



**PENGARUH *FLAME THERMAL SPRAY COATING*  
HA-TiO<sub>2</sub> TERHADAP LAJU KOROSI IMPLAN BIOMATERIAL  
PADUAN Co-Cr**

**SKRIPSI  
TEKNIK MESIN KONSENTRASI TEKNIK MANUFAKTUR**

Diajukan Untuk Memenuhi Persyaratan  
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik



**MUHAMMAD FAIZ RAMADHAN**

**NIM. 185060200111020**

**UNIVERSITAS BRAWIJAYA**

**FAKULTAS TEKNIK**

**MALANG**

**2022**



LEMBAR PENGESAHAN

PENGARUH FLAME THERMAL SPRAY COATING  
HA – TiO<sub>2</sub> TERHADAP LAJU KOROSI IMPLAN BIOMATERIAL  
PADUAN Co-Cr

SKRIPSI

TEKNIK MESIN KONSENTRASI TEKNIK MANUFAKTUR

Ditujukan untuk memenuhi persyaratan memperoleh gelar Sarjana Teknik



MUHAMMAD FAIZ RAMADHAN  
NIM. 185060200111020

Skripsi telah direvisi dan disetujui oleh Dosen Pembimbing pada tanggal 3 Juni 2022

Dosen Pembimbing 1

Dr. Femiana Gapsari, ST., MT.  
19820704 200812 2 002

Dosen Pembimbing 2

Hubby Izzudin, Ph.D.  
19810720200604 1 007

Mengetahui

Ketua Program Studi Sarjana,



Teguh Dwi Widodo, ST., M.Eng, Ph.D  
2014118411231001



## PERNYATAAN ORISINALITAS SKRIPSI

Saya menyatakan dengan sebenar-benarnya bahwa sepanjang pengetahuan saya dan berdasarkan hasil penelusuran berbagai karya ilmiah, gagasan dan masalah ilmiah yang diteliti dan diulas di dalam Naskah Skripsi ini adalah asli dari pemikiran saya. Tidak terdapat karya ilmiah yang pernah diajukan oleh orang lain untuk memperoleh gelar akademik di suatu Perguruan Tinggi, dan tidak terdapat karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis dikutip dalam naskah ini dan disebutkan dalam sumber kutipan dan daftar pustaka.

Apabila ternyata di dalam naskah Skripsi ini dapat dibuktikan terdapat unsur-unsur jiplakan, saya bersedia Skripsi dibatalkan, serta diproses sesuai dengan peraturan perundang-undangan yang berlaku (UU No. 20 Tahun 2003, Pasal 25 ayat 2 dan Pasal 70).

Malang, 3 Juni 2022

Mahasiswa,



Muhammad Faiz Ramadhan  
NIM. 185060200111020





**UNIVERSITAS BRAWIJAYA  
FAKULTAS TEKNIK  
PROGRAM SARJANA**



## **SERTIFIKAT BEBAS PLAGIASI**

Nomor : 477/UN10.F07.12.11/PP/2022

Sertifikat ini diberikan kepada :

**MUHAMMAD FAIZ RAMADHAN**

Dengan Judul Skripsi :

**PENGARUH PELAPISAN FLAME THERMAL SPRAY COATING HA - TiO2  
TERHADAP LAJU KOROSI IMPLAN BIOMATERIAL PADUAN Co-Cr**

Telah dideteksi tingkat plagiasinya dengan kriteria toleransi  $\leq 20$  %, dan dinyatakan Bebas dari Plagiasi pada tanggal



Malang, 8 Juni 2022

Ketua Program Studi S1 Teknik Mesin

TEGUH DWIWIDODO, ST., M.Eng. Ph.D.  
NIK. 201411 841123 1 001





## IDENTITAS TIM PENGUJI SKRIPSI

### JUDUL SKRIPSI:

Pengaruh *Flame Thermal Spray Coating* HA – TiO<sub>2</sub> Terhadap Laju Korosi Implan Biomaterial Paduan Co-Cr

Nama Mahasiswa : Muhammad Faiz Ramadhan

NIM : 185060200111020

Program Studi : Teknik Mesin

Konsentrasi : Teknik Manufaktur

### KOMISI PEMBIMBING

Dosen Pembimbing 1 : Dr. Femiana Gapsari, ST., MT.

Dosen Pembimbing 2 : Hubby Izzudin, ST., M.Si., Ph.D.

### TIM DOSEN PENGUJI

Dosen Penguji 1 : Prof. Dr. Eng. Anindito Purnowidodo, St., M.Eng.

Dosen Penguji 2 : Redi Bintarto, ST., M. Eng.Pract.

Dosen Penguji 3 : Nafisah Arina Hidayati, ST., M.Eng.

Tanggal Ujian : 13 April 2022

SK Penguji : 516/UN10.F07/SK/2022



## KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan atas kehadiran Allah SWT, karena atas limpahan rahmat dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi dengan judul **“Pengaruh Pelapisan Flame Thermal Spray Coating HA - TiO<sub>2</sub> Terhadap Laju Korosi Implan Biomaterial Paduan Co-Cr”** sebagai salah satu persyaratan untuk menyelesaikan studi di Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Brawijaya. Sholawat serta salam semoga tetap tercurahkan kepada junjungan kita Nabi Muhammad SAW.

Penulis menyadari bahwa skripsi ini dapat terselesaikan berkat bantuan, dukungan dan bimbingan dari berbagai pihak yang telah terlibat dalam proses penyelesaian skripsi ini. Oleh karena itu penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Allah SWT yang senantiasa mencurahkan rahmat dan ridho-Nya, petunjuk dan bimbingan serta nikmat yang tak terhingga banyaknya.
2. Nabi Muhammad Sholallahu Alaihi Wassalam, atas ajaran Beliau yang senantiasa memberi manfaat bagi penulis.
3. Kedua orang tua yang saya sayangi yang telah memberikan dukungan secara material maupun moral tanpa batas berupa do'a, kasih sayang, nasihat, arahan, dan motivasi untuk membimbing saya dalam hal dunia maupun akhirat, serta adik saya yang selalu memberikan semangat dan dukungan kepada penulis.
4. Bapak Dr. Purnami, ST., MT., selaku Ketua Departemen Teknik Mesin
5. Bapak Winarto, ST MT., Ph.D., selaku Sekretaris Departemen Teknik Mesin Universitas Brawijaya.
6. Bapak Dr. Eng. Mega Nur Sasongko, ST., M.Eng., selaku Ketua Program Studi S1 Jurusan Teknik Mesin Universitas Brawijaya.
7. Bapak Dr. Ir. Achmad As'ad Sonief, MT., selaku Ketua Kelompok Jabatan Fungsional (KKJF) Manufaktur Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Brawijaya Malang.
8. Ibu Dr. Femiana Gapsari, ST., MT., selaku Dosen Pembimbing Pertama yang telah membantu, memberikan saran dan motivasi penulis dalam menyelesaikan skripsi.
9. Bapak Hubby Izzudin, Ph.D., Dosen Pembimbing Kedua yang telah membantu, memberikan saran dan motivasi penulis dalam menyelesaikan skripsi
10. Seluruh Dosen Pengajar, Staff Administrasi, dan Karyawan jurusan Teknik Mesin Universitas Brawijaya yang telah memberikan ilmu dan bantuannya selama perkuliahan.



11. Hans Juliano dan Ferdian Rizky Maulana yang telah menemani jalannya proses skripsi.

12. Teman-teman Asisten Laboratorium Metrologi Industri FT-UB yang sudah memberikan pengalaman dan pembelajaran selama proses penulisan skripsi.

13. Teman-teman M18 yang selalu memberikan semangat dan motivasi.

14. Semua pihak yang tidak dapat penulis sebutkan.

Pembuatan skripsi ini masih jauh dari kesempurnaan. Untuk itu penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun dari semua pihak demi perbaikan dan kesempurnaan skripsi ini. Terima kasih.

Malang, Juni 2022

Penulis

## DAFTAR ISI

<b>KATA PENGANTAR</b> .....	i
<b>DAFTAR ISI</b> .....	iii
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	v
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	vii
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	ix
<b>BAB I PENDAHULUAN</b> .....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Penelitian.....	4
1.5 Manfaat Penelitian.....	4
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	5
2.1 Penelitian Sebelumnya.....	5
2.2 Biomaterial.....	8
2.2.1 Biomaterial Logam.....	9
2.2.2 Biomaterial Keramik.....	10
2.2.3 Biomaterial Polimer.....	10
2.2.4 Biomaterial Komposit.....	11
2.3 <i>Thermal Spray Coating</i> .....	11
2.3.1 <i>Plasma Spray</i> .....	12
2.3.2 <i>High Velocity Oxygen Fuel (HVOF) Spray</i> .....	12
2.3.3 <i>Powder Flame Spray</i> .....	13
2.4 Bahan Anti Bakteri.....	13
2.4.1 <i>Copper Oxide Nano Particles (CuO NP)</i> .....	13
2.4.2 Chitosan.....	14
2.4.3 <i>Zinc Oxide Nano Particles (ZnO NP)</i> .....	14
2.4.4 <i>Hydroxyapatite (HA)</i> .....	14
2.4.5 <i>Titanium Dioxide (TiO<sub>2</sub>)</i> .....	15
2.5 Korosi.....	16
2.5.1 Faktor-Faktor yang Mempengaruhi.....	16
2.5.2 Laju Korosi.....	17
2.5.3 Pengujian Laju Korosi.....	18



2.5.4 Korosi dalam Tubuh Manusia.....	19
2.6 Properti Tulang.....	20
2.7 Hipotesis.....	21
<b>BAB III METODE PENELITIAN</b> .....	23
3.1 Metode Penelitian.....	23
3.2 Waktu dan Tempat Penelitian.....	23
3.3 Variabel Penelitian.....	23
3.3.1 Variabel Bebas.....	23
3.3.2 Variabel Terikat.....	23
3.3.3 Variabel Terkontrol.....	24
3.4 Alat dan Bahan.....	25
3.4.1 Bahan-Bahan yang Digunakan.....	25
3.4.2 Alat-Alat yang Digunakan.....	27
3.5 Dimensi Benda Kerja.....	30
3.6 Skema Penelitian.....	31
3.7 Prosedur Penelitian.....	32
3.7.1 Langkah Persiapan Spesimen.....	32
3.7.2 Langkah Proses Pelapisan <i>Flame Spray</i> .....	32
3.7.3 Langkah Pengujian Kekasaran Permukaan.....	33
3.7.4 Langkah Pengujian Laju Korosi.....	33
3.8 Diagram Alir Penelitian.....	34
<b>BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN</b> .....	35
4.1 Hasil Pengujian.....	35
4.1.1 Hasil Pengujian Ketebalan.....	35
4.1.2 Hasil Pengujian Porositas.....	36
4.1.3 Hasil Pengujian Persebaran Unsur.....	38
4.1.4 Hasil Pengujian Kekasaran Permukaan.....	39
4.1.5 Hasil Pengujian Elektrokimia.....	39
4.2 Pembahasan.....	40
<b>BAB V PENUTUP</b> .....	43
5.1 Kesimpulan.....	43
5.2 Saran.....	43
<b>DAFTAR PUSTAKA</b> .....	45
<b>LAMPIRAN</b> .....	49

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Parameter Korosi Elektrokimia Dari Sampel AZ61, Semprotan Api dan HVOF	6
Tabel 2.2	Parameter HVOF	6
Tabel 2.3	Nilai Rata-Rata Porositas	7
Tabel 2.4	Laju Korosi	18
Tabel 2.5	Komposisi Kimia Saliva Buatan ( <i>Artificial Saliva</i> )	20
Tabel 2.6	Komposisi Kima HBSS	20
Tabel 3.1	<i>Chemical Properties CoCr Alloy</i>	25
Tabel 4.1	Hasil Ketebalan Pelapisan	35
Tabel 4.2	Ukuran Porositas	36
Tabel 4.3	Data Pengujian Kekasaran Permukaan	39
Tabel 4.4	Parameter Korosi menggunakan metode Tafel Extrapolation	40





## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Struktur Mikro Permukaan Pelapisan HA oleh a) HVOF dan b) Penyemprotan api.....	5
Gambar 2.2	Kurva Potensiodinamik Pada Spesimen (1) Pelapisan HA, (2) pelapisan HA/TiO <sub>2</sub> , dan (3) Tanpa Pelapisan.....	7
Gambar 2.3	Syarat Biomaterial.....	8
Gambar 2.4	Prinsip <i>Thermal Spraying</i> .....	11
Gambar 2.5	<i>Plasma Spray</i> .....	12
Gambar 2.6	HVOF <i>Spray</i> .....	12
Gambar 2.7	<i>Powder Flame Spray</i> .....	13
Gambar 2.8	Proses Korosi.....	16
Gambar 2.9	Kurva Potensial Anodik Katodik.....	19
Gambar 3.1	CoCr <i>Alloy</i> .....	25
Gambar 3.2	<i>Hydroxyapatite</i> .....	25
Gambar 3.3	<i>Titanium Dioxide</i> .....	26
Gambar 3.4	Larutan HBSS.....	26
Gambar 3.5	Metallisation MK74-C.....	27
Gambar 3.6	Metrohm AUTOLAB PGSTAT 204.....	28
Gambar 3.7	<i>Surface Roughness Tester</i> SJ-210.....	29
Gambar 3.8	<i>Thermogun</i> .....	29
Gambar 3.9	SEM EDS Hitachi SU3500.....	30
Gambar 3.10	Dimensi Benda Kerja.....	30
Gambar 3.11	Proses Pelapisan.....	31
Gambar 3.12	Proses Pengujian Laju Korosi.....	31
Gambar 4.1	(a) Tampak Potongan Melintang Pada TiO <sub>2</sub> -HA 2-1. (b) Tampak Potongan melintang pada TiO <sub>2</sub> -HA 1-1.....	35
Gambar 4.2	(a) Tampak Potong Melintang Pada TiO <sub>2</sub> -HA 1-1. (b) Tampak potong melintang pada TiO <sub>2</sub> -HA 2-1.....	36
Gambar 4.3	(a) Porositas pada lapisan TiO <sub>2</sub> -HA 2-1. (b) Jumlah Porositas Pada Lapisan TiO <sub>2</sub> -HA 2-1.....	37
Gambar 4.4	(a) Porositas Pada Pelapisan TiO <sub>2</sub> -HA 1-1. (b) Jumlah Porositas Pada Pelapisan TiO <sub>2</sub> -HA 1-1.....	37
Gambar 4.5	Persebaran Unsur Pada Lapisan TiO <sub>2</sub> -HA 2-1.....	38



Gambar 4.6	Persebaran Unsur Pada Lapisan TiO <sub>2</sub> -HA 1-1.....	38
Gambar 4.7	Kurva Polarisasi Potensiodinamik Pada Media HBSS.....	40

## RINGKASAN

**Muhammad Faiz Ramadhan**, Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Brawijaya, Juni 2022, Pengaruh Pelapisan Flame Thermal Spray Coating HA – TiO<sub>2</sub> Terhadap Laju Korosi Implan Biomaterial Paduan CoCr. Dosen Pembimbing Femiana Gapsari dan Hubby Izzudin

Ketahanan korosi CoCr dapat ditingkatkan dengan proses penyemprotan implan coating pada substrat CoCr menggunakan bahan pelapis titanium dioksida (TiO<sub>2</sub>) hidroksiapatit (HA) yang sangat biokompatibel. Pada penelitian ini digunakan spray metallization MK74C sebagai alat untuk melapisi TiO<sub>2</sub> - HA pada substrat CoCr. Dalam penelitian ini, TiO<sub>2</sub> dan HA dilapisi pada lapisan yang terdegradasi oleh perubahan lapisan TiO<sub>2</sub>-1HA dan TiO<sub>2</sub>-1HA. Selain itu, Jeol JIB4610F FE SEM-EDS digunakan untuk melakukan proses karakterisasi dan pengujian untuk mengkonfirmasi ketebalan lapisan, nilai porositas, dan distribusi elemen dari hasil pelapisan. Surface Roughness Tester SJ210 Mitutoyo digunakan untuk menentukan nilai kekasaran lapisan. Laju korosi diuji menggunakan Alat Potensiodinamik AUTOLAB PGSTAT 204 dengan media korosi HBSS. Parameter pelapisan yang digunakan sama, tetapi diperoleh nilai ketebalan, kekasaran, dan porositas lapisan yang berbeda. Hal ini karena komposisi lapisan yang berbeda menghasilkan sifat pelapis yang berbeda. Penambahan lapisan TiO<sub>2</sub> dan HA ke komposisi pelapis secara signifikan lebih reaktif dan lebih pasif daripada CoCr yang tidak dilapisi, menghasilkan peningkatan yang jelas dalam ketahanan korosi.

**Kata Kunci:** Paduan Co-Cr, Hydroxyapatite, Zinc Oxide, Flame Spray Coating, Laju Korosi



## SUMMARY

**Muhammad Faiz Ramadhan**, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Brawijaya University, June 2022, The Effect of Thermal Spray Coating HA-TiO<sub>2</sub> on Corrosion Rate Behavior of Biomaterial CoCr Alloys. Supervisors Femiana Gapsari and Hubby Izzudin

The high level of demand for implants and the growing demand for safe, high-quality metallic biomaterials in Indonesia pose challenges for the medical world. Although the use of CoCr as a biomaterial implant is appropriate, in practice CoCr still has several weaknesses that need to be modified to overcome these shortcomings. It is expected that the corrosion resistance of CoCr can be improved by spraying the coating implant on the CoCr substrate using a highly biocompatible titanium dioxide (TiO<sub>2</sub>) hydroxyapatite (HA) coating material. In this study, spray metallization MK74C was used as a tool to coat TiO<sub>2</sub> - HA on CoCr substrate. In this study, TiO<sub>2</sub> and HA were coated on a layer that was degraded by changing layers of TiO<sub>2</sub>-1HA and TiO<sub>2</sub>-1HA. Besides that, Jeol JIB4610F FE SEM-EDS was used to carry out the characterization and testing process to confirm the coating thickness, porosity value, and element distribution of the coating results. Surface Roughness Tester SJ210 Mitutoyo is used to determine the value of layer roughness. Corrosion rate was tested using AUTOLAB PGSTAT 204 Potentiodynamic Tool with HBSS corrosion medium. The coating parameters used were the same, but different values of thickness, roughness, and porosity were obtained. This is because different coating compositions produce different coating properties. The addition of TiO<sub>2</sub> and HA coatings to the coating composition was significantly more reactive and more passive than uncoated CoCr, resulting in a clear increase in corrosion resistance.

