

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Menurut data *World Health Organization* (WHO) pada tahun 2008 Indonesia merupakan negara yang memiliki tingkat kecelakaan yang paling tinggi. Sekitar 78% kecelakaan lalu lintas mengakibatkan terjadinya patah tulang. Setiap tahun kecelakaan lalu lintas menyebabkan rata-rata 1,24 juta jiwa meninggal dunia dan 50 juta jiwa mengalami luka-luka dan patah tulang [1]. Oleh karena itu, salah satu upaya penyembuhan patah tulang yaitu memanfaatkan biomaterial sebagai bahan implan.

Jenis material yang dapat digunakan sebagai bahan implan bervariasi bergantung pada lokasi implantasi dalam tubuh [2]. Ti6Al4V *Extra Lower Interstitial* (ELI) merupakan jenis paduan titanium yang paling banyak digunakan untuk aplikasi biomedis yaitu sebagai *load bearing* [3]. Hal ini didasarkan pada sifat mekanis yang baik seperti kekuatan yang tinggi terhadap berat, modulus elastisitas yang rendah, biokompatibilitas yang bagus dan ketahanan terhadap korosi [4]. Oleh karena itu, Ti6Al4V ELI dapat digunakan sebagai fiksasi patah tulang pada bagian tubuh untuk menahan beban seperti pada anggota gerak tubuh.

Pemanfaatan Ti6Al4V ELI sebagai material implan masih menimbulkan permasalahan terhadap kekuatan. Penelitian yang dilakukan oleh Kwok dkk [5] mengungkapkan bahwa penggunaan Ti6Al4V ELI memiliki resiko terhadap serangan korosif oleh cairan tubuh sehingga pelepasan ion logam akan berbahaya dan menyebabkan efek buruk terhadap jaringan sekitarnya. Permasalahan lainnya adalah permukaan logam bersifat inert dan kurang bioaktif [6]. Kondisi ini dapat mengakibatkan reduksi pertumbuhan jaringan tulang baru sekitarnya. Oleh karena itu, modifikasi permukaan material dapat dilakukan dengan pelapisan menggunakan material lainnya yang bersifat bioaktif agar dapat menstimulasi pertumbuhan jaringan tulang yang baru untuk perbaikan kerusakan jaringan tulang. Selain dari itu, pelapisan bertujuan untuk melindungi permukaan material implan agar tidak mengalami korosi dan tidak merusak jaringan tubuh.

Material yang digunakan untuk melapisi permukaan logam Ti6Al4V ELI yaitu hidroksiapatit (HA). Selain bersifat bioaktif, penggunaan HA sebagai lapisan pada logam Ti6Al4V ELI didasarkan pada kesamaan komposisi kimia dan struktur kristal dengan komponen apatit pada tulang manusia [7]. Menurut Cheng dkk [8], Ti6Al4V ELI yang dilapisi HA memiliki tingkat ketahanan korosi yang lebih tinggi dibandingkan Ti6Al4V ELI yang tidak dilapisi. Tingkat ketahanan korosi yang tinggi berkemungkinan memberikan respon biologis yang positif ketika implantasi Ti6Al4V ELI dilapisi HA yang dapat diperoleh menggunakan beberapa metode pelapisan.

Metode *plasma spraying* dapat menghasilkan lapisan dengan karakteristik mekanis yang baik, namun tidak dapat digunakan untuk pelapisan HA karena menggunakan temperatur yang tinggi karena pada metode *plasma spraying* menggunakan temperatur yang tinggi yakni 1550°C [9]. Penggunaan temperatur yang tinggi dapat mengakibatkan perubahan komposisi dan struktur HA. Oleh karena itu, pelapisan HA dapat dilakukan dengan menggunakan temperatur kamar seperti metoda *electrophoretic deposition* (EPD). Prinsip dasar EPD adalah perpindahan partikel koloid tersuspensi dalam cairan medium di bawah pengaruh medan listrik [10]. Keunggulan lainnya dari metode EPD memiliki beberapa kelebihan, yaitu pelapisan yang seragam dapat dikontrol dengan variasi tegangan listrik dan waktu [11].

Keseragaman lapisan pada metode EPD dipengaruhi oleh ukuran partikel dari material pelapis, tegangan listrik dan waktu pelapisan. Oktaviana [12], mengungkapkan pada pelapisan *bilayer*, keseragaman lapisan yang optimum untuk HA berukuran nano pada Ti6Al4V ELI didapatkan pada tegangan 2 Volt dan waktu 3 menit sedangkan untuk HA berukuran mikro didapatkan pada tegangan 5 Volt dan waktu 5 menit. Penggunaan HA berukuran nano memiliki keseragaman lapisan lebih merata dibandingkan lapisan mikro namun dengan harga yang relatif mahal. Menurut penelitian Fauzi [13], pelapisan yang optimum untuk HA berukuran mikro pada Ti6Al4V berada pada tegangan 5 Volt dan waktu 5 menit. Oleh karena itu, dilakukan penelitian lebih lanjut untuk mendapatkan kualitas lapisan HA berukuran mikro pada permukaan Ti6Al4V ELI secara merata dan harga yang lebih rendah

dibandingkan pelapisan HA berukuran nano dengan parameter yang merujuk pada penelitian sebelumnya.

1.2 Perumusan Masalah

1. Bagaimana pengaruh variasi waktu terhadap morfologi hasil pelapisan hidroksiapatit partikel mikro pada Titanium Ti6Al4V ELI.
2. Bagaimana pengaruh variasi tegangan listrik terhadap morfologi hasil pelapisan hidroksiapatit partikel pada Titanium Ti6Al4V ELI.

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan tugas akhir ini adalah :

1. Mengetahui pengaruh variasi waktu terhadap morfologi hasil pelapisan hidroksiapatit partikel mikro pada Titanium Ti6Al4V ELI.
2. Mengetahui pengaruh variasi tegangan listrik terhadap morfologi hasil pelapisan hidroksiapatit partikel mikro pada Titanium Ti6Al4V ELI.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diperoleh dari tugas akhir ini adalah dapat menyediakan alternatif implan yang lebih bioaktif dan aman didalam tubuh dan mampu menstimulasi pertumbuhan jaringan tulang baru pada implan fiksasi patah tulang.

1.5 Batasan Masalah

Batasan – batasan masalah dalam tugas akhir ini adalah Menggunakan hidroksiapatit komersial.

1.6 Sistematika Penulisan

Sistematika penulisan ini secara garis besar terbagi atas 5 bagian yaitu:

1. BAB I PENDAHULUAN, menjelaskan mengenai latar belakang, tujuan, manfaat, batasan masalah dan sistematika penulisan
2. BAB II TINJAUAN PUSTAKA, menjelaskan tentang teori – teori yang berhubungan dalam penyelesaian tugas akhir ini.

3. BAB III METODOLOGI, menjelaskan langkah – langkah yang akan dilakukan dalam menyelesaikan tugas akhir ini.
4. BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN, menjelaskan tentang hasil yang di dapat serta analisisnya.
5. BAB V PENUTUP, berisi tentang kesimpulan dari yang didapat selama penyelesaian tugas akhir ini.

