



โครงการ

การเรียนการสอนเพื่อเสริมประสบการณ์

ชื่อโครงการ การศึกษาคุณลักษณะ และสมบัติเฉพาะด้านของเส้นใยนาโนซึ่งสังเคราะห์ด้วยกระบวนการอิเล็กโตรสปินนิง
Synthesis and Characterization of Functional Electro-Spinning Nano Fiber

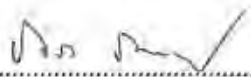
ชื่อนิสิต นางสาวกัญญมน ไทยกูล เลขประจำตัว 5933407523

ภาควิชา ฟิสิกส์
ปีการศึกษา 2562

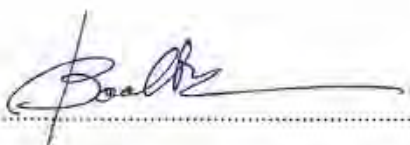
คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

หัวข้อโครงการ การศึกษาคุณลักษณะ และสมบัติเฉพาะด้านของเส้นใยนาโนซึ่งสังเคราะห์ด้วย
กระบวนการอิเล็กโตรสปิน
ผู้จัดทำโครงการ นางสาวกัญญมน ไทยกุล
อาจารย์ที่ปรึกษา รองศาสตราจารย์ ดร.บุญโชติ เผ่าสวัสดิ์ยรรยง
ภาควิชา ฟิสิกส์
ปีการศึกษา 2562

.....
โครงการนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต ภาควิชาฟิสิกส์
คณะวิทยาศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ภาควิชาฟิสิกส์ ปีการศึกษา 2562
คณะกรรมการได้ตรวจและรองรับรายงานฉบับนี้แล้ว


..... ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปิฉฉา ฉัตรภรณ์)


..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.สกุลธรรม เสนาะพิมพ์)


..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญโชติ เผ่าสวัสดิ์ยรรยง)

หัวข้อโครงการ	การศึกษาคุณลักษณะ และสมบัติเฉพาะด้านของเส้นใยนาโนซึ่งสังเคราะห์ด้วยกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์
ผู้จัดทำโครงการ	นางสาวกัญญมน ไทยกุล
อาจารย์ที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร.บุญโชติ เผ่าสวัสดิ์ยรรยง
ภาควิชา	ฟิสิกส์
ปีการศึกษา	2562

บทคัดย่อ

กระบวนการอิเล็กทรอนิกส์นั้น เป็นกระบวนการที่ใช้แรงทางไฟฟ้าในการผลิตเส้นใยที่มีขนาดเส้นใยที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางแต่ระดับนาโนเมตรไปจนถึงไมโครเมตรจากสารละลายพอลิเมอร์ ในโครงการนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะนำกระบวนการอิเล็กทรอนิกส์ไปใช้ในการผลิตแผ่นยาปิดแผลเพื่อช่วยสมานแผล โดยใช้ตัวยานีโอไม้นซิน ซัลเฟต (Neomycin Sulphate) เนื่องจากเป็นยาที่มีฤทธิ์ยับยั้งเชื้อแบคทีเรีย โดยพอลิเมอร์ที่ใช้ นั้น คือ พอลิแลคติกแอซิด (Polylactic Acid) ซึ่งเป็น polymer ที่ย่อยสลายได้ทางชีวภาพ (Biodegradable Polymer) และปรับสภาพผิวด้วยพลาสมา (Plasma Treatment) ด้วยแก๊สอาร์กอน มาใช้ในการปรับสภาพผิวสัมผัสของแผ่นเส้นใยให้มีความชอบน้ำมากขึ้น ซึ่งส่งผลดีต่อการปลดปล่อยตัวยาที่ใช้สำหรับแผลภายนอก พร้อมทั้งศึกษาประสิทธิภาพในการปล่อยตัวยาของแผ่นเส้นใยที่ได้ พบว่าเส้นใยพอลิแลคติกแอซิดนั้นมีการปลดปล่อยตัวยานีโอไม้นซินซัลเฟตออกมาทั้งหมดภายในเวลา 30 นาที และเมื่อนำแผ่นเส้นใยไปปรับสภาพผิวด้วยพลาสมาอาร์กอนนั้น พบว่าผิวของเส้นใยมีความชอบน้ำมากขึ้น

Title	Synthesis and Characterization of Functional Electro-Spinning Nano Fiber
Name	Kanyamon Thaikun
Advisor	Assoc.Prof.Dr.Boonchoat Paosawatyanong
Major	Physics
Academic year	2019

Abstract

Electrospinning is the process that use the electrostatic force to produce fibers which has diameter from nanometer to micrometer from the polymer solution. This project has used electrospinning in order to produce the wound dressing nanofiber that contains neomycin sulphate which is an antibiotic substance. The polymer that has been used is polylactic acid (PLA) which is a biodegradable polymer and use the argon-plasma treatment to modify the wettability of the surface of nanofiber. As the result, Neomycin incorporated PLA fibers exhibited a burst release profile. The fiber surface become more hydrophilic after the argon-plasma treatment.

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ รองศาสตราจารย์ ดร.บุญโชติ เฝ้าสวัสดิ์ยรรยง และ รองศาสตราจารย์ ดร.วรวรรณ พันธุมนาวิน ที่ช่วยดูแลให้คำปรึกษาให้ความรู้และคำแนะนำสำหรับแนวทาง ในการดำเนินงาน รวมทั้งจัดหาอุปกรณ์ในการทดลองมาโดยตลอดการดำเนินงาน

ขอขอบคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปัจฉา ฉัตรภรณ์ และ รองศาสตราจารย์ ดร.สกุลธรรม เสนาะพิมพ์ ที่ได้กรุณาสละเวลาเพื่อมาเป็นกรรมการตรวจสอบรวมทั้งให้คำแนะนำ พร้อมทั้งให้ความสนใจ ในการตรวจสอบและแก้ไขโครงการ

ขอบคุณนายศตวัฒน์ งามพัตราพันธุ์, นายวรากร ภูสุวรรณ, นายณัฐพงษ์ แจ่มไพบูลย์, นายณัฐภักดิ์ ดร. มาศ และ นายฉัตรชัย ศิริทิพย์วานิช ที่ได้ช่วยสอนและให้คำแนะนำในการใช้เครื่องมืออุปกรณ์ต่างๆตลอดจน การวิเคราะห์ผล

ขอบคุณนางสาวกาญจนา อรุณเรือง และนางสาวกมลวรรณ สิงห์อร ที่ได้ช่วยเหลือให้ที่พักอาศัย ในช่วงระหว่างการทำวิจัยในช่วงที่ COVID 19 ระบาด ทำให้การเดินทางมาทำวิจัยเป็นไปได้สะดวกมากขึ้น และนอกจากนี้ขอขอบคุณเพื่อนๆตลอดจนรุ่นพี่ รุ่นน้อง และครอบครัวที่คอยให้คำแนะนำ คำปรึกษา และ คอยให้กำลังใจในการทำโครงการนี้

นางสาวกัญญมน ไทยกุล
นิสิตผู้รับผิดชอบโครงการ

สารบัญ

บทคัดย่อภาษาไทย	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	1
1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 เส้นใยนาโน	3
2.2 การปั่นเส้นใยนาโนด้วยไฟฟ้าสถิต	3
2.3 พอลิแลคติกแอซิด	6
2.4 พลาสมา	6
2.5 การปรับสภาพผิวด้วยพลาสมาอาร์กอน	7
2.6 การวัดมุมสัมผัส	7
2.7 นิโอมัยซิน ซัลเฟต	7
2.8 การวัดปริมาณสารโดยอาศัยหลักการดูดกลืนแสง	8
2.9 ทบทวนวรรณกรรม	9
บทที่ 3 วัสดุอุปกรณ์และวิธีการดำเนินงาน	12
3.1 วัสดุอุปกรณ์และสารเคมี	12
3.2 วิธีการดำเนินงาน	13
3.2.1 การเตรียมสารละลายพอลิแลคติกแอซิด	13
3.2.2 การเตรียมสารละลายพอลิเมอร์ที่บรรจุด้วยยานิโอมัยซินซัลเฟต	13
3.2.3 การปั่นเส้นใยนาโนด้วยไฟฟ้าสถิต	14
3.2.4 การวัดปริมาณนิโอมัยซินซัลเฟตด้วยเครื่องมือ UV-Vis spectrophotometer	14
3.2.5 การทดสอบหาอัตราการปลดปล่อยตัวยา	16
3.2.6 การปรับปรุงแผ่นเส้นใยด้วยพลาสมาอาร์กอน	17
3.2.7 การวัดมุมสัมผัส	18
บทที่ 4 ผลการทดลอง	21
การทดลองตอนที่ 1 หาภาวะที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใย	21
การทดลองตอนที่ 2 การปั่นเส้นใยที่บรรจุด้วยยานิโอมัยซินซัลเฟต	25
การทดลองตอนที่ 3 การตรวจวัดปริมาณนิโอมัยซินซัลเฟต	25

การทดลองตอนที่ 4 การตรวจวัดอัตราการปลดปล่อยตัวยาของเส้นใย	27
การทดลองตอนที่ 5 การตรวจวัดการปลดปล่อยนีโอไมยซินซัลเฟตของแผ่นเส้นใยที่ผ่านการปรับปรุงพื้นผิวด้วยพลาสมา	28
การทดลองตอนที่ 6 การวัดความสามารถในการเปียกของพื้นผิวโดยวัดมุมสัมผัส	30
บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง ปัญหาและข้อเสนอแนะ	34
เอกสารอ้างอิง	35
ภาคผนวก ก.	37
ภาคผนวก ข.	39
ภาคผนวก ค.	40

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต หรือ electrospinning เป็นหลักการที่ใช้ในการสร้างเส้นใยโพลิเมอร์โดยอาศัยแรงไฟฟ้าสถิต หลักการนี้สามารถนำไปใช้ได้หลายด้าน โดยเฉพาะอย่างยิ่งด้านนาโนเทคโนโลยี และเนื่องจากประโยชน์ในการนำมาประยุกต์ใช้ของหลักการนี้ ส่งผลให้กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตได้รับความสนใจในทางวิทยาศาสตร์และอุตสาหกรรม^[1]

ปัจจุบันได้มีการเพิ่มยาลงไปทำให้ได้แผ่นเส้นใยที่เหมาะสมสำหรับการสร้างเนื้อเยื่อหรือรักษาบาดแผลได้ เช่น ยาปฏิชีวนะ เป็นต้น เนื่องจากตัวยาดังกล่าวจะช่วยลดหรือยับยั้งการติดเชื้อบริเวณแผล ส่งผลให้แผลสมานตัวได้เร็วขึ้น

การปรับสภาพพื้นผิวโดยอาศัยพลาสมานั้นอาศัยหลักการเปลี่ยนพลังงานผิว (surface energy) และปรับปรุงความสามารถของการเปียกของพื้นผิว (wettability of surface) ของพลาสติก^[2] โดยสำหรับการปรับปรุงพอลิแลคติกแอซิดนั้น หนึ่งในแก๊สที่ได้รับความนิยมในการนำมาใช้นั้นคือแก๊สอาร์กอน (Ar)^[2] โดยการปรับปรุงด้วยพลาสมาอาร์กอนความดันต่ำ (Low Pressure Argon Plasma) นั้นเป็นหนึ่งวิธีในการปรับปรุงสภาพผิวพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดด้วยพลาสมา การปรับปรุงด้วยอาร์กอนพลาสมานั้นส่งผลให้ความสามารถของการเปียกของพื้นผิวพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดนั้นเปลี่ยนไปจากที่มีสภาวะไม่ชอบน้ำ (hydrophobic) เป็นมีสภาวะชอบน้ำ (hydrophilic) มากขึ้น^[3] โดยพื้นผิวแผ่นเส้นใยที่มีสภาวะชอบน้ำจะช่วยเก็บความชุ่มชื้นให้กับผิวหนังได้ดี^[4]

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์ในการผลิตแผ่นเส้นใยพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดที่บรรจุด้วยยาปฏิชีวนะนีโอโอมัยซินซัลเฟตเพื่อใช้ในการปิดแผล อย่างไรก็ตามพอลิแลคติกแอซิดนั้นเป็นพอลิเมอร์ที่มีสภาวะชอบน้ำต่ำ (hydrophobic) โครงการนี้จึงได้นำกระบวนการปรับสภาพผิวด้วยพลาสมามาใช้เพื่อปรับให้ผิวของเส้นใยนั้นมีสภาวะชอบน้ำมากขึ้น และศึกษาอัตราการปล่อยตัวยาที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อสภาพผิวของเส้นใยเปลี่ยน

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อสังเคราะห์เส้นใยนาโนของพลาสติกชีวภาพด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต
2. เพื่อศึกษาและพัฒนาสมบัติเฉพาะในความชอบน้ำของผิวเส้นใยด้วยกระบวนการทางพลาสมา
3. เพื่อศึกษาอัตราการปล่อยตัวยาในเส้นใยนาโนพลาสติกชีวภาพ
4. เพื่อศึกษาผลของการปรับปรุงแผ่นเส้นใยด้วยกระบวนการทางพลาสมาที่มีต่ออัตราการปล่อยตัวยาในโอมัยซินซัลเฟตและความสามารถในการเปียกของพื้นผิว (wettability of surface)

1.3 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถสังเคราะห์แผ่นเส้นใยนาโนของพลาสติกชีวภาพได้อย่างมีประสิทธิภาพ
2. สามารถปรับปรุงสมบัติความชอบน้ำของผิวแผ่นเส้นใยนาโนได้
3. ทราบถึงความสามารถในการปลดปล่อยตัวยาของเส้นใยนาโนพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด
4. สามารถปรับความสามารถในการปลดปล่อยตัวยาของพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด

ในรายงานนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในบทที่ 2 ซึ่งแจงรายละเอียดเกี่ยวกับวัสดุอุปกรณ์และวิธีการดำเนินงานในบทที่ 3 แสดงและอภิปรายผลการทดลองในบทที่ 4 และสรุปผลการทดลอง ปัญหาและข้อเสนอแนะในบทที่ 5

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

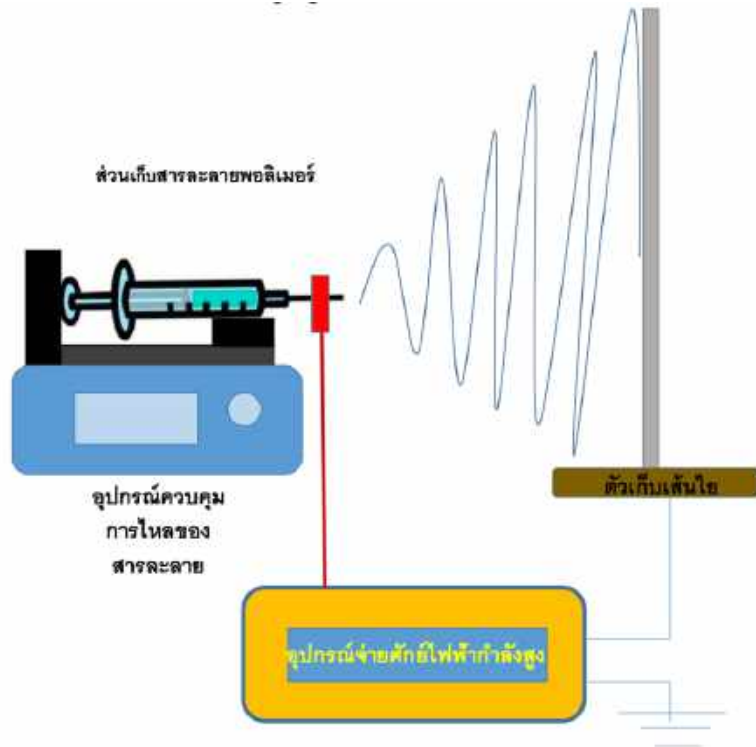
ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีที่เกี่ยวข้องต่างๆ รวมไปถึงการทบทวนวรรณกรรมที่สำคัญ

2.1 เส้นใยนาโน (Nanofibers)^[5]

