



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TL 184834

SINTESIS DAN KARAKTERISASI INJECTABLE HYDROGEL BOKOMPOSIT ALGINAT/PVA/rGO UNTUK APLIKASI REKAYASA JARINGAN

YOHANNES MARUDUT TUA SILAEN
NRP. 02511540000102

Dosen Pembimbing :
Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2019



TUGAS AKHIR - TL 184834

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI INJECTABLE HYDROGEL
BIOKOMPOSIT ALGINAT/PVA/rGO UNTUK APLIKASI
REKAYASA JARINGAN**

**YOHANNES MARUDUT TUA SILAEN
NRP 02511540000102**

**Dosen Pembimbing:
Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.**

**DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya
Surabaya 2019**

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL 184834

**SYNTHESIS AND CHARACTERIZATION OF INJECTABLE
HYDROGEL ALGINATE/PVA/rGO BIOCOMPOSITE FOR
TISSUE ENGINEERING APPLICATION**

**YOHANNES MARUDUT TUA SILAEN
NRP 02511540000102**

Advisors:

**Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.**

**MATERIALS ENGINEERING DEPARTEMENT
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2019**

(This Page is Intentionally Blanked)

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI INJECTABLE
HYDROGEL BIKOMPOSIT ALGINAT/PVA/rGO
UNTUK APLIKASI REKAYASA JARINGAN**

TUGAS AKHIR

Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Bidang Studi Metalurgi Manufaktur
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

YOHANNES MARUDUT TUA SILAEN
NRP 02511540000102

Disetujui Oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., MSc.....(Pembimbing I)
2. Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.....(Pembimbing II)



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI *INJECTABLE*
HYDROGEL BOKOMPOSIT ALGINAT/PVA/rGO UNTUK
APLIKASI REKAYASA JARINGAN**

Nama : Yohannes Marudut Tua Silaen
NRP : 02511540000102
Departemen : Teknik Material
Dosen Pembimbing : Dr. Eng. Hosta Ardhyananta, S.T,
M.Sc.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

ABSTRAK

Perkembangan dunia medis, organ yang hilang atau rusak dapat diganti organ lain yang dikenal transplantasi organ. Namun terdapat kekurangan dalam metode ini yaitu permintaan organ untuk transplantasi selalu lebih tinggi dibandingkan organ yang tersedia serta dapat terjadinya penolakan oleh sistem kekebalan tubuh. Terdapat metode lain yaitu rekayasa jaringan (tissue engineering) yang merupakan penumbuhan jaringan secara in vitro. Pembuatan rekayasa jaringan membutuhkan material yang bersifat biokompatibilitas salah satunya yaitu Alginat dan Poly(vinyl alcohol) (PVA). Alginat merupakan polisakarida alami yang banyak digunakan sebagai biomaterial seperti pengantar obat (drug delivery) maupun pembawa sel. PVA merupakan polimer sintetik yang banyak digunakan sebagai polimer termoplastik ramah terhadap jaringan, tidak berbahaya dan tidak beracun. Dikarenakan keterbatasan sifat fisik dan mekanik, maka ditambahkan material lain sebagai filler pada biokomposit Alginat dan PVA. Oleh karena itu pada penelitian ini dianalisa pengaruh penambahan reduced graphene oxide (rGO) hasil sintesis modifikasi metode Hummer sebagai filler biokomposit Alginat/PVA terhadap sifat fisik, mekanik dan thermal untuk rekayasa jaringan. Komposisi rGO yang digunakan sebesar 0, 0.4, 0.8, 1.2 dan 1.6 berat dari total biokomposit Alginat dan PVA

tanpa aquades. Kemudian dilakukan karakterisasi fisik, mekanik dan thermal pada sampel. Dari pengujian didapatkan penambahan rGO mempercepat curing time, menurunkan water content dan swelling ratio, meningkatkan kekuatan tekan serta meningkatkan temperatur dekomposisi. Komposisi optimum untuk biokomposit diperoleh Alginat/PVA/0,8% rGO. Komposisi tersebut menghasilkan kekuatan tekan tertinggi sebesar 0,0571 MPa, sifat fisik diatas rerata komposisi lain berupa waktu curing selama 35,5 menit, water content sebesar 93,03% dan swelling ratio sebesar 82,31% serta kemampuan degradasi thermal diatas rerata dengan temperatur mulai dekomposisi 56,28°C.

Kata Kunci : Alginat, PVA, rGO, Biokomposit, Hydrogel, Tissue Engineering.

SYNTHESIS AND CHARACTERIZATION OF INJECTABLE HYDROGEL ALGINATE/PVA/rGO BIOCOMPOSITE FOR TISSUE ENGINEERING APPLICATION

Name : Yohannes Marudut Tua Silaen
NRP : 02511540000102
Department : Material Engineering
Advisor : Dr. Eng. Hosta Ardhyananta, S.T.,
M.Sc.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

ABSTRACT

Nowadays, lost or damaged organs can be replaced by other organs known as organ transplants. But there are deficiencies in this method, namely the demand for organs for transplantation is always higher than the available organs, furthermore it can be rejected by the immune system. Tissue engineering requires biocompatible material, such as Alginate and Poly (vinyl alcohol) (PVA). Alginate is a natural polysaccharide, widely used as a biomaterial such as a drug delivery and cell carriers. PVA is thermoplastic polymer biocompatible to the tissues, harmless and non-toxic. Due to the limitations of physical and mechanical properties, other materials were added as fillers in Alginate and PVA biocomposites. Therefore, this study analyzed the effect of the reduced graphene oxide (rGO) (synthesizer using a modified Hummer method) as an Alginate/PVA biocomposite filler on physical, mechanical and thermal properties for tissue engineering application. The composition of rGO used was 0, 0.4, 0.8, 1.2 and 1.6 by weight percent without distilled water. Physical, mechanical and thermal characterization were performed on the sample. The addition of rGO accelerate curing time, decrease water content and swelling ratio, increase compressive strength and decomposition temperature. The optimum composition for

biocomposite is obtained by Alginate/PVA/0.8% rGO. This hydrogel composite has the highest compressive strength of 0.0571 MPa, the physical properties above the other compositions in the form of curing time for 35.5 minutes, the water content of 93.03% and swelling ratio of 82.31% and the ability of thermal degradation above average with temperature start decomposition 56,28°C.

Keywords: Alginate, PVA, rGO, Biocomposite, Hydrogel, Tissue Engineering.

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas rahmat dan berkat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan Tugas Akhir dengan judul “**Sintesis dan Karakterisasi *Injectable Hydrogel* Biokomposit Alginat/PVA/rGO Untuk Aplikasi Rekayasa Jaringan**”.

Laporan ini disusun dan diajukan untuk memenuhi sebagian persyaratan studi di Departemen Teknik Material, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya.

Penulis juga menyampaikan terima kasih sebesar-besarnya kepada :

1. Tuhan Yang Maha Esa yang telah memberi kelancaran dalam proses mengerjakan Tugas Akhir hingga penyusunan laporan
2. Keluarga yang selalu memberikan dukungan moril dan materil serta doa yang tidak henti untuk penulis.
3. Bapak Dr. Eng. Hosta Ardhyananta, S.T., M.Sc. dan Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc., selaku pembimbing Tugas Akhir dalam pelaksanaan dan penyusunan laporan ini
4. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng., selaku Ketua Departemen Teknik Material dan Metalurgi
5. Ibu Vania Mitha Pratiwi, S.T., M.T. selaku dosen wali yang penulis hormati.

Penulis menyadari jika laporan ini masih jauh dari sempurna, adanya saran dan kritik yang membangun dapat memberikan manfaat bagi penulis dan untuk studi selanjutnya. Semoga Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat bagi pembaca.

Surabaya, Juli 2019

Penulis

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xix
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian	4
1.5 Manfaat Penelitian	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 <i>Tissue Engineering</i>	5
2.2 <i>Material Injectable Hydrogel</i>	6
2.3 Biokomposit	9
2.4 Alginat.....	10
2.5 <i>Poly(vinyl alcohol)</i>	12
2.6 <i>Reduced Graphene Oxide</i>	14
2.7 Penelitian Sebelumnya (<i>State of The Art</i>)	18
BAB III METODOLOGI	
3.1 Diagram Alir Penelitian	29
3.2 Bahan dan Alat Penelitian.....	32
3.2.1 Bahan Penelitian	32
3.2.2 Alat Penelitian.....	34
3.3 Metode Penelitian	36
3.4 Pengujian.....	37
3.4.1 Pengujian Sifat Fisik	37
3.4.2 Pengujian Morfologi dan Struktur	39
3.4.3 Pengujian Sifat Mekanik	45
3.4.4 Pengujian Sifat Thermal.....	46
3.5 Rancangan Penelitian.....	47

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1	Analisa <i>X-Ray Diffraction</i> Grafit, <i>Graphene Oxide</i> dan <i>Reduced Graphene Oxide</i> serta <i>Scanning Electron Microscopy</i> <i>Reduced Graphene Oxide</i>	49
4.2	Analisa Spektroskopi Inframerah Biokomposit Alginat/PVA/rGO	52
4.3	Visual <i>Injectable Performance</i> Biokomposit	55
4.4	Analisa Pengaruh Penambahan rGO Terhadap Sifat Fisik Biokomposit Alginat/PVA	57
4.4.1	Waktu <i>Curing</i> Biokomposit Alginat/PVA	57
4.4.2	<i>Water Content</i> Biokomposit Alginat/PVA.....	60
4.4.3	<i>Swelling Ratio</i> Biokomposit Alginat/PVA.....	61
4.5	Analisa TGA Biokomposit Alginat/PVA/rGO.....	63
4.6	Analisa Pengaruh Penambahan rGO Terhadap Sifat Mekanik Biokomposit Alginat/PVA	66

BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1	Kesimpulan	69
5.2	Saran	70

DAFTAR PUSTAKA	71
-----------------------------	-----------

LAMPIRAN	77
-----------------------	-----------

BIODATA PENULIS	90
------------------------------	-----------

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Faktor Keberhasilan Rekayasa Jaringan	5
Gambar 2.2	Ilustrasi <i>Injectable Hydrogel</i> Sebagai Rekayasa Tulang Rawan dan Jaringan Tulang	7
Gambar 2.3	Berbagai Bentuk Pada <i>Hydrogel</i> (a) Jaringan Makromolekul Ideal Pada <i>Hydrogel</i> ; (b) Jaringan dengan Berbagai <i>Junction</i> ; (c) Belitan Secara Fisik Pada <i>Hydrogel</i> ; (d) <i>Functionality</i> yang Tidak Bereaksi Pada <i>Hydrogel</i> ; (e) Rantai Pada <i>Hydrogel</i>	8
Gambar 2.4	(a) Struktur Kimia Alginate dan (b) Mekanisme Interaksi Ionik Antara Alginate dan Kation.....	11
Gambar 2.5	Struktur Formula PVA (a) Hidrolisis Sebagian; (b) Hidrolisis Seluruhnya.....	13
Gambar 2.6	Struktur (a) <i>Graphene</i> dan (b) <i>Graphene Oxide</i>	15
Gambar 2.7	XRD <i>Patterns</i> (a) <i>Graphene Oxide</i> (GO); (b) <i>Reduced Graphene Oxide</i> (rGO); (c) Grafit	17
Gambar 2.8	Pengaruh Penambahan GO dengan Variasi Berat (a) Kandungan Air; (b) Tegangan Tarik; (c) Pertambahan Panjang Hingga Putus; (d) Kekuatan Tekan; (e) <i>Swelling Ratio</i>)	19
Gambar 2.9	Uji Biokompatibilitas dengan Penambahan 0,4% GO (a) 1 Hari; (b) 3 Hari; (c) 5 Hari; (d) 7 Hari).....	20
Gambar 2.10	Hasil Uji dengan Perbedaan Metode <i>Crosslink</i> (a) Perubahan Volume Osmosis Pada <i>Radiation Crosslink</i> ; (b dan c) Perubahan Volume Osmosis dengan Variabel Volume Katalis dan Waktu Reaksi Pada <i>Difunctional Crosslink</i> ; (d) Modulus Tekan	

	Pada <i>Radiation Crosslink</i> ; (e dan f) Modulus Tekan dengan Variabel Volume Katalis dan Waktu Reaksi <i>Difunctional Crosslink</i>	22
Gambar 2.11	<i>Gelation Time Hydrogel</i> Alginat dengan Variasi <i>Crosslinking Agent</i>	23
Gambar 2.12	Sifat Mekanik <i>Hydrogel</i> Alginat Sebagai Pengganti <i>Nucleus Pulposus</i>	24
Gambar 2.13	<i>Gelation Time</i> dengan Berbagai Variabel (a) CaSO ₄ dengan Na ₂ HPO ₄ ; (b) CaSO ₄ ; (c) Alginat dengan PVA.....	25
Gambar 2.14	Biokompatibilitas Alginat/PVA Menggunakan Alcian Biru.....	26
Gambar 3.1	Diagram Alir Penelitian	29
Gambar 3.2	Sintesis <i>Reduced Graphene Oxide</i>	30
Gambar 3.3	Sintesis Biokomposit Alginat/PVA/rGO	31
Gambar 3.4	(a) Skema Kerja SEM (b) Scanning Electron Microscopy (SEM) Inspect S50.....	40
Gambar 3.5	Metode Difraksi X-Rays	41
Gambar 3.6	Instrumen XRD PAN Alytcal	42
Gambar 3.7	Alat Uji FTIR.....	43
Gambar 3.8	Skema Prinsip Kerja FTIR.....	44
Gambar 3.9	Alat Uji Tekan	45
Gambar 3.10	(a) Skema Kerja TGA (b) Alat Uji TGA Gas Controller GC 200	46
Gambar 4.1	Pola XRD Grafit, <i>Graphene Oxide</i> dan <i>Reduced Graphene Oxide</i>	49
Gambar 4.2	Morfologi SEM rGO (a) Perbesaran 5000x (b) Perbesaran 15000x	51
Gambar 4.3	Spektra FTIR Alginat, PVA dan Biokomposit Alginat/PVA	52
Gambar 4.4	Spektra FTIR Biokomposit Alginat/PVA/rGO	54
Gambar 4.5	<i>Injectable Performance</i> (a) Biokomposit Alginat/PVA; (b) Biokomposit Alginat/PVA/rGO	55

Gambar 4.6	Kemampuan Menerima Gaya Tekan (a) Biokomposit Alginat/PVA; (b) Biokomposit Alginat/PVA/rGO	56
Gambar 4.7	Kemampuan Biokomposit Dalam Mempertahankan Bentuk Sesuai Cetakan (a) 0% rGO; (b) 0,4% rGO; (c) 0,8% rGO; (d) 1,2% rGO; (e) 1,6% rGO	56
Gambar 4.8	Degradasi Biokomposit Alginat/PVA/0,8% rGO Pada Lingkungan <i>Phosphate Buffered Saline</i>	56
Gambar 4.9	Pengaruh Komposisi rGO Pada Biokomposit Alginat/PVA/rGO Terhadap Waktu <i>Curing</i>	58
Gambar 4.10	Skema <i>Crosslink</i> Biokomposit Alginat/PVA/rGO	59
Gambar 4.11	Pengaruh Komposisi rGO Pada Biokomposit Alginat/PVA/rGO Terhadap <i>Water Content</i>	60
Gambar 4.12	Pengaruh Komposisi rGO Pada Biokomposit Alginat/PVA/rGO Terhadap <i>Swelling Ratio</i>	62
Gambar 4.13	Kurva TGA Biokomposit Alginat/PVA Dengan Variasi Penambahan rGO	64
Gambar 4.14	<i>Compressive Strength</i> Tiap Sampel Dengan Variasi Penambahan rGO	66

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Sifat Alginat.....	10
Tabel 2.2	Komposisi Pembuatan <i>Hydrogel</i> PVA dengan Metode <i>Crosslink</i> yang Berbeda	21
Tabel 3.1	Komposisi Sampel.....	47
Tabel 3.2	Rancangan Pengujian Fisik Sampel.....	48
Tabel 3.3	Rancangan Pengujian Karakterisasi, Sifat Mekanik dan Sifat Thermal Sampel	48
Tabel 4.1	<i>Peak</i> , Gugus Fungsi dan Vibrasi FTIR Biokomposit Alginat/PVA/rGO Gugus Fungsi dan Vibrasi FTIR Alginat, PVA dan Biokomposit Alginat/PVA.....	53
Tabel 4.2	<i>Peak</i> , Gugus Fungsi dan Vibrasi FTIR Biokomposit Alginat/PVA/rGO	54
Tabel 4.3	Temperatur Mulai Dekomposisi Biokomposit Saat Pengurangan 5% Berat.....	64

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penggunaan prosthesis atau badan buatan seperti emas sebagai pengganti gigi, kayu untuk pengganti anggota badan banyak digunakan pada pengobatan terdahulu. Tetapi penggunaan prosthesis yang merupakan material bukan dari tubuh tersebut menghasilkan struktur dan fungsi yang berbeda dengan jaringan yang asli. Pada perkembangan dunia medis, organ yang hilang atau rusak dapat diganti menggunakan organ lain yang diberikan oleh pendonor atau dikenal sebagai transplantasi organ. Metode ini banyak digunakan hingga sekarang dan sebagai salah satu metode terbaik untuk mengganti organ. Namun terdapat kekurangan dalam metode ini yaitu permintaan organ untuk transplantasi selalu lebih tinggi dibandingkan organ yang tersedia serta dapat terjadi penolakan oleh sistem kekebalan tubuh sehingga diperlukan metode lain yang dapat menumbuhkan jaringan secara *in vitro* atau disebut dengan rekayasa jaringan (*tissue engineering*) (Hasan, 2017).

Rekayasa jaringan merupakan bidang multidisiplin sebagai solusi masalah medis, seperti kehilangan jaringan dan kegagalan organ. Bidang ini melibatkan pemahaman mendasar tentang struktur dan fungsi hubungan dalam jaringan normal dan patologis dan pengembangan pengganti biologis yang mengembalikan, mempertahankan atau meningkatkan fungsi jaringan (Fukushima, 2012). Pemanfaatan *hydrogel* semakin banyak digunakan dalam aplikasi bioteknologi seperti rekayasa jaringan karena dapat meniru lingkungan spesifik matriks ekstraseluler dan dalam rekayasa bioproses dalam melumpuhkan sel atau enzim sebagai katalis (Serrano-Aroca, 2018). *Hydrogel* telah banyak digunakan pada rekayasa jaringan seperti pembawa obat (*drug carriers*), pengganti tulang rawan dan kulit, pembalut luka (*wound dressing*), perancah (*scaffold*) untuk kultur sel serta sebagai material *antifouling* (Zhang, 2011). Pemanfaatan *hydrogel* sebagai *injectable* biokomposit karena *hydrogel* dapat

dengan mudah dimasukkan kedalam tubuh melalui jarum sehingga meminimalisasi efek pengobatan (Jingxuan, 2016).

Pada penelitian sebelumnya dalam pembuatan material sebagai *tissue engineering*, Emily dkk (2017) mengamati perilaku *gelation time* pada material alginat dengan memvariasikan *crosslinking agent*. Pada penelitian tersebut diperoleh komposisi yang sesuai untuk memperoleh *gelation time* yang tepat, namun sifat mekanik material tersebut masih jauh dari sifat mekanik yang dibutuhkan. Penelitian lain juga dilakukan oleh Lu Zhang dkk (2011) dimana pada penelitian tersebut diamati perilaku penambahan *graphene oxide* (GO) pada biokomposit *hydrogel* PVA/GO. Hasil yang diperoleh pada penelitian tersebut yakni terjadinya peningkatan sifat mekanik pada biokomposit *hydrogel* tersebut akibat penambahan GO.

Alginat merupakan polisakarida alami yang dapat ditemukan pada tumbuhan alga. Pemanfaatan alginat sebagai biomaterial dikarenakan alginat dapat dengan mudah dimodifikasi secara fisika maupun kimia untuk memperoleh sifat, fungsi, aplikasi maupun struktur seperti dimodifikasi menjadi *hydrogels*, *microspheres*, *microcapsules*, *spinges*, *foam* dan *fibers* dimana hasil modifikasi alginat dapat meningkatkan pengaplikasian dalam berbagai bidang biomaterial yang diinginkan (Jinchen, 2013 dan Jayachandran, 2014).

Poly(vinyl alcohol) merupakan polimer sintetik yang banyak digunakan sebagai polimer termoplastik yang ramah terhadap jaringan, tidak berbahaya dan tidak beracun. Selain itu, *poly(vinyl alcohol)* yang merupakan material *biodegradable* dapat ditingkatkan degradabilitasnya melalui hidrolisis karena adanya gugus hidroksil pada atom karbon (Amit, 2017 dan Gaaz, 2015).

Graphene merupakan atom karbon yang tersusun *monolayer* dan membentuk struktur 2D. Komposit berbasis *graphene* memiliki kelebihan dalam penggunaan sebagai perbaikan tulang atau regenerasi, karena dapat menginduksi proses *osteogenic* dan *chondrogenic* sel induk. Dibandingkan dengan penguat lain pada komposit, *graphene* dapat meningkatkan sifat mekanik komposit

secara signifikan dengan penambahan dalam jumlah yang sedikit (Ming, 2018).

Oleh karena itu pada penelitian ini dilakukan sintesis dan karakterisasi biokomposit *hydrogel* Alginat/PVA/rGO material *tissue engineering*. Pemilihan ketiga bahan tersebut dikarenakan alginat merupakan material yang memiliki biokompatibilitas yang baik dalam *in vivo* maupun *in vitro* serta memiliki toksisitas yang rendah (Ulrike, 2014) sedangkan *poly(vinyl alcohol)* karena sifatnya yaitu biokompatibilitas, tidak beracun, tidak karsinogenik, sifat *swelling*, dan *bioadhesive* yang baik (Gaaz, 2015) serta penambahan *reduced graphene oxide* karena dapat meningkatkan sifat mekanik komposit secara signifikan dengan penambahan dalam jumlah yang sedikit dan juga dapat meningkatkan biokompatibilitas (Ming, 2018).

1.2 Perumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah :

1. Bagaimana pengaruh penambahan *reduced graphene oxide* terhadap karakterisasi sifat fisik biokomposit Alginat/PVA/rGO berbasis *injectable hydrogel*?
2. Bagaimana pengaruh penambahan *reduced graphene oxide* terhadap karakterisasi sifat mekanik biokomposit Alginat/PVA/rGO berbasis *injectable hydrogel*?
3. Bagaimana pengaruh penambahan *reduced graphene oxide* terhadap karakterisasi sifat thermal biokomposit Alginat/PVA/rGO berbasis *injectable hydrogel*?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah :

1. Ukuran serbuk grafit dianggap seragam.
2. pH aquades dianggap netral.
3. Temperatur saat *ice bath* dianggap konstan selama proses sintesis rGO yaitu sebesar 5°C.
4. Temperatur ruangan dan tekanan dianggap konstan.
5. Kecepatan *stirring* dianggap konstan.

