

I. PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Kasus kerusakan tulang yang terjadi ditengah masyarakat terus bertambah. Hal ini disebabkan oleh berbagai faktor dan data kuantitatif sampai saat ini belum begitu banyak. Berdasarkan data WHO tahun 2011-2012 terdapat 1,3 juta orang menderita patah tulang akibat kecelakaan lalu lintas. Menurut Depkes RI 2011 dari sekian banyak kasus kerusakan tulang di Indonesia faktor kecelakaan memiliki faktor yang paling tinggi yaitu 46,2 %. Salah satu contoh kasus kerusakan tulang akibat kecelakaan ada sekitar 19.629 orang dari 45.987 orang yang ada di Jawa Timur (Noorisa dkk 2017).

Selain karena kecelakaan, faktor yang menyebabkan kerusakan tulang juga dapat ditimbulkan oleh penyakit atau *degenerative* tulang itu sendiri, seperti pengeroposan tulang, kanker tulang atau cacat tulang lainnya. Kerusakan pada jaringan tulang itu apabila tidak diperbaiki akan berakibat cacat permanen pada penderitanya, untuk mengatasi itu semua perlu diobati atau diperbaiki. Hal ini menyebabkan kebutuhan akan material implan di dunia setiap tahun terus meningkat (Ragavenda *et al*, 2017).

Persyaratan untuk dapat menjadi material implan adalah memiliki sifat *biocompatible*, *bioactive*, tidak beracun dan lain-lain. Selain itu pemasangannya mudah dan harganya juga murah (Orlovski *et al*, 2012).

Untuk bisa mengetahui karakteristik implan yang baik dan sesuai dengan karakteristik tulang manusia, maka perlu dilakukan penelitian mengenai karakteristik sifat-sifat tulang tersebut sebagai referensi dalam desain material implan. (Orlovski *et al*, 2012). Dalam hal ini penggunaan sampel dari tulang manusia sangat sulit di dapatkan selain itu agama dan budaya timur masih menganggap pengujian tulang manusia sebagai hal yang dilarang sehingga perlu dicari material alternatif pengganti tulang manusia yang karakteristiknya hampir sama (Ramakhrisna *et al*, 2001). Selama ini untuk mengganti dan memperbaiki fungsi tulang dilakukan dengan memanfaatkan material logam. Namun penggunaan logam ini memiliki beberapa kelemahan antara lain: harganya mahal, pemasangannya berjangka artinya dalam jangka tertentu harus dibuka kembali, bersifat korosif dan memberikan efek negatif lainnya. Untuk mengatasi

kelemahan yang dimiliki oleh material logam ini dicarikan material alternatif, yaitu dengan memanfaatkan material alami yang memberikan keuntungan-keuntungan dan memiliki fungsi yang lebih baik dalam memperbaiki dan mengganti tulang manusia. Selain itu juga harganya relatif lebih murah dan ketersediaannya juga sangat melimpah. Oleh karena itu perkembangan teknologi material terus dilakukan.

Berbagai usahapun telah dilakukan untuk mencari jenis material yang terbaru. Material tersebut diharapkan mampu memenuhi kebutuhan yang diinginkan. Material yang sudah adapun ditingkatkan mutu dan kualitasnya. Salah satu usaha untuk melakukan perbaikan bagi material dengan mengembangkan bahan-bahan biomaterial. Biomaterial merupakan bahan yang dapat digunakan dalam tubuh manusia dengan tujuan memperbaiki, mengobati dan meningkatkan mutu hidup orang tersebut (Nilson, 2004).

Dewasa ini pemanfaatan biomaterial sudah sangat berkembang baik di dunia industri, olahraga bahkan dunia medis. Di dunia medis salah satu pemanfaatan material ini adalah untuk *graft* tulang atau untuk implan (Legeroz., 1995). Pemakaian biomaterial ini diharapkan mampu memperbaiki dan mengganti fungsi tulang yang ada, sehingga kelangsungan hidup manusia itu tetap terjaga. Biomaterial yang diharapkan untuk *graft* tulang tersebut harus memenuhi kriteria-kriteria yang ada pada tubuh manusia yaitu dapat tumbuh dalam tulang, dapat menyesuaikan dengan tubuh manusia dan tidak memberi efek negatif atau beracun.

