



บทความวิจัย

การเตรียมและการวิเคราะห์ลักษณะเฉพาะของไฮโดรเจลต้านเชื้อแบคทีเรียจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์/ว่านหางจระเข้/ไคโตซานสำหรับประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดแผลไฟไหม้

ชนกสุดา เหมือนแก้วจินดา นัตตา วังหิตั้ง ธัญวลัย ฉัตรคำจุนเจริญ และ วิไลพร ไกรสุวรรณ*

สาขาวิชาเทคโนโลยีวัสดุพอลิเมอร์ คณะเทคโนโลยีและนวัตกรรมผลิตภัณฑ์การเกษตร มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ภคจิรัตน์ สิงหะบุตร

คณะเทคโนโลยีและนวัตกรรมผลิตภัณฑ์การเกษตร มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

* ผู้นิพนธ์ประสานงาน โทรศัพท์ 08 6597 0457 อีเมล: wilaipornk@g.swu.ac.th DOI: 10.14416/j.kmutnb.2024.08.006

รับเมื่อ 24 ตุลาคม 2565 แก้ไขเมื่อ 26 ธันวาคม 2565 ตอรับเมื่อ 27 ธันวาคม 2565 เผยแพร่ออนไลน์ 15 สิงหาคม 2567

© 2024 King Mongkut's University of Technology North Bangkok. All Rights Reserved.

บทคัดย่อ

ไคโตซานเป็นพอลิแซ็กคาไรด์ธรรมชาติที่ได้จากไคติน ไม่มีความเป็นพิษ เข้ากันได้ทางชีวภาพ ย่อยสลายได้ทางชีวภาพ มีสมบัติในการห้ามเลือด และยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย ทำให้สามารถประยุกต์ใช้งานด้านชีวการแพทย์ได้หลากหลาย ในงานวิจัยนี้ได้เตรียมไฮโดรเจลของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ ว่านหางจระเข้ และไคโตซาน โดยการผสมสารละลายทั้งหมดเข้าด้วยกัน จากนั้นเชื่อมขวางด้วยกลูตารัลดีไฮด์ เพื่อประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดแผลไฟไหม้ โดยได้ศึกษาปริมาณของไคโตซาน (1% 2% และ 3%) และกลูตารัลดีไฮด์ (2.5% 5% และ 10%) ที่ส่งผลต่อสมบัติทางกายภาพ สมบัติเชิงกล และฤทธิ์ต้านแบคทีเรียของไฮโดรเจลที่เตรียมได้ จากนั้นวิเคราะห์โครงสร้างของไฮโดรเจลด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโทรสโกปี ผลการวิจัยพบว่า สัดส่วนการบวมตัว อัตราการซึมผ่านไอน้ำ การยุบตัว และความพรุนของไฮโดรเจลเพิ่มขึ้นตามปริมาณของไคโตซานที่เพิ่มขึ้น แต่ลดลงเมื่อปริมาณของกลูตารัลดีไฮด์เพิ่มขึ้น นอกจากนี้การเพิ่มปริมาณของไคโตซาน และกลูตารัลดีไฮด์ยังส่งผลให้ความต้านทานแรงดึงมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเล็กน้อย ในขณะที่ความยืดสูงสุด ณ จุดขาดมีแนวโน้มลดลง การประเมินสมบัติการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย แสดงให้เห็นว่าไฮโดรเจลสามารถยับยั้งได้ทั้งเชื้อแบคทีเรียแกรมบวก (*S. aureus*) และแบคทีเรียแกรมลบ (*E. coli*) ผลการวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า ปริมาณของไคโตซานและกลูตารัลดีไฮด์เป็นปัจจัยสำคัญในการเตรียมวัสดุปิดแผลเพื่อให้ได้วัสดุที่มีสมบัติเหมาะสมสำหรับใช้ปิดแผล สรุปได้ว่า ไฮโดรเจลของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ ว่านหางจระเข้ และไคโตซาน มีศักยภาพในการพัฒนาต่อไปเป็นวัสดุปิดแผลไฟไหม้ในอนาคต

คำสำคัญ: ไคโตซาน ว่านหางจระเข้ พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ แผ่นปิดแผล ฤทธิ์ยับยั้งแบคทีเรีย

การอ้างอิงบทความ: ชนกสุดา เหมือนแก้วจินดา, นัตตา วังหิตั้ง, ธัญวลัย ฉัตรคำจุนเจริญ, วิไลพร ไกรสุวรรณ และ ภคจิรัตน์ สิงหะบุตร, “การเตรียมและการวิเคราะห์ลักษณะเฉพาะของไฮโดรเจลต้านเชื้อแบคทีเรียจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์/ว่านหางจระเข้/ไคโตซานสำหรับประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดแผลไฟไหม้,” วารสารวิชาการพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ปีที่ 34, ฉบับที่ 4, หน้า 1-13, เลขที่บทความ 244-156453, ต.ค.-ธ.ค. 2567.



Preparation and Characterization of Antibacterial Hydrogels from Poly(vinyl alcohol)/Aloe vera/Chitosan for Burn Wound Dressing Application

Chanoksuda Muanakewjinda, Nadda Wanghitang, Tanwalai Chatkumpjunjalearn and Wilaiporn Kraisuwan*

Division of Polymer Materials Technology, Faculty of Agricultural Product Innovation and Technology, Srinakharinwirot University, Bangkok, Thailand

Pakjirat Singhaboot

Faculty of Agricultural Product Innovation and Technology, Srinakharinwirot University, Bangkok, Thailand

* Corresponding Author, Tel. 08 6597 0457, E-mail: wilaipornk@swu.ac.th DOI: 10.14416/j.kmutnb.2024.08.006

Received 24 October 2022; Revised 26 December 2022; Accepted 27 December 2022; Published online: 15 August 2024

© 2024 King Mongkut's University of Technology North Bangkok. All Rights Reserved.

Abstract

Chitosan is a natural polysaccharide derived from chitin. It has non-toxic, biocompatible, biodegradable, hemostatic and antibacterial properties that can be used in a wide range of biomedical applications. In this study, the hydrogels of poly(vinyl alcohol), aloe vera and chitosan were prepared by mixing their aqueous solutions followed by crosslinking with glutaraldehyde for usage in burn wound dressing application. The effects of the chitosan (1%, 2% and 3%) and glutaraldehyde contents (2.5%, 5% and 10%) on physical, mechanical properties and antibacterial activities of the hydrogels were studied. The structure of the hydrogels was characterized by using Fourier transform infrared spectroscopy. The results showed that swelling ratio, water vapor transmission rate, deswelling and porosity of the hydrogels increased with the increase of chitosan content but decreased with the increase of glutaraldehyde content. Besides, the increase of chitosan and glutaraldehyde contents resulted in slightly increased tensile strength, while elongation at break decreased. Antibacterial assessment showed that the hydrogels inhibited both Gram-positive bacteria (*S. aureus*) and Gram-negative bacteria (*E. coli*). The results indicated that the contents of chitosan and glutaraldehyde are the key factors in obtaining such suitable properties required for the wound dressing. In conclusion, the hydrogels of poly (vinyl alcohol), aloe vera and chitosan have the potential to be further developed as an ideal burn wound dressing material.

Keywords: Chitosan, Aloe Vera, Poly(vinyl alcohol), Wound Dressing, Antibacterial Activity

Please cite this article as: C. Muanakewjinda, N. Wanghitang, T. Chatkumpjunjalearn, W. Kraisuwan, and P. Singhaboot, "Preparation and characterization of antibacterial hydrogels from poly(vinyl alcohol)/aloe vera/chitosan for burn wound dressing application," *The Journal of KMUTNB*, vol. 34, no. 4, pp. 1-13, ID. 244-156453, Oct.-Dec. 2024 (in Thai).

