

การพัฒนาท่อโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต ขนาดไมครอนด้วยกระบวนการพอลิเมอไรเซชันเชิง
แสงสำหรับการรักษาโรคต่อหิน



นายวิจักขณ์ มะมา

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

CHULALONGKORN UNIVERSITY

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย

The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository (CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the University Graduate School.

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2559

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DEVELOPMENT OF PHOTOPOLYMERIZED POLYETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE MICRO-
TUBES FOR GLAUCOMA TREATMENT



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Mechanical Engineering

Department of Mechanical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2016

Copyright of Chulalongkorn University

วิจัยกมล มะมา : การพัฒนาท่อโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะคริเลต ขนาดไมครอนด้วยกระบวนการพอลิเมอไรเซชันเชิงแสงสำหรับการรักษาโรคต้อหิน (DEVELOPMENT OF PHOTOPOLYMERIZED POLYETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE MICRO-TUBES FOR GLAUCOMA TREATMENT) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. ดร.วีระยุทธ ศรีธรรมาวิช, 77 หน้า.

โรคต้อหินเป็นสาเหตุอันดับ 2 ของโลกที่ทำให้ตาบอด ปัจจุบัน มีจำนวนผู้ป่วยที่เป็นโรคนี้มากกว่า 70 ล้านคนทั่วโลกและคาดว่าจะเพิ่มขึ้นเป็นมากกว่า 100 ล้านคนในปี 2040 ความดันตาที่สูงที่เกิดจากโรคต้อหินทำให้โครงสร้างด้านหลังของตา (posterior structures) ถูกทำลายและทำให้สูญเสียการมองเห็นในที่สุด ปัจจุบัน การผ่าตัดและการฝังอุปกรณ์ระบายน้ำเป็นวิธีการที่ใช้กันอย่างกว้างขวางและเป็นที่ยอมรับมากที่สุดในการรักษาโรคต้อหิน อย่างไรก็ตามยังมีประเด็นที่สำคัญเรื่องภาวะแทรกซ้อน ในงานวิจัยนี้ ท่อขนาดไมครอนชนิดใหม่ que สร้างจากโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะคริเลต (PEG-DA) ได้ถูกเสนอขึ้น โดยท่อดังกล่าวจะถูกสร้างโดยการพอลิเมอไรเซชันเชิงแสง (photopolymerization) ของ PEG-DA ในแม่พิมพ์ polydimethylsiloxane (PDMS) กระบวนการสร้างท่อขนาดไมครอนนั้นมีข้อดีหลายประการเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการที่ใช้ในการสร้างอุปกรณ์ระบายน้ำประเภทอื่นๆ เช่น ความง่าย ต้นทุนต่ำ มีกำลังการผลิตสูงและสามารถสร้างที่อุณหภูมิห้องได้ ในการทดลอง ได้ทำการทดสอบคุณสมบัติของท่อขนาดไมครอนที่สร้างขึ้นใน การวัดอัตราการไหล การทดสอบการดึง (tensile test) และการทดสอบการงอตัว (bending test) ผลการวัดอัตราการไหลนั้นสอดคล้องกับค่าทางทฤษฎีจากสมการ Hagen-Poiseuille เป็นอย่างดี ความทนแรงดึง (tensile strength) ของท่อขนาดไมครอนมีค่าประมาณ 20 MPa ในขณะที่ท่อขนาดไมครอนสามารถทนทานต่อการงอตัวได้ที่ค่ารัศมีของส่วนโค้งที่น้อยที่สุดที่ 0.4 mm แสดงให้เห็นคุณสมบัติทางกลที่ดีเลิศของท่อขนาดไมครอนที่สร้างขึ้น นอกจากนี้ท่อขนาดไมครอนที่สร้างขึ้นได้ถูกฝังเข้าในตาของหนูที่ตายแล้วเพื่อการทดลองฝังและระบายน้ำ ผลการทดลองยืนยันความสำเร็จในการฝังและการระบายน้ำผ่านท่อขนาดไมครอนแสดงให้เห็นถึงศักยภาพสูงในการประยุกต์ใช้ท่อขนาดไมครอนประเภทโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะคริเลตในการรักษาโรคต้อหิน

ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อนิสิต

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก

ปีการศึกษา 2559

5770562921 : MAJOR MECHANICAL ENGINEERING

KEYWORDS:

WIJUK MAMA: DEVELOPMENT OF PHOTOPOLYMERIZED POLYETHYLENE GLYCOL DIACRYLATE MICRO-TUBES FOR GLAUCOMA TREATMENT. ADVISOR: ASST. PROF. WERAYUT SRITURAVANICH, Ph.D., 77 pp.

Glaucoma is the world's second leading cause of blindness. More than 70 million people worldwide have been affected by this disease and will increase more than 100 million people in 2040. High eye pressure associated with Glaucoma can cause damage to the posterior structures of the eye resulting in vision loss. Currently trabeculectomy and drainage device implantation are the most commonly used and established methods to treat Glaucoma. However, there is still a critical issue regarding complications. In this work, a novel micro-tube using polyethylene glycol diacrylate for Glaucoma treatment was proposed. The proposed micro-tube was fabricated by photopolymerization of polyethylene glycol diacrylate in a polydimethylsiloxane mold. The fabrication process of this micro-tube provides several key advantages over the techniques used for fabricating other glaucoma drainage devices including simplicity, low cost, high throughput, and room temperature process. In the experiment, the fabricated micro-tubes were characterized in a flow rate measurement, tensile test, and bending test. The measured flow rates agreed well with the theoretical predictions using Hagen-Poiseuille equation. The tensile strength of the micro-tubes was approximately 20 MPa whereas the minimum radius of curvature that the micro-tubes could withstand in the bending test was 0.4 mm suggesting excellent mechanical properties of the fabricated micro-tubes. Furthermore, the fabricated micro-tubes were implanted into a dead pig eye for implantation and drainage experiment. The result confirmed a successful implantation and fluid drainage through the micro-tube suggesting a great potential of using polyethylene glycol diacrylate micro-tube for Glaucoma treatment.

Department: Mechanical Engineering Student's Signature

Field of Study: Mechanical Engineering Advisor's Signature

Academic Year: 2016

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ดีด้วยความช่วยเหลือของ ผศ.ดร.วีระยุทธ ศรีธรรวานิช ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ซึ่งท่านให้โอกาสเข้ามาทำงานวิจัยที่มีประโยชน์ อีกทั้งยังถ่ายทอดความรู้ ประสบการณ์ และคำแนะนำดีๆ มากมาย เพื่อให้งานสามารถดำเนินต่อไปอย่างราบรื่น จนกระทั่งสำเร็จผล ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาและขอบคุณอาจารย์เป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้ และขอขอบคุณ ผศ.ดร.อลงกรณ์ พิมพ์พิณ, ผศ.ดร.ชนัตต์ รัตนสุมาวงศ์ และ ดร.ศัคนานต์ สรุงบุญมี ที่กรุณาเป็นประธานกรรมการและกรรมการ ที่ให้คำแนะนำและข้อคิดในการปรับปรุงเพื่อให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ผู้วิจัยขอขอบคุณพี่ๆ เพื่อนๆ น้องๆ ของห้องปฏิบัติการวิศวกรรมจุลภาคที่ได้ร่วมเดินทางกับความสำเร็จในครั้งนี้

นอกจากที่กล่าวมาแล้วนั้น งานวิจัยนี้จะไม่สำเร็จหากไม่ได้รับเงินทุนสนับสนุนจากทางทุนรัชดาภิเษกสมโภช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ซึ่งทำให้สามารถนำไปใช้ในการพัฒนาท่อขนาดไมครอนจนกระทั่งสำเร็จผล

ผู้วิจัยขอขอบคุณ นพ. รัฐ อธิธาณิชพงศ์, ผศ.พญ.อนิตา มนัสสากร, ผศ.พญ.วิศนี ดันติเสวี และรศ.นพ. ปริชญ์ โรจนพงศ์พันธุ์ ภาควิชาจักษุแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่มอบความรู้เกี่ยวกับโรคต้อหินและแนวทางในการพัฒนาท่อขนาดไมครอน รวมถึง ผศ.ดร.วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการสร้างต้นแบบแม่พิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ ขอขอบคุณ ผศ.ดร.จิรพงศ์ กสิวิทย์อำนาจ ที่ให้คำปรึกษาเรื่องการทดสอบของชิ้นงาน และขอขอบคุณ นายธีรนนท์ สินธุนันท์สกุล ในความช่วยเหลือเรื่องเครื่องมือในการทดสอบ

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณบิดา มารดา ญาติพี่น้อง ที่สนับสนุนในการเรียนปริญญามหาบัณฑิต ที่ได้ให้กำลังใจและแรงผลักดันให้สามารถผ่านอุปสรรคต่างๆ จนกระทั่งสำเร็จการศึกษาได้ด้วยดี

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญรูปภาพ.....	ญ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	ฐ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตการศึกษา.....	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.5 ระเบียบงานวิจัย.....	2
1.6 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์	3
บทที่ 2 บริบทนวัตกรรมการ.....	4
2.1 ต้อหิน	4
2.2 วิธีการรักษาโรคต้อหินในปัจจุบัน	6
2.2.1 การรักษาด้วยการใช้ยา.....	6
2.2.2 การรักษาด้วยวิธีเลเซอร์ (laser trabeculoplasty).....	6
2.2.3 การรักษาด้วยวิธีการผ่าตัด (trabeculectomy)	6
2.2.4 การใช้อุปกรณ์เพื่อช่วยระบายน้ำในลูกตา (micro-invasive glaucoma surgery)	7
2.3 อุปกรณ์สำหรับฝังเพื่อระบายน้ำในลูกตา (drainage implant device)	7
2.3.1 IStent	7

2.3.2 Hydrus Micro-Stent	9
2.3.3 CyPass Suprachoroidal Micro-Stent.....	10
2.3.4 XEN Gel Stent	11
2.3.5 The InnFocus MicroShunt	14
2.4 โพลีเอธิลีนไกลคอล ไดอะครีเลต (Poly (ethylene glycol)-diacrylate (PEG-DA))	16
2.6 สรุป	20
บทที่ 3 การสร้างท่อ PEG-DA ขนาดไมครอน	21
3.1 การสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์	21
3.2 การสร้างท่อขนาดไมครอนจากโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต	23
3.3 การตรวจสอบลักษณะกายภาพของท่อขนาดไมครอนด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบ ส่องกราด (SEM).....	25
3.4 สรุปผล.....	28
บทที่ 4 การทดสอบท่อโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต ขนาดไมครอน	29
4.1 การทดสอบการไหลของน้ำในท่อขนาดไมครอน	29
4.1.1 การเตรียมชุดทดสอบการไหลของท่อขนาดไมครอน	29
4.1.2 การทดสอบเพื่อหาอัตราการระเหยของน้ำ.....	30
4.1.3 การวัดอัตราการไหลของน้ำภายในท่อที่ความดันต่างๆ.....	31
4.2 การทดสอบการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน	32
4.2.1 การเตรียมชุดทดสอบการวัดแรงดึงของท่อขนาดไมครอน	33
4.2.2 การทดสอบเพื่อหาแรงดึงสูงสุดของท่อขนาดไมครอน	34
4.4 การทดสอบการดัดงอของท่อขนาดไมครอน (bending test).....	37
4.4.1 การเตรียมชุดทดสอบการดัดงอของท่อขนาดไมครอน.....	37
4.4.2 การทดสอบการวัดความโค้งของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกดัดงอ	38

4.5 การทดสอบการใช้งานของท่อขนาดไมครอนในตาหมูที่เสียชีวิตแล้ว	39
4.6 สรุปผลการทดลอง	42
บทที่ 5 การพัฒนาการสร้างท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ.....	44
5.1 การออกแบบท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบเพื่อระบายน้ำในลูกตา.....	44
5.2 การผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ	45
5.2.1 การปรับปรุงตัวต้นแบบสำหรับการผลิตด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ	46
5.2.2 การขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนด้วยวัสดุ PEG-DA จากตัวต้นแบบเรซิน 3 มิติ.....	49
5.3 การผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยกระบวนการ CNC.....	52
5.3.1 การปรับปรุงการออกแบบตัวต้นแบบสำหรับการผลิตด้วยวิธี CNC	53
5.3.2 การกัดเปียกตัวต้นแบบอลูมิเนียมด้วยกรด Al etchant type A	55
5.3.3 การขึ้นรูปท่อด้วยวัสดุ PEG-DA จากตัวต้นแบบอลูมิเนียม	56
5.4 การทดสอบการยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ	58
5.5 สรุปผลการทดลอง	60
บทที่ 6 บทสรุป	62
รายการอ้างอิง	68
ภาคผนวก ก ผลการทดลองการหาอัตราการไหลของท่อขนาดไมครอน.....	70
ภาคผนวก ข ผลการทดลองการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน PEG-DA	72
ภาคผนวก ค ผลการทดลองการหาค่า Young's Modulus ของวัสดุ PEG-DA.....	73
ภาคผนวก ง ผลการทดลองการวัดความแข็งแรงของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนเมื่อถูกตัดโค้ง.....	76
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์	77

สารบัญรูปภาพ

รูปที่ 2.1 การไหลของน้ำในลูกตา (A) การไหลน้ำในลูกตาแบบปกติ (B) การไหลน้ำในลูกตาของ ต้อหินชนิดมุมเปิด (C) การไหลน้ำในลูกตาของต้อหินชนิดมุมปิด [4].....	5
รูปที่ 2.2 ภาพของ iStent inject (ซ้าย) และ iStent (ขวา) [6].....	8
รูปที่ 2.3 อุปกรณ์นำส่ง (Glaukos iStent applicator) ของ iStent และ iStent inject [6].....	8
รูปที่ 2.4 The Hydrus micro-stent มีลักษณะเป็นเส้นโค้ง มีช่องทางเข้าและ 3 หน้าต่าง [9].....	9
รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดตั้งของ The Hydrus micro-stent ที่ Schlemm’s canal และ เส้นทางการระบายของน้ำในลูกตาผ่านอุปกรณ์ [9].....	10
รูปที่ 2.6 (A) รูปร่างและขนาดของ CyPass Micro-Stent (B) แสดงอุปกรณ์นำส่งพร้อมกับ CyPass Micro-Stent [11].....	11
รูปที่ 2.7 XEN Gel Stent ขนาดต่างๆ [13].....	12
รูปที่ 2.8 อุปกรณ์นำส่งของ XEN (XEN injector) [13]	13
รูปที่ 2.9 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น-ความเครียดของแผ่นฟิล์มเจลาตินเมื่อถูก crosslinked ด้วย glutaraldehyde ที่ความเข้มข้นต่างๆ.....	14
รูปที่ 2.10 อุปกรณ์ทั้ง 3 รุ่น (A) The MIDI-Tube and อุปกรณ์นำส่ง(slotted inserter) (B) The MIDI-Ray (C) The InnFocus MicroShunt(AKA the MIDI-Arrow) [15]	16
รูปที่ 2.11 อุปกรณ์ของไหลจุลภาคสำหรับใช้ศึกษาการสร้างเนื้อเยื่อทดแทนด้วย PEG-DA [16]	17
รูปที่ 2.12 การสร้างอุปกรณ์ของไหลจุลภาคสำหรับการพัฒนาเนื้อเยื่อทดแทนด้วย PEG-DA [16]..	18
รูปที่ 2.13 ทดสอบการงอของท่อ (a) การวัดมุมงอของท่อ (b) กราฟมุมที่งอได้มากที่สุดของท่อ เมื่อเพิ่มขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน [18].....	19
รูปที่ 3.1 ชุดเข็มฉีดยาขนาด 30G สำหรับใช้สร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ 22	
รูปที่ 3.2 การสร้างแม่พิมพ์ PDMS (a) PDMS ในชุดเข็มฉีดยา (b) PDMS หลังจากนำเข็มและ ปลอกออก (c) PDMS ตัดส่วนที่ไม่ใช้งานออก	23
รูปที่ 3.3 การตรวจสอบตำแหน่งของลวดทองแดงก่อนฉายแสง UV ด้วยเครื่อง Mask Aligner	24

รูปที่ 3.4 การสร้างท่อขนาดไมครอน (a) ชุดการสร้างท่อ PEG-DA (b) ท่อ PEG-DA หลังนำออก จากแม่พิมพ์ (c) ท่อ PEG-DA หลังนำเส้นลวดออกและตัดส่วนที่ไม่ได้ใช้งาน	25
รูปที่ 3.5 ขนาดของท่อขนาดไมครอนเปรียบเทียบกับเหรียญห้าบาท.....	26
รูปที่ 3.6 ภาพถ่ายท่อขนาดไมครอน PEG-DA ด้วย SEM (a) กำลังขยายภาพ 200 เท่า (b) กำลังขยายภาพ 400 เท่า	27
รูปที่ 4.1 ชุดการทดสอบการไหลของน้ำภายในท่อ 30	
รูปที่ 4.2 กราฟแสดง ปริมาตร-เวลา ของการทดสอบการหาอัตราการระเหยของน้ำที่ความดัน 23 มิลลิเมตรปรอท เป็นเวลา 2 ชั่วโมง	31
รูปที่ 4.3 การวัดอัตราการไหลผ่านท่อขนาดไมครอน PEG-DA ที่มีรูการไหลขนาด 67.74 ไมครอน และความยาว 8 มิลลิเมตร เมื่อให้ความดันที่ค่าต่างๆ เทียบกับค่าทางทฤษฎีของสมการ Hagen-Poiseuille.....	32
รูปที่ 4.4 การเตรียมชิ้นงานทดสอบสำหรับการทดสอบการวัดแรงดึง	33
รูปที่ 4.5 ชุดการทดสอบการวัดแรงดึงของท่อขนาดไมครอน	34
รูปที่ 4.6 แผนภาพแสดงการทดสอบการหาแรงดึงสูงสุดของท่อขนาดไมครอนชนิดต่างๆ	35
รูปที่ 4.7 กราฟความเค้น-ความเครียด ของวัสดุ PEG-DA จากการทดสอบด้วยการดึง	36
รูปที่ 4.8 ชุดการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกตัดงอ (a) ภาพตัดขวาง (b) ลักษณะการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกตัดงอ	38
รูปที่ 4.9 แผนภาพแสดงผลการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนชนิดต่างๆ	39
รูปที่ 4.10 การทดลองการฝังท่อขนาดไมครอนในตาหนู (a)-(e) การฝังท่อเข้าตาหนูโดยใช้เข็ม แบบ spinal, (d)-(f) การระบายน้ำออกเมื่อเวลาผ่านไป	41
รูปที่ 5.1 ระยะของครีบทึ่เหมาะสมที่ป้องกันการเคลื่อนที่ระหว่าง anterior chamber และ subconjunctival space [13]	45
รูปที่ 5.2 ขนาดและรูปร่างของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอน.....	45
รูปที่ 5.3 กระบวนการสร้างท่อขนาดไมครอน (a) ตัวต้นแบบสำหรับใช้สร้างแม่พิมพ์ของท่อขนาด ไมครอน (b) แม่พิมพ์ของท่อขนาดไมครอนที่สร้างจาก PDMS (c) การประกอบกันของแม่พิมพ์ PDMS 2 ชั้นและมีพอลิเมอร์ PEG-DA อยู่ภายในแม่พิมพ์ (d) ท่อขนาดไมครอนที่สร้างได้ ภายหลังจากนำออกจากแม่พิมพ์	47

รูปที่ 5.4 ตัวต้นแบบจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่มีการหดตัวของเรซินจึงไม่สามารถพิมพ์ลวดลาย
สำหรับตัวประกอบเส้นลวดได้..... 48

รูปที่ 5.5 ตัวต้นแบบสำหรับแม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS หลังการปรับปรุงเพื่อรองรับการหดตัวของเร
ซิน..... 48

รูปที่ 5.6 ตัวต้นแบบจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ หลังจากปรับปรุงแบบเพื่อรองรับการหดตัว 49

รูปที่ 5.7 กระบวนการสร้างท่อขนาดไมครอนจากตัวต้นแบบ 3 มิติ (a) การสร้างร่องจาก glass
slide, (b) แม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS, (c) การใช้แผ่นอะคริลิกกดแม่พิมพ์พอลิเมอร์เพื่อให้แบบ
สนิท 51

รูปที่ 5.8 ภาพถ่ายท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบด้วย SEM (a) ภาพถ่ายมุมบนของท่อขนาด
ไมครอน, (b) ภาพถ่ายตัดขวางของท่อขนาดไมครอน 52

รูปที่ 5.9 แบบท่อสำหรับการผลิตตัวต้นแบบด้วยกระบวนการ CNC (a) ความกว้างครีบ 600
ไมครอน, (b) ความกว้างครีบ 800 ไมครอน, (c) ความกว้างครีบ 1000 ไมครอน..... 54

รูปที่ 5.10 ตัวต้นแบบสำหรับแม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS สำหรับการผลิตด้วยกระบวนการ CNC..... 54

รูปที่ 5.11 การตรวจสอบขนาดตัวต้นแบบหลังจากกัดเปียกด้วยกล้องจุลทรรศน์ดิจิทัลขนาดเล็ก
(a) ตัวต้นแบบถูกกัดเป็นเวลา 5 นาที (b) ตัวต้นแบบถูกกัดเป็นเวลา 35 นาที..... 55

รูปที่ 5.12 ภาพถ่ายท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบด้วย SEM จากตัวต้นแบบ cnc (a) ภาพถ่ายมุม
บนของท่อขนาดไมครอน, (b) ภาพถ่ายตัดขวางของท่อขนาดไมครอน และ (c) ภาพถ่ายครีบของ
ท่อขนาดไมครอน 57

รูปที่ 5.13 การทดลองการวัดแรงยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ (a) ชุดทดสอบการ
วัดแรงยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกฝังใน PDMS (b) ภาพถ่ายหลังจากฝังท่อขนาด
ไมครอนชนิดที่มีครีบใน PDMS ผ่านเข็มฉีดยาชนิด spinal 59

รูปที่ 5.14 แผนภาพแสดงผลการทดสอบการวัดแรงยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดต่างๆ..... 60

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

V	ปริมาตรของของเหลว
R	รัศมีของท่อขนาดไมครอน
t	เวลา
L	ความยาวของท่อขนาดไมครอน
ΔP	ความแตกต่างของความดัน
ρ	ความหนาแน่นของของเหลว
g	ค่าความเร่งเนื่องจากแรงดึงดูดของโลก
h	ความสูงของของเหลว

อักษรย่อ

PEG-DA	Polyethylene glycol diacrylate
PDMS	Polydimethylsiloxane
CNC	Computer numerical control
UV	Ultraviolet
DI water	Deionized water

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคต้อหิน (glaucoma) คือสาเหตุหลักของสูญเสียการมองเห็นเป็นอันดับ 2 ของโลก ประชากรประมาณ 70 ล้านคนทั่วโลกได้รับผลกระทบจากโรคนี้ และ 10% ของผู้ป่วยโรคต้อหินได้สูญเสียการมองเห็นอย่างถาวร [1] และจะเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องและจะมากถึง 100 ล้านคน ในปี 2040 [2] เนื่องจากอาการของโรคต้อหินจะไม่ปรากฏจนกระทั่งถึงระยะสุดท้าย จึงทำให้ประชากรจำนวนหนึ่งไม่ทราบว่าตัวเองเป็นโรคนี้ อีกทั้งเมื่อเป็นแล้วจะไม่สามารถรักษาให้กลับมามองเห็นเหมือนเดิมได้ สาเหตุของโรคเกิดจากความดันตา (intra-ocular pressure) มีค่าสูงกว่าปกติ สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิดด้วยกัน คือ โรคต้อหินชนิดมุมเปิด (open-angle glaucoma) และโรคต้อหินชนิดมุมปิด (closed-angle glaucoma) ขึ้นอยู่กับลักษณะที่ทำให้เกิดความดันตามีค่าสูง

การรักษาโรคต้อหินที่นิยมใช้ในปัจจุบันนี้มีหลายวิธี ได้แก่ การใช้ยา การทำเลเซอร์ และการผ่าตัด ซึ่งขึ้นอยู่กับความรุนแรงของอาการ วิธีเหล่านี้สามารถช่วยลดความดันตาได้แต่หลังจากการรักษาสักระยะหนึ่งพบว่ามีความดันตาจะสูงขึ้นอีกครั้งหนึ่ง การรักษาด้วยวิธีการใหม่ คือ การการฝังอุปกรณ์เข้าไปในลูกตา จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งสำหรับผู้ป่วยโรคต้อหิน ซึ่งอุปกรณ์ที่ฝังในลูกตาจะทำหน้าที่ช่วยระบายน้ำในลูกตา (aqueous humor) ทำให้ความดันตาลดลง และมีแนวโน้มว่าภายหลังการรักษาแล้วพบว่าโอกาสการเพิ่มขึ้นของความดันตามีค่าน้อยกว่าวิธีอื่น การรักษาด้วยวิธีแบบใหม่นี้เป็นที่น่าสนใจมาก และกำลังถูกพัฒนาให้ดียิ่งขึ้น แต่เนื่องจากการสร้างอุปกรณ์ที่สำหรับใช้ฝังนั้นมีขั้นตอนที่ซับซ้อน จึงทำให้มีต้นทุนสูงและมีกำลังการผลิตต่ำ บางวิธีต้องใช้อุณหภูมิสูงในกระบวนการผลิตซึ่งอาจจะส่งผลต่ออุปกรณ์ที่สร้างขึ้นรวมทั้งอาจจะเป็นข้อจำกัดในการพัฒนาต่อยอดอุปกรณ์ดังกล่าวได้

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ในการพัฒนาและทดสอบอุปกรณ์สำหรับระบายน้ำในตาประเภทท่อขนาดไมครอน (micro-tube) จากพอลิเมอร์ไวแสงโพลีเอทิลีน ไกลคอล ไดอะคริเลต (poly(ethylene glycol) diacrylate) ซึ่งกระบวนการสร้างอุปกรณ์ดังกล่าวมีข้อดีหลายประการ คือ กระบวนการสร้างไม่ซับซ้อน สามารถผลิตได้ปริมาณมากในระยะเวลาอันสั้น ต้นทุนต่ำ และสามารถผลิตได้ที่อุณหภูมิห้อง

1.2 วัตถุประสงค์การวิจัย

- 1.2.1 เพื่อพัฒนาท่อโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต ขนาดไมครอนด้วยกระบวนการพอลิเมอไรเซชันเชิงแสงสำหรับการรักษาโรคต้อหิน
- 1.2.2 เพื่อทดสอบคุณลักษณะการไหลของท่อขนาดไมครอน
- 1.2.3 เพื่อทดสอบคุณลักษณะทางกลของท่อขนาดไมครอน

1.3 ขอบเขตการศึกษา

- 1.3.1 ออกแบบและสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ Polydimethylsiloxane (PDMS)
- 1.3.2 สร้างท่อขนาดไมครอนด้วยวัสดุพอลิเมอร์ไวแสง PEG-DA
- 1.3.3 ทดสอบและวิเคราะห์คุณลักษณะการไหลของท่อขนาดไมครอนสำหรับระบายน้ำในตาที่พัฒนาขึ้น
- 1.3.4 ทดสอบและวิเคราะห์คุณลักษณะทางกลของท่อขนาดไมครอนสำหรับระบายน้ำในตาที่พัฒนาขึ้น

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

สามารถสร้างต้นแบบอุปกรณ์สำหรับระบายน้ำในตาประเภทท่อขนาดไมครอน

1.5 ระเบียบงานวิจัย

- 1.5.1 ศึกษาความเป็นมาของโรค ลักษณะอาการ สาเหตุที่ทำให้เกิดโรค และวิธีการรักษาแบบต่างๆ ในปัจจุบัน โดยเฉพาะการรักษาด้วยการฝังอุปกรณ์ที่ใช้ช่วยในการระบายน้ำในตา
- 1.5.2 ศึกษาวิธีการต่าง ๆ ในการสร้างท่อขนาดไมครอน เช่น การใช้แม่พิมพ์ การอัดขึ้นรูป micro machining เป็นต้น
- 1.5.3 ออกแบบและสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS

1.5.4 พัฒนาระบบการสร้างท่อขนาดไมครอนจากพอลิเมอร์ PEG-DA

1.5.5 ศึกษาการวิเคราะห์การไหลภายในท่อและความแข็งแรงของท่อขนาดไมครอนโดยการคำนวณทางทฤษฎี

1.5.6 ทดสอบความเสียหายทางกลเพื่อเปรียบเทียบกับค่าทางทฤษฎีและผลการคำนวณ

1.5.7 สรุปผลการทดลอง

1.5.8 จัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์

1.6 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ประกอบไปด้วย 6 บท โดยบทที่ 1 บทนำ ได้กล่าวถึงที่มาและความสำคัญ พร้อมขอบเขตในการศึกษาและพัฒนาระบบการสร้างท่อขนาดไมครอนเพื่อรักษาผู้ป่วยโรคต่อหิน ในส่วนบทที่ 2 ปรีทัศน์วรรณกรรม กล่าวถึงทฤษฎี ความรู้ ข้อมูล รวมไปถึงการวิจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้อง กับโรคต่อหิน วิธีการรักษาแบบต่างๆ การสร้างชิ้นงานขนาดเล็กด้วยวิธีต่างๆ การวิเคราะห์และการ ทดสอบความเสียหายทางกลของท่อขนาดไมครอน บทที่ 3 กล่าวถึงการสร้างท่อ PEG-DA ขนาด ไมครอน ส่วนบทที่ 4 กล่าวถึงการทดสอบการใช้งานของท่อแบบต่างๆ และในบทที่ 5 เป็นการ ปรับปรุงกระบวนการสร้างของท่อขนาดไมครอน บทที่ 6 เป็นบทสรุปสำหรับการวิจัยของวิทยานิพนธ์

บทที่ 2

ปริศน์วรรณกรรม

ในบทนี้ได้ทำการทบทวนวรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับ ทฤษฎี และความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับโรค ต้อหิน และวิธีการรักษาแบบต่างๆ เช่น การใช้ยาหยอดตา การผ่าตัด การทำเลเซอร์ และการฝัง อุปกรณ์ช่วยในการระบายน้ำในลูกตา เป็นต้น รวมทั้งได้ทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับอุปกรณ์ช่วยในการระบายน้ำในลูกตาประเภทต่างๆ ตลอดจนการวิเคราะห์และการทดสอบความเสียหายทางกลของท่อขนาดไมครอน

