

# BAB I PENDAHULUAN

## 1.1 Latar Belakang

Biomaterial merupakan suatu bahan murni atau paduan dan campuran yang berasal dari alam atau sintetis yang bertujuan untuk aplikasi adanya kontak dengan tubuh manusia dan berfungsi untuk memperbaiki, mengganti, mendukung, dan atau mengembalikan fungsi organ dan atau bagian tubuh manusia. Dalam aplikasinya, biomaterial dapat berupa bahan dengan spesifikasi teknis yang khusus atau boleh jadi dalam bentuk alat kesehatan lengkap (Sukmana, 2022). Syarat biomaterial yang berhubungan langsung dengan jaringan hidup atau sebagai aplikasi medis dikendalikan oleh dua sifat penting dari material tersebut, yakni bersifat biokompatibel dengan tubuh manusia, artinya material tersebut dapat diterima oleh tubuh dan biofungsional, artinya sesuai dengan fungsi organ yang diganti. Selain itu material juga tidak boleh melepaskan ion – ion yang bersifat racun atau karsinogen bagi sel dan tubuh manusia. Berdasarkan kedua syarat tersebut, maka dilakukan upaya untuk mendapatkan biomaterial yang tepat sebagai solusi masalah kerusakan tulang, karena tulang merupakan jaringan penyokong fungsi tubuh. Setiap tahun kebutuhan substitusi tulang terus bertambah. (Indriani, 2014).

Patah tulang atau fraktur merupakan kasus tertinggi penyebab disabilitas muskuloskeletal di dunia. Di Indonesia, data hasil riset dari Riset Kesehatan Dasar (RISKESDAS) tahun 2018 menunjukkan peningkatan proporsi cedera dari 8,2% pada tahun 2013 menjadi 9,2%. Prevalensi fraktur karena cedera di Indonesia menurut RISKESDAS 2018 sebesar 5,5%. Kurang lebih 8 juta orang di dunia mengalami patah tulang dengan tipe paling umum yaitu fraktur pada anggota tubuh bagian atas (32,7%) dan anggota tubuh bagian bawah (67,9%).

Dari data tersebut, kita memerlukan suatu material untuk menanganinya, diantaranya material implan. Material implan merupakan suatu alat bantu yang digunakan untuk menyambung tulang yang patah. Penggunaan material implan sebagai endoprostetik pada tubuh manusia mensyaratkan biokompatibilitas yang baik, kuat, dan tahan terhadap korosi, khususnya dalam media cairan tubuh. Logam tersebut tidak boleh melepaskan ion-ion yang bersifat racun atau karsinogen bagi sel tubuh manusia. Reaksi korosi material implan dapat menimbulkan reaksi peradangan (inflamasi) di sekitar jaringan yang diimplankan sehingga apabila digunakan dalam jangka waktu lama akan sangat berbahaya bagi tubuh manusia (Wibowo, 2016).



Logam magnesium yang ditempa dengan kekuatan dan keuletan kamar. Ketahanan korosinya lebih baik dibandingkan dengan lainnya. Sifat ini membuatnya cocok untuk aplikasi di mana ring, seperti pada industri medis (Zahrantiara, 2021). Selain itu, logam yang sangat ringan, dengan berat jenis sekitar 1,74 g/cm<sup>3</sup>. Lemahan utama dari magnesium dan paduannya adalah sifatnya yang lunak. Hal ini dapat membuatnya rentan terhadap pembekuan



dengan sampel yang dimodifikasi dengan anodisasi elektrokimia dikonfirmasi menggunakan pemetaan SKP. Distribusi potensial Volta yang lebih luas disertai dengan nilai potensial negatif yang lebih banyak ditemukan untuk bahan yang telah dipoles, dan nilai tersebut dapat secara efektif dialihkan ke potensial yang lebih positif (yaitu, lebih mulia) setelah prosedur anodisasi. SKP memastikan karakter pelindung terbaik terhadap korosi lokal pada film yang dianodisasi pada  $20 \text{ mA cm}^{-2}$ . Hasil yang dijelaskan di sini mengungkapkan bahwa kerapatan arus adalah parameter yang relevan untuk mengontrol ketahanan korosi keseluruhan paduan AZ31B, dan harus dikarakterisasi dalam skala makroskopis dan mikroskopis untuk memperhitungkan distribusi lokal reaktivitas kimia pada permukaan yang dimodifikasi.

Pada penelitian yang akan dilakukan ini menggunakan *simulated body fluid* (SBF) untuk mengetahui laju korosi pada paduan magnesium AZ31B ketika digunakan sebagai implan tulang. Dalam kondisi aplikasinya, implan dapat menerima beban dinamis dan berinteraksi dengan cairan tubuh manusia. Yang dapat menyebabkan kegagalan implan disebabkan retak fatik dan korosi. Oleh karena itu, laju korosi sangat penting untuk diketahui pada paduan magnesium AZ31B yang berperan sebagai implan tulang. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh yang terjadi dari anodisasi spesimen magnesium terhadap laju korosi yang terjadi.

Berdasarkan uraian di atas, maka penulis bermaksud meneliti dan membuat **“ANALISA PENGARUH ANODISASI TERHADAP LAJU KOROSI PADUAN AZ31B DALAM LINGKUNGAN SBF (SIMULATED BODY FLUID)”**

## 1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Bagaimana pengaruh tegangan anodisasi terhadap kekasaran magnesium AZ31B?
2. Bagaimana pengaruh tegangan anodisasi terhadap kekerasan magnesium AZ31B?
3. Bagaimana pengaruh tegangan anodisasi terhadap laju korosi magnesium AZ31B pada larutan SBF?

## 1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari dilakukannya penelitian adalah sebagai berikut.

1. Menganalisa pengaruh tegangan anodisasi terhadap kekasaran magnesium  
garuh tegangan anodisasi terhadap kekerasan magnesium  
garuh tegangan anodisasi terhadap laju korosi magnesium  
an SBF.



#### 1.4 Manfaat Penelitian

Diharapkan dapat memberikan manfaat bagi teman-teman mahasiswa sebagai literatur atau bahan untuk penelitian selanjutnya, dan masyarakat pada umumnya menjadi pertimbangan dalam pembuatan konstruksi, implan tulang, ataupun sebagai paduan dengan menggunakan jenis material magnesium AZ31B.

#### 1.5 Batasan Masalah

1. Material yang digunakan adalah magnesium AZ31B dengan ketebalan 3 mm berbentuk persegi sesuai standar ASTM G31.
2. Fluida yang digunakan untuk pengujian laju korosi menggunakan cairan SBF (*simulated body fluid*).
3. Variasi parameter setiap pengujian adalah besarnya tegangan yang diberikan.
4. Besarnya tegangan yang diberikan adalah 5 volt, 10 volt, dan 20 volt.
5. Metode yang digunakan dalam melihat karakteristik permukaan adalah dengan uji metalografi.
6. Ph pada larutan diabaikan.



## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 Biomaterial

Biomaterial adalah material yang berinteraksi secara langsung dengan jaringan dan cairan biologis tubuh makhluk hidup untuk mengobati, memperbaiki atau mengganti bagian anatomi tubuh makhluk hidup. Biomaterial sendiri terbagi menjadi 4 jenis, yaitu biomaterial logam, biomaterial polimer, biomaterial keramik, dan biomaterial komposit. Pada awal zaman dilakukannya penggantian pinggul, operasi ini masih menggunakan *Metal on Metal* (MoM) yaitu bantalan yang dibuat menggunakan diameter bola besar. Namun hal ini hanya berlangsung beberapa tahun saja dan sudah tidak populer lagi tepatnya pada tahun 1970an dimana dengan ditemukannya *Metal on Polyethylen* (MoP) yang terdiri dari bola kecil dan semen poliethilen. Akan tetapi, untuk mengantisipasi masalah “Penyakit Poliethilen” maka berganti menggunakan *Ceramic on Ceramic* (CoC) (Jati & Azizah, 2020).