**Keywords:** Biomaterials, CoCr Alloys, Hydroxyapatite, Titanium Dioxide, Thermal Flame Spray, Corrosion Rate



# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Pendahuluan

Fraktur merupakan gangguan kontinuitas yang normal dari suatu tulang (Black dan Hawks, 2014). Sebagian besar patah tulang disebabkan oleh trauma, dan beberapa patah tulang disebabkan oleh proses penyakit yang mengarah pada patah tulang patologis seperti osteoporosis (Engram, 1998). Di Indonesia, kasus cedera tulang terus meningkat. Penyebab terbanyaknya adalah kecelakaan lalu lintas (Depkes RI, 2011). Cacat tulang, patah tulang, degenerasi tulang, tumor, dan porosisitas adalah cedera yang terjadi pada tulang. Kerusakan ini dapat diatasi dengan transplantasi autologus. Transplantasi autologus adalah penggantian tulang dengan memasukkan implan endogen. Namun, transplantasi autologus memiliki keterbatasan, seperti risiko infeksi luka dan potensi mobilitas. Keterbatasan ini dapat diatasi dengan cangkok alogenik, yaitu cangkok tulang yang diambil dari tubuh orang lain, tetapi meningkatkan risiko penularan penyakit. Keterbatasan penggantian tulang menyebabkan penggunaan tulang sintetis (Lieshout, 2011).

Tulang sintetis merupakan biomaterial yang dapat berinteraksi dengan sistem biologis. Tujuannya untuk memulihkan bentuk dan fungsi dari kegagalan struktur biologis (Pavlovic, 2015). Permintaan biomaterial meningkat dalam beberapa tahun terakhir. Hal ini dikarenakan meningkatnya jumlah penduduk dunia, angka kecelakaan, serta adanya berbagai penyakit (Wahyudi, 2019). Adanya interaksi dengan sistem biologis, maka biomaterial harus memiliki nilai biokompabilitas yang tinggi. Biokompabilitas menggambarkan kemampuan prostesis yang ditanamkan agar selaras dengan jaringan di sekitarnya (Safiyya, 2019). Hal ini bertujuan agar tidak terdapat respon dari jaringan yang merugikan. Selain itu, biomaterial diharapkan memiliki ketahanan terhadap korosi, kelelahan, keausan, dan ketahanan terhadap abrasi serta kehalusan permukaan (Marzi, 2017). Biomaterial yang biasanya digunakan sebagai implan tulang adalah Titanium, namun keterbatasan jumlah yang tidak sebanding dengan tingkat permintaan titanium sebagai implan tulang dan tingginya harga titanium membuat masyarakat kesulitan dalam menggunakan titanium sebagai implan tulang.

Paduan Co-Cr adalah salah satu jenis logam yang sering dijadikan sebagai biomaterial karena memenuhi syarat. Paduan ini memiliki biokompabilitas yang baik dan sifat mekanik yang baik. Beberapa contoh penggunaan paduan Co-Cr di bidang biomaterial berupa

bermacam prosthesis seperti perangkat ortopedi, gigi dan implan kardiovaskular (Carr, 2009) (Sanchez, 2010). Namun, paduan Co-Cr memiliki kendala karena kurangnya bioaktivitas yang menyebabkan ikatan tulang yang buruk (Liu, 2015). Paduan logam ini juga memiliki kekurangan yaitu stabilitas mekanik logam dapat melemah seiring berjalannya waktu pada saat berada di dalam tubuh karena banyaknya interaksi zat lain yang terkandung didalam tubuh.

Salah satu solusi yang dapat dilakukan guna mencegah hal tersebut adalah meningkatkan bioaktivitas, dengan cara proses modifikasi kimia pada permukaan paduan (Kokubo, 2003) dan dilakukan pelapisan pada permukaan bahan logam untuk memperpanjang umur dari implan tersebut. Biokeramik adalah salah satu pelapis yang sering digunakan dikarenakan mampu berperan sebagai anti bakteri dan anti jamur pada implan yang terpasang. HA dan  $TiO_2$  merupakan material yang dapat digunakan dalam biomaterial sebagai pelapis material implan. Hal ini dikarenakan HA dan  $TiO_2$  memiliki biokompatibel yang tinggi, anti bakteri dan tahan korosi. HA merupakan biomaterial dengan senyawa mirip tulang yang memiliki biokompatibilitas yang baik. HA mampu memberikan ikatan yang baik dengan jaringan keras pada tubuh (piattelli, 1994). Interaksi elektrostatis antara HA dengan dinding sel dari bakteri membuat HA mampu terpenetrasi masuk kedalam sel dan mencegah bakteri untuk tumbuh (Seyedmajidi, 2018). Kesamaan komponen kimia HA dengan mineral tulang dan gigi membuat HA banyak digunakan sebagai pelapis pada ortopedi (misal Prosthesis sendi panggul) dan implan gigi (Dorozhkin, 2016). Hidroxyapatite memiliki sifat biocompatible yaitu karena material tersebut tidak dianggap sebagai benda asing dan tidak menyebabkan penolakan dari sistem tubuh manusia. Selain diaplikasikan sebagai implan tulang, hidroxyapatite juga digunakan sebagai pelapis pada logam yang akan diimplankan pada tubuh manusia (Suryadi, 2011). Titanium dioksida dicoba untuk digunakan dalam komponen semen tulang atau sebagai bahan yang akan bereaksi darah. Sebagian besar bahan keramik diselidiki untuk kompatibilitas jaringan mereka adalah oksida seperti  $TiO_2$ , menunjukkan reaksi jaringan minimal dengan hanya lapisan enkapsulasi yang tipis. Titanium mendapatkan ketahanannya terhadap korosi dengan membentuk lapisan oksida padat. Dalam kondisi *in vivo* oksida ( $TiO_2$ ) adalah satu-satunya produk reaksi yang stabil. Lapisan oksida membentuk film adheren yang tipis dan membuat materi pasif (Park, 2007). Selain itu, sifat-sifat titanium dioksida mempengaruhi kekuatan geser. Koefisien ekspansi termal yang rendah menurunkan koefisien komposit lapisan dan mengurangi tekanan pada antarmuka lapisan-logam, sehingga meningkatkan kekuatan geser. Selain itu,



penambahan TiO<sub>2</sub> meningkatkan ketangguhan terhadap patah dengan meningkatkan ikatan antara percikan karena reaksi kimia yang menguntungkan.

Penambahan 10% vol. Titanium dioksida meningkatkan sifat mekanik lapisan HA. Jadi, pengembangan lapisan antara TiO<sub>2</sub> dan HA tidak melemahkan sistem pelapisan logam (Berndt, 2014). Selain itu, TiO<sub>2</sub> dapat menunjukkan sifat antibakteri (Thadani, 2015).

Pada pelapisan HA dan TiO<sub>2</sub>, dihasilkan struktur berpori sehingga menyebabkan cairan tubuh bersentuhan dengan substrat logam. Korosi pada antar muka lapisan substrat mungkin akan terjadi dan mengakibatkan lemahnya kekuatan mekanis dan adhesi lapisan. Oleh karena itu, perlu dilakukan penelitian untuk membandingkan jumlah lapisan dengan ketahanan korosi pada antar muka substrat. Metode pelapisan *Plasma Spraying*, HVOF (*High Velocity Oxygen Fuel*) dan *Thermal Spray Coating* merupakan teknik yang paling banyak dilakukan secara komersial. *Thermal Spray Coating* merupakan metode menempelkan bahan pelapis dengan peleburan parsial yang cukup kuat sehingga terjadi kohesi dan adesi pada serbuk (Liu, 2019). Metode pelapisan ini mampu meningkatkan ketahanan implan terhadap korosi pada Paduan Co-Cr dalam larutan *Hank's Balance Salt Solution* dan larutan sendi.

Pada penelitian ini, material paduan Co-Cr dilapisi dengan metode *thermal spray coating* menggunakan HA dan TiO<sub>2</sub>. Pelapisan ini divariasikan dengan struktur *Functional Graded Coating* sesuai dengan susunan dan ketebalan lapisan dari HA dan TiO<sub>2</sub> yang telah ditentukan. Selanjutnya diuji korosi untuk mendapatkan perilaku korosinya serta dilakukan uji SEM dan XRD (*X-ray diffraction*).

## 1.2 Rumusan Masalah

Bagaimana pengaruh jumlah degradasi pelapisan HA dan TiO<sub>2</sub> dan laju kecepatan aliran fluida pada paduan Co-Cr dengan metode flame spray coating terhadap laju korosi dalam media HBSS (*Hank's Balance Salt Solution*).

## 1.3 Batasan Masalah

Penelitian ini memiliki Batasan masalah sebagai berikut:

1. Spesimen yang digunakan adalah logam paduan Co-Cr.
2. Bahan pelapis adalah HA dan TiO<sub>2</sub>.
3. Serbuk HA memiliki ukuran 30nm.
4. Pembahasan korosi hanya sebatas laju korosi dalam HBSS dan tidak membahas jenis-jenis korosi.

5. Suhu dan tekanan lingkungan saat pelapisan dan pengujian berada pada 27°C dan 1 atm.

#### 1.4 Tujuan Penelitian

Penelitian ini memiliki tujuan sebagai berikut:

1. Mengetahui parameter flame spray untuk pelapisan HA-TiO<sub>2</sub>.
2. Mengetahui efek pelapisan HA-TiO<sub>2</sub> terhadap peningkatan bio-compability dan ketahanan korosi dari material implan CoCr.
3. Menemukan susunan dan jumlah lapisan yang optimal dari degradasi HA-TiO<sub>2</sub> yang menghasilkan peningkatan bio-compability dan ketahanan korosi terbaik dari material implan CoCr.

#### 1.5 Manfaat Penelitian

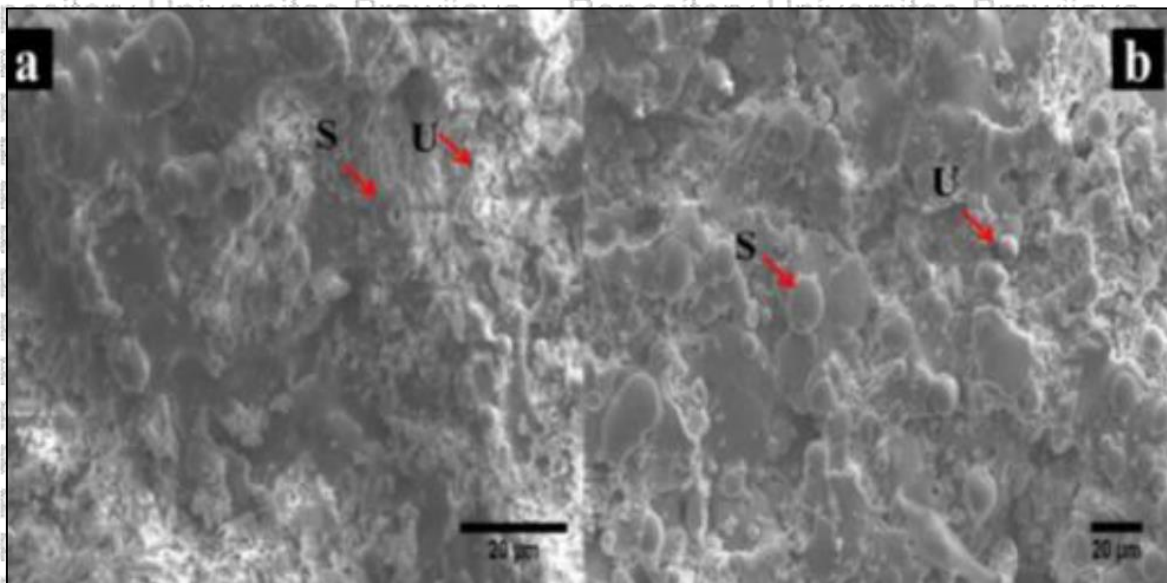
Penelitian ini memiliki manfaat sebagai berikut:

1. Menguasai teknik pelapisan dengan menggunakan metode flame spray.
2. Menghasilkan studi peningkatan bio-compability dan ketahanan korosi pelapisan HA-TiO<sub>2</sub> pada material implan CoCr.

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Penelitian Sebelumnya

Penelitian sebelumnya dilakukan dengan tujuan yaitu membandingkan hasil pelapisan *Hydroxyapatite* dengan metode *high velocity oxygen fuel* (HVOF) dengan pelapisan metode *flame spray* pada substrat paduan magnesium (AZ61). Efek proses pada struktur mikro, morfologi, perilaku korosi dan respon seluler lapisan HA yang akan di evaluasi nantinya. Analisis difraksi sinar-X digunakan untuk melihat morfologi dari masing-masing metode penyemprotan. Pengukuran spektroskopi impedansi elektrokimia untuk pelapisan HVOF yang dilakukan selama jam-jam awal perendaman dalam cairan tubuh simulasi (SBF), pelapisan yang disemprotkan api menunjukkan tingkat korosi yang lebih rendah setelah 5 jam pencelupan dalam larutan SBF (Mardali, 2018).



Gambar 2. 1 Struktur mikro permukaan pelapisan HA oleh a) HVOF dan b) Penyemprotan api  
Sumber: Mardali (2018, p.8)

Terdapat banyak percikan semi-tersebar atau partikel yang tidak meleleh di permukaan yang disemprotkan api lebih daripada di HVOF. Retak mikro berasal dari penyusutan selama pemadatan individu dari percikan dan pendinginannya. Kepadatan mikro dalam pelapisan yang disemprot *flame spray* lebih tinggi dari pada pelapisan HVOF karena suhu yang lebih tinggi dari partikel-partikel dalam penerbangan pada saat dampak dalam penyemprotan nyala. Selain itu, partikel HA menyatu ke dalam permukaan substrat, karena

menggunakan aliran tekanan tinggi selama proses HVOF. Beberapa partikel yang tidak meleleh diamati pada kedua sampel.

Tabel 2. 1

Parameter korosi elektrokimia dari sampel AZ61, semprotan api dan HVOF

Sampel	$R_s$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{\text{pore}}$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )	$R_{\text{ct}}$ ( $\Omega\text{cm}^2$ )
Anodized alloy	$37.88 \pm 1.3$	$141.3 \pm 1.6$	$91.06 \pm 3.5$
HVOF	$47.43 \pm 2$	$266.9 \pm 2.1$	$305.2 \pm 1.3$
Flame Spray	$38.24 \pm 0.9$	$287 \pm 3.4$	$274.1 \pm 2$

Pada Tabel 2.1 Nilai resistansi untuk sampel HVOF lebih besar dari flame spray yang disemprotkan setelah 3 jam perendaman dalam larutan SBF.

Kesimpulan yang didapatkan bahwa pelapisan metode HVOF memiliki fase yang lebih stabil, patahan yang berlebih, dan kekasaran yang kecil. Pada metode pelapisan flame, produk korosi membentuk lapisan pelindung yang dapat meningkatkan ketahanan korosi (Mardali dkk, 2018).

Kaur (2018) melakukan penelitian tentang pelapisan 316L SS dengan bahan *Hydroxyapatite* dipadukan dengan  $\text{TiO}_2$  menggunakan metode *High Velocity Flame spray* (HVFS). Tujuan utama dari penelitian ini adalah untuk menyelidiki perilaku korosi pelapisan HA dan HA/  $\text{TiO}_2$  pada baja. Pengujian korosi elektrokimia dilakukan dengan menggunakan uji polarisasi potensiodinamik, Perbandingan lebih lanjut dari laju korosi telah dilakukan dengan metode ekstrapolasi Tafel. Perilaku korosi spesimen yang dilakukan pelapisan dan tanpa pelapisan dianalisis dalam cairan tubuh yang disimulasikan dikenal sebagai HBSS. Spesimen yang disemprotkan bersama dengan spesimen yang terkorosi selanjutnya dikarakterisasi dengan analisis XRD, SEM / EDS, dan X-Ray Mapping.

Tabel 2. 2

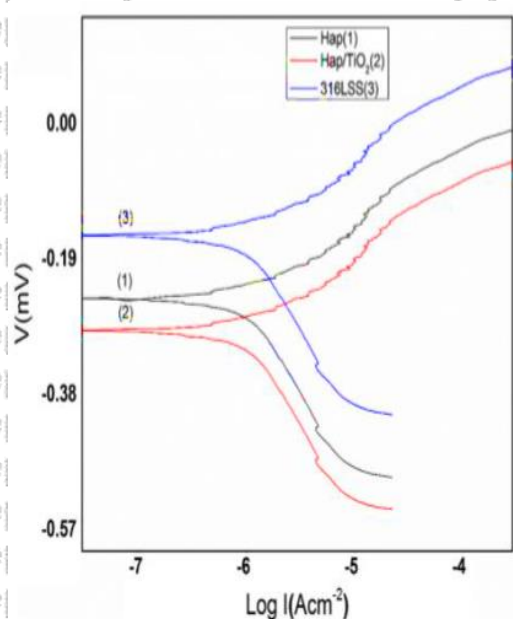
Parameter HVFS

Spraying parameter	Acetylene flow rate, $\text{L}/\text{min}^{-1}$	Oxygen flow rate, $\text{L}/\text{min}$	Air pressure, $\text{kg}/\text{cm}^{-2}$	Powder feed rate, $\text{g}/\text{min}$	Spray distance, $\text{cm}$
Value	73	44	4.5	15	10

Menggunakan HA dengan ukuran partikel yaitu  $30 \mu\text{m}$  dan ukuran partikel  $\text{TiO}_2$  yaitu  $5\text{--}22 \mu\text{m}$ . Spesimen masing-masing berukuran  $20 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ , dipoles dengan kertas silikon karbida dengan ukuran 180 grit. Spesimen yang permukaannya 7 kasar dengan *gritblasting* dengan ukuran grit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  20 mesh pada tekanan 3 bar selama 2 menit.

