

การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดผ่านขดลวดที่หลอดเลือดแยกสองง่าม
Numerical study of blood flow through stented bifurcation



นายบุญญฤทธิ์ ฐะคำ รหัส 54360681
นายมนต์ชัย คงสุจริต รหัส 54363453

ห้องสมุดคณะวิศวกรรมศาสตร์
วันที่รับ..... 30 ก.ย. 2558
เลขทะเบียน..... 1601 1561
เลขรับทรา..... พล.
..... 552 ๑

2657

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร
ปีการศึกษา 2557

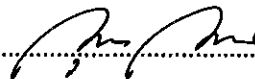


แบบเสนอโครงร่างปริญญานิพนธ์


ชื่อหัวข้อโครงการ	การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดผ่านขดลวดที่หลอดเลือดแยกสองง่าม		
ผู้ดำเนินโครงการ	นายบุญญฤทธิ์	ธวัชคำ	รหัสสนិត 54360681
	นายนายมนต์ชัย	คงสุจริต	รหัสสนិត 54363453
ที่ปรึกษาโครงการ	ผศ.ดร.กุลยา กนกजारูจิตร		
ภาควิชา	วิศวกรรมเครื่องกล		
ปีการศึกษา	2557		

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อนุมัติให้โครงงานวิจัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของ
การศึกษาตามหลักสูตร วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล

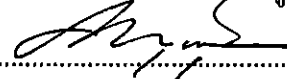
คณะกรรมการสอบโครงการ

.....ที่ปรึกษาโครงการ

(ผศ.ดร.กุลยา กนกजारูจิตร)

.....กรรมการ

(ผศ.ดร.อนันต์ชัย อยู่แก้ว)

.....กรรมการ

(ดร.ภาณุ พุทธวงศ์)

ชื่อหัวข้อโครงการ การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดผ่านขดลวดที่หลอดเลือดแยกสองง่าม

ผู้ดำเนินโครงการ นายบุญญฤทธิ์ อุระคำ รหัส 54360681
นายมนต์ชัย คงสุจริต รหัส 54363453

ที่ปรึกษาโครงการ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กุลยา กนกजारุจิตร
ภาควิชา วิศวกรรมเครื่องกล
ปีการศึกษา 2557

บทคัดย่อ

โครงการนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาแบบจำลองการไหลของเลือดผ่านขดลวดที่ใส่ภายในหลอดเลือดแยกสองง่ามโดยวิธีการจัดวางแบบ One-Stent Technique (OST) [1] ภายใต้สภาวะการไหลคงที่ และกำหนดให้ผนังหลอดเลือดมีความแข็งเกร็ง เพื่อเปรียบเทียบค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือด และการไหลผ่านขดลวดที่ใส่ภายในหลอดเลือดแยกสองง่ามกับหลอดเลือดปกติ ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยกำหนดให้เลือดเป็นของไหล Non-Newtonian ที่ประพฤติตนตามแบบจำลองของ Carreau-Yasuda และการไหลเป็นแบบราบเรียบ หลอดเลือดแยกสองง่ามในที่นี้ประกอบไปด้วยหลอดเลือดหลักมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 mm ยาว 90 mm และหลอดเลือดสาขามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 mm ยาว 20 mm ทำมุมเอียงกับหลอดเลือดหลัก 45 องศา โดยที่ค่าของเลขเรย์โนลด์ส์ (Re_D) เท่ากับ 233 คัดที่ทางเข้าหลอดเลือดหลัก ซึ่งตรงกับจังหวะกายตัวของหัวใจ และในโครงการนี้เราทำการเปรียบเทียบค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ไม่ใส่ขดลวดและหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด ซึ่งแบ่งการศึกษาออกได้เป็น 3 กรณีคือ กรณีที่ 1 พิจารณาหลอดเลือดที่ไม่ได้ใส่ขดลวด กรณีที่ 2 พิจารณาหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ของขดลวดเท่ากันคือ 28 เซลล์ แต่มีความหนาต่างกัน ซึ่งได้แก่ 0.3, 0.4 และ 0.5 mm และกรณีที่ 3 พิจารณาหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีความหนา 0.4 mm แต่มีจำนวนเซลล์ของหลอดเลือดต่างกัน คือ 15, 28 และ 54 เซลล์ จากการศึกษาพบว่า กรณีที่ 1 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเฉลี่ยของหลอดเลือดปกติ มีค่าเท่ากับ 1.3 Pa กรณีที่ 2 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน แต่ขดลวดที่มีความหนา 0.3 mm ให้ค่าใกล้เคียงกับค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติมากที่สุด กล่าวคือความหนาของขดลวดส่งผลต่อค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ยิ่งขดลวดมีความหนา มาก ๆ ทำให้มีพื้นที่ของผนังหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหลน้อยลง ของไหลจึงมีพื้นที่ในการปรับตัวให้เข้าสู่สภาวะปกติลดลงไปด้วย และกรณีที่ 3 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน แต่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ ให้ค่าใกล้เคียงกับค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติมากที่สุด กล่าวคือขดลวดที่มีจำนวนเซลล์มาก ๆ จะมีระยะภายในขดลวดน้อยลง เป็นผลให้การไหลภายในเซลล์ปรับตัวไม่ทันเพื่อที่จะเข้าสู่สภาวะปกติ (0.5-1.5 Pa) และเกิด Flow Separation และ Back Flow ตลอดพื้นที่ที่สัมผัสกับการไหลภายในเซลล์ของขดลวด

Project title Numerical study of blood flow through stented bifurcation
Name Mr. Boonyarit Tuwakham ID. 54360681
Mr.Monchai Kongsijarit ID. 54363453
Project advisor Asst. Prof. Dr. Koonlaya Kanokjaruvijit
Major Mechanical Engineering
Academic year 2014

Abstract

This thesis is aimed to numerically study blood flow through a stented bifurcation by using One-Stent Technique (OST) [1] under assumptions of steady state flow condition and rigid blood vessel wall. Blood flow through both a regular bifurcation and a stented bifurcation were investigated in terms of wall shear stress (WSS) and flow fields by using the finite element method. The blood was assumed laminar and non-Newtonian, and behaved in accordance with Carreau-Yasuda model. The bifurcation consisted of a main artery of 4 mm diameter and 90 mm long connected with 45 degrees to a branch artery of 20 mm diameter. Reynolds number of 233 based on the main artery diameter was fixed throughout the study, and was equivalent to the diastole. The stent strut thicknesses of 0.3, 0.4 and 0.5 mm with fixed 28 stent cells were examined. The influence of number of stent cells was also investigated by using 15, 28 and 54 cells with the fixed strut thickness of 0.4 mm. The average wall shear stress of the regular bifurcation was 1.3 Pa, which is in the normal range of 0.5-1.5 Pa. The wall shear stress for the three stent thicknesses showed similar trend and that of 0.3 mm gave the values close to the normal range. Thus, the thicker stent struts led to less wall shear stress due to the fact that the thicker struts covered larger blood vessel area; hence, the wetted area was less, and then the flow had less area to adjust itself to the normal condition. Finally, the wall shear stress values of all three stent cell numbers showed similar trend. However, the stent of 15 cells presented similar wall shear stress values to those of the regular bifurcation. This is because it allowed more wetted area between struts whereas that of 54 cells covered larger wetted area, thus the flow inside the wetted area was unable to adjust itself to normal condition as shown in the presence of flow separation and back flow throughout the wetted area.

กิตติกรรมประกาศ

ผู้ดำเนินโครงการขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. กุลยา กนกจาร์วิจิตร อาจารย์ปรึกษาโครงการ ซึ่งใส่ใจในรายละเอียดทุกขั้นตอนของการดำเนินโครงการ โดยให้คำปรึกษาและคำแนะนำ การพัฒนาการปรับปรุงกระทั่งโครงการสำเร็จลุล่วง ตลอดจนสอนหลักการเขียนปริญญาานิพนธ์พร้อมทั้งตรวจทานแก้ไขอย่างละเอียดจนได้ปริญญาานิพนธ์เป็นรูปเล่มสมบูรณ์

และขอขอบคุณรองศาสตราจารย์ ดร. มัทนี สงวนเสริมศรี ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อนันต์ชัย อยู่แก้ว และ ดร.ภาณุ พุทธรังค์ ที่เสียสละเวลามาเป็นกรรมการโครงการนี้

รวมทั้งขอขอบคุณรัฐบาลไทยที่จัดตั้งกองทุนให้กู้ยืมเพื่อการศึกษา (กยศ.) ซึ่งสนับสนุนด้านทุนทรัพย์แก่นายมนต์ชัย คงสุจริตตลอดระยะเวลาการศึกษาในระดับปริญญาตรี

ในท้ายที่สุดนี้ เหนือสิ่งอื่นใด ผู้ดำเนินโครงการขอกราบขอบพระคุณบิดาและมารดา ซึ่งให้การสนับสนุนในทุกด้านเกี่ยวกับการศึกษาของผู้ดำเนินโครงการ รวมทั้งมอบความรัก ความเมตตา และคอยเป็นกำลังใจให้จนประสบความสำเร็จในวันนี้

นายบุญญฤทธิ์
นายมนต์ชัย

ธวัชคำ
คงสุจริต

สารบัญ

	หน้า
ใบรับรองโครงการ	ก
บทคัดย่อ	ข
Abstract	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ	จ
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูป	ซ
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	3
1.5 ระยะเวลาในการดำเนินโครงการ	4
1.6 วิธีดำเนินงานโครงการ	5
1.7 งบประมาณ	9
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี	10
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	10
2.2 ทฤษฎีการไหลชั้นขอบเขต (Boundary Layer Theory)	12
2.3 วรรณกรรมปริทัศน์	13

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 การจำลองแบบขดลวดในหลอดเลือดแยกสองง่าม	20
3.1 การเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ	20
3.2 การเขียนแบบจำลองหลอดเลือดสองง่ามที่ใส่ขดลวด	28
บทที่ 4 วิธีการคำนวณ	39
4.1 โดเมนการคำนวณ (Computational Domain)	39
4.2 สมการควบคุม (Governing Equation)	43
4.3 เงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)	44
4.4 Data Reduction	45
4.5 การนำไฟล์เขียนแบบเข้าโปรแกรม COMSOL	46
4.6 การสร้างและการตรวจสอบผลกระทบของความหนาแน่นของเมช	47
บทที่ 5 ผลการคำนวณและอภิปรายผล	55
5.1 หลอดเลือดที่ได้ใส่ขดลวด	55
5.2 ผลกระทบของความหนาของขดลวด	58
5.3 ผลกระทบของความหนาแน่นของจำนวนเซลล์	72
บทที่ 6 สรุปผลการคำนวณ	84
เอกสารอ้างอิง	86
ภาคผนวก	87
ภาคผนวก ก การ Import file การสร้างเมชและการคำนวณในโปรแกรม COMSOL	88
ประวัติผู้ดำเนินโครงการ	95

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน	4
ตารางที่ 4.1 แบบจำลองที่ใช้ในการเปรียบเทียบผลของความหนาแน่นของเมฆ	49
ตารางที่ 4.2 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง หน้าตัด 2-2'	51
ตารางที่ 4.3 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง หน้าตัด 3-3'	52
ตารางที่ 4.4 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง หน้าตัด 4-4'	54



สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 1.1 One-Stent Technique (OST)	3
รูปที่ 1.2 แบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามและขดลวด	5
รูปที่ 1.3 รูปทรง tetrahedral	6
รูปที่ 1.4 ผังวิธีการดำเนินงานโครงการ	8
รูปที่ 2.1 ผลของการเปลี่ยนแปลงความดันที่มีต่อลักษณะชั้นขอบเขตการไหล	13
รูปที่ 2.2 แบบจำลองของหลอดเลือด Carotid ในงานของ Gijsen และคณะ	14
รูปที่ 2.3 การกระจายความเร็วในหลอดเลือด Internal Carotid Artery	14
รูปที่ 2.4 แบบจำลองของท่อโค้งและการกระจายความเร็วในท่อโค้ง	16
รูปที่ 2.5 ขดลวด	17
รูปที่ 2.6 การแสดงตัวของขดลวดบนแผ่นเรียบ	18
รูปที่ 2.7 แสดงพื้นที่ในการไหลภายในขดลวด	19
รูปที่ 3.1 สรุปแนวคิดในการเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ	21
รูปที่ 3.2 การเรียกใช้โปรแกรมการเขียนแบบแบบจำลอง 3 มิติ	22
รูปที่ 3.3 การสร้างระนาบและเส้นอ้างอิงหลอดเลือดหลัก	22
รูปที่ 3.4 การสร้างวงกลมทางเข้าของหลอดเลือดหลัก	23
รูปที่ 3.5 แบบร่างหลอดเลือดหลัก	23
รูปที่ 3.6 เส้นศูนย์กลางของหลอดเลือดหลัก	24
รูปที่ 3.7 การสร้างเส้นศูนย์กลางเพื่อใช้อ้างอิงในการสร้างหลอดเลือดสาขา	25
รูปที่ 3.8 การสร้างเส้นศูนย์กลางใช้อ้างอิงในการสร้างหลอดเลือดสาขา	25

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 3.9 การสร้างระนาบอ้างอิงใหม่ใช้อ้างอิงในการสร้างหลอดเลือดสาขา	26
รูปที่ 3.10 การสร้างหลอดเลือดสาขาเชื่อมกับหลอดเลือดหลัก	27
รูปที่ 3.11 การเพิ่มความยาวของหลอดเลือดหลัก	27
รูปที่ 3.12 แบบจำลองหลอดเลือดสองง่ามที่ใส่ขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm และจำนวน 28 เซลล์	28
รูปที่ 3.13 สรุปแนวคิดในการเขียนแบบหลอดเลือดสองง่ามที่ใส่ขดลวด	29
รูปที่ 3.14 การสร้างระนาบอ้างอิงในการร่างขนาดของขดลวด	30
รูปที่ 3.15 การร่างขนาดของขดลวด 1 เซลล์	30
รูปที่ 3.16 การเจาะผิวหลอดเลือดหลัก โดยแบบร่างขดลวดรูปที่ 3.15	31
รูปที่ 3.17 การสร้างเซลล์ของขดลวดฝั่งรอบล้อมหลอดเลือดหลัก	31
รูปที่ 3.18 การสร้างแถวของเซลล์ของขดลวดตามแนวเส้นศูนย์กลางของหลอดเลือดหลัก	32
รูปที่ 3.19 การเพิ่มความยาวหลอดเลือดหลัก	32
รูปที่ 3.20 การสร้างรอยเชื่อมระหว่างขดลวด	33
รูปที่ 3.21 การสร้างรอยเชื่อมระหว่างเซลล์ของขดลวดตามแนวแกนของหลอดเลือดหลัก	33
รูปที่ 3.22 การสร้างรอยเชื่อมตามแนวหลอดเลือดหลัก	34
รูปที่ 3.23 การสร้างรอยเชื่อมล้อมรอบหลอดเลือดหลัก	34
รูปที่ 3.24 การสร้างเส้นศูนย์กลางเพื่อใช้สร้างระนาบอ้างอิง	35
รูปที่ 3.25 การสร้างระนาบอ้างอิงที่กึ่งกลางหลอดเลือด	35
รูปที่ 3.26 การสร้างระนาบให้อยู่ใกล้ผิวส่วนโค้งของหลอดเลือด	36
รูปที่ 3.27 การสร้างรอยเชื่อมหัวและท้ายขดลวด	36

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 3.28 การเจาะเพื่อให้ขดลวดเชื่อมกัน	37
รูปที่ 3.29 การสร้างรอยเชื่อมล้อมรอบหลอดเลือดหลัก	37
รูปที่ 3.30 การสร้างรอยเชื่อมหัวและท้ายของหลอดเลือดหลัก	38
รูปที่ 3.31 การสร้างหลอดเลือดสาขา	38
รูปที่ 4.1 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดปกติ	39
รูปที่ 4.2 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.3 mm 28 เซลล์	40
รูปที่ 4.3 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm 28 เซลล์	40
รูปที่ 4.4 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.5 mm 28 เซลล์	41
รูปที่ 4.5 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm จำนวนเซลล์ 15 เซลล์	41
รูปที่ 4.6 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm จำนวนเซลล์ 28 เซลล์	42
รูปที่ 4.7 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm จำนวนเซลล์ 54 เซลล์	42
รูปที่ 4.8 ผังความคิดแสดงขั้นตอนการคำนวณความเค้นเฉือนที่ผนัง	45
รูปที่ 4.9 การเลือก Model Navigator	46
รูปที่ 4.10 การ Import File เข้าสู่โปรแกรม COMSOL	47
รูปที่ 4.11 รูปทรง tetrahedral	47
รูปที่ 4.12 การสร้างเมชในโดเมนการคำนวณ	48
รูปที่ 4.13 หน้าตัดของหลอดเลือดที่นำมาคำนวณ	48
รูปที่ 4.14 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 1-1'	50

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 4.15 การเรียงตัวของเมฆจากอัลกอริทึม	50
รูปที่ 4.16 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 2-2'	51
รูปที่ 4.17 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 3-3'	52
รูปที่ 4.18 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 4-4'	53
รูปที่ 4.18 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 5-5'	53
รูปที่ 5.1 ตำแหน่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง เพื่อเปรียบเทียบผลของ ค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง	56
รูปที่ 5.2 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติที่ตำแหน่งดังแสดงในรูป 5.1	56
รูปที่ 5.3 ตำแหน่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่ทางแยกของหลอดเลือด	57
รูปที่ 5.4 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติที่ตำแหน่งดังแสดงในรูป 5.3	57
รูปที่ 5.5 การกระจายความเร็วภายในหลอดเลือดสาขา	58
รูปที่ 5.8 ตำแหน่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด โดยผ่านขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด (a-a')	58
รูปที่ 5.9 ตำแหน่งของข้อมูลค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด โดยผ่านรอยเชื่อมที่ทางเข้า บริเวณที่ไม่มีขดลวด บริเวณที่เส้นขดลวดใกล้กันและผ่านบริเวณ รอยเชื่อมที่ทางออก (b-b')	59
รูปที่ 5.10 ตำแหน่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด โดยผ่านบริเวณขดลวด รอยเชื่อมของขดลวดและผ่านบริเวณทางแยกของหลอดเลือด สาขา (c-c')	59
รูปที่ 5.11 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่ตำแหน่งเส้น a-a'	60

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.12 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น a-a' เปรียบเทียบกับหลอดเลือดปกติ	61
รูปที่ 5.13 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่ตำแหน่งเส้น b-b'	63
รูปที่ 5.14 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านรอยเชื่อมของขดลวด	64
รูปที่ 5.15 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวด	65
รูปที่ 5.16 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านบริเวณเส้นขดลวดใกล้กัน	66
รูปที่ 5.17 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านบริเวณใกล้กับทางแยกของหลอดเลือดสาขา	67
รูปที่ 5.18 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่ตำแหน่งเส้น c-c'	69
รูปที่ 5.19 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น c-c'	70
รูปที่ 5.20 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดสาขาของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด	70
รูปที่ 5.21 ตำแหน่งข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดโดยผ่านขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด (d-d')	72
รูปที่ 5.22 ตำแหน่งข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดโดยรอยเชื่อมทางเข้า-ออก และผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวด (e-e')	73
รูปที่ 5.23 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ผ่านเส้น d-d'	74
รูปที่ 5.24 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่จำนวนเซลล์ของขดลวดต่างกันตามเส้น d-d' เปรียบเทียบกับหลอดเลือดปกติ	75

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.25 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ที่ตำแหน่ง e-e'	76
รูปที่ 5.26 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ตามเส้น e-e' โดยที่ผ่านรอยเชื่อมของขดลวด	77
รูปที่ 5.27 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ตามเส้น e-e' โดยที่ผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวด	78
รูปที่ 5.28 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ตามเส้น e-e' โดยที่ผ่านบริเวณเส้นขดลวดใกล้กัน	79
รูปที่ 5.29 ตำแหน่งข้อมูลความเค้นเฉือนที่ผนังที่ทางแยกของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด	80
รูปที่ 5.30 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดสาขา ที่หน้าตัด 8-8'	81
รูปที่ 5.31 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดสาขา ที่หน้าตัด 9-9'	81
รูปที่ 5.32 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดสาขาของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด	82
รูปที่ 5.33 การวางตัวของขดลวดก่อนทางเข้าหลอดเลือดสาขาที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ	82
รูปที่ ก.1 การเข้าโปรแกรม COMSOL	89
รูปที่ ก.2 การ Import file เข้า COMSOL	89
รูปที่ ก.3 การแสดงแบบจำลองที่ Import file เข้า COMSOL	90
รูปที่ ก.4 แบบจำลองที่มีการสร้างเมช	90
รูปที่ ก.5 วิธีคำนวณข้อมูลใน COMSOL	91
รูปที่ ก.6 วิธีคำนวณข้อมูลใน COMSOL เมื่อใส่ค่า	91
รูปที่ ก.7 หน้าต่างการกำหนดพื้นผิวของแบบจำลอง	92
รูปที่ ก.8 ตำแหน่งใดๆ ของผนังหลอดเลือด	92

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ ก.9 ตำแหน่งทางออกของหลอดเลือดหลัก	93
รูปที่ ก.10 หน้าต่างแสดงความคืบหน้าของการคำนวณ	93
รูปที่ ก.11 ผลการคำนวณแบบจำลองของโปรแกรม COMSOL	94



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

ปัจจุบันโรคหัวใจขาดเลือดหรือโรคหลอดเลือดแดงโคโรนารีที่ไปเลี้ยงหัวใจตีบ เป็นโรคหัวใจที่พบได้บ่อยและเป็นสาเหตุการเสียชีวิตที่สำคัญของผู้ป่วยโรคหัวใจ ผู้ป่วยมักจะมีอาการแน่นหน้าอกหรือเหนื่อยง่ายเวลาออกกำลังกายและในบางรายก็มีอาการเจ็บเฉียบพลันเกิดหัวใจวายได้ ซึ่งวิธีการรักษาโรคนี้ในปัจจุบันมีอยู่หลายวิธีด้วยกัน ขึ้นอยู่กับความรุนแรงของหลอดเลือดที่มีไขมันอุดตัน โดยที่พิจารณาตามระดับการตีบของหลอดเลือดคือหลอดเลือดที่มีการตีบไม่เกิน 70% [2] ของหลอดเลือดจะทำการรักษาโดยการใส่ยารักษา และหลอดเลือดที่มีการตีบมากกว่า 70% ต้องใช้วิธีการบอลลูนขยายหลอดเลือดหัวใจรวมถึงการใส่ขดลวดในหลอดเลือดหัวใจ แต่ในบางกรณีไม่สามารถทำการรักษาได้โดยวิธีข้างต้นจึงใช้การผ่าตัดหลอดเลือดดำที่ขาหรือหลอดเลือดแดงบางส่วนมาติดต่อกับหลอดเลือดที่อุดตันทำทางเดินของเลือดใหม่ ในการศึกษาครั้งนี้เราได้ทำการศึกษาการไหลของเลือดผ่านขดลวดที่หลอดเลือดแยกสองง่ามซึ่งเป็นวิธีการรักษาที่นิยมในปัจจุบัน เนื่องจากใช้เวลาในการรักษา 0.5-1.5 ชั่วโมงขึ้นอยู่กับตำแหน่งการตีบของหลอดเลือด และระยะเวลาพักฟื้นภายในโรงพยาบาลก็สั้นมาก ผู้ป่วยส่วนมากจะกลับบ้านได้ภายใน 1-2 วัน และกลับไปทำกิจกรรมหรืองานต่างๆได้ตามปกติภายใน 1 สัปดาห์ ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับการผ่าตัดแล้วผู้ป่วยจะต้องอยู่โรงพยาบาล 1-2 สัปดาห์ และกลับไปทำงานได้ตามปกติภายใน 3-4 สัปดาห์ การรักษาโดยการใส่ขดลวดในหลอดเลือดหัวใจมีอยู่หลายวิธี ดังนั้นเราสนใจวิธีการจัดวางแบบ One-Stent Technique (OST) ในกรณีเกิดการอุดตันของหลอดเลือด ซึ่งเป็นวิธีที่ดีที่สุดและปลอดภัยที่สุด[3] เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบพฤติกรรมการไหลของเลือดกับหลอดเลือดปกติ

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1.2.1 เขียนแบบขดลวดสวนหัวใจที่ใส่ไว้ในหลอดเลือดแยกสองง่าม ณ บริเวณที่เกิดการอุดตัน

1.2.2 ศึกษาแบบจำลองการไหลของเลือดแบบ non-Newtonian ผ่านขดลวดที่ใส่ภายในหลอดเลือดแยกสองง่ามโดยวิธีการจัดวางแบบ One-Stent Technique (OST) [1] ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์

1.2.3 เปรียบเทียบความเค้นเฉือนที่ผนัง และการไหลผ่านขดลวดที่ใส่ภายในหลอดเลือดแยกสองง่ามกับหลอดเลือดปกติ

1.3 ขอบเขตของโครงการ

1.3.1 การไหลใน 3 มิติ

1.3.2 เลือดมีสภาวะการไหลแบบคงที่ (Steady State)

1.3.3 การไหลของเลือดเป็นแบบราบเรียบ (Laminar Flow)

1.3.4 ผนังหลอดเลือดแข็งเกร็ง (Rigid wall)

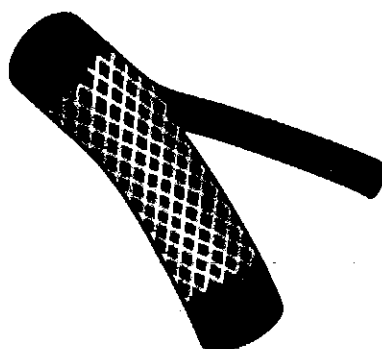
1.3.5 เลือดเป็นของไหล Non-Newtonian ที่ประพฤติตนตามแบบจำลองของ Carreau-Yasuda

1.3.6 ขดลวดที่ใส่ในหลอดเลือดแยกสองง่ามเป็นไปตามเทคนิค One-Stent Technique (OST) ดังรูปที่ 1.1

1.3.7 ความหนาแน่นของเลือด = 1050 kg/m^3

1.3.8 ขดลวดที่ทำการทดสอบมีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm และมีความสูงคงที่ที่ 0.4 mm

1.3.9 จำนวนเซลล์ภายในขดลวดเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูนที่ทำการทดสอบ ได้แก่ 15, 28 และ 54 เซลล์



OST

รูปที่ 1.1 One-Stent Technique (OST) [1]

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 แบบจำลอง 3 มิติ ของขดลวดที่วางในหลอดเลือดแบบ One-Stent Technique และวิธีการเขียนแบบ

1.4.2 ข้อมูลพื้นฐานเกี่ยวกับการไหลผ่านขดลวด เช่น รูปแบบของการกระจายความเร็ว และการกระจายความเค้นเฉือนที่ผนังหลอดเลือด สำหรับขดลวดรูปทรงสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูนที่มีความหนาขดลวด และความหนาแน่นของเซลล์ภายในขดลวดค่าต่าง ๆ

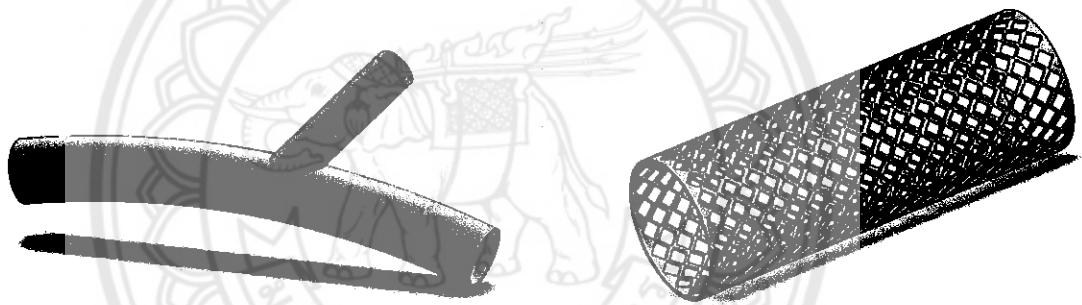
1.6 วิธีการดำเนินงานโครงการ

1.6.1 ศึกษาวรรณกรรมปริทัศน์ที่เกี่ยวกับการไหลของเลือดผ่านขดลวด

1.6.2 เขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่าม 3 มิติ ทั้งแบบหลอดเลือดปกติและหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดแบบ One-Stent Technique (OST) ดังแสดงในรูปที่ 1.2

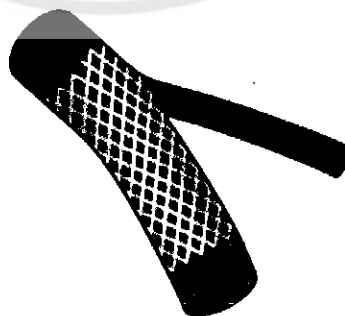
- รูปที่ 1.2 (a) เป็นการสร้างหลอดเลือดปกติ เริ่มจากการสร้างเส้นโค้งหลักของหลอดเลือดหลัก จากนั้นกำหนดเส้นผ่านศูนย์กลางกลาง 4 mm และหลอดเลือดสาขาย่อยมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.5 mm โดยหลอดเลือดสาขาย่อยทำมุมเอียงกับหลอดเลือดหลัก 45°

- รูปที่ 1.2 (b) เป็นการสร้างแบบจำลองของขดลวดเพื่อที่จะนำไปประยุกต์เข้ากับหลอดเลือดปกติ เพื่อให้ได้แบบจำลองของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดดังรูปที่ 1.2 (c)



(a) หลอดเลือดปกติ

(b) ขดลวด (Stent)



OST

(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวดแบบ One-Stent Technique [1]

รูปที่ 1.2 แบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามและขดลวด

1.6.3 Import File เขียนแบบของจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวดเข้าโปรแกรม COMSOL โดยบันทึกข้อมูลในรูปแบบของ File STEP AP203

1.6.4 กำหนดความเร็วที่ทางเข้าของหลอดเลือดหลักโดยใช้ $Re=233$ ซึ่งตรงกับจังหวะคายตัวของหัวใจ (Diastole) [4] จะทำให้ได้อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ขาเข้า (Q_0) เป็น 7.53 Liters/min และความเร็ว (V_0) เป็น 0.1664 m/s

1.6.5 กำหนดให้เลือดไหลออกที่ทางออกของหลอดเลือดสาขาทั้งสอง โดยไหลสู่บรรยากาศที่ความดันเกจเป็นศูนย์

1.6.6 ความเร็วของของไหลที่ผนังมีค่าเป็นศูนย์ เนื่องจากสภาวะไม่ลื่นไถล (No-Slip condition)

1.6.7 สร้างเมช (Mesh) ในโดเมนการคำนวณของการไหลโดยเป็นรูปทรง tetrahedral ดังรูปที่ 1.3



รูปที่ 1.3 รูปทรง tetrahedral

1.6.8 ดำเนินการคำนวณภายใต้สมมติฐานการไหลคงที่ ของไหลอัดตัวไม่ได้โดยใช้ Governing Equation ดังนี้

สมการอนุรักษ์มวล (Conservation of mass)

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1.1)$$

สมการอนุรักษ์โมเมนตัม (Momentum Equations)

$$\text{โมเมนตัมในแนวแกน } x : \rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \nabla \cdot (\mu \nabla u) + \rho g_x \quad (1.2)$$

$$\text{โมเมนต์ในแนวแกน } y : \rho(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z}) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \nabla(\mu \nabla v) + \rho g_y \quad (1.3)$$

$$\text{โมเมนต์ในแนวแกน } z : \rho(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z}) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \nabla(\mu \nabla w) + \rho g_z \quad (1.4)$$

สมการความหนืดของ Carreau-Yasuda

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})(1 + (\lambda \dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2} \quad (1.5)$$

เมื่อ μ_{∞} คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนอนันต์ โดยมีค่าเท่ากับ $22 \times 10^{-3} \text{ Pa-s}$

μ_0 คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์ โดยมีค่าเท่ากับ $2.2 \times 10^{-3} \text{ Pa-s}$

$\dot{\gamma}$ คือ อัตราความเค้นเฉือน (Shear rate)

n คือ ค่าคงที่ไร้หน่วย โดยมีค่าเท่ากับ 0.392

λ คือ ค่าคงที่ โดยมีค่าเท่ากับ 0.110 s.

โดยค่าต่าง ๆ นำมาจาก Gijsen [6]

ผลลัพธ์จะอยู่ในรูปของ u (ความเร็วในแนวแกน x), v (ความเร็วในแนวแกน y), w (ความเร็วในแนวแกน z), P (ความดัน) และ μ (ความหนืด)

1.6.9 ดำเนินการคำนวณโดยใช้สมการ

อัตราเฉือน (Shear rate):

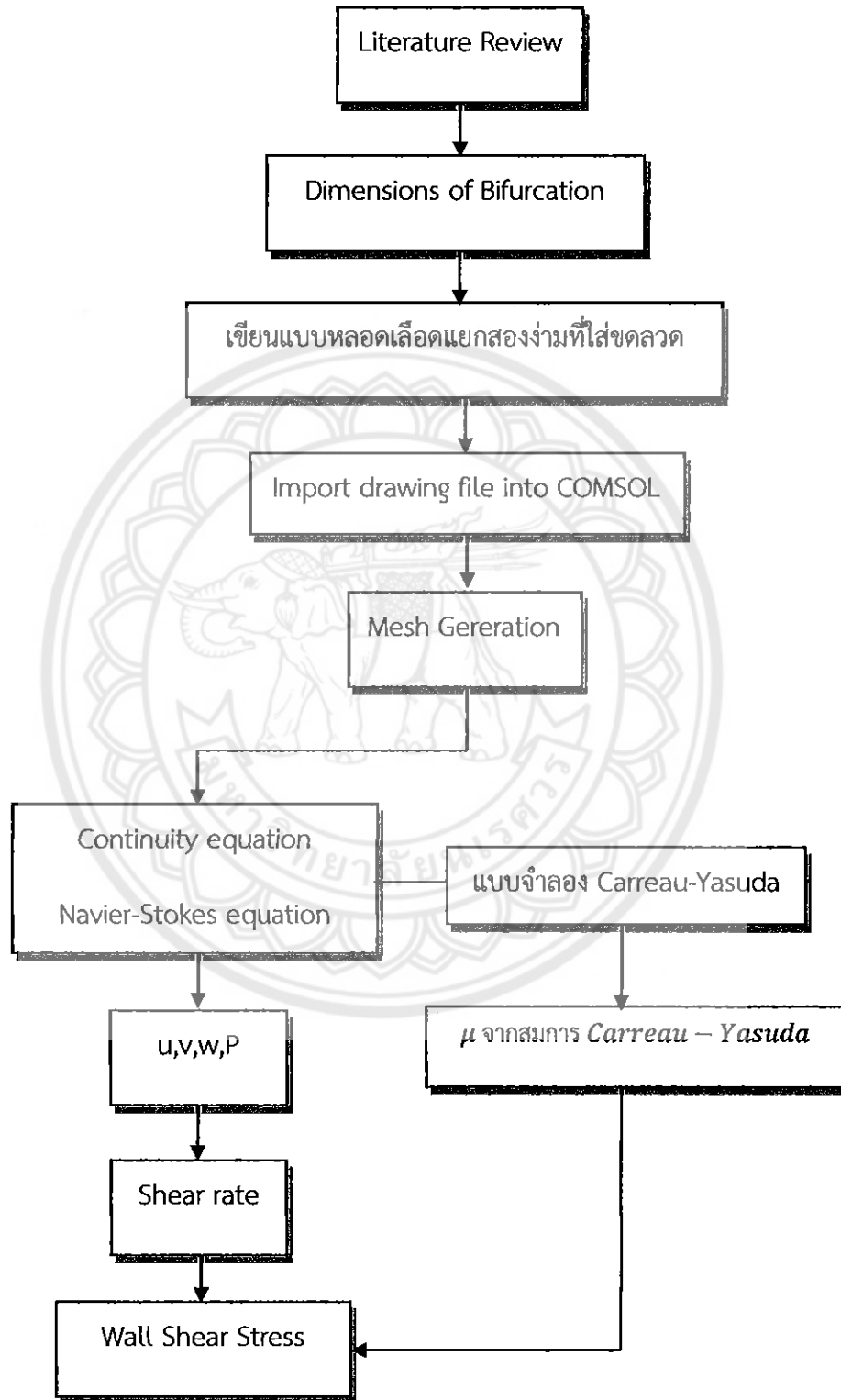
$$\dot{\gamma} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (1.6)$$

ความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress):

$$WSS = \mu \dot{\gamma} = \mu \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (1.7)$$

1.6.10 ผลของการคำนวณจะแสดงข้อมูลการกระจายความเร็วซึ่งจะอยู่ในรูปของโปรไฟล์ความเร็ว เส้นเค้าโครงความเร็ว และความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress)

โดยที่ขั้นตอนการดำเนินโครงการทั้งหมดได้สรุปเป็นแผนผังของ Data Reduction ดังรูปที่ 1.4



รูปที่ 1.4 ผังวิธีการดำเนินงานโครงการ

1.7 งบประมาณ

1.7.1 ค่ากระดาษ	1,000 บาท
1.7.2 ค่าปริ๊นงาน	1,000 บาท
รวม	2,000 บาท



บทที่ 2

หลักการและทฤษฎี

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

สมการที่เกี่ยวข้องกับโครงการเป็นสมการควบคุม (Governing Equations) สำหรับการไหลใน 3 มิติที่สภาวะคงที่ (Steady state) และการอัดตัวไม่ได้ (Incompressible) ซึ่งในโครงการนี้จะประกอบไปด้วยสมการดังต่อไปนี้

2.1.1 สมการอนุรักษ์มวล (Conservation of mass) หรือ สมการความต่อเนื่อง (Continuity Equations)

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (2.1)$$

2.1.2 สมการอนุรักษ์โมเมนตัม (Momentum Equations) หรือสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equations)

$$\text{โมเมนตัมในแนวแกน } x : \rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \nabla(\mu \nabla u) + \rho g_x \quad (2.2)$$

$$\text{โมเมนตัมในแนวแกน } y : \rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \nabla(\mu \nabla v) + \rho g_y \quad (2.3)$$

$$\text{โมเมนตัมในแนวแกน } z : \rho \left(u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \nabla(\mu \nabla w) + \rho g_z \quad (2.4)$$

2.1.3 สมการของ Carreau-Yasuda

เป็นลักษณะการไหลของของไหลที่ไม่เป็นไปตามการสันนิษฐานของ นิวตัน กล่าวคือที่อุณหภูมิต่างๆ ของไหลมีความหนืดไม่คงที่ การเปลี่ยนตามอัตราเฉือนโดยให้ความสัมพันธ์ดังสมการต่อไปนี้

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})(1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2} \quad (2.5)$$

เมื่อ μ_{∞} คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนอนันต์ โดยมีค่าเท่ากับ $22 \times 10^{-3} \text{ Pa-s}$

μ_0 คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์ โดยมีค่าเท่ากับ $2.2 \times 10^{-3} \text{ Pa-s}$

$\dot{\gamma}$ คือ อัตราความเค้นเฉือน (Shear rate)

n คือ ค่าคงที่ไร้หน่วย โดยมีค่าเท่ากับ 0.392

λ คือ ค่าคงที่ โดยมีค่าเท่ากับ 0.110 s.