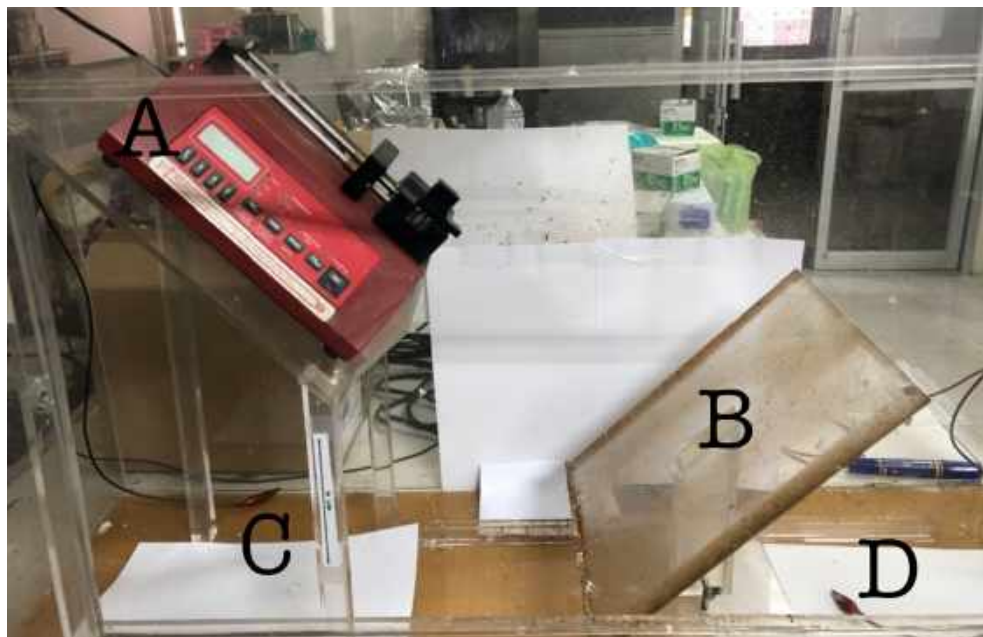
เส้นใยนาโน เป็นโครงสร้างนาโนของวัสดุสังเคราะห์ที่มีลักษณะเป็นเส้นใยของของแข็งที่อยู่ในกลุ่มของสารอินทรีย์ และมีขนาดเล็กระดับนาโนเมตร โดยเส้นใยนาโนนี้ต้องเป็นเส้นใยที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางอยู่ในช่วงระหว่าง 1 - 100 นาโนเมตร เส้นใยนาโนนี้มีสมบัติที่โดดเด่น คือ มีพื้นที่ผิวต่อปริมาตรสูง มีรูพรุนขนาดเล็กจำนวนมาก มีค่าแรงต้านทานแรงดึงตามยาวสูง ด้วยลักษณะและสมบัติดังกล่าว จึงมีการนำเส้นใยนาโนไปประยุกต์ใช้ในด้านต่างๆ เช่น เป็นวัสดุในการกรองสาร วัสดุวิศวกรรมเนื้อเยื่อ วัสดุควบคุมการนำส่งยาและเครื่องสำอาง สิ่งตกแต่งแผล เป็นต้น โดยโครงการนี้ได้นำกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมาใช้ในการผลิตเส้นใยนาโน

2.2 การปั่นเส้นใยนาโนด้วยไฟฟ้าสถิต (Nanofibers Electrospinning)

การปั่นเส้นใยนาโนด้วยไฟฟ้าสถิต นั้นเป็นกรรมวิธีผลิตเส้นใยด้วยแรงไฟฟ้าสถิต^{[1][6]} โดยเครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนั้นประกอบด้วยส่วนประกอบ ได้แก่ ส่วนเก็บสารละลายพอลิเมอร์, อุปกรณ์ควบคุมการไหลของสารละลายพอลิเมอร์, เครื่องจ่ายศักย์ไฟฟ้ากำลังสูง (high voltage supplier) และตัวเก็บเส้นใย (collector) ดังรูปที่ 2.2.1 และ 2.2.2 โดยสารละลายที่ต้องการทำการปั่นเส้นใยนั้นจะถูกบรรจุอยู่ในเข็มฉีดยาละลายซึ่งถูกควบคุมโดยเครื่องควบคุมการไหลซึ่งสารละลายพอลิเมอร์จะถูกดันออกมาในอัตราคงที่ตลอดกระบวนการปั่นเส้นใย นอกจากนี้มีการเชื่อมขั้วไฟฟ้าจากเครื่องจ่ายศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงเข้ากับส่วนของเข็มฉีดยาโลหะ และเชื่อมขั้วไฟฟ้าอีกขั้วเข้ากับตัวเก็บเส้นใย เพื่อสร้างสนามไฟฟ้าระหว่างตัวเก็บเส้นใยและปลายเข็มโลหะ



รูปที่ 2.2.1 แผนภาพเครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต^[6]

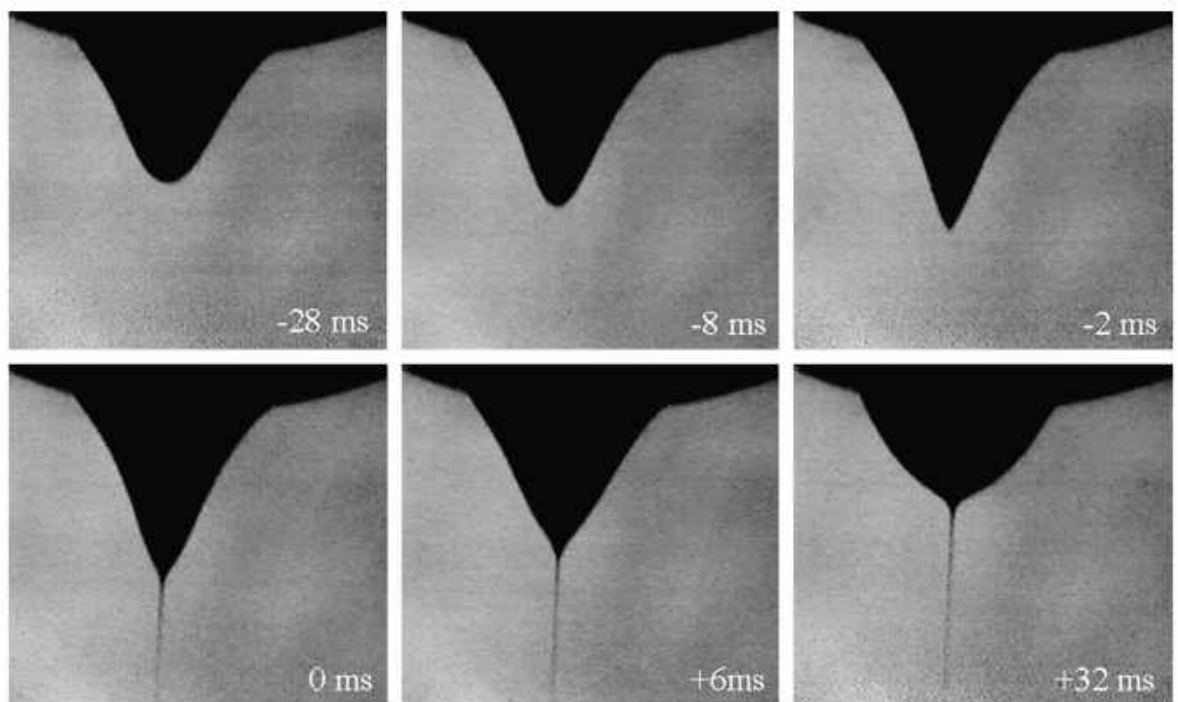


รูปที่ 2.2.2 เครื่องปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

จากรูปที่ 2.2.2 อุปกรณ์ A คือ เครื่องควบคุมการไหลของสารละลาย, B คือ ฐานรองตัวเก็บเส้นใย, C และ D คือขั้วไฟฟ้าที่ต่อมาจากเครื่องจ่ายศักย์ไฟฟ้าสูง โดยจะนำกระบอกฉีดยาที่บรรจุสารละลายซึ่งต่อกับเข็มโลหะบรรจุลงเครื่องควบคุมสารละลาย จากนั้นตัดอลูมิเนียมฟอยล์ให้มีขนาด A4 นำไปวางไว้บนฐานรองตัวเก็บเส้นใย จากนั้นต่อขั้วไฟฟ้ากับบริเวณปลายเข็มโลหะและแผ่น

อลูมิเนียมพอยล์ จากนั้นเปิดเครื่องจ่ายศักย์ไฟฟ้าสูง ก่อนที่จะเปิดเครื่องควบคุมการไหลของสารละลาย

จากรูปที่ 2.2.3 ได้แสดงถึงการเกิดกรวยเทลเลอร์ โดยเติมหยดสารละลายบริเวณปลายเข็มมีลักษณะเป็นรูปร่างครึ่งทรงกลม โดยเมื่อให้ศักย์ไฟฟ้าเข้าไปจนถึงค่าวิกฤติหนึ่ง แรงทางไฟฟ้าจะมีขนาดเท่ากับแรงตึงผิวของหยดพอลิเมอร์ที่อยู่ปลายเข็มได้ ทำให้รูปร่างของหยดสารละลายที่บริเวณปลายเข็มเกิดการเปลี่ยนแปลงจากรูปร่างครึ่งทรงกลมเป็นรูปร่างทรงกรวยที่เรียกว่า กรวยเทลเลอร์ (Taylor's cone) และเมื่อให้ศักย์ไฟฟ้าแก่ระบบมากขึ้น แรงทางไฟฟ้าจะดึงให้สารละลายพุ่งออกมาเป็นลำกระแสด (jet) โดยลำกระแสดของเหลวนี้จะเกิดการขดงอเป็นผลมาจากแรงลัพท์ที่เกิดจากการที่ประจุวิ่งภายในสนามแม่เหล็ก ในขณะที่วิ่งตรงไปยังตัวเก็บเส้นใยที่ทำจากโลหะซึ่งทำให้เกิดการขดเป็นวง (coil) ก่อนที่เส้นใยที่แห้งแล้วจะฝังตัวแบบสุ่มบนผิวของตัวเก็บเส้นใย



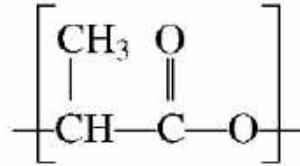
รูปที่ 2.2.3 ปรากฏการณ์การเกิดโคนเทลเลอร์^[7]

ในปัจจุบันงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตได้มีการเพิ่มสารบางชนิดลงไปก่อนกระบวนการขึ้นรูป เช่นการเพิ่มยาลงไปทำให้ได้แผ่นเส้นใยที่เหมาะสมสำหรับการสร้างเนื้อเยื่อหรือรักษาบาดแผลได้^{[4][13]}

พอลิเมอร์ที่นิยมนำมาใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนั้นมีหลายชนิด โดยพอลิเมอร์ที่โครงการนี้เลือกใช้ คือ พอลิแลคติกแอซิด เนื่องจากเป็นพอลิเมอร์ที่มีอัตราการเสื่อมสภาพที่เร็ว เหมาะสมกับการนำมาประยุกต์ใช้ทางด้านชีวการแพทย์^[2]

2.3 พอลิแลคติกแอซิด (Polylactic Acid)^[8]

พอลิแลคติกแอซิด (Polylactic Acid : PLA) เป็นพอลิเมอร์ที่สามารถย่อยสลายได้ทางชีวภาพ (biodegradable) และมีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ สามารถสังเคราะห์ได้จากปฏิกิริยาพอลิเมอไรเซชันของกรดแลคติก โดยวัตถุดิบที่ใช้ในการผลิตสามารถหาได้จากทรัพยากรที่สามารถสร้างทดแทนขึ้นใหม่ได้ เช่น แป้งจากข้าวโพด มันสำปะหลัง เป็นต้น โดยพอลิแลคติกแอซิดมีลักษณะโครงสร้างดังรูปที่ 2.3.1



รูปที่ 2.3.1 โครงสร้างของพอลิแลคติกแอซิด^[3]

อย่างไรก็ตามพอลิแลคติกแอซิดนั้นเมื่อนำมาทำเป็นเส้นใยแล้วพบว่าผิวของเส้นใยนั้นมีความชอบน้ำต่ำ โดยความชอบน้ำของผิววัสดุนั้นสามารถปรับได้ด้วยกระบวนการทางพลาสมา^[2-3]

2.4 พลาสมา^[17]

พลาสมาเป็นสถานะที่สี่ของสสาร ภายในประกอบไปด้วยไอออนที่มีประจุอิเล็กตรอน นิวตรอน และโมเลกุล อนุภาคพลาสมานั้นสามารถพบได้ในธรรมชาติที่มีค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนอยู่ในช่วง $10^4 - 10^{20} \text{ cm}^{-1}$ และค่าพลังงานพลาสมามีค่าอยู่ระหว่าง $10^2 - 10^5 \text{ eV}$ พลาสมาสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ พลาสมาอุณหภูมิสูงและพลาสมาอุณหภูมิต่ำ

พลาสมาอุณหภูมิสูงคือพลาสมาที่อนุภาคมีความถี่การชนระหว่างอนุภาคสูง ส่งผลให้อุณหภูมิของอิเล็กตรอนกับไอออนมีค่าเท่ากัน ตัวอย่างพลาสมาอุณหภูมิสูง เช่น ชั้นโคโรนาของดวงอาทิตย์ ซึ่งมีอุณหภูมิสูงถึง 10^7 K จะเห็นว่าพลาสมาอุณหภูมิสูงไม่เหมาะกับการนำมาปรับปรุงสมบัติของเส้นใย

พลาสมาอุณหภูมิต่ำคือพลาสมาที่มีความถี่การชนระหว่างอนุภาคน้อยทำให้เกิดความแตกต่างระหว่างอุณหภูมิของอิเล็กตรอนกับไอออน โดยอุณหภูมิอิเล็กตรอนมีอุณหภูมิอยู่ในช่วง $10^4 - 10^5 \text{ K}$ ขณะที่อุณหภูมิของไอออนหรือนิวตรอนอยู่ในช่วงอุณหภูมิต่ำทำให้อุณหภูมิของพลาสมาต่ำอยู่ในช่วงอุณหภูมิต่ำหรือสูงกว่าเพียงเล็กน้อยจึงเหมาะสมกับการนำไปปรับปรุงเส้นใย

การปรับปรุงสมบัติของกระบวนการพลาสมาอุณหภูมิต่ำเป็นการเปลี่ยนแปลงสมบัติทางกายภาพและทางเคมีของพื้นผิว โดยการเปลี่ยนแปลงสมบัติของวัสดุเกิดจากการเปลี่ยนแปลงความขรุขระของพื้นผิวนั้นๆ และหมู่ฟังก์ชันทางเคมีที่เกิดขึ้นภายหลังกระบวนการพลาสมา ยกตัวอย่างเช่น สมบัติการชอบน้ำหรือไม่ชอบน้ำ

2.5 การปรับสภาพผิวด้วยพลาสมาอาร์กอน (Argon-plasma treatment)^[3]

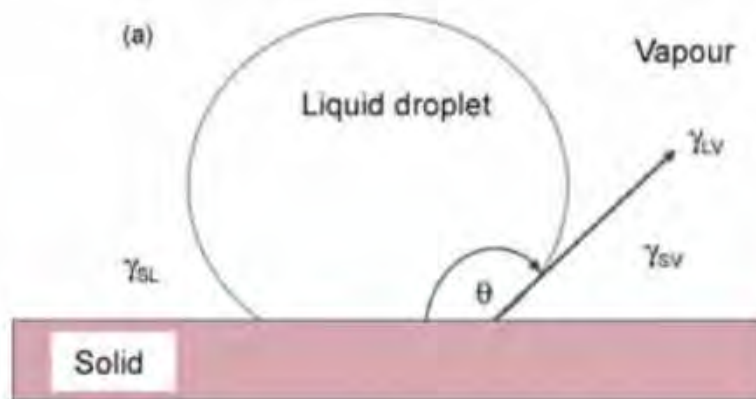
การปรับปรุงพื้นผิวของพอลิแลคติกแอซิดให้มีความชอบน้ำ (hydrophilicity) นั้นสามารถทำได้โดยการปรับสภาพด้วยพลาสมาอาร์กอน โดยอาร์กอนไอออนและอิเล็กตรอนนั้นส่งผลให้พันธะระหว่าง C-O ถูกทำลาย ทำให้เกิดอนุมูลอิสระ (radical) คาร์บอนและออกซิเจนที่บริเวณที่เกิดการแตกของพันธะในสายพอลิเมอร์ อย่างไรก็ตามโมเลกุลที่มีอนุมูลอิสระดังกล่าวนี้ไม่เสถียรจึงเกิดเป็นปฏิกิริยา โดยจะเกิดการกำจัดโมเลกุลขนาดเล็ก เช่น CO_2 และ $\text{CH}_2=\text{CH}_2$ เป็นต้น จนกว่าโมเลกุลที่มีอนุมูลอิสระอยู่จะกลับมารวมกันอีกครั้ง ซึ่งการกำจัดโมเลกุลขนาดเล็กนั้นถือเป็นกระบวนการเสื่อมสภาพของพอลิแลคติกแอซิดที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้เมื่อผ่านกระบวนการทางพลาสมา

ซึ่งการวัดสมบัติความชอบน้ำของพื้นผิวนั้นสามารถวัดได้โดยการวัดมุมสัมผัส

2.6 การวัดมุมสัมผัส (Contact angle measurement)^[15]

มุมสัมผัส (contact angle) สามารถบอกความสามารถของการเปียกของของเหลว เช่น น้ำ, น้ำมัน เป็นต้น ค่ามุมสัมผัสสามารถวัดได้โดยเครื่องวัดมุมสัมผัส โดยความสามารถของการเปียกของของเหลวเมื่อสัมผัสกับผิววัสดุ โดยเป็นมุมระหว่างระนาบของปฏิสัมพันธ์ของของเหลว-ก๊าซกับระนาบของปฏิสัมพันธ์ของเหลว-ของแข็ง ดังรูปที่ 2.6.1 ซึ่งสามารถแบ่งได้ 2 ประเภท ได้แก่

1. แบบไม่ชอบน้ำ (hydrophobic) เป็นสมบัติแบบไม่ชอบน้ำ เมื่อมุมสัมผัสมากกว่า 90 องศา
2. แบบชอบน้ำ (hydrophilic) เป็นสมบัติแบบชอบน้ำ เมื่อมุมสัมผัสน้อยกว่า 90 องศา



