



การผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส
โดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะ

PRODUCTION OF WOUND DRESSING FROM POLYVINYL ALCOHOL
AND CARBOXYMETHYL CELLULOSE CROSSLINKED WITH
POLY ETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE

กนกพิชญ์ ทังทอง
KANOKPIT THANGTHONG

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

หลักสูตรวิศวกรรมเครื่องกล

ภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร

ปีการศึกษา 2564

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส
โดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะ

PRODUCTION OF WOUND DRESSING FROM POLYVINYL ALCOHOL
AND CARBOXYMETHYL CELLULOSE CROSSLINKED WITH
POLY ETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE

กนกพิชญ์ ทังทอง

KANOKPIT THANGTHONG

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

หลักสูตรวิศวกรรมเครื่องกล

ภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร

ปีการศึกษา 2564

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

PRODUCTION OF WOUND DRESSING FROM POLYVINYL ALCOHOL
AND CARBOXYMETHYL CELLULOSE CROSSLINKED WITH
POLY ETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE



A PROJECT SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENT
FOR THE DEGREE OF BACHELOR OF ENGINEERING IN ENERGY ENGINEERING
DEPARTMENT OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
PRINCE OF CHUMPHON CAMPUS

2021

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2022

DEPARTMENT OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

PRINCE OF CHUMPHONE CAMPUS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร
ใบรับรองปริญญาานิพนธ์

หัวข้อปริญญาานิพนธ์ การผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส โดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะ

Project Title PRODUCTION OF WOUND DRESSING FROM POLYVINYL ALCOHOL AND CARBOXYMETHYL CELLULOSE CROSSLINKED WITH POLYETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE

ชื่อนักศึกษา นางสาวกนกพิชญ์ ทั้งทอง **รหัสนักศึกษา** 61512026

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ศิริวรรณ ศรีสังข์

ปริญญาานิพนธ์

คณะกรรมการสอบปริญญาานิพนธ์			ลายมือชื่อ
รศ.ดร.ชัยวัฒน์	รัตนมีชัยสกุล	กรรมการสอบ	
รศ.ดร.รัชพล	จิ่งเจริญ	กรรมการสอบ	
ผศ.ดร.ณัฐพงศ์	รัตนเดช	กรรมการสอบ	
ผศ.ว่าที่ร้อยตรี ดร.กิตติศักดิ์ เพ็ชรพันธ์		กรรมการสอบ	
ผศ.ดร.วารุณี	ลิ้มมัน	กรรมการสอบ	
รศ.ดร.นฤบดี	ศรีสังข์	กรรมการสอบ	
ผศ.ดร.ศิริวรรณ	ศรีสังข์	อาจารย์ที่ปรึกษา	

วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 18 พฤษภาคม 2565 เวลา 13:00 - 14:30 น.

สถานที่สอบ ณ ห้องประชุมออนไลน์

ภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ปราโมทย์ กุศล)

หัวหน้าภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 18 พฤษภาคม พ.ศ. 2565

หัวข้อปริญญานิพนธ์	การผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส โดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะ	
Project Title	PRODUCTION OF WOUND DRESSING FROM POLYVINYL ALCOHOL AND CARBOXYMETHYL CELLULOSE CROSSLINKED WITH POLY ETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE	
ชื่อนักศึกษา	นางสาวกนกพิชญ์ ทั้งทอง	รหัสนักศึกษา 61512026
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต	
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล	
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร.ศิริวรรณ ศรีสังข์	
ปริญญานิพนธ์		

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้มีจุดประสงค์เพื่อศึกษาสภาวะที่เหมาะสมในการผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร่วมกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนท จากการพิจารณาคุณสมบัติทางกายภาพ ซึ่งประกอบด้วย ค่าการดูดซึมน้ำ ค่าความต้านทานแรงดึง ค่าการปล่อยยา และค่าความต้านทานแบคทีเรีย ผลการศึกษาพบว่าอัตราส่วนผสมที่เหมาะสมในการขึ้นรูปวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร่วมกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนท ในอัตราส่วน PVA : CMC โดยน้ำหนักต่อปริมาตรคือ 70 : 30 w/v ใช้ PEGDA 15% และ CHG10% ความเร็วรอบในการขึ้นรูปอยู่ที่ 400 rpm ใช้เวลาทวน 3 h โดยมีค่าการดูดซึมน้ำที่ได้จากเงื่อนไขดังกล่าวเท่ากับ 622.77% ความต้านทานแรงดึงเท่ากับ 0.4455 ± 0.0743 MPa ค่าการปล่อยยาดำสุดและสูงสุดเท่ากับ 0.53, 11.71% ตามลำดับ มีโซนการยับยั้งแบคทีเรีย MRSA, SA มีค่าเท่ากับ 5, 7 mm ตามลำดับ ผลการศึกษาดังกล่าวยืนยันว่าวัสดุปิดแผลที่ผลิตด้วยโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร่วมกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนท สามารถขึ้นรูปได้และมีคุณสมบัติทางกายภาพที่ผ่านเกณฑ์มาตรฐานวัสดุปิดแผล

คำสำคัญ: คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส, วัสดุปิดแผล, สารเชื่อมโยงพันธะ, โพลีไวนิลแอลกอฮอล์, คุณสมบัติทางกายภาพ

Project Title	STUDY OF DRESSING FROM POLYVINYL ALCOHOL AND CARBOXYMETHYL CELLULOSE CROSSLINKED WITH POLY ETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE	
Student	Miss Kanokpit Thangthong	Student ID 61512026
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Mechanical Engineering	
Project Advisor	Asst.Prof.Dr Siriwan Srisang	

ABSTRACT

This research aims to study the optimum of wound dressing production from polyvinyl alcohol and carboxymethyl cellulose crosslinked with poly (ethylene glycol) diacrylate by chlorhexidine gluconate. The production of wound dressing was studied and considered in term of physical properties for water absorption tensile strength, drug release and antibacterial. Results showed that the optimum mixture was PVA : CMC 70 : 30 w/v, PEGDA 15% CHG10% at 400 rpm and time of 3 h. The water absorption value obtained from the condition of 622.77%, tensile strength of 0.4455 ± 0.0743 MPa, drug release of 11.71%, antibacterial MRSA of 5 mm and SA of 7 mm. Results confirm that the production of wound dressing from polyvinyl alcohol and carboxymethyl cellulose crosslinked with poly ethylene glycol diacrylate by chlorhexidine gluconate It is moldable and has physical properties that meet bandage standards

Keywords: Carboxymethyl cellulose, Wound dressing, Crosslinking, Polyvinyl alcohol, Physical properties

กิตติกรรมประกาศ

จากงานวิจัยฉบับนี้สำเร็จผลไปได้ด้วยการสนับสนุนทุนจาก Fundamentals Fund ผ่านสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ประจำปีงบประมาณ พ.ศ.2565 ในโครงการวิจัยวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลต เป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนท ทางคณะผู้จัดทำต้องขอขอบพระคุณ คุณพ่อ แม่ และครอบครัว ซึ่งเป็นผู้สนับสนุนกำลังใจตลอดมา ขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ศิริวรรณ ศรีสังข์ ที่ได้รับความกรุณาอย่างสูงเป็นอาจารย์ที่ปรึกษางานวิจัยฉบับนี้ และอาจารย์ประจำภาควิชาทุกท่านที่กรุณาให้คำแนะนำปรึกษา ตลอดจนปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยฉบับนี้รวมถึง ภาควิชาวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังวิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร ที่ให้การสนับสนุนทุนการศึกษา เพื่อนร่วมรุ่นทุกท่านทั้งสาขาวิศวกรรมเครื่องกล วิศวกรรมเกษตร และวิศวกรรมพลังงาน ในการช่วยเหลือการทำงาน ตลอดจนบุคคลากรที่มีส่วนเกี่ยวข้องที่คอยให้การสนับสนุนและให้กำลังใจเสมอมา

กนกพิชญ์ ทั้งทอง
พฤษภาคม 2565

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญตาราง	
สารบัญรูป	
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์	2
1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์	3
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.5 ขั้นตอนการศึกษา	3
1.6 แผนการดำเนินงาน	6
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	
2.1 วัสดุที่ใช้ในการทำวัสดุปิดแผล	7
2.2 บาดแผลเปิด	13
2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	16
บทที่ 3 อุปกรณ์และวิธีการ	
3.1 วัสดุ	19
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง	20
3.3 กระบวนการ/วิธีการดำเนินงาน	23
3.4 วิธีการทดสอบคุณสมบัติของวัสดุปิดแผล	26
3.5 การวิเคราะห์ข้อมูล	28
บทที่ 4 ผลและวิจารณ์ผล	
4.1 การขึ้นรูปวัสดุปิดแผลและลักษณะที่ปรากฏ	29
4.2 การวิเคราะห์คุณสมบัติทางกายภาพ	33

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 5 สรุปและข้อเสนอแนะ	
5.1 สรุปผลการทดลอง	39
5.2 ข้อเสนอแนะ	39
เอกสารอ้างอิง	40
ภาคผนวก	44
ประวัติผู้จัดทำ	52



สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
1.1	แผนการดำเนินงานการศึกษาวัสดุปิดแผลจาก โพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนท	6
2.1	ตารางการแบ่งเกรดโพลีไวนิลแอลกอฮอล์	8
2.2	ตารางแสดงค่าความหนืดของสารละลายโพลีไวนิลแอลกอฮอล์	9
3.1	อัตราส่วนผสมระหว่างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส	23



สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	แผนผังแสดงขั้นตอนการทดลอง	5
2.1	แสดงสัดส่วนปริมาณการใช้โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ในอุตสาหกรรม	7
2.2	โครงสร้างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์	8
2.3	โครงสร้างโมเลกุลของโซเดียมคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส	10
2.4	ระยะของเนื้อเยื่อที่มีเลือดออกและการอักเสบ	14
2.5	ระยะการสร้างเนื้อเยื่อเส้นใยหรือระยะงอกขยาย	15
2.6	ระยะเนื้อเยื่อเจริญเต็มที่หรือระยะปรับตัว	15
3.1	โพลีไวนิลแอลกอฮอล์	18
3.2	คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส	18
3.3	โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลต	19
3.4	คลอเฮกซิดีนกลูโคเนต	19
3.5	น้ำปราศจากไอออน	20
3.6	ปีกเกอร์	20
3.7	แท่งแก้วคนสาร	21
3.8	แท่งแม่เหล็กกวนสาร	21
3.9	เครื่องกวนสารให้ความร้อน	22
3.10	เครื่องชั่งดิจิตอล	22
3.11	กวน PVA, CMC ที่อุณหภูมิ 24 °C ความเร็วรอบ 400 rpm	24
3.12	PVA, CMC ที่ละลายเข้ากันเติมสารเชื่อมโยงพันธะ PEGDA	24
3.13	PVA, CMC, PEGDA กวนเข้ากันและใส่ยา CHG	25
3.14	ตัวอย่างชิ้นงานวัสดุปิดแผล	25
3.15	การทดสอบความต้านทานแรงดึงของวัสดุปิดแผล	26
3.16	การทดสอบการปล่อยยาของวัสดุปิดแผล	27
4.1	วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 90 : 10 ความเร็วรอบที่ 400 rpm ที่เวลา 3 h	30
4.2	วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 70 : 30 ความเร็วรอบที่ 400 rpm ที่เวลา 3 h	30
4.3	วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 50 : 50 ความเร็วรอบที่ 400 rpm ที่เวลา 3 h	31
4.4	วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 90 : 10 ใส่ 10%CHG ความเร็วรอบที่ 400 rpm ที่เวลา 3 h	31

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.5	วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 70 : 30 ใส่ 10%CHG ความเร็วรอบที่ 400 rpm ที่เวลา 3 h	32
4.6	วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 50 : 50 ใส่ 10%CHG ความเร็วรอบที่ 400 rpm ที่เวลา 3 h	32
4.7	แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง %ค่าการดูดซึมน้ำที่อัตราส่วน PVA : CMC : PEGDA 10,15,20% ตามลำดับ	33
4.8	แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง %ค่าการดูดซึมน้ำที่อัตราส่วน PVA : CMC : PEGDA 10,15,20% ตามลำดับ และใส่ยา CHG	34
4.9	การเปรียบเทียบความเค้นแรงดึงที่อัตราส่วน PVA : CMC : PEGDA และCHG10%	35
4.10	การเปรียบเทียบ%ค่าการปล่อยยาต่อช่วงเวลา	37

บทที่ 1

บทนำ

1.1ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ผิวหนังเป็นอวัยวะที่ใหญ่ที่สุดของร่างกายมีบทบาทสำคัญในการดำรงชีวิตเพราะเป็นสิ่งป้องกันอันดับแรกของระบบป้องกันตามธรรมชาติผิวหนังสามารถป้องกันร่างกายจากอันตรายและการติดเชื้อจุลินทรีย์ ปัจจุบันมีจำนวนเพิ่มมากขึ้นของผู้ที่ได้รับบาดเจ็บที่ผิวหนังเนื่องจากปัจจัยภายนอกต่างๆ และการรักษาบาดแผลเป็นปัญหาใหญ่ที่มีค่าใช้จ่ายสูง [1] วัสดุปิดแผลจึงได้รับความสนใจมากขึ้นอย่างต่อเนื่อง วัสดุปิดแผลผลิตขึ้นเพื่อป้องกันความเสียหายของบาดแผลและเสริมสร้างการรักษาบาดแผล จนถึงปัจจุบันมีการพัฒนาวัสดุปิดแผลจำนวนมากเพื่อรักษาบาดแผลประเภทต่าง ๆ และสามารถจำแนกตามรูปแบบได้เป็นผ้าก๊อซ ไฮโดรเจล โฟม และอื่นๆ [2] แม้ว่าจะมีการพัฒนาและนำไปใช้แต่ก็ยังมีคุณสมบัติบางอย่างที่วัสดุปิดแผลในปัจจุบันไม่สามารถทำได้ ตัวอย่างเช่น วัสดุปิดแผลในปัจจุบันส่วนใหญ่ไม่สามารถปรับตามสภาพของบาดแผลที่เปลี่ยนแปลงได้ ในขณะที่ยังคงขาดวัสดุปิดแผลสำหรับ แผลส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น ข้อต่อและคอที่ต้องเผชิญกับความเครียดจากการยืดตัวสูง [3] นอกจากนี้ความเจ็บปวดที่เกิดจากการเปลี่ยนวัสดุปิดแผลของบาดแผลยังไม่ได้รับการพัฒนา ซึ่งมีผู้ต้องการทำแผลมากขึ้นอย่างต่อเนื่อง ความต้องการใช้วัสดุปิดแผลก็เพิ่มมากขึ้นอย่างต่อเนื่องเช่นกัน [4] วัสดุปิดแผลได้รับการคาดหวังให้มีการตอบสนองอย่างมีประสิทธิภาพและเหมาะสมต่อการเปลี่ยนแปลงของสภาพแวดล้อมในปัจจุบัน

