

Studi Pengaruh Penambahan Chitosan terhadap Sifat Fisik dan Mekanik pada Polymer Silicone Rubber/Chitosan sebagai Injectable Material

Amaliya Rasyida¹, Muhammad Fikri Kurniawan¹, Agung Purniawan¹, Muhammad Reza Arifianto¹, dan Abdul Hafidh Bajamal²

¹Departemen Teknik Material, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)

²Departemen of Neurosurgery/Dr.Soetomo General Academic Hospital-Fakultas Kedokteran, Universitas Airlangga

e-mail: amaliya@mat-eng.its.ac.id

Abstrak— Penyakit tulang belakang atau biasa disebut nyeri punggung bawah dapat terjadi pada orang dewasa yang lebih tua yang dapat mengubah anatomi nukleus pulposus (NP) dan menyebabkan degenerasi pada diskus intervertebralis. Injectable material merupakan salah satu solusi alternatif yang sedang dikembangkan pada operasi pasca-mikrodisektomi sebagai material pengganti NP. Penelitian ini membahas terkait studi pengaruh penambahan chitosan pada silicone rubber terhadap sifat fisik dan mekanik sebagai kandidat injectable material untuk pengganti NP. Penambahan chitosan yang digunakan sebesar 10,20,30,40, dan 50% volume dari total silicone rubber/chitosan. Karakterisasi material dilakukan dengan menggunakan FTIR, XRD dan UTM serta pengamatan *curing time*, *injectable performance*, dan *water content*. Seluruh sampel menunjukkan kemampuan yang baik dalam mengisi rongga-rongga cetakan saat diinjeksikan serta mampu mempertahankan bentuknya ketika berada didalam lingkungan pH7. Selain itu, penambahan chitosan pada semua variasi menghasilkan kekuatan tarik yang masih memenuhi kriteria NP, dengan kekuatan tarik maksimal yang dihasilkan sebesar 1.53 Mpa.

Kata Kunci—Chitosan, Injectable material, Nucleus Pulposus, Silicone Rubber

I. PENDAHULUAN

BANYAK usaha pengobatan yang telah dilakukan untuk permasalahan degenerasi Intervertebral disc (IVD). IVD merupakan bantalan tulang belakang yang terbentuk dari fibrocartilage. Bantalan tulang belakang tertanam diantara bagian bagian tulang belakang yang berfungsi memberikan kelenturan. Bantalan tulang belakang terdiri dari nucleus pulposus (NP), annulus fibrosus (AF), dan Cartilaginous End Plate. Nukleus adalah inti dari bantalan tulang belakang yang dikelilingi oleh lamella dari annulus fibrosus. Ujung lempeng tulang rawan membatasi bantalan tulang belakang, dan membentuk penahan ke bagian tulang belakang. [1]. AF menahan tegangan tarik tinggi yang dihasilkan selama penekanan NP pusat dan selama flexion-tension dan lateral bending. AF bagian luar memiliki serabut saraf sensorik dan pembuluh darah yang juga berkontribusi terhadap transportasi nutrisi ke sel AF dari IVD [2].

Pengobatan pembedahan pada kasus degenerasi IVD merupakan langkah yang paling sering dilakukan. Namun pengobatan ini tidak bersifat menyembuhkan dan hanya bertindak untuk meringankan gejala neurologis yang dihasilkan dari penyusutan IVD [3]. Disamping itu pengobatan

melalui operasi juga membutuhkan biaya yang mahal. Banyak penelitian berkembang untuk menemukan metode baru yang lebih cepat, lebih mudah, dan lebih terjangkau untuk pengobatan ini, seperti *Injectable Method* [4].

Metode Injectable untuk mengganti nucleus pulposus berupa penambahan material yang umumnya dilakukan dengan menyuntikkan material ke dalam segmen IVD yang mengalami degradasi atau kerusakan. Metode ini dinilai lebih sukses daripada pengobatan dengan metode pembedahan. Pada metode pembedahan tradisional dilakukan penggabungan bagian IVD yang mengalami kerusakan. Penggabungan ini menyebabkan banyak fungsi yang hilang dari bagian IVD dan dapat mengakibatkan pasien dapat merasakan sakit kembali di kemudian hari [5]. Secara fungsional, pengganti nucleus pulposus yang merupakan elastomeric diklasifikasikan sebagai hidrogel dan nonhidrogel. Konsep awal dari penggantian *Nucleus Pulposus* (NP) telah dikembangkan oleh Nachemson pada awal 1960, yang menginjeksikan *self-curing silicone* ke dalam ruang IVD pada kadaver. Penelitian lebih lanjut tentang penggantian NP terus berlanjut sampai awal 1990.