Biomaterial umumnya digunakan sebagai material yang kontak langsung dengan sistem biologi seperti implant, alat Kesehatan, dll. Implant biomaterial berupa penggantian sendi, pelat tulang, lensa tulang, ligamen dan tendon buatan. Serta implan gigi untuk fiksasi gigi, prostesis pembuluh darah, katup jantung, alat perbaikan kulit, pengganti koklea, lensa kontak, impalan payudara, saluran syaraf, jahitan bedah, klip, dan staples untuk penutupan luka, pin dan sekrup untuk stabilisasi patah tulang intraokular untuk operasi mata. Biomaterial untuk kebutuhan implantasi (*implantable biomaterials*) sudah sejak lama digunakan sejak lebih dari dua ribu (2000) tahun yang lalu, dimana bangsa- bangsa Mesir dan China di dataran Asia dan Afrika, serta Aztec di dataran Amerika, telah memiliki peradaban kuno dengan menggunakan emas untuk perawatan gigi. Logam untuk alat kesehatan telah mengalami perkembangan sejak penemuan baja tahan karat (*stainless steel*) di tahun 1920an dan pembentukan komite F04 dari ASTM (*American Society for Testing and Materials*) tahun 1962 (Sukmana, 2022).

Biomaterial dalam aplikasinya digunakan untuk menggantikan atau mengembalikan fungsi dari komponen tulang yang mengalami kegagalan/kerusakan. Salah satu teknologi biomaterial yang digunakan dalam aplikasi medis adalah plat penyambung tulang (*boneplate fixed*). Material implan yang telah banyak digunakan adalah jenis logam baja tahan karat (*stainless steel*) merupakan jenis logam baja yang sering digunakan di bedah ortopedik.





**Gambar 1.** Penerapan biomaterial pada implan tulang paha atas  
(Sumber: Jati & Azizah, 2020).

## 2.2 Magnesium AZ31B

Magnesium (Mg) dan paduannya telah mendapatkan perhatian khusus dari para peneliti biomaterial dunia karena potensi aplikasinya pada berbagai bidang industri modern, termasuk bidang kedokteran tulang (*orthopedic*). Para peneliti material maju dunia memberikan preferensi kepada Mg dan paduannya karena memiliki sifat kimia-fisik dan mekanik mendekati tulang manusia, berdensitas rendah, dan biokompatibel. Contoh, modulus elastisitas Mg adalah 40-50 GPa, mendekati modulus elastisitas tulang manusia 10-40 GPa (Kim, 2003). Magnesium juga merupakan elemen yang penting dan diperlukan untuk proses metabolisme tubuh manusia, dan standar makanan bergizi adalah memiliki kandungan unsur magnesium sekitar 300-400 mg (Gu et al., 2009). Namun magnesium dan paduannya juga memiliki kekurangan, diantaranya adalah sifat elastisitasnya rendah dan laju korosi tinggi.



**Gambar 2.** Magnesium AZ31B

Dalam proses degradasi ini magnesium diubah menjadi  $Mg^{2+}$  yang mudah diserap sistem di dalam tubuh manusia. Meskipun demikian, proses degradasi magnesium juga memiliki efek negatif karena menghasilkan gelembung hidrogen (*hydrogen bubble*) yang berbahaya bagi kesehatan manusia (Rimondini et al.,



Studi kasus baut tulang mampu luruh adalah kecocokan antara material tulang dan proses penyembuhan fraktur tulang. Dimana, pada saat penyembuhan fraktur tulang telah sempurna, maka di saat bersamaan terjadi degradasi penuh, sehingga tidak diperlukan proses operasi penggantian baut tulang. Untuk mengurangi kelemahan aplikasi biomaterial dunia berusaha mencari berbagai jenis komposit untuk meningkatkan kekuatan tarik, elastisitas bahan, dan perbaikan

sifat mekanik lain, misalnya dengan penambahan unsur paduan, seperti: Aluminium (Al), Perak (Ag), Silikon (Si), Timah (Sn), Seng (Zn), dan Zirkonium (Zr) (Denkena et al., 2011). Selain itu, untuk mengurangi laju korosi magnesium yang tinggi, ada beberapa unsur paduan yang umum ditambahkan, seperti: Cadmium (Cd), manganase (Mn), dan Calsium (Ca).

Berikut adalah pengaruh unsur paduan utama terhadap sifat logam magnesium: Aluminium (Al) meningkatkan mampu cor dan elastisitas paduan; Manganase (Mn) meningkatkan sifat ulet; Kalsium (Ca) untuk penguatan presipitasi dan peningkatan mampu mulur; dan Lithium (Li) adalah satusatunya unsur yang dapat mengubah struktur kristal magnesium dari heksagonal tumpukan-padat (HCP) menjadi kubus pusat muka (BCC) dipaduan magnesium. (Luo, 2013).

Paduan magnesium yang digunakan untuk penelitian ini adalah Magnesium AZ31B. Paduan ini merupakan yang banyak digunakan untuk aplikasi biomedis karena kandungan aluminium yang lebih sedikit namun sifat mekanik dan korosinya baik dan sangat memungkinkan untuk produksi implan di dalam tulang manusia (Azzahra, 2021). Komposisi kimia magnesium AZ31B dapat dilihat pada tabel 2.1 sebagai berikut.

**Tabel 1.** Komposisi kimia magnesium AZ31B.

Element	Al	Zn	Mn	Fe	Si	Ni	Mg
(%)	3.08	0.76	0.15	0.005	0,01	0,002	Bal

(Sumber: Pradana, 2022)

### 2.3 Korosi

Korosi adalah proses degradasi / deteorisasi / perusakan material yang disebabkan oleh pengaruh lingkungan dan sekitarnya. Korosi di definisikan sebagai penurunan mutu logam akibat reaksi elektrokimia dengan lingkungannya. Pada peristiwa korosi, logam mengalami oksidasi, sedangkan oksigen (udara) mengalami reduksi. Peristiwa korosi sendiri merupakan proses elektrokimia, yaitu proses (perubahan / reaksi kimia) yang melibatkan adanya aliran listrik. Bagian tertentu dari logam berlaku sebagai kutub negatif (elektroda negatif, anoda), sementara bagian yang lain sebagai kutub positif (elektroda positif, katoda). Elektron mengalir dari anoda ke katoda, sehingga terjadilah peristiwa korosi. (Trethewey, 1991).

Korosi dapat terjadi apabila terdapat empat elemen yaitu yang pertama, anoda dimana terjadi reaksi oksidasi, maka daerah tersebut akan timbul korosi. Yang kedua yaitu katoda dimana terjadi reaksi reduksi, daerah tersebut mengkonsumsi elektron.

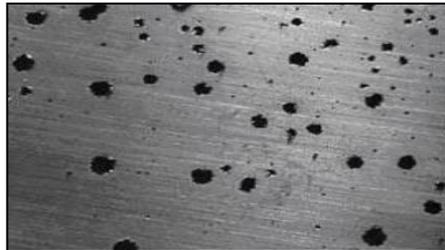


ada hubungan (*Metallic Pathaway*), tempat arus mengalir dari g keempat yaitu larutan (*electrolyte*), larutan korosif yang dapat rik, mengandung ion-ion. Agar korosi dapat terjadi, keempat s ada. Jika salah satu dari keempat elemen itu tidak ada, maka adi (Afandi Yudha Kurniawan, Irfan Syarif Arief, dan Amiadji,

Pada fakta yang ada di lapangan ,korosi terdiri dari beberapa jenis, diantaranya:

1. *Pitting corrosion* ( korosi sumur)

Adalah korosi yang disebabkan karena komposisi logam yang tidak homogen yang dimana pada daerah batas timbul korosi yang berbentuk sumur. Korosi jenis ini dapat dicegah dengan cara memilih bahan yang homogen, memberikan inhibitor dan memberikan *coating* dari zat agresif.



**Gambar 3.** *Pitting corrosion*  
(Sumber: Utomo, 2009)

2. *Uniform corrosion* (korosi seragam)

Adalah korosi yang terjadi pada permukaan logam akibat reaksi kimia karena pH air yang rendah dan udara yang lembab, sehingga makin lama logam makin menipis. Biasanya ini terjadi pada pelat baja atau profil, logam homogen. Korosi jenis ini bisa dicegah dengan cara diberi lapis lindung yang mengandung *inhibitor* seperti gemuk.



