

DOI:10.22144/ctu.jvn.2023.131

KHẢO SÁT SỰ ẢNH HƯỞNG CỦA MẬT ONG ĐẾN TÍNH CHẤT CỦA MÀNG CHITOSAN/GELATIN

Trần Quang Minh* và Lê Ngọc Hà Thu

Khoa Khoa học và Công nghệ Vật liệu, Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, Đại học Quốc gia – Hồ Chí Minh

*Người chịu trách nhiệm về bài viết: Trần Quang Minh (email: tqminh@hcmus.edu.vn)

Thông tin chung:

Ngày nhận bài: 12/12/2022

Ngày nhận bài sửa: 30/12/2022

Ngày duyệt đăng: 10/01/2023

Title:

Study of the effects of honey on the properties of chitosan/gelatin membrane

Từ khóa:

Chitosan, gelatin, mật ong, màng phim

Keywords:

Chitosan, gelatin, honey, membrane

ABSTRACT

This research created film membrane of chitosan/gelatin base, combined with raw honey. Collected film membranes from chitosan/gelatin possess high brittleness and tensile. The gradual increase of the amount of honey from 0 to 8 % (%wt of polymers) leads to an increase in flexibility but a decrease in tensile, however the membranes still maintain the required tensile of a wound dressing. Besides, solubility, water vapor transmission rate, FT-IR, SEM and anti-bacterial showed that honey played a role of a plasticizing and anti-bacterial agent. Anti-bacterial property of honey is tested on Gram-negative *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* and Gram-positive *Staphylococcus aureus* via the Kirby Bauer disk diffusion method. Results show that film membrane mixed with honey demonstrates the anti-bacterial ability against surveyed Gram-negative.

TÓM TẮT

Trong nghiên cứu này, màng phim trên nền chitosan/gelatin đã được chế tạo, kết hợp với nguồn mật ong tự nhiên. Màng phim từ chitosan/gelatin thu được có tính giòn và độ bền kéo khá cao. Khi tăng dần hàm lượng mật ong từ 0% đến 8% (khối lượng so với nền polymer) thì màng phim có xu hướng dẻo hơn và kèm theo độ bền kéo giảm, tuy nhiên các màng vẫn duy trì được độ bền kéo tiêu chuẩn của màng phủ vết thương. Bên cạnh đó, các kết quả độ trương tan, độ truyền qua hơi nước (Water vapor transmission rate-WVTR), kết quả FT-IR, ảnh chụp hình thái bề mặt màng (SEM) và kết quả kháng khuẩn cho thấy mật ong khi được phối trộn vào màng đã thể hiện được vai trò như một chất hóa dẻo, đồng thời vẫn thể hiện được khả năng kháng khuẩn trong màng. Hiệu quả của mật ong được thử nghiệm trên các chủng vi khuẩn Gram âm *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* và Gram dương *Staphylococcus aureus* thông qua phương pháp vòng kháng khuẩn. Kết quả cho thấy màng phim cho khả năng kháng khuẩn ở các chủng khuẩn Gram âm đã khảo sát.

1. MỞ ĐẦU

Vết thương hở hay vết bỏng là những tổn thương thường gặp nhất đối với da chúng ta. Trong khi đó, da chính là hàng rào bảo vệ cơ thể đầu tiên với những tác nhân môi trường. Ngoài ra, da còn có

nhệm vụ quan trọng trong việc bảo vệ các cơ quan bên trong, điều hòa thân nhiệt, duy trì độ ẩm và tổng hợp vitamin B, D. Vì nhệm vụ này nên da rất dễ gặp phải những tổn thương như trầy xước, bỏng, lở loét... đặc biệt có những tổn thương da rất khó lành như bỏng sâu rộng, vết loét do biến chứng tiểu

đường, vết loét do tỳ đè ở bệnh nhân nằm liệt... (Brodzka et al., 1985).

Khả năng kháng khuẩn của mật ong đã được nghiên cứu và ghi nhận trong các báo cáo trước đây (Russell, 1983; Bizerra et al., 2012; Israili, 2014) và cho thấy đây là một loại vật liệu phù hợp cho ứng dụng kháng khuẩn, được biết đến rộng rãi trên toàn thế giới cũng như được xem là một bài thuốc quý, có giá trị kinh tế cao ở Việt Nam.

Mật ong còn đóng vai trò là một chất điều hòa miễn dịch trong quá trình lành vết thương (Majtan, 2014). Mật ong và các thành phần của nó có khả năng kích hoạt hoặc ức chế việc giải phóng một số cytokine (yếu tố hoại tử khối u- α , interleukin-1 β , interleukin-6) từ bạch cầu đơn nhân và đại thực bào, điều này còn tùy thuộc vào tình trạng vết thương. Sự kích hoạt của cả hai loại tế bào miễn dịch do mật ong tạo ra có thể thúc đẩy quá trình tái tạo vết thương và đẩy nhanh cơ chế tự sửa chữa. Các tế bào sừng, nguyên bào sợi và quá trình phản ứng của tế bào nội mô ở người (ví dụ, sự di chuyển và tăng sinh tế bào, sản xuất chất nền collagen, điều hòa hóa học) bị ảnh hưởng tích cực khi có mật ong; do đó, mật ong có thể đẩy nhanh quá trình tái kết hợp và đóng vết thương. Hoạt động điều hòa miễn dịch của mật ong rất phức tạp vì sự tham gia của nhiều hợp chất khác nhau về số lượng giữa các loại mật ong có nguồn gốc khác nhau cũng được ghi nhận. Ngoài ra, mật ong còn được biết đến như một chất hóa dẻo tự nhiên hay được liệu.

