

LAPORAN TUGAS AKHIR

LAJU KEAUSAN DAN KEKASARAN PERMUKAAN PASANGAN TITANIUM DAN *ULTRA HIGH MOLECULAR WEIGHT POLYETHYLENE*



**Disusun oleh:
INRIYANTO CHRISTIAN GAGOLA
16/401794/SV/12298**

**DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
SEKOLAH VOKASI
UNIVERSITAS GADJAH MADA
YOGYAKARTA
2020**

KEMENTERIAN RISET TEKNOLOGI DAN PENDIDIKAN
TINGGI DEPARTEMEN TEKNIK MESIN
SEKOLAH VOKASI UNIVERSITAS GADJAH MADA

TUGAS AKHIR

Disusun untuk melengkapi persyaratan kelulusan Departemen Teknik Mesin
Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada

Judul : LAJU KEAUSAN DAN KEKASARAN PERMUKAAN PASANGAN
TITANIUM DAN *ULTRA HIGH MOLECULAR POLYETHYLENE*

Nomor Persoalan : 166/08/BT/EW/06/20

Mata Kuliah : BAHAN TEKNIK

Nama Mahasiswa : Inriyanto Christian Gagola

NIM : 16/401794/SV/12298

Jurusan : Diploma Teknik Mesin

Yogyakarta, 26 Juni 2020 Dosen
Pembimbing

Ir. F. Eko Wismo Winarto, M.Sc., Ph.D.

NIP. 196111181989031003

HALAMAN PENGESAHAN

SURAT PERNYATAAN BEBAS PLAGIASI

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Inriyanto Christian Gagola

NIM : 16/401794/SV/12298

Tahun Terdaftar : 2016

Program Studi : D3 Teknik Mesin

Fakultas : Sekolah Vokasi

Menyatakan bahwa dalam dokumen ilmiah tugas akhir ini tidak terdapat bagian dari karya ilmiah yang telah diajukan untuk memperoleh gelar akademik di suatu lembaga Pendidikan Tinggi, dan juga tidak terdapat karya atau pendapat orang lain, kecuali yang secara tertulis di sitasi dalam dokumen ini dan disebutkan sumbernya secara lengkap dalam daftar pustaka.

Dengan demikian saya menyatakan bahwa dokumen ilmiah ini bebas dari unsur plagiasi dan apabila dokumen ilmiah ini di kemudian hari terbukti plagiasi dari karya ilmiah penulis lain, maka penulis bersedia menerima sanksi akademik dan atau sanksi hukum yang berlaku.

Yogyakarta, 26 Juni 2020

Inriyanto Christian Gagola

NIM.16/401794/SV/12298

MOTTO

“KEEP MOVING FORWARD”

“SAAT AKAN MULAI MENYERAH PIKIRKAN KEMBALI KENAPA KITA
MEMULAINYA”

“HORMATILAH AYAHMU DAN IBUMU AGAR LANJUT UMURMU”

“JANGAN TUNGGU TERMOTIVASI UNTUK MEMULAI TETAPI
MULAILAH AGAR TERMOTIVASI”

LEMBAR PERSEMBAHAN

Penulisan laporan tugas akhir ini, penulis persembahkan untuk:

1. Ayah, Ibu, Kakak, Adik dan keluarga besar penulis yang selalu memberikan semangat, motivasi dan doa sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir ini dengan baik.
2. Seseorang yang penulis tidak menyebut namanya, yang selalu memberi motivasi, dukungan, semangat bagi penulis.
3. Seluruh dosen Departemen Teknik Mesin Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada yang telah memberi ilmu dan pengalan dalam perkuliahan.
4. Seluruh teman Departemen Teknik Mesin Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada angkatan 2016 yang telah menemani serta menjadi teman seperjuangan selama pengerjaan Tugas akhir.
5. Seluruh mahasiswa dan alumni Departemen Teknik Mesin.
6. Semua pihak yang telah membantu penulis dalam pembuatan tugas akhir dan pembuatan laporan.

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kehadiran Tuhan YME yang telah melimpahkan Rahmat dan Karunia-Nya, yang telah memberikan kekuatan dan kemampuan bagi penulis untuk dapat melewati masa studi dan menyelesaikan tugas akhir berjudul “Laju Keausan dan Kekasaran Permukaan Pasangan Titanium dan UHMWPE” dengan baik dan lancar walaupun masih terdapat kekurangan. Tidak lupa doa serta salam kasih semoga tetap terlimpah curahkan berkat dari Tuhan YME, kepada keluarga, para sahabat, serta kepada seluruh orang yang membaca Tugas Akhir ini. Pembuatan tugas akhir ini merupakan salah satu untuk memenuhi syarat ujian pendadaran program Departemen Teknik Mesin Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada.

Penyusunan tugas akhir ini dapat diselesaikan berkat adanya bimbingan dan arahan dari berbagai pihak. Penulis menyadari bahwa tugas akhir ini masih jauh dari kesempurnaan, oleh sebab itu dengan tangan terbuka penulis mengharapkan kritik dan saran yang bersifat membangun demi perbaikan dan menambah kesempurnaan penyajian tugas akhir ini.

Dalam kesempatan ini penulis tidak lupa memberikan penghargaan dan rasa terimakasih kepada:

1. Prof. Dr. Ir. Djagal Wiseso Marseno, M.Agr. selaku Caretaker Dekan Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada.
2. Dr. B. Tulung Prayoga, S.T., M.T. selaku Ketua Departemen Teknik Mesin Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada.
3. Ir. F. Eko Wismo Winarto, M.Sc., Ph.D. selaku Dosen Pembimbing Tugas Akhir yang telah memberikan pengarahan, masukan, nasihat, kesempatan dan berbagai nilai-nilai positif kepada penulis.
4. Lilik Dwi Setyana, S.T., M.T. selaku Dosen Penelitian Tugas Akhir yang telah memberikan bimbingan, arahan, dan berbagi ilmu selama penelitian

berlangsung.

5. Setyawan Bekti Wibowo, S.T., M.Eng. selaku Dosen Pembimbing Akademik.
6. Seluruh dosen dan staff karyawan Departemen Teknik Mesin Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada yang telah memberikan ilmu dan pelayanan yang terbaik kepada penulis selama pembuatan tugas akhir.
7. Teristimewa kepada ayah dan ibu penulis yang telah membesarkan, mendidik dan memberikan dukungan moril dan materiil kepada penulis.
8. Ega Kharisma selaku teman seperjuangan kerja Praktik di PT. Menara Terus Makmur Astra Otopart.
9. Fajar Pamungkas selaku teman seperjuangan penelitian Tugas Akhir ini, yang melewati suka dan duka bersama saat penelitian.
10. Teman-teman Teknik Mesin Sekolah Vokasi angkatan 2016 yang telah memberikan dukungan dan bantuan kepada penulis.
11. Semua rekan-rekan yang telah membantu penulisan laporan kerja praktik ini, baik itu berupa saran, doa, maupun dukungan yang tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

Akhir kata, penulis berharap semoga tugas akhir ini dapat bermanfaat bagi penulis khususnya dan pembaca pada umumnya

Yogyakarta, 26 Juni 2020

Inriyanto Christian Gagola

ABSTRACT

Spine refers to flexible structure consists of several bones functioned to support human body. On the spine, the lumbar would be considered as the most problematic parts especially on disc in between the bone caused by degeneration. In order to solve disc degeneration on the spine, the replacement of disc with disc implant model must be executed. The used material disc used as disc implant model must possess distinctive wear resistance. The wear resistance will be done between titanium specimen and UHMWPE using spine simulator as the instrument. The 50 – 150 N normal force will be run in 50.000 cycles. This research will be an in-depth discussion about Titanium wear resistance fractioned with UHMWPE using bovine blood serum as a lubricant. The main parameter for data collection taken from weight loss/ volumetric loss, and surface roughness.

As the results, it was shown that biggest reduction weight value and UHMWPE took place 750.000th Cycle with mean of volumetric loss of 22.022 mm³/MC & 27.926 mm³/MC, The smallest occurred At 250.000th cycle with mean of 0,295 mm³/MC dan 13.222 mm³/MC. Furthermore, the highest surface roughness was on Titanium specimen on 0,412 μm and the lowest at 0,280 μm. Whilst on the UHMWPE, 0,499 μm considered as the highest with 0,231 μm as the lowest surface roughness.

Key words: Spine Simulator, Wear Resistance, Surface Roughness, Titanium, UHMWPE, Volumetric Loss.

INTISARI

Tulang belakang adalah sebuah struktur lentur yang terdiri dari sejumlah tulang-tulang yang fungsinya untuk menopang tubuh manusia. Pada tulang belakang, bagian yang sering terjadi masalah adalah pada bagian lumbar, terutama pada disc antar tulang, karena sering mengalami degenerasi. Untuk mengatasi degenerasi disc pada lumbar tulang belakang, maka harus dilakukan penggantian disc dengan disc implant model. Material disc yang digunakan sebagai disc implant model harus memiliki ketahanan aus yang baik. Maka dilakukanlah pengujian keausan antara pasangan spesimen Titanium dan UHMWPE menggunakan peralatan uji *spine simulator*. Gaya normal yang diberikan sebesar 50-150 N dengan pengujian sebanyak 750.000 siklus. Penelitian ini menyajikan bahasan tentang nilai ketahanan aus material Titanium yang digesekkan dengan UHMWPE menggunakan pelumas *bovine blood serume*. Parameter utama pengambilan data diambil dari *weight loss/volumetric loss*, dan kekasaran permukaan.

Dari hasil pengujian menunjukkan nilai pengurangan berat Titanium dan UHMWPE paling besar terjadi pada siklus 750.000 dengan nilai volumetric loss rata-rata berturut-turut adalah 2.022 mm³/MC dan 27.926 mm³/MC, dan yang terendah terjadi pada siklus 250.000 dengan nilai rata-rata secara berturut-turut adalah 0,295 mm³/MC dan 13.222 mm³/MC. Sedangkan untuk nilai kekasaran permukaan tertinggi pada spesimen titanium ada di angka 0,412 µm, dan terendah di angka 0,280 µm. Sedangkan pada UHMWPE nilai kekasaran tertinggi di angka 0,449 µm dan terendah di angka 0,231 µm.

Kata kunci: *Spine Simulator*, Keausan, Kekasaran Permukaan, Titanium, UHMWPE, *Volumetric Loss*.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
NOMOR PERSOALAN	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
SURAT PERNYATAAN BEBAS PLAGIASI	iv
MOTTO	v
LEMBAR PERSEMBAHAN	vi
KATA PENGANTAR	vii
<i>ABSTRACT</i>	ix
INTISARI	x
DAFTAR ISI	xi
DAFTAR GAMBAR	xiii
DAFTAR TABEL	xiv
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Tujuan	4
1.5 Metode Pengumpulan Data	4
1.6 Sistematika Penulisan	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Konsep Desain <i>Implant</i>	7
	xi

2.2	Perkembangan Implan Tulang Belakang	9
2.3	Keausan Pada Tulang Belakang	10
2.4	Faktor Keausan	10
2.5	Kekasaran Permukaan	11
2.6	Pengaruh Beban Terhadap Pengujian Keausan	12
2.7	Pengaruh Pelumas Terhadap Pengujian Keausan	12
2.8	Material Implan	13
2.9	Titanium	14
2.10	Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)	14
2.11	Pelumas (Bovine Serum)	15
2.12	Tribology	16
BAB III METODE PENELITIAN		17
3.1	BAHAN PENELITIAN	17
3.2	ALAT PENELITIAN	19
3.3	PROSEDUR PENELITIAN	22
3.4	SKEMA PENELITIAN	28
3.5	HAMBATAN PENELITIAN	29
BAB IV HASIL PENELITIAN		30
4.1	Uji Komposisi Bahan	30
4.2	Hasil Pengukuran Berat	31
4.2.1	Laju Keausan Titanium	32
4.2.2	Laju Keausan UHMWPE	33
4.3	Hasil Pengujian Kekasaran Permukaan UHMWPE dan Titanium	36
BAB V PENUTUP		41
5.1	Kesimpulan	41