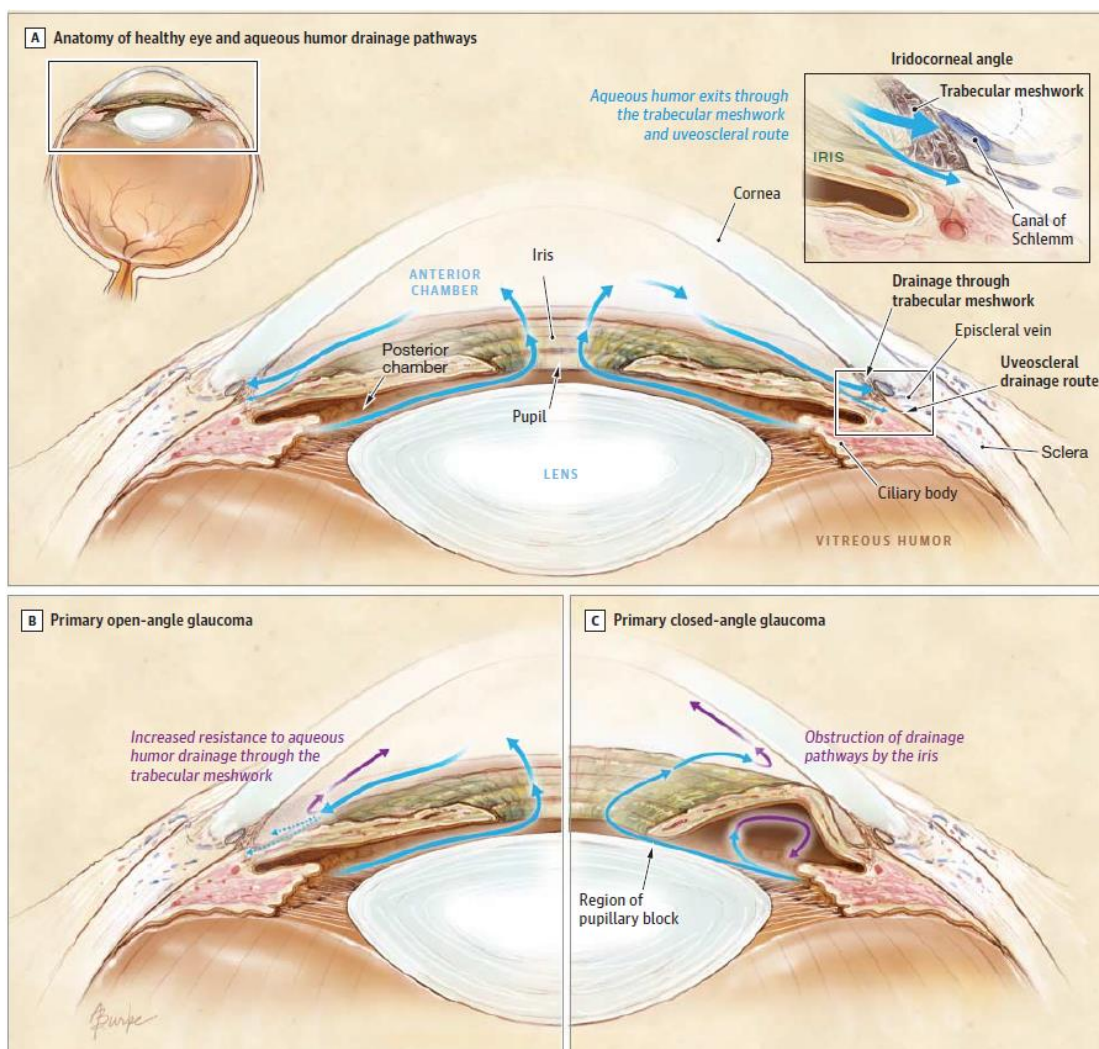
2.1 ต้อหิน

ต้อหิน คือ โรคที่เกี่ยวข้องกับระบบประสาทตาซึ่งเกิดจากการเสื่อมถอยของเซลล์เรตินาแกงเกลียน (retinal ganglion cells) [1] เนื่องจากความดันตา (intraocular pressure) ที่สูงทำให้เกิดความเค้นและความเครียด (stress and strain) ที่โครงสร้างทางด้านหลังของลูกตามีรูปร่างไปจากเดิม ในบริเวณโครงสร้างนี้มีเซลล์เรตินาแกงเกลียนที่ทำหน้าที่ส่งข้อมูลให้กับสมอง เมื่อถูกกดด้วยความดันจึงทำให้บางเซลล์ตายลงทำให้การส่งข้อมูลไม่สมบูรณ์ ทำให้การมองเห็นนั้นค่อย ๆ แคลงและตาบอดในที่สุด [3] เมื่อใช้นี้วลาค่าที่ดวงตาจะมีลักษณะแข็งเหมือนหินจึงเป็นที่มาของชื่อโรคในภาษาไทย

น้ำในลูกตา (aqueous humor) มีหน้าที่นำสารอาหารมาหล่อเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ภายในตาและแลกเปลี่ยนของเสียออกไปซึ่งถูกสร้างโดย ciliary body แล้วจะไหลผ่านช่องหลังลูกตา (posterior chamber) ออกมาทางรูม่านตา (pupil) เข้าสู่ช่องหน้าลูกตา (anterior chamber) และถูกระบายด้วยกัน 2 ช่องทาง คือ uveoscleral route ซึ่งระบายน้ำในลูกตาประมาณ 10% และ canalicular route ซึ่งเป็นทางระบายหลักของน้ำในลูกตา โดยเส้นทางนี้จะประกอบไปด้วย trabecular meshwork และ Schlemm's canal ซึ่งจะเป็นแอ่งรองรับของน้ำในลูกตาก่อนที่จะไหลกลับเข้าสู่เส้นเลือดดำ (episcleral venous) ดังแสดงใน รูปที่ 2.1 โดยปกติแล้วการสร้างและการระบายของน้ำในลูกตาจะอยู่ในภาวะสมดุล คือมีความดันตาอยู่ในช่วง 15-21 mmHg

โรคต้อหินมี 2 ชนิด คือ ต้อหินชนิดมุมเปิด (open glaucoma) และ ต้อหินชนิดมุมปิด (closed glaucoma) โดยต้อหินชนิดมุมเปิด เกิดจากมีความต้านทานในการไหลผ่าน

trabecular meshwork ในเส้นทาง canalicular route ดังแสดงในรูป 2.1 B ระดับความดันตาจึงสูงขึ้น กว่า 80% ของผู้ป่วยโรคต้อหินในสหรัฐอเมริกาเป็นแบบต้อหินชนิดมุมเปิด [4] ส่วนต้อหินชนิดมุมปิดมีความแตกต่างจากชนิดมุมเปิด คือ เส้นทางระบายของน้ำในลูกตาจะถูกขวางกั้นด้วยม่านตา (iris) มีลักษณะเป็นมุมปิด ดังแสดงในรูป 2.1 C ส่วนใหญ่จะเป็นแบบเฉียบพลันซึ่งมีความอันตรายมากกว่าชนิดมุมเปิด บ่อยครั้งที่ผู้ป่วยจะมีอาการปวดลูกตา คลื่นไส้ อาเจียน เห็นภาพเบลอเป็นบางครั้งบางคราว การที่ม่านตาศึกกั้นไม่ให้น้ำในลูกตาไหลผ่านทางรูม่านตา (Region of Pupillary block) ทำให้เกิดให้เกิดการสะสมของน้ำในลูกตาทางช่องหลังลูกตา ทำให้ม่านตาดันขึ้นเป็นสาเหตุให้เกิดมุมปิดบริเวณที่น้ำในลูกตาจะระบายออก



รูปที่ 2.1 การไหลของน้ำในลูกตา (A) การไหลน้ำในลูกตาแบบปกติ (B) การไหลน้ำในลูกตาของต้อหินชนิดมุมเปิด (C) การไหลน้ำในลูกตาของต้อหินชนิดมุมปิด [4]

2.2 วิธีการรักษาโรคต้อหินในปัจจุบัน

เป้าหมายของการรักษาโรคต้อหิน คือ ชะลอการพัฒนารูปแบบของโรคไม่ให้รุนแรงขึ้น เพื่อรักษาคุณภาพชีวิตให้ดำรงอยู่ได้อย่างปกติโดยการลดความดันในลูกตา ซึ่งปัจจุบันมีวิธีการรักษาหลายวิธี เช่น การใช้ยาหยอดตา การผ่าตัด การทำเลเซอร์ และการฝังอุปกรณ์ช่วยในการระบายน้ำในลูกตา ซึ่งการเลือกวิธีการรักษานั้นขึ้นอยู่กับ ความรุนแรงของอาการ, ราคา, ผลข้างเคียง หรือความถี่ในการรักษา แต่ไม่สามารถรักษาระบบประสาทตาที่ถูกทำลายไปแล้วให้กลับคืนมาได้

2.2.1 การรักษาด้วยการใช้ยา

การใช้ยาเป็นการรักษาอันดับแรกสำหรับผู้ป่วยโรคต้อหินระยะเริ่มต้น มี 3 ประเภท คือ กิน ฉีด และหยอด ตัวยาจะออกฤทธิ์โดยเพิ่มการไหลเวียนของน้ำในลูกตาหรือลดการสร้างน้ำในลูกตา เพื่อให้ความดันตาลดลง มีด้วยกันหลายชนิด ได้แก่ beta-blockers, alpha agonists, carbonic anhydrase inhibitors, miotics และ prostaglandin analogs เป็นต้น การเลือกใช้ยาแต่ละชนิดขึ้นอยู่กับความรุนแรงของอาการ ความถี่ในการใช้ต่อวันและผลข้างเคียง ผู้ป่วยที่รักษาด้วยการใช้ยาจำเป็นต้องใช้ยาไปตลอดชีวิต

2.2.2 การรักษาด้วยวิธีเลเซอร์ (laser trabeculoplasty)

การทำเลเซอร์เป็นวิธีการรักษาสำหรับผู้ป่วยในระยะปานกลาง สำหรับผู้ป่วยต้อหินชนิดมุมเปิดโดยการใช้เลเซอร์เผาไหม้เพื่อสร้างรูที่บริเวณ trabecular meshwork และผนังด้านในของ Schlemm's canal เพื่อให้น้ำในลูกตาระบายได้ดียิ่งขึ้น วิธีนี้มีความปลอดภัยสูง และสามารถลดความดันตาได้เป็นอย่างดี แต่อย่างไรก็ตามเมื่อเวลาผ่านไปรูที่เลเซอร์ก็จะแคบลงและความดันตาก็จะกลับมาสูงขึ้นเหมือนเดิม ผู้ป่วยประมาณ 10% ต่อปี ล้มเหลวกับการรักษาด้วยวิธีนี้ [3] สำหรับผู้ป่วยต้อหินชนิดมุมปิดเป็นการยิงเลเซอร์เพื่อสร้างรูบริเวณรอบนอกม่านตาเพื่อเป็นทางระบายน้ำในลูกตา บริเวณช่องหลังลูกตาไปสู่ช่องหน้าลูกตาและระบายน้ำในตาออกบริเวณที่มุมตาทกติ

2.2.3 การรักษาด้วยวิธีการผ่าตัด (trabeculectomy)

การผ่าตัดนี้เป็นวิธีการรักษาสำหรับผู้ป่วยโรคต้อหินเมื่อรักษาด้วยวิธียิงเลเซอร์แล้วยังไม่สามารถลดความดันให้อยู่ในระดับที่ปลอดภัยได้ หรือยาไม่สามารถช่วยลดความดันตาได้หรือผู้ป่วยใช้ยาไม่สม่ำเสมอ ทำให้สูญเสียเส้นใยประสาทตาอย่างต่อเนื่อง การผ่าตัดทำได้โดยการตัดชิ้นส่วนเล็ก ๆ ของ trabecular meshwork ออก หรือเนื้อเยื่อ corneoscleral หรือทั้งสองอย่าง เพื่อให้เป็น

เส้นทางระบายน้ำในลูกตา ไปยัง conjunctiva ที่เป็นส่วนตูดซึมน้ำในลูกตา ควบคู่ไปกับการใช้ antiscarring agents เพื่อลดการเกิดพังพืด (fibroproliferative) เพื่อให้มีโอกาสในการผ่าตัดสำเร็จมากขึ้น [4]

2.2.4 การใช้อุปกรณ์เพื่อช่วยระบายน้ำในลูกตา (micro-invasive glaucoma surgery)

การผ่าตัดโรคต้อหินแบบลูกจ้ำระดับไมครอนซึ่งเป็นทางเลือกใหม่สำหรับผู้ป่วยโรคต้อหินชนิดมุมเปิด โดยเป็นการผ่าตัดเพื่อฝังอุปกรณ์สำหรับฝังเพื่อระบายน้ำในลูกตา (drainage implant device) เข้าไปในลูกตาเพื่อสร้างทางระบายน้ำในลูกตา มีผลทำให้ความดันตาลดลง มีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับการรักษาด้วยการผ่าตัด [5] แต่มีโอกาสสำเร็จมากกว่า ซึ่งในปัจจุบันมีอุปกรณ์ชนิดนี้หลายแบบและกำลังมีการพัฒนาต่อเพื่อให้อุปกรณ์เหล่านี้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

2.3 อุปกรณ์สำหรับฝังเพื่อระบายน้ำในลูกตา (drainage implant device)

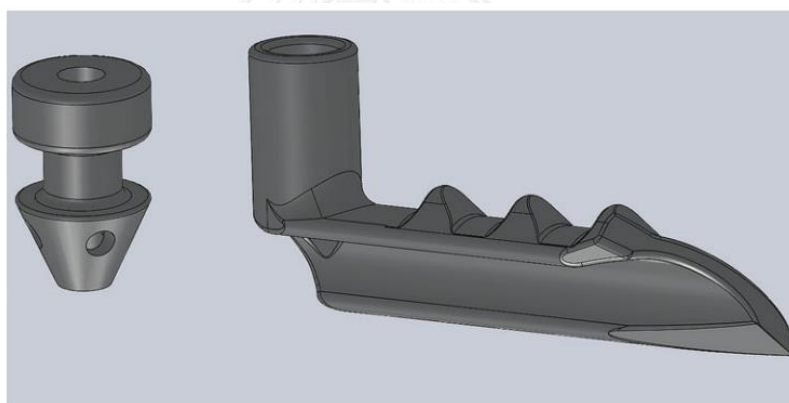
ที่กล่าวไปแล้วว่าการผ่าตัดโรคต้อหินแบบลูกจ้ำระดับไมครอนซึ่งเป็นทางเลือกใหม่สำหรับผู้ป่วยโรคต้อหินชนิดมุมเปิด โดยเป็นการผ่าตัดเพื่อฝังอุปกรณ์สำหรับฝังเพื่อระบายน้ำในลูกตา (drainage implant device) เข้าไปในลูกตาเพื่อสร้างทางระบายน้ำในลูกตา มีผลทำให้ความดันตาลดลง ปัจจุบันอุปกรณ์สำหรับฝังเพื่อระบายน้ำในลูกตาหลายชนิดได้ถูกพัฒนาขึ้นสำหรับรักษาโรคต้อหินชนิดมุมเปิด ซึ่งแต่ละอุปกรณ์จะถูกออกแบบมาเพื่อทำหน้าที่ช่วยระบายน้ำในลูกตาให้มากขึ้น เพื่อลดความดันตาที่สูง ทำการติดตั้งโดยใช้อุปกรณ์นำส่งหรือการผ่าตัด โดยวัสดุที่ใช้มักจะเป็นวัสดุที่สามารถเข้ากับเนื้อเยื่อร่างกายได้ (biocompatible) และไม่ถูกย่อยสลาย อุปกรณ์สำหรับฝังเพื่อระบายน้ำในลูกตาที่มีการใช้สำหรับรักษาโรคต้อหินในปัจจุบันมีดังต่อไปนี้

2.3.1 iStent

iStent ถูกพัฒนาขึ้นโดย Glaukos Corporation, Laguna Hills, CA, USA มี 2 รุ่น คือ iStent และ iStent inject [6] ซึ่งทำจากวัสดุโพลีเอทิลีนที่เคลือบด้วยเฮพาริน (heparin) เพื่อช่วยไม่ให้เกิดการแข็งตัวของเลือด iStent มีลักษณะคล้ายกับ Snorkel เป็นท่อเปิดด้านข้าง มีความยาว 1 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 180 ไมครอน และเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 120 ไมครอน ส่วน iStent inject มีลักษณะเป็นทรงกรวย มีความสูง 0.4 มิลลิเมตร มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกอยู่ระหว่าง 0.2 และ 0.3 มิลลิเมตร ช่องทางเข้าหลักมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.08 มิลลิเมตร และช่องทางออกมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.05 มิลลิเมตร iStent และ iStent inject ถูกสร้างด้วยวิธีการขึ้น

รูประดับไมครอน (micro-machined) ดังแสดงในรูป 2.2 และถูกฝังที่ตำแหน่ง Schlemm's canal โดยใช้อุปกรณ์นำส่ง (Glaukos iStent applicator) ดังแสดงในรูป 2.3

Fea [7] ทำการศึกษาผลการรักษาโดยวิธีการรักษาด้วยคลื่นความถี่สูง (phacoemulsification) ร่วมกับการใช้ iStent 1 ซึ้น เปรียบเทียบกับวิธีการรักษาด้วยวิธีคลื่นความถี่สูงเพียงอย่างเดียว พบว่า ความดันตาลดลงจาก 17.9 ± 2.6 เป็น 14.8 ± 1.2 มิลลิเมตรปรอท และ 17.3 ± 3.0 เป็น 15.7 ± 1.1 มิลลิเมตรปรอท ตามลำดับ และเมื่อเปรียบเทียบกับกลุ่มที่ไม่ได้รับการรักษา ความดันตาเพิ่มขึ้นจาก 16.63 ± 3.1 เป็น 19.2 ± 3.5 มิลลิเมตรปรอท นอกจากนี้ Samuelson, et al. [8] พบว่าการรักษาด้วยคลื่นความถี่สูงร่วมกับ iStent มีความสำเร็จ 72% ทั้งนี้ปัญหาของการใช้ iStent คือ ต้องใช้ทักษะในการติดตั้งสูงเพราะอุปกรณ์มีลักษณะที่ไม่สมมาตร อุปกรณ์เกิดการเคลื่อนที่เมื่อใช้ไประยะหนึ่ง, มีการเพิ่มของความดันตา และเกิดการอุดตัน แต่ปัญหาเหล่านี้ไม่ทำให้ผู้ป่วยสูญเสียการมองเห็น จึงทำการพัฒนาเป็นรุ่นที่ 2 คือ iStent inject ซึ่งถูกติดตั้งได้ง่ายกว่า แต่ผลการรักษาพบว่าผู้ป่วยพบว่ามีโอกาสที่ความดันของนัยน์ตาจะสูงขึ้น



รูปที่ 2.2 ภาพของ iStent inject (ซ้าย) และ iStent (ขวา) [6]

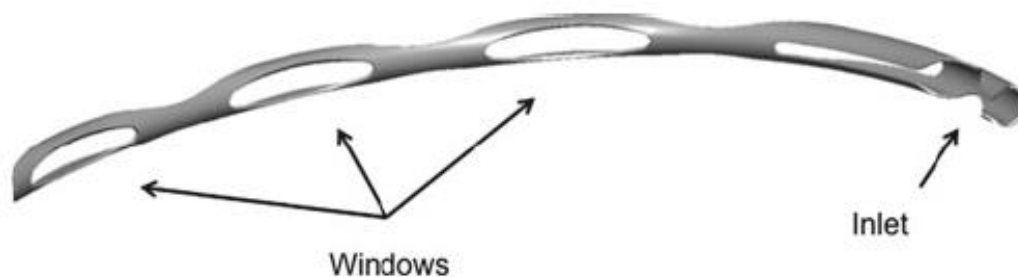


รูปที่ 2.3 อุปกรณ์นำส่ง (Glaukos iStent applicator) ของ iStent และ iStent inject [6]

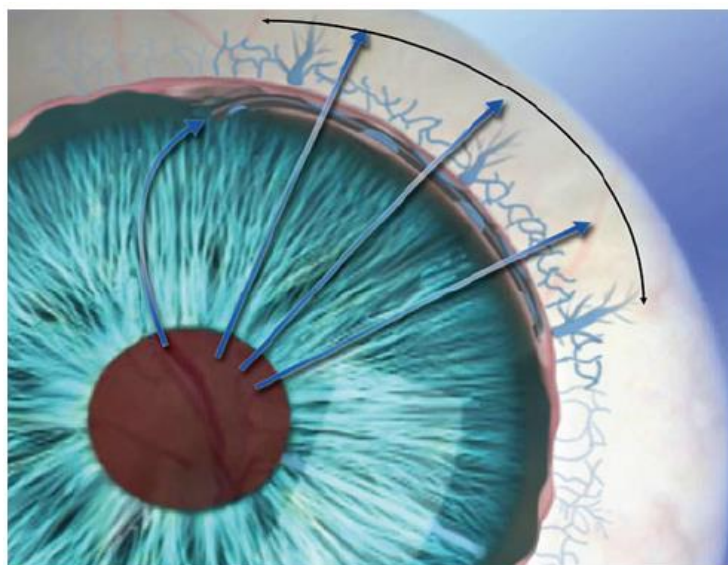
2.3.2 Hydrus Micro-Stent

Hydrus Micro-Stent [9] ถูกพัฒนาขึ้นโดย Ivantis, Inc., Irvine, CA, USA ทำมาจากวัสดุยืดหยุ่น ไนทินอล (nitinol) เป็นวัสดุผสมระหว่างนิกเกิลและไทเทเนียม (Nickel Titanium) ลักษณะเป็นเส้นโค้งเพื่อรองรับกับ Schlemm's canal มีความยาว 8 มิลลิเมตร มีหน้าต่าง 3 บาน ดังแสดงในรูป 2.4 ทำการติดตั้งโดยใช้อุปกรณ์นำส่ง (handheld injector) ที่มีลักษณะโค้งงอเจาะผ่าน trabecular meshwork เข้าสู่ Schlemm's canal อุปกรณ์ Hydrus Micro-Stent จะทำหน้าที่ขยายพื้นที่ที่ใช้ในการระบายน้ำในลูกตาให้มากขึ้น ทำให้ความดันในลูกตาลดลง น้ำในลูกตาจะไหลผ่านทางเข้า และหน้าต่างทั้ง 3 บาน ของ Hydrus Micro-Stent เข้าสู่เส้นเลือดดำ (diatal outflow veins) และเข้าสู่ระบบการแลกเปลี่ยนของ ดังแสดงในรูป 2.5

ผลเสียจากการใช้ Hydrus Micro-Stent คือ ผู้ป่วยบางรายเกิดอาการเลือดออกเป็นครั้งคราว 22% แต่ได้รับการแก้ไขภายใน 1 สัปดาห์ 69% ของผู้ที่ได้รับการรักษาสามารถลดความดันตาได้ และมีความดันตาอยู่ในช่วง 21.6 - 17.7 มิลลิเมตรปรอท [10]



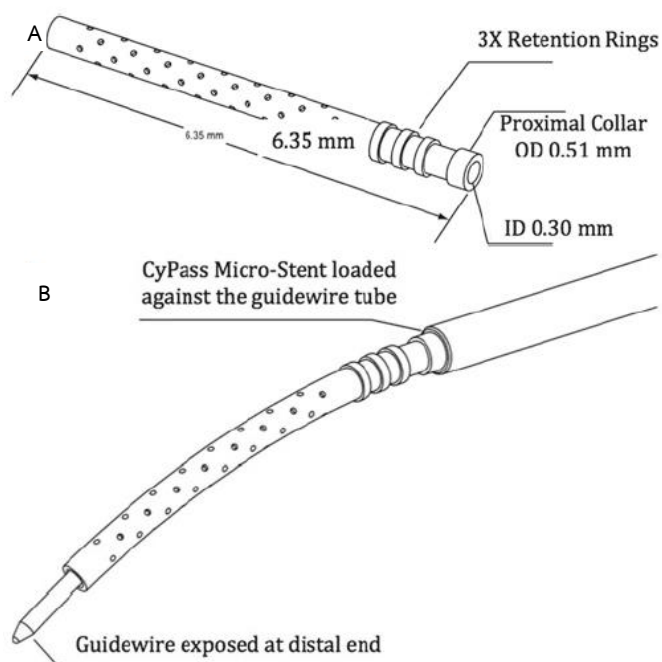
รูปที่ 2.4 The Hydrus micro-stent มีลักษณะเป็นเส้นโค้ง มีช่องทางเข้าและ 3 หน้าต่าง [9]



รูปที่ 2.5 ตำแหน่งการติดตั้งของ The Hydrus micro-stent ที่ Schlemm's canal และเส้นทาง การระบายของน้ำในลูกตาผ่านอุปกรณ์ [9]

2.3.3 CyPass Suprachoroidal Micro-Stent

CyPass Suprachoroidal Micro-Stent [11] ถูกพัฒนาขึ้นโดย Transcend Medical, Menlo Park, CA, USA ทำมาจากวัสดุโพลีเอไมด์ (polyamide material) ซึ่งเป็นวัสดุที่ทำให้เกิดการอักเสบน้อย มีลักษณะเป็นท่อ ความยาว 6.35 มิลลิเมตร มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 510 ไมครอน และเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 300 ไมครอน และรอบๆ ท่อมีรูขนาดเล็กรูขนาด 76 ไมครอน ทำการ ติดตั้งโดยใช้อุปกรณ์นำส่ง (application tool) ดังแสดงในรูป 2.6 B ไปที่ตำแหน่ง suprachoroidal space และเพิ่มการระบายของน้ำในลูกตาผ่าน uveoscleral pathway ทั้งนี้ Ianchulev, et al. [12] ทำการศึกษากับผู้ป่วยที่ใช้ CyPass Suprachoroidal Micro-Stent พบว่ามีความดันตาลดลง จาก 22.9 เป็น 16.2 มิลลิเมตรปรอท ภายใน 6 เดือน และการใช้ CyPass micro-stent ยังไม่เกิด อาการความดันตาต่ำ (hypotony), ภาวะเลือดออกที่ suprachoroidal, จอตาลอก (retinal detachment), รุ่มนตาสืบ หรือการติดเชื้อ แต่ยังมีปัญหาเกิดขึ้นบ้างกับผู้ป่วยบางราย คือ เกิดการ อุดตัน (5%), มีการผ่าตัดอื่นแทรกแซง (3.3%), มีความดันตาเพิ่มขึ้น (1.7%), เลือดออกช่องหน้าของ ลูกตาเป็นบางครั้ง, เกิดการติดกันของผนังภายใน (0.8%), เกิดภาพไม่คมชัด (0.4%), และมีการปรับ ตำแหน่งอุปกรณ์ใหม่ (0.4%)



รูปที่ 2.6 (A) รูปร่างและขนาดของ CyPass Micro-Stent (B) แสดงอุปกรณ์นำส่งพร้อมกับ CyPass Micro-Stent [11]

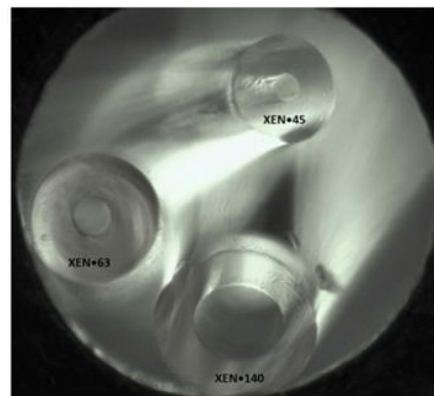
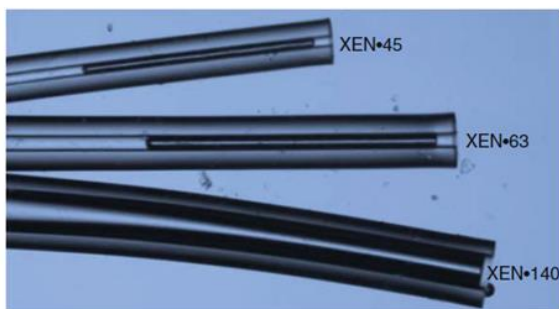
2.3.4 XEN Gel Stent

XEN Gel Stent [13] ถูกพัฒนาขึ้นโดย AqueSys โดยใช้เจลลาตินที่ทำการ cross linked เป็นวัสดุที่ได้ทดสอบแล้วว่าไม่เกิดการอักเสบและไม่ถูกย่อยสลายในร่างกาย ลักษณะของ XEN Gel Stent เป็นท่อตรงขนาดต่าง ๆ และถูกติดตั้งที่ตำแหน่ง subconjunctival space ด้วยวิธีการใช้อุปกรณ์นำส่ง (XEN injection) จากการศึกษาจากสัตว์ทดลองสรุปได้ว่าท่อควรมีความยาวประมาณ 6 มิลลิเมตร โดยที่ 2 มิลลิเมตร อยู่ใน subconjunctival space อีก 3 มิลลิเมตร อยู่ใน sclera และ 1 มิลลิเมตร อยู่ใน anterior chamber ทั้งสามารถออกแบบขนาดของท่อเพื่อกำหนดความดันตาที่ต้องการลดได้ด้วยสมการ Hagen–Poiseuille ดังแสดงในสมการที่ 2.1 โดยการกำหนดความยาวท่อหรือเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน ปัจจุบัน AqueSys ได้พัฒนาท่อ 3 ขนาดด้วยกันคือ XEN45, XEN63 และ XEN140 ดังแสดงใน รูปที่ 2.8 ตัวเลขทางด้านหลังคือขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน (ไมครอน) XEN Gel Stent มีข้อดีที่ไม่ฝังอุปกรณ์ไปที่ Schlemm’s canal หรือ suprachoroidal ทำให้ไม่ถูกจำกัดในเรื่องการไหลเข้าสู่เส้นเลือดดำ โดยผลการรักษาพบว่าความดันเฉลี่ยก่อนการรักษาอยู่ที่

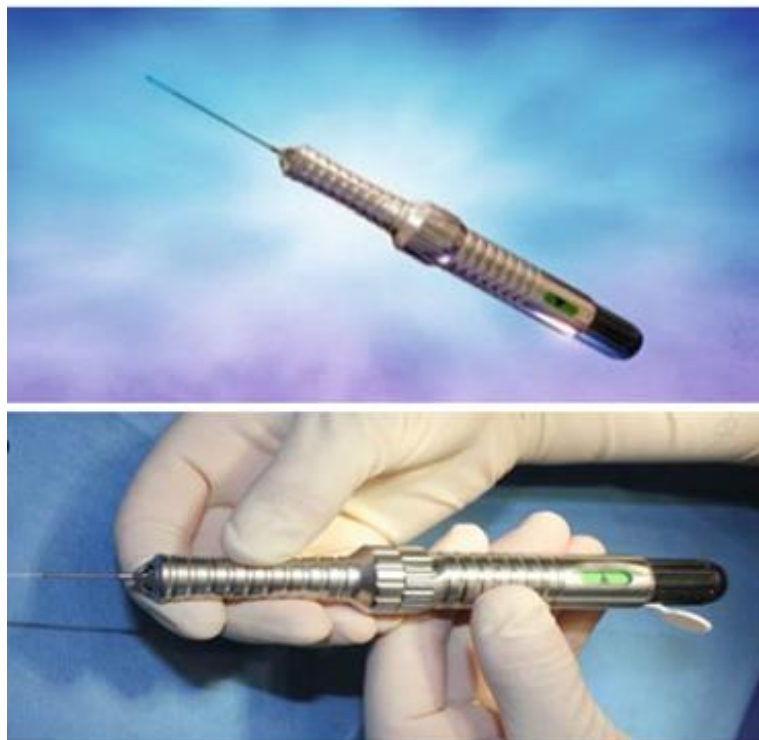
21.9±3.4 มิลลิเมตรปรอท ลดลงเป็น 15.5±4.4, 14.6±3.4 และ 13.9±4.0 มิลลิเมตรปรอท ภายใน 12, 24 และ 36 เดือนตามลำดับ

$$\phi = \frac{dV}{dt} = v\pi R^2 = \frac{\pi R^4}{8\eta} \left(\frac{-\Delta P}{\Delta x} \right) = \frac{\pi R^4}{8\eta} \frac{|\Delta P|}{L} \quad (2.1)$$

โดยที่ Φ คืออัตราการไหล, dV คือการเปลี่ยนแปลงปริมาตร, dt คือการเปลี่ยนแปลงของเวลา, v คืออัตราเร็วของของไหล, R คือรัศมีของรูท่อ, η คือ ความหนืดของของไหล (dynamic fluid viscosity), ΔP คือความแตกต่างของความดันที่ปลายทั้งสองด้าน, Δx คือระยะทางที่ของไหลเคลื่อนที่ และ L คือความยาวท่อ

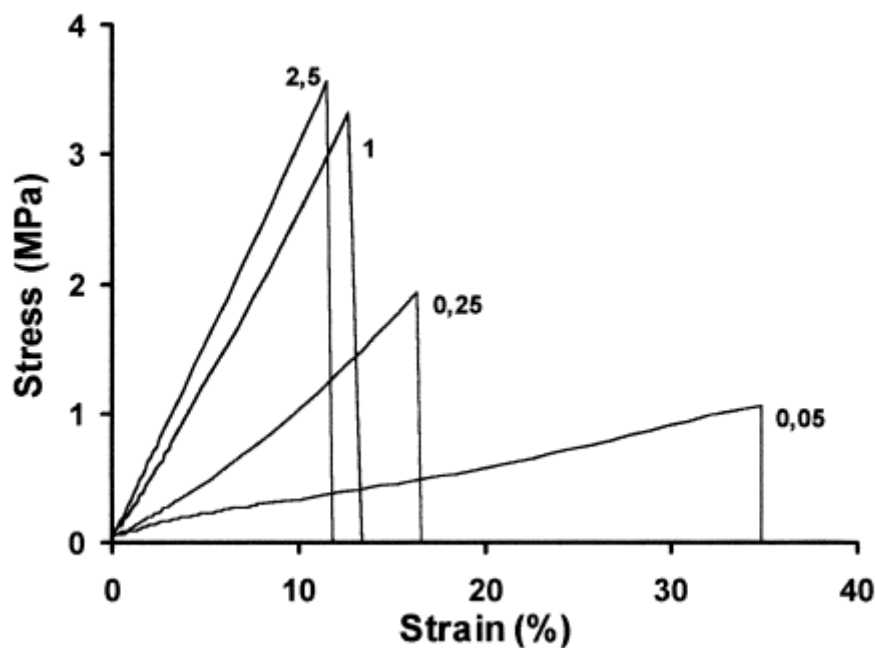


รูปที่ 2.7 XEN Gel Stent ขนาดต่างๆ [13]



