

COATING HIDROKSIAPATIT PADA LOGAM STAINLESS STEEL 316L MENGUNAKAN METODE DIP COATING DENGAN VARIABEL TEMPERATUR SINTERING DAN KOMPOSISI AIR DALAM SUSPENSI

Putri Arini¹⁾, Ahmad Fadli²⁾, Amun Amri²⁾

¹⁾Mahasiswa Jurusan Teknik Kimia, ²⁾Dosen Jurusan Teknik Kimia
Laboratorium Material dan Korosi, Fakultas Teknik, Universitas Riau
Kampus Binawidya Km 12,5 Simpang Baru Panam, Pekanbaru 28293, Indonesia

¹⁾Email : putri123103@gmail.com

ABSTRACT

Stainless Steel 316L is metal that can be used as a bone plate, but it has low biocompatibility. To achieve better biocompatibility with bone, Stainless Steel 316L can be coated with hydroxyapatite. Hydroxyapatite (HA) is the main inorganic phase of human bone with a composition around 65% of our bone. Dip coating techniques was used to apply hydroxyapatite into Stainless Steel 316L. Stainless Steel 316L with a size of 2x1x0,1 cm was dipped into a suspension containing HA, sago starch and water mixed with a rate of 250 rpm for 20 hours. Suspension were prepared with compositions 16 gram, 18 gram and 20 gram aquadest. And then coating HA were dried in oven at temperature 110 °C for 30 minutes. Coating HA were sintered at temperatures of 600°C, 700°C and 800 °C for 1 hour. SEM observation showed that the thickness of HA coating composition of 20 gram, 18 gram and 16 gram increased in the range of 42 – 144 µm. Maximum shear strength obtained in this research was 11,78 MPa.

Keywords : Coating, Dip Coating, Hydroxyapatite, Stainless Steel 316L

1. Pendahuluan

Jumlah kecelakaan lalu lintas terus mengalami peningkatan setiap tahunnya. Data yang dikeluarkan *World Health Organization* (WHO) menunjukkan bahwa Indonesia menempati urutan kelima dengan jumlah kematian terbanyak akibat kecelakaan lalu lintas. Namun yang mencengangkan Indonesia justru menempati urutan pertama peningkatan kecelakaan menurut data *Global Status Report on Road Safety* yang dikeluarkan WHO, Indonesia dilaporkan mengalami kenaikan jumlah kecelakaan lalu lintas hingga lebih dari 80 persen (Amanda, 2015). Sering bertambahnya jumlah kecelakaan yang terjadi, maka jumlah kebutuhan akan tulang implan juga akan semakin bertambah. Selain kecelakaan lalu lintas penyebab kerusakan tulang yang lain yaitu oleh kecelakaan kerja ataupun osteoporosis. Di Indonesia 19,7% dari jumlah lansia atau sekitar 3,6 juta orang

diantaranya menderita osteoporosis (Lane, 2001).

Proses implantasi pada tulang biasanya dilakukan dengan menopang tulang menggunakan logam. Salah satu logam yang dapat digunakan untuk menopang tulang adalah logam *stainless steel* 316L. *Stainless steel* (SS) merupakan logam yang memiliki ketahanan terhadap karat yang tinggi. Namun terdapat kekurangan dalam penggunaan logam *stainless steel* dalam proses implantasi. Material ini dapat dianggap sebagai benda asing oleh tubuh, karena komposisi dan struktur kimia dari material ini tidak sama dengan tulang manusia. Salah satu cara untuk mengatasi hal ini adalah dengan melapisinya dengan zat yang memiliki komposisi dan struktur kimia yang hampir sama dengan tulang yaitu hidroksiapatit.

Hidroksiapatit (HA) adalah sebuah molekul kristalin yang tersusun dari fosfor dan kalsium. Hidroksiapatit memiliki

rumus molekul $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Tulang manusia tersusun dari 65% molekul hidroksiapatit (Petit, 1999). Material ini juga terdapat pada struktur gigi manusia terutama didalam dentin dan enamel (Rivera-Munoz, 2011). Hidroksiapatit merupakan material yang sangat penting bagi tubuh manusia, Hidroksiapatit telah secara luas digunakan untuk implan biomedis, operasi jaringan keras, regenerasi tulang, memperbaiki, mengisi, memperluas dan merekonstruksi jaringan tulang rusak (V'azquez, 2005).