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. 1 Susunan tulang belakang manusia (Mow dan Hayes, 1997).....	1
Gambar 1. 2 Susunan dua ruas tulang belakang lumbar (Mow dan Hayes, 1997)..	2
Gambar 3. 1 Pasangan ball UHMWPE dan Socket titanium	17
Gambar 3. 2 Logam Titanium hasil cor	18
Gambar 3. 3 Batu langsung.....	19
Gambar 3. 4 Mesin Bubut	19
Gambar 3. 5 Mesin <i>Pollishing</i>	20
Gambar 3. 6 Mesin <i>Electronic Balance</i>	20
Gambar 3. 7 <i>Ultrasonic Cleanser</i>	21
Gambar 3. 8 Alat <i>Surface Roughness</i>	21
Gambar 3. 9 <i>Centrifuge</i>	22
Gambar 3. 10 Pembuatan pelumas <i>bovine blood serume</i>	24
Gambar 3. 11 Alat pengujian kekasaran permukaan	25
Gambar 3. 12 <i>Spine Simulator</i>	27
Gambar 3. 13 Skema Penelitian	29
Gambar 4. 1 Grafik Komposisi Bahan.....	30
Gambar 4. 2 Laju Keausan Titanium.....	33
Gambar 4. 3 Laju Keausan UHMWPE.....	35
Gambar 4. 4 Grafik Kekasaran Permukaan Pada Spesimen Titanium	39
Gambar 4. 5 Grafik Kekasaran Permukaan pada Spesimen UHMWPE.....	39
Gambar 4. 6 Perbandingan Grafik Kekasaran Permukaan Titanium dan UHMWPE.....	40

DAFTAR TABEL

Tabel 4. 1 <i>Quantitative Results for: Titanium</i>	30
Tabel 4. 2 Perhitungan berat awal dan berat rata-rata setiap siklus pengujian.	31
Tabel 4. 3 Perhitungan hasil pengurangan berat spesimen pada setiap siklus uji, dan berhenti setiap mencapai $2,5 \times 10^5$ siklus.	32
Tabel 4. 4 Perhitungan hasil pengurangan berat spesimen UHMWPE pada setiap siklus uji, dan berhenti setiap mencapai $2,5 \times 10^5$ siklus.	33
Tabel 4. 5 Pengurangan Volume UHMWPE	34
Tabel 4. 6 Kekasaran Awal Spesimen Titanium dan UHMWPE sebelum diuji Keausan	36
Tabel 4. 7 Kekasaran Spesimen Titanium dan UHMWPE setelah diuji Keausan pada siklus ke 250000.	36
Tabel 4. 8 Kekasaran Spesimen Titanium dan UHMWPE setelah diuji Keausan pada siklus ke 500.000	37
Tabel 4. 9 Kekasaran Spesimen Titanium dan UHMWPE setelah diuji Keausan pada siklus ke 750.000	38



UNIVERSITAS
GADJAH MADA

Laju Keausan dan Kekasaran Permukaan Pasangan Titanium dan Ultra High Molecular Weight Polyethylene

INRIYANTO C G, Ir. F. Eko Wismo Winarto, M.Sc., Ph.D

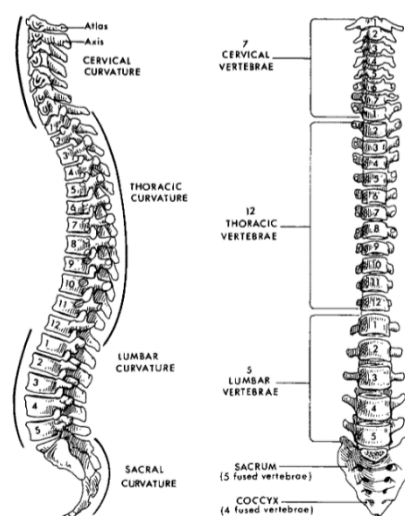
Universitas Gadjah Mada, 2020 | Diunduh dari <http://etd.repository.ugm.ac.id/>

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

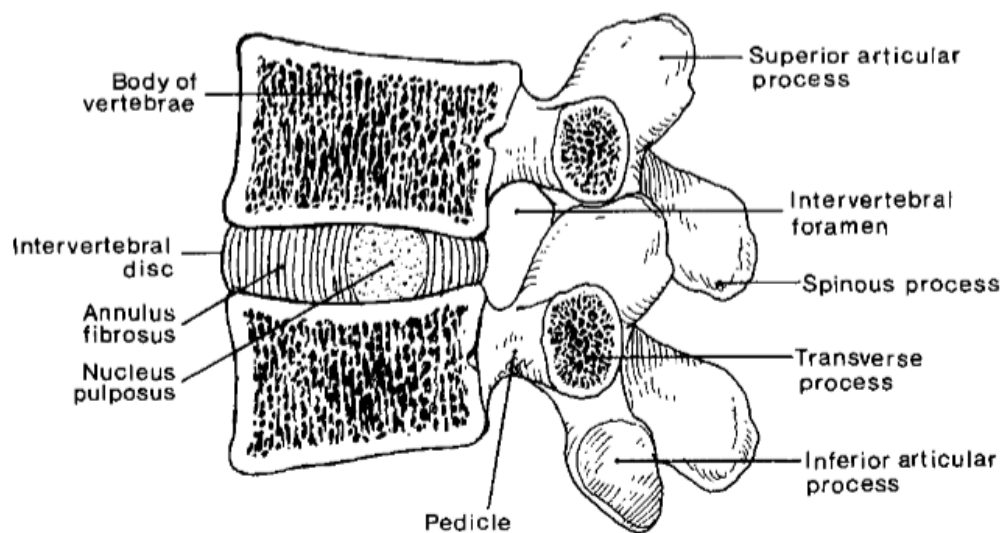
Tulang Belakang secara medis dikenal sebagai *columna vertebralis* (Malcolm, 2002). Rangkaian tulang belakang adalah sebuah struktur lentur yang dibentuk oleh sejumlah tulang yang disebut vertebra atau ruas tulang belakang. Selain dikenal sebagai kolom verterbral atau tulang punggung, tulang belakang juga berfungsi sebagai penyangga utama tubuh sehingga manusia dapat berdiri tegak, membungkuk, dan menggeliat. Tulang belakang juga memiliki tugas utama untuk melindungi bagian kanal dan sumsum tulang belakang.

Tulang Belakang merupakan bagian yang penting dalam tubuh karena rangka ini merupakan rangka yang menyokong tubuh manusia bersama dengan panggul untuk mentransmisikan beban kepada kedua kaki melalui sendi yang terdapat pada pangkal paha. Tulang belakang terdiri dari susunan 33 ruas tulang yang dimulai dari bagian leher hingga ke bagian tulang ekor. Tiga puluh tiga ruas tersebut dibagi kedalam lima kelompok besar: 7 ruas tulang leher (*cervical*), 12 ruas tulang punggung (*thoracic*), 5 ruas tulang pinggang (lumbar), 5 ruas tulang kelangkang (*sacrum*), dan 4 ruas tulang ekor (*coccyx*).



Gambar 1. 1 Susunan tulang belakang manusia (Mow dan Hayes, 1997).

Pada tulang belakang, bagian yang seringkali terkena masalah adalah pada bagian lumbar. Bagian lumbar ini menahan sebagian besar beban tubuh sehingga disc antar tulang belakang rentan mengalami penurunan performa. Berkurangnya kandungan air dalam inti disc menyebabkan perubahan karakter yang lebih menyerupai solid. Disc akan semakin menipis, fiber annulus dan ligament menjadi tertekuk. Perubahan karakteristik dan geometri tersebut berefek pada meningkatnya *intradiscal pressure* (IDPs), gaya pada sambungan facet, juga perubahan jangkauan gerakan tulang (Park, dkk. 2013).



Gambar 1. 2 Susunan dua ruas tulang belakang lumbar (Mow dan Hayes, 1997)

Dalam kasus degenerasi *disc* yang kronis, pembedahan perlu dilakukan untuk memasang implant tulang belakang. Implant tulang belakang ini mencakup implant anterior yaitu disc tiruan dan implant posterior, yaitu implant di bagian belakang ruas tulang yang disambungkan antar ruas tulang belakang sebagai penguat.

Berbagai penelitian terus dikembangkan untuk memenuhi kebutuhan implant tulang belakang yang paling sesuai untuk menggantikan fungsi tulang dan disc yang mengalami degenerasi. Material logam masih menjadi pilihan utama

sebagai material implant pada tulang belakang karena mempunyai sifat mekanik yang tinggi.

Titanium merupakan material yang biasa digunakan dalam aplikasi aerospace, otomotif, industri kimia, dan biomedis karena memiliki sifat tahan terhadap korosi, perbandingan rasio kekuatan terhadap beratnya tinggi, biokompatibilitas yang baik, dan memiliki modulus elastisitas yang mirip dengan tulang manusia, bahkan dikatakan dapat diaplikasikan sebagai komponen implan pada tubuh manusia (ASTM F 67-00, 2004). Selain itu, titanium memiliki kemampuan shape memory, yakni dapat menjaga sifat karakteristiknya dengan baik. Namun, kekurangan sifat tribologis dari titanium ini ialah memiliki koefisien gesek yang tinggi dan kurang tahan terhadap keausan (Banerjee dkk, 2013; Luo dkk, 2015). Meskipun demikian titanium diketahui sulit diolah secara konvensional dan mempunyai sifat ketahanan aus rendah akibat lapisan oksida alami yang terbentuk di permukaan. Dalam penelitian Dong dkk (1999) dinyatakan bahwa titanium menjadi salah satu material logam yang cocok berpasangan dengan UHMWPE dalam total joint replacements karena sifat mekanisnya yang kompatibel dengan jaringan tubuh, seperti kekuatan tinggi, keuletan tinggi, ketahanan fatik tinggi. Namun, ketahanan aus dari titanium tersebut masih perlu ditingkatkan lagi.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan dari latar belakang, maka dapat dirumuskan dalam permasalahan ini yaitu:

1. Bagaimana upaya menurunkan keausan yang terjadi pada material titanium dalam aplikasi *implant*
2. Apa pengaruh kekasaran permukaan spesimen terhadap ketahanan ausnya?
3. Apa faktor paling mempengaruhi proses terjadinya keausan?

1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan permasalahan dalam penelitian Tugas Akhir “Laju Keausan dan Kekasaran Permukaan Pasangan Titanium dan UHMWPE” yaitu:

1. Material yang digunakan pada penelitian ini titanium hasil pengecoran.
2. Pengujian yang dilakukan meliputi pengujian keausan dan kekasaran
3. Pelumas yang digunakan adalah bovine serum
4. Penelitian dilakukan sebanyak 750.000 siklus

1.4 Tujuan

Tujuan dari penelitian ini antara lain:

1. Mengetahui tingkat keausan pasangan UHMWPE dan titanium
2. Mengetahui perubahan kekasaran permukaan pasangan UHMWPE dan titanium

1.2. Manfaat

Manfaat dari penelitian ini antara lain:

1. Turut mengembangkan ilmu biomaterial yang sangat berpengaruh dalam pembuatan implant untuk menggantikan komponen pada tubuh manusia khususnya tulang belakang.
2. Menghasilkan data yang dapat merekomendasikan biomaterial buatan dalam negeri, sehingga dapat diandalkan di dalam dunia rekayasa biomedis.

1.5 Metode Pengumpulan Data

Metode pengumpulan data yang digunakan dalam penulisan tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Kajian Pustaka

Metode penulisan berdasarkan informasi dari literature yang berhubungan dengan objek yang dibahas dalam penulisan tugas akhir ini.

2. Tinjauan Pustaka

a. Teknik pengamatan (observasi)

Merupakan teknik pengumpulan data dengan melakukan pengamatan langsung terhadap objek yang dibahas.

b. Wawancara

Merupakan metode pengumpulan data dengan cara komunikasi dengan pihak yang lebih berpengalaman dan berpengalaman terhadap objek yang dibahas dalam analisa tugas akhir ini.

1.6 Sistematika Penulisan

Untuk mendapat gambaran yang lebih jelas, ringkas, teratur, dan mudah dimengerti, maka disusun sistematika penulisan sebagai berikut:

BAB I PENDAHULUAN

Bab ini berisi tentang latar belakang tugas akhir, perumusan masalah, tujuan penelitian, batasan masalah, manfaat penelitian, metodologi penelitian, dan sistematika penulisan.

BAB II LANDASAN TEORI

Bab ini berisi tentang definisi tulang belakang, konsep desain Implant, UHMWPE, Tribologi, dan pengertian tentang pengujian material titanium, pengujian keausan dan kekassaran.

BAB III METODE PENELITIAN

Bab ini berisi tentang diagram alir penelitian, alat yang digunakan, tahap pengujian, dan hasil proses pengambilan data yang digunakan dalam pengujian keausan dan kekassaran permukaan

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Bab ini berisi tentang analisa hasil pengujian kekasaran permukaan, dan pengujian keausan

BAB V PENUTUP

Bab ini berisi penutup yang terdiri atas kesimpulan dan saran.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Tulang belakang merupakan tulang yang memanjang dari leher hingga ekor terdiri dari ruas-ruas tulang. Tulang belakang terdiri dari 7 vertebra. Tulang belakang *cervical* jauh lebih mobile daripada tulang belakang pada daerah *toraks* atau *lumbal*. Berbeda dengan bagian lain dari tulang belakang, tulang belakang *cervical* memiliki foramen melintang di setiap tulang belakang untuk arteri vertebralis yang memasok darah ke otak. Tulang belakang terdapat regio yang lumbal terletak pada bagian bawah dari susunan tulang belakang yang terdiri dari 5 vertebral bodi/ yang mobile, 4 diskus intervertebralis, dengan 1 diskus pada thoracolumbar junction dan lumbosacral junction, dan pada bagian penampang sagittal, regio ini berbentuk lordosis, oleh karena posisinya yang paling banyak menahan beban mekanik. Akibat dari bentuk dan strukturnya tersebut, secara biomekanik, regio ini merupakan regio yang paling mudah serta cepat mengalami degenerasi (Cleary, 2019). Fungsi biomekanik utama tulang belakang adalah untuk memfasilitasi gerakan fisiologis kepala dan batang tubuh, menanggung beban dan melindungi jaringan saraf. Salah satu komponen struktural penting yang berkontribusi pada fungsi biomekanik tulang belakang adalah *disc* tulang belakang.

