



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TL 184834

**ANALISA PENAMBAHAN HIDROGEL POLYVINYL
ALCOHOL PADA ROOM TEMPERATURE
VULCANIZED SILICONE RUBBER / POLYVINYL
ALCOHOL TERHADAP SIFAT FISIK DAN
MEKANIK SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL
ALTERNATIF PENGGANTI BANTALAN TULANG
BELAKANG**

EZEKIEL ADITYA
NRP 0251154000140

Dosen Pembimbing
Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph. D
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

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



TUGAS AKHIR - TL 184834

**ANALISA PENAMBAHAN HIDROGEL POLYVINYL ALCOHOL
PADA ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE
RUBBER / POLYVINYL ALCOHOL TERHADAP SIFAT FISIK
DAN MEKANIK SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL
ALTERNATIF PENGGANTI BANTALAN TULANG BELAKANG**

**EZEKIEL ADITYA
NRP 0251154000140**

**Dosen Pembimbing:
Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph. D
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

**POLYVINYL ALCOHOL HYDROGEL ADDITION ANALYSIS OF
ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE RUBBER /
POLYVINYL ALCOHOL ON PHYSICAL AND MECHANICAL
PROPERTIES AS ALTERNATIVE MATERIAL CANDIDATES
FOR REPLACEMENT OF INTERVERTEBRAL DISC**

**EZEKIEL ADITYA
NRP 02511540000140**

Advisor:

**Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph. D
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.**

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

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**ANALISA PENAMBAHAN HIDROGEL POLYVINYL
ALCOHOL PADA ROOM TEMPERATURE
VULCANIZED SILICONE RUBBER / POLYVINYL
ALCOHOL TERHADAP SIFAT FISIK DAN
MEKANIK SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL
ALTERNATIF PENGGANTI BANTALAN TULANG
BELAKANG**

TUGAS AKHIR

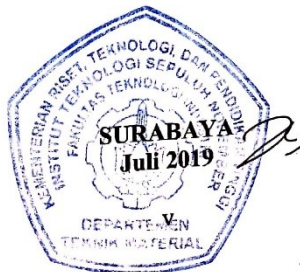
Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Bidang Studi Material Inovatif
Program Studi S-1 Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

EZEKIEL ADITYA
NRP 02511540000140

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Sigit Tri W., S.Si., M.Si., Ph. D (Pembimbing I)
2. Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc (Pembimbing II)



(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

**ANALISA PENAMBAHAN HIDROGEL POLYVINYL
ALCOHOL PADA ROOM TEMPERATURE
VULCANIZED SILICONE RUBBER / POLYVINYL
ALCOHOL TERHADAP SIFAT FISIK DAN MEKANIK
SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL ALTERNATIF
PENGGANTI BANTALAN TULANG BELAKANG**

Nama Mahasiswa : Ezekiel Aditya
NRP : 02511540000140
Departemen : Teknik Material
Dosen Pembimbing : Sigit Tri W., S.Si., M.Si., Ph. D
Co-pembimbing : Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

Abstrak

Penyakit tulang belakang merupakan penyakit umum dalam dunia kesehatan. Penyakit ini tidak bisa dicegah karena cakram tulang belakang (Intervertebral Disc) merupakan jaringan yang akan terdegradasi seiring bertambahnya usia. Pengobatan pembedahan untuk degenerasi tidak bersifat menyembuhkan dan hanya bertindak untuk meringankan gejala neurologis yang dihasilkan dari penyusutan IVD serta membutuhkan biaya yang mahal sehingga diperlukan penelitian untuk menemukan metode baru yang lebih cepat, lebih mudah, dan lebih terjangkau untuk pengobatan ini. Hidrogel polyvinyl alcohol (PVA) merupakan material yang biasa digunakan untuk implan nucleus pulposus, bagian inti dari intervertebral disc, karena sifat biokompabilitasnya serta kemampuan untuk menahan air. Disamping itu, silicone rubber memiliki elastic modulus yang mampu menahan tekanan. Pada penelitian ini telah disintesis room temperature vulcanized silicone rubber / PVA, serta menganalisa pengaruh penambahan hidrogel PVA terhadap sifat fisik dan mekanik. Hasil penelitian diuji FTIR untuk melihat senyawa, equilibrium water content dan curing time untuk mengetahui kandungan air dan waktu komposit mengalami curing, injectable ability untuk mengetahui kemampuan material di inject dan

membentuk cetakan dengan sempurna, uji tarik dan uji tekan untuk mengetahui kekuatan mekanik. Dari hasil pengujian didapatkan bahwa penambahan PVA menyebabkan kenaikan persentase water content dimana jumlah water content paling besar memiliki nilai 5% dan penurunan pada curing time dimana waktu yang paling cepat memiliki nilai 68 menit. Disamping itu juga menyebabkan penurunan pada kekuatan tarik hingga 0.58 MPa dan kekuatan tekan hingga 0.96 MPa, serta mempunyai young modulus sebesar 0.23 – 0.30 MPa. Berdasarkan data yang didapatkan dari penelitian ditemukan bahwa RTV silicone rubber / PVA mampu menjadi kandidat material alternatif pengganti bantalan tulang belakang.

Kata Kunci: hidrogel, injectable, nucleus pulposus, PVA, room temperature vulcanized silicone rubber

**POLYVINYL ALCOHOL HYDROGEL ADDITION
ANALYSIS OF ROOM TEMPERATURE VULCANIZED
SILICONE RUBBER / POLYVINYL ALCOHOL ON
PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES AS
ALTERNATIVE MATERIAL CANDIDATES FOR
REPLACEMENT OF REAR BONE BEARING**

Student Name : Ezekiel Aditya
NRP : 02511540000140
Department : Material Engineering
Advisor : Sigit Tri W., S.Si., M.Si., Ph. D
Co-advisor : Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

Abstract

Spinal disease is a common disease in the world of health. This disease could not be prevented due to the tissue that will be degraded along with age. Surgical treatment for degeneration is only acts to relieve neurological symptoms that result from shrinking IVD but also cost a lot. Hence, research is needed to find new methods that are faster, easier, and more affordable for this treatment. Polyvinyl alcohol (PVA) hydrogel is a common material used for replacement of nucleus pulposus, the core part of intervertebral discs, due to its biocompatibility and ability to retain water. Besides that, silicone rubber has elastic modulus that can withstand pressure. In this research, room temperature vulcanizing silicone rubber / PVA has been synthesized and analyzed. The effect of PVA hydrogels addition to physical and mechanical properties were performed. FTIR is conducted to see the functional group in the sample, equilibrium water content and curing time to determine the water content and time of composite curing, injectable ability to evaluate the ability of material to be injected and formed the mold perfectly, tension and compression test to determine the mechanical strength. It has been found that the addition of PVA causes an increase in the percentage of water content, where the largest amount of water content is 5% and also

a decrease in curing time with the fastest time in 68 minutes. Besides that, it also causes a decrease in tensile strength up to 0.58 MPa and compressive strength up to 0.96 MPa, and has a young modulus of 0.23 - 0.30 MPa. Interestingly enough, the results obtained from this research found suitable to make RTV silicone rubber / PVA as alternative material candidate for replacement of rear bone bearing.

Keywords: hydrogel, injectable, nucleus pulposus, PVA, room temperature vulcanized silicone rubber

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yesus Kristus atas berkat dan rahmat-Nya, sehingga penulis dapat menyelesaikan seluruh rangkaian penyusunan Tugas Akhir dengan judul **“ANALISA PENAMBAHAN HIDROGEL POLYVINYL ALCOHOL PADA ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE RUBBER / POLYVINYL ALCOHOL TERHADAP SIFAT FISIK DAN MEKANIK SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL ALTERNATIF PENGGANTI BANTALAN TULANG BELAKANG”**. Adapun laporan ini disusun dan diajukan untuk memenuhi sebagian persyaratan studi di Departemen Teknik Material Fakultas Teknologi Industri Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS), Surabaya.

Penulis mengucapkan terima kasih kepada pihak-pihak yang telah memberikan dukungan, bimbingan dan bantuan kepada penulis hingga Laporan Tugas Akhir ini dapat diselesaikan, diantaranya:

1. Tuhan Yesus Kristus atas segala berkat dan rahmat-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan laporan tugas akhir.
2. Bapak Dr. Agung Purniawan ST., M.Eng selaku Ketua Departemen Teknik Material FTI-ITS.
3. Bapak Sigit Tri Wicaksono, S.Si., M.Si., Ph. D selaku dosen pembimbing 1 Tugas Akhir yang telah membimbing, membantu dan memberikan ilmu kepada penulis dalam pengerjaan tugas akhir.
4. Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. selaku dosen pembimbing 2 Tugas Akhir yang telah membimbing, membantu dan memberikan ilmu kepada penulis dalam pengerjaan tugas akhir.
5. Dr. Eng. Hosta Ardhyanta ST., M.Sc. selaku Kaprodi Departemen Teknik Material FTI ITS.
6. Ibu Vania Mitha, S.T., M.T. selaku dosen wali yang telah membantu penulis menjalani pendidikan di Departemen Teknik Material FTI-ITS.

Penulis menyadari dengan keterbatasan ilmu, laporan ini masih jauh dari sempurna. Untuk itu saya selaku penulis dengan senang hati menerima kritik dan saran yang membangun. Semoga Tugas Akhir ini dapat memberikan manfaat bagi kita semua.

Surabaya Juli 2019
Penulis,

Ezekiel Aditya
02511540000140

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i	
LEMBAR PENGESAHAN	v	
ABSTRAK	vii	
ABSTRACT	ix	
KATA PENGANTAR	xi	
DAFTAR ISI	xiii	
DAFTAR GAMBAR	xv	
DAFTAR TABEL	xvii	
BAB I PENDAHULUAN		
1.1 Latar Belakang.....	1	
1.2 Rumusan Masalah.....	3	
1.3 Batasan Masalah.....	3	
1.4 Tujuan Penelitian.....	3	
1.5 Manfaat Penelitian.....	4	
BAB II TINJAUAN PUSTAKA		
2.1 Kerusakan <i>Intervertebral Disc</i>	5	
2.2 <i>Invertebral Disc (IVD)</i>	7	
2.3 <i>Hydrogel</i>	10	
2.4 <i>Injectable Material</i> untuk <i>Nucleus Pulposus</i>	11	
2.5 <i>Silicone Rubber</i>	12	
2.6 <i>Polyvinyl Alcohol (PVA)</i>	15	
2.7 <i>Glutaraldehyde (GA)</i>	18	
2.8 Penelitian Sebelumnya (<i>State of The Art</i>)	19	
BAB III METODOLOGI PENELITIAN		27
3.1 Diagram Alir	27	
3.2 Alat dan Bahan Penelitian	30	
3.3 Metodologi Penelitian	33	
3.4 Pengujian.....	33	
3.5 Rancangan Penelitian	38	
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN		
4.1 FTIR	41	
4.2 <i>Equilibrium Water Content</i>	44	
4.3 <i>Curing Time</i>	45	

4.4	<i>Injectable Ability</i>	46
4.5	Uji Tarik	48
4.6	Uji Tekan	49
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN		
5.1	Kesimpulan.....	53
5.2	Saran.....	53
DAFTAR PUSTAKA		55
LAMPIRAN		63
UCAPAN TERIMA KASIH.....		79
BIOGRAFI PENULIS.....		81

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Degradasi pada <i>Intervertebral Disc</i>	5
Gambar 2.2	<i>Herniated Nucleus Pulposus</i>	6
Gambar 2.3	Kandungan Material pada Komponen IVD	7
Gambar 2.4	Ukuran <i>Invertebral Disc</i>	8
Gambar 2.5	<i>Nucleus Pulposus</i>	8
Gambar 2.6	<i>Anulus Fibrosus</i>	9
Gambar 2.7	<i>Cartilaginous End Plate</i>	10
Gambar 2.8	Klasifikasi Material Pengganti <i>Nucleus Pulposus</i> ..	12
Gambar 2.9	Struktur <i>Polydimethylsiloxane</i>	13
Gambar 2.10	Hasil Pengujian Tarik pada RTV 585, RTV 300, RTV 3480, and RTV 4503	15
Gambar 2.11	Struktur Kimia <i>Poly(vinyl) Alcohol</i>	16
Gambar 2.12	Polimerisasi <i>Vinyl Acetate</i> Menjadi PVA	16
Gambar 2.13	Struktur <i>Glutaraldehyde</i>	19
Gambar 2.14	Reaksi Antara PVA dan <i>Glutaraldehyde</i>	19
Gambar 2.15	<i>Young Modulus</i> Hidrogel PVA	20
Gambar 2.16	ECW dari PVA, PDMS, dan ESE.....	21
Gambar 2.17	Modulus Elastisitas Efektif dari Material Komersial, PVA, PDMS, ESE	22
Gambar 2.18	Hasil Pengujian SEM dengan Jumlah NaCl dan <i>Freezing Thaw Cycle</i> yang Berbeda; (a) <i>Cross</i> <i>Section</i> dari Hidrogel PVA dengan 1 gl NaCl dan 1 <i>cycle</i> , (b) 2 gl NaCl dan 3 <i>cycle</i> , (c) 3 gl NaCl dan 3 <i>cycle</i> , (d) 4 gl NaCl dan 5 <i>cycle</i> , (e) 4 gl NaCl dan 7 <i>cycle</i>	23
Gambar 2.19	Visualisasi NuCore™ pada Tulang Belakang	24
Gambar 3.1	Diagram Alir Penelitian	27
Gambar 3.2	Diagram Alir Sintesis Hidrogel PVA.....	28
Gambar 3.3	Diagram Alir Sintesis RTV <i>Silicone Rubber</i> /PVA ..	29
Gambar 3.4	<i>Glutaraldehyde</i>	31
Gambar 3.5	<i>Poly(vinyl) Alcohol</i>	32
Gambar 3.6	RTV <i>Silicone Rubber</i>	32
Gambar 3.7	FTIR <i>Instrument</i>	34

Gambar 3.8	Jarum Suntik dan <i>Epidural needle</i>	35
Gambar 3.9	Dimensi Spesimen Uji Tarik ASTM D412	36
Gambar 3.10	Alat Uji Tarik	37
Gambar 3.11	Alat Uji Tekan.....	38
Gambar 4.1	Grafik FTIR RTV <i>Silicone Rubber</i> , PVA dan RTV <i>silicone rubber</i> /PVA.....	41
Gambar 4.2	Spesimen Pengujian <i>Curing Time</i> ; (a) Permukaan; (b) Keseluruhan Spesimen.....	45
Gambar 4.3	Proses <i>Injectable</i> ke Dalam Cetakan.....	47
Gambar 4.4	Spesimen Pengujian <i>Injectable Ability</i>	47
Gambar 4.5	Grafik Kekuatan Tarik	48
Gambar 4.6	Spesimen Pengujian Tekan	49
Gambar 4.7	Grafik Kekuatan Tekan	50

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Karakteristik RTV <i>Silicone Rubber</i>	14
Tabel 2.2 Crosslinker untuk PVA.....	18
Tabel 2.3 <i>Compressive Modulus</i> Hidrogel PVA	20
Tabel 2.4 Perbandingan Karakteristik NuCore™ dan <i>Nucleus Pulposus</i>	25
Tabel 3.1 Dimensi Spesimen Uji Tarik	36
Tabel 3.2 Komposisi Sampel	38
Tabel 3.3 Rancangan Pengujian Sampel.....	39
Tabel 4.1 <i>Peak FTIR</i> RTV <i>Silicone Rubber</i> , PVA dan RTV <i>Silicone Rubber/PVA</i>	41
Tabel 4.2 <i>Water Content</i> pada Spesimen Percobaan	44
Tabel 4.3 Hasil Uji <i>Curing Time</i> pada Permukaan Spesimen	45
Tabel 4.4 Hasil Uji <i>Curing Time</i> pada Keseluruhan Spesimen ..	46
Tabel 4.5 Data Hasil Pengujian Tarik.....	49
Tabel 4.6 Data Hasil Pengujian Tekan	50

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit tulang belakang merupakan penyakit umum dalam dunia kesehatan. Diestimasikan bahwa 85% orang akan mengalami sakit tulang belakang, dengan 40% penderita menunjukkan adanya degenerasi *Intervertebral Disc* (Freemont, 2009; Kalson *et al.* 2008). Berdasarkan data Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, prevalensi *Low Back pain (LBP)* di Indonesia adalah sebesar 18% serta prevalensi tersebut meningkat sesuai dengan bertambahnya usia. Selain itu, di Jawa Tengah 40% penduduk berusia diatas 65 tahun pernah menderita nyeri pinggang dengan prevalensi pada laki-laki sebesar 18,2% dan pada wanita 13,6%, dengan jumlah penderita yang terdata di rumah sakit sebesar 3-17%. Sedangkan di Kota Banda Aceh hampir 70% manusia pernah mengalami nyeri pinggang atau sakit punggung bagian bawah dalam siklus kehidupannya (Maulana, 2016). Penyakit tulang belakang dapat disebabkan karena degradasi cakram (*Degenerative Disc Disease*) dan herniasi.

Intervertebral Disc (IVD) merupakan bantalan *fibrocartilage* yang berada di antara ruas-ruas tulang belakang dan mempunyai 3 komponen utama, yaitu *nucleus pulposus* (NP), *anulus fibrosus* (AF) dan *cartilaginous end plates* (CEP). *Nucleus pulposus* merupakan bagian IVD yang bersifat lembut dan *deformable*. *Herniation Nucleus Pulposus* adalah kondisi keluarnya cairan berbentuk seperti gel dari *nucleus pulposus* (Herliana, 2017). Penyakit ini muncul pada populasi berumur 30-50 tahun dan puncaknya pada umur 45 tahun (Dowdell dll., 2017). Selain itu, *degenerative disc disease* juga merupakan penyakit yang akan dialami oleh IVD seiring bertambahnya usia. *Degenerative Disc Disease* adalah proses yang mencakup penurunan progresif dalam suplai nutrisi disk yang melemahkan kekuatan jaringan dan mengubah metabolisme sel (Dowdell dll., 2017). Berdasarkan penelitian proses degenerasi tersebut dapat

dipengaruhi oleh banyak faktor, seperti kurangnya nutrisi sel dan distribusinya, kehadiran enzim yang degradatif, merokok, pembebanan yang berlebihan dan paparan getaran secara intens (Whatley, 2012). Perawatan yang paling umum untuk degenerasi IVD adalah *spinal fusion*, namun pengobatan ini menyebabkan hilangnya mobilitas tulang belakang dan peningkatan stress pada IVD yang berdekatan. Selain itu, *total disc arthroplasty* juga memungkinkan retensi mobilitas tulang belakang. Namun pengobatan ini merupakan operasi yang invasif (Binetti, 2013). Disamping itu, pembedahan untuk degenerasi tidak bersifat menyembuhkan dan hanya bertindak untuk meringankan gejala neurologis yang dihasilkan dari penyusutan IVD (Kalaf dkk., 2017). Namun pengobatan melalui operasi membutuhkan biaya yang mahal sehingga diperlukan penelitian untuk menemukan metode baru yang lebih cepat, lebih mudah, dan lebih terjangkau untuk pengobatan ini, seperti *Injectable Method* (Uden dkk., 2017).