Tabel 2.3  
 Nilai Rata-Rata Porositas

Substrat	Material pelapisan	Porositas (%)
316LSS	Tanpa pelapisan	0.44
316LSS	HA	0.143
316LSS	HA/TiO <sub>2</sub>	0.145

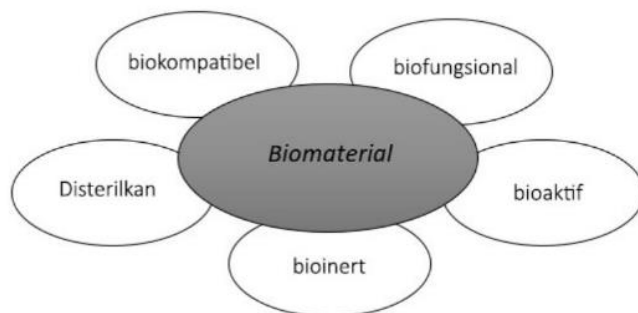


Gambar 2.2 Kurva potensiodinamik pada spesimen (1) Pelapisan HA, (2) Pelapisan HA/TiO<sub>2</sub>, dan (3) tanpa pelapisan  
 Sumber: Kaur (2018, p.11)

Nilai kepadatan, arus dan korosi dari spesimen SS 316L yang tidak dilapisi dalam larutan Hank lebih tinggi daripada kedua spesimen yang dilapisi. Pergeseran kurva polarisasi SS 316L dengan pelapisan HA untuk menurunkan nilai  $I_{Corr}$  jelas menunjukkan tingkat korosi yang lebih rendah dibandingkan dengan spesimen yang tidak dilapisi. Berdasarkan pengujian korosi elektrokimia, urutan ketahanan korosi spesimen adalah sebagai berikut: Pelapisan HA/ TiO<sub>2</sub> > Pelapisan HA > Pelapisan spesimen yang tidak dilapisi Pelapisan HA/ TiO<sub>2</sub> memberikan ketahanan maksimum terhadap pengujian korosi elektrokimia. Jadi, dapat disimpulkan bahwa kedua pelapis berhasil mengurangi laju korosi. Peningkatan ketahanan korosi lebih lanjut dari lapisan HA/ TiO<sub>2</sub> mungkin disebabkan oleh pembentukan TiO<sub>2</sub>, yang merupakan lapisan pelindung yang terbentuk di atas permukaan logam tidak mulia.

## 2.2 Biomaterial

Biomaterial dapat didefinisikan sebagai bahan apa pun yang digunakan untuk membuat perangkat untuk menggantikan bagian atau fungsi tubuh dengan cara yang aman, andal, ekonomis, dan dapat diterima secara fisiologis. Biomaterial adalah bahan sintetis yang digunakan untuk menggantikan bagian dari sistem kehidupan atau untuk berfungsi dalam kontak intim dengan jaringan hidup. Dewan Penasihat Biomaterial Clemson University telah secara formal mendefinisikan biomaterial sebagai “zat inert sistemik dan farmakologis yang dirancang untuk implantasi di dalam atau digabungkan dengan sistem kehidupan (Park, 2013). Dalam pemilihan material sebagai biomaterial harus memiliki persyaratan utama, yaitu tidak terjadi penolakan dari dalam tubuh, dengan kata lain biomaterial harus memiliki sifat-sifat seperti pada Gambar 2.3.



Gambar 2. 3 Syarat biomaterial  
Sumber: Santos (2017, p.6)

- a. Biokompatibel, tidak terjadi penolakan dari tubuh atau material tersebut tidak dianggap benda asing.
- b. Biofungsional, material tersebut harus berfungsi sesuai kebutuhannya dan tidak boleh terjadi penurunan kualitas ketika kontak dengan jaringan tubuh. Biomaterial harus memiliki sifat mekanik yang baik.
- c. Bioaktif, suatu material harus dapat membuat ikatan kimia dengan jaringan tubuh.
- d. Bioinert, tidak terjadi reaksi kimia antara material tersebut dengan jaringan tubuh.
- e. Disterilkan, harus bisa disterilkan agar terhindar dari iritasi dan penolakan.

Karena tujuan akhir penggunaan biomaterial adalah untuk meningkatkan kesehatan manusia dengan mengembalikan fungsi jaringan dan organ kehidupan alami dalam tubuh, penting untuk memahami hubungan antara sifat, fungsi, dan struktur bahan biologis.

Material yang termasuk ke dalam biomaterial adalah polimer, keramik, komposit, dan logam.

### 2.2.1 Biomaterial Logam

Sebagian besar logam seperti besi (Fe), kromium (Cr), Kobalt (Co), nikel (Ni), titanium (Ti), molybdenum (Mo) dan tungsten (W) dapat digunakan sebagai paduan dalam pembuatan implant. Unsur-unsur logam dalam jumlah kecil memiliki peran penting dalam fungsi sel darah merah atau sintesis vitamin B-12 dalam tubuh, namun unsur logam dalam jumlah besar di dalam tubuh tidak dapat ditoleransi. Biokompabilitas menjadi perhatian utama karena logam dapat terkorosi di lingkungan *in vivo* yang melemahkan implant dan berbahaya bagi jaringan dan organ disekitarnya.

#### A. SS 316L

*Stainless steel* 316L merupakan hasil modifikasi dari stainless steel 316 yang telah diturunkan kadar karbonnya dari 0,08% menjadi 0,03% untuk mendapatkan ketahanan korosi yang lebih baik dan meminimalkan sensitization. SS316L sangat umum digunakan dalam fabrikasi implan karena dapat non magnetik memiliki ketahanan korosi yang sangat baik.

#### B. Ti6Al4V

Titanium digunakan sebagai bahan implan karena memiliki bobot yang ringan dengan masa jenis  $4,5 \text{ g/cm}^3$ . Titanium juga memiliki sifat mekanik yang baik, yaitu ketahanan lelah yang tinggi. Hal ini dikarenakan titanium merupakan material allotropic dengan struktur kristal hexagonal tertutup dan *body centered cubic structure* (BCC). Selain itu titanium juga akan membentuk lapisan oksida padat ( $\text{TiO}_2$ ) pada kondisi *in vivo* sehingga tahan terhadap korosi.

#### C. TiNi Paduan

Paduan Titanium dan nickel membentuk material yang akan kembali pada bentuk semula saat dipanaskan, hal ini dikenal dengan shape memory effect (SME). Selain itu paduan ini juga memiliki elastisitas yang tinggi. Hal ini membuat paduan ini cocok untuk dijadikan implan ortodenti dan otot buatan. Ketahanan korosi dan biokompabilitas yang bagus juga membuat material ini semakin layak untuk dijadikan biomaterial.

## D. Co-Cr Paduan

Paduan cobalt chromium molybdenum dan cobalt chromium tungsten sudah dibentuk sejak awal 1900-an sebagai bahan industri untuk aplikasi tahan aus. Seiring berjalannya waktu, paduan ini terus dikembangkan sebagai bahan prostetik gigi dan tulang (Narushima, 2015). Sifat mekanik yang unggul dengan ketahanan tinggi terhadap korosi, keausan dan kelelahan membuat paduan ini banyak digunakan untuk membuat berbagai macam implan dan perangkat ortopedi, gigi dan kardiovaskular (Mani, 2016). Pembentukan paduan ini dilakukan dengan proses hot forging dan pengecoran (casting). Terdapat beberapa jenis paduan cobalt chromium diantaranya adalah CoCrMo alloy (ASTM F75), CoCrWNi alloy (ASTM F90), CoNiCrMo alloy (ASTM F562), dan CoNiCrMoWFe alloy (ASTM F563). Pada penelitian ini jenis Co-Cr paduan yang digunakan adalah paduan Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum (ASTM F75).

Cobalt-28 Chromium-6 Molybdenum (ASTM F75) merupakan salah satu paduan Co-Cr yang digunakan dalam pembuatan implan. Hal ini dikarenakan paduan chromium yang cukup tinggi membuat implan menjadi lebih tahan terhadap korosi, selain itu paduan ini memiliki rasio kekuatan terhadap berat yang cukup tinggi (Mani, 2016).

### 2.2.2 Biomaterial Keramik

Biokeramik adalah senyawa anorganik yang memiliki kestabilan kimia di lingkungan tubuh, contohnya adalah karbon, alumina zirkon, zirconia, bioglasses dan kalsium fosfat (Mudali, 2003). Biomaterial keramik diproses untuk melindungi implan yang berkaitan dengan perlekatan jaringan (Ducheyne, 1992)

Beberapa contoh biomaterial keramik adalah *pyrolitic carbon, dense and non porous aluminum oxides, porous aluminum oxides, zirconia ceramics, dense hydroxyapatites, calcium aluminates* (Bronzino, 2003).

### 2.2.3 Biomaterial Polimer

Polimer banyak digunakan sebagai biomaterial karena memiliki kemudahan dalam proses manufaktur. Bahan polimer banyak digunakan untuk peralatan medis dan prostetik seperti implan gigi, *dressing* dan perangkat ekstrakorporeal. Polimer memiliki biokompatibilitas, kemampuan sterilisasi dan sifat mekanik serta fisik yang memadai untuk digunakan sebagai biomaterial. Beberapa contoh polimer biomaterial diantaranya *polyethylene* (PE), *Polymethylmetacrylate* (PMMA), *Polystyrene* (PS), dan *Polyethylenterephthalate* (PET).

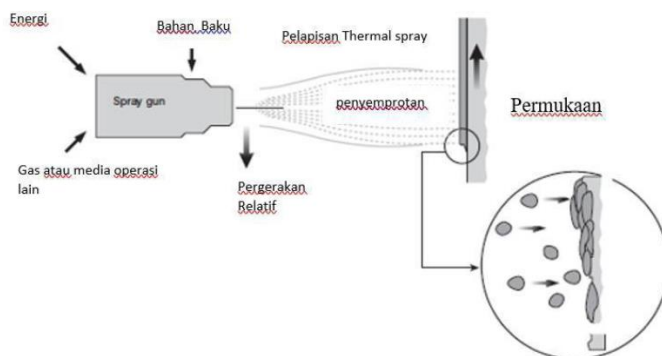


### 2.2.4 Biomaterial Komposit

Istilah "komposit" biasanya ditujukan untuk bahan-bahan di mana fase yang berbeda dipisahkan pada skala yang lebih besar dari atom, dan di mana sifat-sifat seperti modulus elastis secara signifikan diubah dibandingkan dengan mereka yang dari bahan homogeny (parida, 2012). Tulang adalah satu contoh biomaterial komposit dari matrik organik bermodulus elastis rendah dengan penguat fiber mineral dengan modulus elastis tinggi, berstruktur porus yang diisi cairan tubuh. Komposit memungkinkan kontrol terhadap sifat material dimana sebuah kombinasi kaku, kuat, tangguh dan ringan bisa didapat bersamaan (Hendra, 2019).

### 2.3 Thermal Spray Coating

Thermal *spray coating* merupakan proses menempelkan bahan pelapis dengan menggunakan suatu alat khusus yang mampu melelehkan dan mendorong bahan tersebut ke permukaan substrat yang sudah dilakukan preparasi terlebih dahulu. (Metco, 2014).

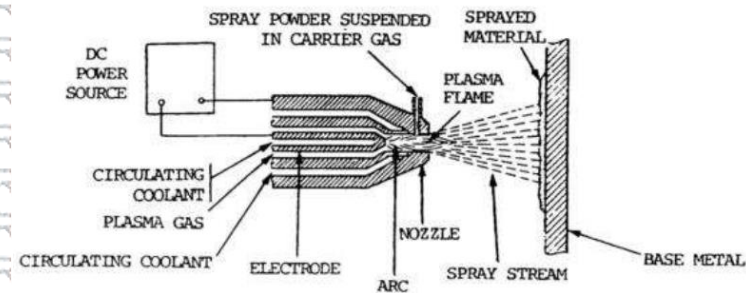


Gambar 2. 4 Prinsip thermal spraying  
Sumber: Metco (2014, p.6)

Pada Gambar 2.4 dapat dilihat alat khusus yang digunakan dalam *thermal spray coating* adalah *Spray Gun*. Alat tersebut dapat melelehkan *feedstock material* atau bahan pelapis dengan bantuan energi panas, lalu menembakan lelehan tersebut ke permukaan substrat dengan bantuan udara. Lelehan yang sudah menempel ke permukaan substrat akan mendingin dan mengeras sehingga terbentuklah lapisan pelapis. Energi panas tersebut dihasilkan dari pembakaran gas atau busur listrik. Bahan pelapis yang digunakan berbentuk serbuk (*powder*) atau kabel (*wire*).

### 2.3.1 Plasma Spray

Prinsip kerja dari *plasma spray* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5 dimana busur dengan frekuensi tinggi dinyalakan antara anoda dan katoda tungsten. Gas mengalir melewati elektroda kemudian mengionisasi sehingga terbentuk *plasma plume*. Gas yang digunakan berupa helium, hidrogen, nitrogen, atau campuran. Panas yang dihasilkan bisa menyentuh suhu 16.000°K. Bahan pelapis dipanaskan di ujung *nozzle* hingga mencair kemudian dibawa oleh gas menuju permukaan substrat.

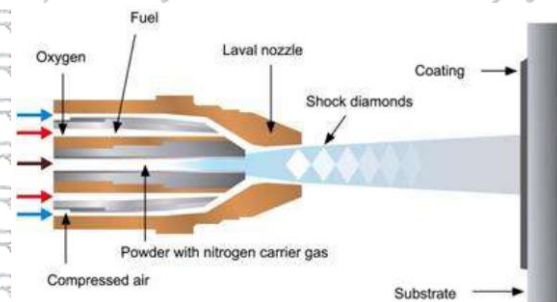


Gambar 2.5 Plasma Spray

Sumber: Kumar (2018, p.4)

### 2.3.2 High Velocity Oxygen Fuel (HVOF) Spray

Prinsip kerja HVOF menggunakan udara dan bahan bakar gas bertekanan sangat tinggi. Bahan bakar yang digunakan adalah propana, propilena, asitelin, hidrogen, dan gas alam. Campuran gas pembakaran dipercepat hingga kecepatan supersonik, sehingga menghasilkan energi kinetik yang tinggi. Ketika bahan pelapis mencair dan disemprotkan dengan kecepatan tinggi ke permukaan substrat, maka lapisan yang terbentuk akan sangat padat dengan porositas yang rendah dan memiliki kekuatan ikatan yang tinggi.

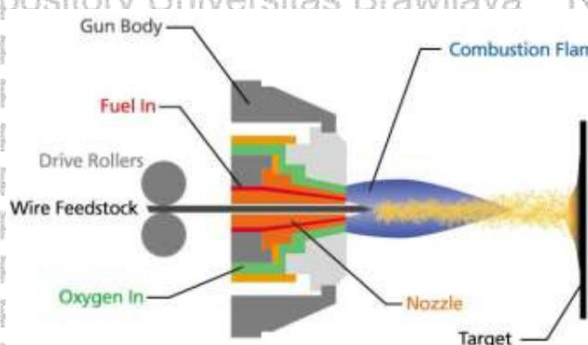


Gambar 2.6 HVOF Spray

Sumber: Kumar (2018, p.4)

### 2.3.3 Powder Flame Spray

Prinsip kerja dari powder *flame spray* yaitu pencampuran antara bahan bakar dengan oksigen yang terbakar pada ujung dari nozzle sehingga menghasilkan semburan api pada ujung nozzle (Bose, 2007). Material pelapis yang digunakan pada *flame spray* berbentuk serbuk (*powder*), dapat berupa logam maupun keramik. Dengan bantuan gaya gravitasi, material pelapis masuk kedalam penyemprot, kemudian udara bertekanan digunakan untuk mengontrol pengeluaran serbuk yang akan digunakan sebagai bahan pelapis (Vuoristo, 2014). Flame spray mampu menghasilkan panas dengan rentang 3000 hingga 3300 derajat selsius bergantung pada rasio oksigen dan bahan bakarnya (Bose, 2007).



Gambar 2.7 Powder flame spray

Sumber: Kumar (2014, p.4)

### 2.4 Bahan Anti Bakteri

Paduan Biokeramik adalah bahan yang digunakan untuk memperbaiki atau mengganti jaringan tulang yang rusak. Biokeramik dapat langsung berinteraksi dengan jaringan di sekitarnya, baik yang mendukung pertumbuhan jaringan atau mendorong regenerasi jaringan baru untuk keramik bioaktif (Hayakawa dkk, 2008). Dalam banyak aplikasi biomedis, biokeramik digunakan dalam bentuk bahan massal atau berpori dengan bentuk tertentu, seperti implan, prosthesis, atau perangkat prostetik. Selain itu, biokeramik digunakan dalam bentuk bubuk untuk mengisi ruang cacat sementara proses perbaikan alami mengembalikan fungsi dan digunakan sebagai lapisan pada substrat atau fase kedua dalam bahan komposit untuk mencapai peningkatan aktivitas mekanik dan biologis, seperti osteoinduksi atau osseointegration.

#### 2.4.1 Copper Oxide Nano Particles (CuO NP)

CuO NP merupakan partikel matriks yang memiliki efek pada tingkat MRSA inhibition. Memiliki kemampuan untuk menghambat patogen dengan menciptakan iklim yang mampu membuat bakteri tidak dapat berkembang (Ahmad, 2012).

### 2.4.2 Chitosan

Chitosan merupakan linear polisakarida yang terdistribusi secara acak. Umumnya chitosan terbuat dari chitin pada cangkang udang dan krustasea dengan susbtansi alkalin seperti sodium hidroksida. Chitosan bekerja sebagai anti bakteri dengan mengikat sel bakteri yang bermuatan negatif, menyebabkan kekacauan pada sel. Hal ini menyebabkan turunnya permeabilitas membran dan menyebabkan kegagalan DNA untuk berreplikasi, berujung pada kematian sel bakteri (Nagy dkk, 2011).

### 2.4.3 Zinc Oxide Nano Particles (ZnO NP)

ZnO Nano Particles merupakan zat yang memiliki diameter kurang dari 100 nanometer. ZnO NP memiliki luas permukaan yang relative besar terhadap kuran dan memiliki aktifitas katalitik yang tinggi. Sifat fisik dan kimia pada ZnO NP bergantung pada cara zat ini di sintesis. Beberapa cara untuk membaut partikel ZnO NP adalah dengan *metode laser ablation, hydrothermal methods, electrochemical depositions, sol-gel method, chemical vapour deposition, thermal decomposition, combustion methods, ultrasound microwave-assisted combustion method, two step mechanochemical-thermal synthesis, anodization, co-precipitation, electrophoretic deposition dan precipitation*. Zinc oxide nanoparticle merupakan material anorganik yang memenuhi persyaratan sebagai material biomedik karena memiliki biokompabilitas yang baik (Siddiqi, 2018)

### 2.4.4 Hydroxyapatite (HA)

HA merupakan biomaterial dengan senyawa mirip tulang yang memiliki biokompabilitas yang baik. HA mampu memberikan ikatan yang baik dengan jaringan keras pada tubuh (piattelli, 1994). Interaksi elektrostatis antara HA dengan dinding sel dari bakteri membuat HA mampu terpenetrasi masuk kedalam sel dan mencegah bakteri untuk tumbuh (Seyedmajidi, 2018).