2.1 Konsep Desain *Implant*

Biomaterial adalah material yang mengalami kontak langsung dengan sistem biologis pada makhluk hidup, material tersebut diharuskan memiliki beberapa persyaratan, antara lain tidak menimbulkan pengaruh buruk pada tubuh, memiliki ketahanan terhadap korosi dan memiliki kekuatan yang baik terutama kekuatan fatik dan ketangguhan, serta mampu bertahan dalam tubuh selama 40 tahun dengan berbagai variasi beban dan gerakan (Vital dan Boissiere, 2013). Biomaterial dalam aplikasinya digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari komponen tulang yang mengalami

kegagalan/kerusakan. Salah satu teknologi biomaterial yang digunakan dalam aplikasi medis adalah plat penyambung tulang (*boneplate fixed*). Sampai saat ini, material implan yang banyak digunakan untuk implan medis terutama pada bidang ortopedi jenis Commercial Pure Titanium (Cp-Ti). Titanium (Ti) memiliki sifat densitas yang rendah, kekuatan yang tinggi, non toksik dan resisten terhadap korosi. Salah satu kekurangan *Titanium alloy* adalah kurang menghasilkan osseointegrasi yang baik dengan permukaan tulang sehingga dibutuhkan modifikasi pada permukaan implannya. Titanium adalah material yang bersifat bioinert, membutuhkan pelapis yang bersifat bioaktif untuk memicu osseointegrasi dan untuk mengurangi korosi serta pelepasan ion logam. Material yang dapat digunakan untuk memodifikasi permukaan logam titanium adalah hidroksiapatit (HA), yang komposisinya mirip dengan komponen mineral tulang (Utami, 2019).

Konsep desain implan tulang belakang didasarkan pada kemampuan gerak dan sifat material yang digunakan (Galbusera dkk, 2008). Parameter geometri tulang belakang antara lain: tinggi disc, diameter anterior-posterior, diameter melintang tubuh, tinggi anterior, tinggi disc (Gocmen dkk, 2008). Menurut (Suyasa, 2018) desain lumbar disc implan ada 3 model yakni :

1. Model Geometri

Desain dari implan TDR terdiri dari tiga bagian yaitu: lower endplate, UHMWPE inlay, dan upper endplate. Ketiga komponen harus mampu dimanufaktur dengan proses permesinan. Acuan dari geometri desain implan berdasarkan ukuran bagian anteroposterior dan diameter transversal dari ruas lumbal tulang belakang . Geometri dan volume lumbar disc yang sesuai dengan ukuran tulang belakang sangat penting untuk mencegah komplikasi di sekitar anterior, antara lain dislokasi dan retak tulang belakang. Panjang anteroposterior desain implan 30 mm dan diameter transversal 39 mm. Tebal model implan TDR setelah disusun sebesar 12 mm. Desain implan TDR dibuat menggunakan software Autodesk Inventor 2015 dan disimpan dalam format file IGES (Himarosa,

2016)

2. Properti Material

Material implan TDR menggunakan stainless steel 316L nilai *Modulus Young* sebesar 190000 N/mm^2 , *poison ratio* 0,3 dan *yield stress* 375 N/mm^2 Material ini digunakan pada bagian *lower* dan *upper endplate*. Pada bagian *inlay* menggunakan material UHMWPE (*Ultra Hight Moleculer Weight Polyethylene*) dengan *modulus young* sebesar 763 N/mm^2 , *poison ratio* 0,31 dan *yield stress* 18 N/mm^2 .

3. Pemodelan Numerik

Pemodelan menggunakan software ABAQUS 6.14, menggunakan step time selama 1 detik dengan tipe model static, general. Pemilihan bentuk mesh menggunakan C3D10M: 10 node quadratic tetrahedron, 15767 elemen terbagi pada bagian upper endplate, 19599 elemen bagian inlay, dan 11374 bagian lower endplate (Himarosa, 2016).

2.2 Perkembangan Implan Tulang Belakang

Implan tulang belakang merupakan bagian dari prostesis untuk mengatasi degeneratif disk dengan tetap mempertahankan kemampuan gerak disk. Tujuan dari pengembangan ini adalah untuk memperoleh kestabilan fungsi tulang belakang (Mayer, 2005). Secara teori keberadaan implan yang memungkinkan diperoleh kembali gerakan tulang belakang dan mengembalikan ketinggian antar ruas yang turun (Himarosa, 2016). Desain implan yang telah dikembangkan dan banyak digunakan antara lain ProDisc-L, SB Charitte III, Flexicore Disc dan Mobidisc.

Model implan tulang belakang yang masih dikembangkan adalah: Physio-L, TrueDisc PL, M6-L yang menggunakan poliuretan polikarbonat. Ini memberikan ikatan mekanis murni yang tidak menggunakan perekat. Desain ini memungkinkan pemulihan yang normal rentang gerak dan fungsi disk yang sehat.

2.3 Keausan Pada Tulang Belakang

Keausan dapat didefinisikan sebagai hilangnya sebagian materi karena terjadinya gesekan antar dua permukaan. Ada empat mekanisme dasar terjadinya keausan yaitu keausan abrasif, adesif, fatik dan korosi. Mekanisme keausan yang sering terjadi pada permukaan implan adalah keausan abrasif, adesif, third body wear dan fatik. Pengujian keausan dengan metode reciprocating pin on flat dapat digunakan untuk penyaringan material yang akan dipilih sebagai implan. Keausan dapat berdampak pada terjadinya peradangan, osteolysis dan akhirnya menyebabkan pelonggaran implan sehingga umur pakai implan menjadi lebih pendek. Oleh karena itu upaya untuk mengurangi terjadinya keausan menjadi sangat penting. Keausan adalah sifat sistem bukan suatu sifat material oleh karena itu keausan dipengaruhi oleh banyak faktor, seperti material, pelumasan, tegangan kontak dan kecepatan gerak dari sistem. Pengembangan desain dan material baru untuk implan menjadi perhatian utama sebagai upaya mengurangi keausan dan memperpanjang umur pakai implan (Prayoga, 2016)

2.4 Faktor Keausan

Faktor-faktor yang mempengaruhi keausan adalah kecepatan tekanan, kekasaran permukaan, dan kekerasan bahan. Gesekan yang terjadi akan menimbulkan panas dan juga menyebabkan keausan. Hasil dari pengujian diatas didapatkan material rekomendasi yang memiliki nilai specific wear rate lebih baik dibandingkan dengan material polyoxymethylene (POM), yaitu polytetrafluoroethylene (PTFE). Dimana nilai specific wear rate polyoxymethylene (POM), yaitu pada saat kecepatan 0,04 m/s 3x lebih baik, pada kecepatan 0.046 m/s 3x lebih baik, dan pada kecepatan 0.054 m/s 3x lebih baik. Nilai specific wear rate ini juga berpengaruh terhadap umur hidup material. Yaitu pada saat kecepatan 0,04 m/s 2x lebih baik, pada kecepatan 0,046 m/s 2x lebih baik, dan pada kecepatan 0,054 m/s 2x lebih baik. Keausan yang lebih besar terjadi pada bahan yang lebih lunak. Faktor-faktor yang mempengaruhi keausan adalah kecepatan tekanan, kekasaran permukaan dan kekerasan bahan. Gesekan

yang terjadi akan menimbulkan panas dan juga menyebabkan keausan (Ningsih, 2016). Jenis keausan itu sendiri dibedakan menjadi 4 yaitu :

1. Abrasive wear

Keausan ini terjadi jika partikel keras atau permukaan keras yang kasar menggerus dan memotong permukaan sehingga mengakibatkan hilangnya material yang ada di permukaan tersebut.

2. Adhesive wear

Keausan ini terjadi jika partikel permukaan yang lebih lunak menempel atau melekat pada lawan kontak yang lebih keras

3. Flow wear

Keausan ini terjadi jika partikel permukaan yang lebih lunak mengalir seperti meleleh dan tergeser akibat kontak dengan lain

4. Fatigue wear

Fenomena keausan ini didominasi akibat kondisi beban yang berulang (cyclicloading). Ciri-cirinya perambatan retak lelah biasanya tegak lurus pada permukaan tanpa deformasi plastis yang besar, seperti: ball bearings, roller bearings dan lain sebagainya.

2.5 Kekasaran Permukaan

Tekstur permukaan berpengaruh atas kekasaran permukaan dimana pada dasarnya adalah suatu ukuran topografi permukaan. Semua permukaan mempunyai karakteristiknya sendiri dikenal sebagai tekstur permukaan. Uraian tentang tekstur permukaan antara lain meliputi : Kekasaran, keberarahan, gelombang dan kecacatan Pengujian kekasaran permukaan merupakan pengukuran yang dilakukan dengan menggunakan metode sentuh dengan menggunakan surface roughness tester Mitotoyo SJ-201. Pengukuran kekasaran permukaan dilakukan dengan menggunakan standar DIN 4763 untuk mengetahui tingkat kekasaran permukaan dari suatu material menurut pengerjaannya. Pengukuran dilakukan sebanyak lima kali pada setiap variasi yang telah dilakukan pada proses pengecoran, milling, dan pengamplasan (Rahmalina et al., 2018).

2.6 Pengaruh Beban Terhadap Pengujian Keausan

Kekerasan suatu material sangatlah mempengaruhi ketahanan aus suatu material. Dan laju keausan dipengaruhi oleh pembebanan. Keausan terjadi apabila dua buah benda yang saling menekan dan saling bergesekan. Keausan yang lebih besar terjadi pada bahan yang lebih lunak. Faktor-faktor yang mempengaruhi keausan adalah kecepatan, tekanan, kekasaran permukaan dan kekerasan material. Semakin besar kecepatan relatif benda yang bergesekan, maka tingkat keausan semakin tinggi. Demikian pula semakin besar tekanan pada permukaan kontak benda, material akan cepat aus, begitu pula sebaliknya (Ikhwansyah, 2012).

2.7 Pengaruh Pelumas Terhadap Pengujian Keausan

Adanya gesekan akan menyebabkan terjadinya kerusakan berupa hilangnya material dari permukaan benda, yang dinamakan keausan. Keausan yang lebih besar akan terjadi pada benda yang kekerasannya lebih rendah. Berbagai faktor yang mempengaruhi keausan adalah kecepatan gerak, besarnya beban, profil permukaan serta kekerasan (hardness) dari material itu sendiri. Gesekan antar permukaan juga akan menimbulkan panas yang juga mempengaruhi keausan, karena dalam kajian material disebutkan bahwa kekerasan material akan berkurang seiring meningkatnya temperatur. Dampak dari gesekan antara dua material bisa dikurangi dengan memberikan pelumasan pada permukaan benda yang mengalami kontak (Hasry, 2014). Pelumasan pada implan berfungsi antara lain

1. Untuk mencegah penimbunan partikel pada celah antar permukaan kontak
2. Menghilangkan partikel pada permukaan
3. Mencegah adhesi permukaan kontak,
4. Mengurangi deformasi plastik,
5. Membentuk gap/celah antar permukaan kontak. Fungsi pelumas tersebut mempunyai kesamaan dengan synovial fluid pada tubuh manusia

2.8 Material Implan

Penggunaan implan medis telah berkembang selama beberapa dekade terakhir karena dapat meningkatkan harapan hidup, adanya perubahan gaya hidup dan perbaikan dalam teknologi implan medis tersebut. Material yang digunakan untuk aplikasi biomedis harus tahan korosi dan *biocompatible*. Biomaterial logam yang utama adalah paduan kobalt, *stainless steel*, dan titanium beserta paduannya. Paduan *cobalt–chromium–molybdenum* terdiri dari 26% s.d 30% *chromium*, 5% s.d 7% *molybdenum*, dan kurang dari 0,35% carbon yang mempunyai kekuatan luluh 450 Mpa (Litsky dan Spector, 2007). Paduan titanium-aluminium-vanadium dengan kandungan 5,5 s.d 6,5% aluminium dan 3,5 s.d 4,5% vanadium (ASTM F1108 dan F1472) memiliki sifat mekanik yang lebih baik dari CP-Ti (Taksali dkk, 2004). Desain *lumbar disc* dengan bahan *stainless steel* 316L mampu menahan pembebanan aksial 7000 N dan belum mengalami kegagalan mekanik (Himarosa dan Suyitno, 2016). UHMWPE merupakan jenis *polyethylene* yang paling sering digunakan sebagai polimer.

