

---

## GAMBARAN KARAKTERISTIK SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT GIGI MANUSIA DENGAN METODE PLANETARY BALL MILL MENGGUNAKAN UJI SCANNING ELECTRON MICROSCOPE (SEM)

**Naim Bariyah, Andries Pascawinata, Firdaus**  
Bagian Bedah Mulut, FKG Universitas Baiturrahmah  
Jl. Raya By. Pass KM. 14 Sei Sapih  
Email : naim.bariyah@yahoo.com

---

### KATA KUNCI

*Scaffold, Hidroksiapatit, Gigi, Bone Graft, Planetary Ball Mill*

---

### ABSTRAK

**Latar belakang:** Kerusakan tulang alveolar dapat menimbulkan berbagai defek. Salah satu cara untuk merekonstruksi defek tersebut adalah dengan teknik *bone grafting*. Hal ini membutuhkan bahan regenerasi seperti *bonegraft*. Berbagai jenis bahan *bonegraft* telah digunakan untuk meregenerasi kerusakan tulang akibat penyakit periodontal. Penelitian ini menggunakan gigi manusia karena bahan ini memiliki kesamaan struktur dengan tulang, dan selain itu gigi yang telah diekstraksi seringkali dibuang karena dianggap sebagai limbah klinis. **Tujuan:** Mengetahui hasil gambaran karakteristik *scaffold* hidroksiapatit dari gigi manusia dengan metode *planetary ball mill* menggunakan uji *scanning electron microscope* (SEM). **Bahan dan Metode:** Gigi yang telah diekstraksi dan telah dibuang mahkotanya kemudian direbus, dihancurkan menggunakan palu, di timbang menggunakan neraca, kalsinasi dengan suhu 600°C, 900°C dan 1200°C setelah itu di haluskan menggunakan alat *ball mill* kemudian dilakukan uji SEM. **Hasil:** Terdapat porus pada masing-masing sampel dengan diameter  $\pm 1,08-2,18 \mu\text{m}$  dengan suhu 600°C,  $\pm 1,24-1,53 \mu\text{m}$  dengan suhu 900°C dan  $\pm 1,34-2,65 \mu\text{m}$  dengan suhu 1200°C. **Simpulan:** Dari hasil pengujian SEM pada suhu 1200°C diameter porusnya lebih besar dibandingkan sampel lainnya dan pada pengujian ini berhasil didapatkannya *scaffold* dengan sifat porus menggunakan metode *planetary ball mill*.

---

### KEYWORDS

*Scaffold, Hydroxyapatite, Tooth, Bone Graft, Planetary Ball Mill*

---

### ABSTRACT

**Background:** Alveolar bone damage can cause various defects. One way to reconstruct the defect is by using bone grafting technique. This technique needs regeneration materials such as bone graft. Various types of bone graft materials have been used to regenerate bone damage due to periodontal disease. This study used human teeth as it has a similar structure with bone, besides the extracted teeth are often disposed and consider as clinical waste. **Aims:** To know the characteristics of hydroxyapatite scaffold from human teeth with planetary ball mill method by using scanning electron microscope (SEM). **Materials and Methods:** The extracted teeth had the crown removed and then boiled, crushed by using hammer, weighted by using scale. The teeth then calcinated with high temperature of 600 °C, 900 °C and 1200 °C, grinded by using ball mill and then observed under SEM. **Result:** There are porous in each sample with the diameter of  $\pm 1,08-2,18 \mu\text{m}$  with 600 °C,  $\pm 1,24-1,53 \mu\text{m}$  with 900 °C and  $\pm 1,34-2,65 \mu\text{m}$  with 1200 °C. **Conclusion:** From the SEM result, the porous diameter at 1200 °C is bigger than other samples and in this test we successfully obtained scaffold with porous properties by using planetary ball mill method.

