

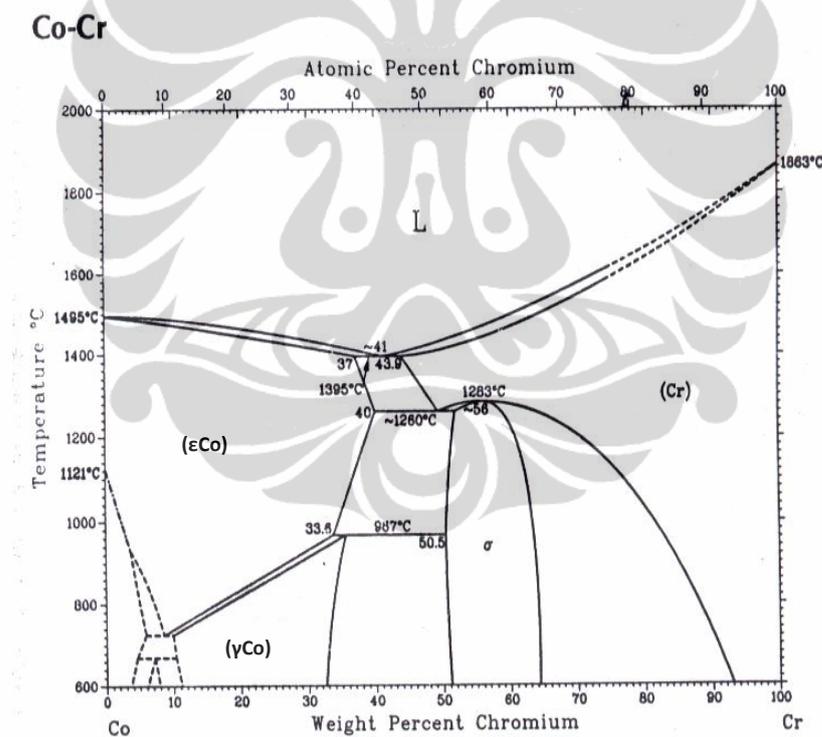
## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Paduan Co-Cr-Mo

Material kobalt merupakan material logam yang berwarna perak keabu-abuan<sup>4</sup>. Umumnya paduan kobalt digunakan dalam aplikasi yang berhubungan dengan lingkungan pada keadaan ekstrim karena tahan korosi, tahan aus dan kekuatan yang tinggi saat peningkatan temperatur<sup>5</sup>.

Paduan kobalt mempunyai dua struktur kristal yang berbeda yaitu *face centered cubic* (fcc) dan *hexagonal close packed* (hcp)<sup>6</sup>. Fasa  $\epsilon$ Co mempunyai struktur kristal fcc sedangkan fasa  $\gamma$ Co berstruktur kristal hcp.

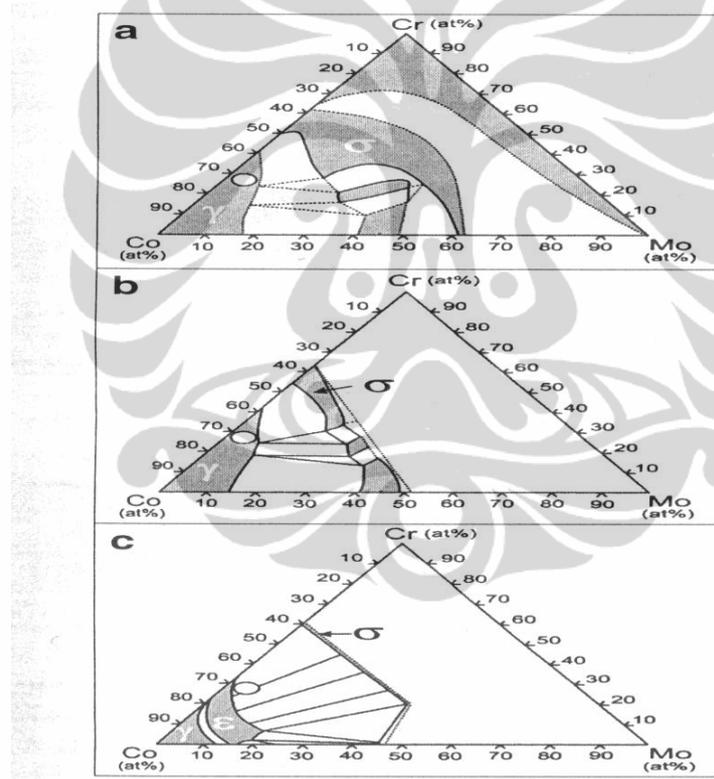


Gambar 2.1 Diagram Fasa Biner Co-Cr<sup>2</sup>

Secara termodinamika fase  $\gamma$ Co berstruktur kristal lebih stabil pada temperatur kamar<sup>7</sup> sehingga umumnya paduan kobalt menahan gerak perubahan struktur fcc pada temperatur kamar. Paduan kobalt merupakan material alotropik di perbagai temperatur dan komposisi. Seperti yang terlihat pada gambar 2.1, pada komposisi

30% Cr transformasi fasa berlangsung pada temperatur 970 °C dari fasa  $\gamma$ Co menjadi  $\epsilon$ Co. Adanya transformasi fasa ke kristal kubik ini memberi peluang keberlangsungan proses difusi, hingga kita dapat menetapkan suhu sinter, yaitu diatas suhu 970 °C.

