

# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang

Penyakit periodontal terutama periodontitis merupakan penyakit rongga mulut akibat interaksi antara bakteri plak dan produknya serta respon tubuh sel *host* yang memicu respon inflamasi sehingga menyebabkan kerusakan pada seluruh komponen jaringan periodontal yaitu gingiva, ligament periodontal, sementum dan tulang alveolar (Preshaw, 2017). Periodontitis kemungkinan merupakan penyakit paling sering diderita manusia menurut catatan Guinness World Records tahun 2001 (Tonneti *et al.*, 2017). Data penelitian *Global Burden of Disease* tahun 1990-2010 menunjukkan bahwa periodontitis berat (*severe periodontitis*) merupakan penyakit dengan prevalensi tertinggi keenam (11,2%) dan diderita oleh sekitar 743 juta jiwa di dunia serta mengalami peningkatan prevalensi sebesar 57.3% dari tahun 1990 hingga 2010 (Tonetti *et al.*, 2017)

Terapi konvensional periodontitis menghilangkan bakteri penyebab dari rongga mulut, dengan cara eliminasi plak dan kalkulus. Terapi ini menghasilkan perbaikan pada jaringan periodontal yang inflamasi, namun, kondisi ini tidak stabil. Jaringan yang mengalami perbaikan dapat rusak kembali dengan adanya reakumulasi bakteri di sekitar gigi dan terbentuknya *long junctional epithelium*, yang menyebabkan kambuhnya periodontitis (Shimauchi *et al*, 2013).

Perawatan periodontitis ditujukan untuk tercapainya regenerasi jaringan periodontal yaitu terbentuknya sementum dan tulang alveolar baru, perlekatan serabut ligamen periodontal yang fungsional serta gingiva yang normal (Kao *et al.*,

2012; Pesic *et.al.*, 2018). Pada tahap awal kerusakan jaringan periodontal, regenerasi dapat dilakukan oleh jaringan periodontal. Namun dengan perluasan dan peningkatan keparahan dari kerusakan periodontal, regenerasi yang memadai hanya bisa didapat melalui tehnik bedah periodontal regeneratif (Pesic *et.al.*, 2018).

Regenerasi periodontal merupakan hasil yang diharapkan dari terapi agar mendapatkan stabilitas yang baik sehingga berkembanglah *tissue engineering* dalam kedokteran gigi. Tiga hal penting untuk *tissue engineering* adalah sel, *growth factor*, dan *scaffold* (Shimauchi *et al*, 2013). *Scaffold* berperan dalam menyediakan tempat bagi sel, sehingga harus memiliki porositas untuk mendorong terjadinya migrasi dan diferensiasi sel tulang ke dalam *scaffold* (Ferrerira *et al*, 2012). Penelitian terbaru menunjukkan porositas dengan ukuran minimal 50  $\mu\text{m}$  dapat berfungsi untuk formasi pembuluh darah dan 200  $\mu\text{m}$  untuk pertumbuhan osteoid, porositas optimal untuk pertumbuhan tulang antara 100  $\mu\text{m}$  dan 50  $\mu\text{m}$  (Bose *et al*, 2012). *Scaffold* dari hidroksiapatit banyak digunakan dalam *tissue engineering* untuk regenerasi tulang (Habibie *et al*, 2017). Hal ini disebabkan biokompatibilitasnya, memiliki porositas tinggi, antigenitasnya rendah, dan diserap tubuh (Favi *et.al*, 2016)

Tulang manusia merupakan suatu bentuk kompleks *ceramic-organic bionanocomposite* dengan kandungan komposisi mayor mineral (69%), matrix organik (22%), dan air (9%). Hidroksiapatit (HA) dengan komposisi  $\text{Ca}_{10}(\text{OH})_2(\text{PO}_4)_6$  memiliki ikatan kimia yang sangat mirip dengan komponen inorganik dari matrix tulang dan terikat dalam matrix organik tulang manusia. Hal ini membuat HA menjadi material substitut potensial bone graft setelah autograft.

HA sendiri merupakan salah satu bentuk biokeramik kalsium fosfat yang paling stabil dan tidak mudah larut dengan rasio Ca/P sebesar 1.67. (Favi *et.al.*, 2016).

Sebagian besar hidroksiapatit yang digunakan berasal dari babi dan sapi. Namun adanya penyakit menular dari hewan tersebut, alergi terhadap sapi maupun babi, serta larangan penggunaan karena masalah kepercayaan, maka dikembangkan sumber alternatif lain yang lebih murah dan aman (Habibie *et al*, 2017). Batu Kapur merupakan merupakan sumber alternatif sumber hidroksiapatit yang menjanjikan saat ini karena mudah didapatkan, bebas resiko zoonosis dan kepercayaan tertentu Batu kapur mengandung kurang lebih 40% - 45% kalsium karbonat yang nantinya dapat dipisahkan antara senyawa kalsium dan karbonat dengan pelarut air dan beberapa bahan kimia dan beberapa proses kimiawi (Habibie *et al.*, 2017; Hariyanto *et al*, 2019;).

Hasil dari sintesis nano hidroksiapatit akan dikarakteristik menggunakan *Fourier Transform Infra Red* (FTIR) untuk melihat hasil dari sintesis grup fungsional dari sekumpulan partikel, *X-ray Diffraction* (XRD) untuk melihat formasi kristal dan ukuran nya, kemudian *Scanning Electron Microscopy* (SEM) untuk melihat morfologi dari material, serta *Energy Dispersive X-ray Spectroscopy* (EDX) untuk determinasi nilai rasio hidroksiapatit Ca/P.

## 1.2. Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas maka dirumuskan masalah sebagai berikut :

1. Bagaimana ukuran nano hidoksiapatit dari batu kapur?
2. Bagaimana unsur kemurnian nano hidroksiapatit dari batu kapur?
3. Bagaimana gugus fungsi penyusun nano hidroksiapatit dari batu kapur?

### **1.3 Tujuan**

#### **1.3.1 Tujuan Umum**

Menganalisa karakteristik nano hidoksiapatit dari batu kapur

#### **1.3.2 Tujuan Khusus**

1. Menganalisa ukuran nano hidoksiapatit dari batu kapur
2. Menganalisa kandungan unsur nano hidoksiapatit dari batu kapur
3. Menganalisa gugus fungsi penyusun nano hidoksiapatit dari batu kapur

### **1.4 Manfaat**

Manfaat dari penelitian ini adalah :

1. Sebagai bahan informasi ilmiah untuk mengetahui karakteristik nano hidoksiapatit dari batu kapur
2. Sebagai bahan informasi untuk penelitian lebih lanjut tentang aplikasi *scaffold* dari nano hidoksiapatit dari batu kapur