**Gambar 4.** *Uniform corrosion*  
(Sumber: Utomo, 2009)

3. *Errosion Corrosion* ( korosi erosi )

Korosi yang terjadi karena keausan dan menimbulkan bagian – bagian yang tajam dan kasar, bagian – bagian inilah yang mudah terjadi korosi dan juga diakibatkan karena fluida yang sangat deras dan dapat mengikis film pelindung pada logam. Korosi ini biasanya terjadi pada pipa dan *propeller*. Korosi jenis ini dapat dicegah dengan cara memilih bahan yang homogen, memberi *coating* dari zat agresif, memberikan *inhibitor* dan menghindari aliran fluida yang terlalu deras.





**Gambar 5. Erosion corrosion**  
(Sumber: Utomo, 2009)

#### 4. *Galvanis corrosion* (korosi galvanis )

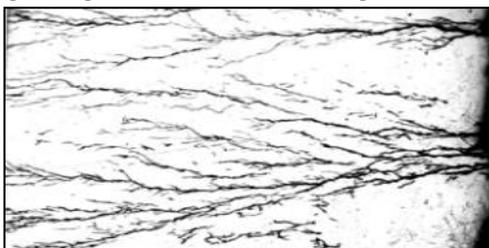
Korosi yang terjadi karena adanya 2 logam yang berbeda dalam satu elektrolit sehingga logam yang lebih anodik akan terkorosi. Korosi ini dapat dicegah dengan cara memberi isolator yang cukup tebal hingga tidak ada aliran elektrolit, memasang proteksi katodik, dan menambahkan anti korosi *inhibitor* pada cairan.



**Gambar 6. Galvanic corrosion**  
(Sumber: Utomo, 2009)

#### 5. *Stress corrosion* ( korosi tegangan )

Terjadi karena butiran logam yang berubah bentuk yang diakibatkan karena logam mengalami perlakuan khusus (seperti diregang, ditebuk dll.) sehingga butiran menjadi tegang dan butiran ini sangat mudah bereaksi dengan lingkungan. Korosi ini dapat dicegah dengan cara memberi *inhibitor* dan apabila ada logam yang mengalami streses maka logam harus direlaksasi.



**Gambar 7. Stress corrosion**  
(Sumber: Utomo, 2009)

( korosi celah )

Terjadi pada logam yang berdekatan dengan logam lain yang dapat menahan kotoran dan air sehingga konsentrasi oksigen lebih tinggi pada bagian dalam, sehingga bagian dalam lebih



anodik dan bagian mulut jadi katodik. Korosi ini dapat dicegah dengan cara memberikan isolator, mengeringkan bagian yang basah dan membersihkan kotoran yang ada.



**Gambar 8.** *Crevice corrosion*  
(Sumber: Utomo, 2009)

#### 7. Korosi mikrobiologi

Korosi yang terjadi karena mikroba mikroorganisme yang mempengaruhi korosi antara lain bakteri, jamur, alga dan protozoa. Korosi ini bertanggung jawab terhadap degradasi material di lingkungan. Pengaruh inisiasi atau laju korosi di suatu area, mikroorganisme umumnya berhubungan dengan permukaan korosi kemudian menempel pada permukaan logam dalam bentuk lapisan tipis atau biodeposit. Lapisan film tipis atau biofilm. Pembentukan lapisan tipis saat 2 – 4 jam pencelupan sehingga membentuk lapisan ini terlihat hanya bintik-bintik dibandingkan menyeluruh di permukaan. Korosi jenis ini dapat dicegah dengan cara memilih logam yang tepat untuk suatu lingkungan dengan kondisi kondisinya, memberi lapisan pelindung agar lapisan logam terlindung dari lingkungannya, memperbaiki lingkungan supaya tidak korosif. Perlindungan secara elektrokimia dengan anoda korban atau arus tandingan, dan memperbaiki konstruksi agar tidak menyimpan air, lumpur dan zat korosif lainnya.



**Gambar 9.** Korosi mikrobiologi  
(Sumber: Utomo, 2009)



(korosi lelah)

li karena logam mendapatkan beban siklus yang terus berulang  
l lama logam akan mengalami patah karena terjadi kelelahan  
biasanya terjadi pada turbin uap, pengeboran minyak dan  
Korosi jenis ini dapat dicegah dengan cara, menggunakan  
bahan yang tepat atau memilih bahan yang kuat korosi.



**Gambar 10.** *Fatigue corrosion*  
(Sumber: Utomo, 2009)

Seperti yang telah diungkapkan pada bagian sebelumnya, inisiasi retak dan perambatan retak adalah dua proses terpisah yang digerakkan oleh berbagai fenomena. Maka penting untuk memperhatikan bahwa media korosif akan memiliki efek yang berbeda pada masing-masing media tersebut. Bagian berikut menjelaskan faktor-faktor yang diketahui mempengaruhi kelelahan korosi.

#### 1. Lingkungan

Kelelahan korosi akan ditingkatkan oleh peningkatan aktivitas kimia lingkungan. Beberapa faktor yang memiliki pengaruh kuat terhadap kelelahan korosi adalah suhu, pH, tekanan lingkungan gas, dan konsentrasi spesies korosi. Tidak ada aturan praktis untuk menggeneralisasi perilaku material ketika terpapar dengan kondisi lingkungan yang beragam karena sebagaimana disebutkan sebelumnya, karakteristik metalurgi dari masing-masing material menentukan perilakunya dikombinasikan dengan lingkungan. Namun, ada beberapa reaksi yang umum diamati pada kondisi individu tertentu. Sebagai contoh, pH rendah, tekanan tinggi dari lingkungan gas, konsentrasi tinggi dari spesies korosif dan suhu tinggi umumnya memiliki efek yang merugikan pada ketahanan korosi-kelelahan material. Pada baja berkekuatan tinggi, laju pertumbuhan retak meningkat ketika tekanan uap air meningkat hingga saturasi tercapai (Glaeser,W, 2003).

##### a.) Pengaruh Konsentrasi Spesies Korosi

Kehadiran oksigen dikenal sangat merugikan kinerja kelelahan korosi banyak logam, karena meningkatkan banyak proses kimia yang agresif. Oleh karena itu, jika atmosfer memiliki akses bebas ke permukaan logam memungkinkan oksigen untuk memiliki kontak dengan logam maka efek korosi akan disukai. Untuk alasan ini, kekuatan kelelahan korosi akan lebih rendah jika spesimen disemprotkan atau ditetaskan dengan cairan korosif dari pada jika benar-benar tenggelam di dalamnya (Glaeser,W, 2003). Efek yang serupa diamati ketika cairan korosif (mengandung oksigen terlarut) dibandingkan dengan ketika asasi, menjadi larutan aerasi yang paling agresif.



J  
eks dan dapat sangat bervariasi tergantung pada bahan dan  
bagai contoh, karena suhu air menurunkan kelarutan oksigen  
l dapat mengambil manfaat dari tingkat oksigen yang lebih

rendah di lingkungan dan karenanya memiliki ketahanan korosi-kelelahan yang lebih baik pada suhu air yang tinggi. Di sisi lain, dengan mengurangi kandungan oksigen, mekanisme evolusi hidrogen (tipikal dalam larutan de-aerasi) dapat terjadi dan menyebabkan *embrittlement* hidrogen (Evins, J.L., 2004).

### c.) Ph Larutan

Pengaruh pH rendah (1,2 dan 5,5) pada baja (1,0% berat C, 1,0% berat Cr, 0,25% berat Mo, 0,3% berat Si, 0,5% berat Si, 0,5% berat Mn) di bawah *rotating bending test* memiliki sedikit pengaruh pada inisiasi retak kelelahan, sedangkan sebagian besar pengurangan daya tahan terjadi selama perambatan retak. Dalam penelitian lain yang dilakukan pada baja yang sama dalam larutan NaCl 0,4% diusulkan bahwa dalam kisaran pH 4 - 10, laju korosi ditentukan oleh difusi oksigen ke katoda. Pada nilai pH di bawah 4, laju korosi meningkat karena evolusi hidrogen di katoda dan peningkatan konduktivitas. Pada nilai pH di atas 12, korosi tidak terjadi, dan disarankan bahwa logam dilindungi oleh film logam hidroksida atau oksigen yang diserap, mencegahnya mengembangkan korosi retak kelelahan (Jonsson, S., 1995).

