

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Tulang adalah organ dengan struktur keras dan kaku yang membentuk kerangka manusia. Organ-organ ini dinamis dan terus berubah seiring stimulus dari lingkungan. Beberapa tulang yang dapat menyatu dan membentuk tulang yang lebih kuat seperti yang terjadi pada masa pertumbuhan (bayi memiliki 300 tulang, sementara dewasa hanya 206 tulang). Selain itu, tulang juga dapat membesar atau mengecil, menebal atau menipis, atau menguat jika dibutuhkan.

Salah satu kerusakan yang terjadi pada tulang adalah *fracture*, yaitu keadaan dimana tulang mengalami retak atau patah (Triono and Murinto, 2015). Menurut data dari Badan Pusat Statistik dari tahun 2017 – 2019 jumlah kecelakaan mengalami peningkatan. Tahun 2017 sejumlah 104.327 kasus, tahun 2018 109.215 kasus dan tahun 2019 menjadi 116.411 kasus kecelakaan. Korban dengan luka berat (termasuk patah tulang) juga terbilang cukup tinggi, yakni 14.559 (2017), 13.315 (2018) dan 12.475 (2019) (Badan Pusat Statistik, 2021).

Perbaikan patah tulang yang tidak terlalu parah biasanya diobati dengan belat atau *casting*. Namun, patah tulang parah memerlukan prosedur operasi yang disebut reduksi terbuka dan bedah fiksasi internal (ORIF) yang melibatkan penggunaan sekrup logam, batang, pin atau piring untuk menjaga tulang yang patah tetap pada tempatnya. Salah satu metode yang ada saat ini adalah dengan implantasi sebagai pengganti tulang yang rusak dan salah satu teknik yang bisa digunakan adalah *bone plate*. *Bone plate* ini merupakan komponen yang digunakan sebagai salah satu proses pemulihan tulang retak atau patah. Teknik ini menggunakan logam sebagai substrat implan yang terus dikembangkan sesuai dengan meningkatnya kebutuhan tulang buatan pada manusia. Logam yang umum digunakan sebagai *bone plate* diantaranya adalah *stainless steel* (SS), paduan Co-Cr dan paduan Ti (Zuriadi *et al.*, 2015).

Logam merupakan bahan yang banyak digunakan untuk implan tulang yang mendapat pembebanan seperti di pinggul dan lutut, berbentuk kawat, pin, sekrup dan pelat (Respati, 2010). Hal ini dikarenakan logam memiliki sifat biokompatibilitas (yaitu kemampuan material untuk bekerja selaras dengan tubuh tanpa menimbulkan efek yang berbahaya) dan memiliki sifat mekanik (yaitu kemampuan suatu material untuk menahan beban-beban mekanik ketika diberikan pada tubuh). Logam yang sering dipakai sebagai implan ortopedi antara lain titanium, *stainless steel* dan paduan Co-Cr (Benyamin, 2019). Penyangga tulang biokompatibel dari paduan titanium dan kobalt tidak mengganggu metabolisme tubuh. Logam ini juga bisa merangsang pertumbuhan jaringan tulang dan otot.

Logam *stainless steel* merupakan biomaterial yang sering digunakan karena mempunyai ketahanan yang tinggi terhadap korosi (Respati, 2010). Selain itu, kelebihan *stainless steel* adalah tahan panas dan api, sehat, penampilan baik, bersifat keras, mudah fabrikasi dan tahan dipukul (Respati, 2010). Akan tetapi, *stainless steel* jika digunakan dalam jangka waktu yang lama dapat memungkinkan ketahanan korosinya berkurang akibat interaksi dengan cairan tubuh. Untuk bisa mengatasi masalah tersebut agar bisa digunakan sebagai implan, logam *stainless steel* perlu dilapisi dengan suatu bahan yang biokompatibilitas, sifat mekanik, osteokonduktif dan adhesi yang baik (Benyamin, 2019). Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan pelapisan dengan melapisi permukaan logam *stainless steel* menggunakan PCL-HA (*polycaprolactone hidroxyapatite*).