รูปที่ 2.6.1 diagram แสดงลักษณะของมุมสัมผัส^[21]

2.7 นีโอไมซิน ซัลเฟต (Neomycin Sulphate)^[9]

ยาปฏิชีวนะ (antibiotic) มีฤทธิ์ในการยับยั้งการติดเชื้อแบคทีเรียที่เรื้อรังที่บาดแผล ส่งผลให้แผลนั้นสมานตัวได้เร็วและมีประสิทธิภาพมากขึ้น โดยยาที่โครงการนี้เลือกใช้คือ นีโอไมซิน ซัลเฟต ซึ่งเป็นยาปฏิชีวนะที่นิยมใช้เป็นวงกว้างในการรักษาการติดเชื้อบริเวณผิวหนัง

นีโอมีซิน ซัลเฟต นั้นเป็นยาปฏิชีวนะที่อยู่ในกลุ่มอะมิโนไกลโคไซด์ สามารถละลายน้ำได้ มีลักษณะเป็นผงสีเหลืองอ่อน ดังรูปที่ 2.7.1



รูปที่ 2.7.1 ผงนีโอมีซิน ซัลเฟต (Lab Grade บริษัท Glentherm Lifescience)

แผ่นปิดแผลที่ติดนั้นควรมีอัตราการปล่อยตัวยาในปริมาณน้อยแต่ต่อเนื่องเป็นเวลานาน^[6] ในศึกษาอัตราการปล่อยตัวยาจำเป็นที่จะต้องมีการตรวจวัดปริมาณยาที่ปลดปล่อยออกมาในช่วงเวลาต่างๆ โดยในโครงการนี้ได้อาศัยหลักการดูดกลืนแสงของสารละลายมาใช้ในการตรวจวัดปริมาณยา

2.8 การวัดปริมาณสารโดยอาศัยหลักการดูดกลืนแสง (Spectrophotometer)^[10]

สารแต่ละชนิดจะสามารถดูดกลืนแสงได้ช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกันในปริมาณที่ต่างกัน และปริมาณการดูดกลืนแสงขึ้นอยู่กับความเข้มข้นของสารนั้น โดยสามารถอธิบายได้ด้วยกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์

กฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ เป็นกฎที่กล่าวว่าเมื่อแสงได้เดินทางผ่านคิวเวท (cuvette) โปร่งใสที่บรรจุด้วยสารละลายตัวอย่าง ความเข้มแสงที่ส่องผ่านมานั้นจะลดลงเป็นสัดส่วนเมื่อเทียบกับความเข้มข้นของสารละลายที่ส่องผ่าน หรืออาจกล่าวได้ว่าสารละลายที่มีความเข้มข้นสูงจะดูดกลืนแสงมากกว่าสารละลายที่มีความเข้มข้นต่ำ

โดยจากกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์นั้น สามารถเขียนสรุปเป็นสมการได้ดังสมการ (2.8.1)

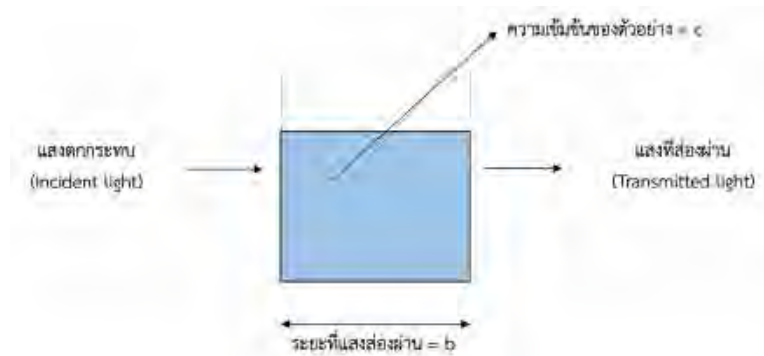
$$A = \epsilon bc \quad (2.8.1)$$

โดยที่ A คือ ความดูดกลืน (Absorbance)

ϵ คือ Molar absorptivity ($L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$) ซึ่งเป็นค่าคงที่ของแต่ละชนิดของสารละลาย

b คือ ระยะที่แสงส่องผ่าน (cm)

c คือ ความเข้มข้น (mol L^{-1})



รูปที่ 2.8.1 แผนภาพการดูดกลืนแสงของสาร

อย่างไรก็ตามนีโอมีซิลซัลเฟตนั้นมีโครงสร้างที่ดูดกลืน UV ได้น้อย จึงทำให้การวัดปริมาณนีโอมีซิลซัลเฟตโดยตรงด้วยวิธีการ spectrophotometer นั้นเป็นไปได้ยาก จึงต้องนีโอมีซิลซัลเฟตทำปฏิกิริยากับสารละลาย Cu^{2+} เพื่อเกิดเป็นสารประกอบเชิงซ้อนนีโอมีซิล- Cu^{2+} ที่มีความสามารถในการดูดกลืนแสง UV ได้ โดยรายละเอียดจะกล่าวไว้ในบททวนวรรณกรรม

2.9 ทบทวนวรรณกรรม

Daniela และคณะ[4] ได้รวบรวมข้อมูลเกี่ยวกับการนำกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตมาใช้ในทางชีวการแพทย์ พบว่าได้มีการเลือกใช้พอลิเมอร์ที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพมาใช้ เช่น โคลซาน, Polyvinyl alcohol (PVA), Poly(ϵ -caprolactone) เป็นต้น โดยพอลิเมอร์แต่ละชนิดนั้นมีภาวะที่เหมาะสมในการปั่นเส้นใยที่ต่างกัน และมีข้อดีข้อเสียที่ต่างกัน ดังนั้นในการเลือกใช้พอลิเมอร์สำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อนำมาทำแผ่นปิดแผล ควรเลือกเป็นวัสดุที่มีความเข้ากันได้ทางชีวภาพ โดยในโครงการของข้าพเจ้าจึงได้เลือกใช้พอลิแลคติกแอซิด เนื่องจากมีอัตราการเสื่อมสภาพที่เหมาะสม (relatively) กับการนำมาทำแผ่นปิดแผล^[3]

Hadjizadeh และคณะ[11] ได้ศึกษาการขึ้นรูปเส้นใยของพอลิแลคติกแอซิดด้วยวิธีการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยใช้ตัวทำละลายที่มีคลอรีนเป็นองค์ประกอบ ได้แก่ ไตรคลอโรมีเทน คลอโรฟอร์ม กรดไตรฟลูออโรอะซิติก พบว่าตัวทำละลายทั้งสามมีค่าความตึงผิวต่ำและมีการนำไฟฟ้าที่ดีทำให้แรงทางไฟฟ้าสามารถเอาชนะแรงตึงผิวได้ง่าย สารละลายพอลิแลคติกแอซิดจึงสามารถยืดออกเป็นเส้นใยภายใต้สนามไฟฟ้าได้ดี โดยในโครงการของข้าพเจ้าจึงได้เลือกใช้คลอโรฟอร์มเป็นตัวทำละลาย

Lei Du และคณะ[12] ได้ศึกษาการขึ้นรูปเส้นใยของ Polycaprolactone ด้วยวิธีการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยได้ใช้ระบบตัวทำละลายเป็น ไตรคลอโรมีเทน และ ไดเมทิลฟอร์มาไมด์ (DMF) ซึ่งมีอัตราส่วนเป็น 10:0, 9:1, 8:2 และ 7:3 โดย DMF นั้นมีความนำไฟฟ้า (Conductivity) สูง และมีความดันไอ (vapor pressure) ต่ำ ทำให้เมื่อผสมลงไปในการละลายจึงทำให้สารละลายพอลิเมอร์มีความนำไฟฟ้าสูงขึ้น และมี surface tension โดยพบว่าที่อัตราส่วน 7:3 สารละลายพอลิเมอร์มี

surface tension สูงที่สุด โดยในโครงการของข้าพเจ้าได้นำ DMF มาผสมเป็นตัวทำละลายพอลิแลคติกแอซิดร่วมกับคลอโรฟอร์ม เพื่อเพิ่มความนำไฟฟ้าและ surface tension ของสารละลาย โดยได้เลือกอัตราส่วนระหว่างคลอโรฟอร์มและ DMF เป็น 9:1 และ 8:2 อย่างไรก็ตามพบว่าที่อัตราส่วน 8:2 นั้นสารละลายมีการนำไฟฟ้าสูงจึงทำให้เกิดเป็นลักษณะแท่งพอลิเมอร์ยาวบนแผ่นเส้นใย จึงไม่ได้เลือกทำอัตราส่วน 7:3 เพราะในอัตราส่วนนี้นั้นย่อมมีการนำไฟฟ้าที่สูงกว่าอัตราส่วน 8:2 เป็นผลเนื่องจากปริมาณของ DMF ซึ่งจะทำให้ผลออกมาเป็นแท่งพอลิเมอร์เช่นเดียวกับอัตราส่วน 8:2

Nezarati และคณะ[18] ได้ศึกษาผลความหนืดของสารละลายพอลิเมอร์มีผลอย่างไรต่อโครงสร้าง (morphology) ของเส้นใยนาโนที่ผลิตด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต พบว่าสารละลายที่มีความเข้มข้นสูงจะมีความหนืดของสารละลายสูงด้วย และพบว่าสารละลายที่มีความหนืดสูงจะส่งผลให้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยมีขนาดเล็ก และมีปริมาณ bead บนเส้นใยน้อย

Khalil และคณะ[19] ได้ศึกษาผลของความต่างศักย์ที่มีผลต่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยนาโนที่ผลิตด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต พบว่าความต่างศักย์สูงจะให้ผลผลิตเส้นใยที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยมีขนาดเล็กกว่าความต่างศักย์ต่ำ

Anjali และคณะ[13] ได้ศึกษาเส้นใยนาโนโคโตซานที่บรรจุไนโอแม็กซินซัลเฟตซึ่งเป็นยาปฏิชีวนะที่นิยมใช้การรักษาบาดแผลบริเวณผิวหนัง พบว่าอัตราการปลดปล่อยตัวยาไนโอแม็กซินซัลเฟตของแผ่นเส้นใยนั้น เป็นการปลดปล่อยแบบเนิ่น นั่นคือการปลดปล่อยตัวยาออกมาทีละน้อยแต่เป็นเวลานาน และพบว่าบาดแผลที่ได้มีการใช้เส้นใยนาโนโคโตซานที่บรรจุไนโอแม็กซินซัลเฟตนั้นแผลมีฟื้นฟูตัวเร็วกว่าบาดแผลที่ได้รับครีมไนโอแม็กซิน โครงการของข้าพเจ้าจึงได้สนใจและเลือกใช้ไนโอแม็กซินซัลเฟต

ศุภเดช เพรสิธแพรวนนท์[16] ได้เตรียมเส้นใยนาโนของพอลิแลคติกแอซิดที่มีเตตราไซคลิน โดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต พบว่าอัตราการปลดปล่อยตัวยาของแผ่นเส้นใยเริ่มคงที่เมื่อเวลาผ่านไป 60 นาที ในโครงการของข้าพเจ้านั้นจึงได้เลือกเวลาศึกษานานสุดคือ 60 นาที และแบ่งเวลาช่วงอื่นๆ ในการศึกษาให้เท่าๆกัน 3 ช่วงเวลาเนื่องข้อจำกัดในเรื่องของปริมาณแผ่นเส้นใยต่อการผลิตหนึ่งครั้ง จึงได้เป็นเวลา 10, 30 และ 60 นาที

อย่างไรก็ตามนั้น เนื่องจากไนโอแม็กซินซัลเฟตนั้นดูดกลืนแสงได้น้อย จึงทำให้ไม่สามารถวัดโดยตรงได้ด้วย UV-vis spectrophotometer โดย Balazs และคณะ[14] ได้ทำการตรวจวัดไนโอแม็กซินซัลเฟสแบบทางอ้อม (indirect) โดยการนำสารละลาย Cu^{2+} ที่เตรียมจาก $\text{CuCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ เข้มข้น 0.1 mg/mL หรือคิดเป็น $2.061 \times 10^{-3} \text{ M}$ ซึ่งเป็นปริมาณที่มากพอที่จะทำให้เกิดสารประกอบเชิงซ้อนที่เสถียรและเป็นปริมาณที่น้อยพอที่จะไม่รบกวนปริมาณของไนโอแม็กซิน โดย Balazs และคณะพบว่าเมื่อใช้เทคนิคดังกล่าวสามารถตรวจวัดไนโอแม็กซินซัลเฟตได้ด้วย UV-vis spectrophotometer ดังนั้นโครงการของข้าพเจ้าจึงได้เลือกใช้เทคนิคนี้มาช่วยในการตรวจวัดปริมาณไนโอแม็กซินซัลเฟตเพื่อตรวจสอบอัตราการปลดปล่อยตัวยาของแผ่นเส้นใย

Pieter และคณะ[2] ได้เขียนรวบรวมงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการปรับปรุงพอลิแลคติกแอซิด ด้วยกระบวนการพลาสมา เนื่องจากพอลิแลคติกแอซิดนั้นมีความชอบน้ำต่ำ พบว่าการปรับปรุงพอลิแลคติกแอซิดด้วยพลาสมานั้นสามารถปรับความชอบน้ำของผิวพอลิแลคติกแอซิดให้มีความชอบน้ำมากขึ้นหรือลดลงได้ โดยขึ้นอยู่กับแก๊สที่ใช้ สำหรับการปรับให้มีความชอบน้ำมากขึ้น โดยทำการวัดความชอบน้ำโดยการวัดมุมสัมผัสของน้ำ (water contact angle) โดยแก๊สที่นิยมใช้ คือ ออกซิเจน แอมโมเนีย และอาร์กอน โดยในโครงการนี้ได้เลือกใช้แก๊สอาร์กอน เนื่องจากเป็นการปรับปรุงด้วยพลาสมาอาร์กอนเป็นวิธีที่อ่อนโยนที่สุด (mildest) เมื่อเทียบกับแก๊สออกซิเจน และแอมโมเนีย

Inagaki และ คณะ[3] ได้ทำการปรับปรุงพื้นผิวของแผ่นพอลิแลคติกแอซิดด้วยพลาสมาอาร์กอน พบว่าการปรับปรุงด้วยพลาสมาอาร์กอนนั้นสามารถลดมุมสัมผัสของของเหลวได้ โดยเมื่อใช้กำลังวัตต์มากมุมของผิวสัมผัสก็จะยิ่งลดลง และหากใช้ระยะเวลาในการปรับปรุงมากมุมของผิวสัมผัสก็จะยิ่งลดลงเช่นเดียวกัน

Hodak และคณะ[21] ได้ศึกษาการเพิ่มความชอบน้ำของเส้นใยไหม (silk fabric) ด้วยพลาสมา SF_6 โดยได้มีการวัดความชอบน้ำด้วยการวัดมุมสัมผัสของหยดน้ำบนแผ่นเส้นใยไหม นอกจากนี้ Paosawatyanong และคณะ[22] นั้นก็ได้มีการศึกษาการปรับปรุงความชอบน้ำของเส้นใย PET (PET Fabrics) ได้มีการวัดความชอบน้ำด้วยการวัดมุมสัมผัสของหยดน้ำบนแผ่นเส้นใย โดยในงานวิจัยทั้งสอง [21] และ [22] นั้น หยดน้ำบนผิวเส้นใยนั้นมีความสมมาตรจึงสามารถทำการวัดมุมสัมผัสเพียงด้านเดียว อย่างไรก็ตามเนื่องจากผลการทดลองของข้าพเจ้าพบว่าหยดน้ำไม่อยู่ในรูปที่สมมาตรกันสมบูรณ์ดังนั้นในโครงการของข้าพเจ้านั้นจึงได้วัดมุมสัมผัสทางด้านซ้ายและทางด้านขวาของหยดน้ำและหาค่าเฉลี่ย จากนั้นทำการทดลองซ้ำจำนวน 3 ครั้ง แล้วหาค่าเฉลี่ยของมุมสัมผัสในแต่ละชุดการทดลอง

จากงานวิจัยที่ผ่านมา มีการเติมยาปฏิชีวนะเพื่อมีส่วนช่วยในการยับยั้งการเจริญเติบโตของเชื้อโรคบริเวณบาดแผลได้ นอกจากนี้ยังมีการปรับปรุงผิวพอลิเมอร์ให้มีความชอบน้ำมากขึ้น งานวิจัยนี้จึงสนใจขึ้นรูปเส้นใยพอลิแลคติกแอซิด โดยได้ทำการศึกษาภาวะต่างๆที่มีผลต่อการขึ้นรูปเส้นใย และได้มีการเติมยานีโอไมยซินซัลเฟตลงไปก่อนกระบวนการขึ้นรูป แล้วนำเส้นใยที่ได้ไปศึกษาสมบัติการปลดปล่อยยา นอกจากนี้ได้มีการนำพลาสมาอาร์กอนมาใช้เพื่อปรับผิวของแผ่นปิดแผลให้มีความชอบน้ำมากขึ้น พร้อมทั้งศึกษาผลของพลาสมาที่มีต่อการปลดปล่อยยานีโอไมยซินซัลเฟต เพื่อนำไปประยุกต์ใช้เป็นวัสดุปิดแผล