Logam telah digunakan sebagai alat fiksasi internal untuk membantu persembuhan tulang dan jaringan yang mengalami fraktura lebih dari 100 tahun. Saat ini logam yang umum digunakan sebagai penyusun jenis implan tersebut antara lain baja tahan karat (*stainless steel*), titanium (Ti) dan campuran kobalt-kromium. Implan yang terbuat dari bahan-bahan tadi secara umum memiliki kecocokan dengan tubuh, sehingga hal tersebut dianggap sangat berharga. Meskipun begitu, material tersebut dapat menyebabkan stress shielding yaitu terjadinya osteopenia akibat pemasangan implan. Selain itu, efek lainnya adalah dilepasnya ion-ion logam yang bersifat toksik ke jaringan melalui proses korosi logam seiring dengan waktu. Selain itu penggunaan logam tidak terserap tersebut menyebabkan hasil pencitraan tubuh dengan sinar-X dan magnetic resonance imaging (MRI) yang kurang baik. Hal lain yang juga tidak diinginkan adalah diperlukan prosedur bedah kedua untuk pengangkatan implan (Paramitha, 2015).

2.9 Titanium

Titanium merupakan logam yang relatif ringan dengan massa jenis sekitar $4,5 \text{ g/cm}^2$, dan memiliki beberapa keistimewaan sehingga sangat efektif dipergunakan pada kondisi tertentu, sebagai contoh adalah komponen turbin gas pesawat dinding struktur pesawat, kapal selam, pesawat luar angkasa, roda gigi pendaratan pesawat, pealatan penukar panas kimia atau petro kimia, elektroda sel minyak, pompa kimia, peralatan putar helikopter, pengganti tulang yang rusak, dan lain-lain. Titanium murni maupun paduannya memiliki sifat biokompatibilitas dan biomekanis (sifat mekanis yang sesuai dengan jaringan tubuh) yang lebih baik dari logam lain serta secara biologi bersifat inert, dan memiliki ketahanan korosi yang sangat tinggi yaitu dengan spontan dapat membentuk lapisan titanium oksida (TiO_2) di permukannya. Pembentukan lapisan ini terjadi baik di lingkungan udara maupun elektrolit. Lapisan ini mempunyai biokompatibilitas yang baik di dalam tubuh manusia, dan mencegah lepasnya (*leaching*) material di bawahnya ke dalam tubuh. Apabila lapisan ini terkelupas akibat gaya mekanis atau penyebab lain di permukaan titanium maka segera material titanium membentuk lapisan titanium oksida yang baru dalam orde *nano-second* (*selfhealing*) sehingga dapat menghambat korosi. Keunggulan yang dimiliki oleh titanium seperti yang dijelaskan di atas menyebabkan titanium lebih terpilih dikembangkan sebagai bahan implan daripada jenis logam lainnya (Subhaini,2011.)

2.10 Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)

Ultra-high molecular weight polyethelene (UHMWPE). UHMWPE mempunyai sifat gesekan yang rendah, tahan aus dan tidak meracuni jaringan tubuh. Material UHMWPE digunakan sebagai pin yang merepresentasikan material tibial dan stainless steel sebagai disk merepresentasikan permukaan femur. Material UHMWPE digunakan sebagai pin yang merepresentasikan material tibial dan stainless steel sebagai disk merepresentasikan permukaan femur. Keausan pin UHMWPE yang berpasangan dengan titanium mempunyai

laju keausan lebih dari yang berpasangan dengan 316L pada tahap awal siklus (sampai 250.000 siklus) yaitu sebesar 2,14 mm³, sedangkan untuk tahapan siklus selanjutnya kehilangan volume pin UHMWPE hampir sama untuk kedua pasangan material tersebut. (Ispandriatno, 2015)

2.11 Pelumas (Bovine Serum)

Bovine Serum adalah protein albumin serum yang berasal dari sapi. Ini sering digunakan sebagai standar konsentrasi protein dalam percobaan laboratorium. Julukan "Fraksi V" mengacu pada albumin yang merupakan fraksi kelima dari metodologi pemurnian Edwin Cohn asli yang memanfaatkan karakteristik kelarutan diferensial dari protein plasma. Dengan memanipulasi konsentrasi pelarut, pH, kadar garam, dan suhu, Cohn mampu menarik "fraksi" plasma darah berturut-turut. Proses ini pertama kali dikomersialkan dengan albumin manusia untuk penggunaan medis dan kemudian diadopsi untuk produksi BSA.

Bovine serum (BS) digunakan sebagai pelumas karena memiliki karakter yang mirip dengan *synovial fluid* (pelumas sendi). *Protein* sebagai penyusun *BS* mempengaruhi viskositas pelumas dan koefisien gesek permukaan. Jumlah protein dalam *BS* maksimal 60 g/l dan minimal 17 g/l (ISO 14243). Kenaikan konsentrasi *protein* dalam pelumas akan meningkatkan koefisien gesek yang berimplikasi pada kenaikan keausan. Hal ini sejalan dengan kenaikan *protein* pada pelumas sendi > 20 g/l akan menyebabkan gangguan persendian seperti *OA* dan *RA*. Hasil riset ini kelihatannya bertolak belakang dengan teori umum, tetapi hal ini akan sejalan jika koefisien gesek permukaan rendah ($Ra \sim 0,01\mu\text{m}$), peneliti lain berpendapat $Ra < 0,05\mu\text{m}$. (Darmanto, 2011).

2.12 Tribology

Tribology adalah ilmu dan teknologi gesekan, keausan dan pelumasan pada permukaan yang saling berinteraksi dalam gerak realtif. Pada hampir setiap aspek kehidupan kita sehari-hari beberapa aplikasi tribologi dapat ditemui. Pencengkeraman, penggengaman, peluncuran, menyikat gigi, permesinan, gesekan antara kulit dan pakaian, antara roda dan jalan, dll menunjukkan fenomena penerapan tribologi. Tribologi berasal dari bahasa Yunani, tribos yang artinya menggaruk (rubbing) atau mendorong (sliding). Istilah ini dimunculkan oleh komite dari Organisasi untuk Kerjasama Ekonomi dan Pengembangan (*Organization for Economic Cooperation and Development*) di tahun 1967. Studi tribologi umumnya diterapkan dalam desain bantalan tetapi meluas ke hampir semua aspek lain dari teknologi modern, bahkan untuk yang tidak mungkin area seperti kondisioner rambut dan kosmetik seperti lipstik, bubuk dan lipgloss. Produk apapun dimana slide material atau yang lain dipengaruhi oleh interaksi tribologis yang kompleks, apakah dilumasi seperti implan pinggul dan prosthesis buatan lainnya atau tidak dilubasi seperti pada keausan geser bersuhu tinggi pelumas konvensional tidak dapat digunakan tetapi di mana pembentukan glasir lapisan oksida dipadatkan, telah diamati untuk melindungi terhadap keausan. Tribologi memainkan peran penting dalam manufaktur dalam operasi pembentukan logam, gesekan meningkatkan keausan pahat dan daya yang dibutuhkan untuk bekerja. Ini menghasilkan keausan geser suhu tinggi pelumas konvensional tidak dapat digunakan namun pembentukan glasir lapisan oksida dipadatkan telah diamati untuk melindungi terhadap terjadinya keausan. Tribologi memainkan peran penting dalam manufaktur. Dalam operasi pembentukan logam, gesekan meningkatkan keausan pahat dan daya yang dibutuhkan untuk bekerja. Ini menghasilkan peningkatan biaya karena penggantian alat yang lebih sering, hilangnya toleransi saat dimensi alat bergeser, dan kekuatan yang lebih besar diperlukan untuk membentuk sebuah karya. Lapisan pelumas yang menghilangkan kontak permukaan secara virtual dapat menghilangkan keausan pahat dan mengurangi daya yang dibutuhkan hingga sepertiga peningkatan biaya

karena penggantian alat yang lebih sering, hilangnya toleransi saat dimensi alat bergeser, dan kekuatan yang lebih besar diperlukan untuk membentuk sebuah karya. Lapisan pelumas yang menghilangkan kontak permukaan secara virtual menghilangkan keausan pahat dan mengurangi daya yang dibutuhkan hingga sepertiga (Ismail, 2011).

BAB III

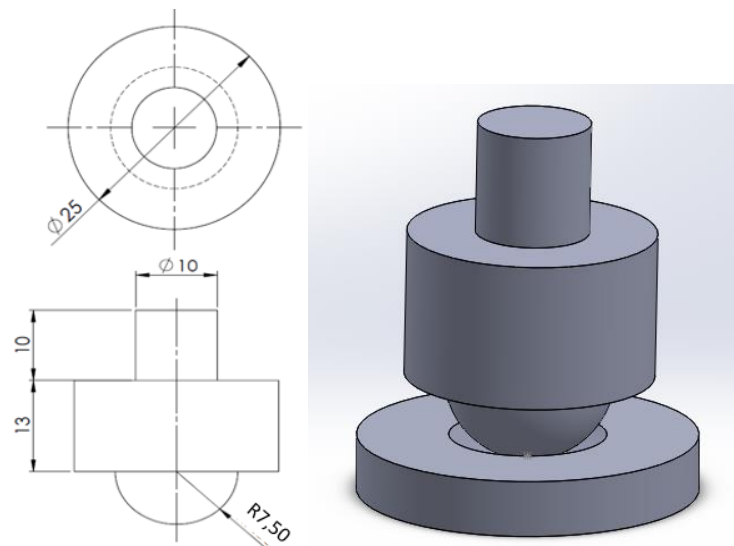
METODE PENELITIAN

3.1 BAHAN PENELITIAN

Dalam penelitian ini digunakan beberapa bahan, yaitu:

a) *Polyethylene*

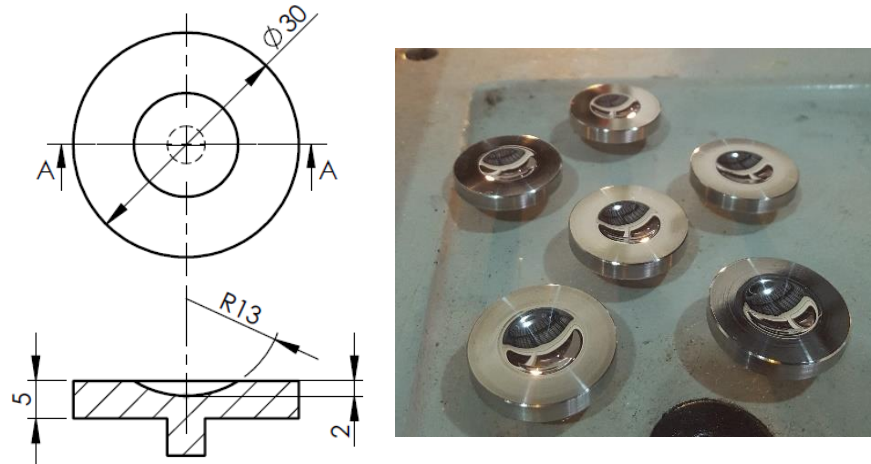
Jenis polyethylene yang digunakan adalah UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) dengan berat jenis $9,36 \times 10^{-4}$ gram/mm³ dibuat menjadi specimen uji keausan berbentuk pin payung seperti terlihat pada Gambar 3.1 dengan radius 13 mm.



Gambar 3. 1 Pasangan ball UHMWPE dan Socket titanium

b) Logam

Pada penelitian ini logam yang digunakan adalah logam titanium hasil pengecoran yang dibuat spesimen uji keausan berbentuk dengan ukuran masing-masing



Gambar 3. 2 Logam Titanium hasil cor

c) Pelumas

Pelumas yang digunakan adalah *bovine blood serum*, sebagai pelumas pada uji keausan. *Bovine blood serum* digunakan untuk meniru pelumas yang terdapat dalam tubuh. Bovine serum berasal dari darah sapi segar yang kemudian diekstraksi menggunakan alat centrifuge, sehingga bisa memisahkan serum dari sel darah merah.

d) Bahan Poles Material

Bahan poles yang digunakan adalah amplas nomer 1000, 5000, dan 8000 pada material titanium dan UHMWPE. Amplas disini berfungsi untuk meratakan permukaan dari plat agar seluruh sampel memiliki kekasaran permukaan seluruh sampel adalah homogen. Pengujian keausan untuk peralatan klinis memerlukan Ra yang nilainya 0,1 Mikron. Proses ampelas dan poles ini bertujuan untuk meratakan permukaan benda serta mendapatkan permukaan yang halus.

e) Langsol

Langsol merupakan batu poles yang fungsinya menkilaukan produk pada tahap finishing. Penggunaan langsol disini hanya sekitar 5% untuk setiap material yang akan dipoles.



