



แผ่นเส้นใยนาโนจากพอลิคาโพรแลคโตน

นพวรรณ ชนัญพานิช^{1,2*} และ ชลดา สุวรรณบุรณ์²

บทคัดย่อ

แผ่นเส้นใยนาโน PCL นิยมนำไปประยุกต์ด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อ ทั้งนี้เพราะมีสมบัติเข้ากันได้กับสิ่งมีชีวิตและย่อยสลายได้ทางชีวภาพ แผ่นเส้นใยนาโนโดยทั่วไปสามารถผลิตเป็นลักษณะแบบไม่ถักทอหรือแบบขนานแบบใดแบบหนึ่งเท่านั้น ในงานวิจัยนี้นำเสนอการผลิตและตรวจสอบสมบัติของแผ่นเส้นใยนาโน PCL ซึ่งเป็นเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ กับเส้นใยนาโนแบบขนานลวดลาย CL3, CL4 และ CL6 คาดการณ์ว่าแผ่นเส้นใยนาโนที่ผลิตนี้มีลักษณะใกล้เคียง

(Mimic) กับเส้นใยนาโนคอลลาเจนในร่างกายคน จากการทดสอบแผ่นเส้นใยนาโน PCL ที่ความหนา 20-80 ไมโครเมตร พบว่ามีความพรุน (Porosity) 70-80% ซึ่งทำให้ของเหลวเช่นอาหารหรือของเสียผ่านได้ดี ความทนต่อแรงยึดดึง (Tensile Strength) อยู่ในช่วง 1.5-6 MPa ซึ่งพอเหมาะที่ทำให้เซลล์พยางค์อยู่บนเส้นใยนาโนผสมนี้ได้

คำสำคัญ: Polycaprolactone, Nanofiber, ความพรุน ความทนต่อแรงยึดดึง

¹ รองศาสตราจารย์ ภาควิชาเคมีอุตสาหกรรม คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

² ศูนย์วิจัยบูรณาการนาโน สำนักวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

* ผู้นิพนธ์ประสานงาน โทรศัพท์ 0-2555-2000 ต่อ 1538 อีเมล: ncn@kmutnb.ac.th



Polycaprolactone Nanofiber Sheet

Noppavan Chanunpanich^{1,2*} and Chonlada Suwanboon²

Abstract

Polycaprolactone nanofiber is widely used in tissue engineering, due to its biocompatibility and biodegradability. Nanofiber is usually fabricated in either nonwoven or aligned pattern. This paper revealed the fabrication of mixed nonwoven and aligned nanofiber mats, obtained three nanofiber mat patterns, namely CL3, CL4, CL6. It was expected that these nanofiber patterns exhibited micro environment close

to collagen nanofiber in humans. It was found that the nanofiber patterns with the thickness of 20-80 micrometers exhibited porosity in the range of 70-80%, allowing fluid penetration. Moreover, tensile strengths were from 1.5 to 6 MPa, depending on the thickness of the nanofiber patterns.

Keywords: Polycaprolactone, Nanofiber, Porosity, Tensile Strength

¹ Associate Professor, Department of Industrial Chemistry, Faculty of Applied Science, King Mongkut's University of Technology North Bangkok.

² Integrated Nano Science Research Center, Science and Technology Research Institute, King Mongkut's University of Technology North Bangkok.

* Corresponding Author, Tel. 0-2-555-2000 Ext 1538, E-mail: ncn@kmutnb.ac.th

1. บทนำ

เทคโนโลยีนาโนด้านการผลิตเส้นใยนาโนได้นำไปประยุกต์ในวงการวิศวกรรมเนื้อเยื่ออย่างกว้างขวาง โดยเฉพาะการทดแทนเส้นใยนาโนคอลลาเจนที่ร่างกายสร้างขึ้นเพื่อให้เซลล์ยึดเกาะก่อนที่จะเจริญเติบโตเป็นเนื้อเยื่อและอวัยวะต่อไป ทั้งนี้เพราะเส้นใยนาโนมีพื้นที่ผิวสูงและมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยอยู่ในระดับต่ำกว่า 10 ไมโครเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่ทำให้เซลล์หรือเนื้อเยื่อยึดเกาะได้ดี จึงมีการผลิตเส้นใยนาโนจากพอลิเมอร์หลากหลาย เช่น พอลิเอไมด์และอนุพันธ์ [1] พอลิสไตรีน [2] พอลิยูรีเทน [3] พอลิเอทิลีนออกไซด์ [4] พอลิไวนิลลิดีนฟลูออไรด์ [5] พอลิกรดแลคติก (PLA) [6] และอนุพันธ์ เช่น PGA [7]