-
6. Fluktuasi temperatur pada *furnace* diabaikan.
 7. *Reduced graphene oxide* yang digunakan dianggap memiliki dimensi dan komposisi kimia yang sama.
 8. Alginat, PVA, dan *reduced graphene oxide* yang digunakan dianggap tidak memiliki pengotor

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari diadakan penelitian ini adalah:

1. Menganalisis pengaruh penambahan *reduced graphene oxide* terhadap karakterisasi sifat fisik biokomposit Alginat/PVA/rGO berbasis *injectable hydrogel*
2. Menganalisis pengaruh penambahan *reduced graphene oxide* terhadap karakterisasi sifat mekanik biokomposit Alginat/PVA/rGO berbasis *injectable hydrogel*
3. Menganalisis pengaruh penambahan *reduced graphene oxide* terhadap karakterisasi sifat thermal biokomposit Alginat/PVA/rGO berbasis *injectable hydrogel*

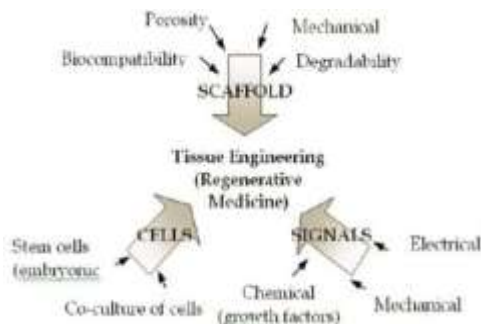
1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian ini bias dimanfaatkan sebagai referensi proses pembuatan sintesis biokomposit *hydrogel* alginat/PVA/rGO sebagai kandidat material untuk aplikasi *tissue engineering* yang membutuhkan waktu *curing* relatif cepat, perancah dengan waktu degradasi relative lama, serta membutuhkan kemampuan tahan terhadap gaya tekan. Selain itu, penelitian ini juga sebagai dasar dalam pembuatan *injectable hydrogel* biokomposit alginat/PVA/rGO dan untuk aplikasi medis.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 *Tissue Engineering*

Tissue Engineering atau rekayasa jaringan merupakan bidang multidisiplin yang sedang berkembang yang melibatkan biologi, kedokteran, dan teknik yang bertujuan untuk merevolusi cara meningkatkan kesehatan dan kualitas hidup bagi jutaan orang di seluruh dunia dengan memulihkan, mempertahankan, atau meningkatkan fungsi jaringan dan organ. Selain memiliki aplikasi terapeutik, di mana jaringan tersebut tumbuh pada pasien atau di luar pasien dan ditransplantasikan, rekayasa jaringan dapat memiliki aplikasi diagnostik di mana jaringan dibuat *in vitro* dan digunakan untuk menguji metabolisme obat dan penyerapan, toksisitas, dan patogenisitas obat. Penelitian rekayasa jaringan meliputi biomaterial, sel, biomolekul, aspek desain teknik, biomekanik, informatika untuk mendukung rekayasa jaringan dan penelitian sel induk (Pavlovic, 2013). Prinsip rekayasa jaringan melibatkan penggabungan sel hidup dengan perancah (*scaffold*) alami ataupun sintesis sebagai tempat perkembangan hidup sel hidup secara tiga dimensi yang secara fungsional, struktural dan mekanis sama atau lebih baik dari jaringan yang akan diganti (Kim, 2005).



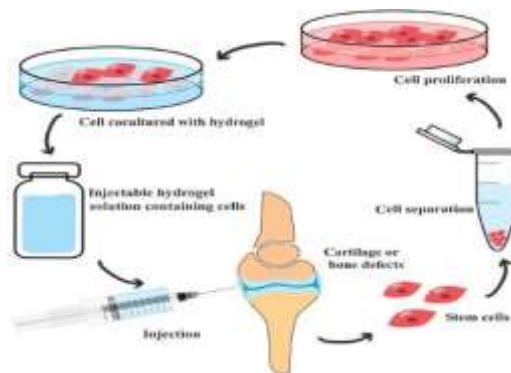
Gambar 2.1 Faktor Keberhasilan Rekayasa Jaringan (Partap, 2010)

Keberhasilan rekayasa jaringan sangat ditentukan oleh 3 faktor yaitu perancah atau *scaffold*, sel (dalam hal ini stem cell sering digunakan), dan molekul signal seperti pada Gambar 2.1. Perancah merupakan bahan biomaterial yang berperan sebagai tempat, lingkungan untuk tumbuh, berkembang, dan berdiferensiasinya sel sesuai dengan target jaringan yang akan direkonstruksi. Perancah harus memiliki desain yang sesuai untuk tumbuhnya sel yang bersangkutan baik dari segi porositasnya, profil dan lamanya terdegradasi, serta kemampuan untuk dimuati suatu bahan yang berfungsi memberikan molekul signal untuk dimanfaatkan oleh sel yang terdapat dalam perancah maupun sel disekitarnya. Sel merupakan bagian penting dalam rekonstruksi jaringan yang akan bekerja membangun jaringan yang rusak. Sel memerlukan lingkungan yang sesuai untuk hidup, berproliferasi, dan berdiferensiasi. Sel yang digunakan pada rekayasa jaring dapat berupa sel yang ditambahkan dari luar, diinkorporasikan dengan perancah, maupun mengandalkan sumber sel yang ada dalam jaringan tersebut. Sel yang sering digunakan adalah stem cell. Hal ini disebabkan stem cell atau sel punca merupakan sel yang masih asli dan belum terdeferensiasi menjadi fungsi sel yang lain. Molekul signal merupakan bagian yang tidak kalah penting, karena berperan memberi stimuli sel untuk berproliferasi dan berdiferensiasi. Bahan molekul signal dimuat pada perancah dengan terjebak pada ikatan silang (*crosslinking*) maupun menempel pada pori-pori perancah. Lama terlepasnya ikatan silang pada perancah ini dapat didisain sehingga terlepasnya molekul signal dapat dikontrol juga (Mahanani, 2013).

2.2 *Material Injectable Hydrogel*

Hydrogel merupakan jaringan berikatan silang berbentuk tiga dimensi yang terdiri dari polimer hidrofilik. Polimer hidrofilik yang berikatan silang secara kimia atau fisika merupakan cara untuk membentuk hidrogel dan sifat fisikokimia *hydrogel* sangat tergantung pada jenis ikatan silang dan banyaknya zat pengikat silang (Jayachandran, 2014). *Hydrogel* mampu menyerap air

dalam jumlah yang banyak karena memiliki rantai polimer hidrofilik. Air merupakan kandungan terbanyak pada tubuh manusia sehingga *hydrogel* dianggap memiliki potensi terbaik dalam biomaterial (Chai, 2017). Kandungan air yang tinggi dan sifat elastis membuat *hydrogel* mampu meniru jaringan pada manusia lebih baik dibandingkan dengan biomaterial sintesis lainnya sehingga *hydrogel* dipakai dalam berbagai aplikasi (Julianne, 2013). Apabila dibandingkan dengan biomaterial lainnya, *hydrogel* memiliki berbagai kelebihan seperti biokompatibilitas, sifat mekanik *biodegradability*, struktur berpori dan sebagainya. Tetapi karena rendahnya kekuatan dan sifat rapuh *hydrogel*, pemanfaatan *hydrogel* masih terbatas (Chai, 2017).

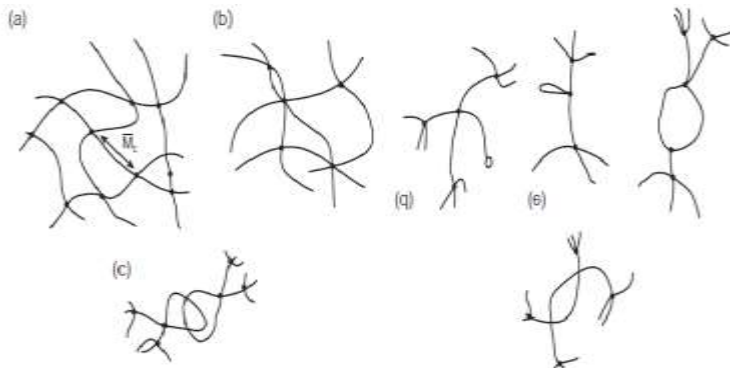


Gambar 2.2 Ilustrasi *Injectable Hydrogel* Sebagai Rekayasa Tulang Rawan dan Jaringan Tulang (Liu, 2017)

Hydrogel tidak dapat larut dalam segala jenis pelarut karena rantai polimer pada *hydrogel* saling berikatan silang dengan jenis ikatan berupa ikatan kovalen atau interaksi fisik seperti belitan dan kristalit. *Hydrogel* dapat dipersiapkan untuk merespon berbagai jenis rangsangan pada tubuh seperti pH, kekuatan ionik, dan temperatur sehingga *hydrogel* dapat digunakan pada berbagai hal (Chai, 2017). *Hydrogel* digunakan sebagai matriks pada

komposit *injectable* karena *hydrogel* dapat dengan mudah dimasukkan kedalam tubuh melalui jarum sehingga meminimalisasi efek pengobatan (Jingxuan, 2016). Istilah ikatan silang (*crosslink*), *junction* atau *tie point* seperti pada Gambar 2.3 menunjukkan titik koneksi kovalen atau sekunder dari beberapa rantai.

Apabila tidak terdapat ikatan silang, rantai linear polimer akan larut dalam air karena kompatibilitas antara rantai polimer dan air. Namun dengan terdapat ikatan silang, kelarutan akan seimbang akibat adanya *retractive force* elastisitas. Pembengkakan pada *hydrogel* akan mencapai keadaan seimbang ketika nilai gaya-gaya tersebut sama. Ikatan silang dalam jaringan pada *hydrogel* secara kimia maupun fisik mampu mempertahankan bentuk tiga dimensi (Chai, 2017).



Gambar 2.3 Berbagai Bentuk Pada *Hydrogel* (a) Jaringan Makromolekul Ideal Pada *Hydrogel*; (b) Jaringan dengan Berbagai *Junction*; (c) Belitan Secara Fisik Pada *Hydrogel*; (d) *Functionality* yang Tidak Bereaksi Pada *Hydrogel* ; (e) Rantai Pada *Hydrogel* (Chai, 2017)

Pada *hydrogel* yang memiliki ikatan silang secara kimia, rantai polimer linear berikatan secara kovalen satu sama lain akibat *crosslinking agent*. Penggunaan *hydrogel* yang telah

berikatan secara silang akan terbatas karena jaringan yang dihasilkan tidak dapat dibentuk ulang maupun diubah ukurannya karena polimer tidak dapat larut kembali dalam pelarut dan pemanasan polimer tersebut ke titik leleh akan menyebabkan terjadi degradasi pada polimer tersebut (Patel, 2011). Beberapa penelitian pemanfaatan material *hydrogel* sebagai *tissue engineering* yaitu pemanfaatan komposit *hydrogel* dengan material berupa sutra *fibroin* dan *polyurethane* (Jingen, 2012), pemanfaatan komposit *hydrogel* dengan material berupa *chitosan-poly(hydroxybutyrate-co-valerate)* dengan partikel nano *chondroitin sulfate* (Manitha, 2015) serta material *hydrogel hyaluronic* berbahan dasar asam sebagai pengganti *nucleus pulposus* yang telah mengalami degenerasi (Cloyd, 2007).

2.3 Biokomposit

Biokomposit merupakan material yang terdiri dari dua atau lebih penyusun yang berbeda (setidaknya salah satu merupakan material alami) yang digabungkan untuk menghasilkan material dengan kinerja lebih bagus dibandingkan penyusun. Penyusun berupa komponen matriks dan penguat. Komponen penguat merupakan penerima beban primer. Komponen matriks berfungsi untuk mengikat komponen penguat serta memberikan dukungan mekanis.

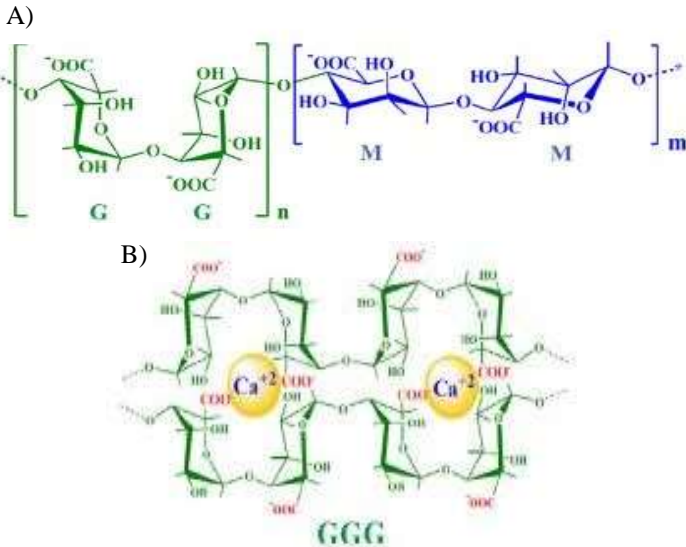
Biokomposit yang sering dipelajari merupakan komposit biopolimer yang diperkuat serat alami. Komponen penguat berupa serat alami atau ekstrak selulosa yang dikombinasikan dengan matriks bioplastik. Serat alami berperan meningkatkan kekuatan ke matriks biopolimer yang lebih lemah sehingga memungkinkan variasi pengaplikasian. Penelitian lebih lanjut sedang dilakukan dalam menanamkan partikel nano atau partikel seperti silikat berlapis, *carbon nanotube*, *hydroxyapatite*, selulosa ke dalam bioplastik. Material paling umum digunakan dalam bioplastik. (Rudin, 2013).

2.4 Alginat

Alginat merupakan polisakarida anionik dan hidrofilik alami. Alginat mengandung monomer blok asam β -D-mannuronic (M) dan α -L-guluronic acid (G) yang saling terhubung seperti pada Gambar 2.4. Umumnya, blok tersebut terdiri dari tiga bentuk segmen polimer yang berbeda yakni residu G berurutan, residu M berturut-turut dan residu MG bergantian (Jinchen, 2013). Alginat dapat ditemukan pada alga dan biasanya diekstrak dari alga cokelat (*Phaeophyceae*) termasuk *Laminaria hyperborea*, *Laminaria digitata*, *Laminaria japonica*, *Ascophyllum nodosum*, dan *Macrocystis pyrifera* dengan menggunakan larutan *aqueous* alkali seperti NaOH. Alginat banyak digunakan sebagai bahan biomaterial untuk rekayasa jaringan tulang diantara polisakarida alami lainnya karena alginate dapat membentuk perancah (*scaffold*) yang baik yang berguna untuk memperbaiki organ yang rusak atau yang hilang. Penggunaan alginate sebagai komposit menunjukkan peningkatan sifat biokimia seperti porositas, kekuatan mekanik, adhesi sel, biokompatibilitas, proliferasi sel, peningkatan *alkaline phosphatase*, mineralisasi yang sangat baik dan diferensiasi osteogenik (Jayachandran, 2014). Sifat-sifat mekanik dari material alginat dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Sifat Alginat (Emily dkk, 2017)

<i>Property</i>	Alginat
Modulus Tekan (kPa)	0,1 – 1000
Modulus Geser (kPa)	0,02 – 40
Koefisien Difusi	< 300 $\mu\text{m}^2/\text{s}$
Degradasi <i>in vivo</i>	> 38 minggu (2% <i>cellularized</i>)



Gambar 2.4 (a) Struktur Kimia Alginat dan (b) Mekanisme Interaksi Ionik Antara Alginat dan Kation (Zia, 2017)

Alginat pada biomaterial sangat berperan penting dalam stabilitas jangka panjang dan kineja secara *in vitro*. Berat molekul alginate akan mempengaruhi laju degradasi dan sifat mekanik dari biomaterial berbasis dasar alginat. Pada umumnya, berat molekul yang tinggi akan menyebabkan menurunnya jumlah posisi reaktif yang dapat terdegradasi akibat hidrolisis sehingga menyebabkan lambatnya laju degradasi pada biomaterial tersebut. Selain itu, degradasi juga akan mempengaruhi sifat mekanik karena perubahan struktural baik pada tingkat molekuler maupun makroskopik (Jinchen, 2013).

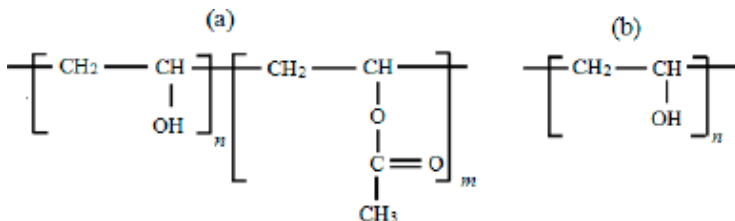
Alginat merupakan material yang dapat dengan mudah dimodifikasi menjadi *hydrogels*, *microspheres*, *microcapsules*, *spinges*, *foam* dan *fibers*. Hasil modifikasi alginat dapat meningkatkan pengaplikasian dalam berbagai bidang seperti rekayasa jaringan atau system pengantar obat (*drug delivery*).

Hydrogel alginat atau perancah (*scaffolds*) dapat dibuat dengan menggunakan *cross-linking agent* yang sebagian besar merupakan zat berbasis kalsium (Jayachandran, 2014). Kemampuan dalam membentuk alginat menjadi *hydrogels* dengan penggunaan ion kalsium sehingga dapat dengan mudah diubah menjadi berbagai bentuk, biokompatibilitas yang baik dalam *in vivo* dan *in vitro*, toksisitas yang rendah dan harga alginat yang rendah menjadikan material ini sebagai material pilihan yang tepat untuk pengaplikasian dalam rekayasa jaringan. Namun, alginat merupakan material yang memiliki nilai viskositas yang rendah sehingga akan sulit sebagai material *3D printing*. Selain itu, alginat tidak terdegradasi melainkan larut pada sekitar media fisiologis mamalia dan akan tetap dalam tubuh. Kekurangan lainnya yakni alginat tidak mendorong terjadinya interaksi sel yang merupakan hal yang penting dalam rekayasa jaringan (Ulrike, 2014). Beberapa penelitian pemanfaatan alginat sebagai material bio yang telah dilakukan yaitu karakterisasi dan restorasi pada *nucleus pulposus* dengan menggunakan alginat dengan *crosslink agent* berupa kalsium karbonat dan *glucono- δ -lactone* (GDL) sebagai pengganti *nucleus pulposus* (Emily dkk, 2017) dan perilaku responsif pH/temperatur *hydrogel* berbahan alginat dan *poly(N-isopropylacrylamide)*.

2.5 *Poly(vinyl alcohol)*

Poly(vinyl alcohol) merupakan polimer sintetik *semi-crystalline*, termoplastik dan *biodegradable* dengan sifat pembentukan *film* dan resistansi kimia yang baik. *Poly(vinyl alcohol)* pada umumnya digunakan dengan cara dipadukan dengan senyawa polimer lain seperti biopolimer maupun polimer lainnya yang memiliki sifat hidrofilik. *Poly(vinyl alcohol)* banyak digunakan sebagai polimer termoplastik yang ramah terhadap jaringan, tidak berbahaya dan tidak beracun. Selain itu, *poly(vinyl alcohol)* yang merupakan material *biodegradable* dapat ditingkatkan degradabilitasnya melalui hidrolisis karena adanya gugus hidroksil pada atom karbon.

Poly(vinyl alcohol) diperoleh dengan melakukan hidrolisis *poly(vinyl acetate)*, dengan sejumlah besar grup hidroksil membentuk rantai *inter* dan *intra* ikatan H. Sifat-sifat *poly(vinyl acetate)* tergantung pada banyak atau tingkat hidrolisisnya terutama apakah hidrolisis sebagian atau seluruhnya dimana akan terbagi menjadi 2 jenis, yaitu : (1) Hidrolisis sebagian dan (2) Hidrolisis seluruhnya (Amit dkk, 2017; Gaaz, 2015) dengan struktur formula seperti pada Gambar 2.5.



Gambar 2.5 Struktur Formula PVA (a) Hidrolisis Sebagian; (b) Hidrolisis Seluruhnya (Gaaz, 2015)

Sifat kimia dan fisik *poly(vinyl alcohol)* bervariasi berdasarkan persentase hidrolisisnya, dimana menentukan mutu dan berat molekulnya. *Poly(vinyl alcohol)* memiliki kekuatan tarik yang besar, fleksibilitas yang tinggi serta kekerasan, dan sifat penghalang gas serta aroma. Dibandingkan dengan polimer lainnya, *poly(vinyl alcohol)* menunjukkan kemampuan yang lebih unggul sebagai penghalang oksigen, tetapi untuk menghindari terjadinya degradasi permeabilitas terhadap gas maka *poly(vinyl alcohol)* harus dihindari dari lingkungan yang lembab. *Poly(vinyl alcohol)* merupakan polimer yang larut dalam air. Kelarutan, sifat fisik serta bentuk *film* sangat dipengaruhi oleh tingkat hidrolisis, berat molekul dan pengendapan kristalnya.

Dunia biomedis, *poly(vinyl alcohol)* telah banyak digunakan karena kompatibilitasnya. Komposit *poly(vinyl alcohol)* seperti gel *poly(vinyl alcohol)* digunakan untuk pembuatan lensa kontak, jantung buatan, pengantar obat (*drug delivery*) dan pembalut luka.

Pemanfaatan *poly(vinyl alcohol)* karena sifatnya yang sangat menguntungkan seperti biokompatibilitas, tidak beracun, tidak karsinogenik, sifat *swelling*, dan *bioadhesive*. Selain sifat tidak beracun dan biokompatibilitas, *poly(vinyl alcohol)* dalam bentuk *hydrogel* menunjukkan dapat menahan air didalam matriksnya tanpa terlarut serta memiliki sifat mekanik yang sangat baik seperti kekuatan ($1,6 \pm 0,1$ GPa), modulus elastisitas (48 ± 3 GPa), regangan ($6,5\% \pm 1,4\%$), ketangguhan (40 ± 6 J.g⁻¹), fleksibilitas pada keadaan kering dan stabilitas termal untuk beberapa pengaplikasian (Gaaz, 2015). Beberapa penelitian pemanfaatan *poly(vinyl alcohol)* sebagai pengganti *nucleus pulposus* yang telah dilakukan yaitu pengembangan *poly(vinyl alcohol)* dengan *crosslink agent poly(ethylene glycol) diglycidyl ether* (Binetti, Marcolongo, dan Lowman, 2012) dan penentuan jenis *crosslink agent* untuk menghasilkan sifat *poly(vinyl alcohol)* dengan *radiation crosslinking* dan *difunctional crosslinking* (Valerie, Fussell, dan Lowman, 2014).

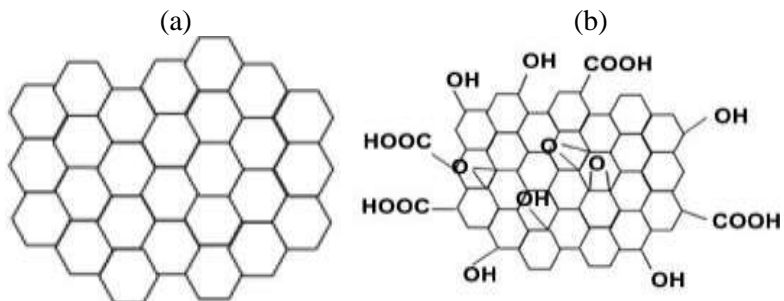
2.6 Reduced Graphene Oxide

Graphene merupakan atom karbon yang tersusun *monolayer* dan membentuk struktur 2D. *Reduced Graphene Oxide* (rGO) merupakan perancah (*scaffold*) yang baik untuk regenerasi saraf karena memiliki sifat yang fleksibel, konduktivitas listrik yang baik, sifat morfologis yang baik, biokompatibilitas, pencitraan sel, interaksi dengan saraf dan aplikasi pelepasan obat (*drug release*). Keuntungan penggunaan *graphene* lainnya yaitu dapat mendukung rangsangan sel saraf fleksibel lainnya (Reddy dkk, 2018).

Graphene merupakan material yang menjanjikan untuk penggunaan sebagai biomaterial dengan bentuk berupa dua dimensi *nanosheet* dengan ikatan karbon heksagonal, luas area yang besar, konduktivitas yang tinggi, sifat mekanik yang kuat dan biokompatibilitas yang baik. Komposit berbasis *graphene* memiliki kelebihan dalam penggunaan sebagai perbaikan tulang atau regenerasi, karena dapat menginduksi proses *osteogenic* dan

chondrogenic sel induk. Dibandingkan dengan penguat lain pada komposit, *graphene* dapat meningkatkan sifat mekanik komposit secara signifikan dengan penambahan dalam jumlah yang sedikit. Selain hal tersebut, *graphene* dan derivatifnya (*graphene oxide* dan *reduced graphene oxide*) memiliki elastisitas dan fleksibilitas (dapat beradaptasi terhadap permukaan datar maupun tidak beraturan) sehingga merupakan *filler* yang menjanjikan untuk komposit biomaterial (Ming, 2018).

