

อกิันนทนาการ



การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile ผ่านหลอดเลือด  
แยกสองง่ามอุดตันรูปแบบต่าง ๆ

Numerical study of Pulsatile Blood Flow through a Bifurcation with  
different types of occlusion

สำนักหอสมุด มหาวิทยาลัยนครพนม
วันลงทะเบียน..... 14 ก.ย. 2560
เลขทะเบียน..... 19181619
เลขเรียกหนังสือ.....

นางสาววิริษา	อุนจันทร์	รหัสนิสิต 55210251
นางสาวพรอรอนงค์	เหรียญเครือ	รหัสนิสิต 55360741
นายทวัฒน์	บุญตรีสิริบุตร	รหัสนิสิต 55363155

ปฐ  
จ 329ก  
2559

ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนครพนม  
ปีการศึกษา 2559



## ใบรับรองโครงการ

ชื่อหัวข้อโครงการ	การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile ผ่านหลอดเลือดแยกสองง่าม อุดต้นรูปแบบต่าง ๆ		
ผู้ดำเนินโครงการ	นางสาววริษา	อุ๋นจันทร์	รหัสนิสิต 55210251
	นางสาวพรอรอนงค์	เหรียญเครือ	รหัสนิสิต 55360741
	นายทยวัฒน์	บุญตรีศรีบุตร	รหัสนิสิต 55363155
ที่ปรึกษาโครงการ	รศ.ดร.กฤษยา กนกจาร์วิจิตร		
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล		
ภาควิชา	วิศวกรรมเครื่องกล		
ปีการศึกษา	2559		

คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์ อนุมัติให้โครงการวิจัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมเครื่องกล  
คณะกรรมการสอบโครงการ

*Koonlana K. Vijit* ที่ปรึกษาโครงการ

(รศ.ดร.กฤษยา กนกจาร์วิจิตร)

*รศ.ดร. นันทิ์ สงวนเสริมศรี* กรรมการ

(รศ.ดร. นันทิ์ สงวนเสริมศรี)

*ดร.ภาณุ พุทธวงศ์* กรรมการ

(ดร.ภาณุ พุทธวงศ์)

หัวข้อโครงการ : การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile ผ่านหลอดเลือดแยก  
สองง่ามอดตันรูปแบบต่าง ๆ

ผู้ดำเนินโครงการ : นางสาวริษา อุ๋นจันทร์ รหัสนิสิต 55210251  
นางสาวพรอรอนงค์ เหมริญเครือ รหัสนิสิต 55360741  
นายทวยวัฒน์ บุญตรีสิริบุตร รหัสนิสิต 55363155

อาจารย์ที่ปรึกษา : รศ.ดร.กฤษยา กนกजारูวิจิตร

ภาควิชา : วิศวกรรมเครื่องกล

ปีการศึกษา : 2559

### บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการไหลเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Non-Newtonian ที่สภาวะไม่คงตัว (Pulsatile) ผ่านหลอดเลือดแยกสองง่ามของหลอดเลือดแดงที่หัวใจด้านขวาที่อดตันรูปแบบต่าง ๆ ตามการจำแนกของ Movahed [1] ที่มีระดับการตีบ 50% ทั้งหมด 5 แบบจำลอง และหลอดเลือดปกติอีก 2 แบบจำลอง เมื่อกำหนดให้เลือดประพฤติตนตามแบบจำลอง Carreau-Yasuda โดยที่ใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อแก้สมการ Navier - Stokes สำหรับการศึกษานี้ได้กำหนดเงื่อนไขการไหลเป็นการไหลแบบไม่คงตัว (Pulsatile) ตามการจำแนกของ Chen และ Lu [2] กล่าวคือ ความเร็วที่ทางเข้าของหลอดเลือดไม่คงที่ โดยจะเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา ซึ่งเราให้ความสนใจที่เวลาสามจุด ได้แก่ Peak Systole ( $t = 0.16$  s,  $v = 21$  cm/s) Beginning of Diastole ( $t = 0.38$  s,  $v = 8$  cm/s) และ End of Diastole ( $t = 0$  s,  $v = 8$  cm/s) โดยผลการคำนวณแบ่งออกเป็น 3 รูปแบบด้วยกัน ส่วนแรก ได้แก่ สนามการไหลซึ่งประกอบไปด้วยเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ส่วนที่สอง ได้แก่ ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ และความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress, WSS) สำหรับส่วนสุดท้ายคือ อัตราส่วนระหว่างอัตราการไหลเชิงปริมาตร (Flow Rate) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ต่อ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ทางเข้าของหลอดเลือดหลัก นอกจากนี้ทำการตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลโดยการเปรียบเทียบความเร็วตามแนวแกน x และ y ในหลอดเลือดหลักที่ตำแหน่ง 12 mm วัดจากทางเข้าหลอดเลือดกับผลงานวิจัยของ Gijssen และคณะ [4] และ Shuib และคณะ [10] ซึ่งให้ผลการคำนวณใกล้เคียงกัน

ผลการศึกษาพบว่าปัจจัยที่มีผลต่อลักษณะของสนามการไหลและการกระจาย WSS ได้แก่ (1) ตำแหน่งซีพจร (Pulsatile) กล่าวคือ ที่ Peak Systole เป็นตำแหน่งที่มีความเร็วสูงสุด ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole เป็นตำแหน่งที่มีความเร็วเท่ากันแต่ให้ผลการคำนวณที่แตกต่างกัน เนื่องจากผลของความเร่ง (Acceleration) และความหน่วง (Deceleration) ตามลำดับ (2) ขนาดของหลอดเลือด โดยที่

การไหลจะเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขาหลักซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าหลอดเลือดสาขารอง (3) มุมแยกสองง่าม (Bifurcation Angle) กล่าวคือ หลอดเลือดยูรูปตัว T ซึ่งหลอดเลือดสาขาหลักเบนออกจากแกนหลัก  $30^\circ$  และหลอดเลือดสาขารองเบนออก  $80^\circ$  จะให้การไหลเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขารองเพราะว่ามีมุมเบนมากกว่าสาขาหลัก และเกิดการไหลแบบทุติยภูมิ (Secondary Flow หรือ Dean Vortex) แต่จะไม่พบลักษณะนี้ในหลอดเลือดรูปตัว Y ซึ่งมีมุมแยกสองง่าม  $30^\circ$  เท่ากัน (4) ลักษณะและตำแหน่งของรอยตیب (Curvature) พบว่ารูปร่างของรอยตیبที่สมมาตร (Symmetry) และไม่สมมาตร (Asymmetry) ส่งผลต่อลักษณะของโปรไฟล์ความเร็วที่แตกต่างกัน นอกจากนี้ที่ตำแหน่งหลังรอยตیبเกิด Critical Adverse Gradient และให้ค่า WSS เป็นศูนย์ที่ตำแหน่งนี้ ซึ่งมีแนวโน้มทำให้เกิดการแยกชั้นของการไหล (Flow Separation) (5) การเปลี่ยนทิศทางการไหลอันเนื่องมาจากการเบนออกของหลอดเลือดสาขาจากแกนหลัก โดยจะมีลักษณะการเคลื่อนที่เป็นเส้นโค้ง (Curvilinear Motion) ทำให้ได้รับผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration)





Project Title : Numerical study of Pulsatile Blood Flow through a Bifurcation with different types of occlusion

Name : Ms. Warisa Ounjan  
Ms. Phonaonanong Riankruea  
Mr. Tayawat Boontreesiribut

Project Advisor : Assoc. Prof. Dr. Koonlaya Kanokjaruvijit

Academic Year : 2016

---

### Abstracts

This research is to numerically study the Pulsatile flow of non-Newtonian fluid through five different types of stenosis and two normal coronary artery bifurcation models based on the classification of Movahed [1]. 50% stenotic area was used throughout the study. The blood behaves in accordance with Carreau-Yasuda viscosity model. The finite element method was used to solve systems of Navier-Stokes equation. In this study, flow conditions were determined as unsteady flow (pulsatile) according to Chen and Lu [2], of which velocity is considered as a function of time. Three pulsatile points namely peak systole ( $t = 0.16$  s) beginning of diastole ( $t = 0.38$  s) and end of diastole ( $t = 0$  s) were focused. The computational results of velocities were expressed in three forms: velocity contours, velocities vector plots and streamlines. Then, the wall shear stress (wss) distributions were reported as well as the shear stress distributions of cross sections. Finally, the ratio of volumetric flow rates at different cross sections to that at the entrance of the main blood vessels were reported quantitatively. In addition, data validation is performed by comparing the speed along the x and y axes in the main vessel at the 12 mm position measured from the vascular entrance with the research of Gijssen et al. [4] and Shuib et al. [10] which gives a consistent calculation result.

The results show that factors affecting the flow characteristics and WSS distribution are as follows (1) pulse Position: peak systole gives the highest velocity while end of diastole and beginning of diastole are at the same velocity, but cause effects of flow acceleration and deceleration, respectively. (2) vascular cross-sectional area, which induces more flow toward larger vessel such as the primary daughter than the secondary daughter vessel. (3)

bifurcation angle such as in T-bifurcation, at which the secondary daughter vessel is tilted  $80^\circ$  from the main vessel whereas the primary daughter vessel is tilted  $30^\circ$ . Dean vortices were detected inside its secondary daughter vessel. However, the dean vortices were absent in Y-bifurcation, of which daughter vessel were tilted  $30^\circ$  equally. (4) curvature of the stenosis resulting in velocity and WSS rises at the site of the stenosis. Furthermore, symmetry and asymmetry of the stenosis also affect velocity profiles differently. At the end of stenosis sites, critical adverse gradient and zero WSS were found, which tend to cause Flow Separation. (5) change of flow direction such as the daughter vessels bifurcating from the main vessel causing centrifugal acceleration to the flow.



## กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิศวกรรมเครื่องกลฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ทางคณะผู้ดำเนินงาน ต้องขอขอบพระคุณ รศ.ดร.กฤษยา กนกजारูจิตร ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาโครงการที่กรุณาให้คำปรึกษา และชี้แนะแนวทางการ แก้ไขปัญหาต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในระหว่างการดำเนินโครงการ ตลอดจนติดตามผลการดำเนินโครงการมาโดย ตลอด ทางคณะผู้จัดทำโครงการขอขอบคุณท่านอาจารย์เป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ ขอขอบพระคุณอาจารย์ทุก ท่านที่อบรมสั่งสอน และให้ความรู้แก่ผู้ดำเนินงาน ขอขอบคุณฝ่ายเลขานุการ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ช่วยอำนวยความสะดวกในการดำเนินโครงการ ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มัทนี สงวนเสริมศรี และ ดร.ภาณุ พุทรวงศ์ ที่ได้สละเวลามาเป็นคณะกรรมการ สุดท้ายนี้ผู้ดำเนินงาน ขอขอบคุณผู้มีพระคุณทุกท่านที่ทำให้โครงการนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี และถ้าเกิดผิดพลาดประการใดจาก โครงการนี้ ผู้ดำเนินการต้องขอกราบอภัยมา ณ ที่นี้ด้วย

นางสาววริษา

นางสาวพรอรอนงค์

นายทยวัฒน์

อุ๋นจันท์

เหรียญเครือ

บุญตรีสิริบุตร



## สารบัญ

	หน้า
ใบรับรองโครงงาน	ก
บทคัดย่อ	ข
Abstract	ง
กิตติกรรมประกาศ	ฉ
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง	ฌ
สารบัญรูป	ญ
ลำดับสัญลักษณ์และคำย่อ	ถ
<b>บทที่ 1 บทนำ</b>	
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงงาน	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงงาน	2
1.3 ขอบเขตของโครงงาน	2
1.4 วิธีการดำเนินโครงงาน	3
1.5 การหาความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์จากข้อมูลของวัฏจักรชีพจร (Pulse Cycle)	7
1.6 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	9
1.7 ระยะเวลาในการดำเนินโครงงาน	10
1.8 งบประมาณที่ใช้	10
<b>บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี</b>	
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	11
2.2 ทฤษฎีการไหลชั้นขอบเขต (Boundary Layer Theory)	12
2.3 วรรณกรรมปริทัศน์	14
<b>บทที่ 3 ขั้นตอนการใช้โปรแกรม COMSOL และ MATLAB</b>	
3.1 ขั้นตอนการใช้โปรแกรม Matlab ในการหาข้อมูล Pulse Cycle	33
3.2 ขั้นตอนการหาสนามความเร็วและค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง	39
3.3 การหาอัตราการไหลเชิงปริมาตร (Flow Rate) ที่หน้าตัดต่าง ๆ	74

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 ระเบียบวิธีวิจัย	
4.1 โดเมนการคำนวณ	78
4.2 เงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)	79
4.3 สมการที่เกี่ยวข้องในการคำนวณการไหลของเลือด	80
4.4 Data Reduction	81
4.5 การสร้างเมช	82
4.6 การตรวจสอบผลกระทบของความหนาแน่นของเมช	83
4.7 การเปรียบเทียบผลการคำนวณกับผลจากงานวิจัยจากวรรณกรรม	89
บทที่ 5 ผลการคำนวณ และอภิปรายผล	
5.1 หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ	93
5.2 หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ	111
5.3 หลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	128
5.4 หลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s	146
5.5 หลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S	162
5.6 หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัวตีบชนิด I-2-V	181
5.7 หลอดเลือกรูปตัวตีบชนิด T	196
5.8 การเปรียบเทียบ WSS ของการตีบรูปแบบต่าง ๆ	214
บทที่ 6 สรุปผลการคำนวณ	
สรุปผลการคำนวณ	221
เอกสารอ้างอิง	223
ประวัติผู้ดำเนินโครงการ	224

## สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1.1 ขั้นตอนการดำเนินงาน	10
ตารางที่ 4.1 ความหนาแน่นของเมฆที่ใช้ในการทดสอบ	85
ตารางที่ 4.2 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของความเร็วที่จุดสูงสุด ที่หน้าตัด 1-1'	87
ตารางที่ 4.3 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของความเร็วที่จุดสูงสุด ที่หน้าตัด 2-2'	88
ตารางที่ 5.1 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ	100
ตารางที่ 5.2 อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ	119
ตารางที่ 5.3 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	136
ตารางที่ 5.4 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s	153
ตารางที่ 5.5 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S	170
ตารางที่ 5.6 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด I-2-V	187
ตารางที่ 5.7 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T	204

## สารบัญรูป

	หน้า
รูปที่ 1.1 Pulse Cycle [2]	2
รูปที่ 1.2 แบบจำลองหลอดเลือดตีบตามแบบจำแนกของ Movahed [1] ที่ รั้วซ้าย ดอนไพรอ่อน และคณะ [3] ปรับใช้	3
รูปที่ 1.3 รูปทรง tetrahedral	3
รูปที่ 1.4 แผนผังความคิดของ Data Reduction	6
รูปที่ 1.5 แสดงลำดับขั้นตอนการหาความสัมพันธ์ของ Pulse Cycle [2]	8
รูปที่ 1.6 แสดงการ Curve Fitting หาความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว (v) กับเวลา (t)	9
รูปที่ 2.1 ชั้นขอบเขตการไหลผ่านแผ่นเรียบ [8]	13
รูปที่ 2.2 ผลของการเปลี่ยนแปลงความดันที่มีต่อลักษณะชั้นขอบเขตการไหล [9]	14
รูปที่ 2.3 Carotid Bifurcation [4]	15
รูปที่ 2.4 โปรไฟล์ความเร็วใน Common Carotid Artery โดยที่จุดแสดงข้อมูลจากการทดลอง และเส้นประแสดงข้อมูลจากการคำนวณ [4]	16
รูปที่ 2.5 การกระจายความเร็วภายในหลอดเลือด Internal Carotid ที่หน้าตัดต่าง ๆ [4]	17
รูปที่ 2.6 วิธีการทดลองสำหรับ Newtonian และ non-Newtonian [5]	17
รูปที่ 2.7 การกระจายความเร็ว ที่ end diastole สำหรับของไหลนอนนิวทอนเนียน [5]	18
รูปที่ 2.8 การกระจายความเร็วที่ Peak systole สำหรับของไหลนอนนิวทอนเนียน [5]	19
รูปที่ 2.9 การกระจายความเร็ว ที่ Begin diastole สำหรับของไหลนอนนิวทอนเนียน [5]	19
รูปที่ 2.10 แบบจำลองสามมิติของ non-planar artery [6]	20
รูปที่ 2.11 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contours) [6]	21
รูปที่ 2.12 การกระจายความเค้นเฉือนในผนังภายในหลอดเลือดสาขา [6]	23
รูปที่ 2.13 แบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามแบบสามมิติ และ Flow Pulse [2]	24
รูปที่ 2.14 เส้นเค้าโครงความเร็วและเส้นกระแสการไหลแบบทุติยภูมิของ planar daughter vessel [2]	25
รูปที่ 2.15 เส้นเค้าโครงความเร็วและเส้นกระแสการไหลแบบทุติยภูมิของ non-planar daughter vessel [2]	25
รูปที่ 2.16 แสดงโปรไฟล์ของ WSS ที่ Peak Systole ของหลอดเลือดสาขาทั้งสอง [2]	27
รูปที่ 2.17 แสดงโปรไฟล์ของ WSS ที่ End of diastole ของหลอดเลือดสาขาทั้งสอง [2]	28
รูปที่ 2.18 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดปรากฏ กับความเครียด [7]	31

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 2.19 ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นเฉือน กับความเครียด [7]	31
รูปที่ 3.1 ขั้นตอนแนวคิดการหาค่า Wall Shear Stress	32
รูปที่ 3.2 ขั้นตอนการแปลงข้อมูล Pulse Cycle โดยใช้โปรแกรม Matlab	33
รูปที่ 3.3 Common window ในโปรแกรม Matlab	34
รูปที่ 3.4 พื้นที่สำหรับเขียนโค้ดต่าง ๆ	34
รูปที่ 3.5 การเขียนโค้ดเพื่อแปลงรูปจาก grayscale ให้เป็นขาวดำ	35
รูปที่ 3.6 ตัวเลขในเมทริกซ์แสดง Pixels สีดำ และสีขาว	35
รูปที่ 3.7 การเขียนโค้ดเพื่อหาตำแหน่ง Pixels สีดำในเมทริกซ์ และแสดงผลเป็นพิกัด x และ y	36
รูปที่ 3.8 ตำแหน่ง Pixel สีดำแบบพิกัด x และ y	36
รูปที่ 3.9 การหาค่าความเร็ว และเวลาใน Excel	37
รูปที่ 3.10 คำสั่ง Curve Fitting	38
รูปที่ 3.11 ผลจากการทำ Curve Fitting	38
รูป 3.12 องค์ประกอบความเร็วและความดัน โดยใช้โปรแกรม Comsol เพื่อหาค่า ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS)	39
รูปที่ 3.13 หน้าแรกเมื่อเปิดโปรแกรม Comsol	40
รูปที่ 3.14 การกำหนดสภาวะการไหลในแบบจำลอง	40
รูปที่ 3.15 การกำหนดเงื่อนไขเวลาของแบบจำลอง	41
รูปที่ 3.16 ขั้นตอนการนำเข้าไฟล์เขียนแบบของหลอดเลือดเข้าสู่โปรแกรม COMSOL	41
รูปที่ 3.17 การกำหนด Compressibility ของเลือด	42
รูปที่ 3.18 การกำหนดสมบัติต่าง ๆ ของเลือดตามแบบจำลองความหนืดของ Carreau-Yasuda	42
รูปที่ 3.19 การกำหนดพื้นที่และเงื่อนไขการไหลที่ขาเข้า	44
รูปที่ 3.20 การกำหนดพื้นที่และเงื่อนไขการไหลที่ขาออก	44
รูปที่ 3.21 การคัดกรองข้อมูลจากโปรแกรม Excel	45
รูปที่ 3.22 การนำข้อมูลความเร็วและเวลาเข้าสู่ Comsol	46
รูปที่ 3.23 การสร้างเมช	47
รูปที่ 3.24 การกำหนดช่วงเวลาสำหรับการคำนวณ	48
รูปที่ 3.25 คำสั่งเพื่อให้โปรแกรมคำนวณผล	48
รูปที่ 3.26 การตั้งค่าตำแหน่งและเวลาที่ต้องการให้แสดงผลการคำนวณ	50
รูปที่ 3.27 การกำหนดค่าต่าง ๆ ของการแสดงผลความเร็วแบบ Slice	52



## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 3.28 การกดปุ่มพลอตภายใต้หน้าต่าง Slice	52
รูปที่ 3.29 สนามความเร็วที่หน้าตัดบริเวณทางแยกของหลอดเลือด	53
รูปที่ 3.30 ขั้นตอนการดึงข้อมูลออกจาก COMSOL	53
รูปที่ 3.31 ข้อมูลที่ดึงออกจาก COMSOL อยู่ในรูป Notepad	54
รูปที่ 3.32 การแยกเซลล์ข้อมูลจาก Notepad	54
รูปที่ 3.33 ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว กับตำแหน่งบนหน้าตัด	55
รูปที่ 3.34 การเลือกข้อมูล	55
รูปที่ 3.35 ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว กับ ระยะทางตามแกน x ที่ $y = 0$	55
รูปที่ 3.36 การใช้คำสั่งเพื่อหาเส้นค่าโครงความเร็ว (Velocity Contour)	56
รูปที่ 3.37 การเลือกตำแหน่งหน้าตัดบนหลอดเลือด	57
รูปที่ 3.38 การ Cut Plane ที่หลอดเลือด	57
รูปที่ 3.39 การพลอตเส้นค่าโครงความเร็ว (Velocity Contour)	58
รูปที่ 3.40 การพลอตเส้นกระแสการไหล (Streamline)	58
รูปที่ 3.41 การพลอต Vector Plot	59
รูปที่ 3.42 การแสดงเส้นโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile)	62
รูปที่ 3.43 หลอดเลือด 1m ตีบ 50%	63
รูปที่ 3.44 การตั้งค่าเพื่อหา Shear Rate และ Dynamic Viscosity	63
รูปที่ 3.45 การเลือกเส้นในช่วงที่ 1 (บริเวณหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ)	64
รูปที่ 3.46 การเลือกข้อมูลสำหรับแกน x และแกน y	64
รูปที่ 3.47 ความสัมพันธ์ระหว่าง Shear Rate กับ Arc length	65
รูปที่ 3.48 ความสัมพันธ์ระหว่าง Dynamic Viscosity กับ Arc length	65
รูปที่ 3.49 การตั้งค่าเพื่อหา Shear Rate และ Viscosity สำหรับบริเวณหลอดเลือดตีบ	66
รูปที่ 3.50 การตั้งค่า Data set บริเวณหลอดเลือดตีบ	66
รูปที่ 3.51 การเลือกผลการคำนวณให้แสดงผลเป็น Shear Rate	67
รูปที่ 3.52 ผลการคำนวณบนพื้นที่ส่วนโค้งในรูปแบบ Shear Rate และ Dynamic Viscosity	67
รูปที่ 3.53 การ Export ข้อมูล Shear Rate และ Dynamic Viscosity	68
รูปที่ 3.54 การหาค่า WSS ในช่วงหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ	69
รูปที่ 3.55 การเลือกค่าสำหรับหลอดเลือดบริเวณตีบ	69
รูปที่ 3.56 การกรองข้อมูลสำหรับหลอดเลือดบริเวณตีบ (ส่วนโค้งในช่วงที่ 2 ตามรูปที่ 3.44)	70

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 3.57 ความเค้นเฉือนที่ผนังด้าน A-A' ของหลอดเลือดแยกสองง่าม 1m (ตีบ 50%)	70
รูปที่ 3.58 การใช้คำสั่งเพื่อแสดงการกระจายความเค้นเฉือนที่หน้าตัดต่าง ๆ (Cross Section)	71
รูปที่ 3.59 การกำหนดค่าเพื่อหาความเค้นเฉือนที่หน้าตัดต่าง ๆ (Cross Section)	72
รูปที่ 3.60 การใช้คำสั่งเพื่อหา WSS ทั้งหลอดเลือด	72
รูปที่ 3.61 การกำหนดค่าเพื่อหา WSS ทั้งหลอดเลือด	73
รูปที่ 3.62 การกำหนดค่าเพื่อหาอัตราการไหล	74
รูปที่ 3.63 การหาความเร็วเฉลี่ยบริเวณหลอดเลือดหลัก	75
รูปที่ 3.64 การหาความเร็วเฉลี่ยบริเวณหลอดเลือดสาขา	75
รูปที่ 3.65 การหาอัตราการไหลเชิงปริมาตร ( $m^3/s$ )	76
รูปที่ 3.66 การหาอัตราส่วนอัตราการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดใด ๆ	76
รูปที่ 4.1 ขั้นตอนในการแก้ปัญหาของระเบียบวิธีงานวิจัย	77
รูปที่ 4.2 โดเมนการคำนวณของหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ	78
รูปที่ 4.3 หลอดเลือดแยกสองง่ามอุดตันแบบต่าง ๆ ที่มีพื้นที่การไหลอุดตัน 50 % [1]	79
รูปที่ 4.4 เงื่อนไขขอบเขตในการคำนวณ	80
รูปที่ 4.5 Data Reduction ของการหาความเค้นเฉือนที่ผนัง	82
รูปที่ 4.6 รูปร่างต่าง ๆ ของเมช	83
รูปที่ 4.7 Lagrange element	83
รูปที่ 4.8 หน้าตัดของหลอดเลือดที่นำมาคำนวณ	84
รูปที่ 4.9 Statistics Mesh ของความหนาแน่นของเมชตาม Model B สำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ	84
รูปที่ 4.10 การเปรียบเทียบผลของความหนาแน่นของเมชที่มีต่อความเร็วที่หน้าตัด 1-1'	86
รูปที่ 4.11 การเปรียบเทียบผลของความหนาแน่นของเมชที่มีต่อความเร็วที่หน้าตัด 2-2'	88
รูปที่ 4.12 เปรียบเทียบผลการคำนวณกับงานวิจัยของ Gijzen และคณะ [4] ที่หน้าตัดบนหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติ	89
รูปที่ 4.13 เปรียบเทียบผลการคำนวณกับงานวิจัยของ Shuib และคณะ [10] ที่หน้าตัดบนหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติ	90

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.1 เนื้อหาโดยรวมของบทที่ 5	92
รูปที่ 5.2 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือด แยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ	96
รูปที่ 5.3 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ	97
รูปที่ 5.4 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติรูปตัว Y	98
รูปที่ 5.5 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ	99
รูปที่ 5.6 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ	103
รูปที่ 5.7 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ (ดูรูปที่ 5.2 ประกอบ) ณ ตำแหน่งซีพจร ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ	104
รูปที่ 5.8 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน A-A'	108
รูปที่ 5.9 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน B-B'	108
รูปที่ 5.10 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน C-C'	110
รูปที่ 5.11 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน D-D'	110
รูปที่ 5.12 เส้นเค้ากระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดรูปตัว T ปกติ	114
รูปที่ 5.13 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดขนานกับหลอดเลือด ณ ตำแหน่ง ซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ	115
รูป 5.14 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดรูปตัว T ปกติ	116
รูป 5.15 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดรูปตัว T ปกติ	117
รูปที่ 5.16 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ	118

สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.17 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ	121
รูปที่ 5.18 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ (ดูรูปที่ 5.15 ประกอบ) ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ	122
รูปที่ 5.19 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน A-A'	125
รูปที่ 5.20 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน B-B'	125
รูปที่ 5.21 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน C-C'	127
รูปที่ 5.22 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน D-D'	127
รูปที่ 5.23 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	131
รูปที่ 5.24 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	132
รูปที่ 5.25 โพรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	133
รูปที่ 5.26 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	134
รูปที่ 5.27 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	135
รูปที่ 5.28 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	138
รูปที่ 5.29 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ (ดูรูป 5.26 ประกอบ) ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m	139
รูปที่ 5.30 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ด้าน A-A'	143
รูปที่ 5.31 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ด้าน B-B'	143
รูปที่ 5.32 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ด้าน C-C'	145
รูปที่ 5.33 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ด้าน D-D'	145
รูปที่ 5.34 เส้นเค้ากระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s	148