บทที่ 3

วัสดุอุปกรณ์และวิธีดำเนินงาน

โครงการนี้แบ่งการดำเนินงานออกเป็น 7 ส่วน ได้แก่ การเตรียมสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด, การวัดปริมาณนีโอมัยซินซัลเฟตด้วยเครื่องมือ UV-vis spectrophotometer, การเตรียมสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดที่บรรจุด้วยนีโอมัยซินซัลเฟต, การปั่นเส้นใยนาโนด้วยไฟฟ้าสถิต, การทดสอบหาอัตราการปลดปล่อยตัวยา, การปรับปรุงแผ่นเส้นใยด้วยพลาสมาอาร์กอน, การวัด water contact angle โดยการดำเนินงานทั้งหมดนั้นใช้วัสดุอุปกรณ์และสารเคมีดังที่ระบุไว้ใน หัวข้อ 3.1

3.1 วัสดุอุปกรณ์และสารเคมี

- 1.1 พอลิแลคติกแอซิด (Polylactic acid : PLA)
- 1.2 คลอโรฟอร์ม (CHCl_3)
- 1.3 ไดมethylฟอร์มาไมด์ (DMF)
- 1.4 นีโอมัยซิน ซัลเฟต (Neomycin Sulfate)
- 1.5 เครื่องควบคุมการไหลของสารละลาย (Syringe pump)
- 1.6 หม้อแปลงสวิตช์ไฟฟ้ากำลังสูง
- 1.7 อลูมิเนียมฟอยล์
- 1.8 เข็มฉีดยาปลายตัด ขนาด 22G x 55 mm
- 1.9 กระบอกฉีดยาขนาด 10 mL
- 1.10 ถูมีย่าง
- 1.11 เมทานอล
- 1.12 น้ำปราศจากไอออน (Deionized water; DI water)
- 1.13 ขวดกำหนดปริมาตร ขนาด 10 mL, 50 mL
- 1.14 ไมโครปิเปต
- 1.15 ปิเปต ขนาด 1 mL, 5 mL, 10 mL
- 1.16 ขวดบรรจุสารละลาย
- 1.17 เครื่องชั่งสาร
- 1.18 เครื่องคนสารละลาย (Stirrer)
- 1.19 ระบบ Radio-Frequency inductively coupled plasma
- 1.20 เครื่อง UV-Vis Spectrometer (รุ่น T90+ บริษัท PG Instruments Ltd)

3.2 วิธีการดำเนินงาน

การปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนั้นจำเป็นต้องมีการเตรียมสารละลายพอลิเมอร์ที่จะทำการปั่นเส้นใยก่อน จากนั้นจึงจะสามารถนำไปปั่นเส้นใยได้ โดยหากต้องการให้เส้นใยนั้นบรรจุสารอื่นด้วยนั้นสามารถทำได้ โดยการใส่สารนั้นลงไปตั้งแต่ขั้นตอนการเตรียมสารละลาย จากนั้นสามารถตรวจสอบอัตราการปล่อยสารดังกล่าวได้โดยอาศัยหลักการ UV spectrophotometer

3.2.1 การเตรียมสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด

- เตรียมระบบตัวทำละลาย เนื่องจากพอลิแลคติกแอซิดนั้นละลายในคลอโรฟอร์ม แต่คลอโรฟอร์มนั้นมีสภาพการนำไฟฟ้า (electrical conductivity) ต่ำ เพื่อให้การปั่นเส้นใยมีประสิทธิภาพมากขึ้น จึงต้องผสมตัวทำละลายไดเมทิลฟอร์มาไมด์เพื่อเพิ่มสภาพการนำไฟฟ้าให้กับสารละลาย ส่งผลให้เส้นใยนาโนมีขนาดเล็กกลง โดยอัตราส่วนปริมาตรระหว่างคลอโรฟอร์มและไดเมทิลฟอร์มาไมด์ที่ใช้ นั้น ได้แก่ 8:2 และ 9:1 โดยอัตราส่วนนี้อ้างอิงมาจากการงานของ Lei Du และคณะ^[12]
- ชั่งพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด จากนั้นนำไปละลายในตัวทำละลายที่เตรียมไว้ โดยใช้ magnetic bar คนเพื่อเร่งให้พอลิแลคติกแอซิดละลายในตัวทำละลาย เป็นระยะเวลา 40 นาที เพื่อให้พอลิแลคติกแอซิดละลายจนหมด ซึ่งความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์สามารถดูวิธีการคำนวณได้จากภาคผนวก ก.



รูปที่ 3.2.1 สารละลายพอลิแลคติกแอซิด

หลังจากพบภาวะที่เหมาะสมในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตแล้ว จากนั้นจะทำการเพิ่มสารเข้าไปในขั้นตอนการเตรียมสารละลายนั้นคือนิโอมัยซินซัลเฟตเข้าไปในขั้นตอนการเตรียมสารละลาย

3.2.2 การเตรียมสารละลายพอลิเมอร์ที่บรรจุตัวยานิโอมัยซินซัลเฟต

เนื่องจากตัวยานิโอมัยซินซัลเฟตนั้นไม่ละลายในคลอโรฟอร์ม แต่สามารถละลายได้บ้างในไดเมทิลฟอร์มาไมด์ (DMF) จึงต้องเตรียมสารละลายพอลิแลคติกแอซิดแยกกับสารละลายนิโอมัยซินซัลเฟต เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดการตกตะกอนของนิโอมัยซินซัลเฟต

- ละลายพอลิแลคติกแอซิด 0.933 g จากนั้นนำไปละลายในคลอโรฟอร์ม 5.6 mL
- ชั่งนิโอมัยซินซัลเฟต 0.063 g จากนั้นนำไปละลายใน DMF 0.6 mL

- ใช้กระบอกฉีดยาดูดสารละลายพอลิแลคติกแอซิด ปริมาตร 5.4 mL ผสมลงไปในการละลายนีโอมีซินซัลเฟต จากนั้นใช้แม่เหล็กกวนสาร (magnetic bar) กวนสารละลาย

หลังจากเตรียมสารละลายที่จะใช้ในการปั่นเส้นใยเสร็จแล้ว จึงสามารถเข้ากระบวนการปั่นเส้นใยนาโนด้วยไฟฟ้าสถิตเพื่อทำการผลิตเส้นใยนาโน

3.2.3 การปั่นเส้นใยนาโนด้วยไฟฟ้าสถิต

- ใช้หลอดฉีดยาขนาด 10 mL ที่ต่อกับเข็มโลหะดูดสารละลายพอลิแลคติกแอซิด-นีโอมีซิน หรือสารละลายพอลิแลคติกแอซิด ปริมาตร 5 mL วางหลอดฉีดยาที่บรรจุสารละลายลงบนเครื่องควบคุมอัตราการไหลของสารละลาย
- ต่อดูมิเนียมพอยล์ ขนาด A4 เพื่อทำเป็นตัวเก็บเส้นใย (collector)
- ต่อขั้วไฟฟ้าเข้ากับเข็มโลหะและตัวเก็บเส้นใย จากนั้นจึงเปิดเครื่องจ่ายศักย์ไฟฟ้าแรงสูง
- เปิดเครื่องควบคุมอัตราการไหลสารละลายที่อัตรา 1 mL/hr

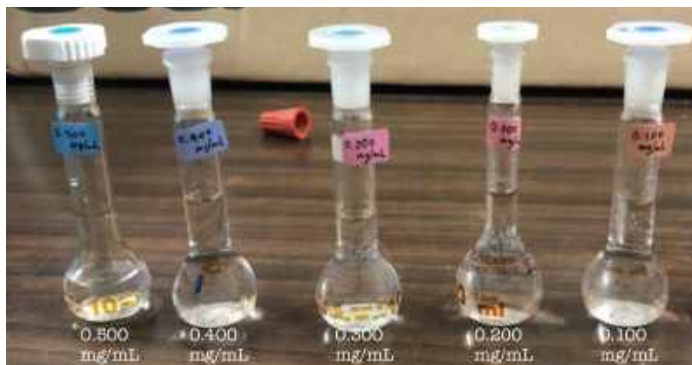
เมื่อทำการปั่นเส้นใยที่บรรจุนีโอมีซินซัลเฟตแล้ว จากนั้นต้องทำการตรวจวัดอัตราการปลดปล่อยนีโอมีซินซัลเฟตของเส้นใย โดยก่อนหน้านั้นจะต้องศึกษาการดูดกลืนแสงของนีโอมีซินซัลเฟตก่อน

3.2.4 การวัดปริมาณนีโอมีซินซัลเฟตด้วยเครื่องมือ UV-vis spectrophotometer

- เตรียมสารละลายนีโอมีซินซัลเฟต ที่ความเข้มข้นใดก็ได้ โดยความเข้มข้นที่โครงการนี้ได้ใช้ คือ 50.12 mg/mL จากนั้นทำการวัดความดูดกลืนด้วยเครื่องมือ UV-vis spectrophotometer

เนื่องจากนีโอมีซินซัลเฟตนั้นดูดกลืน UV ได้น้อยมากหรือแทบไม่ดูดกลืนเลย จึงต้องอาศัยเทคนิคอื่นเข้ามาช่วย นั่นคือ การผสมนีโอมีซินซัลเฟตเข้ากับสารละลาย Cu^{2+} โดยจะเกิดเป็นสารประกอบที่สามารถดูดกลืนรังสี UV ได้

- เตรียมสารละลาย Cu^{2+} ที่มีความเข้มข้น 2.061×10^{-3} M ปริมาตร 50 mL โดยระบบตัวทำละลาย คือ น้ำ:เมทานอล ในอัตราส่วน 4:1 โดยเตรียมจาก $\text{CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ปริมาณ 17.572 mg ในตัวทำละลายเมทานอลและน้ำ 4:1 ปริมาตร 50 mL โดยการคำนวณแสดงไว้ในภาคผนวก ก
- เตรียมสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตมาตรฐาน ที่มีความเข้มข้น 0.100 mg/mL, 0.200 mg/mL, 0.300 mg/mL, 0.400 mg/mL และ 0.500 mg/mL โดยเตรียมจากการเจือจางสารละลายนีโอมีซินเข้มข้น 2.092 mg/mL โดยวิธีการคำนวณเพื่อเตรียมสารละลายมาตรฐานได้แสดงไว้ในภาคผนวก ก. จากนั้นใช้ไมโครปิเปตเติมสารละลาย Cu^{2+} ปริมาตร 2 mL ผสมลงไป แล้วปรับปริมาตรให้เป็น 10 mL ด้วยน้ำปราศจากไอออน (DI water)



รูปที่ 3.2.2 สารละลายนิโอมัยซินซัลเฟตมาตรฐาน ที่มีความเข้มข้น 0.500 mg/mL, 0.400 mg/mL, 0.300 mg/mL, 0.200 mg/mL และ 0.100 mg/mL โดยเรียงจากซ้ายไปขวา

- ตรวจสอบค่าดูดกลืนแสงของสารละลายในแต่ละความเข้มข้น โดยใช้เครื่อง UV-Vis spectrometer ที่แสดงในรูป 3.2.3 เพื่อสร้างเส้นมาตรฐาน(calibration curve) ใช้ในการคำนวณหาปริมาณสารที่ไม่ทราบความเข้มข้น



รูปที่ 3.2.3 เครื่อง UV-Vis spectrometer

เมื่อทราบถึงความดูดกลืนแสงของนิโอมัยซินซัลเฟตแล้ว พร้อมกับได้ผล calibration curve สำหรับการคำนวณหาความเข้มข้นของสารละลายนิโอมัยซินซัลเฟตที่ไม่ทราบค่า ซึ่งจะใช้ในสำหรับการทดสอบหาอัตราการปล่อยยาต่อไป

3.2.5 การทดสอบหาอัตราการปลดปล่อยตัวยา

- ลอกแผ่นเส้นใยออกจากตัวเก็บเส้นใย ซึ่งจะได้แผ่นเส้นใยที่มีลักษณะดังรูปที่ 3.2.4 ซึ่งแผ่นเส้นใยที่ได้นั้นมีขนาดประมาณ 1 ฝ่ามือ



รูปที่ 3.2.4 แผ่นเส้นใยหลังจากลอกออกจากตัวเก็บเส้นใยบรรจุในช่องพลาสติก

- ตัดเส้นใยออกเป็นชิ้นขนาดประมาณ $1 \times 1 \text{ cm}^2$
- เนื่องจากแผ่นเส้นใยที่ได้จากการผลิตในแต่ละครั้งนั้นมีปริมาณประมาณ 0.10 g เพื่อให้มีปริมาณเพียงพอต่อการตรวจวัดการปลดปล่อยตัวยา จึงจำเป็นต้องแบ่งเส้นใยใส่ในขวดบรรจุ ขนาดประมาณ 0.03 g เพื่อที่จะสามารถทำการตรวจสอบอัตราการปลดปล่อยยาได้อย่างน้อย 3 ช่วงเวลา
- แช่เส้นใยลงในสารละลาย น้ำ:เมทานอล 4:1 ปริมาตร 6 mL โดยกำหนดเวลาที่ศึกษา 10 นาที, 30 นาที และ 60 นาที ดังรูปที่ 3.2.5 โดยอ้างอิงจากงานของศุภเดช เพรศิแพรวนนท์^[16] ซึ่งได้มีการปั่นเส้นใยนาโนพอลิแลคติกแอซิดที่บรรจุตัวยา เตตราไซคลีน พบว่าอัตราการปลดปล่อยตัวยาของแผ่นเส้นใยเริ่มคงที่เมื่อเวลาผ่านไป 60 นาที ในโครงการนี้จึงได้เลือกเวลาศึกษานานสุดคือ 60 นาที และแบ่งเวลาช่วงอื่นๆในการศึกษาให้เท่าๆกัน จึงได้เป็นเวลา 10, 30 และ 60 นาที โดยรูป 3.2.5 แสดงเส้นใยที่แช่ในตัวทำละลายเป็นระยะเวลา 10 30 และ 60 นาที เรียงลำดับจากรูปขวามาซ้าย
- จากนั้นนำสารละลายที่ผ่านการแช่เส้นใยมาทำปฏิกิริยากับสารละลาย Cu^+ ที่เตรียมไว้เหมือนกับในหัวข้อ 3.2.4 จากนั้นนำสารละลายที่ได้ไปตรวจวัดหาปริมาณนีโอไมยซินซัลเฟตด้วยเครื่อง UV-vis spectrophotometer



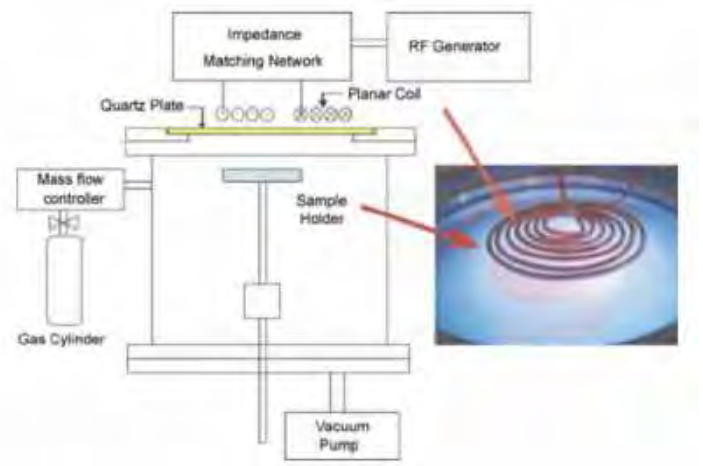
รูปที่ 3.2.5 การแช่เส้นใยในตัวทำละลายน้ำ:เมทานอล

- ปิเปตสารละลายที่ผ่านการแช่เส้นใย 5 mL ลงในขวดปรับปริมาตรขนาด 10 mL จากนั้นปรับปริมาตรสารละลายด้วยสารละลาย Cu^{2+} ที่เตรียมไว้โดยวิธีการเตรียมเหมือนใน หัวข้อ 3.2.4
- ตรวจวัดปริมาณยาในสารละลายที่ผ่านการแช่เส้นใยด้วยเครื่อง UV-Vis Spectrometer

อย่างไรก็ตามแผ่นเส้นใยพอลิแลคติกแอซิดนั้นมีความชอบน้ำต่ำจึงได้มีการปรับปรุงแผ่นผิวของแผ่นเส้นใยพอลิแลคติกแอซิดด้วยกระบวนการทางพลาสมา

3.2.6 การปรับปรุงแผ่นเส้นใยด้วยพลาสมาอาร์กอน

การปรับปรุงแผ่นเส้นใยด้วยพลาสมานั้นทำได้โดยการใช้เครื่องระบบ Radio-Frequency inductively coupled plasma reactor ซึ่งแสดงในรูป 3.2.6 โดยองค์ประกอบหลักของเครื่องประกอบด้วย Reactor chamber, RF generator, Planar coil และ Quartz plate โดย Reactor chamber นั้นมีลักษณะเป็นทรงกระบอก ทำจากสแตนเลสและมีช่องทางสำหรับการป้อนแก๊สและเครื่องวัดสมบัติพลาสมา ด้านบนของ Reactor chamber นั้นติดด้วยแผ่นควอตซ์ (Quartz plate) เพื่อแยกระบบสุญญากาศและเพื่อให้สนาม RF จากแผ่นขดลวด (Planar coil) ด้านบนแผ่นควอตซ์ผ่านเข้าไปใน Reactor chamber เพื่อให้พลังงานแก่พลาสมา แผ่นขดลวดนั้นแผ่นอยู่ด้านบนแผ่นควอตซ์เพื่อกระตุ้นให้เกิดพลาสมา^[20] โดยลักษณะของพลาสมาที่สามารถสังเกตได้ผ่านแผ่นควอตซ์นั้นมีลักษณะดังรูปที่ 3.2.7