Gambar 3. 3 Batu langsol

3.2 ALAT PENELITIAN

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini:

a) Mesin bubut,

Alat ini digunakan untuk pembuatan specimen pin UHMWPE. Selain itu mesin bubut juga dipakai untuk proses pemolesan material, dikarenakan permukaan yang diproses berbentuk cekungan pada Cp-Ti dan Cembung pada UHMWPE sehingga tidak bisa diproses pada mesin polishing biasa.



Gambar 3. 4 Mesin Bubut

b) Mesin *polishing*,

Alat ini digunakan untuk menghaluskan permukaan CP-Ti yang rata.



Gambar 3. 5 Mesin *Pollishing*

c) *Electronic balance* (ketelitian 0,001 miligram),

Alar ini digunakan untuk mengukur berat material Cp-Ti dan pin UHMWPE sebelum dan sesudah pengujian. Timbangan ini juga dilengkapi dengan kaca isolasi agar terhindar dari aliran udara *ambient* yang dapat menimbulkan fluktuasi massa. Sehingga keakuratan dari timbangan ini akan lebih baik.



Gambar 3. 6 Mesin *Electronic Balance*

- d) *Ultrasonic cleaner* (42 kHz), digunakan untuk membersihkan material titanium dan UHMWPE sebelum dan sesudah pengujian.



Gambar 3. 7 *Ultrasonic Cleanser*

- e) *Dryer*, digunakan untuk mengeringkan pin dan plat setelah dibersihkan.
f) *Surface roughness*,

Alat ini digunakan untuk mengukur kekasaran permukaan titanium. Cara kerja alat ini adalah melewati ujung stylus pada permukaan spesimen dan datanya diolah pada mesin pengolah datanya



Gambar 3. 8 Alat *Surface Roughness*

- g) *Centrifuge*,

Alat ini digunakan untuk memisahkan serum dari sel darah merah.



Gambar 3. 9 *Centrifuge*

h) Spine Simulator, Alat pengujian keausan.

3.3 PROSEDUR PENELITIAN

Penelitian terkait keausan ini dilakukan dalam beberapa tahap yakni:

1.3.1. TAHAP PERSIAPAN

Bahan uji berupa pin Titanium dibentuk dan dipotong sesuai ukuran yang ditentukan. Untuk polimer yakni UHMWPE dibentuk sesuai ukuran yang mirip dengan diameter material Titanium, agar berpasangan saat diuji coba.

1.3.2. PROSES POLES MATERIAL

Proses pemolesan ini menggunakan bantuan mesin bubut karena bagian yang akan diampelas berbentuk $\frac{1}{4}$ lingkaran cekung. Proses pemolesan ini dilakukan pada material Titanium menggunakan kertas ampelas dari nomer 1000, dilanjutkan dengan ampelas 5000, dan dilanjutkan lagi dengan ampelas grit 8000 sampai benar-benar halus. Tahapan ampelas dimaksudkan untuk meratakan permukaan Titanium agar memiliki kekasaran permukaan yang homogen. Setelah permukaan telah halus menggunakan kertas ampelas 8000, pemolesan dilanjutkan dengan menggunakan batu langsol yang dicairkan kemudian dioleskan pada kapas wajah atau kain halus, dan ditempelkan pada permukaan material uji sehingga hasilnya lebih halus dan mengkilat. Proses pemolesan

menggunakan batu langsol ini memakan waktu yang cukup lama dibandingkan proses pemolesan menggunakan kertas ampelas, hal ini dikarenakan untuk memoles 1 material pin Titanium memerlukan waktu kira-kira 1 jam sampai 1,5 jam agar hasil poles benar-benar halus, mengkilat, dan kekasaran yang didapatkan sesuai.

1.3.3. PEMBUATAN PELUMAS (*Bovine Blood Serume*)

Proses pembuatan cairan pelumas (*bovine blood serum*) dilakukan pada jam 12 malam dengan menyesuaikan waktu penyembelihan sapi pada salah satu tempat penyembelihan di Bantul. Proses pembuatan pelumas ini menggunakan darah sapi yang baru disembelih agar masih fresh. Darah sapi tersebut kemudian ditampung dalam beberapa nampan, dan didiamkan sampai agak mengeras dan mengendap seperti puding. Setelah itu digores-gores secara vertikal sampai keluar serum tersebut, dan ditampung didalam wadah. Cairan yang sudah ditampung di wadah ini bukan murni bovine serum karena masih tercampur dengan sel darah merah sapi, untuk itu harus dipisahkan cairan bovine serume dengan sel darah merah sapi dengan menggunakan alat *centrifuge*. Cairan yang disiapkan di wadah tadi dipindahkan ke wadah *centrifuge* sesuai takaran dan alat tersebut akan memproses pemisahan cairan serum dan sel darah merah sapi, sehingga sel darah merah sapi akan mengendap pada bagian dasar wadah *centrifuge*. Setelah itu cairan serum yang terpisah dipindahkan ke dalam botol takaran dan dibekukan di kulkas agar cairan tersebut awet.



Gambar 3. 10 Pembuatan pelumas *bovine blood serume*

1.3.4. PENGUJIAN KEKASARAN PERMUKAAN

Setelah proses pemolesan material, benda uji akan dibersihkan dengan air sabun, dan sebelum dilakukan pengukuran kekasaran, setiap spesimen akan terlebih dahulu dibersihkan dengan alkohol 96% di dalam *ultra sonic cleaner* selama 10 menit, sehingga tidak ada kotoran yang akan mempengaruhi kekasaran spesimen, dan kemudian dikeringkan dengan dryer, setelah itu dibungkus menggunakan tissue agar terhindar dari

kotoran yang dapat mempengaruhi hasil pengujian kekasaran permukaan. Pengujian kekasaran menggunakan alat surface roughness diuji sebanyak 3 kali di beberapa spot berbeda pada bagian spesimen uji yang dipoles. Setelah pengujian keausan selesai, lakukan kembali pengujian kekasaran permukaan tepat diatas bekas injakan/goresan. Pengujian kekasaran dilakukan sebelum pengujian keausan dan dilakukan kembali setiap uji keausan mencapai $2,5 \times 10^5$ siklus untuk mengetahui perbedaan kekasaran permukaan benda uji atau lebih tepatnya untuk mengkarakterisasi *wear depth* dari masing-masing spesimen.



Gambar 3. 11 Alat pengujian kekasaran permukaan

1.3.5. PEMBERSIHAN SPESIMEN

Semua specimen uji dan polimer yang digunakan harus dilakukan tahap sterilisasi terlebih dahulu baik sebelum maupun sesudah pengujian. Sterilisasi dilakukan dengan cara dicuci terlebih dahulu, kemudian direndam dalam mesin ultrasonic cleaner yang berisikan alcohol 96% selama 10 menit untuk menghilangkan cairan pelumas bovine serum yang tersisa pada benda uji. Setelah itu benda uji dikeringkan dengan dryer dan dibungkus dengan tissue untuk menghindari terkena kotoran yang dapat mempengaruhi hasil penimbangan sampel. Sterilisasi kemudian dilakukan kembali setiap pengujian keausan mencapai siklus yang ditentukan.

1.3.6. PENIMBANGAN SPESIMEN

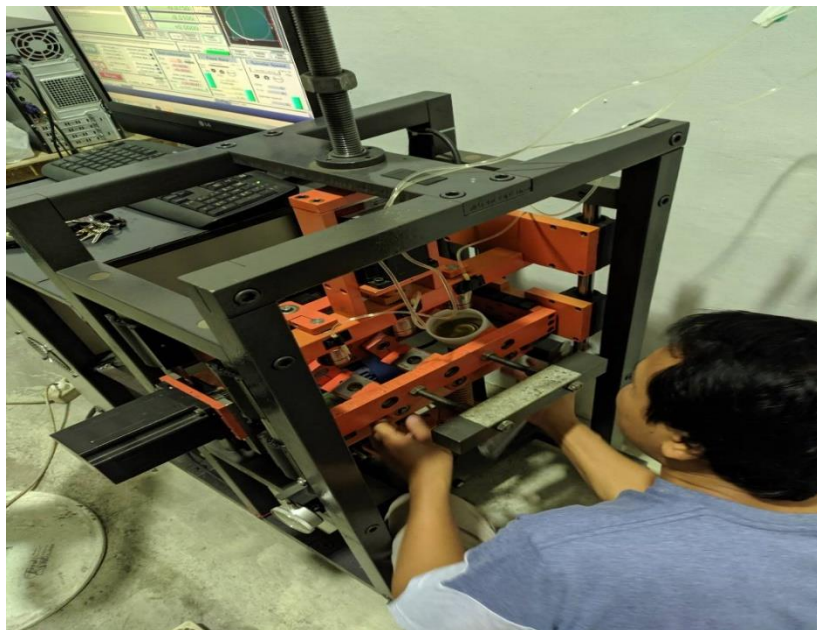
Pada proses ini pin yang diuji ditimbang menggunakan timbangan *electronic balance* dengan ketelitian 0,001 miligram. Material uji akan ditimbang berat awalnya dan setiap specimen akan ditimbang sebanyak 3 kali sehingga dapat meminimalisir terjadinya kesalahan penimbangan. Penimbangan setiap spesimen akan kembali dilakukan saat sudah mencapai $2,5 \times 10^5$ siklus.

1.3.7. PENGUJIAN KEAUSAN

Pengujian keausan yang dilakukan pada penelitian ini menggunakan alat uji jenis spine simulator. Alat uji yang digunakan dapat menguji 3 spesimen pin Titanium yang berpasangan dengan UHMWPE secara bersamaan. Bahan yang digunakan untuk logam lawan seluruhnya menggunakan titanium dengan beberapa varian diameter. Pin uji menggunakan UHMWPE juga dibuat dengan proses permesinan dengan diameter yang bervariasi. Perbedaan variasi diameter pada UHMWPE dan titanium ini bertujuan untuk mengetahui ketahanan aus setiap varian diameter yang dibuat. Specimen pin UHMWPE ini kemudian digesekkan dengan material lawan berupa titanium. Specimen titanium diletakkan secara berkelompok di dalam kotak pelumas dan diisi dengan cairan *bovine blood serum*. Kotak pelumas tersebut terpasang pada landasan yang bergerak melingkar dengan kecepatan 2 Hz, sedangkan pin UHMWPE dalam kondisi diam. Sebelum beban utama dipasang, lengan beban yang dipasangkan pin disentuhkan pada permukaan material titanium agar kontak langung dapat dipastikan seimbang. Beban utama ditempatkan pada batang pembebanan, hingga ujung pin menekan permukaan material titanium dengan besar gaya normal sebesar 50-150 N.

Pengujian keausan berlangsung sebanyak $7,5 \times 10^5$ siklus (208,33 jam) dengan 1 siklusnya sama dengan 1 kali gerak melingkar mengelilingi cekungan spesimen titanium dengan jarak tempuh sama dengan 1 kali keliling lingkaran berdiameter 13 mm, sehingga terhitung bahwa $7,5 \times 10^5$ siklus. Setiap penggantian siklus, setiap spesimen hasil uji keausan di bersihkan dengan air sabun dan alkohol. Wadah material titanium juga dibersihkan, kemudian cairan pelumas diganti dengan yang baru. Setelah selesai dibersihkan, lakukan kembali penimbangan dan pengujian kekasaran permukaan pada setiap spesimen. Pengukuran laju keausan dilakukan dengan menimbang berat setiap spesimen kemudian mencatat perubahan berat sebelum dan setelah pengujian.