โดยที่ค่าคงที่ต่าง ๆ ได้มาจาก Gijsen [6]

ผลลัพธ์จากสมการที่ (2.1)-(2.5) จะอยู่ในรูปของ u (ความเร็วในแนวแกน x), v (ความเร็วในแนวแกน y), w (ความเร็วในแนวแกน z), P (ความดัน) และ μ (ความหนืด)

ในการแสดงผลจะแสดงในรูปของอัตราเฉือน (Shear rate) และความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress)

อัตราเฉือน (Shear rate) :

$$\dot{\gamma} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (2.6)$$

ความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress) :

$$WSS = \mu \dot{\gamma} = \mu \frac{du_i}{dx_j} \quad (2.7)$$

2.2 ทฤษฎีการไหลชั้นขอบเขต (Boundary Layer Theory)

การไหลผ่านพื้นผิวโค้ง (Flow Over Curved Boundary) เป็นการศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงความเร็วและความดันในตำแหน่งต่างๆของการไหล โดยสามารถอธิบายลำดับขั้นตอนในรูปที่ 2.1 ซึ่งเริ่มจากการเปลี่ยนแปลงความเร็วที่ชั้นขอบเขตของการไหล $\left(\frac{dU}{dx}\right)$ มีค่ามากกว่าศูนย์

และความดัน $\left(\frac{dP}{dx}\right)$ มีค่าน้อยกว่าศูนย์ ส่งผลให้แรงที่เกิดจากความดันจะมีทิศทางเดียวกับทิศ

ทางการไหลและมีจุดเปลี่ยนโค้ง (Point of Inflection: PI) จะอยู่ภายในผนัง ซึ่งเป็นการไหลแบบราบเรียบ (Laminar flow) เรียกลักษณะแบบนี้ว่า Favorable Gradient ดังแสดงในรูปที่ 2.1 (ก)

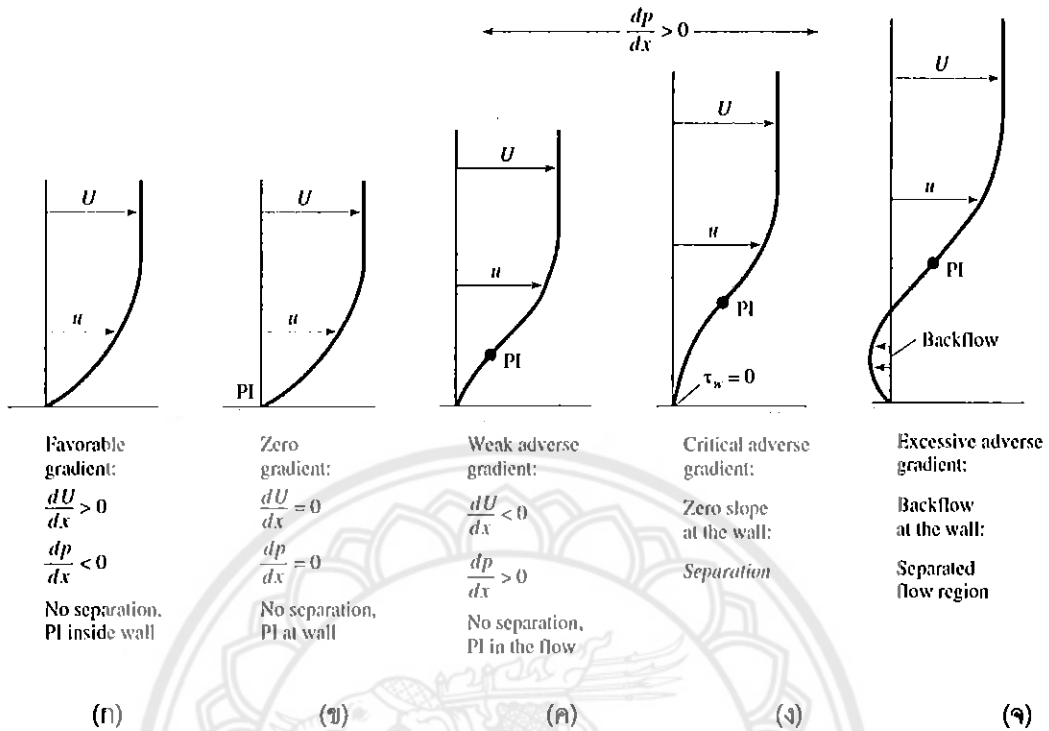
ต่อมาเมื่อ $\frac{dU}{dx}$ และความดัน $\frac{dP}{dx}$ มีค่าเท่ากับศูนย์ ส่งผลให้มี PI จะอยู่บนผนัง ซึ่งการไหลเริ่มอยู่

ในช่วง Transition เรียกลักษณะแบบนี้ว่า Zero Gradient ดังแสดงในรูปที่ 2.1 (ข) แต่เมื่อ $\frac{dU}{dx}$ มี

ค่าน้อยกว่าศูนย์ และความดัน $\frac{dP}{dx}$ มีค่ามากกว่าศูนย์ แรงที่เกิดจากความดันจะมีทิศทางตรงกันข้าม

กับทิศทางการไหลและมี PI จะอยู่ในการไหล เรียกลักษณะแบบนี้ว่า Adverse Gradient

สำหรับรูปที่ 2.1 (ค) เป็นการไหลที่เตรียมเปลี่ยนเป็นแบบปั่นป่วน (Turbulent Flow) ไหล เรียกลักษณะแบบนี้ว่า Weak Adverse Gradient โดยมี PI อยู่บนโปรไฟล์ความเร็ว สำหรับรูปที่ 2.1 (ง) จะมี PI อยู่สูงกว่าแบบ Weak Adverse Gradient และมีจุดเกิดการแยกตัวของการไหล (Separation point: $\tau_w = 0$) ที่ผนัง เรียกลักษณะแบบนี้ว่า Critical Adverse Gradient สำหรับรูปที่ 2.1 (จ) จะมี PI อยู่สูงกว่าแบบ Critical adverse gradient และเกิดการไหลย้อนกลับ (Backflow) ที่ผนัง

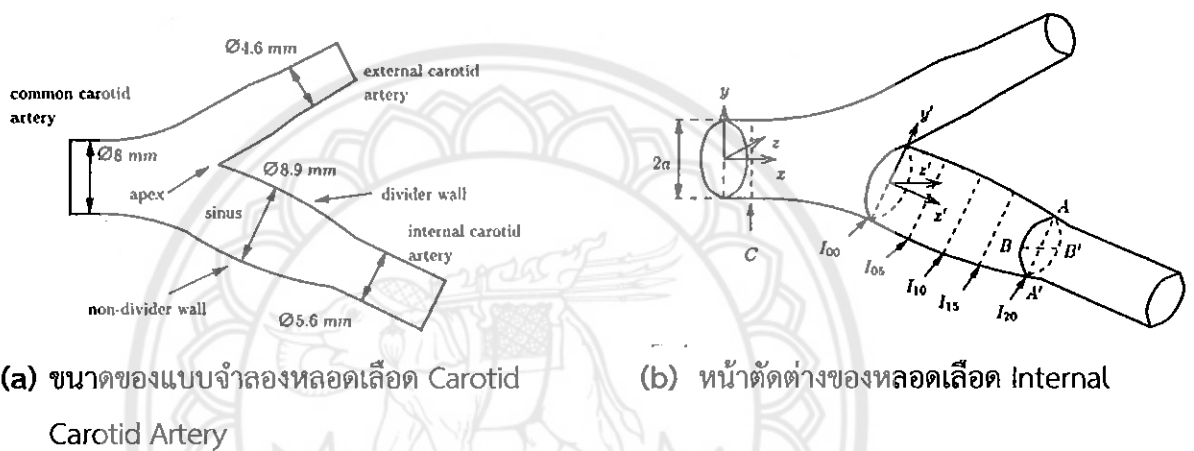


รูปที่ 2.1 ผลของการเปลี่ยนแปลงความดันที่มีต่อลักษณะชั้นขอบเขตการไหล [5]

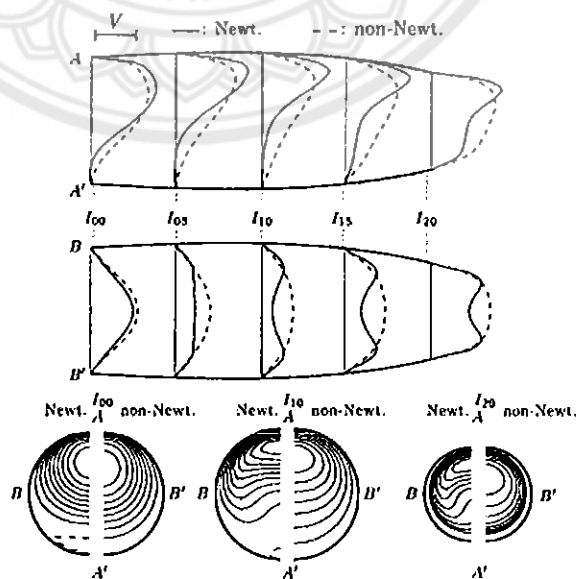
2.3 วรรณกรรมปริทัศน์

Gijsen และคณะ [6] จากการศึกษาการไหลภายใน Carotid bifurcation ภายใต้สภาวะการไหลคงที่ โดยกำหนดให้ผนังหลอดเลือดมีความแข็งเกร็ง (rigid model) และรูปทรงทางเรขาคณิตมีความสำคัญต่อการไหลของ Carotid bifurcation เพื่อเปรียบเทียบระหว่างของไหล Newtonian กับ Non-Newtonian โดยวิธีการทดลองและระเบียบวิธีเชิงตัวเลข พบว่าสำหรับการทดลองใช้สารละลายเข้มข้น 71% ของ Potassium thiocyanate (KSCN) แทนของไหล Newtonian และใช้สารละลาย Potassium thiocyanate ผสมกับ Xanthan gum (KSCN-X) แทนของไหล Non-Newtonian โดยที่สารละลายดังกล่าวเลียนแบบคุณสมบัติของ shear thinning ของเลือดได้ค่อนข้างดี และจากการวัดความเร็วได้กำหนดตัวแปรที่จะอธิบายการไหลโดยใช้ Re (Reynolds number) และ γ (flow division ratio) ซึ่งเป็นตัวแปรที่ใช้อธิบายการไหลผ่านสาขาเล็กของหลอดเลือดแคโรทิด (External Carotid Artery) และการไหลผ่านหลอดเลือดหลักของแคโรทิด (Common Carotid Artery) สำหรับการศึกษาด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขได้กำหนดให้ของไหล Non-Newtonian ซึ่งใช้แบบจำลองของ Carreau-Yasuda ทั้งหมดนี้ได้ทำการรายงานผลในรูปแบบโปรไฟล์ความเร็ว และเส้นเค้าโครงความเร็ว

จากการทดลองได้กำหนดค่า $Re = 270$ คงที่ โดยนิยามตามหลอดเลือดหลักและ $\gamma = 45\%$ ซึ่งเป็นการไหลผ่าน Internal Carotid Artery จากการวัดการกระจายความเร็วใน Carotid bifurcation ได้ทำการวัดที่ ทางเข้าของ Common Carotid Artery 1 จุด และ Internal Carotid Artery 5 จุด ดังรูปที่ 2.2(b) สำหรับผลจากการวัดการกระจายความเร็วใน Common Carotid Artery โปรไฟล์ความเร็วของของไหล Newtonian เป็นแบบพาราโบลา และโปรไฟล์ความเร็วของของไหล Non-Newtonian มีลักษณะแบนตรงกลาง ซึ่งอาจเป็นผลมาจาก shear thinning



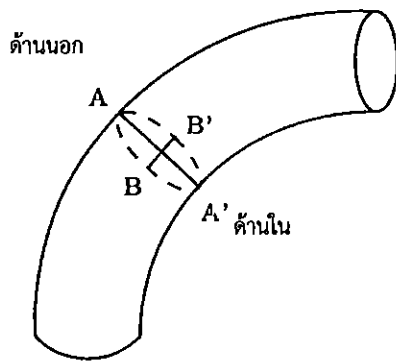
รูปที่ 2.2 แบบจำลองของหลอดเลือด Carotid ในงานของ Gijzen และคณะ [6]



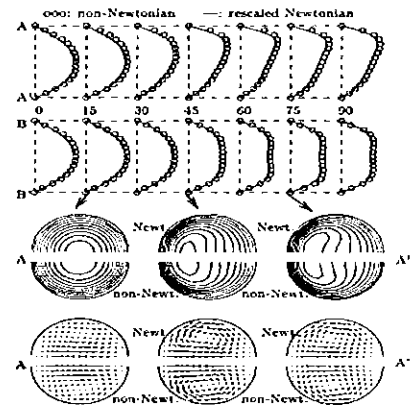
รูปที่ 2.3 การกระจายความเร็วในหลอดเลือด Internal Carotid Artery

สำหรับผลจากการเปรียบเทียบการวัดการกระจายความเร็วจากวิธีการทดลองและระเบียบวิธีเชิงตัวเลขใน Internal Carotid Artery ของของไหล Newtonian เมื่อของไหลที่ไหลจาก Common Carotid Artery ได้ไหลเข้าสู่ Internal Carotid Artery ซึ่งถูกแยกออกที่จุด apex และปัจจัยที่สำคัญทางรูปทรงเรขาคณิตที่มีผลต่อการไหลคือความโค้งงอของท่อ (curvature effect) ส่งผลให้เกิด velocity gradient สูงที่ divider wall (I_{00}) ของไหลที่เคลื่อนที่อย่างรวดเร็วในกึ่งกลางท่อถูกกวาดไปสู่ divider wall และถูกแทนที่ด้วยอนุภาคของไหลที่เคลื่อนที่เข้าใกล้กับ non-divider wall ส่งผลให้ของไหลที่อยู่ใกล้กับ divider wall จะเคลื่อนที่เป็นแบบรอบวงไปสู่ non-divider wall ที่เป็นเช่นนี้มีผลทำให้เกิด secondary flow ที่แสดงให้เห็นถึง Dean vortex ส่งผลให้เส้นเค้าโครงความเร็วเป็นรูปตัว C เห็นได้ชัดที่บริเวณ I_{10} และตัว C จะปรากฏน้อยลงจนถึงบริเวณ I_{20} ทั้งนี้เป็นผลมาจากพื้นที่ภาพตัดขวางที่เพิ่มขึ้น (I_{10}) และลดลง (I_{20}) ของ Internal Carotid Artery นอกจากนี้การแบ่งแยกพื้นที่ความเร็วต่ำกับพื้นที่ความเร็วสูงที่อยู่ใกล้บริเวณ divider wall ที่กึ่งกลางท่อเป็นการปรากฏของ Shear Layer สังเกตได้ชัดที่ I_{10} และ I_{15} สำหรับของไหล Non-Newtonian ส่งผลให้เกิดเกรเดียนต์ความเร็ว (velocity gradient) สูงที่ Divider Wall เนื่องจากของไหลที่ไหลจาก Common Carotid Artery ได้แยกไหลเข้าสู่ Internal Carotid Artery โดยถูกแยกออกที่จุด apex การเบนออกของ Internal Carotid Artery จาก Common Carotid Artery ซึ่งมีพื้นที่หน้าตัดลดลง ส่งผลให้ความเร็วมีค่าลดลงที่บริเวณใกล้กับ non-divider wall และการลู่เข้าของท่อ (ดูรูปที่ 2.3) ส่งผลให้ความเร็วเพิ่มขึ้นที่ I_{20} และของไหล Non-Newtonian เกิดผลของ secondary flow น้อยกว่า (ดูรูปที่ 2.3) ดังนั้นของไหล Non-Newtonian จึงไม่ปรากฏเค้าโครงรูปตัว C และ viscoelastic property ของของไหล Non-Newtonian มีผลน้อยต่อการวัดการกระจายความเร็วใน Carotid bifurcation

Gijsen และคณะ [7] การศึกษาการไหลของเลือดที่สภาวะไม่คงที่ผ่านท่อโค้ง 90° เพื่อเลียนแบบการไหลของเลือดผ่านส่วนโค้งของหลอดเลือดหัวใจขนาดใหญ่ โดยกำหนดให้ผนังท่อแข็งเกร็ง และทำการศึกษการไหลแบบ Newtonian และ non-Newtonian ที่ diastole ($Re=300$), peak systole ($Re=750$) และ begin diastole สำหรับการทดลองจะใช้ Potassium thiocyanate (KSCN) แทนการไหลแบบ Newtonian และใช้ Potassium thiocyanate ผสมกับ Xantan gam (KSCN-X) แทนการไหลแบบ non-Newtonian ส่วนระเบียบวิธีเชิงตัวเลข จะเป็นการไหล Newtonian (μ คงที่) และการไหลแบบ non-Newtonian โดยใช้แบบจำลอง Carreau-Yasuda ซึ่งมีตัวแปรสำหรับการไหลคือ รัศมีของท่อ (a) ความเร็ว (V) เวลาในการไหล (T) และตัวแปรไร้มิติคือ Shear rate number (N_s) เลขไวเซนเบิร์ก (We) เลขเดโบร่า (De) ซึ่งรายงานผลจะอยู่ในรูปแบบของโปรไฟล์ความเร็วและเส้นเค้าโครงความเร็ว



(a) รูปแสดงลักษณะของท่อโค้ง
ท่อโค้ง



(b) รูปแสดงการกระจายความเร็วใน

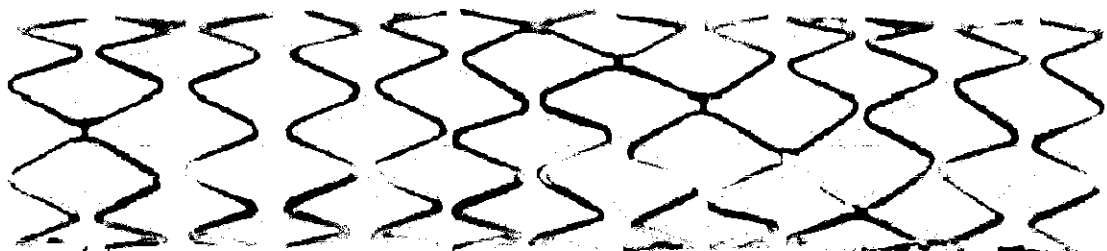
รูปที่ 2.4 แบบจำลองของท่อโค้งและการกระจายความเร็วในท่อโค้ง [7]

การเปรียบเทียบการไหลแบบ non-Newtonian ระหว่างผลการทดลองกับระเบียบวิธีเชิงตัวเลขมีทั้งหมด 3 ที่คือ (1) ที่ diastole พบว่าที่ระนาบ A-A' โปรไฟล์ความเร็วส่วนกลางท่อจะมีการเอียงเล็กน้อยออกจากด้านในของท่อโค้ง (A') ไปยังด้านนอก และเอียงมากขึ้นที่บริเวณทางออกของท่อโค้ง ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากอิทธิพลของความโค้งของท่อซึ่งจะทำให้เกิดแรงเหวี่ยงสู่ศูนย์กลางของท่อโค้ง และเกิด secondary velocity ที่แสดงให้เห็นถึง Dean vortex และพบว่าที่ระนาบ B-B' โปรไฟล์ความเร็วบริเวณกลางท่อจะมีลักษณะแบน จนถึงบริเวณบริเวณทางออกของท่อโค้ง ที่เป็นเช่นนี้เนื่องจากการเกิดผลของ non-Newtonian สำหรับการแสดงรูปแบบ Dean Vortex พบว่าที่บริเวณส่วนกลางของท่อจะเกิด secondary velocity ขึ้น และเริ่มลดลงที่บริเวณทางออกของท่อโค้ง (2) ที่ peak systole พบว่าที่ระนาบ A-A' และที่ระนาบ B-B' มีลักษณะของโปรไฟล์ความเร็วคล้ายกับที่ diastole แต่ความเร็วจะมีค่ามากกว่าที่ diastole ซึ่งในการแสดงรูปแบบ Dean Vortex จะเกิด secondary velocity ขึ้นตั้งแต่ส่วนกลางของท่อโค้งไปจนถึงส่วนปลายของท่อโค้ง ซึ่งเป็นผลมาจาก non-Newtonian และแรงเฉื่อยที่เกิดขึ้น (3) ที่ begin diastole เส้นเค้าโครงความเร็วส่วนกลางของท่อโค้งเริ่มขยับมาทางผนังด้านนอกของท่อโค้ง (A) และขยับมากขึ้นจนเป็นรูปตัวซี (C) ที่บริเวณทางออกของท่อโค้ง เนื่องจากอิทธิพลของแรงเหวี่ยงสู่ศูนย์กลางของท่อโค้ง และพบว่าที่ระนาบ B-B' โปรไฟล์ความเร็วที่บริเวณส่วนกลางของท่อโค้งจะเริ่มชะลอความเร็วลงจนเกิด secondary peak และชะลอความเร็วมากขึ้นที่บริเวณทางออกของท่อโค้งเพราะอิทธิพลของ KSCN-X สำหรับการแสดงรูปแบบ Dean Vortex พบว่าที่บริเวณส่วนกลางของท่อจะเกิด secondary velocity ขึ้น และเริ่มลดลงที่บริเวณทางออกของท่อโค้ง

การเปรียบเทียบการไหลแบบ Newtonian และการไหลแบบ non-Newtonian โดยใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขพบว่า ลักษณะการไหลแบบ Newtonian และการไหลแบบ non-Newtonian ที่ diastole และที่ peak systole มีลักษณะของโปรไฟล์ไปในทิศทางเดียวกัน แต่ที่ peak systole จะมีความเร็วที่มีค่ามากกว่าที่ diastole เนื่องจากที่ diastole มีค่า $Re=300$ แต่ที่ peak systole มีค่า $Re=750$ และพบว่าที่ begin diastole การไหลแบบ non-Newtonian มีลักษณะของโปรไฟล์ความเร็วไปในทิศทางเดียวกับที่ diastole แต่ลักษณะของโปรไฟล์ความเร็วของการไหลแบบ Newtonian จะเกิดการไหลแยกตั้งแต่ส่วนกลางของท่อโค้งไปจนถึงส่วนปลายของท่อโค้ง

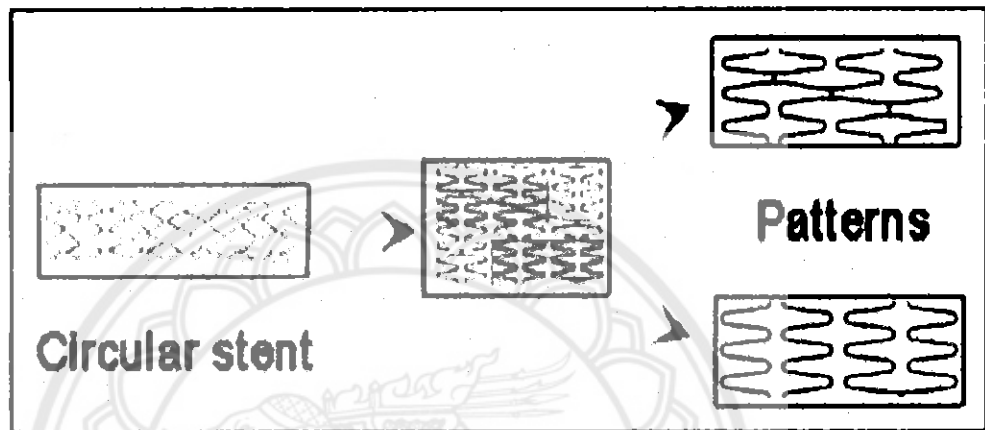
Bernard และคณะ [8] ศึกษาผลของการกระตุ้น Endothelial Cell โดย Wall Shear Stress (WSS) ซึ่งมีบทบาทสำคัญในการกลับมาตีบอีกครั้งของหลอดเลือด (Restenosis) การเปลี่ยนแปลงการไหลของเลือดและขดลวดส่งผลต่อลักษณะการเปลี่ยนแปลงของของไหล โดยเฉพาะผลกระทบของ Stent Struts พวกเขาศึกษาการไหลผ่านขดลวด Helistent[®] โดยวิธีการทดลอง (in vitro model) ของ Stent Struts ของหลอดเลือดเทียม (intra-vascular prothesis) เพื่อศึกษาการไหลของเลือดผ่านส่วนของ Stent Struts

จากการศึกษาการไหลของเลือดผ่านหลอดเลือดโดยการใส่ขดลวด ภายใต้สภาวะการไหลคงที่ โดยกำหนดให้ผนังหลอดเลือดมีความแข็งเกร็ง (rigid model) ซึ่งใช้วิธี PIV (Particle image velocimetry) ในการวัดการไหลของเลือด เพื่อระบุและอธิบายลักษณะพฤติกรรมความแตกต่างของการไหล จากวิธีการทดลองใช้ขดลวดซึ่งประกอบด้วย sinusoidal rings และถูกเชื่อมโดย Helicoid of bonds ในรูปแบบตัว H กำหนดให้ขดลวดมีความยาว 10 mm และเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 mm (ดูรูปที่ 2.5)



รูปที่ 2.5 ขดลวด [8]

จากวิธีการทดลอง Bernard และคณะ ได้นำขดลวดที่จะใช้ในการทดลองมาแผ่นบนแผ่นเรียบ และทำให้ขดลวดมีการนูนขึ้นมาจากแผ่นเรียบโดยที่ขดลวดทำมาจากอะครีลิก ลักษณะของขดลวดที่พบในการทดลองจะมีสองลักษณะคือ ลักษณะแรกจะเป็นการแสดงตัวของขดลวดที่เชื่อมติดกันและลักษณะที่สองเป็นการแสดงตัวของขดลวดที่ไม่ได้เชื่อมติดกัน (ดูรูปที่ 2.6)



รูปที่ 2.6 การแสดงตัวของขดลวดบนแผ่นเรียบ

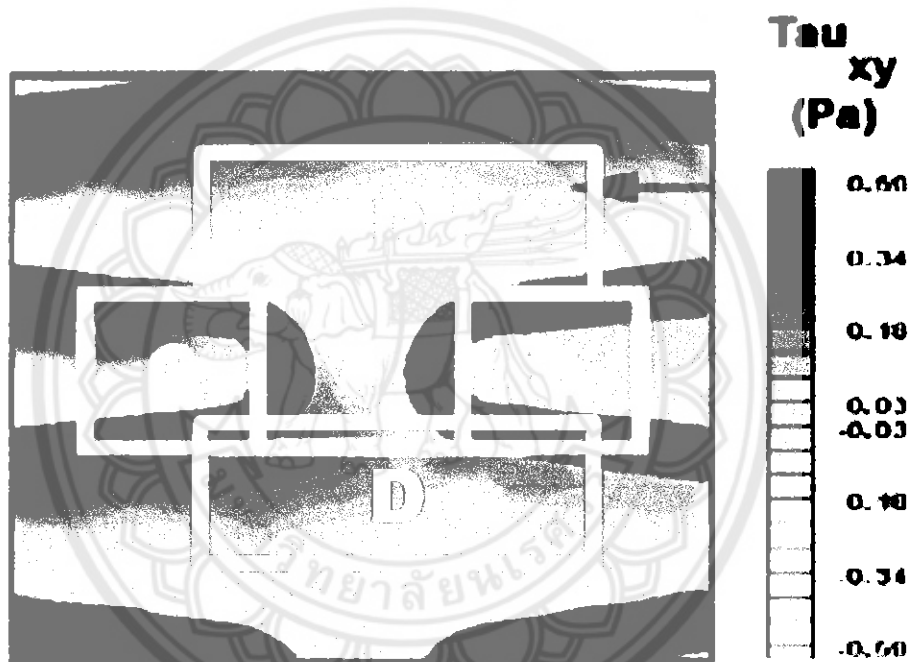
ในการทดลองใช้สารผสมของ water-glycerin 50.6% โดยปริมาตร เพื่อทำการทดลอง กำหนดให้อัตราการไหลมีค่าเท่ากับ 60 , 88 , 102 , 108 และ 144 ml/min และจากการศึกษาการไหลผ่านขดลวดนี้ขึ้นอยู่กับค่าของ WSS ค่าของ WSS จะส่งผลโดยตรงต่อเซลล์เยื่อบุผิวของผนังหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหล โดยที่ค่าคงที่มาตรฐานกำหนดว่า เมื่อค่าของ WSS มีค่าน้อยกว่า 0.5 Pa Endothelial Cell จะเกิดการแบ่งตัวและทำให้มีแนวโน้มของการกลับมาตีบอีกครั้งของหลอดเลือดและเมื่อค่าของ WSS มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 1.5 Pa Endothelial Cell จะผลิตไนตริกออกไซด์ (NO) โดยไนตริกออกไซด์จะเป็นตัวยับยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์เยื่อบุผิว

ผลจากการศึกษาพบว่าในพื้นที่ A, B และ C จะให้ค่า WSS ต่ำเนื่องจากพื้นที่ดังกล่าวอยู่ใกล้กับ Stent struts และจากที่ได้กล่าวมาข้างต้นว่า WSS ที่มีค่าต่ำ ทำให้มีแนวโน้มว่าเซลล์เยื่อบุผิวจะมีการพัฒนาขึ้น หรือมีแนวโน้มว่าจะเกิดการกลับมาตีบอีกครั้ง

พื้นที่ A เราจะเรียก พื้นที่นี้ว่า Slow eddy คือมีของไหลเคลื่อนที่มากจาก พื้นที่ D ปริมาณน้อยๆและเคลื่อนที่อย่างช้าๆ ให้ค่า WSS ต่ำ ทำให้ในโซนนี้ก็จะมีแนวโน้มที่จะเกิดการกลับมาตีบอีกครั้ง (ดูรูปที่ 2.7)

ส่วนพื้นที่ B และ C เราจะเรียกพื้นที่นี้ว่า Dead Flow Zone คือพื้นที่ B เมื่อของไหลมีการไหลมาที่พื้นที่ B ของไหลจะเข้าปะทะกับ Stent struts ทำให้เกิดการหมุนวนภายในพื้นที่ B และของไหลส่วนหนึ่งจะมีการ Eject ออกจากพื้นที่ B ส่วนพื้นที่ C มีของไหลที่ไหลผ่านพื้นที่นี้น้อยมาก และพื้นที่นี้มีแนวโน้มว่าจะมีความเสี่ยงต่อการกลับมาตีบอีกครั้งมากที่สุด (ดูรูปที่ 2.7)

พื้นที่ D ไม่มีการเปลี่ยนแปลง WSS มากนัก แต่มีแรงเฉือนที่สูงกว่าพื้นที่อื่นเพราะในพื้นที่ D ไม่มี Stent struts ที่จะเข้ามาขัดขวางการไหล ของของไหล (ดูรูปที่ 2.7)



รูปที่ 2.7 แสดงพื้นที่ในการไหลภายในหลอดเลือด

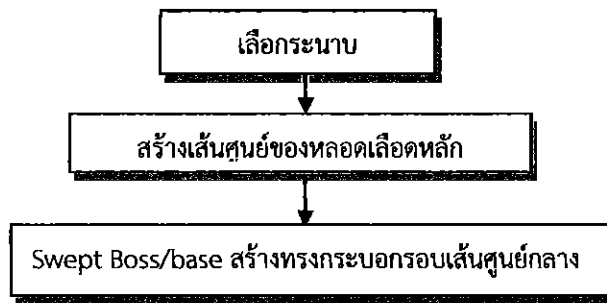
บทที่ 3

การจำลองแบบขดลวดในหลอดเลือดแยกสองง่าม

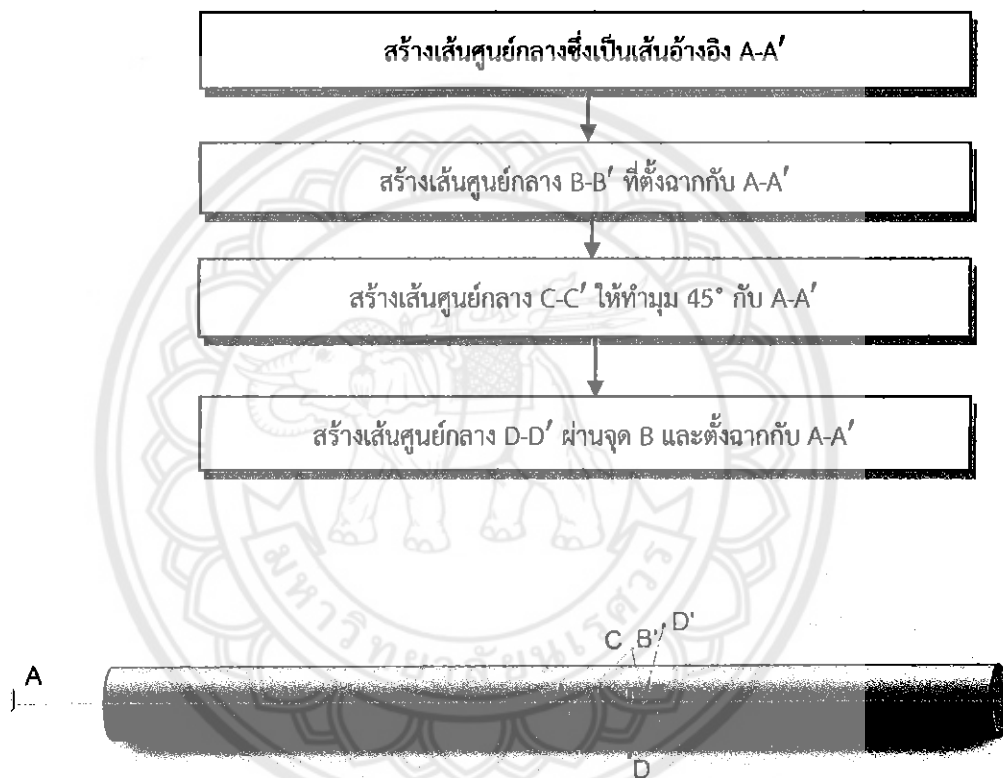
บทนี้จะแสดงขั้นตอนการเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามและขดลวดโดยใช้โปรแกรม Solidworks® ในที่นี้จะแบ่งออกเป็น 2 หัวข้อหลักๆ ได้แก่ การเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ และการเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด โดยที่เส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดหลักเป็น 4 mm ยาว 90 mm และหลอดเลือดสาขาเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 mm วัดจากทางเข้าหลอดเลือดหลักโดยทำมุม 45° กัน

3.1 การเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ

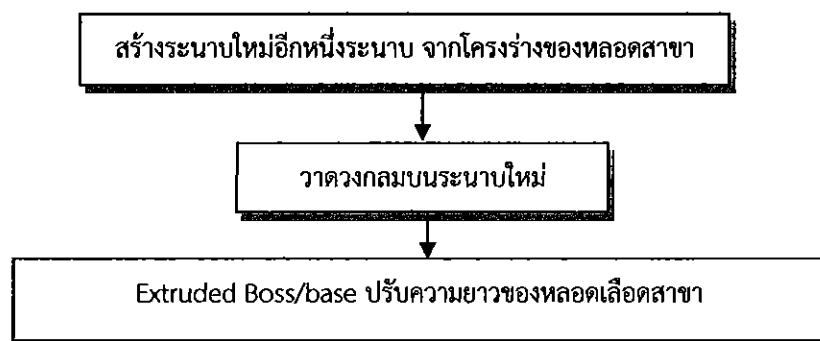
การเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติที่ไม่การตีบนั้น เริ่มจากการร่างเส้นผ่านศูนย์กลางให้เป็นโครงสร้างแล้วจึงจะสร้างเป็นทรงกระบอก สามารถแบ่ง 3 ขั้นตอนหลัก ๆ คือ การสร้างหลอดเลือดหลัก การร่างหลอดเลือดสาขา และการสร้างหลอดเลือดสาขา เริ่มที่หลอดเลือดหลัก เราจะวาดเส้นศูนย์กลางและวงกลมของหลอดเลือดหลักลงบนระนาบ แล้วใช้คำสั่ง Swept Boss/Base สร้างทรงกระบอกรอบเส้นศูนย์กลาง จะได้ขนาดทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 mm ยาว 50 mm ต่อไปคือส่วนเส้นร่างหลอดเลือดสาขา เริ่มที่สร้างเส้นศูนย์กลาง A-A' ผ่านกึ่งกลางหลอดเลือดหลัก แล้วสร้างเส้นศูนย์กลาง B-B' ให้ตั้งฉากกับเส้นศูนย์กลาง A-A' และสร้างเส้นศูนย์กลาง C-C' ทำมุม 45° กับเส้นศูนย์กลาง A-A' ดังรูปที่ 3.1 (b) เพื่อที่จะสร้างระนาบให้กับหลอดเลือดสาขา ส่วนสุดท้ายหลอดเลือดสาขา เริ่มจากวาดวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 2 mm ลงในระนาบที่ได้จากการสร้างเส้นร่างหลอดเลือดสาขา ซึ่งเพิ่มความยาวของหลอดเลือดสาขาโดยอาศัยคำสั่ง Extruded Boss/Base ให้ความยาวของหลอดเลือดสาขาเท่ากับ 20 mm ดังรูปที่แสดงในรูปที่ 3.1 บันทึกไฟล์เขียนแบบที่ได้ในนามสกุล STEP AP 203 (.STEP) เพื่อเตรียมนำเข้าไปคำนวณด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ต่อไป



(a) การเขียนแบบหลอดเลือดหลัก



(b) การสร้างโครงร่างของหลอดเลือดสาขา

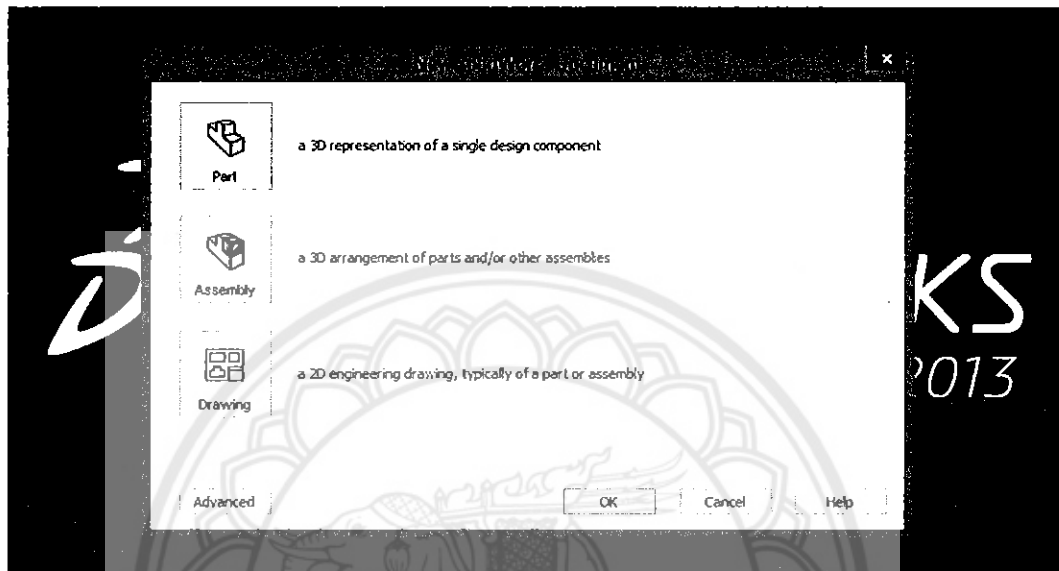


(c) การสร้างหลอดเลือดสาขา

รูปที่ 3.1 สรุปแนวคิดในการเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ

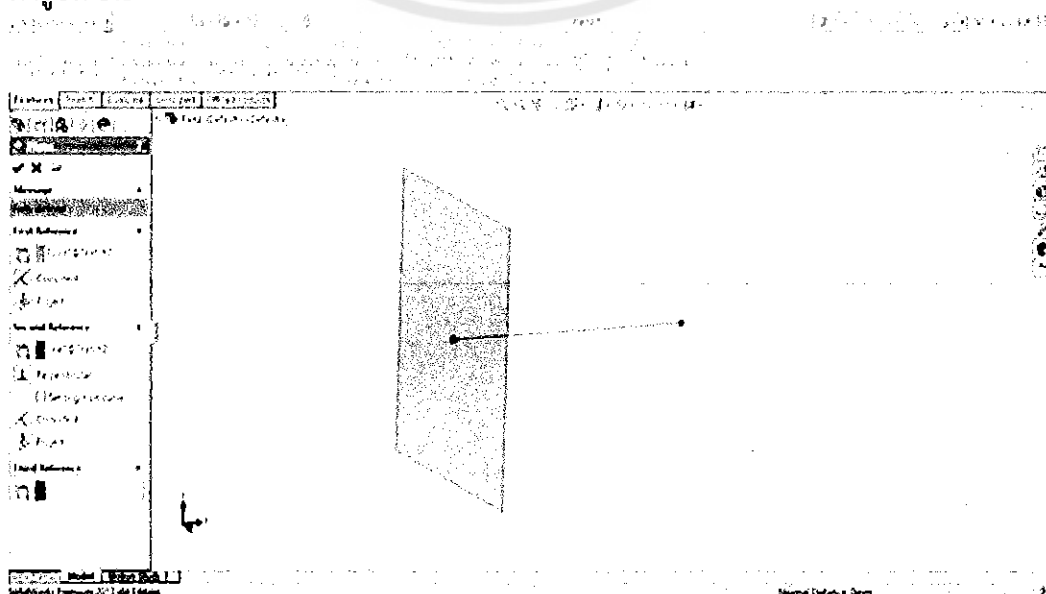
การสร้างแบบจำลองของหลอดเลือดแยกสองง่าม โดยใช้โปรแกรม Solidworks มีวิธีการดังนี้

3.1.1 เปิดโปรแกรม Solidworks ขึ้นมา จากนั้นเลือกคำสั่ง New ที่เมนู File เมื่อหน้าต่าง (New Solidworks Document) ปรากฏ ให้เลือกคำสั่ง Part กด OK ดังรูปที่ 3.2



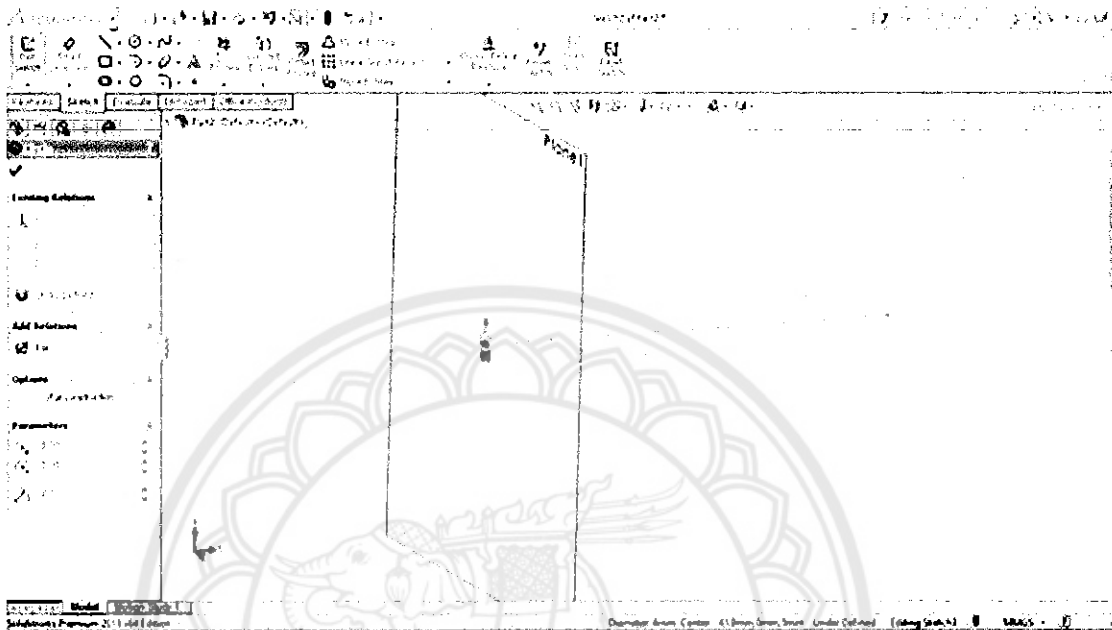
รูปที่ 3.2 การเรียกใช้โปรแกรมการเขียนแบบแบบจำลอง 3 มิติ

3.1.2 เลือกระนาบเพื่อกำหนดให้เป็นระนาบอ้างอิงในการวาดหลอดเลือด เลือกระนาบ Front Plane คลิกคำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Line วาดเส้นตรงลงบนระนาบ Front Plane โดยกำหนดให้มีความยาว 50 mm เพื่อทำการร่างหลอดเลือดหลัก เลือกคำสั่ง Exit Sketch ทำการสร้างระนาบใหม่ขึ้นมาโดยสร้างระนาบอ้างอิงให้หลอดเลือดหลัก ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Reference Geometry เลือกคำสั่งย่อย Plane คลิกที่จุดปลายด้านหนึ่งของเส้น หลังจากนั้นคลิกที่เส้นของหลอดเลือดหลัก แล้วคลิกเครื่องหมายถูก จะได้ระนาบอ้างอิงใหม่และเส้นร่างหลอดเลือดหลัก ดังรูปที่ 3.3