Selanjutnya, karena paduan Co ini mempunyai 2 jenis unsur logam pepadu (Cr dan Mo), maka harus ditinjau pula diagram fasa terner Co-Cr-Mo. Dengan adanya kandungan Mo, transformasi fasa  $\gamma$  ke fasa  $\epsilon$  berlangsung pada suhu lebih tinggi jika dibandingkan dengan diagram biner (Co-Cr). Pada suhu 1300 °C, seluruh kisi kristalnya berubah bentuk menjadi kubik (fasa  $\epsilon$ ). Walau demikian masih ada kemungkinan terbentuk fasa  $\sigma$  di dalam matriksnya.



Gambar 2.2 Diagram Fasa Terner Co-Cr-Mo a. Suhu 900 °C, b. Suhu 1100 °C, c. Suhu 1300 °C<sup>2</sup>

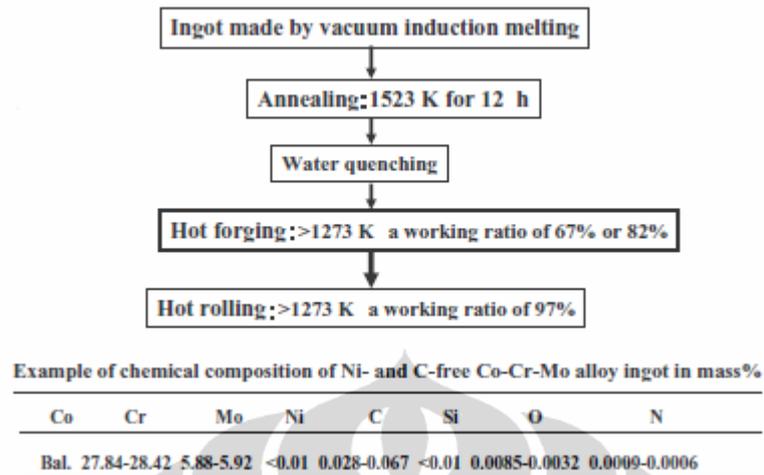
Tiga elemen dasar paduan kobalt menggunakan unsur kobalt, khromium dan molibdenum. Khromium ditambahkan untuk meningkatkan kekerasan dan ketahanan korosi, khususnya ketahanan terhadap korosi lokal. Seperti pada *stainless steel*, khromium membentuk lapisan oksida yang kuat<sup>8</sup>, berfungsi

sebagai lapisan pasif untuk membentengi material utama di bawahnya dari lingkungan sekitar. Molibdenum ditambahkan untuk menghasilkan struktur butir yang halus dengan kekuatan tinggi setelah *casting* atau *forging*.

Paduan kobalt memiliki kelebihan untuk difabrikasi menjadi bagian dari keperluan medis, seperti bagian kepala dari *artificial hip joints*. Paduan kobalt untuk aplikasi biomedis dibagi menjadi dua kategori, yaitu paduan hasil *casting* dan tempa (*forging*). Paduan kobalt standar mengandung sejumlah karbon, sehingga sejumlah besar karbida mengakibatkan proses *forging* menjadi sulit. Paduan kobalt juga rentan terhadap pengerasan regang. Kandungan C dan Ni maksimum masing-masing sebesar 0,35% dan 1% diperlukan untuk meningkatkan ketahanan aus<sup>9</sup>. Teknik fabrikasi utama untuk paduan ini adalah *casting* dengan penekanan pada pencapaian ukuran butir yang kecil serta pendistribusian karbida yang merata. Ukuran butir yang besar tidak dapat diterima karena mengakibatkan kekuatan lelah yang rendah dan menimbulkan gagal klinis. Pemrosesan isostatik panas dan metalurgi serbuk dapat digunakan secara khusus untuk memperbaiki sifat-sifat mekanis dari komponen paduan kobalt hasil *casting*.

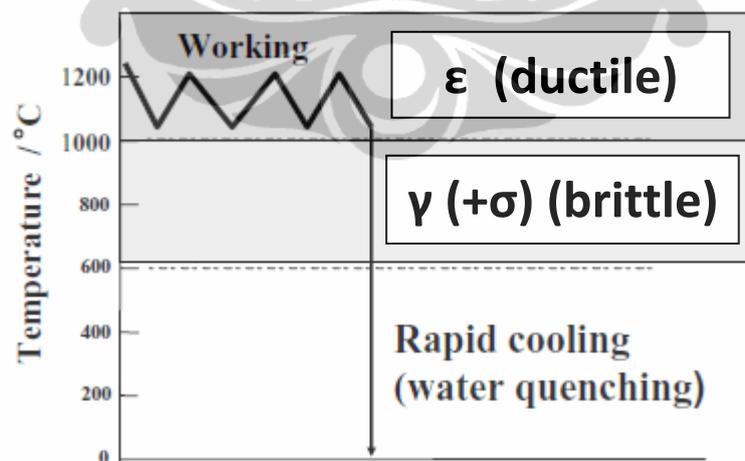
Nikel dapat ditambahkan pada paduan kobalt untuk mendapatkan paduan yang baik untuk *forging*, membuat bentuk *face centered cubic* dari paduan menjadi lebih stabil pada suhu tinggi dan menurunkan ketahanan deformasi. Regangan yang timbul selama proses *forging* akan mendorong rekristalisasi, sehingga diperlukan pemanasan berulang kali untuk menurunkan kebutuhan tenaga bagi *forging* berikutnya. Perlakuan panas pasca proses dari paduan kobalt yang telah *diforging* adalah *cold working* dan *annealing*. Kekuatan lelah dan tarik yang lebih baik dari paduan yang telah *diforging* membuatnya cocok untuk keperluan penahanan pembebanan besar yang dibutuhkan sepanjang usia pemakainya. Sebagaimana dengan paduan lainnya, meningkatnya kekuatan diiringi dengan menurunnya keuletan (*ductility*).

