

การเตรียมเส้นใยของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีสารปฏิชีวนะ
โดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

นางสาวณัชชนันท์ จันทเพชร



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)

เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

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 University Graduate School.

สาขาวิชาปิโตรเคมีและวิทยาศาสตร์พอลิเมอร์
คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2557

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

PREPARATION OF ANTIBIOTICS INCORPORATED POLY(LACTIC-CO-GLYCOLIC ACID)
FIBERS BY ELECTROSPINNING

Miss Natchanan Juntapetch



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Petrochemistry and Polymer Science

Faculty of Science

Chulalongkorn University

Academic Year 2014

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเตรียมเส้นใยของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มี
	สารปฏิชีวนะโดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต
โดย	นางสาวณัชนันท์ จันทเพชร
สาขาวิชา	ปิโตรเคมีและวิทยาศาสตร์พอลิเมอร์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรวรรณ พันธุมนาวิณ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุญโชติ เผ่าสวัสดิ์ยรรยง

คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้หัวข้อวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิทยาศาสตร์
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ หารหนองบัว)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรินทร์ ชวนศิริ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรวรรณ พันธุมนาวิณ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุญโชติ เผ่าสวัสดิ์ยรรยง)

..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.วรวีร์ โสแวน)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(รองศาสตราจารย์ ดร.ทวีชัย อมรศักดิ์ชัย)

ณัชนันท์ จันทเพชร : การเตรียมเส้นใยของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีสารปฏิชีวนะ โดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (PREPARATION OF ANTIBIOTICS INCORPORATED POLY(LACTIC-CO-GLYCOLIC ACID) FIBERS BY ELECTROSPINNING) อ.ที่ปรึกษา วิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร.วรวรรณ พันธุมนาวิน, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ผศ. ดร.บุญ โชติ เผ่าสวัสดิ์ยรรยง, 75 หน้า.

ในงานวิจัยนี้ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินสำหรับประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผลผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน โดยใช้สเปกตรัม[®]80 ที่ความเข้มข้น 10%wt ของปริมาณพอลิเมอร์เป็นอิมัลชันไฟเออร์สำหรับเตรียมอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด/ไนโอมัยซิน ผู้วิจัยได้ปรับเปลี่ยนสภาวะของการขึ้นรูปโดยปรับเปลี่ยนตัวแปรต่างๆ ได้แก่ ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด, ค่าศักย์ไฟฟ้า, ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ และอัตราการไหลของสารละลาย ภาพจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดความเข้มข้น 10%wt ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบเท่ากับ 20kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับเท่ากับ 20 cm และอัตราการไหลของอิมัลชันเท่ากับ 0.5 mL/h นั้นมีขนาดเส้นใยที่สม่ำเสมอ เส้นใยมีความเรียบ และไม่พบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใย เส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยประมาณ 2.00 μm ผลการวัดค่ามุมสัมผัสของน้ำพบว่าแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันมีความชอบน้ำสูง สเปกตรัมจากเทคนิคแอมไพเรทโททรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินแสดงการดูดกลืนอินฟราเรดของ O-H stretching และ N-H stretching ที่เลขคลื่น 3204 cm^{-1} และ 2914 cm^{-1} ตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีไนโอมัยซินบรรจุอยู่ในเส้นใยจริง แผ่นเส้นใยที่เตรียมได้มีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียได้ดียิ่งทั้ง *S. aureus* (แกรมบวก) และ *E. coli* (แกรมลบ) นอกจากนี้แผ่นเส้นใยที่เตรียมได้นั้นไม่มีความเป็นพิษกับเซลล์ โดยค่า %เซลล์รอดชีวิตที่ได้จากการทดลองมีค่าสูงถึง 90% ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงประสบความสำเร็จในการเตรียมแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่มีความเหมาะสมอย่างยิ่งในการใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผลบรรจุยาปฏิชีวนะเพื่อลดการติดเชื้อบริเวณในผู้ป่วย

สาขาวิชา ปิโตรเคมีและวิทยาศาสตร์พอลิเมอร์ ลายมือชื่อนิสิต

ปีการศึกษา 2557

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม

5471961523 : MAJOR PETROCHEMISTRY AND POLYMER SCIENCE

KEYWORDS: ELECTROSPINNING / POLY(LACTIC-CO-GLYCOLIC ACID) / ANTIBACTERIAL / WOUND DRESSING / EMULSION / NEOMYCIN

NATCHANAN JUNTAPETCH: PREPARATION OF ANTIBIOTICS INCORPORATED POLY(LACTIC-CO-GLYCOLIC ACID) FIBERS BY ELECTROSPINNING. ADVISOR: ASST. PROF. WORAWAN BHANTHUMNAVIN, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF. BOONCHOAT PAOSAWATYANYONG, Ph.D., 75 pp.

In this study, neomycin-incorporated poly(lactic-co-glycolic acid) fibers have been successfully fabricated by emulsion electrospinning method. Span[®]80 at 10%wt with respect to the polymer has been used as emulsifier to prepare an emulsion of poly(lactic-co-glycolic acid)/neomycin. The spinning conditions such as poly(lactic-co-glycolic acid) concentration, voltage, and distance between needle and collector have been varied. The Scanning Electron Micrograph showed that neomycin-incorporated poly(lactic-co-glycolic acid) fibers from poly(lactic-co-glycolic acid) concentration 10%wt voltage 10kV distance between needle and collector 20 cm and emulsion feed rate 0.5 mL/h was smooth without any beads and the diameter of the fiber was 2.00 μm . Contact angle measurement showed that the fiber formed by emulsion electrospinning possessed high hydrophilicity. Attenuated Total Reflectance Fourier Transform Infrared Spectroscopy (ATR-FTIR) showed infrared absorption of OH-stretching and NH-stretching at 3204 cm^{-1} and 2914 cm^{-1} respectively, that indicated the existence of neomycin in produced fiber. In addition these fibers exhibit high antibacterial activities against both *S. aureus* (Gram-positive) and *E. coli* (Gram-negative). Moreover, the prepared fiber has no sign of toxicity with cells; as the % Cell viability from the cytotoxicity experiment was at 90%. Therefore, it has been shown that neomycin-incorporated poly(lactic-co-glycolic acid) fibers can be fabricated and preliminarily shown to be suitable for wound dressing materials.

Field of Study: Petrochemistry and
Polymer Science

Academic Year: 2014

Student's Signature

Advisor's Signature

Co-Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จขึ้นได้เนื่องด้วยความกรุณาเป็นอย่างยิ่งจากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรวรรณ พันธุนาวิน และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุญโชติ เผ่าสวัสดิ์รณรงค์ ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณที่ให้ความรู้ ความใส่ใจ คำแนะนำตรวจทาน ไปจนถึงแนวทางในการแก้ปัญหาสำหรับงานวิจัยในทุกขั้นตอน ตลอดจนความช่วยเหลือด้านต่างๆจนกระทั่งงานวิจัยชิ้นนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาและขอขอบคุณท่านอาจารย์เป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วินิตา บุญโยดม หัวหน้าศูนย์วิจัยวัสดุศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ สำหรับความอนุเคราะห์เมตตาพลาสติกที่ใช้ในงานวิจัย ข้าพเจ้าขอกราบขอบพระคุณในความกรุณาเป็นอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วรินทร์ ชวศิริ รองศาสตราจารย์ ดร. วรวิทย์ โสเวน และรองศาสตราจารย์ ดร.ทวีชัย อมรศักดิ์ชัย ที่ให้ความกรุณาเป็นอย่างยิ่งในการเป็นคณะกรรมการการสอบวิทยานิพนธ์ รวมถึงการให้คำแนะนำต่างๆ ตลอดจนข้อคิดที่เป็นประโยชน์ เพื่อแก้ไขข้อบกพร่องและทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ท้ายที่สุดขอขอบคุณบิดา มารดา ผู้อยู่เบื้องหลังความสำเร็จ ที่คอยให้การสนับสนุน คอยให้กำลังใจและเอาใจใส่ รวมถึงสมาชิกห้องปฏิบัติการพลาสติกและผู้มีอุปการะคุณท่านอื่นๆที่ไม่ได้กล่าวนามในที่นี้ที่มีส่วนทำให้งานวิจัยสำเร็จได้ด้วยดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ	ฉ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	4
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	4
1.3.1 ศึกษาผลของปัจจัยต่างๆในการเตรียมสารละลายอิมัลชัน	4
1.3.2 ศึกษาปัจจัยต่างๆที่มีผลต่อกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	4
1.3.3 ตรวจสอบสมบัติของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแกอิดบรจุ นีโอมีซิน	5
1.3.3.1 ศึกษาสมบัติทางกายภาพของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแกอิด บรจุ นีโอมีซิน	5
1.3.3.2 ศึกษาสมบัติทางชีวภาพของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแกอิด บรจุ นีโอมีซิน	5
1.3.3.3 ศึกษาสมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแกอิดบรจุ นี โอมีซิน.....	5
บทที่ 2 ทฤษฎีและหลักการ.....	6
2.1 พลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพ (biodegradable plastic).....	6
2.1.1 พอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแกอิด (poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA).....	8
2.2 ยาปฏิชีวนะ (Antibiotic).....	10

2.2.1	นีโอมัยซิน (neomycin)	12
2.3	กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (electrospinning).....	14
2.3.1	หลักการการทำงานของกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	15
2.3.2	ตัวแปรที่มีผลต่อกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	17
2.3.2.1	น้ำหนักโมเลกุลและความหนืดของสารละลาย	17
2.3.2.2	แรงตึงผิว (surface tension).....	17
2.3.2.3	ค่าการนำไฟฟ้าของสารละลาย (solution conductivity)	18
2.3.2.4	อุณหภูมิของสารละลาย (Temperature of Solvent)	19
2.3.2.5	ความต่างศักย์ไฟฟ้า (Voltage).....	19
2.3.2.6	อัตราการไหลของสารละลาย (Feed Rate).....	20
2.3.2.7	ชนิดของวัสดุรองรับ (Type of Collector)	21
2.3.2.8	ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ	21
2.3.2.9	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเข็มโลหะ	21
2.3.2.10	ค่าความชื้นสัมพัทธ์	22
2.3.3	ระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	23
2.4	งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิด บาดแผล	24
บทที่ 3	วิธีดำเนินการวิจัย.....	28
3.1	สารเคมี.....	28
3.2	เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	28
3.3	ขั้นตอนการดำเนินงานและวิธีการทดลอง.....	29
3.3.1	การเตรียมสารละลายอิมัลชันเพื่อใช้ขึ้นรูปเส้นใยโดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	29
3.3.2	ขั้นตอนการขึ้นรูปเส้นใยโดยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	30

3.4 การตรวจสอบสมบัติต่างๆของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซิน ที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	31
3.4.1 ศึกษาลักษณะทางสัณฐานวิทยาของแผ่นเส้นใย	31
3.4.2 ศึกษาหมู่ฟังก์ชันของแผ่นเส้นใย	31
3.4.3 ศึกษาสมบัติความชอบน้ำและไม่ชอบน้ำของเส้นใยที่เตรียมได้	32
3.4.4 ทดสอบสมบัติการต้านเชื้อแบคทีเรีย.....	32
3.4.5 ทดสอบความเป็นพิษกับเซลล์ ด้วยการวิเคราะห์ MTT assay	32
3.4.6 ทดสอบความแข็งแรงดึง (tensile strength) ของแผ่นเส้นใย.....	33
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผล.....	34
4.1 การเตรียมเส้นใยผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	34
4.1.1 ผลของชนิดอิมัลซิไฟเออร์ที่มีต่อความเสถียรของของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้	34
4.1.2 ผลของการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนของวัฏภาคน้ำมันและวัฏภาคน้ำที่มีต่อเตรียมของ ผสมอิมัลชันสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	36
4.1.3 ผลของการปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของสเปนน [®] 80 ที่ใช้เป็นอิมัลซิไฟเออร์ในการ เตรียมของผสมอิมัลชันสำหรับใช้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	37
4.1.4 ผลของการปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ใช้ในการ ปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	39
4.1.5 ผลของการปรับเปลี่ยนค่าศักย์ไฟฟ้าจากเครื่องให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงที่มีต่อลักษณะ และขนาดของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้ จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	40
4.1.6 ผลของการปรับเปลี่ยนระยะห่างระหว่างปลายเข็มจนถึงวัสดุรองรับที่มีต่อลักษณะ และขนาดของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้ จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	43

4.1.7 ผลของการปรับเปลี่ยนอัตราการใช้ของของผสมอิมัลชันที่มีต่อลักษณะและขนาด ของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่น เส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	45
4.2 การวิเคราะห์สมบัติต่างๆของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่ เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	46
4.2.1 วิเคราะห์สมบัติความชอบน้ำของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ ไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	47
4.2.2 การพิสูจน์เอกลักษณ์ของไนโอมัยซินบนแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด บรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	49
4.2.3 ความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิก แอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	52
4.2.4 ความเป็นพิษต่อเซลล์ของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ ไนโอมัย ซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	54
4.2.5 ผลของการทดสอบความแข็งแรงดึงของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด บรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	55
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ	58
5.1 สรุปผลการทดลอง	58
5.2 ข้อเสนอแนะ	58
รายการอ้างอิง	60
ภาคผนวก.....	69
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	75

สารบัญตาราง

ตารางที่ 2.1	เปรียบเทียบขนาดและพื้นที่ผิวต่อมวลของเส้นใยชนิดต่างๆ [26].....	14
ตารางที่ 2.2	พอลิเมอร์และตัวทำละลายที่ใช้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [38].....	18
ตารางที่ 3.1	ความเข้มข้นของสารต่างๆที่ใช้ในงานวิจัย	30
ตารางที่ 3.2	ศึกษาตัวแปรต่างๆที่เกี่ยวข้องในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต.....	31
ตารางที่ 4.1	ผลของการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนของภูมิภาคของน้ำ:ภูมิภาคน้ำมันที่ใช้ในการเตรียม สารละลายอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซิน.....	37
ตารางที่ 4.2	ตารางแสดงค่าคุณสมบัติของน้ำที่แตกต่างกันของแผ่นเส้นใยแต่ละชนิดที่เตรียมได้ จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	49
ตารางที่ 4.3	หมู่ฟังก์ชันของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินขึ้นรูป ผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	51
ตารางที่ 4.4	แสดงความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียเชิงปริมาณของแผ่นเส้นใย พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุไนโอมัยซินความเข้มข้น 0.5%wt ที่เตรียมได้ เปรียบเทียบกับแผ่นเส้นใย พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ไม่บรรจุไนโอมัยซิน	53
ตารางที่ 4.5	ความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียเชิงคุณภาพของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค- ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่ความเข้มข้นของไนโอมัยซินแตกต่างกัน	56
ตารางที่ 4.6	ค่าความเป็นพิษต่อเซลล์ของแผ่นเส้นใยแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด และแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซิน 0.5%wt.....	57
ตารางที่ 4.7	แสดงสมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่ ขึ้นรูปจากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน.....	57

สารบัญภาพ

ภาพที่ 1.1 จำนวนงานวิจัยที่มีเนื้อหาเกี่ยวกับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตที่ถูกตีพิมพ์ในช่วง ค.ศ. 1990 - ค.ศ.2012 [3].....	1
ภาพที่ 1.2 สัดส่วนของขยะทางการแพทย์แต่ละประเภท.....	2
ภาพที่ 2.1 แนวโน้มการผลิตผลิตภัณฑ์จากพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพของโลก [11].....	7
ภาพที่ 2.2 โครงสร้างของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด.....	8
ภาพที่ 2.3 กลไกการสลายตัวของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด [16]	9
ภาพที่ 2.4 อัตราการสลายตัวของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีอัตราส่วน แล็กไทด์:ไกล โคไลด์แตกต่างกัน คือ 100:0, 92:8, 87:13, 74:26 และ 50:50 [17].....	10
ภาพที่ 2.5 โครงสร้างของนีโอมีซิน	13
ภาพที่ 2.6 เส้นใยลักษณะต่างๆที่ขึ้นรูปจากการบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [27]	15
ภาพที่ 2.7 หลักการทำงานของกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [29].....	16
ภาพที่ 2.8 แสดงขั้นตอนการเกิดเส้นใยในระยะต่างๆ [30]	16
ภาพที่ 2.9 ลักษณะโดยทั่วไปของลำพอลิเมอร์ภายใต้การให้ค่าศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่ระบบที่ แตกต่างกันในระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [30].....	20
ภาพที่ 2.10 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของเส้นใยพอลิไสตรีนที่ขึ้น รูปผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตภายใต้ความชื้นสัมพัทธ์ที่ต่างกันคือ (ก.) น้อยกว่า 25%, (ข.) 31-38%, (ค.) 40-45% และ (ง.) 50-59% [53].....	22
ภาพที่ 2.11 การทำงานของกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน [59]	24
ภาพที่ 3.1 การตั้งเครื่องมือในระหว่างการเตรียมสารละลายอิมัลชัน	29
ภาพที่ 3.2 ส่วนประกอบต่างๆของเครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	30
ภาพที่ 3.3 เครื่องแอทเทนนูเอตโททรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ รุ่น Nicolet iS10 ATR-FTIR	32
ภาพที่ 4.1 โครงสร้างของอิมัลซิไฟเออร์ที่ใช้ในงานวิจัย (ก.) สเปน®80 (ข.) สเปน®20 และ (ค.) TEBAC	35

- ภาพที่ 4.2** แสดงของผสมที่เตรียมได้จากอิมัลซิไฟเออร์ทั้ง 3 ชนิด ได้แก่ (ก.) สเปน[®]80 (ข.) สเปน[®]20 และ (ค.) TEBAC ที่ความเข้มข้นของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt ความเข้มข้นของนีโอมีซินเท่ากับ 5%wt และอิมัลซิไฟเออร์แต่ละชนิดความเข้มข้น 15%wt ของพอลิเมอร์..... 36
- ภาพที่ 4.3** แสดงของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้จากสเปน[®]80 ที่ความเข้มข้นคงที่ที่ 15%wt ของพอลิเมอร์ ภายหลังจากเวลาผ่านไป 60 นาที ที่อัตราส่วนของวัฏภาคน้ำ:วัฏภาคน้ำมันที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 1:10, (ข.) 2:9 และ (ค.) 3:8 โดยเลือกใช้ความเข้มข้นของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt และความเข้มข้นของนีโอมีซินเท่ากับ 5%wt ในการเตรียมของผสมอิมัลชัน 38
- ภาพที่ 4.4** แสดงของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้จากสเปน[®]80 ที่ความเข้มข้นแตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 5%wt, (ข.) 10%wt และ (ค.) 15%wt ของพอลิเมอร์ ภายหลังจากเวลาผ่านไป 5 ชั่วโมง โดยเลือกใช้ความเข้มข้นของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt และความเข้มข้นของ นีโอมีซินเท่ากับ 5%wt ในการเตรียมของผสมอิมัลชัน..... 38
- ภาพที่ 4.5** ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของแผ่นเส้นใยพอลิเล็กติก-..... 41
- ภาพที่ 4.6** การกระจายตัวของเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันของแผ่นเส้นใยพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนีโอมีซิน โดยใช้ความเข้มข้นของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของนีโอมีซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสเปน[®]80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับ วัสดุรองรับ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h ภายใต้อำนาจไฟฟ้าที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 15 kV, (ข.) 20 kV และ (ค.) 25 kV..... 43
- ภาพที่ 4.7** ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของแผ่นเส้นใยพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนีโอมีซินที่เตรียมจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน โดยใช้ความเข้มข้นของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของนีโอมีซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสเปน[®]80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้าคงที่ที่ 20 kV และ อัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h ภายใต้อำนาจระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 15 cm, (ข.) 20 cm และ (ค.) 25 cm 44

- ภาพที่ 4.8** ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนี้โอมัยซินที่เตรียมจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน โดยใช้ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของนี้โอมัยซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้า 20 kV และระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm ภายใต้อัตราการไหลที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 0.2 mL/h, (ข.) 0.5 mL/h และ (ค.) 0.8 mL/h..... 47
- ภาพที่ 4.9** สเปกตรัมจากเทคนิคแอกทานูเอเทตโททัลรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรด สเปกโทรสโกปีของการดูดกลืนอินฟราเรดของนี้โอมัยซินซัลเฟต..... 50
- ภาพที่ 4.10** สเปกตรัมจากเทคนิคแอกทานูเอเทตโททัลรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรด สเปกโทรสโกปีของการดูดกลืนอินฟราเรดของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ นี้โอมัยซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน 51
- ภาพที่ 4.11** สเปกตรัมของการดูดกลืนอินฟราเรดของ (ก.) แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนี้โอมัยซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน, (ข.) แผ่นเส้นใย พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด และ (ค.) นี้โอมัยซิน..... 52
- ภาพที่ 5.1** แสดงการแยกชั้นของวัฏภาคน้ำและน้ำมันในระหว่างการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต..... 59

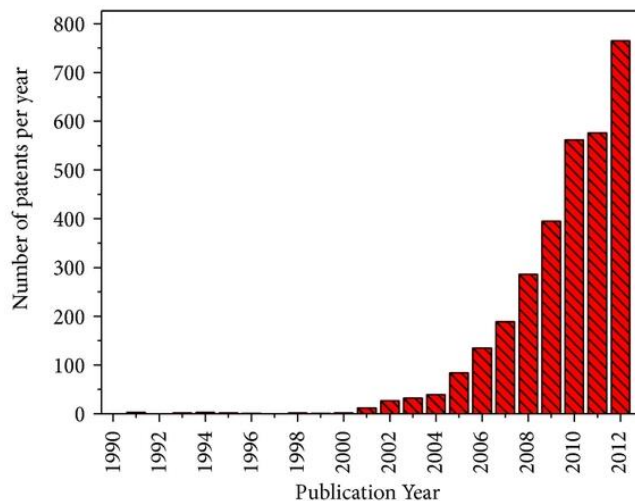
บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันวัสดุทางการแพทย์หลายชนิดที่ใช้กับผู้ป่วยต้องอาศัยการขึ้นรูปในลักษณะที่เป็นเส้นใย เช่น เนื้อเยื่อเทียม (artificial tissue), หลอดเลือดเทียม (vascular graft) และ วัสดุปิดบาดแผล (wound dressing) เป็นต้น โดยเฉพาะในกรณีของวัสดุปิดบาดแผลยิ่งเส้นใยที่ประดิษฐ์นั้นมีขนาดเล็กมากเท่าไร พื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างเซลล์กับเส้นใยจะสูงขึ้นมากเท่านั้น ส่งผลให้เซลล์เจริญเติบโตได้ดี กักเก็บความชุ่มชื้นและดูดซับของเสียจากบาดแผลได้ดี ส่งผลให้บาดแผลหายได้เร็วยิ่งขึ้น [1] ดังนั้นเทคนิคที่ใช้ในการเตรียมเส้นใยขนาดเล็กจึงเป็นที่ต้องการ และเทคนิคหนึ่งที่ได้รับ ความสนใจอย่างมากคือ กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (electrospinning process)

ในช่วงทศวรรษที่ผ่านมาการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตได้รับความสนใจอย่างมากในการผลิตเส้นใยที่มีขนาดเล็กในระดับนาโนเมตรจนถึงไมโครเมตร เมื่อเทียบกับเทคนิคอื่น ๆ การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมีความซับซ้อนของระบบเครื่องมือน้อยกว่า ต้นทุนค่อนข้างต่ำ การควบคุมขนาดและความยาวของเส้นใยได้อย่างต่อเนื่อง [2] ดังจะเห็นได้จากจำนวนผลงานวิจัยเกี่ยวกับเรื่องนี้ที่มีจำนวนการตีพิมพ์มากขึ้นในปีหลังๆ ดังแสดงในภาพที่ 1.1

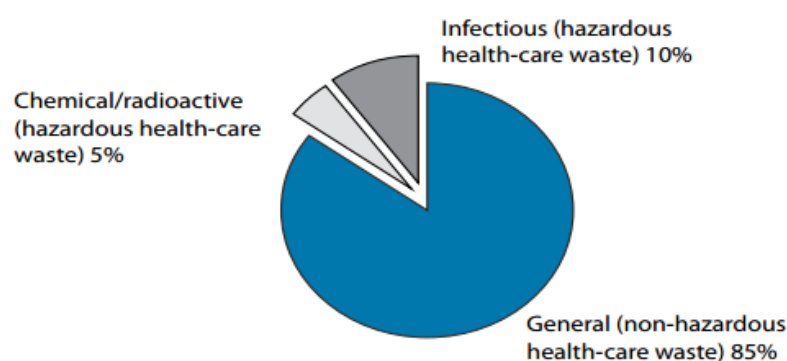


ภาพที่ 1.1 จำนวนงานวิจัยที่มีเนื้อหาเกี่ยวกับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตที่ถูกตีพิมพ์ในช่วง

ค.ศ. 1990 - ค.ศ.2012 [3]

เทคนิคการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมีความเหมาะสมอย่างยิ่งที่จะนำมาประยุกต์ใช้เพื่อประดิษฐ์วัสดุปิดบาดแผล เช่น ในงานวิจัยของ Gu และคณะ [4] ได้ศึกษาเส้นใยเจลาติน (gelatin) และเจลาติน/พอลิแล็กติกแอซิด (gelatin/poly(lactic acid)) ที่ผลิตจากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล ซึ่งพบว่าแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้มีอัตราการระเหยออกของน้ำที่เหมาะสม และสามารถควบคุมระดับของของเหลวในแผ่นเส้นใยได้ดีมีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล นอกจากนี้ยังมีอีกหลากหลายงานวิจัยที่นำระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมาประยุกต์ใช้ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนี้มีความเหมาะสมสำหรับนำมาประดิษฐ์เป็นวัสดุปิดบาดแผล [5-7]

ปัจจุบันเทคโนโลยีทางการแพทย์ได้พัฒนาไปอย่างก้าวกระโดด ทั้งในด้านเทคโนโลยีการรักษา และวัสดุที่ใช้ในการรักษา อย่างไรก็ตามการจัดการกับของเสียทางการแพทย์กลับทำได้ไม่ดีเท่าที่ควร ดังนั้นการจัดการกับปริมาณของเสียทางการแพทย์ที่เกิดขึ้นจึงเป็นเรื่องที่สำคัญและไม่ควรละเลย โดยของเสียทางการแพทย์มีปริมาณถึงร้อยละ 20 จากจำนวนขยะหรือของเสียทั้งหมด ของเสียทางการแพทย์ส่วนใหญ่เป็นขยะติดเชื้อ, ขยะมีพิษ, ขยะกัมมันตรังสี, ฯลฯ ในบรรดาของเสียทางการแพทย์ทั้งหมดของเสียติดเชื้อมีปริมาณมากที่สุดโดยคิดเป็นร้อยละ 10 ของเสียติดเชื้อประกอบด้วยวัสดุปิดบาดแผล สำลี และอุปกรณ์ทางการแพทย์อื่นๆที่ปนเปื้อนด้วยเลือดหรือของเหลวจากผู้ป่วย ทั้งนี้สัดส่วนของขยะทางการแพทย์แต่ละประเภททั้งขยะโดยทั่วไป, ขยะมีพิษ และของเสียติดเชื้อแสดงในภาพที่ 1.2



ภาพที่ 1.2 สัดส่วนของขยะทางการแพทย์แต่ละประเภท

วัสดุปิดบาดแผลถือว่าเป็นอุปกรณ์ที่สำคัญอย่างหนึ่งในการปฐมพยาบาลผู้ป่วย เนื่องจากวัสดุปิดบาดแผลต้องสัมผัสกับบาดแผลของผู้ป่วยและทำหน้าที่ในการดูดซับเลือดและของเสียต่างๆ ออกจากบาดแผล วัสดุที่จะใช้ในการผลิตวัสดุปิดบาดแผลนั้นนอกจากต้องมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ

(biocompatibility) ที่ดีกับร่างกายแล้ว จะดียิ่งขึ้นหากวัสดุที่ใช้ในการประดิษฐ์วัสดุปิดบาดแผลสามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพ (biodegradable) เนื่องจากวัสดุปิดบาดแผลมีช่วงอายุการใช้งานที่สั้นและเป็นของเสียทางการแพทย์ประเภทของเสียติดเชื้อซึ่งมีความอันตรายหากเกิดการสะสมอยู่ในสิ่งแวดล้อมในระยะยาว การเลือกใช้วัสดุที่สามารถสลายตัวเองได้ทางชีวภาพจึงเป็นการลดปริมาณขยะทางการแพทย์ประเภทอายุการใช้งานสั้นได้อย่างมีประสิทธิภาพวิธีหนึ่ง

พอลิเมอร์ทางชีวภาพประเภทหนึ่งที่น่าสนใจนำมาใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผลคือ พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด (poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA) ซึ่งเป็นพอลิเมอร์ที่องค์การอาหารและยาของสหรัฐอเมริกา (US Food and Drug Administration, USFDA) รับรองให้ใช้งานในทางการแพทย์ได้ เนื่องจากมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพและสามารถสลายตัวได้ทางชีวภาพอีกด้วย พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดสามารถสังเคราะห์ได้จากปฏิกิริยาโคพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวง (ring-opening copolymerization) ของกรดแล็กติกและกรดไกลโคลิก โดยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดสามารถสลายตัวได้ผ่านปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (hydrolysis) ของพันธะเอสเทอร์ (ester bond) ในโครงสร้าง เมื่อพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด สลายตัวจะให้กรดแล็กติกและกรดไกลโคลิก มอนอเมอร์ทั้งสองไม่เป็นพิษต่อร่างกาย เมื่ออยู่ในร่างกายจะถูกย่อยโดยเอ็นไซม์ไปเป็นสารที่ใช้ในกระบวนการทำงานของร่างกายต่อไป [8] จึงเป็นเหตุผลที่ทำให้พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเป็นวัสดุที่มีศักยภาพสูงสำหรับงานทางการแพทย์ ผู้วิจัยจึงมีความสนใจนำพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดมาใช้งานวิจัยเพื่อนำมาผลิตเป็นวัสดุปิดบาดแผลผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