รูปที่ 2.8 อุปกรณ์นำส่งของ XEN (XEN injector) [13]

A. Bigi, et al. [14] ได้ศึกษาคุณสมบัติทางกลของแผ่นฟิล์มเจลาติน ซึ่งเจลาตินเป็นวัสดุที่ถูกใช้อย่างกว้างขวางในอุตสาหกรรมชีวการแพทย์ เช่น capsule, microspheres, sealants, wound dressing และ adsorbent pad สำหรับการผ่าตัด เจลาตินจะไม่ถูกย่อยสลายเมื่อทำการ crosslinked ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาเรื่องความเข้มข้นของ glutaraldehyde ซึ่งใช้ในการ crosslinked ว่ามีผลต่อคุณสมบัติทางกลเป็นอย่างไร โดยใช้ความเข้มข้นระหว่างช่วง 0.05 ถึง 2.5 wt% ทำการทดสอบการดึงแผ่นฟิล์มเจลาตินขนาด 3x30 ตารางมิลลิเมตร ความหนา 0.12 มิลลิเมตร เพื่อหาความสัมพันธ์ความเค้น-ความเครียด (stress-strain curves) ดังแสดงใน รูปที่ 2.9 พบว่าความแข็งแรงเพิ่มขึ้นเมื่อเพิ่มความเข้มข้นของ glutaraldehyde แต่จะทำให้ความสามารถในการยืดลดลง



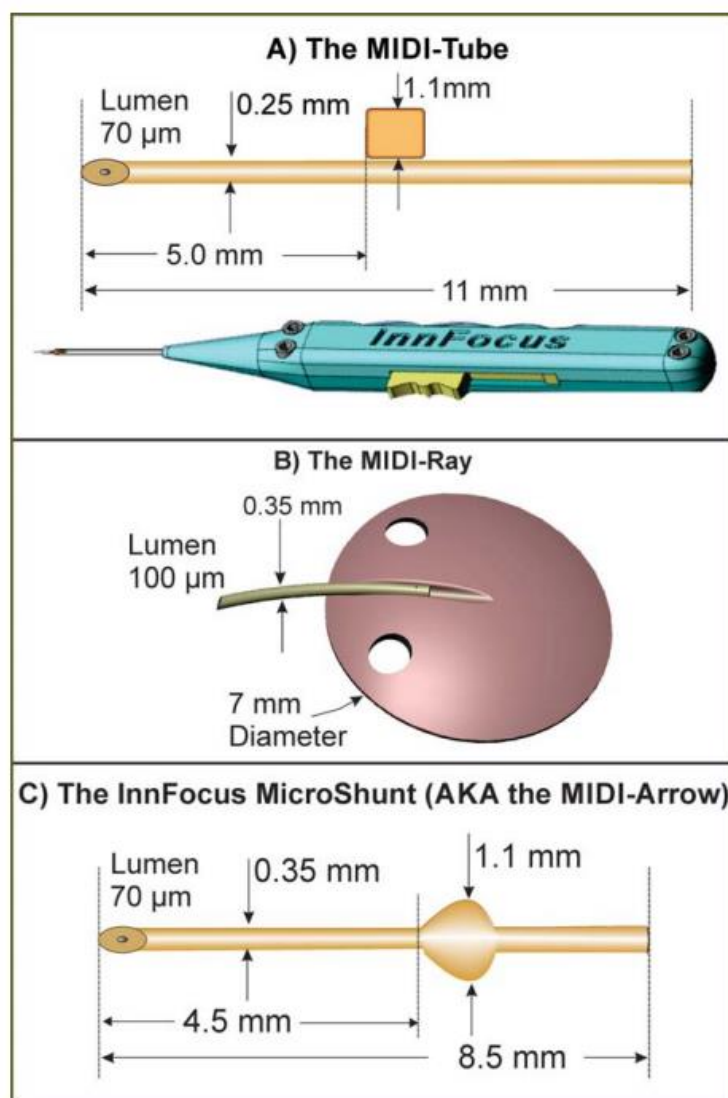
รูปที่ 2.9 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น-ความเครียดของแผ่นฟิล์มเจลาตินเมื่อถูก crosslinked ด้วย glutaraldehyde ที่ความเข้มข้นต่างๆ

2.3.5 The InnFocus MicroShunt

The InnFocus MycroShunt [15] ถูกพัฒนาขึ้นโดย InnFocus Inc. Miami, FL USA โดยสร้างจากวัสดุ Poly (styrene-block-isobutylene-block-styrene) (SIBS) ที่มีคุณสมบัติที่ทนต่อการย่อยสลายในร่างกาย โดยรุ่นแรก The MIDI Tube ดังแสดงในรูปที่ 2.10 A มีความยาว 11 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 250 ไมครอน และเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 70 ไมครอน และมีครีบนขนาด 1.1x1.1 มิลลิเมตร ติดอยู่ 1 ด้าน โดยอุปกรณ์ดังกล่าวจะถูกฝังผ่านอุปกรณ์นำส่ง (slotted inserter) ส่วนรุ่นที่ 2 The MIDI-Ray ดังแสดงในรูปที่ 2.10 B มีลักษณะเป็นแผ่นกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 7 มิลลิเมตร หนา 350 ไมครอน และมีท่อยื่นออกมาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 350 ไมครอน และเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 100 ไมครอน โดยสามารถฝังอุปกรณ์ดังกล่าวเข้าไปในตาโดยใช้ forceps และรุ่นที่ 3 คือ The InnFocus MicroShunt (AKA the MIDI-Arrow) ดังแสดงในรูปที่ 2.10 C เป็นรุ่นที่ได้รับการปรับปรุงจาก 2 รุ่นที่กล่าวข้างต้น โดยมีลักษณะเป็นท่อยาว 8.5 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 350 ไมครอน และเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 70 ไมครอน ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมที่ไม่ทำให้เกิดการระคายน้ำในตาจนตาที่มีความดันน้อยและเกิดการแพบ (hypotony) และมีขนาดใหญ่พอที่เซลล์เยื่อผิวผนังของหลอดเลือด (endothelial cell) สามารถไหลผ่านได้ ส่วนครีบบัลักษณะสามเหลี่ยมขนาด 1.1 มิลลิเมตรและหนา 350 ไมครอน ซึ่งครีบบัหน้า

ป้องกันการรั่วรอบๆ ท่อ ป้องกันการเคลื่อนที่ของท่อเข้าไปในลูกตา และป้องกันการหมุนของท่อทำให้ท่อไม่เคลื่อนย้ายจากตำแหน่งที่ติดตั้ง โดยท่อจะถูกฝังอยู่ภายใต้ conjunctiva and Tenon's Capsule โดยใช้ forceps ทั้งนี้ท่อดังกล่าวนั้นสร้างขึ้นด้วยวิธีการอัดขึ้นรูป (extrusion) หลังจากนั้นนำมาสร้างส่วนครีบโดยวิธีการหล่อขึ้นรูปในแม่พิมพ์ (insert molding)

จากผลการรักษาโดยใช้ MIDI-Tube พบว่า ความดันตาลดลงจาก 21.1 ± 5.2 เป็น 12.8 มิลลิเมตรปรอท โดยมีความสำเร็จในการรักษาอยู่ที่ 67% แต่พบปัญหาการกัดกร่อนที่ครีบล็กน้อย และการใช้อุปกรณ์นำส่งมีการติดขัดในบางครั้ง ส่วนผลการรักษาโดยใช้ MIDI-Ray พบว่าความดันตาลดลงจาก 24.4 ± 4.4 เป็น 14.4 ± 3.9 มิลลิเมตรปรอท โดยพบปัญหา 2 เรื่อง คือ อาการตาแพบหลังจากการผ่าตัดเนื่องจากช่องทางการไหลมีขนาดใหญ่เกินไป และปัญหาเรื่องการยึดติดของแผ่นอุปกรณ์กับลูกตา โดยมีความสำเร็จของการรักษาอยู่ที่ 58% สุดท้ายผลการรักษาโดยใช้ The InnFocus MicroShunt พบว่าความดันตาลดลงจาก 23.8 ± 5.3 เป็น 10.7 ± 2.8 มิลลิเมตรปรอท และยังไม่พบปัญหาที่เกิดขึ้น ผู้ที่เข้ารับการรักษาสามารถลดความดันในลูกตาได้ 100%

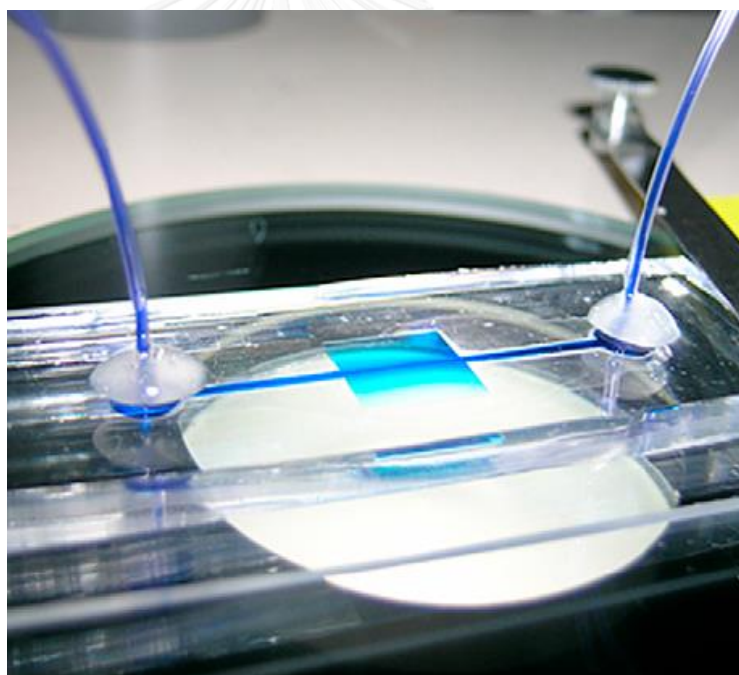


รูปที่ 2.10 อุปกรณ์ทั้ง 3 รุ่น (A) The MIDI-Tube and อุปกรณ์นำส่ง(slotted inserter) (B) The MIDI-Ray (C) The InnFocus MicroShunt(AKA the MIDI-Arrow) [15]

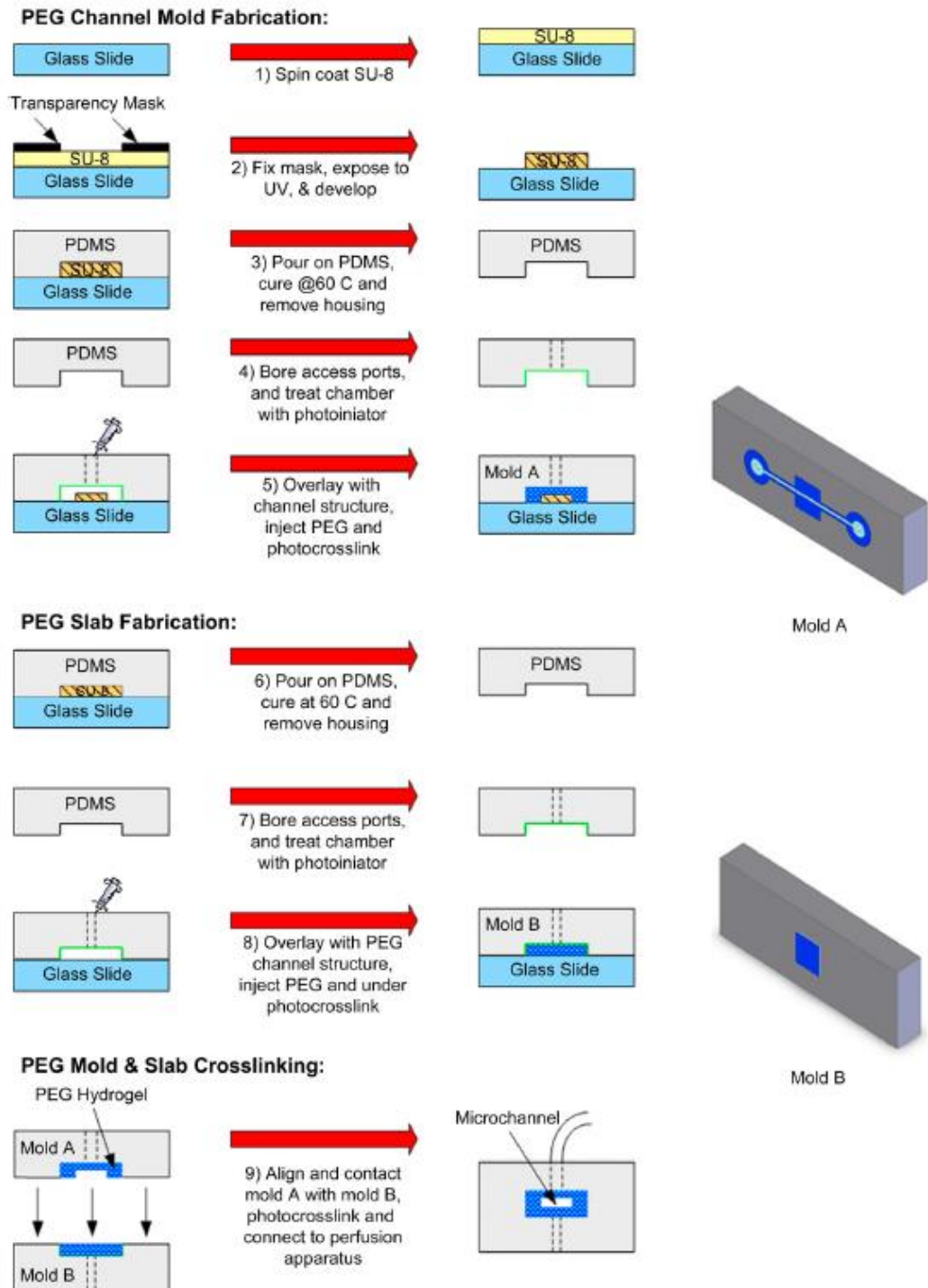
2.4 โพลีเอธิลีนไกลคอล ไดอะครีเลต (Poly (ethylene glycol)-diacrylate (PEG-DA))

PEG-DA เป็นพอลิเมอร์ที่สามารถผสมกับ photoinitiator แล้วสามารถขึ้นรูปได้ตามต้องการได้อย่างรวดเร็ว เมื่อถูกฉายด้วยแสง UV เพราะแสง UV จะไปทำให้พอลิเมอร์เกิดการ cross link หรือที่เรียกว่า polymerization ทำให้พอลิเมอร์กลายเป็นวัสดุแข็ง นอกจากนี้ PEG-DA ยังเป็นวัสดุที่ไม่เป็นพิษต่อร่างกาย (biocompatible) และถูกใช้กันอย่างแพร่หลายในการศึกษาเรื่อง tissue engineering เพราะสามารถปรับเปลี่ยนคุณสมบัติของวัสดุให้เหมาะกับการใช้งานได้ โดยเปลี่ยนมวลโมเลกุล (molecular weight) หรือ ความเข้มข้นของสาร ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงความพรุนภายในโครงสร้างที่สร้างจาก PEG-DA ได้ ที่ผ่านมามีการประยุกต์ใช้ PEG-DA ในหลายด้าน ยกตัวอย่าง

เช่น Cuchiara, et al. [16] ได้ทำการพัฒนาอุปกรณ์ของไหลจุลภาค (microfluidic) เพื่อการทดสอบการแพร่และการมีชีวิตอยู่ของเซลล์ใน PEG-DA hydrogel ดังแสดงในรูปที่ 2.11 โดยอุปกรณ์ของไหลจุลภาคดังกล่าวจะมีส่วนประกอบที่สร้างจาก PEG-DA hydrogel เพื่อจำลองสภาพแวดล้อมที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อซึ่งแสดงให้เห็นความเป็น biomaterial ของ PEG-DA นอกจากนี้ในปี 2012 Nguyen, et al. [17] ได้ทำการศึกษาคุณสมบัติทางกลของวัสดุ PEG-DA เพื่อใช้เป็นโครงสร้างสำหรับทดแทนกระดูกอ่อน (cartilage) โดยใช้มวลโมเลกุลของ PEG-DA ที่น้ำหนักต่าง ๆ (508 Da, 3.4 kDa, 6 kDa, และ 10 kDa) และความเข้มข้นในช่วง 10-40% พบว่าเมื่อลดน้ำหนักโมเลกุลของ PEG-DA และเพิ่มความเข้มข้นของสาร จะทำให้อัตราส่วนการพองตัวลดลง (31.5-2.2) แต่ compressive modulus (0.01-2.46 MPa), equilibrium tensile modulus (0.02-3.5 MPa) และ dynamic compressive stiffness (0.055-42.9 MPa) จะมีค่าเพิ่มขึ้น



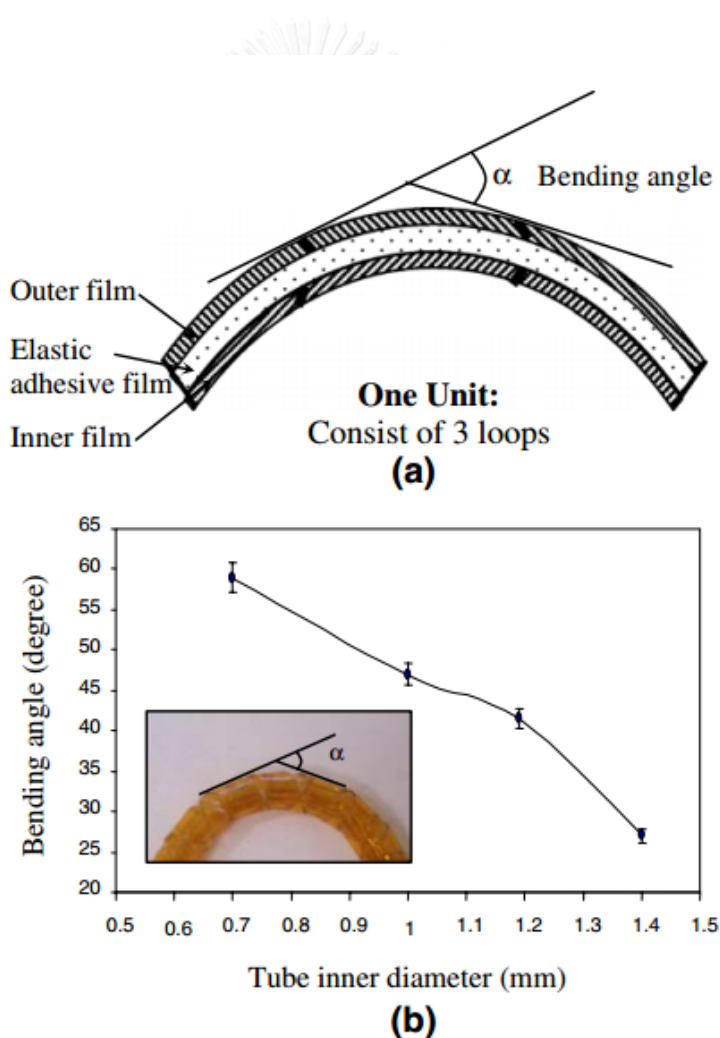
รูปที่ 2.11 อุปกรณ์ของไหลจุลภาคสำหรับใช้ศึกษาการสร้างเนื้อเยื่อทดแทนด้วย PEG-DA [16]



รูปที่ 2.12 การสร้างอุปกรณ์ของไหลจุลภาคสำหรับการพัฒนาเนื้อเยื่อทดแทนด้วย PEG-DA [16]

2.5 การทดสอบการงอของท่อ

ในปี 2008 [Li, et al. [18]] ได้ทำการทดสอบการงอของท่อขนาดมิลลิเมตรเพื่อทดสอบความทนทานของท่อ โดยท่อขนาดเล็กดังกล่าวสร้างมาจากแผ่นเทป (Kapton film) ที่มีเซ็นเซอร์ฝังอยู่บนแผ่นและนำมาพันเป็นท่อ โดยในการทดสอบการงอของท่อโดยการนำท่อมางอให้เป็นเส้นโค้งเพื่อหามุมที่มากที่สุดที่ท่อสามารถงอได้ โดยที่ไม่เกิดรอยตำหนิของท่อ (kink) ที่เกิดขึ้นจากการงอ โดยมุมงอ (bending angle) สามารถวัดได้จากการลากเส้นตรงสองเส้นที่สัมผัสกับส่วนโค้งให้มาตัดกัน และวัดมุมที่เกิดขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.13 (a) โดยจากการทดลองการงอของท่อโดยเปลี่ยนรูให้มีขนาดต่างๆ แต่ให้ผนังของท่อมีความหนาคงที่ พบว่ารูที่มีขนาดใหญ่ขึ้นจะสามารถงอท่อน้อยลง ดังแสดงผลการทดลองในรูปที่ 2.13 (b)



รูปที่ 2.13 ทดสอบการงอของท่อ (a) การวัดมุมงอของท่อ (b) กราฟมุมที่งอได้มากที่สุดของท่อเมื่อเพิ่มขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน [18]

2.6 สรุป

โรคต้อหินเป็นโรคตาที่สำคัญซึ่งเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้ตาบอด โรคต้อหินที่คนส่วนใหญ่เป็นมากที่สุดคือชนิดมุมเปิด (Primary Open-Angle Glaucoma) การรักษาโรคต้อหินนั้นมีหลายวิธีขึ้นอยู่กับความรุนแรงของอาการโรค โดยเริ่มจาก การใช้ยาหยอดตา การยิงเลเซอร์ และการผ่าตัด แต่วิธีเหล่านี้ก็ยังไม่สามารถลดความดันตาได้อย่างถาวร การรักษาวิธีการใหม่ที่ได้รับคามสนใจอย่างมากคือการฝังอุปกรณ์ขนาดเล็กเข้าไปในลูกตาเพื่อช่วยในการระบายน้ำในลูกตา ซึ่งสามารถลดความดันตาได้เทียบเท่ากับการผ่าตัด แต่สามารถป้องกันความดันตาไม่ให้กลับขึ้นมาสูงอีกครั้งได้ดีกว่าเมื่อเทียบกับการผ่าตัด อุปกรณ์ขนาดเล็กเพื่อช่วยในการระบายน้ำในตาที่มีใช้ในปัจจุบันมีหลากหลายรูปแบบคือ iStent, iStent inject, Hydrus Micro-Stent, Cypass Suprachoroidal Micro-Stent, XEN Gel Stent และ The InnFocus MicroShunt ซึ่งอุปกรณ์ส่วนใหญ่มีข้อดีคือ สามารถฝังอุปกรณ์เหล่านี้ได้โดยง่ายโดยไม่ต้องผ่าตัดเพื่อฝังอุปกรณ์เข้าไปในตา แต่ข้อเสียคือ ยังมีปัญหาเกี่ยวกับการใช้งาน เช่น มีการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ การอุดตัน และการเพิ่มขึ้นของความดันตา นอกจากนี้กระบวนการสร้างอุปกรณ์ดังกล่าวมีขั้นตอนที่ซับซ้อน จึงทำให้มีต้นทุนสูงและมีกำลังการผลิตต่ำ บางวิธีต้องใช้ข้อมูลภูมิสูงในกระบวนการผลิตซึ่งอาจจะส่งผลต่ออุปกรณ์ที่สร้างขึ้นรวมทั้งอาจจะเป็นข้อจำกัดในการพัฒนาต่อยอดอุปกรณ์ดังกล่าวได้

บทที่ 3

การสร้างท่อ PEG-DA ขนาดไมครอน

งานวิจัยนี้นำเสนอวิธีการใหม่ในการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับระบายน้ำในตาประเภทท่อขนาดไมครอน (micro-tube) ที่สร้างจากกระบวนการพอลิเมอไรเซชันเชิงแสงของโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต (PEG-DA) ซึ่งกระบวนการสร้างอุปกรณ์ดังกล่าวมีข้อดีหลายประการ คือ กระบวนการสร้างไม่ซับซ้อน สามารถผลิตได้ปริมาณมากในระยะเวลาอันสั้น ต้นทุนต่ำ และสามารถผลิตได้ที่อุณหภูมิห้อง โดยการสร้างท่อขนาดไมครอนจาก PEG-DA ประกอบไปด้วย 2 ขั้นตอนหลัก คือ การสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ และการขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนด้วยพอลิเมอร์ไวแสง หลังจากนั้นจะตรวจสอบลักษณะกายภาพของท่อขนาดไมครอนด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด

3.1 การสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์

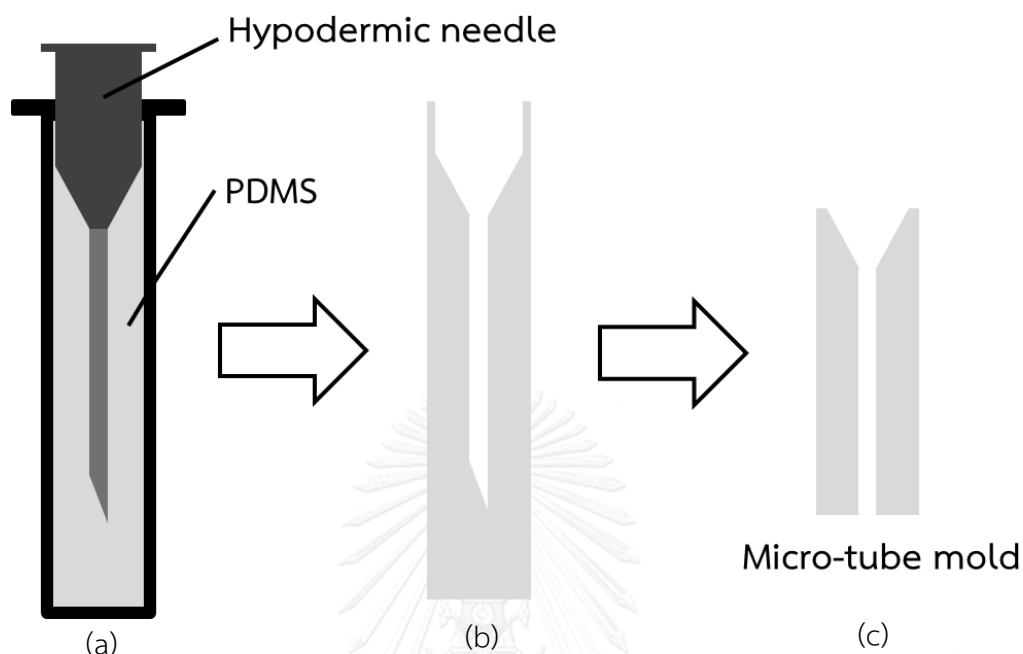
ขั้นตอนแรกเป็นขั้นตอนการออกแบบและสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์เพื่อใช้เป็นตัวต้นแบบในการสร้างท่อขนาดไมครอน จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า The InnFocus Microshunt ซึ่งเป็นท่อขนาดไมครอนเพื่อระบายน้ำในตามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 250 - 350 ไมครอน และมีความยาวท่อ 8.5 - 11 มิลลิเมตร ดังนั้นผู้วิจัยจึงเลือกใช้เข็มฉีดยาขนาด 30G (NIPRO corporation) ซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกอยู่ที่ 300 ไมครอน เส้นผ่านศูนย์กลางภายใน 150 ไมครอน และยาว 13 มิลลิเมตร ซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกใกล้เคียงกับท่อของ The InnFocus Microshunt จึงเหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นตัวต้นแบบในการสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์



รูปที่ 3.1 ชุดเข็มฉีดยาขนาด 30G สำหรับใช้สร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์

Polydimethylsiloxane (PDMS) ถูกนำมาใช้เป็นวัสดุสำหรับสร้างแม่พิมพ์เนื่องจากมีคุณสมบัติ ยืดหยุ่น ทนความร้อนได้สูง และโปร่งใส ซึ่งเป็นคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับการขึ้นรูปท่อด้วยวิธีพอลิเมอร์เซชันเชิงแสง และเป็นวัสดุที่นิยมนำมาใช้สร้างแม่พิมพ์เพราะคุณสมบัติของ PDMS มีข้อดีคือสามารถถ่ายโอนรายละเอียดจากตัวต้นแบบไปสู่แม่พิมพ์พอลิเมอร์ได้อย่างสมบูรณ์แต่รูปร่างจะอยู่ในลักษณะตรงกันข้าม สำหรับขั้นตอนในการสร้างแม่พิมพ์ PDMS ของท่อขนาดไมครอนมีดังนี้ เริ่มจากการเตรียมพอลิเมอร์ PDMS โดยผสม silicone elastomer base และ silicone elastomer curing ที่อัตราส่วน 10:1 โดยน้ำหนัก ผสมให้เข้ากันด้วยการคนประมาณ 2-3 นาที ทั้งนี้การคนจะทำให้ PDMS เกิดฟองอากาศอยู่ภายในสารเป็นจำนวนมาก จึงต้องกำจัดฟองอากาศออกให้หมด โดยใช้วิธีสุญญากาศเพื่อไล่ฟองอากาศภายใน PDMS ออกให้หมด โดยวาง PDMS ไว้ในเตาอบแบบ vacuum แล้วดูดอากาศออกจนความดันเป็น -0.1 MPa ที่อุณหภูมิห้อง เพื่อไล่ฟองอากาศออกมาให้หมดอย่างรวดเร็วให้ทำซ้ำโดยเติมอากาศกลับเข้าไปในเตาอบแบบ vacuum แล้วดูดอากาศออกทำซ้ำประมาณ 3-5 ครั้ง ฟองอากาศก็จะหมดไป หลังจากนั้นนำ PDMS เทใส่ปลอกของเข็มฉีดยาซึ่งใช้เป็นภาชนะสำหรับหล่อแม่พิมพ์แล้วนำเข็มฉีดยาใส่กลับเข้าไปที่ปลอก ถ้ามีฟองอากาศเกิดขึ้นระหว่างการเทให้รอสักพักหนึ่งฟองก็จะหมดไป ดังแสดงในรูปที่ 3.2 หลังจากนั้น นำ PDMS ให้ความร้อนที่ 70 องศาเซลเซียส ด้วยเตาความร้อน (hot plate) เป็นเวลา 2-3 ชั่วโมง เพื่อให้ PDMS แข็งตัว เมื่อ PDMS เย็นตัวลงสามารถนำออกจากปลอกฉีดยาได้โดยใช้คัตเตอร์ตัดปลอกด้านข้างออก เนื่องจาก PDMS เมื่อแข็งตัวแล้วจะมีลักษณะนิ่มและมีรูปร่างพอดีกับปลอกจึงมีพื้นที่สัมผัสกับปลอกมากจึงเกิดแรงเสียดทานจนไม่สามารถดึงออกได้โดยตรง หลังจากนั้นนำออกจากปลอกแล้ว สามารถดึงเข็มฉีดยา

ออกจาก PDMS โดยไม่เกิดความเสียหายและทำการตัดความยาวส่วนที่เกินออก หลังจากนั้นนำไปติดกับแผ่นกระจก (glass slide) ด้วยเทปกาวใส เพื่อใช้เป็นฐานให้สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก

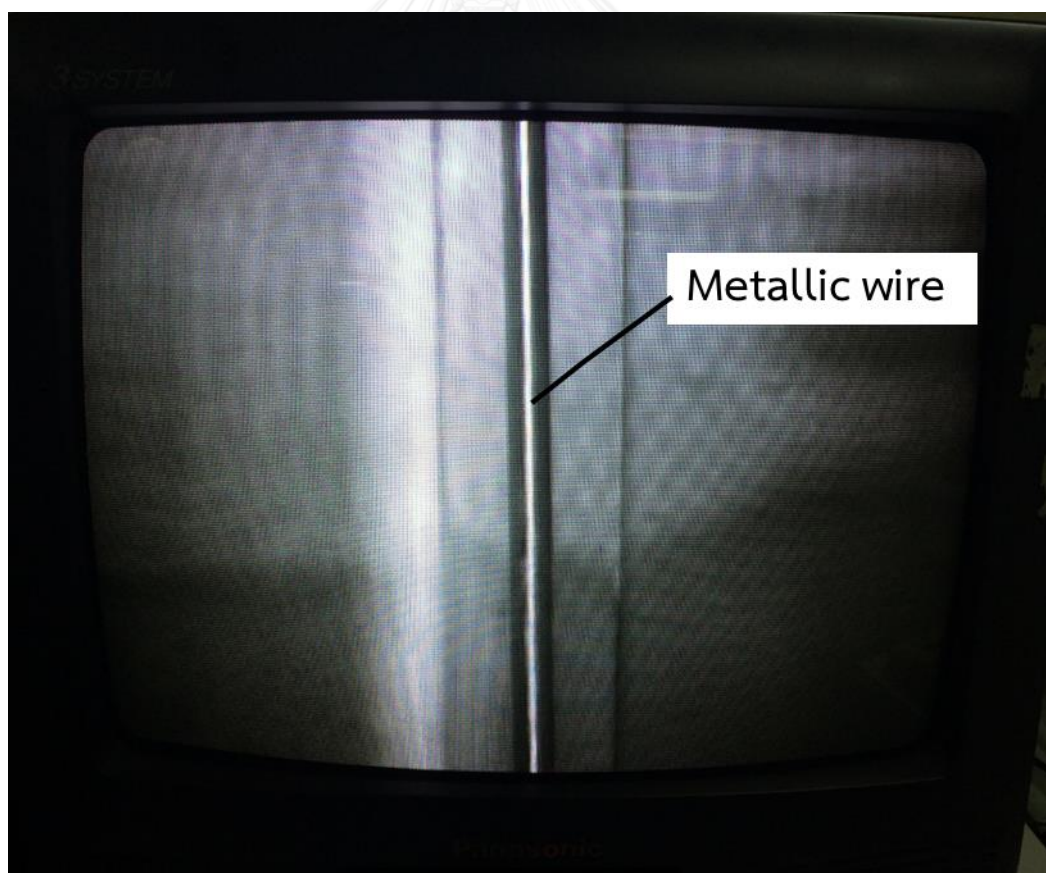


รูปที่ 3.2 การสร้างแม่พิมพ์ PDMS (a) PDMS ในชุดเข็มฉีดยา (b) PDMS หลังจากนำเข็มและปลอกออก (c) PDMS ตัดส่วนที่ไม่ใช้งานออก

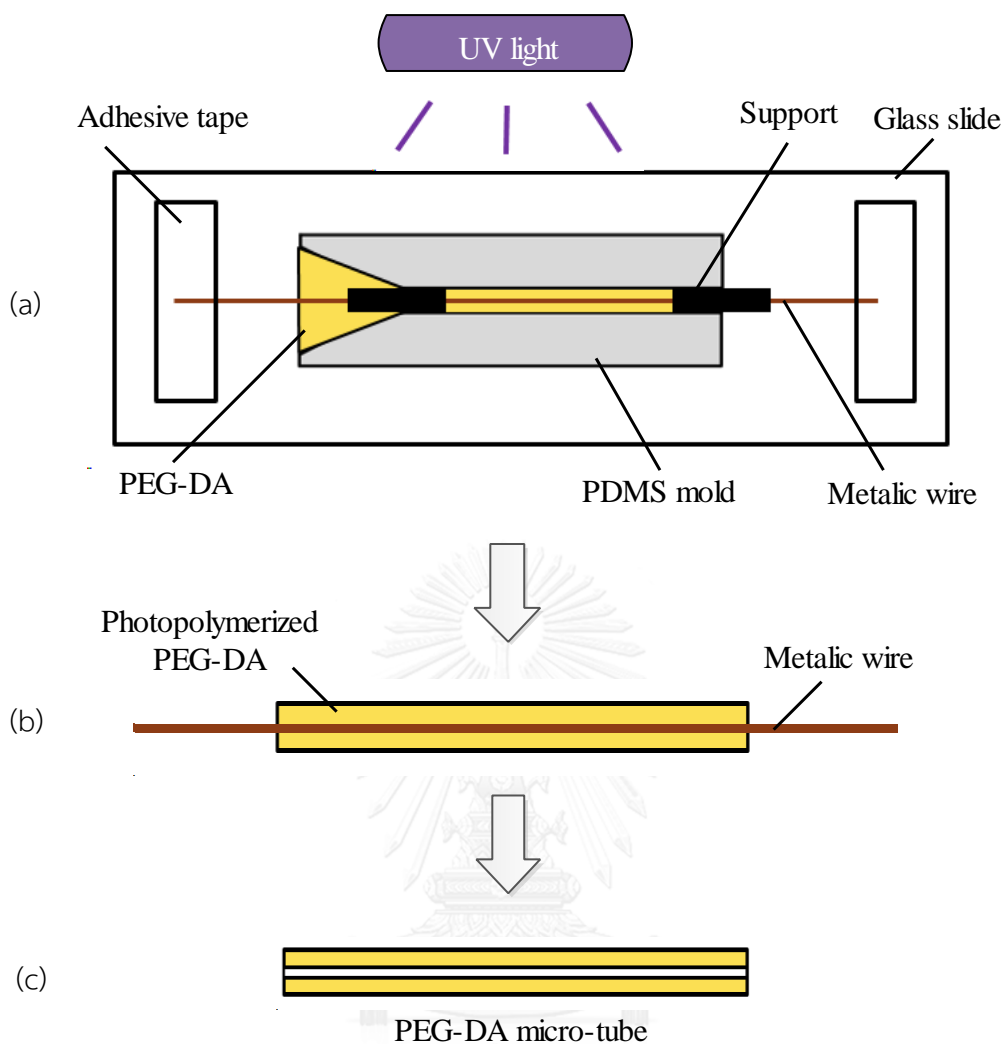
3.2 การสร้างท่อขนาดไมครอนจากโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต

ในการพัฒนาท่อขนาดไมครอนเพื่อใช้ระบายน้ำในลูกตานั้น ทางผู้วิจัยได้เลือกโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต (PEG-DA) เพื่อใช้เป็นวัสดุในการสร้างท่อดังกล่าว เนื่องจากเป็น PEG-DA เป็นพอลิเมอร์ไวแสงที่ไม่เป็นอันตรายต่อร่างกายและไม่ถูกย่อยสลายในร่างกาย โดยสามารถขึ้นรูปเป็นโครงสร้างตามที่ต้องการโดยการฉายแสงอัลตราไวโอเล็ต (UV) ทำให้พอลิเมอร์เกิดการ cross link และแข็งตัว ดังนั้นจึงสามารถสร้างท่อขนาดไมครอนได้อย่างรวดเร็วและผลิตได้ในปริมาณมาก มีต้นทุนต่ำ และสามารถขึ้นรูปที่อุณหภูมิห้องได้ ซึ่งการที่ขึ้นรูปที่อุณหภูมิห้องได้ทำให้สามารถผสมยาหรือสารต่างๆลงใน PEG-DA และขึ้นรูปได้โดยไม่ทำให้ยาหรือสารเคมีต่างๆ นั้นเสื่อมสภาพจากจุดเด่นดังกล่าวทำให้เราสามารถปรับปรุงคุณสมบัติของท่อขนาดไมครอนที่พัฒนาขึ้นโดยการผสมยาหรือสารเคมีประเภทต่างๆ เช่น ยาที่ช่วยการป้องกันการแข็งตัวของเลือดหรือการเกิดพังผืด (fibroblast) เป็นต้น โดยขั้นตอนการสร้างท่อขนาดไมครอนมีดังนี้ โดยเริ่มจากการผสม PEG-DA (Wuhan Kemi-works chemical) กับ photo initiator ในอัตราส่วน 100:1 โดยน้ำหนัก แล้วคนให้เข้ากันประมาณ 2-3 นาที ในส่วนของแม่พิมพ์เนื่องจากเราต้องการสร้างเป็นท่อที่มีรูตรงกลางขนาด

ประมาณ 70 ไมครอน ทางผู้วิจัยจึงเลือกใช้เส้นลวดทองแดงขนาดดังกล่าว (OB-7S, OKI electric cable) ใส่เข้าไปในแม่พิมพ์เพื่อทำให้เกิดรู ในขั้นตอนการขึ้นรูปพอลิเมอร์ PEG-DA ดังแสดงในรูปที่ 3.4 อย่างไรก็ตามเพื่อให้เส้นลวดทองแดงอยู่ตรงกลางของแม่พิมพ์ จึงได้ประยุกต์ใช้ท่อของเข็มฉีดยาขนาด 30G ตัดเป็นท่อนยาว 4-6 มิลลิเมตร จำนวน 2 ท่อน ใส่เข้าไปที่ปลายทั้ง 2 ข้างของรูในแม่พิมพ์ PDMS เพื่อใช้สำหรับเป็นตัวประคองเส้นลวดทองแดงให้อยู่ตรงกลาง และตรึงเส้นลวดทองแดงที่ปลายทั้งสองของลวดทองแดงเพื่อไม่ให้เกิดการหย่อนด้วยเทปใส และสามารถตรวจสอบตำแหน่งของลวดทองแดงได้โดยใช้กล้องจุลทรรศน์ของเครื่อง Mask aligner (MDA-400M-06, MIDAS system co.ltd.) โดยภายหลังการใส่สาร PEG-DA เข้าไปในแม่พิมพ์แล้ว จึงทำการฉายแสง UV เป็นเวลา 15 วินาที ด้วยเครื่องเดียวกัน ดังแสดงในรูปที่ 3.4 หลังจาก PEG-DA แข็งตัว สามารถดึงลวดทองแดงออกจากแม่พิมพ์ได้ ซึ่งท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนจะติดมากับเส้นลวดออกมา จากนั้นจึงดึงท่อขนาดไมครอนออกจากเส้นลวดทองแดงได้ด้วยการใช้นิ้วมือจับที่ท่อหรือนำท่อไปแช่ในแอลกอฮอล์เป็นเวลา 4 ชั่วโมง ก็สามารถดึงลวดออกจากท่อได้โดยง่าย



รูปที่ 3.3 การตรวจสอบตำแหน่งของลวดทองแดงก่อนฉายแสง UV ด้วยเครื่อง Mask Aligner



รูปที่ 3.4 การสร้างท่อขนาดไมครอน (a) ชุดการสร้างท่อ PEG-DA (b) ท่อ PEG-DA หลังนำออกจากแม่พิมพ์ (c) ท่อ PEG-DA หลังนำเส้นลวดออกและตัดส่วนที่ไม่ได้ใช้งาน

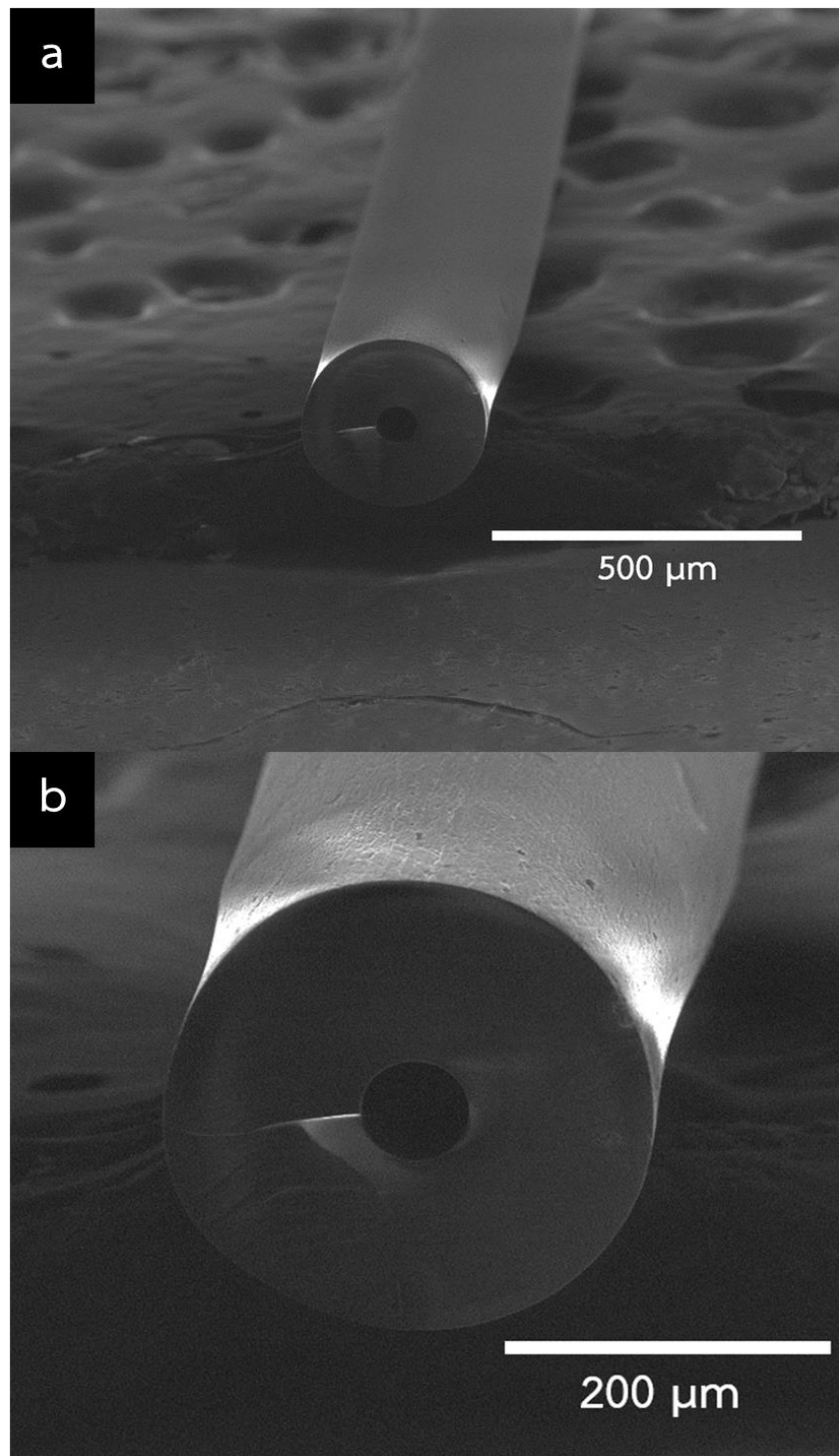
3.3 การตรวจสอบลักษณะกายภาพของท่อขนาดไมครอนด้วยกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (SEM)

สำหรับการตรวจสอบท่อ PEG-DA ขนาดไมครอน หลังจากการสร้างด้วยวิธี photopolymerization กล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด (scanning electron microscope) ได้ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ลักษณะกายภาพของท่อขนาดไมครอน โดยพิจารณาขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกและภายในของท่อขนาดไมครอน และลักษณะผิวของของท่อขนาดไมครอน เพราะกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนมีกำลังขยายสูงและให้รายละเอียดที่คมชัด ซึ่งหลังจากการตรวจสอบท่อขนาดไมครอน จำนวน 10 ท่อ พบว่าท่อขนาดไมครอนที่สร้างมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกและภายในของท่อเฉลี่ยเท่ากับ 301.46 ± 4.40 และ 67.74 ± 0.71 ไมครอน ตามลำดับ ซึ่ง

เป็นไปตามขนาดที่ต้องการ และผิวท่อที่ค่อนข้างเรียบ แต่อย่างไรก็ตามพบว่าท่อขนาดไมครอนบางท่อที่สร้างขึ้นยังมีตำแหน่งของรูท่อที่ไม่อยู่ตรงกลาง ทั้งนี้เนื่องจากการใช้ท่อเชื่อมฉีดยาขนาด 30G เป็นตัวประกอบเส้นลวดนั้นยังอาจจะมีช่องว่างอยู่บ้างทำให้เส้นลวดไม่ได้อยู่ในตำแหน่งตรงกลางและทำให้ตำแหน่งของรูที่ได้ไม่ได้อยู่ตรงกลางไปด้วย โดยประเด็นดังกล่าวอาจจะสามารถแก้ไขได้โดยเลือกตัวประกอบที่มีขนาดพอดีกับเส้นลวดหรือสร้างแม่พิมพ์ใหม่ที่กำหนดตำแหน่งของเส้นลวดให้อยู่ตรงกลางของท่อได้ก็จะสามารถแก้ปัญหาดังกล่าวได้



รูปที่ 3.5 ขนาดของท่อขนาดไมครอนเปรียบเทียบกับเหรียญห้าบาท



รูปที่ 3.6 ภาพถ่ายที่ขนาดไมครอน PEG-DA ด้วย SEM (a) กำลังขยายภาพ 200 เท่า (b) กำลังขยายภาพ 400 เท่า

3.4 สรุปผล

การทดลองการสร้างท่อขนาดไมครอนจากพอลิเมอร์ PEG-DA ด้วยวิธีการหล่อขึ้นรูปด้วยแม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS และใช้การฉายแสง UV ที่ได้ใช้ตัวต้นแบบเป็นเข็มฉีดยาขนาด 30G และใช้หลอดทองแดง 70 ไมครอนสำหรับสร้างรูท่อ สามารถขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนได้ตามขนาดที่ต้องการ โดยที่ไม่มีความเสียหายเกิดขึ้นกับแม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS อย่างไรก็ตามยังมีประเด็นในเรื่องตำแหน่งของรูภายในที่บางครั้งยังไม่สามารถควบคุมตำแหน่งให้อยู่ที่จุดศูนย์กลางได้ แต่จากการตรวจสอบท่อขนาดไมครอนด้วยเครื่องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราดพบว่า 100 เปอร์เซ็นต์ ไม่มีการเกิดรูของท่อที่อยู่ติดชิดกับผนังของท่อขนาดไมครอน ดังนั้นจึงไม่มีปัญหาเรื่องการรั่วไหล และสามารถแก้ไขปัญหาดังกล่าวได้ด้วยการใช้ตัวประกอบที่มีขนาดพอดีกับเส้นหลอดทองแดง



บทที่ 4

การทดสอบท่อโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต ขนาดไมครอน

ท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนถูกนำมาทดสอบด้วยวิธีต่างๆ เพื่อแสดงให้เห็นประสิทธิภาพในการใช้งานจากการสร้างด้วยวิธีพอลิเมอไรเซชันเชิงแสงด้วยวัสดุ PEG-DA และแสดงให้เห็นข้อจำกัดของท่อเมื่อถูกทดสอบการใช้งานในลักษณะต่างๆ ในบทนี้จะกล่าวถึงการเตรียมการทดสอบและวิธีทดสอบ ซึ่งจะประกอบไปด้วย การทดสอบการไหลของน้ำในท่อขนาดไมครอน การทดสอบการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน การทดสอบการหาค่า Young's Modulus ของวัสดุพอลิเมอร์ PEG-DA การทดสอบความแข็งแรงของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนเมื่อถูกตัดงอ และการทดสอบการใช้งานของท่อขนาดไมครอนในตาหมูที่เสียชีวิตแล้ว

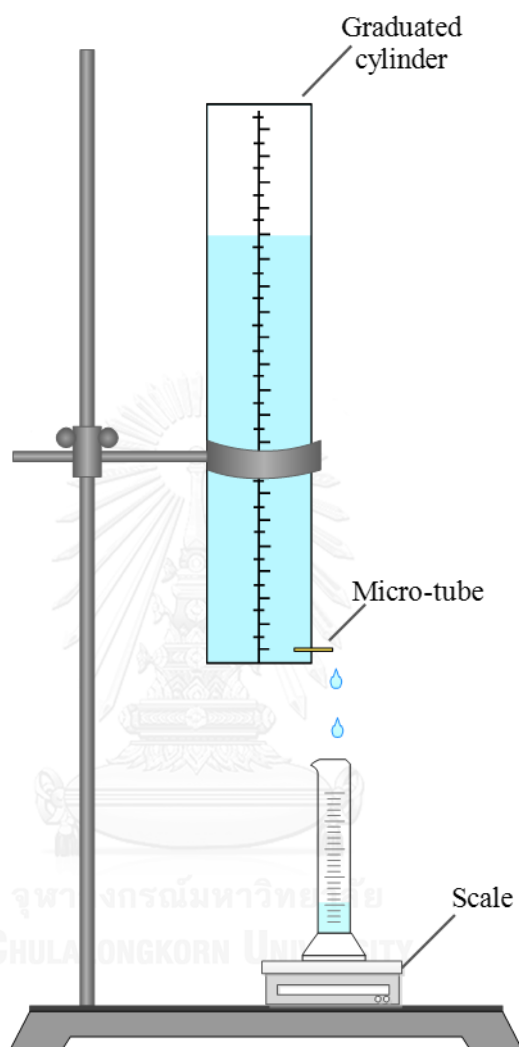
4.1 การทดสอบการไหลของน้ำในท่อขนาดไมครอน

การทดสอบการไหลภายในท่อขนาดไมครอน จะทำการทดสอบเพื่อแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพในการใช้งานของท่อขนาดไมครอน ซึ่ง ณ ที่นี้ จะใช้การหาอัตราการไหลเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของท่อ เมื่อท่อถูกใช้งานที่ความดันต่างๆ จะทำให้น้ำระบายออกทางรูท่อที่มีขนาดเฉลี่ย 67 ไมครอน และความยาว 8 มิลลิเมตร โดยใช้ความดันของ DI water เป็นตัวแทนความดันของน้ำในลูกตา เนื่องจากน้ำในลูกตามีคุณสมบัติของของไหลใกล้เคียงกับ DI water [19] ซึ่งนำมาใช้แทนกันได้ เนื่องจากอัตราการไหลผ่านภายในท่อมีค่าต่ำซึ่งจะต้องใช้เวลาในการทดสอบค่อนข้างนานเพื่อให้ได้ปริมาณน้ำที่เพียงพอต่อการบันทึกผล ดังนั้นผลของการระเหยของน้ำอาจส่งผลกระทบต่อการวัดผลอัตราการไหลได้ จึงต้องทดสอบหาอัตราการระเหยของน้ำก่อนที่จะทำการทดสอบหาอัตราการไหลที่ความดันต่างๆ ซึ่งจะกล่าวถึงรายละเอียดในลำดับถัดไป

4.1.1 การเตรียมชุดทดสอบการไหลของท่อขนาดไมครอน

สำหรับการเตรียมชุดทดสอบการไหลทำได้โดยใช้ท่อพลาสติกใสทรงกระบอกที่มีความสูง 50 เซนติเมตร และเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.5 เซนติเมตร โดยใช้ความสูงของน้ำเป็นตัวกำหนดความดันทางเข้าท่อขนาดไมครอนซึ่งเป็นไปตามสมการ $P = \rho gh$ ซึ่งทางด้านล่างของท่อพลาสติกใสจะถูกเจาะเป็นรูขนาดเล็กสำหรับใส่ท่อขนาดไมครอนผ่านตัวแปลง (adaptor) ซึ่งดัดแปลงมาจากท่อฉีดของเข็มฉีดยาเพื่อให้ง่ายต่อการเปลี่ยนชิ้นงานสำหรับทดสอบขึ้นถัดไป ท่อพลาสติกใสจะถูกจุ่มยกให้สูงขึ้นจากพื้นด้วยแท่นจับยึด และทางด้านล่างของท่อพลาสติกใสจะมีกระบอกตวงสำหรับรองรับปริมาณน้ำที่ไหลออกมาจากท่อขนาดไมครอน เนื่องจากการอ่านค่าปริมาณน้ำจากกระบอกตวงมีโอกาที่จะ

คลาดเคลื่อนสูง ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงใช้เครื่องชั่งน้ำหนักดิจิทัลที่มีความละเอียดสูงถึง 0.001 กรัม ทำการวัดน้ำหนักของน้ำและเปลี่ยนเป็นปริมาตรภายหลัง ดังแสดงในรูปที่ 4.1



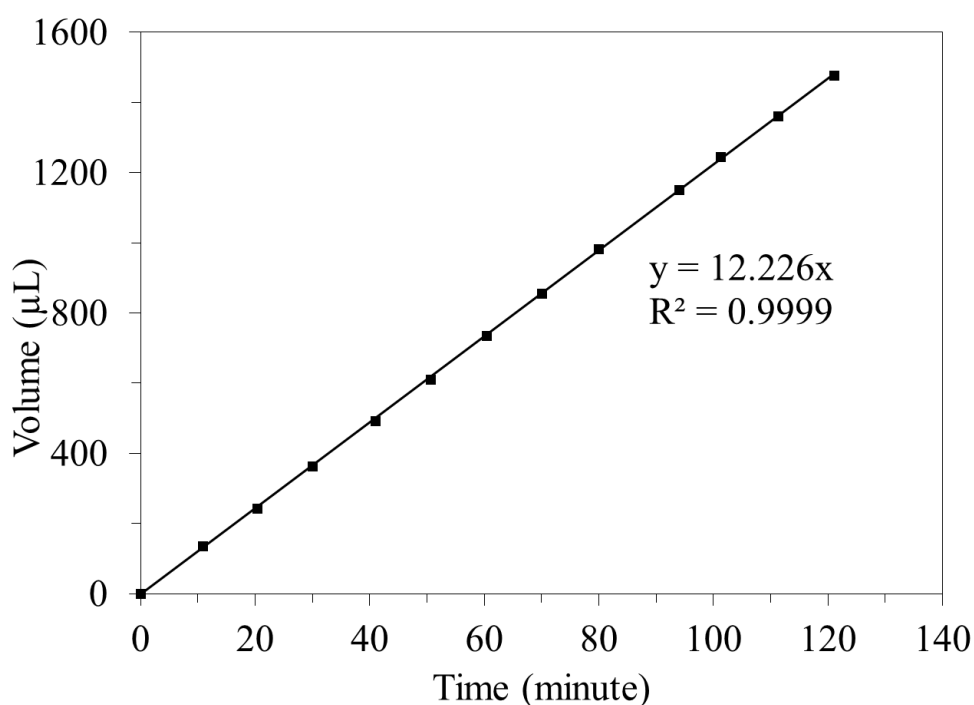
รูปที่ 4.1 ชุดการทดสอบการไหลของน้ำภายในท่อ

4.1.2 การทดสอบเพื่อหาอัตราการระเหยของน้ำ

เนื่องจากอัตราการไหลของน้ำภายในท่อขนาดไมครอนมีค่าค่อนข้างต่ำ จึงต้องใช้เวลานานเพื่อสะสมปริมาณของน้ำให้เพียงพอต่อการวัดค่าได้อย่างแม่นยำ ซึ่งการระเหยของน้ำอาจจะส่งผลต่อการวัดปริมาตรของน้ำที่ความดันต่างๆ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องทดสอบเพื่อหาอัตราการระเหยของน้ำก่อน ในการทดลองเพื่อหาอัตราการระเหยนี้ จะบันทึกปริมาตรเทียบกับเวลาเพื่อดูว่าปริมาตรของน้ำเพิ่มขึ้นอย่างคงที่เมื่อเวลาผ่านไปหรือไม่ ในที่นี้ได้ใช้ความดันน้ำที่ 23 มิลลิเมตรปรอท หรือคิดเป็น

ความสูงของน้ำที่ 31.3 เซนติเมตร ซึ่งเป็นความดันภายในตาเฉลี่ยของผู้ป่วยโรคต้อหิน ทำการวัด ปริมาตรของน้ำเป็นเวลา 2 ชั่วโมง โดยบันทึกค่าทุกๆ 10 นาที ที่อุณหภูมิห้อง 25 องศาเซลเซียส

จากผลการทดลองพบว่าเมื่อเวลาผ่านไป 2 ชั่วโมง ปริมาตรของน้ำเพิ่มขึ้นอย่างคงที่ลักษณะ เป็นเส้นตรง โดยที่ไม่มีจุดไหนที่แสดงให้เห็นถึงการลดลงของปริมาตรเมื่อเวลาผ่านไป แสดงว่าภายใน 2 ชั่วโมง ท่อขนาดไมครอนมีอัตราการไหลของน้ำคงที่และมีอัตราการระเหยของน้ำน้อยมาก และ อัตราการไหลของท่อขนาดไมครอนที่ความดัน 23 มิลลิเมตรปรอทอยู่ที่ 12.23 ไมโครลิตรต่ออนาที ดังแสดงในรูปที่ 4.2 ดังนั้นในการทดลองการหาอัตราการไหลที่ความดันต่างๆ จึงสามารถละเลยผล ของการระเหยของน้ำที่น้อยกว่า 2 ชั่วโมงได้

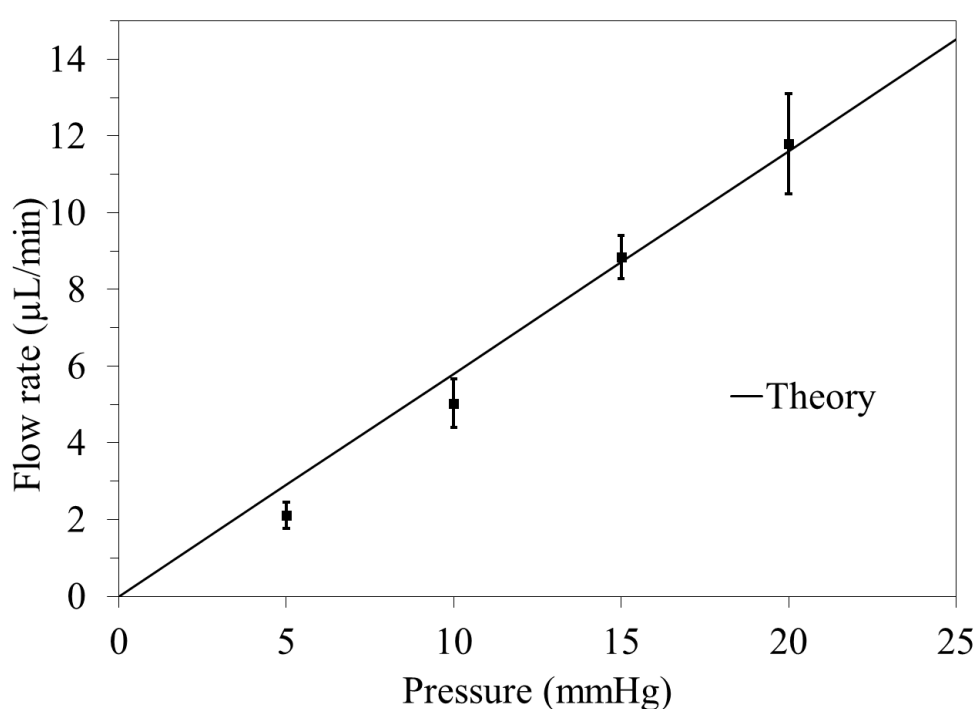


รูปที่ 4.2 กราฟแสดง ปริมาตร-เวลา ของการทดสอบการหาอัตราการระเหยของน้ำที่ความดัน 23 มิลลิเมตรปรอท เป็นเวลา 2 ชั่วโมง

4.1.3 การวัดอัตราการไหลของน้ำภายในท่อที่ความดันต่างๆ

การระบายน้ำออกของท่อขนาดไมครอนจะเกิดขึ้นได้เมื่อมีความดันสองฝั่งของท่อมีค่า แตกต่างกัน เพื่อจำลองเหตุการณ์ที่มีความดันแตกต่างกันในลูกตาหลังจากการฝังท่อขนาดไมครอน ระหว่าง anterior chamber และ subconjunctival space ในการทดลองครั้งนี้ได้ใช้ความดัน 4 ค่า คือ 5 , 10, 15 และ 20 มิลลิเมตรปรอท โดยท่อขนาดไมครอน 1 ชิ้น ใช้วัดความดันทั้งหมด 4 ค่า ซึ่ง

จำนวนท่อที่ใช้ทดสอบทั้งหมดคือ 3 ชั้น พบว่ามีอัตราการไหลเฉลี่ยอยู่ที่ 2.1, 5.1, 8.8 และ 11.8 ไมโครลิตรต่อนาทีตามลำดับ และเมื่อคำนวณอัตราการไหลด้วยสมการ Hagen-Poiseuille ซึ่งเป็นสมการการไหลภายในท่อ ใช้ความหนาแน่นน้ำที่ 1000 กิโลกรัมต่อลูกบาศก์เมตร และค่า dynamic viscosity ของน้ำที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส คือ 0.89 mPa·s พบว่าผลการทดลองมีค่าใกล้เคียงกับค่าทางทฤษฎี ดังแสดงในรูป 4.3 สำหรับส่วนผลการทดลองที่มีค่าแตกต่างจากค่าทางทฤษฎีนั้น อาจเกิดจากความเรียบของผิวภายในท่อ และขนาดรูท่อที่มีค่าแตกต่างกันเนื่องจากกระบวนการสร้าง