Kesamaan komponen kimia HA dengan mineral tulang dan gigi membuat HA banyak digunakan sebagai pelapis pada ortopedi (misal Protesis sendi panggul) dan implan gigi (Dorozhkin, 2016). *Hidroxyapatite* memiliki sifat biokompatibel yaitu material tersebut tidak menyebabkan reaksi penolakan dari sistem tubuh manusia karena tidak dianggap sebagai benda asing. Selain diaplikasikan sebagai implan tulang, HA juga digunakan pada logam yang akan diimplankan pada tubuh manusia (Suryadi, 2011).

### 2.4.5 Titanium Dioxide (TiO<sub>2</sub>)

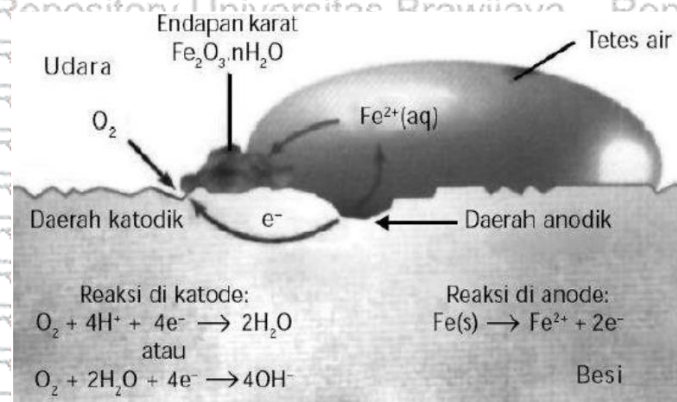
Titanium dioksida dicoba untuk digunakan dalam komponen semen tulang atau sebagai bahan yang akan bereaksi darah. Sebagian besar bahan keramik diselidiki untuk kompatibilitas jaringan mereka adalah oksida seperti TiO<sub>2</sub>, menunjukkan reaksi jaringan minimal dengan hanya lapisan enkapsulasi yang tipis. Titanium mendapatkan ketahanannya terhadap korosi dengan membentuk lapisan oksida padat. Dalam kondisi in vivo oksida (TiO<sub>2</sub>) adalah satu-satunya produk reaksi yang stabil. Lapisan oksida membentuk film adheren yang tipis dan membuat materi pasif (Park, 2007). Selain itu, sifat-sifat titanium dioksida mempengaruhi kekuatan geser. Koefisien ekspansi termal yang rendah menurunkan koefisien komposit lapisan dan mengurangi tekanan pada antarmuka lapisan-logam, sehingga meningkatkan kekuatan geser. Selain itu, penambahan TiO<sub>2</sub> meningkatkan ketangguhan terhadap patah dengan meningkatkan ikatan antara percikan karena reaksi kimia yang menguntungkan. Penambahan 10% vol. Titanium dioksida meningkatkan sifat mekanik lapisan HA. Jadi, pengembangan lapisan antara TiO<sub>2</sub> dan HA tidak melemahkan sistem pelapisan logam (Berndt, 2014). Selain itu, TiO<sub>2</sub> dapat menunjukkan sifat antibakteri (Thadani, 2015).

Struktur nano titanium dioksida (TiO<sub>2</sub>) adalah salah satu senyawa paling banyak yang telah muncul di berbagai bidang teknologi seperti kedokteran, energi, dan biosensing. Berbagai struktur nano TiO<sub>2</sub> (nanotube [NTs] dan nanowires) telah digunakan dalam aplikasi biosensing fotoelektrokimia (PEC), sangat meningkatkan deteksi target. Struktur nano TiO<sub>2</sub>, yang digunakan sebagai bahan yang diperkuat atau pelapis untuk permukaan telanjang implan titanium, adalah bahan aditif yang sangat baik untuk mengkompensasi kekurangan implan titanium seperti interaksi permukaan yang buruk dengan jaringan sekitarnya dengan menyediakan permukaan nanopori dan struktur hierarki. Struktur nano ini juga dapat diisi oleh beragam obat seperti obat osteoporosis, antikanker, dan antibiotik dan digunakan sebagai sistem penghantaran obat lokal. Lebih lanjut, struktur nano TiO<sub>2</sub> dan turunannya merupakan agen antimikroba baru yang muncul untuk mengatasi mikroorganisme patogen manusia (Jafari, 2020).

## 2.5 Korosi

Korosi atau pengkaratan merupakan fenomena kimia pada bahan-bahan logam yang pada dasarnya merupakan reaksi logam menjadi ion pada permukaan logam yang kontak langsung dengan lingkungan berair dan oksigen. Contoh yang paling umum, yaitu kerusakan logam besi dengan terbentuknya karat oksida. Dengan demikian, korosi menimbulkan banyak kerugian.

Korosi logam melibatkan proses anodik, yaitu oksidasi logam menjadi ion dengan melepaskan elektron ke dalam permukaan logam dan proses katodik yang mengkonsumsi elektron tersebut dengan laju yang sama, proses katodik biasanya merupakan reduksi ion hidrogen atau oksigen dari lingkungan sekitarnya. Korosi adalah penurunan kualitas suatu material, umumnya logam, yang dihasilkan dari reaksi dengan lingkungannya (NACE, 2002).



Gambar 2.8 Proses korosi

Sumber: Hidayat (2015, p.4)

### 2.5.1 Faktor-Faktor yang Mempengaruhi

Faktor-faktor yang dapat mempercepat pembentukan korosi antara lain: (Hidayat, 2015)

#### 1. Kontak langsung logam dengan H<sub>2</sub>O dan O<sub>2</sub>

Oksigen dari udara yang larut dalam air akan tereduksi, sedangkan air berfungsi sebagai media tempat berlangsungnya reaksi redoks pada peristiwa korosi. Jika jumlah oksigen dan air yang kontak dengan logam semakin banyak maka semakin cepat korosi yang akan terjadi.

#### 2. Keberadaan zat pengotor

Zat pengotor di permukaan logam dapat menyebabkan terjadinya reaksi reduksi tambahan sehingga lebih rentan terjadi korosi.

### 3. Kontak dengan elektrolit

Keberadaan elektrolit, seperti garam dalam air laut dapat mempercepat laju korosi dengan terjadinya reaksi tambahan, semakin besar konsentrasi elektrolit juga meningkatkan laju korosi.

### 4. Temperatur

Semakin tinggi temperatur maka meningkat pula energi kinetik partikel sehingga kemungkinan terjadinya tumbukan efektif pada reaksi redoks semakin besar dan laju korosi akan semakin meningkat.

### 5. pH

Pada kondisi asam atau  $\text{pH} < 7$  logam akan mudah terkorosi karena adanya reaksi reduksi tambahan yang berlangsung pada katoda.

### 6. Metalurgi

Permukaan logam yang lebih kasar umumnya akan mengalami beda potensial dan memiliki kecenderungan untuk menjadi anoda yang terkorosi. Dua jenis logam yang berbeda dan saling menempel juga akan meningkatkan terjadinya korosi, karena tiap jenis logam memiliki potensial yang berbeda.

### 7. Mikroba

Adanya makhluk hidup seperti mikroba pada logam dapat menyebabkan peningkatan korosi. Hal tersebut karena mikroba tersebut mampu mendegradasi logam melalui reaksi redoks untuk memperoleh energi bagi keberlangsungan hidupnya.

## 2.5.2 Laju Korosi

Laju korosi dapat didefinisikan sebagai banyaknya logam yang terlepas atau hilang setiap satu satuan waktu, perhitungan laju korosi sangat penting karena dapat memprediksi umur pakai dari suatu material. Laju korosi dapat diartikan sebagai persentase hilangnya massa, milligram per sentimeter per hari, dan gram per inci persegi per jam (Fontana, 1987).

Laju korosi memiliki nilai antara 1-200 mpy dan memiliki tingkat penggolongannya berdasarkan laju korosi. Untuk selengkapnya dapat dilihat pada Tabel 2.4 berikut:

Tabel 2.4

## Laju Korosi

Ketahanan Korosi Relatif	Mpy	mm/yr	$\mu\text{m/yr}$	nm/hr	pm/sec
Istimewah	<1	<0,02	<25	<2	<1
Baik sekali	1-5	0,02-0,1	25-100	2-10	1-5
Baik	5-20	0,1-0,5	100-500	10-50	5-20
Cukup	20-50	0,5-1	500-1000	50-150	20-50
Kurang baik	50-200	1-5	1000-5000	150-500	50-200
Tidak bisa diterima	>200	>5	>5000	>500	>200

Sumber: Fontana (1987, p.172)

### 2.5.3 Pengujian Laju Korosi

Untuk mengetahui laju korosi yang terjadi pada material, maka harus dilakukan pengujian. Pengujian laju korosi salah satunya menggunakan metode polarisasi potensiodynamik. Polarisasi adalah selisih antara potensial elektroda dan potensial korosi bebas, hal ini disebabkan karena logam tidak dalam keadaan setimbang (Gapsari, 2017).

Metode ini menggunakan potensial yang ditingkatkan secara berkelanjutan dari potensial korosinya ( $E_{kor}$ ), dengan mengontrol potensialnya sehingga laju korosi dapat teramati secara langsung yang berupa kurva polarisasi potensial. Pada pengujian ini menggunakan tiga jenis elektroda yang direndam dalam larutan elektrolit. Jenis-jenis elektrodanya yaitu:

1. Elektroda kerja (*working electrode*)

Elektroda ini dibentuk dari logam benda uji yang akan diuji, terkoneksi dengan sambungan listrik.

2. Elektroda bantu (*auxiliary electrode*)

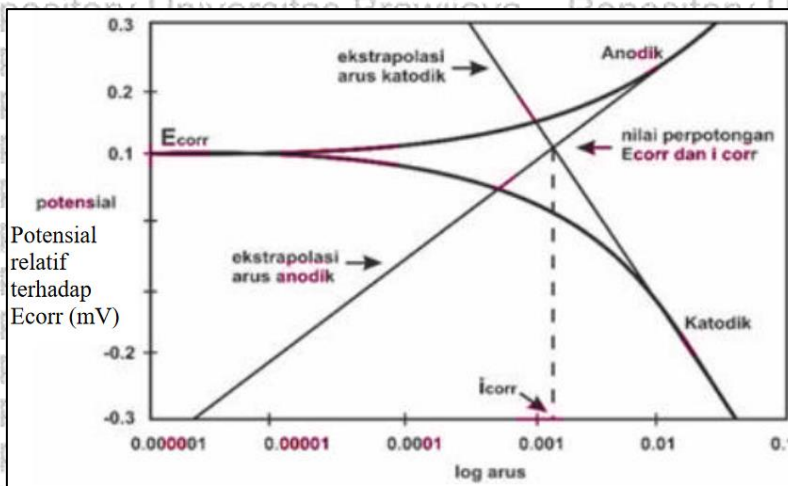
Elektroda khusus yang digunakan untuk mengalirkan arus hasil proses korosi yang terjadi dalam rangkaian sel. Jenis logam yang digunakan adalah Pt.

3. Elektroda acuan (*reference electrode*)

Elektroda yang tegangan sirkuit terbuka (*open-circuit potential*) secara terbuka dan digunakan sebagai acuan elektroda kerja. Logam yang digunakan adalah Ag/AgCl.

Hasil pengujian polarisasi potensiodynamik ini berupa kurva plot antara potensial terhadap arus. Kemudian kurva tersebut diekstrapolasi tafel sehingga diperoleh nilai  $i_{corr}$ ,  $E_{corr}$ ,  $\beta_a$ ,  $\beta_c$ . Polarisasi katodik dan anodik menghasilkan garis lurus dengan kemiringan (*slope*) tertentu. Titik potong antara polarisasi katodik dan anodik akan bernilai sama dengan potensial korosi ( $E_{corr}$ ) dan arus korosi ( $I_o$ ) seperti ditunjukkan pada Gambar 2.11.





Gambar 2.9 Kurva Potensial Anodik Katodik

Sumber: Steven (2017, p.10)

### 2.5.4 Korosi dalam Tubuh Manusia

Logam umumnya akan mengalami korosi pada lingkungan terbuka, tak terkecuali ketika logam ditanam ke dalam tubuh manusia. Tubuh manusia mengandung cairan sekitar 60%, salah satu cairan tersebut adalah darah (Kuntarti, 2005). Penggunaan darah pada pengujian laju korosi tidak umum dilakukan, maka dari itu diperlukan pengganti yang memiliki kesamaan dengan darah. Salah satu larutan yang digunakan pada pengujian korosi biomaterial adalah Hank's Balance Salt Solution (HBSS). HBSS adalah larutan garam yang memiliki kadar pH yang mendekati darah yaitu sebesar 7,4 (Ghali, 2011). Saliva buatan diperkenalkan oleh Takao Fusayama; Namun, komposisi solusi telah berkembang selama bertahun-tahun. Komposisi yang digunakan untuk penelitian ini dilaporkan pada Tabel 2.8. Saliva mengandung elektrolit yang dapat bereaksi dengan paduan logam dengan cara yang mirip dengan air liur alami dan memiliki pH sekitar 5,5. Air liur adalah larutan organik kompleks yang terdiri dari 99% air; komposisi yang tersisa terdiri dari banyak ion anorganik (elektrolit), senyawa organik (enzim, antivirus, antibakteri, dll.) dan protein yang menyediakan berbagai fungsi penting. Meskipun air liur memiliki keasaman netral (pH 7), karena keasaman dari diet barat modern, air liur biasanya menjadi asam selama pengunyahan (pH 5-6). Tidak jarang protein, agen antibakteri dan enzim ditambahkan ke larutan organik buatan. Namun komponen ini tidak mungkin untuk memainkan peran utama dalam mekanisme mikro-abrasi-korosi dari stainless steel selama pengunyahan. Karena itu mereka belum dimasukkan dalam solusi yang digunakan dalam penelitian ini (Hayes, 2014). Laju korosi yang dapat ditoleransi

untuk sistem implan logam harus sekitar  $2,5 \times 10^{-4}$  mm / tahun, atau 0,01 mil / tahun. (Manivasagam, 2010).

Tabel 2.5  
Komposisi kimia Saliva Buatan (Artificial Saliva)

<i>Compound</i>	<i>Concentration (g<sup>L</sup><sup>-1</sup>)</i>
<i>NaCl, sodium chloride</i>	0.4
<i>KCl, potassium chloride</i>	0.4
<i>CaCl<sub>2</sub>·2H<sub>2</sub>O, calcium chloride dihydrate</i>	0.795
<i>NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>·2H<sub>2</sub>O, sodium dihydrogen phosphate dihydrate</i>	0.78
<i>Na<sub>2</sub>S<sub>9</sub>H<sub>2</sub>O, sodium sulphide nonahydrate</i>	0.005
<i>CH<sub>4</sub>N<sub>2</sub>O, urea</i>	1
<i>Deionised water</i>	Bal.

Sumber: Hayes (2015, p.3)

Tabel 2.6  
Komposisi Kimia HBSS

Zat	komposisi (g L <sup>-1</sup> )
<i>NaCl</i>	8.0
<i>KCl</i>	0.4
<i>NaHCO<sub>3</sub></i>	0.35
<i>NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>·H<sub>2</sub>O</i>	0.25
<i>Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub>·2H<sub>2</sub>O</i>	0.06
<i>CaCl<sub>2</sub>·2H<sub>2</sub>O</i>	0.19
<i>MgCl<sub>2</sub></i>	0.19
<i>MgSO<sub>4</sub>·7H<sub>2</sub>O</i>	0.06
<i>glucose</i>	1.0
<i>pH</i>	6.9

Sumber: Manivasagam (2010)

## 2.7 Properti Tulang

Tulang tersusun atas jaringan ikat yang memiliki berbagai jenis senyawa kimia dan mineral. Secara keseluruhan, tulang terbagi menjadi senyawa organik sebesar 33% dan senyawa anorganik sebesar 67%. Senyawa organik meliputi kolagen dan protein, sedangkan senyawa anorganik berupa mineral kalsium (Ca) dan fosfat (P) yang tergabung dalam senyawa CaP (Nanci, 2005).

Tulang tersusun atas sel-sel yang memiliki fungsi masing-masing. Sel tersebut terbagi atas tiga jenis, yaitu sel osteoklas, sel osteoblas dan sel osteosit. Sel osteoklas adalah sel berukuran 20-100  $\mu\text{m}$  yang berfungsi untuk meresorpsi dan melakukan rekonstruksi tulang. Sedangkan komponen organik tulang disintesis oleh sel osteoblas yang berukuran 20-25  $\mu\text{m}$ . Osteoblas yang aktif akan berbentuk kubus sedangkan pada saat kurang aktif berbentuk kubus namun dengan kondisi lebih tidak berisi atau kempis. Aktivitas sel osteoblas berupa pembentukan matriks dan ketika proses pembentukan selesai maka sel osteoblas ini disebut sel osteosit. Sel osteosit memelihara matriks yang telah termineralisasi di dalam tulang.

Hidroksiapatit dengan rumus molekul  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  adalah komponen anorganik utama dari jaringan keras tulang dan menyumbang 60-70% dari fase mineral dalam tulang manusia (Junqueira, 2003). Penelitian Shankar dkk. (2011) menunjukkan bahwa HA tidak bersifat toksik, tidak memiliki respon peradangan, dan respon pirogenetik (menimbulkan demam). Selain itu, pembentukan jaringan fibrosa antara implan dan tulang sangat baik, dan memiliki kemampuan menjalin ikatan langsung dengan tulang host. HA menunjukkan sifat bioaktif dan osteokonduktif yang sangat bermanfaat dalam proses mineralisasi tulang (Cengiz et al., 2008).

## 2.6 Hipotesis

Hipotesis untuk penelitian ini adalah penambahan biokeramik HA dan  $\text{TiO}_2$  pada pelapisan Co-Cr dapat meningkatkan ketahanan terhadap korosi karena mampu menahan ion elektrolit atau elektron yang masuk kedalam substrat Co-Cr pada media korosi yaitu HBSS.