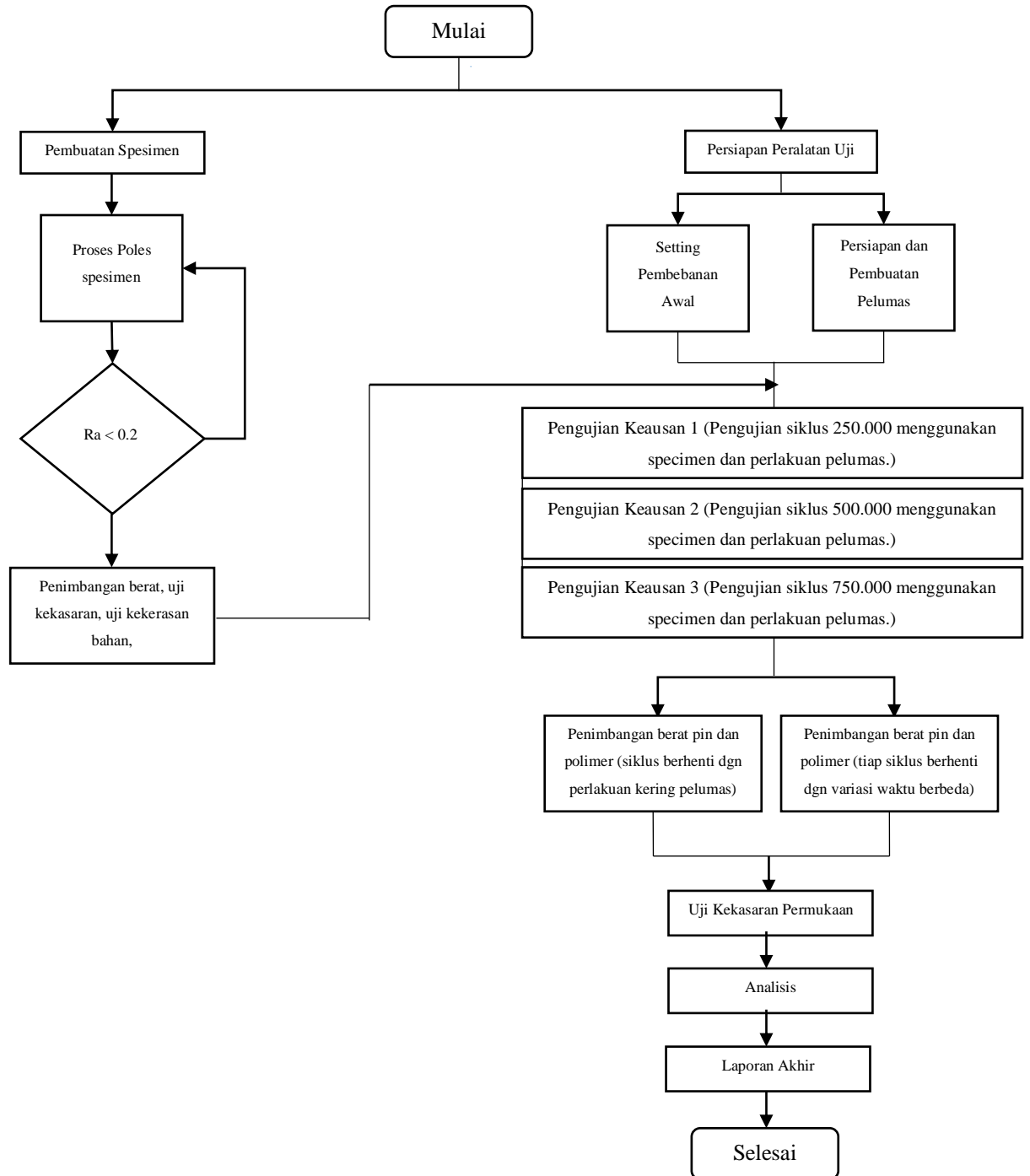
Skema peralatan uji jenis spine simulator ditunjukkan pada Gambar 3.12



Gambar 3. 12 *Spine Simulator*

3.4 SKEMA PENELITIAN

Penelitian yang dilakukan terkait dengan pengujian keausan dapat dinyatakan dalam diagram alir pada Gambar 3.13 sebagai berikut:



Gambar 3. 13 Skema Penelitian

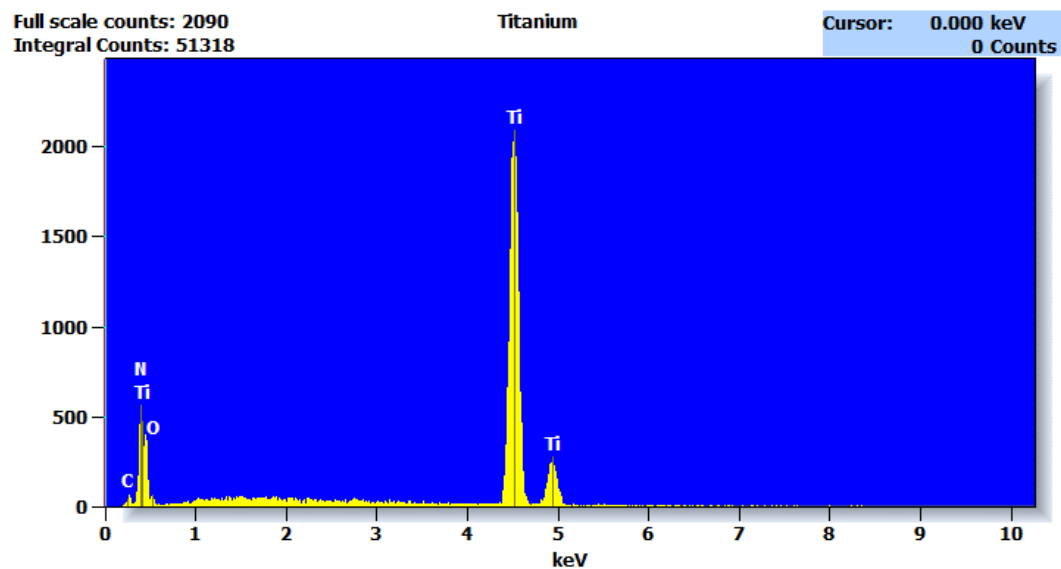
3.5 HAMBATAN PENELITIAN

Hambatan yang dialami penulis ketika melaksanakan penelitian tentang pengujian keausan adalah sebagai berikut:

1. Proses pemolesan material titanium memakan waktu yang lama karena titanium merupakan salah satu golongan logam yang tidak terlalu lunak.
2. Proses pemolesan pin polimer memakan waktu yang lama karena bahan terbuat dari plastic sehingga untuk menghaluskan bagian yang akan diuji harus benar-benar halus agar sesuai dengan tingkat kekasaran permukaan yang diminta.
3. Proses pemantauan running dan maintenance awal peralatan memerlukan waktu yang cukup lama karena harus memastikan langsung saat non stop running selama 6 jam, 24 jam, hingga 48 jam, dan mengukur suhu mesin setiap 2 jam agar dapat dipastikan mesin berjalan dengan normal.
4. Pengaturan peralatan uji harus benar-benar teliti dan selalu dicek setiap 2-5 jam agar benar-benar menghasilkan permukaan yang rata dan seimbang, serta cairan *bovine blood serum* masih cukup untuk pelumasan di dalam kotak uji.

BAB IV HASIL PENELITIAN

4.1 Uji Komposisi Bahan



Gambar 4. 1 Grafik Komposisi Bahan

Tabel 4. 1 *Quantitative Results for: Titanium*

<i>Element</i>	<i>Net Counts</i>	<i>Weight %</i>	<i>Atom %</i>
<i>C</i>	268	0.67	2.21
<i>N</i>	2316	7.84	22.17
<i>O</i>	0	0.00	0.00
<i>Ti</i>	27114	91.49	75.62
<i>Total</i>		100.00	100.00

4.2 Hasil Pengukuran Berat

Data hasil pengukuran berat material Titanium dan UHMWPE dalam penelitian ini disajikan dalam Tabel 4.1. Proses penimbangan dilakukan di Laboratorium Teknik Kimia. Proses penimbangan ini digunakan agar bisa diketahui perbandingan atau pengurangan berat masing-masing spesimen pada setiap siklus pengujian keausan. Setiap spesimen yang akan diuji ditimbang dulu agar diketahui berat awal spesimen tersebut, kemudian dilakukan pengujian keausan yang akan berhenti setiap mencapai $2,5 \times 10^5$ siklus. Setelah siklus berhenti, maka spesimen yang telah diuji akan ditimbang kembali untuk mengetahui berat spesimen setelah diuji. Sehingga didapatkan berat tiap spesimen hasil pengujian dan didapatkan berat rata-rata pada setiap siklus pengujian.

Tabel 4. 2 Perhitungan berat awal dan berat rata-rata setiap siklus pengujian.

No	Material	Berat Socket (gram)			
		Berat Awal	Siklus 250.000	Siklus 500.000	Siklus 750.000
1	Titanium Spesimen 1	16.285	16.284	16.282	16.278
2	Titanium Spesimen 2	16.270	16.269	16.265	16.259
3	Titanium Spesimen 3	16.242	16.241	16.239	16.233
Rata-rata		16.266	16.264	16.262	16.257
4	UHMWPE Spes. 1	7.486	7.474	7.475	7.473
5	UHMWPE Spes. 2	7.507	7.484	7.484	7.482
6	UHMWPE Spes. 3	7.506	7.506	7.506	7.470
Rata-rata		7.500	7.488	7.488	7.475

Tabel 4.2 menunjukkan hasil pengukuran penimbangan dengan menggunakan alat electronic ballance. Pada spesimen Titanium memiliki berat awal dengan rata-rata 16.266 gram, sedangkan UHMWPE dengan berat awal rata-rata 7.500 gram. Setelah dilakukan pengujian keausan dan berhenti pada siklus $2,5 \times 10^5$, berat rata-rata Titanium adalah 16.264 gram, dan untuk UHMWPE dengan berat rata-rata 7.488 gram. Kemudian siklus dilanjutkan sampai siklus

5×10^5 , berat rata-rata Titanium adalah 16.262 gram, dan untuk UHMWPE dengan berat rata-rata 7.488 gram. Kemudian siklus dilanjutkan kembali sampai siklus $7,5 \times 10^5$ siklus, berat rata-rata Titanium adalah 16.257 gram, sedangkan untuk UHMWPE dengan berat rata-rata 7.475 gram.

4.2.1 Laju Keausan Titanium

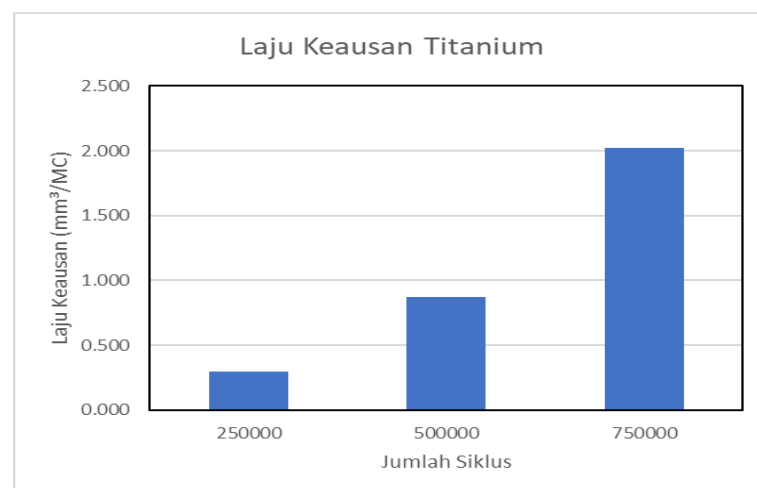
Tabel 4. 3 Perhitungan hasil pengurangan berat spesimen pada setiap siklus uji, dan berhenti setiap mencapai $2,5 \times 10^5$ siklus.

No	Material	Pengurangan Berat (gram)		
		Siklus 250.000	Siklus 500.000	Siklus 750.000
1	Titanium Spesimen 1	0.001	0.003	0.007
2	Titanium Spesimen 2	0.002	0.006	0.011
3	Titanium Spesimen 3	0.002	0.003	0.010
Rata-rata		0.002	0.004	0.009

Tabel 4.3 memperlihatkan hasil pengurangan berat spesimen Titanium setelah melalui proses pengujian keausan. Pada pengujian spesimen pertama, siklus $2,5 \times 10^5$ terlihat hanya sedikit mengalami pengurangan berat karena hanya berkurang 0,001 gram. Pada siklus 5×10^5 menjadi 0.003 gram, dan pada siklus $7,5 \times 10^5$ mengalami pengurangan 0.007 gram. Spesimen kedua pada siklus $2,5 \times 10^5$ mengalami pengurangan 0.002 gram kemudian pada siklus 5×10^5 mengalami pengurangan 0.006 gram, dan pada siklus $7,5 \times 10^5$ mengalami pengurangan 0,011 gram. Pada spesimen ketiga, mengalami pengurangan berat sebanyak 0.002 gram pada siklus $2,5 \times 10^5$, kemudian pada siklus 5×10^5 mengalami pengurangan 0.003 gram, dan pada siklus $7,5 \times 10^5$ mengalami pengurangan 0.010 gram. Dengan rata-rata pengurangan berat pada setiap siklus secara berurutan adalah 0.002 gram; 0.004 gram; dan 0.009 gram. Dapat dilihat bahwa pada tabel 4.2 pengurangan berat paling signifikan terjadi pada siklus $7,5 \times 10^5$ dikarenakan semakin lama perlakuan pengujian pada material Titanium maka akan menyebabkan faktor keausan bertambah, karena menggunakan pengujian *spine simulator* maka gerakan kontak pin UHMWPE terhadap Titanium menjadi multi arah, sehingga keausan (*wear debris*) yang terjadi akan menjadi *tribody* yang kemungkinan besar bisa menjadi faktor keausan selanjutnya.