Chitosan adalah polimer yang diturunkan dari chitin yang sangat berlimpah di alam ini. Chitosan memiliki biokompabilitas yang bagus, memiliki sifat biodegradable, serta memiliki toksisitas yang rendah. Chitosan juga memiliki kristalinitas yang tinggi, bentuk yang kaku sehingga dapat digunakan dalam berbagai aplikasi biomedis [6]. Selain itu, Silicone Rubber (SR) merupakan material biological inert yang tahan terhadap zat kimia dan panas. Kombinasi dari silicone rubber dengan chitosan dapat menghasilkan material baru dengan fungsi biologis dan sifat fisik serta mekanik yang baik serta sifat antibacterial yang baik juga dari campuran kedua material tersebut [7]. Pada penelitian yang lain juga disebutkan bahwa pencampuran chitosan yang dicampur dengan natural rubber sebagai agent penguat dapat meningkatkan stabilitas panas dan meningkatkan sifat mekanik dari natural rubber tersebut [8]. Terdapat beberapa penelitian tentang *chitosan* dan *silicone rubber* dalam berbagai macam aplikasi. Namun pada penelitian sebelumnya belum terdapat penelitian terkait *injectable material* dari kombinasi silicone rubber dan chitosan. Oleh karena itu, penelitian ini akan membahas terkait potensi silicone/rubber sebagai pengganti NP dari hasil pengamatan karakterisasi morfologi, sifat fisik (*injectability*, *curing time*

dan water content) serta sifat mekaniknya yaitu kekuatan tarik.

II. METODE PENELITIAN

A. Preparasi chitosan

10 mg chitosan dilarutkan kedalam 1000 mL dari 1% asam asetat dan pH disesuaikan hingga mencapai 5-5,5. Larutan STPP ditambahkan menggunakan metode titrasi pada larutan chitosan dengan pencampuran menggunakan stirrer selama 2 jam pada temperatur kamar. Vanillin sebanyak 4gram dilarutkan kedalam 10mL dari 1% asam asetat kemudian ditambahkan pada larutan chitosan secara perlahan dengan sambil diaduk secara kontinyu. Campuran yang telah direaksikan dicuci menggunakan aquades sebanyak 3 kali.

B. Preparasi silicone rubber/chitosan

Larutan *chitosan* dengan variasi *chitosan* sebesar 10,20,30,40, dan 50% dicampurkan dengan *silicone rubber* kemudian diaduk dengan *Stirrer* selama 30 menit pada temperatur kamar. kemudian katalis ditambahkan dan diletakkan ke dalam cetakan.

C. Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR)

Pengujian FTIR dilakukan menggunakan instrumen Thermo Scientific Nicolet IS10 untuk menentukan gugus fungsi silicone rubber/chitosan. Pengujian ini menggunakan instrument thermo scientific nicolet IS10 dengan panjang gelombang 400-4000 cm^{-1} .

D. X-Ray Diffraction (XRD)

Karakterisasi XRD dilakukan dengan menggunakan alat instrumen XRD PAN Analytical dengan 2 theta 0-100°.

E. Water content

Untuk mengetahui kandungan air dalam pada sampel maka diperlukan pengujian water content. Pengujian dilakukan dengan cara merendam sampel selama 10 hari lalu dikeringkan pada temperature 27°C selama 96 jam hingga diperoleh massa yang tetap. Penghitugan water content menurut ASTM D471 perhitungan pada sampel dengan menggunakan Persamaan 1.

$$\text{Water content (\%)} = ((W_o - W) / W) \times 100\% \quad (1)$$

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

F. Curing time

Pengujian ini dilakukan untuk menganalisa waktu yang diperlukan material untuk memadat. Pengujian *curing time* dengan melihat waktu *curing time* dari 2 bagian, yaitu bagian permukaan dan keseluruhan sampel yang bisa dilepaskan dari cetakan.