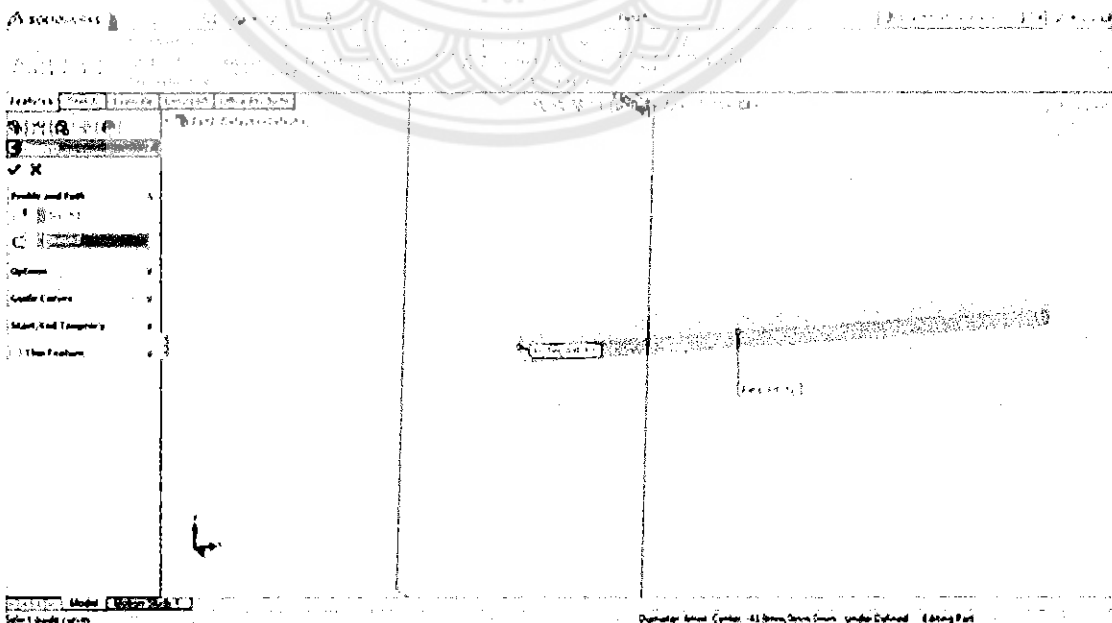
รูปที่ 3.3 การสร้างระนาบและเส้นอ้างอิงหลอดเลือดหลัก

3.1.3 เลือกระนาบใหม่ที่ถูกสร้าง แล้วไปคลิกที่คำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Circle เพื่อทำการสร้างวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 mm วัดลงที่จุดปลายของเส้น โดยที่โปรแกรม Solidworks จะอ่านเป็นรัศมี เราจึงใส่ 2 mm วงกลมมีรัศมีเท่ากับ 2 mm เลือกคำสั่ง Exit Sketch ดังรูปที่ 3.4



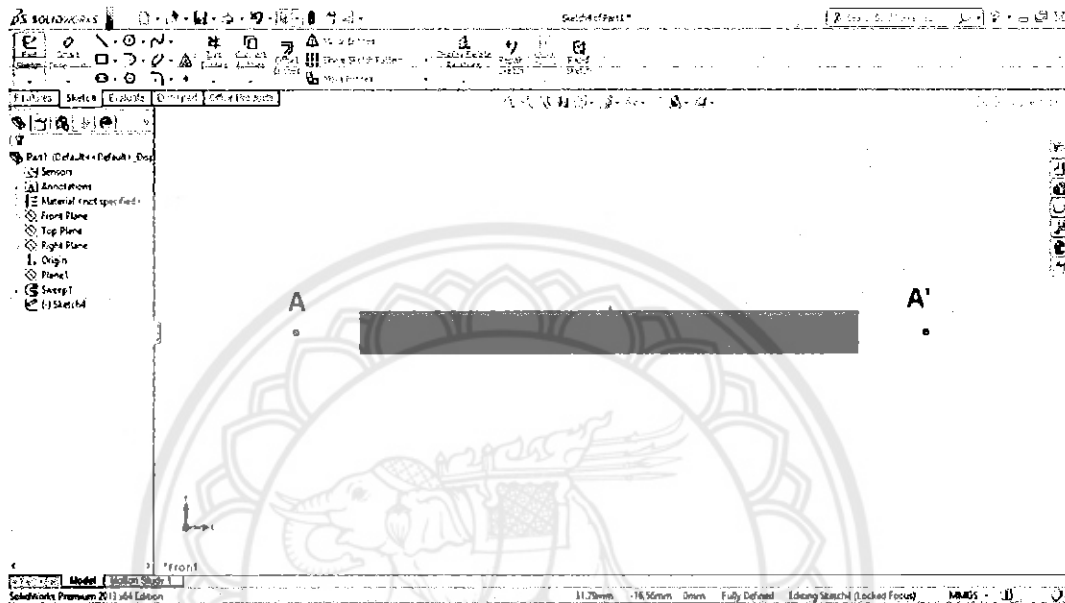
รูปที่ 3.4 การสร้างวงกลมทางเข้าของหลอดเลือดหลัก

3.1.4 ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Swept boss/base เพื่อสร้างทรงกระบอกรอบเส้นศูนย์กลางที่ร่างไว้และคลิกวงกลมที่สร้างในรูปที่ 3.4 แล้วคลิกที่เส้นในระนาบ จะได้หลอดเลือดหลักเป็นทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 mm ยาว 50 mm ดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แบบร่างหลอดเลือดหลัก

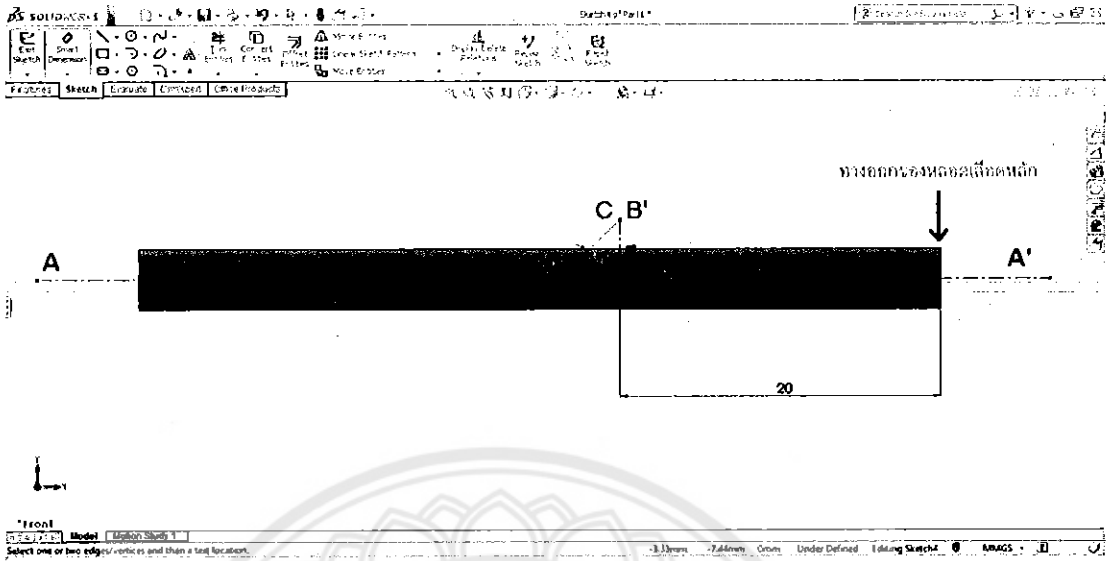
3.1.5 เลือกระนาบ Front Plane ไปคลิกที่คำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Line เลือกคำสั่งย่อ Center Line วาดเส้นศูนย์กลางลงบนระนาบ Front Plane เพื่อนำเส้นศูนย์กลางที่จุดกึ่งกลางทรงกระบอกนี้ไปใช้ในอ้างอิงเพื่อวางตำแหน่งของหลอดเลือดสาขาต่อไป เรียกเป็นเส้นศูนย์กลาง A-A' ในหัวข้อต่อไป แล้วเลือกคำสั่ง Exit Sketch ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 เส้นศูนย์กลางของหลอดเลือดหลัก

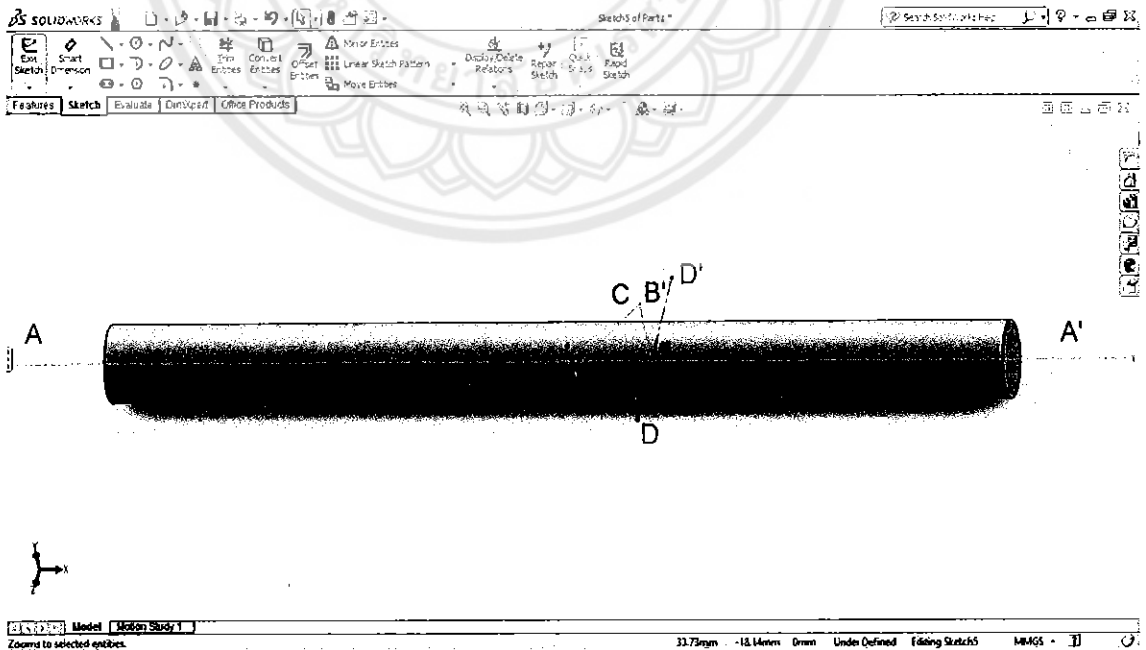
3.1.6 กำหนดตำแหน่งของหลอดเลือดสาขาโดยเริ่มจากเลือกระนาบ Front Plane แล้วคลิกคำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Line เลือกคำสั่งย่อ Center line วาดเส้นศูนย์กลางอีกเส้นหนึ่งให้ตั้งฉากกับเส้น A-A' และเรียกเส้นนี้ว่า B-B' โดยกำหนดให้เส้น B-B' อยู่กึ่งกลางท่อและห่างจากทางออกของหลอดเลือดหลัก 20 mm โดยอาศัยคำสั่ง Smart Dimension จากนั้นสร้างเส้นศูนย์กลางขึ้นมาใหม่อีกเส้นหนึ่งโดยใช้ขั้นตอนซ้ำเดิมที่แล้วใช้คำสั่ง Smart Dimension เพื่อให้ทำมุม 45° กับ A-A' โดยลากจากจุด B' มายังเส้น A-A' และเรียกเส้นนี้ว่า C-C' ก็จะได้เส้นร่างของหลอดเลือดสาขา ดังรูปที่ 3.7

หมายเหตุ : ในที่นี้เรายังไม่กำหนดความยาวของเส้น C-C' แต่จะไปกำหนดในขั้นตอนสุดท้ายแทน



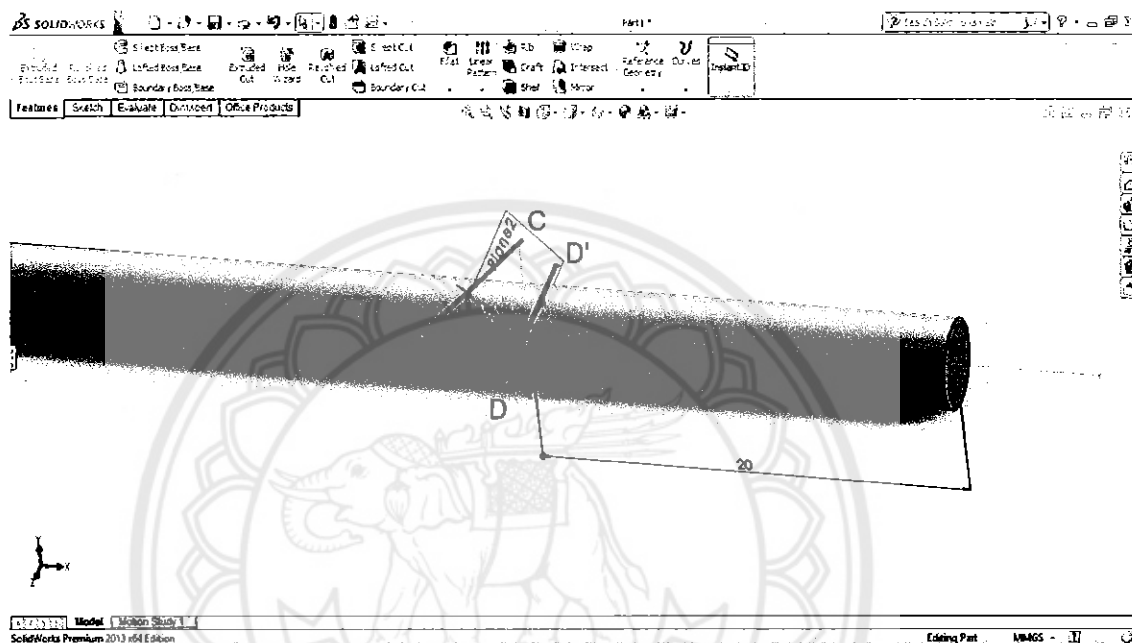
รูปที่ 3.7 การสร้างเส้นศูนย์กลางเพื่อใช้อ้างอิงในการสร้างหลอดเลือดสาขา

3.1.7 เลือกระนาบ Top Plane ไปคลิกที่คำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Line แล้วเลือกคำสั่ง ย่อย Center line วาดเส้นศูนย์กลางให้ตัดผ่านเส้นศูนย์กลาง B-B' ที่กำหนดไว้ในข้อที่ 3.1.6 เรียกว่า เส้น D-D' โดยวาดผ่านจุด B ทำมุมกับแกน A-A' เท่ากับ 90° เพื่อนำไปสู่การสร้างระนาบใหม่อีก หนึ่งสำหรับเตรียมสร้างหลอดเลือดสาขาต่อไป ดังรูปที่ 3.8



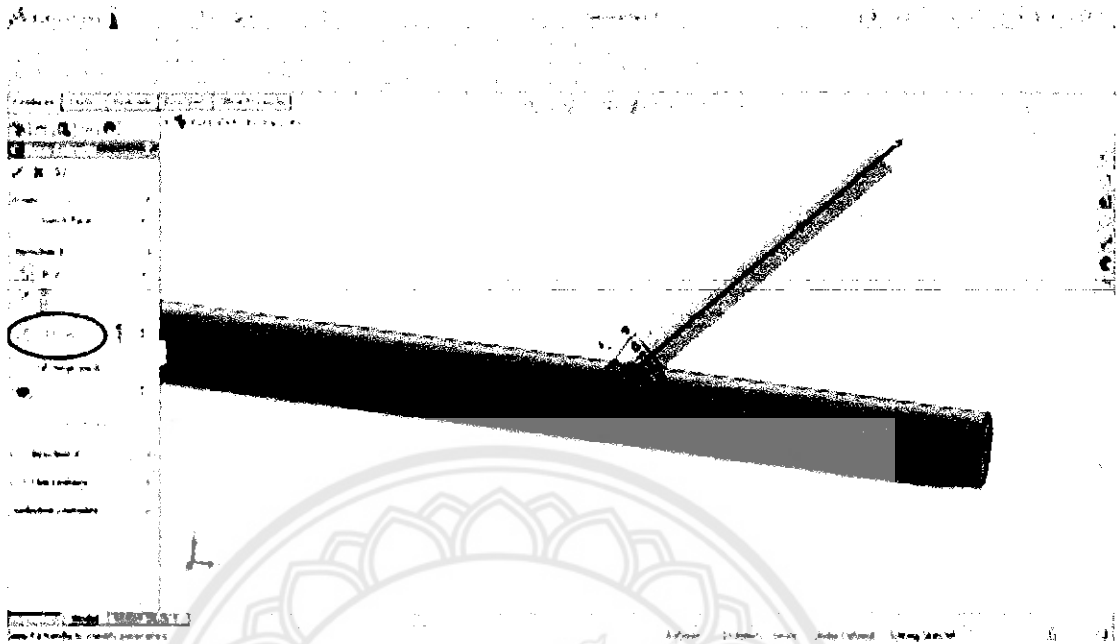
รูปที่ 3.8 การสร้างเส้นศูนย์กลางใช้อ้างอิงในการสร้างหลอดเลือดสาขา

3.1.8 ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Reference Geometry แล้วเลือกคำสั่งย่อย Plane จะได้ระนาบใหม่ใช้ในการอ้างอิงการสร้างหลอดเลือดสาขาย่อย โดยคลิกเส้นศูนย์กลาง C-C' ที่ทำมุม 45° ที่กำหนดไว้ในข้อที่ 3.1.6 แล้วคลิกเส้นศูนย์กลาง D-D' ที่สร้างไว้ในข้อที่ 3.1.7 จะได้ระนาบใหม่ในการอ้างอิงการสร้างหลอดเลือดสาขา ดังรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 การสร้างระนาบอ้างอิงใหม่ใช้อ้างอิงในการสร้างหลอดเลือดสาขา

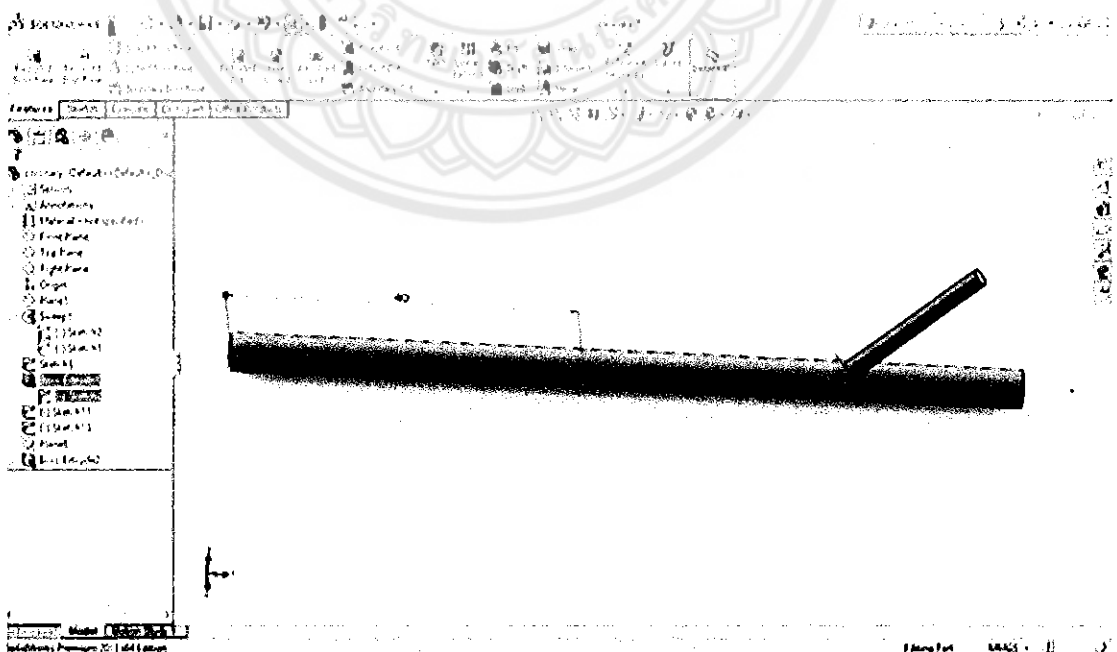
3.1.9 เลือกระนาบในข้อที่ 3.1.8 คลิกที่คำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Circle เพื่อสร้างวงกลมเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 2 mm วาดลงบนระนาบใหม่กำหนดรัศมีของหลอดเลือดสาขาเท่ากับ 1 mm คลิกเครื่องหมายถูก แล้วเลือกคำสั่ง Exit Sketch หลังจากนั้นดับเบิลคลิกวงกลมที่สร้าง แล้วไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Extruded Boss/base เพื่อเพิ่มความยาวหลอดเลือดสาขา แล้วจึงปรับขนาด $D_1 = 20$ mm (หมายเลข 1) จะได้หลอดเลือดสาขาย่อยที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 mm ยาว 20 mm ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 การสร้างหลอดเลือดสาขาเชื่อมกับหลอดเลือดหลัก

3.1.10 คลิกขอบวงกลมหลอดเลือดหลักที่ทางขาเข้า ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Extruded Boss/Base เพื่อเพิ่มความยาวหลอดเลือดหลักให้เท่ากับ 40 mm คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.11 ก็จะได้หลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ

หมายเหตุ : ในขั้นตอนนี้เราเพิ่มความยาวของหลอดเลือดหลักเพื่อป้องกันการ End Effect.

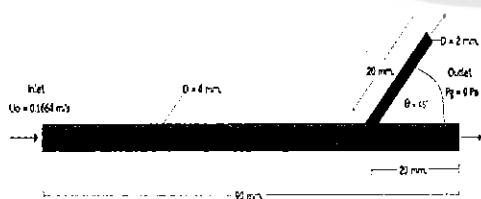


รูปที่ 3.11 การเพิ่มความยาวของหลอดเลือดหลัก

3.2 การเขียนแบบจำลองหลอดเลือดสองง่ามที่ใส่ขดลวด

สำหรับการศึกษานี้เราจะสร้างแบบจำลองขึ้นมา 2 แบบคือ แบบจำลองที่ 1 จำกัดจำนวนเซลล์ให้คงที่ที่ 28 เซลล์ แต่ความหนาของขดลวดแตกต่างกันได้แก่ 0.3 , 0.4 และ 0.5 mm แบบจำลองที่ 2 กำหนดให้ความหนาของขดลวดคงที่ที่ 0.4 mm แต่จำนวนเซลล์แตกต่างกันได้แก่ 15 , 28 และ 54 เซลล์ ในที่นี้เราจะแสดงเฉพาะการเขียนแบบจำลองหลอดเลือดสองง่ามที่ใส่ขดลวดที่ความหนา 0.5 mm และจำนวน 28 เซลล์ ดังแสดงในรูปที่ 3.12 สำหรับการเขียนแบบจะแบ่งได้ 4 ส่วนหลักๆ ได้แก่ (1) หลอดเลือดหลัก (2) ขดลวดที่ใส่ในหลอดเลือดหลัก (3) รอยเชื่อมของขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 3.13 และ (4) หลอดเลือดสาขา

เริ่มจากการสร้างหลอดเลือดหลักจะวาดเส้นศูนย์กลางและวงกลมของหลอดเลือดหลักลงบนระนาบ แล้วใช้คำสั่ง Swept Boss/Base สร้างทรงกระบอกรอบเส้นศูนย์กลาง จะได้ขนาดทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 mm ยาว 50 mm หลังจากนั้นทำการสร้างขดลวดที่ใส่ในหลอดเลือดหลักโดยการวาดขดลวดรูปสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูนลงบนระนาบอ้างอิงและทำการวางขดลวดลงบนหลอดเลือดหลักและร่างรอยเชื่อมของขดลวดตามแนวแกนของหลอดเลือดหลักแล้วทำการสร้างรอยเชื่อมลงบนหลอดเลือดหลักระหว่างขดลวด หลังจากนั้นวาดรอยเชื่อมที่เซลล์หัวท้ายของขดลวดและทำการสร้างรอยเชื่อมลงบนหลอดเลือดระหว่างขดลวดหัวท้ายของเซลล์ ส่วนสุดท้ายหลอดเลือดสาขา เริ่มจากวาดวงกลมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 2 mm ลงในระนาบ ซึ่งเพิ่มความยาวของหลอดเลือดสาขาโดยอาศัยคำสั่ง Extruded Boss/base ให้ความยาวของหลอดเลือดสาขาเท่ากับ 20 mm เราก็จะได้หลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด ที่สามารถนำไปคำนวณทางระเบียบวิธีไฟไนท์อีลิเมนต์ โปรแกรม COMSOL โดยจะต้องเซฟไฟล์จากโปรแกรม Solidworks เป็นไฟล์ STEP AP 203 (.STEP) เพื่อนำไปวิเคราะห์การไหลต่อไป

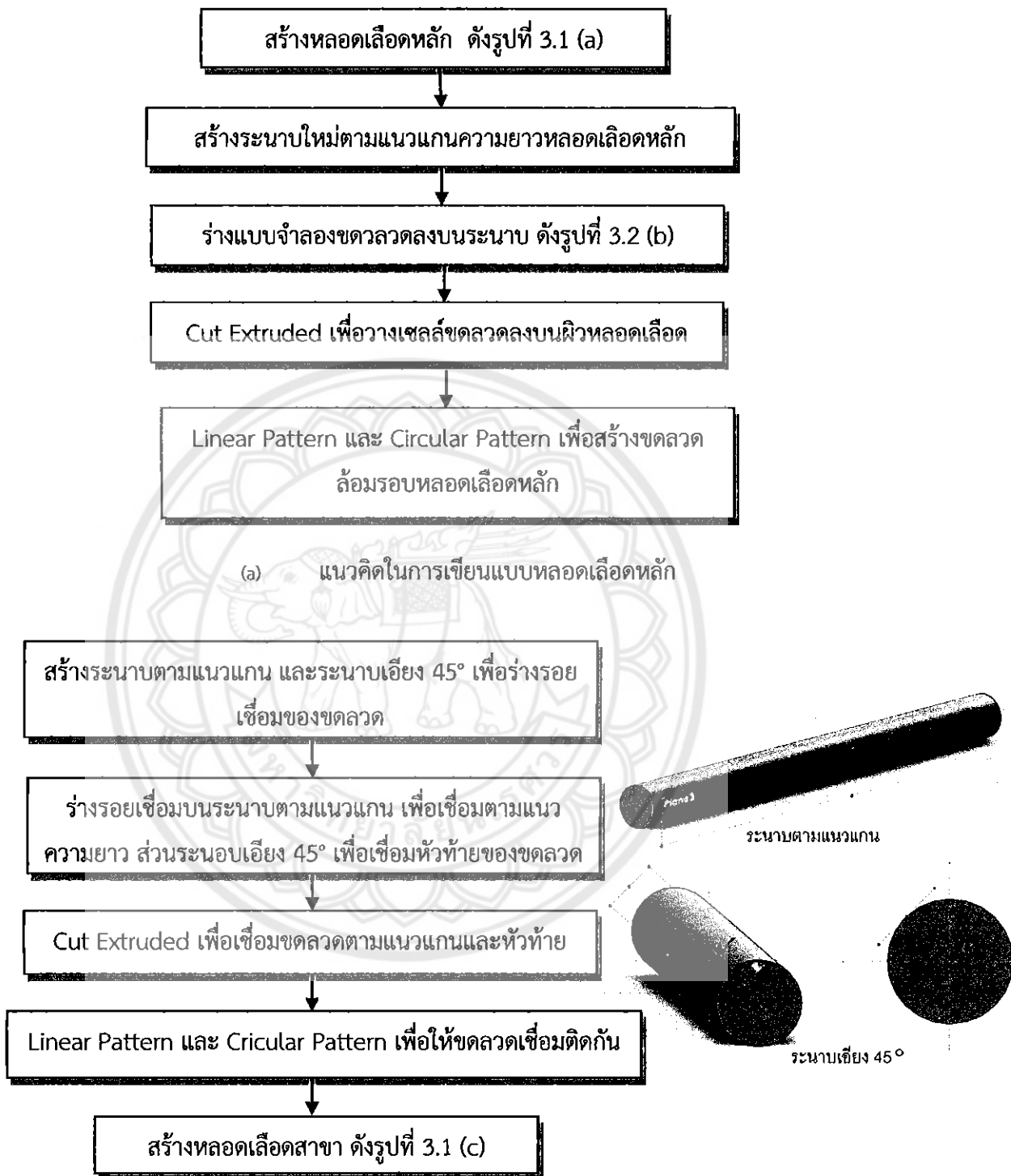


(a) ขดลวดมีความหนา 0.5 mm



(b) ขนาดและมุมของขดลวด 1 เซลล์

รูปที่ 3.12 แบบจำลองหลอดเลือดสองง่ามที่ใส่ขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm และจำนวน 28 เซลล์

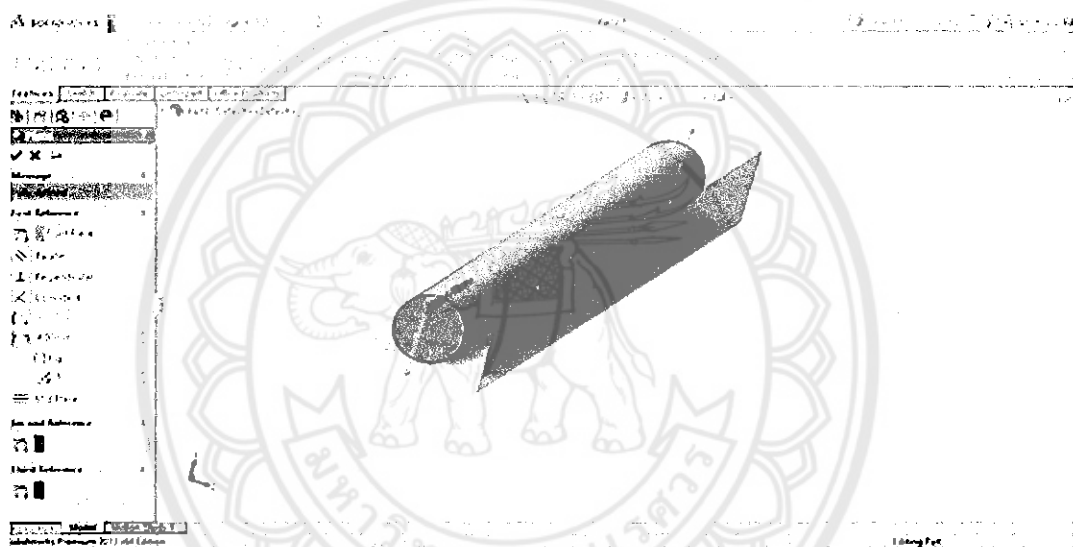


(b) แนวคิดในการสร้างขดลวดในหลอดเลือด
รูปที่ 3.13 สรุปแนวคิดในการเขียนแบบหลอดเลือดสองง่ามที่ใส่ขดลวด

การสร้างแบบจำลองของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ไซดลวด โดยใช้โปรแกรม Solidworks มีวิธีการดังนี้

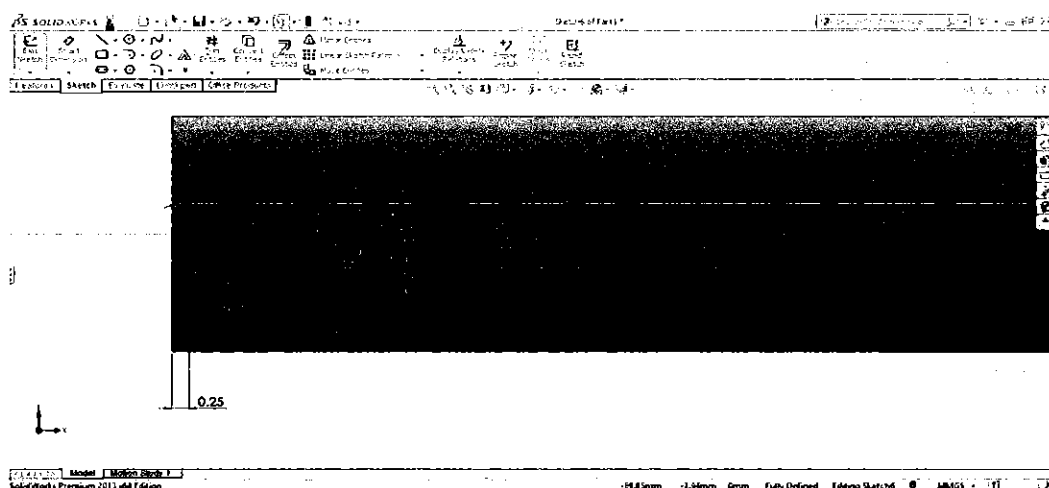
3.2.1 เราจะเริ่มการเขียนแบบหลอดเลือดหลักก่อน ซึ่งมีขั้นตอนเดียวกับหัวข้อที่แล้วตั้งแต่รูปที่ 3.2 ถึง 3.6

3.2.2 เมื่อได้หลอดเลือดหลักแล้ว เราจะเริ่มจากการเขียนแบบขดลวดโดยเลือกระนาบ Front Plane ซึ่งจะเห็นระนาบอยู่ห่างจากผิวท่อใดๆ เพื่อที่จะร่างเซลล์ของขดลวด ไปที่เมนู Feature คลิกคำสั่ง Reference Geometry เลือกคำสั่งย่อย Plane เพื่อร่างขนาดของขดลวดเป็นรูปสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูน จะได้ระนาบใหม่ในการร่างขนาดของขดลวด ดังรูปที่ 3.14



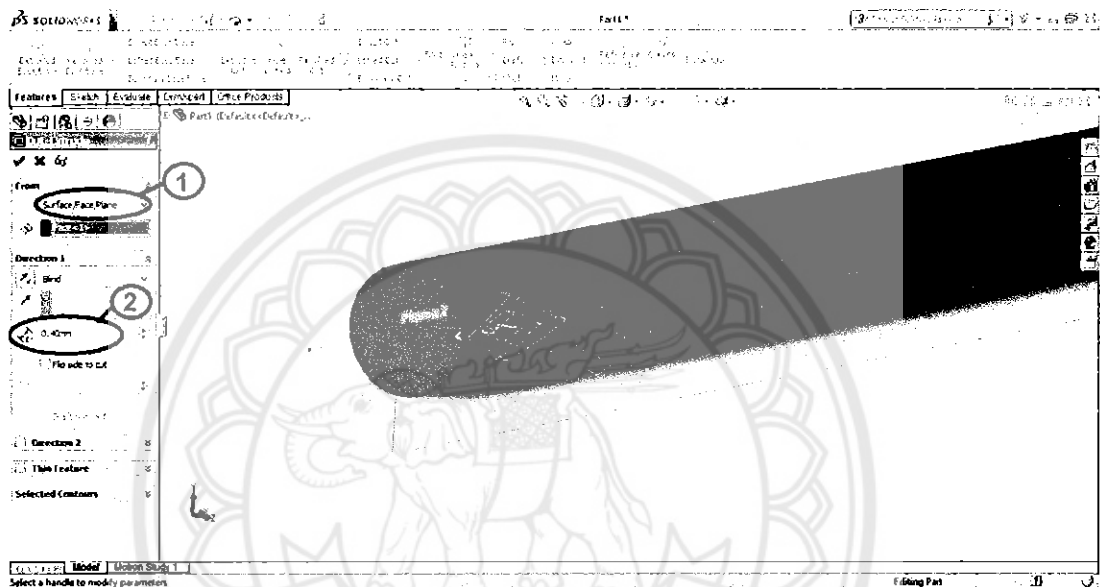
รูปที่ 3.14 การสร้างระนาบอ้างอิงในการร่างขนาดของขดลวด

3.2.3 เลือกระนาบในข้อที่ 3.2.2 เพื่อวาดขดลวด โดยคลิกที่คำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Line วาดขนาดขดลวดบนระนาบโดยจะต้องใช้เส้นศูนย์กลาง A-A' ที่กล่าวมา แล้วอ้างอิงในการกำหนดขนาดและมุมโดยอาศัยคำสั่ง Smart Dimension ดังรูปที่ 3.15



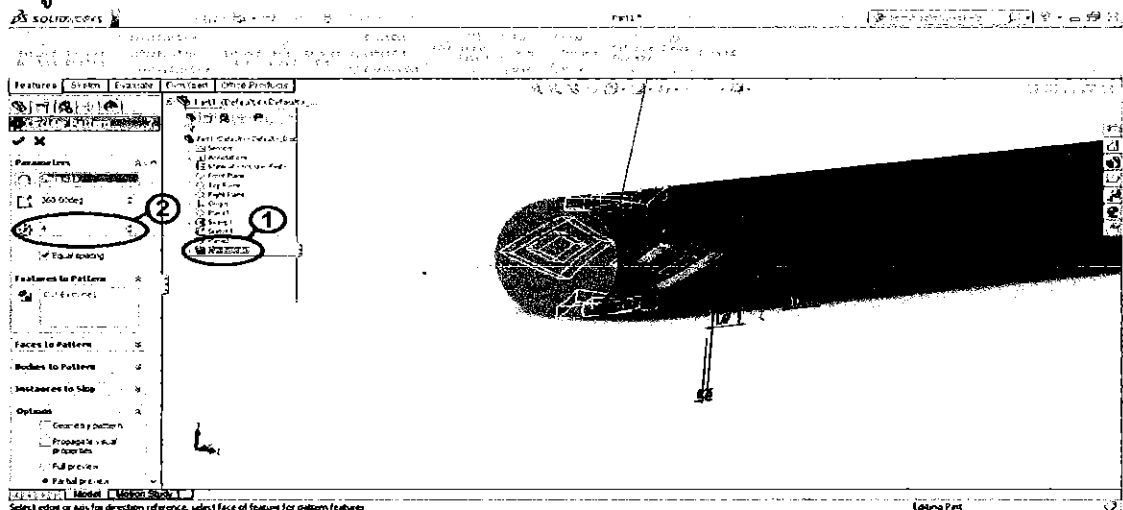
รูปที่ 3.15 การร่างขนาดของขดลวด 1 เซลล์

3.2.4 ขั้นตอนถัดมาเป็นการ Engrave หรือฝังเซลล์ขดลวด 1 เซลล์ลงบนท่อตัน ราวกับว่าท่อตันถูกสกัดออกเป็นรูปสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูนลึกลงไป 0.4 mm เมื่อมองเป็นช่องทางการไหลก็เหมือนกับมีเซลล์ของขดลวดยื่นเข้าไป ดังนั้นคลิกเซลล์ของขดลวดในหัวข้อ 3.2.3 ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Cut extruded เปลี่ยนตรง From ให้เป็น surface/face/plane (หมายเลข 1) ปรับขนาดความลึก (D₁) = 0.4 mm (หมายเลข 2) คลิกที่ผิวหลอดเลือดหลัก คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.16



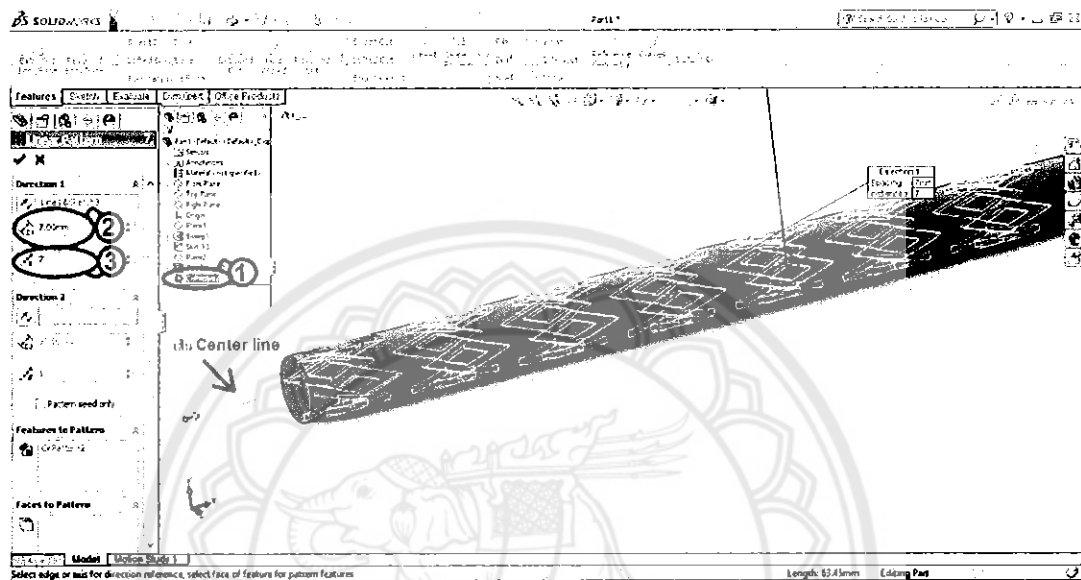
รูปที่ 3.16 การเจาะผิวหลอดเลือดหลัก โดยแบบร่างขดลวดรูปที่ 3.15

3.2.5 คลิก Cut extruded (หมายเลข 1) ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Linear Pattern เลือกคำสั่งย่อย Circular Pattern ซึ่งเป็นตัวเลือกที่ทำให้เรียงเซลล์ขดลวดให้รอบเป็นวงกลม โดยที่คำสั่งนี้จะเรียงเซลล์ของขดลวดเป็นวงกลม 360° แล้วจัดระยะให้โดยอัตโนมัติ จากนั้นคลิกที่ผิวหลอดเลือด แล้วปรับจำนวนเท่ากับ 4 ให้เรียงล้อมรอบหลอดเลือดหลัก (หมายเลข 2) คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.17



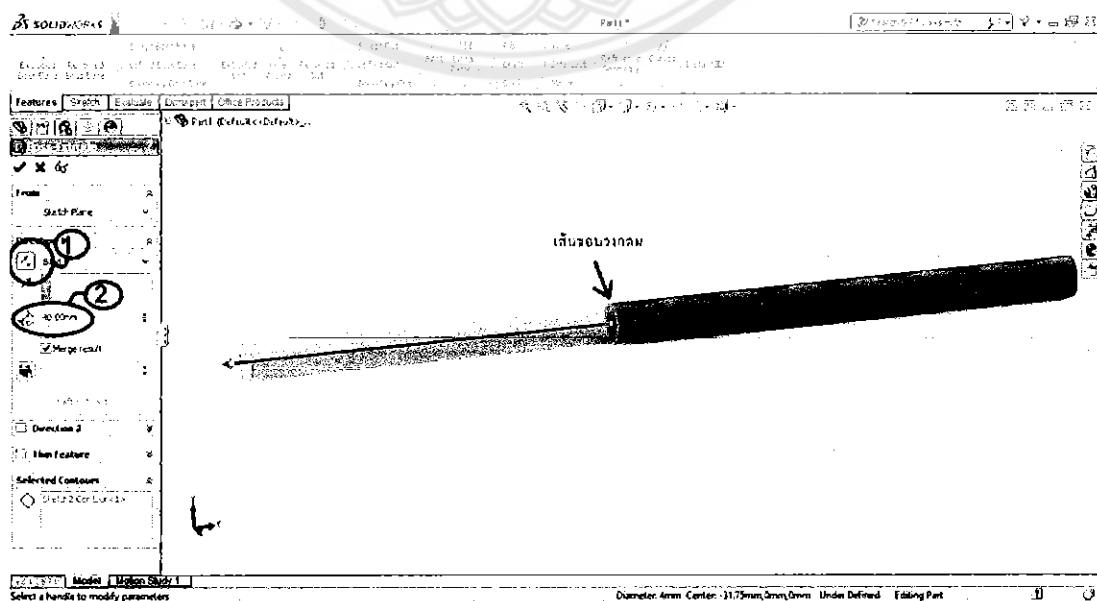
รูปที่ 3.17 การสร้างเซลล์ของขดลวดฝังรอบล้อมหลอดเลือดหลัก