ทั้งนี้นอกจากจะต้องคัดสรรหรือประดิษฐ์วัสดุที่เข้ากับร่างกายได้ดีแล้ว การนำยาปฏิชีวนะ (antimicrobial agent, antibiotics) มาบรรจุในเส้นใยด้วยเทคนิคต่างๆและมาเป็นองค์ประกอบหนึ่งของเส้นใยเพื่อใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผลก็เป็นทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจ เหตุเหตุนี้นำมาสู่การประยุกต์ใช้งานเส้นใยนาโนในอีกลักษณะหนึ่งซึ่งเริ่มเป็นที่แพร่หลายและมีการพัฒนามากขึ้น คือการใช้งานในระบบการนำส่งยา (drug delivery system) ในหลายกรณีมีการผนวกใช้ร่วมกับแผ่นเส้นใยเป็นวัสดุปิดแผล ซึ่งน่าจะช่วยลดโอกาสการติดเชื้อที่อาจเกิดขึ้นกับผู้ป่วยได้ เช่น Peng และคณะ [9] ศึกษาสมบัติและความสามารถในการต้านแบคทีเรียของพอลิแล็กติกแอซิดและพอลิเอทิลีนไกลคอล-โค-พอลิแล็กติกแอซิด (poly(ethylene glycol)-co-poly(lactic acid), PELA) ที่เติมยาพาราเซตามอล (paracetamol) ขึ้นรูปด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต พบว่าเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีลักษณะเรียบ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยอยู่ในช่วง 600-1000 nm โดยความเข้มข้นของพาราเซตามอลที่สูงขึ้นจะส่งผลให้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยสูงขึ้นตามไปด้วย สำหรับความเร็วในการปลดปล่อยยานั้น พาราเซตามอลถูกปลดปล่อยออกมาอย่างรวดเร็วใน

ช่วงแรกทั้งนี้ความเร็วในการปลดปล่อยตัวยาคืบกับความเข้ากันได้ระหว่างยากับพอลิเมอร์และ อัตราสลายตัวของพอลิเมอร์

โดยยาปฏิชีวนะอาจแบ่งออกได้เป็นหลายกลุ่มขึ้นกับลักษณะการใช้งาน และ/หรือกลไกการออกฤทธิ์ ยาปฏิชีวนะซึ่งเป็นที่นิยมใช้กับบาดแผลภายนอกอย่างชนิดหนึ่ง ได้แก่ นิโอมัยซิน (neomycin) ซึ่งมีความสามารถในการออกฤทธิ์ฆ่าเชื้อแบคทีเรียได้ดี ทั้งแบคทีเรียชนิดแกรมบวก (gram-positive bacterial) และแกรมลบ (gram-negative bacterial) ซึ่งพบได้บ่อยครั้งในบาดแผล และแบคทีเรียเหล่านี้เองเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้บาดแผลเกิดการติดเชื้อ การลดสถานะการติดเชื้อดังกล่าวโดยการใช้วัสดุปิดบาดแผลที่ออกฤทธิ์ยับยั้งเชื้อแบคทีเรียจึงมีความน่าสนใจเป็นอย่างยิ่ง

จากที่กล่าวมาข้างต้นผู้วิจัยจึงมีความสนใจที่จะใช้พอลิเมอร์ที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ และสามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพมาผนวกกับการใช้ยาปฏิชีวนะ โดยใช้พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิก แอซิดผสมกับยานิโอมัยซินและขึ้นรูปผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อนำเส้นใยที่ได้มาประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผล

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

ศึกษาวิธีการเตรียมและปัจจัยต่างๆที่ส่งผลต่อการประดิษฐ์แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุนิโอมัยซินจากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตสำหรับการประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผล ทั้งในด้านการเตรียมอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนิโอมัยซิน และปัจจัยอื่นๆในระหว่างการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน ตลอดจนศึกษาคุณสมบัติต่างๆของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนิโอมัยซินที่เตรียมได้

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 ศึกษาผลของปัจจัยต่างๆในการเตรียมสารละลายอิมัลชัน ได้แก่ ชนิดของอิมัลซิไฟเออร์, อัตราส่วนของวัฏภาคน้ำต่อวัฏภาคน้ำมัน และความเข้มข้นของสแปน® 80 ที่ใช้ในการเตรียมสารละลายอิมัลชันก่อนนำไปขึ้นรูปเป็นเส้นใยผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

1.3.2 ศึกษาปัจจัยต่างๆที่มีผลต่อกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ได้แก่ ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบ, ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ, อัตราการไหล (flow rate), และความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีต่อลักษณะของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนิโอมัยซินที่เตรียมได้

1.3.3 ตรวจสอบสมบัติของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซิน

1.3.3.1 ศึกษาสมบัติทางกายภาพของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซิน ได้แก่ ลักษณะทางสัณฐานวิทยา, หมู่ฟังก์ชันของแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้ และสมบัติความชอบน้ำและไม่ชอบน้ำ (hydrophobicity) ของแผ่นเส้นใย

1.3.3.2 ศึกษาสมบัติทางชีวภาพของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซิน ดังนี้ ทดสอบความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของแผ่นเส้นใย และความเป็นพิษกับเซลล์ของแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้

1.3.3.3 ศึกษาสมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซิน โดยการทดสอบความแข็งแรงดึง (tensile strength)



บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

จากอดีตถึงปัจจุบันเทคโนโลยีพื้นฐานของมนุษย์เริ่มต้นจากการนำปิโตรเลียมซึ่งได้แก่น้ำมันดิบและก๊าซธรรมชาติ ไปผ่านกระบวนการทางปิโตรเคมีก่อให้เกิดวัตถุดิบทางเคมีอย่างหลากหลาย โดยวัตถุดิบทางเคมีเหล่านี้จะถูกนำมาต่อยอดเป็นวัสดุพอลิเมอร์และพลาสติกชนิดต่างๆ แต่ช่วงทศวรรษที่ผ่านมามนุษย์เริ่มตระหนักว่าแหล่งพลังงานจากน้ำมันดิบและก๊าซธรรมชาติที่มีกำลังจะหมดไปในที่สุด การหาแหล่งพลังงานทดแทนที่ยั่งยืนและวัสดุที่เป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อมจึงเป็นทางออกหนึ่งเพื่อแก้ปัญหาแหล่งปิโตรเลียมที่จะหมดไปในอนาคต

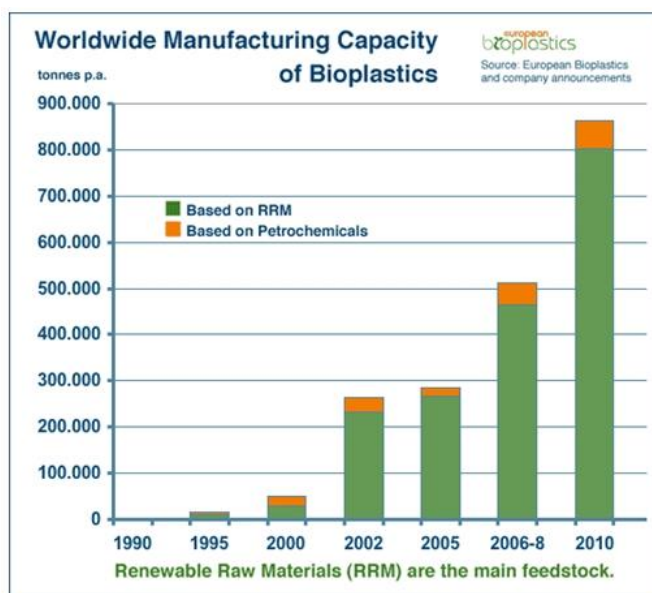
ปัจจุบันพลาสติกส่วนใหญ่ถูกผลิตขึ้นจากวัตถุดิบที่มาจากน้ำมันดิบและก๊าซธรรมชาติ ซึ่งวัตถุดิบเหล่านี้สร้างขึ้นทดแทนใหม่ได้ยาก การที่น้ำมันดิบและก๊าซธรรมชาติจะเกิดขึ้นตามธรรมชาตินั้นต้องอาศัยระยะเวลาที่ยาวนาน ดังนั้นน้ำมันดิบและก๊าซธรรมชาติจึงจัดเป็นแหล่งวัตถุดิบที่ไม่สามารถสร้างทดแทนใหม่ได้ (non-renewable resources) และมีแนวโน้มใกล้หมดลงอย่างรวดเร็ว

นอกจากปัญหาด้านทรัพยากรแล้ว “พลาสติก” ยังจัดว่าเป็นขยะที่กำจัดยากอีกด้วย หากนำขยะพลาสติกเหล่านี้มาฝังกลบจะใช้เวลาในการย่อยสลายนับร้อยๆ ปี ดังนั้นหลายปีที่ผ่านมาจึงเริ่มมีงานวิจัยที่ให้ความสำคัญกับพอลิเมอร์สลายตัวได้ทางชีวภาพ (biodegradable polymer) ที่ผลิตจากวัตถุดิบที่สามารถสร้างขึ้นทดแทนได้ใหม่ (renewable resources) ซึ่งเป็นทางหนึ่งที่สามารถช่วยแก้ปัญหาขยะและลดการพึ่งพาทรัพยากรปิโตรเลียมลง

2.1 พลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพ (biodegradable plastic)

พลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพตามความหมายของ ASTM D6400-99 คือพลาสติกที่มีกลไกการสลายตัวด้วยเอนไซม์และแบคทีเรียในธรรมชาติ เมื่อย่อยสลายหมดจะได้ผลิตภัณฑ์เป็นน้ำ, มวลชีวภาพ, ก๊าซมีเทน และก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ โดยพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพมีสมบัติการใช้งานเช่นเดียวกับพลาสติกโดยทั่วไป แต่เมื่อทิ้งพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพไปเป็นขยะและอยู่ในสภาวะที่เหมาะสม เช่น การฝังกลบ พลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพนั้นถึงจะเกิดการย่อยสลาย [10] จากภาพที่ 2.1 แสดงให้เห็นว่ากว่าทศวรรษที่ผ่านมาแนวโน้มความต้องการผลิตภัณฑ์ที่ผลิตจากพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพของทั่วโลกนั้นพุ่งสูงขึ้นอย่างรวดเร็ว ทั้งนี้พลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพที่นิยมผลิตเพื่อใช้เป็นผลิตภัณฑ์ชนิดต่างๆในปัจจุบัน ได้แก่ พอลิแล็กติกแอซิด

(Poly(lactic acid), PLA), พอลิไฮดรอกซีบิวไทเรท (Polyhydroxybutyrate, PHB) และพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (poly(vinyl alcohol), PVA)



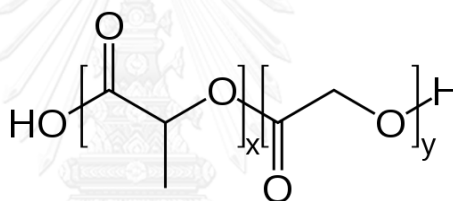
ภาพที่ 2.1 แนวโน้มการผลิตผลิตภัณฑ์จากพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพของโลก [11]

นอกจากการประยุกต์ใช้พลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพมาผลิตเป็นผลิตภัณฑ์ที่ใช้กันในชีวิตประจำวันอย่างกว้างขวางแล้ว การนำพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพมาประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ก็มีความต้องการที่มากไม่แพ้กัน โดยการใช้งานทางการแพทย์นั้นอุปกรณ์ที่ใช้สัมผัสกับร่างกายส่วนใหญ่ควรไม่เป็นอันตรายกับร่างกายหรือมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกาย สำหรับชิ้นส่วนทางการแพทย์ที่ใช้ภายในร่างกาย เช่น เนื้อเยื่อเทียม, หลอดเลือดเทียม, ไหมเย็บแผล และกระดูกเทียม ส่วนมากแล้วมักผลิตจากวัสดุที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกายและสามารถสลายตัวได้เองทางชีวภาพ เนื่องจากเมื่อใส่เข้าไปทดแทนส่วนที่เสียหายภายในร่างกายแล้วชิ้นส่วนเหล่านี้จะไม่ก่อให้เกิดการต่อต้านโดยร่างกาย นอกจากนั้นยังค่อยๆ สลายตัวอย่างช้าๆ ทำให้ไม่ต้องผ่าตัดเพื่อเอาชิ้นส่วนเหล่านั้นออกเป็นครั้งที่สอง [12] และสำหรับการใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผลนั้น วัสดุที่ใช้ควรมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกายเพื่อลดอาการแพ้หรือการต่อต้านวัสดุดังกล่าวโดยกลไกของร่างกาย ทั้งนี้อาจมองได้ว่าความสามารถในการสลายตัวได้ทางชีวภาพจะมีความสำคัญรองลงมาเนื่องจากเป็นการใช้เพียงแค่ภายนอกร่างกาย แต่ก็เป็นที่ทราบกันดีว่าขยะทางชีวภาพซึ่งเกิดจากเวชภัณฑ์ที่ใช้กับมนุษย์นั้นมีปริมาณเพิ่มขึ้นทุกขณะ ดังนั้นการผลิตและใช้งานเวชภัณฑ์ที่ย่อยสลายได้ทางชีวภาพก็เป็นเรื่องที่น่าสนใจและควรสนับสนุนให้มีการดำเนินการมากขึ้นเพื่อเป็นการลดปริมาณขยะทางการแพทย์ที่อาจสะสมในระยะยาวได้โดยเฉพาะอย่างยิ่งพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพในกลุ่มของ

พอลิเอสเทอร์ ซึ่งสามารถสลายตัวได้ผ่านกลไกไฮโดรไลซิสเมื่อสัมผัสกับของเหลวภายในร่างกาย ได้แก่ พอลิแล็กติกแอซิด, พอลิไกลโคลิกแอซิด (poly(glycolic acid), PGA) และโคพอลิเมอร์ของทั้งสอง คือ พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด (poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA) โดยเฉพาะอย่างยิ่ง พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีคุณสมบัติคือสามารถควบคุมอัตราการสลายตัวได้จึงถูกนำมาใช้งานในทางการแพทย์อย่างแพร่หลาย [13]

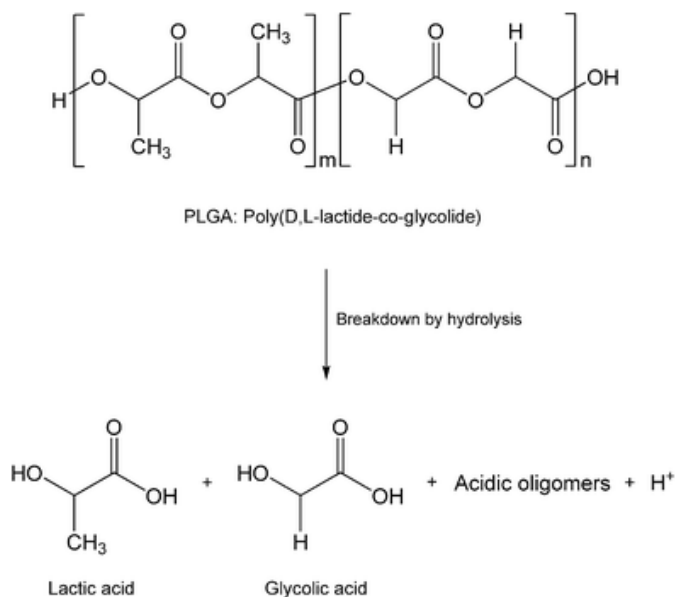
2.1.1 พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด (poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA)

พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด เป็นพลาสติกย่อยสลายได้ทางชีวภาพที่องค์การอาหารและยาของสหรัฐอเมริการับรองให้ใช้งานในทางการแพทย์ได้ เนื่องจากมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพและสามารถสลายตัวได้ทางชีวภาพอีกด้วย โดยโครงสร้างของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดแสดงในภาพที่ 2.2



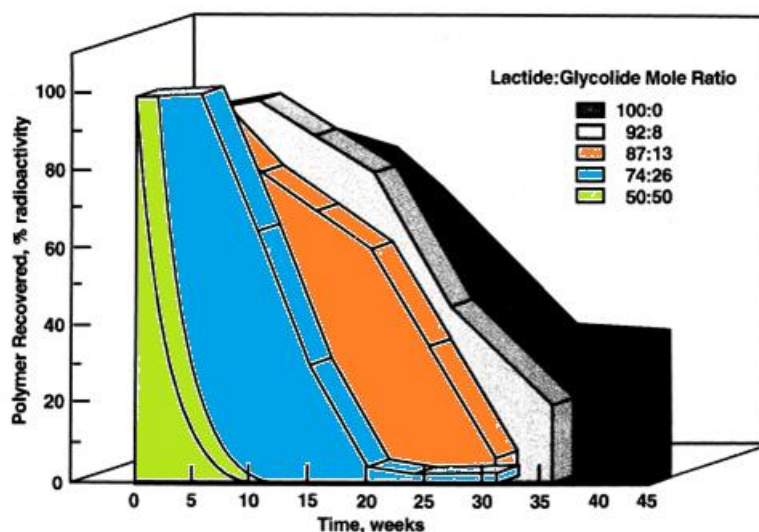
ภาพที่ 2.2 โครงสร้างของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด

พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดสามารถสังเคราะห์ได้จากปฏิกิริยาโคพอลิเมอร์ไรเซชันแบบเปิดวง (ring-opening copolymerization) ของกรดแล็กติก (lactic acid) และกรดไกลโคลิก (glycolic acid) โดยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดสามารถสลายได้ในตัวทำละลายอินทรีย์ทั่วไป เช่น เตตระไฮโดรฟูแรน (tetrahydrofuran), อะซิโตน (acetone), เอทิลอะซิเตท (ethyl acetate) และคลอโรฟอร์ม (chloroform) [14, 15] เมื่อสัมผัสกับน้ำพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดจะสลายตัวจากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส (hydrolysis) บริเวณพันธะเอสเทอร์ (ester bond) ดังภาพที่ 2.3



ภาพที่ 2.3 กลไกการสลายตัวของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด [16]

ทั้งนี้อัตราการสลายตัวของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดขึ้นกับอัตราส่วนของแล็กไทด์:ไกลโคลได์ (lactide:glycolide) ในสายโซ่โมเลกุล กล่าวคือพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีสัดส่วนของแล็กไทด์มากจะมีอัตราการสลายตัวที่ช้ากว่าพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีอัตราส่วนของไกลโคลได์ที่มากกว่า เนื่องจากพอลิแล็กติกแอซิดมีความไม่ชอบน้ำมากกว่าพอลิไกลโคลิกแอซิดส่งผลทำให้พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีสัดส่วนของพอลิแล็กติกแอซิดสูงจะมีอัตราการสลายตัวจากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิสที่ช้ากว่าและมีความสามารถในการดูดซับน้ำที่ต่ำดังแสดงในภาพที่ 2.4 ทั้งนี้ความสามารถในการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนของแล็กไทด์:ไกลโคลได์ในระหว่างกระบวนการผลิตทำให้พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดมีข้อดีคือ สามารถควบคุมอัตราการสลายตัวของพอลิเมอร์ได้จากอัตราส่วนระหว่างแล็กไทด์และไกลโคลได์ในโครงสร้าง นอกจากนี้ยังมีสถานะเป็นของแข็งภายใต้อุณหภูมิร่างกาย มีความเข้ากันได้กับร่างกาย มีจุดหลอมเหลวค่อนข้างต่ำ รวมไปถึงสามารถผลิตเป็นผลิตภัณฑ์ได้หลากหลายรูปแบบขึ้นกับลักษณะการใช้งาน ทำให้พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดมีสมบัติเหมาะสมอย่างยิ่งสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ เช่น ใช้เป็นไหมเย็บแผล, ชิ้นส่วนเทียมหรืออวัยวะเทียมต่างๆ และวัสดุปิดบาดแผล



ภาพที่ 2.4 อัตราการสลายตัวของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแอซิดที่มีอัตราส่วนแล็กไทด์:ไกลโกลิกลิแอซิดแตกต่างกัน คือ 100:0, 92:8, 87:13, 74:26 และ 50:50 [17]

โดยเฉพาะการใช้งานพอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแอซิดเป็นวัสดุปิดบาดแผลการป้องกันการติดเชื้อบริเวณแผลเปิดภายนอก ร่างกายก็ถือเป็นสิ่งสำคัญ ผู้ป่วยบางรายเกิดอาการติดเชื้อเนื่องจากเชื้อแบคทีเรียเข้าสู่ร่างกายบริเวณบาดแผล การนำยาปฏิชีวนะมาเป็นองค์ประกอบหนึ่งของเส้นใยเพื่อใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผลจึงเป็นทางเลือกหนึ่งที่น่าสนใจ เหตุเหล่านี้มาสู่การประยุกต์ใช้งานพอลิแล็กติก-โค-ไกลโกลิกลิแอซิดในอีกลักษณะหนึ่งซึ่งเริ่มเป็นที่แพร่หลายมากขึ้นและเริ่มมีการพัฒนา มากขึ้น คือการใช้งานในระบบการนำส่งยา (drug delivery system) เพื่อลดอาการติดเชื้อของผู้ป่วย ซึ่งในหลายกรณีมีการผนวกใช้ร่วมกับการแผ่นใช้เส้นใยเป็นวัสดุปิดแผลด้วย

2.2 ยาปฏิชีวนะ (Antibiotic)

ในร่างกายของมนุษย์มีระบบภูมิคุ้มกันเพื่อต้านทานต่อโรคที่อาจเกิดขึ้นกับร่างกายคือ เม็ดเลือดขาว โดยเม็ดเลือดขาวที่จะทำหน้าที่ป้องกันการบุกรุกของเชื้อโรคจากภายนอกเข้าสู่ภายในร่างกาย ทั้งนี้เมื่อใดก็ตามที่เชื้อโรครามีมากจนร่างกายไม่สามารถยับยั้งเชื้อโรคได้ทั้งหมด จึงจำเป็นต้องเลือกใช้ยาปฏิชีวนะเพื่อลดการก่อตัวของเชือดังกล่าวแทน ยาปฏิชีวนะที่เป็นที่คุ้นเคยกันดี ได้แก่ อะม็อกซิซิลลิน (amoxicillin), อ็อกเมนดิน (augmentin), นอร์ฟล็อกซาซิน (norfloxacine), เตตราไซคลิน (tetracycline) และอะซิโทรัมัยซิน (azithromycin) เป็นต้น [18]

ยาปฏิชีวนะถูกใช้งานในการฆ่าเชื้อแบคทีเรียที่ทำให้เกิดการติดเชื้อ โดยส่งผลกระทบต่อมนุษย์และสัตว์ค่อนข้างต่ำ กลไกการออกฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรียของยาปฏิชีวนะนั้นมีด้วยกันหลากหลายรูปแบบขึ้นกับชนิดของยาปฏิชีวนะ โดยกลไกการออกฤทธิ์ของยาปฏิชีวนะได้แก่

- 1.) **กลุ่มที่มีผลขัดขวางการทำงานของกระบวนการเมตาบอลิซึม (metabolism) ภายในเซลล์ของแบคทีเรีย** โดยไปยับยั้งปฏิกิริยาเอนไซม์-คะตาลีสต์ (enzyme-catalyst reaction) ของกรดโฟลิก (Folic acid) ในเซลล์ของแบคทีเรีย ทำให้แบคทีเรียไม่สามารถเจริญเติบโตหรือแบ่งเซลล์ได้ ได้แก่ ยาในกลุ่มซัลโฟนาไมด์ (sulfonamide)
- 2.) **กลุ่มที่มีฤทธิ์ยับยั้งการสร้างผนังเซลล์ (cell wall) ของแบคทีเรีย** ผนังเซลล์ของแบคทีเรียเป็นชั้นที่อยู่ด้านนอกสุดของเซลล์มีลักษณะแข็งและมีรู ผนังเซลล์จะทำหน้าที่ป้องกันอันตรายจากภายนอกและทำให้แบคทีเรียสามารถรูปร่างอยู่ได้ ทั้งนี้พบว่าแบคทีเรียชนิดแกรมบวกมีผนังเซลล์ที่หนากว่าแบคทีเรียชนิดแกรมลบมาก โดยชั้นเปปไทโดไกลแคน (peptidoglycan) ที่หนานี้จะทำให้ยาปฏิชีวนะต้านเชื้อแบคทีเรียชนิดแกรมบวกได้น้อยกว่าแบคทีเรียชนิดแกรมลบ ยาปฏิชีวนะกลุ่มที่ออกฤทธิ์ยับยั้งการสร้างผนังเซลล์นั้น จะทำให้ผนังเซลล์สร้างตัวอย่างไม่สมบูรณ์ เซลล์ของแบคทีเรียจึงแตกและส่งผลให้แบคทีเรียตายในที่สุด ได้แก่ ยาในกลุ่มเพนิซิลิน (penicillin), กลุ่มเซฟฟาโลสปอริน (cephalosporin), กลุ่มแวนโคมัยซิน (vancomycin) และเบซิเตรซิน (bacitracin) ทั้งนี้เซลล์ของสัตว์ชั้นสูงไม่มีผนังเซลล์ทำให้ยาในกลุ่มนี้ไม่มีอันตรายต่อมนุษย์และสัตว์
- 3.) **กลุ่มที่ทำปฏิกิริยากับเยื่อหุ้มเซลล์ (membrane) ของแบคทีเรีย** โดยเยื่อหุ้มเซลล์คือส่วนที่อยู่ถัดเข้าไปจากผนังเซลล์ ประกอบไปด้วยโปรตีนและไขมันทำหน้าที่ควบคุมส่วนประกอบภายในเซลล์และขัดขวางการซึมออกของสารที่มีน้ำหนักโมเลกุลต่ำ เช่น กรดอะมิโน (amino acid) ยาปฏิชีวนะกลุ่มนี้จะทำให้โปรตีนรวมถึงของเหลวภายในเซลล์ของแบคทีเรียไหลออกมาภายนอกเซลล์ ส่งผลทำให้ความสามารถในการซึมผ่านของน้ำและอาหารในเซลล์ล้มเหลวและทำให้แบคทีเรียตายในที่สุด ทั้งนี้ยาปฏิชีวนะในกลุ่มนี้มีความอันตรายค่อนข้างสูงเนื่องจากในเซลล์ของสัตว์ชั้นสูงมีเยื่อหุ้มเซลล์เช่นเดียวกัน ทั้งนี้เยื่อหุ้มเซลล์ของสัตว์และเยื่อหุ้มเซลล์ของแบคทีเรียมีความแตกต่างกันค่อนข้างมาก ยาปฏิชีวนะในกลุ่มนี้จึงส่งผลกับเยื่อหุ้มเซลล์ของแบคทีเรียมากกว่า

เยื่อหุ้มเซลล์ของสัตว์ ซึ่งได้แก่ยาในกลุ่มโพลีมัยซิน (polymyxin), โคลิสติน (colistin) และแอมโฟเทอริซิน บี (amphotericin B)

- 4.) กลุ่มที่มีผลยับยั้งการสร้างกรดนิวคลีอิก (nucleic acid) ของแบคทีเรีย ทำให้แบคทีเรียไม่สามารถสร้างดีเอ็นเอ (DNA) ซึ่งจำเป็นต่อการเจริญเติบโตและการแบ่งเซลล์ของแบคทีเรียได้ ยากลุ่มนี้ได้แก่ ไรแฟมปีน (rifampin) และควิโนโลน (quinolone)
- 5.) กลุ่มที่มีฤทธิ์ขัดขวางการสังเคราะห์โปรตีนของแบคทีเรีย ยาจะไปยับยั้งการทำงานของไรโบโซม (ribosomes) ที่มีหน้าที่สังเคราะห์โปรตีน เมื่อไรโบโซมถูกขัดขวางการทำงานแบคทีเรียจึงไม่สามารถสังเคราะห์โปรตีนได้ตามปกติ ยากลุ่มนี้ได้แก่ คลอแรมฟินิคอล (chloramphenicol), คลินดามัยซิน (clindamycin), เตตราไซคลิน (tetracyclin), อีริธรมัยซิน (erythromycin) และยาในกลุ่มอะมิโนไกลโคไซด์ (aminoglycoside) [19]

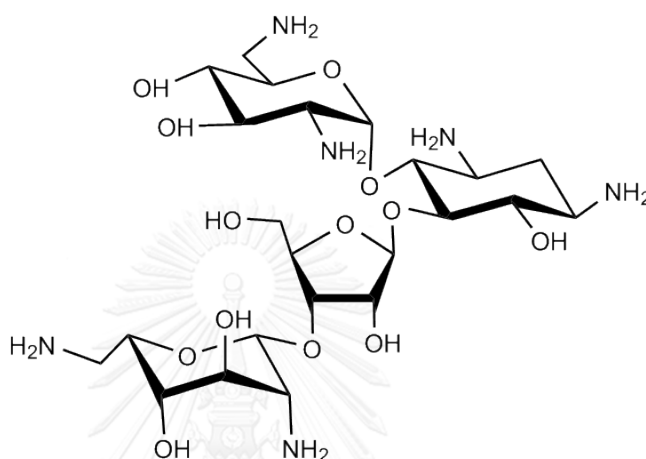
อย่างไรก็ตามแม้ยาปฏิชีวนะจะมีข้อดีมากมาย แต่การใช้ยาปฏิชีวนะติดต่อกันเป็นระยะเวลานานหรือใช้ในปริมาณต่อครั้งที่มากเกินไปย่อมส่งผลเสียต่อร่างกาย เช่น ทำให้เชื้อเกิดการดื้อยารวมไปถึงส่งผลกระทบต่อระบบต่างๆในร่างกายอีกด้วย

2.2.1 นีโอไมยซิน (neomycin)

การติดเชื้อบริเวณบาดแผลเกิดขึ้นได้บ่อยครั้งในกรณีที่เกิดการยับยั้งเชื้อของร่างกายทำงานได้ไม่ดีพอ โดยกว่า 70% ของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาบาดแผลติดเชื้อ การประยุกต์ระบบนำส่งยาผนวกเข้ากับวัสดุปิดบาดแผลนั้นจึงเป็นทางเลือกที่น่าสนใจไม่น้อย โดยแบคทีเรียที่ทำให้เกิดการติดเชื้อบริเวณบาดแผลที่พบ ได้แก่ *Staphylococcus*, *Staphylococci* และกลุ่มอื่นๆ [20] การเลือกยาปฏิชีวนะที่จะมาประยุกต์ใช้ร่วมกับวัสดุปิดบาดแผลนั้นจึงควรเป็นยาในกลุ่มยาปฏิชีวนะสำหรับทาภายนอกที่ออกฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียได้ดี

นีโอไมยซินเป็นยาในกลุ่มอะมิโนไกลโคไซด์ที่ถูกใช้งานอย่างแพร่หลายในรูปแบบของยาทาภายนอกในร่างกาย เช่น ในรูปของครีม, ซีฟิ่ง และยาหยอดตา มีสูตรโครงสร้างดังแสดงในภาพที่ 2.5 นีโอไมยซินเกิดจากกระบวนการหมักของแบคทีเรีย *Streptomyces fradiae* [21] เป็นยาที่ออกฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรียในวงกว้างคือ นีโอไมยซินมีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียชนิดแกรมลบได้ดี แต่ต้านเชื้อแบคทีเรียชนิดแกรมบวกได้เพียงบางส่วน เป็นยาที่มีพิษต่อไตสูงและส่งผลกระทบต่อเส้นประสาทเกี่ยวกับการได้ยินหากใช้ติดต่อกันเวลานาน [22] นีโอไมยซินมีกลไกการออกฤทธิ์

