

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Tulang adalah jaringan hidup yang strukturnya dapat berubah apabila mendapat tekanan. Seperti jaringan ikat lain, tulang terdiri atas sel-sel, serabut-serabut, dan matriks. Tulang bersifat keras oleh karena matriks ekstraselulernya mengalami klasifikasi, dan mempunyai derajat elastisitas tertentu akibat adanya serabut-serabut organik (Snell S, 2012). Tulang memiliki peran dan fungsi sebagai kerangka, tempat melekatnya otot, penopang tubuh, serta sebagai pelindung organ-organ lain yang ada dalam tubuh. Fraktur atau patah tulang adalah terputusnya kontinuitas tulang, kebanyakan fraktur terjadi akibat trauma, beberapa fraktur terjadi secara sekunder akibat proses penyakit seperti osteoporosis yang menyebabkan fraktur-fraktur yang patologis (Engram, 1998). Hasil survei tim Depkes 2013 mendapatkan 25% penderita fraktur mengalami kematian, 45% cacat fisik, 15% stres psikologis seperti cemas atau bahkan depresi, dan 10% sembuh dengan baik (Ramadhani *et al.*, 2019). Oleh karena itu, untuk mengatasi masalah tersebut dibutuhkan pemasangan implan yang sesuai dengan tulang yang mengalami fraktur atau patah.

Pemanfaatan biomaterial banyak digunakan di dunia medis salah satunya sebagai implan tulang. Biomaterial ialah material sintetik yang dimanfaatkan dalam dunia medis sebagai pengganti dan memperbaiki suatu jaringan tubuh manusia. Biomaterial merupakan benda tak hidup yang dapat berinteraksi dengan sistem biologis (Sidqia, 2013). Oleh karena itu, biomaterial harus memiliki biokompatibilitas yang baik, tahan terhadap korosi, memiliki sifat mekanik yang sesuai dengan tulang, bersifat bioaktif, dan osteokonduktif (Matassi *et al.*, 2013). Secara umum biomaterial logam yang lazim digunakan antara lain *stainless steel*, paduan kobalt, titanium murni dan titanium paduan seperti Ti6Al4V. Salah satu logam titanium yang paling sering digunakan adalah Ti6Al4V. Ti6Al4V memiliki sifat mekanik dan ketahanan korosi yang tinggi (Hermawan, 2019).

Pada penelitian Mallaiah Manjaiah *and* Laubscher (2017) sifat mekanik dari Ti6Al4V yaitu nilai *Yield Strength* (MPa) sebesar 860, *Ultimate Tensile Strength* (MPa) sebesar 930, Modulus (GPa) sebesar 113, *Elongation* (%) sebesar 10, dan *Density* (g/cc) sebesar 4,4. Ketahanan korosi logam Ti6Al4V lebih baik jika dibandingkan dengan aluminium dan baja. Namun, berdasarkan penelitian Kwok *et al.*, (2009) mengungkapkan bahwa penggunaan Ti6Al4V sebagai implan dalam jangka waktu yang panjang memungkinkan berkurangnya ketahanan terhadap korosi yang disebabkan oleh cairan dalam tubuh, pelepasan ion logam titanium oksida (TiO₂) yang berbahaya dan menyebabkan efek buruk terhadap jaringan di sekitarnya. Permasalahan lainnya adalah permukaan logam bersifat tidak bioaktif, sehingga tidak mampu membentuk osseointegrasi (pertautan tulang dengan material implan) di dalam tubuh. Saat pemasangan implan, lapisan oksida di permukaannya dapat terlepas akibat korosi sehingga bersifat racun (toksik) bagi tubuh. Untuk memperbaiki kondisi ini, perlu dilakukan modifikasi permukaan material, salah satunya dengan metode pelapisan (Ardhy *et al.*, 2020). Untuk itu, hal tersebut dapat diatasi dengan melapisi Ti6Al4V menggunakan PCL-gelatin.

Polycaprolactone (PCL) merupakan polimer yang bersifat hidrofobik, semikristalin, biokompatibel, dan lambat terdegradasi, sehingga sering dimanfaatkan dalam dunia medis pada beberapa dekade terakhir ini (Mondal *et al.*, 2016). Lapisan PCL dapat meningkatkan ketahanan korosi dan terdegradasi secara perlahan-lahan, sehingga melindungi implan dari degradasi yang cepat. Namun, PCL juga memiliki kelemahan, yakni tidak bersifat bioaktivitas (Bakhshesi-Rad, *et al.*, 2015). Hal tersebut disebabkan karena PCL mempunyai sifat hidrofobik dan keterbasahan (*wettability*) yang buruk. Sehingga PCL memiliki sifat adhesi yang buruk, dimana sifat adhesi sangat diperlukan dalam aplikasi lapisan permukaan (Ghosal *et al.*, 2016).

Penggunaan polimer alam seperti gelatin dapat meningkatkan sifat adhesi sel, meningkatkan interaksi biologis implan dengan jaringan di sekitarnya, memiliki sifat biokompatibilitas yang baik dan tidak beracun. Penambahan gelatin pada PCL dapat mengatasi kekurangan-kekurangan dari PCL (Ghosal *et*

al., 2016). Penggunaan gelatin pada proses pelapisan memiliki manfaat sebagai perekat (*binder agent*), yaitu sebagai pengikat komponen pelapisan dan berperan dalam gaya adhesi pelapisan pada substrat. Sehingga pengaplikasian PCL-gelatin dapat digunakan sebagai pelapis Ti6Al4V untuk meningkatkan kualitas Ti6Al4V sebagai implan tulang. Untuk proses pelapisan substrat, metode yang digunakan salah satunya adalah *dip-coating*.