PCL merupakan polimer yang banyak dipakai karena harganya murah, biokompatibel dan sifat mekanik yang baik (Sabrina, 2019). Secara umum PCL digunakan dalam berbagai implan jangka panjang karena memiliki biokompatibilitas yang baik, sifat mekanik yang sangat baik sehingga cocok untuk aplikasi biomedis (Benyamin, 2019). Walau memiliki banyak kelebihan, PCL juga memiliki kelemahan, yakni tidak bioaktifitas (Bakhsheshi-Rad *et al.*, 2015). Selain itu, kelemahan lainnya adalah adhesi yang buruk dan tidak memiliki keterbasahan permukaan yang dapat meningkatkan pelekatan sel

dalam aplikasi biomedis, terutama pada pelapisan permukaan (Ghosal *et al.*, 2017). Oleh karena itu, PCL dicampur dengan HA agar bisa menutupi kelemahannya sehingga memiliki adhesi yang cukup baik dan memiliki keterbasahan yang cukup baik pula. HA merupakan material keramik bioaktif yang bersifat biokompatibilitas. HA adalah unsur utama dari tulang dan gigi (Mulya Nisa; Ahmad Fadli; Amun Amri, 2016). Oleh karena itu, PCL-HA sangat baik apabila digunakan untuk pelapisan pada logam *stainless steel* 316L untuk digunakan sebagai implan tulang.

Beberapa jenis metode pelapisan logam antara lain *coating*, *sol-gel*, *electrophoretic deposition* (EDP), *thermal spraying*, *sputtering* dan *pulsed laser deposition* (Sitompul, 2011). Metode *sol-gel* memiliki keuntungan menggunakan suhu rendah sehingga komposisi kimia prekursor senyawa apatit yang dihasilkan mudah dikontrol dan ketebalan lapisan mudah diatur, akan tetapi waktu yang digunakan relatif lama (Sitompul, 2011). Untuk metoda lainnya biaya yang diperlukan cukup mahal. Oleh karena itu, untuk melakukan pelapisan pada penelitian ini, metode yang dipilih adalah metode *coating* karena biaya yang diperlukan relatif murah dan waktu yang digunakan juga relatif cepat. *Coating* yang dipilih adalah *dip-coating*. *Dip-coating* merupakan proses pelapisan dengan mencelup substrat pada larutan pelapis dan menariknya dengan kecepatan konstan (Aminatun, Suhariningsih and Apsari, 2013). Penelitian sebelumnya tentang pelapisan logam menggunakan PCL-gelatin untuk implan tulang sudah dilakukan menggunakan *dip-coating* oleh Shafiee (2019). Penelitian tersebut memvariasi komposisi PCL-gelatin dengan perbandingan 50% : 50%, 70% : 30% dan 90% : 10% dan menunjukkan hasil terbaik adalah perbandingan 90% : 10% (Shafiee *et al.*, 2019). Penelitian serupa pernah dilakukan dengan membuat variasi komposisi PCL:HA 80% : 20%, 85% : 15%, 90% : 10% dan 95% : 5% yang mana hasil terbaiknya ditunjukkan pada perbandingan PCL:HA 80% : 20% (Farikhah, 2021). Dalam penelitian ini, dengan metode *coating* dan komposisi bahan yang sama akan dilakukan variasi kecepatan untuk mendapatkan hasil kecepatan yang optimal dari metode *dip-coating* dengan komposisi PCL:HA 80% : 20%. Untuk mengetahui hasil uji,

maka karakterisasi yang digunakan untuk menguji adalah uji degradasi, uji SEM, uji *cut cross tape test*, uji degradasi dan uji *surface roughness*.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang pada poin 1.1, maka dirumuskan masalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh optimalisasi kecepatan tarik pada *dip-coating* terhadap karakteristik *stainless steel* 316L telapis PCL-HA sebagai implan tulang?
2. Berapa nilai kecepatan tarik optimal pada *dip-coating* terhadap karakteristik *stainless steel* 316L telapis PCL-HA sebagai implan tulang?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bahan yang digunakan untuk pelapisan adalah PCL-HA dengan perbandingan 80%:20%.
2. Logam yang digunakan adalah *stainless steel* dengan spesifikasinya *stainless steel* 316L.
3. Fokus parameter yang diteliti adalah kecepatan tarik alat *dip-coating*.
4. Uji yang digunakan adalah uji degradasi, uji SEM, uji *cut tape test* dan uji *surface roughness*.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Mengetahui bagaimana optimalisasi kecepatan penarikan pada proses *dip-coating* pada karakteristik *stainless steel*.
2. Mengetahui berapa optimal kecepatan penarikan pada proses *dip-coating* pada karakteristik *stainless steel*.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan mampu memberikan informasi mengenai optimalisasi kecepatan tarik *dip-coating* dan efektifitas kecepatan tarik *dip-coating* pada karakteristik *stainless steel* sehingga dapat membantu mengetahui parameter kecepatan tarik terbaik untuk melakukan *dip-coating* pada karakteristik *stainless steel* sebagai implan tulang. Selain itu diharapkan agar penelitian ini bisa menjadi wawasan baru mengenai *dip-coating* untuk diaplikasikan pada proses pembuatan implan tulang.