



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - TL 184834

ANALISA PENGARUH PENAMBAHAN PVA PADA ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE RUBBER / POLY(VINYL ALCOHOL) HYDROGEL TERHADAP SIFAT BIODKOMPATIBILITAS DAN BIODEGRADASI SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL PENGANTI BANTALAN TULANG BELAKANG

JONATHAN ARTHUR PARDAMEAN SITUMORANG
02511540000141

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

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL



TUGAS AKHIR – TL 184834

**ANALISA PENGARUH PENAMBAHAN PVA PADA
ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE
RUBBER/ POLY(VINYL ALCOHOL) HYDROGEL
TERHADAP SIFAT BOKOMPATIBILITAS DAN
BIODEGRADASI SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL
PENGGANTI BANTALAN TULANG BELAKANG**

JONATHAN ARTHUR PARDAMEAN SITUMORANG
NRP. 0251154000141

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

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT – TL 184834

**ANALYSIS ON EFFECT OF PVA ADDITION ON
ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE
RUBBER/ POLY(VINYL ALCOHOL) HYDROGEL
TOWARDS BIOCOMPATIBILITY AND
BIODEGRADATION FOR INTERVERTEBRAL DISC
REPLACEMENT CANDIDATE**

JONATHAN ARTHUR PARDAMEAN SITUMORANG
NRP. 02511540000141

Advisors

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

MATERIAL ENGINEERING DEPARTMENT
FACULTY OF INDUSTRIAL TECHNOLOGY
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA 2019

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**ANALISA PENGARUH PENAMBAHAN PVA PADA
ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE
RUBBER/ POLY(VINYL ALCOHOL) HYDROGEL
TERHADAP SIFAT BIOKOMPATIBILITAS DAN
BIODEGRADASI SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL
PENGANTI BANTUAN 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 :

JONATHAN ARTHUR PARDAMEAN SITUMORANG
NRP 02511540000141

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

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



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**ANALISA PENGARUH PENAMBAHAN PVA PADA
ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE
RUBBER/ POLY(VINYL ALCOHOL) HYDROGEL
TERHADAP SIFAT BIOKOMPATIBILITAS DAN
BIODEGRADASI SEBAGAI KANDIDAT MATERIAL
PENGANTI BANTALAN TULANG BELAKANG**

Nama : Jonathan Arthur Pardamean S.
NRP : 0251154000141
Departemen : Teknik Material
Dosen Pembimbing : Dr. Eng. Hosta A., S.T. M.Sc.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

Abstrak

Silikon Rubber (SR) adalah material elastomer hidrofobik yang bagian utamanya terdiri dari polysiloxane. Material ini mampu memindahkan oksigen melewati strukturnya namun tidak mampu menyerap air ke dalam struktur silikon rubber. Dan sejauh ini penelitian yang dilakukan baru menyimpulkan bahwa SR tidak toksik ke tubuh. Oleh karena itu silikon rubber perlu dicampurkan dengan material yang memiliki biokompatibilitas yang baik dan juga mampu menyerap air dengan baik. Poly(vinyl alcohol) (PVA) merupakan polimer sintetik hidrofilik yang memiliki biokompatibilitaas yang baik dan juga memiliki kemampuan untuk membentuk hidrogel dengan air. Pada penelitian ini telah disintesis RTV Silicone Rubber/ PVA Hidrogel dan dianalisa pengaruh penambahan PVA sebanyak 10, 20, 30, 40, dan 45 persen berat terhadap biokompatibilitas dan biodegradasi dari SR RTV/ PVA Hidrogel untuk aplikasi material pengganti bantal tulang belakang. Pada penelitian ini material telah dikarakterisasi menggunakan SEM-EDS, MTT Assay, Uji Anti Bakteri, dan Uji Degradasi Hidrolisis. Seiringnya penambahan PVA membuat morfologi dari material semakin berpori. Viabilitas sel material bertambah dimana viabilitas sel tertinggi terdapat pada material SR/PVA-45 sebesar 54% namun membuat kemampuan anti bakteri

berkurang dimana zona inhibisi terbesar, sebesar 8.1 mm terdapat pada material SR tanpa penambahan PVA. Laju degradasi hidrolisis semakin cepat seiringnya penambahan PVA. Weight loss tertinggi terdapat pada sampel SR/PVA-45 sebesar 8.08% pada minggu ke 4 pencelupan. Prediksi lifetime dari sampel menggunakan metode regresi linier menunjukkan bahwa lifetime sampel semakin menurun seiringnya penambahan PVA. Dimana sampel SR tanpa penambahan PVA berumur 54 bulan menurun hingga 9 bulan pada sampel SR/PVA-45.

Kata Kunci: Bantalan Tulang Belakang, Silikon Rubber RTV, PVA, Biokompatibilitas, Biodegradasi.

ANALYSIS ON EFFECT OF PVA ADDITION ON ROOM TEMPERATURE VULCANIZED SILICONE RUBBER/ POLY(VINYL ALCOHOL) HYDROGEL TOWARDS BIOCOMPATIBILITY AND BIODEGRADATION FOR INTERVERTEBRAL DISC REPLACEMENT CANDIDATE

Name : Jonathan Arthur Pardamean S.
NRP : 02511540000141
Department : Material Engineering
Advisor : Dr. Eng. Hosta A., S.T., M.Sc.
Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc.

Abstract

Silicone Rubber is an elastomeric material with polysiloxane as its main compound. This material capable of transporting oxygen throughout its structure, but unable to absorb water. Thus, silicone rubber needs to be mixed with material with good biocompatibility and also capable of absorbing water. PVA is a hydrophilic syntetic polymer that has good biocompatibility and able to become a hydrogel in water solution. In this research RTV Silicone Rubber/ PVA hydrogel has been synthesized and the effect of PVA addition as much as 10,20,30,40, and 45 percent of total weight has been analyzed for nucleus pulposus replacement. The material has been characterized using SEM-EDS, MTT Assay, Antibacterial Test, and Hydrolytic Degradasion Test. The addition of PVA create a porous structure. In addition, cell viability increased, where as the highest viability, 54%, is in SR/PVA-45 material, but reduce the antibacterial capability. Whereas the SR without PVA addition has the highest inhibition zone diameter 8.1 mm while SR/PVA-45 have no inhibiton zone. The hydrolytic degradation rate also increased with the addition of PVA. The highest weight loss occurred in SR/PVA-45 sampel which is 8.08% after four weeks of immersion. Lifetime prediction using linier regression shown that with additional PVA makes the lifetime of material decline. Where pure SR is 54 months while SR/PVA-45 is 9 months.

Keywords: Intervertebral Disc, RTV Silicone Rubber, PVA, Biocompatibility, Biodegradation

KATA PENGANTAR

Puji Syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena dengan berkat rahmat dan karunia kemuliaan-Nya, pada akhirnya penulis dapat menyelesaikan amanah Tugas Akhir yang akan dituangkan pada laporan ini.

Penyusunan skripsi tugas akhir ini diajukan oleh penulis sebagai pemenuh syarat kelulusan dalam jenjang perkuliahan Strata I Departemen Teknik Material, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Penyusunan skripsi ini bukannya berjalan tanpa hambatan dan halangan, namun karena banyaknya bantuan yang datang dari berbagai pihak, akhirnya penulis berhasil mengatasi hambatan dan halangan tersebut dan berhasil menyelesaikan penyusunan skripsi ini. Oleh karena itu, dengan segala hormat, penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Tuhan Yang Maha Esa atas berkat rahmat dan karunia kemuliaan-Nya telah memberi saya kekuatan dan kemampuan untuk mengerjakan prosesi tugas akhir.
2. Orang tua Penulis yaitu Bapak terhormat Robinson M. W. Situmorang dan Ibu tercinta Christine Batubara serta Kakak tersayang Ruth M. Situmorang yang telah memberikan dukungan mereka secara moral maupun materi, dan selalu mengawasi dari belakang.
3. Bapak Dr. Eng. Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc. dan Ibu Amaliya Rasyida, S.T., M.Sc. selaku dosen pembimbing I dan II yang telah mendukung secara penuh setiap sisi dalam pengujian dan penulisan laporan.

Dalam penulisan skripsi ini, penulis sadar banyak kekurangan yang terdapat dan jauh dari kata sempurna, sehingga penulis membutuhkan kritik dan saran yang membangun dari berbagai pihak agar dapat memperbaiki laporan ini agar lebih baik dan berguna bagi sesama.

Surabaya, Juli 2019

Penulis

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI	xiii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL	xix
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah.....	3
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Penyakit Punggung.....	5
2.2 <i>Intervertebral Disc</i> (IVD).....	8
2.3 Material Bio.....	12
2.4 Injectable Material Pengganti Nucleus Pulposus.....	16
2.5 <i>Silicone Rubber</i> (SR).....	17
2.6 Hidrogel <i>Poly(vinyl Alcohol)</i> (PVA).....	19
2.7 <i>Glutaraldehyde</i> (GA).....	22
2.8 Penelitian Sebelumnya (<i>State of the Art</i>).....	24
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	31
3.1 Diagram Alir.....	31
3.2 Bahan dan Alat Penelitian.....	33
3.3 Metode Penelitian.....	36
3.4 Pengujian.....	36
3.5 Rancangan Penelitian.....	40
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	41
4.1 Hasil Pengujian SEM/EDS.....	41
4.2 Hasil Pengujian MTT Assay.....	44

4.3	Hasil Pengujian Anti Bakteri.....	46
4.4	Hasil Pengujian Degradasi Hidrolisis <i>In Vitro</i>	48
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN.....		53
5.1	Kesimpulan.....	53
5.2	Saran.....	54
DAFTAR PUSTAKA		55
LAMPIRAN		61
UCAPAN TERIMAKASIH		85
BIODATA PENULIS		87

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	IVD Normal (kiri) dan IVD yang Sudah Terdegradasi (kanan).....	2
Gambar 2.2	Morfologi Dari Disk IVD Secara Horizontal (a, b) Tidak Terjadi Kalsinasi di Umur 2,4 Tahun; (c) Terdapat Deposit Kalsium Fosfat; (d) Terjadi Kalsinasi Pada Disk; (e) Deposit Kalsium Fosfat yang Sangat Banyak Pada Disk Berumur 11 Tahun.....	6
Gambar 2.3	Hasil MRI Tulang Belakang yang Mengalami Herniasi	8
Gambar 2.4	Ilustrasi Intervertebral Disc	9
Gambar 2.5	Ilustrasi Annulus Fibrosus	11
Gambar 2.6	Ilustrasi Nucleus Pulposus.....	12
Gambar 2.7	Ilustrasi Interaksi Sel dengan Biomaterial.....	13
Gambar 2.8	Ilustrasi Injectable Material Pengganti Nucleus Pulposus.....	17
Gambar 2.9	<i>Polisiloxanes</i> yang berikatan dimetil (PDMS)	18
Gambar 2.10	<i>Poly Vinyl Alcohol</i> (PVA) yang Terhidrolisis Sempurna.....	19
Gambar 2.11	Skematis Produksi PVA	20
Gambar 2.12	Skema gel PVA yang Dibuat dengan Metode <i>Freezing-thawing</i>	21
Gambar 2.13	Struktur Kimiawi <i>Glutraldehyde</i>	22
Gambar 2.14	PVA <i>cross-linked</i> dengan GA	23
Gambar 2.15	Hasil SEM Sampel dengan Perbesaran (dari kiri ke kanan) 27x, 44x dan 220x	23
Gambar 2.16	Hasil uji SEM Specimen. (a) Cross Section Hidrogel PVA dengan 1 gr Nacl dan 1 Siklus. (b) Cross Section Hidrogel PVA dengan 2 gr Nacl dan 3 Siklus. (c) Cross Section Hidrogel PVA dengan 3 gr Nacl dan 3 Siklus. (d) Cross Section Hidrogel PVA dengan 4 gr Nacl dan 5	

	Siklus. (e) Cross Section Hidrogel PVA dengan 4 gr Nacl dan 7 Siklus.....	25
Gambar 2.17	Ilustrasi Proses Degradasi PVA.....	25
Gambar 2.18	Grafik Pertumbuhan Sel Fibroblas pada Membrane PVA (P-1) dan PVA/Kitosan (P-2) ...	26
Gambar 2.19	Morfologi Sampel Natural Rubber (#0) dan Campuran Kitosan dan Natural Rubber (#2-#8)	28
Gambar 2.18	Cross-section dari Tulang Belakang yang Sudah Diimplan NuCore (Boyd, 2006)	29
Gambar 3.1	Diagram Alir Penelitian.....	31
Gambar 3.2	Diagram Alir Sintesis Hidrogel PVA	32
Gambar 3.3	Diagram Alir Sintesis Hidrogel PVA/Silikon Rubber	32
Gambar 3.4	<i>Poly(vinyl alcohol)</i> (PVA).....	33
Gambar 3.5	Silikon Rubber RTV 585 Beserta Katalis.....	34
Gambar 3.6	<i>Glutaraldehyde</i>	34
Gambar 3.7	Alat SEM.....	36
Gambar 3.8	Alat Mikroskop Optik.....	38
Gambar 3.9	Alat <i>Elisa Reader</i>	39
Gambar 4.1	Spektrum EDS Material RTV SR/ PVA Hydrogel.....	42
Gambar 4.2	Morfologi <i>RTV SR/PVA Hydrogel</i> dengan Perbesaran 250x.....	43
Gambar 4.3	Pengamatan Visual Sel Uji MTT Assay (a) Control (b) SR (c) SR/PVA-10 (d) SR/PVA-20 (e) SR/PVA-30 (f) SR/PVA-40 (g) SR/PVA-45	45
Gambar 4.4	Pengujian Anti Bakteri dengan Metode Kirby- Bauer Terhadap lapisan tipis <i>SR RTV/ PVA</i> <i>Hydrogel</i> dengan kadar PVA 0,10,20,30,40,45 %	47
Gambar 4.5	Hasil Pengamatan Visual Sampel Uji Degradasi Hidrolisis <i>In Vitro</i>	49

Gambar 4.6	Grafik Weight loss <i>SR RTV/ PVA Hydrogel</i> setelah immersion dalam PbS selama 4 minggu	51
Gambar 4.7	Grafik Prediksi Lifetime <i>SR RTV/ PVA Hydrogel</i>	51

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Sifat Mekanik dan Komposisi dari AF dan NP ...	10
Tabel 2.2	Sifat <i>Silicone Rubber</i>	18
Table 2.3	Sifat Karakteristik PVA.....	21
Tabel 2.4	<i>Water content</i> Pada Sampel.....	25
Tabel 2.5	Pertumbuhan Sel pada Specimen Hidrogel PVA/PVP.....	27
Tabel 2.6	Sifat Anti Bakteri dari Campuran Kitosan dan Natural Rubber	28
Tabel 2.7	Perbandingan Karakteristik NP dan NuCore.....	29
Tabel 3.1	Komposisi Sampel.....	40
Tabel 4.1	Komposisi EDS <i>RTV SR/ PVA Hydrogel</i>	41
Tabel 4.2	Perbandingan Porositas <i>RTV SR/ PVA Hydrogel</i>	44
Tabel 4.3	Viabilitas Sel Silikon Rubber RTV/ PVA Hidrogel.....	46
Tabel 4.4	Besar Daerah Inhibisi <i>RTV SR/ PVA Hydrogel</i> ...	48
Tabel 4.5	Hasil Uji Degradasi Hidrolisis <i>RTV SR/ PVA Hydrogel</i>	50
Table 4.6	Lifetime Hidrogel <i>RTV SR/ PVA Hydrogel</i>	52

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit tulang belakang adalah masalah kesehatan yang umum terjadi pada masyarakat di negara-negara berkembang. Sekitar 10% dari pasien penyakit tersebut menjalani cacat kronis. Diperkirakan setidaknya 70% dari manusia di seluruh dunia pernah mengalami sakit punggung. Dimana setidaknya di Indonesia penderita sakit punggung mencapai 37% dari total. Sakit punggung bagian belakang mulai dirasakan ketika manusia mencapai usia dewasa yaitu dari umur 25 tahun hingga 65 tahun (Koesyanto, 2013). Namun tidak menutup kemungkinan terjadi pada pasien berumur lebih muda, hal ini bisa dikarenakan kecelakaan. Sakit punggung bagian belakang dapat dikategorikan menjadi 2 bagian, yaitu sakit karena herniasi dan karena degradasi cakram atau *degenerative disk disease* (DDD).

Sakit tulang belakang sering terkait dengan degenerasi dari *Intervertebral Disc* (IVD). Dalam jangka waktu lama, degenerasi IVD atau biasa disebut *Disc Degeneration Disease* (DDD) dapat menyebabkan terjadinya *spinal stenosis*, yaitu penyakit dimana ruangan didalam tulang belakang menyempit. Akan tetapi 20% dari remaja sudah mengalami degenerasi IVD (PG Urban, 2003). *Intervertebral Disc* (IVD) merupakan penghubung utama antara ruas tulang belakang yang terdiri dari 3 bagian penting yaitu *Nucleus Pulposus* (NP), *Annulus Fibrosus* (AF) dan *Vertebral End Plate* (VEP). DDD yang paling umum terjadi disebabkan oleh rusaknya NP, dikarenakan beban mekanik atau penambahan umur dan berakibat pada kemampuan NP untuk menyerap air berkurang (Melrose, 2009; Lyons, 1981).

Banyak solusi untuk menanggulangi masalah ini, contohnya terapi fisik dan operasi tulang belakang. Namun penanggulangan ini hanya bersifat meringankan rasa sakit yang ditimbulkan oleh degenerasi IVD. Namun operasi tulang belakang memerlukan biaya yang mahal dan membutuhkan waktu operasi

yang lama (Emily A. Growney Kalaf. 2017). Sehingga peneliti banyak mempelajari alternatif lain dalam pengobatan degradasi IVD.

Li (2015) melakukan penelitian untuk menjadikan silikon rubber dan PVA hidrogel sebagai material pengganti prostat. Berdasarkan penelitian tersebut didapatkan bahwa material silikon rubber memiliki sifat mekanik yang mendekati karakteristik tulang. Belum adanya pengujian terhadap kondisi biokompatibilitas dan biodegradasi dari silikon rubber sebagai kandidat material pengganti bantalan tulang belakang memerlukan adanya penelitian lebih lanjut.