## PENDAHULUAN

Kerusakan tulang alveolar dalam praktek kedokteran gigi seringkali disebabkan oleh trauma pasca pencabutan, kista, dan infeksi lokal seperti penyakit periodontal<sup>1,2</sup>. Perubahan yang terjadi pada jaringan keras, seperti tulang alveolar merupakan hal yang penting karena kerusakan tulang berpengaruh terhadap keberadaan gigi. Pencegahan kerusakan tulang alveolar yang lebih parah, dapat dilakukan dengan terapi periodontal agar terjadi regenerasi. Regenerasi periodontal meliputi perbaikan tulang, sementum dan serabut-serabut periodontal, setelah terjadi kerusakan akibat proses penyakit periodontal. Berbagai bahan dan teknik digunakan sebagai terapi regeneratif untuk kerusakan tulang infraboni yang disebabkan karena periodontitis seperti *bone graft*, *guided tissue regeneration* (GTR) dan *growth factors*<sup>3</sup>.

*Bone grafting* merupakan salah satu cara yang paling umum digunakan untuk mengembalikan fungsi dari suatu jaringan tulang yang telah hilang atau yang telah mengalami kerusakan<sup>4</sup>. *Bone graft* menurut sumber aslinya dapat diklasifikasikan antara lain yaitu *autograft*, *allograft*, *xenograft* dan *alloplast*<sup>5</sup>. *Autograft* yaitu bahan cangkok yang berasal dari tubuhnya sendiri, *allograft* yaitu bahan cangkok yang berasal dari individu lain yang sama spesiesnya, *xenograft* yaitu bahan cangkok yang berasal dari hewan yang berbeda spesiesnya

sedangkan *alloplast* bahan cangkok sintetis berupa trikalsiumfosfat (*tricalcium phosphate*) atau hidroksiapatit (*hydroxyapatite*)<sup>6</sup>. Bahan *bone graft* yang ideal harus memiliki potensi untuk mempertahankan sel tetap hidup, tidak menimbulkan reaksi imunologi, mudah didapat dan memberikan kekuatan pada daerah sekeliling tulang serta tidak menyebarkan penyakit<sup>7</sup>. Secara umum, semakin besar perbedaan genetik antara *graft* dan resepiennya, makin hebat pula reaksi penolakan yang timbul<sup>8</sup>.

Salah satu bahan yang sering digunakan dalam aplikasi biomedis sebagai bahan terapi substitusi tulang atau *bone graft* adalah hidroksiapatit<sup>1</sup>. Hidroksiapatit (HA) dengan rumus kimia  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  adalah salah satu senyawa inorganik yang menyusun jaringan keras manusia seperti tulang dan gigi<sup>9</sup>.

Gigi manusia merupakan struktur komposit yang terdiri dari komponen inorganik termasuk keturunan kalsium fosfat dan komponen organik seperti kolagen. Mineral gigi terdiri dari lima kalsium fosfat biologis yaitu hidroksiapatit, trikalsium fosfat (TCP), oktakalsium fosfat (OCP), amorf kalsium fosfat (ACP), dan dehidrasi dikalsium fosfat. Kalsium fosfat berinteraksi secara timbal balik sehingga mampu merenovasi tulang yang ada saat dicangkokkan. Oleh karena itu, gigi manusia dapat digunakan sebagai alternatif pembuatan *bone graft* karena memiliki kesamaan struktur dengan tulang

dan dibuang karena sering dianggap sebagai limbah klinis serta ekonomis<sup>10</sup>.

Pembuatan gigi sebagai *bone graft* dapat dilakukan dengan menghancurkan gigi menggunakan metode *planetary ball mill*. *Planetary ball mill* merupakan *ball mill* dengan skala kecil yang digunakan dalam laboratorium dan digunakan untuk mereduksi ukuran baik dengan penggilingan secara kering maupun basah, pencampuran, homogenisasi dari bahan kimia, tanah dan bahan farmasi. Sebelum *planetary ball mill* dilakukan kalsinasi. Dimana kalsinasi merupakan proses pemanasan, penghilangan kandungan air, karbondioksida atau gas lain yang mempunyai ikatan kimia dengan materi pada temperatur tinggi dibawah titik leleh dari zat penyusun materi, yang bertujuan untuk menghilangkan bakteri atau agen yang menyebabkan penyakit dan pada suhu 600°C sampai 1200°C menunjukkan terbentuknya hidroksiapatit murni dan kristalisasi<sup>11</sup>.