1. บทนำ

ในแต่ละปีมีผู้ป่วยจำนวนมากที่ได้รับบาดเจ็บจากอุบัติเหตุไฟไหม้ หรือน้ำร้อนลวก แผลไฟไหม้เกิดจากร่างกายโดนความร้อนหรือเปลวไฟเผาทำลายเนื้อเยื่อเซลล์ที่บริเวณต่าง ๆ ทำให้เกิดการอักเสบ บวม แดง และอาจเกิดการติดเชื้อ จึงต้องมีการรักษาบาดแผลอย่างทันท่วงทีเพื่อป้องกันการลุกลามและอักเสบ [1]–[3] การเลือกใช้วัสดุปิดแผลในการรักษาผู้ป่วยแผลไฟไหม้ตามแนวปฏิบัติของ International Society for Burn Injury; ISBI [4] ควรมีลักษณะดังต่อไปนี้ เช่น สามารถรักษาความชุ่มชื้น ดูดซึมสารคัดหลั่งได้ดี ยอมให้มีการแลกเปลี่ยนโมเลกุลของออกซิเจน คาร์บอนไดออกไซด์ และไอน้ำแพร่ผ่านได้ ป้องกันความร้อน จุลินทรีย์และฝุ่นละอองเข้าสู่บาดแผล ลอกออกง่าย ไม่ก่อให้เกิดการอักเสบ ระคายเคือง ไม่ทำลายเนื้อเยื่อ ผู้ป่วยสามารถใช้งานง่าย เคลื่อนไหวสะดวก และราคาไม่แพง เป็นต้น ในปัจจุบันได้มีการผลิตวัสดุปิดแผลเพื่อใช้ในการดูแลบาดแผลไฟไหม้ออกมาหลากหลายรูปแบบ และมีความสมบัติแตกต่างกัน เช่น ผ้าก๊อชฟิล์มซิลิโคน โฟม ไฮโดรเจล และไฮโดรคอลลอยด์ เป็นต้น [5] โดยส่วนใหญ่นิยมใช้ผ้าก๊อชหรือฟิล์มซิลิโคนเป็นวัสดุปิดแผล เพราะหาซื้อได้ง่าย มีราคาถูก แต่มีข้อจำกัดในเรื่องการรักษาความชุ่มชื้น ไม่สามารถดูดซึมสารคัดหลั่งบริเวณบาดแผลได้ ทำให้เกิดการระคายเคือง และอาจทำให้เกิดแผลหลุดในขณะที่ตั้งวัสดุปิดแผลออกจนเกิดบาดแผลเปิดอีกครั้ง การเลือกใช้วัสดุปิดแผลให้เหมาะสมกับลักษณะของบาดแผลจึงเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะช่วยส่งเสริมการหายของแผล และป้องกันสิ่งสกปรกหรือเชื้อโรคเข้าสู่แผล

ไฮโดรเจลเป็นพอลิเมอร์ชนิดชอบน้ำ มีโครงสร้างโมเลกุลเป็นแบบโครงร่างตาข่ายสามมิติ มีความสามารถในการดูดซับน้ำได้ดี มีความยืดหยุ่นสูง และยอมให้โมเลกุลของสารต่าง ๆ แพร่ผ่านได้ [6] ไฮโดรเจลจึงเป็นวัสดุปิดแผลที่มีความเหมาะสมโดดเด่นในการรักษาแผลไฟไหม้ เนื่องจากสามารถให้ความชุ่มชื้น และดูดซึมสารคัดหลั่ง เช่น น้ำเหลืองหนอง บริเวณพื้นผิวบาดแผลได้ดี เปลี่ยนได้ง่าย ไม่ระคายเคือง และป้องกันการระคายเคืองกับเนื้อเยื่อใหม่ที่เกิดขึ้น [7] ทำให้บริเวณที่เกิดแผลสามารถสร้างเนื้อเยื่อได้ดีขึ้น [8]

พอลิไวนิลแอลกอฮอล์เป็นพอลิเมอร์ที่นิยมนำมาใช้ในการเตรียมไฮโดรเจลเพื่อทำเป็นวัสดุปิดแผล เนื่องจากมีหมู่ฟังก์ชันที่ชอบน้ำ ทำให้มีความสามารถในการดูดซับน้ำสูง สามารถขึ้นรูปเป็นแผ่นฟิล์มได้ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ และย่อยสลายได้ [9], [10] พอลิไวนิลแอลกอฮอล์สามารถเกิดโครงร่างตาข่ายทางกายภาพเมื่อได้รับความร้อน ทำให้มีความพรุนสูง จากสมบัติดังกล่าว จึงมีการนำมาใช้เป็นวัสดุคอมโพสิตในการผลิตแผ่นกรองด้านเชื้อแบคทีเรียในน้ำ [11]

ไคโตซานเป็นอนุพันธ์ของไคตินที่พบในธรรมชาติ มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ ย่อยสลายได้ สามารถยับยั้งเชื้อแบคทีเรียและเชื้อราชนิด *Fusarium oxysporum* ได้ [12] อีกทั้งยังสามารถดูดซับน้ำได้ดี จึงนำมาประยุกต์ใช้ในงานด้านการแพทย์ เช่น วัสดุปิดแผลเพื่อป้องกันการติดเชื้อ วัสดุทดแทนกระดูก [13], [14] หรือสารควบคุมการปลดปล่อยยา [15] เป็นต้น นอกจากนี้ยังนำไคโตซานมาประยุกต์ใช้ในงานด้านอุตสาหกรรมฟอกย้อม [16] และด้านการเกษตร [17]

ว่านหางจระเข้ (*Aloe vera* (L.) Burm.f.) เป็นพืชที่มีสรรพคุณทางยาช่วยในการสมานบาดแผล ด้านการอักเสบ ด้านอนุมูลอิสระ และกระตุ้นเซลล์เนื้อเยื่อให้เจริญเติบโต ทำให้แผลหายเร็วขึ้น เนื่องจากมีวิตามินซี วิตามินอี เลซิติน ไกลโคโปรตีน กรดอะมิโน เป็นส่วนประกอบซึ่งมีส่วนช่วยในการรักษาบาดแผล [18]–[20] เหมาะสำหรับใช้กับแผลไฟไหม้และน้ำร้อนลวก ได้มีงานวิจัยที่พัฒนาวัสดุปิดแผลที่เตรียมจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ ไคโตซาน และว่านหางจระเข้ จากนั้นขึ้นรูปเป็นเส้นใยด้วยเทคนิคการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (Electrospinning) [21]–[23] แต่เทคนิคนี้มีข้อจำกัดในเรื่องของการใช้เวลาในการขึ้นรูปนาน ไม่เหมาะสมกับสารละลายพอลิเมอร์ที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบหรือสารละลายเจือจาง นอกจากนี้สภาวะในการขึ้นรูปยังมีหลายปัจจัยที่ต้องควบคุม เช่น ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์ ตัวทำละลาย ความต่างศักย์กระแสไฟฟ้า เป็นต้น ทำให้การขึ้นรูปเส้นใยมีความซับซ้อน ต่อมา Escobar-Sierr และ Perea-Mesa [24] ได้พัฒนาเมมเบรนที่เตรียมจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ และ



โคโตซานที่มีอัตราส่วนแตกต่างกัน เพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการดูดซึมสารละลายวุ้นทางจระเข้

จากการทบทวนวรรณกรรมดังกล่าวข้างต้นพบว่า ยังไม่มีงานวิจัยใดที่ขึ้นรูปแผ่นปิดแผลไฮโดรเจลที่มีการผสมกันของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ โคโตซาน และวุ้นทางจระเข้ ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาแผ่นไฮโดรเจลที่มีสมบัติด้านเชื้อแบคทีเรียจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ วุ้นทางจระเข้ และโคโตซาน โดยมีกลูตารัลดีไฮด์เป็นสารเชื่อมขวาง เนื่องจากกลูตารัลดีไฮด์จัดเป็นสารที่ได้รับการยอมรับโดยทั่วไปว่าปลอดภัยโดยองค์การอาหารและยา จึงมีการใช้กันอย่างแพร่หลายในอุตสาหกรรมอาหาร การแพทย์ สิ่งทอ และวิศวกรรมเนื้อเยื่อ [25] จากนั้นศึกษาอิทธิพลของปริมาณโคโตซาน และกลูตารัลดีไฮด์ ที่ส่งผลต่อสมบัติการดูดซึมน้ำ และสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ ปริมาณเจล อัตราการซึมผ่านไอน้ำ การยุบตัว ความพูนสมบัติเชิงกล และความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรีย เพื่อให้ได้แผ่นปิดแผลไฮโดรเจลที่มีประสิทธิภาพดีที่สุดในการดูดซึมสารคัดหลั่งบริเวณพื้นผิวบาดแผล และมีฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย สำหรับประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยแผลไฟไหม้ต่อไปในอนาคต จึงมีความสำคัญเป็นอย่างยิ่งในการศึกษาสมบัติของวัสดุดังกล่าว เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการทดสอบความเข้ากันได้กับเซลล์ (Cell Cytocompatibility) และการทดสอบทางคลินิก ซึ่งจะเป็นการศึกษาต่อยอดเพื่อพัฒนาผลิตภัณฑ์นำไปสู่การใช้งานจริงในอุตสาหกรรมทางการแพทย์ต่อไป