เช่นเดียวกับยาในกลุ่มอะมิโนไกลโคไซด์ตัวอื่นๆกล่าวคือ มีกลไกการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียโดยทำให้กระบวนการสร้างโปรตีนในเซลล์แบคทีเรียผิดปกติ โดยไปจับกับสารพันธุกรรมที่เรียกว่า อาร์เอ็นเอ (RNA) ที่ตำแหน่ง 30s ทำให้แบคทีเรียมีการสังเคราะห์โปรตีนที่ผิดปกติไป การแบ่งตัวของเซลล์จึงหยุดชะงักและตายในที่สุด [23] เป็นยาที่ใช้ได้ดีภายนอกร่างกายเนื่องจากมีอัตราการดูดซึมทางกระเพาะอาหารที่ต่ำ ความเข้มข้นที่ใช้งานจะอยู่ในช่วง 0.5%wt-5%wt [24]



ภาพที่ 2.5 โครงสร้างของนีโอมัยซิน

อนึ่งความสามารถในการทำลายเชื้อแบคทีเรียของยาปฏิชีวนะ ไม่ได้ขึ้นกับวิธีการหรือกลไกทำลายเชื้อโรคเท่านั้น แต่ยังขึ้นกับความสามารถในการนำหรือพายาปฏิชีวนะไปยังอวัยวะที่มีการติดเชื้อ หากร่างกายไม่สามารถนำยาไปยังอวัยวะที่มีการติดเชื้อได้ ก็ไม่สามารถทำลายเชื้อโรคได้เช่นกัน ซึ่งการนำยาไปยังอวัยวะเป้าหมายมีหลายช่องทาง เช่น การกิน, การฉีดใต้ผิวหนัง, การฉีดเข้ากล้ามเนื้อ, การฉีดเข้าหลอดเลือด (มักเป็นหลอดเลือดดำ) และการทาที่ผิวหนัง ดังนั้นการประยุกต์ใช้ยาปฏิชีวนะในระบบนำส่งยาจึงน่าสนใจเป็นอย่างยิ่ง

ทั้งนี้วัสดุทางการแพทย์นั้นในหลายๆประเภทจำต้องอาศัยการขึ้นรูปในลักษณะที่เป็นเส้นใย เช่น เนื้อเยื่อเทียม, หลอดเลือดเทียม, โครงร่างสำหรับให้เซลล์เกาะ และวัสดุปิดบาดแผล เป็นต้น โดยเฉพาะวัสดุปิดบาดแผลยิ่งเส้นใยที่ผลิตได้มีขนาดเล็กเท่าไร พื้นที่ผิวสัมผัสระหว่างเซลล์กับเส้นใยก็จะสูงขึ้นซึ่งส่งผลทำให้เซลล์เจริญเติบโตได้ดีและบาดแผลหายได้เร็วยิ่งขึ้น ดังนั้นเทคนิคที่ใช้ในการเตรียมเส้นใยขนาดเล็กจึงเป็นที่ต้องการ และเทคนิคหนึ่งที่ได้รับ ความสนใจอย่างมากในปัจจุบันคือ กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

2.3 กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (electrospinning)

กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต เป็นเทคนิคที่สามารถประดิษฐ์เส้นใยขนาดเล็กซึ่งเตรียมได้จากสารละลายหรือสารหลอมเหลวของพอลิเมอร์ได้มากกว่า 200 ชนิด เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางตั้งแต่ 10 นาโนเมตร ถึงมากกว่า 1 ไมโครเมตร [25] และมีข้อดีต่างๆดังนี้

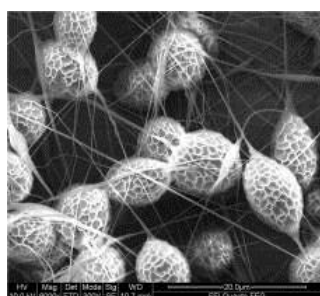
- 1.) เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีอัตราส่วนของพื้นที่ผิวต่อปริมาตร (surface to volume ratio) สูง และมีความเป็นรูพรุนสูง ซึ่งคุณสมบัติดังกล่าวของแผ่นเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีความเหมาะสมในหลากหลายการใช้งาน เมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคการขึ้นรูปเส้นใยเทคนิคอื่นๆดังแสดงในตารางที่ 2.1 พบว่าเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้จากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมีขนาดที่เล็กกว่าอย่างมาก

ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบขนาดและพื้นที่ผิวต่อมวลของเส้นใยชนิดต่างๆ [26]

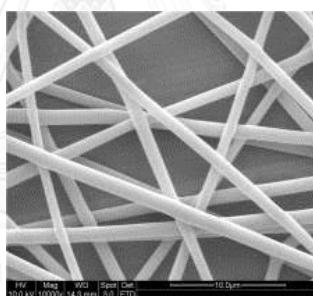
ชนิดของเส้นใย	ขนาดของเส้นใย (μm)	พื้นที่ผิวต่อมวลของเส้นใย (m^2/g)
เส้นใยจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต	0.05	80.00
เส้นใยสปันบอนด์ (spunbond fiber)	20.00	0.20
เส้นใยที่ได้จากกระบวนการ melt blown	2.00	2.00

- 2.) สามารถเลือกวัสดุที่ใช่ประดิษฐ์เป็นแผ่นเส้นใยได้อย่างหลากหลาย เช่น พอลิเมอร์, เซรามิกส์ หรือแม้กระทั่งโลหะ
- 3.) สามารถประยุกต์รูปแบบการติดตั้งอุปกรณ์ได้หลากหลายเพื่อสนองต่อความต้องการในการผลิตเส้นใยในหลากหลายรูปแบบ ทั้งการปรับปรุงพื้นที่ผิวของเส้นใยภายหลังการปั่นเส้นใยหรือการประยุกต์การติดตั้งเพื่อใช้ในการผลิตเส้นใยแบบแกนใน-เปลือกนอก (core-shell fiber)

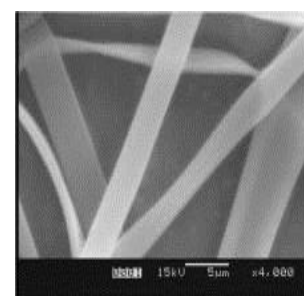
- 4.) สะดวกและง่ายต่อการรวมวัสดุชนิดตั้งต้นหลายชนิดเข้าด้วยกันเพื่อเตรียมเป็นสารละลายในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต
- 5.) เมื่อเปรียบเทียบกับกระบวนการอื่นๆ การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตใช้ต้นทุนในการผลิตต่ำ เป็นกระบวนการที่ง่าย ค่าใช้จ่ายของอุปกรณ์และการติดตั้งถูก สามารถใช้งานได้ตั้งแต่ระดับห้องปฏิบัติการถึงในระดับอุตสาหกรรม
- 6.) สามารถประดิษฐ์เส้นใยลงบนวัสดุรองรับหลากหลายชนิด เช่น โลหะ, แก้ว, เส้นใยไมโครและน้ำ
- 7.) มีกำลังการผลิตสูง ทำให้หลายๆบริษัทเลือกใช้การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในการผลิตเส้นใยนาโนในระดับอุตสาหกรรมและสามารถผลิตเส้นใยได้หลากหลายรูปแบบดังแสดงในภาพที่ 2.6
- 8.) เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในหลายด้าน เช่น ใช้ผลิตวัสดุทางการแพทย์, วัสดุสำหรับกรองสาร, ด้านอิเล็กทรอนิกส์, เกษตรกรรม, อุตสาหกรรมสิ่งทอ, การนำไปประยุกต์ใช้เป็นระบบนำส่งยา และอื่นๆ



เส้นใยแบบมีเม็ดลูกปัด
(beaded fibers)



เส้นใยแบบเรียบ
(smooth fibers)

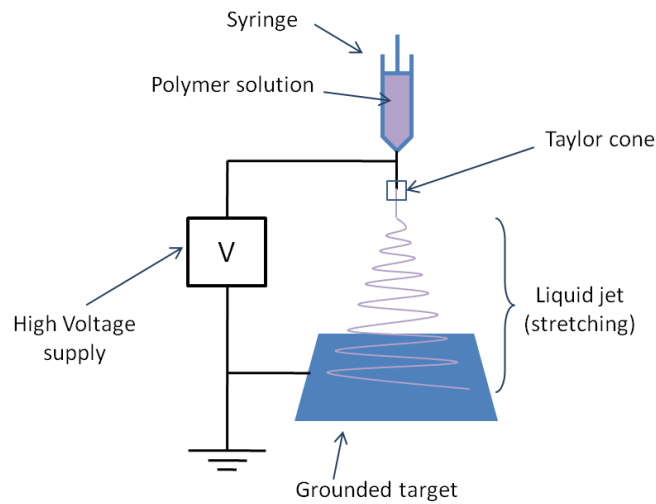


เส้นใยแบบแบน
(ribbon/flat fibers)

ภาพที่ 2.6 เส้นใยลักษณะต่างๆที่ขึ้นรูปจากการบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [27]

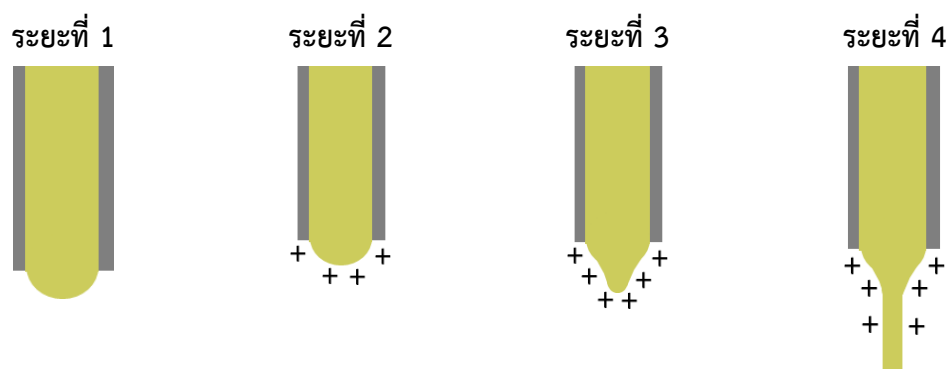
2.3.1 หลักการทำงานของกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

การทำงานของกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนั้นจะอาศัยแรงทางไฟฟ้าที่เกิดจากการให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่ระบบ ในระบบพื้นฐานของกระบวนการการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมีส่วนประกอบหลักที่สำคัญ 3 ส่วน คือ แหล่งกำเนิดศักย์ไฟฟ้ากำลังสูง (high voltage power supply) หลอดบรรจุสารละลายที่ติดเข็มโลหะ (syringe with needle) และวัสดุรองรับที่เป็นโลหะ (metal collector) [28] ดังแสดงในภาพที่ 2.6



ภาพที่ 2.7 หลักการทำงานของ การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [29]

เมื่อยังไม่ให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่ระบบ สารละลายจะรวมตัวกันเป็นหยดรูปร่างครึ่งทรงกลมที่บริเวณปลายเข็มโลหะเนื่องจากแรงตึงผิว (surface tension) ของสารละลาย แต่เมื่อให้ความต่างศักย์กำลังสูงแก่ระบบ จะทำให้เกิดสนามไฟฟ้าครอบคลุมส่วนปลายของเข็มโลหะและมีประจุเกิดขึ้นที่ผิวของสารละลาย เกิดแรงผลักทางไฟฟ้าสถิต (electrostatic repulsion) ในทิศตรงกันข้ามกับแรงตึงผิว ถ้าสนามไฟฟ้ามีค่ามากพอที่จะทำให้เกิดแรงผลักมากกว่าแรงตึงผิวจะส่งผลให้รูปร่างครึ่งทรงกลมของสารละลายที่อยู่ปลายเข็มยืดออกเป็นรูปร่างทรงกรวยที่เรียกว่า กรวยเทเลอร์ (Taylor's cone) และเมื่อสนามไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบมีค่ามากขึ้นจะเกิดแรงขับเคลื่อนให้สารละลายพุ่งออกมาเป็นลำ (solution jet) โดยลำของสารละลายนี้จะยืดออกจนมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กลงถึงระดับนาโนเมตร แล้วตกลงบนวัสดุรองรับ โดยขั้นตอนในการเกิดเป็นเส้นใยในระยะเวลาต่างๆของการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแสดงในภาพที่ 2.8



ภาพที่ 2.8 แสดงขั้นตอนการเกิดเส้นใยในระยะเวลาต่างๆ [30]

2.3.2 ตัวแปรที่มีผลต่อกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

2.3.2.1 น้ำหนักโมเลกุลและความหนืดของสารละลาย

สมบัติของสารละลายเป็นตัวแปรที่ส่งผลกระทบต่อการประดิษฐ์เส้นใยนาโนอย่างมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งขนาดและรูปร่างของเส้นใย น้ำหนักโมเลกุลของพอลิเมอร์นั้นขึ้นกับความยาวของสายโซ่พอลิเมอร์ หากสารละลายนั้นมีความเข้มข้นที่เท่ากัน น้ำหนักโมเลกุลจะเป็นตัวแปรสำคัญที่จะกำหนดความหนืดของสารละลาย เนื่องจากพอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง จะมีส่วนเกี่ยวพันกัน (entanglement) ของสายโซ่พอลิเมอร์มาก ทำให้ในสารละลายพอลิเมอร์ที่มีน้ำหนักโมเลกุลสูง เคลื่อนไหวสายโซ่ได้ยาก แรงผลัทางไฟฟ้าจึงมีปริมาณไม่มากพอที่จะทำให้สารละลายพอลิเมอร์ถูกผลักออกจากปลายของเข็มโลหะ [31] ทั้งนี้เมื่อลดความหนืดของสารละลายลงจะส่งผลทำให้เส้นใยที่ได้มีเม็ดลูกปัดบนเส้นใยน้อยและ/หรือได้เส้นใยที่มีลักษณะเป็นเส้นใยที่เรียบ (smooth fibers) [32] โดยความหนืดต่ำที่สุดของสารละลายที่เหมาะสมสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต คือความหนืดที่ไม่ทำให้เส้นใยที่ได้มีเม็ดลูกปัด [33, 34]

2.3.2.2 แรงตึงผิว (surface tension)

เม็ดลูกปัดที่เกิดขึ้นบนเส้นใยในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนั้นจะขึ้นกับปัจจัยเรื่องแรงตึงผิวของสารละลาย [35] โดยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในช่วงแรกสารละลายพอลิเมอร์ที่อยู่บริเวณปลายของเข็มโลหะจะมีลักษณะเป็นทรงกลม ทั้งนี้เมื่อให้ศักย์ไฟฟ้าแก่ระบบจะส่งผลให้เกิดประจุทางไฟฟ้าขึ้นบริเวณหยดของสารละลาย เมื่อประจุไฟฟ้ามากพอที่จะเอาชนะแรงตึงผิวของสารละลายได้ หยดของพอลิเมอร์จะเกิดการยืดตัวออกกลายเป็นเส้นใย ตัวทำละลายที่ถูกใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตส่วนใหญ่มีแนวโน้มเป็นตำทำละลายที่มีแรงตึงผิวต่ำ แต่ในกรณีที่ใช้ น้ำเป็นตัวทำละลาย น้ำจะเป็นตัวทำละลายที่มีแรงตึงผิวสูง การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตโดยใช้น้ำเป็นตัวทำละลายจะส่งผลให้ลำของสารละลายพอลิเมอร์เกิดการแตกออก ทำให้พบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใย การแทนที่น้ำด้วยตัวทำละลายอื่น ๆ หรือการผสมด้วยตัวทำละลายที่มีแรงตึงผิวต่ำ จะส่งผลให้ทำให้แรงตึงผิวของสารละลายพอลิเมอร์ที่เตรียมได้ลดลง ทำให้เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีลักษณะเส้นใยที่เรียบขึ้น [36]

2.3.2.3 ค่าการนำไฟฟ้าของสารละลาย (solution conductivity)

การยืดออกของสารละลายพอลิเมอร์ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตจะขึ้นกับปริมาณประจุที่อยู่บนสารละลาย กล่าวคือเมื่อสารละลายที่เตรียมได้มีค่าการนำไฟฟ้าที่สูงขึ้น จะทำให้เกิดประจุในสารละลายพอลิเมอร์มาก ส่งผลให้ลำของสารละลายพอลิเมอร์เคลื่อนที่ออกจากปลายเข็มโลหะได้ [37] นอกจากนี้ตัวทำละลายที่นำมาเตรียมเป็นสารละลายพอลิเมอร์หากมีค่าการนำไฟฟ้าสูงจะส่งผลให้ได้เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีปริมาณเม็ดลูกปัดที่พบบนเส้นใยน้อยกว่าเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้จากสารละลายที่มีค่าการนำไฟฟ้าต่ำ โดยพอลิเมอร์และตัวทำละลายที่นิยมใช้ในการเตรียมสารละลายสำหรับกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแสดงในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.2 พอลิเมอร์และตัวทำละลายที่ใช้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [38]

พอลิเมอร์	ตัวทำละลาย
เรยอน (rayon)	อะซีโตน และแอลกอฮอล์ (alcohol)
อะคริลิกเรซิน (acrylic resin)	ไดเมทิลฟอมาไมด์ (dimethyl formamide, DMF)
สไตรีน-บิวตะไดอิน-สไตรีน ไตรบล็อก (styrene-butadiene-styrene triblock)	75:25 เตตระไฮโดรฟูแรน(tetrahydrofuran, THF)/ ไดเมทิลฟอมาไมด์ (dimethyl formamide, DMF)
พอลิอะคลิโรไนไตรด์ (PAN)	ไดเมทิลฟอมาไมด์ (dimethyl formamide, DMF)
พอลิอะคริโรไนไตรด์/พอลิเอทิลีนออกไซด์ (PAN/PEO)	คลอโรฟอร์ม

โดยการเพิ่มค่าการนำไฟฟ้าของสารละลายจะเป็นการเพิ่มคุณภาพของเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้ในกรณีที่เส้นใยมีลักษณะเป็นเม็ดลูกปัดบนเส้นใยนั้น การกระตุ้นสารละลายด้วยเกลือจะทำให้ลักษณะของเม็ดลูกปัดที่พบบนเส้นใยลดลง เนื่องจากสารละลายพอลิเมอร์มีค่าการนำไฟฟ้าเพิ่มขึ้น การเติมเกลือจะทำให้ลำของสารละลายเมอร์มีการยืดตัวออกที่ดีขึ้น [39]

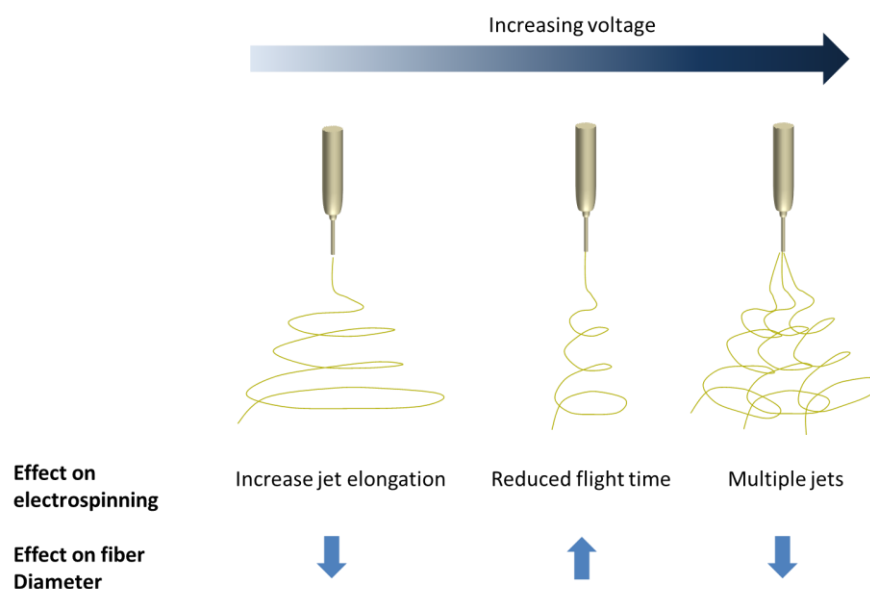
2.3.2.4 อุณหภูมิของสารละลาย (Temperature of Solvent)

เป็นที่เข้าใจกันดีว่าเมื่อสารละลายมีอุณหภูมิที่สูงขึ้น จะส่งผลให้ความหนืดของสารละลายลดลง และเมื่อความหนืดของสารละลายลดลงเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้จะมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่เล็กลงตามไปด้วย [40] อย่างไรก็ตามขีดจำกัดในการเพิ่มอุณหภูมิให้แก่สารละลายกลับส่งผลในอีกแง่หนึ่งด้วย กล่าวคือเมื่อสารละลายมีอุณหภูมิที่สูงขึ้นจะส่งผลให้ตัวทำละลายมีอัตราการระเหยที่เร็วมากขึ้น ทำให้ลำของสารละลายพอลิเมอร์เกิดการยืดยาวออกได้ไม่มากพอ เส้นใยที่ได้จึงมีลักษณะเป็นเม็ดลูกปัดบนเส้นใย ทั้งนี้นอกจากการเพิ่มอุณหภูมิจะส่งผลต่อขนาดของเส้นใยแล้วยังส่งผลต่อลักษณะของเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้อีกด้วย จากงานวิจัยของ Rodoplu และ Mutlu [41] ได้แสดงให้เห็นว่าเมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้นจาก 40 องศาเซลเซียสเป็น 60 องศาเซลเซียส เส้นใยพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ที่ประดิษฐ์ได้เปลี่ยนแปลงรูปร่างจากเม็ดลูกปัดบนเส้นใยเป็นเส้นใยที่มีลักษณะแบน

2.3.2.5 ความต่างศักย์ไฟฟ้า (Voltage)

ศักย์ไฟฟ้ามีความสำคัญต่อกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมาก โดยปกติค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตควรมีค่ามากกว่า 6 kV เพื่อให้หยดของสารละลายบริเวณปลายเข็มฉีดยาเปลี่ยนรูปร่างจนมีลักษณะเป็นกรวยเทเลอร์ [42] ทั้งนี้การปรับเปลี่ยนความต่างศักย์ไฟฟ้ามีอิทธิพลอย่างมากในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตตั้งแต่กระทบต่อจำนวนประจุที่ให้กับสารละลาย ถ้าอัตราเร็วในการฉีดสารละลายถูกควบคุมให้คงที่การปรับค่าศักย์ไฟฟ้าให้เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้กรวยของเทเลอร์มีขนาดเล็กและมีความเสถียรน้อย [43] โดยจะทำให้ประจุเกิดบนสารละลายมากขึ้น ซึ่งเป็นการลดระยะเวลาการเคลื่อนที่ของสารละลายจากปลายเข็มโลหะไปยังวัสดุรองรับ แต่มีแนวโน้มทำให้เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใยมากขึ้นเช่นกัน [44] จากการศึกษาของ Wu และคณะ [45] แสดงให้เห็นว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่พบมีขนาดเล็กลงเมื่อมีการเพิ่มขึ้นของค่าศักย์ไฟฟ้าไปยังจุดต่ำสุดก่อนจะเกิดแนวโน้มในทางกลับกันเมื่อเพิ่มความต่างศักย์ไฟฟ้า ในทางตรงข้ามงานวิจัยของ Mazoochi และคณะ [46] แสดงให้เห็นว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยจะมีขนาดเพิ่มขึ้นเมื่อเพิ่มความต่างศักย์ไฟฟ้า แต่เมื่อใดก็ตามที่ค่าศักย์ไฟฟ้ามากเกินไปจะส่งผลให้เส้นใยเริ่มมีขนาดเล็กลง บางงานวิจัยรายงานว่าเม็ดลูกปัดจะเพิ่มขึ้นเมื่อความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบสูงขึ้น [47] ซึ่งสามารถอธิบายได้จากการเพิ่มความต่างศักย์ไฟฟ้าแก่ระบบจะส่งผลให้ระยะเวลาในการยืดตัวของลำพอลิเมอร์ลดลงทำให้เกิดเม็ดลูกปัดบนเส้นใยมากขึ้นเพราะเวลาในการยืดตัวออกมีมากพอ และในระบบที่มีการให้ความต่างศักย์ไฟฟ้าปริมาณต่ำจนเกินไป ประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนผิวหน้าของสารละลายมีมากพอ ความเร็วในการเปลี่ยนจากหยดของสารละลายเป็นลำของพอลิเมอร์จะลดต่ำลงทำให้ไม่พบลักษณะของเส้นใยของพอลิเมอร์บน

วัสดุรองรับ โดยลักษณะโดยทั่วไปของลำพอลิเมอร์ที่เกิดการเคลื่อนที่ภายใต้ค่าศักย์ไฟฟ้ากำลังสูง แสดงดังภาพที่ 2.9



ภาพที่ 2.9 ลักษณะโดยทั่วไปของลำพอลิเมอร์ภายใต้การให้ค่าศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่ระบบที่แตกต่างกันในระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต [30]

2.3.2.6 อัตราการไหลของสารละลาย (Feed Rate)

โดยทั่วไปอัตราการไหลของสารละลายจะไม่ส่งผลต่อเส้นใยที่ได้จากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมากนัก [48] อย่างไรก็ตามอัตราการไหลของสารละลายควรมีความสัมพันธ์กับอัตราการระเหยออกของตัวละลายในระหว่างที่สารละลายเคลื่อนที่จากปลายเข็มโลหะสู่วัสดุรองรับ Rodoplu และคณะ [41] ได้ประดิษฐ์เส้นใยพอลิไวนิลแอลกอฮอล์จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยพบว่าเมื่ออัตราการไหลของสารละลายมีค่าสูงจะส่งผลให้พบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใย แต่เมื่อลดอัตราการไหลของสารละลายลงพบว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยลดลงและปริมาณเม็ดลูกปัดที่ถูกพบบนเส้นใยลดลงจนกระทั่งได้เส้นใยเรียบบนวัสดุรองรับ

หลายงานวิจัยได้แสดงให้เห็นว่าการเพิ่มขึ้นของอัตราการไหลของสารละลายนำไปสู่การเพิ่มขึ้นของขนาดของเส้นใย เนื่องจากการเพิ่มอัตราการไหลของสารละลายเสมือนกับการเพิ่มปริมาณของสารละลายที่ออกจากปลายเข็มโลหะและเพิ่มรัศมีของลำพอลิเมอร์ซึ่งนำไปสู่การลดความเสถียรของการร่อนเป็นเหตุทำให้เส้นใยมีขนาดใหญ่ขึ้น Thomson และคณะ [49] ได้แสดงให้เห็นว่าขนาดรัศมีของลำพอลิเมอร์ที่ใหญ่ส่งผลให้เส้นใยมีขนาดเส้นใยที่ใหญ่ขึ้น

2.3.2.7 ชนิดของวัสดุรองรับ (Type of Collector)

วัสดุรองรับที่ใช้จะส่งผลโดยตรงต่อปริมาณของเส้นใยที่ได้รับและการจัดเรียงตัวของเส้นใย สำหรับวัสดุรองรับที่นำไฟฟ้าไม่ดี จะส่งผลทำให้ปริมาณเส้นใยที่เคลื่อนตัวไปยังวัสดุรองรับมีปริมาณไม่มากพอ ทำให้เส้นใยที่พบบริเวณวัสดุรองรับมีปริมาณที่น้อย ทั้งนี้การเลือกใช้วัสดุรองรับที่นำไฟฟ้าได้ดีจะทำให้เกิดการส่งผ่านของประจุไฟฟ้าดีขึ้น เส้นใยที่ถูกพบบนวัสดุรองรับจะมีมากขึ้นตามไปด้วย [50] นอกจากนี้ความสามารถในการนำไฟฟ้าของวัสดุรองรับแล้ว การเลือกใช้งานวัสดุรองรับแบบหมุนยังส่งผลทำให้เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีการจัดเรียงตัวที่ดีกว่าวัสดุรองรับแบบตั้งฉากอีกด้วย

2.3.2.8 ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ

ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลถึงระยะเวลาในการเคลื่อนที่ของลำพอลิเมอร์ก่อนจะตกลงสู่วัสดุรองรับ ถ้าให้ความต่างศักย์ไฟฟ้าคงที่ ความแข็งแรงของสนามไฟฟ้าจะแปรผกผันกับอัตราส่วนของระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ โดยทั่วไปการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตจะจัดให้ระยะห่างระหว่างปลายเข็มกับวัสดุรองรับมีระยะความกว้างประมาณ 10-15 เซนติเมตร ซึ่งเป็นช่วงที่เหมาะสมที่ทำให้ตัวทำละลายเกิดการระเหยออกและเกิดเป็นเส้นใยขึ้นบนวัสดุรองรับ ถ้าระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับน้อยจนเกินไป ตัวทำละลายจะมีเวลาไม่มากพอที่จะระเหยออกจากลำพอลิเมอร์จนหมด เส้นใยที่ได้จึงเกิดการหลอมติดกันและมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่มาก [46]

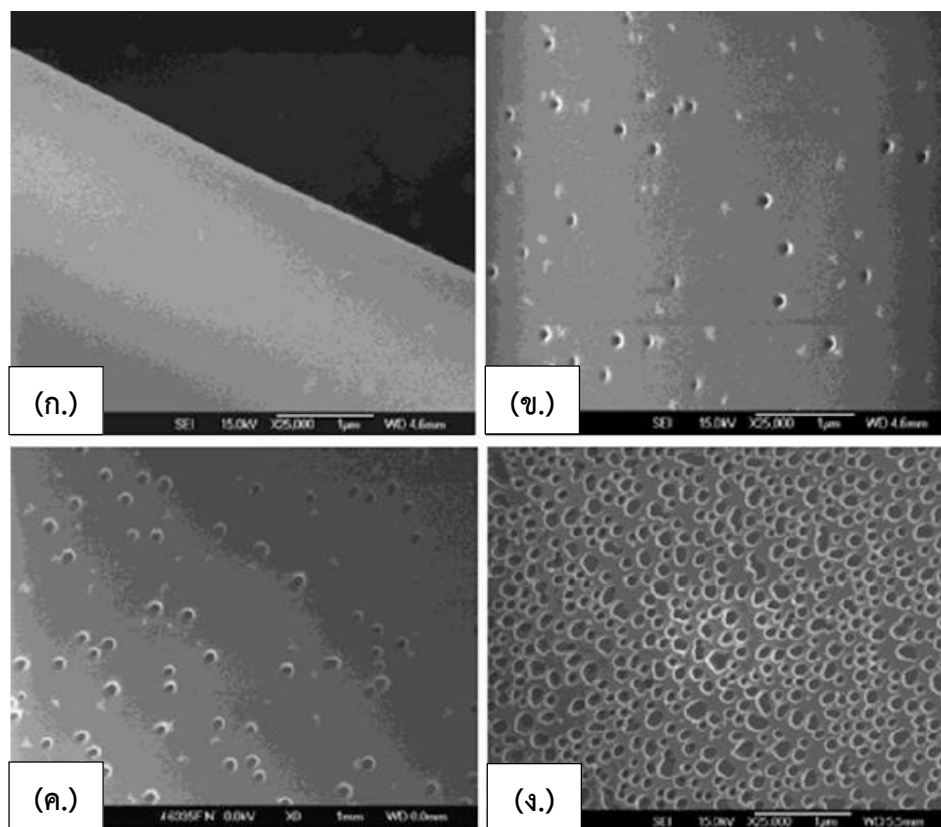
2.3.2.9 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเข็มโลหะ

ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเข็มโลหะเป็นอีกปัจจัยหนึ่งซึ่งเป็นตัวกำหนดขนาดของเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้จากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ทั้งนี้การเลือกใช้เข็มโลหะที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดเล็กย่อมส่งผลทำให้เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่เล็กตามไปด้วย อย่างไรก็ตามการเลือกใช้เข็มโลหะที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กจนเกินไปมักจะเกิดปัญหาในการผลึกให้สารละลายพอลิเมอร์เคลื่อนที่ออกจากเข็มโลหะไปยังวัสดุรองรับ เนื่องจากหยดของสารละลายที่มีขนาดเล็กจะมีแรงตึงผิวสูง ทำให้แรงทางไฟฟ้าไม่มากพอจะผลึกให้สารละลายเคลื่อนที่ออกจากปลายเข็มโลหะ จึงมักเกิดการอุดตันของสารละลายพอลิเมอร์บริเวณเข็มโลหะได้ง่าย [51]

2.3.2.10 ค่าความชื้นสัมพัทธ์

สภาพแวดล้อมมีผลต่อสารละลายที่เตรียมได้และทำให้ลักษณะของเส้นใยที่ประดิษฐ์ผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเปลี่ยนแปลงไป โดยอุณหภูมิและความชื้นในสิ่งแวดล้อมจะส่งผลต่ออัตราการระเหยของตัวทำละลายและสัณฐานวิทยาของเส้นใยที่เตรียมได้ ทั้งนี้จะพบลักษณะเม็ดลูกปัดบนเส้นใยที่เตรียมภายใต้สภาวะที่มีความชื้นสัมพัทธ์มากกว่า 50% [52] เมื่อความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์เท่ากัน ความชื้นที่มากกว่าจะส่งผลให้เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีรูพรุนบนพื้นผิวของเส้นใย เนื่องจากเกิดการควบแน่นของหยดน้ำขนาดเล็กรวมบริเวณพื้นผิวของลำพอลิเมอร์ดังแสดงในภาพที่ 2.10

ดังนั้นการนำกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมาใช้ประดิษฐ์เส้นใยขนาดเล็กจึงต้องคำนึงถึงปัจจัยที่เกี่ยวข้องทั้งหมด เพื่อให้ได้เส้นใยที่เหมาะสมต่อการนำไปประยุกต์ใช้งานในด้านต่างๆ ซึ่งหากมีระบบที่ควบคุมปัจจัยต่างๆ เหล่านี้ได้อย่างสะดวกและแม่นยำแล้ว จะส่งผลให้การประดิษฐ์เส้นใยขนาดเล็กด้วยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมีประสิทธิภาพที่สูงขึ้น



ภาพที่ 2.10 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของเส้นใยพอลิแลคไทด์ที่ขึ้นรูปผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตภายใต้ความชื้นสัมพัทธ์ที่แตกต่างกันคือ

(ก.) น้อยกว่า 25%, (ข.) 31-38%, (ค.) 40-45% และ (ง.) 50-59% [53]

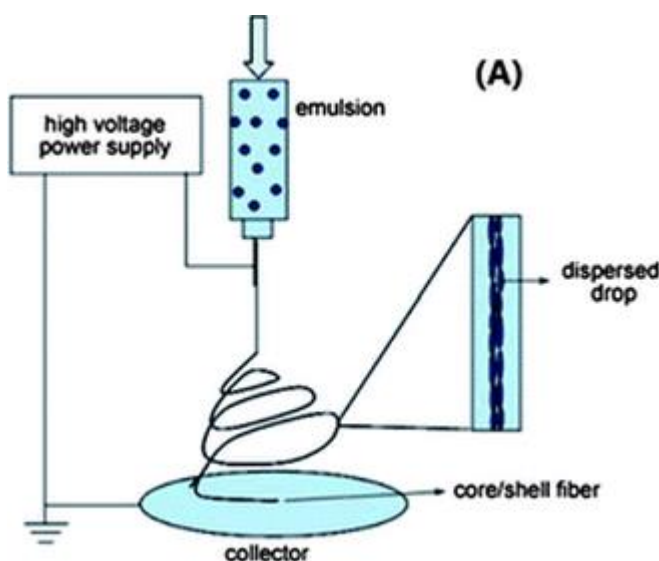
2.3.3 ระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตสามารถประยุกต์รูปแบบการติดตั้งอุปกรณ์ได้ค่อนข้างหลากหลายหลากหลายเพื่อตอบสนองต่อความต้องการในการผลิตเส้นใยในหลากหลายรูปแบบ ระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตขั้นสูงนี้จึงได้แก่ ปั่นการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบร่วมแกน (coaxial-electrospinning), การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบหลอมละลาย (melt-electrospinning), การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบสนามใกล้ (near-field electrospinning), การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบใช้สนามแม่เหล็กร่วม (magneto-electrospinning) และการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน (emulsion electrospinning) ทั้งนี้ในงานวิจัยขั้นนี้ได้ให้ความสำคัญกับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันเพื่อนำมาประยุกต์ใช้ในการประดิษฐ์แผ่นเส้นใยบรรจุยาปฏิชีวนะเพื่อนำไปใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล

โดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันถูกใช้งานอย่างแพร่หลายในการประดิษฐ์เส้นใยแบบแกนใน-เปลือกนอก (core-shell fiber) เมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบร่วมแกนแล้ว การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันนั้นไม่จำเป็นต้องมีการปรับเปลี่ยนหัวฉีดเส้นใย [54] เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันจะมีด้วยกันทั้งหมด 3 รูปแบบ คือ เส้นใยแบบแกนใน-เปลือกนอก [55], เส้นใยแบบเม็ดลูกปัดบนเส้นใย [56] และเส้นใยที่มีวิภาคภายในกระจายตัวออกมายังพื้นผิวของเส้นใย [57] ทั้งนี้จะปรากฏลักษณะของเส้นใยอย่างไรนั้นขึ้นกับสัดส่วนของวิภาคภายในว่ามีเพียงพอให้เกิดการยึดตัวออกอย่างต่อเนื่องเป็นเส้นใยแบบแกนใน-เปลือกนอกหรือไม่ โดยในขั้นตอนการการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันนั้นจะเริ่มจากการเตรียมอิมัลชันของวิภาคที่ไม่ละลายเข้ากันทั้ง 2 วิภาค อันได้แก่ วิภาคน้ำและวิภาคน้ำมัน การทำให้วิภาคทั้งสองเกิดเป็นอิมัลชันได้นั้นต้องอาศัยสารปัจจัยชนิดหนึ่งที่มีความสำคัญยิ่งเรียกว่า อิมัลซิไฟเออร์ (emulsifier) หรือสารลดแรงตึงผิว โดยสารลดแรงตึงผิว เช่น โซเดียมโดเดคซิลซัลเฟต (sodium dodecyl sulfate) และสแปน ประสบความสำเร็จในการใช้เตรียมอิมัลชัน หลังจากนั้นอิมัลชันที่เตรียมได้จะถูกนำไปขึ้นรูปเป็นเส้นใยผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันถูกในงานอย่างแพร่หลายในด้านการแพทย์ ซึ่งใช้ในการประดิษฐ์เส้นใยที่มีการบรรจุยาหรือสารโมเลกุลลงไปบนเส้นใย ดังนั้นการเลือกใช้อิมัลซิไฟเออร์ที่ไม่เป็นพิษกับร่างกายจึงเป็นสิ่งสำคัญ รวมถึงอิมัลชันที่เตรียมได้ควรมีความเสถียรและไม่เกิดการแยกวิภาคในระหว่างการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

ขั้นตอนการเกิดเส้นใยแบบแกนใน-เปลือกนอกของการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันนั้นสามารถอธิบายได้จากภาพที่ 2.11 โดยเริ่มต้นจากหยดของวิภาคน้ำภายในสารละลายอิมัลชันเกิดการเคลื่อนที่เข้าใกล้กันและรวมตัวกันมากที่สุด โดยเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณภายในของวิภาคต่อเนื่อง

เกิดการยืดยาวออกตามการจัดเรียงตัวของเส้นใย ทั้งนี้การที่หยดของวัสดุภาคน้ำเกิดการเคลื่อนที่เข้าสู่ภายในนั้นเกิดขึ้นจาก ในระหว่างการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตอัตราการระเหยออกของตัวทำละลายอินทรีย์นั้นเร็วกว่าอัตราการระเหยออกของน้ำส่งผลให้วัสดุของพอลิเมอร์มีความหนืดที่พุ่งสูงขึ้นอย่างรวดเร็ว แรงผลักรังสีไฟฟ้าที่เกิดจากการให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่ระบบจึงทำให้หยดของวัสดุภาคน้ำเคลื่อนที่เข้าสู่ด้านในและเกิดการยืดยาวออกตามแนวแกนเป็นเส้นใย [58]



ภาพที่ 2.11 การทำงานของการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน [59]

2.4 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล

อุปกรณ์ทางการแพทย์บางชนิดถูกใช้งานในลักษณะที่ถูกขึ้นรูปเป็นเส้นใย เช่น ไหมเทียม, เนื้อเยื่อเทียม, วัสดุปิดบาดแผล หรือแม้กระทั่งระบบนำส่งยาก็สามารถประยุกต์นำเส้นใยขนาดเล็กที่ประดิษฐ์ได้จากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมาเพื่อใช้งานได้ โดยเส้นใยขนาดเล็กจากพอลิเมอร์ในธรรมชาติ เช่น ไคโทซาน (chitosan), ไหม (silk), เจลาติน (gelatin), คอลลาเจน (collagen) และไฟบริโนเจน (fibrinogen) รวมทั้งเส้นใยขนาดเล็กจากพอลิเมอร์สังเคราะห์บางประเภท เช่น พอลิคาโพรแล็กโตน (polycaprolactone, PCL), พอลิแล็กติกแอซิด, พอลิไกลโคลิกแอซิด รวมถึงบล็อกโคพอลิเมอร์ (block copolymer) ของพอลิเมอร์เหล่านี้ [60] ก็มีรายงานว่าได้รับการพัฒนาเป็นวัสดุทางการแพทย์ได้ เนื่องจากสามารถใช้งานได้กับร่างกายของมนุษย์ เพราะมีสมบัติความเข้ากันได้ทางชีวภาพ นอกจากนี้บางชนิดยังมีสมบัติการย่อยสลายได้ทางชีวภาพอีกด้วย ส่งผลให้เมื่อประยุกต์ใช้เส้นใยเหล่านี้เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ใช้ในร่างกายแล้ว เส้นใยเหล่านี้จะย่อยสลายตัวเองได้ภายในร่างกาย ทำให้ไม่ต้องผ่าตัดครั้งที่สองเพื่อนำอุปกรณ์ทางการแพทย์เหล่านี้

ออกจากร่างกาย หรือหากใช้เป็นเพียงวัสดุภายนอกร่างกาย เช่น วัสดุปิดบาดแผล อย่างน้อยวัสดุนี้ก็
จะสลายตัวได้ภายใต้สภาวะที่เหมาะสมและไม่เกิดเป็นขยะทางการแพทย์สะสมในระยะยาว

โดยวัสดุปิดบาดแผลเป็นเวชภัณฑ์ทางการแพทย์ที่สำคัญมากอย่างหนึ่ง เนื่องจากภายหลัง
จากคนไข้ได้รับการผ่าตัดหรือเกิดบาดแผลการใช้วัสดุปิดบาดแผลจะช่วยปกป้องบาดแผล ดูดซับเลือด
และของเสียจากบาดแผล รวมถึงช่วยบรรเทาอาการเจ็บปวดที่เกิดจากบาดแผลทำให้แผลหายได้
เร็วขึ้น วัสดุที่นำมาประดิษฐ์เป็นวัสดุปิดบาดแผลควรมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกายเนื่องจาก
วัสดุปิดบาดแผลต้องสัมผัสกับบาดแผลโดยตรง เช่นในงานวิจัยของ Gu และคณะ [4] ศึกษาเส้นใย
เจลาติน และเจลาติน/พอลิแล็กติกแอซิดที่ได้จากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อใช้งานเป็น
วัสดุปิดบาดแผล ซึ่งพบว่าแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้อัตราการระเหยออกของน้ำที่เหมาะสม และสามารถ
ควบคุมระดับของของเหลวในแผ่นเส้นใยได้ดี มีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล
และยังมีอีกหลากหลายงานวิจัยที่นำระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมาประยุกต์ใช้กับการประดิษฐ์
วัสดุปิดบาดแผล [5-7] นอกจากนี้การคิดค้นวัสดุปิดแผลชนิดใหม่ๆที่มุ่งหวังเพื่อลดการติดเชื้อของ
บาดแผล รักษาความชุ่มชื้นให้บาดแผล ทำให้ไม่ต้องทำแผลบ่อย ไม่เสียเวลาเพื่อนัดผู้ป่วยมา
โรงพยาบาลเพื่อทำแผลทุกวันก็จัดว่าเป็นสิ่งสำคัญ

การลดการติดเชื้อบริเวณบาดแผลไม่ว่าจะเป็นภายนอกหรือภายในของร่างกายถือเป็นสิ่ง
สำคัญ ผู้ป่วยบางรายเกิดอาการติดเชื้อเนื่องจากเชื้อแบคทีเรียเข้าสู่ร่างกายบริเวณบาดแผล ดังนั้นการ
ใช้งานเส้นใยขนาดเล็กเป็นระบบการนำส่งยา (drug delivery system) ซึ่งในหลายกรณีมีการผนวก
ใช้ร่วมกับการใช้เส้นใยเป็นเนื้อเยื่อเทียม หรือวัสดุปิดแผลนั้น โดยส่วนใหญ่เตรียมโดยบรรจุ
ยาปฏิชีวนะหรือสารที่มีฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรียลงในสารละลายที่ใช้ในการผลิตเส้นใยและนำมาใช้งาน
ในรูปของเนื้อเยื่อทางวิศวกรรมหรือวัสดุปิดบาดแผลเพื่อลดโอกาสที่คนไข้จะเกิดสภาวะการติดเชื้อ
บริเวณบาดแผลเนื่องจากเชื้อแบคทีเรีย ในงานวิจัยหลายชิ้นได้นำไอออนของโลหะหนัก เช่น Hg^{2+} ,
 Cu^{2+} Pb^{2+} และ Ce^{3+} มาใช้เพื่อต้านเชื้อแบคทีเรีย ในปี 2009 Yin และคณะ [61] ได้ศึกษาเส้นใย
เจลาตินที่บรรจุ Ce^{3+} ซึ่งเป็นโลหะหนักลงไปบนเส้นใย โดยพบว่าเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีความเรียบ
มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยในช่วง 60-90 μm นอกจากนี้การเติม Ce^{3+} ลงไปในเส้นใยยัง
ส่งผลให้เส้นใยมีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียได้ดีทั้งชนิดแกรมบวกและแบคทีเรียชนิด
แกรมลบ แต่เนื่องจากโลหะหนักมีความเป็นพิษต่อร่างกายการนำมาประยุกต์ใช้งานจึงยังคงอยู่ในวงที่
จำกัด นอกจากนี้แล้วยังมีรายงานการนำโลหะเงินมาใช้งานในด้านการต้านเชื้อแบคทีเรีย โดยใน
ปัจจุบันมีการนำโลหะเงินมาใช้งานอย่างแพร่หลายมากกว่าโลหะหนักชนิดอื่นเนื่องจาก
นักวิทยาศาสตร์หลายกลุ่มออกมายืนยันถึงประสิทธิภาพที่สูงในการต้านเชื้อแบคทีเรียของโลหะเงิน
และระดับความเป็นพิษต่อร่างกายที่ต่ำกว่าโลหะหนักชนิดอื่นๆ [62-64] ดังเช่นงานวิจัยของ
Rujutanaroj และคณะ [65] ได้ประดิษฐ์เส้นใยเจลาตินบรรจุอนุภาคขนาดเล็กของโลหะเงิน

โดยพบว่าเส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดในระดับนาโนเมตร อนุภาคของโลหะเงินกระจายตัวอยู่ภายในเส้นใยอย่างดีเยี่ยม และเส้นใยที่เตรียมได้มีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียได้ดี นอกจากนี้ งานวิจัยของ Pant และคณะ [66] ยังช่วยยืนยันได้ว่าอนุภาคขนาดเล็กของโลหะเงินมีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียได้อย่างดีเยี่ยมและเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้เหมาะสมนำไปใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล

นอกจากการใช้งานไอออนของโลหะหนักเพื่อต้านเชื้อแบคทีเรียแล้ว พอลิเมอร์จากธรรมชาติบางชนิดยังมีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียอยู่เองแล้ว เช่น ไคโทซาน [67, 68], คอลลาเจน และเจลาติน [69] เป็นต้น เช่นในงานวิจัยของ Thu Nguyen และคณะ [70] ได้ศึกษาสมบัติการต้านทานแบคทีเรียของคอมโพสิตระหว่างพอลิแล็กติก แอซิดและไคโทซานในลักษณะที่เป็นเส้นใยแบบแกนใน/เปลือกนอก (core/shell หรือ core/sheath) พบว่าเส้นใยที่เตรียมได้มีสมบัติการต้านทานเชื้อแบคทีเรียที่ดี เนื่องจากไคโทซานเป็นพอลิเมอร์ที่มีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียได้อยู่แล้ว

นอกจากพอลิเมอร์จากธรรมชาติบางชนิดจะมีความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียแล้ว สารสังเคราะห์จากธรรมชาติ เช่น curcumin ยังถูกนำมาประยุกต์ใช้งานกับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อประดิษฐ์เป็นเส้นใยที่มีฤทธิ์ในการต้านเชื้อแบคทีเรียอีกด้วย ดังเช่นงานวิจัยของ Suwantong และคณะ [71] ศึกษาการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตของเซลลูโลสอะซิเตท (cellulose acetate) ที่บรรจุ curcumin โดยพบว่าเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้มีประสิทธิภาพในการต้านเชื้อแบคทีเรียที่ดี มีความสามารถในการปลดปล่อย curcumin ได้อย่างต่อเนื่อง มีสมบัติการดูดซับน้ำที่ดี นอกจากนี้ เส้นใยที่ประดิษฐ์ได้ยังไม่มีความเป็นพิษกับเซลล์ซึ่งเหมาะสมอย่างยิ่งที่จะนำมาประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผล

ในงานวิจัยอีกหลายชิ้นได้รายงานการใช้ยาปฏิชีวนะซึ่งมีประสิทธิภาพในการต้านเชื้อแบคทีเรียสูงและมีผลข้างเคียงต่อร่างกายต่ำไว้ด้วย เช่นในปี ค.ศ. 2010 Lui และคณะ [72] นำยาปฏิชีวนะแอมพิซิลิน (Ampicilin) มารวมเข้ากับพอลิคาโพรแลคโตน (poly(ϵ -caprolactone)) และขึ้นรูปเป็นเส้นใยผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต พบว่าเส้นใยพอลิคาโพรแลคโตน/แอมพิซิลินมีความสามารถในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียได้ดี แต่ต้องมีปริมาณตัวยามากกว่า 2% จึงจะสามารถออกฤทธิ์ยับยั้งแบคทีเรียได้อย่างมีประสิทธิภาพ ยาแอมพิซิลินจะถูกปล่อยออกมาอย่างรวดเร็วในช่วง 1 ชั่วโมงแรกและจะถูกปล่อยออกมาทั้งหมดภายในระยะเวลา 96 ชั่วโมง ซึ่งนอกจากแอมพิซิลินแล้วยังมีอีกหลายงานวิจัยที่มีการนำยาชนิดอื่นๆ มาบรรจุลงในเส้นใยเพื่อเพิ่มความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของเส้นใยอีกด้วย เช่น ยาเตตราไซคลิน (Tetracycline) [73], แอมม็อกซิซิลลิน (Amoxicillin) [74] และเมฟอกซิน (Mefoxin) [75] เป็นต้น โดยนอกจากการใช้งานในลักษณะตัวยาชนิดเดียวแล้ว ในอีกหลายงานวิจัยยังมีการใช้ยาปฏิชีวนะร่วมกัน 2 ชนิดเพื่อประสิทธิภาพในการต้านเชื้อแบคทีเรียที่ดียิ่งขึ้นอีกด้วย [76]

ทั้งนี้ นอกจากการความสามารถในเลือกใช้อุปกรณ์ชีวเวชภัณฑ์ที่มีฤทธิ์ในการต้านเชื้อแบคทีเรียเพื่อนำมาขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตได้อย่างหลากหลายแล้ว การเลือกชนิดของพอลิเมอร์เพื่อประดิษฐ์เป็นวัสดุปิดบาดแผลก็มีความสำคัญไม่แพ้กัน โดยพอลิเมอร์ที่ควรเลือกใช้งานนั้นควรมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกายและมีความสามารถในการสลายตัวทางชีวภาพควบคู่กันไปด้วย พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดจึงจัดเป็นพอลิเมอร์ชนิดหนึ่งที่ได้รับคามสนใจเป็นอย่างมากยิ่งในการนำมาประยุกต์ใช้งานในทางการแพทย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งการใช้งานในระบบนำส่งยาและการประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล

ในปี 2012 Whiteby และคณะ [77] ได้ศึกษาการเตรียมอนุภาคขนาดเล็กของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่มีสัดส่วนแล็กไทด์:ไกลโคลิด เท่ากับ 50:50 ผ่านกลไกการเตรียมสารละลายอิมัลชันแบบน้ำมันในน้ำ โดยใช้พอลิไวนิลแอลกอฮอล์เป็นอิมัลซิไฟเออร์เพื่อเตรียมประยุกต์ใช้งานในระบบนำส่งยา นอกจากการใช้งานในระบบนำส่งยาแล้วพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดยังได้รับความสนใจอย่างมากในการประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผลอีกด้วย เช่น ในปี 2010 Soscia และคณะ [78] ได้ประดิษฐ์เส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุคอลาเจนเพื่อใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล และเลือกใช้ระบบตัวทำละลายผสมในการเตรียมสารละลายสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยพบว่าเส้นใยที่เตรียมได้มีสมบัติการต้านเชื้อแบคทีเรียที่ดี รวมไปถึงมีความสามารถในการยึดเกาะและเจริญเติบโตของเซลล์ได้ดี ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเส้นใยที่ประดิษฐ์ได้นั้นเหมาะสมอย่างยิ่งในการใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล ซึ่งนอกจากจะมีความเข้ากันได้ดีกับเซลล์ร่างกายแล้วยังมีสมบัติการต้านเชื้อแบคทีเรียซึ่งช่วยลดโอกาสโอกาสที่แผลจะเกิดการติดเชื้อได้อีกด้วย

จากที่ได้กล่าวมาข้างต้นจะเห็นได้ว่า การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อประดิษฐ์เส้นใยที่ใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผลผนวกกับการบรรจุสารออกฤทธิ์ทางชีวภาพไว้ด้วยทำได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยการใช้นวัตกรรมปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเป็นกระบวนการขั้นตอนหนึ่งนั้นยังมีศักยภาพในการพัฒนาพอสมควร โดยผู้วิจัยมีความสนใจที่จะเตรียมเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด โดยบรรจุยาปฏิชีวนะได้แก่ นิโอมัยซิน ซึ่งเป็นยาปฏิชีวนะที่นิยมใช้กับผิวหนังภายนอกและมีราคาไม่สูงนัก โดยเป็นการผนวกรวมกับแบบใหม่ของพอลิเมอร์และยาปฏิชีวนะชนิดนี้ แล้วขึ้นรูปด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตโดยศึกษาหาสภาวะในการขึ้นรูปที่เหมาะสมที่จะทำให้ได้เส้นใยที่มีขนาดเหมาะสมซึ่งบรรจุยาในปริมาณที่ออกฤทธิ์ได้เหมาะสม

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

สืบเนื่องมาจากนีโอมัยซินไม่ละลายในตัวทำละลายอินทรีย์ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเตรียมของผสมในรูปของอิมัลชัน โดยในงานวิจัยนี้แบ่งการดำเนินงานวิจัยออกเป็น 2 ส่วน โดยส่วนแรกเป็นการเตรียมสารละลายอิมัลชันและนำสารละลายอิมัลชันที่เตรียมได้ขึ้นรูปเป็นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุในนีโอมัยซินผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต และในส่วนที่สองจะเป็นขั้นตอนการวิเคราะห์สมบัติต่างๆของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุในนีโอมัยซินที่เตรียมได้ โดยศึกษาสมบัติทางกายภาพ, สมบัติทางชีวภาพ และสมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใย เพื่อความเหมาะสมในการประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล

3.1 สารเคมี

- พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด (Poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA) ที่มีอัตราส่วนของแล็กไทด์:ไกลโกลิด์ เท่ากับ 75:25 โดยได้รับความอนุเคราะห์จากผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วินิตา บุญโยตม ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
- คลอโรฟอร์ม (CHCl_3 99.8%) บริษัท RCI Labscan ประเทศไทย
- นีโอไมซิน ไตรซัลเฟต ซอลท์ ไฮเดรต (Neomycin trisulfate salt hydrate) บริษัท Sigma-Aldrich ประเทศจีน
- สเปน® 80 (Span® 80, Sorbitan monooleate) บริษัท Fluka ประเทศเยอรมนี

3.2 เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

- เครื่องให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูง (High voltage power supply) ขนาด 0-25 kV ของบริษัท LEYBOLD DIDACTIC GMBH ประเทศเยอรมนี
- เครื่องควบคุมการไหลของสารละลาย (Syringe pump) ของบริษัท New Eva pump system, Inc. ประเทศสหรัฐอเมริกา
- กระบอกฉีดยา (Syringe) ขนาด 10 mL ของบริษัท Nipro ประเทศไทย
- เข็มฉีดยาโลหะ (Needle) เบอร์ 21 ขนาด 0.8x25 mm ของบริษัท Nipro ประเทศไทย

3.3 ขั้นตอนการดำเนินงานและวิธีการทดลอง

3.3.1 การเตรียมสารละลายอิมัลชันเพื่อใช้ขึ้นรูปเส้นใยโดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

สืบเนื่องจากทางผู้วิจัยได้เลือกใช้นีโอมีซินเป็นตัวแทนของยาปฏิชีวนะสำหรับประดิษฐ์เป็นวัสดุปิดบาดแผล โดยนีโอมีซินที่ใช้ในการทดลองจะอยู่ในรูปของเกลือซัลเฟต ซึ่งมีความสามารถในการละลายน้ำได้ดีแต่ไม่ละลายในตัวทำละลายอินทรีย์ ดังนั้นผู้วิจัยจึงเตรียมสารละลายสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในรูปของสารละลายอิมัลชันแบบน้ำในน้ำมัน (water in oil emulsion) นีโอมีซินจะถูกละลายในวัฏภาคน้ำ ในขณะที่พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดและสแปน® 80 จะถูกละลายในวัฏภาคของน้ำมันโดยมีคลอโรฟอร์มเป็นตัวทำละลาย มีอัตราส่วนของวัฏภาคน้ำ:วัฏภาคน้ำมัน เท่ากับ 1:10

ในส่วนของวัฏภาคน้ำมันจะนำเม็ดพลาสติกพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด มาละลายในคลอโรฟอร์ม หลังจากนั้นเติมสแปน® 80 ซึ่งทำหน้าที่เป็นอิมัลซิไฟเออร์ทำให้สารละลายอิมัลชันมีความเสถียรมากยิ่งขึ้น ขณะที่นีโอมีซินจะถูกละลายในส่วนของวัฏภาคน้ำ จากนั้นนำส่วนของวัฏภาคน้ำบรรจุลงในกระบอกฉีดยาขนาด 10 mL และต่อเข้ากับเครื่องควบคุมการไหลของสารละลายโดยใช้อัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h วัฏภาคน้ำจะค่อยๆถูกหยดลงในส่วนของวัฏภาคน้ำมันที่รองรับอยู่ด้านล่าง การตั้งเครื่องมือในระหว่างการเตรียมของผสมอิมัลชันแสดงในภาพที่ 3.1



ภาพที่ 3.1 การตั้งเครื่องมือในระหว่างการเตรียมสารละลายอิมัลชัน

ปั่นกวนอิมัลชันอย่างต่อเนื่องเป็นเวลา 2 ชั่วโมงเพื่อให้ได้อิมัลชันที่มีความเสถียร จากนั้นนำของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้ไปขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในทันที โดยความเข้มข้นของสารต่างๆที่ใช้ในการทดลองระบุในตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ความเข้มข้นของสารต่างๆที่ใช้ในงานวิจัย

สารเคมี	ความเข้มข้นของสารที่ศึกษา
พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิก แอซิด	6, 8, 10 และ 12%wt
สแปน® 80	5, 10 และ 15%wt ตามสัดส่วนของพอลิเมอร์
นีโอเมยซิน ซัลเฟต	0, 0.5, 2, 5 และ 7%wt

3.3.2 ขั้นตอนการขึ้นรูปเส้นใยโดยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ในงานวิจัยนี้ทางผู้วิจัยได้จัดระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตขึ้นเพื่อใช้ในการเตรียมแผ่นเส้นใย โดยเครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตจะมีส่วนประกอบต่างๆดังภาพที่ 3.2



ภาพที่ 3.2 ส่วนประกอบต่างๆของเครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนี้จะเริ่มจากการนำอิมัลชันที่เตรียมได้บรรจุลงในกระบอกฉีดขนาด 10 mL ที่มีเข็มโลหะติดอยู่ จากนั้นนำกระบอกฉีดมาต่อเข้ากับเครื่องควบคุมอัตราการไหลของสารละลาย โดยตั้งระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับตามที่กำหนดต่อข้อบวจากเครื่องให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงเข้ากับปลายของเข็มโลหะและต่อขั้วกราวด์เข้ากับวัสดุรองรับ เปิดเครื่องให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงและปรับตั้งค่าศักย์ไฟฟ้าที่กำหนดให้แก่ระบบ โดยตัวแปรต่างๆที่เกี่ยวข้องในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแสดงในตารางที่ 3.2 จากนั้นนำแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้ไปตรวจสอบสมบัติต่างๆในขั้นตอนถัดไป

ตารางที่ 3.2 ศึกษาตัวแปรต่างๆที่เกี่ยวข้องในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

ตัวแปรต่างๆ	ค่าที่ศึกษา
อัตราการไหลของสารละลาย	0.2, 0.5 และ 0.8 mL/h
ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ	15, 20 และ 25 cm
ศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบ	15, 20 และ 25 kV

3.4 การตรวจสอบสมบัติต่างๆของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

3.4.1 ศึกษาลักษณะทางสัณฐานวิทยาของแผ่นเส้นใย พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้ เช่น ลักษณะของเส้นใย, การจัดเรียงตัวของเส้นใย, ปริมาณเม็ดคลุกปิดบนเส้นใย, การกระจายตัวของเส้นใย และขนาดของเส้นใย ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscopy, SEM บริษัท JOEL รุ่น JSM-6480LV ทำการศึกษาที่ศักย์ไฟฟ้า 15 kV โดยตัวอย่างถูกติดด้วยกระดาษคาร์บอนลงบนสตัป (stub) ก่อนนำไปเคลือบด้วยทอง

