

# **SINTESIS DAN KARAKTERISASI MEMBRAN KOMPOSIT KITOSAN- HIDROKSI APATIT BERIKATAN SILANG SEBAGAI *GUIDED TISSUE REGENERATION (GTR)***

**Erizal, Basril A, Yessy.W, Darmawan**  
Pusat Aplikasi Teknologi Isotop dan Radiasi, BATAN  
Jl. Lebak Bulus Raya No.49, Jakarta 12070  
E-mail : izza3053@yahoo.com

*Masuk tanggal : 07-11-2012, revisi tanggal : 07-03-2013, diterima untuk diterbitkan tanggal : 21-03-2013*

## **Intisari**

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI MEMBRAN KOMPOSIT KITOSAN- HIDROKSI APATIT BERIKATAN SILANG SEBAGAI *GUIDED TISSUE REGENERATION (GTR)*.** Dalam kerangka mempersiapkan bahan biomaterial untuk *guided tissue regeneration (GTR)*, telah dilakukan sintesis membran kitosan –hidroksiapatit (HA) berikatan silang dan karakterisasi sifat fisiko-kimianya. HA dengan variasi berat (2-6 g) dicampurkan dengan larutan kitosan 4%, diproses hingga berbentuk komposit membran dan di *crosslink* dalam larutan natrium sulfit ( $\text{Na}_2\text{SO}_3$ ). Perubahan struktur kimia dan morfologi membran dikarakterisasi menggunakan *fourier transform infra red (FTIR)* dan *scanning electron microscope (SEM)*. Hasil evaluasi menunjukkan membran dapat menyerap air relatif cepat (5 menit) dan tidak terjadi peningkatan penyerapan air dengan meningkatnya waktu. Meningkatnya berat HA menyebabkan meningkatnya biodegradasi membran, sebaliknya kekuatan tarik dan elongasi dari membran menurun. Hasil analisis FTIR menunjukkan membran Kitosan-HA berikatan silang. Membran Kitosan-HA selanjutnya dapat dipertimbangkan untuk digunakan sebagai membran GTR (*Guided Tissue Regeneration*) dalam bidang periodontal.

*Kata Kunci : GTR, Membran, Kitosan, Hidroksi apatit, Natrium sulfit*

## **Abstract**

***SYNTHESIS AND CHARACTERIZATION OF THE CHITOSAN (CS)-HYDROXYAPATITE (HA) CROSSLINKED COMPOSITE MEMBRANE FOR GUIDED TISSUE REGENERATION (GTR).*** In the preparation of biomaterials to be useful for *guided tissue regeneration (GTR)*, the chitosan (CS)-hydroxyapatite (HA) crosslinked membrane has been synthesized and characterization its physico-chemical. HA with varying weight (2-6 g) was mixed with 4% CS solution and processed to composite membrane, and then crosslinking with sodium sulfite ( $\text{Na}_2\text{SO}_3$ ). Chemical structure and morphology of membranes were characterized using Fourier Transform Infra Red spectrophotometer (FTIR) and Scanning Electron Microscope (SEM) The results showed that the membrane capable to absorb water relatively fast (5 min) and stable with the increase of time. With increasing of HA content, the biodegradation of membranes increase. In contrast, the tensile strength and elongation at break of membranes decrease. FTIR spectra showed a crosslinking CS-HA membrane. The CS-HA composite membrane could be considered to be used as GTR (*Guided Tissue Regeneration*) membrane in periodontal.

*Keywords : GTR, Membrane, Chitosan, Hydroxy apatite, Sodium sulfite*

## **PENDAHULUAN**

Di Indonesia, kebutuhan akan bahan biomaterial tiap tahunnya meningkat walaupun secara statistik belum diketahui secara pasti. Menurut informasi yang diperoleh dari Bank Jaringan Riset

BATAN yang merupakan salah satu penyedia kebutuhan biomaterial seperti *allograft*, *xenograft* dan jaringan amnion. Kebutuhan biomaterial tersebut meningkat secara signifikan setiap tahunnya<sup>[1-2]</sup>. Produk tersebut digunakan secara luas di bidang *orthopedic* oleh ± 49 rumah sakit

di Indonesia. Selain itu, kebutuhan bahan biomaterial untuk masalah periodontitis meningkat pula di pasaran dunia dengan meningkatnya populasi orang dewasa. Data yang diperoleh dari *National Institute of Dental and Craniofacial Research* (NIDCR, National Institutes of Health, Amerika Serikat) menunjukkan bahwa ± 90% populasi orang dewasa berumur 70 tahun mengalami penyakit gigi secara moderat<sup>[3-6]</sup>. Dari temuan beberapa penelitian menyatakan adanya hubungan antara periodontitis dengan gangguan sistemik, seperti diabetes, penyakit jantung dan pemapasan<sup>[7-8]</sup>.