2. วัสดุ อุปกรณ์และวิธีการวิจัย

2.1 สารเคมี

พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (ร้อยละไฮโดรไลซิส 86–90) จากบริษัท Chem-Supply โคโตซาน (ความหนืด 5–20 mPa·s, ร้อยละการกำจัดหมู่อะซีติล, %DD 75–85) จากบริษัท Tokyo Chemical Industry วุ้นทางจระเข้จากบริษัทวันรัด (หน้าเขียน) กลูตารัลดีไฮด์ (50% ในน้ำ) จากบริษัท Sigma-Aldrich กรดแอสซิติค (99.7%) จากบริษัท RCI Labscan กรดไฮโดรคลอริก (36%) จากบริษัท Ajax Finechem

2.2 การสังเคราะห์ไฮโดรเจลพอลิไวนิลแอลกอฮอล์/วุ้นทางจระเข้/โคโตซาน

การสังเคราะห์ไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS ทำได้โดยเตรียมสารละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA) เข้มข้น 19% (w/v) ในน้ำกลั่น 100 มิลลิลิตร กวนที่อุณหภูมิ 100 องศาเซลเซียส จนละลายเป็นเนื้อเดียวกัน ปล่อยให้สารละลายเย็นตัวที่อุณหภูมิห้อง แล้วเติมวุ้นทางจระเข้ เข้มข้น 1% (w/w) โดยเทียบกับน้ำหนักของ PVA ลงในสารละลาย PVA จากนั้นเตรียมสารละลายโคโตซาน (CS) ที่มีปริมาณความเข้มข้นแตกต่างกัน เพื่อศึกษาประสิทธิภาพในการต้านเชื้อแบคทีเรีย [26] โดยเตรียมสารละลายโคโตซาน เข้มข้น 1, 2 และ 3% (w/v) ในสารละลายกรดแอสซิติค เข้มข้น 1% (v/v) 50 มิลลิลิตร นำสารละลายโคโตซานเทลงในสารละลายผสม จากนั้นเตรียมสารละลายกลูตารัลดีไฮด์ (GA) เข้มข้น 2.5, 5 และ 10% (v/v) แล้วนำมาผสมกับกรดไฮโดรคลอริก 0.85 มิลลิลิตร เทลงในสารละลายผสม กวนให้เป็นเนื้อเดียวกัน จากนั้นเทลงบนแม่พิมพ์ นำไปอบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส จนได้แผ่นไฮโดรเจลแห้ง

2.3 การทดสอบสัดส่วนการบวมตัวในน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ของไฮโดรเจล

ตัดแผ่นไฮโดรเจลให้มีน้ำหนัก 0.5 กรัม (W_d) นำไปแช่ในน้ำกลั่นและสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ (pH 7.4 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส) 50 มิลลิลิตร เป็นเวลา 24 ชั่วโมง นำแผ่นไฮโดรเจลมาซับของเหลวส่วนเกินออก ชั่งน้ำหนัก (W_s) ทำการทดลองทั้งหมด 3 ซ้ำ คำนวณหาสัดส่วนการบวมตัวในน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ (Swelling ratio) ของไฮโดรเจล ดังสมการที่ (1) [27], [28]

$$\text{Swelling ratio} = \frac{(W_s - W_d)}{W_d} \quad (1)$$

2.4 การทดสอบปริมาณเจลของไฮโดรเจล

ตัดแผ่นไฮโดรเจลให้มีน้ำหนัก 0.5 กรัม (W_d) นำไปแช่ในสารละลายฟอสเฟตบัพเฟอร์ (pH 7.4 ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส) 50 มิลลิลิตร เป็นเวลา 24 ชั่วโมง โดยเปลี่ยน

สารละลายทุก ๆ 12 ชั่วโมง เพื่อจัดไฮโดรเจลส่วนที่ละลายน้ำได้ออก จากนั้นนำแผ่นไฮโดรเจลมาชั่งน้ำหนักส่วนเกินออกก่อนนำไปอบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส จนน้ำหนักคงที่ นำแผ่นไฮโดรเจลไปชั่งน้ำหนัก (W_g) ทำการทดลองทั้งหมด 3 ซ้ำ คำนวณหาปริมาณเจล (Gel content) ดังสมการที่ (2) [27]

$$\%Gel\ content = \frac{W_g}{W_d} \times 100 \quad (2)$$

2.5 การทดสอบอัตราการซึมผ่านไอน้ำของไฮโดรเจล

ตัดแผ่นไฮโดรเจลเป็นวงกลม เส้นผ่านศูนย์กลาง 35 มิลลิเมตร เติมน้ำกลั่น 25 มิลลิลิตร ลงในถ้วยทดสอบที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 34 มิลลิเมตร (A) จากนั้นวางแผ่นไฮโดรเจลบนปากถ้วย ปิดปากถ้วยด้วยเทปพันเกลียว นำถ้วยทดสอบไปชั่งน้ำหนักรวมทั้งหมด (W_i) ก่อนนำไปอบที่อุณหภูมิ 35 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง ความชื้นสัมพัทธ์ 35 เปอร์เซ็นต์ จากนั้นนำถ้วยทดสอบไปชั่งน้ำหนักรวมอีกครั้ง (W_f) ทำการทดลองทั้งหมด 3 ซ้ำ คำนวณหาอัตราการซึมผ่านของไอน้ำ (Water Vapor Transmission Rate; WVTR) ของไฮโดรเจล ดังสมการที่ (3) [29]

$$WVTR(g/m^2 day) = \frac{W_i - W_f}{A} \quad (3)$$

2.6 การทดสอบการยุบตัวของไฮโดรเจล

ตัดแผ่นไฮโดรเจลให้มีน้ำหนัก 0.5 กรัม นำไปแช่ในน้ำกลั่น 50 มิลลิลิตร เป็นเวลา 24 ชั่วโมง นำแผ่นไฮโดรเจลมาชั่งน้ำหนักส่วนเกินออก (W_i) นำไปวางไว้ที่อุณหภูมิห้อง และชั่งน้ำหนักทุกวัน ตามเวลาที่กำหนด (W_t) ทำการทดลองทั้งหมด 3 ซ้ำ คำนวณหาเปอร์เซ็นต์การยุบตัว (%Deswelling) ของไฮโดรเจล ดังสมการที่ (4) [29]

$$\%Deswelling = \frac{(W_i - W_t)}{W_i} \times 100 \quad (4)$$

2.7 การทดสอบความพรุนของไฮโดรเจล

ตัดแผ่นไฮโดรเจลให้มีน้ำหนัก 0.5 กรัม (W_d) นำไป

แช่ในเอทานอล 50 มิลลิลิตร เป็นเวลา 24 ชั่วโมง นำแผ่นไฮโดรเจลมาชั่งเอทานอลส่วนเกินออกก่อนนำไปชั่งน้ำหนักอีกครั้ง (W_s) ทำการทดลองทั้งหมด 3 ซ้ำ คำนวณความพรุน (Porosity) ของไฮโดรเจล ดังสมการที่ (5) [30] โดยกำหนดให้ V คือ ปริมาตรของไฮโดรเจลก่อนการแช่เอทานอล (ลูกบาศก์เซนติเมตร) และ ρ คือ ความหนาแน่นของเอทานอล เท่ากับ 0.789 กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตร

$$\%Porosity = \frac{(W_s - W_d)}{\rho V} \times 100 \quad (5)$$

2.8 การทดสอบสมบัติเชิงกลของไฮโดรเจล

การทดสอบสมบัติเชิงกลตามมาตรฐาน ASTM D882 [31] ด้วยเครื่องทดสอบแรงดึงเอนกประสงค์ (รุ่น Instron 5966, ประเทศสหรัฐอเมริกา) เพื่อวัดความต้านทานแรงดึง (Tensile Strength) และความยืดสูงสุด ณ จุดขาด (Elongation at Break) โดยตัดแผ่นไฮโดรเจลให้มีขนาด 10×100 ตารางมิลลิเมตร และความหนา 0.5–0.7 มิลลิเมตร ตัววัดแรงดึง 1 กิโลนิวตัน ด้วยความเร็ว 10 มิลลิเมตร/นาที ระยะห่างตัวรองรับตัวอย่าง เท่ากับ 50 มิลลิเมตร และดึงชิ้นงานทดสอบจนชิ้นงานขาดออกจากกัน ทำการทดสอบสมบัติเชิงกลตัวอย่างละ 5 ชิ้น

