TUGAS AKHIR – VM191879

ANALISA KARAKTERISASI MATERIAL IMPLAN TULANG BERDASARKAN VARIASI LAPISAN PERMUKAAN MATERIAL

RIZAL BAGUS PRATAMA
NRP. 10211710010093

Dosen Pembimbing
Dr. Atria Pradityana, ST. MT.
19851124 200912 2 008

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN INDUSTRI
FAKULTAS VOKASI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

TUGAS AKHIR – VM191879

ANALISA KARAKTERISASI MATERIAL IMPLAN TULANG BERDASARKAN VARIASI LAPISAN PERMUKAAN MATERIAL

RIZAL BAGUS PRATAMA
NRP. 10211710010093

Dosen Pembimbing 1
Dr. Atria Pradityana, ST. MT.
19851124 200912 2 008

DEPARTEMEN TEKNIK MESIN INDUSTRI
FAKULTAS VOKASI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2020

FINAL PROJECT – VM191879

CHARACTERIZATION ANALYSIS OF BONE IMPLANT BASED ON SURFACE MATERIAL VARIATIONS

RIZAL BAGUS PRATAMA
NRP. 10211710010093

Counselor Lecturer 1
Dr. Atria Pradityana, ST. MT.
19851124 200912 2 008

INDUSTRIAL MECHANICAL ENGINEERING DEPARTMENT
FACULTY OF VOCATIONAL
SEPULUH NOPEMBER INSTITUTE OF TECHNOLOGY
SURABAYA
2020

PERNYATAAN TIDAK MELAKUKAN PLAGIASI

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama	: Rizal Bagus Pratama
NRP	: 10211710010093
Program Studi	: Diploma III Teknik Mesin
Fakultas	: Vokasi

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa Tugas Akhir (TA) yang saya tulis ini benar-benar tulisan saya, dan bukan merupakan hasil plagiasi. Apabila di kemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan TA ini hasil plagiasi, maka saya bersedia menerima saksi atas perbuatan tersebut sesuai dengan ketentuan yang berlaku di Departemen Teknik Mesin Industri, Fakultas Vokasi – ITS.

Surabaya, 09 Juli 2020
Yang membuat
pernyataan

Rizal Bagus Pratama
NRP. 10211710010093

LEMBAR PENGESAHAN

ANALISA KARAKTERISASI MATERIAL IMPLAN TULANG BERDASARKAN VARIASI LAPISAN PERMUKAAN MATERIAL

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Syarat
Memperoleh Gelar Ahli Madya
Program Studi Diploma III
Departemen Teknik Mesin Industri
Fakultas Vokasi
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
SURABAYA

Oleh :

Rizal Bagus Pratama
NRP. 10211710010093

Disetujui oleh dosen pembimbing Tugas Akhir :

Dosen Pembimbing

KEMENTERIAN PENDIDIKAN DAN KEBUDAYAAN
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
FAKULTAS VOKASI
DEPARTEMEN
TEKNIK MESIN INDUSTRI

Dr. Atria Pradityana, ST., MT.
NIP. 198511242009122008

SURABAYA, 09 JULI 2020

ABSTRAK

Karakterisasi material adalah sederetan teknik analisis baik secara fisika maupun kimia untuk mengungkapkan ciri suatu material. Implan tulang merupakan suatu alat medis yang terbuat dari logam yang ditanamkan ke dalam tubuh. Fungsi dari implan untuk menggantikan struktur dan fungsi tulang.

Penelitian ini megambil data sekunder karena pada saat ini terjadi adanya pandemi *COVID-19*. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui suatu karakterisasi material hasil pengujian SEM. *Scanning Electron Microscope (SEM)* adalah sebuah mikroskop elektron yang didesain untuk menyelidiki permukaan dari objek solid secara langsung. Pengujian SEM bertujuan untuk mengetahui produk korosi maupun lapisan yang terbentuk pada permukaan material.

Hasil analisa yang didapat menunjukkan bahwa Hasil Pengujian SEM ST 41 yang dilapisi TiN dan NiCr perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam tidak terdapat bentuk apatit sedangkan pada perendaman 336 jam terdapat sedikit bentuk apatit pada permukaannya.

Kata Kunci: Implan Tulang, Kondisi Saat Ini, *Scanning Electron Microscope (SEM)*, Apatit, Penelitian Terdahulu

ABSTRACT

Material characterization is a series of analytical techniques both physically and chemically to reveal the characteristics of a material. A bone implant is a medical device made of metal that is implanted in the body. The function of the implant is to replace the structure and function of the bone.

This study takes secondary data because at the moment there is a COVID-19 pandemic. This study aims to determine a material characterization of SEM test results. Scanning Electron Microscope (SEM) is an electron microscope that is designed to investigate the surface of a solid object directly. SEM testing aims to determine the corrosion products and layers that form on the surface of the material.

The results of the analysis showed that SEM ST 41 Test Results coated with TiN and NiCr 5000x magnification time of immersion in 12 hours there was no apatite shape while in soaking 336 hours there was a slight form of apatite on its surface.

Key Words : Bone Implant, Current Conditions, Scanning Electron Microscope (SEM), Apatite, Previous Research

KATA PENGANTAR

Segala puji syukur penulis panjatkan atas kehadirat Allah SWT. yang telah melimpahkan karunia, rahmat serta hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan Tugas Akhir yang berjudul "ANALISA KARAKTERISASI MATERIAL IMPLAN TULANG BERDASARKAN VARIASI LAPISAN PERMUKAAN MATERIAL".

Penuntasan Tugas Akhir merupakan sebuah syarat kelulusan akademis dalam menempuh Bidang Studi Manufaktur di program studi D3 Teknik Mesin, Departemen Teknik Mesin Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.

Dengan terselesaikannya tugas akhir ini, penulis ingin menyampaikan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu secara moral maupun materi, yaitu :

1. **Tuhan Yang Maha Esa** atas nikmat serta anugerah-Nya kepada penulis.
2. **Kedua Orang Tua** penulis yang tercinta atas segala dukungan dan doa sehingga penulis bisa belajar dan menyelesaikan pendidikan di Departemen Teknik Mesin Industri.
3. **Ibu Dr. Atria Pradityana, S.T., M.T.** Selaku Koordinator Tugas Akhir Departemen Teknik Mesin Industri FV-ITS dan dosen pembimbing Tugas Akhir yang telah banyak memberikan bimbingan dan ilmu yang terkait dengan tugas akhir ini.
4. **Bapak Dr. Ir. Heru Mirmanto, MT.** Selaku Kepala Departemen Teknik Mesin Industri FV-ITS.
5. **Bapak Ir. Suhariyanto, MT.** Dosen Wali selama kuliah di Departemen Teknik Mesin Industri FV-ITS sehingga penulis dapat menyelesaikan Laporan Tugas Akhir ini.
6. **Farhan Kamal Alif** selaku partner tugas akhir

7. **Seluruh Dosen Penguji** sidang tugas akhir yang memberikan kritik, saran, serta masukan yang sangat bermanfaat untuk penyempurnaan tugas akhir ini.
8. **Bapak/Ibu dosen dan Karyawan** Departemen Teknik Mesin Industri FV-ITS yang telah memberikan kritik dan saran dalam penyempurnaan dan pengembangan Tugas Akhir ini., yang telah memberikan ilmunya dan membantu selama duduk di bangku kuliah
9. **Seluruh teman-teman D3MITS** khususnya angkatan 2017 yang selalu membantu dan memberikan semangat kepada penulis.
10. Semua pihak yang belum sempat disebutkan di atas yang telah memberikan do'a, bantuan, dan dukungannya bagi penulis hingga tugas akhir ini dapat terselesaikan dengan baik.

Penulis mengharapkan kritik dan saran demi kesempurnaan tugas akhir ini. Penulis berharap dengan terselesaikannya Laporan Tugas Akhir ini dapat bermanfaat bagi pengembangan ilmu pengetahuan dan untuk kesejahteraan seluruh elemen masyarakat.

Surabaya, 09 Juli 2020

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL ..... **i**
TITLE PAGE ..... **ii**
LEMBAR PLAGIASI ..... **iii**
LEMBAR PENGESAHAN ..... **iv**
ABSTRAK ..... **v**
ABSTRACT ..... **vi**
KATA PENGANTAR ..... **vii**
DAFTAR ISI ..... **ix**
DAFTAR GAMBAR ..... **xii**
DAFTAR TABEL ..... **xiv**

BAB 1
PENDAHULUAN **1**
1.1. Latar Belakang 1
1.2. Rumusan Masalah 2
1.3. Batasan Masalah 2
1.4. Tujuan Penelitian 2
1.5. Manfaat Penulisan 3
1.6. Sistematika Penulisan 3

BAB II
DASAR TEORI **5**
2.1. Implan Tulang 5
2.1.1. Syarat-syarat Material Implan 7
2.1.2. Komposisi serta Pemilihan Material Implan Tulang 8
2.1.2.1. Logam 8
2.1.2.2. Keramik 9
2.1.2.3. Logam terlapis 10
2.2. Kondisi Saat Ini 10
2.3. Karakterisasi Material 11
2.4. Korosi 14
2.4.1. Laju Korosi 14
2.4.2. Mekanisme Korosi 15
2.4.3. Jenis-Jenis Korosi 19
2.4.3.1. Korosi Merata 19

2.4.3.2. Korosi Galvanik 19
2.4.3.3. Korosi Sumuran 20
2.4.3.4. Korosi Celah 20
2.4.3.5. Korosi Fatigue..... 21
2.4.3.6. Korosi Fretting 22
2.5. Titanium Nitride 23
2.6. Nikel Krom 24
2.7. *Simulated Body Fluid (SBF)* 24
2.7.1. Definisi *Simulated Body Fluid (SBF*) 24
2.7.2. *Simulated Body Fluid (SBF)* Tadashi Kokubo 25
2.8. Definisi *Apatite* 27
2.9. Electroplating 28
2.10. *Physical Vapor Deposition (PVD)* 29
2.11. *Scanning Electron Microscope (SEM)* 30
2.12. Penelitian Terdahulu 32
2.12.1. Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (NiCr)* 32
2.12.2. Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride (TiN)*..... 33
2.12.3. Tadashi Kokubo, Hiroaki Takadama *"How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?"* 33

BAB III
METODOLOGI PENELITIAN 35
3.1. Diagram Alir 35
3.2. Langkah Percobaan 36
3.2.1. Studi Literatur 36
3.2.2. Pengumpulan Data Sekunder Mengenai Hasil Pengujian SEM..... 36
3.2.3. Analisa Karakterisasi Material Mengenai Hasil Pengujian SEM..... 36

BAB IV
HASIL DAN ANALISA 37
4.1. Penelitian Sebelumnya..... 37
4.2. Pembahasan Analisa Karakterisasi Material Hasil Pengujian SEM..... 42

4.3. Hasil Pembahasan..... 44

BAB V
PENUTUP 49
5.1. Kesimpulan 49
5.2. Saran 50

DAFTAR PUSTAKA
BIOGRAFI PENULIS
LAMPIRAN

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Alat Implan Tulang 7

Gambar 2.2 Mekanisme Korosi 16

Gambar 2.3 Korosi Merata 19

Gambar 2.4 Korosi Galvanik 20

Gambar 2.5 Korosi Sumuran 20

Gambar 2.6 Korosi Celah 21

Gambar 2.7 Korosi Fatigue..... 22

Gambar 2.8 Korosi Fretting 23

Gambar 2.9 Larutan SBF Standar Kokubo 27

Gambar 2.10 Proses Electroplating Nickel 29

Gambar 2.11 Proses Electroplating Chrome 29

Gambar 2.12 Proses PVD Coating 30

Gambar 2.13 Skema Kerja Alat *Scanning Electron Microscope* 32

Gambar 3.1 Flow Chart Diagram Penelitian..... 35

Gambar 4.1 Hasil Pengujian SEM Perbesaran 200x Dengan Variabel Perendaman 12 Jam SS 316L (a) ST 41 dengan pelapis *Nickel Chrome* (NiCr) (b)..... 37

Gambar 4.2 Hasil Pengujian SEM Perbesaran 200x Dengan Variabel Perendaman 336 Jam SS 316L (a) ST 41 dengan pelapis *Nickel Chrome* (NiCr) (b)..... 38

Gambar 4.3 Hasil Pengujian SEM spesimen SS 316L variabel 12 jam dengan perbesaran 200x 39

Gambar 4.4 Hasil Pengujian SEM spesimen TiN variable 12 jam dengan perbesaran 200x 40

Gambar 4.5 Hasil Pengujian SEM specimen SS 316L Specimen 336 jam dengan perbesaran 200x..... 41

Gambar 4.6 Hasil Pengujian SEM Specimen TiN variable 336 jam dengan perbesaran 200x 41

Gambar 4.7 (a) Hasil Pengujian SEM ST 41 yang dilapisi TiN perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam dan (b) waktu perendaman 336 jam data penelitian oleh Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019)..... 43

Gambar 4.8 (a) Hasil pengujian SEM ST 41 yang dilapisi NiCr perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam dan (b) waktu perendaman 336 jam data penelitian oleh Falas Sulthan Pamasa (2019)..... 44

Gambar 4.9 Grafik Polarisasi Potensiodinamik Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) 45

Gambar 4.10 Grafik Polarisasi Potensiodinamik Falas Sulthan Pamasa (2019)..... 46

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Tingkat ketahanan korosi berdasarkan Laju Korosi..... 14

Tabel 2.2 Konsentrasi Ion Pada SBF (mM)..... 25

Tabel 2.3 Komposisi Penyusun Konsentrasi Ion Pada SBF 26

Tabel 2.4 Jenis-jenis mineral *apatite*..... 28

BAB I
PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dalam perkembangan dunia medis saat ini implan tulang merupakan peralatan medis yang dibutuhkan untuk menyambung bagian tulang yang patah dan menggantikan struktur dan fungsi bagian tubuh terutama tulang. Material implan yang telah banyak digunakan adalah jenis logam Baja tahan karat *Stainless steel 316L* (SS 316L) merupakan jenis logam baja yang sering digunakan di bedah ortopedik. Material tersebut banyak digunakan karena memiliki kekuatan yang tinggi, keuletan yang baik dan bikompatibel (Perren, 2000). Artinya logam yang diimplankan ke dalam tubuh tidak mengalami reaksi penolakan, sehingga saat bahan ini dimasukkan ke dalam tulang, maka badan tidak menganggap sebagai bahan asing. Akan tetapi SS 316L memiliki harga yang terbilang mahal dan susah untuk dijangkau oleh masyarakat umum, sehingga dilakuan penilitian untuk mendapatkan bahan implan tulang pengganti dari pada SS 316L.

