

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Tulang merupakan penyangga tubuh utama, sehingga kesehatan tulang sangat penting untuk menggerakkan anggota tubuh dan mobilisasi fisik. Fungsi utama tulang adalah membantu pergerakan anggota tubuh dan memberikan perlindungan terhadap organ-organ dalam. Menjaga kesehatan tulang sangat penting, karena tulang adalah penyangkong tubuh kita agar dapat berdiri tegak. Banyak terjadi permasalahan pada tulang, salah satu penyebabnya yaitu karena kecelakaan. Kecelakaan lalu lintas menjadi penyebab yang paling banyak dilaporkan pada kasus fraktur terbuka (Martin and Yu, 2019). Cedera akibat kecelakaan lalu lintas merupakan penyebab utama disabilitas dan mortalitas di negara berkembang. Di Indonesia, kasus kecelakaan lalu lintas terus mengalami peningkatan sejak tahun 2007-2018 yaitu 7,5% menjadi 9,2% (Luhur & Dharmawan, 2021).

Kasus kecelakaan dapat mengakibatkan penyakit tertentu salah satunya patah tulang. Salah satu upaya yang dilakukan untuk penyembuhan patah tulang adalah dengan cara memasang material implan pada bagian tulang yang patah. Material implan yang telah banyak digunakan adalah logam. Material implan yang dipakai harus memenuhi 2 persyaratan yaitu *biocompatible* (dapat diterima oleh tubuh) dan sifat mekanik yang sesuai dengan kondisi tubuh manusia. Material yang umum digunakan dan memenuhi persyaratan sebagai material implan pada saat ini adalah paduan titanium, paduan cobalt dan *austenitic stainless steel* (Sulistio *et al*, 2012).

Proses implantasi pada tulang biasanya dilakukan dengan menopang tulang menggunakan logam. Logam paduan berbasis titanium adalah material yang paling umum digunakan sebagai implan pengganti tulang ketika terjadi keretakan, kerusakan, maupun patah tulang. Titanium murni maupun paduannya memiliki sifat biokompatibilitas dan biomekanis (sifat mekanis yang sesuai dengan jaringan tubuh) yang lebih baik dari logam lain serta secara biologi bersifat inert, dan memiliki ketahanan korosi yang sangat tinggi yaitu dengan spontan dapat membentuk lapisan titanium oksida (TiO_2) di permukaannya (Subhaini, 2008). Salah satu

logam titanium yang paling sering digunakan adalah Ti-6Al-4V yang memiliki sifat mekanik dan jenis logam titanium ini memiliki ketahanan korosi yang tinggi (Hermawan, 2019). Ketahanan korosi yang dimiliki Ti-6Al-4V ini masih lebih baik jika dibandingkan dengan aluminium dan baja. Namun, kekurangan yang dimiliki Ti-6Al-4V, ketika diaplikasikan tanpa pelapis Ti-6Al-4V akan menimbulkan peradangan di sekitar bagian tulang yang akan dipasang implan (Sabrina, 2020). Titanium memiliki sifat biokompatibilitas dan sifat adhesi yang buruk. Bahan yang bersifat biokompatibilitas belum tentu bersifat bioaktif untuk memberikan kemampuan jaringan hidup beregenerasi di sekitar permukaan implan. Suatu bahan dikatakan bioaktif jika tidak hanya memberikan *osteoconductive* tetapi juga mampu memberikan *osteoinductive*. Meskipun titanium memiliki sifat biokompatibilitas sehingga memenuhi syarat untuk digunakan di dalam tubuh atau implantasi, namun lapisan ini terbukti kurang bersifat bioaktif untuk menginduksi pengendapan *calcium phosphate* (CaP) pada saat implantasi di dalam tubuh. sehingga mengurangi oseointegrasi tulang dengan bahan implan (Subhaini, 2008). Oleh karena itu, dibutuhkan *coating* dengan bahan bioaktif untuk memperbaiki kelemahan yang terdapat pada logam titanium tersebut.

Salah satu bahan bioaktif yang digunakan adalah Hidroksiapatit (HA). Upaya melapisi implan logam dengan HA dapat mengurangi kebutuhan pada semen tulang, dapat mencapai kekuatan fiksasi yang lebih tinggi, waktu penyembuhan berkurang dan mengurangi rasa sakit bagi pasien dibandingkan dengan *cemented prosthesis* (Rosyida, 2018). Oleh karena itu, titanium menjadi salah satu bahan untuk implan tulang yang menjanjikan karena sifatnya yang sangat baik.

