

**SCAFFOLD REKONSTRUKSI MANDIBULA DARI MATERIAL BHIPASIS
CALSIUM PHOSPATE DENGAN PENGUAT CANGKANG KERANG SRIMPING
MENGUNAKAN METODE *FUNCTIONALLY GRADED MATERIAL***

Saifudin Ali Anwar¹, Solechan², Samsudi Raharjo³

Abstrak

Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan atau rusaknya tulang dan perlu dilakukan reseksi untuk pengambilan bagian yang terinfeksi. Akibat reseksi perlu dilakukan rekonstruksi mandibula dengan menggunakan *scaffold* dan tergantikan sel-sel osteoblas untuk pembentuk tulang. Penelitian ini tentang pembuatan *scaffold* rekonstruksi mandibula dari material bi-phasis calsium phosphate dengan penguat cangkang kerang srimping dan gelatin menggunakan metode *functionally graded material*. Tujuan tersebut akan tercapai dengan optimasi prototype *scaffold*. Pengujian *scaffolds* mulai uji ketangguhan retak, metalurgrafi, struktur Kristal, dan porositas. Tujuannya untuk mengetahui karakteristik dan sifat mekanik *scaffolds*. Hasil yang diperoleh setelah dilakukan pengujian ketangguhan retak. Hasil yang optimal dimiliki oleh tipe *Scaffolds 2/K* dengan kekuatan tekuk ini melebihi kekuatan *scaffolds* komersial yaitu sebesar 805 Pa. Pada struktur kristal terbentuk semi kristal pada *scaffold* berpenguat cangkang kerang dan gelatin pada tempertaur sintering 800°C memiliki sifat sulit teruarai atau terdegradable. Hasil uji SEM untuk penguat gelatin memiliki pori-pori yang besar dan porositas yang tinggi dengan diameter porous $\pm 200 - 300 \mu\text{m}$. Pada uji porositas yang paling optimal pada *scaffolds* tipe 2/G dengan berpenguat cangkang kerang srimping memiliki kekuatan tekuk yang tinggi dan porositas rendah, sebaliknya berpenguat gelatin memiliki porositas tinggi tetapi kekuatan tekuk rendah.

Kata Kunci: *Scaffold, Bhipasis Calsium Phospate, Fungtionally Grand Material*

PENDAHULUAN

Masalah-masalah yang muncul dalam bidang orthopedik semakin kompleks dan diperlukan penanganan khusus untuk mengatasinya, baik dari segi teknologi maupun material dasar (Karel, 2009). Biomaterial adalah material dasar untuk pembuatan implant yang digunakan memperbaiki atau mengganti bagian tulang yang rusak akibat terkena

¹ Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Muhammmadiyah Semarang

² Teknik Mesin, Universitas Muhammmadiyah Semarang

³ Teknik Mesin, Universitas Muhammmadiyah Semarang

penyakit, kecelakaan atau trauma (*Indonesia Scientific Services Magazine*, 2005). Banyak kasus kerusakan tulang yang diakibatkan penyakit khususnya tumor dibagian mandibula. Secara statistik kejadian patah tulang rahang bawah (mandibula) 60%, tulang rahang atas (maxilla) 9%, tulang pipi 19% dan kombinasi ketiganya adalah 12% (Erol dkk, 2004). Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan atau rusaknya tulang dan perlu dilakukan reseksi untuk pengambilan bagian yang terinfeksi. Ini mengakibatkan defek mulai dari celah pada tulang alveolus sampai dengan diskontinuitas tulang mandibula (Smith, 2006).

Akibat reseksi perlu dilakukan rekonstruksi mandibula dengan menggunakan *scaffold* yang hilang secara perlahan-lahan (*biodegradable*) dan tergantikan sel-sel osteoblas yang menempel pada material untuk pembentuk tulang (Singare S, 2004). Pembuatan *scaffold* harus presisi dan konsisten berkaitan dengan porositas, ukuran pori, distribusi pori dan interkoneksi antar pori (Salgado, 2004). Material *scaffold* kebanyakan dari keramik kalsium fosfat yaitu *biphasic calcium phosphate* (BCP) yang terdiri 80% hidroksiapatit (HA) dan 20% trikalsium fosfat (β -TCP), tetapi kekurangan dari kekuatan mekanik yang rendah (Levin, 1975). Dibanding dengan *calcium sulfate*, *poly(lactide-co-glycolide)* (PLGA), *polyglycolide* (PGA) dan *polylactide* (PLA) untuk material BCP lebih baik kekuatan mekaniknya dan lebih biokompatibel dan biodegradable (Levin, 1975). Kekuatan mekanik yang rendah diperlukan material penguat (*reinforced*) yang memiliki sifat mekanik lebih tinggi.

Penggabungan dua material yang memiliki sifat yang berbeda dapat meningkatkan sifat mekanik material atau disebut dengan material komposit. Material penguat yang digunakan untuk prototype *scaffold* biasanya dari bahan alam termasuk kolagen, kitosan, tepung, chitin (binatang berkulit keras) dan serat sutra. Untuk kolagen dan chitin memiliki banyak kelebihan dari material lainya dari segi kekuatan, keuletan, biokompatibel dan biodegradable (Bilotte, 2003). Dari pertimbangan diatas, diharapkan material komposit untuk *scaffold* rekonstruksi mandibula dengan teknik pembuatan *functionally graded material* (FGM) dari material *biphasic calcium phosphate* (BCP) dengan penguat *chitin* dari kulit kerang srimping menjadikan *scaffold* lebih kuat, ulet dan porous saat dipasang pada celah atau rongga akibat reseksi mandibula.

Menurut nasocomial surveillance system data Rumah Sakit Dr. Kariadi pada bulan (Januari-Desember) 2010 untuk kasus rekonstruksi mandibula mencapai 15 kasus, apabila

dikalikan 30 Rumah Sakit yang memiliki spesialis bedah mulut diseluruh Jawa Tengah dengan hitungan kasar 10 kasus setiap rumah sakit bisa mencapai 300 kasus (**Pusat Komunikasi Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, 2010**). Dari banyaknya kasus rekonstruksi mandibula yang membutuhkan *scaffold*, perlu dilakukan terobosan untuk membuka minifactory khususnya skala kampus. Ini akan membantu kebutuhan *scaffold*, yang selama ini yang masih impor walaupun ada produk lokal Indonesia tetapi belum mencukupi kebutuhan.

Scaffold selain porous harus biokompetibel dan biodegerable pada waktu diimplan. Material BCP merupakan salah satu material yang digunakan untuk produk *scaffold* karena beberapa pertimbangan diantaranya pengaturan degradasi yang bisa dikontrol juga memenuhi sifat-sifatnya, sedangkan kelemahannya hanya pada sifat mekanik yang rendah. Untuk mengatasi hal itu perlu ditambah penguat untuk mendukung kekuatan mekanik tetapi masih mempertimbangkan sifat biokompetibel dan biodegerable.