พอลิคาโพรแลคโตน (PCL) เป็นพอลิเมอร์ย่อยสลายทางชีวภาพ (Biodegradable Polymer) มีโครงสร้างคล้าย PLA, PGA แต่การสลายตัวช้ากว่า การสลายตัวของ PCL ใช้เวลามากกว่า 24 เดือน [8] ในขณะที่ PGA, PLA สลายตัวในช่วง 3-5 เดือน และ 12-18 เดือนตามลำดับ แต่ PCL มีสมบัติเชิงกลและการเข้ากันได้กับเซลล์ดีกว่า [9] จึงมีงานวิจัยผลิตเส้นใยนาโน PCL ด้วยเทคนิคปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (Electrospinning) และนำมาเลี้ยงเซลล์เนื้อเยื่อ เช่น เซลล์ไขกระดูก (Bone Marrow) [1] Mesenchymal Stem Cells [10] Smooth Muscle Cells [11] นอกจากนี้ยังมีการผลิตเส้นใยนาโนจากพอลิเมอร์ผสม เช่น เส้นใยนาโนแบบ Core-shell PCL กับเจลาติน [12] หรือเป็นเส้นใยนาโนคอมพอสิต PCL/CaCO₃ [13]

พฤติกรรมการเจริญเติบโตของเซลล์เนื้อเยื่อขึ้นกับลักษณะของเส้นใยนาโน Yang และคณะ [14] พบว่าอัตราการเจริญของเซลล์ประสาท (NSC) บนเส้นใยนาโนสูงกว่าเส้นใยไมโคร (เส้นใยที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางระดับ 10 ไมโครเมตรขึ้นไป) [15] และอัตราการเจริญบนเส้นใยนาโนแบบขนานสูงกว่าบนเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ นอกจากนี้ยังพบว่าพฤติกรรมการเจริญของเซลล์ประสาทจะยึดตัวตามแนวขนานของเส้นใยนาโน ดังนั้น จึงอาจสรุปได้ว่าลักษณะหรือรูปแบบของเส้นใยนาโนมีความสำคัญต่อการเจริญของเซลล์ การผลิตเส้นใยนาโนแบบ

ไม่ถักทอเป็นที่รู้จักและผลิตได้โดยทั่วไป การผลิตเส้นใยนาโนแบบขนานอาจใช้เทคนิคแตกต่างกัน เช่น การใช้ลูกกลิ้งที่มีความเร็วการหมุนมากกว่า 1000 รอบต่อนาที [16] การใช้ขั้วตัวนำ 2 ชนิดที่อยู่ใกล้กัน (Dual Collector) [17],[18] การผลิตเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอตามด้วยการยึดตั้งด้วยความร้อน หรืออาศัยปฏิกิริยาระหว่างพอลิเมอร์กับศักย์ไฟฟ้า [19] อย่างไรก็ตาม ผืนเส้นใยนาโนที่เป็นเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอกับแบบขนาน น่าจะเป็นผืนเส้นใยนาโนสมบูรณ์แบบในการควบคุมสิ่งแวดล้อมให้เซลล์พืชและเซลล์สัตว์เจริญเติบโตเป็นเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ แต่ยังไม่มีการผลิตได้ในรายงานนี้ จึงนำเสนอการผลิตเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอกับเส้นใยนาโนแบบขนานบนผืนเดียวกัน เทคนิคการทำให้ผืนเส้นใยนาโนมีความหนา และการตรวจสอบสมบัติการยึดตั้งและความพรุนของผืนเส้นใยนาโน

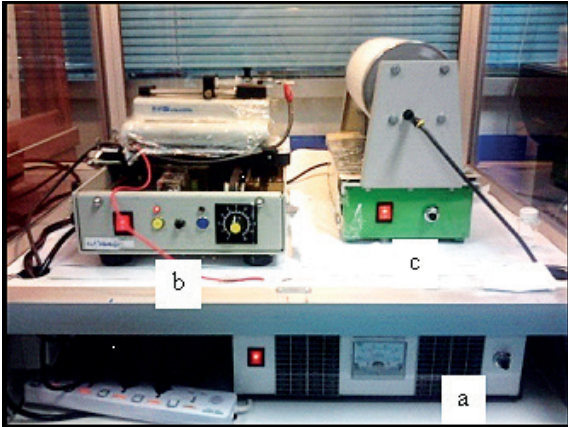
2. วัสดุ อุปกรณ์และวิธีการวิจัย

2.1 สารเคมี

พอลิคาโพรแลคโตน (Mw = 80,000) จากบริษัท Sigma Aldrich ไตโคลโรมีเทน (DCM) และไดเมทิลฟอร์มาไมด์ (DMF) และเตตราไฮโดรฟูแรน (THF) จากบริษัท Carlo Erba คลอโรฟอร์ม (CHCl₃) จากบริษัท LabScan Asia

2.2 การขึ้นรูปแผ่นเส้นใยนาโน PCL

บรรจุสารละลาย PCL ความเข้มข้น 12% ในตัวทำละลาย DCM:DMF 75:25 โดยน้ำหนักลงในกระบอกฉีดขนาด 5 มิลลิลิตร จากนั้นต่อเข้ากับเข็มฉีดยาโลหะปลายตัดเบอร์ 22 และติดตั้งบนระบบฉีดสารละลาย (รูปที่ 1) ต่อขั้วบวกของศักย์ไฟฟ้าแรงสูงที่ปลายเข็มฉีดยาและขั้วลบที่ลูกกลิ้งโลหะ กำหนดให้ลูกกลิ้งโลหะหมุนด้วยความเร็ว 40 เมตรต่อนาที ฐานระบบฉีดสารละลายเคลื่อนซ้าย-ขวาด้วยอัตราเร็ว 2.22 เมตรต่อนาที ใช้ศักย์ไฟฟ้าระยะห่างจากปลายเข็มถึงฉากรับและอัตราการฉีดสารละลายเท่ากับ 6 กิโลโวลต์ 12 เซนติเมตร 1 มิลลิลิตรต่อชั่วโมง

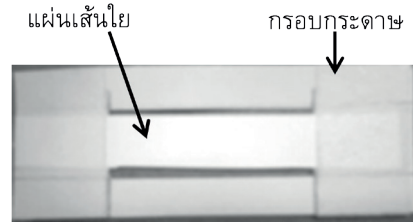


รูปที่ 1 อุปกรณ์ผลิตเส้นใยนาโนด้วยเทคนิคการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตที่ผลิตขึ้นใช้เอง (a) ศักย์ไฟฟ้าแรงสูง (b) ระบบฉีดสารละลาย (c) ฉากรับเส้นใยนาโนชนิดลูกกลิ้งโลหะ

ตามลำดับ การฉีดขึ้นรูปเส้นใยนาโนแต่ละผืนใช้เวลา 3 ชั่วโมง นำผืนเส้นใยนาโนมาซ้อนทับกันและกดทับด้วยเทคนิค Hot-pressing ที่อุณหภูมิ 45°C แรงดัน 600 psi เป็นเวลา 5 นาที จะได้แผ่นเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ (Nonwoven Nanofiber Sheet) หรือแผ่นเส้นใยนาโนลวดลาย CL1 การฉีดขึ้นรูปเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอกับเส้นใยนาโนแบบขนาน จะใช้อุปกรณ์การฉีดขึ้นรูปเส้นใยนาโนแบบเดิมแต่เปลี่ยนแผ่นรับเส้นใยนาโนจากแผ่นอลูมิเนียมที่พันรอบลูกกลิ้งโลหะเป็นแผ่นวัสดุที่ออกแบบลวดลายตามต้องการ [20] จะได้แผ่นเส้นใยนาโนลวดลาย CL3, CL4 และ CL6 ส่วนการฉีดขึ้นรูปแผ่นเส้นใยนาโนแบบขนาน (ลวดลาย CL2) จะใช้ลูกกลิ้งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 เซนติเมตรหมุนด้วยความเร็ว 260 เมตรต่อนาที (1300 รอบต่อนาที)

2.3 ลักษณะวิทยา (Morphology) ของเส้นใยนาโน PCL

ถ่ายภาพเส้นใยนาโน CL1 ด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (Scanning Electron Microscope; Model: JSM-80L, JEO) ที่กำลังขยาย 3,000 เท่า จำนวน 3 ภาพ จากนั้นนำภาพไปวัดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของ



รูปที่ 2 ชิ้นงานแผ่นเส้นใยนาโน PCL สำหรับทดสอบการยึดดึง

เส้นใยนาโนโดยใช้โปรแกรม SEMAFORE จำนวนเส้นใยนาโนที่ใช้วัดอยู่ในช่วง 50-75 เส้น

2.4 การหาความพรุน (Porosity) ของแผ่นเส้นใยนาโน PCL

การหาความพรุน ดำเนินการตามผลงานวิจัยที่ได้ตีพิมพ์ในวารสาร [21]-[23] จากสมการ

$$\text{Porosity (\%)} = \left(1 - \frac{\rho_{mat}}{\rho_{powder}}\right) \times 100$$

โดยที่ ρ_{powder} คือความหนาแน่นของ PCL เท่ากับ 1.145 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร และ ρ_{mat} เป็นความหนาแน่นปรากฏ (Apparent Density) ของแผ่นเส้นใยนาโน PCL ซึ่งได้จากการตัดแผ่นเส้นใยนาโน PCL จำนวน 10 แผ่นให้มีขนาด 2 × 2 ตารางเซนติเมตร วัดความกว้าง ความยาวและความหนา (จำนวน 5 จุดต่อแผ่น) จากนั้นนำไปชั่งน้ำหนักด้วยเครื่องชั่งทศนิยม 4 ตำแหน่ง แล้วแทนค่าในสูตร

$$\rho_{mat} = \frac{\text{น้ำหนักแผ่นเส้นใยนาโน (กรัม)}}{\text{พื้นที่ (เซนติเมตร}^2\text{)} \times \text{ความหนา (เซนติเมตร)}}$$

2.5 การทดสอบการยึดดึงแผ่นเส้นใยนาโน PCL

นำแผ่นเส้นใยนาโน PCL มาตัดให้มีขนาด 1 × 8 เซนติเมตร จำนวน 10 ชิ้น จากนั้นนำไปติดกับแม่แบบด้วยกระดาษกาวดังรูปที่ 2 นำไปทดสอบการยึดดึงโดยใช้ Load Cell ขนาด 50 นิวตัน Gate Length เท่ากับ 40 มิลลิเมตร อัตราการดึง 50 มิลลิเมตรต่อนาที

3. ผลการทดลองและอภิปรายผล

3.1 ผลของตัวทำละลายต่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยนาโน PCL

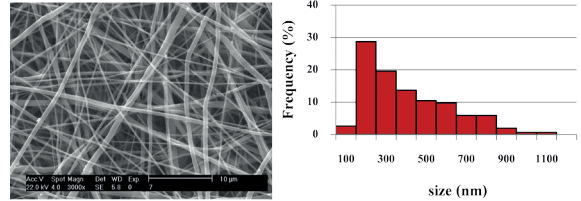
PCL เป็นพอลิเมอร์ที่สามารถละลายได้ในตัวทำละลายหลากหลายชนิด ได้แก่ DMAc, DMF, CHCl_3 , CH_2Cl_2 , THF ฯลฯ การขึ้นรูปเส้นใยนาโน PCL ด้วยเทคนิคการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตในตัวทำละลายที่มีจุดเดือดต่ำ เช่น CHCl_3 , CH_2Cl_2 , THF มักเกิดปัญหาการอุดตันที่ปลายเข็ม ทั้งนี้เพราะตัวทำละลายระเหยเร็วเกินไปในทำนองเดียวกัน ตัวทำละลายที่มีจุดเดือดสูง เส้นใยนาโนที่ได้มักจะมีตัวทำละลายหลงเหลือ ก่อนนำไปใช้งานจึงต้องนำผืนเส้นใยนาโนไปอบภายใต้ความดันต่ำ ดังนั้นในทางปฏิบัติการฉีดขึ้นรูปเส้นใยนาโนด้วยเทคนิคนี้จึงนิยมใช้ตัวทำละลายผสมระหว่างตัวทำละลายที่มีจุดเดือดสูงกับตัวทำละลายที่มีจุดเดือดต่ำ จากการฉีดขึ้นรูปผืนเส้นใยนาโน PCL ในตัวทำละลายผสมที่สภาวะที่ได้เส้นใยสมบูรณ์ดังตารางที่ 1 พบว่าการใช้ตัวทำละลาย DCM/DMF จะให้เส้นใยนาโนที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางส่วนใหญ่ เล็กที่สุดคือ 200 นาโนเมตร ลักษณะของเส้นใยนาโน PCL และการกระจายตัวของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง แสดงดังรูปที่ 3

ตารางที่ 1 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยนาโน PCL ในตัวทำละลายผสมอัตราส่วน 75:25 โดยน้ำหนัก

Solvent (75:25)	Diameter size (nm)	Mean diameter (nm)
$\text{CHCl}_3/\text{DMAc}$	400-1100	700
THF/DMF	300-1000	500
THF/DMAc	500-1000	1000
DCM/DMF	100-1200	200

3.2 การผลิตแผ่นเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอกับเส้นใยนาโนแบบขนาน

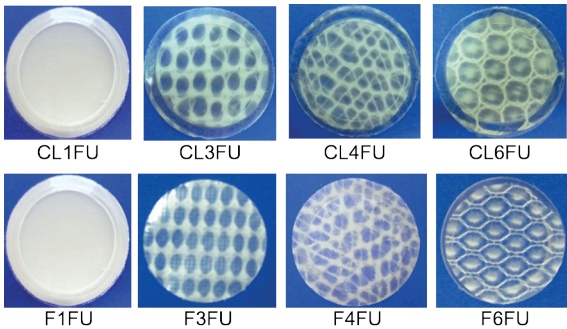
Mankhetkorn และคณะ [24]-[26] ประสบผลสำเร็จในการศึกษาการเจริญของเซลล์มะเร็งและเซลล์ต้นกำเนิดบนแผ่นเส้นใยนาโนพอลิไวนิลลิดีนฟลูออไรด์ (PVDF) และพบว่ารูปแบบของเส้นใยนาโนผสมระหว่าง



รูปที่ 3 (ซ้าย) ภาพถ่ายจากกล้อง SEM ของเส้นใยนาโน PCL (ขวา) การกระจายตัวของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นใยนาโน PCL

เส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอและแบบขนานเป็นตัวกำหนดสิ่งแวดล้อมระดับไมโครเมตร (Microenvironment) ให้เซลล์เจริญเป็นเนื้อเยื่อแตกต่างกัน นอกจากนี้ Bodhipadma และคณะ [27] ได้ศึกษาการเจริญของเนื้อเยื่อพริกบนแผ่นเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอและแบบขนานจากกรดพอลิแลคติก (PLA) และ PVDF พบว่าการเจริญของพริกบนแผ่นเส้นใยนาโนขึ้นกับทั้งชนิดของพริกชนิดของพอลิเมอร์ที่นำมาทำเป็นแผ่นเส้นใยนาโนและลวดลายของแผ่นเส้นใยนาโน จึงสรุปได้ว่าแผ่นเส้นใยนาโนสามารถประยุกต์ใช้เป็นแผ่นเลี้ยงเซลล์และเนื้อเยื่อพืชและสัตว์ได้ ลักษณะรูปแบบของแผ่นเลี้ยงเซลล์และเนื้อเยื่อมีผลต่อการเจริญของเซลล์และเนื้อเยื่อ

ด้วย PCL เป็นพอลิเมอร์ที่นิยมใช้ทำเป็นแผ่นเลี้ยงเซลล์เป็นส่วนใหญ่เนื่องจากเป็นพอลิเมอร์ที่เข้ากันได้และย่อยสลายได้ทางชีวภาพ จึงได้ผลิตผืนเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอกับแบบขนาน พบว่าสามารถผลิตเส้นใยนาโนผสมได้ลวดลายเหมือนกับลวดลายของแผ่นเส้นใยนาโน PVDF ดังรูปที่ 4 ลวดลายที่เกิดขึ้นมิใช่เป็นการถักทอหรือปรับปรุงสมบัติของเส้นใยนาโน แต่เป็นสมบัติทางแสงของเส้นใยนาโน โดยที่เส้นใยนาโนแบบขนาน แสงจะผ่านได้ดีกว่าเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ ทำให้เกิดความสว่างและความทึบตามแม่แบบแผ่นวัสดุรับเส้นใยนาโนที่ออกแบบ อย่างไรก็ตาม ความชัดเจนของลวดลายของผืนเส้นใยนาโน PCL จะน้อยกว่าอาจเป็นเพราะการกระจายตัวของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยนาโน PCL มีค่ามากกว่าของ PVDF

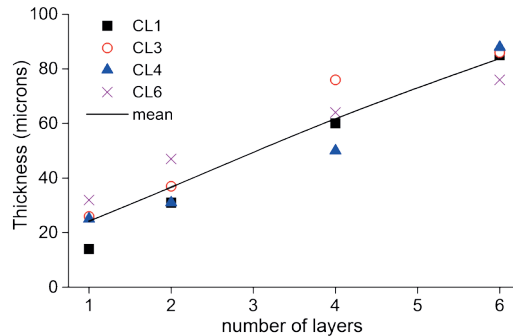


รูปที่ 4 แผ่นเส้นใยนาโนลวดลายต่างๆ (บน) จาก PCL (ล่าง) จาก PVDF บริเวณที่เป็นสีขาวเป็นส่วน ของเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ และช่องว่างเป็น เส้นใยนาโนแบบขนาน

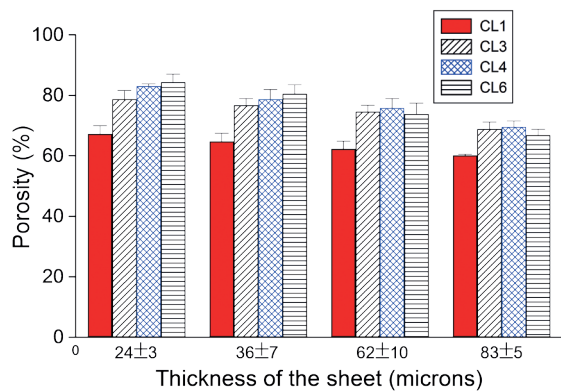
โดยทั่วไป หากต้องการใช้เส้นใยนาโนที่มีความหนา การฉีดขึ้นรูปอาจต้องใช้เวลามากกว่า 20 ชั่วโมง ในงานวิจัยนี้ได้เสนอวิธีการทำให้ได้เส้นใยที่มีความหนา ตามต้องการ โดยนำเส้นใยนาโนแต่ละชั้นมาซ้อนทับกัน และอัดด้วยความร้อนพร้อมแรงอัด (Hotpressing) พบว่า สามารถผลิตแผ่นเส้นใยนาโน PCL ที่มีความหนาต่างๆ ตามรูปที่ 5 และพบว่าความหนาไม่ขึ้นกับชนิดของลวดลาย ดังนั้นการควบคุมความหนาของแผ่นเส้นใยนาโน PCL สามารถทำได้จากจำนวนชั้นเส้นใยนาโนที่ฉีดขึ้นรูป

3.3 สมบัติของแผ่นเส้นใยนาโน PCL

แผ่นเลี้ยงเซลล์ควรมีสมบัติเฉพาะได้แก่ รูพรุนซึ่งทำ หน้าให้อาหารหรือของเสียผ่าน ความพรุน (Porosity) สำหรับแผ่นเลี้ยงเซลล์ควรมีค่ามากกว่า 60% นอกจากนี้ แผ่นเลี้ยงเซลล์ควรมีความแข็งแรงเพื่อทำหน้าที่พยุง เนื้อเยื่อในช่วงการเจริญเติบโต จากการหาเปอร์เซ็นต์ ความพรุน ในรูปที่ 6 พบว่าแผ่นเส้นใยนาโนลวดลาย CL1 (เส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ) มีค่าความพรุนต่ำที่สุด และมีแนวโน้มต่ำลงเมื่อความหนาของแผ่นเส้นใยนาโนเพิ่มขึ้น แผ่นเส้นใยนาโนมีความหนามากกว่า 83 ไมโครเมตร มีความพรุนต่ำกว่า 60 เปอร์เซ็นต์ ที่เป็นเช่นนี้เพราะ เส้นใยซ้อนทับกันแน่นมากขึ้นนั่นเอง การสร้างแม่แบบ

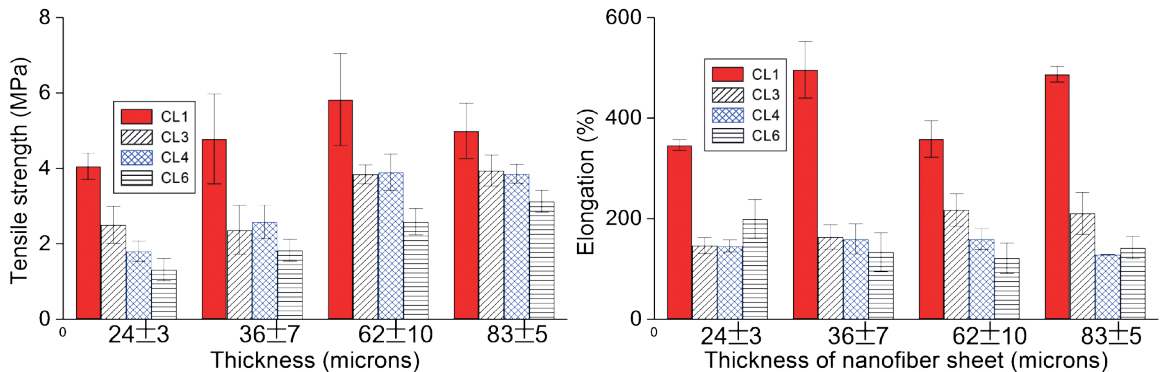


รูปที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่างจำนวนชั้นเส้นใยนาโนกับความหนาของแผ่นเส้นใยนาโน PCL เมื่อนำเส้นใยนาโนมาซ้อนทับกันตามด้วยการใช้เทคนิค การให้ความร้อนพร้อมแรงอัด



รูปที่ 6 ความพรุนของแผ่นเส้นใยนาโน PCL ที่ความหนา และลวดลายต่างๆ

รับเส้นใยนาโนเพื่อให้ได้เส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอกับเส้นใยนาโนแบบขนาน นอกจาก จะได้ลวดลายอันเนื่องมาจากสมบัติทางแสง (Optical Property) ยังทำให้เกิดที่ว่างระหว่างเส้นใยนาโนโดยที่ บริเวณที่เป็นเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอจะหนากว่าบริเวณ ส่วนที่เป็นเส้นใยนาโนแบบขนาน เมื่อนำเส้นใยนาโน มาซ้อนทับกันด้วยเทคนิค Hot-pressing ไม่ทำให้ความ พรุนของแผ่นเส้นใยนาโนเปลี่ยนไปมากนักและยังอยู่ใน ช่วงที่สามารถนำไปใช้งานได้ ผลการทดสอบการยึดติด ของแผ่นเส้นใยนาโนแสดงดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 ความทนต่อแรงยึดดึง (Tensile Strength) และการยืด (Elongation) ของแผ่นเส้นใยนาโน PCL ที่ความหนาและลวดลายต่างๆ

เมื่อเปรียบเทียบสมบัติการยึดดึงของแผ่นเส้นใยนาโน พบว่าความทนต่อแรงยึดดึงของแผ่นเส้นใยนาโนแบบขนานมีค่าสูงกว่าแผ่นเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอประมาณ 3 เท่า (ความทนต่อแรงยึดดึงของแผ่นเส้นใยนาโนลวดลาย CL1 เท่ากับ 5.82 ± 1.22 MPa ในขณะที่ความทนต่อแรงยึดดึงของแผ่นเส้นใยนาโนลวดลาย CL2 มีค่าเท่ากับ 15.25 ± 4.45 MPa) ทั้งนี้เพราะลักษณะของเส้นใยนาโนแบบขนานเป็นเส้นใยที่เกิดการยึดดึงขณะขึ้นรูปเป็นเส้นใยนาโนดังนั้นการทนต่อแรงยึดดึงได้มากขึ้นผลทำให้เปอร์เซ็นต์การยืดต่ำ (Elongation มีค่าเพียง $66 \pm 15.66\%$) แผ่นเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอและแบบขนานทุกชนิด มีค่าความทนต่อแรงยึดดึงต่ำกว่าแผ่นเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ ทั้งนี้เพราะลักษณะเส้นใยนาโนแบบขนาน มีได้ขนานตามแนวแรงการยึดดึง แต่ค่ายังอยู่ในช่วง 2-5 MPa ที่สามารถนำไปเลี้ยงเซลล์ได้ [17] แนวโน้มนี้ปรากฏทำนองเดียวกันกับค่าการยืด

4. สรุป

งานวิจัยนี้ประสบความสำเร็จในการผลิตแผ่นเส้นใยนาโนผสมระหว่างเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอกับเส้นใยนาโนแบบขนานจากพอลิคาโปแลคโตน (PCL) ซึ่งเป็นพอลิเมอร์ที่นิยมใช้ทางด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อ เพราะมี

สมบัติเข้ากันได้กับสิ่งมีชีวิตและย่อยสลายได้ทางชีวภาพ นอกจากนี้ยังสามารถผลิตแผ่นเส้นใยนาโนที่มีความหนาตั้งแต่ 20-80 ไมโครเมตรได้ด้วยเทคนิค Hot-pressing แผ่นเส้นใยนาโนผสมที่ผลิตนี้มีความพรุนอยู่ในช่วง 70-80% ซึ่งสูงกว่าแผ่นเส้นใยนาโนแบบไม่ถักทอ ความแข็งแรง (จากการยึดดึง) มีค่าอยู่ในช่วง 1.5-6 MPa ขึ้นกับความหนาของแผ่นเส้นใยนาโน

5. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณคณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือที่ให้ทุนสนับสนุนการดำเนินงานวิจัยครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

- [1] H. Yoshimoto, Y.M. Shin, H. Terai, and J.P. Vacanti, "A biodegradable nanofiber scaffold by electrospinning and its potential for bone tissue engineering," *Biomaterials*, vol. 24, pp.2077-2082, 2003.
- [2] C.C. Baker, N. Atkin, P.A. Gunning, N. Granville, K. Wilson, D. Wilson, and J. Southgate, "Characterisation of electrospun polystyrene scaffolds for three-dimensional in vitro biological



- studies,” *Biomaterials*, vol.27, pp.3136-3146, 2006.
- [3] S.A. Riboldi, M. Sampaolesi, P. Neuenschwander, and G. Cossu, S. Mantero, “Electrospun degradable polyesterurethane membranes: potential scaffolds for skeletal muscle tissue engineering,” *Biomaterials*, vol.26, pp.4606-4615, 2005.
- [4] C. Li, C. Vepari, H.J. Jin, H.J. Kim, and D.L. Kaplan, “Electrospun silk-BMP-2 scaffolds for bone tissue engineering,” *Biomaterials*, vol.27, pp.3115-3124, 2006.
- [5] Y-S. Lee, G. Collins, and T.L. Arinzeh, “Neurite extension of primary neurons on electrospun piezoelectric scaffolds,” *Acta Biomaterialia*, vol.7, pp.3877-3886, 2011.
- [6] J. Hu, X. Liu, and P.X. Ma, “Induction of osteoblast differentiation phenotype on poly(L-lactic acid) nanofibrous matrix,” *Biomaterials*, vol.29, pp.3815-3821, 2008.
- [7] H. Park, J.W. Lee, K.E. Park, W.H. Park, and K.Y. Lee, “Stress response of fibroblasts adherent to the surface of plasma-treated poly(lactic-co-glycolic acid) nanofiber matrices,” *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, vol.77, pp.90-95, 2010.
- [8] I. Armentano, M. Dottori, E. Fortunati, S. Mattioli, and J.M. Kenny, “Biodegradable polymer matrix nanocomposites for tissue engineering: A review,” *Polymer Degradation and Stability*, vol.95, pp.2126-2146, 2010.
- [9] Steven G. Wise, Michael J. Byrom, Anna Waterhouse, Paul G. Bannon, Martin K.C. Ng, and Anthony S. Weiss, “A multilayered synthetic human elastin/polycaprolactone hybrid vascular graft with tailored mechanical properties,” *Acta Biomaterialia*, vol.7, pp.295-303, 2011.
- [10] W-J. Li, R. Tuli, X. Huang, P. Laquerriere, R. S. Tuan, “Multilineage differentiation of human mesenchymal stem cells in a three-dimensional nanofibrous scaffold,” *Biomaterials*, vol.26, pp.5158-5166, 2005.
- [11] J. Venugopal, L.L. Ma, T. Yong, and S. Ramakrishna, “In vitro study of smooth muscle cells on polycaprolactone and collagen nanofibrous matrices,” *Cell Biology International*, vol.29, pp. 861-867, 2005.
- [12] Y. Zhang, Z-M. Huang, X. Xu, C. T. Lim, and S. Ramakrishna, “Preparation of Core-Shell Structured PCL-r-Gelatin Bi-Component Nanofibers by Coaxial Electrospinning,” *Chem. Mater*, vol.16, pp.3406-3409, 2004.
- [13] K. Fujihara, M. Kotaki, and S. Ramakrishna, “Guided bone regeneration membrane made of polycaprolactone/ calcium carbonate composite nanofibers,” *Biomaterials*, vol.26, pp.4139-4147, 2005.
- [14] F. Yang, R. Murugan, S. Wang, and S. Ramakrishna, “Electrospinning of nano/micro scale poly(L-lactic acid) aligned fibers and their potential in neural tissue engineering,” *Biomaterials*, vol.26, pp.2603-2610, 2005.
- [15] F. Yang, R. Murugan, S. Ramakrishna, X. Wang, and Y.-X. Ma, S. Wang, “Fabrication of nano-structured porous PLLA scaffold intended for nerve tissue engineering,” *Biomaterials*, vol.25, pp.1891-1900, 2004.
- [16] M. Yeganegi, R.A. Kandel, and J.P. Santerre, “Characterization of a biodegradable electrospun polyurethane nanofiber scaffold: Mechanical properties and cytotoxicity,” *Acta Biomaterialia*, vol.6 pp.3847-3855, 2010.



- [17] B.S. Jha, R.J. Colello, J.R. Bowman, S.A. Sell, K.D. Lee, J.W. Bigbee, G.L. Bowlin, W.N. Chow, B.E. Mathern, and D.G. Simpson, "Two pole air gap electrospinning: Fabrication of highly aligned, three-dimensional scaffolds for nerve reconstruction," *Acta Biomaterialia*, vol.7, pp.203-215, 2011.
- [18] A. Cooper, N. Bhattarai, and M. Zhang, "Fabrication and cellular compatibility of aligned chitosan-PCL fibers for nerve tissue regeneration," *Carbohydrate Polymers*, vol.85, pp.149-156, 2011.
- [19] N. Chanunpanich and H. Byun, "Alignment of electrospun polystyrene with an electric field," *J. App. Polym. Sci.*, vol.106, pp.3648-3652, 2007.
- [20] Petty Patent Number 0803001320
- [21] S. Soliman, S. Pagliari, A. Rinaldi, G. Forte, R. Fiaccavento, F. Pagliari, O. Franzese, M. Minieri, P.DiNardo, S.Licoccia, and E. Traversa, "Multiscale three-dimensional scaffolds for soft tissue engineering via multimodal Electrospinning," *Acta Biomaterialia*, vol.6, pp.1227-1237, 2010.
- [22] V. Guarino, F. Causa, P. Taddei, M. di Foggia, G. Ciapetti, D. Martini, C. Fagnano, N. Baldini, and L. Ambrosio, "Polylactic acid fibre-reinforced polycaprolactone scaffolds for bone tissue engineering," *Biomaterials*, vol.29, pp.3662-3670, 2008.
- [23] A. Patlolla, G. Collins, and T. Livingston Arinzeh, "Solvent-dependent properties of electrospun fibrous composites for bone tissue regeneration," *Acta Biomaterialia*, vol.6, pp.90-101, 2010.
- [24] S. Sintubua, N. Chanunpanich, and S. Mankhetkorn, "The video imaging of the behavior of Caco-2 cells in conventional and 3D culture system: Existence of small fraction of cancer stem cells in the cell line," *J Biosens Bioelectron*, vol. S1: 001(2011) /Special Issue 2011, 388, doi: 10.4172/2155-6210.
- [25] K. Daowtak, N. Chanunpanich, and S. Mankhetkorn, "Small cell lung carcinoma GLC4 cell line originated the lung tissue like structure on 3D-PVDF nanofibrous scaffold," *J Biosens Bioelectron*, vol. S1: 001(2011)/Special Issue 2011, 365, doi: 10.4172/jpb.1000240.
- [26] S. Mankhetkorn, "The similarities in the biology of normal and cancer stem cells when cultured on 3D-Nanofibrous scaffold systems," *J Biosens Bioelectron*, vol. S1:001(2011)/Special Issue 2011, 92, doi: 10.4172/2155-6210.1000001.
- [27] K. Bodhipadma, S. Noichinda, N. Chanunpanich, P. Thongmeethip, P. Chalermwanitkul, and D.W.M. Leung, "Differential response of callus initiation and growth of aromatic chilli and bilimbi to two different electrospun nanofibre mats," *ScienceAsia*, vol.37, pp.303-307, 2011.