

BAB I. PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Implan ortopedi pada umumnya dibuat dengan menggunakan material logam seperti *stainless steel* 316 L dan titanium dikarenakan sifat mekanik logam yang unggul dan kemudahan dalam proses manufaktur meskipun tetap memperhitungkan sifat biokompatibilitasnya. Penggunaan *stainless steel* 316 L lebih dominan karena harga yang lebih murah dibandingkan dengan titanium [1]. Akan tetapi *stainless steel* 316 L masih memiliki kelemahan yang dapat mempengaruhi kesehatan tulang dan tubuh. *Stainless steel* 316 L memiliki unsur nikel yang bisa terionisasi dan lepas ke dalam cairan tubuh sehingga menyebabkan alergi [2]. Unsur nikel yang terlepas juga dapat menimbulkan efek buruk bagi kesehatan tubuh. Efek yang ditimbulkan berupa reaksi hipersensitivitas, dapat memicu kanker, dan tentunya bersifat toksik [3]. Efek alergi yang ditimbulkan logam tersebut berhubungan dengan korosi. Korosi adalah ion logam yang terlepas ke dalam cairan tubuh yang disebabkan kecenderungan dari unsur penyusun kembali ke bentuk awalnya [4,5]. Korosi merupakan salah satu faktor penting yang dapat mempengaruhi kemampuan suatu implan dalam bekerja untuk menopang, mereposisi, maupun membantu pertumbuhan jaringan tulang yang baru. Jika dilihat dari sudut pandang material maka korosi dapat menyebabkan penurunan kemampuan mekanis seperti kekuatan dan kekerasan dari material tersebut sehingga menyebabkan kegagalan implantasi. Untuk mengatasi keadaan tersebut maka titanium adalah pilihan yang lebih baik daripada *stainless steel* 316 L.

Saat ini penggunaan titanium menjadi menarik karena selain lebih tahan korosi juga memiliki keunggulan dari segi kekuatannya yang baik dan modulus elastisitas yang rendah [6,7], serta memiliki biokompatibilitas yang baik [8]. Jenis titanium yang paling biokompatibel untuk implan adalah titanium paduan tipe β yang terdiri dari 1 atau lebih unsur paduan [8]. Titanium tipe β memiliki ketahanan korosi paling baik dan dengan modulus elastisitas lebih rendah (lebih mendekati tulang) dibanding titanium tipe α maupun tipe $\alpha+\beta$ [8,9]. Paduan titanium tipe β sudah cukup banyak dikembangkan untuk aplikasi biomedis [8-10], diantaranya Ti-

29Nb-13Ta-4,6Zr (TNTZ). Paduan TNTZ dikenal sebagai paduan yang mempunyai modulus elastisitas rendah yang dikembangkan untuk mengurangi resiko *stress shielding* implan pada tulang kering [8].

Penelitian mengenai korosi pada material TNTZ telah dilakukan oleh beberapa peneliti dengan menggunakan berbagai macam larutan seperti: Hanks [11,12], *Kubokkos* [13], saliva [14], dan 3% NaCl [15]. Akan tetapi penelitian yang menggunakan cairan tubuh buatan yang mendekati komposisi cairan tubuh dalam hal ini larutan Hanks [16], hanya melakukan kajian terhadap ketahanan korosi secara kualitatif. Sedangkan untuk bisa mendefinisikan ketahanan korosi kajian harus dilakukan secara kuantitatif.

Selanjutnya untuk memahami karakteristik korosi suatu material tidak hanya cukup dengan melihat ketahanan korosinya tetapi juga harus dapat mengetahui jenis korosi yang terjadi. Dengan mengetahui jenis korosi tersebut akan dapat mencari cara yang tepat bagaimana meningkatkan ketahanan korosinya. Sampai saat ini beberapa penelitian yang dilakukan belum mampu mendefinisikan secara pasti jenis korosi yang terjadi pada material paduan TNTZ. Pada larutan yang berbeda dalam hal ini *Kubokkos*, saliva, dan 3% NaCl, penelitian mengenai jenis korosi material paduan TNTZ pada cairan saliva dan cairan buatan *Kubokkos* menunjukkan bahwa jenis korosi yang terjadi adalah *pitting corrosion* [13]. Sedangkan pada larutan 3% NaCl jenis korosinya cenderung korosi seragam [15]. Meskipun begitu, larutan yang digunakan pada penelitian-penelitian tersebut masih jauh dari komposisi cairan tubuh, sehingga perlu di ketahui jenis korosi pada cairan yang mendekati cairan tubuh.

