

การเตรียมไฮโดรเจลจากโปรตีนไหมโดยการฉายรังสีแกมมาเพื่อใช้สำหรับปิดแผล

นางสาวมยุรี จันทร์สายทอง

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี ภาควิชาวิศวกรรมนิวเคลียร์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2555  
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)  
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)  
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

PREPARATION OF HYDROGEL FROM SILK PROTEIN BY GAMMA  
IRRADIATION FOR WOUND DRESSING APPLICATION

Miss Mayuree Junsaytong

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Science Program in Nuclear Technology

Department of Nuclear Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2012

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การเตรียมไฮโดรเจลจากโปรตีนใหม่โดยการฉายรังสีแกมมา  
เพื่อใช้สำหรับปิดแผล

โดย

นางสาวมยุรี จันทน์สายทอง

สาขาวิชา

นิวเคลียร์เทคโนโลยี

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดุลยพงศ์ วงศ์แสง

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

ดร.พิมพ์พร อุทยานรัตน์

---

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วน  
หนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์สมยศ ศรีสถิตย์)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ดุลยพงศ์ วงศ์แสง)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(ดร.พิมพ์พร อุทยานรัตน์)

..... กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์อรรถพร ภัทรสุมันต์)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ดร.กนกพร บุญศิริชัย)

มยุรี จันทรสาຍทอง: การเตรียมไฮโดรเจลจากโปรตีนไหมโดยการฉายรังสีแกมมาเพื่อใช้  
สำหรับปิดแผล (PREPARATION OF HYDROGEL FROM SILK PROTEIN BY  
GAMMA IRRADIATION FOR WOUND DRESSING APPLICATION.) อ.ที่  
ปริกษาวิทยาลัยพนธ์หลัก: ผศ.ดร.ดุยพงศ์ วงศ์แสวง, อ.ที่ปริกษาวิทยาลัยพนธ์ร่วม: ดร.  
พิมพ์พร อุทยารัตน์, 59 หน้า.

ปัจจุบันโปรตีนไหมกำลังได้รับความนิยมในการนำมาใช้เป็นชีววัสดุและโครงร่างวิศวกรรมเนื้อเยื่อทางการแพทย์ เนื่องจากมีคุณสมบัติเข้ากันได้ดีกับร่างกาย โดยงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะพัฒนาไฮโดรเจลที่มีส่วนผสมของโปรตีนไหมซีรีซินและโปรตีนไหมไฟโบรอินด้วยการฉายรังสีแกมมาเพื่อใช้ปิดแผล ในการทดลองได้ผสมสารละลายโปรตีนไหมซีรีซินหรือสารละลายโปรตีนไหมไฟโบรอินกับสารละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ที่อัตราส่วนต่างๆ ก่อนเชื่อมขวางด้วยรังสีแกมมาที่ปริมาณ 0 - 90 กิโลเกรย์ ให้เป็นไฮโดรเจลจากการทดสอบสมบัติทางกายภาพและสมบัติเชิงกลพบว่า ค่าการเกิดเจลเพิ่มขึ้นตามปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น โดยมีค่าสูงสุดอยู่ที่ 55 % ที่ปริมาณรังสี 30 กิโลเกรย์ ในขณะที่การบวมน้ำลดลงประมาณ 66 % ตามปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น ส่วนค่ายังมอดูลัส (E') มีค่าเพิ่มขึ้นตามสัดส่วนผสมของโปรตีนไหมซีรีซินที่เพิ่มขึ้นจาก 0-50 % โดยปริมาตร ดังนั้นผลการวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่าโปรตีนไหมซีรีซินและโปรตีนไหมไฟโบรอินสามารถนำมาเป็นส่วนผสมของไฮโดรเจลที่ขึ้นรูปได้โดยการฉายรังสีแกมมา

ภาควิชา.....วิศวกรรมนิวเคลียร์.....ลายมือชื่อ.....  
สาขาวิชา.....นิวเคลียร์เทคโนโลยี.....ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาวิทยาลัยพนธ์หลัก.....  
ปีการศึกษา.....2555.....ลายมือชื่อ อ.ที่ปริกษาวิทยาลัยพนธ์ร่วม.....

# 5270456621: MAJOR NUCLEAR TECHNOLOGY

KEYWORDS : SILK SERICIN/SILK FIBROIN/ POLY (VINYL ALCOHOL)/ WOUND DRESSING/ HYDROGEL/ GAMMA IRRADIATION

MAYUREE JUNSAYTONG: PREPARATION HYDROGEL FROM SILK PROTEIN BY GAMMA IRRADIATION WOUND DRESSING APPLICATION.  
 ADVISOR: ASSIST. PROF. DOONYAPONG WOUNGSWANG, Ph.D., CO-ADVISOR: PIMPORN PUTAYARAT, Ph.D., 59 pp.

Silk protein has recently shown its potential as biomaterials and tissue-engineered scaffolds in biomedical applications due to its excellent biocompatibility. In this study, a prototypic wound dressing was developed from silk sericin (SS). Silk fibroin (SF) and polyvinyl alcohol (PVA) by gamma irradiation. Solutions of SS or SF were mixed with PVA before crosslinked by gamma irradiation at doses from 0-90 kGy. Results showed that the hydrogel possessed gel properties as the gel fraction increased with increasing irradiation dose, reaching a maximum of 55% at 30 kGy, whereas the equilibrium degree of swelling decreased by 66%. In addition, the Young's modulus ( $E'$ ) increased as SS and SF volume fraction increased from 0 – 50%. These findings have demonstrated that gamma irradiation can be used to fabricate wound dressings composed of SS and SF protein.

Department : Nuclear Engineering .....	Student's Signature .....
Field of Study : Nuclear Technology .....	Advisor's Signature .....
Academic Year : 2012 .....	Co-advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ สำเร็จลุล่วงด้วยดีโดยได้รับความอนุเคราะห์อย่างยิ่ง จาก ผศ.ดร. ดุลยพงศ์ วงศ์แสง อ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก และ ดร.พิมพ์พร อุทัยรัตน์ อ. ที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์ร่วม ที่กรุณาให้คำปรึกษา แนะนำ ตรวจทาน และแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ เพื่อให้ วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ถูกต้อง มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น ที่ขาดไม่ได้ คือ ประธานและคณะกรรมการสอบ วิทยานิพนธ์ อันได้แก่ รศ.สมยศ ศรีสถิตย์ ผศ.อรรถพร ภัทรสุมันต์ และดร.กนกพร บุญศิริชัย ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณทุกท่านเป็นอย่างสูง ไว้ ณ โอกาสนี้

ขอกราบขอบพระคุณสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน) ที่ได้ สนับสนุนทุนการศึกษาในครั้งนี้ และขอขอบพระคุณเจ้าหน้าที่จาก สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ แห่งชาติ (องค์การมหาชน) ทุกท่าน อันได้แก่ คุณวไลลักษณ์ แพทย์วิบูลย์ คุณบุญญา สุดาทิศ (ผู้เชี่ยวชาญด้านวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์) และคุณธีรพันธ์ แต่งทอง (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์) ที่ ให้ความช่วยเหลือด้านการจัดหาวัสดุดิบ สารเคมี และข้อมูลต่างๆ ในการทำวิจัย คุณไพบุลย์ โกวิทเจริญกุล (วิศวกรนิวเคลียร์ ศูนย์ฉายรังสีอัญมณี) ให้ความช่วยเหลือในเรื่องการฉายรังสี แกมมา ดร.เกศินี เหมวิเชียร (นักวิทยาศาสตร์นิวเคลียร์) ที่ให้ความอนุเคราะห์การใช้เครื่องมือ ต่างๆ รวมทั้งคุณพัชรี แซ่ฉั่ว และคุณหทัยการ มิละโฮ ที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำการใช้ เครื่องมือในการวิจัย และที่ลืมไม่ได้ คือ คุณศิริลักษณ์ ชูแก้ว คุณธิตี เรืองสีสารัญ คุณวรรัตน์ คำหวาน และคุณอาภาวรรณ สะท้อนนิล ที่คอยร่วมทุกข์ ร่วมสุข ให้คำแนะนำ และให้ความ ช่วยเหลือในทุก ๆ ด้าน จนสามารถฝ่าฟันอุปสรรคมาได้

ขอขอบพระคุณ คุณวันทนา ทองเล่ม นักวิชาการเกษตรชำนาญการ ศูนย์หม่อนไหมเฉลิม พระเกียรติฯ จ.แพร่ ที่ช่วยจัดหารังไหมพันธุ์นางสีว และคุณอมรเทพ คชตั้ง นักวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ที่ช่วยให้ข้อมูลความรู้ในเรื่องไหมและขอขอบคุณบุคลากรและพี่ๆ น้องๆ ที่ ภาควิชาวิศวกรรมนิวเคลียร์ทุกท่านที่ให้คำแนะนำและความช่วยเหลือในทุกด้าน

คุณค่าและคุณประโยชน์จากการค้นคว้าอันพึงมีของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ขอมอบบูชาคุณ แต่ บิดา มารดา รวมถึงครูอาจารย์ และผู้มีพระคุณทุกท่าน ที่มีส่วนในการอบรมสั่งสอนให้ความรู้ และให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยตลอดมา

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์.....	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 โครงสร้างและสมบัติเชิงกลของพอลิเมอร์.....	5
2.1.1 โครงสร้างของพอลิเมอร์.....	5
2.1.2 สมบัติเชิงกลของพอลิเมอร์.....	7
2.2 ลักษณะทั่วไปของ ไหม.....	9
2.2.1 การสังเคราะห์โปรตีนในเส้นไหม.....	12
2.2.2 โปรตีนไหมไฟโบรอิน.....	12
2.2.3 โปรตีนไหมซีรีซิน.....	13
2.3 สูตรโครงสร้างและคุณสมบัติของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์.....	15
2.4 ไฮโดรเจล.....	16
2.5 วัสดุปิดแผล.....	17
2.6 รังสีแกมมา.....	21

บทที่	หน้า
2.7 ปฏิริยาเคมีของการฉายรังสีโพลีเมอร์.....	23
3. วัสดุอุปกรณ์ สารเคมี และวิธีดำเนินงานวิจัย.....	25
3.1 การเตรียมสารตั้งต้น.....	29
3.2 ทดสอบสมบัติทางกายภาพ.....	31
3.3 ทดสอบสมบัติเชิงกล.....	32
3.4 ทดสอบหุ้มฟังก์ชัน.....	33
4. ผลการทดลอง.....	34
4.1 ทดสอบค่าการบวมน้ำ.....	35
4.2 ทดสอบค่าการเกิดเจล.....	38
4.3 ทดสอบการต้านทานแรงดึง.....	41
4.4 ทดสอบหุ้มฟังก์ชัน.....	47
5. สรุปและอภิปรายผลการทดลอง.....	49
รายการอ้างอิง.....	54
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	59



## สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	ตารางแสดงกรดอะมิโนที่เป็นองค์ประกอบในรังไหมไทย.....	14
4.1	ตารางแสดงค่าการบวมน้ำ (%EDS).....	36
4.2	ตารางแสดงค่าการเกิดเจล (%Gel fraction).....	39
4.3	ตารางแสดงค่า Young's modulus.....	42
4.4	ตารางแสดง %Elongation at break.....	45

## สารบัญภาพ

ภาพที่		หน้า
2.1	โครงสร้างไฮโมโพลิเมอร์.....	5
2.2	โครงสร้างพอลิเมอร์แบบกิ่ง.....	6
2.3	โครงสร้างพอลิเมอร์แบบร่างแห.....	6
2.4	อัตราส่วนตามกฎของฮุก.....	8
2.5	วงจรชีวิตของไหม.....	11
2.6	โครงสร้างพันธะแบบ Beta-Pleated Sheet ของโปรตีนไหมไฟโบรอิน.....	12
2.7	สูตรโครงสร้างพอลิไวนิลแอลกอฮอล์.....	15
2.8	สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	22
2.9	การสลายตัวของโคบอลต์- 60.....	22
2.10	กลไกการเกิดปฏิกิริยาเคมีจากกระบวนการฉายรังสีแกมมา.....	23
2.11	การเชื่อมโยงโมเลกุล (crosslinked) จากการฉายรังสีแกมมา.....	23
2.12	การสลายตัว (degradation) จากการฉายรังสีแกมมา.....	24
3.1	รังไหมพันธุ์นางสีว.....	25
3.2	เครื่อง Rotoevaporator.....	26
3.3	เครื่องฉายรังสีแกมมา GIC Multipurpose Irradiator.....	26
3.4	เครื่อง Tensile Testing Machine.....	27
3.5	การ Dialysis สารละลายไฟโบรอิน.....	29
4.1	ลักษณะไฮโดรเจลที่เตรียมได้จาก PVA, SF และ SS.....	34
4.2	ลักษณะไฮโดรเจลที่เตรียมได้จากการผสมระหว่าง PVA กับ SF/SS.....	34
4.3	กราฟแสดงค่าการบวมตัวของไฮโดรเจลจาก PVA:SS.....	37
4.4	กราฟแสดงค่าการบวมตัวของไฮโดรเจลจาก PVA:SF.....	37
4.5	กราฟแสดงค่าการเกิดเจลของไฮโดรเจลจาก PVA:SS.....	40
4.6	กราฟแสดงค่าการเกิดเจลของไฮโดรเจลจาก PVA:SF.....	40
4.7	กราฟแสดง Stress-Strain เพื่อหาค่า Young's modulus.....	41
4.8	กราฟแสดงค่า Young's modulus ของไฮโดรเจลจาก PVA:SS.....	43
4.9	กราฟแสดงค่า Young's modulus ของไฮโดรเจลจาก PVA:SF.....	43
4.10	กราฟแสดง Stress-Strain เพื่อหาค่า %Elongation at break.....	44

4.11	กราฟแสดงค่า %Elongation at break ของไฮโดรเจลจาก PVA:SS.....	46
4.12	กราฟแสดงค่า %Elongation at break ของไฮโดรเจลจาก PVA:SF .....	46
4.13	กราฟแสดงสเปกตรัมของไฮโดรเจลจาก PVA.....	47
4.14	กราฟแสดงสเปกตรัมของไฮโดรเจลจาก PVA:SS.....	48
4.15	กราฟแสดงสเปกตรัมของไฮโดรเจลจาก PVA:SF .....	48

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ปัจจุบันมีการวิจัยและพัฒนาไฮโดรเจลสำหรับใช้เป็นวัสดุปิดแผลโดยใช้พอลิเมอร์ที่ได้จากธรรมชาติและพอลิเมอร์สังเคราะห์ เช่น คอลลาเจน พอลิไวนิลแอลกอฮอล์ เจลาติน เป็นต้น โดยวัสดุตั้งต้นเหล่านี้ต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศทั้งสิ้น

ดังนั้นการพัฒนาวัสดุปิดแผลจากวัสดุที่สามารถหาได้ง่ายภายในประเทศ เช่น โปรตีนที่สกัดจากเศษรังไหม และโคซานที่สกัดได้จากเปลือกกุ้ง จึงเป็นสิ่งที่ควรค่าแก่การศึกษาโดยเฉพาะโปรตีนที่สกัดจากเศษรังไหมส่วนใหญ่ถูกทิ้งเป็นวัสดุเหลือใช้จากกระบวนการลอกไหม รังไหมตกเกรด รังไหมเจาะ รังไหมตัด และเศษไหมจากโรงงานสาวไหม ซึ่งมีได้ถูกนำมาใช้ประโยชน์อย่างคุ้มค่าในปีหนึ่งๆ จำนวนไม่น้อย และในปัจจุบันประเทศไทยยังไม่มี การวิจัยผลิตไฮโดรเจลจากโปรตีนไหมชีรีซินและโปรตีนไหมไฟโบรอินสำหรับใช้เป็นเวชภัณฑ์ทางการแพทย์มากเท่าที่ควรส่วนใหญ่มุ่งเน้นการผลิตเพื่อเป็นวัตถุดิบส่งออกทำให้ไม่ครอบคลุมการใช้ประโยชน์ในด้านอื่น ๆ รวมทั้งทางการแพทย์ เป็นเหตุให้ประเทศไทยต้องนำเข้าเวชภัณฑ์ดังกล่าวมาจากต่างประเทศและสูญเสียเงินจำนวนมาก ดังนั้นจำเป็นต้องมีการคิดค้นกรรมวิธีการผลิตที่นำวัตถุดิบที่มีอยู่ในประเทศมาใช้ให้เกิดประโยชน์สูงสุดและเหมาะสมกับการนำไปใช้ทางการแพทย์เป็นเวชภัณฑ์ทางการแพทย์ โดยไม่ต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศทำให้เกิดความคุ้มค่าทางเศรษฐกิจและสังคมเพิ่มขึ้น นอกจากนี้เป็นการช่วยเพิ่มมูลค่าให้กับเศษเหลือใช้จากรังไหม และเส้นไหมอีกทางหนึ่ง

งานวิจัยนี้จึงเห็นความสำคัญในการพัฒนาวัสดุปิดแผลเพื่อให้เกิดความคุ้มค่าทางเศรษฐกิจโดยการนำเทคโนโลยีนิวเคลียร์เข้ามาประยุกต์ใช้ในการปรับปรุงโครงสร้างของพอลิเมอร์อันจะนำไปสู่ทางเลือกในการลดการนำเข้าวัสดุตั้งต้น อีกทั้งยังเป็นการเพิ่มมูลค่าของวัสดุเหลือใช้จากโรงงานอุตสาหกรรม โดยเฉพาะอย่างยิ่งโปรตีนไหมซึ่งเป็นชีววัสดุสำคัญที่ใช้ในทางการแพทย์ เป็นเวลากว่าศตวรรษมาแล้วในรูปของ “ไหมเย็บแผล” เนื่องจากมีสมบัติที่น่าสนใจหลายอย่าง ได้แก่ สามารถย่อยสลายได้ด้วยกระบวนการทางชีวภาพ (biodegradability) สามารถย่อยสลายได้เองในร่างกายมนุษย์ (bioresorbability) และสามารถเข้ากันกับร่างกายได้ดี (biocompatibility) [1, 2]

นอกจากนี้โปรตีนไหมยังมีความสามารถในการต่อต้านอนุมูลอิสระ ยับยั้งเอนไซม์ tyrosinase ด้านเชื้อแบคทีเรีย การป้องกันรังสี UV รวมถึงการดูดซึมและปลดปล่อยความชื้น จึงถูกนำมาใช้ประโยชน์หลากหลายด้าน เช่น ผลิตภัณฑ์ดูแลสุขภาพเส้นผม เครื่องสำอาง ไฮโดรเจล และชีววัสดุทางการแพทย์ เป็นต้น [3]

## 1.2 วัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์

เพื่อเตรียมไฮโดรเจลจากโปรตีนไหมกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ โดยการฉายรังสีแกมมา สำหรับใช้ปิดแผลรวมถึงการทดสอบสมบัติทางกายภาพและสมบัติเชิงกลของไฮโดรเจลที่เตรียมได้

## 1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. เตรียมสารละลายไฟโบรอินและสารละลายซีรีซินซึ่งเป็นพอลิเมอร์หลักในการขึ้นรูปไฮโดรเจลให้ได้ความเข้มข้น 1-5% (W/V) หรือในช่วงอื่นๆ ที่เหมาะสม
2. นำสารละลายซีรีซินและสารละลายไฟโบรอินผสมกับ PVA เพื่อเพิ่มสมบัติเชิงกล
3. ฉายรังสีแกมมากับสารละลายโปรตีนไหม ที่ปริมาณรังสีอย่างน้อย 1 kGy
4. ทดสอบสมบัติเชิงกลต่างๆ ของไฮโดรเจล เช่น ร้อยละการเกิดเจล (% gel fraction) ร้อยละการบวมน้ำ (equilibrium degree of swelling, %EDS)

## 1.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. Omer Akturk และคณะ (2011) [4] ได้ศึกษา เรื่อง Evaluation of sericin/collagen membranes as prospective wound dressing biomaterial

ได้เตรียมวัสดุปิดแผลจากสารละลายผสมระหว่างโปรตีนซีรีซินกับคอลลาเจนโดยใช้ Glutaraldehyde ชักนำไปเกิดการ crosslinked ผลการทดลองพบว่า การเพิ่มซีรีซินเข้าไปจะช่วยทำให้ membranes มีความอดุลัส และการดูดซับน้ำเพิ่มมากขึ้น นอกจากนี้ซีรีซินยังมีส่วนช่วยทำให้ออกซิเจนสามารถซึมผ่านได้ดีกว่า membranes ที่เตรียมจากคอลลาเจนเพียงอย่างเดียว ซึ่งมีคุณสมบัติที่เหมาะสมกับการเป็นวัสดุปิดแผลในอุดมคติ

2. สุชาติ พงษ์พัฒน์ และคณะ (2550) [5] ได้ศึกษา เรื่อง การศึกษาการซึมผ่านของไอน้ำและผลต่อการเจริญเติบโตของแบคทีเรียของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์และไฟโบรอินไฮโดรเจลที่เตรียมโดยการฉายรังสีเพื่อใช้เป็นวัสดุปิดแผล

