



LAPORAN TUGAS AKHIR -TL141584-

**ALTERNATIF BARU PENGEMBANGAN MATERIAL DENTAL FILLER
BERBAHAN BAKU {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} HASIL DAUR ULANG
LIMBAH ORGANIK.**

FANNY LEESTIANA

NRP 2711100002

Dosen Pembimbing :

Yuli Setiyorini, ST, M.Phil

Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng.

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

Fakultas Teknologi Industri

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya 2015

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT -TL141584-

**NOVEL APPROACHES TO THE DEVELOPMENT OF DENTAL
FILLER {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} FROM BIOWASTE RECYCLE**

FANNY LEESTIANA

NRP 2711100002

Lecture Advisor

Yuli Setiyorini, ST, M.Phil.

Dr. Agung Purniawan, ST, M.Eng.

MATERIALS AND METALLURGICAL ENGINEERING

Faculty of Industrial Technology

Sepuluh Nopember Institut of Technology

Surabaya

2015

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**ALTERNATIF BARU PENGEMBANGAN
MATERIAL DENTAL FILLER
BERBAHAN BAKU { CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA }
HASIL DAUR ULANG LIMBAH ORGANIK.**

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Jurusan Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

FANNY LEESTIANA
NRP. 2711 100 002

Disetujui oleh Tim Pembimbing Tugas Akhir:

Yuli Setiyorini, S.T., M.Phi (Pembimbing 1)

Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng (Pembimbing 2)



**SURABAYA
JANUARI 2015**



(halaman ini sengaja dikosongkan)

ALTERNATIF BARU PENGEMBANGAN MATERIAL TAMBAL GIGI/*DENTAL FILLER* BERBAHAN BAKU {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA}

HASIL DAUR ULANG LIMBAH ORGANIK

Nama : Fanny Leestiana
NRP : 2711100002
Jurusan : Teknik Material dan Metalurgi
Dosen Pembimbing : 1. Yuli Setiyorni, S.T., M. Phil.
2.Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng.

Abstrak

Hampir 72% - 80% penduduk Indonesia dan 60% - 90% penduduk dunia menurut WHO mengalami gigi berlubang. Hal ini memicu meningkatnya permintaan akan jumlah material yang berfungsi untuk tambal gigi. Bertolak dari peluang tersebut, pada penelitian ini mencoba untuk mengembangkan alternatif material tambal gigi yang terbuat dari hasil daur ulang limbah organik berupa *chitosan*, *calcium carbonate*, *carbonate-hydroxyapatite* {CH-CaCO₃-(C-HA)} yang berasal dari limbah kulit udang, kulit telur, dan tulang sapi serta menggunakan MMA (*Methyl Metacrylate*) sebagai matriks pengikat bahan – bahan tersebut. Metodologi yang digunakan adalah dengan mencari pengaruh variasi komposisi dari perbandingan {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} yang berupa *filler* dan *matrix*. Berdasarkan pengujian SEM-EDAX diperoleh morfologi sample yang *dense*, berdasarkan pengujian FTIR dan XRD diperoleh gugus fungsi yang terdiri dari bahan penyusun sample, hasil TGA-DSC menunjukkan ketahanan thermal sample yang baik di temperatur lebih dari 300 °C pada semua sample dan konduktivitas thermal mencapai 0,86 pada temperature rata – rata 46°C pada sample G5050 dan G7525. Kemampuan mekanik tertinggi dimiliki sample G7525 dengan nilai kekerasan 88,04 VHN. Hasil uji antibacterial dengan menggunakan bakteri *streptococcus mutans* juga menunjukkan hasil yang positif pada semua sample dengan zona hambat sama atau lebih besar dari 1mm. Dari seluruh hasil pengujian yang diperoleh maka material *chitosan*, *calcium carbonate*, *carbonate-hydroxyapatite* {CH-CaCO₃-(C-HA)} yang berasal dari limbah kulit udang, kulit telur, dan tulang sapi serta menggunakan MMA (*Methyl Metacrylate*) berpotensi digunakan sebagai dental filler.

Kata kunci : *chitosan*, *calcium carbonate*, *carbonate-hydroxyapatite*, *MMA*, *dental filler*.



**NOVEL APPROACHES TO THE DEVELOPMENT OF
DENTAL FILLER {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA}
FROM BIOWASTE RECYCLE**

Name : Fanny Leestiana
NRP : 2711100002
Department : Material and Metallurgical Engineering
Lecture Advisor : 1. Yuli Setiyorini, S.T., M. Phil.
2. Dr. Agung Purniawan, S.T., M. Eng.

Abstract

Almost 72% - 80% of Indonesian people and 60% - 90% people in the world have dental cavities case, according to WHO data. This problem causes increasing the demand of dental filler material. In order to minimize the discomfort of patient from the allergic dental filler material, this study focus on the novel approaches to the development of dental filler consist of chitosan(C), calcium carbonate (CaCO₃), and carbonate-hydroxyapatite (C-HA) from biowaste recycle combine with methyl methacrylate (MMA). Effect variation of composition was investigated into several characterizations and analysis. The morphology analysis which investigated by Scanning electron microscope (SEM) show the dense structure for all the sample. Moreover, chemical composition and phase analysis measured by FTIR, XRD and EDX, respectively show the same trend between control and all the sample. In order to investigate the thermal behavior and thermal conductivity of the sample, TGA/DSC is used and the results showed a good thermal properties for all sample, and especially for G50050 and G7525 have thermal conductivity 0,86W/mK when measured at 46⁰C. Due to the mechanical properties investigation the compression and hardness test conducted and the best result is showed by sample code G7525 with 88,04 VHN. In addition, antibacterial testing determine the effectiveness to avoid bacterial (*streptococcus mutans*) growth by the effect of *chitosan* show a good result. All the sample have a good antibacterial with inhibition zone equals or greater than 1mm. Overall, *chitosan*, *calcium carbonate*, *carbonate-hydroxyapatite*, and MMA can be a potential dental filler due to its mechanical, chemical, and antibacterial properties.

Keywords : *chitosan*, *calcium carbonate*, *carbonate-hydroxyapatite*, *MMA*, *dental filler*.



KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa karena atas berkat dan rahmat-Nya sehingga penulis mampu menyelesaikan Tugas Akhir dengan judul **“ALTERNATIF BARU PENGEMBANGAN MATERIAL DENTAL FILLER BERBAHAN BAKU {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} HASIL DAUR ULANG LIMBAH ORGANIK”**.

Penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada:

1. Dr. Sungging Pintowantoro, S.T, M.T selaku Ketua Jurusan Teknik Material dan Metalurgi
2. Ibu Yuli Setiyorini, S.T, M.Phil dan Bapak Dr. Agung Purniawan S.T.,M.Eng selaku dosen pembimbing tugas akhir yang telah sabar membimbing dan selalu memotivasi penulis selama menyelesaikan tugas akhir.
3. Para dosen penguji seminar dan sidang ujian tugas akhir yang telah memberi banyak masukan dalam pembuatan tugas akhir ini.
4. Kepada orang tua penulis yang telah sabar mendampingi dan mensupport penulis baik moril maupun materil serta untuk adik penulis tercinta yau mau membantu meminjamkan laptopnya.
5. Kepada partner in crime Prima Mandana A, Albertus Gian D A, Hilbert P Malada dan Tutut Ummul H yang selalu menemani baik tertawa, menangis, atau marah..love you all..
6. Kepada seluruh teman – teman Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI – ITS angkatan 2011 yang banyak memberikan inspirasi maupun pelajaran..thanks all guys.
7. Kepada seluruh dosen dan karyawan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi yang selalu penulis repotkan.
8. Kepada seluruh pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu.

Penulis menyadari masih terdapat kekurangan pada tugas akhir ini, sehingga diperlukan kritik dan saran yang membangun dari pembaca. Semoga tugas akhir ini dapat bermanfaat untuk menunjang ilmu pengetahuan.

Surabaya, Januari 2015

Penulis

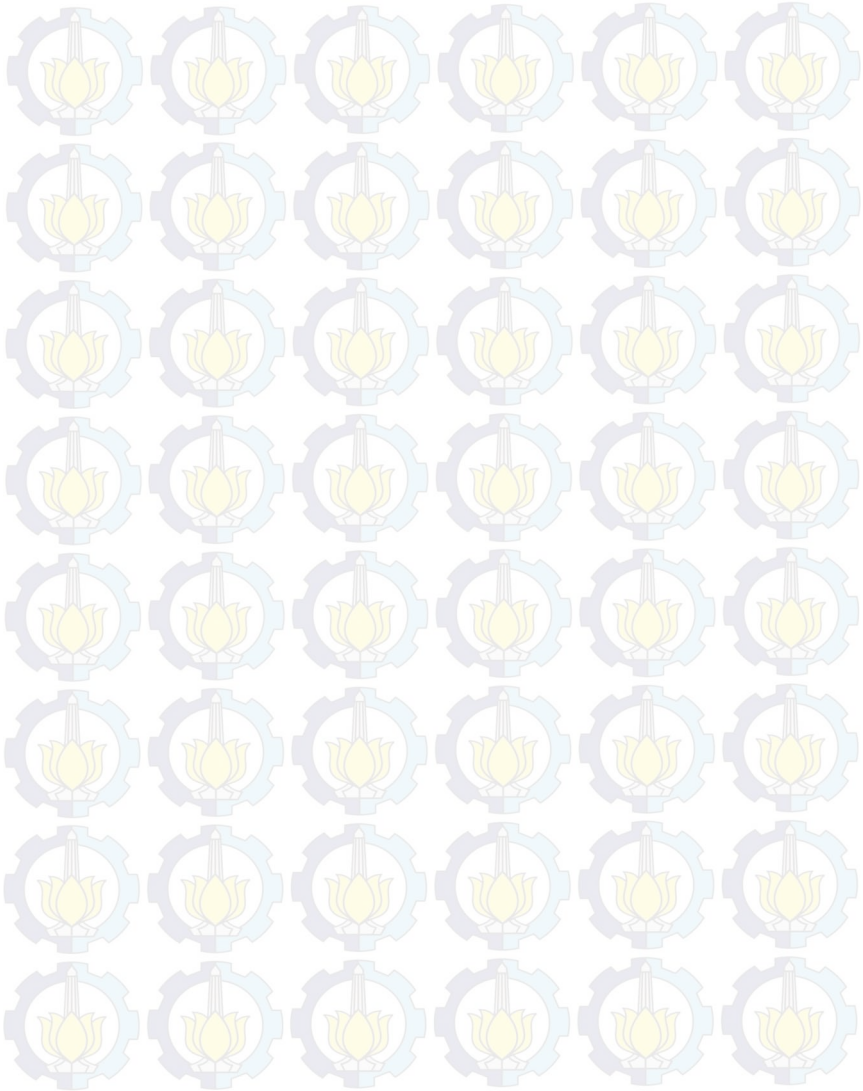


(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

Halaman Judul.....	i
Lembar Pengesahan.....	v
Abstrak.....	vii
Kata Pengantar.....	xi
Daftar Isi.....	xiii
Daftar Gambar.....	xv
Daftar Tabel.....	xvii
BAB I PENDAHULUAN	
I.1 Latar Belakang Masalah.....	1
I.2 Perumusan Masalah.....	3
I.3 Batasan Masalah.....	3
I.4 Tujuan Penelitian.....	3
I.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Tambalan Gigi/ <i>Dental Filler</i>	5
2.2 <i>Chitin</i> dan <i>chitosan</i>	11
2.3 <i>Apatite</i>	15
2.4 Potensi Pengaplikasian <i>chitosan</i> , <i>calcium carbonate</i> , dan <i>carbonate-hydroxyapatite</i> Sebagai Bahan Tambal Gigi.....	16
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Bahan.....	19
3.2 Peralatan.....	20
3.3 Pembuatan <i>Dental Filler</i>	21
3.4 Diagram Alir Penelitian.....	22
3.5 Karakterisasi dan Analisa Sample.....	24
3.6 Rancangan Penelitian.....	25
BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN	
4.1 Komposisi Kimia	
4.1.1 Pengujian FTIR.....	27
4.1.2 Pengujian EDAX.....	29
4.1.3 Pengujian XRD.....	34
4.2 Morfologi.....	36
4.3 Thermal Analysis Dengan Pengujian TGA/DSC.....	41
4.4 Mechanical Properties.....	43
4.5 Antibacterial Testing.....	44
BAB V KESIMPULAN	
5.1 Kesimpulan.....	47

5.2 Untuk Penelitian Lebih Lanjut.....	47
DAFTAR PUSTAKA.....	49
LAMPIRAN.....	53



DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Komersial dental filler.....	7
Tabel 2.2 Prosentase Umur Pakai Berbagai Tambalan Gigi.....	9
Tabel 2.3 Nilai Konduktifitas Panas Dari Beberapa Material....	10
Tabel 2.4 Perbandingan Kekerasan Organ Gigi Dengan Beberapa dental filler.....	10
Tabel 2.5 Perbandingan sifat Mekanik Organ Gigi Dengan Salah Satu Jenis Dental Filler.....	11
Tabel 3.1 Komposisi Kimia.....	21
Tabel 3.2 Rancangan Penelitian.....	25
Tabel 4.1 Persentase Elemen.....	31
Tabel 4.2 Konduktivitas Thermal sample.....	42
Tabel 4.3 Perbandingan sifat mekanik dental filler.....	43
Tabel 4.4 Zona hambat bakteri Streptococcus Mutans.....	45



DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Bagian-bagian Gigi Manusia.....	5
Gambar 2.2 Struktur chitin dan chitosan.....	12
Gambar 2.3 Skema Pembuatan chitin dan chitosan Secara Umum.....	14
Gambar 3.1 FTIR bahan Chitosan (C), Calcium Carbonate (CC), Carbonate-hydroxyapatite (CHA).....	20
Gambar 3.2 XRD bahan Chitosan (C), Calcium Carbonate (CC), Carbonate-hydroxyapatite (CHA).....	20
Gambar 3.3 Diagram Alir Penelitian.....	22
Gambar 4.1 Grafik Hasil Pengujian FTIR.....	27
Gambar 4.2 Hasil EDAX kontrol a)Chitosan (C), b) Calcium Carbonate (CC), c) Carbonate-Hydroxyapatite (CHA).....	29
Gambar 4.3 Hasil EDAX Sample a) G2575, b) G5050, c) G7525.....	30
Gambar 4.4 Mapping elemen C pada kontrol a)Chitosan (C), b) Calcium Carbonate (CC), c) Carbonate-Hydroxyapatite (CHA).....	31
Gambar 4.5 Mapping elemen C pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525.....	31
Gambar 4.6 Mapping elemen O pada kontrol a)Chitosan (C), b) Calcium Carbonate (CC), c) Carbonate-Hydroxyapatite (CHA).....	32
Gambar 4.7 Mapping elemen O pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525.....	32
Gambar 4.8 Mapping Elemen P pada kontrol a)Chitosan (C), b) Calcium Carbonate (CC), c) Carbonate-Hydroxyapatite (CHA).....	32
Gambar 4.9 Mapping elemen P pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525.....	32
Gambar 4.10 Mapping elemen Ca pada kontrol a)Chitosan (C), b) Calcium Carbonate (CC), c) Carbonate-Hydroxyapatite (CHA).....	33
Gambar 4.11 Mapping elemen Ca pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525.....	33
Gambar 4.12 Grafik Hasil Pengujian XRD.....	34
Gambar 4.13 Morfologi Permukaan kontrol a)Chitosan (C), b) Calcium Carbonate (CC), c) Carbonate-Hydroxyapatite (CHA).....	36

Gambar 4.14 Morfologi Permukaan sample
a)G2575, b) G5050, c) G7525.....37

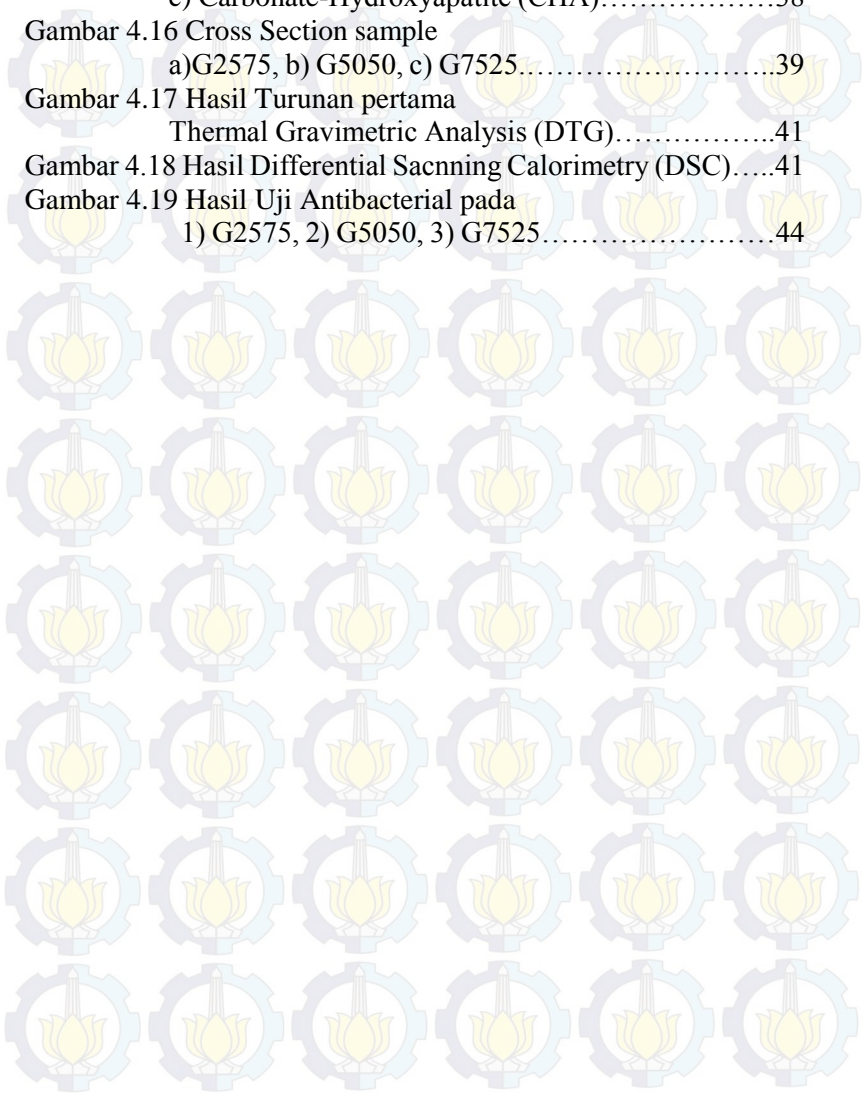
Gambar 4.15 Cross Section kontrol
a)Chitosan (C), b) Calcium Carbonate (CC),
c) Carbonate-Hydroxyapatite (CHA).....38

Gambar 4.16 Cross Section sample
a)G2575, b) G5050, c) G7525.....39

Gambar 4.17 Hasil Turunan pertama
Thermal Gravimetric Analysis (DTG).....41

Gambar 4.18 Hasil Differential Scanning Calorimetry (DSC).....41

Gambar 4.19 Hasil Uji Antibacterial pada
1) G2575, 2) G5050, 3) G7525.....44





BAB I PENDAHULUAN

I.1 Latar Belakang Masalah

Indonesia adalah negara dengan jumlah penduduk terbesar keempat di dunia setelah China, India, dan Amerika Serikat, yaitu 237.641.326 jiwa (BPS, 2014). Dari sedemikian banyak jumlah penduduknya, hanya sedikit yang sadar akan penting dan mahalnya kesehatan, terutama untuk pemeliharaan kesehatan gigi dan mulut sejak dini. Menurut Ketua Umum Persatuan Dokter Gigi Indonesia, jumlah penduduk yang memiliki gigi berlubang adalah 72 sampai 80 persen. Sedangkan secara global, menurut data WHO sekitar 60 sampai 90 persen penduduk dunia mengalami gigi berlubang (Tempo, 2012). Hal ini akan berakibat pada semakin meningkatnya kebutuhan akan biomaterial di dunia kedokteran gigi, baik untuk memenuhi kebutuhan lokal Indonesia maupun masyarakat global.

Penyebab kerusakan gigi yang lazim ditemui dapat digolongkan menjadi tiga, yaitu kerusakan akibat karies gigi atau yang sering disebut gigi berlubang, trauma yang mengakibatkan gigi menjadi patah dan hilang, atau dapat disebabkan oleh keausan yang dapat timbul apabila salah dalam menyikat gigi, kebiasaan makan makanan yang terlalu asam, atau juga pola mengunyah atau kebiasaan buruk lain yang dapat menyebabkan keausan pada gigi (Mc Cabe, 2008). Untuk mengatasi seluruh masalah pada kerusakan gigi tersebut maka dibutuhkan material yang berfungsi sebagai *dental restorative*. Tentu saja dengan menggunakan material yang berbeda pada setiap kasus yang berbeda atau bisa dikatakan menyesuaikan kebutuhan. Sehingga dengan demikian dibutuhkan pula berbagai jenis *restorative material* yang harus memenuhi syarat-syarat tertentu untuk menjalankan fungsinya. Tapi dari segala aspek khusus yang harus dipenuhi tersebut,



aspek umum yang harus dipenuhi adalah *durability*, karena tujuan awal melakukan restorasi tersebut adalah untuk sebisa mungkin mengembalikan fungsi gigi tersebut. Sehingga sifat *durability* dapat dipandang sebagai syarat dasar.