Memanfaatkan material penguat akan mengurangi prosentasi berat material BCP dan membantu dari nilai ekonomis. Penguat kulit kerang srimping dan lembaran gelatin merupakan material alami, selain gampang dicari, murah dan tersedia di alam. Dengan pengabungan dua material yang memiliki sifat-sifat yang berbeda, diharapkan *scaffold* memiliki sifat yang terbaik dari kedua material, dapat berguna bagi khalayak umum dan membantu masyarakat yang menderita penyakit tulang atau akibat kecelakaan dengan harga sesuai ekonomi rakyat Indonesia.

Scaffolds dengan material penguat akan mengurangi prosentasi berat material BCP dan membantu dari nilai ekonomis. Penguat kulit kerang srimping dan lembaran gelatin merupakan material alami, selain gampang dicari, murah dan tersedia di alam. Dengan pengabungan dua material yang memiliki sifat-sifat yang berbeda, diharapkan *scaffold* memiliki sifat yang terbaik dari kedua material, dapat berguna bagi khalayak umum dan membantu masyarakat yang menderita penyakit tulang atau akibat kecelakaan dengan harga sesuai ekonomi rakyat Indonesia.

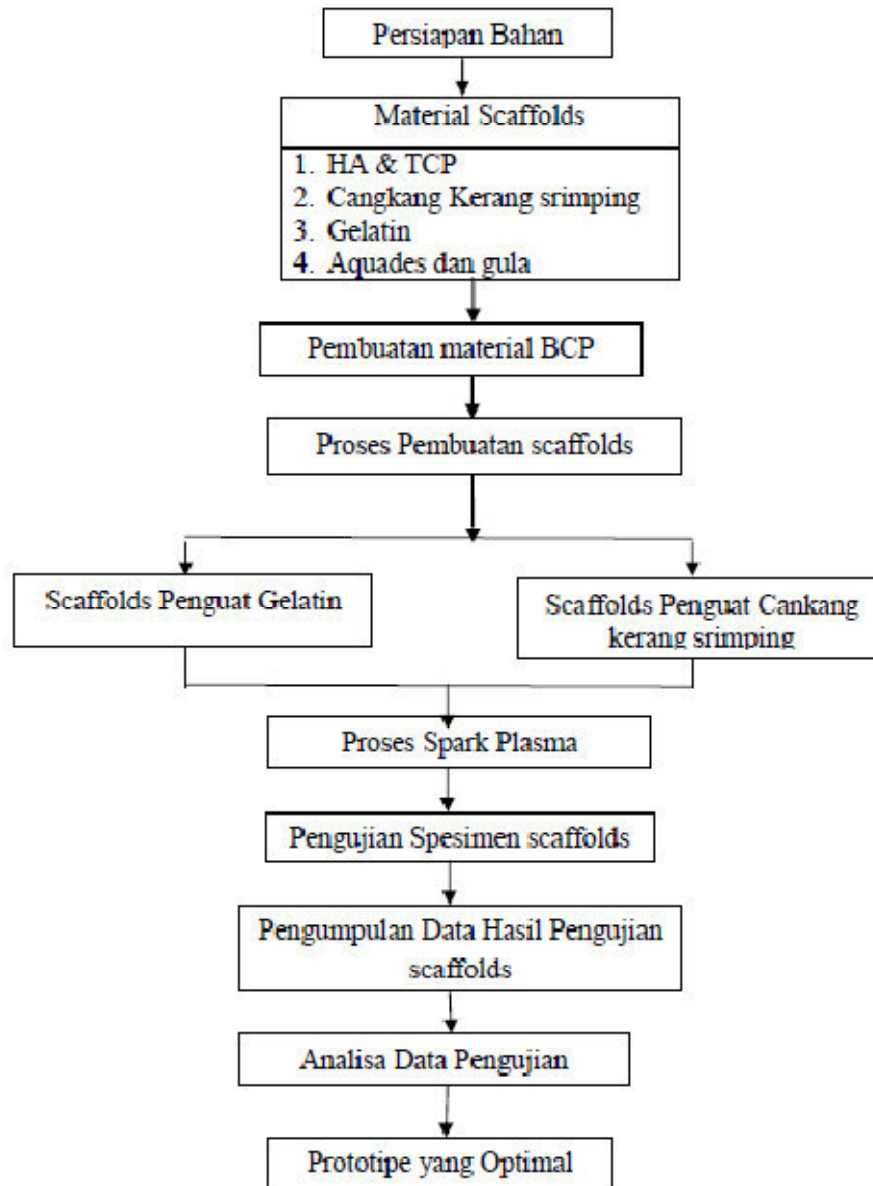
Tujuan penelitian menekankan optimasi prototipe *scaffold* melalui karakterisasi material *scaffold* dan desain pembuatan dengan Metode *Functionally Grade Material*, yaitu sebagai berikut:

- 1). Studi karakteristik masing-masing material yang akan diteliti
- 2). Kajian pembentukan *scaffold* dari beberapa desain prototipe dan variasi manufaktur

3). Pengujian sifat mekanik dari beberapa desain.

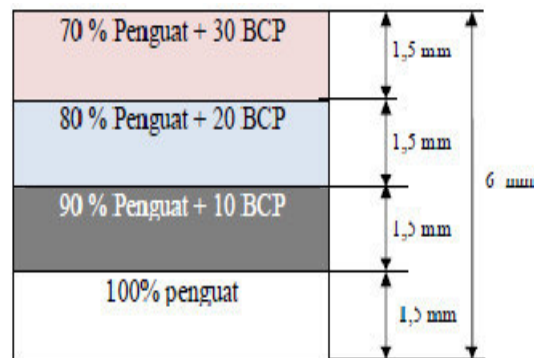
METODE PENELITIAN

Penelitian dilakukan menurut diagram alur pada Gambar 1.



Gambar 1. Diagram Alur Penelitian

Material serbuk biphasis calcium phosphate (BCP) dengan komposisi perbandingan yang memiliki sifat paling optimal, dimisalkan 80 % hidroxyapatit (HA) dan 20 % *tricalcium phosphate* (β -TCP), ukuran butir (10-20) μm . Sedangkan penguat yang digunakan yaitu kulit kerang srimping dan lembar gelatin. Benda uji dibuat dengan cetakan karbon berbentuk silindris, terdiri dari 4 lapis dengan ketebalan yang sama untuk tiap lapisnya (1,5 mm), tebal total spesimen implant tulang 6 mm. Komposisi (100 %) untuk lapisan paling bawah adalah penguat kulit kerang srimping atau lembar gelatin, lapisan kedua 90 % penguat + 10 % BCP, lapisan ketiga 80 % penguat + 20 % BCP dan lapisan paling atas 70 % penguat + 30 % BCP, seperti terlihat pada Gambar 2.



