



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการวิจัย

เจลสมุนไพรห้ามเลือดและสมานแผลที่ใช้ในทางทันตกรรม

Herbal hemostatic and wound healing gels for dental applications

โดย

รองศาสตราจารย์ ดร.ภญ.สุชาร์ตน์ ลัมสิทธิชัยกุล

สนับสนุนโดย

สถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต

2567



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการวิจัย

เจลสมุนไพรห้ามเลือดและสมานแผลที่ใช้ในทางทันตกรรม

Herbal hemostatic and wound healing gels for dental applications

มหาวิทยาลัยรังสิต Rangsit University

โดย

รองศาสตราจารย์ ดร.ภญ.สุชาร์ตน์ ลีมีสิทธิชัยกุล

สนับสนุนโดย

สถาบันวิจัย มหาวิทยาลัยรังสิต

2567

ชื่อเรื่อง : เจลสมุนไพรห้ามเลือดและสมานแผลที่ใช้ในทางทันตกรรม

ผู้วิจัย : สุชารัตน์ ลิ้มสิทธิชัยกุล

สถาบัน : วิทยาลัยเภสัชศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีที่พิมพ์ : 2569

สถานที่พิมพ์ : มหาวิทยาลัยรังสิต

แหล่งที่เก็บรายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์: มหาวิทยาลัยรังสิต

จำนวนหน้างานวิจัย: 49 หน้า

คำสำคัญ : เจล การห้ามเลือด สมานแผล ทันตกรรม สมุนไพร

Key words : gel, hemostatic, wound healing, dental applications, herbal

ลิขสิทธิ์ : มหาวิทยาลัยรังสิต



ชื่อเรื่อง : เจลสมุนไพรห้ามเลือดและสมานแผลที่ใช้ในทางทันตกรรม

ผู้วิจัย : สุชารัตน์ ลิ้มสิทธิชัยกุล

สถาบัน : วิทยาลัยเภสัชศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต

ปีที่พิมพ์ : 2569

สถานที่พิมพ์ : มหาวิทยาลัยรังสิต

แหล่งที่เก็บรายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์: มหาวิทยาลัยรังสิต

จำนวนหน้างานวิจัย: 49 หน้า

คำสำคัญ : เจล การห้ามเลือด สมานแผล ทันตกรรม สมุนไพร

ลิขสิทธิ์ : มหาวิทยาลัยรังสิต

บทคัดย่อ

การพัฒนาไฮโดรเจลเพื่อใช้ในทางทันตกรรมในปัจจุบัน การใช้ผลิตภัณฑ์เจลในช่องปากมักเผชิญปัญหาด้านการยึดเกาะกับเนื้อเยื่อ ส่งผลให้เจลหลุดออกจากบริเวณที่ต้องการใช้งานได้ง่าย ซึ่งลดประสิทธิภาพของผลิตภัณฑ์ การพัฒนาไฮโดรเจลที่มีการยึดเกาะที่ดีขึ้น จึงเป็นแนวทางสำคัญในการเพิ่มประสิทธิภาพของผลิตภัณฑ์ วัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและพัฒนาไฮโดรเจลสำหรับใช้ในช่องปาก โดยมุ่งเน้นการศึกษาผลของพอลิเมอร์ชนิดต่าง ๆ ต่อการพัฒนารับ พอลิเมอร์ที่ศึกษาประกอบด้วย เจลแลนกัน, ไฮยาลูโรนิกแอซิด และพอลอกลูซามเมอร์ 407 พบว่าอัตราส่วนของพอลอกลูซามเมอร์ 407 มีผลต่อการเปลี่ยนสถานะเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น ขณะที่อัตราส่วนของเจลแลนกันส่งผลต่อการเกิดเจลในสภาวะที่มีอิเล็กโทรไลต์ นอกจากนี้ การเพิ่มปริมาณไฮยาลูโรนิกแอซิดช่วยเพิ่มความสามารถในการกักเก็บน้ำและการยึดเกาะกับเนื้อเยื่อ การเปลี่ยนสถานะเริ่มต้นที่อุณหภูมิ 33 องศาเซลเซียส โดยใช้เวลา 5-30 วินาที ในกรณีที่มีอิเล็กโทรไลต์ เจลสามารถเปลี่ยนสถานะได้ภายใน 1-5 วินาที นอกจากนี้ ตำรับไฮโดรเจลที่พัฒนาขึ้นสามารถยึดเกาะได้ยาวนานกว่า 30 นาที และใช้เวลาสลายตัวตั้งแต่ 1-8 ชั่วโมง ทั้งนี้อัตราส่วนของพอลิเมอร์ที่สูงขึ้นส่งผลต่อระยะเวลาการสลายตัวของเจล ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นถึงศักยภาพของไฮโดรเจลที่มีคุณสมบัติด้านการยึดเกาะ สำหรับการใช้งานในช่องปาก ซึ่งสามารถนำไปพัฒนาต่อโดยเติมสารออกฤทธิ์ เช่น ยาชา ยาแก้ปวดอักเสบ เพื่อประยุกต์ใช้ทางทันตกรรมในอนาคต

Title : Herbal hemostatic and wound healing gels for dental applications

Researcher: Sucharat Limsitthichaikoon

Institution: Collage of Pharmacy, Rangsit University

Year of Publication : 2026

Publisher: Rangsit University

Sources: Rangsit University

No. of pages : 56 pages

Keywords: gel, hemostatic, wound healing, dental applications, herbal

Copyrights: Rangsit University

Abstract

Development of Hydrogel for Dental Applications Oral gels often suffer from poor adhesion to tissues, reducing their effectiveness. This study aims to develop hydrogels with better adhesion for oral use by examining the effects of different polymers: gellan gum, hyaluronic acid, and poloxamer 407. Poloxamer 407 affects thermoresponsive gelation, while gellan gum promotes gel formation in the presence of electrolytes. Hyaluronic acid enhances water retention and tissue adhesion. Gelation occurs at 33°C within 5–30 seconds, and in electrolyte conditions, within 1–5 seconds. The developed hydrogel adheres for over 30 minutes and degrades within 1–8 hours. Increasing polymer ratios extends gel degradation time. These findings highlight the potential of this hydrogel for oral use, with future applications possible by adding active agents like anesthetics or anti-inflammatory drugs.

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
สารบัญ	ค
สารบัญตาราง	จ
สารบัญรูปภาพ	ฉ
 บทที่ 1 บทนำ	 1
1. ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย	1
2. คำถามวิจัย	2
3. วัตถุประสงค์การวิจัย	2
4. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
5. กรอบแนวคิดการวิจัย	4
 บทที่ 2 การทบทวนวรรณกรรม	 6
1. กระบวนการห้ามเลือดและสมานแผล	6
2. In Situ Gel ที่ช่วยห้ามเลือดและสมานแผล	8
3. สมุนไพรที่เกี่ยวข้องกับการห้ามเลือดและสมานแผล	9
 บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย	 11
3.1 การสกัดสารสำคัญจากผักเสี้ยนผี	11
3.2 การเตรียม in situ เจล	12
3.3 การเตรียม in situ เจล ที่มีสารสกัดผักเสี้ยนผี	12
3.4 สถิติที่ใช้ในงานวิจัย	13
 บทที่ 4 ผลการทดลองและการอภิปรายผลการทดลอง	 14
4.1 การพัฒนาตำรับไฮโดรเจลสำหรับใช้ในช่องปาก	14
4.2 การสกัดและวิเคราะห์สมุนไพรห้ามเลือด	33
4.3 การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระ (Anti oxidation)	36
4.4 การทดสอบฤทธิ์ยับยั้งการอักเสบ (Anti – inflammatory)	37
4.5 การทดสอบฤทธิ์การสมานแผล	38

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง	40
เอกสารอ้างอิง	41
ประวัติผู้วิจัย	44



สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 สูตรตำรับที่ 1 Gellan gum : Poloxamer407	14
ตารางที่ 2 สูตรตำรับที่ 2 Gellan gum : Hyaluronic acid	15
ตารางที่ 3 สูตรตำรับที่ 3 Gellan gum : Hyaluronic acid	16
ตารางที่ 4 สูตรตำรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer 407	17
ตารางที่ 5 สูตรตำรับที่ 1 Gellan gum : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	22
ตารางที่ 6 สูตรตำรับที่ 2 Gellan gum : Hyaluronic acid การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	23
ตารางที่ 7 สูตรตำรับที่ 3 Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	24
ตารางที่ 8 สูตรตำรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	25
ตารางที่ 9 ผลการทดสอบ Gelation temp: เริ่มทดสอบที่อุณหภูมิ 33°C จนถึง 36°C ในเวลา 1 นาที	27
ตารางที่ 10 ผลการทดสอบระยะเวลาการเกิดเจล	28
ตารางที่ 11 %yield ของสารสกัดชั้นเอทานอลและสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี	33
ตารางที่ 12 ผลการวิเคราะห์หาปริมาณสารประกอบฟีนอลิกของสารมาตรฐาน gallic acid	34
ตารางที่ 13 ผลการวิเคราะห์หาปริมาณสารประกอบฟลาโวนอยด์ของสารมาตรฐาน Catechin	35
ตารางที่ 14 ผลการศึกษาการเคลื่อนย้ายของเซลล์ Cell migration	39

สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 1 ตำรับที่ 1	18
รูปที่ 2 ตำรับที่ 2	19
รูปที่ 3 ตำรับที่ 3	20
รูปที่ 4 ตำรับที่ 4	21
รูปที่ 5 สูตรตำรับที่ 1 Gellan gum : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	22
รูปที่ 6 สูตรตำรับที่ 2 Gellan gum : Hyaluronic acid การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	23
รูปที่ 7 สูตรตำรับที่ 3 Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	24
รูปที่ 8 สูตรตำรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที	25
รูปที่ 9 รูปภาพแสดงวิธีการทดสอบการทดสอบอุณหภูมิที่เกิดเจล	26
รูปที่ 10 morphology ของเจล Lyophilization	29
รูปที่ 11 morphology ของเจล Lyophilization ด้วยวิธี Scanning Electron Microscopy (SEM)	29
รูปที่ 12 รูปภาพแสดงวิธีการทดสอบการยิดเกาะของพอลิเมอร์ (Erosion)	30
รูปที่ 13 แผนภูมิแสดงการสลายตัวของเจล ณ เวลาต่างๆ	31
รูปที่ 14 รูปภาพแสดงวิธีการทดสอบการแข็งเป็นเจล (ลดการไหล/ห้ามเลือด)	32
รูปที่ 15 รูปภาพแสดงการแข็งเป็นเจล (ลดการไหล/ห้ามเลือด)	32
รูปที่ 16 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นกับค่าการดูดกลืนแสงของสารมาตรฐาน gallic acid	34
รูปที่ 17 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นกับค่าการดูดกลืนแสงของสารมาตรฐาน Catechin	35
รูปที่ 18 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นกับค่าการดูดกลืนแสงของสารมาตรฐาน Trolox	37
รูปที่ 19 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละการเพิ่มจำนวนของเซลล์กับสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผี	38
รูปที่ 20 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละการเพิ่มจำนวนของเซลล์กับสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี	39

บทที่ 1

บทนำ

1. ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการวิจัย

สมุนไพรมีบทบาทสำคัญในการแพทย์มานานหลายพันปี โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการรักษาบาดแผลและห้ามเลือด ด้วยคุณสมบัติทางธรรมชาติที่ปลอดภัยและมีประสิทธิภาพในการรักษา ตัวอย่างเช่น ใบสาบเสือที่มีฤทธิ์ห้ามเลือดได้อย่างรวดเร็ว และขมิ้นชันที่ช่วยเร่งการสมานแผล การศึกษาสมุนไพรเพื่อนำมาประยุกต์ใช้จากการนำเอาองค์ความรู้จากภูมิปัญญาชาวบ้าน และ/หรือจากตำราเภสัชกรยุคแล้ว ยังมีคุณค่าในทางแพทย์และรวมถึงในทางทันตกรรมอีกด้วย อย่างไรก็ตามความท้าทายที่สำคัญคือ การค้นหาวัสดุและเทคโนโลยีที่สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาได้อย่างรวดเร็วและปลอดภัย

ในทางทันตกรรม การควบคุมการเสียเลือดและการสมานแผลหลังการผ่าตัดต่าง ๆ เช่น การถอนฟัน การผ่าตัดฟันคุด หรือการทำการศัลยกรรมในช่องปาก ถือเป็นกระบวนการที่สำคัญอย่างยิ่งในการลดความเสี่ยงของภาวะแทรกซ้อนและเร่งการฟื้นตัวของผู้ป่วย ความท้าทายของการควบคุมการเสียเลือดและการสมานแผลหลังการผ่าตัดคือการห้ามเลือดและการสมานแผลในช่องปากเป็นเรื่องยาก เนื่องจากช่องปากมีความชื้นสูง การเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่อง และความเสี่ยงต่อการติดเชื้อจากจุลินทรีย์ ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในช่องปากจึงต้องมีคุณสมบัติเฉพาะเพื่อให้ยึดเกาะได้ดี ปลอดภัย และมีประสิทธิภาพในการห้ามเลือดและสมานแผล ความท้าทายเหล่านี้ทำให้การพัฒนาเทคโนโลยีสำหรับการรักษาแผลในช่องปากเป็นเรื่องซับซ้อนที่ต้องการการวิจัยอย่างละเอียด การหาวัสดุและเทคโนโลยีที่สามารถห้ามเลือดได้อย่างมีประสิทธิภาพและช่วยสมานแผลได้อย่างรวดเร็ว การพัฒนาเจลห้ามเลือดและสมานแผลในรูปแบบ In Situ Gel ถือเป็นนวัตกรรมที่มีศักยภาพสูง เจลชนิดนี้สามารถเปลี่ยนสถานะจากของเหลวเป็นเจลเมื่อสัมผัสกับสภาวะเฉพาะในร่างกาย เช่น อุณหภูมิ ค่าความเป็นกรดต่าง อิเล็กโทรไลต์จากน้ำลาย เลือดหรือสารคัดหลั่งอื่นๆ ซึ่งช่วยให้การห้ามเลือดและสมานแผลเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพและรวดเร็ว นอกจากนี้ ยังสามารถเพิ่มส่วนประกอบสมุนไพรที่ช่วยลดอาการเจ็บปวดและอักเสบ ส่งเสริมการหายของแผล และลดความเสี่ยงของการติดเชื้อ ทำให้ผู้ป่วยฟื้นตัวได้อย่างรวดเร็ว การพัฒนาเจลจากสมุนไพรยังสอดคล้องกับแนวโน้มการใช้ผลิตภัณฑ์จากธรรมชาติที่ปลอดภัยไม่เป็นพิษ สามารถย่อยสลายได้ในร่างกาย เป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อม และตอบสนองความต้องการของผู้บริโภค นอกจากนี้ข้อดีของการใช้ In Situ Gel คือการรักษาที่แม่นยำและปลอดภัย โดยสามารถควบคุมปริมาณและตำแหน่งของเจลที่ใช้ได้ ช่วยประหยัดเวลาและทรัพยากรในการรักษา ซึ่งทั้งหมดนี้ทำให้ In Situ Gel เป็นนวัตกรรมที่มีอนาคตในวงการแพทย์และทันตกรรม

งานวิจัยในปัจจุบันมุ่งเน้นการพัฒนานวัตกรรมที่นำสมุนไพรมาใช้ร่วมกับเทคโนโลยีเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา ผักเสี้ยนผี (Cleome viscosa L.) เป็นพืชที่มีคุณสมบัติทางยาหลากหลาย มีสารสำคัญในกลุ่ม flavonoids และ glucosinolates ที่มีฤทธิ์ในการต้านอนุมูลอิสระ ด้านการอักเสบ และสมานแผล ทำให้ผักเสี้ยนผีเป็นสมุนไพรที่น่าสนใจในการพัฒนาเป็นผลิตภัณฑ์เจลห้ามเลือดและสมานแผล การนำเอาสมุนไพร

มาพัฒนาต่อยอดเป็นผลิตภัณฑ์นวัตกรรมเจลห้ามเลือดและสมานแผล มีความสำคัญเพื่อใช้ในการเสริมฤทธิ์การรักษา ยกตัวอย่างเช่น 1) การตอบสนองความต้องการทางการแพทย์ที่ยังไม่ได้รับการตอบสนอง: ในทางทันตกรรมและศัลยกรรม การควบคุมการเสียเลือดและการสมานแผลหลังหัตถการเป็นเรื่องสำคัญมาก ดังนั้นเจลที่พัฒนาจากสมุนไพรหางสามารถช่วยห้ามเลือดได้อย่างรวดเร็ว และมีฤทธิ์สมานแผลจะสามารถช่วยลดภาวะแทรกซ้อน พร้อมเร่งการฟื้นตัวของผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ 2) เพื่อประยุกต์ใช้สมุนไพรในรูปแบบที่ทันสมัย: การพัฒนา In Situ Gel ที่สามารถเปลี่ยนสถานะเมื่อสัมผัสกับสภาวะในร่างกาย เป็นการนำสมุนไพรมาใช้ในรูปแบบที่สะดวกและตรงจุดมากขึ้น ซึ่งช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการรักษาและความสะดวกในการใช้งานของผู้เชี่ยวชาญทางการแพทย์ 3) เพื่อส่งเสริมการใช้ผลิตภัณฑ์จากธรรมชาติ: ในยุคที่ผู้บริโภคให้ความสำคัญกับความปลอดภัยและความยั่งยืน การพัฒนาเจลห้ามเลือดและสมานแผลจากสมุนไพรที่ย่อยสลายได้ในร่างกาย เป็นทางเลือกที่สอดคล้องกับแนวโน้มการใช้ผลิตภัณฑ์ที่เป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อมและปลอดภัยต่อผู้ใช้ 4) เพื่อลดผลข้างเคียงและความเสี่ยงจากการใช้สารเคมี: สมุนไพรมีข้อได้เปรียบในการเป็นสารออกฤทธิ์จากธรรมชาติ ซึ่งมีความปลอดภัยและมีโอกาสเกิดผลข้างเคียงน้อยกว่าสารเคมีสังเคราะห์ การใช้สมุนไพรใน In Situ Gel สามารถลดความเสี่ยงในการรักษา และส่งเสริมการรักษาอย่างปลอดภัย

