

# BAB I

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Pada saat ini kasus kerusakan pada tulang di Indonesia terus mengalami peningkatan akibat banyaknya orang yang berusia lanjut, penyakit osteoporosis, dan tingginya tingkat kecelakaan yang terjadi[1]. Berdasarkan data dari Departemen Kesehatan RI tahun 2013 didapatkan sekitar delapan juta orang mengalami kejadian fraktur dengan jenis fraktur yang berbeda dan penyebab yang berbeda pula. Oleh sebab itu diperlukan suatu penanganan untuk mengatasi permasalahan tersebut yaitu menggunakan implan. Namun implan yang digunakan untuk tiap-tiap tulang yang ada pada manusia harus memiliki sifat-sifat khusus yang sesuai dengan aplikasinya[2]. Pada proses implan, digunakan biomaterial untuk membantu menjalankan beberapa fungsi organ tubuh. Biomaterial tersebut digunakan untuk mengganti atau memperbaiki bentuk jaringan ataupun fungsi organ yang rusak. Biomaterial yang sering digunakan dalam proses implan biasanya adalah logam[3].

Logam yang digunakan diharapkan tidak menimbulkan efek berbahaya bagi tubuh yang bisa disebut dengan biokompatibilitas. Selain memiliki sifat biokompatibilitas, logam yang digunakan juga harus mampu menahan beban-beban mekanik ketika diberikan pada tubuh seperti menyangga beban tubuh sehingga tidak mudah patah. Sifat yang tahan terhadap korosi karena di dalam tubuh logam akan bereaksi dengan cairan-cairan yang ada di dalam tubuh dan aktif dengan jaringan di sekitar tubuh. Adapun beberapa logam yang biasa digunakan adalah *stainless steel*, titanium, dan paduan Co-Cr[4].

Logam seperti *stainless steel* khususnya *stainless steel* 316L (SS316L) mempunyai komposisi yang terdiri dari Cr, Ni, Mo, dan Kadar C yang rendah sehingga lebih kuat dibandingkan dengan baja, lebih tahan korosi, dan memiliki harga yang relatif murah dibandingkan titanium[5]. SS316L memiliki kandungan molybdenum  $\pm$  2-3% untuk meningkatkan ketahanan terhadap korosi di dalam larutan organik bebas halogen dan senyawa anorganik pada rentang suhu dan konsentrasi yang luas[6]. Selain memiliki ketahanan korosi yang baik, *stainless steel* 316L juga mempunyai sifat yang kuat, tangguh, ulet, dan permukaan yang

mudah dibersihkan. Akan tetapi sifat kimia dan biologi dari *stainless steel* tidak sepenuhnya sesuai dengan jaringan tulang manusia sehingga menghasilkan ketidakstabilan implan[7]. Adapun yang menyebabkan ketidakstabilan implan pada *stainless steel* ini yaitu hasil peluruhannya dapat memicu perkembangbiakan bakteri sehingga implan tidak dianjurkan dipakai dalam waktu yang lama. Untuk mengatasi hal tersebut dilakukan dengan melapisi material implan yang digunakan dengan senyawa hidroksiapatit.

Senyawa hidroksiapatit ( $\text{HA}, \text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) merupakan bentuk mineral dari kalsium apatit. Hidroksiapatit merupakan material keramik bioaktif, bersifat biokompatibilitas dan merupakan unsur utama dari tulang dan gigi. Sifat bioaktif ialah sifat yang mampu memacu pertumbuhan tulang serta dapat berikatan baik dengan jaringan tulang. Karena Hidroksiapatit memiliki sifat biokompatibel dan osteokonduktif. Pelapisan hidroksiapatit pada SS316L menunjukkan adanya kombinasi antara sifat mekanik dari SS16L dan sifat bioaktif dari hidroksiapatit yang meningkatkan laju penyembuhan dan pembentukan jaringan tulang dengan memicu perkembangan jaringan tulang[8].

Berbagai jenis metode yang dapat digunakan untuk proses pelapisan hidroksiapatit pada permukaan logam yaitu *dip coating*, *electrophoretic deposition (EPD)*, *sol gel Coating*, dan *plasma spraying*. Beberapa metode yang ada, *dip coating* merupakan metode yang paling mudah untuk dilaksanakan karena proses pelapisannya cepat, dapat dilakukan pada temperatur rendah, biayanya tidak terlalu mahal, dan hasil pelapisan yang didapatkan lebih seragam[9]. *Dip Coating* sangat cocok untuk melapisi substrat yang kaku serta berbentuk datar. Pada metode ini juga diharapkan permukaan substrat yang halus dan tingkat kekasaran yang rendah[10]. Hal ini juga cocok untuk SS 316L yang memiliki permukaan yang halus sehingga nantinya dapat menghasilkan kualitas lapisan yang baik. Pada proses pelapisan menggunakan *dip coating* hasil yang didapatkan dipengaruhi oleh beberapa parameter seperti kecepatan penarikan, waktu pencelupan, konsentrasi suspensi dan viskositas suspensi[11]. Apabila dilakukan penambahan massa hidroksiapatit dalam suspensi pelapisan akan berpengaruh terhadap lapisan pada permukaan SS316L, yaitu ketebalan lapisan dan kekuatan geser yang didapat akan semakin meningkat. Agar lapisan yang didapatkan sesuai dengan standar aplikasi biomedis maka perlu dilakukan

