

Sintesis dan Karakterisasi Pembalut Luka dari Kitosan Ekstrak Udang dan Kolagen Ikan Nila

Synthesis and Characterization of Wound Dressings from Shrimp Extract Chitosan and Tilapia Fish Collagen

Yussi. N. Amalia, Fiska. Y. Purwaningtyas*

¹Universitas Muhammadiyah Gresik, Gresik – Indonesia

² Universitas Muhammadiyah Gresik, Gresik – Indonesia

*Email: fiskayohana@umg.ac.id

Artikel histori:

Diterim 18 Mei 2024

Diterima dalam revisi 01 Juli 2024

Diterima 09 Agustus 2024

Online 30 September 2024

ABSTRAK: Luka merupakan suatu bentuk kehilangan atau kerusakan pada sebagian jaringan kulit tubuh. Luka dapat disebabkan oleh gigitan binatang, paparan bahan kimia, terkena air panas, api, radiasi, atau sumber panas lainnya, atau trauma akibat benda tajam atau tumpul. Membalut luka membantu mempercepat penyembuhan luka dengan mencegah infeksi. Pembuatan pembalut luka dari serat alami merupakan salah satu teknologi medis terkini. Penelitian ini dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui kualitas pembalut luka berbahan kitosan dan kolagen yang akan digunakan, komposisi kitosan dan kolagen yang ideal untuk diaplikasikan sebagai pembalut luka, serta pengaruh variasi komposisi kitosan dan kolagen terhadap sifat fisik pembalut luka kitosan dan kolagen. Penelitian ini menggunakan asam asetat 0,5M untuk melarutkan kitosan udang (KU) dan kolagen ikan nila (KIN) untuk membuat pembalut luka. kitosan kolagen digunakan untuk pembuatan membran pembalut luka dengan variasi komposisi 1:0; 1:1; 1:2; 2:1 dan 3:1. Berdasarkan temuan penelitian, persentase pembengkakan dapat meningkat seiring dengan meningkatnya konsentrasi kitosan (masing-masing 85,18%; 119,43%; 134,66%; 163,56% dan 203,96%). Kitosan dan kolagen memiliki sifat mudah kehilangan bentuk dan ukuran, karena sifat hidrofilitas kitosan lebih tinggi sehingga nilai degradasi naik seiring dengan penambahan komposisi kitosan. Pada analisa FT-IR, kitosan mengandung kelompok gugus hidroksil (-OH), kelompok alifatik (-CH₂ dan -CH₃), C=O *stretching*, -NH₂ bending, C-O *stretching* dari kelompok alkohol primer, dan -C-O-C- glikosidik, sedangkan kolagen mengandung gugus senyawa kelompok gugus hidroksil (-OH), amida I, dan amida II.

Kata kunci: Kitosan, Kolagen, Pembalut Luka

ABSTRACT: A wound is a form of loss or damage to a portion of the body's skin tissue. Wounds can be caused by animal bites, chemical exposure, exposure to hot water, fire, radiation, or other heat sources, or trauma from sharp or blunt objects. Wound dressing helps speed up wound healing by preventing infection. Making wound dressings from natural fibers is one of the latest medical technologies. This study was conducted with the aim to determine the quality of wound dressings made from chitosan and collagen to be used, the ideal composition of chitosan and collagen to be applied as wound dressings, and the effect of variations in the composition of chitosan and collagen on the physical properties of chitosan and collagen wound dressings. This study used 0.5M acetic acid to dissolve shrimp chitosan (KU) and tilapia collagen (KIN) to make wound dressings. chitosan collagen was used to make wound dressing membranes with composition variations of 1:0; 1:1; 1:2; 2:1 and 3:1. Based on the research findings, the percentage of swelling can increase as the

concentration of chitosan increases (85.18%; 119.43%; 134.66%; 163.56% and 203.96% respectively). Chitosan and collagen have the property of easily losing shape and size, because the hydrophilicity of chitosan is higher so that the degradation value increases with the addition of chitosan composition. In FT-IR analysis, chitosan contains hydroxyl groups (-OH), aliphatic groups (-CH₂ and -CH₃), C=O stretching, -NH₂ bending, C-O stretching of primary alcohol groups, and -C-O-C-glycosidic, while collagen contains compound groups of hydroxyl groups (-OH), amide I, and amide II.