3.2.6 คลิก Cir Pattern (หมายเลข 1) ไปที่เมนู Feature คลิก Linear Pattern แล้วคลิก เส้นศูนย์กลางอ้างอิง A-A' Center Line เพื่ออ้างอิงในการสร้างจำนวนเซลล์ของขดลวด ปรับระยะ $D_1 = 7 \text{ mm}$ คือระยะห่างของเซลล์ที่เป็นรอบวงกลมถัดไป.(หมายเลข 2) และปรับจำนวนเท่ากับ 7 (หมายเลข 3) คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.18



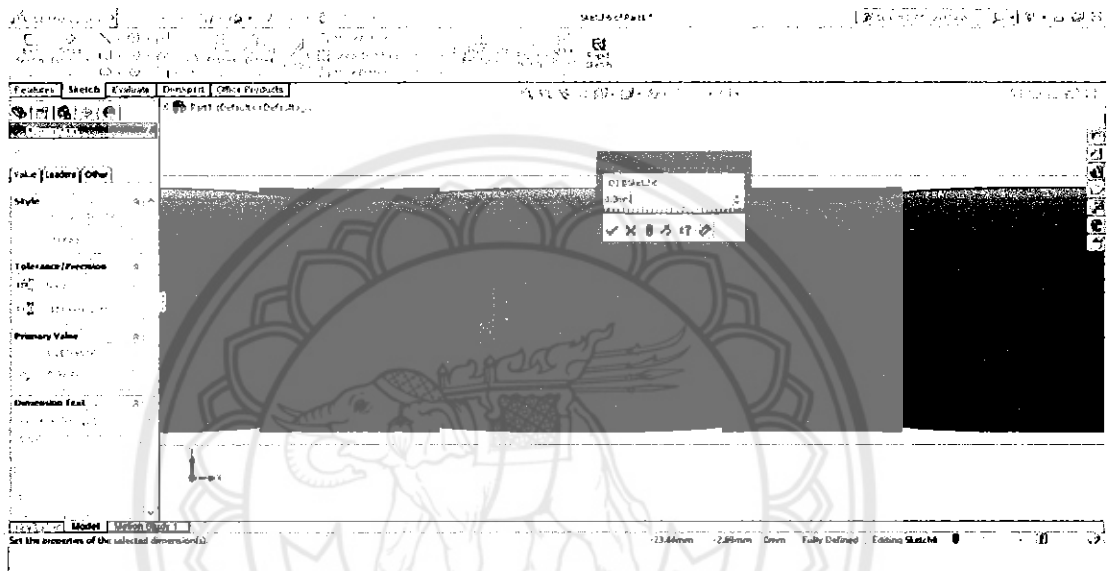
รูปที่ 3.18 การสร้างแถวของเซลล์ของขดลวดตามแนวเส้นศูนย์กลางของหลอดเลือดหลัก

3.2.7 คลิกขอบวงกลมหลอดเลือดหลักที่ทางขาเข้า ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Extruded Boss/Base ถ้าเกิดการเพิ่มความยาวท่อผิดด้านให้คลิกกลับด้าน (หมายเลข 1) และปรับระยะความยาวท่อออกไปอีกเท่ากับ 40 mm (หมายเลข 2) คลิกเครื่องหมายถูก เพื่อป้องกันการเกิด Edge Effect เวลาที่คำนวณการไหลผ่านหลอดเลือด ดังรูปที่ 3.19



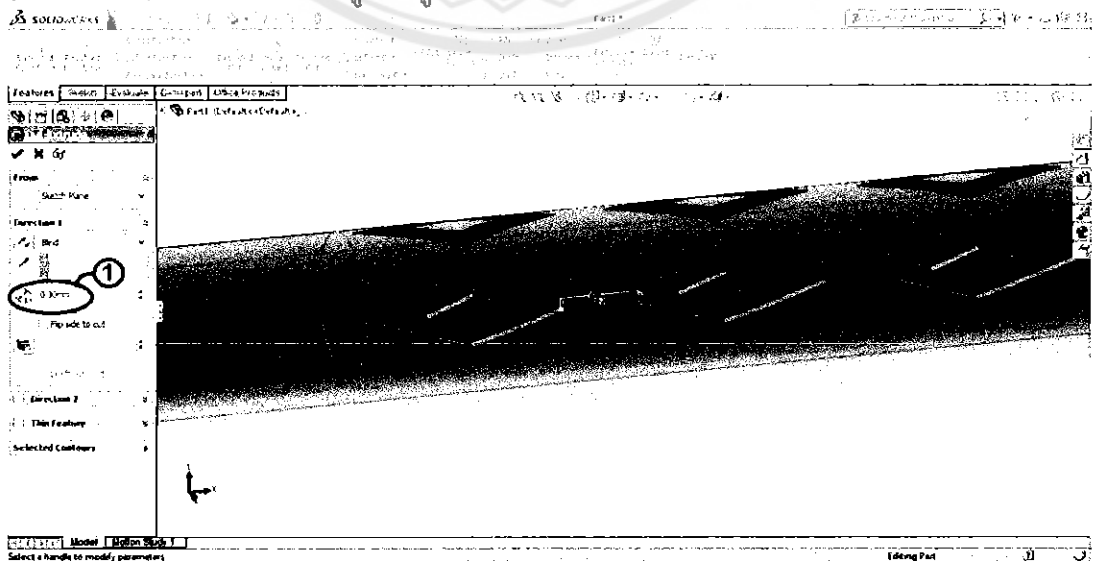
รูปที่ 3.19 การเพิ่มความยาวหลอดเลือดหลัก

3.2.8 ขั้นตอนถัดไปจะเป็นการร่างรอยเชื่อมของเซลล์ขดลวดตามแนวแกนของหลอดเลือดหลัก โดยเริ่มจากเลือกระนาบ Front Plane ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Reference Geometry เลือกคำสั่งย่อย Plane จะได้ระนาบใหม่ในการร่างรอยเชื่อมของขดลวด ปรับขนาดระยะห่างของระนาบให้เท่ากับ 2 mm แล้วเลือกระนาบใหม่ไปคลิกที่คำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง line วาดรอยเชื่อมระหว่างขดลวด จากนั้นปรับขนาดความหนาโดยใช้คำสั่ง Smart Dimension ให้เท่ากับ 0.3 mm ดังรูปที่ 3.20



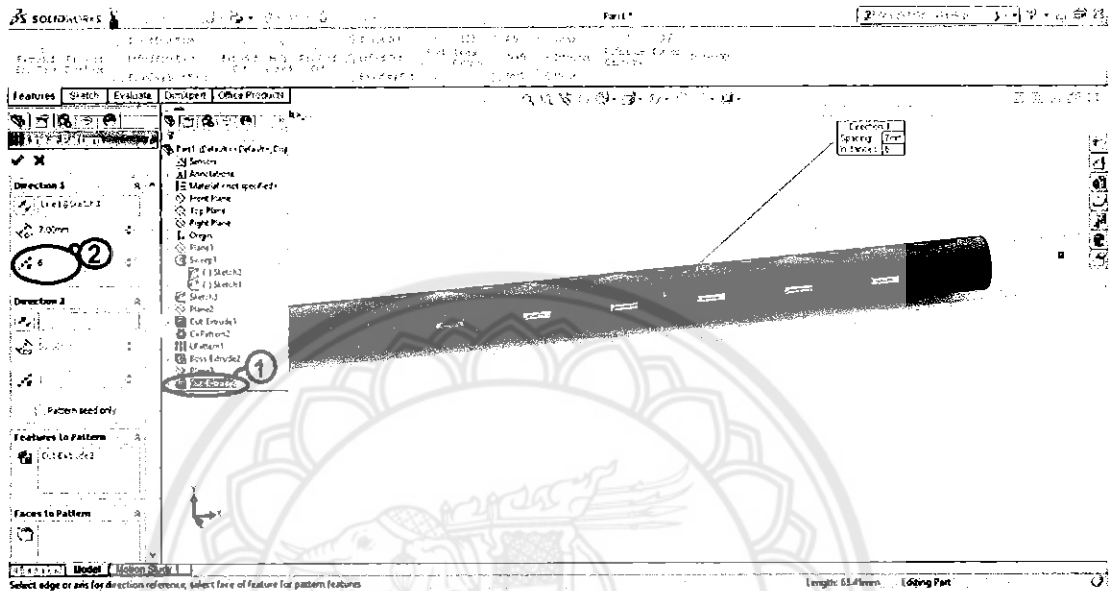
รูปที่ 3.20 การสร้างรอยเชื่อมระหว่างขดลวด

3.2.9 หลังจากได้รอยเชื่อม คลิกรูปร่างรอยเชื่อมในข้อที่ 3.2.8 ทำการสกัดที่ออกเป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า เพื่อให้ขดลวดเชื่อมกัน จากนั้นไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Cut Extruded ปรับระยะความลึก $D_1 = 0.3 \text{ mm}$ เพื่อให้โดเมนการคำนวณสามารถใช้ได้กับโปรแกรม COMSOL ต่อไป (หมายเลข 1) คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.21



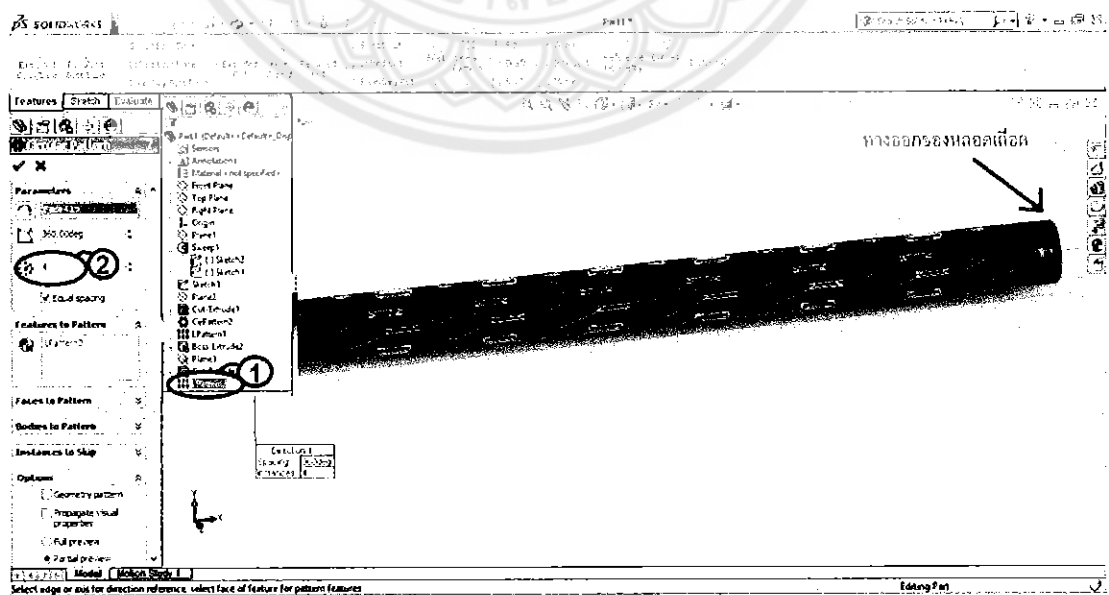
รูปที่ 3.21 การสร้างรอยเชื่อมระหว่างเซลล์ของขดลวดตามแนวแกนของหลอดเลือดหลัก

3.2.10 คลิก Cut Extruded จากข้อที่ 3.2.9 (หมายเลข 1) ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Linear Pattern คลิกที่เส้นศูนย์กลางอ้างอิง A-A' เพื่ออ้างอิง แล้วปรับจำนวนรอยเชื่อมเท่ากับ 6 (หมายเลข 2) คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.22



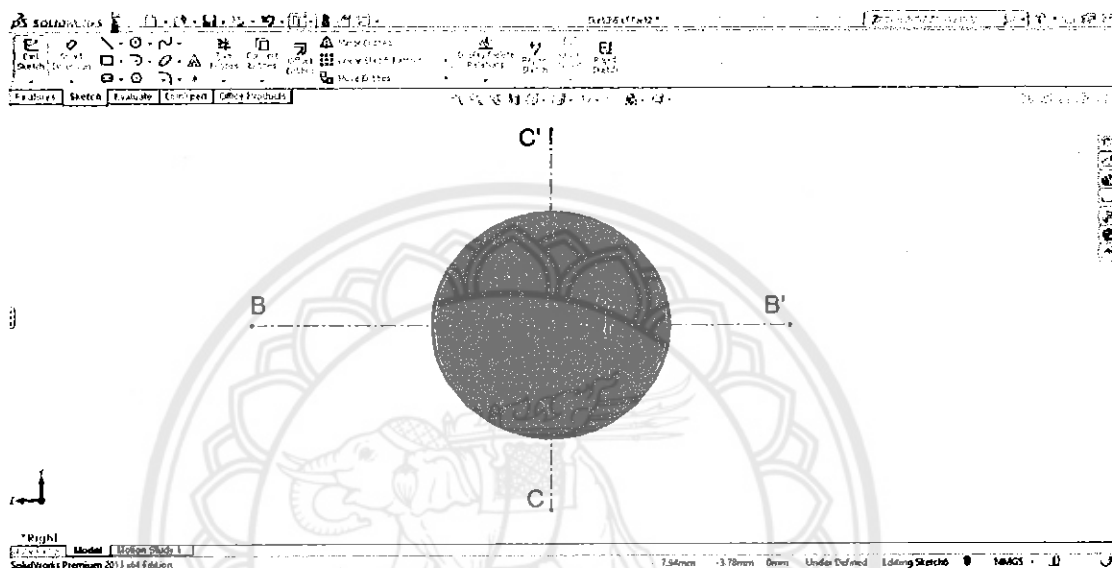
รูปที่ 3.22 การสร้างรอยเชื่อมตามแนวหลอดเลือดหลัก

3.2.11 คลิก L Pattern (Linear Pattern) จากข้อที่ 3.2.10 (หมายเลข 1) เลือก Linear Pattern เลือกคำสั่งย่อย Circular Pattern คลิกที่ผิวหลอดเลือด แล้วปรับให้เท่ากับจำนวนขดลวดเท่า 4 (หมายเลข 2) คลิกเครื่องหมายถูก เพื่อทำให้รอยเชื่อมล้อมรอบหลอดเลือดหลัก ดังรูปที่ 3.23



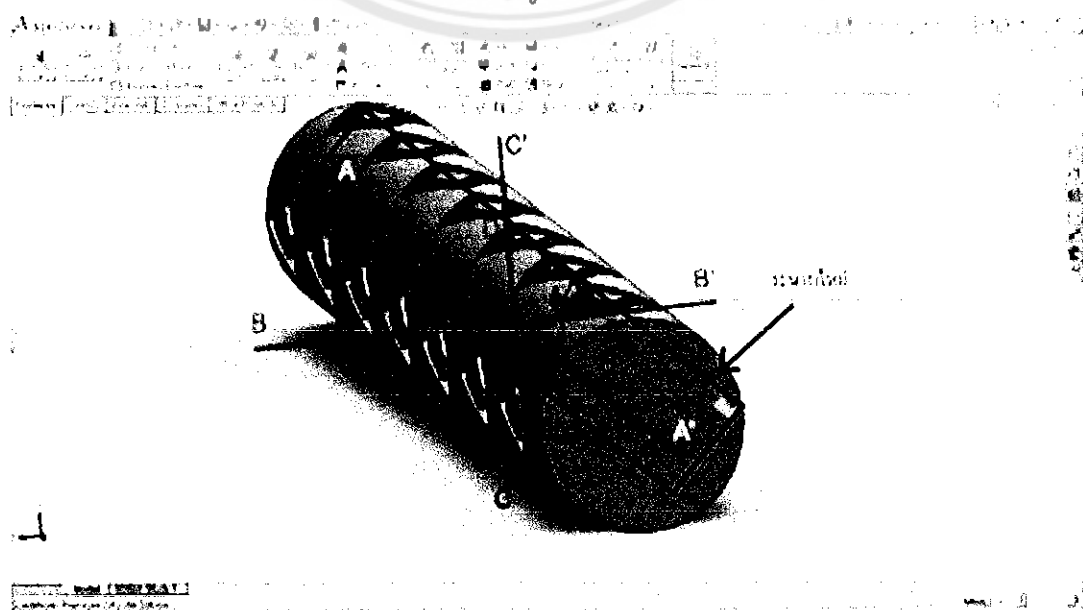
รูปที่ 3.23 การสร้างรอยเชื่อมล้อมรอบหลอดเลือดหลัก

3.2.12 เลือกระนาบ Right Plane (ตำแหน่งทางออก รูปที่ 3.23) เพื่อใช้ระนาบอ้างอิงนี้ในการสร้างรอยเชื่อมที่เซลล์หัวท้ายของขวดพลาสติก คลิกที่คำสั่ง Sketch แล้วเลือกคำสั่ง Line เลือกคำสั่ง ย่อ Center Line วาดเส้นศูนย์กลางเส้นแรกที่ผ่านกลางหน้าตัดแนวตั้งและแนวนอน จะได้เส้น C-C' และ B-B' ตามลำดับ หลังจากนั้นวาดเส้นศูนย์กลางอีกเส้นให้ทำมุมกับเส้น B-B' 45° เพื่อใช้ในการสร้างระนาบอ้างอิงที่สามารถทำการวาดรอยเชื่อมที่ผิวโค้ง ดังรูป 3.22 เลือกคำสั่ง Exit Sketch



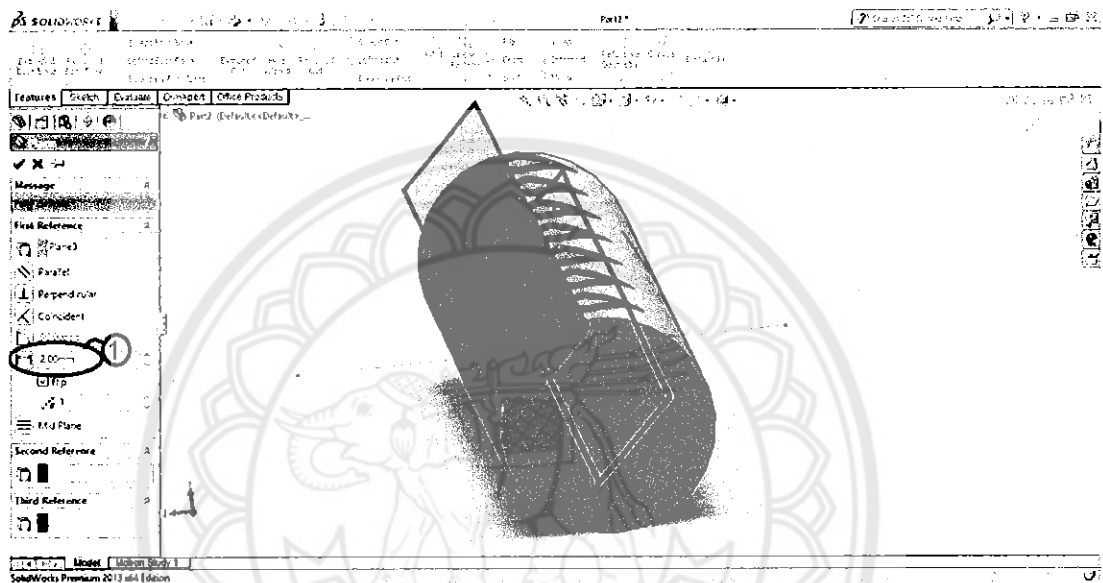
รูปที่ 3.24 การสร้างเส้นศูนย์กลางเพื่อใช้สร้างระนาบอ้างอิง

3.2.13 ขั้นตอนการสร้างระนาบอ้างอิงเพื่อการวาดรอยเชื่อมที่ผิวโค้ง ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Reference Geometry เลือกคำสั่งย่อ Plane คลิกเส้นศูนย์กลาง D-D' แล้วคลิกเส้นศูนย์กลาง A-A' เราจะได้ระนาบใหม่อยู่ที่กึ่งกลางของหลอดหลักและจะใช้ระนาบนี้ในการอ้างอิงในการสร้างระนาบใหม่อีกระนาบหนึ่งต่อไป ดังรูปที่ 3.25



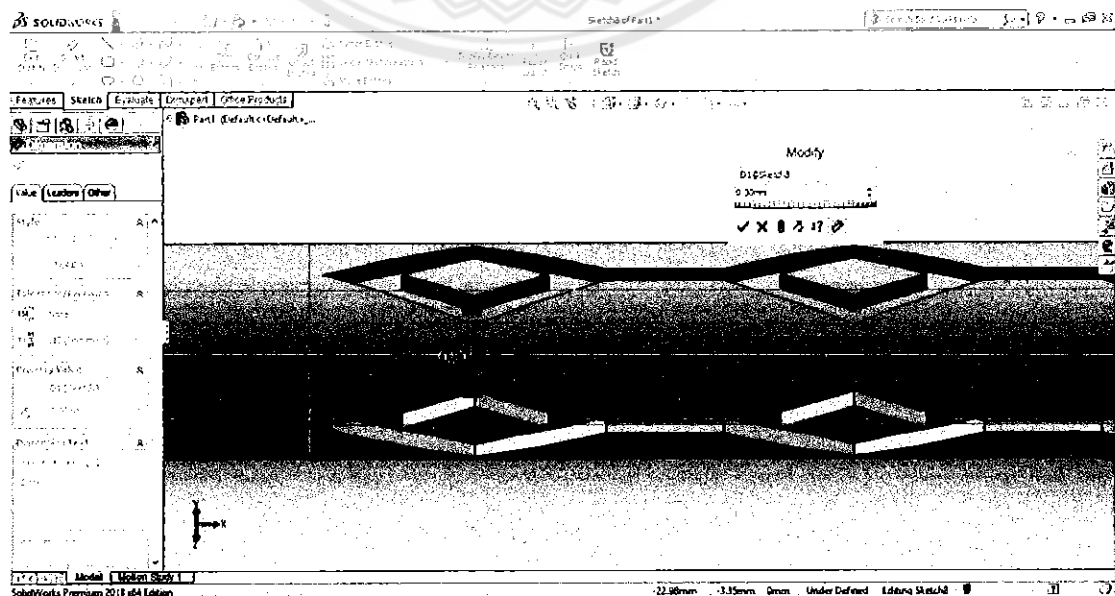
รูปที่ 3.25 การสร้างระนาบอ้างอิงที่กึ่งกลางหลอด

3.2.14 คลิกระนาบใหม่ที่ได้จากข้อ 3.2.13 (กรอบสีดำ) เพื่อสร้างระนาบใหม่อีกระนาบให้อยู่ที่ผิวของหลอดเลือดหลักพอดี ซึ่งจะขนานกับระนาบที่สร้างขึ้นในข้อที่ 3.2.13 เราจะทำการฝังรอยเชื่อมลงในหลอดเลือดโดยใช้ระนาบนี้ โดยไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Reference Geometry เลือกคำสั่งย่อย Plane เพื่อสร้างระนาบให้อยู่ใกล้กับหลอดเลือดหลักง่ายต่อการวาดรอยเชื่อมหัวท้ายของหลอดเลือด กำหนดให้ระยะห่างเท่ากับ 2 mm (หมายเลข 1) ซึ่งเป็นระยะเท่ากับรัศมีของหลอดเลือดหลัก หลังจากนั้นระนาบจะอยู่บนผิวโค้งพอดี (กรอบสีแดง) ดังรูปที่ 3.26



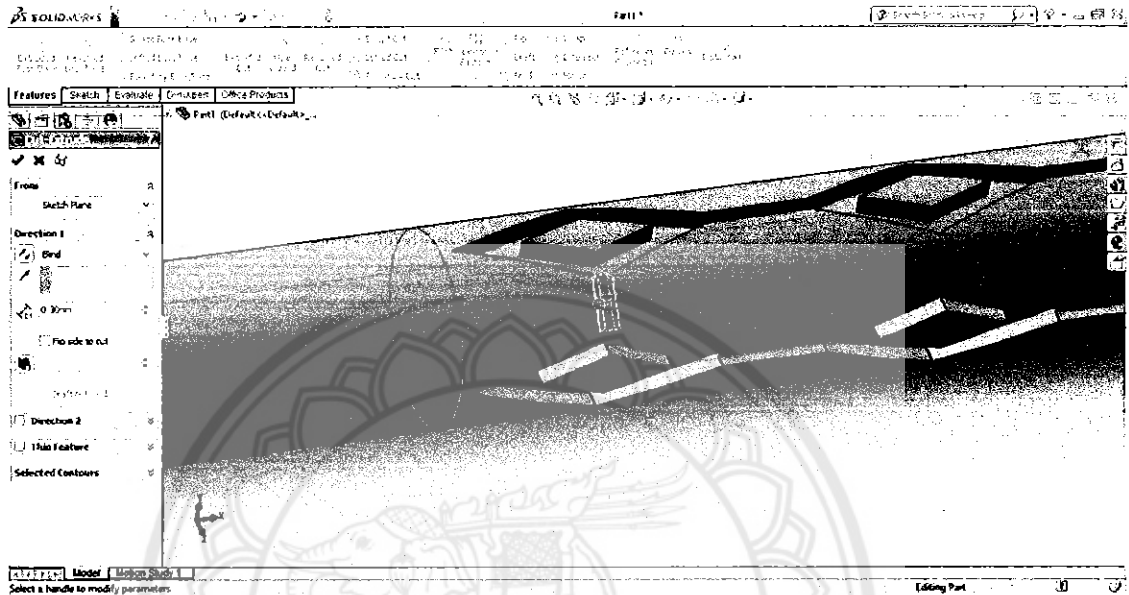
รูปที่ 3.26 การสร้างระนาบให้อยู่ใกล้ผิวส่วนโค้งของหลอดเลือด

3.2.15 ขั้นตอนนี้จะวาดรอยเชื่อมลงบนระนาบอ้างอิงที่ได้จากข้อที่ 3.2.14 ไปคลิกคำสั่ง Sketch เลือกคำสั่ง Line วาดรอยเชื่อมให้เป็นร่องดังรูปที่ 3.27 จากนั้นปรับขนาดความหนาโดยใช้คำสั่ง Smart Dimension ให้เท่ากับ 0.3 mm ดังรูปที่ 3.27



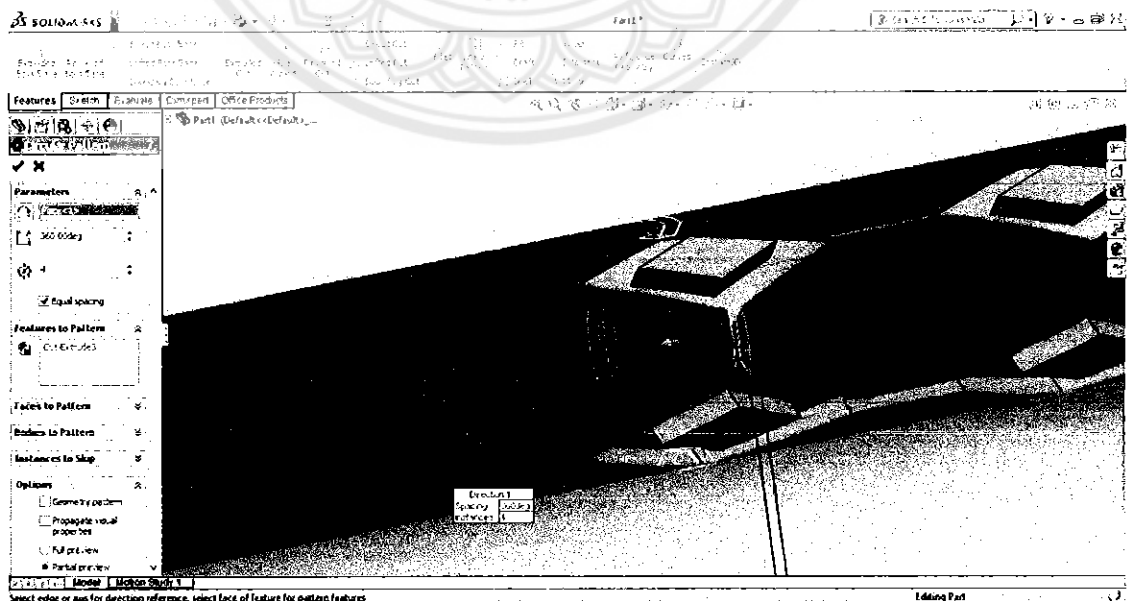
รูปที่ 3.27 การสร้างรอยเชื่อมหัวและท้ายขดลวด

3.2.16 ทำการสกัดออกเป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า เพื่อให้ขดลวดเชื่อมกัน แล้วไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Cut Extruded ปรับระยะความลึก $D_1 = 0.3 \text{ mm}$ เพื่อให้โดเมนการคำนวณสามารถใช้ได้กับโปรแกรม COMSOL ต่อไป คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.28



รูปที่ 3.28 การเจาะเพื่อให้ขดลวดเชื่อมกัน

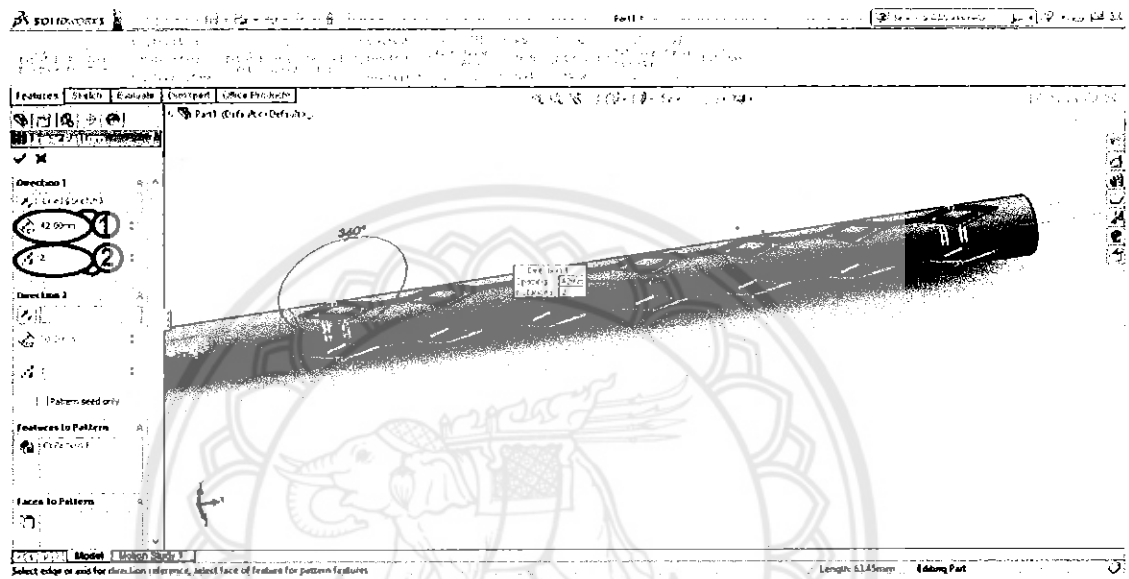
3.2.17 ขั้นตอนนี้ทำให้รอยเชื่อมรอบล้อมตลอดเลืดหลัก โดยคลิก Cut Extruded จากหัวข้อ 3.2.16 ไปที่เมนู Feature เลือก Linear Pattern เลือกคำสั่งย่อย Circular Pattern คลิกที่ตลอดเลืด คลิกเครื่องหมายถูก ดังรูปที่ 3.29



รูปที่ 3.29 การสร้างรอยเชื่อมล้อมรอบตลอดเลืดหลัก

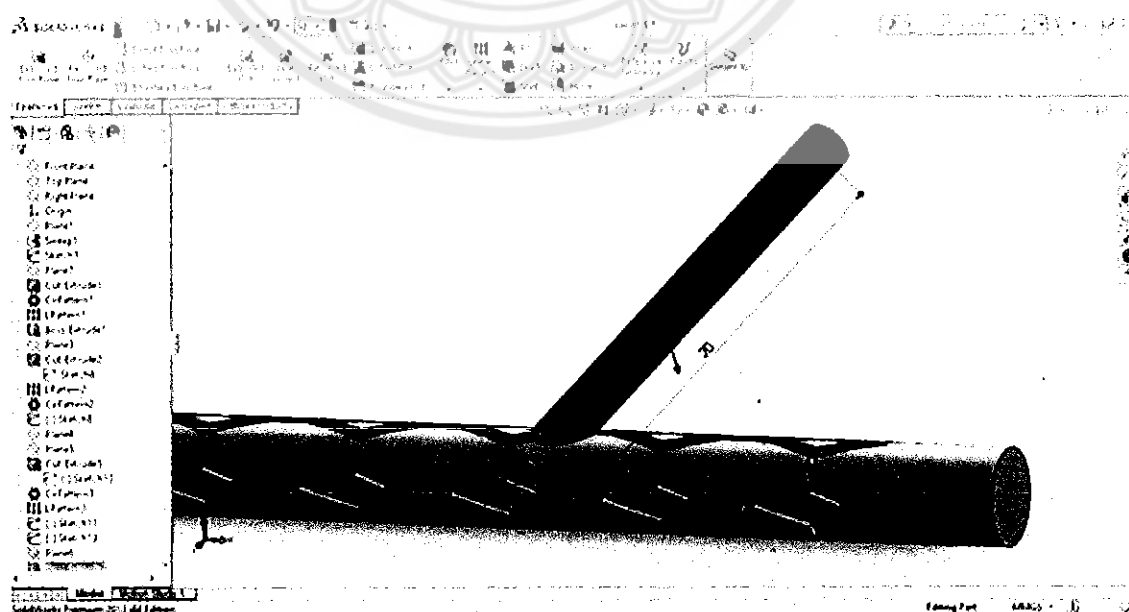
3.2.18 คลิก Cir Pattern (Circular Pattern) จากข้อที่ 3.2.17 ไปที่เมนู Feature เลือกคำสั่ง Linear Pattern คลิกที่เส้นศูนย์กลาง A-A' แต่ละเซลล์ห่างกัน 7 mm. เราจะเชื่อมแค่แถวหัวและท้าย จึงปรับค่า $D_1 = 42$ mm (หมายเลข 1) กำหนดให้รอยเชื่อมเท่ากับ 2 (หมายเลข 2) ดังรูปที่ 3.30

หมายเหตุ : 360° แสดงให้เห็นว่ารอยเชื่อมล้อมรอบตลอดเลียด



รูปที่ 3.30 การสร้างรอยเชื่อมหัวและท้ายของหลอดเลียดหลัก

3.2.19 ขั้นตอนถัดมาเราจะทำการสร้างหลอดเลียดสาขา ดังรูปที่ 3.31 ซึ่งมีขั้นตอนเดียวกับหัวข้อที่แล้วตั้งแต่รูปที่ 3.1.6 ถึง 3.1.9



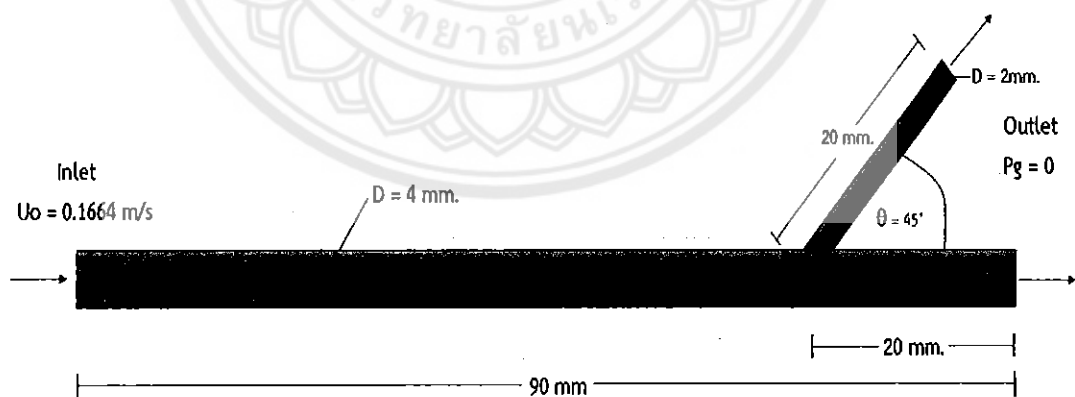
รูปที่ 3.31 การสร้างหลอดเลียดสาขา

บทที่ 4

วิธีการคำนวณ

4.1 โดเมนการคำนวณ (Computational Domain)

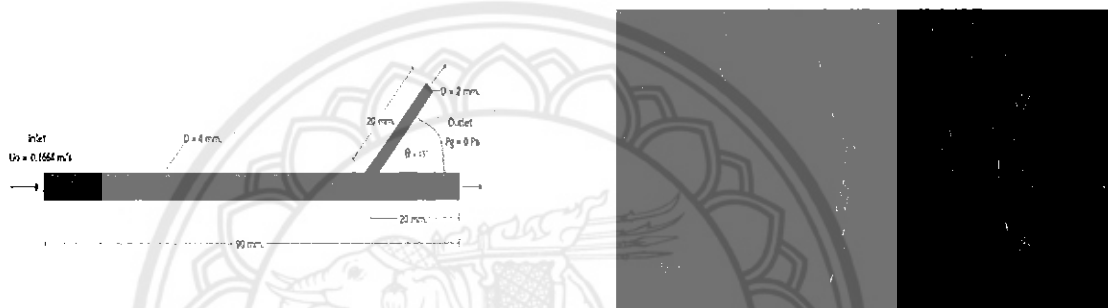
สำหรับโดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ผิวไม่ได้ใส่ขดลวด กำหนดให้หลอดเลือดหลักมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร ยาว 90 มิลลิเมตร และหลอดเลือดสาขามีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ยาว 20 มิลลิเมตร ทำมุมเอียงกับหลอดเลือดหลัก 45 องศา โดยกำหนดค่าของเลขเรย์โนลด์ส์เท่ากับ 233 ซึ่งค่าของเลขเรย์โนลด์ส์จะคิดจากเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดหลักจะทำให้ความเร็วที่ทางเข้าของหลอดเลือดเท่ากับ 0.1664 m/s สมมติที่ทางออกของหลอดเลือดทั้งสองไหลสู่บรรยากาศที่ความดันเกจเป็นศูนย์ กำหนดให้ผนังของหลอดเลือดมีความแข็งเกร็งและไม่เกิดการลื่นไถล (No-Slip) กำหนดให้เลือดเป็นของไหลแบบ Non-Newtonian ที่ประพฤติตนตามแบบจำลอง Carreau-Yasuda การไหลเป็นแบบราบเรียบ (Laminar Flow) ที่สภาวะคงที่ (Steady State) โดยจะทำการพิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือด (Wall Shear Stress) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดปกติ

สำหรับโดเมนการคำนวณของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ผิวใส่ขดลวด เริ่มจากใช้หลอดเลือดแยกสองง่ามดังแสดงในรูปที่ 4.1 แล้วนำขดลวดมาใส่ที่ผิวหลอดเลือด โดยแยกการพิจารณาออกเป็นสองกรณีดังนี้

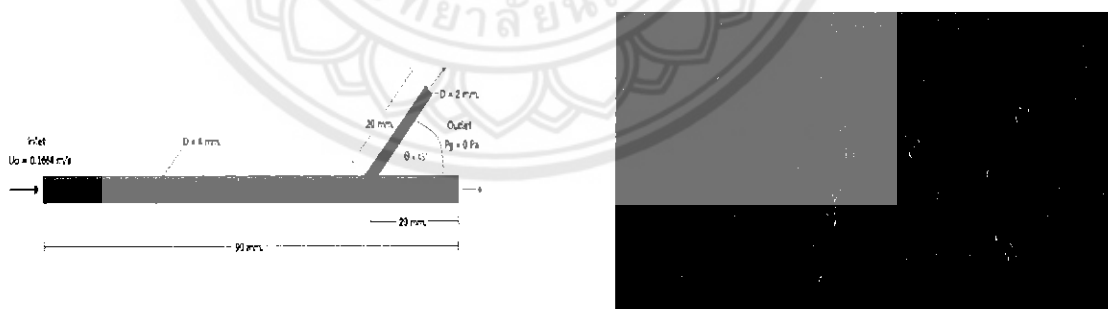
กรณีที่ 1 : พิจารณาหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ของขดลวดเท่ากันแต่มีความหนาต่างกัน ได้แก่ขดลวดที่มีความหนา 0.3 , 0.4 และ 0.5 มิลลิเมตร มีความลึกเข้าไปข้างในหลอดเลือดหลัก 0.4 มิลลิเมตร โดยรูปทรงของขดลวดจะมีรูปร่างเป็นสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูนเชื่อมกันทั้งหมดตามแนวยาว และเชื่อมทาง เข้า-ออก ของขดลวดรอบเส้นรอบวง ดังรูปที่ 4.2 – 4.4 โดยกำหนดสภาวะการไหลและของไหลให้เหมือนกับหลอดเลือดปกติที่ผิวไม่ได้ใส่ขดลวด



(a) ขดลวดมีความหนา 0.3 mm

(b) ขนาดและมุมของขดลวด

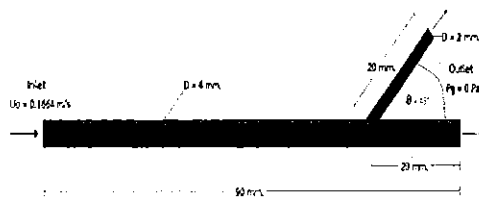
รูปที่ 4.2 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.3 mm 28 เซลล์



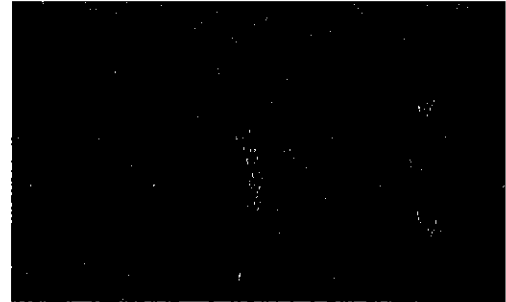
(a) ขดลวดมีความหนา 0.4 mm.