Material adalah segala sesuatu yang mempunyai massa dan menempati ruang. Dan Karakterisasi material adalah sederetan teknik analisis baik secara fisika maupun kimia untuk mengungkapkan ciri suatu material. Karakterisasi , ketika digunakan dalam ilmu material, mengacu pada proses umum dan luas yang dengannya struktur dan sifat material diteliti dan diukur. Ini adalah proses mendasar dalam bidang ilmu material, yang tanpanya tidak ada pemahaman ilmiah tentang bahan rekayasa bisa dipastikan.

Pada saat penelitian ini kondisi laboratorium pengujian tidak memungkinkan, karena pada saat ini terjadi adanya pandemi *COVID-19*, sehingga pada penelitian saat ini digunakan data sekunder yang bertujuan untuk menganalisa karakterisasi material hasil pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM). Data ini didapat dari data penelitian sebelumnya yang dilalukan oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (*NiCr*),*

dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN) untuk mengetahui perbandingan laju korosi pada larutan *Simulated Body Fluid* (SBF) dengan SS 316L. Analisa yang dilakukan untuk mengetahui ketahanan terhadap korosi dengan variable perendaman selama 12 Jam, 168 jam, 240 jam,dan 336 jam.

1.2 Rumusan Masalah

Dari penelitian tersebut ada beberapa rumusan masalah yang muncul sebagai pertanyaan pedoman agar sesuai dengan apa yang penulis inginkan, rumusan masalah tersebut adalah Bagaimana menganalisa karakterisasi material melalui hasil pengujian SEM yang dilalukan penelitian oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (*NiCr*)*, dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN).

1.3 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah yang digunakan pasa tugas akhir ini adalah Pada saat penelitian kondisi laboratorium pengujian tidak memungkinkan, karena adanya pandemi *COVID-19*. Sehingga data penelitian digunakan data sekunder yang didapat dari data penelitian sebelumnya yang dilalukan oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (*NiCr*)*, dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN).

1.4 Tujuan Masalah

Adapun tujuan yang digunakan pada tugas akhir ini adalah sebagai berikut:

1. Mengetahui hasil analisa dari karakterisasi material melalui hasil pengujian SEM yang dilalukan penelitian oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (*NiCr*)*, dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN)

2. Menentukan apakah hasil pengujian SEM yang dilalukan penelitian oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (*NiCr*)*, dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN) baik untuk implan tulang

1.5 Manfaat

Dapat menerapkan pengetahuan dan teori yang selama ini didapatkan dari pembelajaran dibangku kuliah untuk diaplikasikan pada permasalahan yang ada.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan disusun untuk memberikan gambaran penjelasan mengenai isi dari setiap bab-bab, diantaranya :

BAB I PENDAHULUAN

Pada Bab I ini menjelaskan secara singkat tinjauan secara umum mengenai latar belakang, rumusan permasalahan, batasan masalah, tujuan, sistematika penulisan dan manfaat.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Pada Bab II ini menjelaskan beberapa teori penunjang yang digunakan untuk menyelesaikan penelitian ini.

BAB III METODOLOGI

Pada Bab III ini menjelaskan metodologi penelitian, diagram langkah penelitian, spesifikasi dan langkah proses pengujianpengujian yang dilakukan.

BAB IV HASIL DAN ANALISA

Pada Bab IV ini Membahas tentang hasil pengujian diantaranya adalah pengujian kekerasan dan pengujian metalografi.

BAB V KESIMPULAN

Pada Bab V ini Membahas tentang kesimpulan dari hasil analisis dan saran-saran penulis.

DAFTAR PUSTAKA

Berisi tentang referensi – referensi berupa jurnal dan penelitian TA terdahulu yang terkait dengan materi pembahasan.

LAMPIRAN

Berisi tentang data-data tambahan berupa dokumentasi foto maupun hasil Penelitian yang menunjang tugas akhir.

BAB II
DASAR TEORI

2.1 Implan Tulang

Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh dan penyangga tulang pada kasus patah tulang (fraktur). *Scaffold, plate, bone, screw,* dan beberapa alat lain dapat digunakan secara kombinasi menjadi penompang dan pengisi sambungan antara tulang yang patah sebelum jaringannya mengalami pertumbuhan. Untuk itulah scaffold pada area tulang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit, dan osteoklas. Dan scaffold haruslah memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki tulang.

Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan scaffold (Saito, 2011). Pada orthopedic device seperti scaffold, plate, bone screw, dll biasanya terbuat dari logam non- biodegradable. Bone screw digunakan untuk menjaga scaffold agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat memertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Hingga saat ini penggunaan material non-biodegradable (berupa logam dan juga polimer yang tak mampu diserap tubuh) masih sangat populer dalam praktik penanggulangan dan pengobatan fraktur. Padahal, risiko kerusakan jaringan tubuh, infeksi, dan efek trauma dari pasien akibat operasi berulang-ulang untuk penanaman dan pengambilan implan sangat besar (Olszta, 2007).

Bahan penyusun implan tulang yang ideal menurut Schmidt et al. (2001) adalah memiliki komposisi kimia yang biokompatibel untuk mencegah reaksi jaringan yang merugikan, ketahanan terhadap korosi di dalam lingkungan fisiologis yang baik, kuat dan ketahanan terhadap pemakaian serta nilai modulus elastisitas yang mendekati nilai yang dimiliki tulang untuk meminimalisir penyerapan tulang di sekitar implan. Namun, terdapat implant logam yang dapat

diserap oleh tubuh, paradigma mengenai implan yang harus tahan terhadap korosi ini dipatahkan.

Untuk itulah diperlukan adanya solusi bahan yang biodegradable untuk menjawab risiko-risiko tersebut. Menurut Dumitrescu (2011) implan tulang ideal harus mempunyai sifat berikut:

1. Biokompatibel.
2. Mampu menjadi kerangka atau scaffold untuk pembentukan sel tulang baru.
3. Dapat diserap dalam jangka panjang dan berpotensi untuk digantikan oleh tulang induk.
4. Dapat dimanipulasi secara klinis.
5. Hidrofilik.
6. Tidak menimbulkan reaksi alergi.
7. Mempunyai kuat tekan yang tinggi.
8. Microporous dan menyediakan kekuatan tambahan untuk memperbaiki matriks tulang induk dan menjalankan fungsi perbaikan biologis.
9. Dapat beradaptasi pada berbagai situasi medis (contoh trauma, kanker, dan lain-lain).
10. Tidak mendukung pertumbuhan pathogen

Karakteristik umum dalam kesuksesan terapi implan antara lain terhadapa pasien antara lain :

(a) Tidak bergerak (immobile) : tingkat mobilitas implan dapat ditentukan dengan cara langsung (digoyang-goyang) atau diketuk (tapping) menggunakan slat dan mendengarkan bunyi yang khas ada tidaknya osseointegrasi implan.

(b) Film sinar rongent yang dapat menunjukkan regio radiolusensi sekitar implan.

Bila terdapat regioradiolusensi dicurigai adanya kapsul jaringan ikat fibrosa yang merupakan salah satu tanda kegagalan osseointegrasi implan.

Gambar 2.1 Alat Implan Tulang

2.1.1 Syarat-syarat Material Implan

Material implan harus memenuhi beberapa persyaratan antara lain: (a) persyaratan biologis meliputi sifat non toksik, non karsinogenik, tidak menyebabkan alergi atau respon inflamasi berkelanjutan (prolonged inflammatory respons), (b) Sifat kimiawi: inert dan resisten terhadap korosi (c) Sifat mekanis: tetap kuat menahan gaya tekan pada waktu implan diproduksi dan saat penanaman, resisten terhadap fatique failure (d) Sifat lain: dapat dilakukan sterilisasi, bernilai ekonomis, mudah penggunaannya, (e) mempunyai tingkat biokompatibilitas tinggi [Dee et al, 2002].

Implan biodegradable ini diharapkan mampu bergabung dengan tulang yang patah dan menahannya sampai tulang tumbuh kembali, kemudian terdegradasi dan digantikan oleh jaringan tulang baru [Hermawan dan Mantovani, 2010]. Implan *biodegradable* diharapkan memiliki porositas (material berporos). Hal ini karena adanya pori dapat memberikan ruang yang cukup untuk migrasi dan pertumbuhan sel serta memudahkan transport nutrien dan produk buangan. Secara umum ukuran minimal diameter penghubung pori bagian dalam adalah 100µm (Liao dkk, 2002). Serta nilai porositas yang dimiliki tulang kortikal mendekati 5-30% sedangkan tulang cancellous mendekati antara 30-90% [Zioupos, 2008].

Implan biodegrabale diharapakan berada di keseimbangan antara kekuatan mekanik dan laju degradasinya [Hermawan dan Mantovani, 2010]. Hal yang perlu diketahui bahwa proses

penyembuhan tulang dan implant mencapai stabilitas yang baik memerlukan waktu 6 bulan. Waktu tersebut untuk membuat implant akan bereaksi atau teresorbsi dan terjadi jaringan penyembuhan serta pembentukan tulang baru. Resorbsi normal adalah 1,5 mm/tahun, sedangkan untuk memelihara dan menjaga stabilitas oseintegritas resorbsi maksimal sebesar 0,2 mm/tahun [Hermawan dan Mantovani, 2010].

Dalam pemilihan material yang akan digunakan untuk implan harus memenuhi beberapa syarat berikut :

a. *Biocompatible*, material harus dapat menyatu dengan tubuh jangan sampai terjadi penolakan dari tubuh terhadap material yang di implan.
b. Material tahan korosi, degradasi, dan keausan, material yang akan di implan harus dapat bertahan lama di dalam tubuh saat fase penyembuhan, karena di dalam tubuh manusia itu sendiri lingkungannya sangat korosif, sehingga dibutuhkan material yang tahan terhadap korosi.
c. *Mechanical properties* yang sama antar implan dengan tulang tulang manusia itu sendiri ketika sedang bekerja mengalami beberapa pembebaban. Hal ini dimaksudkan agar ketika implan tersebut bekerja dan mengalami pembebanan maka implan tersebut dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti dari sendi tulang yang rusak tersebut.
d. *Bioactive*, material implan diharapkan dapat menyatu dengan jaringan ketika telah ditanam didalam tubuh manusia.
e. *Osteoconductive*, material ini harus dapat menghubungkan atau sebagai perekat antara tulang dengan implan.

2.1.2 Komposisi serta Pemilihan Material Implan Tulang

2.1.2.1 Logam

Material implan yang pertama kali digunakan sebagai implan adalah Baja tahan karat (*stainless steel*). Logam ini

jenisnya sama dengan yang digunakan di bedah ortopedik. Tipe 316L merupakan material yang paling umum digunakan untuk material implan. Tipe 316L merupakan paduan logam besi dan karbon (L tanda atau singkatan *low carbon*) dengan 18% kromium yang memberikan ketahanan terhadap korosi dan 8% nikel memberikan stabilitas struktur partikel baja. Jenis paduan lain adalah CoCr *alloy* terdiri atas kobalt (65%) dan chromium (30%) dengan unsur karbon dalam jumlah kecil. Kedua paduan ini sangat keras, kaku (*stiff*), kuat dan ketahanan terhadap korosi sangat baik.

Titanium juga digunakan sebagai bahan implan logam, sebagai contoh Titanium komersial (*commercial pure Ti, cpTi*) yang mengandung 99,75% Ti atau bentuk *alloy titanium* dengan aluminium (6%) dan vanadium (4%). Paduan titanium lainnya mengandung zirconium dan niobium tetapi penggunaannya belum meluas. Titanium mempunyai sifat kuat, resisten terhadap korosi dan ringan. Resistensi terhadap korosi dari titanium disebabkan adanya pembentukan oksida permukaan dalam bentuk lapisan tipis (*film*) dan mengakibatkan permukaan menjadi pasif seperti passivating pada baja dan baja tahan karat. Disamping itu oksida permukaan ini menyebabkan tingkat biokompatibilitas bahan titanium tinggi dan terbaik sebagai bahan implan.

2.1.2.2 Keramik

Material keramik yang digunakan sebagai implan diklasifikasikan menjadi 2 kelompok: non reaktif dan bioaktif. Implan keramik non reaktif contohnya aluminium oksida dan sapphir mempunyai sifat dapat ditoleransi oleh jaringan tulang. Sifat kekerasan, kekakuan dan kekuatannya tinggi. Ketahanan terhadap fraktur rendah terutama bila dikenai perlakuan pembengkokan.

Material keramik bioaktif mempunyai sifat bereaksi dengan jaringan tulang. Reaksi ini menghasilkan hidroksiappatit atau senyawa kalsium fosfat pada permukaan tulang. Reaksi ini pula yang membentuk ikatan kimia antara implan dengan tulang baru. Keramik bioaktif lainnya berupa kalsium fosfat non kristalin atau amorf. Senyawa ini merupakan precursor dalam

pembentukan struktur apatit yang stabil. Kalsium fosfat amorf mudah larut dalam caftan dan mudah untuk diresorbsi oleh tulang. Aplikasi klinis kalsium fosfat amorf dapat digunakan sebagai semen tulang yang diletakkan disisi implan dengan cara injeksi, bila telah mengeras menyebabkan implan stabil, yang kemudian selanjutnya akan diresorbsi dan diganti dengan tulang baru.

Bioaktif keramik yang lain dikenal sebagai Bioglass, mengandung kalsium, sodium, oksida fosfor, mempunyai sifat seperti hidroksiapatit. Reaksi pada permukaan implan sangat kompleks dengan melibatkan disolusi ionik dan perubahan komposisi mengakibatkan lingkungan yang baik untuk adhesi dan pertumbuhan tulang baru.

2.1.2.3 Logam terlapis

Paduan dapat ditingkatkan ikatannya dengan tulang dengan cara pemberian pelapisan permukaan *(surface coating)* menggunakan bahan kalsium fosfat, tri kalsium fosfat atau hidroksi apatit. Desain ini mempunyai keuntungan antara lain struktur komponen implan menjadi rigid, high strength metal, dengan karakteristik kekuatan fraktur sangat tinggi. Aplikasi pelapisan ini juga meningkatkan pembentukan ikatan interface implan-tulang dan meningkatkan kekuatan serta stabilitas implan [Alvarado J dkk,2003].

2.2 Kondisi Saat Ini

Pada saat penelitian ini kondisi laboratorium pengujian tidak memungkinkan, karena pada saat ini terjadi adanya pandemi *COVID-19* yang menyebabkan penelitian yang sudah dikerjakan hingga tahap untuk pengujian tidak dapat dilanjutkan, sehingga pada tugas akhir ini mengggunakan data sekunder. Data ini didapat dari data penelitian sebelumnya yang dilalukan oleh [Falas, 2019] menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome* (NiCr), dan [Maududi, 2019] menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN) untuk mengetahui perbandingan laju korosi pada larutan *Simulated Body Fluid*

(SBF) dengan SS 316L. Analisa yang dilakukan tersebut untuk mengetahui ketahanan terhadap korosi dengan variable perendaman selama 12 Jam, 168 jam, 240 jam,dan 336 jam.