## BAB III METODE PENELITIAN

### 3.1 Metode Penelitian

Metode yang digunakan dalam penelitian ini adalah metode eksperimental (*experimental research*) yang bertujuan untuk meneliti dan mengetahui pengaruh pelapisan ZnO nanopartikel dan laju kecepatan aliran fluida pada paduan Co-Cr dengan metode *flame spray coating* terhadap porositas, kekerasan lapisan, dan laju korosi dalam media HBSS (*Hank's Balance Salt Solution*) dan larutan sendi.

### 3.2 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilakukan pada bulan Agustus 2021 - November 2021. Laboratorium yang digunakan pada penelitian ini antara lain:

- Pusat Penelitian Fisika LIPI, Tangerang Selatan
- Laboratorium Metrologi Industri, Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Brawijaya

### 3.3 Variabel Penelitian

Variabel yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :

#### 3.3.1 Variabel Bebas

Variabel bebas adalah variabel yang tidak terpengaruh oleh variabel lain. Variabel bebas yang digunakan dalam penelitian ini adalah :

- Pelapisan : HA dan TiO<sub>2</sub>

#### 3.3.2 Variabel Terikat

Variabel terikat adalah variabel yang dipengaruhi oleh variabel bebas yang telah ditentukan. Variabel terikat yang dalam penelitian ini adalah:

- Laju Korosi
- Porositas
- Ketebalan Lapisan (Disarankan 30 – 200  $\mu\text{m}$  [Choudhury, 2012])

### 3.3.3 Variabel Terkontrol

Variabel terkontrol adalah variabel yang nilainya dijaga konstan dalam penelitian.

Variabel terkontrol yang digunakan dalam penelitian ini adalah:

- Larutan *Hank's Balance Salt Solution* (pH 6,8 -7,2)
  - Parameter *Thermal Spray*
  - Parameter Laju Korosi
1. Parameter *Thermal Spray*:
    - Variasi 1
      - *Fuel flowrate* : 4
      - *Oxygen flowrate* : 6
      - Tekanan udara : 2 bar
      - Jarak penyemprotan : 75 mm
      - Sudut penyemprotan : 90°
      - Jumlah pelapisan : TiO<sub>2</sub> 1x dan HA 1x
    - Variasi 2
      - *Fuel flowrate* : 4
      - *Oxygen flowrate* : 6
      - Tekanan udara : 2 bar
      - Jarak penyemprotan : 75 mm
      - Sudut penyemprotan : 90°
      - Jumlah pelapisan : TiO<sub>2</sub> 2x dan HA 1x
  2. Parameter laju korosi :
    - *Start Potential* : -1 V
    - *Stop Potential* : 1,5 V
    - *Step Potential* : 0,005 V
    - *Scan Rate* : 0,005 V/s
    - *Density* : 4,429 gr/cm<sup>3</sup>
    - *Equivalent Weight* : 125,79 gr/mol

### 3.4 Alat dan Bahan

#### 3.4.1 Bahan-Bahan yang Digunakan

##### 1. *CoCr Alloy*

Merupakan bahan dasar dalam penelitian ini.



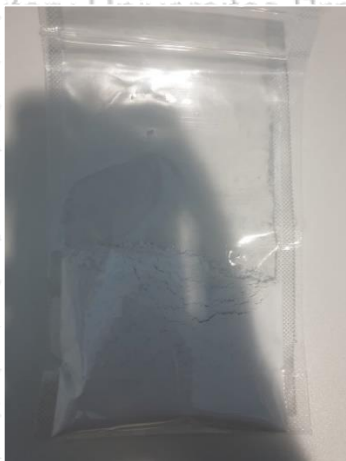
Gambar 3.1 *CoCr Alloy*

Tabel 3.1  
*Chemical Properties CoCr Alloy*

Grade		Si	Mn	Cr	Ni	Mo	Fe
CoCr Alloy	Nilai Standar	≤ 1.0	≤ 1.0	26.5-30	≤ 1.0	4.5-7.0	≤ 1.0
	Nilai Terukur	< 0,10	< 0,10	29.7	0.2	5.85	0.025

##### 2. *Hydroxyappattide (HA)*

Merupakan salah satu bahan pelapis dalam penelitian ini.



Gambar 3.2 *Hydroxyappattide*

Tabel 3.2

*HA Properties*

<i>Chemical Formula</i>	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$
<i>Molecular Weight</i>	1004.6 g/mol

### 3. Titanium Dioxide ( $\text{TiO}_2$ )

Merupakan salah satu bahan pelapis dalam penelitian ini.



Gambar 3.3 Titanium Dioxide

Tabel 3.3

$\text{TiO}_2$  Properties

<b>Molar Mass</b>	233,38 g/mol
<b>Density</b>	4,5 g/cm <sup>3</sup>
<b>Boiling Point</b>	1600 °C
<b>Melting Point</b>	1580 °C

### 4. Larutan Hank's Balance Salt Solution (HBSS)

Digunakan sebagai media dalam pengujian korosi.



Gambar 3.4 Larutan HBSS



## Spesifikasi:

- NaCl : 8,0 g/l
- KCl : 0,4 g/l
- NaHCO<sub>3</sub> : 0,35 g/l
- NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>.H<sub>2</sub>O : 0,25 g/l
- NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>.H<sub>2</sub>O : 0,06 g/l
- CaCl<sub>2</sub>.H<sub>2</sub>O : 0,19 g/l
- MgCl<sub>2</sub> : 0,19 g/l
- MgSO<sub>4</sub>.7H<sub>2</sub>O : 0,06 g/l
- Glukosa : 1,0 g/l

### 3.4.2 Alat-Alat yang Digunakan

#### 1. *Thermal Spray Gun*

Digunakan untuk melakukan proses pelapisan ke permukaan substrat.



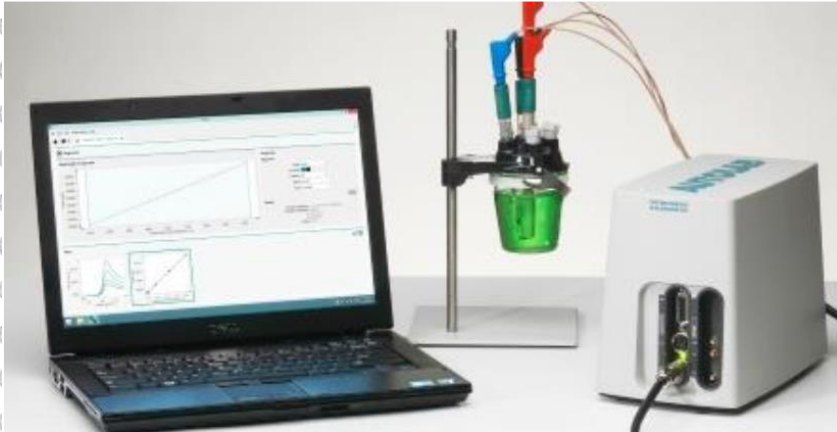
Gambar 3.5 Metallisation MK74-C

## Spesifikasi:

- *Weight* : 1,85 kg
- *Process gases consumption*
- *Acetylene* : 0,9 – 2,28 m<sup>3</sup>/hr at 0,8 – 1,03 bar
- *Oxygen* : 1,2 – 2,6 m<sup>3</sup>/hr at 5,5 bar
- *Compressed Air* : 25 m<sup>3</sup>/hr at 5,5 bar

## 2. Alat Potensiodinamik AUTOLAB PGSTAT 204

Digunakan untuk mengukur laju korosi pada spesimen



Gambar 3.6 Metrohm AUTOLAB PGSTAT 204

Spesifikasi:

- *Electrode connections* : 2, 3 dan 4
- *Potential range* :  $\pm 10$  V
- *Compliance voltage* :  $\pm 20$  V
- *Maximum current* :  $\pm 400$  mA
- *Current ranges* : 100 mA to 10 nA
- *Potential accuracy* :  $\pm 0,2$  %
- *Potential resolution* :  $3 \mu\text{V}$
- *Current accuracy* :  $\pm 0,2$  %
- *Current resolution* : 0,0003 % (of current range)
- *Input impedance* :  $> 100$  Gohm
- *Potentiostat bandwidth* : 1 MHz

### 3. Mitutoyo Surface Roughness Tester SJ-210

Alat ini digunakan sebagai pengukur kekasaran permukaan hasil pelapisan.



Gambar 3.7 Surface roughness tester SJ-210

### 4. Thermogun Thermometer

Alat ini digunakan untuk mengukur suhu saat *flame spray coating* sedang dilakukan (pengukuran suhu penyemprotan).



Gambar 3.8 Thermogun

### 5. SEM—EDS

Alat ini digunakan untuk mengetahui struktur mikro dari lapisan *coating* yang terbentuk, dan EDS diperlukan untuk mengetahui distribusi elemen yang terdapat pada lapisan *coating* dan *material substrate*.

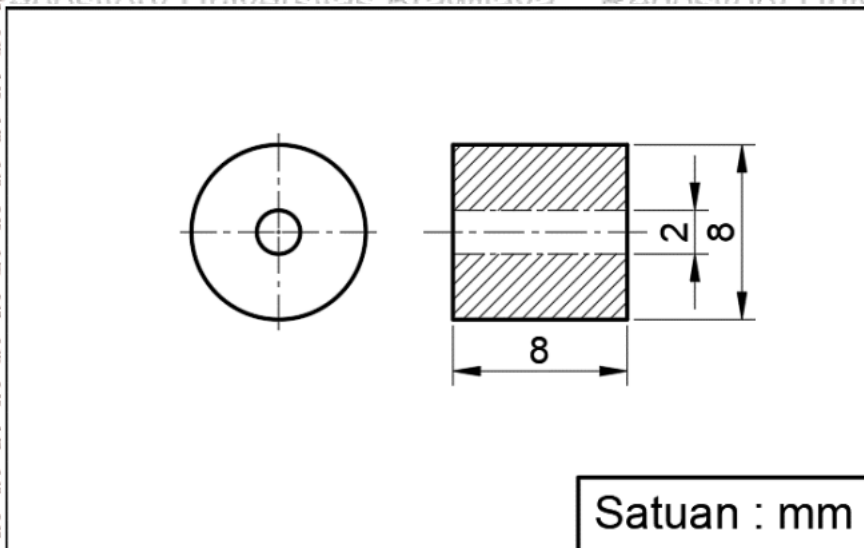


Gambar 3.9 SEM EDS Hitachi SU3500

Spesifikasi:

- *Resolution SE* : 3,0 nm at 30 kV
- *Resolution BSE* : 4,0 nm at 30 kV
- *Magnification* : X 5 – 300.000
- *Accelerating Voltage* : 0,3 – 30 kV
- *Image Shift* : 50  $\mu\text{m}$  (WD = 10 mm)
- *Max Specimen Size* : 200 mm in diameter

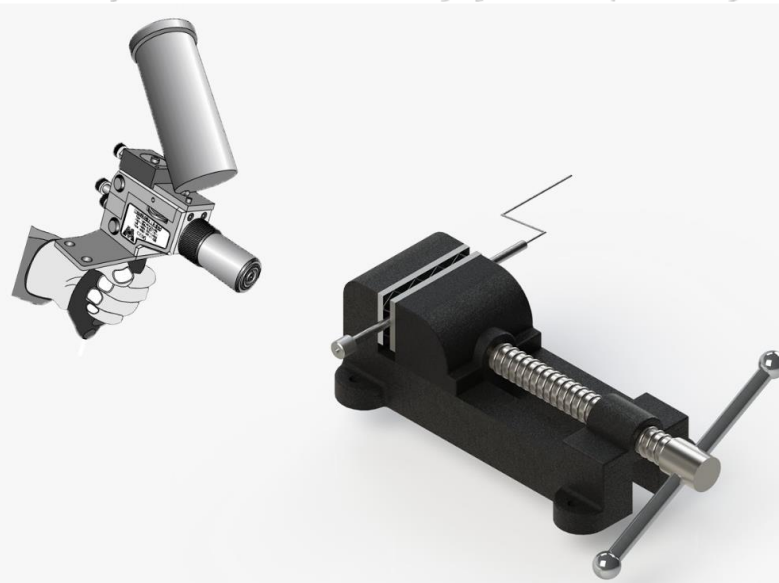
### 3.5 Dimensi Benda Kerja



Gambar 3.10 Dimensi benda kerja

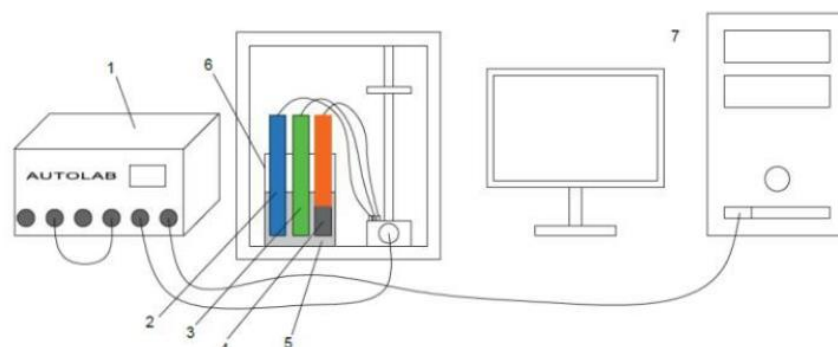
### 3.6 Skema Penelitian

#### ➤ Skema Proses Pelapisan



Gambar 3.11 Proses pelapisan

#### ➤ Skema proses pengujian laju korosi



Gambar 3.12 Proses pengujian laju korosi

Keterangan:

1. Alat potensiostat
2. Elektroda acuan
3. Elektroda bantu
4. Elektroda kerja (spesimen uji)
5. Larutan HBSS
6. Larutan Saliva
7. Gelas beker
8. Perangkat komputer

### 3.7 Prosedur Penelitian

#### 3.7.1 Langkah Persiapan Spesimen

Siapkan paduan CoCr berbetuk silinder dengan diameter 8mm dan panjang 8mm. Lubangi bagian tengah spesimen dengan diameter 1 mm dengan mesin EDM *Drill*. Lakukan *sand blasting* ke seluruh permukaan substrat. Kemudian bersihkan spesimen menggunakan acetone dengan diletakkan pada alat *ultrasonic cleaner* selama 2 menit.

#### 3.7.2 Langkah Proses Pelapisan *Flame Spray*

Proses pelapisan ini menggunakan alat Metalisation MK74-C. Pertama masukkan kawat diameter 1 mm ke lubang yang telah dibuat pada spesimen. Jepit kawat pada ragum dan putar spesimen dengan kecepatan putar 60 rpm, masukkan serbuk TiO<sub>2</sub> dan HA pada spray gun secara bergantian, atur parameter penyemprotan sebagai berikut:

- Variasi 1
  - *Fuel flowrate* : 4
  - *Oxygen flowrate* : 6
  - Tekanan udara : 2 bar
  - Jarak penyemprotan : 75 mm
  - Sudut penyemprotan : 90°
  - Jumlah pelapisan : TiO<sub>2</sub> 1x dan HA 1x
- Variasi 2
  - *Fuel flowrate* : 4
  - *Oxygen flowrate* : 6
  - Tekanan udara : 2 bar
  - Jarak penyemprotan : 75 mm
  - Sudut penyemprotan : 90°
  - Jumlah pelapisan : TiO<sub>2</sub> 2x dan HA 1x

#### A. Prosedur Pelapisan Variasi 1 (TiO<sub>2</sub> 1 – 1 HA)

Proses ini diawali dengan menyiapkan semua alat dan bahan. Selanjutnya, atur *fuel flowrate*, *oxygen flowrate*, tekanan udara, jarak penyemprotan, dan sudut penyemprotan sesuai parameter. Berikutnya, Lakukan satu kali pelapisan CoCr menggunakan TiO<sub>2</sub> dengan kecepatan putar 60 rpm dengan waktu 5 detik (5 putaran). Setelah itu, Lakukan

satu kali pelapisan CoCr menggunakan HA dengan kecepatan putar 60 rpm dengan waktu 5 sekon (5 putaran).

### **B. Prosedur Pelapisan Variasi 2 (TiO<sub>2</sub> 2 – 1 HA)**

Proses ini diawali dengan menyiapkan semua alat dan bahan. Selanjutnya, atur *fuel flowrate*, *oxygen flowrate*, tekanan udara, jarak penyemprotan, dan sudut penyemprotan sesuai parameter. Berikutnya, Lakukan satu kali pelapisan CoCr menggunakan TiO<sub>2</sub> dengan kecepatan putar 60 rpm dengan waktu 10 sekon (10 putaran). Setelah itu, Lakukan satu kali pelapisan CoCr menggunakan HA dengan kecepatan putar 60 rpm dengan waktu 5 sekon (5 putaran).