Berdasarkan skripsi Shofiyah Sabrina (2020), *review* jurnal tentang pelapisan Ti6Al4V menggunakan PCL-gelatin dengan metode *dip-coating* tidak pernah dilakukan sebelumnya. Namun tingkat kelayakan Ti6Al4V yang dilapisi PCL-gelatin sebagai implan bisa dianalisis berdasarkan beberapa penelitian terdahulu, seperti Aksakal *et al.*, (2010) membuktikan bahwa tingkat ketahanan terhadap korosi yang lebih baik dibandingkan dengan *stainless steel* 316L, baik setelah dilakukan pelapisan atau sebelum dilakukan pelapisan, untuk itu Ti6Al4V dipilih sebagai substrat dengan prospek yang lebih baik. Pada tahun 2019, Shafiee *et al.*, melakukan penelitian tentang pelapisan *stainless steel* 316L dengan PCL-gelatin dengan menggunakan metode *dip-coating*. Penelitian tersebut memvariasikan komposisi dari PCL-gelatin sebesar (50%:50%, 70%:30%, dan 90%:10%) dengan kecepatan penarikan sebesar 2mm/s. Ketahanan korosi yang terbaik dihasilkan oleh komposisi PCL-gelatin sebesar 90%:10%. Namun, penelitian yang dilakukan oleh Shafiee *et al* tidak mempertimbangkan variasi kecepatan penarikan untuk menghasilkan lapisan yang tipis yang lebih optimal. Untuk itu, perlu dilakukan penelitian lebih lanjut karena kualitas dari lapisan yang tipis dari metode *dip-coating* juga bergantung pada kecepatan penarikan pada proses *coating*.

Menurut penelitian Mohd Yusoff, *et al.*, (2014) disampaikan lebih lengkap, untuk mengetahui pengaruh variasi kecepatan penarikan maka digunakan variasi kecepatan sebesar 40, 90, 120, 160, dan 200 mm/menit. Diperoleh hasil kecepatan yang lebih tinggi akan menyebabkan laju penguapan meningkat sehingga proses gelasi terjadi lebih cepat. Selain itu, probabilitas tetesan sol lebih rendah pada kecepatan penarikan yang lebih tinggi. Kecepatan penarikan 40 mm/menit dan 80 mm/menit menghasilkan ketebalan lapisan dibawah 50 μm ,

kecepatan penarikan 120-200 mm/menit menghasilkan ketebalan lapisan yang memenuhi syarat implan yaitu 50-200 μm . Sehingga pada penelitian ini variasi kecepatan penarikan yang digunakan adalah $(0,14 \pm 0,003)$ mm/s; $(0,18 \pm 0,003)$ mm/s, $(0,23 \pm 0,007)$ mm/s, dan $(0,32 \pm 0,007)$ mm/s.

Berdasarkan latar belakang yang telah dipaparkan, maka perlu dilakukan penelitian tentang ***“Pengaruh Variasi Kecepatan Penarikan terhadap Karakteristik Ti6Al4V Terlapis PCL-Gelatin Menggunakan Metode Dip-Coating sebagai Implan Tulang”***. Karakterisasi berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan oleh beberapa peneliti yang akan dibahas antara lain adalah uji *coating thickness* untuk mengetahui ketebalan lapisan pada sampel, uji *surface roughness* yang digunakan untuk menganalisa kekasaran permukaan yang berkaitan dengan daya rekat antara sampel dengan substrat, uji korosi yang digunakan untuk menganalisa ketahanan dan laju korosi pada sampel, uji kelekatan lapisan untuk mengetahui kekuatan daya lekat pelapis terhadap substrat, uji SEM yang digunakan untuk menganalisa morfologi permukaan, dan uji FTIR untuk menganalisa gugus fungsi kimia dari senyawa organik dan anorganik. Metode *dip-coating* mempunyai prospek yang baik, karena prosesnya yang sederhana dan dapat dilakukan di laboratorium. Selain itu, biaya yang digunakan tidak banyak.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah dipaparkan, maka rumusan masalah pada penelitian ini yaitu sebagai berikut

1. Bagaimana pengaruh variasi kecepatan penarikan pada pelapisan Ti6Al4V menggunakan PCL-gelatin dengan metode *dip-coating* terhadap karakteristik implan yang dihasilkan?
2. Bagaimana prospek Ti6Al4V terlapis PCL-gelatin sebagai implan tulang?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini meliputi

1. Mensintesis dan mensalutkan komposisi PCL-gelatin dengan Ti6Al4V menggunakan metode *dip-coating*.
2. Gelatin yang digunakan merupakan gelatin komersial.
3. Variasi kecepatan penarikan yang digunakan yaitu 0,120 mm/s; 0,178 mm/s; 0,198 mm/s dan 0,266 mm/s.
4. Komposisi PCL-gelatin yang digunakan yaitu 90%:10%
5. Uji yang digunakan pada penelitian ini yaitu uji *coating thickness*, uji *surface roughness*, uji korosi, uji kelekatan lapisan, uji SEM, dan uji FTIR.

1.4 Tujuan Penelitian

1. Mengetahui pengaruh kecepatan penarikan terhadap karakteristik Ti6Al4V terlapis PCL-gelatin menggunakan metode *dip-coating*.
2. Mengetahui prospek Ti6Al4V terlapis PCL-gelatin sebagai implan tulang.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan mampu memberikan informasi mengenai pengaruh kecepatan penarikan serta besar kecepatan penarikan terbaik untuk menghasilkan implan tulang dengan karakteristik terbaik dan dapat digunakan sebagai acuan untuk penelitian selanjutnya mengenai metode *dip-coating*, serta dapat dimanfaatkan sebagai sumber ilmu pengetahuan dan wawasan.