percobaan dengan memvariasikan massa HA dalam suspensi pelapisan agar lapisan yang dihasilkan tidak terlalu tebal dan tidak terlalu tipis. Selain itu, hal ini dilakukan karena belum teridentifikasi secara rinci berapa massa HA dalam suspensi yang menghasilkan kualitas lapisan yang baik. Begitu juga dengan kecepatan penarikan yang dilakukan apabila semakin tinggi kecepatan penarikan maka ketebalan lapisan akan semakin menurun[12]. Kecepatan penarikan yang digunakan mengacu pada penelitian lainnya[13], [14] dimana kecepatan yang menghasilkan lapisan yang baik berkisar dari 2-4 mm/s. Untuk waktu pencelupan yang digunakan yaitu 10 detik sesuai dengan penelitian sebelumnya[1] sehingga kondisi ini diharapkan dapat menunjang untuk mendapatkan hasil yang maksimal nantinya. Oleh karena itu, penelitian yang dilakukan kali ini yaitu mengenai pelapisan hidroksiapatit pada logam *stainless steel* terkhusus SS316L dengan menggunakan metoda *dip coating* dengan memvariasikan massa hidroksiapatit dalam suspensi pada kecepatan penarikan 2 mm/s dan 4 mm/s untuk mendapatkan hasil pelapisan yang maksimal.

### **1.2 Rumusan Masalah**

*Dip Coating* merupakan salah satu metode pelapisan yang cukup baik, murah dan mudah, akan tetapi masih sedikit yang membahas pengaruh massa HA yang digunakan dalam suspensi pelapisan sebagai parameter yang berpengaruh pada metode ini. Oleh karena itu diperlukan penelitian lebih lanjut untuk membahas pengaruh massa HA dalam suspensi pelapisan dengan metode *dip coating* pada tingkat kecepatan penarikan 2 mm/s dan 4 mm/s untuk melihat apakah ada pengaruh signifikan terhadap morfologi serta ketebalan lapisan yang dihasilkan.

### **1.3 Tujuan Penelitian**

Dari penelitian ini ada tujuan yang ingin dicapai yaitu mengetahui pengaruh variasi massa hidroksiapatit dalam suspensi lapisan pada kecepatan penarikan 2 mm/s dan 4 mm/s terhadap morfologi serta ketebalan hasil lapisan hidroksiapatit pada SS316L dengan menggunakan metoda *dip coating*.

### **1.4 Manfaat Penelitian**

Manfaat yang dapat diperoleh adalah mendapatkan jumlah massa HA dalam suspensi lapisan yang memberikan ketebalan lapisan yang baik dan sesuai

standar aplikasi biomedis pada material SS 316L dengan menggunakan metoda dip coating

### **1.5 Batasan Masalah**

Adapun batasan masalah pada penelitian kali ini adalah :

1. Menggunakan hidroksiapatit komersil berbentuk serbuk yang berukuran nano
2. Material implan yang digunakan adalah SS 316L komersil
3. Proses pelapisan dilakukan dengan metode dip coating pada kecepatan penarikan 2 mm/s dan 4 mm/s

### **1.6 Sistematika Penulisan**

Pada penulisan laporan tugas akhir yang dilakukan terdiri dari: Bab I Pendahuluan, menjelaskan mengenai latar belakang, rumusan masalah, tujuan penelitian, manfaat penelitian, batasan masalah, dan sistematika penulisan. Bab II Tinjauan Pustaka, menjelaskan mengenai beberapa teori serta masalah yang akan berkaitan dengan tugas akhir yang dilakukan. Bab III Metodologi, menjelaskan mengenai metode yang dilakukan dalam penelitian yang sesuai dengan tujuan penelitian. Bab IV Hasil dan Pembahasan, menjelaskan mengenai hasil dari penelitian yang telah dilakukan dan analisa dari hasil yang didapatkan. Bab V Penutup, menjelaskan mengenai kesimpulan dari penelitian yang telah dilakukan serta saran untuk penelitian selanjutnya.