ได้ศึกษาการเตรียมไฮโดรเจลจากพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA) และจากสารละลายผสมของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์และไฟโบรอินจากเศษไหมโดยใช้รังสีแกมมาและการทดสอบสมบัติต่างๆ เช่น การยอมให้ไอน้ำซึมผ่าน การต้านเชื้อแบคทีเรีย และการป้องกันบาดแผลจากเชื้อแบคทีเรีย ใช้เชื้อทดสอบ 3 ชนิด ได้แก่ *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus*, และ *Pseudomonas aeruginosa* พบว่า การฉายรังสีแกมมาที่ปริมาณรังสี 30-60 กิโลเกรย์ ทำให้เกิดโครงร่างตาข่ายของสารละลาย 7% และ 10% PVA และของสารละลายผสม 10% ไฟโบรอินใน 7% และ 10% PVA (โดยน้ำหนัก) ได้เป็นแผ่นเจลใส มีลักษณะปรากฏที่ดีมีค่าสัมประสิทธิ์ของการยอมให้ไอน้ำซึมผ่านในช่วง 1161.12-1527.36 กรัม/ตารางเมตร/วัน แผ่นเจลสามารถลดการเจริญเติบโตของเชื้อดังกล่าวได้ดีแต่ไม่สามารถยับยั้งเชื้อดังกล่าวได้

3. อัทม์ สุวรรณวงศ์ และคณะ (2547) [6] ได้ศึกษา เรื่อง การเตรียมไฮโดรเจลที่ประกอบด้วยชั้นของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์และชั้นของไคโตซานโดยการฉายรังสีแกมมาเพื่อใช้เป็นเจลปิดรักษาบาดแผล

ได้ทดลองเตรียมไฮโดรเจลที่ชั้นบนเป็นไคโตซานไฮโดรเจลส่วนชั้นล่างเป็นพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ โดยมีจุดประสงค์เพื่อให้ได้ไฮโดรเจลที่มีความสามารถทำลายเชื้อจุลินทรีย์และเพิ่มการดูดซับน้ำ โดยการใช้เทคนิคทางรังสีในการชักนำการ crosslinked ผลการทดลอง พบว่า ร้อยละการบวมน้ำของ PVA และไคโตซาน เท่ากับ 2748% และ 38.8% ส่วนผลการทดสอบการต้านทานเชื้อจุลินทรีย์ พบว่า ชั้นไคโตซานสามารถต้านทานเชื้อ *E.Coli* เชื้อ *S.aureus* และเชื้อ *C.albicans* ได้ถึง 100%

4. Mirzan T. และคณะ (2001) [7] ได้ศึกษา เรื่อง Irradiation of polyvinyl alcohol and polyvinyl pyrrolidone blended hydrogel for wound dressing

ได้ออกแบบไฮโดรเจลจากสารละลายผสมระหว่าง polyvinyl alcohol (PVA) กับ polyvinyl pyrrolidone (PVP) มีวัตถุประสงค์เพื่อใช้เป็นวัสดุปิดแผลแล้วนำไปฉายรังสีแกมมาที่ปริมาณรังสีต่างๆ ผลการทดลอง พบว่า % gel fraction เพิ่มขึ้นตามปริมาณรังสีที่ได้รับเพิ่มขึ้น

โดยรังสีแกมมาจะเข้าไปตัดสายโซ่ของพอลิเมอร์ออกก่อนเชื่อมขวางเกิดเป็นโครงร่างตาข่าย ความสามารถในการดูดซับน้ำมีค่าสูงถึง 40 – 250 % จากนั้นได้นำไปทดสอบกับกระต่ายโดยเปรียบเทียบกับผ้าก๊อชและ Sofra-tulle พบว่า สามารถต่อต้านการเข้าของเชื้อจุลินทรีย์ได้จึงทำให้แผลหายเร็วขึ้น แผ่นเจลที่ได้มีลักษณะโปร่งใส และเป็นวัสดุที่สามารถย่อยสลายได้ง่ายดีกว่า ผ้าก๊อชและ Sofra-tulle

5. A.V. Mondino และคณะ (1999) [8] ได้ศึกษาเรื่อง Physical properties of gamma irradiated poly (vinyl alcohol) hydrogel preparations

ได้ทดลองนำสารละลาย PVA และสารละลายผสมระหว่าง PVA กับ formaldehyde มาขึ้นรูปไฮโดรเจลโดยนำไปฉายรังสีแกมมาที่ปริมาณรังสีต่างๆ อัตราปริมาณรังสี  $0.0989 \text{ kGy min}^{-1}$  ผลการทดลองพบว่า รังสีแกมมาทำให้แผ่นฟิล์มที่ขึ้นรูปได้มีสมบัติเชิงกลดีขึ้นโดยการทดสอบ Tensile strength พบว่า แผ่นฟิล์มที่ได้จาก PVA เพียงอย่างเดียวมีค่า Tensile strength ดีที่สุดเท่ากับ 19.7 MPa ที่ปริมาณรังสี 86 kGy ในขณะที่สารละลายผสมระหว่าง PVA กับ formaldehyde มีค่า Tensile strength ลดลงตามปริมาณรังสีที่ได้รับ โดยมีค่าสูงสุด เท่ากับ 11.3 MPa ที่ปริมาณรังสี 40 kGy

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ได้ไฮโดรเจลจากโปรตีนไหมโดยการฉายรังสีแกมมาสำหรับใช้ปิดแผล

## บทที่ 2

### ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 โครงสร้างและสมบัติเชิงกลของพอลิเมอร์ [9]

พอลิเมอร์ หมายถึง โมเลกุลขนาดใหญ่ ( Macromolecule) ที่ประกอบด้วยหน่วยเล็กๆ ซ้ำๆ กันที่เรียกว่า มอนอเมอร์ (Monomer) ต่อกันด้วยพันธะโควาเลนต์ พอลิเมอร์จำแนกตาม แหล่งที่มาเป็น 2 ชนิดใหญ่ๆ คือ

ก. พอลิเมอร์ธรรมชาติ (Natural polymer) หรือ พอลิเมอร์ชีวภาพ (Biopolymer) หมายถึง พอลิเมอร์ที่ได้จากธรรมชาติหรือสิ่งมีชีวิต เช่น เซลลูโลสที่มีกลูโคสเป็นองค์ประกอบ โปรตีนเป็นพอลิเมอร์ที่กรดอะมิโนเป็นมอนอเมอร์ ยางธรรมชาติเป็นพอลิเมอร์ที่มีหน่วยย่อยคือ ไอโซพรีน ส่วน แก้วและซีเมนต์เป็นพอลิเมอร์อนินทรีย์ที่ได้จากธรรมชาติเช่นกัน

ข. พอลิเมอร์สังเคราะห์ (Synthetic polymer) หมายถึง พอลิเมอร์ที่มนุษย์สามารถ สังเคราะห์ขึ้นจากปฏิกิริยาเคมีต่างๆ เช่น พลาสติก เส้นใย และกาว เป็นต้น

##### 2.1.1 โครงสร้างของพอลิเมอร์ แบ่งเป็น 3 แบบ ดังนี้

ก. พอลิเมอร์แบบเส้น (Linear Polymer) เป็นพอลิเมอร์ที่เกิดจากมอนอเมอร์ สร้างพันธะ ต่อกันเป็นสายยาว ใช้พอลิเมอร์เรียงชิดกันมากกว่าโครงสร้างแบบอื่น ๆ จึงมีความหนาแน่น และ จุดหลอมเหลวสูง มีลักษณะแข็ง ชุ่ม เหนียวกว่าโครงสร้างอื่นๆ ตัวอย่าง เช่น พอลิไวนิลคลอไรด์มี ไวนิลคลอไรด์เป็นมอนอเมอร์ พอลิสไตรีนมีสไตรีนเป็นมอนอเมอร์ โครงสร้างจะเป็นโซ่ตรงยาว ถ้า ประกอบด้วยมอนอเมอร์ชนิดเดียว เรียกว่า โฮโมพอลิเมอร์ (Homopolymer)



รูปที่ 2.1 โครงสร้างโฮโมพอลิเมอร์ [10]

ข. พอลิเมอร์แบบกิ่ง (Branched polymer) เป็นพอลิเมอร์ที่เกิดจากมอนอเมอร์ยึดกัน แตกกิ่งก้านสาขา มีทั้งโซ่สั้น และโซ่ยาว กิ่งที่แตกจากพอลิเมอร์ของโซ่หลัก ทำให้ไม่สามารถ



จัดเรียงโซ่พอลิเมอร์ให้ชิดกันได้มาก จึงมีความหนาแน่น และจุดหลอมเหลวต่ำ ยืดหยุ่นได้ ความเหนียวต่ำ โครงสร้างเปลี่ยนรูปได้ง่ายเมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้น ตัวอย่างเช่น พอลิเอทิลีนชนิดความหนาแน่นต่ำ



รูปที่ 2.2 โครงสร้างพอลิเมอร์แบบกิ่ง [10]

ค. พอลิเมอร์แบบร่างแห (Cross-linking polymer) เป็นพอลิเมอร์ที่เกิดจากมอนอเมอร์ต่อเชื่อมกันเป็นร่างแห พอลิเมอร์ชนิดนี้มีความแข็งแรง และเปราะหักง่าย [11]



รูปที่ 2.3 โครงสร้างพอลิเมอร์แบบร่างแห [10]

### 2.2.2 สมบัติเชิงกลของพอลิเมอร์ (Mechanical Properties) [12]

สมบัติเชิงกลของวัสดุ เช่น ความแข็ง (Hardness) ความแข็งแรง (Strength) ความสามารถในการเป็นเส้น (Ductility) ความเหนียว (Toughness) ความคงรูป (stiffness) แข็งเปราะ (Brittle) ฯลฯ เป็นสิ่งที่จะบอกว่าวัสดุนั้นๆ สามารถที่จะรับหรือทนทานแรงหรือพลังงานเชิงกลภายนอกที่มากระทำได้ดีมากน้อยเพียงใด

#### ความเค้นและความเครียด

ถ้าออกแรงดึงวัสดุที่มีความยาว  $l_0$  พื้นที่หน้าตัด  $A_0$  ด้วยแรง  $F$  แล้วทำให้วัสดุยืดออก ความเค้น (stress,  $\sigma$ ) ที่เกิดขึ้นจะมีค่าเท่ากับ

$$\sigma = \frac{F}{A_0}$$

$\sigma$  มีหน่วยเป็นปาสคาล (pascal, P) ซึ่ง  $1\text{Pa} = \text{N/m}^2$  อีกหน่วยหนึ่งของ  $\sigma$  ที่นิยมใช้กันมากคือ psi ซึ่ง  $1\text{ psi} = 6.89 \times 10^3 \text{ Pa}$

เมื่อวัสดุได้รับแรงกระทำจะเกิดการเปลี่ยนรูป ในกรณีที่วัสดุได้รับแรงดึงจะเกิดการยืดออก โดยอัตราส่วนของความยาวที่เปลี่ยนไปต่อความยาวเดิมเรียกว่า **ความเครียด (strain,  $\epsilon$ )** และสามารถหาได้จากสมการ

$$\epsilon = \frac{I - I_0}{I_0} = \frac{\Delta I}{I_0}$$

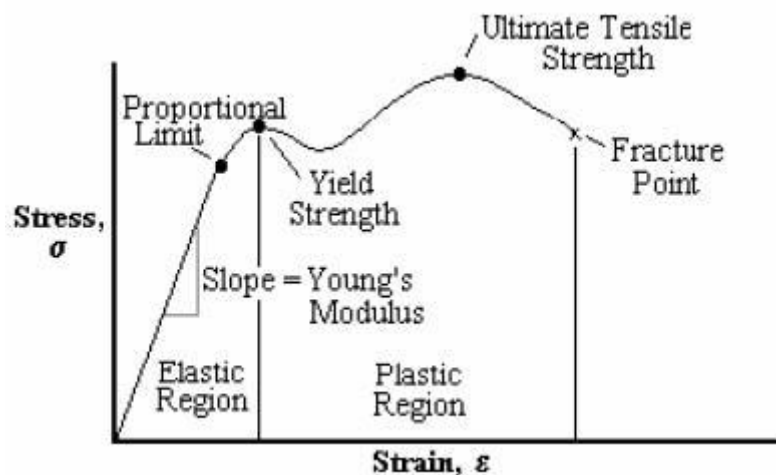
#### กฎของฮุค (Hooke's Law)

ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียดในช่วงของการเปลี่ยนรูปแบบอีลาสติกของโลหะและโลหะผสมต่าง ๆ จะเป็นแนวเส้นตรง ซึ่งจะเป็นไปตามกฎของฮุค (Hooke's Law)

$$\sigma = E\epsilon$$

$$E' = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

ซึ่งค่า  $E'$  คือ สัมประสิทธิ์ของความยืดหยุ่น หรือ Modulus of elasticity หรือ Modulus of elasticity หรือ Young's modulus ซึ่งแสดงถึงความแข็งแกร่งของวัสดุ เช่น แสดงถึงความต้านทานต่อการเปลี่ยนรูปชั่วคราวขณะได้รับแรงดึง



รูปที่ 2.4 อัตราส่วนตามกฎของฮุก [13]

จากการศึกษา เส้นโค้ง ความเค้น-ความเครียด พบว่า เมื่อเริ่มดึงขึ้นทดสอบอย่างช้าๆ ขึ้นทดสอบจะค่อยๆ ยืดออกจนถึงจุดจุดหนึ่ง ซึ่งในช่วงนี้ความสัมพันธ์ระหว่าง ความเค้น - ความเครียดจะเป็นสัดส่วนคงที่ ทำให้ได้กราฟที่เป็นเส้นตรง เรียกว่า พิกัดสัดส่วน (Proportional Limite) และภายใต้พิกัดสัดส่วนนี้ วัสดุจะแสดงพฤติกรรมเป็นรูปแบบอีลาสติก (Elastic Behavior) นั่นคือ เมื่อปล่อยแรงกระทำขึ้นทดสอบจะกลับไปมีขนาดเท่าเดิม

เมื่อเพิ่มแรงกระทำต่อไปจนเกินพิกัดสัดส่วน เส้นกราฟจะค่อย ๆ โค้งออกจากเส้นตรงซึ่งจุดนี้เรียกว่า จุดคราก (Yield Strength) จะเป็นจุดที่วัสดุเกิดการเปลี่ยนรูปร่างอย่างถาวรหรือเป็นการเปลี่ยนรูปแบบพลาสติก ซึ่งจุดนี้จะเป็นประโยชน์กับวิศวกรมากเพราะเป็นจุดแบ่งระหว่างพฤติกรรมการคืนรูปกับพฤติกรรมการคงรูป หลังจากจุดครากแล้ว ค่าความเค้นจะเพิ่มอย่างช้าๆ จนคงที่ถึงจุดสูงสุด เรียกว่า Ultimate Strength หรือความเค้นแรงดึง ซึ่งค่านี้สามารถบอกความแข็งแรงของวัสดุ โดยทั่วไปจะหมายถึง ความเค้นสูงสุดที่วัสดุทนได้

จุดสุดท้ายของกราฟเป็นจุดที่วัสดุเกิดการแตกหรือขาดออกจากกัน (Fracture) ซึ่งค่าความเครียดนี้เราสามารถหาค่าเปอร์เซ็นต์การยืดตัว ณ จุดขาด (%elongation at break) เปอร์เซ็นต์การยืดตัวเป็นตัวบอกค่าความอ่อนตัว (ductile) ของวัสดุ วัสดุใดที่มีค่าเปอร์เซ็นต์ความยาวที่เปลี่ยนแปลงมากแสดงว่ามีความอ่อนตัวมากการยืดตัว ณ จุดที่ขาด (elongation at break) มีความสำคัญในการศึกษาคุณภาพของวัสดุ เช่น ถ้ามีค่าเปอร์เซ็นต์ความยาวที่เปลี่ยนแปลงต่ำกว่าปกติ แสดงว่าอาจมีรูพรุนหรือรอยแตกภายในวัสดุนั้น [14]

## 2.2 ลักษณะทั่วไปของไหม

ไหมเป็นผีเสื้อกลางคืนชนิดหนึ่งอยู่ในอันดับ Lepidoptera มีชื่อวิทยาศาสตร์ว่า *Bombyx mori* มีชื่อสามัญว่า Silk worm อยู่ในวงศ์ Bombycidae แต่ที่รู้จักกันดีคือ หนอนไหม โดยทั่วไปไหมแบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ คือ ไหมบ้าน (*Bombyx mori*) และไหมป่า (wide silk) โดยไหมบ้านจะกินใบหม่อนเป็นอาหาร ส่วนไหมป่าจะกินใบพืชชนิดอื่น เช่น ใบละหุ่ง ใบมันสำปะหลัง เป็นต้น

ไหมถูกนำไปใช้ประโยชน์และมีประวัติยาวนานในยุคแรกจะทำเป็นเครื่องนุ่งห่มต่อมาได้นำไหมไปใช้ประโยชน์ในหลายๆ ด้าน ได้แก่ เครื่องสำอาง สารเติมแต่งในอาหารและเครื่องสำอาง นอกจากนี้ยังใช้เป็น ไหมเย็บแผล [15]

จนกระทั่งปัจจุบันได้มีการพิสูจน์แล้วว่า “ไหม” เป็นชีววัสดุสำคัญยิ่งสำหรับประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ ทั้งนี้เพราะมีสมบัติที่เหมาะสมหลายประการ ได้แก่ สลายตัวได้ด้วยกระบวนการทางชีวภาพ ระบายอากาศและน้ำได้ดี มีคุณสมบัติเข้ากับเซลล์ของสิ่งมีชีวิตได้ดีจึงก่อให้เกิดการอักเสบน้อยและที่ทำให้ไหมเป็นที่สนใจพิเศษ คือ มีความทนทานแข็งแรงที่สุดในบรรดาเส้นใยธรรมชาติทั้งหมด โดยปกติแล้วเส้นไหมจะสูญเสียความแข็งแรงทั้งหมดภายในระยะเวลา 1 ปี แต่เมื่ออยู่ภายในร่างกายจะไม่ถูกจดจำโดยเซลล์ของร่างกายหลังจากเวลาผ่านไป 2 ปี [1] และเป็นที่น่าสังเกตว่า เส้นไหมที่ยังอยู่ที่เปลือกรังไหมจะมีความคงทนเป็นเวลานาน นั่นเป็นเพราะว่าหนอนไหมสร้างสารที่ยับยั้งเอนไซม์โปรตีเอสภายในต่อมไหมและหลังออกมาเก็บไว้ที่บริเวณรังไหมเพื่อป้องกันการถูกทำลายด้วยเอนไซม์ดังกล่าว

ไหมบ้าน (Mulberry silkworm, Domestic silkworm) เป็นแมลงชนิด Benefit insect ที่มีการพัฒนาการเปลี่ยนแปลงแบบ Complete metamorphosis 4 ระยะ ได้แก่ ระยะไข่ ระยะหนอน ระยะดักแด้ และระยะผีเสื้อ

วงจรชีวิตของไหมแบ่งได้เป็นระยะสำคัญ ๆ 4 ระยะด้วยกัน คือ

### 1. ระยะไข่ (eggs)

ระยะนี้จะใช้เวลามากน้อยไปตามพันธุ์ เช่น พันธุ์ที่ฟักออกหลายครั้งต่อปีจะมีระยะเวลาจากไข่จนถึงเป็นตัวอ่อน ประมาณ 9-12 วัน พันธุ์ที่ฟักออก 1-2 ครั้งต่อปี จะมีระยะฟักไข่นาน 4-10 เดือน เป็นต้น