การพัฒนานวัตกรรมนี้จึงเป็นการตอบสนองต่อความท้าทายทางการแพทย์และทันตกรรม นอกจากจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาแล้ว ยังเป็นการผสมผสานระหว่างความรู้พื้นฐานด้านสมุนไพรกับเทคโนโลยีที่ทันสมัยและเปิดโอกาสให้มีการศึกษาต่อยอดและพัฒนาเป็นผลิตภัณฑ์ที่มีความสำคัญและสามารถนำมาใช้ในวงการแพทย์ได้อย่างกว้างขวางในอนาคต

2. คำถามวิจัย

2.1 เจลที่มีสารสกัดผักเสี้ยนผีและพอลิเมอร์เป็นส่วนประกอบ จะมีคุณภาพและประสิทธิภาพในการห้ามเลือดและสมานแผลในช่องปาก ได้หรือไม่

2.2 เจลที่มีสารสกัดผักเสี้ยนผีและพอลิเมอร์เป็นส่วนประกอบ จะมีความปลอดภัยและประสิทธิภาพสูงสุดที่ช่วยเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยและลดความเสี่ยงจากภาวะแทรกซ้อนหลังการทำหัตถการทางทันตกรรม ได้หรือไม่

3. วัตถุประสงค์การวิจัย

3.1 เพื่อสกัดและประเมินประสิทธิภาพของสมุนไพรในการห้ามเลือดและสมานแผล: การวิจัยนี้มีเป้าหมายในการค้นหาวิธีในการสกัดและประเมินศักยภาพของผักเสี้ยนผีที่ความเข้มข้นต่าง ๆ ที่ความสามารถช่วยหยุดเลือดได้อย่างรวดเร็ว กระตุ้นการสร้างเซลล์ใหม่ และส่งเสริมการสมานแผลในเซลล์ช่องปาก ทั้งนี้เพื่อเลือกความเข้มข้นสารสกัดผักเสี้ยนผีที่มีประสิทธิภาพสูงสุดสำหรับการพัฒนาตำรับเจล

3.2 เพื่อพัฒนาเจลห้ามเลือดและสมานแผลที่มีส่วนผสมของสารสกัดผักเสี้ยนผีและพอลิเมอร์: วัตถุประสงค์สำคัญของการวิจัยนี้คือการสร้างตำรับเจลที่มีสารสกัดผักเสี้ยนผีและพอลิเมอร์เป็นส่วนประกอบ โดยเน้นการพัฒนาเพื่อให้ได้ตำรับเจลที่สามารถยึดเกาะกับเยื่อเมือกได้ดี ปลอดภัยสำคัญได้อย่างรวดเร็ว มีความ

ปลอดภัย ไม่ก่อให้เกิดพิษ และสามารถย่อยสลายได้ในร่างกาย เจลนี้จะมีบทบาทสำคัญในการห้ามเลือดและสมานแผลในช่องปากอย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งจะช่วยลดความเสี่ยงของภาวะแทรกซ้อนหลังการทำหัตถการ

3.3 เพื่อประเมินคุณภาพและประสิทธิภาพของเจลที่มีส่วนผสมของสารสกัดผักเสี้ยนผีในด้านความปลอดภัย: การวิจัยนี้จะทดสอบเจลที่ผสมสารสกัดผักเสี้ยนผีที่พัฒนาขึ้นมาในด้านความปลอดภัย ปราศจากเชื้อก่อโรค ไม่เป็นพิษต่อเซลล์ การกระตุ้นการสร้างเซลล์ใหม่ และการสมานแผลในเซลล์เยื่อช่องปากได้ รวมถึงการทำให้ปราศจากเชื้อ เพื่อให้แน่ใจว่าเจลที่พัฒนานั้นมีความปลอดภัยในการใช้งานและมีประสิทธิภาพในการส่งเสริมการรักษาแผล

3.4 เพื่อศึกษาคุณสมบัติทางเคมีและกายภาพของเจลที่มีส่วนผสมของสารสกัดผักเสี้ยนผี: วัตถุประสงค์นี้มุ่งเน้นการศึกษาคุณสมบัติการยึดเกาะกับเยื่อเมือก รวมถึงการปลดปล่อยตัวยาสำคัญ การย่อยสลาย และการคงตัวของเจล โดยจะประเมินการย่อยสลายของเจลในร่างกายและศึกษาความคงตัวในสภาวะแวดล้อมของช่องปาก เพื่อให้แน่ใจว่าเจลสามารถปลดปล่อยยาและออกฤทธิ์ได้นานเพียงพอ ก่อนที่จะถูกย่อยสลายไปโดยไม่ก่อให้เกิดพิษหรือการระคายเคืองในบริเวณที่ใช้

วัตถุประสงค์ของการวิจัยนี้มีความสำคัญในการพัฒนาและประเมินตำรับเจลที่มีสารสกัดผักเสี้ยนผีและพอลิเมอร์เป็นส่วนประกอบ ซึ่งจะมีประโยชน์อย่างมากในการห้ามเลือดและสมานแผลในช่องปาก โดยมีความปลอดภัยและประสิทธิภาพสูงสุด ซึ่งจะช่วยเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยและลดความเสี่ยงจากภาวะแทรกซ้อนหลังการทำหัตถการทางทันตกรรม

4. ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

4.1 ผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาทางทันตกรรม: เจลห้ามเลือดและสมานแผลที่พัฒนาขึ้นจะช่วยให้ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดหรือทำหัตถการทางทันตกรรมฟื้นตัวได้เร็วขึ้น ลดอาการเจ็บปวดและการอักเสบ และลดความเสี่ยงในการเกิดภาวะแทรกซ้อน เช่น การติดเชื้อหรือการเกิดเลือดออกต่อเนื่อง ซึ่งส่งผลให้คุณภาพชีวิตของผู้ป่วยดีขึ้นอย่างเห็นได้ชัด

4.2 ทันตแพทย์และบุคลากรทางการแพทย์: เจลที่พัฒนาขึ้นจะเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพสูงในการห้ามเลือดและสมานแผล ทำให้ทันตแพทย์สามารถทำหัตถการได้อย่างรวดเร็วและปลอดภัยมากยิ่งขึ้น ลดเวลาที่ใช้ในการรักษาและการฟื้นฟูของผู้ป่วย และช่วยลดความเสี่ยงจากการใช้ยาเกินขนาดหรือการกระจายของสารไปยังส่วนอื่นของร่างกาย

4.3 หน่วยงานด้านการดูแลสุขภาพและคลินิกทันตกรรม: การนำเจลห้ามเลือดและสมานแผลที่พัฒนาขึ้นมาใช้งานจะช่วยลดค่าใช้จ่ายในการรักษาและการฟื้นฟูของผู้ป่วย เนื่องจากเจลมีประสิทธิภาพในการยึดเกาะและย่อยสลาย ทำให้ไม่ต้องใช้วัสดุห้ามเลือดและสมานแผลซ้ำหลายครั้ง ลดปริมาณทรัพยากรที่ต้องใช้และเพิ่มความคุ้มค่าในการรักษา

4.4 อุตสาหกรรมยาและเวชภัณฑ์: การพัฒนาเจลที่มีสมุนไพรและพอลิเมอร์เป็นส่วนประกอบสามารถนำไปต่อยอดในการผลิตและจำหน่ายในเชิงพาณิชย์ได้ ทำให้อุตสาหกรรมยาและเวชภัณฑ์มีผลิตภัณฑ์ใหม่ที่มีศักยภาพในการแข่งขันในตลาด ส่งเสริมการใช้สมุนไพรในผลิตภัณฑ์ทางการแพทย์ที่มีประสิทธิภาพสูง

4.5 นักวิจัยและสถาบันการศึกษา: การศึกษานี้จะเป็นข้อมูลพื้นฐานและแนวทางในการวิจัยต่อยอดในด้านการพัฒนาเจลและวัสดุทางการแพทย์อื่น ๆ ที่สามารถนำสมุนไพรและพอลิเมอร์มาใช้ในการรักษา ทำให้มีองค์ความรู้ใหม่ ๆ ในการวิจัยและพัฒนาวัสดุการแพทย์ที่ปลอดภัยและมีประสิทธิภาพสูงขึ้น

การนำเจลห้ามเลือดและสมานแผลที่พัฒนาขึ้นมาใช้ในทางปฏิบัติจะช่วยเพิ่มความปลอดภัยและประสิทธิภาพในการรักษาทางทันตกรรม ทำให้การดูแลรักษาผู้ป่วยเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ทั้งยังช่วยเพิ่มความมั่นใจในการใช้งานผลิตภัณฑ์ที่มีความปลอดภัยและไม่เป็นพิษ ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อทั้งผู้ป่วยบุคลากรทางการแพทย์ และอุตสาหกรรมยาและเวชภัณฑ์ในวงกว้าง

5. กรอบแนวคิดการวิจัย

กรอบแนวคิดสำหรับการพัฒนาผลิตภัณฑ์เจลห้ามเลือดและสมานแผลที่มีสารสกัดสมุนไพร (เช่น ผักเสี้ยนผี) และพอลิเมอร์ แนวคิดนี้อ้างอิงจากองค์ความรู้ที่เกี่ยวข้องกับคุณสมบัติของสารสมุนไพรที่ช่วยในการห้ามเลือดและสมานแผล รวมถึงความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีในการผลิตเจลที่มีการตอบสนองต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิหรือ pH (in situ gel) สำหรับใช้ในบริเวณที่มีเยื่อเมือกในช่องปาก การพัฒนานี้ยังอ้างอิงจากทฤษฎีทางวิทยาศาสตร์และผลการวิจัยในด้านการออกฤทธิ์ทางชีวภาพของสารสกัดสมุนไพร เช่น ฤทธิ์ต้านแบคทีเรีย ฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระ และฤทธิ์ห้ามเลือด ซึ่งล้วนแต่มีบทบาทสำคัญในการสมานแผลและฟื้นฟูเนื้อเยื่อ

5.1 การใช้สารสกัดจากสมุนไพรในการห้ามเลือดและสมานแผล

สารสกัดจากผักเสี้ยนผีมีการศึกษาวิจัยพบว่ามีสารออกฤทธิ์ที่สามารถยับยั้งเชื้อแบคทีเรียและช่วยลดการอักเสบ รวมถึงการกระตุ้นการห้ามเลือดและการสมานแผล ซึ่งคุณสมบัติเหล่านี้เป็นผลจากองค์ประกอบทางเคมีของสารสกัดที่มีฤทธิ์ในการต้านเชื้อและต้านอนุมูลอิสระ เช่น อัลคาลอยด์ ฟลาโวนอยด์ และแทนนิน ซึ่งเป็นสารออกฤทธิ์สำคัญที่ส่งเสริมการแข็งตัวของเลือดและการสมานแผล

5.2 การพัฒนาระบบนำส่งยาที่ตอบสนองต่อสิ่งแวดล้อม (Environment-Responsive Drug Delivery)

การใช้พอลิเมอร์ชนิดตอบสนองต่อสภาวะแวดล้อมในการผลิต in situ gel ได้รับการพัฒนามาอย่างต่อเนื่อง เนื่องจากคุณสมบัติของพอลิเมอร์เหล่านี้สามารถปรับเปลี่ยนสถานะจากของเหลวเป็นเจลเมื่อสัมผัสกับสภาพแวดล้อมเฉพาะ เช่น การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิหรือค่า pH ในร่างกาย ซึ่งช่วยให้การนำส่งสารออกฤทธิ์เป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยเฉพาะในบริเวณที่ยากต่อการรักษา เช่น บริเวณแผลในช่องปากที่มีการเคลื่อนไหวและสัมผัสกับของเหลวตลอดเวลา

5.3 ความสำคัญของการประเมินความปลอดภัยและความคงตัวของผลิตภัณฑ์

กระบวนการทดสอบความเป็นพิษของสารสกัดผักเสี้ยนผีต่อเซลล์ในช่องปากเป็นส่วนสำคัญของการประเมินความปลอดภัยของผลิตภัณฑ์เจล เนื่องจากการใช้ในช่องปากอาจส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อที่บอบบาง

นอกจากนี้ การทดสอบความคงตัวของเจลและปริมาณสารสำคัญในกระบวนการทำให้ปลอดเชื้อด้วยวิธี autoclave และ freeze-thaw cycle ยังเป็นสิ่งสำคัญในการประกันว่าผลิตภัณฑ์สามารถคงคุณสมบัติที่เหมาะสมในระหว่างการเก็บรักษาและใช้งาน

5.4 การวิเคราะห์และประเมินผลด้วยสถิติ

การใช้วิธีการวิเคราะห์ทางสถิติ เช่น ANOVA และ t-test ในการเปรียบเทียบผลลัพธ์จากกลุ่มตัวอย่างต่างๆ เป็นขั้นตอนสำคัญในการประเมินความน่าเชื่อถือและความถูกต้องของข้อมูลที่ได้จากการทดลอง กระบวนการนี้ทำให้มั่นใจได้ว่าผลิตภัณฑ์ที่พัฒนามีคุณสมบัติที่สม่ำเสมอและสามารถนำไปใช้ในเชิงคลินิกได้อย่างมีประสิทธิภาพ

กรอบแนวคิดนี้ สรุปได้ว่า การผสมผสานคุณสมบัติของสมุนไพรที่มีฤทธิ์ทางชีวภาพเข้ากับเทคโนโลยีการผลิตเจลที่ตอบสนองต่อสิ่งแวดล้อม เป็นแนวทางที่มีศักยภาพสูงในการพัฒนาผลิตภัณฑ์ห้ามเลือดและสมานแผลที่สามารถนำไปใช้ในเชิงคลินิกได้อย่างปลอดภัยและมีประสิทธิภาพ



บทที่ 2

การทบทวนวรรณกรรม

1. กระบวนการห้ามเลือดและสมานแผล

การสมานแผลเป็นกระบวนการที่ซับซ้อนและเป็นลำดับขั้นตอน ซึ่งประกอบด้วย 4 ระยะหลัก ได้แก่ การห้ามเลือด (Hemostasis) การอักเสบ (Inflammatory) การเพิ่มจำนวนเซลล์ (Proliferation) และการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ (Remodeling)

การห้ามเลือด (Hemostasis): เมื่อมีการบาดเจ็บที่ผิวหนังหรือเนื้อเยื่อ ร่างกายจะเริ่มกระบวนการห้ามเลือดทันทีเพื่อหยุดการไหลของเลือด โดยเกล็ดเลือด (platelets) จะมารวมตัวกันบริเวณบาดแผลและปล่อยสารเคมีที่กระตุ้นการแข็งตัวของเลือด (blood clotting) จนเกิดเป็นลิ่มเลือด (clot) ซึ่งทำหน้าที่ปิดกั้นไม่ให้เลือดไหลออกจากบาดแผล และเป็นพื้นฐานสำคัญสำหรับการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ในขั้นตอนต่อไป

การอักเสบ (Inflammatory): หลังจากที่มีลิ่มเลือดก่อตัวแล้ว เซลล์ในระบบภูมิคุ้มกัน เช่น นิวโทรฟิล (neutrophils) และมาโครฟาจ (macrophages) จะถูกส่งมายังบริเวณบาดแผลเพื่อกำจัดเชื้อโรคและเศษซากเซลล์ที่ตาย การอักเสบเป็นกระบวนการที่ช่วยทำความสะอาดบริเวณบาดแผลและสร้างสภาพแวดล้อมที่เหมาะสมสำหรับการซ่อมแซมเนื้อเยื่อ แม้ว่าจะมีการอักเสบเกิดขึ้น แต่กระบวนการนี้เป็นสิ่งจำเป็นและเป็นขั้นตอนที่สำคัญในกระบวนการสมานแผล

การเพิ่มจำนวนเซลล์ (Proliferation): หลังจากที่มีการอักเสบลดลง เซลล์ใหม่ๆ จะเริ่มมีการเพิ่มจำนวนและเคลื่อนย้ายไปยังบริเวณบาดแผล ซึ่งในขั้นตอนนี้จะมีการสร้างเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (connective tissue) ใหม่ผ่านการสร้างคอลลาเจน (collagen) โดยไฟโบรบลาสต์ (fibroblasts) เส้นเลือดใหม่ (angiogenesis) จะถูกสร้างขึ้นเพื่อส่งเลือดและสารอาหารไปยังเนื้อเยื่อใหม่ และมีการสร้างเนื้อเยื่อเอพิเทลิเยียม (epithelialization) ซึ่งเป็นขั้นตอนการสร้างชั้นผิวหนังใหม่เพื่อลดการสูญเสียน้ำและป้องกันการติดเชื้อ

การสร้างเนื้อเยื่อใหม่ (Remodeling): ระยะสุดท้ายของการสมานแผลคือการปรับโครงสร้างและเสริมความแข็งแรงของเนื้อเยื่อที่สร้างขึ้นใหม่ คอลลาเจนจะถูกจัดเรียงให้เป็นระเบียบและเข้มแข็งขึ้น เส้นเลือดที่ไม่จำเป็นจะถูกกำจัดออก และเนื้อเยื่อจะถูกปรับสภาพให้เข้ากับโครงสร้างปกติของร่างกาย กระบวนการนี้อาจใช้เวลาหลายเดือนถึงหลายปี และผลลัพธ์สุดท้ายคือเนื้อเยื่อที่ถูกซ่อมแซมจะมีความแข็งแรงและยืดหยุ่นอย่างเพียงพอ

กระบวนการสมานแผลที่สมบูรณ์และเป็นระบบนี้มีความสำคัญอย่างยิ่งต่อการฟื้นฟูสภาพผิวหนังและเนื้อเยื่อของร่างกายให้กลับมาเป็นปกติ.