Jika jenis korosi pada material paduan TNTZ diketahui dengan pasti maka akan dapat ditemukan metoda untuk meningkatkan ketahanan korosi material tersebut. Berbagai macam metoda telah dipergunakan oleh peneliti seperti anodisasi [17] dan termomekanik [18]. Akan tetapi untuk meningkatkan ketahanan korosi dengan perlakuan termomekanik pada titanium TNTZ yang baru dilakukan adalah perlakuan mekanik dengan *cold rolling* serta temperatur *solution treatment* 790°C [18], di mana titanium tipe β fasanya tetap stabil dan terjadi peningkatan kekuatan dan keuletan pada temperatur 25°C sampai 85°C di bawah temperatur β transus (882°C) [19]. Beberapa penelitian di atas belum menjelaskan secara komprehensif

mengenai karakteristik korosi yang terjadi pada material paduan TNTZ baik proses yang terjadi, laju korosi, dan selain itu jumlah pelepasan ion logam akibat peristiwa korosi juga penting untuk dipahami karena jumlah pelepasan ion harus dikontrol untuk keamanan biomaterial logam [20].

B. Perumusan Masalah

Pengamatan korosi secara kuantitatif pada TNTZ masih terabaikan, baik itu mengenai proses terjadinya, laju korosi dan jumlah pelepasan ion dengan penggunaan cairan tubuh buatan yang mendekati cairan tubuh sebenarnya. Walaupun ada, akan tetapi masih menunjukkan hasil yang tidak konsisten. Selanjutnya usaha untuk melakukan pencegahan korosi dilakukan pada temperatur tidak mendekati temperatur β transus.

C. Hipotesis

Dengan melakukan pengamatan secara komprehensif dengan mempergunakan larutan yang mendekati komposisi cairan tubuh maka akan dapat mengetahui karakteristik secara utuh dari korosi TNTZ sebagai material implan, dan juga bagaimana metoda untuk pencegahannya.

D. Tujuan Penelitian

Umum:

Mengetahui perilaku korosi paduan titanium tipe β jenis TNTZ dan teknik pencegahan korosi sehingga dapat dipergunakan sebagai material implan tulang.

Khusus:

1. Mengetahui laju korosi yang terjadi pada TNTZ dalam larutan Hanks.
2. Mengetahui jenis korosi yang terjadi pada TNTZ dalam larutan Hanks.
3. Mengurangi laju korosi dan pencegahan korosi dengan perlakuan termomekanik pada TNTZ.
4. Mengetahui pelepasan ion logam dalam larutan Hanks.

E. Manfaat Penelitian

1. Untuk mendapatkan laju korosi titanium pada larutan Hanks secara kuantitatif.
2. Untuk mendapatkan jenis korosi yang terjadi pada TNTZ dalam larutan Hanks.

3. Untuk mendapatkan ketahanan korosi paling optimal serta cara pencegahan dengan metoda yang sesuai.
4. Untuk mendapatkan pelepasan ion logam dalam larutan Hanks.

F. Batasan Masalah

1. Jenis titanium yang digunakan untuk penelitian yaitu TNTZ (Ti-29Nb-13Ta-4,6Zr) serta sebagai pembanding CP-Ti dan Ti-6Al-4V ELI.
2. TNTZ dikorosi dalam larutan Hanks menggunakan metode *immersion test*.
3. Temperatur pengujian dikondisikan pada temperatur terkontrol dan konstan pada temperatur 37°C (suhu tubuh).
4. Pengujian pengamatan perilaku korosi menggunakan metode *potentiostat*.
5. Pemeriksaan pengamatan perilaku (mekanisme) korosi ditinjau dari material dan cairan korosifnya.

G. Kontribusi Penelitian

Pada penelitian ini ditemukan bahwa perlakuan termomekanik dapat mengurangi adanya *pitting corrosion* yang dibuktikan dengan jumlah *pit* yang relatif sedikit sehingga juga berdampak terhadap berkurangnya pelepasan ion pada material alloy dengan unsur banyak.