2.3 Karakterisasi Material

Material adalah segala sesuatu yang mempunyai massa dan menempati ruang. Dan Karakterisasi material adalah sederetan teknik analisis baik secara fisika maupun kimia untuk mengungkapkan ciri suatu material. Karakterisasi dikelompokkan berdasarkan sifat material yang akan ditinjau, diantaranya adalah mikroskopi, difraksi dan hamburan, spektroskopi, listrik, serta magnetik.

Ketika digunakan dalam ilmu material , mengacu pada proses umum dan luas yang dengannya struktur dan sifat material diteliti dan diukur. Ini adalah proses mendasar dalam bidang ilmu material, yang tanpanya tidak ada pemahaman ilmiah tentang bahan rekayasa bisa dipastikan. Ruang lingkup istilah ini sering berbeda; beberapa definisi membatasi penggunaan istilah untuk teknik yang mempelajari struktur mikroskopis dan sifat material, sementara yang lain menggunakan istilah tersebut untuk merujuk pada proses analisis bahan apa pun termasuk teknik makroskopik seperti pengujian mekanis, analisis termal dan perhitungan kepadatan. Skala struktur yang diamati dalam karakterisasi bahan berkisar dari *angstrom* , seperti dalam pencitraan atom individu dan ikatan kimia, hingga sentimeter, seperti dalam pencitraan struktur butir kasar dalam logam. Karakterisasi material dikelompokkan menjadi beberapa, yaitu:

a) Mikroskopi

Mikroskopi adalah kategori teknik karakterisasi yang menyelidiki dan memetakan struktur permukaan dan sub-permukaan suatu material. Teknik-teknik ini dapat

menggunakan foton , elektron , ion atau probe kantilever fisik untuk mengumpulkan data tentang struktur sampel pada berbagai skala panjang. Beberapa contoh umum instrumen mikroskop meliputi:

1. Mikroskop optik
2. *Scanning Electron Microscope* (SEM)
3. *Transmission Electron Microscope* (TEM)
4. *Field Ion Microscope* (FIM)
5. *Scanning Tunneling Microscope* (STM)
6. *Scanning Probe Microscopy* (SPM)
7. *Atomic Force Microscope* (AFM)
8. *X-ray Diffraction Topography* (XRT)

b) Spektroskopi

Kelompok teknik ini menggunakan serangkaian prinsip untuk mengungkapkan komposisi kimia, variasi komposisi, struktur kristal, dan sifat fotolistrik bahan. Beberapa instrumen umum meliputi:

1. Radiasi optik

- *Ultraviolet-Visible spectroscopy (UV-vis)*
- *Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR)*
- *Thermoluminescence (TL)*
- *Photoluminescence (PL)*

2. X-ray

- *X-ray DiffractioN (XRD)*
- *Small-Angle X-ray Scattering (SAXS)*
- *Energy-Dispersive X-ray Spectroscopy (EDX, EDS)*
- *Wavelength Dispersive X-ray Spectroscopy (WDX, WDS)*
- *Electron Energy Loss Spectroscopy (EELS)*
- *X-ray Photoelectron Spectroscopy (XPS)*
- *Auger Electron Spectroscopy (AES)*
- *X-ray Photon Correlation Spectroscopy (XPCS)*

3. Spektrometri massa

- mode MS:

- *Electron Ionization (EI)*
- *Thermal Ionization Mass Spectrometry (TI-MS)*
- *MALDI-TOF*

- *Secondary Ion Mass Spectrometry (SIMS)*

4. Spektroskopi nuklir

- *Nuclear magnetic resonance spectroscopy (NMR)*
- *Mössbauer Spectroscopy (MBS)*
- *Perturbed Angular Correlation (PAC)*

Lainnya

- *Photon Correlation Spectroscopy / Dynamic Light Scattering (DLS)*
- *Terahertz Spectroscopy (THz)*
- *Electron Paramagnetic/Spin Resonance (EPR, ESR)*
- *Small-Angle Neutron Scattering (SANS)*
- *Rutherford Backscattering Spectrometry (RBS)*

c) Pengujian Makroskopis

Sejumlah besar teknik digunakan untuk mengkarakterisasi berbagai sifat makroskopik bahan, termasuk:

1. Pengujian mekanis, termasuk pengujian tarik, tekan, torsi, creep, kelelahan, ketangguhan dan kekerasan
2. *Differential Thermal Analysis (DTA)*
3. *Dielectric thermal Analysis (DEA, DETA)*
4. *Thermogravimetric Analysis (TGA)*
5. *Differential Scanning Calorimetry (DSC)*
6. *Impulse Excitation Technique (IET)*
7. Teknik ultrasonografi, termasuk spektroskopi ultrasonik resonansi dan metode pengujian ultrasonik domain waktu

2.4 Korosi

Korosi adalah kerusakan atau degradasi logam akibat reaksi redoks antara suatu logam dengan berbagai zat di lingkungannya yang menghasilkan senyawa-senyawa yang tidak dikehendaki. Dalam bahasa sehari-hari, korosi disebut perkaratan. Contoh korosi yang paling lazim adalah perkaratan besi. Pada peristiwa korosi, logam mengalami oksidasi, sedangkan oksigen (udara) mengalami reduksi. Karat logam umumnya adalah berupa oksida atau karbonat. Rumus kimia karat besi adalah Fe2O3.nH2O, suatu zat padat yang berwarna coklat-merah.

2.4.1 Laju Korosi

Laju korosi adalah kecepatan rambatan atau kecepatan penurunan kualitas bahan terhadap waktu. Dalam perhitungan laju korosi, satuan yang biasa digunakan adalah mm/th (standar internasional) atau *mill/year* (mpy, standar *British*). Tingkat ketahanan suatu material terhadap korosi umumnya memiliki niai laju korosi antara 1 – 200 mpy. Tabel di bawah ini adalah penggolongan tingkat ketahanan material berdasarkan laju korosinya.

Tabel 2.1. Tingkat ketahanan korosi berdasarkan Laju Korosi

Relative Corrosion resistance	Approximate Metric Equivalent				
	mpy	mm/year	µm/yr	nm/yr	pm/sec
Outstanding	< 1	< 0.02	< 25	< 2	< 1
Excellent	1 - 5	0.02 - 0.1	25 - 100	2 - 10	1 - 5
Good	5 - 20	0.1 - 0.5	100 - 500	10 - 50	5 - 20
Fair	20 - 50	0.5 - 1	500 - 1000	50 - 100	20 - 50
Poor	50 - 200	42125	1000 - 5000	150 - 500	50 -200
Unacceptable	200+	5+	5000+	500+	200+

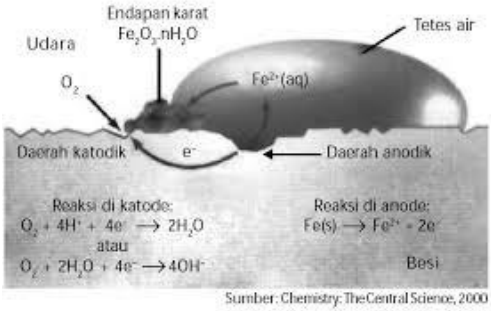
Metode elektrokimia adalah metode mengukur laju korosi dengan mengukur beda potensial objek hingga didapat laju korosi yang terjadi, metode ini mengukur laju korosi pada saat diukur saja dimana memperkirakan laju tersebut dengan waktu yang panjang. Kelebihan metode ini adalah kita langsung dapat mengetahui laju korosi pada saat di ukur, hingga waktu pengukuran tidak memakan waktu yang lama. Pengujian laju korosi dengan metode elektrokimia dengan polarisasi dari potensial korosi bebasnya dapat dihitung dengan menggunakan rumus yang didasari pada Hukum Faraday seperti di bawah ini :

$$CPR = K \frac{a.i}{n.D} \; mmpy$$

Dimana :
K = Konstanta (0,129 untuk mpy, 0,00327 untuk mmpy)
a = Berat atom logam terkorosi (gram)
i = Kerapatan arus ($\mu A/cm^2$)
n = Jumlah elektron valensi logam terkoros
D = Densitas logam terkorosi ($gram/cm^3$)

2.4.2 Mekanisme Korosi

Secara umum mekanisme korosi yang terjadi di dalam suatu larutan berawal dari logam yang teroksidasi dan melepaskan elektron untuk membentuk ion logam yang bermuatan positif. Larutan akan bertindak sebagai katoda dengan reaksi yang umum terjadi adalah pelepasan H2 dan reduksi O2, akibat ion H+ dan H2O yang tereduksi. Reaksi ini terjadi di permukaan logam yang akan menyebabkan pengelupasan akibat pelarutan logam ke dalam larutan secara berulang-ulang (Nurdin dkk, 1998).



Gambar 2.2 Mekanisme Korosi
Sumber : (Chemistry, The Central Science, 2000)

Mekanisme terjadinya korosi membutuhkan beberapa komponen sebagai syarat terjadinya korosi, antar lain yaitu:

1. Anoda

   Anoda adalah bagian permukaan yang mengalami reaksi oksidasi atau terkorosi. Pada anoda ini logam terlarut dalam larutan dan melepaskan elektron untuk membentuk ion logam yang bermuatan positif. Reaksi korosi suatu logam M dinyatakan dalam persamaan berikut:

   $$Fe \rightarrow Fe2+ + 2e-$$

2. Katoda

   Katoda adalah elektroda yang mengalami reaksi reduksi menggunakan elektron yang dilepaskan oleh anoda. Pada lingkungan air alam, proses yang sering terjadi adalah pelepasan H2 dan reduksi O2.

   - Pelepasan H2 dalam larutan asam dan netral evolusi hidrogen / larutan asam:

     $$2H+ + 2e- \rightarrow H2$$

     Reduksi air / larutan netral / basa:

     $$2H2O + 2e- \rightarrow H2 + 2OH$$

- Reduksi oksigen terlarut dalam larutan asam dan netral : Reduksi oksigen / asam:

  $$O_2 + 4H^+ + 4e^- \rightarrow 2H_2O$$

  Reduksi oksigen / netral atau basa

  $$O_2 + 2H_2O + 4e^- \rightarrow 4OH^-$$

- Reduksi ion logam yang lebih elektronegatif

  $$M^{3+} + e^- \rightarrow M^{2+}$$ 3.

3. Elektrolit

   Untuk mendukung suatu reaksi reduksi dan oksidasi, serta melengkapi rangkaian elektrik, antara anoda dan katoda harus dilengkapi dengan elektrolit. Elektrolit menghantarkan arus listrik karena mengandung ionion yang mampu menghantarkan elektroequivalen force sehingga reaksi dapat berlangsung. Semakin banyak kandungan ion-ion dalam elektrolit maka semakin cepat elektrolit menghantarkan arus listrik. Elektrolit ini sendiri terdapat pada lingkungan dari suatu rangkaian elektrik. Beberapa lingkungan yang dapat bersifat katoda adalah lingkungan air, atmosfer, gas, mineral acid, tanah, dan minyak.

4. Hubungan arus listrik

   Antara anoda dan katoda haruslah terdapat suatu hubungan atau kontak seperti listrik agar elektron dapat mengalir dari anoda menuju katoda. Ada beberapa faktor yang mempengaruhi laju korosi yaitu:

   a) Jenis logam dan struktur mikroskopis logam
      1. Semakin inert suatu logam, maka semakin tahan logam tersebut terhadap korosi.
      2. Tidak homogennya susunan dari logam, maka akan menimbulkan sel korosi pada logam itu sendiri.

   b) Komposisi dan konsentrasi larutan elektrolit

Larutan elektrolit adalah air yang mengandung anion dan kation (Piere R, 2008). Beberapa faktor yang mempengaruhi korosifitas suatu larutan antara lain:

1. Konduktivitas Naiknya konduktivitas suatu larutan, maka daya hantar listrik larutan tersebut akan semakin baik, akibatnya laju korosi lebih cepat terjadi.
2. pH Kenaikan laju korosi pada logam besi terjadi pada pH di bawah 4 dan di atas 12. Hal ini disebabkan karena lapisan pelindung pada besi tidak terbentuk.
3. Gas terlarut Oksigen terlarut akan meningkatkan reaksi katoda sehingga logam akan semakin teroksidasi (terkorosi). Laju korosi dipengaruhi oleh bermacam-macam kondisi fisik yang terdapat dalam suatu gas terlarut, seperti:
   a. Temperatur

      Temperatur yang tinggi akan mempengaruhi laju korosi. Pada sistem tertutup laju korosi akan terus bertambah, sedangkan pada sistem terbuka kenaikan temperatur akan mengakibatkan penurunan kelarutan gas O2, dan akan menurunkan laju korosi pada titik tertentu.

   b. Tekanan

      Kenaikan tekanan menyebabkan kenaikan gas terlarut dengan konsekuensi akan menaikkan laju korosi pada sistem.

   c. Kecepatan alir fluida

      Adanya kecepatan alir fluida yang berbedabeda akan menentukan jenis korosi yang dapat terjadi. Korosi yang sering

ditimbulkan akibat faktor ini adalah korosi erosi

2.4.3 Jenis – Jenis Korosi

2.4.3.1 Korosi Merata

Korosi merata adalah korosi yang terjadi pada seluruh permukaan metal ketika bereaksi dengan lingkungan sekitar [Black, 1988]. Korosi merata merupakan korosi yang paling banyak terjadi pada logam dan merupakan jenis korosi yang seharusnya tidak berbahaya selama pengurangan ketebalan metal masih bisa ditolerir. Lapisan pasif pada logam-logam yang sangat reaktif merupakan produk dari korosi merata. Contohnya adalah Titanium memiliki laju korosi yag paling rendah jika disbanding dengan Stainless Steel dan paduan Cobalt Chromium.

Gambar 2.3 Korosi merata

2.4.3.2 Korosi Galvanik

Korosi ini terjadi akibat perbedaan makroskopik pada potensial elektrokimia, biasanya merupakan dampak dari berdekatannya metal yang berbeda [Jacobs,1998]. Contohnya adalah penggunaan metal yang tidak seharusnya, seperti halnya kawat *Stainless Steel* yang mengalami kontak metalik dengan femoral stem paduan Cobalt atau Titanium, paduan Cobalt femoral head mengalami kontak metalik dengan paduan Titanium femoral stem, dan baut paduan Titanium mengalami kontak metalik dengan lempengan Stainless Steel [Griffin,1983].