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.35 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดขนานกับหลอดเลือด ณ ตำแหน่ง ซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s	149
รูปที่ 5.36 โพรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s	150
รูปที่ 5.37 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s	151
รูปที่ 5.38 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s	152
รูปที่ 5.39 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s	155
รูปที่ 5.40 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือด แยกสองง่ามชนิด 1s	156
รูปที่ 5.41 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s ด้าน A-A'	159
รูปที่ 5.42 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s ด้าน B-B'	159
รูปที่ 5.43 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s ด้าน C-C'	161
รูปที่ 5.44 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s ด้าน D-D'	161
รูปที่ 5.45 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด S	165
รูปที่ 5.46 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่ง ซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด S	166
รูปที่ 5.47 โพรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด S	167
รูปที่ 5.48 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด S	168
รูปที่ 5.49 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด S	169
รูปที่ 5.50 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด S	173

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.51 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือด แยกสองง่ามตีบชนิด S	174
รูปที่ 5.52 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน A-A'	178
รูปที่ 5.53 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน B-B'	178
รูปที่ 5.54 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน C-C'	180
รูปที่ 5.55 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน D-D'	180
รูปที่ 5.56 เส้นเค้ากระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V	182
รูปที่ 5.57 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่ง ซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V	183
รูปที่ 5.58 โพรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V	184
รูปที่ 5.59 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V	185
รูปที่ 5.60 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V	186
รูปที่ 5.61 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V	189
รูปที่ 5.62 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V	190
รูปที่ 5.63 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน A-A'	194
รูปที่ 5.64 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน B-B'	194
รูปที่ 5.65 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน C-C'	195
รูปที่ 5.66 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน D-D'	195
รูปที่ 5.67 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T	199
รูปที่ 5.68 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจร ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T	200

## สารบัญรูป (ต่อ)

	หน้า
รูปที่ 5.69 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T	201
รูปที่ 5.70 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T	202
รูปที่ 5.71 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T	203
รูปที่ 5.72 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือด แยกสองง่ามตีบชนิด T	206
รูปที่ 5.73 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือด แยกสองง่ามตีบชนิด T	207
รูปที่ 5.74 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน A-A'	211
รูปที่ 5.75 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน B-B'	211
รูปที่ 5.76 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน C-C'	213
รูปที่ 5.77 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน D-D'	213
รูปที่ 5.78 การเปรียบเทียบ WSS ของหลอดเลือดตีบที่มีการตีบ 50% ชนิด L-2-V กับ 1m และ 1s ที่ Peak Systole	215
รูปที่ 5.79 การเปรียบเทียบกราฟ WSS ของหลอดเลือดตีบที่มีการตีบ 50% ชนิด L-2-V กับ S ที่ Peak Systole	217
รูปที่ 5.80 การเปรียบเทียบการกระจาย WSS ของหลอดเลือดตีบสาขารองที่มีการตีบ 50% ชนิด L-2-V กับ T ที่ Peak Systole	218
รูปที่ 5.81 การเปรียบเทียบกราฟ WSS ของหลอดเลือด T ปกติ และหลอดเลือดตีบ ชนิด T ที่มีการตีบ 50% ที่ Peak Systole	219
รูปที่ 5.82 การเปรียบเทียบกราฟ WSS ของหลอดเลือด Y ปกติ และหลอดเลือดตีบ ชนิด L-2-V ที่มีการตีบ 50% ที่ Peak Systole	220

## ลำดับสัญลักษณ์

D	เส้นผ่านศูนย์กลางหลอดเลือดหลัก
d	เส้นผ่านศูนย์กลางหลอดเลือดสาขา
$\mu$	ความหนืด
p	ความดัน
u	ความเร็วการไหลในแนวแกน x
v	ความเร็วการไหลในแนวแกน y
w	ความเร็วการไหลในแนวแกน z
$\alpha$	มุม Bifurcation
$\dot{\gamma}$	อัตราเฉือน
n	ค่าคงที่ของแบบจำลอง
$\mu_0$	ความหนืดเนื่องจากความเค้นเฉือนศูนย์
$\mu_\infty$	ความหนืดเนื่องจากความเค้นเฉือนอนันต์
$\rho$	ความหนาแน่น
$\tau_w$	ความเค้นเฉือนที่ผนัง
$\tau_0$	ความเค้นเฉือนที่จุดคราก
$\lambda$	ค่าคงที่เวลา
A	พื้นที่หน้าตัดส่วนที่อุดตัน
h	ความสูงของส่วนที่อุดตัน



## บทที่ 1

### บทนำ

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

โรคหลอดเลือดแดงแข็ง (Atherosclerosis) มักเกิดกับหลอดเลือดแดงขนาดใหญ่ และหลอดเลือดแดงขนาดกลาง ซึ่งโรคนี้นักพบได้ตั้งแต่อายุ 40 ปีขึ้นไป ทั้งผู้ชาย และผู้หญิงมีโอกาสเกิดโรคได้ใกล้เคียงกัน โดยสาเหตุที่แท้จริงที่ทำให้เกิดโรคยังไม่ทราบ แต่พบปัจจัยเสี่ยงเช่น การมีไขมันในเลือดสูง การสูบบุหรี่ โรคความดันโลหิตสูง โรคเบาหวาน และโรคอ้วน เป็นต้น โรคหลอดเลือดแดงแข็งจัดเป็นโรคอันตราย เพราะนำไปสู่การขาดเลือดของเนื้อเยื่อ และอวัยวะต่าง ๆ ได้ ซึ่งถ้าเกิดกับอวัยวะสำคัญ ก็เป็นสาเหตุให้คุณภาพชีวิตแย่ลง และเสียชีวิตได้ เช่น เมื่อเกิดกับหลอดเลือดหัวใจ ก็ส่งผลให้เกิดโรคหลอดเลือดหัวใจ และโรคกล้ามเนื้อหัวใจตาย เมื่อเกิดกับหลอดเลือดสมอง ก็ส่งผลให้เกิดโรคหลอดเลือดสมอง อัมพฤกษ์ อัมพาต หรือถ้าเกิดกับหลอดเลือดขา ก็ส่งผลให้เกิดภาวะขาชา ปวด และเกิดแผลเรื้อรังรักษายาก เป็นต้น นอกจากนี้ยังพบว่าการไหลเวียนโลหิตมีความเกี่ยวข้องกับการเกิดโรคหลอดเลือดแดงแข็ง ซึ่งปัจจัยที่ส่งผลต่อการไหลเวียนโลหิตมีหลายประการ เช่น ความดัน รูปร่างของหลอดเลือด คุณสมบัติผนังหลอดเลือด สมบัติของเลือด และคุณสมบัติการไหลของเลือด เป็นต้น ซึ่งปัจจัยเหล่านี้มีความสัมพันธ์เกี่ยวข้องกับ รูปแบบสนามการไหล และความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือด ดังนั้นจุดประสงค์ของโครงการนี้เพื่อศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile ที่ผ่านหลอดเลือดหัวใจแยกสองง่ามจุดต้นในกรณีต่าง ๆ โดยแสดงผลออกมาในรูปแบบของ สนามการไหล และความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปใช้วิเคราะห์ถึงสาเหตุของการเกิดโรคหลอดเลือดแดงแข็ง และประกอบการวินิจฉัยทางการแพทย์ต่อไป

## 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

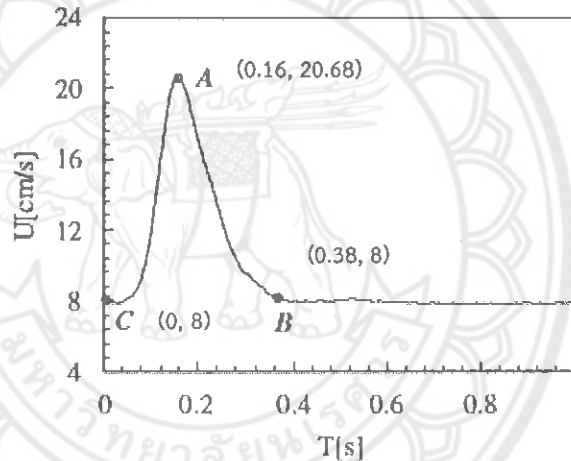
1.2.1 ศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลแบบ Pulsatile ภายในแบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามอุดตันแบบต่าง ๆ ของรั้วซี่ คอนไพรอ่อน และคณะ [3] โดยกำหนดให้เลือดประพฤติตนตามแบบจำลองความหนืด Carreau-Yasuda เพื่อหาความเค้นเฉือนที่ผนัง และสนามการไหลของเลือด

## 1.3 ขอบเขตของโครงการ

1.3.1 เป็นการไหลใน 3 มิติ

1.3.2 เลือดเป็นของไหล non-Newtonian และประพฤติตนตามแบบจำลองความหนืด Carreau-Yasuda

1.3.3 การไหลเป็นแบบ Pulsatile ตาม Pulse Cycle ของ Chen และ Lu [2] ตามรูปที่ 1.1



รูปที่ 1.1 Pulse Cycle [2]

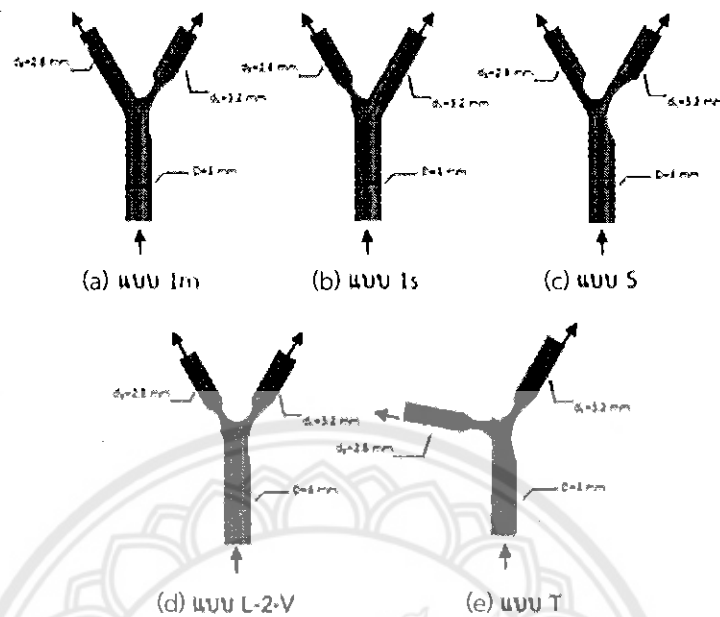
1.3.4 สภาวะที่ทางออกของหลอดเลือดความดันเกจเป็นศูนย์ ( $P_g = 0$ )

1.3.5 ผนังของหลอดเลือดไม่มีการลื่นไถล (No-Slip)

1.3.6 ผนังหลอดเลือดแข็งเกร็ง (Rigid Vessel Wall)

1.3.7 เลือดเป็นของไหลที่อัดตัวไม่ได้ (Incompressible Flow)

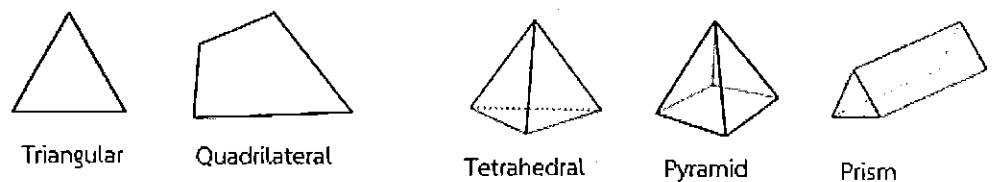
1.3.8 ใช้แบบจำลองหลอดเลือดตีบตามแบบจำแนกของ Movahed [1] ที่ รั้วซี่ คอนไพรอ่อน และคณะ [3] ได้ปรับใช้ ดังแสดงในรูปที่ 1.2



รูปที่ 1.2 แบบจำลองหลอดเลือดตีบตามแบบจำแนกของ Movahed [1] ที่ ธวัชชัย ดอนไพรออ่อน และคณะ [3] ปรับใช้

#### 1.4 วิธีการดำเนินโครงการ

- 1.4.1 ศึกษาวรรณกรรมปริทัศน์ที่เกี่ยวกับการไหลของเลือด ในหลอดเลือดแยกสองง่าม
- 1.4.2 หารูปแบบของสมการจาก Pulse Cycle ในรูปที่ 1.1 ของ Chen และ Lu [2] เพื่อจะนำมาใช้สำหรับการไหลแบบ Pulsatile
- 1.4.3 Import Drawing File แบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามของ ธวัชชัย ดอนไพรออ่อนและคณะ [1] เข้าโปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์
- 1.4.4 สร้างเมช (Mesh) ในโดเมนการคำนวณของการไหลโดยสร้างรูปทรงสามเหลี่ยม (Triangular) หรือ สี่เหลี่ยม (Quadrilateral) ที่ขอบเขต จากนั้นภายในโดเมนการคำนวณจึงสร้าง เอลิเมนต์สามมิติรูปทรงต่าง ๆ ได้แก่ Tetrahedral, Pyramid และ Prism Mesh Element ดังรูปที่ 1.3



รูปที่ 1.3 รูปทรงของเมชรูปแบบต่าง ๆ

- 1.4.5 ดำเนินการคำนวณด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดยใช้สมการ (Governing Equations)

สมการความต่อเนื่อง (Continuity Equations)

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

สมการโมเมนตัม (Momentum Equations)

โมเมนตัมในแนวแกน x :

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (1.2)$$

โมเมนตัมในแนวแกน y :

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (1.3)$$

โมเมนตัมในแนวแกน z :

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (1.4)$$

โดยกำหนดให้ค่าความหนืดพลวัตในสมการโมเมนตัมเป็นไปตามสมการแบบจำลอง Carreau-Yasuda

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

เมื่อ  $\mu_\infty$  คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนอนันต์ โดยมีค่าเท่ากับ  $22 \times 10^{-3}$  Pa-s

$\mu_0$  คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์ โดยมีค่าเท่ากับ  $2.2 \times 10^{-3}$  Pa-s

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

$n$  คือ ค่าคงที่ไร้หน่วย โดยมีค่าเท่ากับ 0.392

$\lambda$  คือ ค่าคงที่ โดยมีค่าเท่ากับ 0.110 s.

ค่าคงที่ต่าง ๆ ข้างต้นในแบบจำลอง Carreau-Yasuda อ้างอิงจาก Gijzen และคณะ [4]

ผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปของ  $u$  (ความเร็วในแนวแกน x),  $v$  (ความเร็วในแนวแกน y),  $w$  (ความเร็วในแนวแกน z),  $P$  (ความดัน) และ  $\mu$  (ความหนืดพลวัต) สำหรับการแสดงผลจะแสดงในรูปของอัตราเฉือน (Shear rate) และความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress)

อัตราเฉือน (Shear rate)

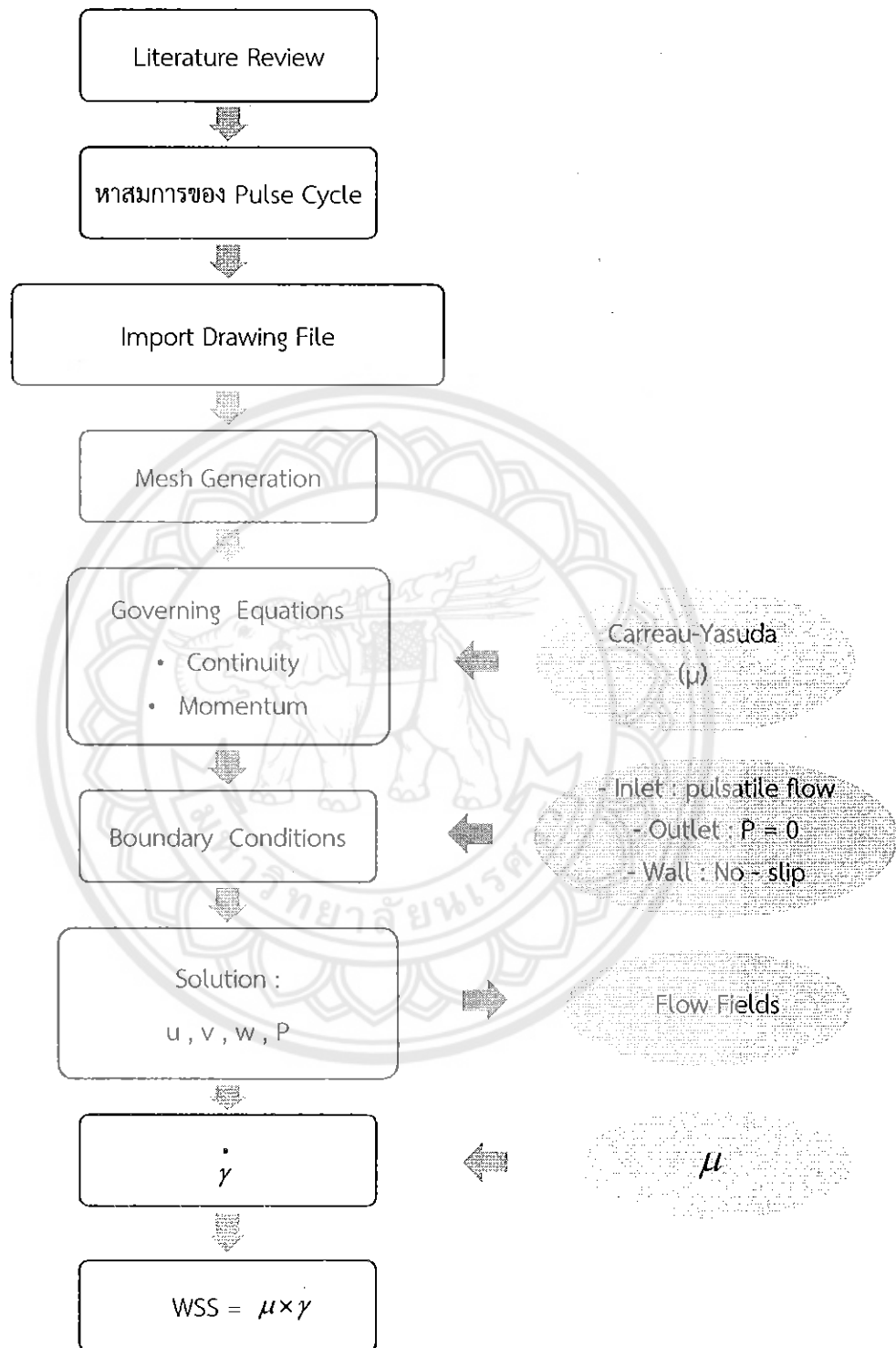
$$\dot{\gamma} = \frac{du_i}{dx_j} \quad (1.6)$$

ความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress)

$$WSS = \mu \dot{\gamma} = \mu \frac{du_i}{dx_j} \quad (1.7)$$

โดยที่ขั้นตอนการดำเนินโครงการทั้งหมดได้สรุปเป็นแผนผังของ Data Reduction ในรูปที่ 1.4





รูปที่ 1.4 แผนผังแสดงลำดับขั้นตอนของ Data Reduction

## 1.5 การหาความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์จากข้อมูลของวัฏจักรชีพจร (Pulse Cycle)

การหาความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ของวัฏจักรชีพจรเริ่มจากการนำรูปภาพ Pulse Cycle มาจากบทความงานวิจัยของ Chen และ Lu [2] เข้าสู่โปรแกรม Matlab โดยบันทึกในนามสกุล .tiff ซึ่งให้ภาพเป็น RGB (Red-Green-Blue) จากนั้นจึงใช้คำสั่ง im2bw แปลงภาพให้เป็นขาวดำ ขั้นตอนต่อไปอ่านภาพโดยใช้คำสั่ง imread โดยกำหนดค่า Threshold = 0.5 กล่าวคือ ค่าความเข้มสีที่น้อยกว่า 0.5 แสดงค่าออกมาเป็นเลข 0 ซึ่งหมายถึงสีดำ และค่าความเข้มสีที่มากกว่า 0.5 แสดงค่าออกมาเป็นเลข 1 ซึ่งหมายถึงสีขาว โดยค่าที่แสดงออกมาทั้งหมดจะอยู่ในรูปของเมทริกซ์ขนาดเท่ากับ Pixel ของรูป จากนั้นแปลงค่าเมทริกซ์ให้อยู่ในรูปของพิกัด X และ Y เมื่อ X คือ เวลา (วินาที) และ Y คือ ความเร็ว (เซนติเมตร/วินาที) แล้วจึงเทียบหาตำแหน่งความเร็ว และเวลา กับ แถว (Row) และคอลัมน์ ตามลำดับ โดยนำตำแหน่งดังกล่าวไปคูณกับค่าของ Pixel จากการเทียบบัญญัติไตรยางศ์ ดังแสดงต่อไปนี้ (ขนาดภาพที่นำมาใช้ คือ สูง(แถว) 290 Pixels กว้าง(คอลัมน์) 322 Pixels)

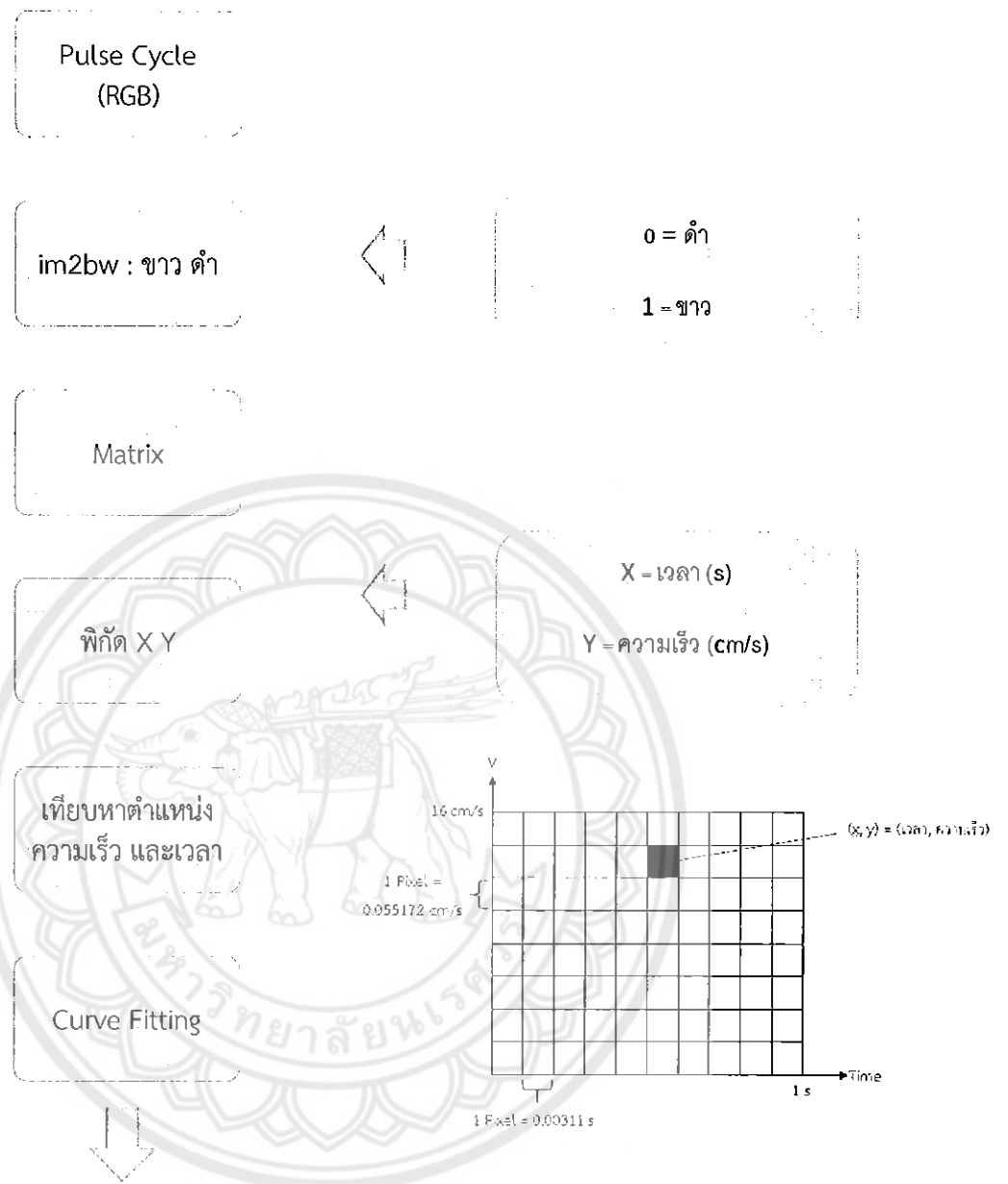
- เทียบหาความเร็ว(แถว)

$$290 \text{ Pixels เท่ากับ } 16 \text{ cm/s} \text{ ถ้า } 1 \text{ Pixel} \text{ จะเท่ากับ } \frac{16 \times 1}{290} = 0.055172 \text{ cm/s}$$

- เทียบหาเวลา(คอลัมน์)

$$322 \text{ Pixels เท่ากับ } 1 \text{ s} \text{ ถ้า } 1 \text{ Pixel} \text{ จะเท่ากับ } \frac{1 \times 1}{322} = 0.00311 \text{ s}$$

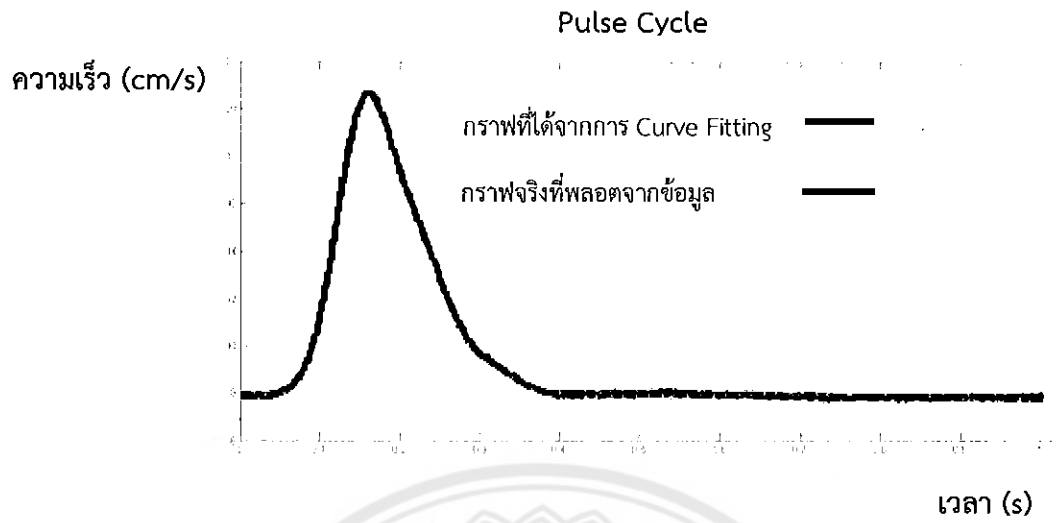
จากนั้นหาความสัมพันธ์ของสมการโดยใช้คำสั่ง Curve Fitting ซึ่งเลือกใช้สมการ Gaussian อันดับ 5 เพราะค่า R-square เท่ากับ 0.9992 โดยที่ลำดับขั้นตอนการหาความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ของวัฏจักรชีพจร (Pulse Cycle) ทั้งหมดได้สรุปเป็นแผนผัง ดังรูปที่ 1.5 และสำหรับรูปที่ 1.6 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว (v) กับเวลา (t) ที่ได้จากการ Curve Fitting ในโปรแกรม Matlab



$$\square = -0.2707 \exp\left(\frac{-(\square+0.1267)}{0.28}\right)^2 + 6.483 \exp\left(\frac{-(\square-0.2132)}{0.06542}\right)^2 + 9.688 \exp\left(\frac{-(\square-0.1507)}{0.04679}\right)^2 + 0.7543 \exp\left(\frac{-(\square-0.3209)}{0.03912}\right)^2 + 232.6 \exp\left(\frac{-(\square+167.8)}{91.61}\right)^2 ; R^2: 0.9992$$

