

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Korosi

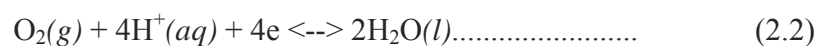
Korosi adalah kerusakan atau degradasi logam akibat reaksi redoks antara suatu logam dengan berbagai zat di lingkungannya yang menghasilkan senyawa-senyawa yang tidak dikehendaki. Dalam bahasa sehari-hari, korosi disebut perkaratan. Contoh korosi yang paling lazim adalah perkaratan besi.

Pada peristiwa korosi, logam mengalami oksidasi, sedangkan oksigen (udara) mengalami reduksi. Karat logam umumnya adalah berupa oksida atau karbonat. Rumus kimia karat besi adalah $\text{Fe}_2\text{O}_3 \cdot n\text{H}_2\text{O}$, suatu zat padat yang berwarna coklat-merah.

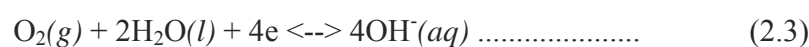
Korosi merupakan proses elektrokimia. Pada korosi besi, bagian tertentu dari besi itu berlaku sebagai anode, di mana besi mengalami oksidasi ⁶⁾.



Elektron yang dibebaskan di anode mengalir ke bagian lain dari besi itu yang bertindak sebagai katoda di mana oksigen tereduksi.



atau



Ion besi(II) yang terbentuk pada anoda selanjutnya teroksidasi membentuk ion besi(III) yang kemudian membentuk senyawa oksida terhidrasi, yaitu karat besi. Mengenai bagian mana dari besi itu yang bertindak sebagai anoda dan bagian mana yang bertindak sebagai katoda, bergantung pada berbagai faktor, misalnya zat pengotor, atau perbedaan rapat logam itu.

Korosi dapat juga diartikan sebagai serangan yang merusak logam karena logam bereaksi secara kimia atau elektrokimia dengan lingkungan. Ada definisi lain yang mengatakan bahwa korosi adalah kebalikan dari proses ekstraksi logam dari bijih mineralnya. Contohnya, bijih mineral logam besi di alam bebas ada dalam bentuk senyawa besi oksida atau besi sulfida, setelah diekstraksi dan diolah, akan dihasilkan besi yang digunakan untuk pembuatan baja atau baja paduan. Selama pemakaian, baja tersebut akan bereaksi dengan lingkungan yang menyebabkan korosi (kembali menjadi senyawa besi oksida).

Deret Volta dan hukum Nernst akan membantu untuk dapat mengetahui kemungkinan terjadinya korosi. Kecepatan korosi sangat tergantung pada banyak faktor, seperti ada atau tidaknya lapisan oksida, karena lapisan oksida dapat menghalangi beda potensial terhadap elektroda lainnya yang akan sangat berbeda bila masih bersih dari oksida.

2.2 Polarisasi

Ketika suatu logam tidak berada dalam kesetimbangan dengan larutan yang mengandung ion-ionnya, potensial elektrodanya berbeda dengan potensial korosi bebas dan selisih antara keduanya disebut polarisasi. Besar polarisasi dinyatakan

dengan satuan overvoltage (η) yang menyatakan besarnya polarisasi terhadap potensial equilibrium elektroda. Polarisasi aktivasi adalah reaksi elektrokimia yang dikendalikan oleh salah satu tahap siklus reaksi elektrokimia yang terjadi pada antar-muka logam dan elektrolit. Pada tahap ini dibutuhkan energi aktivasi untuk menghadapi energi barrier yang menghambat kelangsungan proses. Polarisasi konsentrasi adalah reaksi elektrokimia yang dikendalikan oleh proses difusi ion dalam elektrolit. Polarisasi ini dapat diilustrasikan dengan proses difusi ion hidrogen ke permukaan logam membentuk gas hidrogen berdasarkan reaksi evolusi hidrogen. Dalam hal ini, konsentrasi ion hidrogen rendah dalam elektrolit, dan laju reduksi ion hidrogen dipermukaan logam dikendalikan oleh difusi hidrogen ke permukaan logam tersebut. Pada polarisasi konsentrasi, sejumlah perubahan dalam sistem yang meningkatkan laju difusi ion dalam elektrolit akan mengurangi pengaruh polarisasi konsentrasi dan peningkatan laju reaksi. Adukan pada elektrolit akan mengurangi gradien konsentrasi ion positif dan meningkatkan laju reaksi.