Gambar 2.4 Korosi Galvanik

2.4.3.3 Korosi Sumuran

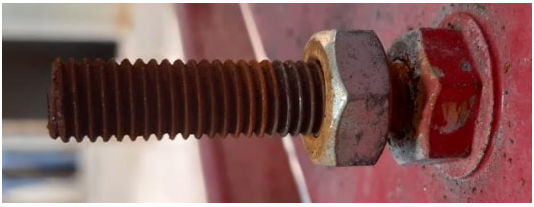
Korosi Sumuran adalah penembusan yang cepat pada daerah kecil pada tempat yang berlainan. Sumuran ini sangat kecil dan mudah tertutup oleh korosi. Demikian pula serangan yang dilokalisir biasanya terlindung oleh celah yang ada pada bagian logam dibawah endapan antara metal dengan metal yang lain. Sumuran ini dapat dilihat secara langsung dengan mata telanjang tapi pada kasus tertentu sumuran tersebut tidak dapat dilihat, dan berbahaya karena dapat menyebabkan bentuk *stress corrosion cracking* (SCC). Sumuran terukur ketika sisi anodik menjadi bagian bagian yang kecil dari permukaan dikarenakan pecahnya lapisan pasif. Perbedaan kadar oksigen menyebabkan perbedaan dari potensial elektrokimia antara sumuran dengan logam sekitar.

Gambar 2.5 Korosi Sumuran

2.4.3.4 Korosi Celah

Korosi ini terjadi bila ada salah satu sisi yang terlindungi dari lingkungan. Biasanya hal ini ditemukan pada

bagian bawah dari kepala mur yang menahan plat implant atau pada lokasi yang serupa sebagai contoh daerah pertemuan antara komponen dari dua benda. Hal penting yang membuat terjadinya korosi ini adalah terjadinya celah, baik celah yang sempit, retakan dalam juga pada pertemuan antara dua jenis alat seperti pada plat dan kepala mur, atau defect seperti fatique crack. Mekanisme dari korosi celah adalah mula-mula terjadi korosi merata pada permukaan logam (pada celah), lalu oksigen yang ada dicelah habis untuk korosi merata sehingga tidak terbentuk lagi ion hidroxil. Selanjutnya adalah terjadinya peristiwa otokatalitik, yaitu masuknya ion ion negatif dari lingkungan kedalam celah melalui proses difusi sehingga akan terjadi serangan korosi yang lebih hebat lagi.



Gambar 2.6 Korosi Celah

2.4.3.5 Korosi Fatigue

Korosi fatique adalah jenis kegagalan dari logam yang terjadi dari kombinasi dari reaksi elektrokimia dan beban siklik. Ketahanan terhadap korosi fatique sangat penting untuk alat implant atau untuk logam yang digunakan untuk aplikasi gerakan siklis. Secara normal kegagalan mungkin tidak dapat diukur, tetapi keretakan dapat muncul dari dalam logam, kerusakan permukaan, serangan kimiawi dan sebab yang lain. Lingkungan korosif dapat menyebabkan serangan korosi lokal. Serangan ini dipengaruhi oleh tipe larutan, larutan pH, kandungan oksigen dan temperatur. Lingkungan dari cairan tubuh akan menurunkan dari ketahanan fatique dari implant. Striasi dari fatique dapat diketahui pada logam yang patah

dengan “garis pantai” yang menandakan adanya korosi fatique. Keberadaan dari sumuran akan menamba kecepatan terjadinya korosi fatique.[Sivakumar,1994].

Gambar 2.7 Korosi *Fatigue*

2.4.3.6 Korosi Fretting

Korosi fretting terjadi bila dua permukaan yang berbeda seperti plat tulang dan kepala mur dari alat prosthetic bergesekan satu sama lain secara kontinue dalam lingkungan tubuh. Korosi ini terjadi sebagai hasil dari gerakan yang kecil antara permukaan yang saling kontak dalam lingkungan korosif, bahkan ketika tidak adanya medium korosif korosi ini dapat terjadi. Gesekan ini dapat menyebabkan partikel-partikel logam produk dari korosi ikut kedalam jaringan sekitar, atau dapat menyebabkan inisiasi dari retakan dan kegagalan patahan dari implant tersebut [Syrett,1978]. Korosi fretting pada plat tulang dan paku pada panggul dapat menyebabkan korosi lelah. Yang dapat diketahui dari lubang mur.

Gambar 2.8 Korosi *Fretting*

2.5 Titanium Nitride

Paduan dengan dasar titanium banyak digunakan untuk peralatan medis karena memiiiki ketahanan korosi yang tinggi. Titanium juga memiliki sifat biokompatibilitas yang lebih baik disbanding lagam lainnya. Kemampuan titanium untuk berinteraksi dengan sel atau jaringan hidup sangat baik tanpa menimbulkan reaksi toksik. Paduan titanium banyak digunakan karena titanium mumi merupakan material lunak dengan ketahanan geser permukaan rendah, yang disebabkan karena terbentuknya oksida secara alami di permukaan titanium (Subramanian et.al, 2011).

Titanium adalah logam yang sangat reaktif, ketika permukaannya terekspose pada udara atau lingkungan yang lain yang mengandung oksigen lapisan oksida tipis dari Titanium terbentuk dimana kandungan utamanya adalah TiO2. Kehadiran lapisan oksida tipis ini membuat Titanium mempunyai ketahanan terhadap korosi yang sangat bagus didalam berbagai jenis media korosif.

Paduan titanium nitride banyak digunakan karena keunggulan sifat yang dimiliki yaitu sifat mekanik dan kimia yang baik, seperti nilai kekerasan yang tinggi, ketahanan korosi dan ketahanan aus yang tinggi. Titanium nitride banyak digunakan sebagai bahan pelapis material untuk meningkatkan sifat pada permukaan logam (Subramanian et.al, 20ll).

penggunaan titanium nitride sebagai bahan pelapis selain bertujuan untuk mendapatkan perbaikan sifat pada permukaan logam, juga dapat digunakan sebagai pelapis dekoratif (Bavadi et.al, 2012).

2.6 Nikel Krom

Paduan dengan dasar kromium banyak digunakan untuk peralatan medis karena memiiiki ketahanan korosi yang tinggi. Kromium juga memiliki sifat biokompatibilitas yang lebih baik disbanding logam lainnya. Kemampuan titanium untuk berinteraksi dengan sel atau jaringan hidup sangat baik tanpa menimbulkan reaksi toksik. Paduan krom banyak digunakan karena krom murni merupakan material lunak dengan ketahanan geser permukaan rendah, yang disebabkan karena terbentuknya oksida secara alami di permukaan titanium (Subramanian et.al, 2011).

Paduan *nikel chrome* banyak digunakan karena keunggulan sifat yang dimiliki yaitu sifat mekanik dan kimia yang baik, seperti nilai kekerasan yang tinggi, ketahanan korosi dan ketahanan aus yang tinggi. Titanium nitride banyak digunakan sebagai bahan pelapis material untuk meningkatkan sifat pada permukaan logam (Subramanian et.al, 20ll). penggunaan titanium nitride sebagai bahan pelapis selain bertujuan untuk mendapatkan perbaikan sifat pada permukaan logam, juga dapat digunakan sebagai pelapis dekoratif (Bavadi et.al, 2012).

2.7 *Simulated Body Fluid* (SBF)

Simulated Body Fluid adalah solusi dengan konsentrasi ion yang dekat dengan plasma darah manusia, dijaga dalam kondisi pH yang ringan dan suhu fisiologis yang identik.

2.7.1 Definisi *Simulated Body Fluid* (SBF)

Simulated Body Fluid yang juga dikenal sebagai *Synthetic Body Fluid* adalah suatu larutan yang dibuat menyerupai kondisi tubuh (darah) manusia yang sebenarnya, dengan cara mengatur konsentrasi ion – ion seperti yang terkandung

di dalam tubuh manusia sehingga pH (Derajat Keasaman) nya menyerupai kondisi tubuh manusia.

Pada penelitian ini penulis menggunakan standard Kokubo. Hal ini dikarenakan pada penelitian tugas akhir salah satu seorang mahasiswa yang dibimbing oleh pembimbing penulis, sebelumnya telah menggunakan standard HBSS (*Human Body Solid State*) atau yang sering dikenal sebagai standard Hank's. Ada beberapa standard yang lazim digunakan untuk mengatur konsentrasi ion – ion tersebut agar menyerupai kondisi tubuh manusia. Beberapa standar yang sering digunakan adalah blood plasma, HBSS, ringer's solution dan kokubo et al. Konsentrasi ion – ion penyusunnya dapat dilihat seperti tabel di bawah ini.

Tabel 2.2 Konsentrasi Ion Pada SBF (mM)

ION	Konsentrasi Ion (mM)			
	Blood Plasma	HBSS	Ringer's sol	Kokobu et al
Na^{+}	130-155	141.7	39.1	142
K^{+}	4.0-5.6	5.7	1.4	5.0
Mg^{+}	1.6-2.2	0.8	0	1.5
Ca^{+}	4.0-5.5	1.7	0.4	2.5
Cl^{-}	100-110	145.6	40.7	147.8
HCO_3^{-}	24-30	4.2	0.6	4.2
HPO_4^{2-}	1.6-2.7	0.7	0	1.0
SO_4^{2-}	0.7-1.5	0.8	0	0.5

2.7.2 *Simulated Body Fluid* (SBF) Tadashi Kokubo

Untuk menghasilkan konsentrasi ion dengan standard yang sesuai pada kokubo et al[4,11,12], maka dibutuhkan reagent – reagent sebagai prekursor untuk mengontrol konsentrasi ion – ion pada larutan SBF tersebut seperti NaCl, KCl, HCl, dan trishidroksi methil

aminomethan (CH2OH)3CNH2, seperti tertera pada tabel berikut :

Tabel 2.3 Komposisi Penyusun Konsentrasi Ion SBF

Nomor	Reagent	Banyaknya
1	NaCl	6.547 gram
2	$NaHCO_3$	2.268 gram
3	KCl	0.373 gram
4	$Na_2HPO_4.2H_2O$	0.178 gram
5	$MgCl_2.2H_2O$	0.305 gram
6	$CaCl_2.2H_2O$	0.368 gram
7	Na_2SO_4	0.071 gram
8	$(CH_2OH)_3CNH_2$	6.051 gram
9	HCl	0.1 N

Simulated Body Fluid ini dibuat dengan cara mencampurkan semua bahan – bahan di atas ke dalam satu liter air pada temperatur 36.5^oC, kemudian distir menggunakan stirer magnetik. Untuk mendapatkan pH 7,40 dilakukan dengan cara melarutkan zat HCl sedikit demi sedikit untuk menambah kadar asam pada SBF tersebut. Biasanya jika tanpa HCl, larutan tersebut akan bersifat basa hingga mencapai pH > 11. Oleh karena itu dengan penambahan HCl akan menurunkan sifat basa larutan tersebut. Secara sederhana pembuatan larutan SBF ini dapat dilihat pada gambar berikut ini :

Gambar 2.9 Larutan SBF Standard Kokubo

2.8 Definisi *Apatite*

Nama apatite diturunkan dari bahasa Yunani yakni *apatê* yang berarti menipu *(deceit/deception)* karena beragam bentuk dan warna yang dimilikinya. Mineral kelompok apatit memiliki struktur kristal *hexagonal* (P63/m), formula umumnya A10(PO4)6Z2, dan dapat dibagi menjadi *fluorapatite, chlorapatite,* dan *hidroksiapatit* sesuai dengan anion Z masing-masing. Struktur dan sifat psiko-kimia- nya telah banyak dipelajari karena signifikansinya pada berbagai bidang.

Apatite terdistribusi luas di semua tipe batuan; *igneous, sedimentary,* dan *metamorphic*, tetapi biasanya hanya sebagian kecil berupa butir-butir yang tersebar atau fragmen-fragmen *cryptocrystalline*. Ada dua sumber apatit yakni; (1) bersumber dari biologis, (2) bersumber dari deposit mineral seperti batuan fosfat atau *phosphorite,* batuan sedimen yang komponen mineral esensialnya adalah *carbonate fluorapatite*. Table 2.3 memperlihatkan beberapa jenis *apatite* yang umum dijumpai;

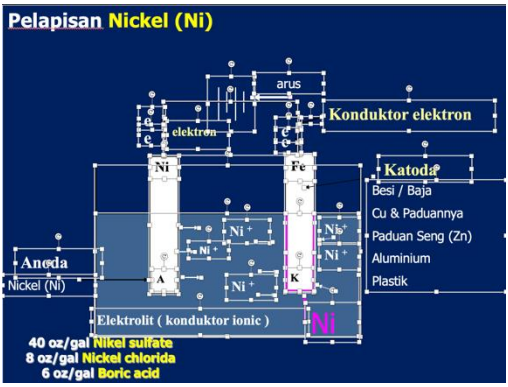
Tabel 2.4. Jenis-jenis mineral *apatite*

Mineral	Formula
Fluorapatite	$Ca_{10}(PO_4)_6F_2$
Chlorapatite	$Ca_{10}(PO_4)_6Cl_2$
Hydroxyapatite	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$
Podolite	$Ca_{10}(PO_4)_6CO_3$
Dahllite (carbonate-apatite)	$Ca_{10}(PO_4,CO_3)_6(OH)_2$
Francolite	$Ca_{10}(PO_4,CO_3)_6(F,OF)_2$

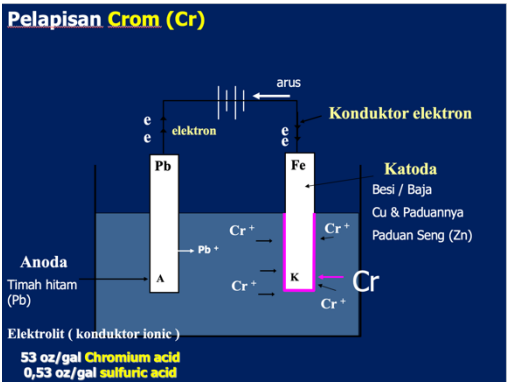
Ion-ion seperti F^-, Cl^-, dan OH^-, mudah sekali tersubstitusi ke dalam kisi kristal dari *apatite* sehingga menjadikannya mirip satu sama lainnya jika tidak menggunakan metode analisis tertentu. Dari kelompok *apatite* tersebut, beberapa tahun belakangan ini perhatian banyak diberikan dalam pengembangan Hidroksiapatit dikarenakan sifat-sifat penting yang dimilikinya sebagai biomaterial.