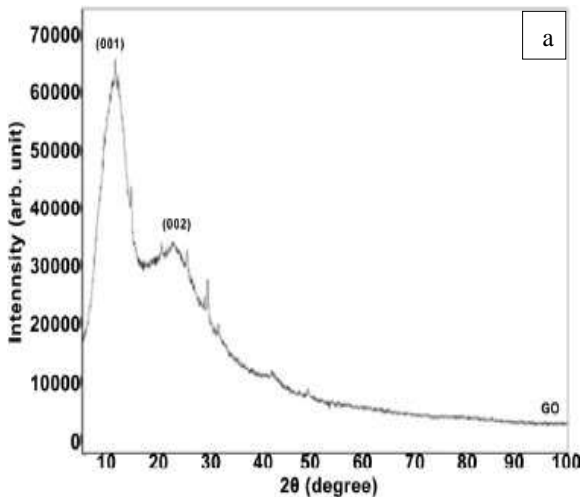
Proses pembuatan *graphene* atau *reduced graphene oxide* dapat dilakukan dengan cara mereduksi *graphene oxide* menggunakan metode *Hummers*. *Graphene oxide* memiliki struktur lapisan yang sama seperti grafit, tetapi bidang pada atom karbon memiliki banyak grup yang mengandung oksigen. Gugus fungsi yang mengandung oksigen pada lembar *graphene oxide* seperti C-O, C=O dan -OH. Lembaran grafit yang terkelupas menjadi satu atau beberapa lapis atom karbon seperti *graphene* dengan memiliki grup yang mengandung oksigen, maka lembaran tersebut merupakan *graphene oxide* (Alam, Sharma, dan Kumar 2017). Perbedaan antara struktur *graphene* dengan *graphene oxide* dapat dilihat pada Gambar 2.6.

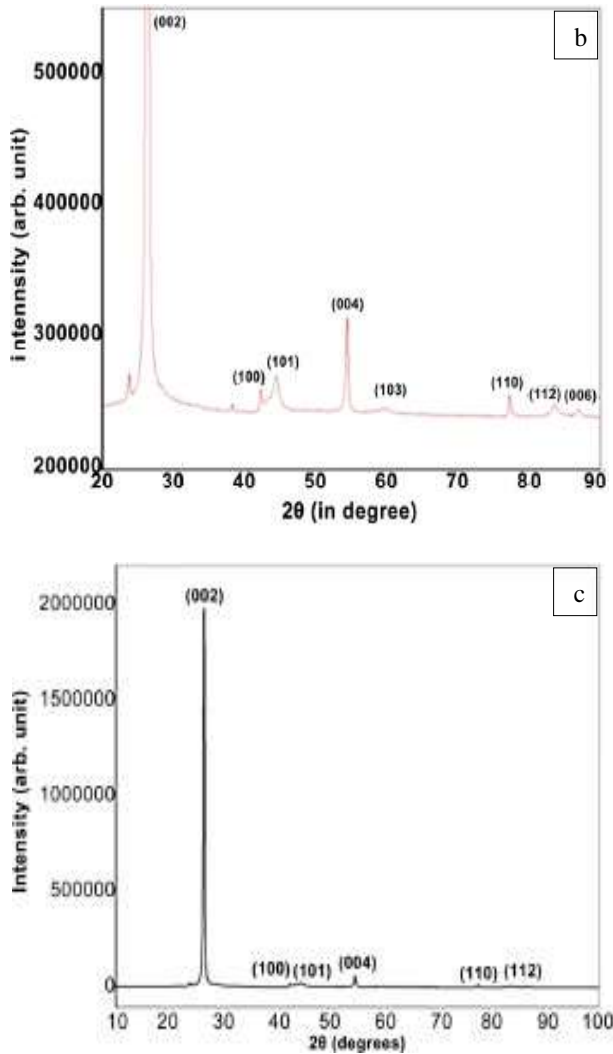


Gambar 2.6 Struktur (a) *Graphene* dan (b) *Graphene Oxide*
(Alam, Sharma, dan Kumar, 2017)

Pola hasil pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD) antara *graphene oxide*, *reduced graphene oxide* dengan grafit

menggunakan metode *Hummer* dapat dilihat pada Gambar 2.7. Pada hasil XRD diperoleh bahwa grafit sangat kristalin dan memiliki *peak* yang sangat tinggi (002) pada $2\theta = 26,42^\circ$ dan *d-spacing* sebesar $3,37\text{\AA}$. Hasil XRD *graphene oxide* menunjukkan *peak* pada $2\theta = 11,95^\circ$ dengan jarak sebesar $7,4\text{\AA}$. Terjadinya peningkatan jarak antar layar dikarenakan terdapat banyak gugus oksida pada *graphene oxide*. Proses reduksi *graphene oxide* ke *graphene* menunjukkan perubahan struktur seperti dihasilkan pada hasil difraksi pada XRD. Puncak tertinggi pada rGO diperoleh pada bidang (002) dengan *peak* $2\theta = 26,55^\circ$ dan jarak antar layar sepanjang *c-axis* sebesar $3,372\text{\AA}$ dimana jarak tersebut hanya berbeda sedikit dengan jarak grafit. Proses perlakuan termal *graphene oxide* untuk mengubah menjadi *reduced graphene oxide* pada temperature 350°C menunjukkan terjadinya pengelupasan yang eifisen dimana menghilangnya *peak* tertinggi $2\theta = 11,95^\circ$ pada *graphene oxide* selama proses reduksi termal (Alam, Sharma, dan Kumar, 2017).



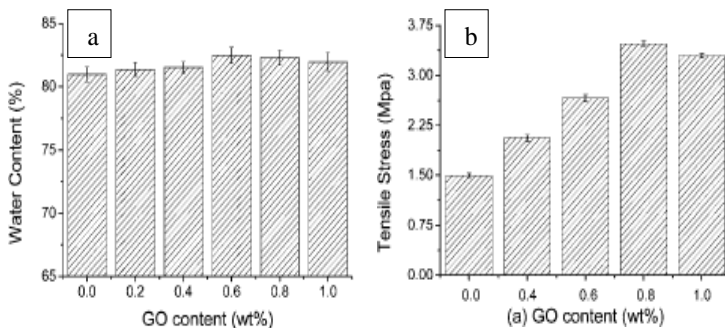


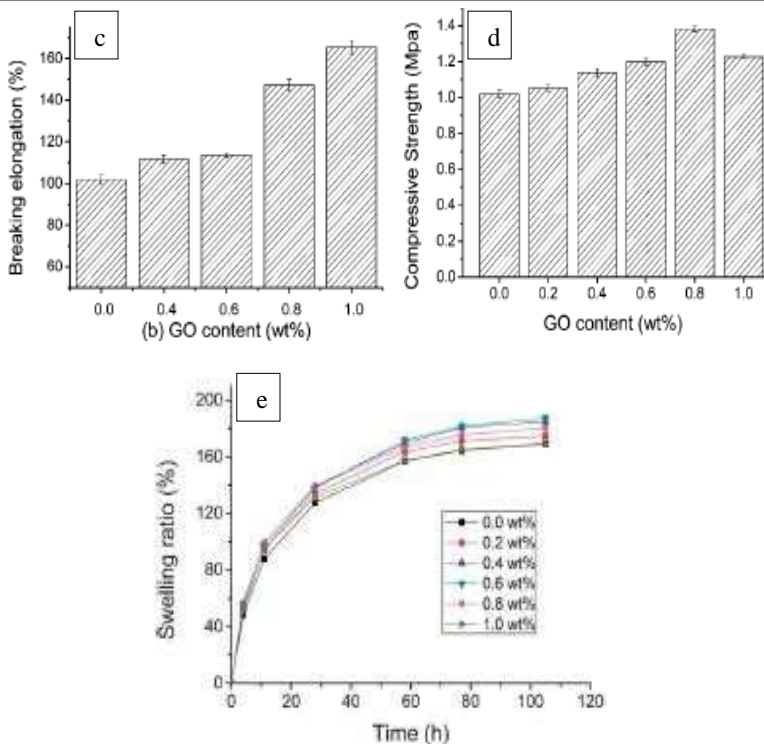
Gambar 2.7 XRD Patterns (a) Graphene Oxide (GO); (b) Reduced Graphene Oxide (rGO); (c) Grafit (Alam, Sharma, dan Kumar, 2017)

Reduced graphene oxide maupun *graphene oxide* pada biomaterial biasanya akan dikompositkan dengan material lain. *Review* yang dilakukan oleh Ege dkk mengenai komposit *graphene oxide* dengan polimer menyatakan bahwa komposit tersebut dapat digunakan sebagai biomaterial pada berbagai rekayasa jaringan seperti jaringan tulang, otot, kulit, neural, perancah 3 dimensi maupun sebagai anti bakteri (Ege, Kamali, dan Boccaccini, 2017).

2.7 Penelitian Sebelumnya (*State of The Art*)

Zhang dkk (2011) melakukan penelitian mengenai komposit *hydrogel* dari *graphene oxide* (GO) dengan *poly(vinyl alcohol)* (PVA). Pada penelitian ini, Zhang dkk mengamati perubahan sifat mekanik serta biokompatibilitas akibat penggunaan *graphene oxide* sebagai material komposit. Metode pembuatan *hydrogel* GO/PVA dengan cara mencampurkan PVA kedalam aquadest lalu dilakukan pengadukan pada temperatur 90°C. Setelah itu GO dengan variasi berat berbeda ditambahkan kedalam larutan PVA kemudian dilakukan sonifikasi sebanyak dua kali untuk menghomogenkan larutan dan menghilangkan udara pada komposit GO/PVA. Langkah terakhir yaitu melakukan proses *freeze/thaw* pada temperature -22°C dan 25°C untuk memperoleh *hydrogel* GO/PVA. Hasil pengujian sifat mekanik GO/PVA dapat dilihat pada Gambar 2.8.

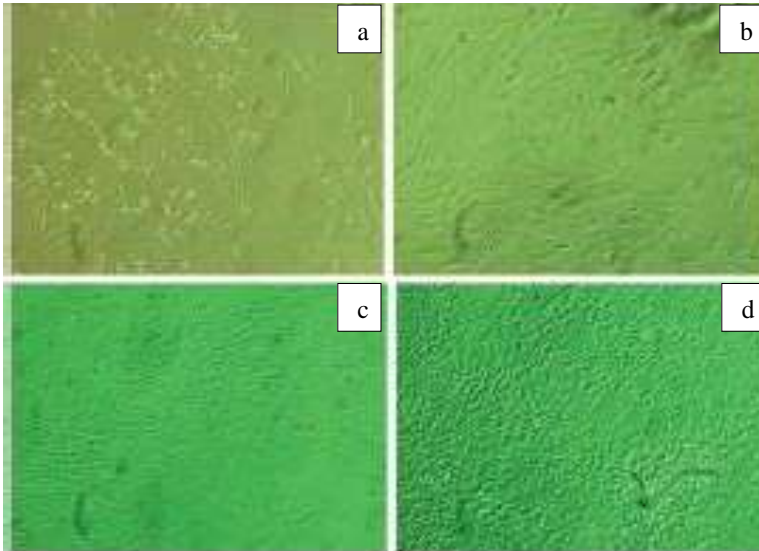




Gambar 2.8 Pengaruh Penambahan GO dengan Variasi Berat (a) Kandungan Air; (b) Tegangan Tarik; (c) Pertambahan Panjang Hingga Putus; (d) Kekuatan Tekan; (e) *Swelling Ratio*

Pada penelitian tersebut didapatkan bahwa penambahan GO dapat meningkatkan sifat mekanik komposit GO/PVA dengan penambahan persentase berat maksimum sebesar 0,8%. Pada penambahan 0,8% GO maka terjadi peningkatan tegangan tarik sebesar 132% dan peningkatan kekuatan tekan sebesar 36%. Hasil pengujian biokompatibilitas menunjukkan bahwa GO/PVA tidak bersifat racun terhadap sel osteoblast sehingga memungkinkan untuk penggunaan komposit *hydrogel* GO/PVA sebagai

biomaterial. Pengujian biokompatibilitas dapat dilihat pada Gambar 2.9.



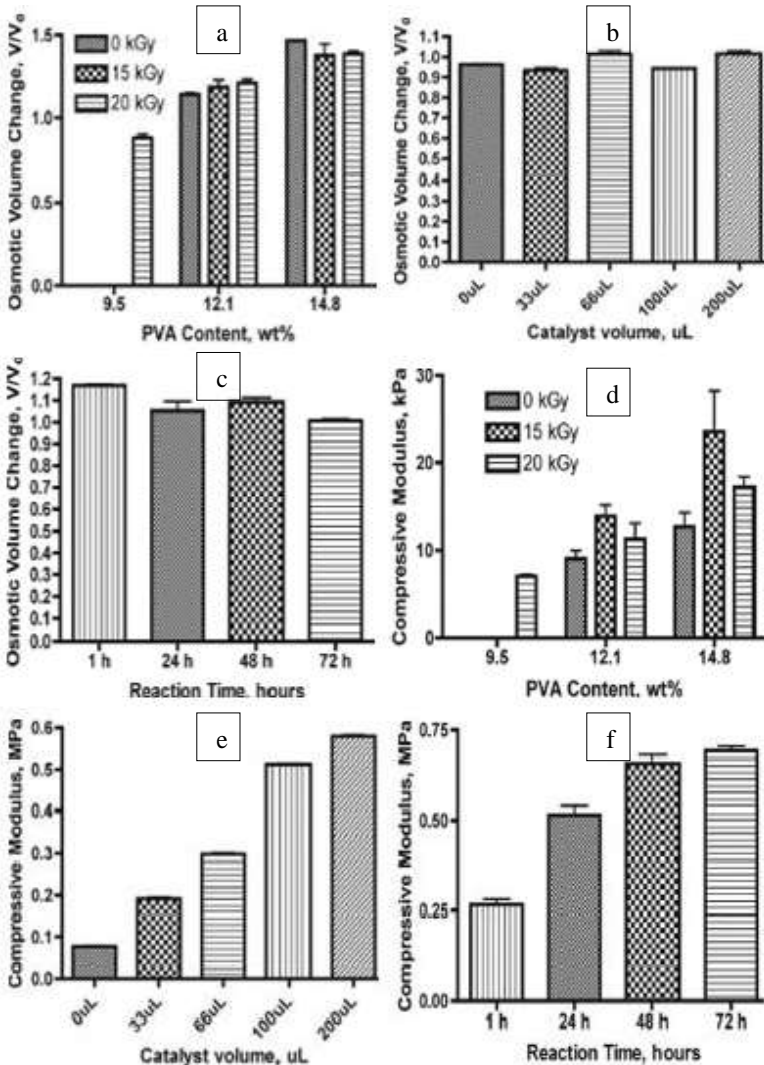
Gambar 2.9 Uji Biokompatibilitas dengan Penambahan 0,4% GO (a) 1 Hari; (b) 3 Hari; (c) 5 Hari; (d) 7 Hari.

Valerie dkk (2014) melakukan penelitian penentuan metode *crosslink* yang paling optimum dari dua jenis metode yaitu *radiation crosslinking* dan *difunctional crosslinking* agar *hydrogel poly(vinyl alcohol)* dapat menggantikan *nucleus pulposus* yang telah rusak dengan cara *inject* pada IVD. Metode *radiation crosslinking* menggunakan *electron beam radiation* dan *difunctional crosslinking* menggunakan *PEG diglycidylether* (PEG-DGE) sebagai *crosslinker*. Pembuatan masing-masing *hydrogel* dengan komposisi pada Tabel 2.2 dan dilakukan beberapa kali pemanasan pada *autoclave*.

Tabel 2.2 Komposisi Pembuatan *Hydrogel* PVA dengan Metode *Crosslink* yang Berbeda

Komponen	Komposisi Sampel (% w/w) metode <i>radiation</i>			Komponen	Komposisi Sampel (% w/w) metode <i>difunctional</i>
	9,5 % PVA	12,1 % PVA	14,8 % PVA		
PVA (145 kDa)	9,5	12,1	14,8	PVA (145 kDa)	14,27
PVP (58 kDa)	0,1	0,1	0,1	PVP (58 kDa)	0,13
Aquades	75	70	65	Aquades	49,6
BaSO ₄ (1-10 μm)	7	7	7	BaSO ₄ (1-10 μm)	7
PEG (4,6 kDa)	8,4	10,7	13,1	PEG-DGE (526 kDa)	29

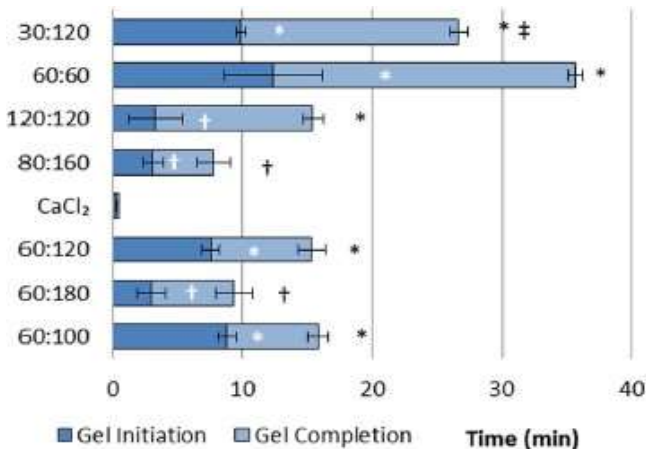
Pada penelitian ini, Valerie dkk menetapkan bahwa dengan menggunakan metode *difunctional* maka akan diperoleh hasil yang paling maksimum. Penggunaan metode *difunctional* akan menghasilkan nilai modulus diatas nilai minimum yang dibutuhkan yaitu sebesar 50 kPa serta perubahan volume osmosis yang rendah saat tekanan larutan osmosis sebesar 0,2 MPa. *Hydogel* hasil metode *difunctional* juga mudah disuntikkan dengan menggunakan jarum 10-gauge. Hasil pengujian yang diperoleh dapat dilihat pada Gambar 2.10.



Gambar 2.10 Hasil Uji dengan Perbedaan Metode *Crosslink* (a) Perubahan Volume Osmosis Pada *Radiation Crosslink*; (b dan c) Perubahan Volume Osmosis dengan Variabel Volume Katalis dan

Waktu Reaksi Pada *Difunctional Crosslink*; (d) Modulus Tekan Pada *Radiation Crosslink*; (e dan f) Modulus Tekan dengan Variabel Volume Katalis dan Waktu Reaksi *Difunctional Crosslink*.

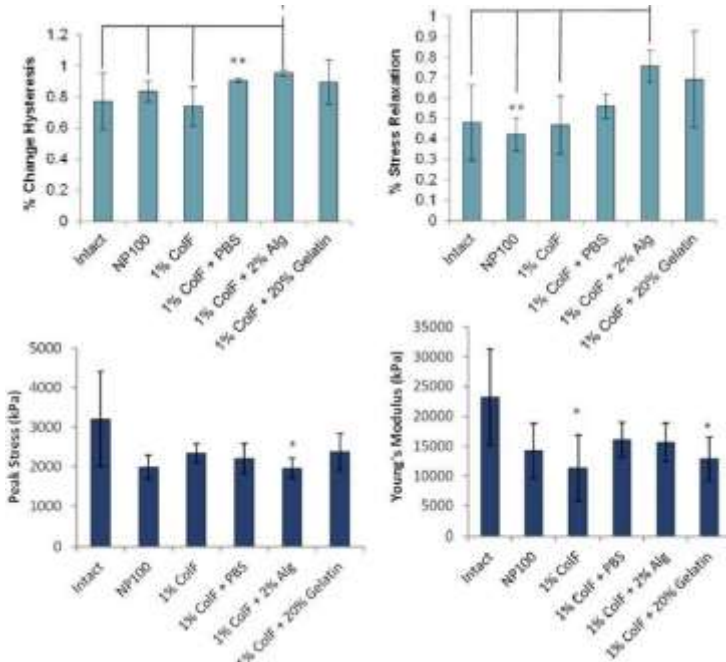
Emily dkk (2017) melakukan penelitian sifat mekanik dan biokompatibilitas *hydrogel* alginat secara *in vitro* dan *ex vivo*. Pada penelitian tersebut, Growney dkk melakukan variabel berupa *crosslinking agent* CaCO_3 dan *glucono- δ -lactone* (GDL). Hasil *gelation time* diperoleh seperti Gambar 2.11.



Gambar 2.11 *Gelation Time Hydrogel Alginat dengan Variasi Crosslinking Agent*

Berdasarkan penelitian tersebut, diperoleh *crosslinking agent* dengan perbandingan 60 mM : 120 mM menghasilkan waktu paling optimum sebagai material *injectable* untuk mempelajari *height restoration* pada *nucleus pulposus*. Alginat tersebut dapat mengisi ruang kosong dan memungkinkan selularisasi dan difusi dopan dari sitokin dan kemokin ke dalam maupun keluar dari alginat. Sifat fisik berupa perubahan hysteresis dan relaksasi

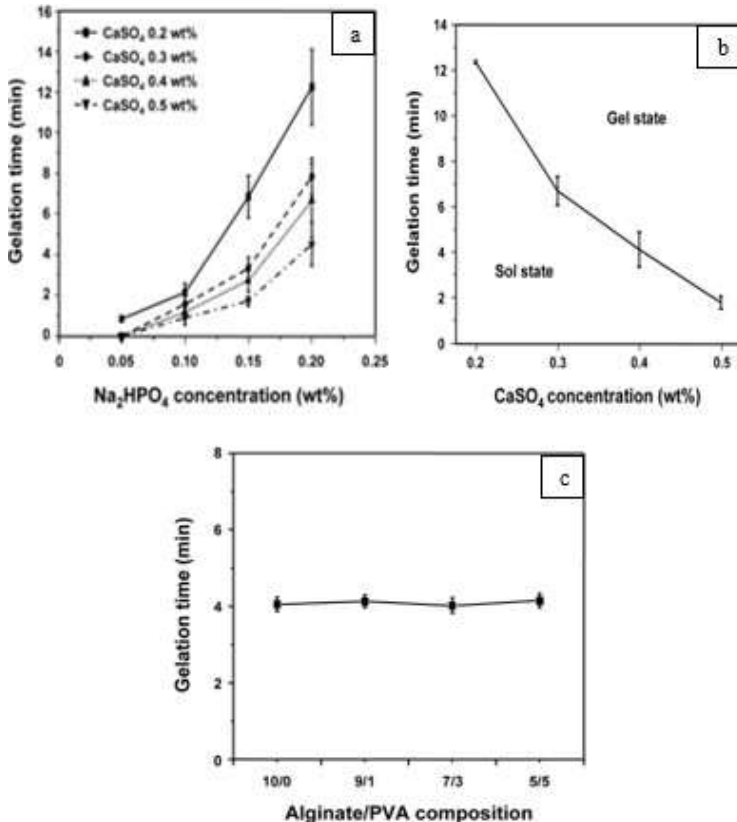
beban serta sifat mekanik berupa beban puncak (*peak stress*) dan modulus *young* yang diperoleh dari penelitian tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.12.