Oleh karena itu pada penelitian kali ini dilakukan sintesis dan karakterisasi *Room Temperature Vulcanized Silicone Rubber* (RTV SR) dan PVA hidrogel sebagai material pengganti bantalan tulang belakang atau *nucleus pulposus*. PVA merupakan polimer sintetik hidrofilik yang dapat larut dalam air dan memiliki kemampuan swelling yang baik. Silikon Rubber RTV adalah material elastomer hidrofobik yang bagian utamanya terdiri dari polysiloxane. Material ini memiliki sifat mekanik yang baik. Selanjutnya akan dianalisa efek penambahan PVA terhadap biokompatibilitas dan biodegradasi untuk pertimbangan kelayakan *silicone rubber* RTV/PVA hidrogel sebagai kandidat material pengganti tulang belakang.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dalam penelitian ini adalah:

1. Bagaimana pengaruh penambahan *poly(vinyl alcohol)* terhadap morfologi RTV SR/ PVA Hidrogel sebagai kandidat pengganti bantalan tulang belakang?
2. Bagaimana pengaruh penambahan *poly(vinyl alcohol)* terhadap sifat biokompatibilitas RTV SR/PVA Hidrogel sebagai kandidat pengganti bantalan tulang belakang?

-
3. Bagaimana pengaruh penambahan *poly(vinyl alcohol)* terhadap biodegradasi RTV SR/ PVA Hidrogel sebagai kandidat pengganti bantalan tulang belakang?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah pada penelitian ini adalah:

1. Kecepatan *stirring* dianggap konstan.
2. Temperature dan tekanan ruangan dianggap konstan.
3. Pengaruh pengotor pada PVA dan Silicon Rubber diabaikan
4. pH aquades dianggap netral

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan penelitian ini adalah:

1. Menganalisis pengaruh penambahan *poly(vinyl alcohol)* terhadap morfologi RTV SR/PVA Hidrogel sebagai kandidat pengganti bantalan tulang belakang.
2. Menganalisis pengaruh penambahan *poly(vinyl alcohol)* terhadap sifat biokompatibilitas RTV SR/PVA Hidrogel sebagai kandidat pengganti bantalan tulang belakang.
3. Menganalisis pengaruh penambahan *poly(vinyl alcohol)* terhadap biodegradasi RTV SR/PVA Hidrogel sebagai kandidat pengganti bantalan tulang belakang.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai referensi proses pembuatan *Silicone Rubber* dan PVA hidrogel sebagai kandidat pengganti *nucleus pulposus* yang telah terdegradasi dengan ketahanan degradasi yang baik dan biokompatibilitas yang baik.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penyakit Punggung

2.1.1 *Disc Degenerative Disease (DDD)*

Selama pertumbuhan dan pematangan kerangka tubuh manusia, perbatasan antara annulus dan nucleus semakin berkurang. Seiring bertambahnya usia, nucleus semakin menjadi fibrotic dan kurang seperti gel. Seiringnya bertambah usia dan degenerasi disk terus berjalan menyebabkan perubahan morfologi pada IVD. Seringkali lamellar pada AF menjadi tidak teratur. Telah dilaporkan bahwa lebih dari 50% sel pada disk manusia dewasa menjadi nekrotik. Ketika IVD mengalami degenerasi semisal putusannya AF ataupun keluarnya air dari NP dapat menekan saraf tulang belakang menyebabkan rasa sakit pada penderita (Jill, 2003; Whatley, 2012). Terlihat pada Gambar 2.1 perbedaan kondisi dari IVD yang masih baik dan sudah terdegradasi.

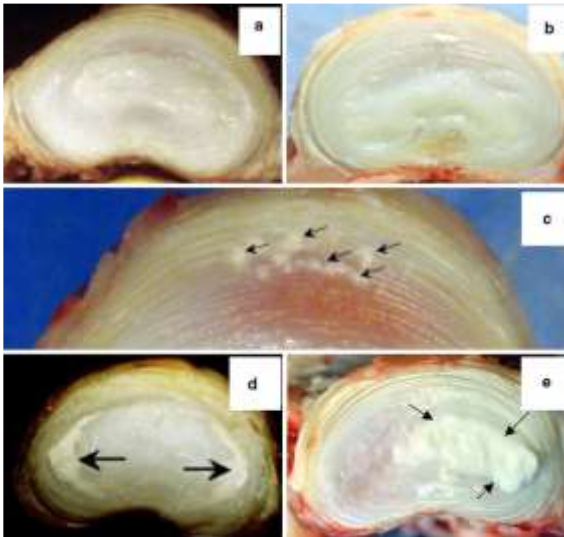


Gambar 2.1 IVD Normal (kiri) dan IVD yang Sudah Terdegradasi (kanan) (Jill, 2003)

Degenerasi IVD bisa saja disebabkan oleh kalsinasi oleh deposit *calcium phosphate crystalline*. Dimana deposit ini semakin bertambah banyak pada IVD seiring bertambahnya umur. Adanya deposit ini menghalangi difusi nutrisi ke dalam IVD. Pada Gambar 2.2 dapat dilihat munculnya deposit kalsium yang akan berlanjut ke kerusakan dari IVD. Selain itu jumlah proteoglikan dalam NP juga berkurang seiringnya pertambahan umur. Berkurangnya

proteoglikan ini juga menyebabkan kandungan air berkurang dalam NP. Hal ini disebabkan karena proteoglikan memiliki fungsi untuk mengikat air dalam NP (Melrose,2009; Lyons,1981).

Pada tahapan awal degenerasi IVD, NP mengalami dehidrasi dan menjadi *fibrous*. Dilanjudi dengan menyobeknya AF. Hal ini menyebabkan degradasi lebih lanjut pada IVD, semakin hilangnya air dalam NP dan berkurangnya tinggi dari IVD. Tiap kejadian di atas semakin mengurangi kemampuan IVD untuk berfungsi semestinya.



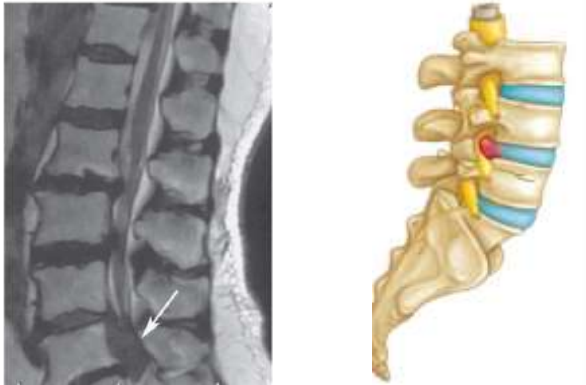
Gambar 2.2 Morfologi dari Disk IVD Secara Horizontal (a,b) Tidak Terjadi Kalsinasi di Umur 2,4 Tahun; (c) Terdapat Deposit Kalsium Fosfat; (d) Terjadi Kalsinasi Pada Disk; (e) Deposit Kalsium Fosfat yang Sangat Banyak pada Disk Berumur 11 Tahun (Melrose,2009)

2.1.2 Penyakit Herniasi

Lumbar disc Herniation (LDH) atau Herniasi merupakan kondisi dimana bantalan tulang belakang atau *Nucleus Pulposus* (NP) keluar dari tempat semulanya, *annulus fibrosus*, dan menjepit saraf tulang belakang. Kondisi ini sering disebut dengan istilah “sarah terjepit”. Hernia umumnya menyerang punggung bagian bawah, khususnya pada penderita dewasa dan lansia.

Herniasi dapat disebabkan oleh banyak hal. Paling umum herniasi disebabkan oleh faktor bertambahnya usia penderita dan terjadi cedera, dimana terjadi penurunan kekuatan dan elastisitas dari NP. Selain itu, herniasi juga dapat disebabkan oleh genetika, obesitas, merokok ataupun kondisi mengangkat beban yang berat (Armin, 2017).

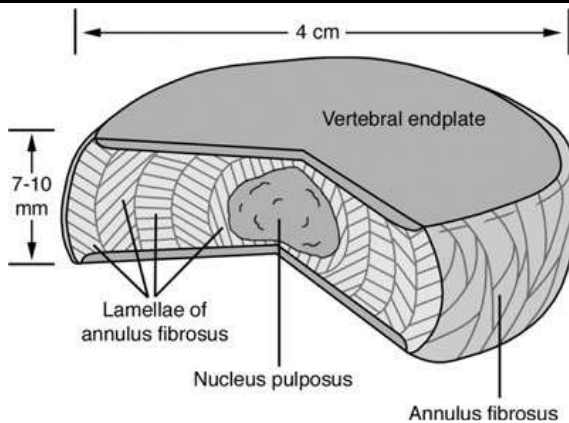
Secara umum, herniasi dapat membaik dalam hitungan hari atau minggu apabila badan bergerak dalam kondisi normal. Namun apabila sakit tidak reda maka solusi yang sering diberikan adalah melakukan terapi fisik seperti olahraga peregangan otot dalam posisi tubuh tertentu. Namun apabila sakit tidak kunjung reda setelah 6 minggu maka pengobatan yang dapat dilakukan adalah disektomi, yaitu pemotongan sebagian atau seluruh bantalan yang menjepit saraf tulang belakang. Apabila pemotongan dilakukan maka tulang belakang akan disangga menggunakan material pengganti. Sejauh ini material pengganti yang ditawarkan adalah menggunakan logam (Schoenfeld, 2010). Dapat dilihat pada Gambar 2.3 dimana bagian yang ditunjuk panah putih menunjukkan NP yang keluar dari tempat semula ke ruangan di tulang belakang



Gambar 2.3 (Kiri) Hasil MRI Tulang Belakang yang Mengalami Herniasi dan (Kanan) ilustrasi *Herniated Lumbar Disc* (*American Academy of Orthopaedic Surgeon*, 2017; Huang, 2015)

2.2 *Intervertebral Disc (IVD)*

Intervertebral disc berada diantara ruas tulang belakang, menghubungkan tulang belakang satu dengan yang lain. IVD merupakan sambungan utama dari tulang belakang dan menempati sepertiga dari tinggi tulang belakang. Gambar 2.4 meilustrasikan bentuk dari IVD. Kegunaan utama dari IVD adalah sebagai penyalur tegangan dari berat badan dan aktifitas otot dari tulang belakang. Selain itu IVD menyajikan fleksibilitas tulang belakang sehingga bisa membungkuk, melengkung dan memutar (Raj, 2001).



Gambar 2.4 Ilustrasi Intervertebral Disc (Raj, 2001)

IVD terbagi menjadi 3 bagian paling penting yaitu *Annulus Fibrosus* (AP), *Nucleus Pulposus* (NP), dan *Vertebral End-Plates* (VEP). IVD terdiri dari tulang rawan menyebabkan regenerasi sulit dilakukan oleh karena jaringannya yang avaskular. Selain itu juga proses transportasi nutrisi dan pembuangan sisa lebih kompleks hanya bergantung pada difusi dalam matriks disk (Whatley, 2012).

Annulus fibrosus terdiri dari 15 sampai 25 lamelar atau *concentric rings* benang fiber dengan ketebalan 0,05-0,5 mm dimana lapisan tersebut akan semakin menebal apabila semakin mendekati *Nucleus Pulposus*. Pada Gambar 2.5 diilustrasikan bentuk dari *Annulus Fibrosus* Benang kolagen ini memiliki kecenderungan untuk berorientasi ke satu arah menyebabkan mampu menahan tegangan tensile. Terdapat benang elastin diantara lamella yang berfungsi untuk membantu disk untuk kembali ke bentuk semula setelah bending. Selain itu benang ini juga berfungsi untuk mengikat lamellar oleh karena benang elastin yang menempel dari satu lamellar ke lamellar yang lain. Pada sel AF dan NP terdapat *projection cytoplasmic* yang panjang dan tipis. Fitur ini tidak terlihat pada sel tulang rawan yang lain. Fungsi pasti dari fitur ini belum dipastikan namun penelitian

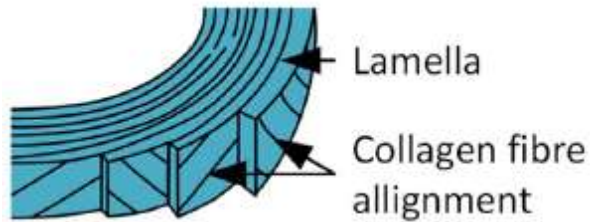
menunjukkan bahwa fungsi dari fitur ini adalah sebagai sensor dari regangan mekanik dari jaringan (Raj, 2001; Newell dkk, 2017).

AF dapat dibagi menjadi 2 bagian yaitu *inner* AF dan *Outer* AF. *Outer* AF terdiri dari kolagen lamellar berorientasi yang sangat padat sementara *Inner* AF hampir sama dengan *Outer* AF namun lamelarnya tidak sepadat dan terorganisir seperti *Outer* AF. Sifat dari AF dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2.1 Sifat Mekanik dan Komposisi dari AF dan NP
(Whatley, 2012)

Sifat	AF bagian Luar	AF bagian dalam	NP
Kandungan Air	65-75%	75-80%	75-90%
Kolagen (Tiap berat kering)	75-90%	40-75%	25%
Proteoglycan (Tiap berat kering)	10%	20-35%	20-60%
Protein Lain (Tiap berat kering)	5-15%	5-40%	15-55%
	AF		NP
Modulus Kompresi (MPa)	0.116-2.3		0.003-0.31
Kekuatan tensil (MPa)	0.2-136		N/A

Sel AF memiliki karakteristik dari *fibroblast* dan *chondrocyte*. Ketika degenerasi IVD, kolagen pada AF akan menjadi *disoriented* seiring degenerasi. rendahnya kapabilitas regenerasi sel AF menyebabkan terbentuknya celah atau lubang yang berlanjut ke herniasi dan *displacement* dari pecahan IVD (Bowles, 2017). Fungsi dari AF adalah untuk menjaga NP agar tetap berada di pusat IVD.



Gambar 2.5 Ilustrasi Annulus Fibrosus (Newell dkk. 2017)

Nucleus Pulposus (NP) adalah bagian IVD yang terletak di bagian inti IVD. NP merupakan jaringan yang terdiri dari benang kolagen yang berorientasi acak. Selain itu terdapat benang elastin yang diatur secara radial. Gambar 2.6 meilustrasikan bentuk dari NP. Benang-benang ini menempel pada gel. Kandungan air dalam NP berkisar dari 70% hingga 90% dari berat total NP. Oleh karena itu, NP memiliki nilai kompresi yang besar (Newell, 2017; Raj, 2001). NP juga mengandung proteoglikan bermuatan negatif yang tersebar. *Aggrecan* merupakan proteoglikan yang terdapat dalam jumlah besar pada NP, namun dapat ditemukan proteoglikan lainnya seperti *decorin*, *biglycan*, *fibromodulin* dan versican. Seiring pertambahan umur akan menyebabkann kandungan air dalam NP semakin berkurang, hal ini dikarenakan jumlah proteoglikan berkurang. Umumnya sel NP berdensitas rendah (sekitar $2-5 \times 10^6$ sel/ml) dan semakin berkurang seiringnya dengan pertambahan umur (Bowles, 2017).



Gambar 2.6 Ilustrasi Nucleus Pulposus
(Department of Orthopedic Surgery at the University of Pécs., 2007)

Pada rangka tulang belakang yang sehat, tekanan *in vivo* pada NP bernilai sekitar 460 hingga 1330 kPa saat posisi duduk, 500 hingga 870 kPa saat posisi berdiri, dan 91 hingga 539 kPa saat posisi berbaring atau terlentang. Nilai tekanan terbesar adalah 2300kPa, yaitu saat posisi meregangkan badan ke depan dengan memegang 20 kg beban (Newell dkk. 2017).

Bagian ketiga dari IVD adalah *Vertebral Endplate* (VEP) atau disebut juga *Cartilage endplate* (CEP), merupakan lapisan tipis, biasanya ketebalan kurang dari 1 mm, terdiri dari jaringan *hyaline*. Lapisan ini membatasi IVD dengan ruas tulang belakang VEP terdiri dari sekitar 60% air dimana penyusun utama VEP merupakan kolegen tipe II dan proteoglikan (Raj,2001; Newell dkk, 2017).

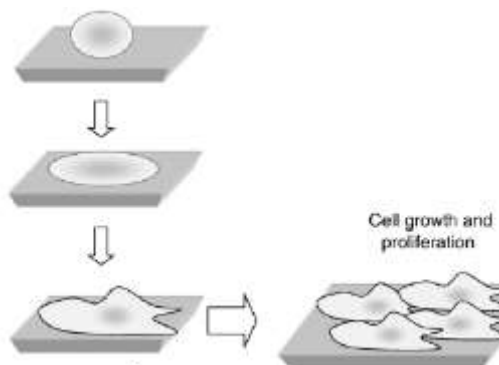
2.3 Material Bio

Degenerasi, trauma dan penyakit sering berakibat dengan harusnya penyembuhan secara operasi. Operasi bisa saja hanya memperbaiki bagian tubuh yang rusak namun juga dapat mengganti bagian tubuh tersebut dengan material pengganti contohnya lutut, pinggul, sendi jari, tulang belakang, gigi, dan organ tubuh vital lainnya seperti ginjal, jantung, kulit dan

sebagainya. Semua jenis material yang mampu menggantikan fungsi dari masing-masing bagian tubuh ini disebut *biomaterial*.

Studi tentang *biomaterial* mencakup ilmu medis, biologi, kimia, teknik jaringan dan juga ilmu material. Sejumlah faktor seperti bertambahnya umur populasi makhluk hidup, peningkatan dalam teknologi dan gaya hidup, pemahaman yang lebih baik lagi mengenai tubuh makhluk hidup, peningkatan estetika dan fungsi material pengganti membuat studi biomaterial terus menerus diperlukan dan menjadi proses yang terus berkelanjutan (Ratner, 2004).

Ketika terjadi kontak antara biomaterial dengan sel tubuh aplikasinya akan terjadi beberapa tahapan interaksi antara sel dengan biomaterial tersebut. Tahapan pertama adalah adhesi dimana sel akan berusaha menempel ke material. Tahapan kedua adalah *spreading* atau kondisi dimana sel akan menyebar ke permukaan material. Lalu tahapan terakhir adalah *growth and proliferation* atau tahapan dimana sel akan tumbuh dan berkembang biak (Mansur, 2009). Ilustrasi tahapan ini dapat dilihat pada Gambar 2.7



Gambar 2.7 Ilustrasi Interaksi Sel dengan Biomaterial
(Mansur, 2009)

Biomaterial adalah material yang mampu berfungsi semestinya setelah diimplan. Setiap biomaterial harus memiliki karakteristik yang mendekati tubuh tersebut. Karakteristik melingkupi sifat fisik, mekanik dan biologis perlu diperhatikan dalam mendesain sebuah *biomaterial*. Biomaterial dapat didesain sesuai dengan klasifikasi material polimer, logam, keramik dan komposit.