2.9 Electroplating

Proses electroplating adalah proses yang menghasilkan lapisan tipis logam di atas permukaan logam lainnya dengan cara elektrolisis. Perpindahan ion logam dengan bantuan arus listrik melalui larutan elektrolit sehinnga ion logam mengendap pada benda padat yang akan dilapisi. Ion logam diperoleh dari elektrolit maupun berasal dari pelarutan anoda logam di dalam elektrolit. Pengendapan terjadi pada benda kerja yang berlaku sebagai katoda. fenomena yang terjadi adalah oksidasi terjadi di anoda sementara di bagian katoda terjadi reduksi. Semakin tinggi arus maka semakin cepat juga proses pelapisan akan tetapi harus disesuaikan lagi dari konsentrasi logam pelapis itu sendiri. Pada dasarnya cara ini memiliki ilmu dasar yaitu elektrolisis.



Gambar 2.10 Proses Electroplating Nickel



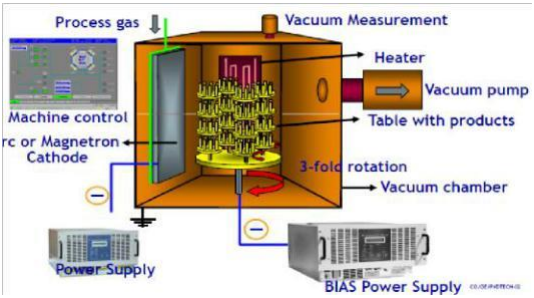
Gambar 2.11 Proses Electroplating Chrome

2.10 *Physical Vapor Depositon* (PVD)

PVD adalah proses utama lainnya yang digunakan untuk memproduksi pelapis alat pemotong. Dalam PVD, lapisan disimpan dalam ruang hampa. Spesies logam pelapis, diperoleh melalui penguapan atau sputtering, bereaksi dengan spesies gas (nitrogen atau amonia) di dalam bilik dan diendapkan ke substrat. Karena PVD adalah proses tekanan rendah, atom dan molekul pelapis mengalami tabrakan yang relatif sedikit dalam perjalanan mereka ke substrat.

Oleh karena itu PVD adalah proses line-of-sight yang memerlukan perlengkapan bergerak untuk memastikan

ketebalan lapisan yang seragam. Suhu pada pemrosesan PVD yang relatif rendah yaitu 500ºC (930ºF). Suhu pemrosesan yang lebih rendah ini menghasilkan banyak manfaat untuk pelapisan PVD. Pelapisan PVD pada dasarnya bebas dari retakan termal yang umum terjadi pada pelapisan CVD. Dalam PVD, suhu pemrosesan cukup rendah sehingga formasi eta-fase dihilangkan, memungkinkan pengendapan lapisan PVD pada tepi yang tajam. Kemampuan untuk melapisi ujung yang tajam juga ditingkatkan oleh ketipisan relatif pelapis. Lapisan mikrostruktur tergantung pada kondisi pemrosesan. Menyesuaikan parameter proses dalam PVD memungkinkan modifikasi dari kolom ke struktur yang sama. Pelapis PVD juga memiliki tekanan tekan bawaan yang sangat tinggi yang membantu mereka menahan inisiasi dan perambatan retak. Meminimalkan pembentukan dan penyebaran retak dapat membantu mencegah kegagalan alat prematur, meningkatkan keamanan tepi alat.



Gambar 2.12 Proses PVD *Coating*

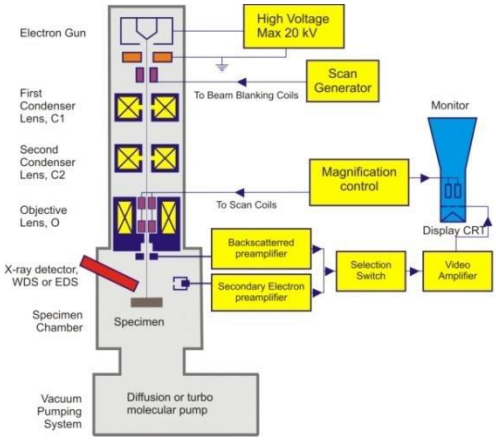
2.11 *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Scanning Electron Microscope (SEM) adalah sebuah mikroskop elektron yang didesain untuk menyelidiki permukaan dari objek solid secara langsung. SEM memiliki perbesaran 10 – 3000000x, *depth of field* 4 – 0.4 mm dan resolusi sebesar 1 – 10 nm. Kombinasi dari perbesaran yang tinggi, *depth of field* yang besar, resolusi yang baik, kemampuan untuk mengetahui komposisi dan informasi

kristalografi membuat SEM banyak digunakan untuk keperluan penelitian dan industri. Adapun fungsi utama dari SEM antara lain dapat digunakan untuk mengetahui informasi-informasi mengenai:

- Topografi, yaitu ciri-ciri permukaan dan teksturnya (kekerasan, sifat memantulkan cahaya, dan sebagainya).
- Morfologi, yaitu bentuk dan ukuran dari partikel penyusun objek (kekuatan, cacat pada *Integrated Circuit (IC)* dan *chip*, dan sebagainya).
- Komposisi, yaitu data kuantitatif unsur dan senyawa yang terkandung di dalam objek (titik lebur, kereaktifan, kekerasan, dan sebagainya).

Prinsip kerja SEM yaitu bermula dari *electron beam* yang dihasilkan oleh sebuah filamen pada *electron gun*. Pada umumnya *electron gun* yang digunakan adalah *tungsten hairpin gun* dengan filamen berupa lilitan *tungsten* yang berfungsi sebagai katoda. Tegangan diberikan kepada lilitan yang mengakibatkan terjadinya pemanasan. Anoda kemudian akan membentuk gaya yang dapat menarik elektron melaju menuju ke anoda. Kemudian electron beam difokuskan ke suatu titik pada permukaan sampel dengan menggunakan dua buah condenser lens. Condenser lens kedua (atau biasa disebut dengan lensa objektif) memfokuskan beam dengan diameter yang sangat kecil, yaitu sekitar 10-20 nm. Hamburan elektron, baik *Secondary Electron (SE)* atau *Back Scattered Electron (BSE)* dari permukaan sampel akan dideteksi oleh detektor dan dimunculkan dalam bentuk gambar pada layar CRT.



Gambar 2.13 Skema Kerja Alat *Scanning Electron Microscope*

2.12 Penelitian Terdahulu

2.12.1 Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome* (NiCr)

Penelitian yang dilakukan oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) tentang "Analisa permukaan sampel implan tulang berbahan ST-41 dengan pelapis NiCr" bertujuan untuk mengetahui laju korosi spesimen SS 316 L dan Baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (NiCr)* dengan variasi perendaman 12 jam, 168 jam, 240 jam, dan 336 jam. SS 316 L merupakan material implan tulang yang sering digunakan saat ini. Jenis pengujian yang dilakukan pada penilitian ini antara lain *Potentiodynamic Polarization (PDP), Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS), Scanning Electron Microscope (SEM), dan Scanning Electron Microscope Energy Dispersive X-Ray (SEM-EDX).*

Hasil pengujian menunjukan pola laju korosi yang sama pada kedua spesimen saat variasi perendaman selama 168 jam. Didapatkan nilai laju korosi tertinggi yaitu pada spesimen ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome* (NiCr) dengan nilai 0,024665 mm/year dan laju korosi terendah yaitu pada SS 316 L dengan nilai 0,0013166 mm/year pada variasi perendaman 336 jam.

2.12.2 Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN)

Dalam penelitian yang dilakukan oleh Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) tentang "Pengaruh Pelapisan TiN Pada Sampel Implan Tulang Terhadap Karakteristik Permukaan Sampel Implan Tulang" yang bertujuan untuk mengetahui perbandingan laju korosi dengan variasi perendaman selama 12 jam,168 jam,240 jam dan 336 jam antara Baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN) dan SS 316 L. Dimana SS 316 L sendiri biasa digunakan untuk material implan tulang. Jenis pengujian yang dilakukan pada penelitian ini adalah *Electrochemical Impedance Spectroscopy (EIS), Potentiodynamic Polarization (PDP), Scanning Electron Microscopy (SEM), dan Scanning Electron Microscopy energy dispersive x-ray (SEM – EDX).*

Hasil pengujian menunjukkan adanya kenaikan laju korosi pada masing – masing spesimen saat perendaman selama 168 jam. Pada pengujian polarisasi potensiodinamik didapatkan laju korosi tertinggi pada spesimen ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN) pada saat perendaman selama 168 jam dengan nilai laju korosi sebesar 0,014261 mm/year. Sedangkan nilai terendah pada spesimen ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN) dengan nilai laju korosi sebesar 0,00092597 mm/year.

2.12.3 Tadashi Kokubo, Hiroaki Takadama "*How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?*"

Kemampuan pengikatan tulang suatu material sering dievaluasi dengan memeriksa kemampuan *apatite* untuk terbentuk di permukaannya dalam cairan tubuh yang disimulasikan (SBF) dengan konsentrasi ion yang hampir sama dengan plasma darah manusia. Namun, validitas metode ini untuk mengevaluasi kemampuan ikatan tulang belum dinilai secara sistematis. Di sini, sejarah SBF, korelasi kemampuan apatit untuk terbentuk pada berbagai bahan dalam SBF dengan bioaktifitas tulang *in vivo* mereka, dan beberapa contoh pengembangan bahan bioaktif baru berdasarkan pada

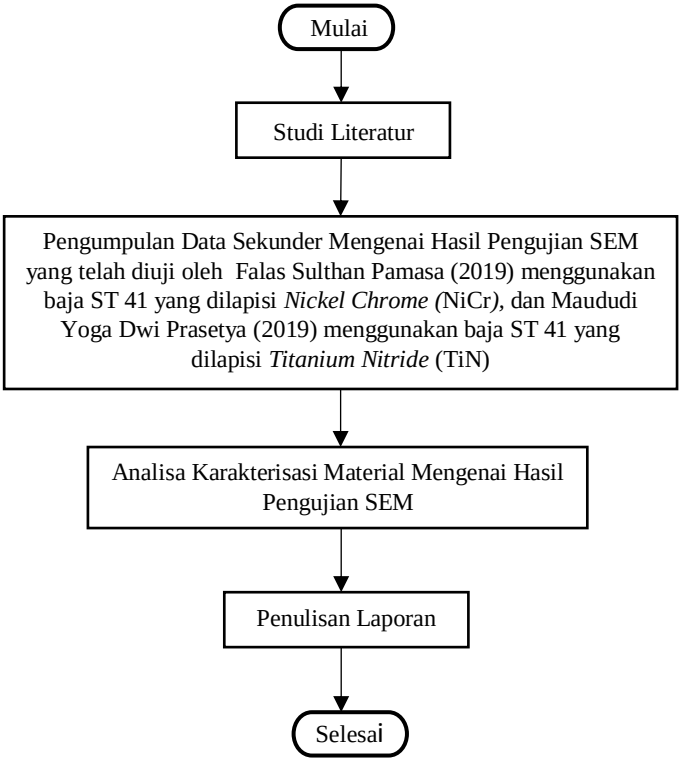
pembentukan apatit di SBF ditinjau. Disimpulkan bahwa pemeriksaan pembentukan apatit pada suatu bahan dalam SBF berguna untuk memprediksi bioaktivitas tulang *in vivo* suatu bahan, dan jumlah hewan yang digunakan dan durasi percobaan hewan dapat dikurangi dengan menggunakan metode ini.

Pada penelitian ini hasil yang sudah dijelaskan bahwa bahan yang dapat memiliki bentuk apatit pada permukaannya dalam SBF memiliki apatit yang diproduksi pada permukaannya dalam tubuh yang hidup, dan mengikat pada tulang yang hidup melalui lapisan apatit ini. Hubungan ini berlaku selama bahan tersebut tidak mengandung komponen yang menginduksi reaksi toksik atau antibodi. Ada beberapa bahan yang secara langsung berikatan dengan tulang hidup tanpa pembentukan apatit yang terdeteksi pada permukaannya. Meskipun ada keterbatasan ini, pemeriksaan pembentukan apatit pada permukaan suatu bahan dalam SBF berguna untuk memprediksi bioaktivitas tulang *in vivo* dari bahan tersebut, tidak hanya secara kualitatif tetapi juga secara kuantitatif.

BAB III
METODOLOGI PENELITIAN

Pengujian yang dilakukan pada penelitian kali ini adalah analisa karakterisasi material mengenai hasil pengujian SEM yang didapat dari data penelitian yang dilakukan oleh Falas Sulthan Pamasa (2019), Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019), dan dengan referensi Tadashi Kokubo, Hiroaki Takadama (2006).

3.1 Diagram Alir



Gambar 3.1 Flow Chart Diagram Penelitian

3.2 Langkah Percobaan

3.2.1 Studi Literatur

Studi literatur meliputi penggalian teori-teori mengenai objek yang akan diteliti, jurnal dari penelitian sebelumnya yang berhubungan dengan masalah yang ditemui dan pernah dilakukan penelitian sebelumnya, pemahaman referensi dan data data yang akan dijadikan dasar untuk penyelesaian masalah yang ada. Adapun referensi tersebut dapat berupa code, standart, atau handbook yang ada. Sehingga dapat menjadi penunjang untuk dijadikan referensi dalam masalah interpass temperatur dalam penelitian yang akan dibuat.

3.2.2 Pengumpulan Data Sekunder Mengenai Hasil Pengujian SEM

Pada penelitian ini data yang diambil merupakan data sekunder yang sudah dilakukan penelitian oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019). Data yang diambil untuk penelitian ini merupakan data mengenai hasil pengujian SEM yang sudah di uji oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) yang menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (NiCr)* dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) yang menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride (TiN)*.

3.2.3 Analisa Karakterisasi Meterial Mengenai Hasil Pengujian SEM

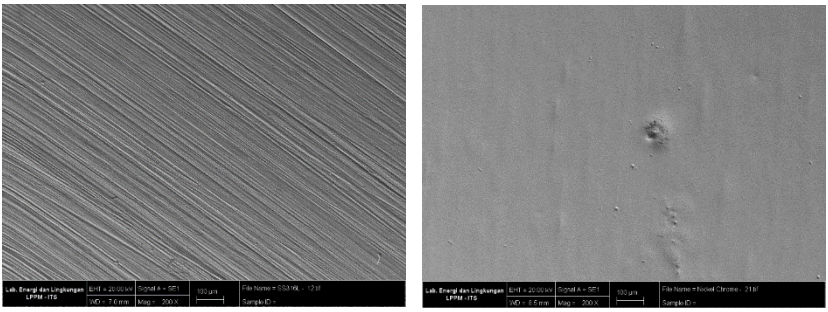
Analisa yang dilakukan pada penelitian ini ialah menganalisa karakterisasi material melalui hasil pengujian SEM yang sudah dilalukan penelitian oleh Falas Sulthan Pamasa (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome (*NiCr*)*, dan Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) menggunakan baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride* (TiN) dan dengan referensi dari Tadashi Kokubo, Hiroaki Takadama (2006).

