



มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์
ทุนวิจัยหมวดเงินอุดหนุน (ว.1)
ประจำปีงบประมาณ 2558

เรื่อง การศึกษาและการหาค่าที่เหมาะสมที่สุดของพารามิเตอร์ที่ส่งผลกระทบต่อ
ต่อการออกแบบขดลวดค้ำยันหลอดเลือด
Parametric Study and Optimization of Nitinol Wire Stent

คณะผู้วิจัย

ชื่อ-สกุล จิรศักดิ์ ศรีรัตน์
สังกัด มจร. ราชบุรี

หัวหน้าโครงการ

ชื่อ-สกุล.....
สังกัด.....

ผู้ร่วมโครงการ

ธันวาคม พ.ศ. 2565

บทคัดย่อ

ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมีความสำคัญต่อการรักษาโรคหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจตีบเป็นอย่างมากในปัจจุบันและปริมาณความต้องการใช้มีมากขึ้นอย่างต่อเนื่อง แต่ในประเทศไทยยังไม่มีความสามารถในการผลิต จึงจำเป็นต้องนำเข้าจากต่างประเทศทำให้มีราคาสูงและเข้าถึงยากต่อการรักษา พัฒนาการของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจได้ทำให้สามารถขยายตัวได้เองภายในหลอดเลือดทดแทนของเดิมที่จำเป็นที่จะต้องใช้บอลูนช่วยในการขยายตัวซึ่งมีโอกาที่จะทำให้เกิดหลอดเลือดฉีกขาดได้ จากการศึกษาพบว่าขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ขยายตัวได้เองภายในหลอดเลือดนั้นต้องมีคุณสมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวดและให้แรงในการขยายตัวที่เหมาะสมกับการใช้งานภายในหลอดเลือด ในงานวิจัยนี้เพื่อศึกษาและสร้างต้นแบบของขดลวดค้ำยัน จึงได้เลือกใช้ลวดโลหะผสมนิเกิลไทเทเนียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 0.2 มิลลิเมตร นำไปผ่านกระบวนการทางความร้อนเพื่อให้มีคุณสมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวดที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียสซึ่งเป็นอุณหภูมิภายในร่างกายและใช้กระบวนการผลิตแบบสาน กำหนดขนาดขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจให้มีความยาว 40 มิลลิเมตรและเส้นผ่าศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร มีจำนวนเส้นลวดที่ใช้สานแบ่งเป็นแบบ 24 เส้นและ 36 เส้น และทำการเปลี่ยนแปลงความเร็วในการสานลวดเพื่อเปลี่ยนมุมของการสาน โดยมุมของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่วัดได้จากการสานแบบ 24 เส้นอยู่ที่ 71 องศาถึง 78 องศาและแบบ 36 เส้นอยู่ที่ 78 องศาถึง 82 องศา ซึ่งชิ้นงานที่สร้างนั้นจะถูกนำไปทดสอบการกดสามจุดและแรงอัดในแนวรัศมี เพื่อทำการศึกษาอิทธิพลของจำนวนเส้นลวดที่ใช้ในการสานและมุมที่ใช้ในการสานที่มีผลต่อสมบัติเชิงกลของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ จากผลการทดสอบการกดสามจุดพบว่ารูปแบบการสานทั้ง 24 เส้นและ 36 เส้นนั้นยิ่งมุมในการสานของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมากขึ้น ค่าความต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างก็ยิ่งน้อยลง เช่นเดียวกับผลการทดสอบแรงอัดในแนวรัศมีคือเมื่อมุมในการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมากขึ้นแรงต้านการอัดตัวในแนวรัศมีก็จะมีค่าน้อยลงด้วยเช่นกัน เมื่อตรวจสอบชิ้นงานทดสอบทุกชิ้นพบว่าชิ้นงานที่ให้ค่าแรงต้านทานการอัดตัวในแนวรัศมีมากที่สุดคือขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่สานแบบ 24 เส้นด้วยมุม 71 องศาโดยให้ค่าแรงต้านการอัดตัวในแนวรัศมีที่ 1.2 นิวตัน แต่เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ได้มาตรฐาน พบว่า ขดลวดที่ผลิตในงานวิจัยนี้ให้แรงต้านการอัดในแนวรัศมีน้อยกว่ามาตรฐานเล็กน้อย

คำสำคัญ หลอดเลือดหัวใจตีบ ขดลวดค้ำยันหลอดเลือด โลหะผสมไทเทเนียมนิเกิล

Abstract

Coronary Artery Stent plays an important role in treatment of coronary artery disease nowadays and the demand is continuously increasing. Unfortunately, there is no locally made stent in Thailand at a present time. Then, it is still a must to import stent from abroad which resulting in the high cost and difficulty to get operation. Nowadays, the self-expandable stent has been developed to replace the conventional one in order to use without balloon which has more risk. This research aims to design and fabricate prototype of coronary artery stent by braiding process. Ni-Ti wire with diameter of 0.2 mm. was prepared. Braiding process and heat-treatment were applied in order to obtain braiding stent with superelasticity at 37 °C (Body temperature). The length and diameter of stent were designed to be 40 mm. and 4 mm. respectively. There are 2 types of stent with different number of wires between 24 and 36. In order to change the braiding angle of stent, the feeding speed was varied. It is found that the braiding angle range obtained from 24 wires stent and 36 wires stent are 71-78 degree and 78-82 degree, respectively. In order to investigate the effect of number of wire and braiding angle, mechanical properties were evaluated by three-point bending test and radial compression test. It is found that with increasing braiding angle, both bending force and radial compression force decrease irrespective of number of wire. Moreover, the maximum radial compression force of 1.2 N. obtained from 24 wire stent with braiding angle of 71 degree. After comparing with standard stent, it is found that Ni-Ti stent reveals less radial compression force. Then, more investigation of effect of braiding angle is proposed in this research.

Keywords: Coronary Artery Stent, Ni-Ti, self-expanding braided wirestent

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรีที่ได้สนับสนุนงบประมาณสำหรับการดำเนินงานวิจัย ซึ่งเป็นทุนวิจัยหมวดเงินอุดหนุนที่ได้รับการจัดสรรจากรัฐ และขอขอบคุณ รศ. ดร. อนรรฆ ชันระชวณะ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ในฐานะที่ปรึกษาโครงการที่ให้ความอนุเคราะห์ สนับสนุนวัสดุ และเครื่องมือวิจัยให้สามารถดำเนินงานวิจัย รวมทั้งมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ที่ได้อำนวยความสะดวกในการใช้พื้นที่และเครื่องมือต่างๆ สำหรับการศึกษวิจัย

คณะผู้วิจัย

29/11/65

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	1
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	2
กิตติกรรมประกาศ	3
สารบัญ	4
รายการตาราง	6
รายการรูปประกอบ	7
รายการสัญลักษณ์	10
ประมวลศัพท์และคำย่อ	11
บทที่	หน้า
1. บทนำ	12
1.1 ที่มาและความสำคัญ	12
1.2 วัตถุประสงค์	13
1.3 ขอบเขตการวิจัย	13
2. ทฤษฎีที่และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	14
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	14
2.1.2 โลหะผสมจำรูป (Shape Memory Alloys)	14
2.1.2 โลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม	17
2.1.3 ขดลวดถ่างขยายหลอดเลือด (Stent)	18
2.1.4 หลอดเลือดหัวใจ (Coronary Artery)	22
3. การดำเนินงานวิจัย	24
3.1 การสร้างขดลวดเลือดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ	24
3.2 การทดลอง และบันทึกผลการทดลอง	31
3.3 อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	35

บทที่		หน้า
4.	ผลการทดลอง และ วิเคราะห์ผลการทดลอง	40
	4.1 ผลการตรวจสอบหามุมในการสานของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ	40
	4.2 การตรวจสอบหาอุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในการอบจํารูป	41
	4.3 ผลการทดสอบ Differential scanning calorimetry (DSC)	42
	4.4 ผลการทดลอง 3 Point bending	43
	4.5 ผลการทดลอง Radial Compression	47
5.	สรุปผล และข้อเสนอแนะ	52
	5.1 สรุปผลการทดลอง	53
	5.2 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย	54
	เอกสารอ้างอิง	55
	ภาคผนวก	
	ก ผลการทดสอบ Differential scanning calorimetry (DSC)	57
	ข ผลการทดสอบ Radial Compression test	59
	ค ผลการทดสอบ Three point bending test	67

รายการตาราง

ตาราง		หน้า
2.1	สมบัติของโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม	17
4.1	ระดับของความเร็วที่ใช้ในการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ทำได้	41
4.2	ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วที่ใช้ในการสานและมุมที่ได้แบบ 24 เส้น	41
4.3	ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วที่ใช้ในการสานและมุมที่ได้แบบ 36 เส้น	42
4.4	ภาพแสดงอุณหภูมิและเวลาที่ใช้เพื่ออบจํารูป	44
4.5	ภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Maximum Force และ Braiding Angle	46
4.6	ภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Maximum Force และ Braiding Angle	49
4.7	ภาพแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Maximum Force และ Braiding Angle	50

รายการรูปประกอบ

รูป	หน้า	
2.1	ภาพลักษณะของ Shape memory effect	15
2.2	กราฟแสดงการเปรียบเทียบสมบัติสภาพยืดหยุ่นยิ่งยวดระหว่างเหล็กกับไทเทเนียมนิเกิล	16
2.3	ขดลวดหลอดอาหารหลอดอาหาร	18
2.4	รูปภาพแสดงขดลวดกรองลิ่มเลือดในสมองในรูปแบบต่างๆ	19
2.5	ขดลวดค้ำยันหลอดเลือด (Stent)	20
2.6	ชุดทดสอบแรงในแนวรัศมี (Radial force) ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด	21
2.7	ชุดทดสอบแบบ 3 จุดกด (Three-Point Bending) ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด	22
3.1	ลวดโลหะผสม Ni-Ti ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.22 มิลลิเมตร	24
3.2	ภาพแสดงลักษณะของเส้นลวดที่กรอเข้ากับหลอด	25
3.3	ภาพแสดงลักษณะการใส่หลอดเข้ากับเครื่องสาน	26
3.4	ภาพแสดงลักษณะของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่กำลังถูกสาน	26
3.5	ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดเลี้ยงหัวใจที่เตรียมนำไปอบจํารูป	27
3.6	ภาพการอบด้วยเตา Heat treatment furnace and system	28
3.7	ภาพขณะทำการ Quenching	28
3.8	ภาพการทำการกัดกรดเพื่อกำจัดออกไซด์จากการอบ	29
3.9	ภาพการสั่นเพื่อกำจัดอนุภาคต่างๆด้วยเครื่อง Zonicator	30
3.10	ภาพลักษณะของการวัดมุมโดยเครื่อง Profile Projector	30
3.11	ภาพแสดงระบบควบคุมอุณหภูมิ	31
3.12	ภาพแสดงการติดตั้งชุดทดสอบ 3 Point Bending	31
3.13	ลักษณะการวางขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจกับฐานรับน้ำหนัก	32

รายการรูปประกอบ(ต่อ)

รูป	หน้า
3.14 ลักษณะการสอดขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจกับชุดทดสอบ	33
3.15 ภาพแสดงการติดตั้งชุดทดสอบ Radial Compression	34
3.16 ภาพแสดงการติดตั้งขดลวดค้ำยันเพื่อทดสอบ Radial Compression	34
3.17 อุปกรณ์ชุดทดสอบ 3 Point Bending	35
3.18 อุปกรณ์ชุดทดสอบ Axial Compression	35
3.19 อุปกรณ์ชุดทดสอบ Radial Compression	36
3.20 Chamber	36
3.21 Heater	36
3.22 เครื่อง Texture analyzer	37
3.23 เครื่อง Profile projector	37
3.24 เตาอบสุญญากาศ	38
3.25 เครื่องสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ	38
3.26 เครื่องพันลวด	39
4.1 ภาพแสดงระดับของความเร็วที่ใช้ในการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ทำได้	40
4.2 ผลการทดลอง Differential scanning calorimetry (DSC)	43
4.3 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 24 เส้น	44
4.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการสานขดลวดที่เปลี่ยนไปในการทดสอบ Three point bending	45

รายการรูปประกอบ(ต่อ)

รูป	หน้า
4.5 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 36 เส้น	46
4.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการसानขดขดลวดที่เปลี่ยนไปในการทดสอบ Three point bending	47
4.7 ภาพแสดงไดอะแกรมการทดลองแรงกดในแนวรัศมี (Radial force) ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด	47
4.8 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Radial compression ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 24 เส้น	48
4.9 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการसानขดขดลวดที่เปลี่ยนไปในการทดสอบ Radial compression	49
4.10 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Radial compression ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 36 เส้น	50
4.11 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการसानขดขดลวดที่เปลี่ยนไปในการทดสอบ Radial compression	51

รายการสัญลักษณ์

$^{\circ}\text{C}$	=	องศาเซลเซียส
Ti	=	ไทเทเนียม
Ni	=	นิกเกิล
MPa	=	$\times 10^6$ ปาสคาล
mm	=	มิลลิเมตร
SMA	=	โลหะผสมจำรูป
NiTi	=	โลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียม
AuCd	=	โลหะผสมทองคำแคดเมียม
β_0	=	มุมของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด
d	=	ความเร็วที่ใช้ในการสาน
A_s	=	อุณหภูมิเริ่มเกิดเฟสออสเตไนต์
A_F	=	อุณหภูมิสิ้นสุดการเปลี่ยนเฟสออสเตไนต์
M_s	=	อุณหภูมิเริ่มเกิดเฟสมาร์เทนไซต์
M_F	=	อุณหภูมิสิ้นสุดการเปลี่ยนเฟสมาร์เทนไซต์
DSC	=	Differential Scanning Calorimeters
N	=	นิวตัน
at%	=	อัตราส่วนโดยอะตอม
HF	=	กรดไฮโดรฟลูออริก
HNO_3	=	กรดไนตริก

ประมวลศัพท์และคำย่อ

Alloy	=	โลหะผสม
ASTM	=	American Society for Testing and
Austenite	=	โครงสร้าง BCC ของโลหะผสมจำรูป
Angle of twist	=	มุมบิด
Axial loading	=	แรงที่กระทำในแนวแรง
Anterior descending artery	=	เส้นเลือดแขนงที่ไปเลี้ยงหัวใจ
Acid	=	กรด
BCC	=	Body Centered Cubic
Coronary Artery	=	หลอดเลือดเลี้ยงหัวใจ
DSC	=	Differential Scanning Calorimeters
Elastic Modulus	=	ค่ามอดูลัสความยืดหยุ่น
Heat Treatment	=	กระบวนการอบให้ความร้อน
mm.	=	มิลลิเมตร
Nitinol	=	โลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม
SMA	=	Shape Memory Alloy
SME	=	Shape Memory Effect
Stent	=	ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ
Superelasticity	=	ความยืดหยุ่นยิ่งยวด
Quenching	=	การทำให้เย็นตัวอย่างรวดเร็ว

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญ

ในปัจจุบันโรคหลอดเลือดหัวใจตีบเป็นโรคเรื้อรังที่ไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้และยังเป็นสาเหตุการตายเนื่องจากโรคไม่ติดต่อเป็นอันดับสองรองจากโรคมะเร็ง มีประชากรชาวไทยจำนวนมากที่เป็นโรคนี้อีกทั้งยังมีแนวโน้มจำนวนผู้ป่วยที่เพิ่มมากขึ้นซึ่งหากไม่ได้รับการรักษาที่เหมาะสมอาจส่งผลให้เกิดอันตรายถึงขั้นเสียชีวิต โดยสาเหตุของโรคมาจากอุปนิสัยการรับประทานอาหาร ดื่มเครื่องดื่มที่มีแอลกอฮอล์ การสูบบุหรี่และความเครียด ปัจจัยต่างๆเหล่านี้สามารถปรับเปลี่ยนได้ยากจึงทำให้ผู้คนจำนวนมากยังคงเป็นโรคนี้อยู่ จากข้อมูลข้างต้นทำให้เราตระหนักถึงปัญหาในการรักษาเพื่อลดอัตราการเสียชีวิต ปัจจุบันมีวิธีการรักษาด้วยกันหลักๆ 4 วิธีคือ การทานยา การทำบอลลูน การทำบายพาส และการใช้ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ (stent) ในรายผู้ป่วยที่มีการอุดตันไม่มากจะใช้การทานยา ในรายผู้ป่วยที่เป็นมากจนไม่สามารถแก้ไขได้จะใช้วิธีการทำบายพาสเพื่อหลีกเลี่ยงการใช้เส้นเลือดในตำแหน่งที่อุดตัน แต่ทั้งนี้การทำบายพาสต้องทำการผ่าตัดจึงพบปัจจัยเสี่ยงมาก ส่วนในรายที่ยังพอแก้ไขบริเวณที่อุดตันได้จะใช้การทำบอลลูนและการใช้ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ แต่ในการทำบอลลูนยังพบข้อเสียอยู่หลายประการ การใช้ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจจึงเป็นวิธีที่ดีกว่า ทั้งนี้ราคาของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมีราคาค่อนข้างแพงเพราะต้องนำเข้าจากบริษัทต่างชาติและชนิดของวัสดุที่นำมาทำขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจนั้นหากเป็นชนิดที่ไม่เกิดผลเสียกับร่างกายคนก็จะมีราคาแพงยิ่งขึ้น จึงเป็นที่มาในการศึกษาและการออกแบบขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ โดยต้องการให้ราคาของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจนั้นไม่แพงจนเกินไป เป็นหนทางช่วยให้ผู้ป่วยได้เข้าถึงการรักษาได้มากขึ้น สำหรับการสร้างขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจวัสดุที่เลือกใช้ในที่นี้คือโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียม (NiTi Alloy) ที่มีคุณสมบัติไม่ก่อให้เกิดผลเสียต่อร่างกายและยังมีคุณสมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelastic) ในการออกแบบขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจนั้นตัวขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจเองจำเป็นต้องมีสมบัติเชิงกลที่เหมาะสมต่อการใช้งานในหลอดเลือดเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจ จึงจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาตัวแปรที่มีผลทำให้สมบัติเชิงกลของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจเปลี่ยนแปลง

1.2 วัตถุประสงค์

1.2.1 สร้างต้นแบบขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจด้วยกระบวนการสาน

1.2.2 ศึกษาอิทธิพลของจำนวนเส้นลวดและมุมที่ใช้ในการสานที่มีต่อสมบัติทางกลของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ

1.3 ขอบเขตการวิจัย

1.3.1 ศึกษาข้อมูลและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจและโลหะผสมนิเกิลไทเทเนียม

1.3.2 สร้างต้นแบบขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจโดยมีเงื่อนไขดังนี้

1.3.2.1 เตรียมลวดโลหะผสมนิเกิลไทเทเนียมหน้าตัดกลมเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 0.2 มิลลิเมตรมาใช้ในสร้างขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ

1.3.2.2 สร้างต้นแบบขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจด้วยกระบวนการสานและใช้จำนวนเส้นลวดในการสาน 24 เส้นและ 36 เส้น

1.3. ทำการวัดมุมในการสานของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแต่ละแบบและนำไปทดสอบการกดแบบสามจุด (Three point bending) และการทดสอบแรงอัดในแนวรัศมี (Radial force)

1.3.4. เปรียบเทียบสมบัติกับขดลวดค้ำยันที่มีขายในเชิงพาณิชย์และประเมินความน่าจะเป็นในการต่อยอดทางอุตสาหกรรม

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

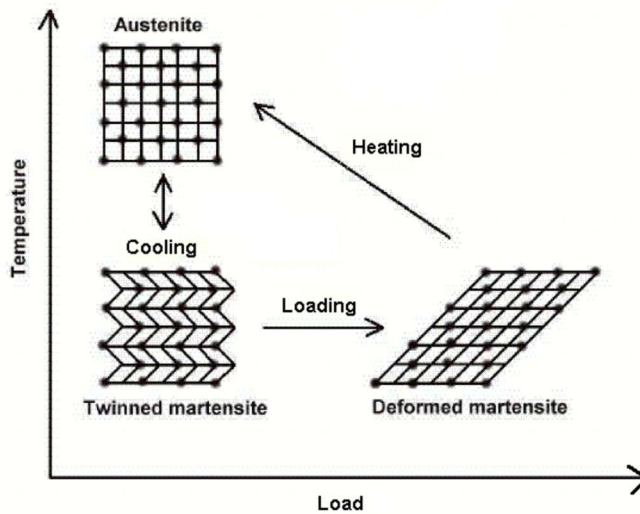
2.1.1 โลหะผสมจำรูป (Shape Memory Alloys)