## 2. Permukaan

Permukaan memiliki efek penting pada kelelahan pada lingkungan *inert* dan korosif. Nukleasi jika *microcracks* menjadi lebih mudah ketika permukaan material memberikan hasil yang kasar. Tanda pemesinan pada permukaan material dapat bertindak sebagai takik di mana retakan akan mulai terbentuk. Tanda seperti itu juga membuat material lebih rentan terhadap korosi, sedangkan permukaan yang dipoles lebih tahan terhadap serangan lingkungan ini. Efek negatif lain yang mungkin terjadi dari pembuatan spesimen adalah bahwa, selain tanda pemesinan, permukaan dapat mengalami pengerasan akibat kerja dingin atau pelunakan dengan dekarburisasi. Juga, tegangan sisa dapat dimasukkan ke dalam lapisan permukaan sebagai hasil dari pemesinan dan persiapan (Glaeser, W., 2003).

## 3. Rasio Stress

*Stress*, seperti yang dijelaskan pada bagian sebelumnya, adalah rasio antara *stress* minimum dan maksimum yang diterapkan dalam siklus. Ini menunjukkan cara bagian dimuat dalam hal besarnya batas uniaksial-gelombang *stress*. Rasio *stress* positif menunjukkan bahwa baik tegangan maksimum dan minimum adalah positif, yaitu tarik, dan semakin tinggi rasio stres (semakin dekat dengan 1), semakin dekat besarnya satu sama lain. Untuk pengujian kelelahan-kering, beban yang sepenuhnya terbalik ( $R = -1$ ) biasanya yang paling parah (Boardman, B., 1990).



Sebaliknya dapat diharapkan untuk kelelahan korosi, ketika akan terbuka, meninggalkan bahan segar di bagian atmosfer agresif. Semakin lama waktu paparan, semakin tinggi yang diderita di ujung retak. Oleh karena itu, dapat disimpulkan perambatan retak meningkat oleh rasio tegangan tinggi. Jika rasio tegangan sementara intensitas tegangan dijaga konstan, regangan

ujung retak dan laju regangan meningkat. Akibatnya, pecah film pasif ditingkatkan dan oleh karena itu perambatan retak meningkat (Phull,B, 2003).

#### 4. Beban Frekuensi

Dari siklus *stress* memiliki sedikit efek pada perilaku kelelahan di lingkungan yang tidak agresif. Namun, itu adalah faktor paling penting yang mempengaruhi kelelahan korosi untuk sebagian besar material, lingkungan dan kondisi intensitas *stress*. Ini terjadi terutama karena korosi adalah fenomena yang tergantung waktu. Kemudian, jika korosi akan berpengaruh pada material setelah waktu tetap tertentu, frekuensi akan menentukan jumlah siklus material yang akan dicapai sebelum selang waktu korosi ini selesai. Oleh karena itu, semakin tinggi frekuensinya, semakin lama umur yang dicapai oleh komponen. Bahkan, frekuensi ada di atas yang menghilangkan korosi kelelahan. Di sisi lain, pada frekuensi di bawah 10Hz efek yang merugikan pada kekuatan kelelahan korosi ditingkatkan. Efek lain dari frekuensi adalah waktu retakan terbuka selama setiap siklus. Hal ini dipahami berdasarkan paparan bahan segar oleh retakan terbuka. Ketika retakan terbuka karena tekanan positif 15 diterapkan, ujung retak memaparkan bahan segar ke lingkungan korosif, meningkatkan korosif serangan pada setiap siklus. Akibatnya, tingkat pertumbuhan retak meningkat dan umur total komponen berkurang. Frekuensi beban juga mempengaruhi suhu bagian, tergantung pada materialnya dan pada tingkat tegangan. Secara umum, semakin tinggi tingkat *stress* dan kecepatan, panas yang dihasilkan oleh deformasi meningkat dan laju disipasi panas oleh spesimen berkurang. *Overheating* spesimen kurang umum pada tes *rotating-bending* daripada pada tes statis lainnya karena rotasi spesimen membantu pendinginan dengan konveksi paksa. Selain itu, dalam uji kelelahan korosi, media korosif cair dapat membantu pembuangan panas dengan prinsip yang sama (Phull,B, 2003).

#### 5. Pengaruh Intensitas *Stress*

Meskipun korelasi antara intensitas tegangan dan retak kelelahan bervariasi, kecenderungan umum adalah bahwa tingkat pertumbuhan retak dalam kelelahan korosi meningkat ketika meningkatkan intensitas tegangan. Namun, perilaku laju pertumbuhan retak berbeda untuk masing-masing dari tiga rezim yang berbeda (dekat ambang batas, wilayah hukum dan fraktur akhir), Ketergantungan yang ditandai ini menjadi lebih jelas untuk bahan yang sangat peka terhadap lingkungan, seperti baja berkekuatan sangat tinggi dalam air suling . (Phull,B, 2003).

Dalam banyak kasus, kombinasi intensitas tegangan dengan faktor-faktor lain seperti bentuk gelombang tegangan, frekuensi siklus dan karakteristik metalurgi logam dan bahkan lebih drastis pada tingkat pertumbuhan retak. Hal umum diterima bahwa perilaku kelelahan logam di bawah pengaruh tekanan pada intensitas tekanan tinggi mirip dengan yang ada di udara terbuka. Alasannya adalah bahwa pertumbuhan yang dikontrol oleh retakan pada kelelahan kering meningkat ketika faktor intensitas tegangan meningkat (Jonsson,S, 1995).



Komposisi bahan juga memiliki efek pada kelelahan, misalnya penambahan karbon pada baja, karena meningkatkan kekerasan material, dan sebagai hasilnya, batas kelelahan meningkat. Ukuran butir baja memiliki pengaruh tidak langsung pada perilakunya karena kelelahan karena memiliki hubungan yang erat dengan kekuatan material dan ketangguhan retak. Dengan demikian, ukuran butir yang lebih halus memiliki kekuatan kelelahan yang lebih baik daripada baja berbutir kasar. Untuk baja dengan tingkat kekuatan yang sama, struktur mikro dapat membuat perbedaan nyata dalam perilaku kelelahan. Sebagai contoh, struktur *pearlitic* memiliki ketahanan leleh yang buruk, sedangkan struktur *martensitic* temper memberikan batas kelelahan tertinggi (Boardman, 1990).

#### 7. Pengaruh Permukaan Sisa Tegangan

Meskipun tidak ada generalisasi yang secara akurat memprediksi efek dari tegangan sisa pada kinerja kelelahan korosi dari logam, umumnya terlihat bahwa tegangan sisa tekan meningkatkan kekuatan kelelahan, dan tegangan sisa tarik. Efek yang menguntungkan dari tekanan tekan residual pada kekuatan kelelahan lebih besar pada material yang lebih keras, sedangkan material yang lebih lembut akan memiliki peningkatan yang lebih baik ketika bekerja keras. Alasan untuk tegangan sisa tekan permukaan yang bermanfaat untuk kekuatan kelelahan adalah bahwa hal itu akan menurunkan atau bahkan membatalkan tegangan umum yang disebabkan oleh pemuatan, memperlambat pembentukan retak permukaan. Deformasi plastis dapat menyebabkan penurunan bertahap pada tingkat tegangan tekan. Sebaliknya, tegangan sisa tarik akan memiliki efek sebaliknya. Karena tegangan sisa tarik dapat diproduksi di permukaan dengan pemesinan, sangat penting untuk berhati-hati dalam masalah ini, yang menyebabkan efek yang sangat berbahaya pada kekuatan kelelahan dan korosi-kelelahan. Cara khas untuk secara efektif memperkenalkan tegangan sisa permukaan tekan pada baja adalah dengan *shot peening*, *carburizing*, dan *nitriding* (Phull, B, 2003).