Haghighi et al. (2019) đã chỉ ra khả năng tạo màng của hỗn hợp chitosan/gelatin khá ổn định, khi cho hỗn hợp này phối trộn với một số loại chiết xuất có nguồn gốc từ thực vật. Các kết quả SEM, FT – IR, độ truyền qua hơi nước, độ ẩm, khả năng kháng khuẩn đều phù hợp. Tương tự, cấu trúc scaffold của hệ chitosan/gelatin thể hiện được sự cải thiện của diện tích bề mặt cụ thể, mật độ, độ xốp, tính chất cơ học, khả năng phân hủy sinh học và khả năng hấp thụ so với màng chitosan truyền thống (Kumar et al., 2017). Qua đó, có thể khẳng định tổ hợp vật liệu từ chitosan và gelatin là vật liệu tiềm năng, đáp ứng các nhu cầu cần thiết cho một màng phủ vết thương tiên tiến.

Shamloo et al. (2021) đã tiến hành tạo hydrogel từ nền chitosan/gelatin/PVA kết hợp với các nồng độ mật ong khác nhau nhằm ứng dụng điều trị vết thương. Kết quả cho thấy nồng độ của mật ong có ảnh hưởng đến khả năng hình thành cấu trúc lỗ xốp, tính chất cơ lý, độ nhớt, khả năng kháng khuẩn hay quá trình lành vết thương. Việc đưa mật ong vào màng tạo bằng phương pháp electro spinning bởi

Ullah et al. (2020) cũng cho thấy mật ong đã bọc bên ngoài sợi màng, nồng độ mật ong càng cao thì đường kính sợi màng càng lớn, thể hiện hiệu quả của mật ong trong việc kháng khuẩn và thúc đẩy quá trình lành vết thương đối với dòng tế bào NIH 3T3. Điều này chứng minh được tiềm năng và vai trò quan trọng của mật ong trong một màng phủ vết thương hiện nay.

Tuy nhiên, chưa có đánh giá sự ảnh hưởng của mật ong đến màng phủ vết thương từ chitosan/gelatin tạo bằng phương pháp đổ màng dung dịch (bay hơi dung môi). Đổ màng dung dịch là một phương pháp đơn giản, dễ thực hiện và không đòi hỏi thiết bị chuyên dụng. Bên cạnh đó, việc kết hợp giữa tổ hợp vật liệu chitosan/gelatin và những đặc tính quý giá của mật ong là một định hướng thiết thực, có tiềm năng thương mại hóa cao.

Trong nghiên cứu này, mật ong sẽ được đưa vào trong màng phim tạo từ nền chitosan và gelatin bằng phương pháp đổ màng dung dịch. Với các nồng độ mật ong khác nhau, màng phim tạo thành sẽ được đánh giá các tính chất hóa lý, cấu trúc và hoạt tính kháng khuẩn trên các chủng vi khuẩn Gram âm và Gram dương, từ đó đánh giá sự ảnh hưởng của mật ong lên tính chất của màng phim chitosan/gelatin.

2. VẬT LIỆU VÀ PHƯƠNG PHÁP

2.1. Vật liệu

Chitosan (CS) được cung cấp bởi Phòng thí nghiệm Sinh hóa, Khoa Sinh học & Công nghệ sinh học, Trường Đại học Khoa học Tự nhiên – Đại học Quốc gia – Hồ Chí Minh với các thông số kỹ thuật như sau: độ deacetyl hóa $\geq 75\%$, độ ẩm là 8%, pH là 7,4, màu trắng ngà. Gelatin (Gel), chất khâu mạng citric acid (CA) đều là dạng thương mại và có xuất xứ từ Trung Quốc.

Mật ong được thu từ rừng Tràm Chim, Đồng Tháp, Việt Nam. Tất cả các hóa chất đều được sử dụng trực tiếp và pha trong nước khử ion (deionized water) mà không cần qua bất kỳ quá trình tinh chế nào.

2.2. Quy trình thực nghiệm

Trước tiên, 2 g Gel được cho vào nước cất, khuấy từ ở nhiệt độ 50 – 60°C trong khoảng 1 giờ để Gel tan hoàn toàn. Một lượng 2 g CS được thêm vào dung dịch acetic acid 2% (v/v) và khuấy từ ở nhiệt độ 40 – 50°C trong khoảng 4 giờ để CS tan hoàn toàn. Sau đó, dung dịch CS và Gel được trộn theo các tỉ lệ 1:1, khuấy từ ở nhiệt độ 40 – 50°C trong khoảng 1 giờ, thu được dung dịch đồng nhất; tiếp theo, CA 1% (% theo khối lượng cơ chất) và mật

ong (0, 4, 6, 8% theo khối lượng cơ chất), theo khối lượng của chitosan và gelatin, được thêm vào hỗn hợp và tiếp tục khuấy trong 4 giờ. Dung dịch sau khi khuấy xong được đổ ra đĩa petri và tiến hành loại bỏ bọt khí. Các đĩa được đặt vào tủ sấy ở nhiệt độ 60°C trong 12 giờ để làm bay hơi dung môi. Màng thu được có kí hiệu là màng Hx (Với x là tỉ lệ phần trăm mật ong được đưa vào màng).