Sebagai material yang berfungsi untuk merestorasi gigi, berarti nantinya lingkungan kerja material tersebut adalah di dalam mulut dan langsung kontak dengan tubuh tanpa pelindung lagi. Sehingga keamanan dari bahan tersebut harus diperhatikan dengan sungguh-sungguh. Walaupun begitu, seperti yang telah diketahui, produk komersial yang sudah ada sekarang ini masih berasal dari material non alami. Di sisi lain, alam telah menyediakan bahan lain yang lebih aman karena bersifat alami dan hampir identik dengan yang ada pada tubuh, misal, *apatite* merupakan material penyusun enamel gigi terbesar, sekitar 90 persen (Philip, 1997). Di alam, *apatite* ini dapat diperoleh dari limbah kulit telur maupun tulang sapi yang keberadaannya melimpah. Juga *chitosan* yang merupakan bahan dengan sifat antibakterial maupun anti inflamasi yang cukup baik dapat diperoleh dari kulit udang, kepiting maupun tulang cumi-cumi yang keberadaannya juga berlimpah.

Pada penelitian ini, dilakukan pengembangan alternatif material tambal gigi dengan bahan baku chitosan, calcium carbonate, carbonate-hydroxyapatite, dan MMA yang kemudian disingkat menjadi {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} yang diperoleh dari hasil daur ulang limbah organik. Dari penelitian ini diharapkan dapat diketahui komposisi yang optimal dari {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} yang dapat dimanfaatkan sebagai material tambal gigi atau *dental filler*. Selain itu, diharapkan data-data hasil penelitian ini dapat digunakan sebagai referensi bagi penelitian lain yang sesuai.



I.2 Perumusan Masalah

Perumusan masalah dalam penelitian ini adalah bagaimana pengaruh variasi komposisi dari alternatif baru pengembangan material dental filler berbahan baku {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} yang berasal dari daur ulang limbah organik?

I.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Temperatur dan tekanan udara sekitar dianggap konstan dan tidak berpengaruh selama proses.
2. Material dianggap homogen.

I.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari diadakannya penelitian ini adalah untuk menganalisa pengaruh variasi komposisi dari alternatif baru pengembangan material tambal gigi/dental filler dari paduan {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA}.

I.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini bermanfaat untuk

1. mengembangkan alternatif material tambal gigi/dental filler dengan bahan baku {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} yang berasal dari hasil daur ulang limbah organik sehingga lebih ramah lingkungan dan aman bagi tubuh manusia.
2. Material tambal gigi ini ditujukan sebagai pengisi (dental filler) pada gigi geraham.

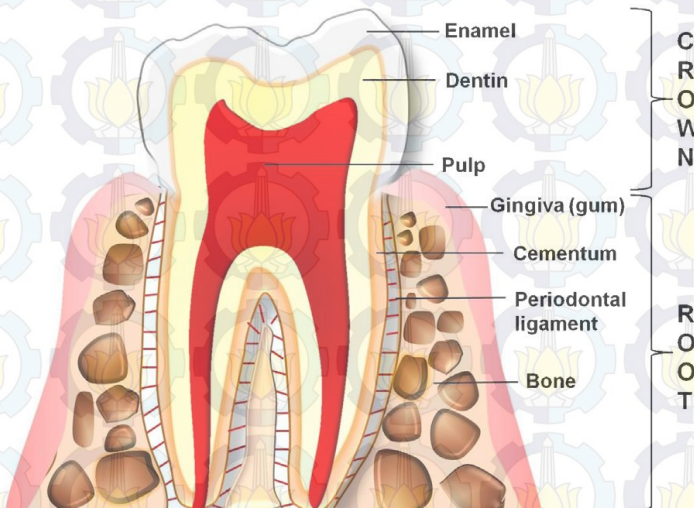




BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tambalan Gigi (*dental filler*).

Gigi pada makhluk hidup terdiri dari beberapa organ, diantaranya adalah enamel dan dentin. Enamel dan dentine tersebut merupakan dua contoh dari banyak material komposit yang bisa secara mudah ditemukan di alam. Pada enamel terkandung hampir 95% bahan inorganic, dimana dari komposisi tersebut 90% sampai 92% nya merupakan hydroxyapatite. Pada dentine yang merupakan tulang gigi, mengandung sekitar 75% bahan inorganic yang sebagian besar juga berupa kristalin hydroxyapatite, 20% bahan organic yang hampir (90)%nya berupa collagen dan 5% air. Sehingga dari komposisi penyusun gigi tersebut diketahui bahwa pada gigi alami, memiliki partikel penguat berupa hydroxyapatite. (Philip,1997).



Gambar 2.1 Bagian-bagian gigi manusia (S. Sowmya et al.2013)

Masalah yang banyak dijumpai pada gigi manusia adalah karies atau karang gigi. Karies atau karang gigi yang dibiarkan begitu saja lama kelamaan akan menimbulkan masalah, selain dari segi estetika juga dari segi kesehatan. Karena ternyata karies gigi



yang dibiarkan begitu saja akan menyebabkan gigi berlubang. Lubang ini terjadi jika bakteri di mulut tersebut memproduksi asam yang akan menyerang gigi. Saat hal tersebut terjadi, maka asam tersebut akan menguraikan material penyusun enamel gigi sehingga enamel menjadi berlubang. Hasil serangan asam dari bakteri pada enamel gigi inilah yang disebut gigi berlubang.

Seperti penyakit lainnya, gigi berlubang ini tentunya tidak bisa sembuh secara sendirinya, namun perlu pengobatan serta perawatan. Tetapi apabila saat gejala awal yang berupa adanya karang gigi diketahui, maka kemungkinan untuk terhindar dari gigi berlubang lebih besar dan perawatannya pun lebih mudah. Tanpa perawatan yang tepat oleh dokter gigi, masalah gigi berlubang dapat menimbulkan efek yang serius, seperti gigi harus dicabut, baik gigi yang berlubang, atau bahkan seluruh gigi bila terjadi infeksi dan infeksiya telah menyebar. Selain itu masalah gigi berlubang juga dapat menimbulkan penyakit lainnya. (ADA, 2012). Di hampir seluruh belahan dunia, masalah ini kerap terjadi. Hal ini dikarenakan masalah karang gigi terlihat sepele dan tidak berbahaya. Akibatnya banyak penduduk yang mengalami gigi berlubang. Tentu saja dengan begitu juga diperlukan banyak bahan untuk melakukan proses penambalan gigi.

Material tambalan gigi yang sudah ada sejak lama dan masih digunakan sampai sekarang adalah amalgam. Amalgam disini memiliki arti campuran dari dua atau lebih logam dengan penyusun terbesarnya adalah logam merkuri, yaitu sekitar 43 sampai 54 persen dan logam lain seperti perak, tembaga, dan tin sebagai pelengkap. Karena terdiri dari logam, maka tambalan amalgam ini dikenal bersifat kuat dan tahan lama tetapi kelemahannya adalah ada beberapa orang yang mengalami reaksi alergi karena kadang masih bisa terdapat sisa merkuri, dimana merkuri ini dikenal sebagai logam berat. Oleh sebab itu orang mulai mencari alternative lain yang lebih aman dan minim resiko.

Dari sini, mulai muncul berbagai jenis tambalan atau *dental filler* yang tidak menggunakan merkuri lagi sebagai materialnya untuk mengatasi masalah gigi berlubang sehingga lebih aman dan meminimalisir resiko terjadinya alergi. Beberapa jenis material yang telah digunakan sebagai alternatif lain sebagai *dental filler* menggantikan amalgam terangkum dalam tabel 2.1.

Tabel 2.1 Komersial *dental filler*

No	Jenis tambalan	Komposisi	Kelebihan	Kekurangan
1	Composite (Resin)	Campuran acrylic resin dan partikel serbuk gelas.	<ul style="list-style-type: none">• Warna dapat menyesuaikan dengan gigi• Tidak terkorosi• Kekuatannya cukup bagus pada lubang kecil-sedang.	<ul style="list-style-type: none">• Lebih mudah rusak dan aus pada gigi yang sering digunakan untuk menggigit• Lebih mahal dari amalgam



2.	Glass Ionomer	Campuran dari acrylic acids dan glass powder yang halus, digunakan hanya untuk lubang kecil yang tidak mendapat beban besar.	<ul style="list-style-type: none"> • Warna bisa disesuaikan • Bisa dicampur fluoride 	<ul style="list-style-type: none"> • Mudah patah • Lebih mahal dari amalgam
3.	Resin Ionomer	Campuran acrylic acids dan acrylic resin dengan gelas sebagai fillemnya.	<ul style="list-style-type: none"> • Warnanya lebih alami dibanding glass ionomer • Umur pakainya lebih lama dari glass ionomer, tapi tidak selama komposit 	<ul style="list-style-type: none"> • Mahal, sama seperti komposit • Cepat aus daripada amalgam dan komposit.

(American Dental Association brochure, 2012)

Dari jenis tambalan gigi yang sudah banyak di pasaran tersebut, selain dapat diketahui kelebihan dan kekurangannya, umur pakai dari berbagai jenis tambalan tersebut dapat dibandingkan seperti tabel 2.2.



Tabel 2.2 Prosentase umur pakai berbagai tambalan gigi

Restoration type	3 Yr		4 Yr		5 Yr		7 Yr	
	Primary teeth	Permanent teeth	Primary teeth	Permanent teeth	Primary teeth	Permanent teeth	Primary teeth	Permanent teeth
Amalgam	95.3	97.2	95.1	96.6	90.8	95.4	—	94.5
Composite	82.4	90.0	67.2	85.6	—	78.2	—	67.4
Glass Ionomer	51.5	73.8	51.5	73.8	31.2	64.9	—	—
DBA and Composite	—	83.7	—	47.7	—	41.5	—	—
Ceramic or Composite Inlay	—	93.3	—	90.1	—	85.3	—	—

(Modified from Chadwick et al, 2001)

DBA, Dentin bonding agent

(Philip.1997)

Material-material itu dapat digunakan sebagai *dental filler*, karena memiliki propertis atau sifat yang sesuai dengan lapisan enamel gigi yang hilang, atau dengan kata lain bisa menggantikan fungsi enamel yang hilang. Sifat-sifat itu diantaranya adalah: sifat mekanik, sifat thermal, rheological properties, sifat fisika dan kimia, serta adhesi juga tidak ketinggalan, yang paling kasat mata dan teramati pertamakali adalah penampilan dari material penambal gigi itu.

- Dari segi penampilan, material yang berfungsi sebagai *dental filler* tersebut harus berwarna menyerupai gigi di sekitarnya. Semakin mirip, maka dari segi estetika akan semakin baik.
- Rheological properties adalah kemampuan material tersebut mengisi lubang pada gigi yang akan diperbaiki dengan mudah, karena umumnya dental filling tersusun atas 2 atau lebih material.
- Sifat kimia yang harus dimiliki *dental filler* adalah dapat bertahan pada tempatnya dalam jangka waktu yang lama tanpa mengalami degradasi, erosi, atau terurai. Selain itu juga harus memiliki range pH yang lebar, karena suasana dalam rongga mulut yang selalu berubah-ubah.



- Thermal properties pada *dental filler* ini berupa kemampuan material untuk menjadi isolator panas, serta melindungi pulpa dari stimulus dingin atau panas. Semakin nilainya mendekati nilai pada organ asli gigi (enamel, dentin, dll), maka material tersebut semakin baik.

Tabel 2.3 Nilai konduktifitas panas dari beberapa material.

Material	Thermal conductivity ($W\ m^{-1}\ ^\circ C^{-1}$)
Enamel	0.92
Dentine	0.63
Acrylic resin	0.21
Dental amalgam	23.02
Zinc phosphate cement	1.17
Zinc oxide/eugenol cement	0.46
Silicate materials	0.75
Porcelain	1.05
Gold	291.70

- Sifat mekanik yang harus dimiliki antara lain tahan gesekan atau abrasi, deformasi plastis atau creep, yang disesuaikan untuk tempat dimana letak lubang itu berada sehingga sesuai dengan fungsi gigi yang berbeda-beda.

Tabel 2.4 Perbandingan kekerasan organ gigi dengan beberapa *dental filler*

Material	VHN
Enamel	350
Dentine	60
Acrylic resin	20
Dental amalgam	100
Porcelain	450
Co/Cr alloys	420



Tabel 2.5 Perbandingan sifat mekanik organ gigi dengan salah satu jenis *dental filler*

	Acrylic resin	Enamel	Dentine
Modulus of elasticity (GPa)	2	50	15
Compressive strength (MPa)	70	250	280
Tensile strength (MPa)	30	35 [*]	40-260 ^{**}
Hardness (Vickers)	20	350	60

* diametral test, ** higher values from flexural test.

- Sifat adhesi, dengan terdapat sifat ini antara *dental filler* dengan gigi, akan mencegah terjadinya secondary cavity, karena *dental filler* akan melekat sepenuhnya pada enamel gigi.
- Pada sifat biologi, material tersebut tidak boleh menyebabkan terjadinya iritasi, karena harus diingat bahwa dentin mengandung banyak pembuluh darah.

(Mc Cabe. 2008)

2.2 *Chitin dan Chitosan*

Chitin adalah biopolymer alami yang terdapat dalam jumlah terbesar kedua di alam setelah selulosa. Chitin dan turunannya memiliki nilai ekonomis yang sangat tinggi karena aktivitas biologi serta industri maupun aplikasi di bidang biomedis. Chitin ini dapat diekstraksi dari 3 sumber, yaitu hewan jenis crustaceans, insects, dan mikroorganisme. Walaupun begitu, sumber penghasil chitin terbesar adalah cangkang hewan crustaceans, seperti udang, kepiting, lobster, dan lain lain yang diperoleh dalam jumlah besar sebagai sampah hasil pemrosesan makanan laut. Chitin diperoleh melalui dua tahap ekstraksi, yaitu demineralisasi dan deproteinisasi. Kedua proses ini pun dapat dilakukan secara kimiawi maupun biologis. (Arbia dkk. 2012). Rumus empiris dari chitin adalah $[(C_8H_{13}NO_5)]$ (Swastawati dkk. 2008)

Turunan dari chitin yang sangat penting dan banyak digunakan adalah chitosan, dimana chitosan terbentuk atas N-deacetylation chitin. Chitosan terdiri dari poli (2-deoksi-2-asetilamin-2-glukosa) dan poli (2-deoksi-2-aminoglukosa) yang berikatan secara (1-4) β -glikosidik (Mohanasrinivasan dkk. 2013).



Sedangkan rumus empiris untuk chitosan adalah $[(C_6H_{11}NO_4)]$ (Swastawati dkk. 2008).

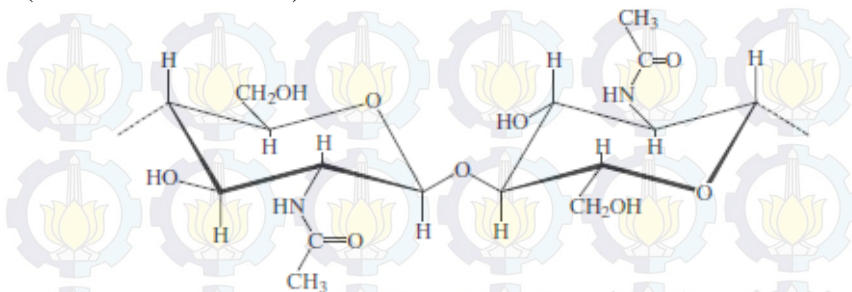


Figure 1 — Structure of chitin

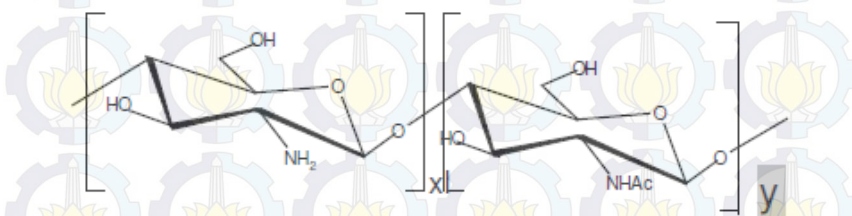


Figure 2 — Partially deacetylated chitin

Gambar 2.2 Struktur Chitin (figure 1) dan Chitosan (figure 2)

Chitosan banyak dipilih untuk dimanfaatkan karena seperti kolagen, chitosan memiliki sifat dapat diserap tubuh, mudah diperoleh dari alam, dan dapat membantu proses penyembuhan (wound-healing) (Ito. 1991). Selain sifat-sifat yang sudah disebutkan tersebut, sifat lain yang dimiliki chitosan antara lain:

- Propertis kimia
 - Grup Amino yang reaktif
 - Tersedianya grup hydroxyl yang reaktif
- Propertis biologi
 - Biocompatible
 - Polimer alami
 - Non-toxic
 - Biodegradable di dalam tubuh



- Antimicrobial activity
- Hemostatic
- Fungistatic
- Anti tumor
- Anti kolesterol
- Membantu mempercepat pembentukan tulang

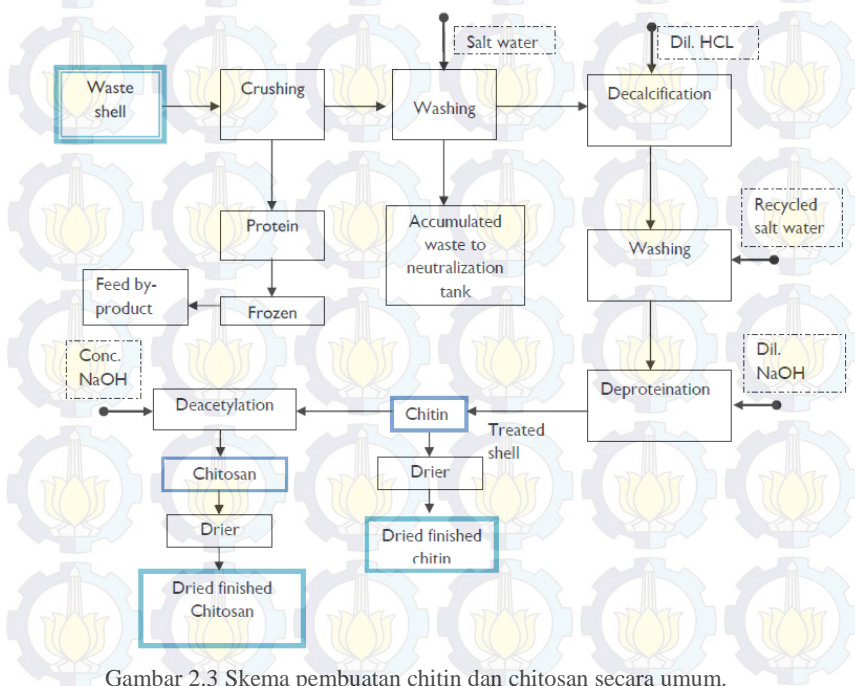
Serta fungsi-fungsi lain yang masih banyak lagi (Dutta et al. 2004). Dengan adanya sifat-sifat tersebut, masih terdapat peluang besar untuk memanfaatkan chitosan untuk kebutuhan hidup manusia, terutama dalam bidang kesehatan.

Dari sekian banyak fungsi chitosan tersebut, yang mempengaruhi kualitas dan performa dari chitosan itu sendiri adalah derajat deasetilasinya (DD). Derajat deasetilasi tersebut menentukan kandungan amino bebas dalam polisakarida. Chitin yang memiliki DD lebih dari 75% disebut dengan chitosan (Tanveer dkk. 2002). Untuk menentukan DD ini terdapat banyak metoda yang sudah dikembangkan dan digunakan oleh para peneliti, diantaranya adalah HNMR spectroscopy, titrasi, UV-VIS spectroscopy, dan Infrared spectroscopy. Dari metode-metode tersebut yang mendapat banyak pengakuan akan ketepatan dari hasil pengukurannya adalah metode HNMR, walaupun begitu, pengujian HNMR ini tidak dapat dikatakan sebagai metode penentu DD yang mutlak. Metode ini dapat digunakan sebagai referensi acuan untuk metode lainnya, cocok untuk penggunaan dalam skala laboratorium, dan tidak butuh terhubung dengan alat yang mahal. Setelah metode HNMR, metode titrasi merupakan metode terbaik selanjutnya yang menghasilkan hasil perhitungan yang jika dibandingkan dengan HNMR tidak terlalu jauh berbeda. Setelah itu baru diikuti dengan metode UV-VIS dan kemudian metode FTIR. Metode UV-VIS ini bila dilakukan dengan ketelitian tinggi dapat menghasilkan hasil analisa yang bagus, namun metode ini membutuhkan waktu banyak karena butuh kalibrasi dan berpotensi sangat sensitive terhadap impuritas. Sedangkan FTIR dapat menganalisa lebih cepat, tapi jumlah spectra yang dihasilkan operator dan suatu prosedur yang dilakukan operator dalam men-setting baseline untuk membaca tingkat absorpsi merupakan sisi lemah dari metode FTIR. (Czechow et al. 2012).



Proses pembuatan chitin terdiri dari 2 tahap, yaitu demineralisasi dan deproteinisasi dimana proses tersebut dapat dilakukan dengan 2 cara, yaitu secara kimiawi maupun biologi. Reaksi kimia yang digunakan membutuhkan larutan asam maupun basa, sedangkan reaksi biologi melibatkan mikroorganisme. (Arbia et al. 2013). Sedangkan Proses sintesa chitosan terdiri dari 4 tahap, yang terjadi secara proses kimiawi, yaitu deproteinisasi, demineralisasi, depigmentasi, dan deasetilasi dari chitin menjadi chitosan. Rangkaian proses tersebut memakan waktu yang lama, kurang lebih 24 jam, belum termasuk tahap preparasi sample (Patria. 2013).