รูปที่ 3.2.6 เครื่องให้กำเนิดพลาสมา (Plasma reactor) (ซ้าย), Diagram ของ ระบบRadio-Frequency inductively coupled plasma reactor (ขวา)^[21]

โดยในรูปที่ 3.2.6 นั้น A คือ Reactor chamber, B คือ RF generator, C คือ Planar coil และ D คือ Quartz Plate



รูปที่ 3.2.7 พลาสมาที่เกิดขึ้น

จากรูปที่ 3.2.7 ตำแหน่งที่ลูกศรชี้ในรูปนั้นแสดงถึงลักษณะของพลาสมาที่เกิดขึ้นภายใน Chamber ของเครื่องพลาสมา

โดยขั้นตอนในการปรับปรุงแผ่นเส้นใยด้วยพลาสมาอาร์กอนเป็นลำดับขั้นตอนดังต่อไปนี้

- บรรจุแผ่นตัวเก็บเส้นใยที่มีเส้นใยเข้าไปใน Reactor chamber ของเครื่องระบบ Radio-Frequency inductively coupled plasma reactor
- เปิดเครื่องปั๊มสุญญากาศ จนความดันภายในเครื่องกำเนิดพลาสมาเป็น 2.9 mbar เนื่องจากเป็นความดันต่ำสุดที่ระบบเครื่องที่ใช้สามารถทำได้ จากนั้นปล่อยแก๊สอาร์กอนเข้าไปในเครื่องกำเนิดพลาสมา จนความดันภายในเครื่องกำเนิดพลาสมา เป็น 3.0 mbar
- เปิดเครื่อง RF เพื่อสร้างพลาสมา โดยกำลัง RF ที่ใช้คือ 50 W ($W_f = 60$ W และ $W_r = 10$ W) เป็นเวลา 1 นาที, 3 นาที และ 5 นาที และ 25 W ($W_f = 30$ W และ $W_r = 5$ W) เป็นเวลา 5 นาที จากนั้นปิดเครื่องพลาสมาและนำแผ่นเส้นใยออก

หลังจากนำแผ่นเส้นใยไปผ่านพลาสมาอาร์กอนแล้ว จึงต้องมีการตรวจสอบสภาพความชอบน้ำที่เปลี่ยนไป โดยสามารถวัดได้จากการวัดมุมสัมผัสของน้ำ (Water contact angle)

3.2.7 การวัด water contact angle

- หยดน้ำปราศจากไอออน ปริมาตร 1 ไมโครลิตร
- ถ่ายรูปหยดน้ำบนแผ่นเส้นใยด้วยอุปกรณ์วัด water contact angle และโปรแกรม contact angle measurement software



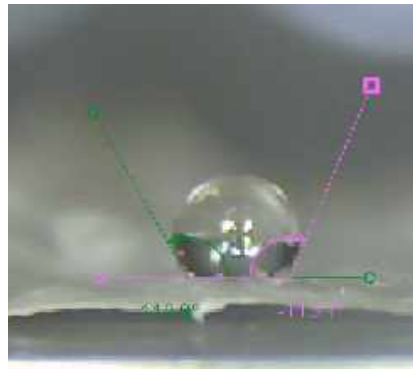
รูปที่ 3.2.8 เครื่องวัด water contact angle

อุปกรณ์ในรูป 3.2.9 นั้นแบ่งออกเป็น 4 ส่วน ได้แก่ A คือ ไฟเพิ่มความสว่าง, B คือ ปุ่มปรับความสว่างไฟ, C คือ ฐานรองตัวอย่าง และ D คือ กล้อง โดยภาพหยดน้ำปราศจากไอออนบนแผ่นเส้นใยที่บันทึกได้จากกล้องนั้นมีลักษณะดังรูปที่ 3.2.10



รูปที่ 3.2.9 หยดน้ำปราศจากไอออนบนแผ่นเส้นใยนาโนโพลีแลคติกแอซิด

- วัดขนาดมุมสัมผัสระหว่างหยดน้ำและแผ่นเส้นใยโดยใช้โปรแกรม tracker ดังรูปที่ 3.2.11



รูปที่ 3.2.10 การวัดมุมสัมผัสโดยใช้โปรแกรม tracker

- คำนวณหามุมสัมผัสโดยการนำมุมสัมผัสด้านซ้ายและขวามาหาค่าเฉลี่ย เพื่อนำไปในการเปรียบเทียบผลต่อ

บทที่ 4

ผลการทดลอง

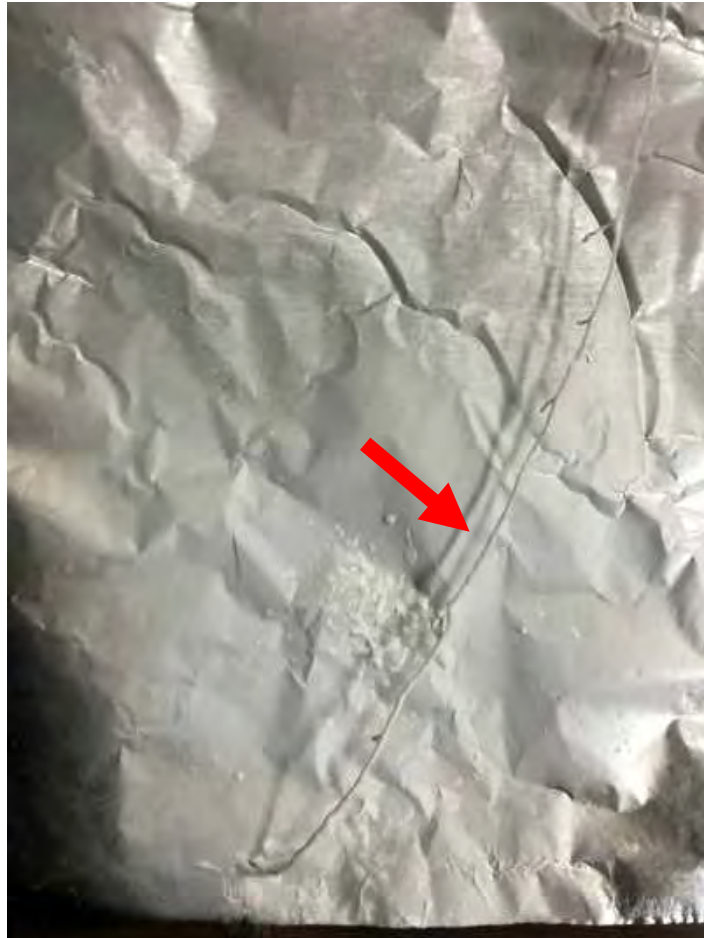
ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลองรวมทั้งอภิปรายผล โดยการทดลองนั้นแบ่งออกเป็น 6 การทดลอง ได้แก่ การทดลองหาภาวะที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใย, การทดลองการปั่นเส้นใยที่บรรจุด้วยนีโอเมย์ซิน ซัลเฟต, การทดลองตรวจวัดปริมาณนีโอเมย์ซินซัลเฟต, การทดลองตรวจวัดอัตราการปลดปล่อยนีโอเมย์ซินซัลเฟตของเส้นใย, การทดลองตรวจวัดการปลดปล่อยนีโอเมย์ซินซัลเฟตของเส้นใยที่ผ่านการปรับปรุงพื้นผิวด้วยพลาสมา และการทดลองวัดความสามารถในการเปียกของพื้นผิวโดยวัดมุมสัมผัส

การทดลองตอนที่ 1 : หาภาวะที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใย

เนื่องจากสัดส่วนของระบบตัวทำละลาย, ความเข้มข้นของพอลิเมอร์ และความต่างศักย์ที่ใช้มีผลต่อการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต การทดลองตอนที่ 1 นี้มีวัตถุประสงค์ในการหาภาวะที่เหมาะสมสำหรับการปั่นเส้นใย



รูปที่ 4.1 เส้นใยบนอลูมิเนียมฟอยล์เมื่อใช้อัตราส่วนตัวทำละลาย คลอโรฟอร์ม:DMF เป็น 8:2 (ซ้าย)
เส้นใยบนอลูมิเนียมฟอยล์เมื่อใช้อัตราส่วนตัวทำละลาย คลอโรฟอร์ม:DMF เป็น 9:1 (ขวา)



รูปที่ 4.2 ลักษณะแห่งพอลิเมอร์บนเส้นใยบนอลูมิเนียมฟอยล์เมื่อใช้อัตราส่วนตัวทำละลาย
คลอโรฟอร์ม:DMF เป็น 8:2

จากผลการทดลองได้ทำการปั่นเส้นใยจากสารละลายพอลิเมอร์ที่ความเข้มข้น 12% w/w ปริมาตร 2 mL ที่ความต่างศักย์ 15 kV พบว่าเมื่ออัตราส่วนของตัวทำละลายเป็น 8:2 นั้นจะเกิดลักษณะของแห่งพอลิเมอร์ยาวขึ้นมาจากอลูมิเนียมฟอยล์ ดังรูปที่ 4.2 ซึ่งเป็นลักษณะอันไม่พึงประสงค์ต่อคุณภาพของเส้นใย สาเหตุเนื่องมาจาก DMF นั้นส่งผลให้สารละลายมีความนำไฟฟ้ามากขึ้น ซึ่งส่งผลให้แรงทางไฟฟ้าที่กระทำต่อสารละลายมีมากขึ้น สารละลายจึงถูกดึงออกมาเร็วเกินไปทำให้เกิดเป็นลักษณะดังกล่าว ดังนั้นอัตราส่วนของตัวทำละลายที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใย คือ 9:1 โดยเมื่อเปรียบเทียบกับผลกับงานวิจัยของ Lei Du และคณะ[12] นั้นพบว่าผลสอดคล้องกันเนื่องจากพบว่าที่อัตราส่วน 8:2 นั้นมีความนำไฟฟ้ามากกว่าอัตราส่วน 9:1

จากนั้นได้ทำการทดลองปรับเปลี่ยนความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด และความต่างศักย์ที่ใช้เพื่อหาภาวะที่เหมาะสมต่อไป โดยได้ใช้อัตราส่วนของระบบตัวทำละลายเป็น 9:1 คลอโรฟอร์มและ DMF โดยผลการทดลองแสดงในตารางที่ 1

เมื่อใช้ความต่างศักย์ที่ 10 kV พบว่าที่ทุกความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดนั้นไม่เกิดเป็นเส้นใย เนื่องจากความต่างศักย์ที่ใช้นั้นไม่เพียงพอต่อการปั่นเส้นใย













เมื่อใช้ความต่างศักย์ที่ 15 kV พบว่าเกิดแผ่นเส้นใยบนตัวเก็บเส้นใย ซึ่งสามารถสังเกตเห็นได้จากลักษณะคราบสีขาวขุ่นบนแผ่นอลูมิเนียมฟอยล์ โดยพบว่าที่ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด 7.5, 10, 12.5 %w/w นั้นเกิดเป็นลักษณะหยดพอลิเมอร์บนแผ่นเส้นใย ดังรูปที่ 4.3 ซึ่งทำให้บริเวณดังกล่าวไม่เป็นลักษณะเส้นใย แต่ที่ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด 15 %w/w นั้นพบว่าเป็นภาวะที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใย เนื่องจากให้แผ่นเส้นใยขนาดใหญ่และไม่มีหยดพอลิเมอร์บนแผ่นเส้นใย

เมื่อใช้ความต่างศักย์ที่ 20 kV พบว่าเกิดแผ่นเส้นใยบนตัวเก็บเส้นใยโดยพบว่าที่ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด 7.5 และ 10 %w/w เกิดเป็นลักษณะหยดพอลิเมอร์บนแผ่นเส้นใยเช่นเดียวกัน แต่ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิด 12.5 และ 15 %w/w นั้นพบว่าเป็นภาวะที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใย เนื่องจากให้แผ่นเส้นใยขนาดใหญ่และไม่มีหยดพอลิเมอร์บนแผ่นเส้นใย



รูปที่ 4.3 ตัวอย่างหยดพอลิเมอร์บนแผ่นเส้นใย

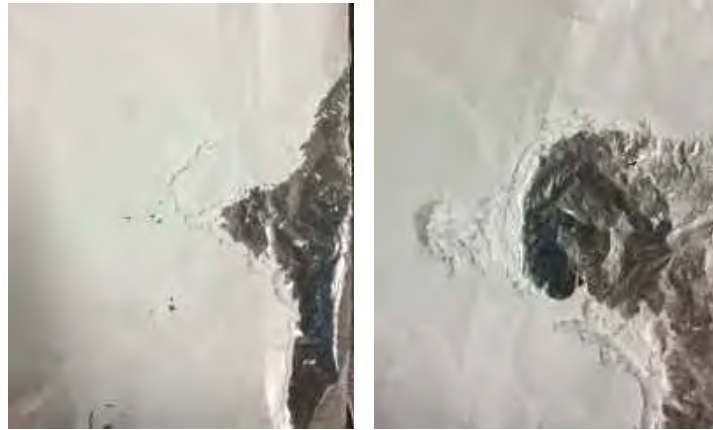
ตารางที่ 1 ตารางแสดงลักษณะเส้นใยบนตัวเก็บเส้นใยที่ความเข้มข้นต่างกันและศักย์ไฟฟ้าต่างกัน

ความเข้มข้นสารละลาย ศักย์ไฟฟ้า	7.5 %w/v	10 %w/v	12.5 %w/v	15 %w/v
10 kV				
15 kV				
20 kV				

จากการทดลองตอนที่ 1 พบว่าภาวะที่เหมาะสมสำหรับการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตคือ ที่ศักย์ไฟฟ้า 15 kV ที่สารละลายความเข้มข้น 15 %w/v, ที่ศักย์ไฟฟ้า 20 kV ที่สารละลายความเข้มข้น 12.5 และ 15 %w/v

การทดลองตอนที่ 2 : การปั่นเส้นใยที่บรรจุด้วยานีโอมัยซินซัลเฟต

จากผลการทดลองตอนที่ 1 จึงได้เลือกใช้สารละลายพอลิแลคติกแอซิดความเข้มข้น 15 %w/v เนื่องจากสารละลายพอลิแลคติกแอซิดที่มีความเข้มข้นสูงจะมีความหนืด (viscosity) สูง ซึ่งหากสารมีความหนืดสูงแล้ว เมื่อนำมาผ่านกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต จะได้เส้นใยที่มีลักษณะเป็นเส้นไม่มีลักษณะเป็นก้อนเกาะอยู่บนเส้น (bead-free fibers) และเส้นใยนั้นจะมีเส้นผ่านศูนย์กลางที่น้อย^[18] และได้ใช้ความต่างศักย์ 20 kV เนื่องจากความต่างศักย์ที่สูงจะทำให้เส้นใยนั้นมีเส้นผ่านศูนย์กลางมีขนาดเล็ก^[19] ส่งผลให้เส้นใยมีผิวสัมผัสมากขึ้น ซึ่งเป็นสมบัติที่ดีที่แผ่นปิดแผลควรมี



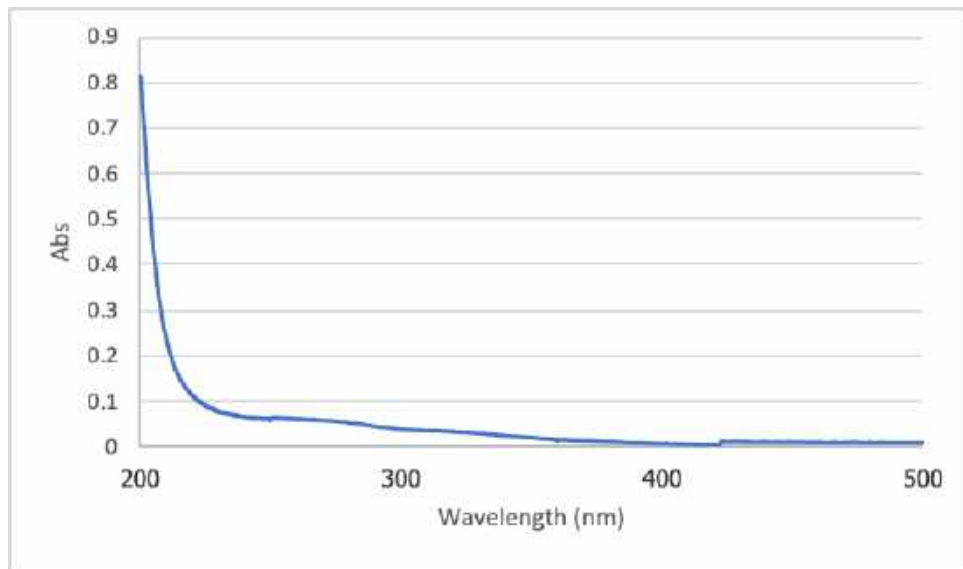
รูปที่ 4.4 เส้นใยบรรจุานีโอมัยซินซัลเฟตเข้มข้น 10% w/w เมื่อเทียบกับ PLA ที่ความต่างศักย์ 20 kV (ซ้าย)
เส้นใยบรรจุานีโอมัยซินซัลเฟตเข้มข้น 15% w/w เมื่อเทียบกับ PLA ที่ความต่างศักย์ 20 kV (ขวา)