Gambar 2.12 Sifat Fisik dan Sifat Mekanik *Hydrogel* Alginat Sebagai Pengganti *Nucleus Pulposus*

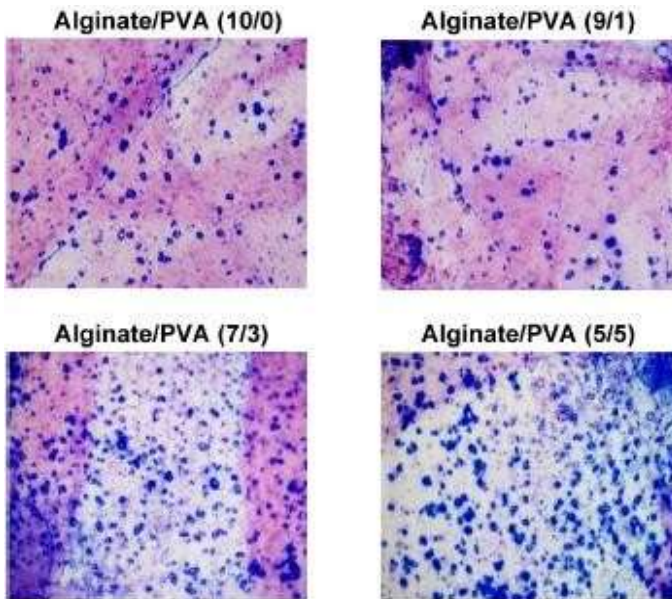
Hasil dari pengujian sifat mekanik *hydrogel* alginat diperoleh bahwa hanya dengan penambahan 2% dapat meniru sifat mekanik dari *nucleus pulposus* yang asli. Injeksi *in situ* 2% alginat ke dalam *nucleus pulposus* terbukti dapat mengembalikan fungsi dari gerakan tulang belakang yang terdegradasi buatan secara *ex vivo*. Dengan memodifikasi alginat maka akan memungkinkan tidak hanya mengembalikan fungsi IVD namun juga dapat meregenerasi jaringan di dalam *disc*.

Choddk (2012) melakukan penelitian pengaruh CaSO_4 dan Na_2HPO_4 sebagai *crosslinking agent* dan *retardation agent* terhadap sifat fisik dan biokompatibilitas komposit *hydrogel* alginat/*poly(vinyl alcohol)* sebagai material *injectable* pembawa sel. Berdasarkan waktu *gelation*, maka diperoleh hasil seperti pada Gambar 2.13.



Gambar 2.13 *Gelation Time* dengan Berbagai Variabel (a) CaSO_4 dengan Na_2HPO_4 ; (b) CaSO_4 ; (c) Alginat dengan PVA

Hasil penelitian yang diperoleh yaitu *gelation time* akan semakin lama dengan adanya peningkatan Na_2HPO_4 dan penurunan CaSO_4 dimana Na_2HPO_4 merupakan penghambat terjadinya *gelation time*. Dari penelitian tersebut juga diperoleh bahwa waktu paling sesuai bagi material untuk dapat disuntikkan (*injectable*) dengan perbandingan CaSO_4 dengan Na_2HPO_4 sebesar 0,4 %wt : 0,15 %wt serta perbandingan alginat dan PVA sebesar 7 : 3 dimana akan diperoleh *gelation time* sekitar 4 menit.



Gambar 2.14 Biokompatibilitas Alginat/PVA Menggunakan Alcian Biru

Selain itu, biokompatibilitas Alginat/PVA setelah 28 hari kultur sel terlihat pada Gambar 2.14. Sel-sel berwarna biru merupakan sel Alcian diaman pendistribusian secara merata dan tumbuh di gel, menunjukkan bahwa nutrisi secara efisien menyebar melalui matriks gel untuk pertumbuhan sel selama

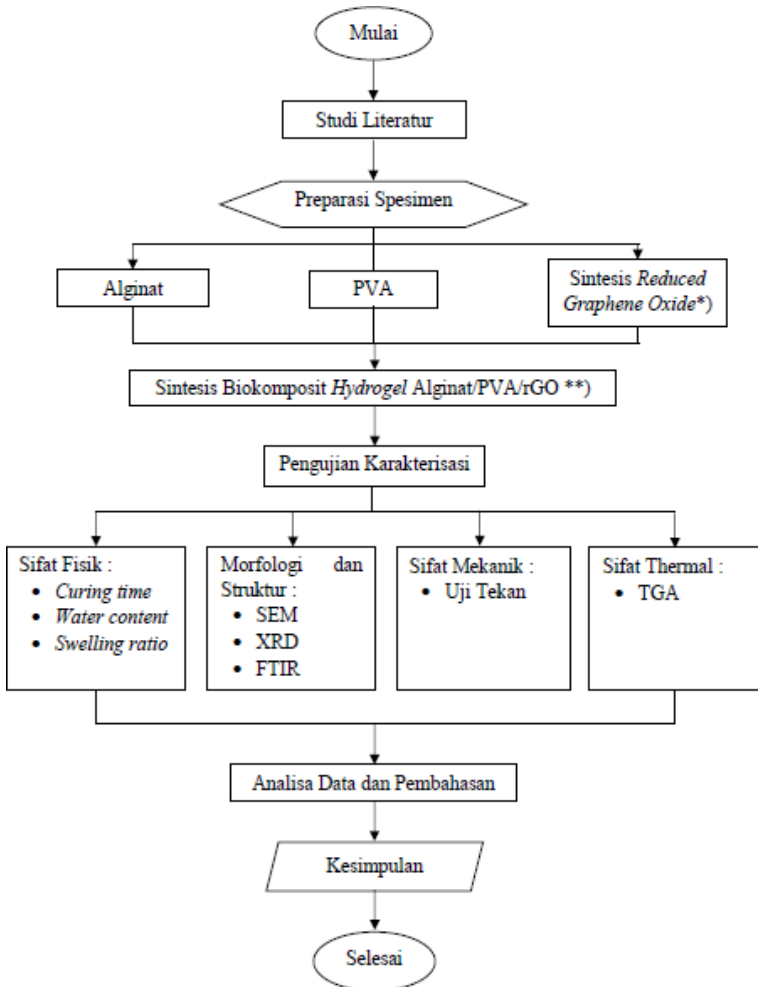
periode kultur. *Hydrogel* Alginat/PVA yang memiliki ikatan silang dengan 0,4% berat CaSO₄ menunjukkan struktur homogen dengan porositas seragam di dalam gel akibat *gelation* yang lebih lambat. Selain itu, *hydrogel* Alginat/PVA dengan komposisi PVA yang lebih tinggi menunjukkan pertumbuhan sel yang lebih baik dibandingkan yang lain.

Berdasarkan studi literatur dapat diambil kesimpulan bahwa pada pemanfaatannya, alginat pada biomaterial umumnya digunakan sebagai bahan pembuatan *hydrogel* sedangkan PVA pada biomaterial dimanfaatkan untuk meningkatkan pertumbuhan sel serta pemanfaatan rGO sebagai *filler* untuk meningkatkan sifat mekanik spesimen. Oleh karena itu pada penelitian ini akan dimanfaatkan biokomposit Alginat/PVA/rGO sehingga diperoleh *hydrogel* yang memiliki biokompatibilitas, kemampuan mempercepat pertumbuhan sel serta sifat mekanik yang tinggi.

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

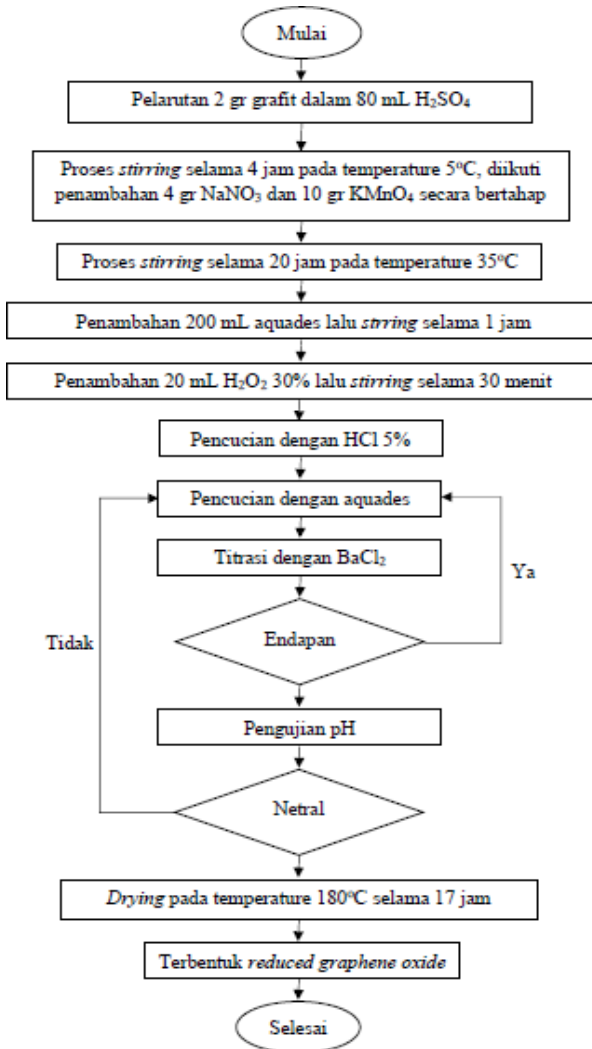
BAB III METODOLOGI

3.1 Diagram Alir Penelitian



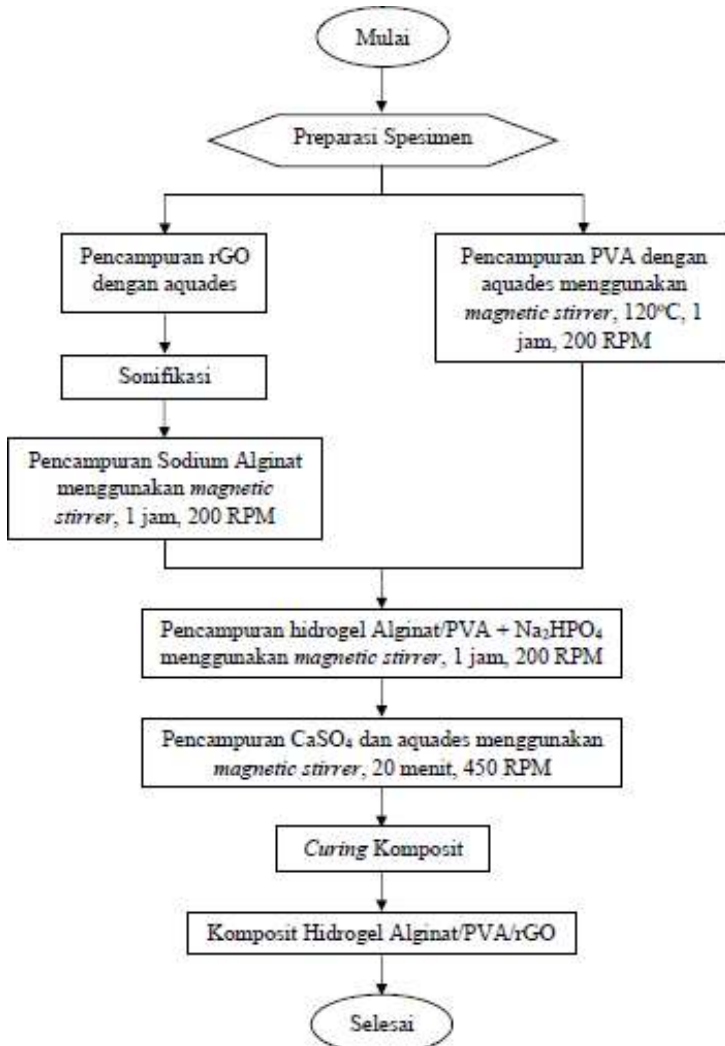
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

*) Diagram Alir Sintesis *Reduced Graphene Oxide* dari Grafit Menggunakan modifikasi *Hummer Method*



Gambar 3.2 Sintesis *Reduced Graphene Oxide* (rGO)

***) Diagram Alir Sintesis Biokomposit *Hydrogel* Alginat/PVA/rGO



Gambar 3.3 Sintesis Biokomposit Alginat/PVA/rGO

3.2 Bahan dan Alat Penelitian

3.2.1 Bahan Penelitian

Beberapa bahan yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu

1. Grafit
Berupa serbuk hitam, tidak berbau dan tidak berbahaya untuk kulit. Grafit yang digunakan memiliki ukuran 150 μm dan kemurnian 99%. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya
2. Asam Sulfat (H_2SO_4)
Digunakan dalam bentuk larutan bening 98% lalu diencerkan sesuai konsentrasi yang diperlukan. Memiliki bau menyengat, bersifat korosif, dan berbahaya bagi tubuh. Diperlukan dalam proses sintesis rGO. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
3. Sodium Nitrat (NaNO_3)
Berbentuk kristal putih. Tidak berbau. Digunakan untuk proses sintesis rGO. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
4. Potassium Permanganat (KMnO_4)
Berbentuk serbuk hitam, meninggalkan bekas kecoklatan apabila mengenai kulit. Tidak berbau. Digunakan untuk proses sintesis rGO. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
5. Aquades
Digunakan dalam bentuk larutan encer putih, tidak berasa, tidak berbau, tidak mengandung mineral, dan tidak berbahaya bagi tubuh. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
6. Hidrogen Peroksida (H_2O_2)
Digunakan dalam bentuk cairan bening, berbau menyengat, dan berbahaya untuk tubuh. Diperlukan dalam proses sintesis rGO. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya

-
7. Asam Klorida 37% (HCl 37%)
Digunakan dalam bentuk larutan kuning pekat 37% lalu diencerkan sesuai konsentrasi yang diperlukan. Memiliki bau menyengat, bersifat korosif, dan berbahaya bagi tubuh.. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
 8. Barium Klorida ($BaCl_2$)
Berbentuk serbuk putih sehingga harus dilarutkan terlebih dahulu dengan aquades sesuai konsentrasi yang dibutuhkan. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
 9. Sodium Alginat
Berbentuk serbuk putih sehingga harus dilarutkan terlebih dahulu dengan aquades sesuai konsentrasi yang dibutuhkan. Sedikit berbau, berwarna putih, dan kental. Diperlukan dalam proses pembuatan biokomposit hidrogel alginat/PVA/bentoit. Didapat dari Online Sigma Aldrich.
 10. *PolyVinyl Alcohol*
Berbentuk palletes putih sehingga harus dilarutkan terlebih dahulu dengan aquades sesuai konsentrasi yang dibutuhkan. Tidak berbau, berwarna putih, dan sedikit kental. Diperlukan dalam proses pembuatan biokomposit hidrogel alginat/PVA/rGO. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
 11. Disodium Pospat (Na_2HPO_4)
Berbentuk gumpalan berwarna putih sehingga harus dilarutkan terlebih dahulu dengan aquades sesuai konsentrasi yang dibutuhkan. Digunakan sebagai *retardation agent* biokomposit alginat/PVA/rGO. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
 12. Kalsium Sulfat ($CaSO_4$)
Berbentuk serbuk keabu-abuan sehingga harus dilarutkan terlebih dahulu dengan aquades sesuai konsentrasi yang dibutuhkan. Digunakan sebagai *crosslinking agent* biokomposit alginat/PVA/rGO. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.
-

3.2.1 Bahan Penelitian

Beberapa alat yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu

1. Neraca Analitik
Penggunaan neraca analitik pada penelitian ini sebagai alat untuk menghitung massa serbuk bahan penelitian.
2. *Hot Plate Magnetic Stirrer*
Penggunaan *hot plate magnetic stirrer* pada penelitian ini sebagai alat untuk mengaduk dan menghomogenkan larutan.
3. *Stir bar*
Penggunaan *stir bar* pada penelitian ini sebagai pengaduk pada *hot plate magnetic stirrer*.
4. Gelas Beaker
Penggunaan gelas beaker pada penelitian ini sebagai tempat untuk aktifitas bahan-bahan kimia.
5. Gelas Ukur
Penggunaan gelas ukur pada penelitian ini sebagai untuk menakar larutan kimia yang akan digunakan agar sesuai dengan yang dibutuhkan.
6. *Centrifuge*
Penggunaan *centrifuge* pada penelitian ini sebagai alat untuk memisahkan antara zat terdispersi dengan zat pendispersi.
7. Tabung *Centrifuge*
Penggunaan tabung *centrifuge* pada penelitian ini sebagai tempat larutan yang akan dimasukkan kedalam alat *centrifuge*.
8. *pH Paper*
Penggunaan *pH paper* pada penelitian ini untuk mengetahui nilai pH pada suatu larutan
9. Mortar
Penggunaan mortar pada penelitian ini untuk menghaluskan suatu bahan.

-
10. Plastik Klip
Penggunaan plastic klip pada penelitian ini untuk menyimpan hasil dari penelitian.
 11. Cawan Petri
Penggunaan cawan petri pada penelitian ini sebagai cetakan untuk *hydrogel* yang akan diuji secara fisik, morfologi dan sifat mekanik.
 12. *Furnace*
Penggunaan *furnace* pada penelitian ini sebagai untuk proses sintesis *reduced graphene oxide*
 13. *Ceramic Crucible*
Penggunaan *ceramic crucible* pada penelitian ini sebagai tempat bagi bahan ketika akan dipanaskan pada *furnace*.
 14. Suntik
Penggunaan suntik pada penelitian ini sebagai cetakan untuk *hydrogel* yang akan diuji secara fisik, morfologi dan sifat mekanik
 15. Instrumen Karakterisasi
Untuk instrumen karakterisasi yang digunakan, yaitu
 - a. *Scanning Electron Microscope* (SEM), alat ini berfungsi untuk mengetahui morfologi suatu material.
 - b. *X-Ray Diffraction* (XRD), alat ini berfungsi untuk mengetahui senyawa dan struktur kristal pada sampel.
 - c. *Fourier Transform Infrared* (FTI-R), alat karakterisasi ini digunakan untuk mengetahui nilai gugus fungsi hasil penelitian
 - d. *Thermogravimetric Analysis* (TGA), alat ini berfungsi untuk mengetahui komposisi dan stabilitas thermal pada material.
 16. Instrumen Uji Sifat Mekanik
Alat uji *Compressive Strength*, pengujian ini untuk mengetahui kemampuan sampel dalam menerima beban tekan.
-

3.3 Metode Penelitian

Sintesis *Reduced Graphene Oxide*

1. Menyiapkan 2 gram grafit
2. *Stirring* 2 gram serbuk grafit dengan ukuran sekitar 150 μm dengan 80 ml H_2SO_4 98% sebagai pelarut dan agar terjadi interkalasi *graphene oxide*. Proses dilakukan selama 2 jam di dalam *ice bath* pada temperature rata-rata 5°C.
3. Penambahan 2 gr KMnO_4 sebagai agen pengoksidasi dan 4 gram NaNO_3 untuk mempercepat oksidasi selama 15 menit, hal ini dilakukan berulang selama 1 jam, di dalam *ice bath* pada temperature rata-rata 5°C.
4. Homogenisasi larutan selama 1 jam di dalam *ice bath* pada temperature rata-rata 5°C.
5. Proses *stirring* pada temperatur 35°C selama 20 jam.
6. Penambahan 200 ml aquades lalu homogenisasi larutan selama 1 jam dengan *magnetic stirrer* untuk menghilangkan proses oksidasi.
7. Penambahan 20 ml hidrogen peroksida (H_2O_2) 30% untuk menghilangkan KMnO_4 berlebih, lalu homogenisasi larutan selama 30 menit dengan *magnetic stirrer*.
8. Dilakukan pengendapan larutan selama 1 hari.
9. Pencucian dengan HCl 5% (0,1 M) selama 30 menit untuk menghilangkan sulfat.
10. Proses pencucian selanjutnya menggunakan aquades secara berkala hingga pH netral
11. Titrasi menggunakan BaCl_2 1 M. Jika muncul endapan putih bersih maka di indikasikan bahwa masih terdapat ion sulfat di dalamnya hingga perlu dilakukan pencucian kembali menggunakan aquades.
12. Pengujian pH larutan menggunakan *pH paper*.
13. Larutan yang sudah netral dan tanpa pengotor (endapan) lain dilakukan *centrifuge* lagi untuk memisahkan grafit yang belum teroksidasi dengan grafit oksida.

-
14. Lalu di *drying* pada temperatur 180°C selama 17 jam dalam wadah *ceramic crucible* sehingga dihasilkan *reduced graphene oxide*.

Sintesis Biokomposit *Hydrogel Alginat/PVA/rGO*

1. Menyiapkan rGO sebanyak %wt yang dibutuhkan kemudian menambahkan 40 ml aquades
2. Suspensi rGO dan aquades kemudian dilakukan sonifikasi hingga rGO yang berbentuk lembaran menjadi serbuk.
3. Pencampuran Sodium Alginat sebanyak 1,5 gram dengan suspensi rGO dan 40 ml aquades lalu dilakukan *stirring* selama 1 jam dengan kecepatan 200 rotasi per menit (RPM) menggunakan *magnetic stirrer*.
4. Menyiapkan PVA sebanyak 0,63 gram kemudian menambahkan 20 ml aquades lalu dilarutkan menggunakan *magnetic stirrer* pada temperatur 120°C selama 1 jam dengan kecepatan 200 RPM.
5. Pencampuran hidrogel Alginat/PVA dan penambahan Na₂HPO₄ sebanyak 0,3 gram lalu *stirring* selama 1 jam dengan kecepatan 200 RPM.
6. Pencampuran CaSO₄ sebanyak 1,5 gram dan 10 ml aquades kedalam hidrogel Alginat/PVA lalu *stirring* selama 20 menit dengan kecepatan 450 RPM.
7. *Curing* komposit hidrogel Alginat/PVA/rGO pada temperatur ruangan.

3.4 Pengujian

3.4.1 Pengujian Sifat Fisik

a. Injectable Performance

Untuk mengetahui *injectable performance* dari *hydrogel* dilakukan dengan memasukkan cairan biokomposit kedalam suntik dengan ukuran jarum 10 ml. Kemudian komposit tersebut dikeluarkan secara bertahap melalui jarum.

b. *Curing Time*

Untuk mengetahui awal *curing time* dari *hydrogel* dapat dilakukan dengan cara biokomposit yang sudah dimasukkan kedalam suntik, kemudian dihitung waktu yang dibutuhkan hingga komposit tersebut berubah dari bentuk cairan menjadi bentuk gel. Pengujian ini dilakukan di Laboratorium Inovasi Material Departemen Teknik Material FTI ITS Surabaya.

c. *Water Content*

Untuk mengetahui kandungan air dalam pada awal *hydrogel* maka diperlukan pengujian *water content*. Spesimen yang digunakan memiliki bentuk tabung atau silinder dengan ukuran diameter sekitar 39 mm dan tinggi sekitar 35 mm. Pengujian dilakukan dengan mengeringkan *hydrogel* pada temperature 40°C hingga diperoleh massa yang tetap. Penghitungan *water content* pada *hydrogel* dengan menggunakan Persamaan 3.1.

$$\text{Water Content (\%)} = \frac{W_o - W}{W_o} \times 100\% \quad \dots\dots 3.1$$

Dimana W_o adalah massa sebelum pengeringan dan W massa sesudah pengeringan.

d. *Swelling Ratio*

Untuk mengetahui kemampuan *hydrogel* dalam menyerap air maka diperlukan pengujian *swelling ratio*. Pengujian dilakukan dengan cara merendam *hydrogel* kedalam aquadest pada temperatur ruang 27°C. Spesimen yang digunakan memiliki bentuk berupa tabung atau silinder dengan ukuran diameter 39 mm dan tinggi 35 mm. Tahap awal dalam menentukan *swelling ratio* yaitu *hydrogel* dikeringkan terlebih dahulu pada temperature 50°C hingga diperoleh massa yang tetap. Kemudian sampel ditimbang massa saat kering dan 24 jam setelah perendaman. Setelah 24 jam perendaman, sampel dibersihkan dari aquadest

berlebih dan ditimbang massa sesudah perendaman. Penghitungan *swelling ratio* pada *hydrogel* dengan menggunakan Persamaan 3.2.