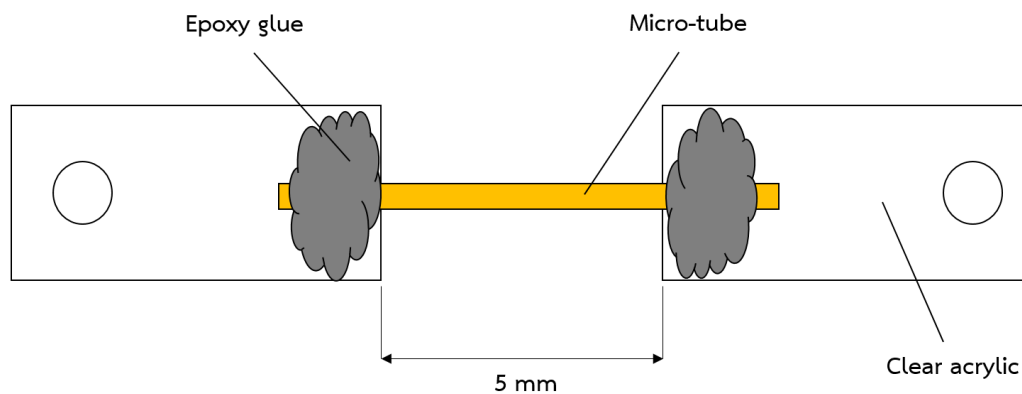
รูปที่ 4.3 การวัดอัตราการไหลผ่านท่อขนาดไมครอน PEG-DA ที่มีรูการไหลขนาด 67.74 ไมครอน และความยาว 8 มิลลิเมตร เมื่อให้ความดันที่ค่าต่างๆ เทียบกับค่าทางทฤษฎีของสมการ Hagen-Poiseuille

4.2 การทดสอบการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน

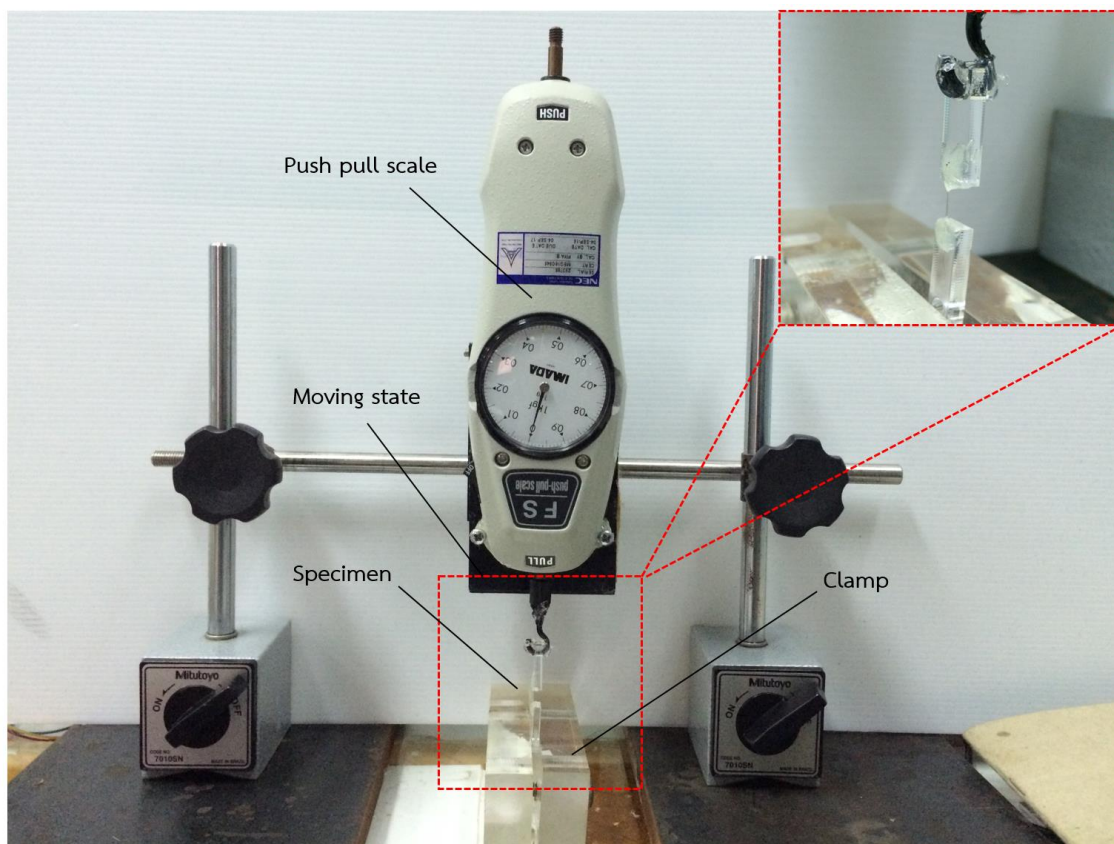
ในการทดลองนี้จะทำการทดสอบเพื่อหาประสิทธิภาพการรับแรงดึงของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอน ซึ่งมีโอกาสที่จะเกิดความเสียหายจากแรงดึงระหว่างการใช้งาน โดยการทดสอบนี้จะวัดแรงดึงสูงสุดที่ท่อรับได้ซึ่งจะเป็นความแข็งแรงสูงสุดของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนก่อนที่จะเกิดความเสียหาย ในหัวข้อการทดสอบนี้จะอธิบายถึง การเตรียมชุดการทดสอบการวัดแรงดึงของท่อขนาดไมครอน และการทดสอบเพื่อหาแรงดึงสูงสุดของท่อขนาดไมครอน

4.2.1 การเตรียมชุดทดสอบการวัดแรงดึงของท่อขนาดไมครอน

การเตรียมชุดทดสอบการวัดแรงดึงของท่อขนาดไมครอน ประกอบไปด้วย Push pull scale ขนาด 1 กิโลกรัม ความละเอียด 10 กรัม (IMADA), แท่นปรับระดับความสูง (Mitutoyo) และตัวจับยึดชิ้นงานที่ทำจากอะคริลิก ก่อนทำการทดสอบวัดการหาค่าแรงดึงของท่อ จะต้องเตรียมชิ้นงานทดสอบ โดยการนำแผ่นอะคริลิกซึ่งถูกตัดด้วยเครื่อง laser cut ขนาด 20x8 มิลลิเมตร ความหนา 3 มิลลิเมตร และเจาะรูตรงกลางทางด้านบนสำหรับใช้แขวนกับตะขอของเครื่อง push pull force scale หลังจากนั้นนำท่อ PEG-DA ขนาดไมครอน ความยาว 10 มิลลิเมตร วางบนแผ่นอะคริลิกทั้ง 2 ชิ้น ที่มีระยะห่างเท่ากับ 5 มิลลิเมตร ยึดท่อขนาดไมครอนกับแผ่นอะคริลิกด้วยกาว epoxy (scotch professional adhesive, 3M) ดังแสดงในรูปที่ 4.4 หลังจากกาวแห้งสนิท นำชิ้นงานทดสอบไปแขวนที่ตะขอของเครื่อง push pull force scale เพื่อป้องกันความเสียหายของท่อจากการหมุนของชิ้นงานระหว่างการทดสอบจึงยึดแผ่นอะคริลิกกับตะขอด้วยปืนยิงกาวร้อน และยึดชิ้นงานทดสอบอีกฝั่งด้วยตัวจับยึดชิ้นงาน ดังแสดงในรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.4 การเตรียมชิ้นงานทดสอบสำหรับการทดสอบการวัดแรงดึง



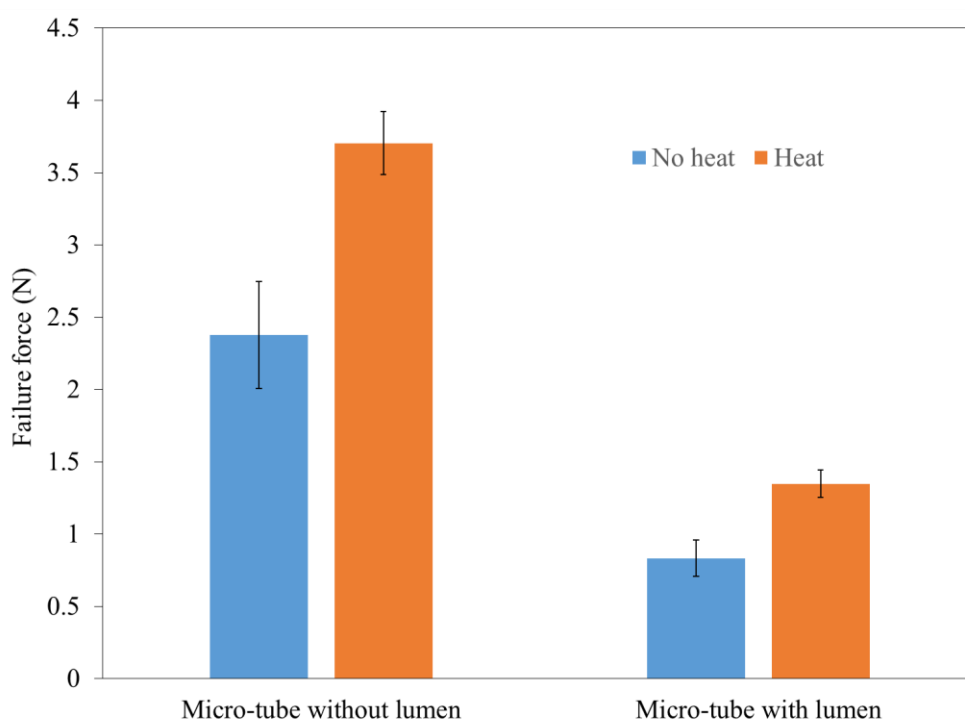
รูปที่ 4.5 ชุดการทดสอบการวัดแรงดึงของท่อขนาดไมครอน

4.2.2 การทดสอบเพื่อหาแรงดึงสูงสุดของท่อขนาดไมครอน

ในการทดสอบเพื่อหาแรงดึงสูงสุดของท่อขนาดไมครอน จะใช้ชิ้นงานทดสอบทั้งหมด 4 ชนิด คือ ท่อชนิดที่ไม่มีรูไม่ให้ความร้อน ท่อชนิดไม่มีรูให้ความร้อน ท่อชนิดมีรูไม่ให้ความร้อน และท่อชนิดมีรูให้ความร้อน โดยทั่วไปการสร้างชิ้นงานจากวัสดุพอลิเมอร์ไวแสง จะต้องให้ความร้อน (hard braking) เพื่อให้พอลิเมอร์มีความแข็งแรงมากขึ้น ในการทดลองนี้จะให้ความร้อนโดยใช้เตาให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 150 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที และนำไปเตรียมชิ้นงานทดสอบดังที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อ 4.2.1 หลังจากนำชิ้นงานทดสอบติดตั้งที่ชุดทดสอบ ทำการทดสอบการวัดแรงดึงของท่อ โดยปรับความสูงจากแท่นปรับระดับอย่างช้าๆ เพื่อเป็นการดึงท่อจนกระทั่งท่อเกิดความเสียหายและบันทึกผลค่าแรงดึงสูงสุด ทำการทดสอบโดยใช้ชิ้นงานทดสอบชนิดละ 4 ชิ้น

จากผลการทดสอบพบว่าท่อชนิดไม่มีรูไม่ให้ความร้อนสามารถรับแรงดึงสูงสุดได้ที่ 2.38 ± 0.37 นิวตัน หรือคิดเป็นค่าความแข็งแรงในการดึง (tensile strength) 33.67 ± 5.24 MPa ในขณะที่ท่อชนิดที่มีรูไม่ให้ความร้อนสามารถรับแรงดึงสูงสุดที่ 3.7 ± 0.22 นิวตัน หรือคิดเป็นค่าความ

แข็งแรงในการดึง 52.42 ± 3.08 MPa และท่อชนิดมีรูไม่ให้ความร้อนและชนิดมีรูให้ความร้อนสามารถรับแรงดึงสูงสุดได้ที่ 0.83 ± 0.13 นิวตันและ 1.35 ± 0.09 นิวตัน ตามลำดับ หรือคิดเป็นค่าความแข็งแรงในการดึงเป็น 20.08 ± 3.05 MPa และ 32.48 ± 2.26 MPa ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 4.6 ซึ่งมีความแข็งแรงมากกว่าเจลาคตินประมาณ 6-10 เท่า เมื่อพิจารณาการรับแรงดึงของท่อแต่ละชนิดพบว่าเมื่อท่อ PEG-DA ให้ความร้อนจะสามารถรับแรงดึงสูงสุดได้มากกว่าท่อชนิดไม่ให้ความร้อนประมาณ 36-39 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างท่อชนิดมีรูกับท่อชนิดที่ไม่มีรูพบว่า ท่อชนิดมีรูจะรับแรงได้น้อยกว่าชนิดไม่มีรูถึง 63-65 เปอร์เซ็นต์

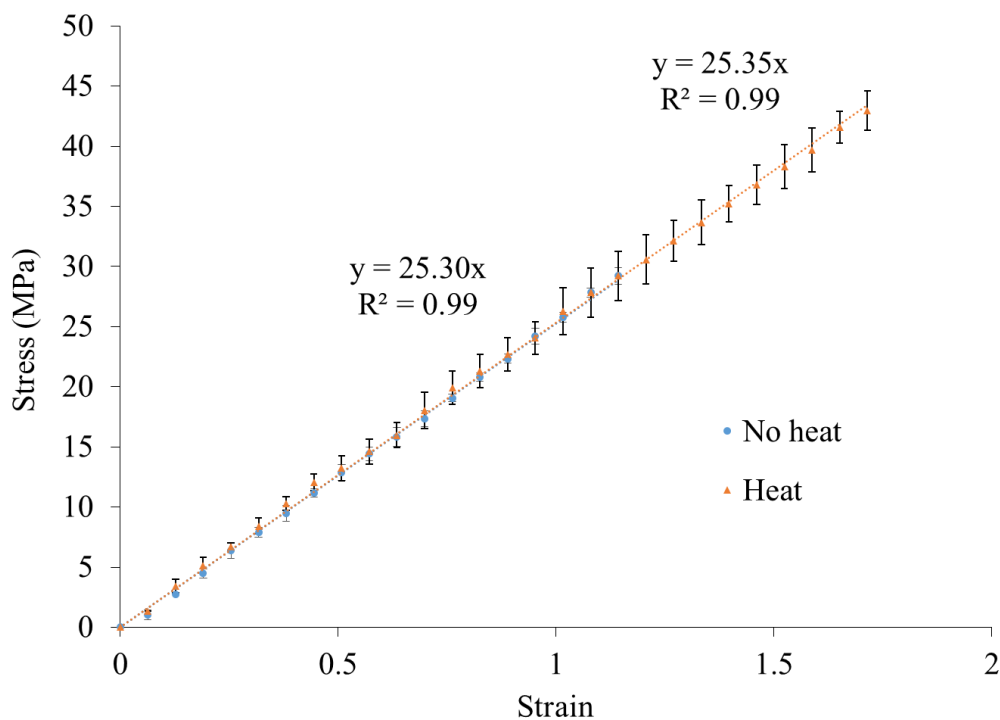


รูปที่ 4.6 แผนภาพแสดงการทดสอบการหาแรงดึงสูงสุดของท่อขนาดไมครอนชนิดต่างๆ

4.3 การทดสอบการหาค่า Young's modulus ของวัสดุพอลิเมอร์ PEG-DA

การทดสอบการหาค่า Young's modulus เป็นการหาคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวัสดุ เพื่อที่ดูลักษณะความแข็งแรงและความยืดหยุ่นของวัสดุ ซึ่งสามารถนำค่า Young's modulus ไปใช้ทำนายการการเสียรูป (deformation) ของวัสดุเมื่อมีแรงกระทำหรือมีการมีการออกแบบของท่อใหม่ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อการนำไปใช้ในปรับปรุงหรือพัฒนาท่อขนาดไมครอนให้ดียิ่งขึ้นในอนาคต โดยการคำนวณทางทฤษฎีหรือการสร้างแบบจำลอง 3 มิติ

สำหรับการทดสอบการหาค่า Young's Modulus สามารถใช้ชุดการทดสอบชุดเดียวกับกับการทดสอบการรับแรงดึงของท่อ ดังที่ได้อธิบายไว้ในหัวข้อที่ 4.2 โดยได้ทดสอบโดยใช้ชิ้นงานทดสอบ 2 ชนิด คือ ท่อชนิดไม่มีรูที่ไม่ให้ความร้อนและท่อชนิดไม่มีรูที่ให้ความร้อน เพื่อดูลักษณะความแตกต่างระหว่างท่อที่มีการให้ความร้อนและไม่ให้ความร้อน บันทึกค่าแรงทุกๆ ระยะยืด 0.318 มิลลิเมตร จนกระทั่งท่อขาดออกจากกัน โดยทดสอบชนิดละ 4 ชิ้นงาน และเมื่อนำมาคำนวณหาค่าความเค้น-ความเครียด โดยใช้เส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ยที่ 301.46 ไมครอน พบว่าท่อชนิดไม่มีรูที่ไม่ให้ความร้อนและท่อชนิดไม่มีรูที่ให้ความร้อนมีค่า Young's Modulus อยู่ที่ 25.30 และ 25.35 MPa ตามลำดับ ซึ่งมีความใกล้เคียงกับงานวิจัยของ [17] ที่มีค่า Young's Modulus อยู่ที่ 22-27 MPa ที่ขึ้นอยู่กับชนิดและความเข้มข้นของสาร PEG-DA และยังพบว่าท่อชนิดที่ให้ความร้อนสามารถยืดได้มากกว่าท่อชนิดที่ไม่ให้ความร้อน ดังแสดงในรูปที่ 4.7 เมื่อพิจารณากากราฟความเค้น-ความเครียด พบว่ามีลักษณะกราฟเป็นเส้นตรงจนกระทั่งเกิดความเสียหายซึ่งกล่าวได้ว่าวัสดุชนิดนี้มีลักษณะแข็งเปราะ



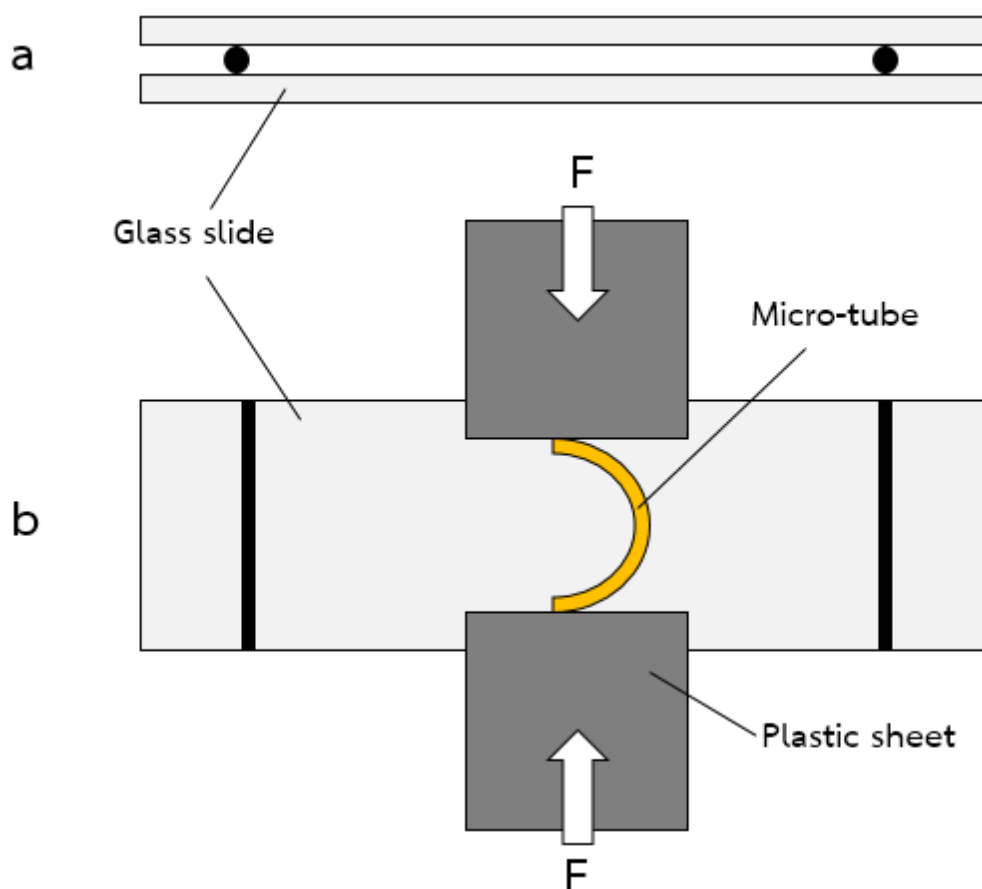
รูปที่ 4.7 กราฟความเค้น-ความเครียด ของวัสดุ PEG-DA จากการทดสอบด้วยการดึง

4.4 การทดสอบการดัดงอของท่อขนาดไมครอน (bending test)

การทดสอบความแข็งแรงของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกดัดงอ เป็นการทดสอบการใช้งานของท่อที่อาจเกิดขึ้นขณะที่ใช้งานจริง เนื่องจากลักษณะกายภาพของลูกตามีลักษณะโค้งซึ่งจะทำให้ท่อขนาดไมครอนโค้งงออยู่ตลอดเวลา ดังนั้นเพื่อหาขีดจำกัดความสามารถในการดัดงอของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนนี้ โดยสามารถพิจารณารัศมีความโค้งที่น้อยที่สุดในการดัดงอก่อนที่ท่อจะเกิดความเสียหายโดยวัดเป็นรัศมีวงกลมจากจุดกึ่งกลางท่อ ในการทดสอบนี้ประกอบไปด้วย การเตรียมชุดการทดสอบการวัดการโค้งงอของท่อขนาดไมครอนและการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอน

4.4.1 การเตรียมชุดการทดสอบการดัดงอของท่อขนาดไมครอน

สำหรับการเตรียมชุดการทดสอบการวัดความโค้งงอเมื่อถูกดัดงอ ชุดทดสอบจะถูกออกแบบให้ท่อถูกดัดงอให้อยู่ในแนวระนาบเท่านั้น เพื่อความสะดวกในการบันทึกข้อมูลด้วยภาพถ่ายโดยใช้กล้องจุลทรรศน์ดิจิทัลขนาดเล็ก (Dino digital microscope) และนำไปวิเคราะห์ผลด้วยซอฟต์แวร์ (Dino Capture 2.0) เพื่อหารัศมีความโค้งที่น้อยที่สุด โดยการใช้ glass slide จำนวน 2 แผ่น ซึ่งจะถูกคั่นด้วยท่อนเข็มขนาด 27G ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง อยู่ที่ 400 ไมครอน เพื่อให้มีช่องว่างเพียงพอสำหรับใส่ท่อขนาดไมครอนและป้องกัน glass slide กัดทับกับท่อขนาดไมครอนที่อาจส่งผลต่อการวัดความโค้งงอของท่อ ยึด glass slide ทั้งสองแผ่นด้วยเทปใส หลังจากนั้นนำแผ่นพลาสติกใสบางตัดให้มีขนาด 3x8 เซนติเมตร จำนวน 2 อัน ถูกพับครึ่งสำหรับใช้เป็นตัวดันท่อใส่ไปในช่องว่างระหว่าง glass slide ดังแสดงในรูปที่ 4.8



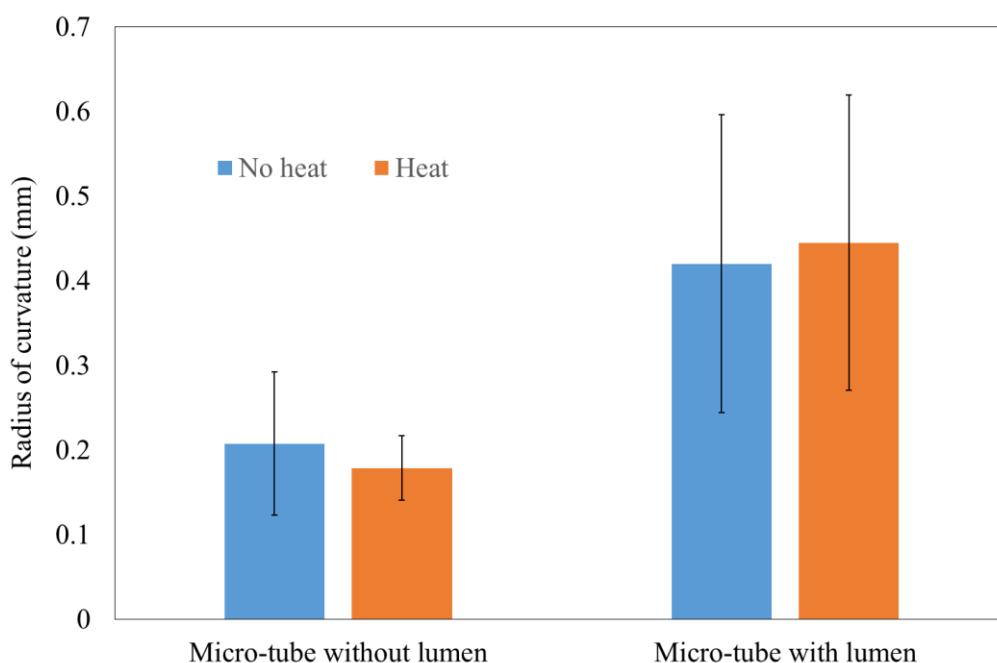
รูปที่ 4.8 ชุดการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกดัดงอ (a) ภาพตัดขวาง (b) ลักษณะการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกดัดงอ

4.4.2 การทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกดัดงอ

ในการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนจะทดสอบกับท่อทั้งหมด 4 ชนิด เช่นเดียวกันกับหัวข้อ 4.2 ทำได้โดยการนำท่อขนาดไมครอนใส่ช่องว่างระหว่าง glass slide และนำแผ่นพลาสติกใส่ทั้ง 2 แผ่น ใส่ให้ชนท่อขนาดไมครอนที่ปลายทั้งสองด้านและออกแรงดันอย่างช้าๆ จนกระทั่งชิ้นงานเกิดความเสียหาย บันทึกวิดีโอด้วยกล้องจุลทรรศน์ดิจิทัลขนาดเล็กลักษณะทำการทดลอง และนำไปวิเคราะห์เพื่อหาระยะการโก่งงอของท่อจากภาพถ่ายภายหลังด้วยโปรแกรม Dino Capture 2.0

จากผลการทดลองการวัดรัศมีความโค้งงอจากการดัดงอของท่อขนาดไมครอน ชนิดละ 8 ชิ้น พบว่าท่อชนิดไม่มีรูไม่ให้ความร้อนสามารถโค้งงอเป็นรัศมี 0.21 ± 0.08 มิลลิเมตร และพบว่าท่อเกิดความเสียหาย 38 เปอร์เซ็นต์ ในขณะที่ท่อไม่มีรูไม่ให้ความร้อนสามารถทนต่อการดัดงอโดยวัดเป็นรัศมี

ต่ำสุดที่ 0.18 ± 0.04 มิลลิเมตร และพบว่าท่อเกิดเสียหายเป็นจำนวน 50 เปอร์เซนต์ และพบว่าเมื่อท่อ มีรูไม่ให้ความร้อนจะสามารถโค้งงอสูงสุดเป็นรัศมี 0.42 ± 0.18 มิลลิเมตร และเมื่อให้ความร้อนกับท่อ ชนิดมีรูจะสามารถโค้งงอสูงสุดเป็นรัศมี 0.45 ± 0.17 มิลลิเมตร และเกิดความเสียหายเป็น 100 เปอร์เซนต์ 88 เปอร์เซนต์ ตามลำดับ ซึ่งไม่มีความแตกต่างกันอย่างชัดเจนระหว่างท่อชนิดที่ไม่ให้ความร้อนและท่อชนิดที่ให้ความร้อน ดังแสดงในภาพที่ 4.9



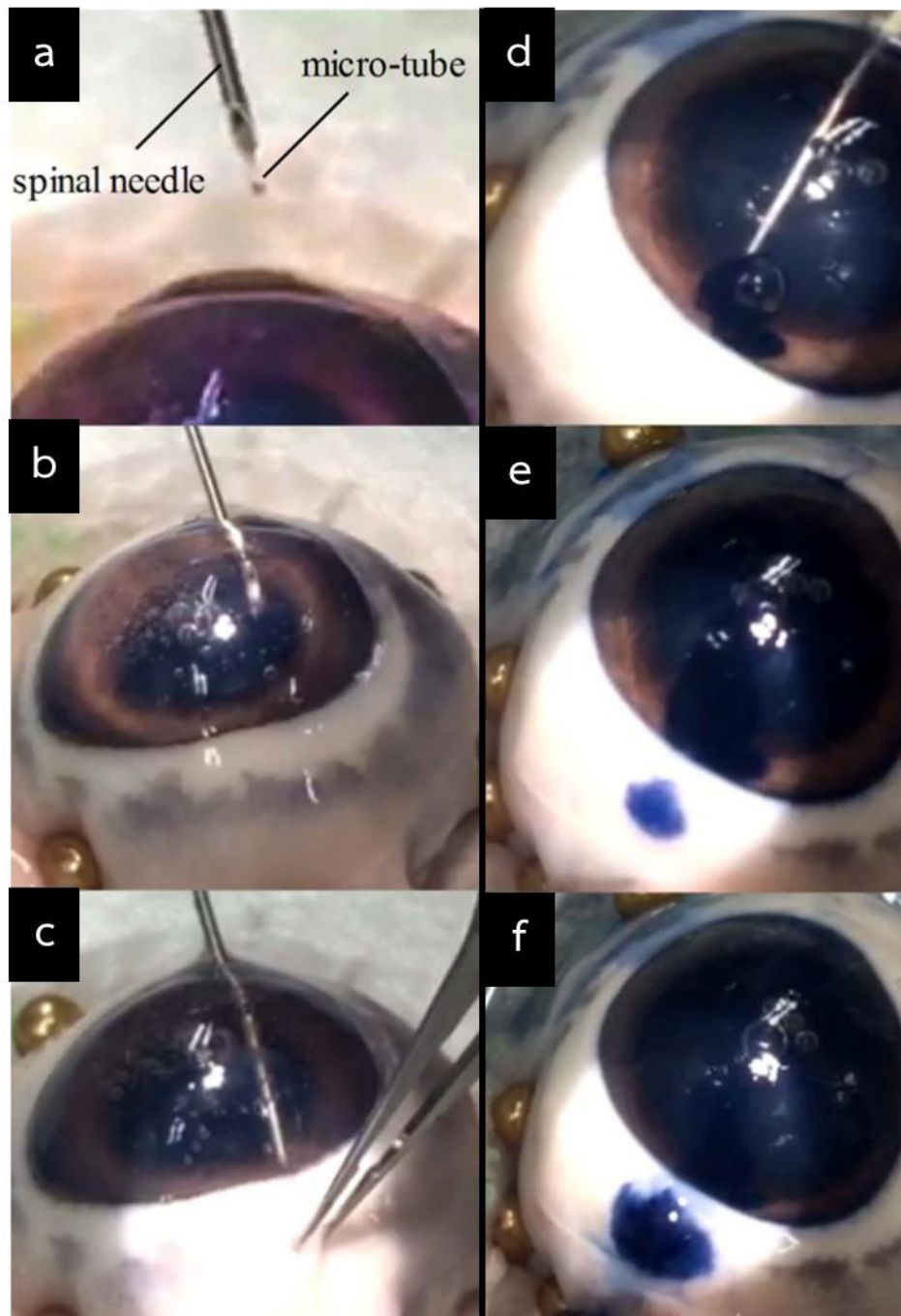
รูปที่ 4.9 แผนภาพแสดงผลการทดสอบการวัดความโค้งงอของท่อขนาดไมครอนชนิดต่างๆ

4.5 การทดสอบการใช้งานของท่อขนาดไมครอนในตาหนูที่เสียชีวิตแล้ว

สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพการใช้งานของท่อขนาดไมครอนให้ใกล้เคียงกับสภาวะการใช้งานจริง ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ตาหนูซึ่งได้จากหนูที่เสียชีวิตแล้วนำมาเป็นโมเดลจำลองเพื่อทดสอบ การฝังของท่อขนาดไมครอน โดยใช้เข็มฉีดยาชนิด spinal เป็นอุปกรณ์นำส่งท่อขนาดไมครอน ในที่นี้ จะใช้เข็มขนาด 22G ซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 720 ไมครอน และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ภายใน 400 ไมครอน ซึ่งเหมาะสมที่จะเป็นอุปกรณ์นำส่งของท่อขนาดไมครอน อันดับแรกใส่ท่อขนาด ไมครอนเข้าไปในเข็มฉีดยาทางด้านปลายเข็ม หลังจากนั้นใช้เข็มฉีดยาเจาะผ่านกระจกตา (cornea) เพื่อนำท่อขนาดไมครอนไปฝังระหว่าง anterior chamber และ subconjunctival space หลังจากนั้น กด stylet ซึ่งเป็นแท่งเหล็กยาวอยู่ภายในเข็มฉีดยาเพื่อดันให้ท่อขนาดไมครอนให้ออกจากเข็มฉีดยา และป้องกันไม่ให้ท่อขนาดไมครอนเคลื่อนตามเข็มออกมาขณะถอนเข็มฉีดยาออกจากลูกตา