(b) ขนาดและมุมของขดลวด

รูปที่ 4.3 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm 28 เซลล์



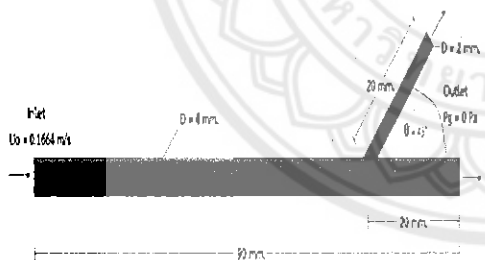
(a) ขดลวดมีความหนา 0.5 mm.



(b) ขนาดและมุมของขดลวด

รูปที่ 4.4 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.5 mm 28 เซลล์

กรณีที่ 2 : ขดลวดมีความหนา 0.4 มิลลิเมตร แต่มีจำนวนเซลล์ของหลอดเลือดต่างกันคือ 15 , 28 และ 54 เซลล์ ลักษณะของขดลวดและรอยเชื่อมจะเหมือนกับกรณีที่ 1 แต่รูปแบบการวางตัวของขดลวดจะแตกต่างกันเป็นผลจากจำนวนเซลล์ของขดลวด ดังรูปที่ 4.5 – 4.7 โดยกำหนดสภาวะการไหลและของไหลให้เหมือนกับหลอดเลือดปกติที่ผิวไม่ได้ใส่ขดลวด ทั้งนี้สำหรับขดลวดที่มี 15 เซลล์ การเรียงตัวในแนวแกนมีจำนวน 5 เซลล์ และในแนวรอบเส้นรอบวงจำนวน 3 เซลล์ ดังแสดงในรูปที่ 4.5 ขดลวดที่มี 28 เซลล์ มีการเรียงตัวในแนวแกนจำนวน 7 เซลล์ และรอบเส้นรอบวง 4 เซลล์ ดังแสดงในรูปที่ 4.6 และสำหรับขดลวดที่มี 54 เซลล์ มีการเรียงในแนวแกนจำนวน 9 เซลล์ และรอบเส้นรอบวงจำนวน 6 เซลล์ ดังรูปที่ 4.7

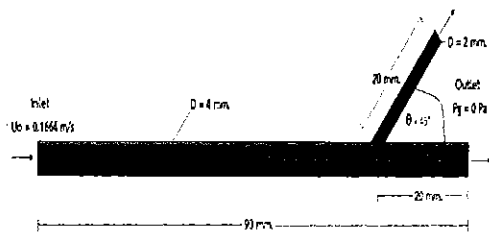


(a) ขดลวดมีจำนวนเซลล์ 15 เซลล์



(b) ขนาดและมุมของขดลวด

รูปที่ 4.5 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm จำนวนเซลล์ 15 เซลล์

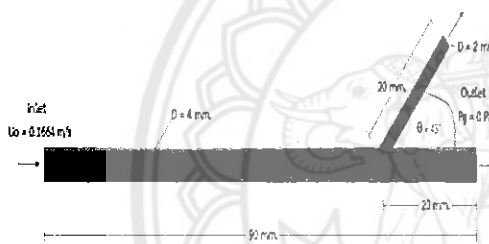


(a) ขดลวดมีจำนวนเซลล์ 28 เซลล์

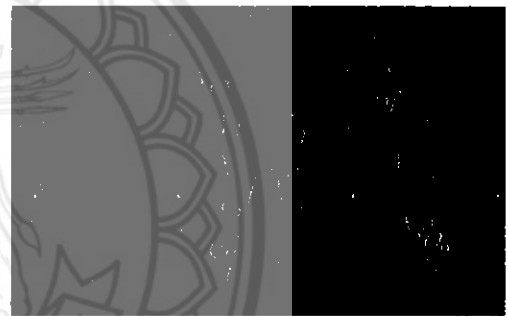


(b) ขนาดและมูมของขดลวด

รูปที่ 4.6 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm จำนวนเซลล์ 28 เซลล์



(a) ขดลวดมีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์



(b) ขนาดและมูมของขดลวด

รูปที่ 4.7 โดเมนการคำนวณสำหรับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนา 0.4 mm จำนวนเซลล์ 54 เซลล์

4.2 สมการควบคุม (Governing Equation)

สมการที่เกี่ยวข้องกับโครงการนี้เป็นสมการควบคุม (Governing Equations) สำหรับการไหลใน 3 มิติที่สภาวะคงที่ (Steady state) การไหลเป็นแบบราบเรียบ (Laminar Flow) และการอัดตัวไม่ได้ (Incompressible) ซึ่งในโครงการนี้จะประกอบไปด้วยสมการดังต่อไปนี้

4.2.1 สมการอนุรักษ์มวล (Conservation of mass)

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4.1)$$

4.2.2 สมการอนุรักษ์โมเมนตัม (Momentum Equations)

โมเมนตัมในแนวแกน x :

$$\rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial x} + \nabla \cdot (\mu \nabla u) + \rho g_x \quad (4.2)$$

โมเมนตัมในแนวแกน y :

$$\rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial y} + \nabla \cdot (\mu \nabla v) + \rho g_y \quad (4.3)$$

โมเมนตัมในแนวแกน z :

$$\rho \left(u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = - \frac{\partial P}{\partial z} + \nabla \cdot (\mu \nabla w) + \rho g_z \quad (4.4)$$

เมื่อ	u, v, w	คือ ความเร็วในแกน x, y, z ตามลำดับ มีหน่วยเป็น m/s
	ρ	คือความหนาแน่นของเลือด มีหน่วยเป็น kg/m^3
	μ	คือความหนืดของเลือด มีหน่วยเป็น Pa·s โดยเป็นไปตามแบบจำลองของ Carreau-Yasuda ในหัวข้อที่ 4.2.3
	g_x, g_y, g_z	คือ ความเร่งโน้มถ่วงในแกน x, y, z ตามลำดับ มีหน่วยเป็น m/s^2

4.2.3 สมการของ Carreau-Yasuda

โดยกำหนดให้ค่าความหนืดพลวัตในสมการโมเมนต์ (4.2) – (4.4) เป็นไปตามสมการแบบจำลอง Carreau-Yasuda ดังต่อไปนี้

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty})(1 + (\lambda\dot{\gamma})^2)^{(n-1)/2} \quad (4.5)$$

เมื่อ	μ_{∞}	คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนอนันต์ โดยมีค่าเท่ากับ $22 \times 10^{-3} Pa \cdot s$ [6]
	μ_0	คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์ โดยมีค่าเท่ากับ $2.2 \times 10^{-3} Pa \cdot s$ [6]
	$\dot{\gamma}$	คือ อัตราความเค้นเฉือน (Shear rate)
	n	คือ ค่าคงที่ไร้มิติ โดยมีค่าเท่ากับ 0.392 [6]
	λ	คือ ค่าคงที่ โดยมีค่าเท่ากับ 0.110 s. [6]

4.3 เงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)

การศึกษาการไหลของเลือดที่ใส่ขดลวด กำหนดให้ผนังของหลอดเลือดมีความแข็งแรง เลือดมีสภาวะการไหลแบบคงที่ การไหลของเลือดเป็นแบบราบเรียบและเป็นการไหลใน 3 มิติ ซึ่งจะกำหนดค่าของเลขเรย์โนลด์ส์เท่ากับ 233 ซึ่งค่าของเลขเรย์โนลด์ส์จะคิดจากเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดหลักจะทำให้ความเร็วที่ทางเข้าของหลอดเลือดเท่ากับ 0.1664 m/s และสภาวะที่ทางออกของหลอดเลือดทั้งสองสาขาไหลสู่บรรยากาศที่ความดันเกจเป็นศูนย์

4.4 Data Reduction

จากสมการควบคุมที่ได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อที่ 4.2 เราจะได้คำตอบในรูปของตัวแปรพื้นฐาน u, v, w, P เพื่อการคำนวณปริมาณอื่น ๆ ต่อไปที่จำเป็นในทางการแพทย์ดังนี้

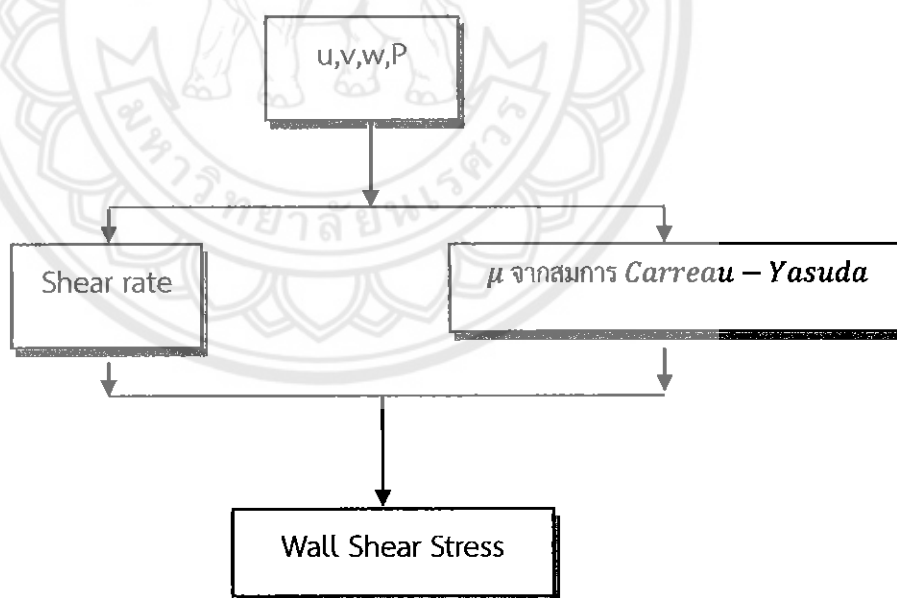
อัตราเฉือน (Shear rate) :

$$\dot{\gamma} = \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (4.6)$$

ความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress) :

$$WSS = \mu \dot{\gamma} = \mu \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (4.7)$$

โดยขั้นตอนของทางการเดินทางของข้อมูลแสดงได้ในรูปที่ 4.8

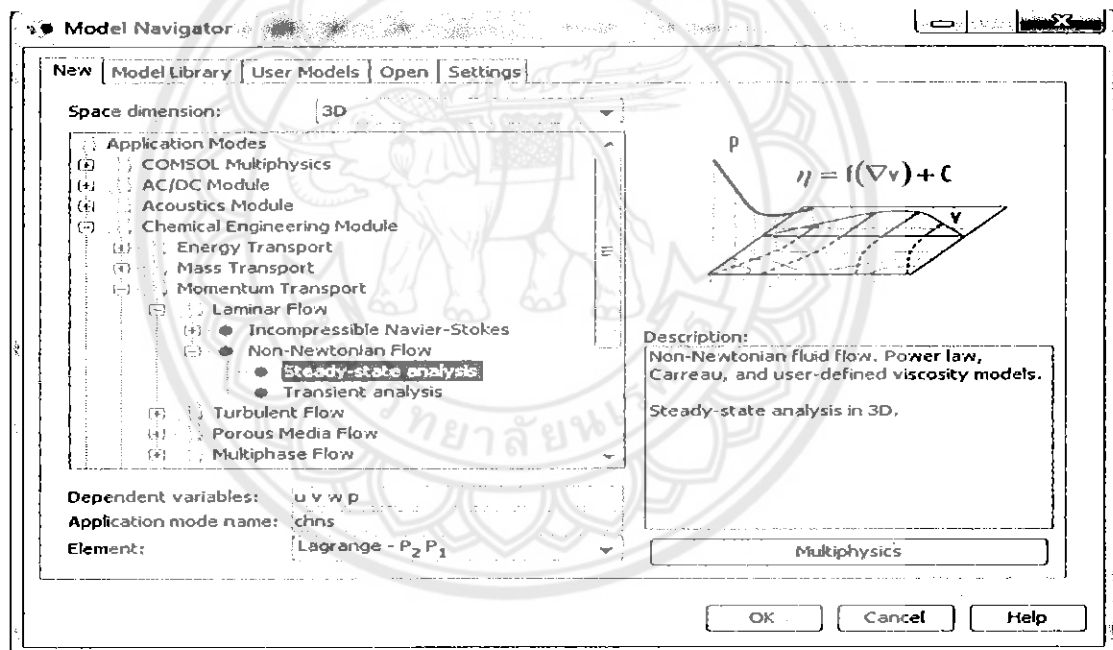


รูปที่ 4.8 ผังความคิดแสดงขั้นตอนการคำนวณความเค้นเฉือนที่ผนัง

4.5 การนำไฟล์เขียนแบบเข้าโปรแกรม COMSOL

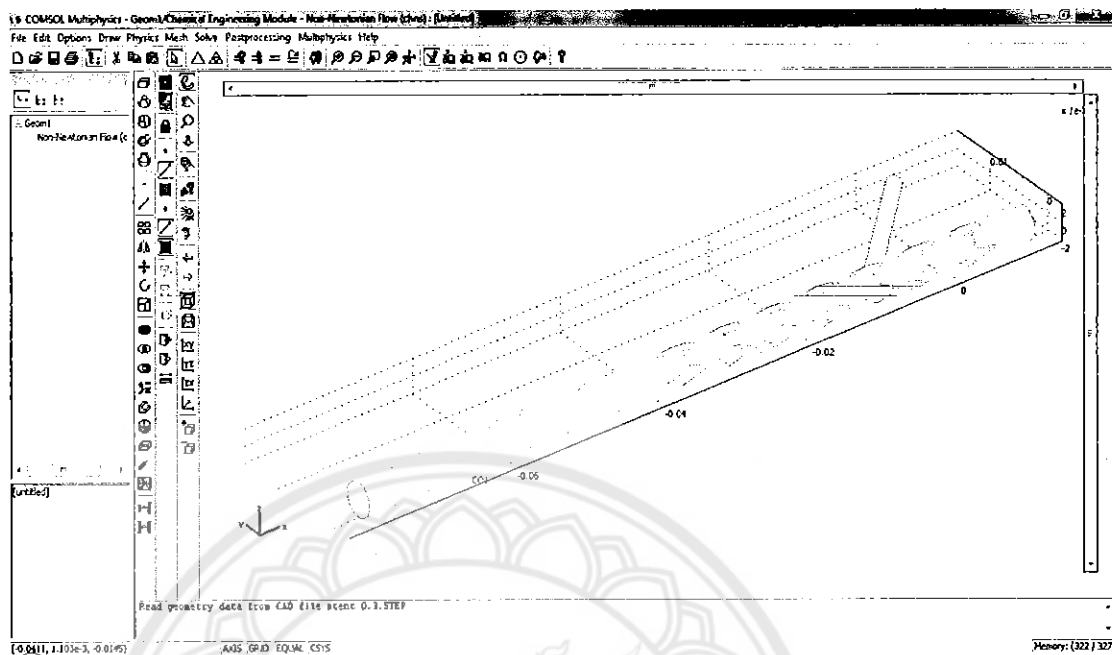
หลังจากที่ได้ทำการเขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามแบบปกติและหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวดเรียบร้อยแล้ว ขั้นตอนต่อไปจะเป็นการนำไฟล์เขียนแบบดังกล่าวเข้าสู่โปรแกรมที่ใช้ในการคำนวณ โดยทำการบันทึกข้อมูลในรูปแบบนามสกุล .STEP AP203 หลังจากนั้นทำการ Import File ดังกล่าวเข้าสู่โปรแกรม COMSOL

- เปิดโปรแกรม COMSOL เลือกค่าต่าง ๆ ดังนี้ ที่คำสั่ง Space dimension เลือก 3D หลังจากนั้นเลือก Chemical Engineering Module เลือก Momentum Transport เลือก Laminar Flow เนื่องจากเป็นการไหลแบบราบเรียบและเลือก Non-Newtonian Flow จากนั้นเลือก Steady-state analysis สำหรับสภาวะการไหลแบบคงที่ ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 การเลือก Model Navigator

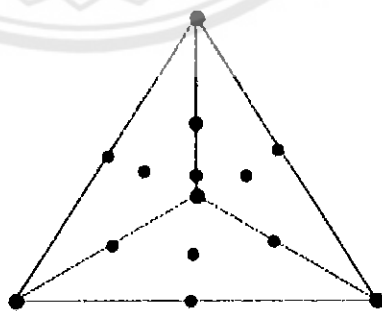
- หลังจากนั้นทำการ Import File แบบจำลองของหลอดเลือดเข้าสู่โปรแกรม COMSOL โดยไปที่คำสั่ง File เลือก Import และเลือก CAD Data From File หลังจากนั้นทำการเลือกไฟล์ที่เซฟไว้จากโปรแกรม Solid Work (ไฟล์นามสกุล .STEP AP203) และจะได้ไฟล์ที่จะใช้ในการคำนวณต่อไป ดังรูปที่ 4.10 พร้อมทั้งจะคำนวณด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ต่อไป



รูปที่ 4.10 การ Import File เข้าสู่โปรแกรม COMSOL

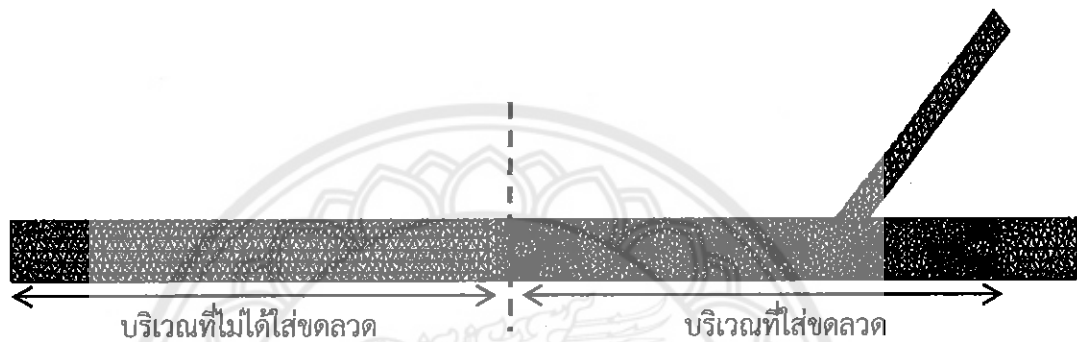
4.6 การสร้างและการตรวจสอบผลกระทบของความหนาแน่นของเมช

สำหรับซอฟต์แวร์ COMSOL ซึ่งใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการคำนวณนั้น อาศัยเมช 3 มิติที่มีรูปร่างเป็นรูปทรง tetrahedral และมี 14 nodes โดยตำแหน่ง node จะอยู่ที่มุมของรูปทรง tetrahedral จำนวน 4 nodes อยู่ที่กึ่งกลางเส้นขอบจำนวน 6 nodes และอยู่ที่กึ่งกลางด้านข้างจำนวน 4 nodes ดังรูปที่ 4.11



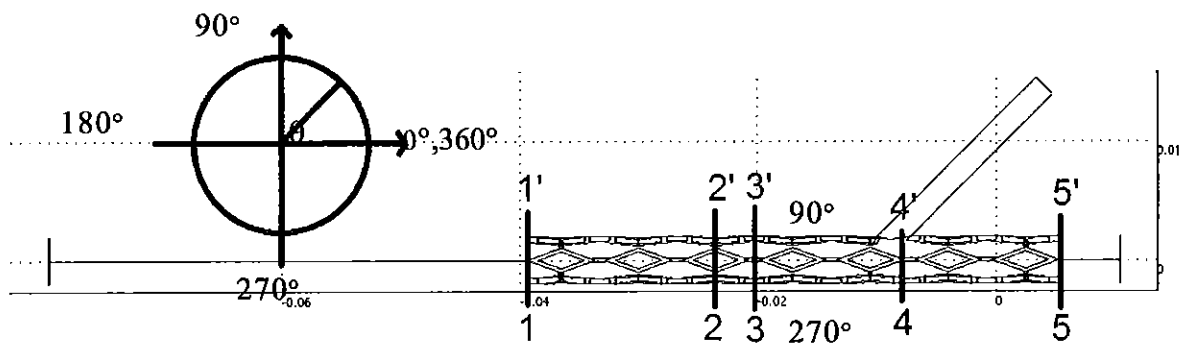
รูปที่ 4.11 รูปทรง tetrahedral

การสร้างเมชสามมิติใน COMSOL ใช้อัลกอริทึม Delaunay ซึ่งสร้างโดยการจัดเรียงตำแหน่งอย่างไร้รูปแบบของรูปทรง tetrahedral ให้เต็มปริมาตรของแบบจำลองที่สร้างไว้ ดังรูปที่ 4.12 โดยจะใช้ความหนาแน่นของเมชใกล้เคียงกันทุกแบบจำลองของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวดแบบต่าง ๆ จะเห็นได้ว่าความละเอียดของเมชขึ้นอยู่กับแบบจำลองของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด บริเวณที่มีความซับซ้อนจะทำให้ความละเอียดของเมชบริเวณนั้นมีความละเอียดมาก เช่น บริเวณที่ใส่ขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 การสร้างเมชในโดเมนการคำนวณ

การตรวจสอบผลกระทบของความหนาแน่นของเมช ทำการเปรียบเทียบกันโดยกำหนดความละเอียดของเมชแบ่งเป็น 3 แบบจำลองได้แก่แบบจำลอง A มี 37,815 เมช, B มี 59,962 เมช และ C มี 89,173 เมชเนื่องจากปริมาตรของหลอดเลือดแต่ละแบบจำลองใกล้เคียงกันเราจึงกำหนดให้เท่ากับ $1,130.351 \text{ mm}^3$ จากนั้นทำการเปรียบเทียบข้อมูลของความเค้นเฉือนที่ผนังของทั้ง 3 แบบจำลอง ในที่นี้เราพิจารณาแบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวดที่มีความหนาเท่ากับ 0.4 มิลลิเมตรจำนวนเซลล์ 28 เซลล์ ดังรูปที่ 4.13 โดยจะดึงชุดข้อมูลของความเค้นเฉือนที่ผนัง จาก 5 หน้าตัด ได้แก่หน้าตัด 1-1' ของไหลเริ่มปะทะกับขดลวด หน้าตัด 2-2' บริเวณกึ่งกลางภายในขดลวด หน้าตัด 3-3' บริเวณกึ่งกลางรอยเชื่อม หน้าตัด 4-4' บริเวณทางแยกหลอดเลือดสาขา โดยที่มีการผ่านรอยเชื่อมของขดลวด และหน้าตัด 5-5' บริเวณทางออกของหลอดเลือดหลักที่ติดกับขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.13 หน้าตัดของหลอดเลือดที่นำมาคำนวณ

หลังจากคำนวณทางระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL โดยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ Intel(R) Core(TM) i3-3217U CPU @ 1.80GHz , RAM 4.00 GB และใช้แบบจำลอง A , B และ C ที่มีความหนาแน่นของเมชแตกต่างกันดังแสดงในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แบบจำลองที่ใช้ในการเปรียบเทียบผลของความหนาแน่นของเมช

Model	Meshes/ปริมาตร (mm ³)	เวลาในการคำนวณ (s)
A	33.5	460.695
B	53.1	525.877
C	78.9	781.832

หลังจากดึงชุดข้อมูลความเค้นเฉือนที่ผนังที่หน้าตัดต่าง ๆ เราจะทำการวิเคราะห์เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างเพื่อทำการเปรียบเทียบความหนาแน่นของเมชทั้ง 3 แบบจำลองโดยที่

เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลอง A และ B หาจาก

$$\%difference = \left| \frac{A - B}{A} \right| \quad (4.8)$$

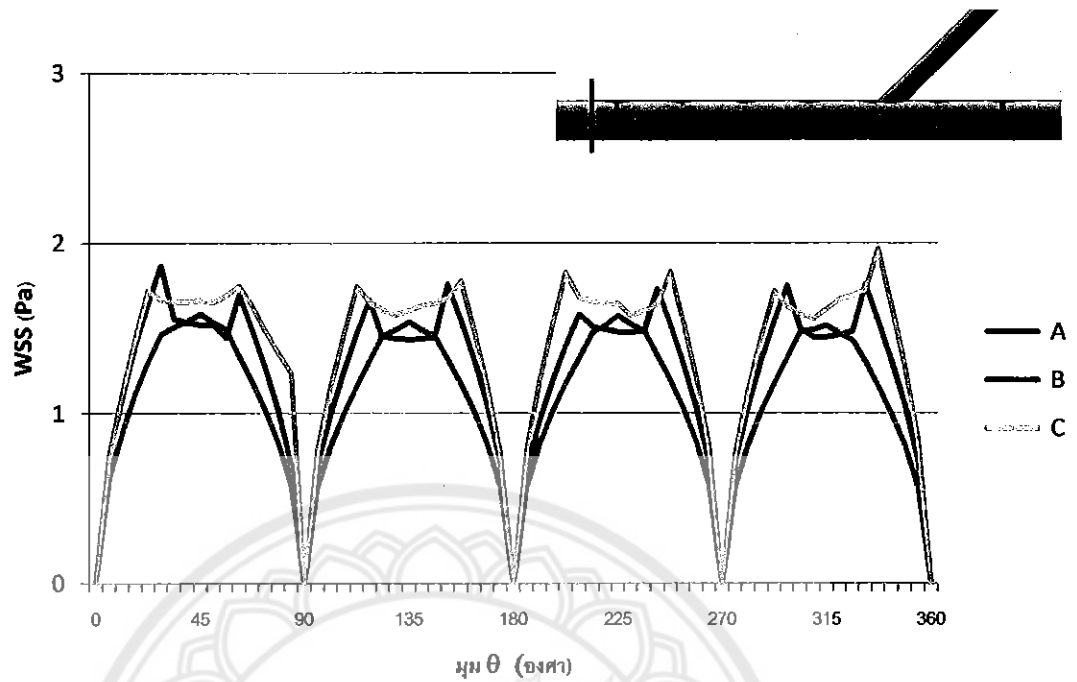
เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลอง A และ C หาจาก

$$\%difference = \left| \frac{A - C}{A} \right| \quad (4.9)$$

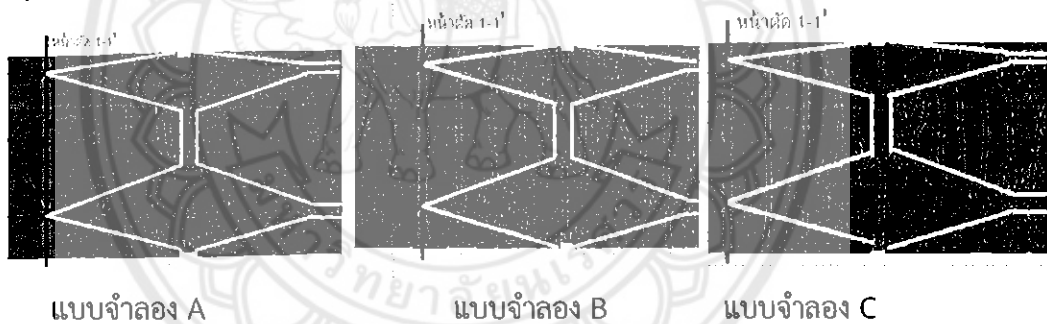
เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลอง B และ C หาจาก

$$\%difference = \left| \frac{B - C}{B} \right| \quad (4.10)$$

จากรูปที่ 4.14 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณทางเข้าของหลอดเลือดที่ของไหลเริ่มปะทะกับขดลวด จะพบบริเวณที่ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับศูนย์ซึ่งบริเวณนี้เป็นบริเวณที่ตรงกับตำแหน่งของขดลวด และพบว่าค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของแบบจำลองทั้ง 3 มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันแต่แบบจำลอง A , B และ C จะให้ค่าความเค้นเฉือนที่น้อยกว่าตามลำดับ และมีเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของแบบจำลองสูงถึง 50% ทั้งนี้อาจเป็นมาจากการเรียงตัวของเมชที่มีความหนาแน่นต่างกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.15 และอาจมาจากการนำค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่มีค่าน้อย ๆ มาเปรียบเทียบกับนั่นเอง แต่อย่างไรก็ตามค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของแบบจำลองทั้ง 3 มีค่าต่างกันไม่เกิน 0.4 Pa

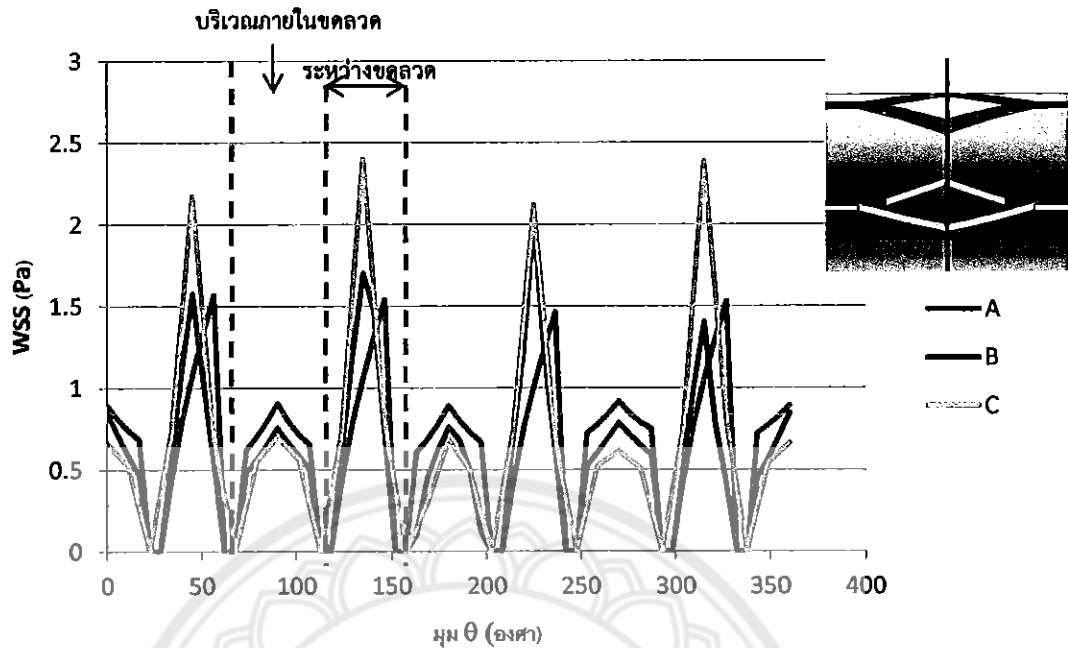


รูปที่ 4.14 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 1-1'



รูปที่ 4.15 การเรียงตัวของเมฆจากอัลกอริทึม

จากรูปที่ 4.16 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณกึ่งกลางภายในหลอดเลือดที่หน้าตัด 2-2' พบว่าบริเวณที่ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับศูนย์ ซึ่งตรงกับตำแหน่งของหลอดเลือด และจากรูปสังเกตได้ว่าแบบจำลอง C ที่มุม θ เท่ากับ 45° , 135° , 225° และ 315° จะให้มีลักษณะเป็น Outlier เมื่อเทียบกับแบบจำลองของ A และ B ที่บริเวณกึ่งกลางระหว่างหลอดเลือดของทั้ง 3 แบบจำลอง ส่วนบริเวณภายในให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังประมาณ 0.7 Pa ให้เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของแบบจำลองสูงสุด 33.376 % ที่มุม θ เท่ากับ 270° ดังแสดงในตารางที่ 4.2 แต่ค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ณ จุดนี้ต่างกันไม่เกิน 0.3 Pa ทั้งนี้การที่เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างมีค่าสูงอาจเป็นผลมาจากการนำค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่มีค่าน้อย ๆ มาเปรียบเทียบกับมันเอง และเมื่อไม่คิดค่าความผิดพลาดของแบบจำลอง C ที่บริเวณกึ่งกลางระหว่างหลอดเลือดมีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังประมาณ 1.6 Pa

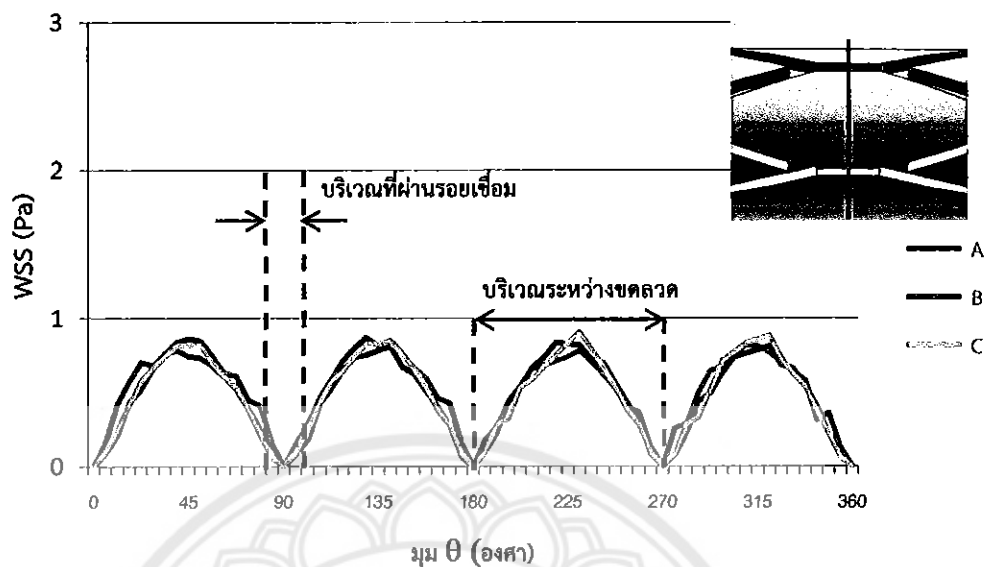


รูปที่ 4.16 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 2-2'

ตารางที่ 4.2 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ที่หน้าตัด 2-2'

มุม θ (องศา)	เปอร์เซ็นต์ความแตกต่าง (%)		
	แบบจำลอง A-B	แบบจำลอง B-C	แบบจำลอง A-C
0	5.120	21.910	25.908
90	16.481	7.511	22.754
180	14.848	9.537	22.969
270	14.274	22.283	33.376

จากรูปที่ 4.17 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณกึ่งกลางรอยเชื่อมที่หน้าตัด 3-3' พบว่าแบบจำลองทั้ง 3 ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังใกล้เคียงกัน คือ บริเวณที่ไม่มีขดลวดจะให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังประมาณ 0.7-0.8 Pa และให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับศูนย์จะตรงกับตำแหน่งของรอยเชื่อมนั่นเอง และ 3 แบบจำลองให้เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลองไม่เกิน 13% ดังแสดงในตารางที่ 4.3

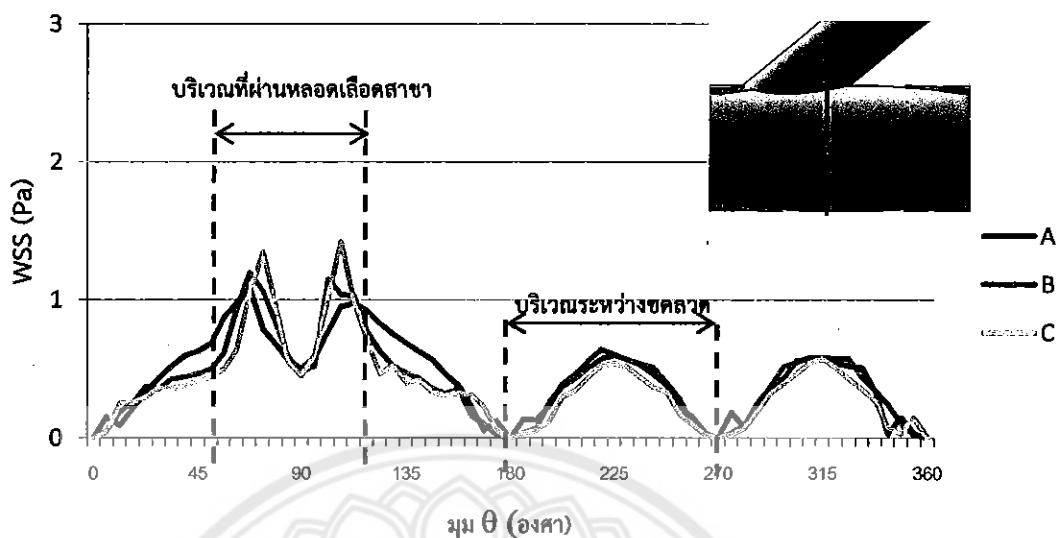


รูปที่ 4.17 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 3-3'

ตารางที่ 4.3 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ที่หน้าตัด 3-3'

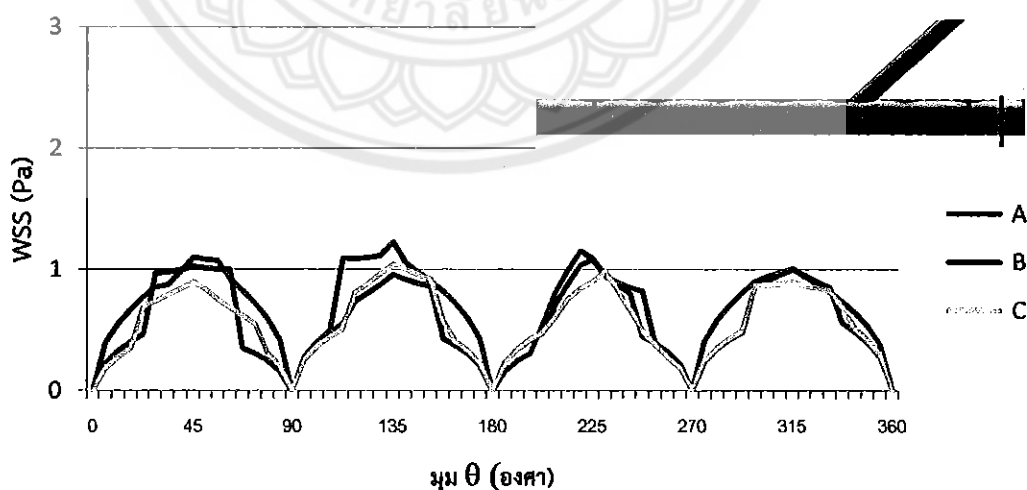
มุม θ (องศา)	เปอร์เซ็นต์ความแตกต่าง (%)		
	แบบจำลอง A-B	แบบจำลอง B-C	แบบจำลอง A-C
45	13.670	9.365	5.585
135	4.622	6.096	1.193
225	11.216	1.155	12.501
315	3.356	9.121	5.460

จากรูปที่ 4.18 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณทางแยกหลอดเลือดสาขาโดยที่มีการผ่านรอยเชื่อมของขดลวดที่หน้าตัด 4-4' พบว่าบริเวณรอยเชื่อมของขดลวดให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับศูนย์และบริเวณระหว่างขดลวดของทั้ง 3 แบบจำลองให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังประมาณ 0.6 Pa บริเวณนี้มีเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลองไม่เกิน 15% ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณที่ผ่านหลอดเลือดสาขาของ 3 แบบจำลอง มีค่าประมาณ 0.6 Pa ซึ่งตรงกับบริเวณกึ่งกลางของหลอดเลือดสาขาและที่มีค่าประมาณ 1-1.2 Pa ซึ่งตรงกับบริเวณขอบของหลอดเลือดสาขาที่เชื่อมติดกับหลอดเลือดหลัก



รูปที่ 4.18 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 4-4'

จากรูปที่ 4.19 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณทางออกของหลอดเลือดหลักที่ติดกับขดลวด หน้าตัด 4-4' พบว่าค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของแบบจำลองทั้ง 3 มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันแต่จะมีค่าค่อนข้างกว้าง ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากพื้นที่ที่ตั้งฉากกับการไหลเพิ่มขึ้น และบริเวณที่ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับศูนย์ตรงกับตำแหน่งของขดลวด แต่ที่ θ เท่ากับ 16.875, 61.875, 106.875, 163.875, 196.875, 241.875, 286.875 และ 331.875 องศา ให้เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของแบบจำลองสูงถึง 48% ดังแสดงในตารางที่ 4.4 แต่ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังต่างกันไม่เกิน 0.3 Pa ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากการนำค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่มีค่าน้อย ๆ มาเปรียบเทียบกับนั่นเอง



รูปที่ 4.18 การกระจายของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ตามผนังหลอดเลือดหลัก ที่หน้าตัด 5-5'

ตารางที่ 4.4 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ที่หน้าตัด 5-5'

มุม θ (องศา)	เปอร์เซ็นต์ความแตกต่าง (%)		
	แบบจำลอง A-B	แบบจำลอง B-C	แบบจำลอง A-C
16.875	40.035	14.348	48.639
61.875	8.684	32.116	26.221
106.875	3.399	7.566	10.709
163.125	48.209	9.307	43.389
196.875	34.735	2.734	38.419
241.875	5.799	16.908	21.726
286.875	40.664	2.595	39.124
331.875	4.323	2.905	1.292

จากค่าความเค้นเฉือนที่ผนังข้างต้นสังเกตได้ว่า ความหนาแน่นของเมช ส่งผลกระทบบไม่มากนักต่อค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง แต่แบบจำลอง B และ C จะส่งผลต่อการคำนวณในแบบจำลองหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ กล่าวคือ แบบจำลอง B และ C จะมีความละเอียดในการสร้างเมชค่อนข้างสูง ดังนั้นแบบจำลองที่มีความซับซ้อนมาก ๆ เช่น หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ซึ่งทำให้พื้นที่ที่สัมผัสกับของไหลไม่เรียบและคอมพิวเตอร์ไม่สามารถสร้างเมชได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณมุมแหลมภายใน ดังนั้นเราจะเลือกแบบจำลอง A ซึ่งใช้เวลาและหน่วยความจำในการคำนวณน้อยกว่าแบบจำลองอื่น ๆ และยังให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่สภาวะปกติตามค่ามาตรฐาน 0.5-1.5 Pa [7] ของการไหลภายในหลอดเลือดอีกด้วย