2.9 การทดสอบการยับยั้งแบคทีเรียของไฮโดรเจล

การทดสอบสมบัติการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียของไฮโดรเจลด้วยวิธีการแพร่ในอาหารวุ้นแข็ง (Agar-diffusion method) โดยศึกษาเชื้อแบคทีเรีย 2 สายพันธุ์ ได้แก่ *Escherichia coli* (E. coli) TISTR780 และ *Staphylococcus aureus* (S. aureus) TISTR746 ที่มีปริมาณเชื้อ 1×10^8 CFU/mL โดยทำการเกลี่ยเชื้อ 0.1 มิลลิลิตร ลงในอาหารแข็ง นำชิ้นงานรูปร่างกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 มิลลิเมตร (D_s) วางลงในตำแหน่งที่กำหนดไว้บนจานอาหารเลี้ยงเชื้อ และบ่มที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง สังเกตและบันทึกการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย โดยการวัดเส้นผ่านศูนย์กลางที่เกิดบริเวณใส (Clear Zone) (D_c) ในหน่วยมิลลิเมตร คำนวณหารัศมีการยับยั้งแบคทีเรีย (R_d) ของ

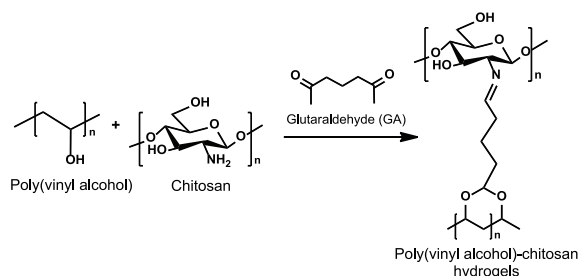
ไฮโดรเจล ดังสมการที่ (6) [30]

$$R_a = \frac{D_c - D_s}{2} \quad (6)$$

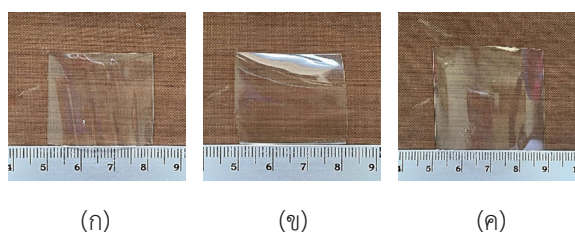
3. ผลการทดลอง และอภิปรายผล

3.1 ลักษณะทางกายภาพของไฮโดรเจล

การสังเคราะห์ไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS โดยใช้กลูตารัลดีไฮด์เป็นสารเชื่อมขวางจะเกิดปฏิกิริยาการเชื่อมขวางระหว่างหมู่แอลดีไฮด์กับหมู่ไฮดรอกซิลของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ และหมู่เอมีน (NH_2) ของไคโตซาน [32] ดังรูปที่ 1 โดยไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS ที่มีไคโตซานเข้มข้น 1%–3% และเชื่อมขวางด้วยกลูตารัลดีไฮด์ เข้มข้น 5% ที่เตรียมได้ มีลักษณะเรียบ สี ไม่มีฟองอากาศ ดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 1 ปฏิกิริยาการสังเคราะห์ไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS [32]

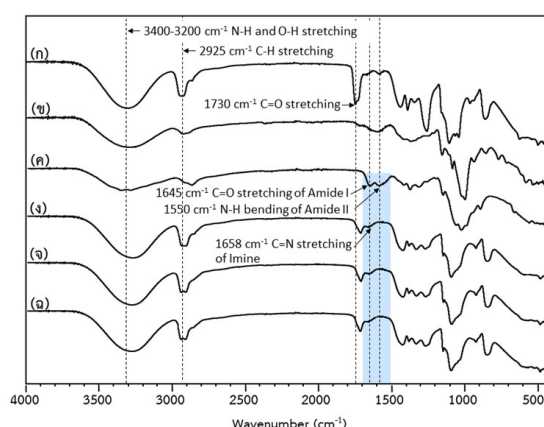


รูปที่ 2 ลักษณะทางกายภาพของไฮโดรเจล (ก) PVA/Aloe/CS1/GA5 (ข) PVA/Aloe/CS2/GA5 และ (ค) PVA/Aloe/CS3/GA5

3.2 ผลการวิเคราะห์ไฮโดรเจลด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโทรสโกปี

การวิเคราะห์หมู่ฟังก์ชันของไฮโดรเจลด้วยเครื่องฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโทรสโกปี (รุ่น Nicolet iS5,

ประเทศสหรัฐอเมริกา) โดยนำแผ่นไฮโดรเจลที่เตรียมได้ไปอบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เพื่อไล่ความชื้น จากรูปที่ 3 แสดง FTIR สเปกตรัมของ PVA, Aloe vera, CS และไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS ที่เชื่อมขวางด้วยกลูตารัลดีไฮด์เข้มข้น 5% พบว่าไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS ปรากฏหมู่ฟังก์ชันที่เป็นลักษณะเฉพาะทั้งของ PVA และไคโตซาน ได้แก่ หมู่ N-H และ O-H stretching ปรากฏพีกกว้าง ซึ่งเกิดจากการซ้อนทับกันในช่วงเลขคลื่นประมาณ 3,400–3,200 cm^{-1} , หมู่ C=O stretching ของไวนิลแอลกอฮอล์ซึ่งเป็นมอนอเมอร์ที่ใช้ในการสังเคราะห์ PVA ที่เลขคลื่น 1,730 cm^{-1} , หมู่ C=O stretching ของ Amide I ที่เลขคลื่น 1,645 cm^{-1} และหมู่ N-H bending ของ Amide II ที่เลขคลื่น 1,550 cm^{-1} [24] นอกจากนี้ยังพบว่า ปฏิกิริยาการเชื่อมขวางระหว่างหมู่เอมีน (NH_2) ของไคโตซานกับหมู่แอลดีไฮด์ของกลูตารัลดีไฮด์ ทำให้เกิดหมู่ฟังก์ชันใหม่ที่เรียกว่า หมู่อิมีน (Imine) ($\text{C}=\text{N}$) ดังรูปที่ 1 ซึ่งจาก FTIR สเปกตรัมของไฮโดรเจล (รูปที่ 3 (ง)–(จ)) พบว่าพีกของหมู่เอมีนของไคโตซานที่เลขคลื่น 1,550 cm^{-1} หายไป และปรากฏพีกใหม่ของหมู่ C=N stretching ที่เลขคลื่น 1,658 cm^{-1} ซึ่งเกิดการซ้อนทับกับพีกของหมู่ C=O ของ Amide I ที่เลขคลื่น 1,645 cm^{-1} ทำให้พีกที่ปรากฏมีลักษณะกว้างมากขึ้น [33]



รูปที่ 3 FTIR สเปกตรัมของ (ก) PVA (ข) Aloe vera (ค) CS (ง) PVA/Aloe/CS1/GA5 (จ) PVA/Aloe/CS2/GA5 และ (ฉ) PVA/Aloe/CS3/GA5

ชนกสุตา เหมือนแก้วจินดา และคณะ, “การเตรียมและการวิเคราะห์ลักษณะเฉพาะของไฮโดรเจลด้านเชื้อแบคทีเรียจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์/วุ้นทางจระเข้/ไคโตซานสำหรับประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดแผลไฟไหม้.”