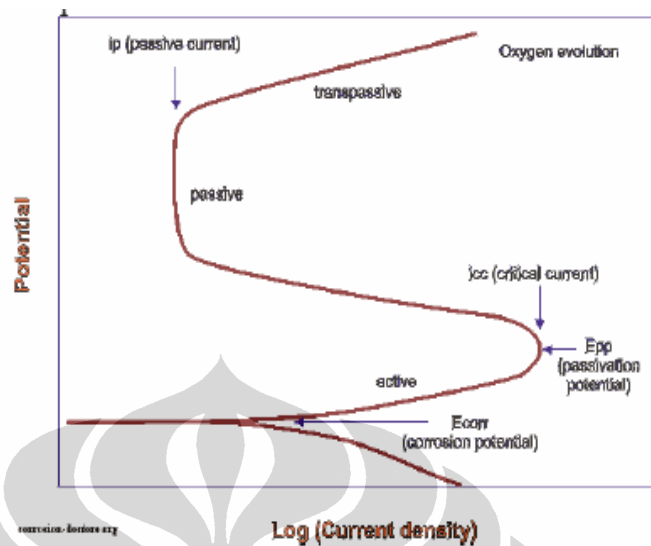
2.3 Passivasi

Passivasi logam adalah rintangan korosi akibat pembentukan produk korosi sebagai lapisan protektif yang menghambat kelangsungan reaksi. Dengan definisi lain bahwa pasivasi logam merupakan peristiwa kehilangan reaktifitas reaksi logam akibat keberadaan kondisi lingkungan tertentu. Sejumlah logam dan paduan teknik menjadi pasif dan bahkan sangat tahan korosi dalam lingkungan oksidator sedang sampai kuat. Contoh logam yang memiliki sifat pasivasi adalah baja tahan arat (*Stainless Steel*), Nikel dan sejumlah paduan Nikel, Titanium dan paduannya, Aluminium

dan paduannya.

Ada dua teori berkaitan dengan lapisan pasif, yakni teori lapisan oksida dan teori adsorpsi. Menurut teori lapisan oksida, lapisan pasif adalah lapisan barrier difusi pada produk korosi yang memisahkan logam dengan lingkungan sehingga reaksi terhambat atau berhenti. Menurut teori adsorpsi, lapisan pasif dimana logam yang dilapisi oleh lapisan *chemisorbed* oksigen. Keberadaan lapisan ini dimaksudkan untuk mengadsorpsi molekul H_2O sehingga menghambat pelarutan di anoda. Dua teori tersebut menjabarkan maksud yang hampir sama bahwa lapisan protektif yang terbentuk pada permukaan logam menciptakan kondisi pasif dan terjadi peningkatan ketahanan korosi logam.

Pasivasi logam yang dinyatakan dalam laju korosi diilustrasikan dengan kurva polarisasi pada Gambar 2.1. Kurva polarisasi menunjukkan hubungan antara potensial logam dengan rapat arus. Perilaku pasivasi logam M dinyatakan sebagai rapat arus. Pada titik A, logam dalam kondisi potensial equilibrium dan rapat arus i_0 . Ketika potensial logam menjadi lebih positif, logam berperilaku sebagai logam aktif, rapat arus i_c dan laju reaksi meningkat secara eksponensial. Ketika potensial logam lebih positif sampai mencapai E_{pp} dan rapat arus i_{passif} , laju korosi menurun drastis. Pada potensial E_{pp} , terbentuk lapisan protektif pada permukaan logam dan menurunkan reaktifitas logam. Jika potensial logam makin positif, rapat arus masih tetap i_{passif} sampai batas daerah pasif. Peningkatan potensial lebih lanjut melampaui daerah pasif menyebabkan logam menjadi aktif kembali dan rapat arus meningkat dalam daerah transpasif.



Gambar 2.1. Bagian - Bagian Kurva Polarisasi ⁴⁾

2.4 Hubungan Laju Korosi dan 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 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. Laju korosi dalam kurva polarisasi dinyatakan dengan adanya E_{corr} dan I_{corr} . E_{corr} dan I_{corr} tidak bisa langsung didapatkan dalam kurva polarisasi, tetapi dimodelkan dengan adanya Tafel Equation dan Butler - Volmer Equation ^{6,8)}.

