

## ANALISIS PENGARUH LARUTAN INFUS *SALINE WATER* DAN *RINGER LACTATE* TERHADAP LAJU KOROSI PADUAN TITANIUM Ti-6Al-4V YANG DIGUNAKAN UNTUK IMPLAN TULANG

\*Kezia Gracelynn Waruwu<sup>1</sup>, Agus Suprihanto<sup>2</sup>, Gunawan Dwi Haryadi<sup>2</sup>, Rilo Berlin<sup>3</sup>

<sup>1,3</sup>Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

<sup>2</sup>Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro  
Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Searang 50275, Telp. +62247460059

\*E-mail: [keziagwaruwu@gmail.com](mailto:keziagwaruwu@gmail.com)

### Abstrak

Material yang sering digunakan sebagai penyusun implan tulang adalah paduan Ti-6Al-4V atau yang biasanya disebut dengan *Titanium Grade 5*. Pemilihan material ini mempertimbangkan karakteristik material paduan Ti-6Al-4V yang *biocompatible*, kuat, dan memiliki resistansi tinggi terhadap korosi. Akan tetapi, terdapat berbagai penelitian yang menemukan bukti adanya korosi atau degradasi pada paduan Ti-6Al-4V yang dipasangkan di dalam jaringan hidup. Pada penelitian ini, diuji laju korosi 2 (dua) spesimen paduan Ti-6Al-4V. Permukaan kedua spesimen ini tidak diberikan perlakuan apapun. Kemudian, 1 (satu) spesimen diuji korosi dengan menggunakan elektrolit berupa *saline water* dan 1 (satu) spesimen lainnya diuji dengan menggunakan *ringer lactate*. Melalui penelitian ini, ditemukan bahwa terdapat hubungan signifikan komposisi elektrolit, terutama kadar ion klorida pada larutan elektrolit, dengan laju korosi. Spesimen paduan Ti-6Al-4V yang diuji pada *saline water* memiliki laju korosi yang lebih besar dibandingkan dengan yang diujikan pada *ringer lactate* karena kandungan ion klorida yang lebih besar.

**Kata Kunci:** implan tulang, kekasaran permukaan; korosi; laju korosi; ti-6al-4v

### Abstract

*Material widely used for bone fracture implant is Ti-6Al-4V alloy, or generally known as Titanium Grade 5. Material selection for this application considers Ti-6Al-4V alloy's material characteristic, such as its biocompatibility, strength, and high resistance of corrosion. However, there are several researches that find proofs of corrosion or degradation on Ti-6Al-4V alloy installed in vivo. For this research, 2 (two) Ti-6Al-4V alloy specimens corrosion rate are measured. Each of its surface is not given any special treatment. Then, 1 (one) specimen's corrosion rate is measured using saline water as its electrolyte, whilst 1 (one) other specimen's corrosion rate is measure using ringer lactate. Through this research, it is found that there is a significant relationship between electrolyte's composition, especially chloride ion composition within the electrolyte, with corrosion rate. Ti-6Al-4V alloy specimen measured with saline water has higher corrosion rate compares to the one measured using ringer lactate because of its higher chloride ion composition.*

**Keywords:** bone fracture implant; corrosion; corrosion rate; surface roughness; ti-6al-4v

### 1. Pendahuluan

Seperti halnya organ tubuh lainnya, organ rangka juga dapat mengalami kelainan dan gangguan. Biasanya, penyakit ini menjangkit tulang-tulang penyusun organ rangka. Penyakit tulang memuat banyak gangguan yang terkait dengan rangka, menyebabkan keterbatasan gerak dan kematian [1]. Gangguan pada tulang yang umumnya terjadi adalah patah tulang atau fraktur. Patah tulang atau fraktur memiliki tingkatan keparahan yang berbeda-beda. Fraktur dapat dikategorikan parah ketika terjadi ketidakselarasan atau dislokasi pada patahan tulang yang tersisa. Dalam penanganan fraktur yang sudah parah, diperlukan prosedur *Open Reduction Internal Fixation* (ORIF). Tujuan utama dari prosedur ORIF adalah untuk menjamin proses pemulihan yang menghasilkan tulang yang utuh dan dapat digunakan dengan baik tanpa terjadinya komplikasi serius, seperti *non-union* atau perubahan bentuk. Terdapat 2 (dua) tahapan kerja utama dalam prosedur ORIF, yaitu tahapan penyelarasan dan imobilisasi. Patahan tulang yang mengalami ketidakselarasan atau dislokasi akan dikembalikan ke posisi semula, kemudian diimobilisasi dengan menggunakan perangkat implan tulang.

Material yang biasanya digunakan sebagai penyusun implan fiksasi fraktur adalah titanium dan paduannya. Sifat umum titanium dan paduannya yang *biocompatible*, memiliki kekuatan yang tinggi, dan resistan terhadap korosi membuat material ini cocok untuk dijadikan penyusun implan tulang. Walaupun titanium adalah salah satu material yang paling resistan terhadap korosi, bukti adanya degradasinya di dalam tubuh telah didokumentasikan melalui penelitian, laporan mengenai malfungsi implan (seperti pelonggaran implan), juga tindak lanjut klinis pasien setelah implantasi, contohnya dengan menggunakan analisis darah, serum, dan urin [2]. Korosi yang terjadi di dalam jaringan hidup dapat menyebabkan komplikasi serius di dalam tubuh. Maka dari itu, fenomena kimiawi ini harus dihindari pada implan tulang ataupun perangkat lain yang dipasangkan *in-vivo*.