2.3. Phương pháp nghiên cứu

2.3.1. Khảo sát tính chất cơ lý của màng phim

Màng sau khi được sấy khô, bảo quản ở nhiệt độ phòng sẽ được tiến hành kiểm tra độ dày màng. Độ dày màng được xác định với thiết bị đo Thickness Gage của hãng Mitutoyo – Nhật Bản ($\pm 0,001$ mm). Mỗi màng được đo ở ba vị trí khác nhau và lấy giá trị trung bình của màng. Mẫu được đo tại Phòng Thí nghiệm Cơ sở, Khoa Khoa học và Công nghệ Vật liệu, Đại học Khoa học Tự nhiên, Đại học Quốc gia – Hồ Chí Minh và được thực hiện bằng máy Universal Testing Machine - YMH 4202 - Đài Loan. Các mẫu được thực hiện theo tiêu chuẩn ASTM-D882 và có độ dày $0,09 \pm 0,01$ mm.

2.3.2. Khảo sát độ trương của màng

Màng được cắt thành các miếng hình vuông $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ và được sấy ở 60°C đến khi khô, sau đó ngâm trong nước cất trong vòng 24 giờ. Độ trương (%) của màng được tính theo công thức (2.1):

$$\text{Độ trương (\%)} = \frac{W_w - W_0}{W_0} * 100 \quad (2.1)$$

Trong đó, W_0 và W_w lần lượt là khối lượng màng trước khi ngâm và sau khi ngâm với đơn vị là gam.

2.3.3. Khảo sát độ truyền qua hơi nước (Water vapor transmission rate – WVTR)

Tốc độ truyền hơi nước của màng được xác định bằng cách đặt các mẫu màng có kích thước phù hợp vào dưới nắp hũ bi. Phần nắp được tạo một lỗ tròn có đường kính là 6 mm và trong hũ bi chứa 15 mL nước DI. Hũ bi được cân chính xác và đặt trong bình hút ẩm (desiccator). Sau đó, hũ bi chứa mẫu được cân lại sau 24 giờ. Cuối cùng, kết quả tốc độ truyền hơi nước được tính bằng công thức (2.3):

$$\text{Tốc độ truyền hơi nước} = \frac{(W_0 - W_f)}{A} \quad (2.3)$$

Trong đó, W_0 và W_f lần lượt là khối lượng hũ bi chứa mẫu trước và sau khi đặt vào bình hút ẩm, A là diện tích phần miệng của hũ bi.

Hệ được duy trì độ ẩm khoảng 30 - 35% bằng dung dịch muối $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ bão hòa. Một đồng hồ đo độ ẩm được đặt vào trong bình hút ẩm để theo dõi độ ẩm trong suốt quá trình thí nghiệm.

2.3.4. Đánh giá khả năng giải phóng mật ong khỏi màng

Để nghiên cứu khả năng giải phóng mật ong của mẫu màng được chế tạo, mẫu màng có chứa mật ong được cắt thành mảnh hình vuông với kích thước $1,5 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm}$ và được ngâm trong 10 mL nước DI. Lượng mật ong giải phóng được xác định ở các khoảng thời gian khác nhau và được ghi lại độ hấp thụ bằng cách sử dụng máy quang phổ UV-vis.

Mẫu sau khi chế tạo được đo tại Công ty Cổ phần Khoa học Công nghệ Sắc ký Tiên Phong (EDC-PR).

2.3.5. Khảo sát khả năng kháng khuẩn của màng

Khả năng kháng khuẩn của mẫu được khảo sát bằng phương pháp khuếch tán trên đĩa thạch với chủng vi khuẩn Gram âm *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* và Gram dương *Staphylococcus aureus*.

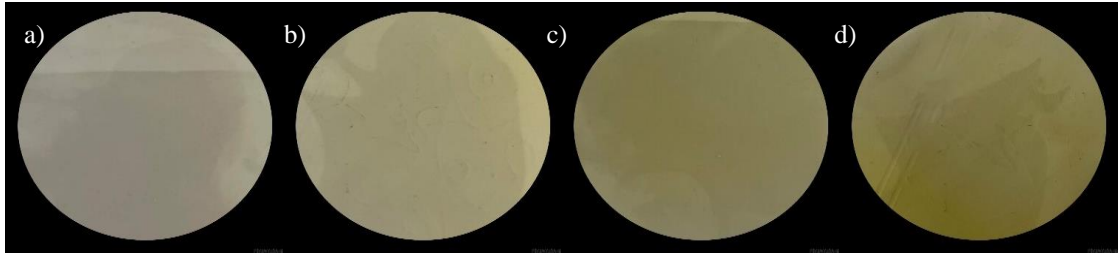
2.3.6. Phương pháp quang phổ hồng ngoại biến đổi Fourier (FT-IR)

Phương pháp quang phổ hồng ngoại FT-IR (Fourier-transform infrared spectroscopy) hoạt động dựa trên nguyên tắc khi bức xạ hồng ngoại (IR) đi qua một mẫu, một số bức xạ sẽ bị hấp thụ. Bức xạ đi qua mẫu sẽ được ghi lại bởi vì các phân tử khác nhau với cấu trúc khác nhau của chúng tạo ra các quang phổ khác nhau, quang phổ cũng có thể được sử dụng để xác định các dao động nội.

