

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang Masalah

Kerusakan tulang dapat disebabkan oleh beberapa kondisi seperti trauma, tumor, kista, dan penyakit tulang seperti osteotitis dan osteomielitis, sedangkan kerusakan tulang alveolar dalam kasus kedokteran gigi dapat disebabkan oleh penyakit periodontal, trauma besar pasca pencabutan gigi, *post enukleasi* kista, dan pasca operasi. Pada masa sekarang ini, untuk mengembalikan struktur dan fungsi tulang kembali ke bentuk normal telah banyak digunakan metode rekayasa jaringan (Fokkema, 2002, p. 104; Song *et al.*, 2017, p.1114).

Rekayasa jaringan merupakan salah satu solusi untuk menanggulangi kerusakan pada tulang, bertujuan untuk mengembalikan, mempertahankan atau memperbaiki fungsi dari jaringan yang rusak atau hilang oleh karena kondisi fisiologis, patologis, dan mekanis atau trauma dengan cara mengembangkan substitusi atau pengganti biologis atau dengan merekonstruksi jaringan (Herda & Puspitasari, 2016, p. 56). Ada tiga komponen utama di bidang teknik rekayasa jaringan, yaitu: *scaffold* yang menyediakan struktur dan substrat pertumbuhan serta mendukung perkembangan jaringan, sel untuk memfasilitasi pembentukan jaringan yang dibutuhkan, *growth factor* atau rangsangan biofisik untuk mengarahkan pertumbuhan dan diferensiasi sel dalam *scaffold* (Black *et al.*, 2015, p. 132).

Scaffold merupakan salah satu kunci keberhasilan rekayasa jaringan. *Scaffold* berperan penting sebagai substrat yang dapat menyerupai matriks ekstraseluler, dapat mempengaruhi perlekatan, proliferasi, dan diferensiasi sel (Ghasemi-Mobarakeh, 2015, p. 1). Syarat *scaffold* yang ideal antara lain memiliki

sifat biokompatibel, *biodegradable*, tidak toksik, memiliki sifat mekanik yang baik dan sesuai dengan jaringan yang diganti, osteokonduktif, osteogenik, mampu merangsang adesi sel dan dapat mempertahankan fungsi jaringan. *Scaffold* harus ber-*porous* supaya dapat memfasilitasi pertumbuhan sel dan jaringan ke dalam *scaffold* itu sendiri sehingga dapat menyediakan ruang untuk sel menempel dan tumbuh menjadi suatu jaringan tulang yang baru (Herda & Puspitasari, 2016, p. 58-59; Rahmitasari, 2016, p. 2; Milla, Indrani, & Irawan, 2018, p. 50).

Tulang manusia terdiri dari 60-70% bahan anorganik yaitu mineral tulang, sedangkan sebagian besar sisanya adalah bahan organik seperti kolagen dan protein (Capes & McCloskey, 2011). Hidroksiapatit merupakan material anorganik yang telah digunakan secara luas untuk merekonstruksi kembali defek pada jaringan tulang (Maji & Dasgupta, 2014, p. 110). Kitosan dan gelatin adalah material organik dan merupakan biopolimer yang telah digunakan secara luas dalam bidang medis sebagai material pengganti tulang dan gigi (Thariq *et al.*, 2016, p. 50). *Scaffold* dengan berbagai gabungan material telah banyak diteliti. Penggabungan material ini bertujuan agar sifat ideal *scaffold* dapat dicapai serta meningkatkan kemampuan sifat biologisnya (O'Brien, 2011, p. 6). Material yang sering dikombinasikan dalam pembuatan *scaffold* adalah hidroksiapatit, kitosan, dan gelatin seperti yang telah digunakan pada penelitian sebelumnya mengenai uji karakteristik *scaffold* yang berasal dari *bovine hydroxyapatite* gelatin kitosan (BHA:K-G). Penelitian oleh Suwardi (2016, p. 45) menunjukkan bahwa *scaffold* BHA:K-G dengan perbandingan 80:20 (w:w) memiliki nilai *compressive strength* paling tinggi yaitu sebesar 4,98 MPa. Uji porositas yang dilakukan Kartikasari *et al.* (2016, p. 156) menunjukkan bahwa *scaffold* BHA:K-G memiliki porositas yang sesuai untuk

aplikasi regenerasi jaringan tulang. Tahun 2018, Ari *et al.* (p. 321) melakukan penelitian dan didapatkan kesimpulan bahwa *scaffold* BHA:K-G 80:20 (w:w) dan 70:30 (w:w) memiliki karakteristik yang memenuhi standar sebagai biomaterial rekayasa jaringan tulang berdasarkan hasil pengujian ukuran pori, *swelling*, dan tingkat degradasi.