1.1 แผลในช่องปาก

แผลในช่องปากเป็นปัญหาทางสุขภาพที่พบได้บ่อย โดยอาจเกิดจากสาเหตุต่างๆ เช่น การบาดเจ็บจากการกัดลิ้นหรือกระพุ้งแก้ม การถลอกจากฟันปลอมหรืออุปกรณ์จัดฟัน การผ่าตัดในช่องปาก การติดเชื้อไวรัสหรือแบคทีเรีย รวมถึงการเกิดแผลจากโรคมะเร็งที่ผิดปกติ เช่น โรคปากนกกระจอก

ข้อจำกัดและความยากในการห้ามเลือดและสมานแผลในช่องปาก ประกอบด้วยหลายปัจจัย เช่น ความชื้นและการสัมผัสน้ำลายตลอดเวลา: ช่องปากเป็นบริเวณที่มีความชื้นสูงเนื่องจากน้ำลาย ซึ่งเป็นสารที่ช่วยในการย่อยอาหารและปกป้องเนื้อเยื่อในช่องปาก น้ำลายสามารถขัดขวางกระบวนการห้ามเลือดและการสมานแผล เนื่องจากจะชะล้างสารที่ช่วยในการห้ามเลือดออกไป และทำให้เกิดแผลสมานช้าลง

การเคลื่อนไหวอย่างต่อเนื่อง: บริเวณในช่องปากมักมีการเคลื่อนไหวตลอดเวลาจากการพูด เคี้ยว และกลืน ซึ่งอาจทำให้แผลถูกกระทบกระเทือนและยืดระยะเวลาการหายของแผล การเคลื่อนไหวนี้ยังอาจทำให้การยึดเกาะของผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในการห้ามเลือดหรือสมานแผลลดลง

การปนเปื้อนจากจุลชีพ: ช่องปากเป็นที่อยู่อาศัยของแบคทีเรียหลากหลายชนิด ซึ่งสามารถเข้าสู่แผลและทำให้เกิดการติดเชื้อ การควบคุมการติดเชื้อในช่องปากจึงเป็นเรื่องที่ท้าทาย เนื่องจากมีการปนเปื้อนจากอาหาร น้ำ และลมหายใจอยู่เสมอ ทำให้แผลในช่องปากมีโอกาสเกิดการติดเชื้อสูง

การเลือกใช้วัสดุหรือสารที่เหมาะสม: ผลิตภัณฑ์ที่ใช้ในช่องปากต้องมีคุณสมบัติที่เฉพาะเจาะจง เช่น ต้องยึดเกาะได้ดีในสภาพแวดล้อมที่ชื้น มีความปลอดภัย ไม่ทำให้เกิดการระคายเคือง และต้องมีประสิทธิภาพในการห้ามเลือดและสมานแผลได้อย่างรวดเร็ว แต่การหาวัสดุที่มีคุณสมบัติตรงตามข้อกำหนดทั้งหมดนี้เป็นเรื่องที่ยากและท้าทาย

การเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อในช่องปาก: เนื้อเยื่อในช่องปากมีกระบวนการเจริญเติบโตที่รวดเร็ว ซึ่งในบางกรณีอาจทำให้เกิดการสร้างเนื้อเยื่อเกินที่แผล ทำให้การสมานแผลไม่เป็นไปตามปกติ หรือเกิดรอยแผลเป็นที่ไม่พึงประสงค์

จากข้อจำกัดเหล่านี้ การหาวิธีหรือผลิตภัณฑ์ที่มีประสิทธิภาพในการห้ามเลือดและสมานแผลในช่องปากจึงเป็นสิ่งที่มีความซับซ้อนและต้องใช้เวลาวิจัยและพัฒนาอย่างละเอียด

1.2 วิธีการห้ามเลือดและสมานแผลในช่องปาก

การห้ามเลือดและรักษาแผลในช่องปากเป็นกระบวนการที่ซับซ้อนและมีข้อจำกัดเฉพาะที่แตกต่างจากแผลในบริเวณอื่นๆ ของร่างกาย เนื่องจากสภาพแวดล้อมในช่องปากมีปัจจัยหลายอย่างที่สามารถชะลอการห้ามเลือดและการสมานแผล

วิธีการห้ามเลือดในช่องปาก: ทันตแพทย์ใช้วิธีการหลากหลายในการห้ามเลือดในช่องปาก ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 3 กลุ่มหลักๆ ดังนี้:

การห้ามเลือดโดยตรง: วิธีการนี้รวมถึงการกดเบาๆ บริเวณที่มีเลือดออกโดยใช้ผ้าก๊อช หรือใช้ผงยาห้ามเลือด ซึ่งช่วยกระตุ้นการแข็งตัวของเลือดในบริเวณที่มีบาดแผล การใช้เทคนิคนี้เป็นวิธีที่ง่ายและมีประสิทธิภาพในการห้ามเลือดที่มีลักษณะเล็กน้อย

การใช้สารห้ามเลือดเฉพาะที่: สารห้ามเลือด เช่น ไฟโบรบินโฟม (Fibrin Foam) หรือสปองจ์เจลาติน (Gelatin Sponge) ที่ใส่เข้าไปในแผลจะช่วยกระตุ้นการแข็งตัวของเลือดและปิดผนึกหลอดเลือด นอกจากนี้ยังมีการใช้สารเคมีเช่น เฟอริกคลอไรด์ (Ferric Chloride) หรือยาทำให้หลอดเลือดหดตัว เช่น อะดรีนาลิน (Adrenaline) เพื่อช่วยหยุดเลือด

การเย็บแผล: การเย็บแผลในช่องปากเป็นอีกหนึ่งวิธีที่นิยมใช้ในการหยุดเลือด โดยใช้เข็มและไหมเย็บในการปิดแผล เพื่อป้องกันไม่ให้เลือดไหลออกมาและช่วยให้แผลสมานเร็วขึ้น

ข้อดี ข้อเสีย และข้อจำกัดของวิธีที่ใช้

ข้อดี: วิธีการห้ามเลือดในช่องปากเหล่านี้สามารถทำได้ทันทีหลังจากการผ่าตัดหรือถอนฟัน และมีประสิทธิภาพในการหยุดเลือดออกอย่างรวดเร็ว

ข้อเสีย: การใช้สารห้ามเลือดบางประเภทอาจมีผลข้างเคียง เช่น การเกิดการอักเสบ หรือชะลอการสมานแผล โดยเฉพาะในกรณีที่ใช้สารเคมีที่มีความเป็นกรดสูง

ข้อจำกัด: สภาพแวดล้อมในช่องปากที่มีความชื้นสูง ทำให้ยากต่อการห้ามเลือดและสมานแผล นอกจากนี้การสัมผัสกับอาหารและแบคทีเรียภายในช่องปากอาจเพิ่มโอกาสการติดเชื้อและทำให้การสมานแผลช้าลง (SpringerLink) (Dental Update).

การพัฒนาวิธีการห้ามเลือดและสมานแผลในช่องปากจึงเป็นสิ่งสำคัญที่ต้องพิจารณาถึงสภาพแวดล้อมที่เฉพาะเจาะจงนี้ รวมถึงการเลือกใช้สารห้ามเลือดที่เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละรายเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด.

2. In Situ Gel ที่ช่วยห้ามเลือดและสมานแผล

2.1 การพัฒนาและคุณสมบัติของ In Situ Gel

In Situ Gel เป็นนวัตกรรมทางการแพทย์ที่ได้รับความนิยมอย่างมากในการพัฒนาเป็นวัสดุห้ามเลือดและสมานแผล เนื่องจากมีคุณสมบัติที่สามารถเปลี่ยนสถานะจากของเหลวเป็นเจลเมื่อสัมผัสกับสภาวะเฉพาะ เช่น การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ, pH หรือการสัมผัสกับไอออนโลหะในร่างกาย การเปลี่ยนสถานะนี้ช่วยให้เจลสามารถกระจายตัวและยึดเกาะกับเนื้อเยื่อบริเวณแผลได้ดี ทำให้สามารถห้ามเลือดได้อย่างรวดเร็วและช่วยสมานแผลได้อย่างมีประสิทธิภาพ

2.2 การใช้ In Situ Gel ในการห้ามเลือด

การห้ามเลือดเป็นหนึ่งในคุณสมบัติหลักของ In Situ Gel โดยเฉพาะในการใช้งานในทางทันตกรรม เช่น การหยุดเลือดหลังจากการถอนฟันหรือการผ่าตัดฟันคุด งานวิจัยหลายชิ้นได้แสดงให้เห็นว่า In Situ Gel ที่พัฒนา มีความสามารถในการหยุดเลือดได้อย่างรวดเร็วและมีประสิทธิภาพ เมื่อเทียบกับวิธีการห้ามเลือดแบบดั้งเดิม เจลเหล่านี้สามารถลดความเสี่ยงของการเกิดเลือดออกซ้ำหลังการผ่าตัดและลดการเกิดภาวะแทรกซ้อนอื่น ๆ

2.3 การใช้ In Situ Gel ในการสมานแผล

นอกเหนือจากการห้ามเลือดแล้ว In Situ Gel ยังมีคุณสมบัติในการส่งเสริมการสมานแผลอย่างมีประสิทธิภาพ เจลเหล่านี้มักประกอบด้วยสารออกฤทธิ์ที่ช่วยกระตุ้นการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ เช่น การสร้างคอลลาเจนและการแบ่งตัวของเซลล์ ซึ่งช่วยให้แผลสมานเร็วขึ้นและลดระยะเวลาการรักษา

3. สมุนไพรที่เกี่ยวข้องกับการห้ามเลือดและสมานแผล

3.1 บทบาทของสมุนไพรในการห้ามเลือด

สมุนไพรมีบทบาทสำคัญในการห้ามเลือดมาตั้งแต่โบราณ ในการแพทย์แผนไทยและแผนจีน เช่น สมุนไพรอย่าง "หญ้าปักกิ่ง" และ "ว่านหางจระเข้" ที่เป็นที่รู้จักกันดีว่าสามารถหยุดเลือดได้อย่างมีประสิทธิภาพ นอกจากนี้ สมุนไพรบางชนิดยังมีสารที่ช่วยกระตุ้นการหดตัวของหลอดเลือด และส่งเสริมกระบวนการแข็งตัวของเลือด ทำให้แผลหยุดเลือดได้เร็วขึ้น

3.2 สมุนไพรที่มีคุณสมบัติในการสมานแผล

สมุนไพรบางชนิดมีสารที่ช่วยกระตุ้นกระบวนการสมานแผล เช่น "ปอกระสา" (Hydrocotyle) และ "ว่านหางจระเข้" (Aloe vera) ที่มีคุณสมบัติช่วยสร้างเนื้อเยื่อใหม่ ลดการอักเสบ และเร่งการหายของแผล สารออกฤทธิ์ในสมุนไพรเหล่านี้ เช่น โพลีฟีนอลและฟลาโวนอยด์ มีคุณสมบัติในการยับยั้งการอักเสบ และกระตุ้นการสร้างคอลลาเจน ซึ่งเป็นกระบวนการสำคัญในการสมานแผล

3.3 การประยุกต์ใช้สมุนไพรใน In Situ Gel

การนำสมุนไพรมาใช้ใน In Situ Gel เพื่อห้ามเลือดและสมานแผลเป็นแนวทางที่ได้รับความนิยมมากขึ้น เนื่องจากสมุนไพรที่มีคุณสมบัติที่เป็นธรรมชาติและปลอดภัย ทำให้สามารถลดความเสี่ยงจากการเกิดพิษหรืออาการข้างเคียง การพัฒนา In Situ Gel ที่ผสมสมุนไพรเหล่านี้จึงเป็นแนวทางที่มีศักยภาพสูงในการสร้างผลิตภัณฑ์ที่มีประสิทธิภาพในการรักษาบาดแผล และตอบสนองความต้องการของผู้บริโภคที่ต้องการผลิตภัณฑ์จากธรรมชาติที่ปลอดภัยและมีประสิทธิภาพสูง

3.4 ผักเสี้ยนผี

ผักเสี้ยนผี มีชื่อวิทยาศาสตร์ว่า *Cleome viscosa* L. จัดอยู่ในวงศ์ Cleomaceae ลำต้นมีกิ่งก้านแผ่รอบต้น มีขนสีเหลืองอ่อน มีกลิ่นเหม็นเขียวฉุน ใบประกอบ 3-5 ใบ ติดที่ปลายก้าน ใบย่อยรูปไข่ ปลายและโคนแหลม มีขนอ่อนปกคลุม ดอกเล็กๆ สีเหลืองเป็นช่อ ออกที่ปลายกิ่ง ผลกลมยาว 1-3 นิ้ว ปลายแหลมมีจะงอย เมล็ดสีน้ำตาลแดง สรรพคุณตามตำรายาไทย เช่น ทั้งต้น รสขมร้อน เจริญไฟธาตุ ขับลม แก้ปวดท้อง ลงท้อง ทำให้หนองแห้ง แก้ฝีภายใน เช่น ฝีในปอด และลำไส้ แก้ฝีในตับ แก้พิษฝี แก้ไข้ตรีโทษ แก้โรคนิซ ข้ออักเสบ ทาแก้โรคผิวหนัง หยอดหูแก้หูอักเสบ ใบ รสร้อนขม แก้ปัสสาวะพิการ แก้ฝีในปอด ตับ ขับหนองฝี ขับน้ำเหลืองเสีย ขับลมให้ลงสู่เบื้องต่ำ ระบายอ่อนๆ พอกแก้ปวดศีรษะ ตำผสมเกลือทาแก้ปวดหลัง ดอก รสขมร้อน แก้พยาธิผิวหนัง แก้เชื้อโรค ผล รสเมาร้อนขม แก้พยาธิ ราก รสร้อนขม แก้โรคผอมแห้งของสตรี เนื่องจากคลอดบุตรแล้วอยู่ไฟไม่ได้ แก้วินโรค แก้อืดออกตามไรฟัน กระตุ้นหัวใจ เมล็ด รสร้อนขม ขับน้ำเหลืองเสีย แก้อืดออกตามไรฟัน กระตุ้นหัวใจ ตัน รสขมร้อนเหม็นเขียว ทำให้หนองแห้ง ใช้ทั้ง 5 คุมธาตุ แก้ม แก้ปวดท้อง เจริญไฟธาตุ แก้อท้องร่วง แก้ฝีในตับ ปอด ฝีในลำไส้ ขับหนองฝี ในบัญชียาจากสมุนไพร มีการใช้ผักเสี้ยนผีในตำรับ ยาแก้ลมอัมพฤกษ์ มีส่วนประกอบของผักเสี้ยนผี (ทั้งต้น) ร่วมกับสมุนไพรชนิดอื่นๆ

มีสรรพคุณบรรเทาอาการปวดตามเส้นเอ็น กล้ามเนื้อ มือ เท้า ตึงหรือชา มีรายงานพบสารสำคัญ เป็นสารในกลุ่ม flavonoids เช่น eriodictyol-5-rhamnoside, 3',4'-dihydroxy-5-methoxyflavanone-7-O- α -l-rhamnopyranoside และสารในกลุ่ม glucosinolates เช่น glucocapparin และ glucocleomin เป็นต้น (Ravindra, et al., 2010) และมีรายงานพบฤทธิ์ทางชีวภาพ เช่น ฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระ (Upadhyay, et al., 2014) ฤทธิ์การสมานแผล (Upadhyay, et al., 2014) ฤทธิ์กดภูมิคุ้มกันและต้านการแพ้ (Tiwari, et al., 2004) ฤทธิ์แก้ไอ (Devi, et al., 2003) ฤทธิ์ต้านการอักเสบ (Bawankule, et al., 2008)



บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

3.1 การสกัดสารสำคัญจากผักเสี้ยนผี

3.1.1 การสกัดสารสำคัญจากผักเสี้ยนผี

ผักเสี้ยนผีแห้งจะถูกนำมาบดลดขนาดและสกัดด้วย green solvent เช่น น้ำ และ เอทานอลสารสกัด solution จะถูกนำมาระเหย และนำมาหาปริมาณสารสำคัญ (%yield)

3.1.2 การวิเคราะห์ปริมาณสารสำคัญของสารสกัดผักเสี้ยนผี

ปริมาณสารสำคัญของสมุนไพรขงสารสกัดผักเสี้ยนผีสามารถวิเคราะห์ได้จากการหาค่า total phenolic และ total flavonoid

3.1.3 การทดสอบฤทธิ์ในการต้านเชื้อแบคทีเรียของสารสกัดผักเสี้ยนผี

ฤทธิ์ในการต้านเชื้อแบคทีเรียของสารสกัดผักเสี้ยนผีสามารถหาได้จากการทำ clear zone, MIC และ MBC