Terdapat berbagai faktor yang dapat memengaruhi laju korosi pada sebuah objek. Salah satunya adalah eksistensi dari agen korosif pada elektrolit atau lingkungan di sekitar logam tersebut. Beberapa agen korosif yang sering ditemukan di alam adalah asam, basa, klorida, dan amonia. Di dalam tubuh manusia, terdapat berbagai agen korosif yang dapat mempercepat laju korosi pada perangkat bermaterial logam yang dipasangkan di dalam tubuh. Pada jurnal ini, akan dibahas mengenai pengaruh komposisi dari agen korosif berupa ion klorida pada sebuah larutan simulasi cairan tubuh dengan laju korosi.

## 2. Dasar Teori

### 2.1 Deskripsi Tulang

Sistem gerak manusia merupakan sistem yang berperan penting dalam pergerakan tubuh dengan mengkoordinasikan kontraksi antara otot dan kerangka tulang. Keseluruhan sistem ini tersusun atas otot, sendi, dan sistem rangka manusia. Sistem rangka manusia membentuk kerangka struktur manusia yang berfungsi krusial dalam menunjang tubuh, proteksi organ-organ vital, serta berperan penting dalam pergerakan manusia. Jaringan tulang adalah struktur utama elemen yang menyusun sistem rangka [3] (Ducheyne, 2017).

Fungsi utama dari jaringan tulang adalah untuk menyediakan sokongan dan stabilitas pada tubuh. Tulang juga menyediakan tempat ligamen dan otot menempel untuk memfasilitasi daya gerak [4]. Selain berperan sebagai jaringan penggerak tubuh, tulang juga merupakan tempat penyimpanan untuk mineral penting, seperti kalsium dan fosfor. Ketika kadar kalsium dan fosfor menurun di dalam peredaran darah, jaringan tulang dapat melepaskan mineral tersebut ke dalam pembuluh darah untuk menjaga konsentrasi mineral yang stabil. Dapat dikatakan, tulang merupakan jaringan multifungsi yang diperlukan manusia agar tetap hidup dan menjalankan kesehariannya dengan baik.

### 2.2 Jaringan Tulang Keras

Jaringan tulang keras atau kortikal adalah salah satu jenis makrostruktur dari jaringan tulang manusia. Sederhananya, tulang kortikal adalah makrostruktur jaringan tulang dengan sifat padat dan keras, yang berperan sebagai lapisan luar dari sebagian besar tulang penyusun rangka manusia. Karena sifat fisiknya ini, tulang kortikal berfungsi untuk menyediakan kekuatan mekanik, serta melindungi tulang yang dilapisinya. Tulang kortikal menyumbang sekitar 80% dari massa tulang [5] (Planell, 2018).

Apabila ditinjau secara mikroskopis, jaringan tulang keras tersusun atas osteon sebagai satuan struktur dari jaringan tersebut. Osteon berperan penting dalam memberikan kekuatan dan kekakuan pada tulang keras, serta memperbaiki dan merestorasi tulang. Di pusat osteon, terdapat kanal Haversian yang berfungsi untuk melakukan transportasi nutrisi dan oksigen karena tersusun atas pembuluh darah, syaraf, dan jaringan penghubung. Pada jaringan mikroskopis tulang kortikal, terdapat fluida yang disebut lamela. Lamela paralel dengan trabekular (tulang spons) dari tulang kanselus atau konsentris mengelilingi kanal Haversian dan tulang kortikal [6] (Errico, 2009). Di dalam lamela, terdapat matriks berbentuk cairan pengisi ruang yang disebut lakuna yang berperan sebagai wadah sel tulang yang disebut osteosit. Masing-masing osteosit dihubungkan dengan sebuah kanal bercabang dan sempit. Kanal ini disebut kanalikuli. Kanalikuli merupakan alur komunikasi antar masing-masing osteosit untuk bertukar sinyal dan nutrisi.

Tulang kortikal memiliki *yield strength* sebesar 78 – 151 MPa dalam tegangan dan 131 – 224 MPa dalam kompresi, ketika diuji sepanjang aksis longitudinal. Sedangkan, apabila diuji sepanjang aksis transversal, tulang kortikal memiliki *yield strength* sebesar 55 – 66 MPa dalam tegangan dan 106 – 131 MPa saat kompresi [7] (Narayan, 2019). Modulus Young dari tulang ini pun juga berbeda di masing-masing aksis. Tulang kortikal memiliki nilai modulus Young sebesar 17 – 20 GPa dan 6 – 13 GPa, pada aksis longitudinal dan transversal secara berturut-turut.

### 2.3 Jaringan Tulang Lunak

Jaringan tulang trabekular merupakan jaringan makrostruktur tulang yang memiliki tekstur seperti spons atau kisi, dengan nilai porositas yang tinggi dengan kisaran persentase 40% hingga 95%. Karena sifatnya, tulang trabekular mampu melakukan fungsi penyerapan getaran (*shock*), dimana porositas pada tulang ini memungkinkan adanya penyerapan dan distribusi gaya eksternal yang diberlakukan pada tulang. Tulang trabekular tersusun atas pelat atau spikula tulang yang dikelilingi oleh sumsum di dalam metafisis yang memberikan kekuatan struktural dalam bagi tulang, tetapi juga membawa fungsi metabolisme [8] (Lian, 2011). Walaupun memiliki beragam perbedaan dengan tulang kortikal, eksistensi tulang trabekular tidak kalah krusial bagi manusia karena menyediakan fungsi-fungsi penting bagi keberjalanan hidup manusia.