Tafel Equation :

$$I = I_0 \exp (2.303 (E - E^0 / b)) \dots\dots\dots (2.4)$$

I = Arus yang terjadi akibat adanya reaksi

I_0 = Exchange Current

E = Potensial Electrode.

E_0 = Equilibrium potensial

b = Beta Tafel Constant.

Tafel Equation hanya berlaku untuk satu reaksi. Dalam proses korosi terjadi dua reaksi yaitu reaksi katodik dan anodik. Perumusan Tafel Equation dalam reaksi katodik dan anodik dikenal dengan :

Butler - Volmer equation :

$$I = I_{\text{corr}} (\exp(2.303(E-E_{\text{corr}})/b_a)\exp(-2.303(E-E_{\text{corr}})/b_c)) \quad \dots\dots\dots (2.5)$$

I = Arus terukur (amps)

I_{corr} = Corrosion current (amps)

E = Electrode potensial

E_{corr} = Corrosion potensial (volts)

b_a = Anodic Beta Tafel Constant

b_c = Cathodic Beta tafel constant

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} (lihat Gambar 2.2).

Perhitungan laju korosi dari I_{corr} dalam kurva polarisasi dihitung dengan cara (ASTM vol 03.02.G02)

$$CR = \frac{K_1 I_{\text{corr}} EW}{P} \quad \dots\dots\dots (2.6)$$

CR = Laju Korosi (mm/yr) untuk i_{corr} ($\mu\text{A}/\text{Cm}^2$)

$K_1 = 3.27 \times 10^{-3} \text{ mm g}/\mu\text{A Cm yr}$

I_{corr} = Rapat arus saat E_{corr} (exchange current density)

P = density (g/cm^3)

EW = Equivalent Weight.

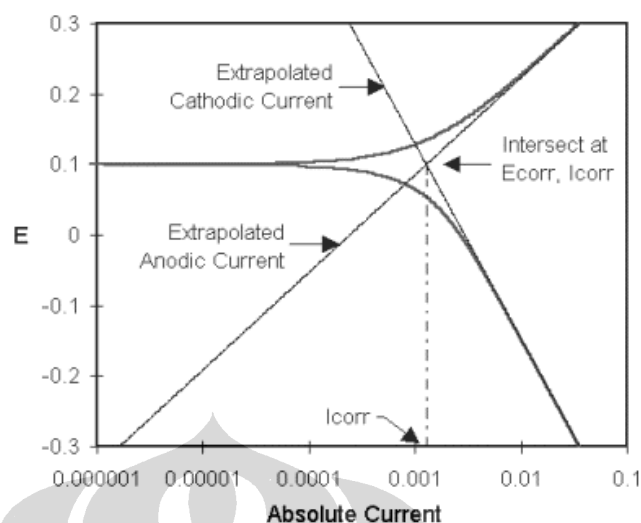
Sedangkan untuk perhitungan Laju korosi pengujian immerse didapatkan dengan rumus sebagai berikut :

Dari nilai weight loss, dapat dihitung nilai corrosion ratesnya dengan menggunakan rumus:

$$\text{Penetration} = \frac{(\text{mass loss in mg}) (\text{C factor})}{(\text{area in mm}^2) (\text{density g}/\text{cm}^3)} \dots\dots\dots (2.7)$$

Nilai C = 1 untuk mm dan 0.061 untuk mils

$$\text{Apparent Corrosion Rate} = \frac{(\text{Penetration in mm}/\text{mils})}{\text{Time in day}} \dots\dots\dots (2.8)$$