#### 8. Efek Penutupan Retak

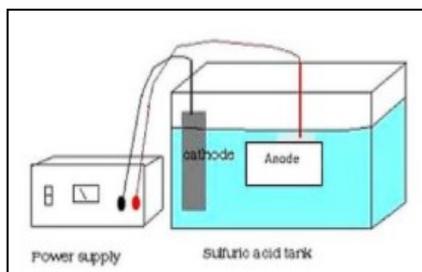
Ketika bahan mengalami bagian pembongkaran siklus, permukaan retak saling bersentuhan, dan bahan tersebut *relaks*. Ketika ini terjadi, intensitas tegangan di ujung retak berkurang, mengurangi laju pertumbuhan retak. Fenomena ini sangat relevan untuk perambatan retak mendekati ambang batas, pada aplikasi beban besar, dan ketika *embrittlement* korosif hadir. *Embrittlement* lingkungan menghasilkan permukaan retak *intergranular* yang kasar, yang mendorong penutupan retak karena "retakan yang dimuat secara *uniaksial* terbuka dalam mode tiga dimensi yang kompleks, memungkinkan interaksi transfer beban". Selain itu, interaksi permukaan retak menjadi perpindahan celah retak kurang dari ukuran butir retak. Retak yang terbentuk pada permukaan retak juga memiliki dampak besar terhadap pertumbuhan retak, dan dalam beberapa kasus, itu dapat mengurangi pertumbuhan ke nilai-nilai bahkan lebih rendah daripada yang diharapkan. Efek ini sangat tergantung pada stabilitas produk korosi dan kompresi-ketegangan yang kompleks dan pada kondisi fluida.



Dengan cara yang sama, cairan juga bisa masuk ke rongga retak dan bertindak sebagai irisan untuk retak (Phull,B, 2003).

## 2.4 Anodisasi

Proses anodizing atau *finishing* oksida anodik merupakan proses elektrokimia yang dilakukan untuk menghasilkan permukaan logam yang bersifat dekoratif, tahan lama, tahan korosi, dan permukaan akhir yang bersifat oksida anodik. Dalam proses ini, lapisan oksida yang terbentuk lebih tebal dibandingkan dengan lapisan oksida yang terbentuk secara alami. Selama proses berlangsung, beda potensial, arus, waktu, serta konsentrasi elektrolit merupakan faktor yang berpengaruh cukup besar. Lapisan oksida terbentuk terdiri dari dua lapisan yaitu lapisan *barrier* dan lapisan pori, kedua lapisan ini mempunyai ketahanan korosi yang sangat baik sehingga tahan terhadap perubahan lingkungan. Proses *anodizing* memberikan perubahan terhadap tekstur mikroskopik permukaan dan struktur kristal logam yang dilapisi di dekat permukaan. Porositas lapisan *anodizing* tergantung kepada ketebalan lapisan. Lapisan yang tebal punya kecenderungan untuk membentuk lapisan yang *porous* sehingga kadang kala perlu dilakukan proses *sealing* (proses pencelupan ke beberapa garam). Perlu tidaknya hasil *anodizing* dilanjutkan dengan proses *sealing* sangat dipengaruhi oleh tujuan akhir dari proses *anodizing*. Jika proses *anodizing* tersebut dilanjutkan dengan penambahan pewarna (*dye*) atau sebagai wadah untuk pelumas (*impregnated lubrication*) maka proses *sealing* tidak perlu dilakukan (Alfalah, 2021).



**Gambar 11.** Skema anodisasi  
(Sumber: Alfalah, 2021)

Pada umumnya proses anodisasi dilakukan menggunakan arus DC konstan. Seiring dengan pertumbuhan lapisan *anodize* terjadi pula peningkatan tegangan akibat peningkatan tahanan lapisan *anodize*. Kondisi ini mendorong peningkatan rapat arus proses dimana produktivitas pembentukan atau laju pertumbuhan lapisan



lurus terhadap peningkatan rapat arus tersebut. Peningkatan lainnya tegangan ini juga diikuti oleh terjadinya peningkatan permukaan anoda akibat terbentuknya *joule heats*. Dengan adanya untuk permukaan, peningkatan *joule heats* akan meningkatkan beberapa tempat pada permukaan anoda sehingga dapat a pelarutan lapisan *anodize* secara berlebih dan *local burning* permukaan anoda. Pelarutan lapisan *anodize* akibat tingginya

konsentrasi medan elektrik dikenal dengan fenomena *field assisted dissolution*. *Field assisted dissolution* kemudian dapat mendorong terjadinya *burning effect* pada lapisan *anodize*, yaitu fenomena dimana lapisan *anodize* tumbuh secara tidak merata dengan retak-retak permukaan akibat *overheating* pada daerah-daerah tertentu karena distribusi rapat arus yang tidak merata (Mubarok & Odang, 2015).

Proses elektrolisis merupakan peristiwa berlangsungnya reaksi kimia oleh arus listrik. Komponen yang terpenting dari proses elektrolisis adalah elektroda dan elektrolit. Pada proses elektrolisis, katoda merupakan kutub negatif sebagai penghantar benda kerja dan anoda merupakan kutub positif benda kerja. Dari definisi tersebut diketahui bahwa prinsip dasar proses *anodizing* adalah elektrolisis. Proses elektrolisis yang merupakan peristiwa berlangsungnya reaksi kimia oleh arus listrik. Pada proses *anodizing* komponen yang terpenting dari proses elektrolisis ini adalah elektroda dan elektrolit. Pada proses elektrolisis, katoda merupakan kutub negatif (-) dan anoda merupakan kutub positif (+) (Fitrahuddin, 2009).

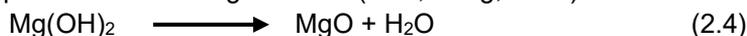
Umumnya proses anodisasi pada magnesium dapat dibagi menjadi tiga tingkatan yaitu pasivitas utama, pasivitas kedua, dan kerusakan pasivitas utama (G.L., Song, 2013). Sebagai contohnya dapat dilihat proses anodisasi magnesium paduan AZ31 dengan larutan elektrolit NaOH 1M. Pada daerah pasivitas utama AZ31 terjadi pemusatan ikatan magnesium, dan pengendapan  $Mg(OH)_2$ , reaksi kimianya dapat dituliskan sebagai berikut:



Pada daerah ini ion  $Mg^{2+}$  yang terbentuk dari pemutusan ikatan magnesium bereaksi dengan ion hidroksida ( $OH^-$ ) dan membentuk endapan  $Mg(OH)_2$  pada permukaan magnesium yang dapat dilihat dengan perubahan warna magnesium menjadi lebih gelap. Kemudian seiring dengan meningkatnya tegangan lebih dari 6V, terjadi daerah pasivitas kedua pada AZ31 dengan terbentuknya lapisan  $MgO$ , reaksinya dapat dituliskan sebagai berikut (G.L., 2013):



Pada daerah ini, dapat terlihat evolusi oksigen secara kasat mata, dengan timbulnya gelembung-gelembung pada permukaan magnesium. Reaksi elektrokimia ini menyebabkan Mg teroksidasi menjadi  $MgO$  dengan lapisan yang terbentuk tebal, kasar, dan berpori-pori. Ketika tegangan mencapai lebih 80V, daerah kerusakan pasivitas pertama terjadi pada AZ31 dengan terbentuknya kembali lapisan  $MgO$ , reaksi kimianya dapat dituliskan sebagai berikut (G.L., Song, 2013):



Pembentukan kembali lapisan oksida  $MgO$  diikuti dengan terjadinya *sparking* pada adalah proses yang terjadi ketika tegangan yang diberikan uh dielektrik dari senyawa yang dianodisasi. Pada kebanyakan ak dapat terjadi sebelum tegangan melebihi 50V. Dengan kata tegangan yang tinggi adalah proses perusakan dan perbaikan bentuk, sehingga lapisan yang terbentuk kembali menjadi lebih belum terjadi *sparking* Tingkatan anodisasi yang terjadi pada m paduannya berbeda-beda bergantung pada logam paduan,



larutan elektrolit, serta tegangan yang diberikan, dan umumnya pada tegangan yang rendah pun lapisan oksida dari magnesium masih dapat terbentuk (G.L., Song, 2013).

Ada beberapa faktor yang mempengaruhi pembentukan lapisan oksida pada proses anodisasi. Menurut (Santhiarsa, 2010) faktor-faktor yang mempengaruhi diantaranya adalah suhu, kerapatan arus, nilai pH, dan waktu proses anodisasi. Faktor-faktor tersebut akan mempengaruhi sifat pada struktur lapisan oksida seperti kekerasan maupun ketebalan lapisan oksida.

a. Suhu

Suhu sangat penting untuk menyeleksi cocoknya jalannya reaksi dan melindungi pelapisan. Untuk anodizing dekoratif proses pelapisan dilakukan pada temperatur kamar.

b. Kerapatan arus

Kerapatan arus adalah arus yang digunakan pada saat proses pelapisan per satuan luas bahan, bagaimanapun nilai kerapatan arus mempengaruhi waktu plating untuk mencapai ketebalan yang diinginkan.

c. Nilai pH

Derajat keasaman (pH) merupakan faktor penting dalam mengontrol larutan elektrolit.

d. Waktu Proses Anodisasi

Waktu proses anodisasi sangat berpengaruh pada ketebalan lapisan yang diharapkan. Semakin lama pencelupan maka ketebalan lapisan semakin bertambah.