Keywords: Chitosan, Collagen, Wound Dressings

1. PENDAHULUAN

Luka adalah suatu jenis kehilangan atau kerusakan pada sebagian jaringan kulit tubuh. Penyakit ini dapat disebabkan oleh gigitan binatang, paparan bahan kimia, air panas, api, radiasi, atau sumber panas lainnya, atau trauma akibat benda tajam atau tumpul. Tergantung pada penyebab lukanya, bentuk cedera bisa bermacam-macam. Diantaranya luka bakar akibat panas dan bahan kimia, permukaan kulit lecet akibat gesekan, luka sayat atau *vulnus laseratum* akibat benda yang permukaannya tidak rata, serta luka robek atau *vulnus scissum* akibat benda tajam (Wintoko dkk., 2020).

Membalut luka membantu mempercepat penyembuhan luka dengan mencegah infeksi. Kondisi yang mendorong penyembuhan luka harus diciptakan melalui balutan luka yang sempurna. Pembalut luka yang optimal dapat menghasilkan lingkungan lembab dan mempercepat penyembuhan luka, mengatur cairan pada luka berlebih, menjaga suhu tetap konstan, dan tahan terhadap mikroba. Perkembangan pembalut luka banyak mengalami kemajuan, khususnya dalam pembuatan polimer bio-medis. Spesifikasi utama polimer biomedis adalah polimer tersebut harus bersifat *biocompatibel* (kompatibel secara alami), kuat, elastis, tahan lama, mudah disterilkan, tidak beracun, dan bebas alergi. Spesifikasi tekstil medis, yang meliputi daya serap, kekuatan, elastisitas, kehalusan, dan biodegradasi, bergantung pada tujuan penerapannya (Dhivya dkk., 2015).

Pengobatan luka adalah proses biologis yang mencakup reaksi biokimia dan sel yang berurutan, umumnya dibagi menjadi lima tahap; yaitu fase inflamasi, migrasi, proliferasi, pembentukan dan pertumbuhan sel, serta pada akhirnya menghasilkan transformasi (Patrullea dkk., 2015).

Pengobatan luka zaman dulu dan sekarang mengalami perbedaan metode. Dulu membalut luka dilakukan menggunakan campuran bahan alami, namun dengan metode tersebut penyembuhan luka tertunda atau kurang sempurna. Dengan kemajuan teknologi pembalut luka kini menggunakan sumber alami maupun sintetis (Bano dkk., 2017).

Bahan organik dan sintetis yang ditemukan dalam pembalut luka memberikan efek retensi kelembaban, keseimbangan elektrolit, hemostatik, analgesik, penyembuhan, anti mikroba. Pemilihan

material yang digunakan untuk pembalut luka ini didasarkan pada beberapa faktor yakni harganya yang murah, tersedia dengan jumlah yang banyak, tidak menimbulkan alergi (Bano dkk., 2017).

Penelitian terbaru material yang efektif untuk bahan pembalut luka adalah menggunakan kitosan dan kolagen. Salah satu potensi bahan kitosan paling banyak adalah udang. Kitosan memiliki beberapa keunggulan diantaranya ketersediaannya di alam yang berkelanjutan, biaya produksi murah, sifatnya yang biodegradabilitas, biokompatibilitas, serta modifikasi kimia yang cukup mudah (Octavian, 2015). Sedangkan bahan untuk kolagen adalah ekstrak kulit ikan nila. Kolagen diketahui sebagai material yang paling menjanjikan dan telah ditemukan pada berbagai aplikasi dalam rekayasa jaringan karena memiliki sifat biokompatibilitas yang baik (Nining, 2020).

Kitosan merupakan polimer alam yang terdiri dari dua polimer yaitu poli (2-deoksi-2-asetilamin-2-glukosa) dan poli (2-deoksidaaminoglukosa), yang berbentuk lembaran kecil, tidak berbau dan tanpa warna. yang lainnya dihubungkan oleh β (1,4). Elektron tunggal gugus amina yang terletak pada posisi C-2 memungkinkan kitosan memiliki sifat kation dan nukleofilik yang kuat (Rokhati dkk., 2012). Jaringan kitosan mempunyai sifat identifikasi diri atau biokompatibilitas, bersifat hidrofolik dan memiliki reaktivitas kimia yang tinggi karena adanya gugus -OH bebas dan gugus -NH₂ bebas. Golongan ini dapat membentuk gel sehingga kitosan dapat berfungsi sebagai perekat, pengikat, penyerap, penstabil, pembentuk film, zat penentu, flokulan dan koagulan (Harish Prashanth & Tharanathan, 2007).