Biomaterial dapat diperoleh dari berbagai sumber, baik dari bahan organik maupun yang nonorganik. Salah satu material yang digunakan untuk *graft* tulang adalah hidroksiapatit. Hidroksiapatit merupakan senyawa mineral apatit dengan rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ yang dibuat dengan rasio konsentrasi (Ca/P 1,67. Sekitar 65% fraksi mineral di dalam tulang manusia tersusun atas hidroksiapatit. Hidroksiapatit telah secara luas dipergunakan untuk memperbaiki, mengisi, menambahkan dan merekonstruksi ulang jaringan tulang dan gigi yang telah rusak dan juga didalam jaringan lunak (Nayak, A.K, 2010).

Hidroksiapatit dapat diperoleh dari batu kapur, cangkang telur, dan dari tulang hewan. Dari berbagai tulang hewan yang mirip tulang manusia adalah dari tulang sapi.

Komposisi tulang sapi terdiri dari 93% hidroksiapatit dan 7% β -tricalcium phosphate. (Ooi, 2007)

Untuk memperoleh hidroksiapatit dari tulang sapi ini dapat diperoleh dengan berbagai teknik. Metode yang digunakan baik secara kimia (Jamarun *et al*, 2015), mekanik (Burmawi *et al*, 2018) maupun dengan kombinasi. Dari penelitian yang dilakukan perbandingan Ca/P yang didapat sudah mendekati nilai 1,67.

Produk-produk hidroksiapatit dari tulang sapi adalah produk yang memiliki peluang usaha yang sangat prospektif. Produk ini dikembangkan seiring dengan semakin berkembangnya gaya hidup kembali ke alam (*back to nature*). Hal ini dimulai oleh semakin sadarnya masyarakat negara-negara maju. Kecenderungan untuk menggunakan material pengganti tulang dengan bahan alam tidak hanya berlaku di Indonesia, tetapi juga berlaku di banyak negara. Material alam diyakini mempunyai efek samping yang lebih kecil dibandingkan material buatan modern. Dengan demikian kebutuhan penduduk dunia terhadap penggantian tulang secara alami sangat tinggi.

Hidroksiapatit yang berasal dari tulang sapi secara luas telah dipergunakan untuk mencangkok, memperbaiki, mengisi, penggantian tulang dan dalam pemulihan jaringan gigi. Hidroksiapatit memiliki biokompabilitas yang sangat baik dengan jaringan keras (tulang). Bioaktivitas adalah merekonstruksi ulang jaringan tulang yang telah rusak dan dapat juga terjadi dalam jaringan lunak (Nathanael, 2009, Hilal, M.K, 2014, Eny, 2012).

Temperatur pemanasan atau kalsinasi ternyata berpengaruh terhadap pembentukan komposisi dan mikrostruktur hidroksiapatit yang berasal dari tulang hewan dan manusia. Figueredo *et al*, 2010, menjelaskan bahwa untuk tulang sapi akan sangat mirip dengan tulang manusia pada proses kalsinasi pada temperatur berskisar 900-1200°C. Tulang sapi pada temperatur 900 dan 1200°C terjadi peningkatan densitasnya dan hal ini juga berpengaruh pada porositas dari material HAp yang terbentuk.

Porositas merupakan faktor yang penting dalam mempengaruhi sifat mekanik dari suatu material. Porositas yang terbuka berpengaruh kepada kekuatan impact dan tersalurnya cairan, sel dan bakteri dalam material. Pori material yang saling terhubung sangat menarik untuk aplikasi implan karena potensial dalam perkembangan jaringan

tubuh. Pori diperlukan untuk formasi jaringan, karena tempat dapat tumbuh dan berkembangnya sel. Permukaan yang berpori berpengaruh dengan kekuatan mekanikal, fungsi biomaterial implan dan dengan pembentukan jaringan sekitarnya (Peon *et al*, 2004)

Secara umum teknik yang digunakan untuk membuat porositas pada sebuah biomaterial antara lain: *salt bleaching*, *gas foaming*, *phase separation*, *Freeze-drying* dan *sintering*. Pembuatan porositas tergantung pada material yang difabrikasi sebagai rangka. Sehingga sekarang ini banyak dikembangkan teknik pembentukan porositas dari rancangan aplikasi di lapangan.