Selama beberapa dekade terakhir, telah dikembangkan pengobatan *injectable*. Pada saat yang sama, hidrogel menjadi menjadi *injectable biomaterial* untuk regenerasi jaringan atau organ yang rusak. *Injectable hydrogel* harus mempunyai sifat berpori, tidak beracun, biokompatibel, biodegradabilitas serta memiliki stabilitas mekanik yang tepat (Pal Amrita dkk., 2018). Hidrogel *poly(vinyl) alcohol* adalah material yang biasa digunakan untuk implan *nucleus pulposus* karena sifat biokompabilitasnya serta kemampuan untuk menahan air, namun memiliki kekurangan dalam sifat mekaniknya. Sehingga bahan hidrofilik saat ini sedang diselidiki sebagai cara untuk mempertahankan tekanan pembengkakan kritis dalam cakram melalui retensi air, cara yang mirip dalam jaringan nukleus (Kita, 2010). Pada penelitian sebelumnya digunakan hidrogel PVA/PDMS. PDMS yang termasuk dalam kategori *silicone rubber* merupakan material hidrofobik yang memiliki sifat mekanik yang baik (Hurtado, 2015). Namun pada penelitian tersebut belum dilakukan penelitian mengenai pengaruh komposisi PVA terhadap sifat mekanik dan fisik dari hidrogel tersebut secara lebih mendalam.

Penelitian ini memiliki tujuan untuk menganalisa pengaruh komposisi hidrogel PVA terhadap sifat mekanik dan fisik. Disamping itu, pada penelitian ini akan digunakan material PVA dan *room temperature vulcanized silicone rubber* sebagai material pembentuk komposit.

1.2 Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah dalam penelitian ini adalah

1. Bagaimana pengaruh penambahan PVA pada sifat fisik *room temperature vulcanized silicone rubber* / PVA sebagai kandidat material pengganti bantalan tulang belakang?
2. Bagaimana pengaruh penambahan PVA pada sifat mekanik *room temperature vulcanized silicone rubber* / PVA sebagai kandidat material pengganti bantalan tulang belakang?

1.3 Batasan Masalah

Agar diperoleh hasil akhir yang baik dan sesuai dengan yang diinginkan serta tidak menyimpang dari permasalahan yang ditinjau, maka batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. pH aquades dianggap netral
2. Kecepatan *stirring* dianggap konstan
3. Temperatur dan tekanan ruangan dianggap konstan
4. Pengaruh pengotor pada PVA dan *Silicone rubber* diabaikan

1.4 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan dalam penelitian ini adalah

1. Menganalisis pengaruh penambahan PVA pada sifat mekanik *room temperature vulcanized silicone rubber* / PVA sebagai kandidat material pengganti bantalan tulang belakang.

-
2. Menganalisis pengaruh penambahan PVA pada sifat fisik *room temperature vulcanized silicone rubber* / PVA sebagai kandidat material pengganti bantalan tulang belakang.

1.5 Manfaat Penelitian

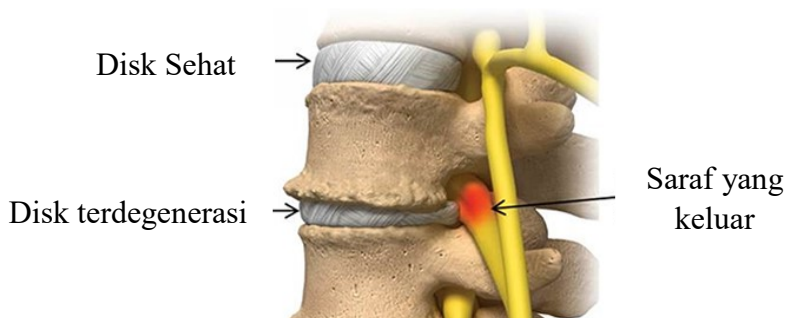
Penelitian ini memiliki manfaat untuk memberikan referensi mengenai proses sintesis *room temperature vulcanized silicon rubber* / PVA sebagai kandidat pengganti bantalan tulang belakang yang mempunyai sifat mekanik dan fisik yang baik. Selain itu, penelitian ini juga berguna untuk mengembangkan *injectable method* yang merupakan salah satu opsi pengobatan penyakit degenerasi IVD.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Kerusakan *Intervertebral Disc*

2.1.1 *Degenerative Disc Disease (DDD)*

Seiring bertambahnya usia, *intervertebral disc* akan mengalami degenerasi. Berdasarkan penelitian, proses degenerasi tersebut dapat dipengaruhi oleh banyak faktor. Faktor tersebut dapat meningkatkan degenerasi cakram, seperti kurangnya nutrisi sel dan distribusinya, kehadiran enzim yang degradatif, merokok, pembebanan yang berlebihan dan paparan getaran secara intens (Whatley, 2012). Nutrisi yang tidak memadai menghambat kemampuan *intervertebral disc* untuk merespon peningkatan beban atau cedera. Kerusakan struktural akan bertambah seiring waktu semakin mempropagandakan siklus degeneratif. Namun, genetika mungkin memainkan peran yang lebih besar dalam *Degenerative Disc Disease* daripada keduanya, nutrisi yang tidak memadai dan kerusakan mekanis. Studi menunjukkan bahwa genetika dapat berkontribusi sebanyak 70% risiko individu untuk *Degenerative Disc Disease* (Dowdell dll., 2017).



Gambar 2.1 Degradasi pada *Intervertebral Disc* (Vlach, 2017)

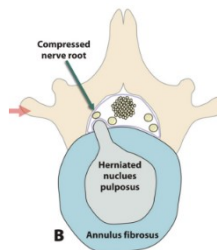
Degenerative Disc Disease adalah proses yang mencakup penurunan progresif dalam suplai nutrisi disk dan perubahan dalam komposisi matriks ekstraseluler (ECM), yang

melemahkan kekuatan jaringan dan mengubah metabolisme sel seperti pada Gambar 2.1. Penurunan pasokan nutrisi telah terbukti berdampak negatif terhadap IVD dalam fungsinya untuk menjaga ECM (Dowdell, dll. 2017). *Degenerative Disc Disease* juga dapat disebabkan berlebihan kalsium fosfat, ataupun berkurangnya proteoglikan pada matriks nucleus pulposus. (Whatley, 2012). Sebab lain dari degenerasi ini adalah, sel yang sudah tidak mampu meregenerasi dirinya. (Risbud and Shapiro, 2014).

2.1.2 *Herniation Nucleus Pulposus* (HNP)

Herniation Nucleus Pulposus merupakan salah satu penyakit yang sering menyebabkan rasa sakit pada ruas-ruas tulang belakang. *Herniation Nucleus Pulposus* adalah kondisi keluarnya cairan berbentuk seperti gel dari *nucleus pulposus* (Herliana, 2017) seperti ditunjukkan pada Gambar 2.2. Penyakit ini muncul pada populasi berumur 30-50 tahun dan puncaknya pada umur 45 tahun. Ratio populasi yang terjangkit HNP antara laki-laki dan perempuan adalah 2:1. Namun secara general HNP terjangkit pada laki-laki dan pria secara merata (Ikhsanawati, 2015).

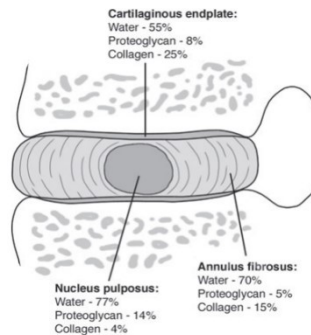
Herniation Nucleus Pulposus biasanya ditemukan pada tulang pinggang (*lumbar vertebrae*) dan hanya sedikit terjadi pada daerah tengkuk (*cervical region*). Sedangkan pada bagian tulang dada (*thoracic vertebrae*) sangat jarang ditemukan dan hanya terjadi dalam perbandingan 1 : 1 juta pasien (Ikhsanawati, 2015).



Gambar 2.2 *Herniated Nucleus Pulposus* (Basaran, 2007)

2.2 *Intervertebral Disc (IVD)*

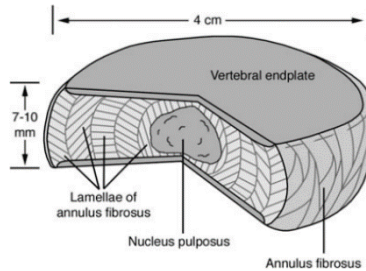
Invertebral Disc (IVD) merupakan bantalan *fibrocartilage* yang berada di antara ruas-ruas tulang belakang. IVD menyebabkan kolom ruas-ruas tulang belakang dapat ditekuk dan diputar serta mendistribusikan beban tekan pada ruas-ruas tulang belakang. *Invertebral Disc* mempunyai 3 komponen utama, yaitu *nucleus pulposus* (NP), *anulus fibrosus* (AF), dan *cartilaginous end plates* (CEP). *End plates* berada di atas dan di bawah IVD, berdekatan dengan ruas tulang belakang. AF merupakan cincin yang mengelilingi NP. Dan NP merupakan bagian IVD yang bersifat lembut dan *deformable* (Newell, 2017). *Fibrocartilage* tersusun dari dua fasa berbeda yaitu, fasa *liquid* dengan kandungan utama adalah air dan elektrolit yang terlarut, dan fasa *solid* dengan komposisi utama berupa kolagen fiber, sel-sel, proteoglikan, dan protein lainnya. Seperti halnya material dalam tubuh lainnya, *fibrocartilage* menunjukkan sifat viskoelastik dan anisotropik non-linear. Setiap bagian dari IVD mempunyai komponen dan komposisinya masing masing, seperti pada Gambar 2.3 (Park, 1992).



Gambar 2.3 Kandungan Material pada Komponen IVD (raj, 2008)

IVD menyambungkan tulang bagian *cervical*, *thoracic*, dan *lumbar*. Pada setiap ruas tulang, IVD mempunyai ukuran dan

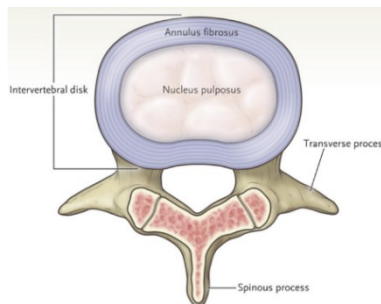
bentuk yang bervariasi namun secara umum IVD mempunyai ketebalan 7-10 mm dan diameter sebesar 4 cm seperti pada Gambar 2.4 (Raj, 2008).



Gambar 2.4 Ukuran *Invertebral Disc* (Raj, 2008)

2.2.1 *Nucleus Pulposus* (NP)

Nucleus Pulposus (NP) merupakan bagian inti dari *Invertebral Disc* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5. NP memiliki kadar air yang tinggi sehingga menghasilkan tekanan hidrostatik yang meningkat sebagai respons terhadap pemuatan tekan dan tekanan ini menghasilkan ketegangan di AF sekitarnya (Newell, 2017).



Gambar 2.5 *Nucleus Pulposus* (Rose, 2018)

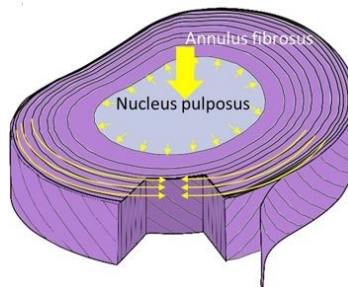
Penyusun utama NP adalah *proteoglycan*, kolagen dan air. Besar komposisi *Proteoglycan* dalam NP sebesar 35-65% dari massa NP, dan hal ini berfungsi sebagai pengikat air pada jaringan

(Newel, 2017). Pada bagian tengah NP mengandung serat kolagen yang tersusun secara acak, dan serat elastin yang tersusun secara radial (Raj, 2008).

Dalam NP yang sehat, tekanan *in vivo* pada nukleus adalah antara 460-1330 kPa pada posisi duduk, 500-870 kPa pada posisi berdiri, dan 91-539 kPa pada berbaring. Tekanan tertinggi dalam nukleus adalah sebesar 2300 kPa yang direkam dalam subjek pada posisi berdiri yang sedang melenturkan ke depan memegang massa 20 kg (Newel dkk., 2017). Berdasarkan penelitian Cortes pada tahun 2014 diketahui NP memiliki *young modulus sebesar* 64.9 ± 44.1 kPa.

2.2.2 *Anulus Fibrosus (AF)*

Anulus Fibrosus terbuat dari 15-25 lapisan, *lamellae*, yang mempunyai ketebalan sekitar 0.05-0.5 mm dimana bagian luar mempunyai ketebalan yang lebih kecil dan bagian luar mempunyai ketebalan yang lebih besar seperti pada Gambar 2.6. Pada IVD yang sehat, AF mengandung 65-70% air. Massa AF terdiri dari 20% *proteoglycan*, 50-70% kolagen, dan 2% elastin (Raj, 2008).



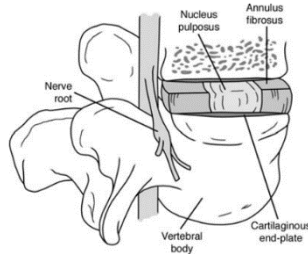
Gambar 2.6 *Anulus Fibrosus* (Disney C. M., 2017)

Dilihat dari bagian luar menuju bagian dalam AF, komposisi *proteoglycan*, air dan kolagen tipe II akan meningkat sedangkan kolagen tipe I semakin berkurang. Secara mekanis, tipe kolagen I memberikan kekuatan dalam kemampuan menahan tegangan tarik, seperti pada tendon. Kolagen tipe II membentuk *meshwork* halus yang mengikat dengan proteoglikan sehingga

memungkinkan jaringan untuk menahan kekuatan tekan yang besar (Newel dkk. 2017). Berdasarkan penelitian Cortes pada tahun 2014 diketahui AF memiliki *young modulus* sebesar $25,0 \pm 21,6$ kPa.

2.2.3 *Cartilaginous End Plate (CEP)*

Cartilaginous End Plate merupakan lapisan tipis yang mengikat IVD ke tulang belakang yang saling berdekatan seperti pada Gambar 2.7. CEP mempunyai ketebalan sekitar 0.6 mm, dan ketebalannya akan semakin menipis ke arah pusat dimana CEP akan melakukan kontak dengan NP. Ketebalan CEP akan berkurang seiring bertambahnya usia (Newel, 2017). Komposisi CEP dicirikan oleh kandungan proteoglikan dan kolagen II yang tinggi (Cortes, 2014).



Gambar 2.7 *Cartilaginous End Plate* (Raj, 2008)

2.3 *Hydrogel*

Dekade terakhir ini telah dikembangkan pengobatan menggunakan *injectable* material. Pada saat yang sama, hidrogel menjadi material yang sesuai sebagai material untuk regenerasi jaringan atau organ yang rusak (Pal Amrita dkk, 2018). *Hydrogel* merupakan jaringan polimer tiga dimensi yang mempunyai kemampuan menyerap dan menahan air atau cairan biologis dalam jumlah besar serta mempunyai biokompabilitas yang baik (Song, 2010). Disamping itu, hidrogel mempunyai sifat elastis, sifat mekanik yang stabil, serta bentuk yang independen (Patachia, 2009). Sifat *injectable hydrogel* dipengaruhi oleh *crosslinking*,

namun sifat *injectable hydrogel* yang harus dimiliki adalah berpori, tidak beracun, biokompatibel, biodegradabilitas serta sifat mekanik yang stabil. Contoh *injectable hydrogel* adalah *chitosan*. *Chitosan* adalah polisakarida yang terdiri dari D-glukosamin dan N-asetil-D-glukosamin yang dibuat dengan cara deasetilasi kitin dari cangkang krustasea dengan zat alkali seperti natrium hidroksida. CS telah banyak digunakan pada beberapa aplikasi biomedis karena biokompatibilitas, biodegradabilitas, sifat antimikroba, tidak beracun, dan kemampuan pengikatan sel yang baik (Pal Amrita dkk, 2018).

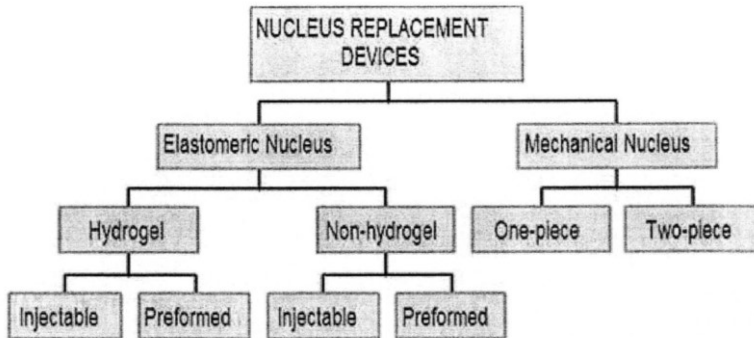
Hydrogel biasanya digunakan dalam biomedis, bioteknologi atau biokimia. *Hydrogel* dapat dibuat secara chemical cross-linking atau physical cross-linking, metode chemical cross-linking menggunakan electron beams dan metode physical cross-linking yang paling umum digunakan adalah freezing-thawing process (Patachia, 2009).

2.4 *Injectable Material untuk Nucleus Pulposus*

Menghadapi permasalahan degenerasi IVD banyak usaha pengobatan yang telah dilakukan. Pengobatan pembedahan merupakan langkah yang paling lumrah untuk dilakukan. Namun pengobatan pembedahan untuk degenerasi IVD tidak bersifat menyembuhkan dan hanya bertindak untuk meringankan gejala neurologis yang dihasilkan dari penyusutan IVD (Kalaf dkk. 2017). Disamping itu pengobatan melalui operasi juga membutuhkan biaya yang mahal. Maka dari itu dilakukan penelitian untuk menemukan metode baru yang lebih cepat, lebih mudah, dan lebih terjangkau untuk pengobatan ini, seperti *Injectable Method* (Uden Van dkk. 2017).