*Anodizing* atau oksida *anodic* merupakan proses elektrolisis yang dilakukan untuk menghasilkan lapisan oksida yang lebih tebal daripada lapisan yang terbentuk secara alami. Berikut adalah langkah-langkah proses *anodizing* pada magnesium:

1. *Cleaning* (Pembersihan)

*Cleaning* merupakan proses untuk membersihkan bagian yang akan di anodisasi agar diperoleh hasil akhir yang memuaskan. Komposisi cairan *cleaning* berupa detergen murni ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ ) dengan konsentrasi larutan 5 gr/liter. Bagian yang telah di *cleaning* tidak boleh disentuh dengan menggunakan tangan karena dapat mengakibatkan kotoran dan lemak menempel lagi.

2. *Rinsing Cleaning*

Proses *rinsing cleaning* adalah proses pembersihan benda kerja magnesium setelah proses *cleaning* dengan menggunakan air dari bahan kimia yang menempel pada permukaan magnesium sebelum dilakukan proses *etching*.



lah proses menghilangkan lapisan oksida alami yang ada pada magnesium yang tidak dapat dihilangkan dengan proses sebelumnya *cleaning* atau *rinsing*. Selain itu, proses etsa juga ditujukan agar benda kerja lebih halus. Komposisi cairan etsa berupa larutan soda dalam konsentrasi 100 gr/liter.

Proses *rinsing etching* adalah proses pembersihan benda kerja magnesium setelah proses *etching* dengan menggunakan air dari bahan kimia yang menempel pada permukaan aluminium sebelum dilakukan proses *anodizing*.

#### 5. *Anodizing*

*Anodizing* adalah proses pelapisan secara elektrokimia yang membentuk lapisan oksida pada permukaan magnesium. Logam magnesium yang akan di *anodizing* dicelupkan ke dalam larutan elektrolit berupa asam sulfat ( $H_2SO_4$ ) lalu dialirkan arus listrik searah melewatinya. Magnesium dihubungkan dengan arus positif (+) yang bertindak sebagai anoda. Sedangkan yang bertindak sebagai katoda antara lain ; timbal, aluminium, maupun grafit, namun yang paling umum digunakan adalah aluminium. Arus yang melewati bagian magnesium yang akan di *anodizing* mengakibatkan permukaan magnesium (anoda) teroksidasi membentuk magnesium oksida. Lapisan oksida berbentuk seperti struktur sarang lebah (*honeycomb*) yang memiliki banyak pori-pori berukuran mikroskopis.

#### 6. *Rinsing Anodizing*

Proses *rinsing anodizing* adalah proses pembersihan benda kerja magnesium setelah proses *anodizing* dengan menggunakan air dari bahan kimia yang menempel pada permukaan magnesium.

#### 7. Proses *Sealing*

Pada proses ini bertujuan untuk menutup pori-pori yang terbentuk pada permukaan logam magnesium setelah proses *anodizing*. Dalam proses ini, larutan yang digunakan adalah asam asetat ( $CH_3COOH$ ).

#### 8. *Rinsing Sealing*

Proses *rinsing sealing* adalah proses pembersihan benda kerja magnesium setelah proses *sealing* dengan menggunakan air dari bahan kimia yang menempel pada permukaan magnesium.

### 2.5 *Simulated Body Fluid (SBF)*

*Simulated body fluid (SBF)* adalah larutan dengan konsentrasi ion yang mendekati plasma darah manusia, disimpan di bawah kondisi pH tertentu dan suhu fisiologis yang identik dengan suhu tubuh. Kandungan ion karbonat dalam larutan SBF memiliki peranan penting untuk degradasi paduan magnesium. Dalam beberapa penelitian korosi yang menggunakan beberapa jenis larutan seperti Larutan NaCl, larutan *Hank* ataupun larutan SBF dapat disimpulkan bahwa laju korosi sangat ditentukan oleh larutan yang digunakan. Hal ini disebabkan karena perbedaan konsentrasi *buffer* dan kandungan ion karbonat dalam larutan. *Simulated*

*Body Fluid (SBF)* adalah model larutan yang sangat disukai sebagai simulasi plasma darah. Bisa dibilang SBF adalah perwujudan plasma darah yang mengandung variasi garam, gula, asam amino, dan sel darah. Bagian inorganik plasma darah mengandung ada seperti sodium, kalsium, magnesium, dan ion klorin. Serta karena derajat supersaturasi ke apatit tidak cukup tinggi untuk



melampaui energi aktivasi inti apatit (Takadama and Kokubo, 2008). Konsentrasi SBF dalam 1000 ml tercantum pada tabel 2.2 sebagai berikut.

**Tabel 2.** Komposisi ion-ion SBF dalam 1000 ml.

Order	Reagent	SBF in 1000ml	1.5 SBF in 1000ml
1	Ultrapure water		
2	NaCl	7.996 g	11.994 g
3	NaHCO <sub>3</sub>	0.350 g	0.525 g
4	KCl	0.224 g	0.336 g
5	K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> .3H <sub>2</sub> O	0.228 g	0.342 g
6	MgCl <sub>2</sub> .6H <sub>2</sub> O	0.305 g	0.458 g
7	1 kmol/m <sup>3</sup> HCl	40 cm <sup>3</sup>	60 cm <sup>3</sup>
8	CaCl <sub>2</sub>	0.278 g	0.417 g
9	Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	0.071 g	0.107 g
10	(CH <sub>2</sub> OH) <sub>3</sub> CNH <sub>2</sub>	6.057 g	9.86 g

(Sumber: Fatima Nisar,2018)

Kemampuan pengikatan tulang suatu bahan sering kali dievaluasi dengan memeriksa kemampuan apatit untuk terbentuk pada permukaannya dalam simulasi cairan tubuh (SBF) dengan konsentrasi ion yang hampir sama dengan plasma darah manusia. Namun, validitas metode untuk mengevaluasi kemampuan ikatan tulang ini belum dinilai secara sistematis. Di sini, korelasi kemampuan apatit untuk terbentuk pada berbagai bahan di SBF dengan bioaktivitas tulang, dan beberapa contoh pengembangan bahan bioaktif baru berdasarkan pembentukan apatit di SBF diulas. Disimpulkan bahwa pemeriksaan pembentukan apatit pada suatu bahan di SBF berguna untuk memprediksi bioaktivitas tulang in vivo suatu bahan, dan jumlah hewan yang digunakan serta durasi percobaan pada hewan dapat sangat dikurangi dengan menggunakan metode ini.



**Gambar 12.** Larutan SBF

*ulated Body Fluid* (SBF) adalah larutan yang mengandung sinya kurang lebih sama dengan cairan tubuh manusia, karena model larutan yang sangat baik sebagai simulasi bagian na darah. SBF dapat digunakan sebagai media untuk pertumbuhan kristal hidroksiapatit dalam uji coba in vitro.



Uji *in vitro* adalah pengujian yang tidak membutuhkan organisme hidup seperti tumbuhan dan hewan percobaan untuk dilakukan pengamatan. Akibatnya, pengembangan pengobatan baru dilakukan lebih cepat. Peneliti juga dapat mempelajari sedetail mungkin mengenai perkembangan obat/ material sebelum diterapkan kepada manusia. Hal ini berarti kemunculan potensi efek negatif dari obat ke dalam tubuh manusia yang menjadi objek percobaan dapat dihindari. Sisi negatifnya, uji *in vitro* tidak dapat dilakukan dengan kondisi asli dalam organisme hidup sesungguhnya. Ini karena hasil ujinya tidak benar-benar menunjukkan efek terhadap makhluk hidup. Akibatnya, hasil penelitian *in vitro* perlu diterapkan dengan hati-hati ke makhluk hidup. Peneliti perlu mengamati efek produk ke organisme aslinya (Artikel Kompas oleh Erwina Rachmi Puspapertiwi, Rizal Setyo Nugroho, 2023).