รูปที่ 1.5 แสดงลำดับขั้นตอนการหาความสัมพันธ์ของ Pulse Cycle [2]





รูปที่ 1.6 แสดงการ Curve Fitting หาความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว (v) กับเวลา (t)

## 1.6 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ได้รับข้อมูลสนามการไหล และการกระจายความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่าม อดตันรูปแบบต่าง ๆ สำหรับการไหลแบบ Pulsatile เพื่อนำข้อมูลที่ได้ไปใช้วิเคราะห์ถึงสาเหตุของการเกิดโรค หลอดเลือดแดงแข็ง และประกอบการวินิจฉัยทางการแพทย์ต่อไป

### 1.7 ระยะเวลาในการดำเนินโครงการ

กิจกรรม	2558	2559	2560		
	ก.ย. - พ.ย.	ม.ค. - ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.
1. ศึกษาหลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องและจัดทำวรรณกรรมปริทัศน์					
2. แปลงข้อมูลของ Pulse Cycle ให้เป็นความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์					
3. Import Drawing File					
4. กำหนดสมการควบคุม					
5. ตั้งสมมติฐานในการศึกษา					
6. สร้างเมช Mesh					
7. ใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการคำนวณ					
8. คำนวณหาค่าความเค้นเฉือนที่ผนังหลอดเลือด					
9. สรุปผลการวิจัย					
10. จัดทำรูปเล่มปริญาานิพนธ์					

### 1.8 งบประมาณที่ใช้

1.7.1 กระดาษ	1000	บาท
1.7.2 จัดทำรูปเล่ม	1000	บาท
1.7.3 ค่าอุปกรณ์อื่น ๆ	1000	บาท
รวมทั้งหมด	3000	บาท

## บทที่ 2

### หลักการและทฤษฎี

#### 2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

สมการที่เกี่ยวข้องกับการคำนวณในที่นี้เป็นสมการควบคุม (Governing Equations) สำหรับกรณีการไหลของเลือดแบบอัดตัวไม่ได้ (Incompressible Flow) การไหลแบบ Pulsatile ใน 3 มิติ โดยกำหนดให้เลือดประพฤติตนตามแบบจำลอง Carreau-Yasuda ซึ่งในโครงงานนี้จะประกอบไปด้วย

2.1.1 สมการอนุรักษ์มวล (Conservation of mass) หรือสมการความต่อเนื่อง (Continuity Equation)

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

2.1.2 สมการอนุรักษ์โมเมนตัม (Momentum Equation) หรือสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stoke Equation)

โมเมนตัมในแนวแกน x :

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2.2)$$

โมเมนตัมในแนวแกน y :

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (2.3)$$

โมเมนตัมในแนวแกน z :

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (2.4)$$

โดยที่ความหนืดของเลือดเป็นไปตามสมการของความหนืด Carreau-Yasuda :

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

ผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปของ  $u$  (ความเร็วในแนวแกน  $x$ ),  $v$  (ความเร็วในแนวแกน  $y$ ),  $w$  (ความเร็วในแนวแกน  $z$ ),  $P$  (ความดัน) และ  $\mu$  (ความหนืดพลวัต) สำหรับการแสดงผลจะแสดงในรูปของอัตราเฉือน (Shear rate) และความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress)

อัตราเฉือน (Shear rate) :

$$\dot{\gamma} = \frac{du_i}{dx_j} \quad (2.6)$$

ความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress) :

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

## 2.2 ทฤษฎีการไหลชั้นขอบเขต (Boundary Layer Theory)

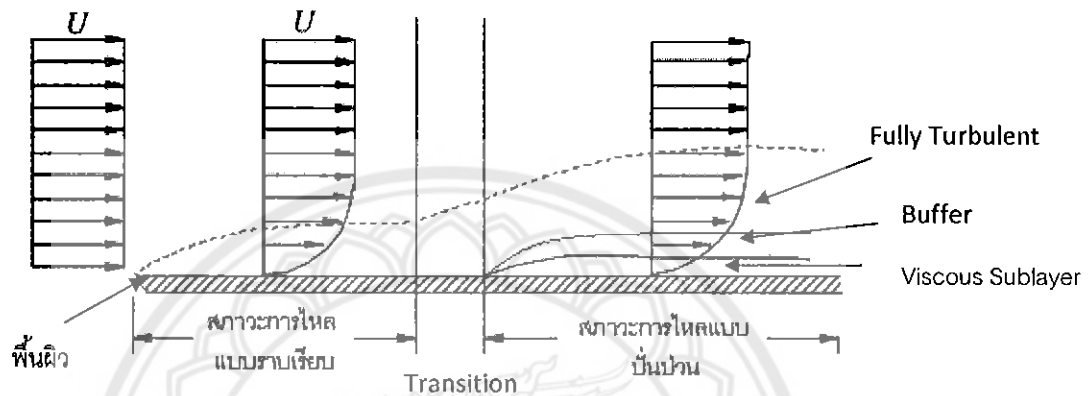
### 2.2.1 ชั้นขอบเขตความหนืด

นิยาม ความหนาของชั้นขอบเขต  $\delta$  (Boundary-Layer Thickness) คือระยะทางวัดจากพื้นผิวในแนวตั้งไปถึงจุดที่มีความเร็วเป็น 99% ของความเร็วของการไหลภายนอกชั้นขอบเขต ซึ่งมีค่าสม่ำเสมอก่อนที่จะไหลผ่านแผ่นเรียบ (Free Velocity) หรือ  $U$  สำหรับทฤษฎีชั้นขอบเขตเมื่อพิจารณาจากผลกระทบของความหนืด แบ่งชั้นการไหลเป็น 2 ชั้น คือ ชั้นที่อยู่บริเวณพื้นผิวของวัตถุ และชั้นที่อยู่นอกเหนือออกไป โดยที่ชั้นที่ติดกับพื้นผิวมีลักษณะเป็นชั้นบางมาก และผลของความหนืดมีความสำคัญต่อการไหล เรียกว่า ชั้นขอบเขต (Boundary layer) สำหรับชั้นที่อยู่นอกเหนือออกไปเป็นชั้นการไหลแบบไม่มีความหนืด

เมื่อพิจารณาการไหลผ่านแผ่นเรียบดังรูปที่ 2.1 เห็นได้ว่าจุดเริ่มต้นการไหลมีความเร็วสม่ำเสมอ ซึ่งในช่วงต้นชั้นขอบเขตที่เกิดขึ้นเป็นแบบราบเรียบ (Laminar) หลังจากนั้นเป็นช่วงการเปลี่ยนแปลง (Transition) และกลายเป็นชั้นขอบเขตแบบปั่นป่วน (Turbulent) ในที่สุด โดยในชั้นขอบเขตนั้น แรงหนืด (Viscous Force) และแรงเฉื่อย (Inertia Force) มีความสำคัญเป็นอย่างมาก ดังนั้นค่าเรย์โนลด์ (อัตราส่วนระหว่างแรงเฉื่อยต่อแรงหนืด) เป็นตัวบ่งชี้ของการไหล โดยที่ความยาวคุณลักษณะ (Characteristic Length) ที่ใช้ในการหาค่าเรย์โนลด์ คือความยาวในทิศทางการไหล นั่นคือ

$$Re_x = \frac{\rho U x}{\mu} \quad (2.8)$$

โดยที่  $x$  คือระยะทางจากจุดเริ่มต้นของแผ่นเรียบถึงจุดที่สนใจ



รูปที่ 2.1 ชั้นขอบเขตการไหลผ่านแผ่นเรียบ [8]

### 2.2.2 การพัฒนาการเกิด Flow Separation (Back Flow)

การศึกษาการไหลผ่านพื้นที่ผิวโค้งเป็นการศึกษาเกี่ยวกับผลของการเปลี่ยนแปลงความเร็ว และความดันในตำแหน่งต่าง ๆ ของการไหล โดยสามารถอธิบายลำดับขั้นตอนดังในรูปที่ 2.2 ซึ่งเริ่มจากการเปลี่ยนแปลง

ความเร็วที่ชั้นขอบเขตของการไหล  $\left(\frac{dU}{dx}\right)$  มีค่ามากกว่าศูนย์ และความดัน  $\left(\frac{dP}{dx}\right)$  มีค่าน้อยกว่าศูนย์ส่งผล

ให้แรงที่เกิดจากความดันมีทิศทางเดียวกับทิศทางการไหล และมีจุดเปลี่ยนโค้ง (Point of Inflection: PI) อยู่

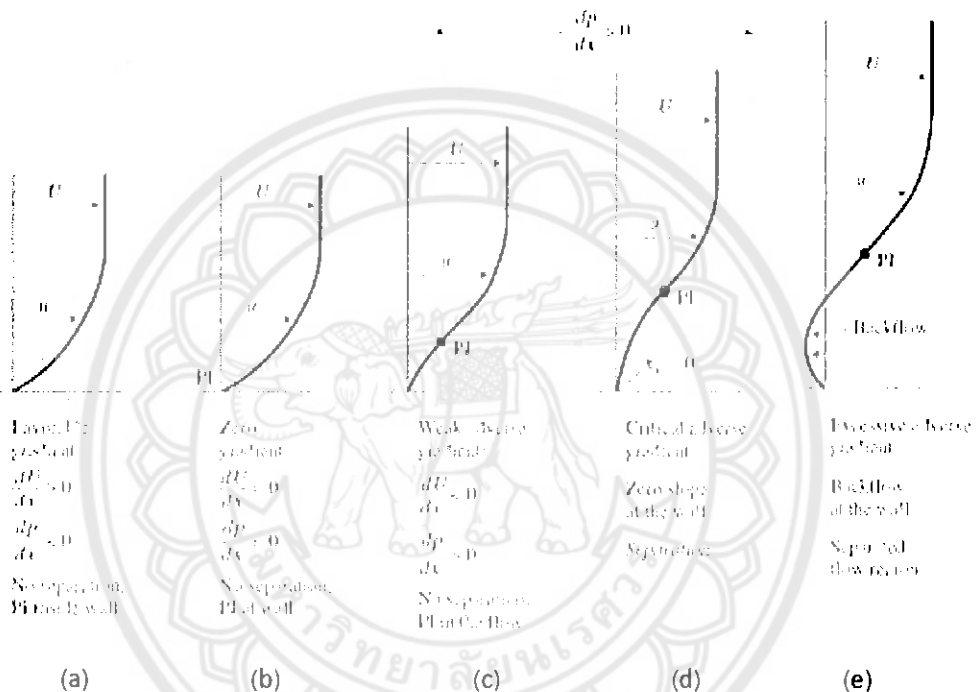
ภายในผนัง เรียกลักษณะแบบนี้ว่า การเปลี่ยนแปลงความดันอย่างพึงประสงค์ (Favorable Gradient) และการไหลเป็นการไหลแบบราบเรียบ (Laminar flow) ดังแสดงในรูปที่ 2.2 (a) ต่อมาเมื่อ  $\left(\frac{dU}{dx}\right)$  และความดัน

$\left(\frac{dP}{dx}\right)$  มีค่าเท่ากับศูนย์ ส่งผลให้ PI อยู่บนผนัง ซึ่งการไหลเริ่มอยู่ในช่วง Transition เรียกลักษณะแบบนี้ว่า

Zero Gradient ดังแสดงในรูปที่ 2.2 (b) สำหรับรูปที่ 2.2 (c)  $\left(\frac{dU}{dx}\right)$  มีค่าน้อยกว่าศูนย์ และความดัน

$\left(\frac{dP}{dx}\right)$  มีค่ามากกว่าศูนย์ แรงที่เกิดจากความดันมีทิศทางการตรงกันข้ามกับทิศทางการไหล และ PI อยู่บนโปร

ไฟล์ความเร็ว เรียกลักษณะแบบนี้ว่า การเปลี่ยนแปลงความดันอย่างไม่พึงประสงค์ (Adverse Gradient/Weak Adverse Gradient) และการไหลเป็นการไหลที่เตรียมเปลี่ยนเป็นแบบปั่นป่วน (Turbulent Flow) สำหรับรูปที่ 2.2 (d) PI อยู่สูงกว่าแบบ Weak Adverse Gradient และมีจุดเกิดการแยกตัวของ การไหล (Separation point:  $\tau_w = 0$ ) ที่ผนัง เรียกลักษณะแบบนี้ว่า เกรเดียนต์ไม่พึงประสงค์วิกฤต (Critical Adverse Gradient) และสำหรับรูปที่ 2.2 (e) PI อยู่สูงกว่าแบบ Critical adverse gradient ซึ่งทำให้เกิดการ ไหลย้อนกลับ (Backflow) ที่ผนัง

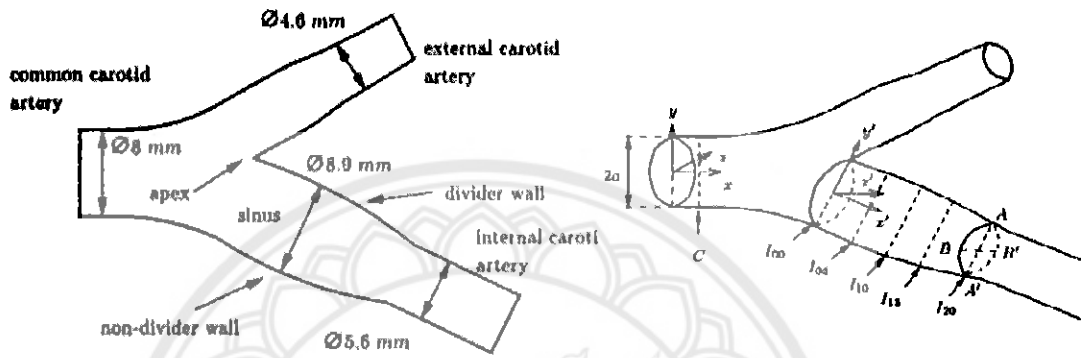


รูปที่ 2.2 ผลของการเปลี่ยนแปลงความดันที่มีต่อลักษณะชั้นขอบเขตการไหล [9]

### 2.3 วรรณกรรมปริทัศน์

Gijsen และคณะ [4] ศึกษาอิทธิพลของสมบัติไดนามิกของเลือดที่มีต่อการกระจายความเร็ว ในหลอดเลือด Carotid จำลอง ซึ่งวิธีการศึกษาแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ การทดลอง และระเบียบวิธีเชิงตัวเลข สำหรับวิธีการทดลองใช้สารละลายความเข้มข้นโพแทสเซียมไฮโอไซยานาต (KSCN) ซึ่งในที่นี้กำหนดให้เป็นของไหลนิวทอนเนียน และเมื่อเติม Xanthan Gum ลงไปของเหลวแสดงพฤติกรรม Shear Thinning ดังนั้นจึงใช้สารละลาย Aqueous Xanthan Gum (KSCN-X) เป็นของไหลนอนนิวทอนเนียนแทนเลือด การทดลองใช้  $Re = 270$  คงที่ และ  $\gamma = 0.45$  เมื่อ  $\gamma$  คืออัตราส่วนระหว่างอัตราการไหลผ่าน External Carotid Artery ต่ออัตราการไหลผ่าน Common Carotid Artery กล่าวคือ เมื่อของไหลไหลมาใน Common Carotid จะไหลแยกไปที่ External Carotid 45% และ Internal Carotid 55% ดังแสดงในรูปที่ 2.3

สำหรับการศึกษาเชิงตัวเลขใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ กำหนดให้การไหลเป็นแบบราบเรียบทั้งกรณีของของไหลนิวทอนเนียน และนอนนิวทอนเนียน มาใช้ร่วมกับระบบสมการ Navier-Stokes เพื่อแก้สมการและใช้แบบจำลองความหนืดของ Carreau-Yasuda

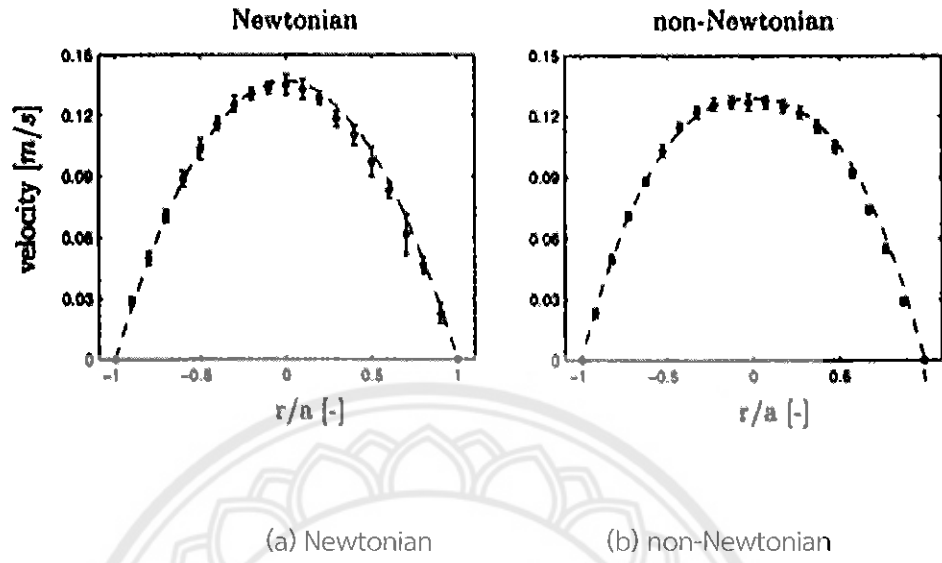


(a) ขนาดและการเรียกชื่อ Carotid Bifurcation (b) ตำแหน่งที่ทำการวัดความเร็ว

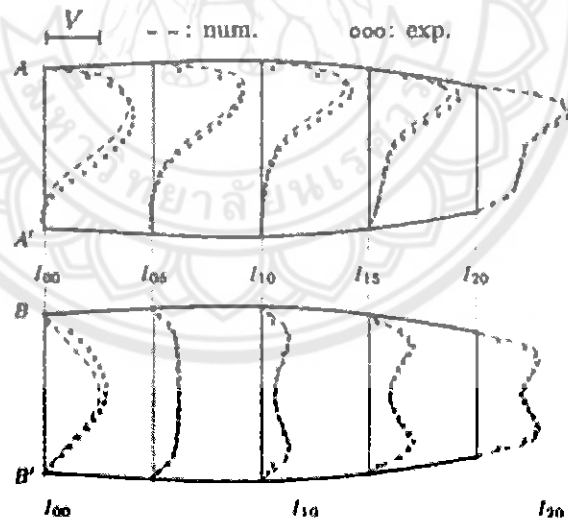
รูปที่ 2.3 Carotid Bifurcation [4]

รูปที่ 2.4 แสดงผลการทดลองเปรียบเทียบกับผลการคำนวณ ซึ่งมีความสอดคล้องกันในรูปแบบของโปรไฟล์ความเร็ว พบว่าโปรไฟล์ความเร็วของของไหลนิวทอนเนียนเป็นรูปพาราโบลา และโปรไฟล์ความเร็วของนอนนิวทอนเนียนเป็นรูปพาราโบลาเช่นกัน แต่แบนตรงกลาง ซึ่งเกิดจากสมบัติ Shear Thinning

สำหรับผลจากการทดลอง และผลของการศึกษาเชิงตัวเลข ให้ความสนใจที่ Internal Carotid Artery (รูปที่ 2.3) สำหรับของไหลนิวทอนเนียน เมื่อของไหลไหลเข้าสู่ Bifurcation จากนั้นจะเกิด Flow Separation ที่ปลายท่อ Common Carotid ส่งผลให้เกิดเกรเดียนต์ความเร็วสูงใกล้กับบริเวณ divider wall (ระนาบ  $I_{00}$ ) นอกจากนี้ความโค้งของท่อยังส่งผลกระทบต่อการไหลอีกด้วย กล่าวคือ เมื่อของไหลเกิดการเคลื่อนที่ภายในท่อ Internal Carotid Artery จะมีความเร่งเข้าสู่ศูนย์กลางทำให้ของไหลเคลื่อนที่ได้เร็วบริเวณกลางท่อ และเบี่ยงไปทาง divider wall (ด้านใน) ส่วนบริเวณ non-divider wall (ด้านนอก) ของไหลจะเคลื่อนที่ได้ช้ากว่า นอกจากนี้ของไหลที่ใกล้กับ divider wall จะเคลื่อนที่แบบหมุนวนไปที่ non-divider wall ซึ่งเรียกรูปแบบการไหลแบบนี้ว่า Secondary Flow (Dean Vortex) ซึ่งส่งผลให้เกิดเส้นเค้าโค้ง (Contour) รูปตัว C ที่ระนาบ B-B' และ Skewness ที่ระนาบ A-A' รูปที่ 2.5 (a) ในขณะที่ไม่พบ Secondary Flow ในการไหลแบบนอนนิวทอนเนียน รูปที่ 2.5 (b)

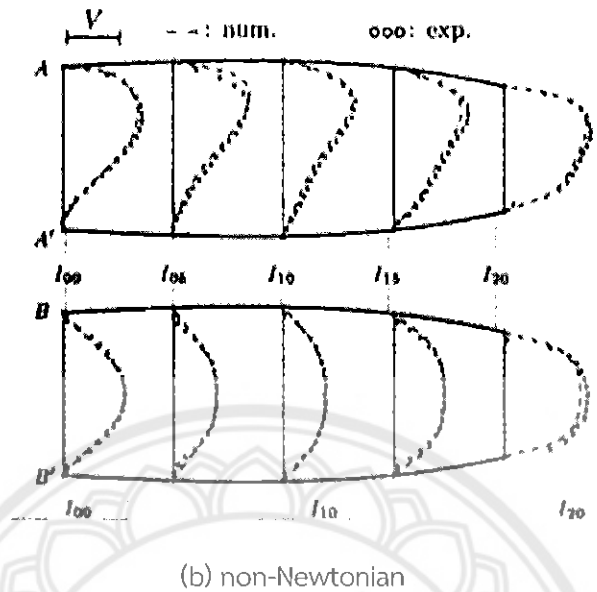


รูปที่ 2.4 โปรไฟล์ความเร็วใน Common Carotid Artery โดยที่จุดแสดงข้อมูลจากการทดลอง และเส้นประแสดงข้อมูลจากการคำนวณ [4]



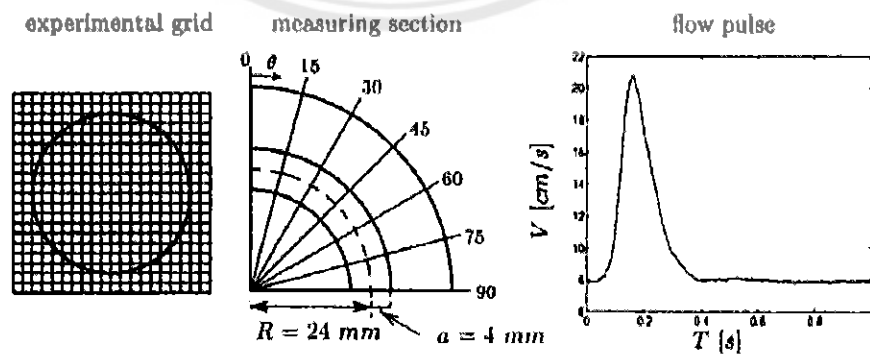
(a) Newtonian





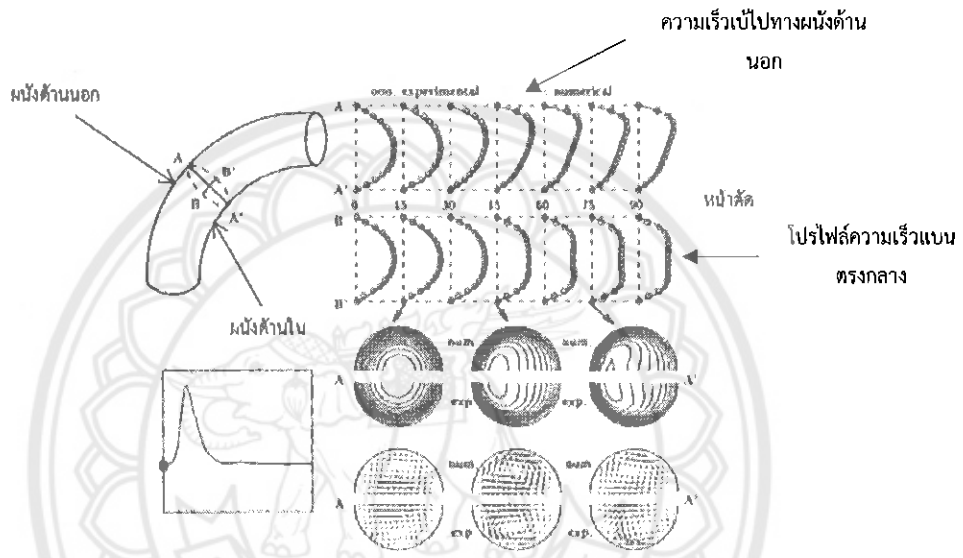
(b) non-Newtonian  
 รูปที่ 2.5 การกระจายความเร็วภายในหลอดเลือด Internal Carotid ที่หน้าตัดต่างๆ [4]

Gijsen และคณะ [5] ได้ศึกษาเกี่ยวกับอิทธิพลของสมบัตินอนนิวทอนเนียนของเลือดต่อการกระจายความเร็วในท่อโค้ง  $90^\circ$  โดยมีเงื่อนไขการไหลแบบไม่คงตัว ซึ่งวิธีการศึกษาประกอบไปด้วย 2 ส่วน คือ การทดลอง และวิธีเชิงตัวเลข ในการทดลองใช้ Potassium thiocyanate (KSCN) แทนของไหลนิวทอนเนียน และ Potassium thiocyanate ผสมกับ Xanthan gum (KSCN-X) แทนของไหลนอนนิวทอนเนียน สำหรับการวัดความเร็วของของไหลนิวทอนเนียน ทำภายใต้เงื่อนไขการไหลแบบไม่คงตัวซึ่งความเร็ว ( $V$ ) จะเป็นฟังก์ชันขึ้นอยู่กับเวลา (รูปที่ 2.6) ค่า  $Re$  เปลี่ยนจาก 300 (diastole หรือ จังหวะคลายตัวของหัวใจ) ไปเป็น 700 (peak systole หรือ จังหวะบีบตัวของหัวใจ) เมื่อได้สนามความเร็วสำหรับของไหลนิวทอนเนียนแล้ว จากนั้นเติม Xanthan Gum ลงไปใน KSCN ให้เป็น KSCN-X สำหรับของไหลนอนนิวทอนเนียน และทำการวัดความเร็วซ้ำเหมือนกับของไหลนิวทอนเนียน สำหรับวิธีเชิงตัวเลขใช้สมการความหนืดของ Carreau-Yasuda



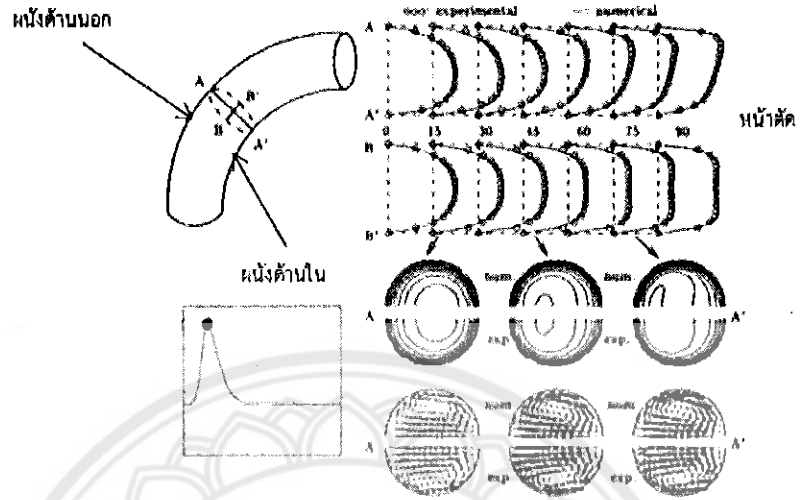
รูปที่ 2.6 วิธีการทดลองสำหรับ Newtonian และ non-Newtonian [5]