Gambar 2. Susunan Benda Uji *Functionally Grade Material* (FGM)

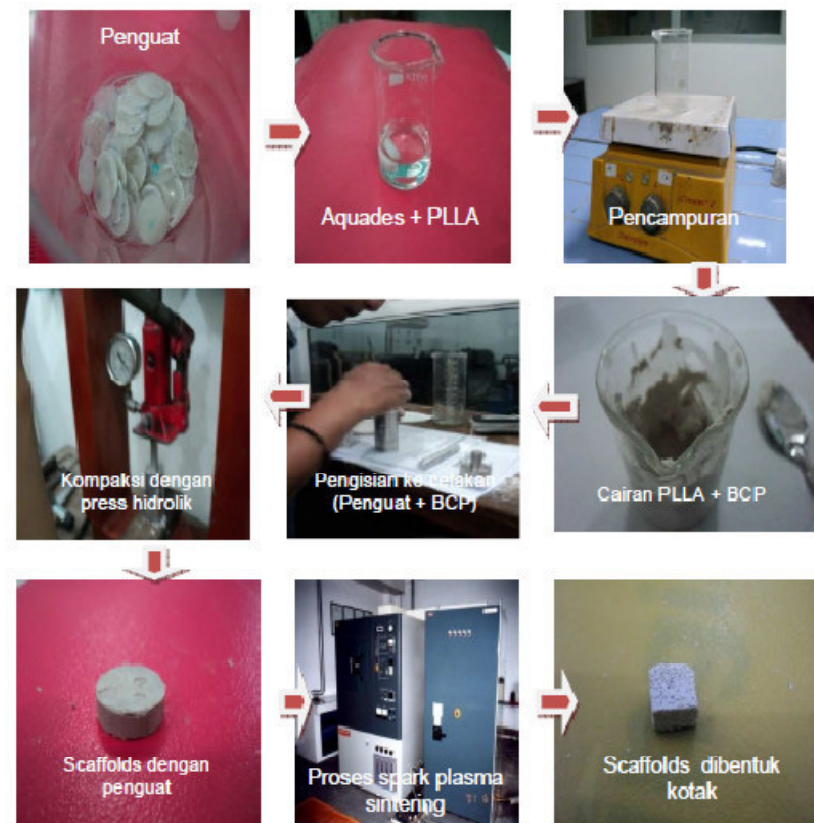
Pembuatan *scaffolds*

Komposisi (100 %) untuk lapisan paling bawah adalah penguat kulit kerang srimping atau lembar gelatin, lapisan kedua 90 % penguat + 10 % BCP, lapisan ketiga 80 % penguat + 20 % BCP dan lapisan paling atas 70 % penguat + 30 % BCP. Benda uji selanjutnya memasuki proses sintering dengan teknik *pulse electric current sintering* (SPS-511L, Japan) sampai mencapai suhu 800-900°C dengan laju pemanasan 110-130°C/menit dalam kondisi vakum. Gaya yang digunakan untuk menekan adalah 4-6 kN. Langkah-langkah pembuatan *scaffolds* diperlihatkan pada Gambar 3.

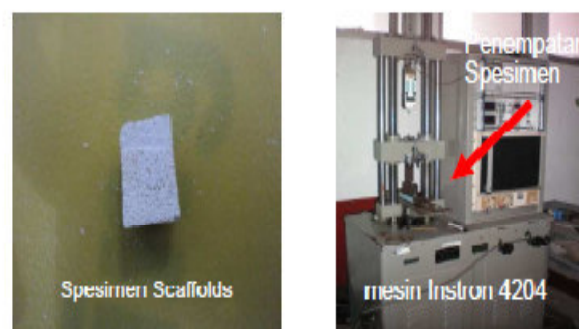
Uji Ketangguhan Retak atau tekan

Hasil dari produk dipotong berbentuk balok segi empat untuk pengujian ketangguhan retak (*fracture toughness*). Benda uji disiapkan untuk pengujian ketangguhan retak

dengan 3 titik tekuk dengan retak tepi tunggal standar ASTM E-20. Pengujian ini dilaksanakan dengan menggunakan mesin Instron 4204 buatan Amerika Serikat. Retak awal (*initial crack*) disiapkan dengan menggunakan pemotong intan (diamond cutter) dengan ketebalan 0.1 mm pada lapisan dengan komposisi 70% penguat + 30% BCP. Gambar 4 menunjukkan proses uji ketangguhan retak atau tekan.



Gambar 3. Langkah-langkah pembuatan *scaffolds*.



Gambar 4. Uji ketangguhan retak atau tekan

Uji X-Ray Diffractometer

Sampel yang digunakan pada pengujian ini sama dimensinya dengan pengujian SEM yaitu lebar 5 mm dan tinggi 3 mm. Penembakan dilakukan di daerah lapisan ke lapisan, sehingga dapat mengidentifikasi jenis mineral yang terkandung dalam lapisan, baik secara total maupun khusus lapisan. Hasil pengujian sebuah sampel diprint-out dan dapat dicopy dengan perangkat pengcopy (*flashdisk*) untuk dapat diolah datanya dengan software lain semacam Origin-50. Gambar 5 menunjukkan proses pengujian struktur Kristal dengan mesin *X-Ray Diffractometer* (XRD).



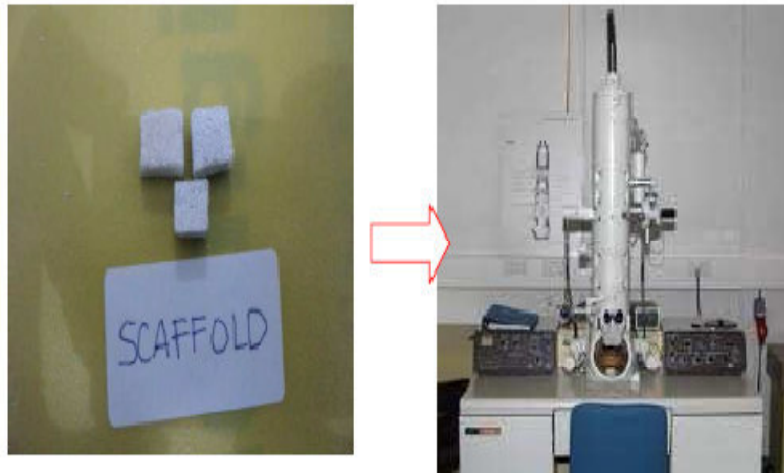
Gambar 5. Pengujian *X-Ray Diffractometer*

Pengujian SEM

Spesimen dipotong dengan lebar 5 mm dan tinggi 3 mm untuk mengetahui struktur mikro *scaffold* tulang mandibula. Posisi pemotretan pada daerah lapisan yang terdiri dari 4 lapis sehingga mewakili dari semua komposisi paduan sedangkan studi karakterisasi di daerah retakan, ukuran pori-pori dan interface antar lapisan untuk analisa hasil. Pengujian SEM di dilaksanakan di LPPT UGM Yogyakarta. Untuk proses pengujian SEM diperlihatkan pada Gambar 6.

Analisis data

Data yang diperoleh akan dianalisa secara statik untuk mengetahui pengaruh perbedaan. Untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada Tabel 1.