วัสดุปิดแผลสามารถเข้ากับสภาพแวดล้อมของบาดแผลและสะท้อนถึงการเปลี่ยนแปลงระหว่างกระบวนการสมานแผลและการควบคุมการติดเชื้อของบาดแผล ป้องกันการพัฒนาไปสู่บาดแผลเรื้อรัง และอำนวยความสะดวกในการรักษาบาดแผลด้วยตนเอง วัสดุปิดแผลมีหลากหลายรูปแบบ ทั้งที่ผลิตจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส [5] แต่ยังไม่มีการดูดซึมน้ำ (Water absorption) ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) การปล่อยยา (Drug release) และการต้านแบคทีเรีย (Antibacterial) ที่ดีมากพอโดยปกติเมื่อเกิดบาดแผลร่างกายจะมีกลไกการรักษาและการสมานแผลโดยธรรมชาติ แต่แผลที่ค่อนข้างรุนแรง เช่น แผลกดทับ แผลอุบัติเหตุ แผลไฟไหม้ หรือแผลจากโรคเบาหวาน มักจะมีอัตราการหายของแผลที่ช้าจึงจำเป็นต้องอาศัยปัจจัยอื่นในการรักษา นอกเหนือจากการรักษาตามธรรมชาติโดยปัจจุบันมีกระบวนการเพื่อให้แผลไม่เปื่อยขึ้นและลดความเสี่ยงจากการสัมผัสกันระหว่าง ผุ้ดูแลองกับบาดแผลสามารถดูดซึมน้ำได้ดีและปิดบาดแผลได้ [6] จากปัญหาดังกล่าวงานวิจัยนี้จึงศึกษาเกี่ยวกับการผลิตวัสดุปิดแผลเพื่อช่วยรักษาบาดแผลของผู้ป่วย โดยในงานวิจัย

นี้ใช้โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ซึ่งเป็นผลิตภัณฑ์ไฮโดรไลซิสของโพลีไวนิลอะซิเตท เป็นผงสีขาวที่มีหมู่ไฮดรอกซิลจำนวนมากและละลายได้ดีในน้ำ ซึ่งมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพและคุณสมบัติด้านการแข็งตัวของเลือด การยึดเกาะ และ สร้างฟิล์มได้ดีเมื่อนำมาผสมกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส ซึ่งสามารถสกัดและแปรรูปสังเคราะห์ได้จากพืชผลทางการเกษตรเพราะว่าส่วนใหญ่มีเส้นใยเซลลูโลสจำนวนมาก

ดังนั้นในการศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนท โดยศึกษาคุณสมบัติของวัสดุปิดแผลคือการดูดซึมน้ำ (Water absorption) ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) การปล่อยยา (Drug release) และการต้านแบคทีเรีย (Antibacterial) ซึ่งผลที่ได้จากการศึกษาครั้งนี้จะนำไปใช้เป็นข้อมูลในการพัฒนาวัสดุปิดแผลจากวัสดุชีวภาพต่อไปในอนาคต

1.2 วัตถุประสงค์ของปริญญานิพนธ์

1.2.1 เพื่อศึกษาอัตราส่วนที่เหมาะสมในการผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ (Polyvinyl alcohol, PVA), คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส (Carboxymethyl cellulose, CMC) โดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลต (Poly ethylene glycol diacrylate, PEGDA) เป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนท (Chlorhexidine gluconate, CHG)

1.2.2 เพื่อศึกษาคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุปิดแผล เช่น การดูดซึมน้ำ (Water absorption) ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) การปล่อยยา (Drug release) และความต้านแบคทีเรีย (Antibacterial)

1.3 ขอบเขตของปริญญาโท

- 1.3.1 ผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร่วมกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสที่อัตราส่วน (90 : 10, 70 : 30, 50 : 50) (W/V) โดยการกวนบน Hotplate
- 1.3.2 ความเข้มข้นของโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลต 1.5 % W/V
- 1.3.3 ความเข้มข้นของยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนท 10% W/V
- 1.3.4 ใช้ความเร็วรอบในการกวนที่ 400 rpm และใช้เวลาในการกวน 3 h
- 1.3.5 วัสดุปิดแผลหนาไม่เกิน 5 mm
- 1.3.6 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพ เช่นการดูดซึมน้ำ (Water absorption) ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) การปล่อยยา (Drug release) และความต้านแบคทีเรีย (Antibacterial)

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.4.1 ลดการติดเชื้อของบาดแผล
- 1.4.2 เพิ่มทางเลือกในการรักษาบาดแผล
- 1.4.3 ลดระยะเวลาในการรักษาบาดแผล
- 1.4.4 ลดการใช้พลาสติก
- 1.4.5 นิสิตระดับปริญญาตรี นักวิจัย บุคลากรของหน่วยงานงานวิจัยและบัณฑิตศึกษาสามารถใช้ประโยชน์จากผลการวิจัยและหน่วยงานที่พัฒนาทางด้านวัสดุการแพทย์ทางเลือก

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

- 1.5.1 ขั้นตอนการศึกษาโครงการงาน
 - 1.5.1.1 กำหนดวัตถุประสงค์และขอบเขตของการศึกษา
 - 1.5.1.2 ศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยเกี่ยวกับกระบวนการผลิตวัสดุปิดแผลจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันระร่วมกับยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนท
- 1.5.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน
 - 1.5.2.1 จัดเตรียมโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสเซลลูโลส โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลตและยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนท

1.5.2.2 ทำการผสมโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส โพลีเอทิลีน ไกลคอลไดอะครีเลต

1.5.2.3 นำไปกวนบน Hotplate เพื่อให้สารละลายเป็นเนื้อเดียวกัน

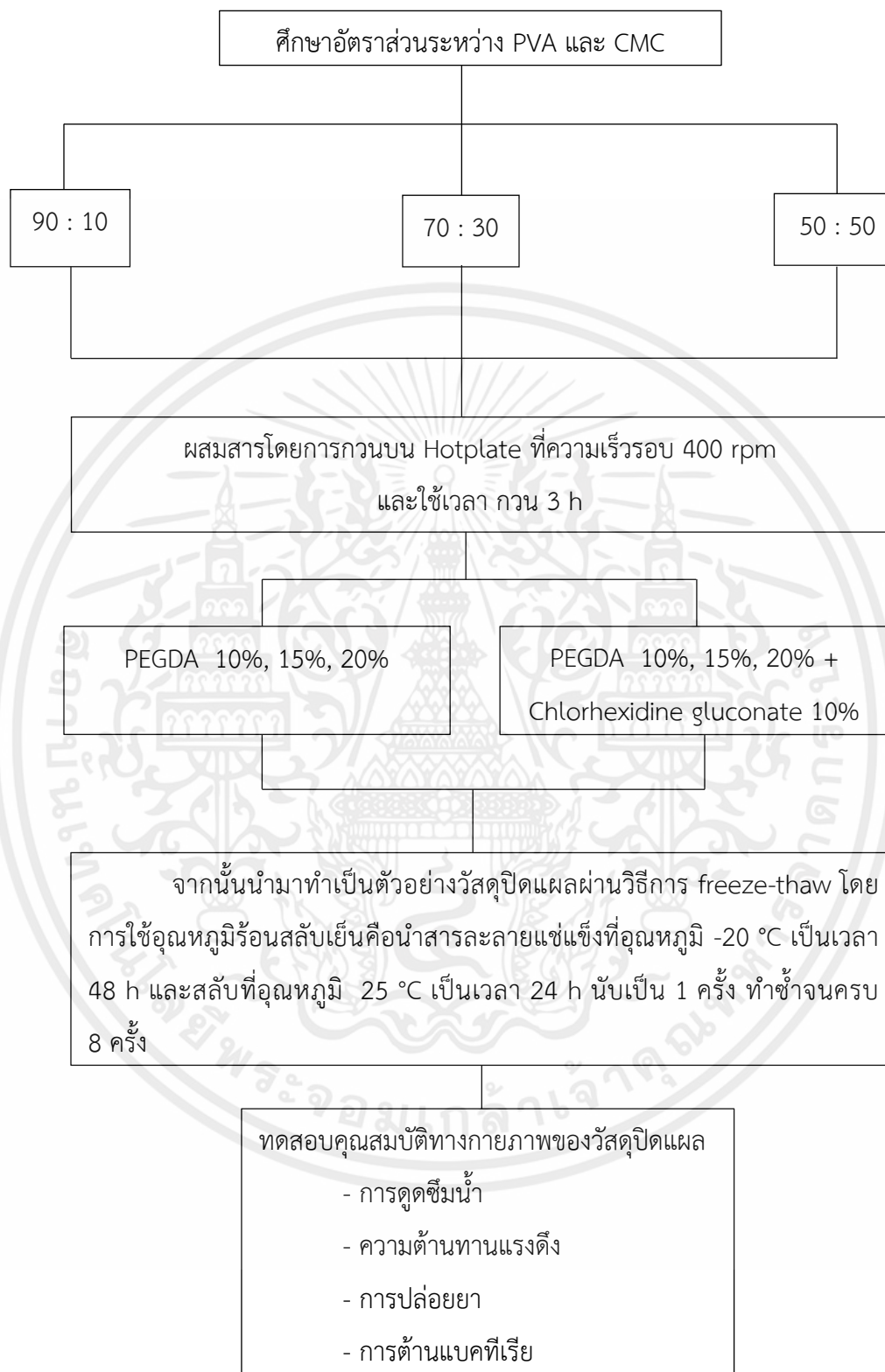
1.5.2.4 ทดสอบคุณสมบัติของค่าการดูดซึมน้ำ (Water absorption), ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) การปล่อยยา (Drug release) และความต้านแบคทีเรีย (Antibacterial)

1.5.2.4 วิเคราะห์ผล

1.5.2.5 สรุปผล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.1 แผนผังแสดงขั้นตอนการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.6 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 1.1 แผนการดำเนินงานการศึกษาวัดุดิพลจาก PVA, CMC , PEGDA และยา CHG

กิจกรรม	ระยะเวลาในการดำเนินการ 2564 - 2565									
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.
	64	64	64	64	64	65	65	65	65	65
1.ศึกษารวบรวมข้อมูลและวิธีการ ขึ้นรูป PVA, CMC, PEGDA	↔									
2.ออกแบบวัสดุพิดพลจาก PVA, CMC, PEGDA ใน อัตราส่วนต่าง ๆ	↔									
3.ขึ้นรูปวัสดุพิด พลตามอัตรา ส่วนที่ออกแบบไว้	↔									
4.ทดสอบคุณ สมบัติทางกายภาพ เช่น ค่าการดูดซึมน้ำ, ค่าความต้านทาน แรงดึง, การทดสอบการปล่อยยา และการทดสอบการต้านแบคทีเรีย	↔									
5.วิเคราะห์ผลและสรุปผล	↔									

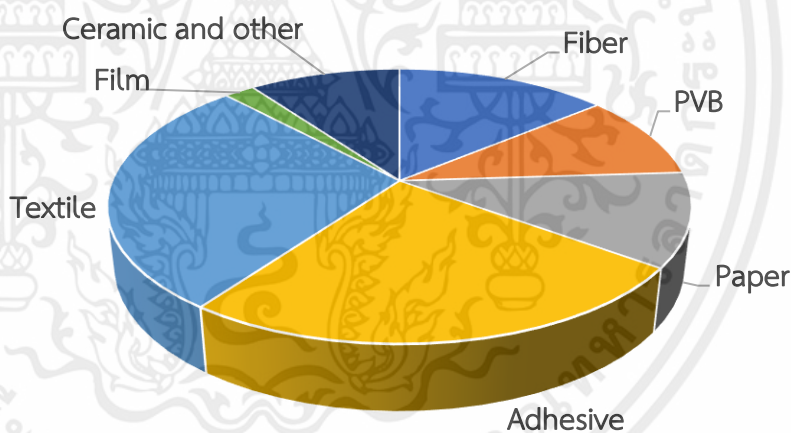
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานที่เกี่ยวข้อง

2.1 วัสดุที่ใช้ในการทำวัสดุปิดแผล

2.1.1 โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ (Polyvinyl alcohol, PVA) เป็นสารโพลิเมอร์สังเคราะห์โมเลกุลใหญ่ชนิดหนึ่งที่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้หลายอย่าง เช่น ใช้ในอุตสาหกรรมสิ่งทอ ใช้เป็นตัวประสานและเพิ่มความเสถียรของอิมัลชันในกาว (Adhesive) ใช้ในการเคลือบกระดาษและใช้เป็นสารตั้งต้นในการเตรียมโพลีไวนิลบิวทิริล (polyvinyl butyryl, PVB) ซึ่งใช้เป็นตัวยึดระหว่างชั้นต่างๆของกระจกนิรภัย นอกจากนี้แล้วโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ยังใช้ทำเส้นใยสำหรับงานหลายประเภทและใช้ทำเป็นแผ่นฟิล์มที่ละลายน้ำได้ ใช้ในการบรรจุหีบห่อ รูปที่ 2.1 แสดงถึงสัดส่วนของปริมาณการใช้โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ในอุตสาหกรรมด้านต่างๆ มีการนำโพลีไวนิลแอลกอฮอล์มาใช้เป็นตัวประสานเพื่อช่วยในการขึ้นรูปกันอย่างกว้างขวางเนื่องจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ละลายได้ดีในน้ำ ประสิทธิภาพการยึดเกาะที่สูง และยังขจัดออกได้ง่ายเมื่อได้รับความร้อนโดยไม่สลายตัวแล้วให้ก๊าซที่ไม่เป็นอันตราย [7]

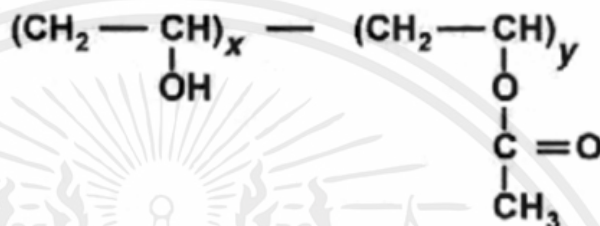


รูปที่ 2.1 แสดงสัดส่วนปริมาณการใช้โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ในอุตสาหกรรม [7]

โครงสร้างของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์

โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ไม่สามารถสังเคราะห์ได้จากไวนิลแอลกอฮอล์โมโนเมอร์ เนื่องจากไวนิลแอลกอฮอล์โมโนเมอร์มีโครงสร้างที่ไม่เสถียรพอต่อการเกิดกระบวนการโพลิเมอไรเซชันเพราะไวนิลแอลกอฮอล์โมโนเมอร์จะสลายตัวไปเป็นอะซีตัลดีไฮด์ในระหว่างการสังเคราะห์ ดังนั้นในทางการค้าจึงต้องสังเคราะห์โพลีไวนิลแอลกอฮอล์จากกลุ่มของไวนิลเอสเทอร์ สารที่นิยมใช้กันมากที่สุดคือไวนิลอะซิเตทซึ่ง

เมื่อสิ้นสุดกระบวนการแล้วจะได้โคโพลิเมอร์ระหว่างไวนิลแอลกอฮอล์กับไวนิลอะซิเตท ดังรูปที่ 2.2 สมบัติที่ระบุเกรดของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์คือร้อยละของมวลของไวนิลแอลกอฮอล์ในโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ เรียกว่าปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (Hydrolysis level) ซึ่งมีผลอย่างมากต่อสมบัติตลอดจนการใช้งานของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์โดยทั่วไปแล้วโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ที่ใช้กันจะมีปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสในช่วงตั้งแต่ร้อยละ 87 ถึงสูงกว่าร้อยละ 99



รูปที่ 2.2 โครงสร้างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ [7]

x คือปริมาณไวนิลแอลกอฮอล์ (87-99%) และ y คือปริมาณไวนิลอะซิเตทในโครงสร้าง (1-12%)

การแบ่งโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ออกเป็นเกรดต่างๆตามปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสและน้ำหนักโมเลกุลมีตั้งแต่เกรดพิเศษปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสมากกว่าร้อยละ 99.3 จนถึงเกรดบางส่วน ปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสประมาณร้อยละ 87-89 ปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสนี้เป็นปัจจัยสำคัญที่จะส่งผลต่อโครงสร้างผลึก และส่งผลต่อถึงสมบัติการละลายของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ในน้ำด้วย ตารางที่ 2.1 แสดงปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์