Penjabaran proses sintesa chitin dan chitosan secara lebih jelas terangkum dalam gambar 2.3 Skema pembuatan chitin dan chitosan secara umum.



Gambar 2.3 Skema pembuatan chitin dan chitosan secara umum.

Aplikasi chitin dan chitosan dalam bidang dental sudah lumayan banyak dilakukan, diantaranya membuat semen gigi komposit kalsium fosfat chitosan (siswanto dkk. 2012), dimana



chitosan dipilih karena dapat memperbaiki sifat elastisitas dari keramik yang digunakan sebagai bahan tambal gigi. Bioaktif β -chitin hydrogel/nBGC composite dapat digunakan sebagai material pengisi tulang dan material coating untuk dental implant, karena menurut hasil penelitian tersebut dapat menghasilkan material yang memiliki karakteristik ideal sebagai *tissue engineering*, dimana sel dapat melekat dan berproliferasi dengan baik. (Sowmya dkk. 2011).

2.3 Apatite

Apatite ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH},\text{F},\text{Cl})_2$) merupakan salah satu dari jenis kalsium phosphate yang dapat diaplikasikan pada proses penyembuhan tulang dan gigi karena memiliki sifat – sifat, diantaranya adalah:

- biocompatibilitas
- komposisi yang sama dengan tulang asli.
- biodegradable,
- non-toxic,
- serta kemampuan mekanis yang bagus

sifat- sifat tersebut menjadikan apatite semakin penting pada bidang hard tissue engineering. (Ai dkk. 2011). Bentuk apatite konvensional yang tersebar di pasaran sudah banyak yang berukuran mikro dan tersedia dalam berbagai bentuk, diantaranya adalah serbuk, block yang berporous, dan lain-lain. (Davidenko dkk. 2010).

Penelitian tentang sintesa apatite sudah banyak dilakukan para peneliti sejak abad ke-19 dan awal abad ke-20. Masing-masing peneliti pada jaman itu masih berkonsentrasi pada mineral apatite yang sesuai dengan bidangnya masing-masing, seperti ilmuwan di bidang pertanian lebih tertarik pada adanya kandungan P_2O_5 pada tanaman, ilmuwan psikologi tertarik pada manfaatnya dalam mencegah karies gigi, dan lain sebagainya. Dari seluruh metode yan telah dilakukan tersebut, tidak ada yang mejadi cara terbaik untuk mendapatkan mineral apatite, karena pengujian yang dilakukan untuk memastikan kandungan apatite nya masih belum kompleks dan terlalu sederhana.(Jaffe. 1951). Dengan dimulainya penelitia tentang sintesa apatite pada masa lampau, mengilhami peneliti era modern untuk terus menyempurnakan



penemuan-penemuan tersebut. Sehingga pada era modern ini semakin banyak peneliti yang melakukan penelitian di bidang ini.

Hydroxyapatite yang sudah diaplikasikan dalam bidang dental material diantaranya adalah novel bis-GMA dental restorative composite dengan menggunakan HA whisker (Zhang dkk.2012), pembuatan dental composite dengan bisGMA/TEGDMA yang mengandung perbandingan tinggi pada hydroxyapatite yang berbentuk nanofibers (Chen dkk. 2011), memperbaiki enamel dengan menggunakan hydroxyapatite yang berukuran nano sebagai building blocks (Li dkk. 2008), penggunaan hydroxyapatite dengan carboxymethyl cellulose untuk mengatasi gigi sensitive (Sadiasa dkk. 2013), penggunaan hydroxyapatite dari cangkang telur sebagai material penambal gigi (Dahlan dkk. 2010).

2.4 Potensi pengaplikasian *chitosan*, *calcium carbonate*, dan *carbonate-hydroxyapatite* sebagai bahan tambalan gigi (*dental filler*).

Setelah mengetahui potensi dari *chitosan*, *calcium carbonate*, dan *carbonate-hydroxyapatite*, maka diketahui bahwa masing – masing dari bahan tersebut memiliki potensi yang besar yang dapat dimanfaatkan di bidang *tissue engineering* maupun *dental material*. Hal ini dapat dimanfaatkan lebih lanjut karena dari begitu banyaknya jenis material sebagai bahan *dental filler*, ternyata masih belum cukup untuk memenuhi kebutuhan serta permintaan pasar, yang semakin hari semakin meningkat karena masyarakat semakin sadar akan pentingnya kesehatan mulut serta gigi. Dari berbagai bahan *dental filler* tersebut, dalam proses sintesa dan manufakturingnya masih menggunakan beragam jenis bahan kimia, sehingga masih belum memenuhi kriteria sebagai material yang bersifat ramah lingkungan dan masih mungkin berbahaya bagi tubuh.

Material yang bersifat ramah lingkungan menjadi berperan penting belakangan ini, karena seperti diketahui bersama, apabila dalam proses pembuatan suatu bahan menggunakan terlalu banyak dan kompleksnya bahan kimia, maka ada kemungkinan masih tetap terdapat sisa bahan kimia tersebut di produk hasil sintesa, walaupun sudah dilakukan proses netralisir dan sebagainya,



masih tetap tidak dapat menjamin sepenuhnya bahwa bahan tersebut bisa terbebas dari sisa bahan kimia yang tidak diinginkan dalam produk tersebut.

Berakar dari kebutuhan tersebut, dan didukung oleh propertis yang dimiliki oleh *chitosan*, *calcium carbonate*, dan *carbonate-hydroxyapatite* seperti penjabaran sebelumnya, maka campuran antara *chitosan*, *calcium carbonate*, dan *carbonate-hydroxyapatite* sangat berpeluang besar untuk menjadi material alternative dalam bidang *dental filler*. Penelitian sebelumnya yang sudah mencoba menggabungkan *chitosan*, *calcium carbonate*, *carbonate-hydroxyapatite* dalam bidang dental material walaupun hanya kombinasi berupa beberapa dari tiga unsur tersebut diantaranya adalah *chitosan fibers* yang dimodifikasi dengan *Hap/β-TCP* nanopartikel (Darius dkk. 2011), *chitosan starch composite* yang diisi dengan serbuk *hydroxyapatite* berukuran mikro dan nano untuk *hard tissue engineering* (Ali dkk. 2011). Tetapi para peneliti tersebut masih menggunakan material *apatite* dan *chitosan* yang diperoleh dengan proses sintesa menggunakan bahan kimia. Pada penelitian ini, akan dicoba melakukan kombinasi menggunakan *chitosan*, *calcium carbonate*, dan *carbonate-hydroxyapatite* yang disintesa tanpa menggunakan bahan kimia sebagai bahan *dental filler*, di mana material ini akan mendukung prinsip *green technology*, dan penggunaan bahan kimianya sangat minim sekali, yaitu hanya pada resin yang digunakan sebagai pengikat atau matriks bagi serbuk *chitosan*, *calcium carbonate*, dan *carbonate-hydroxyapatite*.





BAB III METODE PENELITIAN

3.1 Bahan

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah :

- Powder filler yang terdiri dari serbuk *carbonate-hydroxyapatite* (CHA), *homemade* dengan kemurnian 97% dan rasio Ca/P 1.68, serbuk *calcium carbonate* (CC), *homemade* dengan kemurnian 99% dan rasio Ca:C:O = 1:1:3, serta serbuk *chitosan* (C), *homemade* yang memiliki densitas 1.314 gr/cm³, molecular weight 38.91 gr/mol, dan DD 78,5. Seluruh powder filler yang digunakan memiliki data FTIR dan XRD seperti terlihat pada lampiran 13 dan 14.
- Resin monomer yang digunakan adalah MMA (*methyl methacrylate*) yang memiliki molecular weight 100.12gr/mol dan densitas 0.936 g/cm³ pada 25 °C, mengandung MEHQ kurang dari 30ppm sebagai inhibitor. Matriks BisGMA (*Bisphenol A – Glycidylmethacrylate*) dengan molecular weight 364.43 gr/mol. Inisiator yang digunakan BPO (*Benzoyl peroxide*), molecular weight 242.23, konsentrasi 60-100%, yang berfungsi sebagai *crosslinker* adalah EGDMA (*Ethylene Glycol Dimethacrylate*) yang memiliki molecular weight 198.22, dengan konsentrasi 98%, dan *4,N,N-Trimethylaniline* yang memiliki molecular weight 135.21 dan kemurnian >98.5% sebagai activator. Seluruh produk merupakan buatan Sigma Aldrich Singapura.



3.2 Peralatan

Peralatan yang digunakan dalam penelitian ini yaitu

- a) Gelas beker
Digunakan untuk mengukur volume resin yang digunakan serta untuk wadah meracik campuran.
- b) Neraca analitik digital
Neraca ini digunakan untuk menimbang massa dari sample yang diperlukan.
- c) Pipet tetes
Pipet digunakan untuk mengambil resin maupun seluruh bahan yang berbentuk cairan.
- d) Sarung tangan, masker, dan kaca mata
Digunakan sebagai alat pelindung selama melakukan percobaan.

3.3 Pembuatan Dental Filler

Persiapan pembuatan dental filler adalah Mencampur antara monomer MMA (*methyl methacrylate*) dengan crosslinker EGDMA (*Ethylene Glycol Dimethacrylate*), lalu pada larutan tersebut di tambahkan serbuk matriks BisGMA (*Bispenol A – Glycidylmethacrylate*). Pencampuran ketiga jenis bahan tersebut dengan perbandingan 1wt% : 1wt% : 1wt%. Setelah itu ditambahkan inisiator BPO (*Benzoyl peroxide*) 0,1 wt%. setelah larutan tersebut siap, larutan tersebut di campur dengan powder *carbonate-hydroxyapatite*, *calcium carbonate*, dan *chitosan* sesuai dengan komposisi. Setelah campuran berbentuk pasta, di letakkan dalam cetakan kemudian ditetesi dengan *4,N,N-Trimethylaniline* sebanyak 1-2 tetes. Larutan *4,N,N-Trimethylaniline* yang berperan sebagai activator akan menyebabkan pasta yang telah terbentuk tadi mengeras setelah 60 detik.

Seluruh proses pencampuran atau pembuatan dental filler ini disesuaikan dengan rasio antara powder filler dan resin yang telah ditentukan sesuai dengan tabel 3.1 tentang komposisi kimia.

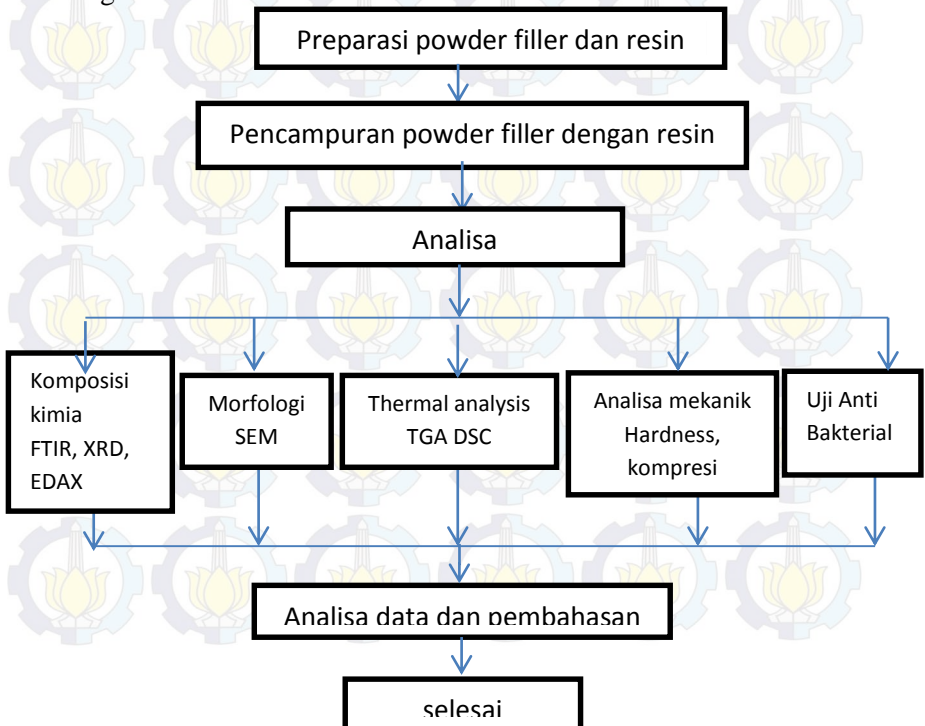


Tabel 3.1 Komposisi Kimia

Kode	komposisi			
	C	CHA	CC	MMA
C	50wt%	-	-	50wt%
CC	-	-	50wt%	
CHA	-	50wt%	-	
G2575	10wt%	10wt%	30wt%	
G5050	10wt%	20wt%	20wt%	
G7525	10wt%	30wt%	10wt%	

3.4 Diagram Alir Penelitian

Dalam penelitian ini, prosesnya dapat digambarkan dalam diagram alir



Gambar 3.3 Diagram alir penelitian



3.5 Karakterisasi dan Analisa Sample

Untuk mengetahui karakteristik dari sample hasil percobaan, maka dilakukan karakterisasi dan analisa dengan menggunakan alat atau instrument seperti,

- Pengujian FTIR yang digunakan pada penelitian ini menggunakan alat uji merk Thermo Scientific Nicolet is10. Pengujian ini dilakukan untuk melihat komposisi kimia dari material tambalan gigi. Spectra yang terrekam antara panjang gelombang 4000-400 cm^{-1} .
- Analisa menggunakan X-Ray Diffraction bertujuan untuk menganalisa unsur/senyawa serta komposisi yang terdapat di pada sample. Pengujian XRD dilakukan menggunakan alat uji merk PANalytical X'pert PRO MPD dengan radiasi Cu K α pada energy 40kV dan 35mA.
- SEM (*Scanning Electron Microscopy*) Merk Fei Inspect S50 digunakan pada percobaan ini untuk mengetahui morfologi permukaan dan *cross section* dari tambalan gigi yang dibuat. Preparasi sample dilakukan dengan memberi lapisan *coating gold-paladium* pada sample.
- EDX Merk Fei Inspect S50 digunakan untuk mengetahui komposisi kimia penyusun tambalan gigi tersebut serta mapping persebaran unsur penyusun sample, apakah homogen atau tidak.
- Mesin TGA/DSC merk Mettler Toledo Gas Controller GC 200 dengan parameter heating rate 10⁰C/menit mulai dari temperature ruang sampai temperatur 550⁰C dan menggunakan cell gas nitrogen 50ml/min. Pengujian ini digunakan untuk mengetahui perilaku material tambalan gigi apabila terkena panas serta perubahan yang terjadi. Untuk mengetahui konduktivitas thermal, digunakan persamaan ...(1)

$$\frac{dQ}{dT} = K (T_b - T) \dots (1) \quad (\text{Flood, 2005})$$

Dengan T_b adalah Programmed block Temperatur, yang dapat ditentukan dengan menggunakan persamaan ...(2)

$$T_b = T_0 - qt \dots (2)$$

Dengan $\frac{dQ}{dT}$ = heat flow (W)

K = konduktivitas thermal



T_0 = Initial temperatur
 qt = programmed heat rate (10^0C)

- Uji anti bacterial.

Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui sifat antibacterial dari sample akibat dari pengaruh komposisi chitosan. Pengujian dilakukan dengan metode difusi dengan menggunakan bakteri *streptococcus mutans* yang dibiakkan dimedia NA (Nutrien Agar) atau *Blood Agar Plate* selama 18-24 jam bersama dengan sample yang akan diuji. Setelah 18-24 jam dilakukan pengukuran zona hambat yang terbentuk disekeliling sample dengan menggunakan jangka sorong. Zona hambat diukur dengan persamaan....(3)

$$\text{Zona hambat} = \frac{(\text{diameter terbesar} + \text{diameter terkecil})}{2} \dots (3)$$

Setelah dilakukan pengujian untuk mengetahui karakter dari material tambalan gigi tersebut, dilakukan pengujian mekanik untuk mengetahui kemampuan mekanik dari sampel tersebut. Pengujian mekanik yang dilakukan antara lain:

- Pengujian kompresi untuk mengetahui kekuatan tekan dan ketangguhan material. Pengujian tekan yang dilakukan dengan beban 100kN, dan *crosshead speed* 10mm/min, akan menghasilkan force yang dibutuhkan untuk menekan sample hingga pecah. Untuk mencari kekuatan kompresinya, maka menggunakan persamaan(4).

$$R_c = F \times \frac{9,807}{A} \dots (4) \quad (\text{Klymus, 2007})$$

Dimana R_c merupakan kekuatan tekan (MPa),

F adalah beban (kgf), dan

A adalah luas penampang sample (mm^2)

Pada sample yang diuji (G2575, G5050, dan G7525) berbentuk silinder yang memiliki dimensi tinggi 5mm dan diameter 5mm. sehingga luas penampangnya adalah

$$A = \pi r^2$$

$$= 3,14 \times (2,5\text{mm})^2$$

$$= 19,63496 \text{ mm}^2$$



- Pengujian kekerasan dengan menggunakan standar micro Vickers menggunakan mesin uji hardness Mitutoyo, HM 200 series japan. Beban indentasi yang digunakan 300gr dengan waktu total persiapan indentasi, indentasi dan pengukuran kekerasan 12 detik (Chun, 2014)

Setelah dilakukan pengujian tersebut, diperoleh data - data hasil pengujian. Data-data tersebut dianalisa dan dibandingkan dengan kemampuan mekanik serta morfologi gigi. Dari hasil penganalisaan data tersebut dapat di tarik kesimpulan apakah alternatif material tambalan gigi tersebut dapat digunakan sebagai alternatif tambalan gigi, serta dari tiga komposisi tersebut mana yang propertisnya lebih bagus. Setelah itu dilakukan penarikan kesimpulan serta saran untuk penelitian lebih lanjut.

3.6 Rancangan Penelitian

Pada penelitian kali ini, yang dilakukan pertama kali adalah melakukan preparasi sample yaitu berupa serbuk *chitosan*, serbuk *carbonate-hydroxyapatite*, serbuk *calcium carbonate* dan resin. Serbuk *chitosan*, serbuk *carbonate-hydroxyapatite*, serbuk *calcium carbonate* yang digunakan merupakan buatan sendiri. Dimana serbuk *calcium carbonate* berasal dari kulit telur, serbuk *carbonate-hydroxyapatite* berasal dari tulang sapi dan serbuk *chitosan* berasal dari kulit udang. Setelah melakukan preparasi sample, dilakukan percobaan variasi perbandingan antara serbuk *chitosan*, serbuk *carbonate-hydroxyapatite*, serbuk *calcium carbonate*, dan MMA dengan berbagai perbandingan yang tersaji pada tabel 3.2 rancangan penelitian.