การทดสอบ Zone of inhibition

นำ Agar plate ของเชื้อที่ต้องการจะนำมาทดสอบที่ได้ streak เชื้อไว้แล้วมาเจาะหลุมตรงกลาง plate จากนั้นนำสารสกัดผักเสี้ยนผีที่ความเข้มข้นต่างๆ มาปิเปตลงในหลุมที่เจาะไว้ ปริมาณ 15 μ l โดยปิเปตความเข้มข้นละ 1 plate แล้วจึงนำไป incubate ที่อุณหภูมิ 37°C เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เมื่อครบเวลาแล้วจึงนำออกมาวัด Inhibition zone ด้วย Vernier caliper

3.1.4 การทดสอบหาค่า MIC และ MBC

ทำการเตรียมสารสกัดผักเสี้ยนผีโดยผสมแบบ serial dilution โดยใส่ Sample 50 μ l + DMSO 50 μ l ลงในช่องแถว A ของ 96 well plate ผสมให้เข้ากัน จากนั้นปิเปตสารจากแถว A ลงไปในช่องแถว B 100 μ l ทำซ้ำต่อไปเรื่อยๆจนถึงช่อง H โดย 100 μ l ของช่อง H ให้ดูดทิ้งไป จากนั้นนำเชื้อ *C. albicans* และ *S. mutans* ที่เตรียมไว้ที่ 0.5 McFarland ปิเปตลงไปในทุกหลุมหลุมละ 100 μ l แล้วจึงนำไป incubate ที่อุณหภูมิ 37°C เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เมื่อครบเวลาแล้วจึงนำออกมาสังเกตหลุมที่เป็นสีใสแล้วปิเปตสารในหลุมที่ใสและอีกสองหลุมเหนือหลุมที่ใสมา 15 μ l ไปหยอดลงใน Agar plate ที่ได้แบ่งช่องไว้เพื่อดูค่า MBC จากนั้นนำ 2% Resazurin sodium salt มาปิเปตใส่ 96 well plate ทุกหลุมที่ใช้หลุมละ 30 μ l จากนั้นทิ้งไว้ข้ามคืน แล้วจึงมาดูผลโดยหลุมที่อยู่เหนือหลุมที่มีสีม่วงอ่อนคือหลุมที่มีค่าความเข้มข้น MIC และค่า MBC คือ ความเข้มข้นที่อยู่เหนือหลุม MIC

3.1.5 การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระของสารสกัดผักเสี้ยนผี

ฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระของสารสกัดผักเสี้ยนผีจะทดสอบด้วยวิธี DPPH, FRAB, ABTS

3.1.6 การทดสอบการแข็งตัวของเลือด (blood clotting test)

การทดสอบการแข็งตัวของเลือด โดยการให้เลือดวัว สังเกตการแตกของเม็ดเลือดแดงผ่านกล้องจุลทรรศน์

3.1.7 การทดสอบความเป็นพิษกับเซลล์ช่องปาก

การทดสอบความเป็นพิษกับเซลล์ช่องปากของสารสกัดผักเสี้ยนผี ด้วยวิธี MTT assay

3.1.8 การทดสอบฤทธิ์การสมานแผลของสารสกัดผักเสี้ยนผี

- 1) การทดสอบ anti-inflammatory ด้วยวิธีไนติกออกไซด์ จาก Raw cell
- 2) การทดสอบ wound healing ด้วยวิธี wound scratch assay และ cell proliferation
- 3) การทดสอบ remodeling phase โดยวิธี collagen assay

3.2 การเตรียม in situ เจล

3.2.1 การหาอัตราส่วนของพอลิเมอร์ที่ก่อตัวเป็นเจล

การหาอัตราส่วนของพอลิเมอร์ที่ก่อตัวเป็นเจล จะใช้ program design experiment เพื่อหาอัตราส่วนของพอลิเมอร์ที่เหมาะสม เพื่อให้ได้เจลที่มีลักษณะทางเคมีและกายภาพที่ตรงตามลักษณะของการใช้งาน

3.2.2 การทดสอบลักษณะทางเคมีและกายภาพ

1. ขนาดอนุภาคและค่าศักย์ไฟฟ้า ด้วยเครื่อง Nanosizer
2. ความหนืดของตำรับ ด้วยเครื่อง Brookfield viscometer
3. การเปลี่ยนจาก solution เป็น gel ด้วยเครื่อง Brookfield viscometer
4. ความสามารถในการยึดเกาะกับเยื่อเมือกในช่องปาก ด้วยเครื่อง texture profile analysis

3.3 การเตรียม in situ เจล ที่มีสารสกัดผักเสี้ยนผี

3.3.1 การทดสอบลักษณะทางเคมีและกายภาพ

3.3.2 การทดสอบความสามารถในการยึดเกาะกับเยื่อเมือก ด้วยเครื่อง Brookfield viscometer และ เครื่อง texture profile analysis

3.3.3 การทดสอบการไหลและความหนืด ด้วยเครื่อง Brookfield viscometer

3.3.4 การวิเคราะห์เนื้อสัมผัส ด้วยเครื่อง Brookfield viscometer และ เครื่อง texture profile analysis

3.4 สถิติที่ใช้ในงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้มีการใช้สถิติในการวิเคราะห์ผลการทดลองต่างๆ เช่น การวิเคราะห์ความแปรปรวน (ANOVA) และการทดสอบความแตกต่างของค่ากลาง (t-test) เพื่อเปรียบเทียบผลการทดสอบในกลุ่มตัวอย่างต่างๆ สถิติเหล่านี้ช่วยให้มั่นใจได้ว่าผลลัพธ์ที่ได้มีความถูกต้องและเชื่อถือได้



บทที่ 4

ผลการทดลองและการอภิปรายผลการทดลอง

4.1 การพัฒนาตำรับไฮโดรเจลสำหรับใช้ในช่องปาก

การพัฒนาตำรับไฮโดรเจลสำหรับใช้ในช่องปาก โดยศึกษาผลของพอลิเมอร์ชนิดต่าง ๆ ได้แก่ Gellan gum, Hyaluronic acid และ Poloxamer 407 ต่อคุณสมบัติของไฮโดรเจลและทดสอบการเปลี่ยนสถานะของไฮโดรเจลเมื่อสัมผัสกับอุณหภูมิร่างกายและอิเล็กโทรไลต์

4.1.1 การตรวจสอบลักษณะทางกายภาพ (Appearance Test)

ตารางที่ 1 สูตรตำรับที่ 1 Gellan gum : Poloxamer407

Gellan gum : Poloxamer 407	Appearance หลังเตรียม ทันที	Appearance หลังทิ้งไว้ 1 คืน	pH
0.1:13	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	7.15
0.1:12	Polymer มีความหนืดลดลง เมื่อเทียบกับความเข้มข้นที่ มากกว่าและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	7.12
0.1:10	Polymer มีความหนืดลดลง เมื่อเทียบกับความเข้มข้นที่ มากกว่าและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	6.59
0.1:14	Polymer มีความหนืดมากขึ้น คล้ายน้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	6.9
0.1:15	Polymer มีความหนืดมากขึ้น คล้ายน้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	6.77
0.2:13	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	6.6
0.3:13	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	5.89
0.4:13	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	6.64
0.5:13	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้น ใส่ มากขึ้นและไม่มีฟอง	6.67

จากการเตรียม polymer จะเห็นได้ชัดว่าถ้าความเข้มข้นของ Poloxamer 407 มากขึ้น จะได้ polymer มีความหนืดที่เพิ่มมากขึ้น เมื่อทดสอบฉีดผ่าน syringe polymer สามารถฉีดผ่าน syringe ได้ดี และความเข้มข้นของ Gellan gum ใช้ไม่เกิน 0.5%

ตารางที่ 2 สูตรตำรับที่ 2 Gellan gum : Hyaluronic acid

Rx.	Gellan gum : Hyaluronic acid	Appearance หลังเตรียมทันที	Appearance หลังทิ้งไว้ 1 คืน	pH
2.1	0.1 : 0.1	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมีสีใส ไม่มีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.8
2.2	0.2 : 0.2	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมีสีใส ไม่มีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.69
2.3	0.3 : 0.3	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้น มีสีใส ไม่มีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.63
2.4	0.4 : 0.4	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.55
2.5	0.5 : 0.5	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.48
2.6	0.5 : 0.6	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น มีฟองเล็กน้อย	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.43
2.7	0.5 : 0.7	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น มีฟองเล็กน้อย	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.39
2.8	0.5 : 0.8	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น มีฟองเล็กน้อย	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.36
2.9	0.5 : 0.9	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น มีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.35
2.10	0.5 : 1.0	Polymer มีความหนืดมาก มีสีขุ่น มีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมมากขึ้นมีสีขุ่น ไม่มีฟอง	6.23

ตารางที่ 3 สูตรตำรับที่ 3 Gellan gum : Hyaluronic acid

Rx.	Poloxamer 407 : Hyaluronic acid	Appearance หลังเตรียม ทันที	Appearance หลังทิ้งไว้ 1 คืน	pH
3.1	13 : 0.1	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดคล้ายน้ำเชื่อมและ มีฟองน้อยลง	6.47
3.2	14 : 0.2	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อม	Polymer มีความหนืดมากขึ้นและมีฟอง น้อยลง	7.16
3.3	15 : 0.3	Polymer มีความหนืดคล้าย น้ำเชื่อมและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นและมีฟอง น้อยลง	6.80
3.4	16 : 0.4	Polymer มีความหนืดมาก จับตัวกันเป็นก้อนและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นเมื่อฉีดผ่าน syringe ต้องใช้แรงดันมาก polymer ผ่าน syringe ยาก และมีฟองน้อยลง	6.69
3.5	17 : 0.5	Polymer มีความหนืดมาก จับตัวกันเป็นก้อนและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นเมื่อฉีดผ่าน syringe ต้องใช้แรงดันมาก polymer ผ่าน syringe ยาก และมีฟองน้อยลง	6.65
3.6	18 : 0.6	Polymer มีความหนืดมาก จับตัวกันเป็นก้อนและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นเมื่อฉีดผ่าน syringe ต้องใช้แรงดันมาก polymer ผ่าน syringe ยาก และมีฟองน้อยลง	6.59
3.7	19 : 0.7	Polymer มีความหนืดมาก จับตัวกันเป็นก้อนและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นเมื่อฉีดผ่าน syringe ต้องใช้แรงดันมาก polymer ผ่าน syringe ยาก และมีฟองน้อยลง	6.17
3.8	20 : 0.8	Polymer มีความหนืดมาก จับตัวกันเป็นก้อนและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นเมื่อฉีดผ่าน syringe ต้องใช้แรงดันมาก polymer ผ่าน syringe ยาก และมีฟองน้อยลง	6.35
3.9	13 : 0.9	Polymer มีความหนืดมาก จับตัวกันเป็นก้อนและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นเมื่อฉีดผ่าน syringe ต้องใช้แรงดันมาก polymer ผ่าน syringe ยาก และมีฟองน้อยลง	6.73
3.10	13 : 1.0	Polymer มีความหนืดมาก จับตัวกันเป็นก้อนและมีฟอง	Polymer มีความหนืดมากขึ้นเมื่อฉีดผ่าน syringe ต้องใช้แรงดันมาก polymer ผ่าน syringe ยาก และมีฟองน้อยลง	6.28

จากการเตรียม polymer จะเห็นได้ชัดว่าถ้าความเข้มข้นของ Poloxamer 407 และ ความเข้มข้นของ Hyaluronic acid มากขึ้นจะได้ polymer มีความหนืดที่เพิ่มมากขึ้นโดยเฉพาะความเข้มข้นของ Hyaluronic acid ที่เพิ่มมากขึ้นจะทำให้ได้ polymer ที่มีความหนืดสูงไม่ได้เป็นลักษณะคล้ายน้ำเชื่อมตาม

ต้องการ ทำให้เมื่อทดสอบฉีดผ่าน syringe ทำให้ผ่านsyringe ได้ยาก ต้องใช้แรงดันมาก จากการเตรียมควรใช้ Hyaluronic acid ไม่เกิน 0.3%

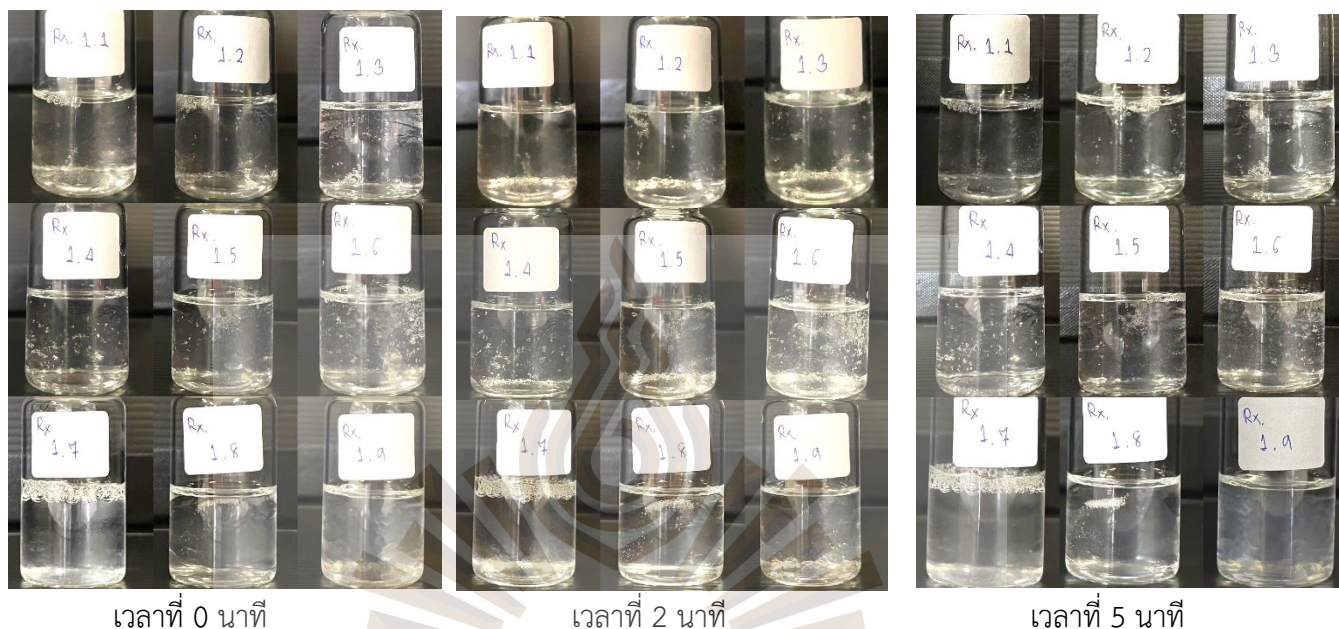
ตารางที่ 4 สูตรตำรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer 407

Rx.	Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer 407	Appearance หลัง เตรียมทันที	Appearance หลังทิ้งไว้ 1 คืน	pH
4.1	0.3:0.1:15	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	6.67
4.2	0.3:0.1:16	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	6.24
4.3	0.4:0.1:15	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	5.75
4.4	0.4:0.1:16	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	5.55
4.5	0.3:0.2:15	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	5.13
4.6	0.3:0.2:16	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	5.26
4.7	0.4:0.2:15	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	5.28
4.8	0.4:0.2:16	ใสหนืดคล้ายน้ำเชื่อม มีฟอง	ใสมากขึ้นหนืดคล้ายน้ำเชื่อม และฟองลดลง	5.30

4.1.2 การทดสอบการก่อเจล (Gelation Test) เมื่อสัมผัสเล็กโทรไลต์

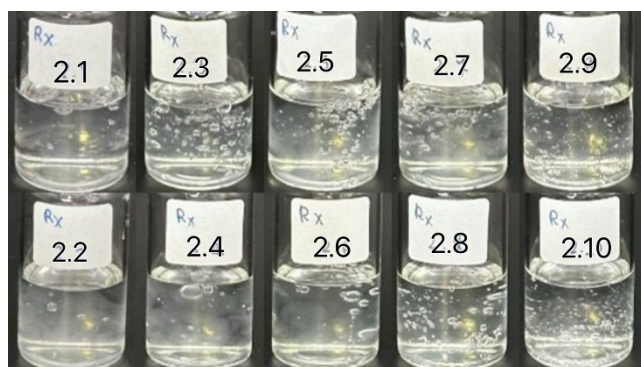
ผลทดสอบการก่อเจลเมื่อ Polymer สัมผัส electrolyte (Calcium chloride 0.5%)

(0.5% CaCl_2 : Polymer) อัตราส่วน 1:1 ที่เวลา 0, 2 และ 5 นาที

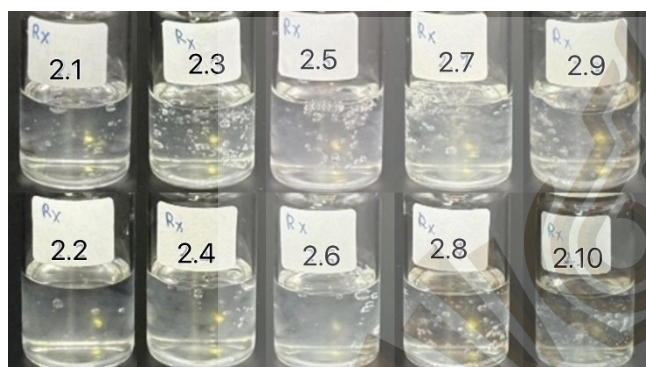


รูปที่ 1 ดำรับที่ 1

จากการทดสอบพบว่า polymer สามารถฉีดผ่าน Syringe ได้ดี โดยไม่มีปัญหาการอุดตันหรือแรงต้านขณะฉีด นอกจากนี้ ความเข้มข้นของ Gellan Gum ที่ใช้ไม่ควรเกิน 0.5% เพื่อให้เหมาะสมต่อการใช้งาน ทั้งนี้ จากการทดสอบการเกิดเจลเมื่อสัมผัสกับ Calcium chloride (CaCl_2) พบว่า เมื่อเพิ่มความเข้มข้นของ polymer ปริมาณการเกิดเจลก็เพิ่มขึ้นตามลำดับ โดย polymer จะเกิดการ form gel ได้มากขึ้นเมื่อสัมผัสกับ CaCl_2 และการเกิดเจลจะมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นเมื่อระยะเวลาผ่านไปมากขึ้น ซึ่งบ่งชี้ถึงการเสริมสร้างโครงสร้างเจลตามระยะเวลา