2.3.1 Polimer

Polimer adalah bahan yang biasanya digunakan dalam aplikasi biomedis dan digunakan sebagai perangkat kardiovaskular untuk penggantian dan proliferasi berbagai jaringan lunak. Aplikasi polimer saat ini adalah katup jantung, jantung buatan, cangkok pembuluh darah, prostesis payudara, bahan gigi.

Keuntungan dari polimer sebagai *biomaterial* adalah proses manufaktur yang mudah, kemudahan proses sekunder, fleksibilitas sifat mekanik dan fisik, dan juga harga yang murah. Polimer dapat diklasifikasikan dalam dua kategori, yaitu polimer sintesis dan natural. Polimer sintesis contohnya adalah *acrylics*, *polyamides*, *polyesters*, *polyethylene*, *polysiloxanes* dan *polyurethane*. Walaupun proses manufaktur atau rekayasa polimer sintesis mudah, biokompatibilitas dari jenis polimer ini rendah. Oleh karena itu ketika diaplikasikan sering terjadi reaksi penolakan oleh tubuh. Masalah ini dapat diselesaikan dengan penggunaan polimer natural seperti *chitosan*, *alginate* dan *carrageenan*. Polimer ini sering diaplikasikan dalam regenerasi jaringan dan lapisan obat medis (Raghavendra, 2015).

Polyurethanes (PU) memiliki karakteristik yang baik seperti elastisitas, resistensi abrasi, dan mudah untuk dimanufaktur. PU juga mudah untuk terhidrolisis dalam tubuh oleh karena itu PU biasa digunakan sebagai *scaffold* untuk *tissue engineering* dan *drug delivering system*. Selain itu PU dapat diaplikasikan sebagai oksigenator darah (Alves, 2012).

2.3.2 Logam

Baja dan paduannya sudah biasa digunakan dalam aplikasi medis. Sebagai alat operasi seperti pisau bedah logam sering dipakai karena dapat dipakai ulang tanpa pengurangan kapabilitas dari material.

Implant logam sudah menjadi pilihan pertama dalam kedokteran seperti baja SS316L, paduan titanium dan aluminium. Perkembangan logam *biomaterial* sudah menjadi produk medis seperti implant gigi dan sendi, alat pacu jantung, *valves*, prostetik hingga jantung buatan. Kriteria utama dalam seleksi logam sebagai *biomaterial* adalah biokompatibilitas yang baik, sifat mekanik yang baik, ketahanan korosi yang tinggi dan ekonomis (Love, 2017).

2.3.3 Keramik

Keramik sering digunakan sebagai *biomaterial* oleh karena sifat *bioinert* dan *wear resistance* keramik. Keramik dapat digunakan sebagai prosthesis pinggul, cangkuk tulang, implant gigi dan lutut buatan. Walaupun begitu polimer dan logam lebih dipilih karena aplikasi keramik terbatas oleh *brittleness*.

Calcium phosphates merupakan salah satu elemen pembentuk tulang. Calcium phosphates dapat disintesis dengan mencampurkan kalsium dan larutan fosfat dalam lingkungan asam. Salah satu kalsium fosfat yang digunakan untuk menggantikan tulang adalah *hydroxyapatite* (HA). HA memiliki struktur kimia yang menyerupai komponen *inorganic* dari tulang dan gigi.

Alumina dan *zirconia* sudah sering diaplikasikan sebagai alternative logam implant dalam prosthesis pinggul atau implant gigi. Keunggulan utama dari keramik ini adalah wear rates yang rendah. Selain itu keramik ini merupakan *bioinert* sehingga hanya sedikit partikel yang terbuang selama masa penggunaan (Huang, 2007).

2.3.4 Komposit

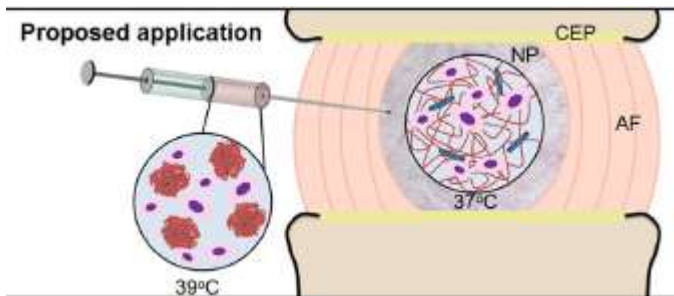
Komposit merupakan gabungan dari dua jenis material atau lebih yang memiliki karakteristik berbeda dari material penyusunnya. Komposit terbagi menjadi fase kontinu yang disebut matriks dan fasa diskontinu, *reinforced* yang biasanya memiliki sifat lebih baik. Selain itu terdapat fasa ketiga, yaitu *interphase*. *Interphase* merupakan fasa antara matriks dan *reinforced*. Komposit memiliki sifat yang lebih baik dari kedua penyusunnya, sehingga dapat diaplikasikan dalam bagian tubuh yang membutuhkan regenerasi jaringan. Komposit *scaffold* berpori yang dikombinasikan dari partikel *bioglass* dan polimer *biodegradable* memiliki potensi untuk diaplikasikan dalam rekonstruksi tulang.

Keunggulan utama dari komposit adalah ketika logam terbatas oleh rendahnya kompatibilitas dengan tubuh atau keramik terbatas oleh *brittleness*, komposit mampu meningkatkan karakteristik dari satu jenis material (logam atau keramik) (Raghavendra, 2015).

2.4 Injectable Material Pengganti Nucleus Pulposus

Biomaterial polimer berkembang hingga ke bidang regenerasi medis untuk meningkatkan kualitas hidup pasien dengan mengurangi proses operasi yang lama. *Injectable Biomaterial* memiliki keuntungan dimana material ini dapat mengeras secara in situ sesudah dimasukkan ke jaringan atau bagian tubuh tujuan. Proses *curing* ini dapat terinisiasikan oleh adanya cahaya, panas maupun reaksi redoks. Kebanyakan polimer *injectable* merupakan material biodegradable sehingga mampu menjadi alternatif sebagai *autografts* dan *allografts*. Polimer *injectable* dapat berupa homopolymer, copolymer ataupun campuran polimer yang berbasis pada polimer seperti poly(propylene fumarate) (PPF), poly(ϵ -caprolactone) (PCL), dan poly(ethylene glycol) (PEG) selain itu bisa komposit dari partikel nano hydroxyapatite (HA) (Dou, 2015).

Nucleus Pulposus (NP) merupakan bagian dari IVD yang sering mengalami degenerasi. Oleh karena itu perlu diadakan reparasi NP. Salah satu cara adalah dengan memasukkan material pengganti yang memiliki karakteristik menyerupai NP pada normalnya. Sehingga dapat mengurangi rasa sakit, memperlambat degenerasi dan memperbaiki mobilitas dari punggung. Injectable Material memiliki potensi tinggi untuk dipakai dalam menyembuhkan penyakit DDD oleh karena memungkinkan rawat jalan dan tidak membutuhkan waktu operasi yang cukup lama. Namun saat ini belum ada injectable material yang sudah diakui sebagai material pengganti NP (Malhotra, 2012). Ilustrasi injectable material dapat dilihat pada gambar 2.8.



Gambar 2.8 Ilustrasi Injectable Material Pengganti Nucleus Pulposus (Thorpe, 2016)

2.5 *Silicone Rubber (SR)*

Silikon atau biasa disebut *polysiloxanes* adalah polimer terdiri dari monomer *siloxanes* yang rantainya dapat disambungkan dengan rantai karbon, hidrogen dan elemen lainnya. Pada Gambar 2.9 diilustrasikan *polysiloxanes* yang berikatan dengan rantai dimetil.

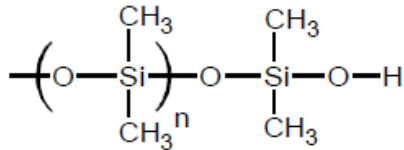
Polimer Silikon memiliki sifat temperature transisi gelas, temperature didih yang rendah dan juga memiliki mobilitas yang tinggi. Sifat-sifat tersebut menunjukkan bahwa silicon dapat dijadikan sebagai elastomer (Moretto, 2000). *Silicone rubber* adalah material elastomer yang bagian utamanya terdiri dari

polysiloxane. Material ini menunjukkan karakteristik anorganik yang berbeda dari elastomer lainnya. Karakteristik yang baik seperti tahan panas, stabil secara kimiawi, toksisitas yang rendah, insulator listrik, resistansi abrasi. Hal ini menjadikan *silicone rubber* memiliki potensi untuk diaplikasikan di banyak bidang (Wu, 2016). Selain itu dalam kondisi *cured SR* memiliki *life span* yang tidak terhitung dan mampu untuk mempertahankan sifat material dalam kondisi awalnya dan juga SR tidak bereaksi dengan air, darah dan material organik lainnya. Selain itu SR tidak memungkinkan adanya pertumbuhan baik jaringan dan bakteri sehingga menjadikan SR sebagai material *bioinert*. Dan juga SR setelah *curing* memiliki sifat mekanik yang sama dengan otot manusia. Tabel 2.2 menunjukkan sifat dari SR (Kanter, 1970; Li, 2015).

Tabel 2.2 Sifat *Silicone Rubber* (Li, 2015)

Rigidity (A°)	10
Viskositas (CS)	3000
Densita (g/cm ³)	1.12
Kekuatan tensil (Kgf/cm ²)	45
Kekuatan <i>Tearing</i> (kgf/cm ²)	27
Elongasi (%)	280
<i>Shrinkage</i> (%)	0.001

Room Temperature Vulcanizing (RTV) Silicone Rubber adalah elastomer silikon yang dalam proses vulkanisasinya dilakukan dalam temperatur ruangan. SR RTV terbagi menjadi dua jenis, yaitu *single part system* dan *twopart system*. *Single part system* terdiri dari *polydiakulsiloxane* dengan rantai *hydroxyl* yang terisolasi dari kelembapan. *Curing* akan terjadi apabila lingkungan material menjadi lembab. *Atmospheric moisture* sudah cukup agar *curing* terjadi. Satu jenis RTV lainnya adalah *twopart system*. Material ini terdiri dari dua bagian yaitu *base* dan *curing agent*. Dimana proses *curing* terjadi apabila *base* dan *curing agent* dicampur. RTV SR bersifat hidrofobik.



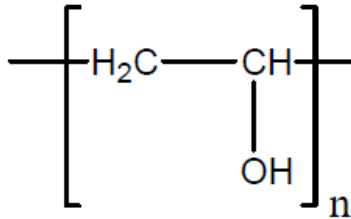
Gambar 2.9 *Polisiloxanes* yang Berikatan Dimetil (PDMS)
(Pakaya, 2017)

Silicone Rubber sudah banyak diaplikasikan dalam industri. Contoh aplikasi SR adalah sebagai *mold*. SR ideal untuk dijadikan cetakan yang kokoh namun fleksibel. SR mudah untuk dibentuk selain itu *release properties* dari SR sangat tinggi. Sehingga cetakan SR dapat dipisahkan dengan mudah dari benda kerja dan dipakai berulang-ulang kali (Shit, 2013).

2.6 Hidrogel *Poly(vinyl Alcohol)* (PVA)

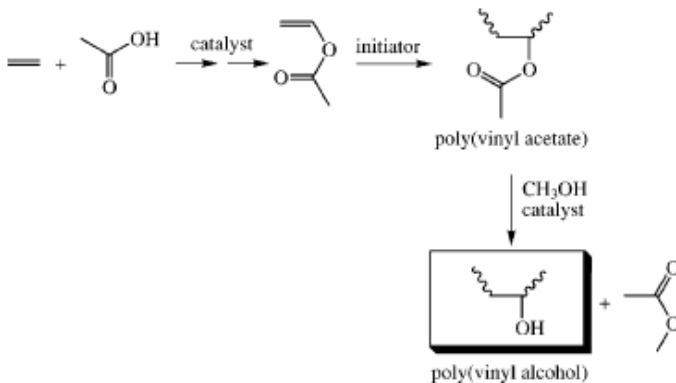
Hidrogel merupakan polimer *network* hidrofilik tiga dimensional yang mampu menyerap dari 10% hingga lebih dari ribuan kali dari massa keringnya. Hidrogel bisa menampung air dalam strukturnya. Hidrogel bisa saja stabil secara kimiawi ataupun dapat terdegradasi dan larut. Hidrogel ini sudah banyak diaplikasikan dalam medis. Untuk menjadi biomaterial, hidrogel harus memiliki sifat kemampuan menyerap air yang tinggi, sifat mekanik yang baik dan harus biokompatibel (Mishra, 2005).

Hidrogel dapat disintesis dengan beberapa cara. Cara yang umum digunakan adalah menggunakan reaksi kimia. Dimana prosedur pembuatan hidrogel dimulai dengan polimerisasi monomer lalu *cross-linking* dengan monomer lainnya. Peneliti mampu mengatur struktur dari hidrogel hingga ke ukuran molekul seperti densitas, biodegradasi, kekuatan mekanik dan respon kimiawi maupun biologi (Ahnes, 2013).



Gambar 2.10 *Poly Vinyl Alcohol (PVA)* yang Terhidrolisis Sempurna (Patachia, 2009)

Poly(vinyl Alcohol) (PVA) merupakan polimer sintetik yang dapat larut dalam air. Struktur molekul dari PVA dapat dilihat pada Gambar 2.10. PVA tidak dapat diproduksi langsung dengan cara polimerisasi monomernya, karena *vinyl alcohol* cenderung untuk berubah menjadi *acetaldehyde*. PVA didapatkan dari hidrolisis homopolymer *poly(vinyl acetate)* (PVAc). Ilustrasi proses pembentukan PVA dapat dilihat pada Gambar 2.11.



Gambar 2.11 Skematis Produksi PVA (Chielini, 2003)

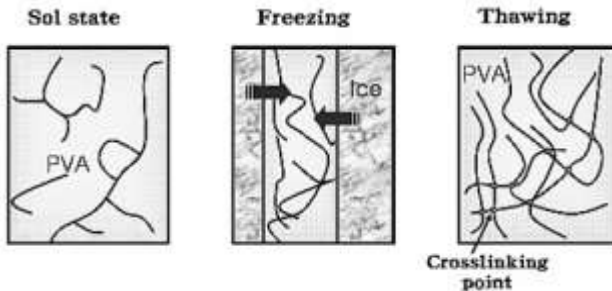
Namun agar dapat digunakan dalam berbagai macam aplikasi, PVA harus di-*cross linked* terlebih dahulu menjadi

hidrogel. Hidrogel PVA memiliki sifat yang baik agar dapat diaplikasikan dalam biomedis. PVA bersifat tidak toksik dan biokompatibel terhadap tubuh manusia, hidrogel ini memiliki kemampuan mengembang dalam air tanpa terlarut, memiliki kemampuan *swelling* yang tinggi. Walaupun dalam kondisi kering, PVA bersifat fleksibel. PVA memiliki kekuatan yang relative rendah dan untuk aplikasi tertentu memiliki sifat mekanik yang baik (Gaaz, 2015). Sifat PVA dapat dilihat pada Tabel 2.3.

Tabel 2.3 Sifat Karakteristik PVA

Sifat	PVA
Toksistasitas	Non-toksik
Kekuatan	1.6 ± 0.1 GPa
Modulus Elastitas	48 ± 3 GPa
<i>Strain</i>	$6.5\% \pm 1.4\%$
Ketangguhan	40 ± 6 j.g ⁻¹

PVA *cross-linked* dapat disintesis secara kimiawi ataupun fisik. Cara paling umum untuk membuat PVA *cross-linked* adalah menambahkan *crosslinker* seperti *glutaraldehyde* ataupun dengan menembakkan electron (Hosseinzadeh, 2013). Selain menggunakan *cross-linker*, PVA Hidrogel juga dapat dibentuk dengan cara *freeze-thawing method*. Metode ini meliputi pemanasan pertama untuk melarutkan PVA lalu pendinginan lalu dipanaskan lagi secara berulang kali. Sifat dari hidrogel yang dibuat melalui metode *freeze-thawing* bergantung terhadap siklus pemanasan pendinginan yang dilakukan. Kondisi dari PVA saat di *cross-link* dengan metode *freezing-thawing* ditunjukkan pada Gambar 2.12.



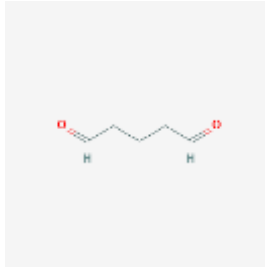
Gambar 2.12 Skema gel PVA yang Dibuat Dengan Metode *Freezing-thawing* (Patachia, 2009)

Dari sekian banyak polimer hidrofilik *Poly(vinyl Alcohol)* (PVA) sudah sering digunakan dalam aplikasi biomaterial. PVA digunakan sebagai material dasar untuk berbagai macam aplikasi biomedis seperti lensa kontak, material pengganti kulit, konstruksi ulang pita suara dan sebagainya. Hal ini dikarenakan PVA mempunyai karakteristik tidak toksik terhadap tubuh, dan sifat fisik yang baik seperti elastic, memiliki *swelling ratio* dalam larutan *aqueous* (Mishra, 2005).

PVA sudah sering diaplikasikan dalam biomedis. Dalam tissue engineering, PVA digunakan dalam perbaikan dan regenerasi berbagai macam organ dan jaringan seperti katup jantung dan jaringan tulang rawan.

2.7 *Glutaraldehyde* (GA)

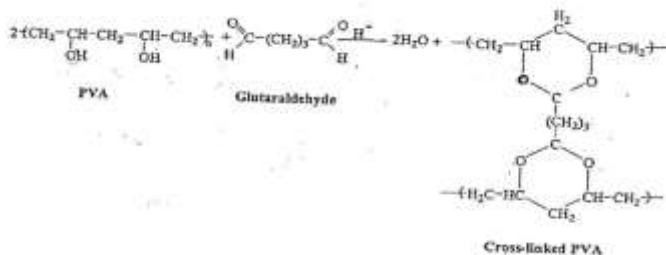
Glutaraldehyde digunakan dalam berbagai industry sebagai desinfektan untuk mensterilkan alat-alat medis, sebagai obat kutil di bagian bawah kaki, pengawet, *cross-linking agent* dan sebagai zat pembuat pestisida. Struktur kimia GA dapat dilihat pada Gambar 2.13. GA mampu menyebabkan iritasi kulit jika terkena tubuh dan apabila terkena GA dalam jumlah yang besar mampu menyebabkan mual, pusing kepala, dan nafas pendek (whipple, 1974).



Gambar 2.13 Struktur *Glutaraldehyde* (National Center for Biotech.)

Sifat karsinogenik dari *glutaraldehyde* sudah pernah diuji dalam saluran pernafasan dan saluran minum tikus. Uji di saluran pernafasan menunjukkan tidak adanya efek sel kanker dan pengujian didalam saluran minum tikus ditemukan peningkatan dari sel leukaemia (Mcgregor, 2006).

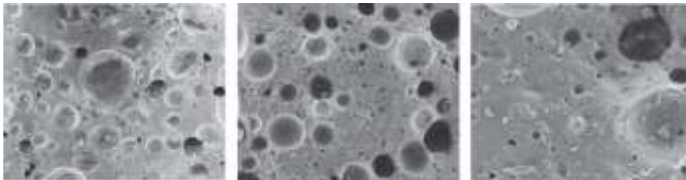
GA juga digunakan sebagai *cross-linker* untuk hidrogel PVA sehingga hidrogel ini tidak akan larut dalam air dan stabil dalam temperature ruangan. Gambar 2.14 menunjukkan reaksi *crosslink* dari PVA dan GA. Berdasarkan penelitian Hosseinzadeh (2013) menunjukkan bahwa dengan semakin banyaknya jumlah GA yang ditambahkan semakin membuat struktur dari PVA hidrogel semakin kaku sehingga hidrogel tidak bisa berkembang atau memiliki nilai *swelling ratio* yang rendah dengan jumlah kandungan air yang banyak.



Gambar 2.14 PVA *Cross-linked* dengan GA (Matty, 2015)

2.8 Penelitian Sebelumnya (*State of the Art*)

Morales dkk. (2015) melakukan penelitian mengenai kombinasi hidrogel PVA dan PDMS. Penelitian ini membahas desain dan karakteristik dari material tersebut untuk aplikasi *Epidermal Skin Equivalent* (ESE) atau material yang memiliki karakteristik menyerupai kulit manusia. Metode pembuatan hidrogel PVA dengan cara melarutkan PVA dalam aquades lalu ditambahkan *glutaraldehyde* untuk *cross-link* hidrogel. Setelah itu dilakukan pencampuran PDMS dengan hidrogel PVA tersebut. Hasil pengujian SEM dari penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 2.15. Pada hasil pengujian SEM, sampel ESE menunjukkan terdapatnya pori-pori pada sampel. Hal ini memungkinkan adanya penyerapan dan difusi air ke dalam sampel. Namun pada penelitian ini tidak dipaparkan hasil pengujian SEM sampel dengan variasi komposisi PVA:PDMS yang lain.



Gambar 2.15 Hasil SEM Sampel dengan Perbesaran (dari kiri ke kanan) 27x, 44x dan 220x (Morales, 2015)

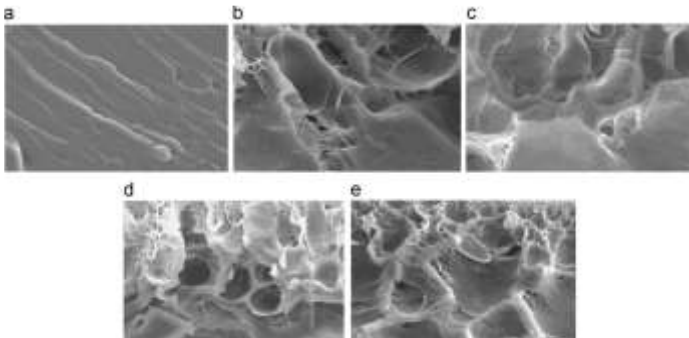
Shin dkk. (2002) meneliti sikap *swollen* dari Hidrogel PVA dan PDMS. Metode pembuatan Hidrogel PVA adalah dengan cara melarutkan PVA ke dalam aquades. Lalu mencampurkan PDMS dengan DMPAP dan MBAAm. Lalu campuran PDMS ditambahkan ke dalam hidrogel PVA dengan rasio molar tertentu. Pengujian dilakukan dengan cara memasukan polimer ke dalam *deionized water* dan dikeringkan dan ditimbang berat sampel. lalu di masukkan lagi ke dalam DW dan dikeringkan. Proses ini diulang hingga tidak terjadi perubahan berat pada sampel. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 2.4. Hasil menunjukkan bahwa seiringnya penambahan jumlah PVA akan meningkatkan EWC pada sampel.

Namun pada penelitian ini tidak dilakukan analisa biokompatibilitas material.

Tabel 2.4 *Water Content* pada Sampel (Shin, 2002)

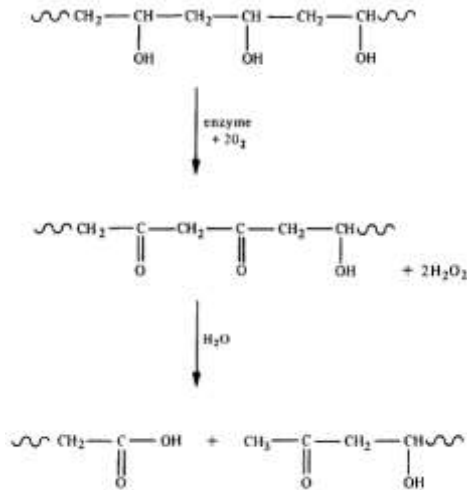
Sampel (PVA: PDMS)	EWC (%)
1:1	50.0
1:3	48.7
3:1	52.7

Li dkk. (2015) meneliti karakteristik dari hidrogel PVA dan silikon rubber untuk aplikasi organ menyerupai prostat. Pada penelitian ini PVA dijadikan sebagai pengganti uretra sedangkan silikon rubber sebagai kerangka yang menopang uretra. Pada penelitian ini juga dianalisa pengaruh penambahan NaCl dan jumlah siklus *freezing-thawing*. Adisi NaCl berfungsi untuk merusak ikatan intra-PVA sehingga memudahkan ikatan dengan *cross linker*. Ditemukan bahwa dengan bertambahnya NaCl dan siklus *freezing-thawing* semakin menyebabkan struktur specimen yang berpori dan kompleks (Li, 2015). Hasil uji SEM dapat dilihat pada Gambar 2.16.



Gambar 2.16 Hasil Uji SEM Specimen. (a) *Cross Section* Hidrogel PVA dengan 1 gr Nacl dan 1 Siklus. (b) *Cross Section* Hidrogel PVA dengan 2 gr Nacl dan 3 Siklus. (c) *Cross Section* Hidrogel PVA dengan 3 gr Nacl dan 3 Siklus. (d) *Cross*

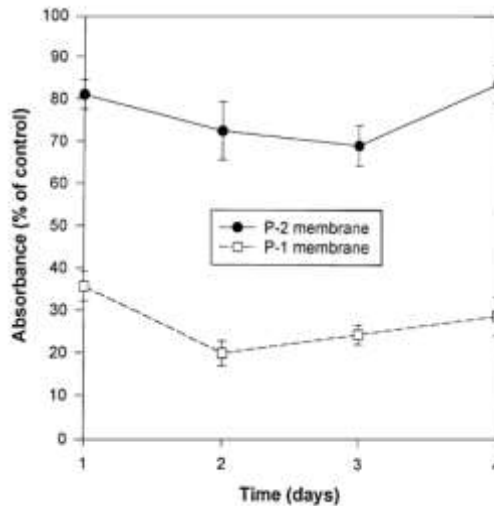
Section Hidrogel PVA dengan 4 gr NaCl dan 5 Siklus. (e) Cross
Section Hidrogel PVA dengan 4 gr NaCl dan 7 siklus



Gambar 2.17 Ilustrasi Proses Degradasi PVA (Suzuki, 1985)

Enzymatic degradation dari PVA dianalisa oleh Suzuki (1973) dengan mengisolasi PVA dengan bakteri *Pseudomonas*. Bakteri tersebut mengeluarkan enzim *alcohol peroxidase*. Berdasarkan analisa produk degradasi, Suzuki mengasumsikan PVA akan teroksidasi menjadi 1,3-diketone yang diiringi pembuangan H_2O_2 . Dan dilanjutkan hidrolisis polimer menjadi *acid* dan *methylketone*. Ilustrasi degradasi PVA dapat dilihat pada Gambar 2.17.

Chuang dkk. (1999) meneliti pertumbuhan sel fibroblast dalam membrane PVA dan campuran PVA dengan kitosan. Hasil uji MTT assay menunjukkan bahwa pada membrane PVA, sel fibroblast dapat tumbuh. Grafik pertumbuhan sel fibroblast pada membrane dapat dilihat pada Gambar 2.18



Gambar 2.18 Grafik Pertumbuhan Sel Fibroblas pada Membrane PVA (P-1) dan PVA/Kitosan (P-2)

Leone dkk. (2011) meneliti karakteristik dari hidrogel PVA/PVP. Untuk menganalisa biokompatibilitas dari sampel dilakukan dengan cara memasukkan specimen pada sel fibroblast yang diambil dari tikus. Lalu dilihat pertambahan cell pada specimen. Dari Tabel 2.5 dapat dilihat bahwa terjadi pertambahan jumlah sel pada sampel. Hal ini menunjukkan bahwa hidrogel PVA/PVP tidak menghambat pertumbuhan sel.

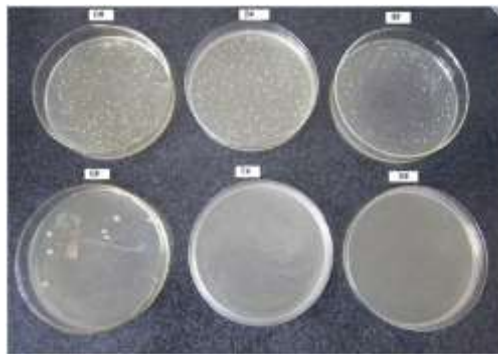
Tabel 2.5 Pertumbuhan Sel pada Specimen Hidrogel PVA/PVP (Leone, 2011)

Waktu inkubasi (jam)	Jumlah Sel
24	2397
48	4369
72	6333

Ming Zhe dkk. (2017) meneliti karakteristik dari campuran kitosan dan *natural rubber*. Salah satu sifat yang dianalisa adalah laju anti bakteri dari campuran. Ditemukan bahwa dengan penambahan kitosan semakin meningkatkan laju anti bakteri. Pada Gambar 2.19 menampilkan morfologi visual dari sampel. Tabel 2.6 menampilkan laju anti bakteri dari tiap sampel.

Tabel 2.6 Sifat Anti Bakteri dari Campuran Kitosan dan *Natural Rubber* (Ming, 2017)

Jumlah kitosan (wt%)	Jumlah Bakteri (cfu ml ⁻¹)	Laju Anti Bakteri (%)
0	309	-
1.00	296	4.21
2.00	186	39.81
4.00	8	97.41
6.00	3	99.03
10.00	0	100.00



Gambar 2.19 Morfologi Sampel *Natural Rubber* (#0) dan Campuran Kitosan dan *Natural Rubber* (#2-#8) (Ming, 2017)

Boyd (2006) meneliti karakteristik dari NuCore yang terbentuk dari kopolimer *elastin* dan *silk* sebagai kandidat material pengganti NP. Ditemukan bahwa karakteristik dari NuCore hampir

sama dengan NP pada umumnya seperti terdapat di Tabel 2.7. selain itu biokompatibilitas dari NuCore dianalisa.

Tabel 2.7 Perbandingan Karakteristik NP dan NuCore (Boyd, 2006)

Sifat	NuCore	Nucleus Pulposus
Jumlah Protein	19.4%	13.6-21.9%
Jumlah Air	79.1%	74-81%
Ph	7.1	6.7-7.1
Shear Modulus	26 kPa	7-21 kPa

Dan ditemukan bahwa NuCore tidak bersifat toksik dan memiliki biokompatibilitas yang baik. Selain itu dilakukan kompresi untuk melihat kemampuan NuCore menahan beban dan dapat dilihat pada Gambar 2.20 bahwa NuCore terintegrasi dengan sekitarnya dan tidak terdegradasi selama pengujian



Gambar 2.20 *Cross-section* dari Tulang Belakang yang Sudah Diimplan NuCore (Boyd, 2006)

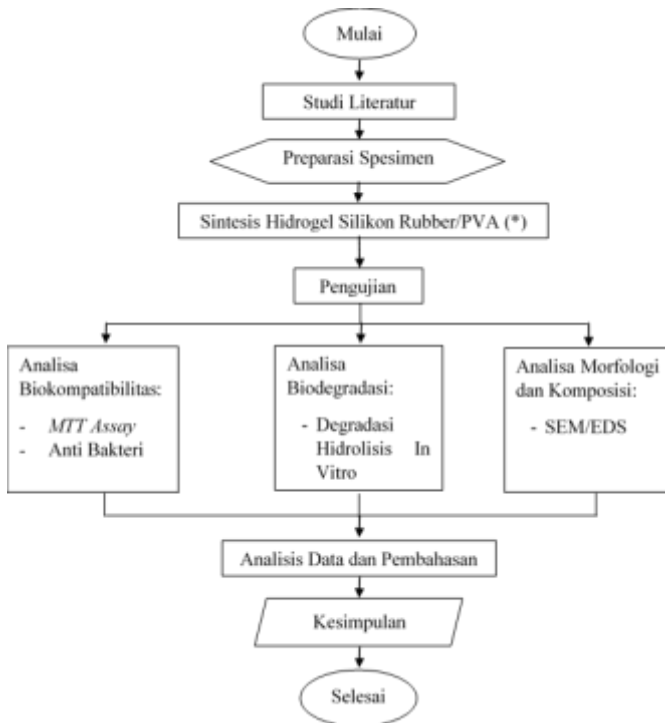
Dari penelitian sebelumnya dapat disimpulkan bahwa PVA dan Silikon rubber memiliki potensi sebagai material pengganti bantalan tulang belakang. Oleh karena itu, pada penelitian kali ini penulis melakukan sintesis hidrogel PVA/Silikon rubber dengan harapan kedepannya penelitian ini dapat menjadi acuan untuk penyembuhan penyakit tulang belakang kedepannya.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

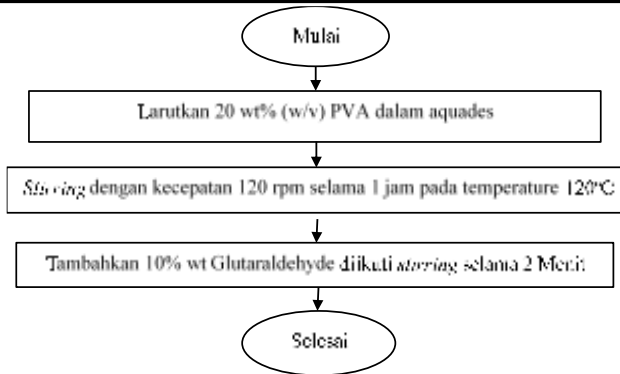
3.1 Diagram Alir

Tahapan penelitian secara umum ditunjukkan pada Gambar 3.1. Dan proses sintesis Hidrogel PVA ditunjukkan pada Gambar 3.2. untuk pembuatan Hidrogel Silikon Rubber RTV585/PVA ditunjukkan pada Gambar 3.3



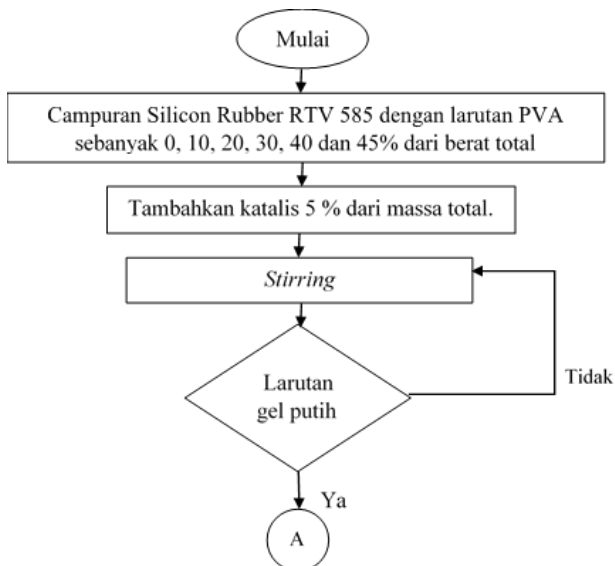
Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

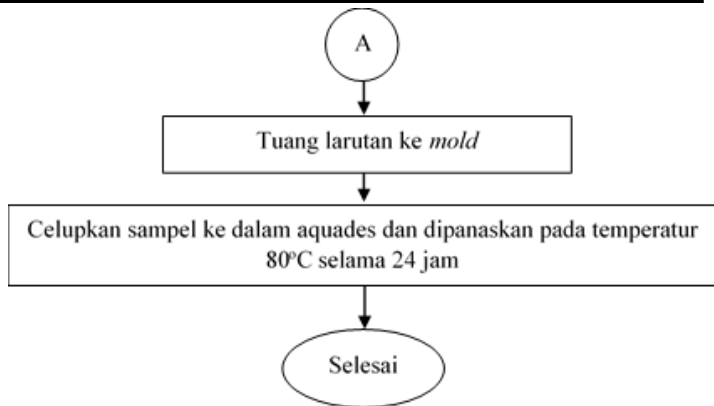
*) Diagram Alir Sintesis Hidrogel PVA



Gambar 3.2 Diagram Alir Sintesis PVA Hidrogel

*) Diagram Alir Sintesis Hidrogel Silikon Rubber RTV 585/PVA





Gambar 3.3 Diagram Alir Sintesis Hidrogel PVA/Silikon Rubber

3.2 Bahan dan Alat Penelitian

3.2.1 Bahan Penelitian

Beberapa bahan yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu:

1. *Poly(vinyl Alcohol)* (PVA)



Gambar 3.4 *Poly(vinyl alcohol)* (PVA)

Digunakan dalam proses sintesis biopolimer hidrogel Silicon Rubber/PVA. Berbentuk pellet putih sehingga perlu dilarutkan terlebih dahulu dalam aquades sesuai dengan konsentrasi yang dibutuhkan. Terhidrolisis 98%. Didapat dari Sigma Aldrich.

2. RTV Silicone Rubber



Gambar 3.5 RTV Silicone Rubber Beserta Katalis

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

3. Glutaraldehyde (GA)



Gambar 3.6 Glutaraldehyde

Digunakan sebagai *cross linker* untuk PVA. Berbentuk larutan bening 25%, tidak berbau, berbahaya bagi tubuh. Didapat dari Sigma Aldrich.

4. Aquades

Digunakan untuk melarutkan PVA. Berbentuk larutan bening, tidak berbau dan tidak berbahaya bagi tubuh. Didapat dari PT. Sumber Ilmiah Persada.

3.2.2 Alat Penelitian

Beberapa alat yang digunakan dalam penelitian ini, yaitu

1. Neraca Analitik
Penggunaan neraca analitik dalam penelitian ini adalah sebagai alat untuk menghitung massa dari bahan penelitian
2. *Hot Plate Magnetic Stirrer*
Penggunaan *hot plate magnetic stirrer* dalam penelitian ini adalah sebagai alat untuk mengaduk dan menghomogenkan larutan
3. *Stir bar*
Penggunaan *stir bar* dalam penelitian ini adalah sebagai pengaduk pada *hot plate magnetic stirrer*
4. Gelas Beaker
Penggunaan gelas beaker dalam penelitian ini adalah sebagai tempat untuk aktifitas bahan-bahan kimia
5. Gelas Ukur
Penggunaan gelas ukur dalam penelitian ini adalah untuk tempat menakar larutan kimia yang digunakan agar sesuai dengan kebutuhan
6. Pipet tetes
Penggunaan pipet tetes dalam penelitian ini adalah untuk menuang larutan kimia yang digunakan dalam gelas ukur
7. *Non-sterile container*
Penggunaan *non-sterile container* pada penelitian ini untuk menyimpan hasil dari penelitian
8. Inkubator
Penggunaan incubator dalam penelitian ini adalah sebagai tempat pengujian *in vitro biodegradation* dan tempat untuk menumbuhkan sel.

3.3 Metode Penelitian

3.3.1 Langkah Sintesis PVA Hidrogel

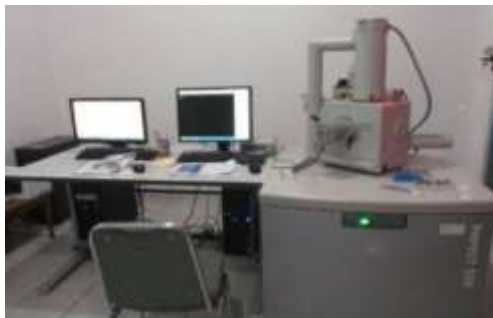
1. Melarutkan 20 wt% (w/v) PVA dalam aquades.
2. *Stirring* larutan 20 wt% (w/v) PVA selama 1 jam pada temperatur 90 °C dengan kecepatan *stirring* 110 rpm
3. Menambahkan glutaraldehyde sebanyak 10% lalu *stirring* selama 2 menit

3.3.2 Langkah Sintesis Hidrogel SR RTV585/PVA

1. Mencampurkan PVA Hidrogel dengan Silikon Rubber dengan perbandingan massa yang telah ditentukan
2. *Stirring* campuran hingga terbentuk larutan gel berwarna putih
3. Menuang campuran ke dalam mold
4. Menambahkan katalis dengan perbandingan SR RTV 585 : katalis sebesar 100 : 5 lalu *stirring* hingga homogen dan ditunggu proses *curing*
5. Mencilupkan sampel dalam aquades dan dipanaskan hingga temperatur 80°C selama 24 jam

3.4 Pengujian

3.4.1 Pengujian Morfologi dan Komposisi



Gambar 3.7 Alat SEM

Scanning Electron Microscopy (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), morfologi (bentuk dan ukuran partikel). SEM digunakan untuk menguji topografi dan morfologi dari semua sample. Perbandingan porositas dari sampel akan dianalisa menggunakan *software* Fiji. Komposisi (unsur dan senyawa beserta jumlah relarif masing-masing) akan dianalisa menggunakan EDS (*Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy*). Sampel yang digunakan sebelumnya di *coating* terlebih dahulu dengan emas. Dimensi specimen yang digunakan sebesar 1 cm x 1 cm x 1 cm. Instrumen uji SEM yang digunakan adalah FEI INSPECT S50 di Laboratorium Karakterisasi Material Departemen Teknik Material FTI ITS.

3.4.2 Pengujian Biokompatibilitas

a. *MTT assay*

MTT assay merupakan pengujian untuk mengetahui laju pertumbuhan sel pada suatu sampel. Pengujian berbasis pada reduksi senyawa MTT (*3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide*) menjadi formazan. Pewarna tetrazolium yang larut dalam air akan menjadi kristal formazan yang berwarna ungu, hal ini disebabkan karena adanya aktivitas dehidrogenase dari mitokondria sel. Kemudian produk formazan dianalisis dalam spektrofotometri (550nm) dengan *Elisa Reader*. Specimen uji berbentuk tabung dengan diameter sebesar 5 mm dan ketebalan 5 mm. Uji MTT Assay dilakukan di Pusat Veteriner Farma Surabaya.

Pengujian diawali dengan proses *seeding* dimana sel akan diperbanyak sesuai dengan kebutuhan *well* yang sebelumnya sudah dimasukan media penumbuh sel, DMEM (*Dulnecco's Modified Eagle Medium*). Setelah itu dilakukan proses penempatan sampel ke dalam *plate*. Lalu *plate* MTT Assay akan diinkubasi selama 24 jam. Setelah masa inkubasi sampel

dikeluarkan dari *well* dan dilakukan pengamatan visual menggunakan mikroskop optik.



Gambar 3.8 Alat Mikroskop Optik

Lalu dimasukkan larutan senyawa MTT ke dalam *plate*. Lalu *plate* akan diinkubasi selama 4 jam untuk membiarkan proses reaksi terjadi. Setelah inkubasi, *plate* akan dimasukkan ke dalam *elisa reader* untuk dianalisa. Dimana akan didapatkan OD (*Optical Density*) dari tiap *well* yang dibaca.

Viabilitas sel dapat dihitung dengan cara membandingkan OD dari sampel dengan OD kontrol yang tidak ada sampel. Formula untuk menemukan viabilitas sel adalah:

$$\text{Cell Viability} = \left(\frac{\text{OD Sampel} - \text{OD Kontrol Sampel}}{\text{OD Kontrol Sel} - \text{OD Kontrol Media}} \right) \times 100 \% \dots (3.1)$$



Gambar 3.9 Alat ELISA Reader

b. Uji Anti Bakteri

Uji anti bakteri dengan metode Kirby-Bauer *disk diffusion* adalah pengujian menentukan sensitivitas atau resistensi bakteri anaerobik, aerobik dan fakultatif patogenik ke berbagai senyawa antimikroba untuk membantu peneliti dalam memilih opsi pengobatan untuk pasiennya. Organisme patogen tumbuh pada agar Mueller-Hinton di sekitar antimikroba, sebelumnya cawan petri dilapisi sampel yang ingin diuji. Adanya atau tidak adanya pertumbuhan di sekitar disk adalah ukuran tidak langsung dari kemampuan senyawa tersebut untuk menghambat organisme tersebut. Specimen uji berbentuk tabung dengan diameter sebesar 8mm dan ketebalan 5mm. Untuk penelitian kali ini bakteri yang digunakan adalah *staphylococcus aureus*. Bentuk daerah inhibisi yang terbentuk tidak sepenuhnya lingkaran maka untuk menghitung diameter dari zona inhibisi dengan cara menghitung diameter yang terpanjang dan terpendek beberapa kali lalu dirata-ratakan. Pengujian anti bakteri dilakukan di Laboratorium Mikrobiologi *Research Center* FKG Universitas Airlangga.

3.4.3 Pengujian Degradasi Hidrolisis *In Vitro*

Untuk mengetahui laju degradasi hidrogel Silicon Rubber RTV585/PVA maka dilakukan pengujian Degradasi Hidrolisis secara *in vitro*. Pengujian dilakukan dengan cara merendam spesimen pada larutan *buffer* PbS di temperatur sama seperti tubuh. Kemudian sampel ditimbang massa sebelum perendaman dan 7,

14, 21, 28 hari setelah perendaman. Selain itu dilakukan pengamatan secara visual untuk melihat kondisi dari spesimen. Lalu *weight loss* dapat diukur menggunakan rumus berikut:

$$W = \left(\frac{mb - ma}{mb} \right) \times 100 \% \dots\dots\dots (3.2)$$

Dimana *ma* adalah massa yang terukur setelah perendaman dan *mb* adalah massa sebelum perendaman. Setelah nilai *weight loss* didapatkan maka dilakukan prediksi masa *lifetime* dari sampel dengan menggunakan metode regresi linier. Spesimen uji berbentuk tabung tipis dengan diameter sebesar 4 cm. Pengujian degradasi ini dilakukan di Laboratorium Inovasi Material Departemen Teknik Material FTI ITS Surabaya.

3.5 Rancangan Penelitian

Pada penelitian kali ini sampel hidrogel Silikon Rubber RTV 585/PVA akan disintesis dengan 5 variasi komposisi. Variasi komposisi tiap sampel dapat dilihat pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1 Komposisi Sampel

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

BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN

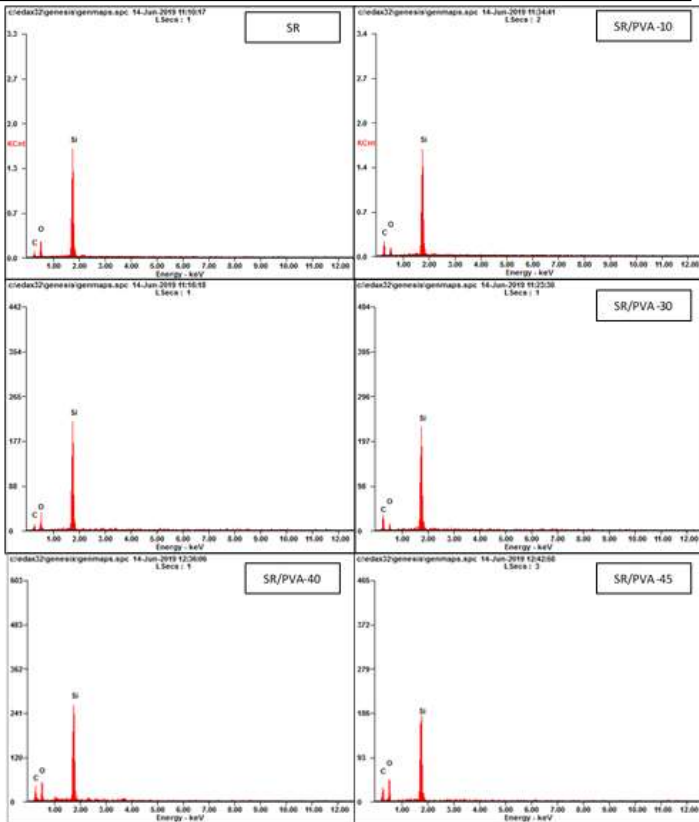
Berdasarkan metode dan prosedur penelitian yang telah disajikan pada Bab III, metodologi penelitian, telah berhasil disintesis sampel *RTV Silicone Rubber/ PVA hidrogel*. Setelah itu sampel akan diuji SEM/EDS, MTT Assay, Anti Bakteri, Degradasi Hidrolisis *In Vitro*. Didapatkan data hasil penelitian berupa morfologi, komposisi, viabilitas sel, zona inhibisi anti bakteri dan juga *weight loss* secara *in vitro*. Berikut adalah penjabaran dari data – data yang didapat dari masing - masing pengujian.

4.1 Hasil Pengujian SEM/EDS

Didapatkan komposisi sampel dengan pengujian *Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy (EDS)*. Hasil pengujian dapat dilihat pada Tabel 4.1. Dapat dilihat bahwa kadar Si pada material berkisar dari 54% menurun hingga 41%. Pada material SR tanpa penambahan PVA komposisi unsurnya adalah Si 54.08 %, O sebanyak 29.78%, dan C sebesar 16.15%. Seiring penambahan PVA menyebabkan kadar Si di material semakin menurun sedangkan kadar C dan O meningkat. Penambahan unsur C dan O disebabkan oleh unsur C dan O dari PVA. Oleh karena itu dapat dibuktikan bahwa proses sintesis berjalan dengan benar. Spektrum EDS material dapat dilihat pada Gambar 4.1.

Tabel 4.1 Komposisi EDS *RTV SR/ PVA Hydrogel*

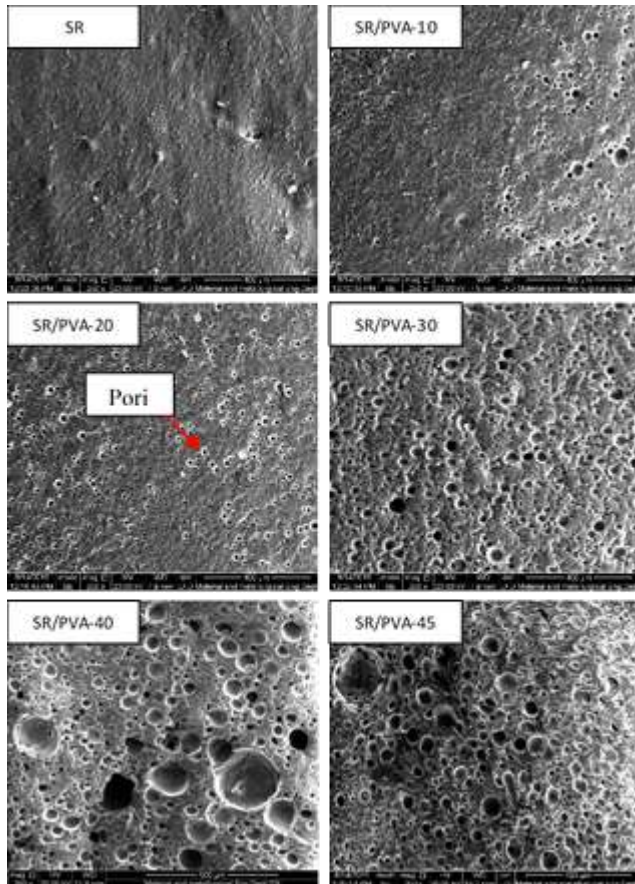
Sampel	Unsur (% Wt)		
	Si	O	C
SR	54.08	29.78	16.15
SR/PVA-10	52.99	24.34	22.67
SR/PVA-20	46.76	13.61	39.64
SR/PVA-30	45.90	15.40	38.69
SR/PVA-40	43.82	26.96	29.22
SR/PVA-45	41.48	29.58	28.94



Gambar 4.1 Spektrum EDS Material RTV SR/ PVA Hydrogel

Pada Gambar 4.2 terlihat bahwa pada material SR tanpa penambahan PVA, tidak terdapat porositas pada permukaan sampel. Sedangkan pada penelitian sebelumnya morfologi PVA *crosslinked glutaraldehyde* memang berpori (Hosseinzadeh, 2013). Seiringnya penambahan PVA menyebabkan permukaan sampel semakin memiliki banyak porositas. Perbandingan porositas tiap sampel dapat dilihat pada Tabel 4.2. terlihat bahwa material SR tanpa penambahan PVA memiliki luas area porositas

terkecil yaitu 0.159% dan terus bertambah seiringnya penambahan PVA. Nilai porositas terbesar pada sampel SR/PVA-45 yaitu sebesar 43.98%.



Gambar 4.2 Morfologi SEM RTV SR/PVA Hydrogel dengan Perbesaran 250x

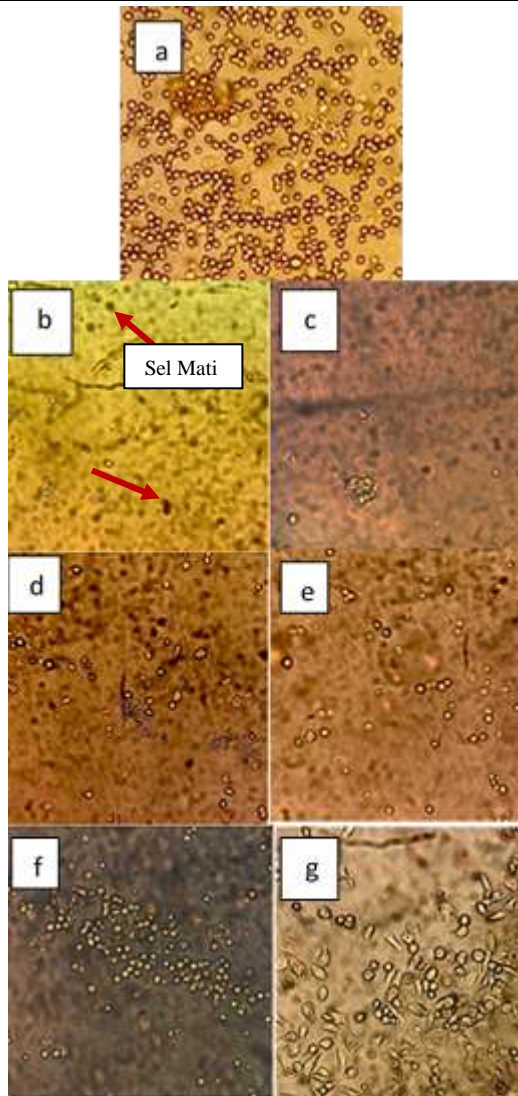
Tabel 4.2 Perbandingan Porositas *RTV SR/ PVA Hydrogel*

Sampel	Porositas (%)
SR	0.15
SR/PVA-10	4.62
SR/PVA-20	13.25
SR/PVA-30	22.13
SR/PVA-40	29.65
SR/PVA-45	43.98

4.2 Hasil Pengujian MTT Assay

Pengujian MTT Assay dilakukan untuk mengetahui respon dari sel apabila terjadi kontak antara sel dengan sampel uji. Pengujian dilakukan dalam *plate* dengan *96 well*. Dimana sel yang digunakan merupakan Fibroblas BHK21 (*Baby Hamster Kidney*). Sel tersebut digunakan karena fibroblast merupakan salah satu sel penyusun kolagen. Dimana kolagen merupakan bagian penyusun dari sel *Nucleus Pulposus* (Newell, 2017; li, 2018).

Pada Gambar 4.3 dapat dilihat pengamatan visual menggunakan mikroskop untuk sel yang telah diinkubasi dengan sampel selama 24 jam. Sel fibroblast hidup berbentuk *spindle-shaped* (Theerakittayakorn, 2011). Sedangkan sel mati terlihat seperti butiran hitam. Pada material SR dapat dilihat hanya sedikit butir bening dan sebagian besar fibroblast mati (panah pada Gambar 4.3). Dari gambar tersebut dapat diamati bahwa dengan penambahan PVA dapat meningkatkan viabilitas sel material. Hal ini dapat dilihat dari semakin banyaknya butir – butir bening sel yang bertahan hidup. Pada sampel SR/PVA-45 sel fibroblast semakin banyak dan mulai berbentuk lonjong. Hal ini menunjukkan bahwa dalam jangka waktu yang sama, sel fibroblast mampu masuk ke dalam tahapan *spreading* (Mansur, 2009) apabila terjadi kontak dengan SR/PVA-45. Hasil viabilitas sel berdasarkan formula 3.1 setiap sampel dapat dilihat pada Tabel 4.3.



Gambar 4.3 Pengamatan Visual Sel Uji MTT Assay (a) Control (b) SR (c) SR/PVA-10 (d) SR/PVA-20 (e) SR/PVA-30 (f) SR/PVA-40 (g) SR/PVA-45

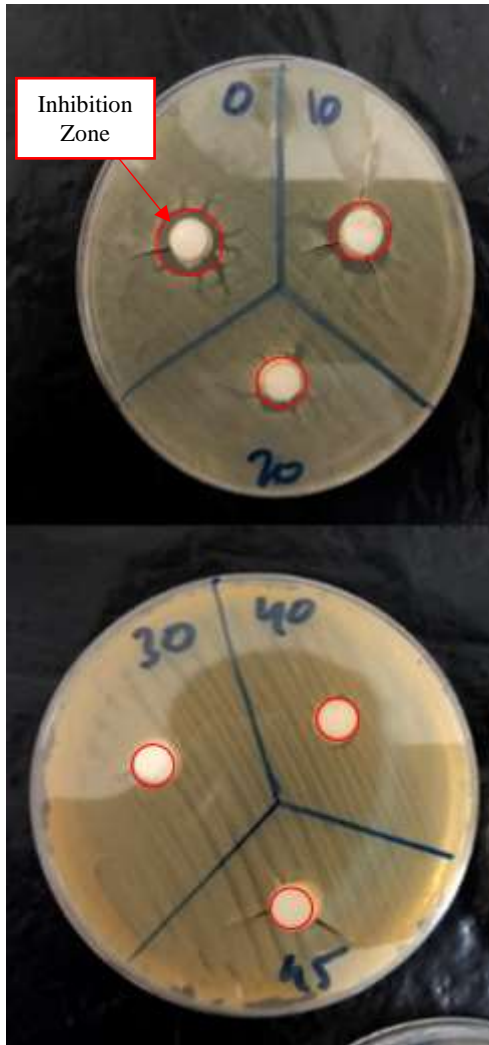
Tabel 4.3 Viabilitas Sel Silikon Rubber RTV/ PVA
Hidrogel

Sampel	Viabilitas Sel (%)
SR	9.57
SR/PVA-10	22.17
SR/PVA-20	31.89
SR/PVA-30	39.35
SR/PVA-40	46.62
SR/PVA-45	54.90

Dapat dilihat bahwa pada material SR memiliki viabilitas sel terendah sebesar 9.57%. Viabilitas sel semakin meningkat seiringnya penambahan PVA. Dimana viabilitas sel tertinggi terdapat pada material SR/PVA-45 yaitu sebesar 54.9%. Hal ini berkesesuaian dengan hasil pengujian Chuang (1999) dimana pada membrane PVA, sel fibroblast dapat tumbuh.

4.3 Hasil Pengujian Anti Bakteri

Gambar 4.4 merupakan visualisasi hasil dari pengujian anti Bakteri metode *Kirby-Bauer Agar Diffusion*. Pada gambar tersebut terlihat bahwa pada material SR, SR/PVA-10 dan SR/PVA-20 terdapat daerah disekitaran sampel yang tidak didapati bakteri *staphylococcus aureus*. Sedangkan pada sampel SR/PVA-PVA 30, SR/PVA-40, SR/PVA-45 tidak terdapat zona inhibisi.



Gambar 4.4 Pengujian Anti Bakteri dengan Metode Kirby-Bauer Terhadap lapisan tipis *RTV SR/ PVA Hydrogel* dengan kadar PVA 0,10,20,30,40,45 %

Adapun nilai dari diameter dan luas area zona inhibisi dapat dilihat pada Tabel 4.4.

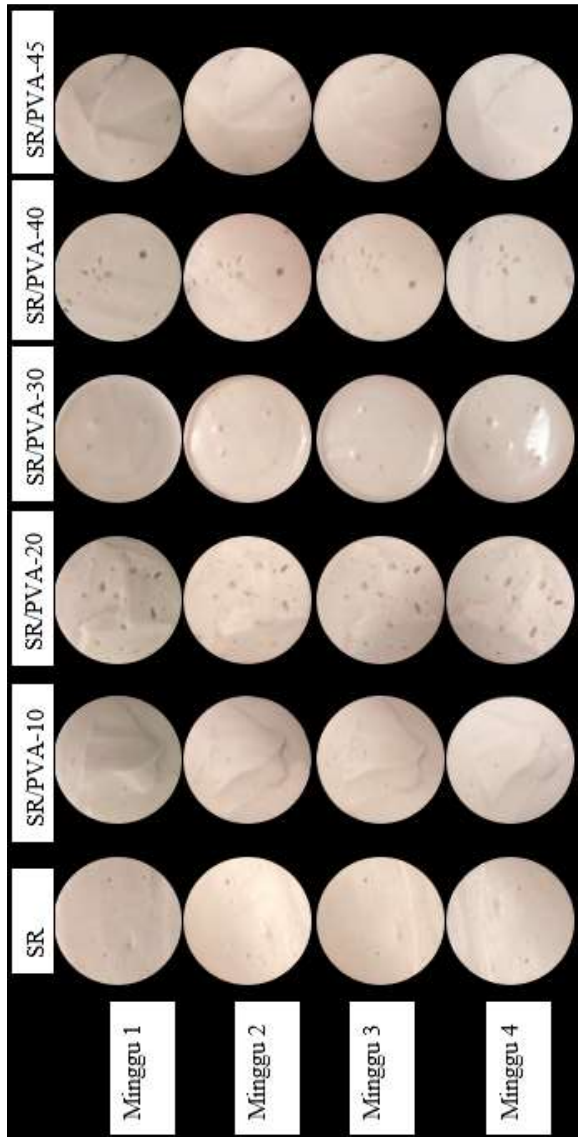
Tabel 4.4 Besar Daerah Inhibisi *RTV SR/ PVA hydrogel*

Sampel	Diameter (mm)	Area (mm ²)
SR	10.1	320.31
SR/PVA-10	6.7	140.95
SR/PVA-20	3.2	32.15
SR/PVA-30	0	0
SR/PVA-40	0	0
SR/PVA-45	0	0

Material SR memiliki diameter zona inhibisi terbesar yaitu 10.1 mm. Panjang diameter zona inhibisi semakin berkurang seiring semakin banyaknya konsentrasi PVA pada material dimana pada sampel SR/PVA-30, SR/PVA-40, dan SR/PVA-45 tidak terdapat zona inhibisi. Hasil pengujian berkesesuaian dengan hasil penelitian Santos (2019) dimana ditemukan bahwa dalam PVA murni, bakteri *Staphylococcus aureus* dapat tumbuh. Sehingga PVA tidak memiliki ketahanan apabila terjadi kontak dengan bakteri *Staphylococcus aureus*. Hal ini dikarenakan PVA bisa menjadi sumber karbon bagi bakteri dalam pengujian ini. Setelah itu bakteri akan mengeluarkan *PVA-degrading enzyme* yang merusak PVA. Dan dilanjutkan dengan asimilasi polimer ke dalam bakteri (Amann, 2011).

4.4 Hasil Pengujian Degradasi Hidrolisis *In Vitro*

Pengujian Degradasi Hidrolisis dilakukan untuk mengetahui laju degradasi *RTV Silicone Rubber/ PVA hydrogel* yang berdasarkan pada pengurangan berat. Hasil pengamatan visual dapat dilihat pada Gambar 4.5. Tidak terlihat perbedaan secara visual pada material.



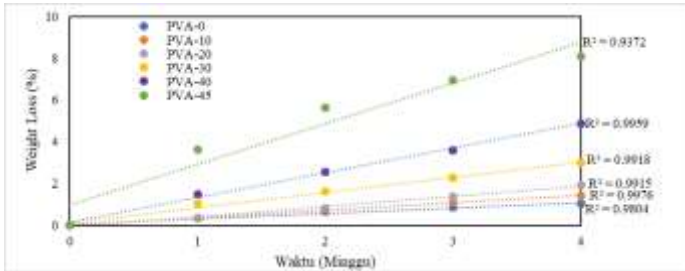
Gambar 4.5 Hasil Pengamatan Visual Tiap Minggu Sampel Uji Degradasi Hidrolisis *In Vitro* selama 1 bulan

Tabel 4.5 di bawah menunjukkan *weight loss* yang terjadi pada sampel dengan masing-masing konsentrasi PVA dalam larutan PbS dalam kurun waktu 1 hingga 4 minggu. Material SR memiliki nilai *weight loss* terendah dengan nilai sebesar 0.33% pada minggu pertama dan terus menerus meningkat hingga pada minggu keempat nilai *weight loss* menjadi 1.02%. Seiring peningkatan kadar PVA, menyebabkan peningkatan *weight loss* dari material dimana *weight loss* tertinggi terjadi pada material SR/PVA-45 dengan nilai sebesar 8.08 % pada minggu ke-4. Tren nilai *weight loss* dapat dilihat pada Gambar 4.6.

Tabel 4.5 Hasil Uji Degradasi Hidrolisis RTV SR/ PVA Hydrogel

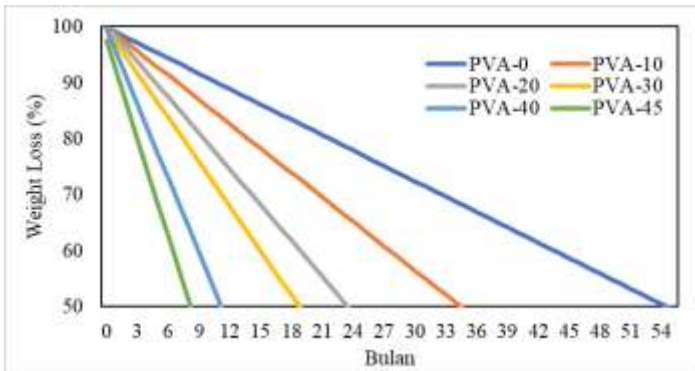
Minggu	Average Weight Loss (%)					
	SR	SR/PV A-10	SR/PV A-20	SR/PV A-30	SR/PV A-40	SR/PV A-45
1	0.33	0.34	0.33	1.01	1.49	3.64
2	0.64	0.68	0.83	1.61	2.55	5.64
3	0.86	1.11	1.37	2.28	3.60	6.96
4	1.02	1.41	1.93	3.00	4.86	8.08

Terlihat bahwa terjadi kenaikan *weight loss* yang signifikan pada sampel SR/PVA-45. Hal ini menunjukkan bahwa semakin banyaknya kandungan PVA pada sampel akan menyebabkan laju degradasi semakin cepat. Hal ini berkesesuaian dengan fakta bahwa PVA merupakan material *bio-degradable* (Georgieva, 2012). Selain itu, berdasarkan hasil pengujian SEM, dapat diketahui bahwa semakin banyak penambahan kadar PVA maka pori-pori pada permukaan sampel semakin banyak. Hal ini memungkinkan untuk larutan masuk ke dalam pori tersebut. Sehingga memperbanyak permukaan sampel yang berinteraksi dengan larutan. Sehingga semakin banyak permukaan sampel yang terdegradasi.



Gambar 4.6 Degradasi Hidrolisis SR RTV/ PVA Hydrogel Setelah Immersion Dalam PbS Selama 4 Minggu

Dapat dilihat bahwa tren dari *weight loss* berbentuk linier. Setelah perhitungan *weight loss* selesai, selanjutnya akan dilakukan prediksi *lifetime* dari sampel menggunakan metode regresi linier. Grafik prediksi dapat dilihat pada Gambar 4.7.



Gambar 4.7 Prediksi Lifetime SR RTV/ PVA Hydrogel

Prediksi *Lifetime* dari material dapat dilihat dari jumlah *weight loss* material pada waktu tertentu. Ketika *weight loss* mencapai angka 50% maka dapat dikatakan material sudah tidak dapat berfungsi semestinya. Didapatkan bahwa material uji SR/PVA-0 memiliki *lifetime* paling lama yaitu 54 bulan. *Lifetime*

material berkurang seiringnya penambahan kadar PVA. Didapatkan material dengan *lifetime* paling sebentar terdapat pada sampel PVA-45 dengan umur 9 bulan. *Lifetime* sampel dapat dilihat pada Tabel 4.6.

Tabel 4.6 *Lifetime SR RTV/ PVA Hydrogel*

Sampel	Umur (bulan)
PVA-0	54
PVA-10	35
PVA-20	24
PVA-30	19
PVA-40	12
PVA-45	9

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari hasil penelitian, didapatkan beberapa data hasil penelitian yang selanjutnya diolah dan kemudian didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

1. Morfologi dari material *RTV SR/ PVA hydrogel* semakin berpori seiringnya penambahan PVA. Banyaknya pori pada material SR murni, 10, 20, 30 % PVA berturut turut sebanyak 0.159 %; 4.628 %; 13.257 %; 22.134 %.
2. Penambahan PVA pada *RTV SR/ PVA hydrogel* meninggikan viabilitas sel hydrogel. Dimana viabilitas sel sampel tanpa penambahan PVA, 10, 20, 30, 40, 45 % berturut-turut sebesar 9.57%; 22.17%;31.89%; 39.35%; 46.62%; 54.9%. Namun penambahan PVA pada SR RTV/ PVA hydrogel membuat kemampuan *antibacterial* material terhadap bakteri *Staphylococcus aureus* semakin menurun. Hal ini dilihat dari penurunan zona inhibisi di sekitaran material. Dimana untuk sampel silicone rubber tanpa penambahan PVA ,10, 20, 30, 40, 45 % berturut-turut, Diameter inhibisi 10.1 mm; 6.7 mm; 3.2 mm; 0 mm; 0 mm; 0 mm.
3. Laju degradasi hidrolisis dari material *RTV SR/ PVA hydrogel* meningkat seiringnya penambahan PVA. Dimana untuk material SR murni, 10, 20, 30, 40, 45 % PVA berturut-turut, *weight loss* pada minggu keempat sebesar 1.02%; 1.41%; 1.93%; 3.00%; 4.86%; 8.08%.

Sehingga dapat disimpulkan bahwa SR/PVA-20 merupakan material yang paling cocok sebagai pengganti bantalan tulang belakang karena material ini memiliki zona inhibisi dengan

viabilitas sel tertinggi dan mengalami *weightloss* yang tidak terlalu besar dibandingkan material lainnya.

5.2 Saran

1. Dalam proses sintesis sampel perlu dilakukan dalam kondisi steril agar hasil pengujian lebih akurat.
2. Dalam pengujian MTT Assay untuk melakukan pengujian dalam jangka waktu lebih dari satu hari. Dengan waktu pengamatan setiap satu hari. Agar dapat dilihat laju pertumbuhan sel.
3. Dalam pengujian Anti Bakteri untuk melakukan pengujian analisa terhadap bakteri.
4. Melakukan penelitian lebih lanjut dengan menambah pengujian toksisitas material terhadap darah

DAFTAR PUSTAKA

- American Academy of Orthopaedic surgeon. **Herniated Disk in the Lower Back**. <URL:<https://orthoinfo.aaos.org/en/diseases--conditions/herniated-disk-in-the-lower-back>>. Diakses pada tanggal 22 Februari 2019.
- Amann, Manfred dan Oliver Minge. 2011. Biodegradability of Poly(vinyl acetate) and Related Polymers. **Advances in Polymer Science** 245:137-172.
- Amin, R. M., Andrade, N. S., dan Neuman, B. J. 2017. Lumbar Disc Herniation. **Current Reviews in Musculoskeletal Medicine** 10: 507–516.
- Bowles, Robert D dan Lori A. Setton. 2017. Biomaterials for Intervertebral Regeneration and Repair. **Biomaterials** 129: 54-67.
- Chielini, Emo, Andrea Corti, Salvatore D'Antone dan Roberto Solaro. 2003. Biodegradation of poly (vinyl alcohol) based materials. **Progress in Polymer Science** 28: 963-1014
- Chuang, Wen-Yuan, Tai-Horng Young, Chun-Hsu Yao, Wen-Yen Chiu. 1999. Properties of the poly(vinyl alcohol)/chitosan blend and its effect on the culture of fibroblast in vitro. **Biomaterials** 20: 1479-1487.
- Department of Orthopedic Surgery at the University of Pécs. **The Intervertebral Disc**. <URL:[http://www.porcpotlas .hu/en/porckorong.html](http://www.porcpotlas.hu/en/porckorong.html)>. Diakses pada 22 februari 2019.
- Gaaz, Tayser Sumer, Abu Bakar Sulong, Majid Niaz Akhtar, Abdul Amir H. Kadhum, Abu Bakar Mohamad dan Ahmed A. Al-Amiery. 2015. Properties and Applications of Polyvinyl Alcohol, Halloysite Nanotubes and Their Nanocomposites. **Molecules** 20: 22833–22847.
- Georgieva, Nelly, Rayna Bryaskova dan Rumiana Tzoneva. 2012. New Polyvinylalcohol-base hybrid materials for biomedical application. **Material Letters** 88: 19-22.
- Growney Kalaf, Emily A., Meghana Pendyala, J. Gary Bledsoe dan 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: 229–40.
- Hosseinzadeh, Hossein. 2013. Synthesis and swelling properties of a poly(vinyl alcohol)-based superabsorbing hydrogel. **Current Chemistry Letters** 2: 153-158.
- Hurtado, M. Morales, X. Zeng, P. Gonzalez-Rodriguez, J.E.TenElshof, dan E. van der Heide. 2015. A New Water Absorbable Mechanical Epidermal Skin Equivalent. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials** 46: 305–317.
- and hydrophilic PVA hydrogel
- Huang, S.-L., Liu, Y.-X., Yuan, G.-L., Zhang, J., & Yan, H.-W. 2015. Characteristics of Lumbar Disc Herniation With Exacerbation of Presentation Due to Spinal Manipulative Therapy. **Medicine** 94: 1-5.
- Kanter, J. C. 1970. The use of RTV silicones in maxillofacial prosthetics. **The Journal of Prosthetic Dentistry** 24: 646–653.
- Koesyanto, Herry. 2013. MASA KERJA DAN SIKAP KERJA DUDUK TERHADAP NYERI PUNGGUNG. **Jurnal Kesehatan Masyarakat** 1: 9-14.
- Lei, D., Hukins, D. W. L., Shepherd, D. E. T., dan Wardlaw, D. 2010. Silicone annulus for mechanically testing nucleus replacement implants for the lumbar intervertebral disc. **International Journal of Medical Engineering and Informatics** Vol. 2: 195-204.
- Leone, G., Consumi, M., Greco, G., Bonechi, C., Lamponi, S., Rossi, C., dan Magnani, A. 2011. A PVA/PVP hydrogel for human lens substitution: Synthesis, rheological characterization, and in vitro biocompatibility. **Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials** 97b: 278–288.
- Lyons, G., Eisenstein, S. M., dan Sweet, M. B. E. 1981.
-

- Biochemical changes in intervertebral disc degeneration. **Biochimica et Biophysica Acta (BBA) - General Subjects**, 673: 443–453.
- Maniadakis N, Gray A. 2000. The economic burden of back pain in the UK. **Pain** 84: 95-103
- Mansur, Herman S., Ezequiel de S. Costa Jr., Alexandra A.P. Mansur, Edel Figueiredo Barbosa-Stancioli. 2009. Cytocompatibility evaluation in cell-culture systems of chemically crosslinked chitosan/PVA hydrogels. **Materials Science and Engineering C** 29: 1574–1583
- Matty, Fadhel S., Maha T. Sultan dan Adiba Kh. Amine. 2015. Swelling Behavior of Cross-link PVA with Glutaraldehyde. **Ibn Al-Haitham Journal for Pure & Application Science** 28: 136-146.
- McGregor, D., Bolt, H., Cogliano, V., & Richter-Reichhelm, H.-B. 2006. Formaldehyde and Glutaraldehyde and Nasal Cytotoxicity: Case Study Within the Context of the 2006 IPCS Human Framework for the Analysis of a Cancer Mode of Action for Humans. **Critical Reviews in Toxicology** 36: 821–835.
- Melrose, James, D. Burkhardt, T. K. F. Taylor, C.T. Dillon, R. Read, M. Cake dan C. B. Little. 2009. Calcification in the ovine intervertebral disc: a model of hydroxyapatite deposition disease. **European Spine Journal** 4: 479-489.
- Mishra, Shefali, R. Bajpai, R. Katare dan A. K. Bajpai. 2005. Preparation and Characterization of Polyvinyl Alcohol Based Biomaterials: Water Sorption and In Vitro Blood Compatibility Study. **Journal of Applied Polymer Science** 100: 2402-2408.
- Ming-zhe, Wang Li-feng, Fang Lei, Li Pu-wang dan Li Si-dong. 2017. Preparation and properties of natural rubber/chitosan microsphere blends. **Micro & Nano Letters** 12: 386-390.
- Moretto, H.-H., Schulze, M., & Wagner, G. 2000. **Silicones**. Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry.
- National Center for Biotechnology Information. PubChem

-
- Compound Database. CID=3485. <URL:https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/3485>. Diakses tanggal 22 Februari 2019.
- Newell, N., J. P. Little, A. Christou, M. A. Adams, C. J. Adam, and S. D. Masouros. 2017. Biomechanics of the Human Intervertebral Disc: A Review of Testing Techniques and Results. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials** 69: 420–34.
- Pakaya, Fahriadi, Hosta Ardhyanta dan Sigit Tri Wicaksono. 2017. Mechanical Properties and Thermal Stability of Epoxy/RTV Silicone Rubber. **The Journal for Technology and Science** 28: 7-14.
- Patachia, Silvia, Arthur J. M. Valente, Adina Papancea dan Victor M. M. Lobo. 2009. **POLY (VINYL ALCOHOL)[PVA]-BASED POLYMER MEMBRANES**. New York: Nova Science Publisher.
- Raghavendra, G. M., Varaprasad, K., dan Jayaramudu, T. 2015. Biomaterials. **Nanotechnology Applications for Tissue Engineering**: 21–44.
- Raj, P. Prithvi. 2001. **Intervertebral Disc: Anatomy - Physiology - Pathophysiology - Treatment**. Department of Anesthesiology and Pain Management.
- Raj, S. Kumar dan Dr. Piyali Basak. 2010. Synthesis and Characterization of Polyvinyl Alcohol Hydrogel. **Proceedings of International Conference on Systems in Medicine and Biology** 16-18 December 2010. India.
- Ratner, Buddy D., Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen dan Jack E. Lemons. 2004. **Biomaterials science: an introduction to materials in medicine**. Elsevier Academic Press.
- S. Rekha dan E.I. Anila. 2019. In Vitro Cytotoxicity Studies of Surface Modified CaS Nanoparticles on L929 Cell Lines Using MTT assay. **Materials Letters** 236: 637–639.
- Santos, Antonia Monica Neres, Ana Paula Duarte Moreira, Carlos W. Piler Carvalho, Rosa Luchese, Edlene Ribeiro, Garrett B. McGuinness, Marisa Fernandes Mendes. 2019. Physically
-

- Cross-Linked Gels of PVA with Natural Polymers as Matrices for Manuka Honey Release in Wound-Care Applications. **Materials** 12: 559
- Shit, Subhas C. dan Pathik Shah. 2013. A Review On Silicone Rubber. **The National Academy of Science** 36: 355-365.
- Suzuki, Tomoo, Y. Ichihara, M. Yamada, dan K. Tonomura. 1973. Some Characteristics of Pseudomonas O-3 which Utilizes Polyvinyl Alcohol. **Agricultural and Biological Chemistry** 37 (4) : 747–756
- Theerakittayakorn, Kasem dan Tanom Bunprasert. 2011. Differentiation Capacity of Mouse L929 Fibroblastic Cell Line Compare With Human Dermal Fibroblast. **World Academy of Science, Engineering and Technology** 50.
- Thorpe, A.A., V.L. Boyes, C. Sammon, C.L. Le Maitre. 2016 **Thermally Triggered Injectable Hydrogel, Which Induces Mesenchymal Stem Cell Differentiation to Nucleus Pulposus Cells: Potential for Regeneration of the Intervertebral Disc**. Acta Biomaterialias
- Urban, Jill PG and Sally Roberts. 2003. Degeneration of the intervertebral disc. **Arthritis Research & Therapy**: 120-130.
- Vergroesen, P. P.A., I. Kingma, K. S. Emanuel, R. J.W. Hoogendoorn, T. J. Welting, B. J. van Royen, J. H. van Dieën, and T. H. Smit. 2015. Mechanics and Biology in Intervertebral Disc Degeneration: A Vicious Circle. **Osteoarthritis and Cartilage** 23: 1057–70.
- Wen, Xishan , Xiaoqing Yuan, Lei Lan , Lu Hao, Yu Wang, Shaodong Li. 2017. RTV Silicone Rubber Degradation Induced by Temperature Cycling. **Energies** 10 (7):1054.
- Whatley, Benjamin R., and Xuejun Wen. 2012. Intervertebral Disc (IVD): Structure, Degeneration, Repair and Regeneration. **Materials Science and Engineering C** 32: 61-77.
- Whipple, E. B., & Ruta, M. 1974. Structure of aqueous glutaraldehyde. **The Journal of Organic Chemistr**, 39(12): 1666–1668

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LAMPIRAN A. PENGUJIAN SEM-EDX

a) Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-0

Microanalysis Report

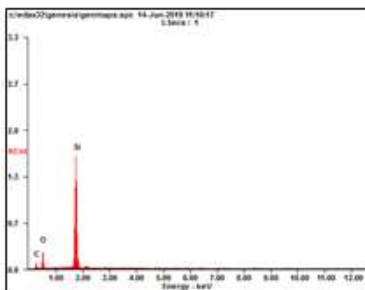
Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

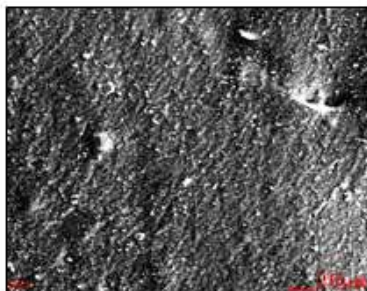
6/14/2019



0 pva



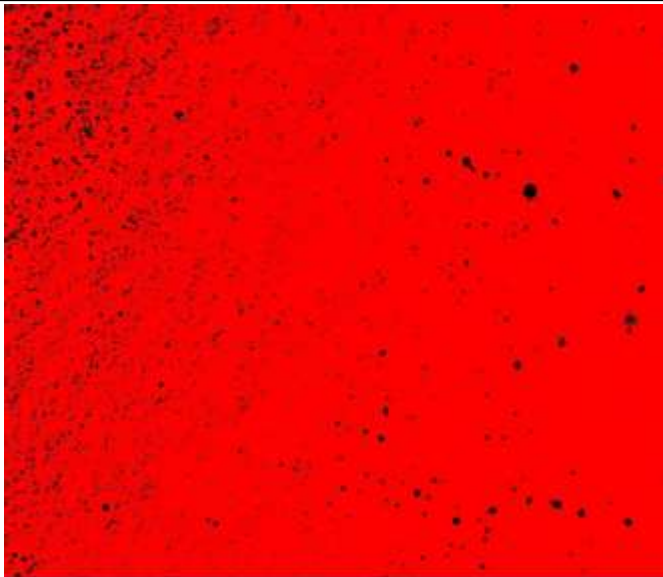
Element	Wt%	At%
CR	16.15	26.20
OK	29.78	36.28
SiK	54.08	37.53
Matrix	Correction	ZAF



Gambar 1 Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-0



Gambar 2 Mapping Porositas Sampel PVA-0



Gambar 4 Mapping Porositas Sampel PVA-10

c) Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-20

Microanalysis Report

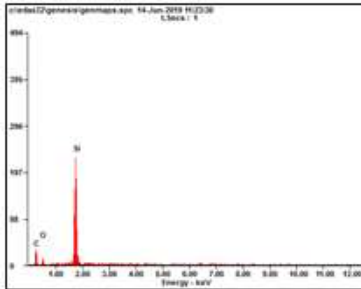
Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

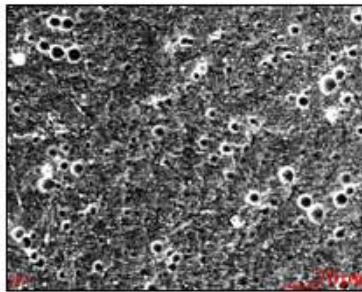
6/14/2019



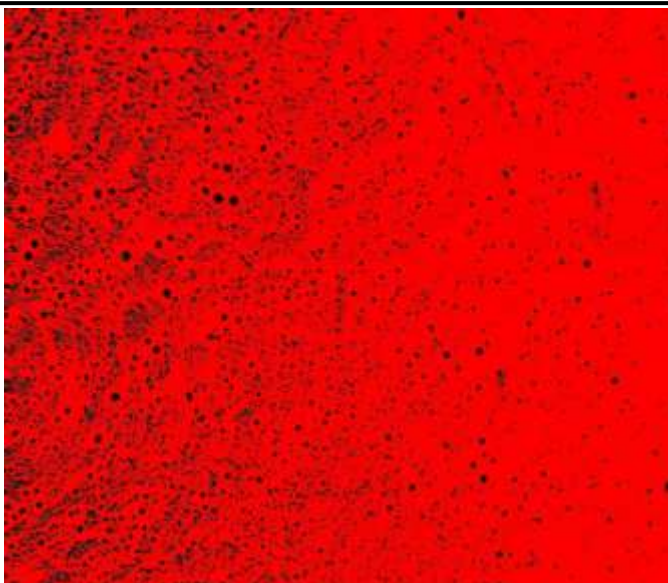
20% pva



Element	Wt%	At%
CK	39.64	56.75
OK	13.61	14.63
SiK	46.76	28.63
Matrix	Correction	ZAF



Gambar 4 Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-20



Gambar 6

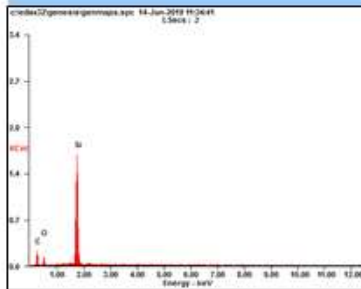
d) Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-30

Microanalysis Report

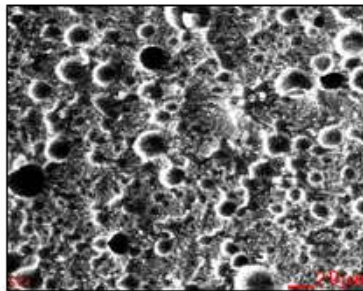
Prepared for: *Company Name Here*

Prepared by: *Your Name Here*

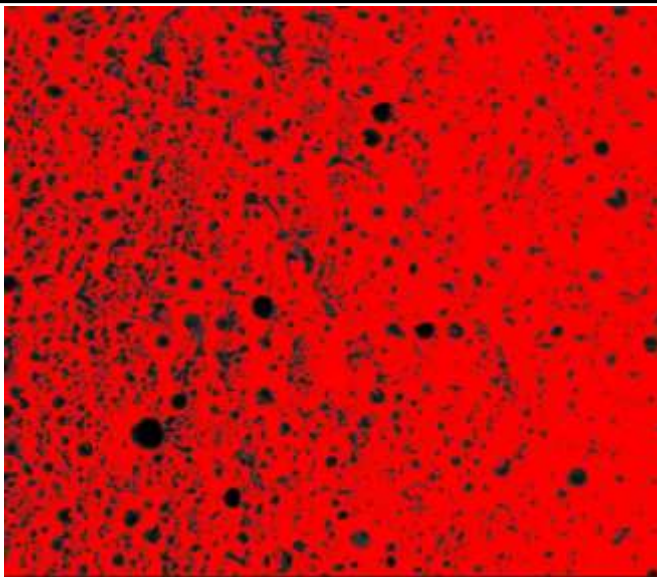
6/14/2019



Element	Wt%	At%
Ca	38.69	55.37
O	15.40	16.55
Si	45.90	28.09
Matrix	Correction	ZAF



Gambar 7 Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-30



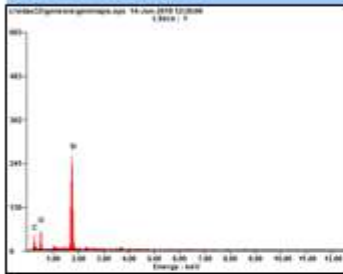
Gambar 8 Mapping Porositas Sampel PVA-30

e) Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-40

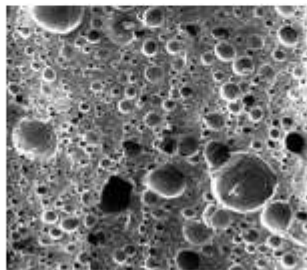
Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

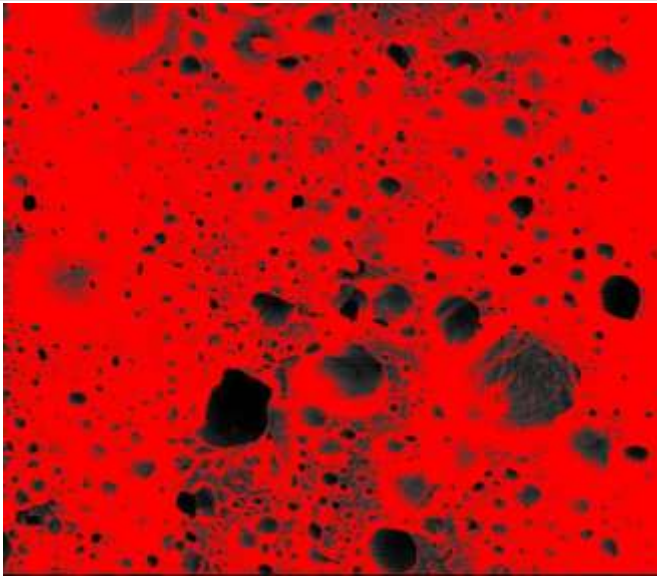
Prepared by: *Your Name Here* 6/14/2019



Element	Wt%	At%
Ca	29.22	43.84
Ox	26.96	29.68
Si	43.82	17.48
Matrix	Correction	ZAF



Gambar 9 Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-40



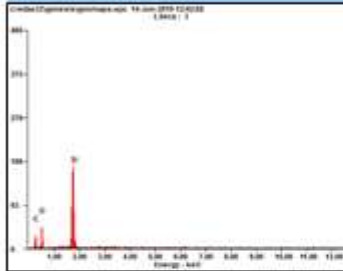
Gambar 10 Mapping Porositas Sampel PVA-40

f) Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-45

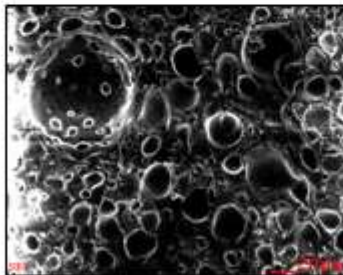
Microanalysis Report

Prepared for: *Company Name Here*

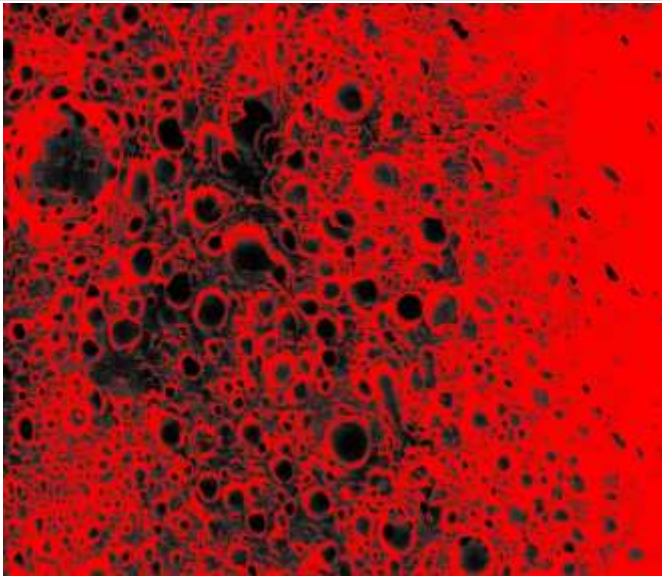
Prepared by: *Your Name Here* 6/14/2019



Element	Wt%	At%
Ca	28.94	42.01
O	39.58	32.34
Si	41.48	25.75
Matrix	Correction	ZAF



Gambar 11 Pengujian SEM-EDX Sampel PVA-45



Gambar 12 Mapping Porositas Sampel PVA-45

B. Pengolahan Data Hasil Uji MTT Assay**Tabel 1** Tabel Hasil Uji Anti Bakteri Hidrogel PVA/Silikon Rubber RTV585

Replikasi	OD Sampel						OD Kontrol Sampel	OD Kontrol Media	OD Kontrol Sel
	PV A-0	PV A-10	PV A-20	PV A-30	PV A-40	PV A-45			
1	0.1	0.153	0.195	0.221	0.248	0.284	0.056	0.053	0.456
2	0.105	0.157	0.199	0.219	0.253	0.286	0.052	0.055	0.419
3	0.102	0.151	0.189	0.223	0.251	0.281	0.053	0.057	0.426
4	0.103	0.155	0.192	0.222	0.249	0.282	0.085	0.073	0.454
5							0.064	0.076	0.464
6							0.076	0.076	0.469
7								0.058	0.496
8								0.059	0.513
rata rata	0.1025	0.1527	0.1915	0.2212	0.2502	0.2825	0.0633	0.0637	0.4621

Lalu Viabilitas Sel dapat dihitung dengan persamaan 3.1.