Terdapat beberapa teknik yang telah digunakan dalam pelapisan hidroksiapatit pada logam, yaitu metode *plasma spraying* (Chen dan Ding, 2006), metode *pulsed laser ablation* (Komath dkk, 2011), metode *dip coating* (Mavis dan Tas 2000), metode *sol-gel* (Kim dkk, 2004) dan metode *electrophoretic deposition* (Bowo, 2009). Proses pelapisan hidroksiapatit dengan menggunakan metode *dip coating* merupakan metode pelapisan yang paling sederhana dan murah. Metode ini sangat populer di dunia industri dan penggunaan skala laboratorium. Agar pelapisan logam menggunakan metode *dip coating* berlangsung dengan baik, maka dapat ditambahkan perekat (*Binder agent*) dalam proses pelapisan. *Binder* berfungsi sebagai pengikat antar komponen *coating* dan juga bertanggung jawab terhadap gaya adhesi *coating* terhadap substrat. Salah satu *binder agent* yang dapat digunakan sebagai perekat adalah sagu. Sehingga penggunaan sagu sebagai perekat dapat menjadi sarana dalam mengembangkan potensi tanaman sagu selain dari fungsinya sebagai bahan pangan.

Proses implantasi *coating* hidroksiapatit pada tubuh dapat mengalami kegagalan. Kegagalan implan disebabkan oleh degradasi partikel HA (Bose, dkk, 2015). Degradasi partikel terjadi karena migrasi partikel HA ke dalam ruang sendi sehingga dapat

menyebabkan rasa nyeri pada bagian tulang yang diimplankan. Agar kegagalan pada proses implan dapat dihindari, maka diharapkan *coating* hidroksiapatit yang dihasilkan memiliki ketebalan 50-200 μm (Heimann, 2002), *shear strength* >22 Mpa (Bose, dkk, 2015) dan tidak terdapat *cracking* pada permukaan pelapisan.

Tujuan dilakukannya penelitian ini adalah sebagai untuk mengetahui pengaruh perbedaan komposisi air dalam suspensi dan temperatur sintering terhadap *coating* hidroksiapatit pada *stainless steel* 316L yang diperoleh dengan metode *dip coating* menggunakan sagu sebagai *binder* dengan cara melakukan karakterisasi pelapisan hidroksiapatit pada *stainless steel* 316L menggunakan analisa *X-Ray Diffraction* (XRD), *Scanning Electron Microscopy* (SEM) dan *Autograph*.

2. Metodologi Penelitian

2.1 Bahan dan alat yang digunakan

Bahan-bahan yang digunakan pada penelitian ini adalah Hidroksiapatit (Lianyungan Kede Chemical Industry co. Ltd, China), *stainless steel* 316L berbentuk lempengan dengan ukuran 2x3x0.1 cm, pati sagu sebagai *binder* (Puri Pangan Sejahtera, Indonesia), aseton (Merck, Jerman) sebagai pembersih substrat, dan akuades (Brataco Chemica, Indonesia).

Alat yang digunakan yaitu unit *dip coating* yang berfungsi sebagai alat pelapisan hidroksiapatit, *furnace* (Nabertherm, Jerman) yang berfungsi sebagai tempat proses sintering. Gelas piala, *stirrer*, batang pengaduk, oven, kertas ampas, gelas ukur dan pipet tetes.

2.2 Prosedur Penelitian

Variabel berubah pada penelitian ini yaitu jumlah akuades 16, 18 dan 20 gram serta perbedaan temperatur sintering 600°C, 700°C dan 800°C. Prosedur penelitian terdiri dari beberapa tahapan proses yaitu persiapan suspensi, persiapan substrat, proses pelapisan dan karakterisasi hidroksiapatit.