G. Injectable ability dan dimensional stability

Pengujian *injectable ability* dilakukan untuk menunjukan bahwa campuran mempunyai kemampuan untuk diinjeksi melalui suntikan khusus dan mampu membentuk cetakan hingga mengisi rongga. Untuk dimensional stability spesimen direndam dalam PBS yang mempunyai pH netral (pH=7) untuk mengetahui apakah spesimen akan mengalami

kerusakan atau tidak di lingkungan yang serupa dengan ion-ion dalam tubuh.

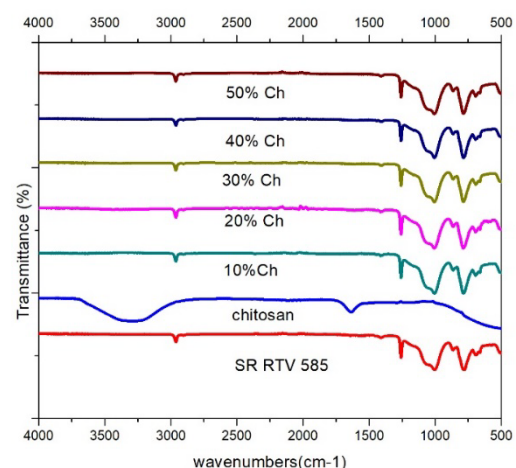
H. Pengujian Tarik

Pengujian tarik dilakukan menggunakan universal testing machine (UTM) Hung Ta HT 2402 computer servo control material testing machine. *Speed range* pada alat ini berkisar antara 0,005-500 atau 1000 mm/min. Pengujian ini dilakukan untuk mengetahui kekuatan sampel menerima beban *out-of-plane*. Salah satu cara untuk menganalisa kemampuan sampel tersebut yakni melalui uji tarik. Sistem mesin uji tarik bekerja dengan memberikan beban tarik secara konstan hingga spesimen mengalami failure. Pengujian akan dilakukan di Laboratorium Inovasi Material dengan standar yang digunakan adalah ASTM D412 Tipe C dengan panjang total 115 mm, *gauge length* 25 mm, dan ketebalan 3 mm.

III. HASIL DAN DISKUSI

A. FTIR

Hasil uji FTIR dari *chitosan* dan *silicone rubber* serta sampel dengan penambahan *chitosan* ditampilkan pada Gambar 1 dalam bentuk perbandingan *peak*. Pada *chitosan* terdapat daerah serapan 1636 cm^{-1} yang merupakan gugus fungsi C=C serta terdapat daerah serapan pada 3297 cm^{-1} yang merupakan gugus fungsi O-H dan N-H yang terdapat pada *chitosan* [7]. Pada *silicone rubber* terdapat daerah serapan pada 1004 cm^{-1} yang merupakan ikatan utama Si - O pada rantai silicone. Pada daerah serapan 2962 cm^{-1} terdapat ikatan C-H, 1412.64 cm^{-1} terdapat ikatan Si-CH₃. Sehingga berdasarkan grafik tersebut dapat dipastikan bahwa puncak hasil FTIR diatas mewakili ikatan kimia dari karet silicon. Pada penambahan 10% *Chitosan* terlihat puncak *wavenumber* pada 1411,81 cm^{-1} dengan intensitas kuat yang menunjukkan terdapatnya ikatan O-H yang merupakan alkohol. Ikatan tersebut merupakan ikatan yang ditemukan pada *chitosan*. Selanjutnya pada sampel silicone rubber dengan penambahan *chitosan* diketahui terdapat puncak *wavenumber* 1257,85 cm^{-1} yang merupakan ikatan C=N *stretching* dengan intensitas kuat yang terdapat pada *chitosan* [9] serta pada 1005,94 cm^{-1} dan 786,66 cm^{-1} dengan intensitas sedang yang merupakan ikatan Si-O dan Si-CH₃ dimana kedua puncak *wavenumber* tersebut merupakan ikatan yang ditemukan pada silicone rubber [10].