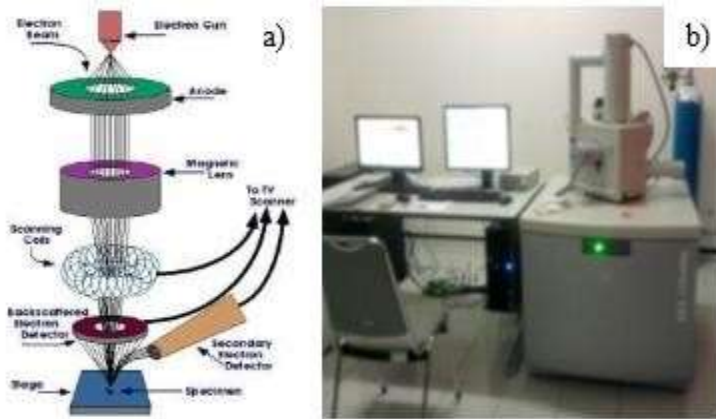
$$\text{Swelling Ratio (\%)} = \frac{W - W_0}{W_0} \times 100\% \dots\dots 3.2$$

Dimana *W* adalah massa sesudah perendaman aquadest dan *W₀* adalah massa sebelum perendaman aquadest.

3.4.2 Pengujian Morfologi dan Struktur

a. SEM

Scanning Electron Microscop (SEM) merupakan mikroskop yang memanfaatkan pancaran elektron berenergi tinggi untuk memeriksa objek dalam skala yang sangat kecil. Pengamatan ini memberikan informasi mengenai topografi (jenis permukaan objek) dan morfologi (bentuk dan ukuran partikel). Pengamatan menggunakan SEM pada penelitian ini untuk mengetahui morfologi rGO dan biokomposit *hydrogel* alginat/PVA/rGO. Sebelum dilakukan pengujian SEM, spesimen *hydrogel* terlebih dahulu dilakukan *freeze dry* di Laboratorium Farmakognosi dan Fitokimia Fakultas Farmasi Universitas Airlangga Surabaya untuk menghilangkan aquades pada spesimen. Tipe SEM yang digunakan yaitu Jeol JSM-7001F Inspect S50 23 di Laboratorium Karakterisasi Material Departemen Teknik Material FTI ITS. Prinsip kerja SEM ini ditunjukkan pada Gambar 3.4 dimana berkas elektron yang dihasilkan oleh *electron gun* menyapu permukaan sampel.



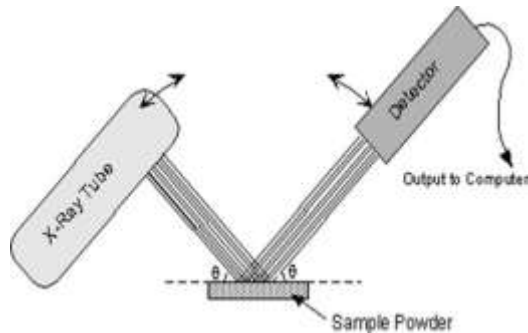
Gambar 3.4 (a) Skema Kerja SEM (b) Scanning Electron Microscopy (SEM) Inspect S50

Prinsip dasar SEM adalah memfokuskan sinar elektron (*electron beam*) di permukaan obyek dan mengambil gambarnya dengan mendeteksi elektron yang muncul dari permukaan obyek. Jika elektron mengenai suatu benda maka akan timbul dua jenis pantulan yaitu pantulan elastis dan non-elastis. Dari pantulan non-elastis didapatkan sinyal elektron sekunder dan karakteristik sinar X. Sedangkan dari pantulan elastis didapatkan sinyal *backscattered* electron (BSE). Pada SEM, gambar dibuat berdasarkan deteksi BSE yang muncul dari permukaan sampel ketika permukaan sampel dipindai dengan elektron. Elektron-elektron yang terdeteksi selanjutnya diperkuat sinyalnya, kemudian besar amplitudonya ditampilkan dalam gradasi gelap terang pada monitor CRT (*Cathode Ray Tube*).

b. XRD

Pengujian XRD (*X-Ray Diffraction*) dilakukan untuk mengetahui hasil sintesis *reduced graphene oxide* menggunakan metode *Hummer* apakah sudah sesuai serta struktur yang terbentuk pada biokomposit berupa kristalin, semi kristalin atau

amorfus. Spesimen *hydrogel* yang akan diuji XRD terlebih dahulu dikeringkan dari aquades dengan metode *freeze dry*. XRD merupakan alat yang digunakan untuk mengkarakterisasi struktur kristal, ukuran kristal dari suatu bahan padat. Semua bahan yang mengandung kristal tertentu ketika dianalisa menggunakan XRD akan memunculkan puncak – puncak yang spesifik



Gambar 3.5 Metode Difraksi X-Rays 24

Kelemahan alat ini tidak dapat untuk mengkarakterisasi bahan yang bersifat amorf. Metode difraksi umumnya digunakan untuk mengidentifikasi senyawa yang belum diketahui yang terkandung dalam suatu padatan dengan cara membandingkan dengan data difraksi dengan database yang dikeluarkan oleh JCPDS (Joint Committee of Powder Diffraction Standard).

Gambar 3.5 menjelaskan metode XRD dimana tabung sinar-X menembak pada sampel padatan, kemudian mendifraksikan sinar ke segala arah dengan memenuhi Hukum Bragg. Detektor bergerak dengan kecepatan sudut yang konstan untuk mendeteksi berkas sinar-X yang didifraksikan oleh sampel. Sampel serbuk atau padatan kristalin memiliki bidang-bidang kisi yang tersusun secara acak dengan berbagai kemungkinan orientasi, begitu pula partikel-partikel kristal yang terdapat di dalamnya. Setiap kumpulan bidang kisi tersebut memiliki

beberapa sudut orientasi tertentu sehingga difraksi sinar-X dapat dihitung dengan Persamaan 3.3.

$$n\lambda = 2d \sin \theta \quad \dots\dots\dots 3.3$$

dimana,

n = orde difraksi (1,2,3,...)

λ = panjang sinar-X

d = jarak kisi

θ = sudut difraksi

Karakterisasi material menggunakan XRD menggunakan alat instrumen XRD PAN Alytcal yang ditunjukkan pada Gambar 3.6. Bentuk keluaran dari difraktometer dapat berupa data analog atau digital. Rekaman data analog berupa grafik garis-garis yang terekam per meninya, dengan detektor dalam sudut 2θ per menit sehingga sumbu-X setara dengan sudut 2θ . Sedangkan rekaman digital menginformasikan intensitas sinar-X terhadap jumlah intensitas cahaya per detik.



Gambar 3.6 Instrumen XRD PAN Alytcal

c. FTIR

FTIR (*Fourier Transform Infrared Spectroscopy*) merupakan salah satu instrumen spektroskopi. Pada spektroskopi infra merah, radiasi inframerah dipancarkan mengenai sampel. Sebagian radiasi infra merah diserap oleh sampel sebagian yang lain ditransmisikan. Hasil spektrum infra merah menggambarkan penyerapan molekul dan transmisi, menggambarkan ciri khas sampel. Setiap molekul memiliki penyerapan berbeda sesuai dengan pola vibrasi dan pola ikatan antar atomnya. Tidak ada dua molekul yang menghasilkan spektrum infra merah yang sama. Oleh karena itu spektroskopi infra merah sangat berguna untuk berbagai analisis. FTIR dapat memberikan informasi mengenai material yang belum diketahui (teridentifikasi), mengenai kualitas sampel, dan mengetahui jumlah komponen dalam suatu campuran. Gambar 3.8 memperlihatkan instrumen uji FTIR.

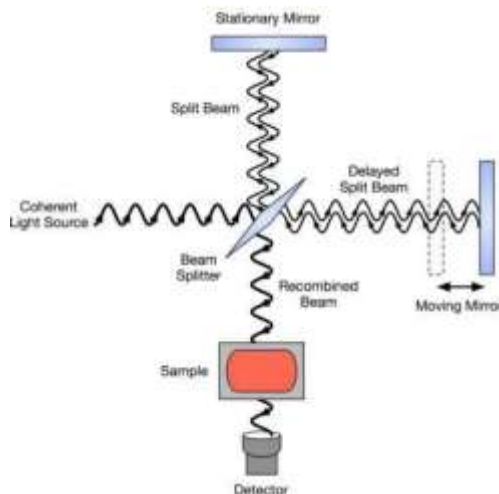


Gambar 3.7 Alat Uji FTIR

Pengujian FTIR spesimen biokomposit Alginat/PVA/rGO dilakukan untuk menganalisa gugus fungsi yang terdapat pada biokomposit. Sampel yang akan diuji terlebih dahulu dikeringkan kemudian dihaluskan. Pengujian FTIR di Laboratorium

Karakterisasi Material Departemen Teknik Material FTI-ITS Surabaya menggunakan instrument Thermo Scientific Nicolet IS10 dengan panjang gelombang $400\text{-}4000\text{cm}^{-1}$. Prinsip dasar pengujian FTIR adalah interaksi energy dengan suatu materi. Saat spesimen uji ditembakkan dengan sinar inframerah, atom-atom dalam spesimen uji akan bergetar atau bervibrasi sebagai akibat energy yang berasal dari sinar inframerah tidak cukup kuat untuk menyebabkan terjadinya atomisasi ataupun eksitasi electron. Besar energy vibrasi setiap komponen molekul berbeda-beda tergantung pada kekuatan ikatan yang terdapat pada molekul.

Prinsip kerja FTIR adalah berdasarkan penyerapan radiasi infra merah. Infra merah dipancarkan melalui interferometer kemudian dipancarkan melalui sampel, sebagian radiasi infrared diserap sampel dan sebagian lain dipancarkan kembali dan tertangkap oleh *detector*. Besarnya radiasi infra merah yang tertangkap oleh detektor kemudian diubah menjadi spektrum oleh Interferogram. Mekanisme kerja FTIR ini diperlihatkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 Skema Prinsip Kerja FTIR

3.4.3 Pengujian Sifat Mekanik

a. Uji Tekan

Pengujian tekan (*compressive strength*) diuji menggunakan *Universal Testing Machine*. Pengujian akan dilakukan di Laboratorium Inovasi Material Departemen Teknik Material FTI-ITS. Spesimen *hydrogel* yang akan diuji memiliki bentuk silinder dengan ukuran diameter sekitar 39 mm dan tinggi sekitar 10 mm. Pengujian dilakukan dengan memberikan beban/tekanan kepada material uji. Untuk mengetahui kekuatan tekan dari benda uji tersebut dilakukan dengan Persamaan 3.4.

$$\text{Compressive Strength} = \frac{P}{A}$$

dimana,

P = Beban Tekan (N)

..... 3.4

A = Luas Bidang Tekan (mm²)

Setelah dilakukan proses uji kompresi dan didapatkan data berupa berat tekan yang kemudian di konversi menjadi satuan Newton. Setelah didapatkan data berupa beban tekan dalam Newton, kemudian data yang ada dimasukkan ke dalam persamaan di atas untuk menghitung kuat tekan dari masing-masing spesimen dalam satuan mega pascal (MPa).

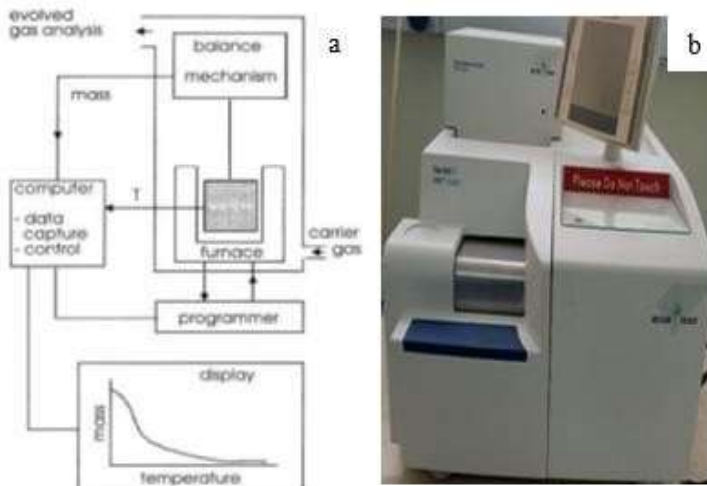


Gambar 3.9 Alat Uji Tekan

3.4.4 Pengujian Sifat Thermal

a. TGA

Pengujian TGA (*Thermogravimetric Analysis*) merupakan pengujian dimana penghitungan perubahan masa sampel seiring perubahan temperatur. Pengujian menggunakan mesin uji TGA/DSC di Laboratorium Energi dan Lingkungan LPPM ITS. Pengujian ini bertujuan menentukan karakteristik bahan seperti temperatur degradasi, tingkat penyerapan air, tingkat komponen anorganik dan bahan organik, fenomena kimia seperti oksidasi dan reduksi dan residu sampel yang diuji. Sampel yang akan diuji ditaruh di dalam *furnace* dengan temperatur yang telah diatur. Temperatur dinaikkan dengan laju konstan atau dapat juga diatur dengan laju pengurangan masa yang konstan. Data hasil TGA berupa plotting persentase massa pada sumbu y dan temperatur atau waktu pada sumbu x. Pengujian dilakukan berdasarkan standard ASTM E1131.



Gambar 3.10 (a) Skema Kerja TGA (b) Alat Uji TGA Gas Controller GC 200

Alat TGA dilengkapi timbangan mikro sehingga secara otomatis berat sampel setiap saat bisa terekam dan disajikan dalam tampilan grafik. Pada pemanasan yang terus menerus dari temperatur kamar, maka pada temperatur-temperatur tertentu material akan kehilangan cukup signifikan dari massanya. Kehilangan massa pada temperatur tertentu dapat mengindikasikan kandungan dari bahan uji, meski tidak bisa secara spesifik merujuk pada suatu senyawa tertentu seperti yang misalnya ditunjukkan oleh puncak-puncak dari histogram FTIR. Sehingga biasanya TGA digunakan untuk melakukan analisa *proximate* seperti kadar air, kadar senyawa volatil dan kadar abu dalam bahan. Spesimen yang telah dipotong sehingga berukuran kecil dimasukkan ke dalam cawan kecil dari bahan platina, atau alumina ataupun Teflon. Pemilihan bahan dari cawan ini perlu disesuaikan dengan bahan uji. Pastikan bahan uji tidak bereaksi dengan bahan cawan serta tidak lengket ketika dipanaskan

3.5 Rancangan Penelitian

Variabel pada pengujian berupa jumlah rGO yang ditambahkan dengan komposisi tiap sampel pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 Komposisi Sampel

No	Sampel	Sodium Alginate	PVA	rGO
1	Sampel A	1,5 gr	0,63 gr	0 gr
2	Sampel B	1,5 gr	0,63 gr	0,0085 gr
3	Sampel C	1,5 gr	0,63 gr	0,0170 gr
4	Sampel D	1,5 gr	0,63 gr	0,0256 gr
5	Sampel E	1,5 gr	0,63 gr	0,0341 gr

Pengujian sifat fisik yang dilakukan untuk tiap sampel dapat dilihat pada Tabel 3.2.

Tabel 3.2 Rancangan Pengujian Fisik Sampel

No	Sampel	Pengujian		
		<i>Curing Time</i>	<i>Water Content</i>	<i>Swelling Time</i>
1	Sampel A	v	v	v
2	Sampel B	v	v	v
3	Sampel C	v	v	v
4	Sampel D	v	v	v
5	Sampel E	v	v	v

Pengujian karakterisasi, sifat mekanik dan sifat thermal yang dilakukan untuk tiap sampel dapat dilihat pada Tabel 3.3.

Tabel 3.3 Rancangan Pengujian Karakterisasi, Sifat Mekanik dan Sifat Thermal Sampel

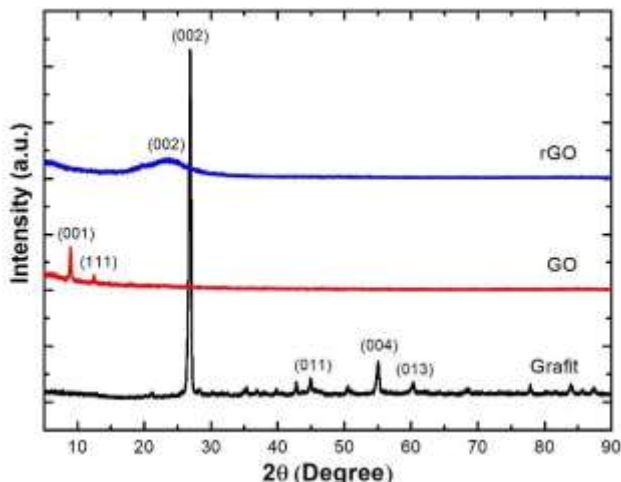
No	Sampel	Pengujian				
		XRD	FTIR	SEM	<i>Compressive Strength</i>	TGA
1	Sampel A	v	v	v	v	v
2	Sampel B	v	v	v	v	v
3	Sampel C	v	v	v	v	v
4	Sampel D	v	v	v	v	v
5	Sampel E	v	v	v	v	v

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian ini telah disintesis biokomposit hydrogel dari Alginat, *Poly(vinyl alcohol)* (PVA) dan *Reduced Graphene Oxide* (rGO). Sampel kemudian dilakukan beberapa pengujian seperti XRD, SEM, FTIR, *curing time*, *water content*, *swelling ratio*, TGA, uji tekan, dan sifat *injectable* sehingga diperoleh hasil dan analisis serta pembahasan sebagai berikut.

4.1 Analisa X-Ray Diffraction Grafit, Graphene Oxide dan Reduced Graphene Oxide serta Scanning Electron Microscopy Reduced Graphene Oxide

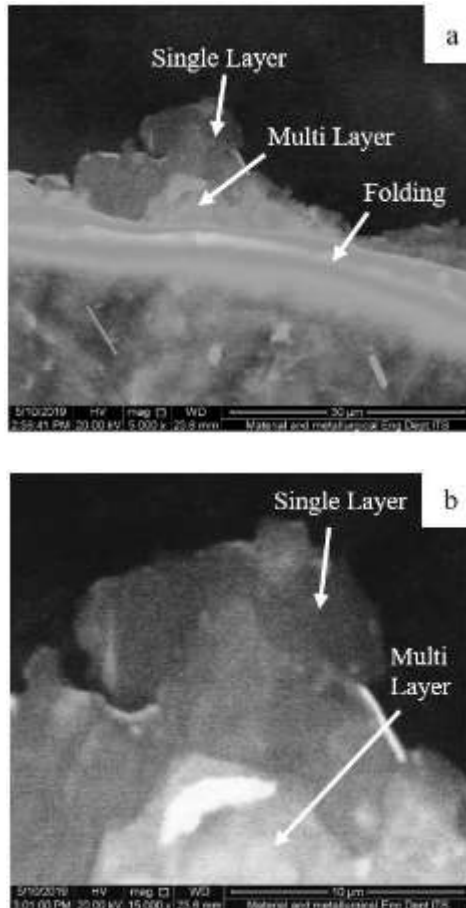
Pengujian *X-Ray Diffraction* (XRD) dilakukan pada sampel grafit, *graphene oxide* (GO) dan *reduced graphene oxide* (rGO). Pada pengujian ini dilakukan untuk mengetahui *peak* pada tiap sampel sehingga dapat menentukan terjadinya perubahan struktur material grafit yang merupakan material awal.



Gambar 4.1 Pola XRD Grafit, *Graphene Oxide* dan *Reduced Graphene Oxide*

Pada Gambar 4.1 dapat dilihat bahwa terdapat perbedaan *peak* antara grafit, GO dan rGO. Hasil pengujian XRD pada sampel grafit menunjukkan *peak* (002) pada daerah $2\theta = 26,95^\circ$ dengan *dspacing* sebesar $3,31\text{\AA}$ serta intensitas $5836,46 \text{ counts}$ yang dapat dikategorikan tinggi. Hasil tersebut menunjukkan grafit sangat kristalin. Kemudian dilakukan proses oksidasi secara kimia pada sampel grafit sehingga diperoleh GO. Pada sampel GO menunjukkan *peak* (001) pada daerah $2\theta = 8,95^\circ$ dengan *dspacing* sebesar $7,11\text{\AA}$ serta intensitas $120,82 \text{ counts}$. Berdasarkan *International Centre For Diffraction Data* (2013), *peak* GO berada pada rentang sekitar $7^\circ - 12^\circ$ tergantung jumlah kandungan air yang terdapat antar bidang GO. Alam (2017) menyatakan bahwa peningkatan *dspacing* dari $3,31\text{\AA}$ menjadi $7,11\text{\AA}$ atau sekitar 115,2% dikarenakan munculnya oksigen yang mengandung grup fungsional seperti *hydroxyl*, *carboxylic*, *carbonyl* dan *epoxy* di dalam struktur GO sehingga akan memperbesar jarak antar layar. Selain itu, pada GO tidak munculnya *peak* yang cukup signifikan selain $8,95^\circ$ menunjukkan bahwa sampel GO tersebut tidak terdapat pengotor (Bera, 2018).

Untuk sampel rGO diperoleh *peak* (002) pada daerah $2\theta = 23,63^\circ$ dan *dspacing* sebesar $3,76\text{\AA}$ serta intensitas $75,71 \text{ counts}$. *Peak* yang lebar (*broad*) serta intensitas material rGO sudah jauh berkurang menunjukkan material tersebut cenderung bersifat amorf. Jarak *dspacing* antara grafit dengan rGO hanya terdapat sedikit perbedaan dimana menunjukkan layar pada rGO sudah berkurang sehingga juga menyebabkan terjadinya penurunan intensitas hasil uji XRD pada rGO dibandingkan dengan grafit (Situmorang, 2018). Selain itu, perlakuan panas yang diperoleh GO yang menyebabkan *peak* GO menghilang sehingga menjadi rGO menunjukkan efisiensi pengelupasan layar selama proses reduksi termal (Alam, 2017).



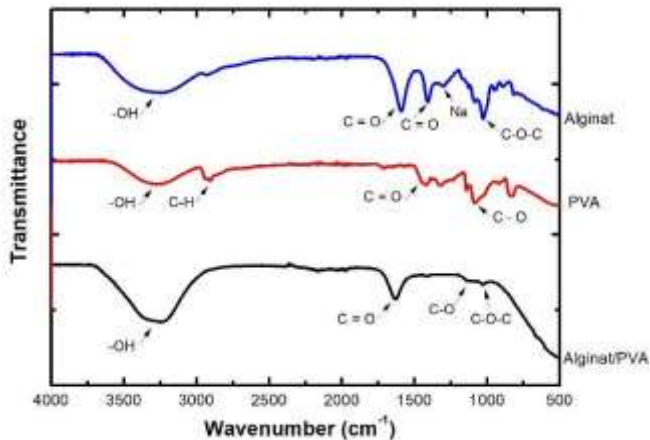
Gambar 4.2 Morfologi SEM rGO (a) Perbesaran 5000x (b) Perbesaran 15000x

Gambar 4.2 menunjukkan hasil mikrografi SEM rGO dengan perbesaran 5000x dan 15000x. Struktur morfologi rGO diperoleh berupa lembaran tipis yang transparan. Gambar 4.2 (a) terlihat rGO berupa lembaran tipis terdiri dari *single layer*, *multi layer* dan adanya pelipatan (*folding*). Hasil yang diperoleh sesuai

penelitian yang dilakukan Nurdiansah (2014). Perbedaan jumlah lembaran pada rGO dapat dilihat berdasarkan gradiasi warna. Gambar 4.2 (b) dapat dilihat perbedaan gradiasi warna semakin jelas. Gradiasi material semakin transparan menunjukkan ketebalan semakin tipis (*single layer*) sedangkan gradiasi semakin kelihatan atau semakin berwarna putih menunjukkan semakin tebalnya material (*multiple layer*) atau dapat terjadinya pelipatan (*folding*).