Tapi, akibat kasus yang timbul seperti pada *stainless steel*, paduan kobalt hasil *forging* untuk aplikasi medis terus diteliti dan dikembangkan dengan mengurangi kandungan Ni (untuk menghindari alergi) dan C (untuk memperbaiki kemampuan pengerjaan)<sup>10</sup>. Lebih lanjut, difabrikasi paduan kobalt yang bebas kandungan Ni dan C melalui proses termomekanikal seperti gambar 2.3 di bawah ini.



Gambar 2.3 Ilustrasi Skema Proses Fabrikasi Paduan Co-Cr-Mo Hasil Forging yang Bebas Kandungan Ni dan C<sup>10</sup>

Tampak pada skema gambar 2.4, paduan Co-Cr-Mo dapat difabrikasi melalui pengerjaan pada daerah fasa  $\epsilon$  dan secara cepat didinginkan melalui daerah getas fasa  $\gamma$ , yang stabil pada temperatur dibawah fasa  $\gamma$ . Ketahanan aus secara umum meningkat seiring terdispersinya karbida akibat jumlah C yang kecil. Pada kasus ini, ketahanan aus didapat melalui deformasi yang menginduksi transformasi fasa  $\epsilon$  metastabil menjadi  $\gamma$  martensit<sup>11</sup>.



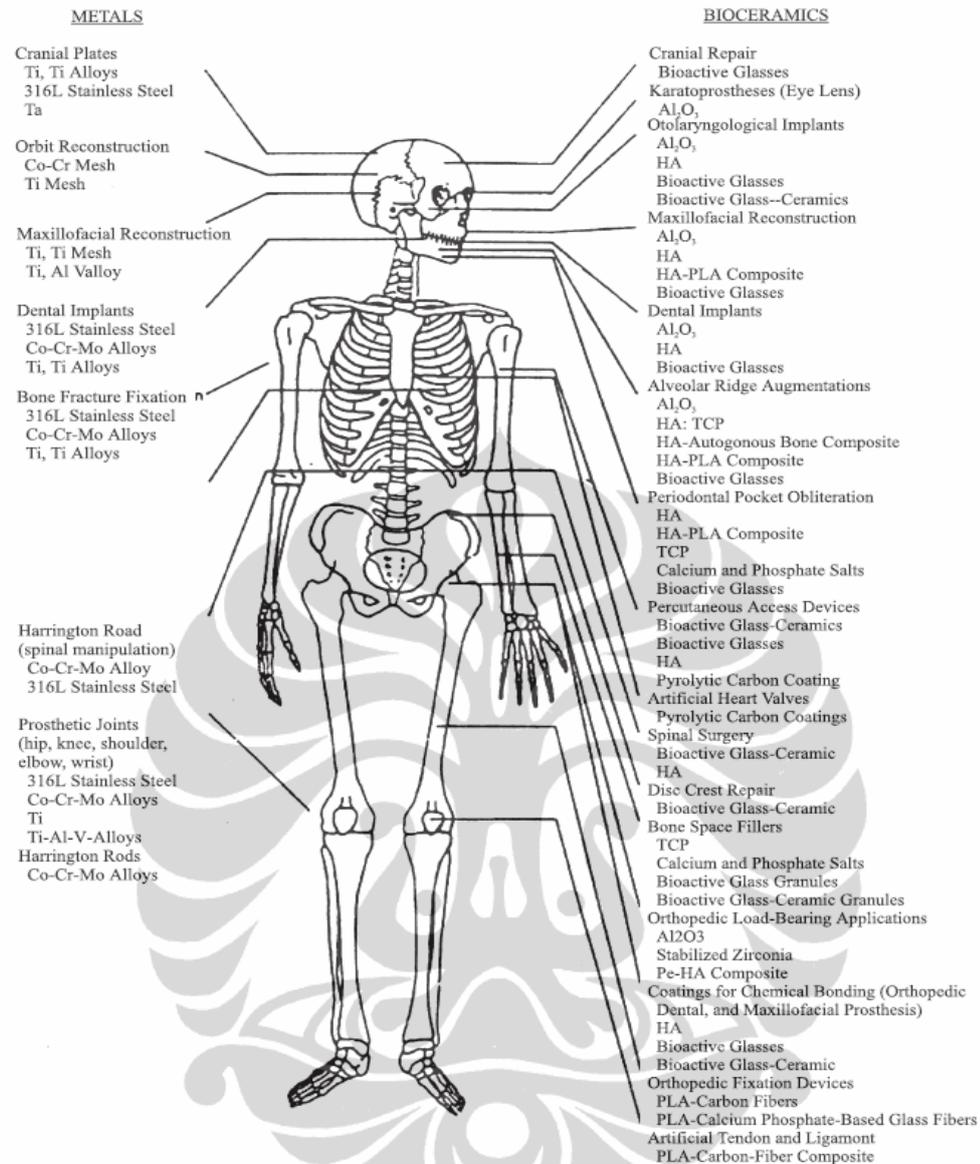
Gambar 2.4 Ilustrasi Skema Proses Pengerjaan Panas Paduan Co-Cr-Mo yang Bebas Kandungan Ni dan C<sup>11</sup>