ผลการศึกษาให้ความสนใจที่การไหลของของไหลนอนิวทอเนียนภายในท่อโค้ง เมื่อเปรียบเทียบผลการทดลอง และผลจากวิธีเชิงตัวเลขของของไหลนอนิวทอเนียน พบว่าที่ End of Diastole (รูปที่ 2.7) การกระจายความเร็วแบนเล็กน้อยซึ่งเป็นผลมาจากสมบัตินอนิวทอเนียนของสารละลาย KSCN-X (B-B' ที่ระนาบ 45 เป็นต้นไป) อิทธิพลจากความโค้งของหลอดเลือดทำให้การกระจายความเร็วแบนเล็กน้อยไปทางส่วนโค้งด้านใน (A') และผลจากการไหลทุติยภูมิ (Secondary Flow) เป็นผลให้จุดสูงสุดของโปรไฟล์ความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านนอก (A ที่หน้าตัด 45 เป็นต้นไป)



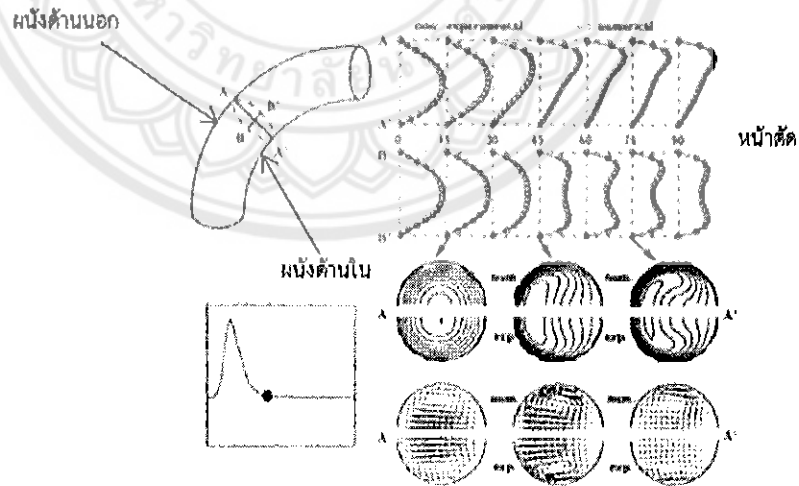
รูปที่ 2.7 การกระจายความเร็ว ที่ end diastole สำหรับของไหลนอนิวทอเนียน [5]

เมื่อพิจารณาที่ Peak Systole ในรูปที่ 2.8 โปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะแบนตรงกลาง (B-B') และเบ้ไปทางผนังด้านนอก (A) ตั้งแต่ระนาบ 45 เป็นต้นไป และผลจากการไหลแบบทุติยภูมิแสดงให้เห็นอย่างชัดเจนมากที่สุด นอกจากนี้ยังพบว่าเกรเดียนต์ความเร็วสูงที่บริเวณผนังเนื่องจากชั้นขอบเขตความหนืดบางมาก



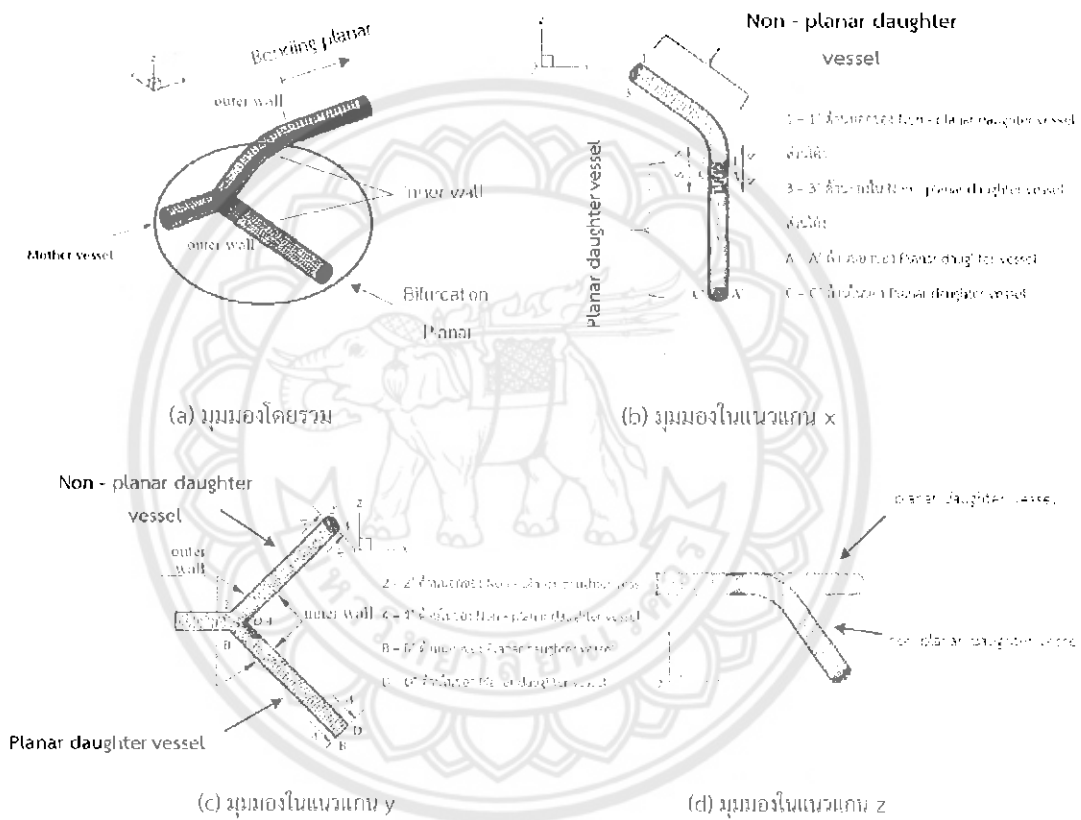
รูปที่ 2.8 การกระจายความเร็วที่ Peak systole สำหรับของไหลนอนิวทอนเนียน [5]

เมื่อพิจารณาที่ Begin of Diastole ดังรูปที่ 2.9 เกิดการเริ่มต้นความดันแบบไม่ขึ้นขอบ ทำให้มีความเร็วต่ำใกล้กับบริเวณผนัง เมื่อเปรียบเทียบกับที่ End Diastole อิทธิพลของ Dean Vortex ส่งผลมากกว่า และมีผลกับการกระจายความเร็ว จุดสูงสุดของความเร็วไปทางผนังด้านนอก (A) และเกิดการลดลงของความเร็วไปในบริเวณตรงกลาง และตั้งแต่หน้าตัด 45 เป็นต้นไป การเคลื่อนที่แบบหมุนวนของของไหลที่เคลื่อนที่เร็วทำให้เกิดรูปร่างแบบ C-shape



รูปที่ 2.9 การกระจายความเร็ว ที่ Begin diastole สำหรับของไหลนอนิวทอนเนียน [5]

Chen และ Lu [6] การศึกษาการไหลของของไหลนอนนิวทอนเนียนในแบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามสามมิติ ในหลอดเลือด non-planar daughter vessel ดังแสดงในรูปที่ 2.10 ใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อแก้สมการ Navier–Stokes สามมิติ โดยใช้สมการความหนืดของ Carreau–Yasuda วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้เพื่อศึกษาอิทธิพลของสมบัติของของไหลนอนนิวทอนเนียน ผลจากความโค้ง และรูปทรงที่ทำให้หลอดเลือดแยกสองง่ามไม่สมมาตรของหลอดเลือด non-planar daughter vessel ที่มีต่อความเค้นเฉือนที่ผนัง (wall shear stress, WSS) และการไหล (flow phenomena)

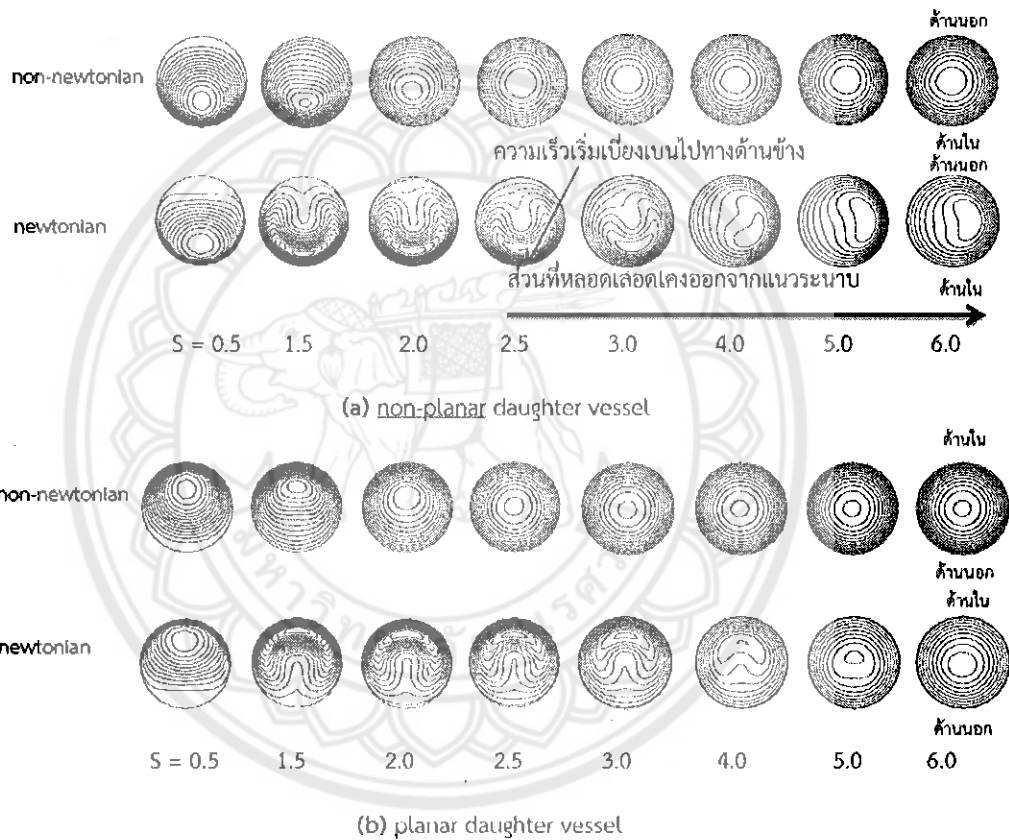


รูปที่ 2.10 แบบจำลองสามมิติของ non-planar artery [6]

เมื่อเปรียบเทียบเส้นเค้าโครงความเร็วของ non-planar daughter vessel และ planar daughter vessel พบว่าบนระนาบสมมาตรบริเวณทางแยกของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่หน้าตัด  $S = 0.5$  ความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านใน (ดังรูปที่ 2.10 ที่ 4-4' และ D-D') ซึ่งเกิดจากผลของความโค้งตรงทางแยก หลังจากนั้นที่ระนาบโค้งของ non-planar daughter vessel ที่หน้าตัด  $S = 2.5$  เป็นต้นไป ความเร็วเริ่มเบี่ยงจากผนังด้านในไปทางผนังด้านข้างเนื่องจากผลของความโค้งของ non-planar daughter vessel ซึ่งมีความสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วกล่าวคือ โปรไฟล์ความเร็วที่บริเวณทางเข้าของ daughter vessel เบ้ไปทางผนังด้านใน เมื่อหลอดเลือดเริ่มโค้งความเร็วเกิดการเบ้ไปทางผนังด้านนอก ส่วนที่ระนาบสมมาตรของ planar daughter vessel หลังจากที่ความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านในตรงทางแยก จากนั้นที่หน้าตัด  $S = 2.5$  ความเร็วเริ่มเบ้ไปทาง

ผนังด้านนอก (ดังรูปที่ 2.10 ที่ B-B') สูดท้ายเส้นเค้าโครงความเร็วจะสมมาตร ซึ่งมีความสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วเช่นเดียวกัน

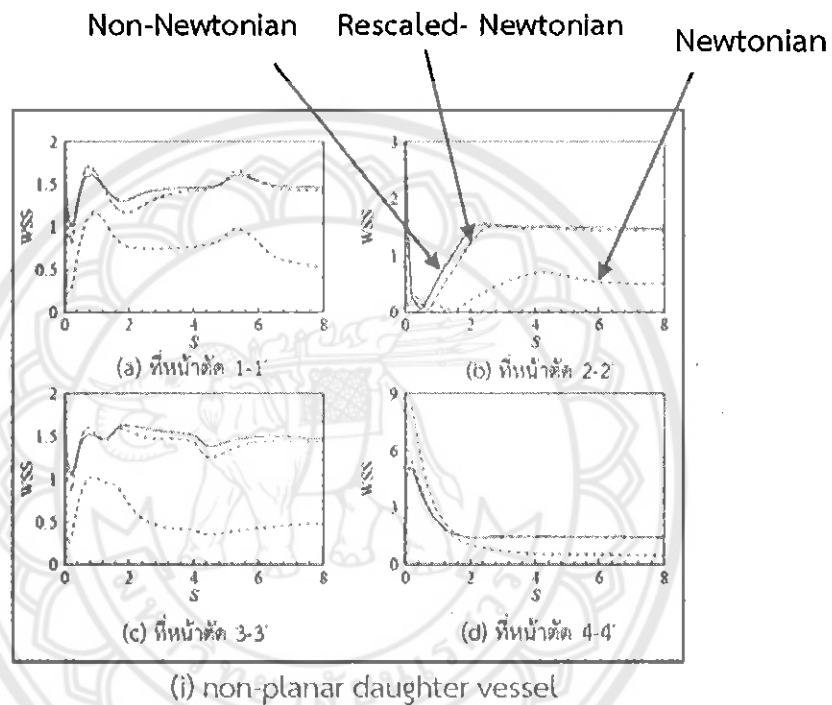
เมื่อเปรียบเทียบเส้นเค้าโครงความเร็วระหว่างของไหลนอนนิวทอนเนียนและของไหลนิวทอนเนียนพบว่าเส้นเค้าโครงความเร็วของของไหลนิวทอนเนียนจะเกิดรูปร่างแบบพระจันทร์เสี้ยวและหมุนทวนเข็มนาฬิกาไปตลอดตามความยาวของ non-planar daughter vessel ส่วนของไหลนอนนิวทอนเนียนไม่เกิดรูปร่างแบบพระจันทร์เสี้ยว และเส้นเค้าโครงความเร็วมีรูปร่างที่สมมาตรกันเนื่องจากผลของพฤติกรรม Shear Thinning

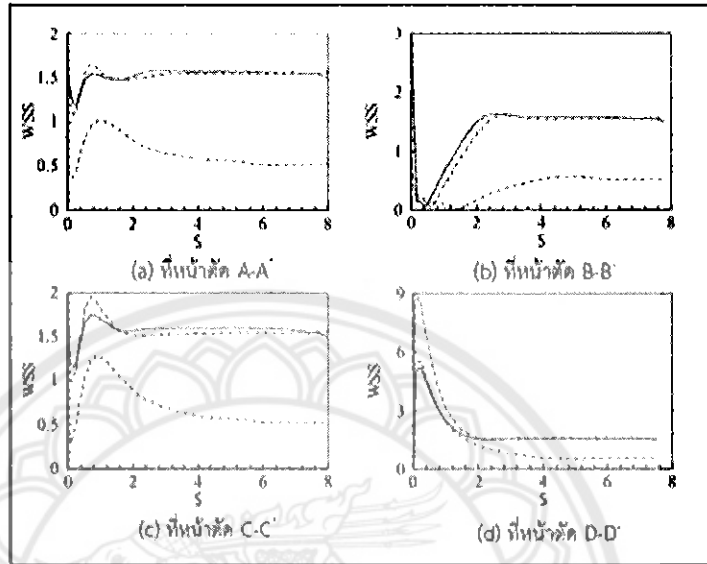


รูปที่ 2.11 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contours) [6]

รูปที่ 2.12 แสดงการเปรียบเทียบโปรไฟล์ความเค้นเฉือนที่ผนังระหว่าง non-planar daughter vessel และ planar daughter vessel ของแบบจำลองความหนืด 3 แบบจำลอง ได้แก่ ของไหลนิวทอนเนียน (เส้นประ) Rescaled-Newtonian (เส้นศูนย์กกลาง) และของไหลนอนนิวทอนเนียนในรูปของ Careau-Yasuda (เส้นทึบ) พบว่าบนระนาบสมมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่ใกล้กับบริเวณทางเข้าของ daughter vessel บริเวณผนังด้านในมีความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่ามากที่สุดดังรูปที่ 2.12 (d) และมีค่าน้อยที่สุดที่บริเวณผนังด้านนอกดังในรูปที่ 2.12 (b) นอกจากนี้บนระนาบโค้งที่ไม่สมมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่าม บริเวณผนังด้านในของ non-planar daughter vessel ความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าน้อยลง 10-15% เมื่อเทียบกับ planar

daughter vessel ดังในรูปที่ 2.12 (c) ซึ่งมีความสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วที่เบี่ยงไปทางผนังด้านนอก ในทางตรงกันข้ามที่ผนังด้านนอกของ non-planar daughter vessel ความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่ามากขึ้น 10-15% เมื่อเทียบกับ planar daughter vessel ดังในรูปที่ 2.12 (a) นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบโปรไฟล์ความเค้นเฉือนระหว่างของไหลนอนิวทอนเนียนกับของไหลนิวทอนเนียนพบว่าของไหลนอนิวทอนเนียนมีค่าความเค้นเฉือนที่ผนังมากกว่าของไหลนิวทอนเนียน และมีค่าใกล้เคียงกับของไหลรีสเกลนิวทอนเนียน

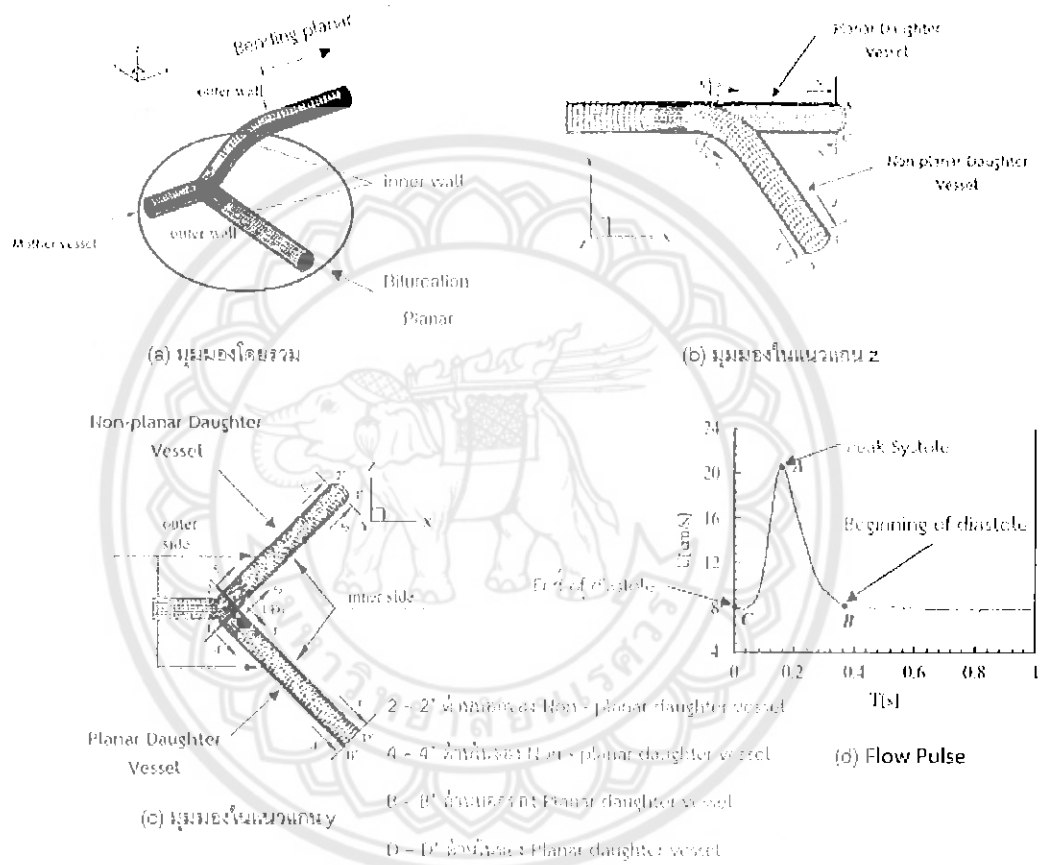




(ii) planar daughter vessel

รูปที่ 2.12 การกระจายความเค้นเฉือนในผนังภายในหลอดเลือดสาขา [6]

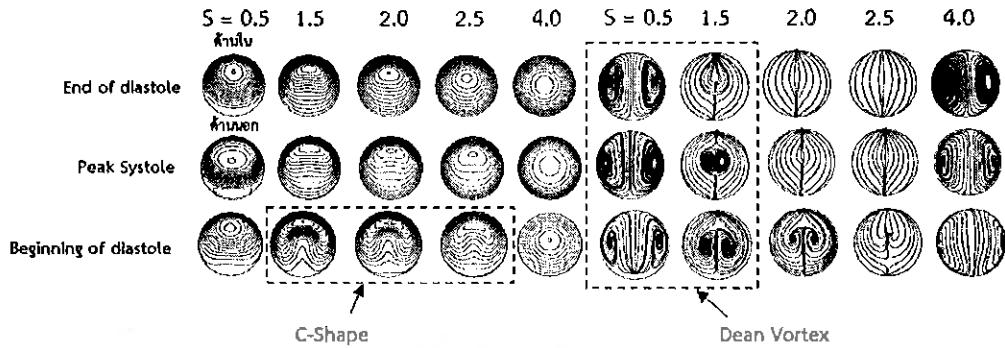
Chen และ Lu [2] การศึกษาการไหล Pulsatile ของของไหลนอนนิวทอเนียนในแบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามของ non-planar daughter branch ดังแสดงในรูปที่ 2.13 โดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และสมการความหนืดของ Carreau–Yasuda เพื่อศึกษาอิทธิพลสมบัติของของไหลนอนนิวทอเนียน และรูปทรงที่ไม่สมมาตรของ non-planar daughter vessel ที่มีต่อความเค้นเฉือนที่ผนัง



รูปที่ 2.13 แบบจำลองหลอดเลือดแยกสองง่ามแบบสามมิติ และ Flow Pulse [2]

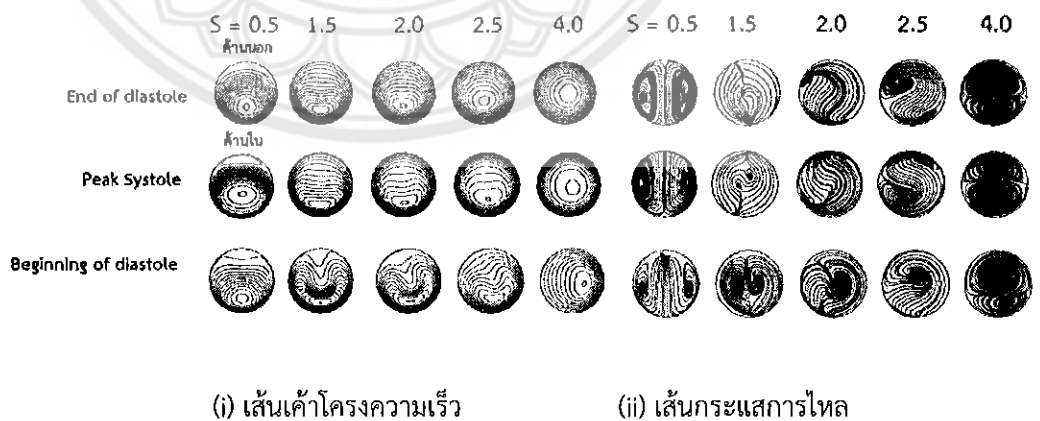
ผลการศึกษาพฤติกรรมของของไหลนอนนิวทอเนียนใน pulse cycle พบว่าที่หน้าตัด  $S = 1.5, 2$  และ  $2.5$  ของ planar daughter vessel ดังรูปที่ 2.14 (i) เส้นเค้าโครงความเร็วรูปพระจันทร์เสี้ยวเปลี่ยนแปลงจากการเบ้ไปทางผนังด้านในไปเป็นลักษณะสมมาตรตามระยะเวลาที่เปลี่ยนไปจาก End of diastole ไปสู่ Peak Systole สิ้นสุดที่ Beginning of diastole นอกจากนี้ที่หน้าตัด  $S = 1.5, 2$  และ  $2.5$  ที่ Beginning of diastole ผลจากเกรเดียนต์ความดันทำให้เกิดเส้นเค้าโครงความเร็วรูปตัว C ในรูปที่ 2.14 (ii) ที่หน้าตัด  $S = 0.5$  และ  $1.5$  เส้นกระแสการไหลจะแสดงให้เห็นถึงการเกิด Dean Vortex และพบว่าลักษณะการเกิด Dean Vortex ที่ Peak Systole มีลักษณะคล้ายกับที่ End of diastole





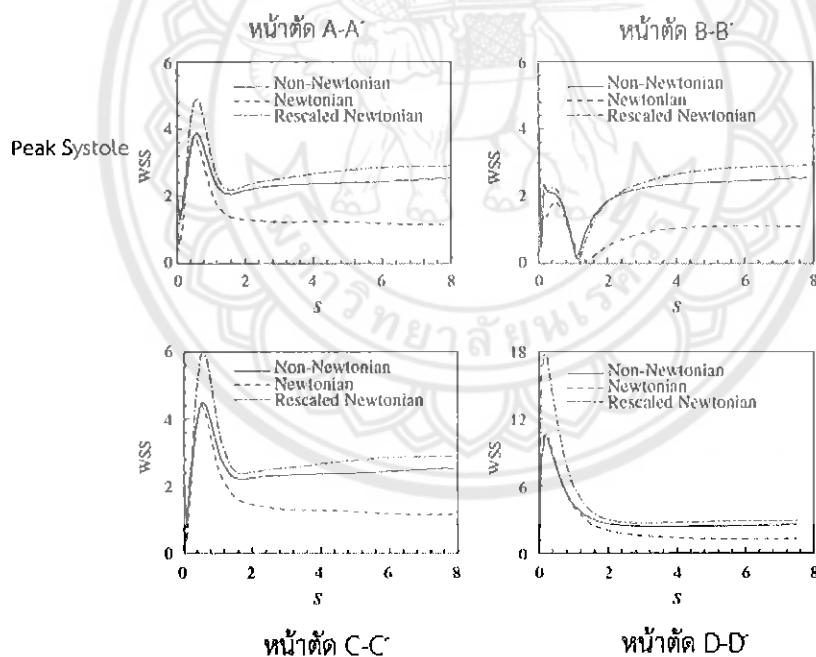
รูปที่ 2.14 เส้นเคำโครงความเร็วและเส้นกระแสการไหลแบบทุติยภูมิของ planar daughter vessel [2]

เมื่อพิจารณาที่ non-planar daughter vessel พบว่า เส้นเคำโครงความเร็วดังรูปที่ 2.15 (i) เบ้ไปทางผนังด้านในอย่างชัดเจน และผลจากความโค้งของ non-planar daughter vessel ทำให้การไหลเบี่ยงจากผนังด้านในไปทางผนังด้านข้างที่หน้าตัด  $S = 2.0$  เป็นต้นไป นอกจากนี้จะเห็นเส้นเคำโครงความเร็วรูปพระจันทร์เสี้ยวหมุนทวนเข็มนาฬิกาตลอดความยาวของหลอดเลือด สำหรับเส้นกระแสการไหลดังรูปที่ 2.15 (ii) จะเห็นการเกิด Dean Vortex ได้อย่างชัดเจน และผลจากความโค้งของ non-planar daughter vessel ทำให้รูปแบบการไหลสมมาตรกัน และพบว่าที่ beginning of diastole การไหลมีลักษณะบิดเป็นเกลียวซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะของการไหลของ non-planar daughter vessel