จากการทดลองพบว่าเส้นใยที่บรรจุานีโอมัยซินซัลเฟต เข้มข้น 10 และ 15% w/w นั้นฉีกขาดง่าย ไม่สามารถลอกออกจากแผ่นอลูมิเนียมฟอยล์ออกมาเป็นแผ่นได้ ดังรูปที่ 4.4 จึงได้ทำการลดปริมาณานีโอมัยซินซัลเฟตเป็น 7% w/w เนื่องจาก พบว่าเส้นใยสามารถลอกออกมาเป็นแผ่นได้ ฉีกขาดได้ยาก จึงเลือกให้เป็นภาวะที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใยที่บรรจุานีโอมัยซินซัลเฟต

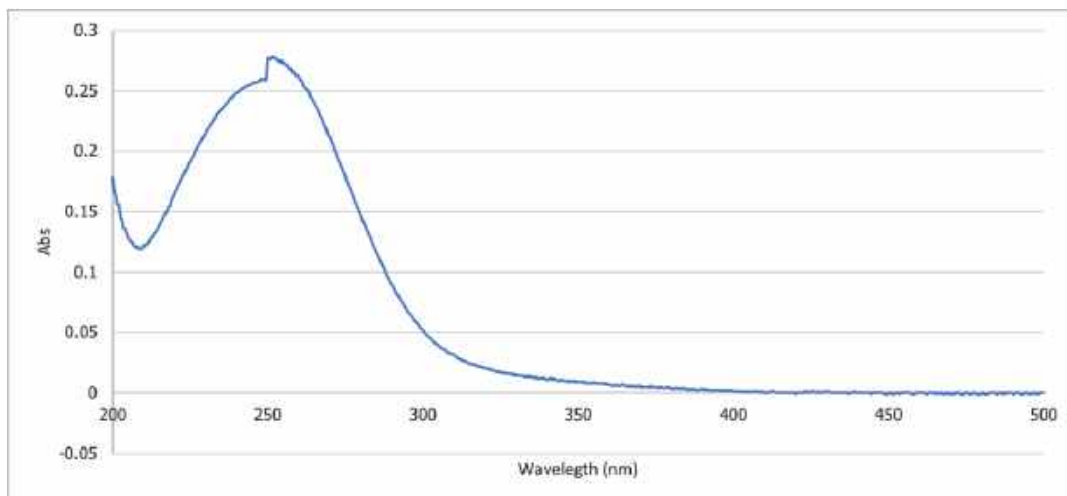
การทดลองตอนที่ 3 : การตรวจวัดปริมาณานีโอมัยซินซัลเฟต

ในการทดลองตอนที่ 3 ได้มีการวัดความดูดกลืนแสงที่ความยาวคลื่น 200-500 nm ได้ผลดังรูปที่ 4.10 พบว่าไม่ปรากฏ peak ของความดูดกลืน เนื่องจากโครงสร้างของานีโอมัยซินซัลเฟตนั้นดูดกลืนแสงช่วงความยาวคลื่น UV ได้น้อย จึงต้องนำานีโอมัยซินซัลเฟตมาทำปฏิกิริยากับ Cu^{2+} เพื่อให้เกิดสารประกอบเชิงซ้อนที่สามารถดูดกลืน UV ได้ ดังนั้นในการทดลองนี้จึงได้เตรียมสารละลาย Cu^{2+} ในตัวทำละลายละลายน้ำ:เมทา-

นอล ในอัตราส่วน 4:1 ผสมลงไปในสารละลายนีโอมีซิน จากนั้นทำการวัด UV spectrum ของสารผสมดังกล่าวซึ่งจะมีสารประกอบเชิงซ้อน (complex) นีโอมีซินซัลเฟต-Cu²⁺ เพื่อตรวจสอบว่าสารประกอบดังกล่าวนั้นดูดกลืนแสงที่บริเวณความยาวคลื่นใด โดยทำการวัดที่ความยาวคลื่นระหว่าง 200-800 nm

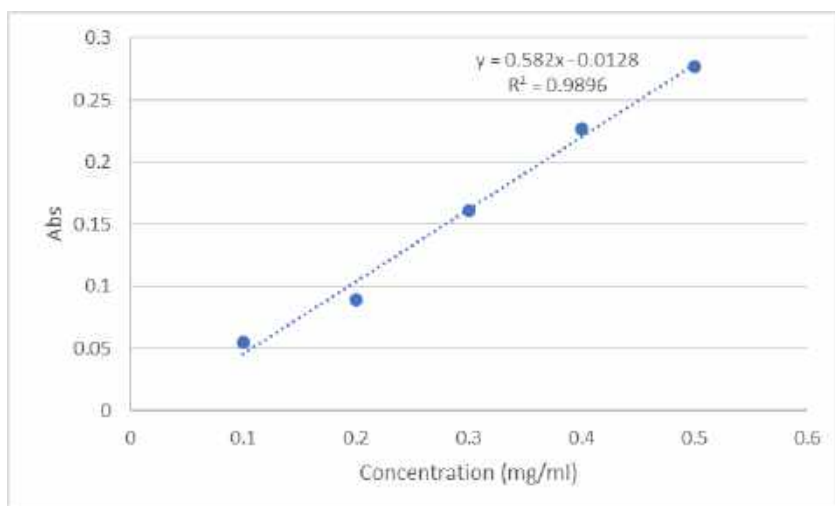


รูปที่ 4.5 UV spectrum ของนีโอมีซินซัลเฟต ความเข้มข้น 50.12 mg/mL ในน้ำปราศจากไอออน



รูปที่ 4.6 UV spectrum ของสารประกอบเชิงซ้อนนีโอมีซินซัลเฟต-Cu²⁺ ซึ่งสารละลายนีโอมีซินมีความเข้มข้น 0.500 mg/mL

จากรูปที่ 4.6 พบว่าสารประกอบเชิงซ้อนนีโอมีซินซัลเฟต-Cu²⁺ ดูดกลืนคลื่นสูงสุดที่ความยาวคลื่น 251 nm จึงได้ใช้ความยาวคลื่นที่ 251 nm ในการตรวจวัดปริมาณดูดกลืนเพื่อคำนวณหาปริมาณความเข้มข้นของปริมาณนีโอมีซินซัลเฟต ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Balazs พบว่ามีผลที่สอดคล้องกันโดยสามารถวัดสารประกอบเชิงซ้อนนีโอมีซินซัลเฟต-Cu²⁺ ด้วย UV-vis spectrophotometer เช่นเดียวกัน

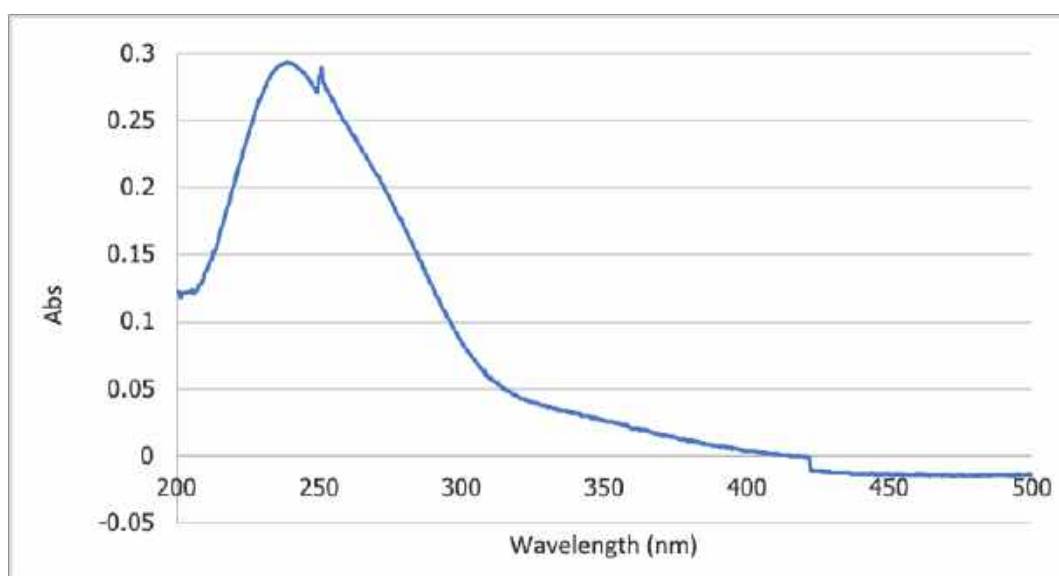


รูปที่ 4.7 Calibration curve ของสารละลายมาตรฐานนีโอมีซินซัลเฟต

Calibration curve นั้นใช้ในการคำนวณหาความเข้มข้นของสารละลาย โดยอาศัยความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณการดูดกลืนแสง (Absorbance) และความเข้มข้นของนีโอมีซินซัลเฟต จากรูปที่ 4.7 พบว่าความสัมพันธ์ดังกล่าวมีความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปสมการดังนี้ $Abs = (0.582 \times \text{ความเข้มข้นของสารละลาย}) - 0.0128$ หรือสามารถเขียนในรูป $\text{ความเข้มข้นของสารละลาย} = (Abs + 0.0128)/0.582$ ซึ่งจะสามารถนำไปใช้คำนวณหาปริมาณสารนีโอมีซินซัลเฟตในการทดลองตอนที่ 4 ได้

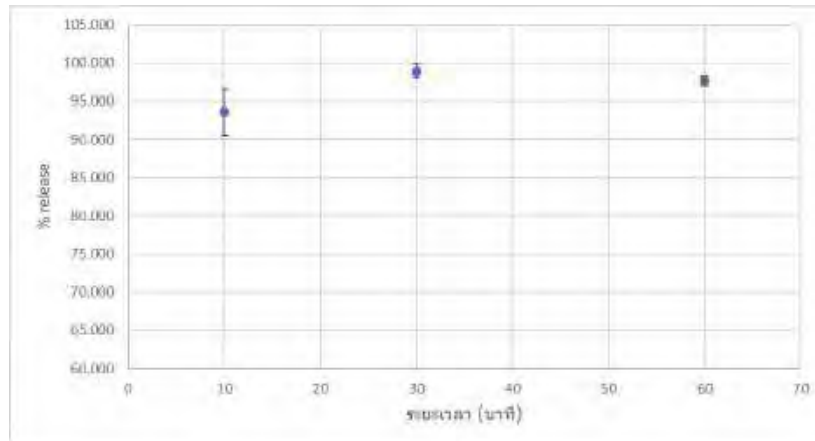
การทดลองตอนที่ 4 : การตรวจวัดอัตราการปลดปล่อยนีโอมีซินซัลเฟตของเส้นใย

เพื่อตรวจสอบว่าในแผ่นเส้นใยนั้นมีนีโอมีซินซัลเฟตอยู่ จึงได้ทำการแช่แผ่นเส้นใยในน้ำปราศจากไอออน จากนั้นนำไปผสมกับสารละลาย Cu^{2+} เพื่อทำการตรวจวัด UV spectrum ได้ผลแสดงดังรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 UV spectrum ของสารละลาย Cu^{2+} -เส้นใยที่บรรจุ นีโอมีซินซัลเฟต

จาก UV spectrum ของสารละลาย Cu^{2+} -เส้นใยที่บรรจุไนโอมัยซินซัลเฟต ดังรูปที่ 4.8 พบว่ามีการดูดกลืนแสงปริมาณมากที่ความยาวคลื่น 251 nm นั่นคือในสารละลายที่ผ่านการแช่เส้นใยที่บรรจุไนโอมัยซินซัลเฟตนั้นมีไนโอมัยซินซัลเฟตละลายอยู่



รูปที่ 4.9 แบบแผนการปลดปล่อยไนโอมัยซินซัลเฟตของเส้นใยที่บรรจุไนโอมัยซินซัลเฟต

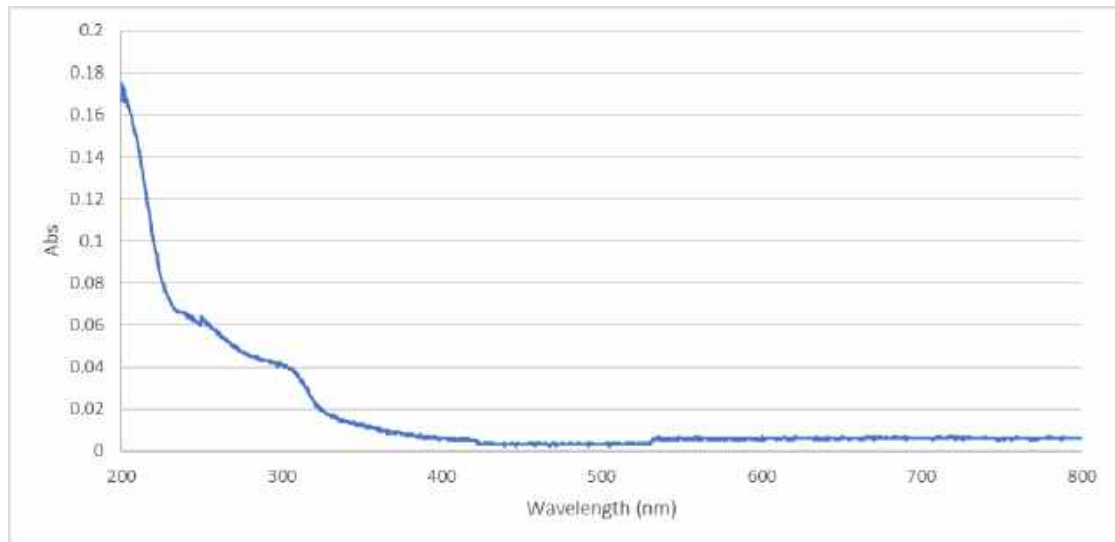
จากการทดลองในรูป 4.14 พบว่าเส้นใยนั้นปลดปล่อยตัวยาออกปริมาณเกือบทั้งหมดตั้งแต่เวลา 10 นาที โดย error bar นั้นมาจากการคำนวณค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากการทดลอง 3 ครั้ง ซึ่งมาจากเส้นใยคนละชุด โดยสามารถดูวิธีการคำนวณได้จากภาคผนวก ค.

เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของนายศุภเดช เพรศิแพ้วนนท์[16] ที่ได้มีการปั่นเส้นใยนาโนจากพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดที่บรรจุเตตราไซคลิน โดยพบว่าแผ่นเส้นใยดังกล่าวนั้นปลดปล่อยตัวยาเตตราไซคลินออกมาปริมาณประมาณร้อยละ 60% ของตัวยาทั้งหมดออกมาในเวลา 30 นาที ซึ่งสอดคล้องกับผลการทดลองในรูปที่ 4.9 ที่แผ่นเส้นใยพอลิแลคติกแอซิดนั้นปลดปล่อยยาออกมาในปริมาณมากภายในเวลา 30 นาที

อย่างไรก็ตามเมื่อเทียบกับงานวิจัยของ Anjali และคณะ[13] ที่ได้มีการปั่นเส้นใยนาโนจากไคโตซานที่บรรจุไนโอมัยซินซัลเฟต โดยพบว่าแผ่นเส้นใยดังกล่าวนั้นมีการปลดปล่อยไนโอมัยซินซัลเฟตออกมาแบบเน้นนั้นคือค่อยๆปลดปล่อย ซึ่งให้ผลที่ไม่สอดคล้องกับการทดลองในรูปที่ 4.9 ทั้งนี้อาจจะเป็นผลเนื่องมาจากการใช้พอลิเมอร์ต่างชนิดกัน

การทดลองตอนที่ 5 การตรวจวัดการปลดปล่อยไนโอมัยซินซัลเฟตของแผ่นเส้นใยที่ผ่านการปรับปรุงพื้นผิวด้วยพลาสมา