Tabel 1. Sampel *coating* hidroksiapatit pada logam *stainless steel* 316L

Sampel	Akuades (gram)	HA (gram)	Sagu (gram)	Temperatur (°C)	Visual
1	16	10	1	600	Tidak <i>cracking</i>
2	18	10	1	600	Tidak <i>cracking</i>
3	20	10	1	600	Tidak <i>cracking</i>
4	16	10	1	700	Tidak <i>cracking</i>
5	18	10	1	700	Tidak <i>cracking</i>
6	20	10	1	700	Tidak <i>cracking</i>
7	16	10	1	800	Tidak <i>cracking</i>
8	18	10	1	800	Terdapat <i>cracking</i>
9	20	10	1	800	Terdapat <i>cracking</i>

Pada tahap persiapan suspensi, sebanyak 10 gram hidroksiapatit ditimbang kemudian dimasukkan kedalam gelas piala. Lalu ditambahkan akuades sebanyak 16 gram serta 1 gram pati sagu. Kemudian campuran diaduk selama 20 jam menggunakan *magnetic stirrer*. Selanjutnya prosedur yang sama dilakukan untuk variabel penambahan akuades sebanyak 18 gram dan 20 gram.

Pada tahap persiapan substrat, sediakan *stainless steel* 316L ukuran 2 x 3 x 0.5 cm, kemudian di amplas menggunakan kertas amplas. *Stainless steel* 316L yang telah di amplas disterilkan dengan cara direndam dalam *acetone* selama 15 menit. Kemudian di keringkan di dalam oven dengan temperatur 100°C selama 10 menit.

Pada tahap proses pelapisan, potongan *stainless steel* yang telah disterilkan dipasangkan ke alat *dip coating*. Pencelupan dilakukan selama 20 detik sebanyak satu kali pencelupan. *Stainless Steel* yang telah dilapisi HA kemudian dioven dengan suhu 110 °C selama 30 menit dan selanjutnya disintering dengan temperatur 600 °C selama 1 jam. Prpsedur percobaan yang sama dilakukan untuk variasi temperatur sintering 700 °C dan 800 °C.

Karakterisasi hidroksiapatit hasil sintesis dilakukan menggunakan XRD, SEM, dan *Autograph*. Pengujian menggunakan *X-ray diffraction* (XRD) bertujuan untuk melihat senyawa kimia dan komposisi senyawa tersebut didalam sampel. *Scanning Electron Microscopy* (SEM) berfungsi untuk mengetahui adanya *cracking* pada sampel, ketebalan sampel dan morfologi sampel. Morfologi merupakan bentuk atau keadaan permukaan suatu material. Serta *Autograph* berfungsi untuk mendeteksi *shear strength* pada sampel. Analisa XRD dilakukan di Laboratorium FMIPA-Biologi Universitas Negeri Padang, analisa SEM dilakukan di Laboratorium Teknik Mesin Universitas Andalas dan analisa menggunakan *Autograph* dilakukan di Fakultas Teknologi dan Sains Universitas Airlangga.