Kitosan biasanya ditemukan pada kerangka hewan *invertebrata*, beberapa dari kelompok jamur, dan pada bagian insang ikan, trachea, dinding usus, kulit cumi-cumi. Sumber utama kitosan adalah cangkang *crustaceae sp.*, yaitu udang, lobster, kepiting, dan hewan bercangkang lainnya, terutama pada hewan yang berasal dari laut. Kualitas kitosan dapat diidentifikasi berdasarkan parameter fisik dan kimianya. Parameter fisik meliputi kenampakan, ukuran pori (*mesh size*) dan viskositas, sedangkan parameter kimia meliputi nilai proksimat dan derajat desetilasi. Semakin tinggi nilai derajat deasetilasi maka mutu kitosan semakin baik dan semakin banyak fungsi atau manfaat dalam aplikasinya (Octavian, 2015).

Kolagen adalah protein berserat melimpah yang ditemukan di sebagian besar jaringan, menyumbang sekitar 25-35% dari total protein tubuh. Kolagen merupakan bahan yang menjanjikan dan sering digunakan dalam rekayasa jaringan karena memiliki biokompatibilitas yang baik (Nining, 2020).

Kolagen memiliki tiga rantai polipeptida (rantai α), salah satunya mengandung asam amino (-Gly-X-Y). Gly- adalah glisin, bahan penyusun dasar tiga asam amino, sehingga ketiga rangkaian α terkait erat dengan molekul tropokolagen. X adalah asam amino kaya akan protein (Pro) dan Y adalah asam amino kaya akan hidroksiprolin (Hyp)(Repository, 2018). Kualitas kolagen ditentukan oleh sifat fisiknya seperti bau, warna, rasa, sedangkan sifat kimianya antara lain kadar air, kadar abu dan lain-lain.

Kitosan dan kolagen adalah dua serat alami yang merupakan komponen kunci dari strategi pembalut luka yang inovatif. Kebutuhan produk ini di masa depan akan berdampak signifikan terhadap teknologi yang digunakan untuk memproduksi serat untuk keperluan medis dan keperluan spesifik lainnya.

Untuk membahas topik rekayasa jaringan dan mengurangi dampak luka dengan lebih cepat, saat ini telah banyak penelitian dan pengembangan yang dilakukan pada pembalut luka. Jika dibandingkan dengan membran kitosan, sejumlah penelitian telah menunjukkan bahwa penambahan kolagen telah meningkatkan kekuatan tarik dan perpanjangan saat pecahnya membran. Komposisi campuran kitosan dan kolagen membantu mempercepat penyembuhan luka (Indrani dkk., t.t.).

2. METODOLOGI PENELITIAN

2.1. Bahan Penelitian

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini terdiri dari kolagen ekstrak ikan nila yang diperoleh dari *e-commerce* Kimia Jaya Abadi, kitosan ekstrak udang yang diperoleh dari *e-commerce* Phy Edumedia, larutan kimia *buffer fosfat* yang diperoleh dari *e-commerce* Sentra Kimia Labsains, *aquadest*, dan asam asetat.

2.2. Peralatan Penelitian

Berbagai alat digunakan untuk melakukan penelitian ini, seperti 2 *beaker glass* 100 mL, labu ukur 500 mL, *magnetic stirrer*, *Hot plate*, knop pengatur skala, 5 *petridish*, kertas saring, dan pipet tetes.

2.3. Prosedur Penelitian

Penelitian kali ini dimulai dengan membuat larutan asam asetat yaitu dengan mengencerkan asam asetat pekat hingga konsentrasinya 0,5M menggunakan *aquadest* dalam labu ukur 500 mL. Menimbang kitosan sebanyak 0,5 gram dengan neraca analitik dan melarutkan kitosan dalam gelas kimia 100 mL dengan 25 mL asam asetat, setelah itu larutan kitosan *distirrer* selama 20 menit, kemudian menambahkan kolagen sebanyak 0,5 gram pada larutan tersebut dan *distirrer* kembali hingga larut. Perbandingan perbedaan komposisi kitosan dan kolagen yang digunakan pada penelitian ini adalah 1:0, 1:1, 1:2, 2:1, 3:1.