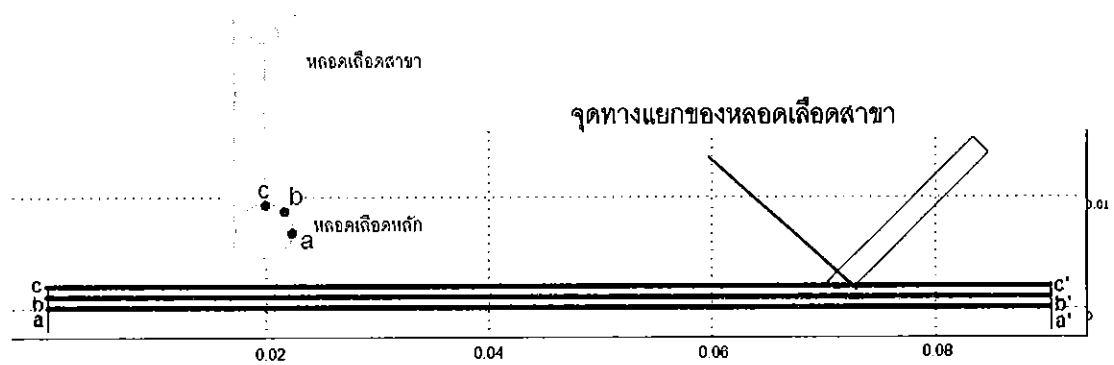
บทที่ 5

ผลการคำนวณและอภิปรายผล

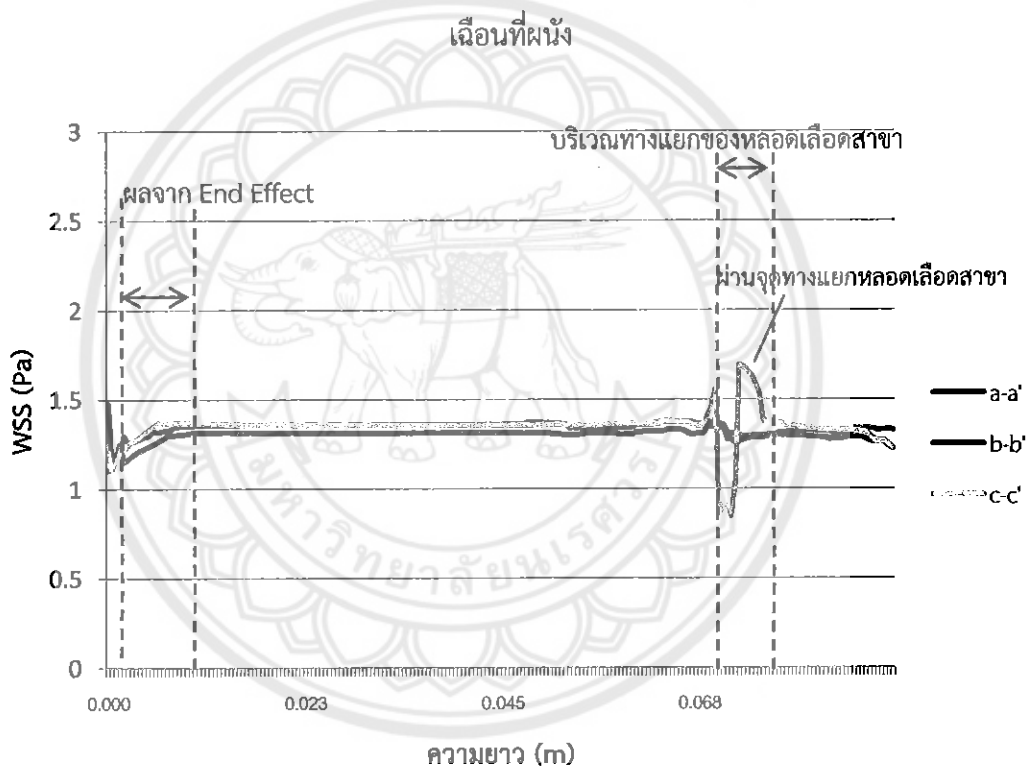
การอภิปรายผลในการวิจัยนี้เราอภิปรายผลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress) ของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ไม่ใส่ขดลวดและหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด แบ่งได้เป็นสามกรณี ได้แก่ กรณีแรกพิจารณาหลอดเลือดที่ไม่ได้ใส่ขดลวด กรณีที่สองพิจารณาหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ของขดลวดเท่ากันคือ 28 เซลล์แต่มีความหนาต่างกัน ซึ่งได้แก่ ขดลวดที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 มิลลิเมตรและกรณีที่สามพิจารณาหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีความหนา 0.4 มิลลิเมตรแต่มีจำนวนเซลล์ของหลอดเลือดต่างกัน คือ 15, 28 และ 54 เซลล์

5.1 หลอดเลือดที่ไม่ได้ใส่ขดลวด

การแสดงผลของความเค้นเฉือนที่ผนังสำหรับการไหลผ่านหลอดเลือดที่ไม่ได้ใส่ขดลวดโดยทำการวิเคราะห์การไหลที่ผนังของหลอดเลือดผ่านเส้น a-a', b-b' และ c-c' โดยที่เส้น a-a' ผ่านผิวด้านข้างของหลอดเลือดหลัก เส้น b-b' ผ่านผิวหลอดเลือดหลักห่างจากเส้น a-a' ขึ้นไป 45° และเส้น c-c' ผ่านผิวด้านบนของหลอดเลือดหลักและตัดผ่านบริเวณทางแยกของหลอดเลือดสาขา ดังแสดงในรูปที่ 5.1 พบว่า ที่บริเวณทางเข้าของทั้ง 3 เส้น ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังประมาณ 1.2-1.5 Pa ทั้งนี้ อาจเป็นผลมาจากการเกิด End Effect ที่บริเวณทางเข้าของหลอดเลือด หลังจากนั้นค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของทั้ง 3 เส้นมีค่าระหว่าง 1.3-1.4 Pa โดยที่ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของเส้น c-c' ลดลงเป็น 0.8 Pa ที่บริเวณทางแยกเข้าหลอดเลือดสาขา เป็นผลมาจากของไหลส่วนหนึ่งถูกแบ่งให้ไหลเข้าไปที่ทางแยกของหลอดเลือดสาขา เป็นเหตุให้ของไหลในหลอดเลือดหลักมีอัตราการไหลลดลงทำให้ค่าความเค้นเฉือนที่บริเวณนั้นลดลงไปด้วย เมื่อของไหลไหลเข้าปะทะกับจุดทางแยกของหลอดเลือดสาขามีผลทำให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับ 1.6 Pa และค่อย ๆ ลดลงจนเท่ากับ 1.3 Pa ซึ่งค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของเส้นทั้ง 3 นี้เป็นไปตามค่ามาตรฐานที่สภาวะปกติ 0.5-1.5 Pa [7] ดังแสดงในรูปที่ 5.2



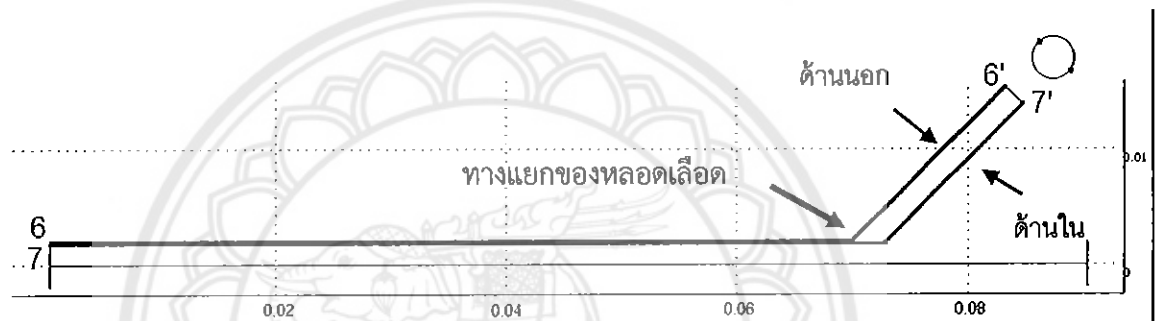
รูปที่ 5.1 ตำแหน่งในการดึงข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง เพื่อเปรียบเทียบผลของค่าความเค้น



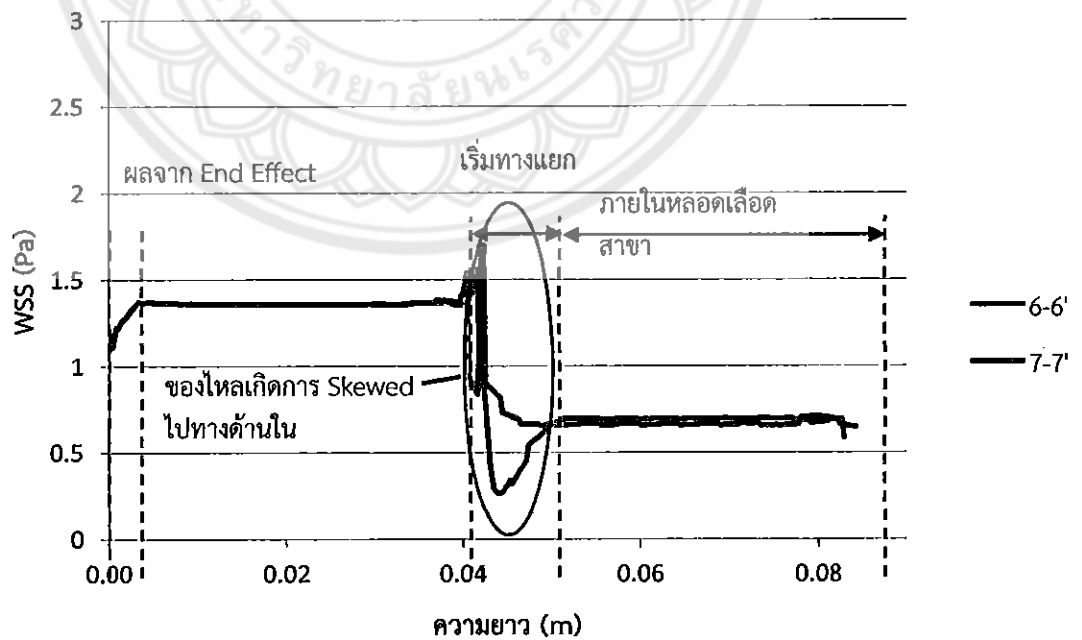
รูปที่ 5.2 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติที่ตำแหน่งดังแสดงในรูป 5.1

การวิเคราะห์การไหลที่ทางแยกของหลอดเลือดที่ไม่ได้ใส่ขดลวดผ่านเส้น 6-6' และเส้น 7-7' โดยที่เส้น 6-6' ผ่านด้านนอกของหลอดเลือดสาขา และเส้น 7-7' ผ่านด้านในของหลอดเลือดสาขา ดังแสดงในรูปที่ 5.3 ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังแสดงในรูปที่ 5.4 พบว่า บริเวณทางเข้าของทั้งเส้น 6-6' และเส้น 7-7' มีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังประมาณ 1.1 Pa และเพิ่มขึ้นจนถึง 1.3 Pa ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากการเกิด End Effect ที่บริเวณทางเข้าของหลอดเลือด และเมื่อของไหลไหลเข้าปะทะกับจุดทางแยกของหลอดเลือดสาขา ของไหลส่วนหนึ่งถูกแบ่งให้ไหลเข้าไปในทางแยกของหลอดเลือดสาขา พบว่าที่บริเวณเริ่มต้นทางแยกของผนังด้านใน ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังสูงกว่าบริเวณเริ่มต้นทาง

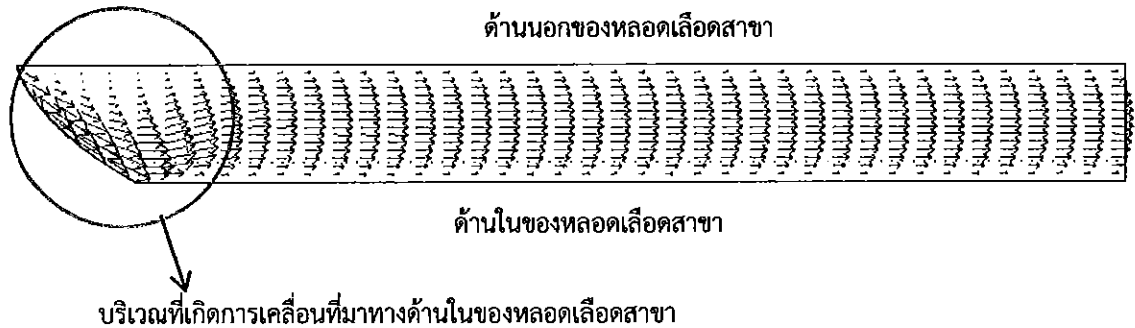
แยกของผนังด้านนอก ดังแสดงในรูปที่ 5.4 เนื่องจากหลอดเลือดสาขาทำมุมเอียงกับหลอดเลือดปกติ ทำให้เกิดแรงเหวี่ยงสู่ศูนย์กลาง (Centrifugal Force) เป็นผลให้ของไหลเกิดการ Skew ไปทางด้านในของหลอดเลือดสาขาและให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังแก้วอยู่ที่ประมาณ 0.7-1.6 Pa และบริเวณเริ่มต้นทางแยกของผนังด้านนอกเกิด Flow Separation ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังลดลงอย่างรวดเร็วจาก 1.6 Pa ไปเป็น 0.3 Pa ดังแสดงในรูปที่ 5.5 หลังจากทีของไหลไหลผ่านพื้นที่บริเวณทางแยกแล้ว ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของทั้ง 2 เส้น มีค่าใกล้เคียงกันอยู่ที่ประมาณ 0.7 Pa ดังแสดงในรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.3 ตำแหน่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่ทางแยกของหลอดเลือด



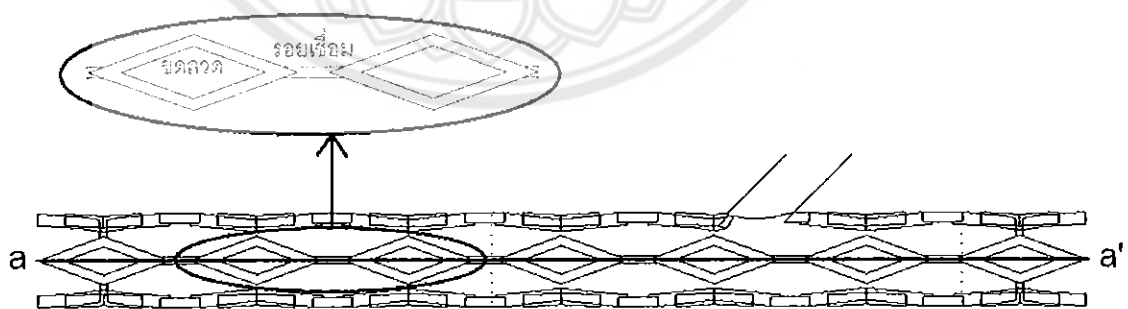
รูปที่ 5.4 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติที่ตำแหน่งดังแสดงในรูป 5.3



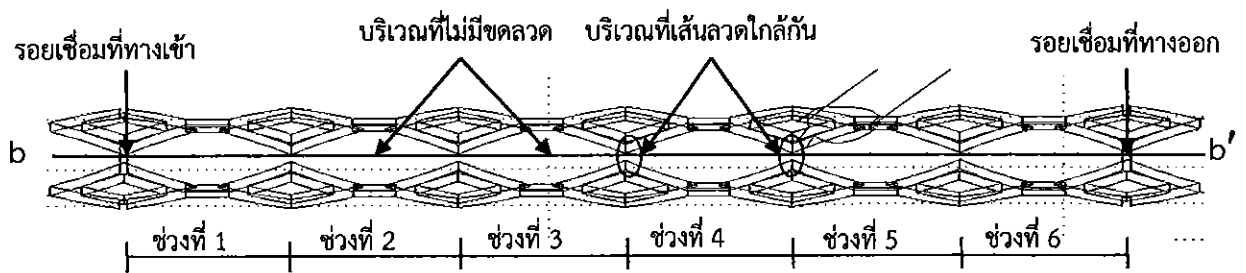
รูปที่ 5.5 การกระจายความเร็วภายในหลอดเลือดสาขา

5.2 ผลกระทบของความหนาของขดลวด

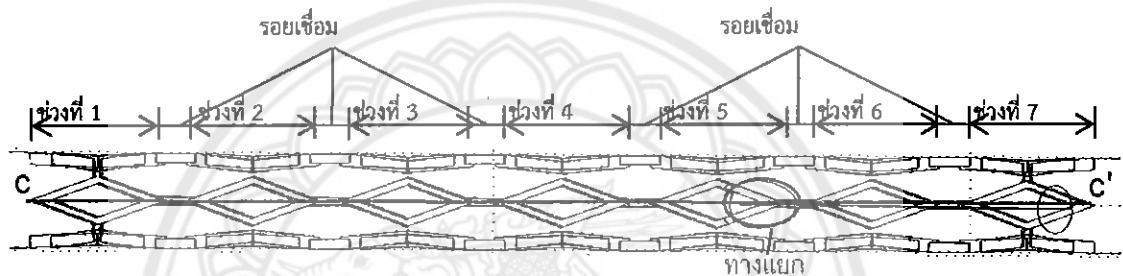
สำหรับการแสดงผลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังสำหรับการไหลผ่านหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด เราจะแยกพิจารณาการไหลออกเป็น 3 กรณีกล่าวคือ การไหลผ่านหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ของขดลวดเท่ากันคือ 28 เซลล์แต่มีความหนาของขดลวดต่างกัน ซึ่งได้แก่ ขดลวดที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm โดยทำการวิเคราะห์การไหลที่ผนังของหลอดเลือดผ่านเส้น a-a', b-b' และ c-c' โดยที่เส้น a-a' ผ่านบริเวณขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 5.8 เส้น b-b' ผ่านบริเวณรอยเชื่อมหัวท้ายและบริเวณที่ไม่มีขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 5.9 และเส้น c-c' ผ่านบริเวณขดลวด รอยเชื่อมของขดลวดและผ่านบริเวณทางแยกของหลอดเลือดสาขา ดังแสดงในรูปที่ 5.10



รูปที่ 5.8 ตำแหน่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด โดยผ่านขดลวด และรอยเชื่อมของขดลวด (a-a')



รูปที่ 5.9 ตำแหน่งของข้อมูลค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด โดยผ่านรอยเชื่อมที่ทางเข้า บริเวณที่ไม่มีขดลวด บริเวณที่เส้นขดลวดใกล้กันและผ่านบริเวณรอยเชื่อมที่ทางออก (b-b')

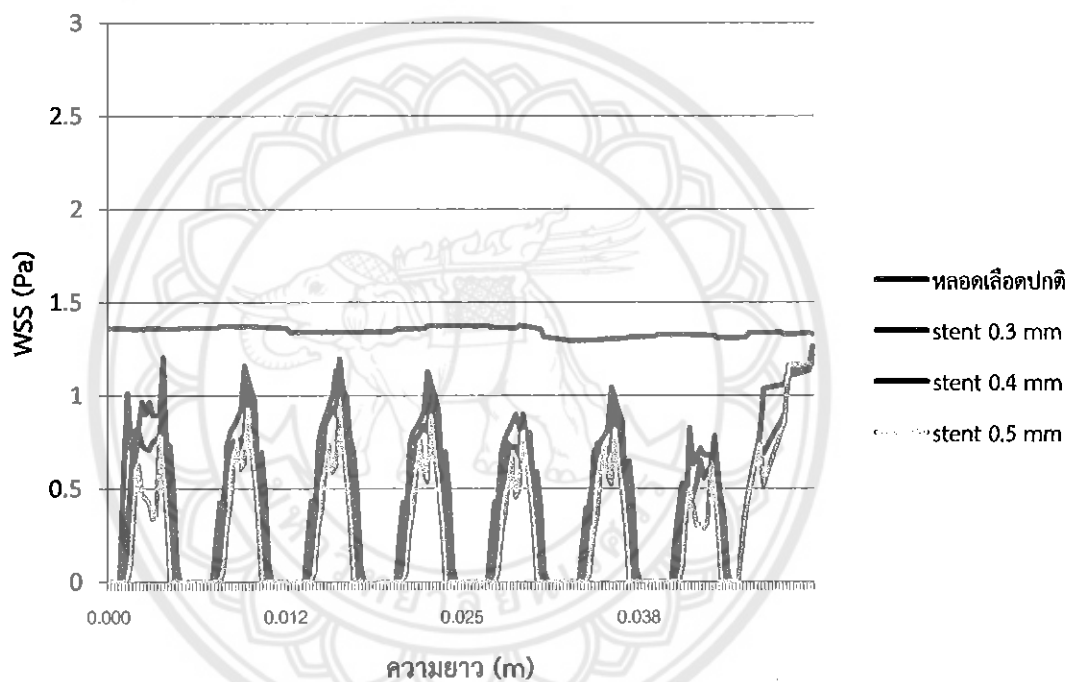


รูปที่ 5.10 ตำแหน่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดโดยผ่านบริเวณขดลวด รอยเชื่อมของขดลวดและผ่านบริเวณทางแยกของหลอดเลือดสาขา (c-c')

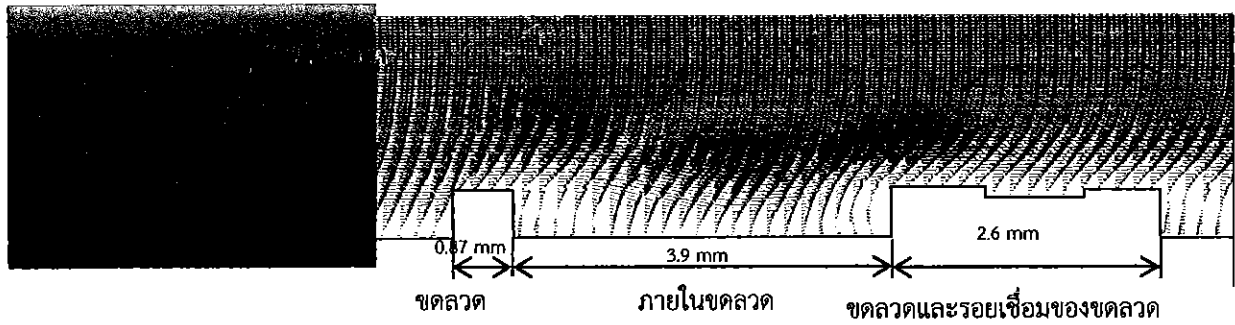
รูปที่ 5.11 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังผ่านเส้น a-a' บริเวณที่ใส่ขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด (ดูรูปที่ 5.8) เพื่อทำการเปรียบเทียบค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติกับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดทั้ง 3 ความหนา พบว่าค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติ มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.3 Pa และค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 ความหนา มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน กล่าวคือ ภายในเซลล์ที่ผนังหลอดเลือดที่สัมผัสกับเลือดจะเกิดการแกว่งของข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง โดยที่ความหนา 0.3 mm ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังสูงที่สุด รองลงมาคือที่ความหนา 0.4 mm และความหนา 0.5 mm ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังต่ำที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยบริเวณภายในเซลล์ของขดลวดเท่ากับ 0.91, 0.79 และ 0.64 Pa ของขดลวดที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ บริเวณที่ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับศูนย์ซึ่งตรงกับตำแหน่งของขดลวด

รูปที่ 5.12 เป็นการแสดงโปรไฟล์ความเร็วของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm เปรียบเทียบกับหลอดเลือดปกติที่ไม่ได้ใส่ขดลวด เมื่อทำการวิเคราะห์โปรไฟล์ความเร็วของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดของทั้ง 3 ความหนา พบว่าเมื่อของไหลไหลเข้ามาปะทะกับบริเวณที่ใกล้กับขดลวด ทำให้เกิดการไหลย้อนกลับ (Back Flow) ขึ้นที่บริเวณนี้ ของทั้ง 3 ความหนา และส่งผลให้

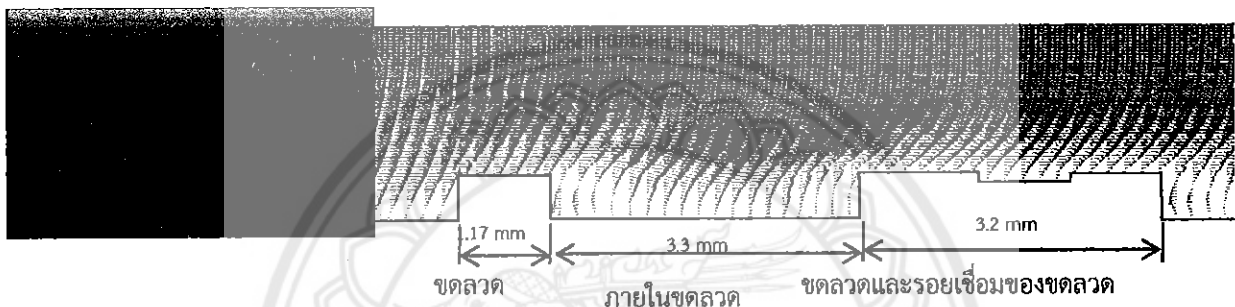
ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าต่ำลง หลังจากนั้นบริเวณภายในขดลวดทั้ง 3 จะค่อย ๆ เปลี่ยนจาก Back Flow ไปเป็น Flow Separation ที่บริเวณกึ่งกลางภายในขดลวด สังเกตได้ว่า ความรุนแรงของ Flow Separation เกิดขึ้นในขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm รุนแรงที่สุด ตามมาด้วยขดลวดที่มีความหนา 0.4 และ 0.3 mm ทั้งนี้เป็นผลมาจากความหนาของขดลวด จะเห็นได้ว่า ขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm ครอบคลุมพื้นที่ระหว่างขดลวด ทำให้มีระยะระหว่างลวดน้อยกว่า กล่าวคือ จะให้พื้นที่ของผนังหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหลของเลือด (Wetted Area) น้อย และหลังจากนั้นโปรไฟล์ความเร็วจะกลับมาเป็นแบบ Back Flow อีกครั้งเมื่อใกล้กับบริเวณขดลวด



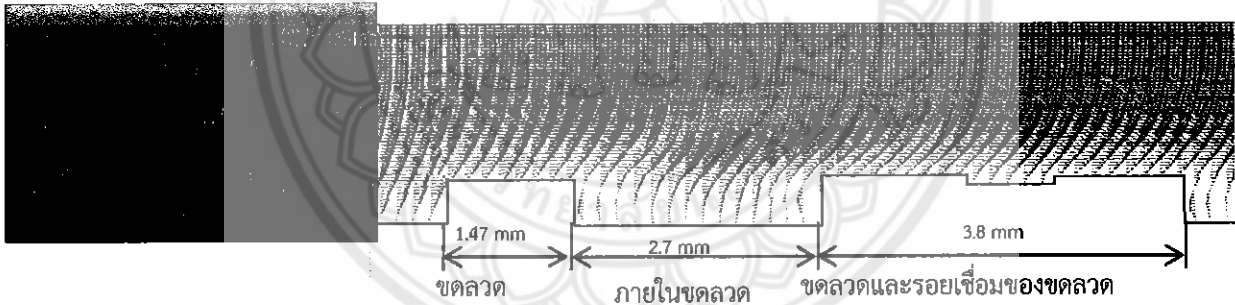
รูปที่ 5.11 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่ตำแหน่งเส้น a-a'



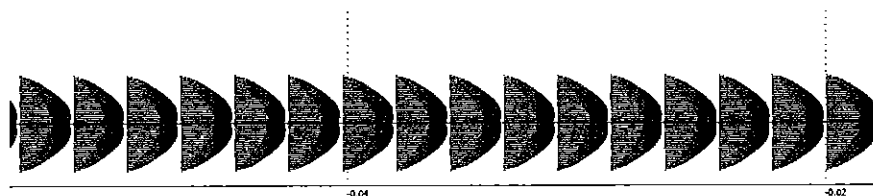
(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.3 mm ผ่านหน้าตัด a-a'



(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.4 mm ผ่านหน้าตัด a-a'



(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.5 mm ผ่านหน้าตัด a-a'



(d) หลอดเลือดที่ไม่ได้ใส่ขดลวด

รูปที่ 5.12 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น a-a' เปรียบเทียบกับหลอดเลือดปกติ

รูปที่ 5.13 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังผ่านเส้น $b-b'$ โดยการไหลเริ่มจากผ่านรอยเชื่อมที่ทางเข้า แล้วจึงผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวดของช่วงที่ 1 (ดูรูปที่ 5.9) พบว่า ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน โดยเริ่มจากของไหลไหลเข้าปะทะกับบริเวณรอยเชื่อมที่ทางเข้าของขดลวด ซึ่งบริเวณนี้ ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเท่ากับศูนย์ และในบริเวณที่ใกล้กับรอยเชื่อมนี้เอง สังเกตได้ว่าเกิดการ Flow Separation ขึ้น และความรุนแรงของ Flow Separation ขึ้นอยู่กับความหนาของขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 5.14

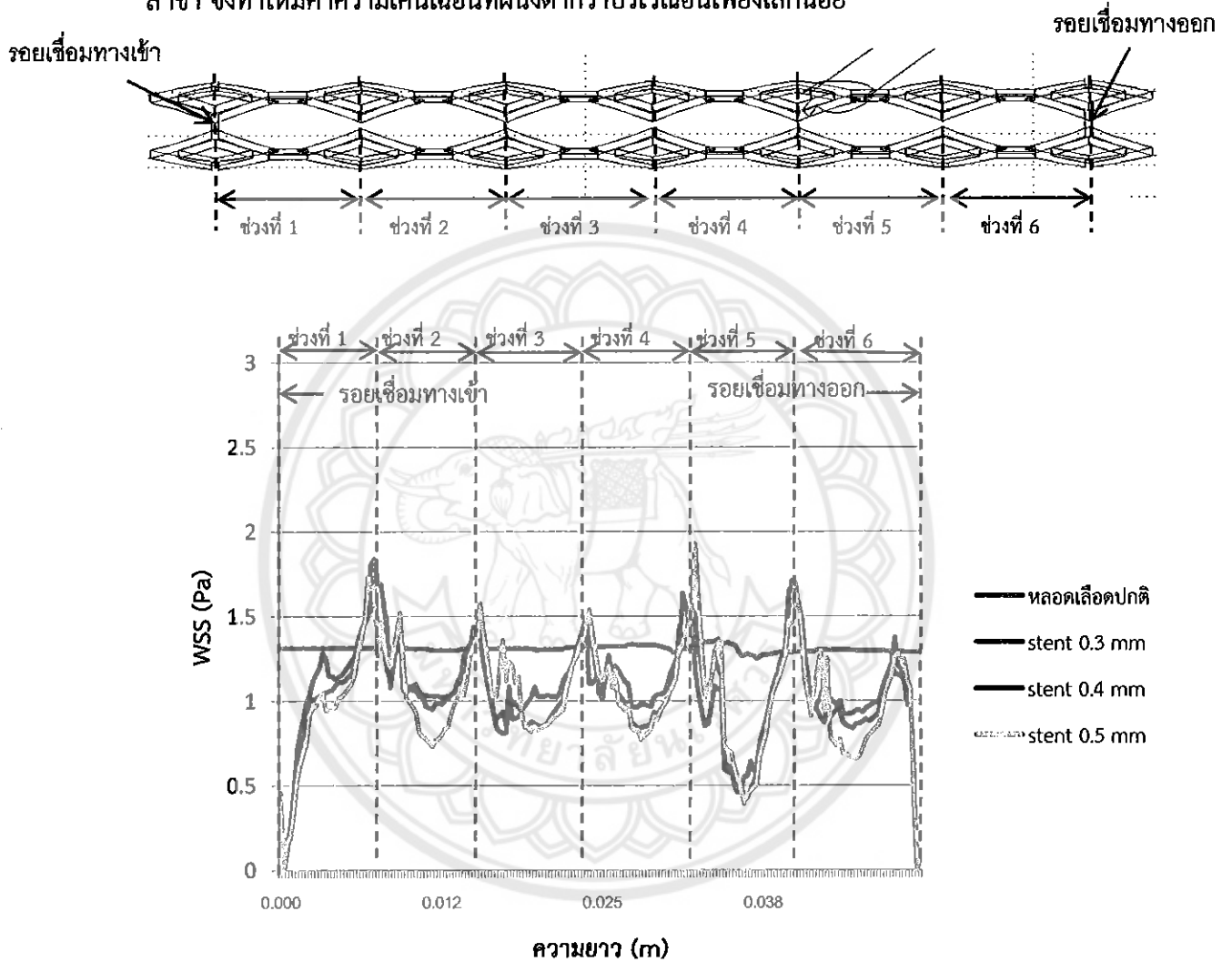
หลังจากนั้นของไหลเคลื่อนที่ผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวดภายในช่วงที่ 1 ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเฉลี่ยเท่ากับ 1.28, 1.02 และ 1.04 Pa ของขดลวดที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 5.13 และจากรูปที่ 5.15 จะสังเกตได้ว่า ความรุนแรงของ Flow Separation เกิดขึ้นในขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm รุนแรงที่สุด ตามมาด้วยขดลวดที่มีความหนา 0.4 และ 0.3 mm ทั้งนี้เป็นผลมาจากความหนาของขดลวด ลวดที่หนากว่าจะครอบคลุมพื้นที่ของผนังหลอดเลือด ทำให้พื้นที่ของผนังหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหลมีค่าน้อยลง

จากนั้นของไหลเคลื่อนที่ผ่านบริเวณที่เส้นขดลวดใกล้กันภายในช่วงที่ 1 ในบริเวณนี้มีพื้นที่การไหลถูกบีบ ทำให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังสูงกว่าบริเวณอื่น ๆ ซึ่งมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.7, 1.8 และ 1.7 Pa ของขดลวดที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 5.13 และการเกิด Flow Separation มีความรุนแรงมากที่สุดในขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm ตามมาด้วยขดลวดที่มีความหนา 0.4 และ 0.3 mm ดังแสดงในรูปที่ 5.16

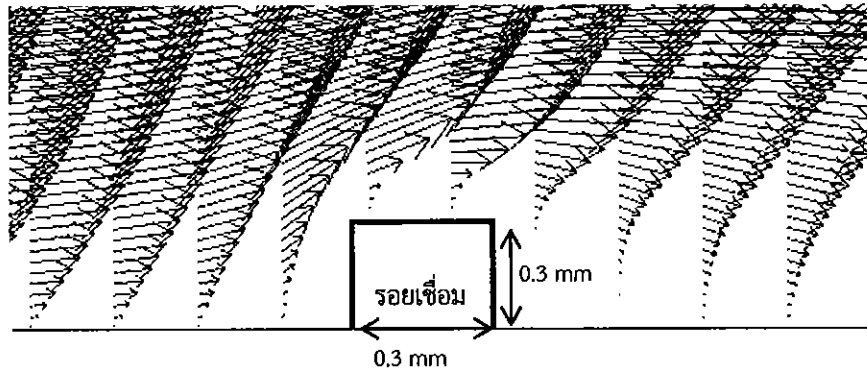
ในการทำงานเดียวกันกับช่วงที่ 1 ค่าของความเค้นเฉือนที่ผนังในช่วงที่ 2-4 ก็ให้ลักษณะของข้อมูลที่คล้ายกันกล่าวคือ บริเวณที่ลวดชิดกันจะได้จุดสูงสุด (Peak) ของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง และเมื่อการไหลเข้ามาสู่บริเวณที่ลวดห่างกันก็จะให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่ต่ำลง นอกจากนี้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเฉลี่ยในช่วงที่ 2 มีค่าเป็น 1.1, 0.98 และ 0.7 Pa สำหรับลวดหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ ในช่วงที่ 3 มีค่าเป็น 1.1, 0.8 และ 0.7 Pa และในช่วงที่ 4 มีค่าเป็น 1, 0.8 และ 0.8 Pa

เมื่อของไหลเคลื่อนที่ผ่านบริเวณที่ใกล้กับทางแยกของหลอดเลือดสาขา ของไหลส่วนหนึ่งถูกแบ่งให้ไหลเข้าไปในหลอดเลือดสาขา ทำให้มีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดหลักภายในช่วงที่ 5 ลดต่ำกว่าบริเวณอื่น ๆ และมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.6, 0.4 และ 0.39 Pa สำหรับขดลวดที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับดังแสดงในรูปที่ 5.13 สังเกตได้ว่า Flow Separation ที่เกิดขึ้นในขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm รุนแรงที่สุด ตามมาด้วยขดลวดที่มีความหนา 0.4 และ 0.3 mm ดังแสดงในรูปที่ 5.17

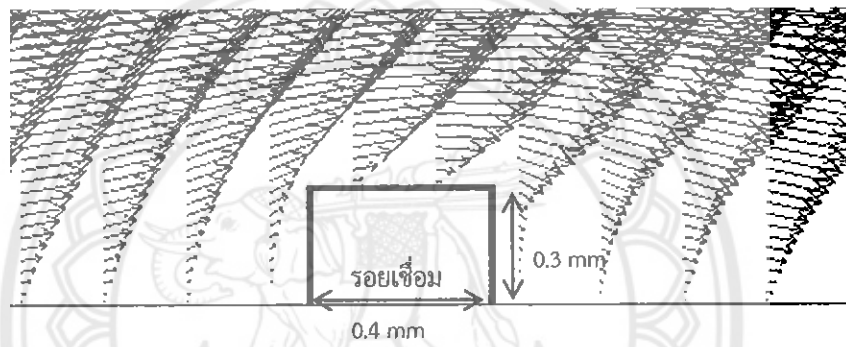
สุดท้าย ในช่วงที่ 6 ก็มีลักษณะของข้อมูลที่คล้ายกับในช่วงที่ 1-4 และให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเฉลี่ยในช่วงที่ 6 มีค่าเป็น 0.9, 0.8 และ 0.65 Pa ในช่วงที่ 6 นี้ ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีการปรับตัวของการไหลเนื่องจากในช่วงก่อนหน้า (ช่วงที่ 5) ของไหลถูกแบ่งให้ไหลเข้าไปในหลอดเลือดสาขา จึงทำให้มีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังต่ำกว่าบริเวณอื่นเพียงเล็กน้อย



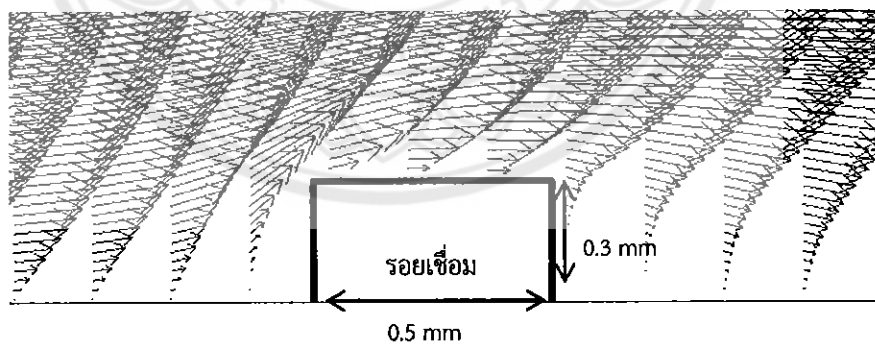
รูปที่ 5.13 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่ตำแหน่งเส้น b-b'



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.3 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

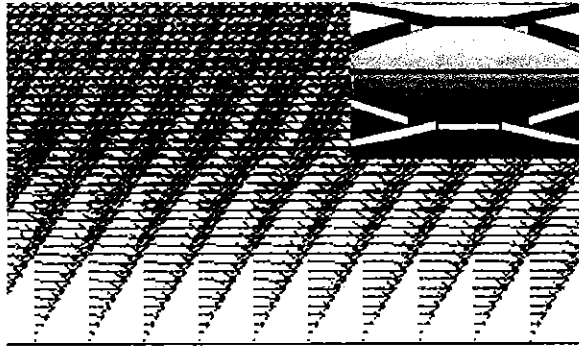


(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.4 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

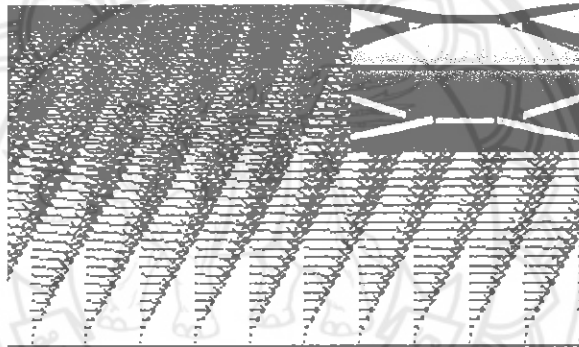


(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.5 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

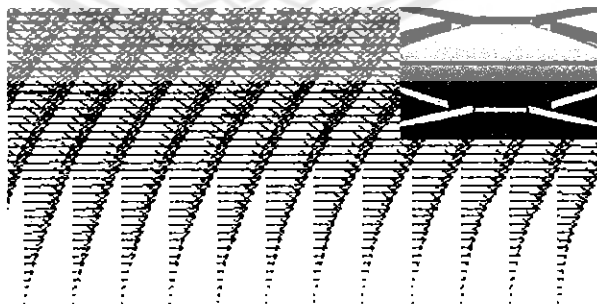
รูปที่ 5.14 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านรอยเชื่อมของขดลวด



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.3 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

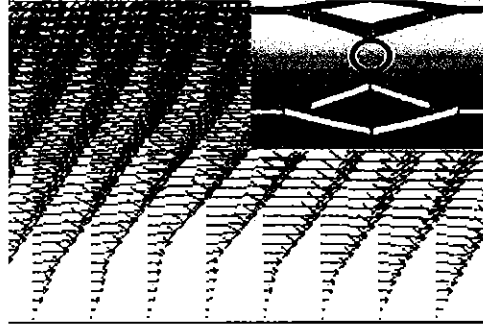


(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.4 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

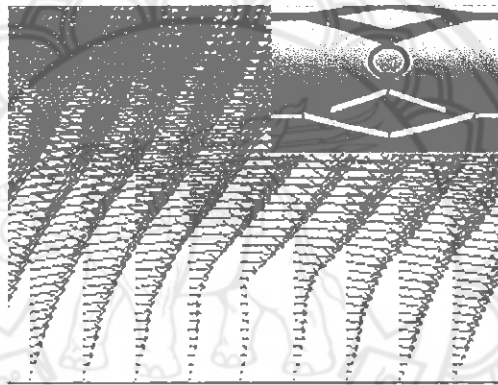


(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.5 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