## 2.2 Paduan Kobalt Untuk Aplikasi Medis

Material implan memiliki persyaratan yang mutlak agar berhasil memenuhi fungsinya untuk jangka waktu yang diperlukan, seperti biokompatibel, kekuatan mekanis, ketahanan aus dan korosi yang sesuai dengan standar. Logam implan yang paling banyak digunakan terbuat dari *stainless steel* 316L (didukung standar ASTM F 138), paduan *cobalt-chromium-molybdenum* (ASTM F75, F 799), paduan *cobalt-nickel-chromium-molybdenum* MP35N (ASTM F 562), Titanium tanpa paduan dan Ti-6Al-4V (ASTM F 67 dan F 136)<sup>12</sup>.

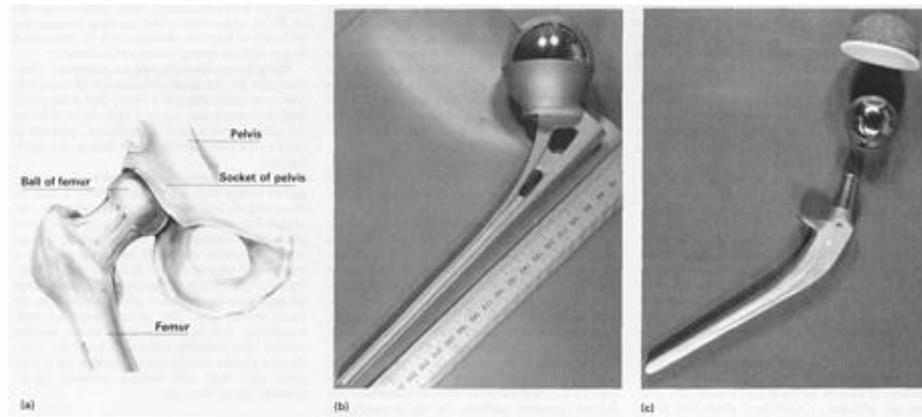
Paduan kobalt secara luas digunakan dalam fabrikasi untuk berbagai perlengkapan implan dalam tubuh. Kerusakan yang ditimbulkan akibat implan, pasti akan fatal (seperti pada katup jantung) dan akan membutuhkan operasi lebih lanjut. Umur pemakaian yang panjang dari implan merupakan persyaratan yang sangat penting. Waktu pakai yang panjang dari perlengkapan dipengaruhi berbagai faktor, termasuk variabel pasien (berat, tingkat aktifitas, pemenuhan instruksi dokter), teknik operasi, dan variabel perlengkapan (desain, material, proses manufaktur).

Penggunaan paduan kobalt sebagai implan orthopedi diawali pada tahun 1924, saat paduan Stellite diimplankan pada anjing oleh A.R. Zierold<sup>13</sup>. Kemudian C.S. Venable dan W.G. Stuck mengimplankan sekrup tulang *cobalt-chromium* pada binatang di tahun 1937 dengan hasil observasi yang positif<sup>14</sup>. Di tahun 1938, Dr. Smith-Petersen mengimplankan cetakan yang terbuat dari paduan kobalt Vitallium pada manusia. Cetakan-cetakan tersebut berfungsi sebagai kulit pelindung yang ditempatkan pada bagian kepala tulang paha untuk mengurangi sakit dan meningkatkan mobilitas. Kemudian, *investment cast* paduan kobalt digunakan untuk *endoprostheses* di tahun 1950.



Gambar 2.5 Penggunaan Klinis dari Biomaterial Inorganik<sup>18</sup>

Akhir-akhir ini, banyak kasus yang terjadi akibat kecelakaan maupun yang terjadi pada manula memerlukan penggantian panggul secara keseluruhan. Pada penanganan operasi, sebuah *socket* plastik ditempatkan pada *acetabulum*, bersamaan dengan sebuah tangkai panggul yang terbuat dari logam yang terdiri dari batang dan bola ditempatkan pada tulang paha. Batang tersebut seringkali dipasang menggunakan semen *polymethyl methacrylate* (PMMA) yang bertindak seperti pengikat antara tulang dan tangkai. Bola dan *socket* disusun menggantikan sambungan yang rusak untuk mendukung mobilitas dan mengurangi sakit.