Metode *Injectable method* untuk mengganti *nucleus pulposus* berupa penambahan material yang umumnya dilakukan dengan menyuntikkan material (*Injection using injectable material*) ke dalam segmen IVD yang mengalami degradasi atau kerusakan. Metode ini dinilai lebih sukses daripada pengobatan dengan metode pembedahan. Metode pembedahan tradisional

berfokus pada melakukan penggabungan bagian IVD yang mengalami kerusakan. Penggabungan ini menyebabkan banyak fungsi yang hilang dari bagian IVD. Hal ini dapat mengakibatkan pasien dapat merasakan sakit kembali di kemudian hari (Coric, 2007 dan Damien O. Halloran, 2007).



Gambar 2.8 Klasifikasi Material Pengganti *Nucleus Pulposus*
(Coric, 2007)

Secara fungsional, pengganti *nucleus pulposus* yang merupakan *elastomeric* diklasifikasikan sebagai hidrogel dan non-hidrogel, seperti pada Gambar 2.8. Contoh material hidrogel adalah *Hydrafil Nucleus Replacement Implant* yang dibentuk dari kopolimer antara PVA dan PVP. Sedangkan contoh untuk material non-hidrogel yang digunakan adalah *Dascor Prosthetic Intervertebral Nucleus* yang berbahan dasar poliuretan (Coric, 2007).

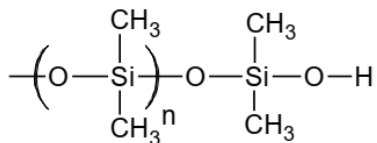
2.5 *Silicone Rubber*

Silicone rubber merupakan bahan polimer yang tersusun dari monomer-monomer *siloxane* yang membentuk *polydimethylsiloxane* seperti pada Gambar 2.9. Secara kimia dituliskan dengan rumus $[(CH_3)_2SiO]_n$. Berdasarkan rumus kimia tersebut dapat terlihat pengulangan monomernya yang dinyatakan

dengan derajat polimerisasi (n). Karet silikon memiliki berat molekul yang tinggi dan memiliki derajat polimerisasi antara 4.000 sampai 10.000 (Yuniarti, 2012).

Karet silikon merupakan bahan isolasi yang tahan terhadap suhu tinggi. *Room Temperatur Vulcanized* (RTV) merupakan bahan yang dibuat pada suhu $25^{\circ}\text{C} - 80^{\circ}\text{C}$ dan biasanya digunakan untuk melapisi isolator keramik (Yuniarti, 2012). Vulkanisasi mempunyai arti yang sama dengan sambung silang, pematangan secara khusus sama artinya dengan sambungsilang (*crosslink*) namun seringkali lebih kepada kombinasi dari polimerisasi adisi dengan sambung-silang (O dian, 2004).

Rantai utama polimer silikon adalah polidimetilsiloksan dengan rantai utama Si-O dan dua gugus metil pada setiap silikon. Rantai utama Si-O memberikan tingkat ketahanan yang tinggi terhadap ozon, oksigen, panas (hingga 315°C), sinar UV, kelembaban, dan efek cuaca secara umum. Sedangkan pengganti gugus metil memberikan tingkat fleksibilitas yang tinggi. (Ciullo, 1996). *Silicone* atau *Polydimethylsiloxane* (PDMS) telah digunakan secara luas untuk pembangunan berbagai perangkat medis karena stabilitas superiornya serta elastisitas karet yang luar biasa. Saat ini silicone mulai digunakan untuk aplikasi medis dan industri. Resin silikon adalah polimer anorganik, yang memiliki sifat tergantung pada berat molekul dan alkil kelompok dalam strukturnya (Smith, 1974).



RTV Silicone Rubber

Gambar 2.9 Struktur *Polydimethylsiloxane* (Pakaya. 2017)

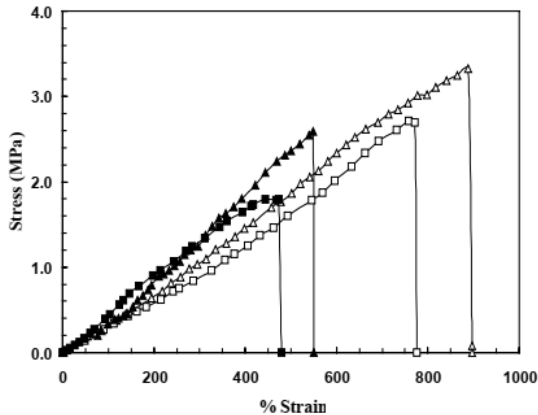
Silicone rubber mempunyai beberapa jenis resin, seperti RTV 585, RTV 300, RTV 3480, and RTV 4503. Semua tipe silicon

ini menggunakan sistem *room temperature vulcanization* (RTV). Tipe karakteristik dari tiap jenis silikon ditunjukkan pada Tabel 2.1 (Kamonchaivanich, 2003).

Tabel 2.1 Karakteristik RTV *Silicone Rubber* (Kamonchaivanich, 2003)

Karakteristik	RTV 585	RTV 300	RTV 3480	RTV 4503
Bentuk	<i>Viscous liquid</i>	<i>Viscous liquid</i>	<i>Viscous liquid</i>	<i>Viscous liquid</i>
Warna	beige	white	Pale gray	White
Densitas	1.22	1.10	1.33	1.17
Viskositas	45.000	50.000	35.000	40.000

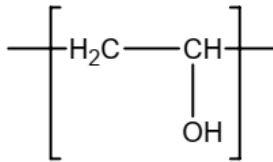
Dan dari pengujian yang dilakukan juga didapatkan bahwa RTV 585 mempunyai kekuatan tarik dan persen elongasi yang lebih baik dibandingkan dengan silicone rubber lainnya seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.10 (Kamonchaivanich, 2003). Selain itu pada buku Harris pada tahun 2002, disebutkan juga bahwa kekuatan tarik maksimal *silicone rubber* sebesar 10.34 MPa. Serta berdasarkan data yang didapatkan dari *Azom* diketahui bahwa kekuatan tekan *silicone rubber* mempunyai nilai 10 – 30 MPa.



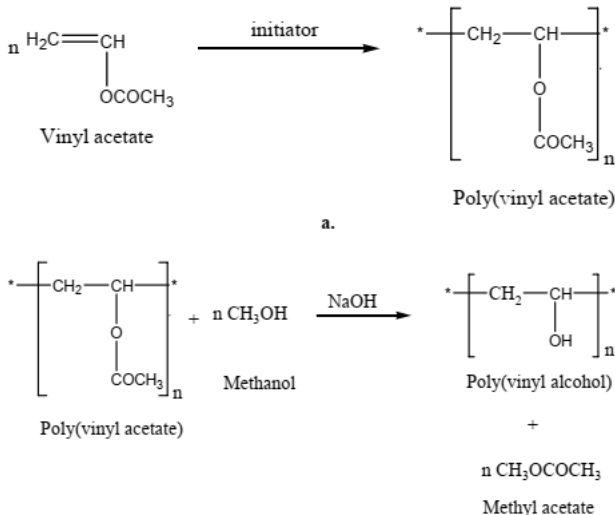
Gambar 2.10 Hasil Pengujian Tarik pada RTV 585, RTV 300, RTV 3480, dan RTV 4503 (Kamonchaivanich, 2003)

2.6 *Polyvinyl Alcohol (PVA)*

Poly(vinyl) Alcohol atau yang biasa disebut PVA merupakan polimer yang mempunyai daya tarik besar. Hal ini dikarenakan banyak karakteristiknya yang diinginkan, spesifiknya untuk bermacam *pharmaceutical*, *biomedical*, dan *separation applications*. PVA mempunyai struktur kimia yang sederhana dengan *pendant hydroxyl group* (Gambar 2.11). PVA dihasilkan dari polimerisasi *vinyl acetate* menjadi *poly(vinyl) acetate (PVAc)* diikuti dengan hidrolisis menjadi PVA (Gambar 2.12). Dalam pengaplikasiannya, PVA perlu melalui proses tertentu sehingga dapat digunakan dalam bermacam aplikasi, salah satunya adalah menjadikannya menjadi *PVA hydrogel* (Patchia, 2009). *PVA hydrogel* merupakan material yang biasanya digunakan untuk implan *nucleus pulposus* karena sifat biokompabilitasnya serta kemampuannya untuk menahan air. Bahan hidrofilik saat ini sedang diselidiki sebagai cara untuk mempertahankan tekanan pembengkakan kritis dalam cakram melalui retensi air, cara yang mirip dalam jaringan nukleus (Kita Kristin, 2010).



Gambar 2.11 Struktur Kimia *Poly(vinyl) Alcohol* (Patachia, 2009)



Gambar 2.12 Polimerisasi *Vinyl Acetate* Menjadi PVA (Patachia, 2009)

Seperti yang sudah dijelaskan bahwa hydrogel dapat dibuat secara chemical cross-linking atau physical cross-linking, metode chemical cross-linking menggunakan electron beams dan metode physical cross-linking yang paling umum digunakan adalah freezing-thawing process (Patachia, 2009).

Cross-linked harus dilakukan pada PVA sehingga dapat menggunakan PVA dalam aplikasi yang bermacam. PVA dapat di-

cross-linked menggunakan *cross-linking agents*. Beberapa *cross-linking agent* untuk PVA adalah glutaraldehyde, acetaldehyde, contoh lain dari crosslinker untuk PVA dapat dilihat pada Tabel 2.2. Saat proses cross-linking terjadi diperlukan *sulfuric acid*, *acetic acid*, atau *methanol*, sebagai *acetal bridges* antara *the pendant hydroxyl groups* dari rantai PVA (Patachia, 2009).

Pada proses cross-linking akan menghasilkan residu pada gel PVA. Untuk menggunakan gel ini untuk aplikasi farmasi atau biomedis, maka semua residu pada gel matrix harus diekstrak. Proses tersebut akan memakan waktu, dan apabila seluruh residu tidak dihilangkan maka gel tidak dapat digunakan untuk aplikasi biomedis dan farmasi (Patachia, 2009).

Dalam aplikasi dalam bidang biomedis hidrogel PVA juga harus memiliki sifat mekanik yang sesuai. Pada penelitian Stammen dkk pada tahun 2001, dilakukan pengujian tekan pada hidrogel PVA. Dimana hidrogel PVA dengan *water content* 75% mempunyai kekuatan tekan 1.1 – 18.4 MPa dan hidrogel PVA dengan *water content* 80% mempunyai kekuatan tekan 0.7 – 6.8 MPa. Disamping itu penelitian Wan (2002) juga menyatakan bahwa kekuatan tarik hidrogel PVA berada pada 0.0059 MPa hingga 0.0217 MPa.

Tabel 2.2 Crosslinker untuk PVA (Sonker dkk. 2017)

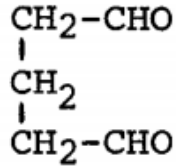
Crosslinker	Struktur	Jumlah Ikatan	Aplikasi
Glutaraldehyde	Alifatik dialdehid	2 -CHO	<i>Coating Drug Delivery</i>
Maleic Acid	Asam alifatik dikarbolik	2 -COOH	Proses pemisahan
Citric Acid	-	-	Membran pembantu untuk polisulfon
Phtalic Acid	Asam aromatik dikarbolik	-	Pengembangan membrane polisulfon

2.7 *Glutaraldehyde* (GA)

Glutaraldehyde (GA) mempunyai titik didih antara 187-189°C. GA akan larut dalam larutan yang bersifat asam ringan serta mempunyai bau yang ringan. Biasanya disajikan dalam larutan 25% dikarenakan mempunyai kecenderungan konsentrasi yang lebih tinggi untuk mengalami polimerisasi (Cidex, 1973). GA mempunyai struktur kimia seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.13.

Glutaraldehyde (GA) umumnya digunakan sebagai *cross-linking agent* untuk biomaterial berbasis kolagen (Damink, 1995). *Glutaraldehyde* adalah cairan tidak berwarna yang tidak mudah terbakar pada suhu kamar, dan asam lemah. Beberapa solusi glutaraldehyde berubah warna saat diaktifkan solusi ditambahkan. Formulasi glutaraldehyd dalam buffer larutan alkali (pH 7,5-8,5) sangat efektif agen mikrobisida. Larutan Glutaraldehyde dalam air dan larutan alkali Glutaraldehyde seperti *Cidex*, *Aldesen*, *Procide*, *Omnicide*, *Sonacide*, *Metricide*, *Wavicide*, dan *Cytylcide-G* digunakan secara luas dalam berbagai industri. Dalam dunia kesehatan, *glutaraldehyde* digunakan sebagai disinfektan dingin untuk memproses film sinar-X, memperbaiki jaringan skala mikroskop, serta dalam bidang material gigi. Dalam industri kimia,

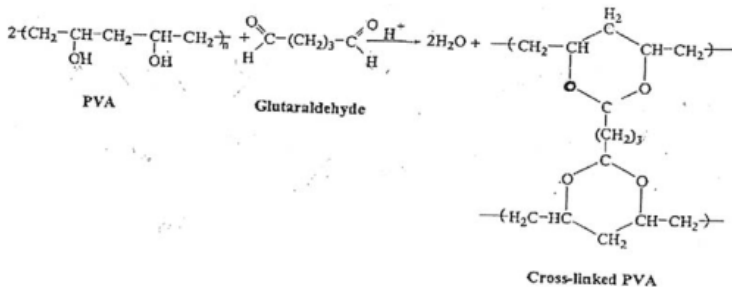
glutaraldehyde digunakan sebagai zat untuk mensintesis pestisida, menghasilkan perekat dan produk listrik (Goncalo dkk. 1984). *Aldehydes* sangat mengiritasi hidung, mata, dan kulit, dan dapat menyebabkan dermatitis kontak alergi akibat paparan kerja sesekali atau incidental (Vo, 2009).



Gambar 2.13 Struktur *Glutaraldehyde* (Cidex, 1973)

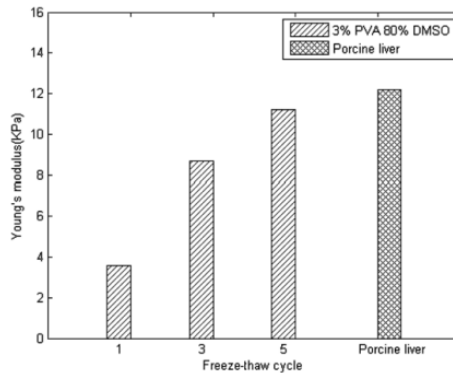
2.8 Penelitian Sebelumnya (*State of The Art*)

Pada penelitian Matty dkk. 2015, dilakukan penelitian mengenai *swelling behavior* pada PVA yang di *cross-link* dengan *glutaraldehyde* (GA). Produk hasil reaksi antara PVA dengan *aldehydes* adalah *poly (vinyl acetal) resin*. Reaksi PVA dengan GA ditunjukkan pada Gambar 2.14. Namun pada penelitian ini hanya dilakukan pengujian pengaruh *crosslinking* dan pH terhadap *swelling ratio* hidrogel PVA.



Gambar 2.14 Reaksi Antara PVA dan *Glutaraldehyde* (Matty dkk. 2015)

Pada penelitian Jiang tahun 2011, telah dilakukan pengujian tarik terhadap hidrogel PVA. Hidrogel PVA disintesis dengan menggunakan cara *freeze thaw*. Didapatkan *young modulus* hidrogel PVA dipengaruhi oleh jumlah *freeze thaw cycle*, semakin banyak jumlah cycle semakin tinggi beban yang dapat diberikan pada hidrogel. Nilai *young modulus* yang didapatkan berkisar antara 3.6 kPa hingga 11.4 kPa, seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.15 (Jiang dkk, 2011)



Gambar 2.15 *Young Modulus* Hidrogel PVA (Jiang dkk, 2011)

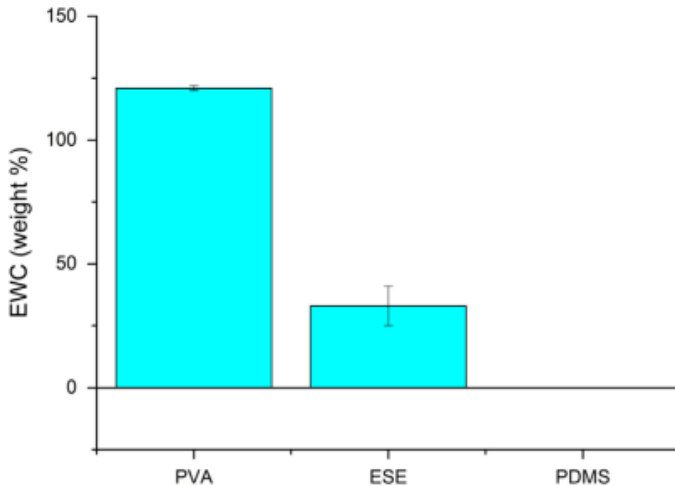
Pada penelitian Stammen dkk pada tahun 2001, dilakukan pengujian tekan pada hidrogel PVA. Dimana hidrogel PVA memiliki *water content* 75% dan 80%, seperti yang ditunjukkan pada Tabel 2.3 (Stammen dkk, 2001).

Tabel 2.3 *Compressive Modulus* Hidrogel PVA (Stammen dkk, 2001)

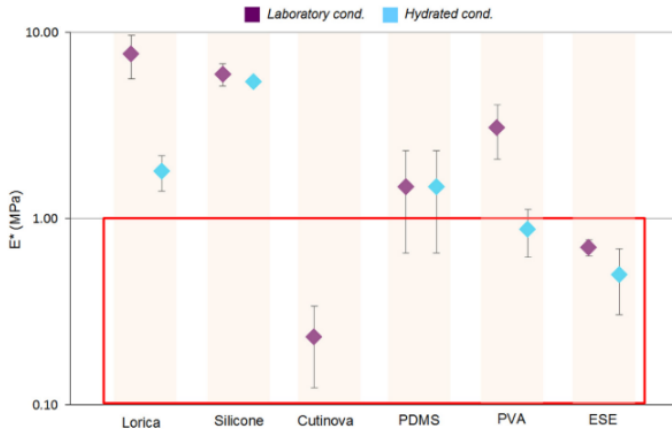
Material	<i>Compressive modulus</i>
Hidrogel PVA (75% kandungan air)	1.1 – 18.4 MPa
Hidrogel PVA (80% kandungan air)	0.7 – 6.8 MPa

Pada penelitian Hurtado pada tahun 2015, telah dilakukan penelitian dengan mengkombinasikan hidrogel PVA dan PDMS.