โลหะจำรูปที่มีสมบัติในการคืนรูปภายหลังจากได้รับแรงกระทำทางกลจนเกิดการเสียรูปอย่างถาวร โดยสามารถกลับสู่รูปร่างเดิมเมื่อได้รับความร้อนหรืออุณหภูมิที่เหมาะสม โลหะจำรูปถูกค้นพบมาเป็นเวลา นานกว่า 70 ปี ซึ่งจากการค้นคว้าของ Darjan(2007)[1] พบว่า ปรากฏการณ์จำรูปถูกรายงานเป็นครั้งแรกโดย Chang และ Read ในปี 1951 ซึ่งได้ค้นพบโลหะที่มีสมบัติการคืนรูป กล่าวคือถ้าโลหะกลุ่มนี้ถูกเปลี่ยนแปลงรูปร่างอย่างถาวรจะสามารถคืนกลับรูปเดิมได้เมื่อได้รับอุณหภูมิที่เหมาะสม ความสามารถในการจำรูปนี้เกิดจากการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกของโลหะซึ่งโลหะที่ใช้ในการทดลองคือโลหะผสมทองคำแคดเมียม (AuCd) ต่อมาในปี 1964 Buehler และคณะได้ค้นพบโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียม (NiTi) และได้รับการพัฒนาต่อมาในต้นทศวรรษที่ 1960 โดยกองทัพสหรัฐอเมริกา ส่วนใหญ่โลหะจำรูปคือโลหะที่มีโครงสร้างผลึกอย่างน้อย 2 โครงสร้าง ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงรูปจากโครงสร้างหนึ่งเป็นอีกโครงสร้างหนึ่งได้โดยการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างจากโครงสร้างมาร์เทนไซต์ (Martensite) เป็นโครงสร้างออสเทนไนต์ (Austenite) ทำให้โลหะชนิดนี้มีสมบัติสภาพยืดหยุ่นยิ่งยวด (Super Elasticity) และปรากฏการณ์การจดจำรูปร่าง (Shape Memory Effect)^[2] ซึ่งในปัจจุบันโลหะจำรูปได้รับการพัฒนาเพื่อการใช้งานอย่างหลากหลายสามารถแบ่งการใช้งานออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ๆตามสมบัติการใช้งานคือแบบ ใช้สมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelasticity) และแบบใช้สมบัติการจำรูป (Shape Memory Effect)

2.1.1.1 สมบัติการจำรูป (Shape Memory Effect)

เป็นสมบัติของโลหะเมื่อถูกแรงกระทำจนเปลี่ยนรูปร่างไปแล้ว โลหะสามารถกลับคืนรูปร่างเดิมได้เมื่อให้ความร้อนถึงอุณหภูมิเปลี่ยนรูป ซึ่งสามารถอธิบายได้คือก่อนการเปลี่ยนแปลงรูปร่างโลหะผสมจำรูปมีโครงสร้างแบบทวินด์มาร์เทนไซต์ (Twinned Martensite) เมื่อทำการตัดแปลงรูปร่างของชิ้นงานโลหะผสมจำรูป ลักษณะของวัสดุที่

เปลี่ยนไปเราสามารถเห็นได้ด้วยตาและโครงสร้างภายในก็จะเปลี่ยนไปเป็นมาร์เทนไซต์ที่ถูกเปลี่ยนรูปร่างด้วย เมื่อเราทำให้ชิ้นโลหะร้อนขึ้น จนกระทั่งอุณหภูมิสูงถึงค่าหนึ่งเรียกว่า อุณหภูมิเปลี่ยนเฟส โครงสร้างจะเปลี่ยนไปเป็นเฟสออสเทนไนต์ โดยรูปร่างของวัสดุที่ปรากฏ จะมีลักษณะเหมือนกับรูปร่างของวัสดุก่อนการเปลี่ยนรูป เมื่อปล่อยให้ชิ้นงานเย็นลงมา โครงสร้างของวัสดุจะกลับไปเป็นทวินด์มาร์เทนไซต์อีกครั้งโดยจะยังคงรูปร่างภายนอกไว้เหมือนเดิม แม้ว่าออสเทนไนต์และทวินด์มาร์เทนไซต์จะมีโครงสร้างต่างกันก็ตาม จะเห็นว่าการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกที่เกิดขึ้นตลอดทั้งกระบวนการทำให้โลหะผสมจำรูปสามารถกลับคืนสู่สภาพเดิมก่อนถูกเปลี่ยนรูปร่างได้ [2] ดังรูปที่ 2.1



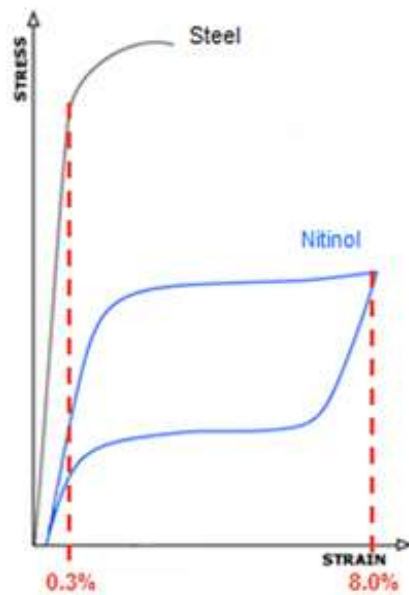
รูปที่ 2.1 ภาพแสดงลักษณะของ Shape memory effect [3]

โดยลักษณะการนำไปประยุกต์ใช้งานเช่น พิลเตอร์ในหลอดเลือด ข้อต่อท่อในเครื่องบิน F-1 อุปกรณ์ เปิด-ปิดที่ใช้ความร้อน วาล์วควบคุมการไหลต่างๆ ฯลฯ

2.1.1.2 สมบัติยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelasticity)

เป็นคุณสมบัติเหมือนยางคือเมื่อให้แรงหรือเปลี่ยนรูปโลหะไปแล้วโลหะจะคืนรูปกลับเหมือนเดิมเพียงแค่ปล่อยแรงออกภายใต้เงื่อนไขบางประการโลหะจำรูปอาจแสดงการจำรูปได้โดยไม่ต้องมีอุณหภูมิเข้ามาเกี่ยวข้องซึ่งเรียกว่าสภาพยืดหยุ่นยิ่งยวด (Superelasticity) โลหะยืดหยุ่นยิ่งยวดอาจถูกดัด งอ หรือดึงยืดได้มากๆ (อาจสูงได้ถึง 8% เมื่อเทียบกับโลหะปกติส่วนใหญ่ ซึ่งมีช่วงยืดหยุ่นต่ำกว่า 1%) และสามารถคืนรูปร่างเดิมได้โดยเพียงการปล่อยแรงที่กระทำ ทั้งสองคุณสมบัตินี้เกิดขึ้นโดยอาศัยการเปลี่ยนโครงสร้างของโลหะที่เรียกว่า Martensitic

Transformation โดยการเปลี่ยนโครงสร้างผลึกภายในจะมีกลไกที่ไม่เหมือนโลหะทั่วไปโดยโลหะผสมจำรูป (Shape Memory Alloys, SMA) จะทำให้เกิดการเฉือน (Shearstrain) ได้โดยไม่ต้องมี Slip Deformation ในโลหะผสมจำรูปมีหลายประเภท เช่น Ti-Ni, Au-Cd, Cu-Zn, Fe-Pt, Pe-Pd, Ni-Al และอื่นๆแต่ที่เป็นที่นิยมใช้กันมากที่สุดก็คือโลหะผสม Ti-Ni เนื่องจากมีคุณสมบัติทางกลที่ดีและเสถียรที่สุดสมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวดคือสมบัติในการคืนรูปเมื่อปล่อยแรงที่มากระทำต่อวัสดุจำรูปในปัจจุบันที่การพัฒนาผลิตภัณฑ์โดยใช้สมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวดของโลหะจำรูปเพื่อการใช้งานในท้องตลาดทั่วไปอย่างเช่นกรอบแว่นตา, ชุดชั้นในสตรี, เสออากาศ, โทรศัพท์มือถือ เป็นต้น



รูปที่ 2.2 กราฟแสดงการเปรียบเทียบสมบัติสภาพยืดหยุ่นยิ่งยวดระหว่าง

เหล็กกับไทเทเนียมนิกเกิล [4]

2.1.2 โลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม

โลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียมหรือไนตินอล (nitinol) เป็นโลหะอัลลอย (metal alloy) ของนิกเกิล (28Ni) กับไทเทเนียม (22Ti) ไนตินอลเป็นผลการประดิษฐ์ของศูนย์ทดลองสรรพาวุธทหารเรือ (Nickle Titanium Naval ordnance laboratory) โดยผู้ค้นพบคือ William J. Buehler และอีกที่ท่านคือ Frederick Wang ซึ่งค้นพบคุณสมบัติของมันในปี 1962 [6]

ตารางที่ 2.1 สมบัติของโลหะผสมนิกเกิล-ไทเทเนียม [3]

Physical properties	
Melting Point	1310oC (2390oF)
Density	6.5 gm/cc (0.233lbs/inch3)
Thermal Conductivity:	
Austenite	0.18 watt/cm-oC (10.4 BTU/hr-ft-oF)
Martensite	0.086 watt/cm-oC (5.0 BTU/hr-ft-oF)
Coefficient of Thermal Expansion:	
Austenite	11.0x10-6 /oC (6.1x10-6/oF)
Martensite	6.6x10-6 /oC (3.676/oF)
Specific Heat	0.20cal/mg-oC (0.20 BTU/lb-oF)
Mechanical Properties Young's Modulus:	
Austenite	120 GPa (12x106 psi)
Martensite	50 GPa (5x106 psi)
Yield Strength:	
Austenite	379 MPa (55x103 psi)
Martensite	138 MPa (20x103 psi)
Ultimate Tensile Strength:	690 to 1380 MPa (100 to 200x103 psi)
Elongation	20 to 40 %
Shape Memory	
Transformation Temperature:	-50 to +100oC (-58 to +212oF)
Shape Memory Recoverable Strain:	6.5 to 8.5%
Superelastic Recoverable Strain:	up to 8%
Transformation Fatigue Life:	
at 6% Strain	several hundred cycles
at 2% Strain	105 cycles
at 0.5% Strain	107 cycles

2.1.3 ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ (Stent)

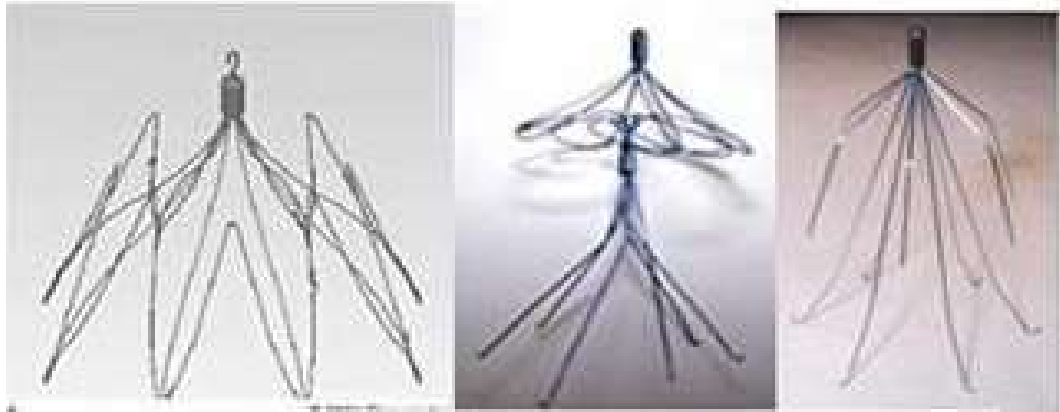
ผู้ป่วยว่าเป็นโรคหัวใจ หรือหลอดเลือดหัวใจตีบ (Coronary artery disease) เกิดจากการสะสมของไขมันบริเวณผนังหลอดเลือด เมื่อมีการสะสมของไขมันเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ทำให้มีการตีบของหลอดเลือดซึ่งเป็นทางผ่านของเลือดเพื่อไปเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจผู้ป่วยมักมีความกังวลเนื่องจากการรักษาอาจต้องถึงผ่าตัดบายพาสหลอดเลือดหัวใจ (coronary bypass graft surgery) ต่อมาได้มีการรักษาภาวะนี้ด้วยการทำบอลลูนขยายหลอดเลือดหัวใจ (Percutaneous coronary intervention) ซึ่งไม่ใช่การผ่าตัด ข้อดีของวิธีนี้คือ แผลเล็ก ต่างจากการผ่าตัดใช้เวลาในการพักฟื้นหรืออยู่โรงพยาบาลสั้นกว่าแต่หลอดเลือดสามารถกลับมาตีบซ้ำขึ้นใหม่ (Restenosis) โดยส่วนหนึ่งเกิดจากการหดกลับของหลอดเลือด (Elastic recoil) ต่อมาจึงมีการใช้ขดลวดถ่างขยายหลอดเลือด (Stent) [8] เราสามารถแบ่งจำแนกขดลวดค้ำยัน (Stent) ในส่วนต่างๆของร่างกายได้เป็น 3 ส่วนใหญ่ๆได้แก่

1) ขดลวดค้ำยันหลอดอาหาร (Esophageal Stent) เป็นวิธีที่ใช้ขดลวดที่บางและสามารถขยายได้ ซึ่งใช้ถ่างบริเวณใดก็ตามที่มีลักษณะเป็นท่อกลางให้เปิด เช่น เส้นเลือดแดงหรือหลอดอาหาร การผ่าตัดขึ้นอยู่กับตำแหน่งของก้อนมะเร็ง อาจใส่ขดลวดเข้าไปในบริเวณระหว่างหลอดอาหารกับกระเพาะอาหาร หรือระหว่างกระเพาะอาหารกับลำไส้เล็กก็ได้ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถรับประทานอาหารได้



รูปที่ 2.3 ขดลวดค้ำยันหลอดอาหาร [9]

2) ขดลวดกรงลิ่มเลือดในสมอง เมื่อมีเลือดออกที่ช่องใต้เยื่อหุ้มสมองชั้นกลางระหว่างเยื่อหุ้มสมองชั้นกลางกับชั้นในซึ่งอยู่รอบๆสมองอาจเกิดขึ้นได้เองหรือจากการแตกของหลอดเลือดสมองโป่งพอง หรือเกิดจากอุบัติเหตุกระทบกระเทือนศีรษะก็ได้โดยมีการรักษาได้โดยใช้ Stent เช่นกัน



รูปที่ 2.4 ภาพแสดงขดลวดกรงลิ่มเลือดในสมองในรูปแบบต่างๆ [10]

3) ขดลวดถ่างขยายหลอดเลือด (Stent)

แบ่งเป็น 3 ประเภทได้แก่

3.1) ขดลวดถ่างขยายหลอดเลือดหัวใจชนิดไม่เคลือบยา (Bare metal stent) พบว่าหลังจากรักษาไป ผู้ป่วยส่วนหนึ่งเกิดการตีบซ้ำขึ้นมาใหม่ได้ (In-stent restenosis) แต่ก็ยังมีน้อยกว่าการใช้บอลลูนขยายหลอดเลือดเพียงอย่างเดียว โดยกลไกเกิดจาก มีการสร้างพื้นผิวมาปกคลุมขดลวดภายในหลอดเลือดหัวใจมากผิดปกติ (Neointimal hyperplasia, Negative remodeling) โดยปกติแล้วอัตราการตีบซ้ำหลังการใส่ขดลวดชนิดไม่เคลือบยาจะอยู่ที่ประมาณ 15-20%

3.2) ขดลวดค้ำยันขยายหลอดเลือดหัวใจชนิดเคลือบยาขึ้นมา (Drug eluting stent) โดยตัวยาที่นำมาเคลือบจะลดการตีบซ้ำ (In-stent restenosis) ลงได้เหลือประมาณ 3-8% ซึ่งแพทย์ผู้ทำการรักษาจะเลือกใส่ในผู้ป่วยที่มีโอกาสเกิดการตีบซ้ำในขดลวดสูงกว่าประชากรทั่วไปเช่น ผู้ป่วยเบาหวาน

3.3) ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดชีวภาพเคลือบยาชนิดย่อยสลายได้ (The Bioresorbable Vascular Scaffold : BVS) โดยมีลักษณะเหมือนกับขดลวดถ่างขยายขดลวดชนิดเคลือบยาแต่สามารถสลายไปได้โดยทำจากวัสดุโพลีแลคไทด์ ซึ่งเป็นชนิดเดียวกับที่

ใช้ในอุปกรณ์การแพทย์ เช่น ไหมละลาย ซึ่งมีข้อดีคือ ผู้ป่วยไม่ต้องกินยาต้านเกร็ดเลือด หลังจากทำการรักษาเป็นเวลานาน เนื่องจากหลังจากการขยายหลอดเลือดด้วยโครงค้ำยันหลอดเลือดชีวภาพ ภายใน 3 ปีก็จะสลายไป จึงไม่ต้องกังวลหลังจากหยุดยาต้านเกร็ดเลือดแล้วจะเกิดปัญหาการเกิดลิ่มเลือดอุดตันภายในขดลวด (Stent thrombosis)



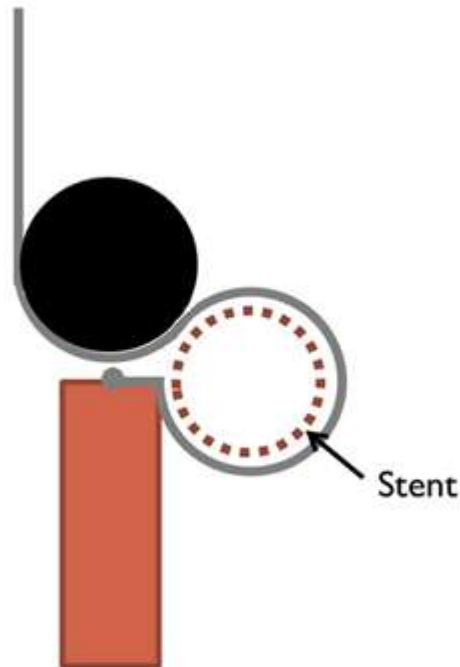
รูปที่ 2.5 ขดลวดค้ำยันหลอดเลือด (Stent) [11]

2.1.3.1 ลักษณะทั่วไปของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ [12]

เนื่องจากในปัจจุบันขดลวดค้ำยันที่มีขายกันในท้องตลาดมีอยู่หลายแบบหลายชนิด แต่ชนิดที่กลุ่มของข้าพเจ้านำมาศึกษานั้นเป็นขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจชนิดสาน (Braided Stent) ซึ่งขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจชนิดนี้จะทำมาจากการนำเส้นลวดมาสานกันซึ่งจำนวนเส้นลวดที่ใช้จะขึ้นอยู่กับผู้ผลิตที่เป็นคนกำหนดว่าจะใช้จำนวนเส้นลวดเท่าไร แต่สำหรับในงานวิจัยนี้ได้เลือกจำนวนลวดที่ใช้ในการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือด 2 เงื่อนไขได้แก่ 24 เส้น และ 36 เส้น เนื่องจากขีดจำกัดของเครื่องมือที่ใช้ในการสาน และเส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดที่ได้ทำการศึกษาขนาด 4 mm. เพราะอ้างอิงจากข้อมูลงานวิจัยที่มีการตีพิมพ์[13] และความยาวของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจเท่ากับ 40 mm. ซึ่งอ้างอิงมาจากความยาวของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่มีใช้อยู่ในปัจจุบัน ซึ่งจากข้อมูลที่กล่าวมาทั้งหมดนี้จะถูกนำมาใช้เป็นขอบเขตของงานวิจัยในครั้งนี้

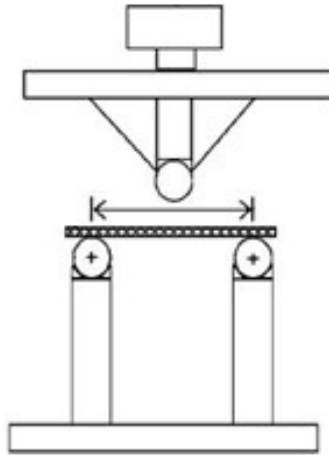
2.1.3.2 การทดสอบสมบัติของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด (Stent)