Tulang trabekular tersusun atas jaringan tipis dengan struktur seperti kisi, terbentuk dari jaringan tulang yang padat, yang disebut trabekula. Trabekula berperan penting dalam membentuk kerangka tiga dimensi di dalam tulang. Pada tulang trabekular, terdapat ruang intertrabekular yang berisi sumsum tulang. Sumsum tulang berperan penting dalam proses produk sel darah merah, putih, dan platelet karena menyimpan sel induk hematopoietik. Seperti organ tubuh lain pada umumnya, tulang trabekular juga memiliki pembuluh darah yang berfungsi sebagai jalur transportasi nutrisi, oksigen, dan lainnya ke sel tulang dan sumsum tulang. Sama seperti tulang kortikal, jaringan tulang ini juga memiliki osteosit yang memiliki tugas penting dalam proses restorasi tulang. Masing-masing osteosit yang ada dapat bertukar sinyal

dengan bantuan kanalikuli, yang juga merupakan komponen pada tulang kortikal. Kanalikuli juga terhubung dengan pembuluh darah, yang memungkinkan adanya pertukaran nutrisi antara satu osteosit dengan yang lainnya.

Bila dibandingkan dengan tulang kortikal, tulang trabekular memiliki persentase pori yang jauh lebih tinggi. Tulang kortikal memiliki lebih sedikit porositas dengan kisaran antara 5% dan 10%, sedangkan tulang trabekular jauh lebih berpori dengan kisaran porositas antara 50% hingga 90%, bergantung pada massa jenis mineral tulang [9] (Zain, 2019). Semakin banyak jumlah poros pada jaringan tulang ini, semakin sedikit konektivitas antar trabekula. Hal ini dapat menurunkan kekuatan rata-ratanya.

Jaringan ini dapat diasumsikan sebagai material yang linear elastis, dan ketika modulus dihitung dari penyesuaian kurva linear atau polinomial ke porsi awal kurva, titik *yield* dapat didefinisikan dengan 0,2% metode *offset*. Biasanya, modulus dari tulang trabekular manusia berkisar di antara 10 dan 3000 MPa, sedangkan kekuatan, yang secara linear dan kuat berhubungan dengan modulus, secara umum dua kali lipat lebih kecil, dengan kisaran 0,1 – 30 MPa. Dari nilai kekuatan yang terpaparkan di atas, dapat dilihat bahwa jaringan tulang kortikal memiliki resistansi terhadap tegangan yang lebih besar dibandingkan tulang trabekular; akan tetapi, memiliki nilai kerapuhan (*brittleness*) yang lebih tinggi. Tulang trabekular memiliki kemampuan untuk menahan regangan hingga 30%, sedangkan tulang kortikal dengan hanya 2% regangan [10] (Khan, 2019).

## 2.4 Implan Fiksasi Fraktur

Perangkat implan fiksasi fraktur merupakan alat yang digunakan untuk imobilisasi serpihan patah tulang yang tersisa. Pemasangan implan dengan prosedur *Open Reduction Internal Fixation* (ORIF) hanya dilakukan apabila terjadi fraktur terbuka dan/atau ketika serpihan tulang tidak saling selaras. Prosedur ini juga perlu dilakukan apabila tulang yang patah memiliki peran dan porsi signifikan dalam penahanan berat badan, seperti tulang paha dan betis. Dapat disimpulkan, pemasangan implan tulang dengan ORIF dengan objektif untuk imobilisasi dilakukan apabila tingkat keparahan fraktur cenderung tinggi.

Sama seperti perangkat biomekanika pada umumnya, perencanaan konstruksi implan fiksasi fraktur perlu dilakukan dengan saksama. Dalam proses pemilihan material untuk implan yang akan dipasangkan pada prosedur *Open Reduction Internal Fixation* (ORIF), terdapat beberapa hal yang perlu diperhatikan. Seluruh perangkat fiksasi internal harus menemui persyaratan umum yaitu biokompatibilitas, kekuatan yang cukup dalam keterbatasan dimensi, dan resistansi korosi [11]. Hanya mempertimbangkan material penyusun tidak cukup dalam perencanaan pra-pemasangan implan fiksasi fraktur internal. Jenis implan yang dipilih harus sesuai dengan kebutuhan atau kasus patah tulang yang terjadi. Setelah jenis implan yang paling tepat terpilih, proses perancangan dapat dilakukan. Proses perancangan implan ini perlu direkayasa dengan cermat agar dapat digunakan sesuai dengan fungsinya, yaitu untuk menjaga keselarasan serpihan tulang yang tersisa pada kasus fraktur kompleks. Jenis desain konstruksi implan yang biasanya digunakan adalah implan berupa baut, implan berbentuk pelat, dan implan berupa batang intramedula.