Dimana PDMS merupakan *silicone rubber*. Pada penelitian tersebut telah dilakukan pengujian *equilibrium water content* terhadap kombinasi PVA dan PDMS, ESE. Dari penelitian tersebut dilakukan perbandingan *equilibrium water content* antara PDMS, PVA dan ESE. Didapatkan bahwa *swelling ratio* dari ESE adalah sekitar 33,8 wt%, dimana nilai tersebut lebih rendah dibandingkan dengan hidrogel PVA namun lebih tinggi dari PDMS seperti pada gambar 2.15. Serta nilai *shear modulus* ESE berada diantara 0.1 – 1.5 MPa seperti pada Gambar 2.16 dan Gambar 2.17 (Hurtado. 2015).

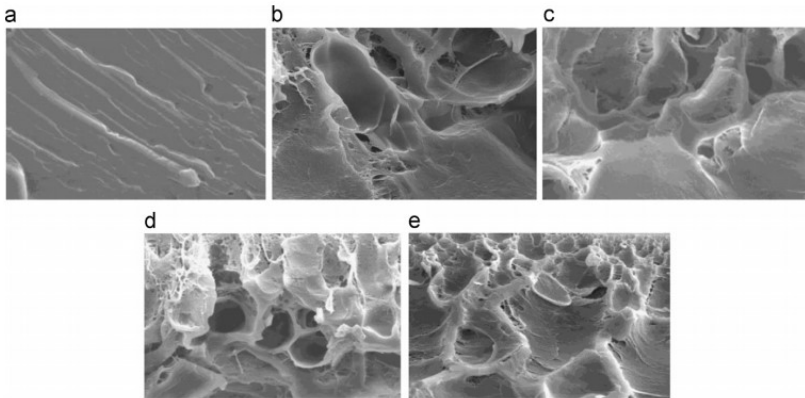


Gambar 2.16 ECW dari PVA, PDMS, dan ESE (Hurtado. 2015)



Gambar 2.17 Modulus Elastisitas Efektif dari Material Komersial, PVA, PDMS, ESE (Hurtado, 2015)

Pada penelitian Li Pan dkk. 2015, dilakukan karakterisasi pada hidrogel PVA dan *silicone rubber* untuk material pengganti organ pelvis. Pada penelitian tersebut didapatkan bahwa jumlah NaCl dan *freezing thaw cycle* berpengaruh terhadap porositas hidrogel seperti yang ditunjukkan oleh data SEM pada Gambar 2.18.



Gambar 2.18 Hasil Pengujian SEM dengan Jumlah NaCl dan *Freezing Thaw Cycle* yang Berbeda; (a) *Cross Section* dari Hidrogel PVA dengan 1 gl NaCl dan 1 *cycle*, (b) 2 gl NaCl dan 3 *cycle*, (c) 3 gl NaCl dan 3 *cycle*, (d) 4 gl NaCl dan 5 *cycle*, (e) 4 gl NaCl dan 7 *cycle* (Li Pan dkk. 2015)

Dapat dilihat bahwa rasio jumlah NaCl dan jumlah *freezing thaw cycle* dapat menimbulkan perbedaan pada *microstructure* PVA. Dapat dilihat bahwa semakin banyak kuantitas NaCl dan jumlah *freezing thaw cycle* yang diberikan pada hidrogel PVA maka akan membuat permukaan hidrogel semakin kompleks dan porositas pada hidrogel semakin terlihat.

Dari penelitian-penelitian sebelumnya, dapat disimpulkan bahwa hidrogel PVA merupakan material yang sesuai untuk menjadi kandidat material pengganti *nucleus pulposus* serta kombinasi PVA/PDMS memiliki *elastic modulus* yang sesuai dengan *nucleus pulposus*. Oleh karena itu, pada penelitian ini akan dilakukan percobaan sintesis *room temperature vulcanized silicone rubber/PVA* sebagai kandidat material pengganti *nucleus pulposus*.

Pada penelitian Lawrence dan Andrew Boyd tahun 2006, dijelaskan Spine Wave (Shelton, CT, USA) mengembangkan implan untuk *nucleus pulposus* yaitu NuCore™. NuCore™ tersebut menggunakan polimer protein. Polimer protein yang digunakan dalam bahan NuCore™ adalah kopolimer sutera dan elastin, dengan dua blok sutera dan delapan blok elastin per polimer pengulangan. Visualisasi NuCore™ ditunjukkan pada Gambar 2.19.



Gambar 2.19 Visualisasi NuCore™ pada Tulang Belakang
(Boyd, 2006)

Berdasarkan studi menunjukan bahwa NuCore™ Injectable Nucleus mampu mengembalikan biomekanik disk. Karakterisasi biomaterial yang luas menunjukkan bahwa bahan tersebut tidak beracun dan biokompatibel. Sifat mekanis dari material NuCore™ meniru sifat alami *nucleus pulposus*. Sehingga NuCore™ Injectable Nucleus cocok untuk menggantikan nukleus pulposus. Perbandingan karakteristik NuCore™ dan *nucleus pulposus* dapat dilihat pada Tabel 2.4. Ditambah material tersebut *curing* dalam waktu 5 menit dan hampir mencapai nilai maksimum *mechanical strength* dalam waktu sekitar 30 menit (Boyd, 2006).

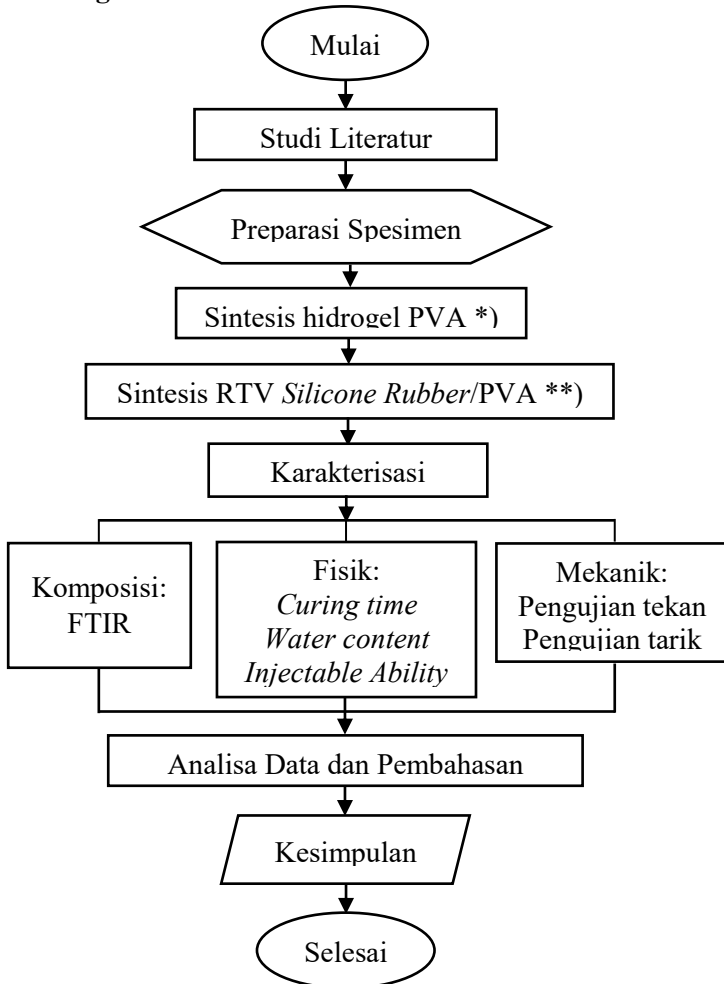
Tabel 2.4 Perbandingan Karakteristik NuCore™ dan *Nucleus Pulposus* (Boyd, 2006)

Karakteristik	NuCore™	Nucleus Pulposus
Konten Protein	19.4%	13.6-21.9%
Konten Air	79.1%	74-81%
pH	7.1	6.7-7.1
Shear Modulus	26kPa	7-21 kPa

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

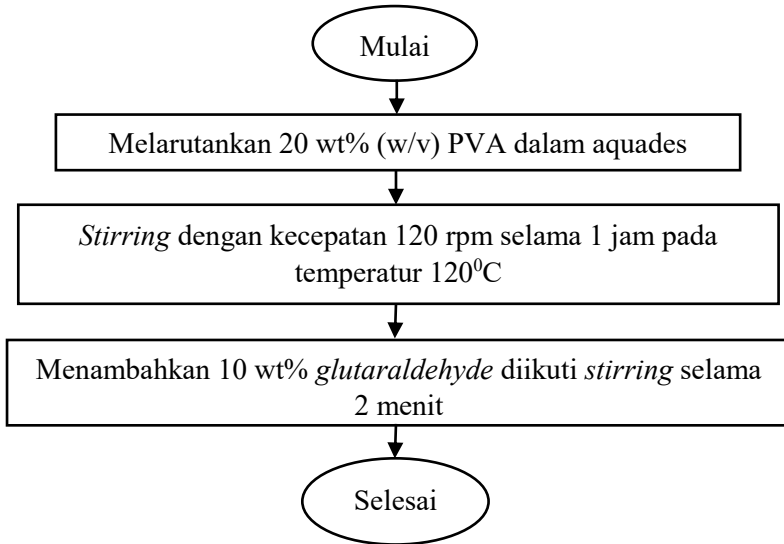
BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir

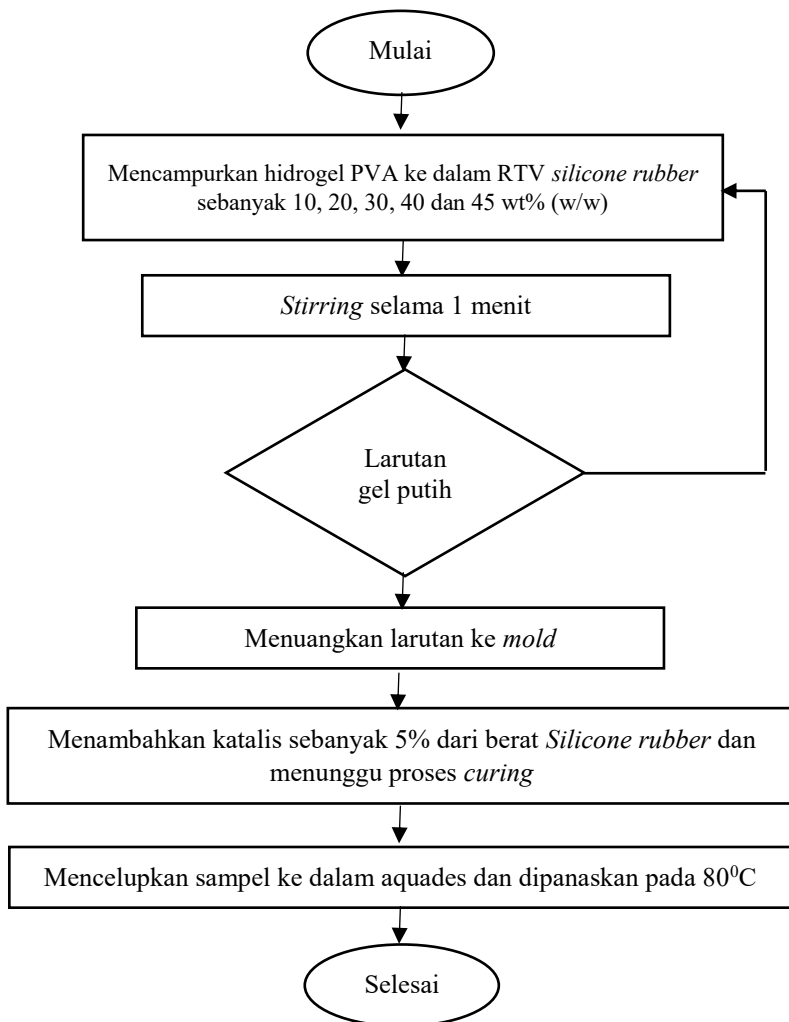


Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

*) Diagram Alir Sintesis hidrogel PVA

**Gambar 3.2** Diagram Alir Sintesis Hidrogel PVA

***) Diagram Alir Sintesis RTV *Silicone Rubber*/PVA



Gambar 3.3 Diagram Alir Sintesis RTV *Silicone Rubber*/PVA

3.2 Alat dan Bahan Penelitian

3.2.1 Alat Penelitian

1. Alat uji *Tensile Strength*
Penggunaan alat uji *Tensile Strength* pada penelitian ini untuk mengetahui kemampuan sampel dalam menerima beban tarik.
 2. Alat uji *Compressive Strength*
Penggunaan alat uji *compressive strength* pada penelitian ini untuk mengetahui kemampuan sampel dalam menerima beban tekan.
 3. *Sterile Container*
Penggunaan *sterile container* pada penelitian ini sebagai cetakan untuk hidrogel yang akan diuji secara fisik dan sifat mekanik.
 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. *Hot Plate Magnetic Stirrer*
Penggunaan hot plate magnetic stirrer pada penelitian ini sebagai alat untuk mengaduk dan menghomogenkan larutan.
 7. Neraca Analitik
Penggunaan neraca analitik pada penelitian ini sebagai alat untuk menghitung massa serbuk bahan penelitian.
 8. *Stir bar*
Penggunaan *stir bar* pada penelitian ini sebagai pengaduk pada *hot plate magnetic stirrer*.
 9. Cawan Petri
Penggunaan cawan petri pada penelitian sebagai wadah untuk pengujian *water content*.
-

10. Jarum Suntik

Penggunaan jarum suntik pada penelitian sebagai alat untuk memasukan campuran ke dalam cetakan.

11. *Epidural needle*

Penggunaan *epidural needle* pada penelitian sebagai jarum penyambung untuk memasukan campuran ke dalam cetakan.

3.2.2 Bahan Penelitian

1. *Glutaraldehyde*

Digunakan sebagai *crosslinker* PVA. Berbentuk larutan encer putih, tidak berbau. Didapat dari Online Sigma Aldrich.



Gambar 3.4 *Glutaraldehyde*

2. *Poly(vinyl) Alcohol*

Berbentuk pallete putih sehingga harus dilarutkan terlebih dahulu dengan aquades sesuai konsentrasi yang dibutuhkan. Tidak berbau, berwarna putih, dan sedikit kental. Diperlukan dalam proses pembuatan hidogrel PVA/*Silicon Rubber*. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.



Gambar 3.5 *Poly(vinyl) Alcohol*

3. *Silicon Rubber* RTV 585

Digunakan dalam proses sintesis hydrogel *Silicon Rubber* RTV 585/PVA. Berbentuk larutan kental berwarna putih, tidak berbau dan tidak berbahaya bagi tubuh. Dalam rasio RTV *Silicone rubber* : katalis sebesar 100 : 5. Didapat dari Justus.



Gambar 3.6 RTV *Silicone Rubber*

4. *Aquades*

Digunakan dalam bentuk larutan encer putih, tidak berbau, tidak mengandung mineral, dan tidak berbahaya bagi tubuh. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada Surabaya.

3.3 Metodologi Penelitian

Proses preparasi RTV *silicone rubber*/PVA dilakukan dengan pencampuran PVA hidrogel dengan RTV *silicone rubber*. Pada mulanya PVA berbentuk butir padat. Kemudian PVA butir dilarutkan dalam aquades sejumlah 20 wt% (w/v) dan di *stirring* selama 1 jam pada temperatur 120°C dengan kecepatan rotasi 120 rpm. Lalu *Glutaraldehyde (GA)* dimasukan ke dalam hidrogel PVA dengan perbandingan PVA:GA sebesar 10:1 dilanjutkan dengan *stirring* selama 2 menit. Kemudian hidrogel PVA dicampurkan dengan RTV *silicone rubber*. Pada penelitian ini perbandingan RTV *silicone rubber* : PVA yang digunakan adalah 90:10, 80:20, 70:30, 60:40 dan 55:45. Lalu campuran diaduk hingga terbentuk gel putih. Tambahkan katalis dengan perbandingan RTV *silicone rubber* : katalis sebesar 100:20, dilanjutkan dengan memasukkannya ke dalam cetakan.

3.4 Pengujian

3.4.1 Pengujian Komposisi

a. FTIR

Pengujian ini dilakukan untuk menganalisa gugus fungsi dan dilakukan di Laboratorium Karakterisasi Material Departemen Teknik Material FTI-ITS Surabaya menggunakan instrumen Thermo Scientific Nicolet IS10 dengan panjang gelombang 400-4000 cm^{-1} . Prinsip dasar pengujian FTIR adalah interaksi energi dengan suatu materi. Sampel pengujian mempunyai dimensi 5 mm x 5 mm x 5 mm. Saat spesimen uji ditembakkan dengan sinar inframerah, atom-atom dalam spesimen uji akan bergetar atau bervibrasi sebagai akibat energi yang berasal dari sinar inframerah tidak cukup kuat untuk menyebabkan terjadinya atomisasi ataupun eksitasi elektron. Besar energi vibrasi setiap komponen molekul berbeda-beda tergantung pada kekuatan ikatan yang terdapat pada molekul.



Gambar 3.7 FTIR *Instrument*

3.4.2 Pengujian Sifat Fisik

a. *Curing Time*

Pengujian ini dilakukan untuk menganalisa waktu yang diperlukan material untuk *curing* dan dilakukan di Laboratorium Material Inovatif Departemen Teknik Material FTI-ITS Surabaya. Pengujian *curing time* dengan melihat waktu *curing time* dari 2 bagian, yaitu bagian permukaan dan keseluruhan spesimen. Pada bagian permukaan dilakukan dengan menusukan spesimen dalam jangka waktu tertentu hingga spesimen mengalami *curing*. Sedangkan pada keseluruhan spesimen dilakukan dengan cara melepaskan spesimen dari cetakan tanpa adanya kerusakan spesimen.

b. *Equilibrium Water Content*

Pengujian ini dilakukan untuk menganalisa kandungan air dalam spesimen dan dilakukan di Laboratorium Material Inovatif Departemen Teknik Material FTI-ITS Surabaya. Pengujian ini dilakukan dengan merendam material selama 10 hari lalu dikeringkan pada temperatur 27°C selama 96 jam (Hurtado, 2015).