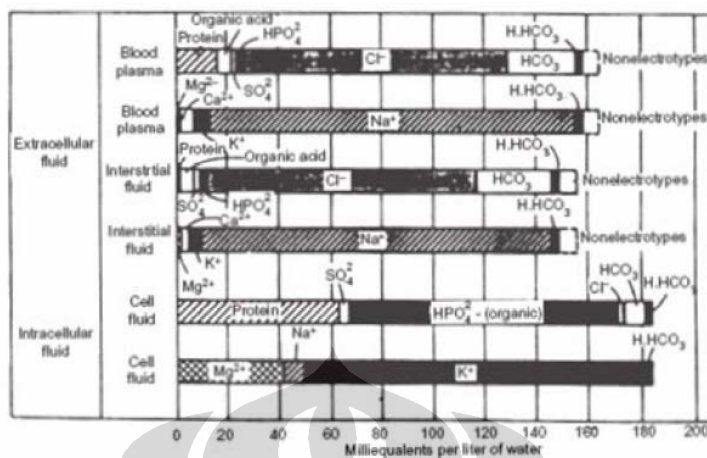


Gambar 2.2. Analisa kurva Tafel ⁶⁾

2.5. Lingkungan Biologi

Tubuh manusia adalah lingkungan yang korosif bagi logam dan paduannya karena dapat terjadi reaksi oksigenisasi. Tubuh memiliki larutan dengan kadar garam sekitar 0,9% pada pH~7,4 dengan temperatur $37 \pm 1^\circ\text{C}^2)$. Ketika implant dimasukkan kedalam tubuh manusia maka secara spontan akan di penuhi dengan cairan jaringan extracellular terlihat pada Gambar 2.3⁹⁾. Semua bahan implant akan mengalami *dissolution* karena reaksi kimia maupun elektrokimia pada kecepatan tertentu, dikarenakan lingkungan tubuh yang korosif dan kompleks. Cairan tubuh manusia terdiri atas larutan air, senyawa kompleks, larutan cairan dari oksigen dan kandungan yang besar dari sodium (Na^+) dan chlorine (Cl) dan elektrolit lainnya seperti bikarbonat, kandungan kecil dari potassium, kalsium, magnesium dan phosphate, sulfat, asam amino, protein, plasma, limfa. Ion-ion yang ada ditubuh juga memberikan peranan yang penting untuk menjaga Ph dan transfer elektron²⁾. Keberadaan implant pada dasarnya amat mengganggu dari lingkungan tubuh sebagai contoh terganggunya suplai darah ke tulang dan

kesetimbangan dari ion.



Gambar 2.3. Komposisi ion dari Plasma Darah, Cairan Intersisi dan Cairan Intraseluler⁹⁾

Permulaan dari terjadinya korosi dapat terjadi karena kondisi yang bervariasi dari permukaan implant yang ditanamkan. Dan implant dikatakan gagal ketika tidak dapat dilepas dari jaringan dikarenakan rasa sakit yang besar, peradangan dan reaksi lainnya seperti korosi dan keausan. Dengan penanaman implant akan menyebabkan kenaikan konsentrasi ion yang ada pada jaringan. Ketika material ditanamkan maka akan terjadi reaksi penolakan dari tubuh dan kehadiran dari implant akan mengurangi sistem pertahanan tubuh sehingga berakibat infeksi yang merupakan keinginan tubuh untuk melepas implant¹⁰⁾. Ketika infeksi tidak dapat dikontrol maka jaringan akan merespon dengan rasa nyeri sampai inflamasi yang kronis. Keharusan sebuah implant untuk inert atau memiliki toleransi tubuh yang baik. Respon dari tubuh pada material yang inert adalah dengan munculnya jaringan serabut serabut kolagen tipis yang membungkus implant dan memisahkan dari jaringan normal⁴⁾.

Hal ini tentunya akan semakin berpengaruh terhadap tubuh dengan fungsi waktu,

kapsul yang menyelimuti dapat terdiri atas area dari sel mati yang melekat pada implant yang diselimuti oleh daerah sel yang mulai tumbuh. Pada satu kasus kapsul memiliki bentuk jaringan batas yang bagus akan tetapi pada kasus yang lain kapsul tersebut terbentuk tidak beraturan dan berdifusi pada otot sekitar. Ketebalan dari jaringan serabut tersebut tergantung dari ketahanan implant terhadap korosi. Material yang menghasilkan serabut kolagen yang paling tipis mengindikasikan lebih tahan korosi dan memiliki biokompatibilitas dan yang paling diterima oleh tubuh.

Ada standarisasi yang harus dipenuhi oleh sebuah material agar bisa dikatakan layak sebagai bahan implant, salah satunya adalah memiliki nilai corrosion rates yang kurang dari 0.475 mpy⁸⁾.