Tabel 3.2 Rancangan Penelitian

Kode	Komposisi				Analisis							
	C	CHA	CC	MMMA	FTIR	XRD	EDAX	SEM	TGADSC	HARDNESS	TEKANAN	ANTIBAKTERI
C	50 Wt%	-	-	50 Wt%	V	-	-	V	-	-	-	V
CHA	-	50 Wt%	-	50 Wt%	V	-	-	V	-	-	-	-
CC	-	-	50 Wt%	50 Wt%	V	-	-	V	-	-	-	-
G5050	10 Wt%	20 Wt%	20 Wt%	50 Wt%	V	V	V	V	V	V	V	V
G7525	10 Wt%	30 Wt%	10 Wt%	50 Wt%	V	V	V	V	V	V	V	V
G2575	10 Wt%	10 Wt%	30 Wt%	50 Wt%	V	V	V	V	V	V	V	V

Keterangan : C = Chitosan, CHA = carbonate – hydroxyapatite, CC = Calcium Carbonate



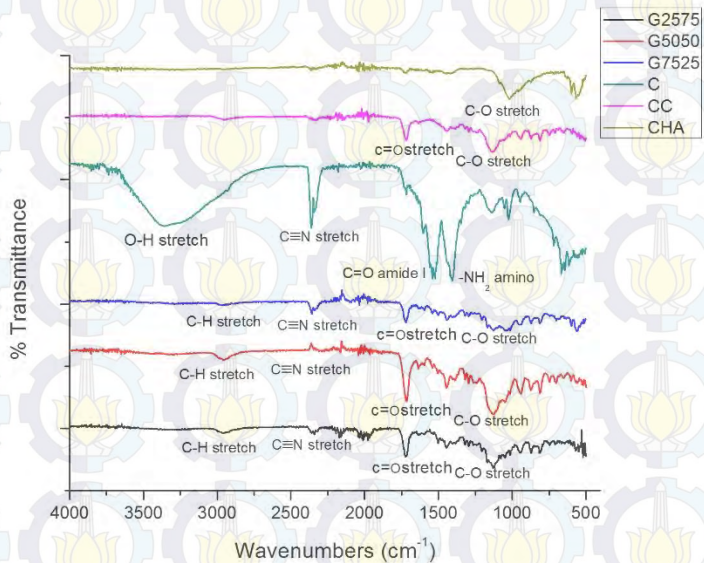


BAB IV ANALISA DATA DAN PEMBAHASAN

4.1 Komposisi kimia

Untuk mengetahui komposisi kimia dari sample yang di uji, maka dilakukan beberapa pengujian, yaitu

4.1.1 Pengujian FTIR (*Fourier Transform Infrared*)



Gambar 4.1 Grafik hasil pengujian FTIR

Dari gambar 4.1 grafik hasil pengujian FTIR terlihat adanya beberapa ikatan gugus fungsi pada sample G2575, G5050, dan G7525, serta pada kontrol C, CC, dan CHA. Pada kontrol *Chitosan* terdapat ikatan O-H stretch pada band 3355,84 cm⁻¹ yang merupakan *hydroxyl group* sebagai penanda adanya *chitosan* (Saravanan, 2011), tetapi pada ketiga sample tidak memiliki ikatan tersebut. Pada ketiga sample, terdapat ikatan C-H stretch yang terdapat pada band 2850-3000 cm⁻¹. Peak pada posisi band 2850-3000 cm⁻¹ menunjukkan adanya unsur dari Poly BIS-GMA yang lebih dominan terlihat (Ficai, 2011). Munculnya band tersebut menunjukkan pergeseran dari band milik *chitosan* yang

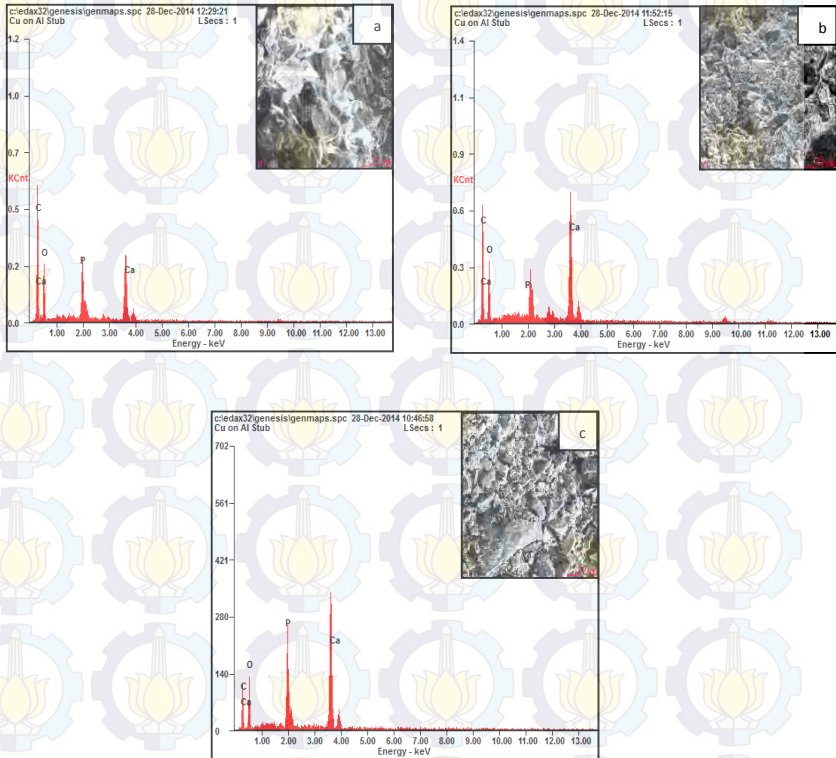


keberadaannya di sample yang hanya sebagian kecil dibanding dengan polimernya. Pada kontrol *Chitosan* juga terdapat ikatan $C\equiv N$ stretch pada band $2260-2210\text{ cm}^{-1}$ yang juga terdapat pada semua sample, hal ini dapat menunjukkan bahwa di dalam seluruh sample terdapat unsur *chitosan*. Peak lain pada kontrol *chitosan* adalah adanya ikatan $C=O$ yang menunjukkan adanya amide I dan $-NH_2$ amino. Kedua jenis ikatan tersebut menunjukkan keberadaan *chitosan* (Rogina, 2013). Pada kontrol *calcium carbonate* terdapat dua jenis ikatan yang terbentuk yaitu $C=O$ stretch pada band 1720 cm^{-1} dan juga ikatan pada band $1320-1000\text{ cm}^{-1}$ yang menunjukkan adanya ikatan $C-O$ stretch yang juga dimiliki oleh seluruh sample. Khusus untuk ikatan $C=O$ stretch ini juga dimiliki oleh kontrol *carbonate-hydroxyapatite*. Peak yang terdapat dalam range $2000-1000\text{ cm}^{-1}$ merupakan “mark zone” karena menunjukkan vibrasi utama yang berhubungan dengan material pengisi (*calcium carbonate* dan *carbonate-hydroxyapatite*) dan gugus fungsi utama dari polimer yang digunakan (PMMA) (Lopez, 2008).

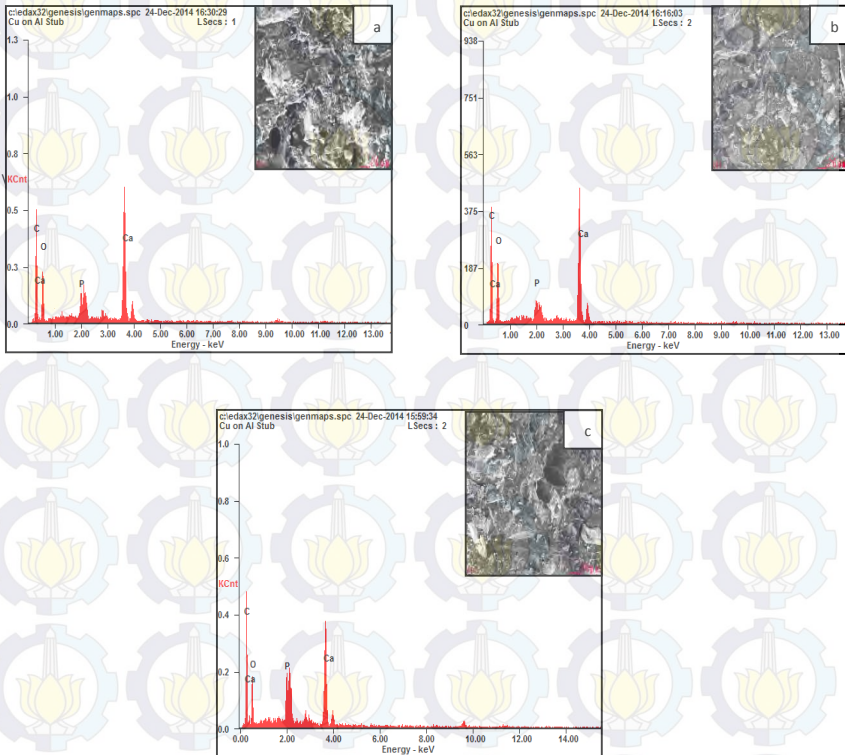


4.1.2 Pengujian EDAX

Untuk melihat komposisi kimia serta persebaran unsur – unsur penyusun tersebut dilakukan pengujian EDAX dan diperoleh data



Gambar 4.2 Hasil EDAX kontrol a) *chitosan* (C), b) *calcium carbonate* (CC), c) *carbonate-hydroxyapatite* (CHA).



Gambar 4.3 Hasil EDAX sample a) G2575, b) G5050, c) G7525

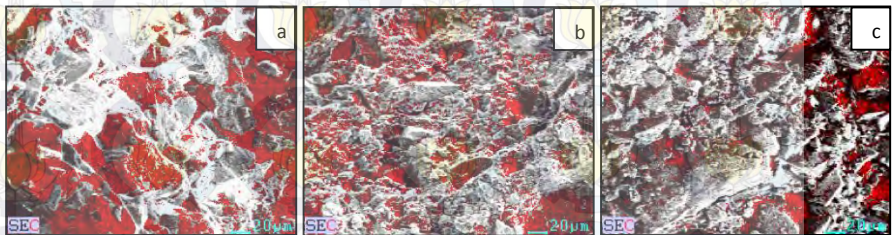


Dari pengujian EDAX, diperoleh komposisi unsur penyusun yang ada pada sample G2575, G5050, dan G7525 juga pada kontrol *chitosan* (C), *calcium carbonate* (CC), *carbonate-hydroxyapatite* (CHA). Pada gambar 4.2 hasil EDAX kontrol, unsur yang ada pada kontrol adalah C, O, P, dan Ca. Sedangkan pada hasil EDAX 3 jenis sample yang ditunjukkan gambar 4.3 juga menunjukkan trend unsur penyusun yang sama dengan yang dimiliki kontrol hanya berbeda dalam jumlah unsur – unsur tersebut.

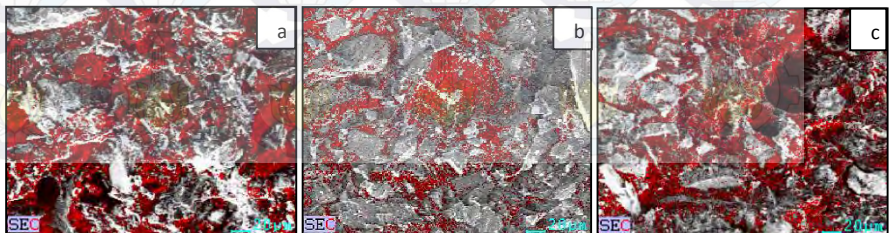
Table 4.1 Persentase elemen

Elemen (Wt%)	C	CC	CHA	G2575	G5050	G7525
C	44,98	31,39	21,86	33,51	33,90	41,27
O	32,12	39,56	32,75	36,88	38,62	30,60
P	08,04	01,20	15,57	04,10	03,75	07,27
Ca	13,26	26,71	26,94	24,27	22,73	19,54

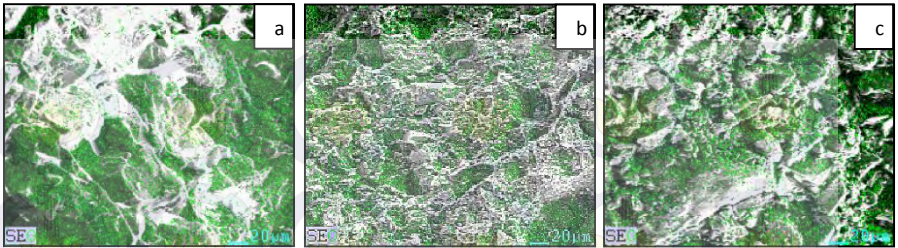
Sedangkan persebaran elemen- elemen di dalam sample dapat dilihat pada hasil mapping sample.



Gambar 4.4 Mapping elemen C pada kontrol a) *chitosan* (C), b) *calcium carbonate* (CC), c) *carbonate-hydroxyapatite* (CHA).



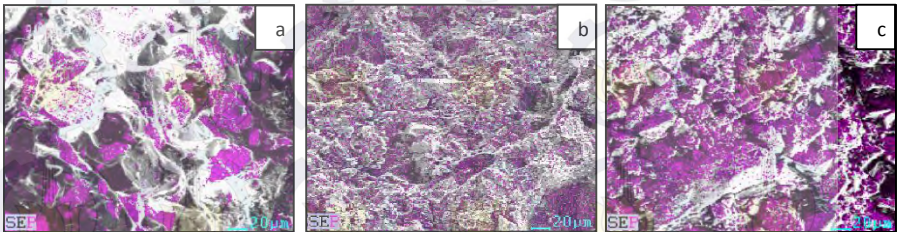
Gambar 4.5 Mapping elemen C pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525



Gambar 4.6 Mapping elemen O pada kontrol a) *chitosan* (C), b) *calcium carbonate* (CC), c) *carbonate-hydroxyapatite* (CHA).



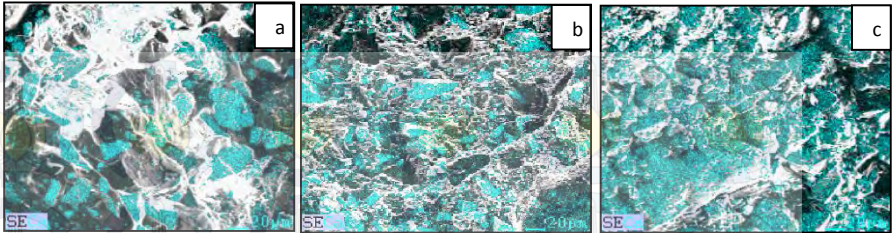
Gambar 4.7 Mapping elemen O pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525



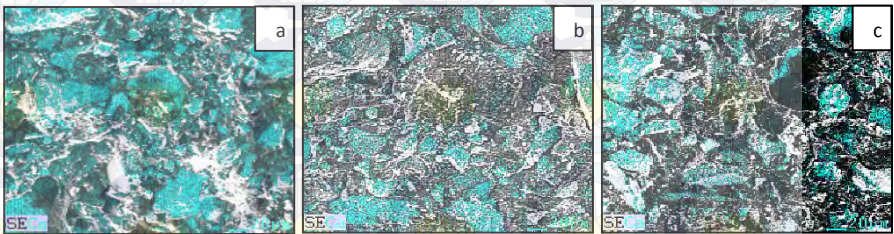
Gambar 4.8 Mapping elemen P pada kontrol a) *chitosan* (C), b) *calcium carbonate* (CC), c) *carbonate-hydroxyapatite* (CHA).



Gambar 4.9 Mapping elemen P pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525



Gambar 4.10 Mapping elemen Ca pada kontrol a) *chitosan* (C), b) *calcium carbonate* (CC), c) *carbonate-hydroxyapatite* (CHA).



Gambar 4.11 Mapping elemen Ca pada sample a) G2575, b) G5050, c) G7525

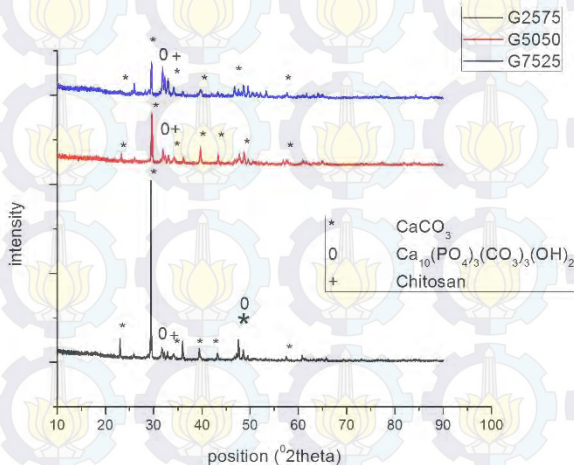
Dari tabel 4.1 persentase elemen, terlihat pada kontrol unsur C dominan terdapat dalam *Chitosan* (C) tetapi persebarannya tidak merata seperti pada *Calcium carbonate* (CC) seperti yang ditunjukkan oleh gambar 4.4, unsur O dominan pada *Calcium Carbonate* (CC) dan persebarannya juga merata seperti yang ditunjukkan pada gambar 4.6 dimana persebaran unsur O yang merata tersebut juga dimiliki oleh *Carbonate hydroxyapatite* (CHA). Unsur P dan Ca dominan di dalam *Carbonate hydroxyapatite* (CHA) dengan persebaran yang merata. Persebaran unsur P dan Ca yang hampir merata ini tidak hanya dimiliki oleh *Carbonate hydroxyapatite* (CHA) saja, tapi juga *Calcium carbonate* (CC) seperti yang ditunjukkan gambar 4.8 dan 4.10.

Tren pada sample G2575, G5050, dan G7525 sesuai data pada kontrol, dimana jumlah unsur C paling sedikit dimiliki oleh sample G2575 yang mengandung komposisi *Carbonate hydroxyapatite* (CHA) paling sedikit juga tetapi persebarannya paling merata seperti ditunjukkan gambar 4.7. Sedangkan unsur O paling sedikit dimiliki oleh sample dengankode G7525, hal ini sesuai dengan data kontrol dimana jika terdapat *Carbonate hydroxyapatite* (CHA) dalam jumlah lebih banyak maka unsur O



nya paling sedikit, persebaran unsur O di sample G2575 adalah yang paling merata seperti di tunjukkan gambar 4.7. Unsur P terbanyak pada sample terdapat pada G7525 yang memiliki komposisi *Carbonate hydroxyapatite* (CHA) paling banyak sehingga unsur P yang dimilikipun juga lebih banyak dibanding yang lain. Persebaran unsur P pada sample G7525 ini cukup merata dibandingkan dengan dua sample yang lain. Sedangkan untuk unsur Ca, yang sama – sama dimiliki oleh *Calcium carbonate* (CC) maupun *Carbonate hydroxyapatite* (CHA) terdapat pada semua sample dengan jumlah yang hampir sama, tetapi jumlah tertinggi dimiliki oleh sample G2575 yang memiliki komposisi *Calcium carbonate* (CC) paling banyak. Secara umum persebaran unsur Ca di dalam sample cukup merata, namun yang paling merata ada pada sample G2575 seperti terlihat pada gambar 4.11.

4.1.3 Pengujian XRD (*X – Ray Diffraction*)



Gambar 4.12 Grafik hasil pengujian XRD

Dari hasil pengujian XRD, peak paling tajam ditunjukkan di sekitar $2\theta = 30^\circ$. Berdasarkan pencocokan dengan data kode referensi dari ICDD menunjukkan adanya *Calcium Carbonate*. Hal ini sesuai dengan yang ditulis oleh Venkateswalu *et al*, 2014 yang juga menyatakan adanya *calcium carbonated* $2\theta = 30^\circ$. Selain adanya *Calcium Carbonate*, adanya peak pada $2\theta = 30^\circ$ - 36° menunjukkan bahwa telah terjadi substitusi *Calcium Carbonate*

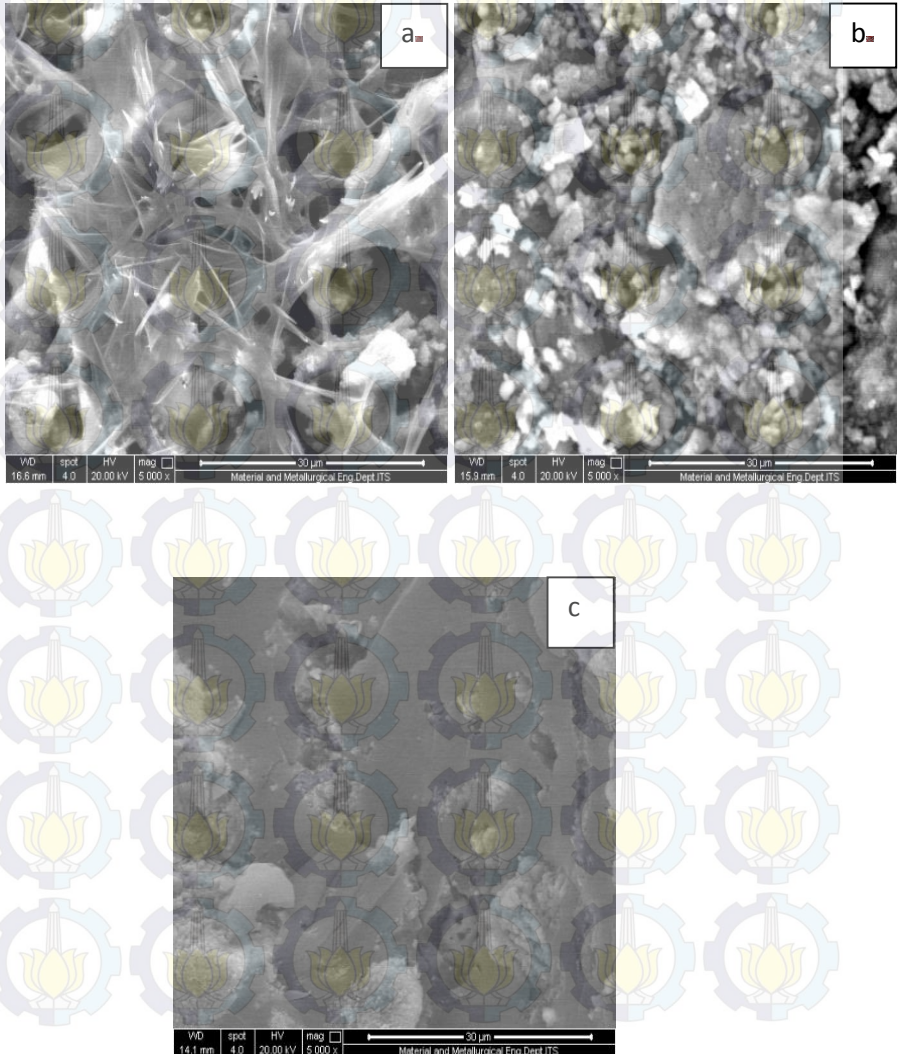


dengan *Hydroxyapatite* (HA) yang memang telah terjadi pada raw material dental filler. Bila dilihat pada gambar 4.12, keberadaan peak pada $2\Theta = 30^\circ$ pada ketiga jenis sample intensitasnya terus berkurang, mulai dari yang tertinggi adalah G2575, lalu G5050, dan yang terendah G7525. Hal ini sesuai karena pada sample G2575 memiliki komposisi *Calcium Carbonate* paling banyak, dan terus berkurang sampai sample G7525. Sebaliknya, posisi 2Θ sekitar 32° yang mengindikasikan adanya *carbonate-hydroxyapatite* makin tajam seiring dengan bertambahnya komposisi *carbonate-hydroxyapatite* pada komposisi sample mulai dari G2575, G5050, dan G7525. Posisi peak $2\Theta = 20^\circ$ merupakan peak yang mengindikasikan adanya chitosan dan berhubungan dengan *crystallinity*nya yang paling besar dengan intensitas 100 persen. Namun peak $2\Theta = 20^\circ$ pada ketiga sample tidak muncul seperti dalam gambar 4.12, hal ini mungkin disebabkan karena *chitosan* yang terdapat dalam 3 jenis sample sudah bercampur pada matriks sehingga peaknya menjadi rata dan menurunkan tingkat *crystallinity*nya (Yildirim, 2004) namun chitosan kembali muncul walaupun dengan intensitas 50 persen pada posisi 2θ sekitar 34° .