เวลาที่ 0 นาที



เวลาที่ 2 นาที

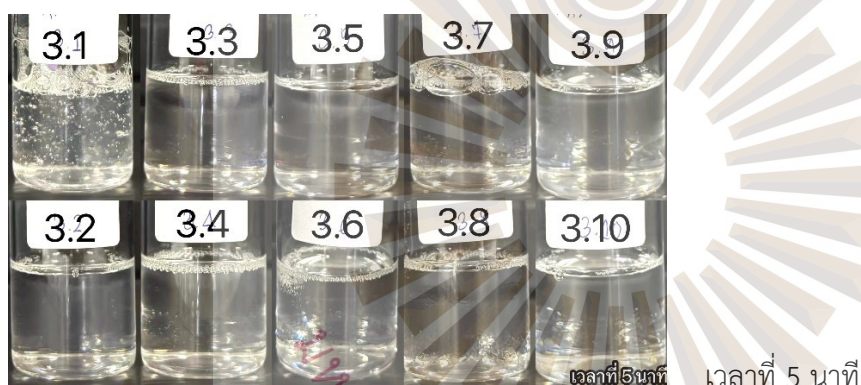
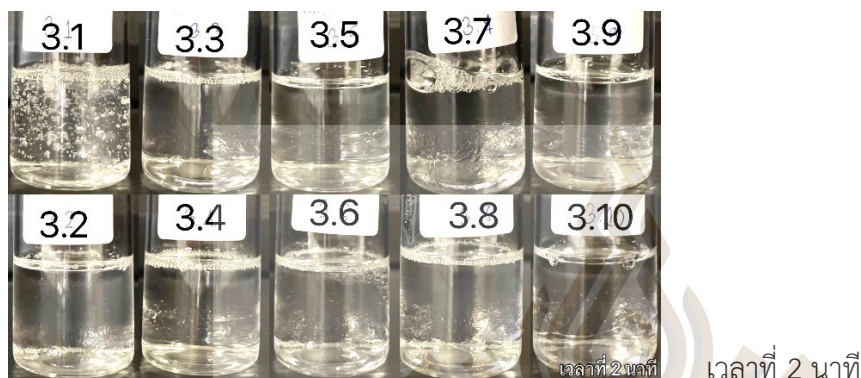
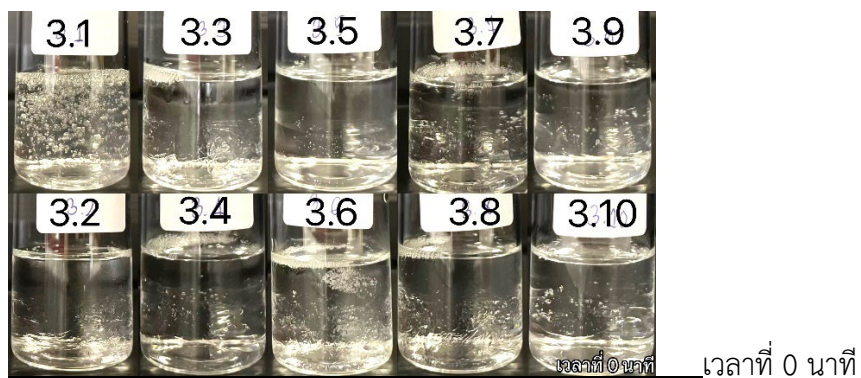


เวลาที่ 5 นาที

รูปที่ 2 ตารางที่ 2

จากการทดสอบพบว่า polymer มีความหนืดสูง ทำให้ฉีดผ่าน Syringe ได้ยาก และต้องใช้แรงดันสูงขึ้น ดังนั้น เพื่อให้เหมาะสมต่อการใช้งาน Hyaluronic Acid ควรมีความเข้มข้นไม่เกิน 0.3%

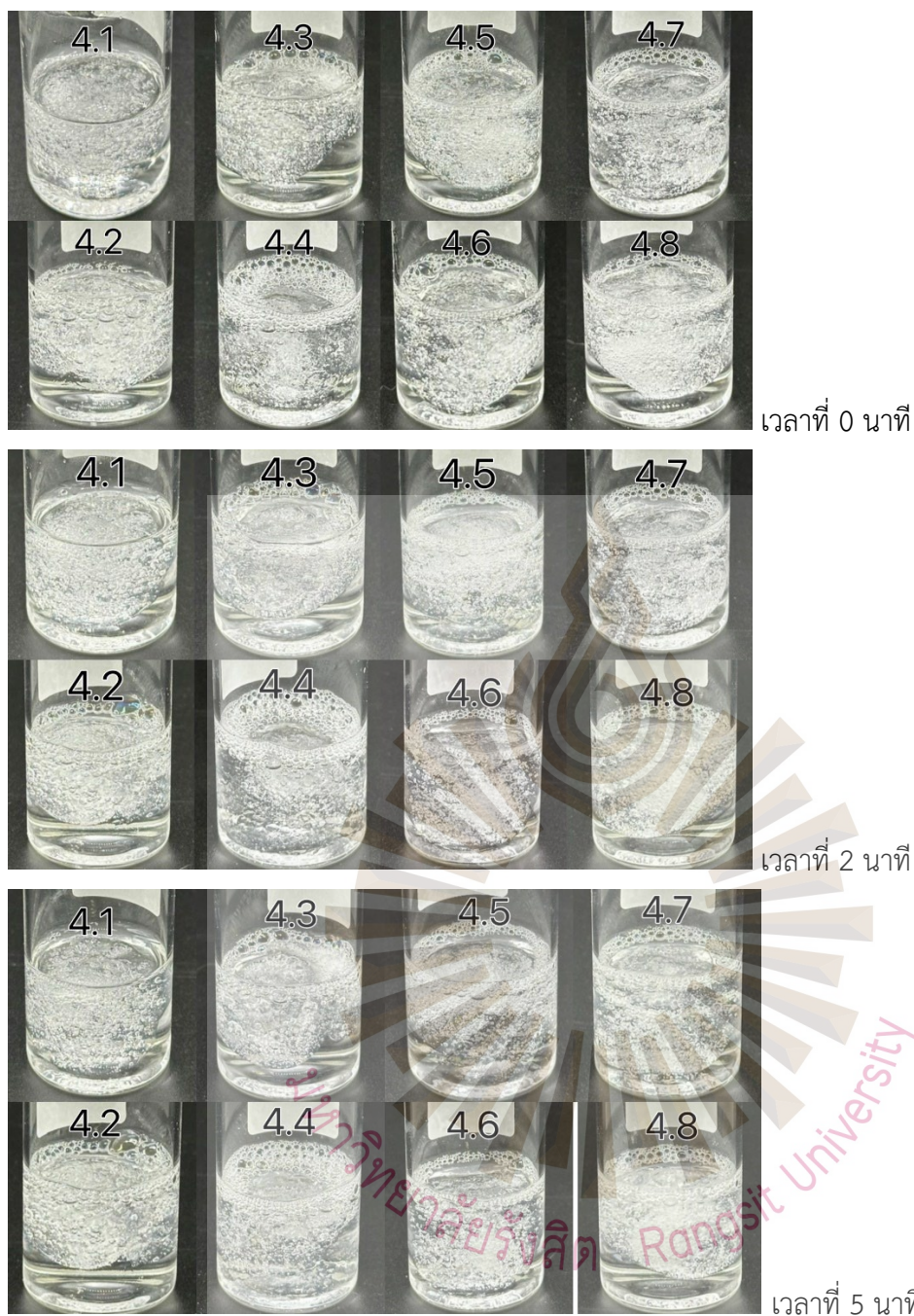
นอกจากนี้ จากการทดสอบการเกิดเจลเมื่อสัมผัสกับ Calcium chloride (CaCl_2) พบว่า เมื่อเพิ่มความเข้มข้นของ polymer ปริมาณการเกิดเจลก็เพิ่มขึ้นตามลำดับ โดย polymer จะเกิดการ form gel ได้มากขึ้นเมื่อสัมผัสกับ CaCl_2 และมีแนวโน้ม เพิ่มขึ้นตามระยะเวลา ซึ่งแสดงถึงการเสริมสร้างโครงสร้างเจลเมื่อเวลาผ่านไป



รูปที่ 3 ตารางที่ 3

จากการทดสอบพบว่า การฉีดสารละลายที่มี Hyaluronic Acid ผ่านเข็มฉีดยา (syringe) เป็นไปได้ยาก โดยต้องใช้แรงดันสูงขณะฉีด ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความสะดวกในการใช้งาน ดังนั้นจึงแนะนำให้ใช้ Hyaluronic Acid ในความเข้มข้นไม่เกิน 0.3% เพื่อควบคุมความหนืดให้อยู่ในระดับที่เหมาะสม

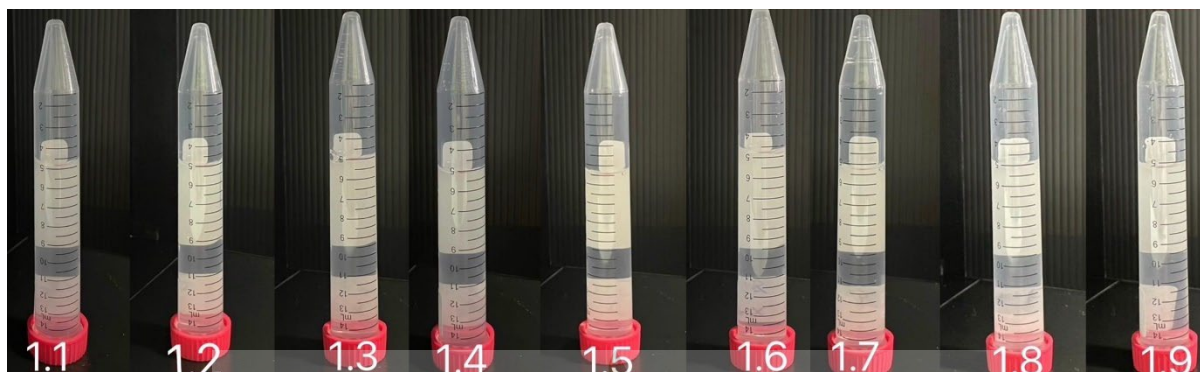
เมื่อทำการทดสอบการเกิดเจลด้วยสารละลาย Calcium chloride (CaCl_2) พบว่า เมื่อความเข้มข้นของ polymer เพิ่มขึ้น การเกิดเจล (gel formation) ก็เพิ่มขึ้นตาม โดยมีแนวโน้มว่า การเกิดเจลจะเพิ่มมากขึ้นตามระยะเวลาที่สัมผัสกับแคลเซียมไอออน แสดงให้เห็นถึงพฤติกรรมการสร้างโครงสร้างเจลที่ชัดเจนขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป



รูปที่ 4 ตำรับที่ 4

จากการทดสอบการฉีดผ่าน Syringe พบว่า สารละลายสามารถฉีดผ่านได้ดี ไม่มีการอุดตันหรือแรงต้านมากเกินไป นอกจากนี้จากการทดสอบการเกิดเจลด้วย Calcium chloride พบว่า ตำรับที่ 4.1–4.8 สามารถเกิดการ form gel ได้ และมีความหนืดเพิ่มขึ้นตามระยะเวลา แสดงให้เห็นว่า polymer มีแนวโน้มในการสร้างโครงสร้างเจลเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป ซึ่งเป็นลักษณะที่เหมาะสมต่อการนำไปพัฒนาเป็นระบบ in situ gel สำหรับการนำส่งยา

4.1.3 การทดสอบที่อุณหภูมิร่างกาย (37°C) เป็นเวลา 15 นาที



รูปที่ 5 สูตรตำรับที่ 1 Gellan gum : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

ตารางที่ 5 สูตรตำรับที่ 1 Gellan gum : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

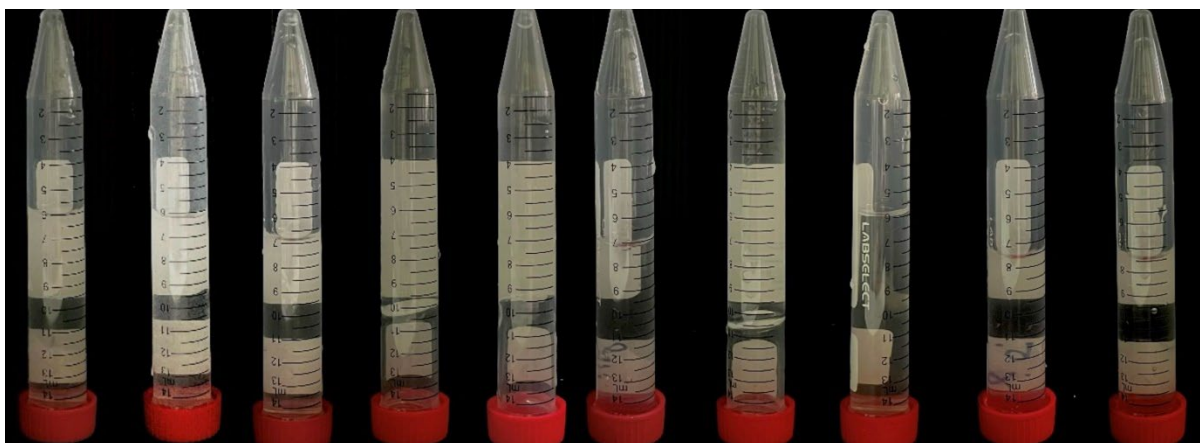
ตำรับที่	Gellan gum : Poloxamer 407	ผลลัพธ์ที่อุณหภูมิ 37 °C
1.1	0.1:13	พบว่าไม่มีการ form gel
1.2	0.1:12	พบว่าไม่มีการ form gel
1.3	0.1:10	พบว่าไม่มีการ form gel
1.4	0.1:14	พบว่าไม่มีการ form gel
1.5	0.1:15	พบว่าไม่มีการ form gel
1.6	0.2:13	พบว่าไม่มีการ form gel
1.7	0.3:13	พบว่าไม่มีการ form gel
1.8	0.4:13	พบว่าไม่มีการ form gel
1.9	0.5:13	พบว่าไม่มีการ form gel



รูปที่ 6 สูตรตำรับที่ 2 Gellan gum : Hyaluronic acid การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

ตารางที่ 6 สูตรตำรับที่ 2 Gellan gum : Hyaluronic acid การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

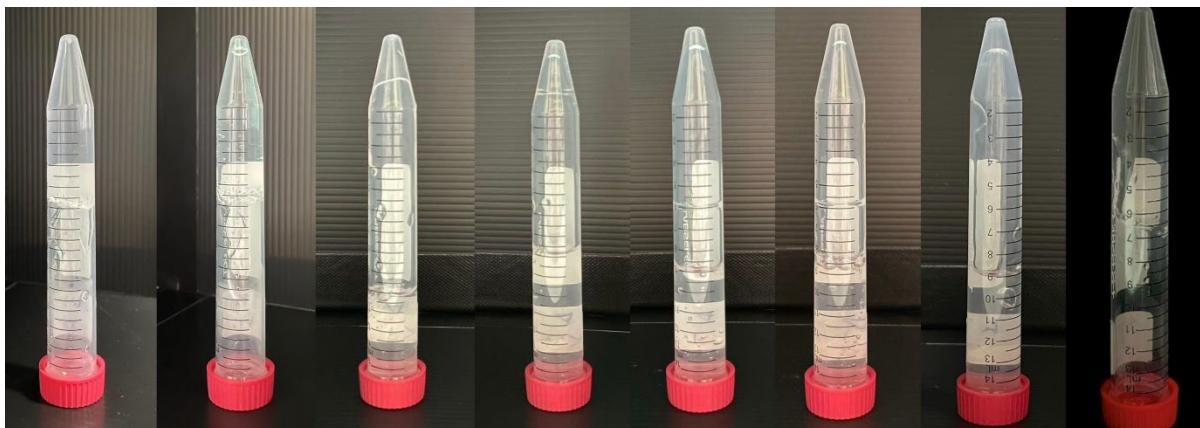
ตำรับที่	Poloxamer 407 :Hyaluronic acid	ผลลัพธ์ที่อุณหภูมิ 37 °C
2.1	0.3:0.3	พบว่าไม่มีการ form gel
2.2	0.4:0.4	พบว่าไม่มีการ form gel
2.3	0.5:0.5	พบว่าไม่มีการ form gel
2.4	0.5:0.6	พบว่าไม่มีการ form gel
2.5	0.5:0.7	พบว่าไม่มีการ form gel
2.6	0.5:0.8	พบว่าไม่มีการ form gel
2.7	0.5:0.9	พบว่าไม่มีการ form gel
2.8	0.5:0.8	พบว่าไม่มีการ form gel
2.9	0.5:0.9	พบว่าไม่มีการ form gel
2.10	0.5:1.0	พบว่าไม่มีการ form gel