จากผลการทดสอบการฝังพบว่า การฝังท่อขนาดไมครอนมีลักษณะเป็นทรงกระบอกผิวเรียบ ทำให้มีการเคลื่อนที่ติดกับเข็มฉีดยาขณะถอนเข็มกลับ จึงต้องใช้ tweezer จับที่ปลายของท่อขนาดไมครอนทางด้านนอกของเยื่อตาขาวเพื่อป้องกันไม่ให้ท่อติดกับเข็มขณะที่ถอนเข็มฉีดยาออกจากตา ดังแสดงในรูปที่ 4.10 (c) เมื่อฝังท่อขนาดไมครอนไปยังตำแหน่งที่ถูกต้องแล้ว เพื่อจำลองการเพิ่มขึ้นของความดันภายในลูกตา ในการทดลองนี้จะใช้น้ำซึ่งผสมสีน้ำเงินฉีดเข้าไปใน anterior chamber เพื่อให้ง่ายต่อการสังเกต หลังจากนั้นท่อขนาดไมครอนจะทำการลดความดันภายในลูกตาโดยการระบายน้ำออกทางรูท่อไปยัง subconjunctival space ซึ่งสามารถสังเกตได้จากน้ำสีน้ำเงินที่ไหลออกมา มีปริมาณเพิ่มมากขึ้นเมื่อเวลาผ่านไป ดังแสดงในรูปที่ 4.10 (d)-(f)





รูปที่ 4.10 การทดลองการฝังท่อขนาดไมครอนในตาหมู (a)-(e) การฝังท่อเข้าตาหมูโดยใช้เข็มแบบ spinal, (d)-(f) การระบายน้ำออกเมื่อเวลาผ่านไป

4.6 สรุปผลการทดลอง

ท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนที่ถูกสร้างจากกระบวนการพอลิเมอไรเซชันเชิงแสง ได้ถูกนำมาทดสอบประสิทธิภาพการใช้งานด้วยวิธีต่างๆ ได้แก่ การทดสอบการไหลของน้ำภายในท่อขนาดไมครอน การทดสอบการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน การทดสอบการหาค่า Young's Modulus ของวัสดุพอลิเมอร์ PEG-DA การทดสอบการดัดงอของท่อขนาดไมครอน และการทดสอบการใช้งานของท่อขนาดไมครอนในตาหนูที่เสียชีวิตแล้ว

สำหรับการทดสอบการหาอัตราการไหลภายในท่อด้วยใช้ระดับความสูงน้ำควบคุมความดัน พบว่าท่อขนาดไมครอนสามารถระบายน้ำออกได้ในอัตราที่ใกล้เคียงกับค่าทฤษฎีของ Hagen-Poiseuille แต่ยังมีบางค่าที่มีความคลาดเคลื่อนอยู่บ้างซึ่งอาจจะเกิดจากความเรียบผิวภายในท่อหรือขนาดของรูท่อที่มีความแตกต่างกันจากการสร้าง และพบว่าอัตราการระเหยไม่มีผลต่อการทดสอบภายใน 2 ชั่วโมงจึงสามารถละลายการระเหยของน้ำออกไปได้จากการทดสอบการหาอัตราการไหล

ในการทดสอบเพื่อหาแรงดึงสูงสุดของท่อขนาดไมครอนโดยใช้ชุดทดสอบการวัดแรงดึง พบว่าท่อขนาด PEG-DA ไมครอน ชนิดที่ให้ความร้อนจะสามารถรับแรงดึงได้มากกว่าท่อชนิดที่ไม่ให้ความร้อนอยู่ที่ 36-39 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมีความแข็งแรงมากกว่าเจลตินประมาณ 6-10 เท่า และพบว่าค่า Young's Modulus ของวัสดุ PEG-DA ชนิดนี้มีค่าอยู่ที่ประมาณ 25 MPa สำหรับการทดสอบการดัดงอของท่อขนาดไมครอน พบว่าท่อชนิดที่ไม่ให้ความร้อนและท่อชนิดที่ให้ความร้อนสามารถทนต่อการดัดงอเท่าๆ กัน ที่ประมาณ 0.4 มิลลิเมตร

ผลการทดลองการฝังท่อขนาดไมครอนในตาหนูที่เสียชีวิตแล้วเพื่อจำลองการใช้งานในสภาพแวดล้อมที่ใกล้เคียงกับของจริง แสดงให้เห็นว่าท่อขนาดไมครอนที่พัฒนาขึ้นสามารถใช้งานได้เป็นอย่างดีโดยที่ท่อไม่เกิดความเสียหายและสามารถระบายน้ำออกได้ตามที่ต้องการ แต่ยังมีประเด็นในเรื่องวิธีการดำเนินการฝังท่อของท่อขนาดไมครอน เนื่องจากท่อมีลักษณะเป็นทรงกระบอกและผิวเรียบจึงทำให้ท่อขนาดไมครอนติดกับเข็มฉีดยา spinal ขณะถอนเข็มออกจากลูกตาจึงจำเป็นต้องใช้ tweezer จับปลายท่อทางด้านนอกของเยื่อตาขาว ซึ่งยังค่อนข้างจะซับซ้อน ดังนั้นจึงมีความจำเป็นในการพัฒนาอุปกรณ์สำหรับการฝังท่อเพื่อให้สามารถฝังท่อได้ง่ายขึ้น

อย่างไรก็ดีวิธีการสร้างท่อขนาดไมครอนด้วยวิธีนี้สามารถขึ้นรูปได้เพียงครั้งละ 1 ท่อเท่านั้น และไม่สามารถสร้างรูให้อยู่ตรงกลางได้ทุกครั้ง อีกทั้งยังมีปัญหาที่อาจเกิดจากท่อขนาดไมครอนไม่

สามารถยึดเกาะในตาและอาจเกิดการเคลื่อนที่ระหว่างการใช้งาน ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงต้องปรับปรุงวิธีการสร้างท่อขนาดไมครอนใหม่ที่มีครีบบและปรับปรุงการวางตำแหน่งลวดทองแดงเพื่อสร้างรูให้อยู่ตรงกลางของท่อ รวมทั้งสามารถผลิตได้จำนวนมากในครั้งเดียว ซึ่งจะได้กล่าวในบทถัดไป



บทที่ 5

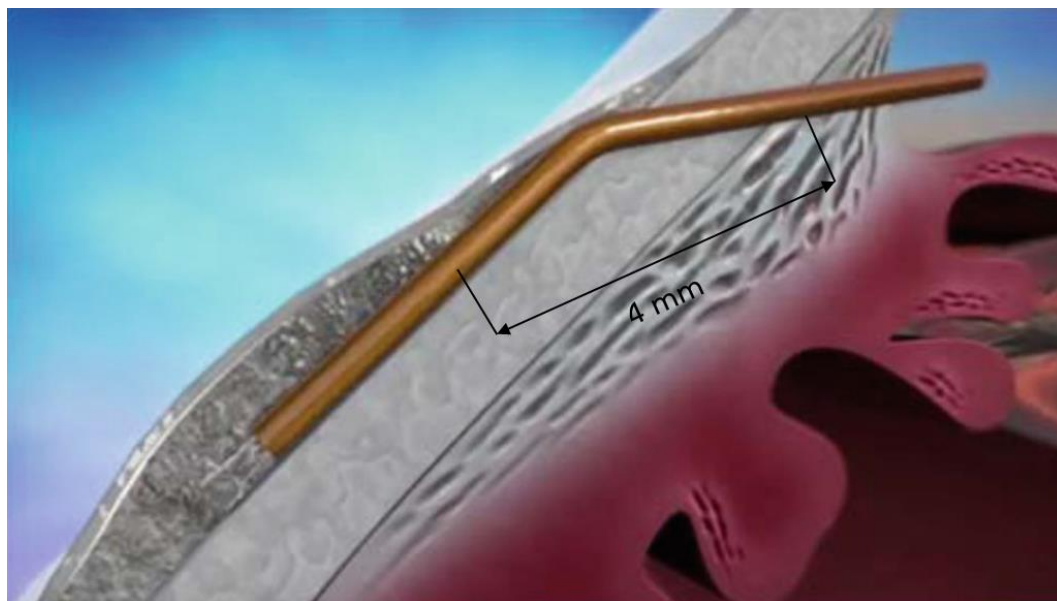
การพัฒนาการสร้างท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการพัฒนาการสร้างท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบจากวัสดุ PEG-DA จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่าท่อที่สร้างขึ้นที่มีรูปทรงเป็นทรงกระบอกนั้น เมื่อทดสอบการฝังท่อเข้าไปในตาหนูที่เสียชีวิตแล้วพบว่ายังมีปัญหาที่ท่อเคลื่อนที่ติดไปกับเข็มที่ใช้ระหว่างการดึงเข็มออกและอาจจะเกิดการเคลื่อนที่ได้ระหว่างการใช้งาน อีกทั้งการสร้างรูของท่อไม่สามารถทำให้อยู่ตรงกลางของท่อได้ทุกครั้ง รวมทั้งยังไม่สามารถสร้างในปริมาณมากได้ในครั้งเดียว ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงทำการปรับปรุงกระบวนการสร้างใหม่ ซึ่งออกแบบท่อขนาดไมครอนให้มีครีบทางด้านข้างของท่อ สำหรับแม่พิมพ์พอลิเมอร์จะมีตัวช่วยสำหรับการวางตำแหน่งของเส้นลวดทองแดงให้สามารถอยู่ตรงกลางของท่อได้ทุกครั้ง ตลอดจนออกแบบให้สามารถสร้างท่อขนาดไมครอนได้ครั้งละจำนวนมากๆ ซึ่งการสร้างท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบนี้จะต้องสร้างตัวต้นแบบสำหรับสร้างท่อขนาดไมครอนก่อนที่จะสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ ในบทนี้จะกล่าวถึงการผลิตตัวต้นแบบ 2 วิธี คือ การสร้างตัวต้นแบบสำหรับสร้างท่อขนาดไมครอนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ และการสร้างตัวต้นแบบสำหรับสร้างท่อขนาดไมครอนด้วยกระบวนการ CNC รวมทั้งทดสอบการยึดเกาะของท่อชนิดที่มีครีบ โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

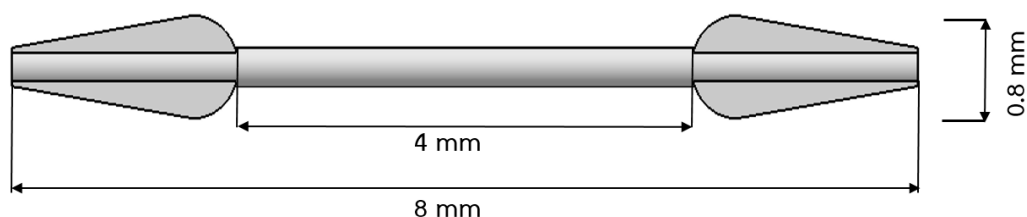
5.1 การออกแบบท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบเพื่อระบายน้ำในลูกตา

จากการทดลองการใช้งานของท่อในตาหนูที่เสียชีวิตแล้วพบว่าท่อขนาดไมครอนรูปทรงกระบอกยังมีปัญหาการใช้งานในเรื่องการเคลื่อนที่ ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงออกแบบท่อขนาดไมครอนขึ้นมาใหม่โดยมีครีบที่อยู่บริเวณด้านข้างของท่อบริเวณปลายทั้ง 2 ด้าน สำหรับช่วยในการยึดเกาะ โดยให้ระยะห่างระหว่างครีบคือ 4 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นความยาวที่เหมาะสมสำหรับคั่นกลางระหว่าง anterior chamber และ subconjunctival space ดังแสดงในรูปที่ 5.1 และให้ท่อมีความยาว 8 มิลลิเมตร และรูภายในท่อมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 70 ไมครอน ความยาวของครีบเป็น 2.5 มิลลิเมตร และความกว้างครีบเป็น 0.8 มิลลิเมตร ครีบมีลักษณะเป็นสามเหลี่ยมคล้ายกับลูกธนู และความหนาครีบอยู่ที่ 200 ไมครอน เพื่อให้ครีบสามารถห่อและถูกพับเข้าไปในเข็มได้ ดังแสดงในรูปที่

5.2



รูปที่ 5.1 ระยะของครีบบทที่ เหมาะสมที่ป้องกันการเคลื่อนที่ระหว่าง anterior chamber และ subconjunctival space [13]



รูปที่ 5.2 ขนาดและรูปร่างของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอน

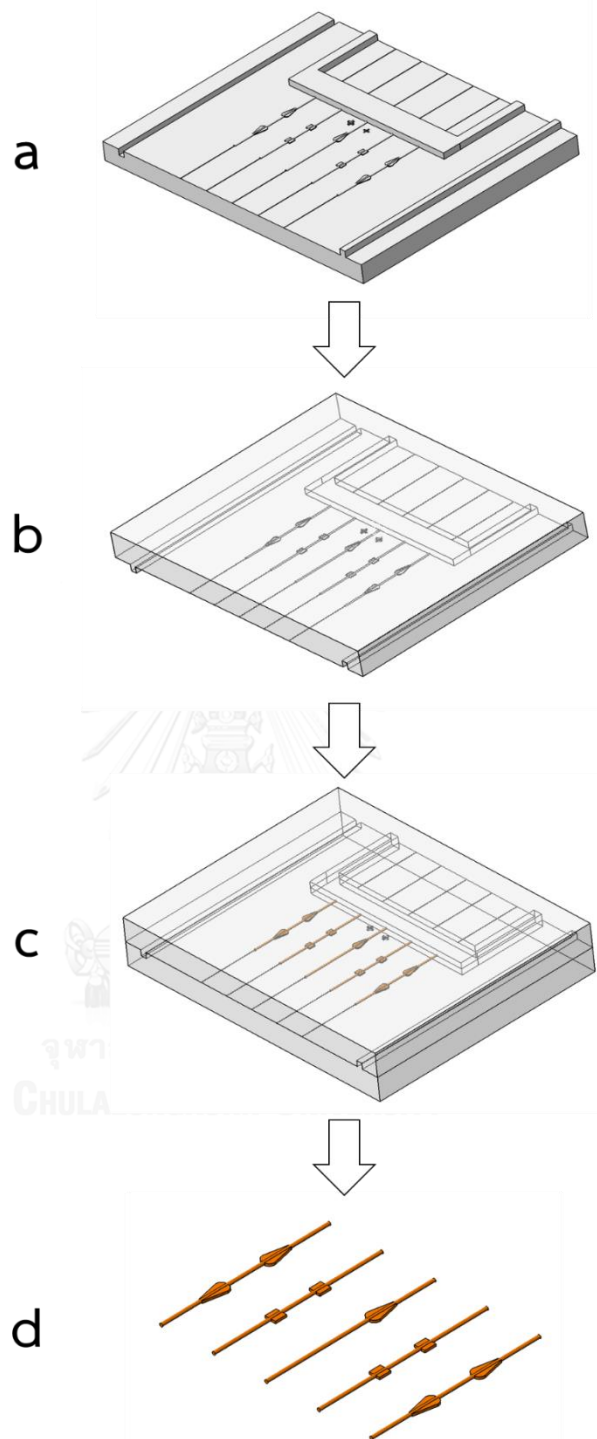
5.2 การผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

ในการผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ มีข้อดีคือสามารถสร้างชิ้นงานที่ต้องการได้ในเวลาอันรวดเร็ว ปริมาณมาก และให้รายละเอียดที่ซับซ้อนได้ อีกทั้งค่าใช้จ่ายในการผลิตไม่สูงมาก ในงานวิจัยนี้ได้ใช้เครื่องพิมพ์ 3 มิติ ชนิด stereolithography ซึ่งมีกระบวนการทำงาน คือนำข้อมูลแบบ 3 มิติ (3D CAD data) เข้าเครื่องเพื่อประมวลผลเวลาในการสร้างชิ้นงาน ซึ่งขึ้นอยู่กับจำนวนชั้น (layers) ของชิ้นงาน หลังจากนั้นเครื่องจะยิงเลเซอร์ไปที่สารพอลิเมอร์ไวแสง (resin) ทีละชั้น จนกระทั่งเสร็จเป็นชิ้นงาน 3 มิติ และนำไปอบแสง UV เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ซึ่งเรียกกระบวนการเหล่านี้ว่าการสร้าง rapid prototype ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึง การปรับปรุงตัวต้นแบบสำหรับการผลิตด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ และการขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนด้วยวัสดุ PEG-DA จากตัวต้นแบบ 3 มิติ

5.2.1 การปรับปรุงตัวต้นแบบสำหรับการผลิตด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

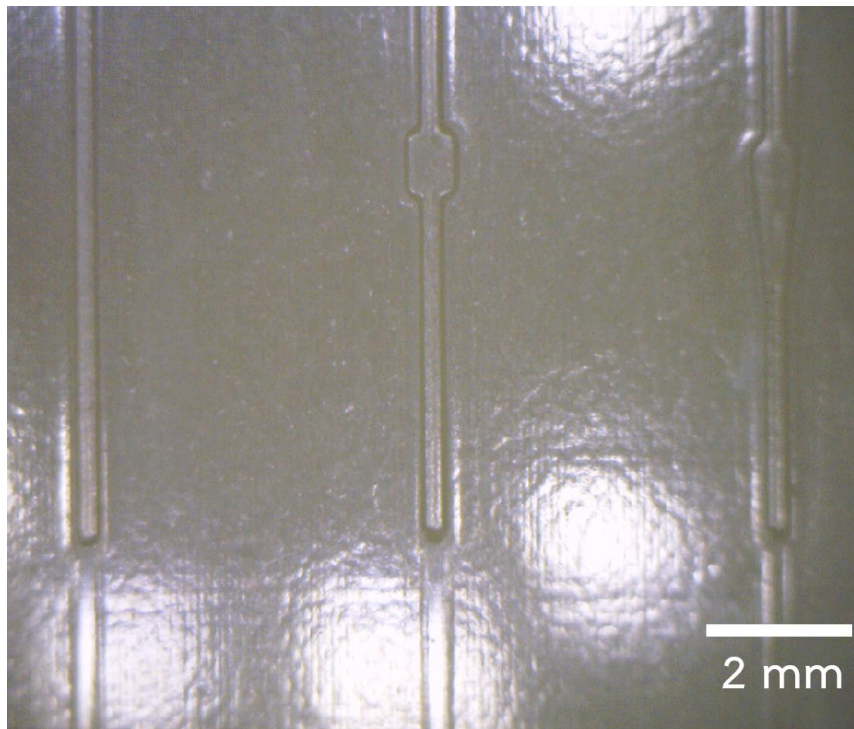
ในการออกแบบตัวต้นแบบสำหรับสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ของท่อขนาดไมครอนนั้นได้ประยุกต์ใช้ความสมมาตรของท่อในการออกแบบตัวต้นแบบสำหรับใช้ทำสำเนาของแม่พิมพ์พอลิเมอร์จำนวน 2 ชิ้น เพื่อนำมาประกอบกันเป็นแม่พิมพ์ที่สมบูรณ์ดังแสดงในรูปที่ 5.3 ตัวต้นแบบสำหรับการผลิตด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ประกอบไปด้วยท่อขนาดไมครอนจำนวน 5 ท่อ และมีช่องทางเดินของสาร PEG-DA เพื่อให้เข้าสู่ท่อขนาดไมครอน อีกทั้งยังมีตัวประกอบของเส้นลวดทองแดงซึ่งได้ออกแบบให้เป็นเส้นตรงพอดีกับลวดขนาดไมครอน 70 ไมครอน และอยู่ตรงจุดกึ่งกลางของท่อ โดยในตัวต้นแบบยังมีโครงสร้างสำหรับใช้ควบคุมตำแหน่งเป็นเครื่องหมายวงกบและเส้นตรง ซึ่งจะเป็นลักษณะนูนและลึกอย่างสมมาตรกันเพื่อให้แม่พิมพ์พอลิเมอร์ทั้ง 2 ชิ้น ประกอบกันได้ตรงกับฝั่งตรงข้าม และจึงนำไปสร้างตัวต้นแบบด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ

หลังจากตัวต้นแบบถูกพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ พบว่ารายละเอียดและขนาดไม่ตรงกับที่ออกแบบ เนื่องจากเรซินเกิดการหดตัวทำให้มีขนาดลงไปตามละประมาณ 100 ไมครอน อีกทั้งข้อจำกัดของเครื่องพิมพ์ที่ไม่สามารถพิมพ์ที่ความละเอียดที่น้อยกว่า 100 ไมครอนได้ จึงทำให้ตัวต้นแบบที่ได้ไม่สามารถพิมพ์ตัวประกอบเส้นลวดที่มีขนาดน้อยกว่าได้ ดังแสดงในรูปที่ 5.4 ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้ดำเนินการออกแบบตัวต้นแบบใหม่อีกครั้งหนึ่งซึ่งออกแบบโดยให้แบบมีขนาดขยายใหญ่ขึ้นด้านละ 100 ไมครอน เพื่อรองรับการหดตัว และเนื่องจากไม่สามารถพิมพ์ตัวประกอบเส้นลวดได้จึงเปลี่ยนการออกแบบใหม่โดยเปลี่ยนจากเส้นตรงให้เป็นเสาเพื่อใช้ประกอบเส้นลวดให้อยู่ตรงกลางจึงแก้ปัญหาความละเอียดและการหดตัวของการพิมพ์ได้ ลักษณะของเสาได้ออกแบบเป็นรูปร่างคล้ายกับวงรีแต่ส่วนโค้งทางด้านยาวจะเป็นเส้นตรงเพื่อให้เส้นลวดขนานไปกับเสาเพื่อให้อยู่ตรงกลางของท่อ โดยท่อ 1 ท่อ จะประกอบไปด้วยเสาทั้งหมด 8 ต้น สับหว่างกันเพื่อประกอบเส้นลวดให้เป็นเส้นตรง ดังแสดงในรูปที่ 5.5 หลังจากการพิมพ์ด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ หลังจากการออกแบบใหม่พบว่าแบบที่ได้มีการหดตัวตามที่คาดการณ์ไว้และได้แบบตามที่ต้องการดังแสดงในรูปที่ 5.6

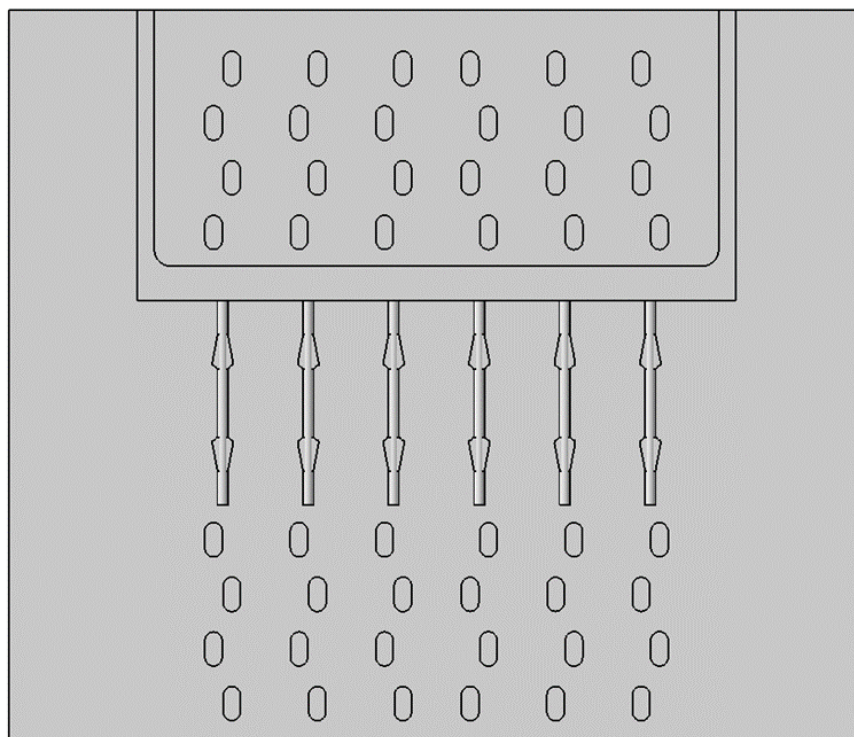


บ

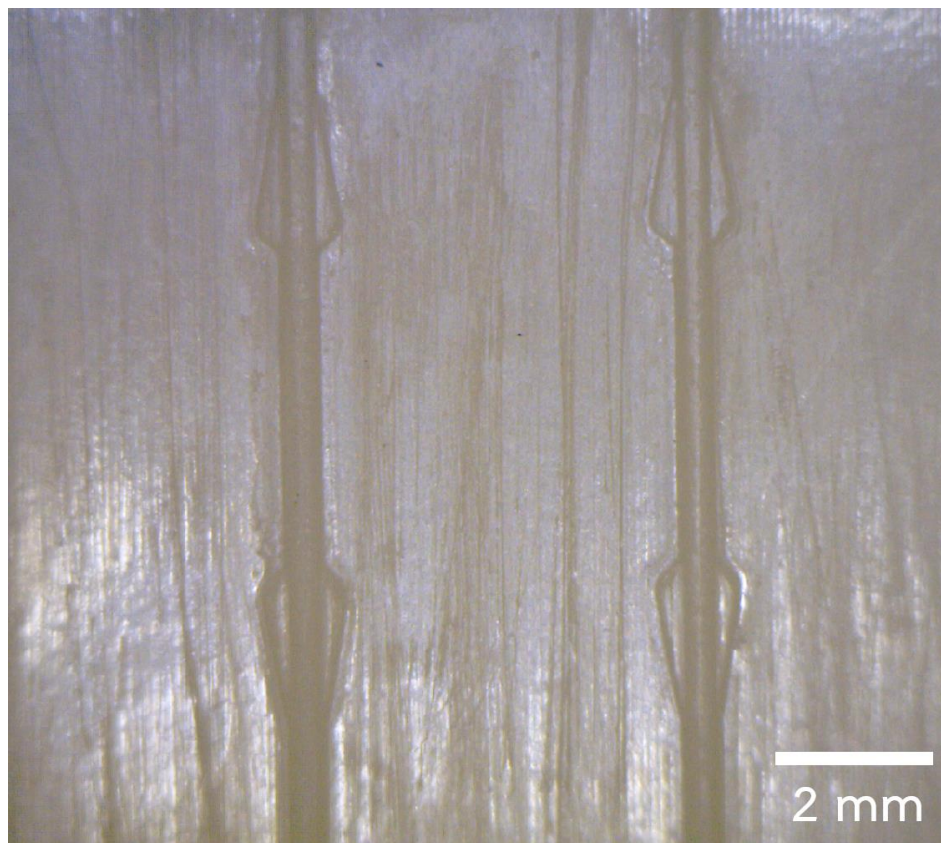
รูปที่ 5.3 กระบวนการสร้างท่อขนาดไมครอน (a) ตัวต้นแบบสำหรับใช้สร้างแม่พิมพ์ของท่อขนาดไมครอน (b) แม่พิมพ์ของท่อขนาดไมครอนที่สร้างจาก PDMS (c) การประกอภกันของแม่พิมพ์ PDMS 2 ชั้นและมีพอลิเมอร์ PEG-DA อยู่ภายในแม่พิมพ์ (d) ท่อขนาดไมครอนที่สร้างได้หลังจากนำออกจากแม่พิมพ์



รูปที่ 5.4 ตัวต้นแบบจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ที่มีการหดตัวของเรซินจึงไม่สามารถพิมพ์ลวดลายสำหรับตัวประกอบเส้นลวดได้



รูปที่ 5.5 ตัวต้นแบบสำหรับแม่พิมพ์พอลิเออร์ PDMS หลังการปรับปรุงเพื่อรองรับการหดตัวของเรซิน



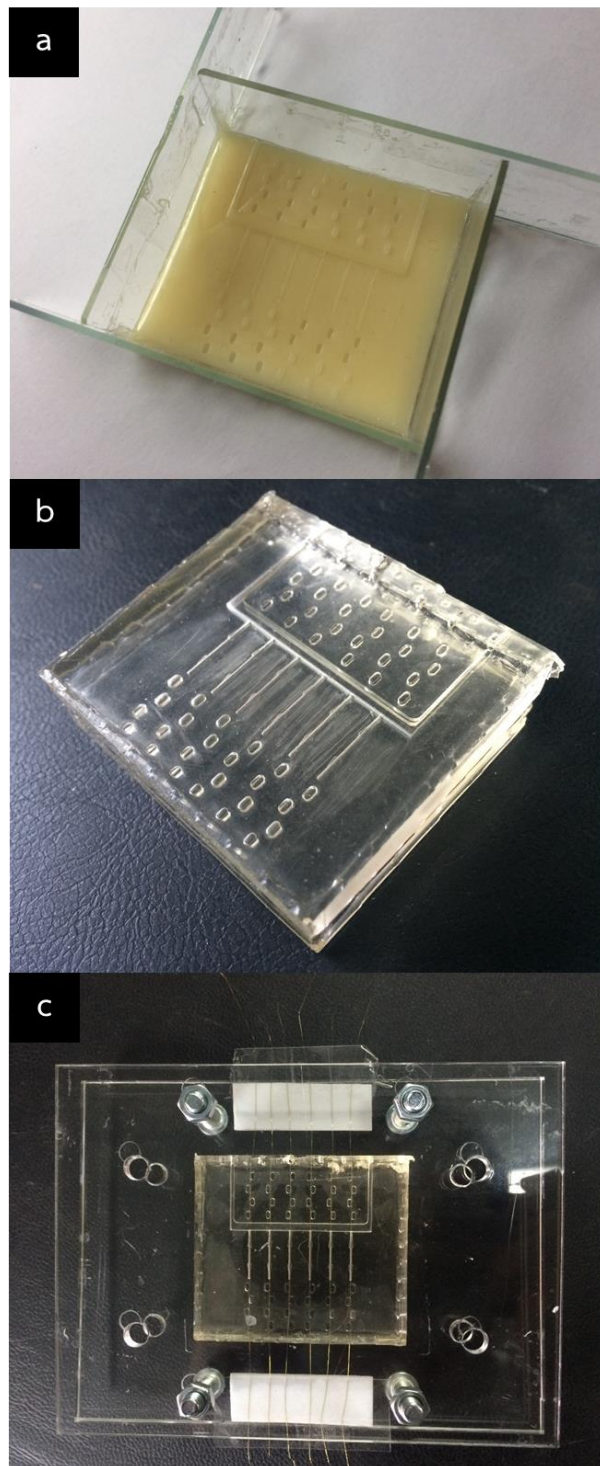
รูปที่ 5.6 ตัวต้นแบบจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ หลังจากปรับปรุงแบบเพื่อรองรับการหัดตัว

5.2.2 การขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนด้วยวัสดุ PEG-DA จากตัวต้นแบบเรซิน 3 มิติ