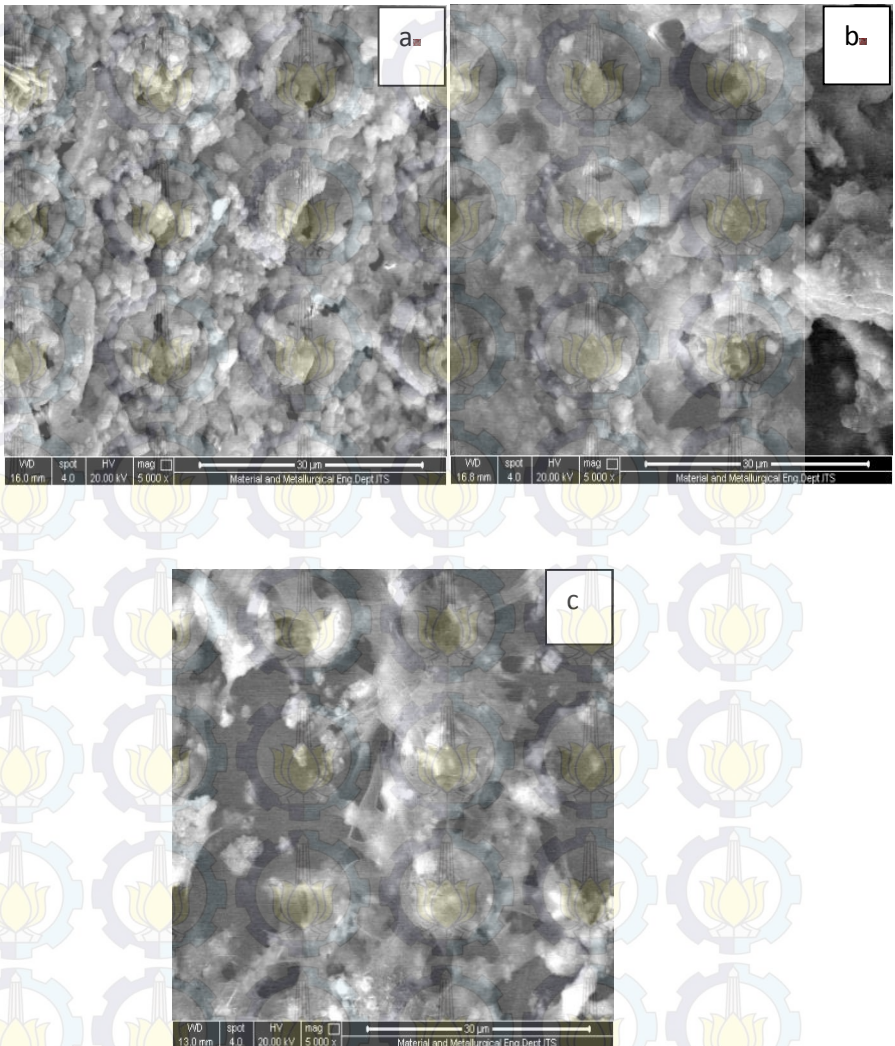


4.2 Morfologi

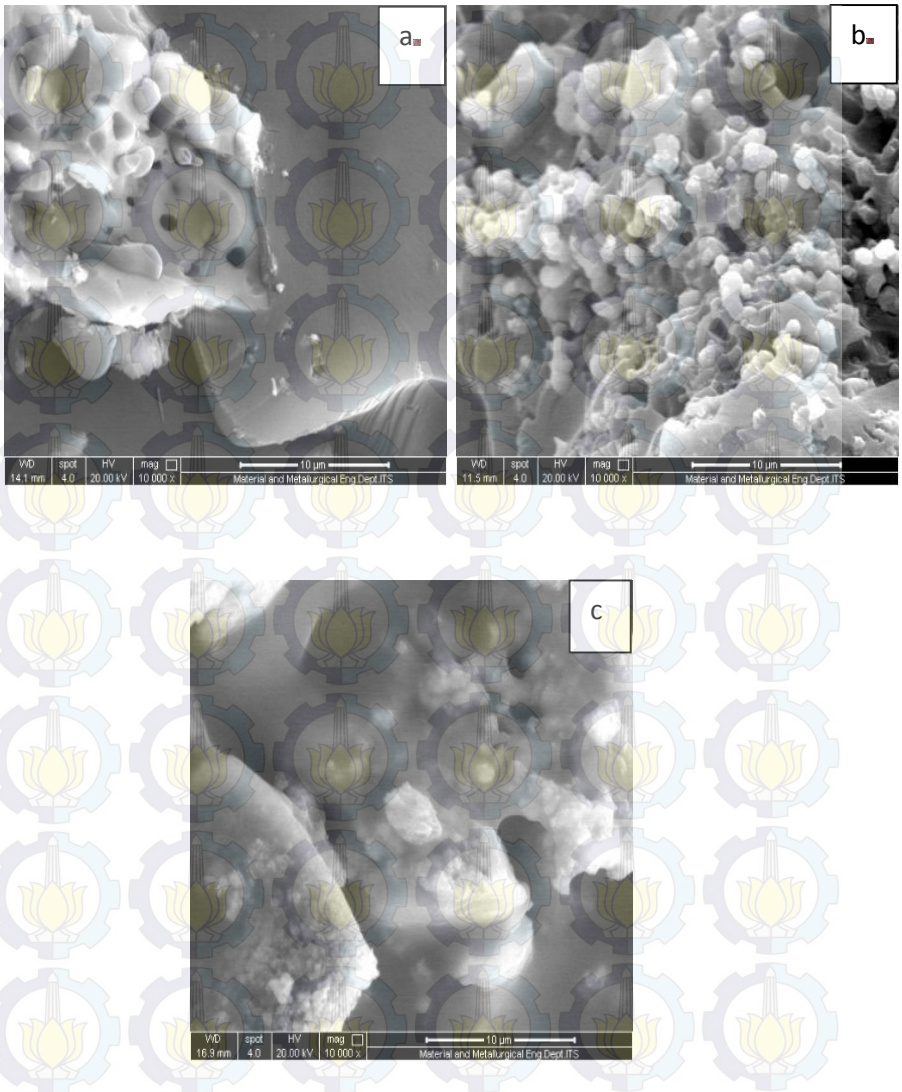
Morfologi dari sample dapat ditinjau menggunakan instrument SEM (*Scanning Electron Microscope*)



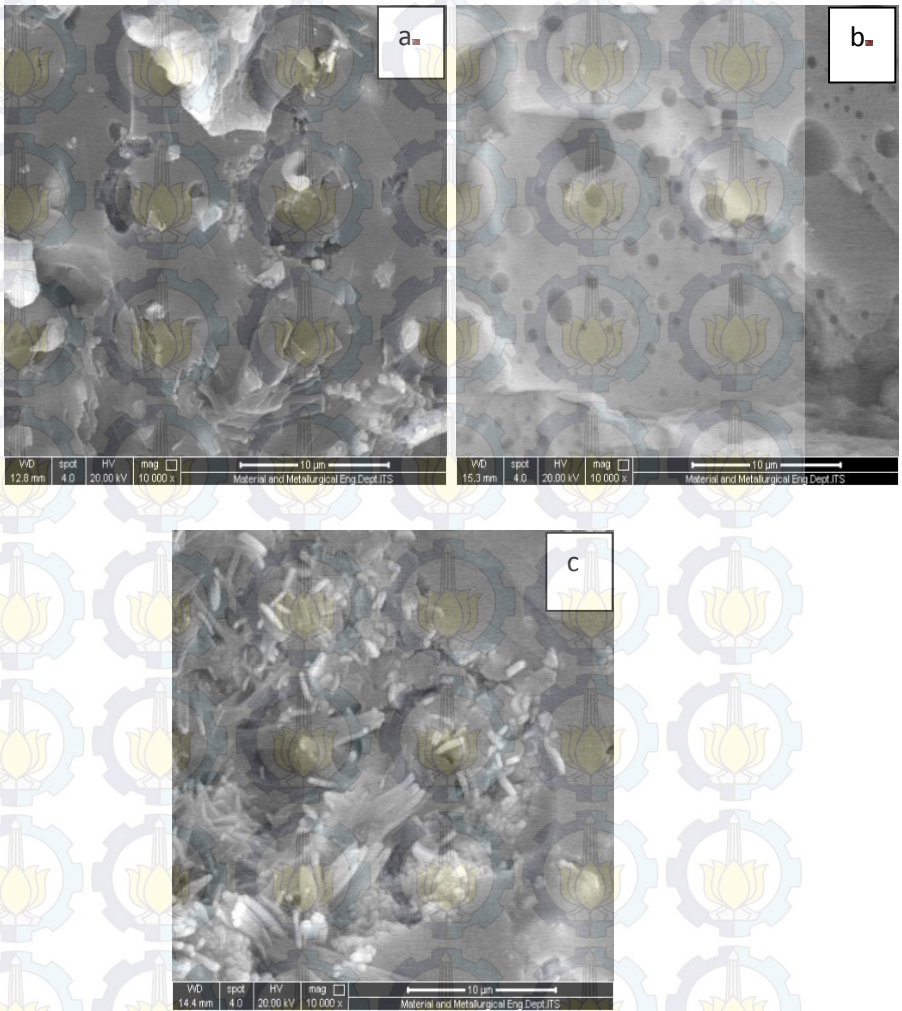
Gambar 4.13 Morfologi permukaan kontrol a) *chitosan* (C), b) *calcium carbonate* (CC), c) *carbonate-hydroxyapatite* (CHA).



Gambar 4.14 Morfologi permukaan sample a) G2575, b) G5050, c) G7525



Gambar 4.15 Cross section control a) *chitosan* (C), b) *calcium carbonate* (CC), c) *carbonate-hydroxyapatite* (CHA).



Gambar 4.16 Cross section sample a) G2575, b) G5050, c) G7525



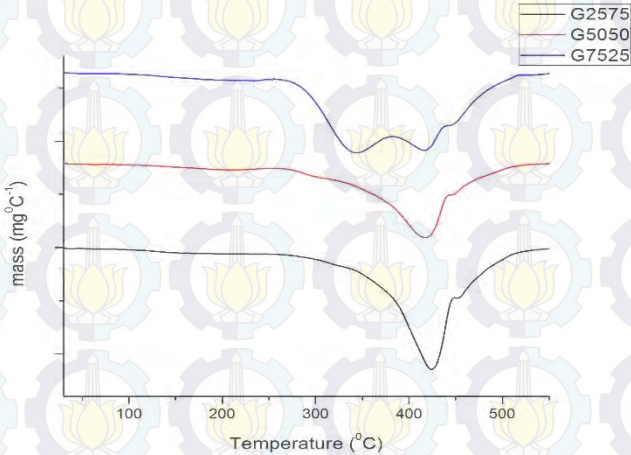
Pada hasil pengujian SEM, terlihat perbedaan trend morfologi antara satu jenis kontrol dengan yang lain seperti yang terlihat pada gambar 4.13 dan 4.14. Morfologi permukaan dari kontrol *Chitosan* (C) yang memiliki sifat seperti polimer (typical of polymer) terlihat menyatu dengan matriksnya dan membentuk porous yang *interconnected* seperti yang ditunjukkan gambar 4.13 a. sedangkan pada bagian *cross section*, terlihat ukuran porousnya yang cukup besar disekeliling *chitosan* seperti ditunjukkan gambar 4.14 a. Pada kontrol *Calcium Carbonate* (CC) terlihat morfologi permukaan yang berbentuk butiran – butiran seolah terbentuk grain dimana *Calcium Carbonate* berfungsi sebagai reinforce dengan matriksnya seperti yang ditunjukkan gambar 4.13 b. Sedangkan morfologi dari *cross section* memperjelas posisi *Calcium Carbonate* yang terlihat seperti butiran – butiran, terlihat pada gambar 4.14 b. Morfologi permukaan kontrol *Carbonate Hydroxyapatite* memiliki trend yang menunjukkan kondisi lebih padat (*dense*) seperti gambar 4.13 c dan diperkuat dengan morfologi *cross section* 4.15 c yang menunjukkan kepadatan dengan hanya terbentuk sedikit porous dengan ukuran yang kecil.

Morfologi permukaan pada sample G2575, G5050, dan G7525 menunjukkan trend yang sama sesuai dengan komposisi penyusunnya. Pada sample G2575 yang lebih banyak mengandung *Calcium Carbonate* (CC) memperlihatkan morfologi yang membentuk granul atau butiran – butiran kecil terlihat pada gambar 4.14 a tapi juga tetap memiliki porous akibat mengandung *Chitosan* dan *Carbonate Hydroxyapatite* seperti pada gambar 4.16 a. Sample G5050 karena memiliki komposisi perpaduan yang sama antara *Calcium Carbonate* dan *Carbonate Hydroxyapatite* maka pada permukaannya tidak terdapat bentuk granul atau butiran terlalu banyak seperti pada gambar 4.14 b serta diperkuat dengan gambar *cross section* yang lebih *dense* pada gambar 4.16 b. Sample terakhir, G7525 memperlihatkan permukaan yang paling sedikit terdapat granul karena memiliki komposisi *Calcium Carbonate* paling sedikit seperti terlihat pada gambar 4.14 c dan pada morfologi *cross section* juga tampak lebih padat dengan porous yang lebih jarang yang ditunjukkan gambar 4.16 c.

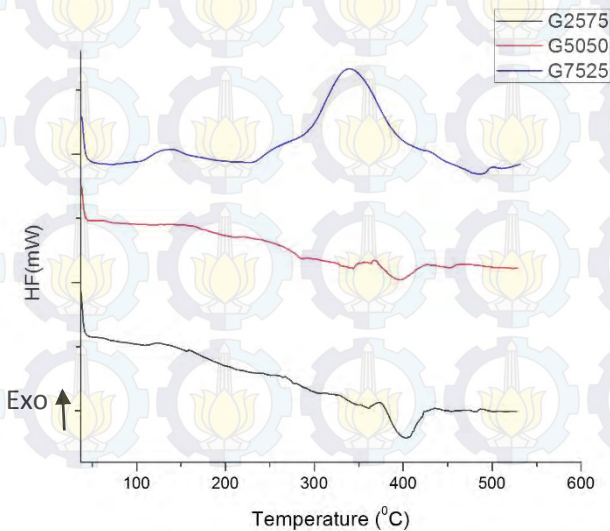


4.3 Thermal analysis dengan pengujian TGA/DSC

Thermal analysis dilakukan untuk mengetahui perilaku dari material tambal gigi bila berada dalam temperatur tinggi. Dari pengujian TGA/DSC yang dilakukan, diperoleh data



Gambar 4. 17 Hasil turunan pertama *Thermal Gravimetric Analysis* (DTG)



Gambar 4.18 Hasil *Differential Scanning Calorimetry* (DSC)



Dari data hasil pengujian perilaku thermal tiga jenis sample, data DTG (gambar 4.17) menunjukkan trend terjadinya dekomposisi pada ketiga jenis sample terbagi dalam dua tren. Tren pertama yang dimiliki sample G7525 terdiri dari 3 step, yaitu pada temperature sekitar 300°C, 400°C, dan 450°C. Hal ini menunjukkan pola dekomposisi dari *carbonate-hydroxyapatite* yang banyak terkandung di dalam G7525 yang mungkin terdekomposisi pada temperatur sekitar 300°C. Pada sample G2575 dan G5050 hanya memiliki 2 step dekomposisi yang terdapat pada temperatur 400°C dan 450°C yang kemungkinan terbesar merupakan dekomposisi dari *calcium carbonate* yang lebih banyak terkandung dalam sample G2575 dan G5050. Sehingga dari tren tersebut dapat terlihat dengan penambahan *calcium carbonate* akan meningkatkan temperature awal dekomposisinya. Tidak adanya peak pada temperatur 210°C pada gambar 4.17 menunjukkan bahwa rekasi polimerisasi Bis-GMA berjalan dengan baik dan peak yang terdapat pada skala temperatur 200°C hingga 450°C mengindikasikan terjadinya degradasi polimer (Ficai, 2011).

Pada gambar 4.18 yang menunjukkan data DSC, ketiga sample, G2575, G5050 dan G7525 memiliki peak yang sama di sekitar temperature 103,32°C yang merupakan Tg (temperatur glass) dari PMMA. Terlihat pula pada ketiga sample memiliki tren yang berbeda – beda. Sample G7525 mengandung paling banyak *carbonate-hydroxyapatite* dan mengalami reaksi eksotermis sebanyak empat kali pada kisaran temperature 250°C, 350°C, 425°C, dan 500°C sebelum pada akhirnya terdekomposisi. Pada sample G2575 yang unsur dominannya adalah *calcium carbonate* terjadi reaksi endotermis sebanyak dua kali yaitu pada temperatur 350°C dan 400°C sehingga akhirnya terdekomposisi. Pada sample G5050 yang memiliki kandungan *carbonate-hydroxyapatite* sama dengan *calcium carbonate* memiliki tren berbeda yang merupakan transisi diantara dua sample sebelumnya. Pada sample G5050 terjadi tiga kali reaksi endotermis pada temperatur 350°C, 400°C, dan 450°C. rekasi tersebut merupakan perpaduan dari dua jenis dominansi unsur penyusun atau dapat dikatakan mulai terjadi transisi komposisi kimia dalam sample G7525 ke sample G2575. Selain itu dari data DSC gambar 4.18 juga dapat diketahui thermal stability dari ketiga sample, dimana sample yang memiliki



dominansi *carbonate-hydroxyapatite* akan memiliki thermal stability lebih rendah.

Data konduktivitas termal yang diperoleh dari ketiga sample adalah:

Tabel 4.2 Konduktivitas termal sample

Sample	Temperatur	K (W/mK)
G2575	38 ⁰ C	2,04
G5050		0,46
G7525		0,05
G2575	45 ⁰ C	2,05
G5050		1,42
G7525		1,63
G2575	55 ⁰ C	1,07
G5050		0,71
G7525		0,91

Dari data konduktivitas thermal yang diperoleh dari data hasil DSC yang ditampilkan pada tabel 4.2, diketahui bahwa rata – rata konduktivitas thermal untuk sample G2575 adalah 1,72 W/mK, G5050 adalah 0,86 W/mK, dan untuk sample G7525 adalah 0,86 W/mK. Dari hasil tersebut jika dibandingkan dengan nilai konduktivitas thermal enamel yang sebesar 0.92 W/mK maka nilai dari sample G5050 dan G7525 adalah yang paling mendekati. Selain itu, pada tabel 4.2 terlihat trend data konduktivitas thermal pada semua sample akan mengalami kenaikan saat diukur pada temperature 45⁰C dan akan kembali turun saat dilakukan pengukuran di temperature 55⁰C. pengukuran temperature dilakukan hanya mencapai temperatur 55⁰C dengan asumsi makanan atau minuman paling panas yang masuk kedalam mulut memiliki temperatur tersebut.

4.4 Mechanical properties

Selain komposisi kimia yang harus diketahui, kemampuan mekanik dari material tambal gigi juga harus diperhatikan, karena akan berpengaruh terhadap kualitas dari material tambal gigi. Untuk menganalisa kemampuan mekanik dari material untuk tambal gigi, pengujian yang dilakukan adalah uji kekerasan (VHN) dan juga uji tekan (*compression strength*).



Tabel 4.3 Perbandingan sifat mekanik dental filler

Mechanical Properties	Enamel (1)	Dentine (1)	G2575	G5050	G7525	BELLEGLASS (2)	SOLIDEX (2)
Hardness (VHN)	274,8	65,6	33,36	64,78	88,04	72	43
Compression strength (MPa)	62,2	193,7	31,6329	25,9723	23,641	540	314

(1) Chun, 2014; (2) Shimane, 2010

Dari tabel 4.3 perbandingan sifat mekanik dental filler, dapat diketahui jika nilai kekerasan dari ketiga sample (G2575, G5050, dan G7525) masih kurang dibandingkan dengan kekerasan pada enamel gigi yang nilainya bias mencapai 274,8 VHN sedangkan pada sample, nilai kekerasan tertinggi mencapai 88,04 VHN yang dimiliki sample G7525, tetapi nilai tersebut sudah melebihi dari kekerasan dentine yang hanya 65,6 VHN. Walaupun nilai kekerasan pada sample masih jauh di bawah kekerasan enamel, tetapi nilai kekerasan pada sample G5050 dan G7525 lebih baik jika dibandingkan dengan kekerasan yang dimiliki oleh produk komersial belleglass dan solidex yang masing – masing memiliki nilai kekerasan 72 VHN dan 43 VHN. Nilai kekerasan yang dimiliki oleh sample ini didukung oleh hasil morfologi yang diperoleh dengan SEM, dimana dengan semakin bertambahnya komposisi *carbonate-hydroxyapatite* pada sample akan memberikan struktur yang lebih *dense* dan mengurangi porous sehingga nilai kekerasan sample juga meningkat

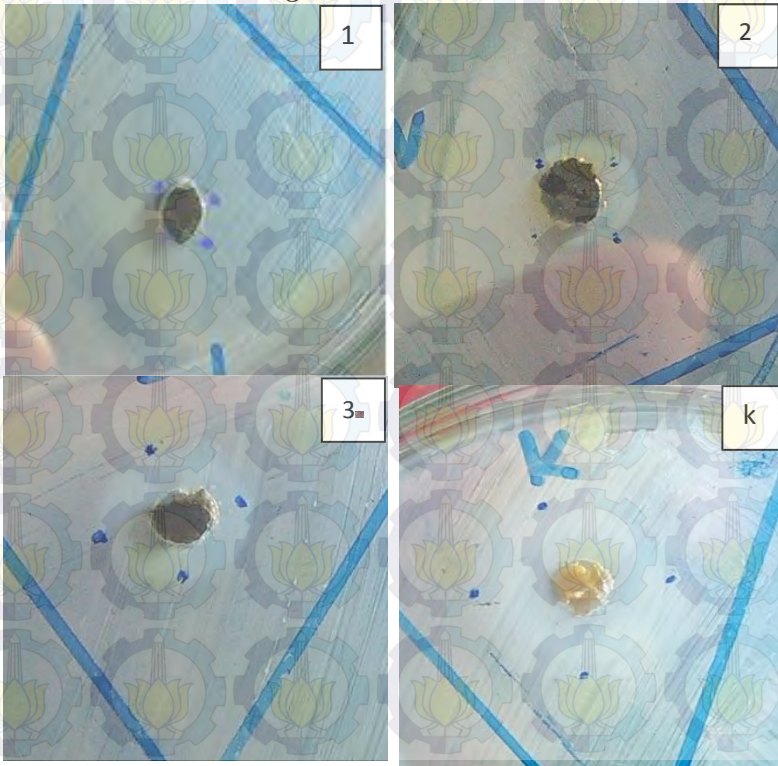
Untuk kekuatan tekan (*compression strength*), sample G2575 bernilai setengah dari kekuatan tekan enamel gigi sedang dua sample lainnya masih jauh di bawah. Sedang pada produk komersial yang beredar di pasaran, kemampuan tekannya jauh di



atas enamel, sekitar lima kali lipat bahkan ada yang mencapai Sembilan kali lipat dari kekuatan tekan enamel yaitu pada produk belleglass.