รูปที่ 7 สูตรตำรับที่ 3 Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

ตารางที่ 7 สูตรตำรับที่ 3 Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

ตำรับที่	Poloxamer 407 : Hyaluronic acid	ผลลัพธ์ที่อุณหภูมิ 37 °C
3.1	13:0.1	พบว่าไม่มีการ form gel
3.2	14:0.2	พบว่าไม่มีการ form gel
3.3	15:0.3	พบว่าไม่มีการ form gel
3.4	16:0.4	พบว่ามีการ form gel
3.5	17:0.5	พบว่ามีการ form gel
3.6	18:0.6	พบว่าไม่มีการ form gel
3.7	19:0.7	พบว่ามีการ form gel
3.8	20:0.8	พบว่าไม่มีการ form gel
3.9	13:0.9	พบว่าไม่มีการ form gel
3.10	19:1.0	พบว่าไม่มีการ form gel



รูปที่ 8 สูตรตำรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

ตารางที่ 8 สูตรตำรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer407 การทดสอบที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 15 นาที

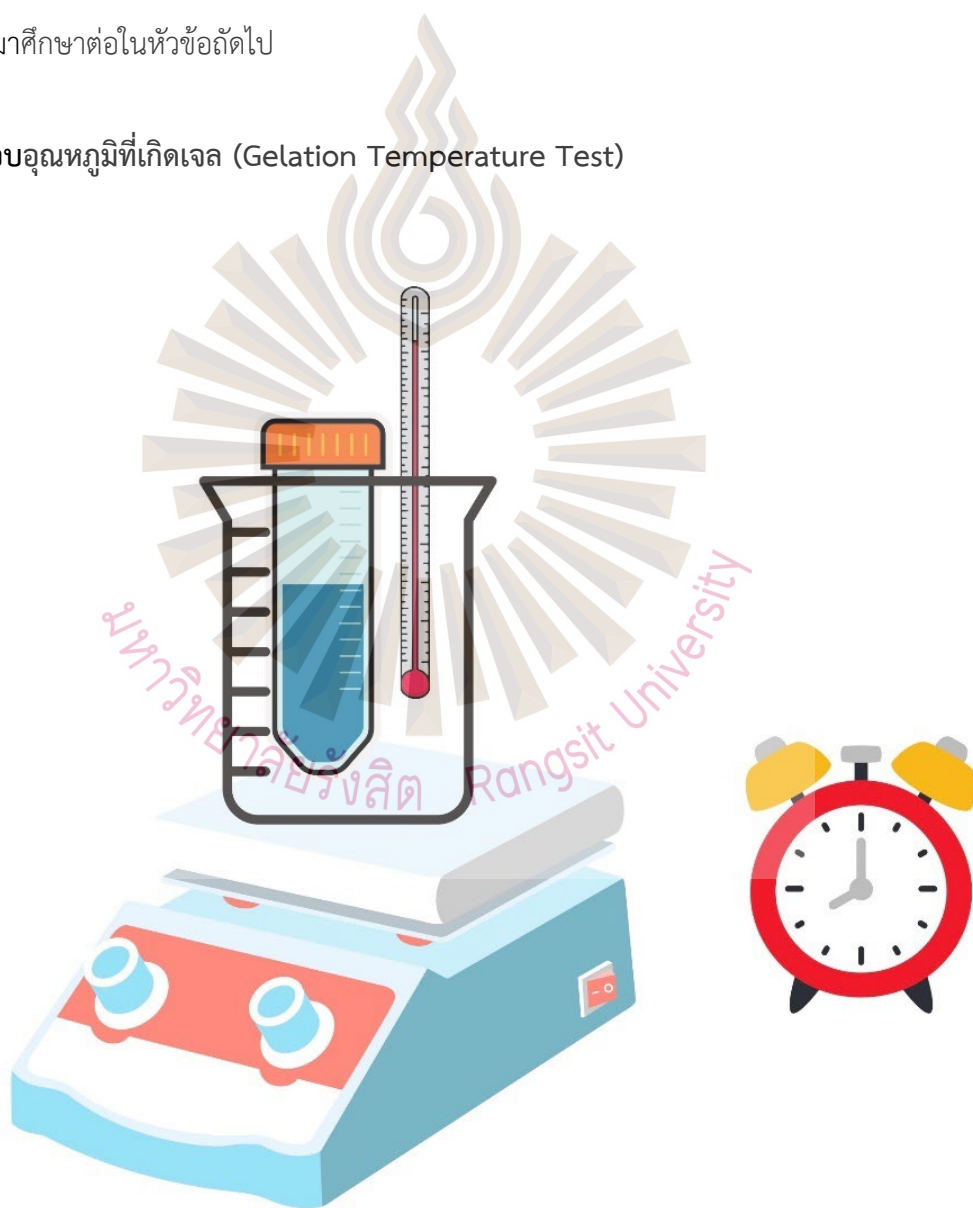
ตำรับที่	Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer 407	ผลลัพธ์ที่อุณหภูมิ 37 °C
4.1	0.3:0.1:15	พบว่าการ form gel
4.2	0.3:0.1:16	พบว่าการ form gel
4.3	0.4:0.1:15	พบว่าไม่มีการ form gel
4.4	0.4:0.1:16	พบว่าไม่มีการ form gel
4.5	0.3:0.2:15	พบว่าไม่มีการ form gel
4.6	0.3:0.2:16	พบว่าไม่มีการ form gel
4.7	0.4:0.2:15	พบว่าไม่มีการ form gel
4.8	0.4:0.2:16	พบว่าการ form gel

จากการทดสอบหัวข้อ 4.1-4.3ดังกล่าวพบว่า polymer แต่ละชนิด Gellan gum มีความสามารถในการเกิดเจลทันทีเมื่อสัมผัสกับไอออนในของเหลวร่างกาย ช่วยหยุดเลือดอย่างรวดเร็ว ส่วน Poloxamer 407 เป็นพอลิเมอร์ที่เปลี่ยนสถานะจากของเหลวเป็นเจลเมื่อสัมผัสอุณหภูมิร่างกาย จึงเหมาะกับการควบคุมตำแหน่งการเกิดเจลในร่างกายและHyaluronic Acid เป็นพอลิเมอร์ธรรมชาติที่มีคุณสมบัติในการเก็บน้ำ กระตุ้นการสมานแผล และส่งเสริมการงอกของเนื้อเยื่อใหม่ เมื่อเพิ่มความเข้มข้นทำให้ความหนืดของตำรับเพิ่มขึ้น

ดังนั้น เลือกตำรับที่ 4 เนื่องจากมีส่วนประกอบของpolymer ทั้ง 3ชนิด ได้แก่ Gellan gum, Poloxamer 407 และ Hyaluronic Acid (HA) สำหรับพัฒนา in situ gel เพื่อห้ามเลือด มีความเหมาะสมจากคุณสมบัติที่เสริมกันอย่างลงตัว โดย Gellan gum มีความสามารถในการเกิดเจลทันทีเมื่อสัมผัสกับไอออนในของเหลวร่างกาย ช่วยหยุดเลือดอย่างรวดเร็ว Poloxamer 407 เป็นพอลิเมอร์ที่เปลี่ยนสถานะจากของเหลวเป็นเจลเมื่อสัมผัสอุณหภูมิร่างกาย จึงเหมาะกับการควบคุมตำแหน่งการเกิดเจลในร่างกาย ส่วน Hyaluronic Acid (HA) เป็นพอลิเมอร์ธรรมชาติที่มีคุณสมบัติในการเก็บน้ำ กระตุ้นการสมานแผล และรักษาความชุ่มชื้นที่บาดแผล ช่วยให้แผลหายเร็วขึ้น ซึ่ง Polymer ทั้ง 3 ชนิดดังกล่าวตอบโจทย์ความต้องการได้ดีกว่าใช้ Polymer 1 หรือ 2 ชนิด

จึงนำตำรับที่ 4 มาศึกษาต่อในหัวข้อถัดไป

4.1.4 การทดสอบอุณหภูมิที่เกิดเจล (Gelation Temperature Test)



รูปที่ 9 รูปภาพแสดงวิธีการทดสอบการทดสอบอุณหภูมิที่เกิดเจล

ตารางที่ 9 ผลการทดสอบ Gelation temp: เริ่มทดสอบที่อุณหภูมิ 33°C จนถึง 36°C ในเวลา 1 นาที

ตำรับที่	33°C	34°C	35°C	36°C	37°C	38°C	39°C	40°C
4.1		Form gel						
4.2	Form gel							
4.3		Form gel						
4.4	Form gel							
4.5				Form gel				
4.6			Form gel					
4.7			Form gel					
4.8		Form gel						

ผลจากการทดสอบ gelation temperature อยู่ในช่วงอุณหภูมิ 33-36 °C

4.1.5 การทดสอบระยะเวลาการเกิดเจล (Gelation Time Test)

ผลการทดสอบ Gelation time : เริ่มทดสอบที่ 0 วินาที จนถึง 110 วินาที ดูผลทุก 5 วินาที ที่อุณหภูมิ 38°C

ตารางที่ 10 ผลการทดสอบระยะเวลาการเกิดเจล

วินาที ตำรับ	25	30	35	40	45	50	55	60	65	100	105	110
4.1											Form gel	
4.2			Form gel									
4.3								Form gel				
4.4			Form gel									
4.5									Form gel			
4.6				Form gel								
4.7					Form gel							
4.8							Form gel					

ผลจากการทดสอบ Gelation Time ส่วนใหญ่ทุกตำรับอยู่ในช่วง 33-36 วินาที มีเพียงตำรับที่ 4.1 ใช้เวลาเปลี่ยนจาก solution เป็น gel นานที่สุดที่เวลา 105 วินาที

4.1.6 การทดสอบ Lyophilization เพื่อศึกษา morphology ด้วยวิธี Scanning Electron Microscopy (SEM)



อุณหภูมิ 37 °C 15 นาที

Electrolyte : Polymer (1:1)

รูปที่ 10 morphology ของเจล Lyophilization



2500X

5000X

10000X

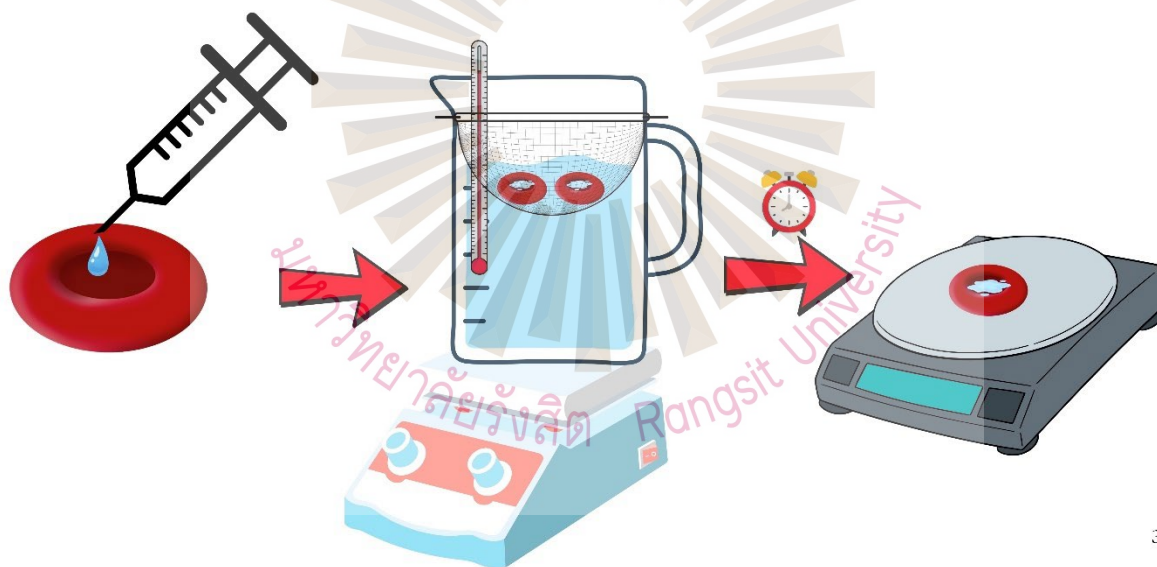
20000X

รูปที่ 11 morphology ของเจล Lyophilization ด้วยวิธี Scanning Electron Microscopy (SEM)

จากการทดลองพบว่า วิธีการเปลี่ยนสถานะจาก solution เป็น gel ส่งผลต่อคุณสมบัติทางกายภาพของผงที่ได้หลังการทำแห้งแบบเยือกแข็ง (lyophilization) โดยการใช้ electrolyte-induced gelation ทำให้ได้ผงที่มีลักษณะเปราะ รุพุน และมีพื้นที่ผิวมากกว่า ในขณะที่ thermally induced gelation ที่อุณหภูมิ 37°C เป็นเวลา 15 นาที ส่งผลให้ผงมีการจัดเรียงตัวที่แน่นกว่า อย่างไรก็ตาม เมื่อนำตัวอย่างไปตรวจสอบด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscopy, SEM) พบว่าทุกตัวรับมีลักษณะทางสัณฐานวิทยา (morphology) ที่คล้ายคลึงกัน

จากภาพถ่ายด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscopy, SEM) แสดงให้เห็นลักษณะทางสัณฐานวิทยาของตัวรับที่ความเข้มข้น 4.8% ภายใต้กำลังขยายต่างๆ โดยที่ กำลังขยาย 2500 เท่า พบว่าตัวรับที่เกิดเจลด้วยความร้อนที่อุณหภูมิ 37°C มีลักษณะของผลึกหรือองค์ประกอบภายในตัวรับที่มีการจัดเรียงตัวอย่างหนาแน่นและมีรูพรุนในปริมาณน้อย ในขณะที่ตัวรับที่เกิดเจลโดยการสัมผัสกับ electrolyte แสดงให้เห็นว่าผลึกจับตัวกันเป็นก้อนและไม่ได้ก่อให้เกิดพื้นผิวที่เป็นเนื้อเดียวกัน ซึ่งบ่งชี้ว่ากลไกการเกิดเจลจากทั้งสองวิธี—thermally induced gelation และ electrolyte-induced gelation—ส่งผลให้เกิดความแตกต่างในลักษณะทางสัณฐานวิทยาของตัวรับ

4.1.7 การทดสอบการยี้ดเกาะของพอลิเมอร์ (Erosion)

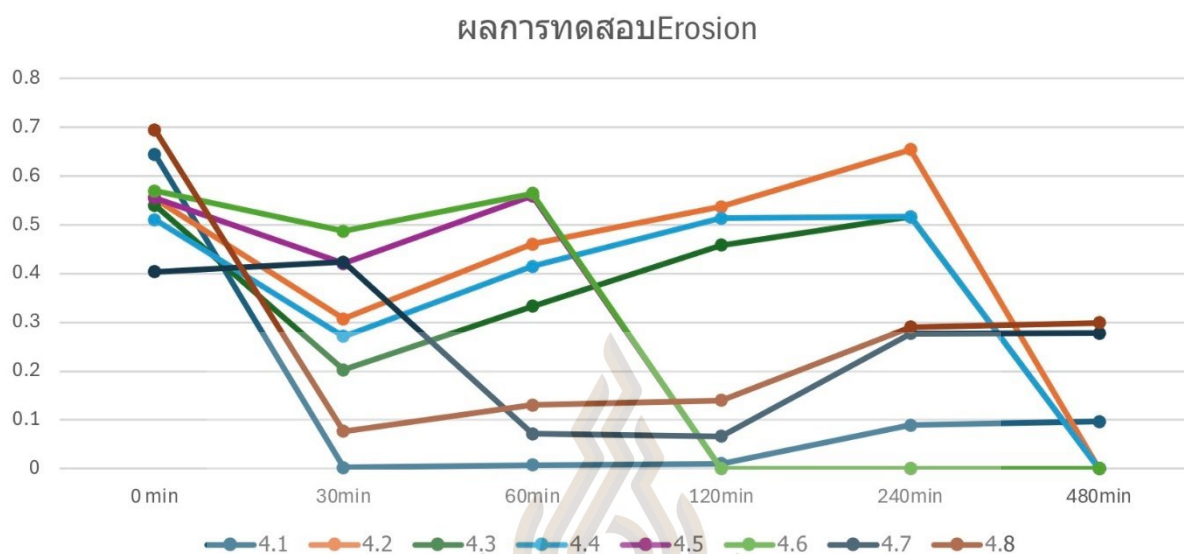


37

รูปที่ 12 รูปภาพแสดงวิธีการทดสอบการยี้ดเกาะของพอลิเมอร์ (Erosion)

สูตรตัวรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer407 ในการทดลองนี้ ได้มีการใช้แบบจำลองที่เลียนแบบสภาพแวดล้อมของบาดแผล โดยสร้างหลุมเพื่อจำลองลักษณะของแผล และหยดเจลลงไปก่อนนำไปแช่ในสารละลาย electrolyte ที่อุณหภูมิ 37°C เพื่อเลียนแบบสภาวะทางกายวิภาคของร่างกายเมื่อเกิดบาดแผล จากนั้นได้ทำการศึกษาการสลายตัวของตัวรับ (erosion study) โดยสังเกตระยะเวลาในการ