3.4.2 ศึกษาหมู่ฟังก์ชันของแผ่นเส้นใย พอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซิน เทียบกับแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ไม่ได้บรรจุไนโอมัยซินเพื่อยืนยันการมีอยู่ของไนโอมัยซินบนแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้ ด้วยเครื่องแอทเทนนูเอตโทพัลรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโทรมิเตอร์ รุ่น Nicolet iS10 ATR-FTIR ของบริษัท Thermo Fisher Scientific โดยมีช่วงการวิเคราะห์ที่ $400-4000\text{ cm}^{-1}$ ความละเอียดในการเก็บข้อมูล (resolution) ที่ 4 cm^{-1} และจำนวนรอบของการสแกนเป็น 32 รอบ



ภาพที่ 3.3 เครื่องแอสเพนนูเอตโททรีฟลักซ์ฟลูออริสฟอรัมอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ รุ่น Nicolet iS10 ATR-FTIR

3.4.3 ศึกษาสมบัติความชอบน้ำและไม่ชอบน้ำของเส้นใยที่เตรียมได้ ด้วยเทคนิคการวัดมุมสัมผัสของน้ำ (contact angle) โดยตัดชิ้นงานให้มีขนาด 1×1 cm วางลงบนกระจกสไลด์ จากนั้นค่อยๆ หยดน้ำกลั่นผ่านไมโครไซริงค์ลงบนตัวอย่าง ถ่ายภาพของหยดน้ำหลังจากผ่านไป 1 วินาที

3.4.4 ทดสอบสมบัติการต้านเชื้อแบคทีเรีย ด้วยเชื้อแบคทีเรีย 2 ชนิดได้แก่ *Escherichia coli* และ *Staphylococcus aureus* โดยการทดสอบเชิงปริมาณตามมาตรฐาน JIS 1902:2008 และทดสอบเชิงคุณภาพจากการวิเคราะห์ clear zone ตามมาตรฐาน NCCLS M2-A9 ทำการทดสอบที่ศูนย์นาโนเทคโนโลยีแห่งชาติ (NANOTEC)

3.4.5 ทดสอบความเป็นพิษกับเซลล์ ด้วยการวิเคราะห์ MTT assay โดยตรวจวัดการดูดกลืนแสงของผลิตภัณฑ์ formazan ที่มีสีม่วงซึ่งเกิดการเปลี่ยนแปลงจากการทำปฏิกิริยาระหว่างเอนไซม์ dehydrogenase ที่ผลิตจากไมโทคอนเดรีย (mitochondria) ของเซลล์ที่มีชีวิต กับ tetrazolium salt ที่มีสีเหลือง ทั้งนี้ปริมาณของผลิตภัณฑ์ formazan ที่เกิดขึ้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนของเซลล์ที่มีชีวิตอยู่ [79] โดยในงานวิจัยนี้จะส่งตัวอย่างที่ศูนย์ทดสอบเทคโนโลยีและโลหะวัสดุแห่งชาติ (MTEC) ประเทศไทย ก่อนทดสอบชิ้นงานตัวอย่างจะถูกทำให้ปราศจากเชื้อด้วยแสง UV จากนั้นชิ้นงานตัวอย่างจะถูกทดสอบตามมาตรฐาน ISO 10993-5 [80] ซึ่งทดสอบโดยการนำเซลล์ไฟโบรบลาสต์ (fibroblast) ของหนู ชนิด L929 จำนวน 1×10^5 cell/mL เพาะเลี้ยงในงานหลุม 96 หลุม (96-well plates) ที่มีอาหารเลี้ยงเชื้อ (culture medium) นำไปบ่มที่อุณหภูมิ 37 ± 1 องศา

เซลล์เชื้อส ปริมาณก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ $5\pm 1\%$ ความชื้นสัมพัทธ์ $95\pm 5\%$ เป็นเวลา 24 ± 2 ชั่วโมง จากนั้นนำเซลล์เจริญขึ้นเดี่ยวที่ได้จากการเพาะเลี้ยงเนื้อเยื่อไปทดสอบในขั้นตอนต่อไป โดยมีตัวควบคุมการทดสอบดังนี้

- Blank ใช้เป็นมาตรฐานในการเปรียบเทียบการทดสอบ
- ตัวควบคุมไม่เกิดปฏิกิริยา (negative control)
- ตัวควบคุมเกิดปฏิกิริยา (positive control)
- ตัวอย่างที่ใช้ในการทดลอง ซึ่งได้แก่ แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด และแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซิน 0.5%wt

ทั้งนี้ภายหลังการเพาะเชื้อ เซลล์ที่บ่มจะถูกนำไปย้อมติดสีด้วย MTT และบ่มต่อเป็นเวลา 2 ชั่วโมง จากนั้น MTT ที่เหลืออยู่จะถูกชะออกด้วย DMSO จากนั้นนำตัวอย่างที่ได้ไปวัดค่าการดูดกลืนแสงด้วยเครื่อง Microplate reader รุ่น ASY54180 ที่ความยาวคลื่น 570 nm โดยรายงานผลในรูป %เซลล์ที่มีชีวิต (%viability) ซึ่งคำนวณจาก

$$\% \text{เซลล์ที่มีชีวิต} = 100 \times (\text{OD}_{570c} / \text{OD}_{570b})$$

สมการที่ 3.1

3.4.6 ทดสอบความแข็งแรงดึง (tensile strength) ของแผ่นเส้นใย ด้วยเครื่องทดสอบเอนกประสงค์ (universal testing machine) ของบริษัท Hounsfield เพื่อศึกษาสมบัติเชิงกลของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซิน โดยตัดชิ้นงานให้มีขนาดขนาด 40×10 mm ความยาวเกจ (gauge length) เท่ากับ 20 mm และใช้อัตราเร็วการดึง (strain rate) เท่ากับ 5 mm/min ทดสอบจำนวนทั้งสิ้น 20 ตัวอย่าง [81] ซึ่งการทดสอบเป็นไปตามมาตรฐาน ASTM D882

บทที่ 4

ผลการทดลองและอภิปรายผล

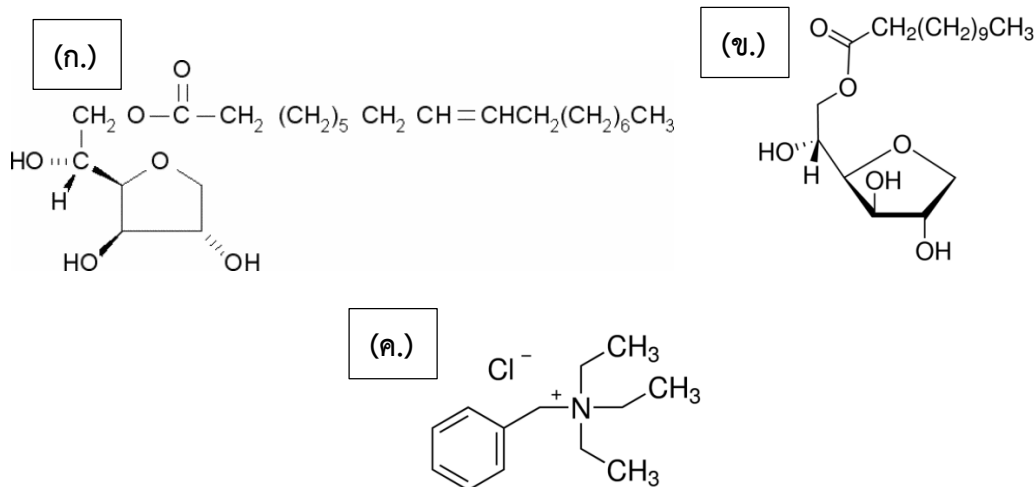
งานวิจัยนี้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน โดยแรกเป็นส่วนของการเตรียมเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซินผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันและในส่วนที่สองคือการวิเคราะห์สมบัติต่างๆของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซินที่เตรียมได้

4.1 การเตรียมเส้นใยผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

เป็นที่ทราบกันดีว่ากระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตสามารถผลิตเส้นใยที่มีขนาดในระดับนาโนเมตรไปจนถึงระดับไมโครเมตร ทั้งนี้การปรับเปลี่ยนสถานะต่างๆในการขึ้นรูปจะส่งผลต่อลักษณะของเส้นใยที่เตรียมได้ โดยปัจจัยต่างๆที่มีการปรับเปลี่ยนในการทดลองมีดังต่อไปนี้

4.1.1 ผลของชนิดอิมัลซิไฟเออร์ที่มีต่อความเสถียรของของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้

ในการเตรียมของผสมอิมัลชันการเลือกใช้อิมัลซิไฟเออร์ให้เหมาะสมย่อมเป็นสิ่งสำคัญ โดยในงานวิจัยได้ทดลองใช้อิมัลซิไฟเออร์ 3 ชนิดมาเตรียมเป็นสารละลายอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซิน เพื่อเลือกอิมัลซิไฟเออร์ที่มีความเหมาะสมมากที่สุดที่จะใช้เตรียมของผสมอิมัลชันสำหรับปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในลำดับถัดไป โดยจากการศึกษาผลงานวิจัยต่างๆเกี่ยวกับการเตรียมอิมัลชันแบบน้ำในน้ำมันทำให้ผู้วิจัยมีความสนใจที่จะศึกษาผลของอิมัลซิไฟเออร์ 3 ชนิด ที่มีต่อการเตรียมของผสมอิมัลชัน ได้แก่ สเปน[®]80, สเปน[®]20 และ TEBAC (Benzyltriethylammonium chloride) โดยลักษณะโครงสร้างของอิมัลซิไฟเออร์แต่ละชนิดแสดงในภาพที่ 4.1 เพื่อใช้เตรียมของผสมอิมัลชันที่มีสัดส่วนวัฏภาคของน้ำ:วัฏภาคน้ำมัน เป็น 1:10 โดยมีความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt ความเข้มข้นของไนโอแมกซ์ซินเท่ากับ 5%wt และความเข้มข้นของอิมัลซิไฟเออร์แต่ละชนิดเท่ากับ 15%wt ของพอลิเมอร์



ภาพที่ 4.1 โครงสร้างของอิมัลซิไฟเออร์ที่ใช้ในงานวิจัย (ก.) สเปน[®]80 (ข.) สเปน[®]20 และ (ค.) TEBAC

โดยสเปน[®]80, สเปน[®]20 และ TEBAC มีค่า HLB (hydrophile-lipophile balance) เท่ากับ 4.3, 8.6 และ 27.34 ตามลำดับ ทั้งนี้วิธีคำนวณค่า HLB ของ TEBAC แสดงดังนี้

หมู่ที่ชอบไม่น้ำ คือ $-\text{CH}_2 - \text{O}$ มีค่า HLB เท่ากับ 1.66

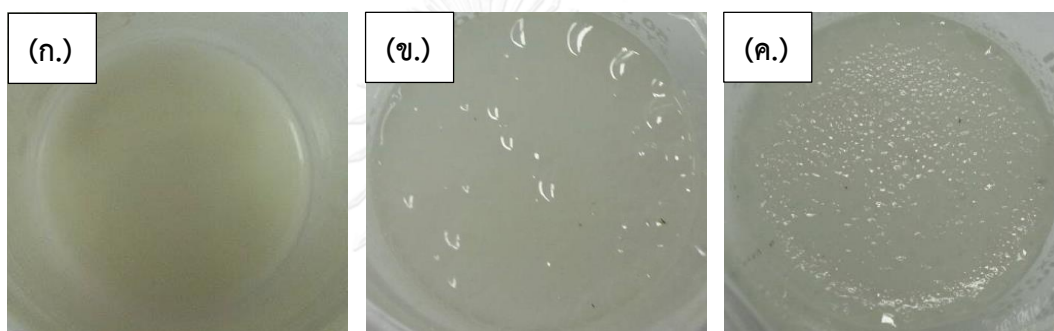
หมู่ที่ชอบน้ำ คือ $-\text{N}^+ \text{CH}_3 \text{Cl}^-$ มีค่า HLB เท่ากับ 22.0

ดังนั้น ค่า HLB ของ TEBAC คำนวณได้จาก

$$\begin{aligned} \text{HLB} &= \sum (\text{หมู่ที่ชอบน้ำ}) - \sum (\text{หมู่ที่ไม่ชอบน้ำ}) + 7 && \text{สมการที่ 4.1 [82]} \\ &= (22.0 - 1.66) + 7 = 27.34 && \text{สมการที่ 4.2} \end{aligned}$$

จากภาพที่ 4.2 พบว่าเมื่อเลือกใช้ สเปน[®]20 และ TEBAC เป็นอิมัลซิไฟเออร์ในการเตรียมของผสมอิมัลชันระหว่างพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด/นีโอเมย์ซิน พบว่าเกิดการแยกส่วนของวัฏภาคน้ำและน้ำมันอย่างชัดเจน โดยวัฏภาคของน้ำรวมตัวกันเป็นหยดขนาดใหญ่และกระจายอยู่

ด้านบนเหนือวัฏภาคน้ำมัน ขณะที่เมื่อเตรียมอิมัลชันด้วย สเปน®80 กลับพบว่าเกิดลักษณะของอิมัลชันขึ้น โดยอนุภาคของน้ำเกิดการแตกตัวเป็นหยดเล็กๆกระจายตัวอยู่ในวัฏภาคน้ำมัน แม้จะตั้งของผสมอิมัลชันที่เตรียมจากสเปน®80 ไว้เป็นเวลา 24 ชั่วโมงก็ไม่พบการแยกวัฏภาคของอิมัลชัน ซึ่งเป็นเช่นนี้เนื่องจากสารละลายอิมัลชันแบบน้ำในน้ำมันควรมีค่า HLB อยู่ระหว่าง 4-6 [83] ดังนั้น สเปน®20 และ TEBAC ที่มีค่า HLB เท่ากับ 8.6 และ 27.34 ตามลำดับ จึงมีค่า HLB ที่สูงจนเกินไป จึงไม่สามารถเตรียมอิมัลชันแบบน้ำในน้ำมันของพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิด/นีโอเมยซินได้ ในขณะที่สเปน®80 มีค่า HLB เท่ากับ 4.3 ซึ่งเป็นค่าที่มีความเหมาะสมในการเตรียมอิมัลชันแบบน้ำในน้ำมัน ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้สเปน®80 เป็นอิมัลซิไฟเออร์สำหรับเตรียมอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุนีโอเมยซิน



ภาพที่ 4.2 แสดงของผสมที่เตรียมได้จากอิมัลซิไฟเออร์ทั้ง 3 ชนิด ได้แก่ (ก.) สเปน®80 (ข.) สเปน®20 และ (ค.) TEBAC ที่ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt ความเข้มข้นของนีโอเมยซินเท่ากับ 5%wt และอิมัลซิไฟเออร์แต่ละชนิดความเข้มข้น 15%wt ของพอลิเมอร์

4.1.2 ผลของการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนของวัฏภาคน้ำมันและวัฏภาคน้ำที่มีต่อเตรียมของผสมอิมัลชันสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

สำหรับของผสมอิมัลชันปัจจัยอีกอย่างหนึ่งที่ต้องคำนึงถึงคืออัตราส่วนของวัฏภาคทั้งสองในอิมัลชัน โดยอัตราส่วนของวัฏภาคน้ำ:วัฏภาคน้ำมันที่มีความเหมาะสมย่อมส่งผลให้อิมัลชันที่เตรียมได้มีความเสถียรและคงตัวอยู่ได้เป็นระยะเวลาานาน ดังนั้นในการหาสัดส่วนของวัฏภาคที่มีความเหมาะสมมากที่สุดในการเตรียมอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุนีโอเมยซินจึงเป็นสิ่งสำคัญ ผู้วิจัยจึงทดสอบโดยเลือกใช้อัตราส่วนวัฏภาคน้ำ:วัฏภาคน้ำมันเป็น 1:10, 2:9 และ 3:8 ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt ความเข้มข้นของนีโอเมยซินเท่ากับ 5%wt และความเข้มข้นของ สเปน®80 เท่ากับ 15%wt ของพอลิเมอร์ ทั้งนี้ผลการทดสอบความ

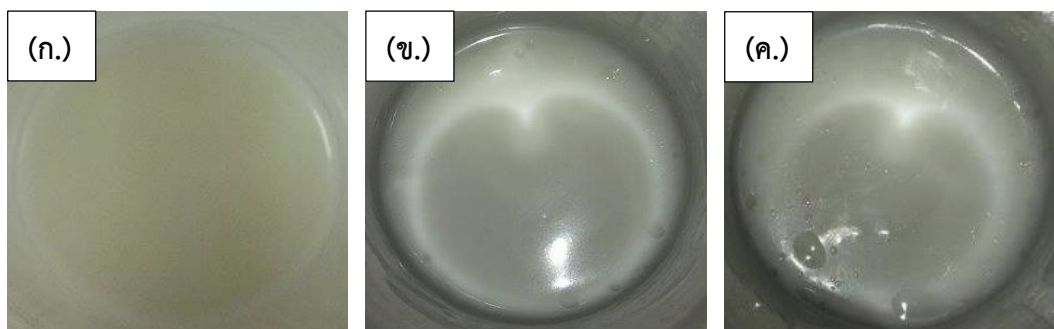
คงตัวของของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้จากสัดส่วนของน้ำและน้ำมันที่แตกต่างกันแสดงใน **ตารางที่ 4.1** จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าเมื่อใช้อัตราส่วนของน้ำ:น้ำมัน เป็น 1:10 ทำให้ได้สารละลายอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรจูนีโอมัยซินที่มีความเสถียรในระยะเวลาที่นานที่สุด เนื่องจากปริมาณของน้ำมีความเหมาะสมกับสัดส่วนของอิมัลซิไฟเออร์ที่ใช้ในการทดลอง ในขณะที่อัตราส่วนของน้ำ:น้ำมัน เป็น 2:9 และ 3:8 มีปริมาณของน้ำที่มากเกินไป สารละลายอิมัลชันที่เตรียมได้จึงเกิดการแยกตัวอย่างรวดเร็วดังแสดงใน **รูปที่ 4.3** ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้อัตราส่วนของน้ำ:น้ำมันเท่ากับ 1:10 เพื่อใช้ในการเตรียมสารละลายอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรจูนีโอมัยซินสำหรับการขึ้นรูปด้วยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในลำดับถัดไป

ตารางที่ 4.1 ผลของการปรับเปลี่ยนอัตราส่วนของน้ำ:น้ำมันที่ใช้ในการเตรียมสารละลายอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรจูนีโอมัยซิน

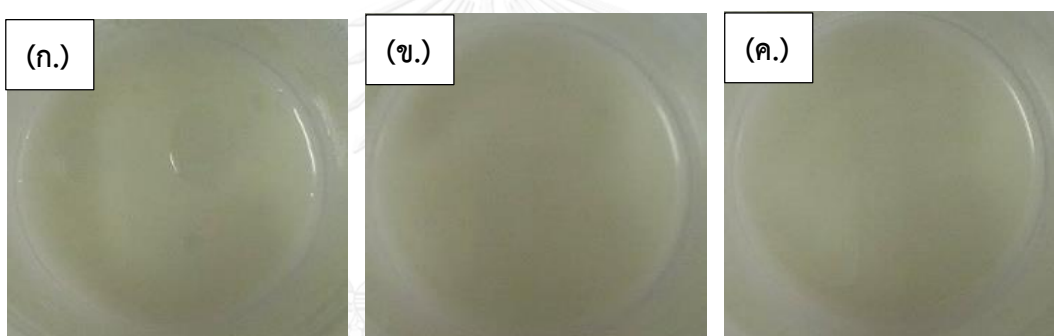
เวลา	อัตราส่วนของน้ำและน้ำมัน		
	1:10	2:9	3:8
5 นาที	ไม่เกิดการแยกตัว	ไม่เกิดการแยกตัว	ไม่เกิดการแยกตัว
30 นาที	ไม่เกิดการแยกตัว	เกิดการแยกตัว	เกิดการแยกตัว
60 นาที	ไม่เกิดการแยกตัว	เกิดการแยกตัว	เกิดการแยกตัว

4.1.3 ผลของการปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของสเปน®80 ที่ใช้เป็นอิมัลซิไฟเออร์ในการเตรียมของผสมอิมัลชันสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

สืบเนื่องจากผลการทดลองข้างต้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้สเปน®80 เป็นอิมัลซิไฟเออร์ในการเตรียมของผสมอิมัลชันแบบน้ำในน้ำมันสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ดังนั้นความเข้มข้นของสเปน®80 ที่ใช้ในการเตรียมสารละลายอิมัลชันจึงเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่สำคัญเพื่อสำหรับการเตรียมอิมัลชันที่มีความคงตัวสูง โดยความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ใช้ในการทดลองเท่ากับ 10%wt และความเข้มข้นของนีโอมัยซินเท่ากับ 5%wt สำหรับการเตรียมของผสมอิมัลชัน จากนั้นปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของ สเปน®80 ที่ใช้ในการเตรียมเป็น 5%wt, 10%wt และ 15%wt ของพอลิเมอร์



ภาพที่ 4.3 แสดงของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้จากสแปน[®]80 ที่ความเข้มข้นคงที่ที่ 15%wt ของพอลิเมอร์ ภายหลังจากเวลาผ่านไป 60 นาที ที่อัตราส่วนของวัฏภาคน้ำ:วัฏภาคน้ำมันที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 1:10, (ข.) 2:9 และ (ค.) 3:8 โดยเลือกใช้ความเข้มข้นของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt และความเข้มข้นของนีโอมีซินเท่ากับ 5%wt ในการเตรียมของผสมอิมัลชัน



ภาพที่ 4.4 แสดงของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้จากสแปน[®]80 ที่ความเข้มข้นแตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 5%wt, (ข.) 10%wt และ (ค.) 15%wt ของพอลิเมอร์ ภายหลังจากเวลาผ่านไป 5 ชั่วโมง โดยเลือกใช้ความเข้มข้นของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเท่ากับ 10%wt และความเข้มข้นของนีโอมีซินเท่ากับ 5%wt ในการเตรียมของผสมอิมัลชัน

จากภาพที่ 4.4 พบว่าการใช้สแปน[®]80 ที่ความเข้มข้น 5%wt ของพอลิเมอร์นั้น ไม่เพียงพอที่จะทำให้ของอิมัลชันที่เตรียมได้มีความคงตัวมากพอ โดยของผสมอิมัลชันเกิดการแยกวัฏภาคเมื่อเวลาผ่านไป 30 นาที ซึ่งเกิดขึ้นเนื่องจากปริมาณของสแปน[®]80 ที่น้อยจนเกิดไปทำให้จำนวนไมเซลล์ (micelle) ที่เกิดขึ้นมีไม่มากพอที่จะทำให้วัฏภาคน้ำทั้งหมดกระจายตัวอยู่ภายในวัฏภาคน้ำมันได้ยาวนานพอ การแยกวัฏภาคจึงเกิดขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป ในขณะที่การใช้สแปน[®]80 ความเข้มข้น 10%wt และ 15%wt ของพอลิเมอร์ มีความเหมาะสมที่จะใช้ในการเตรียมของผสมอิมัลชันของพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรจุนีโอมีซิน เนื่องจากของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้มี

ความคงตัวยาวนานและไม่แยกวัฏภาคขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป ทั้งนี้ทางผู้วิจัยเลือกใช้ความเข้มข้นของสแปน®80 ที่ 10%wt ของพอลิเมอร์ ในงานวิจัยขั้นต่อไป เพราะความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ให้ของผสมอิมัลชันที่มีความคงตัวไม่แตกต่างจากการใช้สแปน®80 ที่ความเข้มข้น 15%wt ของพอลิเมอร์

4.1.4 ผลของการปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ใช้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

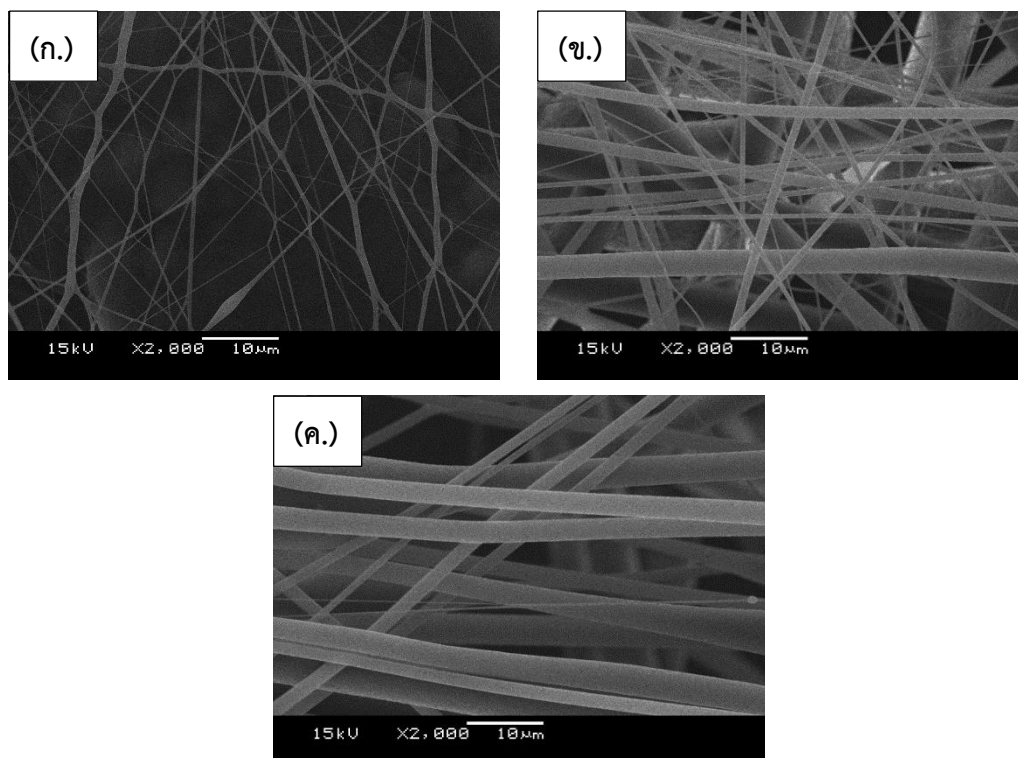
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุนี้โอเมย์ซินถูกเตรียมภายใต้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าคงที่ที่ 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h รวมไปถึงความเข้มข้นของนีโอเมย์ซินเท่ากับ 5%wt และความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ โดยในงานวิจัยได้ทำการปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของของผสมอิมัลชันที่เตรียมจากพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ความเข้มข้นแตกต่างกันคือ 6%wt, 8%wt, 10%wt และ 12%wt แล้วศึกษาสัญญาณวิทยาของเส้นใยที่เตรียมได้จากภาพถ่ายกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด จากภาพที่ 4.5 พบว่า การเตรียมแผ่นเส้นใยจากของผสมอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดความเข้มข้น 6%wt ทำให้เกิดลักษณะเม็ดลูกปัดบนเส้นใยจำนวนมาก และปริมาณของเส้นใยที่พบบนวัสดุรองรับมีจำนวนค่อนข้างน้อย เนื่องจากของผสมพอลิเมอร์มีความเข้มข้นต่ำจึงทำให้ภายในของผสมมีการเกี่ยวพันกันของสายโซ่พอลิเมอร์น้อย ลำของพอลิเมอร์ที่เคลื่อนที่ออกจากปลายของเข็มโลหะจึงไม่ต่อเนื่อง ทั้งนี้ภายใต้ค่าศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงส่งผลให้สายโซ่พอลิเมอร์ถูกดึงรั้งให้ขาดออกจากกัน ทำให้เกิดการขาดออกของลำของสารละลายพอลิเมอร์ในช่วงก่อนที่เส้นใยจะตกลงบนวัสดุรองรับทำให้พบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใย [84-86] ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Fong และคณะ [87] ที่ได้รายงานว่าเมื่อเลือกใช้สารละลายพอลิเมอร์ที่มีความเข้มข้นต่ำ จะส่งผลทำให้ส่วนเกี่ยวพันกันระหว่างสายโซ่มีน้อย ลำของสารละลายพอลิเมอร์ที่ออกจากปลายเข็มโลหะจึงมีความไม่ต่อเนื่องทำให้เกิดทั้งเม็ดลูกปัดและเส้นใยบนวัสดุรองรับ

ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของของผสมอิมัลชันที่เตรียมจากพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดเป็น 8%wt พบว่าภายใต้สภาวะดังกล่าวลักษณะของเส้นใยที่เตรียมได้มีปริมาณของเม็ดลูกปัดที่ลดลงแต่กลับพบว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยมีความแตกต่างกันอย่างมาก โดยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยมีค่าเท่ากับ 1.327 μm ซึ่งเกิดขึ้นเนื่องจากภายใต้ค่าศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงลำพอลิเมอร์มีความเสถียรไม่มากพอจึงเกิดการขาดช่วงของลำพอลิเมอร์และเกิดการยึดตัวออกแตกต่างกันก่อนตกลงสู่วัสดุรองรับส่งผลให้เส้นใยที่เตรียมได้มีการกระจายตัวของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่กว้าง นอกจากนี้มีการเกี่ยวพันกันของสายโซ่พอลิเมอร์ที่น้อยยังส่งผลให้เกิด

ลักษณะเม็ดลูกปัดบนเส้นใยตามที่กล่าวในข้างต้นอีกด้วย จากผลการทดลองทำให้ผู้วิจัยปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดในของผสมอิมัลชันให้สูงขึ้นที่ 10%wt และ 12%wt โดยพบว่าภายใต้ความเข้มข้นที่ 10%wt เป็นความเข้มข้นที่เหมาะสมสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซิน โดยเส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยเท่ากับ 2.00 μm จากภาพที่ 4.5 ภาพของเส้นใยที่ได้จากเทคนิคกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดแสดงให้เห็นว่าเส้นใยที่เตรียมได้จากพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดความเข้มข้น 10%wt มีความเรียบตลอดทั้งเส้น มีความต่อเนื่องกันของเส้นใย และไม่เกิดลักษณะเม็ดลูกปัดบนเส้นใย รวมไปถึงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยมีความใกล้เคียงกันด้วย ซึ่งสามารถอธิบายได้จากภายใต้สภาวะที่ความเข้มข้นของพอลิเมอร์ที่เหมาะสม สายโซ่พอลิเมอร์มีการเกี่ยวพันกันมากพอ ดังนั้นแม้ลำพอลิเมอร์จะได้รับความต่างศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงก็ไม่เกิดการขาดออกของลำพอลิเมอร์ ส่งผลทำให้เส้นใยที่ตกลงสู่วัสดุรองรับมีความต่อเนื่อง มีขนาดที่สม่ำเสมอและไม่พบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใย [88, 89] ทั้งนี้เมื่อเพิ่มความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดในของผสมอิมัลชันเป็น 12%wt กลับไม่สามารถขึ้นรูปเส้นใยผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตได้เพราะของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้มีความหนืดที่มากจนเกินไปส่งผลให้เกิดการอุดตันบริเวณปลายเข็มโลหะ และสืบเนื่องจากของผสมที่มีความเข้มข้นสูงส่งผลให้แรงตึงผิวมีค่ามากขึ้นตามไปด้วย ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงที่ทำให้ระบบจึงมีค่าไม่มากพอที่จะเอาชนะแรงตึงผิวของของผสมได้ ทำให้ลำพอลิเมอร์ไม่เกิดการยืดตัวออก จึงไม่พบเส้นใยบนวัสดุรองรับ โดยสอดคล้องกับงานวิจัยของ Shenoy และคณะ [32] ที่กล่าวว่าเมื่อน้ำหนักโมเลกุลหรือความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์มีค่าสูง จะส่งผลทำให้ค่าความหนืดของสารละลายสูงขึ้น ประจุไฟฟ้าที่เกิดขึ้นบนผิวของสารละลายมีค่าไม่มากพอที่จะเอาชนะแรงตึงผิวของสารละลาย ทำให้สารละลายพอลิเมอร์ไม่เกิดการยืดตัวออกและไม่พบลักษณะของเส้นใยบนวัสดุรองรับ