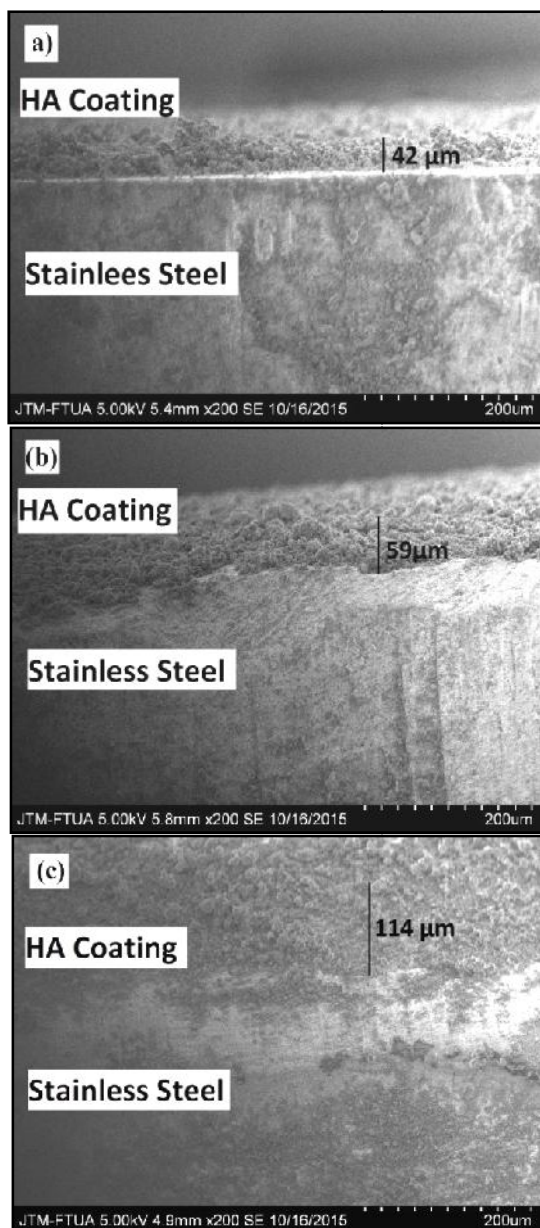
3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Hasil Penelitian

Pada penelitian ini dilakukan *coating* HA pada logam *stainless steel* 316L dengan menggunakan metode *dip coating*. Terdapat sembilan sampel *coating* HA yang divariasikan berdasarkan jumlah akuades dan temperatur sintering. Jumlah akuades yang digunakan yaitu 16 gram, 18 gram dan 20 gram. Sementara temperatur

sintering yang digunakan adalah 600°C, 700°C dan 800°C. Tabel 1. menunjukan sampel *coating* hidroksiapatit pada logam *stainless steel* 316L yang telah dilakukan pada penelitian ini.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa HA terlapisi secara merata pada seluruh substrat *stainless steel* 316L. Namun setelah dilakukan proses sintering, sampel nomor 8 dan 9 mengalami *cracking* (Tabel 4.1).



Gambar 1. Ketebalan pelapisan HA *coating* dengan jumlah akuades yang berbeda (a) 20 gram akuades, (b) 18 gram akuades dan (c) 16 gram akuades

cracking terjadi dikarenakan ketebalan sampel yang terlalu tipis yaitu $\leq 59 \mu\text{m}$. Pada saat sampel disintering pada temperatur yang tinggi molekul-molekul HA semakin memadat. Banyak penelitian yang menyatakan bahwa lapisan *coating* yang lebih dekat dengan logam memiliki fase *amorphous* yang lebih banyak, sehingga pada lapisan yang dekat dengan substrat dapat menghasilkan sejumlah besar *cracking* yang disebabkan oleh penyusutan volume selama kristalisasi dan transformasi fasa (Chen dan Ding, 2006). Ketika lapisan *coating* HA terlalu tipis dan di sintering pada temperatur yang tinggi maka kemungkinan untuk terjadi *cracking* akan lebih besar dibandingkan lapisan *coating* HA yang tebal.