ตารางที่ 2.1 การแบ่งเกรดโพลีไวนิลแอลกอฮอล์

เกรด	ปริมาณการเกิดปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (mol%)
พิเศษ	99.3+
เต็มที	98.0-98.9
ปานกลาง	95.0-97.0
บางส่วน	87.0-89.0
ต่ำ	79.0-81.0

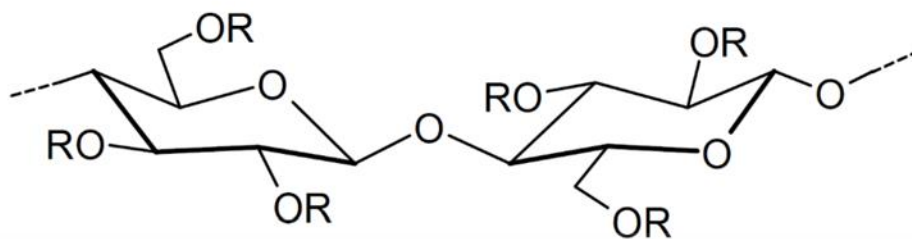
น้ำหนักโมเลกุลของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์มีผลต่อการละลายของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ในน้ำ โดยส่วนใหญ่จะใช้ความหนืดของสารละลายที่มีปริมาณโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร้อยละ 4 ในน้ำเป็นเกณฑ์ โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลน้อยจะทำให้ความหนืดของสารละลายต่ำ ในขณะที่โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลมากขึ้นจะให้ผลตรงข้าม ดังแสดงในตารางที่ 2.2 อย่างไรก็ตามโพลีไวนิลแอลกอฮอล์นับเป็นพอลิเมอร์ที่มีขนาดเล็ก เพราะโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ที่มีขนาดใหญ่ที่สุดก็ยังมีโมเลกุลขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับพอลิเมอร์ชนิดอื่นๆ เช่นพอลิเมอร์จำพวกอะคริลิก [8]

ตารางที่ 2.2 ความหนืดของสารละลายโพลีไวนิลแอลกอฮอล์

เกรด	ปริมาณการเกิดพอลิเมอร์ไรเซชัน	น้ำหนักโมเลกุล	ความหนืดของสารละลายที่มีปริมาณโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร้อยละ 4 ในน้ำ (cP)*
Ultra low	150-300	13,000-23,000	3-4
Low	350-650	31,000-50,000	5-7
Intermediate	700-950	60,000-100,000	13-16
Medium	1000-1500	125,000-150,000	28-32
High	1600-2200	150,000-200,000	55-65

* 1cP = 1×10^{-3} Pa. s

2.1.2 คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส (Carboxymethyl cellulose, CMC) เป็นไฮโดรคอลลอยด์ (Hydrocolloid) และพอลิเมอร์ชนิดที่ชอบน้ำ (Hydrophilic) ไฮโดรคอลลอยด์ตัวนี้เป็นคาร์โบไฮเดรตในอนุพันธ์ของเซลลูโลส ที่ดัดแปลงและปรับปรุงคุณสมบัติด้วยการแทนที่ด้วยหมู่เมทิล และหมู่คาร์บอกซิเมทิล ในปัจจุบันมีการนำไปปรับใช้ในด้านอุตสาหกรรมต่าง ๆ อย่างแพร่หลายเช่น อุตสาหกรรมการชักฟอก อุตสาหกรรมสีและกาว อุตสาหกรรมสิ่งทอ อุตสาหกรรมกระดาษ อุตสาหกรรมเซรามิก อุตสาหกรรมอาหารและยา เป็นต้น เนื่องจากคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสมีลักษณะเนื้อเป็นของแข็งสีขาว ไม่มีกลิ่น ไม่มีรส ไม่เป็นอันตราย และไม่มีผลเสียต่อสิ่งแวดล้อม ละลายได้ดีในน้ำ มีคุณสมบัติเป็นสารช่วยเพิ่มความหนืดที่ช่วยในการยืดเกาะและเป็นสารคงสภาพ ตัวอย่างการใช้ประโยชน์จากคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสในอุตสาหกรรม อาหารและยา คือ ใช้เป็นสารเคลือบแคปซูลยาหรือเจล ซึ่งมีโครงสร้างโมเลกุล [9] ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 โครงสร้างโมเลกุลของโซเดียมคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส [9]

2.1.2.1 พลวัตกรรมของสารละลายคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส คุณสมบัติของสารละลายคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสขึ้นอยู่กับอิทธิพลของตัวแปรต่อไปนี้

1) อุณหภูมิ (Temperature) การที่ทำให้ความร้อนแก่สารละลายคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสจะมีผลทำให้ความหนืดลดลงและการลดความร้อนลงก็จะมีผลทำให้ความหนืดของสารละลายเท่าเดิมแต่ถ้าเพิ่มความร้อนแก่สารละลายคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสที่มีตัวทำละลายเป็นต่าง จะทำให้ความหนืดลดลงอย่างถาวร

2) ความเข้มข้น (Concentration) ความเข้มข้นของสารละลาย คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสมีอิทธิพลอย่างมากกับค่าความหนืด โดยค่าความเข้มข้นสูงขึ้นจะทำให้ความหนืดเพิ่มขึ้นตามไปด้วย

3) การเพิ่มตัวทำละลายอินทรีย์ (Addition of organic-solvents) คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสไม่สามารถละลายได้ในตัวทำละลายอินทรีย์ การเติมน้ำที่ผสมตัวทำละลายอินทรีย์จะทำให้สารละลายคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสเกิดการตกตะกอนลงมา

4) ความเป็นพิษ (Toxicity) คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสเป็นสารที่ไม่เป็นพิษในการทดสอบความเป็นพิษต่อปลา ไม่พบความเป็นพิษ คุณสมบัติของคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสทั้งทางฟิสิกส์ และ ทางเคมี เช่น Degree of polymerization, Degree of solubility, uniformity of substitution ขนาดอนุภาค รูปร่าง และความถ่วงจำเพาะซึ่งจากคุณสมบัติต่าง ๆ นั้น จึงทำให้มีการผลิตคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสหลายชนิดเพื่อวัตถุประสงค์ในการใช้แตกต่างกันออกไป [10]

2.1.2.2 คุณสมบัติทางกายภาพ เป็นสีขาว ถึงขาวอมเหลือง แล้วแต่กรรมวิธีการผลิต สามารถละลายได้ดีในน้ำและเบสที่ทุกอุณหภูมิ แต่ไม่ละลายในตัวทำละลายอินทรีย์ เป็นสารที่ไม่มีรส ไม่มีสี และไม่มีความเป็นพิษ

2.1.3 โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลต (Poly ethylene glycol diacrylate, PEGDA) เป็นอนุพันธ์ของโพลีเอทิลีนไกลคอลที่สามารถนำไปใช้ในการนำส่งยาและการประยุกต์ใช้ทางวิศวกรรมเนื้อเยื่อได้หลากหลาย มันถูกใช้เป็นสารละลายพรีพอลิเมอร์ที่สามารถใช้ในการสร้างระบบโพลีเมอร์แบบ

เชื่อมขวาง สามารถใช้โพลี (เอทิลีนไกลคอล) ไดอะครีเลต ในการสร้างเมมเบรนแลกเปลี่ยนไอออนซัลโฟเนตสำหรับการใช้งานเซลล์เชื้อเพลิง นอกจากนี้ยังอาจใช้ในการพัฒนาโพลีเมอร์ที่ย่อยสลายได้ทางชีวภาพได้แบบใหม่สำหรับการใช้งานด้านชีวการแพทย์ที่หลากหลาย [11]

2.1.4 คลอเฮกซิดีน กลูโคเนต (Chlorhexidine gluconate, CHG) มีคุณสมบัติออกฤทธิ์ฆ่าเชื้อ (Antiseptics and Disinfectants) มีคุณสมบัติฆ่าเชื้อในแผล มีคุณสมบัติที่ดีคือ ออกฤทธิ์ได้เป็นเวลานาน Residual effect สามารถออกฤทธิ์ได้ดีกับเชื้อแบคทีเรียแกรมบวกและแกรมลบทั้งชนิดที่ชอบและไม่ชอบ ออกซิเจน (Aerobic and Anaerobic bacteria) ตลอดจนกระทั่งยีสต์ (Yeast คือเชื้อราประเภทหนึ่ง) [12] กลไกการออกฤทธิ์โดยตัวยาจะยับยั้งการเจริญเติบโตและมีฤทธิ์ฆ่าทั้งเชื้อแบคทีเรียและเชื้อรา ออกฤทธิ์ได้กับเชื้อโรคหลายชนิดทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของตัวผลิตภัณฑ์คลอเฮกซิดีน กลูโคเนต โดยกลไกคลอเฮกซิดีนจะไปทำให้ผนังเซลล์ของเชื้อโรคเหล่านั้นแตกออกและทำให้เชื้อโรครายลง Antiseptics หมายถึง สารเคมีที่ใช้ทำลายหรือยับยั้งการเจริญเติบโตของจุลินทรีย์ใช้กับภายนอกของร่างกาย สิ่งมีชีวิตโดยไม่ทำอันตรายต่อนอเยื่อเหล่านั้น Disinfectant หมายถึง สารเคมีที่ใช้ทำลายจุลินทรีย์ที่ทำให้เกิดโรคและใช้กับสิ่งไม่มีชีวิต เช่น เครื่องมือและสถานที่ เป็นต้น สารเคมีเหล่านี้ [13] จะทำให้เกิดอันตรายต่อผิวหนังและเยื่อเมือก ของร่างกายโดยตรง

2.1.5 น้ำกลั่นบริสุทธิ์ไร้ไอออน Distilled water (DI water) คือ น้ำที่ผ่านขบวนการขจัดไอออนของสารละลายทั้งหมด ทำให้ได้น้ำบริสุทธิ์ที่ปราศจากเกลือแร่ ไม่มีสารใดหลงเหลืออยู่ในน้ำอีก มีเพียงแต่โมเลกุลของน้ำบริสุทธิ์ล้วน ๆ หรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า น้ำดีมีน (Demineral Water) ไม่เหมาะสำหรับการดื่มแต่มีประโยชน์อย่างมากในการทำยา เภสัชกรรม เครื่องสำอาง อุตสาหกรรมเครื่องมือ อิเล็กทรอนิกส์ กระบวนการผลิตอาหาร กิจการเสริมความงาม เป็นต้น

2.1.6 ชนิดของวัสดุปิดแผลที่ปะบนผิวหนัง การแบ่งชนิดของวัสดุปิดแผลสามารถแบ่งได้หลายประเภท เช่น ตามชนิดเป้าหมายในการนำส่งยา ตามลักษณะการกักเก็บยา และกลไกของวัสดุปิดแผลชนิดตามการนำส่งยาสามารถแบ่งได้ 2 ชนิด [14] ได้แก่

- 1) Cutaneous patch วัสดุปิดแผลส่งยาเข้าสู่ผิวหนัง โดยมีเป้าหมายให้ยาออกฤทธิ์เฉพาะที่ผิวหนัง
- 2) Transdermal patch วัสดุปิดแผลนำส่งยาผ่านผิวหนังเข้าสู่กระแสเลือด เพื่อให้ยาไปออกฤทธิ์ยังอวัยวะเป้าหมาย

ชนิดตามลักษณะการกักเก็บยาและกลไกของวัสดุปิดแผลสามารถแบ่งได้ 3 ชนิด ได้แก่

- 1) วัสดุปิดแผลชนิดถุงกักเก็บ (Reservoir patch) ตัวยาสำคัญจะถูกเตรียมให้อยู่ในรูปแบบยาต่างๆ เช่น ยาน้ำแขวนตะกอน หรือเจล
- 2) วัสดุปิดแผลชนิดเมทริกซ์ (Matrix patch) ตัวยาสำคัญกระจายอยู่ในพอลิเมอร์ ตัวยาจะถูกปลดปล่อยเข้าสู่ผิวหนังโดยไม่ผ่านชั้นยึดติด
- 3) วัสดุปิดแผลชนิดยาในชั้นยึดติด (Drug in adhesive patch) พัฒนามาจากวัสดุปิดแผลชนิดเมทริกซ์ สามารถควบคุมการปลดปล่อยยาจากระบบได้ [15]

2.1.7 การควบคุมคุณภาพของวัสดุปิดแผล วัสดุปิดแผลจะมีเอกสารทางวิชาการรับรองเป็นแนวทางอ้างอิงในการควบคุมคุณภาพผลิตภัณฑ์วัสดุปิดแผล เนื่องจากยุคสมัยจะมีการค้นคว้าวิจัยเทคโนโลยีใหม่ ๆ เกี่ยวกับวัสดุปิดแผลเพิ่มมากขึ้น เช่น

- 1) ตำรายาของประเทศสหรัฐอเมริกาได้เพิ่มเนื้อหาการทดสอบคุณภาพผลิตภัณฑ์รูปแบบยาที่ใช้บนผิวหนังและวัสดุปิดแผลนำส่งยาผ่านผิวหนัง
- 2) ตำรายาของยุโรปมีการกำหนดหัวข้อทดสอบที่ใช้ในการควบคุมคุณภาพวัสดุปิดแผลไว้อย่างชัดเจนในหัวข้อ Semi-Solid Preparations for Cutaneous Application และ Transdermal Patches
- 3) หน่วยงาน European Medicines Agency ประการใช้แนวทางการควบคุมคุณภาพวัสดุปิดแผลนำส่งยาผ่านผิวหนัง เมื่อ ค.ศ. 2015
- 4) สำนักงานคณะกรรมการอาหารและยาของประเทศสหรัฐอเมริกาออกแนวทางเกี่ยวกับวัสดุปิดแผลสำหรับอุตสาหกรรม ได้แก่ Residual drug in transdermal and related drug delivery systems และ assessing adhesion with transdermal delivery systems and topical patches for ANDAs [16]

2.1.8 ลักษณะของวัสดุปิดแผลที่ส่งผลให้การหายของแผลเร็วขึ้น

- 1) ไม่รบกวนกระบวนการหายของแผล โดยไม่เป็นพิษต่อเซลล์ ไม่ทำให้แผลแห้ง และไม่ติดเป็นเนื้อเดียวกับแผล
- 2) รักษาความชุ่มชื้นของแผล เพราะแผลที่คงสภาพชุ่มชื้นทำให้การหายในระยะที่มีการเจริญปกคลุมของผิวหนังชั้นนอก เร็วกว่าแผลที่ปล่อยให้แห้งเอง 2 เท่า
- 3) ยอมให้มีการแลกเปลี่ยนก๊าซได้ เพราะความเข้มข้นของออกซิเจนที่แผลมีความสำคัญต่อกระบวนการหายของแผล

- 4) รักษาอุณหภูมิของแผลให้ใกล้เคียงกับอุณหภูมิร่างกาย โดยป้องกันการระเหยของ Exudates
- 5) ป้องกันไม่ให้เชื้อโรคผ่านเข้าออกได้
- 6) ปลอดภัยในการนำมาใช้ ไม่แพ้ง่าย และมีการศึกษาถึงประสิทธิภาพในการรักษา
- 7) ส่วนประกอบของวัสดุปิดแผลคงที่ไม่มีสิ่งใดเหลือค้างอยู่ในแผล และ ไม่ติดกับเนื้อแผล
- 8) สามารถดูดซับได้มากโดยการดูดซับเชื้อโรคเซลล์ที่ตายแล้ว และ สารคัดหลั่งจากแผล[17]