Pembentukan membran komposit dilakukan dengan menuang campuran kitosan dan kolagen ke dalam *petridish* dan meratakan permukaannya. Membran komposit yang telah dibuat di diamkan selama 2-3 hari pada suhu kamar. Bioplastik yang sudah kering diambil dan siap untuk di uji karakteristiknya.

2.4. Karakterisasi Membran Kitosan-Kolagen

Uji Swelling

Uji *swelling* dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui pembengkakan yang akan terjadi akibat pelarut yang menembus jaringan.

Untuk melakukan Uji *swelling*, membran dipotong dengan ukuran $\pm 2 \times 2$ cm. Membran kemudian direndam dalam larutan kimia *buffer fosfat* (pH = 7,4). Dengan menggunakan persamaan pengujian, berat membran setelah direndam dan diperluas diukur kembali untuk menentukan persentase air yang diserap.

Pengukuran uji *swelling* dihitung dengan persamaan:

$$\% \text{ swelling} = \frac{W_a - W_o}{W_o} \times 100\% \quad (1)$$

Dengan,

W_a = Berat membran sesudah perendaman (gr)

W_o = Berat membran sebelum perendaman (gr)

Uji Degradasi

Uji degradasi dapat ditentukan dengan memantau derajat pembengkakan sebagai respons terhadap keberadaan enzim, dan metode ini harus diubah setiap hari untuk mengurangi aktivitas enzim. Uji degradasi memiliki tujuan untuk menentukan kapan sampel akan terdegradasi selama periode waktu tertentu dalam larutan buffer fosfat (PBS).

Uji degradasi dilakukan dengan memotong membran menjadi bagian kecil kemudian ditimbang, setelah itu membran ditetesi dengan larutan kimia *buffer fosfat* (pH = 7,4) dan didiamkan selama 5 jam,

setiap jam membran diamati dan ditimbang sebagai perbandingan nilai degradasi.

Pengukuran uji degradasi dihitung dengan persamaan:

$$\% \text{ degradasi} = \frac{M_o - M}{M_o} \times 100\% \quad (2)$$

Dengan,

M_o = Berat membran sebelum direndam (gr)

M = Berat membran sesudah direndam (gr)

Uji FTIR

Analisis gugus FT-IR bertujuan untuk mengetahui keberadaan gugus fungsi lain pada membran kitosan kolagen. Spektroskopi FT-IR merupakan alat yang digunakan untuk mengukur penyerapan radiasi dengan panjang gelombang yang berbeda. Idealnya, spektrum FT-IR dapat digunakan untuk menentukan gugus fungsi dalam molekul. Data yang diperoleh dari uji FT-IR dikarakterisasi dan dianalisis dalam bentuk puncak yang ditetapkan sebagai kurva transmisi (%) dan bilangan gelombang (cm-1) pada sampel yang diuji.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

Membran Pembalut Luka

Dalam penelitian ini, pembalut luka dibuat dalam bentuk lembaran atau membran. Bahan baku membran pembalut luka yang digunakan adalah kitosan udang dan kolagen dari ikan nila, yang kemudian di larutkan dengan asam asetat. Membran kitosan kolagen ditunjukkan pada pada Gambar 1.



Gambar 1. Membran Pembalut Luka

Pada gambar pertama membran pembalut luka tampak lebih tebal, dikarenakan ada peningkatan penambahan komposisi kitosan dan kolagen sebesar 1:2, dibandingkan dengan gambar kedua membran terlihat lebih tipis. Tetapi keduanya memiliki sifat yang sama yakni *flexiblel* dan transparan.

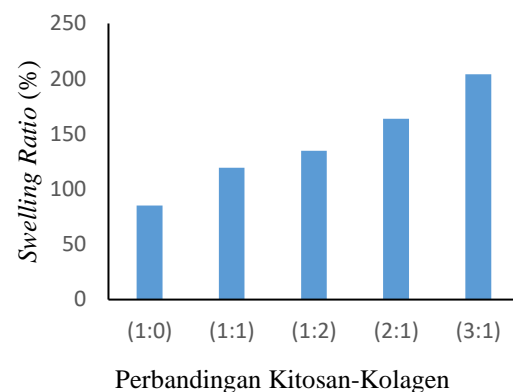
Uji Swelling Rasio

Uji *swelling* memiliki tujuan untuk mengetahui kapasitas penyerapan dari membran dengan cara merendam sampel pada larutan *buffer fosfat*. Tabel 1 menunjukkan persen penyerapan *buffer fosfat* terhadap membran kitosan-kolagen.