4.1.5 ผลของการปรับเปลี่ยนค่าศักย์ไฟฟ้าจากเครื่องให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงที่มีต่อลักษณะและขนาดของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตจะมีการให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่ระบบเพื่อทำให้สารละลายพอลิเมอร์เคลื่อนที่จากปลายเข็มโลหะ ลำพอลิเมอร์จะเกิดการยืดตัวออกพร้อมๆกับการระเหยของตัวทำละลายเกิดเป็นเส้นใยขึ้นและตกลงบนวัสดุรองรับ ทั้งนี้การให้ศักย์ไฟฟ้าแก่ระบบนั้นนอกจากจะทำให้เกิดแรงผลักทางไฟฟ้าที่ทำให้สารละลายเคลื่อนที่ออกจากปลายเข็มโลหะแล้วยังส่งผลต่อการดึงยึดในขณะที่ลำพอลิเมอร์พุ่งไปยังวัสดุรองรับอีกด้วย



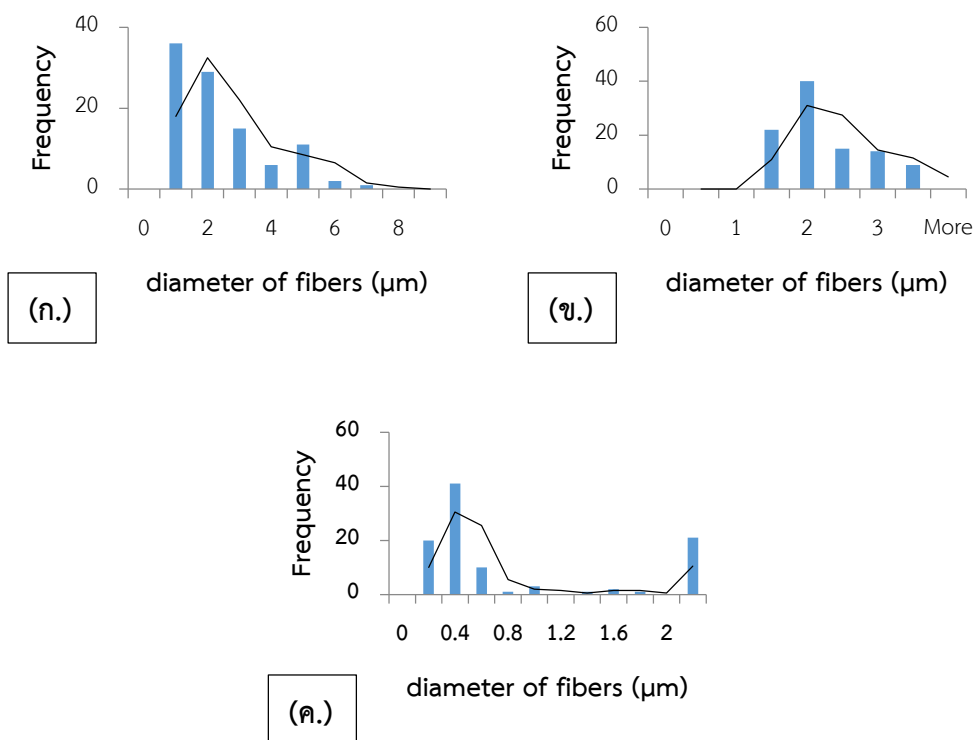
ภาพที่ 4.5 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของแผ่นเส้นใยพอลิเอทิลีนไดอะครีเลต-ไกลโคลิกลีแอซิดบรอนน์ไอโอมัยซินที่เตรียมจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน โดยใช้ความเข้มข้นของพอลิเอทิลีนไดอะครีเลต-ไกลโคลิกลีแอซิดที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 6%wt, (ข.) 8%wt และ (ค.) 10 %wt รวมถึงความเข้มข้นของนีโอไมซินเท่ากับ 5%wt และความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ภายใต้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าคงที่ที่ 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h

ดังนั้นในงานวิจัยจึงมีการปรับเปลี่ยนค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบ คือ 15 kV, 20 kV และ 25kV โดยความเข้มข้นของพอลิเอทิลีนไดอะครีเลต-ไกลโคลิกลีแอซิดเท่ากับ 10%wt ความเข้มข้นของนีโอไมซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะถึงวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm และ อัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h โดยจากภาพที่ 4.6 เป็นภาพแสดงการกระจายตัวของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่เตรียมได้ โดยวัดขนาดของเส้นใยจำนวน 100 เส้นจากโปรแกรม Semaphore ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเมื่อค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบมีค่าเท่ากับ 15 kV ทำให้เส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่สูงและการกระจายตัวของเส้นใยที่กว้างมาก ทั้งนี้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตจะมีแรงกระทำที่กระทำต่อลำของสารละลายพอลิเมอร์ซึ่งประกอบไปด้วยแรงทั้ง 6 ชนิด ได้แก่

- 1.) แรงแม่เหล็กของโลก (gravitational force)
- 2.) แรงทางไฟฟ้าสถิต (electrostatic force)
- 3.) แรงผลักระหว่างประจุไฟฟ้า (Columbic force)
- 4.) แรงวิสโคอีลาสติก (Viscoelastic force)
- 5.) แรงตึงผิว (surface tension)
- 6.) แรงลากพา (drag force)

ผลของค่าศักย์ไฟฟ้าที่มีต่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยอธิบายได้จากแรงกระทำหลัก 3 แรง คือ แรงผลักระหว่างประจุไฟฟ้า, แรงวิสโคอีลาสติก และแรงตึงผิวของสารละลาย [90] ที่ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบต่ำแรงผลักระหว่างประจุไฟฟ้านั้นน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับแรงตึงผิวของผสมอิมัลชัน ส่งผลให้เส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยที่ได้มีขนาดใหญ่ และพบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใย เส้นใยที่เตรียมได้มีการกระจายตัวของขนาดของเส้นใยที่กว้าง

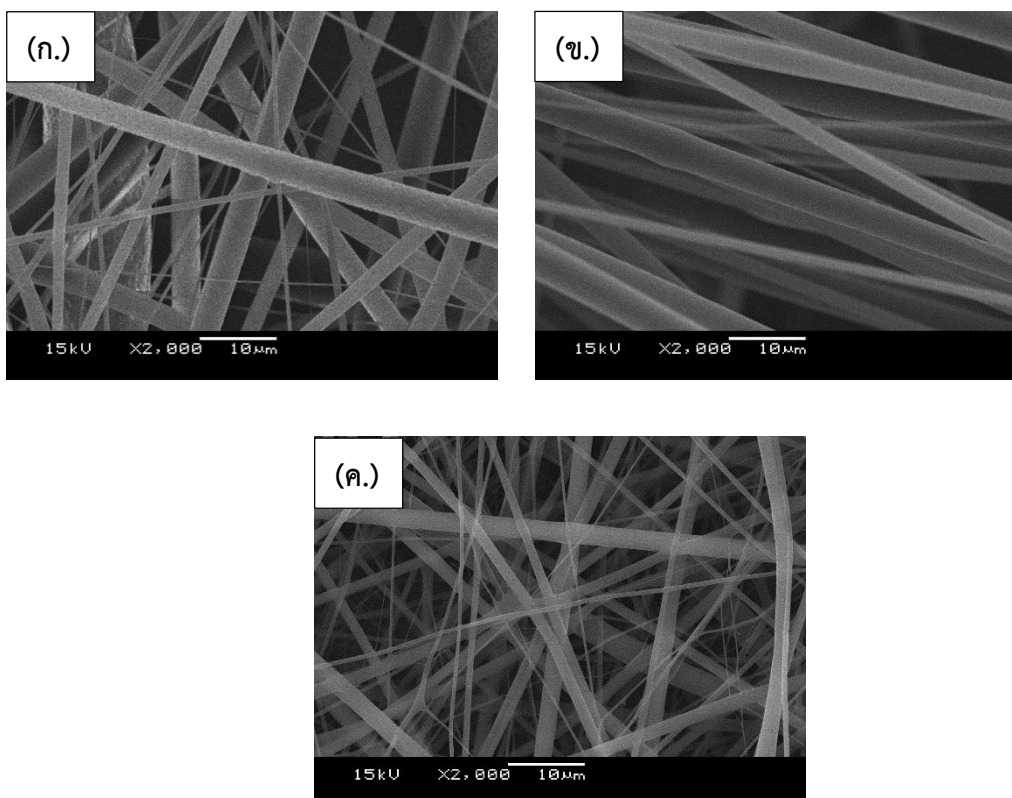
ต่อมาผู้วิจัยได้เพิ่มค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบเป็น 20 kV ซึ่งพบว่าเส้นใยที่เตรียมได้มีความเรียบ ไม่พบลักษณะของเม็ดลูกปัด รวมถึงมีการกระจายตัวของเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่แคบด้วยโดยสามารถอธิบายได้จาก เมื่อความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบมากเพียงพอที่จะทำให้แรงทั้งสามสมดุลกัน ถ้าพอลิเมอร์จะเคลื่อนที่ออกจากปลายเข็มโลหะอย่างสม่ำเสมอ เส้นใยที่ได้จะมีขนาดเล็กและมีการกระจายตัวของขนาดที่ต่ำ แต่เมื่อผู้วิจัยเพิ่มค่าศักย์ไฟฟ้าแก่ระบบมากขึ้นเป็น 25 kV พบว่าเส้นใยที่ได้มีขนาดเล็ก เกิดการกระจุกตัวเป็นกลุ่มบนวัสดุรองรับ เนื่องจากค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้มามีค่ามากเกินไปจนกว่าจุดสมดุลของระบบ แรงผลักระหว่างประจุไฟฟ้ามีมากกว่าแรงวิสโคอีลาสติกของลำพอลิเมอร์ แรงผลักระหว่างไฟฟ้าจะผลักให้สารละลายเกิดการเคลื่อนที่ออกจากปลายเข็มโลหะด้วยอัตราการเร่งที่สูง ลำพอลิเมอร์ที่พุ่งออกมาจึงไม่เสถียร ทำให้เกิดการขาดออกของลำพอลิเมอร์ ซึ่งสอดคล้องกับผลการวิจัยของ Jalili และคณะ [91] ที่ได้รายงานว่สารละลายพอลิเมอร์ที่เคลื่อนที่ออกจากปลายเข็มโลหะจะอยู่ในสภาวะที่ไม่เสถียรเนื่องมาจากแรงผลักระหว่างไฟฟ้าที่มากเกินไป ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกใช้ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ 20 kV ในการเตรียมแผ่นเส้นใยซึ่งทำให้เกิดความสมดุลของระบบการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกบรรจุนีโอมัยซิน



ภาพที่ 4.6 การกระจายตัวของเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซิน โดยใช้ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของไนโอแมกซ์ซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสเปน[®]80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h ภายใต้ค่าศักย์ไฟฟ้าที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 15 kV, (ข.) 20 kV และ (ค.) 25 kV

4.1.6 ผลของการปรับเปลี่ยนระยะห่างระหว่างปลายเข็มจนถึงวัสดุรองรับที่มีต่อลักษณะและขนาดของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ในขณะที่สารละลายพอลิเมอร์เคลื่อนที่จากปลายเข็มโลหะไปยังวัสดุรองรับ ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับจัดว่าเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญต่อลักษณะทางสัณฐานวิทยาของเส้นใยที่เตรียมได้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต เมื่อให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงแก่ระบบ จะเกิดประจุไฟฟ้าบริเวณผิวหน้าของสารละลาย เกิดแรงผลักระหว่างประจุขั้วเคลื่อนล้าของสารละลายพอลิเมอร์ให้เกิดการยืดตัวออก ดังนั้นจึงคาดว่า การปรับเปลี่ยนระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับให้มากขึ้นย่อมส่งผลให้เส้นใยที่ได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่ลดลง



ภาพที่ 4.7 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของแผ่นเส้นใยพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต-ไกลโคลิกแอซิดบรจุณีไอมัยซินที่เตรียมจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน โดยใช้ความเข้มข้นของพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของนิโอมัยซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้าคงที่ที่ 20 kV และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h ภายใต้ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 15 cm, (ข.) 20 cm และ (ค.) 25 cm

ในงานวิจัยนี้ได้เตรียมแผ่นเส้นใยพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต-ไกลโคลิกแอซิดบรจุณีไอมัยซินผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันโดยเลือกใช้ความเข้มข้นของพอลิเอทิลีนเทเรฟทาเลต-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของนิโอมัยซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ตามสัดส่วนพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบคงที่ที่ 20 kV และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h โดยมีการปรับเปลี่ยนระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะและวัสดุรองรับเป็น 15 cm, 20 cm และ 25 cm จาก**ภาพที่ 4.7** แสดงให้เห็นว่าเมื่อระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะและวัสดุรองรับมีค่าเท่ากับ 15 cm จะส่งผลให้เส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยใหญ่และมีการกระจายตัวของขนาดของเส้นใยที่กว้างอีกด้วย ทั้งนี้เนื่องมาจากการที่วัสดุรองรับอยู่ในระยะที่ใกล้จนเกินไป ตัวทำละลายจึงมีเวลาไม่มากพอที่จะระเหยออกจากเส้นใยได้หมด ส่งผลให้ล้าพอลิเมอร์

เกิดการยึดตัวออกได้เพียงเล็กน้อยในระยะเวลาอันสั้นก่อนตกลงบนวัสดุรองรับ ทำให้เส้นใยที่ได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่มากนั่นเอง [92] ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงปรับเปลี่ยนระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับให้มีค่ามากขึ้นเป็น 20 cm และ 25 cm ซึ่งพบว่าภายใต้ค่าศักย์ไฟฟ้าและอัตราการไหลคงที่ เมื่อระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะและวัสดุรองรับเป็น 20 cm เส้นใยที่เตรียมได้มีการกระจายตัวของขนาดที่ใกล้เคียงกันรวมถึงมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่ลดลงด้วย ทั้งนี้เนื่องมาจากระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะและวัสดุรองรับที่เพิ่มมากขึ้นทำให้ลำพอลิเมอร์มีเวลามากพอที่จะยึดตัวออกก่อนจะตกลงบนวัสดุรองรับทำให้เส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดที่เล็กลงนั่นเอง แต่ทั้งนี้เมื่อเพิ่มระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะและวัสดุรองรับให้สูงขึ้นไปอีกที่ 25 cm ลักษณะสัณฐานวิทยาของเส้นใยที่ได้กลับเปลี่ยนไป เส้นใยที่พบมีปริมาณที่น้อยลงและมีการกระจุกตัวของเส้นใยเพียงบางบริเวณ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Bosworth และคณะ [93] ที่ได้กล่าวไว้ว่าเมื่อค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบคงที่ ความแรงของสนามไฟฟ้าจะแปรผกผันกับระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับ จากระยะห่างที่มากจนเกินไปทำให้ความแรงของสนามไฟฟ้าลดลง ลำพอลิเมอร์จึงเกิดการขาดออกก่อนตกลงบนวัสดุรองรับส่งผลให้เส้นใยที่พบบนวัสดุรองรับมีปริมาณน้อยและเกิดการกระจุกตัวกันในบางบริเวณ

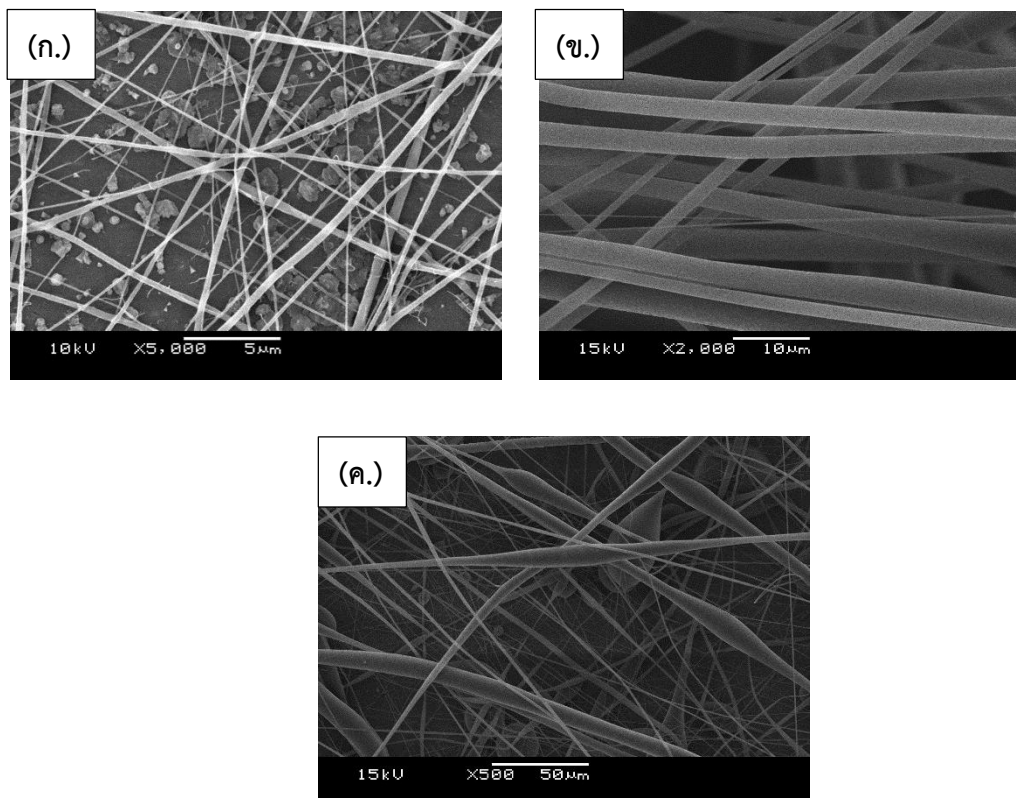
4.1.7 ผลของการปรับเปลี่ยนอัตราการไหลของของผสมอิมัลชันที่มีต่อลักษณะและขนาดของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

อัตราการไหลเป็นอีกปัจจัยที่จะล้มเสียไม่ได้ในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยการควบคุมอัตราการไหลของสารละลายลายนั่นส่งผลต่อปริมาณของเส้นใยที่พบบนวัสดุรองรับรวมถึงส่งผลต่อสัณฐานวิทยาของเส้นใยที่เตรียมได้อีกด้วย ดังนั้นการควบคุมอัตราการไหลให้มีความเหมาะสมย่อมมีความสำคัญอย่างยิ่ง ในงานวิจัยจึงมีการปรับเปลี่ยนอัตราการไหลของของผสมอิมัลชันได้แก่ 0.2 mL/h, 0.5 mL/h และ 0.8 mL/h โดยเลือกใช้ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของไนโอแมกซ์ซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้าที่ให้แก่ระบบคงที่ที่ 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มฉีดยาและวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm จากภาพที่ 4.8 แสดงให้เห็นว่าเมื่อเลือกใช้อัตราการไหลเป็น 0.2 mL/h ในการเตรียมแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซินนั้น เส้นใยที่ได้มีความเรียบแต่ยังพบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใยเล็กน้อย มีประมาณเส้นใยบนวัสดุรองรับที่น้อยมากและพบลักษณะอนุภาคขนาดเล็กของพอลิเมอร์กระจายตัวอยู่ทั่ววัสดุรองรับ ทั้งนี้เกิดจากอัตราการไหลที่น้อยจนเกินไปส่งผลให้ปริมาณของของผสมอิมัลชันที่เคลื่อนที่ออกจากปลายเข็มโลหะมีปริมาณที่น้อย

ตามไปด้วย ทำให้พบเส้นใยปริมาณค่อนข้างน้อยบนวัสดุรองรับ นอกจากนี้อัตราการไหลที่น้อยจนเกินไปยังส่งผลทำให้ล้าพอลิเมอร์เกิดการยึดออกจนมีขนาดที่เล็กมากก่อนตกลงบนวัสดุรองรับ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่พบจึงมีขนาดที่เล็กมาก ทางผู้วิจัยจึงเพิ่มอัตราการไหลเป็น 0.5 mL/h พบว่าเส้นใยที่ได้มีความเรียบและมีความยาวสม่ำเสมอ ไม่พบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใย รวมถึงเกิดการอุดตันของของผสมอิมัลชันบริเวณปลายเข็มโลหะที่น้อยด้วย แต่เมื่อเพิ่มอัตราการไหลให้สูงขึ้นไปอีกที่ 0.8 mL/h กลับทำให้เส้นใยที่ได้มีลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใยที่ค่อนข้างมาก เส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดใหญ่และเกิดการอุดตันของของผสมอิมัลชันบริเวณปลายเข็มโลหะบ่อยครั้ง ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Yuan และคณะ [94] ที่แสดงความเห็นว่าอัตราการไหลของสารละลายที่มีค่าสูงเกินไปจะทำให้เส้นใยที่เตรียมได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่มากตามไปด้วย นอกจากนี้ Zong และคณะ [95] ยังกล่าวไว้ว่าที่อัตราการไหลของสารละลายสูง เส้นใยที่พุ่งออกจากปลายเข็มโลหะมีเวลาไม่มากพอที่ตัวทำละลายจะระเหยออกไปจนหมด ส่งผลทำให้ล้าของสารละลายพอลิเมอร์เกิดการยึดตัวออกไม่สมบูรณ์ ลักษณะของเส้นใยที่ได้จะมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่ใหญ่และมีการกระจายตัวของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยกว้างและพบลักษณะของเม็ดลูกปัดบนเส้นใยอีกด้วย

4.2 การวิเคราะห์สมบัติต่างๆของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเม็ซซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

จากการทดลองเพื่อหาสภาวะที่เหมาะสมที่สุดในการเตรียมแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเม็ซซินในหัวข้อ 4.1 ทางผู้วิจัยจึงเลือกใช้พอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิด ความเข้มข้น 10%wt และความเข้มข้นของไนโอเม็ซซิน 5%wt อัตราส่วนระหว่างวัฏภาคน้ำ:วัฏภาคน้ำมันที่ 1:10 และเลือกใช้สแปน®80 ความเข้มข้น 10%wt ของพอลิเมอร์ในการเตรียมสารละลายอิมัลชันสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต นอกจากนี้สภาวะที่ถูกใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตที่มีความเหมาะสมคือ ค่าศักย์ไฟฟ้าคงที่ที่ 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h จากนั้นนำแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเม็ซซินที่เตรียมได้ไปทดสอบสมบัติต่างๆเพื่อดูความเหมาะสมสำหรับการประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล



ภาพที่ 4.8 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเมย์ซินที่เตรียมจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน โดยใช้ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของไนโอเมย์ซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสเปนน[®]80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้า 20 kV และระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm ภายใต้อัตราการไหลที่แตกต่างกัน ได้แก่ (ก.) 0.2 mL/h, (ข.) 0.5 mL/h และ (ค.) 0.8 mL/h


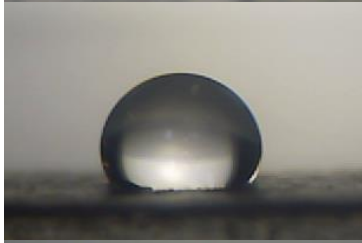

4.2.1 วิเคราะห์สมบัติความชอบน้ำของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเมย์ซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเป็นกระบวนการหนึ่งที่สามารถผลิตเส้นใยขนาดเล็กเพื่อประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผลได้ ทั้งนี้วัสดุปิดบาดแผลที่ดีนั้นควรมีความสามารถในการดูดซับของเสีย เช่น เลือดและน้ำหนอง ออกจากบาดแผลได้ดี รวมถึงให้ความชุ่มชื้นแก่บาดแผลด้วยการทดสอบสมบัติความชอบน้ำของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเมย์ซินจึงเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่สำคัญเพื่อยืนยันความเหมาะสมสำหรับประยุกต์ใช้งานเส้นใยดังกล่าวเป็นวัสดุปิดบาดแผล โดยผลที่คาดหวังคือแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้ควรมีสมบัติความชอบน้ำที่ดี

จากตารางที่ 4.2 เป็นการเปรียบเทียบแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ไม่มีการบรรจุไนโอแมกซ์ซินมีความมุมสัมผัสของน้ำ (θ) เท่ากับ 116.7° โดยมีสมบัติความไม่ชอบน้ำค่อนข้างสูงเนื่องจากพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่นำมาใช้งานมีส่วนของแล็กไทด์ที่ค่อนข้างสูง ซึ่งแล็กไทด์ในสายโซ่เองที่แสดงสมบัติความไม่ชอบน้ำค่อนข้างสูง ซึ่งสอดคล้องกับผลการวิจัยของ Menga และคณะ [96] รวมไปถึง Lia และคณะ [97] ที่แสดงให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดนั้นมีความไม่ชอบสูง เท่ากับ 116.6° และ 111.9° ตามลำดับ ซึ่งใกล้เคียงกับผลการทดลองที่ผู้วิจัยทดลองได้ ทั้งนี้เมื่อเปรียบเทียบกับแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุไนโอแมกซ์ซินลงไปในการละลายพอลิเมอร์โดยตรงจะพบว่ามีค่ามุมสัมผัสของน้ำเท่ากับ 103.4° การเติมไนโอแมกซ์ซินลงไปในการละลายพอลิเมอร์โดยตรงนั้นทำให้แผ่นเส้นใยที่เตรียมได้มีสมบัติความชอบน้ำเพิ่มขึ้นเล็กน้อย ทั้งนี้เกิดขึ้นจากไนโอแมกซ์ซินมีความสามารถในการละลายในน้ำที่ดี เมื่อหยดน้ำลงบนแผ่นเส้นใยไนโอแมกซ์ซินที่อยู่บนพื้นผิวจึงเกิดการแพร่เข้าสู่หยดน้ำอย่างรวดเร็วส่งผลให้สมบัติความไม่ชอบน้ำของแผ่นเส้นใยลดลง

ในลำดับต่อมาเมื่อทดสอบสมบัติความชอบน้ำของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซินจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันพบว่าแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้มีสมบัติความชอบน้ำสูง ภายหลังจากหยดน้ำลงบนแผ่นเส้นใย หยดน้ำนั้นจะถูกดูดซับลงในแผ่นเส้นใยเกือบจะทันที ทั้งนี้ปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นสอดคล้องกับงานวิจัยของ Hu และคณะ [98] โดยแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันจะมีสมบัติความชอบน้ำที่สูงขึ้นอย่างมาก เนื่องจากสเปน[®]80 มีลักษณะเป็นของเหลวหนืดที่อุณหภูมิห้องทำให้มีความสามารถในการเคลื่อนที่สูงภายในลำพอลิเมอร์ในขณะที่ปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ซึ่งทำให้เชื่อได้ว่า สเปน[®]80 ที่มีหน้าที่เป็นอิมัลซิไฟเออร์นั้นจะเคลื่อนที่ออกจาก emulsion spheres มาสู่พื้นผิวภายนอกของเส้นใยด้วยแรงผลักทางประจุและแพร่ออกมาบริเวณพื้นผิวของเส้นใยในลักษณะที่เป็นโมเลกุลขนาดเล็ก เมื่อแผ่นเส้นใยสัมผัสกับน้ำ สเปน[®]80 จะจับกับหยดน้ำและทำให้หยดน้ำที่สัมผัสซึมผ่านลงในแผ่นเส้นใยอย่างรวดเร็ว [99] นอกจากนี้ไนโอแมกซ์ซินยังมีหมู่ฟังก์ชัน -OH และ -NH₂ ที่มีความชอบน้ำสูงในระหว่างการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ตัวทำละลายจะระเหยออกไปทำให้เกิดการแยกออกของวัฏภาคส่งผลทำให้ไนโอแมกซ์ซินบางส่วนเคลื่อนที่ออกจากภายในของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดมายังบริเวณพื้นผิวตามแรงดึงดูดทางไฟฟ้า [100] จากการทดสอบสมบัติความชอบน้ำนี้จึงแสดงให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแมกซ์ซินจากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันนี้มีความเหมาะสมที่จะใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผลในด้านของความสามารถในการรักษาความชุ่มชื้นของบาดแผลรวมถึงมีความสามารถในการดูดซับของเสียออกจากบาดแผลได้อย่างดีเยี่ยม

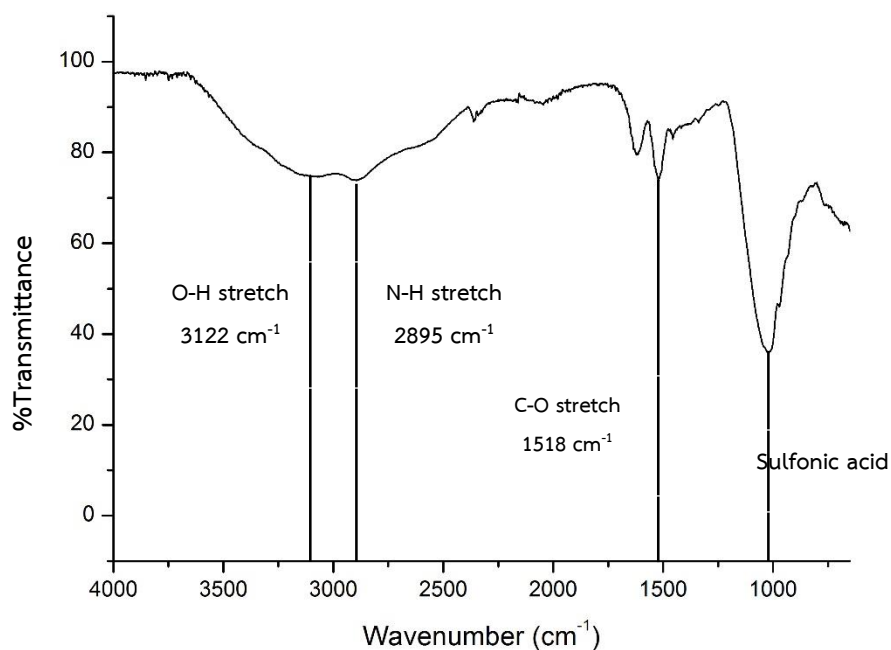
ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงค่ามุมสัมผัสของน้ำที่แตกต่างกันของแผ่นเส้นใยแต่ละชนิดที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ชนิดของแผ่นเส้นใย	ค่ามุมสัมผัส (θ)	รูปภาพ
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิก แอซิด	116.7°	
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิก แอซิดที่บรรจุไนโอแม็ซซินลงใน สารละลายพอลิเมอร์โดยตรง	103.4°	
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิก แอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินจากการปั่นเส้น ใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน	33.0°	