Jika dibandingkan dengan produk komersial, nilai dari uji tekan ini jauh berbeda, hal ini disebabkan karena standar pengujian yang berbeda antara sample dengan produk komersial. Pada produk komersial, standar yang digunakan sesuai dengan ADA (American Dental Association) 27, yaitu benda uji berbentuk silinder dengan diameter 3mm dan tinggi 6mm. *crosshead speed* pada mesin uji universal sebesar 1mm/min.

4.5 Antibacterial Testing



Gambar 4.19 Hasil uji antibacterial pada 1) G2575, 2) G5050, 3) G7525, dan k) chitosan sebagai kontrol



Dari gambar 4.19 diketahui bahwa ketiga sample memiliki sifat anti bakteri yang ditunjukkan dengan adanya zona hambat yang terbentuk disekeliling sample. Dalam pengujian ini menggunakan bakteri *streptococcus mutans* yang merupakan penyebab utama caries pada gigi. Besarnya zona hambat yang dihasilkan masing – masing sample terangkum dalam tabel 4.4.

Tabel 4.4 Zona hambat bakteri *streptococcus mutans*

Sample	Zona hambat (mm)
G2575	6,0
G5050	8,058
G7525	9,258
CHITOSAN (Kontrol)	14,967

Berdasarkan standar pengujian sifat antibakterial yang telah ditentukan, besarnya suatu zona hambat yang dihasilkan terbagi menjadi dua jenis, yaitu zona hambat yang besarnya lebih dari 1 mm menunjukkan sifat antibakteri yang baik, sedangkan bila zona hambatnya kurang dari 1 mm menunjukkan sifat yang cukup baik. (Miola M, 2014). Berdasarkan standar tersebut, diketahui bahwa ketiga sample, G2575, G5050, dan G7525 memiliki sifat antibakterial yang baik.



BAB V KESIMPULAN

5.1 Kesimpulan

Dari penelitian alternatif baru pengembangan material dental filler berbahan baku {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} hasil daur ulang limbah organik, diperoleh kesimpulan :

1. Pengaruh variasi komposisi *carbonate-hydroxyapatite* terhadap sifat – sifat dental filler diantaranya adalah memberikan morfologi yang lebih *dense* terlihat dari pengujian SEM, memberikan ketahanan thermal yang cukup baik dengan terjadi beberapa step sebelum terdekomposisi secara keseluruhan, serta memiliki nilai konduktivitas thermal 0,86 W/mK yang hampir mendekati enamel.
2. Seluruh sample mengandung *chitosan* sehingga seluruh sample memiliki sifat antibakterial yang baik, dibuktikan dengan memiliki zona hambat sama dengan atau lebih dari 1mm.
3. Material calcium carbonate, carbonate-hydroxyapatite, dan chitosan memiliki potensi untuk digunakan sebagai bahan baku dental filler yang lebih ramah lingkungan.

5.2 Untuk penelitian selanjutnya

1. Perlu pengembangan lebih lanjut untuk memperbaiki warna dental filler yang dihasilkan supaya terlihat lebih baik.
2. Perlu penelitian lebih lanjut tentang umur pakai produk di makhluk hidup.
3. Perlu penelitian lebih lanjut tentang keamanan dental filler dalam penggunaan jangka panjang.



DAFTAR PUSTAKA

- American Dental Association. 2012. Dental Filling Facts. www.ada.org. Diakses pada tanggal 7 Mei 2014 pukul 19.00 WIB.
- Ai, Jafar., Rezaei-Tavirani, Mostafa., Biazar, Esmaeil., Heidari K, Saeed., and Jahandideh, Rahim. 2011. Mechanical Properties of Chitosan-Starch Composite Filled Hydroxyapatite Micro-and Nanopowders. Hindawi Publishing, Journal of Nanomaterials, vol 2011, Article ID 391596.
- Arbia, Wassila., Arbia, Leila., Adour, Lydia., and Amrane, Abdeltif. 2013. Chitin Extraction from Crustacean Shells Using Biological Methods-A Review. Food Technol. Biotechnol. 51 (1) 12-25 (2013).
- Czechowska-Biskup, Renata., Jarosinska, Diana., Rokita, Bozena., Ulanski, Piotr., and M. Rosiak, Janusz. 2012. Determination of Degree of Deacetylation of chitosan-Comparison of Methods. Progress on Chemistry and Application of Chitin and Its....., volume XVII, 2012.
- Chen, Liang., Yu, Qing Song., Wang, Yong., Li, Hao.2011. BisGMA/TEGDMA dental Composites Containing high aspect-ratio hydroxyapatite Nanofibers. Den mater, 2011, Nov. 27 (11) 1187-1195.
- Chun,K.J., Choi, HH., and Lee, JY. Comparison of Mechanical property and role between enamel and dentine in the human teeth. Journal of Dental Biomechanics 5 178736014520809. 2014.
- Dahlan, Kiagus., Dewi, Setia Utami., Solihat, Rahmi., Penggunaan hidroksiapatit dari cangkang telur sebagai material penambal gigi. Seminar Hasil Penelitian IPB, Bogor, 13-14 Desember 2010.
- Davidenko, Natalia., G. Carrodeguas, Raul., Peniche, Carlos., Solis, Yaimara., E. Cameron, Ruth. Chitosan/apatite composite bead prepared by in situ generation of apatite or Si-apatite nanocrystals. Acta Biomaterialia 6 (2010) 466-476.



- Dutta, Pradip Kumar., Duta, Joydeep., Tripathi, V.S. Chitin and Chitosan : Chemistry, properties, & applications. Journal of Scientific & Industrial Research. Vol. 63, Januari 2004, pp 20-31.
- Ficai, M., Andronesco, E., Ficai, A., Voicu, G., and Vasile, BS. Poly BisGMA/ HA based hybrid composite materials. U.P.B. Seibull, Series B, Vol 73, ISS I, 2011.
- Ito, M. In vitro properties of a chitosan-bonded hydroxyapatite bone-filling paste. Biomaterials 1991, vol.12, januari.
- Jaffe, Elizabeth B. 1951. Abstracts of the literature on synthesis of apatites and some related phosphates. Washington D.C. : United States Departement of The Interior.
- Khan, Tanveer Ahmad., Peh, Kok Khiang., Ch'ng, Hung Seng. Reporting degree of deacetylation values of chitosan: the influence of analytical methods. J Pharm Pharmaceut Sci 5 (3):205-212, 2002.
- Kitco the consultant. 2012. Manufacture of chitin and chitosan.
- Li, li., Pan, Haihua, Tao, Jinhui., Xu, Xurong., Mao, Caiyun., Gu, Xinhua, and Tang, Ruikang. Repair of enamel by using hydroxyapatite nanoparticles as the building blocks. J.Mater Chem., 2008, 18, 4079-4084.
- Lopez, M., Fuentes, G., Gonzales, R., Gonzales, J., Peon, E., and C. Toledo. PMMA/Ca²⁺ Bone Cements. Part I. Physico Chemical and Thermoanalytical Characterization. Latin American Applied Research. 38. 227-234 (2008).
- McCabe, John F., and Walls, Angus W. G. 2008. Applied Dental Materials. Oxford: Blackwell publishing Ltd.
- Miola, M., Bruno, M., Maina, G., Fucale, G., Lucchetta, G, and Verne, E. Antibiotic – free Composite Bone Cements With Antibacterial and Bioactive Properties. A preliminary Study. Materials Science and Engineering C 43 (2014) 65-75/
- Mohanasrinivasan, V., Mishra, Mudit., Paliwal, Jeny Singh., Singh, Suneet Kr., Selvarajan, E., Suganthi, V., Devi, C Subratha. Studies on heavy metal removal efficiency and antibacterial activity of chitosan prepared from shrimp shell waste. Springlink, 3 Biotech, published online 26 Mei 2013.
- Patria, Anshar. Production and characterization of chitosan from Shrimp shells waste. AACL Bioflux, 2013, vol 6, issue 4.



Philips, Ralph W. 1997. Science of Dental Material. China: Elsevier.

Rogina, A., Ivankovic, M., and Ivankovic, H. Preparation and Characterization of Nano-Hydroxyapatite within Chitosan Matrix. *Material Science and Engineering C 33* (2013) 4539-4544.

Sadiasa, Alexander., Franco, Rose Ann., Seo, Hyung Seok., Lee, Byong Taek. Hydroxyapatite delivery to dentine tubules using carboxymethyl cellulose dental hydrogel for treatment of dentine hypersensitivity. *J Biomedical Science and Engineering*, 2013, 6, 987-995.

Saravanan, S., Nethala, S., Pattnaik, S., Tripathi, A., Moorthi, A. and Selvamunigan, N. Preparation, Characterization, and Antimicrobial Activity of A Bio-Composite Scaffold Containing Chitosan/Nano-Hydroxyapatite/Nano-silver for bone Tissue Engineering. *International Journal of Biological Macromolecules*. 49 (2011) 188-193.

Shimane, T., Endo, K., Zheng, JH., Yanagi, T., and Ohno, H. Wear of Opposing Teeth by Posterior Composite Resin-Evaluation of Newly Developed Wear Test Methods. *Dental Materials Journal* 2010; 29 (6) ;713-720.

Siswanto., Adi, Jan., Nugraahini, Pipit Dewi. Sintesis dan Karakterisasi Semen Gigi Komposit Kalsium fosfat-kitosan. *Prosiding Seminar Nasional Fisika Terapan III Departemen Fisika, FST, Universitas Airlangga Surabaya*, 15 September 2012.

Sowmya, P., Kumar, P. T. Sudheshh., Chennazhi, K. P., Nair, S. V., Tamura, H., Jayakumar, R. Biocompatible β -chitin Hydrogel/nanobioactive Glass Ceramic Nanocomposites Scaffolds for Periodontal Bone Regeneration. *Trends Biomater. Artif. Organs*, 25(1), 1-11 (2011).

Sowmya, S., Bumgardener, Joel D., Chennazhi, Krishna Prasad., Nair, Shantikumar V., Jayakumar, R. Role of nano structured biopolymers and bioceramics in enamel, dentine, and periodontal tissue regeneration. *Progress in Polymer science* 38 (2013) 1748-1742.

statistik.ptkpt.net. menu data statistik negara- negara. Diakses pada 10 September 2014 pukul 19.00 WIB.



- Swatawati, Fronthea., Wijayanti, Ima., Susanto, Eko. Pemanfaatan limbah kulit udang menjadi *edible coating* untuk mengurangi pencemaran lingkungan. E journal UNDIP, Vol 4 No. 4, Desember 2008.
- Venkateswalu, K., Sandhgarani, M., Nellaippan, T.A., Rameshbabu, N. Estimation of Crystallite size, Lattice Strain, and Dislocation Density of Nanocrystalline Carbonate Substituted Hydroxyapatite by X-Ray Peak Variance Analysis. *Procedia Materials Science* 5 (2014) 212-221.
- Wawro, Dariusz., and Pighinelli, Luciano. Chitosan Fibers Modified with Hap/ β -TCP Nanoparticles. *Int. J. Mol. Sci.* 2011, 12, 7286-7300.
- www.tempo.co/2012.09.06.03.52wib. Gigi berlubang bisa bikin penyakit jantung. Diakses pada 10 september 2014 pukul 19.15 WIB.
- Yildirim, O. Preparation and Characterization of Chitosan/Calcium Phosphate Based Composite Biomaterials. Dissertation of Izmir Institute of Technology. Izmir Turkey. August 2014.
- Zhang, Hongquan., and Darvell, Brian W. Mechanical properties of hydroxyapatite whisker-reinforced bis-GMA-based resin composites. *Dental Material* 28 (2012) 824-830.

BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Fanny Leestiana lahir di Surabaya, 14 Oktober 1993. Penulis merupakan sulung dari dua bersaudara dari pasangan Hendro Yuwono (Alm) dan Ninik Suryanti. Penulis telah menyelesaikan pendidikan formal di SD Katolik St. Louisa Cepu (1999-2005), SMP Katolik St. Louis Cepu (2005-2008), SMAN 1 Cepu (2008-2011) dan diterima di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI ITS Surabaya melalui jalur undangan pada tahun 2011 dengan beasiswa dan mendapat nomor registrasi mahasiswa 2711100002.

Selama di ITS penulis pernah aktif sebagai staff Kewirausahaan di HMMT FTI ITS dan sebagai asisten di laboratorium kimia material. Pada tahun ketiga, penulis melakukan kerja praktik di perusahaan besi dan baja milik pemerintah Indonesia, PT. Krakatau Steel, PERSERO Tbk di Cilegon-Banten Jawa Barat.

Tugas akhir yang diambil penulis dalam bidang material inovatif – Biomaterial dengan judul **“ALTERNATIF BARU PENGEMBANGAN MATERIAL DENTAL FILLER BERBAHAN BAKU {CH-CaCO₃-(C-HA)-MMA} HASIL DAUR ULANG LIMBAH ORGANIK”**