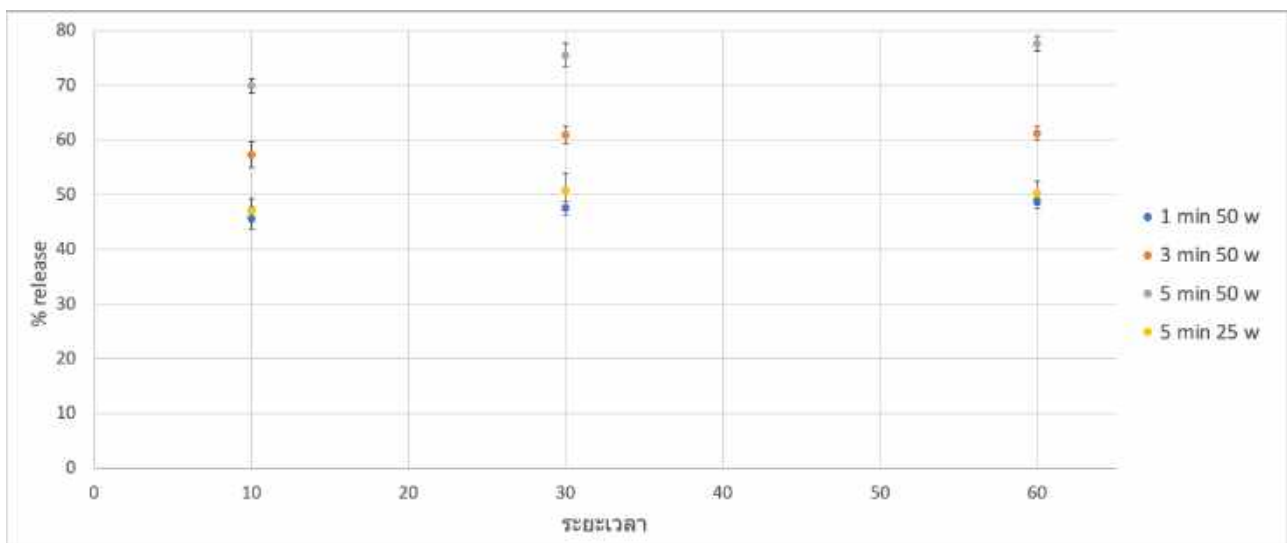
เนื่องจากการปรับปรุงพื้นผิวด้วยพลาสมาอาร์กอนนั้นนอกจากจะส่งผลต่อพื้นผิวพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดแล้ว ยังอาจส่งผลต่อตัวยาไนโอมัยซินที่อยู่ในแผ่นเส้นใยด้วย จึงได้ทำการตรวจสอบโดยการตรวจวัด UV spectrum ของสารละลายที่ผ่านการแช่แผ่นเส้นใยและได้ผสมกับสารละลาย Cu^{2+} โดยผลแสดงดังรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.10 UV spectrum ของสารละลาย Cu^{2+} - เส้นใยที่บรรจุไนโอแม็ซซินที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมา ที่กำลัง 50 W เป็นเวลา 1 นาที

จาก UV-spectrum ของสารละลาย Cu^{2+} - เส้นใยที่บรรจุไนโอแม็ซซินที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมา ที่กำลัง 50 W เป็นเวลา 1 นาที ดังรูปที่ 4.10 นั้นพบว่า UV spectrum ที่วัดได้นั้นเมื่อเทียบกับผลการทดลอง ในรูปที่ 4.8 ซึ่งเป็น UV spectrum ของสารละลาย Cu^{2+} -เส้นใยที่บรรจุไนโอแม็ซซินซัลเฟต พบว่า UV spectrum นั้นไม่เหมือนกัน จึงอาจกล่าวได้ว่ามีสารอื่นที่ไม่ใช่ไนโอแม็ซซินละลายปนอยู่ด้วย ซึ่งอาจเป็นสารที่เกิดจากการทำปฏิกิริยากันระหว่างไนโอแม็ซซินและพลาสมาอาร์กอน หรือสารที่เกิดจากการทำปฏิกิริยากัน ระหว่างพอลิแลคติกแอซิดและพลาสมาอาร์กอน

จากนั้นได้ทำการตรวจสอบอัตราการปลดปล่อยตัวยาไนโอแม็ซซินซัลเฟตเพื่อเปรียบเทียบความแตกต่าง ระหว่างอัตราการปลดปล่อยตัวยาของแผ่นเส้นใยที่ไม่ผ่านกระบวนการพลาสมาและแผ่นเส้นใยที่ผ่าน กระบวนการพลาสมา โดยได้ผลแสดงดังรูปที่ 4.11 ซึ่งการคำนวณอัตราการปลดปล่อยตัวยาแสดงในภาคผนวก ค

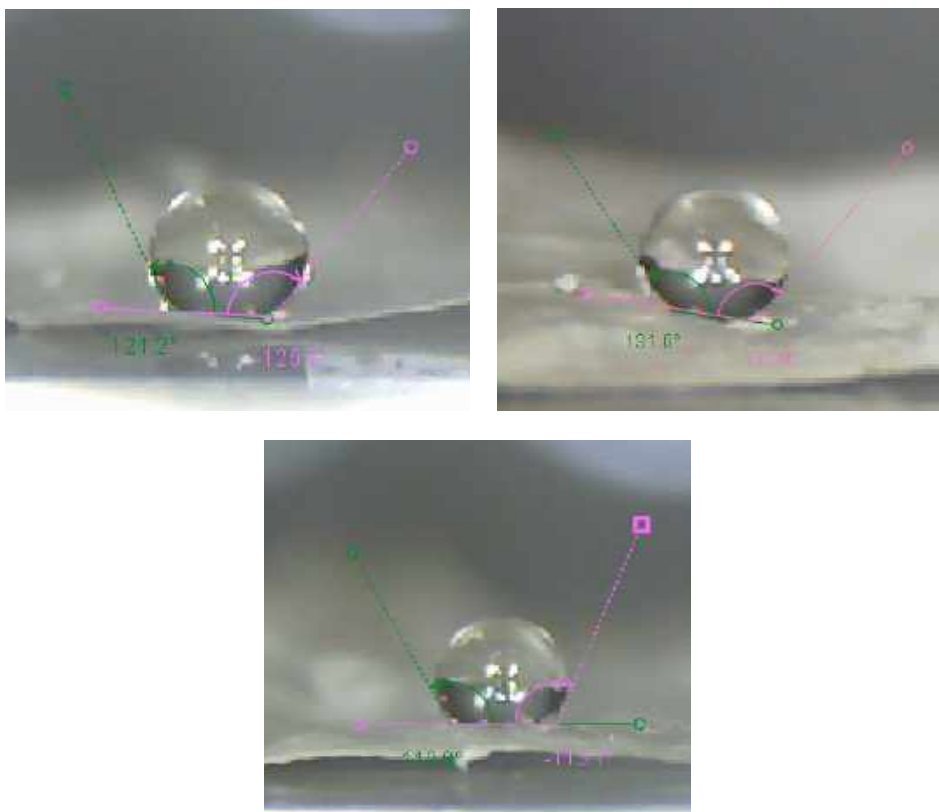


รูปที่ 4.11 แบบแผนการปลดปล่อยไนโอแม็ซซินซัลเฟตของเส้นใยที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมา

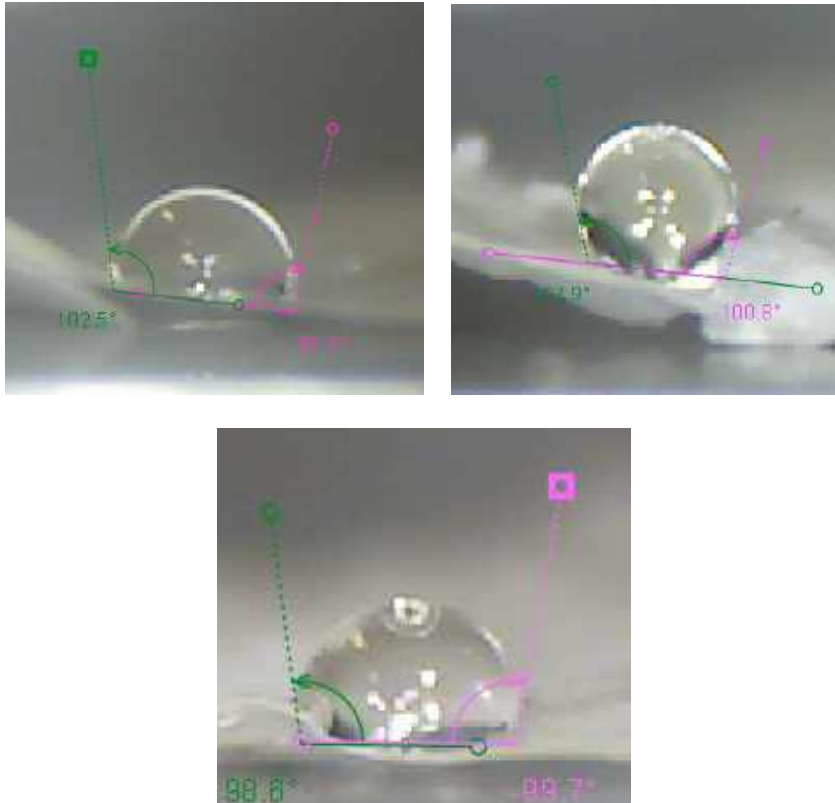
จากผลการทดลองในรูป 4.11 นั้นพบว่าเมื่อนำเส้นใยไปปรับสภาพผิวด้วยพลาสมาอาร์กอนแล้ว อัตราการปล่อยตัวยาลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งหากพิจารณาจะพบว่าเมื่อเพิ่มระยะเวลาในการปรับสภาพผิวหรือเพิ่มกำลังวัตต์ของเครื่องกำเนิดพลาสมาจะมีปริมาณสารที่วัดได้นั้นเพิ่มขึ้น เนื่องจากกระบวนการทางพลาสมานั้นส่งผลให้เกิดโมเลกุลขนาดเล็กที่เป็นการเชื่อมสภาพของพอลิแลคติกแอซิดเมื่อผ่านการปรับปรุงด้วยพลาสมาอาร์กอน ปริมาณที่วัดได้เพิ่มขึ้นนั้นอาจไม่ใช่ตัวยาที่วัดได้เพิ่มขึ้น แต่เป็นสารอื่นที่เป็นผลิตภัณฑ์หลังจากเส้นใยผ่านการปรับปรุงด้วยพลาสมาอาร์กอน

การทดลองตอนที่ 6 : การวัดความสามารถในการเปียกของพื้นผิวโดยวัดมุมสัมผัส

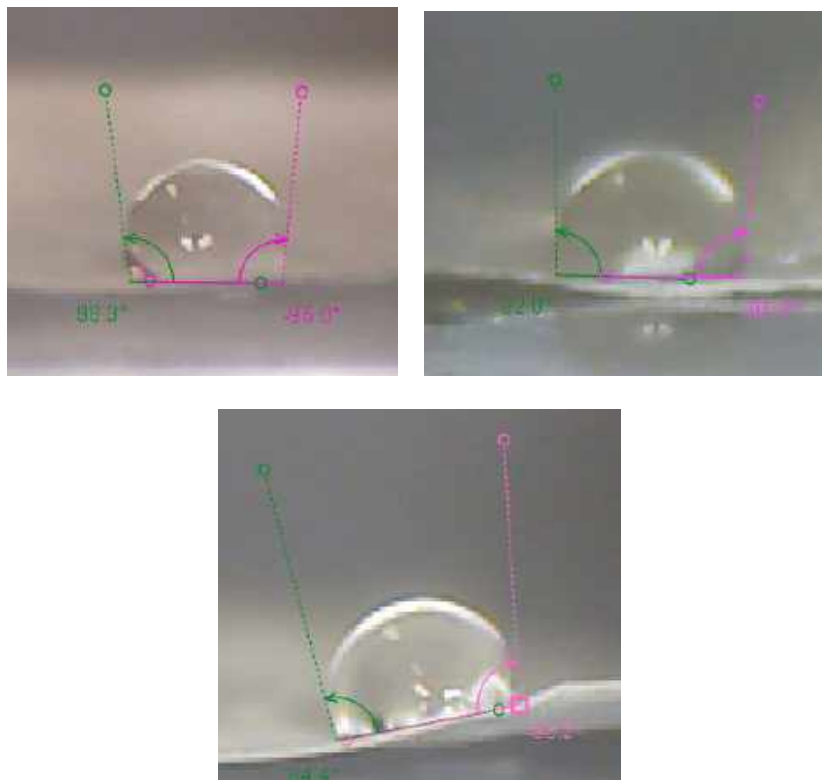
การวัดความสามารถในการเปียกของพื้นผิวนั้นสามารถวัดโดยการวัดมุมสัมผัส (contact angle) เนื่องจากแผ่นเส้นใยพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดที่ผ่านการทำปฏิกิริยากับพลาสมาอาร์กอนนั้นควรจะมีพื้นผิวที่มีความชอบน้ำมากขึ้น ในการทดลองนี้จึงได้ทำการวัดความชอบน้ำโดยการวัดมุมสัมผัสของหยดน้ำปราศจากไอออนบนผิวของแผ่นเส้นใย เพื่อตรวจสอบว่ามุมสัมผัสของพื้นผิวเส้นใยที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมานั้นมีขนาดเล็กกว่ามุมสัมผัสของพื้นผิวเส้นใยที่ไม่ผ่านกระบวนการทางพลาสมา



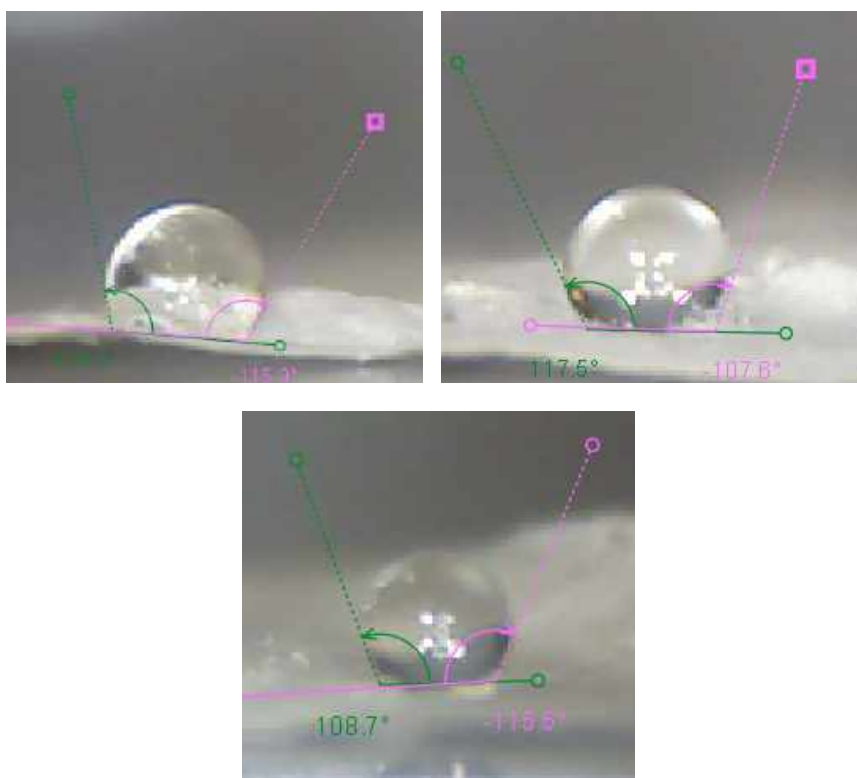
รูปที่ 4.12 มุมสัมผัสของหยดน้ำปราศจากไอออนบนพื้นผิวแผ่นเส้นใยที่ไม่ผ่านกระบวนการทางพลาสมา



รูปที่ 4.13 มุมสัมผัสของหยดน้ำปราศจากไอออนบนพื้นผิวแผ่นเส้นใยที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมา
ที่กำลัง 50 W ระยะเวลา 1 นาที



รูปที่ 4.14 มุมสัมผัสของหยดน้ำปราศจากไอออนบนพื้นผิวแผ่นเส้นใยที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมา
ที่กำลัง 50 W ระยะเวลา 3 นาที



รูปที่ 4.15 มุมสัมผัสของหยดน้ำปราศจากไอออนบนพื้นผิวแผ่นเส้นใยที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมาที่กำลัง 25 W ระยะเวลา 5 นาที

ตารางที่ 2 มุมสัมผัสของเส้นใย

ชนิดของเส้นใย	มุมสัมผัส (องศา)
เส้นใยที่บรรจุไนโอแมกซ์ซิน ที่ไม่ผ่านกระบวนการพลาสมา	122.1 ,SD = 5.10
เส้นใยที่บรรจุไนโอแมกซ์ซิน ที่ผ่านกระบวนการพลาสมา กำลัง 50 วัตต์ เป็นเวลา 1 นาที	100.7 ,SD = 3.17
เส้นใยที่บรรจุไนโอแมกซ์ซิน ที่ผ่านกระบวนการพลาสมา กำลัง 50 วัตต์ เป็นเวลา 3 นาที	95.6 ,SD = 1.50
เส้นใยที่บรรจุไนโอแมกซ์ซิน ที่ผ่านกระบวนการพลาสมา กำลัง 50 วัตต์ เป็นเวลา 5 นาที	ไม่สามารถวัดได้
เส้นใยที่บรรจุไนโอแมกซ์ซิน ที่ผ่านกระบวนการพลาสมา กำลัง 25 วัตต์ เป็นเวลา 5 นาที	111.7 ,SD = 1.05

เนื่องจากผิวเส้นใยที่ผ่านกระบวนการพลาสมากำลัง 50 วัตต์ 5 นาทีนั้น มีสภาพขบน้ำสูงส่งผลให้เมื่อหยดน้ำลงไปที่พื้นผิว น้ำสามารถซึมลงไปในพื้นที่ จึงไม่สามารถวัดมุมสัมผัสระหว่างหยดน้ำและผิวเส้นใยได้