Berdasarkan ASTM D471 nilai ECW akan didapatkan menggunakan formula berikut :

$$ECW = ((Swollen - Dry)_{weight} / Dry_{weight}) \times 100\%$$

c. *Injectable Ability*

Pengujian *injectable ability* dilakukan untuk menunjukkan bahwa campuran mempunyai kemampuan untuk di *inject* melalui suntikan khusus dan mampu membentuk cetakan hingga mengisi rongga tersulitnya dan dilakukan di Laboratorium Material Inovatif Departemen Teknik Material FTI-ITS. Pengujian dilakukan dengan menggunakan jarum suntik yang disambungkan dengan *epidural needle* yang merupakan jarum khusus untuk proses operasi *injectable* ke dalam tulang belakang.

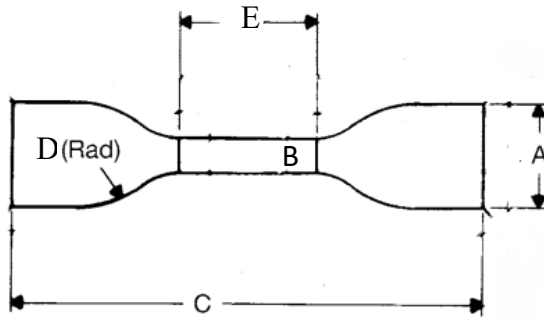


Gambar 3.8 Jarum Suntik dan *Epidural needle*

3.4.3 Pengujian Sifat Mekanik

a. Uji Tarik

Pengujian tarik dilakukan untuk menganalisa kekuatan tarik material dan dilakukan di Laboratorium Material Inovatif Departemen Teknik Material FTI-ITS Surabaya. Pada pengujian Tarik untuk material *silicone rubber* digunakan standar ASTM D412.



Gambar 3.9 Dimensi Spesimen Uji Tarik ASTM D412 (ASTM,2013)

Tabel 3.1 Dimensi Spesimen Uji Tarik (ASTM, 2013)

Dimensi	Unit	Ukuran
A	milimeter	25
B	milimeter	6
C	Millimeter	115
D	Millimeter	25
E	Millimeter	33

Pengujian tarik dilakukan untuk mengukur *tensile strength* dan *young modulus*. Instrumen pengukurannya menggunakan *loadcell* untuk pengukur beban dan *endocer* untuk mengukur elongasi.



Gambar 3.10 Alat Uji Tarik

b. Uji Tekan

Pengujian tekan dilakukan untuk menganalisa kekuatan tekan material dan dilakukan di Laboratorium Material Inovatif Departemen Teknik Material FTI-ITS Surabaya. Pada pengujian tekan *rubber*, pengujian dilakukan dengan *displacement* hingga 50% (Haris, 2002). Spesimen yang digunakan mempunyai dimensi diameter 4 cm dan tinggi 1 cm, dimana dimensi spesimen disesuaikan dengan ukuran IVD (Raj, 2008). Hasil yang didapat dari pengujian ini adalah kurva beban (kg) vs deformasi (mm) yang kemudian dapat diolah menjadi nilai *compression strength*, *compression strain*, *compression stress* serta modulus elastisitas.



Gambar 3.11 Alat Uji Tekan

3.5 Rancangan Penelitian

Tabel 3.2 Komposisi Sampel

No	Sampel	PVA (dalam % w/w)	<i>Silicone Rubber</i> (dalam % w/w)
1	Sampel PVA-0	0	100
2	Sampel PVA-10	10	90
3	Sampel PVA-20	20	80
4	Sampel PVA-30	30	70
5	Sampel PVA-40	40	60
6	Sampel PVA-45	45	55

Tabel 3.3 Rancangan Pengujian Sampel

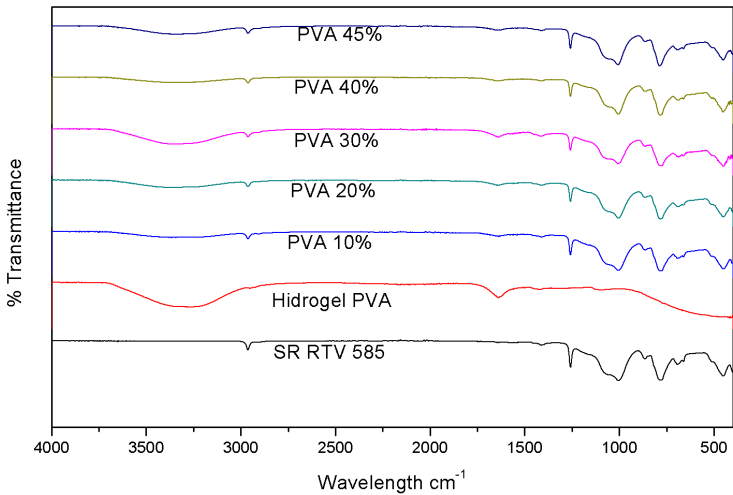
No	Sampel	Pengujian					
		Uji FTIR	Uji <i>Curing Time</i>	Uji <i>Water Content</i>	Uji <i>Injectable Ability</i>	Uji Tarik	Uji Tekan
1	Sampel PVA-0	v	v	v	-	v	v
2	Sampel PVA-10	v	v	v	-	v	v
3	Sampel PVA-20	v	v	v	-	v	v
4	Sampel PVA-30	v	v	v	v	v	v
5	Sampel PVA-40	v	v	v	-	v	v
6	Sampel PVA-45	v	v	v	-	v	v

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 FTIR

Pengujian FTIR bertujuan untuk mengetahui senyawa kimia berdasarkan ikatan atom. Uji FTIR dilakukan untuk mengetahui senyawa kimia pada PVA, RTV *silicone rubber* dan campuran RTV *silicone rubber*/PVA. Perbandingan grafik hasil uji FTIR terhadap spesimen ditunjukkan pada Gambar 4.1.



Gambar 4.1 Grafik FTIR RTV *Silicone Rubber*, PVA dan RTV *silicone rubber*/PVA

Tabel 4.1 Peak RTV *Silicone Rubber*, PVA dan RTV *silicone rubber*/PVA

Spesimen	Peak (cm ⁻¹)	Senyawa
	2962,04	C-H stretching
	1412,64	O-H bending
	1257,92	Si-CH ₃

RTV <i>silicone rubber</i>	1004,27	Si-O
	777,32	Si-CH ₃
PVA	3271,60	O-H stretching
	2159,72	C-H stretching
	1636,01	C=C stretching
	1418,58	O-H bending
	1096,10	C – O alcohol
PVA 10%	3343,39	O-H stretching
	2961,87	C-H stretching
	1637,09	C=C stretching
	1412,43	O-H bending
	1258,11	Si-CH ₃
	1004,97	Si-O-Si
PVA 20%	783,70	Si-CH ₃
	3376,38	O-H stretching
	2961,87	C-H stretching
	1637,17	C=C stretching
	1412,73	O-H bending
	1257,93	Si-CH ₃
	1004,56	Si-O-Si
PVA 30%	783,56	Si-CH ₃
	3354,83	O-H stretching
	2961,64	C-H stretching
	1636,82	C=C stretching
	1412,15	O-H bending
	1258,23	Si-CH ₃
	1006,65	Si-O-Si
PVA 40%	775,78	Si-CH ₃
	3372,36	O-H stretching
	2962,03	C-H stretching
	1637,16	C=C stretching
	1412,78	O-H bending
	1257,93	Si-CH ₃
	1004,91	Si-O-Si

	784,57	Si-CH ₃
PVA 45%	3356,11	O-H stretching
	2961,95	C-H stretching
	1653,94	C=C stretching
	1412,23	O-H bending
	1258,21	Si-CH ₃
	1007,81	Si-O-Si
	787,27	Si-CH ₃

Berdasarkan hasil pengujian pada Tabel 4.1 ditunjukkan bahwa spesimen RTV *silicone rubber* mempunyai *peak* 2962,04 cm⁻¹ terdapat ikatan C-H stretch, 1412,64 cm⁻¹ terdapat ikatan O-H, 1257,92 cm⁻¹ terdapat ikatan Si-CH₃, 1004,27 cm⁻¹ terdapat ikatan Si-O-Si dan 777,32 terdapat ikatan Si-CH₃ (Lutfi, 2017). Sehingga berdasarkan grafik tersebut, maka dapat dipastikan bahwa puncak hasil FTIR di atas mewakili ikatan kimia dari karet silicon (Utomo, 2011).

Penelitian Matty tahun 2015, hasil uji FTIR PVA yang sudah di *crosslinked* dengan GA ditemukan adanya ikatan C=O pada *peak* 1716 cm⁻¹ yang menunjukkan tidak menyatunya PVA dan GA secara sempurna. Apabila dibandingkan dengan hasil FTIR pada penelitian kali ini, tidak ditemukannya ikatan C=O sehingga PVA dan GA dapat dikatakan menyatu dengan sempurna dikarenakan ikatan C=O pada GA sudah mengalami reaksi dengan PVA.

Dari pengujian yang dilakukan ditemukan adanya ikatan C=C pada campuran RTV *silicone rubber*/PVA. Hal ini menunjukkan tidak adanya ikatan secara kimia yang terjadi antara *silicone rubber* RTV dan PVA. Hal ini juga dapat dilihat dari penelitian Matty, dimana ikatan hasil reaksi antara PVA dan GA menyisakan 1 ikatan bebas dari atom C sehingga apabila tidak ada ikatan yang terjadi maka akan berikatan dengan unsur C lainnya mejadi C=C(Matty, 2015).

4.2 *Equilibrium Water Content*

Pengujian ECW dilakukan dengan merendam spesimen dalam air selama 10 hari lalu dikeringkan dalam oven pada temperatur 27^oC selama 96 jam (Hurtado, 2015). Hasil pengujian ECW ditunjukkan pada Tabel 4.2.

Tabel 4.2 *Water Content* pada Spesimen Percobaan

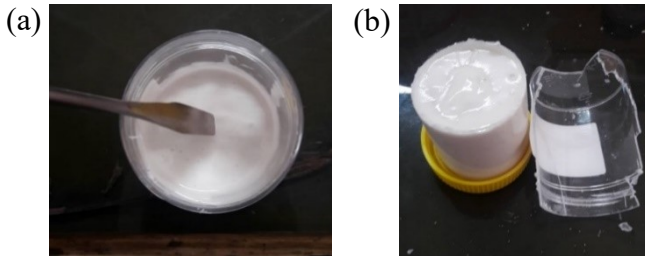
Spesimen	ECW
RTV <i>silicone rubber</i>	2%
PVA 10%	4%
PVA 20%	4%
PVA 30%	4%
PVA 40%	5%
PVA 45%	5%

Berdasarkan penelitian Robert D. Seeley pada tahun 1965, pengujian *swelling* pada *silicone rubber* yaitu dengan merendam *silicone rubber* hingga tidak ada penambahan berat pada *silicone rubber*. Pada penelitian kali ini, pengujian *swelling* dilakukan dengan spesimen direndam hingga 10 hari yang merupakan titik maksimal penambahan berat spesimen lalu dikeringkan hingga 4 hari pada temperatur 27^oC.

Berdasarkan Tabel 4.2 atas dapat dilihat bahwa penambahan PVA menyebabkan penambahan persentase ECW campuran. Hal ini disebabkan karena PVA merupakan polimer yang bersifat hidrofilik, sehingga penambahan persentase PVA akan meningkatkan kandungan air pada campuran (Hurtado, 2015 dan Holik, 1981). Peningkatan *water content* dikarenakan adanya gugus hidroksil pada PVA yang ditunjukkan pada peak 3271,6 berdasarkan hasil pengujian FTIR. Semakin banyak persentase jumlah PVA dalam RTV *silicone rubber* maka menyebabkan kenaikan persentase jumlah *water content* (Hurtado, 2015).

4.3 *Curing Time*

Pada penelitian ini dilakukan pengujian curing time dengan melihat waktu curing time dari 2 bagian, yaitu bagian permukaan dan keseluruhan spesimen seperti pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Spesimen Pengujian *Curing Time*; (a) Permukaan; (b) Keseluruhan Spesimen

Hasil pengujian *curing time* pada Tabel 4.3 dan Tabel 4.4 menunjukkan bahwa penambahan PVA pada RTV *silicone rubber* memberikan dampak yang signifikan terhadap *curing time* campuran. Namun, penambahan persentase jumlah PVA dalam RTV *silicone rubber* tidak memberikan dampak perubahan terhadap *curing time* campuran.

Tabel 4.3 Hasil Uji *Curing Time* pada Permukaan Spesimen

Spesimen	Curing Time
RTV <i>Silicone Rubber</i>	70 menit
PVA 10%	55 menit
PVA 20%	42 ± 7,64 menit
PVA 30%	42 ± 7,64 menit
PVA 40%	40 ± 5,00 menit
PVA 45%	38 ± 7,64 menit

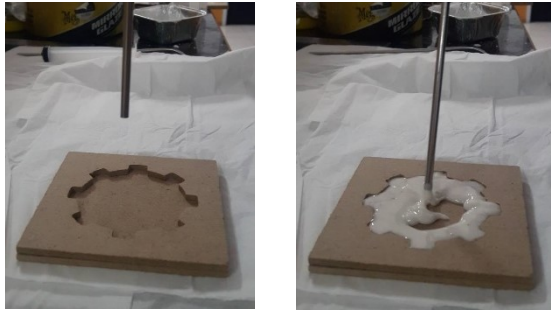
Tabel 4.4 Hasil Uji *Curing Time* pada Keseluruhan Spesimen

Spesimen	Curing Time
RTV <i>Silicone Rubber</i>	107 ± 5,77 menit
PVA 10%	68 ± 2,89 menit
PVA 20%	68 ± 2,89 menit
PVA 30%	68 ± 2,89 menit
PVA 40%	68 ± 2,89 menit
PVA 45%	68 ± 2,89 menit

Berdasarkan *silicone rubber handbook*, *silicone rubber* RTV mempunyai *curing time* sekitar 4 jam hingga 3 hari. Sedangkan hidrogel PVA mempunyai *curing time* sekitar 30 menit hingga 120 menit pada temperatur 120 -160°C (Gohil, 2006). Sehingga perubahan *curing time* dapat disebabkan karena adanya hidrogel PVA yang mempengaruhi *silicone rubber* RTV sehingga mempercepat *curing time*.

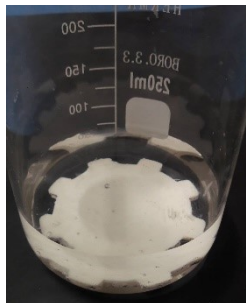
4.4 *Injectable Ability*

Pengujian *injectable ability* dilakukan bertujuan untuk menunjukkan bahwa campuran RTV *silicone rubber*/PVA mempunyai kemampuan untuk di inject melalui suntikan khusus dan mampu membentuk cetakan hingga mengisi rongga tersulitnya. Pengujian ini dilakukan dengan memasukan RTV *silicone rubber*/PVA ke dalam cetakan dengan menggunakan jarum suntik khusus yang digunakan dalam proses operasi seperti ditunjukkan pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3 Proses *Injectable* ke Dalam Cetakan

Cetakan yang digunakan berbentuk gerigi bertujuan untuk menunjukkan bahwa campuran RTV *silicone rubber*/PVA dapat masuk ke dalam celah yang sulit dan membentuk sudut gerigi secara sempurna seperti pada Gambar 4.4.

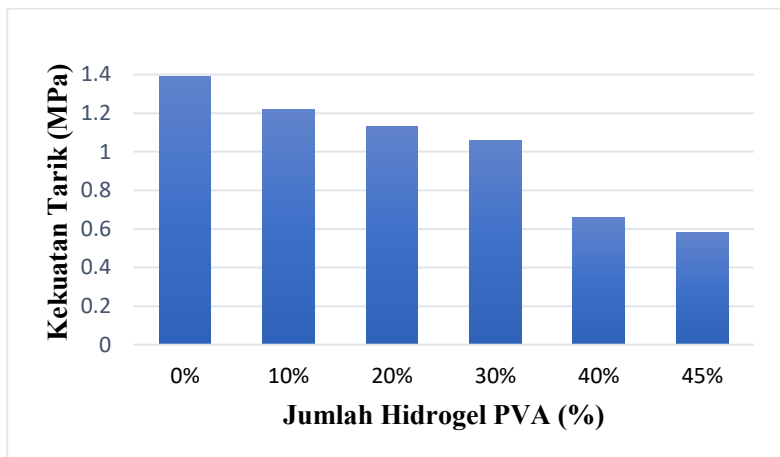


Gambar 4.4 Spesimen Pengujian *Injectable Ability*

Dari gambar diatas dapat dilihat bahwa RTV *silicone rubber*/PVA dapat membentuk cetakan gerigi dengan baik. Kemudian spesimen direndam dalam PBS yang mempunyai pH netral ($\text{pH} = 7$) dan tidak mengalami kerusakan. PBS merupakan bahan yang mempunyai ion ion yang menyerupai tubuh dan biasanya digunakan dalam pengujian biodegradabilitas (Muthuraj, 2015 dan Höglund, 2012)

4.5 Uji Tarik

Hasil pengujian tarik yang telah dilakukan (Gambar 4.5) menunjukkan bahwa penambahan PVA menyebabkan penurunan pada kekuatan tarik campuran. Pada buku Harris pada tahun 2002, disebutkan bahwa kekuatan tarik maksimal *silicone rubber* sebesar 10,34 MPa. Sedangkan penelitian Wan (2002) disebutkan bahwa kekuatan tarik hidrogel PVA berada pada 0,0059 MPa hingga 0,0217 MPa. Sehingga kekuatan tarik hidrogel PVA menyebabkan penurunan kekuatan tarik RTV *silicone rubber*.