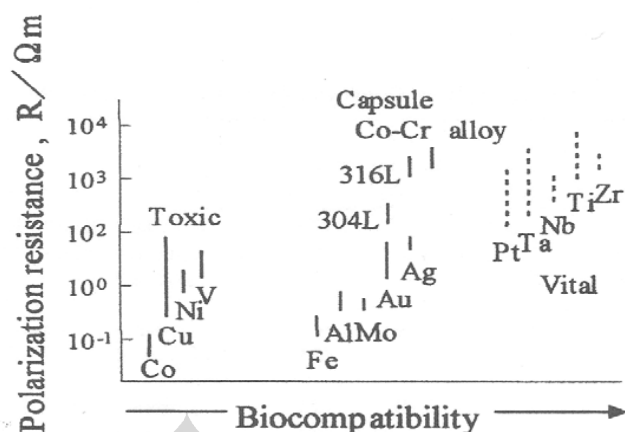
2.6. Biomaterial

Biomaterial adalah penggunaan material yang memiliki kecenderungan tidak bereaksi (*inert*) sebagai pengganti fungsi dari jaringan tubuh yang kontak langsung dengan cairan tubuh. Disebut sebagai biomaterial yang ideal ketika suatu bahan/material memiliki biokompatibilitas yang baik, sifat mekanik yang baik dan proses manufaktur yang mudah. Sifat paling penting yang diperlukan oleh material adalah biokompatibilitas, hal ini dikarenakan adanya hubungan dengan reaksi jaringan, perubahan dari sifat (mekanik, fisik dan kimia) dan juga kemungkinan degradasi material¹¹⁾. *Ductility, toughness, creep*, dan *wear resistance* adalah properties mekanik yang diperlukan untuk biomaterial sedangkan metode fabrikasi, konsistensi, tingkat kenyamanan dan biaya produksi adalah karakter manufaktur yang

pada akhirnya menentukan pemilihan penggunaan bahan implant. Biomaterial adalah substansi yang berasal dari alam atau sintetis yang digunakan sebagai peralatan medis. Pada umumnya, peranan biomaterial adalah sebagai pengganti atau tambahan pada komponen biologik. Biokompatibilitas dalam terminologi umum menjelaskan suatu keadaan dimana tak terjadi interaksi yang berbahaya antara material asing atau peralatan dengan tuan rumah biologis (gambar 2.4.). Ada dua hal yang perlu mendapat pertimbangan:

- (1) Efek biomaterial pada tuan rumah biologis
- (2) Efek dari sistem biologis pada material.

Tujuan dari penelitian *in vitro* (tidak menggunakan makhluk hidup sebagai mediator) dan *in vivo* (dalam tubuh makhluk hidup) adalah untuk mengidentifikasi potensi toksisitas dari biomaterial dalam tubuh dan untuk mendeteksi potensi kegagalan dari peralatan tersebut pada penggunaannya secara khusus. Karena implant metalik langsung dipakai sebagai material untuk fiksasi rigid, maka korosi dan perubahan permukaan dari material-material ini hampir selalu terkait dengan respons biologis ¹²⁾. Terjadinya reaksi dari sistim tubuh terhadap material implant ditentukan dari faktor bisa tidaknya material tersebut diterima dan memenuhi fungsi pada tubuh. Biokompatibilitas merupakan sistim yang mencakup fisik, kimia, biologis, medik dan aspek desain ¹³⁾.



Gambar 2.4. Biokompabilitas Unsur Paduan Pada Titanium ^{14,15)}

2.7. Material untuk Aplikasi Orthophaedi

Pengaplikasian biomaterial pada penggunaan implant dibagi menjadi beberapa kelompok yaitu metal, polimer, keramik dan komposit, dapat dilihat pada tabel 1, dibawah ini.

Tabel 2.1. jenis material untuk aplikasi untuk dalam tubuh manusia ¹⁶⁾

| Materials | Advantages | Disadvantages | Examples |
|---|--------------------------------|--|---|
| Polymers (nylon, silicone rubber, polyester, polytetrafluoroethylene, etc) | Resilient Easy to fabricate | Not strong Deforms with time May degrade | Sutures, blood vessels other soft tissues, sutures, hip socket, ear, nose |
| Metals (Ti and its alloys, Co-Cr alloys, Au, Ag stainless steels, etc.) | Strong, tough ductile | May corrode Dense Difficult to make | Joint replacements, dental root implants, pacer and suture wires, bone plates and screws |
| Ceramics (alumina zirconia, calcium phosphates including hydroxyapatite, carbon) | Very bio-compatible | Brittle Not resilient Weak in tension | Dental and orthopedic implants |
| Composites (carbon-carbon, wire- or fiber- reinforced bone cement) | Strong, tailor-made | Difficult to make | Bone cement, Dental resin |