BAB IV
HASIL DAN ANALISA

4.1 Penelitian Sebelumnya

Pada penelitian yang dilakukan oleh [Falas, 2019] Tujuan dari pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) adalah untuk mengetahui bentuk permukaan dari sampel ST 41 yang dilapisi dengan *Nickel Chrome* (NiCr) dan SS 316 L setelah direndam dengan larutan korosif dengan variabel perendaman 12 hari dan 336 hari. Pengujian SEM ini dilakukan di laboratorium Energi dan Lingkungan, LPPM-ITS. Sampel yang digunakan berukuran 20 mm x 10 mm x 4 mm. Sebelum dilakukan pengujian SEM, sampel dikeringkan dengan cara dikeringkan menggunakan oven dengan suhu 80˚C selama 1-2 jam untuk menghilangkan sisa-sisa air pada sampel. Dilakukan pengeringan pada spesimen karena pada proses pengujian, sampel tidak boleh dalam kondisi basah.

Pada Pengujian SEM ini alat yang digunakan adalah jenis Carl Zeiss Evo MA 10 . Alat yang memiliki kemampuan perbesaran elektron optikal sebesar 20-50.000 kali dan dapat di zoom sampai 12x, dengan resolusi mencapai lebih dari 14 nm, kemampuan perbesaran optik 20-135 kali, serta penggambaran dan analisis pada daya 5kV,10kV dan 15kV. Hasil dari pengujian dapat dilihat pada gambar dibawah ini :



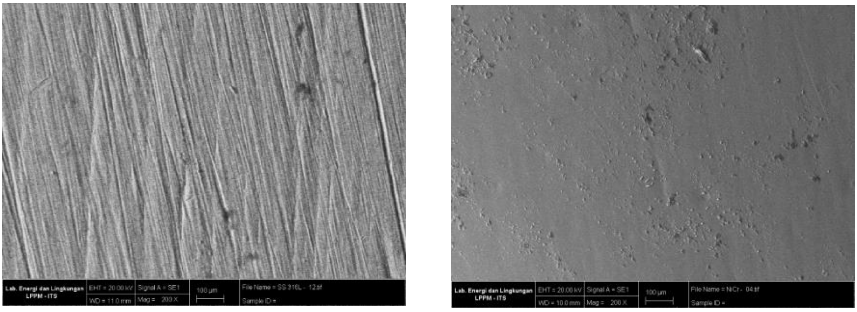
(a) (b)

Gambar 4.1 Hasil pengujian SEM perbesaran 200x dengan variabel perendaman 12 jam SS 316L (a) ST 41

dengan pelapis *Nickel Chrome* (NiCr) (b)

Pada Gambar 4.1 hasil pengujian SEM pada sampel dengan waktu perendaman 12 jam pada larutan *Simulated Body Fluid* (SBF) dapat disimpulkan bahwa SS 316 L (a) belum terlihat kerusakan pada permukaan spesimen berupa lubang-lubang kecil maupun karat. Sedangkan pada ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome* (b) terdapat lubang-lubang kecil pada permukaan sampel.

Dapat disimpulkan dari hasil SEM 0 hari bahwa spesimen ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome* (NiCr) memiliki laju korosi yang lebih tinggi dibandingkan dengan SS 316 L pada waktu perendaman 12 jam sesuai dengan grafik laju korosi pada pengujian *Potensiodynamic Polarization* (PDP).



(a) (b)

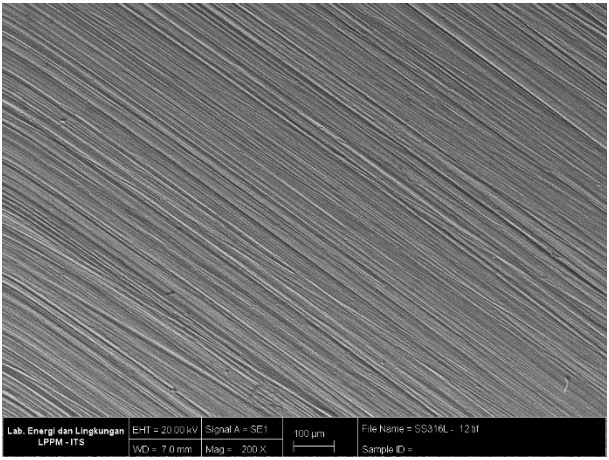
Gambar 4.2 Hasil pengujian SEM perbesaran 200x dengan variabel perendaman 336 jam (a) SS 316L (b) ST 41 dengan pelapis *Nickel Chrome* (NiCr)

Pada Gambar 4.2 hasil pengujian SEM pada sampel dengan waktu perendaman 336 jam pada larutan *Simulated Body Fluid* (SBF) dapat disimpulkan bahwa SS 316 L (a) mulai terlihat karat berbentuk titik-titik maupun pulau yang ada di permukaan spesimen. Sedangkan pada ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome* (b) titik-titik karat maupun spot karat mulai

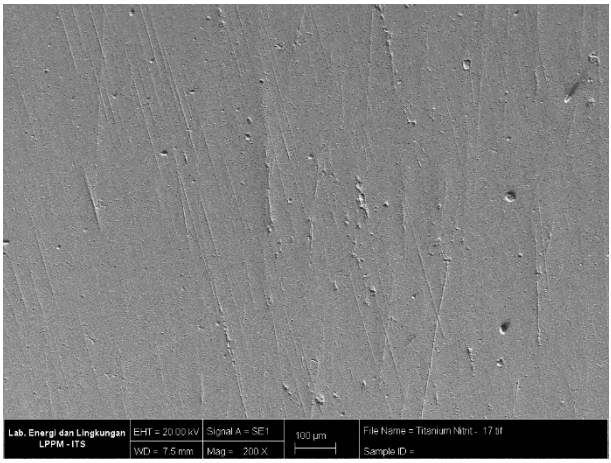
bertambah dan semakin luas wilayah pengaratannya.

Dapat disimpulkan bahwa SS 316 L memiliki laju korosi lebih rendah dibandingkan dengan ST 41 yang dilapisi *Nickel Chrome* (NiCr) karena titik karat yang ada pada permukaan spesimen lebih banyak dimiliki oleh ST 41 dibandingkan dengan SS 316 L.

Sedangkan Pada penelitian yang dilakukan oleh [Maududi, 2019] ini sama seperti penelitian yang dilakukan oleh [Falas, 2019] hanya berbeda pada pelapisan. Sampel yang digunakan pada pengujian [Maududi, 2019] ini sebanyak 4 sampel dengan waktu perendaman selama 12 jam sejumlah 2 spesimen dengan bahan ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitiride(TiN) dan SS 316 L* masing – masing 1. Saat sampel akan dilakukan pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) sampel terlebih dibersihkan dengan air bersih terlebih dahulu,setelah itu spesimen dikeringkan di dalam sebuah tempat yang kedap udara, spesimen harus benar-benar kering sebelum dilakukan pengujian.



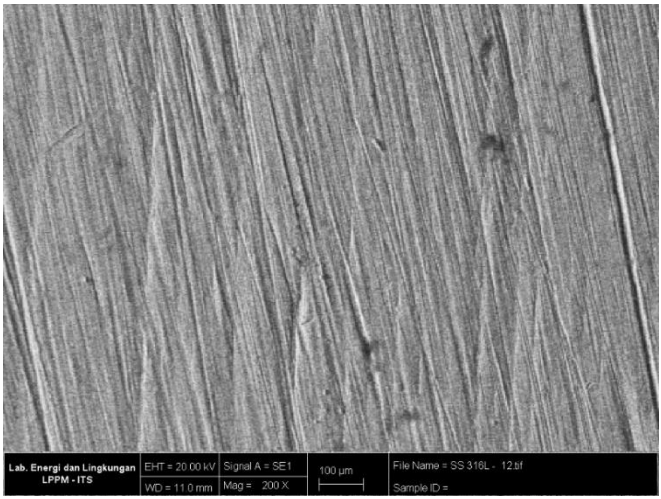
Gambar 4.3 Hasil Pengujian SEM spesimen SS 316L variabel 12 jam dengan perbesaran 200x



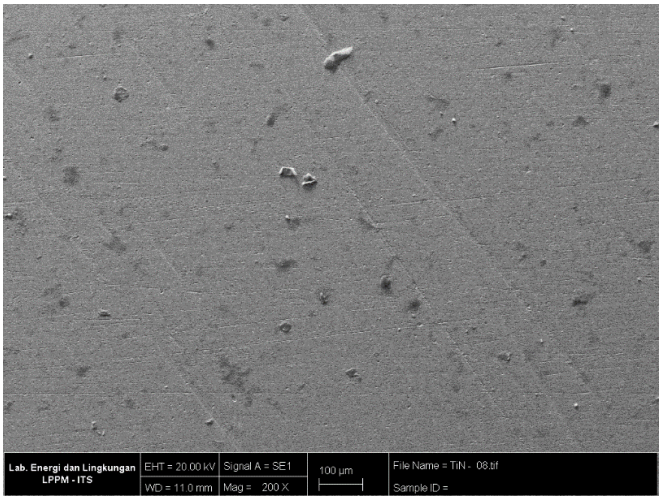
Gambar 4.4 Hasil Pengujian SEM spesimen TiN variable 12 jam dengan perbesaran 200x

Berdasarkan Gambar 4.3 tersebut, terlihat bahwa spesimen SS 316 L dengan waktu perendaman kedalam Larutan *Simulated Body Fluid (SBF)* selama 12 jam dengan tingkat perbesaran 200x belum terlihat kerusakan berupa lubang – lubang kecil. Sedangkan pada Gambar 4.4**,** terlihat bahwa material ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride (TiN)* terdapat kerusakan berupa lubang-lubang kecil dan beberapa produk korosi berbentuk pulau-pulau yang menyelimuti seluruh permukaan material ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride (TiN).*

Pada proses tersebut menandakan bahwa spesimen baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitiride(TiN) dan SS 316* mengalami jenis korosi sumuran. Yaitu jenis korosi yang terjadi pada daerah kecil pada tempat yang berlainan.



Gambar 4.5 Hasil Pengujian SEM specimen SS 316L Specimen 336 jam dengan perbesaran 200x



Gambar 4.6 Hasil Pengujian SEM Spesimen TiN variable 336 jam dengan perbesaran 200x

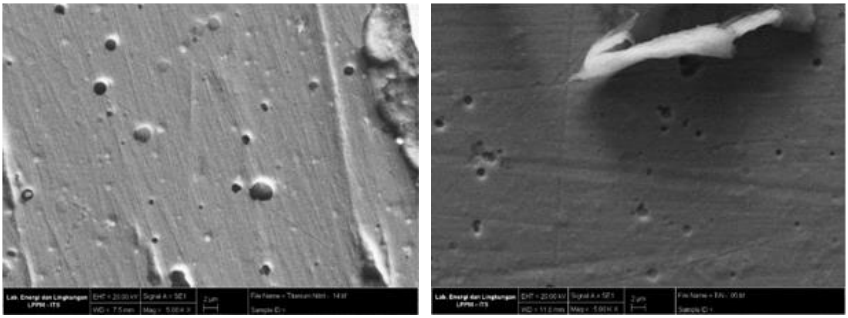
Berdasarkan Gambar 4.5 tersebut, terlihat bahwa spesimen SS 316 L dengan waktu perendaman kedalam Larutan *Simulated Body Fluid (SBF)* selama 336 jam dengan tingkat perbesaran 200x terlihat kerusakan berupa lubang – lubang kecil beberapa produk korosi berbentuk pulau-pulau yang hampir menjadi lubang. Sedangkan pada Gambar 4.6, terlihat bahwa material ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride (TiN)* terdapat kerusakan berupa beberapa produk korosi berbentuk pulau-pulau yang akan membentuk lubang pada seluruh permukaan material ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitride (TiN).*

Pada proses tersebut menandakan bahwa spesimen baja ST 41 yang dilapisi *Titanium Nitiride(TiN) dan SS 316* mengalami jenis korosi sumuran. Yaitu jenis korosi yang terjadi pada daerah kecil pada tempat yang berlainan.

4.2 Pembahasan Analisa Karakterisasi Material Hasil Pengujian SEM

Pada penelitian ini analisa yang dilakukan adalah karakterisasi material hasil pengujian SEM yang diambil dari data penelitian [Falas, 2019] yang dari ST 41 yang dilapisi NiCr dan [Maududi, 2019] yang dari ST 41 Yang Dilapisi TiN serta disertai dengan sumber dari [Tadashi K, Hiroaki T, 2006].

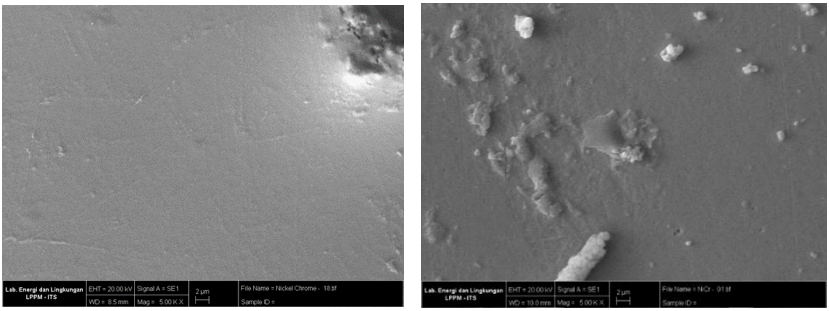
Berikut gambar hasil pengujian SEM perbesaran 5000x waktu perendaman 12 dan 336 jam berdasarkan data penelitian dari [Falas, 2019] dan [Maududi, 2019].



(a) (b)

Gambar 4.7 (a) Hasil Pengujian SEM ST 41 yang dilapisi TiN perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam dan (b) waktu perendaman 336 jam
Sumber: [Maududi, 2019]

Berdasarkan Gambar 4.7 tersebut, terlihat gambar (a) Hasil Pengujian SEM ST 41 yang dilapisi TiN perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam disimpulkan tidak terdapat bentuk apatit pada permukaannya dalam SBF yang kemungkinan sulit untuk berikatan dengan tulang hidup melalui lapisan apatit yang terbentuk pada permukaannya dalam benda hidup. Sedangkan pada gambar (b) waktu perendaman 336 jam terlihat terdapat sedikit bentuk apatit yang dapat disimpulkan kemungkinan dapat berikatan dengan tulang hidup melalui lapisan apatit yang terbentuk pada permukaannya dalam benda hidup.



(a) (b)

Gambar 4.8 (a) Hasil pengujian SEM ST 41 yang dilapisi NiCr perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam dan (b) waktu perendaman 336 jam
Sumber: [Falas, 2019].