Penggunaan perancah (*scaffold*) *bone graft* dapat menjadi salah satu solusi untuk menjawab masalah-masalah yang dihadapi dalam proses perbaikan jaringan tulang. *Scaffold* ialah suatu stuktur tiga dimensi yang digunakan sebagai media penyangga sementara untuk mendukung proses pertumbuhan dan perkembangan jaringan baru. Sifat yang harus dimiliki oleh *scaffold* ialah porus (pori-pori). Pori-pori yang terdapat pada *scaffold* memiliki fungsi sebagai ruang bagi sel untuk menempel dan tumbuh menjadi suatu jaringan tulang baru.

Ukuran pori untuk aplikasi perbaikan jaringan tulang berkisar pada rentang 100-300 mikron<sup>4</sup>. Gambaran karakteristik struktur *scaffold* hidroksiapatit digunakan uji *scanning electron microscope* (SEM). SEM merupakan sebuah mikroskop elektron yang didesain untuk menyelidiki permukaan dari objek solid secara langsung<sup>12,13</sup>.

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan Kim dkk (2013) sebelumnya, penulis ingin mengetahui perbedaan karakteristik *scaffold* hidroksiapatit gigi manusia untuk aplikasi *bone graft* dengan metode *planetary ball mill* menggunakan uji SEM.

---

## METODE

Penelitian yang dilakukan merupakan jenis penelitian laboratoris dengan melakukan pengujian terhadap gigi pada berbagai variasi suhu dengan metode *planetary ball mill* menggunakan uji SEM.

Proses pembuatan serbuk *graft* hidroksiapatit gigi manusia pertama gigi yang telah diekstraksi buang mahkotanya dengan *contrangel handpiece*, setelah gigi dibuang mahkotanya ambil akar gigi tersebut masukkan ke dalam beaker glass yang berisi aquades 100 ml kemudian letakkan beaker glass tersebut di atas kompor listrik dan lakukan perebusan  $\pm 1$  jam jika aquades mulai mengering tambah aquades sampai 100 ml, angkat akar gigi yang telah direbus tadi buang airnya letakkan di dalam nierbeken, setelah akar mengering kemudian hancurkan dengan menggunakan palu, bagi akar gigi

yang telah dihancurkan menjadi tiga sampel dengan diletakkan di atas kertas perkamen kemudian timbang menggunakan neraca di dapatkan sampel 5,03 gram per sampel, kalsinasi dengan suhu 600°C, 900°C dan 1200°C ±12 jam setelah itu di haluskan menggunakan alat *ball mill* ±3 jam agar konsistensinya seperti pasir (mikro) kemudian dilakukan uji SEM untuk melihat gambaran karakteristik *scaffold* gigi manusia.

## HASIL

### Pemilihan Sampel




Sampel penelitian ini adalah gigi manusia yang telah diekstraksi yang diperoleh dari RSGM Baiturrahmah. Jumlah sampel dalam penelitian ini adalah 15,09 gram akar gigi yang dihancurkan menjadi serbuk dengan metode *planetary ball mill* dan dikalsinasi menggunakan suhu 600°C, 900°C dan 1200°C sehingga sampel dapat digunakan sebanyak 3 serbukan dengan berat masing-masing sampel 5,03 gram.

### Kalsinasi



Gambar 1. Tungku Vakum

Tabel 1. Gigi Pada Berbagai Temperatur Pemanasan

| Temperatur (°C) | Gigi Pada Berbagai Temperatur   | Warna          |
|-----------------|---|----------------|
| 600°C           |  | Hitam          |
| 900°C           |  | Abu-abu gelap  |
| 1200°C          |  | Abu-abu terang |

Hasil penelitian diatas menunjukkan adanya perubahan warna selama proses kalsinasi dengan menggunakan tungku vakum selama ±12 jam. Dimana kalsinasi pada suhu 600°C warna sampel gigi menjadi hitam dan kalsinasi pada suhu 900°C warna sampel menjadi abu-abu gelap sedangkan kalsinasi pada suhu 1200°C warna sampel menjadi abu-abu terang.