3. KẾT QUẢ VÀ THẢO LUẬN

3.1. Ngoại quan của các màng

Nhìn chung, các màng chế tạo đều có màu vàng nhạt của chitosan. Màng sau khi được phối trộn thêm Gel (màng CS/Gel) màu vàng nhạt trong suốt. Mẫu màng được nạp thêm mật ong ở các tỉ lệ lần lượt là 0, 4, 6 và 8% (được đặt tên là H0, H4, H6 và H8 tương ứng) cho màu vàng đặc trưng của mật ong được thêm vào và hàm lượng mật ong càng cao sẽ cho ra màu vàng càng đậm (Hình 1)

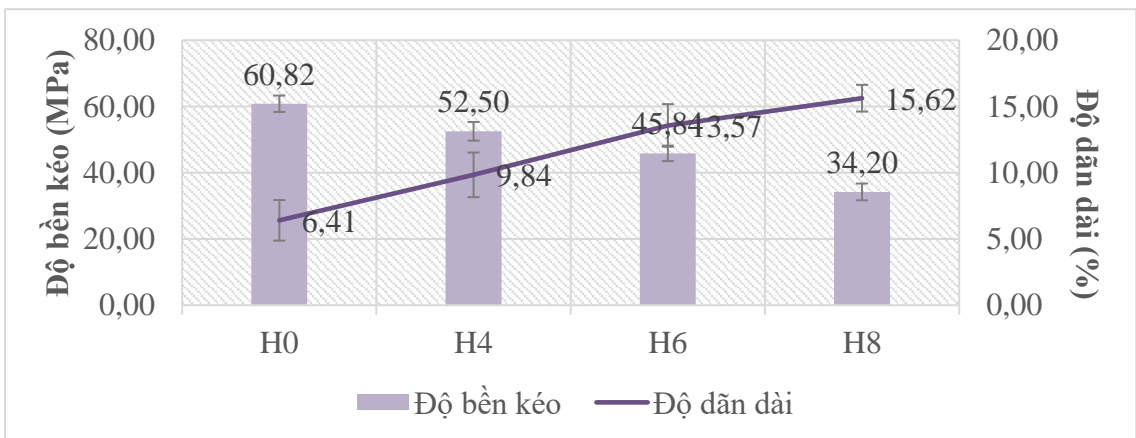


Hình 1. Màu sắc thay đổi của các mẫu màng với hàm lượng mật ong lần lượt là a) H0, b) H4, c) H6 và d) H8

3.2. Tính chất cơ lý của màng

Hình 2 cho thấy đối với mẫu H0, độ bền kéo của mẫu khoảng 60,82 MPa và độ giãn dài lúc đứt khoảng 6,41%. Sau khi bổ sung thêm mật ong, tính chất của mẫu có những thay đổi nhất định; đối với màng H4, độ bền kéo giảm xuống còn 52,50 MPa và độ giãn dài tăng tới 9,84%. Với màng H6, độ bền kéo tiếp tục giảm xuống tới 45,84 MPa và độ giãn dài tăng lên 13,57%. Cuối cùng, màng với hàm lượng

mật ong cao nhất là H8 cho thấy độ bền kéo chỉ còn 34,20 MPa và độ giãn dài tăng lên tới 15,62%. Qua đó, có thể nhận xét rằng sự xuất hiện của mật ong làm cho màng mềm dẻo và linh hoạt hơn. Kết quả này phù hợp với đặc tính của mật ong và đã được báo cáo trước đó (Shamloo et al., 2021). Nguyên nhân có thể là do mật ong đóng vai trò như một chất hóa dẻo, các phân tử mật ong đi vào giữa các chuỗi cao phân tử, phá vỡ trật tự của hệ thống polymer và tăng thể tích tự do giữa chúng.



Hình 2. Đồ thị biểu diễn độ bền kéo và độ giãn dài lúc đứt của mẫu màng có sự phối trộn của mật ong (0%, 4%, 6% và 8%)

3.3. Độ trương của màng

Kết quả độ trương (Bảng 1) cho thấy mẫu không có mật ong H0 bị vỡ vụn khi tiến hành thu mẫu để đánh giá sự thay đổi khối lượng. Trong khi đó, các mẫu màng được bổ sung mật ong đều trương tốt nhưng vẫn giữ được hình thái màng. Kết quả độ trương cao nhất được ghi nhận ở mẫu màng H4 (gần 905%) và độ trương thấp nhất được ghi nhận ở mẫu màng H8 (khoảng 242%), qua đó ta thấy khi tăng dần hàm lượng mật ong trong màng thì độ trương có xu hướng giảm. Điều này có thể do mật ong đã phân tán vào pha polymer nên và chính các phân tử mật ong đã tạo liên kết với các mạch polymer, từ đó làm giảm tính ưa nước của màng, dẫn đến độ trương giảm. Điều này phù hợp với kết quả ghi nhận được

trước đó (Sasikala et al., 2018). Điều này chứng tỏ luận điểm trên là phù hợp.