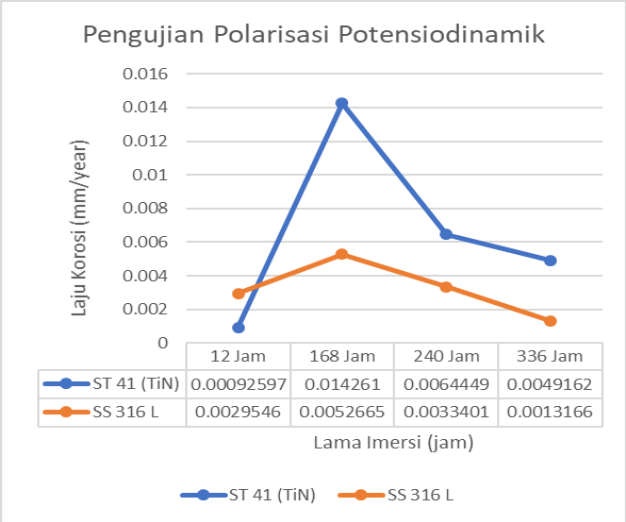
Berdasarkan Gambar 4.8 tersebut, terlihat gambar (a) Hasil Pengujian SEM ST 41 yang dilapisi NiCr waktu perendaman 12 jam disimpulkan tidak terdapat bentuk apatit pada permukaannya dalam SBF yang kemungkinan sulit untuk berikatan dengan tulang hidup melalui lapisan apatit yang terbentuk pada permukaannya dalam benda hidup. Sedangkan pada gambar (b) waktu perendaman 336 jam terlihat sedikit terdapat bentuk apatit pada permukaannya dalam SBF yang dapat disimpulkan kemungkinan dapat berikatan dengan tulang hidup melalui lapisan apatit yang terbentuk pada permukaannya dalam benda hidup.

4.3 Hasil Pembahasan

Berdasarkan dari data penelitian yang di dapat dari [Falas, 2019] dan [Maududi, 2019] dapat disimpulkan bahwa bahan yang di uji menggkunakan baja ST 41 yang dikarenakan memiliki kombinasi sifat mekanik yang baik seperti: kekerasan, keuletan, dan ketangguhan yang baik. Pada penelitian [Falas, 2019] baja ST 41 dilapisi *Nickel Chrome (NiCr)* dikarenakan kandungan nikel memberikan sifat unggul, kekuatan tinggi,

memiliki karakteristik kuat, tahan panas dan tahan karat. Sedangkan pada peneltian [Maududi, 2019] ST 41 dilapisi *Titanium Nitride (TiN)* dikarenakan kandungan *Titanium Nitride* banyak digunakan karena keunggulan sifat yang dimiliki yaitu sifat mekanik dan kimia yang baik, seperti nilai kekerasan yang tinggi, ketahanan korosi dan ketahanan aus yang tinggi.

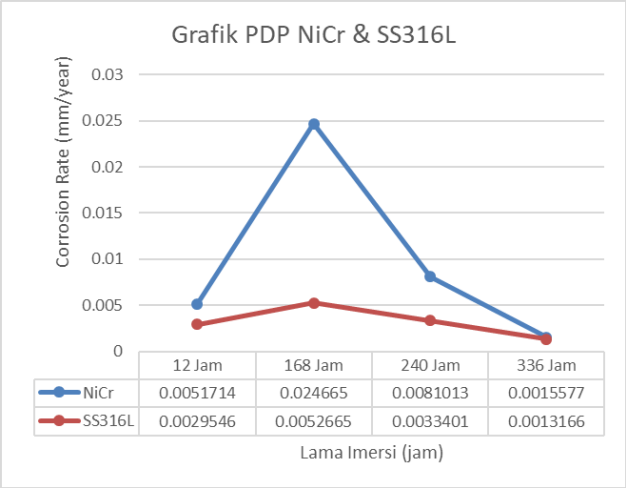
Dari pengujian polarisasi potensiodinamik dapat diketahui laju korosi dari *Sample Test* yang digunakan. Berdasarkan pengujian yang telah dilakukan pada 8 sampel pengujian dengan variabel perendaman 12 jam, 168 jam, 240 jam, dan 336 jam menggunakan Autolab *Metrohm* tipe AUT84948 dan diolah dengan *software* Nova 1.11 didapatkan data sebagai berikut:



Gambar 4.9 Grafik Polarisasi Potensiodinamik
Sumber: [Maududi, 2019]

Berdasarkan Gambar 4.9 grafik tersebut didapat dari data penelitian Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) disimpulkan bahwa Jika ST 41 dengan pelapis *Titanium Nitride (TiN)*

dilakukan waktu perendaman yang lebih lama dari 336 jam kemungkinan dapat menghasilkan waktu laju korosi yang lebih rendah dari SS316L dan dapat menggantikan material SS316L sebagai implan tulang pada manusia. Menurut [Prajitno, dkk, 2018] nilai impedansi yang tinggi menunjukkan laju korosi menurun yang disebabkan terbentuknya lapisan pasif pada permukaan. Pada variabel perendaman selama 12 jam memiliki nilai laju korosi sebesar 0,00092597 mm/year dan perendaman selama waktu 336 jam memiliki nilai laju korosi sebesar 0,0049162 mm/year memenuhi standar tingkat ketahanan material berdasarkan laju korosi, yaitu <0,02 mm/yr pada Tabel 2.1.



Gambar 4.10 Grafik Polarisasi Potensiodinamik
Sumber: [Falas, 2019]

Berdasarkan Gambar 4.10 grafik tersebut disimpulkan bahwa Jika ST 41 dengan pelapis *Nickel Chrome (NiCr)* dilakukan waktu perendaman yang lebih lama dari 336 jam kemungkinan dapat menghasilkan waktu laju korosi yang lebih rendah dari SS316L dan dapat menggantikan material SS316L sebagai implan tulang pada manusia. Pada variabel perendaman

selama 12 jam memiliki nilai laju korosi 0,0051714 mm/year dan perendaman selama waktu 336 jam memiliki nilai laju korosi sebesar 0.0015577 mm/year juga masih memenuhi standar tingkat ketahanan material berdasarkan laju korosi, yaitu <0,02 mm/yr pada Tabel 2.1.

Dengan demikian pada penelitian dari Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) dan Falas Sulthan Pamasa (2019) dapat disimpulkan bahwa pada hasil laju korosi pengujian PDP spesimen masih memenuhi standar tingkat ketahanan material berdasarkan laju korosi, yaitu <0,02 mm/yr pada Tabel 2.1. dan waktu perendaman terlalu pendek sehingga menghasilkan laju korosi yang tidak memuaskan untuk sebanding dengan material SS316L sebagai implant tulang manusia.

Pada hasil pengujian *Scanning Electron Microscope* (SEM) disimpulkan bahwa pada waktu perendaman 12 jam perbesaran 5000x tidak terlihat bentuk apatit dikarenakan waktu perendaman tersebut terlalu pendek dan pada waktu perendaman 336 perbesaran 5000x juga hanya terlihat sedikit bentuk apatit pada permukaannya yang juga dikarenakan waktu perendamannya kurang lama. Kemampuan pengikatan tulang suatu material sering dievaluasi dengan memeriksa kemampuan apatite untuk terbentuk di permukaannya dalam cairan tubuh yang disimulasikan (SBF) dengan konsentrasi ion yang hampir sama dengan plasma darah manusia.

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB V
KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari hasil analisa penelitian yang didapat dari data sekunder yang telah dilakukan, didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

1. Penelitian yang dilakukan oleh Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) dan Falas Sulthan Pamasa (2019) masih belum cukup baik digunakan sebagai implan tulang dikarenakan kurangnya penelitian lebih lanjut.
2. Pada hasil pengujian SEM ST 41 yang dilapisi TiN dan NiCr perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam terlihat tidak terdapat bentuk apatit pada permukaannya dalam SBF yang kemungkinan sulit untuk berikatan dengan tulang hidup melalui lapisan apatit yang terbentuk pada permukaannya dalam benda hidup.
3. Pada hasil pengujian SEM ST 41 yang dilapisi TiN dan NiCr perbesaran 5000x waktu perendaman 336 jam terlihat sedikit terdapat bentuk apatit pada permukaannya dalam SBF yang disimpulkan kemungkinan dapat berikatan dengan tulang hidup melalui lapisan apatit yang terbentuk pada permukaannya dalam benda hidup.
4. Kurangnya waktu perendaman pada penelitian Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019) dan Falas Sulthan Pamasa (2019) sehingga bentuk apatit masih sedikit yang terbentuk pada permukaannya dalam SBF.
5. Menghasilkan laju korosi yang tidak memuaskan untuk sebanding dengan material SS316L sebagai implan tulang manusia.
6. Dapat dikatakan dari hasil ini bahwa suatu bahan yang dapat memiliki bentuk apatit pada permukaannya dalam SBF dapat berikatan dengan tulang hidup melalui lapisan apatit yang terbentuk pada permukaannya dalam benda hidup, selama bahan tersebut tidak mengandung zat apa pun yang

menyebabkan reaksi toksik atau antibodi. Berdasarkan sumber dari [Tadashi Kokubo, Hiroaki T, 2006].

5.2 Saran

Berdasarkan hasil yang diperoleh pada penelitian ini, Saran yang dapat diberikan setelah melakukan penelitian dan diharapkan berguna untuk penelitian selanjutnya adalah perlu melakukan analis lebih lanjut tentang karakteristik apa saja yang terdapat pada bahan yang di uji selain yang terdapat pada penelitian ini sehingga membuktikan bahan yang diuji tersebut memiliki karakteristik yang baik untuk implan tulang.

DAFTAR PUSTAKA

[1] Tadashi Kokubo, Hiroaki Takadama. 2006. ***How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?*** Matsumoto, Kasugai, Aichi, Jepang. : *Department of Biomedical Sciences, College of Life and Health Sciences, Chubu University.*

[2] Maududi Yoga Dwi Prasetya. 2019. **Pengaruh Pelapisan TiN Pada Sampel Implan Tulang Terhadap Karakteristik Permukaan Sampel Implan Tulang**. Surabaya : Departemen Teknik Mesin Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

[3] Falas Sulthan Pamasa. 2019. **Analisa Permukaan Pada Sampel Implan Tulang Berbahan ST 41 Dengan Pelapis NiCr.** Surabaya : Departemen Teknik Mesin Industri, Fakultas Vokasi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

[4] Girish Chandra, Ajay Pandey. (2020). ***Biodegradable bone implants in orthopedic applications: a review.*** *Department of Mechanical Engineering*, Maulana Azad *National Institute of Technology*, Bhopal, Madhya Pradesh 462003, India

[5] LEGEROS, R. Z., & LEGEROS, J. P. (2008). ***Hydroxyapatite. Bioceramics and Their Clinical Applications***, 367–394. New York University College of Dentistry, USA

[6] Leng, Y. ***Materials Characterization: Introduction to Microscopic and Spectroscopic Methods***. John Wiley & Sons (Asia) Pte Ltd, City, 2008.

[7] Bohner, M., & Lemaitre, J. (2009). ***Can bioactivity be tested in vitro with SBF solution? Biomaterials, 30(12), 2175–2179.***

[8] Yong Wang , Mei Wei, Jiacheng Gao, Jinzhu Hu, Yan Zhang. 2007. ***Corrosion process of pure magnesium in simulated body fluid.*** China,USA : *College of Materials Science & Engineering, Chongqing University,*

Chongqing, 400045, The Institute of Materials Science, University of Connecticut, Storrs, CT 06269, USA College of Materials Science and Engineering, Southwest University, Chongqing.

[9] Jones, Denny A. 1992. "***Principles and Prevention of Corrosion****". New York; Macmillan Publishing Company, New York*

[10] Lusiana. 2010. **Aanalisa Laju Korosi Dengan Penambahan Unsur Modifikasi Molibdenum Dan Niobium Terhadap Material Biokompetibel Ti-6Al Dalam Larutan Darah Sintetis.** Depok : Fakultas Teknik Metalurgi dan Material, Universitas Indonesia

[11] Knofel, Dietbert. 1978. ***Corrosion Of Building Material .*** *United States* : Van Nostrand Reinhold Company Chamberlain.

[12] Fontana, Mars Guy. 1986. ***Corrosion Engineering.*** *Singapore* :McGraw-Hill Book Co

[13] Roberge, Pierre R., 2000, " ***Handbook of Corrosion Engineering*** ",McGraw-Hill Companies, Inc., New York

[14] Mundalithe, Pierre R., 2000. ***Handbook of Corrosion Engineering***. New York: McGraw-Hill

[15] Pierre R, Roberge. 2008. ***Corrosion Engineering Principles and Practice***. TheMcGraw-Hill Companies Inc. USA.

[16] Zeiss, Carl. ***Scanning Electron Microscope EVO Manual Instruction***. Carl Zeiss Promenade 10, Jena. Germany. 2013

BIODATA PENULIS

Penulis merupakan anak pertama dari tiga bersaudara yang lahir pada tanggal 21 Agustus 1998 di Surabaya, Jawa Timur. Pendidikan formal yang pernah ditempuh meliputi SDN Mojo X/503 Kota Surabaya, MTsN 1 Kota Surabaya dan SMK 45 Kota Surabaya. Setelah itu pada tahun 2017 penulis meneruskan pendidikan pada tingkat perguruan tinggi di Departemen Teknik Mesin Industri, Fakultas Vokasi – Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya.