Material yang dapat digunakan untuk memodifikasi permukaan logam titanium adalah Hidroksiapatit, yang komposisinya mirip dengan komponen mineral tulang. Hidroksiapatit (HA) memiliki struktur kristal yang identik dengan tulang, serta bersifat *biocompatible* dan *bioactive*, sehingga sangat tepat digunakan bahan implan tulang. Sifat *biocompatible* dari HA adalah kemampuan untuk menyesuaikan diri dengan tubuh dan tidak adanya penolakan oleh jaringan tubuh. Sifat *bioactive* dari HA adalah dapat berkaitan dengan jaringan tulang dan memberikan respon biologis spesifik yaitu dapat menstimulasi sel osteoblast untuk membentuk proses regenerasi tulang. HA merupakan material utama penyusun tulang dan gigi dan

merupakan senyawa kalsium fosfat yang paling stabil. Rumus kimia HA adalah $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ (Supangat *et al*, 2017).

Polycaprolactone (PCL) merupakan polimer yang banyak disukai karena harganya yang terjangkau dibanding dengan polimer lainnya (Shofiyah, 2020). PCL merupakan *polyester* yang bersifat biodegradabel dan biokompatibel. PCL merupakan salah satu jenis bahan yang ideal karena bersifat non toksik, dapat diresorpsi setelah diimplantasi dan memiliki sifat mekanik yang bagus. Selain itu PCL juga dapat digabung dengan polimer lain karena memiliki titik leleh yang cukup rendah yaitu 60°C. PCL telah banyak digunakan untuk aplikasi biomedis seperti kateter, benang operasi dan untuk drug delivery. PCL memiliki beberapa kekurangan yaitu bersifat sangat hidrofobik, proses biodegradasi yang agak lambat, dan memiliki kepekaan terhadap aktivitas mikroba. Akan tetapi, kemampuan PCL untuk bercampur dengan polimer lain melalui proses modifikasi mampu mengatasi kekurangan-kekurangan tersebut. Mencampur dua polimer merupakan pengembangan biomaterial baru dengan kombinasi sifat yang tidak dapat dicapai oleh individual polimer (Warastuti *et al*, 2013). Oleh karena itu, penambahan HA pada PCL ini dapat menyelesaikan kekurangan-kekurangan dari PCL. Pencampuran PCL-HA dapat digunakan sebagai pelapis Ti-6Al-4V untuk meningkatkan kualitas Ti-6Al-4V sebagai implan tulang.

Terdapat beberapa teknik yang dapat digunakan dalam pelapisan hidroksiapatit pada logam, yaitu metode *plasma spraying*, metode *pulsed laser ablation*, metode *dip-coating*, metode *sol-gel*, dan metode *electrophoretic deposition* (Arini *et al*, 2016). Dalam penelitian ini menggunakan metode *dip-coating*, dimana metode *dip-coating* ini prosesnya paling sederhana dan murah. *Dip-coating* adalah proses pelapisan dengan mencelupkan substrat pada larutan pelapis dan menariknya dengan kecepatan konstan. Pada metode ini kualitas lapisan tipis yang dihasilkan bergantung pada konsentrasi larutan, kecepatan penarikan, suhu yang digunakan serta proses *coating*. Lapisan homogen dapat dibuat pada substrat datar atau silinder (Rosyida, 2018). Konsentrasi larutan dan kecepatan penarikan diperoleh dari ketebalan lapisan dan homogenitas lapisan tipis yang dihasilkan. Semakin besar laju penarikan yang digunakan, maka lapisan yang dihasilkan pada substrat akan semakin tebal dan semakin kuat daya lekat antara bahan pelapis dengan substrat. Lapisan yang lebih tebal memberikan toleransi kerusakan yang lebih rendah. Sehingga salah satu cara untuk mengoptimalkan hasil dan sifat

dari implan tulang, maka perlu dilakukan variasi laju penarikan saat pelapisan (Rachmawati, 2018).