Bảng 1. Độ trương của các mẫu màng

Mẫu	Độ trương (%)
H0	-
H4	905,03 ± 84,49
H6	560,49 ± 38,98
H8	242,14 ± 13,40

-: Không thu được mẫu

3.4. Độ truyền qua hơi nước của màng

Bảng 2 cho thấy được mẫu H0 có tốc độ truyền hơi nước khoảng 1997.52 ± 12.51 g/m²/ngày và khi càng tăng hàm lượng mật ong lên đến H8 cho kết quả tốc độ truyền hơi nước cao nhất là

2326.61±62.55 g/m²/ngày, điều này phù hợp với thông số độ truyền qua hơi nước tiêu chuẩn của màng phủ vết thương (Ullah et al., 2020). Thêm vào đó, màng được bổ sung mật ong cho tốc độ truyền hơi nước nhanh hơn mẫu màng không có mật ong. Có thể là do, đối với mẫu màng có mật ong, thể tích tự do trong mạng lưới polymer lớn hơn nên sẽ dễ cho hơi nước đi qua hơn. Điều này cũng phù hợp với kết quả của độ dẫn dài được nêu phía trên.

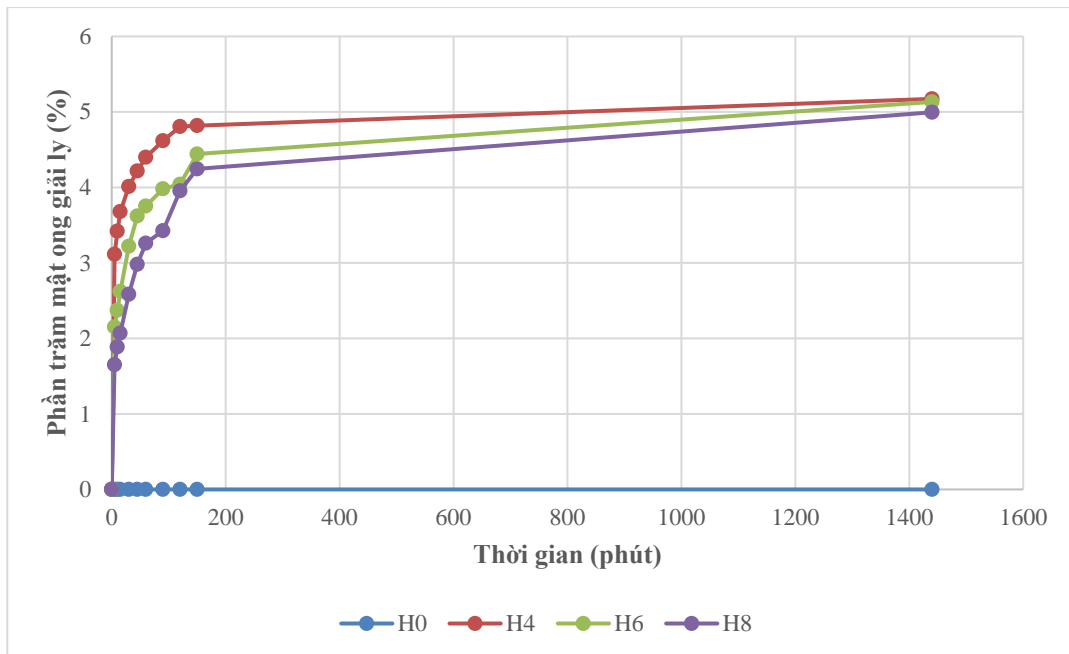
Bảng 2. Độ truyền qua hơi nước của các màng

Mẫu	Độ truyền qua hơi nước (g/m ² /ngày)
H0	1997.52±12.51
H4	2153.22±22.52
H6	2190.38±15.01
H8	2326.61±62.55

3.5. Khả năng giải phóng mật ong của các màng

Kết quả UV-vis về khả năng giải phóng của mật ong ra khỏi màng được khảo sát ở các thời gian 5 phút, 10 phút, 15 phút, 30 phút, 45 phút, 60 phút, 90

phút, 150 phút và 1440 phút (tương ứng với 24 giờ). Lượng mật ong được giải ly được so sánh với lượng mật ong được đưa vào (xem như là 100%). Hình 3 cho thấy đối với tất cả các mẫu màng chứa mật ong, mật ong giải ly nhanh trong 90 phút đầu tiên. Trong đó, màng H4 giải ly được 4,62%, màng H6 giải ly được 3,98% và màng H8 ghi nhận được 3,43% mật ong được giải ly. Nhưng từ phút thứ 150 trở đi hàm lượng mật ong giải phóng rất ít và gần như không đáng kể. Kết quả này được kiểm chứng đến 1440 phút để có thể đánh giá hàm lượng mật ong được giải ly của các mẫu tại những khoảng thời gian lâu hơn. Kết quả thu được ở mốc 1440 phút và 150 phút tiếp tục cho thấy hàm lượng mật ong được giải phóng không tăng lên đáng kể, mẫu H6 tăng cao nhất (khoảng 0,69%) và mẫu H4 tăng thấp nhất (khoảng 0,35%). Và có thể nhận xét rằng quá trình giải ly mật ong chủ yếu diễn ra trong 90 phút đầu. Kết quả thu được cho thấy có sự khác nhau về hàm lượng mật ong được giải ly ra khỏi màng nhưng sự khác nhau này không đáng kể giữa các màng H4, H6 và H8.