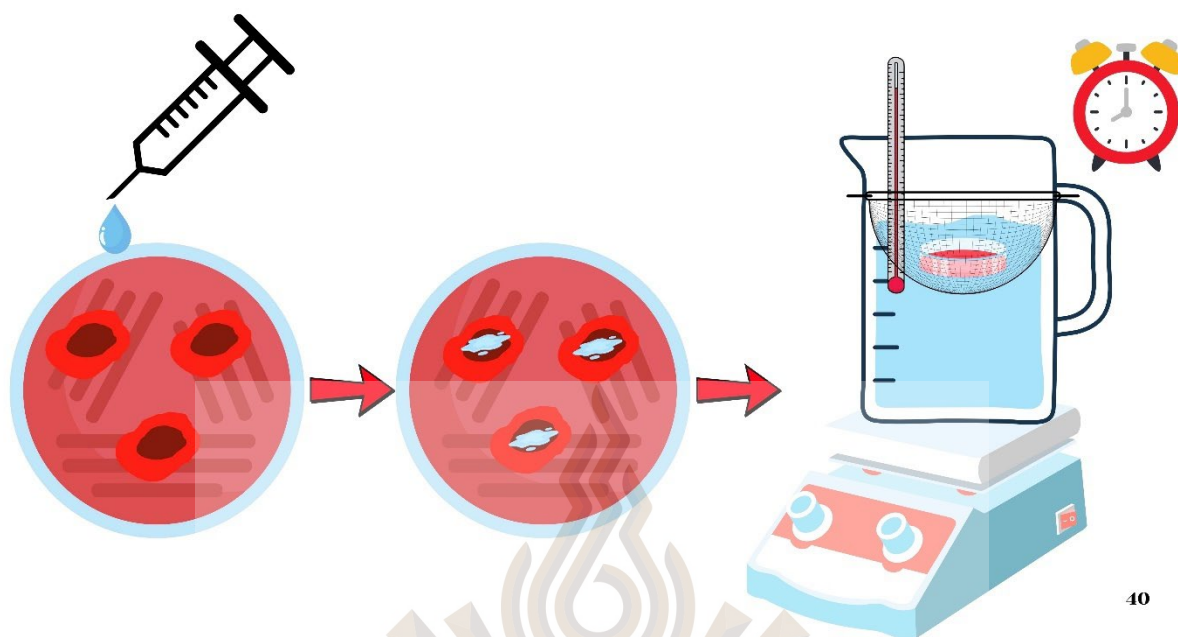
เสื่อมสลายของตำรับ ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญ เนื่องจากหากตำรับไม่สามารถเสื่อมสลายไปได้ทั้งหมด อาจก่อให้เกิดการรบกวนกระบวนการสมานแผลและการสร้างเนื้อเยื่อใหม่



รูปที่ 13 แผนภูมิแสดงการสลายตัวของเจล ณ เวลาต่างๆ

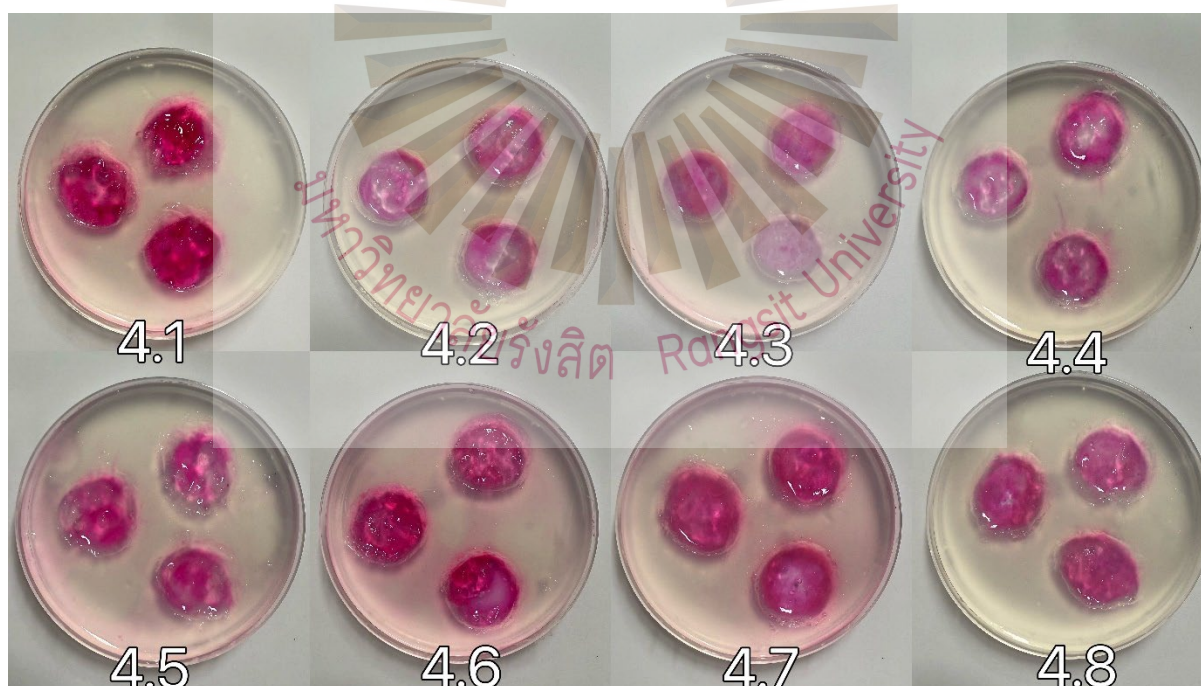
ผลการทดสอบพบว่า ตำรับ 4.2-4.4 มีการหลุดของ gel เร็วที่สุด และ ตำรับ 4.1 และ 4.5-4.8 มีการสลายตัวช้า ทั้งนี้ ทุกตำรับเริ่มมีการสลายตัวตั้งแต่วินาทีแรกของการทดสอบ และเมื่อเวลาผ่านไปจนถึง 8 ชั่วโมง พบว่าตำรับบางส่วนสามารถสลายตัวได้ทั้งหมด ขณะที่บางตำรับยังคงเหลือตกค้างประมาณ 50%

4.1.8 ทดสอบการแข็งเป็นเจล (ลดการไหล/ห้ามเลือด)



40

รูปที่ 14 รูปภาพแสดงวิธีการทดสอบการแข็งเป็นเจล (ลดการไหล/ห้ามเลือด)



รูปที่ 15 รูปภาพแสดงการแข็งเป็นเจล (ลดการไหล/ห้ามเลือด)

สูตรตำรับที่ 4 Gellan gum : Hyaluronic acid : Poloxamer407 ในการทดลองนี้ ใช้ agar เป็นตัวแทนของเนื้อเยื่อเหงือก และใช้สารละลาย electrolyte ที่เติมสีย้อม erythrosine เพื่อจำลองลักษณะของเลือด จากนั้นทำการเจาะ agar เพื่อสร้างแบบจำลองแผลในช่องปาก และหยดเจลลงไป จากนั้นนำ agar plate ไปอุ่นที่อุณหภูมิ 37°C เป็นเวลา 5 นาที ก่อนทำการเอียง plate เพื่อตรวจสอบการไหลของเจล ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญในการประเมินความสามารถในการคงตัวของเจลในสภาวะแวดล้อมของแผลในช่องปาก

จากผลการทดลองพบว่า เจลสามารถทำปฏิกิริยากับ electrolyte ส่งผลให้เลือดเกิดการแข็งตัวและไม่ไหลออกจากหลุมหรือบริเวณบาดแผล ซึ่งบ่งชี้ว่าเจลอาจมีศักยภาพในการช่วยห้ามเลือดและคงตัวอยู่ในตำแหน่งที่ต้องการภายในสภาวะจำลองของแผล

4.2 การสกัดและวิเคราะห์สมุนไพรห้ามเลือด

4.2.1 การสกัด

การสกัดผักเสี้ยนผีด้วยตัวทำละลายเอทานอลและน้ำ พบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผี มี %yield เท่ากับ 17.65 % และสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผีมี %yield เท่ากับ 10.5% ดังตารางที่ 11

ตารางที่ 11 %yield ของสารสกัดชั้นเอทานอลและสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี

สารสกัด	น้ำหนักสมุนไพรแห้ง (g)	น้ำหนักสารสกัดหยาบ (g)	%yield ของสารสกัด (%)
สารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผี	20.02	2.33	17.65
		0.79	
		0.41	
สารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี	20.01	1.38	10.51
		0.49	
		0.23	

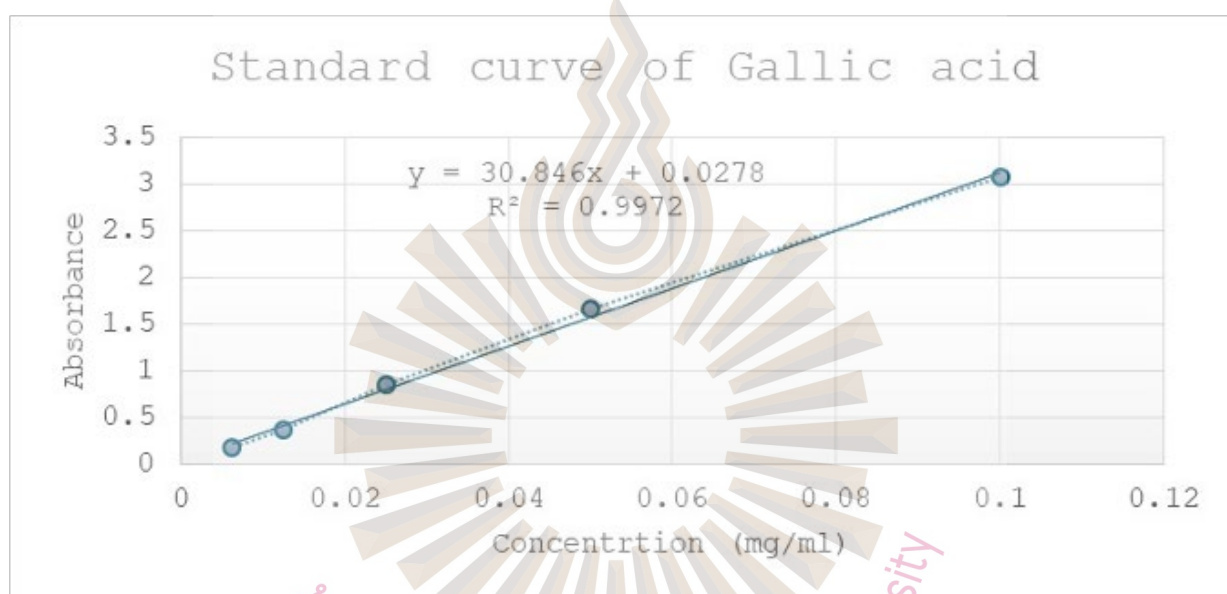
4.2.2 การวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมี

4.2.2.1 การวิเคราะห์ปริมาณฟีนอลิกรวม

การวิเคราะห์หาปริมาณสารประกอบฟีนอลิกของสารสกัดสมุนไพรผักเสี้ยนผีด้วยวิธี Folin ciocalteau โดยเปรียบเทียบกับสารมาตรฐาน gallic acid เมื่อนำไป plot กราฟ แกน x คือความเข้มข้นของสาร gallic acid หน่วยเป็น mg/ml แกน y คือ ค่า absorbance ได้สมการเส้นตรงคือ $y = 30.846x$ และค่า R^2 เท่ากับ 0.9972 จากนั้นนำไปคำนวณหาปริมาณสารฟีนอลิกต่อไป พบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผีและสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีมีปริมาณฟีนอลิกอยู่ที่ 1.59 ± 0.37 mg gallic acid equivalent (GAE) /g extract และ 3.21 ± 0.15 mg GAE/g extract ตามลำดับ จากผลการทดลองพบว่าในสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีมีปริมาณสารฟีนอลิกสูงกว่าสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผีดังตารางที่ 12

ตารางที่ 12 ผลการวิเคราะห์หาปริมาณสารประกอบฟีนอลิกของสารมาตรฐาน gallic acid

สารมาตรฐาน	ความเข้มข้น (mg/ml)	ค่าการดูดกลืนแสง
Gallic acid	0.1	3.07
	0.05	1.66
	0.025	0.85
	0.0125	0.37
	0.00625	0.18



รูปที่ 16 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นกับค่าการดูดกลืนแสงของสารมาตรฐาน gallic acid

4.2.2.2 การวิเคราะห์ปริมาณฟลาโวนอยด์รวม

การวิเคราะห์หาปริมาณสารประกอบฟลาโวนอยด์ของสารสกัดสมุนไพรผักเสี้ยนผีด้วยวิธี aluminum chloride colorimetric method โดยเปรียบเทียบกับมาตรฐานจากสาร Catechin ดังตารางที่ 14 เมื่อนำไป plot กราฟ แกน x คือความเข้มข้นของสาร Catechin หน่วยเป็นมิลลิกรัมต่อมิลลิลิตร แกน y คือ ค่า absorbance ได้สมการเส้นตรงคือ $y = 0.0022x + 0.0117$ และค่า R^2 เท่ากับ 0.9985 ดังแสดงในรูปที่ จากนั้นนำไปคำนวณหาปริมาณฟลาโวนอยด์ต่อไป พบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีมีปริมาณ ฟลาโวนอยด์อยู่ที่ 5.33 ± 0.18 mg Catechin Equivalent/g extract และ 5.55 ± 0.21 mg Catechin Equivalent/g extract ตามลำดับ จากผลการทดลองพบว่าในสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีมีปริมาณสารฟลาโวนอยด์ที่ใกล้เคียงกัน

ตารางที่ 13 ผลการวิเคราะห์หาปริมาณสารประกอบฟลาโวนอยด์ของสารมาตรฐาน Catechin

สารมาตรฐาน	ความเข้มข้น (mg/ml)	ค่าการดูดกลืนแสง
Catechin	6.25	0.021
	12.50	0.033
	25.00	0.071
	50.00	0.129
	75.00	0.177
	100.00	0.245
	150.00	0.328
	200.00	0.461
	300.00	0.675



รูปที่ 17 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นกับค่าการดูดกลืนแสงของสารมาตรฐาน Catechin

4.3 การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระ (Anti oxidation)

4.3.1 การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระด้วยวิธี DPPH Radical Scavenging assays

การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระของสารสกัดชั้นเอทานอลและสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี โดยใช้สารมาตรฐานคือ วิตามินซี (Vitamin C) และเคอร์เซทิน (Quercetin) เมื่อนำไป plot กราฟ แกน x คือความเข้มข้นของสาร Vitamin C และ Quercetin หน่วยเป็น $\mu\text{g/ml}$ แกน y คือ ค่า % inhibition จากนั้นนำไปคำนวณหาฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระได้ร้อยละ 50 (IC_{50}) พบว่า Vitamin C มีค่า IC_{50} เท่ากับ $0.0041 \pm 0.0001 \text{ mg/ml}$ แสดงดังตารางที่ 16 และ Quercetin มีค่า IC_{50} เท่ากับ $0.0104 \pm 0.0014 \text{ mg/ml}$ แสดงดังตารางที่ 7 เมื่อนำสารสกัดชั้นเอทานอลและสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีมาศึกษาฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระ พบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลและสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี มีค่า IC_{50} เท่ากับ $0.1622 \pm 0.0590 \text{ mg/ml}$ และ $0.3979 \pm 0.0268 \text{ mg/ml}$ ตามลำดับ แสดงดังตารางที่ 8 ซึ่งพบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผีมีฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระสูงกว่าสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี

4.3.2 การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระด้วยวิธี ABTS decolorization assay

การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระของสารสกัดสมุนไพรผักเสี้ยนผีที่สกัดด้วยเอทานอลและน้ำโดยใช้สารมาตรฐานคือ trolox เมื่อนำไป plot กราฟ แกน x คือความเข้มข้นของสาร trolox หน่วยเป็น mg/ml แกน y คือ ค่า %Decolorization ของ trolox ได้สมการเส้นตรงคือ $y = 1016.2x - 0.6305$ และค่า R^2 เท่ากับ 0.9982 แสดงดังกราฟที่ 3 จากนั้นคำนวณการลดลงของความดูดกลืนแสงได้เป็นค่า %Decolorization พบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผีและสารสกัดชั้นน้ำผักเสี้ยนผีมีค่า %Decolorization เท่ากับ $35.96 \pm 0.52 \%$ และ $32.02 \pm 0.87 \%$ ตามลำดับ แสดงดังตารางที่ 9 และนำค่ามาคำนวณความสามารถในการต้านอนุมูลอิสระในหน่วย Trolox Equivalent Antioxidant Capacity (TEAC) โดยสารสกัดชั้นเอทานอลผักเสี้ยนผีและสารสกัดชั้นน้ำผักเสี้ยนผี มี $0.0360 \pm 0.0005 \text{ mg TE/mg extract}$ เท่ากับ $0.0321 \pm 0.0009 \text{ mg TE/mg extract}$ ตามลำดับ ซึ่งพบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลผักเสี้ยนผีมีฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระสูงกว่าสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี แสดงดังตารางที่ 19

รูปที่ 18 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเข้มข้นกับค่าการดูดกลืนแสงของสารมาตรฐาน Trolox

4.3.3 การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระด้วยวิธี Ferric reducing antioxidant power (FRAP) assay

การทดสอบฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระของสารสกัดสมุนไพรผักเสี้ยนผีที่สกัดด้วยเอทานอลและน้ำ โดยใช้วิธี FRAP พบว่าสารสกัดผักเสี้ยนผีชั้นเอทานอลและสารสกัดผักเสี้ยนผีชั้นน้ำมีค่า $339.1 \pm 10.1 \mu\text{mol Fe}^{2+}$ equivalent/g extract และ $290.5 \pm 8.1 \mu\text{mol Fe}^{2+}$ equivalent/g extract ซึ่งพบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผีมีฤทธิ์ต้านอนุมูลอิสระสูงกว่าสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี

4.4 การทดสอบฤทธิ์ยับยั้งการอักเสบ (Anti – inflammatory)

4.4.1 การทดสอบฤทธิ์ยับยั้งการอักเสบด้วยวิธียับยั้งการหลั่ง Nitric oxide

การทดสอบฤทธิ์ยับยั้งการอักเสบของสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีโดยใช้วิธี Nitric oxide พบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีโดยคำนวณ %Inhibition of NO production at various at concentration แล้วคิด IC_{50} จะได้ $53.07 \pm 2.45 \mu\text{g/ml}$ และ $27.19 \pm 3.01 \mu\text{g/ml}$ ตามลำดับ แล้วนำมาคำนวณ LC_{50} ของสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีทั้งสองมีค่า $>200 \mu\text{g/ml}$