### Planetary Ball Mill



Gambar 2. Planetary Ball mill



Gambar 3. Hasil planetary ball mill

konsistensi seperti pasir (mikro) Hasil dari proses *planetary ball mill* setelah dilakukan penggilingan menggunakan 3 bola giling

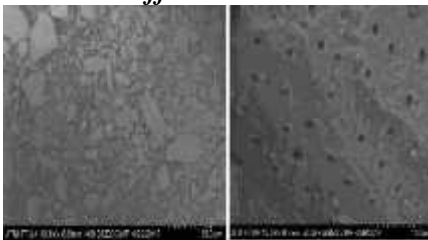
dengan diameter 20 mm dan wadah penggilingan yang dilakukan selama  $\pm 3$  jam, masing-masing sampel digiling selama  $\pm 1$  jam dan didapatkan hasil dengan konsistensi seperti pasir (mikro).

**Scanning Electron Microscope (SEM)**



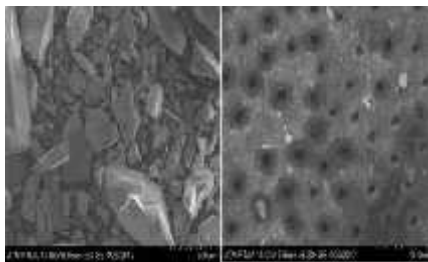
Gambar 4. Scanning Electron Microscope (SEM)

**Gambaran Karakteristik Struktur Permukaan Scaffold**



(a) Perbesaran 60x (b) Perbesaran 3200x

Gambar 5. Struktur mikro scaffold temperatur 1200°C



(a) Perbesaran 60x (b) Perbesaran 3200x

Gambar 6. Struktur mikro scaffold temperatur 600°C

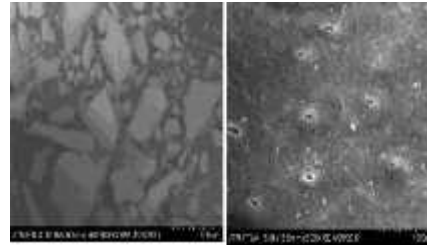
**Analisis Deskriptif Struktur Permukaan Scaffold**

Hasil diameter porus dari masing-masing suhu dengan pengujian scanning electron microscope (SEM) yaitu sebagai berikut:

Tabel 2. Struktur Permukaan Scaffold

| Temperatur (°C) | Ada Tidaknya porus | Diameter Porus                |
|-----------------|--------------------|-------------------------------|
| 600°C           | Ada                | $\pm 1,08 - 2,18 \mu\text{m}$ |
| 9000°C          | Ada                | $\pm 1,24 - 1,53 \mu\text{m}$ |
| 1200°C          | Ada                | $\pm 1,34 - 2,65 \mu\text{m}$ |

Hasil pengujian scanning electron microscope (SEM) selama  $\pm 1$  jam menunjukkan struktur permukaan dengan sifat porus pada masing-masing suhu kalsinasi yaitu pada suhu 600°C, 900°C dan 1200°C pada gambar 13, 14 dan 15 dan didapaknya porus dengan diameter pada masing-masing suhu seperti tabel 3 diatas.



(a) Perbesaran 60x (b) Perbesaran 3200x

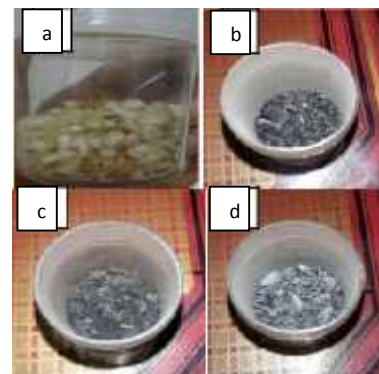
Gambar 7. Struktur mikro scaffold temperatur 900°C

**PEMBAHASAN**

Hasil penelitian yang telah dilakukan pada sampel gigi dengan beberapa pengujian menunjukkan bahwa:

**Pengaruh Kalsinasi Terhadap Sampel**

Pemilihan kalsinasi mulai dari 300 sampai 1200°C ini bertujuan untuk menghilangkan bakteri atau agen yang menyebabkan penyakit serta dengan meningkatnya temperatur kalsinasi pada scaffolds akan menaikkan porositas, ukuran diameter pori-pori, dan kristalisasi serta proses kalsinasi ini akan menghilangkan kandungan material organik dan menyisakan inorganik yang disebut hidroksiapatit<sup>11,14,15</sup>.



Gambar 8. Warna gigi (a) sebelum kalsinasi, (b) sesudah kalsinasi suhu 600°C, (c) sesudah kalsinasi suhu 900°C, dan (d) sesudah kalsinasi 1200°C

Sampel gigi sebelum kalsinasi dan sesudah kalsinasi melalui pengamatan terlihat adanya perbedaan warna selama proses kalsinasi. Sebelum proses kalsinasi warna sampel gigi pada suhu kamar adalah putih kekuningan. Setelah mengalami proses kalsinasi dengan suhu 600°C, 900°C dan 1200°C selama  $\pm 12$  jam warna sampel gigi mengalami perubahan menjadi hitam, abu-abu gelap dan abu-abu terang. Perubahan warna ini menunjukkan adanya proses perubahan komposisi unsur pengisi pada saat kalsinasi dan dengan bertambahnya temperatur pemanasan (*annealing*) memperlihatkan perubahan warna dan warna yang gelap menunjukkan belum sempurnanya penguraian dari komposisi zat organik.

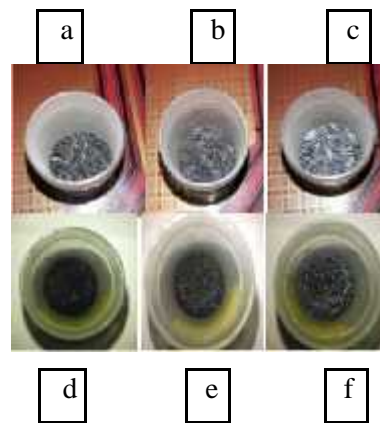
Hasil ini diperkuat dengan penelitian yang telah dilakukan Pudjiastuti (2012), yang menyatakan bahwa pada serbuk tulang sapi pada suhu kamar adalah putih kekuningan setelah mengalami proses kalsinasi dengan suhu 800°C warna tulang sapi mengalami perubahan menjadi putih. Perubahan warna ini menunjukkan adanya proses perubahan komposisi unsur pengisi pada saat proses kalsinasi. Penelitian Ooi dkk (2007), melaporkan bahwa dengan bertambahnya temperatur pemanasan (*annealing*) memperlihatkan perubahan warna dan warna yang gelap menunjukkan belum sempurnanya penguraian dari komposisi zat organik. Hitam pada suhu 400°C, dan

semakin tinggi temperatur memudarnya warna menjadi putih keabu-abuan pada suhu 600°C dan 700°C berwarna putih tulang sapi berwarna putih yang di sebabkan penguraian zat organik dengan sempurna.

### Pengaruh *Planetary Ball Mill*

#### Terhadap Sampel

Pemilihan *planetary ball mill* ini bertujuan menghaluskan akar gigi agar konsistensinya seperti pasir (mikro) karena pada penghancuran menggunakan palu konsistensinya masih kasar (makro).



Gambar 9. Konsistensi sampel sebelum *planetary ball mill* (a, b, dan c) dan setelah *planetary ball mill* (d, e, dan f)

Konsistensi sampel sebelum *planetary ball mill* dan sesudah *planetary ball mill* melalui pengamatan terlihat adanya perbedaan. Sebelum *planetary ball mill* konsistensi masih kasar (makro) setelah dilakukan proses *planetary ball mill* dengan penggilingan menggunakan 3 bola giling berdiameter 20 mm dan wadah penggilingan yang dilakukan selama  $\pm 3$  jam, masing-masing sampel digiling selama  $\pm 1$  jam dan didapatkan hasil dengan konsistensi seperti pasir (mikro). Binderman dkk (2014), menyatakan bahwa ukuran partikel antara

300-1200  $\mu\text{m}$  efisien untuk pencangkakan tulang sedangkan ukuran partikel dibawah 300  $\mu\text{m}$  tidak efisien untuk pencangkakan tulang.

### **Gambaran Struktur Permukaan Dengan Uji Scanning Electron Microscope (SEM)**

Hasil penelitian pada uji *scanning electron microscope* (SEM) menampilkan struktur mikro *scaffold* yang bersifat porus pada masing-masing suhu kalsinasi 600°C, 900°C dan 1200°C dengan perbesaran 60x dan 3200x dimana didapatkan masing-masing diameter  $\pm 1,08-2,18 \mu\text{m}$  dengan suhu 600°C,  $\pm 1,24-1,53 \mu\text{m}$  dengan suhu 900°C dan  $\pm 1,34-2,65 \mu\text{m}$  dengan suhu 1200°C.

Porositas bertambah dengan temperatur tinggi saat proses kalsinasi yang menyebabkan penghilangan pengikat atau terjadinya penguraian zat organik dan aglomerasi atau partikel-partikelnya menyatu. Porositas *scaffold* semakin tinggi semakin baik, tetapi akan mempengaruhi kekuatan mekanik atau kekuatan tekan dari *scaffold* itu sendiri<sup>1,14,18</sup>. Pada *scaffold* dengan suhu 600°C memiliki porositas paling rendah 1,08-2,18  $\mu\text{m}$  tetapi belum merata porositasnya, sedangkan suhu 900°C prositasnya  $\pm 1,24-1,53 \mu\text{m}$  dan porositas paling baik yaitu dengan suhu 1200°C dimana diameternya  $\pm 1,34-2,65 \mu\text{m}$  dan struktur permukaannya sudah mulai merata. Diameter porositas yang didapatkan penulis tidak jauh berbeda dibandingkan penelitian yang telah dilakukan oleh Kim dkk (2011) dengan ukuran porositas 1-2  $\mu\text{m}$ , dimana

porositas disini berfungsi sebagai ruang bagi sel untuk menempel dan tumbuh menjadi suatu jaringan tulang baru.

---

### **SIMPULAN**

Berdasarkan pengujian *scanning electron microscope* (SEM) yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa dari masing-masing variasi suhu dengan metode *planetary ball mill* jika dibandingkan diantara tiga sampel yang telah dilakukan pengujian pada suhu 600°C, 900°C dan 1200°C dengan perbesaran 60x dan 3200x dimana diameter porusnya lebih besar yaitu pada suhu 1200°C dikarenakan pada temperatur tinggi akan menjadikan diameter porus menjadi lebih besar dan pada pengujian ini berhasil didupatkannya

---

### **DAFTAR PUSTAKA**

1. Ardhiyanto, H.A. 2011. Peran Hidroksiapatit Sebagai Bone Graft Dalam Proses Penyembuhan Tulang *Stomatognatic*(*J.K.G Unej*)*Vol.8 No.22011:118-21*.Bagian Bedah Mulut Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember..
2. Block, M.S. 2007. *Color Atlas Dental ImplantSurgery*.2thedition. Saunders. Elsevier. New Orlean. Lousiana. Hal.165.
3. Kartono, G.S., Widyastuti, dan Setiawan, H.W. 2014. Biokompatibilitas Hidroksiapatit Graft Dari Cangkang Kerang Darah (Anadara granosa) terhadap kultur sel fibroblas. *Denta Jurnal Kedokteran Gigi vol.8 No.1 Februari 2014*. Hal. 2-3.
4. Aufan, M.R., Dulay, A.H., D. Indriani, A. Nuruddin, dan B.S. Purwasasmita. 2012. Sintesis Scaffold Alginat-Kitosan-Karbonat Apatit Sebagai Bone Graft Menggunakan Metode Freeze Drying. *Jurnal Biofisika, vol.8, No.1.Maret 2012, 16-24*.
5. Rose, F.L., L. B., Mealey, J, R., Genco, dan Cohen, D.W. 2004. *Periodontics Medicine*,

- Surgery And Implants*. Mosby. Elsevier. St. Louis. Missouri. Hal.581-582.
6. Daliemunthe, S.A. 2006. *Terapi Periodontal*. Departemen Periodontia FKG USU. Medan. Hal.244, 249-250.
  7. Purnomo, A. 2014. Ekspresi Bone Morphogenetic Protein (BMP) Pada proses Kesembuhan Fraktur Tulang Femur Tikus Pada 0-4 Minggu Pasca Operasi Dengan Metode Cangkok
  8. Tulang Dan Pemasangan Pin Intramedular.<http://etd.repository.ugm.ac.id/downloadfile/60902/potongan/S2-2014-295718-chapter1.pdf>.
  9. Schwartz, S.I. 2000. *Intisari Prinsip – Prinsip Ilmu Bedah*. cetakan 1. EGC. Jakarta. Hal.167.
  10. Darwis, D dan yessy. W. 2008. Sintesis Dan Karakterisasi Komposit Hidroksiapatit (HA) Sebagai Graft Tulang Sintetik. <http://www.scribd.com/doc/310250209>.
  11. Kim, Y.K., Lee, J., Um, I.W., Kim, K.W., Murata, M., Akazawa, T., dan Mitsugi, M. 2013. Tooth-Derived Bone Graft Material. <http://dx.doi.org/10.5125/jkaoms.2013.39.3.103> pISSN 2234-7550-eISSN 2234-5930.
  12. Pudjiastuti, A.R. 2012. *Preparasi Hidroksiapatit Dari Tulang Sapi Dengan Metode Kombinasi Ultrasonik dan Spray Drying*. Tesis. Fakultas Teknik Program Studi Teknik Kimia. Universitas Indonesia. Depok. Hal. 17-18.
  13. Prasetyo, Y. 2011. Scanning Electron Microscope (SEM) dan Optical Emission Spectroscopy (OES).<https://yudiprasetyo53.wordpress.com/2011/11/07/scanning-electron-microscope-sem-dan-optical-emission-spectroscopy-oes/>.
  14. Tampubolon, N.E. 2012. Perbandingan Karakteristik Basis Gigi Tiruan Berbahan Resin Akrilik Polimerisasi
  15. Panas Dan Resin akrilik Swapolimerisasi dengan Penambahan Serat Kaca. <http://repository.usu.ac.id/bitstream/123456789/34572/3/Chapter%20II.pdf>
  16. Solechan dan Anwar, S.A. 2014. Studi Pembuatan Scaffold Bovine Hydroxyapatite Dari Tulang Sapi Untuk Aplikasi Implan Tulang Mandibula Menggunakan Metode Kalsinasi. *TRAKSIVol.14No.2Desember2014*.
  17. Tontowi, A.E., Dewo, P., wahyuni, E.T., dan Triyono, J. 2012. Scaffold dari Bovine Hydroxyapatite Dengan Poly Vynialcohol Coating. *Jurnal Teknosains Vol 1,NO.2 Juni 2012; 126-134*.UGM Yogyakarta, Indonesia.
  18. Ooi, C.Y., M, H., S, R. 2007. Properties Of Hydroxyapatite Produced By Annealing Of Bovine Bone. *Ceramic International*. 33, 1171-1177.
  19. Binderman, I., Hallel, G., Nardy, C., Yaffe, A., dan Sapoznikov, L. 2014. A Novel Procedure To Process Extracted Teeth For Immediate Grafting Of Autogenous Dentin. *Interdisciplinary Medicine and Dental Science volume 2(6): 1000154*.
  20. Anwar, S.A dan Solechan. 2014. Analisa Karakteristik Dan Sifat Mekanik Scaffold Rekontruksi Mandibula Dari Material Bhipasis Calcium Phosphate Dengan Penguat Cangkang Kerang Srimping Dan Gelatin Menggunakan Metode Functionally Graded Material. *ProsidingSNATIFke-Itahun2014fakultasteknik-universitas Muria Kudus*.
  21. Kim, Y.K., Kim, S.G., Oh, J.S., Jin,S.C., Son, J.S., Kim, S.Y., dan Lim, S.Y. 2011. Analysis Of The Inorganic Component Of Autogenous Tooth Bone Graft Material. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology Vol. 11, 7442-7445,2011*