## 2.5 Titanium Grade 5 (Ti-6Al-4V)

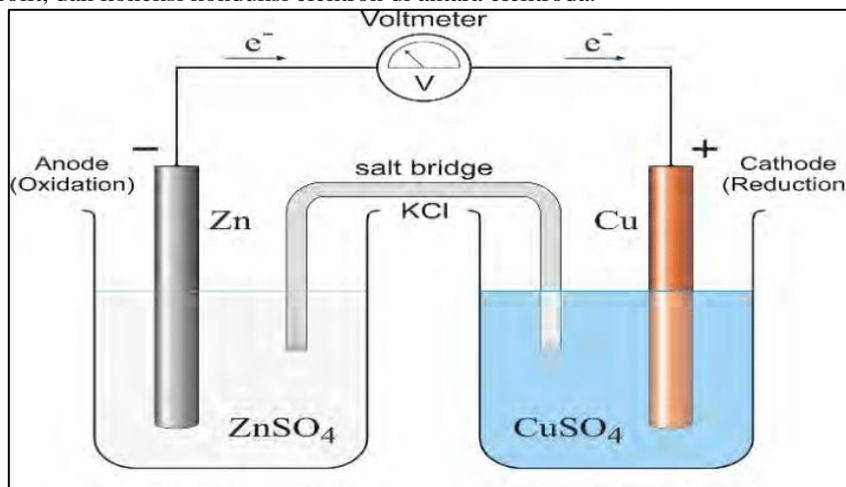
Paduan Ti-6Al-4V adalah paduan titanium yang mengandung 6%wt aluminium dan 4wt% vanadium. Dengan kombinasi 3 (tiga) elemen ini, paduan Ti-6Al-4V memiliki sifat mekanika dan resistansi korosi yang sangat ideal untuk berbagai macam industri. Hal ini yang membuat paduan ini dijadikan material penyusun banyak hal, seperti komponen pesawat terbang, implan prostetik, dan peralatan olahraga dengan performa tinggi. Secara keseluruhan, paduan Ti-6Al-4V merupakan material serbaguna yang sangat diperlukan di industri rekayasa tingkat tinggi dan teknologi.

Sifat mekanika paduan Ti-6Al-4V yang perlu disorotkan adalah modulus elastisitas dan juga kemampuannya dalam menahan tegangan besar. Paduan ini memiliki sifat mekanika yang baik dengan modulus elastisitas yang relatif rendah yaitu 110 GPa, kekuatan *yield* sebesar 900 MPa, kekuatan tarik maksimum sebesar 1000 MPa, dan kekuatan leleh sebesar 600 MPa [6]. Di samping itu, Ti-6Al-4V memiliki massa jenis yang cenderung rendah dengan nilai  $4,5 \text{ g/cm}^3$  yang membuat material ini ringan. Bukan hanya itu, rasio kekuatan dan massa yang sangat baik membuat paduan ini dapat digunakan sebagai material penyusun untuk objek yang memerlukan kekuatan yang tinggi dengan keterbatasan dimensi. Sifat-sifat mekanika yang dimiliki paduan Ti-6Al-4V membuat material ini dapat diandalkan sebagai material penyusun produk rekayasa teknologi di berbagai industri.

Paduan titanium memiliki lapisan pasif pelindung yang terbentuk pada permukaannya. Lapisan oksidasi ini biasanya tersusun atas  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{TiO}$ , atau  $\text{Ti}_2\text{O}_3$  yang secara biologi bersifat inert dan menghindarkan kontak langsung antara paduan dengan jaringan sekitarnya. Bersamaan dengan itu, lapisan ini juga menjadi batasan protektif yang meminimalisir terbentuknya ion yang dapat mengakibatkan reaksi tubuh yang tidak diinginkan, contohnya alergi. Lebih lanjut, sifat paduan Ti-6Al-4V yang resistan terhadap korosi juga disebabkan oleh adanya lapisan pelindung ini. Bahkan, paduan ini dapat mempertahankan resistansi korosinya pada kondisi ekstrim. Paduan titanium memiliki sifat resistansi korosi pada kondisi atmosfer, air garam, air laut, larutan garam (level pH berkisar antara 3 sampai 11) seperti klorida, bromida, iodida, sulfat, fosfat, karbonat, dan lain sebagainya [7]. Sama seperti paduan titanium pada umumnya, paduan Ti-6Al-4V dapat dikatakan *biocompatible*.

## 2.6 Korosi

Korosi adalah degradasi objek dengan material penyusun logam akibat reaktivitas kimia lingkungan. Fenomena kimiawi ini perlu dihindari karena dapat memberikan kerugian dari berbagai aspek, terutama pada lingkup industri manufaktur dan biomekanika. Korosi utamanya merupakan proses elektrokimia [8]. Contoh *setup* sel elektrokimia dapat dilihat pada Gambar 1. Elektrolisis atau biasanya disebut juga sebagai proses elektrokimia adalah reaksi kimia yang melibatkan transfer elektron di antara 2 (dua) elektroda di dalam sel elektrokimia. Berdasarkan teori tersebut, didapati bahwa korosi hanya dapat terjadi apabila terdapat 4 (empat) komponen sel elektrokimia, yaitu sebuah anoda, sebuah katoda, cairan elektrolit, dan koneksi konduksi elektron di antara elektroda.