Perlu diperhatikan dalam penggunaan logam sebagai implant ada beberapa

unsur yang sangat dihindari penggunaannya apabila kadarnya melebihi ambang batas dikarenakan unsur tersebut beracun terhadap tubuh. Adapun unsur-unsur tersebut adalah:

Tabel 2.2 Batas Toxicity CCR₅₀¹⁷⁾

| | Fe | Mn | Co | Ni | Cr | V |
|--|----|----|-----|-----|------|------|
| CCR ₅₀ ($\mu\text{g ml}^{-1}$) | 59 | 15 | 3.5 | 1.1 | 0.06 | 0.03 |

Nilai CCR₅₀ ini didefinisikan sebagai konsentrasi ion-ion logam terukur yang dipelajari dapat menyebabkan penurunan keselamatan sel Renal 50 persen

2.8. Titanium

Titanium tersebar dengan kandungan 0.6 % di kerak bumi, dan merupakan logam terbanyak yang ada di bumi setelah aluminium, besi, dan magnesium. Titanium pertama kali ditemukan pada 1791 di Cornwall (Inggris) oleh Gregor, seorang pendeta dan ahli mineral amatir, sebagai pasir besi magnetik (ilmenite), yaitu suatu unsur tidak diketahui yang muncul di kegelapan. Pada 1795, Klaproth, seorang ahli kimia dari Jerman, menganalisa unsur yang sama dengan yang dilaporkan oleh Gregor. Klaproth kemudian menamakan unsur tersebut sebagai "titanium", sama dengan Titans, anak yang sangat kuat dari dewa langit dan bumi pada mitologi Yunani¹⁸⁾.

Titanium tidak diproduksi sebagai logam metalik hingga 1910, karena selama bertahun-tahun unsur ini sangat sulit dipisahkan dari bijihnya. Memasuki abad ke 20 (1937-1940), Dr. Wilhelm Kroll di Luxemburg mengembangkan proses untuk menghasilkan titanium komersial. Proses ini mengurangi titanium tetrachloride (TiCl_4) dengan magnesium pada lapisan udara gas inert. Titanium yang dihasilkan dinamakan

“titanium sponge” karena dapat menyerap dan berpori-pori, proses ini digunakan sampai saat ini.

2.8.1. Pemakaian Titanium

Paduan titanium biasanya digunakan karena ada beberapa alasan ¹⁹⁾, yaitu:

1. Memiliki specific strength yang tinggi, yaitu perbandingan kekuatan dengan massa jenisnya. Pada kekuatan yang sama, Titanium lebih ringan dari baja.
2. Ketahanan lelah (*fatigue strength*) yang lebih tinggi daripada paduan Aluminium.
3. Tahan suhu tinggi. Ketika temperatur pemakaian melebihi 1500°C maka dibutuhkan Titanium karena Aluminium akan kehilangan kekuatannya secara nyata.
4. Tahan korosi. Ketahanan korosi Titanium lebih tinggi daripada Aluminium dan baja.
5. Dengan rasio berat-kekuatan yang lebih rendah daripada Aluminium, maka komponen-komponen yang terbuat dari Titanium membutuhkan ruang yang lebih sedikit dibanding Aluminium.
6. Pada suhu tinggi Titanium memiliki struktur BCC yang bersifat ulet (*ductile*), sedangkan pada suhu ruang membentuk struktur HCP yang bersifat getas (*brittle*) dan sangat sensitif terhadap korosi tegangan (*stress corrosion*). Variasi struktur lain dapat diperoleh dengan membuat paduan dan perlakuan panas (*heat treatment*), sehingga sifatnya dapat dioptimalkan untuk aplikasi khusus.