Gambar 6. Pengujian SEM

Tabel 1. Analisa data untuk pengambilan data

| Kode Sampel | Komposisi per layer (% wt) | Ketebalan Penguat (mm) | Gaya tekan (kN) | Temperatur (°C) | Laju pemanasan (°C/menit) | Pengujian |
|-------------|----------------------------|------------------------|-----------------|-----------------|---------------------------|--|
| 1/K | 70 % kerang + 30 BCP | 0,5 | 4 | 800 | 110 | <ul style="list-style-type: none"> - Uji komposisi Kimia - Uji SEM - Uji Struktur kristal - Uji Ketangguhan Retak - Uji porositas - Uji Toksisitas |
| | 80 % kerang + 20 BCP | | | | | |
| | 90 % kerang + 10 BCP | 1 | | | | |
| | 100% kerang | | | | | |
| 2/K | 70 % kerang + 30 BCP | 0,5 | 6 | 900 | 110 | <ul style="list-style-type: none"> - Uji komposisi Kimia - Uji SEM - Uji Struktur kristal - Uji Ketangguhan Retak - Uji porositas - Uji Toksisitas |
| | 80 % kerang + 20 BCP | | | | | |
| | 90 % kerang + 10 BCP | 1 | | | | |
| | 100 kerang | | | | | |
| 1/G | 70 % gelatin + 30 BCP | 0,5 | 6 | 800 | 120 | <ul style="list-style-type: none"> - Uji komposisi Kimia - Uji SEM - Uji Struktur kristal - Uji Ketangguhan Retak - Uji porositas - Uji Toksisitas |
| | 80 % gelatin + 20 BCP | | | | | |
| | 90 % gelatin + 10 BCP | 1 | | | | |
| | 100% gelatin | | | | | |
| 2/G | 70 % gelatin + 30 BCP | 0,5 | 6 | 900 | 120 | <ul style="list-style-type: none"> - Uji komposisi Kimia - Uji SEM - Uji Struktur kristal - Uji Ketangguhan Retak - Uji porositas - Uji Toksisitas |
| | 80 % gelatin + 20 BCP | | | | | |
| | 90 % gelatin + 10 BCP | 1 | | | | |
| | 100% gelatin | | | | | |

HASIL DAN PEMBAHASAN

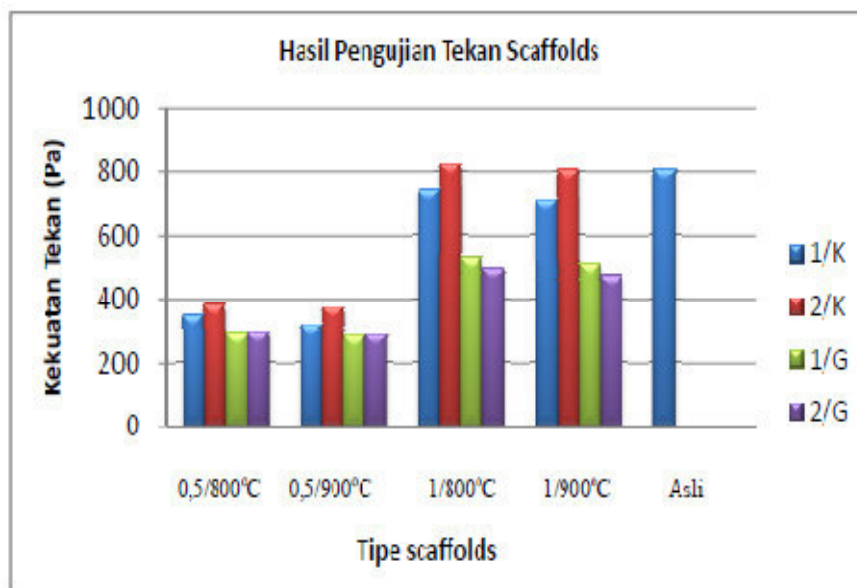
Hasil yang dicapai meliputi: uji komposisi kimia, uji struktur kristal, uji struktur-mikro, uji ketangguhan retak atau tekan, uji porositas. Berikut ini tahapan dari Penyediaan material, pencetakan, proses sintering dan pengujian *scaffolds*.

Uji Ketangguhan Retak atau Tekan

Hasil dari produk dipotong berbentuk balok segi empat untuk pengujian ketangguhan retak (*fracture toughness*). Benda uji disiapkan untuk pengujian ketangguhan retak dengan 3 titik tekuk dengan retak tepi tunggal standar ASTM E-20. Pengujian ini dilaksanakan dengan menggunakan mesin Instron 4204 buatan Amerika Serikat. Retak awal (*initial crack*) disiapkan dengan menggunakan pemotong intan (*diamond cutter*) dengan ketebalan 0.1 mm pada lapisan dengan komposisi 70% penguat + 30% BCP.

Dari data menampilkan tipe *scaffolds* tipe 1/K dan 1/G dengan ketebalan 0,5 mm dan 1 mm memiliki kekuatan paling rendah dibandingkan dengan 2/K dan 2/G. Kekuatan tekan paling rendah pada *scaffolds* dimiliki oleh *scaffolds* tipe 1/K dengan ketebalan penguat 0,5 mm dan disintering pada suhu 900oC sebesar 320 Pa. Penyebab kekuatan tekan yang rendah dikarenakan pada *scaffolds* tipe 1/K dan 1/G menggunakan penguat satu layer atau satu lapis pada susunan *scaffolds*. Penguat dalam komposit memiliki kekutan lebih tinggi dibandingkan matrik (**Calister, 2003**). Pengaruh temperatur sintering pada kekuatan tekan memiliki pengaruh yang kuat. Semakin tinggi temperatur sintering, kekuatatan tekan *scaffolds* akan rendah, dimana bisa dilihat pada Gambar 7. Ini berlaku pada semua tipe *scaffolds* baik pada ketebalan penguat 0,5 dan 1 mm.

Temperatur sintering yang tinggi mengakibatkan *scaffolds* semakin rapuh dan porous, disamping itu kekuatan ikatan antar partikel semakin lemah. Lemahnya ikatan partikel mengakibatkan *scaffolds* sangat getas, secara tidak langsung kekuatan tekan rendah. Tipe *scaffolds* mandibular yang memiliki kekuatan tekan paling baik dimiliki oleh tipe 2/K pada temperatur sintering 800°C sebesar 824 Pa. Kekuatan tekan *scaffolds* ini masih dibawah kekuatan tekan *scaffold* asli atau *scaffolds* pabrikan. Untuk kekuatan tekan *scaffolds* asli sebesar 806 Pa dan memiliki selisih dengan kekuatan *scaffolds* terbaik sebesar 82 Pa.



