

## BAB I PENDAHULUAN

### 1.1. Latar Belakang

Patah tulang merupakan peristiwa yang sering ditemui ketika terjadi kecelakaan lalu lintas, bencana alam, penyakit, kecelakaan olahraga dan lain sebagainya (Sya'ban et al., 2017). Berdasarkan data WHO, setiap tahun terdapat 20-50 juta orang mengalami disabilitas patah tulang akibat kecelakaan lalu lintas (Desiartama, 2017). Dari angka tersebut kasus patah tulang tertinggi pada ekstremitas bawah, sebesar 39% kasus terjadi pada tulang femur, diikuti 11% pada tulang tibia dan fibula. Sedangkan pada ekstremitas atas, kasus patah tulang paling sering terjadi pada tulang humerus sebesar 15%. Angka insiden patah tulang ini cukup tinggi dan diprediksi akan terus mengalami peningkatan seiring meningkatnya jumlah kendaraan dan angka kecelakaan lalu lintas setiap tahunnya (Adnan, 2012).

Tulang umumnya memiliki kemampuan untuk regenerasi secara penuh, akan tetapi hanya berlaku pada kerusakan yang berukuran kecil (Ngoc Hung, 2012). Kerusakan tulang yang cukup besar atau melibatkan jaringan yang luas, tidak dapat sembuh sendiri tanpa adanya intervensi tindakan medis sering disebut *critical defect*. Kerusakan ini ternyata tidak dapat diperbaiki sendiri oleh tulang. Intervensi pembedahan diperlukan untuk merekonstruksi *critical defect* supaya tulang dapat berfungsi kembali (Spicer et al., 2012). Dalam kebanyakan kasus, rekayasa jaringan tulang diperlukan untuk mengisi dan merangsang regenerasi pada daerah tulang yang rusak tersebut.

Berbagai alternatif penyembuhan tulang telah diaplikasikan seperti *autograft*, *allograft*, dan *xenograft*. *Autograft* atau rekayasa dengan mengambil perancah dari tulang bagian lain dari pasien tetap menjadi solusi terbaik untuk sekarang. Namun metode ini masih banyak memiliki kelemahan seperti ketersediaan jaringan yang terbatas, nyeri, infeksi luka operasi, dan peningkatan waktu operasi. Pilihan rekayasa jaringan yang lain seperti *allograft* yang mengambil donor dari orang lain dan *xenograft* yang mengambil donor dari spesies lain kurang umum digunakan karena biaya, potensi penularan penyakit dan penolakan oleh imun tubuh (Ngoc Hung, 2012).

Kemajuan bidang kedokteran dapat membantu dalam mengatasi permasalahan mengenai kerusakan tulang, baik dari segi teknologi maupun material

dasar. Penyembuhan dengan transplantasi tulang menggunakan metode *tissue engineering* (rekayasa jaringan) menjadi alternatif dari perawatan konvensional. Rekayasa jaringan menjadi solusi dari permasalahan mengenai keusakan organ atau jaringan (Poernomo, 2019).

Perancah tulang merupakan sebuah material berpori bertujuan untuk mendukung proses penyembuhan serta pembentukan tulang baru. Perancah tulang merupakan kategori *allopast*, metode alternatif dalam penanganan kerusakan tulang menggunakan material sintetis. Dibutuhkan kriteria khusus bagi suatu material dapat digunakan sebagai perancah. Pertama, material harus biokompatibel dan harus dapat diproduksi dengan jaringan yang saling berhubungan untuk meniru arsitektur jaringan alami (Compton & Lewis, 2014). Kemudian perancah harus bisa mengimitasi properti mekanis jaringan (Sabir et al., 2009). Lalu, perancah harus bisa menyediakan lingkungan mikro yang mempromosikan pertumbuhan sel menuju tujuan yang diinginkan (Brien, 2011). Perancah juga harus menyediakan kondisi optimal untuk membentuk jaringan fungsional, dan harus memungkinkan untuk dibuat dalam bentuk kompleks dan tidak menyebabkan peradangan (Stuart, 2016). Terakhir, perancah harus memiliki sifat mekanik, porositas, dan ukuran pori yang sesuai (Murphy & Atala, 2014).

Pencetakan 3D yang juga dikenal sebagai manufaktur aditif, telah muncul sebagai terobosan terbaru untuk membuat perancah rekayasa jaringan tulang dengan struktur yang terdefinisi dengan baik dan mudah direproduksi, memungkinkan pembuatan model anatomi 3D yang akurat dari jaringan tulang tertentu untuk pasien tertentu (Seitz et al., 2005). Salah satu teknik atau metode yang sering digunakan pada teknologi 3D *printing* adalah teknik FDM (*Fused Deposition Modeling*), karena teknik tersebut paling mudah untuk digunakan dan murah. Beberapa keuntungan menggunakan pencetakan 3D adalah kemampuan untuk membuat perancah serbaguna menggunakan polimer sintetis yang memiliki kemampuan biodegradasi yang sudah dilabeli aman oleh FDA (Schaschke & Audic, 2014). Salah satu polimer ini adalah *polylactic acid* (PLA), PLA bersifat *biodegradable* dan bioaktif yang dapat dengan mudah terdegradasi baik melalui serangkaian mikroorganisme maupun oleh cuaca (Hutajulu, 2017). PLA merupakan material yang menarik untuk digunakan karena selain dapat terdegradasi, PLA juga

mempunyai sifat biokompatibel dan kekuatan mekanik yang bagus (Pawar et al., 2014). Salah satu persyaratan untuk perancah adalah kekuatan mekanik yang menyerupai jaringan tulang kancellus yang akan digantikan (Sabir et al., 2009).

### **1.2. Perumusan Masalah**

Berdasarkan latar belakang yang telah dijabarkan diatas, permasalahan yang akan diambil dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana mendesain *irregular porous scaffold* dengan porositas 60 % dan unit sel 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm, dan 4 mm?
2. Bagaimana proses manufaktur *irregular porous scaffold* dengan porositas 60 % dan unit sel 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm dan 4 mm?
3. Bagaimana hasil pengujian struktur model perancah tulang dengan bentuk *irregular porous* dengan unit sel 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm dan 4 mm?

### **1.3. Batasan Masalah**

Agar dapat mencapai hasil akhir yang diinginkan dan tidak menyimpang dari masalah yang ditinjau, maka batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Desain *irregular porous* perancah tulang menggunakan perangkat lunak.
2. Mendesain struktur jaringan perancah tulang *irregular porous* dengan porositas 60 % dan unit sel 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm dan 4 mm.
3. Metode aditif manufaktur dengan sistem *Fused Deposition Modeling* (FDM).
4. Proses manufaktur dengan menggunakan mesin cetak 3D / 3D printer.
5. Pengujian material tegangan tekan, modulus elastisitas dan *image processing*.

### **1.4. Tujuan**

Tujuan dari dilakukannya penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Dapat mendesain *irregular porous scaffold* dengan porositas 60%.
2. Dapat menghasilkan bentuk manufaktur *irregular porous scaffold* dengan porositas 60% dan *pore size* antara 100 – 1.600  $\mu\text{m}$ .

3. Dapat menghasilkan data pengujian perancah tulang dengan bentuk desain *irregular porous* dengan unit sel 2,5 mm, 3 mm, 3,5 mm dan 4 mm.