Tabel 1. Data Hasil *Swelling Ratio*

| Variasi Kitosan Kolagen | Air yang diserap (%) |
|-------------------------|----------------------|
| (1:0) | 85,1782251 |
| (1:1) | 119,4266407 |
| (1:2) | 134,6621016 |
| (2:1) | 163,5651009 |
| (3:1) | 203,962326 |

Berdasarkan Tabel 1 diagram komposisi kitosan-kolagen yang berbeda dapat dibuat perbandingan dengan nilai persen serapan *buffer fosfat* yang ditunjukkan pada Gambar 2.



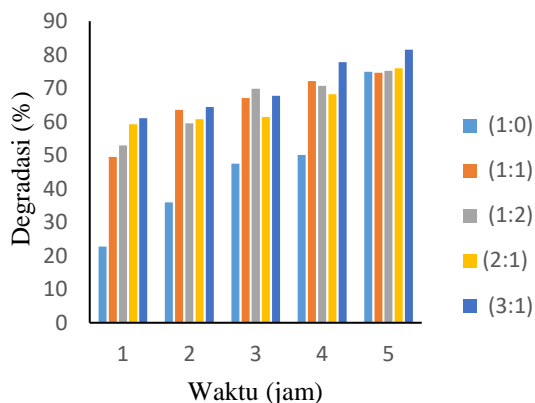
Gambar 2. Grafik persen *buffer fosfat* yang diserap membran kitosan-kolagen

Berdasarkan grafik dari Gambar tersebut menunjukkan bahwa ada perbedaan nilai *persentase swelling* yakni pada variasi komposisi kitosan dan kolagen (1:0) sebesar 85,18%, (1:1) sebesar 119,43%, (1:2) sebesar 134,66%, (2:1) sebesar 163,56%, dan (3:1) sebesar 203,96%. Temuan eksperimental ini menunjukkan bahwa kitosan dapat meningkatkan hasil presentasi *Swelling*, hal ini sesuai dengan temuan penelitian (Yan dkk., 2010). Proses penyerapan air (*swelling*) bergantung pada mikro membran dan sifat hidrofolik yaitu kemampuan bahan untuk larut dalam air. Ketika membran dikeluarkan dari larutan *buffer fosfat*, karakteristik mekanik kolagen yang rendah membuatnya tidak mampu mempertahankan strukturnya. Namun karena sifat elastisnya yang lebih besar, kitosan mampu mempertahankan struktur membran. Akibatnya penambahan kitosan mengakibatkan peningkatan proporsi serapan air (*swelling*). Menurut (Ratnawati dkk., t.t.) nilai *swelling* yang dapat digunakan untuk aplikasi pembalut luka antara 200-500 %.

Uji Degradasi

Uji degradasi dilakukan untuk menentukan kapan sampel dapat terurai di dalam tubuh. Pengujian ini merupakan simulasi ketika membran pembalut luka ini diaplikasikan pada tubuh manusia.

Banyak perubahan fisik yang terjadi ketika material mengalami kerusakan akibat interaksinya dengan lingkungan. Aktivitas degradasi yang ada dalam sampel akan terlihat ketika sampel direndam dalam larutan fosfat selama 5 jam. Larutan *buffer fosfat* sendiri merupakan cairan dengan komponen yang mirip dengan cairan tubuh manusia. Diagram variasi membran kitosan kolagen menurut nilai degradasi dapat ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3. Grafik degradasi terhadap komposisi kitosan-kolagen