Gambar 4.5 Grafik Kekuatan Tarik

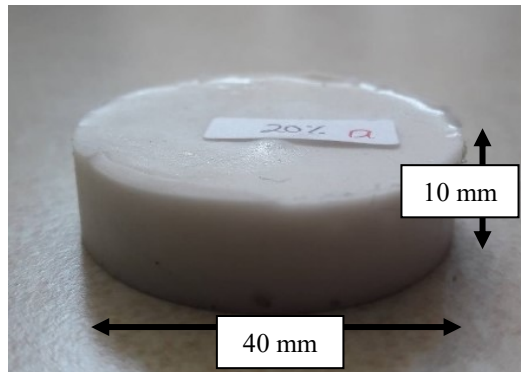
Pada penelitian Cortes pada tahun 2014 disebutkan NP mempunyai nilai *young modulus* sebesar $64,9 \pm 44,1 \times 10^{-3}$ MPa, dan AF mempunyai nilai *young modulus* sebesar $25 \pm 21,6 \times 10^{-3}$ MPa. Jika dibandingkan dengan hasil uji tarik pada penelitian kali ini (Tabel 4.5), dapat dilihat bahwa *young modulus* dari tiap spesimen dengan penambahan jumlah hidrogel PVA hingga 45% memenuhi nilai *young modulus* untuk menjadi kandidat material pengganti bantalan tulang belakang.

Tabel 4.5 Data Hasil Pengujian Tarik

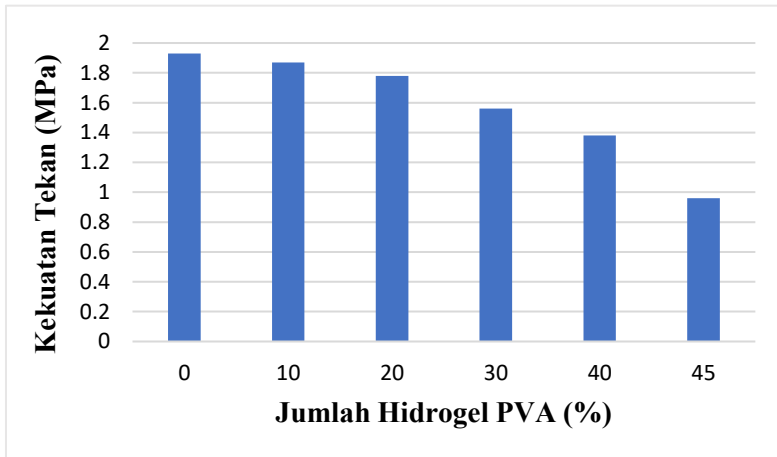
Spesimen	Young Modulus (MPa)	Kekuatan Tarik (MPa)
RTV <i>Silicone Rubber</i>	$0,25 \pm 0,03$	$1,39 \pm 0,20$
PVA 10%	$0,30 \pm 0,03$	$1,22 \pm 0,31$
PVA 20%	$0,26 \pm 0,03$	$1,13 \pm 0,15$
PVA 30%	$0,30 \pm 0,02$	$1,06 \pm 0,07$
PVA 40%	$0,23 \pm 0,08$	$0,66 \pm 0,10$
PVA 45%	$0,30 \pm 0,10$	$0,58 \pm 0,15$

4.6 Uji Tekan

Pada penelitian ini, pengujian tekan dilakukan dengan memberikan beban pada spesimen. Pada pengujian tekan *rubber*, pengujian dilakukan dengan *displacement* hingga 50% (Haris, 2002). Spesimen yang digunakan (Gambar 4.6) pada pengujian tekan disesuaikan dengan ukuran IVD, dimana IVD mempunyai diameter 40 mm dan ketebalan 7-10 mm (raj, 2008).



Gambar 4.6 Spesimen Pengujian Tekan



Gambar 4.7 Grafik Kekuatan Tekan

Tabel 4.6 Data Hasil Pengujian Tekan

Spesimen	Kekuatan Tekan (MPa)
RTV <i>Silicone Rubber</i>	1,93 ± 0,17
PVA 10%	1,87 ± 0,19
PVA 20%	1,78 ± 0,10
PVA 30%	1,56 ± 0,17
PVA 40%	1,38 ± 0,13
PVA 45%	0,96 ± 0,10

Dari Gambar 4.7 dan Tabel 4.6 dapat disimpulkan bahwa penambahan PVA menyebabkan penurunan pada kekuatan tekan campuran. Penelitian Hong tahun 2017 juga menunjukkan pengaruh *curing time* terhadap kekuatan tekan. Penelitian ini menunjukkan kekuatan tekan polimer polysulfide mengalami kenaikan seiring dengan semakin lamanya *curing time*. Dimana pada penelitian kali ini ditemukan semakin banyak penambahan PVA menyebabkan penurunan *curing time* begitu juga penurunan kekuatan tekan.

Berdasarkan penelitian Newell tahun 2017, Dalam NP yang sehat, tekanan in vivo pada nukleus adalah antara 0,46-1,330 MPa pada posisi duduk, 0,5-0,87 MPa pada posisi berdiri, dan 0,091-0.539 MPa pada berbaring. Tekanan tertinggi dalam nukleus adalah sebesar 2,3 MPa yang direkam dalam subjek pada posisi berdiri yang sedang melenturkan ke depan memegang massa 20 kg (Newell, 2017). Dan berdasarkan Tabel 4.6 didapatkan bahwa semua spesimen masuk dalam kriteria untuk menjadi kandidat material pengganti bantalan tulang belakang.

(Halaman Ini Sengaja Dikosongkan)

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Adapun kesimpulan yang dapat diambil dari penelitian ini adalah:

1. Penambahan PVA pada sifat fisik *room temperature vulcanized silicone rubber* / PVA menyebabkan mempercepat *curing time* dari 107 menit menjadi 68 menit dan meningkatkan *water content* dari 1% hingga 5%. Disamping itu pengujian *injectable ability* menunjukkan bahwa material dapat dimasukkan ke dalam cetakan melalui *epidural needle* dan membentuk cetakan dengan baik.
2. Penambahan PVA pada sifat mekanik *room temperature vulcanized silicone rubber* / PVA menyebabkan penurunan kekuatan tarik dari 1.39 MPa hingga 0.58 MPa dan menurunkan kekuatan tekan dari 1.93 MPa hingga 0.96 MPa.

Hasil analisa menunjukkan *room temperature vulcanized silicone rubber* / PVA mampu menjadi kandidat material alternatif pengganti bantalan tulang belakang.

5.2 Saran

Beberapa saran yang dapat diperhatikan untuk penelitian selanjutnya adalah:

1. Dilakukan penelitian lebih lanjut mengenai material pengganti bantalan tulang belakang.
2. Dilakukan penelitian mengenai *life time* dari material pengganti ketika diberikan beban dinamik.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- _. 2013. **Designation: D412 – 06A Standard Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomer - Tension**. ASTM International
- Binetti, Valerie Regina. 2013. **Development and Characterization of a Chemically Crosslinked Polyvinyl Alcohol/Polyethylene Glycol Hydrogel for Injectable Nucleus Pulposus Replacement**. Drexel University
- Boyd, Lawrence M., Andrew J. Carter. 2006. **Injectable biomaterials and vertebral endplate treatment for repair and regeneration of the intervertebral disc**. Eur Spine J 15 (Suppl. 3):S414–S421
- Cidex. 1973. **REPORTS OF COUNCILS AND BUREAUS**. JADA, Vol. 86
- Ciullo, Peter A. 1996. **Industrial Minerals and Their Uses A handbook and formulary**. Noyes Publications
- Coric, Domagoj. 2008. **Nucleus Replacement Technologies**. 8 (March 2008): 115–20.
- Cortes, Daniel H, Nathan T. Jacobs, John F. DeLucca and Dawn M. Elliott. 2013. **Elastic, permeability and swelling properties of human intervertebral disc tissues: A benchmark for tissue engineering**. Journal of Biomechanics
- Damink, L. H. H. Olde, P. J. Dijkstra, M. J. A. Van Luyn. P. B. Van Wachem, P. Nieuwenhuis and J. Feijen. 1995. **Glutaraldehyde as a crosslinking agent for collagen-based biomaterials**. Journal of Materials Science: Materials I Medicine 6: 460-472.
- Dowdell James, Mark Erwin, Theodeo Choma, Alexander Vaccaro, James Latridis, Samuel K. Cho. 2017. **Intervertebral Disk Degeneration and Repair**. Department of Orthopedics, Icahn School of Medicine at Mount Sinai, New York

-
- Dusunceli, Necmi and Ozgen U. Colak. 2007. **Modelling effects of degree of crystallinity on mechanical behavior of semicrystalline polymers**. International Journal of Plasticity 24 : 1226
- Freemont, A.J., 2009. **The cellular pathobiology of the degenerate intervertebral disc and discogenic back pain**. Rheumatology 48, 5–10.
- Gibson, R. F. 1994. **Principles of Composite Material**. New York: McGraw-Hill Inc.
- Gohil, Jaydevsinh M. and Amit Bhattacharya. 2006. **Studies On The Crosslinking Of Poly (Vinyl Alcohol)**. Journal of Polymer Research 13: 161–169
- Goncalo S, Brandao M, Pecegueiro M, Moreno A, **Sousa I (1984) Occupational contact dermatitis to glutaraldehyde** . Contact Dermat 10:183–184.
- Halloran, Damien O., Sibylle Grad, Martin Stoddart, Peter Dockery, Mauro Alini, and Abhay S. Pandit. 2008. **An Injectable Cross-Linked Scaffold for Nucleus Pulposus Regeneration**. *Biomaterials* 29 (4): 438–47.
- Harris, Cyril M. and Allan G, Piersol. 2002. **HARRIS' SHOCK AND VIBRATION HANDBOOK**. USA
- Herliana, Asti, Noor Fuadillah Yudhiono, dan Fitriyani. 2017. **Sistem Pakar Diagnosis Penyakit Hernia Nukleus Pulposus Menggunakan Forward Chaining Berbasis Web**. Jurnal Kajian Ilmiah Volume 17 (3); 86
- Höglund, Anders, Karin Odelius, and Ann-Christine Albertsson. 2012. **Crucial Differences in the Hydrolytic Degradation between Industrial Polylactide and Laboratory-Scale Poly(L-lactide)**. Department of Fibre and Polymer Technology, KTH Royal Institute of Technology, Sweden
- Holik, M., B. Matejkova. 1981. **DETERMINATION OF HYDROXYL GROUPS AND WATER CONTENT IN SILICA BY NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE**
-

-
- SPECTROSCOPY.** Elsevier Scientific Publishing Company. Amsterdam
- Hong, Sunnam. 2017. **Influence of Curing Conditions on the Strength Properties of Polysulfide Polymer Concrete.** College of Engineering, Sungkyunkwan University, Korea
- Hurtado, M. Morales, X. Zeng, P. Gonzalez-Rodriguez, J. E. Ten Elshof, and E. Van Der Heide. 2015. **A new water absorbable mechanical Epidermal skin equivalent: The combination of hydrophobic PDMS and hydrophilic PVA hydrogel.** Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 46: 305-317
- Ikhsanawati, Annisa, Bambang Tiksnadi, Arifin Soenggono, Nucki Nursjamsi Hidajat. 2015. **Herniated Nucleus Pulposus in Dr. Hasan Sadikin General Hospital Bandung Indonesia.** Althea Medical Journal 2 (2)
- Jiang, Shan, Sha Liu and Wenhao Feng. 2011. **PVA hydrogel properties for biomedical application.** Journal of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials 4: 1228-1233
- Kallaf, Growney, Meghana Pendyala, J. Gary Bledsoe and Scott A. Sell. 2017. **Characterization and restoration of degenerated IVD function with an injectable, in situ gelling alginate hydrogel: An in vitro and ex vivo study.** Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 72 : 229–240
- Kalson, N.S., Richardson, S., Hoyland, J.A., 2008. **Strategies for regeneration of the intervertebral disc.** Regen. Med. 3, 717–729.
- Kamonchaivanich, Kanittha, Chompunut SOPAJAREE and Sarawut RIMDUSIT. 2003. **The Gelation Behaviors and Mechanical Properties of Silicone Resins for A Breast Model Application.** Journal of Metals, Materials and Minerals. Vol. 12 No. 2 pp. 7-12
-

-
- Kita, Kristin Benjamin. 2010. **Characterization of In-Situ Curing PVA-PEG Hydrogels for Nucleus Pulposus Replacement**. Drexel University
- Krevelen, D. W. Van. 1994. **Properties of Polymers, Their Correlation with Chemical Structure, Their Numerical Estimated and Prediction from Additional Group Contributions 3rd Edition**. Elsevier Science B. V. Amsterdam. Nederlands.
- Li, Pan, Shan Jiang, Yan Yu, Jun Yang, and Zhiyong Yang. 2015. **Biomaterial characteristics and application of silicone rubber and PVA hydrogels mimicked in organ groups for prostate brachytherapy**". *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 49: 220-234
- Lutfi, Zuhelmi. 2017. **STUDI SIFAT MEKANIK DAN FISIK BAHAN AKUSTIK SILICONE RUBBER BERPENGUAT FILLER CANGKANG KELAPA SAWIT**. ITS, Surabaya
- Matty, Fadhel S., Maha T. Sultan and Adiba Kh. Amine. 2015. **Swelling Behavior of Cross-link PVA with Glutaraldehyde**. *Ibn Al-Haitham Jour. for Pure & Appl. Sci.* Vol. 28 (2)
- Maulana, Ruli Syukron. 2016. **HUBUNGAN INDEKS MASSA TUBUH (IMT) DENGAN TINGKAT NYERI PADA PENDERITA LOW BACK PAIN (LBP) DI POLIKLINIK SARAF RSUD Dr. ZAINOEL ABIDIN BANDA ACEH RELATIONSHIP**. *Jurnal Ilmiah Mahasiswa Kedokteran Biomedis* 4 (1): 10–16. <https://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2>.
- Muthuraj, Rajendran, Manjusri Misra and A.K. Mohanty. 2015. **Hydrolytic degradation of biodegradable polyesters under simulated environmental conditions**. School of Engineering, University of Guelph, Guelph, Ontario, Canada
- Newel, N., JP Little, A. Christou, MA Adams, CJ Adam and SD Masouros. 2017. **Biomechanics of the human**
-

-
- intervertebral disc: A review of testing techniques and results.** Journal of the mechanical behavior of biomedical materials 69: 420-434
- Odian, George. 2004. *Principles of Polymerization Fourth Edition*. Jhon Wiley & Sons, Inc. New Jersey
- Pakaya, Fahriadi, Hosta Ardhyanta, and Sigit Tri Wicaksono. 2017. “**Mechanical Properties and Thermal Stability of Epoxy/RTV Silicone Rubber**.” IPTEK, The Journal for Technology and Science, Vol. 28, No. 1
- Pal, Amrita. Brent L. Vernon and Mehdi Nikkhah. 2018. **Therapeutic neovascularization promoted by injectable hydrogels.** Bioactive Materials 3 : 389-400
- Park, Joon B and Roderic S. Lakes. 1992. **Biomaterials: An Introduction. Biomedical Materials.** Springer US.
- Patachia, Silvia, Artur J. M. Valente, Adina Papancea, dan Victor M. M. Lobo. 2009. **POLY (VINYL ALCOHOL) [PVA]-BASED POLYMER MEMBRANES.** Nova Science Publishers, Inc.c, New York
- Raj, P. Prithvi. 2008. **Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results.** Department of Anesthesiology and Pain Management, Texas Tech University, Lubbock, Texas, U.S.A.
- Ricciardi, Rosa, Finizia Auriemma, Claudio De Rosa and Françoise Lauprete. 2004. **X-ray Diffraction Analysis of Poly(vinyl alcohol) Hydrogels, Obtained by Freezing and Thawing Techniques.** Macromolecules 37, 1921-1927
- Risbud, Makarand V. and Irving M. Shapiro. 2013. **Role of cytokines in intervertebral disc degeneration: pain and disc content.** Department of Orthopaedic Surgery, USA
- Schwartz, M.M. 1984. **Composite Materials Handbook.** New York: McGraw-Hill Inc
- Seeley, Robert D. 1965. **Three Methods for Determining the Swelling of Silicone Rubber.** JOURNAL OF APPLIED POLYMER SCIENCE VOL. 9, PP. 3285-3293
-

-
- Smith, A. Lee. 1974. **The Analytical Chemistry of Silicones**. New York, Wiley.
- Son, Wenlong, Ana C. Lima and Joao F. Mano. 2010. **Bioinspired methodology to fabricate hydrogel spheres for multi-applications using superhydrophobic substrates**. *Soft Matter* (6): 5868
- Sonker, Amit Kumar, Kalpana Rathore, Rajaram Krishna Nagarale, and Vivek Verma. 2017. **Crosslinking of Polyvinyl Alcohol (PVA) and Effect of Crosslinker Shape (Aliphatic and Aromatic) Thereof**” *Journal of Polymers and the Environment* 0 (0): 0.
- Stammen, Jason A., Stephen Williams, David N. Ku and Robert E. Guldborg. 2001. **Mechanical properties of a novel PVA hydrogel in shear and unconfined compression**, *Biomaterials* 22: 799-806
- Sulistijono. 2012. **Mekanika Material Komposit**. Institut Teknologi Sepuluh Nopember : Surabaya.
- Uden, Sebastião van, Joana Silva-Correia, Joaquim Miguel Oliveira, and Rui Luís Reis. 2017. **Current Strategies for Treatment of Intervertebral Disc Degeneration: Substitution and Regeneration Possibilities**. *Biomaterials Research* 21 (1): 1–19
- Utomo, Deni Budi. 2015. **STUDI PENGARUH KATALIS CURING (CURING CATALYST) BENZOIL PEROKSIDA TERHADAP KEKUATAN TARIK DAN STABILITAS TERMAL KARET SILIKON (SILICONE RUBBER)**. ITS, Surabaya
- Vo, Evanly, Zhenzhen Zhuang. 2009. **The Use of Aldehyde Indicators to Determine Glutaraldehyde and Alkaline Glutaraldehyde Contamination in Chemical Protective Gloves**. *Arch Environ Contam Toxicol* (2009) 57:185–192
- Wan, W. K., G. Champbell, Z.F. Zhang, A. J. Hui and D.R. Boughner. 2002. **Optimizing the Tensile Properties of Polyvinyl Alcohol Hydrogel**. Canada
-

-
- Whatley, Benjamin R. and Xuejun Wen. 2012. **Intervertebral disc (IVD): Structure, degeneration, repair and regeneration**. Materials Science and Engineering C 32 (2): 61–77
- Yuniarti, Nurhening dan A.N. Afandi. 2012. **TINJAUAN SIFAT HIDROFOBIA BAHAN ISOLASI SILICONE RUBBER**. Teknik Elektro Universitas Negeri Yogyakarta
- Zhang, Siran, Nayeon Kim, Wallace Yokoyama and Yookyung Kim. 2018. **Effects of moisture content on mechanical properties, transparency, and thermal stability of yuba film**. Food Chemistry 243 : 202–207