Sedangkan Uji *in vivo* adalah pengujian yang harus membutuhkan organisme hidup seperti tumbuhan dan hewan percobaan untuk dilakukan pengamatan. Uji *in vivo* dilakukan untuk melihat reaksi tubuh organisme hidup secara keseluruhan dalam merespons suatu zat dalam produk tertentu. Segi positifnya, *in vivo* akan menghasilkan informasi tentang efek zat atau perkembangan penyakit sesuai dengan kondisi organisme hidup. Ini membuat keamanan produk medis lebih terjamin. Sayangnya, studi *in vivo* berpotensi menghasilkan kegagalan karena pengaruh proses metabolisme tubuh. Obat yang bekerja saat pengujian di laboratorium ternyata tidak berefek di tubuh manusia. Meski begitu, uji *in vivo* biasanya tetap dilakukan ke hewan seperti tikus percobaan. Jika calon produk kelihatan aman dan efektif bekerja dalam penelitian *in vitro* dan hewan, peneliti akan menerapkannya pada manusia lewat uji klinis. Jika hasil dari kedua proses uji tersebut aman dan efektif, produk baru bisa diproduksi secara massal untuk publik (Artikel Kompas oleh Erwina Rachmi Puspapertiwi, Rizal Setyo Nugroho, 2023).

## 2.6 Alat Corrosion Test



**Gambar 13.** Alat *corrosion test*

ini untuk menguji atau mengukur tingkat korosi portabel pada logam menggunakan metode elektrokimia. Perhitungan laju korosi menggunakan alat *corrosion test* seperti di atas. Dengan kinerja tinggi dalam penelitian dengan perangkat keras canggih dan perangkat lunak yang mendukung, ini adalah platform penelitian komprehensif untuk korosi,

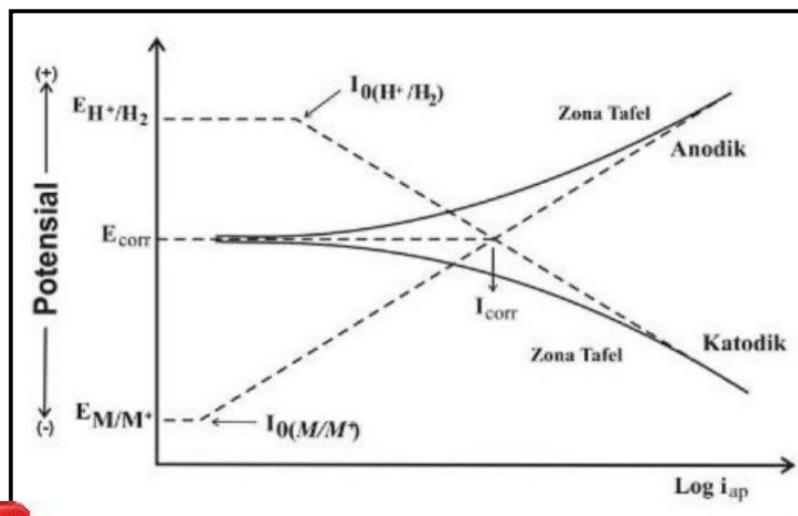


baterai, analisis elektrokimia, sensor, ilmu hayati dan kimia lingkungan, dll. CS310M adalah model hemat biaya bagi para peneliti yang akan melakukannya membutuhkan EIS, CV, LSV, *galvanostatic charge & discharge*, OCP, kurva polarisasi (Tafel plot) dll. Dapat digunakan untuk area baterai, korosi, dan masih banyak lainnya. Ini mendukung mode bumi dan mengambang. Aplikasinya ;

1. Untuk mekanisme reaksi elektrosintesis, elektrodeposisi (pelapisan listrik), oksidasi anodik, dll.
2. Analisis dan sensor elektrokimia.
3. Studi korosi logam dalam air, beton dan tanah dll.
4. Evaluasi cepat inhibitor korosi, penstabil air, pelapisan dan efisiensi proteksi katodik.
5. Material energi baru (baterai Li-ion, sel surya, sel bahan bakar, superkapasitor), material fungsional canggih, material fotoelektronik.

## 2.7 Kurva Polarisasi

Perbedaan potensial antara katoda dan anoda sangat penting untuk menggambarkan terjadinya korosi. Tetapi hal ini belum dapat menggambarkan laju korosi sebenarnya. Laju korosi yang terjadi juga dinyatakan tergantung pada kerapatan arus yang timbul (*current density*). Semakin tinggi kerapatan arus yang timbul maka korosi semakin hebat begitupun juga sebaliknya. Karena fenomena tersebut korosi dapat disimpulkan dengan pemakaian kurva tegangan fungsi arus yang selanjutnya disebut kurva polarisasi.



**Gambar 14.** Kurva polarisasi

kurva polarisasi dinyatakan dengan adanya potensial korosi ( $I_{corr}$ ).  $E_{corr}$  dan  $I_{corr}$  tidak bisa langsung didapatkan dalam api dimodelkan dengan adanya *Tafel Equation* dan *Buttler-illam* proses korosi terjadi dua reaksi yaitu reaksi katodik dan



anodik. Perumusan *Tafel Equation* dalam reaksi katodik dan anodik dikenal dengan persamaan *Butler-Volmer* (H, Wagiyono, 2010) sebagai berikut:

$$I = I_{corr} \left( \exp\left(\frac{2.303(E - E_{corr})}{ba}\right) - \exp\left(\frac{2.303(E - E_{corr})}{bc}\right) \right)$$

dengan:

I = Arus terukur (amps)

$I_{corr}$  = arus korosi (amps)

E = potensial elektroda

$E_{corr}$  = potensial korosi (volts)

ba = konstanta tafel beta anodik

bc = konstanta tafel beta katodik

Pemodelan tersebut didekati dengan adanya *Tafel Analysis* yaitu ekstrapolasi garis lurus pada daerah katodik dan anodik sehingga bertemu pada satu titik. Titik ini menyatakan  $E_{corr}$  dan  $I_{corr}$ . Pada saat benda uji dimasukkan pada larutan elektrolit maka akan terjadi aliran elektron dari anoda ke katoda. Semakin banyak aliran elektron dari anoda ke katoda maka arus yang dihasilkan menjadi lebih tinggi. Semakin tinggi arus yang dihasilkan maka laju korosi juga semakin tinggi. Sehingga perumusan laju korosi sebagai berikut:

$$CPR = \frac{I_{corr} K E_w}{A \rho}$$

dengan:

CPR = laju korosi (mm/yr)

$I_{corr}$  = arus korosi (amp)

$E_w$  = berat ekuivalen (gr)

$\rho$  = densitas (gr/cm<sup>3</sup>)

A = luasan area (cm<sup>2</sup>)

konstanta (3272/(amp.cm.yr))



## BAB III METODOLOGI PENELITIAN

### 3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan pada bulan Maret sampai November 2024 bertempat di Laboratorium Metalurgi Fisik, Departemen Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Hasanuddin, Gowa, Sulawesi Selatan.

### 3.2 Alat dan Bahan

Adapun alat dan bahan yang akan digunakan selama penelitian ini adalah sebagai berikut:

#### 3.2.1 Alat

##### 1. Power Supplay

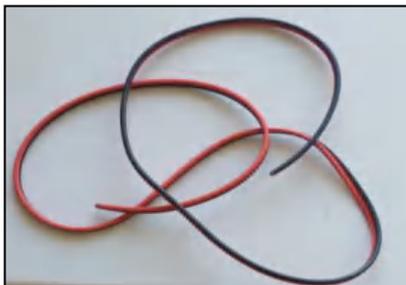
*Power supplay* digunakan untuk memasok atau menyediakan daya listrik selama proses anodisasi berlangsung. *Power supplay* yang digunakan ini bertipe DC 60V/20A.



**Gambar 15.** *Power supplay*

##### 2. Kabel Penghubung

Kabel penghubung digunakan untuk mentransmisikan arus listrik dari *power supplay* ke spesimen uji. Memiliki diameter 3mm dan panjang 1 meter.



**Gambar 16.** Kabel penghubung



gunakan untuk mencengkeram spesimen agar tidak bergerak ngujian.