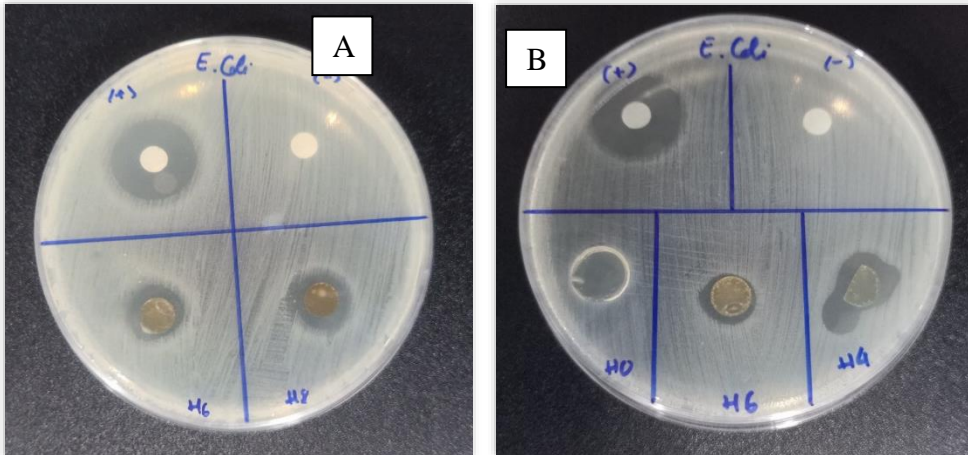
Hình 3. Đồ thị UV-vis biểu diễn phần trăm mật ong giải ly của các mẫu màng (đo tại bước sóng 270 nm)

3.6. Khả năng kháng khuẩn của màng

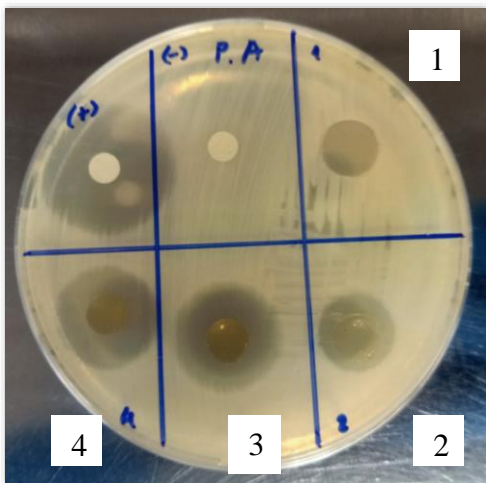
3.6.1. Đối với chủng khuẩn Gram âm

Các màng H0, H4, H6, H8 được kiểm tra hoạt tính kháng khuẩn ở hai chủng khuẩn Gram âm là *E.*

coli và *P. aeruginosa* thông qua các vòng tròn kháng khuẩn. Kết quả được thể hiện qua Hình 4 và 5.



Hình 4. Kết quả kháng khuẩn với chủng *E. coli* (A: Mẫu H0, H4, H6 và B: Mẫu H6, H8)

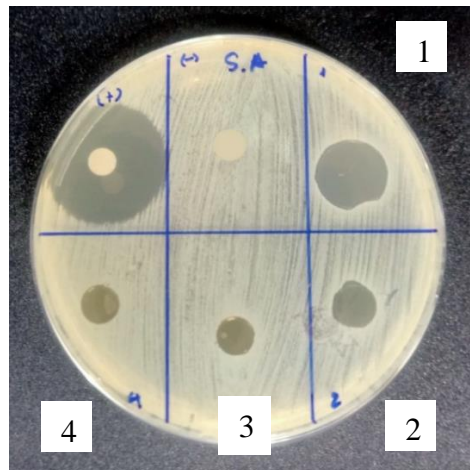


Hình 5. Kết quả kháng khuẩn với chủng *P. aeruginosa* (với 1:H0, 2:H4, 3:H6, 4:H8)

Kết quả cho thấy màng không chứa mật ong H0 không thể hiện được hoạt tính kháng khuẩn đối với hai chủng khuẩn Gram âm *E. coli* và *P. aeruginosa*. Các mẫu màng có mật ong đều thể hiện được hoạt tính kháng khuẩn thông qua việc xuất hiện các vòng tròn kháng khuẩn xung quanh mẫu. Tuy nhiên, ở mẫu H4, do màng có độ trương nhất định trong môi trường ẩm nên mẫu màng bị co khi đặt trên bề mặt thạch. Nhìn chung, các màng H4, H6 và H8 đều thể hiện được tính kháng khuẩn của mật ong, Mẫu H8 và H6 cho khả năng kháng khuẩn tốt hơn mẫu H4.

3.6.2. Đối với chủng khuẩn Gram dương

Các màng H0, H4, H6, H8 được kiểm tra hoạt tính kháng khuẩn ở hai chủng khuẩn Gram dương *S. aureus* thông qua các vòng tròn kháng khuẩn. Kết quả được thể hiện qua Hình 6.



Hình 6. Kết quả kháng khuẩn với chủng *S. aureus* (với 1:H0, 2:H4, 3:H6, 4:H8)

Kết quả kháng khuẩn cho thấy tất cả các mẫu đều không thể hiện hoạt tính với chủng vi khuẩn Gram dương *S. aureus*. Điều này có thể do sự khác biệt giữa thành tế bào của các chủng vi khuẩn Gram âm khác với vi khuẩn Gram dương. Mặc dù hoạt tính kháng khuẩn của mật ong trên chủng khuẩn *S. aureus* đã được ghi nhận (Almasaudi et al., 2017), nhưng mẫu mật ong được sử dụng trong bài chưa thể hiện được hoạt tính trên chủng khuẩn này.

