

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Berdasarkan data Riskesdas tahun 2013, di Indonesia terjadi peningkatan prevalensi karies gigi atau gigi berlubang pada penduduk. Jika ditinjau dari kelompok umur, penderita karies gigi terjadi peningkatan prevalensi dari tahun 2007 ke tahun 2013, dengan peningkatan terbesar terjadi pada usia 12 tahun (13,7%) dan diatas 65 tahun (14,3%) [1]. Terdapat beberapa efek dari kehilangan gigi ini yaitu kesulitan untuk mengunyah makanan, kesulitan untuk berkomunikasi secara jelas dan rasa malu terhadap lingkungan sosial.

Saat ini solusi yang ditawarkan untuk mengatasi permasalahan kehilangan gigi yaitu pemasangan implan gigi. Material implan yang biasa digunakan adalah titanium murni dan paduannya. Perkembangan yang begitu pesat telah dilakukan pada material titanium murni maupun paduan, karena sifat logam tersebut sebagian besar memenuhi persyaratan sebagai material implan dibandingkan logam lain [2]. Logam titanium murni ataupun paduan (*alloy*) memiliki biokompatibilitas dan biomekanis yang lebih baik dari logam lain. Titanium juga bersifat sangat tahan terhadap korosi karena dapat membentuk lapisan titanium oksida (TiO<sub>2</sub>) dengan spontan dan sangat cepat dipermukaannya. Lapisan ini sering disebut *passive layer*, di mana lapisan ini tidak larut dalam cairan tubuh sehingga mencegah lepasnya ion-ion logam yang dapat bereaksi dengan jaringan tubuh. Dengan keunggulan tersebut titanium paling banyak digunakan sebagai material dasar implan gigi.[3]

Titanium (CPTi) dalam aplikasi medis sering digunakan sebagai bahan implan tulang, gigi, dan juga untuk bahan mahkota tiruan, gigi tiruan sebagian, gigi tiruan penuh dan untuk bahan *wire* kawat *orthodontic* [4]. Dengan bentuk dan sifatnya yang menguntungkan, titanium mampu menghasilkan *intimate contact* dengan jaringan tulang yang baru terbentuk. Hal ini memberikan stabilitas dan

keberhasilan implantasi permanen bagi jaringan tubuh. Namun dilihat dari sisi bioaktifitas atau kemampuan penyatuan jaringan masih kurang [5].

Bioaktifitas titanium ini bisa ditingkatkan dengan melapisi permukaan titanium dengan bahan bioaktif seperti *hydroxyapatite* (HA). HA digunakan untuk implantasi jaringan keras karena kemampuannya dalam memacu pertumbuhan tulang dan berikatan langsung ke tulang karena HA memiliki struktur yang mirip dengan struktur utama pembentuk tulang dan gigi [6]. HA juga memiliki biokompatibilitas, bioaktifitas dan osteo-konduktivitas yang sangat baik [7]. Keterbatasan utama bahan bioaktif ini adalah kekuatan yang rendah. Untuk itu, HA biasanya dilapiskan pada permukaan logam untuk mendapatkan efek sinergis dari bioaktivitas dan kekuatan mekanik yang tinggi [8].

Terdapat berbagai macam metode yang telah digunakan untuk pelapisan HA pada implan logam, seperti *dip coating*, *plasma spray*, *ion implantation*, *sputtering*, *biomimetic coating*, *sol-gel*, dan *electrophoretic deposition*. Metode yang saat ini banyak digunakan untuk mendeposisikan HA adalah dengan *plasma spraying* [9]. Akan tetapi pada proses *plasma spraying* terjadi temperatur yang tinggi sehingga menyebabkan lapisan HA yang dihasilkan tidak memiliki komposisi kimia yang tepat [10].

Metode *electrophoretic deposition* (EPD) merupakan metode alternatif yang sederhana, tidak ada batasan bentuk substrat dan dapat menghasilkan lapisan dengan komposisi yang tepat dan ketebalan yang bervariasi dari 1-500 mikrometer [9]. Dibandingkan dengan metoda pelapisan lainnya, proses EPD sangat fleksibel karena dapat dimodifikasi dengan mudah untuk aplikasi tertentu. Metode ini menggunakan arus listrik untuk mendeposisikan partikel bermuatan dari suspensi di dalam cairan ke permukaan substrat yang bertindak sebagai elektroda [11]. Mengingat banyaknya keuntungan yang diperoleh dengan metoda EPD, maka metode inilah yang dipilih untuk pelapisan HA pada penelitian ini.

Metode EPD dipengaruhi oleh 2 parameter yaitu waktu dan tegangan. Pada penelitian sebelumnya telah diteliti pengaruh waktu dan tegangan terhadap kualitas lapisan. Pada penelitian tersebut 2 buah sampel berbentuk silinder yang digunakan tidak menunjukkan karakter lapisan yang stabil [12]. Serta Mondragon-

Cortez menyatakan bahwa sumber tegangan memiliki pengaruh pada proses EPD yang berlangsung [13]. Selain itu juga ada penelitian sebelumnya menyatakan bahwa lapisan Ha partikel mikro yang baik untuk sampel titanium paduan TNTZ adalah 7 volt dengan waktu 5 menit [14]. Penelitian lain berupa pelapisan HA bilayer berukuran nano dan mikro dengan menggunakan metoda EPD juga telah dilakukan dengan hasil lapisan yang baik adalah 2 menit 3 volt pada lapisan nano dan 5 menit 5 volt pada lapisan mikro[15]. Akan tetapi lapisan serbuk HA bilayer ini lebih mahal karena menggunakan dua ukuran serbuk HA. Oleh karena itu diperlukan penelitian lebih lanjut tentang pengaruh variasi waktu dan variasi tegangan terhadap kualitas lapisan dari serbuk mikro *hidroksiapatite* pada titanium murni (CPTi *grade 2*) berbentuk sheet menggunakan metode EPD.

## 1.2 Tujuan Penelitian

Tujuan tugas akhir ini adalah :

- Mengetahui pengaruh variasi waktu dan variasi tegangan dalam metoda EPD terhadap morfologi dan komposisi lapisan *hidroksiapatite* pada titanium murni (CPTi *grade 2*).

## 1.3 Perumusan Masalah

- Bagaimana pengaruh variasi waktu dan variasi tegangan dalam metoda EPD terhadap morfologi dan komposisi lapisan *hidroksiapatite* pada titanium murni (CPTi *grade 2*) ?

## 1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diperoleh dari tugas akhir ini adalah dapat menyediakan alternatif implan gigi yang aman bagi tubuh dan mampu menstimulasi pertumbuhan jaringan tulang baru dalam waktu yang singkat dengan harga yang lebih ekonomis.

## 1.5 Batasan Masalah

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

1. Menggunakan material titanium murni (CPTi *grade 2*) berbentuk lembaran.
2. Arus yang digunakan pada metode EPD ini yaitu arus DC.

3. Menggunakan hidroksiapatit berbentuk serbuk ukuran 10 mikron sebagai material pelapis.

### **1.6 Sistematika Penulisan**

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

1. BAB I PENDAHULUAN, berisi latar belakang, tujuan, manfaat, batasan masalah dan sistematika penulisan
2. BAB II TINJAUAN PUSTAKA, berisi teori – teori yang berhubungan dalam penyelesaian proposal 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.