2.2 บาดแผล

บาดแผล (Wound) หมายถึง เนื้อเยื่อของร่างกายได้รับบาดเจ็บอาจมีสาเหตุจากถูกของมีคม ถูกกระแทก ถูกความร้อนจัดหรือเย็นจัด ถูกสารเคมี รังสี ซึ่งอาจเกิดจากอุบัติเหตุ หรือเป็นบาดแผลจากการผ่าตัดก็ได้ มีผลทำให้เนื้อเยื่อ ฉีกขาด หรือถูกทำอันตรายได้ [18] บาดแผลเปิด (Open wound) คือ บาดแผลที่มีการฉีกขาดของผิวหนังหรือเยื่อลึกถึงชั้น Basal layer ทำให้มีเลือดออกได้และเชื้อโรคเข้าสู่ร่างกายทางบาดแผลนั้นได้ แต่บาดแผลไหม้เกรียมจากแสงแดด (Sunburn) มีอาการปวดแสบปวดร้อนเป็นแผลไหม้มีลักษณะระดับหนึ่ง (First degree burn) จึงไม่ใช่ Open wound เมื่อผิวหนังชั้นนอกหลุดผิวหนังใหม่ที่เกิดมาแทนที่จะหายโดยไม่เกิดแผลเป็น ส่วนบาดแผลใดๆที่ลึกผ่านชั้น Basal layer ไปแล้ว [19] เช่น แผลขีดข่วนจะมีเลือดซึมออกมาให้เห็น แผล Superficial second degree burn จะมีตุ่มพองของ blister ให้เห็น บาดแผลเหล่านี้เมื่อแผลหายย่อมเกิดแผลเป็นแน่นอน และถ้าแผลลึก ลงไปถึง Lower dermis ขอบแผลกว้าง แผลเป็นก็จะชัดเจนขึ้น และมีโอกาสเกิดแผลเป็น นูน (Hypertrophic scar) หรือแผลเป็น คีลอยด์ (Keloid)

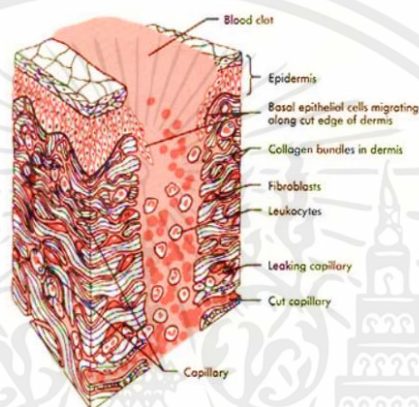
กระบวนการหายของบาดแผล (Phase of wound healing) [20] จะเริ่มตั้งแต่เกิดแผล และดำเนินไปอย่างต่อเนื่องเป็นเวลานานต่าง ๆ กัน แล้วแต่ชนิดของแผล ตำแหน่ง และวิธีการรักษา ขั้นตอนต่าง ๆ ของการหายของแผลแบ่งเป็น 3 ระยะได้ดังนี้

1. ระยะที่มีเลือดออกและการอักเสบ (Stage of hemorrhage & inflammation) เมื่อเกิดบาดแผลมักมีการฉีกขาดของหลอดเลือดและเนื้อเยื่อร่วมด้วยเสมอ ร่างกายจะมีทั้งขบวนการห้ามเลือด และการหายของแผลเกิดขึ้น

2. ระยะการสร้างเนื้อเยื่อเส้นใยหรือระยะงอกขยาย (Stage of fibro plastic หรือ proliferative phase) ระยะนี้จะมีปัจจัยการเจริญเติบโต (growth factor) ที่ออกมาจากเกร็ดเลือด นิวโตรฟิลและแมโครเฟจเป็นตัวกระตุ้นเซลล์เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Connective tissue)

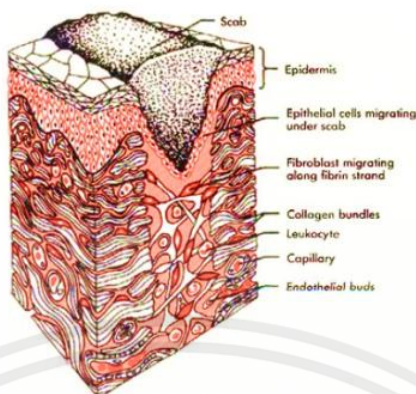
3. ระยะเนื้อเยื่อเจริญเต็มที่หรือระยะปรับตัว (Maturation phase หรือ remodeling phase) เป็นระยะสุดท้ายของการหายของแผล

กระบวนการหายของแผล



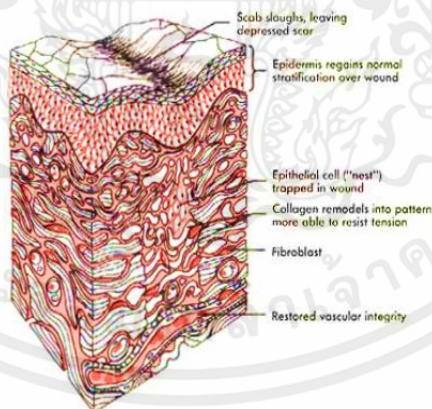
รูปที่ 2.4 ระยะของเนื้อเยื่อที่มีเลือดออกและการอักเสบ [20]

ระยะที่1 มีเลือดออกและการอักเสบ หมายถึง เมื่อเกิดบาดแผล และหลอดเลือดฉีกขาด หลอดเลือดฝอยจะหดตัวอยู่ประมาณ 2-3 นาทีต่อมาเม็ดเลือดขาวจะผลิตสื่อเคมี เช่น ฮีสตามีนและ Prostaglandins E1 และ E2 ซึ่งจะทำให้หลอดเลือดฝอยขยายตัวเกิดการอักเสบที่บาดแผล และ ทำให้มีช่องว่างระหว่างเซลล์เยื่อชั้นในของหลอดเลือดทำให้พลาสมา เอนไซม์และ เม็ดเลือดขาวรั่วซึมออกมาในบาดแผล พลาสมาที่ซึมผ่านออกมาจะทำให้สิ่งปนเปื้อนเจือจาง และ สะสมมากเข้าจนเกิดอาการบวมขึ้น เม็ดเลือดขาวที่ออกมาในระยะแรกจะเป็น นิวโตรฟิล ต่อมาเป็นโมโนไซต์ ซึ่งจะกลายเป็นแมโครเฟจ และเป็นตัวสำคัญในการกำจัดสิ่งแปลกปลอมในแผล เช่น เนื้อตาย และ แบคทีเรีย นอกจากนี้ในแผลยังมี ลิมโฟไซต์ ที่ช่วยระบบภูมิคุ้มกันของร่างกายในการกำจัดสิ่งแปลกปลอม (รูปที่ 2.4) โดย lymphatic flow จะช่วยกำจัดพวกของเหลวนอกเซลล์ส่วนเกิน แบคทีเรียและเนื้อเยื่อตายรวมทั้งสิ่งแปลกปลอมออกไป ถ้า มีจำนวนมากจะระบายสู่ภายนอกในลักษณะของหนอง ซึ่งมีทั้งเนื้อเยื่อ polymorphonuclear cell และแบคทีเรียอยู่ด้วย



รูปที่ 2.5 ระยะการสร้างเนื้อเยื่อเส้นใยหรือระยะงอกขยาย [20]

ระยะที่ 2 จะมีปัจจัยการเจริญเติบโตที่ออกมาจากเกร็ดเลือด นิวโทรฟิล และ แมคโครเฟจเป็นตัวกระตุ้นเซลล์เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน ได้แก่ เซลล์ของ fibrocyte เยื่อบุผิวของหลอดเลือดฝอย และกล้ามเนื้อเรียบให้แบ่งตัวและเจริญเข้าไปในแผล (รูปที่ 2.5) ต่อมาเซลล์ของ fibrocyte จะเปลี่ยนแปลงเป็น fibroblast ซึ่งจะทำหน้าที่สร้างคอลลาเจนเส้นใยที่ยืดหยุ่นได้และเนื้อเยื่อพื้น



รูปที่ 2.6 ระยะเนื้อเยื่อเจริญเต็มที่หรือระยะปรับตัว [20]

ระยะเนื้อเยื่อเจริญเต็มที่หรือระยะปรับตัวเป็นระยะสุดท้ายของการหายของแผล เริ่มตั้งแต่หลังวันที่ 20 ดำเนินไปเรื่อย ๆ และบางกรณีอาจมีการเปลี่ยนแปลงไปได้ยาวนานถึง 2 ปี ระยะนี้มีการสลายตัว

ของเส้นใยคอลลาเจนพร้อมกับมีการสร้างเส้นใยคอลลาเจนใหม่ ขึ้นมาทดแทน คอลลาเจนใหม่นี้จะมัดโยงไขว้กันทำให้บาดแผลแข็งแรงมากขึ้น แต่จะแข็งแรงได้เพียงร้อยละ 80 – 85 % ของเนื้อเยื่อเดิม และไม่มี ความยืดหยุ่นที่แผลเป็น เพราะไม่มีการสร้าง Elastin ขึ้นมาทดแทนได้

2.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

op't Veld et al. [1] ได้ศึกษาเกี่ยวกับการลดอาการบาดเจ็บของบาดแผลจากวัสดุปิดแผลแบบดั้งเดิม แผ่นไฮโดรเจลมีความแข็งต่ำ ง่ายต่อการใช้งานและการนำออกจากบาดแผล อีกทั้งยังมีสถานะเป็นเจลที่อุณหภูมิห้อง จึงช่วยในการรักษาอาการบาดเจ็บจากบาดแผล จากผลการทดสอบคุณสมบัติทางกลของแผ่นไฮโดรเจลในบทความข้างต้นมีผลให้เห็นชัดเจนว่าไฮโดรเจลจะไม่รบกวนกระบวนการรักษาบาดแผลจากสิ่งแปลกปลอม หรือการอักเสบมากเกินไป ความเข้ากันได้ทางชีวภาพซึ่งเหมาะสำหรับการพัฒนาเป็นวัสดุปิดแผล

Boochangkool [2] ได้ศึกษาเกี่ยวกับอุปกรณ์ทำแผลชั้นสูงพบว่าอุปกรณ์ทำแผลเป็นแค่ส่วนประกอบหนึ่งในการทำแผล ซึ่งช่วยให้การดูแลบาดแผลสามารถทำได้ง่ายหรือเหมาะสมมากขึ้นกว่าในอดีต แต่ไม่ว่าจะใช้อุปกรณ์ชนิดใดก็ตาม สิ่งสำคัญที่จะทำให้แผลหายได้นั้น คือ การดูแลผู้ป่วยในองค์รวม ไม่ว่าจะเป็นการควบคุมดูแลโรคเรื้อรังที่ผู้ป่วยเป็น ดูแลภาวะโภชนาการ หยุดปัจจัยที่มีผลเสียต่อการหายของแผล เช่น การสูบบุหรี่ ดื่มสุรา รวมถึงการดูแลทำความสะอาดบาดแผล การตัดแต่งบาดแผลนำเนื้อตาย สิ่งสกปรกออกจากแผล และกำจัดการติดเชื้อ ก็ยังคงเป็นปัจจัยหลักที่จะทำให้การดูแลบาดแผลเป็นไปด้วยดี และทำให้การหายของแผลเป็นไปได้อย่างดีที่สุด

Chen et al. [3] ได้ศึกษาเกี่ยวกับทดแทนนิกซึ่งเป็นสารเชื่อมขวางที่นำไปสู่เครือข่ายโพลีเมอร์ที่ใช้งานได้หลากหลาย เช่น การสร้างกระดูกชิ้นใหม่ สารยึดติดที่ผิวหนัง วัสดุปิดแผล การใส่ยา และการแปลงความร้อนด้วยแสง พบว่าวัสดุปิดแผลสามารถเข้ากับสภาพแวดล้อมของบาดแผลและสะท้อนถึงการเปลี่ยนแปลงระหว่างกระบวนการสมานแผลและการควบคุมการติดเชื้อของบาดแผล ป้องกันการพัฒนาไปสู่บาดแผลเรื้อรัง และอำนวยความสะดวกในการรักษาบาดแผลด้วยตนเอง

Zhang et al. [4] ได้ศึกษาเกี่ยวกับการเตรียมแผ่นวัสดุปิดแผลจากคอลลาเจน ร่วมกับโคโตซาน - กลูแคนคอมเพล็กซ์ร่วมกับเส้นใยของว่านหางจระเข้ซึ่งมีสรรพคุณในการบรรเทาความเจ็บปวดของบาดแผล สำหรับรักษาแผลเรื้อรังและแผลติดเชื้อ มีวิเคราะห์กระบวนการต่าง ๆ คือ การทำให้แห้ง, การสกัดลักษณะทางสัณฐานวิทยา, ขนาด รูพรุน การบวม น้ำ คุณสมบัติทางกล ซึ่งลักษณะโดยรวมจะขึ้นอยู่กับความเข้มข้นสรุปได้ว่าลักษณะของโคโตซาน - กลูแคนคอมเพล็กซ์ กับว่านหางจระเข้มีความเข้ากันได้

Li et al. [5] ได้ศึกษาเกี่ยวกับความสำคัญต่อการสมานแผลที่ผิวหนัง จากการตกแต่งแบบ Bi-layer ที่ประกอบด้วยไฮโดรเจลโพลีไวนิลแอลกอฮอล์/คาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส/โพลีเอทิลีนไกลคอล (PVA/CMC/PEG) โดยวิธีการ thawing-freezing ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าขนาดรูพรุนค่อยๆ เพิ่มขึ้นจากชั้นบนถึงชั้นล่างและถูกยึดติดกันเป็นอย่างดี นอกจากนี้ แผ่นปิดแผลควบคุมการสูญเสีย ความชื้นของบาดแผลได้อย่างมีประสิทธิภาพ

Hrynash et al. [6] ได้ศึกษาเกี่ยวกับคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลสพบว่าคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส เป็นพอลิเมอร์ที่มีสมบัติในการละลายน้ำได้โดยสารละลายที่ได้จะมีลักษณะ หนืด ใส ไม่มีกลิ่น ไม่เป็นอันตรายต่อร่างกาย สามารถนำมาใช้ประโยชน์ในอุตสาหกรรมด้านต่างๆได้โดยในคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลสจะมีสารประกอบเป็นสารประกอบคาร์โบไฮเดรตซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักในพืชและผลไม้ทั่วไปในแต่ละชนิด เซลลูโลสจะมีลักษณะที่แตกต่างกันออกไป

Bassner et al. [7] ได้ศึกษาเกี่ยวกับการใช้โพลี ไวนิลแอลกอฮอล์ เป็นสารยึดเกาะซึ่งสามารถขึ้นรูปเป็นวัสดุปิดแผลได้ปกติเมื่อเกิดบาดแผลร่างกายจะมีกลไกการรักษาตัวและการสมานแผลตัวเองโดยธรรมชาติแต่แผลที่ค่อนข้างรุนแรง มีอัตราการหายของแผลที่ช้าจำเป็นต้องอาศัยปัจจัยอื่นในการรักษา นอกเหนือจากการรักษาตามธรรมชาติ

Chen et al. [8] ได้ศึกษาเกี่ยวกับคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลสเป็นพอลิเมอร์ชนิดที่ชอบน้ำ ในปัจจุบันมีการนำไปปรับใช้ในด้านอุตสาหกรรมต่าง ๆ เช่น อุตสาหกรรมการชักฟอก อุตสาหกรรมสีและกาว อุตสาหกรรมอาหารและยา เป็นต้น เนื่องจากคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลสมีลักษณะเนื้อเป็นของแข็งสีขาว ไม่มีกลิ่น ไม่มีรส ไม่เป็นอันตราย และไม่มีผลเสียต่อสิ่งแวดล้อม ละลายได้ดีในน้ำ มีคุณสมบัติเป็นสารช่วยเพิ่มความหนืดที่ช่วยในการยึดเกาะและเป็นสารคงสภาพ ตัวอย่างการใช้ประโยชน์จากคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลสในอุตสาหกรรม อาหารและยาคือ ใช้เป็นสารเคลือบแคปซูลยา หรือเจล