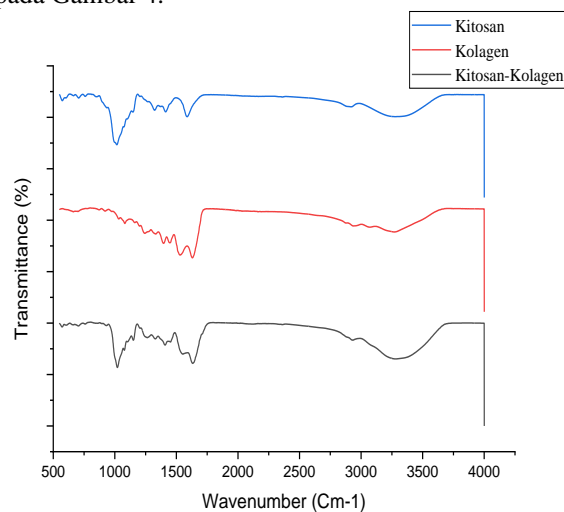
Berdasarkan gambar grafik tersebut tampak bahwa *presentase* degradasi paling besar terjadi pada variasi komposisi (3:1) dalam 5 jam waktu perendaman dengan hasil berturut-turut sebesar 61,04%, 64,35%, 67,75%, 77,78%, 81,48%. Dari hasil degradasi tersebut dapat dikatakan bahwa *presentase* degradasi naik seiring dengan banyak kitosan yang ditambahkan dan lama waktu perendaman. Untuk Kitosan dan kolagen merupakan material yang memiliki sifat mudah kehilangan bentuk dan ukurannya karena cepat terdegradasi jika bersentuhan dengan cairan tubuh atau media kultur (Yan dkk., 2010). Kitosan dapat mempercepat proses degradasi dengan meningkatkan hidrofilisitas material, membuatnya lebih rentan terhadap absorpsi air dan degradasi selanjutnya. Hal ini karena kitosan memiliki afinitas tinggi terhadap air, yang dapat menyebabkan pembengkakan dan akhirnya kerusakan material. Sehingga semakin banyak volume kitosan yang ditambahkan maka kemampuan membran untuk terdegradasi semakin besar. Sifat hidrofilitas adalah kemampuan suatu bahan untuk mengikat air melalui ikatan hidrogen.

Kemampuan daya serap membran yang tinggi dari pembalut luka sangat diperlukan untuk mengurangi kemungkinan terjadinya infeksi pada luka.

Uji FTIR

Analisis FTIR memiliki tujuan untuk mengidentifikasi gugus fungsi yang dibentuk oleh komposit kitosan dan kolagen. Karakterisasi membran kitosan dan kolagen dilakukan

menggunakan alat *Fourier Transform Infrared* (FT-IR). Spektrum IR kitosan dan kolagen ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Spektrum IR kitosan-kolagen

Adapun hasil untuk spektrum IR komposit kitosan-kolagen dapat dilihat pada Tabel 2.

Tabel 2. Data FTIR membran kitosan-kolagen

| Bilangan Gelombang (cm-1) | Kitosan | Kolagen |
|---------------------------|-------------------------|----------|
| 3270,68 | -OH | -OH |
| 2925,49 | C-H Kel. Alifatik | |
| 1629,56 | C=O | Amida I |
| 1555,31 | NH ₂ | Amida II |
| 1406,82 | C-O Kel. Alkohol Primer | |
| 1014,37 | -C-O-C glikosidik | |

Pada analisa FT-IR, puncak khas kitosan pada membran kitosan dan kolagen berada pada serapan 3270,68 cm⁻¹ yang menggambarkan gugus hidroksil (-OH). Gugus alifatik (-CH₂ dan -CH₃) berada pada spektrum serapan 2925,49 cm⁻¹. Puncak serapan 1629,56 cm⁻¹ yakni C=O *stretching*. Bilangan serapan pada gelombang 1555,31 cm⁻¹ merupakan -NH₂ bending. Sedangkan keberadaan gugus C-O *stretching* dari kelompok alkohol primer pada serapan bilangan gelombang 1406,82 cm⁻¹. Pada pita serapan panjang gelombang 1014,37 cm⁻¹ terdapat ikatan -C-O-C- glikosidik antar monomer kitosan. Sedangkan kolagen menunjukkan puncak khasnya pada serapan bilangan gelombang 3270,68 cm⁻¹ yaitu gugus hidroksil (-OH). Angka serapan bilangan gelombang 1629,56 cm⁻¹ merupakan amida I. Keberadaan amida II diindikasikan pada angka

serapan 1555,31 cm⁻¹. Amida II menunjukkan adanya struktur heliks (Su dkk., 2009).