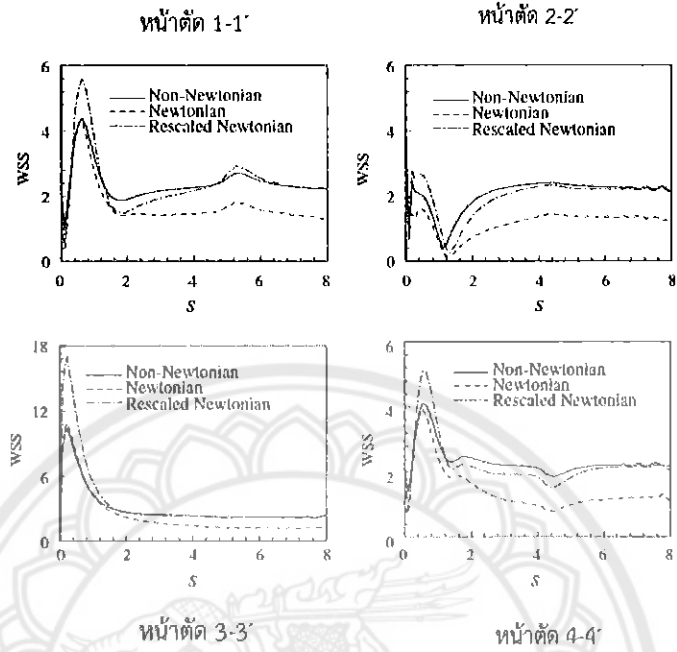


รูปที่ 2.15 เส้นเคำโครงความเร็วและเส้นกระแสการไหลแบบทุติยภูมิของ non-planar daughter vessel [2]

ในรูปที่ 2.16 และ 2.17 เมื่อเปรียบเทียบโปรไฟล์ของความเค้นเฉือนที่ผนังระหว่าง planar daughter vessel และ non-planar daughter vessel พบว่าที่ Peak Systole ความเร็วมีค่าสูงที่สุดซึ่งทำให้ชั้นขอบเขตความหนืดบางมาก และความเค้นเฉือนมีค่ามากกว่าที่ Beginning of diastole และ End of diastole นอกจากนี้ความเค้นเฉือนที่ Beginning of diastole และ End of diastole มีลักษณะคล้ายกัน ดังนั้นจึงพิจารณาเฉพาะที่ End of diastole พบว่าที่ระนาบสมมาตรของ daughter vessel ทั้งสอง บริเวณผนังด้านในเกิดความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าสูงที่สุด (D-D' และ 4-4') และมีค่าน้อยที่สุดที่ผนังด้านนอก (B-B' และ 2-2') จากนั้นบริเวณผนังด้านในตรงส่วนโค้งของ non-planar daughter vessel (3-3') ความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่าน้อยลง 10-15% เมื่อเทียบกับ planar daughter vessel (C-C') และที่ผนังด้านนอกของ non-planar daughter vessel (1-1') ความเค้นเฉือนที่ผนังมีค่ามากกว่าคิดเป็น 10-15% เมื่อเทียบกับ planar daughter vessel (A-A') เมื่อพิจารณาความแตกต่างโปรไฟล์ความเค้นเฉือนที่ผนังระหว่างของไหลนอนนิวทอนเนียนและนิวทอนเนียนพบว่าของไหลนอนนิวทอนเนียนให้ค่าที่มากกว่า และคล้ายกับของไหลรีสเกลนิวทอนเนียน

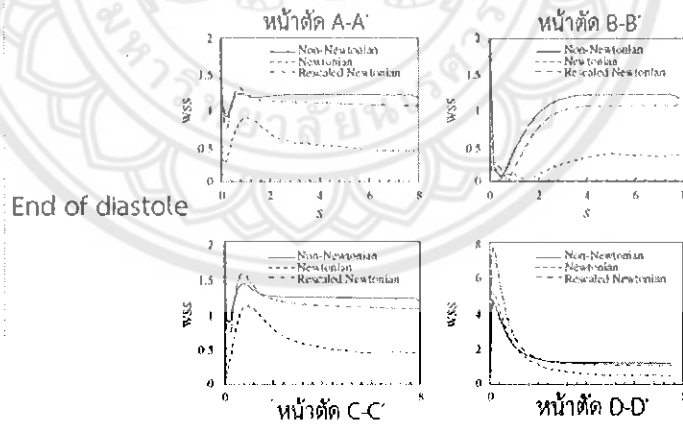


(i) planar daughter vessel

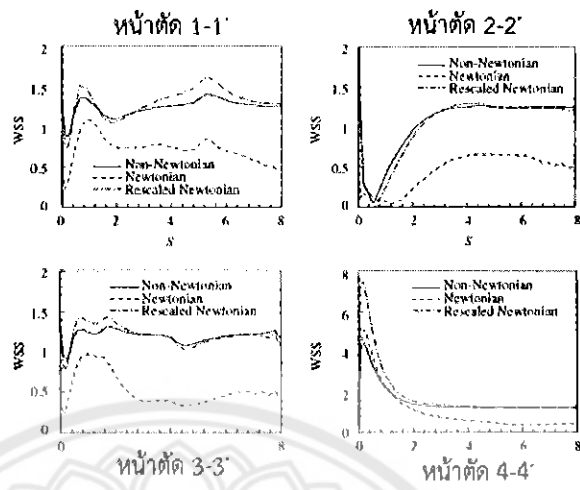


(ii) non-planar daughter vessel

รูปที่ 2.16 แสดงโปรไฟล์ของ WSS ที่ Peak Systole ของหลอดเลือดสาขาทั้งสอง [2]



(i) planar daughter vessel



(ii) non-planar daughter vessel

รูปที่ 2.17 แสดงโปรไฟล์ของ WSS ที่ End of diastole ของหลอดเลือดสาขาทั้งสอง [2]

Johnston และคณะ [7] ในการศึกษาเป็นการศึกษาการไหลของเลือดผ่านหลอดเลือดหัวใจด้านขวา (Right Coronary Arteries - RCA) โดยใช้วิธีไฟไนต์โวลุ่มในการแก้สมการ Navier-Stokes เพื่อเปรียบเทียบแบบจำลองของเลือดแบบต่าง ๆ โดยพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่าง ความหนืดปรากฏ ( $\mu$ ) และความเค้น กับ ความเครียด โดยกำหนดให้ผนังหลอดเลือดแข็งเกร็ง และเลือดเป็นของไหลชนิดอัดตัวไม่ได้ ซึ่งมีความหนาแน่น  $1050 \text{ Kg m}^{-3}$  โดยใช้แบบจำลองของของไหลนิวทอนเนียน และใช้แบบจำลองของของไหลนอนนิวทอนเนียน 5 แบบจำลอง ซึ่งมีรูปแบบสมการต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

เมื่อกำหนดให้ความหนืดปรากฏ ( $\mu$ ) มีหน่วยเป็น P (Poise) โดยที่  $1 \text{ P} = 0.1 \text{ Pa}\cdot\text{s}$

แบบจำลองการไหลแบบนิวทอนเนียน  $\mu = 0.0345 \text{ P}$

แบบจำลองการไหลแบบนอนนิวทอนเนียน

1. แบบจำลอง Carreau

$$\mu = \mu_{\infty} + (\mu_0 - \mu_{\infty}) \left[ 1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{(n-1)/2}$$

เมื่อ  $\mu_{\infty}$  คือ ความหนืดปรากฏที่อัตราเฉือนอนันต์มีค่า  $0.0345 \text{ P}$

$\mu_0$  คือ ความหนืดปรากฏที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์มีค่า  $0.56 \text{ P}$

$\lambda$  คือ ค่าคงที่มีค่า 3.313 s

$n$  คือ ค่าคงที่ไร้หน่วยมีค่า 0.3568

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

## 2. แบบจำลอง Walburn-Schneck

$$\mu = C_1 e^{C_2 H} \left[ e^{C_4 (TPMA/H)^2} \right] \left( \dot{\gamma} \right)^{-C_3 H}$$

เมื่อ  $C_1$  คือ ค่าคงที่ได้จาก Curve Fitting มีค่า 0.00797

$C_2$  คือ ค่าคงที่ได้จาก Curve Fitting มีค่า 0.0608

$C_3$  คือ ค่าคงที่ได้จาก Curve Fitting มีค่า 0.00499

$C_4$  คือ ค่าคงที่ได้จาก Curve Fitting มีค่า 14.585  $g^{-1}$

$H$  คือ Haematocrit (ปริมาณเซลล์เม็ดเลือดแดงต่อปริมาตรทั้งหมด) โดยมีค่าเท่ากับ 40%

TPMA คือ ปริมาณโปรตีนทั้งหมดลบปริมาณอัลบูมินซึ่งจะได้ปริมาณโกลบูลินทั้งหมด (total protein minus albumin) มีค่า 25.9 g/l

## 3. แบบจำลอง Power Law

$$\mu = \mu_0 \left( \dot{\gamma} \right)^{n-1}$$

เมื่อ  $\mu_0$  คือ ความหนืดปรากฏที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์มีค่า 0.035

$n$  คือ ค่าคงที่ไร้หน่วย โดย  $n$  มีค่า 0.6

## 4. แบบจำลอง Casson

$$\mu = \left[ \left( \eta^2 J_2 \right)^{1/4} + 2^{-1/2} \tau_y^{1/2} \right]^2 J_2^{-1/2}$$

เมื่อ  $\left| \dot{\gamma} \right| = 2\sqrt{J_2}$  โดยที่  $J_2$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์การแปลงพิกัด (Conventional Coordinate Transformation Coefficients)

$\tau_y$  คือ ความเค้นเฉือนหาได้จากความสัมพันธ์  $\tau_y = 0.1(0.625H)^3$

$\eta = \eta_0(1-H)^{-2.5}$  โดยที่  $\eta_0$  คือ ความหนืดปรากฏที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์มีค่า 0.012 P และ  $H$  คือ Haematocrit (ปริมาณเซลล์เม็ดเลือดแดงต่อปริมาตรทั้งหมด) โดยมีค่าเท่ากับ 0.37

## 5. แบบจำลอง Generalised Power Law

$$\mu = \lambda |\dot{\gamma}|^{m-1}$$

$$\text{เมื่อ } \lambda(\dot{\gamma}) = \mu_{\infty} + \Delta\mu \exp \left[ - \left( 1 + \frac{|\dot{\gamma}|}{a} \right) \exp \left( \frac{-b}{|\dot{\gamma}|} \right) \right]$$

$$n(\dot{\gamma}) = n_{\infty} - \Delta n \exp \left[ - \left( 1 + \frac{|\dot{\gamma}|}{c} \right) \exp \left( \frac{-d}{|\dot{\gamma}|} \right) \right]$$

$\mu_{\infty}$  คือ ความหนืดปรากฏที่อัตราเฉือนอนันต์ซึ่งได้จากจุดตัดแกน  $y$  ของสมการเส้นตรงมีค่า 0.035

$n_{\infty}$  คือ ค่าคงที่ซึ่งได้จากจุดตัดแกน  $y$  ของสมการเส้นตรงมีค่า 1.0

$\Delta\mu$  คือ ค่าความหนืดปรากฏซึ่งได้จากความชันของสมการเส้นตรงมีค่า 0.25

$\Delta n$  คือ ค่าคงที่ซึ่งได้จากความชันของสมการเส้นตรงมีค่า 0.45

$a$  คือ ค่าคงที่ไร้หน่วยมีค่า 50

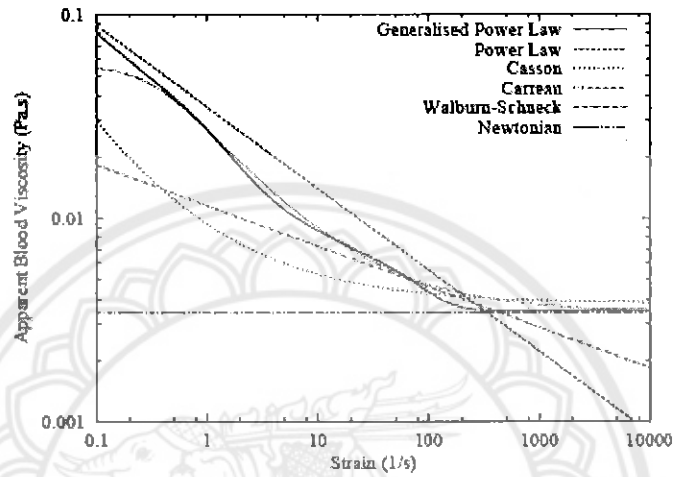
$b$  คือ ค่าคงที่ไร้หน่วยมีค่า 3

$c$  คือ ค่าคงที่ไร้หน่วยมีค่า 50

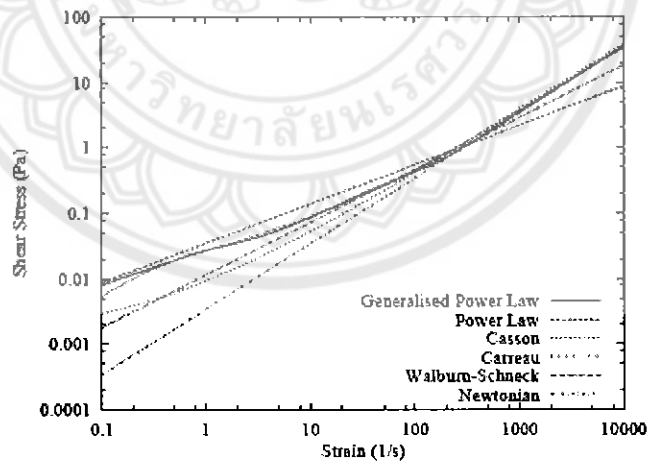
$d$  คือ ค่าคงที่ไร้หน่วยมีค่า 4

ในการจำลองการไหลเวียนของเลือด ใช้เกณฑ์ที่ความเครียด  $100 \text{ s}^{-1}$  เลือดจะประพฤติตนเป็นของไหลนอนนิวทอเนียน แต่ความหนืดจะลู่เข้าสู่ค่า ๆ เดียวกับของไหลนิวทอเนียนที่ความเครียดสูงกว่า  $100 \text{ s}^{-1}$  จึงกำหนดให้เลือดเป็นของไหลนิวทอเนียนโดยมีสมมติฐานให้ความเครียดมากกว่า  $100 \text{ s}^{-1}$  เมื่อพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดปรากฏกับความเครียด ดังรูปที่ 2.18 และความเค้นเฉือนกับความเครียด ดังรูปที่ 2.19 พบว่าที่ความเครียดมากกว่า  $100 \text{ s}^{-1}$  แบบจำลอง Power Law และแบบจำลอง Walburn-Schneck ไม่ประพฤติตนเป็นของไหลนิวทอเนียน แต่แบบจำลอง Carreau แบบจำลอง Cusson และ

แบบจำลอง Generalised Power Law มีแนวโน้มที่ประพุดิตนเป็นของไหลนิวทอนเนียน ดังนั้นจึงใช้แบบจำลองสามแบบนี้เป็นแบบจำลองของเลือดได้



รูปที่ 2.18 ความสัมพันธ์ระหว่างความหนืดปรากฏ กับความเครียด [7]

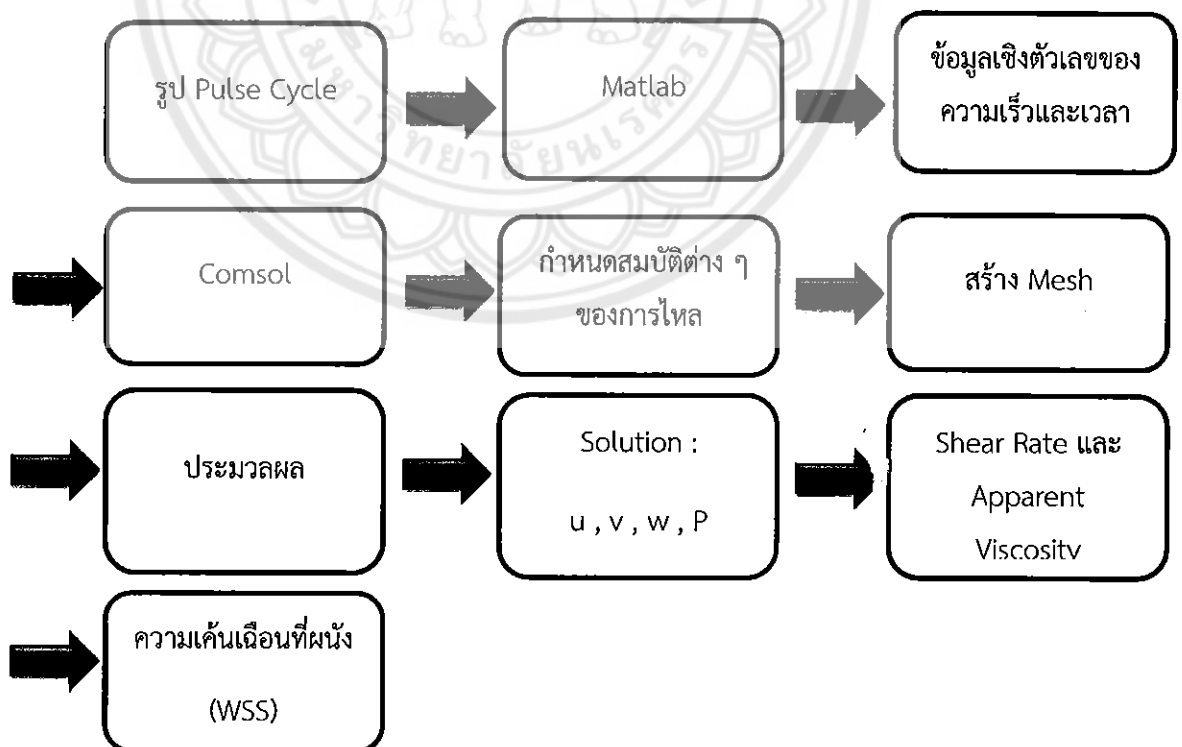


รูปที่ 2.19 ความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นเฉือน กับความเครียด [7]

### บทที่ 3

#### ขั้นตอนการคำนวณการไหลแบบ Pulsatile ของเลือดผ่านหลอดเลือดแยกสองง่าม

ในการหาค่าความเค้นเฉือนที่ผนังของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile เราใช้โปรแกรม 2 โปรแกรม ในการคำนวณ ได้แก่ Matlab และ Comsol Multiphysics โดยในขั้นตอนแรกใช้โปรแกรม Matlab เพื่อทำการแปลง Pulse Cycle ซึ่งเป็นไฟล์ jpeg ให้เป็นข้อมูลเชิงตัวเลข โดยกำหนดตำแหน่ง Pixel ที่เป็นสีดำ จากนั้นทำการเทียบตำแหน่ง Pixel ของ Pulse Cycle กับความเร็วและเวลา ขั้นตอนโดยละเอียดแสดงในหัวข้อที่ 3.1 ขั้นตอนต่อมาใช้โปรแกรม Comsol เพื่อคำนวณหาค่าความเร็วและค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง โดยนำเข้า (Import) ไฟล์เขียนแบบของหลอดเลือดเข้าสู่โปรแกรม และให้เงื่อนไขความเร็วที่ทางเข้าของหลอดเลือดเป็นการไหลแบบ Pulsatile โดยนำเข้าข้อมูลความเร็วและเวลาที่ได้จากโปรแกรม Matlab ในขั้นตอนแรก จากนั้นกำหนดสมบัติต่าง ๆ ของการไหล สร้างเมชและประมวลผล ผลการคำนวณออกมาในรูปของค่าอัตราเฉือน (Shear Rate) และความหนืดปรากฏ (Apparent Viscosity) เมื่อนำค่าทั้งสองมาคูณกันจะได้ค่าความเค้นเฉือน ขั้นตอนโดยละเอียดแสดงในหัวข้อที่ 3.2 สำหรับรูปที่ 3.1 แสดงขั้นตอนแนวคิดการหาค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง

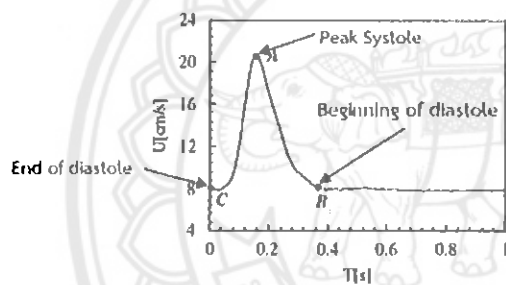


รูปที่ 3.1 ขั้นตอนแนวคิดการคำนวณหาความเร็วและความเค้นเฉือนที่ผนัง

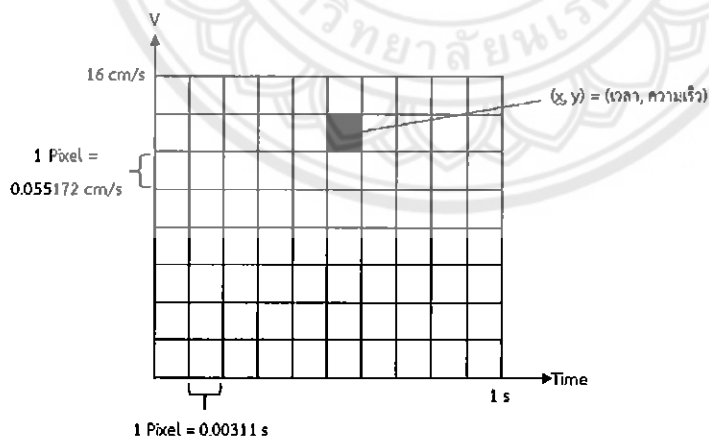


### 3.1 ขั้นตอนการใช้โปรแกรม Matlab ในการหาข้อมูล Pulse Cycle

ข้อมูลความเร็วของการไหลแบบ Pulsatile ได้มาจากกราฟของ Chen และ Lu [2] ดังรูปที่ 3.2 (a) ซึ่งเป็นรูปภาพแบบ Grayscale ซึ่งเป็นโหมดสีที่มีการไล่เฉดสีของสีเทาได้ 256 ค่า จากนั้นได้นำรูปเข้าสู่โปรแกรม Matlab เพื่อแปลงให้เป็นภาพขาวดำ ซึ่งเป็นโหมดสีที่มีเพียงสองค่า ได้แก่ ขาว และดำ โดยกำหนดให้อ่านค่า Pixels ที่เป็นสีดำเป็นเลข 0 และสีขาวเป็นเลข 1 ทำให้ได้เมทริกซ์ของ 0 และ 1 จากนั้นหาตำแหน่งให้ Pixels สีดำเป็นพิกัด  $(x, y)$  โดย  $x$  คือตำแหน่ง Pixels สีดำในคอลัมน์ของเมทริกซ์ และ  $y$  คือตำแหน่ง Pixels สีดำในแถวของเมทริกซ์ ขั้นตอนต่อมาเทียบตำแหน่งของ Pixels กับ Pulse Cycle โดย  $x$  เทียบกับเวลาและ  $y$  เทียบกับความเร็ว ดังรูปที่ 3.2 (b) หลังจากได้ข้อมูลเชิงตัวเลขของความเร็ว และเวลา แล้วทำการ Curve Fitting เพื่อหาความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ ขั้นตอนต่าง ๆ ของการแปลงข้อมูล Pulse Cycle เป็นเมทริกซ์โดยสรุป ดังแสดงในรูปที่ 3.2 (c)



(a) Pulse Cycle [2]



(b) การเทียบตำแหน่ง Pixel กับ Pulse Cycle

(c) ขั้นตอนต่าง ๆ ของการแปลงข้อมูล Pulse Cycle

Pulse Cycle  
(RGB)

Black & White

Black  
Locations

Curve Fitting

Correlation

รูปที่ 3.2 ขั้นตอนการแปลงข้อมูล Pulse Cycle โดยใช้โปรแกรม Matlab

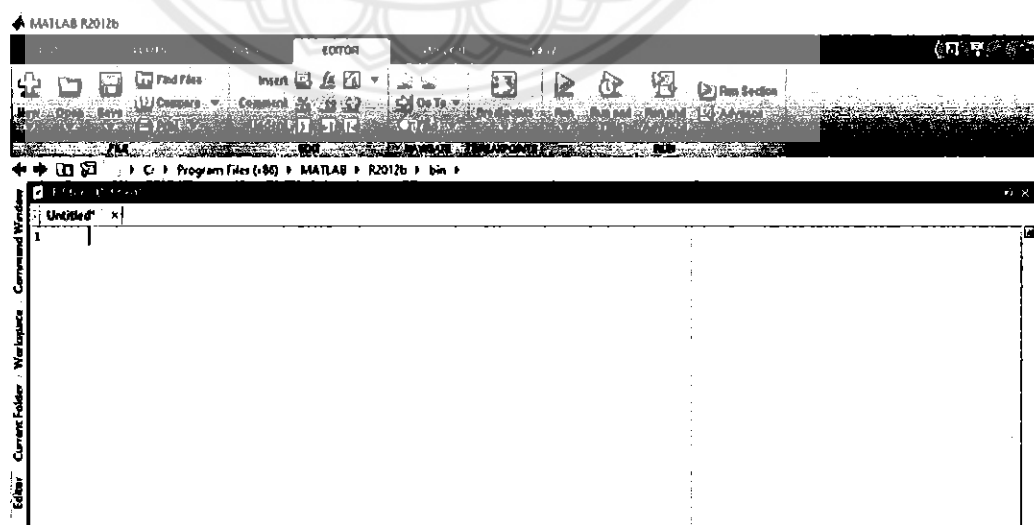
ขั้นตอนการหาความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วของการไหล และเวลาโดยอาศัย Matlab เป็นดังต่อไปนี้

3.1.1 บันทึกรูปภาพ Pulse Cycle ให้เป็นนามสกุล .tif

3.1.2 เมื่อเปิดโปรแกรมขึ้นมาจะปรากฏหน้าต่าง Command Window ดังรูปที่ 3.3 ซึ่งเป็นหน้าต่างที่ใช้สำหรับกำหนดตัวแปร ป้อนคำสั่ง และรันโปรแกรม จากนั้นเลือกคำสั่ง New Script จะปรากฏพื้นที่สำหรับเขียนโค้ดต่าง ๆ ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.3 Common window ในโปรแกรม Matlab



รูปที่ 3.4 พื้นที่สำหรับเขียนโค้ดต่าง ๆ

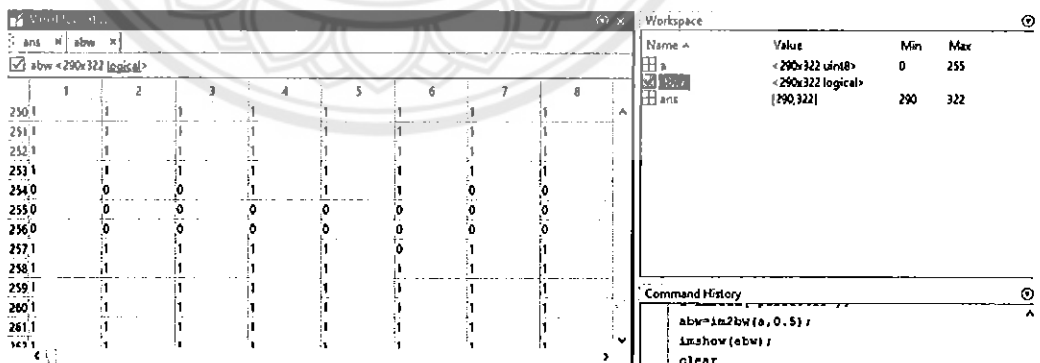
3.1.3 เขียนโค้ดเพื่อให้โปรแกรมอ่านรูปให้เป็นข้อมูลสัญญาณ 0 และ 1 ดังแสดงในรูปที่ 3.5 เริ่มจากอ่านรูป โดยใช้คำสั่ง imread ซึ่งจะให้อข้อมูลของรูปเป็นสัญญาณเป็นเมทริกซ์ของ grayscale จากนั้นจึงแปลงสัญญาณ grayscale ให้เป็นขาวดำด้วยคำสั่ง im2bw โดยกำหนดค่า threshold = 0.5 กล่าวคือ ค่าความเข้มสีที่น้อยกว่า 0.5 แสดงค่าออกมาเป็นเลข 0 ซึ่งหมายถึงสีดำ และค่าความเข้มสีที่มากกว่า 0.5 แสดงค่าออกมาเป็นเลข 1 ซึ่งหมายถึงสีขาว จากนั้นแสดงรูปขาวดำด้วยคำสั่ง imshow และหาขนาดของเมทริกซ์ด้วยคำสั่ง size



```
Editor - Untitled4*
EDITOR PUBLISH VIEW
+ Find Files Insert
New Open Save Compare Commit % %
Run Section
FILE EDIT ENVIRONMENT COMMAND WINDOW
Untitled4* x matlab.m x
1 a=imread('pulse.tif');
2 abw=im2bw(a,0.5);
3 imshow(abw);
4 size(abw)
```