## 2. ระยะตัวหนอน (Larvae)

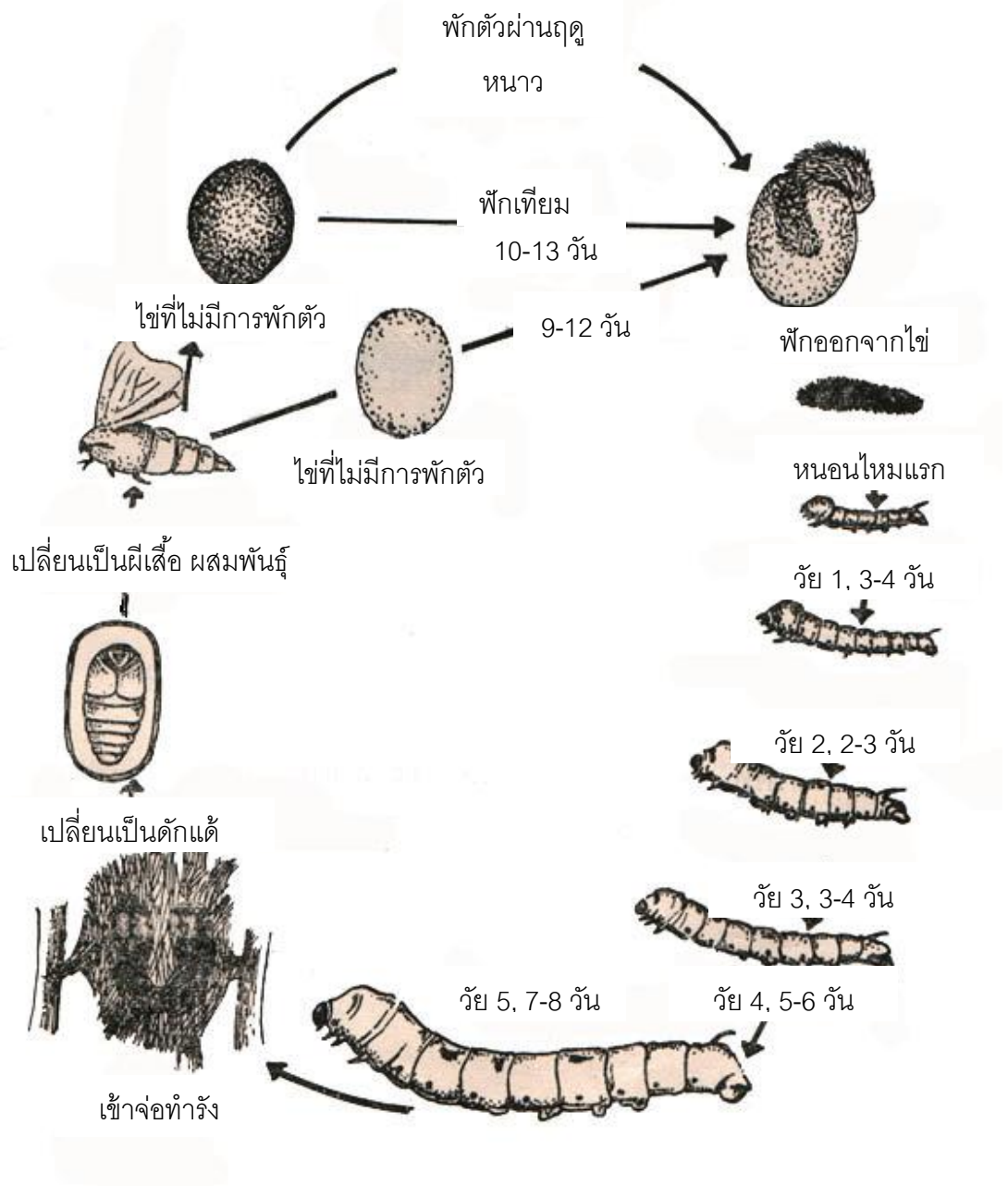
ระยะตัวหนอนแบ่งออกเป็น 5 วัย หนอนใหม่ในวัยที่ 1-3 เรียกว่า ไหมวัยอ่อน โดยระยะนี้เป็นระยะที่ใช้เวลามากที่สุดในวงจรชีวิต กินเวลาประมาณ 20 - 24 วัน และมีการเปลี่ยนแปลงทั้งขนาดและรูปร่างมากที่สุดในระยะปลายของหนอนใหม่ในคือ วัย 4-5 เรียกว่า ไหมวัยแก่ หรือเรียกว่า "ไหมสุก" ระยะนี้ไหมจะหยุดกินอาหาร ลำตัวค่อนข้างโปร่งแสงและคลานหาสถานที่เหมาะสมต่อการทำรัง จนกระทั่งได้ที่เหมาะสมก็จะทำรังโดยพันเส้นใยออกมาเกาะกับกับสิ่งต่างๆ ในช่วงนี้หนอนไหมจะถ่ายมูลเป็นครั้งสุดท้ายโดยไม่เปราะเปื้อนรังส่วนนอกเลย หลังจากนั้นหนอนไหมจะเริ่มสร้างรังส่วนในซึ่งถือว่าเป็นรังแท้ ประมาณ 1-2 วันหนอนไหมก็จะลอกคราบกลายเป็นดักแด้อยู่ในรัง [16]

## 3. ระยะดักแด้ (Pupae)

ระยะนี้ดักแด้จะนอนเฉย ๆ ประมาณ 6 - 7 วัน ก็จะลอกคราบเปลี่ยนสภาพจากดักแด้เป็นผีเสื้อต่อไป ซึ่งเป็นระยะที่เกษตรกรทำการสาวไหมเพื่อนำไปทอเป็นเส้นไหมต่อไป

## 4. ระยะผีเสื้อ (Adult moth)

เมื่อลอกคราบแล้ว ผีเสื้อจะพ่นน้ำลายซึ่งมีฤทธิ์เป็นด่างละลายรังไหมให้เป็นช่องเพื่อดันตัวเองออกมาอีกครั้ง จากนั้นลำตัวจะค่อยๆ แห้ง พร้อมกับปีกกางออกอยู่ในสภาพที่จะทำการผสมพันธุ์วางไข่ได้ระยะนี้จะกินเวลา ประมาณ 7-9 วัน ผีเสื้อก็จะตายไป



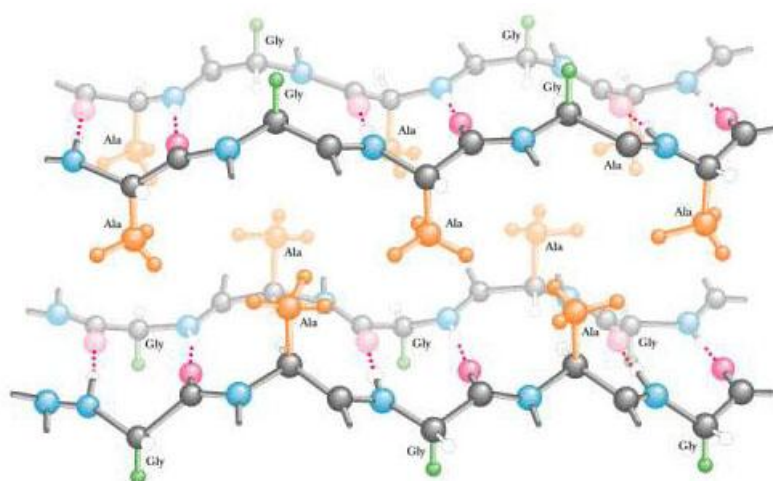
รูปที่ 2.5 วงจรชีวิตของไหม [17]

### 2.2.1 การสังเคราะห์เส้นไหม

รังไหมถูกสร้างขึ้นโดยหนอนไหมในช่วงปลายวัยที่ 5 เพื่อเป็นที่อยู่อาศัยในระยะดักแด้ สำหรับป้องกันอันตรายจากภายนอก ซึ่งในระยะนี้ไหมจะอ่อนแอที่สุดและไม่สามารถเคลื่อนที่ไปไหนได้ โดยการสังเคราะห์ถูกขึ้นในต่อมไหม (Silk gland) ประกอบด้วยโปรตีน 2 ชนิด คือ โปรตีนไหมไฟโบรอินและโปรตีนไหมซีรีซิน โดยไฟโบรอินเป็นโปรตีนเส้นใยซึ่งมีองค์ประกอบประมาณ 70% และมีการเรียงตัวกันแบบอสัณฐาน (amorphous structure) จึงมีโปรตีนก้อนกลมอีกชนิดหนึ่งที่ทำหน้าที่เป็นกาวยให้โครงสร้างนั้นคงรูปได้ เรียกว่า ซีรีซิน (sericin) มีประมาณ 20-30% ความยาวของเส้นไหมไฟโบรอินต่อ 1 รัง ประมาณ 1000-1500 เมตร [18]

โปรตีนในรังไหมถูกสังเคราะห์ขึ้นโดยตัวหนอนไหมเองในต่อมไหม (Silk gland) โดยการสังเคราะห์ไฟโบรอินเกิดขึ้นที่บริเวณต่อมไหมส่วนปลาย และการสังเคราะห์ซีรีซินเกิดขึ้นที่บริเวณต่อมไหมส่วนกลาง ซึ่งไฟโบรอินจะถูกเคลือบรอบด้วยซีรีซินก่อนถูกขับออกมายังต่อมไหมส่วนต้น และผ่านออกมาทางท่อคลายเส้นไหม เมื่อหนอนไหมฟั่นโปรตีนไหมออกมาโปรตีนก็จะแข็งตัวกลายเป็นเส้นใยไหมสำหรับใช้สร้างรัง โดยหนอนไหมจะคลายเส้นใยไหมออกมา 2 ลักษณะ คือ ลักษณะตัว S จะคลายออกมาในช่วงต้นของการสร้างรัง ซึ่งเป็นชั้นนอกของรังไหม และการคลายเส้นใยในลักษณะเลข 8 ซึ่งมักพบในช่วงทำรังชั้นใน

### 2.2.2 โปรตีนไหมไฟโบรอิน (Silk fibroin)



รูปที่ 2.6 โครงสร้างพันธะแบบ Beta-Pleated Sheet ของโปรตีนไหมไฟโบรอิน [19]

โปรตีนไหมไฟโบรอินมี polypeptides หลายเส้นเป็นองค์ประกอบ แต่ละเส้นมีการจัดเรียงตัวให้มีโครงสร้างเป็นแบบ  $\beta$ -sheet เกิดจากการเรียงลำดับของกรดอะมิโนซ้ำๆ กัน คือ (Gly-Ala)<sub>2</sub>-Gly-Ser-Gly-(Ala)<sub>2</sub>-Gly-[Ser-Gly-(Ser-Gly)<sub>n</sub>]-TryZ (เมื่อ n=2) [20] และมีการเชื่อมต่อระหว่างสายด้วยพันธะไฮโดรเจน ทำให้เกิดมีลักษณะโครงสร้างเป็นแบบแผ่นพับที่บิดา ( $\beta$ -pleated sheet) ชนิดที่สายเปปไทด์สวนทางกัน โดยแผ่นพับที่บิดาแต่ละแผ่นจะซ้อนทับกันด้วยแรงแรงแวนเดอร์วาลส์ (Van der Waals force) ซึ่งเป็นแรงดึงดูดชนิดอ่อนมากจึงทำให้เส้นไหมมีลักษณะที่นุ่มแต่ในขณะเดียวกันเส้นไหมไม่สามารถนำออกมายืดตามแนวยาวได้เนื่องจากมีพันธะเพปไทด์ยึดไว้ นอกจากนี้โปรตีนไหมไฟโบรอิน ประกอบด้วยกรดอะมิโนส่วนใหญ่เป็นชนิดไม่มีขั้ว (hydrophobic amino acids) ได้แก่ โกลซีน อะลานิน เป็นส่วนใหญ่ เนื่องจากสายข้าง (side chain) ของกรดอะมิโนชนิดไม่ชอบน้ำยื่นออกมาทางด้านนอกของแผ่นพับที่บิดา จึงไม่ละลายน้ำหรือตัวทำละลายทั่วไป แต่จะถูกละลายในสารละลายเกลือเข้มข้น เช่น lithium bromide, calcium chloride เป็นต้น

โปรตีนไหมไฟโบรอินประกอบด้วย 3 หน่วยย่อย คือ heavy chain (H-chain) light chain (L-chain) และ Glycoprotein P25 [21] โดยมีกรดอะมิโน Cysteine บริเวณปลายคาร์บอกซิลของทั้ง H-chain และ L-chain ทำหน้าที่เชื่อมหน่วยย่อยทั้งสองด้วยพันธะไดซัลไฟด์ (disulfide bond) ได้เป็น H-L-complex

### 2.2.3 โปรตีนไหมซีรีซิน (Silk sericin)

เป็นสารสกัดที่ได้จากกระบวนการลอกกาไหม (degumming) ของรังไหม ซึ่งประกอบด้วย 5 หน่วยย่อย คือ s-1, s-2, s-3, s-4 และ s-5 มีการสังเคราะห์ขึ้นในต่อมไหมส่วนกลางที่บริเวณต่างๆ กัน คือ การสังเคราะห์ s-4 เกิดขึ้นที่ตอนปลายของต่อมไหมส่วนกลาง การสังเคราะห์ s-1 และ s-3 เกิดขึ้นที่ตอนกลางของต่อมไหมส่วนกลาง ส่วนการสังเคราะห์ s-2 และ s-5 เกิดขึ้นที่ตอนต้นของต่อมไหมส่วนกลาง [22]

โปรตีนไหมซีรีซินมีน้ำหนักโมเลกุลอยู่ในช่วง 24-400 kDa ประกอบด้วย กรดอะมิโน 18 ชนิด โดยมีกรดอะมิโนหลักๆ คือ Serine 40%, Glycine 16% [22] ซึ่งส่วนใหญ่หมู่ข้างเคียงประกอบโมเลกุลที่มีขั้ว (hydrophilic amino acids) คือ hydroxyl, carboxyl, amino groups โปรตีนไหมซีรีซินจึงสามารถละลายในน้ำร้อนและสารละลายที่เป็นด่างได้ดี และที่สำคัญโปรตีนไหมซีรีซินยังฤทธิ์ในการต้านอนุมูลอิสระ ยับยั้งเอนไซม์ Tyrosinase ด้านเชื้อแบคทีเรีย ป้องกันรังสี

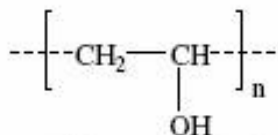


อุลตราไวโอเล็ต ดูดซึมและปลดปล่อยความชื้นได้ดี skin moisturizing นอกจากนี้ sericin ยังมีฤทธิ์ทางเภสัชวิทยาอีก เช่น anticoagulation anticancer activities cryoprotective และ digest promotion [3]

**ตารางที่ 2.1** กรดอะมิโนที่เป็นองค์ประกอบในรังไหมไทย [23]

Amino acid	Cocoon layer			Floss
	Inner	Out layer	Whole	
Aspartic acid	18.61	18.3	18.46	10.20
Threonine	11.39	8.44	9.92	6.29
Serine	28.12	29.05	28.58	40.28
Glutamic acid	4.9	4.78	4.84	4.31
Proline	0.51	0.56	0.53	0.66
Glycine	16.9	16.7	16.8	18.17
Alanine	4.84	5.15	5	4.43
Crystine	0.42	0.64	0.53	Trace
Valine	2.67	2.91	2.79	3.46
Methionine	0.1	0.11	0.1	0.12
Isoleucine	0.6	0.67	0.63	0.67
Leucine	0.9	1.17	1.03	0.85
Tyrosine	3.28	3.39	3.33	4.09
Phenylalanine	0.42	0.47	0.44	0.43
Lysine	2.26	2.89	2.58	1.89
Histidine	0.89	0.99	0.94	0.68
Arginine	3.03	3.41	3.22	3.30

## 2.3 สูตรโครงสร้างและคุณสมบัติของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (Polyvinyl alcohol, PVA)



รูปที่ 2.7 สูตรโครงสร้างพอลิไวนิลแอลกอฮอล์

เป็นเทอร์โมพลาสติกประเภทโพลีโอเลฟิน เป็นผงสีขาวจนถึงครีม ผลิตจากสารที่เรียกว่า โพลีไวนิลแอลกอฮอล์ในสภาวะกรดหรือเบส ซึ่งพบว่า มีหลายเกรดตามขึ้นอยู่กับความหนืดและดีกรีของพอลิเมอไรเซชัน และค่าร้อยละของกระบวนการแอลกอฮอล์ลิซิส จะละลายน้ำได้มากขึ้นเมื่อน้ำหนักโมเลกุลลดลง แต่ความแข็งแรง การดึงยืด ความทนต่อการฉีกขาด และการอ่อนงอดีขึ้นเมื่อน้ำหนักโมเลกุลเพิ่มขึ้น

พอลิไวนิลแอลกอฮอล์มีหมู่ -OH 100% มีแรงเทนไซล์สูงกว่าและสามารถทนทานต่อการฉีกขาดได้ดีกว่าพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ที่มีหมู่ -OH ไม่ถึง 100% เพราะพอลิเมอไรท์ที่มีหมู่ -OH 100% มีความเป็นผลึกสูงกว่าและสามารถเกิดพันธะไฮโดรเจนระหว่างโมเลกุลมากกว่า นอกจากนี้แล้วสมบัติทางกายภาพยังขึ้นกับความชื้นของสิ่งแวดล้อมด้วยเพราะน้ำทำหน้าที่เป็นพลาสติกไซเซอร์สำหรับโพลิเมอร์นี้ เช่น เมื่ออากาศมีความชื้น 50% แรงเทนไซค์ของโพลิเมอร์นี้จะลดลงตามความสามารถในการยืดตัวออกจะเพิ่มขึ้นเปรียบเทียบกับโพลิเมอร์ที่อยู่ในสิ่งแวดล้อมที่มีความชื้นต่ำ สมบัติพิเศษอีกอย่างหนึ่งของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ คือ สามารถละลายน้ำได้อย่างช้าๆ ในน้ำเย็นแต่จะละลายเร็วเมื่อเพิ่มอุณหภูมิสูงกว่า 90 องศาเซลเซียส ความสามารถในการละลายน้ำของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ขึ้นอยู่กับการปริมาณของหมู่ -OH ในโมเลกุลเช่นกันโดยสามารถละลายน้ำได้ดีที่สุดเมื่อมีหมู่ -OH 88% ในโมเลกุลแต่ถ้ามีร้อยละของหมู่ -OH สูงกว่านี้ความสามารถในการละลายกับลดต่ำลงตามลำดับเพราะเกิดพันธะไฮโดรเจนเพิ่มขึ้น [7]

### สมบัติทั่วไป

- อ่อนนิ่ม ง่ายต่อการทำเป็นอิมัลชัน
- คุณสมบัติของการหล่อแม่พิมพ์ต่ำ จึงไม่เหมาะที่จะหล่อขึ้นรูป
- ไม่มีสี ไม่มีกลิ่น และไม่มีรส

- เมื่อแห้งจะมีความโปร่งใสมากขึ้น มีความแข็งแรงเพิ่มขึ้น

#### คุณสมบัติที่ดีของ PVA

1. เข้ากันได้กับเซลล์ร่างกาย (biocompatible)
2. ปลอดภัยจากความเป็นพิษ
3. ไม่มีผลกระทบที่กระตุ้นให้เกิดการตอบสนองของภูมิคุ้มกัน
4. มีฤทธิ์สัมผัสเมื่อถูกน้ำ
5. ละลายได้ในน้ำ
6. เหมาะสำหรับใช้ในการจำลองเนื้อเยื่อตามธรรมชาติ
7. มีคุณสมบัติที่ออกซิเจนซึมผ่านได้ดี

## 2.4 ไฮโดรเจล

ไฮโดรเจล (hydrogel) คือ พอลิเมอร์ที่มีหมู่ฟังก์ชัน เช่น หมู่ไฮดรอกซิล (-OH group), หมู่อคาร์บอกซิล (-COOH group), หมู่อเอไมด์ (-CONH<sub>2</sub> group) และหมู่ต่างๆ ที่เป็นอนุพันธ์ของหมู่ดังกล่าวเป็นจำนวนมาก โดยหมู่ฟังก์ชันเหล่านี้จะสร้างพันธะ H-bonding กับโมเลกุลของน้ำ ทำให้เกิดคุณสมบัติเด่น คือ สามารถดูดซับน้ำไว้ในโครงสร้างที่มีลักษณะเป็นร่างตาข่าย (crosslinked network structure) ได้มาก ดังนั้น เมื่ออยู่ในน้ำไฮโดรเจลจะเกิดการบวมตัวและสามารถยัดน้ำเอาไว้ในโครงสร้างโดยยังคงรักษาสภาพโครงร่างตาข่ายสามมิติไว้ได้จากคุณสมบัติเด่นของไฮโดรเจลที่สามารถดูดน้ำได้มากนี้ ทำให้ทราบว่า ภายในโครงสร้างหรือองค์ประกอบของไฮโดรเจลนั้นประกอบด้วยพันธะทางเคมี

พันธะทางเคมีของไฮโดรเจล สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือ

1. พันธะภายในโมเลกุลของพอลิเมอร์ (Intramolecular interaction) เนื่องจากการเชื่อมต่อกันของมอนอเมอร์ ที่มีองค์ประกอบหลักเป็นคาร์บอน (C) จึงทำให้มีพันธะโควาเลนต์เพื่อยึดเหนี่ยวระหว่างโมเลกุลของคาร์บอน
2. พันธะระหว่างโมเลกุล (Intermolecular interaction) สามารถแบ่งได้หลายแบบ เช่น พันธะไฮโดรเจนที่เกิดจากการดึงดูดอะตอมของไฮโดรเจน โดยอะตอมของธาตุชนิดอื่นที่มีค่าอิเล็ก

โทรเนกาตีวีตีสสูง เช่น F, O, N, Cl เป็นต้น นอกจากนี้ยังมีแรงไดโพล-ไดโพล ที่เกิดจากการมีแรงยึดเหนี่ยวหรือ มีแรงผลักรวมของโมเลกุลที่ไม่มีขั้วซึ่งแรงนี้เป็นแรงที่อ่อนมากที่สุดของโพลีเมอร์ที่มีความสามารถในการกักเก็บของเหลวไว้ในตัวเองได้ปริมาณมาก