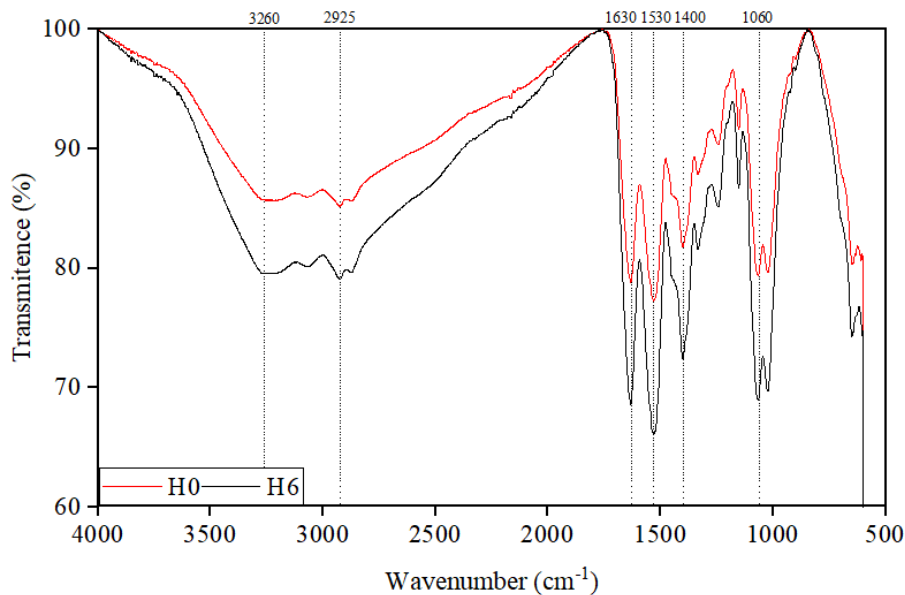
Các kết quả thu được ở trên, màng H6 cho thấy độ ổn định nhất so với các mẫu còn lại nên được sử dụng để khảo sát cấu trúc màng và được so sánh đối chứng với mẫu H0.

3.7. Cấu trúc của các màng

Quang phổ hồng ngoại biến đổi Fourier (FTIR) được sử dụng để định danh các nhóm chức trong mạch polymer. Kết quả (Hình 7) cho thấy phổ H0

cho các tín hiệu tại 3260 cm^{-1} và 3050 cm^{-1} do dao động kéo giãn N-H của nhóm amine II trong cấu trúc gelatin. Tín hiệu trên có thể bị chòng lấp bởi dải rộng từ 3270 đến 2990 cm^{-1} do dao động kéo giãn O-H và N-H của nhóm amine I trong CS. Đỉnh 2925 cm^{-1} và 2875 cm^{-1} lần lượt là dao động kéo giãn bất đối xứng và đối xứng của nhóm C-H. Tín hiệu mạnh tại 1630 cm^{-1} là kết quả kéo giãn C=O của amide I và uốn O-H. Số sóng 1400 cm^{-1} đặc trưng bởi dao động uốn của C-H và uốn của O-H. Các tín hiệu tại 1530 cm^{-1} và 1240 cm^{-1} lần lượt là dao động uốn của N-H của nhóm amide bậc II và III, tương ứng. Dao động kéo giãn C-O-C trong nhóm saccharide của CS đặc trưng tại số sóng 1150 cm^{-1} . Hai tín hiệu mạnh tại số sóng 1060 cm^{-1} và 1025 cm^{-1} liên quan đến dao động kéo giãn C-O của CS.

Phổ H6 cho các tín hiệu tương tự H0. Tín hiệu tại 3270 - 2990 cm^{-1} tương ứng với sự xuất hiện dao động kéo giãn nhóm O-H của carbocyclic acid và kéo giãn của NH_3 của acid amine tự do. Tín hiệu tại 1630 cm^{-1} liên quan đến dao động uốn của nhóm O-H và kéo giãn C=O của carbohydrate. Dao động tại số sóng 1060 cm^{-1} và 1240 cm^{-1} tương ứng kéo giãn C-O trong nhóm C-OH và kéo giãn C-C trong cấu trúc carbohydrate. Peak nhỏ tại 1150 cm^{-1} đặc trưng bởi kéo giãn C-O-C. Tín hiệu 1400 cm^{-1} tương tự H0 do dao động uốn C-H và O-H. Không nhận thấy sự dịch chuyển số sóng, có thể giải thích rằng mặc dù có tương tác vật lý giữa mật ong được phối trộn với mạch polymer CS/gelatin, tuy nhiên các liên kết này tương đối yếu nên chưa thể hiện trên phổ FT-IR. Kết quả này cũng phù hợp với một số nghiên cứu trước đó (Anjos et al., 2015; Carvalho & Mansur, 2017; Noori et al., 2018; Abraham et al., 2022).