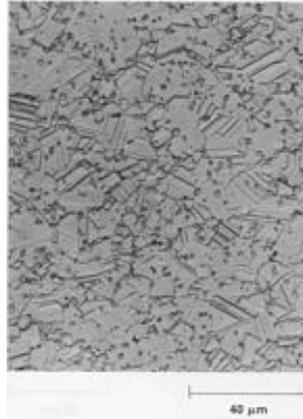


Gambar 2.6 a. Sambungan Panggul Alami b. dan c. Dua jenis sambungan buatan dari paduan Co-Cr-Mo<sup>12</sup>

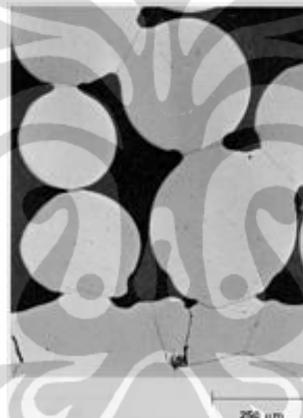
Paduan kobalt juga digunakan secara luas dalam penggantian lutut secara keseluruhan dan lebih kurangnya sambungan, sebagai implan dalam pemulihan kasus patah tulang, yaitu sekrup tulang, penjepit dan piringan. Struktur pendukung katup jantung dan beberapa implan gigi juga dihasilkan dari paduan kobalt.

Beberapa pendekatan dilakukan untuk meningkatkan sifat mekanis dari paduan cobalt-chromium-molybdenum. Ukuran butir material yang lebih baik, bebas dari porositas dan inklusi menghasilkan peningkatan kekuatan leleh putaran tinggi dibandingkan paduan hasil *casting*. Struktur tersebut diperoleh melalui *closed die forging* atau *powder metallurgy* seperti HIP (*Hot Isostatic Pressing*). *Closed die forging* merupakan metode yang paling banyak digunakan untuk menghasilkan implan panggul dengan kekuatan leleh yang tinggi. Kegagalan dalam penggunaannya juga dilaporkan rendah<sup>15</sup>.

Pengembangan terkini dalam implan panggul keseluruhan adalah aplikasi dari *porous coatings* untuk daerah tertentu dari implan. *Porous coating* dapat meningkatkan ikatan dengan semen PMMA atau memberikan tempat dimana jaringan tulang atau otot dapat tumbuh di dalamnya. Dalam kasus terakhir, semen tidak digunakan sehingga mengurangi potensial kerusakan semen sepanjang periode waktu. Pada alat dengan dasar kobalt, serbuk bulat dengan diameter yang relatif besar (250-1000  $\mu\text{m}$ ) disinter pada permukaan implan untuk memperoleh lapisan yang *porous*<sup>16</sup>.



Gambar 2.7 Mikrostruktur Paduan Co-Cr-Mo Hasil HIP. *Etchant* 20 mL HCl, 10 mL HNO<sub>3</sub>, dan 3 g FeCl<sub>3</sub> untuk 30-60 s<sup>16</sup>



Gambar 2.8 Mikrostruktur Paduan Co-Cr-Mo Hasil Sinter *Porous Coating*. *Etchant* 20 mL HCl, 10 mL HNO<sub>3</sub>, dan 3 g FeCl<sub>3</sub> untuk 30-60 s<sup>16</sup>

### 2.2.1 Ketahanan Korosi

Korosi dari logam implan sangat penting karena dapat memberikan pengaruh merugikan pada biokompatibilitas dan integritas mekanik. Material yang digunakan tidak boleh menyebabkan reaksi biologi yang merugikan bagi tubuh dan harus stabil serta tahan dalam melaksanakan fungsinya. Korosi pada logam implan di lingkungan tubuh akan mempengaruhi kehidupan manusia melalui beberapa cara: (i)melepaskan ion logam/produk korosi yang menyebabkan menjadi tidak biokompatibel, (ii)mengurangi umur implan dan akhirnya memerlukan biaya dan operasi tambahan, (iii)puncaknya mengurangi umur hidup manusia<sup>17</sup>.

Ketahanan korosi dari logam implan tergantung dari formasi lapisan oksida pasif dan *inert* yang terbentuk<sup>18</sup>. Khromium dan molibdenum pada paduan kobalt meningkatkan ketahanan korosi dengan membentuk lapisan pelindung kobalt maupun khromium oksida pada rentang pasifasi antara -300 - +600 mV (vs SCE) dalam larutan *Artificial Blood Plasma* (ABP)<sup>19</sup>. Dibawah beban mekanik dan potensial elektrokimia di daerah pasif, ketahanan lapisan oksida pada paduan kobalt lebih tahan retak dan memiliki kekuatan antar muka daripada paduan titanium<sup>20</sup>.

Mengacu kepada nilai ketahanan korosi logam *biomaterial* untuk aplikasi perbedahan gigi yang diperlukan oleh standar Eropa yaitu kurang dari 0,457 mpy<sup>21</sup>.

### 2.2.2 Biokompatibilitas

Biokompatibilitas merupakan ukuran dari interaksi antara jaringan hidup dengan material implan. Material implan memiliki biokompatibilitas yang baik jika mampu menginduksi respon jaringan dengan baik<sup>22</sup>. Implan akan menyebabkan sejumlah respon karena tubuh mengenalinya sebagai obyek asing.

Korosi pada logam implan oleh fluida tubuh, akan menyebabkan dibebaskannya ion logam yang tidak diinginkan<sup>23</sup>. Ketahanan korosi saja tidak cukup untuk mencegah reaksi tubuh terhadap logam beracun atau elemen alergenik seperti nikel<sup>24</sup>, walau dalam konsentrasi korosi yang sangat kecil. Hal ini akan memicu reaksi penolakan.

Biokompatibilitas dari baja tahan karat 316L, Co-Cr-Mo dan Ni-Ti dipengaruhi oleh pelepasan ion Cr, Co dan Ni sebagai hasil dari korosi. Sedangkan Ti-6Al-4V melepaskan vanadium seiring pembentukan lapisan tipis TiO<sub>2</sub> yang seragam dan melekat.