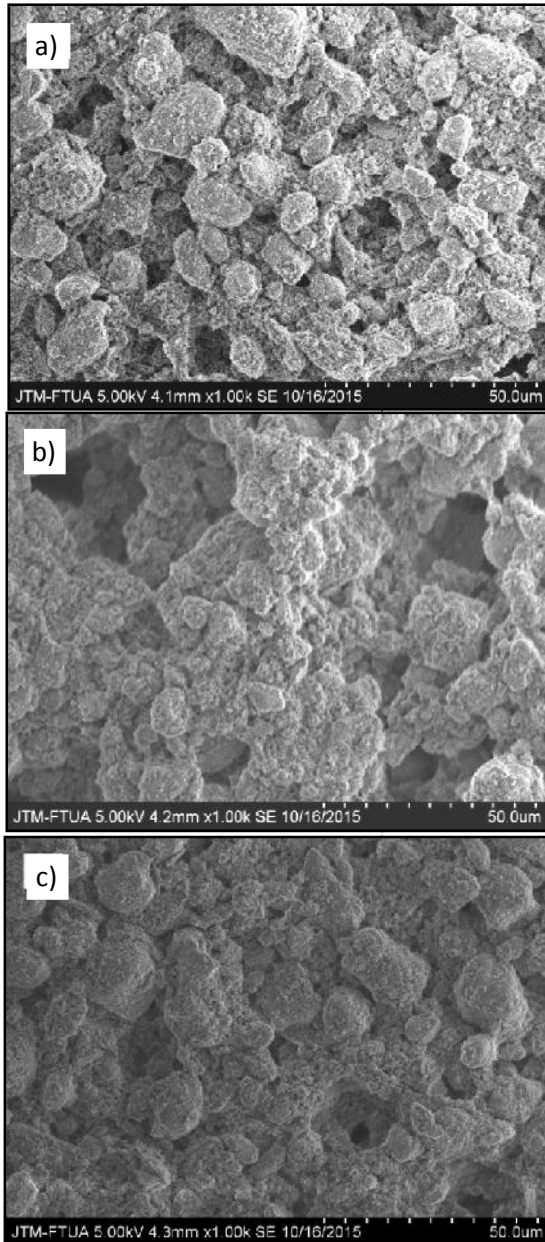
3.2 Analisa SEM (*Scanning Electron Microscopy*)

Ketebalan HA yang terdeposisi pada *stainless steel* 316L dengan variasi jumlah akuades dapat dilihat pada Gambar 1. Masing-masing HA *coating* ini di sintering pada temperatur 700°C. Gambar 1a. merupakan SEM *coating* HA dengan penambahan jumlah akuades paling banyak, yaitu 20 gram diperoleh ketebalan *coating* sebesar $\sim 42 \mu\text{m}$. Gambar 1b. merupakan SEM *coating* HA dengan penambahan jumlah akuades sebanyak 18 gram, ketebalan *coating* mengalami peningkatan yaitu $\sim 59 \mu\text{m}$. Gambar 1c. merupakan SEM *coating* HA pada penambahan akuades paling sedikit yaitu 16 gram, ketebalan *coating* mengalami peningkatan yaitu $\sim 114 \mu\text{m}$.

Gambar 1. memperlihatkan bahwa semakin sedikit penambahan jumlah akuades maka ketebalan *coating* HA akan semakin bertambah. Semakin sedikit penambahan air maka viskositas akan semakin bertambah. Sementara dengan meningkatnya viskositas maka akan meningkatkan nilai ketebalan *coating*, hal ini dapat dilihat dari persamaan Landau-Levish pada Pers.1.

$$h = 0,94 \left[\frac{(\eta \times v)^{2/3}}{\gamma^{1/6}(\rho \times g)^{1/2}} \right] \quad (1)$$

Dimana h , η , v , γ , ρ , dan g adalah ketebalan, viskositas, kecepatan penarikan, tegangan antar muka *liquid-vapour*, densitas dan percepatan gravitasi.



Gambar 2. SEM pelapisan HA dengan substrat *stainless steel* 316L pada perbedaan temperatur sintering (a) 600°C (b) 700°C dan (c) 800°C

Gambar 2. merupakan SEM pelapisan HA yang terdeposisi pada permukaan *stainless steel* 316L pada

perbesaran 1000x dengan komposisi akuades 16 gram. Pada Gambar 2.a dapat dilihat bahwa lapisan HA *coating* belum sepenuhnya tersintering karena temperatur yang rendah dan telah terdapat sejumlah pori pada permukaan *coating*. Pada Gambar 2b. dapat dilihat bahwa partikel HA sudah mulai memadat, namun pori pada permukaan lapisan melebar. Pada Gambar 2.c dengan meningkatnya temperatur sintering dapat dilihat bahwa partikel HA memiliki struktur yang lebih padat dan pori tereduksi.