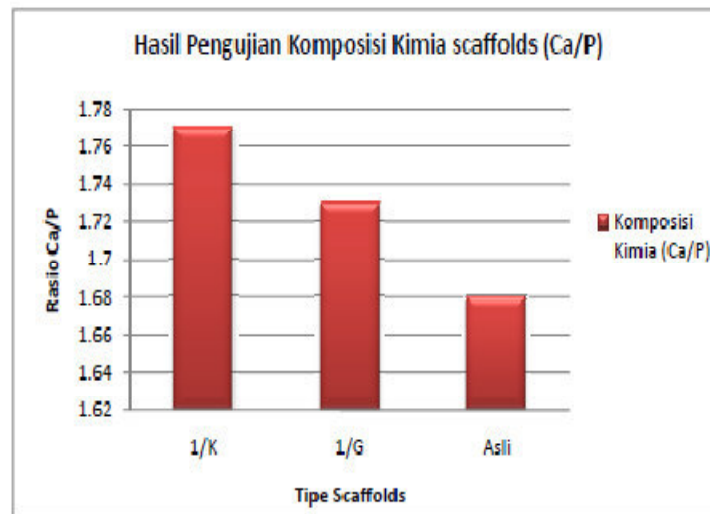
Gambar 7. Hasil Pengujian Tekan *Scaffold* Mandibular

Uji Komposisi kimia

Untuk komposisi kimia untuk mengetahui kandungan *scaffolds* yang terkandung yaitu Ca dan P atau rasio Ca/P yang terbentuk. Proses pembuatan spesimen *scaffolds* menggunakan acuan standar ASTM E-8 menggunakan mesin Spektrometer Merk. Hasil uji komposisi kimia dengan perbandingan rasio Ca/P. Pengujian komposisi kimia dilakukan sebanyak 3 (tiga) sampel, karena komposisi kimia dipengaruhi dari kandungan yang terkandung dalam material. Sampel yang digunakan yaitu *scaffolds* tipe 1/K, 1/G, dan asli. Untuk *scaffolds* tipe 1/K, 1/G menggunakan temperatur sintering 900°C. Terlihat dari hasil pengujian pada Gambar 8. untuk *scaffolds* tipe 1/K memiliki rasio Ca/P terbentuk 1,77 dan tipe 1/K untuk rasio Ca/P terbentuk 1,73. Untuk rasio ideal Ca/P sebesar 1,67 karena komponen utama tulang manusia merupakan kalsium fosfat yang paling stabil di bawah kondisi fisiologi normal dan dapat diterima oleh tubuh manusia (Narasaraju., 1996).

Untuk kandungan *scaffolds* tipe 1/K dan 1/G memiliki kandungan kalsium (Ca) yang terlalu besar dibandingkan fosfor (P). Semakin tinggi rasio Ca/P akan memperlambat proses resorpsi atau penguraian (Prabakaran, 2005). Material Biphasic calcium phosphates (BCP) lebih bisa mengontrol proses resorpsi dan substitusi biomaterial tulang. Daculsi menemukan yang optimal keseimbangan fase lebih stabil HA

dan TCP lebih mudah larut, memungkinkan untuk secara bertahap mengontrol pembubaran dalam tubuh, pembibitan pembentukan tulang baru seperti melepaskan ion kalsium (Ca^{2+} dan fosfat (PO_4^{3-}) ke dalam media biologis (Aoki., 1991). Pada *scaffolds* asli atau komersil memiliki rasio Ca/P sebesar 1,67 atau ideal dengan material HA.



Gambar 8. Hasil pengujian komposisi kimia *scaffolds*

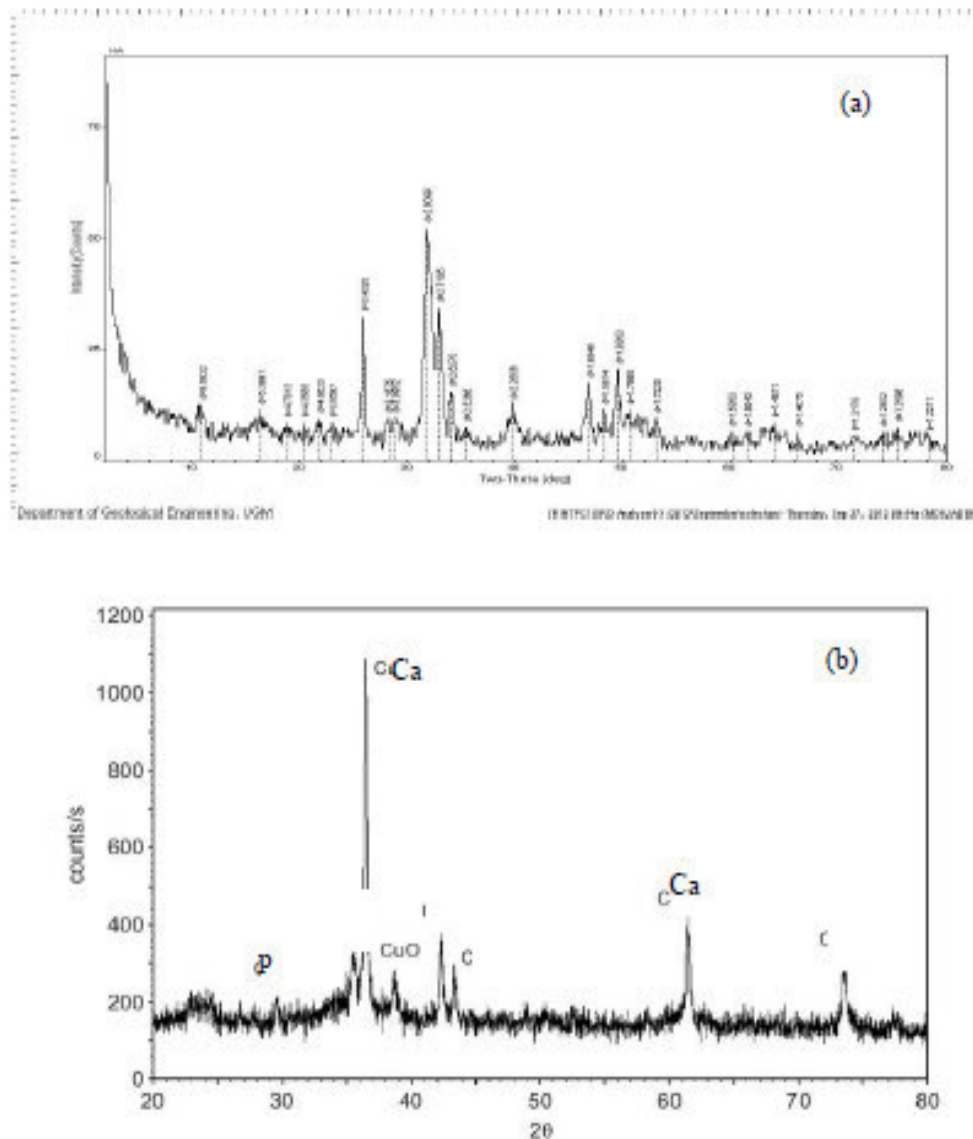
Uji *X-Ray Diffractometer* (XRD)

Dimensinya pengujian XRD yaitu lebar 5 mm dan tinggi 3 mm. Penembakan dilakukan di daerah lapisan ke lapisan, sehingga dapat mengidentifikasi jenis mineral yang terkandung dalam lapisan, baik secara total maupun khusus lapisan. Hasil pengujian sebuah sampel diprint-out dan dapat dicopy dengan perangkat pengcopy (flashdisk) untuk dapat diolah datanya dengan software lain semacam Origin-50.

Hasil pengujian dengan mesin *X-Ray Diffractometer* (XRD) untuk *Scaffolds* tipe 1/K dengan temperatur sintering 900°C memberikan difraktogram dengan puncak-puncak yang tajam dengan intensitas yang tinggi. Hal ini menandakan bahwa sampel telah berbentuk kristal dengan tingkat kristalinitas yang tinggi atau kristal yang sempurna, bagaimana ditampilkan pada Gambar 9a.