จากงานวิจัยที่ได้ทำการสืบค้นคว้าในปี 2011 รายงานเรื่อง Mechanical properties of nitinol stent เกี่ยวกับการทดสอบหาแรงในแนวรัศมี (Radial force) โดยใช้ชุดทดสอบซึ่งจะทำการบีบอัดขดลวดค้ำยันหลอดเลือดในแนวรัศมีโดยที่ลดขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดไป 15% ดังรูปที่ 2.8 ซึ่งจะเห็นได้ว่าแรงที่ใช้ในการขยายตัวและแรงที่ใช้ในการบีบอัดของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดมีแนวโน้มแนวเหมือนกัน



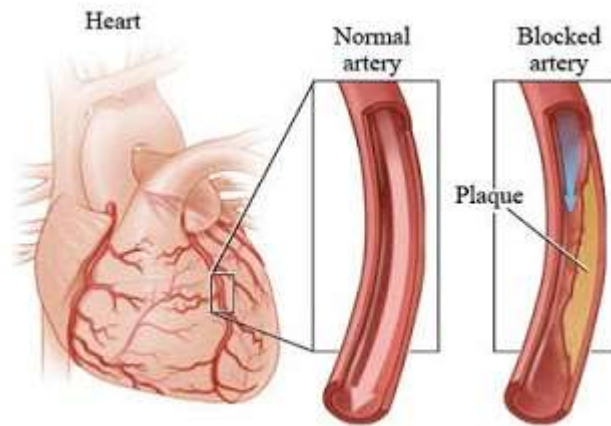
รูปที่ 2.6 ชุดทดสอบแรงในแนวรัศมี (Radial force) ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด

จากมาตรฐาน Standard Guide for Three-Point Bending of Balloon Expandable Vascular Stents and Stent Systems เกี่ยวกับการทดสอบแบบ 3 จุดกด (Three-Point Bending) ดังรูปที่ 2.9 กล่าวคือ ชิ้นงานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดนั้น มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตรและยาว 40 เซนติเมตรจะทำการกดตรงกลางของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดเป็นระยะ 5mm ตามมาตรฐานเพื่อดูการโค้งงอของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด เพราะว่าขดลวดค้ำยันหลอดเลือดที่ดัดนั้นต้องมีการโค้งงอได้ดี ไม่มีการหักเกิดขึ้น เมื่อขดลวดค้ำยันมีการหักนั้นจะส่งผลให้ขดลวดค้ำยันไม่ขยายตัวและทำให้หลอดเลือดตีบ



รูปที่ 2.7 ชุดทดสอบแบบ 3 จุดกด (Three-Point Bending) ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด

2.1.4 หลอดเลือดหัวใจ (Coronary Artery)



รูปที่ 2.8 ภาพแสดงเส้นเลือดเลี้ยงหัวใจที่ตีตันเนื่องจากไขมัน

เส้นเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจ เรียกว่าเส้นเลือดแดงโคโรนารี มีรูเปิดอยู่ที่บริเวณโคนของเส้นเลือดแดงเอออร์ตา แบ่งเป็น 2 เส้น คือ เส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านขวา และเส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านซ้าย เส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านขวา จะเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจด้านขวา และกล้ามเนื้อหัวใจด้านซ้ายส่วนล่าง เส้นเลือดแดงโคโรนารีด้านซ้าย จะเลี้ยงกล้ามเนื้อหัวใจด้านซ้ายที่เหลือทั้งหมด จะแตกออกเป็น 2 แขนง คือแขนงที่มาด้านหน้า เรียกว่า Left anterior descending artery และแขนงที่อ้อมไปด้านหลังเรียกว่า Left circumflex artery แรงที่มีผลมาจากเส้นเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจ (Coronary Artery) ภายในเส้นเลือดนั้นจะ

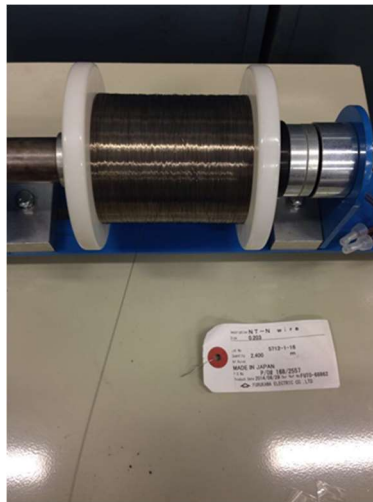
มีแรงที่เกิดขึ้นในรูปของความเค้น ซึ่งความเค้นดังกล่าวจะกระทำในทิศทางทั้งหมด 2 ทิศทาง คือ ความเค้นในแนวเส้นรอบวง (Circumferential Stress) และ ความเค้นในแนวตามยาว (Longitudinal Stress) ซึ่งในการทำการวิจัยในครั้งนี้เราได้สนใจความเค้นในแนวเส้นรอบวง เพียงค่าเดียว เพราะมีการส่งผลโดยตรงกับขดลวดค้ำยันที่เราต้องการศึกษา เราสามารถ คำนวณค่าความเค้นในแนวเส้นรอบวงของเส้นเลือดที่ไปเลี้ยงหัวใจ โดยใช้หลักการของ ความเค้นในภาชนะความดันผนังบาง (Stress in Thin-Walled Pressure Vessels)

บทที่ 3

การดำเนินงานวิจัย

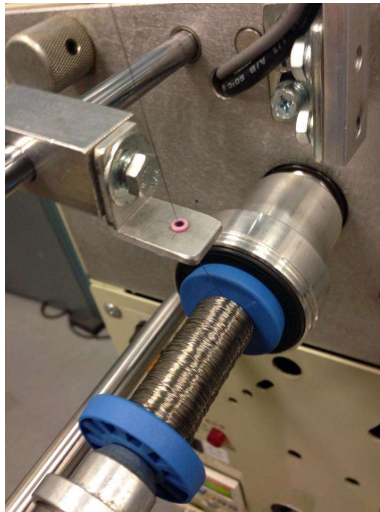
3.1 การสร้างขดลวดเลือดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ

3.1.1 เตรียมลวดโลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียม (Ni 50.88 (at%): Ti 49.12 (at%))
ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.2 มิลลิเมตร



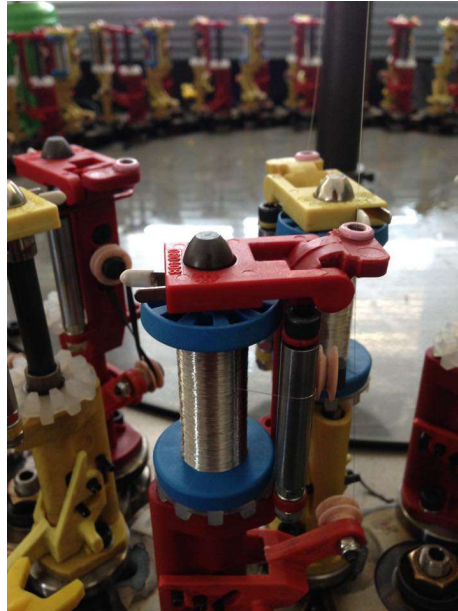
รูปที่ 3.1 ลวดโลหะผสม Ni-Ti ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.2 มิลลิเมตร

3.1.2 กรอหลอดเข้ากับหลอดด้วยเครื่องกรอหลอด



รูปที่ 3.2 ภาพแสดงลักษณะของเส้นลวดที่กรอเข้ากับหลอด

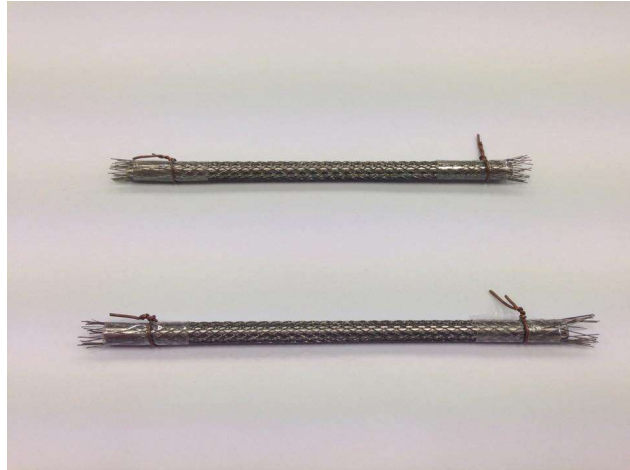
3.1.3 ใส่หลอดที่กรอหลอดเรียบร้อยแล้วในเครื่องสานโดยแบ่งลักษณะการใส่เป็น 24 หลอดและ 36 หลอดตามความสามารถของเครื่องสาน การออกแบบขดลวดค้ำยันหลอดเลือด หัวใจได้กำหนดให้ มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด 4 มิลลิเมตรและมีความยาว 40 มิลลิเมตร สานนั้นจะใช้แกนกลางที่ทำจากเหล็กกล้าไร้สนิมเพราะ มีอุณหภูมิในการเปลี่ยนเฟสที่สูงกว่ากระบวนการอบจุ่มรูป และหลังจากที่สานเสร็จแล้วจำเป็นจะต้องยึดตรึงด้วยลวดทองแดงที่ปลายทั้ง 2 ดังรูปที่ 3.5 เพราะก่อนการอบจุ่มรูปขดลวดค้ำยันหลอดเลือด หัวใจไม่สามารถรักษารูปร่างให้อยู่ในรูปแบบการสานที่ได้ออกแบบไว้



รูปที่ 3.3 ภาพแสดงลักษณะการใส่หลอดเข้ากับเครื่องสาน



รูปที่ 3.4 ภาพแสดงลักษณะของขดลวดค้ำยันหลอดเล็ดหัวใจที่กำลังถูกสาน



รูปที่ 3.5 ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่เตรียมนำไปอบจํารูป

3.1.4 นำขดลวดเลือดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจทั้งหมดที่ได้ไปอบด้วยเครื่อง Heat treatment furnace เพื่อหาอุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในกระบวนการอบจํารูป (Shape Memory Process) ซึ่งขั้นตอนนี้ถือเป็นขั้นตอนที่สำคัญในการผลิตขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่สามารถจํารูปเดิมได้ โดยจะประกอบด้วยกระบวนการดังต่อไปนี้

3.1.3.1 ขั้นตอนที่แรกคือการเตรียมขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ผ่านกระบวนการสานมาแล้วทั้งหมด 10 ตัวอย่าง

3.1.3.2 ขั้นตอนนี้จะเป็นการอบด้วยอุณหภูมิและเวลาที่ต่างกันเพราะอุณหภูมิการทำงานจะขึ้นอยู่กับตัวแปรดังกล่าวที่จะให้ค่าของผลอุณหภูมิทำงานออกมาต่างกัน แต่จากที่ได้ศึกษาในวิทยานิพนธ์ที่เกี่ยวข้องมานั้นการที่จะกำหนดให้มีอุณหภูมิที่โลหะผสมนิกเกิลไทเทเนียมสามารถจํารูปได้ช่วงประมาณ 35-39 องศาเซลเซียส จะต้องอบที่อุณหภูมิในช่วง 400-500 องศาเซลเซียส



รูปที่ 3.6 ภาพแสดงการอบด้วยเตา Heat treatment furnace

3.1.4 กระบวนการทำให้เย็นตัวอย่างรวดเร็ว (Quenching) หลังจากการอบในเตาตามเวลาที่กำหนดแล้ว เราจำเป็นที่จะต้องทำการนำขดลวดค้ำยันออกจากเตาแล้วจุ่มลงในน้ำที่มีอุณหภูมิประมาณ 0 องศาเซลเซียส ทันที เพื่อให้ขดลวดค้ำยันนั้นจำรูปเดิมที่ได้ทำการสานไว้



รูปที่ 3.7 ภาพแสดงการทำให้เย็นตัวอย่างรวดเร็ว Quenching

3.1.5 การกำจัดออกไซด์ที่เกิดจากการอบจํารูป

3.1.5.1 การกัดกรด หลังจากที่เราได้ทำการอบจํารูปแล้ว ด้วยความร้อนที่ใช้ในการอบนั้นทำให้ขดลวดคํายันหลุดเลือดหัวใจนั้นเกิดเป็นออกไซด์บริเวณผิวของชิ้นงาน ในการกัดกรदनั้นใช้สารละลายกรดผสม โดยมีส่วนประกอบคือ กรด Hydrofluoric(HF) 1 ส่วน กรด Nitric (HNO_3) 4 ส่วน และ DI water 5 ส่วน โดยการทำการกัดกรदनั้น จะจุ่มขดลวดคํายันลงไปนํากรด เป็นเวลา 15 วินาที หลังจากนั้นก็ล้างออกด้วยน้ำสะอาด



ก่อนกัดกรด



หลังจากกัดกรด

รูปที่ 3.8 ภาพแสดงการทำการกัดกรดเพื่อกำจัดออกไซด์จากการอบ

3.1.5.2 การสั่นด้วยเครื่อง ultrasonic cleaning กระบวนการนี้จะทำการสั่นเพื่อให้คราบฝุ่นหรืออนุภาคต่างๆหลุดออกจากผิวของขดลวดคํายัน การสั่นจะแบ่งออกเป็น 2 ครั้ง ครั้งแรกจะเป็นการสั่นใน อาร์ซีโตน และอีกครั้งหนึ่งเป็นการสั่นในน้ำ โดยการสั่นนั้นใช้ภาชนะเป็นปีกเกอร์ที่วางอยู่ภายในเครื่อง ultrasonic cleaning



รูปที่ 3.9 ภาพแสดงการสั่นเพื่อกำจัดอนุภาคต่างๆด้วยเครื่อง ultrasonic cleaning

3.1.6 การหามุมของขดลวดเคี้ยวขึ้นหลอดเลือดหัวใจ

3.1.6.1 นำขดลวดเคี้ยวขึ้นหลอดเลือดหัวใจที่ใช้ความเร็วในการสานแต่ละความเร็วไปส่องหาขนาดของมุมที่ได้โดยใช้เครื่อง Profile Projector

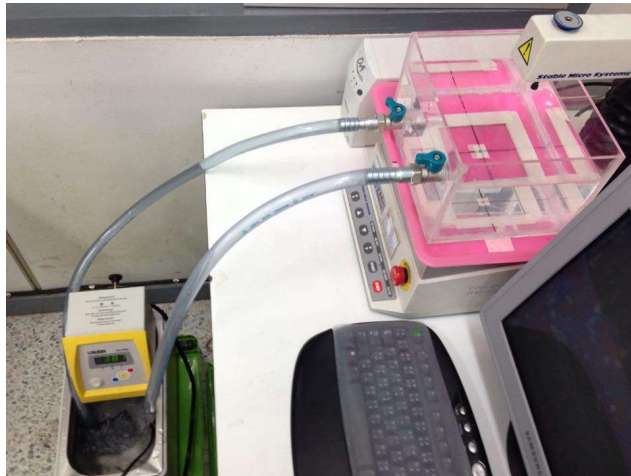


รูปที่ 3.10 ภาพแสดงลักษณะของการวัดมุมโดยเครื่อง Profile Projector

3.2 การทดลอง และบันทึกผลการทดลอง

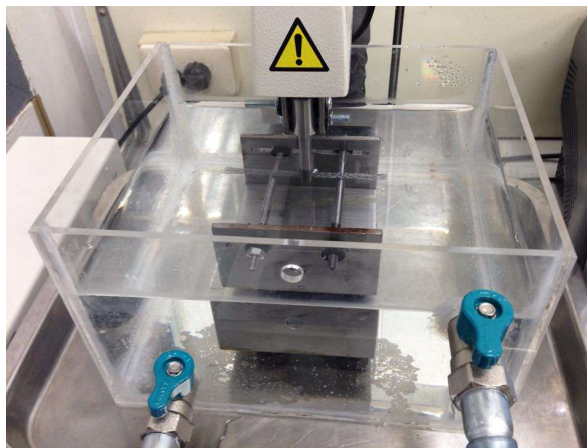
3.2.1 การทดสอบ 3 Point Bending

3.2.1.1 เตรียมระบบควบคุมอุณหภูมิโดยใช้น้ำเป็นตัวนำความร้อนเพื่อให้การทดสอบอยู่ภายใต้เงื่อนไขการทดลองที่อุณหภูมิคงที่ที่ 37 องศาเซลเซียส



รูปที่ 3.11 ภาพแสดงระบบควบคุมอุณหภูมิ

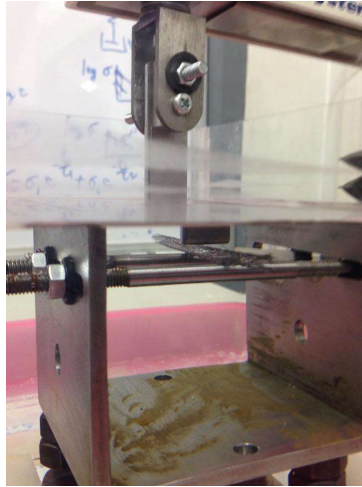
3.2.1.2 ติดตั้งชุดทดสอบ 3 Point Bending ภายใน Chamber ที่ทำงานร่วมกับระบบควบคุมอุณหภูมิ



รูปที่ 3.12 ภาพแสดงการติดตั้งชุดทดสอบ 3 Point Bending

3.2.1.2 ติดตั้งหัวกดที่ใช้สำหรับการทดลองเข้ากับเครื่อง Texture analyzer โดยขนาดของหัวกดมีระยะ เส้นผ่าศูนย์กลาง 6.35 มิลลิเมตร

3.2.1.3 วางขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจโดยให้ระยะของตำแหน่งฐานรับน้ำหนักทั้งสองข้างห่างกัน 37.5 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.13 ลักษณะการวางขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจกับฐานรับน้ำหนัก

3.2.1.4 ทำการทดสอบโดยให้ความเร็วของการกดอยู่ที่ 1 มิลลิเมตรต่อวินาทีและกดลงไปเป็นระยะ 5 มิลลิเมตร โดยในการทดสอบนี้สิ่งที่เราสนใจคือลักษณะของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ ถูกกดลงไปแล้วว่าจะยังคงมีลักษณะเป็นหลอดอยู่หรือไม่หรือจะเกิดการหักพับไป ซึ่งลักษณะ ดังกล่าวจะไม่สามารถนำไปใช้งานได้เนื่องจากผิดจากเป้าหมายของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ ที่ต้องการขยายหลอดเลือดให้เลือดสามารถไหลผ่านได้โดยสะดวก

3.2.2 การทดสอบ Axial Compression

3.2.2.1 เตรียมระบบควบคุมอุณหภูมิตามข้อที่ 3.2.1.1

3.2.2.2 ติดตั้งชุดทดสอบ Axial Compression ภายใน Chamber ที่ทำงานร่วมกับระบบควบคุมอุณหภูมิ

3.2.2.3 ติดตั้งหัวทดสอบ Axial Compression เข้ากับเครื่อง Texture analyzer

3.2.2.4 สอดขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจเข้ากับชุดทดสอบ Axial Compression ตามรูป 3.15



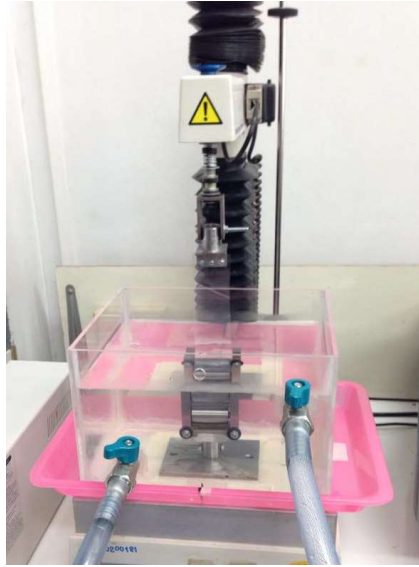
รูปที่ 3.14 ลักษณะการสอดขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจกับชุดทดสอบ

3.2.2.5 ทำการทดสอบโดยให้ความเร็วของการกดอยู่ที่ 0.5 มิลลิเมตรต่อวินาทีและกดลงไปเป็นระยะ 5 มิลลิเมตร