พันธะเชื่อมโยงของไฮโดรเจล มี 2 ลักษณะ คือ

1. พันธะเชื่อมโยงทางกายภาพ (Physical crosslinked) โดยจะมีการทำให้เกิดเป็นโครงร่างแหสามมิติด้วยพันธะไฮโดรเจนหรือทางไฟฟ้าสถิตโดยจะมีการรวมกันเป็นกลุ่มคล้ายปมเชือกไฮโดรเจลชนิดนี้สามารถเตรียมได้จากเทคนิคที่เรียกว่า Freezing and thawing สมบัติของไฮโดรเจลที่เตรียมได้จะมีการหลอมเหลวที่อุณหภูมิไม่สูง ประมาณ 55 °C และเรียกไฮโดรเจลที่มีพันธะเชื่อมโยงในลักษณะนี้ว่า Physical hydrogel หรือ Pseudogel
2. พันธะเชื่อมโยงทางเคมี (Chemical crosslinked) โดยจะมีการให้เกิดพันธะเชื่อมโยงที่เป็นพันธะโควาเลนต์ หรือเป็นพันธะทางเคมีอื่นๆ โดยมีการใช้การเชื่อมโยงเป็นสารเคมี เช่น สารประกอบพวกแอลดีไฮด์ และมีการใช้แสงหรือความร้อนในการเชื่อมโยง เช่น ริงส์เอ็กซ์ ริงส์แกมมา ซึ่งการเชื่อมโยงโดยวิธีนี้จะได้พันธะเชื่อมโยงเป็นพันธะโควาเลนต์ชนิด คาร์บอน-คาร์บอน (C-C bond) ที่มีความแข็งแรงสูง

จากคุณสมบัติดังกล่าว ทำให้มีการนำไฮโดรเจลมาใช้ประโยชน์ในด้านต่างๆ มากมาย เช่น ใช้ดูดซับของเสียจากการขับถ่ายของร่างกาย ในทางการเกษตรใช้ในการเคลือบเมล็ดพันธุ์ทางการแพทย์ใช้เป็นตัวนำพายา ทำฟิล์มปิดแผล เป็นต้น [24]

## 2.5 วัสดุปิดแผล (Wound dressing)

เมื่อผิวหนังถูกทำลายกลายเป็นแผลเปิดร่างกายจะสามารถสมานแผลได้เองได้ในสภาวะที่เหมาะสมต้องอาศัยเซลล์และสารเคมีจากเซลล์สำหรับการสมานแผลแบ่งเป็น 4 ระยะ กล่าวคือ ระยะห้ามเลือด (hemostasis phase) ระยะอักเสบ (inflammation phase) ระยะงอกขยาย (proliferation phase) และระยะเจริญเต็มที่ (Maturation phase) ของเซลล์ที่ย้ายไปยังแผล เช่น FGF (Fibroblast growth factor) จะถูกหลั่งจากเซลล์เม็ดเลือดขาวมาโครเฟจ (Macrophage) เพื่อดึงดูดเซลล์ไฟโบรบลาสต์เพื่อเติมเนื้อเยื่อส่วนที่หายไปโดยการสร้างเนื้อเยื่อแกรนูเลชัน (granulation tissue) ที่ประกอบด้วยคอลลาเจนเป็นส่วนมากเนื้อเยื่อแกรนูเลชันจะ

หดรั้งและถูกปรับเปลี่ยนไปเรื่อยๆจนเนื้อเยื่อบริเวณนั้นเข้าสู่ระยะเจริญเต็มที่หรือสภาวะปกติ นั่นเอง ในกรณีที่บาดแผลเล็กเกิดเลือดจะทำหน้าที่ในการปิดบาดแผลป้องกันไม่ให้เชื้อโรคเข้าสู่บาดแผล รักษาความชื้นและแลกเปลี่ยนก๊าซได้เป็นอย่างดี แต่ในกรณีที่บาดแผลกว้างคงจะเป็นการยากที่จะปกปิดแผลได้หมด วัสดุปิดแผล (Wound Dressing) จึงเข้ามามีบทบาทในการนี้

วัสดุปิดแผลที่มีคุณภาพเป็นที่ยอมรับจะต้องผ่านมาตรฐานการทดสอบทางห้องทดลอง สำหรับวัสดุศัลยกรรม (Surgical Materials Testing Laboratory : SMTL) [25] ได้แก่ การซึมซับของเหลว (Fluid Handling Capacity) การซึมผ่านของไอน้ำ (Water Vapour Permeability) สัมพรรคภาพของเหลว (Fluid Affinity) การกักตัวของเหลว (Fluid Retention) นอกจากนี้ยังต้องผ่านการทดสอบทางกลต่าง ๆ ได้แก่ การทดสอบการดึง (Tensile test) การทดสอบการอัด (Compressive Tests) การทดสอบการไหล (Rheological Tests) และความแข็งแรงการยึดเหนี่ยวทางชีวภาพ (Bioadhesive Strength)

คุณสมบัติที่ดีของวัสดุปิดแผล [26]

1. บรรเทาอาการเจ็บปวด อ่อนโยน ไม่เจ็บเมื่อลอกออก
2. ดูดซับสิ่งคัดหลั่ง (exudates) ที่ออกมาจากบาดแผลได้ดี
3. การป้องกันบาดแผลจากเชื้อแบคทีเรีย
4. ถ่ายเทของเสียจากผิวหนังทั้งที่เป็นของเหลวและอากาศได้
5. เมื่อลอกออกไม่ทำลายเซลล์ผิวใหม่ จึงช่วยให้แผลหายเร็วขึ้น
6. มีลักษณะโปร่งใส
7. ป้องกันการสูญเสียน้ำออกจากบาดแผลมากเกินไป

มีรายงานว่า แผ่นปิดแผลที่มีชั้นของวัสดุทางชีวภาพ เช่น คอลลาเจน กรดไฮยาลูโรนิก ไคโตซาน เป็นต้น จะสมานแผลได้เร็วกว่าแผ่นปิดแผลที่ทำจากวัสดุสังเคราะห์อย่างเดียว [27]

ข้อดีของแผ่นปิดแผลชีวภาพ คือ สลายตัวได้ด้วยกระบวนการทางชีวภาพ (biodegradable) และยังช่วยเสริมโครงร่างให้แผลได้อีกด้วย สำหรับแผ่นปิดแผลในปัจจุบันได้พัฒนาโดยการผสมผสานระหว่างวัสดุสังเคราะห์และธรรมชาติ อาทิเช่น เมทริกซ์ปิดแผลโครงสองชั้นอินเทกัว ทำจากโครงคอลลาเจนไกลโคซามิโนไกลแคน สกัดจากเอ็นโคและแผ่นซิลิโคน

บางครั้งเรียกผิวหนังเทียม (artificial skin) หรือผิวหนังวิศวกรรมเนื้อเยื่อ (Tissue engineered skin) [28,29]

วัสดุปิดแผลที่นิยมใช้ทั่วไป คือ ผ้าโปร่งปิดแผล (gauze) ทำจากฝ้ายซึ่งอาจจะเคลือบด้วยผงเซอร์โคเนียมออกไซด์หรือเงินออกไซด์เพื่อป้องกันแบคทีเรีย [30] แต่ผ้าโปร่งมีข้อเสีย คือ ติดแผลและลอกออกยากทำให้แผลหายช้าและสร้างความเจ็บปวดให้ผู้ป่วย แผ่นปิดแผลสังเคราะห์และแผ่นปิดแผลชีวภาพจึงเป็นทางเลือก เช่น แผ่นปิดไฮโดรคอลลอยด์ (hydrocolloid) เป็นแผ่นเจลทำจากคาร์บอกซีเมทิลเซลลูโลส (carboxymethylcellulose) เจลลาติน (gelatin) และ เพคติน (pectin) แผ่นปิดแอลกิเนท (alginate) เป็นแผ่นเจลทำจากเกลือโซเดียมและแคลเซียมของกรดแอลกินิก (alginic acid) แผ่นปิดเจลน้ำ (hydrogel) สามารถทำจากโพลิเมอร์สังเคราะห์ เช่น โพลีเมทาครีเลทและโพลีไวนิลไพโรไลดีน เป็นต้น

### การแบ่งกลุ่มวัสดุปิดแผลทางศัลยกรรม [31]

ลักษณะและคุณสมบัติข้อเด่นของวัสดุปิดแผลสามารถแบ่งเป็นกลุ่มๆ ได้ ดังนี้

#### 1. Inert Product Dressing

ได้แก่ ผ้า gauze ผ้า lint และผ้าฝ้าย รวมถึง non-adherent dressing เช่น tulle gras, paraffin gauze dressing กลุ่มนี้จะมีผิวที่มีความมัน เวลาปิดแผลแล้วลอกออกมักจะทำให้ไม่ติดแผล ข้อดี คือ วัสดุปิดแผลนี้ราคาไม่แพง แต่ข้อเสีย คือ รูตาข่ายของบาดแผลค่อนข้างใหญ่ ไม่เหมาะที่จะใช้ในบาดแผลเปิดบริเวณกว้างเช่นบาดแผลไฟไหม้ เพราะเวลาปิด gauze แห้งเนื้อต่อแผ่นปิดแผลเหล่านี้ เวลาลอกออกมักจะติดแผลทำให้กระบวนการหายของบาดแผลช้าลง

#### 2. Vapour Permeable Films/membranes

เช่น Tegaderm, Opsite เป็นต้น ลักษณะเป็นแผ่นบางๆ ใส สามารถติดกับผิวหนังได้ เมื่อปิดแล้วจะป้องกันน้ำได้ เพิ่มความสะอาดกสบายให้แก่ผู้ป่วยทำให้บริเวณนั้นโดนน้ำได้โดยไม่ปนเปื้อนกับบาดแผล แต่ข้อเสีย คือ การระบาย Wound fluid ไม่ได้ ไม่เหมาะกับบาดแผลที่มี Fluid หรือ Exudate มาก บาดแผลที่ใช้ควรเป็นบาดแผลที่ไม่ติดเชื้อเพราะวัสดุปิดแผลเหล่านี้ไม่มีฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อแต่อย่างใด

### 3. Hydrogels

ผลิตภัณฑ์ประกอบด้วยน้ำเป็นส่วนผสมอยู่ด้วย 30-90% ช่วย rehydration ทำให้แผลไม่แห้งจนเกินไปและยังมีฤทธิ์ในการดูดซับส่วนของ exudates ด้วย นอกจากนี้ยังช่วยเรื่อง autolytic ส่วนที่เป็น slough ของแผลออกไปด้วย เวลาใส่ลงในบาดแผลมักจะต้องปิดด้วย Gauze แห่งด้านบนอีกชั้น เจลพวกนี้ไม่ติดแผลเวลาลอกออกจะลดการ Trauma ต่อบาดแผลทำให้บาดแผลหายเร็วขึ้น

### 4. Hydrocolloids

เป็นผลรวมของพวกพอลิเมอร์ที่มี polysaccharides, sodium carboxymethylcellulose, pectin, gelatin และ adhesive อยู่ด้วย เมื่อนำมาใช้ปิดแผล ส่วนของ polymers จะจับกับ exudates แล้วกลายเป็นก้อนที่มีลักษณะเป็นเจล ที่รู้จักใช้กันแพร่หลายได้แก่ Duoderm นำมาปิดบาดแผลกดทับต่างๆ ข้อดี คือ ไม่ติดแผลเลย แต่ข้อเสีย คือ จะติดตามถุงมือของบุคลากรผู้ใช้ทำให้ปิดลงบาดแผลได้ลำบาก เหมาะกับบาดแผลเปิดที่มีการติดเชื้อแทรกซ้อน Exudate มาก และบริเวณที่เข้าถึงได้ยากเช่นตามข้อพับต่างๆ

### 5. Alginates

เป็นผลิตภัณฑ์จากสาหร่ายทะเล จะประกอบด้วย Calcium หรือ Sodium/Calcium Salts เหมาะกับบาดแผลที่มี exudates ค่อนข้างมาก ข้อเสีย คือ ดักของเหลวจากบาดแผลได้ดีไม่เท่า Hydrofiber

### 6. Hydrofiber

ผลิตภัณฑ์นี้สกัดมาจากเปลือกไม้ ประกอบด้วย sodium carboxymethylcellulose และเคลือบด้วยธาตุเงินมีฤทธิ์ในการดูดซึม exudates จากแผลได้ดีมาก โดยเมื่อดูดซับมากแล้วจะมีลักษณะเป็นเจลที่สามารถลอกออกได้ง่าย ข้อเสีย คือ ราคาจะแพงกว่า ข้อดี คือ สามารถดูดซับ exudate ได้มากจึงเหมาะกับบาดแผลที่มี Exudate มาก ไม่เหมาะกับบาดแผล Exudate น้อย เพราะอาจทำให้แห้งติดแผล

### 7. Foams

ใช้ดูดซับ exudates จากแผลได้ดี เหมาะกับบาดแผลที่มี exudates มากเช่นกัน บางชนิดมีการผสม Silver (Ag) ลงไปเพื่อเพิ่มฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อ ที่มีใช้ในท้องตลาด เช่น Allevyn

## 8. Nanocrystalline silver dressing

เป็นแผ่นปิดแผลที่เคลือบด้วยโลหะเงินชนิดเดียวที่ผ่านกระบวนการผลิตให้มีอนุภาคขนาดเล็กมาก(Nanocrystalline silver) มีฤทธิ์ฆ่าเชื้อแบคทีเรีย และสามารถควบคุมการเกิดเชื้อแทรกซ้อนที่รุนแรงหลายประเภทได้ มีคุณสมบัติช่วยให้แผลหายได้เร็วยิ่งขึ้น ข้อดีคือ ช่วยลดความเจ็บปวดของผู้ป่วยเพราะไม่ต้องเปลี่ยนแผลหลายครั้ง

## 9. Silicone Dressing

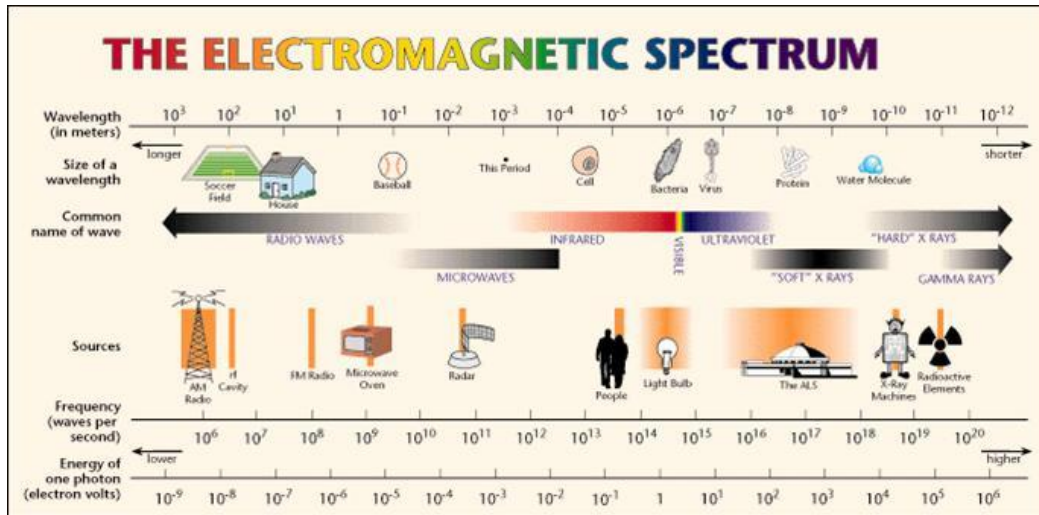
แผ่นปิดแผล Silicone นั้นเวลาออกจากแผลจะไม่ติดแผล ลดการทำลายเนื้อเยื่อบริเวณบาดแผลโดยไม่จำเป็นที่มีใช้ในท้องตลาดได้แก่ Mepitel, Mepilex เป็นต้น ข้อดีคือ ไม่ติดแผล ข้อเสียคือ ไม่มีฤทธิ์ในการฆ่าเชื้อ ดังนั้นจึงไม่เหมาะกับบาดแผลที่ติดเชื้อ

## 2.6 รังสีแกมมา (Gamma rays)

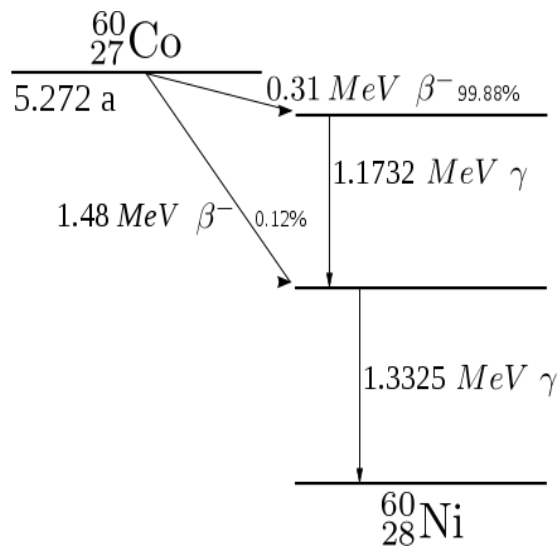
รังสีแกมมาเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความยาวคลื่นสั้นมากไม่มีประจุ ไม่มีมวล ไม่เบี่ยงเบนในสนามไฟฟ้า เคลื่อนที่ด้วยความเร็วเท่ากับแสง มีอำนาจทะลุทะลวงสูง สามารถทะลุผ่านร่างกายมนุษย์ หรือวัตถุหนาๆ เช่น แผ่นไม้หรือโลหะได้ จากการทดลองพบว่า รังสีแกมมาสามารถทะลุผ่านคอนกรีตหนาประมาณ 1 ฟุตได้ แต่จะถูกดูดซับได้หมดในคอนกรีตที่หนา 1 เมตร รังสีแกมมานิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในการฆ่าเชื้อสำหรับอุปกรณ์ทางการแพทย์และในอุตสาหกรรมอาหาร

รังสีแกมมาเกิดจากการสลายตัวของนิวเคลียสของอะตอมธาตุที่เป็นไอโซโทปรังสี เช่น โคบอลต์-60 ซึ่งได้มาจากการกระตุ้นโคบอลต์-59 ในถึงปฏิกรณ์นิวเคลียร์ โคบอลต์-60 จะสลายตัวให้รังสีแกมมาที่มีพลังงานควอนตัม 1.173 ล้านอิเล็กตรอนโวลต์ และ 1.333 ล้านอิเล็กตรอนโวลต์ ดังนั้นพลังงานควอนตัมรวมเท่ากับ 2.506 ล้านอิเล็กตรอนโวลต์ ความยาวคลื่นของรังสีแกมมาที่ได้จากโคบอลต์-60 คือ ประมาณ  $10^{-10}$  เซนติเมตร โคบอลต์-60 จะสลายตัวให้ไอโซโทปของนิกเกิล-60 ซึ่งอยู่ในสภาวะเสถียร ดังแสดงในรูปที่ 4 ครึ่งชีวิตของโคบอลต์-60 คือ 5.272 ปี ความแรงแรงรังสีแกมมาจะลดลงร้อยละ 12 ต่อปี





รูปที่ 2.8 สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า [32]



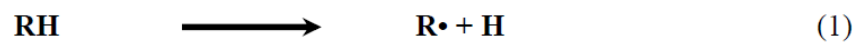
รูปที่ 2.9 การสลายตัวของโคบอลต์ - 60 [33]

## 2.7 ปฏิกิริยาเคมีของการฉายรังสีพอลิเมอร์ [34, 35, 36]

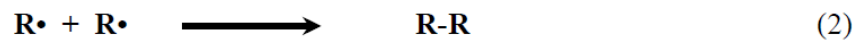
การนำพอลิเมอร์มาผ่านกระบวนการฉายรังสีอาจทำให้สามารถเกิดปฏิกิริยาเคมีได้หลายปฏิกิริยา เช่น การเชื่อมโยงโมเลกุล (crosslinking) การเกิดการสลายตัว (degradation) เป็นต้น กลไกการเกิดปฏิกิริยาเคมี

Direct crosslinking:

Radiolysis of polymer

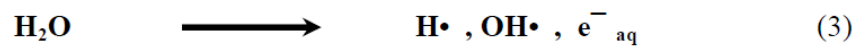


Recombination of polymer radicals

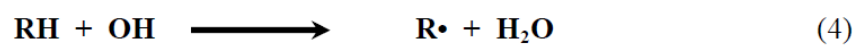


Indirect crosslinking:

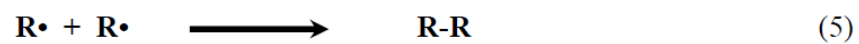
Radiolysis of water



Hydrogen abstraction

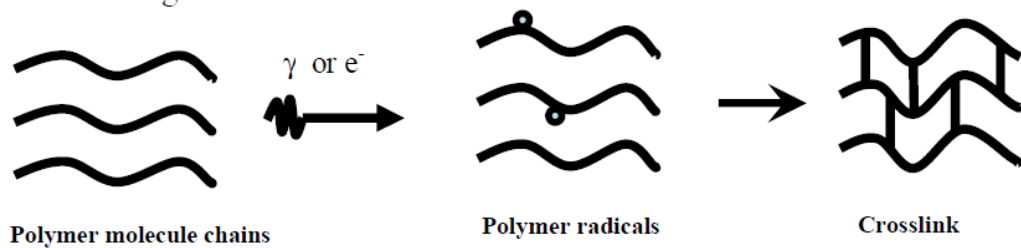


Recombination of polymer radicals



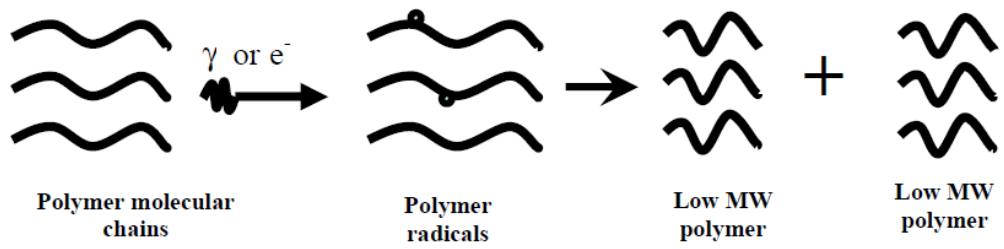
รูปที่ 2.10 กลไกการเกิดปฏิกิริยาเคมีจากกระบวนการฉายรังสีแกมมา

Crosslinking reaction:



รูปที่ 2.11 การเชื่อมโยงโมเลกุล (crosslinked) จากการฉายรังสีแกมมา

Degradation reaction:



รูปที่ 2.12 การสลายตัว (degradation) จากการฉายรังสีแกมมา

### บทที่ 3

## วัสดุอุปกรณ์ สารเคมี และวิธีการดำเนินงานวิจัย

### วัสดุอุปกรณ์ และสารเคมี

1. ปีกเกอร์
2. กระบอกดวง
3. ซ้อนตักสาร
4. แ่งแก้วคน
5. กระจกทรง เบอร์ 1
6. ถาดกลม (Petri-dish)
7. ถุงทรงขนาด 25 ไมครอน
8. หลอดทดลอง
9. Micropipett ขนาด 1000 มิลลิลิตร
10. Microtube ขนาด 1 มิลลิลิตร
11. ถุง Cellulose membrane
12. sieve ขนาด 200 mesh
13. รังไหมพันธุ์นางสี่ว จาก ศูนย์วิจัยหม่อนไหมเฉลิมพระเกียรติฯ จ.แพร่



รูปที่ 3.1 รังไหมพันธุ์นางสี่ว

14. Poly (vinyl) alcohol (PVA) น้ำหนักโมเลกุล 125 kD

15. Sodium carbonate ( $\text{Na}_2\text{CO}_3$ )
16. Calcium chloride ( $\text{CaCl}_2$ )
17. Ethanal ( $\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$ )
18. Silver nitrate ( $\text{AgNO}_3$ )

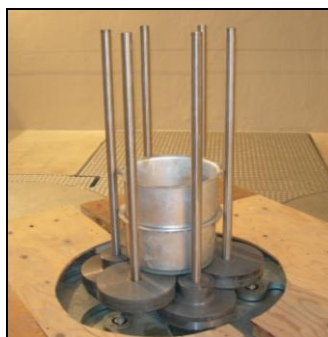
### เครื่องมือที่ใช้

1. เครื่อง Autoclave
2. เครื่อง Rotoevaporator



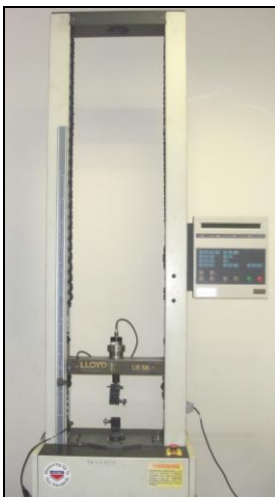
รูปที่ 3.2 เครื่อง Rotoevaporator

3. เครื่องฉายรังสีแกมมา GIC Multipurpose Irradiator ที่อัตราปริมาณรังสี (dose rate) 10.61 กิโลเกรย์ต่อชั่วโมง ของ สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน)



รูปที่ 3.3 เครื่องฉายรังสีแกมมา GIC Multipurpose Irradiator

4. เครื่อง Tensile Testing Machine (Lloyd Instruments, Model: LR5K) จาก สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน)



รูปที่ 3.4 เครื่อง Tensile Testing Machine

5. ปั๊มกรอง (Suction pump)
6. เครื่องชั่ง
7. Hot plate
8. โถดูดความชื้น (Desiccator)
9. ตู้อบ (hot air oven)
10. น้ำ Reverse osmosis (RO)

## ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

เตรียมสารละลาย PVA

เตรียมสารละลายซีรีซิน (SS)

เตรียมสารละลายไฟโบรอิน (SF)



ผสม PVA:SS และ PVA:SF อัตราส่วน

(100:0), (80:20), (50:50)



ฉายรังสีแกมมา ที่ปริมาณรังสี 30, 60 และ 90 kGy

ตัวควบคุม คือ ไม่ฉายรังสีแกมมา



ทดสอบสมบัติเชิงกลและสมบัติทางกายภาพ

- การบวมน้ำ
- การเกิดเจล
- การต้านทานแรงดึง
- หาหมู่ฟังก์ชันที่เปลี่ยนแปลง

### 3.1 การเตรียมสารตั้งต้น

#### 3.1.1 เตรียมสารละลายซีรีซิน

- นำรังไหมมาทำความสะอาดแล้วแช่น้ำ RO เป็นเวลา 12 ชั่วโมง
- นำไปใส่เครื่อง Autoclave ที่ อุณหภูมิ 121 องศาเซลเซียส ความดัน 15 ปอนด์ เป็นเวลา 15 นาที
- กรองด้วยถุงกรองขนาด 25 ไมครอน แล้วกรองซ้ำด้วยกระดาษกรองเบอร์ 1 โดยใช้ปั๊มกรอง
- นำสารสกัดซีรีซินไประเหยน้ำออกด้วยเครื่อง evaporator ให้ได้ความเข้มข้น 2% โดยใช้วิธีการหาน้ำหนักแห้ง

#### 3.1.2 เตรียมสารละลายไฟโบรอิน

##### การลอกกาไหมซีรีซินด้วย $\text{Na}_2\text{CO}_3$

- นำเศษไหมที่สกัดสารซีรีซินออกแล้วมาต้มด้วยน้ำประปาเป็นเวลา 30 นาที
- นำไปต้มใน 0.2%  $\text{Na}_2\text{CO}_3$  ให้เดือดเป็นเวลา 30 นาที (ทำซ้ำอีกครั้ง)
- ต้มในน้ำ RO เป็นเวลา 15 นาที (ทำซ้ำอีกครั้ง)
- นำไปอบในตู้อบอุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง

##### การละลายโปรตีนไหมไฟโบรอินโดยการ Dialysis



รูปที่ 3.5 การ Dialysis สารละลายไฟโบรอิน



- เตรียมสารละลาย  $\text{CaCl}_2:\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}:\text{H}_2\text{O}$  อัตราส่วน 1:2:8 โดยมวล
- นำรังไหมที่ลอกขาวไหมออกจนหมดแล้วใส่ไป 10% ของสารละลายข้างต้น แล้ววางบน Hot plate ตั้งอุณหภูมิ 70-100 องศาเซลเซียส กวนจนกว่าสารละลายเป็นเนื้อเดียวกัน
- บรรจุสารละลายไฟโบรอินในถุง Cellulose membrane แล้วมัดให้แน่น
- นำไปลอยในน้ำ RO พร้อมกับกวนตลอดเวลา ใช้เวลา 3 วัน โดยวันแรกเปลี่ยนน้ำทุกชั่วโมง ทำให้ได้อย่างน้อย 8 ชม.ต่อวัน วันที่ 2 และ 3 ให้เปลี่ยนน้ำทุก 3 ชั่วโมง จนกว่า  $\text{CaCl}_2$  ออกหมด ทดสอบด้วย 1%  $\text{AgNO}_3$  (ถ้าสารที่หยดลงไปใต้น้ำแล้วทำให้น้ำขุ่นแสดงว่า ยังมีเกลือของ  $\text{CaCl}_2$  อยู่)
- นำสารละลายไฟโบรอินไประเหยน้ำออกด้วยเครื่อง evaporator ให้ได้ความเข้มข้น 5% โดยใช้วิธีการหาน้ำหนักแห้ง

### 3.1.3 การเตรียมสารละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (PVA)

- เตรียมสารละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ ความเข้มข้น 10% ในน้ำ RO
- ตั้งบน Hot plate ที่อุณหภูมิ 80 องศาเซลเซียส พร้อมกับกวนสารตลอดเวลา
- รอจนกว่าสารละลายเป็นเนื้อเดียวกัน แล้วตั้งทิ้งไว้ในเย็น

### 3.1.4 การเตรียมสารละลายผสมเพื่อขึ้นรูปเจล

- นำสารละลายพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ผสมกับสารละลายซีรีซิน 2% และสารละลายไฟโบรอิน 5% โดยผสมตามอัตราส่วน ดังนี้
  1. 10%PVA คือ Poly (vinyl) alcohol 100 ส่วนโดยน้ำหนัก
  2. 10%PVA: SS (80: 20) คือ Poly (vinyl) alcohol 80 ส่วน: Sericin 20 ส่วน โดยน้ำหนัก
  3. 10%PVA: SS (50: 50) คือ Poly (vinyl) alcohol 50 ส่วน: Sericin 50 ส่วน โดยน้ำหนัก
  4. 10%PVA: SF (80: 20) คือ Poly (vinyl) alcohol 80 ส่วน: Fibroin 20 ส่วน โดยน้ำหนัก

5. 10%PVA: SF (50: 50) คือ Poly(vinyl) alcohol 50 ส่วน: Fibroin 50 ส่วน โดยน้ำหนัก

- ทำอย่างละ 3 ซ้ำ
- เมื่อผสมเข้ากันแล้วตามแต่ละอัตราส่วนแล้วให้กวนจนสารเป็นเนื้อเดียวกัน ตั้งทิ้งไว้สักครู่เพื่อให้ฟองอากาศออก
- เทลงในถาดกลม (petri dish) ปริมาณ 3 กรัม แล้วเปิดฝาทิ้งไว้ข้ามคืน
- นำไปฉายรังสีแกมมาที่ปริมาณ 30 60 และ 90 kGy ตัวอย่างควบคุมคือ สารละลายผสมที่ไม่ฉายรังสีแกมมา
- เปิดฝาดังทิ้งไว้ให้แห้งที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 48 ชั่วโมง
- จากนั้นทำการลอกไฮโดรเจลแล้วนำไปวิเคราะห์สมบัติทางกายภาพและสมบัติเชิงกล

### 3.2 ทดสอบสมบัติทางกายภาพ

ค่าการบวมน้ำ (Equilibrium degree of swelling, %EDS)

- นำตัวอย่างไฮโดรเจลที่ขึ้นรูปได้ (รวมทั้งตัวควบคุมที่ไม่ฉายรังสี) ตัดเป็นชิ้นขนาด 1×1 เซนติเมตร แล้วนำไปอบในตู้อบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อไล่น้ำออกจากเจลแล้วนำมาชั่งน้ำหนัก บันทึกน้ำหนักที่แน่นอนไว้ (ทำ 3 ซ้ำ)
- นำไปแช่น้ำ RO เป็นเวลา 72 ชั่วโมง
- ชั่งน้ำหนักของ sieve แล้วบันทึกค่าไว้
- เมื่อครบกำหนดเวลาให้กรองด้วย sieve แล้วซับให้แห้ง ชั่งน้ำหนักอีกครั้ง
- คำนวณหาค่าการบวมน้ำ ดังนี้

$$\%EDS = \frac{(W_s - W_i) \times 100}{W_i} \quad \text{สมการที่ 1}$$

$W_i$  คือ น้ำหนักเริ่มต้น และ  $W_s$  คือ น้ำหนักหลังการแช่น้ำ

### ค่าการเกิดเจล (%Gel fraction)

- นำตัวอย่างไฮโดรเจลที่ขึ้นรูปได้ (รวมทั้งตัวควบคุมที่ไม่ฉายรังสี) ตัดเป็นชิ้นขนาด 1×1 เซนติเมตร แล้วนำไปอบในตู้อบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง เพื่อไล่น้ำออกจากเจลแล้วนำมาชั่งน้ำหนัก บันทึกน้ำหนักที่แน่นอนไว้ (ทำ 3 ซ้ำ)
- นำไฮโดรเจลใส่ในหลอดทดลอง แล้วนำไปต้มใน water bath ที่อุณหภูมิ 90 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง แล้วกรองผ่าน sieve ที่พับเป็นถุงแล้ว
- นำตัวอย่างไฮโดรเจลที่บรรจุใน sieve ไปอบในตู้อบที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 24 ชั่วโมง
- ชั่งน้ำหนักของ sieve ขนาด 200 mesh บันทึกค่าไว้
- เมื่อครบ 24 ชั่วโมงแล้ว ชั่งน้ำหนักไฮโดรเจลแล้วบรรจุใน sieve
- คำนวณหาค่าการเกิดเจล ดังนี้

$$\% \text{Gel fraction} = \frac{W_d}{W_i} \times 100 \quad \text{สมการที่ 2}$$

$W_i$  คือ น้ำหนักเริ่มต้น และ  $W_d$  คือ น้ำหนักเจลคงที่หลังอบ

### 3.3 ทดสอบสมบัติเชิงกล

- ตัดตัวอย่างไฮโดรเจล ที่เตรียมได้เป็นรูปดัมเบล (Dumbbell)
- ทดสอบด้วยเครื่อง Tensile Testing Machine (Lloyd Instruments, Model: LR5K) ตั้งค่าน้ำหนักก่อนดึง (preload) ที่ 0.1 N และอัตราเร็วในการดึง (Speed) ที่ 150 มิลลิเมตรต่อนาที วัดความหนา ความกว้าง และ gauge length ของตัวอย่างไฮโดรเจลก่อนการดึง
- นำข้อมูล load และ displacement ที่ได้จากการทดสอบมาคำนวณหาค่า Young's modulus (E') และ % Elongation at break

### 3.4 ทดสอบหมู่ฟังก์ชันที่เปลี่ยนแปลงไปของไฮโดรเจล โดยใช้อินฟราเรดสเปกโทรสโคปี (Fourier transform infrared spectroscopy, FT-IR)

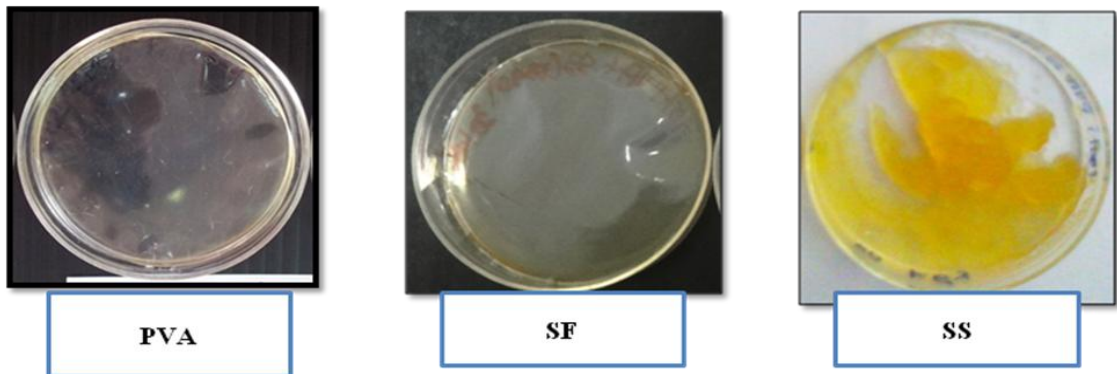
- นำตัวอย่างไฮโดรเจลมาวัดด้วยเครื่อง FT-IR
- โดยตั้งค่าให้เครื่องสแกน 64 รอบ
- วิเคราะห์หาหมู่ฟังก์ชันที่เปลี่ยนแปลงไปของ PVA:SS/SF ไฮโดรเจล

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

เมื่อนำสารละลายผสมระหว่าง PVA: SS และ PVA: SF ในอัตราส่วน 100:0 80:20 50:50 และ 0:100 ไปฉายรังสีที่ปริมาณ 0 30 60 90 กิโลเกรย์ พบว่า ไฮโดรเจลที่มีส่วนผสม SS และ SF เพียงอย่างเดียว (0:100) มีลักษณะเปราะและแตกหักง่าย แต่เมื่อนำไปผสมกับ PVA จะทำให้ได้ไฮโดรเจลที่มีความเหนียวมากขึ้น มีการคงรูปเป็นแผ่นได้โดยไม่แตกหักและสามารถนำไปวิเคราะห์สมบัติทางกายภาพและสมบัติเชิงกล คือ การบวมน้ำ การเกิดเจล และความต้านแรงดึงได้

### ลักษณะไฮโดรเจลที่เตรียมได้



รูปที่ 4.1 ลักษณะไฮโดรเจลที่เตรียมได้จาก PVA, SF และ SS



รูปที่ 4.2 ลักษณะไฮโดรเจลที่เตรียมได้จากการผสมระหว่าง PVA กับ SF/SS

### ทดสอบค่าการบวมน้ำ (%Equilibrium degree of swelling, %EDS)

จากสมการ 3.2 สามารถคำนวณค่าการบวมน้ำซึ่งผลบันทึกดังตารางที่ 4.1

ตัวอย่างการคำนวณ % EDS ของ PVA: SF อัตราส่วน 80:20 ที่ปริมาณรังสี 0 กิโลเกรย์

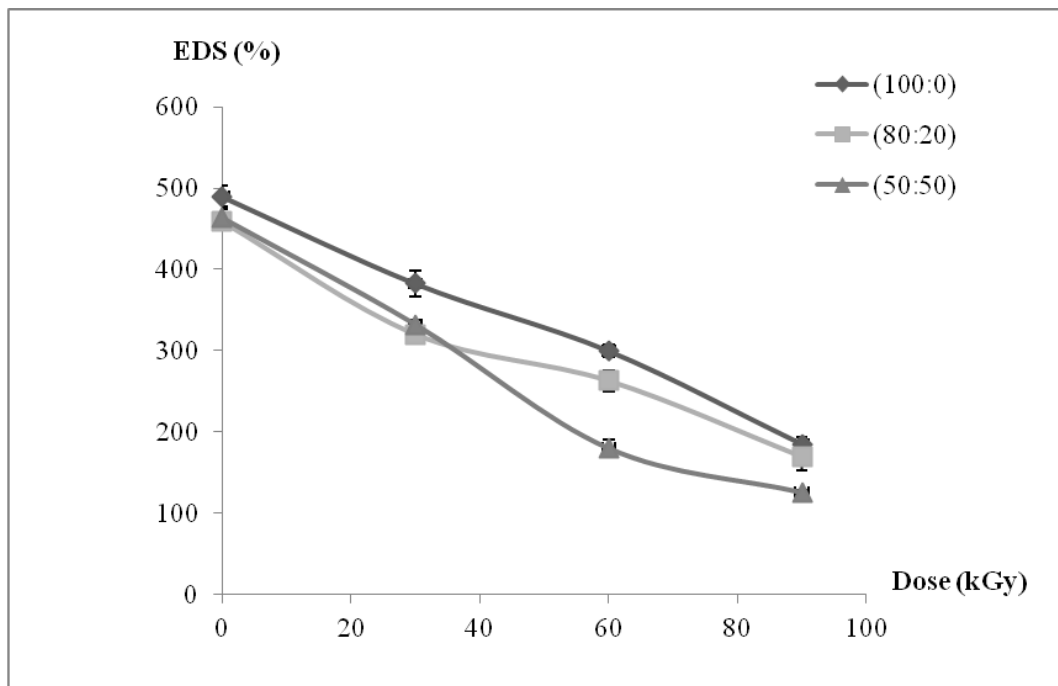
น้ำหนักเจลเริ่มต้น = 0.0103 กรัม      น้ำหนักหลังการแช่น้ำ = 0.054 กรัม

$$\begin{aligned} \%EDS &= \frac{(0.054 - 0.0103)}{0.0103} \times 100 \\ &= 424.27\% \end{aligned}$$