รูปที่ 3.5 การเขียนโค้ดเพื่อแปลงรูปจาก grayscale ให้เป็นขาวดำ

ทำการตรวจสอบโค้ดที่เขียนด้วยการคลิกที่ Workspace เลือกชื่อที่กำหนดไว้ (abw) จะปรากฏหน้าต่างที่มีตัวเลข 0 กับ 1 อยู่ในรูปของเมทริกซ์ขนาดเท่ากับ Pixels ของรูป ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.6 ตัวเลขในเมทริกซ์แสดง Pixels สีดำ และสีขาว

3.1.4 การหาตำแหน่ง Pixels สีดำซึ่งแทนด้วยเลข 0 ในเมทริกซ์จากข้อที่ 3.1.3 โดยให้แสดงค่าเป็นพิกัด  $x$  และ  $y$  โดยที่  $x$  คือตำแหน่งของ Pixels สีดำในคอลัมน์ของเมทริกซ์ และ  $y$  คือตำแหน่ง Pixels สีดำในแถวของเมทริกซ์ ดังรูปที่ 3.7

```

1  a=imread('pulse.tif');
2  abw=im2bw(a,0.5);
3  imshow(abw);
4  size(abw)
5  h=[];
6  for x = 1:290;
7      for y = 1:322;
8          if abw(x,y) == 0;
9              abw(x,y);
10             h = [h; x y];
11         end;
12     end;
13     display(h);
14 end;
15 end;

```

คำสั่งเพื่อหาตำแหน่ง Pixels สีดำในเมทริกซ์

คำสั่งเพื่อให้เห็นพิกัด (x, y)

แสดงผลในตัวแปรชื่อ h

รูปที่ 3.7 การเขียนโค้ดเพื่อหาตำแหน่ง Pixels สีดำในเมทริกซ์ และแสดงผลเป็นพิกัด  $x$  และ  $y$

เมื่อคลิกที่หน้า Workspace ที่ตัวแปรชื่อ  $h$  จะปรากฏหน้าต่างดังรูปที่ 3.8 โดยที่คอลัมน์หมายเลข 1 แสดงแถวของเมทริกซ์ หรือค่า  $y$  และคอลัมน์หมายเลข 2 แสดงคอลัมน์ของเมทริกซ์ หรือค่า  $x$  หลังจากนั้น Copy ข้อมูลทั้งหมดไปวางใน Excel และบันทึกไฟล์ไว้

Name	Value	Min	Max
a	<290x322 uint8>	0	255
abw	<290x322 logical>		
ans	0		
h	<1142x2 double>	1	322
x	290	290	290
y	322	322	322

Copy ข้อมูลทั้งหมดจาก Matlab ไปวางใน Excel

รูปที่ 3.8 ตำแหน่ง Pixel สีดำแบบพิกัด  $x$  และ  $y$

3.1.5 เทียบตำแหน่ง x และ y ที่ได้จากข้อที่ 3.1.4 กับจุดสีดำของรูป Pulse Cycle เพื่อหาค่าความเร็วและเวลา โดยวิธีการเทียบบัญญัติไตรยางค์ คือ ให้ค่า x เทียบกับเวลา และค่า y เทียบกับความเร็ว ภาพของ Pulse Cycle ให้ขนาดเมทริกซ์ 290 × 322 โดยจากรูป 3.2 (a) ความเร็วอยู่ระหว่าง 4-24 cm/s เราเลือกเทียบที่ความเร็วระหว่าง 4-24 cm/s ซึ่งสามารถเทียบกับ Pixel ของความเร็วได้ 0 ถึง 16 cm/s และเวลา 0 ถึง 1 วินาที โดยจะทำการหาว่า 1 pixel ของแถว (y) และของคอลัมน์ (x) เทียบได้เท่ากับกี่ cm และกี่ s ตามลำดับดังนี้

- เทียบหาความเร็ว

$$\begin{array}{l} 290 \text{ Pixels} \quad \text{เท่ากับ} \quad 16 \text{ cm/s} \\ \text{ถ้า 1 Pixel} \quad \text{จะเท่ากับ} \quad \frac{16 \times 1}{290} = 0.055172 \text{ cm/s} \end{array}$$

- เทียบหาเวลา

$$\begin{array}{l} 322 \text{ Pixels} \quad \text{เท่ากับ} \quad 1 \text{ s} \\ \text{ถ้า 1 Pixel} \quad \text{จะเท่ากับ} \quad \frac{1 \times 1}{322} = 0.00311 \text{ s} \end{array}$$

หลังจากนั้นนำค่าความเร็วและเวลาของ 1 pixel ที่ได้ไปคูณกับค่า x และ y ดังรูปที่ 3.9 ก็จะได้ค่าความเร็ว และเวลาตามลำดับ สำหรับการไหลแบบ Pulsatile

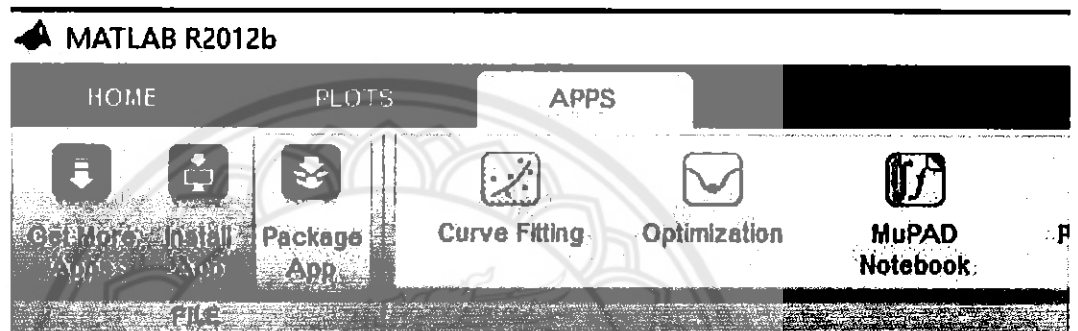
	A	B	C	D	E
1	แถว	คอลัมน์	ความเร็ว(cm/s)	เวลา(s)	
2	24	50	20.675872	0.1555	
3	24	51	20.675872	0.15861	
4	24	52	20.675872	0.16172	
5	24	53	20.675872	0.16483	
6	25	50	20.6207	0.1555	
7	25	51	20.6207	0.15861	
8	25	52	20.6207	0.16172	
9	25	53	20.6207	0.16483	
10	26	50	20.565528	0.1555	
11	26	53	20.565528	0.16483	
12	26	54	20.565528	0.16794	
13	27	50	20.510356	0.1555	
14	27	54	20.510356	0.16794	
15	28	49	20.455184	0.15239	

	A	B	C	D	E
1	แถว	คอลัมน์	ความเร็ว(cm/s)	เวลา(s)	
2	24	50	20.675872	0.1555	
3	24	51	20.675872	0.15861	
4	24	52	20.675872	0.16172	
5	24	53	20.675872	0.16483	
6	25	50	20.6207	0.1555	
7	25	51	20.6207	0.15861	
8	25	52	20.6207	0.16172	
9	25	53	20.6207	0.16483	
10	26	50	20.565528	0.1555	
11	26	53	20.565528	0.16483	
12	26	54	20.565528	0.16794	
13	27	50	20.510356	0.1555	
14	27	54	20.510356	0.16794	
15	28	49	20.455184	0.15239	

รูปที่ 3.9 การหาค่าความเร็ว และเวลาใน Excel

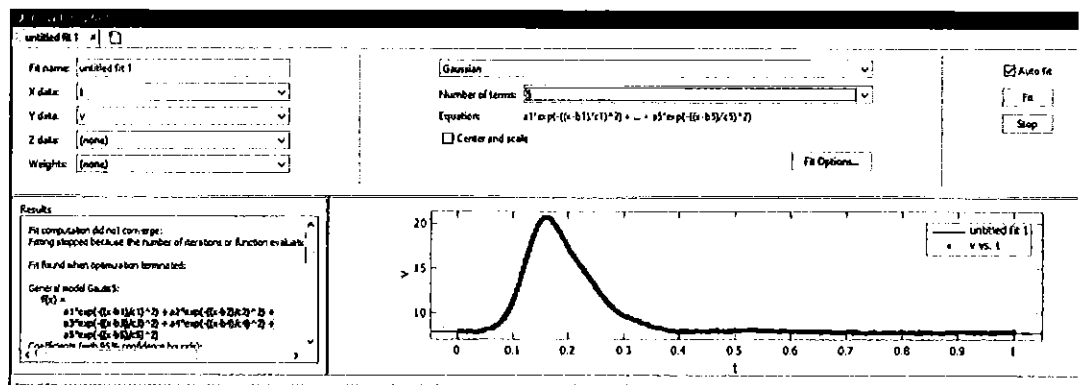
3.1.6 หาความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วและเวลา โดยใช้คำสั่ง Curve Fitting ขั้นแรก Import ข้อมูลความเร็วและเวลาเข้าสู่โปรแกรม โดยข้อมูลความเร็วและเวลาต้องบันทึกแยกไฟล์กัน จากนั้นเลือกคำสั่ง Home > Import > เลือกไฟล์ข้อมูลความเร็วที่บันทึกไว้ > Open ไฟล์ข้อมูลจะปรากฏที่ Work Space หลังจากนั้นทำแบบเดิมอีกครั้งโดยเลือกเป็นไฟล์ข้อมูลเวลา หลังจากนั้นนำข้อมูลเข้ามาแล้วเลือกคำสั่ง Curve Fitting ดังรูปที่ 3.10 ซึ่งจะปรากฏหน้าต่าง Curve Fitting Tool ใส่ข้อมูลที่ช่อง X data เป็นชื่อไฟล์ข้อมูลเวลา และใส่ข้อมูล Y data เป็นชื่อไฟล์ข้อมูลความเร็วดังแสดงในรูปที่ 3.11



รูปที่ 3.10 คำสั่ง Curve Fitting

หลังจากนั้นเลือกประเภทสมการเพื่อ fit ข้อมูลความเร็วและเวลาที่ได ในที่นี้กำหนดเป็น Gaussian และเลือก Number of terms เป็น 5 ซึ่งจะได้ผลดังรูปที่ 3.11 และได้ความสัมพันธ์ทางคณิตศาสตร์ดังนี้

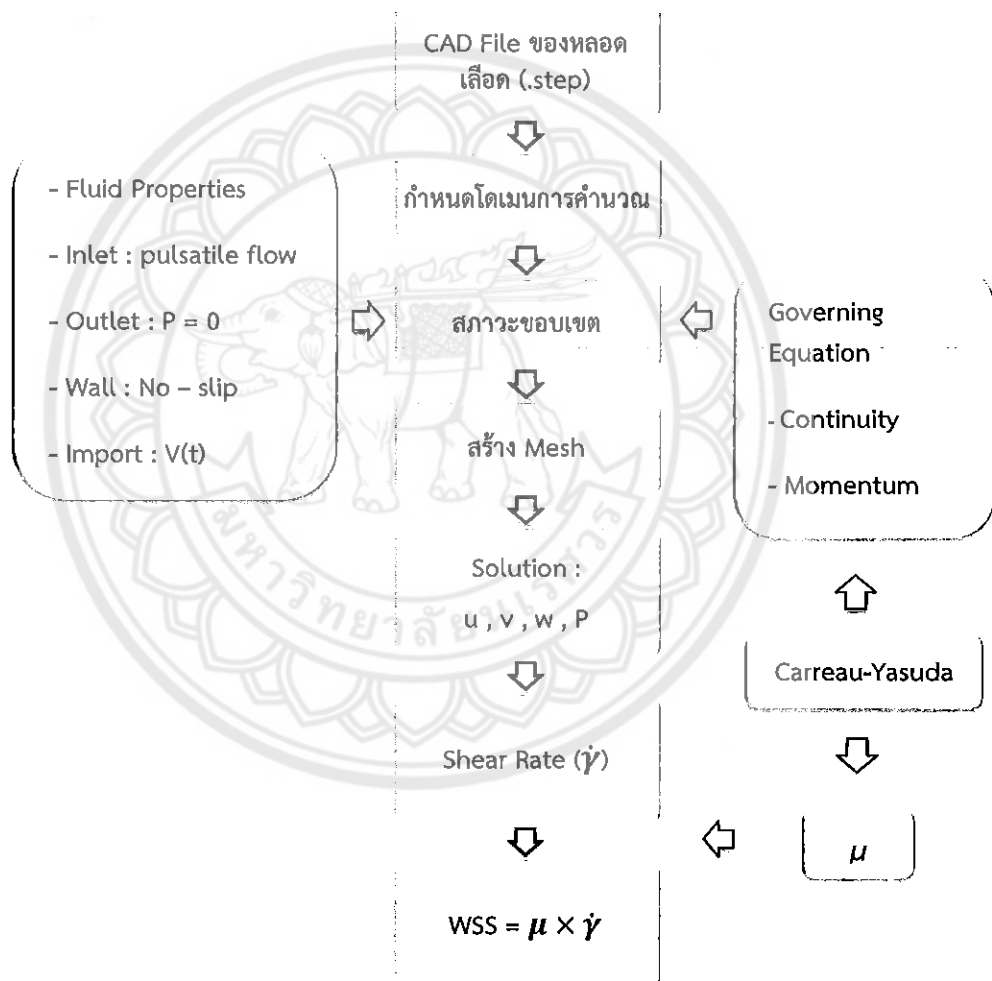
$$\begin{aligned} \square = & -0.2707 \exp\left(\frac{-(\square + 0.1267)}{0.28}\right)^2 + 6.483 \exp\left(\frac{-(\square - 0.2132)}{0.06542}\right)^2 + 9.688 \exp\left(\frac{-(\square - 0.1507)}{0.04679}\right)^2 \\ & + 0.7543 \exp\left(\frac{-(\square - 0.3209)}{0.03912}\right)^2 + 232.6 \exp\left(\frac{-(\square + 167.8)}{91.61}\right)^2 \quad ; \square^2 = 0.9992 \end{aligned} \quad (3.1)$$



รูปที่ 3.11 ผลจากการทำ Curve Fitting

### 3.2 ขั้นตอนการหาสนามความเร็วและค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง

การหาค่าความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) โดยใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม Comsol เริ่มจากการนำเข้าไฟล์เขียนแบบของหลอดเลือดในรูปแบบ .step เข้าสู่โปรแกรมและกำหนดเงื่อนไขความเร็วที่ทางเข้าของหลอดเลือดเป็นการไหลแบบ Pulsatile โดยนำเข้าข้อมูลความเร็วและเวลาที่ได้จากโปรแกรม Matlab ในขั้นตอนแรก จากนั้นกำหนดสมบัติต่าง ๆ ของการไหล สร้างเมช และประมวลผล ซึ่งผลการคำนวณออกมาในรูปแบบขององค์ประกอบความเร็วและความดันดังรูปที่ 3.12

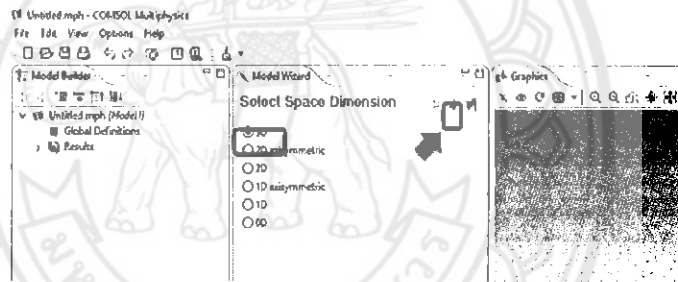


รูป 3.12 ขั้นตอนการใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการคำนวณหาองค์ประกอบความเร็วและความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS)

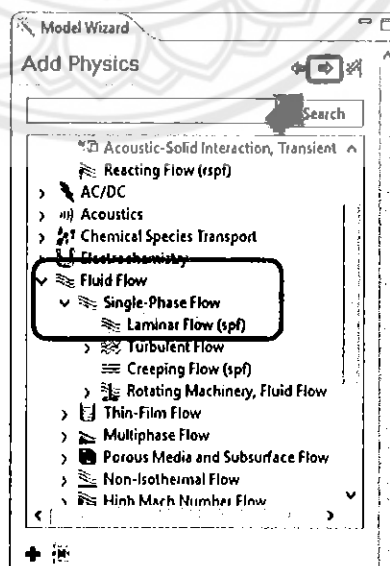
### 3.2.1 สนามความเร็ว

สนามความเร็วสามารถแสดงได้หลายรูปแบบ แต่ก่อนอื่นเราต้องคำนวณด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อหาค่าประกอบความเร็ว ( $u$ ,  $v$ ,  $w$ ) ของแต่ละ Node ออกมาเสียก่อน โดยมีขั้นตอนต่อไปนี้

(1) เปิดโปรแกรม Comsol ขึ้นมาจะปรากฏหน้าต่าง Model Builder, Graphics และ Model Wizard ซึ่ง Model Builder นั้นเป็นเครื่องมือแบบกราฟิก ใช้สำหรับการออกแบบ การจำลอง และวิเคราะห์แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ดังรูปที่ 3.13 จากนั้นภายใต้แถบ Select Space Dimension ให้เลือกรูปแบบ 3D จากนั้นคลิกที่ลูกศร จะปรากฏหน้าต่าง Add Physics ขึ้นมา ดังรูปที่ 3.14 ให้เลือก Fluid Flow จากนั้นเลือกแบบ Single-Phase Flow เนื่องจากการไหลเป็นของไหลเนื้อเดียว และเลือกการไหลเป็นแบบ Laminar Flow จากนั้นคลิกที่ลูกศรเพื่อไปหน้าถัดไป จะปรากฏหน้าต่างต่าง Select Study Type ภายใต้อัน Model Wizard



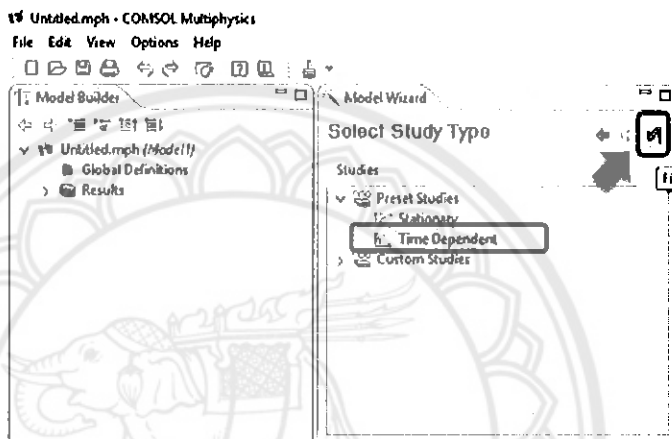
รูปที่ 3.13 หน้าแรกเมื่อเปิดโปรแกรม COMSOL



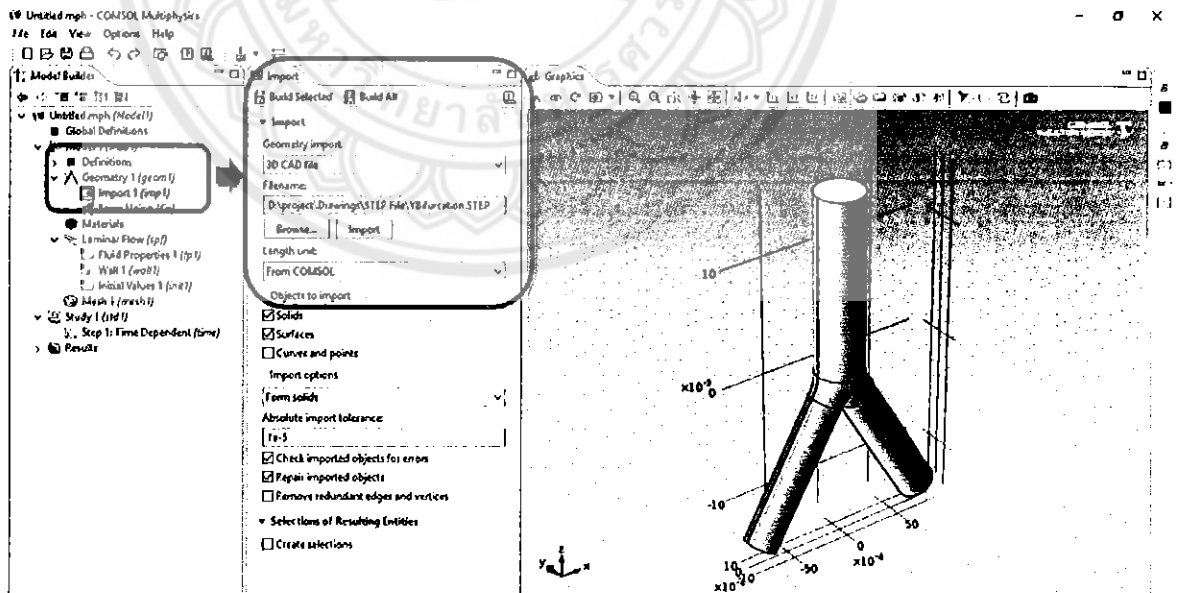
รูปที่ 3.14 การกำหนดโจทย์การไหลให้กับแบบจำลอง



(2) ภายใต้แถบ Select Study Type ให้เลือก Time Dependent สำหรับสภาวะการไหลที่ไม่คงที่ จากนั้นคลิกที่ Finish ดังรูปที่ 3.15 ขั้นถัดไปทำการนำเข้าไฟล์เขียนแบบเข้าสู่โปรแกรม โดยภายใต้แถบ Model Builder ให้เลือกคำสั่ง Model > Geometry จากนั้นคลิกขวา เลือก Import และเมื่อหน้าต่าง Import ปรากฏขึ้นมา ให้ไปที่คำสั่ง Geometry Import เลือก 3D CAD File จากนั้นไปที่คำสั่ง Filename คลิกไปที่ Browse เลือกไฟล์เขียนแบบ แล้วทำการคลิก Import จากนั้นโปรแกรมจะแสดงแบบจำลองหลอดเลือดขึ้นมาดังรูปที่ 3.16

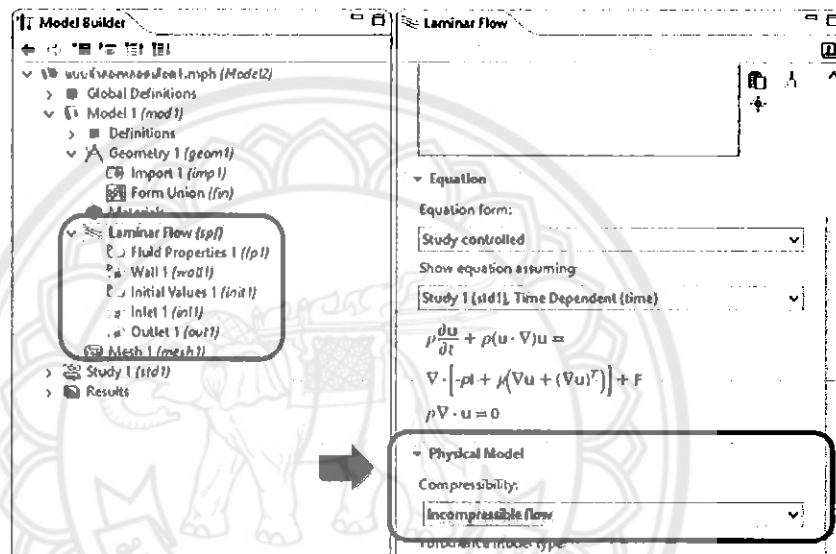


รูปที่ 3.15 การกำหนดเงื่อนไขเวลาของแบบจำลอง

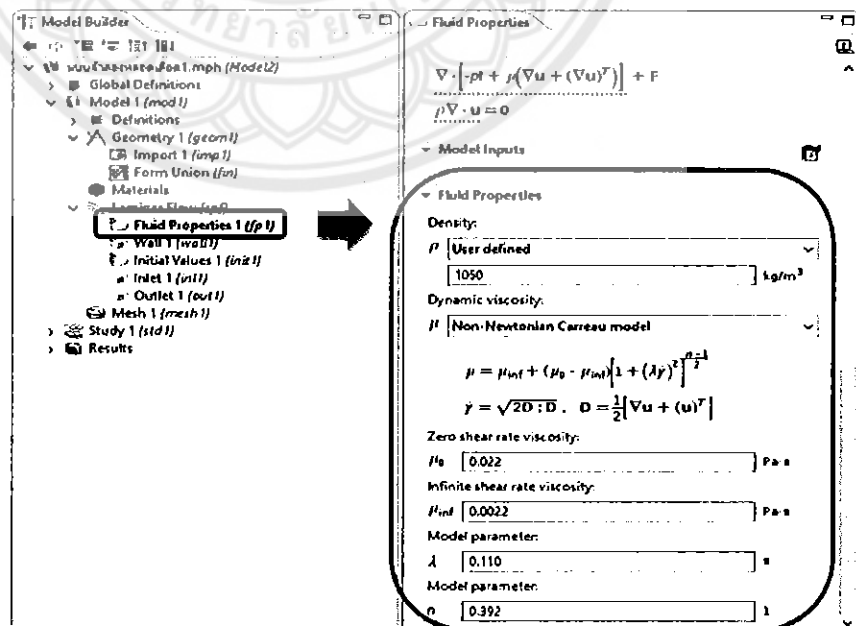


รูปที่ 3.16 ขั้นตอนการนำเข้าไฟล์เขียนแบบของหลอดเลือดเข้าสู่โปรแกรม COMSOL

(3) การกำหนดสภาวะการไหลโดยเริ่มจากเลือกคำสั่ง Laminar Flow ภายใต้แถบ Model Builder โดยคลิกให้ขึ้น Highlight ก็จะมีปรากฏอีกหน้าต่างหนึ่งขึ้นมา ภายใต้แถบคำสั่ง Physical Model เลือก Incompressible Flow เนื่องจากเลือดเป็นของไหลที่อัดตัวไม่ได้ดังรูปที่ 3.17 ชั้นถัดมาเลือกที่ Fluid Properties ซึ่งอยู่ภายใต้คำสั่ง Laminar Flow ซึ่งหน้าต่างของ Fluid Properties จะปรากฏขึ้นมา ให้กำหนดค่าสมบัติต่าง ๆ ของเลือดดังรูปที่ 3.18 โดยอ้างอิงจากข้อมูลงานวิจัยของ Gijsen และคณะ [4] ซึ่งใช้แบบจำลอง Non-newtonian ของ Carreau-Yasuda



รูปที่ 3.17 การกำหนด Compressibility ของเลือด



รูปที่ 3.18 การกำหนดสมบัติต่าง ๆ ของเลือดตามแบบจำลองความหนืดของ Carreau-Yasuda

(4) การกำหนดทางเข้าของหลอดเลือด (Inlet) ดังแสดงในรูปที่ 3.19 ดังนี้

1) เลือก Laminar Flow ภายใต้แถบหน้าต่าง Model Builder แล้วจึงคลิกขวาเลือก Inlet เพื่อให้แถบหน้าต่าง Inlet ปรากฏขึ้น

2) เลือกขอบเขตเพื่อกำหนดเป็นทางเข้า โดยภายใต้แถบ Boundary Selection ได้แถบ Inlet ให้เลือก Selection เป็นแบบกำหนดเอง (Manual) และทำการเลือกพื้นที่หลอดเลือดที่เป็นทางเข้า (พื้นที่หมายเลข 8) ตามที่ลูกศรชี้ แล้วกดเครื่องหมายบวก \*