#### **3.7.3 Langkah Pengujian Kekasaran Permukaan**

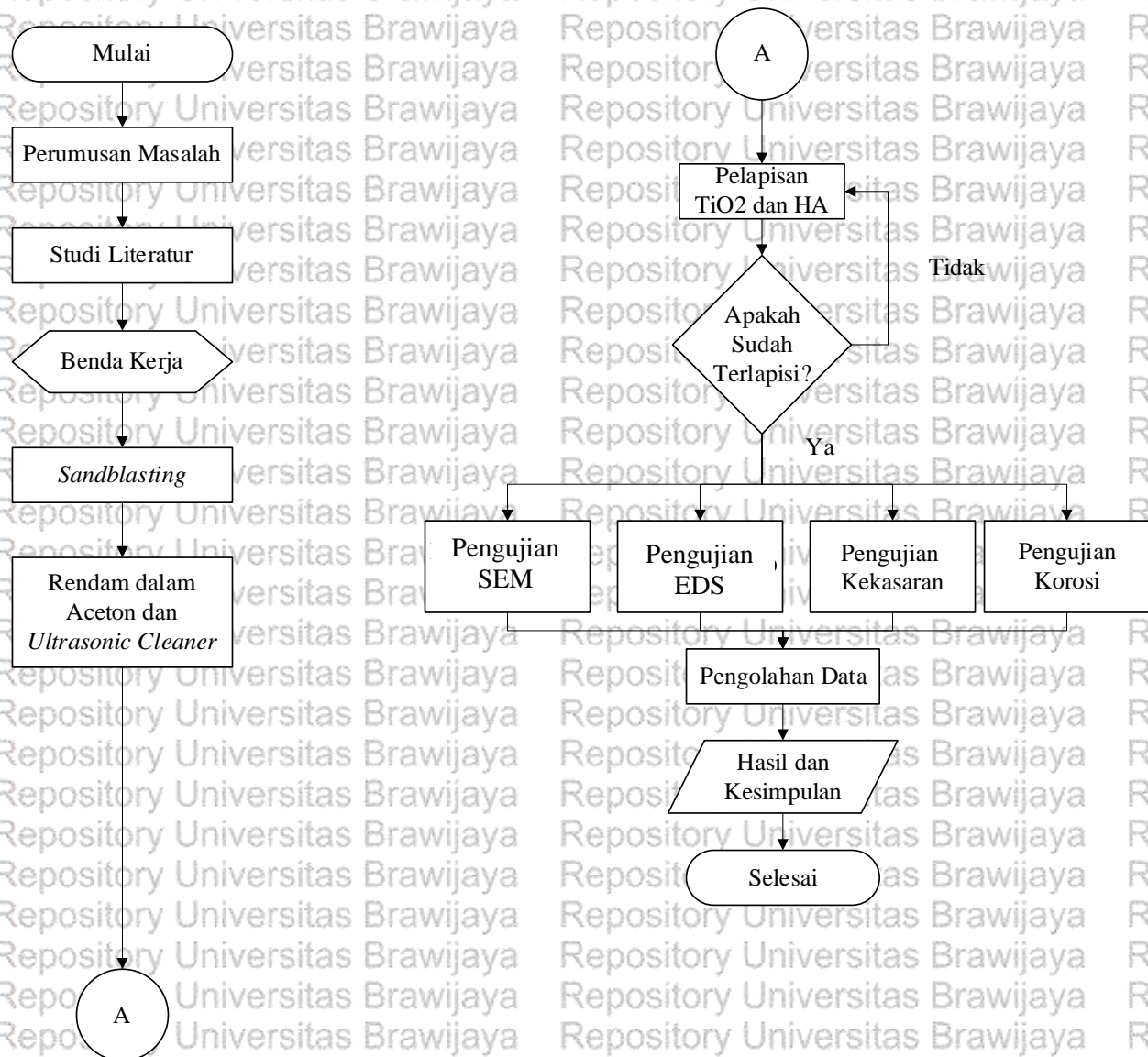
Pengujian ini menggunakan alat SurfTest SJ-201. Pertama bersihkan permukaan spesimen letakan spesimen pada *v-block* agar tidak bergerak pasang *stylus* pada *height gauge* dan atur kedatarannya menggunakan *waterpass* Setelah itu sentuhkan ujung *stylus* hingga mengenai permukaan spesimen. Atur hingga indikator pada *display* berwarna biru. Buka *software* SurfTes SJ *Communication Tool* lalu tekan *start*. Nilai hasil pengukuran didapatkan dan catat data Ra (Kekasaran Aritmatik).

#### **3.7.4 Langkah Pengujian Laju Korosi**

Siapkan masing-masing larutan *Hank's balance salt solution* 100 ml dan larutan sendi buatan 100 ml lalu dipanaskan sampai suhu tubuh yaitu 34° C - 36°C. Siapkan alat uji laju korosi (potensiodinamik autolab PGSTAT 204N) yang disambungkan dengan computer yang selanjutnya akan dijalankan dengan *software* NOVA 1.11 kemudian siapkan spesimen hasil pelapisan sebagai elektroda utama, lalu siapkan Pt sebagai elektroda pembanding. Lalu siapkan larutan yang sudah dituang dalam gelas ukur setelah itu celupkan spesimen dalam larutan. Atur tegangan sebesar -1 V – (1,5) V, memasukan nilai *density*, *equivalent weight*, dan luas permukaan melalui *software* NOVA 1.11 terakhir lakukan pengukuran dan mencatat hasilnya berupa *corrosion rate*, *icorr*, *Ecorr*, *Etp* dan *E breakdown*.

### 3.8 Diagram Alir Penelitian

Gambar 3.13 merupakan diagram alir penelitian dalam skripsi ini.



Gambar 3.13. Diagram alir penelitian



## BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

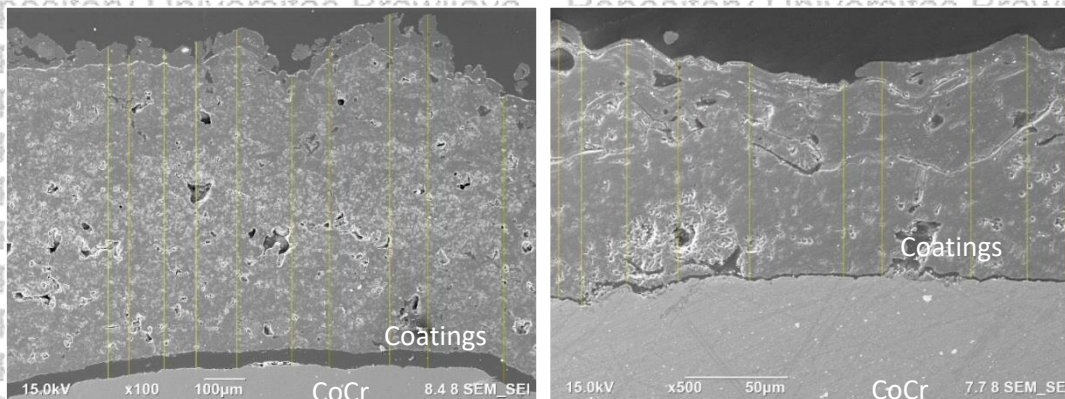
### 4.1 Hasil Pengujian

#### 4.1.1 Hasil Pengujian Ketebalan

Setelah selesai melakukan proses pelapisan, maka tahap selanjutnya adalah dilakukan pengujian ketebalan lapisan pelapisan dengan menggunakan alat FE-SEM dan *software* Image J. Hasil yang didapatkan adalah sebagai berikut:

Tabel 4.1  
Hasil Ketebalan Pelapisan

No	Komposisi <i>Degraded Layer</i> (TiO <sub>2</sub> - HA)	
	2 - 1 (μm)	1 - 1 (μm)
1	799,00	134,60
2	770,00	128,60
3	770,00	119,20
4	788,00	109,20
5	816,00	106,00
6	699,00	95,20
7	772,00	104,00
8	848,00	110,40
9	852,00	119,80
10	688,00	113,60
$\bar{x}$	780,20	114,06



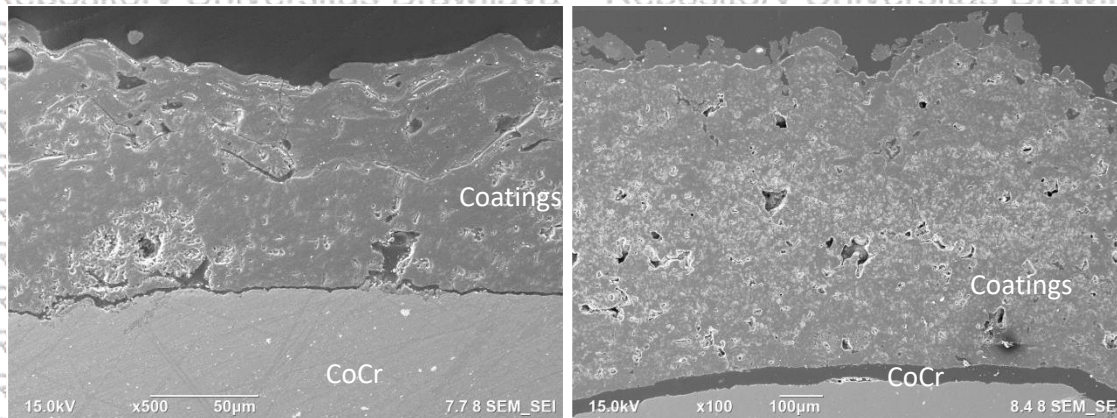
Gambar 4.1 (a) Tampak potongan melintang pada TiO<sub>2</sub>-HA 2-1. (b) Tampak potongan melintang pada TiO<sub>2</sub>-HA 1-1

Gambar 4.1 adalah Hasil pengujian FE-SEM yang selanjutnya di analisa menggunakan *software* Image J dan diambil 10 titik sampel. Bisa dilihat pada gambar, bahwa ketebalan pelapisan dengan komposisi *degraded layer* 2-1 lebih tebal dari komposisi *degraded layer* 1-1 sesuai dengan tabel 4.1. Rata-rata ketebalan pelapisan pada komposisi *degraded layer* 2-1 adalah 780,2 μm, dan rata-rata ketebalan pelapisan pada komposisi

degraded layer 1-1 adalah 114,06  $\mu\text{m}$ . Hal ini disebabkan dikarenakan pada komposisi degraded layer 2-1 dilakukan 2 kali pelapisan  $\text{TiO}_2$  dan 1 kali pelapisan HA, sedangkan pada komposisi degraded layer 1-1 hanya dilakukan 1 kali pelapisan  $\text{TiO}_2$  dan 1 kali pelapisan HA.

#### 4.1.2 Hasil Pengujian Porositas

Pada pengujian kali ini, alat yang digunakan adalah Jeol JIB-4610F. Pengujian kali ini bertujuan untuk melihat morfologi yang terbentuk pada hasil pelapisan  $\text{TiO}_2$ -HA 2-1 dan 1-1.



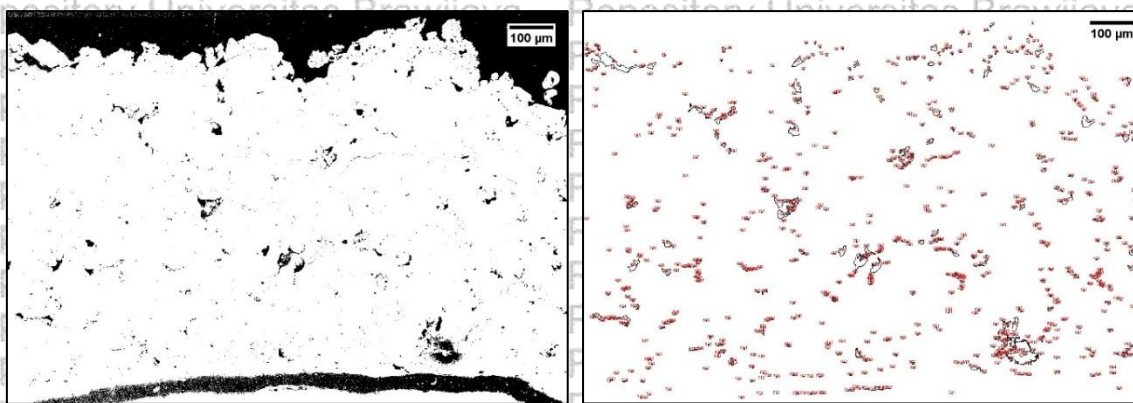
Gambar 4.2 (a) Tampak potong melintang pada  $\text{TiO}_2$ -HA 1-1. (b) Tampak potong melintang pada  $\text{TiO}_2$ -HA 2-1.

Pada hasil pengujian yang ditampilkan Gambar 4.2 terlihat ada porositas yang terbentuk pada lapisan coating. Hal ini terjadi karena metode pelapisan yang dipakai adalah metode *flame spray* yang mana memiliki kecepatan penyemprotan yang rendah, sehingga memungkinkan masuknya gas kedalam permukaan coating saat proses pelapisan.

Tabel 4.2

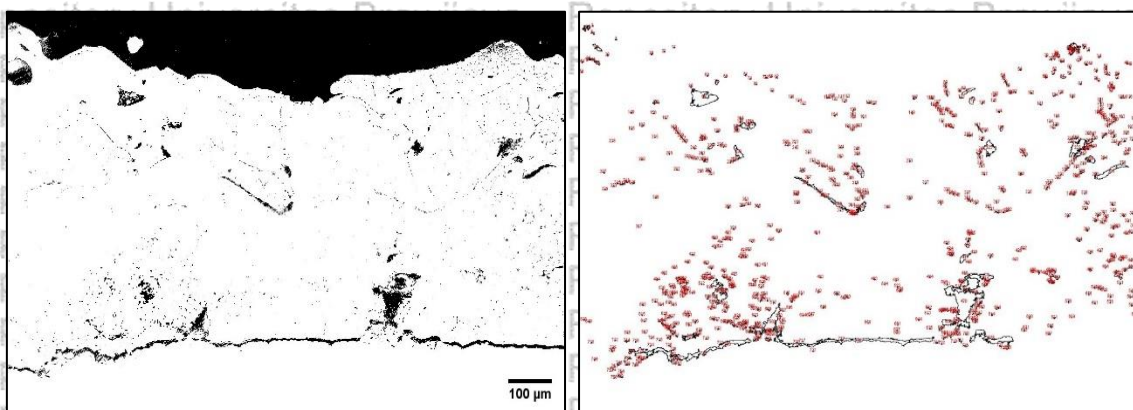
#### Ukuran Porositas

Ukuran Porositas	Komposisi <i>Degraded Layer</i> ( $\text{TiO}_2$ -HA)	
	1-1 ( $\mu\text{m}$ )	2-1 ( $\mu\text{m}$ )
Rata - Rata	25,48	25,54
Terbesar	2966	2051
Terkecil	3	3



Gambar 4.3 (a) Porositas pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1. (b) Jumlah porositas pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1

Pada gambar 4.3 (a) terlihat bahwa terdapat porositas yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1, hal ini ditandai dengan tampaknya lubang-lubang hitam yang terdapat pada lapisan. Pada gambar 4.3 (b), dapat dilihat banyaknya jumlah porositas dan ukuran porositas yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1.



Gambar 4.4 (a) Porositas pada pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1. (b) Jumlah porositas pada pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1

Pada Gambar 4.4 (a) terlihat bahwa terdapat porositas yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1, hal ini ditandai dengan tampaknya lubang-lubang hitam yang terdapat pada lapisan. Pada gambar 4.4 (b), dapat dilihat banyaknya jumlah porositas dan ukuran porositas yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1.

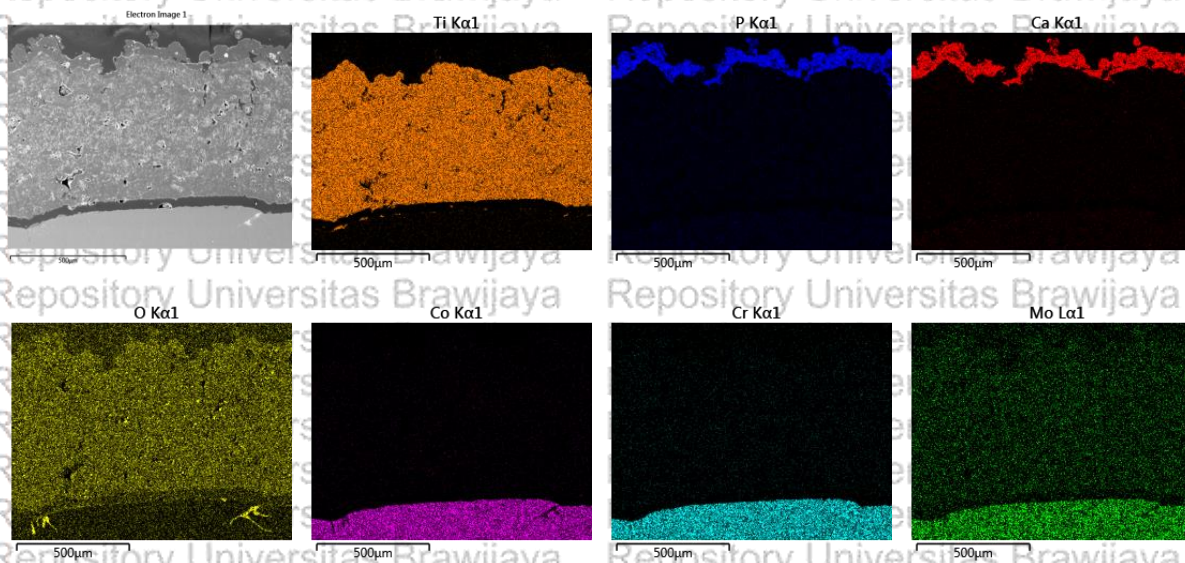
Porositas yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1 cenderung lebih banyak jika dilihat berdasarkan ketebalan lapisannya, yaitu dengan rata-rata ukuran porositas 25,47883598. Sedangkan porositas yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1 yang ketebalan lapisannya jauh lebih tebal dibandingkan lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1 memiliki nilai rata-rata ukuran porositas 25,53763441. Ukuran porositas terbesar yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1 sebesar 2966.

Sedangkan ukuran porositas terbesar yang terbentuk pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA sebesar 2051. Hal ini bisa terjadi dikarenakan saat pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1 dilakukan 3 kali pelapisan, yaitu pelapisan TiO<sub>2</sub> pertama dan kedua, selanjutnya dilanjutkan pelapisan HA.

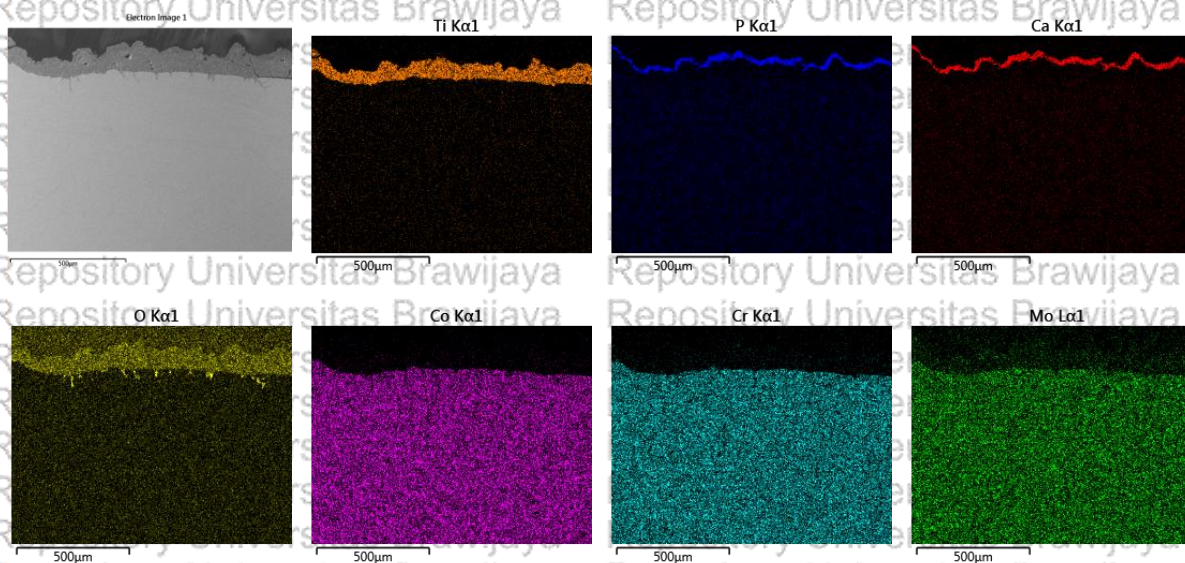
Sedangkan pada pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1 hanya dilakukan 2 kali pelapisan, yaitu satu kali pelapisan TiO<sub>2</sub> dan satu kali pelapisan HA.