Trend kristalinitas sampel yang telah disajikan mengindikasikan bahwa temperatur menentukan proses kristalisasi bahan tersebut. Dari data tersebut juga dapat diketahui bahwa kalsinasi pada temperatur 900°C memberikan hasil yang terbaik, atau menunjukkan

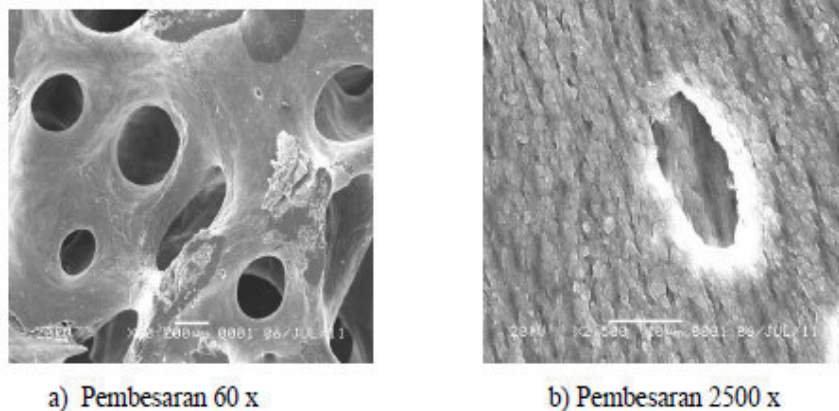
temperatur yang optimum. Kesamaan pola difraksi ini mengindikasikan bahwa sampel hasil kalsinasi berupa hidroksi apatit. Sedangkan untuk *Scaffolds* tipe 1/K dengan temperatur sintering 800°C memberikan difraktogram dengan puncak-puncak yang lebar dan intensitas yang rendah. Pola seperti ini menggambarkan bahwa sampel tersebut berfase semi kristal atau mempunyai kristalinitas yang masih rendah kalsinasi. Untuk hasil pengujian XRD pada temperatur 800°C ditampilkan pada Gambar 9b.



Gambar 9. Pola skala *scaffolds* uji XRD dengan variabel temperatur sintering a). 900°C, dan b). 800°C

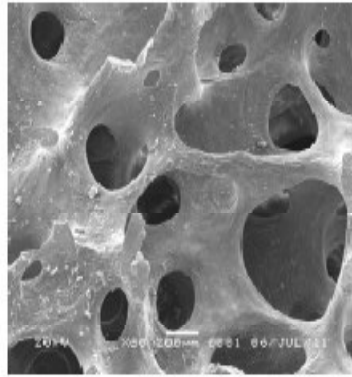
Uji SEM

Spesimen dipotong dengan lebar 5 mm dan tinggi 3 mm untuk mengetahui strukturmikro *scaffold* tulang mandibula. Posisi pemotretan pada daerah lapisan yang terdiri dari 4 lapis sehingga mewakili dari semua komposisi paduan sedangkan studi karakterisasi di daerah retakan, ukuran pori-pori dan interface antar lapisan untuk analisa hasil. Hasil uji SEM untuk strukturmikro *scaffolds* tipe 1/K pada temperatur sintering 800°C disajikan dalam Gambar 10 dengan pembesaran 60x dan 2500x.

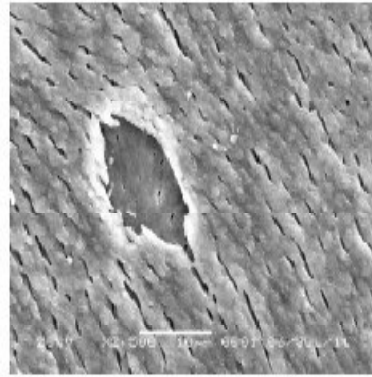


Gambar 10. Strukturmikro *Scaffolds* tipe 1/K pada temperatur sintering 800°C
a) pembesaran 60x dan b) pembesaran 2500x

Gambar 10a menunjukkan porous interkoneksi *scaffolds* mandibular. Diameter porous $\pm 150 - 200 \mu\text{m}$. Sedangkan Gambar 10b menunjukkan detail permukaan pori-pori lubang *scaffolds*. Gambar 11a menampilkan strukturmikro *scaffolds* tipe 1/K pada temperatur sintering 900°C dengan pembesaran 60x, sedangkan Gambar 11b dengan pembesaran 2500 x dan lebih fokus pada diameter pori-pori. Dimana diameter porous lebih besar dari temperatur sintering 800°C yaitu $\pm (200-300) \mu\text{m}$, dikarenakan pada temperatur yang tinggi akan membuat kandungan Ca dan P menjadi hilang dan menjadikan diameter pori-pori menjadi lebih besar.



a) Pembesaran 60 x

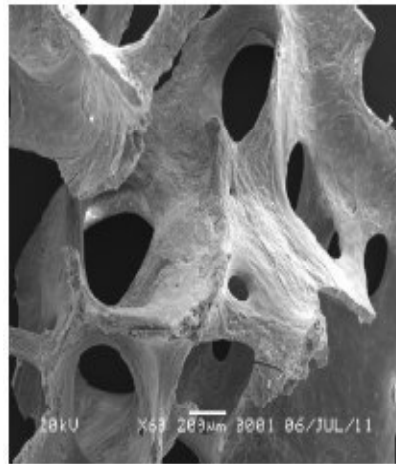


b) Pembesaran 2500 x

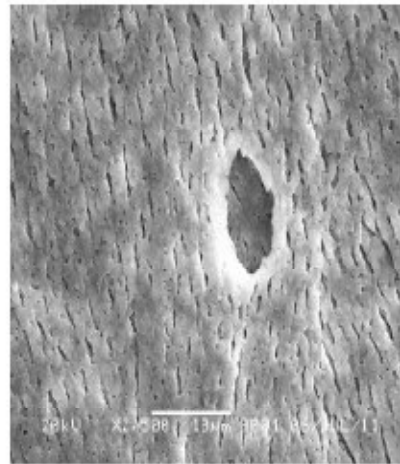
Gambar 11. Struktur mikro *Scaffolds* tipe 1/K pada temperatur sintering 900°C

a) in pembesaran 60x dan b) pembesaran 2500x

Scaffolds tipe 1/G atau berpenguat gelatin pada temperatur sintering 800°C disajikan dalam Gambar 12 dengan pembesaran 60x dan 2500x . Diameter porous \pm (180–250) μm . Permukaan dinding *scaffolds* lebih bersih dan cerah dibandingkan dengan berpenguat kulit kerang tetapi, kekuatan tekan pada penguat gelatin lebih rendah dan getas.



a) Pembesaran 60 x

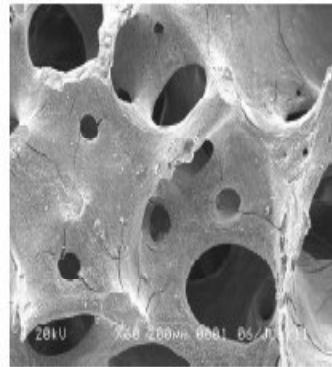


b) Pembesaran 2500 x

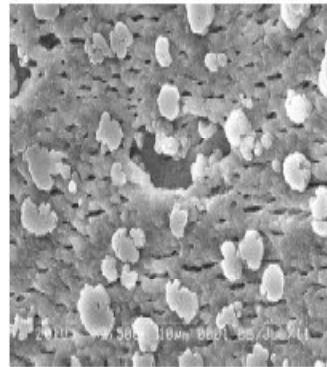
Gambar 12. Struktur mikro *Scaffolds* tipe 1/G pada temperatur sintering 800oC

a) pembesaran 60x dan b) pembesaran 2500x

Gambar 13a menampilkan struktur mikro *scaffolds* tipe 1/G pada temperatur sintering 900°C dengan pembesaran 60x sedangkan Gambar 13b dengan pembesaran 2500x. Dimana memiliki diameter porous $\pm (250-350) \mu\text{m}$.