จากงานวิจัยดังกล่าวข้างต้นพบว่าวัสดุปิดแผลชีวภาพนั้นสามารถเพิ่มทางเลือกในการรักษา การเลือกใช้วัสดุในการผลิตวัสดุปิดแผลมีผลต่อคุณสมบัติในทั้งทางกายภาพและทางกลของตัวชิ้นงาน นอกจากนี้แล้วกระบวนการขึ้นรูปในรูปแบบที่แตกต่างกันออกไปยังส่งผลต่อเนื้อสัมผัสและรูปร่างของชิ้นงานอีกด้วย โดยในงานวิจัยการทำให้เกิดปฏิกิริยาเชื่อมโยงระหว่างพันธะมีผลต่อความเข้ากันได้ของวัสดุปิดแผล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

อุปกรณ์และวิธีการ

3.1 วัสดุ

3.1.1 โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ (polyvinyl alcohol, PVA) เป็นสารโพลิเมอร์สังเคราะห์ โมเลกุลใหญ่ โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ละลายได้ดีในน้ำและมีประสิทธิภาพในการยึดเกาะสูง จัดออกได้ง่ายเมื่อได้รับความร้อนโดยไม่สลายตัวให้ก๊าซที่เป็นอันตราย Mw 89,000-98,000, 99+% hydrolyzed



รูปที่ 3.1 โพลีไวนิลแอลกอฮอล์

3.1.2 คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส (Carboxymethyl cellulose, CMC) คือสารที่ให้ความคงตัว ละลายน้ำได้ง่ายไม่เป็นพิษ สั่งซื้อจาก BES Kimya San.Tic.Ltd ประเทศ TURKEY



รูปที่ 3.2 คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลต (Polyethylene glycol diacrylate, PEGDA) เป็นอนุพันธ์ของโพลีเอทิลีนไกลคอลที่สามารถนำไปใช้ในการนำส่งยาและเป็นสารละลายพรีพอลิเมอร์ที่สามารถใช้ในการสร้างระบบโพลีเมอร์แบบเชื่อมขวาง



รูปที่ 3.3 โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลต

3.1.4 คลอเฮกซิดีน กลูโคเนต (Chlorhexidine gluconate) มีคุณสมบัติออกฤทธิ์ฆ่าเชื้อในแผล ออกฤทธิ์ได้เป็นเวลานาน (Residual effect) สามารถออกฤทธิ์ได้ดีกับเชื้อแบคทีเรียแกรมบวกและแกรมลบ



รูปที่ 3.4 คลอเฮกซิดีน กลูโคเนต

3.1.5 น้ำปราศจากไอออน (Deionized water) น้ำที่ผ่านการกำจัดไอออนต่าง ๆ ออกหมดแล้วลักษณะเป็นน้ำใส ที่ไม่มีไอออนหลงเหลืออยู่ มีความบริสุทธิ์สูง บรรจุ 20 kg ยี่ห้อ (SWS-CA2304 SciWis deionized water)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 น้ำปราศจากไอออน (Deionized water)

3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

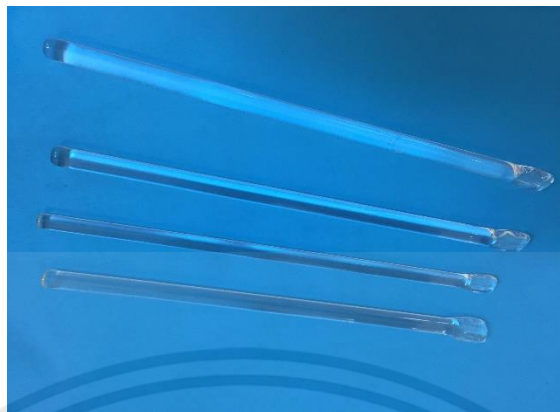
3.2.1 ปีกเกอร์ อุปกรณ์พื้นฐานสำหรับห้องทดลอง สามารถใช้ตวง เท ผสม หรือนำไปต้มสารเคมีในห้องทดลอง



รูปที่ 3.6 ปีกเกอร์

3.2.2 แท่งแก้วคนสาร (Stirring rod) เป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับกวนสารละลายให้ผสมเข้าเป็นเนื้อเดียวกัน หรือใช้เมื่อเทสารละลายจากภาชนะหนึ่งลงในภาชนะอีกชนิดหนึ่งโดยจะเทสารละลายให้ไหลไปตามแท่งแก้วคนสาร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 แท่งแก้วคนสาร

3.2.3 แท่งแม่เหล็กกวนสาร (Magnetic bar) มีลักษณะเป็นรูปทรงกระบอก ช่วยให้การละลายสารที่ใช้กับเครื่องกวนสารสะตวกขึ้น



รูปที่ 3.8 แท่งแม่เหล็กกวนสาร (Magnetic bar)

3.2.4 เครื่องกวนสารให้ความร้อน (Hotplate) เครื่องกวนสารละลายที่สามารถควบคุม อุณหภูมิได้อาศัยแรงเหนี่ยวนำของแม่เหล็กและให้ความร้อนได้ตามความต้องการรุ่น (Fisherbrand Isotemp stirring Hotplate indent No. SP88857206)



รูปที่ 3.9 เครื่องกวนสารให้ความร้อน (Hotplate)

3.2.5 เครื่องชั่งดิจิตอล เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการชั่งสารเคมีที่มีความละเอียด 3 ตำแหน่ง มีหน่วยเป็นมิลลิกรัม (NJBONITALab Precision balance type : DNA503)



รูปที่ 3.10 เครื่องชั่งดิจิตอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 กระบวนการ/วิธีการดำเนินงาน

3.3.1 กำหนดอัตราส่วนผสมของ polyvinyl alcohol, Carboxymethyl cellulose และ Polyethylene glycol diacrylate

ตารางที่ 3.1 อัตราส่วนผสมของ polyvinyl alcohol, Carboxymethyl cellulose และ Polyethylene glycol diacrylate

Condition	PVA / CMC (% w/w)	PEGDA (%)	Chlorhexidine gluconate (%)	Stirring (rpm)	Stirring Time (h)
1		10			
2	90 : 10	15		400	
3		20			
4		10			
5	70 : 30	15		400	
6		20			
7		10			
8	50 : 50	15		400	
9		20			
10		10			3
11	90 : 10	15		400	
12		20			
13		10			
14	70 : 30	15	10	400	
15		20			
16		10			
17	50 : 50	15		400	
18		20			

3.3.2 กระบวนการขึ้นรูปวัสดุปิดแผล

1) เตรียม PVA CMC PEGDA และ Chlorhexidine gluconate ในแต่ละอัตราส่วนลงในปิเกอร์

2) นำ PVA ที่เตรียมไว้ใส่ลงในปิเกอร์ขนาด 25 mL เตรียมสารละลาย CMC ปริมาณ 1 g ตั้งบน Hotplate ที่อุณหภูมิ 24 °C ใช้ความเร็วในการกวนตามอัตราส่วนที่ความเร็วรอบ 400 rpm เป็นเวลา 3 h



รูปที่ 3.11 กวน PVA ในสารละลาย CMC ด้วยอุณหภูมิ 24 °C ความเร็วรอบ 400 rpm

3) นำ PVA และ CMC ที่ละลายแล้วลงจาก Hotplate เพื่อเติมสารเชื่อมพันธะ (PEGDA) หลังจากนั้นกวนต่อที่อุณหภูมิ 24 °C ความเร็วรอบ 400 rpm เป็นเวลา 3 h



รูปที่ 3.12 PVA และ CMC ที่ละลายเข้ากันเติมสารเชื่อมพันธะ PEGDA กวนด้วยอุณหภูมิ 24 °C ความเร็วรอบ 400 rpm

4. นำสาร PVA, CMC, PEGDA ที่กวนเข้ากันแล้วมาเติมยา Chlorhexidine gluconate 10%



รูปที่ 3.13 PVA CMC PEGDA ที่กวนเข้ากันเติมยา Chlorhexidine gluconate

5) นำชิ้นงาน ใส่จานเพาะเชื้อ ทำการ Freeze - thaw ที่อุณหภูมิ -20°C เป็นเวลา 48 h และนำมาวางที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 24 h



รูปที่ 3.14 ตัวอย่างชิ้นงานวัสดุปิดแผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 วิธีการทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพของวัสดุปิดแผล

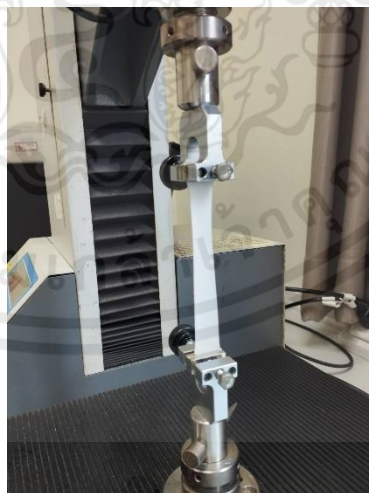
3.4.1 การดูดซึมน้ำ (Water absorption) วิเคราะห์โดยการตัดตัวอย่างวัสดุปิดแผลที่ใช้ทดสอบ มีขนาด 20 mm x 20 mm ทำการชั่งน้ำหนักวัสดุปิดแผลตัวอย่างก่อนการทดสอบ (W) ตัวอย่างวัสดุปิดแผลจะถูกแช่ในน้ำ DI ปริมาณน้ำที่ใช้แช่ 4 mL ตัวอย่างจะถูกปล่อยทิ้งไว้จนครบเวลา หลังจากแช่ได้ทุกๆ 1 นาที จะทำการชั่งปริมาณน้ำส่วนเกินด้วยกระดาษชอนเนกประสงค์ หลังจากนั้นชั่งน้ำหนักอีกครั้ง ทำซ้ำจนครบ 10 นาที (Wo) โดยค่าการดูดซึมน้ำหาได้จากการเปลี่ยนแปลงน้ำหนักหลังการแช่น้ำ (1) [21-23]

$$\% \text{ water absorption} = \frac{W - W_0}{W_0} \times 100 \quad (1)$$

โดย W คือน้ำหนักก่อนการทดสอบ

Wo คือน้ำหนักหลังการทดสอบ

3.4.2 ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) วิเคราะห์โดยการนำตัวอย่างวัสดุปิดแผล เข้าอบที่อุณหภูมิ 50 °C เป็นเวลา 5 h และตัดตัวอย่างวัสดุปิดแผลที่ใช้ทดสอบมีขนาด 2 cm x 10 cm โดยเครื่องมือที่ใช้ทดสอบชื่อยี่ห้อ Stable Micro Systems รุ่นTA-XT plus ตั้งค่าความเร็วในการเคลื่อนที่ของหัววัดที่ 10 mm/min โดยใช้โหลด 100 N [24, 25]



รูปที่ 3.15 การทดสอบความต้านทานแรงดึงของแผ่นวัสดุปิดแผล

3.4.3 การปล่อยยา (Drug release) วิเคราะห์โดยการตัดตัวอย่างวัสดุปิดแผลที่ใช้ทดสอบมีขนาดทรงกลมรัศมี 2 mm ศึกษาการปล่อยยาจากวัสดุปิดแผล ที่ 37 °C ในการวัดอัตราการปลดปล่อยยา วัสดุปิดแผล 1 ชิ้น 0.07 g บรรจุใน Micro tube แช่อยู่ในสารละลาย PBS 0.01 M (pH 7.4) ความเข้มข้นของยาที่ปล่อยออกมาใน PBS ถูกกำหนดโดยสเปกโตรมิเตอร์ UV-visible spectrophotometer (UV 9100A) Power 230V 50Hz ที่ความยาวคลื่น 290 นาโนเมตร และใช้เส้นโค้งการดูดกลืนมาตรฐานที่เตรียมไว้ ทดสอบซ้ำ 2 ครั้ง ความเร็วรอบ 90 rpm และข้อมูลที่ได้รับจะขึ้นอยู่กัส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน [26-29]



รูปที่ 3.16 การทดสอบการปล่อยยาของวัสดุปิดแผล

3.4.4 ความต้านทานแบคทีเรีย (Antibacterial test) คือการทดสอบพื้นที่การยับยั้ง (Zone of Inhibition - ZOI) เป็นวิธีที่รวดเร็วในการตรวจสอบประสิทธิภาพในการต้านแบคทีเรียของผลิตภัณฑ์หรือพื้นผิวที่ได้รับการบำบัด ถูกนำมาใช้เพื่อทดสอบคุณสมบัติการต้านแบคทีเรียของพอลิเมอร์และสิ่งทอ โดยการนำเชื้อแบคทีเรีย Agar ที่ความเข้มข้น 3×10^6 CFU/mL และชิ้นงานที่มีเชื้อแบคทีเรีย MRSA, SA บรรจุในวุ้นเลี้ยงเชื้อ และนำเข้าเครื่องบ่มเชื้อที่อุณหภูมิ 37 °C เป็นเวลา 24 h

3.5 การวิเคราะห์ข้อมูล

การวิเคราะห์ทางสถิติในแต่ละการทดลอง ใช้ตัวอย่างที่ $n=3$ โดยใช้วิธี One way ANOVA ที่มีนัยสำคัญทางสถิติที่ $P\text{-Value} \leq 0.05$ โดยโปรแกรม Excel (Data Analysis Tool)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

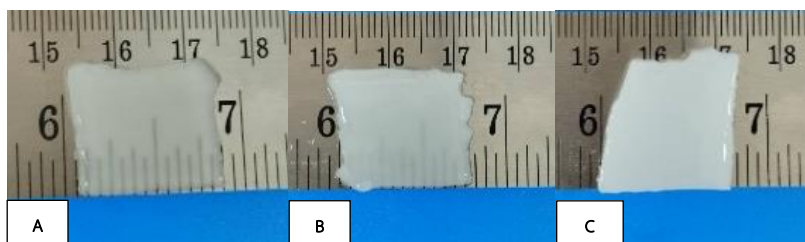
บทที่ 4

ผลและวิจารณ์ผล

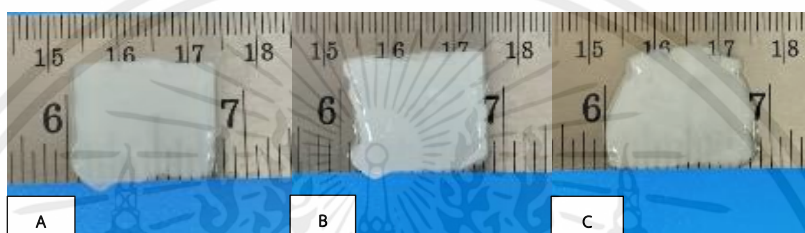
ในการศึกษานี้ได้ศึกษากระบวนการผลิตวัสดุปิดแผลที่ผลิตจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ (Polyvinyl alcohol, PVA) ร่วมกับคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส (Carboxymethyl cellulose, CMC) โดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลต (Polyethylene glycol diacrylate, PEGDA) เป็นสารเชื่อมพันธะและใส่ยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนต (Chlorhexidine gluconate, CHG) โดยมีอัตราส่วนระหว่างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ต่อคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส จำนวน 3 อัตราส่วนดังนี้ คือ 90 : 10, 70 : 30, 50 : 50 และโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร่วมกับคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส โดยใส่ยาคลอเฮกซิดีน กลูโคเนต จำนวน 3 อัตราส่วนดังนี้ คือ 90 : 10, 70 : 30, 50 : 50 โดยส่วนผสมทั้งหมดจะมีการเชื่อมพันธะโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะคริเลต อัตราส่วน 10, 15, 20% ตามลำดับ เมื่อนำไปกวนบน Hotplate ที่อุณหภูมิ 24 °C ที่ความเร็วรอบ 400 rpm จากนั้นใช้วิธีการ Freeze-thaw ที่อุณหภูมิ -20 °C เป็นเวลา 48 h และนำมาวางพักไว้ที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 24 h นับเป็น 1 รอบ ทำซ้ำจนครบ 8 รอบ ชิ้นงานวัสดุปิดแผลได้ถูกตรวจสอบคุณสมบัติทางกายภาพ (Physical properties) คือ การดูดซึมน้ำ (Water absorption) ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) การปล่อยยา (Drug release) และความต้านทานแบคทีเรีย (Antibacterial) โดยมีผลการศึกษาดังต่อไปนี้