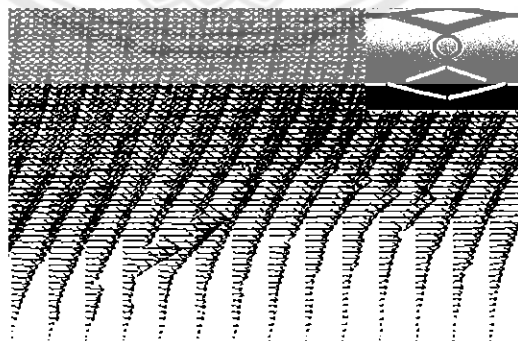
รูปที่ 5.15 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวด



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.3 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

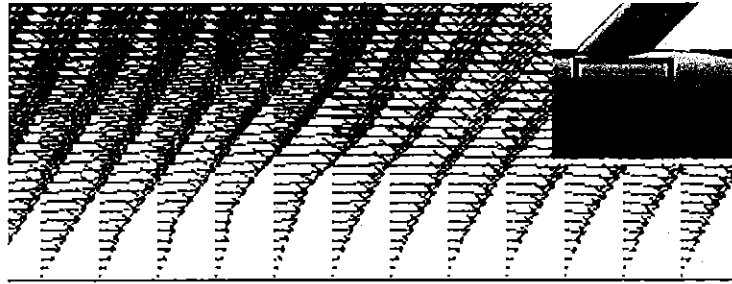


(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.4 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

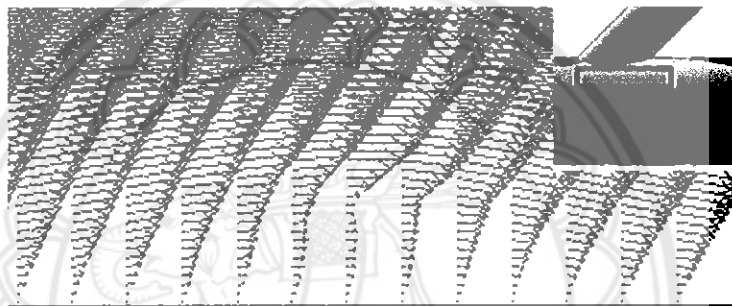


(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.5 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

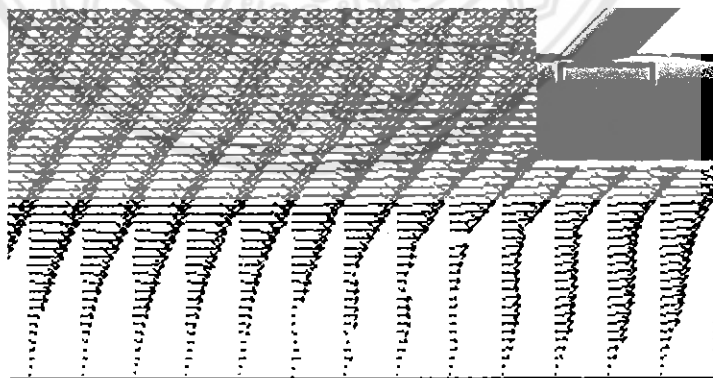
รูปที่ 5.16 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านบริเวณเส้นลวดใกล้กัน



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.3 mm ผ่านหน้าตัด b-b'



(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.4 mm ผ่านหน้าตัด b-b'



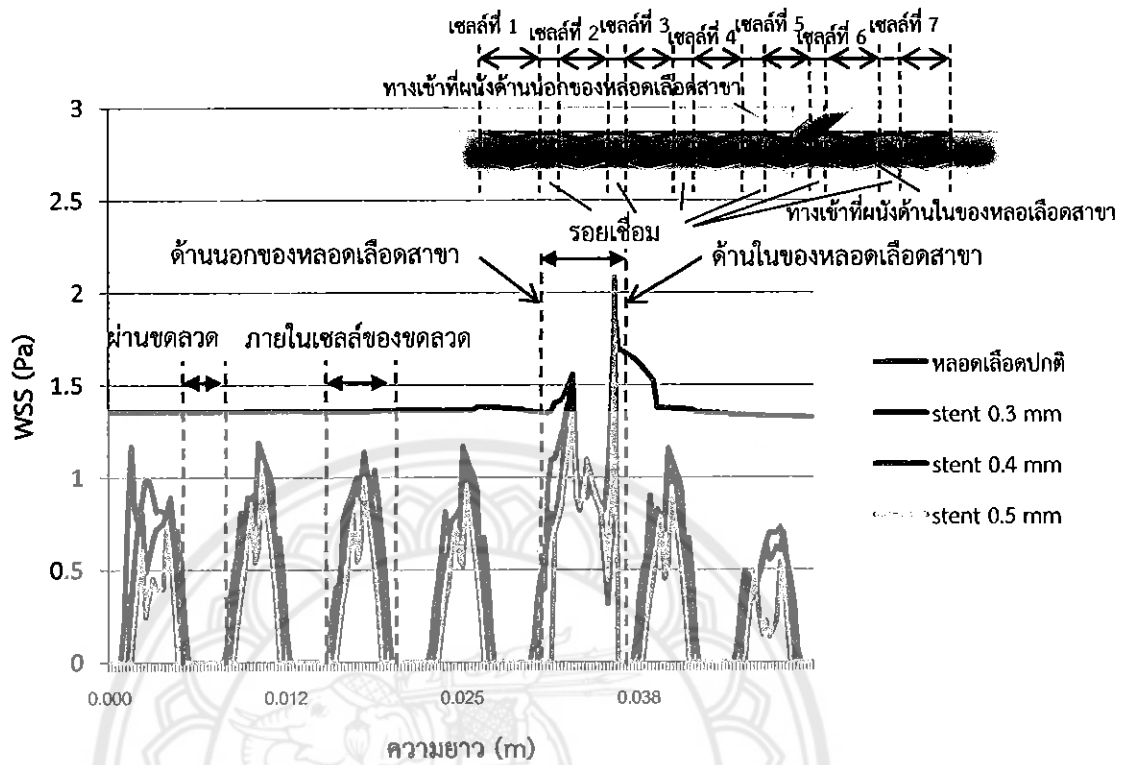
(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.5 mm ผ่านหน้าตัด b-b'

รูปที่ 5.17 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น b-b' โดยที่ผ่านบริเวณใกล้กับทางแยกของหลอดเลือดสาขา

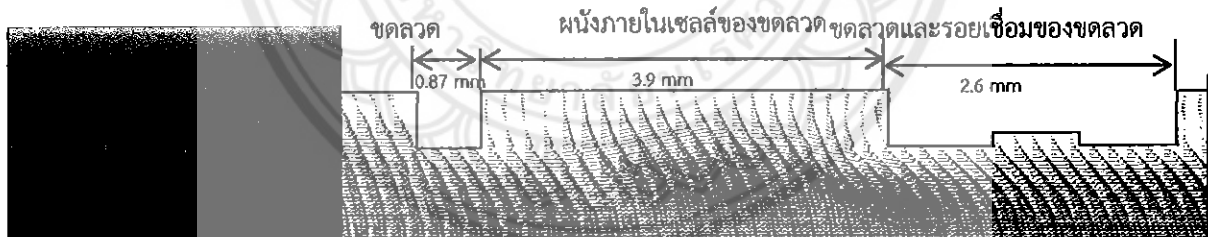
รูปที่ 5.18 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบนเส้น $c-c'$ ผ่านบริเวณขดลวด รอยเชื่อมของขดลวด และผ่านบริเวณทางแยกของหลอดเลือดสาขา (ดูรูปที่ 5.10) เพื่อทำการเปรียบเทียบค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติกับหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดทั้ง 3 ความหนา พบว่าค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติ มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.3 Pa และขดลวดที่มีความหนาทั้ง 3 ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน และค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่ผ่านบริเวณขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด ให้ค่าที่คล้ายคลึงกันกับการไหลผ่านที่เส้น $a-a'$ ซึ่งค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของเส้น $c-c'$ บริเวณผนังภายในเซลล์ของขดลวดมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.88, 0.82 และ 0.64 Pa ของขดลวดที่มีความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm ตามลำดับ

ขดลวดทั้ง 3 ความหนา มีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังต่างกัน สังเกตได้จากรูปที่ 5.19 เมื่อของไหลไหลเข้ามาปะทะกับบริเวณที่ใกล้กับขดลวด ทำให้เกิดการไหลย้อนกลับ (Back Flow) ขึ้น ส่งผลให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าต่ำลง หลังจากนั้นบริเวณผนังหลอดเลือดภายในเซลล์ของขดลวดจะค่อย ๆ ลดระดับความรุนแรงของ Back Flow ลงเป็น Flow Separation ที่บริเวณกึ่งกลางเซลล์ และการไหลพยายามปรับตัวให้เข้าสู่ภาวะปกติกล่าวคือ ให้ใกล้เคียงกับการไหลในหลอดเลือดปกติ ซึ่งจะส่งผลให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังอยู่ที่ระดับปกติ (0.5-1.5 Pa) สังเกตได้ว่า ความรุนแรงของ Flow Separation เกิดขึ้นในขดลวดที่มีความหนา 0.5 mm รุนแรงที่สุด ตามมาด้วยขดลวดที่มีความหนา 0.4 และ 0.3 mm ทั้งนี้เป็นผลมาจากความหนาของขดลวดซึ่งกินพื้นที่บริเวณภายในเซลล์ของขดลวดเข้าไป

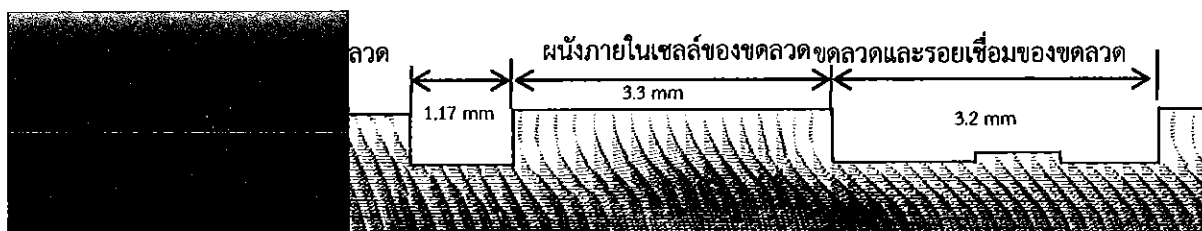
นอกจากนี้ เส้น $c-c'$ ยังมีการไหลผ่านบริเวณทางแยกของหลอดเลือดสาขา พบว่าค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 ความหนา มีค่าใกล้เคียงกัน และในบริเวณนี้ของไหลส่วนหนึ่งถูกแบ่งให้ไหลเข้าไปที่ทางแยกของหลอดเลือดสาขา เป็นเหตุให้มีการไหลที่บริเวณหลอดเลือดหลักน้อยลง ผลของความเค้นเฉือนที่ผนังเกิดการแกว่งขึ้นลง โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณใกล้กับทางเข้าที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขา ซึ่งให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังสูงขึ้นจากประมาณ 0.3-0.5 Pa ไปเป็น 2.1 Pa ทั้งนี้เป็นผลมาจากหลอดเลือดสาขาทำมุมเอียง 45° กับหลอดเลือดปกติ ทำให้เกิดแรงเหวี่ยงสู่ศูนย์กลาง (Centrifugal Force) และของไหลเกิดการ Skew ไปทางด้านในของหลอดเลือดสาขาทำให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังภายในหลอดเลือดหลักของขดลวดทั้ง 3 สูงขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 5.20 นอกจากนี้ โปรไฟล์ความเร็วยังแสดง Flow Separation ที่ทางเข้าของผนังด้านนอกอีกด้วย



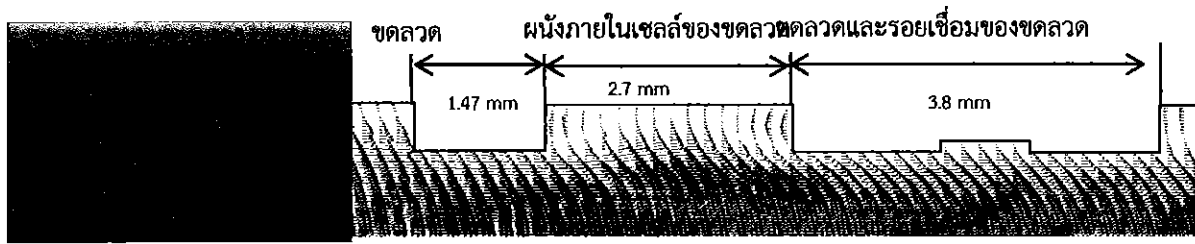
รูปที่ 5.18 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่ตำแหน่งเส้น c-c'



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.3 mm ผ่านหน้าตัด c-c'

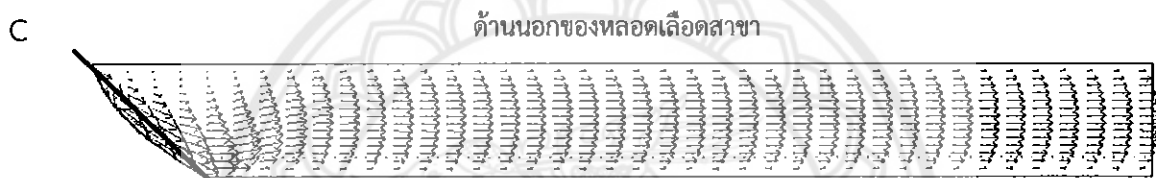


(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.4 mm ผ่านหน้าตัด c-c'



(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนา 0.5 mm ผ่านหน้าตัด c-c'

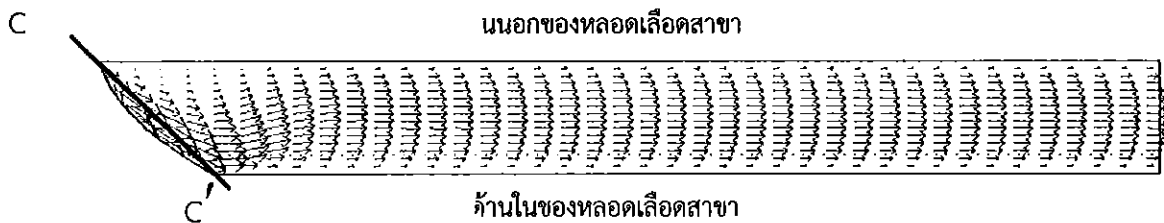
รูปที่ 5.19 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดความหนาต่าง ๆ ตามเส้น c-c'



(a) บริเวณทางแยกของหลอดเลือดที่มีความหนา 0.3 mm



(b) บริเวณทางแยกของหลอดเลือดที่มีความหนา 0.4 mm



(c) บริเวณทางแยกของหลอดเลือดที่มีความหนา 0.5 mm

รูปที่ 5.20 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดสาขาของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด

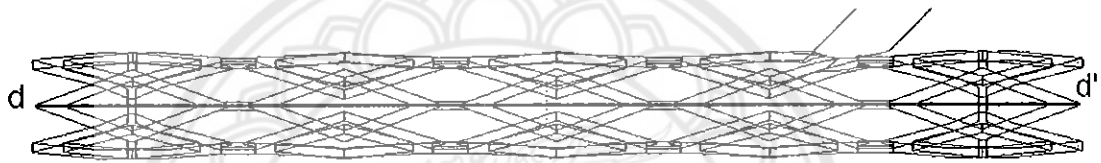
สรุปผลกระทบของความหนาของขดลวด

เมื่อพิจารณาผลกระทบของความหนาของขดลวดที่มีต่อค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด โดยใช้ความหนา 0.3, 0.4 และ 0.5 mm พบว่า บริเวณที่ใกล้กับขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวดให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังต่ำ สามารถอธิบายได้จากรูปโปรไฟล์ความเร็ว ดังนี้คือ เมื่อของไหลไหลมาปะทะกับบริเวณที่ใกล้กับขดลวด จะเกิด Flow separation เมื่อพิจารณาบริเวณภายในเซลล์ของขดลวดจะสังเกตได้ว่าลวดที่มีความหนา 0.3 mm เกิด Flow separation ที่รุนแรงน้อยที่สุด และมีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังใกล้เคียงกับของหลอดเลือดปกติมากที่สุด ทั้งนี้ขดลวดที่มีความหนามาก ๆ จะทำให้มีพื้นที่บริเวณภายในเซลล์น้อยลง จึงทำให้ของไหลปรับตัวไม่ทันที่จะเข้าสู่ภาวะปกติ และส่งผลให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าน้อยลงไปด้วย

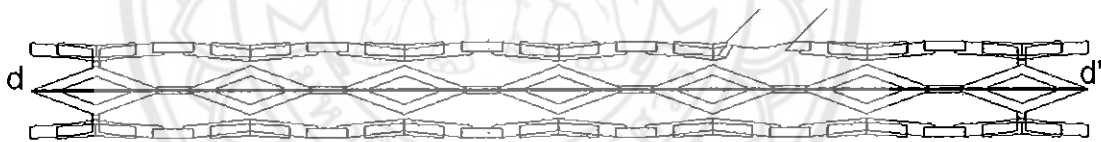


5.3 ผลกระทบของความหนาแน่นของจำนวนเซลล์

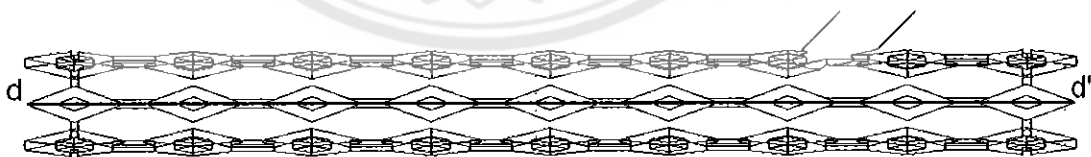
การแสดงผลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังสำหรับการไหลผ่านหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด กรณีที่มีความหนาของขดลวดเท่ากันคือ 0.4 mm แต่ความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ต่างกัน ซึ่งเราจะแยกพิจารณาการไหลออกเป็น 3 กรณีกล่าวคือ การไหลผ่านหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15, 28 และ 54 เซลล์ โดยทำการวิเคราะห์การไหลที่ผนังของหลอดเลือดผ่านเส้น d-d' และ e-e' โดยที่เส้น d-d' ผ่านบริเวณขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 5.21 เส้น e-e' ผ่านบริเวณรอยเชื่อมหัวท้ายและบริเวณที่ไม่มีขดลวด ดังแสดงในรูปที่ 5.22 สำหรับการไหลผ่านหลอดเลือดสาขา เราจะทำการวิเคราะห์ในรายละเอียดที่ท้ายหัวข้อนี้



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์

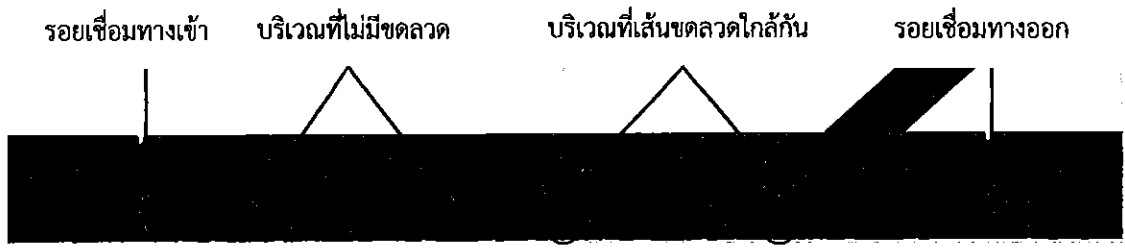


(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 28 เซลล์



(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 54 เซลล์

รูปที่ 5.21 ตำแหน่งข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดโดยผ่านขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด (d-d')



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์



(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์

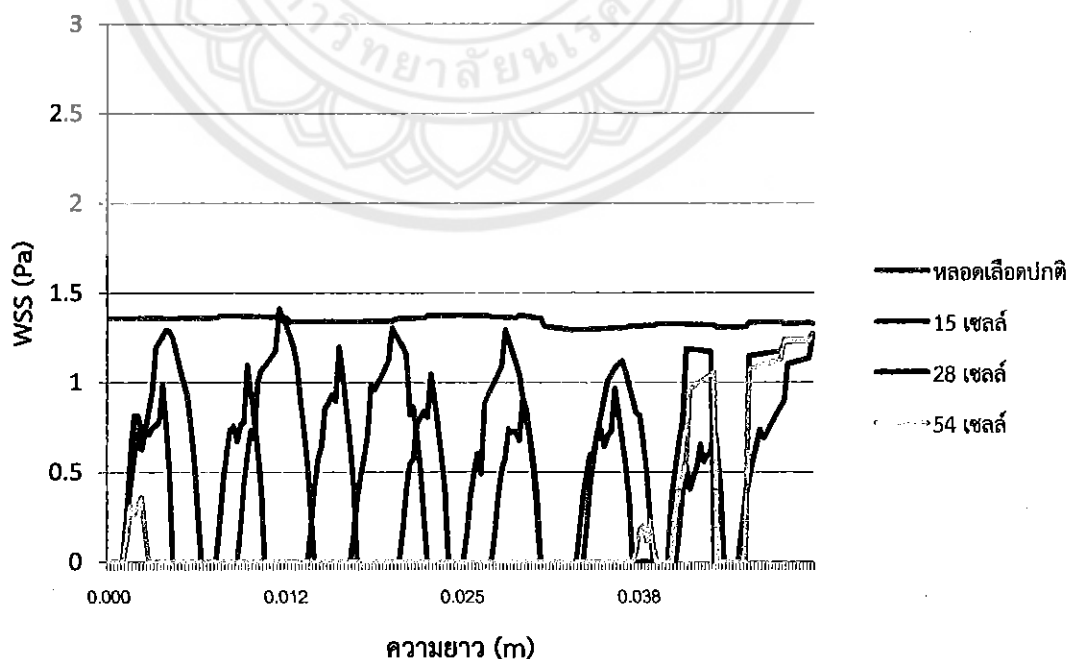


(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์

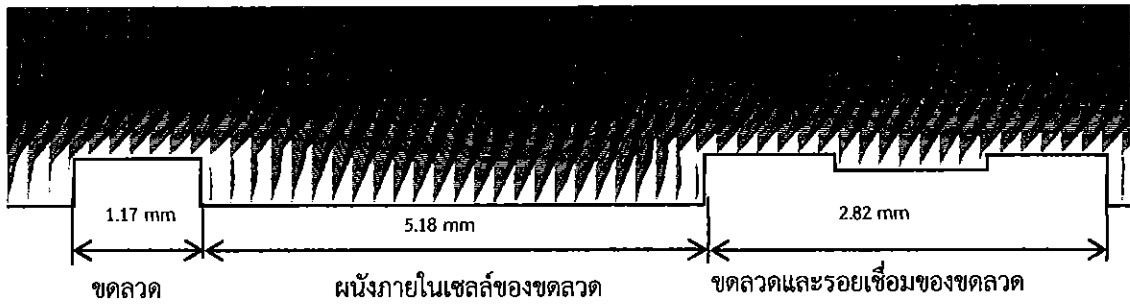
รูปที่ 5.22 ตำแหน่งข้อมูลของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดโดยรอยเชื่อมทางเข้า-ออก และผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวด ($e-e'$)

รูปที่ 5.23 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังผ่านเส้น d-d' ผ่านบริเวณที่ใส่ขดลวดและรอยเชื่อมของขดลวด (ดูรูปที่ 5.21) เพื่อทำการเปรียบเทียบค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติกับหลอดเลือดที่มีจำนวนเซลล์ต่างกัน 3 แบบ พบว่าค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติ มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.3 Pa และค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของจำนวนเซลล์ทั้ง 3 มีค่าแตกต่างกัน คือ ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณภายในของขดลวดเฉลี่ยเท่ากับ 1.2 Pa ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 28 เซลล์ มีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเฉลี่ยเท่ากับ 1.01 Pa และขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณภายในขดลวดน้อยมาก มีค่าเข้าใกล้ 0 Pa และค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 จะเพิ่มขึ้นถึง 1.3 Pa อีกครั้งเมื่อผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวดที่ใกล้กับทางออกของหลอดเลือดหลัก

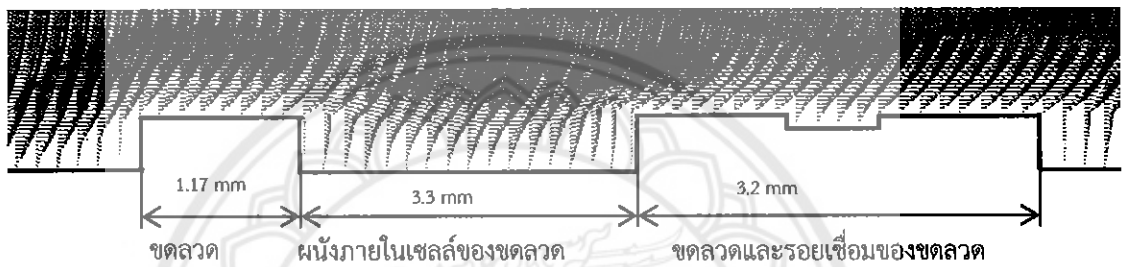
รูปที่ 5.24 เป็นการแสดงโปรไฟล์ความเร็วของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีจำนวนเซลล์ 15, 28 และ 54 เซลล์ เปรียบเทียบกับหลอดเลือดปกติที่ไม่ได้ใส่ขดลวด ทำการวิเคราะห์โปรไฟล์ความเร็วของจำนวนเซลล์ทั้ง 3 (ดูรูปที่ 5.24 (a), (b) และ (c)) พบว่า เมื่อของไหลไหลเข้ามาปะทะกับบริเวณที่ใกล้กับขดลวด ทำให้เกิด Flow Separation ขึ้นที่บริเวณนี้ ของทั้ง 3 จำนวนเซลล์ และส่งผลให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าต่ำลง สังเกตได้ว่า ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ มีระยะภายในขดลวดน้อยกว่าขดลวดอีก 2 แบบ เป็นผลให้การไหลภายในเซลล์ปรับตัวไม่ทันเพื่อที่จะเข้าสู่สภาวะปกติ (0.5-1.5 Pa) และเกิด Flow Separation และ Back Flow ตลอดพื้นที่สัมผัสกับเลือด



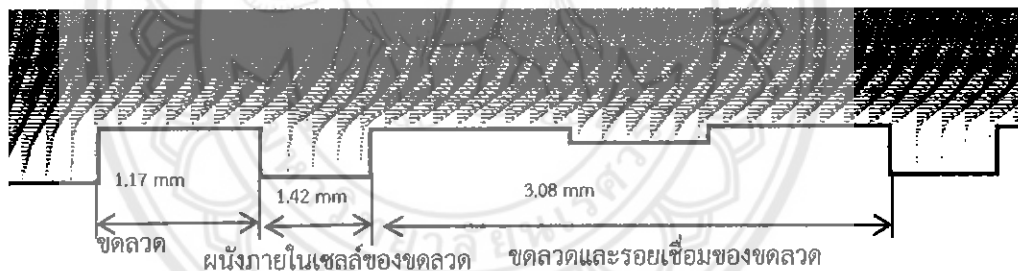
รูปที่ 5.23 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ผ่านเส้น d-d'



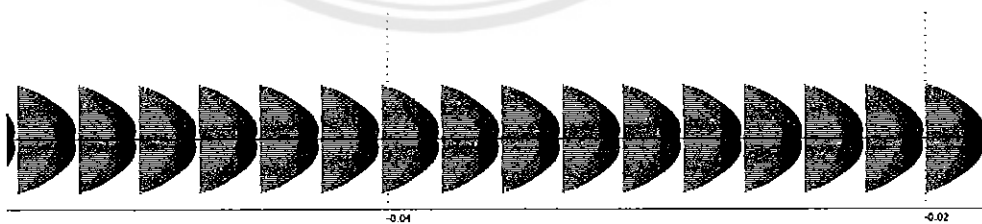
(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ (d-d')



(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 28 เซลล์ (d-d')



(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ (d-d')



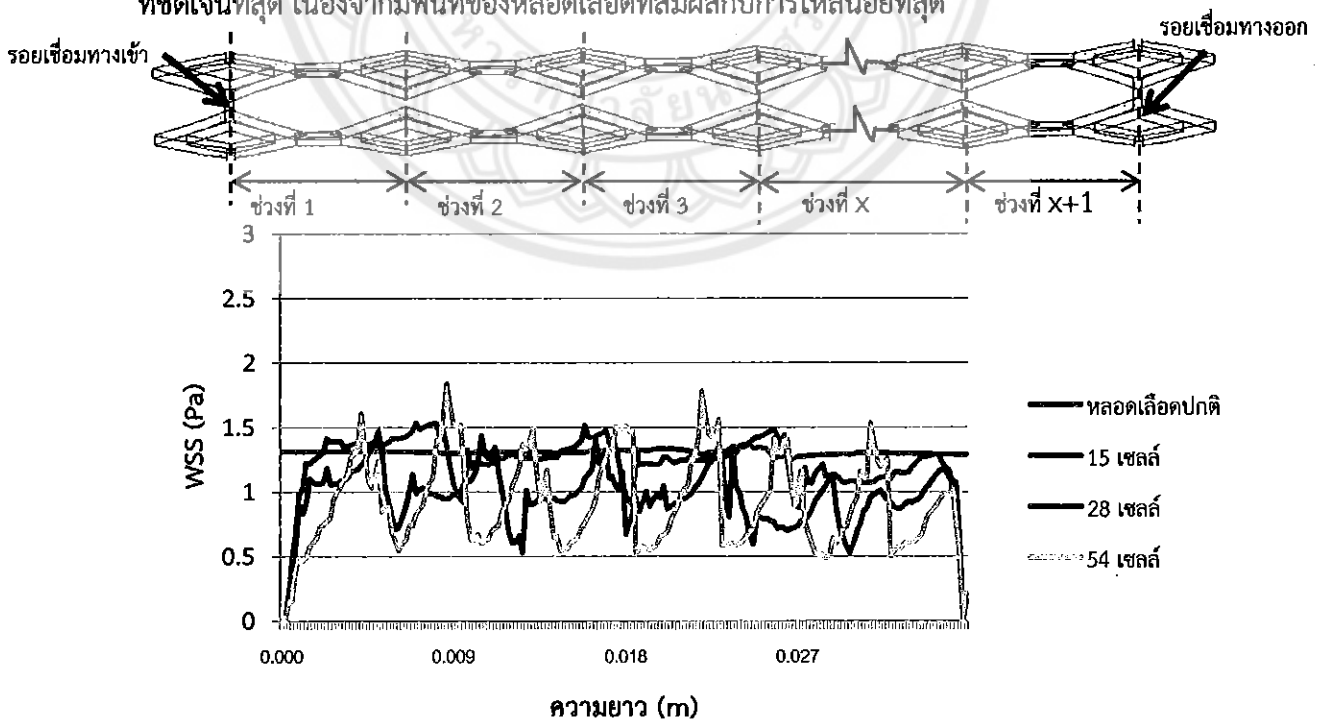
(d) หลอดเลือดที่ไม่ได้ใส่ขดลวด

รูปที่ 5.24 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่จำนวนเซลล์ของขดลวดต่างกัน ตามเส้น d-d' เปรียบเทียบกับหลอดเลือดปกติ

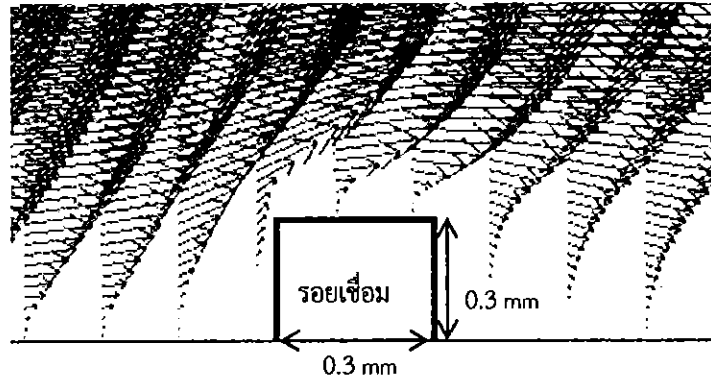
รูปที่ 5.25 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังผ่านเส้น e-e' ผ่านรอยเชื่อมหัวท้าย และบริเวณที่ไม่มีขดลวด (ดูรูปที่ 5.22) พบว่า ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของจำนวนเซลล์ทั้ง 3 มีลักษณะคล้ายคลึงกัน คือ จะให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังค่อนข้างต่ำ บริเวณพื้นที่ที่เส้นลวดห่างกัน และค่อย ๆ สูงขึ้นที่บริเวณเส้นลวดใกล้กัน เนื่องจากพื้นที่การไหลถูกบีบ แต่จะเห็นได้ว่าตำแหน่งของ ค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง แตกต่างกันเป็นผลมาจากการวางตัวของขดลวดในแต่ละจำนวนเซลล์นั่นเอง และในบริเวณที่ใกล้กับรอยเชื่อมนี้เอง สังเกตได้ว่าจะเกิด Flow Separation ขึ้น และความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ส่งผลต่อการเกิดความรุนแรงของ Flow Separation ดังรูปที่ 5.26 นอกจากนี้ สังเกตได้ว่าขดลวด 15 เซลล์ให้แนวโน้มของค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่เสถียรกว่าอีก 2 แบบ และขดลวด 54 เซลล์ จะเกิดการแกว่งของข้อมูลค่าเค้นเฉือนที่ผนัง

พิจารณาบริเวณที่ไม่มีขดลวด ในรูปที่ 5.27 จะให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเฉลี่ยประมาณ 0.9, 0.6 และ 0.5 Pa ของจำนวนเซลล์ 15, 28 และ 54 เซลล์ จะเห็นได้ว่าจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ จะเกิด Flow Separation ชัดเจนที่สุด

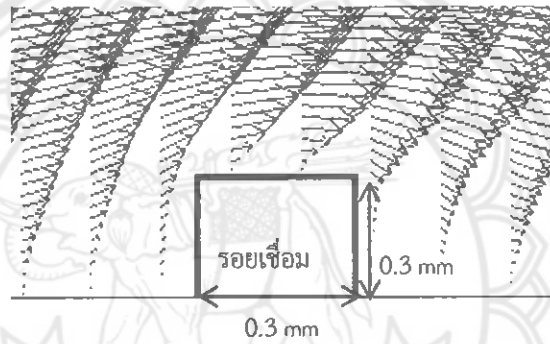
สำหรับบริเวณเส้นขดลวดใกล้กัน ให้ค่าเฉลี่ยความเค้นเฉือนที่ผนังประมาณ 1.5, 1.4 และ 1.7 Pa ของจำนวนเซลล์ 15, 28 และ 54 เซลล์ สังเกตได้ว่าความรุนแรงของ Flow Separation จะขึ้นอยู่กับจำนวนเซลล์ภายในหลอดเลือด ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ จะเกิด Flow Separation ที่ชัดเจนที่สุด เนื่องจากมีพื้นที่ของหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหลน้อยที่สุด



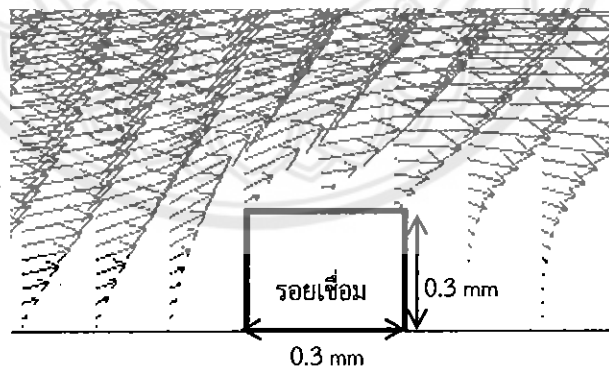
รูปที่ 5.25 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ที่ตำแหน่ง e-e'



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ (e-e')

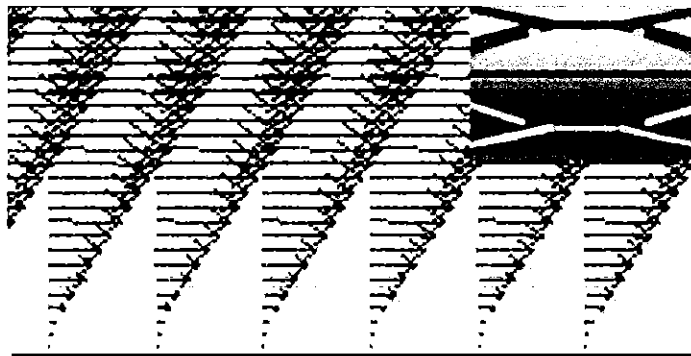


(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 28 เซลล์ (e-e')

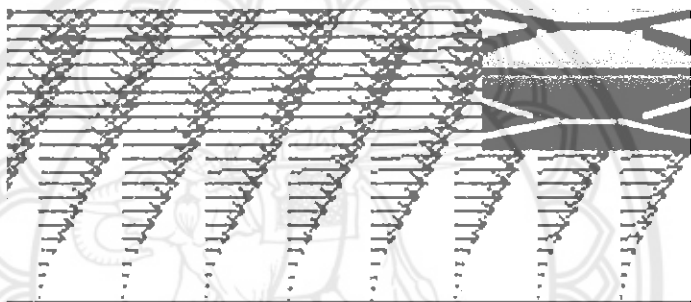


(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ (e-e')

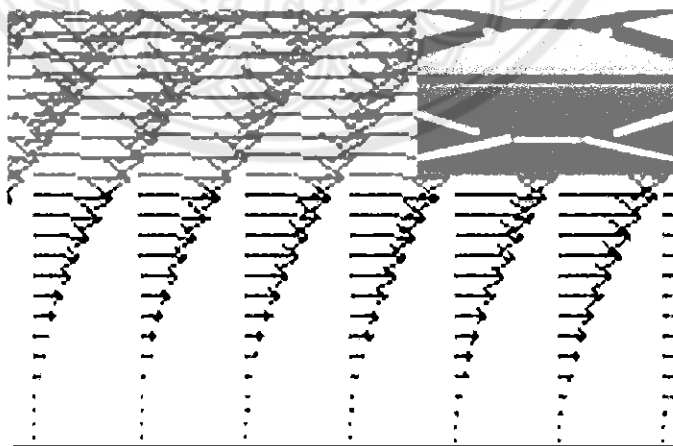
รูปที่ 5.26 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ตามเส้น e-e' โดยที่ผ่านรอยเชื่อมของขดลวด



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ ($e-e'$)

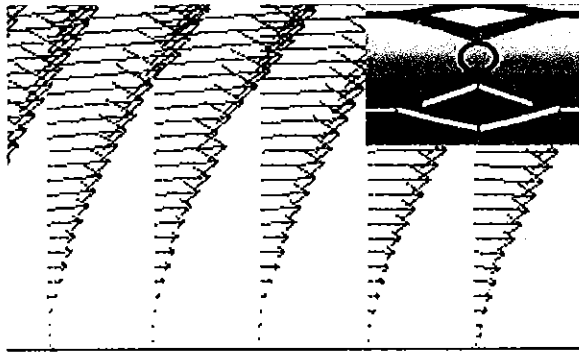


(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 28 เซลล์ ($e-e'$)

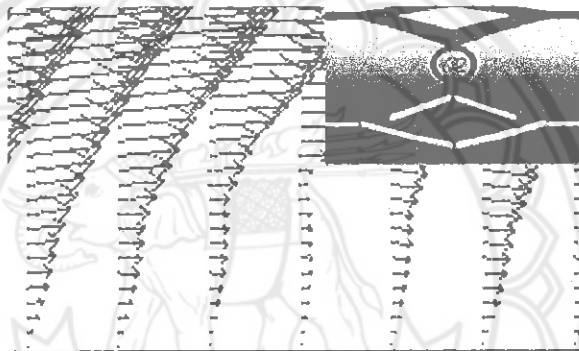


(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ ($e-e'$)

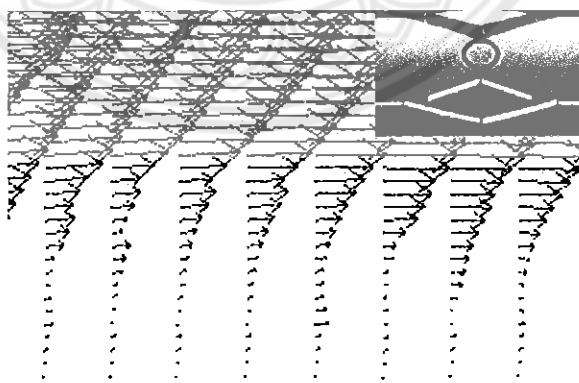
รูปที่ 5.27 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ตามเส้น $e-e'$ โดยที่ผ่านบริเวณที่ไม่มีขดลวด



(a) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ ($e-e'$)



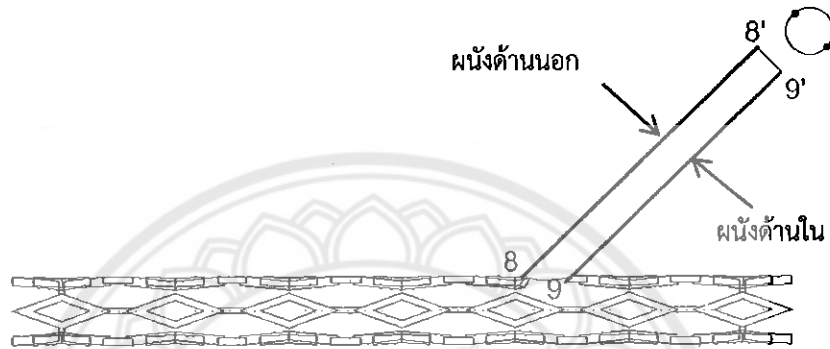
(b) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 28 เซลล์ ($e-e'$)



(c) หลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ ($e-e'$)

รูปที่ 5.28 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ ตามเส้น $e-e'$ โดยที่ผ่านบริเวณ
เส้นลวดใกล้กัน