จากการทดลองตอนที่ 6 พบว่าเส้นใยที่ปรับสภาพผิวด้วยพลาสมาอาร์กอนเป็นเวลานานหรือใช้พลาสมาอาร์กอนที่กำลังวัตต์สูงจะมีมุมสัมผัสระหว่างหยดน้ำและผิวเส้นใยน้อยกว่าเส้นใยที่ไม่ผ่านกระบวนการพลาสมา จึงอาจสรุปได้ว่าพื้นผิวเส้นใยที่ผ่านกระบวนการพลาสมานั้นมีสภาพขบน้ำมากกว่าผิวเส้นใยที่ไม่ผ่านกระบวนการพลาสมา ซึ่งเมื่อเทียบกับงานของ Inagaki และคณะ[3] พบว่ามีผลสอดคล้องกัน นั่นคือมุมผิวสัมผัสนั้นลดลงเมื่อพอลิแลคติกแอซิดนั้นทำปฏิกิริยากับพลาสมาอาร์กอน

บทที่ 5

สรุปผลการทดลอง ปัญหาและข้อเสนอแนะ

ภาวะที่เหมาะสมในการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ได้แก่ เมื่อความเข้มข้นของสารละลายพอลิแลคติกแอซิด เป็น 15 %w/v ที่ความต่างศักย์ 15 kV, เมื่อความเข้มข้นของสารละลายพอลิแลคติกแอซิดเป็น 12.5 %w/v ที่ความต่างศักย์ 20 kV และเมื่อความเข้มข้นของสารละลายพอลิแลคติกแอซิดเป็น 15 %w/v ที่ความต่างศักย์ 20 kV โดยปริมาณยานีโอมีซินซัลเฟตที่เหมาะสมกับการปั่นเส้นใยนั้น คือ 7 %w/w เมื่อเทียบกับน้ำหนักของพอลิแลคติกแอซิด ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการสังเคราะห์เส้นใยนาโนพลาสติกชีวภาพ ด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

เส้นใยนาโนพอลิแลคติกแอซิดนั้นปลดปล่อยตัวยานีโอมีซินออกมาหมดภายในเวลา 30 นาที ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของนายศุภเดช[16] ที่ได้มีการนำพอลิเมอร์พอลิแลคติกแอซิดมาใช้ในการปั่นเส้นใยที่บรรจุเตตราไฮคลีนโดยมีอัตราการปลดปล่อยตัวยานีโอมีซินออกมาในปริมาณมากภายในเวลา 30 นาที แต่เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Anjali และคณะ[13] ที่ได้มีการปั่นเส้นใยนาโนจากไคโตซานที่บรรจุยานีโอมีซินซัลเฟตโดยมีอัตราการปลดปล่อยยานีโอมีซินซัลเฟตแบบเนิ่น ซึ่งไม่สอดคล้องกับผลการทดลองที่ได้ โดยการศึกษาที่ตรงตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการศึกษาอัตราการปลดปล่อยตัวยานีโอมีซินในเส้นใยนาโนพลาสติกชีวภาพ และเมื่อนำแผ่นเส้นใยไปผ่านกระบวนการทางพลาสมาด้วยพลาสมาอาร์กอน พบว่าปริมาณยาที่วัดได้นั้นลดลงอย่างมีนัยสำคัญ และตรวจพบสารอื่นนอกเหนือจากตัวยานีโอมีซินซัลเฟตในสารละลายที่ผ่านการแช่แผ่นเส้นใยที่บรรจุตัวยานีโอมีซินที่ผ่านกระบวนการพลาสมา นอกจากนี้มีมุมสัมผัสของผิวเส้นใยที่ผ่านกระบวนการทางพลาสมานั้นมีขนาดเล็กลง โดยหากใช้กำลังวัตต์ที่สูงและใช้ระยะเวลาในการปรับปรุงเป็นเวลานานจะส่งผลให้มุมสัมผัสเล็กลงมากขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับผลงานวิจัยของ Inagaki และคณะ[3] ที่ได้ทำการปรับปรุงสภาพพอลิแลคติกแอซิดด้วยพลาสมาอาร์กอน และการศึกษาที่ได้เป็นไปตามวัตถุประสงค์ในการศึกษาผลของการปรับปรุงแผ่นเส้นใยด้วยกระบวนการทางพลาสมาที่มีต่ออัตราการปลดปล่อยตัวยานีโอมีซินซัลเฟตและความสามารถในการเปียกของพื้นผิว (wettability of surface)

ปัญหาและข้อเสนอแนะ

แผ่นเส้นใยบรรจุยานีโอมีซินซัลเฟตเมื่อนำไปผ่านกระบวนการทางพลาสมา พบว่ามีสารอื่นที่ตรวจวัดได้นอกเหนือจากยานีโอมีซินซัลเฟต ควรศึกษาต่อว่าสารดังกล่าวคือสารอะไร และสารเป็นสารที่เกิดจากการทำปฏิกิริยาระหว่างยานีโอมีซินซัลเฟตและพลาสมาอาร์กอน หรือสารที่เกิดจากการทำปฏิกิริยาระหว่างพอลิแลคติกแอซิดและพลาสมาอาร์กอน

เอกสารอ้างอิง

- [1] กอบศักดิ์ กาญจนางค์กุล. (2555). การผลิตเส้นใยนาโนจากวัสดุชีวภาพด้วยเทคนิคการปั่นด้วยไฟฟ้าสถิต Production of Nanofibers from Biomaterials Using Electrospinning Technique.วารสารเทคโนโลยีการอาหาร มหาวิทยาลัยสยาม, 8(1), 1-11.
- [2] Pieter Cools, Nathalie De Geyter and Rino Morent. (2015). PLA Enhanced via Plasma Technology: A Review. In Courtney Winthrop (Ed.), *New Developments in Polylactic Acid Research* (pp. 79-110). n.p.: Nova Science Publishers, Inc.
- [3] Inagaki, N., Narushima, K., Tsutsui, Y., & Ohyama, Y. (2002). Surface modification and degradation of poly(lactic acid) films by Ar-plasma. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 16(8), 1041-1054.
- [4] Daniela Sousa Coelho, Beatriz Veleirinho, Thaís Alberti, Amanda Maestri, Rosendo Yunes, Paulo Fernando Dias and Marcelo Maraschin. (2018). *Electrospinning Technology: Designing Nanofibers toward Wound Healing Application*. Nanofibers - from Preparation to Applications. n.p.: IntechOpen
- [5] มณฑิยาชัย กลั่นบุปผา. (2554). การปรับปรุงกระบวนการสังเคราะห์เส้นใยนาโนจากแร่ลูโคซีนของไทย. (วิทยานิพนธ์ปริญญาโทบริหารธุรกิจ, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลธัญบุรี).
- [6] ปรัชญา ทิพย์ดวงตา, จักรพันธ์ ศิริธัญญาลักษณ์. (2560). ความรู้เบื้องต้นและการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในด้านเภสัชกรรมและเครื่องสำอาง. *เภสัชศาสตร์อีสาน*. 13(2), 1-15.
- [7] Reneker, D. H., & Yarin, A. L. (2008). Electrospinning jets and polymer nanofibers. *Polymer*, 49(10), 2387-2425.
- [8] Lasprilla, A. J., Martinez, G. A., Lunelli, B. H., Jardini, A. L., & Filho, R. M. (2012). Polylactic acid synthesis for application in biomedical devices - a review. *Biotechnol Adv*, 30(1), 321-328.
- [9] Merlusca, I. P., Matiut, D. S., Lisa, G., Sillion, M., Gradinaru, L., Oprea, S., & Popa, I. M. (2017). Preparation and characterization of chitosan–poly(vinyl alcohol)–neomycin sulfate films. *Polymer Bulletin*, 75(9), 3971-3986.
- [10] Mettler-Toledo AG. (2015). *UV/VIS Spectrophotometry - Fundamentals and Applications* (pp. 6-10). Switzerland: Sonnenbergstrasse 74
- [11] Hadjizadeh, A., Savoji, H., & Ajji, A. (2016). A Facile Approach for the Mass Production of Submicro/Micro Poly (Lactic Acid) Fibrous Mats and Their Cytotoxicity Test towards Neural Stem Cells. *Biomed Res Int*, 2016, 8921316.

- [12] Du, L., Xu, H., Zhang, Y., & Zou, F. (2016). Electrospinning of polycaprolatone nanofibers with DMF additive: The effect of solution proprieties on jet perturbation and fiber morphologies. *Fibers and Polymers*, 17(5), 751-759.
- [13] Anjaki, D. V. Gowda, Gowrav M. P., Atul Srivastava and Riyaz Ali M. Osmani. (2016). A study of chitosan nanofibers containing neomycin sulphate for wound healing activity. *Der Pharmacia Lettre*, 8 (11), 128-139
- [14] Balazs Szaniszló, Cristina Iuga, Marius Bojita. (2011). Indirect determination of neomycin by derivative spectrophotometry. *Clujul Medical*, Vol. 84, 398-401.
- [15] อิดารัตน์ เพรศแก้ว. (2555). ผลของตัวแปรในกระบวนการโซลเจลต่อสมบัติของฟิล์ม TEOS-SiO₂-PDMS. (วิทยานิพนธ์ปริญญาโทบริหารธุรกิจ, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี).
- [16] ศุภเดช เพรศแพรวนนท์. (2561). การเตรียมเส้นใยนาโนของพอลิแล็คติกแอซิด/เจลาตินที่มีเตตราไฮคลีนโดยการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต. (วิทยานิพนธ์ระดับปริญญาโทบริหารธุรกิจ, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย).
- [17] ศิริวรรณ แซ่แต้. (2560). การปรับปรุงพื้นผิวเส้นใย Poly (ethylene terephthalate) ด้วยกระบวนการพลาสมา. (วิทยานิพนธ์ระดับปริญญาโทบริหารธุรกิจ, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย).
- [18] Nezarati, R. M., Eifert, M. B., & Cosgriff-Hernandez, E. (2013). Effects of humidity and solution viscosity on electrospun fiber morphology. *Tissue Eng Part C Methods*, 19(10), 810-819.
- [19] Khalil, A., Hashaikeh, R., & Jouiad, M. (2014). Synthesis and morphology analysis of electrospun copper nanowires. *Journal of Materials Science*, 49(8), 3052-3065.
- [20] Paosawatyanong, B., Muakngam, A., & Thitianan, S. (2010). Electrical Characteristics of DLC Deposited by RF Inductively Coupled Plasma Process. *Advanced Materials Research*, 93-94, 699-702.
- [21] Hodak, S. K., Supasai, T., Paosawatyanong, B., Kamlangkla, K., & Pavarajarn, V. (2008). Enhancement of the hydrophobicity of silk fabrics by SF₆ plasma. *Applied Surface Science*, 254(15), 4744-4749.
- [22] B. Paosawatyanong, T. Supasai, V. Pavarajarn, S. K. Hodak. (2008). Hydrophobicity Improvement of PET Fabrics after SF₆ Plasma Treatment. *Intern Polymer Processing*, XXIII, 135-139

ภาคผนวก ก.

การคำนวณหาความเข้มข้นของสารละลาย

- 1) ความเข้มข้นของสารละลายพอลิแลคติกแอซิด

$$\text{ความเข้มข้นของสารละลายพอลิแลคติกแอซิด} = \frac{\text{ปริมาณพอลิแลคติกแอซิด (g)}}{\text{ปริมาตร DMF (mL) + ปริมาตรคลอโรฟอร์ม (mL)}} \times 100\%$$

เช่น เตรียมพอลิแลคติกแอซิด 0.7530 g ใน DMF ปริมาตร 0.5 mL และคลอโรฟอร์ม 4.5 mL

ดังนั้น ความเข้มข้นของสารละลายพอลิแลคติกแอซิด = 15.06 %w/v

- 2) ความเข้มข้นของสารละลายนีโอมีซินซัลเฟต

$$\text{ความเข้มข้นของสารละลายนีโอมีซินซัลเฟต} = \frac{\text{ปริมาณนีโอมีซินซัลเฟต (g)}}{\text{ปริมาณพอลิแลคติกแอซิด (g)}} \times 100\%$$

เช่น เตรียมนีโอมีซินซัลเฟต 0.0632 g และพอลิแลคติกแอซิด 0.9005 g

ดังนั้น ความเข้มข้นของสารละลายนีโอมีซินซัลเฟต = 7.02 %w/w เมื่อเทียบกับพอลิแลคติกแอซิด

- 3) ความเข้มข้นของสารละลาย $\text{CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ที่มีมวลโมเลกุล คือ 170.48

โดยคำนวณได้ดังนี้

$$17.572 \text{ mg of CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O} \times \frac{1 \text{ g of CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}}{1000 \text{ mg of CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}} \\ \times \frac{1 \text{ mol of CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}}{170.48 \text{ g of CuCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}} \times \frac{1}{0.05 \text{ L}} = 2.061 \times 10^{-6} \text{ M}$$

- 4) ความเข้มข้นของสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตมาตรฐาน

การคำนวณหาความเข้มข้นของสารละลายสามารถหาได้จากสมการ

$$c_1 v_1 = c_2 v_2$$

โดยที่ c คือ ความเข้มข้นของสารละลาย

v คือ ปริมาตรของสารละลาย

โดยสามารถเตรียมสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตมาตรฐานที่มีความเข้มข้น 0.100, 0.200, 0.300, 0.400 และ 0.500 mg/mL ปริมาตร 10 mL ได้จากสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตเข้มข้น 2.092 mg/mL ตามปริมาตรต่างๆดังต่อไปนี้

- 0.100 mg/mL

จะได้ว่า $v_1 = 0.478 \text{ mL}$ นั่นคือเตรียมได้จากสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตเข้มข้น

2.092 mg/mL ปริมาตร 0.478 mL จากนั้นปรับปริมาตรด้วยน้ำปราศจากไอออน

ให้ปริมาตรเป็น 10 mL

- 0.200 mg/mL

จะได้ว่า $v_1 = 0.956$ mL นั่นคือเตรียมได้จากสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตเข้มข้น

2.092 mg/mL ปริมาตร 0.956 mL จากนั้นปรับปริมาตรด้วยน้ำปราศจากไอออน

ให้ปริมาตรเป็น 10 mL

- 0.300 mg/mL

จะได้ว่า $v_1 = 1.434$ mL นั่นคือเตรียมได้จากสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตเข้มข้น

2.092 mg/mL ปริมาตร 1.434 mL จากนั้นปรับปริมาตรด้วยน้ำปราศจากไอออน

ให้ปริมาตรเป็น 10 mL

- 0.400 mg/mL

จะได้ว่า $v_1 = 1.912$ mL นั่นคือเตรียมได้จากสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตเข้มข้น

2.092 mg/mL ปริมาตร 1.912 mL จากนั้นปรับปริมาตรด้วยน้ำปราศจากไอออน

ให้ปริมาตรเป็น 10 mL

- 0.500 mg/mL

- จะได้ว่า $v_1 = 2.390$ mL นั่นคือเตรียมได้จากสารละลายนีโอมีซินซัลเฟตเข้มข้น

2.092 mg/mL ปริมาตร 2.390 mL จากนั้นปรับปริมาตรด้วยน้ำปราศจากไอออน

ให้ปริมาตรเป็น 10 mL

ภาคผนวก ข.

การคำนวณหาปริมาณนีโอไมยซินซัลเฟตที่บรรจุในเส้นใยพอลิแลคติกแอซิดที่มีนีโอไมยซินซัลเฟต

ปริมาณนีโอไมยซินซัลเฟตที่บรรจุในเส้นใยหน่วย mg นีโอไมยซินซัลเฟต/ g เส้นใย สามารถคำนวณโดย

ใช้สมการ

$$\text{ปริมาณนีโอไมยซินซัลเฟตที่บรรจุในเส้นใย} = \frac{m_{neo}}{m_{neo} + m_{pla}} \times 1000$$

โดยที่ m_{neo} คือ มวลนีโอไมยซินซัลเฟต (g)

m_{pla} คือ มวลพอลิแลคติกแอซิด (g)

เช่น การคำนวณหาปริมาณนีโอไมยซินซัลเฟตที่บรรจุในเส้นใยพอลิแลคติกแอซิด ที่เตรียมโดยใช้พอลิแลคติกแอซิด 0.902 g และนีโอไมยซินซัลเฟต 0.0640 g

ดังนั้น ปริมาณนีโอไมยซินซัลเฟตที่บรรจุในเส้นใย = 66.3 mg นีโอไมยซินซัลเฟต/ g เส้นใย

หลังจากนั้นจึงสามารถนำไปเทียบกับปริมาณตัวยาที่เส้นใยปลดปล่อยออกมา เพื่อเทียบหา ร้อยละของการปลดปล่อยในภายหลัง

ภาคผนวก ค.

การคำนวณหาร้อยละของการปลดปล่อยยา

$$\text{ร้อยละของการปลดปล่อยยา} = \frac{\text{ปริมาณของนีโอมีซินซัลเฟตในตัวอย่างเมื่อตรวจวัดด้วย UV-vis spectroscopy (g)}}{\text{ปริมาณนีโอมีซินซัลเฟตที่บรรจุในเส้นใย} \left(\frac{\text{mg}}{\text{g}}\right) \times \text{น้ำหนักของเส้นใยที่ใช้ (g)}} \times 100\%$$

สามารถคำนวณค่าเฉลี่ยค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานได้โดยใช้สมการ

$$\text{ค่าเฉลี่ย}(\bar{x}) = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}$$

และ

$$\text{ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของตัวอย่าง (sample)} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{(N-1)}}$$

โดยที่ x_i คือ ตัวอย่างที่ i เมื่อ $i = 1, 2, 3, \dots, N$

N คือ จำนวนตัวอย่าง