4.1 การขึ้นรูปวัสดุปิดแผลและลักษณะที่ปรากฏ

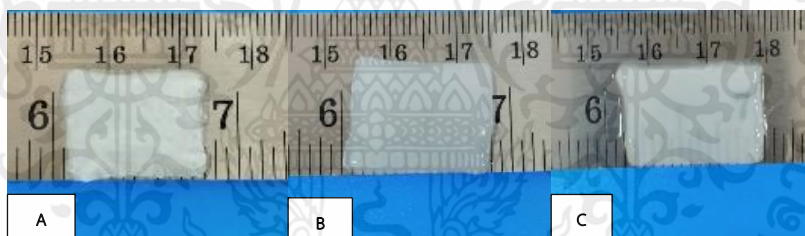
ลักษณะปรากฏเป็นลักษณะที่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าหรือตรวจสอบได้โดยไม่ต้องตรวจสอบไปถึงระดับพันธุกรรม ในงานวิจัยนี้จะพิจารณาลักษณะปรากฏของรูปร่างชิ้นงานและจากการขึ้นรูปวัสดุปิดแผลโดยการใส่ยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนตเพื่อหาอัตราส่วนที่สามารถขึ้นรูปวัสดุปิดแผลได้จากอัตราส่วนทั้งหมด 3 อัตราส่วน คือ 90 : 10, 70 : 30 และ 50 : 50 ความเร็วรอบที่ 400 rpm เวลา กวน 3 h เมื่อ A) สารเชื่อมพันธะ PEGDA 10% B) สารเชื่อมพันธะ PEGDA 15% C) สารเชื่อมพันธะ PEGDA 20%



รูปที่ 4.1 วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 90 : 10

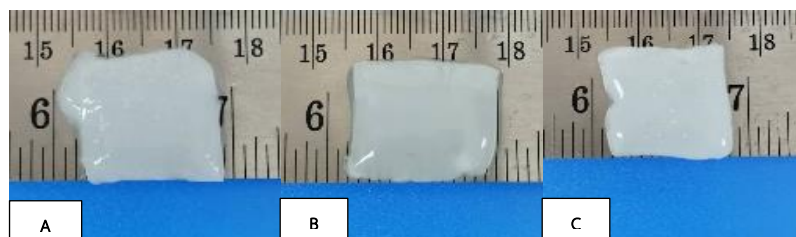


รูปที่ 4.2 วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 70 : 30

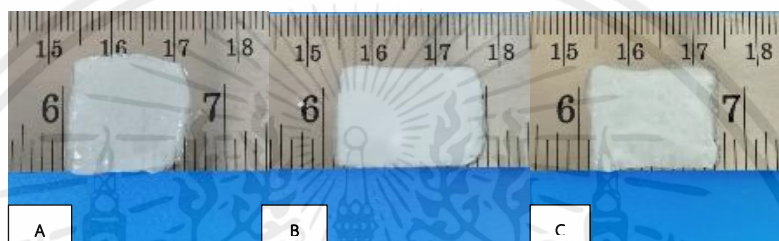


รูปที่ 4.3 วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 50 : 50

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 90 : 10 ใส่ยา Chlorhexidine gluconate 10%



รูปที่ 4.5 วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 70 : 30 และใส่ยา Chlorhexidine gluconate 10%

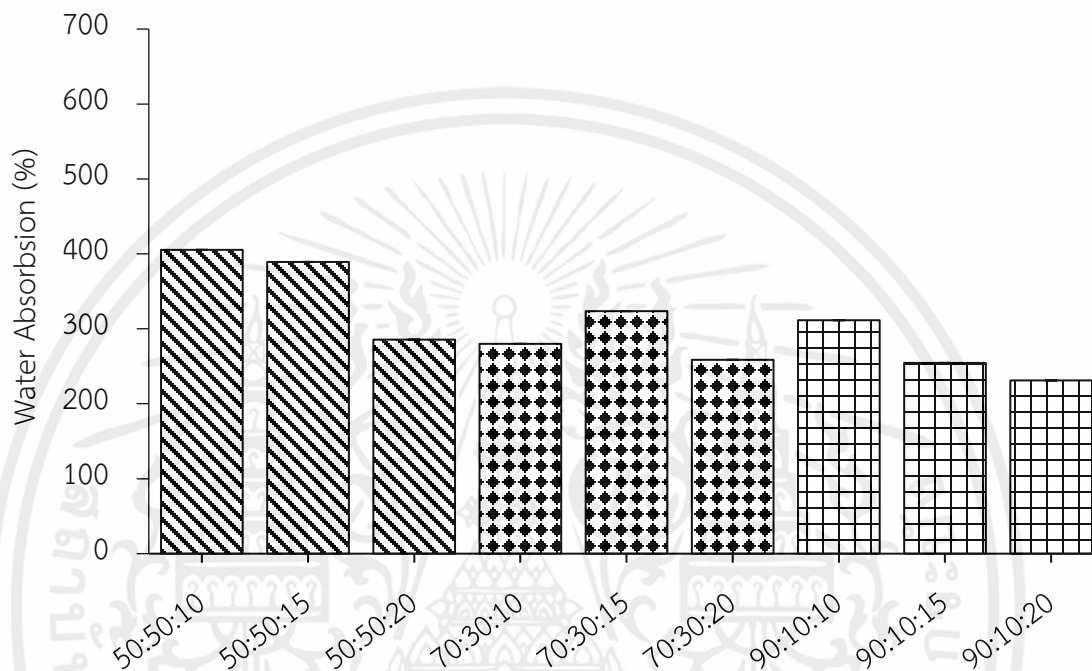


รูปที่ 4.6 วัสดุปิดแผลที่ขึ้นรูปจากอัตราส่วน 50 : 50 และใส่ยา Chlorhexidine gluconate 10%

ลักษณะที่ปรากฏบนชิ้นงานรูปทรงสี่เหลี่ยมจัตุรัส ขนาด 20 x 20 mm หนาไม่เกิน 2 mm จากรูปที่ 4.1 - 4.6 วัสดุปิดแผลทั้ง 3 อัตราส่วน มีลักษณะเป็นแผ่นไฮโดรเจล มีรูพรุนขนาดเล็กสามารถดูดซับน้ำได้ดีและเมื่อใส่ยาคลอกเฮกซิดีนกลูโคเนตลงไปพบว่าชิ้นงานมีการเกาะตัวกันได้ดีกว่าเดิม เนื่องจากยาคลอกเฮกซิดีนกลูโคเนตช่วยเพิ่มพันธะระหว่างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิลเมทิลเซลลูโลส

4.2 ผลการวิเคราะห์คุณสมบัติทางกายภาพ (Physical properties)

4.2.1 วิเคราะห์การดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล (Water absorption) เป็นการศึกษาการเก็บผลที่ช่วงเวลา 24 h เพื่อหาคุณลักษณะของวัสดุปิดแผลทางกายภาพ วัสดุปิดแผลที่ดีควรมีค่าการดูดซึมน้ำ 600 เท่าของน้ำหนักตัวเอง ในงานวิจัยนี้ผลการศึกษาแสดงดังรูปที่ 4.7 - 4.8

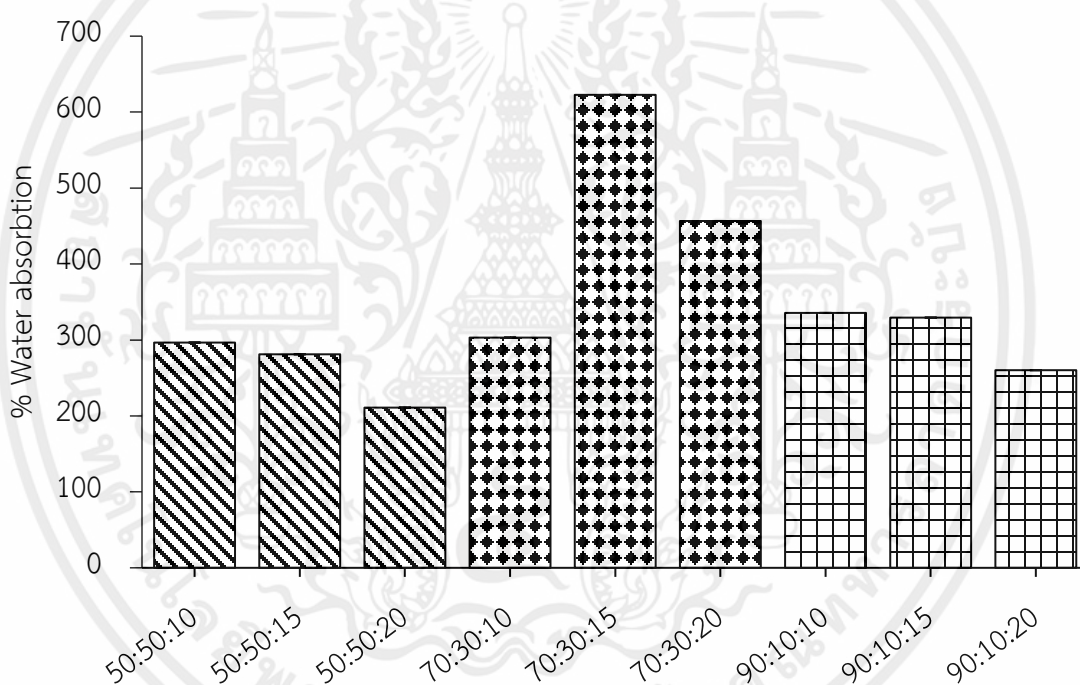


รูปที่ 4.7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซ็นต์การดูดซึมน้ำของอัตราส่วนโพลีไวนิลแอลกอฮอล์, คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส และโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเรต

จากรูปที่ 4.7 แสดงผลการทดสอบเกี่ยวกับปริมาณการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล จะเห็นได้ว่าค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผลที่ทำมาจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร่วมกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสที่อัตราส่วน 50 : 50 น้ำหนักเริ่มต้นก่อนดูดซึมน้ำคือ 0.093, 0.105 และ 0.116 g และหลังดูดซึมน้ำไปแล้ว 24 h มีน้ำหนัก 0.470, 0.514 และ 0.446 g เมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์แล้วมีค่าเท่ากับ 405.376, 389.206 และ 285.591% ตามลำดับ ที่อัตราส่วน 70 : 30 น้ำหนักเริ่มต้นก่อนดูดซึมน้ำคือ 0.130, 0.123 และ 0.114 g และหลังดูดซึมน้ำไปแล้ว 24 h มีน้ำหนัก 0.493, 0.521 และ 0.408 g เมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์แล้วมีค่าเท่ากับ 279.949, 323.577 และ 258.651% ตามลำดับ ที่อัตราส่วน 90 : 10 น้ำหนักเริ่มต้นก่อนดูดซึมน้ำคือ 0.113, 0.140 และ 0.153 g และหลังดูดซึมน้ำไปแล้ว 24 h มีน้ำหนัก 0.466,

0.496 และ 0.507 g เมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์แล้วมีค่าเท่ากับ 311.471, 254.524 และ 231.155% ตามลำดับ

จากความสัมพันธ์ค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผลจะเห็นได้ว่าค่าการดูดซึมน้ำแปรผกผันกับอัตราส่วนของโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเรต เพอร์เซินของโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเรตเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ค่าการดูดซึมน้ำลดลงเพราะเปอร์เซินน้ำหนักของโมเลกุลที่เพิ่มขึ้นนี้จะส่งผลทำให้คุณสมบัติ เช่น ความสามารถในการละลายน้ำ, การดูดความชื้น, จุดเยือกแข็ง เปลี่ยนแปลงไปด้วยแต่จากผลของค่าการดูดซึมน้ำที่ได้รับจากการทดสอบ ในบางเงื่อนไขมีเปอร์เซินที่เพิ่มขึ้นในช่วงอัตราส่วน 70 : 30 ที่โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเรต 15% เพราะว่ามีค่าความเข้ากันได้ดีโดยเป็นสารเชื่อมโยงพันธะระหว่างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส [30]



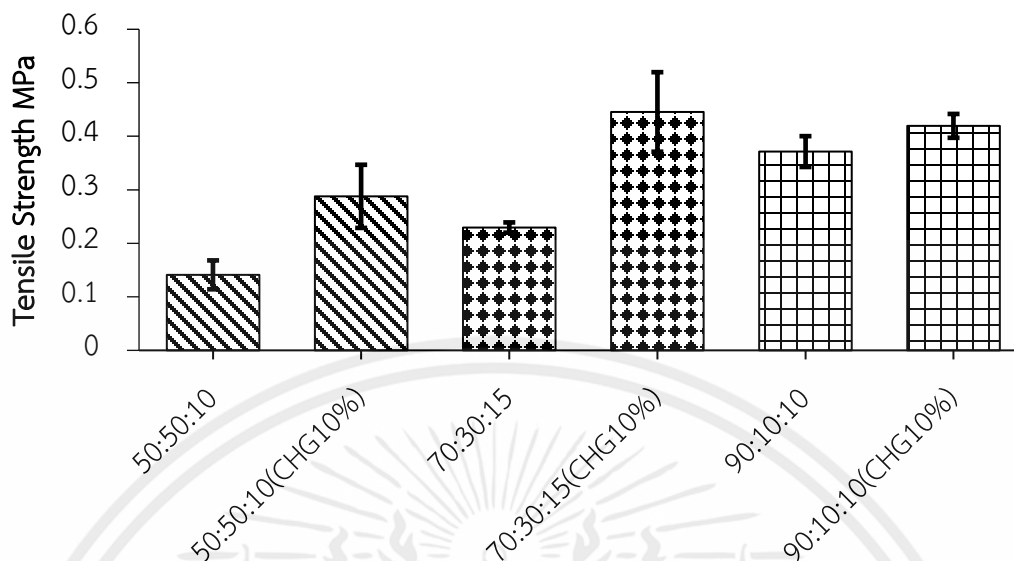
รูปที่ 4.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเปอร์เซินค่าการดูดซึมน้ำของอัตราส่วนโพลีไวนิลแอลกอฮอล์, คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลส และโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเรต ใส่ยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต 10%

จากรูปที่ 4.8 แสดงผลทดสอบเกี่ยวกับปริมาณการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล จะเห็นได้ว่าค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผลที่ทำมาจากโพลีไวนิลแอลกอฮอล์ร่วมกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสที่อัตราส่วน 50 : 50 น้ำหนักเริ่มต้นก่อนดูดซึมน้ำคือ 0.058, 0.065 และ 0.082 g และหลังดูดซึมน้ำไปแล้ว 24 h มีน้ำหนัก 0.230, 0.249 และ 0.256 g เมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์แล้วมีค่าเท่ากับ 296.552, 281.122 และ 210.931% ตามลำดับ ที่อัตราส่วน 70 : 30 น้ำหนักเริ่มต้นก่อนดูดซึมน้ำคือ 0.075, 0.022 และ 0.028 g