**Gambar 17.** Penjepit buaya

#### 4. Timbangan Digital

Timbangan digital digunakan untuk mengukur berat dari  $\text{Na}_2\text{CO}_3$  dan  $\text{NaOH}$ . Beban maksimal dari timbangan ini adalah 5kg.



**Gambar 18.** Timbangan digital

#### 5. Bak Plastik

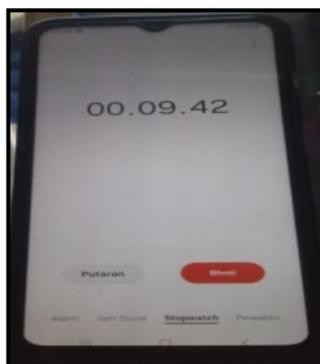
Bak plastik digunakan sebagai wadah untuk larutan elektrolit pada proses anodisasi. Bak plastik ini merupakan plastik jenis PP5 (polypropylene) dengan volume maksimal 1350 ml.



**Gambar 19.** Bak plastik



kan untuk mengukur lamanya waktu anodisasi. *Stopwatch* yang roses ini merupakan *Stopwatch* pada perangkat *handphone*.



**Gambar 20.** Stopwatch

### 7. Jangka Sorong

Jangka sorong digunakan untuk mengukur dimensi dari spesimen uji.



**Gambar 21.** Jangka sorong

### 2. Sarung Tangan

Sarung tangan digunakan untuk melindungi tangan dari larutan elektrolit.



**Gambar 22.** Sarung tangan

### 3. Gelas Ukur

Gelas ukur digunakan untuk mengukur volume larutan yang diperlukan pada saat pengujian. Volume maksimal gelas ukur yang digunakan adalah 1 liter.





**Gambar 23.** Gelas ukur

4. Alat Penguji Korosi (*Corrosion Test*)

Alat penguji korosi digunakan untuk mengukur laju korosi dari spesimen uji.



**Gambar 24.** *Corrosion test*

5. Ag/AgCl

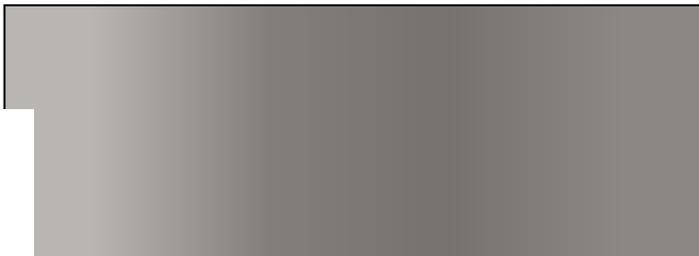
Ag/AgCl digunakan sebagai referensi elektroda (RE) pada saat uji laju korosi.



**Gambar 25.** Ag/AgCl

6. Plat Platinum

Plat Platina digunakan sebagai Counter elektroda (CE) pada saat uji laju korosi.



**Gambar 26.** Plat platinum



### 7. Alat Mikroskop Optik

Alat mikroskop optik digunakan untuk melihat karakteristik permukaan dari spesimen uji. Mikroskop optik yang digunakan adalah tipe 3D *Measuring LaserMicroscope OLS4100*.



**Gambar 27.** Mikroskop optik

### 12. Alat Uji Kekerasan

Alat uji kekerasan digunakan untuk menguji kekerasan spesimen setelah dianodisasi. Alat uji kekerasan yang digunakan adalah alat uji kekerasan Vickers.



**Gambar 28.** Vickers Hardness Tester

### 3.2.2 Bahan

#### 1. Magnesium AZ31B

Magnesium AZ31B merupakan objek penelitian.



**Gambar 29.** Magnesium AZ31B



## 2. Stainless Steel

Stainless steel digunakan sebagai katoda dalam proses anodisasi.



**Gambar 30.** Stainless steel

## 3. Larutan Asam Sulfat ( $H_2SO_4$ )

Larutan asam sulfat digunakan sebagai larutan elektrolit dalam proses anodisasi.



**Gambar 31.** Larutan asam sulfat

## 4. Aquades

Aquades digunakan sebagai larutan elektrolit pada proses anodisasi.



**Gambar 32.** Aquades



5. Deterjen Murni/Natrium Karbonat ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ )

Natrium karbonat digunakan untuk membersihkan spesimen sebelum dianodisasi.



**Gambar 33.** Natrium karbonat

6. *Simulated Body Fluid* (SBF)

SBF digunakan sebagai larutan untuk merendam spesimen pada saat uji korosi.



**Gambar 34.** *Simulated body fluid*

7. Natrium Hidroksida (NaOH)

NaOH digunakan sebagai larutan etsa sebelum proses anodisasi.



### Gambar 35. Natrium hidroksida

#### 8. Asam Asetat ( $\text{CH}_3\text{COOH}$ )

Asam asetat digunakan sebagai larutan sealing setelah proses anodisasi.



Gambar 36. Asam asetat

### 3.3 Pelaksanaan Penelitian

#### 3.3.1 Proses Anodisasi

- 1) Membuat spesimen sesuai dengan ukuran 20mm x 20mm x 3 mm.
- 2) Membersihkan spesimen dengan menggunakan cairan pembersih berupa deterjen murni ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ ) dengan konsentrasi larutan 5 gram/liter, spesimen direndam selama 2 menit.
- 3) Membersihkan spesimen yang telah direndam dengan menggunakan air.
- 4) Merendam spesimen selama 2 menit dengan cairan etsa yang berupa cairan soda api ( $\text{NaOH}$ ) dengan konsentrasi larutan 100 gram/liter.
- 5) Membersihkan spesimen yang telah direndam dengan menggunakan air.
- 6) Memasukkan spesimen ke dalam larutan elektrolit  $\text{H}_2\text{SO}_4$  1M selama 5 menit, atur power suplay dengan tegangan 5 volt.
- 7) Membersihkan spesimen yang telah dianodisasi dengan menggunakan air.
- 8) Merendam spesimen selama 2 menit dengan cairan *sealing* yang berupa cairan asam asetat dengan konsentrasi larutan 5 gram/liter.
- 9) Membersihkan spesimen yang telah direndam dengan menggunakan air.
- 10) Mengulangi langkah 2-9 dengan spesimen lain, namun pada langkah ke-8 ganti tegangan dari 5 volt menjadi 10 volt atau 20 volt.

#### 3.3.2 Pengujian Laju Korosi

- 1) Mempersiapkan spesimen yang akan diuji.



larutan elektrolit yang berupa cairan SBF (*Simulated Body Fluid*).  
 spesimen ke dalam larutan elektrolit lalu laju uji korosi.  
 jenis pengujian yang tersedia.

#### Peralatan

alat uji kekerasan metode *vickers*.

semua spesimen yang akan diuji kekerasannya.

- 3) Memberikan kode/nama pada spesimen agar mudah diidentifikasi.
- 4) Menekan tombol power + enter untuk menghidupkan dan mengkalibrasi alat uji kekerasan.
- 5) Memperhatikan daerah *direction* pada alat, posisikan sesuai arah atau bagian yang akan diuji kekerasannya.
- 6) Mengulang 3 kali pengujian pada setiap spesimen untuk mendapatkan hasil pengukuran yang lebih akurat.
- 7) Mencatat hasil uji kekerasan masing-masing spesimen.

### 3.3.4 Pengujian Struktur Mikro dan Kekasaran Permukaan

- 1) Mempersiapkan spesimen yang akan diuji.
- 2) Meletakkan spesimen pada anvil dan mengatur hingga posisinya stabil dan persis di bawah lensa obyektif..
- 3) Menghidupkan lampu mikroskop.
- 4) Mengarahkan pandangan mikroskop pada bagian spesimen yang akan diamati dengan cara memutar posisi maju-mundur, kiri-kanan.
- 5) Memfokuskan pandangan mikroskop sehingga struktur terlihat dengan jelas.
- 6) Mengambil gambar dari struktur spesimen yang telah difokuskan.

**Tabel 3.** Jumlah spesimen yang di uji

Tegangan	Uji Laju Korosi	Uji Kekerasan	Uji Kekasaran	Uji Metalografi
0 volt	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen
5 volt	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen
10 volt	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen
20 volt	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen	1 spesimen
Jumlah	4 spesimen	4 spesimen	4 spesimen	4 spesimen



### 3.4 Diagram Alir Penelitian