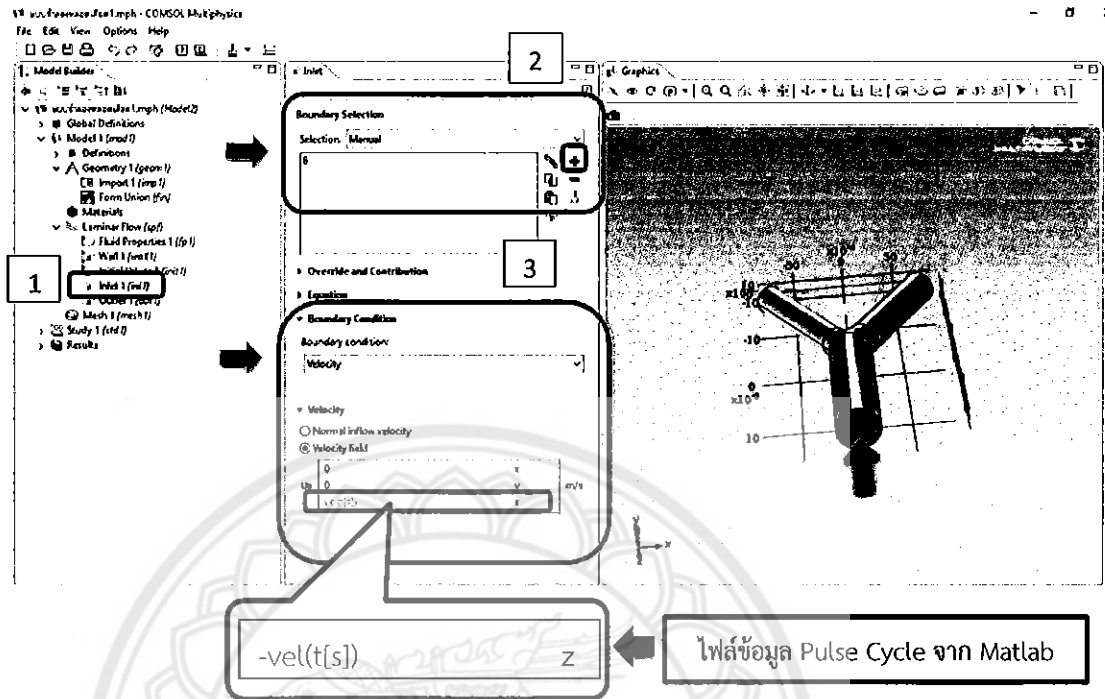
3) กำหนดสภาวะขอบเขต (Boundary Condition) โดยเลือก Velocity เพื่อเตรียมระบุความเร็ว และที่คำสั่ง Velocity เลือกเป็นแบบ Velocity field ทำการใส่ชื่อไฟล์ความเร็วขาเข้าของหลอดเลือดหลักในแกน z (ซึ่งเป็นไฟล์ข้อมูลความเร็วและเวลาของ Pulse Cycle ที่ได้มาจากโปรแกรม Matlab รายละเอียดอยู่ในหัวข้อที่ 3.2.1 ข้อ 7)

(5) การกำหนดทางออกของหลอดเลือด (Outlet) ดังแสดงในรูปที่ 3.20 ดังนี้

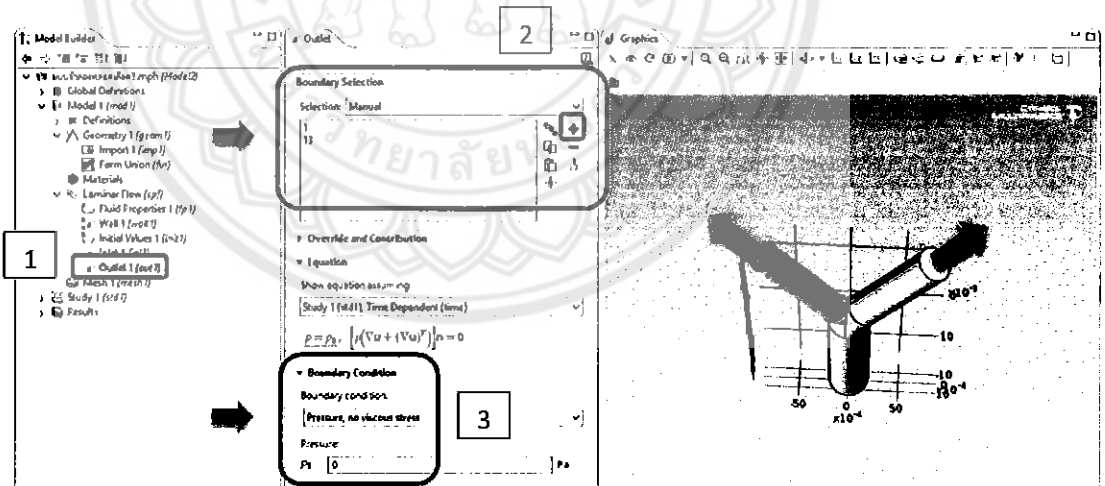
1) เลือก Laminar Flow ภายใต้แถบหน้าต่าง Model Builder แล้วจึงคลิกขวาเลือก Outlet เพื่อให้แถบหน้าต่าง Outlet ปรากฏขึ้น

2) ภายใต้แถบ Boundary Selection ภายใต้แถบ Outlet ให้เลือก Selection เป็นแบบกำหนดเอง (Manual) และทำการเลือกพื้นที่ที่ทางออกของหลอดเลือดสาขาหลักและสาขารองเป็นทางออก (พื้นที่หมายเลข 1, 13) ตามที่ลูกศรชี้ แล้วกดเครื่องหมายบวก

3) ในการระบุสภาวะขอบเขตไปที่แถบ Boundary Condition เลือกเป็นแบบ Pressure, no viscous stress โดย  $P_g = 0$  Pa สำหรับพื้นที่ที่ไม่ได้เลือกให้เป็นทางเข้าและทางออก จะถูกกำหนดให้เป็นผนังโดยอัตโนมัติ

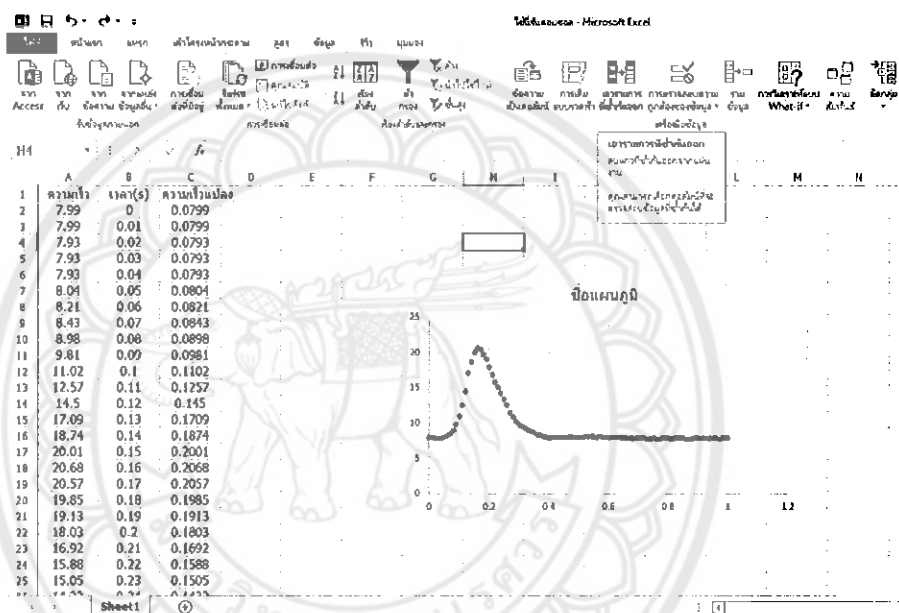


รูปที่ 3.19 การกำหนดพื้นที่และเงื่อนไขการไหลที่ขาเข้า



รูปที่ 3.20 การกำหนดพื้นที่และเงื่อนไขการไหลที่ขาออก

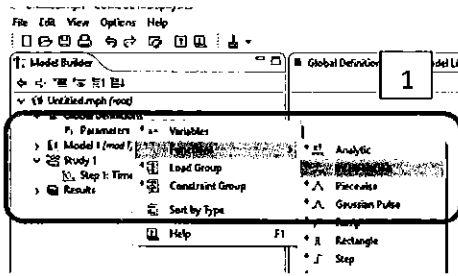
(6) การกำหนดความเร็วจากข้อมูลของ Pulse Cycle ที่ขาเข้าของหลอดเลือดหลัก โดยข้อมูลของความเร็วกับเวลาที่ได้มาจากการประมวลผลในโปรแกรม Matlab มีจำนวนมากจนทำให้โปรแกรม Comsol ไม่สามารถประมวลผลได้เนื่องจากใช้หน่วยความจำ (RAM) มากเกินไป เป็นเพราะมีข้อมูลของความเร็วซ้ำที่เวลาเดียวกัน สืบเนื่องมาจากจำนวน Pixel ที่เป็นสีดำซ้อนกันอยู่ ดังนั้นจึงใช้โปรแกรม Excel คัดกรองข้อมูลมาเพียง 10% จากข้อมูลทั้งหมดโดยยังคงให้ลักษณะของการกระจายข้อมูลที่เหมือนเดิม แล้วจึงทำการคัดลอกลงบนโปรแกรม Notepad แล้วบันทึกไว้ ดังรูปที่ 3.21



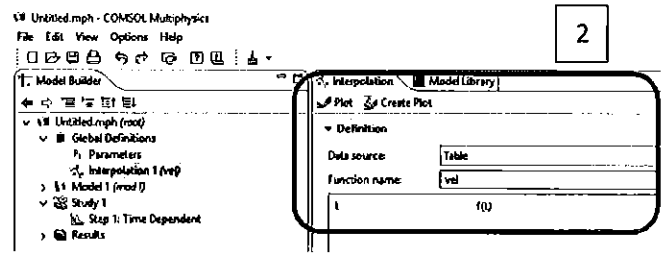
รูปที่ 3.21 การคัดกรองข้อมูลจากโปรแกรม Excel

(7) การนำข้อมูลความเร็วและเวลาจาก Pulse Cycle เข้าสู่ COMSOL

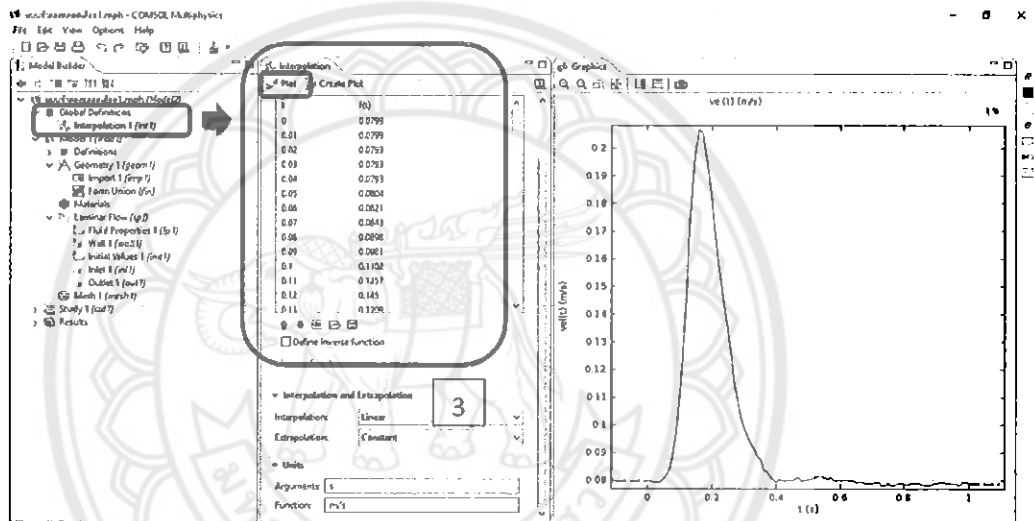
- 1) เลือก Global Definitions ภายใต้แถบหน้าต่าง Model Builder จากนั้นคลิกขวา > Functions > Interpolation ดังรูปที่ 3.22 (a) จะขึ้นแถบ Interpolation
- 2) นำเข้าข้อมูลของความเร็วและเวลาที่ได้จากข้อที่แล้ว ด้วยการกำหนด Data source ภายใต้แถบหน้าต่าง Interpolation ให้เลือกเป็นแบบตาราง (Table) และตั้งชื่อ Function Name ว่า vel ซึ่งชื่อไฟล์ที่ตั้ง จะถูกนำไปเป็นสภาวะขอบเขตที่ทางเข้าของหลอดเลือด ดังรูปที่ 3.22 (b)
- 3) เปิดไฟล์ Notepad ที่ได้บันทึกไว้ จากนั้นข้อมูลความเร็วและเวลาจะปรากฏขึ้นมาในตาราง และเมื่อทำการกดปุ่ม Plot ก็จะได้กราฟเป็น Pulse Cycle ออกมา ดังรูปที่ 3.22 (c)



(a) การ Interpolation



(b) การกำหนด Data source



(c) กราฟ Pulse Cycle

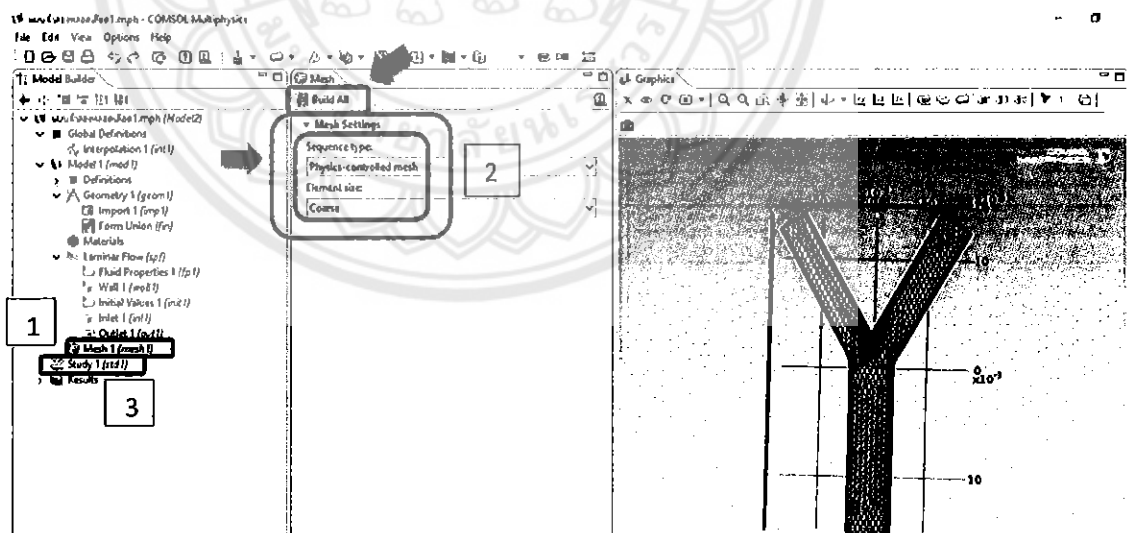
รูปที่ 3.22 การนำข้อมูลความเร็วและเวลาเข้าสู่ COMSOL

## (8) การสร้างเมช (Mesh)

1) ทำการสร้าง Mesh โดยทำการคลิกขวาที่ Mesh ภายใต้ Model Builder จากนั้น แถบหน้าต่าง Mesh จะปรากฏขึ้นมา

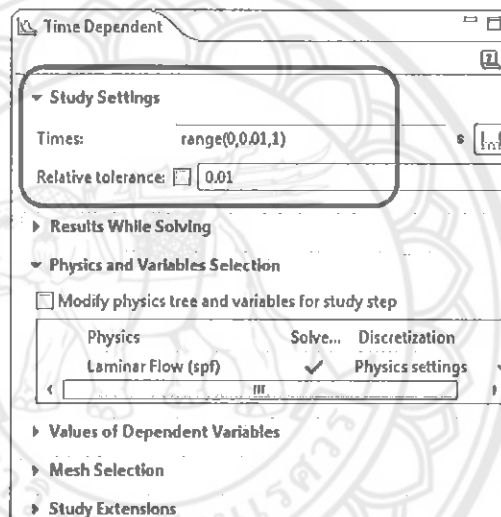
2) เลือกที่คำสั่ง Mesh setting ภายใต้แถบหน้าต่าง Mesh จากนั้นที่ Sequence type จะมีคำสั่ง 2 แบบ ได้แก่ User-controlled mesh ซึ่งเป็นคำสั่งที่เราสามารถกำหนดขนาด และรูปร่างของเมชได้ตามที่เราต้องการ สำหรับ Physics-controlled mesh เป็นคำสั่งที่โปรแกรมสร้างเมชให้อัตโนมัติ โดยอ้างอิงจากเงื่อนไขทางฟิสิกส์ที่เรากำหนด ในที่นี้เราเลือกใช้แบบ Physics-controlled mesh จากนั้นที่ Element size เลือกเป็นแบบ Coarse (เนื่องจากมีความเหมาะสมกับหน่วยความจำ (RAM) ในการประมวลผลข้อมูลความเร็วและเวลา) แล้วทำการกดปุ่ม Build All เพื่อทำการสร้างเมชตามที่ลูกศรแสดง ดังรูปที่ 3.23

หมายเหตุ ขนาดเอลิเมนต์ (Element Size) สามารถเลือกได้หลายแบบตั้งแต่หยาบ (Course) จนถึงละเอียดสุด (Finer) ขึ้นอยู่กับความต้องการของผู้ใช้ และขีดจำกัดของหน่วยความจำ (RAM) โดยที่รายละเอียด จะกล่าวถึงในบทที่ 4

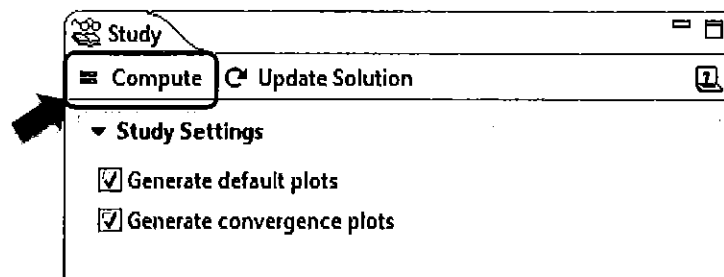


รูปที่ 3.23 การสร้างเมช

(9) การกำหนดระยะเวลาสำหรับการคำนวณตามคาบเวลาของ Pulse Cycle ซึ่งในที่นี้เท่ากับ 1 วินาที เลือกที่คำสั่ง Study ภายใต้ Model Builder (ขั้นตอนที่ 3 ดังรูปที่ 3.23) จากนั้นคลิกที่ Time Dependent และเมื่อหน้าต่าง Time Dependent ปรากฏขึ้นมา ให้เลือกที่ Study Settings เพื่อตั้งค่าช่วงเวลาให้สัมพันธ์กับคาบเวลาใน Pulse Cycle โดยกำหนดให้เป็น range (0, 0.01, 1) ซึ่งหมายถึงเวลาที่เริ่มต้นตั้งแต่ 0 – 1 วินาที และแต่ละช่วงเพิ่มขึ้นทีละ 0.01 วินาที กำหนด Relative tolerance เป็น 0.01 (ยกเว้นหลุดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว S เป็น 0.05) ดังรูปที่ 3.24 จากนั้นเลือกที่คำสั่ง Study อีกครั้ง แล้วกดคลิกที่คำสั่ง Compute เพื่อทำการคำนวณผล ดังรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.24 การกำหนดช่วงเวลาสำหรับการคำนวณ

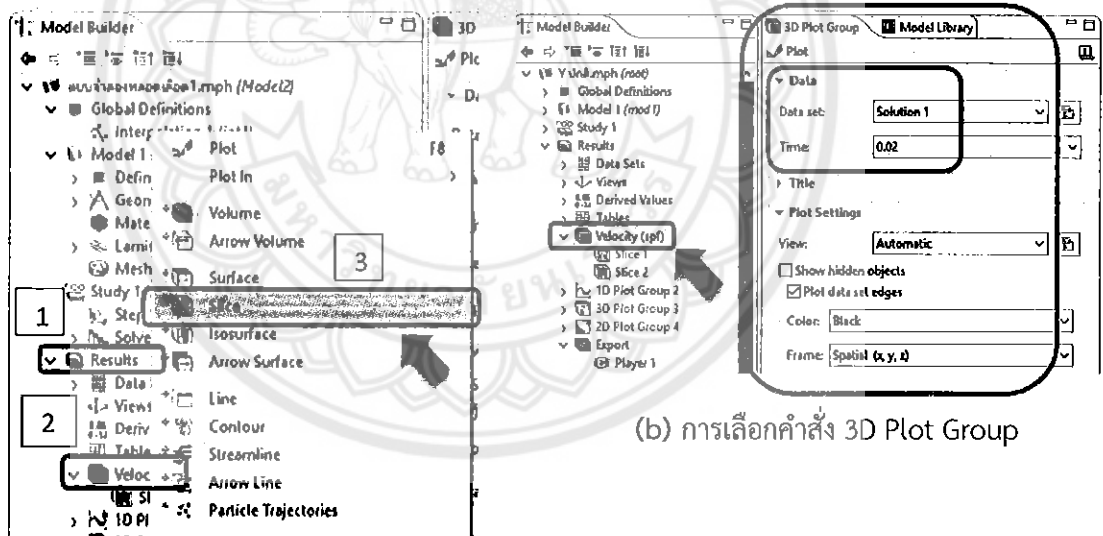


รูปที่ 3.25 คำสั่งเพื่อให้โปรแกรมคำนวณผล



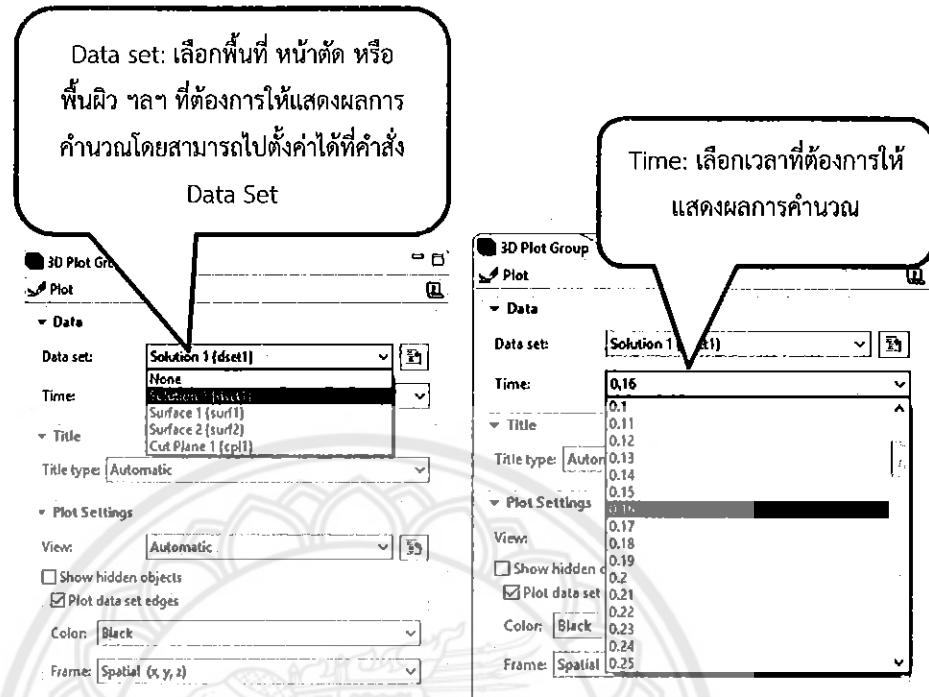
3.2.1.1 ความเร็วตามแนวแกน

(1) การแสดงผลลัพธ์ของความเร็วบนหน้าตัดในแนวแกน x และ y เริ่มจากคำสั่ง Result ภายใต้แถบหน้าต่าง Model Builder จากนั้นคลิกขวาที่ Velocity (spf) เลือกการแสดงผลเป็น Slice ดังรูปที่ 3.26(a) ซึ่งการแสดงผลของความเร็วสามารถทำได้ในหลายรูปแบบ สำหรับการแสดงผลในรูปแบบ Slice เป็นการแสดงความเร็วที่หน้าตัดต่าง ๆ ของหลอดเลือด จากนั้นคลิกซ้ายที่คำสั่ง Velocity (spf) จะปรากฏหน้าต่าง 3D Plot Group ขึ้นมาดังรูปที่ 3.26(b) จากนั้นที่คำสั่ง Data กำหนดให้ Data set เป็น Solution ซึ่งหมายถึงเลือกแสดงผลการคำนวณทั้งหลอดเลือดแบบ 3D และเลือกเวลาใน Time ที่ต้องการให้แสดงผลการคำนวณ ดังรูปที่ 3.26(c) ต่อมาเลือกคำสั่ง Slice ภายใต้แถบ Velocity (spf) อีกครั้ง ดังรูปที่ 3.26(d) จะปรากฏหน้าต่าง Slice ขึ้นมา กำหนดให้ Data set เป็น From parent ซึ่งหมายถึงการใช้คำสั่ง Data set และเวลาแบบเดียวกับแถบคำสั่งหลัก (Velocity) นั่นก็คือ Solution ทั้งนี้อาจกำหนดให้เป็นแบบอื่นได้ตามที่ต้องการ

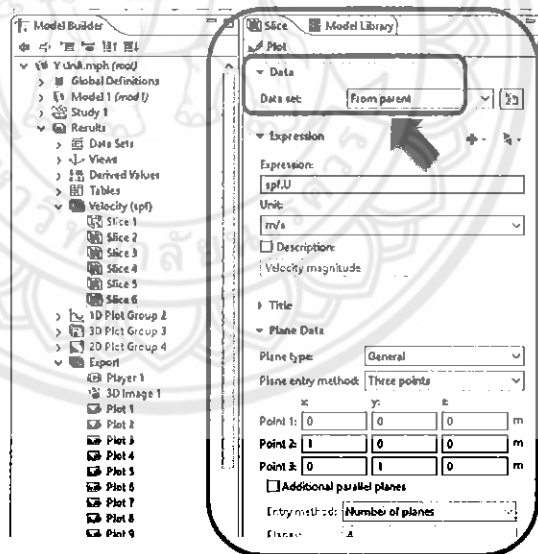


(a) การเลือกคำสั่ง Slice

(b) การเลือกคำสั่ง 3D Plot Group



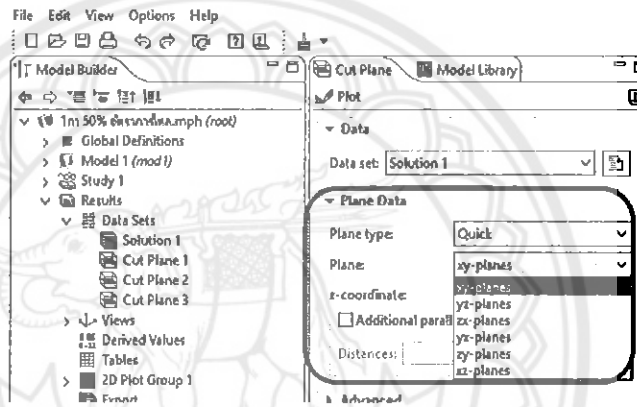
(c) การกำหนด Data set และ Time



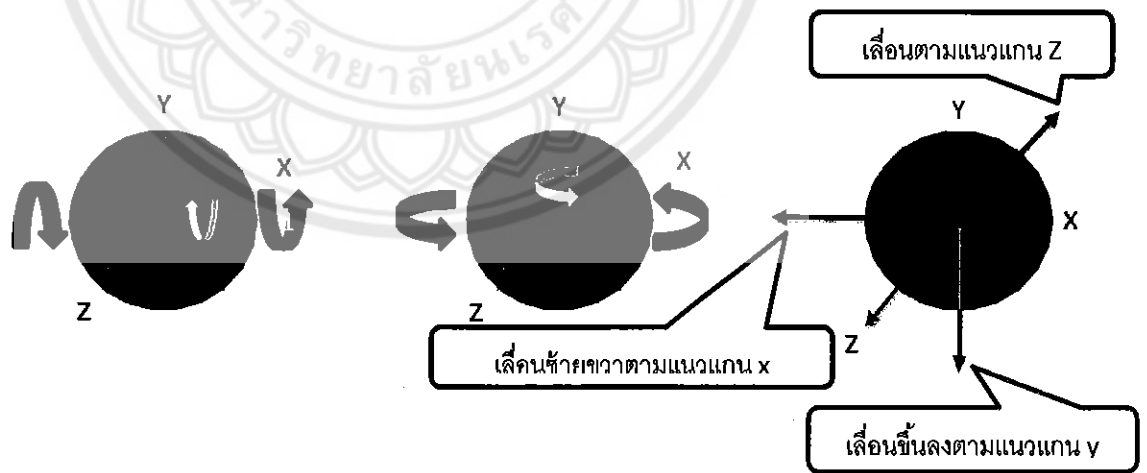
(d) การเลือก From parent

รูปที่ 3.26 การตั้งค่าตำแหน่งและเวลาที่ต้องการให้แสดงผลการคำนวณ

หลังจากนั้นภายใต้หน้าต่าง Slice ดังรูปที่ 3.27 กำหนดค่าต่าง ๆ ที่ Plane Data โดยที่ Plane type มี 2 แบบ ได้แก่ แบบ Quick คือ การกำหนดหน้าตัดอย่างง่าย เช่น ในระนาบ xy, xz ซึ่งในที่นี้เราใช้กับการกำหนดหน้าตัดที่หลอดเลือดหลัก ดังรูปที่ 3.27(a) และแบบ General คือ การกำหนดหน้าตัดแบบกำหนดเอง โดยที่เลือก Plane entry method เป็นแบบ three point ซึ่งบนหน้าตัดจะมีจุดอยู่ 3 จุด เราสามารถกำหนดค่าบนจุดต่าง ๆ เพื่อให้หน้าตัดเลื่อนซ้ายขวาขึ้นลง และหมุนตามแนวแกน x หรือ y ตามที่ต้องการดังรูปที่ 3.27(b) ซึ่งใช้กับหลอดเลือดสาขาทั้งสองสาขา ดังรูปที่ 3.27(c) ขั้นตอนสุดท้ายกดปุ่มพล็อต ดังรูปที่ 3.28 จะได้ผลของสนามความเร็วออกมาดังรูปที่ 3.29