Mi Zo *et al*, 2012, mengembangkan pembuatan rangka HAp-Chitosan dengan menggunakan *robotic dispensing system*. Ternyata porositas yang dihasilkan dengan system ini tidak seragam dan cukup besar. Sementara itu Zhuo Xiong *et al*, 2002, melakukan pabrikasi porositas rangka dengan metoda *Low-temperature deposition* dengan memanfaatkan matrik PLLA/TCP. Metoda ini menghasilkan kekuatan tekan material yang di bentuk sangat rendah.

Namun pada penelitian yang dilakukan Lee *et al*, 2009, pembuatan biokomposit dengan material PMMA/SiO₂-CaO. Pembuatan biokomposit ini menghasilkan peningkatan nilai kekerasan yang cukup baik sebesar 140,5 MPa. Demikian juga ukuran butir dan porositas menjadi lebih halus sehingga dapat meningkatkan sifat mekanik material lainnya.

Begitu juga untuk peningkatan kekuatan mekanik material HAp dilakukan dengan penambahan bahan additif yang bersifat biomaterial. Karaziha *et al*, 2010, melakukan penambahan material nano silica pada pembentukan HAp dengan proses sintering. Hal ini menyebabkan material biokomposit kekerasannya semakin menurun. Namun Hong Li *et al*, 2015, dengan penambahan Boron pada titania untuk pembentukan material biokomposit mampu meningkatkan sifat mekaniknya. Dengan melakukan kombinasi campuran penambahan terhadap gelas keramik, ternyata densitas yang dihasilkan lebih rendah .dan kekuatan mekanik yang belum memadai.

Demikian juga untuk mengatasi kekurangan dari material polymer anorganik maka digunakan material bioaktif gelas sebagai material pembentuk jaringan keras. Rahaman *et al*, 2010, melakukan penelitian dengan memvariasikan material silikat,

borosilikat dan borat. Penelitian dilakukan dengan beberapa metoda pembentukan seperti *solid freeform*, *Selection Laser Sintering*, *Frezze Extrusion Fabrication* dan *Robocasting*. Ternyata porositas, ukuran pori dan kekuatan material bioaktif gelas semakin meningkat. Boccaccini, 2010, melakukan pembuatan nanokomposit berbahan polymer/bioaktif gelas dengan metode sintesis kering. Metode ini memungkinkan dikembangkan bioaktif struktur nano. Ternyata penambahan serat gelas pada polymer mampu meningkatkan modulus elastisitas nanokomposit ini dan sangat baik untuk biomaterial.

Itatani *et al*, 2011, melakukan pembentukan superplastik dari keramik hidroksiapatit dengan B_2O_3 atau Na_2O . Pabrikasi dilakukan dengan metoda *pressure sintering* dan *pulse-current pressure sintering*. Temperatur sintering antara 1000 dan 1100°C selama 10 menit dan gaya kompaksi sebesar 50 Mpa. Dari hasil yang diperoleh terdapat perbedaan antara penambahan Na_2O dan B_2O_3 . Ternyata penambahan B_2O_3 memberikan efek peningkatan densitas yang lebih baik dari $T = 1000^\circ C$ sebesar 98,8 % dan meningkat pada $T = 1100^\circ C$ menjadi 99,3 %. Sementara itu ukuran partikel yang lebih halus dari Na_2O meningkat dari $T = 1000^\circ C$ ke $1100^\circ C$ sebesar 0,51 μm . Begitu juga dengan tegangan tarik terjadi peningkatan yang signifikan.

Sementara itu Porter *et al*, 2012, melakukan fabrikasi komposit HA-poly hidroksibutyrat dengan metode *centrifugation* (putaran). Dari proses yang dilakukan ternyata dapat meningkatkan porositas dari 64 % menjadi 67 %. Begitu juga dengan proses ini dapat meningkatkan kekuatan mekanik dari material komposit dari 35 MPa menjadi 105 MPa.

Penggunaan material komposit dalam perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi semakin meningkat. Hal ini menjadikan sebuah tantangan dalam ilmu material untuk mencari dan mendapatkan material baru yang memiliki nilai guna lebih serta memiliki dampak positif bagi lingkungan hidup (Constantin *et al*, 2012). Material komposit akhir-akhir ini mulai hadir disegala aspek kehidupan manusia. Material komposit masih memiliki banyak kemungkinan dalam hal pengembangannya. Karena sumber dan perlakuan pada material tersebut yang melimpah sehingga masih memungkinkan untuk menciptakan material baru sesuai dengan fungsinya.

Dalam penelitian ini dilakukan pembentukan material biokomposit hidroksiapatit dengan bahan tambah borosilikat sebagai pengikat. Teknik pembentukan menggunakan kombinasi teknik *pressure sintering* (tekanan, pemanasan).Sepanjang pengetahuan kami belum ditemukan laporan penelitian hidroksiapatit dengan borosilikat tentang sifat fisik maupun mekaniknya, sehingga mendorong penulis untuk meneliti masalah ini. Penelitian ini dilakukan dengan memvariasikan komposisi, gaya kompaksi cetakan dan temperatur sintering. Pencampuran material hidroksiapatit dari tulang sapi dan borosilikat menggunakan alat *planetary ball milling*. Hal ini bertujuan untuk meningkatkan sifat homogenisasi antara *filler* dan matrik menjadi lebih seragam dan tingkat ukuran butirnya semakin halus, sehingga diharapkan bisa mendapatkan kekuatan mekanik yang lebih baik.

1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang diatas maka dapat dirumuskan masalah yaitu:

1. Bagaimana mengolah limbah tulang sapi menjadi serbuk hidroksiapatit
2. Bagaimana penggunaan borosilikat dapat mempengaruhi karakteristik biokomposit berbasis hidroksiapatit.
3. Bagaimana pengaruh temperatur sintering, komposisi borosilikat dan gaya kompaksi cetakan dapat mempengaruhi sifat fisik dan mekanik Biokomposit Hidroksiapatit-borosilikat

1.3. Tujuan Penelitian

Untuk mendapatkan sifat fisik dan mekanik material Biokomposit antara campuran tulang sapi dengan borak dan silika meliputi sifat fisik dan mekanik dengan kombinasi teknik pembentukan *pressure sintering* Dalam hal ini diperlukan suatu konsep yang dituangkan dalam tujuan penelitian yaitu :

1. Menganalisis karakteristik hidroksiapatit yang berasal dari tulang sapi
2. Menganalisis karakteristik material biokomposit hidroksiapatit borosilikat.

3. Menganalisis pengaruh temperatur sintering, komposisi borosilikat dan gaya kompaksi cetakan terhadap densitas, porositas dan sifat mekanik material biokomposit Hidroksiapatit

1.4. Manfaat Penelitian

Adapun manfaat penelitian ini adalah:

1. Berkontribusi dalam menambah pengetahuan ilmu material terutama yang berkaitan dengan teknologi jaringan tulang atau material implant dengan menggunakan biokomposit HAP/Borosilikat.
2. Mengetahui densitas, porositas dan sifat mekanik material biokomposit berbahan dari material hidroksiapatit-borosilikat dengan teknik pembentukan *pressure sintering*
3. Mengembangkan penelitian tentang penggunaan teknologi mekanik dalam pembuatan material biokomposit untuk aplikasi material implant.

1.5. Kebaharuan Penelitian

Dari penelitian terdahulu telah diketahui pemanfaatan material tulang sapi sebagai sumber hidroksiapatit yang dimanfaatkan sebagai material implant telah banyak dikembangkan, terutama komposisi tulang sapi yang mirip dengan tulang manusia. Namun sejauh pengetahuan kami belum ditemukan laporan yang melakukan pembentukan material biokomposit hidroksiapatit-borosilikat dengan teknik pembentukan kombinasi *Pressure sintering*. Dengan memanfaatkan borosilikat sebagai penguat pada pembentukan komposit hidroksiapatit-borosilikat, karena borosilikat pada temperatur tinggi (dari beberapa literature) mampu berfungsi sebagai polimer.

1.4. Hipotesis

Hipotesis pada penelitian ini adalah :

Adanya penambahan material Borosilikat dalam pembuatan biokomposit HAP/Borosilikat dengan teknik pembentukan *pressure Sintering* mampu memberikan hasil densitas, porositas, dan sifat mekanik yang lebih baik.



V. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. KESIMPULAN

Dari penelitian yang telah dilakukan dapat diambil kesimpulan sebagai berikut:

1. Karakteristik hidroksiapatit tulang sapi yang dihasilkan sudah memenuhi standar hidroksiapatit yang ada sesuai dengan standar XRD hidroksiapatit ICDD 00-024-0033 (Lampiran 5). Hasil FTIR menunjukkan gugus fungsi yang terbentuk adalah gugus fungsi hidroksiapatit, begitu juga dengan hasil SEM yang dilakukan terlihat pori-pori dari hidroksiapatit tersebut.
2. Densitas yang dihasilkan dari komposit hidroksiapatit-borosilikat ini dipengaruhi oleh temperatur sintering, komposisi borosilikat dan gaya kompaksi.. Semakin tinggi temperatur sintering maka densitas semakin menurun. Dengan laju penurunan densitas sekitar $0,0005 \text{ gr/mm}^3$ per 100°C . Semakin banyak komposisi borosilikat maka densitasnya juga meningkat berkisar antara $0,0017\text{-}0,0037 \text{ gr/cm}^3$, semakin besar gaya kompaksi yang diberikan juga akan menurunkan densitas rata-rata $1,5 \text{ \% / kN}$.
3. Semakin tinggi temperatur sintering yang diberikan pada komposit maka nilai porositas cenderung menurun. Nilai porositas yang terendah dari perlakuan temperatur sintering, komposisi borosilikat dan gaya kompaksi yang diberikan adalah sebesar 15% .
4. Kekuatan tekan dari komposit hidroksiapatit-borosilikat dipengaruhi oleh perlakuan yang diberikan. Semakin tinggi temperatur sintering yang diberikan kekuatan tekan juga semakin tinggi. Penambahan jumlah borosilikat mulai $10\text{-}25 \text{ \%}$ berat menyebabkan kekuatan tekan cenderung meningkat, namun dengan penambahan 30% berat borosilikat kekuatan tekan akan turun kembali. Semakin besar gaya kompaksi yang diberikan saat pembentukan specimen uji, maka nilai kekuatan tekan material komposit juga akan semakin meningkat. Peningkatan nilai kekuatan tekan ini akan mencapai nilai maksimal pada komposisi borosilikat sebesar 25 \% berat, temperatur 1000°C dan gaya kompaksi sebesar 25 KN dengan nilai kekuatan maksimum 52 MPa . Apabila dibandingkan standar yang ada dalam Tabel 2.3 untuk tulang kortikal yaitu kekuatan tekannya sebesar $30 - 160 \text{ MPa}$,

ternyata dari penelitian ini kekuatan tekan yang dihasilkan sudah memenuhi rentang nilai yang di cantumkan dalam tabel tersebut.

5. Semakin tinggi temperatur sintering , komposisi dan gaya kompaksi yang diberikan maka nilai modulus elastisitas dari material juga akan semakin tinggi, mencapai nilai maksimal pada jumlah penambahan borosilikat sebesar 25 %, temperatur sintering 1000°C dan gaya kompaksi 25 KN dengan nilai modulus elastisitas sebesar 6,494 Gpa. Apabila dibandingkan dengan nilai modulus elastisitas tulang manusia, modulus elastisitas untuk tulang keras yaitu sebesar 3,9 -11,7 GPa, maka hasil nilai yang diperoleh pada penelitian ini sudah memenuhi standar yang diinginkan, sesuai Tabel 2.3.

5.2. SARAN

Untuk penggunaan aplikasi material ini untuk masa yang akan datang, maka perlu saran-saran sebagai berikut:

1. Perlu pengujian mekanik lain nya seperti uji impak, uji lentur dan lain-lain
2. Perlu uji toksitas dari material ini
3. Perlu dilakukan pengujian in vivo dan in vitro