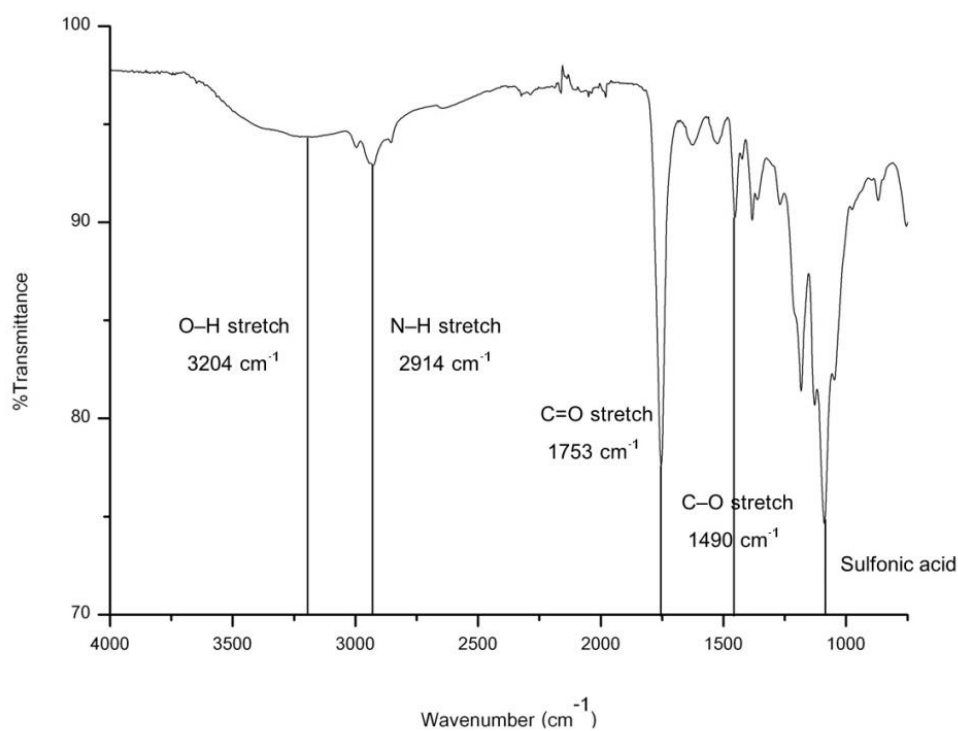
4.2.2 การพิสูจน์เอกลักษณ์ของไนโอแม็ซซินบนแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ในงานวิจัยนี้ได้บรรจุไนโอแม็ซซินความเข้มข้น 5%wt ลงในแผ่นเส้นใย ดังนั้นการพิสูจน์เอกลักษณ์เพื่อยืนยันการมีอยู่ของไนโอแม็ซซินบนแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินที่เตรียมได้จึงเป็นสิ่งสำคัญ เครื่องแกทเทนนูเอตโททัลรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรดสเปกโตรมิเตอร์ถูกใช้เพื่อวิเคราะห์หมู่ฟังก์ชันของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินเพื่อยืนยันการมีอยู่ของไนโอแม็ซซินบนแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน จากภาพที่ 4.9 แสดงอินฟราเรดสเปกตรัมของไนโอแม็ซซินซัลเฟต ซึ่งพบว่าไนโอแม็ซซินมีการดูดกลืนรังสีอินฟราเรดที่เลขคลื่นต่างๆ ได้แก่ 3122 cm^{-1} , 2895 cm^{-1} และ 1518 cm^{-1} ซึ่งแสดงถึง O-H stretching, N-H stretching และ C-O stretching ตามลำดับ ทั้งนี้ผู้วิจัยคาดหวังว่าจะพบพีกการดูดกลืนรังสีอินฟราเรดที่แสดงถึง O-H stretching และ N-H stretching ของไนโอแม็ซซินบนแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินที่เตรียมได้

จากภาพ 4.10 แสดงการดูดกลืนอินฟราเรดของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเมย์ซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันซึ่งพบว่ามี การดูดกลืนรังสีอินฟราเรดที่เลขคลื่นต่างๆดังแสดงในตารางที่ 4.3 ทั้งนี้พบการดูดกลืนรังสีอินฟราเรดซึ่งแสดงถึง O-H stretching และ N-H stretching ตามที่คาดหวังๆไว้ที่เลขคลื่น 3204 cm^{-1} และ 2914 cm^{-1} ตามลำดับ ซึ่งเป็นการดูดกลืนรังสีอินฟราเรดของไนโอเมย์ซิน นอกจากนี้ในภาพที่ 4.11 ได้ทำการเปรียบเทียบกราฟการดูดกลืนรังสีอินฟราเรดของ แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเมย์ซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน, แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดและไนโอเมย์ซิน เพื่อยืนยันให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเมย์ซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันนั้นมีไนโอเมย์ซินถูกบรรจุอยู่จริง



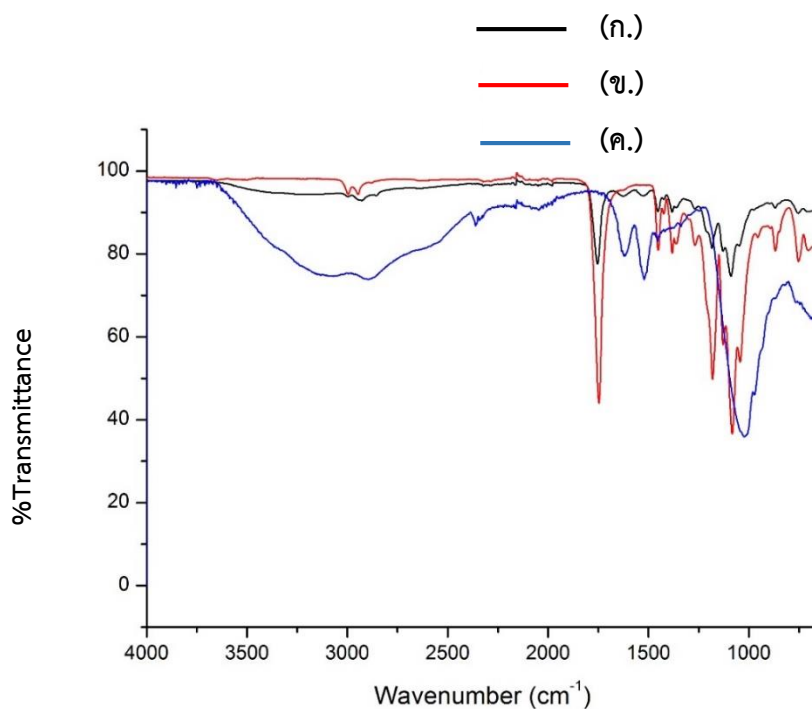
ภาพที่ 4.9 สเปกตรัมจากเทคนิคแอกทานูเอเทตโททัลรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรด สเปกโทรสโกปีของการดูดกลืนอินฟราเรดของไนโอเมย์ซินซัลเฟต



ภาพที่ 4.10 สเปกตรัมจากเทคนิคแอมททานูเอเทดโททัตรีเฟลกชันฟูเรียร์ทรานส์ฟอร์มอินฟราเรด สเปกโทรสโกปีของการดูดกลืนอินฟราเรดของแผ่นเส้นใยพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรจูนีโอมีซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ตารางที่ 4.3 หมู่ฟังก์ชันของแผ่นเส้นใยพอลิเล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรจูนีโอมีซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

เลขคลื่น (cm ⁻¹)	หมู่ฟังก์ชัน
3204	O-H stretching
2914	N-H stretching
1753	C=O stretching
1490	C-O stretching



ภาพที่ 4.11 สเปกตรัมของการดูดกลืนอินฟราเรดของ (ก.) แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิก แอซิดบรรจุไนโอมัยซินขึ้นรูปผ่านการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน, (ข.) แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด และ (ค.) ไนโอมัยซิน

4.2.3 ความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิก แอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียจัดเป็นปัจจัยสำคัญสำหรับการนำวัสดุมาประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผล ทั้งนี้สามารถเลือกทดสอบกับแบคทีเรียได้หลากหลายชนิดตามความต้องการ โดยในงานวิจัยนี้เลือกทดสอบความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินความเข้มข้น 0.5%wt กับแบคทีเรีย 2 ชนิดคือ *S. aureus* และ *E. coli* ซึ่งเป็นตัวแทนของแบคทีเรียชนิดแกรมบวกและแบคทีเรียชนิดแกรมลบตามลำดับ จากตารางที่ 4.4 แสดงความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียเชิงปริมาณตามมาตรฐาน JIS 1902:2008 ของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุไนโอมัยซินความเข้มข้น 0.5%wt ที่เตรียมได้เปรียบเทียบกับแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ไม่บรรจุไนโอมัยซิน พบว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ไม่บรรจุไนโอมัยซินไม่แสดงความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียทั้งสองชนิด โดยภายหลังจากการบ่มเพาะเชื้อนั้นจำนวนเชื้อแบคทีเรียที่ตรวจวัดได้

บนแผ่นเส้นใยมีปริมาณที่สูงขึ้น ในทางกลับกันเมื่อเปรียบเทียบความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุไนโอมีซินความเข้มข้น 0.5%wt แล้วพบว่าแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้นั้นแสดงความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรีย *S. aureus* และ *E. coli* ได้เป็นอย่างดีเยี่ยม

ทั้งนี้จำนวนของเชื้อแบคทีเรีย *S. aureus* ที่ตรวจวัดได้บนแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุไนโอมีซินมีค่าเท่ากับ 1.44×10^4 CFU ซึ่งสูงกว่าปริมาณของเชื้อแบคทีเรีย *E. coli* ที่ตรวจวัดได้ โดยสามารถอธิบายได้จากไนโอมีซินเป็นยาปฏิชีวนะชนิดอะมิโนไกลโคไซด์ซึ่งออกฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียชนิดแกรมลบได้อย่างดีเยี่ยมแต่สามารถต้านเชื้อแบคทีเรียชนิดแกรมบวกได้เพียงบางส่วนเท่านั้น [101] อย่างไรก็ตามการเลือกใช้ไนโอมีซินในปริมาณที่มากพอจะส่งผลให้มีการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียชนิดแกรมบวกได้อย่างมีประสิทธิภาพเช่นกัน โดยสาเหตุที่ทำให้ยาปฏิชีวนะสามารถออกฤทธิ์ในการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียชนิดแกรมบวกได้เพียงบางส่วนนั้นสืบเนื่องมาจากโครงสร้างผนังเซลล์ของแบคทีเรียชนิดแกรมบวกมีความหนาแน่นมากกว่าผนังเซลล์ของแบคทีเรียชนิดแกรมลบ ส่งผลให้กลไกการแทรกตัวของยาปฏิชีวนะผ่านผนังเซลล์ของแบคทีเรียชนิดแกรมบวกทำได้ยากกว่า [102]

ตารางที่ 4.4 แสดงความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียเชิงปริมาณของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุไนโอมีซินความเข้มข้น 0.5%wt ที่เตรียมได้เปรียบเทียบกับแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ไม่บรรจุไนโอมีซิน

ปริมาณเริ่มต้นของแบคทีเรีย *S. Aureus* เท่ากับ 5.40×10^5 CFU

ปริมาณเริ่มต้นของแบคทีเรีย *E. Coli* เท่ากับ 1.09×10^5 CFU

	จำนวนของเชื้อ (CFU)	
	<i>S. aureus</i>	<i>E. Coli</i>
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด	1.48×10^7	5.18×10^9
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุไนโอมีซินความเข้มข้น 0.5%wt	1.44×10^4	$< 10^2$

สำหรับความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมีซินที่ความเข้มข้นของไนโอมีซินแตกต่างกัน คือ 0%wt, 0.5%wt, 2%wt และ 5%wt โดยทดสอบเชิงคุณภาพตามมาตรฐาน NCCLS M2-A9 ทดสอบโดยตัดชิ้นงานตัวอย่างให้

มีขนาด 15x15 mm แล้วบ่มแผ่นเส้นใยเป็นระยะเวลา 24 ชั่วโมงภายในจานเพาะเชื้อ จากนั้นศึกษา ลักษณะของ clear zone เพื่อวิเคราะห์ความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียของตัวอย่างที่ทดสอบ จากตารางที่ 4.5 พบว่าความเข้มข้นของนีโอไมซินที่มากขึ้นไม่ส่งผลทำให้ความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียมากขึ้นตามไปด้วย กล่าวคือแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ นีโอไมซินที่ความเข้มข้น 0.5%wt มีความสามารถในการยับยั้งแบคทีเรีย *S. Aureus* และ *E. coli* ใกล้เคียงกับแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ นีโอไมซินที่ความเข้มข้น 5%wt ดังนั้น ในการประยุกต์ใช้งานแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ นีโอไมซินนั้น สามารถเลือก บรรจุ นีโอไมซินความเข้มข้น 0.5%wt เพื่อประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผลได้โดยไม่ต้อง เลือกใช้นีโอไมซินที่ความเข้มข้นสูง

4.2.4 ความเป็นพิษต่อเซลล์ของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ นีโอไมซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ค่าความเป็นพิษต่อเซลล์เป็นการทดสอบโดยพื้นฐานสำหรับการใช้งานทางการแพทย์ โดยผลค่าความเป็นพิษต่อเซลล์จะรายงานในรูปของ %เซลล์ที่มีชีวิต ทั้งนี้เพื่อผลที่ถูกต้องแม่นยำ ในการทดสอบแต่ละครั้งจึงมีการวัดตัวอย่างควบคุม 2 ชุด อันได้แก่ ตัวควบคุมไม่เกิดปฏิกิริยาซึ่งจะมี ค่า %เซลล์ที่มีชีวิตเท่ากับหรือใกล้เคียง 100% และตัวควบคุมเกิดปฏิกิริยาซึ่งจะมีค่า %เซลล์ที่มีชีวิต เท่ากับหรือใกล้เคียง 0% โดยในกรณีนี้ที่ตัวอย่างทดสอบมีค่า %การมีชีวิตน้อยกว่า 70% แสดงว่า ตัวอย่างทดสอบนั้นแสดงความเป็นพิษต่อเซลล์

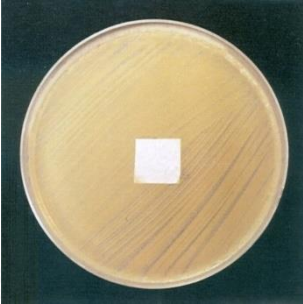

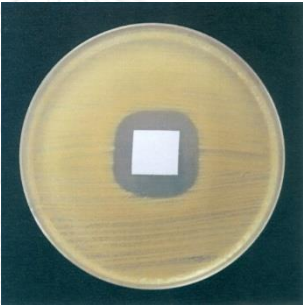
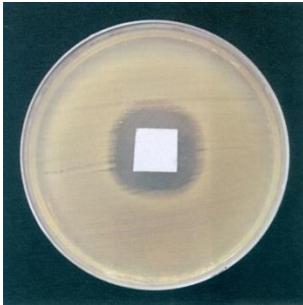

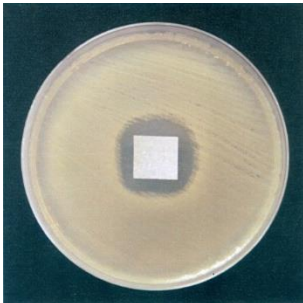
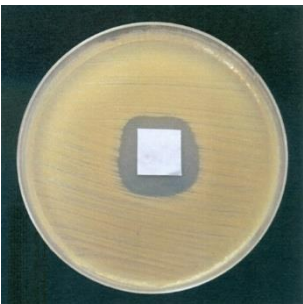

แม้เป็นที่ทราบกันว่าพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพกับร่างกาย อย่างไรก็ตามการเตรียมแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ นีโอไมซินนั้น สเปน®80 ซึ่ง ทำหน้าที่เป็นอิมัลซิไฟเออร์ช่วยให้ของผสมอิมัลชันมีความคงตัวอาจมีความเป็นพิษกับเซลล์ร่างกาย การตรวจสอบความเป็นพิษต่อเซลล์ของแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้จึงมีความสำคัญยิ่ง จากตารางที่ 4.6 พบว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดมี %เซลล์ที่มีชีวิตสูงถึง 106% ซึ่งแสดงให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ ส่งผลให้เซลล์เจริญเติบโตได้ดี บนแผ่นเส้นใย ค่า %เซลล์ที่มีชีวิต ที่ตรวจพบได้จึงเพิ่มมากขึ้น แต่ทั้งนี้การบรรจุ นีโอไมซินลงในแผ่นเส้นใยทำให้ %เซลล์ที่มีชีวิต ลดลง โดยแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่บรรจุ นีโอไมซินลงไปความเข้มข้น 0.5%wt มี %เซลล์ที่มีชีวิตเท่ากับ 90% อย่างไรก็ตามแม้การบรรจุ นีโอไมซินลงในแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดจะทำให้ %เซลล์ที่มีชีวิตลดลง แต่แผ่นเส้น ใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ นีโอไมซินยังคงมีค่า %เซลล์ที่มีชีวิตที่ค่อนข้างสูง ซึ่งแสดงให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้ไม่แสดงความเป็นพิษต่อเซลล์จึงเหมาะสมอย่างยิ่งในการใช้งานทาง การแพทย์ที่ต้องสัมผัสกับเนื้อเยื่อของผู้ป่วยโดยตรง ทั้งนี้ผลการทดลองดังกล่าวสอดคล้องกับงานวิจัย

ของ Nitanan และคณะ [103] กล่าวคือ เมื่อปริมาณของนิโอมีซินที่บรรจุลงในแผ่นเส้นใยมีความเข้มข้นสูงขึ้น จะส่งผลทำให้ %เซลล์ที่มีชีวิต ลดลง นอกจากนี้สเปกน®80 ที่เติมลงไปของผสมอิมัลชันก็ส่งผลทำให้ %เซลล์ที่มีชีวิต มีค่าลดลงด้วยเช่นกัน [104]

4.2.5 ผลของการทดสอบความแข็งแรงดึงของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุนิโอมีซินที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ในการทดสอบสมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุนิโอมีซินที่เตรียมได้นั้นจะตัดชิ้นงานให้มีขนาด 10x40 mm นำชิ้นงานตัวอย่างไปทดสอบจำนวน 20 ตัวอย่างโดยค่าเฉลี่ยที่ได้จากการทดสอบแสดงในตารางที่ 4.7 ชิ้นงานตัวอย่างที่นำไปทดสอบมีค่าความหนาเฉลี่ยเท่ากับ 0.371 mm ทั้งนี้จากผลการทดสอบพบว่าค่าความแข็งแรงดึงและ %การดึงยืด ณ จุดขาดของชิ้นงานมีค่าเท่ากับ 0.527 MPa และ 1.026% ตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดบรรจุนิโอมีซินที่เตรียมได้มีสมบัติเชิงกลที่ค่อนข้างต่ำ ทั้งนี้ในระหว่างการเตรียมของผสมอิมัลชันจะมีน้ำเป็นองค์ประกอบ ซึ่งน้ำจัดว่าเป็นปัจจัยอย่างหนึ่งที่สำคัญที่ทำให้พอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดเกิดการสลายตัวจากปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส บริเวณพันธะเอสเทอร์ ดังนั้นการที่แผ่นเส้นใยเกิดการแห้งตัวได้ไม่มากพออาจทำให้พอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดเกิดการสลายตัวผ่านปฏิกิริยาไฮโดรไลซิส ส่งผลให้สมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้ต่ำลง นอกจากนี้การเติมนิโอมีซินลงไปในการละลายยังทำให้เส้นใยที่เตรียมได้มีความต่อนเนื่องกันที่ลดลง ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Duan และคณะ [105] ที่พบว่าการเติมโคโตะซานลงไปบนเส้นใยพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดในปริมาณที่มากเกินไปจะส่งผลให้แผ่นเส้นใยที่เตรียมได้มีสมบัติเชิงกลลดลง

ตารางที่ 4.5 ความสามารถในการต้านเชื้อแบคทีเรียเชิงคุณภาพของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมีซินที่ความเข้มข้นของไนโอมีซินแตกต่างกัน

ความเข้มข้นของไนโอมีซินที่ถูกบรรจุในแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด	ชนิดของแบคทีเรีย	
	<i>S. aureus</i>	<i>E. coli</i>
0%wt		
0.5%wt	 0.87±0.10 cm	 1.08±0.12 cm
2%wt	 0.72±0.07 cm	 0.77±0.15 cm
5%wt	 0.83±0.21 cm	 1.22±0.06 cm

ตารางที่ 4.6 ค่าความเป็นพิษต่อเซลล์ของแผ่นเส้นใยแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดและแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซิน 0.5%wt

ตัวอย่าง	ค่าเฉลี่ยของ	
	OD 570 nm	% เซลล์ที่มีชีวิต
Blank	0.487	100
ตัวควบคุมไม่เกิดปฏิกิริยา (negative control)	0.537	110
ตัวควบคุมเกิดปฏิกิริยา (positive control)	0.000	0
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิด	0.515	106
แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินความเข้มข้น 0.5%wt	0.437	90

ตารางที่ 4.7 แสดงสมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินที่ขึ้นรูปจากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ความหนา (mm)	ความกว้าง (mm)	ยังส์โมดูลัส (Young's modulus, MPa)	ความแข็งแรงดึง (tensile strength, MPa)	%การดึงยืด ณ จุดขาด (elongation at break, %)
0.371±0.11	10.344±0.59	35.839±18.28	0.527±0.13	1.026±0.41

บทที่ 5

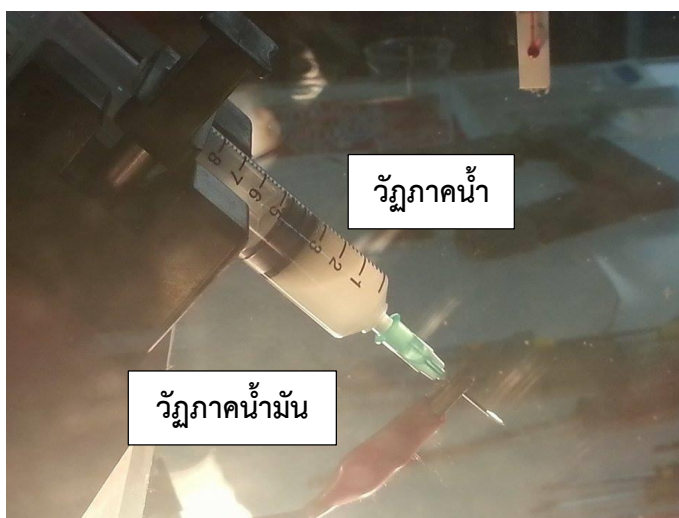
สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

ในงานวิจัยนี้ได้ผลิตแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินขึ้นเพื่อนำมาประยุกต์ใช้งานเป็นวัสดุปิดบาดแผลและขึ้นรูปผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน ในขั้นตอนการเตรียมของผสมสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนั้น จะเตรียมในรูปของของผสมอิมัลชันเพื่อทำให้นิโอมัยซินกระจายตัวได้ดีทั่วทั้งแผ่นเส้นใยและยังช่วยควบคุมอัตราการปลดปล่อยนิโอมัยซินของแผ่นเส้นใยได้อีกด้วย ทั้งนี้เส้นใยที่ผลิตได้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยเฉลี่ย 2.000 μm เส้นใยมีความเรียบ มีขนาดที่สม่ำเสมอและไม่พบลักษณะเม็ดลูกปัดบนเส้นใย นอกจากนี้การเตรียมเส้นใยผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชันยังส่งผลทำให้แผ่นเส้นใยที่ผลิตได้มีความชอบน้ำมากยิ่งขึ้น ซึ่งเป็นอีกหนึ่งปัจจัยสำคัญที่วัสดุปิดบาดแผลในอุดมคติควรมี กล่าวคือ แผ่นเส้นใยที่มีความชอบน้ำมากย่อมมีความสามารถในการดูดซับของเสียออกจากบาดแผล และยังรักษาความชุ่มชื้นของบาดแผลได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้ผลการทดสอบข้างต้นที่กล่าวมา แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้ยังมีประสิทธิภาพสูงในการต้านเชื้อแบคทีเรียทั้ง *Escherichia coli* (แกรมลบ) และ *Staphylococcus aureus* (แกรมบวก) รวมถึงไม่มีความเป็นพิษต่อเซลล์ของสิ่งมีชีวิต ดังนั้นการนำแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอมัยซินที่เตรียมได้มาประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดบาดแผลจึงเป็นทางเลือกที่ดีอย่างยิ่งและตอบโจทย์ในการใช้งานของวัสดุปิดบาดแผลในปัจจุบัน ทั้งนี้สมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยที่เตรียมยังไม่ดีเท่าที่ควรดังนั้นการปรับปรุงให้แผ่นเส้นใยมีสมบัติเชิงกลที่ดีขึ้น เช่น การเตรียมในรูปของคอมโพสิตหรือการเพิ่มสารเสริมแรงให้เส้นใยย่อมมีความน่าสนใจเพิ่มขึ้นมิใช่น้อย

5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 ในระหว่างกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตทุกครั้ง ควรบรรจุของผสมอิมัลชันลงในกระบอกฉีดยาครั้งละไม่เกิน 2-3 mL เนื่องจากของผสมอิมัลชันจะเกิดการแยกวัฏภาคเมื่อเวลาผ่านไปประมาณ 4 ชั่วโมง ดังแสดงในภาพที่ 5.1 ทั้งนี้เมื่อของผสมอิมัลชันอยู่ภายใต้สนามไฟฟ้าแรงดึงดูดระหว่างขั้วจะมีค่าสูงขึ้นจนทำให้อัตราการชนกันของอนุภาคมีสูง ส่งผลให้อนุภาคคอลลอยด์ (disperse phase) เคลื่อนที่เข้าใกล้กันและรวมตัวกันจนมีขนาดอนุภาคที่ใหญ่ขึ้น จนเกิดการแยกตัวออกจากส่วนเนื้อเดียว (continuous phase) ในที่สุด [106] ทำให้ของผสมอิมัลชันที่เตรียมได้เกิดการแยกวัฏภาคเมื่อเวลาผ่านไปนั่นเอง



ภาพที่ 5.1 แสดงการแยกชั้นของวัฏภาคน้ำและน้ำมันในระหว่างการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

5.2.2 ภายหลังจากขึ้นรูปชิ้นงานเสร็จสิ้นควรนำแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้ไปอบที่อุณหภูมิ 60 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 2 ชั่วโมงเพื่อให้ตัวทำละลายที่ตกค้างอยู่ระเหยออกจากแผ่นเส้นใย นอกจากนี้ภายหลังจากการอบแผ่นเส้นใยที่เตรียมได้ควรเก็บแผ่นเส้นใยไว้ในถุงที่ปิดมิดชิดและหลีกเลี่ยงการสัมผัสกับความชื้นเนื่องจากอาจทำให้แผ่นเส้นใยเสื่อมสภาพได้

5.2.3 ในการต่อยอดงานวิจัยอาจมีการเพิ่มยาปฏิชีวนะชนิดอื่น ๆ ลงไปในแผ่นเส้นใยเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการยับยั้งเชื้อแบคทีเรียให้ดียิ่งขึ้นไปอีก รวมไปถึงอาจเพิ่มสารเสริมแรงหรือเตรียมชิ้นงานในลักษณะของพอลิเมอร์คอมโพสิตเพื่อให้แผ่นเส้นใยที่เตรียมได้มีสมบัติเชิงกลที่ดียิ่งขึ้น

รายการอ้างอิง

1. Watson, N., F. Nicolas, and W. Hodgkin, *Wound dressing*. Surgery, 2005. 23: p. 52-5.
2. Fang, J., et al., *Evolution of fiber morphologies during poly (acrylonitrile) electrospinning*. Macromol Symp, 2010. 287: p. 155-61.
3. James, D., et al., *Electrospun nanomaterials: biotechnology, food, water, environment, and energy*, in *International Conference on Natural Fibers— Sustainable Materials for Advanced Applications 2013*, R. Figueiro and H. Hong, Editors. 2013: Guimarães, Portugal. p. 1-14.
4. Gu, S., et al., *Electrospinning of gelatin and gelatin/poly(L-lactide) blend and its characteristics for wound dressing*. Mater Sci Eng C, 2009. 29: p. 1822-28.
5. Lui, S., et al., *Electrospun PLGA/collagen nanofibrous membrane as early-stage wound dressing*. J Membr Sci, 2010. 355: p. 53-9.
6. Chen, J., G. Chang, and J. Chen, *Electrospun collagen/chitosan nanofibrous membrane as wound dressing*. Colloids Surf A Physicochem Eng Asp, 2008. 313-314: p. 183-8.
7. Khil, M., et al., *Electrospun nanofibrous polyurethane membrane as wound dressing*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater, 2003. 67: p. 675-9.
8. Wikipedia. *PLGA*. 2012 8 April 2015 ; Available from: <http://en.wikipedia.org/wiki/PLGA>.
9. Peng, H., et al., *In vitro degradation and release profiles for electrospun polymeric fibers*. Colloids Surf B Biointerfaces, 2008. 66: p. 206-12.
10. ลีจากภัย., ธ., *พลาสติกย่อยสลายได้เพื่อสิ่งแวดล้อม*. ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ สำนักงานพัฒนาวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี กระทรวงวิทยาศาสตร์, 2549. 1: p. 9-15.
11. bioplastics, e. *BIOPLASTICS facts and figures*. 2014 ; Available from: <http://www.europeanbioplastics.org>.
12. *Bionomicfuel. 7 Applications for Synthetic Biodegradable Polymer*. 2012 27 Sep 2012]; Available from: <http://www.bionomicfuel.com/7-applications-for-synthetic-biodegradable-polymers-full/>.