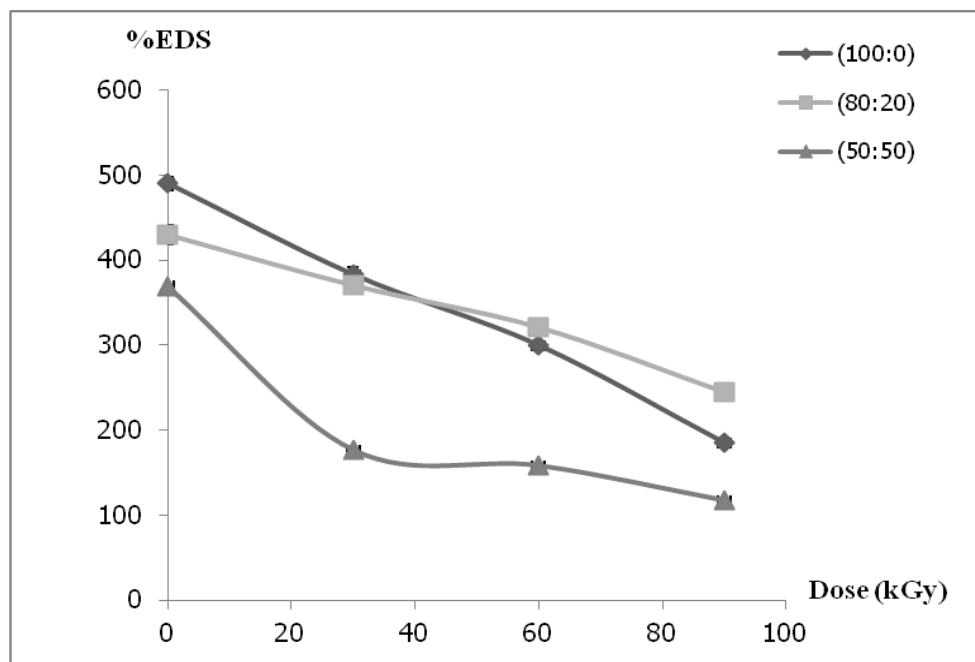
จากผลทดสอบการบวมน้ำของไฮโดรเจล พบว่า %EDS มีค่าลดลงตามปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น โดยที่ปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์ นั้นมีค่า % EDS ลดลงมากที่สุดทุกอัตราส่วนผสมระหว่าง PVA: SS/SF 100:0 80:20 และ 50:50 โดยสารละลายผสม PVA: SS นั้น มีค่า % EDS ลดลงจาก 466% ที่ปริมาณรังสี 0 กิโลเกรย์ มาอยู่ที่ 160 % ที่ปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์ หรือคิดเป็นการลดลงประมาณ 66% ดังแสดงในรูปที่ 4.1 PVA: SF พบว่า มีค่า % EDS ลดลงจาก 430% ที่ปริมาณรังสี 0 กิโลเกรย์ มาอยู่ที่ 182 % ที่ปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์ หรือคิดเป็นการลดลงประมาณ 58% ดังแสดงในรูปที่ 4.5

ตารางที่ 4.1 % EDS ของไฮโดรเจลที่เตรียมได้จากสารละลายผสมระหว่างพอลิไวนิลแอลกอฮอล์: ซีรีซิน/ไฟโบรอิน (PVA: SS/SF)

ปริมาณรังสี กิโลเกรย์	PVA		PVA: SS				PVA: SF			
	100:0	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย
0	475.03	490.03 ± 7.53	458.78	444.83±13.67	450.76	463.34±6.44	413.33	430.01±11.65	563.64	368.87±10.50
	496.33		417.49		471.98		424.27		542.98	
	498.72		458.23		467.29		452.43		527.38	
30	371.56	382.75 ± 8.99	326.19	320.18±4.65	325.38	332.28±3.50	368.93	370.58±1.12	274.55	176.49±10.29
	400.54		323.33		334.64		372.73		254.92	
	376.14		311.03		336.81		370.09		238.98	
60	299.27	299.40 ± 4.46	277.89	262.93±7.54	187.25	180.15±5.98	321.69	321.16±0.99	231.86	158.02±3.70
	307.18		257.04		168.27		322.55		242.19	
	291.74		253.85		184.93		319.23		230.43	
90	177.08	184.72 ± 5.03	155.73	169.52±9.82	123.00	125.95±1.63	231.41	245.04±8.57	164.77	116.99±6.23
	194.2		188.54		126.24		260.84		186.21	
	182.88		164.3		128.62		242.86		173.33	



รูปที่ 4.3 % EDS ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SS ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์



รูปที่ 4.4 % EDS ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SF ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์



### ทดสอบค่าการเกิดเจล (%Gel fraction)

ผลการบวมตัวของไฮโดรเจลที่ลดลงสอดคล้องไปในทำนองเดียวกันกับการเกิดเจลที่เพิ่มขึ้น นั่นคือ %gel fraction มีค่าสูงขึ้นตามปริมาณรังสีที่ได้รับเพิ่มขึ้น

จากสมการ 3.2 สามารถคำนวณค่าการเกิดเจลดังแสดงผลบันทึกในตารางที่ 4.1

ตัวอย่างการคำนวณ % Gel fraction ของ PVA: SF อัตราส่วน 50:50 ที่ปริมาณรังสี 30 กิโลเกรย์

น้ำหนักเจลคงที่หลังอบ = 0.0045 กรัม

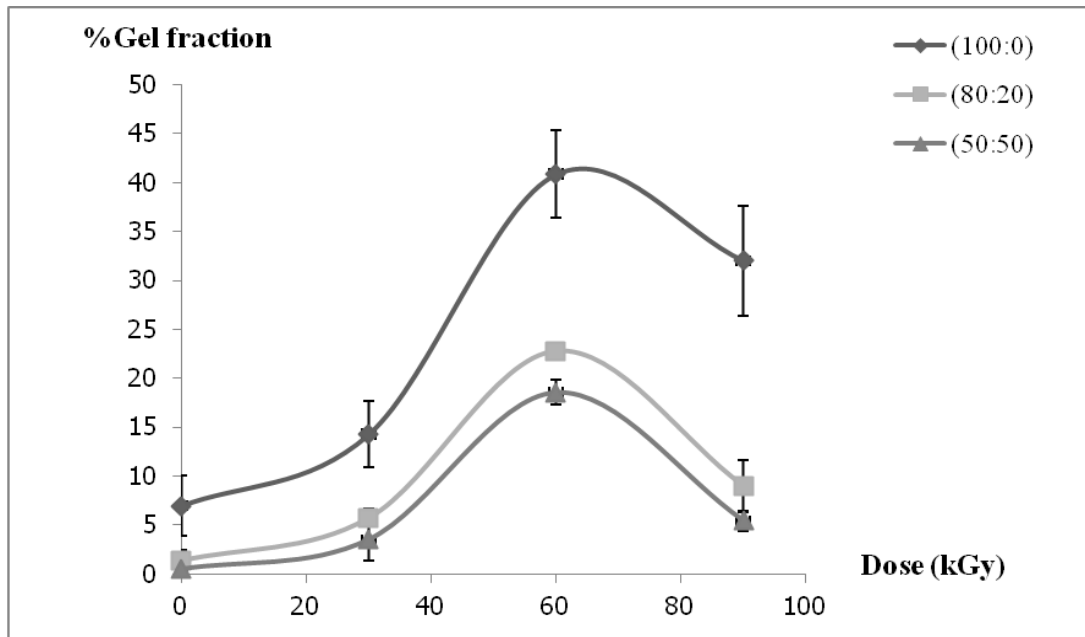
น้ำหนักเจลเริ่มต้น = 0.0081 กรัม

$$\begin{aligned} \% \text{Gel fraction} &= \frac{0.0045}{0.0081} \times 100 \\ &= 55.56\% \end{aligned}$$

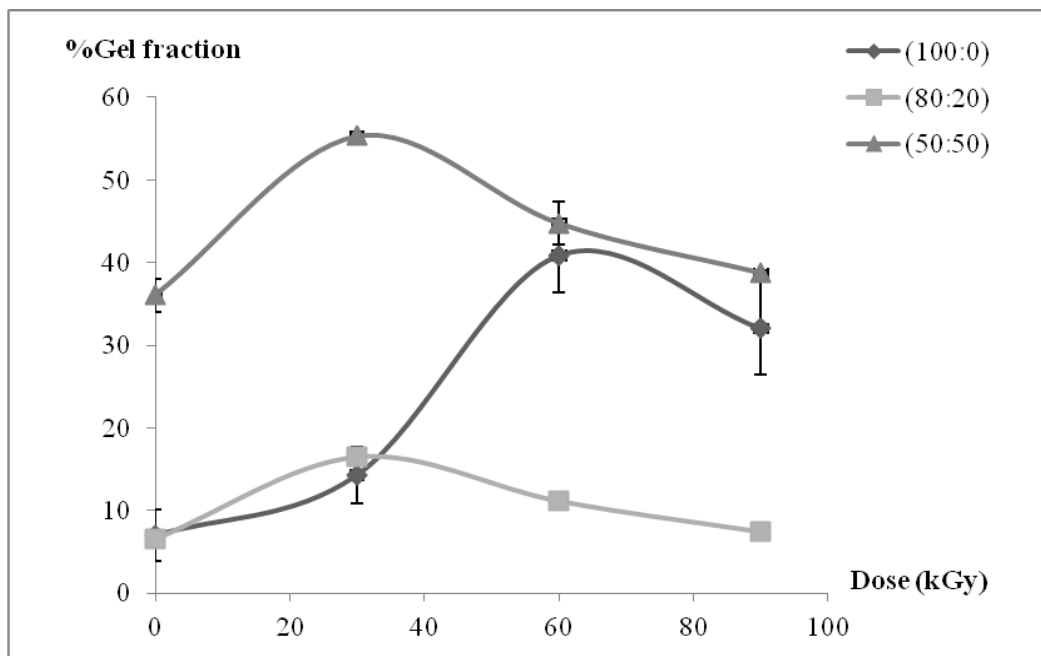
สำหรับสารละลายผสมระหว่าง PVA:SS มีค่าสูงสุดทุกอัตราส่วนที่ปริมาณรังสี (maximum dose) เท่ากับ 60 กิโลเกรย์ โดยที่อัตราส่วน 100:0 มีค่าสูงสุดเท่ากับ 40.86% แต่เมื่อเพิ่มส่วนผสมของซีริซินเข้าไปที่อัตราส่วน 80:20 มีค่า %Gel fraction เท่ากับ 22.77% แต่เมื่อปริมาณรังสีเพิ่มถึง 90 กิโลเกรย์ จะเห็นว่า %Gel fraction มีค่าลดลงทุกอัตราส่วน ดังแสดงในรูปที่ 4.3 ในส่วนของสารละลายผสมระหว่าง PVA:SF นั้น %Gel fraction มีค่าเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับ PVA:SS ที่มีค่าเพิ่มขึ้นตามปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นนั้นมีค่าสูงสุดทุกอัตราส่วนที่ปริมาณรังสี (maximum dose) เท่ากับ 30 กิโลเกรย์ โดยที่อัตราส่วน 50:50 มีค่าสูงที่สุด เท่ากับ 55.35% และเมื่อเพิ่มปริมาณรังสี 60 และ 90 กิโลเกรย์ จะเห็นว่า %Gel fraction มีค่าลดลง ดังแสดงในรูปที่ 4.4

ตารางที่ 4.2 % Gel fraction ของไฮโดรเจลที่เตรียมได้จากสารละลายผสมระหว่างพอลิไวนิลแอลกอฮอล์: ซีรีซิน/ไฟโบรอิน (PVA: SS/SF)

ปริมาณรังสี (กิโลเกรย์)	PVA: SF		PVA: SS				PVA: SF			
	100:0	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย
0	10.07	6.98±3.09	3.59	1.37±1.11	0.92	0.48±0.23	5.68	6.59±0.83	34.51	36.05±1.99
	10.07		0.41		0.41		7.32		33.65	
	0.8		0.12		0.12		6.77		40	
30	13.85	14.29±3.39	5.69	5.73±0.92	3.04	3.50±2.10	16.24	16.46±0.52	55.93	55.35±0.41
	20.37		7.35		7.35		16.09		55.56	
	8.66		4.15		0.12		17.05		54.55	
60	48.54	40.86±4.43	25.90	22.77±0.56	18.52	18.53±1.28	10.67	11.14±0.49	46.87	44.76±2.64
	40.85		21.03		21.03		11.65		47.89	
	33.19		21.39		16.03		11.11		39.51	
90	31.95	32.02±5.64	14.3	8.99±2.67	3.58	5.42±0.97	7.77	7.45±0.59	39.24	38.37±0.38
	41.83		6.9		6.9		7.81		38.96	
	22.28		5.77		5.77		6.77		38	



รูปที่ 4.5 %Gel fraction ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SS ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์



รูปที่ 4.6 % Gel fraction ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SF ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์

## ทดสอบการต้านแรงดึง

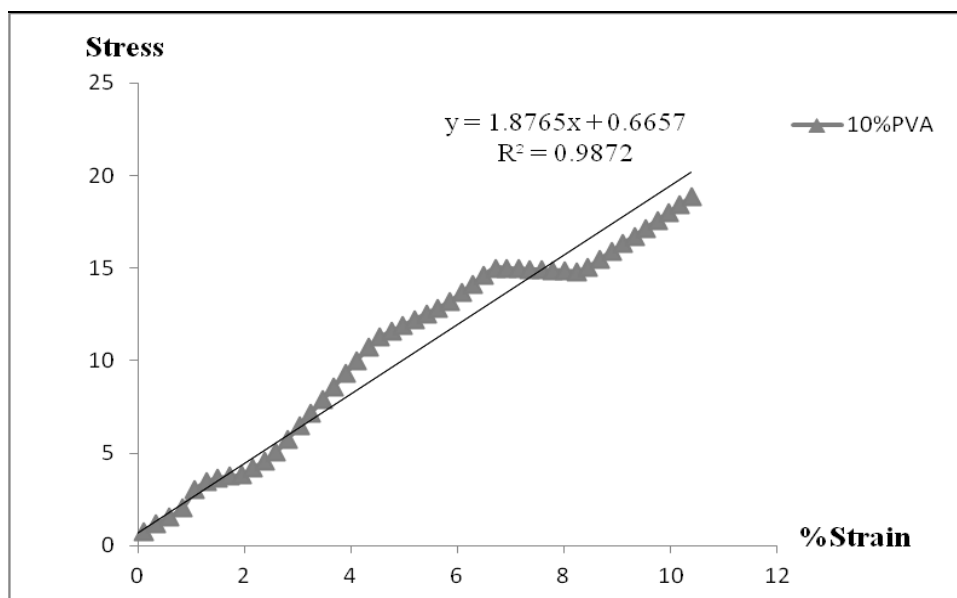
### Young's modulus (E')

จากผลการทดสอบ พบว่า E' มีค่าเพิ่มขึ้น ตามสัดส่วนซีริซินและไฟโบรอินที่เพิ่มเข้าไปในสารละลายผสมตั้งต้นก่อนการฉายรังสี โดยมีค่ามากกว่าไฮโดรเจลที่ได้จากการขึ้นรูปโดยมีส่วนประกอบของ PVA เพียงอย่างเดียว มีค่าสูงสุดที่ปริมาณรังสี 60 กิโลเกรย์ ทุกอัตราส่วน และ PVA: SS ที่อัตราส่วนผสม 50:50 มีค่า E' สูงสุด เท่ากับ 265.66 MPa จากนั้นก็จะมีค่าลดลงที่ปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์ ดังแสดงในรูปที่ 4.6 ในขณะที่ PVA: SF มีค่า E' สูงสุดที่ปริมาณรังสี 30 กิโลเกรย์ ทุกอัตราส่วน แต่ PVA: SF ที่อัตราส่วน 50:50 มีค่า E' สูงสุด เท่ากับ 304.66 MPa และมีค่าลดลงเมื่อได้รับรังสีเพิ่มขึ้น 60 และ 90 กิโลเกรย์ ดังแสดงในรูปที่ 4.7

$$E' = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

E' คือ สัมประสิทธิ์ของความยืดหยุ่น  $\sigma$  คือ ค่าความเค้น (Stress)  $\varepsilon$  คือ ค่าความเครียด (strain)

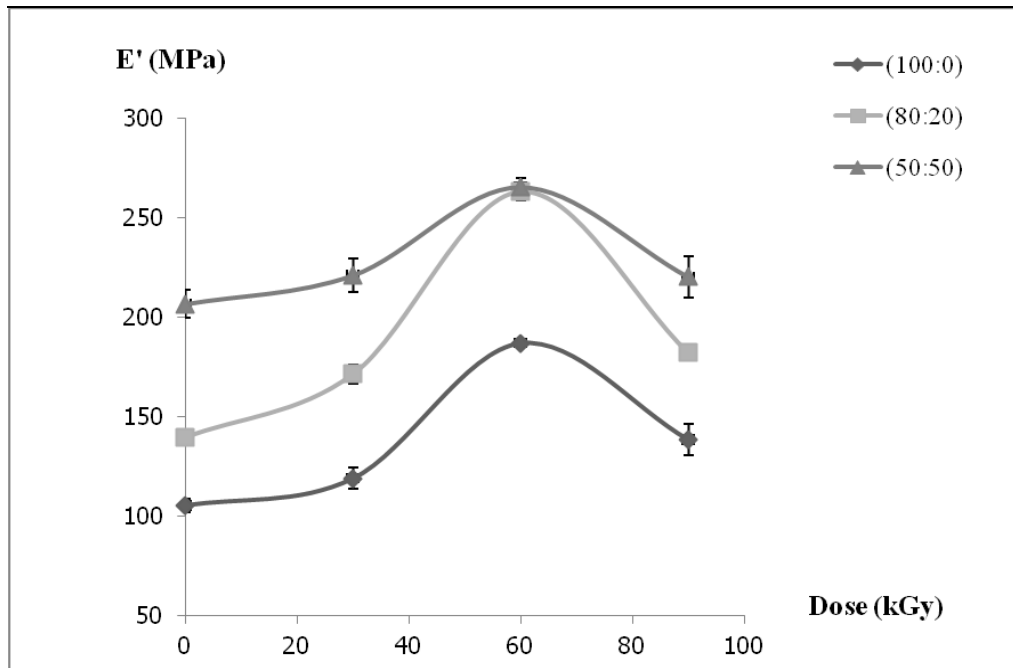
### ตัวอย่างการคำนวณ



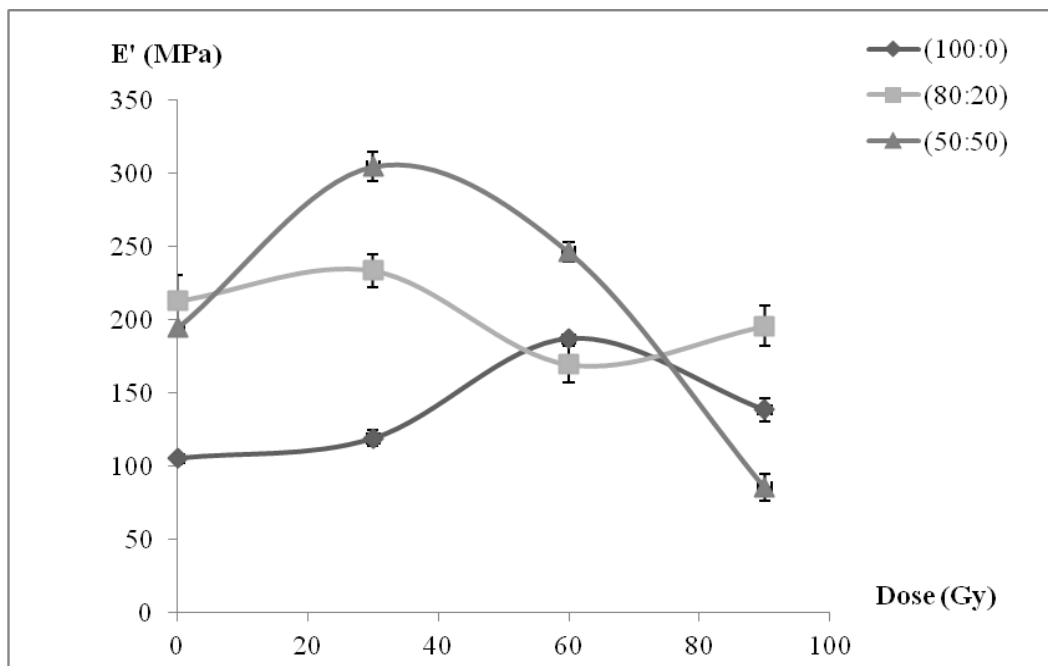
รูปที่ 4.7 ความสัมพันธ์ระหว่าง %Strain กับ Stress ของ PVA ที่ปริมาณรังสี 60 kGy

ตารางที่ 4.3 Young's modulus ของไฮโดรเจลที่เตรียมได้จากสารละลายผสมระหว่างพอลิไวนิลแอลกอฮอล์: ซีรีซิน/ไฟโบรอิน (PVA: SS/SF)