4. KESIMPULAN

Beberapa kesimpulan yang dapat diambil dari penelitian kali ini antara lain: Variasi komposisi kitosan dan kolagen memberikan pengaruh terhadap sifat fisik membran, dimana penambahan kolagen menjadikan membran lebih terlihat tebal, komposisi kitosan dan kolagen yang ideal untuk diaplikasikan sebagai pembalut luka adalah variasi komposisi (3:1) karena hasil pengujian degradasi dan *swelling* yang tinggi, sesuai dengan karakteristik pembalut luka yakni menyediakan lingkungan yang lembab, mudah menyerap. Dari hasil uji *swelling* membran kitosan dan kolagen pada variasi 1:0, 1:1, 1:2, 2:1, dan 3:1 memiliki nilai persen *swelling* berturut-turut sebesar (85,18%, 119,43%, 134,66%, 163,56%, 203,96%). Peningkatan konsentrasi kitosan dapat meningkatkan hasil persentase *swelling* karena sifat elastisitas kitosan yang mampu mempertahankan struktur membran ketika di kontakkan dengan larutan *buffer fosfat*. Sedangkan untuk degradasi paling besar terjadi pada variasi komposisi (3:1) dalam 5 jam waktu perendaman dengan hasil berturut-turut sebesar 61,04%, 64,35%, 67,75%, 77,78%, 81,48%. Dari hasil degradasi tersebut dapat dikatakan bahwa *presentase* degradasi naik seiring dengan banyak kitosan yang ditambahkan dan lama waktu perendaman. Kitosan dapat mempercepat proses degradasi dengan meningkatkan hidrofilisitas material sehingga membuat lebih rentan terhadap absorpsi air dan degradasi selanjutnya. Hal ini karena kitosan memiliki afinitas tinggi terhadap air, yang dapat menyebabkan pembengkakan dan akhirnya kerusakan material. Sehingga semakin banyak volume kitosan yang ditambahkan maka kemampuan membran untuk terdegradasi semakin besar. Pada pengujian FT-IR, membran kolagen-kitosan, kitosan mengandung gugus senyawa kelompok gugus hidroksil (-OH), kelompok alifatik (-CH₂ dan -CH₃), C=O *stretching*, -NH₂ bending, C-O *stretching* dari kelompok alkohol primer, dan -C-O-C- glikosidik. Pada kolagen mengandung gugus senyawa kelompok gugus hidroksil (-OH), amida I, dan amida II.

DAFTAR PUSTAKA

Andonegi, M., Las, K., Santos-vizcaíno, E., Igartua, M., Maria, R., De, K., & Guerrero, P. (2020). Structure-properties relationship of chitosan / collagen films with potential for biomedical applications. *Carbohydrate Polymers*, 237(December 2019), 116159. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2020.116159>

Bano, I., Arshad, M., Yasin, T., Ghauri, M. A., & Younus, M. (2017). Chitosan: A potential biopolymer for wound management. Dalam *International Journal of Biological*

Macromolecules (Vol. 102, hlm. 380–383). Elsevier B.V.

<https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2017.04.047>

- Cheng, Y., Hu, Z., Zhao, Y., Zou, Z., Lu, S., Zhang, B., & Li, S. (2019). Sponges of carboxymethyl chitosan grafted with collagen peptides for wound healing. *International Journal of Molecular Sciences*, 20(16). <https://doi.org/10.3390/ijms20163890>
- Dhivya, S., Padma, V. V., & Santhini, E. (2015). Wound dressings - A review. *BioMedicine (Netherlands)*, 5(4), 24–28. <https://doi.org/10.7603/s40681-015-0022-9>
- Harish Prashanth, K. V., & Tharanathan, R. N. (2007). Chitin/chitosan: modifications and their unlimited application potential—an overview. Dalam *Trends in Food Science and Technology* (Vol. 18, Nomor 3, hlm. 117–131). <https://doi.org/10.1016/j.tifs.2006.10.022>
- Indrani, D. J., Study, M., & Agency, N. N. (t.t.). *Journal of International Dental and Medical Research ISSN 1309-100X Effect of Gamma-ray Irradiation on Bacterial Penetration http://www.ektodermaldisplazi.com/journal.htm Decky Joesiana Indrani, and et al. 202–206.*
- Kartika, R. W., Bedah, B., Paru, J., & Luka, A. P. (2015). Perawatan Luka Kronis dengan Modern Dressing. *Perawatan Luka Kronis Dengan Modern Dressing*, 42(7), 546–550.
- Martinus, B. A., Nofiandi, D., & Elvita, T. (2020). Pembuatan Membran Pembalut Luka Yang Mengandung Alfa Mangostin Dan Uji Aktivitas Antibakteri Terhadap Staphylococcus Aureus Dan Staphylococcus Epidermidis. 2, 146–160. <https://doi.org/10.22216/Jk.V5i2.4961>
- Nining, N. (2020). Pemanfaatan Kolagen Laut dalam Sistem Penghantaran Obat. *Majalah Farmasetika*, 5(5), 245. <https://doi.org/10.24198/mfarmasetika.v5i5.28866>
- Novitasari, A. I. M., Indraswary, R., & Pratiwi, R. (2017). Pengaruh Aplikasi Gel Ekstrak Membran Kulit Telur Bebek 10% Terhadap Kepadatan Serabut Kolagen Pada Proses Penyembuhan Luka Gingiva. *ODONTO : Dental Journal*, 4(1), 13. <https://doi.org/10.30659/odj.4.1.13-20>
- Patrulea, V., Ostafe, V., Borchard, G., & Jordan, O. (2015). Chitosan as a starting material for wound healing applications. Dalam *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics* (Vol. 97, hlm. 417–426). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/j.ejpb.2015.08.004>
- Rafly, W., Suryati, S., Masrullita, M., Nurlaila, R., & Sulhatun, S. (2023). MODIFIKASI