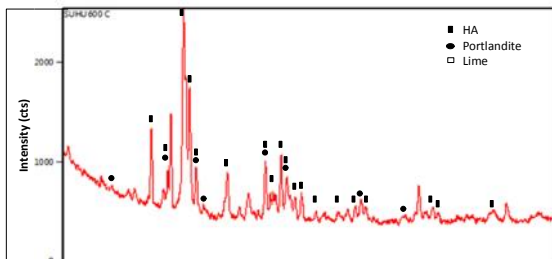
Aksakal dan Hanyaloglu (2008) telah melakukan *dip coating* HA pada substrat *stainless steel* 316L dan Ti-6Al-4V pada perbedaan temperatur sintering 675, 750, 800 dan 850°C. Hasil yang didapat yaitu pada morfologi permukaan HA *coating* dengan temperatur 750 dan 800°C, partiel HA *coating* sudah mulai memadat namun terdapat sejumlah besar pori. Pada temperatur sintering 850°C pori mengecil dan lapisan *coating* lebih padat. Chen dan Ding (2006) juga telah melakukan penelitian mengenai *coating* HA pada substrat Ti-4Al-4V dengan perbedaan temperatur *heat treatment*, pada hasil penelitian tersebut diperoleh hasil bahwa terjadi penurunan *bonding strength* sebesar 46% pada temperatur *heat treatment* 700°C yang disebabkan karena adanya sejumlah pori pada permukaan substrat.

Jonghe dan Rahman (2003) dalam *sintering of ceramic* menyebutkan bahwa apabila *ceramic* sebelum di sintering telah memiliki pori, maka pori yang dikelilingi jumlah partikel lebih sedikit akan mengalami reduksi. Sementara pori yang dikelilingi jumlah partikel yang lebih banyak maka pori akan cenderung membesar. Namun pada temperatur sintering tertentu pori ini akan menyusut dan menghilang seiring dengan terjadinya pemadatan dan pertumbuhan partikel HA.

3.3 Analisa XRD (*X-ray Diffraction*)

Analisa XRD bertujuan untuk melihat senyawa kimia yang terdapat

didalam sampel beserta komposisinya. Gambar 3. menunjukkan difraktogram hasil lapisan HA pada permukaan logam *Stainless Steel* 316L dengan temperatur sintering 600 °C dan jumlah akuades 16 gram. Dapat dilihat bahwa mayoritas produk yang terbentuk adalah hidroksiapatit (HA). Secara keseluruhan puncak HA dari Gambar 3. memiliki nilai hkl yang mirip dengan pola karakteristik hasil analisa XRD HA standar dari data JCPDS (*Joint Committeeon Powder Diffraction Standards*) dengan No. 09-432 yakni (002), (112) dan (300), dengan sudut 2θ 25,879°; 32,196° dan 32,902°.



Gambar 3. Difraktogram Hasil Lapisan HA pada permukaan *Stainless Steel* 316L

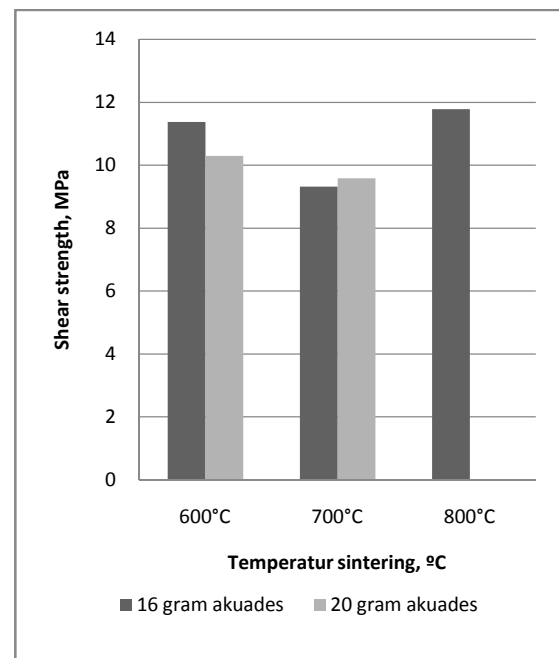
Hasil analisa XRD untuk temperatur sintering 600 °C dengan jumlah akuades yang sama yaitu 16 gram diperoleh puncak tertinggi dengan hkl (002), (112) dan (300) yakni sudut 2θ 25,983°; 32,292° dan 32,940° hal ini membuktikan bahwa yang terlapisi pada permukaan *Stainless Steel* 316L adalah HA, selain itu juga terdapat puncak dari unsur lain yang tidak setinggi puncak HA yaitu *portlandite* dan *lime*. Keberadaan senyawa tersebut merupakan hasil sisa dari sintesis HA.

3.3 Analisa *Shear Strength*

Analisa *Shear Strength* bertujuan untuk melihat besarnya perlekatan antara lapisan hidroksiapatit dengan substratnya yaitu *Stainless Steel* 316L. Analisa ini menggunakan alat yaitu *Autograph*.

Gambar 4. menunjukkan hasil *shear strength* sampel HA coating pada perbedaan temperatur sintering 600 °C, 700 °C dan 800 °C pada variasi

penambahan akuades 16 dan 20 gram. Pada variasi penambahan akuades 16 gram nilai *shear strength* yang diperoleh untuk temperatur sintering 600 °C adalah 11,38 MPa, pada saat temperatur sintering ditingkatkan menjadi 700 °C nilai *shear strength* menurun menjadi 9,33 MPa, namun saat temperatur sintering 800 °C terjadi kenaikan nilai *shear strength* yaitu 11,78 MPa. Pada variasi penambahan akuades 20 gram nilai *shear strength* yang diperoleh untuk temperatur sintering 600 °C adalah 10,30 MPa, pada saat temperatur sintering ditingkatkan menjadi 700 °C nilai *shear strength* juga menurun menjadi 9,81 MPa.



Gambar 4. *Shear strength* substrat HA pada temperatur sintering 600 °C, 700 °C dan 800 °C

Penurunan nilai *shear strength* disebabkan karena adanya sejumlah pori pada substrat dengan temperatur sintering 700 °C, sejumlah pori tersebut menyebabkan terjadinya penurunan kekuatan *shear strength* pada substrat HA. Aksakal dan Hanyaloglu (2008) telah melakukan *dip coating* HA pada substrat *stainless steel* 316L dan Ti-6Al-4V pada perbedaan temperatur sintering 675, 750, 800 dan 850°C. Hasil penelitian tersebut

menunjukkan nilai *bonding strength* meningkat antara temperatur sintering 675 dan 750°C, dan menurun pada temperatur 800 dan 850°C. Penurunan nilai *bonding strength* disebabkan karena adanya sejumlah pori pada sintering dengan temperatur 800 dan 850°C. Chen dan Ding (2006) juga telah melakukan penelitian mengenai *coating* HA pada substrat Ti-4Al-4V dengan perbedaan temperatur *heat treatment*, pada hasil penelitian tersebut diperoleh hasil bahwa terjadi penurunan *bonding strength* sebesar 46% pada temperatur *heat treatment* 700°C yang disebabkan karena adanya sejumlah pori pada permukaan substrat.

Pada penelitian ini hasil *shear strengt coating* HA terbaik yaitu pada variasi jumlah akuades 16 gram dengan temperatur sintering 800°C yaitu sebesar 11,78 MPa. Hasil yang didapat belum memenuhi syarat implantasi *coating* HA, yaitu sebesar 22 MPa. *Shear strength* pelapisan hidroksiapatit pada logam *stainless steel* 316L dapat ditingkatkan dengan cara meningkatkan temperatur sintering serta dengan meningkatkan kekentalan campuran.

4. Kesimpulan

Dari hasil penelitian ini dapat disimpulkan :

1. Penambahan akuades pada campuran HA *coating* berpengaruh terhadap ketebalan pelapisan HA yang terdepositasi pada *stainless steel* 316L. Semakin banyak jumlah akuades (semakin encer) maka ketebalan pelapisan akan semakin berkurang.
2. Ketebalan pelapisan pada temperatur sintering 700°C dengan variasi jumlah akuades 16 gram, 18 gram dan 20 gram mengalami penurunan yaitu 114 µm menurun menjadi 59 µm kemudian menurun lagi menjadi 42 µm.
3. *Cracking* terjadi pada permukaan pelapisan dengan ketebalan $\leq 59 \mu\text{m}$ pada temperatur sintering 800°C yang disebabkan karena ketebalan

pelapisan yang tipis dan pemanasan pada temperatur sintering yang tinggi.

4. Nilai *shear strength* yang tertinggi pada penelitian ini adalah 11,78 MPa yaitu pada temperatur sintering 800°C dan jumlah akuades 16 gram.

5. Daftar Pustaka

- Aksakal, Bunyamin dan C. Hanyaloglu. 2008. *Bioceramic dip-coating on Ti-6Al-4V and 316L SS implant materials*. Journal Material Sciences. Vol.19, No.5, Hal.2097-2104.
- Amanda, G.2015. *Survei Kecelakaan Lalu Lintas di Seluruh Dunia: Orang-Orang yang Mati dalam Diam*. Artikel Republika Online. Diakses dari: <http://www.republika.co.id/berita/koran/halaman1/14/11/07/nenhso57-survei-kecelakaan-lalu-lintas-di-seluruh-dunia-orang-orang-yang-mati-dalam-diam>. 06/03/2015
- Bose, S. S., Tarafder, dan A. Bandyopadhyay. 2015. *Hydroxyapatite coating for metallic implants*. Hydroxyapatite (HAp) for Biomedical Applications. Michael Mucalo (Ed.). Woodhead Publishing : Cambridge.
- Bowo, H. 2009. *Pelapisan senyawa apatit pada permukaan baja tahan karat 316L dengan metode deposisi elektroforesis*. Skripsi. Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam. Institut Pertanian Bogor.
- Chen, CC dan Shinn-Jyh Ding. 2006. *Effect of heat treatment on characteristic of plasma sprayed hydroxyapatite coatings*. Express Regular Article. Material Transactions. Vol.47, No.3, Hal.935-940.
- Heimann, R.B.2002. *Material science of Crystalline bioceramics : A review of basic properties and applications*. Chiang Mai University Journal of Natural Sciences. Vol.1, No.1, Hal.23-46.

- Jonghe, Lutgard C. De. Dan Mohamed N. Rahman. 2003. *Sintering of Ceramic*. Handbook of Advanced Ceramic. S. Sömiya et al (ed). Academic Press : U.S.A.
- Kim, HW., Young-Hag Koh, Long-Hao Li, Sook Lee, dan Hyoun-Ee Kim. 2003. *Hydroxyapatite coating on titanium substrate with titania buffer layer processed by sol-gel method*. Biomaterials. Vol.25, Hal.2533-2538.
- Komath, M., P. Rajesh, C.V Muraleedharan, H.K.Varma, R. Reshmi dan M.K. Jayaraj. 2008. *Formation of hydroxyapatite coating on titanium at 200°C through pulsed laser deposition followed by hydrothermal treatment*. Bulletin of Materials Science. Vol.34, No.2, Hal.389-399.
- Lane, NE. (2001). *Osteoporosis, Rapuh Tulang : Petunjuk untuk Penderita dan Langkah-langkah Pengamanan untuk Keluarga*. Raja grafindo Persada : Jakarta
- Mavis, B and A. Cuneyt Tas. 2000. *Dip coating of calcium hydroxyapatite on Ti-6Al-4V substrates*. Journal of American Ceramic Society. Vol.83, No.4, Hal.989-991.
- Petit, R.1999. *The use of hydroxyapatite in orthopaedic surgery: A ten year review*. European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology. Vol.9, No.2, Hal.71-74.
- Rivera-Munoz., EM. 2011. *Hydroxyapatite-based Materials: Synthesis and Characterization. Biomedical Engineering-frontiers and Challenges*. Prof. Reza Fazel (Ed.). InTech : Croatia.
- V'azquez., Guzm'an C, Barba C, Pi'na, dan Mungu'ia N. 2005. *Stoichiometric hydroxyapatite obtained by precipitation and sol gel processes*. Revista Mexiana De F'isica. Vol.51,No.3, Hal.284-239.