3.2.3 การทดสอบ Radial Compression

3.2.3.1 เตรียมระบบควบคุมอุณหภูมิตามข้อที่ 3.2.1.1

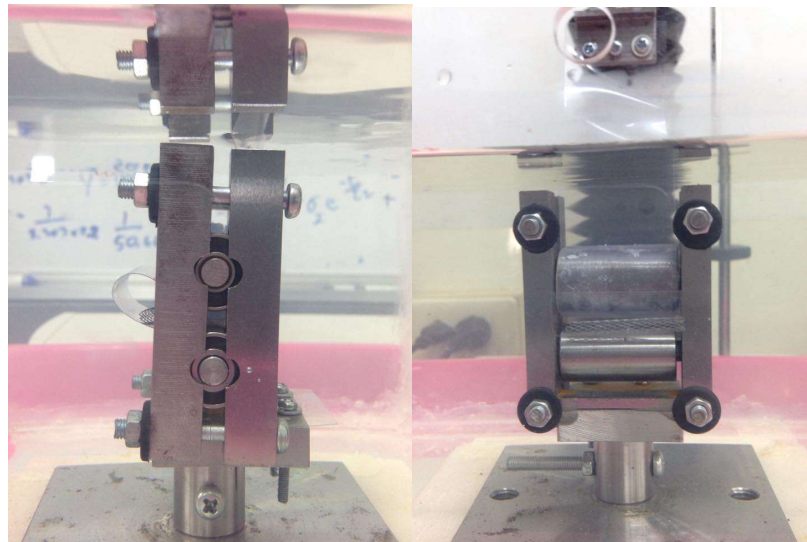
3.2.3.2 ติดตั้งชุดทดสอบ Radial Compression ภายใน Chamber ที่ทำงานร่วมกับระบบควบคุมอุณหภูมิ



รูปที่ 3.15 ภาพแสดงการติดตั้งชุดทดสอบ Radial Compression

3.2.3.3 ติดตั้งหัวทดสอบ Radial Compression ที่ด้านหนึ่งยึดติดกับแผ่นโพลิเมอร์เข้ากับเครื่อง Texture analyzer

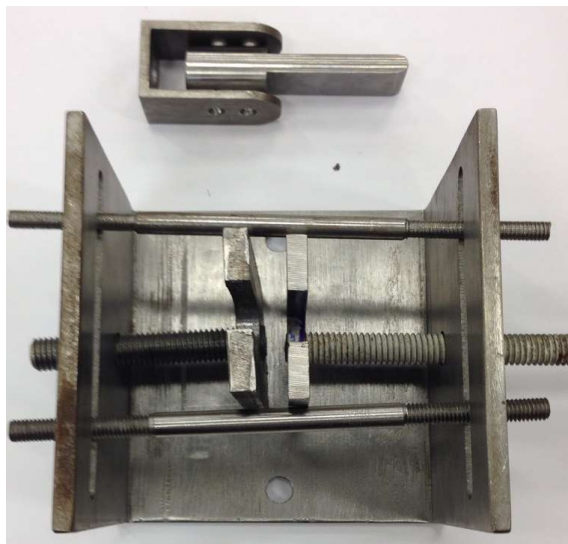
3.2.3.4 วางขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจภายในแผ่นพอลิเมอร์ที่ม้วนตัวอยู่ดังภาพที่ 3.21



รูปที่ 3.16 ภาพแสดงการวางขดลวดค้ำยันในชุดทดสอบ

3.2.3.5 ทำการทดสอบโดยให้ความเร็วของการดึงอยู่ที่ 0.5 มิลลิเมตรต่อวินาทีและดึงขึ้นเป็นระยะ 7 มิลลิเมตร โดยในการทดสอบนี้สิ่งที่เราสนใจคือแรงต้านการถูกบีบอัดในแนวรัศมีของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ

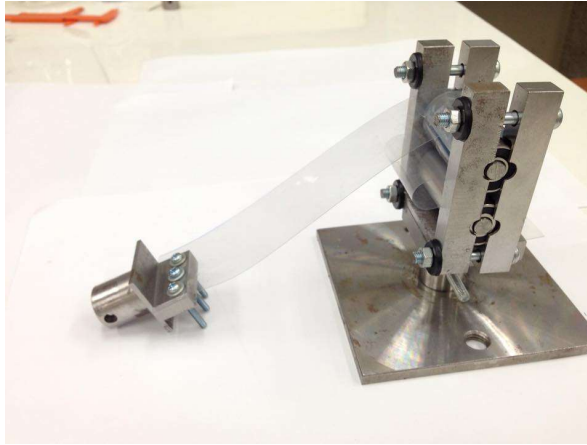
3.3 อุปกรณ์ และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย



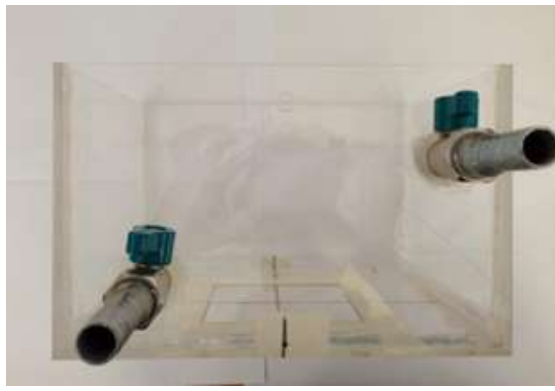
รูปที่ 3.17 อุปกรณ์ชุดทดสอบ 3 Point Bending



รูปที่ 3.18 อุปกรณ์ชุดทดสอบ Axial Compression



รูปที่ 3.19 อุปกรณ์ชุดทดสอบ Radial Compression



รูปที่ 3.20 Chamber



รูปที่ 3.21 Heater



รูปที่ 3.22 เครื่อง Texture analyzer



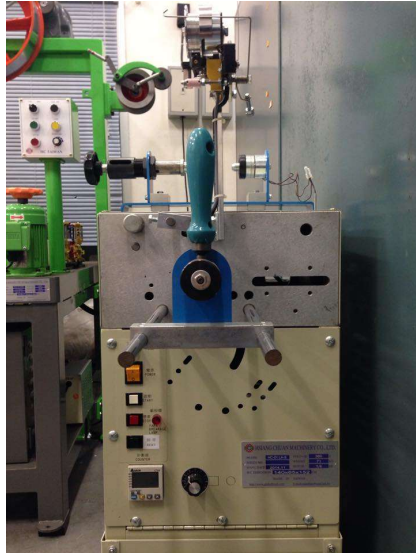
รูปที่ 3.23 เครื่อง Profile projector



รูปที่ 3.24 เครื่อง Heat treatment furnace



รูปที่ 3.25 เครื่องสารพัดคว้านหลอดเลือดหัวใจ



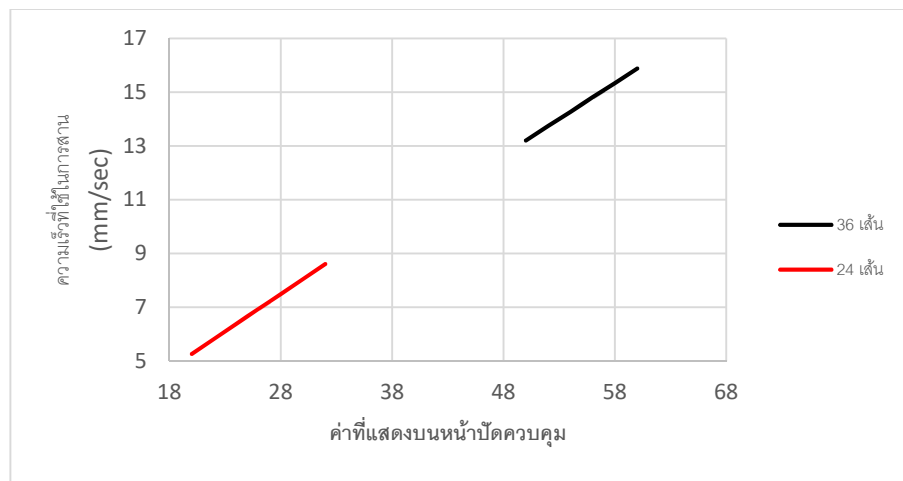
รูปที่ 3.26 เครื่องพันลวด

บทที่ 4

ผลการทดลอง และ วิเคราะห์ผลการทดลอง

4.1 ผลการตรวจหามุมในการสานของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ

จากผลการตรวจสอบวัดขนาดของมุมในการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจพบว่า ประสิทธิภาพของเครื่องสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจนั้นมีข้อจำกัดของการสาน โดยความเร็วของการสานที่สามารถสานเพื่อสร้างขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจได้นั้นจะมาจากการศึกษาความสัมพันธ์ของมุมของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจว่ามีความสัมพันธ์กันตลอดทั้งตัวของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจอยู่หรือไม่โดยความเร็วของการสานที่สามารถสานในแบบ 24 เส้น จะมีความเร็วอยู่ในช่วง 5.26 ถึง 8.62 มิลลิเมตร/วินาที และในแบบ 36 เส้น จะอยู่ในช่วง 13.21 ถึง 15.89 มิลลิเมตร/วินาที ตามภาพที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ภาพแสดงระดับของความเร็วที่ใช้ในการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ทำได้ และเมื่อนำไปเก็บค่ามุมของการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจผ่านเครื่อง profile projector จะได้ความสัมพันธ์ของความเร็วที่ใช้ในการสานและมุมที่สามารถวัดได้ ในแบบ 24 เส้นมุมที่วัดได้จะอยู่ในช่วง 70.99 ถึง 78.01 องศา และมุมที่วัดได้ในแบบ 36 เส้นจะอยู่ในช่วง 77.96 ถึง 81.52 องศา ดังตารางที่ 4.1 และ 4.2

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วที่ใช้ในการสานและมุมที่ไต่แบบ 24 เส้น

ความเร็วในการสาน (mm/sec)	5.27	5.83	6.39	6.95	7.5	8.06	8.62
มุมที่ไต่ได้ (Degree)	70.99	72.75	73.28	75.78	77.56	78.26	78.01

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วที่ใช้ในการสานและมุมที่ไต่แบบ 36 เส้น

ความเร็วในการสาน (mm/sec)	13.21	13.75	14.28	14.82	15.35	15.89
มุมที่ไต่ได้ (Degree)	77.96	79.23	78.69	79.32	80.68	81.52

4.2 การตรวจสอบหาอุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในการอบจํารูป

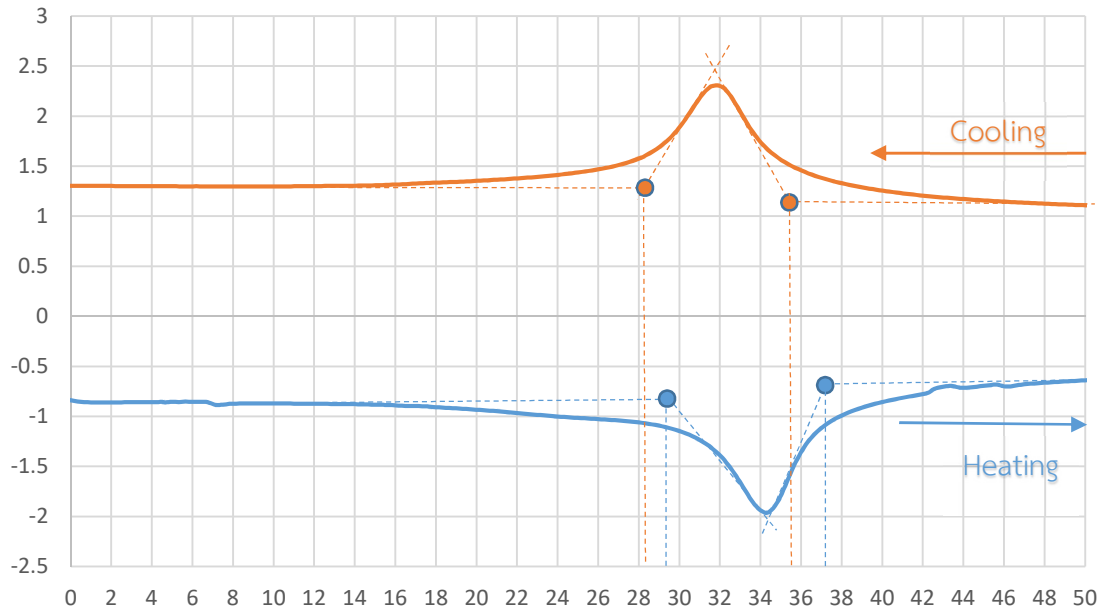
เนื่องจากขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจจำเป็นต้องใช้ภายในร่างกายที่มีอุณหภูมิคงที่โดยปกติอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส และตัวขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจเองจำเป็นที่จะต้องมีความเป็น superelastic ที่อุณหภูมิที่ต้องการนำไปใช้งาน ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องทำการอบจํารูปเพื่อกำหนดอุณหภูมิทำงานและต้องควบคุมเวลาในการอบจํารูปให้น้อยที่สุดเพื่อลดการเกิดปฏิกิริยาออกซิเดชันที่ผิวของวัสดุในขณะที่ทำการอบจํารูป ในงานวิจัยที่ได้ศึกษาพบว่าหากต้องการให้อุณหภูมิสิ้นสุดการเปลี่ยนแปลงเฟสอสเทไนต์ (A_f) อยู่ที่ประมาณ 37 องศาเซลเซียส จะต้องใช้อุณหภูมิในการอบมากกว่า 350 องศาเซลเซียส แต่ต้องไม่เกินอุณหภูมิการตกผลึกซ้ำซึ่งเท่ากับ 550 องศาเซลเซียส ดังนั้นในการทดสอบเพื่อหาอุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในการอบจํารูปได้แบ่งเวลาที่ใช้ในการอบเป็น 30 นาที กับ 60 จากตารางที่ 4.3 จะเห็นได้ว่าที่อุณหภูมิในการอบที่ 450 องศาเซลเซียส ด้วยเวลา 60 นาที ขดลวดค้ำยันที่ผ่านกระบวนการอบจํารูปสามารถจํารูปในการทำงานได้ที่ 37 องศาเซลเซียส แต่ถ้าที่อุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในการอบต่ำกว่านั้นขดลวดค้ำยันไม่สามารถจํารูปได้ที่อุณหภูมิทดสอบที่ 37 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.3 แสดงอุณหภูมิและเวลาที่ใช้เพื่ออบจำรูป

อุณหภูมิ (องศาเซลเซียส)	เวลา (นาที)	อุณหภูมิทดสอบที่ 37 องศาเซลเซียส
350	30	ไม่จำรูป
350	60	ไม่จำรูป
375	30	ไม่จำรูป
375	60	ไม่จำรูป
400	30	ไม่จำรูป
400	60	ไม่จำรูป
425	30	ไม่จำรูป
425	60	ไม่จำรูป
450	30	ไม่จำรูป
450	60	จำรูป

4.3 ผลการทดสอบ Differential scanning calorimetry (DSC)

การทดสอบ Differential scanning calorimetry (DSC) ในครั้งนี้จะสามารถบอกอุณหภูมิที่เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างผลึกภายในวัสดุ โดยจากรูปที่ 4.2 ในกราฟอุณหภูมิการทดสอบอยู่ที่ 0 ถึง 50 องศาเซลเซียส ในส่วนของงานวิจัยนี้สนใจสมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวดซึ่งจะเกิดเริ่มเกิดที่อุณหภูมิ A_s ขึ้นไป โดยอุณหภูมิที่ทดสอบได้ในการทดลองนี้ $A_s = 29.8$ องศาเซลเซียส และจะมีที่สมบัติความยืดหยุ่นยิ่งยวดที่สมบูรณ์หลังอุณหภูมิ A_f โดยอุณหภูมิที่ทดสอบได้ในการทดลองนี้ $A_s = 37.8$ องศาเซลเซียส



$$A_s = 29.8 \text{ } ^\circ\text{C}, AF = 37.8 \text{ } ^\circ\text{C} : M_s = 28.5 \text{ } ^\circ\text{C}, M_f = 35.5 \text{ } ^\circ\text{C}$$

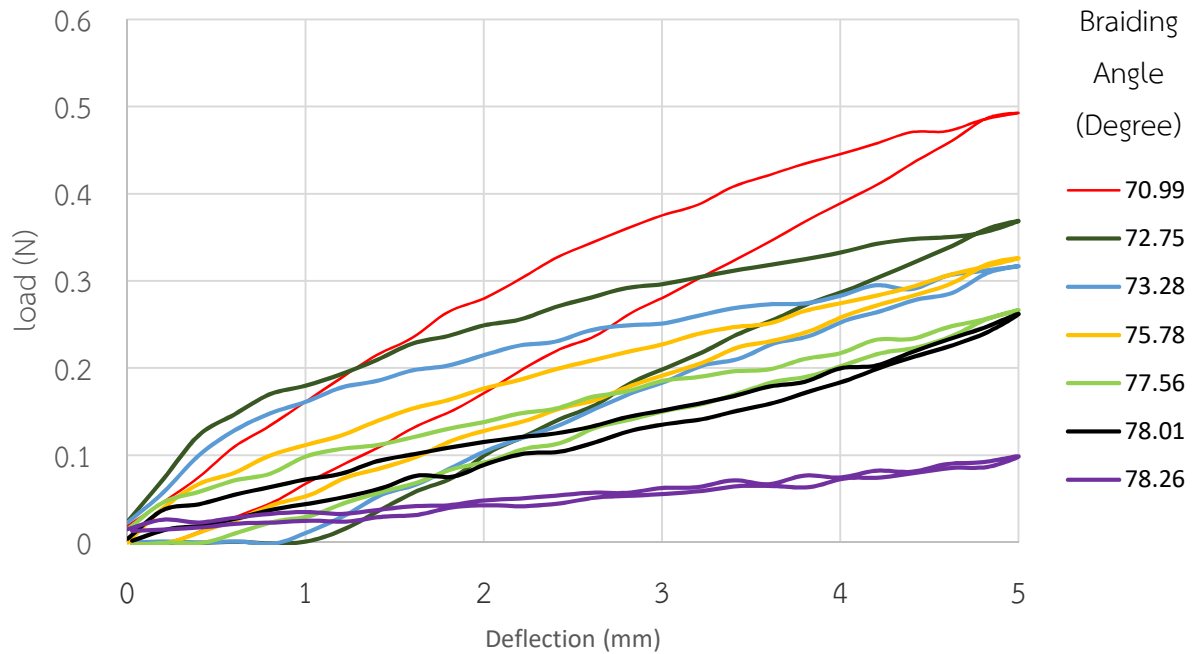
รูปที่ 4.2 ผลการทดลอง Differential scanning calorimetry (DSC)

4.4 ผลการทดลองแบบ 3 จุดกด (3 Point bending)

จากการทดลองแบบ 3 จุดกด (3 point bending) ซึ่งเป็นการบ่งบอกคุณลักษณะความต้านทานการเปลี่ยนรูปร่างของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ทำการอบจุ่มที่ความร้อน 450 องศาเซลเซียสเป็นเวลา 1 ชั่วโมงเพื่อให้มีคุณสมบัติ superelastic ที่อุณหภูมิ 37 องศาเซลเซียส โดยในการทดลองนั้นได้ทำการเก็บข้อมูลด้วยการวัดแรงต่อระยะที่ทำการกดขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจตั้งแต่ระยะ 0 ถึง 5 มิลลิเมตร

4.4.1 ผลการทดลองแบบกด 3 จุดของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบ 24 เส้น

จากรูปที่ 4.3 สามารถสังเกตความสัมพันธ์ระหว่างระยะโก่งตัวของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบ 24 เส้นที่ถูกกดและแรงต้านการโก่งตัวเนื่องจากการถูกกดจะสังเกตได้ว่า ยิ่งระยะที่ถูกกดมากขึ้นแรงต้านก็จะมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ

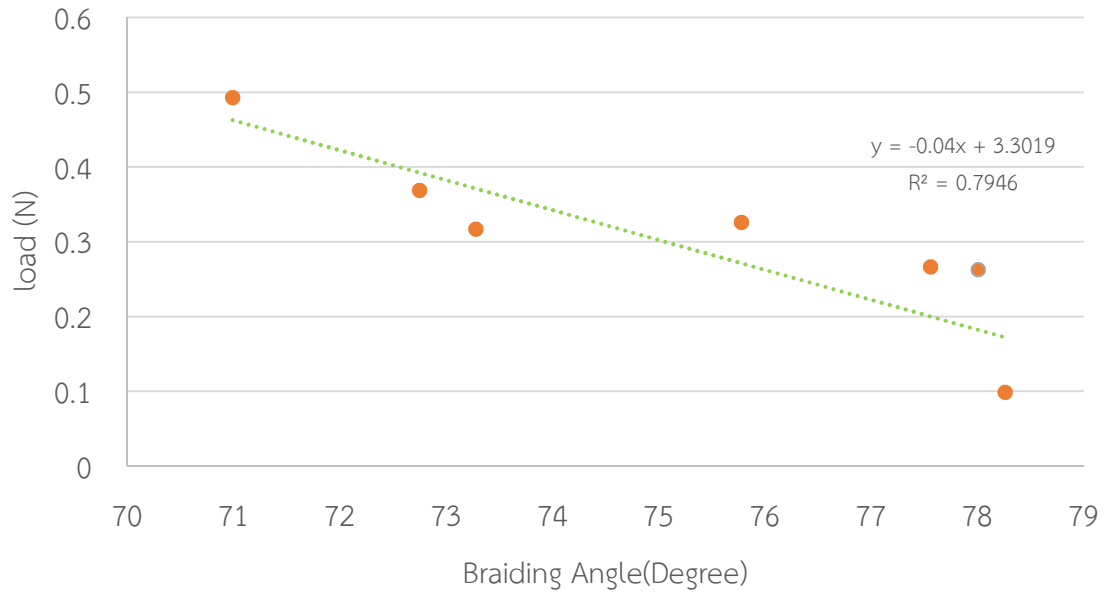


รูปที่ 4.3 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 24 เส้น

เมื่อนำแรงต้านจากการโก่งตัวที่ระยะโก่งตัว 5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นระยะที่ทำให้การกดมากที่สุดของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแต่ละตัวมาแสดงร่วมกับมุมที่ใช้ในการสาน จะได้ค่าตามตารางที่ 4.4 และจะได้แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่าง มุมที่ใช้ในการสานกับแรงต้านการถูกกดสูงสุด ดังรูปที่ 4.4 จะสังเกตเห็นได้ว่าเมื่อมุมที่ใช้ในการสานมีขนาดกว้างมากขึ้นแรงต้านการโก่งตัวจะมีแนวโน้มที่น้อยลง