4.2 Analisa Spektroskopi Inframerah Biokomposit Alginat/PVA/rGO

Analisa *Fourier Transform Infrared Spectroscopy* (FTIR) pada material biokomposit Alginat/ PVA dengan penambahan rGO dengan persentase berat 0%, 0,4%, 0,8%, 1,2% dan 1,6%. Analisa FTIR berfungsi mengamati gugus fungsi serta ikatan kimia pada material uji.



Gambar 4.3 Spektra FTIR Alginat, PVA dan Biokomposit Alginat/PVA

Gambar 4.3 merupakan spektra hasil FTIR Alginat, PVA dan biokomposit Alginat/PVA dengan penambahan variasi rGO.

Terdapat beberapa *peak* dengan rentang *wavenumber* pada hasil FTIR yang dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1 *Peak*, Gugus Fungsi dan Vibrasi FTIR Alginat, PVA dan Biokomposit Alginat/PVA

<i>Peak</i> (cm ⁻¹)	Gugus Fungsi	Vibrasi
3244 – 3330	O – H	<i>stretching</i>
2943 – 2902	C – H	<i>stretching</i>
1636 – 1628	C = O	<i>asymmetric stretching</i>
1414 – 1405	C = O	<i>symmetric stretching</i>
1296	Na dalam Alginat	-
1134 – 1077	C – O	<i>stretching</i>
1032 – 1023	C – O – C	<i>stretching</i>

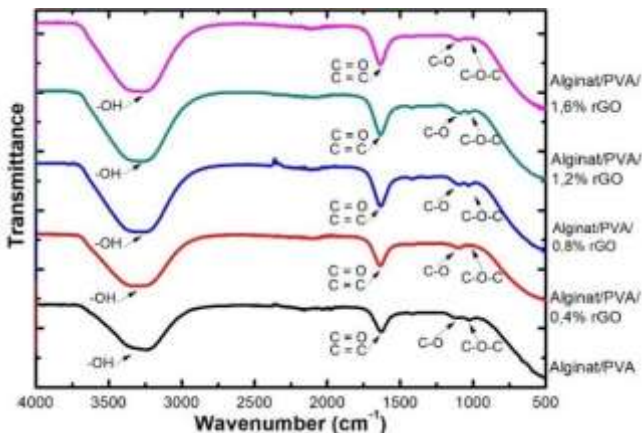
Menurut Urszula (2015), *peak* Alginat, pada daerah serapan 3600 cm⁻¹ sampai 3004 cm⁻¹ mengindikasikan daerah vibrasi grup –OH. Selain itu pada *peak* daerah sekitar 1650 cm⁻¹ dan *peak* daerah sekitar 1081 cm⁻¹ merupakan daerah *asymmetric stretching carboxylate* (C = O) dan C – O *stretching* serta pada daerah sekitar 1032 merupakan daerah *stretching* C – O – C cincin *pyranose* (Narayanan, 2017 dan Falqi, 2018). Menurut Decky (2013), Alginat memiliki beberapa gugus fungsi khas salah satunya Na pada daerah sekitar 1307 cm⁻¹ dan C = O *symmetric* sekitar 1614 cm⁻¹.

Pada PVA, *peak* daerah serapan 3600 cm⁻¹ sampai 3100 cm⁻¹ mengindikasikan adanya grup –OH. *Peak* pada daerah 2940 cm⁻¹ sampai 2900 cm⁻¹ merupakan adanya vibrasi –CH yang berasal dari grup alkil (Urszula, 2015). Kemudian pada *peak* sekitar daerah 1650 cm⁻¹ dikarenakan adanya *stretching* C = O yg berasal dari grup ester yang terbentuk selama proses preparasi PVA (Falqi, 2018). Pada daerah sekitar 1141 cm⁻¹ menunjukkan adanya gugus C – O (Mansur, 2004).

Ketika dilakukan pencampuran Alginat dan PVA dengan ditambah *crosslinker*, diperoleh pada *peak* ikatan C – H

biokomposit Alginat/PVA tidak dapat dilihat dikarenakan terjadinya reduksi struktur PVA yang kristalin sehingga terjadi pelemahan ikatan C – H (Narayanan, 2017). Penambahan Ca^{2+} sebagai *crosslinker* akan menyebabkan penurunan *peak* pada gugus fungsi C = O yang menunjukkan terjadinya interaksi antara gugus fungsi C = O dengan Ca^{2+} sehingga terjadi *crosslinking* (Saarai, 2012).

Gambar 4.4 merupakan spektra hasil FTIR biokomposit Alginat/PVA dengan penambahan variasi rGO Terdapat beberapa *peak* dengan rentang *wavenumber* pada Tabel 4.2.



Gambar 4.4 Spektra FTIR Biokomposit Alginat/PVA/rGO

Tabel 4.2 *Peak*, Gugus Fungsi dan Vibrasi FTIR Biokomposit Alginat/PVA/rGO

<i>Peak</i> (cm^{-1})	Gugus Fungsi	Vibrasi
3244 – 3330	O – H	<i>stretching</i>
1628 – 1636	C = O	<i>asymmetric stretching</i>
	C = C	<i>stretching</i>
1092	C – O	<i>stretching</i>
1032	C – O – C	<i>stretching</i>

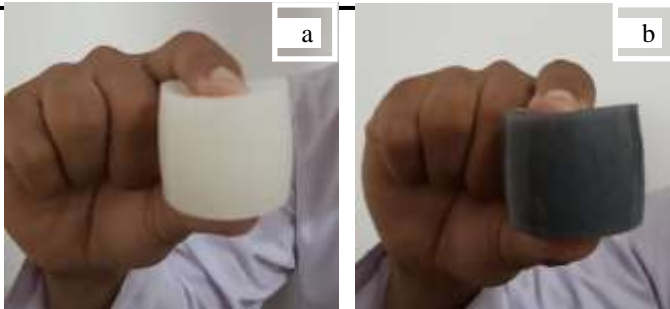
Peak rGO diperoleh pada *wavenumber* sekitar 3400 cm^{-1} yang merupakan daerah serapan -OH serta sekitar 1625 cm^{-1} yang merupakan ikatan aromatic $\text{C}=\text{C}$ akibat vibrasi molekul air yang diserap serta vibrasi rangka grafit yang tidak teroksidasi (Ramakrishnan, 2013).

Hasil uji FTIR pada biokomposit Alginat/PVA dengan penambahan berbagai variasi rGO menunjukkan adanya peningkatan intensitas dan pelebaran pada daerah -OH . Hal ini menunjukkan terjadinya ikatan hidrogen akibat pencampuran Alginat, PVA dan rGO yang masing-masing memiliki grup -OH . Namun pada saat penambahan rGO sebesar 0,8% hingga 1,6% terjadi penurunan intensitas gugus tersebut. Terjadinya penurunan intensitas tersebut kemungkinan akibat terjadinya penggumpalan rGO sehingga melemahkan ikatan antar hidrogen yang ada (Falqi, 2018).

4.3 Visual *Injectable Performance* Biokomposit



Gambar 4.5 *Injectable Performance* (a) Biokomposit Alginat/PVA; (b) Biokomposit Alginat/PVA/rGO



Gambar 4.6 Kemampuan Menerima Gaya Tekan (a) Biokomposit Alginat/PVA; (b) Biokomposit Alginat/PVA/rGO



Gambar 4.7 Kemampuan Biokomposit Dalam Mempertahankan Bentuk Sesuai Cetakan (a) 0% rGO; (b) 0,4% rGO; (c) 0,8% rGO; (d) 1,2% rGO; (e) 1,6% rGO



Gambar 4.8 Degradasi Biokomposit Alginat/PVA/0,8% rGO Pada Lingkungan *Phosphate Buffered Saline*

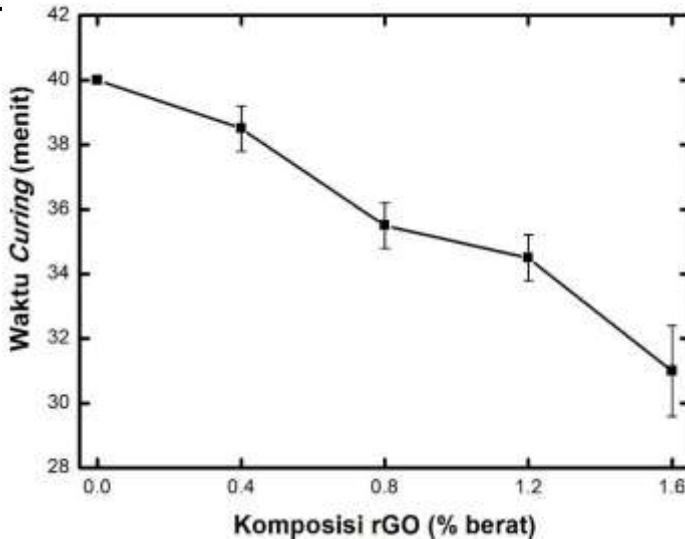
Gambar 4.5 merupakan sifat *injectable performance* biokomposit dan tidak terdapat perbedaan antara biokomposit Alginat/PVA dengan biokomposit Alginat/PVA/rGO. Kedua jenis biokomposit yang telah di fabrikasi tersebut berhasil disuntikkan (*injectable*) ke dalam tabung spesimen melewati jarum suntik. Gambar 4.6 merupakan kemampuan dalam menahan gaya tekan yang diberikan serta terdapat perbedaan warna antara biokomposit Alginat/PVA dengan biokomposit Alginat/PVA/rGO dimana biokomposit akan semakin hitam dengan semakin banyaknya rGO yang ditambahkan. Gambar 4.7 hasil setelah biokomposit mengalami *curing*. Terlihat bahwa biokomposit tersebut berhasil mempertahankan bentuk sesuai dengan cetakannya. Gambar 4.8 merupakan kemampuan degradasi biokomposit ketika perendaman pada *Phosphate Buffered Saline* (PBS). Penggunaan PBS sebagai larutan karena mengandung ion fisiologis yang agresif menyerupai cairan pada tubuh manusia (Johnson, 2013).

4.4 Analisa Pengaruh Penambahan rGO Terhadap Sifat Fisik Biokomposit Alginat/PVA

Setelah pengujian XRD dan FTIR kemudian dilakukan pengujian pengaruh penambahan rGO terhadap sifat fisik biokomposit Alginat/PVA yang meliputi waktu *curing*, *water content* dan *swelling ratio*.

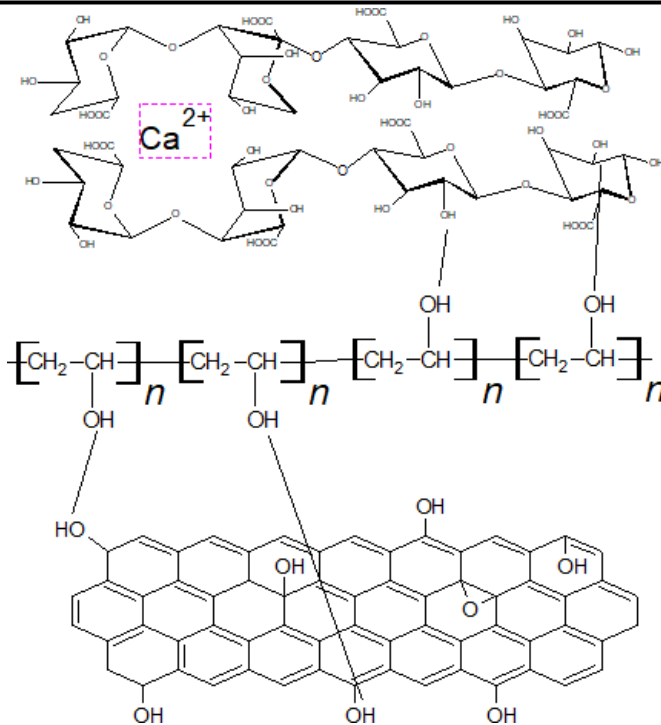
4.4.1 Waktu *Curing* Biokomposit Alginat/PVA

Pengujian ini berfungsi mengamati waktu *curing* yang merupakan lamanya waktu yang dibutuhkan oleh sampel untuk terjadi pengerasan (*curing*). Laju terjadinya *curing* akan mempengaruhi tingkat homogen dan kekuatan material. (Jinchen, 2013 dan Bendtsen, 2017).



Gambar 4.9 Pengaruh Komposisi rGO Pada Biokomposit Alginat/PVA/rGO Terhadap Waktu *Curing*

Pada Gambar 4.9 terlihat bahwa waktu *curing* terlama dihasilkan oleh biokomposit Alginat/PVA tanpa adanya penambahan rGO dengan rata-rata waktu *curing* 40 menit. Penambahan rGO sebanyak 0,4% menurunkan waktu *curing* menjadi 38,5 menit. Kemudian penambahan rGO sebanyak 0,8% menurunkan waktu *curing* menjadi 35,5 menit. Lalu, penambahan rGO sebanyak 1,2% menurunkan waktu *curing* menjadi 34,5 menit. Penambahan rGO terakhir sebanyak 1,6% menghasilkan waktu *curing* tercepat yaitu 31 menit. Penurunan waktu *curing* seiring dengan bertambahnya rGO diakibatkan terjadinya ikatan-ikatan antara rGO dengan biokomposit Alginat/PVA seperti pada Gambar 4.10.



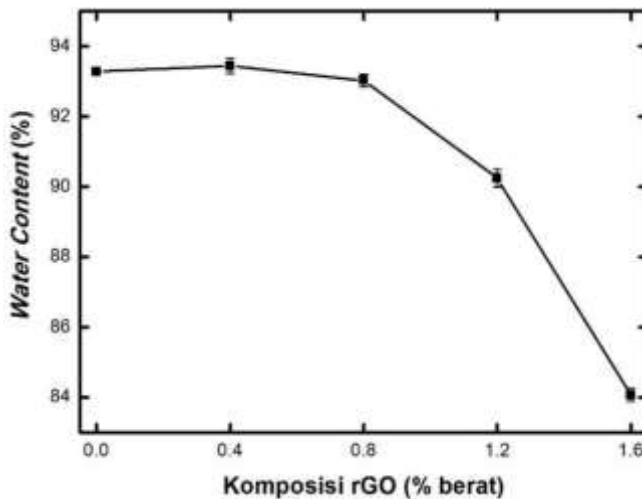
Gambar 4.10 Skema *Crosslink* Biokomposit Alginat/PVA/rGO

Biokomposit Alginat/PVA akan membentuk ikatan hidrogen antara gugus karboksil ($C=O$) dan hidroksil ($-OH$) dari Alginat dengan gugus hidroksil ($-OH$) dari PVA (Narayanan, 2017). Penambahan ion kalsium (Ca^{2+}) ke dalam Alginat akan membentuk ikatan menyerupai *egg box* antara Alginat yang dapat menyebabkan peningkatan sifat resistansi mekanis, kekakuan, dan kohesif. Penambahan graphene dalam jumlah cukup rendah terhadap biokomposit Alginat/PVA akan menyebabkan graphene dikelilingi oleh biokomposit Alginat/PVA sehingga menyebabkan bergabungnya material tersebut dengan sendiri karena adanya ikatan hidrogen dan *interfacial adhesion* (Zia, 2017 dan Cheng-

an, 2017). Pada Gambar 4.10, gugus hidroksil ($-OH$) pada Alginat dan PVA akan berikatan satu sama lain membentuk ikatan hidrogen. Selain itu, Alginat dan PVA juga membentuk ikatan dengan gugus hidroksil ($-OH$) yang terdapat pada graphene sehingga penurunan waktu *curing* yang terjadi pada penambahan graphene kedalam biokomposit Alginat/PVA diasumsikan karena peningkatan *crosslink* pada biokomposit. Selain itu, waktu *curing* sekitar 30 menit cukup untuk sel meningkatkan kemampuan sel menempel sehingga dapat dilakukan *cell seeding* (Colombo, 2010).

4.4.2 Water Content Biokomposit Alginat/PVA

Kandungan air (*water content*) pada biokomposit hidrogel akan sangat mempengaruhi beberapa hal seperti *cohesive energy density*, *binding energy* dan sifat mekanik dari biokomposit tersebut (Wei, 2015). Gambar 4.11 merupakan hasil pengujian kandungan air yang terdapat pada biokomposit hidrogel.



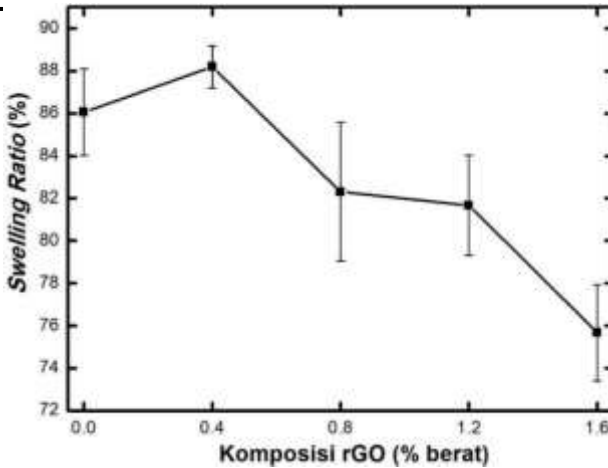
Gambar 4.11 Pengaruh Komposisi rGO Pada Biokomposit Alginat/PVA/rGO Terhadap *Water Content*

Hasil pengujian diperoleh bahwa penambahan rGO hingga 0,8% tidak mengubah kandungan air dalam jumlah yang banyak. Pada Gambar 4.6 diperoleh hasil tanpa penambahan rGO diperoleh persentase rata-rata air sebesar 93,29%. Penambahan rGO sebanyak 0,4% akan meningkatkan sedikit persentase air menjadi 93,44%. Kemudian penambahan rGO sebanyak 0,8% menurunkan persentase air menjadi 93,03%. Lalu, penambahan rGO sebanyak 1,2% menurunkan persentase air menjadi 90,25% dan penambahan rGO sebanyak 1,6% menurunkan persentase air secara signifikan menjadi sebesar 84,08%.

Penambahan ion kalsium (Ca^{2+}) yang berfungsi sebagai kation menghasilkan ikatan *crosslink* pada alginat sehingga terbentuk jaringan *crosslink* pada biokomposit Alginat/PVA. Pembentukan jaringan *crosslink* tersebut menyebabkan terbentuknya porositas pada *hydrogel* sehingga memudahkan terjadinya difusi air kedalam *hydrogel* (Serrano-Arocaa, 2018). Hasil penelitian menunjukkan tidak terjadinya perubahan signifikan ketika penambahan rGO hingga 0,8% berat walaupun terbentuk ikatan hidrogen antara gugus hidroksil (-OH) rGO dengan Alginat/PVA. Tetapi dengan penambahan rGO dalam jumlah berlebih menyebabkan terbentuknya aglomerat. Aglomerat yang terbentuk akan meningkatkan kerapatan *crosslink* (Huang, 2012 dan Shen, 2012). Hal ini memungkinkan berkurangnya porositas pada biokomposit sehingga akan mengurangi kandungan air pada *hydrogel*.

4.4.3 Swelling Ratio Biokomposit Alginat/PVA

Pengujian ini berfungsi mengetahui kemampuan biokomposit dalam menyerap air sehingga terjadi pembengkakan (*swelling*) pada biokomposit hidrogel. Jumlah air yang dapat disimpan oleh hidrogel pada keadaan setimbang tergantung pada jumlah dan jenis gugus hidrofilik pada rantainya. Selain itu, tingkat pembengkakan (*swelling*) hidrogel tergantung pada temperatur, tekanan, pH dan sifat larutan (Khalifa, 2017)



Gambar 4.12 Pengaruh Komposisi rGO Pada Biokomposit Alginat/PVA/rGO Terhadap *Swelling Ratio*

Hasil penelitian *swelling ratio* dapat dilihat pada Gambar 4.12. Pada Gambar 4.12, tanpa penambahan rGO diperoleh persentase rata-rata *swelling* sebesar 86,06%. Penambahan rGO sebanyak 0,4% meningkatkan persentase *swelling* menjadi 88,19%. Kemudian persentase *swelling* terjadi penurunan secara bertahap dimana dengan penambahan rGO sebanyak 0,8% persentase *swelling* menjadi 82,31%. Lalu, penambahan rGO sebanyak 1,2% menurunkan persentase *swelling* menjadi 81,67% dan penambahan rGO sebanyak 1,6% menghasilkan persentase *swelling* sebesar 75,67%.

Material graphene mengandung gugus hidroksil (-OH) yang ditunjukkan berdasarkan hasil FTIR sehingga lembaran graphene bersifat hidrofilik. Terdapatnya gugus hidrofilik yang melimpah di permukaan akan memudahkan bagi graphene untuk membentuk interaksi antarmuka (*interfacial interaction*) yang baik dengan matriks hidrofilik melalui ikatan kimia atau hidrogen sehingga sifat pembengkakan biokomposit hidrogel dapat ditingkatkan karena banyak gugus hidrofilik pada permukaan

lembaran graphene (Huang, 2012). Ketika membengkak dalam air, bagian hidrofobik akan cenderung berkumpul untuk menghindari kontak dengan air sementara bagian lain akan membentuk ikatan hidrogen dengan air (Khalifa, 2017).

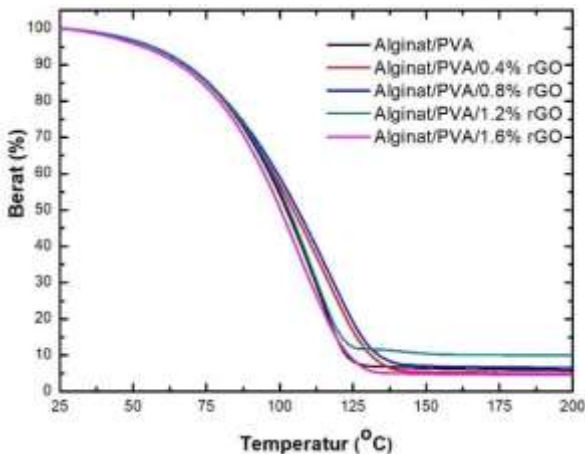
Hasil *swelling ratio* menunjukkan kesesuaian *trend* dengan hasil pada *water content*. Penambahan graphene dalam jumlah relatif rendah ($<0,3 \text{ wt}\%$) menyebabkan graphene terdispersi dengan baik dalam matriks polimer dan meningkatkan interaksi antar molekul antara komponen secara efektif. Sebaliknya, jumlah graphene yang berlebihan dapat membentuk aglomerat dalam jumlah besar dan melemahkan interaksi antarmuka, menghasilkan pemisahan fase mikro antara komponen sehingga peningkatan penambahan graphene akan menurunkan kapasitas *swelling*. Hal ini diakibatkan sifat utama *swelling* pada hidrogel tergantung pada kerapatan *crosslink* dari hidrogel. Penambahan graphene dapat bertindak sebagai *crosslinker* serta meningkatkan kerapatan *crosslink* yang menyebabkan terjadinya pengurangan kapasitas *swelling*. (Huang, 2012 dan Shen, 2012).

4.5 Analisa TGA Biokomposit Alginat/PVA/rGO

Pengujian TGA ini mengamati massa yang hilang pada biokomposit polimer terhadap peningkatan temperatur untuk menentukan stabilitas thermal material biokomposit polimer tersebut (Narayanan, 2017).