Gambar 1. Contoh *Setup* Sel Elektrokimia

Awalnya, agen reduksi yang memiliki potensial lebih rendah akan mengalami oksidasi. Oksidasi ini akan menyebabkan terjadinya degradasi pada logam, yang biasanya disebut dengan korosi. Agen reduksi melepaskan elektron dan menghasilkan ion logam. Elektron ini akan mengalir melalui koneksi konduksi elektron, seperti permukaan logam atau sirkuit listrik eksternal, menuju katoda. Sedangkan, ion yang dihasilkan logam anoda akan dilepaskan ke elektrolit. Ion positif ini akan mengalir melalui jembatan garam menuju elektrolit katoda. Lalu, terjadi fenomena reduksi pada agen oksidasi, dimana terjadinya penyatuan elektron. Penyatuan elektron ini menghasilkan atom logam yang solid, membentuk tumpukan pada katoda. Proses ini akan terjadi secara berkelanjutan apabila keempat syarat terjadinya korosi masih terpenuhi.

## 2.7 Laju Korosi

Untuk menentukan cepat atau lambatnya fenomena korosi yang terjadi pada sebuah objek secara kuantitatif, perlu dilakukan perhitungan laju korosi. Terdapat 2 (dua) cara untuk mendeskripsikan laju korosi, yaitu dengan pengurangan massa atau ketebalan penetrasi. Karena berfungsi untuk mendefinisikan tingkat resistansi korosi secara kuantitatif, laju korosi merupakan parameter penting yang perlu dipahami sebelum melakukan pemilihan material penyusun. Resistansi korosi merupakan kemampuan material menahan terjadinya korosi ketika terpapar lingkungan korosif. Material dapat dikelompokkan berdasarkan sifat resistansi korosinya. Dengan memanfaatkan nilai kuantitatif berupa laju korosi, pengelompokan dapat dilakukan dengan objektif. Acuan penilaian resistansi korosi dengan menggunakan data nilai laju korosi dapat dilihat pada Tabel 1.

Terdapat beberapa faktor yang dapat memengaruhi laju korosi sebuah objek yang dikonstruksi. Material penyusun objek rekayasa merupakan salah satu faktor utama yang memengaruhi laju korosi objek. Masing-masing logam dan paduannya memiliki sifat fisik dan kimia yang berbeda-beda. Komposisi dan mikrostruktur material memainkan peranan penting dalam menentukan resistansi korosi sebuah logam atau paduannya. Kemudian, kondisi lingkungan juga berpengaruh signifikan pada laju korosi yang terjadi pada suatu objek. Maksud dari kondisi lingkungan ini dapat berupa faktor suhu, kelembaban, dan komposisi atmosfer. Terakhir, eksistensi agen korosif berpengaruh signifikan dalam percepatan laju korosi. Beberapa contoh dari agen korosi yang umumnya ditemukan di alam adalah ion klorida. Menurut penelitian elektrokimia pada efek konsentrasi ion klorida pada proses korosi dari penguatan konkret menggunakan *in-situ* elektroda nano Ag/AgCl yang dilakukan oleh Wang [9] ditemukan bahwa ion klorida memainkan peran katalis korosi dari batang baja, yang membuat laju korosi batang baja konkret mengalami percepatan dan lubang terjadi pada permukaan batang baja. Bukan hanya sebagai katalis, ion klorida yang mengenai logam dapat menghancurkan lapisan pelindung korosi yang terbentuk pada logam. Hal ini dibuktikan dari kesimpulan penelitian akan dampak ion klorida pada perilaku korosi baja karbon pada sistem baja berbakteri yang dilakukan oleh Xu [10] yang menyatakan bahwa peningkatan konsentrasi Cl<sup>-</sup> di satu sisi, dapat memperkaya kandungan Cl<sup>-</sup> pada permukaan baja karbon dan pada lapisan produk korosi, yang dapat menghancurkan lapisan pasif dan meningkatkan pelarutan Fe<sup>2+</sup>.

**Tabel 1.** Penilaian Resistansi Korosi Berdasarkan Laju Korosi

Relative Corrosion Resistance	Approximate Metric Equivalent				
	mpy	$\frac{mm}{year}$	$\frac{\mu m}{year}$	$\frac{mn}{year}$	$\frac{pm}{year}$
Outstanding	<1	< 0.02	< 25	< 2	< 1
Excellent	1 – 5	0.02 – 0.1	25 - 100	2 - 10	1 - 5
Good	5 – 20	0.1 – 0.5	100 – 500	10 – 50	5 – 20
Fair	20 - 50	0.5 - 1	500 - 1000	50 - 150	20 – 50

## 2.8 Larutan Infus

Dalam kasus-kasus medis tertentu, kebutuhan nutrisi dan hidrasi pasien tidak dapat dipenuhi melalui konsumsi oral. Larutan IV (*intravenous*) atau infus adalah solusi yang biasanya diaplikasikan sebagai alternatif makanan, minuman, atau obat tersebut. Larutan steril ini berisi nutrisi yang dibutuhkan dan diberikan kepada pasien secara langsung pada aliran darah pasien melalui pembuluh darah. Karena larutan infus dapat secara langsung memfasilitasi akses ke sistem peredaran darah, penggunaannya memberikan keuntungan karena dapat meningkatkan efisiensi manajemen pada kondisi medis yang beragam. Terdapat beragam jenis larutan IV (*intravenous*) atau infus dengan spesifikasi yang berbeda-beda, yang dipakai untuk kasus yang berbeda-beda. Secara umum, terdapat 3 (tiga) jenis larutan infus yang dikategorikan berdasarkan substansi penyusunnya. Adapun ketiga jenis larutan tersebut adalah larutan kristaloid, larutan koloid, dan produk darah.