*Guided Tissue Regeneration* (GTR) adalah salah satu teknik yang dipakai pada pasien periodontitis untuk memperlakukan kerusakan gigi yang memberikan kesempatan untuk tumbuhnya gigi baru. Teknik ini menggunakan membran sebagai barrier fisik untuk membentuk suatu ruang disekeliling kerusakan gigi yang memungkinkan regenerasi tulang dan mencegah migrasi sel epitel ke bagian tulang. *Polytetrafluoroetilen* (PTFE) dan kolagen merupakan membran GTR yang populer saat ini. Kedua jenis GTR tersebut mempunyai kelemahan antara lain pada pemakaian membran PTFE diperlukan prosedur bedah tambahan untuk mengeluarkan membran setelah pemakaian, dan pada pemakaian membran kolagen terjadi respon pembengkakan secara lokal dan mempunyai sifat degradasi yang relatif cepat<sup>[9-10]</sup>. Selain itu harga PTFE dan kolagen relatif mahal, sehingga perlu dilakukan penelitian untuk membuat produk sejenis (membran GTR) yang diharapkan relatif lebih ekonomis, aman dipakai, tidak toksik, tidak antigenik dan hanya sedikit sekali dapat menginduksi atau sama sekali tidak menyebabkan radang pada jaringan tulang.

Hidroksiapatit [ $\text{HA}, \text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ] merupakan material yang sering diaplikasikan dalam bidang medis untuk menggantikan mineral jaringan tulang. Hal ini karena HA memiliki komposisi dan

kristalinitas yang hampir mirip dengan tulang manusia yaitu tersusun dari mineral kalsium (Ca) dan fosfat (P). Selain itu, tidak toksik, bioaktif, dan terserap dengan baik (resorpsi) menjadikan hidroksiapatit merupakan material biokeramik yang dikenal luas<sup>[11-12]</sup>. Kitosan [poli(1,4),- $\beta$ -D-glukopiranosamin] merupakan polimer alam jenis polisakarida, berantai linear merupakan turunan dari kitin, berasal dari ekstraskeliton antropoda. Kitosan mempunyai derajat kereaktifan yang tinggi disebabkan oleh adanya gugus amino bebas sebagai gugus fungsional. Sebagai biopolimer alami, kitosan bersifat bioaktif, *biodegradable*, dan sebagai anti bakteri<sup>[13]</sup>. Oleh karena itu berdasarkan sifat-sifat tersebut, gabungan HA dan kitosan diharapkan dapat membentuk membran yang bersifat sinergis sebagai bahan biomaterial baru yang dapat dipakai sebagai membran khususnya pada bidang periodontal.

Berdasarkan deskripsi tersebut diatas, maka dalam penelitian ini dilakukan sintesis membran kitosan-HA menggunakan *crosslinker*  $\text{Na}_2\text{SO}_3$  dengan variasi berat HA. Membran hasil sintesis dikarakterisasi perubahan struktur kimianya menggunakan *fourier transform infra red* (FTIR) dan morfologinya menggunakan *scanning electron microscope* (SEM), serta kemampuan menyerap air dan biodegradasi diuji secara gravimetri.

## PROSEDUR PERCOBAAN

### Bahan

Kitosan dengan derajat deasetilasi 90% dibeli dari Biotech Surindo, Cirebon. Hidroksi apatit buatan lab. Biomaterial, Bidang Proses Radiasi, PATIR-BATAN. natrium sulfat ( $\text{Na}_2\text{SO}_4$ ), asam asetat, natrium klorida ( $\text{NaCl}$ ), kalium klorida (KCl), dinatrium hidrogen fosfat ( $\text{Na}_2\text{HPO}_4$ ), kalium dihidrogen fosfat ( $\text{KH}_2\text{PO}_4$ ) semuanya buatan Merck. Bahan

kimia lainnya yang dipakai adalah kualitas p.a.

### Alat

Karakterisasi perubahan struktur kimia pada membran digunakan *fourier transform infra red* (FTIR). Pengujian sifat mekanik membran yang meliputi kekuatan tarik dan perpanjangan putus digunakan stereograph Instron. Morfologi membran dikarakterisasi menggunakan *scanning electron microscope* (SEM).

### Pembuatan Membran Kitosan-HA

Disiapkan 2 gram, 4 gram, dan 6 gram serbuk HA. Kemudian masing-masing HA dimasukkan ke dalam larutan kitosan 4%. Selanjutnya campuran diaduk dengan *magnetic stirrer* dengan kecepatan 200 rpm hingga homogen dan kemudian dituangkan ke dalam wadah cetak plastik dengan ukuran 10 x 10 x 0,3 cm<sup>3</sup>, dan dikeringkan pada suhu kamar selama 48 jam. Membran yang telah kering direndam di dalam larutan Na<sub>2</sub>SO<sub>3</sub> selang waktu 1 jam, dan membran dikeringkan kembali dalam oven pada suhu 60 °C selama waktu 24 jam.

### Pengujian Air Terserap

Tiga buah cuplikan membran dengan ukuran 2x2x0,5 cm<sup>3</sup> dikeringkan dalam oven pada suhu 60 °C hingga berat konstan, lalu ditimbang ( $W_0$ ). Kemudian membran kering direndam dalam 25 mL air suling. Setelah 1 menit, membran dikeluarkan dari media perendaman. Air permukaan membran disapu (dilap) dengan kertas saring, selanjutnya ditimbang kembali ( $W_s$ ). Setelah itu, membran direndam kembali ke dalam air dalam wadah yang sama untuk pengujian air terserap pada interval waktu 3 menit selanjutnya. Perlakuan yang sama dikerjakan untuk pengujian air terserap membran dalam waktu interval 2 menit

lainnya pada selang waktu 15 menit. Akhirnya membran dikeringkan dalam oven pada suhu 60 °C hingga berat konstan. Air terserap hasil pengujian pada masing-masing waktu perendaman dihitung dengan menggunakan persamaan 
$$\text{Air terserap} = \frac{(W_1 - W_0)}{W_0} \times 100 \% \dots \dots (1)$$

### Pengujian Kekuatan Tarik dan Elongasi

Kekuatan tarik dan elongasi merupakan parameter fisik yang penting dari membran, mewakili tegangan tarik maksimum selama proses perpanjangan uji putus dan prosentase pertambahan panjang (elastisitas) sampel uji yang dialami akibat tegangan tarik, diukur berdasarkan metoda standar ASTM (*american standard testing material*) menggunakan alat Instron. Membran berbentuk *dumbbell* ukuran standar, kedua ujungnya dijepit pada mesin Instron dengan salah satunya bergerak dan ujung lainnya dalam keadaan diam. Kecepatan gerak penjepit 30 mm/menit pada suhu kamar. Data hasil pengukuran direkam. Pengujian dilakukan dengan 5 kali ulangan. Elongasi dihitung dengan persamaan

$$\text{Perpanjangan Putus} = \frac{(L_1 - L_0)}{L_0} \times 100 \% \dots \dots (2)$$

$L_0$  ukuran panjang sampel mula-mula;  $L_1$  ukuran panjang sampel akhir dan kekuatan tarik dihitung dengan persamaan

$$\text{Kekuatan tarik} = F/A \dots \dots \dots (3)$$

F = Beban dari alat hingga bahan putus (kg)  
A = Luas penampang bahan (cm<sup>2</sup>)

### Karakterisasi Membran Menggunakan FTIR

Spektrum FT-IR film kitosan, HA, membran kitosan-HA diukur menggunakan FT-IR Shimadzu Prestige-21. Cuplikan sampel diletakkan pada permukaan serbuk halus kalium bromida dalam cawan (*flat*

cup) khusus. Kemudian spektrum FTIR direkam menggunakan FTIR –prestige 21, buatan Shimadzu, Jepang pada daerah panjang gelombang 400-4000  $\text{cm}^{-1}$ .

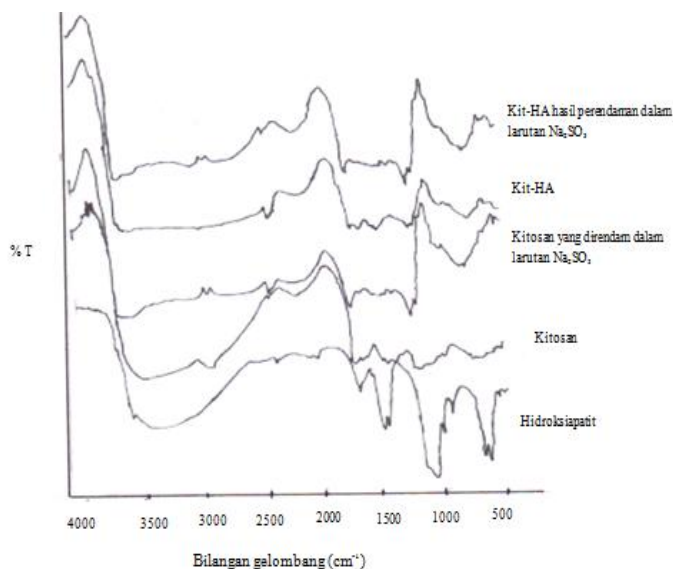
### Karakterisasi Membran Menggunakan SEM

Pengujian morfologi dari kitosan, HA, dan membran Kitosan-HA dilakukan menggunakan SEM. Sampel dilapisi dengan lapisan tipis emas dengan ketebalan 100A menggunakan Denton Vacuum. Gambar morfologi dari sampel diperoleh menggunakan SEM 515/RDAX PV 9900.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

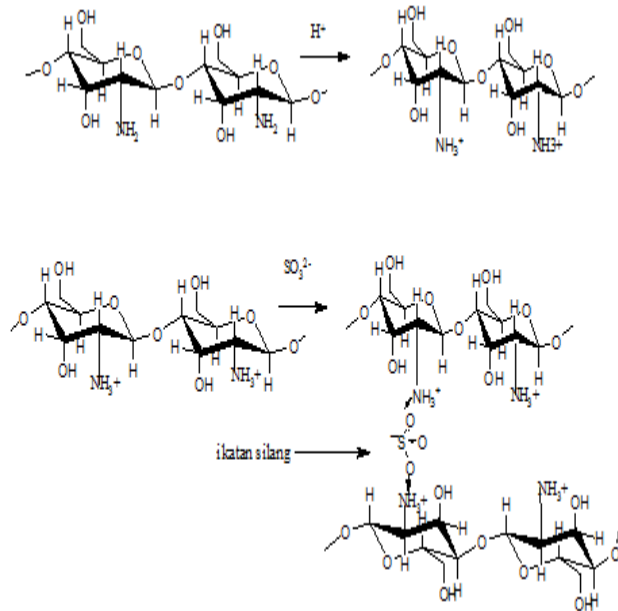
### Spektrum FTIR

Spektrum HA, kitosan, membran Kitosan- HA hasil pengukuran FTIR disajikan pada Gambar 1. Gugus-gugus fungsi HA dicirikan dengan O-H, P-O/P=O yang masing-masing terletak pada daerah panjang gelombang 3205,69-3560,59  $\text{cm}^{-1}$  dan 1030,2  $\text{cm}^{-1}$ . Kitosan dicirikan dengan gugus fungsi NH, CH ulur; C=O; dan C-O-C yang masing-masing terletak pada daerah panjang gelombang 3086  $\text{cm}^{-1}$ , 3600  $\text{cm}^{-1}$ ; 2873,94 dan 2883,58  $\text{cm}^{-1}$ ; 1650  $\text{cm}^{-1}$ ; dan 1261,45  $\text{cm}^{-1}$ . Membran Kitosan- HA dicirikan dengan gugus-gugus O-H; C-H ulur; C-C; C=O; dan P-O yang masing-masing terletak pada daerah panjang gelombang 3600-3633  $\text{cm}^{-1}$ ; 2947,23  $\text{cm}^{-1}$ ; 1670,35  $\text{cm}^{-1}$ ; dan 1030,2  $\text{cm}^{-1}$  mewakili gugus-gugus fungsi dari kitosan dan HA.



**Gambar 1.** Spektrum IR a) HA , b) Kitosan, c) Kitosan direndam dalam larutan  $\text{Na}_2\text{SO}_3$ , d) Kitosan-HA, e) Kitosan-HA direndam dalam larutan  $\text{Na}_2\text{SO}_3$

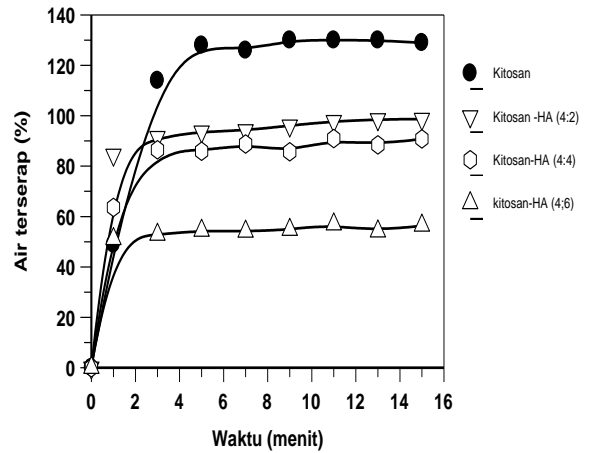
Sedangkan spektrum membran Kitosan-HA hasil perendaman dalam  $\text{Na}_2\text{SO}_3$  dicirikan dengan gugus-gugus O-H; C-H ulur; C-C; C=O; P-O; yang masing-masing terletak pada panjang gelombang 3400 -36320  $\text{cm}^{-1}$ , 2985,81  $\text{cm}^{-1}$ , 1678,07  $\text{cm}^{-1}$ , dan 1030,2  $\text{cm}^{-1}$ . Jika spektrum membran Kitosan-HA yang tidak direndam dalam  $\text{Na}_2\text{SO}_3$  dibandingkan dengan spektrum membran Kitosan-HA hasil perendaman dalam  $\text{Na}_2\text{SO}_3$  terlihat jelas terjadi pergeseran gugus NH dari 3086  $\text{cm}^{-1}$  ke daerah panjang gelombang 3200  $\text{cm}^{-1}$ . Hal ini diduga kuat disebabkan karena terjadinya ikatan ionik antara HA dengan kitosan dan ikatan silang di beberapa bagian dari kitosan<sup>[14]</sup>. Kemungkinan mekanisme reaksi ikatan silang yang terjadi pada kitosan adalah



**Gambar 2.** Mekanisme pembentukan ikatan silang pada kitosan

### Air Terserap Membran

Kemampuan membran dalam menyerap air merupakan parameter yang menentukan layak atau tidaknya membran dapat digunakan sebagai GTR<sup>[3]</sup>. Fungsi waktu perendaman terhadap air terserap oleh membran dengan variasi berat HA disajikan pada Gambar 3. Terlihat bahwa pada awal perendaman (1 menit), membran kitosan menyerap air 51,85% dan membran kitosan yang mengandung HA dengan komposisi 4:2, 4:4, 4:6 (b/b) secara berturut-turut menyerap air 84,50%, 63,62%, dan 51,13%. Pada komposisi kitosan-HA 4:2, air yang terserap relatif lebih besar dibandingkan komposisi 4:4 dan 4:6. Selanjutnya meningkatnya waktu perendaman dari 1 menit hingga 15 menit, daya serap air meningkat secara perlahan-lahan hingga mencapai keadaan yang relatif konstan pada waktu 5 menit.



**Gambar 3.** Hubungan antara waktu dan air terserap membran kitosan- HA pada variasi berat HA

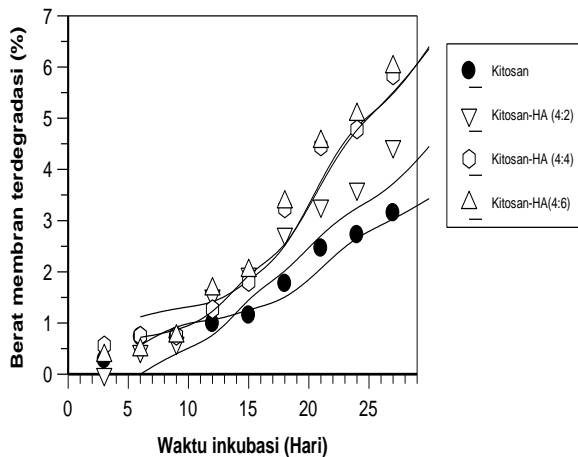
Pada selang waktu 15 menit, membran kitosan menyerap air sebesar 131,78%, sedangkan membran kitosan yang mengandung HA dengan komposisi 4:2, 4:4 dan 4:6 secara berturut-turut menyerap air sebesar 98,97 %, 90,81%, dan 56,41%. Terlihat bahwa dengan meningkatnya konsentrasi HA menyebabkan jumlah air yang terserap menurun. Hal ini diduga kuat karena HA bersifat anorganik dengan kemampuan menyerap air kecil, sedangkan kitosan adalah senyawa organik mengandung gugus NH dan OH yang mampu menyerap air dengan ikatan hidrogen.

Membran yang ideal untuk aplikasi sebagai pelindung bagian rongga gigi yang telah dicabut adalah berdaya serap air yang konstan selama pemakaian atau tidak mengalami *swelling* (pembengkakan) yang besar. Hal ini mengindikasikan bahwa membran kitosan-HA dengan daya air yang relatif konstan pada waktu > 5 menit selayaknya perlu dipertimbangkan sebagai GTR.

### Biodegradasi Membran

Uji biodegradasi dari membran ini sangat perlu dilakukan, karena membran tersebut diharapkan akan mengalami degradasi dalam waktu bersamaan dengan tertutupnya rongga gigi yang bolong oleh

bahan pengisi. Pengaruh waktu perendaman dalam larutan PBS terhadap prosentase berkurangnya berat membran dengan variasi berat HA yang diukur hingga 27 hari disajikan pada Gambar 4.



**Gambar 4.** Hubungan waktu perendaman vs berat membran kitosan-HA yang terdegradasi dalam larutan PBS

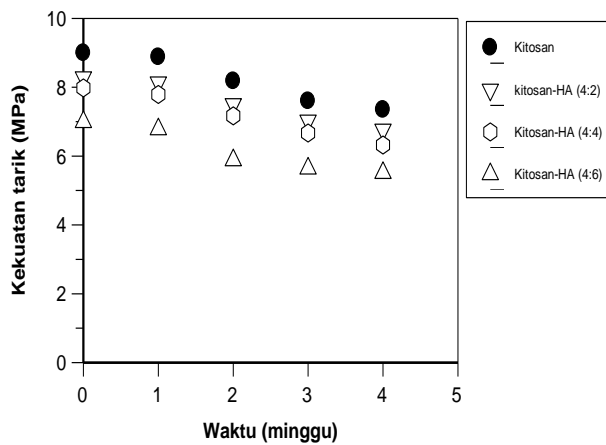
Terlihat bahwa pada awal pengujian (hari ke-3), berat membran kitosan mengalami penurunan rata-rata 0,27%. Sedangkan membran yang mengandung HA dengan rasio perbandingan 4:2 (b/b) belum mengalami penurunan berat, lain halnya dengan membran yang mengandung HA dengan rasio perbandingan berat 4:4 dan 4:6 yang masing-masing mengalami penurunan berat rata-rata 0,56% dan 0,35%. Selanjutnya dengan meningkatnya waktu inkubasi dalam larutan PBS hingga 27 hari, terjadi pengurangan berat secara gradual (perlahan) dari membran kitosan 2,95 % disertai penurunan berat membran mengandung HA dengan komposisi 4:2, 4:4 dan 4:6 secara berturut-turut 4,44%, 5,83%, dan 6,01%. Hal ini menunjukkan bahwa dengan meningkatnya berat HA dalam membran mengakibatkan biodegradasi membran meningkat. Menurut Ming Kuo<sup>[14]</sup> bahwa biodegradasi dari membran yang mengandung kitosan dan HA dengan kisaran berat total 5-10 % cukup layak memenuhi syarat untuk

aplikasi pada GTR dalam bidang periodontal.

### Pengaruh Perendaman Terhadap Kekuatan Tarik Membran

Pengujian kekuatan tarik merupakan salah satu parameter fisika yang penting dipersyaratkan pada membran untuk aplikasi GTR<sup>[3]</sup>. Membran umumnya digunakan pada daerah gigi yang sering dilakukan pergerakan seperti mengunyah dan mengigit. Oleh karena itu, membran seharusnya elastis, fleksibel dan cukup kuat sehingga tahan terhadap tarikan dan tekanan ketika digunakan pada daerah gigi serta dapat mengikuti pergerakan gigi. Pengaruh waktu perendaman terhadap kekuatan tarik membran kitosan-HA dengan variasi berat HA disajikan pada Gambar 5.

Terlihat bahwa kekuatan tarik membran kitosan pada awal pengujian (kontrol) 9 MPa. Kekuatan tarik membran kitosan yang mengandung HA dengan komposisi 4:2, 4:4, 4:6 (% berat) secara berturut-turut 8,29 MPa, 7,98 MPa, dan 6,99 MPa. Selanjutnya dengan meningkatnya waktu perendaman hingga 4 minggu, kekuatan tarik semua membran menurun secara *gradual* (perlahan-lahan). Menurunnya kekuatan tarik membran kitosan pada minggu ke-4 adalah 7,35 MPa. Sedangkan kekuatan tarik membran kitosan yang mengandung HA dengan komposisi 4:2, 4:4 dan 4:6 (% berat) berturut-turut adalah 6,77 MPa, 6,32 MPa, dan 5,51 MPa.



**Gambar 5.** Hubungan waktu perendaman dalam larutan PBS vs kekuatan tarik membran kitosan-HA

Persentase pengurangan kekuatan tarik membran hasil perendaman hingga minggu ke-IV jika dibandingkan kekuatan tarik awal (0 minggu) disajikan pada Tabel 1. Terlihat bahwa dengan meningkatnya berat HA, tegangan putus membran meningkat hingga 21,17%. Hal ini menunjukkan bahwa membran setelah perendaman hingga minggu ke-4 akan lebih mudah rapuh. Sehingga pada pemakaiannya akan lebih mudah dilepas dari bagian rongga gigi dan tidak perlu dioperasi lagi untuk melepaskannya.

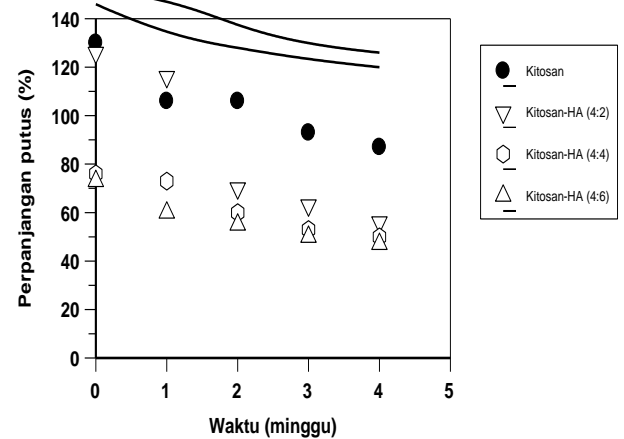
**Tabel 1.** Prosentase reduksi kekuatan tarik membran hasil perendaman hingga minggu ke-IV dibandingkan kontrol (0 minggu)

Jenis membran	Reduksi kekuatan tarik membran (%)
Kitosan	18,33
Kitosan-HA (4:2)	18,33
Kitosan-HA (4:4)	20,80
Kitosan-HA (4:6)	21,17

### Pengaruh Perendaman terhadap Elongasi Membran

Pengaruh waktu perendaman terhadap elongasi membran kitosan-HA dengan variasi berat HA disajikan pada Gambar 6. Terlihat bahwa elongasi membran kitosan pada pengujian awal (0 minggu) adalah 130%. Sedangkan membran kitosan yang

mengandung HA dengan komposisi 4/2, 4/4, dan 4/6 (% berat), elongasinya berturut-turut adalah 126%, 76,66%, dan 73,3%. Selanjutnya dengan meningkatnya waktu perendaman hingga 4 minggu, elongasi semua membrane secara perlahan-lahan menurun.