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

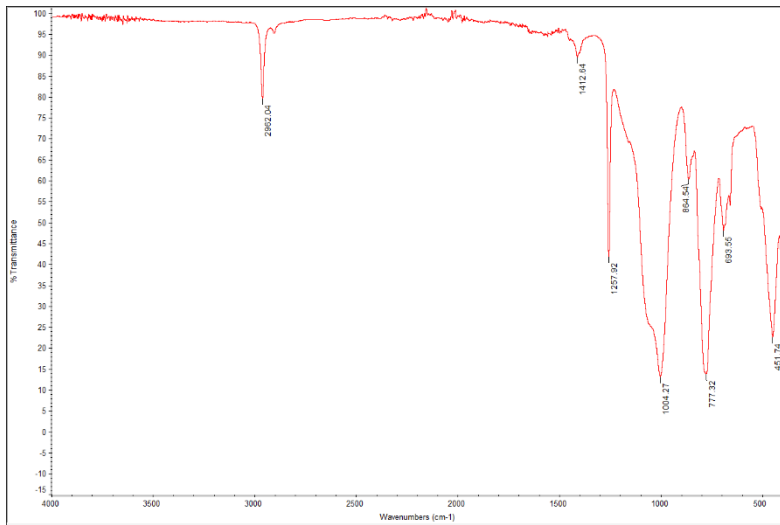
LAMPIRAN

Lampiran 1 : Perhitungan massa

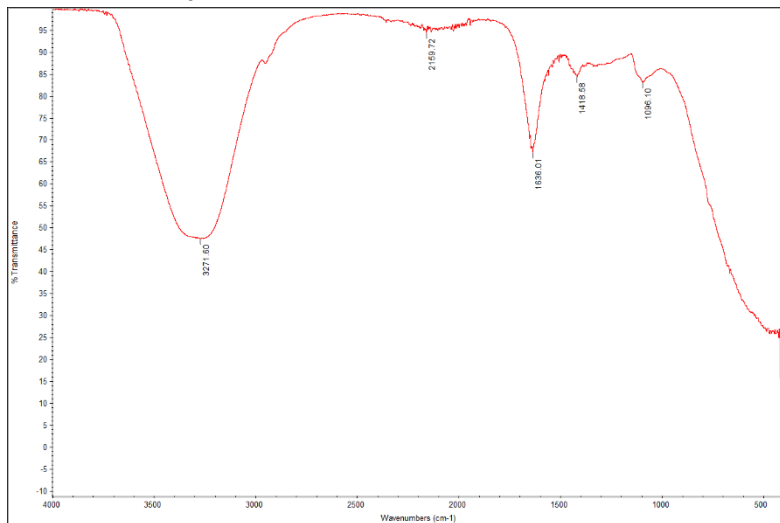
Spesimen	PVA	Aquades	GA	RTV	Katalis
RTV	-	-	-	10	0.5 gr
PVA 10	2 gram	10 ml	0.2 gr	109.8 gr	5.49 gr
PVA 20	2 gram	10 ml	0.2 gr	48.8 gr	2.44 gr
PVA 30	2 gram	10 ml	0.2 gr	28.47 gr	1.42 gr
PVA 40	2 gram	10 ml	0.2 gr	18.3 gr	0.92 gr
PVA 45	2 gram	10 ml	0.2 gr	14.91 gr	0.75 gr

Lampira 2: Hasil Uji FTIR

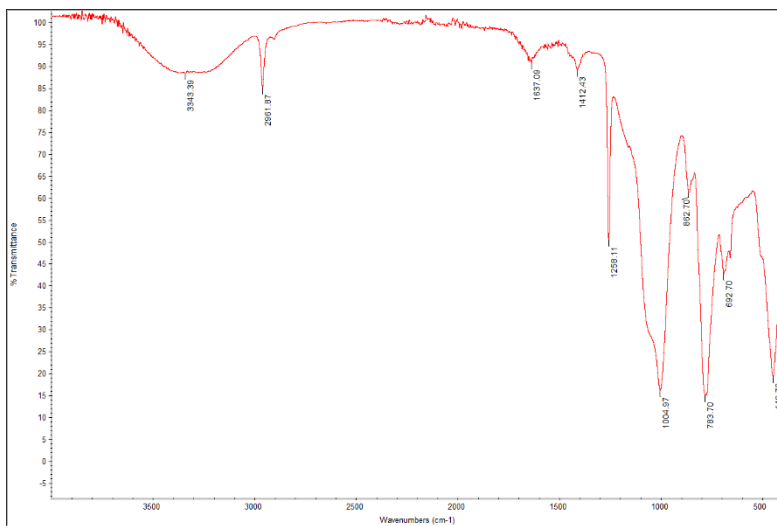
1. Hasil Uji FTIR RTV *Silicone Rubber*



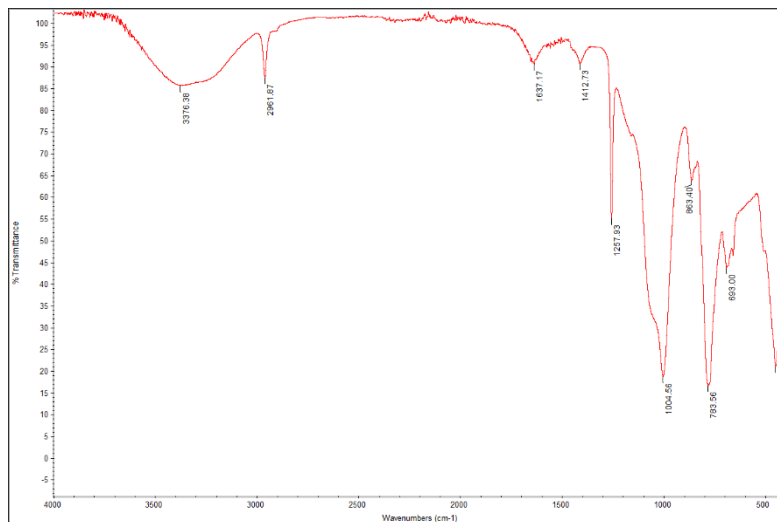
2. Hasil Uji FTIR PVA



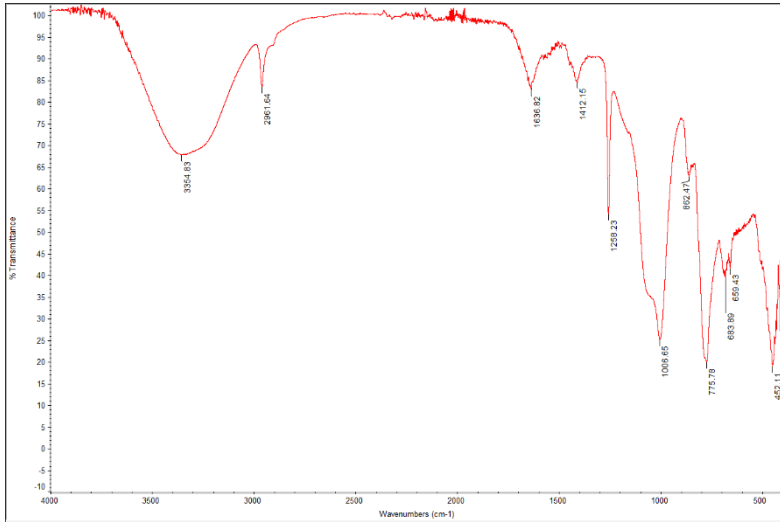
3. Hasil Uji FTIR PVA 10



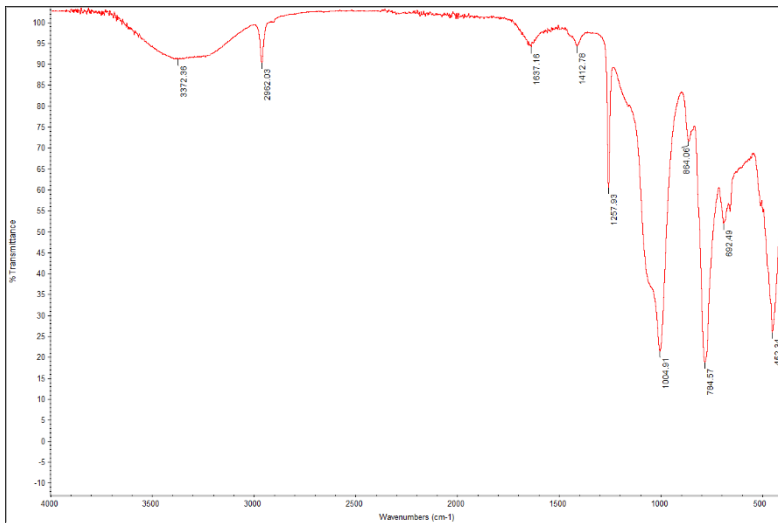
4. Hasil Uji FTIR PVA 20



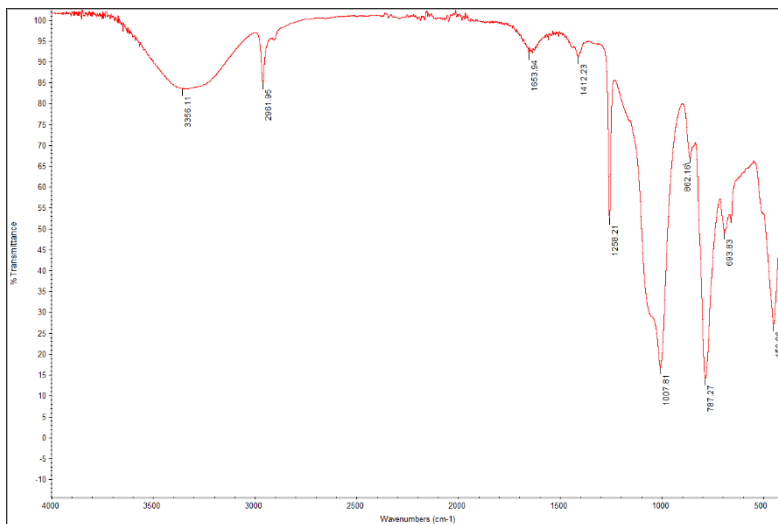
5. Hasil Uji FTIR PVA 30



6. Hasil Uji PVA 40



7. Hasil Uji PVA 45



Lampiran 3: Hasil Uji EWC

Hasil Uji EWC 1

Spesimen	Swollen Weight (gram)	Dry Weight (gram)
RTV Silicone Rubber	10.44	10.18
PVA 10	6.60	6.37
PVA 20	9.66	9.29
PVA 30	4.93	4.52
PVA 40	11.59	11.05
PVA 45	9.83	9.26

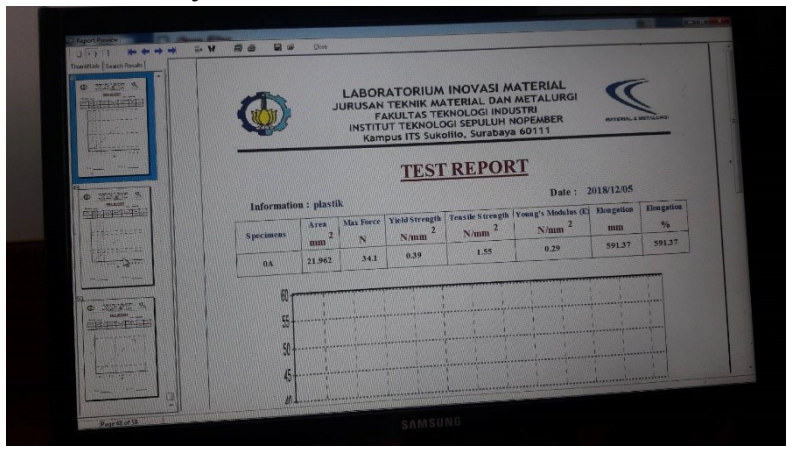
Hasil Uji EWC 2

Spesimen	Swollen Weight (gram)	Dry Weight (gram)
RTV <i>Silicone Rubber</i>	7.29	7.04
PVA 10	6.96	6.57
PVA 20	7.38	6.97
PVA 30	9.73	9.25
PVA 40	7.3	6.76
PVA 45	10.98	10.49

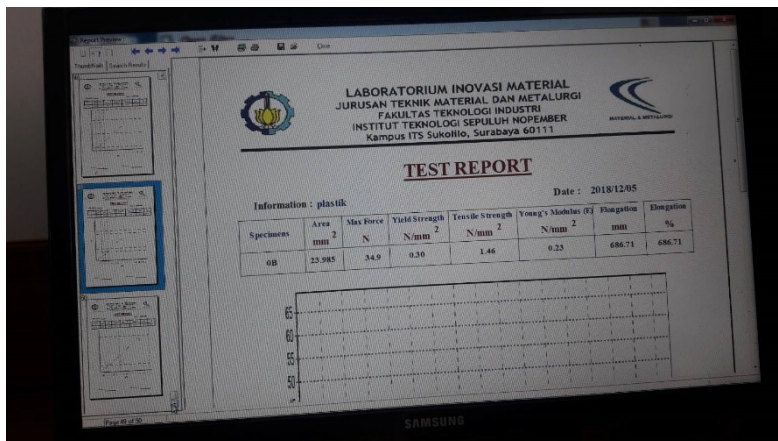
Hasil Uji EWC 3

Spesimen	Swollen Weight (gram)	Dry Weight (gram)
RTV <i>Silicone Rubber</i>	16	15.84
PVA 10	15.49	15.21
PVA 20	16.16	15.79
PVA 30	14.87	14.49
PVA 40	14.57	14.21
PVA 45	13.81	13.12

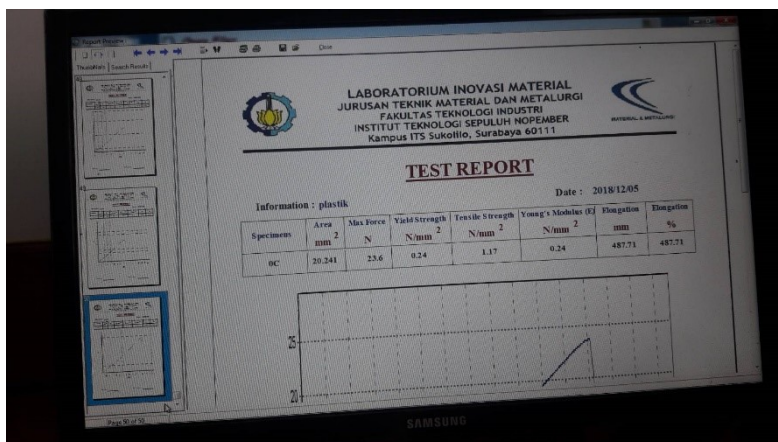
Lampiran C: Hasil Uji Tarik

1. Hasil Uji Tarik RTV *silicone rubber* 1

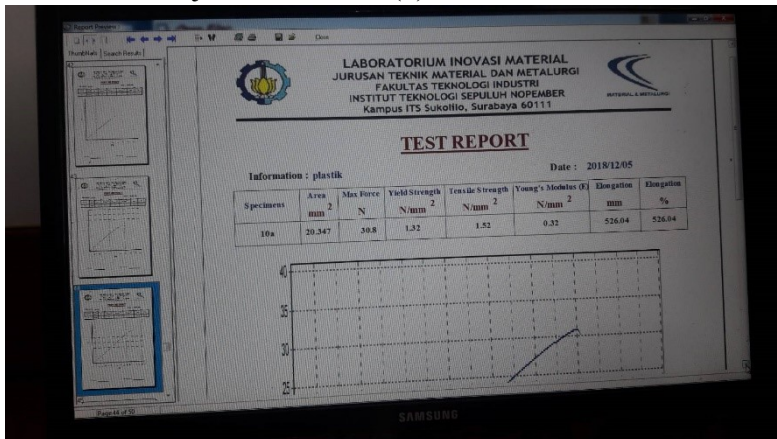
2. Hasil Uji Tarik RTV *silicone rubber* 2



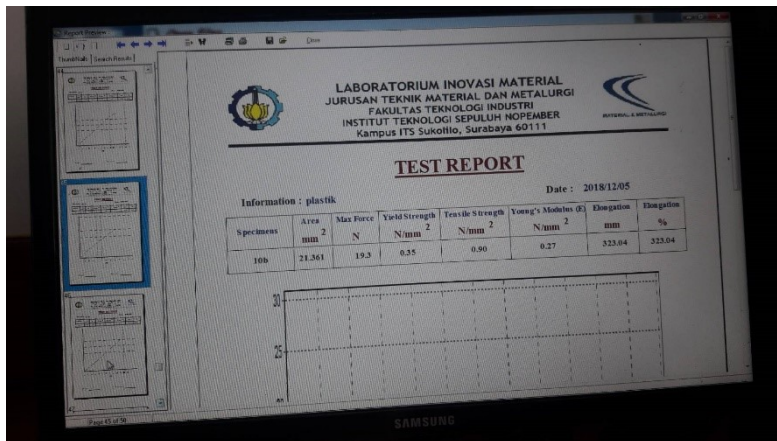
3. Hasil Uji Tarik RTV *silicone rubber* 3



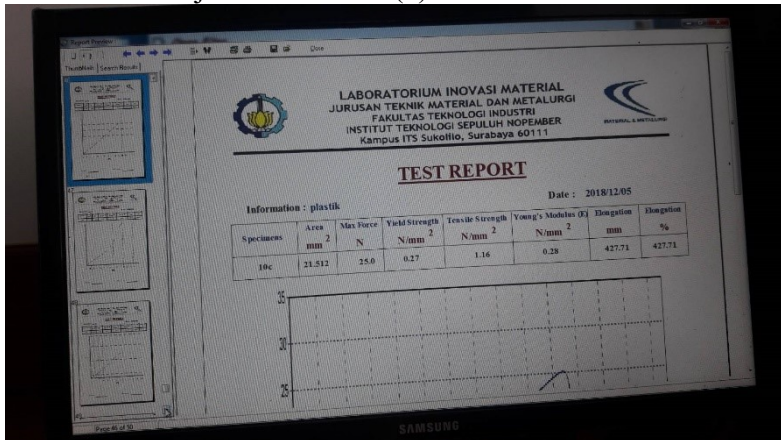
4. Hasil Uji Tarik PVA 10 (1)



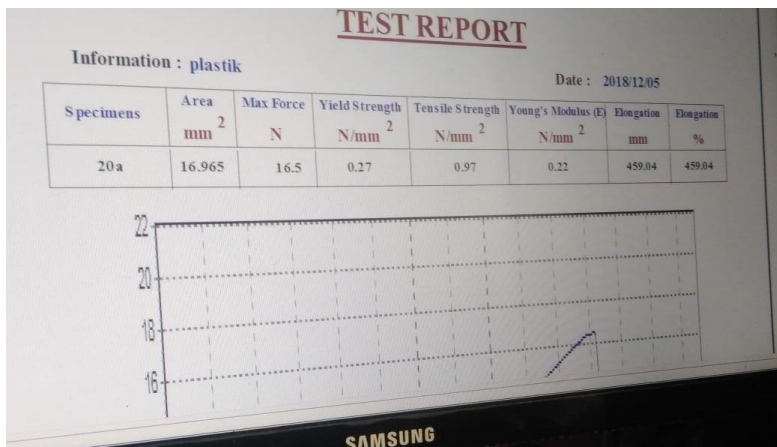
5. Hasil Uji Tarik PVA 10 (2)



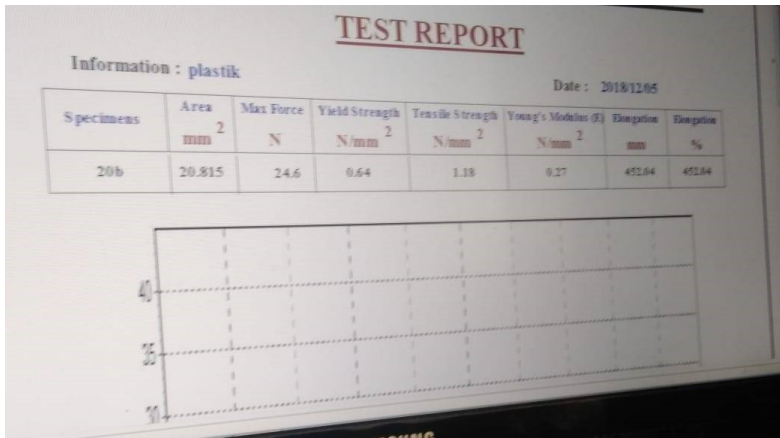
6. Hasil Uji Tarik PVA 10 (3)



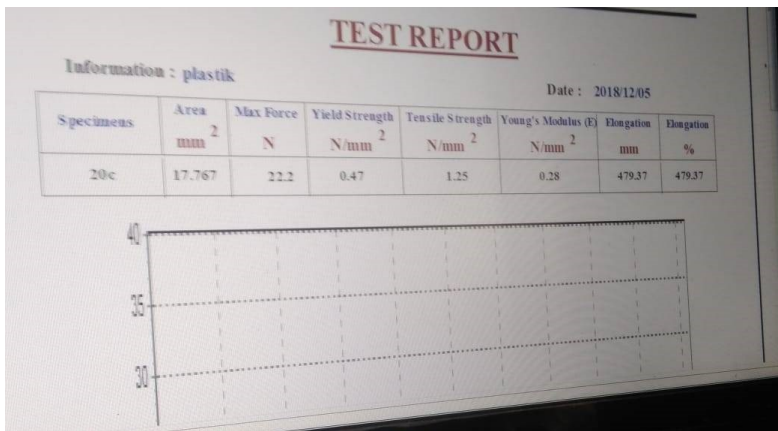
7. Hasil Uji Tarik PVA 20 (1)



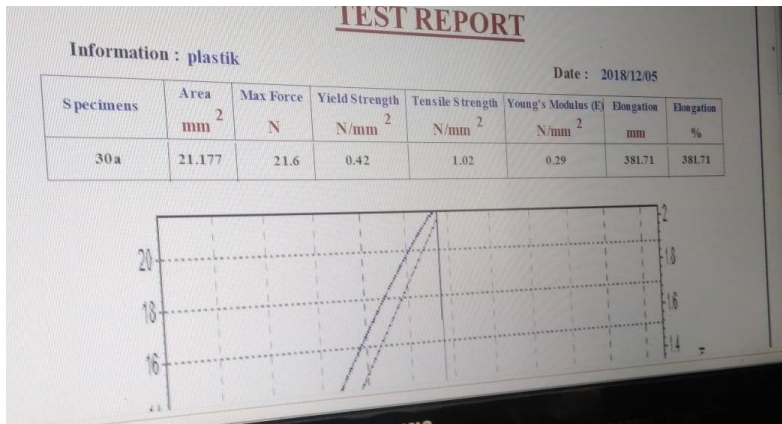
8. Hasil Uji Tarik PVA 20 (2)



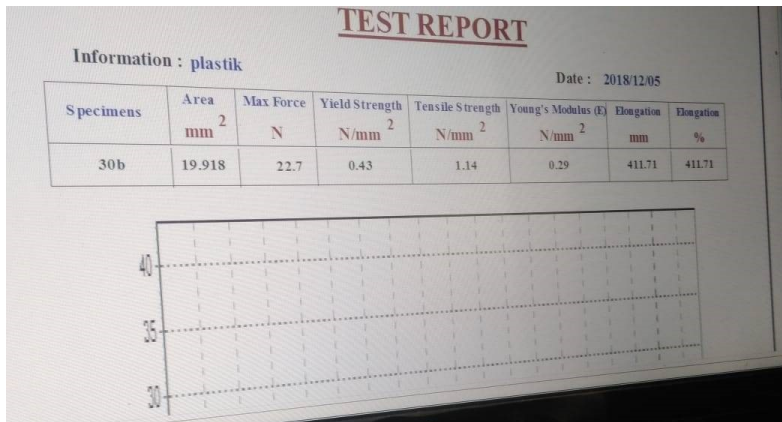
9. Hasil Uji PVA 20 (3)



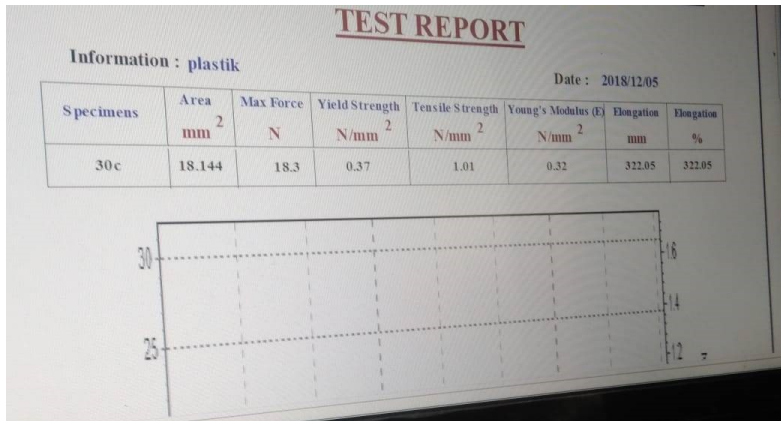
10. Hasil Uji PVA 30 (1)



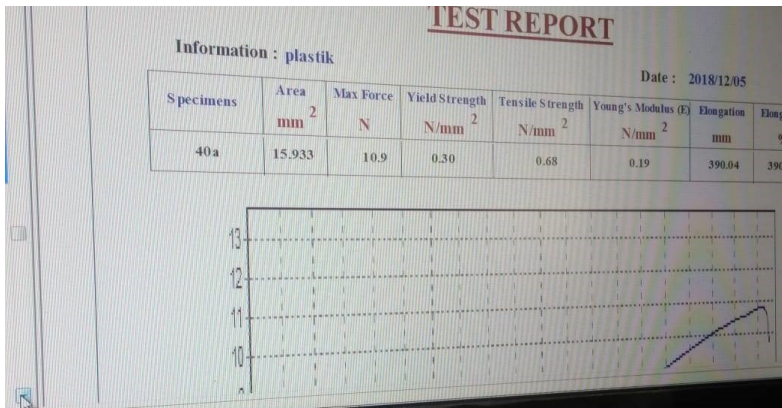
11. Hasil Uji PVA 30 (2)



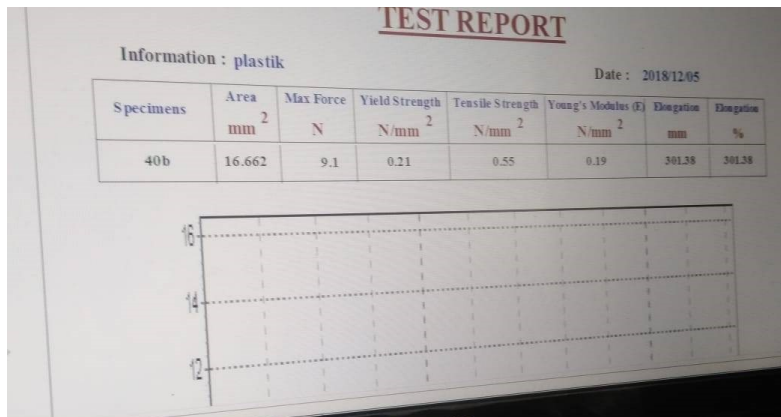
12. Hasil Uji PVA 30 (3)



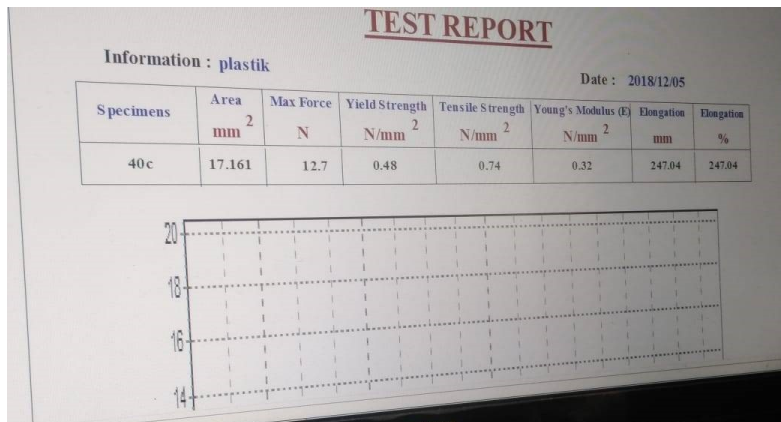
13. Hasil Uji PVA 40 (1)



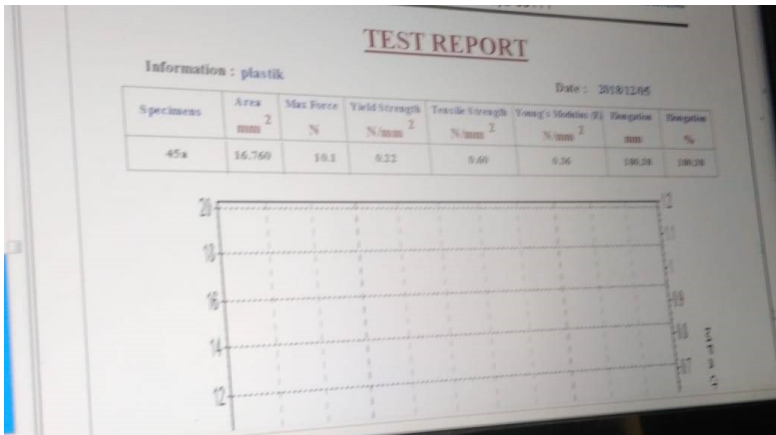
14. Hasil Uji PVA 40 (2)



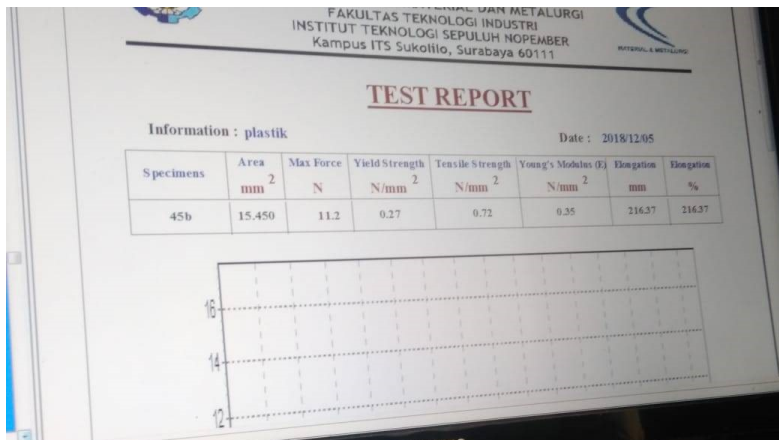
15. Hasil Uji PVA 40 (3)



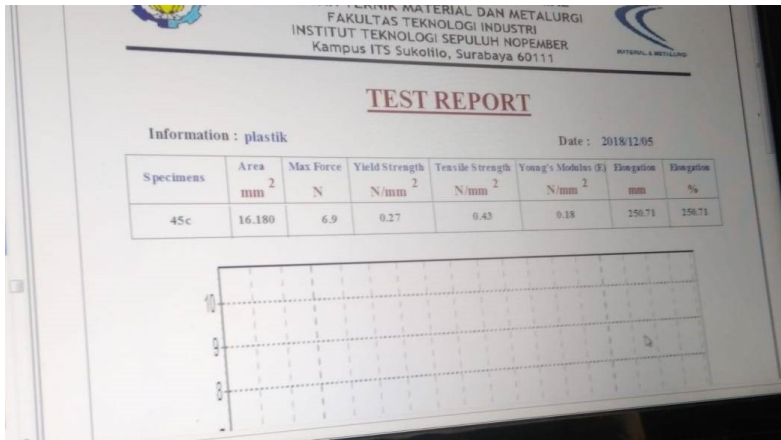
16. Hasil Uji PVA 45 (1)



17. Hasil Uji PVA 45 (2)



18. Hasil Uji PVA 45 (3)



Lampiran 4: Hasil Uji Tekan

Specimens		Displacement	Weight (kg)	Average
PVA 0%	A	4.87	243.8	247.4
	B	4.87	227.5	
	C	4.36	270.9	
PVA 10%	A	4.98	247.53	239.78
	B	5.01	259.2	
	C	4.94	212.6	
PVA 20%	A	4.88	216.75	228.28
	B	4.99	242.2	
	C	4.94	225.9	

Specimens		Displacement	Weight (kg)	Average
PVA 30%	A	4.73	178.5	199.90
	B	4.54	221.8	
	C	4.9	199.4	
PVA 40%	A	4.9	167.4	177.15
	B	5.03	167.25	
	C	4.47	196.8	
PVA 45%	A	4.45	122.47	123.29
	B	4.51	136.35	
	C	4.93	111.05	

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis juga ingin mengucapkan terima kasih kepada semua pihak yang telah memberi dukungan, dan bimbingan kepada penulis hingga Laporan Tugas Akhir ini dapat diselesaikan. Pada kesempatan ini penulis ingin mengucapkan banyak terima kasih kepada:

1. Keluarga di rumah untuk segala doa, dukungan moril dan materil, pengertian dan cinta yang telah diberikan selama ini. Serta keluarga besar Opung Halpin yang selalu memberikan semangat serta doa kepada penulis.
2. Seluruh dosen dan karyawan Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS yang telah banyak membantu dalam pengerjaan penelitian ini.
3. Keluarga kecil kontrakjng (Patrick, Jonathan, Laurentius, Julian, Ovan, Yoesa, Razkan, Rafi, Abrar, Bayzen) baik yang berjuang bersama menyelesaikan tugas akhir ini maupun yang telah lulus duluan. Terima kasih atas suka duka serta pembelajaran selama masa perkuliahan.
4. Jonathan Arthur selaku partner tugas akhir. Terima kasih atas segala kerja sama dan dukungannya, baiknya dan buruknya.
5. Mahasiswa laboratorium material inovatif yang menjadi tempat untuk berbagi suka dan duka selama pelaksanaan tugas akhir di laboratorium material inovatif. Terima kasih terutama untuk koor laboratorium material inovatif, Lutfi Hidayat, yang sudah berjuang demi kehidupan laboratorium material inovatif.
6. Keluarga rohkrismansasi 2015 yang selalu mendukung secara langsung maupun tidak langsung. Terima kasih untuk cerita serta pengalamannya selama masa perkuliahan yang sangat membantu penulis menjalani perkuliahan hingga menyelesaikan tugas akhir.
7. BPHPI-DIR KONSEN HMMT FTI-ITS 17/18 dan seluruh keluarga HMMT FTI ITS yang telah memberikan

-
- pengalaman serta pembelajaran dalam organisasi bagi penulis.
8. Seluruh keluarga MT 17 yang selalu mendukung dimanapun kalian berada. Terima kasih untuk semua ceritanya selama masa perkuliahan.
 9. Teman teman SMANSASI ITS 2015 yang menjadi teman semasa sekolah yang hadir di Surabaya. Terima kasih untuk dukungannya, serta mohon maaf karena jarang bersua dengan kalian.

Surabaya, Juni 2019
Penulis

Ezekiel Aditya
NRP 02511540000140

BIODATA PENULIS



Penulis dilahirkan di Bekasi, 20 September 1997, merupakan anak kedua dari 3 bersaudara. Penulis telah menempuh Pendidikan formal yaitu di TK Strada Budi Luhur Bekasi, SD Strada Budi Luhur Bekasi, SMP Mahanaim Bekasi dan SMAN 1 Bekasi. Penulis mengikuti SMITS dan diterima di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI ITS pada tahun 2015 dan terdaftar dengan NRP 0251154000140.

Selama masa perkuliahan penulis sempat mengikuti program kreativitas mahasiswa dan menerima pembiayaan dari Kementerian Ristekdikti. Disamping itu penulis juga aktif dalam berorganisasi. Pada tahun kedua penulis diamanahi sebagai staf Departemen Keilmiahan Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi dan pada tahun ketiga penulis diamanahi sebagai Wakil Ketua Eksternal Himpunan Mahasiswa Teknik Material dan Metalurgi. Penulis memiliki pengalaman kerja praktek di PT GMF AeroAsia Tbk pada divisi engineering service. Penulis mengambil studi bidang Material Inovatif untuk tugas akhir di Jurusan Teknik Material FTI ITS. Penulis memiliki email dan nomor handphone yang dapat dihubungi yaitu ezeadit@gmail.com / 081297056299

(Halaman ini sengaja dikosongkan)