

## BAB I

### PENDAHULUAN

#### 1.1 Latar Belakang

Kerusakan tulang merupakan salah satu permasalahan yang sering terjadi di Indonesia. Dalam kedokteran gigi kerusakan tulang dapat terjadi karena beberapa penyebab yaitu trauma, bedah rekonstruksi dan adanya penyakit periodontal (Fundu *et al.*, 2020, p.201). Tulang memiliki fungsi untuk memperbaiki kerusakan diri sendiri dengan cara melakukan *remodeling*, namun apabila kerusakan tulang terjadi secara meluas maka tulang tidak bisa melakukan *remodeling* sendiri (Ghassemi *et al.*, 2018, p.1713). Salah satu pilihan perawatan dalam memperbaiki kerusakan tulang yaitu dengan pemberian *bone graft* dengan konsep rekayasa jaringan. Rekayasa jaringan dengan material pengganti tulang *alloplast* sebagai standar yang baik karena memiliki kandungan bahan mineral dan polimer alami, serta memiliki fungsi untuk meregenerasi jaringan dan mengganti jaringan yang mengalami kerusakan (Chang *et al.*, 2017 p.1-26).

Ada tiga komponen dasar rekayasa jaringan berupa sel, *scaffold* dan *growth factor* (Ghassemi *et al.*, 2018 p.1713). Salah satu komponen utama dalam rekayasa jaringan tulang yaitu *scaffold*. *Scaffold* merupakan biomaterial berstruktur 3D yang memiliki sifat fisik yang memadai untuk perbaikan tulang. Material yang digunakan untuk pembuatan *scaffold* memiliki peran penting dalam keberhasilan rekayasa jaringan. *Scaffold* yang diaplikasikan memiliki syarat yang ideal yaitu biokompatibel, biodegradabilitas terkontrol, memiliki sifat mekanik yang baik,

mempunyai sifat yang permukaannya mampu memberikan perlekatan, dan mempunyai sifat arsitektur (Herda & Puspitasari, 2018 p.56-63).

Kitosan digunakan dalam rekayasa jaringan sebagai proses regenerasi tulang karena memiliki kemampuan menginduksi respon proliferasi osteoblas dengan baik (Rodriguez *et al*, 2015 p.2-3). Kitosan memiliki sifat antibakteri, toksisitas rendah, dan memiliki permukaan hidrofilik yang mendukung perlekatan dan proliferasi sel yang memfasilitasi proses regenerasi dalam penyembuhan luka, dan dapat digunakan sebagai *scaffold* untuk regenerasi jaringan lunak (Lavengood & Zhang, 2014 p.3161).

Gelatin sebagai komponen lain dari *scaffold* merupakan protein asal alami yang berasal dari hidrolisis kolagen (Echave *et al.*, 2017 p.3567). Gelatin ditambahkan ke *scaffold* kitosan dengan tujuan agar *scaffold* memiliki sifat hidrofilis, *biodegradable*, dan biokompatibilitas yang lebih baik (Kavya *et al.*, 2013 p.255).

Karbonat hidroksiapatit merupakan komponen anorganik yang dapat meningkatkan ion kalsium dan fosfat untuk memperbaiki atau mengganti tulang baru (Nirmalasari *et al.*, 2016 p.3). Karbonat hidroksiapatit (CHA) bersifat biokompatibel, osteokonduktivitas, non-toksitas, hidrofilik, bioaktif dan non-inflamasi yang sangat baik (Chocholata *et al.*, 2019 p.568) yang banyak digunakan sebagai bahan *scaffold* dalam meningkatkan adhesi, proliferasi dan diferensiasi sel osteoblas (Januariyasa *et al.*, 2020, p.107).

Penggabungan antara material keramik karbonat hidroksiapatit yang berbahan dasar batu kapur dengan polimer alami kitosan dan gelatin, dapat meningkatkan sifat mekanis yang kuat, biodegradabilitas terkontrol, dengan

osteokonduktivitas yang baik untuk menunjukkan aktivitas biologis saat perawatan defek jaringan tulang (O'Brien, 2011 p.88-95).

*Scaffold* yang telah diimplementasikan didalam tubuh harus mampu untuk mempertahankan sifat mekanik dan integritas struktural yang cukup sehingga adaptasi sel berjalan dengan baik dan dapat menyimpan matriks ekstraseluler yang dimiliki (Eliaz, 2012 p. 173-175). Hal tersebut dipengaruhi oleh sifat *biodegradabel* dari biomaterial tersebut. Biomaterial yang memiliki sifat *biodegradabel* diharapkan mampu menciptakan ruang bagi jaringan tulang baru untuk dapat tumbuh (Bose *et al.*, 2012, p. 1-26).

Pengujian biodegradasi dilakukan untuk mengetahui berapa lamanya *scaffold* dapat terurai secara hayati dalam tubuh, untuk membantu sel dalam menghasilkan matriks ekstraseluler (Ramadhani, 2018 p.65-71). Bahan *scaffold* diharapkan dapat terbiodegradasi dan *bioresorbable* dengan kecepatan yang sesuai pembentukan jaringan tulang baru. Perilaku degradasi yang terkendali dan stabil dari *scaffold* dapat meregenerasi jaringan tulang baru (Maji *et al.*, 2016 p.1190). Perbedaan kemampuan laju degradasi dapat tergantung pada variasi perbandingan dan komponen pada suatu biomaterial yang digunakan (Abbott & Kaplan, 2016, p. 140-146).

Berdasarkan latar belakang diatas, diperlukan penelitian ini tentang uji biodegradasi komposit *scaffold* K-G:CHA dengan mengamati berapa lama komposit *scaffold* K-G:CHA dengan variasi perbandingan dapat terdegradasi dalam larutan *simulated body fluid* (SBF) yaitu simulasi cairan tubuh dengan komposisi yang meniru kondisi lingkungan tubuh (Saad *et al.*, 2019 p.797) selama rentang waktu 1, 3, 7, 14, dan 21 hari (Wang *et al.*, 2017 p.169). Hal ini dikarenakan selama

rentang waktu perendaman tersebut secara perlahan mulai terjadi kerusakan pada sampel dengan ditandai adanya penurunan berat *scaffold* yang dapat mempengaruhi peningkatan laju biodegradasi (Wang *et al.*, 2017 p.169; Ari *et al.*, 2018 p.318; Saad *et al.*, 2019 p.797-881).

## **1.2 Rumusan Masalah**

Apakah terjadi peningkatan kemampuan biodegradasi komposit *scaffold* K-G:CHA dengan variasi perbandingan setelah direndam dengan larutan SBF selama rentang waktu 1, 3, 7, 14 dan 21.

## **1.3 Tujuan Penelitian**

### **1.3.1 Tujuan Umum**

Menganalisis peningkatan laju biodegradasi komposit *scaffold* K-G:CHA dengan variasi perbandingan (w/w) setelah direndam dengan larutan SBF selama rentang waktu 1, 3, 7, 14, dan 21 hari.

## **1.4 Manfaat Penelitian**

### **1.4.1 Manfaat Teoritis**

Manfaat teoritis dari penelitian ini adalah dapat memberikan informasi atau referensi mengenai biodegradasi komposit *scaffold* K-G:CHA pada bidang Ilmu Material Kedokteran Gigi dan sebagai sarana pengembangan ilmu pengetahuan pembaca.

### **1.4.2 Manfaat Praktis**

Manfaat praktis dari penelitian ini diharapkan dapat digunakan untuk perbandingan yang optimal dari biodegradasi komposit *scaffold* K-G:CHA dalam proses regenerasi tulang.