Terdapat beberapa kontroversi terhadap biokompatibilitas implan paduan kobalt yang *porous*<sup>25</sup>. Hal tersebut karena permukaan *porous* yang lebih luas dan memiliki densitas yang lebih kecil sehingga menghasilkan ketahanan korosi yang lebih buruk dan lebih mudah melepaskan ion logam pada jaringan disekitarnya. Tetapi pada kenyataannya, implan yang porous dapat langsung kontak dengan tulang.

Standar biokompatibilitas yang digunakan adalah ambang batas konsentrasi ion terlarut dari material implan ke dalam larutan *Artificial Blood Plasma* (ABP). Ambang batas tersebut berdasarkan ambang batas toxicity CCR<sub>50</sub> terhadap logam Fe, Mn, Co, Ni, Cr dan V. Ambang batas toxicity CCR<sub>50</sub> didefinisikan sebagai konsentrasi larutan ion-ion terukur yang dipelajari dapat menyebabkan penurunan keselamatan sel Renal 50 persen<sup>21</sup>.

Tabel 2.1 Ambang Batas Toxicity CCR<sub>50</sub> dari Logam-Logam<sup>26</sup>

| Unsur  | Fe | Mn | Co  | Ni  | Cr   | V    |
|--|----|----|-----|-----|------|------|
| CCR <sub>50</sub> (µg ml <sup>-1</sup> /ppm) | 59 | 15 | 3,5 | 1,1 | 0,06 | 0,03 |

### 2.2.3 Ketahanan Aus

Sambungan buatan adalah subyek yang mengalami jutaan siklus selama masa pakainya. Keseluruhan komponen lutut dan panggul memiliki permukaan logam yang dipoles, disambung pada permukaan bantalan yang terbuat dari *polyethylene* dengan berat molekul yang besar. Hasil implan *cobalt-chromium-molybdenum* secara umum menunjukkan keausan yang sangat kecil<sup>27</sup>.

### 2.2.4 Paduan Kobalt ASTM F 75

Paduan kobalt yang saat ini banyak digunakan sebagai implan memerlukan persyaratan sesuai standar ASTM F 75, F 799, atau F 562. Standar F 75 dan F 799 untuk paduan *cobalt-chromium-molybdenum*, F 562 untuk persyaratan paduan *cobalt-chromium-nickel-molybdenum*.

Tabel 2.2 Komposisi Paduan Kobalt ASTM F 75<sup>12</sup>

| Alloy type                 | Alloy designation/<br>applicable<br>ASTM<br>standard | Composition, % <sup>(a)</sup> |     |     |      |     |     |     |     |     |     |     |     |
|----------------------------|--|-------------------------------|-----|-----|------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
|                            |  | C                             | Co  | Cr  | Fe   | Mn  | Mo  | N   | Ni  | P   | S   | Si  | Ti  |
| Cobalt-chromium-molybdenum | F 75   | 0.35                          | bal | 27- | 0.75 | 1.0 | 5-7 | ... | 1.0 | ... | ... | 1.0 | ... |

Tabel 2.3 Spesifikasi Minimum Sifat Mekanik ASTM F 75<sup>12</sup>

| Alloy designation | Tensile strength |     | Yield strength, 0.2% offset |     | Elongation, % | Reduction of area, % |
|-------------------|------------------|-----|-----------------------------|-----|---------------|----------------------|
|                   | MPa              | ksi | MPa                         | ksi |               |                      |
| F 75              | 655              | 95  | 450                         | 65  | 8             | 8                    |

Tabel 2.4 Kekuatan Lelah ASTM F 75<sup>12</sup>

| Alloy     | Test technique | 10 <sup>7</sup> cycle endurance limit |      | Ref |
|-----------|----------------|---------------------------------------|------|-----|
|           |                | MPa                                   | ksi  |     |
| Cast F 75 | Rotating beam  | 267                                   | 38.7 | 36  |
|           |                | 310                                   | 45   | 31  |

### 2.3 Aqueous Corrosion

Secara umum, *aqueous corrosion* adalah reaksi elektrokimia yang terjadi pada antarmuka (*interface*) antara material (khususnya logam) dengan larutan *aqueous*<sup>28</sup> yang menyebabkan terjadinya kerusakan dan penurunan mutu. Permukaan logam bisa dalam bentuk murninya atau sebagai paduan, mengandung campuran dari berbagai fasa. Sering didapati adanya oksida, senyawa maupun lapisan garam antara logam dengan lingkungan. Lingkungan yang dimaksud biasanya air dan produk uraiannya berupa H<sup>+</sup> dan OH<sup>-</sup>, ditambah ion pengotor seperti Na<sup>+</sup>, Cl<sup>-</sup> atau SO<sub>4</sub><sup>2-</sup> dan gas terlarut seperti O<sub>2</sub> dan CO<sub>2</sub><sup>29</sup>.

Reaksi elektrokimia merupakan reaksi *heterogen* yang terjadi antara komponen yang berhubungan secara elektrik dengan fase (elektroda) konduksi selama pengangkutan pembawa muatan pada tempat berbeda dalam batas fase dan menimbulkan aliran arus.

