



## กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตสำหรับประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ Electrospinning for Biomedical Applications

อรรวรรณ สุวรรณทอง<sup>1</sup>

### บทคัดย่อ

กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตได้รับความสนใจเป็นอย่างมาก เนื่องจากกระบวนการนี้มีความซับซ้อนน้อย สามารถผลิตเส้นใยที่มีขนาดเล็กและยาวต่อเนื่องโดยใช้ศักย์ไฟฟ้า การใช้แผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินสำหรับประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ได้รับความสนใจในอดีตจนถึงปัจจุบัน เนื่องจากแผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินมีสมบัติที่เฉพาะและโดดเด่น ยกตัวอย่างเช่น พื้นที่ผิวต่อมวลหรือปริมาตรสูง ความเป็นรูพรุนสูง และสมบัติเชิงกลสูง ในบทความนี้ได้สรุปพื้นฐานของกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต ปัจจัยที่มีผลต่อกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต พอลิเมอร์ที่ประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ และการใช้กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตสำหรับประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ เช่น วิศวกรรมเนื้อเยื่อ วัสดุปิดแผล และระบบนำส่งยา

### ABSTRACT

Electrospinning has been received much interest, since it is a simple and versatile process for fabricating continuous ultrafine fibers using electrical forces. The use of electrospun fiber mats in biomedical applications (i.e., tissue engineering, wound dressing, and drug delivery system) has been gained interest in the past several years due to its unique properties such as high surface area to mass/volume ratio, high porosity, and high mechanical properties. This review summarizes the background of electrospinning, factors affecting to electrospinning, polymers used in biomedical applications, and the use of electrospinning in biomedical applications such as tissue engineering, wound dressing, and drug delivery system.

**คำสำคัญ:** กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต พอลิเมอร์ วิศวกรรมเนื้อเยื่อ วัสดุปิดแผล ระบบนำส่งยา

**Keywords:** Electrospinning, Polymer, Tissue engineering, Wound dressing, Drug delivery system

<sup>1</sup>สำนักวิชาวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยแม่ฟ้าหลวง อำเภอเมือง จังหวัดเชียงราย 57100

E-mail: o.suwantong@gmail.com

## 1. บทนำ

กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (electrospinning) เป็นกระบวนการที่มีความซับซ้อนน้อย ทำให้เป็นที่รู้จักอย่างแพร่หลาย โดยเริ่มแรก ปี ค.ศ. 1934 Formhals ได้จดสิทธิบัตรกระบวนการนี้ในการผลิตเส้นใยเซลลูโลสอะซิเตต (cellulose acetate) จากตัวทำละลายอะซิโตน (acetone) (Formhals, 1934) ต่อมาปี ค.ศ. 1969 Taylor ได้ค้นพบหลักการอธิบายพฤติกรรมของการเปลี่ยนรูปร่างของสารละลายพอลิเมอร์จากทรงกลมเป็นลักษณะสามเหลี่ยมคล้ายโคนภายใต้แรงสนามไฟฟ้า ซึ่งต่อมามีการเรียกลักษณะเช่นนี้ว่า Taylor cone (Taylor, 1969) กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตนี้สามารถผลิตเส้นใยพอลิเมอร์ที่มีขนาดเล็กตั้งแต่ระดับไมโครเมตรจนถึงระดับนาโนเมตรโดยอาศัยแรงที่เกิดจากความต่างศักย์ทางไฟฟ้าได้ แผ่นเส้นใยในรูปแบบไม่ถักทอ (nonwoven) ซึ่งเกิดจากการซ้อนทับกันของเส้นใย โดยทั้งพอลิเมอร์สังเคราะห์และพอลิเมอร์ธรรมชาติสามารถขึ้นรูปได้ด้วยกระบวนการนี้ นอกจากนี้แผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์ที่ไต่จากกระบวนการนี้ มีลักษณะเด่น คือ ความเป็นรูพรุนสูง พื้นที่ผิวสัมผัสต่อมวลหรือปริมาตรสูง เส้นใยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็ก สมบัติเชิงกลดี ดังนั้นแผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์จึงถูกนำไปใช้เป็นวัสดุสำหรับกระตุ้นการเกาะและการเจริญเติบโตของเซลล์ต่าง ๆ สามารถตรึงเอนไซม์ หรือสารชีวโมเลกุลบนผิวของแผ่นเส้นใยได้ง่าย อีกทั้งความเป็นรูพรุนสูงของแผ่นเส้นใยนี้ยังส่งผลให้มีการส่งผ่านของเหลวหรือก๊าซได้ดี สามารถควบคุมอัตราการระเหยของน้ำบริเวณแผ่นได้ จึงทำให้เหมาะนำไปใช้เป็นวัสดุปิดแผล จากที่กล่าวมาข้างต้นสามารถสรุปได้ว่ากระบวนการนี้สามารถนำไปใช้ในการขึ้นรูปวัสดุเพื่อประยุกต์ใช้ในด้านต่าง ๆ โดยเฉพาะทางการแพทย์ เช่น วัสดุวิศวกรรมเนื้อเยื่อ (Khil et al.,

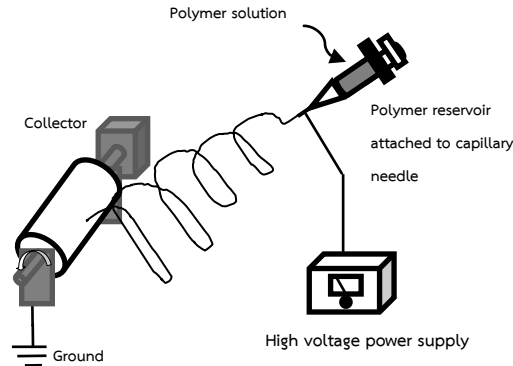
2005; Ma et al., 2005) วัสดุปิดแผล (Rujitanaroj et al., 2008; Suwanton et al., 2012) และระบบนำส่งยา (Luu et al., 2003; Jiang et al., 2004) เป็นต้น

## 2. หลักการการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต คือ กระบวนการผลิตเส้นใยโดยอาศัยการให้ศักย์ไฟฟ้ากำลังสูงทำให้เกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าจากข้างหนึ่งไปอีกข้างหนึ่งระหว่างเข็มโลหะที่ต่อกับหลอดบรรจุสารละลายพอลิเมอร์และวัสดุรองรับ เมื่อศักย์ไฟฟ้าเพิ่มมากขึ้นสารละลายพอลิเมอร์ที่ปลายเข็มโลหะจะเริ่มเปลี่ยนรูปร่างจากทรงกลมเป็นรูปโคน หรือเรียกว่า Taylor cone และเมื่อศักย์ไฟฟ้ามีค่ามากกว่าแรงตึงผิวของสารละลายพอลิเมอร์ สารละลายจะพุ่งออกจากปลายโคนเป็นลำเคลื่อนที่ไปยังวัสดุรองรับ เกิดการแกว่งและการยืดตัวของเส้นใย และเกิดการระเหยของตัวทำละลายระหว่างเคลื่อนที่ของเส้นใย สุดท้ายเกิดการซ้อนทับของเส้นใยที่มีขนาดยาวและเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดเล็กบนวัสดุรองรับได้แผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์ในรูปแบบไม่ถักทอ (Formhals, 1934; Doshi and Reneker, 1995; Taylor, 1969)

สำหรับอุปกรณ์พื้นฐานที่ใช้ในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต (รูปที่ 1) ประกอบด้วยหลอดบรรจุสารละลายพอลิเมอร์ที่ติดเข็มโลหะ (polymer reservoir attached to capillary needle) แหล่งกำเนิดศักย์ไฟฟ้ากำลังสูง (high voltage power supply) และวัสดุรองรับเส้นใย (collector) แม้ว่ากระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตจะไม่ยุ่งยากและซับซ้อนมากนัก แต่ก็ยังมีตัวแปรอื่น ๆ ที่มีอิทธิพลต่อลักษณะของเส้นใย เช่น ศักย์ไฟฟ้า อัตราการไหลของสารละลายพอลิเมอร์ ระยะห่างระหว่างหลอดบรรจุสารละลายพอลิเมอร์กับวัสดุรองรับ ความเข้มข้นของ

สารละลายพอลิเมอร์ การระเหยของตัวทำละลาย และ การนำไฟฟ้าของสารละลายพอลิเมอร์ เป็นต้น



รูปที่ 1 กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต

## 2.1 ศักย์ไฟฟ้า

ศักย์ไฟฟ้าสามารถควบคุมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางกลางของเส้นใยจากระดับไมโครเมตรถึงระดับนาโนเมตร ยกตัวอย่างเช่น เมื่อศักย์ไฟฟ้าเพิ่มมากขึ้น ความไม่เสถียรและการยืดของเส้นใยจะเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ได้เส้นใยที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเล็กลง (Buchko et al., 1999; Fridrikh et al., 2003) อีกทั้งยังอาจส่งผลให้เกิดเป็นเม็ด (bead) ในเส้นใยได้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องเลือกใช้ศักย์ไฟฟ้าให้มีค่าเหมาะสม (Deitzel et al., 2001; Megelski et al., 2002; Meechaisue et al., 2006)

## 2.2 อัตราการไหลของสารละลายพอลิเมอร์

อัตราการไหลของสารละลายพอลิเมอร์มีผลต่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ความเป็นรูพรุน และรูปร่างลักษณะของเส้นใย ได้มีรายงานการศึกษาอัตราไหลของสารละลายพอลิเมอร์เพิ่มขึ้นส่งผลให้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและขนาดของรูพรุนเพิ่มขึ้น อีกทั้งยังส่งผลให้เกิดเม็ดในเส้นใยมากขึ้น (Megelski et al., 2002)

## 2.3 ระยะห่างระหว่างหลอดบรรจุสารละลายพอลิเมอร์กับวัสดุรองรับ

เมื่อเพิ่มระยะห่างระหว่างหลอดบรรจุสารละลายพอลิเมอร์กับวัสดุรองรับส่งผลให้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยเล็กลง (Jaeger et al., 1998) นอกจากนี้ได้มีรายงานวิจัยพบว่าเมื่อลดระยะห่างระหว่างหลอดบรรจุกับวัสดุรองรับสั้นมาก ๆ ส่งผลให้เกิดเม็ดเล็ก ๆ บนเส้นใยมากขึ้นเนื่องจากเกิดการระเหยอย่างไม่สมบูรณ์ของตัวทำละลาย (Megelski et al., 2002) อย่างไรก็ตามตัวแปรนี้ส่งผลน้อยต่อขนาดของเส้นใย

## 2.4 ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์

ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์มีผลต่อความหนืดและแรงตึงผิวของสารละลายซึ่งมีผลต่อกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต จากการศึกษาพบว่า ที่ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์ต่ำเกินไป ลำพอลิเมอร์ที่พุ่งออกมาไม่มีความแข็งแรงพอที่จะต้านแรงศักย์ไฟฟ้าได้ ทำให้เกิดการแตกเป็นเม็ดลงบนวัสดุรองรับ ทั้งนี้เป็นผลมาจากแรงตึงผิวมีค่าต่ำเกินไป ขณะที่เมื่อเพิ่มความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์มากขึ้น จะได้เส้นใยที่มีผิวเรียบมากยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตาม หากความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์มีค่ามากเกินไป เส้นใยไม่สามารถเกิดขึ้นได้เพราะความหนืดสูงมากเกินไปทำให้ยากต่อการพุ่งออกของสารละลาย

(Venugopal et al., 2005; Greiner and Wendorff, 2007) ดังนั้นความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์ควรอยู่ในช่วงที่เหมาะสมเพื่อให้สามารถปั่นเป็นเส้นใยได้

## 2.5 การระเหยของตัวทำละลาย

การเลือกตัวทำละลายในการละลายพอลิเมอร์นั้นเป็นตัวแปรสำคัญในกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตและยังส่งผลต่อลักษณะผิวของเส้นใย (Lannutti et al., 2007; Megelski et al., 2002) การเลือกตัวทำละลายพอลิเมอร์ให้เหมาะสมนั้น พิจารณาได้จากความสามารถในการละลายของตัวทำละลายกับพอลิเมอร์ นอกจากนี้จุดเดือดของตัวทำละลายยังเป็นตัวแปรในการพิจารณา เนื่องจากจุดเดือดมีความสัมพันธ์กับความสามารถในการระเหยของตัวทำละลายยกตัวอย่าง เช่น ถ้าตัวทำละลายมีจุดเดือดต่ำเกินไปอาจส่งผลให้ลำเส้นใยที่พุ่งออกจากเข็มโลหะนั้นแห้งเร็วและเกิดจุดตันที่ปลายเข็ม ขณะที่ใช้ตัวทำละลายพอลิเมอร์ที่มีจุดเดือดสูงเกินไป อาจส่งผลให้เส้นใยลักษณะแบนเรียบเกาะติดกันบนวัสดุรองรับ เนื่องจากอัตราการระเหยของตัวทำละลายที่ช้า ส่งผลให้เส้นใยเกิดการแข็งตัวช้าขณะเคลื่อนที่ลงบนวัสดุรองรับ ดังนั้นต้องเลือกระบบตัวทำละลายที่มีการระเหยที่เหมาะสมเพื่อให้ได้เส้นใยที่มีลักษณะที่ดี

## 2.6 การนำไฟฟ้าของสารละลายพอลิเมอร์

สารละลายพอลิเมอร์ที่มีค่าการนำไฟฟ้าสูง มีความสามารถในการเคลื่อนที่ของประจุไฟฟ้าได้ดีกว่า สารละลายพอลิเมอร์ที่มีค่าการนำไฟฟ้าต่ำ ดังนั้นเส้นใยที่พุ่งออกจากสารละลายที่มีค่าการนำไฟฟ้าสูงจะเกิดแรงดึงของสารละลายได้ดีกว่าสารละลายที่มีค่าการนำไฟฟ้าต่ำ ทำให้ได้เส้นใยขนาดเล็ก (Baumgarten, 1971) นอกจากนี้ตัวแปรสำคัญที่ต้องพิจารณา คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กทริก เมื่อค่าไดอิเล็กทริกของตัวทำละลายมาก ส่งผลให้ค่าการนำไฟฟ้าของสารละลาย

มากขึ้นตามไปด้วย ซึ่งในบางครั้งมีความจำเป็นต้องเพิ่มค่าไดอิเล็กทริกของสารละลายด้วยการเติมเกลืออินทรีย์อินทรีย์ หรือสารลดแรงตึงผิว เพื่อช่วยเพิ่มค่าการนำไฟฟ้าของสารละลาย (Zhang et al., 2005) Hayati et al. ได้รายงานว่า กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตของสารละลายพอลิเมอร์ที่มีค่าการนำไฟฟ้าสูงส่งผลให้เส้นใยที่พุ่งออกมาไม่เสถียรเกิดการบิดงอ ทำให้ได้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยที่มีการกระจายตัวของขนาดเป็นช่วงกว้าง (Hayati et al., 1987)

## 3. พอลิเมอร์

วัสดุสำหรับนำไปประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ต้องมีสมบัติทางกายภาพและเชิงกลที่เหมาะสมสามารถแตกสลายทางชีวภาพ ไม่เป็นพิษ และเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกายตรงตามการนำไปประยุกต์ใช้ ดังนั้นการเลือกใช้วัสดุจึงมีบทบาทสำคัญในการประยุกต์ใช้ทางการแพทย์โดยทั่วไปพอลิเมอร์สังเคราะห์มีข้อดีมากกว่าพอลิเมอร์ธรรมชาติ เพราะสามารถปรับแต่งให้มีสมบัติได้หลากหลายตรงตามที่ต้องการ อย่างไรก็ตามพอลิเมอร์ธรรมชาติมีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของมนุษย์ได้ดีกว่าและมีการตอบสนองต่อภูมิคุ้มกันต่ำ ทำให้ทั้งพอลิเมอร์สังเคราะห์และพอลิเมอร์ธรรมชาติถูกนำมาประยุกต์ใช้เป็นวัสดุทางการแพทย์ โดยพอลิเมอร์สังเคราะห์สามารถแบ่งออกเป็นพอลิเมอร์แตกสลายทางชีวภาพและพอลิเมอร์ไม่แตกสลายทางชีวภาพ ซึ่งพอลิเมอร์แตกสลายทางชีวภาพเป็นวัสดุที่ได้รับความนิยมมาก เนื่องจากลดขั้นตอนการผ่าตัดเพื่อนำเอาวัสดุออกจากร่างกาย (Bhattarai et al., 2004; Ito et al., 2005; Li et al., 2006; Blackwood et al., 2008) วัสดุที่ดีและเหมาะสมสำหรับใช้ทางการแพทย์ควรมีอัตราการแตกสลายใกล้เคียงกับอัตราการสร้างเนื้อเยื่อใหม่ ถ้าอัตรา

การแตกสลายนั้นช้าเกินไปอาจส่งผลให้เนื้อเยื่อใหม่ที่กำลังจะเจริญเติบโตถูกขัดขวาง แต่ถ้าอัตราการแตกสลายนั้นเร็วเกินไปความเสถียรและความแข็งแรงของวัสดุที่จะพัฒนาเป็นเนื้อเยื่อใหม่จะถูกทำลาย ดังนั้นอัตราการแตกสลายของพอลิเมอร์สามารถควบคุมได้ โดยการปรับแต่งพอลิเมอร์หรือการใช้พอลิเมอร์ผสม (Kim et al., 2003; Duan et al., 2007; Zou et al., 2011) นอกจากนี้พอลิเมอร์ที่สามารถจำลองสารเคลือบเซลล์ (extracellular matrix) ได้มีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้เป็นวัสดุทางการแพทย์ โดยได้มีงานวิจัยเกี่ยวกับกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตของพอลิเมอร์ธรรมชาติที่สามารถจำลองสารเคลือบเซลล์ได้ ยกตัวอย่างเช่น คอลลาเจน (collagen) (Matthews et al., 2002; Zhong et al., 2006; Chen et al., 2010) เจลาติน (gelatin) (Song et al., 2008; Baiguera et al., 2014) ไคโตซาน (chitosan) (Matsuda et al., 2007; Chen et al., 2010) ไคติน (chitin) (Noh et al., 2006) ไหม (silk) (Zhang, 2009) ไฟบริโนเจน (fibrinogen) (McManus et al., 2007) และ กรดไฮยาลูโรนิก (hyaluronic acid) (Ji et al., 2006) อย่างไรก็ตามพอลิเมอร์ที่กล่าวมามักจะขาดสมบัติทางกายภาพตามที่ต้องการหรือกระบวนการปั่นให้เป็นเส้นใยทำได้ยาก ดังนั้นจึงนำไปสู่การพัฒนาให้เป็นวัสดุผสมประกอบด้วยพอลิเมอร์สังเคราะห์และพอลิเมอร์ธรรมชาติ (Stitzel et al., 2006; Meng et al., 2007; Mohammadi et al., 2007; Nie and Wang, 2007)

## 4. การประยุกต์

### 4.1 วิศวกรรมเนื้อเยื่อ

วิศวกรรมเนื้อเยื่อ เป็นกระบวนการสร้างเนื้อเยื่อเพื่อทดแทน ซ่อมแซมเนื้อเยื่อหรืออวัยวะที่เกิด

จากการสูญเสียและบาดเจ็บ เพื่อปรับปรุงการทำงานของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะซึ่งไม่สามารถสร้างขึ้นเอง หรืองอกใหม่ได้ในมนุษย์ กระบวนการนี้ต้องใช้การพัฒนาความรู้ด้านต่าง ๆ ได้แก่ วิศวกรรมวัสดุ ชีววิทยาของเซลล์ และวิศวกรรมชีวเคมี เพื่อใช้ในการพัฒนาวัสดุที่เข้ากันได้กับร่างกาย เพื่อทำหน้าที่เป็นโครงร่างเลี้ยงเซลล์ (scaffold) โดยเซลล์จะถูกเลี้ยงในโครงร่างเลี้ยงเซลล์ เพื่อให้เซลล์เกาะ แบ่งตัว เจริญเติบโตและพัฒนาเป็นเนื้อเยื่อใหม่และสามารถทำงานได้ตามที่ต้องการอย่างสมบูรณ์ (Langer and Vacanti, 1993) โดยโครงร่างเลี้ยงเซลล์ที่ดีควรมีลักษณะดังนี้ คือ มีความเข้ากันได้กับเนื้อเยื่อของร่างกาย ไม่เกิดการต่อต้านต่อภูมิคุ้มกันของร่างกาย มีเคมีพื้นผิวที่เหมาะสมสำหรับให้เซลล์ยึดเกาะ เจริญเติบโตและเปลี่ยนแปลงเพื่อทำหน้าที่ต่างๆ ตามร่างกายหรืออวัยวะที่ได้รับการปลูกฝัง มีความพรุนสูง มีการเชื่อมต่อของรูพรุนภายในโครงร่างเลี้ยงเซลล์ มีขนาดรูพรุนที่เหมาะสมสำหรับให้เซลล์และสารอาหารต่างๆเกิดการแลกเปลี่ยนและเคลื่อนที่ผ่านเข้าออกได้ง่าย ทำให้เกิดสภาวะแวดล้อมที่เหมาะสมภายในโครงร่างเลี้ยงเซลล์ นอกจากนี้โครงร่างเลี้ยงเซลล์ควรสามารถควบคุมการแตกสลายทางชีวภาพได้อย่างเหมาะสมสอดคล้องกับการเจริญเติบโตและการพัฒนาของเซลล์เป็นเนื้อเยื่อใหม่ได้อย่างสมบูรณ์ สุดท้ายนี้ควรมีสมบัติเชิงกลที่เหมาะสม เพื่อให้โครงร่างเลี้ยงเซลล์สามารถคงรูปและมีความแข็งแรงอยู่ได้ในระหว่างการเจริญเติบโตและการพัฒนาของเซลล์เป็นเนื้อเยื่อใหม่

กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเป็นกระบวนการหนึ่งที่ถูกนำไปผลิตโครงร่างเลี้ยงเซลล์ เนื่องจากกระบวนการนี้สามารถผลิตเส้นใยขนาดเล็ก ซ้อนทับกันหลายชั้นเกิดเป็นวัสดุที่มีพื้นที่ผิวสัมผัสและรูพรุนเป็นจำนวนมาก นอกจากนี้ยังมีการเชื่อมต่อรูพรุน

ที่ดี เกิดเป็นโครงสร้างที่เหมาะสมสำหรับการเจริญเติบโตของเซลล์และเนื้อเยื่อ ได้มีงานวิจัยจำนวนมากที่ศึกษากระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตสำหรับผลิตโครงร่างเลี้ยงเซลล์ใช้ในวิศวกรรมเนื้อเยื่อ ยกตัวอย่างเช่น Yoshimoto et al. ได้ศึกษาศักยภาพของแผ่นเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีนพอลิคาโพรแล็กโทน (polycaprolactone) สำหรับประยุกต์ใช้ในวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก จากการทดลองพบว่าเมื่อเลี้ยงเซลล์เป็นระยะเวลา 4 สัปดาห์ พื้นผิวของวัสดุถูกครอบคลุมด้วย Mesenchymal stem cell นอกจากนี้ยังพบว่าเกิดการสะสมแร่ธาตุของกระดูก (mineralization) และเกิดคอลลาเจน ชนิดที่ 1 (collagen type I) ที่พื้นผิวของวัสดุ แสดงว่าวัสดุนี้เหมาะสมสำหรับใช้เป็นวัสดุในวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก (Yoshimoto et al., 2003) จากนั้นในปี ค.ศ. 2005 Li et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีนพอลิคาโพรแล็กโทน เพื่อใช้เป็นวัสดุสนับสนุนการสร้างเนื้อเยื่อกระดูกอ่อน (chondrogenesis) จากการทดลองพบว่าวัสดุนี้เหมาะสมสำหรับใช้เป็นวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูกอ่อนได้ (Li et al., 2005) Bhattarai et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีน Poly(p-dioxanone-co-L-lactide)-block-poly(ethylene glycol) (PPDO/PLLA-b-PEG) copolymer โดยศึกษาการเจริญเติบโตของเซลล์และศึกษาลักษณะสัญญาณวิทยาของวัสดุ จากการทดลองพบว่าวัสดุนี้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ย 380 นาโนเมตร มีขนาดรูพรุน 8 ไมโครเมตร นอกจากนี้วัสดุยังสามารถสนับสนุนการเกาะและการเจริญเติบโตของเซลล์ ทำให้มีประสิทธิภาพสามารถนำไปใช้ในงานวิศวกรรมเนื้อเยื่อผิวหนัง (Bhattarai et al., 2004) นอกจากนี้แผ่นเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีนไหมไฟโบรอิน (Silk fibroin) ที่มีการเติม Bone morphogenetic protein-2 (BMP-2) และอนุภาคนาโน

Hydroxyapatite (nHAp) ได้ถูกเตรียมด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยไฟฟ้าสถิต จากนั้นวัสดุโครงร่างเลี้ยงเซลล์นี้ได้ถูกนำไปศึกษาการสร้างเนื้อเยื่อกระดูกจาก mesenchymal stem cell จากผลการศึกษาพบว่าการรวมตัวกันของ BMP-2 และ nHAp ในแผ่นเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีนไหมไฟโบรอินสามารถสร้างเซลล์เนื้อเยื่อกระดูกได้และมีประสิทธิภาพนำไปใช้ในงานวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูก (Li et al., 2006) Kumber et al. ได้ทำการศึกษาผลของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีน Poly(lactic-co-glycolic acid) (PLGA) ต่อการสร้างเนื้อเยื่อผิวหนังใหม่ จากการทดลองพบว่าเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีนที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางในช่วง 350-1100 นาโนเมตร สนับสนุนการเจริญเติบโตของเซลล์ได้ดี เหมาะสมสำหรับใช้เป็นวัสดุโครงร่างเลี้ยงเซลล์สำหรับวิศวกรรมเนื้อเยื่อผิวหนัง (Kumber et al., 2008)

Neamark et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีนเฮกซะโนอิล ไคโตซาน (hexanoyl chitosan) ที่ได้จากการทำปฏิกิริยา heterogeneous acylation ของไคโตซานกับเฮกซะโนอิล ไคโตซานเพื่อใช้เป็นวัสดุโครงร่างเลี้ยงเซลล์สำหรับวิศวกรรมเนื้อเยื่อผิวหนัง โดยศึกษาการเกาะและการเจริญเติบโตของเซลล์ human keratinocytes (HaCat) และเซลล์ human foreskin fibroblasts จากผลการทดลองพบว่า วัสดุนี้สามารถสนับสนุนการเกาะและการเจริญเติบโตของเซลล์ทั้งสองชนิดได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเซลล์ HaCat (Neamark et al., 2008) Shalumon et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยโพลีเอสเตอร์สปีนไคโตซาน/พอลิคาโพรแล็กโทน สำหรับใช้เป็นวัสดุโครงร่างเลี้ยงเซลล์ด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต โดยการมีไคโตซานเป็นส่วนประกอบจะช่วยปรับปรุงสมบัติของวัสดุโครงร่างเลี้ยงเซลล์ เช่น hydrophilicity, bioactivity

และ protein absorption เป็นต้น และเมื่อทำการทดลองวัสดุนี้กับเซลล์ human osteosarcoma (MG63) พบว่าวัสดุนี้ไม่มีความเป็นพิษ นอกจากนี้ยังช่วยสนับสนุนการเกาะและการเจริญเติบโตของเซลล์ต่าง ๆ ได้ เช่น เซลล์ mouse embryo fibroblasts (NIH3T3) เซลล์ murine aneuploid fibrosarcoma (L929) และ เซลล์ MG63 จากการศึกษาแสดงให้เห็นว่า แผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์โพรสปีนโคโตน/พอลิคาโพรเล็กโตนเหมาะสำหรับนำไปประยุกต์ใช้ทางด้านวิศวกรรมเนื้อเยื่อกระดูกและผิวหนังได้ (Shalumon et al., 2011)

#### 4.2 วัสดุปิดแผล

ผิวหนังเป็นอวัยวะที่สำคัญและใหญ่ที่สุดในร่างกาย มีหน้าที่หลักในการป้องกันร่างกายต่ออาการบาดเจ็บ รังสียูวี และเชื้อโรคต่าง ๆ ที่สามารถเข้าสู่ร่างกายได้ นอกจากนี้ยังมีหน้าที่ในการรักษาสมดุลของน้ำและอุณหภูมิภายในร่างกายอีกด้วย ในกรณีที่ร่างกายได้รับการบาดเจ็บบริเวณผิวหนังไม่มากนัก ร่างกายสามารถสมานแผลและซ่อมแซมเนื้อเยื่อได้ด้วยตัวเอง เพื่อให้ผิวหนังซึ่งประกอบด้วยผิวหนังกำพวด และผิวหนังแท้อยู่ในสภาวะสมดุลตลอดเวลา สร้างเกราะกำบังป้องกันร่างกายจากสิ่งแวดล้อมภายนอก ในกรณีเมื่อเกราะป้องกันนี้ถูกทำลายโดยเกิดการบาดเจ็บเป็นบริเวณกว้างและลึก จะมีกระบวนการทางชีวเคมีที่ซับซ้อนเกิดขึ้นทันทีเพื่อทำการรักษาบาดแผล กระบวนการสมานแผล (wound healing) ถูกแบ่งออกเป็น 4 ระยะ คือ ระยะที่ 1 การห้ามเลือด (hemostasis) ระยะที่ 2 การอักเสบ (inflammation) ระยะที่ 3 การเจริญเติบโต (proliferation) ระยะที่ 4 การปรับรูปร่าง (remodeling) (Stadelmann et al., 1998) โดยปกติร่างกายไม่สามารถรักษาแผลที่ลึกระดับหนึ่งได้ เพราะเนื้อเยื่อเซลล์ที่เหลือมีไม่เพียงพอที่จะ

ฟื้นฟูเนื้อเยื่อผิวชั้นใหม่ได้ยกเว้นจากบริเวณขอบบาดแผล ส่งผลให้การสร้างเนื้อเยื่อผิวชั้นใหม่ต้องใช้เวลาและมีความซับซ้อน ดังนั้นการใช้วัสดุปิดแผลจึงได้เข้ามามีบทบาทสำคัญในการรักษาบาดแผล โดยหน้าที่หลักของวัสดุปิดแผลคือ สามารถป้องกันแผล ดูดซึมของเหลวหรือสารคัดหลั่งจากแผล ป้องกันการปนเปื้อนเชื้อโรคหรือจุลินทรีย์จากภายนอก และอาจช่วยเร่งกระบวนการรักษาแผล ดังนั้นวัสดุปิดแผลที่ดีควรสามารถป้องกันแผลจากเชื้อโรคภายนอก สามารถให้อากาศ ความชื้น ออกซิเจนแทรกซึมผ่านได้ จากสมบัติที่กล่าวมาแล้วนี้ แผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์โพรสปีนที่ออกแบบด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต เหมาะสำหรับนำไปใช้เป็นวัสดุปิดแผลได้เป็นอย่างดี เนื่องจากมีสมบัติที่เป็นเอกลักษณ์ คือ มีความเป็นรูพรุนสูงและมีการเชื่อมต่อระหว่างเส้นใยทำให้มีรูพรุนขนาดเล็กพอที่จะป้องกันไม่ให้แบคทีเรียไปยังบาดแผลได้ (Jayakumar et al., 2011) มีพื้นที่ผิวสัมผัสสูง ทำให้สามารถดูดซับของเหลวได้ดี มีความเป็นรูพรุนสูง ทำให้เกิดการแลกเปลี่ยนของของเหลวและอากาศตามสภาพแวดล้อม นอกจากนี้กระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตเป็นกระบวนการที่ง่ายในการใส่ยาเข้าไปในเส้นใย ซึ่งเมื่อยาถูกปล่อยออกมายังบาดแผลจะสามารถช่วยในการรักษาบาดแผล อีกทั้งยังสามารถใช้ยาต้านเชื้อแบคทีเรียเพื่อป้องกันไม่ให้แผลเกิดการติดเชื้อได้ (Agarwal et al., 2008)

Min et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์โพรสปีนใหม่ไฟโบรอิน ด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต เพื่อศึกษาความเข้ากันได้ของแผ่นเส้นใยกับเซลล์ และศึกษาพฤติกรรมของเซลล์บนแผ่นเส้นใย จากการศึกษาพบว่า เซลล์ normal human keratinocytes และ เซลล์ fibroblasts สามารถเกาะและเจริญเติบโตได้ดีบนแผ่นเส้นใยนี้ (Min et al.,

2004) ต่อมาในปี ค.ศ. 2009 Schneider et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินใหม่ไฟโบรอินที่มี epidermal growth factor (EGF) พบว่าแผ่นเส้นใยนี้สามารถช่วยรักษาบาดแผลได้ดี โดยเฉพาะแผลเรื้อรัง (Schneider et al., 2009) ซึ่งในกรณีผู้ป่วยแผลเรื้อรัง การคงสภาพของแผ่นเส้นใยในระหว่างการรักษาและความเข้ากันได้ดีเซลล์เนื้อเยื่อ เป็นสมบัติที่ต้องนำมาพิจารณาในเลือกใช้เป็นวัสดุปิดแผล ดังนั้นแผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินคอลลาเจนที่ผ่านการเชื่อมโยงระหว่างโมเลกุลด้วยออลูตราลดีไฮด์ (glutaraldehyde) จึงถูกนำมาศึกษา จากการทดลองพบว่าแผ่นเส้นใยนี้มีความต้านทานแรงดึงได้ดีแม้อยู่ในสารละลายน้ำ นอกจากนี้เมื่อนำแผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินคอลลาเจนที่ถูกเคลือบด้วยคอลลาเจนชนิดที่ 1 มาใช้พบว่าแผ่นเส้นใยนี้ช่วยสนับสนุนการเกาะและการเจริญเติบโตของเซลล์ normal human keratinocytes ทำให้วัสดุนี้เหมาะสมสำหรับนำไปประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ เช่น วัสดุปิดแผล และวัสดุโครงร่างเลี้ยงเซลล์เนื้อเยื่อ (Rho et al., 2006) Gu et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินเจลาติน/พอลิแล็กไทด์ (Gelatin/poly(L-lactide)) จากการทดลองพบว่าแผ่นเส้นใยนี้สามารถควบคุมการสูญเสียน้ำ กระตุ้นความสามารถในการระบายของเหลว และยังสามารถเข้ากันได้ดีกับเซลล์เนื้อเยื่อทำให้เหมาะสำหรับใช้เป็นวัสดุปิดแผล (Gu et al., 2009) นอกจากนี้ยังมีการขึ้นรูปแผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินพอลิแล็กไทด์-พอลิไกลโคลิโคไลด์/คอลลาเจน (Polylactide-polyglycolide (PLGA)/collagen) โดยมีการศึกษาความเข้ากันได้กับเซลล์ การตอบสนองของเซลล์บนแผ่นเส้นใย และการรักษาแผลเปิดของหนูทดลอง จากผลการศึกษาพบว่าแผ่นเส้นใยนี้สามารถตอบสนองกับเซลล์ Human fibroblasts และมีประสิทธิภาพมากในการช่วยเร่งการรักษาบาดแผล

ชั้นต้น ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าแผ่นเส้นใยนี้เหมาะสำหรับใช้เป็นวัสดุปิดแผล (Liu et al., 2010) เนื่องจาก quaternized chitosan มีฤทธิ์ต้านแบคทีเรียได้ดี ดังนั้นจึงได้มีการนำไปใช้เป็นวัสดุปิดแผลโดย Ignatova et al. แผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปิน quaternized chitosan/polyvinyl alcohol (PVA) ถูกทำให้เสถียรต่อสภาวะสารละลายน้ำด้วยวิธีการเชื่อมขวางด้วยแสง (photomediated crosslinking) ก่อนนำไปทดสอบฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรีย จากผลการทดลองพบว่าแผ่นเส้นใยนี้สามารถต้านเชื้อ *Staphylococcus aureus* และ *Escherichia coli* ได้ดี ทำให้มีศักยภาพเหมาะสำหรับใช้เป็นวัสดุปิดแผล (Ignatova et al., 2006) นอกจากนี้ Ignatova et al. ยังได้นำ quaternized chitosan ผสมกับ Poly(vinyl pyrrolidone) (PVP) และขึ้นรูปเป็นแผ่นเส้นใยด้วยกระบวนการปั่นเส้นใยไฟฟ้าสถิต และทำให้แผ่นเส้นใยมีความเสถียรต่อสารละลายน้ำโดยวิธีการเชื่อมขวางด้วยแสงเช่นเดิม จากการศึกษาฤทธิ์ต้านเชื้อแบคทีเรียของแผ่นเส้นใย พบว่าแผ่นเส้นใยนี้มีฤทธิ์ต้านเชื้อ *Staphylococcus aureus* และ *Escherichia coli* สูง ดังนั้นวัสดุนี้สามารถนำไปใช้เป็นวัสดุปิดแผลได้ (Ignatova et al., 2007)

#### 4.3 ระบบนำส่งยา

ระบบนำส่งยา และวิศวกรรมเนื้อเยื่อมีความเกี่ยวข้องกัน เนื่องจากในบางครั้งการปลดปล่อยยาจากวัสดุโครงร่างเลี้ยงเซลล์สามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการเจริญเติบโตของเนื้อเยื่อได้ โดยกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตสามารถผลิตวัสดุนำส่งยาที่มีประสิทธิภาพ เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการปลดปล่อยยาจากแผ่นฟิล์ม เนื่องจากแผ่นเส้นใยอิเล็กโตรสปินมีพื้นที่ผิวสัมผัสมากกว่า (Suwanton et al., 2007) นอกจากนี้สามารถใส่ยาเข้าไปในแผ่นเส้นใยได้



หลากหลายชนิดและยาสามารถถูกส่งไปยังเป้าหมายที่ต้องการรักษาได้ ตัวอย่างที่มีการศึกษาวิจัย ได้แก่ ยา ที่ออกฤทธิ์ทางชีวภาพ เช่น ยาต้านมะเร็ง ยาต้านการอักเสบ ยาปฏิชีวนะ และโปรตีน อีกทั้งยังมีสารสกัดจากสมุนไพรอีกด้วย (Jiang et al., 2004; Sill and von Recum, 2008; Tungprapa et al., 2007; Suwanton et al., 2007) โดยปัจจัยในการเลือกวัสดุสำหรับนำมาใช้เป็นวัสดุนำส่งยา คือ ป้องกันยาจากการแตกสลายในระบบกระแสเลือด แตกสลายทางชีวภาพ ควบคุมการปลดปล่อยยาได้ต่อเนื่องและอยู่ในช่วงการรักษา นอกจากนี้ยาที่ถูกปลดปล่อยต้องถูกปล่อยออกไปยังเนื้อเยื่อตามเป้าหมาย สดท่ายวัสดุที่ใช้ต้องไม่เป็นพิษต่อเซลล์เนื้อเยื่อ โดยปกติการปลดปล่อยยาจากวัสดุสามารถถูกควบคุมด้วยการแพร่อย่างเดียว หรือทั้งการแพร่และการแตกสลายของวัสดุ สำหรับวัสดุไม่แตกสลายทางชีวภาพ การปลดปล่อยยาจะถูกควบคุมด้วยการแพร่ ขณะที่วัสดุแตกสลายทางชีวภาพ ยาจะถูกปลดปล่อยโดยการแพร่หรือการแตกสลายของวัสดุ ซึ่งอาจทำให้ได้รับปริมาณยาที่เกินขนาด และมีความเข้มข้นสูงใกล้ระดับความเป็นพิษ ดังนั้น การเลือกใช้วัสดุแตกสลายทางชีวภาพต้องพิจารณาเป็นพิเศษในเรื่องอัตราการปลดปล่อยยาและอัตราการแตกสลายของวัสดุ นอกจากนี้การกระจายตัวของยาภายในพอลิเมอร์เมทริกซ์ ยังมีผลต่อลักษณะการปลดปล่อยยา (Sill and von Recum, 2008)

ในปี ค.ศ. 2003 Zeng et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยอิลีคโตรสปิน Poly(L-lactic acid) (PLLA) สำหรับใช้เป็นวัสดุนำส่งยา โดยศึกษาผลของสารลดแรงตึงผิว (สารลดแรงตึงผิวประจุบวก ประจุลบ และไม่มีประจุ) และชนิดยา (Rifampin, Paclitaxel และ Doxorubicin hydrochloride) ที่มีต่อขนาดและความสม่ำเสมอของเส้นใย จากการทดลองพบว่า การใส่สาร

ลดแรงตึงผิวลงไป ทำให้เส้นใยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางลดลง นอกจากนี้ยังสามารถถูกห่อหุ้มด้วยเส้นใย PLLA (Zeng et al., 2003) ต่อมาในปี ค.ศ. 2005 Zeng et al. ได้ศึกษาผลของการละลายและการเข้ากันของยาในวัสดุพอลิเมอร์ โดยใช้แผ่นเส้นใยอิลีคโตรสปิน PLLA เป็นวัสดุนำส่งยาและศึกษาการปลดปล่อยยา Paclitaxel, Doxorubicin base และ Doxorubicin hydrochloride จากผลการทดลองพบว่ายา Paclitaxel และ Doxorubicin base มีความเข้ากันได้ดีกับแผ่นเส้นใยอิลีคโตรสปิน PLLA ขณะที่ Doxorubicin hydrochloride พบอยู่บนผิวของแผ่นเส้นใยส่งผลให้เกิดการปลดปล่อยยาอย่างรวดเร็วในช่วงแรก ดังนั้นความเข้ากันของยาและวัสดุเป็นปัจจัยสำคัญสำหรับควบคุมการปลดปล่อยยาในระบบนำส่งยา (Zeng et al., 2005) Jiang et al. ได้ขึ้นรูปแผ่นเส้นใยอิลีคโตรสปิน Poly(lactide-co-glycolide) (PLGA)/poly(ethylene glycol)-g-chitosan (PEG-g-chitosan) ที่มียา Ibuprofen สำหรับประยุกต์ใช้ในระบบนำส่งยา จากการทดลองพบว่าการมี PEG-g-chitosan สามารถช่วยลดอัตราการปลดปล่อยยา Ibuprofen ได้โดยยา Ibuprofen ถูกเชื่อมประสานกับสายโซ่ของ PEG-g-chitosan ทำให้การปลดปล่อยยาเกิดได้นานกว่า 2 สัปดาห์ (Jiang et al., 2004) Kenawy et al. ได้ศึกษาลักษณะการปลดปล่อยยา Ketoprofen จากแผ่นเส้นใยอิลีคโตรสปินพอลิไวนิลแอลกอฮอล์ (Poly(vinyl alcohol)) และศึกษาความเสถียรของแผ่นเส้นใยโดยทำการแช่ในเมทานอล (Methanol) เป็นระยะเวลา 1 และ 24 ชั่วโมง จากผลการทดลอง พบว่าการปลดปล่อยยา Ketoprofen จากแผ่นเส้นใยที่ผ่านการแช่ในเมทานอลสามารถช่วยลดการปลดปล่อยยาอย่างรวดเร็วในช่วงเวลาเริ่มแรก (Kenawy et al., 2007) นอกจากนี้ยังมีการเตรียมแผ่น

เส้นใยอิเล็กทรอนิกส์ PVA ที่มียา Metoxicam โดยศึกษาความเข้มข้นต่าง ๆ กันของยาที่ใส่ในแผ่นเส้นใยคือ 2.5, 5, 10, และ 20% โดยน้ำหนักเทียบกับน้ำหนักของพอลิไวนิลแอลกอฮอล์และศึกษาการปลดปล่อยยาจากแผ่นเส้นใยเปรียบเทียบกับแผ่นฟิล์ม พบว่ายา Metoxicam ทุกความเข้มข้นสามารถกระจายตัวได้ดีในเส้นใย การปลดปล่อยยา Metoxicam จากแผ่นเส้นใยมีปริมาณสูงกว่าแผ่นฟิล์ม เนื่องจากโครงสร้างที่มีรูพรุนสูงของแผ่นเส้นใยช่วยสนับสนุนการบวมตัวในตัวกลางสารละลายน้ำ (aqueous medium) (Ngawhirunpat et al., 2009)

Tungprapa et al. ได้ศึกษาลักษณะการปลดปล่อยยาลดการอักเสบ (Non-steroidal anti-inflammatory drugs (NSAIDs)) 4 ชนิด คือ Naproxen, Indomethacin, Ibuprofen และ Sulindac จากแผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์เซลลูโลสแอซิเตต โดยยาทั้ง 4 ชนิดของยาลดการอักเสบมีความสามารถในการละลายน้ำที่แตกต่างกัน จากการศึกษาการปลดปล่อยยาในสารละลายบัฟเฟอร์แอซิเตต (acetate buffer, pH 5.5) ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส พบว่าปริมาณยาที่ปลดปล่อยออกมาจากแผ่นเส้นใยเรียงลำดับจากมากไปน้อย ดังนี้ คือ Naproxen, Ibuprofen, Indomethacin และ Sulindac ตามลำดับ จึงสามารถสรุปได้ว่าลักษณะการปลดปล่อยยาจากแผ่นเส้นใยขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ เช่น การละลายของยาในพอลิเมอร์ การละลายของยาในตัวกลางสารละลายน้ำ การบวมตัวและการละลายของพอลิเมอร์ในตัวกลางสารละลายน้ำ และการแพร่ของยาจากชั้นพอลิเมอร์ไปยังตัวกลางสารละลายน้ำ (Tungprapa et al., 2007) ผลขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์ Polylactide (PLLA) และปริมาณยา Paracetamol ที่ใส่ลงไป (2,

5 และ 8% โดยน้ำหนัก) ต่อลักษณะการปลดปล่อยยาและการแตกสลายของแผ่นเส้นใยถูกศึกษาโดย Cui et al. จากการทดลองสามารถสรุปได้ว่าลักษณะการปลดปล่อยยาจากแผ่นเส้นใยสามารถควบคุมได้ด้วยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นใยและปริมาณยาที่อยู่ในเส้นใย (Cui et al., 2006) นอกจากนี้ที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว แผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์ที่มีสารสกัดสมุนไพร เช่น ขมิ้น (Suwantong et al., 2007) ใบบัวบก (Suwantong et al., 2008) ชะมวง (Suwantong et al., 2012) มะพูด (Suwantong et al., 2013) มังคุด (Suwantong et al., 2014) ยังได้ถูกนำมาศึกษาลักษณะการปลดปล่อยยา โดยจากการทดลองพบว่าแผ่นเส้นใยที่มีสารสกัดสมุนไพรเหล่านี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้เป็นระบบนำส่งยาได้ อีกทั้งสามารถนำไปใช้เป็นวัสดุปิดแผล หรือวัสดุทางการแพทย์ได้อีกด้วยขึ้นอยู่กับฤทธิ์ของสมุนไพรแต่ละตัว

## 5. บทสรุป

แผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิต มีสมบัติเฉพาะและโดดเด่น คือ พื้นที่ผิวต่อมวลหรือปริมาตรสูง ความเป็นรูพรุนสูง ขนาดรูพรุนที่เล็ก และสมบัติเชิงกลสูง ทำให้แผ่นเส้นใยอิเล็กทรอนิกส์ถูกนำไปประยุกต์ใช้เป็นวัสดุทางการแพทย์ อีกทั้งกระบวนการปั่นเส้นใยด้วยไฟฟ้าสถิตยังมีกระบวนการที่ง่ายและไม่ซับซ้อน สามารถควบคุมขนาดเส้นใยและรูพรุนได้ด้วยการควบคุมปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้อง เช่น ความเข้มข้นของสารละลายพอลิเมอร์ ศักย์ไฟฟ้า อัตราการไหลของสารละลายพอลิเมอร์ ระยะห่างระหว่างหลอดบรรจุสารละลายพอลิเมอร์กับวัสดุรองรับ เป็นต้น จากที่กล่าวมาแล้วนั้น ทำให้มีการนำกระบวนการปั่นเส้นใย

ด้วยไฟฟ้าสถิตไปใช้ในการผลิตวัสดุสำหรับประยุกต์ใช้ทางการแพทย์เป็นจำนวนมาก

## 6. เอกสารอ้างอิง

- Agarwal, S., Wendorff, J.H. and Greiner, A. (2008). Use of electrospinning technique for biomedical application. *Polymer* 49: 5603-5621.
- Baiguera, S., Del Gaudio, C., Lucatelli, E., Kuevda, E., Boieri, M., Mazzanti, B., Bianco, A. and Macchiarini, P. (2014). Electrospun gelatin scaffolds incorporating rat decellularized brain extracellular matrix for neural tissue engineering. *Biomaterials* 35: 1205-1214.
- Baumgarten, P.K. (1971). Electrostatic spinning of acrylic microfibers. *J. Colloid Interf. Sci.* 36: 71-79.
- Bhattacharai, S.R., Bhattacharai, N., Yi, H.K., Hwang, P.H., Cha, D.I. and Kim, H.Y. (2004). Novel biodegradable electrospun membrane: scaffold for tissue engineering. *Biomaterials* 25: 2595-2602.
- Blackwood, K.A., McKean, R., Canton, I., Freeman, C.O., Franklin, K.L., Cole, D., Brook, I., Farthing, P., Rimmer, S., Haycock, J.W., Ryan, A.J. and MacNeil, S. (2008). Development of biodegradable electrospun scaffolds for dermal replacement. *Biomaterials* 29: 3091-3104.
- Buchko, C.J., Chen, L.C., Shen, Y. and Martin, D.C. (1999). Processing and microstructural characterization of porous biocompatible protein polymer thin films. *Polymer* 40: 7397-7407.
- Chen, Z.G., Wang, P.W., Wei, B., Mo, X.M. and Cui, F.Z. (2010). Electrospun collagen-chitosan nanofiber: A biomimetic extracellular matrix for endothelial cell and smooth muscle cell. *Acta Biomater* 6: 372-382.
- Cui, W., Li, X., Zhu, X., Yu, G., Zhou, S. and Weng, J. (2006). Investigation of drug release and matrix degradation of electrospun poly(DL-lactide) fibers with paracetamol inoculation. *Biomacromolecules* 7: 1623-1629.
- Deitzel, J.M., Kleinmeyer, J., Harris, D. and Beck Tan, N.C. (2001). The effect of processing variables on the morphology of electrospun nanofibers and textiles. *Polymer* 42: 261-272.
- Doshi, J. and Reneker, D.H. (1995). Electrospinning process and applications of electrospun fibers. *J. Electrostat.* 35: 151-160.
- Duan, B., Wu, L., Li, X., Yuan, X., Li, X., Zhang, Y. and Yao, K. (2007). Degradation of electrospun PLGA-chitosan/PVA membranes and their cytocompatibility *in vitro*. *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.* 18: 95-115.
- Fridrikh, S., Yu, J.H., Brenner, M.P. and Rutledge G.C. (2003). Controlling the fiber diameter during electrospinning. *Phys. Rev. Lett.* 90: 144502.
- Formhals, A. (1934). Process and apparatus for preparing artificial threads. U.S. Patent. 1975504.
- Greiner, A. and Wendorff, J.H. (2007). Electrospinning: A fascinating method for the preparation of ultrathin fibers. *Angew. Chem. Int. Edit.* 46: 5670-5703.
- Gu, S.-Y., Wang, Z.-M. Ren, J. and Zhang C.-Y. (2009). Electrospinning of gelatin and gelatin/poly(L-lactide) blend and its characteristics for wound dressing. *Mater. Sci. Eng. C-Mater.* 29: 1822-1828.
- Hayati, I., Bailey, A.I. and Tadros, Th.F. (1987). Investigations into the mechanisms of electrohydrodynamic spraying of liquids: I.

- Effect of electric field and the environment on pendant drops and factors affecting the formation of stable jets and atomization. *J. Colloid Interf. Sci.* 117: 205-221.
- Ignatova, M., Manolova, N. and Rashkov, I. (2007). Novel antibacterial fibers of quaternized chitosan and poly(vinyl pyrrolidone) prepared by electrospinning. *Eur. Polym. J.* 43: 1112-1122.
- Ignatova, M., Starbova, K., Markova, N., Manolova, N. and Rashkov, I. (2006). Electrospun nano-fibre mats with antibacterial properties from quaternised chitosan and poly(vinyl alcohol). *Carbohydr. Res.* 341: 2098-2107.
- Ito, Y., Hasuda, H., Kamitakahara, M., Ohtsuki, C., Tanihara, M., Kang, I.-K. and Kwon, O.H. (2005). A composite of hydroxyapatite with electrospun biodegradable nanofibers as a tissue engineering material. *J. Biosci. Bioeng.* 100: 43-49.
- Jaeger, R., Bergshoef, M.M., Battle, C.M.I., Schönherr, H. and Vancso, G.J. (1998). Electrospinning of ultra-thin polymer fibers. *Macromol. Symp.* 127: 141-150.
- Jayakumar, R., Prabakaran, M., Sudheesh Kumar, P.T., Nair, S.V. and Tamura, H. (2011). Biomaterials based on chitin and chitosan in wound dressing applications. *Biotechnol. Adv.* 29: 322-337.
- Ji, Y., Ghosh, K., Shu, X.Z., Li, B., Sokolov, J.C., Prestwich, G.D., Clark, R.A.F. and Rafailovich, M.H. (2006). Electrospun three-dimensional hyaluronic acid nanofibrous scaffolds. *Biomaterials* 27: 3782-3792.
- Jiang, H., Fang, D., Hsiao, B., Chu, B. and Chen, W. (2004). Preparation and characterization of ibuprofen-loaded poly(lactide-co-glycolide)/poly(ethylene glycol)-g-chitosan electrospun membranes. *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.* 15: 279-296.
- Kenawy, E.-R., Abdel-Hay, F.I., El-Newehy, M.H. and Wnek, G.E. (2007). Controlled release of ketoprofen from electrospun poly(vinyl alcohol) nanofibers. *Mat. Sci. Eng. A-Struct.* 459: 390-396.
- Khil, M.S., Bhattarai, S.R., Kim, H.Y., Kim, S.Z. and Lee, K.H. (2005). Novel fabricated matrix via electrospinning for tissue engineering. *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 72: 117-124.
- Kim, K., Yu, M., Zong, X., Chiu, J., Fang, D., Seo, Y.-S., Hsiao, B.S., Chu, B. and Hadjiargyrou, M. (2003). Control of degradation rate and hydrophilicity in electrospun non-woven poly(D,L-lactide) nanofiber scaffolds for biomedical applications. *Biomaterials* 27: 4977-4985.
- Kumbar, S.G., Nukavarapu, S.P., James, R., Nair, L.S. and Laurencin, C.T. (2008). Electrospun poly(lactic acid-co-glycolic acid) scaffolds for skin tissue engineering. *Biomaterials* 29: 4100-4107.
- Langer, R. and Vacanti, J.P. (1993). *Tissue engineering. Science* 260: 920-926.
- Lannutti, J., Reneker, D., Ma, T., Tomasko, D. and Farson, D. (2007). Electrospinning for tissue engineering scaffolds. *Mater. Sci. Eng. C-Mater.* 27: 504-509.
- Li, C., Vepari, C., Jin, H.-J., Kim, H.J. and Kaplan, D.L. (2006). Electrospun silk-BMP-2 scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials* 27: 3115-3124.
- Li, W.J., Tuli, R., Okafor, C., Derfoul, A., Danielson, K.G., Hall, D.J. and Tuan, R.S. (2005). A three-dimensional nanofibrous scaffold for cartilage tissue engineering using human

- mesenchymal stem cells. *Biomaterials* 26: 599-609.
- Liu, S.-J., Kau, Y.-C., Chou, C.-Y., Chen, J.-K., Wu, R.-C. and Yeh, W.-L. (2010). Electrospun PLGA/collagen nanofibrous membrane as early-stage wound dressing. *J. Membrane Sci.* 355: 53-59.
- Luu, Y.K., Kim, K., Hsiao, B.S., Chu, B. and Hadjiargyrou, M. (2003). Development of a nanostructured DNA delivery scaffold via electrospinning of PLGA and PLA-PEG block copolymers. *J. Control. Release* 89: 341-353.
- Ma, Z., Kotaki, M., Inai, R. and Ramakrishna, S. (2005). Potential of nanofiber matrix as tissue-engineering scaffolds. *Tissue Eng.* 11: 101-109.
- Matsuda, A., Kagata, G., Kino, R. and Tanaka, J. (2007). Preparation of chitosan nanofiber tube by electrospinning. *J. Nanosci. Nanotechnol.* 7: 852-855.
- Matthews, J.A., Wnek, G.E., Simpson, D.G. and Bowlin, G.L. (2002). Electrospinning of collagen nanofibers. *Biomacromolecules* 3: 232-238.
- McManus, M.C., Boland, E.D., Simpson, D.G., Barnes, C.P. and Bowlin, G.L. (2007). Electrospun fibrinogen: Feasibility as a tissue engineering scaffold in a rat cell culture model. *J. Biomed. Mater. Res.* 81: 299-309.
- Meechaisue, C., Dubin, R., Supaphol, P., Hoven, V.P. and Kohn, J. (2006). Electrospun mat of tyrosine-derived polycarbonate fibers for potential use as tissue scaffolding material. *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.* 17: 1039-1056.
- Megelski, S., Stephens, J.S., Chase, D.B. and Rabolt, J.F. (2002). Micro- and nanostructured surface morphology on electrospun polymer fibers. *Macromolecules* 22: 8456-8466.
- Meng, W., Kim, S.Y., Yuan, J., Kim, J.C., Kwon, O.H., Kawazoe, N., Chen, G., Ito, Y. and Kang, I.K. (2007). Electrospun PHBV/collagen composite nanofibrous scaffolds for tissue engineering. *J. Biomater. Sci. Polym. Ed.* 18: 81-94.
- Min, B.-M., Lee, G., Kim, S.H., Nam, Y.S., Lee, T.S. and Park, W.H. (2004). Electrospinning of silk fibroin nanofibers and its effect on the adhesion and spreading of normal human keratinocytes and fibroblasts in vitro. *Biomaterials* 25: 1289-1297.
- Mohammadi, Y., Soleimani, M., Fallahi-Sichani, M., Gazme, A., Haddadi-Asl, V., Arefian, E., Kiani, J., Moradi, R., Atashi, A. and Ahmadbeigi, N. (2007). Nanofibrous poly(epsilon-caprolactone)/poly(vinyl alcohol)/chitosan hybrid scaffolds for bone tissue engineering using mesenchymal stem cells. *Int. J. Artif. Organs* 30: 204-211.
- Neamrark, A., Sanchavanakit, N., Pavasant, P., Rujiravanit, R. and Supaphol, P. (2008). *In vitro* biocompatibility of electrospun hexanoyl chitosan fibrous scaffolds towards human keratinocytes and fibroblasts. *Eur. Polym. J.* 44: 2060-2067.
- Ngawhirunpat, T., Opanasopit, P., Rojanarata, T., Akkaramongkolporn, P., Ruktanonchai, U. and Supaphol, P. (2009). Development of meloxicam-loaded electrospun polyvinyl alcohol mats as a transdermal therapeutic agent. *Pharm. Dev. Technol.* 14: 70-79.
- Nie, H. and Wang, C.-H. (2007). Fabrication and characterization of PLGA/HAp composite scaffolds for delivery of BMP-2 plasmid DNA. *J. Control. Release* 120: 111-121.
- Noh, H.K., Lee, S.W., Kim, J.-M., Oh, J.-E., Kim, K.-H., Chung, C.-P., Choid, S.-C., Park, W.H. and Min,

- B.-M. (2006). Electrospinning of chitin nanofibers: Degradation behavior and cellular response to normal human keratinocytes and fibroblasts. *Biomaterials* 27: 3934-3944.
- Rho, K.S., Jeong, L., Lee, G., Seo, B.M., Park, Y.J., Hong, S.D., Roh, S., Cho, J.J., Park, W.H. and Min, B.M. (2006). Electrospinning of collagen nanofibers: Effects on the behavior of normal human keratinocytes and early-stage wound healing. *Biomaterials* 27: 1452-1461.
- Rujitanaroj, P.-O., Pimpha, N. and Supaphol, P. (2008). Wound-dressing materials with antibacterial activity from electrospun gelatin fiber mats containing silver nanoparticles. *Polymer* 49: 4723-4732.
- Schneider, A., Wang, X.Y., Kaplan, D.L., Garlick, J.A. and Egles, C. (2009). Biofunctionalized electrospun silk mats as a topical bioactive dressing for accelerated wound dressing. *Acta. Biomater.* 5: 2570-2578.
- Shalumon, K.T., Anulekha, K.H., Chennazhi, K.P., Tamura, H., Nair, S.V. and Jayakumar, R. (2011). Fabrication of chitosan/poly (caprolactone) nanofibrous scaffold for bone and skin tissue engineering. *Int. J. Biol. Macromol.* 48: 571-576.
- Sill, T.J. and von Recum, H.A. (2008). Electrospinning: Applications in drug delivery and tissue engineering. *Biomaterials* 29: 1989-2006.
- Song, J.-H., Kim, H.-E. and Kim, H.-W. (2008). Production of electrospun gelatin nanofiber by water-based co-solvent approach. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* 19: 95-102.
- Stadelmann, W.K., Digenis, A.G. and Tobin G.R. (1998). Physiology and healing dynamics of chronic cutaneous wounds. *Am. J. Surg.* 176: 265-385.
- Stitzel, J., Liu, J., Lee, S.J., Komura, M., Berry, J., Soker, S., Lim, G., Van Dyke, M.V., Czerw, R., Yoo, J.J. and Atala, A. (2006). Controlled fabrication of a biological vascular substitute. *Biomaterials* 27: 1088-1094.
- Suwantong, O., Opanasopit, P., Ruktanonchai, U. and Supaphol, P. (2007). Electrospun cellulose acetate fiber mats containing curcumin and release characteristic of the herbal substance. *Polymer* 48: 7546-7557.
- Suwantong, O., Pankongadisak, S., Deachathai, S. and Supaphol, P. (2012). Electrospun poly(L-lactic acid) fiber mats containing a crude *Garcinia cowa* extract for wound dressing applications. *J. Polym. Res.* 19: 9896.
- Suwantong, O. Pankongadisak, P., Deachathai, S. and Supaphol, P. (2013). The potential of electrospun poly(L-lactic acid) fiber mats containing a crude *Garcinia dulcis* extract for use as wound dressings. *Chiang Mai J. Sci.* 40: 517-533.
- Suwantong, O. Pankongadisak, P., Deachathai, S. and Supaphol, P. (2014). Electrospun poly(L-lactic acid) fiber mats containing crude *Garcinia mangostana* extracts for use as wound dressings. *Polym. Bull.* 71: 925-949.
- Suwantong, O. Ruktanonchai, U. and Supaphol, P. (2008). Electrospun cellulose acetate fiber mats containing asiaticoside or *Centella asiatica* crude extract and the release characteristics of asiaticoside. *Polymer* 49: 4239-4247.
- Taylor, G. (1969). Electrically driven jets. *P. Roy. Soc. Lond. A Mat.* 313: 453-475.
- Tungprapa, S., Jangchud, I. and Supaphol, P. (2007). Release characteristics of four model drugs from drug-loaded electrospun cellulose acetate fiber mats. *Polymer* 48: 5030-5041.

- Venugopal, J., Zhang, Y.Z. and Ramakrishna, S. (2005). Electrospun nanofibres: Biomedical applications. *P. I. Mech. Eng. N-J. Nano.* 218: 35-45.
- Yoshimoto, H., Shin, Y.M., Terai, H. and Vacanti, J.P. A biodegradable nanofiber scaffold by electrospinning and its potential for bone tissue engineering. *Biomaterials* 24: 2077-2082.
- Zeng, J., Xu, X., Chen, X., Liang, Q., Bian, X., Yang, L. and Jing, X. (2003). Biodegradable electrospun fibers for drug delivery. *J. Control. Release* 92: 227-239.
- Zeng, J., Yang, L., Liang, Q., Zhang, X., Guan, H., Xu, X., Chen, X. and Jing, X. (2005). Influence of the drug compatibility with polymer solution on the release kinetics of electrospun fiber formulation. *J. Control. Release* 105: 43-51.
- Zhang, C., Yuan, X., Wu, L., Han, Y. and Sheng, J. (2005). Study on morphology of electrospun poly(vinyl alcohol) mats. *Eur. Polym. J.* 41: 423-432.
- Zhang, X., Reagan, M.R. and Kaplan, D.L. (2009). Electrospun silk biomaterial scaffolds for regenerative medicine. *Adv. Drug Deliver. Rev.* 61: 988-1006.
- Zhong, S., Teo, W.E., Zhu, X., Beuerman, R.W., Ramakrishna, S. and Yung, L.Y. (2006). An aligned nanofibrous collagen scaffold by electrospinning and its effects on *in vitro* fibroblast culture. *J. Biomed. Mater. Res. A* 79: 456-463.
- Zou, B., Li, X., Zhuang, H., Cui, W., Zou, J. and Chen, J. (2011). Degradation behaviors of electrospun fibrous composites of hydroxyapatite and chemically modified poly(DL-lactide). *Polym Degrad. Stabil.* 96: 114-122.