Hình 7. Kết quả phân tích quang phổ hồng ngoại biến đổi Fourier của các màng H0 và H6

4. KẾT LUẬN

Trong nghiên cứu này, màng phim từ nền chitosan/gelatin phối trộn với mật ong đáp ứng được các tính chất tiêu chuẩn của một màng phủ vết thương (theo tiêu chuẩn BS EN 13726-1:2002). Các nồng độ mật ong thử nghiệm đều tạo được các màng có tính chất cơ lý, độ trương, độ truyền qua hơi nước phù hợp, trong đó mẫu có nồng độ mật ong là 6% cho kết quả ổn định nhất. Mật ong thể hiện rõ vai trò là chất hóa dẻo cũng như kháng khuẩn của mình. Kết quả bước đầu cũng thấy các mẫu màng có mật ong thể hiện tính kháng khuẩn tốt đối với chủng vi khuẩn

Gram âm *E. coli* và *P. aeruginosa*. Bên cạnh đó, khi tăng nồng độ mật ong thì màng sẽ có xu hướng giảm độ bền kéo, tăng độ đàn hồi, giảm độ trương và tăng độ truyền qua hơi nước do các phân tử mật ong đi vào giữa các chuỗi cao phân tử, phá vỡ trật tự của hệ thống polymer và tăng thể tích tự do giữa chúng.

LỜI CẢM ƠN

Nhóm tác giả xin chân thành cảm ơn sự tài trợ của Trường Đại học Khoa học Tự nhiên, Đại học Quốc gia – Hồ Chí Minh trong khuôn khổ Đề tài mã số T2021-25.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- Abraham, S. A., Yashavanth, G., Deveswaran, R., Bharath, S., Azamathulla, M., & Shanmuganathan, S. (2022). Honey based hydrogel as delivery system for wound healing. *Materials Today: Proceedings*, 49, 1709-1718. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.07.488>
- Almasaudi, S. B., Al-Nahari, A. A., El Sayed, M., Barbour, E., Al Muhayawi, S. M., Al-Jaouni, S., Harakeh, S. (2017). Antimicrobial effect of different types of honey on Staphylococcus aureus. *Saudi journal of biological sciences*, 24(6), 1255-1261. <https://doi.org/10.1016/j.sjbs.2016.08.007>
- Anjos, O., Campos, M. G., Ruiz, P. C., & Antunes, P. (2015). Application of FTIR-ATR spectroscopy to the quantification of sugar in honey. *Food chemistry*, 169, 218-223. <https://doi.org/10.1016/j.foodchem.2014.07.138>
- Bizerra, F. C., Da Silva Jr, P. I., & Hayashi, M. A. (2012). Exploring the antibacterial properties of honey and its potential. In (Vol. 3, pp. 398): Frontiers Media SA. <https://doi.org/10.3389/fmicb.2012.00398>
- Brodzka, W., Thornhill, H., & Howard, S. (1985). Burns: causes and risk factors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(11), 746-752.
- Carvalho, I. C., & Mansur, H. S. (2017). Engineered 3D-scaffolds of photocrosslinked chitosan-gelatin hydrogel hybrids for chronic wound dressings and regeneration. *Materials Science and Engineering: C*, 78, 690-705. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.04.126>
- Haghighi, H., Biard, S., Bigi, F., De Leo, R., Bedin, E., Pfeifer, F., Pulvirenti, A. (2019). Comprehensive characterization of active chitosan-gelatin blend films enriched with different essential oils. *Food Hydrocolloids*, 95, 33-42. <https://doi.org/10.1016/j.foodhyd.2019.04.019>
- Israili, Z. H. (2014). Antimicrobial properties of honey. *American journal of therapeutics*, 21(4), 304-323. <https://doi.org/10.1097/MJT.0b013e318293b09b>
- Kumar, P., Dehiya, B. S., & Sindhu, A. (2017). Comparative study of chitosan and chitosan-gelatin scaffold for tissue engineering. *International nano letters*, 7(4), 285-290. <https://doi.org/10.1007/s40089-017-0222-2>
- Majtan, J. (2014). Honey: an immunomodulator in wound healing. *Wound Repair and Regeneration*, 22(2), 187-192. <https://doi.org/10.1111/wrr.12117>
- Noori, S., Kokabi, M., & Hassan, Z. (2018). Poly (vinyl alcohol)/chitosan/honey/clay responsive nanocomposite hydrogel wound dressing. *Journal of Applied Polymer Science*, 135(21), 46311. <https://doi.org/10.1002/app.46311>
- Russell, K. M. (1983). *The antibacterial properties of honey*. The University of Waikato,
- Sasikala, L., Rathinamoorthy, R., & Dhurai, B. (2018). Optimization of process conditions for chitosan-manuka honey film as wound contact layer for wound dressings. *Wound Medicine*, 23, 11-21. <https://doi.org/10.1016/j.wndm.2018.09.007>
- Shamloo, A., Aghababaie, Z., Afjoul, H., Jami, M., Bidgoli, M. R., Vossoughi, M., . . . Kamyabhesari, K. (2021). Fabrication and evaluation of chitosan/gelatin/PVA hydrogel incorporating honey for wound healing applications: An in vitro, in vivo study. *International Journal of Pharmaceutics*, 592, 120068. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2020.120068>
- Ullah, A., Ullah, S., Khan, M. Q., Hashmi, M., Nam, P. D., Kato, Y., Kim, I. S. (2020). Manuka honey incorporated cellulose acetate nanofibrous mats: Fabrication and in vitro evaluation as a potential wound dressing. *International Journal of Biological Macromolecules*, 155, 479-489. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2020.03.237>