Pada potensial kesetimbangan, reaksi parsial anodik dan katodik adalah sama tetapi saling berlawanan. Dalam hal ini potensial logam dalam larutan ditentukan oleh aktivitas ion logam, digambarkan dengan persamaan Nernst,

$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln \frac{a_{oks}}{a_{red}} \quad (2.1)$$

dimana  $E$  = Potensial elektroda (V)

$E^0$  = Potensial elektroda standar (V)

$R$  = Konstanta gas universal ( $8,3144 \text{ J mol}^{-1}\text{K}^{-1}$ )

$T$  = Temperatur (K)

$F$  = Konstanta Faraday  $9,648546 \text{ C mol}^{-1}$

$n$  = Jumlah elektron yang dipindahkan dalam reaksi korosi

$a$  = Aktifitas ( $\text{mol}^{-1}$ )

Secara umum, reaksi parsial anodik ditulis :



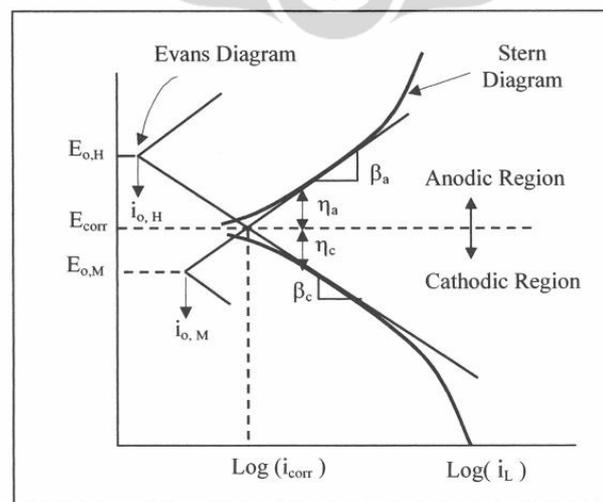
Reaksi parsial katodik yang dapat terjadi salah satunya adalah reduksi oksigen



Nilai pH, tekanan parsial oksigen dan polarisasi dapat mempengaruhi laju reaksi parsial anodik dan katodik.

### 2.3.1 Polarisasi

Ketika suatu logam tidak berada dalam kesetimbangan dengan larutan yang mengandung ion-ionnya, potensial elektrodanya berbeda dengan potensial korosi bebas. Selisih antara keduanya disebut polarisasi, dengan satuan *overvoltage* ( $\eta$ ) yang menyatakan besarnya polarisasi terhadap potensial *equilibrium* elektrodanya<sup>30</sup>.



Gambar 2.9 Skema Kurva Polarisasi dengan Ekstrapolasi Tafel<sup>31</sup>

Polarisasi aktivasi merupakan reaksi elektrokimia yang dikendalikan oleh salah satu tahap siklus reaksi elektrokimia yang terjadi pada antar muka logam dan elektrolit. Pada tahap ini, diperlukan energi aktivasi untuk menghadapi energi *barrier* yang menghambat kelangsungan proses. Polarisisasi konsentrasi adalah reaksi elektrokimia yang dikendalikan proses difusi ion dalam elektrolit.

Laju reaksi berkaitan dengan rapat arus  $i_a$  dan  $i_c$ ,

$$\eta_a = \beta_a \log \frac{i_a}{i_{corr}} \quad (2.4)$$

untuk polarisisasi anodik,

$$\eta_c = -\beta_c \log \frac{i_c}{i_{corr}} \quad (2.5)$$

untuk polarisisasi katodik, dimana :  $\beta_a$  dan  $\beta_c$  = Tetapan anoda dan katoda Tafel

Maka, rapat arus anodik didapatkan,

$$i_a = i_{corr} \exp \left[ \frac{2.303(E - E_{corr})}{\beta_a} \right] \quad (2.6)$$

untuk rapat arus katodik,

$$i_c = i_{corr} \exp \left[ -\frac{2.303(E - E_{corr})}{\beta_c} \right] \quad (2.7)$$

Dengan asumsi rapat arus aplikasi  $i = i_a - i_c$ , maka diperoleh kinetika korosi melalui persamaan Butler-Volmer,

$$i = i_{corr} \left\{ \exp \left[ \frac{2.303(E - E_{corr})}{\beta_a} \right] - \exp \left[ -\frac{2.303(E - E_{corr})}{\beta_c} \right] \right\} \quad (2.8)$$

dimana :  $E$  = Potensial aplikasi (V)

$E_{corr}$  = Potensial korosi (V)

$i_{corr}$  = Rapat arus korosi ( $A/cm^2$ )

Perhitungan laju korosi dari  $i_{corr}$  dalam kurva polarisisasi berdasarkan ekstrapolasi Tafel<sup>32</sup>,

$$Corrosion Rate (CR) = K_1 \frac{i_{corr}}{\rho} EW \quad (2.9)$$

dimana : CR = Laju korosi (mpy)