#### 4.1.3 Data Hasil Pengujian Persebaran Unsur

Pada pengujian ini, alat yang digunakan adalah Jeol JIB-4610F. Pengujian ini bertujuan untuk melihat unsur apa saja yang terdapat pada substrat CoCr yang sudah dilapisi oleh TiO<sub>2</sub>-HA.



Gambar 4.5 Persebaran unsur pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1



Gambar 4.6 Persebaran unsur pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1

Pada Gambar 4.5 dan 4.6 bisa dilihat persebaran unsur yang terjadi pada lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1 dan lapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1. Secara keseluruhan, persebaran unsur sudah sesuai sebagaimana mestinya, yaitu TiO<sub>2</sub> di lapisan pertama dan HA di lapisan terluar dan sudah homogen. Akan tetapi, bisa dilihat pada gambar 4.5 dan 4.6 terdapat persebaran unsur O yang tidak merata, unsur O seharusnya hanya berada di lapisan TiO<sub>2</sub>. Pada gambar bisa kita lihat bahwa unsur O juga terdapat pada substrat dan lapisan HA. Hal ini bisa terjadi dikarenakan adanya fenomena oksidasi yang membuat unsur O muncul pada lapisan yang tidak seharusnya.

#### 4.1.4 Hasil Pengujian Kekasaran Permukaan

Pengujian kekasaran permukaan ini bertujuan untuk mengetahui nilai kekasaran dari permukaan substrat yang sudah di lapisi oleh TiO<sub>2</sub> dan HA, dan juga substrat tanpa coating. Pengujian ini menggunakan alat Mitutoyo *Surface Roughness Tester* SJ-210. Dari pengujian kekasaran permukaan didapatkan data sebagai berikut:

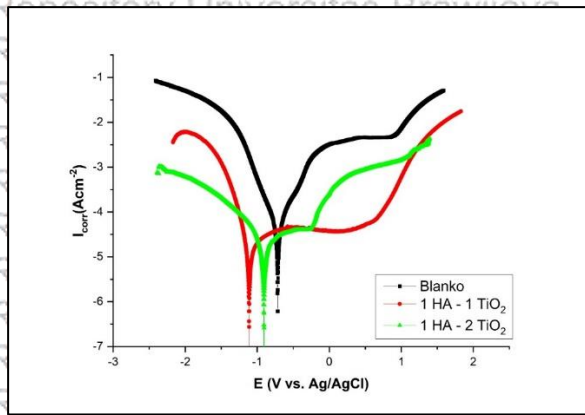
Tabel 4.3  
Data Pengujian Kekasaran Permukaan

Komposisi	Nilai Kekasaran	
	Rz	Ra
Blanko	7,139 $\mu\text{m}$	0,944 $\mu\text{m}$
TiO <sub>2</sub> - HA (1-1)	41,751 $\mu\text{m}$	6,910 $\mu\text{m}$
TiO <sub>2</sub> - HA (2-1)	41,419 $\mu\text{m}$	7,227 $\mu\text{m}$

Pada Tabel 4.3 dapat dilihat Data Hasil Pengujian Kekasaran Permukaan. Data Nilai Ra sebagai rata-rata kekasaran permukaan menunjukkan bahwa nilai Ra dari blanko adalah sebesar 0,944  $\mu\text{m}$ . Nilai Ra dari lapisan TiO<sub>2</sub> – HA (1-1) sebesar 6,910  $\mu\text{m}$ . Nilai Ra dari lapisan TiO<sub>2</sub> – HA (2-1) sebesar 7,227  $\mu\text{m}$ . Nilai Ra bertambah berbanding lurus dengan bertambahnya ketebalan lapisan TiO<sub>2</sub>-HA.

#### 4.1.5 Hasil Pengujian Elektrokimia

Pengujian Elektrokimia bertujuan untuk mengetahui laju korosi dari substrat yang sudah di lapisi oleh TiO<sub>2</sub>-HA. Pengujian ini menggunakan alat PGSTAT Autolab dengan electrode refrence Ag/AgCl dan media korosi HBSS.



Gambar 4.7 Kurva polarisasi potensi dinamik pada media HBSS.

Pada Gambar 4.7 dapat dilihat bahwa spesimen dengan lapisan TiO<sub>2</sub>-HA memiliki potensial korosi ( $E_{corr}$ ) lebih cenderung ke arah kanan atau arah aktif dibandingkan dengan blanko. Dengan menggunakan metode tafel extrapolation, nilai anodik ( $\beta_a$ ), katodik ( $-\beta_c$ ), potensial korosi ( $E_{corr}$ ), arus korosi ( $I_{corr}$ ) dan laju korosi (*Corrosion Rate*) dihitung nilainya.

Tabel 4.4

Parameter Korosi Menggunakan Metode *Tafel Extrapolation*

<i>Coatings</i>	$\beta_a$ (V/dec)	$-\beta_c$ (V/dec)	$E_{corr}$ , Calc (V)	$E_{corr}$ , Obs (V)	$i_{corr}$ (A)	<i>Corrosion Rate</i> (mm/year)	IE (%)
Blanko	0,093	0,126	-0,716	-0,716	$2,21 \times 10^{-5}$	1,817	50
TiO <sub>2</sub> -HA (1-1)	0,064	0,061	-1,113	-1,113	$3,91 \times 10^{-6}$	0,321	76
TiO <sub>2</sub> -HA (2-1)	0,094	0,089	-0,907	-0,907	$5,28 \times 10^{-6}$	0,434	103

Dari tabel 4.3 dapat dilihat bahwa laju korosi paling rendah terdapat pada lapisan TiO<sub>2</sub> – HA (1-1) yaitu dengan *corrosion rate* 0,321 mm/year, dilanjutkan dengan lapisan TiO<sub>2</sub> – HA (2-1) dengan *corrosion rate* 0,434 mm/year. Sedangkan laju korosi pada CoCr tanpa pelapisan (blanko) laju korosi terlihat sangat besar dengan *corrosion rate* 1,817 mm/year.

## 4.2 Pembahasan

Dilihat dari hasil pengujian ketebalan lapisan, TiO<sub>2</sub>-HA 1-1 memiliki ketebalan rata-rata 114,06  $\mu\text{m}$  dan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1 memiliki ketebalan rata-rata 780,20  $\mu\text{m}$ . Tebal lapisan pada TiO<sub>2</sub>-HA 2-1 sudah diluar range yang disarankan untuk ketebalan lapisan yaitu 30 – 200  $\mu\text{m}$  (Choudhury, 2012).

Pada proses pelapisan dengan metode *flame spray*, dibutuhkan tingkat temperatur yang tinggi untuk melelehkan *powder* sehingga *powder* dapat menempel pada substrat. Pemanasan dengan temperatur tinggi yang berulang-ulang membuat temperatur permukaan

substrat dan permukaan lapisan terus meningkat. Tinggi temperatur inilah yang menyebabkan porositas pada pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA 2-1 lebih sedikit dan ukurannya lebih kecil jika dibandingkan dengan porositas pada pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA 1-1. Penyebab lain yang membuat ukuran porositas pada lapisan 2-1 lebih kecil dari lapisan 1-1 adalah adanya penetrasi dari lapisan kedua terhadap porositas lapisan pertama (X Ding, 2017). Salah satu solusi untuk menurunkan tingkat porositas adalah dengan meningkatkan temperatur (Paul, 2006). Tingkat porositas juga akan menurun jika dilakukan perlakuan panas kembali setelah lapisan kering (Gill, 2011).

Namun, penambahan temperatur juga akan menaikkan tingkat laju korosi dikarenakan peningkatan temperatur berkontribusi pada peningkatan jumlah pusat korosi aktif pada permukaan logam dan mempercepat perkembangan proses korosi (Konovalova, 2021).







## BAB V PENUTUP

### 5.1 Kesimpulan

Berdasarkan dari data hasil pengujian yang telah dilakukan maka dapat diambil kesimpulan yaitu penambahan biokeramik TiO<sub>2</sub> dan HA dengan metode *degraded layer* pada pelapisan CoCr menggunakan metode *flame thermal spray coating* terbukti mampu meningkatkan ketahanan korosi pada material. Hal ini dapat dilihat dari nilai laju korosi yang menurun dengan adanya pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA. Laju korosi menurun sebab adanya penambahan pelapisan TiO<sub>2</sub> yang mengandung titanium dengan ketahanan korosi yang tinggi. Dari hasil pengujian juga didapatkan nilai ketebalan, kekasaran permukaan, porositas dan persebaran unsur.

Dari hasil penelitian ini didapatkan komposisi pelapisan dengan nilai laju korosi paling rendah adalah lapisan TiO<sub>2</sub>-HA (1-1) untuk pelapisan TiO<sub>2</sub>-HA *degraded layer* pada CoCr dengan metode *flame thermal spray coating*.

### 5.2 Saran

Saran yang diperlukan dalam penelitian ini sebagai berikut:

1. Diperlukannya penelitian lebih lanjut tentang *flame thermal spray coating*.
2. Diperlukan penelitian lebih lanjut tentang biokompabilitas.
3. Diperlukannya sifat dan karakteristik *powder* yang lebih baik lagi.



## DAFTAR PUSTAKA

- A Piattelli (1994). Histochemical and Confocal Laser Scanning Microscopy Study of The Bone-Titanium Interface: An Experimental Study in Rabbits
- Ahmad (2012) Synthesis of Copper and Copper Oxide Nanomaterials by Pulsed Electric Field in Water with Various Electrical Conductivities. *Nanomaterials* 10(7):1347
- Berndt (2014) Fabrication and characterization of TiO<sub>2</sub>-ZrO<sub>2</sub>-ZrTiO<sub>4</sub> nanotubes on TiZr alloy manufactured via anodization
- Black, J dan Hawks, J. (2014). Keperawatan Medikal Bedah: Manajemen Klinis untuk Hasil yang Diharapkan. Dialihbahasakan oleh Nampira R. Jakarta: Salemba Emban Patria.
- Bose,S., Tarafder,S., & Bandyopadhyay,A. (2015). Hydroxyapatite coatings for metallic implants. *Hydroxyapatite (HA) for Biomedical Applications* (pp. 143- 157)
- Departemen Kesehatan Republik Indonesia (2011). Rencana Strategis Departemen Kesehatan Tahun 2011. Jakarta
- Dorozhkin, S.V. (2018). Current State of Bioceramics. *Journal of Ceramic Science and Technology*. Vol. 09. Issue 4. 353-370.
- Engram, Barbara, C. (1998). Rencana Asuhan Keperawatan Medikal Bedah, Alih Bahasa Monika Ester, Volume 3. EGC. Jakarta.
- Esther Van Lieshout (2011). Microstructure and Biomechanical Characteristics of Bone Substitutes for Trauma and Orthopaedic Surgery
- Fontana, M.G. (1987) Corrosion Engineering. 3rd Edition, McGraw-Hill, Singapore.
- Gapsari, F. (2017). Pengantar Korosi. Malang : Universitas Brawijaya Press
- Ghali (2011) Principles of Oral and Maxillofacial Surgery
- Gill, Brian James (2011) Method of Reducing Porosity in Thermal Spray Coated and Sintered Articles. United States Patent.
- Gopinath Mani (2016). Microrough Cobalt-Chromium Alloy Surfaces for Paclitaxel Delivery: Preparation, Characterization, and In Vitro Drug Release Studies
- Hayakawa, S., Tsuru, K., & Osaka, A. (2008). The microstructure of bioceramics and its analysis. In *Bioceramics and their Clinical Applications*.
- Hayes (2014) Poor levels of agreement between serum and saliva.
- Hidayat (2015) Analisis Korosi Retak Tegangan pada Pipa Baja Karbon dalam Larutan Asam dan Sweet Gas. *JTERA (Jurnal Teknologi Rekayasa)* 3(1):137

- Jafari (2020) Biomedical Applications of TiO<sub>2</sub> Nanostructures: Recent Advances. International Journal of Nanomedicine Volume 15:3447-3470
- Joon B. Park (2007). Biomaterials Principles and Applications
- K Kuntarti (2005) Tingkat Penerapan Prinsip ‘Enam Tepat’ dalam Pemberian Obat oleh Perawat di Ruang Rawat Inap. Jurnal Keperawatan Indonesia 9 (1)
- Kokubo, T., Kim, H.-M. and Kawashita, M. (2003). Novel Bioactive Materials with Different Mechanical Properties. Biomaterials
- Konovalova (2021) The Effect of Temperatur on The Corrosion Rate of Iron-Carbon Alloys
- Kumari, Renu & Majumdar, Jyotsna Dutta. (2017). Studies on corrosion resistance and bio-activity of plasma spray deposited hydroxylapatite (HA) based TiO<sub>2</sub> and ZrO<sub>2</sub> dispersed composite coatings on titanium alloy (Ti-6Al-4V) and the same after post spray heat treatment. Applied Surface Science. Vol. 420. 935-943
- Liu, Matsunami. Shiroasaki. Miyazaki (2015). Bioactive Co-Cr Alloy for Biomedical Applications Prepared by Surface Modification Using Self-Assembled Material. Royal Society of Chemistry
- Liu, Yu-Cheng, Geng Sheng Lin (2018). Synthesis and Characterization of Porous Hydroxyapatite Coatings Deposited on Titanium by Flame Spraying. Surface & Coatings Technology 349. 357-363
- Manivasagam (2015) Preparation and evaluation of the cytotoxic nature of TiO<sub>2</sub> nanoparticles by direct contact method. International journal of nanomedicine 10 (Suppl 1), 31
- Manivasagam (2010) Corrosion and wear behavior of thermally sprayed nano ceramic coatings on commercially pure Titanium and Ti-13Nb-13Zr substrates. International Journal of Refractory Metals and Hard Materials 28 (1), 115-123
- Mardali. Salim Jazi. Karimzadeh. (2018). Comperative Study On Microstructure And Corrosion Behavior Of Nanostructured Hydroxyapatite Coatings Deposited By High Velocity Oxygen Fuel And Flame Spray On AZ61 Magnesium Based Substrates.
- Mirjana Pavlovic (2015). Bioengineering: A Conceptual Approach
- NACE. (2002). NACE Corrosion Engineer’s Reference Book. Houston : NACE INTERNATIONAL
- Nagy A (2011) International Journal of Nanomedicine
- Oerlikon Metco, (2014) Solutions Flash Thermal spray, PVD and IONIT OX processes are excellent alternatives to hard chromium plating

- P Ducheyne, K E Healy, (1992) Hydration and preferential molecular adsorption on titanium in vitro
- Paul, Ritzhaupt-Kleissl (2006) Influence of the process parameters on the microstructure of screen-printed Ba<sub>0.6</sub>Sr<sub>9.4</sub>TiO<sub>3</sub> (BST60) thick-films on alumina substrates. Second International Conference on Multi-Material Micro Manufacture
- Pavlovic, Mirjana (2015) Bioengineering: A Conceptual Approach
- Prando, Davide (2018) Corrosion of Titanium: Part 1: Aggressive Environments and Main Forms of Degradation,
- Rudawska, Anna (2016). The Effect of Sandblasting on Surface Properties of Adhesion. International Journal of Adhesion and Adhesives.
- S Seyedmajidi (2018). A Comparative Study on Cytotoxicity and Genotoxicity of The Hydroxyapatite-Bioactive Glass and Fluorapatite-Bioactive glass nanocomposite foams as tissue scaffold for bone repair
- Sergey V. Dorozhkin (2016). Calcium Orthophosphate-Based Bioceramics and Biocomposites
- Siddiqi (2018) Properties of Zinc Oxide Nanoparticles and Their Activity Against Microbes. Nanoscale Research Letters volume 13, Article number: 141
- Steven (2017) Continuous direct anodic flow oxidation of aromatic hydrocarbons to benzyl amides. Reaction Chemistry & Engineering 2(6)
- Suryadi (2011). Sintesis dan Karakterisasi Biomaterial Hidroksiapatit dengan Proses Pengendapan Kimia Basah. Tesis. Depok : Universitas Indonesia.
- Takayuki Narushima (2015). Advances in Metallic Biomaterials: Tissues, Materials and Biological Reactions
- Tri Cahyo Wahyudi (2019). Potensi Pengembangan Material Implan Tulang Hidroksiapatit Berbasis Bahan Lokal
- Venina dos Santos (2017). Engineering of Biomaterials
- Vuoristo (2014) Abrasion, erosion and cavitation erosion wear properties of thermally sprayed alumina based coatings. Coatings 4(1):18-36
- Xiaoyu Ding (2017) Review on penetration and transport phenomena in porous media during slot die coating.