Gambar 1. Grafik Uji FTIR dari silicone rubber, chitosan, dan sampel variasi penambahan chitosan

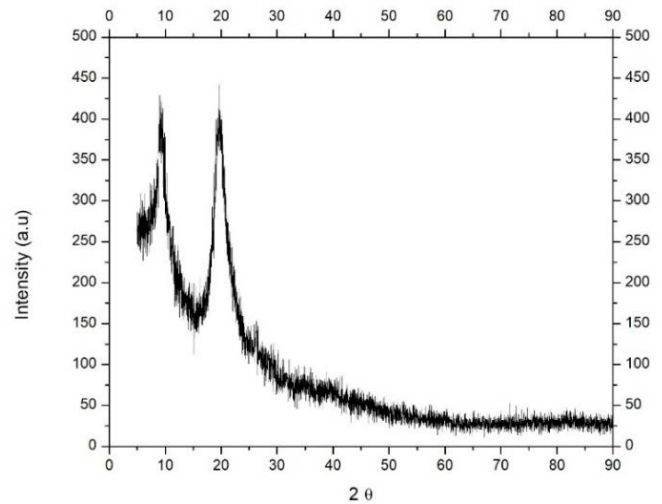
Penambahan 20% chitosan serta penambahan yang lainnya menunjukkan puncak *wavenumber* yang serupa namun dengan intensitas yang berbeda. Pada hasil FTIR ditemukan daerah serapan 1257 cm^{-1} yang merupakan gugus fungsi C=N stretching. Gugus ini merupakan gugus aldehid pada vanillin dan gugus asam amino pada chitosan. [7]. Selain itu, pada hasil uji FTIR yang ditunjukkan pada Tabel 1 tidak ditemukan munculnya gugus baru antara *silicone rubber* dan *chitosan*.

Tabel 1. Hasil Uji FTIR Silicone rubber, Chitosan, dan sampel variasi penambahan chitosan

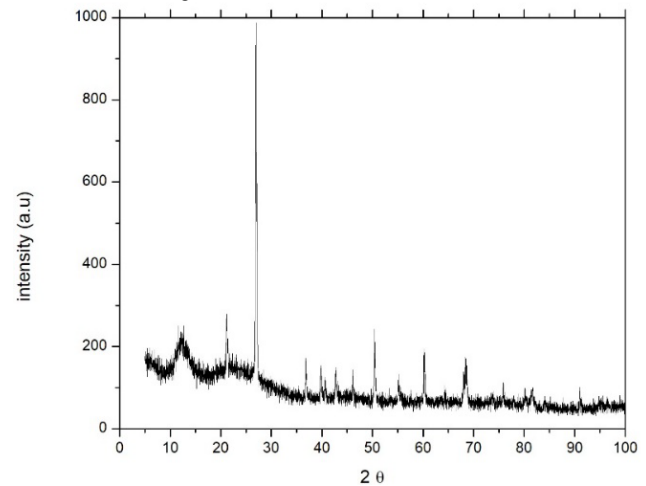
Spesimen	Gelombang (cm ⁻¹)	Senyawa
Silicone rubber	2962.04	C-H stretching
	1412.64	Si-CH ₃
	1257.92	C=N stretching
	1004.27	Si-O
	773.32	Si-CH ₃
Chitosan	1636.01	C=C stretching
	3297.06	O-H stretching
Chitosan 10%	786,66	Si-CH ₃
	1005,94	Si-O
	1257,85	C=N stretching
Chitosan 20%	1411,81	O-H bending
	787,38	Si-CH ₃
	1006,94	Si-O
Chitosan 30%	1257,93	C=N stretching
	1412,31	O-H bending
	786,56	Si-CH ₃
	1006,69	Si-O
Chitosan 40%	1257,79	C=N stretching
	1412,20	O-H bending
	786,53	Si-CH ₃
	1006,06	Si-O
Chitosan 50%	1257,83	C=N stretching
	1412,32	O-H bending
	786,83	Si-CH ₃
	1006,52	Si-O
	1257,84	C=N stretching
	1412,03	O-H bending

B. X-Ray Diffraction

Pola XRD chitosan ditunjukkan pada Gambar 2, chitosan memiliki struktur kristalin dengan puncak $2\theta = 9.24^\circ; 26.27^\circ$. Dalam penelitian sebelumnya [9] kitin mempunyai 2 puncak difraksi khas pada $2\theta : 9,04^\circ$ dan $19,16^\circ$, juga ditemukan bahwa difraktogram XRD pada chitosan mempunyai puncak kristalinitas pada $2\theta = 12,49^\circ; 23,24^\circ$; dan $38,91^\circ$ dimana peak ini merupakan puncak dari mineral CaCO₃ (JCPDS no. 13-219) sedangkan puncak pada $2\theta 26,25^\circ$ merupakan puncak dari mineral Ca₃(PO₄)₂ (JCPDS no. 09-0348). Derajat kristalinitas dihitung menggunakan hukum bragg sehingga mendapatkan nilai sebesar $483,2708\text{ \AA}$ atau $0.04832708\text{ }\mu\text{m}$. Nilai presentase kristalinitas dari *chitosan* sebesar 23,40%.



