

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Osteoporosis merupakan salah satu penyebab utama banyaknya kasus patah tulang. Mengutip data dari WHO di seluruh dunia ada sekitar 200 juta orang yang menderita osteoporosis dan 50% diantaranya menderita patah tulang. Di Amerika Serikat, osteoporosis menyerang 20-25 juta penduduk, diantaranya satu dari dua sampai tiga wanita post-menopause dan lebih 50% penduduk diatas umur 75-80 tahun. Penelitian terbaru dari *International Osteoporosis Foundation* (IOF) mengungkapkan bahwa satu dari empat perempuan di Indonesia dengan rentang usia 50-60 tahun memiliki resiko terkena osteoporosis dan juga risiko osteoporosis perempuan di Indonesia empat kali lebih tinggi dibandingkan laki-laki. Osteoporosis dapat dijumpai di seluruh dunia dan sampai saat ini masih merupakan masalah dalam kesehatan masyarakat terutama di negara berkembang. Dari sekian banyak kasus osteoporosis, tulang spinal adalah salah satu tulang yang rentan terkena osteoporosis [1].

Pada saat ini, salah satu penanganan patah tulang yang diterapkan adalah dengan menggunakan implan, namun implan yang digunakan untuk tiap-tiap tulang yang ada pada manusia harus memiliki sifat-sifat khusus yang sesuai dengan aplikasinya. Pada tulang spinal sifat yang harus dimiliki oleh implan yaitu harus memiliki modulus elastisitas rendah yang bertujuan untuk menghindari *stress-shielding effect*, namun juga harus memiliki modulus elastisitas yang tinggi agar dapat melampaui *springback* dari implan pada saat implan dibengkokkan mengikuti bentuk tulang spinal. Material implan yang saat ini masih digunakan yaitu SUS 316L dan Ti-6Al-4V. Kedua material ini memiliki modulus elastisitas yang cukup tinggi sehingga dapat menyebabkan *stress shielding effect*. Oleh karena itu digunakan material Ti-12 Cr yang memiliki modulus elastisitas yang dapat diubah-ubah (*changeable Young's Modulus*) [2].

Meskipun Ti-12 Cr memiliki sifat mekanik yang cukup baik untuk menggantikan tulang [3], namun Ti-12 Cr belum memiliki sifat bioaktif sehingga kemampuan dari titanium untuk membentuk osseointegrasi belum tercapai [4].

Oleh karena itu, untuk meningkatkan sifat bioaktif dan osseointegritas dari implan, maka dilakukan pelapisan menggunakan hidroksiapatit [5] karena hidroksiapatit memiliki beberapa sifat yaitu sifat bioaktif, biocompatible, *osteokonduktivity* dan *biodegradability* sehingga menjadikan hidroksiapatit sebagai material yang cocok untuk melapisi implan [6].

### 1.2 Rumusan Masalah

Terdapat beberapa metoda pelapisan hidroksiapatit yaitu *plasma spraying*, deposisi elektroforesis (EPD), *pulsed laser deposition*, *sol-gel deposition*, *spin coating*, *sputtering*, *ion beam assisted deposition*, dan banyak metoda lain, namun yang digunakan pada penelitian ini yaitu EPD karena memiliki keunggulan seperti dapat mengontrol ketebalan pelapisan, mampu melapisi material dengan bentuk yang rumit dan penggunaan peralatan yang relatif murah [7]. EPD berlangsung dalam dua tahapan, tahapan pertama partikel bermuatan akan terdispersi di dalam larutan kemudian bergerak menuju elektroda dengan muatan berlawanan yang diakibatkan muatan listrik yang mengalir. Tahapan kedua partikel tersebut akan mengendap di elektroda dan membentuk suatu lapisan. Dilihat dari proses berlangsungnya EPD, pelapisan dengan metoda ini tidak memerlukan temperatur yang tinggi, sehingga struktur kristal hidroksiapatit tidak akan rusak dan tidak akan mengalami perubahan. [8]

EPD dipengaruhi oleh beberapa faktor seperti voltase dan waktu pengujian. Pada penelitian sebelumnya EPD dilakukan dengan bervariasi voltase dan waktu pengujian, dari penelitian tersebut didapatkan kesimpulan bahwa semakin besar voltase dan waktu pengujian maka semakin tebal dan merata lapisan yang terbentuk [9], namun penelitian tersebut dilakukan pada titanium TNTZ dan optimasi parameter terhadap Ti-12 Cr belum dilakukan. Oleh karena itu dilakukan penelitian mengenai pelapisan hidroksiapatit pada titanium Ti-12 Cr agar dapat diketahui pengaruh tegangan dan waktu pelapisan hidroksiapatit pada Ti-12 Cr menggunakan metoda deposisi elektroforesis.

### 1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan yang diperoleh dari penelitian ini yaitu mengetahui pengaruh waktu dan tegangan terhadap morfologi permukaan material implan Ti-12Cr.

#### 1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diperoleh dari penelitian ini yaitu mendapatkan material implan tulang spinal yang lebih bioaktif dan ekonomis.

#### 1.5 Batasan Masalah

Beberapa hal yang menjadi batasan masalah dalam pelaksanaan tugas akhir ini adalah :

1. Material implan yang digunakan Ti-12 Cr non-komersil
2. Menggunakan hidroksiapatit komersil dengan ukuran partikel mikro.

#### 1.6 Sistematika Penulisan

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

**Bab I : Pendahuluan.** Menjelaskan tentang latar belakang penelitian, rumusan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan masalah dan sistematika penulisan laporan.

**Bab II : Tinjauan Pustaka.** Bab ini berisi dasar-dasar teori dan penelitian sebelumnya yang digunakan sebagai dasar pemikiran untuk membahas dan menjelaskan mengenai titanium dan serbuk hidroksiapatit dan pelapisan implant titanium.

**Bab III : Metodologi.** Menjelaskan tentang metode penelitian yang berisi gambar material, peralatan pengujian, alat ukur pengujian, tahapan prosedur pengujian dan hipotesis.

**Bab IV : Hasil dan Pembahasan.** Bab ini berisikan tentang hasil yang diperoleh dari proses pelapisan Titanium Ti-12 Cr dengan menggunakan Metoda deposisi elektroforesis berupa morfologi permukaan pelapisan, perubahan massa, hasil pengukuran permukaan yang terlapsi (*Surface Coverage*), dan pengukuran ketebalan lapisan hidroksiapatit.

**Bab V : Penutup.** Bab ini berisikan tentang kesimpulan dan saran dari hasil pembahasan yang telah diuraikan.

**DAFTAR PUSTAKA**

**LAMPIRAN**