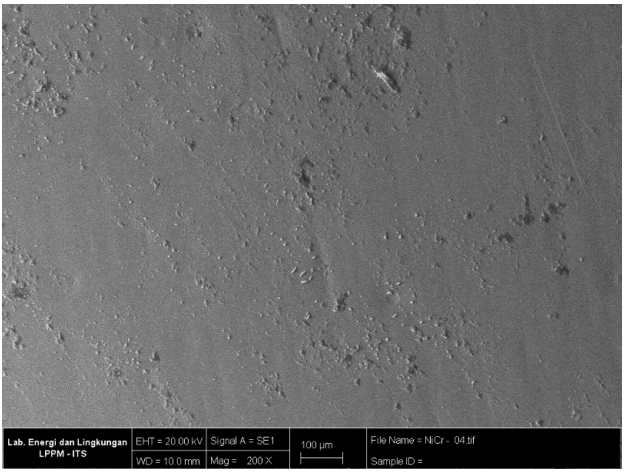
Selama masa Pendidikan di perkuliahan penulis aktif dalam organisasi mahasiswa diantaranya staff Sie Kerohanian Islam 'Jundullah' Himpunan Mahasiswa D3 Mesin (HMDM) FV-ITS 2018-2019. Penulis juga mengikuti pelatihan yang diadakan HMDM antara lain : Pelatihan Karya Tulis Ilmiah (PKTI), Latihan Kepemimpinan Manajemen Mahasiswa Pra-Tingkat Dasar (LKMM Pra-TD). Bagi pembaca yang ingin mengenal lebih dengan penulis dan ingin berdiskusi lebih luas dapat menghubungi

- E-mail : rizalbaguspratama00@gmail.com

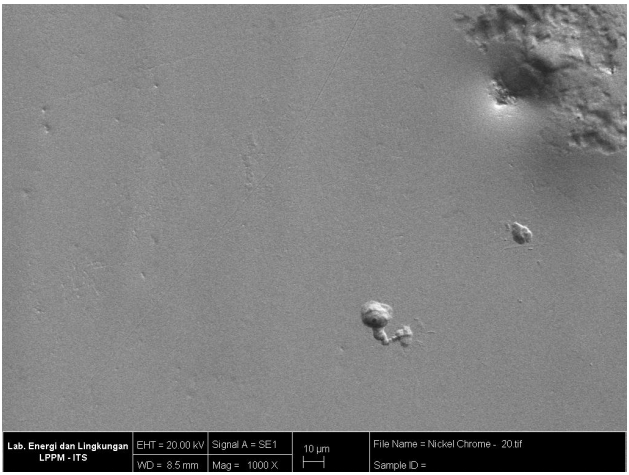
LAMPIRAN A

1. Hasil Pengujian SEM Falas Sulthan Pamasa (2019)

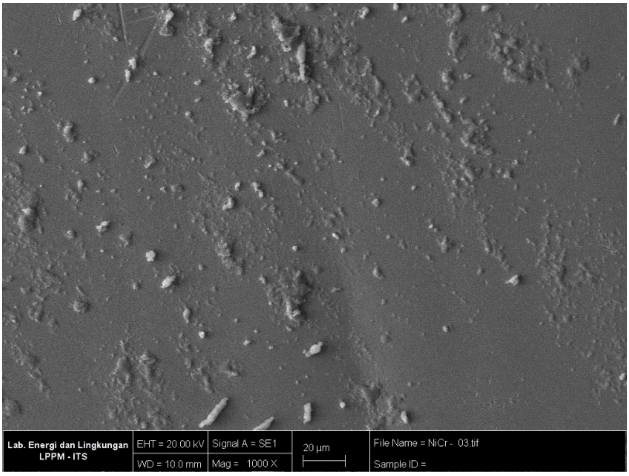
Gambar 1 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 200x waktu perendaman 12 jam



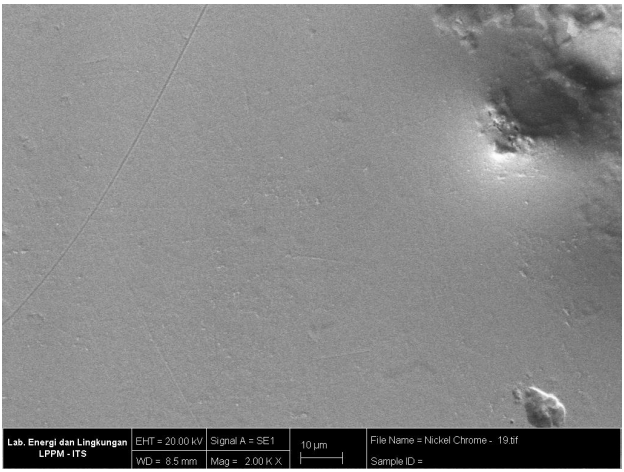
Gambar 2 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 200x waktu perendaman 336 jam



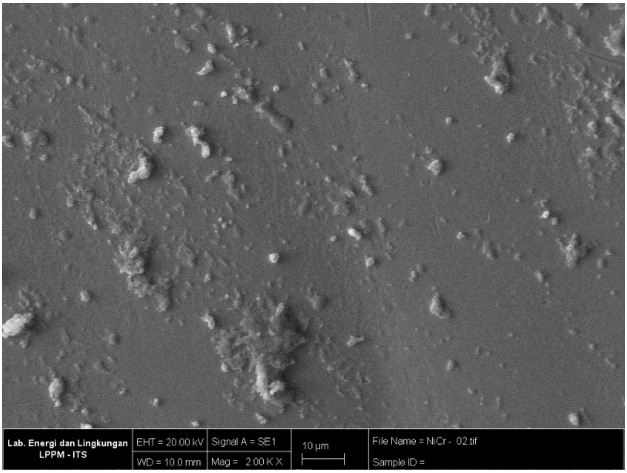
Gambar 3 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 1000x waktu perendaman 12 jam



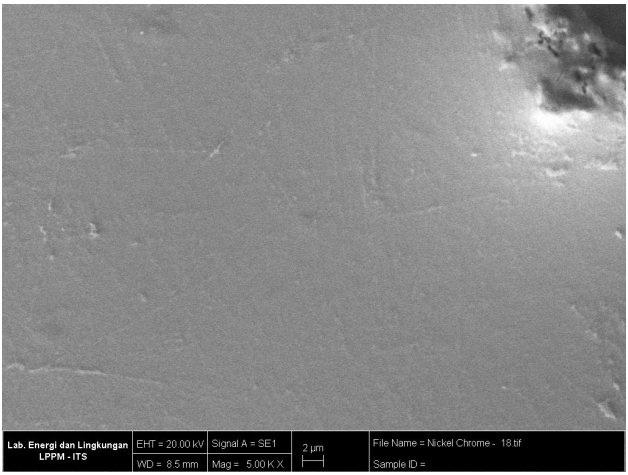
Gambar 4 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 1000x waktu perendaman 336 jam



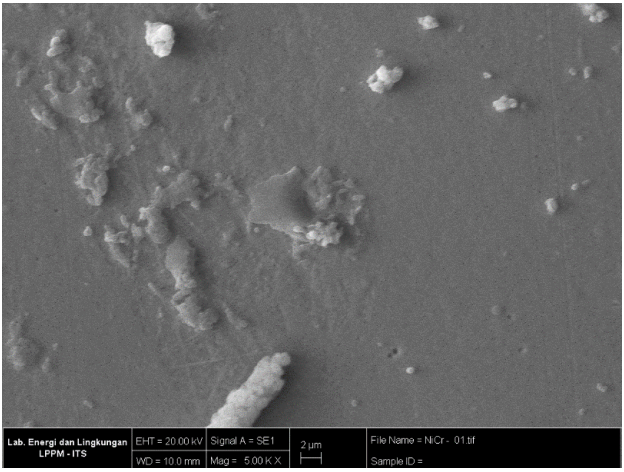
Gambar 5 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 2000x waktu perendaman 12 jam



Gambar 6 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 2000x waktu perendaman 336 jam

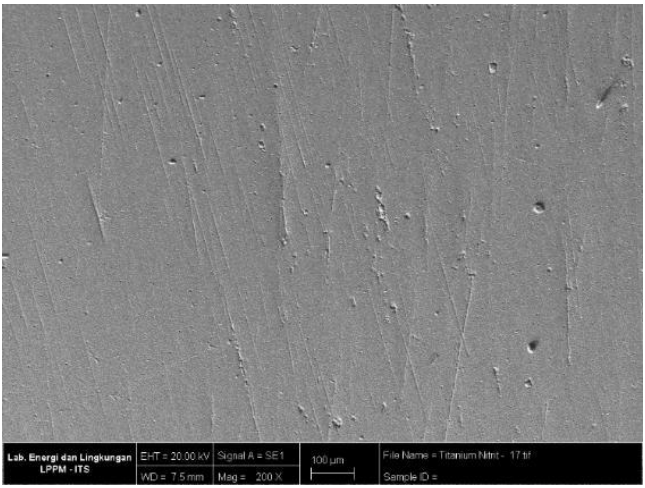


Gambar 7 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam

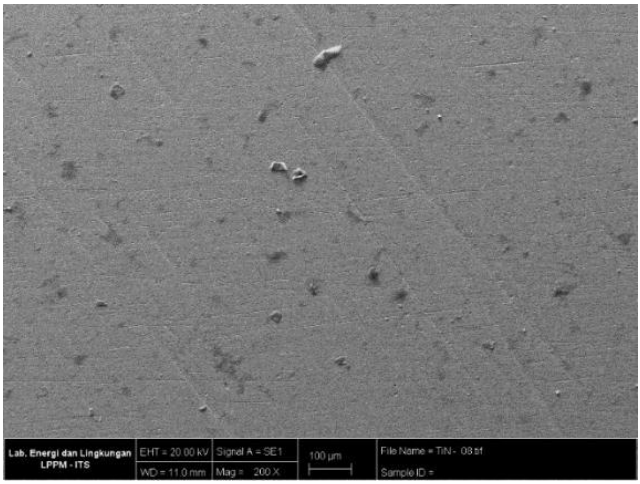


Gambar 8 Hasil pengujian SEM NiCr perbesaran 5000x waktu perendaman 336 jam

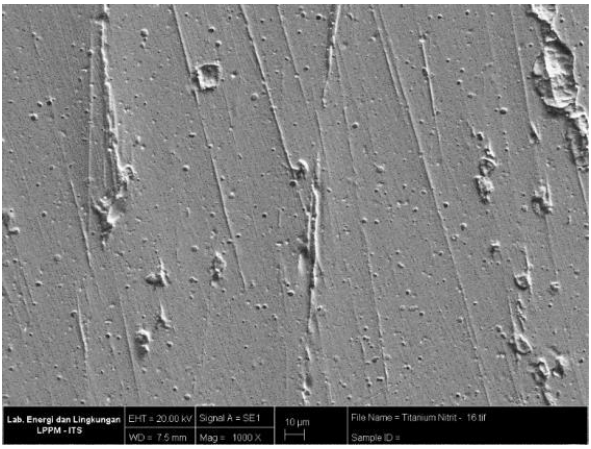
2. Hasil Pengujian SEM Maududi Yoga Dwi Prasetya (2019)



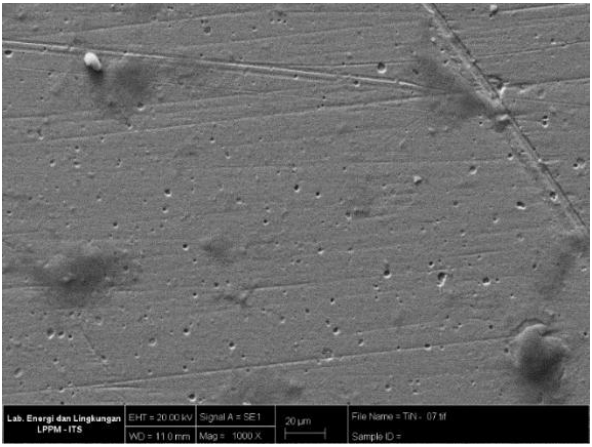
Gambar 1 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 200x perendaman 12 jam



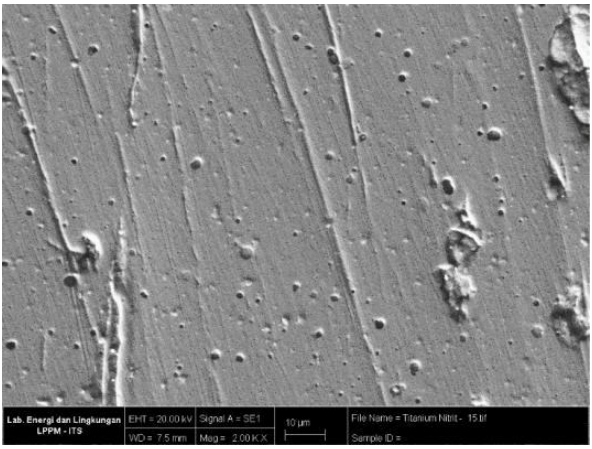
Gambar 2 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 200x perendaman 336 jam



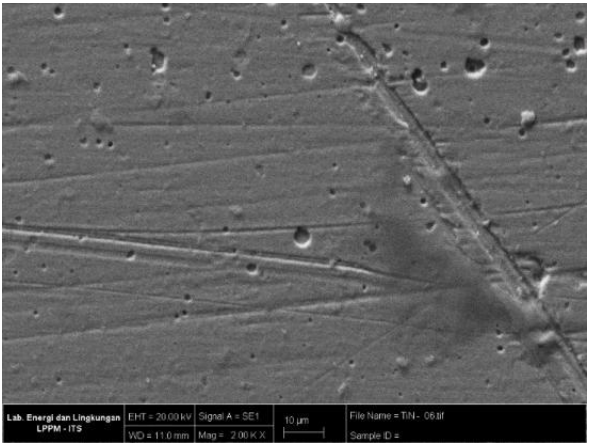
Gambar 3 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 1000x waktu perendaman 12 jam



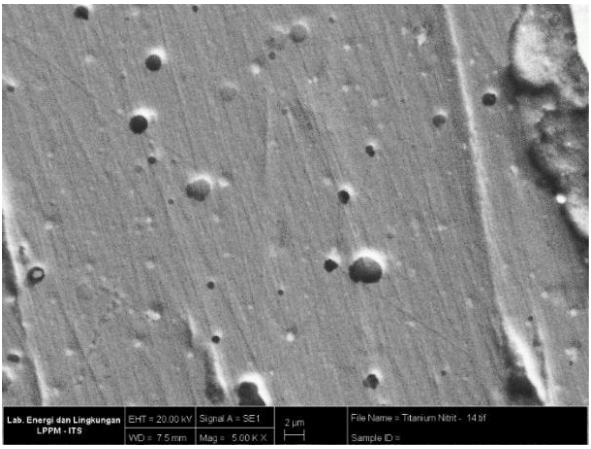
Gambar 4 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 1000x waktu perendaman 336 jam



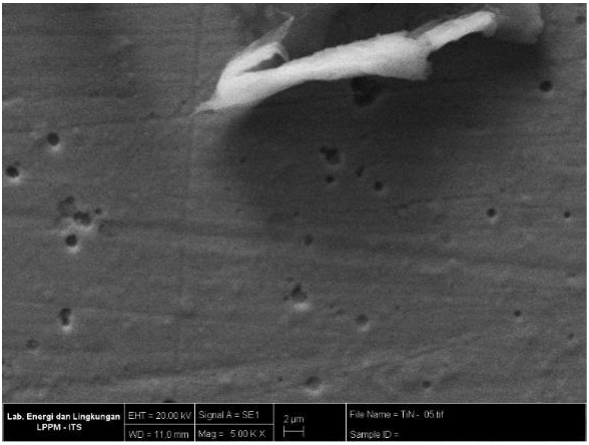
Gambar 5 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 2000x waktu perendaman 12 jam



Gambar 6 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 2000x waktu perendaman 336 jam



Gambar 7 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 5000x waktu perendaman 12 jam



Gambar 8 Hasil Pengujian SEM ST 41 Yang Dilapisi TiN perbesaran 5000x waktu perendaman 336 jam