Gambar 2. Difraktogram XRD dari Chitosan



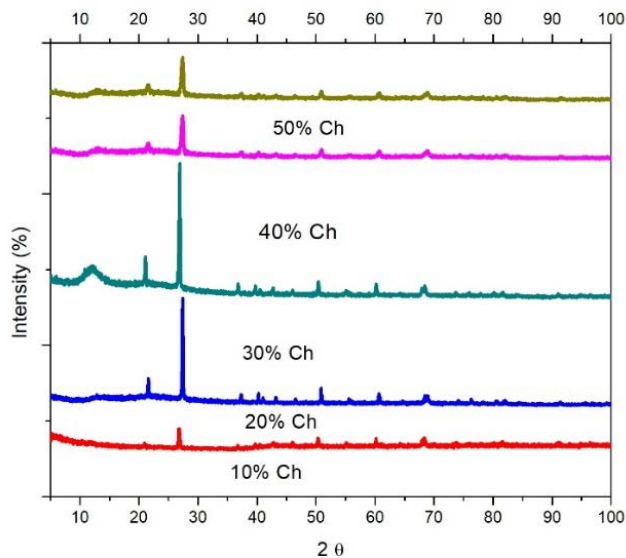
Gambar 3. Difraktogram XRD dari Silicone Rubber

Gambar 3 menunjukkan pola difraktogram XRD dari silicone rubber, terlihat bahwa silicone rubber memiliki struktur kristalin dengan puncak $2\theta = 12,21^\circ; 21,16^\circ; 26,96^\circ$; dan $27,16^\circ$. Dalam penelitian siyuan dkk [11] silicone rubber memiliki struktur kristalin dan memiliki puncak difraksi pada $2\theta : 12.5^\circ, 22.5^\circ, 32.5^\circ$, dan 37.5° . Sedangkan menurut (JCPDS no. 083-2469) puncak $2\theta = 12,21^\circ; 21,16^\circ; 26,96^\circ$; dan $27,16^\circ$ adalah SiO₂ yang merupakan penyusun utama silicone rubber. Nilai indeks kristalinitas dari silicone rubber sebesar $50,2144\text{ \AA}$ atau sebesar $0.00502144\text{ }\mu\text{m}$. Sedangkan nilai presentase kristalinitas pada *silicone rubber* sebesar 20,57%.

Pengaruh penambahan chitosan pada silicone rubber terhadap difraktogram XRD ditunjukkan pada Gambar 4, Sedangkan perhitungan kristalinitasnya disajikan pada Tabel 2. Penambahan chitosan sedikit menambah persen kristalinitas sampel, yang kemungkinan berasal dari kristalinitas chitosan.

Tabel 2. Pengaruh Penambahan Chitosan terhadap Presentase Kristalinitas Komposit Silicone rubber/chitosan

Variasi Penambahan	%Kristalinitas
10%Ch	16,27
20%Ch	18,63
30%Ch	20,49
40%Ch	22,12
50%Ch	24,27



Gambar 4. Pengaruh Penambahan Chitosan terhadap Grafik XRD Komposit Silicone rubber/Chitosan

C. Water content

Tabel 3 merupakan hasil uji *water content* pada spesimen tanpa penambahan *chitosan*. Dapat dilihat bahwa nilai paling rendah sebesar $4,38\% \pm 0,82\%$ pada sampel tanpa penambahan *chitosan* Sedangkan nilai penyerapan air paling besar terdapat pada penambahan 50% *chitosan* yaitu sebesar $16,71 \pm 1,41\%$.