Gambar 4.13 merupakan hasil pengujian TGA biokomposit Alginat/PVA/rGO. Hasil TGA menunjukkan penurunan secara signifikan pada temperatur kurang dari 125°C untuk tiap sampel. Degradasi thermal material PVA dengan laju pemanasan $10^{\circ}\text{C}/\text{menit}$ menunjukkan tiga tahap penurunan berat. Tahap pertama yaitu pada temperatur $30\text{-}210^{\circ}\text{C}$. Berat yang hilang merupakan air yang diserap lemah oleh PVA. Tahap kedua pada temperatur $210\text{-}400^{\circ}\text{C}$ yang merupakan penguraian rantai cabang PVA dan tahap ketiga pada temperatur $400\text{-}540^{\circ}\text{C}$ dimana terjadi penguraian rantai utama PVA (Kim, 2008). Alginat juga menunjukkan penurunan berat dalam tiga tahap. Pertama

merupakan dehidrasi pada temperature 25,2-198,3°C. Tahap kedua merupakan dekomposisi rantai utama pada temperatur 198,3-587°C dan tahap ketiga merupakan pembentukan natrium bikarbonat (Na_2CO_3) pada temperatur 587-710,3°C sehingga menghasilkan residu Na_2CO_3 (Soares, 2004). Berdasarkan penelitian tersebut, penurunan berat secara signifikan pada hasil TGA kemungkinan karena kandungan air pada biokomposit dalam jumlah yang lebih banyak dibandingkan Alginat dan PVA sehingga mengalami penguapan dan menurunkan berat sampel



Gambar 4.13 Kurva TGA Biokomposit Alginat/PVA Dengan Variasi Penambahan rGO

Tabel 4.3 Temperatur Mulai Dekomposisi Biokomposit Saat Pengurangan 5% Berat

Spesimen	Td5
Alginat/PVA/0% rGO	55,75°C
Alginat/PVA/0,4% rGO	55,90°C
Alginat/PVA/0,8 % rGO	56,28°C
Alginat/PVA/1,2% rGO	56,62°C
Alginat/PVA/1,6% rGO	53,12°C

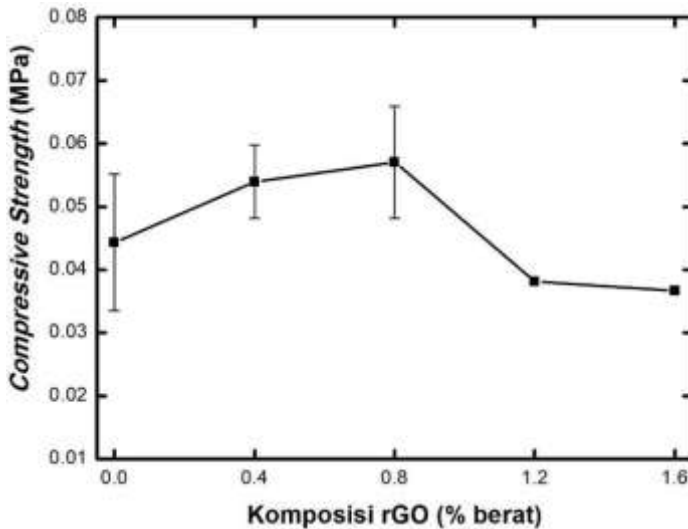
Temperatur mulai dekomposisi (T_{d5}) yaitu temperatur ketika material sudah kehilangan 5% dari berat awal yang merupakan awal terjadinya dekomposisi dapat dilihat pada Tabel 4.3. Hasil yang diperoleh tanpa penambahan rGO temperatur dekomposisi saat $55,75^{\circ}\text{C}$. Penambahan rGO sebanyak 0,4% akan meningkatkan temperatur dekomposisi menjadi $55,90^{\circ}\text{C}$. Kemudian penambahan rGO sebanyak 0,8% meningkatkan temperatur dekomposisi menjadi $56,28^{\circ}\text{C}$. Penambahan rGO sebanyak 1,2% meningkatkan temperatur dekomposisi $56,62^{\circ}\text{C}$. dan penambahan rGO sebanyak 1,6% akan menurunkan temperatur dekomposisi menjadi $53,12^{\circ}\text{C}$. Hasil tersebut menunjukkan terjadi peningkatan temperatur dekomposisi dengan meningkatnya jumlah material anorganik seperti graphene (Ahmad, 2012). Selain itu, ketika polimer mengalami degradasi thermal yang mengarah ke pemutusan rantai polimer, permukaan karbon pada graphene berfungsi sebagai material pelindung thermal sehingga akan mengurangi laju degradasi thermal (Bastiurea, 2015). Namun penambahan graphene dalam jumlah banyak akan menurunkan temperatur dekomposisi seperti pada Gambar 4.13.

Penambahan graphene dapat meningkatkan temperatur dekomposisi seperti pada Tabel 4.3 dan Gambar 4.13 temperatur 75°C - 110°C . Namun penambahan graphene dalam jumlah yang banyak dapat menyebabkan penurunan temperatur dekomposisi. Hal tersebut akibat terbentuknya *char* ketika graphene mengalami pemanasan. *Char* memiliki kemampuan meningkatkan sifat perlindungan thermal karena memiliki permukaan yang padat. *Char* terbentuk akibat terjadinya aglomerat pada graphene. Graphene dalam jumlah yang banyak menyebabkan dua daerah berbeda dimana terdapat daerah *uniform* dan terdapat daerah dengan jumlah aglomerat graphene dalam jumlah yang banyak. Karena struktur dan waktu terbentuk *char* berbeda antar daerah menyebabkan terjadinya *crack* di dekat *interface* kedua daerah tersebut. Efek dari *crack* akan melemahkan kepadatan permukaan dan sifat perlindungan thermal pada *char* (Liu, 2014). Pada

pengaplikasian sebagai rekayasa jaringan, efek tersebut tidak akan mengganggu fungsi rekayasa jaringan dikarenakan pengaplikasian pada temperature sekitar 37°C.

4.6 Analisa Pengaruh Penambahan rGO Terhadap Sifat Mekanik Biokomposit Alginat/PVA

Analisa sifat mekanik berupa kekuatan uji tekan material biokomposit Alginat/PVA dengan penambahan rGO dengan persentase berat 0%, 0.4%, 0.8%, 1.2% dan 1.6%. Analisa sifat mekanik berfungsi mengamati kekuatan material dalam menahan gaya tekan yang diberikan.



Gambar 4.14 *Compressive Strength* Tiap Sampel Dengan Variasi Penambahan rGO

Hasil pengujian sifat mekanik berupa kekuatan tekan (*compressive strength*) dapat dilihat pada Gambar 4.14. Tanpa penambahan rGO diperoleh kekuatan tekan rata-rata sebesar 0,0443 MPa. Penambahan rGO sebanyak 0,4% meningkatkan

kekuatan tekan menjadi 0,054 MPa. Kemudian dengan penambahan rGO sebanyak 0,8% diperoleh kekuatan tekan tertinggi sebesar 0,0571 MPa. Penambahan rGO sebanyak 1,2% akan menyebabkan penurunan kekuatan tekan menjadi 0,0381 MPa dan dengan penambahan rGO sebanyak 1,6% juga akan menurunkan kekuatan tekan menjadi 0,0367 MPa.

Ketika penambahan cukup rendah, graphene akan dikelilingi secara menyeluruh oleh matriks. Hal ini menyebabkan peningkatan sifat mekanik karena terutama terjadinya interaksi spesifik antar gugus –OH matriks dengan gugus oksida pada graphene. Selain itu juga peningkatan sifat mekanik diakibatkan terjadinya perubahan kristalinitas akibat ikatan hidrogen dan *interfacial adhesion* yang tinggi antara alginat dengan graphene. Namun, ketika penambahan graphene terlalu tinggi, akan terjadi penumpukan ulang graphene sehingga tidak terdispersi secara merata di dalam matriks. Akibat terjadi penumpukan tersebut menyebabkan ikatan hidrogen yang berkurang antara graphene dengan matriks sehingga melemahkan efek penguatan graphene pada kinerja mekanik biokomposit akibat berkurangnya *contact surface* antara matriks dengan graphene. Aglomerasi juga mencegah masuknya matriks polimer kedalam aglomerat sehingga akan terbentuk celah (*gaps*) antara graphene dengan matriks sehingga menjadi titik lemah pada komposit (Cheng-an, 2017, Serrano-Arocaa, 2018 dan Guo, 2016).

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dan analisis data dari studi karakterisasi *injectable hydrogel* Alginat/PVA/rGO biokomposit untuk aplikasi *tissue engineering*, maka ditarik kesimpulan :

1. Sifat fisik biokomposit ini ditinjau berdasarkan waktu *curing*, kandungan air dan *swelling ratio* :
 - a. Waktu *curing* biokomposit Alginat/PVA/rGO tercepat selama 31 menit dengan penambahan rGO sebesar 1,6% berat. Semakin banyak persentase berat rGO ditambahkan maka akan mempercepat waktu *curing* biokomposit. Secara umum, seluruh variable Alginat/PVA/rGO menghasilkan waktu *curing* yang sesuai untuk diaplikasikan sebagai rekayasa jaringan.
 - b. Kandungan air biokomposit Alginat/PVA/rGO dengan penambahan persentase berat rGO hingga 0,8% tidak menghasilkan perubahan kandungan air yang signifikan. Apabila ditambahkan rGO dengan persentase berat sebesar 1,2% dan 1,6% maka akan menurunkan kandungan air dalam jumlah sangat besar. Penurunan kandungan air tersebut diakibatkan peningkatan *crosslink* sehingga berkurangnya porositas pada biokomposit.
 - c. Hasil *swelling ratio* optimum biokomposit Alginat/PVA/rGO diperoleh ketika penambahan 0,4% berat rGO sebesar 88,19%. Peningkatan tersebut akibat semakin banyaknya gugus hidrofilik dengan penambahan rGO. Namun dengan peningkatan persentase berat rGO akan menyebabkan terjadinya aglomerasi sehingga terjadi pemisahan struktur mikro antar komponen yang mengakibatkan pengurangan kapasitas *swelling*.
2. Sifat mekanik ditinjau berdasarkan uji tekan diperoleh kekuatan tekan tertinggi dengan penambahan persentase berat rGO sebesar 0,8 dengan kekuatan tekan sebesar 0,0571 MPa. Peningkatan kekuatan mekanik akibat interaksi

spesifik gugus –OH matriks dengan oksida pada graphene. Peningkatan persentase berat rGO akan menyebabkan aglomerasi rGO sehingga berkurangnya ikatan hidrogen yang menyebabkan berkurangnya kekuatan tekan biokomposit.

3. Sifat thermal ditinjau berdasarkan uji TGA diperoleh penambahan rGO akan meningkatkan temperatur awal dekomposisi biokomposit dengan Td5 tertinggi saat penambahan 1,2% rGO sebesar 56,62°C. Peningkatan Td5 akibat graphene yang berfungsi sebagai pelindung thermal matriks. Namun penambahan rGO dalam jumlah banyak akan menyebabkan menurunnya temperature dekomposisi akibat terjadinya aglomerasi rGO sehingga membentuk *char*. Perbedaan jumlah *char* pada daerah matriks menyebabkan terjadi *crack* sehingga melemahkan sifat perlindungan thermal

5.2 Saran

Berikut merupakan saran yang dapat dilakukan pada penelitian selanjutnya:

1. Penggunaan aquades sebagai pelarut alginat, PVA, dan rGO seminimal mungkin agar diperoleh sifat mekanik tekan lebih baik
2. Dilakukan studi terlebih dahulu untuk menghasilkan rasio Alginat/PVA yang optimum sehingga ketika ditambahkan *filler* rGO akan menghasilkan sifat mekanik jauh lebih tinggi.

DAFTAR PUSTAKA

- Ahmad Bin Mansor, Y. G. 2012. **Preparation, Characterization and Thermal Degradation of Polyimide (4-APS/BTDA)/SiO₂ Composite Films.**
- Alam Syed Nasimul, N. S. 2017. "Synthesis of Graphene Oxide (GO) by Modified Hummers Method and Its Thermal Reduction to Obtain Reduced Graphene Oxide (rGO)" **Graphene.** 6:1-18
- Amit Kumar Sonker, K. R. 2017. "Crosslinking of Polyvinyl Alcohol (PVA) and Effect of Crosslinker Shape (Aliphatic and Aromatic) Thereof". **Journal of Polymer Environment.**
- Bastiurea M., M. R. 2015. "Thermal And Mechanical Properties Of Polyester Composites With Graphene Oxide And Graphite". **Digest Journal of Nanomaterials and Biostructure.** 10:521-533
- Bendtsen T. Stephanie, S. P. 2017. **Development of a novel alginate-polyvinyl alcohol-hydroxyapatite hydrogel for 3D bioprinting bone tissue engineered scaffolds.**
- Bera, M. 2018. "Facile One-Pot Synthesis of Graphene Oxide by Sonication Assisted Mechanochemical Approach and Its Surface Chemistry". **Journal of Nanoscience and Technology.** 18: 902-918
- Binetti V.R., M. M. 2012. **Development of a Chemically Crosslinked Poly (Vinyl Alcohol) Hydrogel for Injectable Nucleus Pulposus Replacement.**
- Blanton Thomas N., D. M. 2013. "Characterization Of X-Ray Irradiated Graphene Oxide Coatings Using X-Ray Diffraction, X-Ray Photoelectron Spectroscopy, And Atomic Force Microscopy". **International Centre for Diffraction Data.**
- Chai, Qinyuan, Y. J. 2017. **Hydrogels For Biomedical Applications: Their Characteristics And The Mechanisms Behind Them.**

-
- Cheng-an, T. Z. 2017. **Mechanical Properties of Graphene Oxide/Polyvinyl Alcohol Composite Film.**
- Cho Sang Ho, S. M. 2012. "Time-Dependent Alginate/Polyvinyl Alcohol Hydrogels as Injectable Cell Carriers". **Journal of Biomaterials Science.** 20: 864-876.
- Cloyd, J. M. 2007. "Material Properties In Unconfined Compression Of Human Nucleus Pulposus, Injectable Hyaluronic Acid-Based Hydrogels And Tissue Engineering Scaffolds". **Eur. Spine Journal**, 1892-1898.
- Colombo, A., Zahedmanesh, H., Toner, D. M., Cahill, P. A., dan Lally, C. 2010. "A method to develop mock arteries suitable for cell seeding and in-vitro cell culture experiments". **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 3(6), 470-477.
- Decky J Indriani dan Emil Budianto. 2013. "A study of extraction and characterization of alginates obtained from brown macroalgae *Sargassum duplicatum* and *Sargassum crassifolium* from Indonesia". **Dental jurnal Majalah Kedokteran Gigi** Volume 46 no 2.
- Ege Duygu, Ali Reza Kamali, dan Aldo R. Boccaccini. 2017. "Graphene Oxide/Polymer-Based Biomaterials". **Advanced Engineering Materials.**
- Emily A., Growney, M. P. 2017. **Characterization And Restoration Of Degenerated IVD Function With An Injectable, In Situ Gelling Alginate Hydrogel: An In Vitro And Ex Vivo Study.**
- Falqi H. Fahad, O. A.-D.-H. 2018. "Preparation of Miscible PVA/PEG Blends and Effect of Graphene Concentration on Thermal, Crystallization, Morphological, and Mechanical Properties of PVA/PEG (10wt%) Blend". **International Journal of Polymer Science.**
- Fukushima Kikku, M.-H. W.-C. 2012. **PBAT based nanocomposites for medical and industrial**
-

applications.

- Gaaz T. S., A. B. 2015. **Properties and Applications of Polyvinyl Alcohol, Halloysite Nanotubes and Their Nanocomposites.**
- Guo Hong, X. L. 2016. "Thermal Conductivity Of Graphene/Poly(Vinylidene Fluoride) Nanocomposite Membrane". **Materials and Design**
- Hasan, A. 2017. **Tissue Engineering for Artificial Organs : Regenerative Medicine, Smart Diagnostics and Personalized.** Qatar: Wiley VCH.
- Huang, Y. M. 2012. "Preparation and swelling properties of graphene oxide/poly(acrylic acid-coacrylamide) super-absorbent hydrogel nanocomposites". **Colloids and Surfaces.** 401: 97-106
- Liu Mei, X. Z. 2017. **Injectable hydrogels for cartilage and bone tissue engineering.**
- Jayachandran V. 2014. "Alginate composites for bone tissue engineering : A Review". **International Journal of Biological Macromolecules**
- Johnson Ian J, H. L. 2013. **A Study on Factors Affecting the Degradation of Magnesium and a Magnesium-Yttrium Alloy for Biomedical Applications.**
- Jinchen Sun, H. T. 2013. "Alginate-Based Biomaterials for Regenerative Medicine Applications". **Materials Journal.** 6: 1285-1309
- Jingen Hu, B. C. 2012. **Injectable Silk Fibroin/Polyurethane Composite Hydrogel For Nucleus Pulposus Replacement.**
- Jingxuan Yan, Y. M. 2016. "Injectable Alginate/Hydroxyapatite Gel Scaffold Combined With Gelatin Microspheres For Drug Delivery And Bone Tissue Engineering". **Materials and Science Engineering C.** 63: 274-284
- Julianne L. H. 2013. **The Role Of Crystallization And Phase**
-

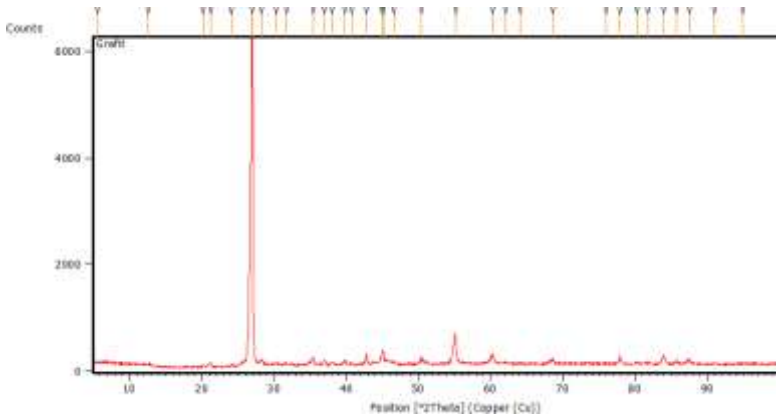
Separation In The Formation Of Physically Cross-Linked PVA Hydrogels.

- Khalifa, A. A. 2017. **The Impact of Water and Some Salt Solutions on Some Properties of Hydrophilic Acrylamide Copolymeric Hydrogels.**
- Kim Gyeong-Man, A. S.-S. 2008. **Electrospun PVA/HAp nanocomposite nanofibers: biomimetics of mineralized hard tissues at a lower level of complexity.**
- Kim, K.M., G. E. 2005. **Tissue Engineering : The Future of Stem Cells.**
- Liu Shan, H. Y. 2014. **Effect of graphene nanosheets and layered double hydroxides on the flame retardancy and thermal degradation of epoxy resin.**
- Mahanani., E. S. 2013. "Perancah Hidogel untuk Aplikasi Rekayasa Jaringan Tulang". **Indonesia Journal**
- Manitha Nair, G. B. 2015. "Composite Hydrogel Of Chitosan-Poly(Hydroxybutyrate-Co-Valerate) With Chondroitin Sulfate Nanoparticles For Nucleus Pulposus Tissue Engineering". **Colloids and Surfaces B: Biointerfaces.**
- Mansur, A., Yulianto, K., Setiapermana, F., dan Pettipeilohy. 2004. **Pengembangan pengolahan rumput laut. Laporan Triwulan II.** Pusat Penelitian Oseanografi-LIPI, halaman 9-12.
- Ming Li, P. X. 2018. "An Overview Of Graphene-Based Hydroxyapatite Composites For Orthopedic Applications". **Bioactive Materials.** 3: 1-18.
- Narayanan, K. H. 2017. "Dual-Crosslinked Poly(Vinyl Alcohol)/Sodium Alginate/Silver Nanocomposite Beads – A Promising Antimicrobial Material". **Food Chemistry.**
- Nurdiansah, H. 2014. **Pengaruh Temperatur Hidrotermal Dan Waktu Ultrasonifikasi Terhadap Nilai Kapasitansi Elektroda Electric Double Layer Capacitor (EDLC) Dari Material Grafena.** Thesis, Institut Teknologi
-

-
- Sepuluh Nopember
- Patel, A., dan Mequanint, K. 2011. "Hydrogel Biomaterials".
Biomedical Engineering Journal.
- Pavlovic, M. J. 2013. **Tissue Engineering Triangle and its Development.**
- Ramakrishnan, M. C. 2013. "Synthesis And Characterization Of Reduced Graphene Oxide." **Advanced Materials Research.** 678: 55-60
- Reddy Sathish, X. X. 2018. "Allotropic carbon (graphene oxide and reduced graphene oxide) based biomaterials for neural regeneration". **Current Opinion in Biomedical Engineering**
- Rudin, A., Choi, P. 2013. "Biopolymers." **The Elements of Polymer Science & Engineering**, 521–535.
- Saarai A., V. T. 2012. **On the development and characterisation of crosslinked sodium alginate/gelatine hydrogels.**
- Serrano-Arocaa, Á. L. 2018. "Green Synthetic Routes To Alginate-Graphene Oxide Composite Hydrogels With Enhanced Physical Properties For Bioengineering Applications." **European Polymer Journal**
- Shen, J. B. 2012. **Mechanical, Thermal And Swelling Properties Of Poly(Acrylic Acid)–Graphene Oxide Composite Hydrogels.**
- Situmorang, Renaldi M. 2018. *Analisis Pengaruh Penambahan rGO (reduced Graphene Oxide) Terhadap Sifat Fotokatalitik dari Komposit ZnO/rGO dengan Metode Reduksi Zink Nitrat dan Grafit Oksida Untuk Degradasi Rhodamine B.* Undergraduate thesis, Institut Teknologi Sepuluh Nopember
- Soares J. P., J. E. 2004. **Thermal behavior of alginic acid and its sodium salt**
- Ulrike Rottensteiner, B. S. 2014. "In vitro and in vivo Biocompatibility of Alginate Dialdehyde/Gelatin
-

-
- Hydrogels with and without Nanoscaled Bioactive Glass for Bone Tissue Engineering Applications". **Journal Materials**. 7: 1957-1974.
- Urszula Filipkowska, T. J. 2015. "Effect Of Conditions Of Air-Lift Type Reactor Work On Cadmium Adsorption." **Korean Journal Chemical Engineering**. 32: 2024-2030
- Valerie R. Binetti, G. W. 2014. "Evaluation Of Two Chemical Crosslinking Methods Of Poly(Vinyl Alcohol) Hydrogels For Injectable Nucleus Pulposus Replacement". **Journal of Applied Polymer Science**
- Wei, Q. Y. 2015. **Study Of The Effects Of Water Content And Temperature On Polyacrylamide/Polyvinyl Alcohol Interpenetrating Network Hydrogel Performance By A Molecular Dynamics Method.**
- Zhang Lu, Z. W. 2011. "High Strength Graphene Oxide/Polyvinyl Alcohol Composite Hydrogels." **Journal of Materials Chemistry**. 21: 10399-10406
- Zia Fatima, H. S. 2017. "Alginate-Based Hybrid Nanocomposite Materials". **Biotechnology and Material Sciences** 603-617.

