

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Patah tulang merupakan permasalahan kesehatan yang cukup sering ditemukan dalam masyarakat. Penyebab dari terjadinya kasus patah tulang ini dapat diakibatkan oleh kecelakaan lalu lintas maupun osteoporosis pada manusia. Nilai konsumtif masyarakat yang tinggi terhadap penggunaan kendaraan merupakan salah satu faktor resiko penyebab peningkatan tingkat kecelakaan pada setiap tahun.

Berdasarkan data dari *World Health Organization* ( *WHO* ) pada tahun 2011 terdapat lebih dari 5,6 juta orang meninggal yang diakibatkan karena kecelakaan dan 1,3 juta orang mengalami cacat fisik. Departemen kesehatan RI melaporkan bahwa kejadian patah tulang di Indonesia sebesar 1,3 juta jiwa setiap tahunnya. Data Riset Kesehatan Dasar (Riskedas) menunjukkan bahwa terjadi peningkatan penderita patah tulang dari tahun 2007 sampai tahun 2013 dari 4,5% menjadi 5,8%. Pada kasus osteoporosis, *WHO* memperkirakan bahwa pertengahan abad mendatang jumlah kasus yang diakibatkan oleh osteoporosis akan meningkat dari 1,7 juta jiwa pada tahun 1990 menjadi 6,3 juta jiwa pada tahun 2050 [1]. Berdasarkan data tersebut dapat diketahui bahwa patah tulang merupakan permasalahan krusial yang harus ditangani untuk meningkatkan kualitas hidup manusia.

Pemanfaatan biomaterial sebagai bahan untuk implan merupakan salah satu solusi untuk penanganan kerusakan patah tulang. Ada beberapa macam material yang digunakan sebagai implan diantaranya yaitu paduan titanium, vanadium, aluminium, paduan ferum, nikel, *chromium*, *molybdenum*, dan paduan *cobalt*. Jenis paduan titanium, vanadium, aluminium (Ti-6Al-4V) ELI merupakan material yang sangat efektif digunakan sebagai bahan implan untuk aplikasi biomedis. Material ini memiliki beberapa keunggulan, diantaranya kekuatan mekanis yang hampir mirip dengan jaringan tulang manusia, tahan korosi, kekuatan yang tinggi, biokompatibilitas yang bagus. Namun demikian, material

titanium masih bersifat kurang *bioactive* dalam merangsang pertumbuhan jaringan tulang baru (*bone remodeling*).

Pelapisan dengan bahan yang memiliki karakteristik menyerupai struktur tulang manusia dapat dilakukan untuk mengatasi kekurangan material titanium. Salah satu bahan yang sangat sesuai untuk melapisinya yaitu hidroksiapatit (HA). Penggunaan hidroksiapatit sebagai bahan pelapisan didasarkan pada karakteristiknya, yaitu material biokeramik yang memiliki sifat bioaktivitas, biokompatibilitas yang bagus, komposisi kimia yang hampir mirip dengan tulang manusia, memiliki kemampuan untuk menginduksi pertumbuhan jaringan tulang (*bioactive*) dan tidak berbahaya bagi tubuh (*non toxic*).

Penelitian lainnya menunjukkan bahwa penggunaan bahan hidroksiapatit sebagai material pelapis dapat meningkatkan proses perbaikan kerusakan jaringan tulang. Beberapa penelitian melaporkan bahwa hidroksiapatit dapat digunakan sebagai material pelapisan untuk aplikasi biomedis. Akan tetapi, pelapisan yang dilakukan satu kali mengakibatkan lapisan hidroksiapatit menjadi larut bersama cairan yang ada pada tubuh pada jangka panjang. Chen et al melaporkan bahwa penggunaan lapisan hidroksiapatit memiliki kerentanan untuk mengalami kelarutan (disolusi) [2]. Kondisi tersebut dapat menurunkan sifat mekanis material dan mengganggu pertumbuhan jaringan tulang kembali. Oleh karena itu, modifikasi lapisan seperti pembuatan lapisan bertingkat hidroksiapatit (*hydroxyapatite bilayers*) dapat dilakukan sebagai solusi terhadap permasalahan tersebut.

Penelitian yang dilakukan Levingstone [3] telah melakukan pelapisan hidroksiapatit bertingkat menggunakan metode *Plasma Sprayed*. Akan tetapi, penggunaan metode tersebut memberikan dampak negatif terhadap kualitas lapisan seperti terjadi transformasi fase hidroksiapatit akibat temperatur yang terlalu tinggi (diatas 1550<sup>0</sup>C) [3]. Kondisi ini memberikan pengaruh pada respon biologis tubuh. Metode alternatif yang dapat digunakan adalah metode *Electrophoretic Deposition* (EPD) yang memanfaatkan energi listrik untuk migrasi dan deposisi partikel untuk membentuk lapisan pada permukaan material. Metode ini dilakukan pada temperatur ruangan sehingga tidak memungkinkan terjadinya perubahan pada struktur lapisan yang digunakan termasuk

hidroksiapatit (HA). Namun demikian, metode ini membutuhkan proses lanjutan yaitu *sintering*. *Sintering* lapisan hidroksiapatit dilakukan menggunakan temperatur dibawah titik leleh hidroksiapatit sehingga menghindari perubahan struktur dan komposisi lapisan.