Dua penggunaan titanium pada bidang aerospace umumnya sebagai airframes dan aero-engines (mesin pesawat terbang). Kira-kira 10% dari airframe Boeing 777 adalah paduan titanium Ti-6Al-4V. Dan Ti-10-2-3 digunakan pada landing gear. Penggunaan titanium pada pesawat Airbus antara 4-5%. Pada aero-engines modern, titanium digunakan pada fan, bagian cakram dan bilah pada kompressor yang beroperasi pada temperature diatas 500 C. Titanium juga digunakan pada struktur bangunan lepas pantai, yaitu sebagai drilling riser string karena kekuatannya tinggi, densitas rendah, modulus rendah (flexibilitas tinggi), sangat tahan korosi dan akibat air laut, dan ketahanan lelah tinggi. Titanium juga digunakan pada bangunan seperti dinding exterior dan bahan atap. Selain itu aplikasi titanium dapat ditemukan dalam produk-produk seperti kamera, jam tangan, perhiasan, panggung pertunjukkan, dan alat-alat olahraga Titanium paduan alumunium, vanadium digunakan sebagai bahan implant, karena tidak menimbulkan racun terhadap tubuh. Paduan titanium digunakan pada industri mesin yaitu produk-produk automobile seperti katup, pegas katup, batang penghubung mesin, pegas suspensi, exhaust system, dll ^{19,20}.

Paduan titanium diklasifikasikan berdasarkan jumlah alpha dan beta pada strukturnya ditemperatur ruang ^{18,19}.

1. Alpha alloys

Alpha alloys adalah titanium murni yang diperkuat dengan solid solution strengthening dengan unsure penambah seperti aluminium (5-6%), tin, nikel, dan tembaga. Alpha tidak mengandung beta pada temperature ruang. Alpha alloys kurang ductile dan lebih sulit dibentuk, karena terbatasnya slip

system pada HCP, tidak dapat di-heat treatment, dapat dilas, memiliki kekuatan sedang, derajat kekerasan bagus, dan sangat stabil pada temperature diatas 540°C (1000°F).

2. Beta alloys

Beta alloys dihasilkan dengan menambahkan sejumlah besar beta stabilizer seperti Mo dan V, untuk membuat fasa beta stabil pada temperatur ruang. Beta alloys memiliki ductility bagus, dan mudah dibentuk ketika tidak di-heat treatment, dapat dilas, dan sangat stabil pada temperatur di atas 315°C (600°F). Beberapa dapat di-*age hardening* untuk menyebabkan presipitasi fasa alpha atau senyawa intermetalik, dan menghasilkan kekuatan yang sangat tinggi namun ductility dan kekerasan berkurang. Beta alloys memiliki komposisi 13% vanadium, 11% chromium, dan 3% aluminium.

3. Alpha-Beta alloys

Alpha-beta alloys adalah paduan titanium yang strukturnya mengandung sebagian alpha dan sebagian beta pada temperatur ruang. Alpha-beta alloys memiliki sifat mekanik yang sangat seimbang, dan yang paling sering digunakan, ada yang dapat dilas dan tidak, ketahanan korosinya sangat tinggi pada temperatur ruang, lebih mudah dibentuk, dan sangat stabil sampai temperatur 425°C (800°F). Unsur-unsur beta stabilizer seperti molybdenum, vanadium, columbium, dan tantalum ketika ditambahkan ke titanium murni cenderung menaikkan fasa beta pada temperatur ruang. Sedangkan unsur alpha stabilizer akan menaikkan fasa

alpha. Salah satu paduan titanium seperti TI-6Al-4V yang mengandung 6% aluminium dan 4% vanadium memiliki struktur 2 fasa, yaitu setengah alpha dan setengah beta pada temperatur ruang, aluminium menstabilkan fasa alpha dan vanadium menstabilkan fasa beta. Ketika paduan ini dipanaskan sampai pada temperatur 1725°F (955°C), paduan bertransformasi semua menjadi struktur beta. Ketika dicelup cepat pada air sampai temperatur ruang, fasa beta akan seimbang, paduan ingin bertransformasi menjadi fasa alpa namun dicegah dengan celup cepat dengan air. Proses ini disebut *solution treating*, dan paduan memiliki kekuatan tinggi pada kondisi ini, namun kekerasan dan kekuatan dapat lebih ditingkatkan dengan aging selama 4 jam pada 1000°F (539°C). saat *aging*, dipisahkan bagian presipitat fasa alpha dengan fasa beta yang seimbang. Dengan demikian, alpha-beta alloys adalah paduan hasil *precipitation hardening*. Ada beragam paduan alpha-beta dengan kekuatan yang berbeda dan dengan mekanisme *precipitation hardening* yang berbeda, namun 6Al-4V adalah yang paling penting.