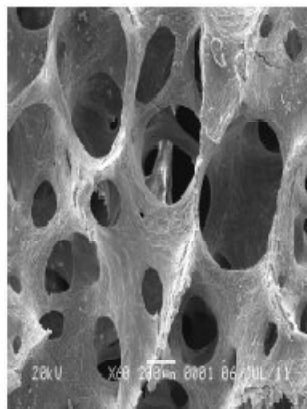
a) Pembesaran 60 x



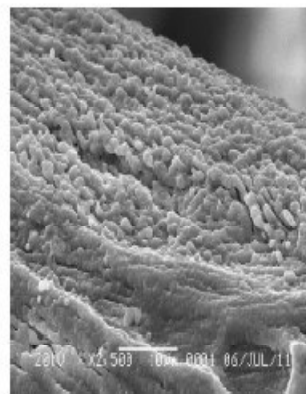
b) Pembesaran 2500 x

Gambar 13. Struktur mikro *Scaffolds* tipe 1/G pada temperatur sintering 900°C
a) in pembesaran 60x dan b) pembesaran 2500x

Struktur mikro *scaffolds* asli atau komersil ditampilkan pada Gambar 14. *Scaffolds* komersil akan dijaudikan pembanding pada penelitian ini. Diameter pori-pori *scaffolds* $\pm (200-300) \mu\text{m}$. Diameter pori-pori ini dimiliki oleh *scaffolds* tipe 1/G baik pada temperatur sintering 800°C maupun 900°C.



a) Pembesaran 60 x



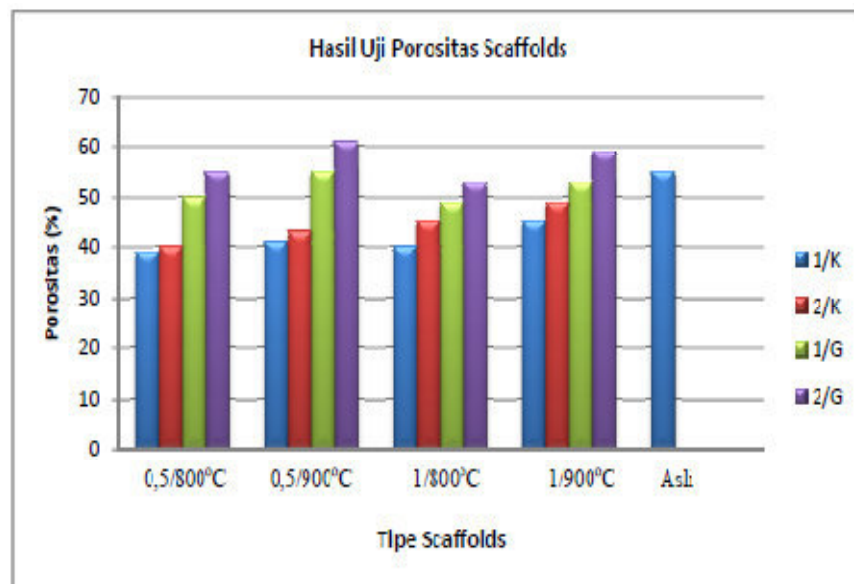
b) Pembesaran 2500 x

Gambar 14. Struktur mikro *Scaffolds* Asli
a) pembesaran 60x dan b) pembesaran 2500x

Uji porositas

Pengujian porositas ditentukan dengan cara menimbang berat sampel material berpori pada saat kering dan pada saat jenuh air. Dapat mengetahui rapat massa pada saat kering dan basah, maka porositas dapat dihitung dengan volume massa material (V) yang tidak terisi benda padat di bagi volume total. Porositas *scaffolds* semakin tinggi semakin baik, tetapi akan mempengaruhi kekuatan mekanik atau kekuatan tekan. Pada porositas *scaffolds* semua tipe akan berpengaruh terhadap besarnya porositas, dimana bisa dilihat pada Gambar 15. Semakin tinggi dari temperatur sintering akan memperbesar porositasnya. Pada *scaffolds* tipe 1/K berpenguat kerang dengan ketebalan 0,5 pada temperatur sintering 800°C memiliki porositas paling rendah yaitu 39%, sedangkan suhu 900°C untuk porositas naik 41%.

Dilihat dari grafik dan Tabel untuk *scaffolds* yang ideal sesuai dengan *scaffolds* asli yaitu porositas 55 % dimiliki oleh *scaffolds* tipe 1/G temperatur sintering 900°C dan 2/G temperatur sintering 800°C . *Scaffold* yang porositasnya sangat tinggi dimiliki oleh *scaffold* 2/G pada temperatur sintering 900°C dan ketebelan penguat 1 mm yaitu 61 %.

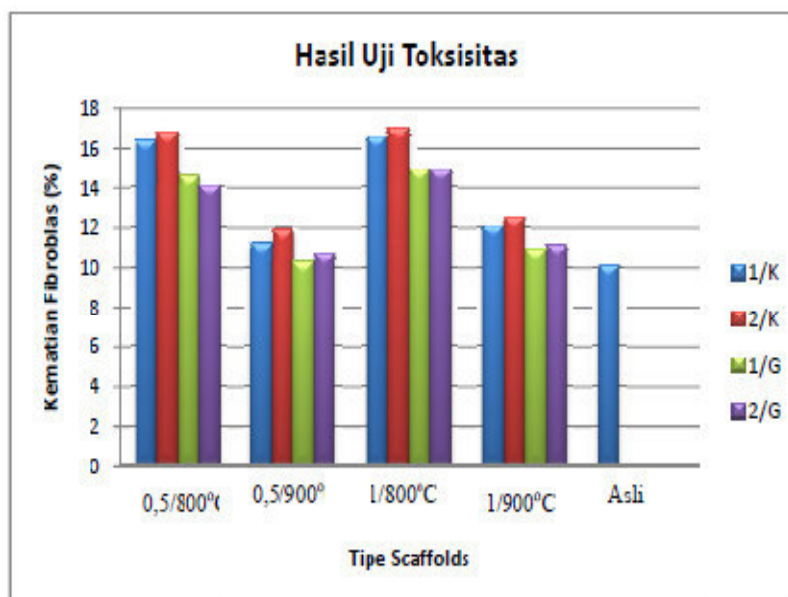


Gambar 15. Hasil uji porositas *scaffolds* mandibular

Uji Toksisitas

Uji toksisitas secara *in vitro* dilakukan berdasarkan modifikasi **Sharma et al. (2009)**. Sampel masing-masing sebanyak 2 gram dibuat menjadi pelet, kemudian pelet dimasukkan ke dalam 100 mL larutan SBF di cawan porselen. Sampel direndam dalam larutan SBF dan diambil setelah 14, 21, 30 hari dan kemudian larutan disaring menggunakan kertas saring whatman No 40 selanjutnya ditentukan dengan AAS. Penentuan dengan AAS bertujuan menentukan kadar kalsium (Ca^{2+}) yang terdapat dalam larutan.