3.3 ผลการทดสอบสัดส่วนการบวมตัวในน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ของไฮโดรเจล

การทดสอบสมบัติการดูดซึมน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS เป็นเวลา 24 ชั่วโมงเพื่อศึกษาอิทธิพลของปริมาณกลูตารัลดีไฮด์และไคโตซานที่แตกต่างกัน แสดงดังตารางที่ 1 พบว่า การเพิ่มปริมาณกลูตารัลดีไฮด์ (2.5% 5% และ 10%) ส่งผลให้ไฮโดรเจลดูดซึมน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ได้ลดลง โดยไฮโดรเจลที่มีกลูตารัลดีไฮด์ เข้มข้น 2.5% สามารถดูดซึมน้ำได้มากที่สุด แต่ในทางกลับกันมีความเสถียรในน้ำต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับไฮโดรเจลที่มีกลูตารัลดีไฮด์ เข้มข้น 5% และ 10% อธิบายได้ว่า เมื่อความเข้มข้นของสารเชื่อมขวางเพิ่มขึ้น ทำให้สายโซ่พอลิเมอร์เกิดการเชื่อมขวางกันด้วยพันธะเคมี เกิดเป็นโครงร่างตาข่ายได้มากขึ้น ไฮโดรเจลจึงมีความหนาแน่นสูง ทำให้มีปริมาตรที่ว่าง (Free Volume) ลดลง โมเลกุลของน้ำจึงแทรกตัวเข้าไปในโครงร่างตาข่ายได้น้อยลง การดูดซึมของเหลวจึงมีค่าต่ำ [34], [35] ในขณะที่การเพิ่มปริมาณไคโตซาน (1% 2% และ 3%) ส่งผลให้ไฮโดรเจลดูดซึมน้ำและสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ได้เพิ่มขึ้น เนื่องมาจากไคโตซานเป็นโมเลกุลที่มีโครงสร้างขนาดใหญ่ และมีการกระจายตัวอย่างไม่เป็นระเบียบ ทำให้โครงสร้างของไฮโดรเจลเกิดการคลายตัว และขยายออกได้มากขึ้น [27], [29], [30], [36] นอกจากนี้ยังพบว่า ไฮโดรเจลสามารถดูดซึมสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ได้มากกว่าน้ำ เนื่องมาจากผลกระทบของแรงดันออสโมติก [37] และค่า pH ที่เพิ่มขึ้น [38]

3.4 ผลการทดสอบปริมาณเจลของไฮโดรเจล

การศึกษาปริมาณเจล (Gel content) ของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS แสดงดังตารางที่ 1 พบว่า ปริมาณเจลมีค่าอยู่ระหว่าง 48–91% ของน้ำหนักเดิม บ่งชี้ว่าไฮโดรเจลเกิดการเชื่อมขวางทางเคมี [39] การเพิ่มปริมาณกลูตารัลดีไฮด์ ทำให้โครงสร้างของไฮโดรเจลเกิดการเชื่อมขวางทางเคมีได้มากขึ้น ทำให้โครงสร้างมีความแข็งแรง สารประกอบในไฮโดรเจลจึงหลุดออกมาได้น้อยลง [40] ในขณะที่การเพิ่มปริมาณไคโตซานจะทำให้โครงสร้างของไฮโดรเจลเกิดการ

คลายตัว และขยายออกได้มากขึ้น ส่งผลให้มีสารประกอบในไฮโดรเจลหลุดออกมามากขึ้น ทำให้ปริมาณเจลมีค่าลดลง [27]

3.5 ผลการทดสอบอัตราการซึมผ่านไอน้ำของไฮโดรเจล

ผลการทดสอบอัตราการซึมผ่านไอน้ำ (Water Vapor Transmission Rate; WVTR) ของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS แสดงดังตารางที่ 1 พบว่า ไฮโดรเจลที่มีปริมาณกลูตารัลดีไฮด์มาก โครงสร้างของไฮโดรเจลจะยึดติดกันด้วยพันธะเคมีอย่างแน่นหนา ทำให้โมเลกุลของน้ำแพร่ผ่านได้ลดลง [30] โดยแผ่นปิดแผลที่มีจำหน่ายทั่วไป มีช่วงอัตราการซึมผ่านไอน้ำที่หลากหลาย เช่น Duoderm CGF, Bioclusive, Tegaderm 3M เป็นต้น มีค่าการซึมผ่านไอน้ำ เท่ากับ 120, 394 และ 491 g/m²day ตามลำดับ [41], [42] โดยไฮโดรเจลที่เตรียมได้ มีค่าการซึมผ่านไอน้ำอยู่ในช่วง 446–611 g/m²day สามารถเทียบเคียงได้กับผลิตภัณฑ์เชิงพาณิชย์ เหมาะสำหรับใช้กับแผลที่มีสารคัดหลั่งน้อยถึงปานกลาง เช่น แผลถลอก แผลไฟไหม้ แผลน้ำร้อนลวก เป็นต้น

3.6 ผลการยุบตัวของไฮโดรเจล

การศึกษาการยุบตัวของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS ที่อุณหภูมิห้อง เป็นเวลา 24 ชั่วโมง แสดงดังตารางที่ 1 พบว่า ไฮโดรเจลที่มีกลูตารัลดีไฮด์ เข้มข้น 2.5% มีอัตราการยุบตัวมากที่สุด (94%) และไฮโดรเจลที่มีกลูตารัลดีไฮด์เข้มข้น 10% มีการยุบตัวน้อยที่สุด (70%) เนื่องจากไฮโดรเจลที่มีปริมาณสารเชื่อมขวางมาก ทำให้โครงสร้างมีความหนาแน่นสูง โมเลกุลของน้ำจึงถูกปลดปล่อยออกมาได้น้อย ส่งผลให้ไฮโดรเจลสามารถกักเก็บโมเลกุลน้ำไว้ภายในโครงร่างตาข่ายได้ดี ซึ่งเหมาะสำหรับใช้งานในการรักษาบาดแผล เนื่องจากในไฮโดรเจลที่มีปริมาณน้ำคงอยู่สูงจะรักษาความชุ่มชื้นไว้ให้วัสดุได้นานขึ้น เมื่อนำไปใช้งาน [40] นอกจากนี้เมื่อมีปริมาณไคโตซานเพิ่มขึ้น ส่งผลทำให้อัตราการดูดซึมน้ำของไฮโดรเจลเพิ่มขึ้น เนื่องจากการคลายตัวของสายโซ่ ทำให้ปริมาตรที่ว่างภายในมีขนาดใหญ่ขึ้น การยุบตัวจึงเพิ่มขึ้น [29], [43]



ตารางที่ 1 สัดส่วนการบวมตัวในน้ำ และสารละลายฟอสเฟตบัฟเฟอร์ ปริมาณเจล อัตราการซึมผ่านไอน้ำ การยุบตัว ความพรุน และสมบัติเชิงกลของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS

ชื่อตัวอย่าง	สัดส่วนการบวมตัว		ปริมาณเจล (เปอร์เซ็นต์)	อัตราการซึมผ่านไอน้ำ (กรัม/ตร.ม. วัน)	การยุบตัว (เปอร์เซ็นต์)	ความพรุน (เปอร์เซ็นต์)	ความต้านทานแรงดึง (เมกะปาสคาล)	ความยืดหยุ่นสูงสุด ณ จุดขาด (เปอร์เซ็นต์)
	น้ำกลั่น	ฟอสเฟตบัฟเฟอร์						
PVA/Aloe/CS1/GA2.5	6.78 ± 0.22	10.26 ± 0.23	61.25 ± 0.01	547.50 ± 19.65	87.46 ± 0.02	56.40 ± 0.95	18.28 ± 1.94	352.19 ± 36.08
PVA/Aloe/CS2/GA2.5	8.91 ± 0.44	14.94 ± 0.67	52.76 ± 0.01	579.57 ± 12.93	90.88 ± 0.09	69.31 ± 3.73	18.68 ± 2.80	325.46 ± 42.05
PVA/Aloe/CS3/GA2.5	12.44 ± 0.21	16.34 ± 0.19	48.36 ± 0.01	611.36 ± 21.02	93.83 ± 0.01	76.04 ± 8.05	22.14 ± 3.83	290.93 ± 9.54
PVA/Aloe/CS1/GA5	3.94 ± 0.28	5.81 ± 0.13	76.24 ± 0.01	556.74 ± 27.14	81.53 ± 0.01	53.18 ± 2.13	17.29 ± 4.24	455.90 ± 41.78
PVA/Aloe/CS2/GA5	5.17 ± 0.35	7.73 ± 0.07	70.40 ± 0.01	570.74 ± 8.94	86.92 ± 0.02	60.49 ± 2.14	18.32 ± 3.24	403.47 ± 32.23
PVA/Aloe/CS3/GA5	6.47 ± 0.15	10.64 ± 0.56	59.81 ± 0.01	586.08 ± 18.17	89.10 ± 0.01	67.40 ± 3.12	20.80 ± 3.53	328.62 ± 11.41
PVA/Aloe/CS1/GA10	1.92 ± 0.02	2.06 ± 0.02	90.77 ± 0.00	446.20 ± 4.36	70.21 ± 0.01	48.55 ± 2.22	20.54 ± 4.14	349.67 ± 52.80
PVA/Aloe/CS2/GA10	2.10 ± 0.03	2.51 ± 0.02	89.09 ± 0.02	451.74 ± 21.03	74.15 ± 0.01	52.61 ± 0.68	21.36 ± 3.00	316.42 ± 58.39
PVA/Aloe/CS3/GA10	2.23 ± 0.07	2.87 ± 0.02	87.62 ± 0.01	478.27 ± 11.09	76.13 ± 0.01	58.48 ± 1.18	23.93 ± 5.15	286.84 ± 20.85

3.7 ผลการทดสอบความพรุนของไฮโดรเจล

การศึกษาความเป็นรูพรุนของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS ที่มีปริมาณกลูตาไรต์ไฮด์และโคโตซานแตกต่างกัน แสดงดังตารางที่ 1 พบว่า ไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS3/GA2.5 มีความพรุนสูงสุด (76%) ส่วนไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS1/GA10 มีความพรุนต่ำสุด (49%) อธิบายได้ว่า เมื่อมีปริมาณสารเชื่อมขวางเพิ่มขึ้น ไฮโดรเจลจะมีความหนาแน่นมากขึ้น ทำให้โครงสร้างภายในมีความพรุนลดลง ในทางกลับกันเมื่อมีปริมาณโคโตซานเพิ่มขึ้น ไฮโดรเจลจะมีความพรุนเพิ่มขึ้น ซึ่งผลที่ได้สอดคล้องกับสัดส่วนการบวมตัว จากงานวิจัยพบว่า วัสดุปิดแผลที่มีความพรุนสูง เหมาะสำหรับแผลที่มีสารคัดหลั่งในปริมาณมาก [44] โดยในระหว่างไฮโดรเจลดูดซึมสารคัดหลั่ง โครงสร้างจะเกิดการคลายตัว ทำให้สารประกอบของวุ้นทางจระเข้สามารถแพร่กระจายจากไฮโดรเจลไปยังบาดแผล ช่วยในการต้านการอักเสบ สมานแผล ทำให้แผลหายเร็วขึ้น [45]

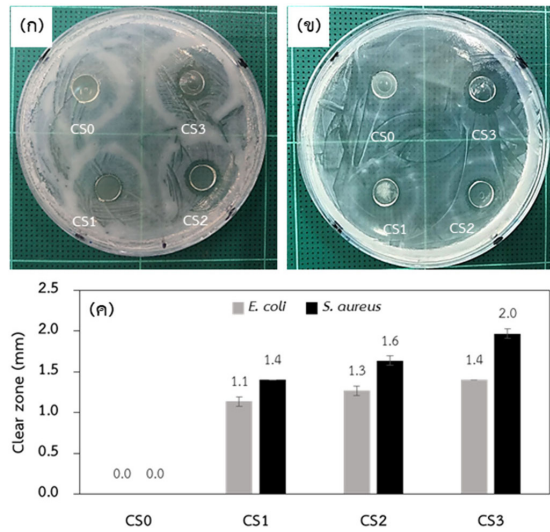
3.8 ผลการทดสอบสมบัติเชิงกลของไฮโดรเจล

สมบัติเชิงกลของไฮโดรเจลเป็นข้อกำหนดสำคัญสำหรับวัสดุปิดแผล โดยเมื่อไฮโดรเจลยืดออกไม่ควรฉีกขาดง่าย จากตารางที่ 1 แสดงความต้านทานแรงดึง และความยืดหยุ่นสูงสุด ณ จุดขาดของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS พบว่า ความต้านทานแรงดึง และความยืดหยุ่นสูงสุด ณ จุดขาด มีค่าอยู่ในช่วง 17–24

เมกะปาสคาล และ 287–456% ตามลำดับ อธิบายได้ว่า การเพิ่มปริมาณกลูตาไรต์ไฮด์ และโคโตซาน ส่งผลให้ความต้านทานแรงดึงมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น เนื่องจากโครงสร้างของไฮโดรเจลเกิดการเชื่อมขวางกันได้มากขึ้น เมื่อถูกดึงตามแนวแรง โครงสร้างที่เชื่อมกันจะเกิดการคลายตัวอย่างช้า ๆ ทำให้มีความยืดหยุ่น สามารถทนต่อแรงดึงได้มาก [44] ในขณะที่ความยืดหยุ่นสูงสุด ณ จุดขาด มีแนวโน้มลดลงเมื่อปริมาณของกลูตาไรต์ไฮด์ และโคโตซานเพิ่มขึ้น เนื่องจากความหนาแน่นของการเชื่อมขวางระหว่างโมเลกุลของสายโซ่พอลิเมอร์เพิ่มขึ้น ทำให้โครงสร้างไฮโดรเจลมีความแข็งแรงมาก ส่งผลให้ไฮโดรเจลมีความเปราะ [24]

3.9 ผลการทดสอบการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียของไฮโดรเจล

การทดสอบความสามารถในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียโดยการวัดรัศมีบริเวณใส (Clear Zone) รอบชิ้นงาน ซึ่งเป็นบริเวณที่แบคทีเรียไม่สามารถเจริญได้ แสดงดังรูปที่ 4 พบว่า ไฮโดรเจลที่ไม่ผสมโคโตซาน (CS0) ไม่พบบริเวณใส แสดงว่าไม่สามารถยับยั้งเชื้อแบคทีเรียได้ ส่วนไฮโดรเจลที่มีโคโตซาน เข้มข้น 1% 2% และ 3% (CS1–CS3) สามารถยับยั้งการเจริญของเชื้อแบคทีเรียได้ และเมื่อความเข้มข้นของโคโตซานเพิ่มขึ้น รัศมีบริเวณใสจะมีขนาดกว้างขึ้น [26] อธิบายได้ว่า โคโตซานสามารถเกิดโปรโตเนชันเป็นพอลิแคทไอออนิก จึงมี



รูปที่ 4 บริเวณใสที่เกิดขึ้นจากการทดสอบความสามารถในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย (ก) *E. coli* (ข) *S. aureus* และ (ค) รัศมีบริเวณใสของไฮโดรเจล PVA/Aloe/CS/GA5 ที่มีไคโตซาน เข้มข้น 1, 2 และ 3%

ฤทธิ์ยับยั้งการเจริญของเชื้อแบคทีเรีย เนื่องจากประจุบวกในสายโซ่ไคโตซานจะเกิดอันตรกิริยากับผนังเซลล์ของแบคทีเรีย ซึ่งประกอบด้วยฟอสโฟลิพิดที่มีสภาพขั้วลบ ส่งผลให้ผนังเซลล์เกิดความเสียหาย ทำให้แรงดันออสโมติกภายในเซลล์ไม่สมดุล หากความหนาแน่นของประจุบวกในไคโตซานมีมากขึ้นจะทำให้เกิดอันตรกิริยาระหว่างไคโตซานกับผนังเซลล์ของแบคทีเรียมากขึ้นตามไปด้วย จึงส่งผลให้ไคโตซานมีฤทธิ์ยับยั้งเชื้อแบคทีเรียเพิ่มขึ้น [26], [46] นอกจากนี้ยังพบว่าไฮโดรเจลมีฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อ *S. aureus* ซึ่งเป็นแบคทีเรียแกรมบวกได้ดีกว่าเชื้อ *E. coli* ซึ่งเป็นแบคทีเรียแกรมลบ เนื่องจากของผนังเซลล์ของแบคทีเรียแกรมลบประกอบด้วยลิพิดโพลีแซ็กคาไรด์ ลิพิดโปรตีน และฟอสโฟลิพิดที่ห่อหุ้มชั้นเพปทิโดไกลแคนไว้ ซึ่งทำให้เป็นอุปสรรคต่อการแพร่ของสารผ่านผนังเซลล์ [47]

4. สรุป

การเตรียมแผ่นไฮโดรเจลที่มีฤทธิ์ยับยั้งเชื้อแบคทีเรียจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ วานหางจระเข้ และไคโตซาน ขึ้นรูปด้วยวิธีการหล่อแบบด้วยตัวทำละลาย โดยได้ศึกษาปริมาณ

ของไคโตซานและกลูตารัลดีไฮด์ที่แตกต่างกัน ผลการวิจัยพบว่า การเพิ่มปริมาณไคโตซาน (1% 2% และ 3%) ส่งผลให้ไฮโดรเจลมีสัดส่วนการบวมตัว อัตราการซึมผ่านไอน้ำ การยุบตัว และความพรุนเพิ่มขึ้น เนื่องจากไคโตซานเป็นโมเลกุลที่มีขนาดใหญ่ มีการกระจายตัวไม่เป็นระเบียบ ทำให้โครงสร้างของไฮโดรเจลเกิดการคลายตัว และขยายออกได้มากขึ้น ไฮโดรเจลจึงมีสัดส่วนการบวมตัว อัตราการซึมผ่านไอน้ำ การยุบตัว และความพรุนเพิ่มขึ้น ในขณะที่การเพิ่มปริมาณกลูตารัลดีไฮด์ (2.5% 5% และ 10%) ซึ่งทำหน้าที่เป็นสารเชื่อมขวาง ส่งผลให้โครงสร้างของไฮโดรเจลมีความหนาแน่นมากขึ้น มีปริมาตรที่ว่างลดลง ไฮโดรเจลจึงมีสัดส่วนการบวมตัว อัตราการซึมผ่านไอน้ำ การยุบตัว และความพรุนลดลง และไฮโดรเจลที่มีปริมาณของไคโตซาน และกลูตารัลดีไฮด์เพิ่มขึ้น ทำให้ความต้านทานแรงดึงมีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นเล็กน้อย แต่ความยืดหยุ่นสูง จุดขาดลดลง เนื่องจากความหนาแน่นของโครงสร้างที่เพิ่มขึ้น นอกจากนี้ผลจากการศึกษาฤทธิ์การยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย *E. coli* และ *S. aureus* พบว่า ไฮโดรเจลที่มีไคโตซานเข้มข้น 3% มีฤทธิ์ในการยับยั้งแบคทีเรียได้ดีที่สุดจากการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่า ปริมาณของไคโตซานและกลูตารัลดีไฮด์เป็นปัจจัยสำคัญที่จะต้องคำนึงถึงในการเตรียมวัสดุปิดแผล เพื่อให้ได้สมบัติตามที่ต้องการ โดยการเพิ่มปริมาณของไคโตซานนั้น นอกจากจะทำให้ไฮโดรเจลสามารถยับยั้งเชื้อแบคทีเรียได้ดียิ่งขึ้นแล้ว ยังสามารถช่วยเพิ่มสัดส่วนการบวมตัว เหมาะสำหรับการใช้ในการดูดซับสารคัดหลั่ง และให้ความชุ่มชื้นบริเวณพื้นผิวบาดแผล เพื่อประยุกต์ใช้กับผู้ป่วยแผลไฟไหม้ อย่างไรก็ตามงานวิจัยนี้จำเป็นต้องมีการศึกษาเกี่ยวกับความเข้ากันได้กับเซลล์ และการทดสอบสมบัติด้านอื่น ๆ เพื่อให้ได้แผ่นปิดแผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดในการนำไปใช้งานได้จริง ซึ่งเป็นปัจจัยที่มีความสำคัญอย่างยิ่งในการพัฒนาวัสดุปิดแผลทางการแพทย์ต่อไป

5. กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณคณะเทคโนโลยีและนวัตกรรมผลิตภัณฑ์การเกษตรมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่เอื้อเพื่อเครื่องมือวิเคราะห์ และสถานที่ในการทำวิจัย



เอกสารอ้างอิง

- [1] K. C. Lee, K. Joory, and N. S. Moiemmen, "History of burns: The past, present and the future," *Burns Trauma*, vol. 2, no. 4, pp. 169–180, 2014.
- [2] J. McAuley, "Burns: An Introduction to Burns and Basic Wound Care," *Physician Assistant Clinics*, vol. 8, no. 1, pp. 67–77, 2023.
- [3] H. Kim, S. Shin, and D. Han, "Review of History of Basic Principles of Burn Wound Management," *Medicina (Kaunas)*, vol. 58, no. 3, pp. 1–12, 2022.
- [4] I. P. G. Committee, S. Steering, and S. Advisory, "ISBI practice guidelines for burn care," *Burns*, vol. 42, no. 5, pp. 953–1021, 2016.
- [5] R. Laurano, M. Boffito, G. Ciardelli, and V. Chiono, "Wound dressing products: A translational investigation from the bench to the market," *Engineered Regeneration*, vol. 3, no. 2, pp. 182–200, 2022.
- [6] R. A. Rather, M. A. Bhat, and A. H. Shalla, "An insight into synthetic and physiological aspects of superabsorbent hydrogels based on carbohydrate type polymers for various applications: A review," *Carbohydrate Polymer Technologies and Applications*, vol. 3, pp. 1–17, 2022.
- [7] J. Su, J. Li, J. Liang, K. Zhang, and J. Li, "Hydrogel preparation methods and biomaterials for wound dressing," *Life (Basel)*, vol. 11, no. 10, pp. 1–22, 2021.
- [8] Z. Zeng, M. Zhu, L. Chen, Y. Zhang, T. Lu, Y. Deng, W. Ma, J. Xu, C. Huang, and R. Xiong, "Design the molecule structures to achieve functional advantages of hydrogel wound dressings: Advances and strategies," *Composites Part B: Engineering*, vol. 247, pp. 1–20, 2022.
- [9] S. Song, Z. Liu, M. A. Abubaker, L. Ding, J. Zhang, S. Yang, and Z. Fan, "Antibacterial polyvinyl alcohol/bacterial cellulose/nano-silver hydrogels that effectively promote wound healing," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 126, pp. 1–13, 2021.
- [10] T. Y. Huang, G. S. Wang, C. C. Tseng, and W. T. Su, "Epidermal cells differentiated from stem cells from human exfoliated deciduous teeth and seeded onto polyvinyl alcohol/silk fibroin nanofiber dressings accelerate wound repair," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 104, pp. 1–11, 2019.
- [11] C. Suwanboon, N. Chanunpanich, and K. Kittiniyom, "Antibacterial Membrane from Mixed Poly(vinylidene fluoride) Nanofiber and Poly(vinyl alcohol) Nanofiber," *The Journal of KMUTNB*, vol. 28, no. 4, pp. 881–891, 2018 (in Thai).
- [12] A. Boonkham, S. Suwancharoen, P. Suwannawong, B. Buntham, and J. Nguendee, "Shrimp Shell Deproteinization by Using Papain and Antifungal of Chitosan Against *Fusarium oxysporum*," *The Journal of KMUTNB*, vol. 29, no. 2, pp. 282–291, 2019 (in Thai).
- [13] R. Jayakumar, M. Prabakaran, P. T. Sudheesh Kumar, S. V. Nair, and H. Tamura, "Biomaterials based on chitin and chitosan in wound dressing applications," *Biotechnology Advances*, vol. 29, no. 3, pp. 322–337, 2011.
- [14] M. Ji, J. Li, Y. Wang, F. Li, J. Man, J. Li, C. Zhang, S. Peng, and S. Wang, "Advances in chitosan-based wound dressings: Modifications, fabrications, applications and prospects,"

- Carbohydrate Polymers*, vol. 297, pp. 1–21, 2022.
- [15] N. Kulkarni, P. Jain, A. Shindikar, P. Suryawanshi, and N. Thorat, “Advances in the colon-targeted chitosan based multiunit drug delivery systems for the treatment of inflammatory bowel disease,” *Carbohydr Polym*, vol. 288, pp. 1–21, 2022.
- [16] Y. Arman, M. Rojkongsub, and K. Piyamonckala, “Adsorption methylene blue dye by chitosan flake: Equilibrium and applied to use for industrial factory,” *The Journal of KMUTNB*, vol. 28, no. 4, pp. 825–835, 2018 (in Thai).
- [17] S. Bautista-Baños, A. N. Hernández-Lauzardo, M. G. Velázquez-del Valle, M. Hernández-López, E. Ait Barka, E. Bosquez-Molina, and C. L. Wilson, “Chitosan as a potential natural compound to control pre and postharvest diseases of horticultural commodities,” *Crop Protection*, vol. 25, no. 2, pp. 108–118, 2006.
- [18] J. Tangjitjareonkun and R. Supabphol, “Application of aloe vera on wound healing,” *Journal of Medicine and Health Sciences*, vol. 22, no. 3, pp. 53–67, 2015.
- [19] S. Rahman, P. Carter, and N. Bhattarai, “Aloe vera for tissue engineering applications,” *Journal of Functional Biomaterials*, vol. 8, no. 1, pp. 1–17, 2017.
- [20] D. Hekmatpou, F. Mehrabi, K. Rahzani, and A. Aminiyan, “The effect of aloe vera clinical trials on prevention and healing of skin wound: A systematic review,” *Iranian Journal of Medical Sciences*, vol. 44, no. 1, pp. 1–9, 2019.
- [21] M. Naseri-Nosar, S. Farzamfar, M. Salehi, A. Vaez, R. Tajerian, and M. Azami, “Erythropoietin/ aloe vera-releasing wet-electrospun polyvinyl alcohol/chitosan sponge-like wound dressing: *In vitro* and *in vivo* studies,” *Journal of Bioactive and Compatible Polymers*, vol. 33, no. 3, pp. 269–281, 2017.
- [22] S. Rafeian, H. Mahdavi, and M. E. Masoumi, “Improved mechanical, physical and biological properties of chitosan films using Aloe vera and electrospun PVA nanofibers for wound dressing applications,” *Journal of Industrial Textiles*, vol. 50, no. 9, pp. 1456–1474, 2019.
- [23] H. Sosiati, W. Nur Fatihah, Yusmaniar, and M. B. Nur Rahman, “Characterization of the Properties of Electrospun Blended Hybrid Poly(Vinyl Alcohol)_Aloe Vera/Chitosan Nano-Emulsion Nanofibrous Membranes,” *Key Engineering Materials*, vol. 792, pp. 74–79, 2019.
- [24] D. M. Escobar-Sierra and Y. P. Perea-Mesa, “Manufacturing and evaluation of Chitosan, PVA and Aloe Vera hydrogels for skin applications,” *Dyna*, vol. 84, no. 203, pp. 134–142, 2017.
- [25] T. Zhang, Z. Yu, Y. Ma, B.-S. Chiou, F. Liu, and F. Zhong, “Modulating physicochemical properties of collagen films by cross-linking with glutaraldehyde at varied pH values,” *Food Hydrocolloids*, vol. 124, pp. 1–12, 2022.
- [26] T. Sultana, M. Hossain, S. Rahaman, Y. S. Kim, J. G. Gwon, and B. T. Lee, “Multi-functional nanocellulose-chitosan dressing loaded with antibacterial lawsone for rapid hemostasis and cutaneous wound healing,” *Carbohydr Polym*, vol. 272, pp. 1–14, 2021.
- [27] L. Fan, H. Yang, J. Yang, M. Peng, and J. Hu, “Preparation and characterization of chitosan/



- gelatin/PVA hydrogel for wound dressings,” *Carbohydr Polym*, vol. 146, pp. 427–434, 2016.
- [28] Y. Liang, B. Chen, M. Li, J. He, Z. Yin, and B. Guo, “Injectable antimicrobial conductive hydrogels for wound disinfection and infectious wound healing,” *Biomacromolecules*, vol. 21, no. 5, pp. 1841–1852, 2020.
- [29] M. T. Khorasani, A. Joorabloo, A. Moghaddam, H. Shamsi, and Z. Mansoori Moghadam, “Incorporation of ZnO nanoparticles into heparinized polyvinyl alcohol/chitosan hydrogels for wound dressing application,” *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 114, pp. 1203–1215, 2018.
- [30] M. T. Khorasani, A. Joorabloo, H. Adeli, Z. Mansoori-Moghadam, and A. Moghaddam, “Design and optimization of process parameters of polyvinyl(alcohol)/chitosan/nano zinc oxide hydrogels as wound healing materials,” *Carbohydr Polym*, vol. 207, pp. 542–554, 2019.
- [31] P. Thongpo, P. Kuntadong, R. Molloy, and R. Bunkerd, “Synthesis and properties of poly(sodium 2-acrylamido-2-methylpropane sulfonate) hydrogel sheets and effect of adding gelatinized cassava starch,” *Burapha Science Journal*, vol. 23, no. 2, pp. 1059–1069, 2018.
- [32] Q. Yu, Y. Song, X. Shi, C. Xu, and Y. Bin, “Preparation and properties of chitosan derivative/poly(vinyl alcohol) blend film crosslinked with glutaraldehyde,” *Carbohydrate Polymers*, vol. 84, no. 1, pp. 465–470, 2011.
- [33] H. Hu, J. H. Xin, H. Hu, A. Chan, and L. He, “Glutaraldehyde-chitosan and poly (vinyl alcohol) blends, and fluorescence of their nano-silica composite films,” *Carbohydr Polym*, vol. 91, no. 1, pp. 305–313, 2013.
- [34] M. Kokabi, M. Sirousazar, and Z. M. Hassan, “PVA-clay nanocomposite hydrogels for wound dressing,” *European Polymer Journal*, vol. 43, no. 3, pp. 773–781, 2007.
- [35] Y. Xie, Z. X. Yi, J. X. Wang, T. G. Hou, and Q. Jiang, “Carboxymethyl konjac glucomannan-crosslinked chitosan sponges for wound dressing,” *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 112, pp. 1225–1233, 2018.
- [36] T. Thanyacharoen, P. Chuysinuan, S. Techasakul, P. Nooeaid, and S. Ummartyotin, “Development of a gallic acid-loaded chitosan and polyvinyl alcohol hydrogel composite: Release characteristics and antioxidant activity,” *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 107, pp. 363–370, 2018.
- [37] A. Chaturvedi, A. K. Bajpai, J. Bajpai, and S. K. Singh “Evaluation of poly(vinyl alcohol) based cryogel-zinc oxide nanocomposites for possible applications as wound dressing materials,” *Materials Science and Engineering: C*, vol. 65, pp. 408–418, 2016.
- [38] A. Chang, Z. Ye, Z. Ye, J. Deng, J. Lin, C. Wu, and H. Zhu, “Citric acid crosslinked sphinganol WL gum hydrogel films supported ciprofloxacin for potential wound dressing application,” *Carbohydrate Polymers*, vol. 291, pp. 1–9, 2022.
- [39] M. Goh, Y. Hwang, and G. Tae, “Epidermal growth factor loaded heparin-based hydrogel sheet for skin wound healing,” *Carbohydrate Polymers*, vol. 147, pp. 251–260, 2016.
- [40] R. Bunkerd, S. Innok, S. Innok, and R. Molloy, “Preparation of synthetic hydrogel sheets of

- poly(sodium 2-acrylamido2-methylpropane sulfonate) containing extracts from krueo ma noy leaves,” *KMUTT Research and Development Journal*, vol. 43, no. 3, pp. 297–310, 2020 (in Thai).
- [41] Y. Chen, L. Yan, T. Yuan, Q. Zhang, and H. Fan, “Asymmetric polyurethane membrane with in situ-generated nano-TiO₂ as wound dressing,” *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 119, no. 3, pp. 1532–1541, 2011.
- [42] M. T. Razzaka, D. Darwisb, Zainuddinb, and Sukirno, “Irradiation of polyvinyl alcohol and polyvinyl pyrrolidone blended hydrogel for wound dressing,” *Radiation Physics and Chemistry*, vol. 62, no. 1, pp. 107–113, 2001.
- [43] A. Chhatri, J. Bajpai, A. K. Bajpai, S. S. Sandhu, N. Jain, and J. Biswas, “Cryogenic fabrication of savlon loaded macroporous blends of alginate and polyvinyl alcohol (PVA). Swelling, deswelling and antibacterial behaviors,” *Carbohydrate Polymers*, vol. 83, no. 2, pp. 876–882, 2011.
- [44] T. Ikeda, K. Ikeda, K. Yamamoto, H. Ishizaki, Y. Yoshizawa, K. Yanagiguchi, S. Yamada, and Y. Hayashi, “Fabrication and characteristics of chitosan sponge as a tissue engineering scaffold,” *BioMed Research International*, vol. 2014, pp. 1–8, 2014.
- [45] R. Pereira, A. Carvalho, D. C. Vaz, M. H. Gil, A. Mendes, and P. Bartolo, “Development of novel alginate based hydrogel films for wound healing applications,” *International Journal of Biological Macromolecules*, vol. 52, pp. 221–230, 2013.
- [46] J. Lu, Y. Chen, M. Ding, X. Fan, J. Hu, Y. Chen, J. Li, Z. Li, and W. Liu, “A 4arm-PEG macromolecule crosslinked chitosan hydrogels as antibacterial wound dressing,” *Carbohydr Polym*, vol. 277, pp. 1–14, 2022.
- [47] X. Qing, G. He, Z. Liu, Y. Yin, W. Cai, L. Fan, and P. Fardim, “Preparation and properties of polyvinyl alcohol/N-succinyl chitosan/lincomycin composite antibacterial hydrogels for wound dressing,” *Carbohydrate Polymers*, vol. 261, pp. 1–9, 2021.