4. Near alpha alloys

Near alpha alloys adalah paduan titanium yang mengandung banyak alpha dengan sedikit beta, dan beberapa fasa beta tersebar di semua susunan alpha. Secara umum mengandung 5-8% aluminium, beberapa zirconium, dan timah bersama dengan beberapa unsur-unsur beta stabilizer. Paduan ini memiliki kekuatan pada temperatur tinggi, dan ketahanan creep yang sangat bagus sehingga paduan ini digunakan pada temperatur tinggi. Penambahan silicon 0.1-0.25%

meningkatkan ketahanan creep. Near-alpha alloys pada temperatur tinggi termasuk Ti-6242S (Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.25Si) dan IMI 829 (Ti-5.5Al-3.5Sn-3Zr-1Nb-0.3Si) yang dapat digunakan sampai 1000°F, dan IMI 834 (Ti-5.8Al-4Sn-3.5Zr-0.7Nb-0.5Mo-0.35Si) dan Ti-1100 (Ti-6Al-2.8Sn-4Zr-0.4Mo-0.4Si) adalah modifikasi dari Ti-6242S yang dapat digunakan sampai 1100°F.

5. Near-beta alloys

Near beta alloys adalah paduan titanium yang mengandung banyak beta dengan sedikit alpha.

2.8.2. Lapisan Oksida Titanium

Titanium adalah logam yang sangat reaktif, ketika permukaannya terekspose pada udara atau lingkungan yang lain yang mengandung oksigen lapisan oksida tipis dari Titanium terbentuk dimana kandungan utamanya adalah TiO_2 . Kehadiran lapisan oksida tipis ini membuat Titanium mempunyai ketahanan terhadap korosi yang sangat bagus didalam berbagai jenis media korosif. TiO_2 memiliki sifat pasivasi dan repasivasi yang sangat tinggi dalam segala kondisi pH dan hampir tidak mengalami perubahan pada kondisi biologis tubuh⁸⁾. TiO_2 memiliki konstanta dielektrik yang menyerupai air sehingga lapisan oksida ini dapat bereaksi dengan bagus pada protein tubuh. Adanya air, meski dalam jumlah sangat kecil, ketika proses pembentukan selaput sedang berlangsung sangat berpengaruh terhadap kemampuan selaput itu untuk melindungi logam dibawahnya. TiO_2 pada permukaan Titanium komersial murni (CP Ti), secara studi spectroscopic telah didapatkan nilai ketebalan oksida sekitar 1.8-17 nm. Struktur memiliki kekasaran permukaan bervariasi dari 0.53 - 0.67 μm . TiO_2 mengikat molekul

maupun atom sebagai lapisan monomolekular²¹⁾.

Lapisan pasivasi pada permukaan logam adalah suatu lapisan oksida tipis yang terbentuk pada bermacam-macam tingkat derajat (tergantung pada besar kecilnya tenaga bebas pembentukan oksida-logam dan ketersediaan oksigen di permukaan). Adanya lapisan oksida yang terbentuk secara alami menjadikan Titanium memiliki biokompatibilitas yang sempurna dalam kaitannya dengan tinggi rendahnya daya konduksi elektronik dan memiliki resistansi korosi tinggi. Titanium dan oksidanya menunjukkan pelepasan ion dalam kuantitas rendah didalam lingkungan mengandung air. TiO_2 mempunyai tiga bentuk allotrophic yaitu anatase, brookite dan rutile. Brookite dan anatase adalah bentuk metastabil dan berubah bentuk secara eksotermal dan irreversible ke rutile akibat fungsi thermal maupun akibat pengerjaan mekanik pada temperatur kamar. Oksida juga memiliki peran utama dalam penurunan pelepasan ion. Tingkat pelepasan ion berubah-ubah sesuai dengan kondisi cairan pada lingkungan tubuh dan pengaruh reaksi lebih lanjut antara sel dan implant. Rutile adalah padatan yang memiliki struktur tetragonal dengan kemampuan difusi ion yang lebih baik dibanding anatase, oleh karena itu struktur ini akan memperbaiki resistansi dissolusi²²⁾.