Tabel 3. Hasil pengamatan *water content*

Variasi Penambahan	Water content (%)
10%Ch	$4,38 \pm 0,82$
20%Ch	$5,01 \pm 0,37$
30%Ch	$5,59 \pm 1,06$
40%Ch	$7,87 \pm 0,83$
50%Ch	$11,96 \pm 0,58$

Penambahan *chitosan* terhadap *silicone rubber* menyebabkan naiknya nilai penyerapan air pada sampel. Kenaikan nilai *water content* tersebut disebabkan karena *chitosan* memiliki beberapa gugus fungsi yaitu hidroksil (OH), eter (-COC) dan amida (-NH) yang memiliki sifat hidrofilik sedangkan *silicone rubber* memiliki sifat hidrofobik. dimana Analisa ini sesuai dengan pengujian FTIR yang telah dilakukan. Sehingga bertambahnya fraksi volume *chitosan* dan semakin berkurangnya fraksi volume *silicone rubber* akan membuat nilai *water content* semakin meningkat. Peningkatan nilai *water content* disebabkan oleh sampel yang tercelup mengalami difusi dengan air dimana terjadi ionisasi antara H^+ menjadi OH^- , dan dianggap sebagai ikatan yang polar dan terjebak pada daerah penyerapan -OH, -COC, -NH pada permukaan *chitosan* yang merupakan gugus fungsi dari *chitosan* tersebut [12]. Analisa ini didukung juga oleh hasil pengujian FTIR pada sampel yang menunjukkan peningkatan intensitas gugus OH pada setiap penambahannya. Gugus OH dengan intensitas tertinggi ditemukan pada sampel dengan penambahan 50% *chitosan* dimana nilai *water content* tertinggi juga pada penambahan 50% *chitosan* dengan $16,71 \pm 1,41\%$.

Naiknya *water content* pada sampel menandakan bahwa campuran antara *chitosan* dengan *silicone rubber* saat proses manufaktur sudah homogen. Pencampuran yang homogen akan menyebabkan *chitosan* yang bersifat hidrofilik terikat oleh pada *silicone rubber* yang bersifat hidrofobik.

Nilai *water content* yang tinggi dapat menguntungkan untuk aplikasi bantalan tulang belakang karena resiko kerusakan yang disebabkan guncangan, benturan hingga kecelakaan berkurang sehingga dapat menekan kemungkinan degenerasi bantalan tulang belakang [13].

D. Curing time

Tabel 4 merupakan nilai *curing time* sampel, sampel tanpa penambahan *chitosan* memiliki nilai *curing time* paling cepat. Sedangkan penambahan *chitosan* akan meningkatkan nilai *curing time*. Perbedaan *curing time* ini sesuai dengan hasil pengujian sebelumnya terkait dengan analisa perhitungan kristalinitas pada sampel. Jumlah fasa kristalin merupakan suatu fungsi *curing time*. Fasa kristalin pada sampel dengan penambahan *chitosan* bertambah dengan seiring bertambahnya *chitosan*.

Selain itu, *silicone rubber* memiliki nilai massa jenis yang lebih tinggi. semakin tinggi nilai densitas dari suatu material maka akan semakin rendah porositasnya sehingga material tersebut mampu menyerap air dengan baik. Pada sampel didapatkan semakin tinggi penambahan *chitosan* akan membuat sampel mengering lebih lama. Peningkatan nilai *curing time* ini sejalan dengan pengujian *water content* sebelumnya. Dimana penambahan *chitosan* menyebabkan persentase air yang terserap semakin meningkat. Hal ini dapat menjadi alasan untuk pengujian *curing time* bahwa penambahan *chitosan* menyebabkan nilai *curing time* semakin meningkat akibat air yang terserap tersebut. Sedangkan pada sampel tanpa penambahan *chitosan* nilai *curing time* nya rendah akibat air yang tidak terserap dengan baik.

Tabel 4. Hasil pengamatan *curing time*

Variasi Penambahan	Curing time
10%Ch	$52,00 \pm 3,00$
20%Ch	$63,30 \pm 1,50$
30%Ch	$73,00 \pm 4,00$
40%Ch	$85,30 \pm 1,50$
50%Ch	$96,60 \pm 3,00$

E. Injectable ability dan dimensional stability

Pengujian *Injectable ability* bertujuan untuk mengetahui kemampuan sampel untuk diinjeksi menggunakan epidural needle dan mampu mengisi seluruh rongga cetakan. Pengujian ini dilakukan dengan memasukan sampel ke dalam cetakan dengan menggunakan jarum suntik khusus yang digunakan dalam proses operasi seperti ditunjukkan pada Gambar 5, terlihat bahwa sampel mampu melewati epidural needle dan mengisi celah celah pada cetakan serta mengalami *curing* pada cetakan tersebut. Hal ini merupakan parameter penting yang harus diamati sesuai dengan pengaplikasiannya sebagai injectable material pada pasca operasi microdiscectomy penggantian NP. Sampel dengan penambahan *chitosan* memiliki fluiditas yang cukup untuk melewati *epidural needle* dan juga kemampuannya untuk mengisi seluruh rongga cetakan dengan baik.