Gesekan yang terjadi akan menyebabkan keausan. Banyak faktor yang dapat mempengaruhi keausan diantaranya adalah beban kontak dan karakteristik material. Untuk mencari tahu laju keausan terdapat berbagai metode pengujian keausan. Tetapi karena *Lumbar Spinal* yang karakteristik gerakan kesehariannya multi arah, maka pengujian keausan menggunakan *spine simulator* yang cara kerjanya lebih sesuai dan mirip dengan gerakan *Lumbar Spinal*. Data yang bisa diperoleh dari pengujian ini adalah pengurangan berat akibat keausan dan diolah menjadi nilai volume keausan melalui persamaan umum yang dituliskan sebagai berikut :

$$\text{volume keausan} = \frac{\text{Berat Keausan (gram)}}{\text{Massa Jenis Relatif } (\frac{\text{gram}}{\text{mm}^2})}$$



Gambar 4. 2 Laju Keausan Titanium

Pada gambar 4.2 merupakan hasil perhitungan pengurangan volume keausan pada spesimen Titanium. Dapat dilihat bahwa pengurangan volume rata-rata setiap spesimen pada siklus $2,5 \times 10^5$ adalah $0.295 \text{ mm}^3/\text{MC}$, pada siklus 5×10^5 pengurangan volume sebanyak $0.871 \text{ mm}^3/\text{MC}$, dan pada siklus $7,5 \times 10^5$ sebanyak $2.022 \text{ mm}^3/\text{MC}$. Dapat dilihat pada grafik bahwa semakin lama siklus pengujian, semakin tinggi laju keausan pada spesimen Titanium.

4.2.2 Laju Keausan UHMWPE

Tabel 4. 4 Perhitungan hasil pengurangan berat spesimen UHMWPE pada setiap siklus uji, dan berhenti setiap mencapai $2,5 \times 10^5$ siklus.

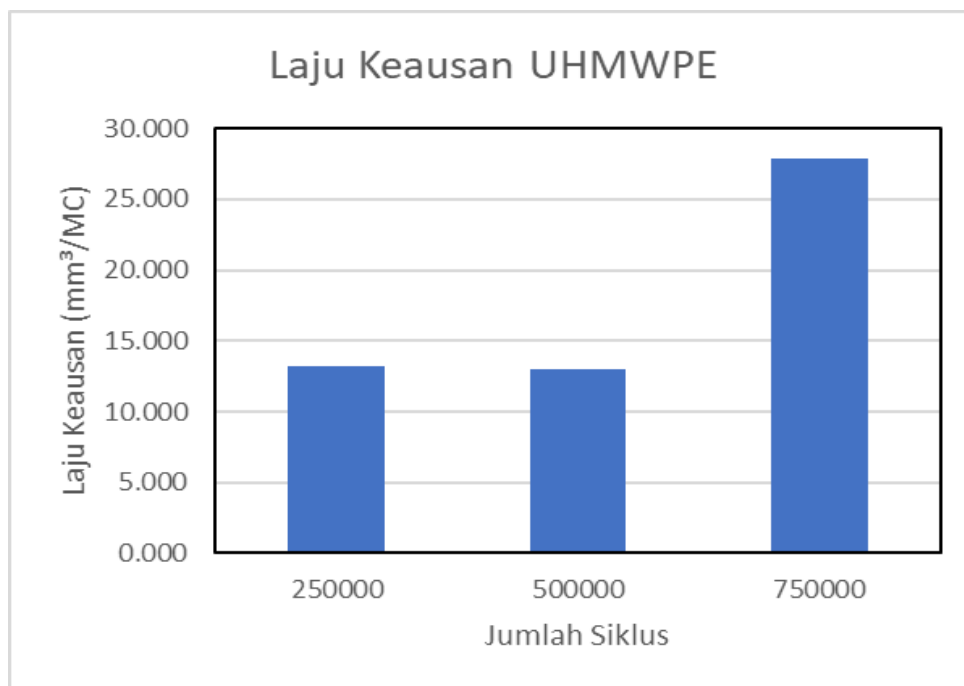
No	Material	Pengurangan Berat (gram)		
		Siklus 250.000	Siklus 500.000	Siklus 750.000
4	UHMWPE Spesimen 1	0.012	0.011	0.013
5	UHMWPE Spesimen 2	0.023	0.023	0.025
6	UHMWPE Spesimen 3	0.000	0.000	0.037
Rata-rata		0.012	0.012	0.025

Tabel 4.4 memperlihatkan hasil pengurangan berat spesimen UHMWPE setelah melalui proses pengujian keausan. Pada pengujian spesimen pertama, siklus $2,5 \times 10^5$ terlihat mengalami pengurangan berat sebanyak 0,012 gram. Pada siklus 5×10^5 mengalami pengurangan berat 0.011 gram, dan pada siklus $7,5 \times 10^5$ mengalami pengurangan berat sebanyak 0.013 gram. Spesimen kedua pada siklus $2,5 \times 10^5$ mengalami pengurangan sebanyak 0.023 gram kemudian pada siklus 5×10^5 mengalami pengurangan 0,023 gram, dan pada siklus $7,5 \times 10^5$ mengalami pengurangan 0,025 gram. Pada spesimen ketiga, berat spesimen masih sama dan tidak terjadi pengurangan, pengurangan berat hanya terjadi pada siklus $7,5 \times 10^5$ yaitu sebanyak 0,025 gram. Dengan rata-rata pengurangan berat pada setiap siklus secara berurutan adalah 0,012 gram; 0,012 gram; dan 0,025 gram. Pada Tabel 4.3 juga dapat dilihat bahwa pengurangan berat pada UHMWPE sangat signifikan dibandingkan dengan pengurangan berat pada pasangan kontakannya yakni spesimen Titanium. Hal ini dikarenakan material UHMWPE yang lebih lunak daripada material Titanium yang berpasangan langsung dan melakukan kontak saat pengujian keausan, lebih cepat mengalami pengikisan dan meninggalkan *tribody* yang menjadi faktor keausan bagi UHMWPE itu sendiri.

Tabel 4. 5 Pengurangan Volume UHMWPE

No	Material	Pengurangan Volume /Million Cycle (mm ³ /MC)
----	----------	------------------------------------------------------------

		Siklus 250.000	Siklus 500.000	Siklus 750.000
4	UHMWPE Spesimen 1	13,444	12,667	14,778
5	UHMWPE Spesimen 2	26,000	25,778	28,111
6	UHMWPE Spesimen 3	0,222	0,444	40,889
Rata-rata		13,222	12,963	27,926



Gambar 4. 3 Laju Keausan UHMWPE

Tabel 4.5 dan Gambar 4.3 menunjukkan hasil penurunan volume setelah pengujian yang dilakukan pada setiap siklus dan menunjukkan ilustrasi grafik dari pengujian keausan tersebut. Disini dapat dilihat bahwa laju keausan UHMWPE hampir konstan sampai siklus 500000 kemudian mengalami peningkatan pada siklus 750000

4.3 Hasil Pengujian Kekasaran Permukaan UHMWPE dan Titanium

Kekasaran permukaan sebelum dan sesudah pengujian keausan pada setiap siklus diperlihatkan dalam bentuk tabel hasil dan berupa grafik yang menunjukkan perbandingan kekasaran permukaan UHMWPE dan Titanium dengan menggunakan bovine blood serum. Secara umum UHMWPE mengalami penurunan kekasaran permukaan akibat pengujian gesek yang dilakukan. Penurunan kekasaran lebih besar terjadi pada bagian yang digesek menggunakan pelumas bovine blood serum.

Tabel 4. 6 Kekasaran Awal Spesimen Titanium dan UHMWPE sebelum diuji Keausan

No	Material	Kekasaran Awal (μm)			
		Pengujian 1	Pengujian 2	Pengujian 3	Rata-Rata
1	Titanium Spesimen 1	0,104	0,104	0,098	0,102
2	Titanium Spesimen 2	0,104	0,106	0,113	0,107
3	Titanium Spesimen 3	0,101	0,105	0,105	0,104
Rata-rata tiga spesimen					0,104
4	UHMWPE Spesimen 1	0,113	0,111	0,093	0,106
5	UHMWPE Spesimen 2	0,112	0,121	0,116	0,116
6	UHMWPE Spesimen 3	0,102	0,102	0,112	0,105
Rata-rata tiga spesimen					0,109

Tabel 4.6 menunjukkan bahwa nilai kekasaran awal pada spesimen Titanium dan juga spesimen UHMWPE dalam μm . Proses pengujian dilakukan terhadap 3 spesimen material Titanium dan 3 spesimen material UHMWPE, dengan mengambil 3 titik pengujian. Sehingga untuk spesimen Titanium, nilai rata-rata kekasaran yang dihasilkan adalah 0,104 μm , dan untuk spesimen UHMWPE rata-rata nilai kekasaran yang didapatkan adalah 0,109 μm .

Tabel 4. 7 Kekasaran Spesimen Titanium dan UHMWPE setelah diuji Keausan pada siklus ke 250000.

No	Material	Kekasaran Siklus 250000 (μm)			
		Pengujian 1	Pengujian 2	Pengujian 3	Rata-Rata
1	Titanium Spesimen 1	0,8960	0,7953	0,1974	0,630
2	Titanium Spesimen 2	0,2210	0,3130	0,3268	0,287
3	Titanium Spesimen 3	0,3228	0,3674	0,2685	0,320
Rata-rata tiga spesimen					0,412
4	UHMWPE Spesimen 1	0,1208	0,2171	0,1071	0,148
5	UHMWPE Spesimen 2	0,1659	0,2269	0,3289	0,241
6	UHMWPE Spesimen 3	0,1781	0,1696	0,2647	0,204
Rata-rata tiga spesimen					0,198

Tabel 4.7 menunjukkan nilai kekasaran kekasaran setelah pengujian keausan dan berhenti pada siklus 250000, pada spesimen Titanium dan juga spesimen UHMWPE dalam μm . Proses pengujian dilakukan terhadap 3 spesimen material Titanium dan 3 spesimen material UHMWPE, dengan mengambil 3 titik pengujian. Sehingga untuk spesimen Titanium, nilai rata-rata kekasaran yang dihasilkan adalah 0,412 μm , dan untuk spesimen UHMWPE rata-rata nilai kekasaran yang didapatkan adalah 0,198 μm .

Tabel 4. 8 Kekasaran Spesimen Titanium dan UHMWPE setelah diuji Keausan pada siklus ke 500.000

No	Material	Kekasaran Siklus 500000 (μm)			
		Pengujian 1	Pengujian 2	Pengujian 3	Rata-Rata
1	Titanium Spesimen 1	0,2693	0,4346	0,7297	0,478
2	Titanium Spesimen 2	0,2600	0,4402	0,3834	0,361
3	Titanium Spesimen 3	0,2014	0,2140	0,3154	0,244
Rata-rata tiga spesimen					0,361
4	UHMWPE Spesimen 1	0,5215	0,5144	0,3811	0,472
5	UHMWPE Spesimen 2	0,4223	0,5244	0,2822	0,410
6	UHMWPE Spesimen 3	0,4325	0,6943	0,2651	0,464
Rata-rata tiga spesimen					0,449

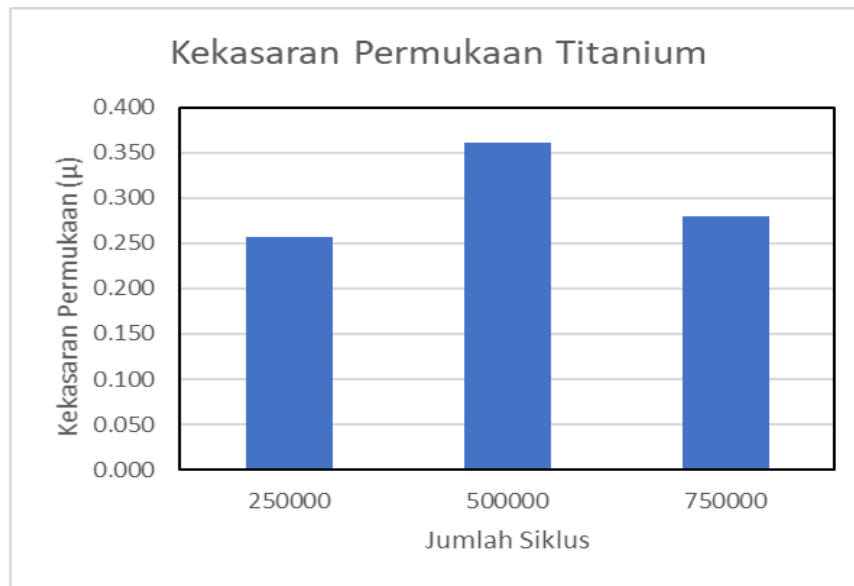
Tabel 4.8 menunjukkan nilai kekasaran kekasaran setelah pengujian keausan dan berhenti pada siklus 500000, pada spesimen Titanium dan juga spesimen UHMWPE dalam μm . Proses pengujian dilakukan terhadap 3 spesimen material

Titanium dan 3 spesimen material UHMWPE, dengan mengambil 3 titik pengujian. Sehingga untuk spesimen Titanium, nilai rata-rata kekasaran yang dihasilkan adalah 0,361 μm , dan untuk spesimen UHMWPE rata-rata nilai kekasaran yang didapatkan adalah 0,449 μm .