Larutan infus kristaloid, yang merupakan larutan dengan ion bebas yang mudah menembus melalui membran kapilar, adalah jenis fluida IV paling sering digunakan secara global dan merupakan baris pertama untuk resusitasi cairan di ICU [11]. Larutan ini biasanya tersusun atas molekul atau ion kecil yang mudah terlarut, dan dapat melewati membran sel, membuatnya berguna untuk berbagai variasi aplikasi klinis. Terdapat 3 (tiga) jenis larutan kristaloid berdasarkan sifat osmolaritasnya, yang merupakan nilai konsentrasi partikel terlarut dalam sebuah larutan. Ketiga jenis larutan kristaloid tersebut adalah larutan isotonik, hipertonik, dan hipotonik. Tidak seperti larutan kristaloid, yang tersusun atas molekul-molekul kecil dan ion yang terlarut pada air, larutan infus koloid terdiri atas partikel-partikel yang lebih besar dan tidak dapat melalui membran *semipermeable*, seperti sel membran atau dinding pembuluh darah. Sedangkan, larutan infus berupa produk darah mengandung komponen-komponen yang dapat ditemukan pada sel darah manusia, seperti sel darah merah, platelet, atau plasma.

Tidak seperti larutan kristaloid, yang tersusun atas molekul-molekul kecil dan ion yang terlarut pada air, larutan infus koloid terdiri atas partikel-partikel yang lebih besar dan tidak dapat melalui membran *semipermeable*, seperti sel membran atau dinding pembuluh darah. Karena ukurannya, partikel-partikel koloid hanya dapat berpindah dengan proses dispersi yang merata pada seluruh larutan. Larutan infus koloid dapat menghasilkan gaya osmotik yang membantu menjaga kesetimbangan cairan dengan cara menghindari cairan berlebih bocor keluar dari pembuluh darah ke jaringan di sekitarnya. Jauh berbeda dengan larutan infus kristaloid, fungsi utama dari larutan koloid adalah untuk meningkatkan volume darah dan tekanan osmotik koloid plasma ketika parameter ini perlu direstorasi atau dijaga.

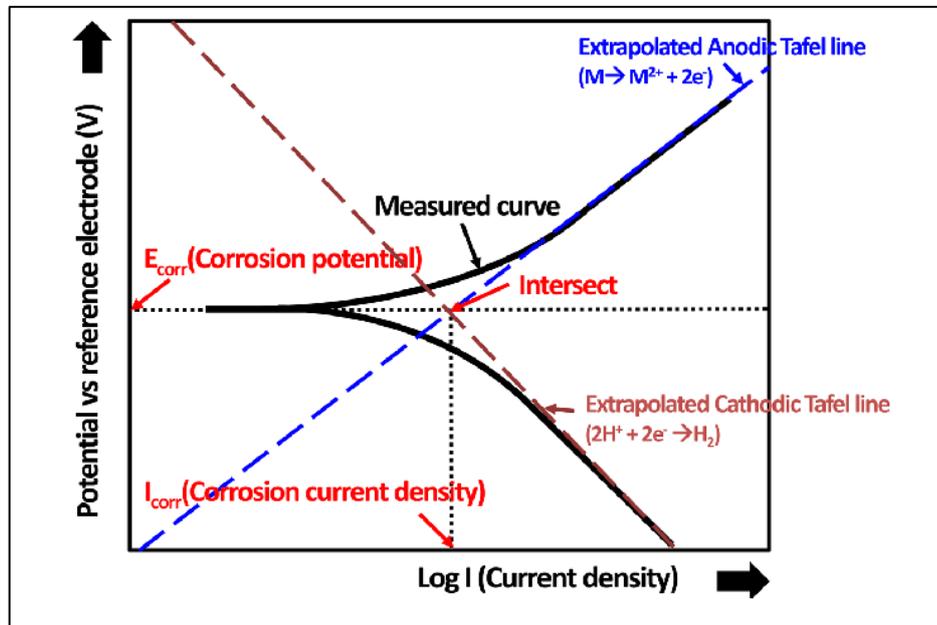
Dibandingkan 2 (dua) jenis larutan infus sebelumnya, larutan berupa produk darah merupakan larutan infus yang paling berbeda. Larutan ini mengandung komponen yang berbeda-beda. Kesamaannya adalah, masing-masing komponen dapat ditemukan pada sel darah manusia, seperti sel darah merah, platelet, dan plasma. Ketiga jenis larutan infus berupa produk darah ini memiliki kegunaannya masing-masing dan diaplikasikan sesuai dengan kebutuhan pasien. Berikut ini akan dijelaskan secara detail mengenai fungsi masing-masing jenis larutan infus berupa produk darah berdasarkan kemampuannya.