13. *Biomaterials*. 2014; Available from: <http://www.biomaterials.org>.
14. Uhrich, K., et al., *Polymeric systems for controlled drug release*. Chem Rev, 1999. 99: p. 3181-98.
15. Wu, X. and N. Wang, *Synthesis, characterization, biodegradation, and drug delivery application of biodegradable lactic/glycolic acid polymers. Part II: Biodegradation*. J Biomater Sci Polym Ed, 2011. 12: p. 21-34.
16. Ajay, T., A., S. Yu, and H. You, *Novel approaches in microparticulate PLGA delivery systems encapsulating proteins*. J Mater Chem, 2007. 17: p. 4002-14.
17. Anderson, M. and S. Shive, *Biodegradation and biocompatibility of PLA and PLGA microspheres*. Adv Drug Deliv Rev, 1997. 28: p. 5-24.
18. อภัย ราชภูริวิจิตร. ยาปฏิชีวนะ (Antibiotics) 2014 [7 June 2014]; Available from: <http://haamor.com/th/ยาปฏิชีวนะ/>.
19. *Antibacterial agents*. Available from: <http://www.chem.msu.su/rus/books/patrick/part2.pdf>.
20. Oakley, A. *Bacterial skin infections*. 2002; Available from: <http://www.dermnetnz.org/bacterial/>.
21. Waskman, S. and H. Lechevalier, *Neomycin, a new antibiotic active against streptomycin-resistant bacteria, including tuberculosis organisms*. Science, 1949. 109: p. 305-7.
22. Adams, E., et al., *Determination of neomycin sulfate by liquid chromatography with pulsed electrochemical detection*. J Chromatogr A, 1996. 741: p. 233-40.
23. Larson, E., *APIC guideline for hand washing and hand antisepsis in healthcare settings*. J infect control, 1995. 23: p. 251-69.
24. *Neomycin Topical*. 2010 [8 Jan 2010]; Available from: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/druginfo/meds/a682274.html>.
25. Reneker, D., et al., *Evolution of fiber morphologies during poly(acrylonitrile) electrospinning*. Macromol Symp, 2010. 287: p. 155-61.
26. Yükseltürk, A. *Electrospinning*. 2010 [27 Oct 2010]; Available from: <https://orfonano.wordpress.com/2010/10/27/electrospinning/>.
27. Teo, W., *Introduction to electrospinning parameters and fiber control*, ed. 1. 2009: ElectrospinTech. 41.

28. Huang, Z.-M., et al., *A review on polymer nanofibers by electrospinning and their applications in nanocomposites*. *Compos Sci Technol*, 2003. 63: p. 2223-53.
29. Salles, V., et al., *Synthesis and Characterization of Advanced Carbon-Based Nanowires – Study of Composites Actuation Capabilities Containing These Nanowires as Fillers*, in *Nanotechnology and Nanomaterials X*. Peng, Editor. 2012.
30. Teo, W.E., *Introduction to Electrospinning Parameters and Fiber Control*. 2013.
31. Zhao, S., et al., *Electrospinning of ethyl-cyanoethyl cellulose/tetrahydrofuran solutions*. *J Appl Polym Sci*, 2004. 91: p. 242-6.
32. Shenoy, S., et al., *Role of chain entanglements on fiber formation during electrospinning of polymer solutions: good solvent, non-specific polymer-polymer interaction limit*. *Polymer*, 2005. 46: p. 3372-84.
33. Megelski, S., et al., *Micro and nanostructure surface morphology on electrospun polymer fibers*. *Macromolecules*, 2002. 35: p. 8456-66.
34. Fong, H., I. Chun, and D. Reneker, *Beaded nanofibers formed during electrospinning*. *Polymer*, 1999. 40: p. 4585-92.
35. Mit-Uppatham, C., M. Nithitanakul, and P. Supaphol, *Ultrafine electrospun polyamide-6 fibers: Effect of solution condition on morphology and average fiber diameter*. *Macromol Chem Phys*, 2004. 205: p. 2327-38.
36. Baumgarten, P., *Electrostatic spinning of acrylic microfibers*. *J Colloid Interface Sci*, 1971. 36: p. 75-9.
37. Son, W., et al., *Electrospinning of ultrafine cellulose acetate fibers: studies of a new solvent system and deacetylation of ultrafine cellulose acetate fibers*. *J Polym Sci Part B: Polym Phys*, 2004. 42: p. 5-11.
38. Lyons, J. and F. Ko, *Melt electrospinning of polymers: A review*. 2005: *Polymer News*. p. 170-178.
39. Lin, T., H. Wang, and X. Wang, *The charge effect of cationic surfactants on the elimination of fibre beads in the electrospinning of polystyrene*. *Nanotechnology*, 2004. 15: p. 1375-81.

40. Wang, C., et al., *Correlation between processing parameters and microstructure of electrospun poly(D,L-lactic acid) nanofibers*. *Polymer*, 2009. 50: p. 6100-10.
41. Rodoplu, D. and M. Mutlu, *Effects of electrospinning setup and process parameters on nanofiber morphology intended for the modification of quartz crystal microbalance surfaces*. *J Eng Fiber Fabr*, 2012. 7: p. 118-23.
42. Taylor, G., *Disintegration of water drops in an electric field*. *Math Phy Sci*, 1987. 280: p. 383-97.
43. Zhong, X., et al., *Structure and process relationship of electrospun bioabsorbable nanofiber membranes*. *Polymer*, 2002. 43: p. 4403-12.
44. Deitzel, J., et al., *The effect of processing variables on the morphology of electrospun nanofibers and textiles*. *Polymer*, 2001. 42: p. 261-72.
45. Wu, C., et al., *Effects of electrostatic polarity and the types of electrical charging on electrospinning behavior*. *J Appl Polym Sci*, 2012. 126: p. E89-97.
46. Mazoochi, T., et al., *Investigation on the morphological characteristics of nanofibrous membrane as electrospun in the different processing parameters*. *Int J Indus Chem*, 2012. 3: p. 2-8.
47. Kessick, R., J. Fenn, and G. Tepper, *The use of AC potentials in electrospraying and electrospinning processes*. *Polymer*, 2004. 45: p. 2981-4.
48. Beachley, V. and X. Wen, *Effect of electrospinning parameters on the nanofiber diameter and length*. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, 2009. 29: p. 663-8.
49. Thompson, C., et al., *Effects of parameters on nanofiber diameter determined from electrospinning model*. *Polymer*, 2007. 48: p. 6913-22.
50. Stanger, J., et al., *The effect of electrode configuration and substrate material on the mass deposition rate of electrospinning*. *J Appl Polym Sci*, 2009. 112: p. 1729-37.
51. Mo, X., et al., *Electrospun PLLA-CA nanofiber: A proliferation*. *Biomaterials*, 2004. 25: p. 1883-90.
52. Hardick, O., B. Stevens, and D. Bracewell, *Nanofiber fabrication in a temperature and humidity controlled environment for improved fibre consistency*. 2010, Nature Precedings: <http://hdl.handle.net/10101/npre.2010.4524.1>. p. 4524.1.

53. Casper, C., et al., *Controlling surface morphology of electrospun polystyrene fibers: Effect of humidity and molecular weight in the electrospinning process*. *Macromolecules*, 2004. 37: p. 573-8.
54. Sanders, E., et al., *Two-phase electrospinning from a single electrified jet: Microencapsulation of aqueous reservoirs in poly(ethylene-co-vinyl acetate) fibers*. *Macromolecules*, 2003. 36: p. 3803-5.
55. Li, X., et al., *Self-accelerated biodegradation of electrospun poly(ethylene glycol) - poly(L-lactide) membranes by loading proteinase K**. *Polym Degrad Stab*, 2008. 93: p. 618-26.
56. Angeles, M., H. Cheng, and S. Velankar, *Emulsion electrospinning: Composite fibers from drop breakup during electrospinning*. *Polym Adv Technol*, 2008. 19: p. 728-33.
57. Xua, X., et al., *The release behavior of doxorubicin hydrochloride from medicated fibers prepared by emulsion-electrospinning*. *Eur J of Pharm and Biopharm*, 2008. 70: p. 165-70.
58. Li, Y., F. Ko, and W. Hamad, *Effect of emulsion droplet size on the structure of electrospun ultrafine biocomposite fibers with cellulose nanocrystals*. *Biomacromolecules*, 2013. 14: p. 3801-7.
59. Qu, H., S. Wei, and Z. Guo, *Coaxial electrospun nanostructures and their applications*. *J Mater Chem A*, 2013. 1: p. 11513-28.
60. Labuayai, S. สารระนำรู้ : เส้นใยนาโน (nanofiber) ตอนที่ 1. 2010; Available from: <http://coolpeetunk.blogspot.com/2010/10/nanofiber.html>.
61. Yin, R., et al., *Preparation and characterization of novel gelatin/cerium (III) fiber with antibacterial activity*. *Mater Lett*, 2009. 65: p. 1335-37.
62. An, J., et al., *Preparation and antibacterial activity of electrospun chitosan/poly(ethylene oxide) membranes containing silver nanoparticles*. *Colloid Polym Sci*, 2009. 287: p. 1425-34.
63. Dong, G., et al., *Preparation and characterization of Ag nanoparticle-embedded polymer electrospun nanofibers*. *J Nanopart Res*, 2010. 12: p. 1319-29.

64. Shi, Q., et al., *Durable antibacterial Ag/ polyacrylonitrile (Ag/PAN) hybrid nanofibers prepared by atmospheric plasma treatment and electrospinning*. Eur Polym J, 2011. 47: p. 1402-09.
65. Rujutanaroj, P., N. Pimpha, and P. Supaphol, *Wound-dressing materials with antibacterial activity from electrospun gelatin fiber mats containing silver nanoparticles*. Polymer, 2008. 49: p. 4723-32.
66. Pant, B., et al., *Characterization and antibacterial properties of Ag NPs loaded Nylon-6 nanocomposite prepared by one-step electrospinning process*. Colloids Surf A Physicochem Eng Asp, 2012. 395: p. 94-9.
67. Deng, C., et al., *Biological properties of the chitisan-gelatin sponge wound dressing*. Carbohydr Polym, 2007. 69: p. 583-9.
68. Cui, W., et al., *Preparation of hydrophilic poly(L-lactide) electrospun fibrous scaffolds modified with chitosan for enhance cell biocompatibility*. Polymer, 2012. 53: p. 2298-2305.
69. Rattanaengsriikul, V., N. Pimpha, and P. Supaphol, *Development of gelatin hydrogel pads as antibacterial wound dressings*. Macromol Biosci, 2009. 10: p. 1004-15.
70. Thu Nguyen, T., O. Chung, and J. Park, *Coaxial electrospun poly(lactic acid)/chitosan (core/shell) composite nanofibers and their antibacterial activity*. Carbohydr Polym, 2011. 86: p. 1799-1806.
71. Suwantong, O., et al., *Electrospun cellulose acetate fiber mats containing curcumin and release characteristic of the herbal substance*. Polymer, 2007. 48: p. 7546-57.
72. Lui, H., L.K. K, and Y. Zhao, *Antimicrobial properties and release profile of ampicilin from electrospinning poly(ϵ -caprolactone) nanofiber yarns*. J Eng Fiber Fabr, 2010. 5: p. 10-9.
73. Kenawy, E., et al., *Release of tetracycline hydrochloride from electrospun poly(ethylene-co-vinyl acetate), poly(lactic acid), and a blend*. J Control Release, 2002. 81: p. 57-64.

74. Zheng, F., et al., *Characterization and antibacterial activity of amoxicillin-loaded electrospun nano-hydroxyapatite/poly(lactide-co-glycolic acid) composite nanofibers*. *Biomaterials* 2012. 34: p. 1402-12.
75. Kim, K., et al., *Incorporation and controlled release of a hydrophilic antibiotic using poly(lactide-co-glycolic acid)-based electrospun nanofibrous scaffolds*. *J Control Release* 2004. 98: p. 47-56.
76. Xu, X., et al., *Ultrafine PEG-PLA fibers loaded with both Paclitaxel and Doxorubicin hydrochloride and their in vitro cytotoxicity* *Eur J of Pharm and Biopharm*, 2009. 72: p. 18-25.
77. Whiteby, C., et al., *Poly(lactic-co-glycolic acid) as a particulate emulsifier*. *J Colloid Interface Sci*, 2012. 375: p. 142-7.
78. Soscia, D., et al., *Antibiotic-loaded PLGA nanofibers for wound healing applications*. *Adv Eng Mater*, 2010. 12: p. B83-8.
79. Berridge, M., P. Herst, and A. Tan, *Tetrazolium dyes as tools in cell biology: new insights into their cellular reduction*. *Biotechnol Annu Rev*, 2005. 11: p. 127-52.
80. Chiaoprakobkij, N., *Characterization and biocompatibility of bacterial cellulose/alginate composite sponges with human keratinocytes and gingival fibroblasts*. *Carbohydr Polym*, 2011. 85: p. 548-53.
81. Luong, N., *Engineered poly(L-lactic acid)-based nanofibers for osteogenic differentiation of human and mesenchymal stem cells*, in *NUS GRAD SCH FOR INTEGRATIVE SCI & ENGG*, P. Thesis, Editor. 2012, National University of Singapore.
82. Akzo Nobel Surface Chemistry LLC, *HLB & Emulsification: Description of hydrophile, lipophile balance and use of HLB in producing emulsions*, in *Technical Information Surface Chemistry* 2011.
83. Griffin, W., *Classification of surface-active agents by "HLB"* BY "HLB". *J Soc Cosmet Chem*, 1949. 1: p. 311-26.
84. Subbiah, T., et al., *Electrospinning of nanofibers*. *J Appl Polym Sci*, 2005. 96: p. 557-69.

85. Supaphol, P., C. Mit-Uppatham, and M. Nithitanakul, *Ultrafine electrospun polyamide-6 fibers: Effect of emitting electrode polarity on morphology and average fiber diameter*. J Polym Sci Pol Phys, 2005. 43: p. 3599-712.
86. McKee, M., et al., *Correlations of solution rheology with electrospun fiber formation of linear and branched polyesters*. Macromolecules, 2004. 37: p. 1760-7.
87. Fong, H., I. Chun, and R. DH., *Beaded nanofibers formed during electrospinning*. Polymer, 1999. 40(16): p. 4585-92.
88. Lee, K., et al., *The change of bead morphology formed on electrospun polystyrene fibers*. Polymer, 2003. 44: p. 4029-34.
89. Eda, G. and S. Shivkumar, *Bead-to-fiber transition in electrospun polystyrene*. J Appl Polym Sci, 2007. 106(1): p. 475-87.
90. Wannatong, L., A. Siriwat, and P. Supaphol, *Effect of solvent on electrospun polymeric fibers: Preliminary study on polystyrene*. Polym Int, 2004. 53: p. 1851-9.
91. Jalili, R., S. Hosseini, and M. Morshed, *The effects of operating parameters on the morphology of electrospun polyacrylonitrile nanofibers*. Iranian Polymer Journal 2005. 14: p. 1074-81.
92. Mazoochi T, H.M., Ahmadi M, Jabbari V., *Investigation of the morphological characteristics of nanofibrous membrane as electrospun in the different processing parameters*. International Journal of Industrial Chemistry, 2012. 3:2: p. 1-8.
93. Bosworth, L. and S. Downes, *Acetone, a sustainable solvent for electrospinning poly(*ε*-Caprolactone) fibres: Effect of varying parameters and solution concentrations on fibre diameter*. J Polym Environ 2012. 20: p. 879-86.
94. Yuan, X., et al., *Morphology of ultrafine polysulfone fibers prepared by electrospinning*. Polym Int, 2004. 53: p. 1704-10.
95. Zong, X., et al., *Structure and process relationship of electrospun bioabsorbable nanofiber membranes*. Polymer, 2002. 40: p. 4403-12.

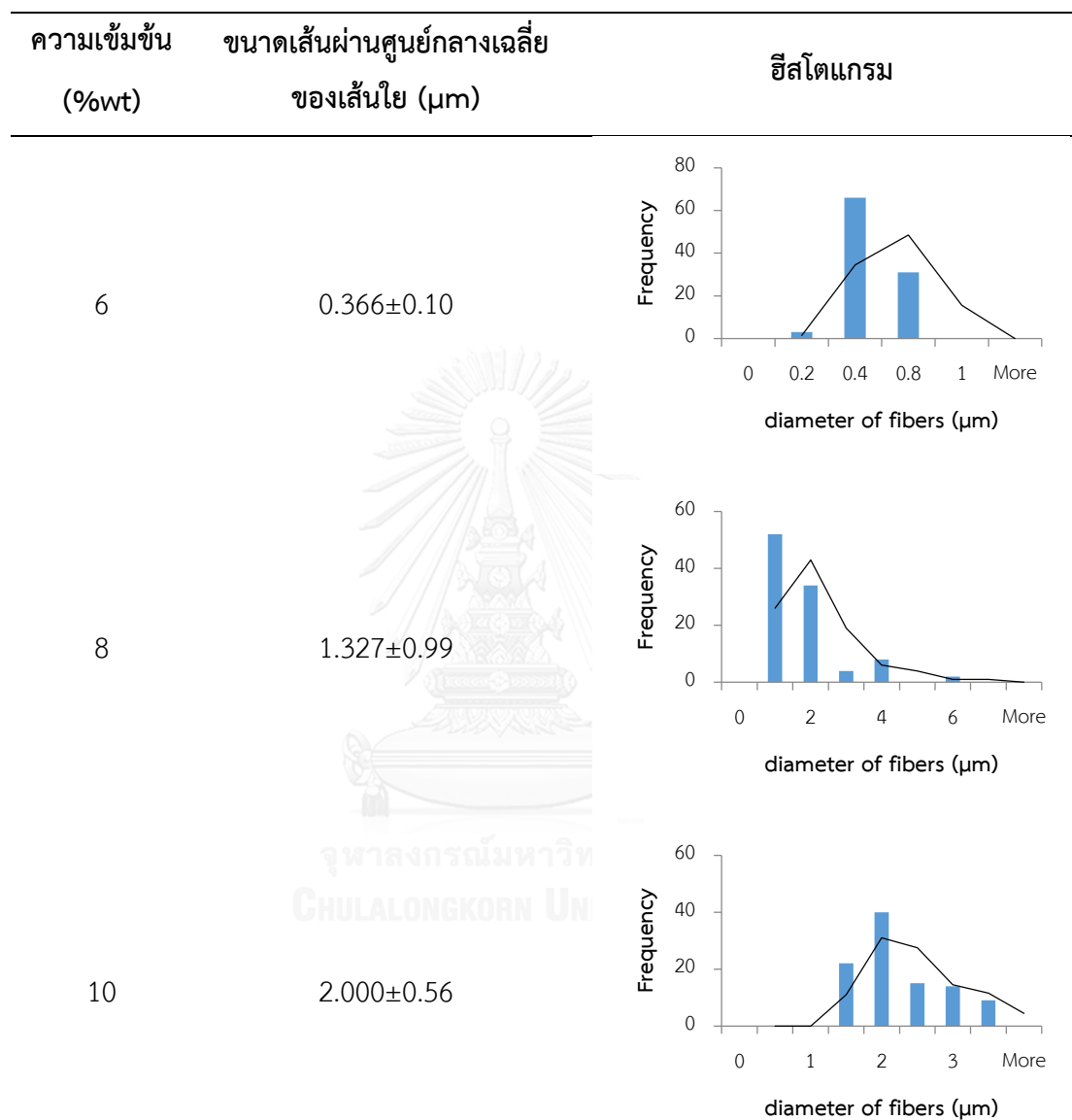
96. Menga, Z., et al., *Immobilizing natural macromolecule on PLGA electrospun nanofiber with surface entrapment and entrapment-graft techniques*. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2012. 94: p. 44-50.
97. Li, A., et al., *Electrospun chitosan-graft-PLGA nanofibres with significantly enhanced hydrophilicity and improved mechanical property*. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2013. 102: p. 674-81.
98. Hu, J., et al., *Preparation and characterization of electrospun PLGA/gelatin nanofibers as a drug delivery system by emulsion electrospinning*. *J Biomater Sci*, 2013. 24(8): p. 972-85.
99. Liao, Y., et al., *Preparation, characterization, and encapsulation/release studies of a composite nanofiber mat electrospun from an emulsion containing poly(lactic-co-glycolic acid)*. *Polymer*, 2008. 49: p. 5294-9.
100. Li, X., et al., *Encapsulation of proteins in poly(lactide-co-caprolactone) fibers by emulsion electrospinning*. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2010. 75: p. 418-24.
101. Heyes, W., *Analytical profiles of drug substances*. Vol. 8. 1979: Academic Press, Inc., London., 399-488.
102. Radheskumar, C. and H. Munstedt, *Antimicrobial polymers from polypropylene/silver composites-Ag⁺ release measured by anode stripping voltammetry*. *React Funct Polym*, 2006. 66: p. 780-8.
103. Nitanan, T., et al., *Neomycin-loaded poly(styrene sulfonic acid-co-maleic acid) (PSSA-MA)/polyvinyl alcohol (PVA) ion exchange nanofibers for wound dressing materials*. *Int J Pharm*, 2013. 448: p. 71-8.
104. Wang, C., S.N. Tong, and Y.H. Tse, *Conventional electrospinning vs. emulsion electrospinning: a comparative study on the development of nanofibrous drug/biomolecule delivery vehicles*. *Adv Mater Res*, 2012. 410: p. 118-21.
105. Duan, B., et al., *Hybrid nanofibrous membranes of PLGA/Chitosan fabricated via an electrospinning array*. Published online 13 June 2007: Wiley Interscience, 2006.
106. Ezadin. B. Farhat Alkateb., S.N., D A. Nema., *Review of Phase Separation of Water in Oil Emulsion using Electro-Pulse Inductive Coalesce*. *International Journal of Science and Research (IJSR)*, 2015. 4(5).



ภาคผนวก

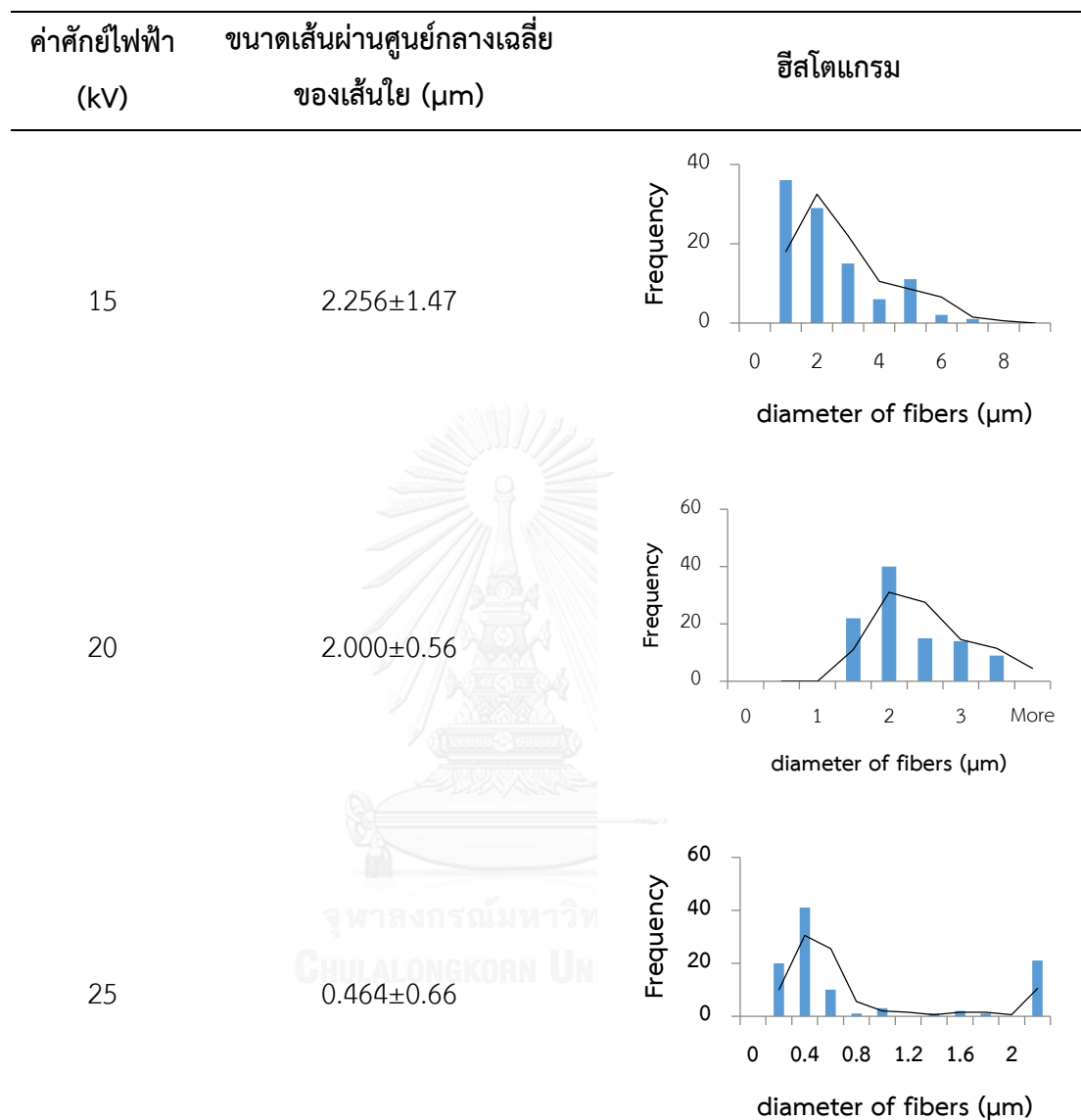
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ตารางที่ ผ1 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ
 นิโอมีซินที่ขึ้นรูปผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต* โดยเตรียมของผสม
 อิมัลชันจากความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่แตกต่างกัน



*สภาวะที่ใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตคือ ความเข้มข้นของนิโอมีซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้า 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h

ตารางที่ ผ2 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยของเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุ
 นิโอเมซินที่ขึ้นรูปผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตที่ค่าศักย์ไฟฟ้าแตกต่างกัน



*สภาวะที่ใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตคือ ความเข้มข้นของนิโอเมซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้า 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h

ตารางที่ ๓3 ค่ามูมสัมพัทธ์ของน้ำกับแผ่นเส้นใยชนิดต่างๆที่เตรียมได้จากการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต*

ครั้งที่	แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก- โกลโคลิกแอซิด	ค่ามูมสัมพัทธ์ของน้ำ (θ)	
		แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก- โกลโคลิกแอซิดที่ บรรจุไนโอเมย์ซินลงใน สารละลายพอลิเมอร์ โดยตรง	แผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก- โกลโคลิกแอซิดบรรจุ ไนโอเมย์ซินจากการปั่น เส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบ อิมัลชัน
1	135.00	132.43	0.00
2	133.41	134.30	0.00
3	134.14	128.28	0.00
4	126.87	118.91	0.00
5	131.53	129.14	0.00
6	127.06	129.96	0.00
7	136.23	137.64	0.00
8	126.61	131.31	0.00
9	141.01	133.12	0.00
10	135.00	125.07	0.00
ค่าเฉลี่ย รวม	132.69±4.70	130.02±5.22	0.00

*สภาวะที่ใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตคือ ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของไนโอเมย์ซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน[®]80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้า 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h

ตารางที่ ๗4 (ก) สมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอเมย์ซินที่ขึ้นรูปจากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ชั้นงานที่	ความหนา (mm)	ความกว้าง (mm)	ยังส์โมดูลัส (MPa)	ความ แข็งแรงดึง (MPa)	%การดึงยืด ณ จุดขาด (%)
1	0.35	9.83	19.36	0.358	0.775
2	0.28	10.20	30.07	0.654	1.950
3	0.31	11.27	23.68	0.696	1.585
4	0.28	11.17	28.99	0.725	1.400
5	0.41	9.92	33.44	0.418	0.850
6	0.42	10.03	15.65	0.340	1.375
7	0.29	11.69	12.94	0.462	0.585
8	0.42	10.10	64.50	0.424	0.850
9	0.27	9.97	30.31	0.632	0.850
10	0.48	10.78	18.55	0.309	1.060
11	0.35	9.58	30.18	0.457	0.510
12	0.27	9.27	39.47	0.759	1.385
13	0.72	10.75	75.90	0.430	0.560
14	0.38	9.86	35.23	0.587	0.500
15	0.37	10.40	36.54	0.493	0.625
16	0.30	10.49	39.66	0.551	0.950
17	0.55	10.29	34.95	0.554	0.780

*สภาวะที่ใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตคือ ความเข้มข้นของพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดที่ 10 %wt ความเข้มข้นของไนโอเมย์ซินเท่ากับ 5%wt ความเข้มข้นของสแปน®80 เท่ากับ 10%wt ของพอลิเมอร์ ค่าศักย์ไฟฟ้า 20 kV ระยะห่างระหว่างปลายเข็มโลหะกับวัสดุรองรับคงที่ที่ 20 cm และอัตราการไหลคงที่ที่ 0.5 mL/h

ตารางที่ ๔4 (ข) สมบัติเชิงกลของแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินที่ขึ้นรูปจากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแบบอิมัลชัน

ชั้นงานที่	ความหนา (mm)	ความกว้าง (mm)	ยังส์โมดูลัส (MPa)	ความ แข็งแรงดึง (MPa)	%การดึงยืด ณ จุดขาด (%)
18	0.32	10.54	26.37	0.573	1.375
19	0.34	10.14	80.40	0.609	1.500
20	0.31	10.60	40.58	0.507	1.050
ค่าเฉลี่ย	0.371	10.344	35.8385	0.52703	1.026

ตารางที่ ๕5 ค่า zone inhibition ที่ตรวจวัดได้จากแผ่นเส้นใยพอลิแล็กติก-โค-ไกลโคลิกแอซิดบรรจุไนโอแม็ซซินที่ความเข้มข้นแตกต่างกัน

ความเข้มข้นของ ไนโอแม็ซซินที่บรรจุอยู่ใน แผ่นเส้นใย (%wt)	แบคทีเรีย <i>S. aureus</i>					ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน
	1	2	3	4	ค่าเฉลี่ย		
0	0	0	0	0	0	0	0
0.5	0.90	0.81	0.76	0.99	0.87	0.87	0.10
2	0.72	0.81	0.63	0.72	0.72	0.72	0.07
5	0.99	0.54	0.81	0.99	0.8325	0.8325	0.21

ความเข้มข้นของ ไนโอแม็ซซินที่บรรจุอยู่ใน แผ่นเส้นใย (%wt)	แบคทีเรีย <i>E. coli</i>					ค่าเฉลี่ย	ค่าเบี่ยงเบน มาตรฐาน
	1	2	3	4	ค่าเฉลี่ย		
0	0	0	0	0	0	0	0
0.5	1.26	0.99	1.08	0.99	1.08	1.08	0.12
2	0.90	0.90	0.63	0.63	0.77	0.77	0.15
5	1.3	1.17	1.26	1.17	1.225	1.225	0.06

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวณัชชนันท์ จันทเพชร เกิดวันที่ 19 มกราคม พ.ศ.2532 เริ่มเข้าศึกษาระดับปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาเคมีอุตสาหกรรม ภาควิชาเคมี คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีการศึกษา 2550 และสำเร็จการศึกษาในปีการศึกษา 2553 จากนั้นเริ่มเข้าศึกษาในระดับปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาปิโตรเคมีและวิทยาศาสตร์พอลิเมอร์ คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และสำเร็จการศึกษาในปีการศึกษา 2557 ในระหว่างการศึกษามีการนำเสนอผลงานทางวิชาการในงานการประชุมวิชาการระดับชาติ “วิทยาศาสตร์วิจัย” ครั้งที่ 7 ในระหว่างวันที่ 30-31 มีนาคม พ.ศ.2558 ณ มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก โดยได้รับรางวัลการนำเสนอผลงานแบบโปสเตอร์ในระดับดีมาก