**Gambar 6.** Hubungan waktu perendaman vs elongasi membran kitosan-HA yang direndam dalam larutan PBS

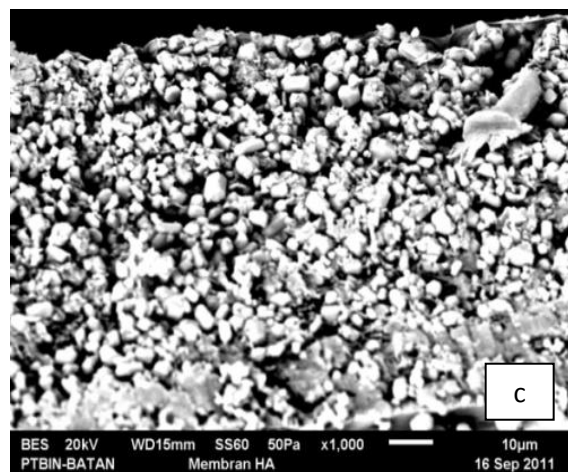
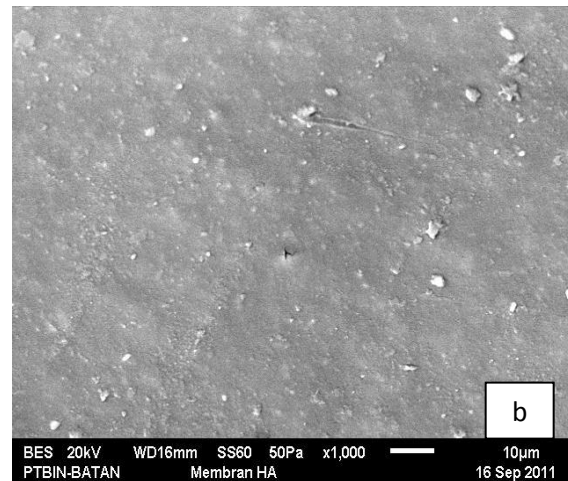
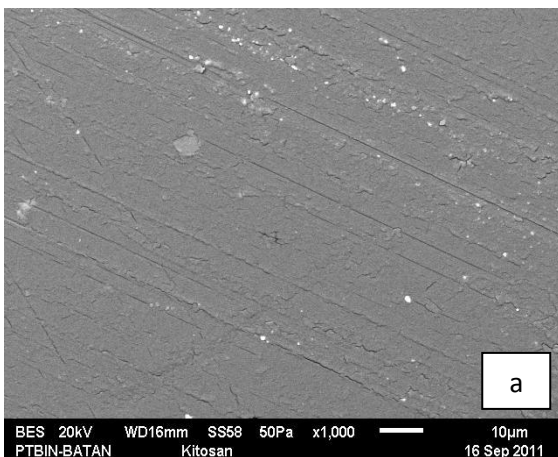
Prosentase pengurangan elongasi membran hasil perendaman hingga minggu ke-IV jika dibandingkan elongasi awal disajikan pada Tabel 2. Terlihat bahwa dengan berkurangnya berat HA, tegangan putus membran meningkat hingga 59,94%. Hal ini menunjukkan bahwa membran setelah perendaman hingga minggu ke-4 akan lebih mudah rapuh. Sehingga pada pemakaiannya akan lebih mudah dilepas dari bagian rongga gigi dan tidak perlu dioperasi lagi untuk melepaskannya.

**Tabel 2.** Prosentase pengurangan elongasi membran hasil perendaman hingga minggu ke-IV

Jenis membran	Elongasi %
Kitosan	43,34
Kitosan-HA (4:2)	59,94
Kitosan-HA (4:4)	26,66
Kitosan-HA (4:6)	26,64

## Scanning Electron Microscope (SEM)

Pengamatan morfologi permukaan membran kitosan-HA dengan menggunakan SEM disajikan dalam Gambar 7. Terlihat bahwa bentuk permukaan membran kitosan adalah homogen dan tidak berpori (Gambar 7a). Sedangkan bentuk struktur permukaan membran kitosan-HA relatif lebih kasar dibandingkan membran kitosan (Gambar 7 b). Hal ini dikarenakan membran kitosan yang berbahan dasar kitosan larut dalam asam asetat 2%, sehingga permukaannya homogen dan halus. Sedangkan membran kitosan-HA terdiri dari serbuk HA sebagai senyawa anorganik yang sukar bercampur secara sempurna dengan kitosan membentuk suspensi yang terdispersi dalam larutannya. Hal tersebut yang membuat permukaan membran kitosan-HA kasar. Pada posisi potongan melintang membran kitosan-HA (Gambar 7c) terlihat bahwa serbuk HA terdispersi dalam membran, yang di tandai dengan warna putih. serbuk HA.