Fanny Leestiana

fannyleestiana@gmail.com

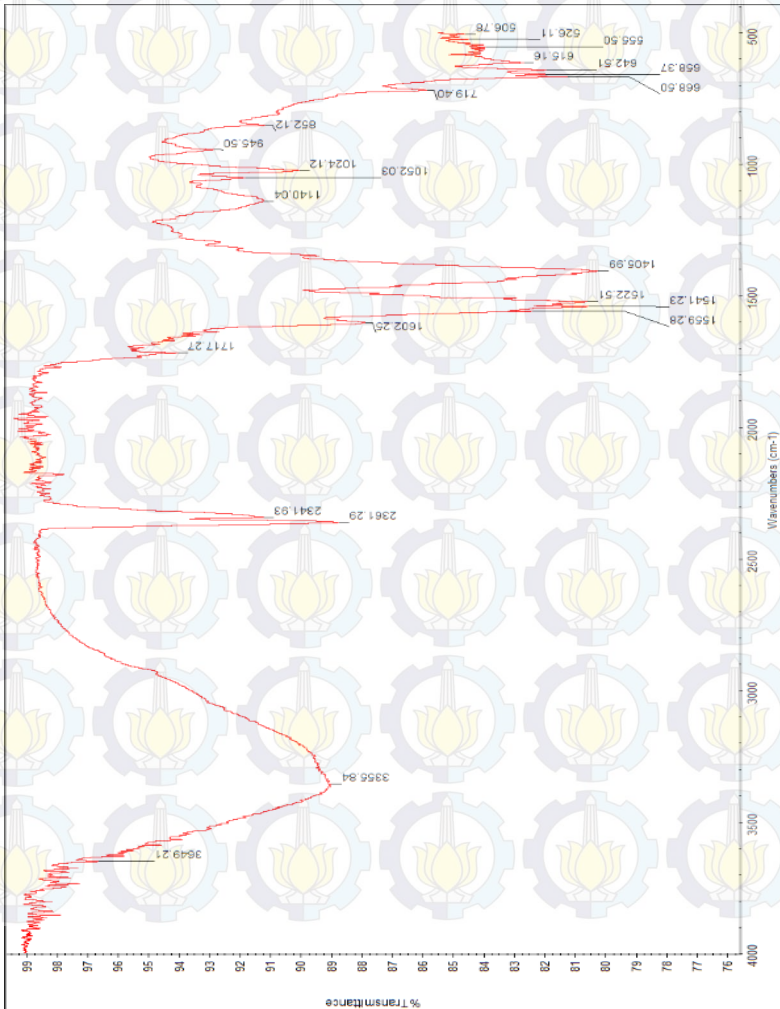
081914249979





LAMPIRAN

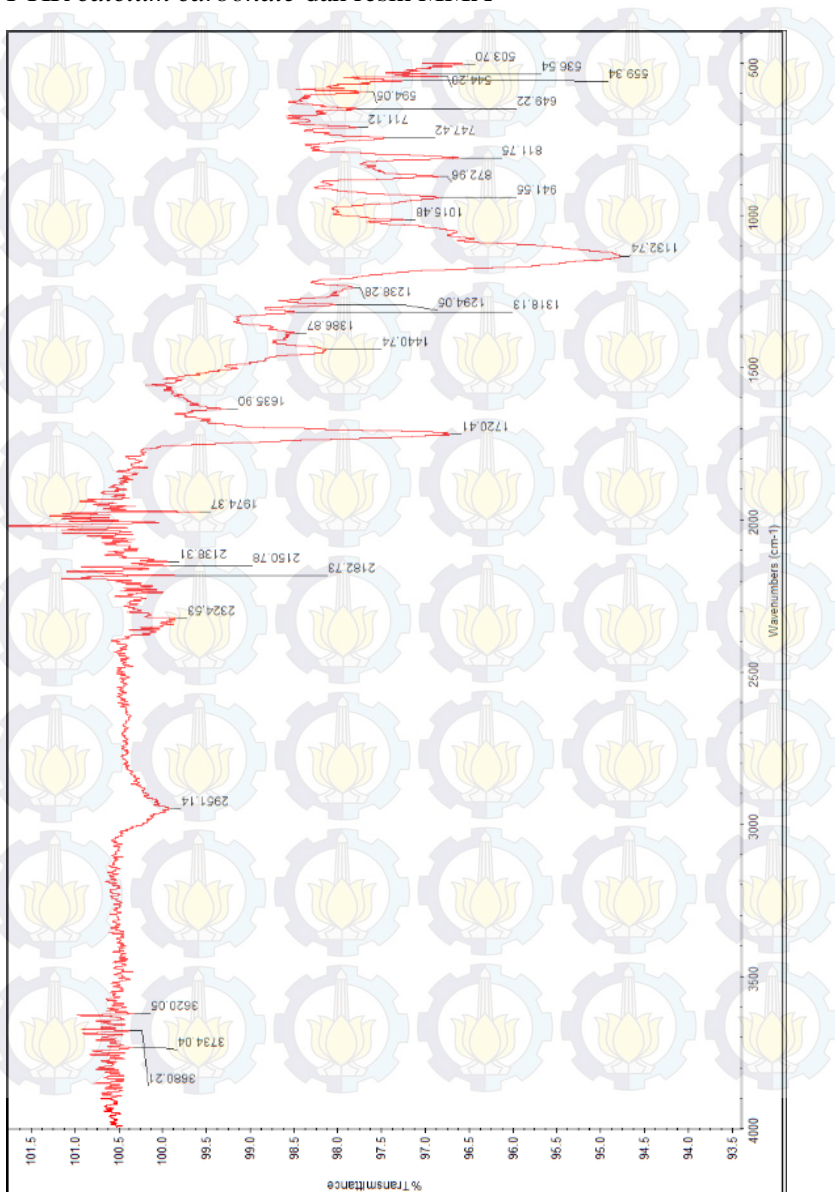
Lampiran 1
FTIR chitosan dan resin MMA





Lampiran 2

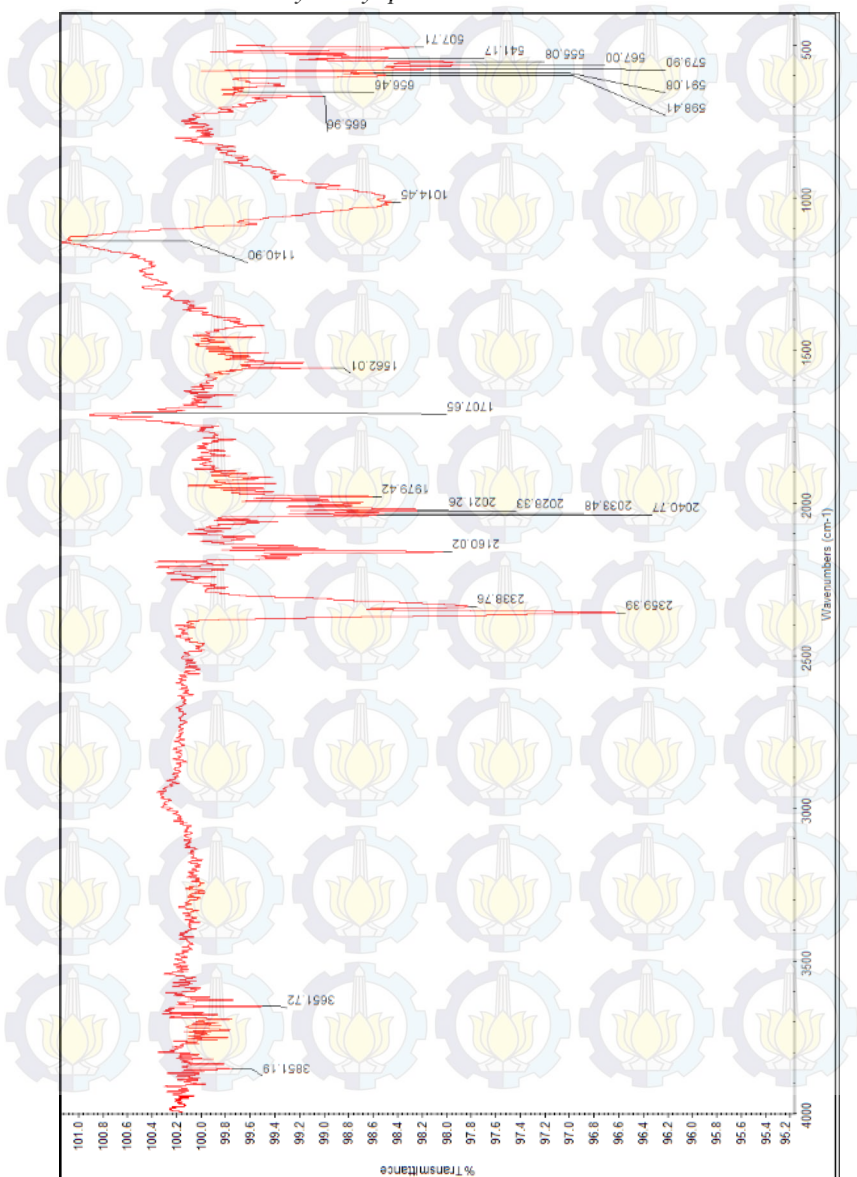
FTIR *calcium carbonate* dan resin MMA





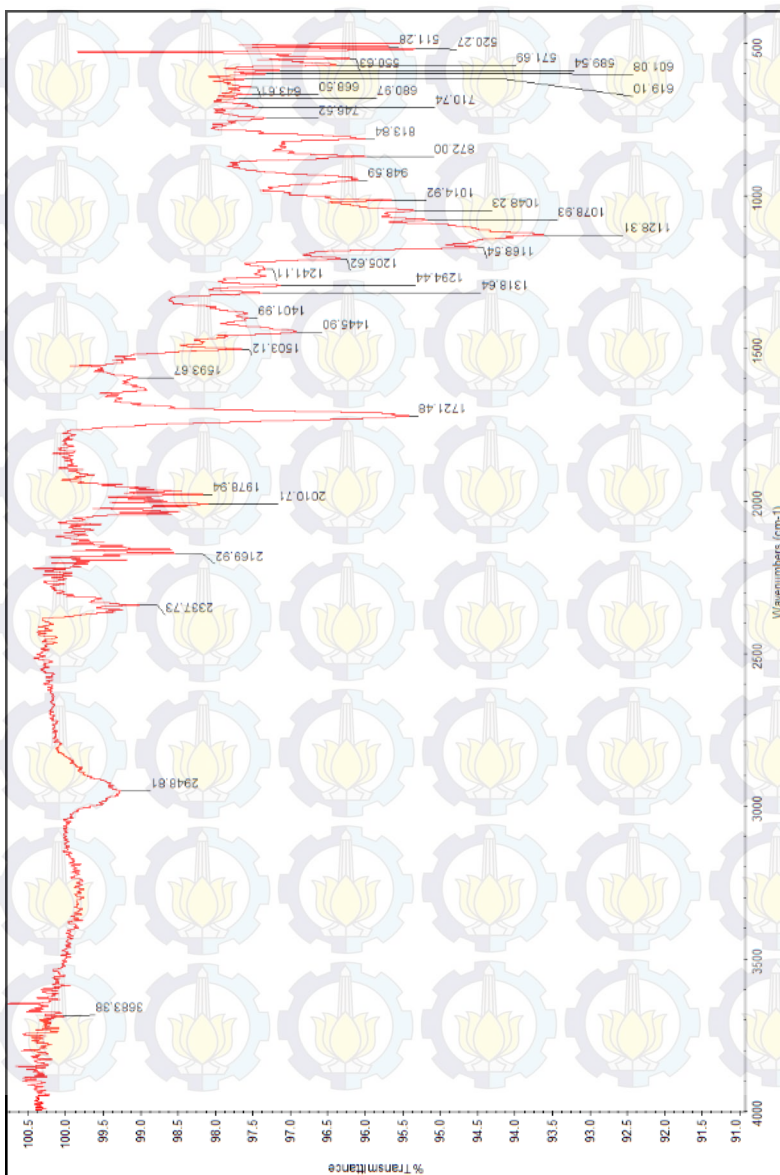
Lampiran 3

FTIR carbonate – hydroxyapatite dan MMA



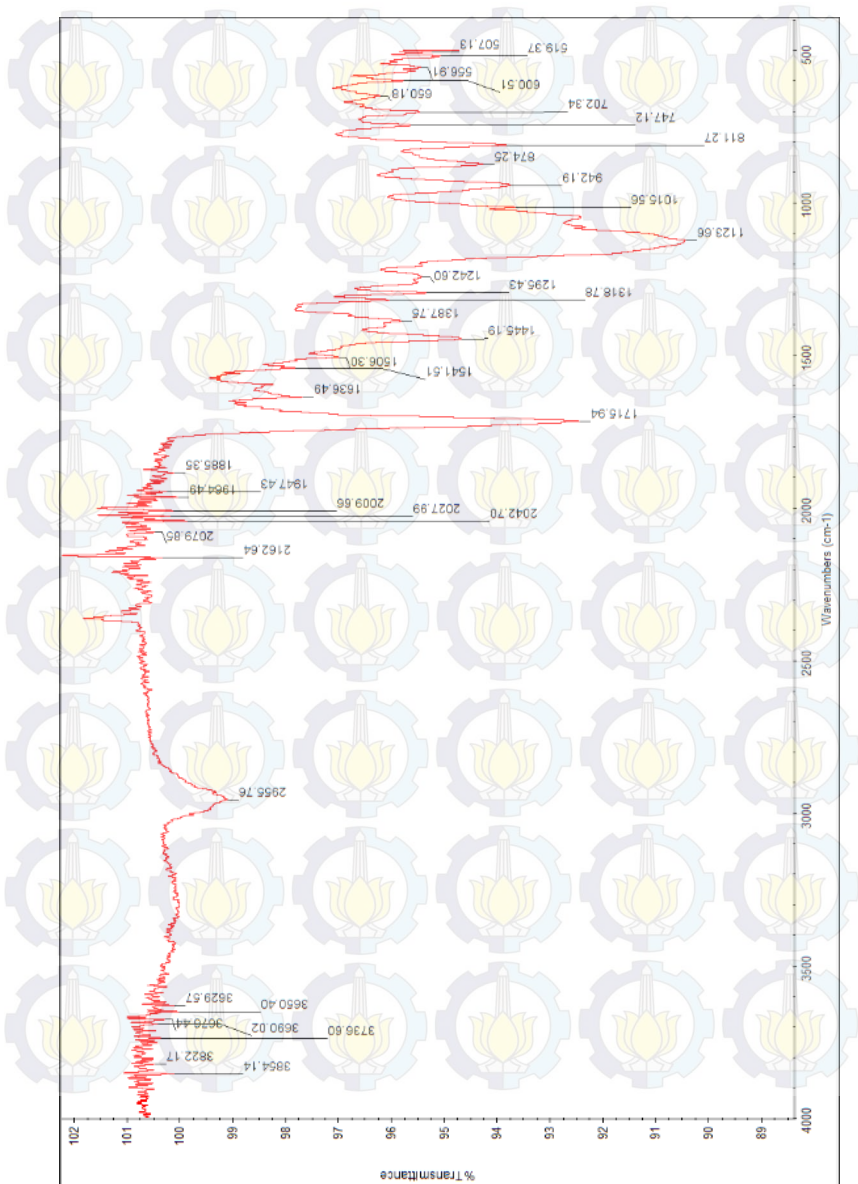


Lampiran 4 FTIR G2575



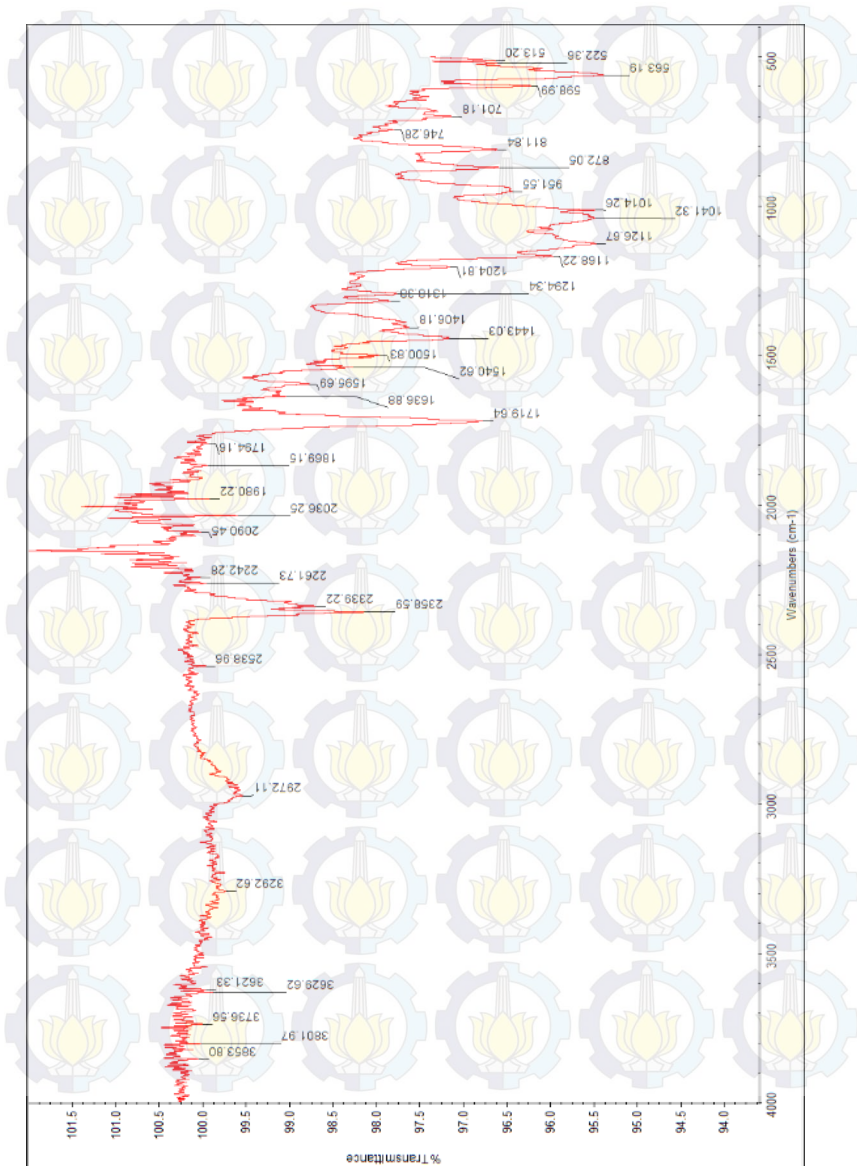


Lampiran 5 FTIR G5050





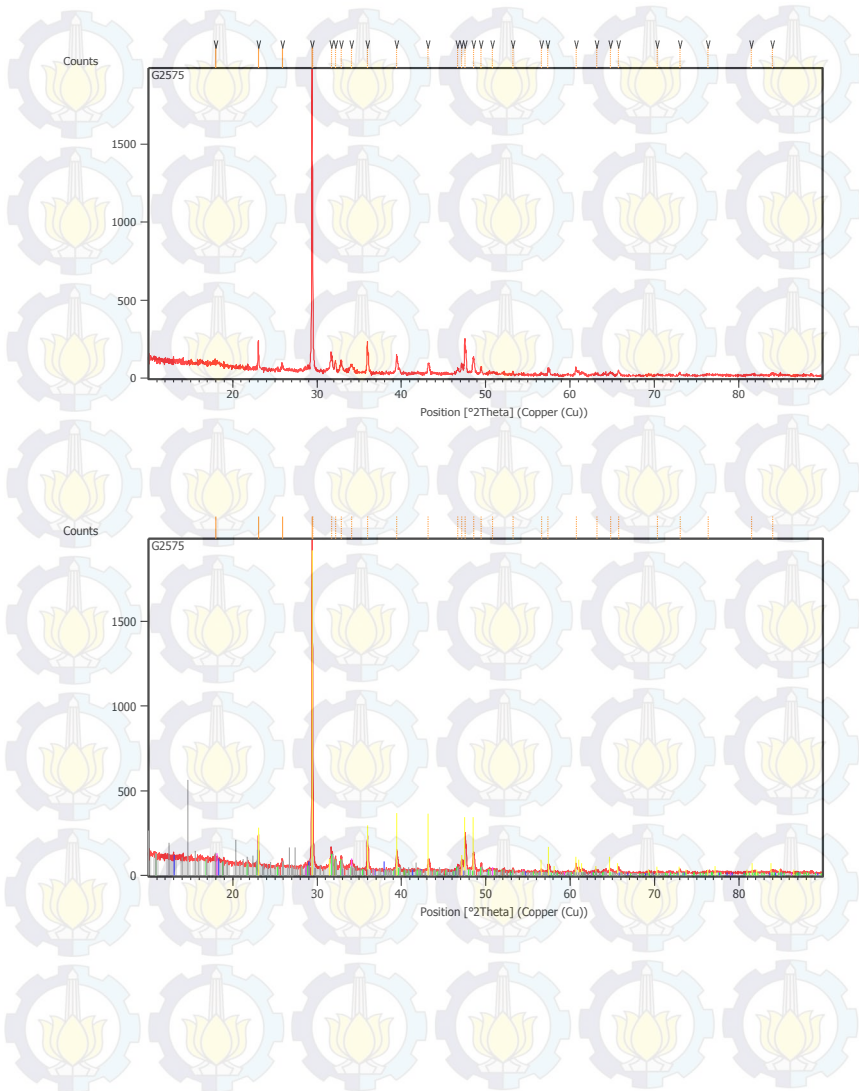
Lampiran 6 FTIR G7525





Lampiran 7

XRD G2575 sebelum dan sesudah di match





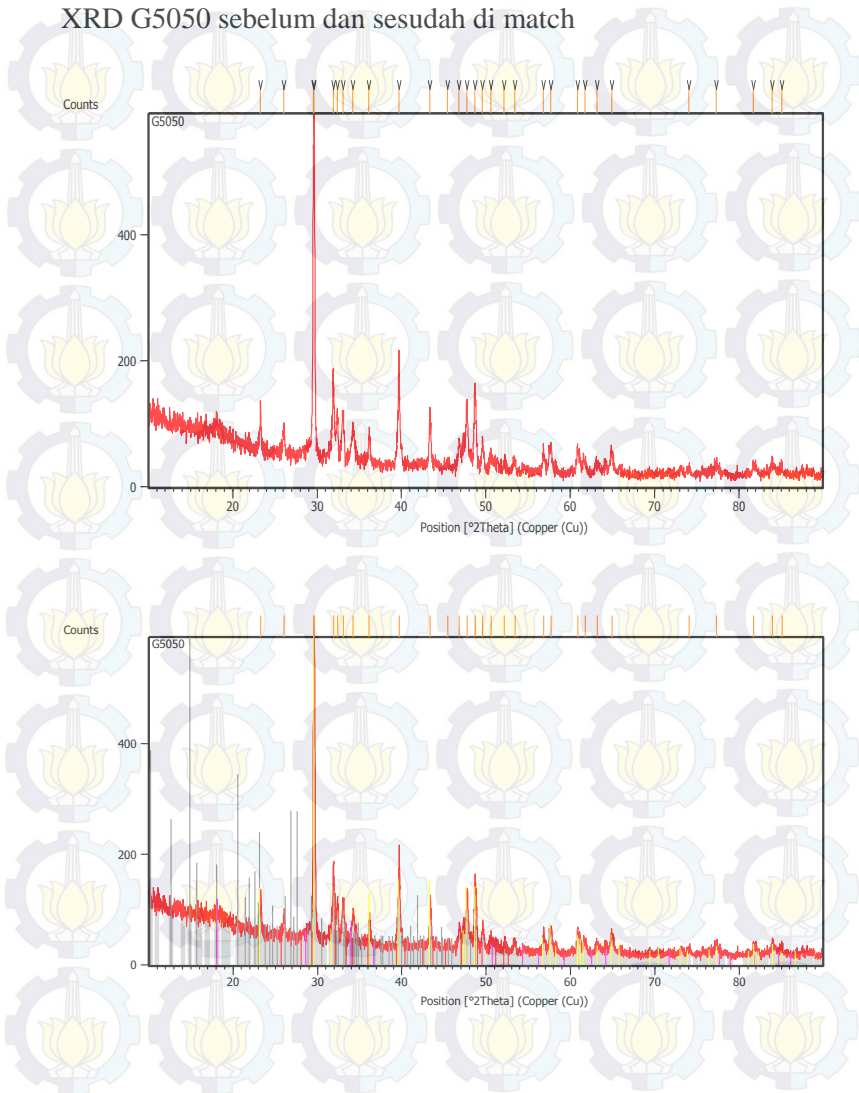
Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2 θ .]	Height [cts]	FWHM Left [°2 θ .]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
17.9819	18.40	0.5353	4.93311	0.96
23.0355	178.83	0.0836	3.86102	9.32
25.8860	42.58	0.1673	3.44196	2.22
29.4091	1918.45	0.1020	3.03465	100.00
29.4958	1111.23	0.0612	3.03344	57.92
31.7512	95.71	0.3672	2.81594	4.99
32.1649	70.71	0.2040	2.78066	3.69
32.8820	66.44	0.1632	2.72164	3.46
34.0717	46.56	0.3264	2.62928	2.43
35.9784	198.98	0.1020	2.49419	10.37
39.4453	102.66	0.1632	2.28259	5.35
43.1731	67.91	0.2856	2.09374	3.54
46.6859	28.82	0.2448	1.94405	1.50
47.1347	71.04	0.1224	1.92658	3.70
47.5308	227.16	0.0816	1.91145	11.84
48.5444	101.97	0.2856	1.87388	5.32
49.4622	36.54	0.1632	1.84123	1.90
50.7793	12.37	0.6528	1.79653	0.64
53.2006	15.80	0.2040	1.72032	0.82
56.6352	13.67	0.2448	1.62388	0.71
57.3849	39.42	0.1224	1.60443	2.05
60.7161	53.98	0.1224	1.52413	2.81
63.1529	11.03	0.9792	1.47106	0.58
64.7719	16.85	0.4896	1.43815	0.88
65.7566	34.76	0.1632	1.41897	1.81
70.3550	7.96	0.8160	1.33707	0.41
73.0182	15.54	0.2448	1.29473	0.81
76.3659	8.81	0.4896	1.24609	0.46
81.5000	6.31	0.9792	1.18007	0.33
84.0362	10.70	0.4896	1.15079	0.56



Lampiran 8

XRD G5050 sebelum dan sesudah di match



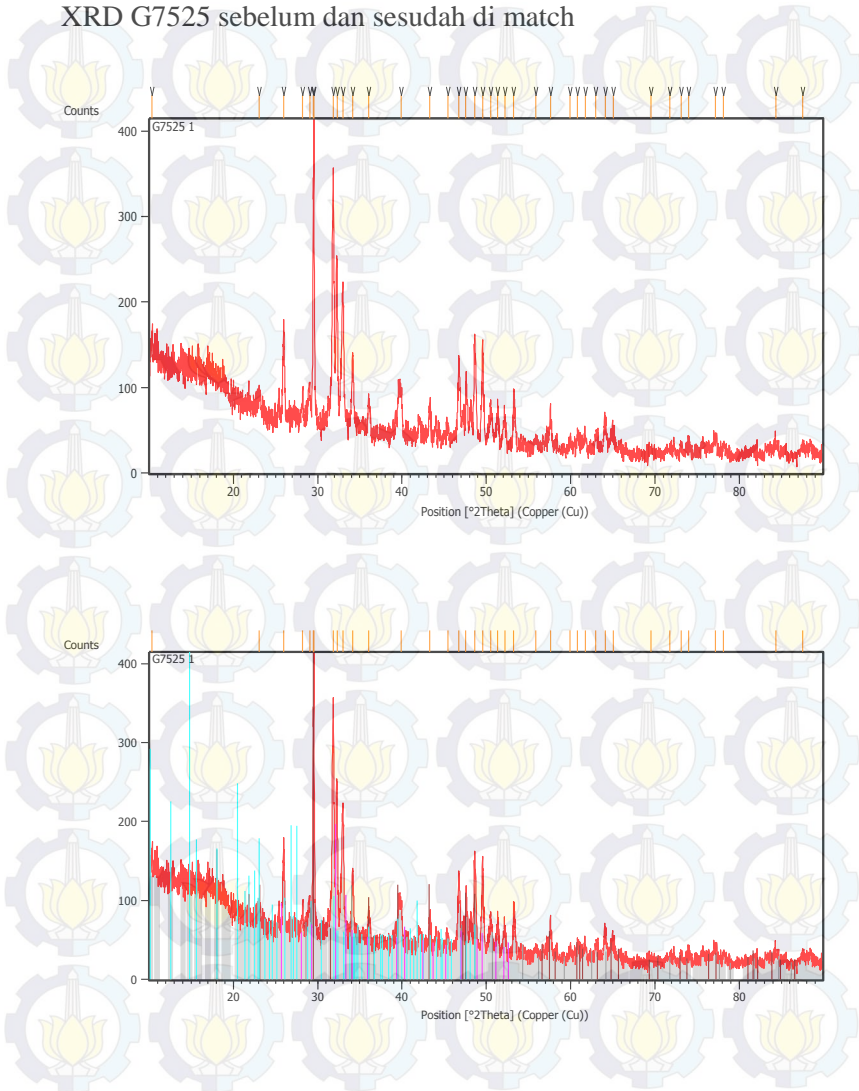

Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int [%]
23.2896	76.39	0.0502	3.81947	14.22
26.0608	45.95	0.1673	3.41928	8.55
29.5581	451.50	0.1224	3.01969	84.07
29.6589	537.08	0.0836	3.01215	100.00
31.9116	141.43	0.1004	2.80447	26.33
32.4289	68.88	0.2007	2.76091	12.82
33.0631	70.63	0.2342	2.70938	13.15
34.2247	51.66	0.2342	2.62004	9.62
36.1346	44.22	0.1673	2.48582	8.23
39.7097	181.65	0.0669	2.26988	33.82
43.3707	88.66	0.2342	2.08638	16.51
45.4278	6.27	0.4015	1.99657	1.17
46.8390	46.55	0.1673	1.93966	8.67
47.7762	107.52	0.1673	1.90378	20.02
48.6898	125.54	0.0669	1.87017	23.38
49.5873	50.88	0.1338	1.83840	9.47
50.6038	19.43	0.4015	1.80384	3.62
52.1710	11.64	0.2676	1.75328	2.17
53.4204	17.16	0.2676	1.71518	3.20
56.8239	30.72	0.2676	1.62027	5.72
57.7188	46.16	0.3346	1.59726	8.59
60.8643	47.53	0.1004	1.52203	8.85
61.7347	19.45	0.2676	1.50265	3.62
63.1657	13.83	0.5353	1.47201	2.57
64.9391	30.30	0.3346	1.43604	5.64
74.0427	9.75	0.4015	1.28039	1.82
77.3364	11.20	0.4684	1.23388	2.08
81.7031	20.63	0.2007	1.17862	3.84
83.9458	21.82	0.2676	1.15275	4.06
85.0712	14.87	0.2007	1.14036	2.77