และหลังดูดซึมน้ำไปแล้ว 24 h มีน้ำหนัก 0.302, 0.159 และ 0.154 g เมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์แล้วมีค่าเท่ากับ 303.111, 622.727 และ 456.627% ตามลำดับ ที่อัตราส่วน 90 : 10 น้ำหนักเริ่มต้นก่อนดูดซึมน้ำคือ 0.073, 0.108 และ 0.136 g และหลังดูดซึมน้ำไปแล้ว 24 h มีน้ำหนัก 0.318, 0.462 และ 0.489 g เมื่อคิดเป็นเปอร์เซ็นต์แล้วมีค่าเท่ากับ 335.616, 329.412 และ 260.197% ตามลำดับ

จากความสัมพันธ์ค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผลจะเห็นได้ว่าที่อัตราส่วน 50 : 50 และ 90 : 10 มีเปอร์เซ็นต์ค่าการดูดซึมน้ำที่ลดลงเพราะเปอร์เซ็นต์น้ำหนักของโมเลกุลที่เพิ่มขึ้นจะส่งผลทำให้คุณสมบัติ เช่น ความสามารถในการละลายน้ำ, การดูดความชื้น, จุดเยือกแข็ง เปลี่ยนแปลงไปแต่ที่อัตราส่วน 70 : 30 มีเปอร์เซ็นต์ค่าการดูดซึมน้ำที่เพิ่มขึ้นอย่างเห็นได้ชัดเพราะว่ามีความเข้ากันได้ดีโดยเป็นสารเชื่อมโยงพันธะระหว่างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสร่วมกับยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต แสดงดังรูปที่ 4.8 ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าอัตราส่วนของโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเรต และยาคลอเฮกซิดีนกลูโคเนต ซึ่งเป็นสารเชื่อมโยงพันธะมีผลต่ออัตราส่วน PVA : CMC ที่ 70 : 30

4.2.2 วิเคราะห์คุณสมบัติความต้านทานแรงดึง (Tensile property of hydrogel) ค่าความต้านทานแรงดึงเป็นอีกหนึ่งปัจจัยที่สำคัญบ่งบอกถึงรูปแบบของลักษณะทางกายภาพในงานวิจัยนี้จึงเลือกการวัดค่าความต้านทานแรงดึงโดยเครื่อง Stable Micro Systems รุ่น TA-XT plus ค่าความเร็วในการเคลื่อนที่ของหัววัดที่ 10 mm/min โดยใช้โหลด 100 N ซึ่งค่ามาตรฐานความต้านทานแรงดึงมีค่า ≥ 0.2 โดยเลือกตัวอย่างวัสดุปิดแผลจากการทดสอบค่าการดูดซึมน้ำจาก 18 เงื่อนไขเลือกมาเพียง 6 เงื่อนไขที่มีค่าการดูดซึมน้ำที่ดีที่สุดของแต่ละอัตราส่วน ดังรูปที่ 4.9 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัย[31] ที่มีค่าความต้านทานแรงดึง ≥ 0.2



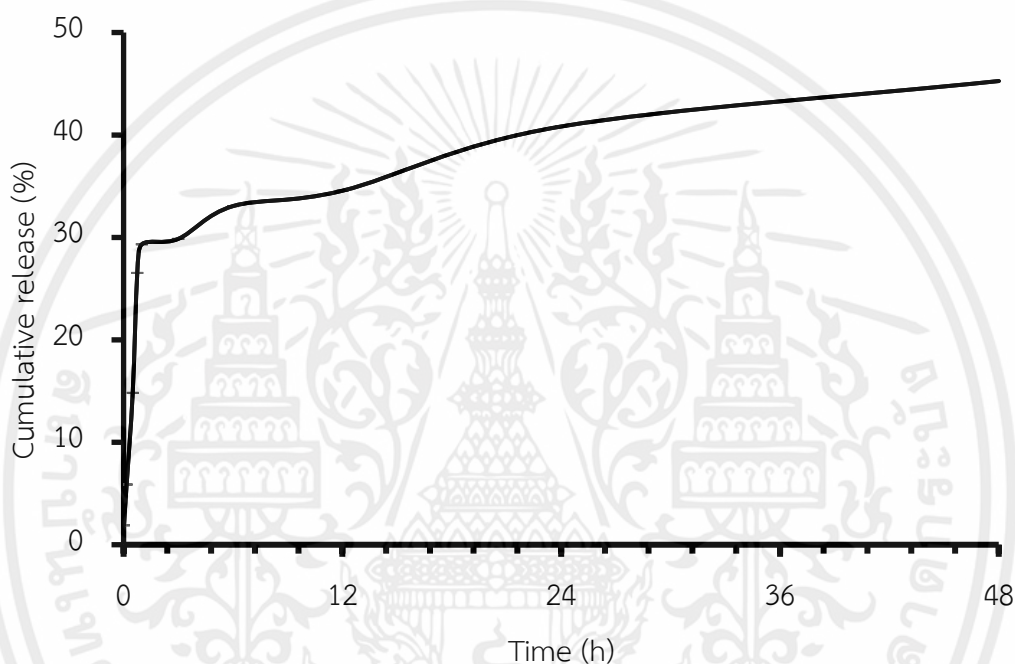
รูปที่ 4.9 การเปรียบเทียบความเค้นแรงดึงที่อัตราส่วน PVA : CMC : PEGDA และ CHG10%

จากรูปที่ 4.9 แสดงค่าความต้านทานแรงดึงที่อัตราส่วน 50 : 50 มีค่าน้อยที่สุดคือ 0.1411 ± 0.0270 MPa ที่อัตราส่วน 50 : 50 : 10 (CHG10%) มีค่า 0.2878 ± 0.0590 MPa ที่อัตราส่วน 70 : 30 : 15 มีค่า 0.2571 ± 0.0096 MPa ที่อัตราส่วน 70 : 30 : 15 (CHG10%) มีค่า 0.4455 ± 0.0743 MPa ที่อัตราส่วน 90 : 10 : 10 (CHG10%) มีค่า 0.4195 ± 0.0223 MPa และอัตราส่วน 90 : 10 : 15 มีค่า 0.3715 ± 0.0288 MPa

จากกราฟความสัมพันธ์ดังรูปที่ 4.9 สรุปได้ว่าเมื่อใส่ยาคลอเฮกซีดีนกลูโคเนต 10% ทำให้ค่าความต้านทานแรงดึงเพิ่มขึ้นอย่างเห็นได้ชัดดังรูปเนื่องจากยาคลอเฮกซีดีนกลูโคเนตทำหน้าที่เป็นสารเชื่อมโยพันระหว่างโพลีไวนิลแอลกอฮอล์, คาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสและโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลต ทำให้มีความสามารถในการปิดรูพรุนได้เป็นอย่างดี ในอัตราส่วน 70 : 30 จะเห็นได้ว่าค่าความต้านทานแรงดึงเพิ่มขึ้นจาก 0.2571 ± 0.0096 MPa เป็น 0.4455 ± 0.0743 MPa โดยเปรียบเทียบกับอัตราส่วน 50 : 50 มีค่าความต้านทานแรงดึงเท่ากับ 0.1411 ± 0.0270 MPa หลังเติมยาคลอเฮกซีดีนกลูโคเนตมีค่าความต้านทานแรงดึงเท่ากับ 0.2878 ± 0.0590 MPa [24, 31]

4.2.3 วิเคราะห์ผลการทดสอบการปล่อยยา (Drug release) ค่าการปลดปล่อยยาเป็นอีกหนึ่งปัจจัยสำคัญที่บ่งบอกถึงสมบัติการปล่อยยา โดยการเตรียมสารละลาย CHG ที่ความเข้มข้น 0.625, 1.25, 2.5, 5, 10 mg/mL in PBS เป็นสารละลายมาตรฐาน โดยเลือกชิ้นงานวัสดุปิดแผลจากค่าการทดสอบความต้านทานแรงดึงโดยค่าความต้านทานแรงดึงที่ดีที่สุดอยู่ที่อัตราส่วน 70 : 30 : 15 ใส่ยาคลอเฮกซีดีนกลูโคเนต 10% เตรียมชิ้นงานโดยตัดขนาดชิ้นงานเป็นวงกลม 1 ชิ้น 0.07 g บรรจุใน Micro tube 5 mL แช่อยู่ใน

สารละลาย PBS 0.01 M (pH 7.4) นำเข้า Incubator ศึกษาการปล่อยยาจากวัสดุปิดแผล ที่ 37 °C 90 rpm โดยใช้ระยะเวลาที่ 1, 10, 30, 45, 60, 180, 360, 720, 1440, 2880 min ตามลำดับ ในการวัดอัตราการปลดปล่อยยา ความเข้มข้นของยาที่ปล่อยออกมาใน PBS ถูกกำหนดโดยสเปกโตรมิเตอร์ UV-visible spectrophotometer (UV 9100A) Power 230V 50Hz ที่ความยาวคลื่น 290 นาโนเมตร [27, 31, 34] และใช้เส้นโค้งการดูดกลืนมาตรฐานที่เตรียมไว้ ทดสอบซ้ำ 3 ครั้ง และข้อมูลที่ได้รับจะขึ้นอยู่กับส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

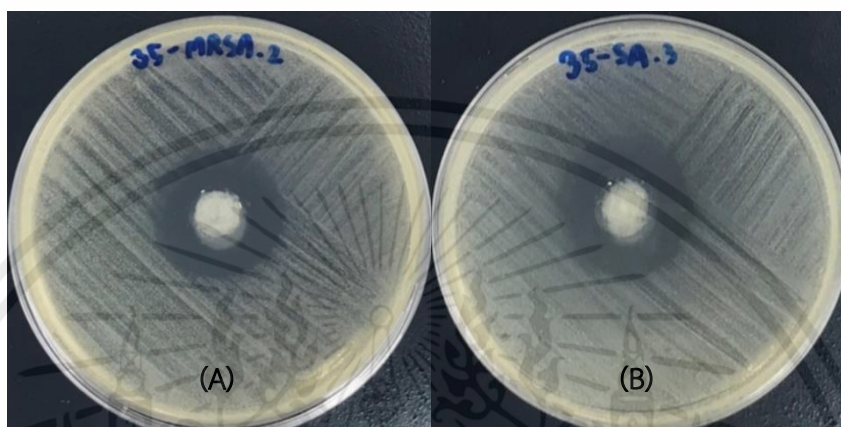


รูปที่ 4.10 เปรอ์เซ็นต์การปลดปล่อยยาต่อช่วงเวลาที่มีอัตราส่วน PVA : CMC : PEGDA 70 : 30 : 15 (CHG10%)

จากรูปที่ 4.10 แสดงการเปรียบเทียบ% ค่าการปลดปล่อยยาต่อช่วงเวลาที่มีอัตราส่วน PVA : CMC : PEGDA 70 : 30 : 15 (CHG10%) ค่าต่ำสุดมีค่าเท่ากับ $1.8963 \pm 0.0007\%$ และ $45.2630 \pm 0.0067\%$ คือค่าสูงสุดในการปลดปล่อยยา อย่างไรก็ตามความเข้มข้นที่มีประสิทธิภาพของยา คลอเฮกซีดีนกลูโคเนตที่ต้องการในการฆ่าเชื้อแบคทีเรียคือ 0.0034 โมลาร์ (0.12% w/v) ซึ่งผลการทดลองมีค่าที่สอดคล้องกับงานของ Sirorat Wacharanad. [34]

4.2.4 วิเคราะห์ผลการทดสอบความต้านทานแบคทีเรีย (Antibacterial) ทดสอบพื้นที่การยับยั้งโดยนำเชื้อแบคทีเรีย agar ความเข้มข้น 3×10^6 CFU/mL ที่ใส่ลงในจานเพาะเชื้อที่มีวงเลี้ยงเชื้อ นำตัวอย่างวัสดุปิดแผลที่มีสารต้านจุลชีพตัดเป็นชิ้น ๆ และวางลงบนวงเลี้ยงเชื้อจากนั้นจานเพาะเชื้อจะถูกนำไปใส่ใน

เครื่องบ่มเชื้อเป็นเวลา 24 h ที่อุณหภูมิ 37 °C ซึ่งเป็นสภาวะที่เหมาะสมสำหรับการเจริญเติบโตของแบคทีเรีย หลังจากกระยะบ่มเชื้อ แบคทีเรียในวันเลี้ยงเชื้อควรมีจำนวนพอสมควรและมองเห็นได้เป็นพื้นที่เหลืองชัดเจน บนชิ้นทดสอบที่สารต้านจุลชีพสามารถเคลื่อนย้ายเข้าไปในอาหารเลี้ยงเชื้อรอบ ๆ ซึ่งขนาดของพื้นที่นี้จะบ่งบอกถึงความแรงของสารต้านจุลชีพนั้น ๆ ที่มีอยู่ในวัสดุปิดแผล



รูปที่ 4.11 การทดสอบความต้านทานแบคทีเรีย(A) MRSA (B) SA

จากรูปที่ 4.11 ผลการทดสอบการต้านแบคทีเรียที่เงื่อนไข PVA : CMC 70 : 30 ทำในเชื้อดื้อยา MRSA และ SA. Zone inhibition โดยใช้ความเข้มข้นของจุลินทรีย์เป็น 3×10^6 CFU/mL ซึ่งขนาดของพื้นที่ที่จะบ่งบอกถึงความแรงของสารต้านจุลชีพที่มีอยู่ในตัวอย่างวัสดุปิดแผล ขนาดที่เกิดขึ้นของ MRSA มีค่าเท่ากับ 5 mm และ SA มีค่าเท่ากับ 7 mm ซึ่งพื้นที่การยับยั้งขนาดใหญ่ไม่ได้หมายความว่าวัสดุปิดแผลจะมีการป้องกันอย่างดีเสมอไป พื้นที่การยับยั้งขนาดใหญ่อาจเป็นสัญญาณของสารต้านจุลชีพที่ชะละลายออกไป โดยที่สารออกฤทธิ์จะออกจากผลิตภัณฑ์ที่ผ่านการบำบัดแล้วและกระจายตัวสู่สิ่งแวดล้อมโดยรอบ โดยส่วนหนึ่งอาจเกิดจากความไม่เข้ากันโดยรวมของสารต้านจุลชีพและตัววัสดุปิดแผล ซึ่งทำให้ประสิทธิภาพในการต้านจุลชีพลดลงอย่างรวดเร็ว นอกจากนี้การละลายของสารต้านจุลชีพอาจทำให้ทั้งผู้ใช้และสิ่งแวดล้อมสัมผัสกับไบโอไซด์ในปริมาณที่ไม่จำเป็น และการมองไม่เห็นพื้นที่ไม่ได้หมายความว่าสารต้านจุลชีพไม่ได้ผล การทดสอบพื้นที่การยับยั้งจำเป็นต้องให้สารต้านจุลชีพเคลื่อนที่เข้าไปในวันเลี้ยงเชื้อ ซึ่งค่าของผลการทดลองนี้สอดคล้องกับ Mirza, et al. [29]