Menurut penelitian Yusoff *et al* (2014) melakukan pelapisan komposit PCL-HA pada logam Ti-6Al-4V dengan metode *dip-coating*. Dalam penelitian ini proses pelapisan celup dilakukan pada kecepatan penarikan yang berbeda (40, 80, 120, 160, 200 mm/menit) dan jumlah pencelupan (1-5). Kecepatan penarikan yang lebih tinggi akan menyebabkan tingkat penguapan yang lebih tinggi dan percepatan proses gelasi. Selain itu probabilitas sol menetes lebih rendah pada kecepatan penarikan yang lebih tinggi. Berdasarkan penelitian tersebut, diperoleh komposisi yang baik yaitu pada komposisi 30%:70% serta didapatkan kecepatan penarikan terbaik yaitu pada kecepatan penarikan 200 mm/menit dan menghasilkan ketebalan lapisan 184,4 μm , yang mana nilai ketebalan tersebut memenuhi syarat implan yaitu 50-200 μm . Namun pada penelitian ini tidak melihat nilai kekasaran lapisan, dikarenakan kekasaran pada permukaan implan dapat menginduksi pertumbuhan sel dan mendukung adhesi. Untuk lebih mengoptimalkan penelitian dari Yusoff *et al* maka pada penelitian ini perlu dilakukan variasi kecepatan penarikan yang digunakan sehingga diharapkan dapat diperoleh hasil kualitas lapisan yang lebih baik. Namun karena keterbatasan alat yang digunakan sehingga kecepatan penarikan yang digunakan adalah $(0,14 \pm 0,004)$ mm/s; $(0,18 \pm 0,003)$ mm/s; $(0,23 \pm 0,006)$ mm/s dan $(0,32 \pm 0,007)$ mm/s. Selain itu juga perlu ditambahkan uji *surface roughness* untuk melihat nilai kekasaran pada lapisannya.

Berdasarkan latar belakang yang telah dijelaskan di atas, maka perlu dilakukan penelitian **“Pengaruh Variasi Kecepatan Penarikan terhadap Karakteristik Ti-6Al-4V terlapis PCL-HA dengan Metode Dip-Coating sebagai Implan Tulang”**. Karakterisasi yang dilakukan pada penelitian ini yaitu dengan uji FTIR untuk menganalisa gugus fungsi kimia dari senyawa organik dan anorganik, SEM-EDX digunakan untuk mengetahui morfologi atau struktur permukaan sampel dan untuk mengetahui unsur yang terkandung pada sampel, uji *coating thickness* digunakan untuk mengetahui nilai ketebalan lapisan pada sampel, uji *surface roughness* yang digunakan untuk menganalisa kekasaran permukaan yang berkaitan dengan daya rekat antara sampel dengan substrat, uji kekuatan perlekatan merupakan uji yang digunakan untuk mengetahui daya rekat (*adhesi*) antara substrat dan pelapis, serta uji korosi yang digunakan untuk menganalisa ketahanan dan laju korosi pada sampel.

1.1 Rumusan Masalah

1. Bagaimana pengaruh variasi kecepatan penarikan pada Ti-6Al-4V terlapis PCL-HA dengan metode *dip-coating* terhadap karakteristik implan yang dihasilkan?
2. Bagaimana prospek Ti-6Al-4V terlapis PCL-HA sebagai implan tulang?

1.2 Batasan Masalah

Batasan masalah dari topik penelitian ini adalah:

1. Mensintesis dan mensalutkan komposisi PCL-HA dengan Ti-6Al-4V menggunakan metode *dip-coating*.
2. Variasi kecepatan penarikan yang digunakan yaitu $(0,14 \pm 0,004)$ mm/s; $(0,18 \pm 0,003)$ mm/s; $(0,23 \pm 0,006)$ mm/s dan $(0,32 \pm 0,007)$ mm/s.
3. Komposisi PCL-HA yang digunakan sebesar 30%:70%.
4. Uji yang digunakan pada penelitian ini adalah uji FTIR, uji SEM-EDX, uji *coating thickness*, uji *surface roughness*, uji kelekatan lapisan, dan uji korosi.

1.3 Tujuan Penelitian

1. Mengetahui pengaruh variasi kecepatan penarikan terhadap karakteristik Ti-6Al-4V terlapis PCL-HA menggunakan metode *dip-coating*.
2. Mengetahui prospek Ti-6Al-4V terlapis PCL-HA sebagai implan tulang.

1.4 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan mampu memberikan informasi mengenai pengaruh variasi kecepatan penarikan terhadap karakteristik Ti-6Al-4V terlapis PCL-HA menggunakan metode *dip-coating* dan besarnya kecepatan penarikan agar diperoleh implan tulang dengan karakteristik terbaik dan dapat dijadikan acuan untuk penelitian selanjutnya mengenai metode *dip-coating*, serta dapat dimanfaatkan sebagai sumber wawasan untuk ilmu pengetahuan.