BIOKOMPOSIT KITOSAN-PATI JAGUNG
UNTUK PEMBALUT LUKA PRIMER DENGAN
ASAM SITRAT DAN PEKTIN. *Chemical
Engineering Journal Storage (CEJS)*, 3(6), 769.
<https://doi.org/10.29103/cejs.v3i6.11473>

Rahayuningdyah, D. wuragil, Lyrawati, D., &
Widodo, F. (2020). Pengembangan Formula
Hidrogel Balutan Luka Menggunakan
Kombinasi Polimer Galaktomanan dan PVP.
Pharmaceutical Journal of Indonesia, 005(02),
117–122.

<https://doi.org/10.21776/ub.pji.2020.005.02.8>

Repository, U. A. (2018). *Ir - perpustakaan
universitas airlangga*.

Rokhati, N., Pramudono, B., Widiasa, N., &
Susanto, H. (2012). Karakterisasi Film
Komposit Alginat Dan Kitosan. *Reaktor*,
14(2), 158.

<https://doi.org/10.14710/reaktor.14.2.158-164>

Su, X. R., Sun, B., Li, Y. Y., & Hu, Q. H. (2009).
Characterization of acid-soluble collagen from
the coelomic wall of Sipunculida. *Food
Hydrocolloids*, 23(8), 2190–2194.

<https://doi.org/10.1016/j.foodhyd.2009.05.013>

Tiplea, R. E., Lemnaru, G. M., Truşcă, R. D.,
Holban, A., Kaya, M. G. A., Dragu, L. D.,
Ficai, D., Ficai, A., & Bleotu, C. (2021).
Antimicrobial films based on chitosan,
collagen, and zno for skin tissue regeneration.
Biointerface Research in Applied Chemistry,
11(4), 11985–11995.

<https://doi.org/10.33263/BRIAC114.1198511995>

Wintoko, R., Dwi, A., & Yadika, N. (2020).
Manajemen Terkini Perawatan Luka Update
Wound Care Management. *JK Unila*, 4, 183–
189.

Yan, L. P., Wang, Y. J., Ren, L., Wu, G., Caridade,
S. G., Fan, J. B., Wang, L. Y., Ji, P. H.,
Oliveira, J. M., Oliveira, J. T., Mano, J. F., &
Reis, R. L. (2010). Genipin-cross-linked
collagen/chitosan biomimetic scaffolds for
articular cartilage tissue engineering
applications. *Journal of Biomedical Materials
Research - Part A*, 95 A(2), 465–475.

<https://doi.org/10.1002/jbm.a.32869>

Xie, H., Chen, X., Shen, X., He, Y., Chen, W., Luo,
Q., Ge, W., Yuan, W., Tang, X., Hou, D.,
Jiang, D., Wang, Q., Liu, Y., Liu, Q., & Li, K.
(2018). Preparation of chitosan-collagen-
alginate composite dressing and its promoting
effects on wound healing. *International
Journal of Biological Macromolecules*,
107(PartA), 93–104.

<https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2017.08.142>