ปริมาณรังสี (กิโลเกรย์)	PVA		PVA:SS				PVA:SF			
	100:0	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย
0	109.47	105.26±3.61	140.72	139.55±2.14	217.77	206.67±7.16	191.30	213.04±21.74	195.75	194.52±1.23
	98.07		142.53		193.29		234.78		193.29	
	108.25		135.39		208.96		-		-	
30	128.24	118.88±5.40	177.1	171.35±4.55	216.28	221.16±8.65	219.70	233.64±13.94	292.75	304.66±11.91
	109.53		162.37		237.98		247.58		316.57	
	118.87		174.59		209.22		-		-	
60	183.70	186.96±1.72	267.32	263.30±4.45	260.18	265.66±4.29	184.93	169.66±15.28	254.45	246.22±8.24
	189.52		268.16		274.12		154.38		237.98	
	187.65		254.41		262.67		-		-	
90	133.71	138.46±7.99	180.55	182.11±0.91	212.86	220.40±10.40	178.96	195.66±16.70	74.63	85.62±10.99
	154.04		183.7		240.96		212.36		96.61	
	127.63		182.09		207.39		-		-	



รูปที่ 4.8 E' ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SF ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์

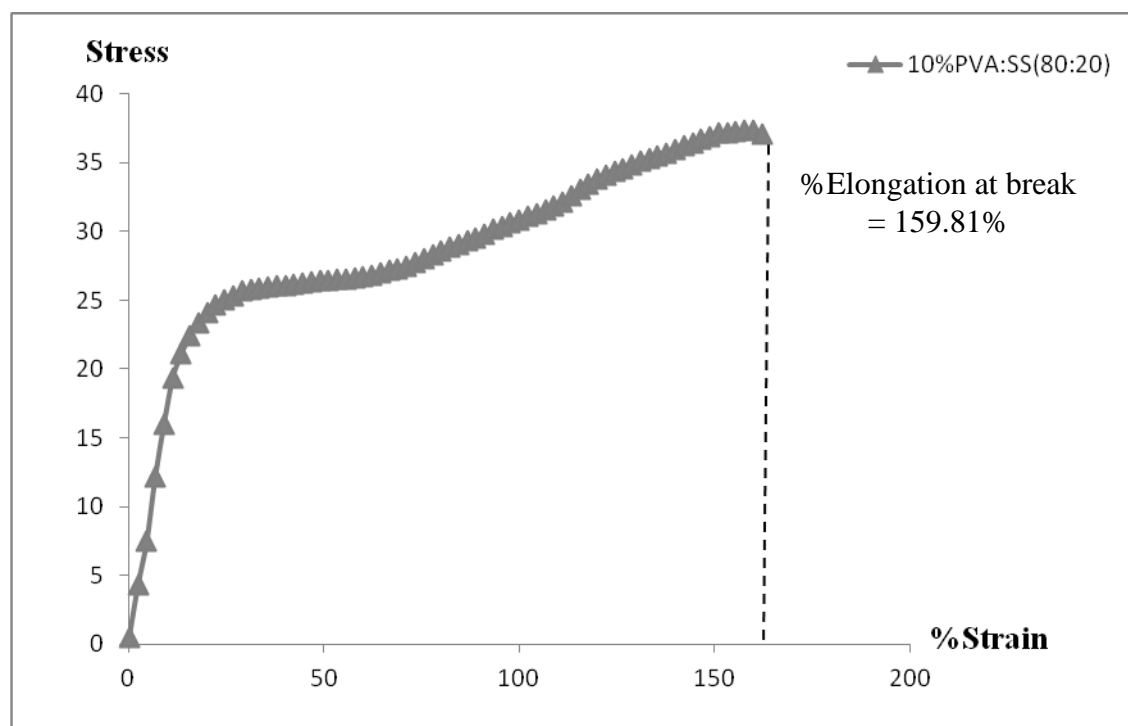


รูปที่ 4.9 E' ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SF ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์

### ร้อยละการดึงยืดจนขาด (%Elongation at break)

สำหรับ % elongation at break นั้นมีค่าลดลงตามปริมาณรังสีที่ได้รับเพิ่มขึ้นทั้งในส่วนผสมของ PVA:SS และ PVA:SF แต่ PVA:SS ที่อัตราส่วน 100:0 และ 80:20 พบว่ามีค่าไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทุกปริมาณรังสีที่ได้รับ และที่อัตราส่วน 50:50 นั้นมีค่าลดลงมากที่สุด หากยังพบอีกว่า มีค่าลดลงตามสัดส่วนซีรีซินที่เพิ่มขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 4.9 ซึ่งเหมือนกับ PVA:SF ที่อัตราส่วน 50:50 มีค่า %Elongation at break มีค่าลดลงอย่างฮวบฮาบตั้งแต่ปริมาณรังสี 30 กิโลเกรย์เป็นต้นไป โดยที่อัตราส่วน 100:0 และ 80:20 นั้น พบว่ามีค่าไม่แตกต่างกันระหว่างปริมาณรังสี 0 และ 30 กิโลเกรย์ แต่ที่ปริมาณรังสี 60 และ 90 กิโลเกรย์ นั้น พบว่า %Elongation at break มีค่าลดลงตามสัดส่วนไฟโบรอินที่เพิ่มสูงขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 4.10

#### ตัวอย่างการคำนวณ

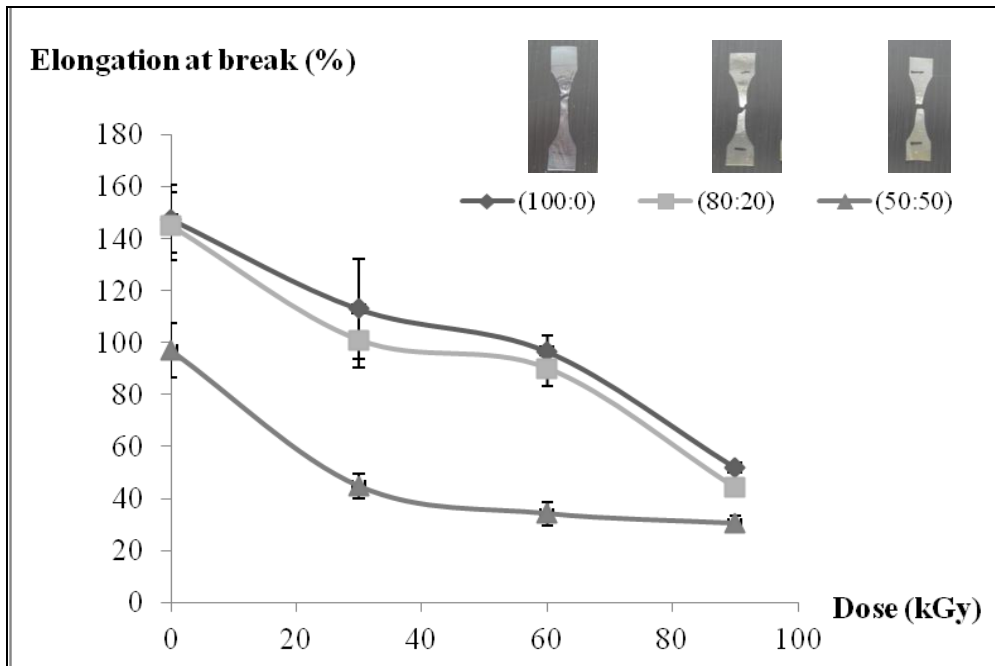


รูปที่ 4.10 ความสัมพันธ์ระหว่าง %Strain กับค่า Stress ของ 10% PVA: SS (80:20) ที่ปริมาณรังสี 60 kGy

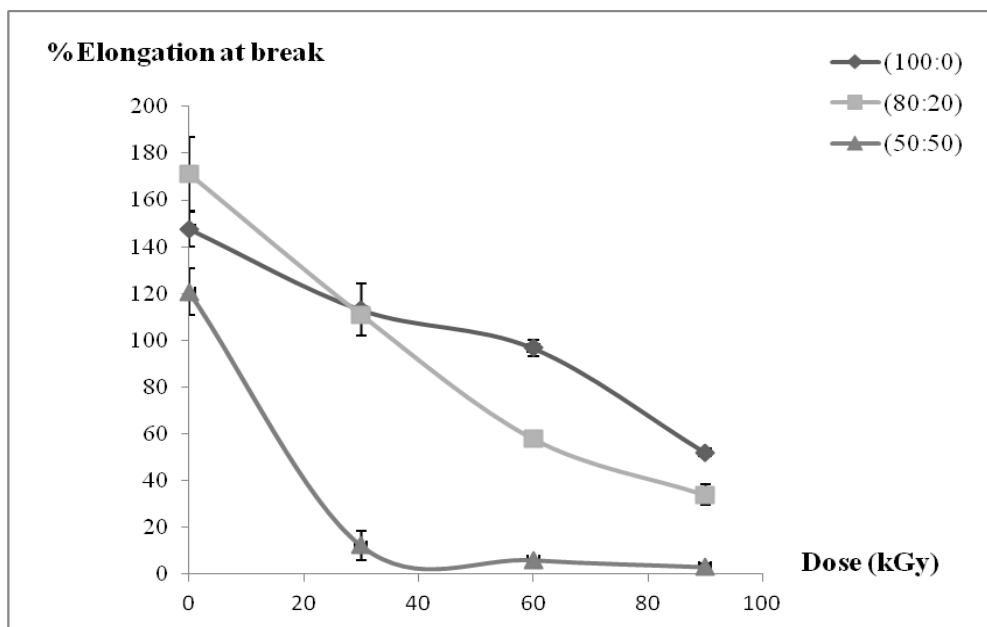
ตารางที่ 4.4 %Elongation at break ของไฮโดรเจลที่เตรียมได้จากสารละลายผสมระหว่างพอลิไวนิลแอลกอฮอล์: ซีรีซิน/ไฟโบรจีน (PVA: SS/SF)

ปริมาณรังสี (กิโลเกรย์)	PVA		PVA:SS				PVA:SF			
	100:0	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย	80:20	เฉลี่ย	50:50	เฉลี่ย
0	144.64	147.64±7.41	137.85	144.93±7.52	93.65	96.99±6.07	190.50	171.08±19.42	133.23	120.76±12.47
	136.57		136.97		108.77		151.66		108.29	
	161.71		159.97		88.54		-		-	
30	133.19	113.01±11.07	88.69	100.96±6.16	49.78	44.72±2.76	110.36	110.88±0.51	19.66	12.18±7.48
	95.05		106.09		44.12		111.39		4.7	
	110.80		108.09		40.26		-		-	
60	96.11	96.67±3.54	82.85	90.13±4.01	38.55	34.17±2.57	54.14	57.88±3.74	5.48	6.02±0.54
	90.84		90.86		34.3		61.62		6.56	
	103.05		96.67		29.66		-		-	
90	50.79	51.97±0.81	47.30	44.12±1.87	33.9	30.37±1.77	28.64	33.89±5.25	1.4	3.06±1.66
	53.53		40.84		28.43		39.14		4.71	
	51.59		44.223		28.79		-		-	





รูปที่ 4.11 %Elongation at break ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SF ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์

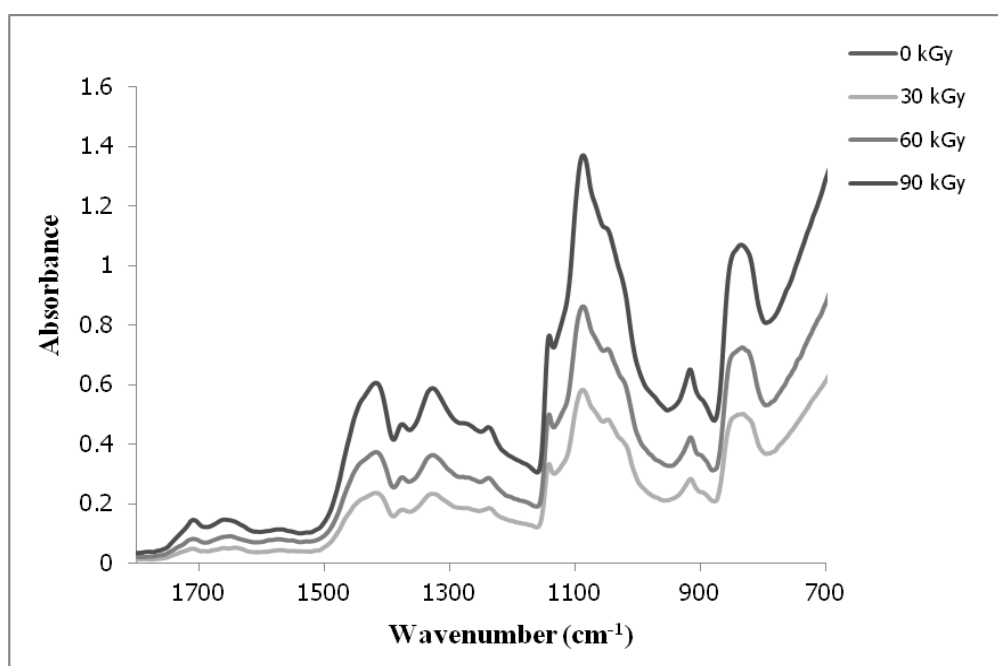


รูปที่ 4.12 %Elongation at break ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SF ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์

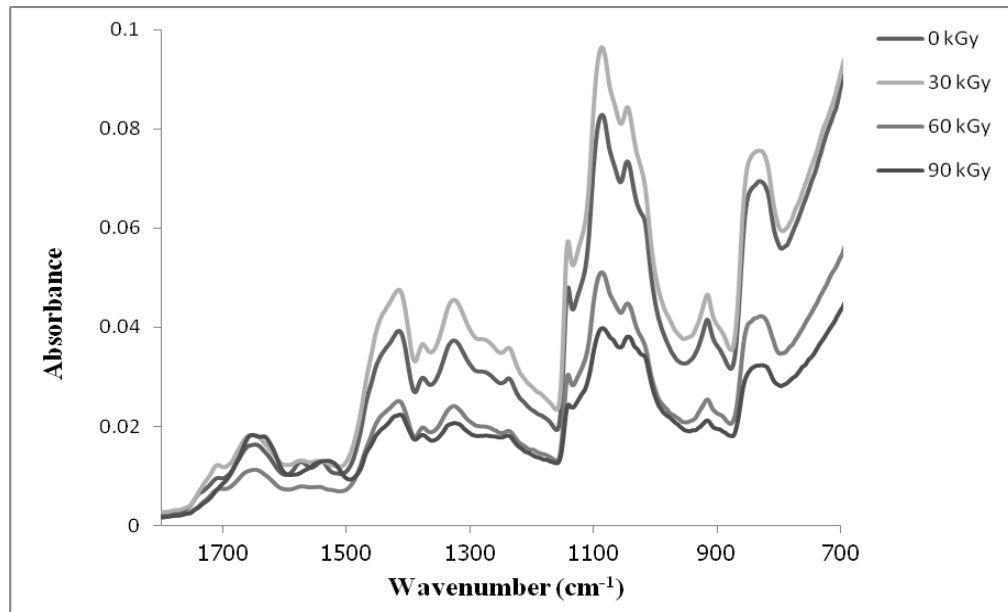
### ผลการทดสอบหุ่มฟังก์ชัน

จากการทดลองนำไฮโดรเจลที่เตรียมจากสารละลายผสมระหว่าง PVA:SS/SF ไปวิเคราะห์ห่องค์ประกอบทางเคมี โดยการใช้เทคนิค FT-IR พบว่า ที่ปริมาณรังสีจาก 0 – 90 กิโลเกรย์ สเปกตรัมของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA:SS/SF อัตราส่วน 80:20 มีลักษณะคล้ายคลึงกับสเปกตรัมที่ได้จากไฮโดรเจลที่มีส่วนผสม PVA เพียงอย่างเดียวมากจนไม่สามารถแยกความแตกต่างอย่างเห็นได้ชัด

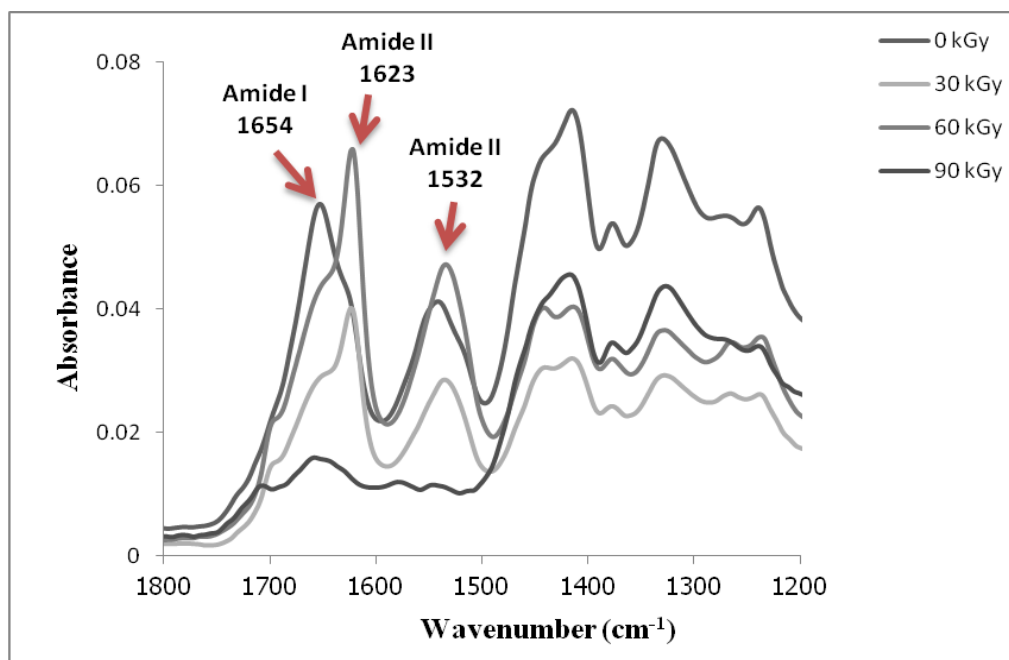
แต่สเปกตรัมของ PVA:SS/SF ที่พอจะมองได้แตกต่างออกไป นั่นคือ จะปรากฏสเปกตรัมของ Amide I อยู่ที่ตำแหน่งประมาณ  $1654\text{ cm}^{-1}$  ของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA:SF อัตราส่วน 80:20 ที่ปริมาณรังสี 0 และ 90 กิโลเกรย์ แต่เมื่อได้รับรังสีเพิ่มขึ้น 30 และ 60 กิโลเกรย์ จะปรากฏสเปกตรัมของ Amide II ที่ตำแหน่งประมาณ  $1623\text{ cm}^{-1}$  และยังพบอีกว่า ในทุกปริมาณรังสี จะพบสเปกตรัมของ Amide II ที่ตำแหน่งประมาณ  $1532\text{ cm}^{-1}$  ยกเว้นที่ปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์ [38] จะมองไม่ชัด ดังแสดงในรูปที่ 4.15



รูปที่ 4.13 FT- IR สเปกตรัมของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA (100:0) ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์



รูปที่ 4.14 FT-IR สเปกตรัมของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SS อัตราส่วน 80:20 ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์



รูปที่ 4.15 FT-IR สเปกตรัมของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA: SF อัตราส่วน 80:20 ที่ปริมาณรังสี 0 30 60 และ 90 กิโลเกรย์

## บทที่ 5

### สรุปและอภิปรายผลการทดลอง

#### สรุปผลการทดลอง

งานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า โพรตีนไหมซีรีซินและโพรตีนไหมไฟโบรอินสามารถนำมาเป็นส่วนผสมของไฮโดรเจลที่ขึ้นรูปได้โดยการฉายรังสีแกมมา โดยได้เจลที่มีลักษณะดี คือ มีความเหนียวและคงรูป ไม่แตกหักง่าย

ผลการทดลองค่าการบวมน้ำ (Equilibrium degree of swelling, %EDS)

จากการนำไฮโดรเจลที่ขึ้นรูปได้จาก PVA และจากสารผสมระหว่าง PVA:SS และPVA:SF มาผ่านการแช่น้ำเป็นเวลา 72 ชั่วโมง เมื่อครบกำหนดเวลาแล้วนำมาคำนวณหาค่าการบวมน้ำ ซึ่งผลของรังสีที่มีต่อความสามารถในการดูดน้ำของไฮโดรเจล พบว่า

1. ปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นมีผลทำให้ความสามารถในการบวมน้ำลดลงทุกอัตราส่วนโดยที่
  - a. PVA 100:0 มีค่า %EDS สูงสุด เท่ากับ 490.03% ที่ปริมาณรังสี 0 กิโลเกรย์
2. เมื่อได้รับปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์ ทำให้ความสามารถในการบวมน้ำลดลงมากที่สุด เนื่องจากเกิดการเชื่อมสภาพของพอลิเมอร์

ผลการทดลองค่าการเกิดเจล (%Gel fraction)

จากผลการบวมน้ำที่มีค่าลดลงนั้นอาจเป็นไปได้ว่า เกิดการเชื่อมขวาง (crosslink) ระหว่างโมเลกุลของพอลิเมอร์ผสมระหว่างโพรตีนไหมซีรีซินหรือโพรตีนไหมไฟโบรอินกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ จึงสามารถยืนยันผลการทดสอบนั้นได้โดยพิจารณาจากค่าการเกิดเจลที่เกิดขึ้นหลังจากนำไฮโดรเจลที่ขึ้นรูปได้ไปต้มในน้ำกลั่นเป็นเวลานาน 3 ชั่วโมง แล้วกรองผ่าน sieve เพื่อหาปริมาณเจลที่หลงเหลืออยู่ ผลของรังสีที่มีอิทธิพลต่อการเกิดเจล คือ