4.5 การทดสอบฤทธิ์การสมานแผล

4.5.1 การทดสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ Cytotoxicity assay

การทดสอบฤทธิ์การสมานแผลโดยความเป็นพิษต่อเซลล์ Cytotoxicity assay ของสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี เมื่อคำนวณ %Viability at various at concentration และนำมาคิดค่า LC_{50} ของสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี มีค่า $>200 \mu\text{g/ml}$ และ $>400 \mu\text{g/ml}$ ตามลำดับ แสดงดังตารางที่ 22

4.5.2 การศึกษาการเพิ่มจำนวนและการรอดชีวิตของเซลล์ Cell proliferation

การศึกษากการเพิ่มจำนวนและการรอดชีวิตของเซลล์ Cell proliferation พบว่าสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผีที่ความเข้มข้น $6.25 \mu\text{g/ml}$ มีการเพิ่มจำนวนและการรอดชีวิตของเซลล์ Cell proliferation มากขึ้น และสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี ที่ความเข้มข้น $3.13 \mu\text{g/ml}$ มีการเพิ่มจำนวนและการรอดชีวิตของเซลล์ Cell proliferation มากขึ้น แสดงดังรูปที่ 19 และ รูปที่ 20



รูปที่ 19 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละการเพิ่มจำนวนของเซลล์กับสารสกัดชั้นเอทานอลของผักเสี้ยนผี

รูปที่ 20 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละการเพิ่มจำนวนของเซลล์กับสารสกัดชั้นน้ำของผักเสี้ยนผี

4.5.3 การศึกษาการเคลื่อนย้ายของเซลล์ Cell migration

การศึกษาการเคลื่อนย้ายของเซลล์ Cell migration ของสารสกัดชั้นเอทานอลและชั้นน้ำของผักเสี้ยนผีทั้งสอง มี Length between the scratch ที่ T_{24} คือ $0.00 \pm 0.00 \mu\text{m}$ ซึ่งคำนวณ %Migration rate of cells จะได้เท่ากับ $100.00 \pm 0.00\%$ แสดงดังตารางที่ 14 และเซลล์มีการเคลื่อนที่เข้าหากัน

ตารางที่ 14 ผลการศึกษาการเคลื่อนย้ายของเซลล์ Cell migration

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง

จากการศึกษาการพัฒนาไฮโดรเจลสำหรับห้ามเลือดและส่งเสริมการสมานแผลในทางทันตกรรม พบว่าตำรับที่ 1, 2 และ 4 มีการเปลี่ยนสถานะจาก solution เป็น gel เมื่อสัมผัสกับไอออน ซึ่งเป็นผลมาจากอิทธิพลของ Gellan gum ในขณะที่ตำรับที่ 3 ไม่เกิดการเปลี่ยนสถานะเมื่อสัมผัสไอออน แต่มีความหนืดสูงทำให้ยากต่อการฉีดผ่านกระบอกฉีดยา (syringe) สำหรับการเปลี่ยนสถานะเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น พบว่าตำรับที่ 1 และ 2 ไม่เปลี่ยนจาก solution เป็น gel แม้ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส ในขณะที่ตำรับที่ 3 และ 4 สามารถเปลี่ยนสถานะได้ ซึ่งเป็นผลจากอิทธิพลของ Poloxamer 407

จากผลการศึกษาดังกล่าว แสดงให้เห็นว่าตำรับที่ประกอบด้วยพอลิเมอร์ทั้งสามชนิด (Gellan gum, HA, และ Poloxamer 407) มีศักยภาพในการเป็นไฮโดรเจลห้ามเลือดที่เหมาะสม เนื่องจากสามารถเกิดการเปลี่ยนสถานะเป็น gel ได้ทั้งจากปฏิกิริยากับไอออนและการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ จึงมีแนวโน้มที่จะนำไปพัฒนาต่อเป็นไฮโดรเจลสำหรับห้ามเลือดและส่งเสริมการสมานแผลในทางทันตกรรมได้



เอกสารอ้างอิง

1. Tarighi P, Khoroushi M. A review on common chemical hemostatic agents in restorative dentistry. *Dent Res J (Isfahan)*. 2014;11(4):423–8.
2. Sarkhel S, Jaiswal A. Emerging frontiers in in situ forming hydrogels for enhanced hemostasis and accelerated wound healing. *Adv Ther*. 2023;6(3):2300128.
3. Sarkhel S, Jaiswal A. Emerging frontiers in in situ forming hydrogels for enhanced hemostasis and accelerated wound healing. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2024;16(45):61503–29.
4. Deogade UM, Deshmukh VN, Sakarkar DM. Natural gums and mucilages in NDDS: Applications and recent approaches. *Carbohydr Polym*. 2012;88(1):1143–50.
5. Zhu W, Chu CC. Using chitosan-based hydrogels for wound healing. *J Biomed Mater Res A*. 2002;62(4):512–8.
6. Ruel-Gariépy E, Leroux JC. In situ-forming hydrogels—review of temperature-sensitive systems. *Eur J Pharm Biopharm*. 2004;58(2):409–26.
7. Kaur IP, Smitha R. Penetration enhancers and ocular bioadhesive delivery systems: two new avenues for ophthalmic drug delivery. *Drug Dev Ind Pharm*. 2002;28(4):353–67.
8. Kaur IP, Kanwar M. Ocular preparations: the formulation approach. *Drug Dev Ind Pharm*. 2002;28(5):473–93.
9. Wan W, Lee P. Development of Gellan Gum Based Hydrogel for Biomedical Applications. *J Biomed Mater Res A*. 2006;76(2):73–84.
10. Kapoor V, Maheshwari DK. Gellan gum: Properties, applications and biotechnological production. *Indian J Microbiol*. 2001;41(2):91–8.

11. Smith AM, Shelton RM, Perrie Y, Harris JJ. Gellan gum based hydrogels for biomedical applications. *Biomaterials*. 2007;28(3):473–81.
12. Smith AM, Shelton RM, Perrie Y, Harris JJ. Gellan gum hydrogels for the delivery of macromolecules. *Int J Pharm*. 2007;348(1–2):1–9.
13. Miyazaki S, Kubo W, Attwood D. In situ gelling gellan formulations for sustained delivery of parenteral drugs. *Int J Pharm*. 2000;204(1–2):13–21.
14. Al-Kinani AA, Zidan G, ElShaer A. Recent advances in gellan gum-based drug delivery systems: a review. *Polymers (Basel)*. 2022;14(24):5353.
15. Khare P, Chogale MM, Kakade P, Patravale VB. Gellan gum-based in situ gelling ophthalmic nanosuspension of posaconazole. *Drug Deliv Transl Res*. 2022;12(12):2920–35.
16. Garcia MA, Martino MN, Zaritzky NE. Mechanical properties and microstructure of gellan and whey protein concentrate mixed gels. *Food Hydrocoll*. 2008;22(6):1038–43.
17. Zhang Y, Chen Z, Li C, Li Y, Qian Y, Wang F, et al. In situ forming hydrogels based on modified gellan gum/chitosan for ocular drug delivery of timolol maleate. *Int J Biol Macromol*. 2024;266:131459.
18. Schmolka IR. Poloxamer vehicles for drug delivery. *J Biomed Mater Res*. 1972;6(6):571–82.
19. Dumortier G, Grossiord JL, Agnely F, Chaumeil JC. Poloxamer-based in situ gelling systems for biomedical applications. *Eur J Pharm Biopharm*. 2006;61(3):185–206.
20. Dumortier G, Grossiord JL, Agnely F, Chaumeil JC. A review of poloxamer 407 pharmaceutical and pharmacological characteristics. *Pharm Res*. 2006;23(12):2709–28.
21. Gao Y, et al. Development of thermosensitive pluronic F127-based in situ gel for controlled drug delivery. *Acta Pharm Sin B*. 2011;1(4):274–80.

22. Akash MSH, Rehman K. Poloxamer hydrogels for biomedical applications. *J Control Release*. 2015;209:120–38.
23. Fraser JR, Laurent TC, Laurent UB. Hyaluronan: its nature, distribution, functions and turnover. *J Intern Med*. 1997;242(1):27–33.
24. Stern R, et al. Hyaluronic acid: A key molecule in skin aging. *Dermatoendocrinol*. 2006;4(3):253–8.
25. Kogan G, Šoltés L, Stern R, Gemeiner P. Hyaluronic acid: A natural biopolymer with a broad range of biomedical and industrial applications. *Biotechnol Lett*. 2007;29:17–25.
26. Necas J, Bartosikova L, Brauner P, Kolar J. Hyaluronic acid (hyaluronan): A review. *Vet Med*. 2008;53(8):397–411.
27. Szczesna-Antczak M, Kaczorek E, Antczak T. The application of hyaluronic acid in tissue engineering and regenerative medicine. *J Biomater Sci Polym Ed*. 2013;24(10):1225–41.
28. King SR, et al. Hyaluronic acid: Perspectives in wound healing. *Int J Low Extrem Wounds*. 2013;13(1):20–30.
29. Balazs EA, Denlinger JL. Viscosupplementation: a new concept in the treatment of osteoarthritis. *J Rheumatol Suppl*. 1989;16:3–9.
30. Highley CB, Prestwich GD, Burdick JA. Hyaluronic acid-based hydrogels for biomedical applications. *Curr Opin Biotechnol*. 2016;40:35–40.
31. Tarighi P, Khoroushi M. A biomimetic polynucleotides–hyaluronic acid hydrogel promotes wound healing in a primary gingival fibroblast model. *Appl Sci*. 2021;11(10):4405.
32. Mahmood H, Khan IU, Asif M, Khan RU, Asghar S, Khalid I, et al. In vitro and in vivo evaluation of gellan gum hydrogel films: Assessing the co impact of therapeutic oils and ofloxacin on wound healing. *Int J Biol Macromol*. 2021;166:483–95.

ประวัติผู้วิจัย



คำนำหน้า ☐ นาย ☐ นาง ☒ นางสาว สุชาร์ตน์ ลิมสิทธิชัยกุล

ตำแหน่งทางวิชาการ ☐ ศ. ☒ รศ. ☐ ผศ. ☐ อาจารย์ ดร.

ชื่อผู้วิจัย สุชาร์ตน์

นามสกุลผู้วิจัย ลิมสิทธิชัยกุล

ชื่อภาษาอังกฤษ Sucharat

นามสกุลภาษาอังกฤษ Limsitthichaikoon

วัน/เดือน/ปี เกิด 30 พฤษภาคม 2524

ที่อยู่ (บ้าน) 432/203 ซ.21 หมู่บ้านพฤษชาติไทรทองรังสิต หมู่4 ต.หลักหก อ.เมือง จ.ปทุมธานี

12000ที่อยู่ (ที่ทำงาน) วิทยาลัยเภสัชศาสตร์ มหาวิทยาลัยรังสิต
52/347 ม.7 ตำบลหลักหก อำเภอเมือง จังหวัดปทุมธานี 12000

โทรศัพท์ 0821415653

E-mail Sucharat.L@rsu.ac.th

ประวัติการศึกษา

วุฒิการศึกษา	สาขา	คณะ	สถาบัน	ปีที่สำเร็จ
ภ.บ.	เภสัชศาสตร์	เภสัชศาสตร์	มหาวิทยาลัยรังสิต	2547
ภ.ม.	เภสัชภัณฑ์	เภสัชศาสตร์	มหาวิทยาลัยขอนแก่น	2555
Diploma course certificate	Research and development of products to meet public health needs	เภสัชศาสตร์	Nagasaki University	2558
ปรด	วิจัยและพัฒนาเภสัชภัณฑ์	เภสัชศาสตร์	มหาวิทยาลัยขอนแก่น	2559
Postdoctoral training	วิจัยและพัฒนาเภสัชภัณฑ์	เภสัชศาสตร์	มหาวิทยาลัยขอนแก่น	2560

International publications (5 years-present)

1. Hanpramukkun N., Teruya T., Charoenwattanasatien R., Pakawanit P., Limsitthichaikoon S. 2025. Development and Evaluation of Modified *Dioscorea hispida* Starch as a Sustainable Super-Disintegrant for Immediate-Release Tablets. *Polysaccharides* 6(4):109.
2. Thammasut W., Limsitthichaikoon S., Lertsuphotvanit N., Chaiya P., Østergaard J., Phaechamud T. 2025. Mechanistic Drug Release from Cellulose Acetate Butyrate–Palmitic Acid-Based In Situ Gels for Targeted Periodontal Therapy via UV-Vis Imaging. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*. 107777.
3. Kerdmanee K., Hanpramukkun N., Charoenwattanasatien R., Pakawanit P., Limsitthichaikoon S. 2025. Biopolymeric Composite Films of Hyaluronic Acid and Gellan Gum for Localized and Sustained Azithromycin Delivery in Periodontal Therapy. *AAPS PharmSciTech* 27(1):23.
4. Puyathorn N., Tamdee P., Sirirak J., Phaechamud T., Limsitthichaikoon S. 2025. Phase Transition and Permeability Behavior of Salicylic Acid Loaded Myristic Acid In Situ Gels: Insights from Molecular Dynamics and Confocal Imaging. *Molecular Pharmaceutics* 22(10):6050-6066.
5. Kerdmanee K., Thongsiri C., Supachawaroj N., Limsitthichaikoon S. 2025. Enhanced Localized Periodontitis Treatment with Azithromycin-Loaded Niosomal Thermosensitive Gels. *OpenNano*, 100247. <https://doi.org/10.1016/j.onano.2025.100247>
6. Supachawaroj N., Hanpramukkun N., Limsitthichaikoon S. 2025. Fabrication and Evaluation of Lidocaine-Loaded Thermoresponsive Organogels for Enhanced Pain Management in Dry Socket Wounds. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 103, 106423. <https://doi.org/10.1016/j.jddst.2024.106423>
7. Supachawaroj N., Kerdmanee K., Limsitthichaikoon S. 2024. Lidocaine-Loaded Thermoresponsive Gel for Accelerated Wound Healing in Dry Socket and Oral Wounds. *Gels*, 10 (11), 739.
8. Thammasut W., Rojviriya C., Chaiya P., Phaechamud P., Limsitthichaikoon S. 2024. Moxifloxacin HCl -loaded Cellulose Acetate Butylate In Situ Forming Gel for Periodontitis Treatment. *AAPS PharmSciTech*, 25 (7), 242.

9. Supachawaroj N., Limsitthichaikoon S. 2024. Lidocaine HCl-Loaded Polyelectrolyte Complex - Poloxamer Thermoresponsive Hydrogel: In Vitro- In Vivo Anesthetic Evaluations for Tooth Socket Wound Delivery. *AAPS PharmSciTech*, 25 (6), 182.
10. Limsitthichaikoon S., Kuljanabhagavad T., Vutthipong A., Panidthananon A., Thongphasuk P. 2024. Consequences of Gamma Irradiation on Triphala's Phytochemical Compositions, Microbial Burden and Antioxidant Properties. *Journal of Current Science and Technology* 12024, 4 (2)
11. Thongphasuk P., Limsitthichaikoon S. 2023. Feasibility Study of *Neptunia javanica* Miq. Extract as an Alternative Medicine for Wound Healing. *Journal of Current Science and Technology*, 13 (3), 672-682.
12. Kerdmanee K. Phaechamud T. Limsitthichaikoon S. 2022. Thermoresponsive Azithromycin-Loaded Niosome Gel Based on Poloxamer 407 and Hyaluronic Interactions for Periodontitis Treatment. *Pharmaceutics*, 14, 2032. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics14102032>.
13. Limsitthichaikoon S., Soontaranon S., Hanpramukkun N., Thumanu K., Priprem A. 2022. Polymeric Micelles Enhance Mucosal Contact Time and Deposition of Fluocinolone Acetonide. *Polymers* 14, 2247. <https://doi.org/10.3390/polym14112247>.
14. Sarideechaigul W., Priprem A., Limsitthichaikoon S., Phohipakdee P., Chaijit R., Jorns T.P., Lungruammit N., Chaiya K. 2021. Efficacy and safety of two artificial saliva-based polymers containing 0.1% pilocarpine for treatment of xerostomia: A randomized clinical pilot trial. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 13 (10), e994.
15. Supachawaroj N., Damrongrungruang T., Limsitthichaikoon S. 2021. Formulation development and evaluation of lidocaine hydrochloride loaded in chitosan-pectin-hyaluronic acid polyelectrolyte complex for dry socket treatment. *Saudi Pharmaceutical Journal* 29 (9), 1070-1081.
16. Damrongrungruang T., Paphangkorakit J., Limsitthichaikoon S., Khampaenjiraroach B., Davies M.J., Sungthong B., Priprem A. 2021. Anthocyanin complex niosome gel accelerates oral wound healing: In vitro and clinical studies. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine* 37, 102423.
17. Kerdmanee K., Limsitthichaikoon S. 2021. Fabrication and Characterization of Azithromycin-Loaded Niosomes for Periodontitis Treatment. *Key Engineering Materials* 901, 55-60.

18. Supachawaroj N., Limsitthichaikoon S. 2021. Factors Affecting Gelation of Lidocaine Hydrochloride-Loaded Polyelectrolyte Complex Thermosensitivity Gel for Dry Socket Treatment. Key Engineering Materials 901, 111-116.

สาขาวิชาที่นักวิจัยเชี่ยวชาญ

1. Research and development in pharmaceutical sciences
2. Dental materials
3. Intranasal delivery
4. Nano Sciences