Perlakuan panas (*sintering*) dengan temperatur optimal diperlukan untuk memperoleh lapisan yang baik. Penelitian oleh Fauzi [4] menunjukkan bahwa parameter EPD 5 menit 5 volt dapat digunakan untuk menghasilkan lapisan hidroksiapatit dengan ketebalan 16 mikro meter dan *surface coverage* 100%. Akan tetapi, penggunaan temperatur 700<sup>0</sup>C ternyata masih belum menghasilkan karakteristik lapisan hidroksiapatit dengan kekuatan ikatan antar partikel yang baik karena masih ada partikel hidroksiapatit yang lepas. Hal yang sama juga ditemukan pada penelitian yang telah dilakukan oleh Oktaviana,dkk [5] bahwa lapisan *bilayers* hidroksiapatit yang diberi perlakuan *sintering* dengan temperatur 700<sup>0</sup>C masih memiliki kekuatan lapisan yang rendah.

Berdasarkan penelitian tersebut terlihat bahwa temperatur *sintering* berkemungkinan mempengaruhi kekuatan ikatan hidroksiapatit pada titanium. Penggunaan temperatur *sintering* yang rendah, memungkinkan dihasilkan kekuatan ikatan hidroksiapatit yang lemah. Namun demikian, pada penelitian yang telah dilakukan oleh Sontang [6] menunjukkan bahwa jika temperatur *sintering* terlalu tinggi (1200<sup>0</sup>C), maka lapisan hidroksiapatitnya bewarna hitam [6]. Oleh karena itu, penelitian ini dilakukan pengujian pengaruh temperatur *sintering* pada pelapisan hidroksiapatit *bilayers* pada permukaan Ti6Al4V ELI menggunakan metode EPD.

## 1.2 Rumusan Masalah

Berkaitan dengan masih sedikitnya informasi mengenai pelapisan hidroksiapatit *bilayers* pada Ti-6Al-4V ELI, maka ada beberapa hal yang perlu dipahami,yaitu :

1. Apakah temperatur *sintering* mempengaruhi terhadap hasil pelapisan hidroksiapatit *bilayers* pada Titanium Ti-6Al-4V ELI ?
2. Bagaimana hasil morfologi lapisan hidroksiapatit pada Titanium Ti-6Al-4V ELI ?

### 1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan tugas akhir ini adalah :

1. Mengetahui pengaruh variasi temperatur *sintering* terhadap hasil pelapisan hidroksiapatit *bilayers* pada Titanium Ti-6Al-4V ELI.
2. Mengetahui morfologi hasil pelapisan.

### 1.4 Manfaat Penelitian

Menyediakan alternatif implan jaringan tulang yang aman bagi tubuh dan mampu menstimulasi pertumbuhan jaringan tulang baru dalam waktu yang singkat.

### 1.5 Batasan Masalah

Batasan – batasan masalah dalam tugas akhir ini, diantaranya adalah :

1. Menggunakan material Titanium Ti-6Al-4V ELI berbentuk *screw* dengan ukuran 3x5 mm.
2. Metoda pelapisan yang digunakan ialah *Electrophoretic Deposition* (EPD) dengan pelapisan berlapis (*bilayers*).
3. Arus yang digunakan pada metode EPD ini yaitu arus DC.
4. Menggunakan hidroksiapatit berbentuk serbuk (ukuran nano dan mikro) sebagai material pelapis.

### 1.6 Sistematika Penulisan

Dalam penulisan proposal tugas akhir ini, penulis membaginya menjadi 5 bab. Adapun sistematika penulisan adalah sebagai berikut :

**Bab I** merupakan **Pendahuluan**, menjelaskan tentang latar belakang penelitian, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan masalah dan sistematika penulisan laporan. Selanjutnya **Bab II** tentang **Tinjauan Pustaka** berisikan dasar-dasar teori dan penelitian sebelumnya yang digunakan sebagai dasar pemikiran untuk membahas dan menjelaskan mengenai “Pelapisan *Hydroxiapatite* pada Titanium Paduan dengan metode *Electrophoretic Deposition* (EPD) sebagai implan pada jaringan tulang”. **Bab III** menjelaskan tentang **Metodologi Penelitian**, dimana pada bab ini berisi gambar alat, peralatan pengujian, alat ukur pengujian, prosedur pengujian dan hipotesis. **Bab IV** berisi tentang **Hasil dan Pembahasan** yang diperoleh dari proses pelapisan menggunakan metode EPD berupa hasil pelapisan, pengamatan mikroskop, pengamatan SEM, pengukuran

*surface coverage*, dan terakhir pengukuran massa hidroksiapatit yang menempel setelah proses *sintering*. **Bab V**, merupakan bab **Penutup** yang berisikan kesimpulan dan saran dari hasil yang telah diuraikan.