1. เมื่อปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ %Gel fraction มีค่าเพิ่มสูงขึ้น โดยที่
  - a. PVA: SF ที่อัตราส่วน 50: 50 ให้ %Gel fraction สูงสุด เท่ากับ 55.35% ที่ปริมาณรังสี 30 กิโลเกรย์
  - b. PVA 100:0 %Gel fraction เท่ากับ 40.86% ที่ปริมาณรังสี 60 กิโลเกรย์

- c. PVA: SS ที่อัตราส่วน 80: 20 มีค่า %Gel fraction เท่ากับ 22.77% ที่ปริมาณรังสี 60 กิโลเกรย์
2. เมื่อได้รับปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์ การเกิดเจลมีค่าลดลงทุกอัตราส่วน

ผลทดสอบการต้านแรงดึง (Young's modulus (E'), %Elongation at break)

สิ่งที่สามารถบอกการเชื่อมขวางได้อีกทางหนึ่ง โดยการนำไฮโดรเจลที่เตรียมได้ไปทดสอบผ่านแรงภายนอกที่มากกระทำ ภายใต้พิภักส่วนนี้ ไฮโดรเจลจะแสดงพฤติกรรมเป็นรูปแบบอีลาสติกที่สามารถวัดได้จากค่า Young's modulus โดยพบว่า มีค่าสูงขึ้นตามปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นและตามสัดส่วนซีรีซินและไฟโบรอินเพิ่มขึ้นเช่นเดียวกัน โดยที่

1. โปรตีนไหมซีรีซินและโปรตีนไหมไฟโบรอินมีส่วนช่วยทำให้ค่า Young's modulus เพิ่มขึ้นทุกอัตราส่วน
2. PVA: SF ที่อัตราส่วน 50: 50 มีค่า E' สูงสุด เท่ากับ 304.66 % ที่ปริมาณรังสี 30 กิโลเกรย์
3. PVA: SS มีค่าสูงสุด ที่อัตราส่วน 50: 50 มีค่า E' เท่ากับ 265.66 % ที่ปริมาณรังสี 60 กิโลเกรย์
4. PVA (100:0) มีค่า E' สูงสุด เท่ากับ 186.96 % ที่ปริมาณรังสี 60 กิโลเกรย์

หลังจากนั้นให้แรงกระทำต่อไปจนกระทั่งถึงจุดที่เกิดการขาดออกจากกัน แล้วคำนวณหาเปอร์เซ็นต์การยืดตัว ณ จุดขาด (%elongation at break) พบว่า

1. %Elongation at break มีค่าลดลงตามปริมาณรังสีที่ได้รับทุกอัตราส่วนและมีค่าน้อยสุดที่ปริมาณรังสี 90 กิโลเกรย์

ผลการทดสอบหุ่มฟังก์ชัน

จากการนำไฮโดรเจลที่เตรียมจากสารละลายผสมระหว่าง PVA:SS/SF ไปวิเคราะห์องค์ประกอบทางเคมี โดยการใช้เทคนิค FT-IR พบว่า

1. ที่ปริมาณรังสีจาก 0 – 90 กิโลเกรย์ สเปกตรัมของไฮโดรเจลที่เตรียมจาก PVA:SS/SF อัตราส่วน 80:20 มีลักษณะคล้ายคลึงกับสเปกตรัมที่ได้จากไฮโดรเจลที่มีส่วนผสม PVA เพียงอย่างเดียว จนไม่สามารถมองเห็นความเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้น

### อภิปรายผลการทดลอง

จากผลการทดลอง การนำสารละลายผสมระหว่าง PVA: SS และ PVA: SF ที่อัตราส่วน 100:0, 80:20, 50:50 และ 0:100 ไปฉายรังสีแกมมาปริมาณ 0, 30, 60 และ 90 กิโลเกรย์ พบว่า SS และ SF เพียงอย่างเดียวมีลักษณะที่เปราะมากจึงไม่สามารถขึ้นรูปไฮโดรเจลได้ การผสม PVA เข้าไปจะช่วยให้สมบัติเชิงกลของไฮโดรเจลดีขึ้น โดยมีความเหนียวและคงรูป ไม่แตกหักง่าย เมื่อวิเคราะห์สมบัติทางกายภาพและสมบัติเชิงกลเพื่อพิจารณาการเชื่อมขวาง (crosslink) ที่สามารถหาได้จากหลายวิธี ดังนี้ % EDS, %Gel fraction, Young's modulus, % Elongation at break และการหาหมู่ฟังก์ชัน

พบว่า %EDS ของไฮโดรเจลมีค่าลดลง ตามปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น ในขณะที่ % gel fraction มีค่าเพิ่มขึ้นตามปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจนถึงระดับรังสีที่เหมาะสมจึงเกิดการเชื่อมขวางระหว่างโมเลกุลของ PVA:SS และ PVA:SF เนื่องจากรังสีเข้าไปทำให้เกิดอนุมูลไฮดรอกซิล (hydroxyl radical; °OH) และอนุมูลไฮโดรเจน (hydrogen radical; °H) ที่มักเกิดในสารละลายที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบ [39] โดยเมื่อจุดเชื่อมขวางเพิ่มขึ้นทำให้โครงสร้างมีความแน่นมากขึ้น เนื่องจากพื้นที่ว่างระหว่างโมเลกุลลดลงทำให้โมเลกุลของน้ำเข้าได้น้อยลงส่งผลให้การบวมน้ำลดลง โดยปริมาณรังสีต่อโครงสร้างทางเคมีของพอลิเมอร์ผสมระหว่างโปรตีนไหมซีรีซินและโปรตีนไหมไฟโบรอินกับพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ คือ เมื่อปริมาณรังสีสูงจะทำให้เกิดการ crosslink สูง และปริมาณรังสีต่ำจะทำให้การ crosslink ต่ำ แต่เมื่อปริมาณรังสีสูงมากเกินไปจะส่งผลให้เกิดการเสื่อมสภาพจากปฏิกิริยาการขาดออกของสายโซ่โมเลกุล (chain scission) ที่จะเกิดพร้อมกับการ crosslink [39] ทั้งนี้สามารถสังเกตได้หลังจากฉายรังสีที่ปริมาณ 90 กิโลเกรย์ นั้นทำให้ % EDS, % gel fraction และ % elongation at break มีค่าลดลงมากที่สุด

ในส่วนการวิเคราะห์หมู่ฟังก์ชัน นั้นพบว่า มีลักษณะคล้ายคลึงกับสเปกตรัมที่พบในโมเลกุลของ PVA เป็นส่วนใหญ่ และมีความคล้ายคลึงกันในปริมาณรังสีที่ได้รับแตกต่างกัน แต่ที่เห็นได้แตกต่างออกไป นั่นคือ พบสเปกตรัมของ Amide I Amide II ปรากฏขึ้นจากไฮโดรเจลที่มีส่วนผสมของ SS และ SF ซึ่งหมู่ฟังก์ชันเหล่านี้มักพบเป็นส่วนประกอบของกรดอะมิโนในโปรตีน

ไหมซีรีซินและโปรตีนไหมไฟโบรอิน แต่อย่างไรก็ตามการวิเคราะห์หมู่ฟังก์ชันสำหรับการทดลองนี้ ยังไม่สามารถอธิบายการเกิดการเชื่อมขวางได้อย่างชัดเจน เนื่องจากสเปกตรัมที่พบในแต่ละปริมาณรังสีไม่มีความแตกต่างกันอย่างเห็นได้ชัด ทั้งนี้เป็นเพราะสเปกตรัมของซีรีซินและไฟโบรอิน มีตำแหน่งสเปกตรัมหลักๆ ใกล้เคียงกันมากกับสเปกตรัมของ PVA [40]

สำหรับในส่วนของการทดสอบการต้านทานแรงดึงเมื่อนำผลการทดลองที่ได้ไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นซึ่งเตรียมไฮโดรเจลจากการผสมระหว่าง PVA กับ SF จากนั้นนำไปเชื่อมขวางโดยใช้วิธีการแช่แข็ง ที่อุณหภูมิ -50 องศาเซลเซียส เป็นเวลานาน 2 ชั่วโมง เพื่อศึกษาสมบัติเชิงกลที่เหมาะสมสำหรับการใช้เพาะเลี้ยงเซลล์สัตว์ ผลการทดสอบสมบัติเชิงกล พบว่า เมื่ออัตราส่วน SF เพิ่มขึ้นส่งผลให้ E' และ %elongation at break มีค่าลดลง ดังตารางที่ 4.5

**ตารางที่ 4.5** ไฮโดรเจลจาก PVA กับ SF เมื่อผ่านการนำไปแช่แข็งที่ อุณหภูมิ -50 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง [41]

Mechanical properties	PVA:SF ratio		
	100:0	50:50	0:100
Young's modulus (E')	256.9	129.8	159.7
%Elongation at break	150.5	146.7	57

ซึ่งผลการทดลองของงานวิจัยนี้ คือ สำหรับไฮโดรเจลที่ได้จาก PVA:SS มีค่า E' และ %elongation at break ในช่วงประมาณ 140-270 MPa และ 30-150% ส่วน PVA:SF อยู่ในช่วงประมาณ 80-300 MPa และ 3-170% จะเห็นได้ว่า ค่า E' และ %Elongation at break ที่ได้ นั้นมีค่าอยู่ในช่วงที่ใกล้เคียงกันกับผลงานวิจัยดังกล่าวจึงคาดว่าน่าจะนำไปใช้ประโยชน์ได้จริงกับกับสิ่งมีชีวิตเพื่อใช้เป็นวัสดุปิดแผล

## ข้อเสนอแนะ

1. ควรเพิ่มอัตราส่วน PVA: SS ในอัตราส่วนที่ SS และ SF น้อยกว่า PVA นอกเหนือจากการทดลองนี้
2. สำหรับ SS ควรเพิ่มการฉายรังสีในช่วง 30-70 กิโลเกรย์ ส่วน SF นั้นควรเพิ่มการฉายรังสีในช่วง 20-60 กิโลเกรย์ เพื่อให้ได้อัตราส่วนที่เหมาะสมมากยิ่งขึ้น
3. ในการทดสอบการเชื่อมขวาง (crosslinked) นั้นมีหลายวิธีนอกเหนือจากการทดลองนี้ เช่น XRD, NMR, UV spectroscopy เป็นต้น ซึ่งเป็นการศึกษาไปยังผลึกของโครงสร้างจะทำให้สามารถอธิบายเหตุผลของการ crosslinked ได้ละเอียดมากยิ่งขึ้น
4. ควรทดสอบสมบัติต่างๆ ที่เหมาะกับการเป็นวัสดุปิดแผล เช่น อัตราการซึมผ่านของน้ำ (water vapor transmission rate) การทดสอบในสัตว์ทดลอง เป็นต้น
5. ควรศึกษาระยะการเก็บรักษาไฮโดรเจลที่ได้จากการทดลองนี้
6. ควรทดลองออกแบบไฮโดรเจลโดยให้พอลิไวนิลแอลกอฮอล์อยู่ชั้นล่างส่วนโปรตีนไหมชิรินและไฟโบรอินเคลือบชั้นบนเพื่อให้มีความสามารถในการต่อต้านเชื้อจุลินทรีย์ตามการทดลองของ อัจฉม์ สุวรรณวงศ์ และคณะ (2547) [5]
7. ควรทดสอบเปรียบเทียบกับไฮโดรเจลในทางการค้าว่ามีข้อดี ข้อด้อย แตกต่างกันอย่างไร
8. ควรคิดต้นทุนของวัสดุตั้งต้นและกรรมวิธีการผลิตเพื่อให้เกิดความคุ้มค่าทางเศรษฐกิจ



## รายการอ้างอิง

- [1] Altman, G. H., et al. Silk- based biomaterials. Biomaterials. 24 (Feb 2003): 401-416.
- [2] Chiarini, J.C., et al. Silk fibroin/poly(carbonate)-urethane as a substrate for cell growth: in vivo interactions with human cells. Biomaterials. 24 (2003): 789-799.
- [3] เสาวนีย์ กระสานติสุข, หทัยชนก รุณรุณวงศ์. การพัฒนาตำรับไลซีนบำรุงผิว. วิทยานิพนธ์ปริญญาเภสัชศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาเภสัชกรรม มหาวิทยาลัยมหิดล, 2549.
- [4] Omer, Akturk, et al. Evaluation of sericin/collagen membranes as prospective wound dressing biomaterial. Radiat.Phys.Chem, 3(2011): 279-288.
- [5] สุชาดา พงษ์พัฒน์ และคณะ. การศึกษาการซึมผ่านของไอน้ำและผลต่อการเจริญเติบโตของแบคทีเรียของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์และไฟโบรอินเจลที่เตรียมโดยการฉายรังสีเพื่อใช้เป็นวัสดุปิดแผล. Chemistry and Material Science Research Program, Office of Atoms for Peace (OAP), 2550.
- [6] อัคร สุวรรณวงศ์ และชยากริต ศิริอุปถัมภ์. การเตรียมไฮโดรเจลที่ประกอบด้วยชั้นโพลีไวนิลแอลกอฮอล์และชั้นไคโตซานโดยการฉายรังสีแกมมาเพื่อใช้เป็นเจลปิดรักษาบาดแผล. วิทยานิพนธ์ปริญญามหาบัณฑิต, ภาควิชาชีวเคมีและเทคโนโลยี บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์, 2547.
- [7] Mirzan, T. Razzak; Darmawan, Darwis; and Zainuddin, Sukirno. Irradiation of polyvinyl alcohol and polyvinyl pyrrolidone blended hydrogel for wound dressing. Radiat.Phys.Chem. 62(2001): 107-113.
- [8] Mondino, A.V., et al. Physical properties of gamma irradiated poly (vinyl alcohol) hydrogel preparations. Radiat.Phys.Chem, 55(1999): 723-726.
- [9] พัฒนา อธิพรชัยสิทธิ์. ขอนแก่น. (2553). พอลิเมอร์และชีวโมเลกุลในสารประกอบอินทรีย์. พิมพ์ครั้งที่ 1. ขอนแก่น: ขอนแก่นการพิมพ์.

- [10] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: <http://www.thaigoodview.com/library/contest2551/science04/48/2/team/page/h9.html> [12 May 2012]
- [11] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: <http://www.google.co.th/imgres?imgurl.html> [20 August 2012]
- [12] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: <http://www.scribd.com/doc/56220509/1Material-Properties> [24 October 2012]
- [13] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. A vailable. <http://www.google.co.th/imgres?imgurl=http://images.tutorvista.com/content/solids-and-fluids/stress-strain-curve.gif> [2 August 2012]
- [14] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. A vailable. <http://www.rmutphysics.com/physics/oldfront/83/elastic.htm> [20 August 2012]
- [15] Meinel, L, et al. The inflammatory responses to silk film in vitro and in vivo. Biomaterials, 26(2005): 147-155.
- [16] ปาน ปั่นแห่งเพชร และปรีชา อารีกุล. ชีววิทยาของไหม, หน้า 61-76. กรุงเทพมหานคร: สถาบันหม่อนไหม กรมวิชาการเกษตร, 2523.
- [17] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: <http://202.29.22.173/php/information/Sarita/166.html>
- [18] Tazima, Y. The silkworm: An Important laboratory tool. Kodansha Ltd. Tokyo. (1978).
- [19] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: [http://www.concord.org/~btinker/workbench\\_web/unitIV\\_revised/silk/silk\\_beta.html](http://www.concord.org/~btinker/workbench_web/unitIV_revised/silk/silk_beta.html)

- [20] Tokiwa, Y.; M. Konno; and H. Nishida. Isolation of silk degrading microorganism and its poly (L-lactide) degradability. Chem. Lett, 4(1999): 355-356.
- [21] Tanaka, K.; S. Tnoue; and S. Mizuno. Hydrophobic interaction of P25, containing Asn-linked oligosaccharide chains, with the H-L Complex of silk fibroin produced by *Bombyx mori*. Insect Biochem, 29(1999): 269-276.
- [22] Gamo, T.; T. Inokuchi; and H. Laufer. Polypeptides of fibroin and sericin secreted from the different sections of the silk gland in *Bombyx mori*. Insect Biochem, 7(1977): 285-295.
- [23] Yamada, M. Amino acid composition of sericin extracted from cocoon of the mulberry wild silkworm, *Bombyx mori* and its species specificity. J.Sericult. Sci, 47(1978): 108 -112.
- [24] ปุณยชา บัณฑิตกุล. การดัดแปรโปรตีนไฟโบรอินจากเส้นไหมไทยเพื่อใช้ทำแผ่นฟิล์มไฮโดรเจลและเนื้อเยื่อโครงสร้าง. วิทยานิพนธ์ปริญญาโท สาขาวิชาเทคโนโลยีพอลิเมอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง, 2550.
- [25] Boateng et al. Wound Healing Dressings and Drug Delivery Systems: A Review. Journal of Pharmaceutical Sciences. 97(2008), 2892-2923.
- [26] Lugao, hA.B. and Malmonge, S.M. Use of radiation in the production of hydrogel. Nucl. Instrum. Methods Phys. 185(2001): 37-42
- [27] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: <http://www.manager.co.th/Qol/ViewNews.aspx?NewsID=9510000104434> [12 กันยายน 2551]
- [28] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: <http://www.ilstraining.com/imbwm> [January 16, 2012]

- [29] Kritikos et al. THE USE OF ARTIFICIAL SKIN IN PLASTIC SURGERY AND BURNS. Acta, 48(2006); 43-48
- [30] M Gouda. Nano-zirconium oxide and nano – silver oxide/cotton gauze fabrics for antimicrobial and wound healing acceleration. Journal of Industrial Textiles Published online before print August 3, 2011, doi: 10.1177/1528083711414960.
- [31] พรพพรหม เมืองแมน และอรุณ นิติน. Advanced Surgical Wound Care Technology Dressing. งานประชุมวิชาการร่วม รพ. กทม., 2010
- [32] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: [http://www.myfirstbrain.com/student\\_view.aspx?ID=76376](http://www.myfirstbrain.com/student_view.aspx?ID=76376) [5 May 2012]
- [33] Google. Performance Comparison of Flexible Detector Designs [Online]. Available from: [http://de.wikipedia.org/wiki/Datei:Cobalt-60\\_Decay\\_Schemep.svg](http://de.wikipedia.org/wiki/Datei:Cobalt-60_Decay_Schemep.svg) [10 May 2012]
- [34] Kazanskii, K.S.; and Dubrouskii S.A.. Advance in PolymerScience. Spring-Verlac, Berlin, (1992): 97-105.
- [35] Sariri, R. Iranian polymer Journal, 6(1997): 135-143.
- [36] Park, K., et al. Biodegradable Hydrogels for Drug Delivery. Technomic Publishing Co. Inc.,Lancaster, (1993): 6-21.
- [37] D. Darwis. Role of radiation processing in production of hydrogel for medica applications. Atom Indonesia, 35(2009): 85 – 104.
- [38] Andreia Vasconcelos., et al. Novel silk fibroin/elastin wound dressings. Acta Biomaterialia, 2012.

- [39] Lalit Varshney. Role of natural polysaccharides in radiation formation of PVA-hydrogel wound dressing. Nucl. Instr. And Meth, 255(2007): 343-349
- [40] Kumar, M.; Varshney, L. and Francis, S. Radiolytic formation of Ag clusters in aqueous polyvinyl alcohol solution and hydrogel matrix. Radiat. Phys. Chem, 73[2005]: 21
- [41] Mingzhong Li., et al. Structure and properties of silk fibroin-poly(vinyl alcohol) gel. Biological Macromolecules, 30(2002): 89-94.

## ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวมยุรี จันทรสวายทอง เกิดเมื่อวันที่ 8 เมษายน พ.ศ. 2527 ที่โรงพยาบาลสมเด็จพระเจ้าตากสินมหาราช สำเร็จการศึกษาในระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนวังประจวบวิทยาคม เมื่อปีการศึกษา 2544 และสำเร็จการศึกษาในหลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาเทคโนโลยีการผลิตพืช สำนักวิชาเทคโนโลยีการเกษตร มหาวิทยาลัยวลัยลักษณ์ เมื่อปีการศึกษา 2549 จากนั้นได้รับทุนการศึกษาของสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ(องค์การมหาชน) เข้าศึกษาต่อหลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมนิวเคลียร์ สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี คณะวิศวกรรมนิวเคลียร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปีการศึกษา 2552 และสำเร็จการศึกษาในปีการศึกษา 2555

ประวัติการทำงาน: ตั้งแต่ ปีพ.ศ.2551 ถึง ปัจจุบัน ในตำแหน่งนักวิทยาศาสตร์ ของสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน)