



การแพร่กระจายของยาใน Polyacrylamide gel โดยการฉีดยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้า

Drug Dispersion into Polyacrylamide Gel of Needle Free-Jet Injection using Electromagnetic Actuator

อนิรุตต์ มัทธจักร*, กิตติพงษ์ ศรีพินากุล, ธมลพรรณ ไพเราะ และ นิภาพร ประหยัดทรัพย์

ห้องปฏิบัติการการประยุกต์ใช้ลำเจ็ทและการเผาไหม้ (Combustion and Jet Application Research Laboratory, CJARL)
ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี ตำบลเมืองศรีโค อำเภวารินชำราบ จังหวัดอุบลราชธานี 34190
E-mail: Anirut.m@ubu.ac.th, Tel: 0-4535-3309

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการแพร่กระจายของยาเมื่อฉีดเข้าไป Polyacrylamide gel โดยอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้าที่ถูกออกแบบและสร้างขึ้น ด้วยอาศัยการผลิตลำเจ็ทด้วยหลักการ Impact driven method ในงานวิจัยนี้จะทำการศึกษาอิทธิพลของปริมาตรของเหลวเมื่อฉีดเข้าไปใน Polyacrylamide gel เพื่อศึกษาการพัฒนาการ และการแพร่กระจายของยาโดยใช้กล้องถ่ายภาพความเร็วสูง และทำการตรวจวัดค่าลักษณะการแพร่กระจายทั้ง 5 รูปแบบคือ channel, hole, high, width และ depth ของรูปร่างการแพร่กระจายของยา นอกจากนี้ยังทำการเปรียบเทียบกับอุปกรณ์ฉีดยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากสปริงอีกด้วย จากการศึกษาพบว่า การแพร่กระจายของยาภายใน Polyacrylamide gel จากอุปกรณ์ที่ใช้ชุดขับจากสปริง และแม่เหล็กไฟฟ้ามีความคล้ายคลึงกัน ซึ่งสามารถแบ่งการออกได้ 3 ระยะ คือ ระยะเริ่ม, ระยะเจาะ และระยะการแพร่กระจาย โดยที่ channel และ hole ของการแพร่กระจายจะขึ้นอยู่กับความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ท ในขณะที่ high, width และ depth จะขึ้นอยู่กับปริมาตรของยา ดังนั้นเป็นไปได้ว่าชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถประยุกต์ใช้เป็นชุดขับของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มได้ในอนาคต

คำหลัก: การแพร่กระจายของยา, Polyacrylamide gel, การส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็ม, ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้า

Abstract

The objective of this research is to study the drug dispersion into 20% Polyacrylamide gel of needle-free jet injections using electromagnetic actuator. The electromagnetic actuator was designed and manufactured based on impact driven method for jet generation. In this research, effect of liquid volume on the drug penetration into Polyacrylamide gel was investigated. The evolution and dispersion of the drug was observed by high speed video camera, which there were 5 dispersion patterns: channel, hole, high, width and depth. From visualization, it was found that the behavior of the evolution of the drug penetration into Polyacrylamide gel of needle-free jet injection using spring and electromagnetic was similar. The evolution of the drug can be divided into three periods. There

are start period, penetrate period and dispersion period. The channel and hole of dispersion depended on the jet velocity and impact pressure while the high, width and depth depended on liquid volume. Therefore, it is possible to apply the electromagnetic actuator of needle-free jet injection in the future.

Keywords: Drug Dispersion, Polyacrylamide gel, Needle-free jet injection, Electromagnetic actuator.

1. บทนำ

เป็นที่ทราบกันดีแล้วว่า ในปัจจุบันได้ไขข้อสงสัยความรู้ทางด้านลำเจ็ทความเร็วสูงมาประยุกต์ใช้งานทางด้านวิศวกรรมไม่ว่าจะเป็น การตัดโลหะด้วยลำเจ็ท (Jet cutting technology) [1] การทำสะอาดด้วยลำเจ็ท (Material cleaning by jets) การเจาะอุโมงค์ด้วยลำเจ็ท (Mining and tunneling by means of high-speed jet impingements) [2, 3] การฉีดน้ำมันเชื้อเพลิง (Fuel direct injection) [4, 5] นอกจากนี้ยังสามารถประยุกต์ใช้ลำเจ็ทกับงานทางด้านทางการแพทย์ได้อีกด้วย อาทิเช่น ใช้ลำเจ็ทในการผ่าตัด (Micro jet cutting) [6] ใช้ลำเจ็ทในการทำลายก้อนเลือดที่อุดตันในเส้นเลือด (Blood clot dissolution) [7 - 9] และที่นิยมมากในปัจจุบัน คือ ใช้ในการส่งถ่ายยาด้วยลำเจ็ท [10 - 12] หรือการฉีดส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็ม (Needle free jet injection) โดยการทำให้ยากลายเป็นลำเจ็ทความเร็วสูงที่มีความเร็วตั้งแต่ 100 - 200 m/s [12] และมีความดันกระแทกมากกว่า 15 MPa ขึ้นไป [13] ซึ่งจะทำให้ยาสามารถเจาะชั้นผิวหนังได้ ดังนั้นจึงไม่จำเป็นต้องใช้เข็มฉีดยาอีกต่อไป

ปัจจุบันอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มส่วนใหญ่จะใช้ต้นกำเนิดจากการสะสมพลังงานซึ่งมีอยู่ 2 รูปแบบด้วยกันคือ สปริง และแก๊ส โดยข้อดีของต้นกำเนิดจากสปริงคือ อุปกรณ์จะมีขนาดเล็ก สะดวกในการใช้งาน แต่ข้อเสียคือ ถ้าต้องการเพิ่มความเร็วของลำเจ็ท จะต้องทำการปรับแต่งอุปกรณ์ใหม่ หรือเปลี่ยนสปริงที่มีค่านิจของสปริง (K) ให้สูงขึ้น และที่สำคัญเมื่อใช้งานเป็นเวลานานจะทำให้ค่า K ของสปริงลดลง ส่งผลต่อความเร็วของลำ

เจ็ท และการส่งถ่ายยา ส่วนข้อดีของต้นกำเนิดที่ใช้แก๊สคือ สามารถควบคุมความเร็วของลำเจ็ทได้ แก๊สที่นิยมใช้คือ แก๊ส CO₂ และแก๊สฮีเลียม [13] แต่อย่างไรก็ตามมีข้อเสียของต้นกำเนิดจากแก๊สคือ ต้องมีระบบผลิตแก๊ส และระบบอัดแก๊ส จึงทำให้ต้นกำเนิดนี้มีขนาดใหญ่ และมีราคาแพง ด้วยเหตุนี้จึงได้มีการคิดค้นต้นกำเนิดใหม่เพื่อใช้ผลิตลำเจ็ทสำหรับการส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็ม นั่นก็คือต้นกำเนิดจากไฟฟ้า

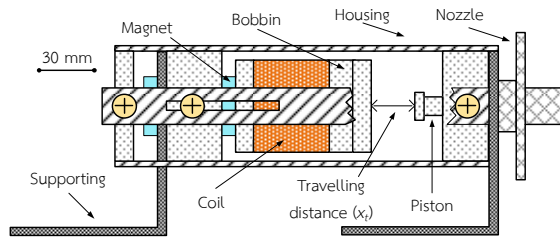
ในปี 2007 Stachowiak J.C. และคณะ [11] ได้ใช้ต้นกำเนิดจากไฟฟ้าที่มีชุดขับเคลื่อน (Actuator) ทำจาก Piezoelectric ในการผลิตลำเจ็ท โดยหลักการการทำงานของชุดขับเคลื่อน Piezoelectric คือ เมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน Piezoelectric จะทำให้เกิดการยืดหดตัว จึงใช้หลักการนี้ผลิตลำเจ็ท ซึ่งข้อดีของชุดขับเคลื่อน Piezoelectric คือ สามารถควบคุมความเร็วของลำเจ็ทได้ แต่ข้อเสียคือ ปริมาตรของเหลวที่อยู่ภายในหัวฉีดน้อยมาก อยู่ในระดับนาโนลิตรถึงไมโครลิตรเท่านั้น ต่อมาในปี 2012 Taberner และคณะ [12] ได้คิดค้นชุดขับเคลื่อนที่ใช้ต้นกำเนิดจากไฟฟ้าสำหรับอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็ม นั่นก็คือชุดขับเคลื่อนแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) โดยหลักการการทำงานของชุดขับเคลื่อนแม่เหล็กไฟฟ้าคือ ใช้การตัดกันของสนามแม่เหล็ก ระหว่างสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากับสนามแม่เหล็กถาวร ซึ่งการตัดกันของสนามแม่เหล็กทั้งสอง จะทำให้เกิดการเคลื่อนที่ขึ้น จึงใช้การเคลื่อนที่นี้ในการผลิตลำเจ็ทเพื่อการส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็ม อย่างไรก็ตามจากงานวิจัยดังกล่าวยังไม่ได้ศึกษาการพฤติกรรมของการแพร่กระจายของยา และรูปร่างของการแพร่กระจาย

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้ทำการศึกษาการพฤติกรรมของลำเจ็ทเมื่อฉีดเข้าไปในเนื้อเยื่อจำลอง โดยใช้อุปกรณ์ผลิตลำเจ็ทที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้าที่มีชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าในการผลิตลำเจ็ทสำหรับการส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็ม นอกจากนี้ยังได้ทำการเปรียบเทียบพฤติกรรม และรูปร่างของการแพร่กระจายในเนื้อเยื่อจำลองกับอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่มีขายทั่วไปอีกด้วย

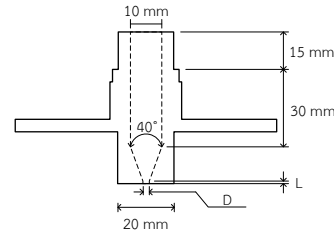
2. วิธีการทดลอง

2.1 อุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า

อุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับในการผลิตลำเจ็ทจะถูกสร้างขึ้นโดยใช้หลักการพื้นฐานของการผลิตลำเจ็ทแบบ Impact driven method [14] ดังแสดงในรูปที่ 1(a) โดยมีส่วนประกอบหลักที่สำคัญของอุปกรณ์ฯ ได้แก่ ชุดขับ (Actuator) หัวฉีด (Nozzle) และแหล่งจ่ายไฟฟ้า (Power source) โดยชุดขับจะถูกสร้างขึ้นจากแม่เหล็ก Neodymium magnet (NdFeB) และขดลวดทองแดงที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดทองแดงเท่ากับ 0.32 mm พันรอบแกน (Bobbin) 1,600 รอบ ในส่วนของลักษณะของหัวฉีดที่ทำจากเหล็กกล้าจะใช้ค่า L/D เท่ากับ 4 และมุมกรวยเท่ากับ 40° ดังแสดงในรูปที่ 1(b) เนื่องจากลักษณะของหัวฉีดดังกล่าว สามารถผลิตลำเจ็ทได้ความเร็วสูงที่สุด [15] และใช้ตัวเก็บประจุขนาด 600 โวลต์ 5,400 μF เป็นตัวเก็บพลังงานไฟฟ้าจากการประจุไฟฟ้าโดยใช้เครื่องประจุไฟฟ้า (Power supply)



(a)



(b)

รูปที่ 1 อุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ (a) และลักษณะของหัวฉีด (b)

การทำงานของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ เริ่มจากใช้เครื่อง Power supply ทำการประจุไฟฟ้าให้กับตัวเก็บประจุ จนถึงค่าแรงดันไฟฟ้าที่ต้องการ จากนั้นทำการปล่อยแรงดันไฟฟ้าจากตัวเก็บประจุ ให้กับขดลวดทองแดง เพื่อสร้างสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เมื่อสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกสร้างขึ้น ตัดกับสนามแม่เหล็กถาวรของแม่เหล็ก NdFeB จะทำให้ขดลวดทองแดงเกิดการเคลื่อนที่เข้ากระแทกกับก้านสูบ (Piston rod) ทำให้ของเหลวที่อยู่ภายในหัวฉีดเคลื่อนที่ผ่านรูหัวฉีดอย่างรวดเร็วเกิดเป็นลำเจ็ทขึ้น โดยในการศึกษานี้จะใช้น้ำเป็นเหลวที่ใช้ในการผลิตลำเจ็ท

2.2 อุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากสปริง

อุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากสปริงที่ใช้ในการศึกษา จะเป็นอุปกรณ์ส่งถ่ายยาที่มีขายในท้องตลาด โดยในการศึกษาได้เลือกใช้อุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มยี่ห้อ Comfort in ของบริษัท MK Global และบริษัท Mika Medical ประเทศเกาหลีใต้ [16] ดังแสดงในรูปที่ 2 ซึ่งอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มสำหรับฉีด Insulin ของผู้ป่วยโรคเบาหวาน โดยขนาดรูหัวฉีดของอุปกรณ์ฯ เท่ากับ 0.15 mm และสามารถบรรจุของเหลว หรือยาได้สูงสุดเท่ากับ 0.5 mL



รูปที่ 2 อุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มยี่ห้อ Comfort in [16]

2.3 การวัดความเร็วของลำเจ็ท

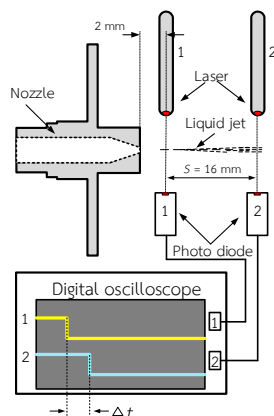
การวัดความเร็วของลำเจ็ทจะใช้วิธี Laser beam interruption ดังแสดงในรูปที่ 3 โดยใช้หลักการการเคลื่อนที่ของวัตถุตัดกับแสงเลเซอร์ ซึ่งมีเลเซอร์จำนวน 2 ตัว วางห่างกัน 16 mm และใช้ Photodiode จำนวน 2 ตัว เป็นอุปกรณ์รับแสงจากแสงเลเซอร์ และถูกเชื่อมต่อกับเครื่อง Digital oscilloscope ในช่องสัญญาณที่ 1 และ 2 เมื่อวัตถุเคลื่อนที่ตัดกับแสงเลเซอร์ตัวที่ 1 และ 2 จะทำให้เกิดสัญญาณแสดงขึ้นบนหน้าจอของเครื่อง Digital oscilloscope ดังแสดงในรูปที่ 4 ซึ่งจากสัญญาณสามารถทราบผลต่างของเวลา (Δt) ได้ ดังนั้นจึงสามารถหาความเร็วของวัตถุที่เคลื่อนได้จากสมการที่ 1

$$V_j = \frac{S}{\Delta t} \quad (1)$$

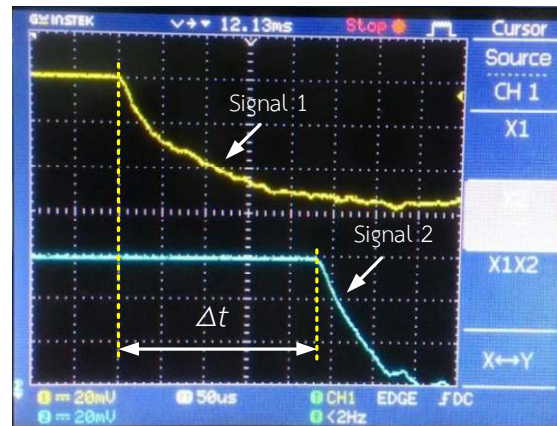
เมื่อ V_j คือ ความเร็วของวัตถุ, m/s

S คือ ระยะห่างของเลเซอร์, m

Δt คือ ผลต่างของเวลา, s



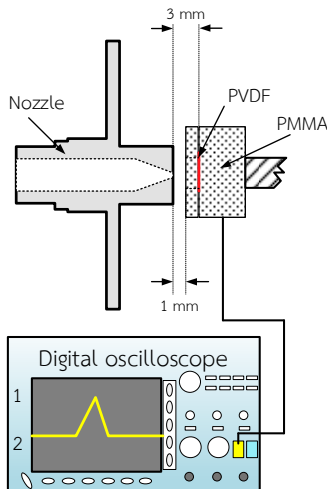
รูปที่ 3 Laser beam interruption method



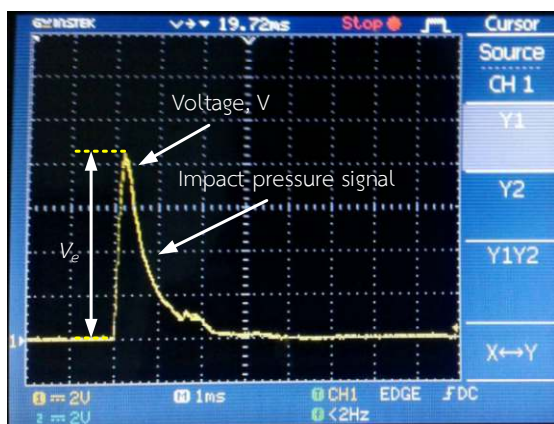
รูปที่ 4 สัญญาณการเคลื่อนที่ของวัตถุที่ตัดแสงเลเซอร์

2.4 การวัดความดันกระแทก

การวัดความดันกระแทก (Impact pressure) จะใช้แผ่น Polyvinylidene Fluoride (PVDF) ขนาดกว้าง 15 mm ยาว 25 mm และหนา 28 μm ติดตั้งไว้บน PMMA ขนาด 45x45 mm² และหนา 25 mm ดังแสดงในรูปที่ 5 เมื่อลำเจ็ทเคลื่อนที่เข้ากระแทกกับแผ่น PVDF ที่มีระยะห่างระหว่างหัวฉีดกับแผ่น PVDF (Stand of distance) เท่ากับ 3 mm แผ่น PVDF จะตอบสนองต่อการกระแทกของลำเจ็ท และแสดงสัญญาณจากการกระแทกของลำเจ็ทขึ้นบนหน้าจอของเครื่อง Digital oscilloscope ในรูปแบบของสัญญาณแรงดันไฟฟ้า ดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 5 การวัดความดันกระแทก



รูปที่ 6 สัญญาณจากการกระแทกของลำเจ็ท

รูปที่ 6 แสดงสัญญาณจากการกระแทกของลำเจ็ทในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้า ซึ่งจากสัญญาณนี้สามารถคำนวณความดันกระแทกของลำเจ็ทได้โดยใช้สมการที่ 2 ซึ่งเป็นสมการจากการสอบเทียบแผ่น PVDF โดยใช้หลักการการดล และโมเมนตัม

$$P = 35.268V_e + 7.8274 \quad (2)$$

เมื่อ P คือ ความดันกระแทก, MPa

V_e คือ แรงดันไฟฟ้าที่ได้จาก PVDF, Volt

2.5 Polyacrylamide gel

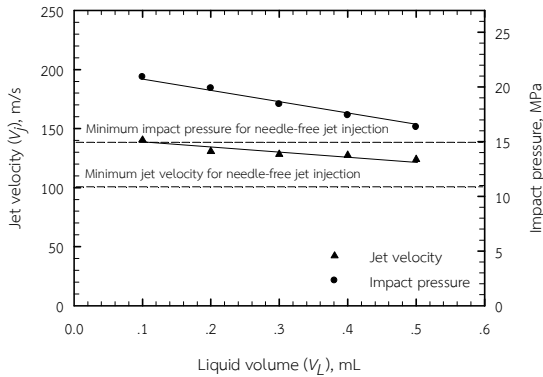
ในการทำนายพฤติกรรมการแพร่กระจายของลำเจ็ทหรือยา เมื่อฉีดเข้าไปในเนื้อเยื่อของมนุษย์ จะใช้ Polyacrylamide gel ในการทำนาย เนื่องจาก Polyacrylamide gel มีความโปร่งใส (Taberner, 2012) [12] และมีค่า young modulus ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อของมนุษย์ โดยมีค่าเท่า 0.22 - 0.38 MPa ที่ความเข้มข้นของ Polyacrylamide gel เท่ากับ 20% - 30% [17] ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ Polyacrylamide gel ที่ความเข้มข้น 20% ในการศึกษาพฤติกรรมการแพร่กระจายดังกล่าว โดยการเตรียม Polyacrylamide gel ที่ความเข้มข้น 20% จะใช้ Acrylamide stock ที่ความเข้มข้น 40% (37.5 acrylamide/1 bis-acrylamide; BioRad Laboratories) ผสมกับน้ำกลั่น และใช้ Ammonium persulfate (APS) กับ N,N,N',N'-tetramethylethylenediamine (TEMED) เป็นตัวทำให้เกิดปฏิกิริยา Polymerization

3. ผลการทดลอง

3.1 ความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ท

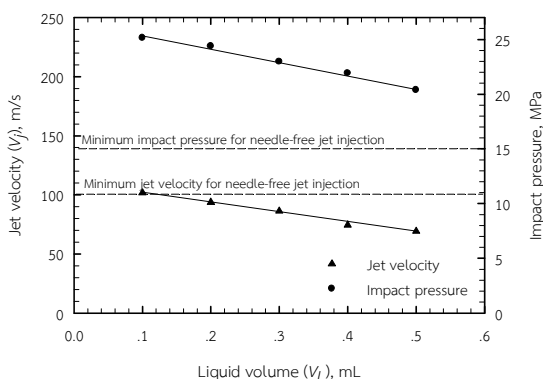
ผลการศึกษาความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้า และชุดขับจากสปริงดังแสดงในรูปที่ 7 และรูปที่ 8 ตามลำดับ โดยอุปกรณ์ที่ใช้ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าจะใช้เงื่อนไขในการผลิตลำเจ็ทคือ Travelling distance (x_t) ดังแสดงในรูปที่ 1 เท่ากับ 5 mm แรงดันไฟฟ้า 500 Volt และขนาดรูหัวฉีดเท่ากับ 0.2 mm เนื่องจากการศึกษาของ Sripanagul G. และ Matthujak A. [18] พบว่า กรณีนี้ใช้อุปกรณ์ที่ใช้ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าจะสามารถผลิตลำเจ็ทที่มีความเร็วและความดันกระแทกผ่านเงื่อนไขสำหรับการส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มคือ ความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ทต้องมีค่ามากกว่า 100 m/s [12] และ 15 MPa [13] ตามลำดับ โดยในการศึกษาจะใช้ปริมาตรของเหลว

(Liquid volume) ในการผลิตลำเจ็ททั้งสองอุปกรณ์ เท่ากับ 0.1 – 0.5 mL



รูปที่ 7 อธิบายผลของปริมาณต่อความเร็ว และความดัน กระแทกของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ

รูปที่ 7 แสดงอิทธิพลของปริมาณต่อความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ ใช้เข็มที่ ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุด ขับ ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ความเร็ว และความดัน กระแทกของลำเจ็ทมีแนวโน้มลดลงเมื่อปริมาณของเหลว เพิ่มขึ้น เนื่องจากการเพิ่มขึ้นของความดันกระแทกที่อยู่ ภายในหัวฉีด จากหลักการพลศาสตร์ของไหลอัดตัวได้ (Compressible fluid dynamic) โดยความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ทที่ผลิตได้มีค่าเท่ากับ 140.36 - 123.88 m/s และ 20.91 - 16.34 MPa ที่ปริมาณ 0.1 - 0.5 mL ตามลำดับ

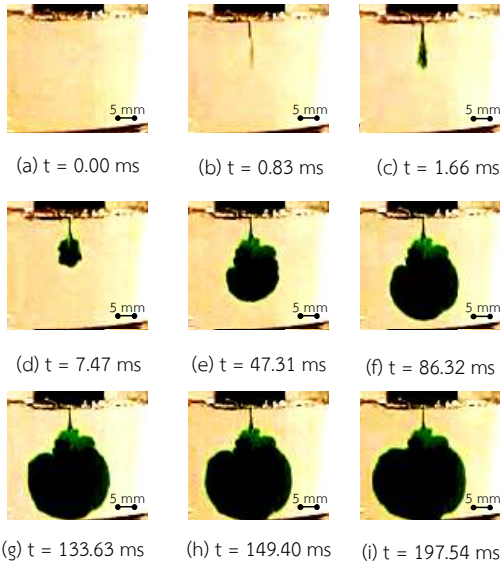


รูปที่ 8 อธิบายผลของปริมาณต่อความเร็ว และความดัน กระแทกของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ ใช้ต้นกำลังจากสปริง

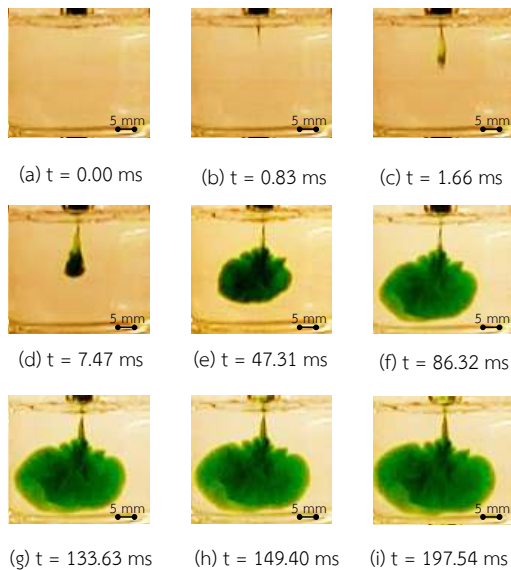
รูปที่ 8 แสดงอิทธิพลของปริมาณต่อความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ ใช้เข็มที่ ใช้ต้นกำลังจากสปริง ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ทมีแนวโน้ม ลดลงเมื่อปริมาณของเหลวเพิ่มขึ้นเช่นเดียวกับชุดต้น กำลังจากไฟฟ้า โดยความเร็ว และความดันกระแทกของ ลำเจ็ทที่ผลิตได้มีค่าเท่ากับ 101.69 - 69.16 m/s และ 25.14 - 20.37 MPa ที่ ปริมาตร 0.1 - 0.5 mL ตามลำดับ ซึ่งจะเห็นได้ว่าความเร็วของลำเจ็ทที่ปริมาตร 0.2 - 0.5 mL มีค่าน้อยกว่าความเร็วตามเงื่อนไขที่ใช้ สำหรับการส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็ม แต่อย่างไรก็ตามความ ดันกระแทกของชุดต้นกำลังจากสปริงมีค่าสูงกว่าความดัน กระแทกตามเงื่อนไขคือ มากกว่า 15 MPa ดังนั้นจึงทำให้ อุปกรณ์ ๆ ที่ใช้ต้นกำลังจากสปริงนี้สามารถเจาะชั้น ผิวหนังของมนุษย์เพื่อทำการส่งถ่ายยาได้

3.2 พฤติกรรมการแพร่กระจาย

ผลการศึกษาพฤติกรรมการแพร่กระจายของลำเจ็ท เมื่อฉีดเข้าไปใน Polyacrylamide gel ที่ความเข้มข้น 20% ของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ ใช้ต้นกำลัง จากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ และชุดต้นกำลัง จากสปริง ดังแสดงในรูปที่ 9 และรูปที่ 10 ตามลำดับ



รูปที่ 9 พฤติกรรมการแพร่กระจายของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไมใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ



รูปที่ 10 พฤติกรรมการแพร่กระจายของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไมใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากสปริง

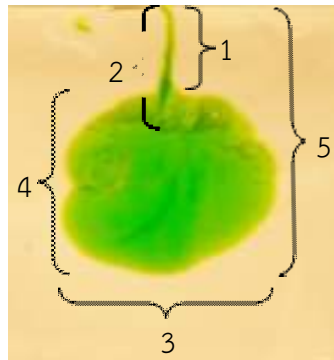
จากรูปที่ 9 และรูปที่ 10 แสดงพฤติกรรมการแพร่กระจายของลำเจ็ทของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไมใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ

และชุดต้นกำลังจากสปริงตามลำดับ พบว่า พฤติกรรมการเคลื่อนที่ของลำเจ็ทเมื่อฉีดเข้าไปใน Polyacrylamide gel สามารถแบ่งออกได้เป็น 3 ระยะ ดังนี้ 1) ระยะแรกคือ ระยะเตรียมการฉีดตั้งแสดงในรูปที่ 9a และ 10a 2) ระยะการเจาะคือ ระยะที่ลำเจ็ทเจาะเข้าไปใน Polyacrylamide gel ตั้งแสดงในรูปที่ 9b และ 10b ซึ่งในระยะนี้ลำเจ็ทจะมีความเร็ว และความดันกระแทกสูง โดยที่ความลึกของการเจาะ (Hole) จะขึ้นอยู่กับความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ท และเวลาที่ใช้นั้นน้อยมากเมื่อเทียบกับระยะถัดไป 3) ระยะการแพร่กระจายคือ ระยะที่ของเหลวเริ่มเกิดการแพร่กระจายออกจากจุดกึ่งกลางของ Hole ดังแสดงในรูปที่ 9c – 9i และ 10c – 10i ซึ่งระยะเวลาในการแพร่กระจายขึ้นอยู่กับปริมาณของเหลว และความเร็วของลำเจ็ท

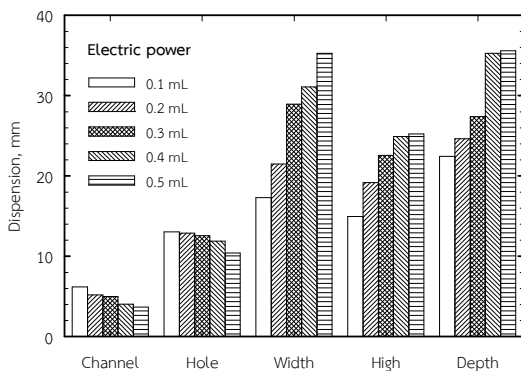
จากรูปที่ 9c และรูปที่ 10c จะเห็นได้ว่าระยะของการเจาะ (Hole) ของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไมใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับจะมีความลึกมากกว่าชุดจากสปริง นั่นหมายความว่าชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าใช้ระยะเวลาในการเจาะสั้นกว่าอุปกรณ์ที่ใช้ต้นกำลังจากสปริง เนื่องจากความเร็วของลำเจ็ทของอุปกรณ์ที่ใช้ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้ามีความเร็วของลำเจ็ทที่สูงกว่า ซึ่งคาดว่าจะลดความรู้สึกเจ็บปวดของผู้ที่ถูกฉีดได้ดีกว่าชุดขับจากสปริง เนื่องจากใช้ระยะเวลาเจาะที่สั้นกว่า

3.3 รูปร่างการแพร่กระจาย

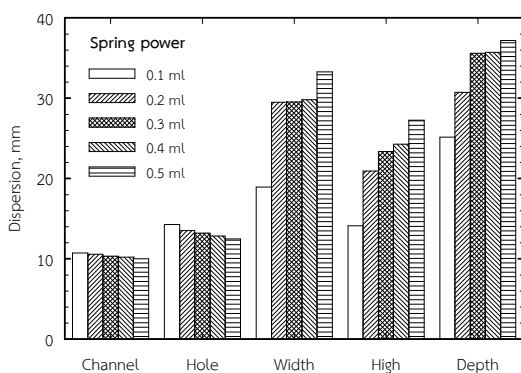
ลักษณะรูปร่างการแพร่กระจายของลำเจ็ทเมื่อฉีดเข้าไปใน Polyacrylamide gel จะสามารถแบ่งออกได้เป็น 5 รูปแบบดังนี้ 1) ความลึกขอบบนของการแพร่กระจาย (Channel) 2) ความลึกของการเจาะ (Hole) 3) ความสูงของการแพร่กระจาย (High) 4) ความกว้างของการแพร่กระจาย (Width) และ 5) ความลึกสูงสุดของการแพร่กระจาย (Depth) ดังแสดงในรูปที่ 11



รูปที่ 11 ลักษณะรูปร่างการแพร่กระจายของลำเจ็ท



รูปที่ 12 การแพร่กระจายของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ



รูปที่ 13 การแพร่กระจายของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากสปริง

รูปที่ 12 และรูปที่ 13 แสดงการแพร่กระจายของลำเจ็ทที่ปริมาตร 0.1 - 0.5 mL ของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็น

ชุดขับ และชุดต้นกำลังจากสปริงตามลำดับพบว่า รูปแบบการแพร่กระจายของอุปกรณ์ฯ ทั้ง 2 มีความคล้ายคลึงกัน โดยที่ระยะของ Channel และ Hole จะมีแนวโน้มลดลงเนื่องจากความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ทลดลงเมื่อปริมาตรเพิ่มขึ้น ส่วนระยะของ High, Width และ Depth จะมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น เนื่องจากปริมาตรของลำเจ็ทเพิ่มขึ้น ดังนั้นอาจเป็นไปได้ว่าในอนาคตชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถประยุกต์ใช้เป็นชุดขับของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มได้ และเมื่อพิจารณาระยะ Hole ของทั้ง 2 อุปกรณ์พบว่า ระยะ Hole ของอุปกรณ์ฯ ที่ใช้ต้นกำลังจากสปริงจะมีความลึกมากกว่าอุปกรณ์ฯ ที่ใช้ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าในทุกๆ ปริมาตร เนื่องจากความดันกระแทกของอุปกรณ์ฯ ที่ใช้ต้นกำลังจากสปริงมีความดันกระแทกสูงกว่า

4. สรุปผลการทดลอง

จากการศึกษาพฤติกรรมของลำเจ็ทเมื่อฉีดเข้าไปใน Polyacrylamide gel ของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มที่ใช้ต้นกำลังจากไฟฟ้า โดยมีแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นชุดขับ และชุดต้นกำลังจากสปริงสามารถสรุปได้ดังนี้

- 1) ความเร็ว และความดันกระแทกของอุปกรณ์ฯ ทั้งสอง อุปกรณ์ฯ จะมีแนวโน้มลดลงเมื่อปริมาตรของลำเจ็ทเพิ่มขึ้น
- 2) พฤติกรรมการแพร่กระจายของลำเจ็ททั้ง 2 อุปกรณ์สามารถแบ่งได้ 3 ระยะ คือ ระยะแรก, ระยะเจาะ และระยะการแพร่กระจาย
- 3) ระยะของ Channel และ Hole จะขึ้นอยู่กับความเร็ว และความดันกระแทกของลำเจ็ท ส่วนระยะของ High, Width และ Depth จะขึ้นอยู่กับปริมาตรของลำเจ็ท
- 4) ลักษณะรูปร่างของการแพร่กระจายของลำเจ็ททั้ง 2 อุปกรณ์ฯ มีลักษณะคล้ายคลึงกัน
- 5) ชุดขับจากแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถประยุกต์ใช้เป็นชุดขับของอุปกรณ์ส่งถ่ายยาแบบไม่ใช้เข็มได้ในอนาคต



5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ขอขอบคุณ มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี และสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) สัญญา เลขที่ RSA5780001 ที่ให้ทุนสนับสนุน

6. เอกสารอ้างอิง

- [1] Jiang, H., Du, C. and Dong, J. (2017). Investigation of rock cutting dust formation and suppression using water jets during mining. *Powder Technology*. 2017, pp. 99-108.
- [2] Obara, T., Bourne, N.K., Field, J.E. (1995). Liquid-jet impact on liquid and solid surfaces. *Wear*, vol. 186-187(2), 1995, pp. 388-394.
- [3] Shi, H.H., Takayama, K. and Nagayasu, N. (1995). The Measurement of impact pressure and solid surface response in liquid-solid impact up to hypersonic range, *Wear*, vol.186-187, 1995, pp. 352-359.
- [4] Lee, S., Tanaka, D., Kusaka, J. and Daisho, Y. (2002). Effects of diesel fuel characteristics on spray and combustion in a diesel engine. *JSAE Review*, vol. 23 (4), 2002, pp. 407-414.
- [5] Lee, K.H., Lee, C.H. and Lee, C.S. (2004). An experimental study on the spray behavior and fuel distribution of GDI injectors using the entropy analysis and PIV method. *Fuel*, vol. 83(7-8), 2004, pp. 971-980.
- [6] Rau, H.G., Buttler, E.R., Baretton, G., Schardey, H.M. and Schildberg, F.W. (1997). Jet-cutting Supported by High Frequency Current: New Technique for Hepatic Surgery. *WORLD Journal of SURGERY*. Vol. 21(3),1997, pp. 259-260.
- [7] Ohki, T., Nakagawa, A., Tominaga, T. and Takayama, K. (2004). Experimental application of Pulsed Ho: YAG laser-induced liquid jet as a novel device for rigid neuroendoscope. *Laser Surg Med*, vol. 34(3), 2004, pp. 237-234.
- [8] Nakagawa, A., Hirano Takayuki, K. Makoto Sato, M., Uenohara, H., Ohyama, H., Kusaka, Y., Shirane, R., Takayama, K. and Yoshimoto, T. (2002). Holmium: YAG laser-induced liquid jet knife: possible novel method for dissection, *Lasers Surg Med*, Vol.31(2), August 2002, pp. 129–135.
- [9] Hirono, T., Uenohara, H., Komatsu, M., Nakagawa, A., Satoh, M., Ohyama, H., Takayama, K. and Yoshimoto, T. (2003). Holmium YAG laser-induced liquid jet dissector: A novel prototype device for dissection organs without impairing vessels. *Minim InvasNeurosurg*, vol. 46(2), 2003, pp. 121-125.
- [10] Baxter, Joy. and Mitragotri, S. (2005). Jet-induced skin puncture and its impact on needle-free jet injections: Experimental studies and a predictive model, *Journal of Controlled Release*, vol. 106(3), 2005, pp. 361-373.
- [11] Stachowiak, J.C., Muhlen, M.G., Li, T.H., Jalilian, L., Parekh, S.H., Fletcher, D.A. (2007). Piezoelectric control of needle-free transdermal drug delivery. *Journal of Controlled Release*, 124(2): 88-97.
- [12] Taberner, A.,Hogan, N.C. and Hunter, I.W. (2012). Needle-free jet injection using real-time controlled linear Lorentz-force actuators. *Medical Engineering & Physics*, 34(9): 1228-1235.



[13] Shergold, O.A., Fleck, N.A., King, T.S. (2006). The penetration of a soft solid by a liquid jet, with application to the administration of a needle-free injection. *Journal of Biomechanics*, 39(14): 2593-2602.

[14] Bowden, F.P. and Brunton, J.H. (1958). Damage to solids by liquid impact at supersonics speeds. 873-875.

[15] Matthujak, A., Hosseini, S.H.R., Takayama, K. and Voinovich, P. (2007). High-speed liquid jet formation by impact acceleration method. *Shock wave*, 16 (6): 405-419.

[16] MK Global Co., and Mika Medical Co., needle-free jet injection technology. South Korea. URL:<http://www.comfort-in.com>. เข้าดูเมื่อวันที่ 27/04/2560

[17] Baxter. S. J., Katrencik. J., and Mitragotri. S., (2004). Jet injection into polyacrylamide gels: investigation of jet injection mechanics. *Journal of Biomechanics*, 37(8): 1181-1188.

[18] Sripanagul, G. and Matthujak, A. (2017). Fundamental Study of Electromagnetic Actuated Needle-Free Jet Injection, *Trend in Science and Engineering Research International Conference (TISERIC)*, Penang, Malaysia, 2017.