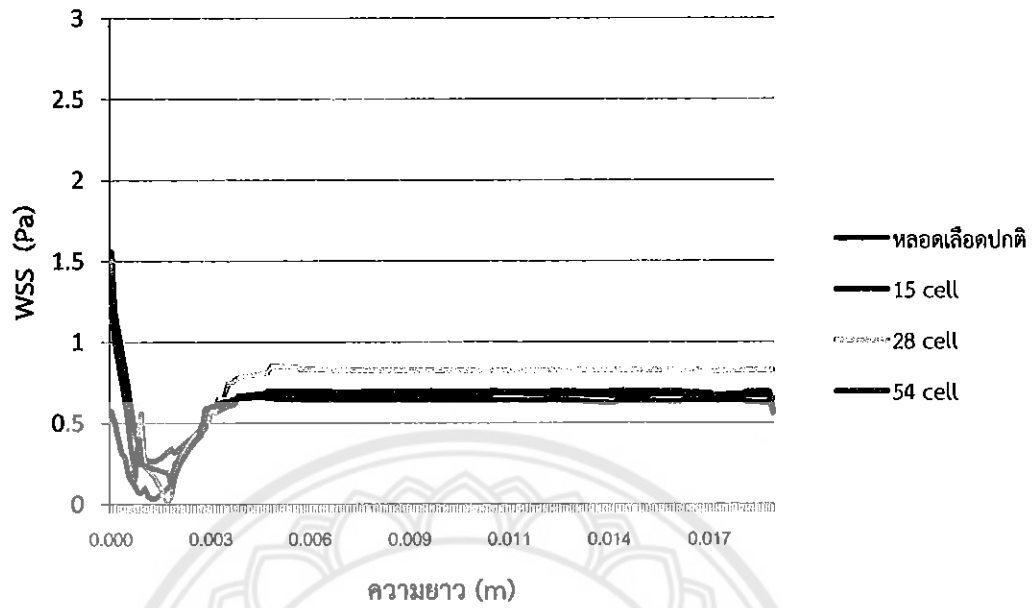
การวิเคราะห์การไหลที่ทางแยกของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด ที่มีจำนวนเซลล์ของขดลวดต่างกัน ผ่านเส้น 8-8' และเส้น 9-9' โดยที่เส้น 8-8' ผ่านด้านนอกของหลอดเลือดสาขา และเส้น 9-9' ผ่านด้านในของหลอดเลือดสาขา ดังแสดงในรูปที่ 5.29



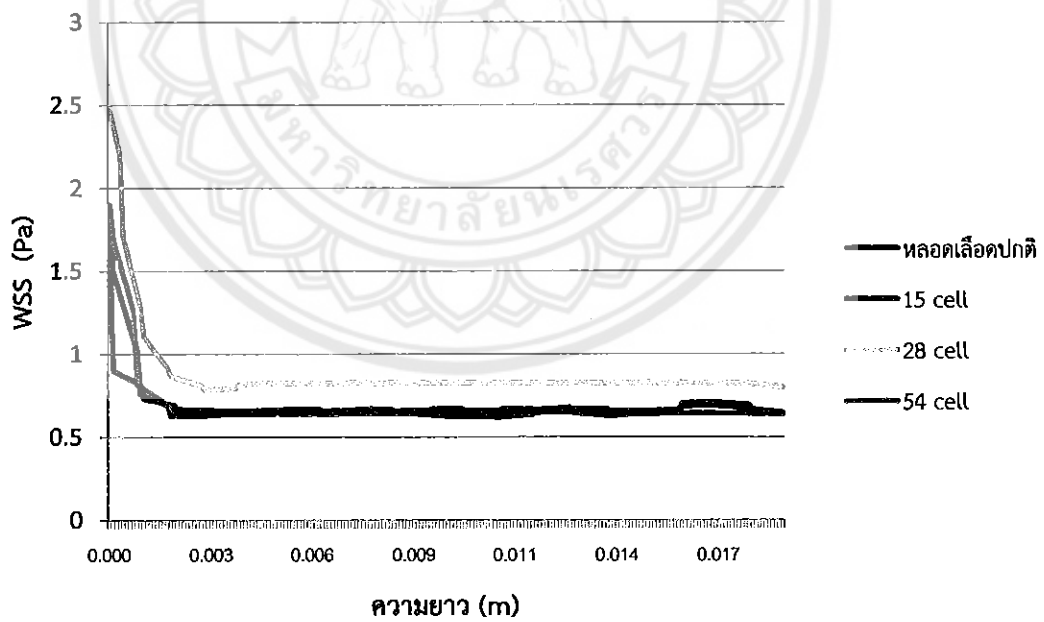
รูปที่ 5.29 ตำแหน่งข้อมูลความเค้นเฉือนที่ผนังที่ทางแยกของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด

รูปที่ 5.30 แสดงค่าความเค้นเฉือนที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขา (8-8') พบว่าที่ทางเข้าของหลอดเลือดสาขา ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังแตกต่างกัน คือ 0.5, 1.5 และ 1.4 Pa ของขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15, 28 และ 54 เซลล์ ซึ่งค่าความเค้นเฉือนที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดปกติมีค่าเท่ากับ 1.6 Pa หลังจากนั้นค่าความเค้นเฉือนที่ผนังจะต่ำลงเข้าใกล้ศูนย์ที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขา (0.1-0.3 Pa) เนื่องจากหลอดเลือดสาขาทำมุมเอียง 45° กับหลอดเลือดปกติ ทำให้เกิดแรงเหวี่ยงสู่ศูนย์กลาง (Centrifugal Force) เป็นผลให้ของไหลเกิดการ Skew ไปทางด้านในของหลอดเลือดสาขา ส่งผลให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังด้านใน (9-9') ของหลอดเลือดสาขาสูงขึ้นถึง 1.7, 2.4 และ 1.8 Pa ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 5.31 และเกิด Flow Separation ขึ้นที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาจึงมีผลทำให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังด้านนอกมีค่าต่ำลง ดังแสดงในรูปที่ 5.32 หลังจากที่ใช้ของไหลไหลผ่านพื้นบริเวณทางแยกแล้ว ค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง มีค่าใกล้เคียงกันอยู่ที่ประมาณ 0.7-0.8 Pa

สังเกตได้ว่าค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดที่มีจำนวน 28 เซลล์ มีค่าสูงกว่าอีกสองกรณี อาจเป็นเพราะ การวางตัวของขดลวดก่อนทางเข้าของหลอดเลือดสาขาโดยที่ขดลวดไปกีดขวางการไหลเข้าสู่หลอดเลือดสาขา ดังแสดงในรูปที่ 5.33

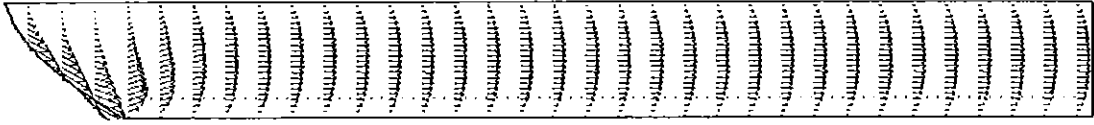


รูปที่ 5.30 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดสาขา ที่หน้าตัด 8-8'



รูปที่ 5.31 ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดสาขา ที่หน้าตัด 9-9'

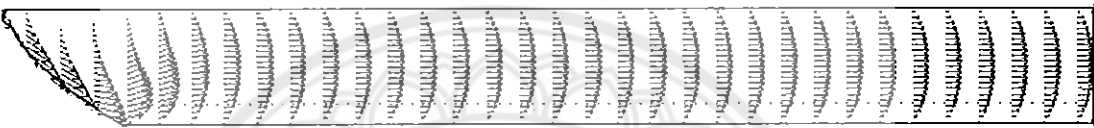
ด้านนอกหลอดเลือดสาขา



ด้านในหลอดเลือดสาขา

(a) บริเวณทางแยกหลอดเลือดสาขาที่มีจำนวนเซลล์ 15 เซลล์

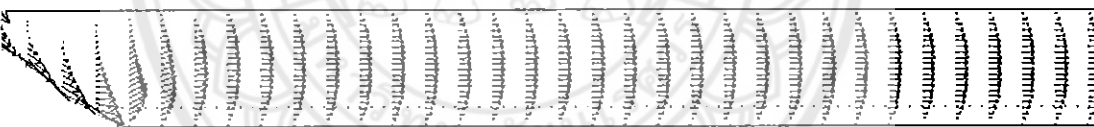
ด้านนอกหลอดเลือดสาขา



ด้านในหลอดเลือดสาขา

(b) บริเวณทางแยกหลอดเลือดสาขาที่มีจำนวนเซลล์ 28 เซลล์

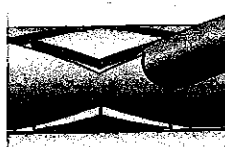
ด้านนอกหลอดเลือดสาขา



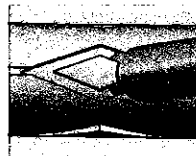
ด้านในหลอดเลือดสาขา

(c) บริเวณทางแยกหลอดเลือดสาขาที่มีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์

รูปที่ 5.32 โปรไฟล์ความเร็วภายในหลอดเลือดสาขาของหลอดเลือดที่ใส่ขดลวด



จำนวน 15 เซลล์



จำนวน 28 เซลล์



จำนวน 54 เซลล์

รูปที่ 5.33 การวางตัวของขดลวดก่อนทางเข้าหลอดเลือดสาขาที่จำนวนเซลล์ต่าง ๆ

สำหรับการไหลผ่านหลอดเลือดที่ใส่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15, 28 และ 54 เซลล์ สังเกตได้ว่าขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ ให้พื้นที่ภายในขดลวดน้อยกว่าขดลวดอีก 2 แบบ และพื้นที่ของหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหลมีค่าน้อยกว่าขดลวดอีก 2 แบบ ทำให้มีระยะในการไหลที่จะปรับตัวสู่สภาวะปกติต่ำกว่า ส่งผลให้ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 54 เซลล์ เกิด Flow Separation และ Back Flow ที่ชัดเจนที่สุด เมื่อเทียบกับขดลวดอีก 2 แบบ และค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าต่ำเข้าสู่ 0 สำหรับเส้น $d-d'$ ในรูปที่ 5.21

สรุปผลกระทบของความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ของขดลวด

เมื่อพิจารณาผลกระทบของความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ของขดลวดที่มีต่อค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวดจำนวนเซลล์ 15, 28 และ 54 เซลล์ พบว่าขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังใกล้เคียงกับหลอดเลือดปกติมากที่สุด และมีการแกว่งขึ้นลงของข้อมูลน้อยที่สุด เนื่องจากขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ มีการวางตัวของขดลวดที่มีความหนาแน่นน้อยกว่าอีก 2 แบบ ทำให้มีอุปสรรคที่มาขัดขวางการไหลของของไหลน้อยกว่า จึงทำให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังเกิดการแกว่งน้อยกว่า และมีพื้นที่ภายในเซลล์ของขดลวดมากกว่าอีก 2 แบบ ทำให้ของไหลมีพื้นที่ในการปรับตัวให้เข้าสู่สภาวะปกติมากกว่า จึงทำให้มีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังใกล้เคียงกับหลอดเลือดปกติมากที่สุด

บทที่ 6

สรุปผลการคำนวณ

การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดผ่านขดลวดที่ใส่ในหลอดเลือดแยกสองง่ามแบบ One-Stent Technique ที่สภาวะการไหลคงที่ โดยพิจารณาผลของความหนาของลวดที่ 0.3, 0.4 และ 0.5 mm และผลของจำนวนเซลล์ของขดลวดที่ 15, 28 และ 54 เซลล์ ในรูปของค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง และรูปแบบการไหล สามารถสรุปได้ดังนี้

1. เมื่อพิจารณาค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด ที่มีจำนวนเซลล์เท่ากันคือ 28 เซลล์ แต่มีความหนาของขดลวดต่างกันคือ 0.3, 0.4 และ 0.5 mm พบว่า ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 มีรูปแบบคล้ายคลึงกัน ขดลวดที่มีความหนา 0.3 mm ให้ค่าใกล้เคียงกับค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติ (0.5-1.5 Pa) มากที่สุด กล่าวคือ ความหนาของขดลวดจะส่งผลต่อค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง ยิ่งขดลวดมีความหนามากเท่าไร จะครอบคลุมพื้นที่ของผนังหลอดเลือด ทำให้มีพื้นที่ของผนังหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหลน้อยลงเท่านั้น ของไหลจึงมีพื้นที่ในการปรับตัวให้เข้าสู่สภาวะปกติลดลงไปด้วย ทำให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าน้อย

2. เมื่อพิจารณาค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด ที่มีความหนาของขดลวดเท่ากันคือ 0.4 mm แต่มีความหนาแน่นของจำนวนเซลล์ต่างกันคือ 15, 28 และ 54 เซลล์ พบว่า ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของขดลวดทั้ง 3 มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน แต่ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์ 15 เซลล์ ให้ค่าใกล้เคียงกับค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดปกติมากที่สุด กล่าวคือ ขดลวดที่มีจำนวนเซลล์มาก ๆ เช่น 54 เซลล์ จะมีระยะภายในขดลวดน้อยลง เป็นผลให้การไหลภายในเซลล์ปรับตัวไม่ทันเพื่อที่จะเข้าสู่สภาวะปกติ (0.5-1.5 Pa) และเกิด Flow Separation และ Back Flow ทั่วพื้นที่ที่สัมผัสกับการไหลภายในเซลล์ของขดลวด

3. เมื่อพิจารณาค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดสาขา พบว่าให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังสูงที่บริเวณเริ่มต้นทางแยกของผนังด้านในของหลอดเลือดสาขา เนื่องจากหลอดเลือดสาขาทำมุมเอียง 45° กับหลอดเลือดปกติ ทำให้เกิดแรงเหวี่ยงสู่ศูนย์กลาง (Centrifugal Force) เป็นผลให้ของไหลเกิดการ Skew ไปทางด้านในของหลอดเลือดสาขา และบริเวณเริ่มต้นทางแยกของผนังด้านนอกเกิด Flow Separation ส่งผลให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังลดลงอย่างรวดเร็วและมีค่าเข้าใกล้ 0 Pa

4. เมื่อทำการพิจารณาค่าความเค้นเฉือนที่ผนังที่สภาวะปกติ เปรียบเทียบกับค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใส่ขดลวด พบว่า บริเวณที่ใกล้กับขดลวดและรอยเชื่อมหัวท้ายของขดลวด ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังต่ำกว่า 0.5 Pa บริเวณเริ่มต้นทางแยกของผนังด้านในของ

หลอดเลือดสาขาและบริเวณที่เส้นหลอดเลือดใกล้กัน ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมากกว่า 1.5 Pa ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังจะส่งผลโดยตรงต่อเซลล์เยื่อบุผิวของผนังหลอดเลือดที่สัมผัสกับการไหล กล่าวคือ ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังต่ำกว่า 0.5 Pa Endothelial Cell จะเกิดการแบ่งตัวและทำให้มีแนวโน้มของการกลับมาตีบอีกครั้งของหลอดเลือดและเมื่อค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 1.5 Pa Endothelial Cell จะผลิตไนตริกออกไซด์ (NO) โดยไนตริกออกไซด์จะเป็นตัวยับยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์เยื่อบุผิว จึงทำให้บริเวณดังกล่าว มีแนวโน้มว่าจะเกิดการกลับมาตีบอีกครั้งของหลอดเลือด [8]

ข้อเสนอแนะ

จากสรุปผลการทดลองที่กล่าวมาข้างต้น ขดลวดที่มีความหนาน้อยและมีจำนวนเซลล์ของขดลวดน้อย ทำให้มีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังใกล้เคียงกับหลอดเลือดปกติมากที่สุด และจากการศึกษาในครั้งนี้ มีการจัดการเรียงตัวของขดลวดแบบ One-Stent Technique และรูปแบบของขดลวดเป็นแบบสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูน เพียงอย่างเดียว หากมีการศึกษาการเรียงตัวของขดลวดและรูปแบบของขดลวดเป็นไปตามเทคนิคอื่น ๆ ก็จะทำให้ข้อมูลเกี่ยวกับรูปแบบของความเค้นเฉือนที่ผนังและรูปแบบการไหล

เอกสารอ้างอิง

- [1] Price, M.J., *Coronary Stenting: A Companion to Topol's Textbook of Interventional Cardiology*
- [2] วสันต์ อุทัยเฉลิม. (1กรกราคม 2553). การขยายหลอดเลือดด้วยการใช้บอลูน. สืบค้นจาก http://www.ram-hosp.co.th/balloon_n.html, สืบค้นเมื่อ 5 พฤศจิกายน 2557
- [3] สุรพงศ์ อำพันวงษ์. ม.ป.ป. เส้นเลือดหัวใจตีบ...การรักษาอะไรที่เหมาะสมที่สุด. สืบค้นจาก http://www.phyathai.com/medicalcenterdetail_article/1/41/pyt2/th, สืบค้นวันที่ 5 พฤศจิกายน 2557
- [4] Truskey, George A., Fan Yuan and Katz, David F, 2008, *Transport Phenomena in biological System*, 2nd Edition, Prentice Hall.
- [5] White, F.M., 1994, *Fluid Mechanics*, 4 Th Edition, McGraw-Hill.
- [6] Gijssen, F.J.H., van de Vosse, F.N. and Janssen, J.D., 1999, "The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model", *Journal of Biomechanics* 32, 601-608.
- [7] Gijssen, F.J.H., Allanic, E., van de Vosse, F.N., Janssen, J.D., 1999, "The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: unsteady flow in a 90° curved tube", *Journal of Biomechanics* 32, 705-713.
- [8] Bernard, N., Coisne, D., Donat, E and Perrault, R., 2003., "Experimental study of laminar blood flow through an artery treated by a stent implantation: characterization of intra-stent wall shear stress", *Journal of Biomechanics* 36, 991-998.



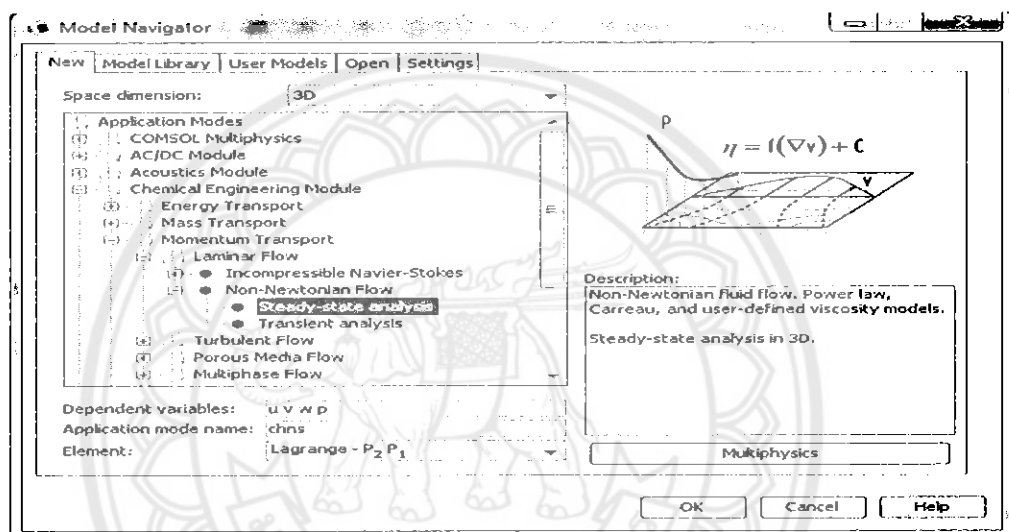
ภาคผนวก ก

การ Import file การสร้างเมชและการคำนวณในโปรแกรม COMSOL



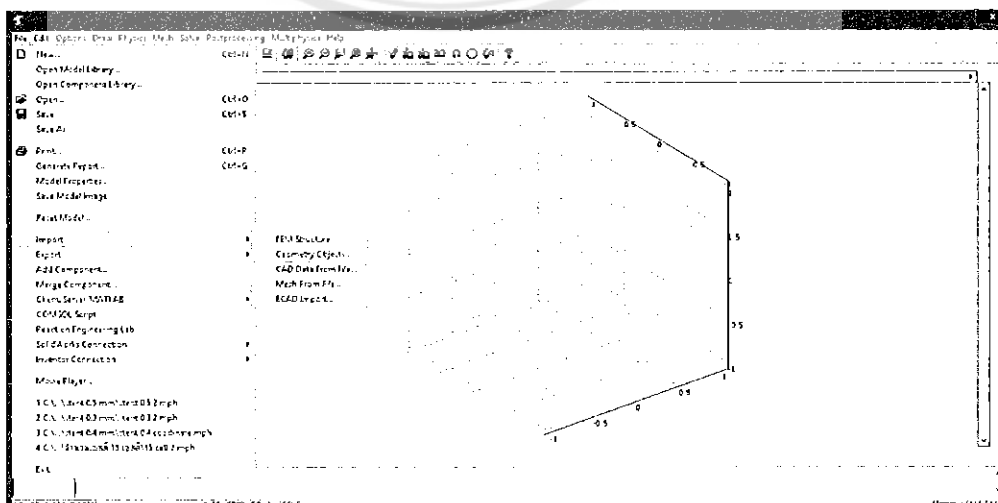
1. การ Import file เข้า COMSOL

1.1 เปิดโปรแกรม COMSOL เลือกค่าต่าง ๆ ดังนี้ ที่คำสั่ง Space dimension เลือก 3D หลังจากนั้นเลือก Chemical Engineering Module เลือก Momentum Transport เลือก Laminar Flow เนื่องจากเป็นการไหลแบบราบเรียบและเลือก Non-Newtonian Flow จากนั้นเลือก Steady-state analysis สำหรับสภาวะการไหลแบบคงที่ และเลือกคำสั่ง OK



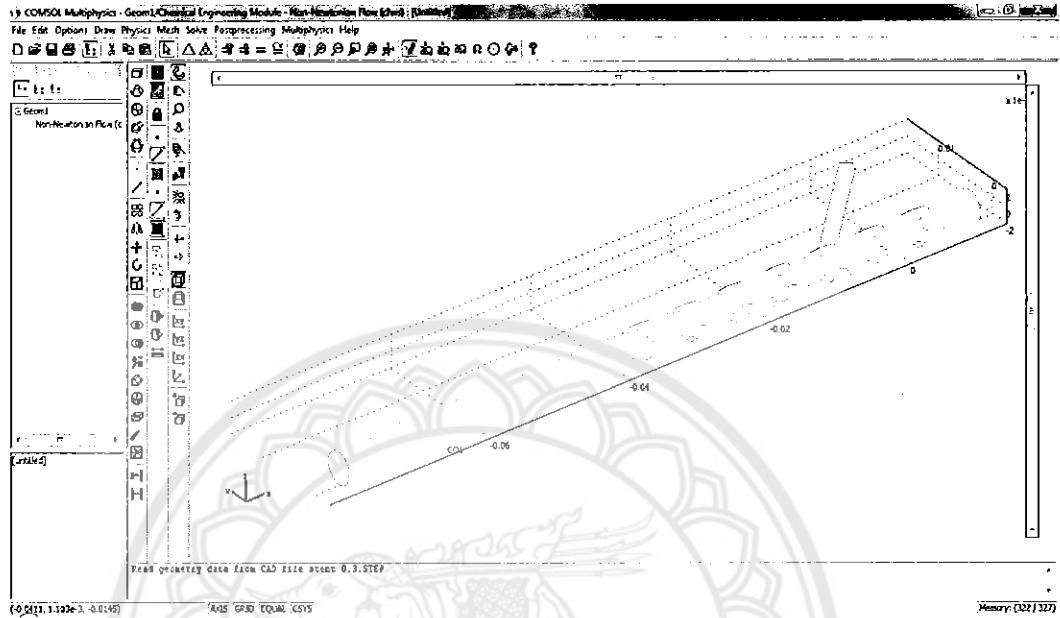
รูปที่ ก.1 การเข้าโปรแกรม COMSOL

1.2 หลังจากนั้นทำการ Import File แบบจำลองของหลอดเลือดเข้าสู่โปรแกรม COMSOL โดยไปที่คำสั่ง File เลือก Import และเลือก CAD Data From File



รูปที่ ก.2 การ Import file เข้า COMSOL

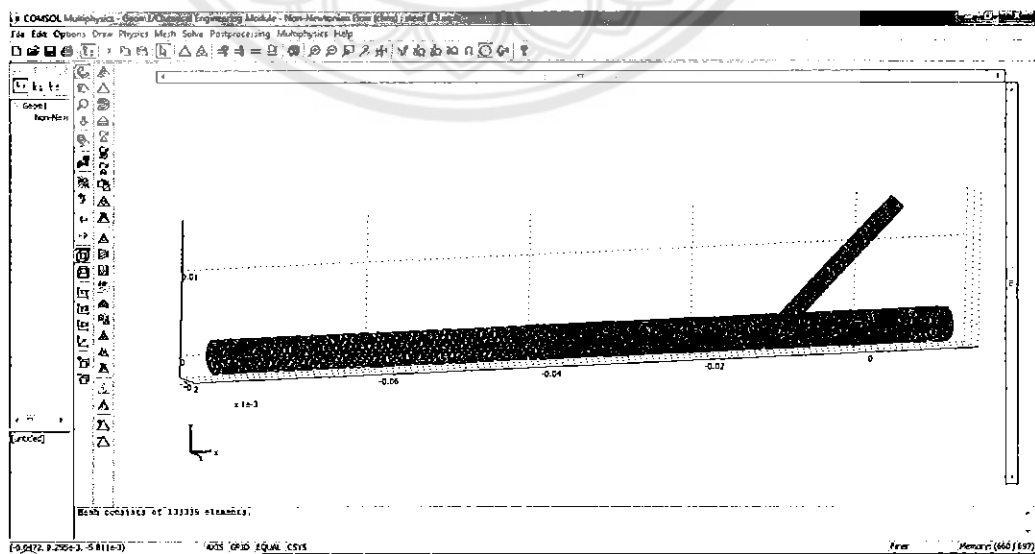
1.3 เลือกไฟล์ที่เซฟไว้จากโปรแกรม Solid Work (ไฟล์นามสกุล .STEP AP203) และจะได้ไฟล์ที่จะใช้ในการคำนวณด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ต่อไป



รูปที่ ก.3 การแสดงแบบจำลองที่ Import file เข้า COMSOL

2. การสร้างเมช

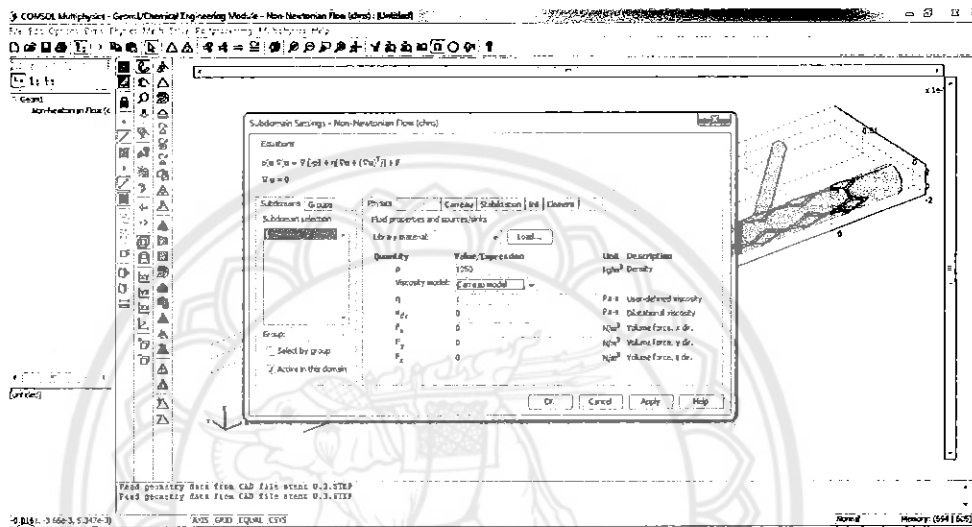
เมื่อนำไฟล์เข้าโปรแกรม COMSOL เสร็จแล้ว จึงทำการสร้างเมชโดยการคลิกที่ปุ่มคำสั่ง Mesh และ เลือก Initialize Mesh หรือคำสั่งที่มีสัญลักษณ์เป็นรูปสามเหลี่ยม



รูปที่ ก.4 แบบจำลองที่มีการสร้างเมช

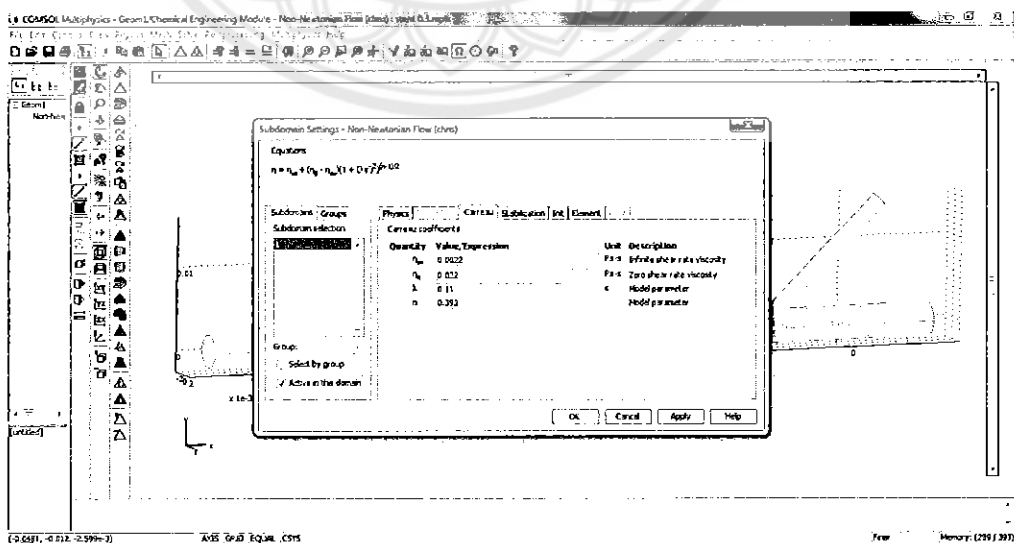
3. วิธีการคำนวณใน COMSOL

3.1 หลังจากที่ได้ทำการ Import File เข้าสู่โปรแกรม COMSOL เป็นที่เรียบร้อยแล้ว ต่อไปจะเป็นการกำหนดค่าสมบัติทางกายภาพของการคำนวณที่แถบเมนู เลือก Physisc → Subdomain Setting → ในช่อง Physisc ใส่ค่าต่าง ๆ ดังนี้ Subdomain Selection เลือก 1 , Viscosity model เลือก Carreau model , $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$



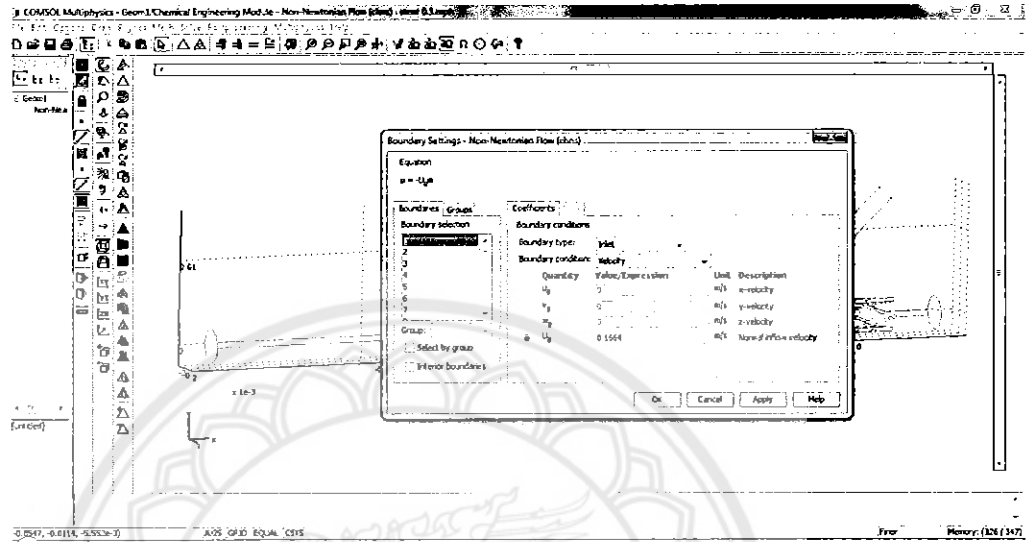
รูปที่ ก.5 วิธีคำนวณข้อมูลใน COMSOL

3.2 คลิกในช่อง Careau ใส่ค่าต่าง ๆ ดังนี้ $\eta_{\infty} = 0.0022 \text{ Pa.s}$, $\eta_0 = 0.022 \text{ Pa.s}$, $\lambda = 0.11$, $n = 0.392$ แล้วคลิก OK ตามรูป



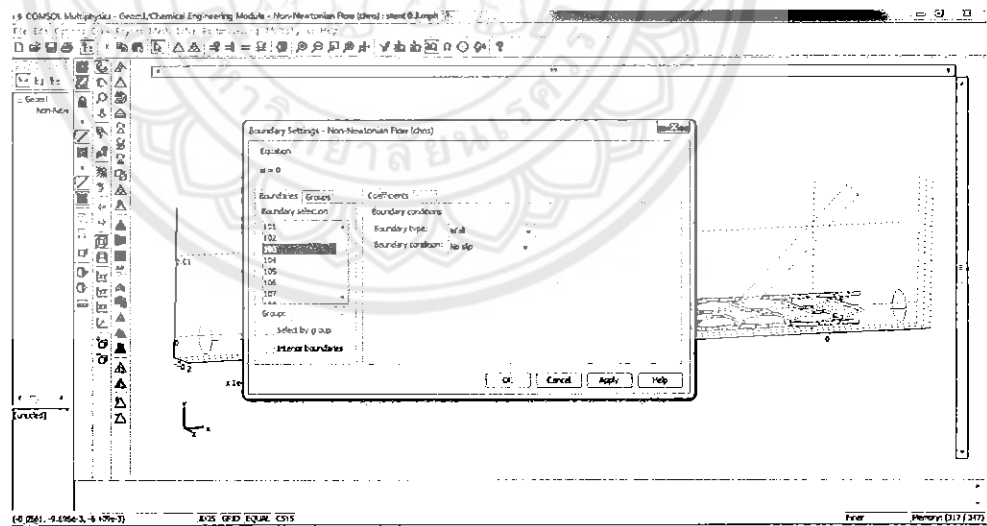
รูปที่ ก.6 วิธีคำนวณข้อมูลใน COMSOL เมื่อใส่ค่า

3.3 ต่อไปทำการกำหนด Boundary ของหลอดเลือด เลือกคำสั่ง Physics → Boundary Setting ตำแหน่งที่ 1 กำหนดให้เป็นพื้นที่ขาเข้าเลือด = 0.1664 m/s



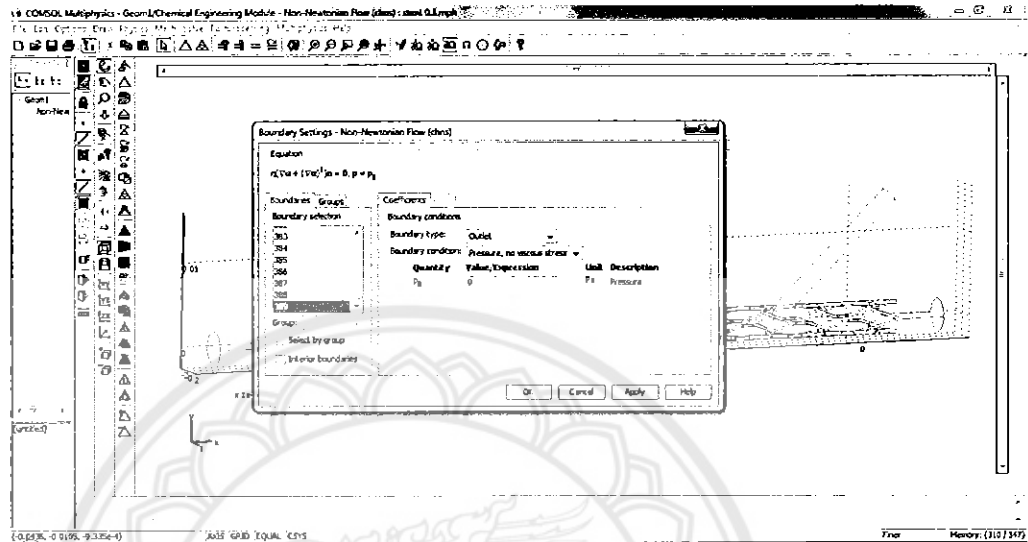
รูปที่ ก.7 หน้าต่างการกำหนดพื้นผิวของแบบจำลอง

3.4 ตำแหน่งอื่นที่เป็นผนังของหลอดเลือดกำหนดให้เป็น Wall และ No Slip Condition



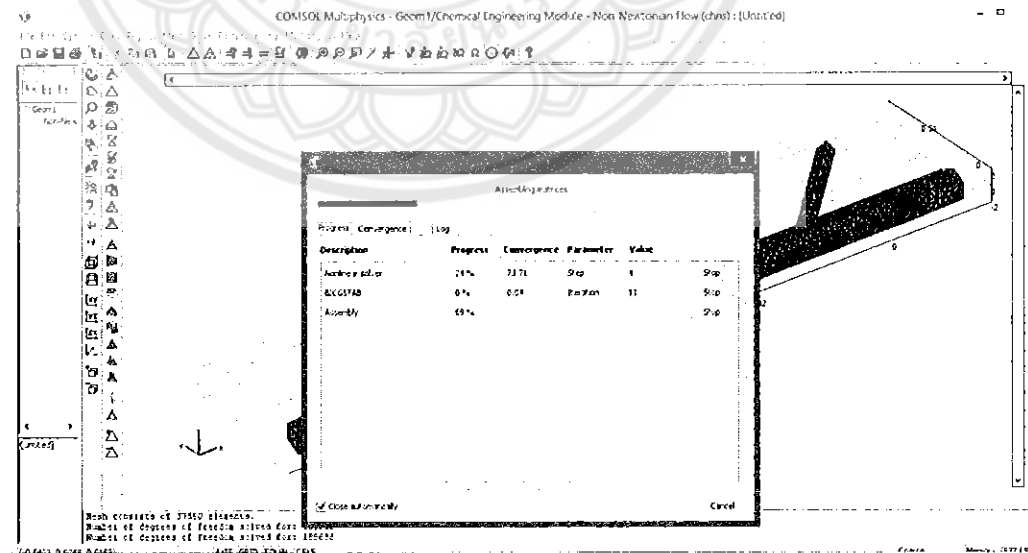
รูปที่ ก.8 ตำแหน่งใดๆ ของผนังหลอดเลือด

3.5 ตำแหน่งที่เป็นทางออกของหลอดเลือดทั้งสองแขน กำหนดให้เป็น No viscous stress และความดันคงเท่ากับศูนย์



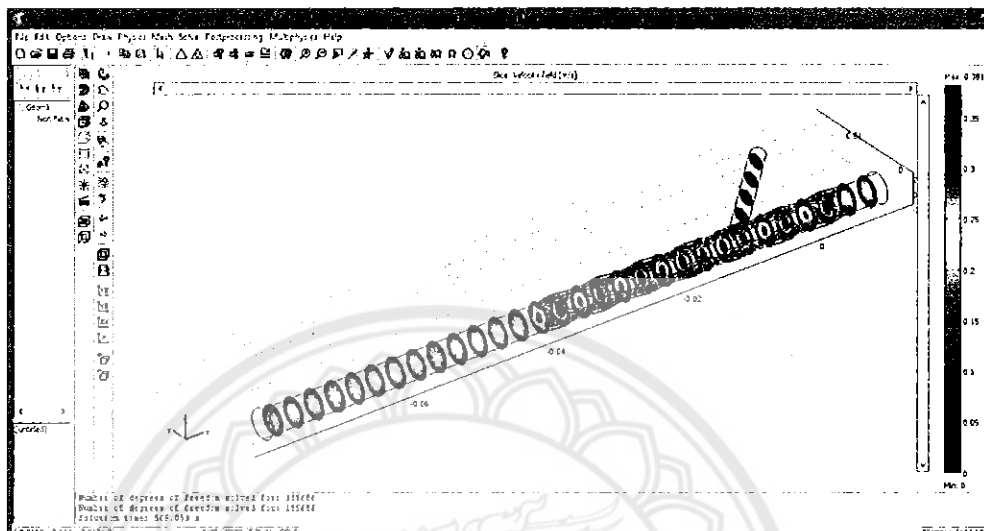
รูปที่ ก.9 ตำแหน่งทางออกของหลอดเลือดหลัก

3.6 จากนั้นรันโปรแกรมโดยคลิกปุ่มคำสั่ง Solve ต่อด้วย Solve Problem หรือคำสั่งคำสั่ง ที่มีสัญลักษณ์เป็นเครื่องหมายเท่ากับ แล้วจะมีหน้าต่างขึ้นมาเพื่อให้ทราบถึงความคืบหน้าของการคำนวณ ทั้งนี้ระยะเวลาในการคำนวณขึ้นอยู่กับจำนวน Mesh และความซับซ้อนของตำแบบ



รูปที่ ก.10 หน้าต่างแสดงความคืบหน้าของการคำนวณ

3.8 เมื่อคำนวณเสร็จแล้วหน้าต่างการคำนวณจะหายไปและแบบจำลองที่เรานำมาคำนวณ จะมีผลการคำนวณในรูปแบบต่าง ๆ ที่เรากำหนด ในรูปจะเป็นการแสดง Slice Plot



รูปที่ ก.11 ผลการคำนวณแบบจำลองของโปรแกรม COMSOL

ประวัติผู้ดำเนินโครงการ



ชื่อ/สกุล : นายบุญญฤทธิ์ รุวะคำ
 เกิดเมื่อ : 20 สิงหาคม พ.ศ. 2535
 ภูมิลำเนา : 54/1 หมู่ 12 ตำบลห้วยข้าวกล้า อำเภอจุน จังหวัดพะเยา 56150
 การศึกษา : สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียน
 จุนวิทยาคม อ.จุน จ.พะเยา 56150
 E-mail : com_10553@hotmail.com



ชื่อ/สกุล : นายมนต์ชัย คงสุจริต
 เกิดเมื่อ : 13 มิถุนายน พ.ศ. 2535
 ภูมิลำเนา : 170/7 หมู่ 2 ตำบลบ้านคลอง อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก
 65000
 การศึกษา : สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียน
 พิษณุโลกพิทยาคม อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000
 E-mail : Kbs2_nk@hotmail.com