**Gambar 7.** Foto SEM, a) membran kitosan, b) membran kitosan-HA, b) Penampang samping membran kitosan-HA

## KESIMPULAN

Dari penelitian ini dapat disimpulkan bahwa membran kitosan-HA dapat dibuat berikatan silang menggunakan natrium sulfat. Membran kitosan-HA dapat dibasahi permukaannya oleh air dalam waktu yang relatif pendek (<5 menit) dan tidak terjadi peningkatan jumlah air yang diserap dengan meningkatnya waktu perendaman. Meningkatnya kandungan HA dari 2 gram hingga 6 gram dalam membran pada selang waktu 27 hari menyebabkan meningkatnya biodegradasi membran dengan kisaran 5-10%, disertai menurunnya tegangan tarik dengan kisaran 18, 33-21, 17% dan elongasi dengan



kisaran 26, 64-59, 94%. Hasil pengujian spektrum FTIR menunjukkan bahwa kitosan dapat dilakukan *crosslink* dengan HA. Oleh karena itu, dalam rentang variasi kandungan HA yang dipakai dalam penelitian ini, membran kitosan-HA berikatan silang selayaknya dapat dipertimbangkan sebagai membran GTR.

## UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih disampaikan kepada RISTEK dalam program insentif tahun 2011 yang telah memberikan dana untuk penelitian ini, serta kepada Ibu Dewi S.P. dan Ibu Nani Suryani yang telah banyak membantu hingga penelitian ini selesai.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] Basril, A. 2000.,Pembentukan Radikal Bebas Pada Graft Tulang Manusia Dan Bovine Iradiasi''. *Prosiding Risalah Pertemuan Ilmiah Penelitian dan Pengembangan Teknologi Isotop dan Radiasi*. PATIR-BATAN: 57-58.
- [2] Global Biomaterials Market Worth US \$ 58.1 Billion. 2014. <http://blog.taragana.com/pr/global-biomaterial-market-worth-us581-billion-by-2014-5363/Diakses> 2 Mei 2012.
- [3] Bottino,M.C., Thomas, V., Schmidt,G., Vohra, Y. K., Tien-Min, G. C., Kowolik, M. J., Janowski, G. M., 2012. *Recent advances in the development of GTR/GBR membranes for periodontal regeneration—A materials perspective*, *Dental Material*.<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.04.022>
- [4] Pihlstrom, B.L., Michalowicz, B.S., Johnson, N.W., 2005. *Periodontal Diseases*. *Lancet*, 366 p. 1809.
- [5] Nakashima, M., Reddi, A.H. 2003.,The Application Of Bone Morphogenetic Proteins To Dental Tissue Engineering''. *Nature Biotechnology*: 21 p. 1025.
- [6] Nanci, A., Bosshardt, D.D. 2006.,Structure Of Periodontal Tissues In Health And Disease''. *Periodontology* : 2000, 40 p. 11
- [7] Southerland, J.H., Taylor, G.W., Moss, K., Beck, J.D., Offenbacher, S. 2000.,Commonality In Chronic Inflammatory Diseases: Periodontitis, Diabetes, And Coronary Artery Disease''. *Periodontology*: 40 (2006), p. 130.
- [8] Nishimura, F., Iwamoto,Y., Soga, Y. 2000.,The Periodontal Host Response With Diabetes''. *Periodontology*: 43 (2007), p. 245.
- [9] Kasaj, A., Reichert, C., Gotz, H., Rohrig, B., Smeets, R., Willershausen, B., 2008.,In Vitro Evaluation Of Various Bioabsorbable And Nonresorbable Barrier Membranes For Guided Tissue Regeneration''. *Head & Face Medicine*: 4 p. 22.
- [10] Owens, K., Yukna, R., 2001.,Collagen Membrane Resorption In Dogs A Comparative Study''. *Implant Dentistry*: 10 p. 49.
- [11] Müller ,L., Conforto, E., Caillard, D., Müller, F. A. 2007.,Biomimetic Apatite Coatings—Carbonate Substitution And Preferred Growth Orientation''. *Biomolecular Engineering*: Volume 24, 462-466
- [12] M. Magallanes-Perdomo, Z.B. Luklinska, A.H. De Aza, R.G. Carrodeguas, S. De Aza, P. Pena . 2011.,Bone-Like Forming Ability Of Apatite–Wollastonite Glass Ceramic''. *Journal of the European Ceramic Society*: 31, 1549-1561.
- [13] Jones,D.S., Mawhinney,H.J., 2006. *Chitosan, Handbook of Pharmaceutical Excipient, fifth ed.American Pharmaceutical Association and The Pharmaceutical Press*: 159-162

- [14] Ming Kuo, S., Chie Niu, G.C., Wen Lan, C., Feng Cheng, M., Yu Chiang, M., Jen Chang, 2009. *Guided Tissue Regeneration with Use of CaSO<sub>4</sub>-Chitosan Composite Membran*, *J. of Med. And Biologics Engineering*: 304-310.

## **RIWAYAT PENULIS**

**Erizal**, Lahir 30 Mei 1953 di Padang. Lulus dari Jurusan Kimia FMIPA Universitas Indonesia. Bekerja di PATIR-BATAN sejak Tahun 1983 sampai sekarang.