## 3. Metode Penelitian

### 3.1 Pengujian Laju Korosi Dengan Variasi Elektrolit

Pada penelitian ini, metode yang dilakukan untuk pengujian laju korosi adalah dengan menggunakan perangkat potensiostat, CortTest tipe CS300 yang terhubung dengan *software* CS Studio 5. Luaran yang nantinya akan didapatkan

melalui pengujian ini adalah laju korosi dalam bentuk nilai yang bersatuan mmpy. Terdapat 2 (dua) spesimen Ti-6Al-4V dengan luas penampang berbentuk persegi panjang, berdimensi 25 mm x 10 mm x 0,8 mm yang diuji laju korosinya. Pada pengujian ini, 1 (satu) spesimen dengan variasi pemberlakuan permukaan akan diuji laju korosi dengan menggunakan elektrolit berupa larutan infus *saline water*. Sedangkan, 1 (satu) spesimen yang lainnya akan diuji korosi dengan elektrolit berupa larutan infus *ringer lactate*. Melalui pengujian ini, akan didapatkan hubungan antara tegangan listrik yang diaplikasikan pada spesimen (*working electrode*) dan arus listrik yang dihasilkan. Hubungan ini akan membentuk sebuah grafik yang disebut dengan grafik Tafel. Visualisasi untuk menjelaskan komponen dari grafik Tafel dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 2. Visualisasi Grafik Korosi Tafel

Perpotongan antara perpanjangan *extrapolated anodic Tafel line* dan *extrapolated cathodic Tafel line* menunjukkan nilai *corrosion current density* atau  $I_{corr}$ . Nilai  $I_{corr}$  ini signifikan untuk pengujian karena merupakan modal yang digunakan untuk mendapatkan nilai laju korosi.

$$CR = K \frac{I_{cor}}{\rho} EW \dots\dots\dots(1)$$

### 3.2 Pengelolaan Data

Setelah pengujian laju korosi dilakukan, akan ditemukan nilai laju korosi dari masing-masing spesimen yang diuji dengan elektrolit yang berbeda. Data dikelola dengan cara membandingkan kadar agen korosif pada masing-masing larutan infus dengan hasil pengukuran laju korosi pada spesimen-spesimen uji. Selain itu, akan dilihat juga tingkat resistansi korosi dari spesimen yang diujikan pada larutan elektrolit *saline water* dan *ringer lactate*. Kemudian, simpulan data tersebut akan dicocokkan dengan dasar teori yang sudah ada, serta penelitian-penelitian sebelumnya yang relevan dengan penelitian ini. Kesimpulan data tersebut akan dirangkum pada bagian akhir jurnal.

## 4. Hasil dan Pembahasan

### 4.1 Analisis Hubungan Komposisi Larutan Infus dengan Laju Korosi Spesimen Paduan Ti-6Al-4V

Melalui pengujian laju korosi yang telah dilakukan, ditemukan bahwa laju korosi spesimen paduan Ti-6Al-4V yang diuji dengan menggunakan elektrolit *saline water* adalah sebesar 0,0638 mmpy. Sedangkan, laju korosi spesimen paduan Ti-6Al-4V yang diuji dengan menggunakan *ringer lactate* adalah sebesar 0,040993 mmpy. Dapat disimpulkan bahwa laju korosi dari spesimen yang diuji dengan *saline water* lebih tinggi dibandingkan dengan spesimen yang diuji dengan *ringer lactate*.

*Saline water* dengan persentase NaCl sebesar 9% mengandung 154 mEq/L  $Na^+$  dan 154 mEq/L ion  $Cl^-$ . Sedangkan, larutan infus kristaloid *ringer lactate* mengandung komposisi ion yang lebih kompleks, yaitu 130 mEq/L  $Na^+$ , 4 mEq/L  $K^+$ , 3 mEq/L  $Ca^+$ , 109 mEq/L  $Cl^-$ , dan 28 mEq/L  $C_3H_6O_3$ . Satuan miliekuivalen (mEq) dalam ilmu medis biasanya digunakan untuk mengukur konsentrasi dari ion dalam sebuah cairan. Volume masing-masing larutan yang digunakan sebagai elektrolit pada pengujian laju korosi adalah sebesar 500 mL. Dapat disimpulkan bahwa terdapat 77 mEq  $Na^+$  dan  $Cl^-$  pada larutan *saline water* yang dipakai sebagai elektrolit uji korosi, serta 65 mEq  $Na^+$ , 2 mEq  $K^+$ , 1,5 mEq  $Ca^+$ , 54,5 mEq  $Cl^-$ , dan 14 mEq  $C_3H_6O_3$ .

Nilai laju korosi spesimen yang dicelupkan pada elektrolit berupa *ringer lactate* dengan kandungan ion klorida yang lebih sedikit (54,5 mEq per 500 mL) cenderung lebih rendah dibandingkan nilai laju korosi spesimen-spesimen yang dicelupkan pada elektrolit berupa *saline water* dengan ion klorida yang lebih banyak (77 mEq per 500 mL). Hal ini membuktikan bahwa adanya hubungan antara kandungan ion klorida, yang berupa ion korosif, terhadap laju korosi material Ti-6Al-4V. Kesimpulan ini relevan dengan dasar teori yang dipaparkan yang menyatakan bahwa terdapat hubungan signifikan antara kandungan agen korosif pada lingkungan atau elektrolit dengan laju korosi.