Hasil uji toksisitas pada *scaffolds* mandibular dari semua tipe yang diterangkan pada Gambar 16. untuk temperatur sintering 800oC memiliki toksisitas yang tinggi dibandingkan dengan temperatur sintering 900oC. Pada tempertaur sintering 800oC kalau dilihat dari strukturmikro masih menunjukkan kandungan material organiknya dari penguat yang menempel pada dinding *scaffolds*, sehingga biokompatibel dari material sangat rendah. Untuk *scaffolds* temperatur sintering 900oC menampilkan kematian sel fibroblas yang rendah yaitu 10,3%, yaitu pada *scaffolds* tipe 1/G berpenguat gelatin ketebalan 0,5 mm. Kematian sel fibroblas yang rendah disebabkan material *scaffolds* sudah kompatibel dan tidak toksit. *Scaffolds* asli memiliki toksisitas yang rendah yaitu 10,1% terjadi selisih 0,2 dengan *scaffolds* yang paling rendah kematian Sel Fibroblas.



Gambar 17. Hasil uji toksisitas

KESIMPULAN

Dari penelitian yang telah dilakukan maka bisa diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Bertambahnya temperatur sintering *scaffold* baik pada penguat gelatin maupun kerang srimpin akan menurunkan kekuatan tekan, tetapi meningkatkan prosentase porositas.
2. Rasio Ca/P mendekati ideal pada *scaffold* penguat gelatin dengan meningkatnya temperatur sintering.
3. Ketebalan semakin tinggi akan meningkatkan kekuatan tekan.

DAFTAR PUSTAKA

- Albayrak O, El-Atwani O, Altintas S. (2008). Hydroxyapatite Coating on Titanium Substrate by Electrophoretic Deposition Method: Effects of Titanium Dioxide Inner Layer on Adhesion Strength and Hydroxyapatite Decomposition. *Surf Coatings Technol* 202: 2482-2487.
- Aoki H. (1991). *Science Medical Applications of Hydroxyapatite*. Tokyo: JAAS
- American Society for Testing and Materials E-290 Vol.2, (2002).
- Carle Foundation Hospital in January (2010).
- Dingman, R.O., and Natvig, P. (1964) *Surgery of Facial Fractures*. Philadelphia, Saunders.
- D. F. Williams, "Bone Engineering", 1st edition, Em squared, Toronto., (2008), p. 577.
- Departemen kelautan dan perikanan republic Indonesia, (2000)
- Encyclopædia Britannica Technical Support Site inc, (2007)
- Guarino V, Causa F, Ambrosio L, *Bioactive Scaffold for bone and ligament tissue*, *Expert Rev. Medical Devices* 2007;4(3): 405-418.
- Hench, L. L., "Bioceramics: From Concept to Clinic", *J. Am. Ceram. Soc.*, 74, 1487-1510, (1991).
- Indonesia scientific services magazine, Vo.1 No. 1 Agustus 2005.
- Joseph D . Bronzino (2003)., *The Biomedical Engineering Handbook*, Second Edition. 2 Volume Set.
- Javidi M et al. 2008. Electrophoretic Deposition of Natural Hydroxyapatite on Medical Grade 316L Stainless steel. *Mater Sci Eng C*. article in press.
- Jung Sang Cho and Chong-Pyong Chung., 2010 "Bioactivity and Osteoconductivity of Biphasic Calcium Phosphates" Vol. 1 (2011), Article ID D101129, 3 pages.
- Karel Balik., porous composite material with polyamide reinforcement and siloxane matrik with nano-hydroxyapatite as biomaterial. *Acta Research Reports*, No. 18, 43-51, 2009.
- Levin, M.P., Getter, L., and Cutright, D.E. A comparison of iliac marrow and biodegradable ceramic in periodontal defects. *J. Biomed. Mater. Res.* 9, 183, 1975
- Mitragotri S, Lahann J. Physical approaches to biomaterial design. *Nat Mater* 2009;8(1):15-23.

- Pierce JD, Pierce J, Stremming S, Fakhari M, Clancy RL (2007). The Role of Apoptosis in Respiratory Diseases. *Clinical Nurse Specialist*;21(1):22-8
- Prof. Black (1992) IMN Biomaterials, a professional consultancy in Biomaterials and Orthopaedic Engineering: B-367.
- Rezwan K, Chen QZ, Blaker JJ, Boccaccini AR. Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite *Scaffold* for bone tissue engineering. *Biomaterials* 2006; C-3431.
- Roshdy George S Barsoum 1997 *Smart Mater. Struct.* 6 117 doi:10.1088/0964-1726/6/1/014.
- Singare.S, Reece GP,(2004). Mandibular restoration in the cancer patient: microvascular surgery and implant prostheses. *Tex Dent J* ;109(6):23–6.
- Shihong Li, 2003, Macroporous Biphasic Calcium Phosphate *Scaffold* with High Permeability/Porosity Ratio. Volume 9, Number 3, Netherlands
- Stosic, S., Novakovic, M., Jovic, N., Mirkovic, Z., Bogeski, T., Loncarevic, S., Cvetinovic, M. (1997) Vascularized fibular graft in the reconstruction of posttraumatic mandibular defects. *Vojnosanitetski pregled*, 54(4 Suppl): 27-31.
- W. G. Billotte., (2003) "Ceramic Biomaterials," in *The Biomedical Engineering Handbook*, 2nd Edition, ed. by J. D. Bronzino, Washington, D. C., (CRC Press) pp.~38-1--38-33.
- W. Pompe, K. Flade, M. Gelinsky, B. Knepper-Nicolai, A. Reinstorf (2003): The role of osteocalcin in the remodeling of biomimetic hydroxyapatite-collagen materials for bone replacement. In: A. Deutsch, J. Howard, M. Falcke, W. Zimmermann (Eds.): *Function and regulation of cellular systems: experiments and models*, pp. 177-183. Birkhäuser, Basel.
- www.energyefficiencyasia.org ©UNEP 2006.

PENULIS:

1. SAIFUDIN ALI ANWAR,
Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Muhammadiyah Semarang
email: Banguddin@yahoo.com
2. SOLECHAN
Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Semarang
email: Solechan1981@gmail.com
3. SAMSUDI RAHARJO
Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Semarang
email: samraharjo2@gmail.com