Lampiran 9

XRD G7525 sebelum dan sesudah di match




Peak List: (Bookmark 3)

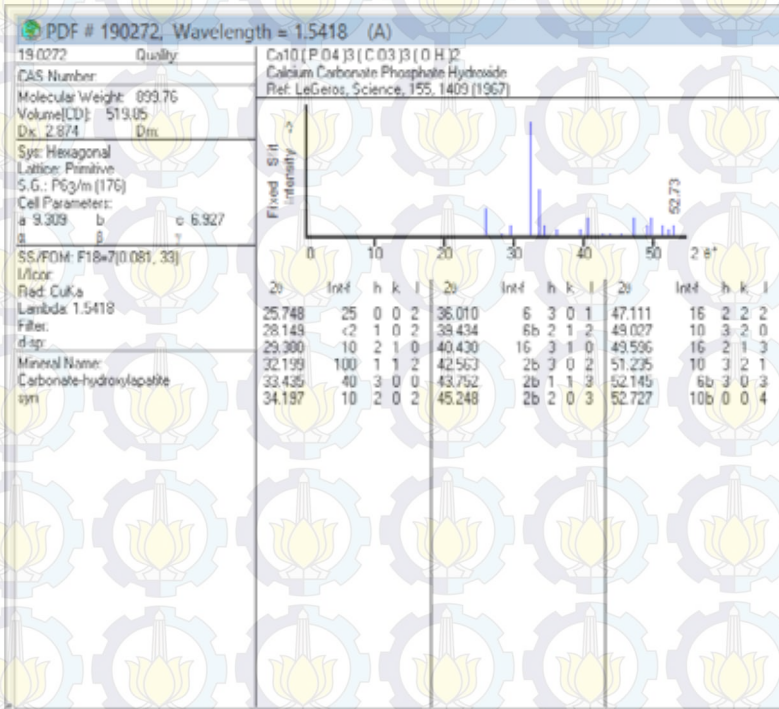
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
10.3816	23.70	0.5353	8.52117	6.54
23.0437	20.60	0.4015	3.85968	5.69
25.9925	113.79	0.2007	3.42811	31.41
28.2096	31.57	0.2007	3.16352	8.71
29.0549	47.22	0.2342	3.07337	13.03
29.4812	276.71	0.0612	3.02739	76.38
29.5620	362.30	0.0502	3.02180	100.00
31.8588	301.35	0.0669	2.80900	83.18
32.3139	195.51	0.1338	2.77047	53.96
33.0225	155.37	0.2007	2.71262	42.88
34.1682	90.75	0.1673	2.62424	25.05
36.0358	39.90	0.2007	2.49241	11.01
39.8880	48.69	0.4684	2.26014	13.44
43.3132	30.40	0.2007	2.08902	8.39
45.4256	12.90	0.2007	1.99666	3.56
46.7679	90.11	0.1673	1.94244	24.87
47.5826	69.48	0.0836	1.91107	19.18
48.6323	109.87	0.2342	1.87225	30.32
49.5694	109.34	0.1338	1.83903	30.18
50.5546	41.59	0.2676	1.80547	11.48
51.3555	35.91	0.2676	1.77919	9.91
52.2077	28.99	0.2676	1.75213	8.00
53.2624	51.81	0.1338	1.71990	14.30
55.8836	12.16	0.4015	1.64528	3.36
57.6084	54.33	0.1004	1.60006	14.99
59.9188	11.14	0.4015	1.54377	3.08
60.8152	25.17	0.1004	1.52314	6.95
61.7436	16.74	0.2676	1.50245	4.62
62.9992	18.28	0.2676	1.47550	5.05
64.0897	29.57	0.3346	1.45300	8.16
65.0773	17.54	0.4015	1.43332	4.84
69.5005	6.03	0.8029	1.35252	1.67
71.7832	5.72	0.5353	1.31502	1.58
73.0920	7.87	0.2007	1.29467	2.17
73.9997	9.75	0.4015	1.28102	2.69
77.1756	13.74	0.4015	1.23604	3.79
78.1491	11.96	0.2342	1.22307	3.30
84.3613	11.46	0.4015	1.14813	3.16
87.5020	11.12	0.5353	1.11484	3.07



Lampiran 10

Data JCPDS dan ICDD carbonate - hydroxyapatite

A.





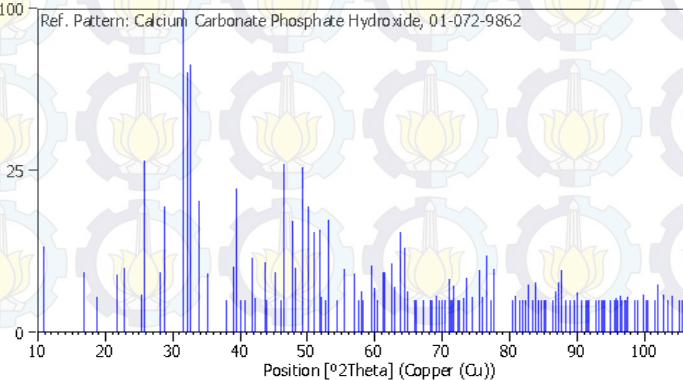
B.

Reference code # 01- 072- 9862

Peak list

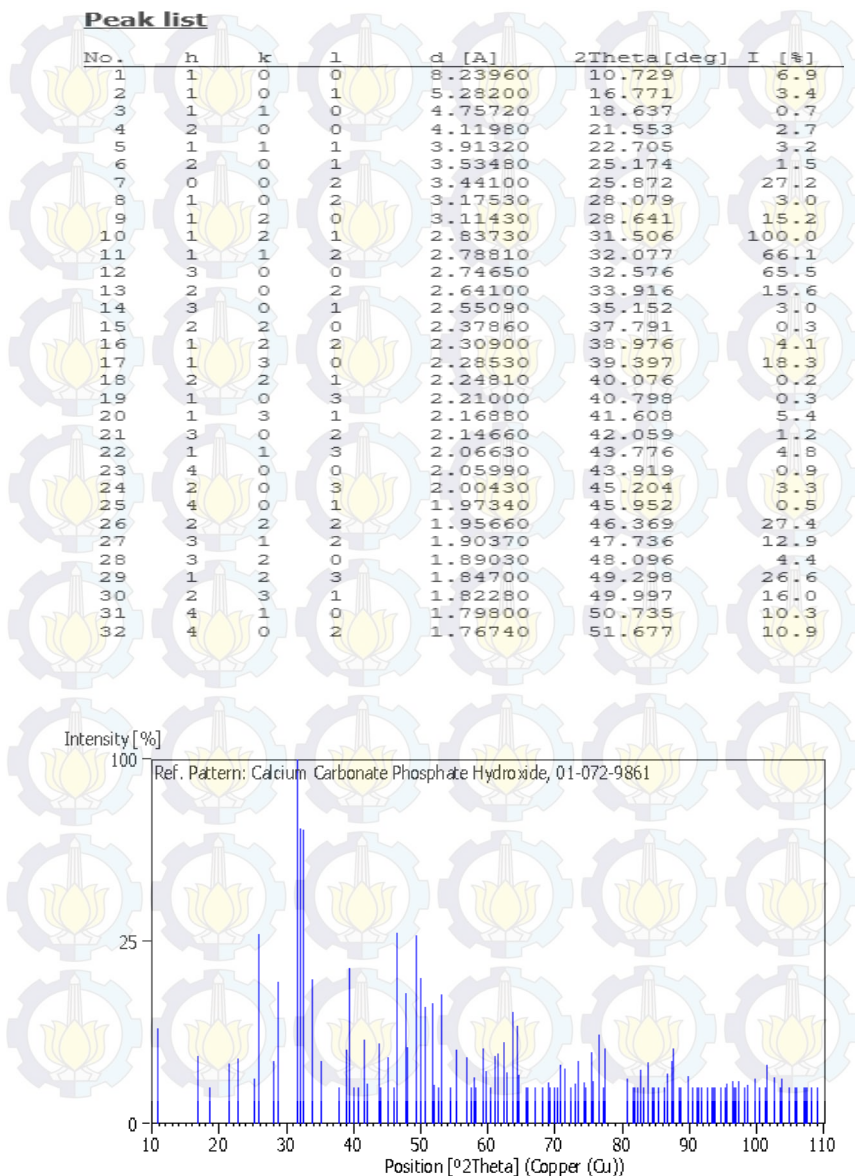
No.	h	k	l	d [Å]	2Theta [deg]	I [%]
1	1	0	0	8.22130	10.753	7.1
2	1	0	1	5.28020	16.777	3.4
3	1	1	0	4.74660	18.679	1.2
4	2	0	0	4.11060	21.601	3.2
5	1	1	1	3.90860	22.732	4.0
6	2	0	1	3.53000	25.208	1.4
7	0	0	2	3.44440	25.846	28.2
8	1	0	2	3.17680	28.066	3.4
9	1	2	0	3.10740	28.706	15.2
10	1	2	1	2.83250	31.561	100.0
11	1	1	2	2.78770	32.082	64.8
12	3	0	0	2.74040	32.651	68.5
13	2	0	2	2.64010	33.928	16.5
14	3	0	1	2.54630	35.218	3.3
15	2	2	0	2.37330	37.879	0.2
16	1	2	2	2.30720	39.007	4.1
17	3	1	0	2.28020	39.488	19.7
18	2	2	1	2.24380	40.156	0.3
19	1	0	3	2.21160	40.767	0.4
20	3	1	1	2.16470	41.691	5.3
21	3	0	2	2.14450	42.102	1.1
22	1	1	3	2.06710	43.758	4.7
23	4	0	0	2.05530	44.022	0.7
24	2	0	3	2.00470	45.194	3.5
25	4	0	1	1.96950	46.048	0.5
26	2	2	2	1.95430	46.427	27.2
27	3	1	2	1.90130	47.800	11.9
28	3	2	0	1.88610	48.210	4.0
29	1	2	3	1.84670	49.306	26.1
30	2	3	1	1.81910	50.105	15.3
31	4	1	0	1.79400	50.856	9.6
32	4	0	2	1.76500	51.753	10.0
33	3	0	3	1.76010	51.908	1.2

Intensity [%]





C. reference code #01 072 9861





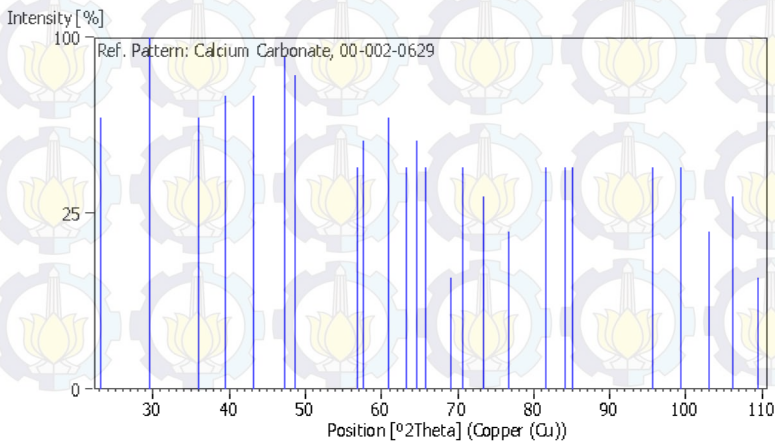
Lampiran 11

Data ICDD Calcium Carbonate

A. Reference code #00 002 0629

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	0	1	2	3.84000	23.144	60.0
2	1	0	4	3.02000	29.555	100.0
3	1	1	0	2.49000	36.041	60.0
4	1	1	3	2.28000	39.492	70.0
5	2	0	2	2.09000	43.254	70.0
6	0	2	4	1.92000	47.306	90.0
7	1	1	6	1.87000	48.652	80.0
8	2	1	1	1.62000	56.783	40.0
9	1	2	2	1.60000	57.559	50.0
10	2	1	4	1.52000	60.899	60.0
11	1	2	5	1.47000	63.204	40.0
12	3	0	0	1.44000	64.678	50.0
13	0	0	12	1.42000	65.703	40.0
14	2	1	7	1.36000	68.999	10.0
15	0	2	10	1.33000	70.785	40.0
16	1	2	8	1.29000	73.330	30.0
17	2	2	0	1.24000	76.809	20.0
18	2	1	10	1.18000	81.506	40.0
19	1	3	4	1.15000	84.107	40.0
20	2	2	6	1.14000	85.017	40.0
21	2	2	9	1.04000	95.578	40.0
22	3	0	12	1.01000	99.401	40.0
23	2	3	2	0.98400	103.040	20.0
24	3	2	4	0.96400	106.082	30.0
25	4	1	0	0.94300	109.544	10.0



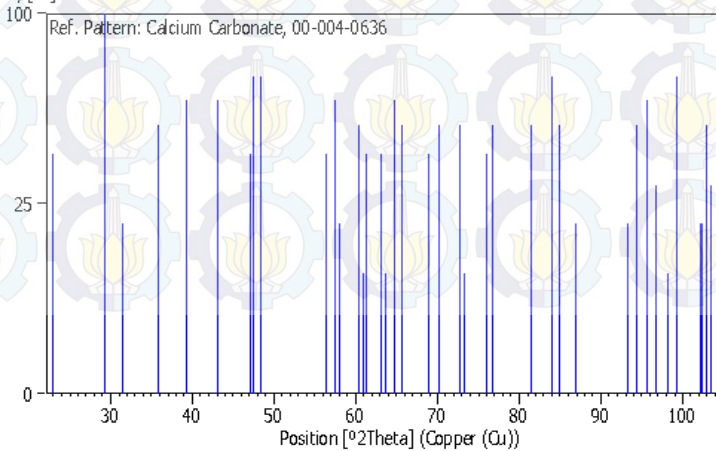


B. reference code #00 004 0636

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta [deg]	I [%]
1	0	1	1	3.86000	23.022	40.0
2	1	0	0	3.04000	29.356	100.0
3	0	0	6	2.84000	31.475	20.0
4	1	1	0	2.50000	35.892	50.0
5	1	1	1	2.29000	39.312	60.0
6	2	0	2	2.10000	43.033	60.0
7	0	2	4	1.93000	47.046	40.0
8	0	1	1	1.91000	47.569	70.0
9	1	1	1	1.88000	48.376	70.0
10	2	1	1	1.63000	56.403	40.0
11	1	1	2	1.60000	57.559	60.0
12	1	0	10	1.59000	57.955	20.0
13	2	2	4	1.53000	60.459	50.0
14	2	1	8	1.52000	60.899	10.0
15	1	1	9	1.51000	61.345	40.0
16	1	2	5	1.47000	63.204	40.0
17				1.46000	63.687	10.0
18	3	0	0	1.44000	64.678	60.0
19	0	0	12	1.42000	65.703	50.0
20	2	1	7	1.36000	68.999	40.0
21	0	2	10	1.34000	70.178	50.0
22	1	2	8	1.30000	72.673	50.0
23	3	2	6	1.29000	73.330	10.0
24	2	2	0	1.25000	76.084	40.0
25	1	1	12	1.24000	76.809	50.0
26	2	1	10	1.18000	81.506	50.0
27	1	3	4	1.15000	84.107	70.0
28	2	2	6	1.14000	85.017	50.0
29				1.12000	86.907	20.0
30	2	0	14	1.06000	93.221	20.0
31	4	0	4	1.05000	94.381	50.0
32	2	2	9	1.04000	95.578	60.0
33				1.03000	96.811	30.0
34	2	1	13	1.02000	98.085	10.0
35	3	0	12	1.01000	99.401	70.0

Intensity [%]





Lampiran 12

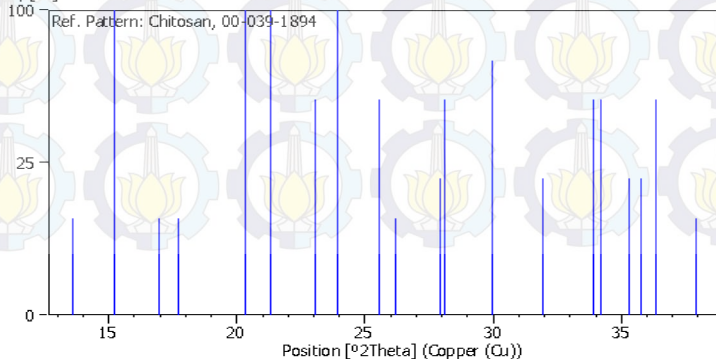
Data ICDD Chitosan

A. Reference Code 00-039-1894

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta [deg]	I [%]
1	0	2	1	6.50000	13.612	10.0
2	1	0	1	6.50000	13.612	10.0
3	1	2	0	5.83000	15.185	100.0
4	0	0	2	5.22000	16.972	10.0
5	1	2	1	5.01000	17.689	10.0
6	1	0	2	4.37000	20.305	100.0
7	0	2	2	4.37000	20.305	100.0
8	2	0	0	4.17000	21.290	100.0
9	0	4	0	4.17000	21.290	100.0
10	1	2	2	3.86000	23.022	50.0
11	1	4	0	3.72000	23.901	100.0
12	2	2	0	3.72000	23.901	100.0
13	1	4	1	3.48000	25.577	50.0
14	2	2	1	3.48000	25.577	50.0
15	0	0	3	3.40000	26.189	10.0
16	2	0	2	3.19000	27.947	20.0
17	0	4	2	3.19000	27.947	20.0
18	1	0	3	3.17000	28.127	50.0
19	0	2	3	3.17000	28.127	50.0
20	1	2	3	2.98000	29.961	70.0
21	2	4	1	2.80000	31.937	20.0
22	1	5	2	2.64000	33.929	50.0
23	3	2	0	2.64000	33.929	50.0
24	3	0	1	2.62000	34.196	50.0
25	0	6	1	2.62000	34.196	50.0
26	2	4	2	2.54000	35.308	20.0
27	1	4	3	2.51000	35.744	20.0
28	2	2	3	2.51000	35.744	20.0
29	0	2	4	2.47000	36.343	50.0
30	1	0	4	2.47000	36.343	50.0
31	1	2	4	2.37000	37.934	10.0
32	0	3	4	2.37000	37.934	10.0

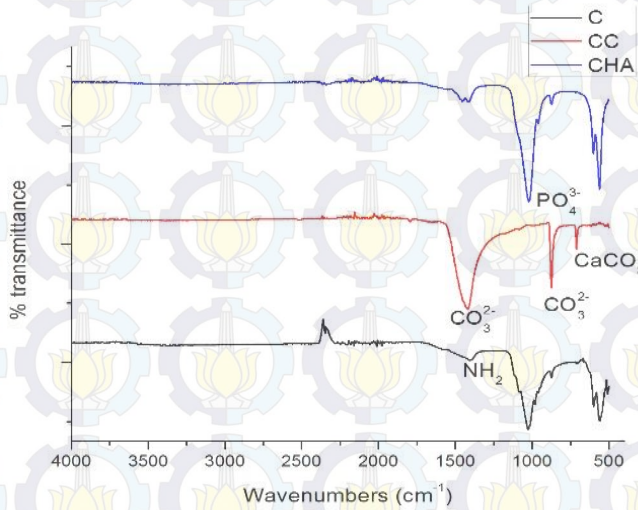
Intensity [%]





Lampiran 13

FTIR raw material *chitosan*, *calcium carbonate*, dan *carbonate-hydroxyapatite*.





Lampiran 14

XRD raw material *chitosan, calcium carbonate, dan carbonate-hydroxyapatite.*