#### 4.2 Penilaian Resistansi Spesimen Paduan Ti-6Al-4V Saat Disimulasikan Pada Elektrolit Larutan Infus Isotonik

Nilai resistansi dari sebuah material pada kondisi tertentu dapat dinilai dengan meninjau nilai laju korosi material tersebut. Acuan untuk menilai resistansi korosi sebuah material dapat dilihat pada Tabel 1 yang sudah ditampilkan di atas. Melalui pengujian laju korosi yang telah dilakukan, ditemukan bahwa laju korosi spesimen paduan Ti-6Al-4V yang diuji dengan menggunakan elektrolit *saline water* adalah sebesar 0,0638 mmpy. Sedangkan, laju korosi spesimen paduan Ti-6Al-4V yang diuji dengan menggunakan *ringer lactate* adalah sebesar 0,040993 mmpy. Dapat disimpulkan bahwa tingkat resistansi spesimen paduan Ti-6Al-4V saat disimulasikan pada elektrolit larutan infus isotonik adalah *excellent* (baik).

### 5. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan maka dapat diambil beberapa kesimpulan, diantaranya adalah sebagai berikut:

1. Resistansi korosi paduan Ti-6Al-4V yang disimulasikan pada larutan yang mirip dengan cairan tubuh kondisi normal memiliki tingkat resistansi korosi yang baik (*excellent*).
2. Hasil pengujian laju korosi menunjukkan bahwa nilai laju korosi pada larutan *saline water* cenderung lebih tinggi dibandingkan nilai laju korosi pada larutan *ringer lactate*. Hipotesisnya, ini dapat terjadi karena konsentrasi ion Cl<sup>-</sup> pada larutan *saline water* lebih tinggi daripada konsentrasi ion tersebut di *ringer lactate*.

### 6. DAFTAR PUSTAKA

- [1] Chindamo, G., Sapino, S., Peira, E., Chirio, D., Gonzalez, M.C. and Gallarate, M., 2020. Bone Diseases: Current Approach and Future Perspectives in Drug Delivery Systems for Bone Targeted Therapeutics. *Nanomaterials*, 10(5), p.875.
- [2] Prestat M, Thierry D. Corrosion of Titanium Under Simulated Inflammation Conditions: Clinical Context and In Vitro Investigations. *Acta Biomaterialia*. 2021 Dec 1;136:72-87.
- [3] Ducheyne, P., 2017. *Comprehensive Biomaterials II*. Elsevier Ltd.
- [4] Lynnerup, N. and Klaus, H.D., 2019. *Fundamentals of Human Bone and Dental Biology: Structure, Function, and Development*. In *Ortner's Identification of Pathological Conditions in Human Skeletal Remains* (pp. 35-58). Academic Press.
- [5] Pawelec, K. and Planell, J.A. eds., 2018. *Bone Repair Biomaterials: Regeneration and Clinical Applications*. Woodhead Publishing.
- [6] Errico, T.J., Lonner, B.S. and Moulton, A.W., 2008. *Surgical Management of Spinal Deformities E-Book*. Elsevier Health Sciences.
- [7] Narayan, R. ed., 2019. *Rapid Prototyping of Biomaterials: Techniques in Additive Manufacturing*. Woodhead Publishing.
- [8] Lian, J.B., Gravallesse, E.M. and Stein, G.S., 2011. Osteoblasts and Their Signaling Pathways: New Frontiers for Linkage to The Immune System. In *Osteoimmunology* (pp. 101-140). Academic Press.
- [9] Zain, N.A.M., Daud, R., Aziz, N.H.A., Ahmad, K.R., Ismail, A.A. and Izzawati, B., 2019. Stress Analysis Prediction on Screw Orthopedic Implant in Trabecular Bone. *Materials Today: Proceedings*, 16, pp.1838-1845.
- [10] Khan, A.S. and Chaudhry, A.A. eds., 2019. *Handbook of Ionic Substituted Hydroxyapatites*. Woodhead Publishing.
- [11] Hench L, Jones J, editors. *Biomaterials, artificial organs and tissue engineering*. Elsevier; 2005 Sep 27.
- [12] Anderson S, Al-Bayummy TA, Affi J, Yetri Y, Gunawarman G. Improvement of the Corrosion Resistance and Potential for Metal Ion Release of Titanium Alloy Ti-6Al-4V ELI in Hanks Balanced Salt Solution (HBSS) after Thermomechanical. In *Materials Science Forum 2022 Apr 29* (Vol. 1057, pp. 176-188). Trans Tech Publications Ltd.
- [13] Hashmi MS. *Comprehensive materials finishing*. Elsevier; 2016 Aug 29.
- [14] Suslick KS. *Encyclopedia of physical science and technology. Sonoluminescence and sonochemistry*, 3rd edn. Elsevier Science Ltd, Massachusetts. 2001:1-20.

- 
- [15] Wang Y, Zhang A, Wang H. Electrochemical investigation on the effect of chloride ion concentration on the corrosion of concrete reinforcement using in-situ nano-Ag/AgCl electrode. *Alexandria Engineering Journal*. 2023 Mar 1;66:451-6.
- [16] Xu P, Zhao M, Fu X, Zhao C. Effect of chloride ions on the corrosion behavior of carbon steel in an iron bacteria system. *RSC advances*. 2022;12(24):15158-66.
- [17] Ronco, C., Bellomo, R. and Kellum, J.A., 2017. *Critical Care Nephrology*. Elsevier Ltd.