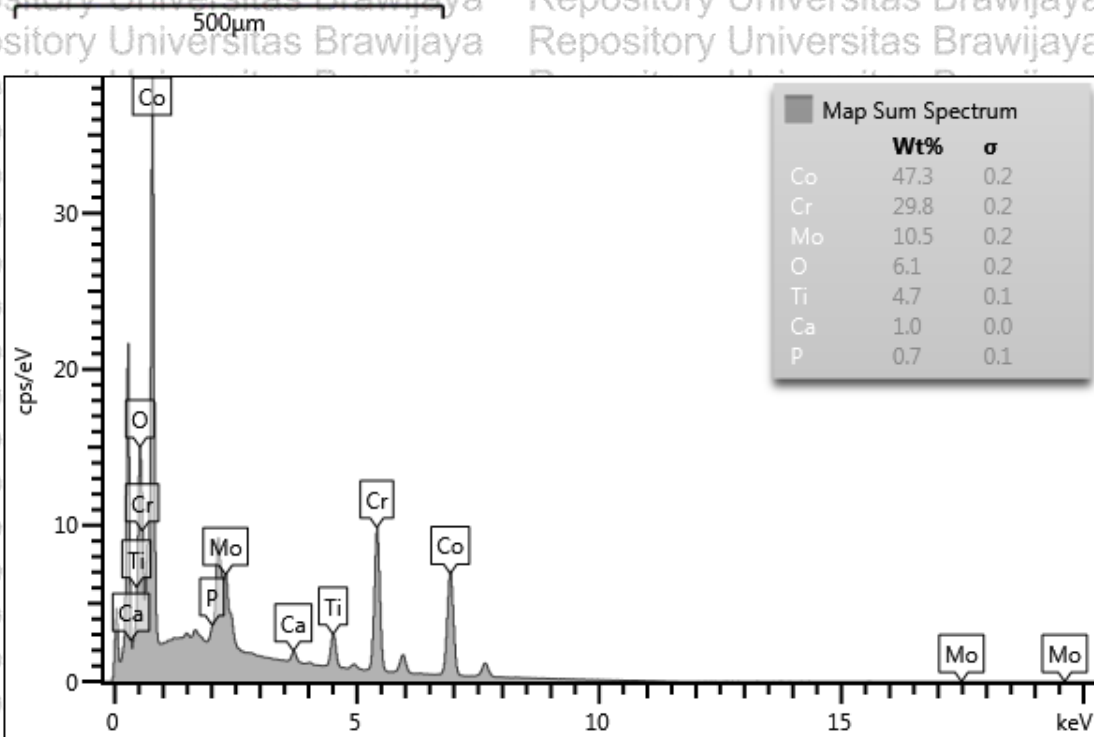
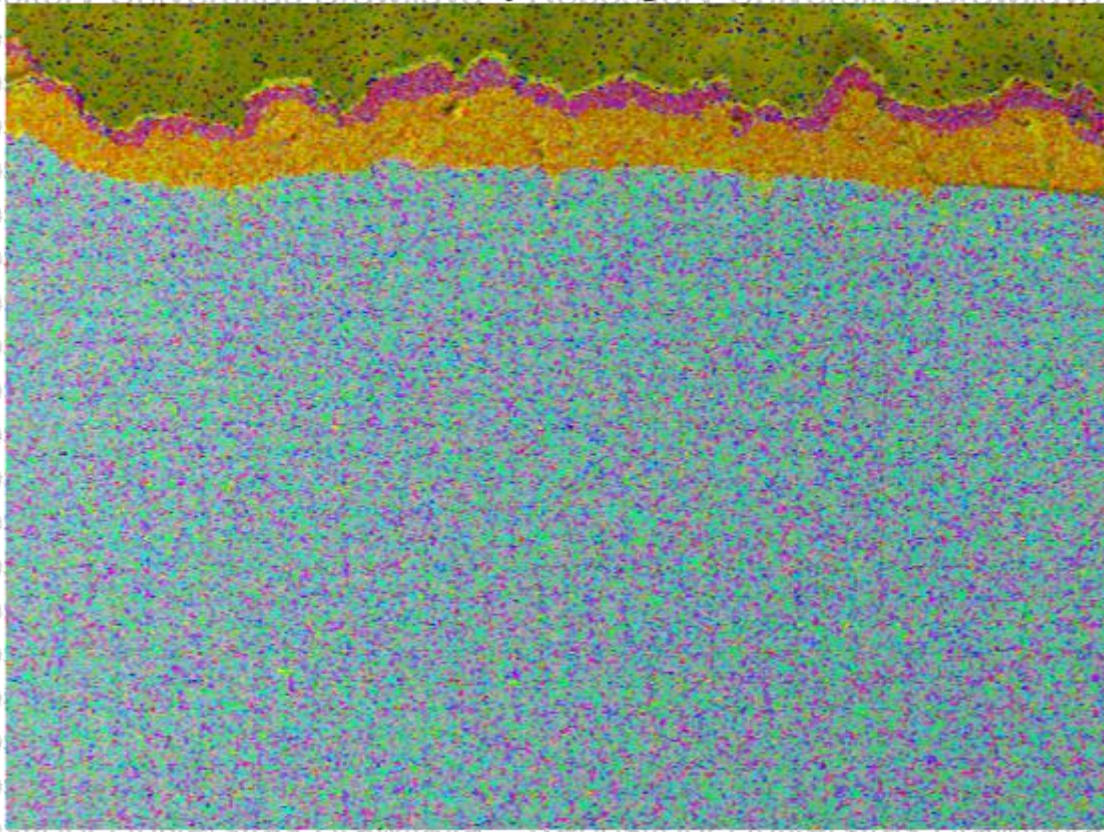




# LAMPIRAN

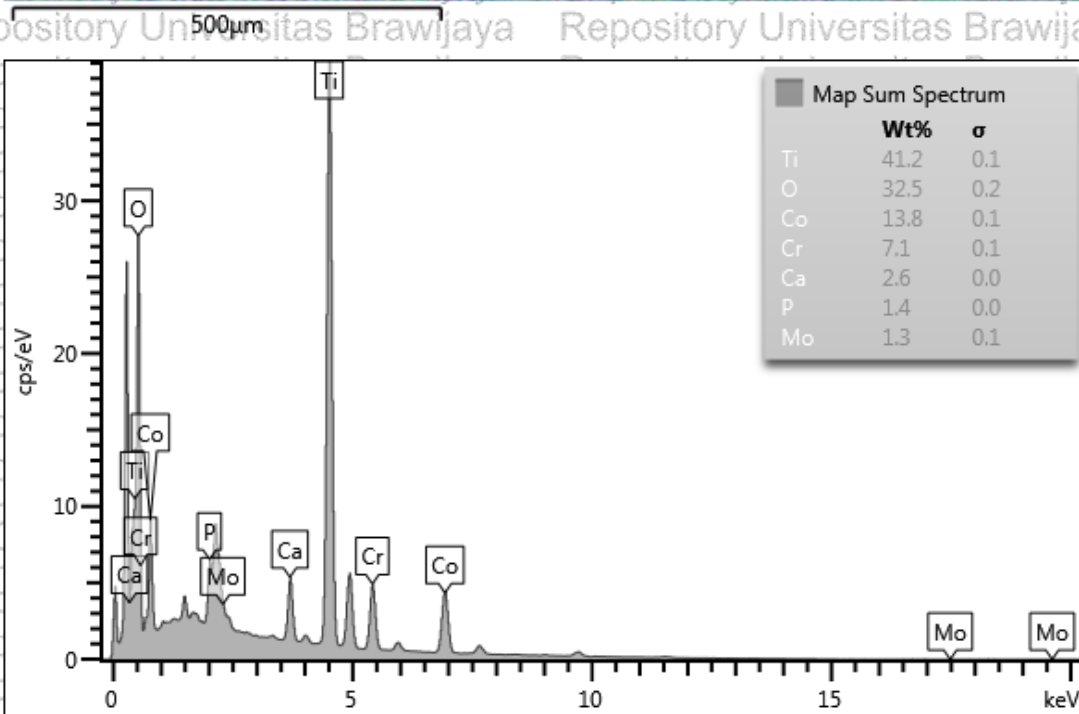
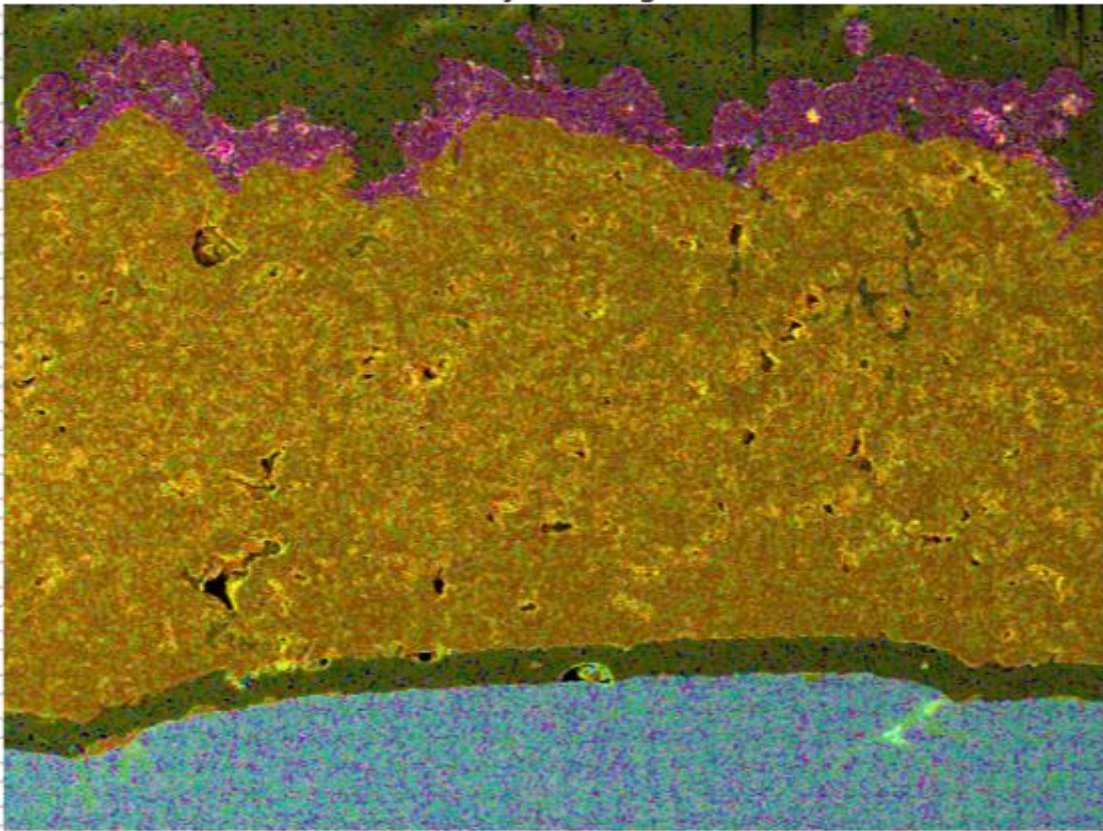
Lampiran 1 Hasil Uji Persebaran Unsur Pelapisan TiO<sub>2</sub> 1 – 1 HA

EDS Layered Image 1



Lampiran 2 Hasil Uji Persebaran Unsur Pelapisan TiO<sub>2</sub> 2-1 HA

EDS Layered Image 1



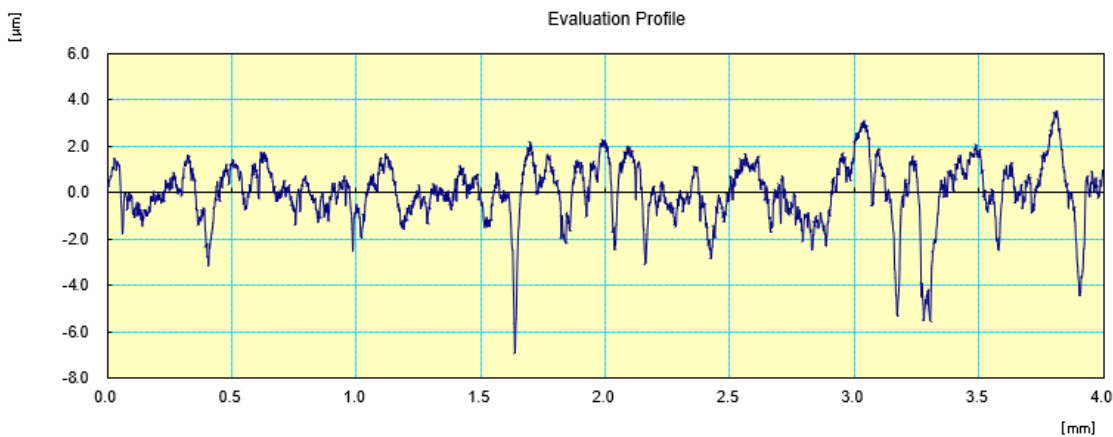


Lampiran 3 Hasil Uji Kekasaran Permukaan Blanko



12- Dec -2021

# CERTIFICATE OF INSPECTION



Work Name	Sample	Oprator	Mitutoyo
Measuring Tool	SurfTest	Comment	Ver2.00
Standard	ISO 1997	N	5
Profile	R	Cut-Off	0.8mm
λs	2.5µm	Filter	GAUSS
Ra	0.944 µm		
Rq	1.242 µm		
Rz	7.139 µm		
Rp	2.450 µm		
Rt	10.421 µm		

Copyright (C) 2013 Mitutoyo Corporation

REPOSITORY.UB.AC.ID

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



REPOSITORY.UB.AC.ID

UNIVERSITAS BRAWIJAYA



REPOSITORY.UB.AC.ID

UNIVERSITAS BRAWIJAYA

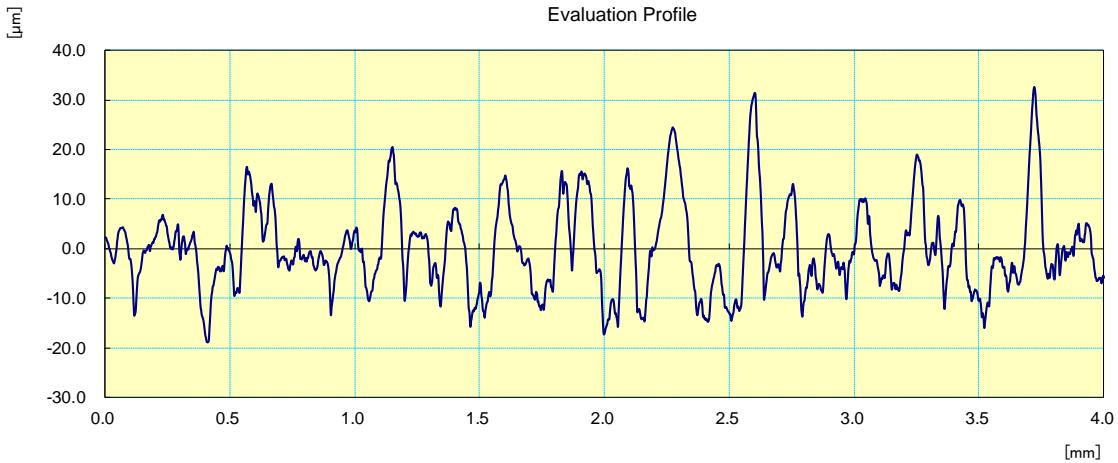


Lampiran 4 Hasil Uji Kekasaran TiO<sub>2</sub> 1 – 1 HA



12- Dec -2021

# CERTIFICATE OF INSPECTION



Work Name	Sample	Operator	Mitutoyo
Measuring Tool	SurfTest	Comment	Ver2.00
Standard	ISO 1997	N	5
Profile	R	Cut-Off	0.8mm
λs	2.5µm	Filter	GAUSS
Ra	6.910 µm		
Rq	8.855 µm		
Rz	41.751 µm		
Rp	25.156 µm		
Rt	51.634 µm		

Copyright (C) 2013 Mitutoyo Corporation

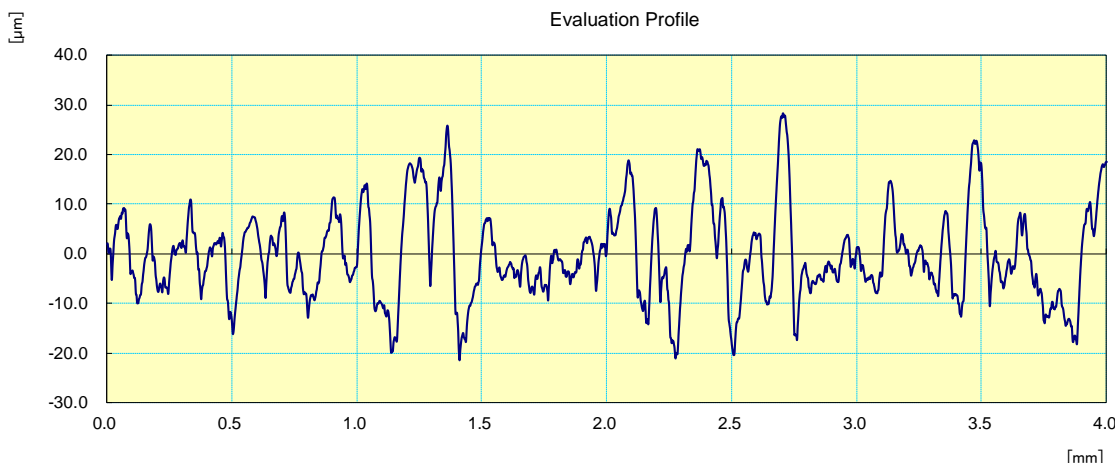


Lampiran 5 Hasil Uji Kekasaran TiO<sub>2</sub> 2 – 1 HA



12- Dec -2021

# CERTIFICATE OF INSPECTION



Work Name	Sample	Oprator	Mitutoyo
Measuring Tool	SurfTest	Comment	Ver2.00
Standard	ISO 1997	N	5
Profile	R	Cut-Off	0.8mm
λs	2.5µm	Filter	GAUSS
Ra	7.227 µm		
Rq	9.030 µm		
Rz	41.419 µm		
Rp	21.847 µm		
Rt	49.926 µm		

Copyright (C) 2013 Mitutoyo Corporation



## Lampiran 6 Sertifikat Analisis Paduan CoCr

## 苏州海川稀有金属制品有限公司质量证书

Su Zhou Chuan Mao Metal Material Co.Ltd Quality Certificate

## 产品质量证明书

产品名称	铸造钴铬钼合金		产品编号	21SHC022600			
产品规格 (mm)	Ø8*L		判定依据	YY 0117.3-2005			
状态工艺	铸造		出厂日期	2021.3.3			
产品材质检验项目化学成分(%)							
主元素(%) : Cr Mo Co							
元素杂质 (%)	元素	标准值	实测值	元素	标准值	实测值	余量
	Si	≤1.0	<0.10	Ni	≤1.0	0.15	Co
	Mn	≤1.0	<0.10	Mo	4.5-7.0	5.85	
Cr	26.5-30.0	29.7	Fe	≤1.0	0.025		
上述产品化学成分符合[YY 0117.3-2005]中铸造钴铬钼合金要求							
产品外观: 未见裂纹、分层、气孔、夹杂、油污等可见缺陷。							
检测方法							
Fe, Si, Ni, Cr, C, Mo, Mn: 参照 GB/T11170-2008							
附注:							

检验单位签章:

检验员: 李阳

地址: 苏州吴中区胥口镇

电话: 0512-65086998 邮编: 215155