- a) Perhitungan Viabilitas Sel Sampel PVA-0

Cell Viability

$$= \left(\frac{OD \text{ Sampel} - OD \text{ Kontrol Sampel}}{OD \text{ Kontrol Sel} - OD \text{ Kontrol Media}} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = \left(\frac{0.1025 - 0.0643333}{0.462125 - 0.063375} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = 9.571577847 \%$$

b) Perhitungan Viabilitas Sel Sampel PVA-10

Cell Viability

$$= \left(\frac{OD \text{ Sampel} - OD \text{ Kontrol Sampel}}{OD \text{ Kontrol Sel} - OD \text{ Kontrol Media}} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = \left(\frac{0.15275 - 0.0643333}{0.462125 - 0.063375} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = 22.17345873 \%$$

c) Perhitungan Viabilitas Sel Sampel PVA-20

Cell Viability

$$= \left(\frac{OD \text{ Sampel} - OD \text{ Kontrol Sampel}}{OD \text{ Kontrol Sel} - OD \text{ Kontrol Media}} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = \left(\frac{0.1915 - 0.0643333}{0.462125 - 0.063375} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = 31.89132706 \%$$

d) Perhitungan Viabilitas Sel Sampel PVA-30

Cell Viability

$$= \left(\frac{OD \text{ Sampel} - OD \text{ Kontrol Sampel}}{OD \text{ Kontrol Sel} - OD \text{ Kontrol Media}} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = \left(\frac{0.22125 - 0.0643333}{0.462125 - 0.063375} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = 39.35214211 \%$$

e) Perhitungan Viabilitas Sel Sampel PVA-40

Cell Viability

$$= \left(\frac{OD \text{ Sampel} - OD \text{ Kontrol Sampel}}{OD \text{ Kontrol Sel} - OD \text{ Kontrol Media}} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = \left(\frac{0.25025 - 0.0643333}{0.462125 - 0.063375} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = 46.62486938 \%$$

f) Perhitungan Viabilitas Sel Sampel PVA-45

Cell Viability

$$= \left(\frac{OD \text{ Sampel} - OD \text{ Kontrol Sampel}}{OD \text{ Kontrol Sel} - OD \text{ Kontrol Media}} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = \left(\frac{0.28325 - 0.0643333}{0.462125 - 0.063375} \right) \times 100 \%$$

$$Cell \text{ Viability} = 54.90073145 \%$$

C. Pengolahan Data Hasil Uji Anti Bakteri

Tabel 2 Tabel Perhitungan Hasil Uji Anti Bakteri Hidrogel PVA/Silikon Rubber RTV585

No	Sampel	Diameter total (mm)	Diameter Sampel (mm)	Diameter Zona Hambat (mm)
1	PVA-0	18.1	8	10.1
2	PVA-10	14.7	8	6.7
3	PVA-20	11.2	8	3.2
4	PVA-30	8	8	0
5	PVA-40	8	8	0
6	PVA-45	8	8	0



KEMENTERIAN RISET, TEKNOLOGI DAN PENDIDIKAN TINGGI
UNIVERSITAS AIRLANGGA
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI
RESEARCH CENTER

Jalan Moyjen, Prof. Dr. Moestopo 47 Surabaya 60132 Telp. (031) 5036255, Fax (031) 5036256
Website : <http://www.fkg.unair.ac.id> - E-mail : fkg.unair@gmail.com

Menyatakan bahwa mahasiswa tersebut dibawah ini telah melakukan penelitian di
Laboratorium Mikrobiologi Research Center FKG Unair.

Nama : Jonathan Arthur P. S .

NIM : 02511540900141

Judul : Analisa Pengaruh Penambahan PVA Pada Hidrogel PVA/Silikon Rubber Terhadap
Sifat BIODKOMPATIBILITAS Dan BIODEGRADASI Sebagai Kandidat Material
Pengganti Bastulan Tulang Bekbang.

TABEL HASIL PENELITIAN

No.	0%	10%	20%	30%	40%	50 %
1.	1,90	1,54	1,10	-	-	-
2.	1,72	1,45	1,11	-	-	-
3.	1,80	1,42	1,16	-	-	-

NB. Hasil dalam cm

Demikian hasil penelitian yang telah dilakukan di Laboratorium Mikrobiologi Research Center
FKG Unair untuk dipergunakan sebagaimana perlanya.

Ketua Research Center
FKG UNAIR



Dr. Hendrik Setai Budi, drg., M.Kes.
NIP.1972061019990310

Gambar 13 Surat Keterangan Hasil uji Anti Bakteri

D. Pengolahan Data Hasil Pengujian Degradasi Hidrolisis *In Vitro*

Tabel 3 Tabel Berat Sampel Hidrogel PVA/Silikon Rubber RTV585

			Waktu (Minggu)				
			0	1	2	3	4
Berat (gram)	PVA-0	sampel 1	33.1	32.99	32.93	32.86	32.78
		sampel 2	10.56	10.52	10.47	10.45	10.44
		sampel 3	7.26	7.24	7.22	7.2	7.19
	PVA-10	sampel 1	47.83	47.6	47.49	47.32	47.19
		sampel 2	10.25	10.23	10.2	10.14	10.1
		sampel 3	8.37	8.34	8.3	8.27	8.25
	PVA-20	sampel 1	49.88	49.7	49.49	49.1	48.9
		sampel 2	4.89	4.87	4.85	4.83	4.8
		sampel 3	9.03	9.01	8.95	8.91	8.85
	PVA-30	sampel 1	48.63	48.12	47.79	47.53	47.12
		sampel 2	7.4	7.33	7.29	7.23	7.18
		sampel 3	10.59	10.48	10.42	10.35	10.28
	PVA-40	sampel 1	35.15	34.46	34.22	33.89	33.29
		sampel 2	9.3	9.16	9.04	8.91	8.83
		sampel 3	4.95	4.9	4.84	4.8	4.74
	PVA-45	sampel 1	39.86	38.72	37.81	37.21	36.9
		sampel 2	5.24	5.01	4.92	4.85	4.8
		sampel 3	5.46	5.26	5.15	5.09	5

Dari data berat maka akan diubah menjadi weight loss berdasarkan persamaan 3.2. contoh perhitungan pada PVA-0 sampel 1 di minggu 1:

$$W = \left(\frac{mb - ma}{mb} \right) \times 100 \%$$

$$W = \left(\frac{33.1 - 32.99}{mb} \right) \times 100 \%$$

$$W = 0.33 \%$$

Tabel 4 Tabel *Weight Loss* Sampel Hidrogel PVA/Silikon Rubber RTV585

			Waktu (Minggu)			
			1	2	3	4
weight loss (%)	PVA-0	sampel 1	0.33%	0.51%	0.73%	0.97%
		sampel 2	0.38%	0.85%	1.04%	1.14%
		sampel 3	0.28%	0.55%	0.83%	0.96%
	PVA-10	sampel 1	0.48%	0.71%	1.07%	1.34%
		sampel 2	0.20%	0.49%	1.07%	1.46%
		sampel 3	0.36%	0.84%	1.19%	1.43%
	PVA-20	sampel 1	0.36%	0.78%	1.56%	1.96%
		sampel 2	0.41%	0.82%	1.23%	1.84%
		sampel 3	0.22%	0.89%	1.33%	1.99%
	PVA-30	sampel 1	1.05%	1.73%	2.26%	3.11%
		sampel 2	0.95%	1.49%	2.30%	2.97%
		sampel 3	1.04%	1.61%	2.27%	2.93%
	PVA-40	sampel 1	1.96%	2.65%	3.58%	5.29%
		sampel 2	1.51%	2.80%	4.19%	5.05%
		sampel 3	1.01%	2.22%	3.03%	4.24%
	PVA-50	sampel 1	2.86%	5.14%	6.65%	7.43%
		sampel 2	4.39%	6.11%	7.44%	8.40%
		sampel 3	3.66%	5.68%	6.78%	8.42%

a) Perhitungan Regresi Linier

Tabel 5 Tabel Perhitungan Prediksi Berat Sampel Hidrogel PVA/Silikon Rubber RTV585

						total	rata rata
PVA-0	X	1	2	3	4	10	2.5
	Y	0.0033	0.0064	0.0086	0.0102	0.0285	0.007125
	X ²	1	4	9	16	30	
	XY	0.0033	0.0128	0.0258	0.0408	0.0827	
PVA-10	X	1	2	3	4	10	2.5
	Y	0.003448	0.006783	0.011114	0.014117	0.035463	0.008866
	X ²	1	4	9	16	30	
	XY	0.003448	0.013567	0.033342	0.056469	0.106826	
PVA-20	X	1	2	3	4	10	2.5
	Y	0.003304	0.008286	0.013732	0.019329	0.044651	0.011163
	X ²	1	4	9	16	30	
	XY	0.003304	0.016572	0.041197	0.077314	0.138387	
PVA-30	X	1	2	3	4	10	2.5
	Y	0.010111	0.016064	0.022752	0.030018	0.078945	0.019736
	X ²	1	4	9	16	30	
	XY	0.010111	0.032127	0.068256	0.120071	0.230566	
PVA-40	X	1	2	3	4	10	2.5
	Y	0.014928	0.025546	0.036028	0.048626	0.125128	0.031282
	X ²	1	4	9	16	30	
	XY	0.014928	0.051091	0.108085	0.194504	0.368609	
PVA-45	X	1	2	3	4	10	2.5
	Y	0.036374	0.056425	0.069559	0.080826	0.243184	0.060796
	X ²	1	4	9	16	30	
	XY	0.036374	0.11285	0.208676	0.323305	0.681205	

Dimana X adalah waktu immersion dan Y adalah *weight loss* dari sampel.

Setelah itu dicari persamaan regresi linier setiap sampel.

a) Perhitungan Regresi Linier Sampel PVA-0

$$A1 = \frac{n\sum X_i Y_i - \sum X_i \sum Y_i}{n\sum X_i^2 - (\sum X_i)^2}$$

$$A1 = \frac{4 \times 0.0827 - 10 \times 0.0285}{4 \times 30 - (10)^2}$$
$$A1 = 0.00229$$

$$A0 = \bar{Y} - A1\bar{X}$$
$$A0 = 0.007125 - 0.00229 \times 2.5$$
$$A0 = 0.0014$$

Maka persamaan regresi linier untuk sampel PVA-0 adalah:

$$Y = A0 + A1X$$
$$Y = 0.0014 + 0.00229X$$

b) Perhitungan Regresi Linier Sampel PVA-10

$$A1 = \frac{n \sum X_i Y_i - \sum X_i \sum Y_i}{n \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2}$$
$$A1 = \frac{4 \times 0.106826 - 10 \times 0.035463}{4 \times 30 - (10)^2}$$
$$A1 = 0.003633836$$

$$A0 = \bar{Y} - A1\bar{X}$$
$$A0 = 0.008866 - 0.003633836 \times 2.5$$
$$A0 = -0.000218956$$

Maka persamaan regresi linier untuk sampel PVA-10 adalah:

$$Y = A0 + A1X$$
$$Y = -0.000218956 + 0.003633836X$$

c) Perhitungan Regresi Linier Sampel PVA-20

$$A1 = \frac{n \sum X_i Y_i - \sum X_i \sum Y_i}{n \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2}$$

$$A1 = \frac{4 \times 0.138387 - 10 \times 0.044651}{4 \times 30 - (10)^2}$$

$$A1 = 0.005351828$$

$$A0 = \bar{Y} - A1\bar{X}$$

$$A0 = 0.01163 - 0.005351828 \times 2.5$$

$$A0 = -0.002216762$$

Maka persamaan regresi linier untuk sampel PVA-20 adalah:

$$Y = A0 + A1X$$

$$Y = -0.002216762 + 0.005351828X$$

d) Perhitungan Regresi Linier Sampel PVA-30

$$A1 = \frac{n \sum X_i Y_i - \sum X_i \sum Y_i}{n \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2}$$

$$A1 = \frac{4 \times 0.23056 - 10 \times 0.078945}{4 \times 30 - (10)^2}$$

$$A1 = 0.006640765$$

$$A0 = \bar{Y} - A1\bar{X}$$

$$A0 = 0.019736 - 0.006640765 \times 2.5$$

$$A0 = 0.003134259$$

Maka persamaan regresi linier untuk sampel PVA-30 adalah:

$$Y = A0 + A1X$$

$$Y = 0.003134259 + 0.006640765X$$

e) Perhitungan Regresi Linier Sampel PVA-40

$$A1 = \frac{n \sum X_i Y_i - \sum X_i \sum Y_i}{n \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2}$$

$$A1 = \frac{4 \times 0.368609 - 10 \times 0.125128}{4 \times 30 - (10)^2}$$
$$A1 = 0.011157557$$

$$A0 = \bar{Y} - A1\bar{X}$$
$$A0 = 0.031282 - 0.011157557 \times 2.5$$
$$A0 = 0.003388193$$

Maka persamaan regresi linier untuk sampel PVA-40 adalah:

$$Y = A0 + A1X$$
$$Y = 0.003388193 + 0.011157557X$$

f) Perhitungan Regresi Linier Sampel PVA-45

$$A1 = \frac{n \sum X_i Y_i - \sum X_i \sum Y_i}{n \sum X_i^2 - (\sum X_i)^2}$$
$$A1 = \frac{4 \times 0.681205 - 10 \times 0.243184}{4 \times 30 - (10)^2}$$
$$A1 = 0.014648868$$

$$A0 = \bar{Y} - A1\bar{X}$$
$$A0 = 0.060796 - 0.014648868 \times 2.5$$
$$A0 = 0.02417389$$

Maka persamaan regresi linier untuk sampel PVA-45 adalah:

$$Y = A0 + A1X$$
$$Y = -0.000218956 + 0.003633836X$$

Tabel 6 Tabel Prediksi Lifetime Sampel

Waktu		Prediksi Weight Loss (%)					
Tahun	Minggu	PVA-0	PVA-10	PVA-20	PVA-30	PVA-40	PVA-45
0	0	0,14	-0,0219	-0,22168	0,313426	0,338819	2,417389
1	52	12,048	18,87405	27,60783	34,84541	58,35811	78,5915
2	104	23,956	37,76999	55,43733	69,37739	116,3774	154,7656
3	156	35,864	56,66594	83,26684	103,9094	174,3967	230,9397
4	208	47,772	75,56188	111,0963	138,4413	232,416	307,1139
5	260	59,68	94,45783	138,9258	172,9733	290,4353	383,288
6	312	71,588	113,3538	166,7553	207,5053	348,4546	459,4621
7	364	83,496	132,2497	194,5849	242,0373	406,4739	535,6362
8	416	95,404	151,1457	222,4144	276,5693	464,4932	611,8103
9	468	107,312	170,0416	250,2439	311,1012	522,5125	687,9844

UCAPAN TERIMAKASIH

Saya, Jonathan Arthur Pardamean Situmora sebagai penulis laporan, mengucapkan terima kasih yang senesar – besarnya dan sesungguhnya – sungguhnya kepada beberapa pihak yang telah membantu menyelesaikan laporan ini, dan membantu banyak hal dalam pengembangan diri penulis.

1. Saudara Ezekiel Aditya selaku partner dalam pelaksanaan Tugas Akhir yang senantiasa memberikan saran, ide selama pelaksanaan Tugas Akhir
2. Teman – Teman anggota proyek *IVD Replacement* Yohannes, Salma, Gabriel, Fikri yang telah bersama meneliti, belajar dalam bimbingan Bu Amaliya Rasyida
3. Teman – teman anggota Laboratorium Material inovatif, Lutfi, Umam, Widodo, Amir, Faris, Galih, Bakhtiar, Hayat, Fauzi yang telah menemani penulis berjuang dan berdiskusi dalam penyusunan tugas akhir.
4. Teman – Teman Kontrakjing, Julian, Abror, Ovan, Adit, Patrick, Razkan, Rafi, Bayuzen, Ezekiel, dan Yoessa karena telah memberikan semangat dan ilmu kepada penulis.
5. Seluruh elemen dosen dan karyawan Departemen Teknik Material yang telah membantu kelancaran penulisan tugas akhir.
6. Dan seluruh pihak – pihak lain yang telah membantu kelancaran penyusunan tugas akhir.

Surabaya, Juli 2019

Penulis

Jonathan Arthur Pardamean S.

NRP 02511540000141

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BIODATA PENULIS



Jonathan Arthur Pardamean Situmorang, lahir di Medan, pada tanggal 2 Maret 1997, kepada Bapak Robinson M. W. Situmorang dan Ibu Christine Batubara. Dalam keluarga, penulis merupakan anak kedua dari dua bersaudara, dimana penulis memiliki seorang kakak. Penulis memiliki riwayat pendidikan formalnya di SD St. Maria Cimahi, SMP Domenico Savio Semarang dan di SMA St. Angela Bandung sebelum akhirnya berkuliah di Institut Teknologi Sepuluh Nopember, di

Departemen Teknik Material. Selama masa perkuliahan, penulis aktif di beberapa organisasi, yaitu HMMT 16/17 sebagai *staff* Departemen Hubungan Luar, dan HMMT 17/18 sebagai Kabiro Kealumniaan Departemen Hubungan Luar, ITS MA SC sebagai *expert staff* Departemen *Public Relationship*. Penulis juga aktif berpartisipasi dalam berbagai event sebagai panitia, yaitu sebagai *staff* PKMBK PMK ITS 2016. Penulis pernah magang selama 1 bulan di PT GMF AeroAsia Tbk. di Unit Base Maintenance (TB-R). Penulis juga pernah mengemban amanah sebagai asisten laboratorium Fisika Material Departemen Teknik Material ITS pada Tahun 2016 – 2017. Pada Semester ke delapan, penulis mengambil topik tugas akhir *biomaterial*.

Email: jonthanaps97@gmail.com

(Halaman ini sengaja dikosongkan)