ตารางที่ 4.4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Maximum load และ Braiding Angle

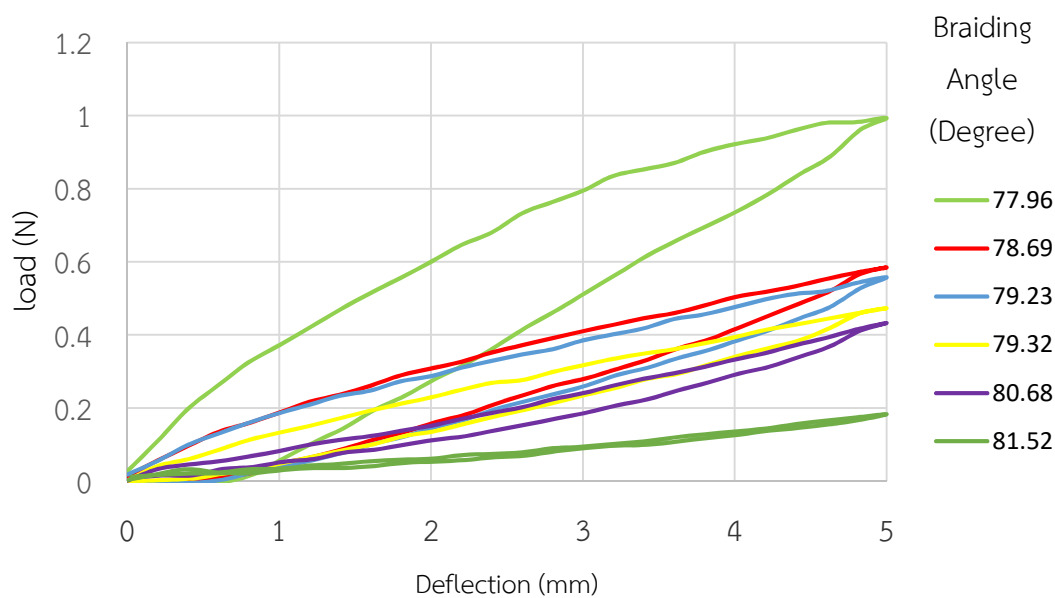
Braiding Angle (Degree)	70.99	72.75	73.28	75.78	77.56	78.01	78.26
Maximum load (N)	0.49	0.36	0.31	0.32	0.26	0.26	0.01



รูปที่ 4.4 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการสานขดขดลวดที่เปลี่ยนไปในการทดสอบ Three point bending

4.4.2 ผลการทดลองแบบกด 3 จุดของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบ 36 เส้น

จากรูปที่ 4.5 สามารถสังเกตความสัมพันธ์ระหว่างระยะโก่งตัวของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบ 36 เส้นที่ถูกกดและแรงต้านการโก่งตัวเนื่องจากการถูกกดจะสังเกตได้ว่า ยิ่งระยะที่ถูกกดมากขึ้นแรงต้านก็จะมีแนวโน้มเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ

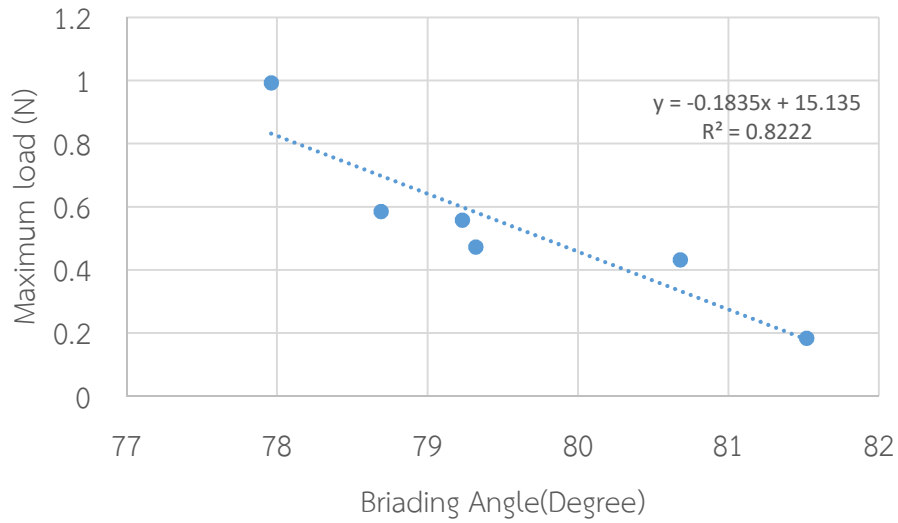


รูปที่ 4.5 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 36 เส้น

เมื่อนำแรงต้านจากการโก่งตัวที่ระยะโก่งตัว 5 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นระยะที่ทำให้การกดมากที่สุดของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแต่ละตัวมาแสดงร่วมกับมุมที่ใช้ในการสาน จะได้ค่าตามตารางที่ 4.5 และจะได้แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่าง มุมที่ใช้ในการสานกับแรงต้านการถูกกด ดังรูปที่ 4.6 จะสังเกตเห็นได้ว่าเมื่อมุมที่ใช้ในการสานมีขนาดกว้างมากขึ้นแรงต้านการโก่งตัวจะมีแนวโน้มที่น้อยลง

ตารางที่ 4.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Maximum load และ Braiding Angle

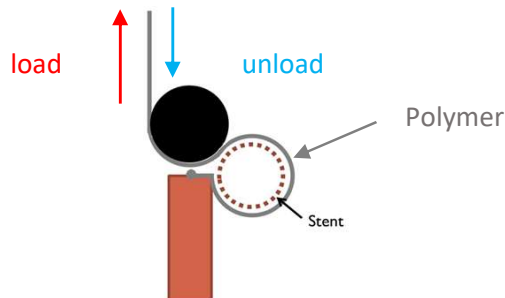
Braiding Angle (Degree)	77.96	78.69	79.23	79.32	80.68	81.52
Maximum load (N)	0.99	0.58	0.55	0.47	0.43	0.18



รูปที่ 4.6 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการสานขดขดลวดที่เปลี่ยนไปในกาทดสอบ Three point bending

4.5 ผลการทดลองแรงในแนวรัศมี (Radial Compression)

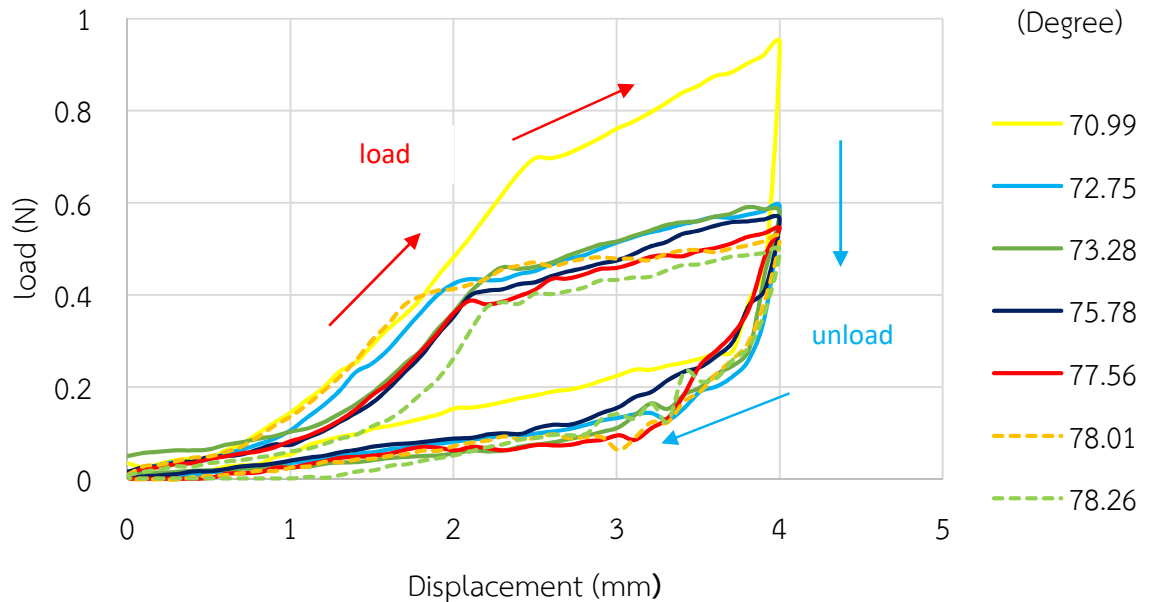
การทดลองการแรงในแนวรัศมี (Radial Compression) นั้นถือเป็นอีกการทดสอบที่สำคัญที่จะบ่งบอกถึงคุณลักษณะที่สำคัญของตัวขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ คุณลักษณะดังกล่าวจะออกมาในรูปแบบของแรงที่ใช้ในการต้านทานการตีกลับของหลอดเลือด โดยในการทดลองนั้นจะทำการเก็บข้อมูลด้วยการวัดระยะการดิงแผ่นโพลิเมอร์ขึ้นและปล่อยกลับในทิศทางตาม รูปที่ 4.7 ต่อแรงต้านการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ ซึ่งจะแสดงผลออกมาเป็นแรงต้านการดิงและปล่อยกลับของแผ่นโพลิเมอร์



รูปที่ 4.7 ภาพแสดงไดอะแกรมการทดลองแรงกดในแนวรัศมี (Radial force) ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือด

4.5.1 ผลการทดลองการแรงในแนวรัศมีแบบ 24 เส้น

จากรูปที่ 4.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะของแผ่นโพลีเมอร์ที่ถูกดึงขึ้นและปล่อยกลับ กับแรงต้านการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ โดยความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้น เมื่อขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจถูกบีบอัดให้มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีจนมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเล็กลงโดยมาจากการดึงด้วยแผ่นโพลีเมอร์ เป็นระยะทางที่มากจะทำให้แรงเปลี่ยนแปลงในแนวรัศมีมีค่ามากขึ้นเช่นกัน

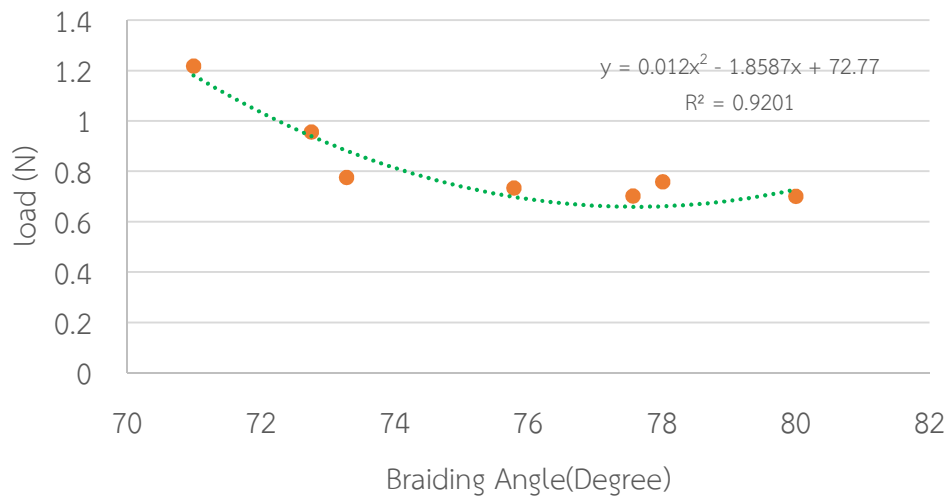


รูปที่ 4.8 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Radial compression ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 24 เส้น

เมื่อนำแรงต้านการถูกบีบอัดในแนวรัศมีจากการถูกดึงด้วยโพลีเมอร์เป็นระยะ 4 มิลลิเมตรซึ่งเป็นตำแหน่งที่เส้นผ่าศูนย์กลางมีขนาดเล็กสุดแต่ละตัวมาแสดงร่วมกับมุมที่ใช้ในการสาน จะได้ค่าตามตารางที่ 4.7 และจะได้แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่าง มุมที่ใช้ในการสานกับแรงต้านการถูกกด ดังรูปที่ 4.6 จะสังเกตได้ว่าเมื่อมุมที่ใช้ในการสานมีขนาดกว้างมากขึ้นแรงต้านการถูกบีบอัดในแนวรัศมีจะมีแนวโน้มที่น้อยลง

ตารางที่ 4.6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Maximum load และ Braiding Angle

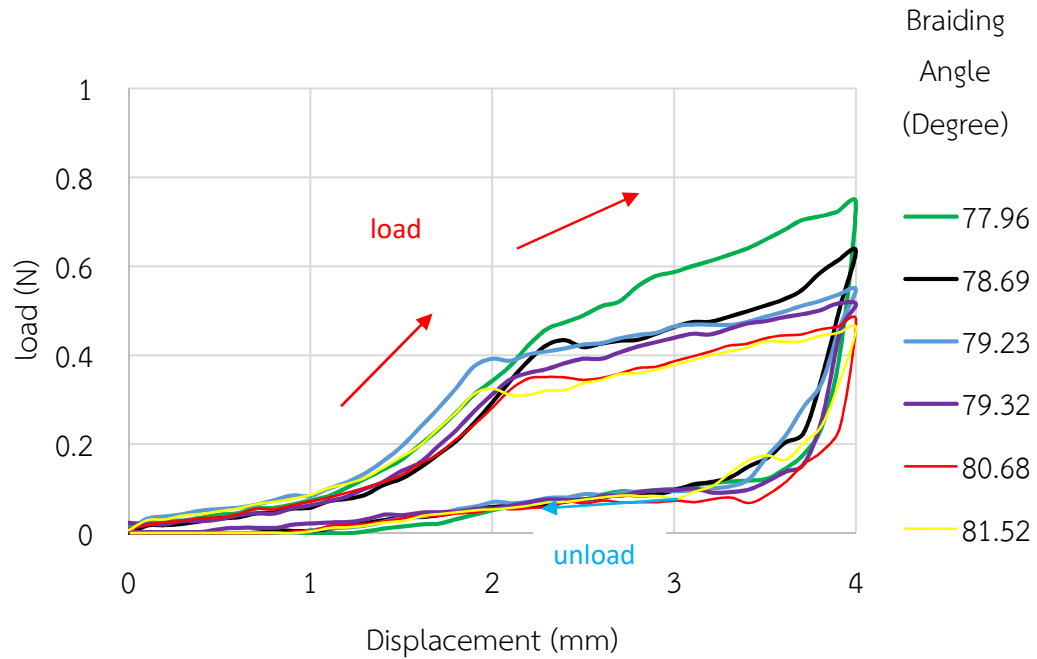
Braiding Angle (Degree)	70.99	72.75	73.28	75.78	77.56	78.01	78.26
Maximum load (N)	1.21	0.95	0.77	0.73	0.70	0.75	0.73



รูปที่ 4.9 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการสานขดขดลวดที่เปลี่ยนไปในการทดสอบ Radial compression

4.5.2 ผลการทดลองการแรงในแนวรัศมีแบบ 36 เส้น

จากรูปที่ 4.8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างระยะของแผ่นโพลิเมอร์ที่ถูกดึงขึ้นและปล่อยกลับ กับแรงต้านการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ โดยความสัมพันธ์ที่เกิดขึ้น เมื่อขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจถูกบีบอัดให้มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแนวรัศมีจนมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเล็กลงโดยมาจากการดึงด้วยแผ่นโพลิเมอร์ เป็นระยะทางที่มากจะทำให้แรงต้านการเปลี่ยนแปลงในแนวรัศมีมีค่ามากขึ้นเช่นกัน

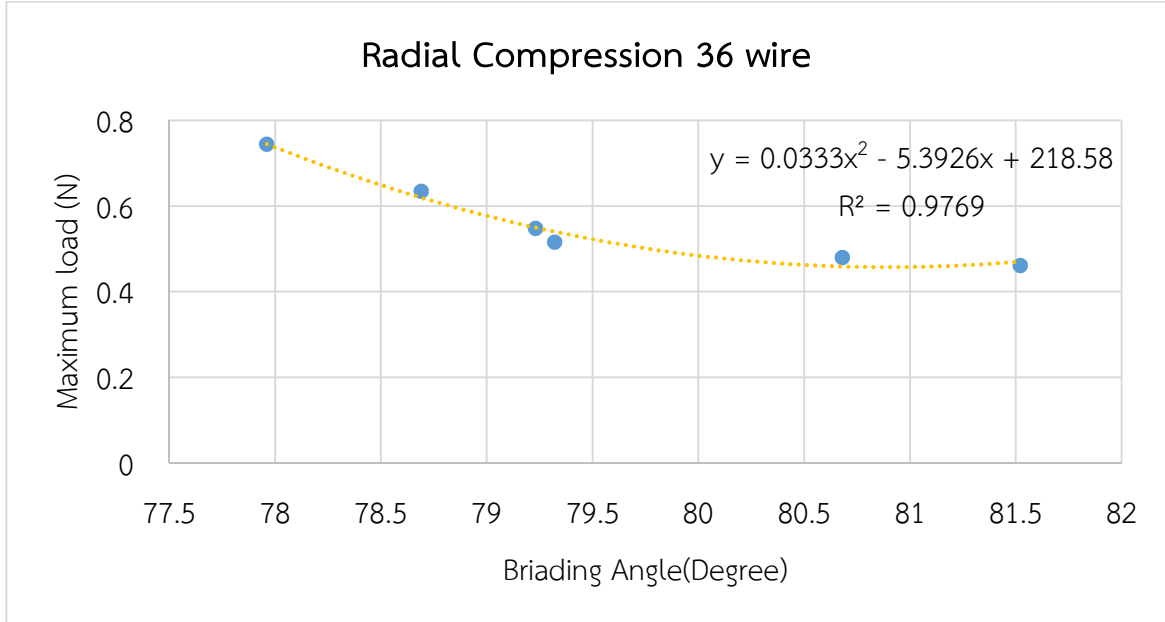


รูปที่ 4.10 กราฟความสัมพันธ์ของแรงต่อระยะกดในการทดสอบ Radial compression ของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดแบบ 36 เส้น

เมื่อนำแรงต้านการถูกบีบอัดในแนวรัศมีจากการถูกดึงด้วยโพลีเมอร์เป็นระยะ 4 มิลลิเมตรซึ่งเป็นตำแหน่งที่เส้นผ่าศูนย์กลางมีขนาดเล็กสุดแต่ละตัวมาแสดงร่วมกับมุมที่ใช้ในการสาน จะได้ค่าตามตารางที่ 4.8 และจะได้แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่าง มุมที่ใช้ในการสานกับแรงต้านการถูกบีบอัดในแนวรัศมี ดังรูปที่ 4.11 จะสังเกตได้ว่าเมื่อมุมที่ใช้ในการสานมีขนาดกว้างมากขึ้นแรงต้านการถูกบีบอัดในแนวรัศมีจะมีแนวโน้มที่น้อยลง

ตารางที่ 4.7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Maximum load และ Braiding Angle

Braiding Angle (Degree)	77.96	78.69	79.23	79.32	80.68	81.52
Maximum load (N)	0.74	0.63	0.54	0.51	0.47	0.46



รูปที่ 4.11 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงที่กระทำกับมุมของการสานขดลวดที่เปลี่ยนไปในการทดสอบ Radial compression

บทที่ 5

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการทดลอง

5.1.1 ผลการตรวจสอบหามุมในการสานของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ

จากการตรวจสอบเพื่อวัดมุมในการสานพบว่า ยิ่งเราใช้ความเร็วในการสานมากขึ้นมุมที่ได้จากการสานก็จะมีค่ามากยิ่งขึ้น นั่นคือถ้าต้องการมุมที่ได้จากการสานขนาดเล็ก ก็จำเป็นที่จะต้องปรับลดความเร็วที่ใช้ในการสานให้มีค่าน้อยลง แต่ในทั้งนี้ก็ยังมียกจำกัดที่ใช้ปรับความเร็วในการสานซึ่งขึ้นอยู่กับประสิทธิภาพของเครื่องสานเอง จากผลการตรวจสอบวัดขนาดของการตรวจสอบหามุมในการสานของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบ 24 เส้นพบว่าสามารถใช้ความเร็วในการสานได้อยู่ในช่วงความเร็ว 5.3 มิลลิเมตรต่อวินาทีถึง 8.6 มิลลิเมตรต่อวินาที และจะสามารถสร้างมุมในการสานได้อยู่ในช่วง 71 องศา ถึง 78 องศา ส่วนความเร็วที่ใช้ในการสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบ 36 เส้นพบว่าสามารถใช้ความเร็วได้ในช่วง 13.2 มิลลิเมตรต่อวินาทีถึง 15.9 มิลลิเมตรต่อวินาที และจะสามารถสร้างมุมในการสานได้อยู่ในช่วง 78 องศาถึง 81 องศา ตามตารางที่ 4.1 ทั้งนี้เนื่องจากว่าหากปรับความเร็วที่ใช้ในช่วงที่นอกเหนือจากช่วงดังกล่าวเมื่อนำชิ้นงานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมาตรวจสอบหามุมในการสานจะพบว่ามุมที่วัดได้ในตำแหน่งต่างๆของชิ้นงานนั้นจะไม่มีค่าสม่ำเสมอ

5.1.2 สรุปผลการตรวจสอบหาอุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในการอบจุ่มรูป

เพื่อปรับปรุงคุณสมบัติของชิ้นงานให้เกิดอุณหภูมิการเกิดโครงสร้างอสเทนไนต์เริ่มต้น ออสเทนไนต์สิ้นสุด มาร์เทนไซต์เริ่มต้น และมาร์เทนไซต์สิ้นสุดอยู่ในช่วงที่เหมาะสมกับการนำไปใช้ในร่างกายโดยนำชิ้นงานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมาผ่านกระบวนการทางความร้อนหลังจากนั้นวิเคราะห์ผลด้วย Differential scanning calorimeter(DSC) โดยจากการทดลองที่พบจากการทดลองที่ได้ออกแบบไว้ จำเป็นที่จะต้องใช้อุณหภูมิและเวลาขั้นต่ำในกระบวนการทางความร้อนที่ 450 องศาเซลเซียสและเวลา 60 นาทีเพื่อให้สามารถลดความเครียดภายในของเส้นลวดที่นำมาสานขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ เนื่องจากเส้นลวดที่นำมาใช้ในกระบวนการสานนั้นได้ผ่านกระบวนการผลิตแบบรีดเย็นก่อนนำมาทำการสาน และจากผลการทดสอบ DSC พบว่าอุณหภูมิออกเทนไนต์เริ่มต้นที่ได้หลังจากผ่านกระบวนการทางความร้อนคือ 35 องศาเซลเซียสและอุณหภูมิออกเทนไนต์สิ้นสุดคือ 37.5 ซึ่งอุณหภูมิร่างกายมีอุณหภูมิกว่า 37 องศาเซลเซียส ดังนั้นกระบวนการทางความร้อนที่ใช้กับขดลวดค้ำยันหลอดเลือด

เลือดหัวใจนี้ อุณหภูมิและเวลาที่ใช้ในกระบวนการนี้อาจยังไม่ดีพอ เนื่องจากหากต้องการสมบัติยืดหยุ่น ยิ่งยวดที่สมบูรณ์ควรมีอุณหภูมิออกเทนไนต์สิ้นสุดต่ำกว่าอุณหภูมิที่จะนำไปใช้งาน

5.1.3 สรุปผลการทดลองกดแบบ 3 จุด (3 point bending)

จากผลในการทดลองของการसानขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจทั้งแบบ 24 เส้นและแบบ 36 เส้นพบว่า ยิ่งมุมในการसानขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมีความกว้างมากขึ้นเท่าไร แรงต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างก็จะยิ่งน้อยลง โดยความสัมพันธ์ระหว่างมุมที่ใช้ในการसानและแรงต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเป็นแบบผกผันเชิงเส้น และยังพบว่าอัตราการผกผันของแรงต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่ใช้จำนวนเส้นสานแบบ 36 เส้นมีอัตราการเปลี่ยนแปลงมากกว่าขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบ 24 เส้น

5.1.4 สรุปผลการทดลองแรงในแนวรัศมี (radial compression)

จากผลในการทดลองของการसानขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจทั้งแบบ 24 เส้นและแบบ 36 เส้นพบว่า ยิ่งมุมในการसानขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจมีความกว้างมากขึ้นเท่าไร แรงต้านทานการอัดในแนวรัศมีก็จะยิ่งมีค่าน้อยลง ในด้านความสัมพันธ์ระหว่างมุมที่ใช้ในการसानและแรงต้านทานการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเป็นแบบผกผันในแบบโพลิโนเมียลดีกรีสอง โดยทั้งขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจแบบสาน 24 เส้นและแบบสาน 36 เส้นนั้นการเปลี่ยนแปลงของแรงต้านทานการอัดในแนวรัศมีช่วงมุมที่มีขนาดเล็กจะมีอัตราการเปลี่ยนแปลงที่มากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับอัตราการเปลี่ยนแปลงแรงต้านทานการอัดในแนวรัศมีกับมุมในการสานที่มีขนาดกว้าง

5.2 ประโยชน์ที่ได้รับจากงานวิจัย

จากผลการทดลองที่ได้จากการทำวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้ สามารถสรุปเป็นองค์ความรู้ได้หลายประเด็นเช่น กระบวนการผลิตขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ ความสัมพันธ์ของตัวแปรต่างๆ ที่มีผลต่อคุณสมบัติทางกลของตัวขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ ทั้งนี้การทำวิทยานิพนธ์ในครั้งนี้เป็นครั้งแรกของหัวข้อการวิจัยซึ่งถือเป็นพื้นฐานที่สำคัญต่อการทำวิจัยในครั้งต่อไป โดยทางคณะผู้จัดทำได้ศึกษาหาข้อมูลข้อสรุปต่างๆและรายละเอียดในขั้นตอนต่างๆไว้หมดแล้ว เราจึงหวังว่าหัวข้องานวิจัยนี้จะได้รับการสานต่อให้สำเร็จตามเป้าหมายสูงสุดที่ตั้งไว้คือการผลิตขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่มีคุณสมบัติตามที่แพทย์ต้องการได้

5.3 ข้อเสนอแนะจากการวิจัย

5.3.1 จากการทดลองในครั้งนี้ การกำหนดอุณหภูมิทำงานของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจจะสังเกตได้ว่าที่อุณหภูมิสิ้นสุดการเปลี่ยนเฟสออสเทไนต์เท่ากับ 37.8 องศาเซลเซียส ซึ่งอาจทำให้ขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจยังทำงานไม่เต็มที่ที่อุณหภูมิร่างกาย จึงควรกำหนดอุณหภูมิสิ้นสุดการเปลี่ยนเฟสออสเทไนต์ให้ต่ำกว่า 37 องศาเซลเซียส เพื่อให้มั่นใจได้ว่าขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจขยายตัวเต็มที่และอาจได้แรงต้านการถูกบีบอัดที่มากขึ้นด้วย

5.3.2 งานวิจัยในครั้งนี้ ได้มีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับการจำลองขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ โดยได้พบสมการที่สามารถนำไปขึ้นรูปขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ และด้วยสมการนี้สามารถกำหนดมุมที่ใช้ในการสาน ขนาดของเส้นลวด ความยาวและเส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจได้ จึงเป็นประโยชน์ต่อการนำไปใช้งานเพื่อศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรต่างๆกับสมบัติทางกลของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจโดยใช้โปรแกรมจำลองสถานะการณ์และวิเคราะห์ ทั้งนี้เพื่อเป็นการขยายความสามารถในการทดลองเนื่องจากในการทดลองจริงนั้นต้องใช้ทั้งต้นทุนและเวลาในการทดลอง

5.3.3 เนื่องจากผลที่ได้จากการทดลองสมบัติทางกลของแบบจำลองขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ จากการทดสอบการกดสามจุด และ การทดสอบแรงในแนวนอน นั้นยังไม่เพียงพอเมื่อเทียบกับของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจที่มีในท้องตลาด จึงควรต้องศึกษาปัจจัยอื่นที่มีอิทธิพลต่อสมบัติทางกล เช่น ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นลวดที่ใช้สาน และ ความยาวของขดลวดค้ำยันหลอดเลือดหัวใจ

เอกสารอ้างอิง

1. Darjan, "Shape memory alloy." Available Resource : mafija.fmf.unilj.si/seminar/files/2006_2007/SMA.pdf (last check: 29th August 2011)
2. บัญชา ธนบุญสมบัติ, 2539, "โลหะผสมจำรูป", วารสารเทคโนโลยีวัสดุ, สำนักพิมพ์ศูนย์เทคโนโลยีโลหะและวัสดุแห่งชาติ, ฉบับที่ 2, หน้า 70-76.
3. Nologa, S., 2007, "Shape memory alloys", Seminar of shape memory alloy, 13 January 2007, Iran, pp.44-50
4. T. Yoneyama and S. Miyazaki, 2009, Shape memory alloys for biomedical applications, 1st edition, Woodhead, USA.
5. Duerig, T.W., 1990, "Engineering Aspects of Shape Memory Alloys", Materials Sciences Forum, Vol. 561, pp. 5-21.
6. วาหิต คุ่มฉายา, ปฎิยุทธ ศรีวิลาศ, สุรชาติ การประเสริฐ, โลหะผสมไนทินอล, วารสารชมรมรังสีเทคนิคและพยาบาลเฉพาะทางรังสีวิทยาหลอดเลือดและรังสีร่วมรักษาไทย, 2553
7. Habu, T., 2008, "Shape memory alloys for biomedical applications", Furukawa Techno Material, Woodhead Publish Ltd., Cambridge pp. 86-96
8. <http://www.aiglemag.com/home/keep-up-the-beats>
(last check: 29th September 2014)
9. <http://thai.alibaba.com/goods/Esophageal-Stent.html>
(last check: 29th September 2014)
10. <https://www.gotoknow.org/posts/418833>(last check: 29th September 2014)
11. <http://www.insitu-tech.com/index.php/products/cardiology-devices/direct-stent-cobalt-chromium/> (last check: 29th September 2014)
12. Cordis Corporation, 2014, Biliary and Endovascular Product Catalog
13. JUHA-PEKKA NUUTINEN, 2003, Mechanical properties and in vitro degradation of bioabsorbable self-expanding braided stents, Institute of Biomaterials, Tampere University of Technology, pp. 260-262
14. http://mte.kmutt.ac.th/elearning/Solid/Lesson_3/ProjectMTE/Torsion.htm
(last check: 29th September 2014)
15. <http://eu.lib.kmutt.ac.th/elearning/Courseware/TEN437/main/elearning/lessen/04/main.htm>(last check: 29th September 2014)

16. http://mte.kmutt.ac.th/elearning/Solid/Lesson_2and4/%E0%B8%AB%E0%B8%99%0%B9%89%E0%B8%B21.htm(last check: 29th September 2014)
17. http://engineering-references.sbinvent.com/strength_of_materials/axial_loading.php(last check: 29th September 2014)
18. http://archive.lib.cmu.ac.th/full/T/2551/arc1051pp_ch3.pdf
(last check: 29th September 2014)
19. J. Braz,2008, Application of the topological optimization technique to the stents cells design for angioplasty , Uberlândia , MG. Brazil
20. <http://www.inc.eng.kmutt.ac.th/~yoodyui/courses/EEE603/slides/lecture1.pdf>
(last check: 29th September 2014)

ภาคผนวก ก

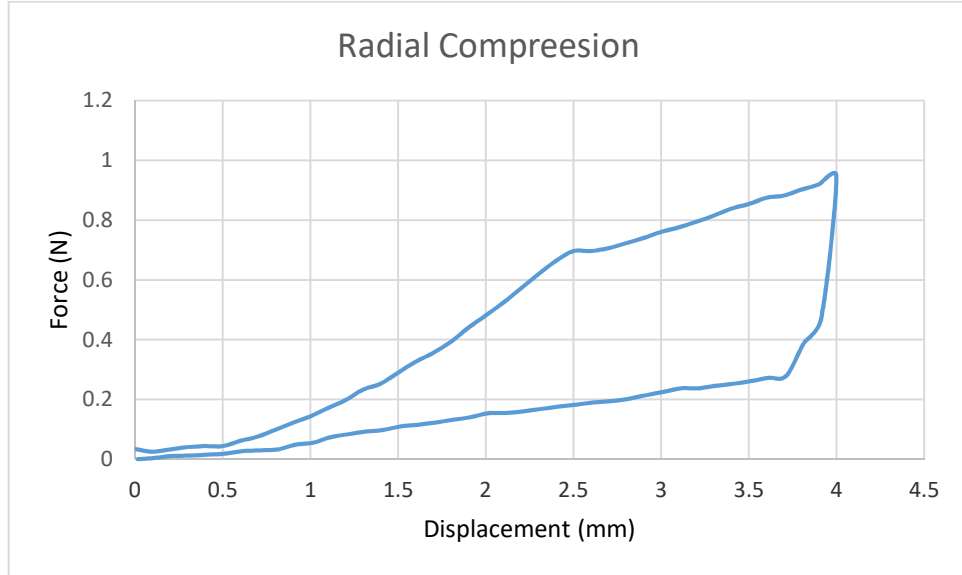
ผลการทดสอบ Differential scanning calorimetry (DSC)

ตารางที่ ก.1 ผลการทดสอบ Differential scanning calorimetry (DSC)

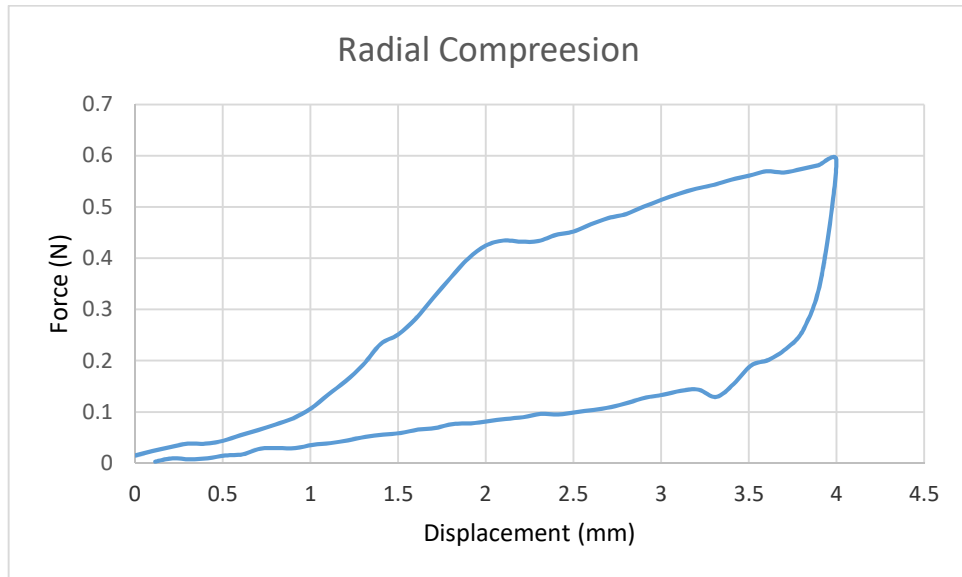
ลำดับ	เวลา(วินาที)	Ts(°C)	Tr(°C)	Value(mW)
497	497	32.799	32.8333	-1.5955
498	498	32.9645	33	-1.64834
499	499	33.13	33.1667	-1.70196
500	500	33.2954	33.3333	-1.75564
501	501	33.4609	33.5	-1.80951
502	502	33.6265	33.6667	-1.85664
503	503	33.7922	33.8333	-1.89795
504	504	33.9581	34	-1.93035
505	505	34.1243	34.1667	-1.95094
506	506	34.2906	34.3333	-1.96194
507	507	34.4576	34.5	-1.94506
508	508	34.6249	34.6667	-1.91305
509	509	34.7926	34.8333	-1.86384
510	510	34.9605	35	-1.80433
511	511	35.1288	35.1667	-1.72796
512	512	35.2972	35.3333	-1.64844

ภาคผนวก ข

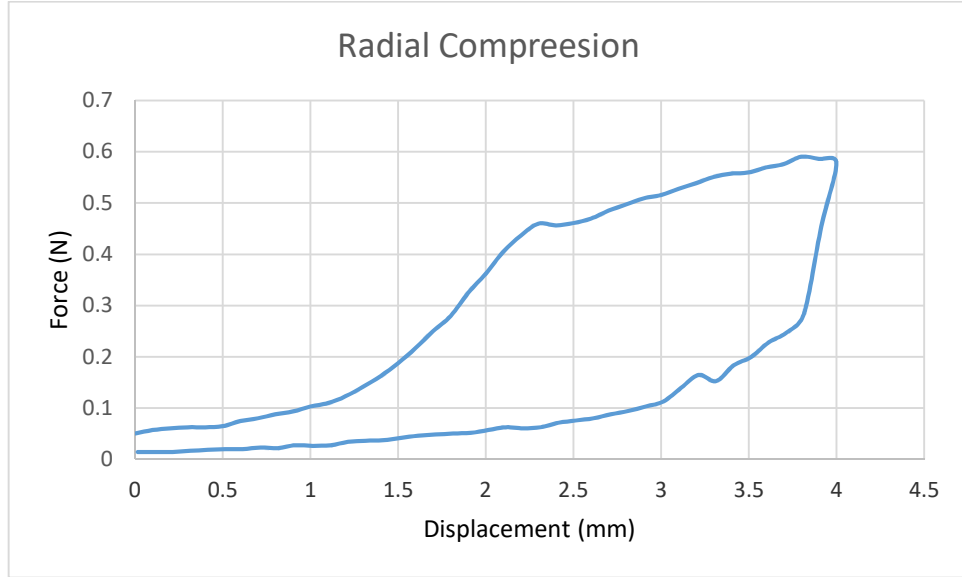
ผลการทดสอบ Radial Compression test



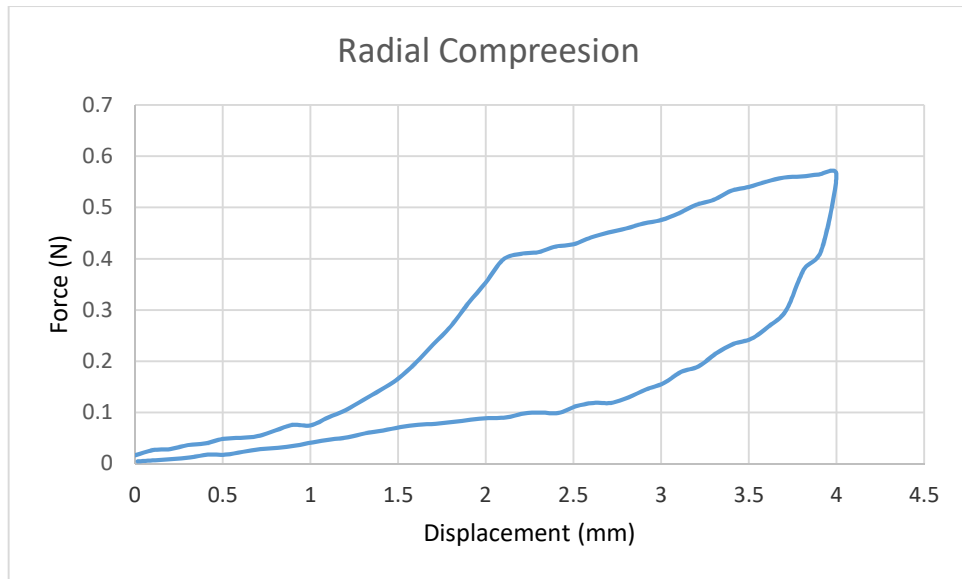
รูปที่ ข.1 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 71 องศา