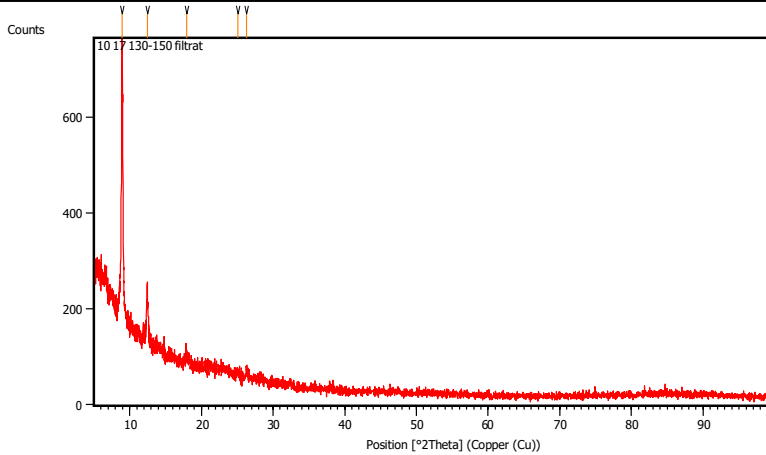
LAMPIRAN



Gambar 1 Pola XRD Grafit

Tabel 1 Peak List Pola XRD Grafit

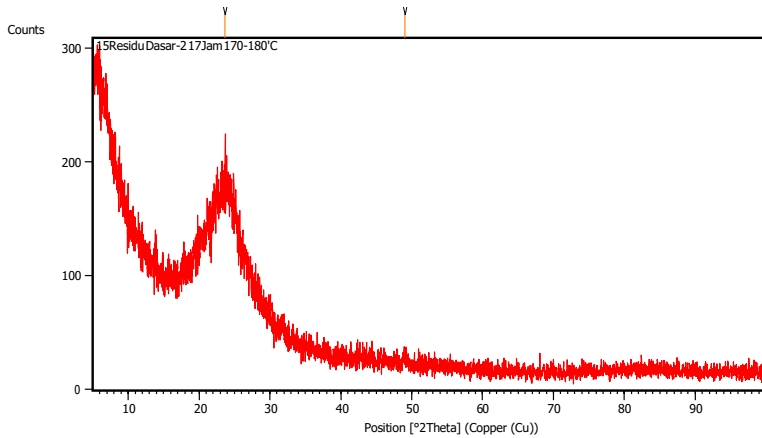
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
5.6037	3.14	0.8029	15.77140	0.05
12.6478	18.16	0.6691	6.99903	0.31
20.1942	28.39	0.2007	4.39738	0.49
21.2199	75.60	0.1673	4.18711	1.30
24.0783	22.09	0.4015	3.69612	0.38
26.9530	5836.46	0.2040	3.30534	100.00
27.0424	3505.88	0.0612	3.30280	60.07
28.2639	110.18	0.2856	3.15494	1.89
30.2330	67.28	0.2448	2.95380	1.15
31.6454	55.44	0.2448	2.82511	0.95
35.3736	127.40	0.1428	2.53544	2.18
37.0096	85.35	0.2448	2.42702	1.46
37.9956	38.80	0.4896	2.36628	0.66
39.8121	69.60	0.4080	2.26240	1.19
40.6764	35.52	0.3264	2.21630	0.61
42.7517	210.24	0.0612	2.11339	3.60
44.8858	266.12	0.1224	2.01775	4.56
45.0649	230.45	0.1224	2.01014	3.95
46.5578	47.12	0.4896	1.94910	0.81
50.5091	121.12	0.2040	1.80550	2.08
55.1091	528.56	0.1020	1.66518	9.06
60.3172	172.34	0.2448	1.53325	2.95
62.1251	31.20	0.4896	1.49290	0.53
64.1757	13.83	0.8160	1.45006	0.24
68.6137	60.72	0.3264	1.36669	1.04
75.9692	9.47	0.2448	1.25160	0.16
77.8721	128.64	0.1632	1.22571	2.20



Gambar 2 Pola XRD *Graphene Oxide* (GO)

Tabel 2 *Peak List Graphene Oxide* (GO)

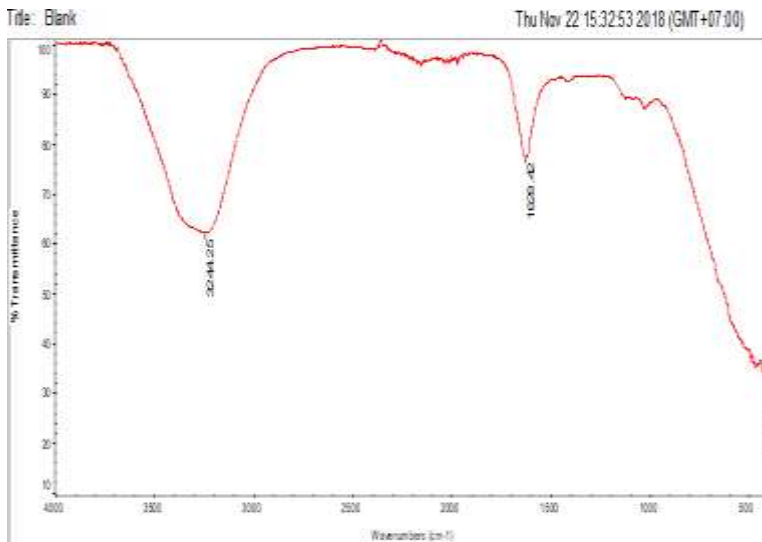
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
8.9534	548.20	0.1338	9.87696	100.00
12.4541	120.82	0.1673	7.10743	22.04
17.9569	19.09	0.5353	4.93992	3.48
25.1259	9.11	0.5353	3.54434	1.66
26.3046	20.25	0.2007	3.38814	3.69



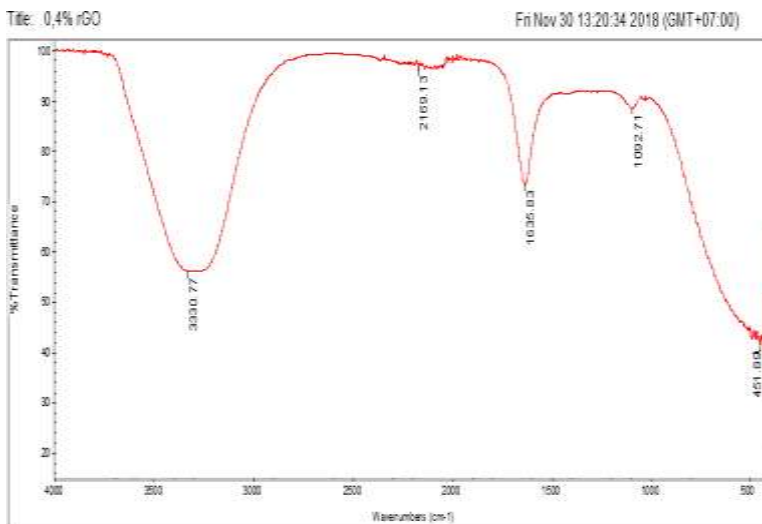
Gambar 3 Pola XRD *Reduced Graphene Oxide* (rGO)

Tabel 3 *Peak List Reduced Graphene Oxide* (rGO)

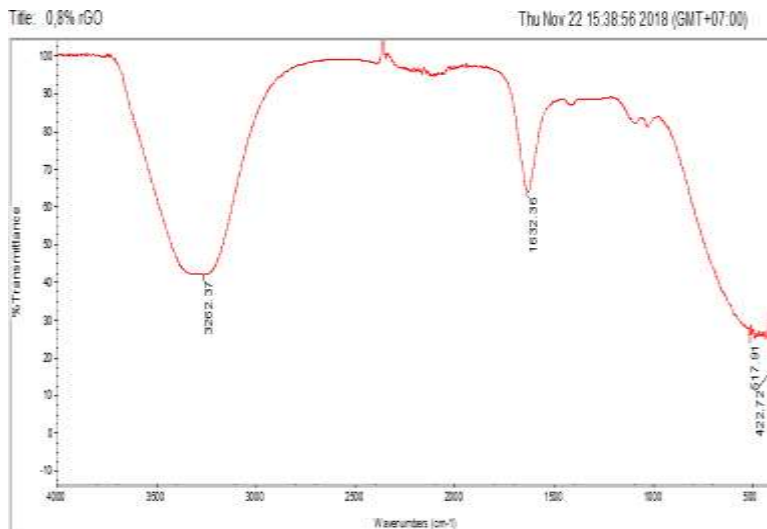
Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
23.6383	85.64	0.0900	3.76080	100.00
49.0362	5.06	0.8160	1.85623	5.91



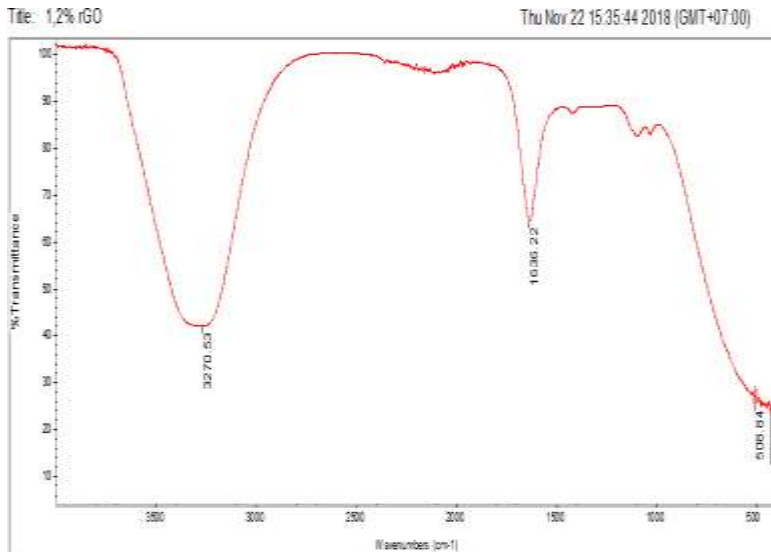
Gambar 4 Spektra FT-IR Biokomposit Alginat/PVA



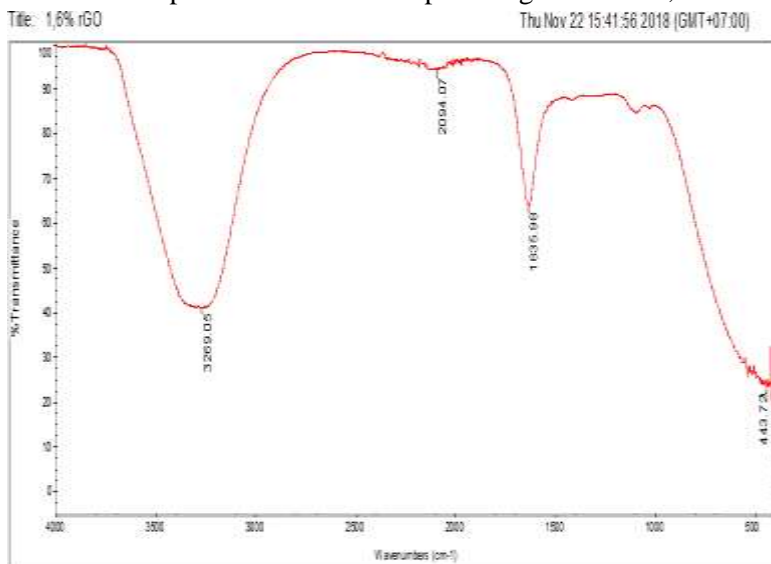
Gambar 5 Spektra FT-IR Biokomposit Alginat/PVA/0,4% rGO



Gambar 6 Spektra FT-IR Biokomposit Alginat/PVA/0,8% rGO



Gambar 7 Spektra FT-IR Biokomposit Alginat/PVA/1,2% rGO



Gambar 8 Spektra FT-IR Biokomposit Alginat/PVA/1,6% rGO

Tabel 4 *Rerata Curing Time* Biokomposit Alginat/PVA/rGO

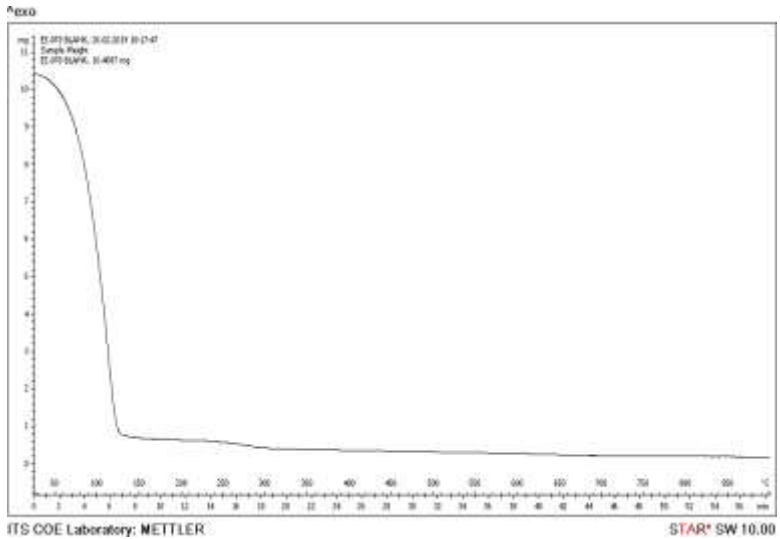
Spesimen	<i>Curing Time</i> (menit)	Rerata (menit)
Alginat/PVA	40	40
	40	
Alginat/PVA/0,4% rGO	39	38,5
	38	
Alginat/PVA/0,8% rGO	36	35,5
	35	
Alginat/PVA/1,2% rGO	35	34,5
	34	
Alginat/PVA/1,6% rGO	32	31
	30	

Tabel 5 Rerata Persentase *Water Content* Biokomposit Alginat/PVA/rGO

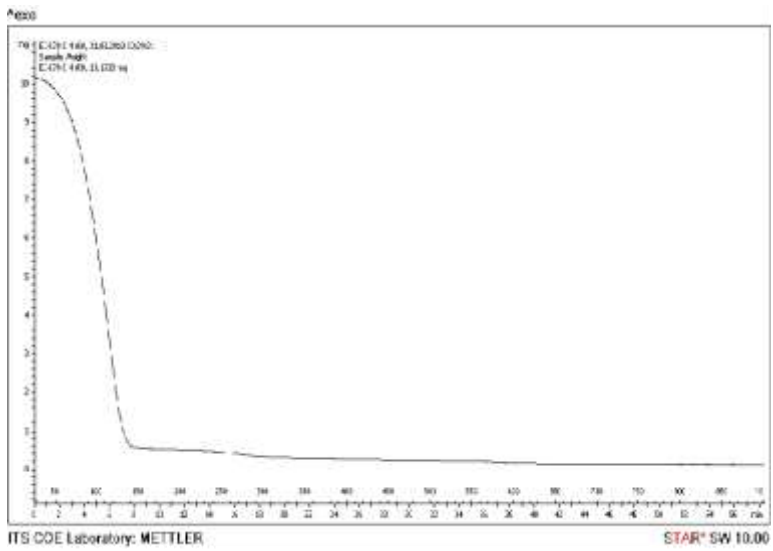
Spesimen	Massa Awal (gram)	Massa Akhir (gram)	Persentase (%)	Rerata (%)
Alginat/PVA	1,19	0,08	93,277311	93,375
	1,94	0,13	93,298969	
Alginat/PVA/0,4% rGO	1,56	0,1	93,589744	93,437
	1,34	0,09	93,283582	
Alginat/PVA/0,8% rGO	1,9	0,13	93,157895	93,031
	1,55	0,11	92,903226	
Alginat/PVA/1,2% rGO	1,51	0,15	90,066225	90,246
	0,94	0,09	90,425532	
Alginat/PVA/1,6% rGO	1,52	0,24	84,210526	84,076
	1,37	0,22	83,941606	

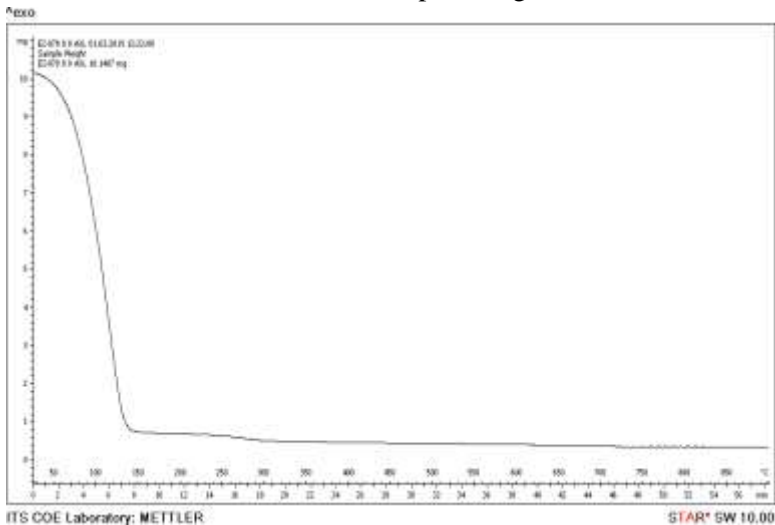
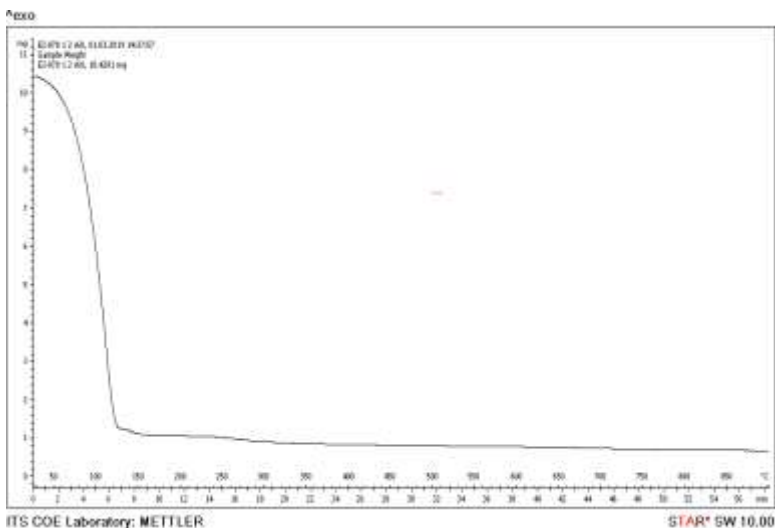
Tabel 6 Rerata Persentase *Swelling Ratio* Biokomposit Alginat/PVA/rGO

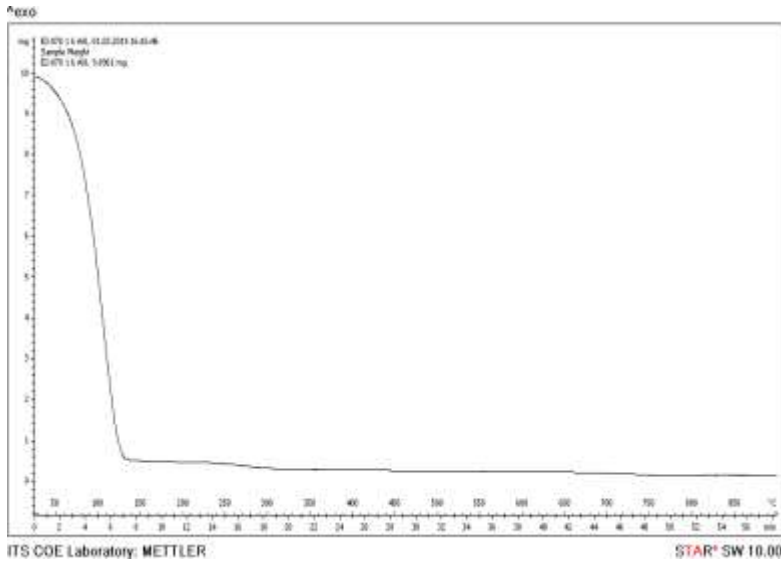
Spesimen	Massa Awal (gram)	Massa Akhir (gram)	Persentase (%)	Rerata (%)
Alginat/PVA	0,08	0,15	87,5	86,058
	0,13	0,24	84,61539	
Alginat/PVA/0,4% rGO	0,09	0,17	88,88889	88,194
	0,08	0,15	87,5	
Alginat/PVA/0,8% rGO	0,13	0,24	84,61538	82,308
	0,05	0,09	80	
Alginat/PVA/1,2% rGO	0,15	0,27	80	81,667
	0,18	0,33	83,33333	
Alginat/PVA/1,6% rGO	0,27	0,47	74,07407	75,673
	0,22	0,39	77,27273	



Gambar 9 Kurva TGA Biokomposit Alginat/PVA



Gambar 10 Kurva TGA Biokomposit Alginat/PVA/0,4% rGO**Gambar 10** Kurva TGA Biokomposit Alginat/PVA/0,8% rGO**Gambar 10** Kurva TGA Biokomposit Alginat/PVA/1,2% rGO



Gambar 11 Kurva TGA Biokomposit Alginat/PVA/1,6% rGO

Tabel 7 Rerata *Compressive Strength* Biokomposit Alginat/PVA/rGO

Spesimen	Diameter (mm)	Luas Area (mm ²)	Tinggi (mm)	Beban (kgf)	Compressive Strength (MPa)	Rerata Compressive Strength (MPa)
Alginat/PVA	38.7	1175.6 8665	10.7	43.12	0.03667 6439	0,0443
	38.6	1169.6 186	11	60.76	0.05194 8558	
Alginat/PVA /0,4% rGO	38.8	1181.7 704	8.5	68.6	0.05804 8501	0,054
	38.1	1139.5 1385	11	56.84	0.04988 0921	
Alginat/PVA /0,8% rGO	38.4	1157.5 296	11	58.8	0.05079 7837	0,0571
	38.2	1145.5 034	10.8	72.52	0.06330 8411	
Alginat/PVA /1,2% rGO	38.8	1181.7 704	10.2	45.08	0.03814 6158	0,0381
	38.8	1181.7 704	9.6	45.08	0.03814 6158	
Alginat/PVA /1,6% rGO	37.7	1115.7 1265	11	41.16	0.03689 1219	0,0367
	38.8	1181.7 704	9.6	43.12	0.03648 7629	

Komposisi *Trial and Error*

1. Alginat = 1,5 gram dengan 50 ml aquades
PVA = 0,63 gram dengan 21 ml aquades
CaCl₂ = 1 gram dengan 15 ml aquades
Na₂HPO₄ = 0,1 gram dengan 10 ml aquades

 2. Alginat = 1,5 gram dengan 50 ml aquades
PVA = 0,63 gram dengan 21 ml aquades
CaCl₂ = 0,2 gram dengan 10 ml aquades

 3. Alginat = 1,5 gram dengan 50 ml aquades
PVA = 0,63 gram dengan 21 ml aquades
CaCl₂ = 0,2 gram dengan 10 ml aquades
Na₂HPO₄ = 0,1 gram dengan 10 ml aquades

 4. Alginat = 1,5 gram dengan 50 ml aquades
PVA = 0,63 gram dengan 21 ml aquades
CaCl₂ = 1 gram dengan 10 ml aquades
Na₂HPO₄ = 1 gram dengan 10 ml aquades

 5. Alginat = 1,5 gram dengan 50 ml aquades
PVA = 0,63 gram dengan 21 ml aquades
CaSO₄ = 1 gram dengan 15 ml aquades

 6. Alginat = 1,5 gram dengan 40 ml aquades
PVA = 0,63 gram dengan 15 ml aquades
CaSO₄ = 0,3 gram dengan 5 ml aquades
Na₂HPO₄ = 1,5 gram dengan 10 ml aquades
-

BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Yohannes Marudut Tua Silaen. Dilahirkan di Pematangsiantar pada tanggal 18 Juni 1997 dari pasangan Pardamenan Silaen dan Suriati Nainggolan. Penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara, memiliki abang laki-laki bernama Patar Samuel Silaen. Penulis pernah menempuh pendidikan formal di SD RK No.6 Pematangsiantar, SMP Bintang Timur Pematangsiantar dan SMA Budi Mulia Pematangsiantar. Penulis merupakan mahasiswa aktif Departemen Teknik Material FTI-ITS tahun masuk 2015. Selama menjalankan pendidikan di kampus ITS Surabaya, penulis berpartisipasi aktif dalam berbagai kegiatan seperti beberapa kali mengikuti lomba skala nasional maupun internasional. Selain itu, penulis juga aktif di organisasi Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi Fakultas Teknologi Industri ITS (HMMT FTI-ITS) sebagai Staff Keilmiah kepengurusan 2016/2017 dan Kepala Biro Riset dan Teknologi Departemen Riset dan Teknologi kepengurusan 2017/2018. Saat ini penulis bertempat tinggal di Pematangsiantar, Sumatera Utara. Penulis dapat dihubungi melalui alamat e-mail silaenyohannes@gmail.com dan nomor telepon 085370029332.

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)