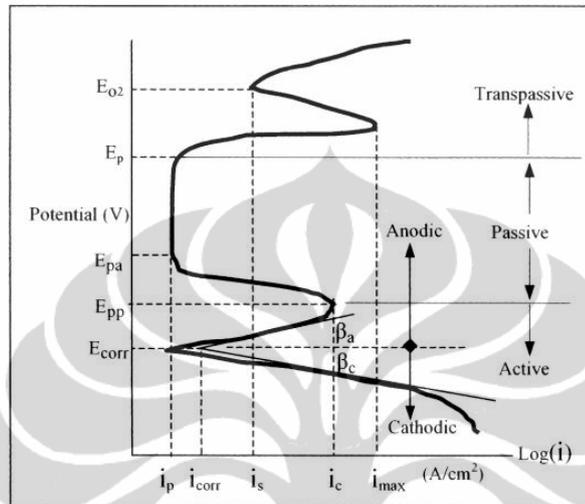
$K_1$  = 0,1288 (mpy g/ $\mu A$  cm)

$i_{corr}$  = Rapat arus saat  $E_{corr}$  ( $\mu A/cm^2$ )

$\rho$  = Massa jenis ( $g/cm^3$ )

EW = Berat ekuivalen

Pada beberapa logam dan paduannya, untuk polarisasi yang lebih tinggi, kurva parsial anodik dipengaruhi oleh formasi lapisan oksida pada permukaan yang menyebabkan perubahan pada kurva. Lapisan oksida ini merupakan lapisan pasif.



Gambar 2.10 Kurva Polarisasi Pasivasi<sup>28</sup>

### 2.3.2 Lingkungan Biologis Darah

Lingkungan biologis darah dapat mempengaruhi laju dan mekanisme korosi secara signifikan. Komposisi darah terdiri atas :

1. Material seluler (99 % sel darah merah dan platelets)
2. Air
3. Karbohidrat
4. Plasma terdiri dari 92 % air dan 5 % plasma protein sebagai zat terlarut
5. Plasma protein (albumin 60 %, globulin 36 %, fibrinogen 4 %)
6. Nutrisi plasma, terdiri dari asam amino, gula sederhana (contoh glukosa), *lipids* (contoh *triglycerides*, *phospholipids*, *cholesterol*), nukleotida
7. Hormon
8. Vitamin
9. Elektrolit (ion sodium, potassium, magnesium, kalsium, bikarbonat, klorida, sulfat, dan fosfat)
10. Gas terlarut ( $O_2$ ,  $CO_2$ ,  $N_2$ )

11. *Cellular waste* dan *metabolites* yang mengandung nitrogen non protein seperti urea, *uric acid*, *creatine*, *creatinine*, dan asam amino.

Plasma akan menjadi racun saat konsentrasi ion sodium, kalsium, bikarbonat, dan klorida menurun. Atau sebaliknya, jika konsentrasi ion potassium, magnesium, sulfat dan fosfat bertambah.

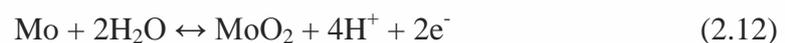
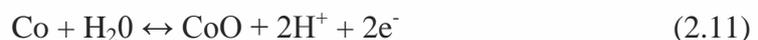
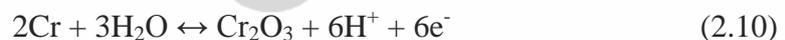
Pada penelitian ini, komposisi larutan elektrolit yang menjadi pembentuk komposisi *Artificial Blood Plasma* (ABP)<sup>33</sup> dijelaskan pada tabel 2.5.

Tabel 2.5 Komposisi Kimia (g/L) *Artificial Blood Plasma* (ABP), pH 7,4

| Fluida                                 | NaCl  | NaHCO <sub>3</sub> | KCl   | Na <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub><br>.3H <sub>2</sub> O | MgCl <sub>2</sub> .<br>6H <sub>2</sub> O | CaCl <sub>2</sub> | Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> |
|--|-------|--------------------|-------|--|--|-------------------|---------------------------------|
| Artificial<br>Blood<br>Plasma<br>(ABP) | 8,036 | 0,352              | 0,225 | 0,238  | 0,311                                    | 0,293             | 0,072                           |

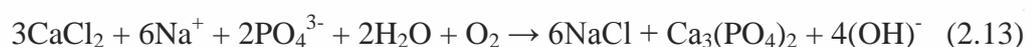
### 2.3.3 Korosi Paduan Kobalt dalam *Larutan Artificial Blood Plasma* (ABP)

Lapisan pasif mayoritas yang terbentuk pada permukaan paduan kobalt-kromium-molibdenum adalah oksida khromium (Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), sedangkan minoritas tersusun atas oksida kobalt (CoO) dan molybdenum (MoO<sub>2</sub>). Reaksi elektrokimia yang terbentuk :



Lapisan pasif yang terbentuk pada permukaan material menunjukkan perilaku pasifasi yang sangat baik dalam larutan *Artificial Blood Plasma* (ABP) pada temperatur 37 °C<sup>34</sup>.

Senyawa lain yang dapat terbentuk melalui reaksi reduksi oksidasi adalah :



Pembentukan *Calcium Phosphate* atau *Calcium Hydroxyapatite* sebagai mineral utama pembentukan jaringan keras (tulang) mengindikasikan bahwa material dapat mengalami *osseointegration*.

Korosi lokal dapat terjadi karena adanya beban mekanik (friksi), tekanan parsial oksigen menurun, dan penurunan pH. Penurunan pH disebabkan adanya peradangan lokal karena jaringan yang rusak, atau naiknya konsentrasi fosfat dan sulfat. Tingkat keasaman (pH) darah adalah normal pada rentang 7,35-7,45.