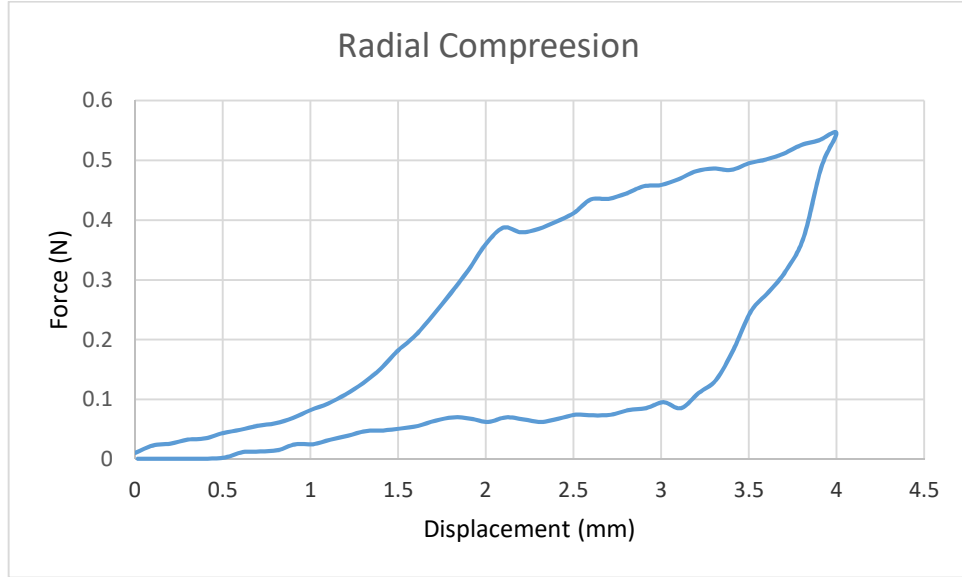
รูปที่ ข.2 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 72.8 องศา



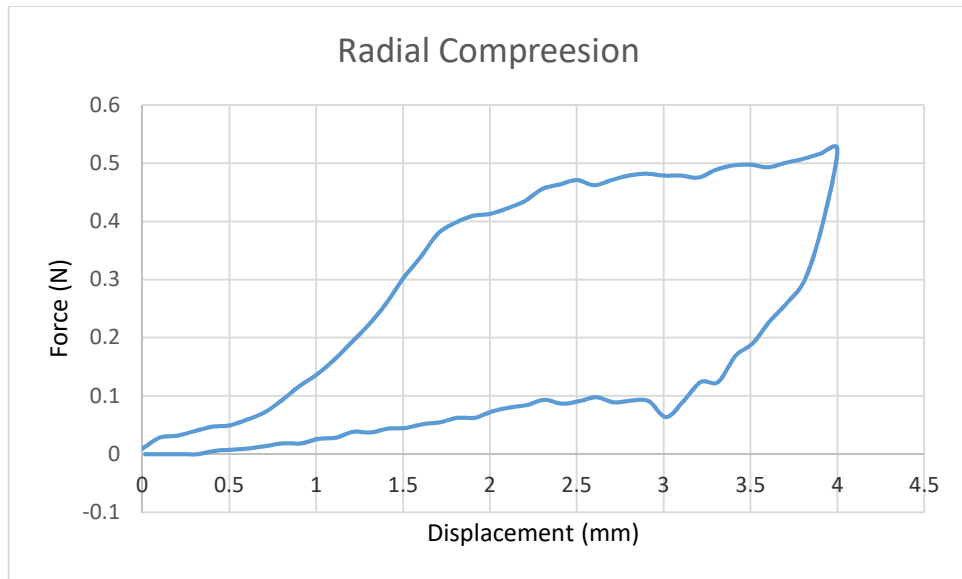
รูปที่ ข.3 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 73.3 องศา



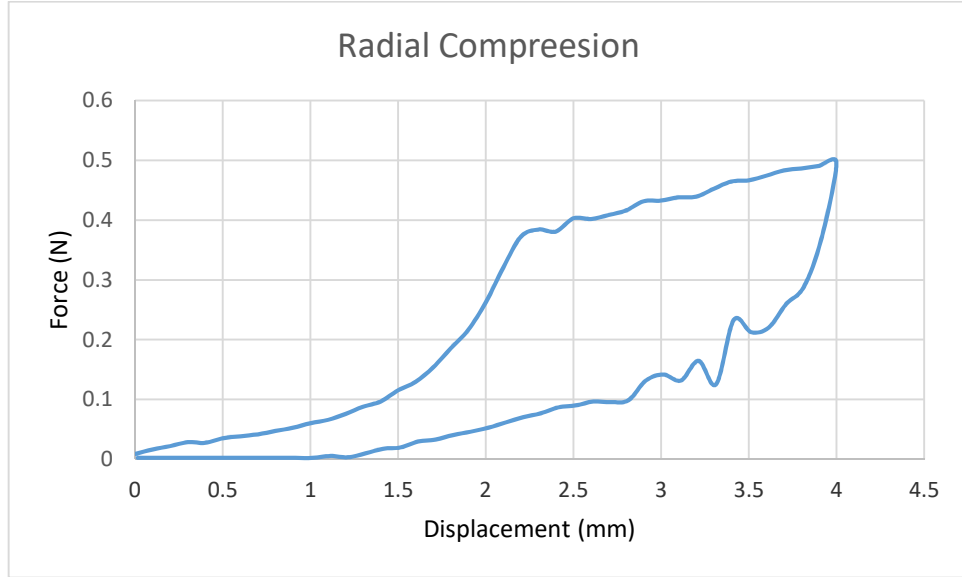
รูปที่ ข.4 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 75.8 องศา



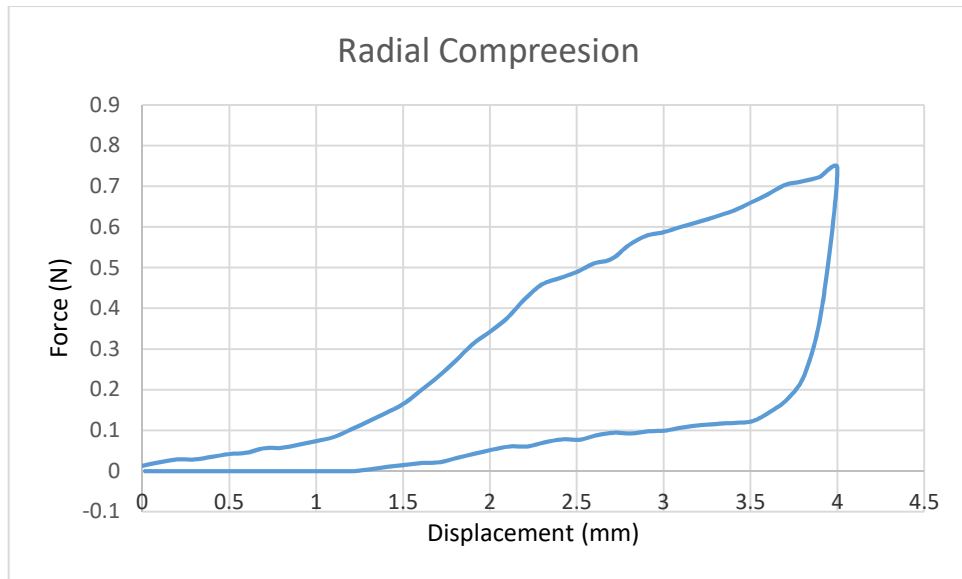
รูปที่ ข.5 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 77.6 องศา



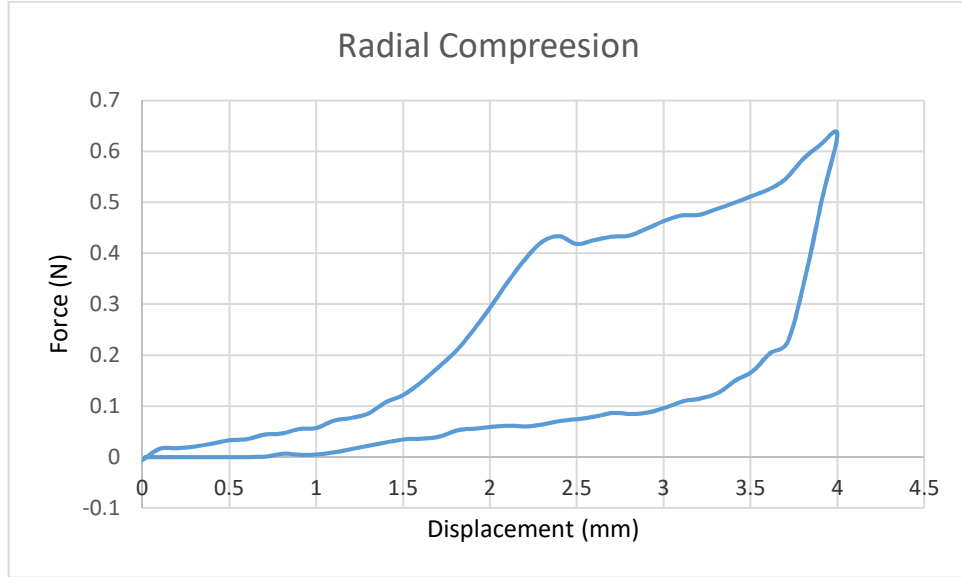
รูปที่ ข.6 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 78 องศา



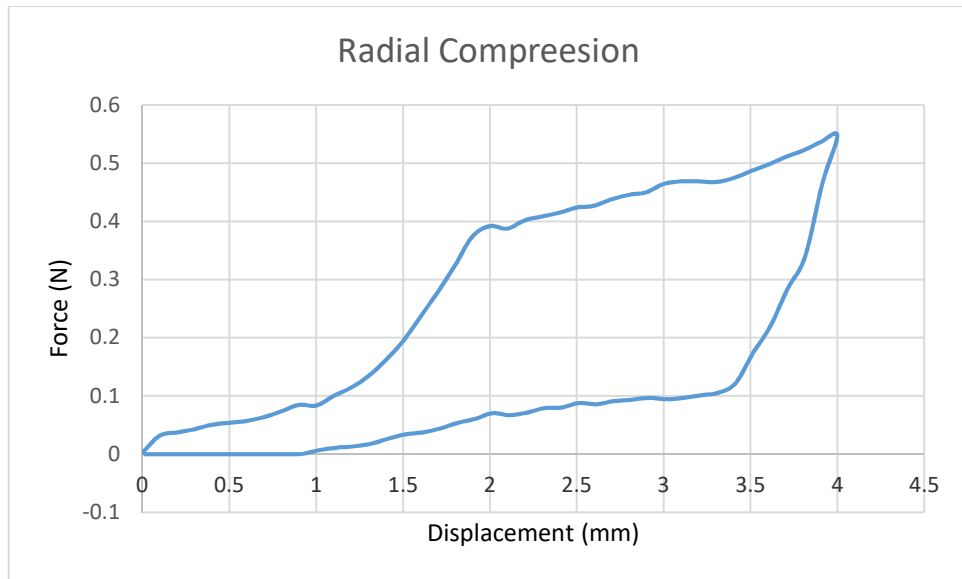
รูปที่ ข.7 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 78.3 องศา



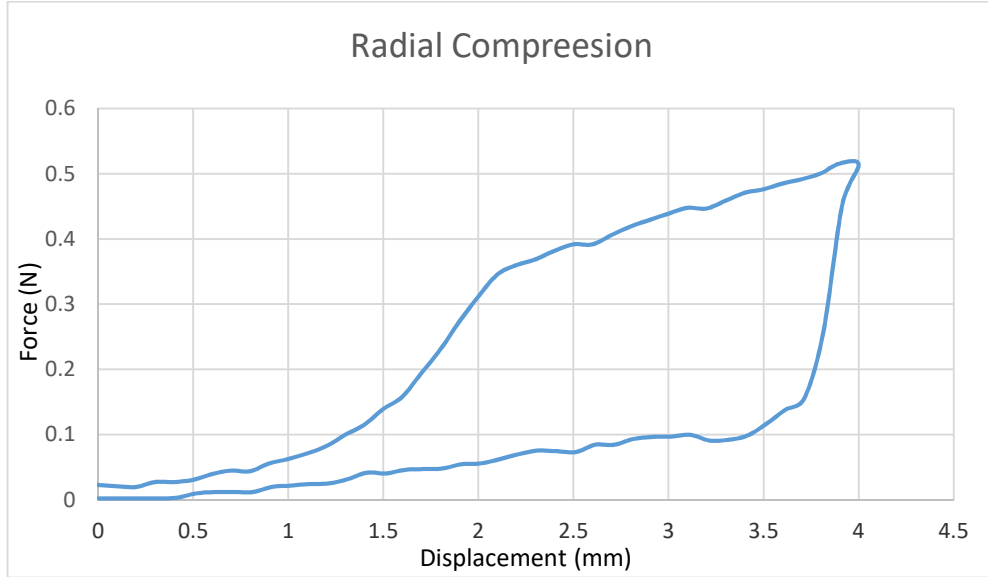
รูปที่ ข.8 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 78 องศา



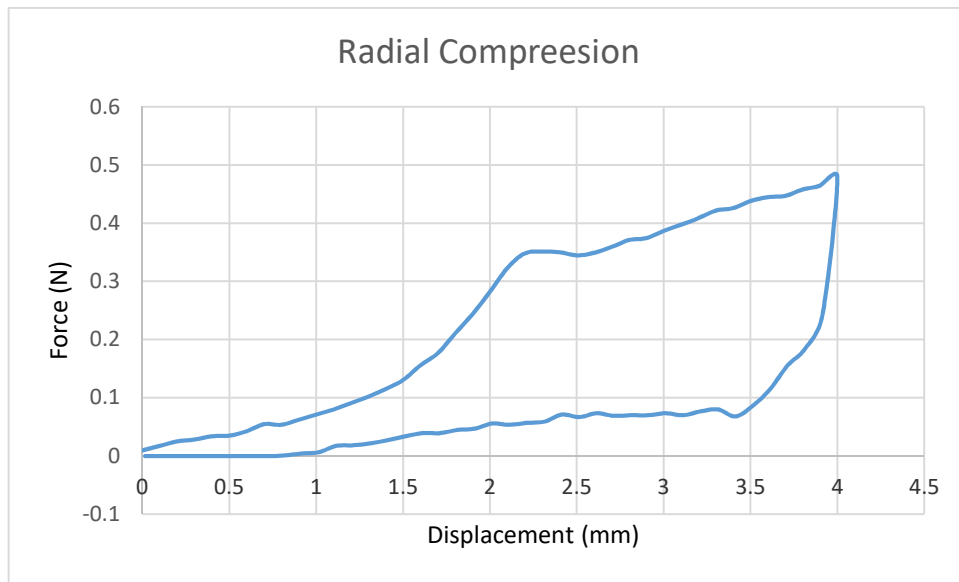
รูปที่ ข.9 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 78.7 องศา



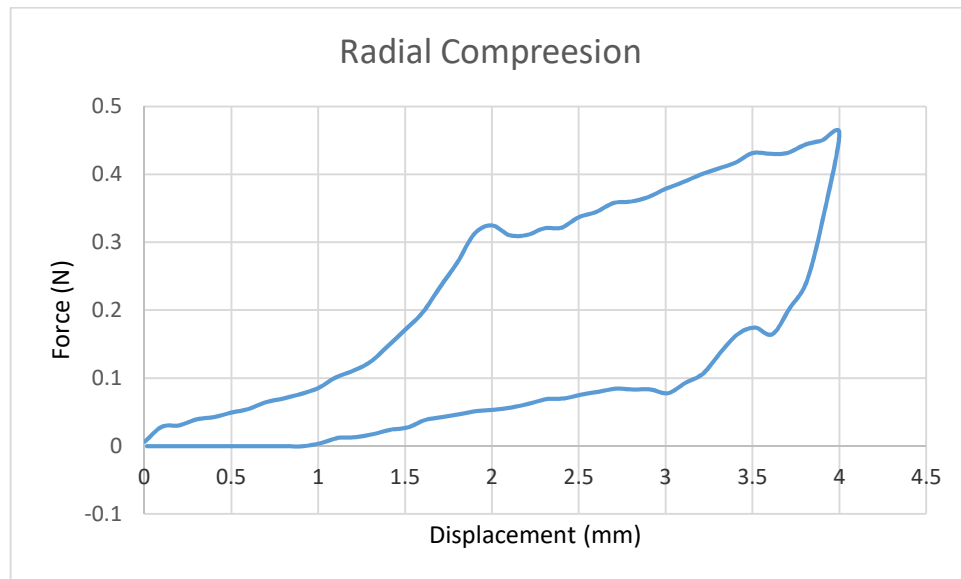
รูปที่ ข.10 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 79.2 องศา



รูปที่ ข.11 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 79.3 องศา



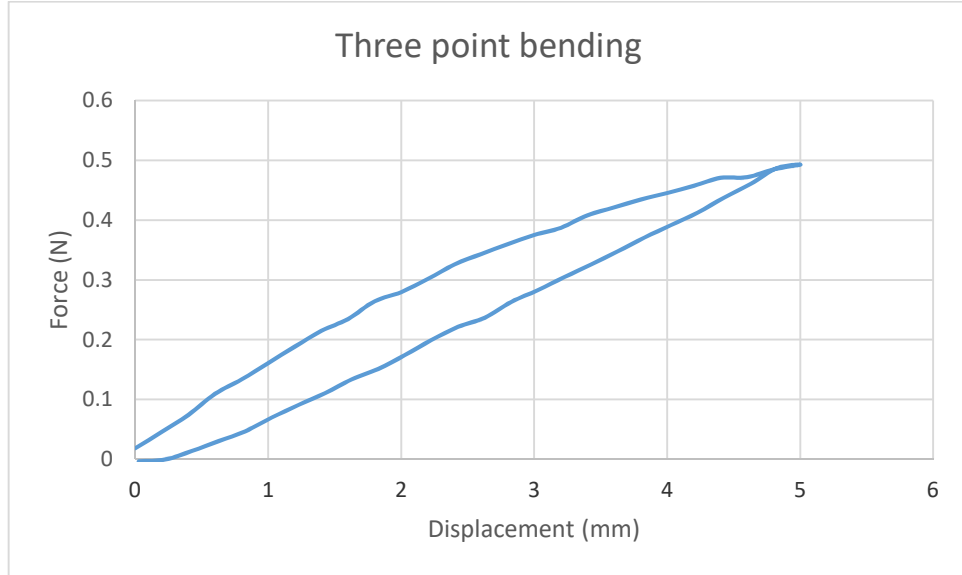
รูปที่ ข.12 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 80.7 องศา



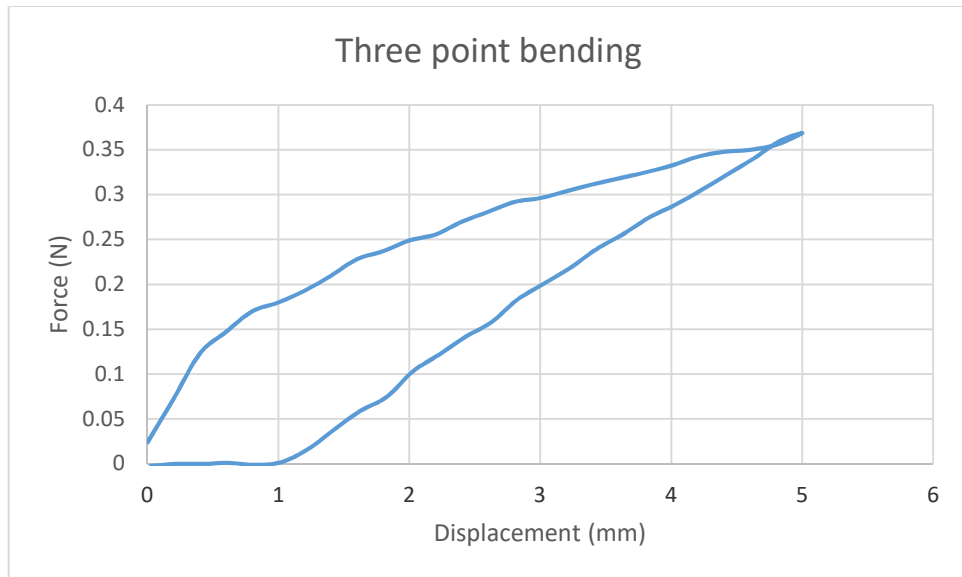
รูปที่ ข.12 ผลการทดสอบ Radial Compression ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 80.7 องศา