Pengujian *dimensional stability* dilakukan dengan cara memasukan komposit kedalam larutan Phosphate Buffer Saline (PBS), dimana PBS merupakan larutan isotonis yang sering digunakan dalam penelitian biologis; mengandung natrium klorida, natrium fosfat, kalium klorida, dan kalium fosfat. Kandungan ini memiliki kemiripan dengan ion-ion dalam tubuh [14]. Tujuan pengujian *dimensional stability*

adalah untuk mengetahui ada tidaknya perubahan setelah dilakukan perendaman pada larutan PBS.

Hasil yang didapat setelah melakukan perendaman terhadap sampel selama 1 bulan adalah komposit mampu mempertahankan bentuknya dan tidak mengalami kerusakan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 6. Sifat silicone rubber merupakan bioinert serta memiliki sifat tahan terhadap reaksi kimia dan panas [7].



Gambar 5. Injeksi sampel silicone rubber/Chitosan pada cetakan gigi.



Gambar 6. Spesimen Direndam pada Larutan PBS

F. Kekuatan Tarik

Berdasarkan Tabel 5, nilai kuat tarik dari sampel dengan komposisi 50% chitosan dan 50% silicone rubber merupakan yang terkecil yaitu 0.86 ± 0.04 MPa. Sedangkan sampel dengan penambahan 10 % chitosan memiliki nilai kuat tarik yang paling tinggi yaitu sebesar $1,53 \pm 0.04$ MPa.

Tabel 5. Hasil Uji Tarik Komposit

Variasi Penambahan	Kekuatan Tarik (MPa)	Young Modulus (MPa)
10%Ch	1.39 ± 0.19	0.25 ± 0.03
20%Ch	1.53 ± 0.04	0.35 ± 0.07
30%Ch	1.30 ± 0.03	0.28 ± 0.06
40%Ch	1.18 ± 0.03	0.30 ± 0.02
50%Ch	1.07 ± 0.03	0.27 ± 0.01

Dari tabel tersebut dapat dilihat bahwa penambahan chitosan dapat meningkatkan nilai kuat Tarik pada penambahan 10% *chitosan*, sementara itu jumlah *chitosan* yang semakin banyak dalam komposit akan menurunkan nilai kuat tarik yang dimiliki oleh sampel. Selain itu, terlihat bahwa penambahan 10% chitosan juga sedikit meningkatkan modulus elastisitas sampel.

Pada penelitian lain [15] disebutkan bahwa kekuatan tarik maksimal *silicone rubber* sebesar 10.34 Mpa. Sedangkan kekuatan tarik chitosan sebesar 0.56 Mpa [16]. Sehingga penambahan chitosan diatas 10% menyebabkan menurunnya kekuatan tarik *silicone rubber*.

AF merupakan bagian luar dari NP memiliki serabut saraf sensorik dan pembuluh darah, selain itu AF memiliki properties lebih tinggi dibandingkan dengan NP. AF menahan tegangan tarik tinggi yang dihasilkan selama penekanan NP pusat dan selama flexion-tension dan lateral bending. Dari hasil kekuatan tarik yang didapatkan, nilai ini masih berada di bawah range kekuatan tarik AF yaitu sebesar 1.56-2.57 Mpa. Sehingga material ini memiliki kemungkinan untuk diaplikasikan sebagai material pengganti NP krn nilainya ada dibawah range kekuatan tarik, sehingga AF masih mampu menahan beban yang diterima NP.