Tabel 4. 9 Kekasaran Spesimen Titanium dan UHMWPE setelah diuji Keausan pada siklus ke 750.000

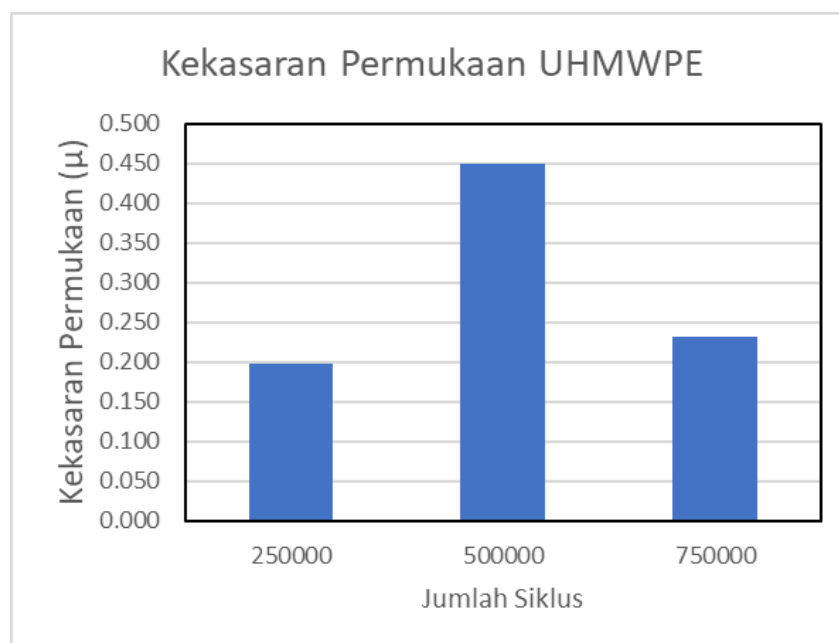
No	Material	Kekasaran Siklus 750000 (μm)			
		Pengujian 1	Pengujian 2	Pengujian 3	Rata-Rata
1	Titanium Spesimen 1	0,3018	0,3764	0,3596	0,346
2	Titanium Spesimen 2	0,2450	0,2759	0,2480	0,257
3	Titanium Spesimen 3	0,2228	0,2453	0,2480	0,239
Rata-rata tiga spesimen					0,280
4	UHMWPE Spesimen 1	0,2208	0,2671	0,1132	0,200
5	UHMWPE Spesimen 2	0,2405	0,2822	0,1373	0,220
6	UHMWPE Spesimen 3	0,3232	0,2771	0,2171	0,272
Rata-rata tiga specimen					0,231

Tabel 4.9 menunjukkan nilai kekasaran setelah pengujian keausan dan berhenti pada siklus 750.000, pada spesimen Titanium dan juga spesimen UHMWPE dalam μm . Proses pengujian dilakukan terhadap 3 spesimen material Titanium dan 3 spesimen material UHMWPE, dengan mengambil 3 titik pengujian. Sehingga untuk spesimen Titanium, nilai rata-rata kekasaran yang dihasilkan adalah 0,280 μm , dan untuk spesimen UHMWPE rata-rata nilai kekasaran yang didapatkan adalah 0,231 μm .



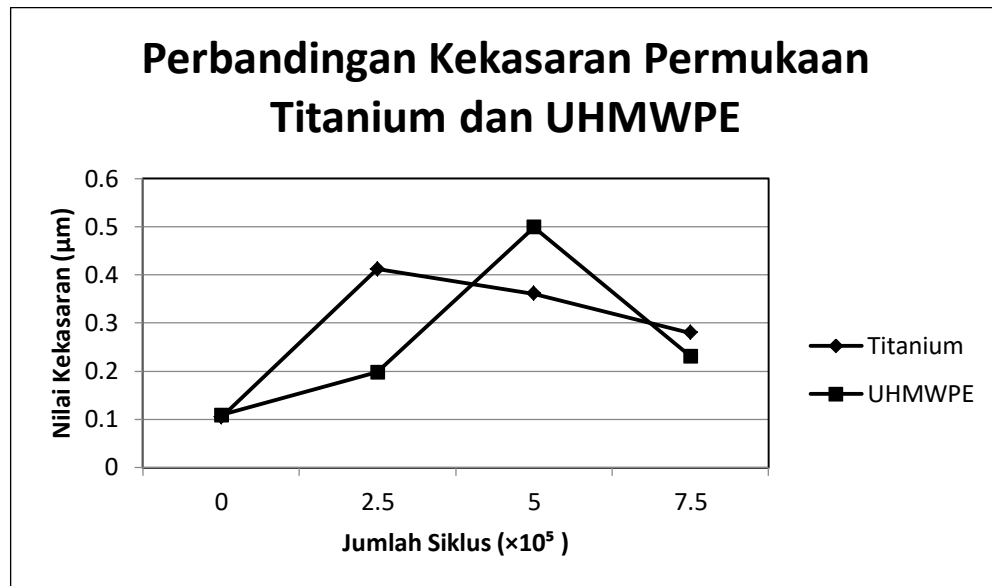
Gambar 4. 4 Grafik Kekasaran Permukaan Pada Spesimen Titanium

Grafik 4.4 menjelaskan bahwa pada pengujian keausan siklus $2,5 \times 10^5$ terjadi peningkatan nilai kekasaran pada permukaan spesimen Titanium, kemudian nilai kekasaran makin meningkat saat pengujian keausan hingga 5×10^5 siklus, dan mengalami penurunan nilai kekasaran saat siklus pengujian keausan mencapai $7,5 \times 10^5$ siklus.



Gambar 4. 5 Grafik Kekasaran Permukaan pada Spesimen UHMWPE

Grafik 4.4 menjelaskan bahwa pada pengujian keausan siklus $2,5 \times 10^5$ terjadi peningkatan nilai kekasaran pada permukaan spesimen UHMWPE, kemudian nilai kekasaran mengalami peningkatan yang cukup tinggi saat pengujian keausan hingga 5×10^5 siklus, dan mengalami penurunan nilai kekasaran saat siklus pengujian keausan mencapai $7,5 \times 10^5$ siklus.



Gambar 4. 6 Perbandingan Grafik Kekasaran Permukaan Titanium dan UHMWPE.

Gambar 4.5 Menunjukkan nilai perbandingan antara dua grafik pada siklus uji yang sama. Dapat dilihat bahwa nilai kekasaran awal pada spesimen Titanium dan UHMWPE tidak jauh berbeda, namun kemudian mengalami peningkatan nilai kekasaran saat melewati proses pengujian siklus $2,5 \times 10^5$. Saat proses pengujian mencapai 5×10^5 siklus, material Titanium mengalami penurunan nilai kekasaran permukaan, sedangkan pada spesimen UHMWPE masih terus mengalami peningkatan nilai kekasaran permukaan. Pada siklus $7,5 \times 10^5$ kedua material sama-sama mengalami penurunan nilai kekasaran permukaan.

BAB V

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan tentang “Laju Keausan dan Kekasaran Permukaan Pasangan Titanium dan UHMWPE”, dapat ditarik kesimpulan:

1. Semakin lama siklus pengujian, maka laju keausan pada Titanium akan semakin meningkat. Sedangkan pada UHMWPE laju keausan cenderung stabil sampai siklus 5×10^5 , kemudian mengalami peningkatan pada siklus $7,5 \times 10^5$.
2. Nilai Kekasaran akan mempengaruhi proses pengurangan massa benda uji. Nilai kekasaran permukaan pada spesimen Titanium dan UHMWPE cenderung naik pada siklus $2,5 \times 10^5$ kemudian pada Titanium mengalami penurunan hingga siklus $7,5 \times 10^5$, berbeda dengan UHMWPE yang tetap mengalami kenaikan nilai kekasaran pada siklus 5×10^5 , kemudian turun pada siklus $7,5 \times 10^5$

5.2 Saran

Berdasarkan analisa dan hasil pengujian yang telah dilakukan, penulis memberikan saran sebagai berikut:

1. Sebelum dilakukan pengujian keausan, agar lebih baik jika logam spesimen yang akan diuji diberi perlakuan khusus, agar hasilnya bisa dibandingkan dengan spesimen yang tidak mendapat perlakuan khusus sehingga bisa mendapatkan logam spesimen yang memiliki laju keausan yang lebih rendah.

2. Proses *maintenance* mesin *spine simulator* dilakukan beberapa kali dalam waktu tertentu, sehingga saat proses pengujian tidak terjadi *trouble* saat siklus pengujian keausan sedang berjalan.

DAFTAR PUSTAKA

- Benidiktus. (2016). Perbandingan Sifat Keausan UHMWPE Terhadap Commercially Pure Titanium (CP-Ti) Dan Stainless Steel 316L Untuk Aplikasi Sendi Lutut Buatan. *Jurnal Material Dan Teknologi Proses*, 1(1), 25–29.
- Cleary, M. (2019). CERVICAL DEGENERATIVE DISC DISEASE Oleh. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699. <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Darmanto, & Rini, D. (2011). Pengaruh Konsentrasi Protein Pada Pelumas Terhadap Keausan Ultra High Molecular Weight Polyethelene (Uhmwpe) Untuk Apilkasi Sendi Lutut Tiruan. *Prosiding Seminar Nasional Sains Dan Teknologi Ke-2 Tahun 2011*, (July).
- Hasry, M. (2014). Studi Eksperimental Keausan Permukaan Material Akibat Adanya Multi - Directional Contact Friction. *Jurnal Teknik POMITS*, 3(1), 108–113.
- Himarosa, R. A. (2016). *DESAIN DAN ANALISIS FINITE ELEMENT TOTAL LUMBAR DISC REPLACEMENT* Keywords : Abstract : 15(September), 12–15.
- Ikhwansyah, & Aditya, W. (2012). ANALISA PENGARUH BEBAN TERHADAP LAJU KEAUSAN AL-Si ALLOY DENGAN METODE PIN ON DISK TEST. *Jurnal Dinamis*, 0(10), 32–39.
- Ismail, R., & Tauviqirrachman, M. (2011). *Tribology-Based Energy Efficiency*. 2011(Semantik).
- Ispandriatno, A. S. (2015). *Ketahanna Korosi Baja Ringan Di Lingkungan Air*

Laut. 1, 1–7.

Ningsih, E. K. (2016). Studi Eksperimen dan Analisa Keausan Journal Bearing Dry Contact Pada Rotary Valve Mesin Pembuat Pasta. *Jurnal Teknik ITS*, 5(1), 58–64. <https://doi.org/10.12962/j23373539.v5i1.15207>

Paramitha, D. (2015). STUDI BIODIPATIBILITAS BESI (Fe) SEBAGAI MATERIAL PENYUSUN IMPLAN LOGAM TERSERAP TUBUH PADA MENCIT (Mus musculus). *Nhk 技研*, 151, 10–17. <https://doi.org/10.1145/3132847.3132886>

Pimenta, L., Springmuller, R., Lee, C. K., Oliveira, L., Roth, S. E., & Ogilvie, W. F. (2010). Clinical performance of an elastomeric lumbar disc replacement: Minimum 12 months follow-up. *SAS Journal*, 4(1), 16–25. <https://doi.org/10.1016/j.esas.2009.12.002>

Rahmalina, D., Priana, R. C., Studi, P., Mesin, T., Teknik, F., Pancasila, U., & Jagakarsa, S. S. (2018). *Pengaruh Kekasaran Permukaan Terhadap Laju Keausan Material. 1*, 41–46.

Subhaini. (2011). *Perlakuan Pada Permukaan Titanium Implan Untuk Mendapatkan Osseointegrasi*.

Suyasa, I. K. (2018). *Diagnosis dan Tata Laksana*. In *Udayana University Press*.

Utami, D. P. (2019). Peran metode modifikasi permukaan implan terhadap keberhasilan osseointegrasi The role of implant surface modification method on the success of osseointegration. *Jurnal Kedokteran Gigi Universitas Padjadjaran*, 31(2), 95–101. <https://doi.org/10.24198/jkg.v31i2.17967>



UNIVERSITAS
GADJAH MADA

Laju Keausan dan Kekasaran Permukaan Pasangan Titanium dan Ultra High Molecular Weight Polyethylene

INRIYANTO C G, Ir. F. Eko Wismo Winarto, M.Sc., Ph.D

Universitas Gadjah Mada, 2020 | Diunduh dari <http://etd.repository.ugm.ac.id/>