Balai Besar Keramik yang di bawah naungan Departemen Perindustrian, telah memproduksi hidroksiapatit berbahan dasar batu kapur yang disebut dengan Hidroksiapatit Balai Besar Keramik (HABBK), karakteristik dari material tersebut telah diteliti dengan hasil HABBK memiliki kandungan unsur O, Ca dan P serta memiliki partikel berbentuk kristal dengan rasio Ca dan P 1,64 (Wahyudi, Edwin, & Naili, 2016, p. 51-55; Pridanti *et al.*, 2020, p. 4732).

Komponen organik dalam penelitian ini menggunakan kitosan dan gelatin. Kitosan bersifat *biocompatible*, *biodegradable*, *bioresorbable*, dan tidak toksik, juga bersifat osteokonduktif, bioaktif, dapat mempercepat penyembuhan luka, dan mempunyai sifat antimikroba (Thariq *et al.*, 2016, p. 50). Gelatin adalah biopolimer alami yang berasal kolagen hewan yang ada pada kulit, tulang, dan tendon. Gelatin memiliki biodegradabilitas yang baik, kompatibilitas terhadap jaringan hidup, serta memiliki sifat adesi dan proliferasi sel (Kumar, Dehiya, & Sindhu, 2017, p. 285; Hoque *et al.*, 2015, p. 19). Pengabungan ketiga bahan di atas bertujuan untuk memaksimalkan sifat dari masing-masing bahan, sehingga berpotensi menghasilkan *scaffold* dengan sifat yang lebih baik dan sesuai untuk regenerasi tulang dalam prinsip rekayasa jaringan (Maji *et al.*, 2015, p. 1190).

Sifat mekanis merupakan salah satu karakteristik yang perlu diperhatikan untuk mendapatkan sifat *scaffold* yang ideal karena *scaffold* yang diimplankan

harus mempunyai kemampuan mekanik yang cukup agar berfungsi dengan baik dari masa implan sampai proses *remodeling* selesai (Brown *et al.*, 2012, p. 2656). Dalam kedokteran gigi, tulang yang sering mengalami defek adalah tulang alveolar yang termasuk dalam tulang spongiosa. *Scaffold* yang diimplankan diharapkan memiliki nilai *compressive strength* yang mirip atau mendekati jaringan tulang asli yakni berkisar dari 0,1-16 MPa untuk tulang spongiosa dan 30-200 MPa untuk tulang kompak (Gerhardt & Boccaccini, 2010, p. 3874; Indriani, Aminatun, & Siswanto, 2014, p. 12).

Penelitian pendahuluan tentang nilai *compressive strength scaffold* komposit dari hidroksiapatit sintetis, kitosan, dan gelatin telah dilakukan sebelumnya, dari penelitian pendahuluan tersebut didapatkan nilai *compressive strength* sebesar 0,39 MPa pada rasio perbandingan hidroksiapatit terhadap kitosan-gelatin 70:30 (w:w). Nilai tersebut masih dalam rentang nilai *compressive strength* tulang spongiosa/trabekular sehingga *scaffold* tersebut memenuhi syarat rekayasa jaringan. Data tentang perbandingan antara HABBK:Kitosan-Gelatin (HABBK:K-G) dalam bentuk komposit *scaffold* terhadap *compressive strength* yang memenuhi syarat untuk rekayasa jaringan belum ada informasi sehingga pada penelitian ini akan diteliti rasio dari HABBK:K-G mulai dari 60:40 (w:w), 70:30 (w:w), 80:20 (w:w), dan 90:10 (w:w) sesuai dengan penelitian sebelumnya yang menggunakan hidroksiapatit yang berasal dari *bovine* (Suwardi, 2016, p. 23).

1.2 Rumusan Masalah

Apakah *compressive strength* dari *scaffold* komposit HABBK:K-G dengan rasio tertentu memenuhi syarat untuk regenerasi tulang?

1.3 Tujuan Penelitian

Menganalisis *compressive strength* dari *scaffold* komposit HABBK:K-G dengan rasio tertentu sebagai syarat untuk regenerasi tulang.

1.4 Manfaat Penelitian

1. Memberikan informasi tentang kajian teoritis dari nilai *compressive strength scaffold* komposit HABBK:K-G dengan rasio tertentu yang diharapkan dapat digunakan sebagai bahan dalam proses pembelajaran.
2. *Scaffold* komposit HABBK:K-G dapat digunakan sebagai kandidat biomaterial dalam rekayasa jaringan tulang.