IV. KESIMPULAN

Silicone rubber/chitosan dapat diinjeksikan menggunakan jarum suntik khusus operasi dan dapat mengisi rongga cetakan serta memiliki bentuk yang stabil setelah direndam pada larutan PBS. Semakin banyak persentase *chitosan* yang ditambahkan akan meningkatkan nilai curing time. Dimana waktu curing ini menjadi pertimbangan dalam proses operasi penggantian NP. Waktu *curing* tercepat pada penambahan 10% *chitosan* 63.3 menit dan terlama pada penambahan 50% *chitosan* selama 115.3 menit.. Kandungan air *silicone rubber/chitosan* terendah pada penambahan 10% *chitosan* sedangkan tertinggi pada penambahan 50% *chitosan*. Semakin banyak persentase *chitosan* yang ditambahkan akan meningkatkan kandungan air sampel. Dalam hal kekuatan kekuatan tarik tertinggi pada penambahan 10% *chitosan* sebesar 1.53 ± 0.04 Mpa dimana nilai ini masih bisa dipertimbangkan sesuai aplikasinya untuk pengganti NP.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Newell, N. J. (2017). Biomechanics of the Human Intervertebral Disc: A Review of Testing Techniques and Results. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69.
- [2] Bowles, R. (2011). Tissue-engineered intervertebral discs produce new matrix, maintain disc height, and restore. *Biomechanical Function*, 11.
- [3] Kallaf, Growney, Meghana Pendyala, J. G. B. and S. A. & Sell. Characterization and Restoration of Degenerated IVD Function With an Injectable, in Situ Gelling Alginate Hydrogel: An in Vitro and ex Vivo Study. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 72, 229–240 (2017)
- [4] Uden, Sebastião van, Joana Silva-Correia, Joaquim Miguel Oliveira, and R. L. R. Current Strategies for Treatment of Intervertebral Disc Degeneration: Substitution and Regeneration Possibilities. *Biomater. Res.* 21, 1–19 (2017).
- [5] Coric, D. Nucleus Replacement Technologies. (2008).
- [6] Gan, W. (2017). Feasibility of Chitosan – Alginate (Chi- Alg) hydrogel used as scaffold for neural tissue engineering. a pilot study in vitro, 1-2.
- [7] Aysa, N. (2017). Improvement of the mechanical properties of pores silicone rubber/chitosan/sodium bicarbonate composites using for burn dressings. *Journal of Science* 1-3.
- [8] Muzzarelli. (2000). Determination of Asetylation Degree of Chitosan. 72.
- [9] Ming, z. (2017). Preparation and properties of natural rubber/chitosan microsphere blends. *Micro & Nano Letters*, 1.
- [10] Chae, H. (2012). Study on Mechanical and Thermal Properties of Rubber Composites Reinforced by Zinc Methacrylate and Carbon Black. *Journal of Polymer composite*, 10.
- [11] Yang Siyuan, Wang Jincheng, Wang Junhua (2016). Investigation on the application properties of epoxy resin and glass fiber in RTV mold rubber. *e-Polymers* 16(6) DOI: 10.1515/epoly-2016-0188
- [12] Fajar, Faizal Rachmad (2015) Efektivitas Nano Chitosan Sebagai Bahan Pulp Capping Terhadap Ketebalan Dentin Reparatif Gigi Molar Tikus Wistar (*Rattus Novergicus*).
- [13] Wei Wang, Jin Hou, Deyong, Wen Liang, Xinqing Jiang, Hongbin Han, and Xianyue Qian. 2017. Multimodal quantitative magnetic resonance imaging for lumbar intervertebral disc degeneration. *Exp Ther Med.* 2017 Sep; 14(3): 2078–2084.

- [14] Rajendran Muthuraj, Manjusri Misra, A.K. Mohanty (2015). Hydrolytic degradation of biodegradable polyesters under simulated environmental conditions. *Journal of Applied Polymer Science*. Volume132, Issue27. July 15, 2015. <https://doi.org/10.1002/app.4218>
- [15] Harris AWild PStopak D.2012. Silicone rubber substrata: A new wrinkle in the study of cell locomotion. *Science* (1980) 208(4440) 177-179. DOI: 10.1126/science.6987736
- [16] Umehara, S., Tadano, S., Abumi, K., Katagiri, K., Kaneda, K., & Ukai, T. (1996). Effects of Degeneration on the Elastic Modulus Distribution in the Lumbar Intervertebral Disc. *Spine*, 21(7), 811–819. doi:10.1097/00007632-199604010-00007