ภาคผนวก ค

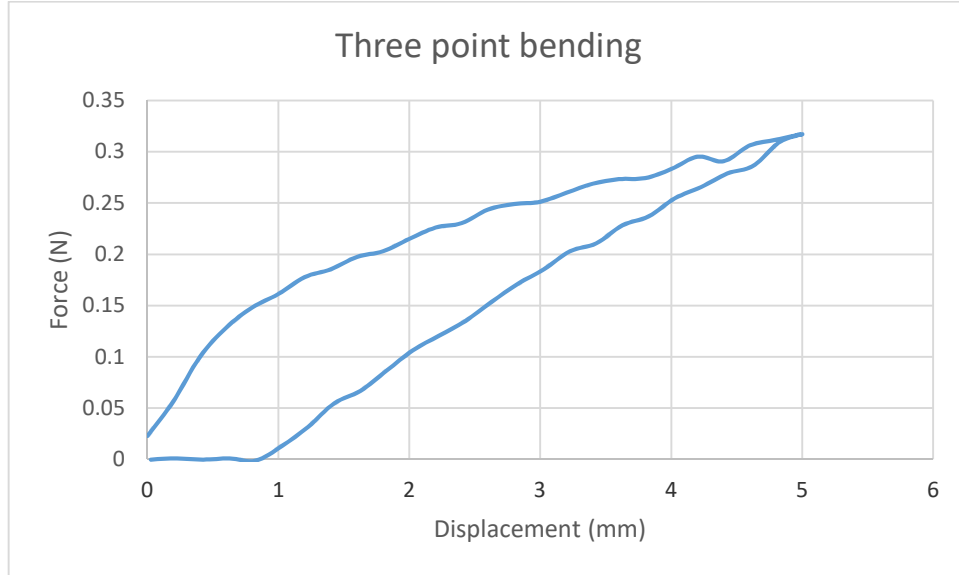
ผลการทดสอบ Three point bending test



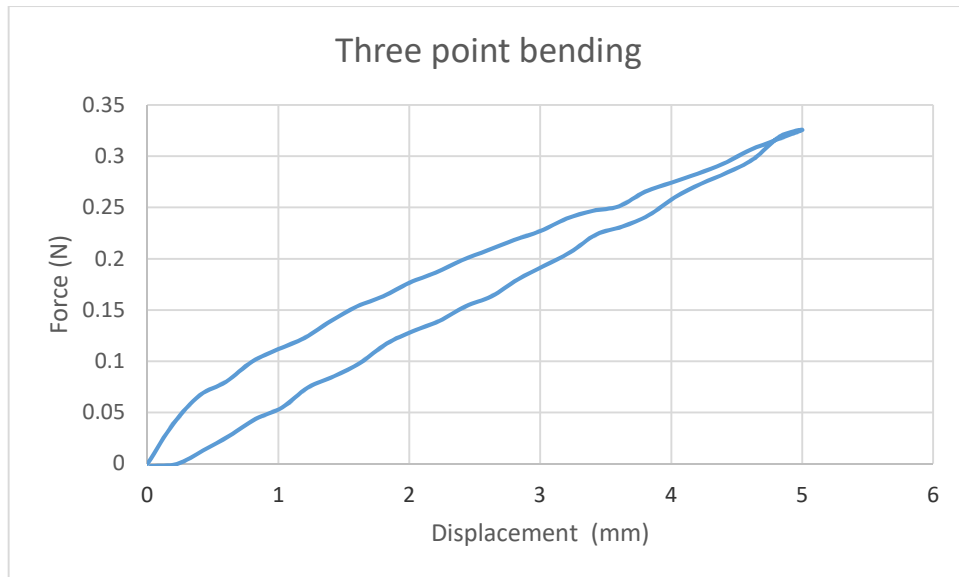
รูปที่ ค.1 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 71 องศา



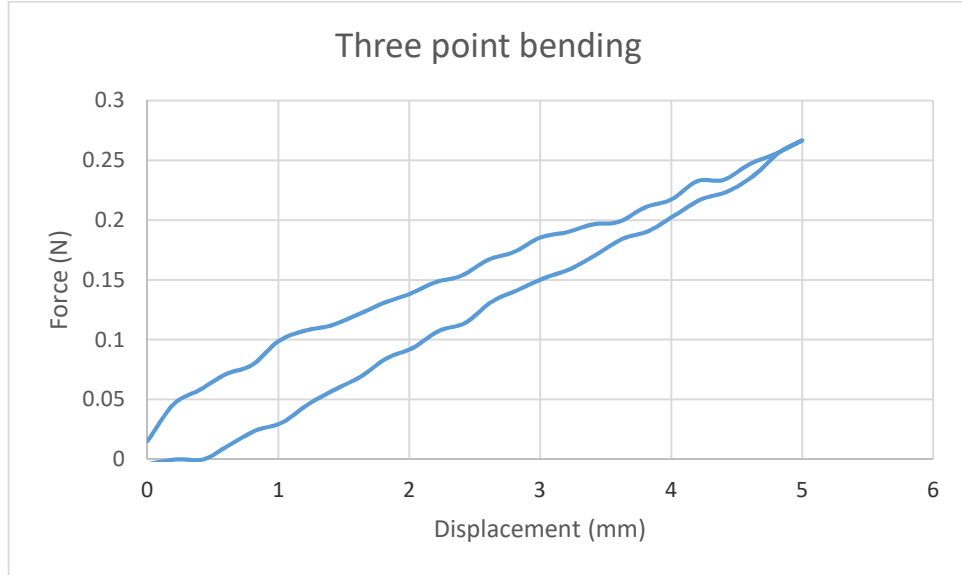
รูปที่ ค.2 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 72.7 องศา



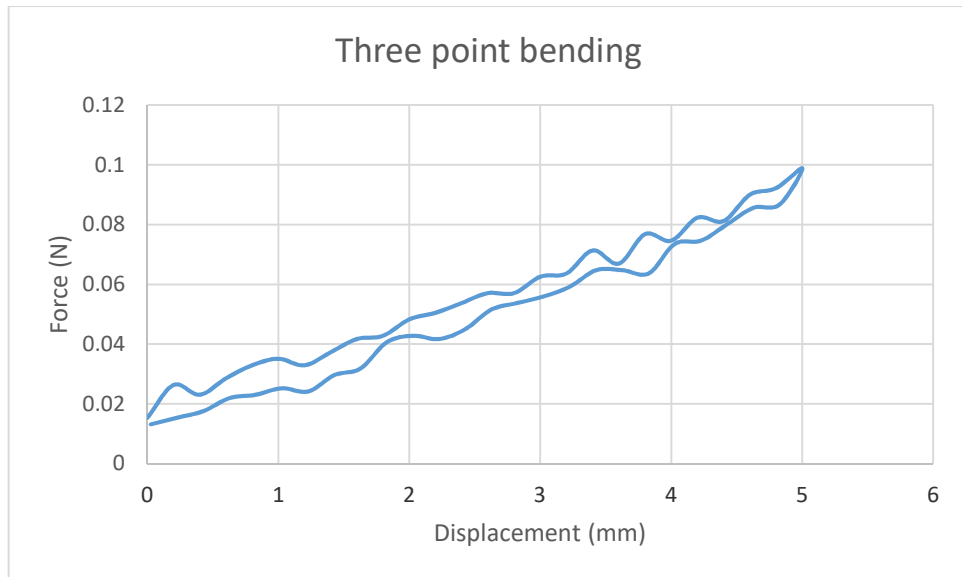
รูปที่ ค.3 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 73.3 องศา



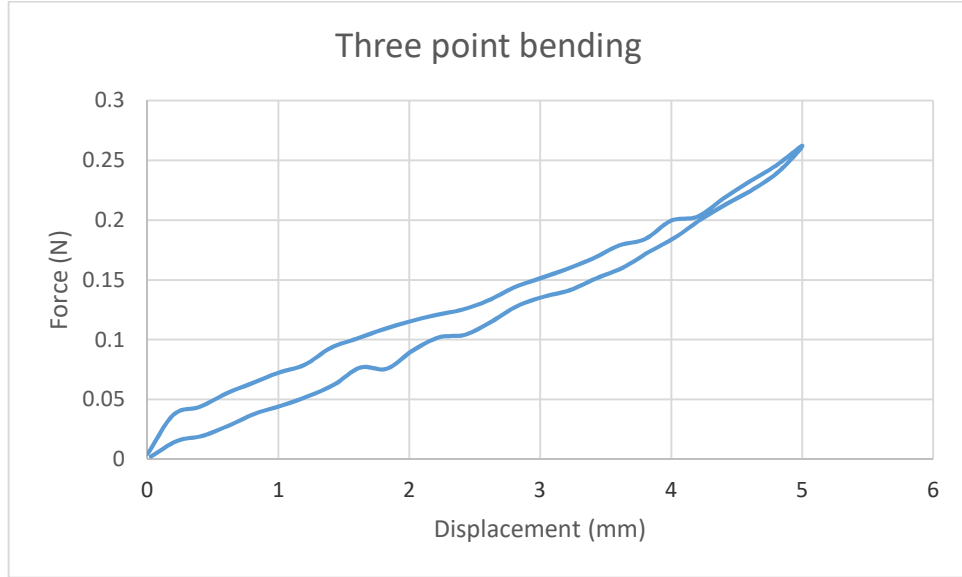
รูปที่ ค.4 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 75.8 องศา



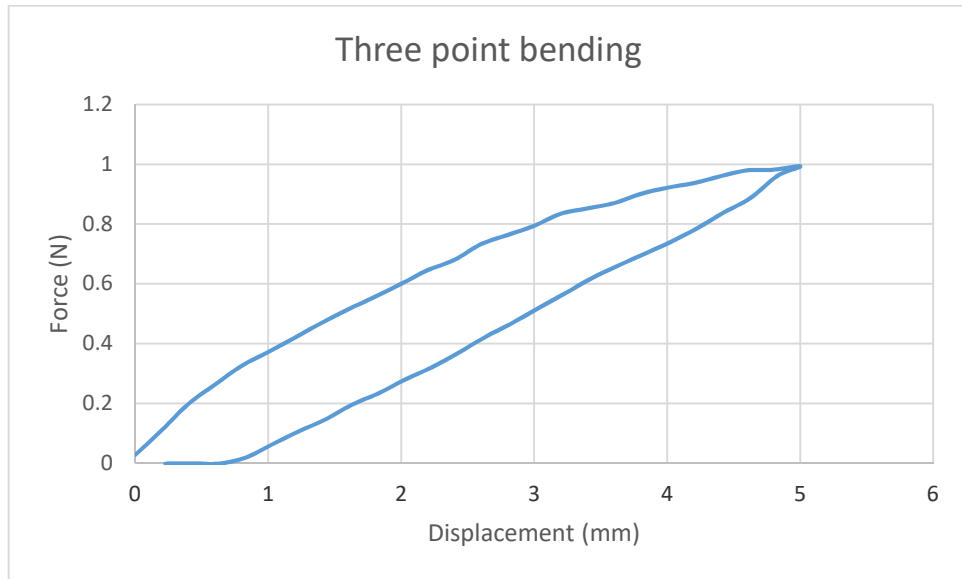
รูปที่ ค.5 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 77.6 องศา



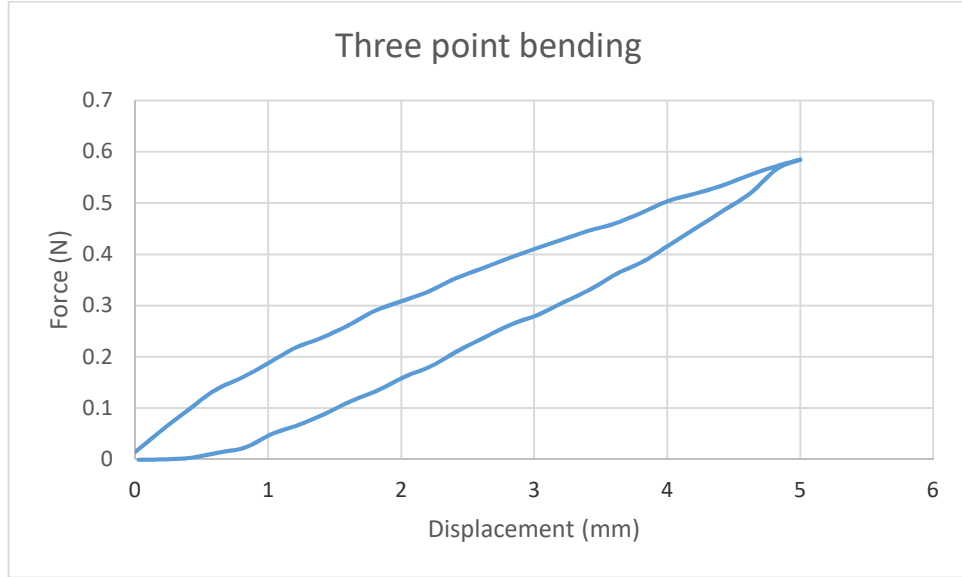
รูปที่ ค.6 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 78.01 องศา



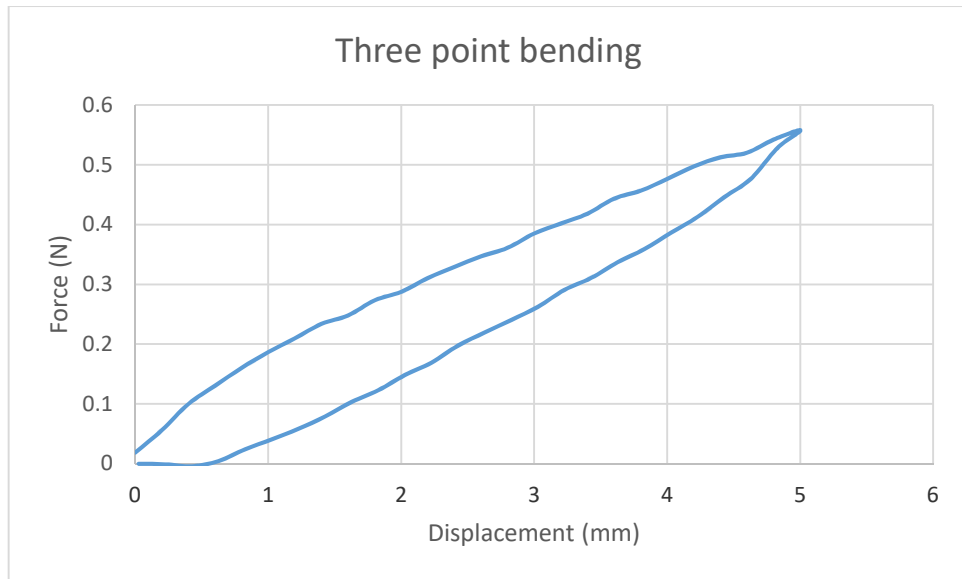
รูปที่ ค.7 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดเคเบิลใยแก้วที่สานแบบ 24 เส้น มุมในการสาน 78.26 องศา



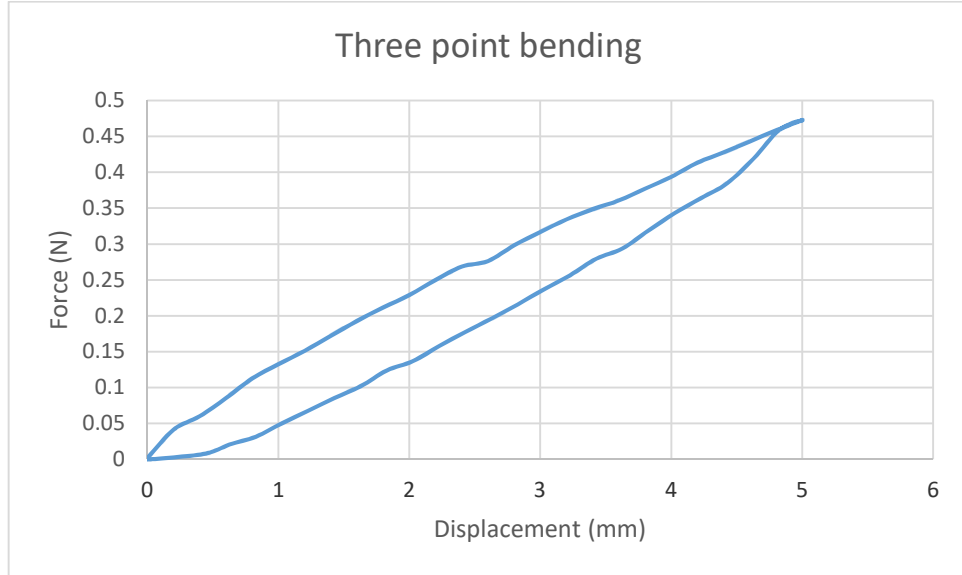
รูปที่ ค.8 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดเคเบิลใยแก้วที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 78 องศา



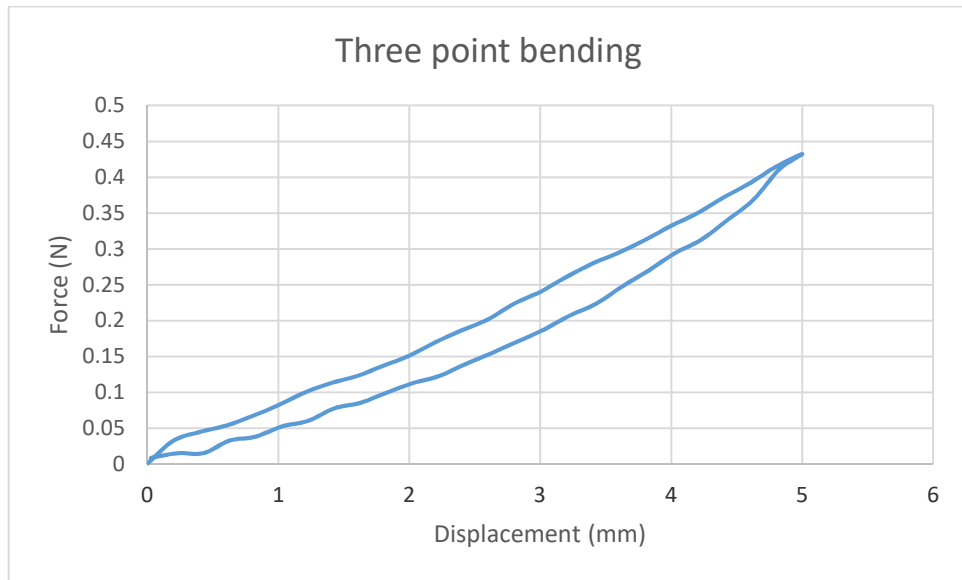
รูปที่ ค.9 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 78.7 องศา



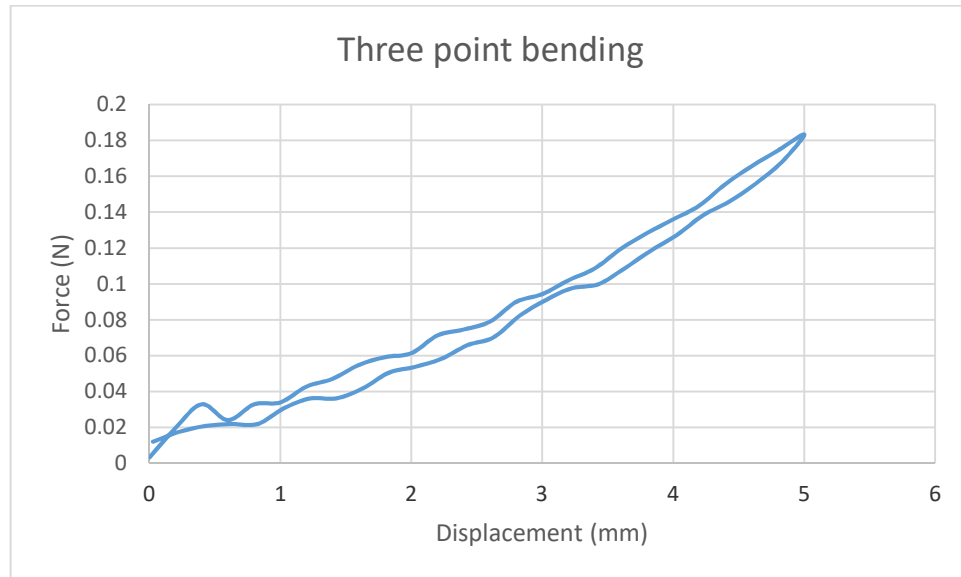
รูปที่ ค.10 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 79.2 องศา



รูปที่ ค.11 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 79.3 องศา



รูปที่ ค.12 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 80.68 องศา



รูปที่ ค.13 ผลการทดสอบ Three point bending ของขดลวดค้ำยันที่สานแบบ 36 เส้น มุมในการสาน 81.52 องศา