บทที่ 5

สรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

ในงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นถึงความเข้ากันได้ของโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยการเติมสารเชื่อมโยงพันธะโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลต และยาคลอออกซีดีนกลูโคเนต ซึ่งมีส่วนสำคัญในการทำให้เนื้อสารเข้ากัน จากการผลิตวัสดุปิดแผลตามอัตราส่วนทั้ง 3 อัตราส่วน โดยใช้ เวลา 3 h และความเร็รรอบที่ 400 rpm โดยที่วัสดุปิดแผลที่ผลิตขึ้นในทุกอัตราส่วนจะพิจารณาตามเงื่อนไขในการขึ้นรูปเพื่อหาเงื่อนไขที่เหมาะสมที่สุดจากค่าการดูดซึมน้ำ (Water absorption) ความต้านทานแรงดึง (Tensile strength) การปล่อยยา (Drug release) และความต้านแบคทีเรีย (Antibacterial) จากงานวิจัยนี้สรุปได้ว่า

1) อัตราส่วนที่เหมาะสมในการผลิตวัสดุปิดแผลคือ 70 : 30 w/v PEGDA15% และ CHG10% เพราะโพลีไวนิลแอลกอฮอล์มีความเข้ากันได้ดีกับคาร์บอกซิเมทิลเซลลูโลสโดยใช้โพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลตเป็นสารเชื่อมโยงพันธะร่วมกับยาคลอออกซีดีนกลูโคเนต

2) ที่อัตราส่วน 70 : 30 w/v PEGDA15% และ CHG10% มีค่าการดูดซึมน้ำ 622.727%, ความต้านทานแรงดึงมีค่าเท่ากับ 0.4455 ± 0.0743 MPa, ค่าการปลดปล่อยยาค่าต่ำสุดมีค่าเท่ากับ $1.8963 \pm 0.0007\%$ และค่าสูงสุดมีค่าเท่ากับ $45.2630 \pm 0.0067\%$ และมีโซนการยับยั้งแบคทีเรีย MRSA, SA เท่ากับ 5, 7 mm ตามลำดับ

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 ปรับปรุงชนิดของสารเชื่อมโยงพันธะเนื่องจากโพลีเอทิลีนไกลคอลไดอะครีเลต มีราคาสูงมาก ส่งผลให้ราคาวัสดุปิดแผลต่อชิ้นยังคงสูงอยู่

5.2.2 เนื้อสัมผัสที่ได้มีความเหนียวแต่ขาดง่ายการจะนำวัสดุปิดแผลไปทดสอบจึงต้องระมัดระวังสูง

เอกสารอ้างอิง

- [1] op't Veld, Roel C., et al. "Thermosensitive biomimetic polyisocyanopeptide hydrogels may facilitate wound repair." *Biomaterials* 181 (2018): 392-401.
- [2] Boochangkool, N., Advanced wound dressing. *Thammasat Medical Journal*, 2017. 17(3): p. 402-407.
- [3] Chen, C., et al., Tannic acid: A crosslinker leading to versatile functional polymeric networks: A review. *RSC advances*, 2022. 12(13): p. 7689-7711.
- [4] Zhang, J., et al., Facile fabrication of tough photocrosslinked polyvinyl alcohol hydrogels with cellulose nanofibrils reinforcement. *Polymer*, 2019. 173: p. 103-109.
- [5] Li, Y., Zhu, C., Fan, D., Fu, R., Ma, P., Duan, Z., ... & Chi, L. (2019). A Bi-Layer PVA/CMC/PEG Hydrogel with Gradually Changing Pore Sizes for Wound Dressing. *Macromolecular bioscience*, 19(5), 1800424.
- [6] Hrynash, H., et al., Anthocyanin incorporated dental copolymer: bacterial growth inhibition, mechanical properties, and compound release rates and stability by ¹H NMR. *International Journal of Dentistry*, 2014. 2014.
- [7] Bassner, S.L. and E.H. Klingenberg, Using poly (vinyl alcohol) as a binder. *American Ceramic Society Bulletin*, 1998. 77(6): p. 71-75.
- [8] Chen, Y., et al., Carboxymethylcellulose-induced changes in rheological properties and microstructure of wheat gluten proteins under different pH conditions. *Journal of Food Science*, 2021. 86(3): p. 677-686.
- [9] Tezel, T., M. Ozenc, and V. Kovan, Impact properties of 3D-printed engineering polymers. *Materials Today Communications*, 2021. 26: p. 102161.
- [10] Tanan, W. and S. Saengsuwan, Super Absorbent polymer: synthesis, characterization, and applications. *Journal of Science and Technology, Ubon Ratchathani University*, 2014. 16(2): p. 63-81.

- [11] Browning, M., et al., Determination of the in vivo degradation mechanism of PEGDA hydrogels. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 2014. 102(12): p. 4244-4251.
- [12] Jones, C.G., Chlorhexidine: is it still the gold standard? *Periodontology 2000*, 1997. 15: p. 55-62.
- [13] Russell, A. and M. Day, Antibacterial activity of chlorhexidine. *Journal of Hospital Infection*, 1993. 25(4): p. 229-238.
- [14] Lazarus, G.S., et al., Definitions and guidelines for assessment of wounds and evaluation of healing. *Wound repair and regeneration*, 1994. 2(3): p. 165-170.
- [15] Velnar, T., T. Bailey, and V. Smrkolj, The wound healing process: an overview of the cellular and molecular mechanisms. *Journal of International Medical Research*, 2009. 37(5): p. 1528-1542.
- [16] Schultz, G.S., et al., Wound bed preparation: a systematic approach to wound management. *Wound repair and regeneration*, 2003. 11: p. S1-S28.
- [17] Ghanem, E., et al., Wound management. *The Journal of Arthroplasty*, 2014. 29(2): p. 84-92.
- [18] Fackler, M.L., et al., Open wound drainage versus wound excision in treating the modern assault rifle wound. *Surgery*, 1989. 105(5): p. 576-584.
- [19] Pape, H.-C. and L.X. Webb, History of open wound and fracture treatment. *Journal of orthopaedic trauma*, 2008. 22: p. S133-S134.
- [20] สุมิตรา พงษ์ศิริ, เอกสารประกอบการสอนกระบวนวิชาศัลยศาสตร์ช่องปาก 1, คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, 2543, หน้า 4
- [21] Djumaev, A. and S. Tashmukhamedova, Physical and chemical properties of PVA-CMC based hydrogel carrier loaded with herbal hemostatic agent for application as wound dressings. *National Journal of Physiology, Pharmacy and Pharmacology*, 2020. 10(10): p. 905-909.

- [22] Wang, Y., et al., Development of a photo-crosslinking, biodegradable GelMA/PEGDA hydrogel for guided bone regeneration materials. *Materials*, 2018. 11(8): p. 1345.
- [23] Yang, X., B.L. Dargaville, and D.W. Hutmacher, Elucidating the molecular mechanisms for the interaction of water with polyethylene glycol-based hydrogels: Influence of ionic strength and gel network structure. *Polymers*, 2021. 13(6): p. 845.
- [24] Youssef, H., et al., Antimicrobial packaging film based on biodegradable CMC/PVA-zeolite doped with noble metal cations. *Food Packaging and Shelf Life*, 2019. 22: p. 100378.
- [25] Numata, Y., et al., Structural and mechanical characterization of bacterial cellulose–polyethylene glycol diacrylate composite gels. *Carbohydrate polymers*, 2017. 173: p. 67-76.
- [26] Gong, K., et al., Controlled release of chlorhexidine diacetate from a porous methacrylate system: supercritical fluid assisted foaming and impregnation. *Journal of pharmaceutical sciences*, 2007. 96(8): p. 2048-2056.
- [27] Bettencourt, A.F., et al., An acrylic reline resin loaded with chlorhexidine: Insights on drug release. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*, 2016. 57(3): p. 125-131.
- [28] Guarino, V., et al., Conductive PANi/PEGDA macroporous hydrogels for nerve regeneration. *Advanced healthcare materials*, 2013. 2(1): p. 218-227.
- [29] Mirza, S., Jolly, R., Zia, I., Saad Umar, M., Owais, M., & Shakir, M. (2020). Bioactive gum Arabic/K-Carrageenan-incorporated nano-hydroxyapatite nanocomposites and their relative biological functionalities in bone tissue engineering. *ACS omega*, 5(20), 11279-11290.
- [30] Tajeddin, B. and N. Ramedani, Preparation and characterization (Mechanical and water absorption properties) of CMC/PVA/clay nanocomposite films. *Iranian Journal of Chemistry and Chemical Engineering (IJCCE)*, 2016. 35(3): p. 9-15.

- [31] Li, Y., et al., Construction of porous sponge-like PVA-CMC-PEG hydrogels with pH-sensitivity via phase separation for wound dressing. *International Journal of Polymeric Materials and Polymeric Biomaterials*, 2020. 69(8): p. 505-515.
- [32] Arefian, M., et al., A review of Polyvinyl alcohol/Carboxymethyl cellulose (PVA/CMC) composites for various applications. *Journal of Composites and Compounds*, 2020. 2(3): p. 69-76.
- [33] Li, Y., et al., A Bi-Layer PVA/CMC/PEG Hydrogel with Gradually Changing Pore Sizes for Wound Dressing. *Macromolecular bioscience*, 2019. 19(5): p. 1800424.
- [34] Wacharanad, S., et al. Activity of Chlorhexidine Gluconate Loaded at Varying Polyelectrolyte Multilayers against *Aggregatibacter Actinomycetemcomitans*. in *MATEC Web of Conferences*. 2016. EDP Sciences.

ภาคผนวก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Sample	Water before		
	1	2	3
1	0.090	0.089	0.100
2	0.098	0.107	0.110
3	0.098	0.120	0.129
4	0.120	0.126	0.143
5	0.142	0.122	0.105
6	0.100	0.121	0.120
7	0.110	0.109	0.121
8	0.166	0.137	0.117
9	0.169	0.141	0.149

ตารางที่ 1 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA

ตารางที่ 2 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA ที่
เวลา 1 h

Sample	Water after		
	1	2	3
1	0.339	0.320	0.383
2	0.460	0.429	0.400
3	0.365	0.331	0.410
4	0.405	0.439	0.463
5	0.603	0.600	0.443
6	0.333	0.463	0.371
7	0.412	0.389	0.421
8	0.491	0.404	0.352
9	0.462	0.457	0.521

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA ที่
เวลา 2 h

Sample	Water after		
	1	2	3
1	0.535	0.504	0.527
2	0.478	0.545	0.500
3	0.385	0.376	0.470
4	0.507	0.512	0.554
5	0.610	0.646	0.504
6	0.371	0.501	0.461
7	0.443	0.460	0.464
8	0.522	0.495	0.384
9	0.544	0.572	0.529

ตารางที่ 4 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA ที่
เวลา 24 h

Sample	Water after		
	1	2	3
1	0.452	0.479	0.479
2	0.600	0.550	0.391
3	0.399	0.485	0.454
4	0.531	0.480	0.467
5	0.577	0.551	0.435
6	0.329	0.496	0.398
7	0.460	0.426	0.513
8	0.553	0.523	0.413
9	0.539	0.460	0.521

ตารางที่ 5 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA ที่
เวลา 48 h

Sample	Water after		
	1	2	3
1	0.324	0.348	0.322
2	0.475	0.445	0.254
3	0.263	0.186	0.157
4	0.530	0.413	0.094
5	0.430	0.488	0.435
6	0.081	0.232	0.128
7	0.413	0.404	0.440
8	0.564	0.532	0.421
9	0.471	0.421	0.463

ตารางที่ 6 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA
(10%CHG)

Sample	Water before		
	1	2	3
10	0.059	0.071	0.044
11	0.059	0.058	0.079
12	0.082	0.093	0.072
13	0.068	0.094	0.063
14	0.019	0.026	0.021
15	0.033	0.026	0.024
16	0.068	0.072	0.079
17	0.116	0.116	0.091
18	0.138	0.128	0.141

ตารางที่ 7 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA (10%CHG) ที่เวลา 1 h

Sample	Water after		
	1	2	3
10	0.220	0.168	0.133
11	0.192	0.187	0.215
12	0.192	0.197	0.161
13	0.186	0.257	0.210
14	0.123	0.133	0.070
15	0.118	0.181	0.097
16	0.241	0.215	0.299
17	0.366	0.316	0.315
18	0.387	0.342	0.384

ตารางที่ 8 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA (10%CHG) ที่เวลา 2 h

Sample	Water after		
	1	2	3
10	0.222	0.228	0.210
11	0.264	0.261	0.270
12	0.248	0.270	0.253
13	0.268	0.340	0.258
14	0.165	0.189	0.102
15	0.210	0.201	0.116
16	0.287	0.291	0.357
17	0.426	0.426	0.400
18	0.487	0.423	0.440

ตารางที่ 9 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA (10%CHG) ที่เวลา 24 h

Sample	Water before		
	1	2	3
10	0.223	0.229	0.238
11	0.230	0.246	0.271
12	0.263	0.260	0.245
13	0.275	0.357	0.275
14	0.157	0.182	0.138
15	0.187	0.180	0.095
16	0.295	0.309	0.350
17	0.477	0.479	0.431
18	0.512	0.470	0.484

ตารางที่ 10 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพค่าการดูดซึมน้ำของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA (10%CHG) ที่เวลา 48 h

Sample	Water after		
	1	2	3
10	0.060	0.147	0.131
11	0.220	0.217	0.298
12	0.075	0.143	0.090
13	0.233	0.304	0.208
14	0.016	0.112	0.016
15	0.129	0.163	0.086
16	0.362	0.387	0.395
17	0.386	0.428	0.369
18	0.186	0.139	0.204

ตารางที่ 11 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพความต้านทานแรงดึงของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA (10%CHG)

Sample	Load at Maximum Load (N)	Tensile Strength (MPa)	Stress at Maximum Load (MPa)
70:30:10	4.4752	0.2571	0.2238
70:30:15	2.1504	0.2295	0.1075
70:30:15:10	4.2558	0.4455	0.3128
90:10:15	4.4959	0.3715	0.2581
90:10:10:10	4.3375	0.4195	0.2835
50:50:10	1.4894	0.1411	0.0745
50:50:10:10	4.4218	0.2878	0.2211

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 12 ทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพการปลดปล่อยยาของวัสดุปิดแผล PVA : CMC : PEGDA (70 : 30 : 15 : 10%CHG)

Stock solution in each concentration			
(CHG10%) (%)	Wavelegth290 nm		
n=3	1	2	3
100	0.7855	0.8247	0.8457
50	0.5756	0.5924	0.6037
25	0.2554	0.2745	0.2905
12.50	0.1310	0.1304	0.1307
6.25	0.1342	0.1300	0.1295
ชิ้นงานทดสอบ 2mL in PBS (นาที)			
1	0.2756	0.2764	0.2770
10	0.1279	0.1236	0.1280
30	0.1804	0.1823	0.1658
45	0.2018	0.2043	0.2053
60	0.0834	0.0856	0.0850
180	0.0883	0.0938	0.0938
360	0.1149	0.1279	0.1133
720	0.1039	0.1006	0.1006
1,440	0.1535	0.1467	0.1480
2,880	0.1276	0.1388	0.1268

ประวัติผู้เขียน



ชื่อ-นามสกุล นางสาวกนกพิชญ์ ทั้งทอง

วัน เดือน ปีเกิด 30 มีนาคม 2543

ภูมิลำเนา จังหวัดประจวบคีรีขันธ์

ที่อยู่ 77/7 หมู่2 ตำบลทับสะแก

อำเภอทับสะแก จ.ประจวบคีรีขันธ์ 77130

E-mail noonkanokpit555@Gmail.com

ประวัติการศึกษา

- สำเร็จการศึกษาระดับสำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลาย (วิทย์-คณิต) ปีการศึกษา 2560 จากโรงเรียนประจวบวิทยาลัย
- สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเครื่องกล) ปีการศึกษา 2564 จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้