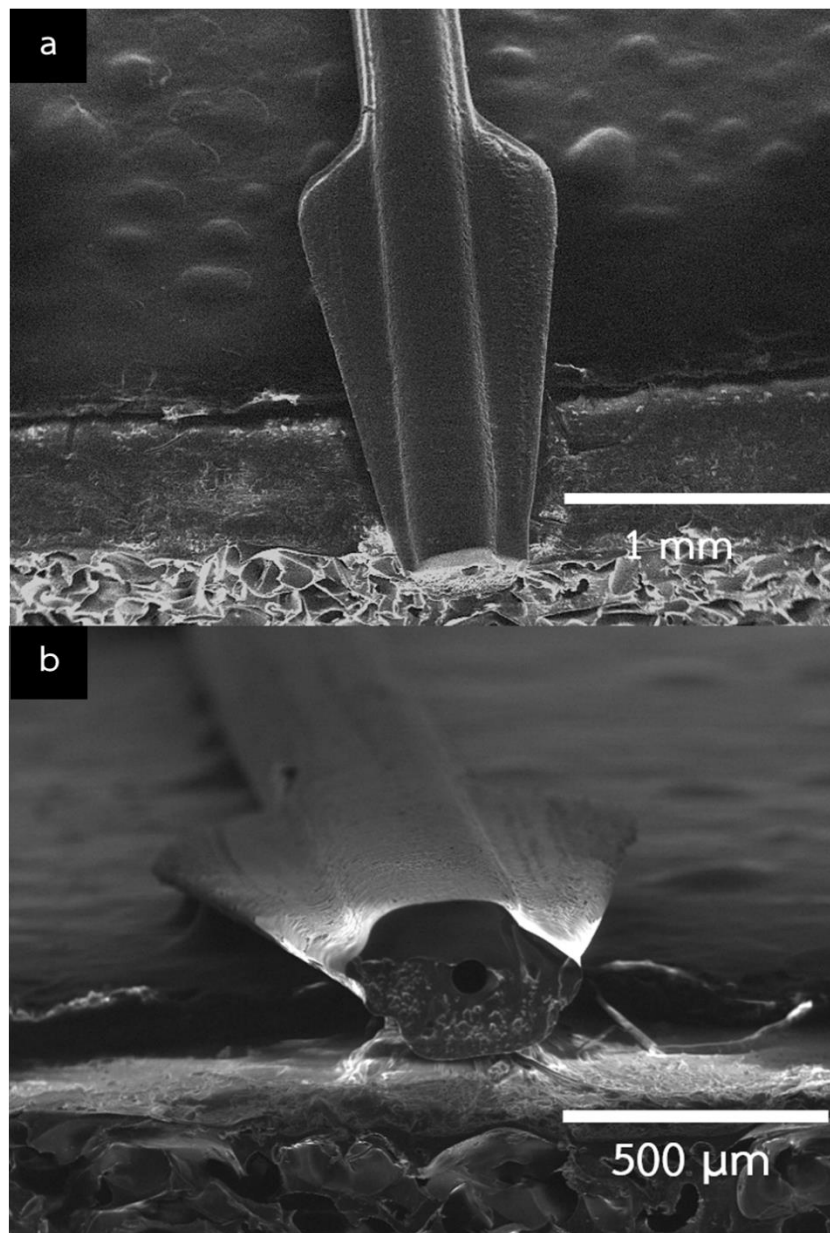
หลังจากที่ได้ตัวต้นแบบของท่อขนาดไมครอนจากการผลิตด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ ต่อไปจึงนำไปสร้างกรอบสำหรับหล่อพอลิเมอร์ PDMS โดยนำ glass slide มาติดล้อมรอบตัวต้นแบบให้มีลักษณะเป็นกล่องด้วยปืนยิงกาวร้อน ดังแสดงในรูป 5.7a หลังจากนั้นนำไปทำความสะอาดด้วย IPA และน้ำ DI และตรวจสอบการรั่วไหลและเป่าให้แห้งด้วยก๊าซไนโตรเจน ต่อไปนำ PDMS ซึ่งถูกผสมด้วยวิธีที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.1 เทลงบนตัวต้นแบบและไล่ฟองอากาศออกด้วยสุญญากาศด้วยเตาอบแบบ vacuum นำ PDMS วางบนพื้นระนาบ ทิ้งให้ PDMS แข็งตัวที่อุณหภูมิห้องเป็นเวลา 2 วัน เนื่องจากการให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส ด้วยเตาให้ความร้อนทำให้ตัวต้นแบบจากเรซินเสียรูปและเกิดความเสียหาย เมื่อ PDMS แข็งตัวแล้วให้นำออกจากตัวต้นแบบและนำไปให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง เพื่อให้พอลิเมอร์มีความแข็งแรงมากขึ้น เมื่อสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ครบ 2 ชั้นแล้ว จะทำการประกอบกันโดยนำแม่พิมพ์จำนวน 1 ชั้น วางบนแผ่นอะคริลิกที่ถูกตัดด้วย laser cut หลังจากนั้นนำเทปกาวยางสองหน้าติดระหว่างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ สำหรับใช้ในการวางและยึดลวดทองแดงขนาด 70 ไมครอน เมื่อวางลวดครบแล้วให้นำเทปกาวยางปิดทับบนลวดที่อยู่บนเทปกาวยางสองหน้าอีกครั้งหนึ่งเพื่อให้เส้นลวดตึงและไม่หลุดออก นำแม่พิมพ์พอลิเมอร์

อีกหนึ่งขั้นมาประกอบกันให้สมบูรณ์ซึ่งเสาสำหรับประกอบเส้นลวดจะเป็นตัวบังคับตำแหน่งให้
สมมาตรกัน และสามารถตรวจสอบความสมมาตรได้ด้วยการใช้กล้องจุลทรรศน์จากเครื่อง mask
aligner (MIDAS) ต่อกันแผ่นอะคริลิกอีกหนึ่งแผ่นมาประกอบกันเพื่อให้แม่พิมพ์ PDMS ประกอบกัน
ได้อย่างสนิทและไม่เกิดการรั่วไหล ที่แผ่นอะคริลิกจะออกแบบให้มีรูสำหรับใช้สกรูและแหวนสกรูเป็น
แรงยึดสำหรับการประกอบแม่พิมพ์ ดังแสดงในรูปที่ 5.7 หลังจากนั้นนำสาร PEG-DA ฉีดเข้าทางช่อง
การไหลด้วย dropper ซึ่ง PEG-DA จะอยู่เพียงแค่ช่องการไหลจึงต้องนำเข้าเตาอบ vacuum เพื่อไล่
อากาศออกด้วยสุญญากาศเป็นเวลา 10 นาที เพื่อให้ PEG-DA ไหลลงสู่ท่อก่อนนำไปฉายแสง UV
เป็นเวลา 15 วินาที ด้วยเครื่อง mask aligner และนำ PEG-DA ที่แข็งตัวแล้วออกจากแม่พิมพ์ ใช้
กรรไกรตัดเพื่อแยกท่อขนาดไมครอนออกจากกันและสามารถนำลวดออกจากท่อได้ด้วยการใช้นิ้วมือ
ดึงออก

จากผลการทดลองการสร้างแม่พิมพ์ที่ถูกปรับปรุงแล้วด้วยวิธีการผลิตตัวต้นแบบจาก
เครื่องพิมพ์ 3 มิติ ได้ตรวจสอบขนาดและลักษณะกายภาพของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนด้วยกล้อง
จุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบส่องกราด พบว่ามีขนาดได้ใกล้เคียงกับการออกแบบ และสามารถวาง
ตำแหน่งลวดให้สามารถอยู่ตรงกลางของท่อได้ดังแสดงในรูปที่ 5.8 แต่อย่างไรก็ตามยังมีบางท่อที่ไม่
สามารถขึ้นรูปท่อได้อย่างสมบูรณ์เนื่องจากเกิดการหลวมกัน เนื่องจากตัวต้นแบบมีการหดตัวไม่
เท่ากันทำให้ไม่สามารถสร้างรูให้อยู่ตรงกลางของท่อได้ อีกทั้งในการ vacuum เพื่อไล่ฟองอากาศออก
เพื่อให้สาร PEG-DA เข้าแทนที่นั้นยังทำให้ไม่สมบูรณ์ทุกครั้ง



รูปที่ 5.7 กระบวนการสร้างท่อขนาดไมครอนจากตัวต้นแบบ 3 มิติ (a) การสร้างร่องจาก glass slide, (b) แม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS, (c) การใช้แผ่นอะคริลิกกดแม่พิมพ์พอลิเมอร์เพื่อให้แนบสนิท



รูปที่ 5.8 ภาพถ่ายท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบด้วย SEM (a) ภาพถ่ายมุมมองบนของท่อขนาดไมครอน, (b) ภาพถ่ายตัดขวางของท่อขนาดไมครอน

5.3 การผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยกระบวนการ CNC

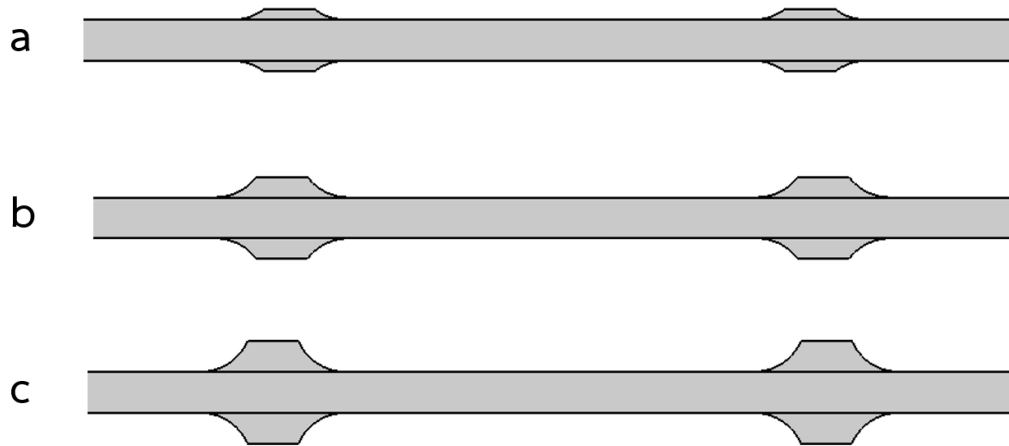
การผลิตตัวต้นแบบสำหรับใช้สร้างท่อขนาดไมครอนอีกวิธีหนึ่ง คือ การผลิตตัวต้นแบบจากโลหะที่สร้างด้วยกระบวนการที่เรียกว่า CNC (computer numerical control) การผลิตด้วยวิธีนี้มีข้อดีคือ ตัวต้นแบบที่ได้ให้รายละเอียดที่แม่นยำเพราะไม่เกิดการหดตัว อีกทั้งมีความแข็งแรงสูงและสามารถทนความร้อนได้จึงทำให้สามารถสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS ที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส เพื่อลดเวลาการแข็งตัวโดยที่ตัวต้นแบบไม่เกิดความเสียหายเหมือนกับตัวต้นแบบที่ได้จากกระบวนการ

การสร้างจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ แต่เนื่องด้วยข้อจำกัดของการผลิตตัวต้นแบบด้วยกระบวนการ CNC นี้คือ ไม่สามารถสร้างตัวต้นแบบที่ให้รายละเอียดขนาดเล็กมากได้ จึงต้องอาศัยวิธีการกัดเปียก (wet etching) ร่วมด้วยเพื่อให้รูปร่างท่อตามที่ต้องการ ซึ่งการสร้างท่อขนาดไมครอนด้วยวิธีนี้ประกอบไปด้วย การปรับปรุงการออกแบบออกแบบตัวต้นแบบให้เหมาะสมกับการผลิตด้วยวิธี CNC การกัดเปียกตัวต้นแบบอลูมิเนียมด้วยกรด (Al etchant type A) และการขึ้นรูปท่อด้วยวัสดุ PEG-DA

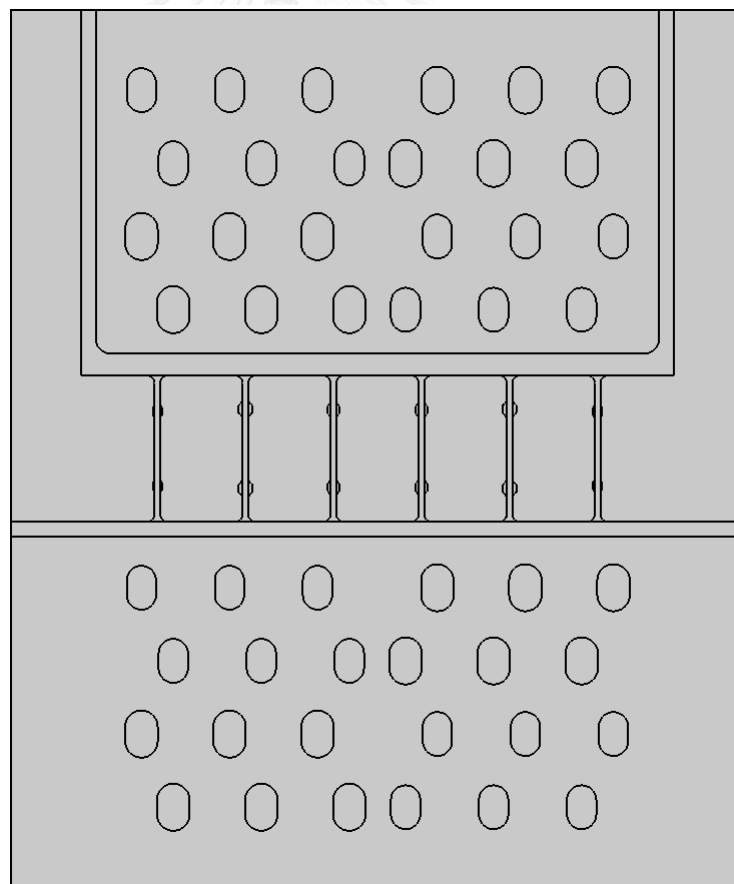
5.3.1 การปรับปรุงการออกแบบตัวต้นแบบสำหรับการผลิตด้วยวิธี CNC

เนื่องจากข้อจำกัดของการผลิตด้วยวิธี CNC คือ ไม่สามารถผลิตชิ้นงานที่มีความละเอียดที่น้อยกว่า 100 ไมครอน (ในแนวแกน z) ได้ อีกทั้งยังมีข้อจำกัดในเรื่องการกัดอลูมิเนียมด้วยกระบวนการ CNC ไม่สามารถกัดรูปร่างที่มีลักษณะเป็นมุมฉากได้เนื่องจากดอกกัด (end mill) มีลักษณะกลม ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงต้องปรับปรุงแบบของตัวต้นแบบท่อขนาดไมครอนขึ้นมาใหม่เพื่อให้เหมาะสมกับการผลิต ซึ่งได้เปลี่ยนรูปร่างของท่อจากครึ่งวงกลมเป็นทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาด 400x200 ไมครอน และเปลี่ยนรูปร่างของครีบจากทรงสามเหลี่ยมเป็นทรงสี่เหลี่ยม จะมีด้วยกัน 3 ขนาดด้วยกันคือ 600x1300, 800x1300 และ 1000x1300 ไมครอน ดังแสดงในรูปที่ 5.9 เพื่อใช้ทดสอบการพับเข้าเข็ม ซึ่งแต่ละมุมของครีบบมีลักษณะส่วนของวงกลมที่เว้าเข้าไปเนื่องจากการกัดด้วยดอกกัด cnc และเสาที่สำหรับการวางลวดทองแดง 70 ไมครอนนั้น มีลักษณะเป็นเสาเช่นเดียวกับแบบตัวต้นแบบ 3 มิติ แต่มีขนาดที่ใหญ่ขึ้นเพื่อความสะดวกในการกัดด้วยเครื่อง CNC และเพื่อป้องกันระหว่างเสาและหลุมพอดีเกินไปจึงได้ออกแบบเสาและหลุมของเสาให้มีระยะห่างกัน 10 ไมครอน หลังถูกกัดด้วยกรด การกัดกรดจะทำให้แต่ละด้านลดลงไปด้านละ 100 ไมครอน เพื่อที่จะได้แบบตามต้องการ อีกทั้งการแก้ปัญหาการไหลลงของสาร PEG-DA เข้าท่อได้ไม่หมดเนื่องจากการไล่ฟองอากาศออกด้วยการ vacuum และลดเวลาในการผลิต จึงได้ออกแบบช่องทางการไหลของสารใหม่โดยเพิ่มช่องการไหลทางด้านล่างของท่อขนาดไมครอน เพื่อใช้ความดันบรรยากาศให้สารไหลลงได้โดยไม่ต้องทำ vacuum ดังแสดงในรูป 5.10

หลังจากการผลิตตัวต้นแบบท่อขนาดไมครอนด้วยกระบวนการ CNC จากการตรวจสอบชิ้นงานพบว่าตัวต้นแบบที่ได้ยังมีความคลาดเคลื่อนอยู่บ้างเนื่องจากเครื่อง CNC การส่ายของดอกกัดโดยใช้มอเตอร์ในการหมุนขณะกัดชิ้นงาน จึงอาจทำให้การขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนอาจมีการเหลื่อมกันได้เนื่องจากแม่พิมพ์พอลิเมอร์ทั้ง 2 ชั้น ประกอบกันอย่างไม่พอดี



รูปที่ 5.9 แบบท่อสำหรับการผลิตตัวต้นแบบด้วยกระบวนการ CNC (a) ความกว้างครีบ 600 ไมครอน, (b) ความกว้างครีบ 800 ไมครอน, (c) ความกว้างครีบ 1000 ไมครอน

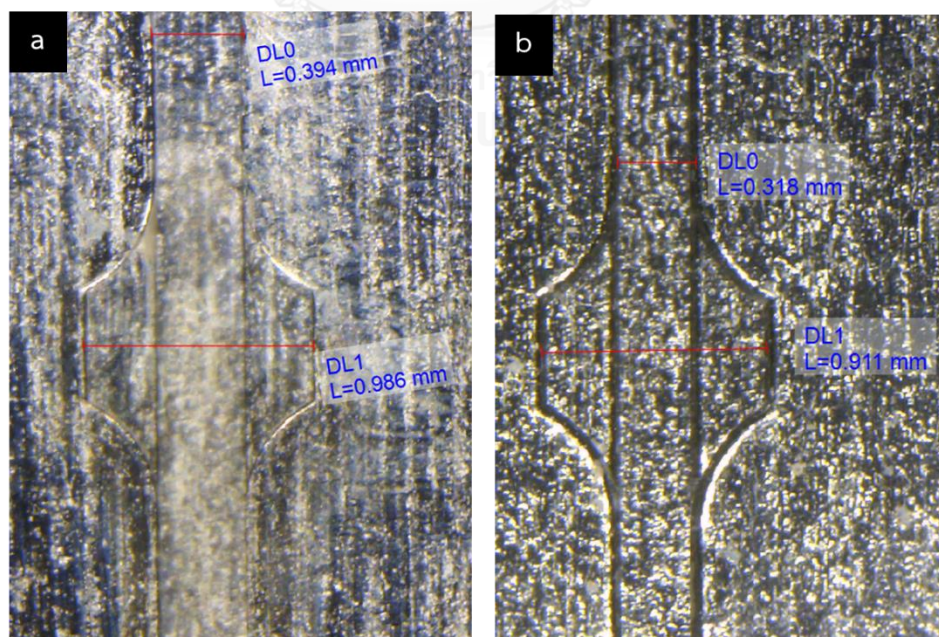


รูปที่ 5.10 ตัวต้นแบบสำหรับแม่พิมพ์พอลิเออร์ PDMS สำหรับการผลิตด้วยกระบวนการ CNC

5.3.2 การกัดเป็ยกตัวต้นแบบอลูมิเนียมด้วยกรด Al etchant type A

หลังจากตัวต้นแบบถูกสร้างด้วยวิธี CNC เพื่อให้ตัวต้นแบบได้ขนาดตามที่ต้องการ จึงนำตัวต้นแบบอลูมิเนียมกัดเป็ยกด้วยกรด Al etchant type A โดยกรดนี้มีส่วนผสมของ กรดฟอสฟอริก 80%, กรดไนตริก 5%, กรดอะซิติก 5% และน้ำบริสุทธิ์ 10% ซึ่งเป็นการกัดเท่ากันทุกทิศทาง มีวิธีทำคือ อันดับแรกทำความสะอาดโดยแช่ตัวต้นแบบอลูมิเนียมในอะซิโตนและล้างด้วย sonicator เป็นเวลา 30 นาที เพื่อกำจัดสิ่งสกปรกออกจากผิวของตัวต้นแบบ หลังจากนั้นนำเตรียมกรด Al etchant type A โดยเทใส่ลงในบีกเกอร์ให้มีปริมาตรสูงกว่าตัวต้นแบบอลูมิเนียม หลังจากนั้นนำไปตั้งที่เตาให้ความร้อน (hot plate) และใช้เทอร์โมมิเตอร์วัดอุณหภูมิในสารให้ได้ประมาณ 50 องศาเซลเซียส หลังจากนั้นนำตัวต้นแบบอลูมิเนียมใส่ลงไปในบีกเกอร์เพื่อกัด และนำออกมาตรวจสอบขนาดทุก 5 นาที ด้วยกล้องจุลทรรศน์ดิจิทัลขนาดเล็ก หลังจากนั้นนำตัวต้นแบบออกมาจากกรดจะต้องล้างทำความสะอาดด้วย DI water และเป่าให้แห้งด้วยก๊าซไนโตรเจนทุกครั้ง

จากการกัดตัวต้นแบบอลูมิเนียมด้วยกรด Al etchant type A พบว่าใช้เวลาในการกัดทั้งหมด 35 นาที โดยนำมาตรวจวัดขนาดด้วยกล้องจุลทรรศน์ดิจิทัลขนาดเล็กทุกๆ 5 นาที ดังแสดงในรูปที่ 5.11 จึงได้ขนาดตามที่ต้องการ แต่เนื่องจากกระบวนการกัดกรดจะมีฟองเกิดขึ้นที่ผิวของอลูมิเนียมขณะทำการกัดทำให้ความเรียบผิวหลังการกัดมีค่าลดลง

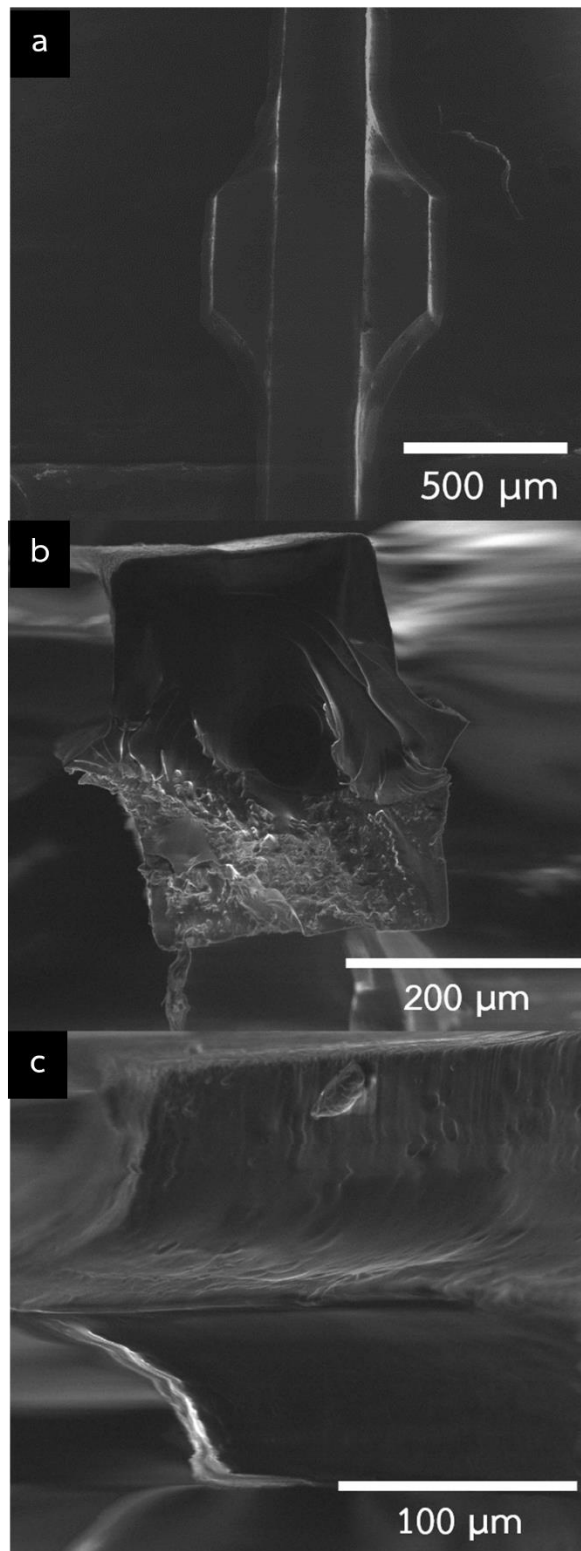


รูปที่ 5.11 การตรวจสอบขนาดตัวต้นแบบหลังจากกัดเป็ยกด้วยกล้องจุลทรรศน์ดิจิทัลขนาดเล็ก (a) ตัวต้นแบบถูกกัดเป็นเวลา 5 นาที (b) ตัวต้นแบบถูกกัดเป็นเวลา 35 นาที

5.3.3 การขึ้นรูปท่อด้วยวัสดุ PEG-DA จากตัวต้นแบบอลูมิเนียม

ก่อนการขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนด้วยสาร PEG-DA จำเป็นต้องสร้างแม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS ซึ่งทำได้เช่นเดียวกับการขึ้นรูปท่อด้วยแม่พิมพ์เรซิน 3 มิติ ในหัวข้อที่ 5.2.2 แต่เนื่องจากตัวต้นแบบอลูมิเนียมสามารถทนความร้อนได้สูง ดังนั้นจึงสามารถให้ความร้อนกับพอลิเมอร์ PDMS ที่อุณหภูมิ 70 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ในการทำให้ PDMS แข็งตัว หลังจากได้แม่พิมพ์พอลิเมอร์ PDMS จำนวน 2 ชิ้นแล้ว ให้ดำเนินการเช่นเดียวกับหัวข้อที่ 5.2.2 โดยที่ไม่มีขั้นตอนการ vacuum เพื่อไล่อากาศออก และนำไปฉายแสง UV เป็นเวลา 15 วินาที

จากกระบวนการขึ้นสร้างแม่พิมพ์ท่อขนาดไมครอนด้วยตัวต้นแบบอลูมิเนียม พบว่าท่อที่ได้มีความคมชัดและสามารถวางเส้นลวดให้อยู่ตรงกลางของท่อได้ดีกว่าตัวต้นแบบจากเครื่องพิมพ์ 3 มิติ แต่อย่างไรก็ตามยังเกิดการหลวมกันของท่อและครีบเนื่องจากความคลาดเคลื่อนในการผลิตตัวต้นแบบด้วยกระบวนการ CNC และกระบวนการกัดเป็ยก ในส่วนของช่องทางการไหลของสาร PEG-DA ที่เพิ่มเข้ามา สามารถทำให้สาร PEG-DA สามารถไหลลงสู่ท่อได้โดยไม่ต้องใช้การ vacuum ซึ่งลดเวลาในการผลิตได้พอสมควร

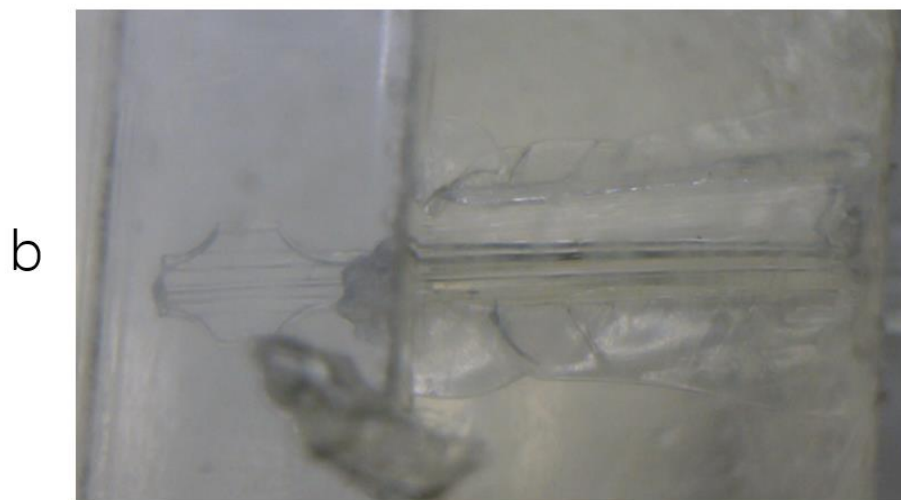
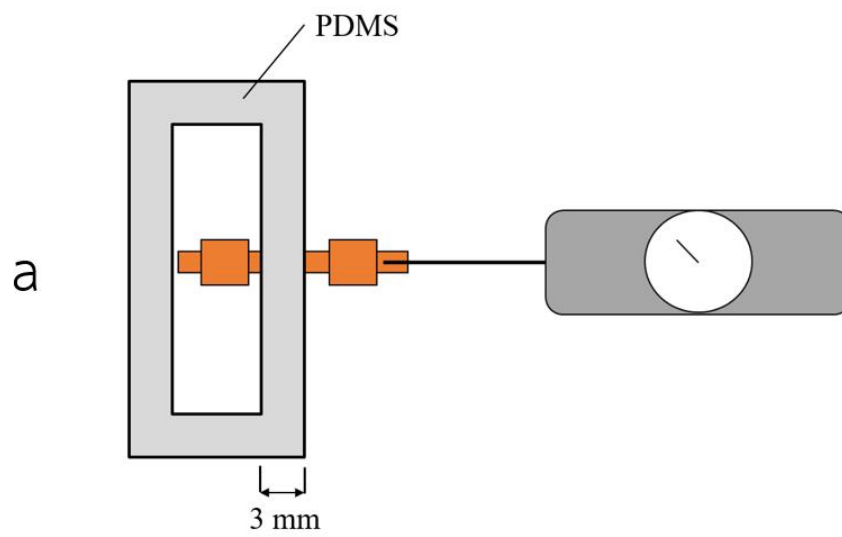


รูปที่ 5.12 ภาพถ่ายท่อขนาดไมครอนชนิดมีครีบด้วย SEM จากตัวต้นแบบ cnc (a) ภาพถ่ายมุมมองบนของท่อขนาดไมครอน, (b) ภาพถ่ายตัดขวางของท่อขนาดไมครอน และ (c) ภาพถ่ายครีบบของท่อขนาดไมครอน

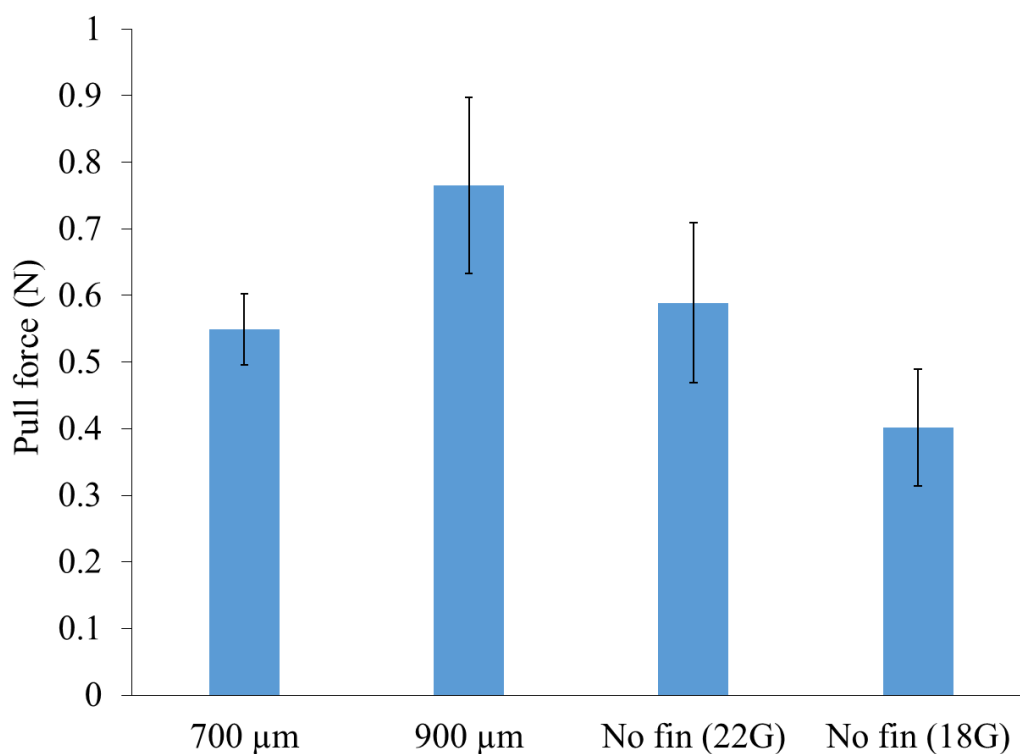
5.4 การทดสอบการยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ

เพื่อทดสอบประสิทธิภาพสำหรับการยึดเกาะของครีบของท่อขนาดไมครอน จึงได้ออกแบบการทดลองโดยการวัดแรงต้านการเคลื่อนที่ของท่อขนาดไมครอน ซึ่งในการทดลองนี้ได้เลือกใช้ PDMS ที่มีลักษณะเป็นกล่องสี่เหลี่ยมผืนผ้า 3 มิลลิเมตร ซึ่งคุณสมบัติของ PDMS มีลักษณะเหนียวและยืดหยุ่นเป็นตัวแทนของโครงสร้างของลูกตา ทำการฝังท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบผ่านอุปกรณ์นำส่งซึ่งได้ใช้เข็มฉีดยาประเภท spinal ในลักษณะเช่นเดียวกับการทดลองการใช้งานในตาหนูที่เสียชีวิตแล้ว เมื่อฝังท่อขนาดไมครอนลงใน PDMS แล้วสามารถวัดแรงยึดเกาะของท่อด้วยเครื่องวัดแรง push pull scale ในการดึงท่อขนาดไมครอนออกจาก PDMS ดังแสดงในรูปที่ 5.13

จากการทดสอบการยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ พบว่าการพับครีบเข้าไปในเข็มฉีดยาที่มากกว่าเบอร์ 20G จะทำให้ครีบเกิดความเสียหายเนื่องจากความหนาของครีบที่หนาเกินไป จึงต้องใช้เข็มขนาด 18G เพื่อใช้เป็นอุปกรณ์นำส่งเพื่อไม่ให้เกิดความเสียหายกับท่อขนาดไมครอน การทดลองนี้จึงได้ทดสอบด้วยกันทั้งหมด 4 ชนิด คือ ครีบที่มีความกว้าง 700 ไมครอน ครีบที่มีความกว้าง 900 ไมครอน ท่อขนาดไมครอนชนิดทรงกระบอก และท่อขนาดไมครอนชนิดทรงกระบอกเมื่อถูกฝังด้วยเข็มฉีดยาขนาด 18G จากผลการวัดแรงยึดเกาะของท่อประเภทต่างๆ พบว่าท่อขนาดไมครอนความกว้างครีบ 700 μm จะใช้แรงดึงออก 0.55 ± 0.05 นิวตัน ในขณะที่ท่อขนาดไมครอนความกว้างครีบ 900 μm จะใช้แรงดึงออก 0.77 ± 0.13 นิวตัน เมื่อเปรียบเทียบกับท่อชนิดทรงกระบอก จะใช้แรงดึงออก 0.59 ± 0.12 นิวตัน ในขณะที่ฝังด้วยเข็มขนาด 18G จะใช้แรงดึงออก 0.40 ± 0.09 นิวตัน ดังแสดงในรูปที่ 5.14 ซึ่งพบว่าชนิดมีครีบสามารถต้านทานการเคลื่อนที่ได้ดีกว่าท่อชนิดทรงกระบอก แต่ยังมีประเด็นในเรื่องการพับครีบที่จะต้องออกแบบให้ครีบบางลง



รูปที่ 5.13 การทดลองการวัดแรงยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบริบ (a) ชุดทดสอบการวัดแรงยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกฝังใน PDMS (b) ภาพถ่ายหลังจากฝังท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบริบใน PDMS ผ่านเข็มฉีดยาชนิด spinal



รูปที่ 5.14 แผนภาพแสดงผลการทดสอบการวัดแรงยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดต่างๆ

5.5 สรุปผลการทดลอง

ในการปรับปรุงการพัฒนาการสร้างท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ ประกอบไปด้วย การออกแบบท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบ และการออกแบบเพื่อสร้างตัวต้นแบบสำหรับผลิตท่อขนาดไมครอนซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ทดลองการผลิต 2 วิธีด้วยกัน คือ การผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ และการผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยกระบวนการ CNC

จากการทดลองการสร้างท่อขนาดไมครอนจากตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ พบว่าสามารถสร้างชิ้นงานได้อย่างรวดเร็วปริมาณมาก แต่ยังมีปัญหาเรื่องการหดตัวของเรซิน จึงต้องออกแบบใหม่เพื่อรองรับการหดตัวจึงสามารถผลิตท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบได้ ในขณะที่ การผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยกระบวนการ CNC ให้ความละเอียดที่เที่ยงตรงและแข็งแรงกว่าแต่ต้องอาศัยการกัดเปียกร่วมด้วยจึงจะสามารถให้ขนาดตามที่ต้องการ อีกทั้งยังมีความคลาดเคลื่อนจากการผลิตทำให้ไม่สามารถสร้างท่อขนาดไมครอนที่สมบูรณ์ได้ การแก้ปัญหาการผลิตตัวต้นแบบทั้ง 2 วิธีทำได้โดยใช้เครื่องผลิตที่มีความความเที่ยงตรงสูง และเปลี่ยนวัสดุเรซินเป็นวัสดุอื่นที่ไม่เกิดการหดตัวก็จะสามารถผลิตท่อขนาดไมครอนตามที่ต้องการได้

จากการทดสอบการยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบบพบว่าสามารถต้านทานการเคลื่อนที่จากแรงดึงได้ดีกว่าท่อชนิดทรงกระบอก โดยครีบที่มีขนาดใหญ่จะสามารถต้านการเคลื่อนที่ได้ดีกว่าครีบที่มีขนาดเล็ก แต่ยังมีประเด็นในเรื่องการพับครีบเข้าเชื่อมฉนวนที่ยังไม่สามารถทำได้ เนื่องจากความหนาของครีบที่มากทำให้เกิดความเสียหายระหว่างการใส่ท่อขนาดไมครอนเข้าในเชื่อมฉนวน ซึ่งจะต้องปรับปรุงให้บางลง



บทที่ 6

บทสรุป

งานวิจัยนี้ทำการศึกษาและพัฒนาการสร้างท่อโพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต ขนาดไมครอนด้วยกระบวนการพอลิเมอไรเซชันเชิงแสง สำหรับใช้รักษาผู้ป่วยโรคต่อหิน ซึ่งท่อขนาดไมครอนจะทำหน้าที่ลดความดันภายในตาโดยระบายน้ำภายในตาผ่านรูของท่อขนาด 70 ไมครอน ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมที่สุด จากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าอุปกรณ์ต่างๆ สำหรับใช้ในการรักษาโรคต่อหินนี้ยังมีความซับซ้อนในการผลิต ราคาสูง มีความยุ่งยากในการฝังเข้าในลูกตา อีกทั้งยังพบปัญหาเกี่ยวกับการใช้งาน เช่น การเคลื่อนที่ของท่อ การอุดตันของท่อ และการเกิดพังผืด เป็นต้น ในงานวิจัยนี้จึงได้เสนอวิธีการผลิตแบบใหม่ที่ซึ่งกระบวนการสร้างไม่ซับซ้อน สามารถผลิตได้ปริมาณมากในเวลาอันสั้น ต้นทุนต่ำ และยังสามารถผลิตได้ที่อุณหภูมิห้อง ที่จะถูกสร้างขึ้นด้วยวิธีต่างๆ

โพลีเอธิลีน ไกลคอล ไดอะครีเลต (PEG-DA) ถูกเลือกนำมาใช้เป็นวัสดุท่อเนื่องจากเป็นวัสดุที่ร่างกายยอมรับและไม่ถูกย่อยสลายในร่างกาย อีกทั้งยังสามารถขึ้นรูปได้อย่างรวดเร็วด้วยการฉายแสง UV ส่วนการขึ้นรูปท่อขนาดไมครอนจะใช้วิธีการผลิตด้วยแม่พิมพ์เพราะเป็นการผลิตที่ง่ายและสามารถสร้างได้ครั้งละหลายชิ้น เนื่องจากสาร PEG-DA ต้องได้รับแสงเพื่อให้เกิดการแข็งตัว ดังนั้นจึงเลือกใช้วัสดุ Polydimethylsiloxane (PDMS) ที่เป็นวัสดุโปร่งใส อีกทั้งยังสามารถถ่านไอออนรายละเอียดที่สมบูรณ์และคมชัดจากตัวต้นแบบสุ่มแม่พิมพ์พอลิเมอไรซ์

การศึกษาการพัฒนาท่อขนาดไมครอนในเบื้องต้นนั้น ได้ใช้เข็มฉีดยาขนาด 30G ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกอยู่ที่ 300 ไมครอน ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการนำไปติดตั้งในลูกตาด้วยอุปกรณ์นำส่ง (applicator) นำมาใช้เป็นตัวต้นแบบ และสามารถสร้างรูของท่อได้ด้วยการนำลวดขนาด 70 ไมครอน วางตรงกลางของท่อโดยใช้ท่อนเข็มฉีดยาที่ใช้สร้างจำนวน 2 ชิ้น เป็นตัวประกอองด้วยการสร้างด้วยวิธีนี้พบว่าสามารถสร้างท่อขนาดไมครอนได้ตามแบบที่ต้องการ และไม่มีความเสี่ยงหายกับแม่พิมพ์พอลิเมอไรซ์ PDMS จากการตรวจสอบขนาดของท่อจำนวน 10 ชิ้น พบว่าเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกและภายในเฉลี่ยอยู่ที่ 301.46 ± 4.40 และ 67.74 ± 0.71 ไมครอน ตามลำดับ อย่างไรก็ตามด้วยการสร้างวิธีนี้ยังสามารถที่จะสร้างรูของท่อให้อยู่ตรงกลางได้ทุกครั้ง หลังจากนั้นจะนำท่อไปทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีต่างๆ เพื่อแสดงให้เห็นถึงความสามารถในการใช้งานของท่อ ได้แก่ การทดสอบการหาอัตราการไหลของน้ำในท่อขนาดไมครอน การทดสอบการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน การทดสอบการหาค่า Young's Modulus ของวัสดุโพลีเมอร์ PEG-DA การทดสอบการวัดความโค้งของ

ท่อขนาดไมครอนเมื่อถูกตัดงอ และการทดสอบการใช้งานของท่อขนาดไมครอนในตาหูกูที่ได้เสียชีวิตแล้ว

ผลการทดสอบที่ได้พบว่าการทดสอบการหาอัตราการไหลด้วยการควบคุมความดันโดยใช้ระดับน้ำที่ 5, 10, 15 และ 20 มิลลิเมตรปรอท ผ่านรูท่อขนาด 67.74 ไมครอน มีอัตราการไหลเฉลี่ยอยู่ที่ 2.1, 5.1, 8.8 และ 11.8 ไมโครลิตรต่อนาที ที่ได้ค่าใกล้เคียงกับค่าทฤษฎีของ Hagen-Poiseuille โดยที่สามารถละเลยผลของการระเหยของน้ำได้ การทดสอบอีกอย่างหนึ่งคือ การทดสอบความสามารถในการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอนด้วยชุดทดสอบการวัดแรงดึง โดยท่อที่ใช้ทดสอบมี 4 ชนิด ท่อชนิดที่ไม่มีรูไม่ให้ความร้อน ท่อชนิดไม่มีรูให้ความร้อน ท่อชนิดมีรูไม่ให้ความร้อน ท่อและชนิดมีรูให้ความร้อน สามารถรับแรงดึงสูงสุดได้ที่ 2.38 ± 0.22 , 3.7 ± 0.22 , 0.83 ± 0.13 และ 1.35 ± 0.09 นิวตัน ตามลำดับ ท่อชนิดให้ความร้อนจะสามารถทนแรงดึงสูงสุดได้มากกว่าท่อชนิดที่ไม่ให้ความร้อนถึง 36-39 เปอร์เซ็นต์ และเมื่อมีรูท่อจะทำให้ความแข็งแรงลดลงไป 63-65 เปอร์เซ็นต์ ส่วนการทดสอบการหาค่ายังมอดูลัสสามารถหาโดยใช้ชุดทดสอบเดียวกันโดยใช้ท่อชนิดที่ไม่มีรูในการทดสอบพบว่าท่อที่ให้ความร้อนและไม่ให้ความร้อนให้ค่ายังมอดูลัสอยู่ที่ประมาณ 25 MPa ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับงานวิจัยก่อนหน้านี้ และการทดสอบความความโค้งท่อเมื่อถูกตัดงอโดยการวัดเป็นรัศมีวงกลมที่น้อยที่สุด เมื่อทดสอบกับท่อทั้ง 4 ชนิด ได้แก่ ท่อชนิดที่ไม่มีรูไม่ให้ความร้อน ท่อชนิดไม่มีรูให้ความร้อน ท่อชนิดมีรูไม่ให้ความร้อน ท่อและชนิดมีรูให้ความร้อน สามารถโค้งงอได้มากที่สุด 0.21 ± 0.08 , 0.18 ± 0.04 , 0.42 ± 0.18 และ 0.45 ± 0.17 มิลลิเมตร ตามลำดับ และมีความเสียหายเกิดขึ้นเป็น 38, 50, 100 และ 88 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ ซึ่งไม่มีความแตกต่างกันอย่างชัดเจนสำหรับความเสียหายที่เกิดจากการตัดงอของท่อชนิดที่ให้ความร้อนและไม่ให้ความร้อน นอกจากนี้ผลการทดสอบการใช้งานในตาหูกูที่ได้เสียชีวิตแล้ว ด้วยการใส่เข็ม spinal ขนาด 22G เป็นตัวนำส่ง พบว่ามี การระบายออกของน้ำเมื่อมีความดันเพิ่มมากขึ้น โดยที่ท่อไม่เกิดความเสียหาย แต่อย่างไรก็ตามการฝังด้วยเข็มนี้อาจเกิดปัญหาท่อติดตามกล้ามเนื้อซึ่งต้องใช้ tweezer ช่วยจับท่อไว้ ซึ่งต้องมีการปรับปรุงลักษณะของท่อใหม่เพื่อเพิ่มการยึดเกาะให้ดีขึ้น

ในกระบวนการปรับปรุงการสร้างนั้นได้ออกแบบท่อที่มีลักษณะเป็นครีบกจำนวน 2 ครีบ ที่ซึ่งจะช่วยในการยึดเกาะกับลูกตาโดยการพับครีบใส่เข้าไปในเข็มฉีดยา ในงานวิจัยนี้ได้ออกแบบแม่พิมพ์ที่อาศัยความสมมาตรของท่อขนาดไมครอนใช้ออกแบบตัวต้นแบบที่จะทดลองจากการผลิต 2 วิธี คือ การผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยเครื่องพิมพ์ 3 มิติ และการผลิตตัวต้นแบบขนาดไมครอนด้วยกระบวนการ CNC ซึ่งมีข้อดีข้อเสียต่างกัน คือ เครื่องพิมพ์ 3 มิติสามารถผลิตชิ้นงานที่มีความซับซ้อนได้ ต้นทุนต่ำ และใช้เวลาในการผลิตได้อย่างรวดเร็ว แต่มีข้อเสียคือมีการหดตัวของเรซินที่ใช้ในการ

ผลิตทำให้ตัวต้นแบบไม่ได้ขนาดตามที่ต้องการ ส่วนการผลิตตัวต้นแบบด้วยกระบวนการ CNC มีข้อดีคือ สามารถให้ขนาดที่แม่นยำกว่า มีความแข็งแรงมากกว่า แต่ไม่สามารถให้รายละเอียดขนาดเล็กได้ จึงต้องอาศัยการกัดเป็ยกด้วยกรด Al Etchant Type A จากผลการสร้างท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนจากตัวต้นแบบ 3 มิติ และจากตัวต้นแบบจากกระบวนการ CNC พบว่ารูของท่อสามารถวางตำแหน่งให้อยู่ตรงกลางท่อได้โดยการใช้เสาเป็นตัวประคองเส้นลวด แต่อย่างไรก็ตามทั้งการผลิตตัวต้นแบบทั้งสองวิธียังมีความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการผลิต จึงทำให้ท่อมีการเชื่อมกันเล็กน้อย ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยใช้เครื่องผลิตที่มีความเที่ยงตรงสูง สำหรับการทดสอบการยึดเกาะของท่อขนาดไมครอนสามารถทดสอบได้โดยใช้ PDMS เป็นตัวแทนของลูกตาและใช้การดึงเป็นการวัดแรงต้านการเคลื่อนที่ของท่อขนาดไมครอนชนิดต่างๆ ซึ่งพบว่าท่อขนาดไมครอนชนิดที่มีครีบสามารถต้านการเคลื่อนที่ได้ดีกว่าท่อขนาดไมครอนชนิดทรงกระบอก โดยที่ครีบที่มีขนาดใหญ่กว่าจะสามารถต้านการเคลื่อนที่ได้ดีกว่าครีบที่มีขนาดเล็ก



- [1] H. A. Quigley and A. T. Broman, "The number of people with glaucoma worldwide in 2010 and 2020," *The British Journal of Ophthalmology*, vol. 90, pp. 262-267, 10/02/accepted 2006.
- [2] Y.-C. Tham, X. Li, T. Y. Wong, H. A. Quigley, T. Aung, and C.-Y. Cheng, "Global Prevalence of Glaucoma and Projections of Glaucoma Burden through 2040: A Systematic Review and Meta-Analysis," *Ophthalmology*, vol. 121, pp. 2081-2090, 11// 2014.
- [3] T. Odberg and L. Sandvik, "The medium and long-term efficacy of primary argon laser trabeculoplasty in avoiding topical medication in open angle glaucoma," *Acta Ophthalmologica Scandinavica*, vol. 77, pp. 176-181, 1999.
- [4] R. N. Weinreb, T. Aung, and F. A. Medeiros, "The pathophysiology and treatment of glaucoma: A review," *JAMA*, vol. 311, pp. 1901-1911, 2014.
- [5] S. J. Gedde, J. C. Schiffman, W. J. Feuer, L. W. Herndon, J. D. Brandt, and D. L. Budenz, "Three-Year Follow-up of the Tube Versus Trabeculectomy Study," *American Journal of Ophthalmology*, vol. 148, pp. 670-684, 11// 2009.
- [6] R. A. Hill, D. Haffner, and L. Voskanyan, "The iStent® MIGS Family: iStent®, iStent Inject®, and iStent Supra®," in *Surgical Innovations in Glaucoma*, J. R. Samples and I. I. K. Ahmed, Eds., ed New York, NY: Springer New York, 2014, pp. 147-156.
- [7] A. M. Fea, "Phacoemulsification versus phacoemulsification with micro-bypass stent implantation in primary open-angle glaucoma: Randomized double-masked clinical trial," *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, vol. 36, pp. 407-412, 3// 2010.
- [8] T. W. Samuelson, L. J. Katz, J. M. Wells, Y.-J. Duh, and J. E. Giamporcaro, "Randomized Evaluation of the Trabecular Micro-Bypass Stent with Phacoemulsification in Patients with Glaucoma and Cataract," *Ophthalmology*, vol. 118, pp. 459-467, 3// 2011.
- [9] S. Shareef, A. Fea, and I. I. K. Ahmed, "The Hydrus Micro-stent," in *Surgical Innovations in Glaucoma*, J. R. Samples and I. I. K. Ahmed, Eds., ed New York, NY: Springer New York, 2014, pp. 171-174.

- [10] S. T., "One-year results of a Schlemm's canal microstent for IOP reduction in open angle glaucoma.," in *American Academy of Ophthalmology annual meeting*, Chicago, 2012.
- [11] T. Ianchulev, "The CyPass Suprachoroidal Micro-Stent," in *Surgical Innovations in Glaucoma*, J. R. Samples and I. I. K. Ahmed, Eds., ed New York, NY: Springer New York, 2014, pp. 229-233.
- [12] T. Ianchulev, K. Ahmed, H. Hoeh, M. Rau, and E. DeJuan, "Minimally invasive ab interno suprachoroidal device (CyPass) for IOP control in open-angle glaucoma," in *American Academy of Ophthalmology annual meeting*, Chicago, 2010, pp. 18-19.
- [13] V. I. Vera and C. Horvath, "XEN Gel Stent: The Solution Designed by AqueSys®," in *Surgical Innovations in Glaucoma*, J. R. Samples and I. I. K. Ahmed, Eds., ed New York, NY: Springer New York, 2014, pp. 189-198.
- [14] A. Bigi, G. Cojazzi, S. Panzavolta, K. Rubini, and N. Roveri, "Mechanical and thermal properties of gelatin films at different degrees of glutaraldehyde crosslinking," *Biomaterials*, vol. 22, pp. 763-768, 4// 2001.
- [15] L. Pinchuk, I. Riss, J. F. Battle, Y. P. Kato, J. B. Martin, E. Arrieta, *et al.*, "The development of a micro-shunt made from poly(styrene-block-isobutylene-block-styrene) to treat glaucoma," *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, pp. n/a-n/a, 2015.
- [16] M. P. Cuchiara, A. C. B. Allen, T. M. Chen, J. S. Miller, and J. L. West, "Multilayer microfluidic PEGDA hydrogels," *Biomaterials*, vol. 31, pp. 5491-5497, 7// 2010.
- [17] Q. T. Nguyen, Y. Hwang, A. C. Chen, S. Varghese, and R. L. Sah, "Cartilage-like mechanical properties of poly (ethylene glycol)-diacrylate hydrogels," *Biomaterials*, vol. 33, pp. 6682-6690, 10// 2012.
- [18] C. Li, P.-M. Wu, J. Han, and C. H. Ahn, "A flexible polymer tube lab-chip integrated with microsensors for smart microcatheter," *Biomedical Microdevices*, vol. 10, pp. 671-679, 2008.

- [19] A. D. Fitt and G. Gonzalez, "Fluid Mechanics of the Human Eye: Aqueous Humour Flow in The Anterior Chamber," *Bulletin of Mathematical Biology*, vol. 68, p. 53, 2006.



รายการอ้างอิง





ภาคผนวก

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
CHULALONGKORN UNIVERSITY

ภาคผนวก ก

ผลการทดลองการหาอัตราการไหลของท่อขนาดไมครอน

ก.1 ผลการทดลองการหาอัตราการไหลของท่อขนาดไมครอน

จากการทดลองในหัวข้อที่ 4.1 เรื่องการศึกษาผลกระทบจากการระเหยของน้ำผ่านท่อขนาดไมครอน PEG-DA ก่อนทำการทดลองเพื่อหาอัตราการไหลของท่อขนาดไมครอนที่มีความดันต่างๆ ซึ่งได้แสดงไว้ในรูปที่ 4.2 การทดลองนี้ใช้ความดันที่ 23 มิลลิเมตรปรอท เป็นเวลา 2 ชั่วโมง ซึ่งจะวัดปริมาณของน้ำด้วยน้ำหนักก่อนเป็นปริมาตรภายหลังด้วยสมการ $V=m/\rho$ โดยใช้ความหนาแน่นของน้ำที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส คือ 1 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งบันทึกค่าได้ตามตารางที่ ก.1

ตารางที่ ก.1 ตารางบันทึกผลการทดลองการระเหยของน้ำ

เวลา		น้ำหนัก (กรัม)	ปริมาตร (μl)
นาฬิกา	วินาที		
0	0	0	0
10	52	0.136	136
20	25	0.244	244
29	57	0.363	363
40	55	0.493	493
50	38	0.61	610
60	22	0.736	736
70	2	0.855	855
80	0	0.982	982
94	1	1.151	1151
101	11	1.245	1245
111	14	1.362	1362
121	2	1.477	1477

หลังจากนั้นจึงทำการทดลองหาอัตราการไหลของท่อขนาดไมครอนที่ความดันต่างๆ เป็นเวลาประมาณ 30 นาที ซึ่งบันทึกค่าได้ตามตารางที่ ก.2 และนำไปเปรียบเทียบกับสมการการไหลของ Hagen-Poiseuille $Q = \frac{\Delta P \pi d^4}{128 \mu L}$ ซึ่ง ΔP ได้มาจากการเปลี่ยนหน่วย มิลลิเมตรปรอทเป็น Pacal ซึ่ง $1 \text{ mmHg} = 133.3224 \text{ Pa}$ และได้ใช้ค่า dynamic viscosity ที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส คือ $0.89 \text{ mPa}\cdot\text{s}$ $d =$ เส้นผ่านศูนย์กลางภายในเฉลี่ยของท่อขนาดไมครอน $67.74 \mu\text{m}$ และ L คือ ความยาวของท่อ 8 มิลลิเมตร

ตารางที่ ก.2 ตารางบันทึกผลการทดลองอัตราการไหลของท่อขนาดไมครอน

ท่อขนาด ไมครอน	ความดัน (mmHg)	เวลา		ปริมาตร (μl)	อัตราการไหล ($\mu\text{l}/$ นาที)
		นาที	วินาที		
1	5	31	40	63	1.99
	10	31	19	136	4.34
	15	32	15	265	8.22
	20	29	25	315	10.71
2	5	31	11	82	2.50
	10	31	52	186	5.84
	15	31	22	293	9.34
	20	32	20	428	13.24
3	5	31	25	58	1.85
	10	32	51	170	5.18
	15	30	0	269	8.97
	20	32	36	373	11.44
ค่าเฉลี่ย	5	31	25	67.67	2.11
	10	32	0	164	5.12
	15	31	12	275.67	8.84
	20	31	27	372	11.80

ภาคผนวก ข

ผลการทดลองการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน PEG-DA

ข.1 การทดลองการรับแรงดึงของท่อขนาดไมครอน PEG-DA

จากการทดลองในหัวข้อที่ 4.2 ได้ผลการทดลองความเสียหายที่เกิดจากการดึงของท่อ (tensile failure test) ด้วยท่อขนาดไมครอน 4 ชนิด คือ ท่อชนิดที่ไม่มีรูไม่ให้ความร้อน ท่อชนิดไม่มีรูให้ความร้อน ท่อชนิดมีรูไม่ให้ความร้อน และท่อชนิดมีรูให้ความร้อน ดังที่แสดงในรูปที่ 4.6 ซึ่งถูกบันทึกผลการทดลองดังแสดงในตารางที่ ข.1

ตารางที่ ข.1 ตารางบันทึกผลการทดลองการวัดความเสียหายจากการดึง

ชนิดท่อ	จำนวนครั้งที่ทดลอง (นิวตัน)				ค่าเฉลี่ย
	1	2	3	4	
T1	1.86	2.65	2.65	2.35	2.38
T2	0.69	0.88	0.98	0.78	0.83
T3	3.43	3.83	3.63	3.92	3.70
T4	1.37	1.28	1.47	1.28	1.35

T1 = ท่อชนิดที่ไม่มีรูไม่ให้ความร้อน

T2 = ท่อชนิดไม่มีรูให้ความร้อน

T3 = ท่อชนิดมีรูไม่ให้ความร้อน

T4 = ท่อชนิดมีรูให้ความร้อน

ภาคผนวก ค

ผลการทดลองการหาค่ายังมอดูลัสของวัสดุ PEG-DA

ค.1 การทดลองการหาค่ายังมอดูลัสของวัสดุ PEG-DA

จากผลการทดลองการหาค่ายังมอดูลัสของวัสดุ PEG-DA ดังที่แสดงในหัวข้อที่ 4.3 โดยทดลองกับท่อขนาดไมครอนชนิดไม่มีรู 2 ชนิด คือ ไม่ให้ความร้อนและให้ความร้อน และบันทึกค่าแรงที่ใช้ในการยืดตามระยะต่างๆ ตามที่ได้แสดงไว้ในตารางที่ ค.1

ตารางที่ ค.1 ตารางบันทึกผลการทดลองการหาค่ายังมอดูลัสของวัสดุพอลิเมอร์ PEG-DA ไม่ให้ความร้อน

ระยะยืด (มิลลิเมตร)	แรง (นิวตัน)				
	1	2	3	4	เฉลี่ย
0	0	0	0	0	0
0.318	0.098	0.098	0.049	0.049	0.074
0.635	0.196	0.196	0.196	0.196	0.196
0.953	0.294	0.343	0.294	0.343	0.319
1.270	0.441	0.491	0.392	0.491	0.454
1.588	0.540	0.589	0.540	0.589	0.564
1.905	0.638	0.687	0.638	0.736	0.674
2.223	0.785	0.785	0.785	0.834	0.797
2.540	0.883	0.932	0.883	0.981	0.920
2.858	0.981	1.030	1.030	1.079	1.030
3.175	1.079	1.177	1.177	1.079	1.128
3.493	1.177	1.275	1.275	1.226	1.239
3.810	1.324	1.373	1.373	1.373	1.361
4.128	1.472	1.521	1.472	1.472	1.484
4.445	1.570	1.619	1.570	1.619	1.594
4.763	1.668	1.766	1.717	1.766	1.729

5.080	1.815	1.864	1.815	1.864	1.839
5.398	1.962	2.011	1.962	2.011	1.987
5.715	2.060	2.060	2.060	2.158	2.085
6.033	2.207		2.158	2.256	
6.350	2.354		2.256	2.453	
6.668	2.453			2.551	
6.985	2.600				
7.303	2.747				

ตารางที่ ค.2 ตารางบันทึกผลการทดลองการหาค่า Young's Modulus ของวัสดุพอลิเมอร์ PEG-DA ให้ความร้อน

ระยะยืด (มิลลิเมตร)	แรง (นิวตัน)				
	1	2	3	4	เฉลี่ย
0	0	0	0	0	0
0.318	0.098	0.098	0.098	0.098	0.098
0.635	0.196	0.245	0.294	0.245	0.245
0.953	0.294	0.392	0.392	0.392	0.368
1.270	0.441	0.491	0.491	0.491	0.478
1.588	0.540	0.638	0.638	0.589	0.601
1.905	0.687	0.785	0.736	0.736	0.736
2.223	0.785	0.883	0.883	0.883	0.858
2.540	0.834	0.981	0.981	0.981	0.944
2.858	0.932	1.079	1.079	1.079	1.042
3.175	1.030	1.177	1.177	1.177	1.140
3.493	1.128	1.324	1.324	1.373	1.288
3.810	1.275	1.472	1.472	1.472	1.422
4.128	1.373	1.570	1.570	1.570	1.521

4.445	1.472	1.668	1.668	1.668	1.619
4.763	1.570	1.766	1.766	1.766	1.717
5.080	1.668	1.962	1.962	1.913	1.876
5.398	1.766	2.060	2.060	2.060	1.987
5.715	1.864	2.158	2.158	2.158	2.085
6.033	1.962	2.256	2.256	2.256	2.183
6.350	2.109	2.354	2.354	2.354	2.293
6.668	2.207	2.453	2.502	2.453	2.403
6.985	2.354	2.551	2.600	2.551	2.514
7.303	2.453	2.649	2.698	2.698	2.624
7.620	2.551	2.747	2.845	2.796	2.735
7.938	2.649	2.845	2.943	2.894	2.833
8.255	2.845	2.943	3.041	3.041	2.968
8.573	2.943	2.992	3.188	3.139	3.066
8.890	3.090		3.237	3.286	
9.208	3.237		3.335	3.384	
9.525	3.335			3.483	
9.843	3.434				
10.160	3.532				
10.478	3.581				

ภาคผนวก ง

ผลการทดลองการวัดความแข็งแรงของท่อ PEG-DA ขนาดไมครอนเมื่อถูกตัดโค้ง

ง.1 การทดลองการวัดความแข็งแรงของท่อขนาดไมครอน PEG-DA เมื่อถูกตัดโค้ง

จากการผลการทดลองการวัดความแข็งแรงของท่อขนาดไมครอน PEG-DA เมื่อถูกตัดโค้งดังที่แสดงในหัวข้อ 4.4 สามารถบันทึกภาพด้วยกล้องจุลทรรศน์ดิจิทัลขนาดเล็ก (dino digital microscope) และถูกนำมาวัดรัศมีความโค้งด้วยโปรแกรม Dino Capture 2.0 ค่าที่ถูกบันทึกได้แสดงไว้ในตารางที่ ง.1

ตารางที่ ง.1 ตารางบันทึกผลการทดลองการวัดความเสียหายของท่อจากการตัดโค้ง

การทดลองครั้งที่	รัศมีความโค้งท่อ (มิลลิเมตร)			
	T1	T2	T3	T4
1	0.182	0.206	0.206	0.344
2	0.152	0.15	0.309	0.381
3	0.182	0.157	0.573	0.342
4	0.153	0.25	0.518	0.149
5	0.153	0.21	0.55	0.51
6	0.404	0.152	0.352	0.642
7	0.237	0.154	0.655	0.67
8	0.2	0.153	0.2	0.524
ค่าเฉลี่ย	0.20788	0.179	0.42038	0.44525
จำนวนความเสียหาย (ท่อ)	3	4	8	7

T1 = ท่อชนิดที่ไม่มีรูไม่ให้ความร้อน

T2 = ท่อชนิดไม่มีรูให้ความ

T3 = ท่อชนิดมีรูไม่ให้ความร้อน

T4 = ท่อชนิดมีรูให้ความร้อน

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายวิจักขณ์ มะมา เกิดเมื่อวันที่ 28 พฤศจิกายน พ.ศ. 2532 ภูมิลำเนาเป็นคนจังหวัด พิษณุตร เป็นบุตรคนเล็กของนายเจริญ มะมา และนางนพวรรณ มะมา สำเร็จการศึกษาปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมการบินและอวกาศ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ในปีการศึกษา 2555 และได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิศวกรรมศาสตร มหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปี การศึกษา 2557