(a) การกำหนดหน้าตัดที่หลอดเลือดหลัก



Point 3 (หมุนรอบแกน x)

Point 2 (หมุนรอบแกน y)

Point 1 (เลื่อนแกน x y z)

(b) การกำหนดค่าต่าง ๆ บน Plan Data แบบ General

▼ Expression

Expression:

Unit:

Description: Velocity magnitude

▼ Title

▼ Plane Data

Plane type:

Plane entry method:

	x	y	z	
Point 1:	0	0	-0.0032	m
Point 2:	1	0	0.577	m
Point 3:	0	1	0	m

Additional parallel planes

Number of planes:

Plane 1:

Interactive

Shift:

จำนวนหน้าตัดที่ต้องการแสดง

Plane type: มี 2 แบบ ได้แก่ แบบ Quick ใช้กับหลอดเลือดหลักและแบบ General ใช้กับหลอดเลือดสาขา

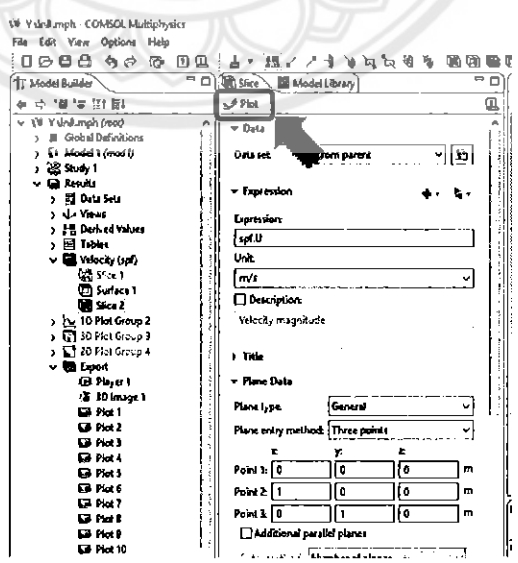
Plane entry method: มีสองแบบ ได้แก่ Three points กับ Point and normal เลือกแบบ Three points

บริเวณหลอดเลือดสาขาหน้าตัดไม่ตั้งฉากกับหลอดเลือดให้เลื่อน Point 2 ลงมาเป็นมุม 30° ให้ใส่ค่าไป 0.577 (tan30°) ซึ่งเป็นค่าที่ตั้งฉากกับหลอดเลือดสาขา

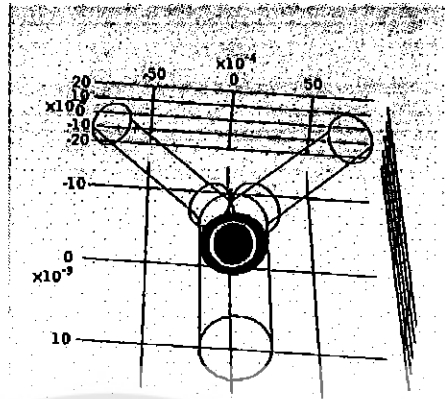
สามารถกำหนดให้ตำแหน่งหน้าตัดเลื่อนไปตามแนวแกน z

(c) การกำหนดหน้าตัดที่หลอดเลือดสาขา

รูปที่ 3.27 การกำหนดค่าต่าง ๆ ของการแสดงผลความเร็วแบบ Slice

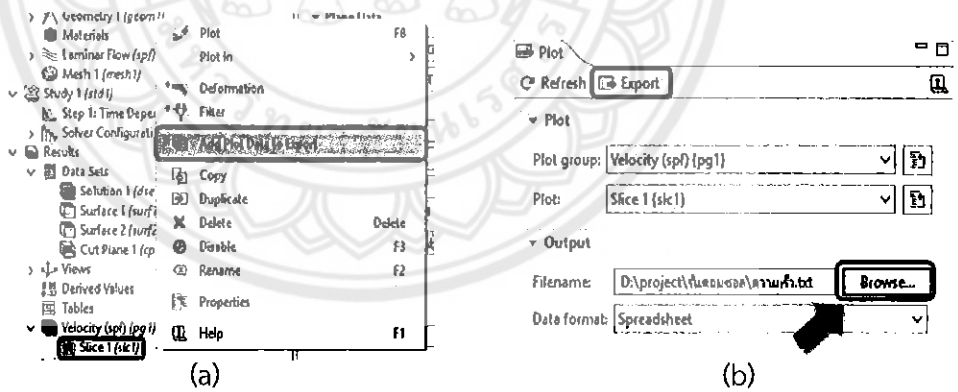


รูปที่ 3.28 การกดปุ่มพล็อตภายใต้หน้าต่าง Slice



รูปที่ 3.29 สนามความเร็วที่หน้าตัดบริเวณทางแยกของหลอดเลือด

(2) การดึงข้อมูลความเร็วจากหน้าตัดของหลอดเลือดเพื่อหาความเร็วตามแนวแกน x และ y ซึ่งนำมาใช้ในการหา Validation เริ่มจากภายใต้แถบ Velocity (spf) จากนั้นคลิกขวาที่ Slice แล้วเลือกที่ Add Plot Data to Export ดังรูปที่ 3.30 (a) เมื่อปรากฏหน้าต่าง Plot ขึ้นมา กดปุ่ม Browse ทำการดึงข้อมูลออกมาในรูปแบบ Spreadsheet ซึ่งข้อมูลจะมีลักษณะเรียงกันเป็นหลักและเป็นแถว แล้วจึงกด Export ดังรูปที่ 3.30 (b) โดยที่ข้อมูลที่ออกมาจะประกอบไปด้วยพิกัด x y z บนหน้าตัดและความเร็วที่พิกัดนั้น ๆ ดังรูปที่ 3.31



รูปที่ 3.30 ขั้นตอนการดึงข้อมูลออกจาก COMSOL

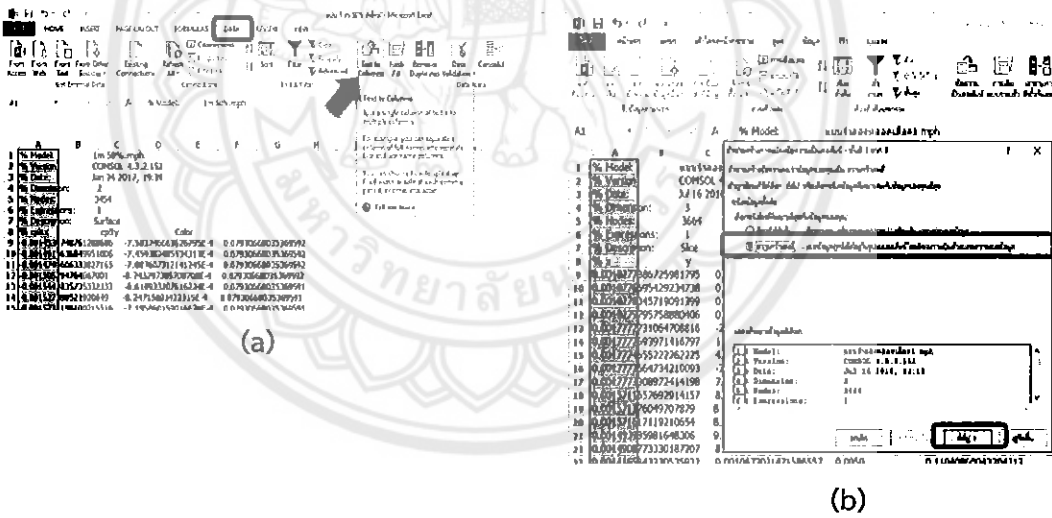
```

File Edit Format View Help
% Model:
Dimension: 3X Nodes: 3664X Expressions: 1X Description: SliceX x
y z Color: 0.0010272386725981795 0.001497009142719974
0.004999999999999999 0.102857839121001770.0010276595429234738 0.0014971518686341962 0.0050
0.102818782001164890.0010278345719891399 0.0014970476022987986 0.005000000000000001 0.1028249301131978
0.00102729795758888406 0.001496908137412824 0.0050 0.10282826879662550.00102772731064708816
2.5492200695485877E-7 0.0050 0.094389297878046320.0017772693971416797 1.9310134864204406E-7
0.005000000000000001 0.09431474034477070.001777465522262225 4.6648290515017665E-20 0.0050
0.094249590017204220.0017773564734210093 -7.947576277063557E-7 0.0050 0.0942604900144863
0.0017773308972414198 7.86629173797133E-7 0.0050 0.094270891451631620.0015711657692914157
8.258748380902225E-4 0.004999999999999999 0.10549919946944850.001571376049707879 8.260184998491238E-4
0.0050 0.10541079876290210.001571617119210654 0.256269632080789E-4 0.0050
0.105409883659129360.001493935981648306 9.468751072592483E-4 0.0050 0.1078737164921923
0.0014908773330107207 8.973700000256477E-4 0.0050 0.117371013021203870.0014165843238535932
0.0010672071471586557 0.0050 0.110408600432042130.001416453854742068 0.0010677973536008941
0.005000000000000001 0.11034494737795650.0014162490932444444 0.0010681169140912999 0.0050
0.110351472557454280.0014162410570248561 0.0010679068455673704 0.0050 0.11037641675816027
0.0014160444428954534 0.00106843630103793 0.004999999999999999 0.110350012239340050.001414511669352427
9.904610976832094E-4 0.0050 0.125219102647489220.0014101414881302327 9.69263569906098E-4
0.0050 0.129306519955927020.0013780988097941697 0.0010425122278755474 0.005000000000000001
0.126301365261280270.001415870095181447 0.001060317184320949 0.0050 0.11043125607506564
0.001444821558191468 9.383816977519834E-4 0.0050 0.124178913068410660.0013496841707910476

```

รูปที่ 3.31 ข้อมูลที่ดึงออกจาก COMSOL อยู่ในรูป Notepad

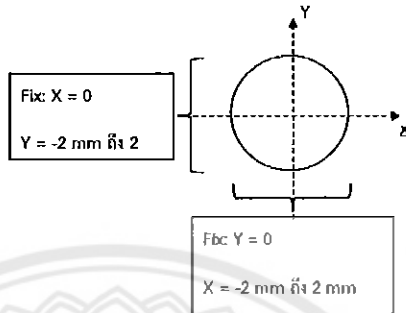
(3) ทำการคัดลอกข้อมูลทั้งหมดไปลงในโปรแกรม Excel เนื่องจากข้อมูลทั้งหมดใน Note pad จะอยู่ในเซลล์เดียวกันหมดต้องทำการแยกเซลล์ข้อมูลเป็นสี่เซลล์คือ x y z และความเร็ว โดยใช้คำสั่ง Text to columns เริ่มจากเลือกข้อมูลทั้งหมด จากนั้นไปที่แถบคำสั่ง Data > Text to columns ดังรูปที่ 3.32 (a) จากนั้นเลือกที่ความกว้างคงที่ (Fixed width) > Next > Finish ดังรูปที่ 3.32 (b)



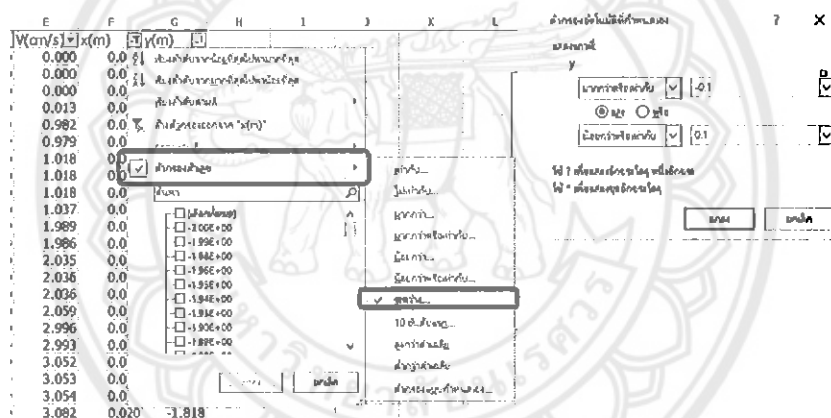
รูปที่ 3.32 การแยกเซลล์ข้อมูลจาก Notepad

(4) พล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วกับตำแหน่งต่าง ๆ บนหน้าตัดที่  $x = 0$  และที่ตำแหน่ง  $y = 0$  ดังรูปที่ 3.33 เริ่มจากการเลือกข้อมูล โดยครั้งแรก เลือกค่า  $x$  ที่  $y = 0$  ขั้นตอนคือ เลือกข้อมูลทั้งหมด > เลือกคำสั่ง Filter จากนั้นเลือกกรองที่ค่า  $y >$  ตัวกรองตัวเลข > ระหว่าง > มากกว่าหรือเท่ากับ  $-0.1 >$  น้อยกว่าหรือเท่ากับ  $0.1 >$  ตกลง โดยที่เลือกช่วงระหว่าง  $-0.1$  ถึง  $0.1$  เพราะว่าเป็นช่วงที่ค่าใกล้เคียง 0 มากที่สุดที่ยังปรากฏค่าความเร็ว เนื่องจากที่ตำแหน่ง  $y = 0$  ไม่มีค่าความเร็ว ซึ่งจะได้ค่าข้อมูลตามแนวแกน  $x$  ที่  $y = 0$  ดังรูปที่ 3.34 จากนั้นนำไปพลอตกราฟ โดยให้แกน  $x$  เป็นระยะทางตาม

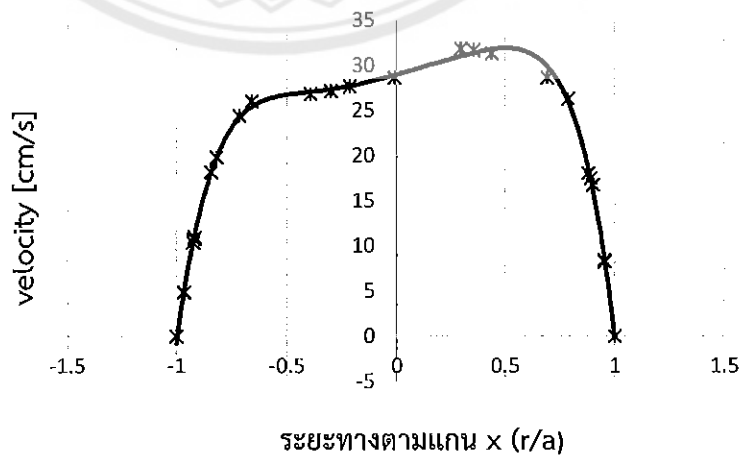
แนวแกน  $x$  ที่  $y = 0$  และทำให้เป็นตัวแปรไร้หน่วยโดยการเอาไปหารกับ 2 ซึ่งเป็นรัศมีสูงสุดจากจุดศูนย์กลาง ไปถึงผนังหลอดเลือด และสำหรับแกน  $y$  เป็นค่าความเร็ว ซึ่งจะได้กราฟดังรูปที่ 3.35 จากนั้นทำแบบเดิมอีกครั้งแต่เลือกค่า  $y$  ที่  $x = 0$



รูปที่ 3.33 ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว กับตำแหน่งบนหน้าตัด



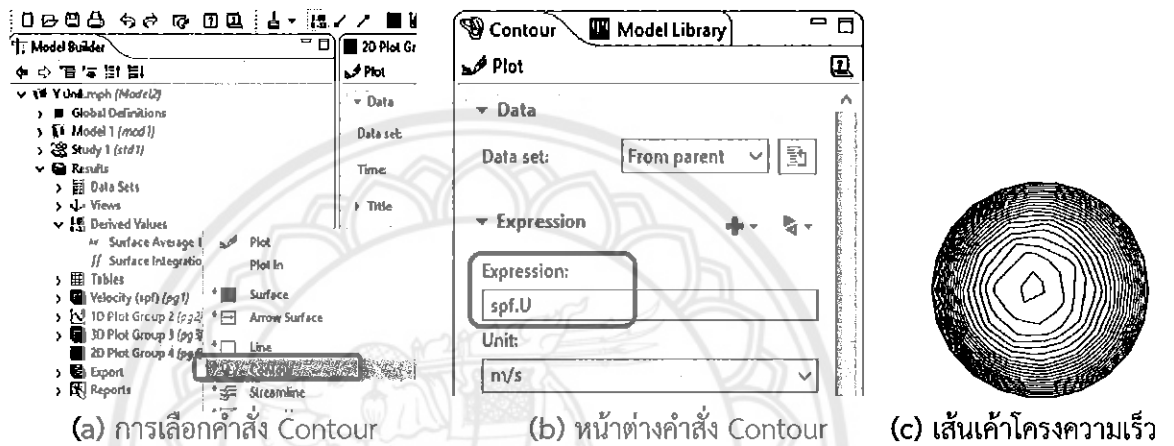
รูปที่ 3.34 การเลือกข้อมูล



รูปที่ 3.35 ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็ว กับ ระยะทางตามแกน  $x$  ที่  $y = 0$

3.2.1.2 การหาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour)

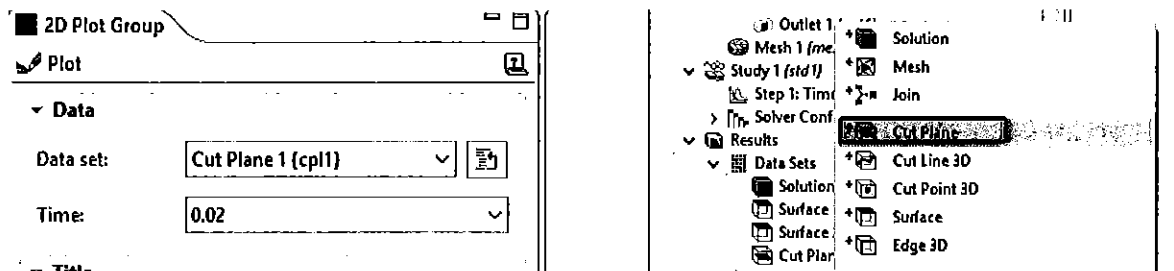
(1) ภายใต้อัน Model Builder ไปที่ Result คลิกขวาที่ 2D Plot Group และคลิกขวาเลือก Contour ดังรูปที่ 3.36 (a) จะปรากฏหน้าต่าง Contour ดังรูปที่ 3.36 (b) จากนั้นที่ Data set เลือกเป็น From parent และกำหนด Expression เป็นความเร็ว spf.U ซึ่งแสดงขนาดความเร็วแบบสเกลลาร์ จากนั้นกด Plot จะได้เส้นเค้าโครงความเร็วดังรูปที่ 3.36 (c)



(a) การเลือกคำสั่ง Contour (b) หน้าต่างคำสั่ง Contour (c) เส้นเค้าโครงความเร็ว

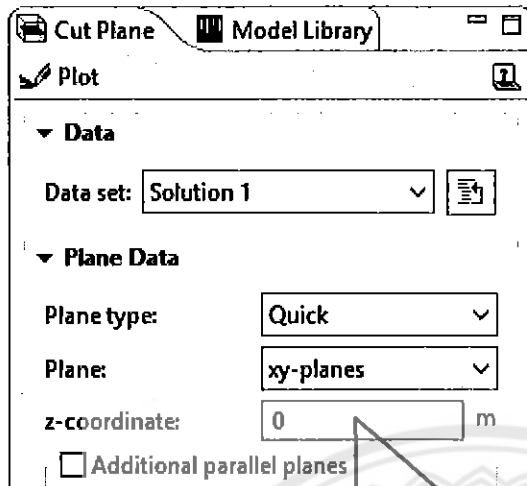
รูปที่ 3.36 การใช้คำสั่งเพื่อหาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour)

(2) คลิกที่คำสั่ง 2D Plot Group อีกครั้งปรากฏหน้าต่าง 2D Plot Group ดังรูปที่ 3.37 (a) ให้ตั้งค่า Data set เป็น Cut Plane ซึ่งคือพื้นที่หน้าตัดหลอดเลือดหลัก หลอดเลือดสาขาหลัก หลอดเลือดสาขารองที่เรากำหนด โดยไปเลือกพื้นที่หน้าตัดที่คำสั่ง Result > Data Sets และคลิกขวาเลือก Cut Plane ดังรูปที่ 3.37 (b) ซึ่งจะปรากฏหน้าต่าง Cut Plane ดังรูปที่ 3.37 (c) จากนั้นที่แถบ Plane Data กำหนด Plane Type เป็นแบบ Quick สำหรับหลอดเลือดหลัก และกำหนดเป็นแบบ General สำหรับหลอดเลือดสาขา ดังรูปที่ 3.37 (d) สำหรับรายละเอียดการกำหนด Data set ได้กล่าวไปแล้วในหัวข้อ 3.2.1.1 เมื่อกำหนดค่าต่าง ๆ เสร็จแล้ว จะแสดงหน้าตัดดังรูปที่ 3.38



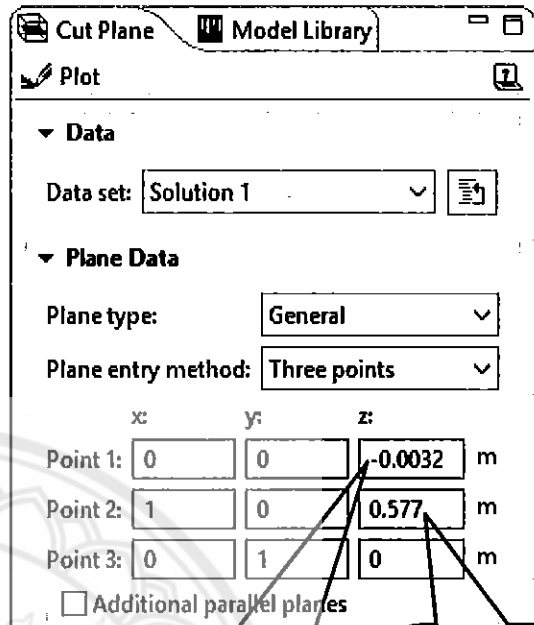
(a) หน้าต่างคำสั่ง 2D Plot Group (b) การเลือก Data set เป็น Cut Plane





กำหนดระยะทางตามแนวแกน z เพื่อเลือกตำแหน่งหน้าตัดที่ต้องการ

(c) การเลือก Plane type สำหรับหลอดเลือดหลัก

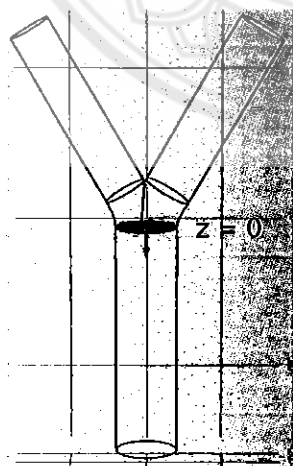


กำหนดระยะทางตามแนวแกน z เพื่อเลือกตำแหน่งหน้าตัดที่ต้องการ

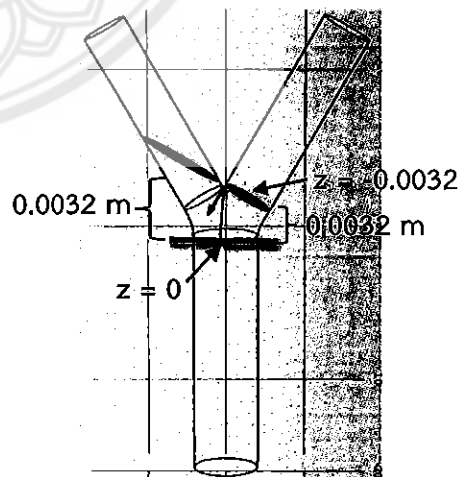
คำนวณ  $\tan 30^\circ$  เพื่อปรับให้หน้าตัดตั้งฉากกับหลอดเลือดสาขาหลัก

(d) การเลือกชนิดของระนาบ (Plane type) สำหรับหลอดเลือดสาขา

รูปที่ 3.37 การเลือกตำแหน่งหน้าตัดบนหลอดเลือด




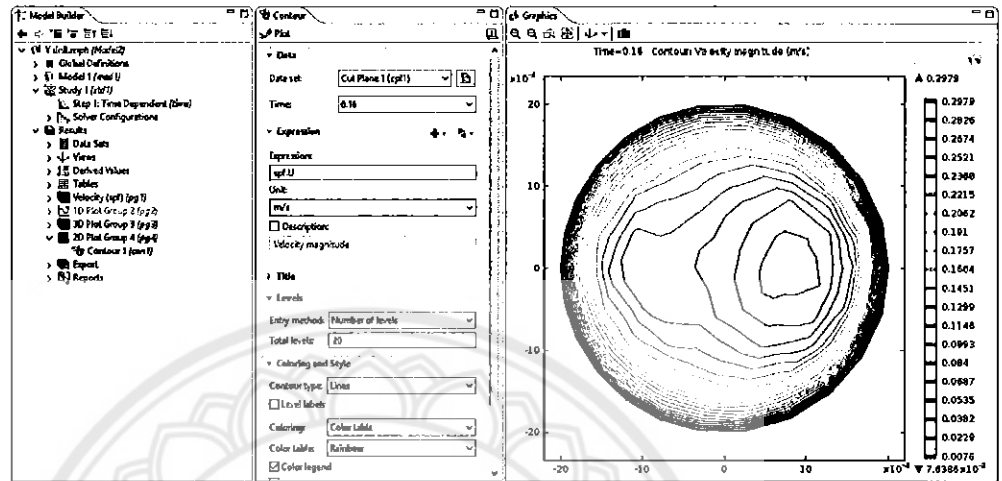
(a) การ Cut Plane ที่หลอดเลือดหลัก



(b) การ Cut Plane ที่หลอดเลือดสาขา


รูปที่ 3.38 การ Cut Plane ที่หลอดเลือด

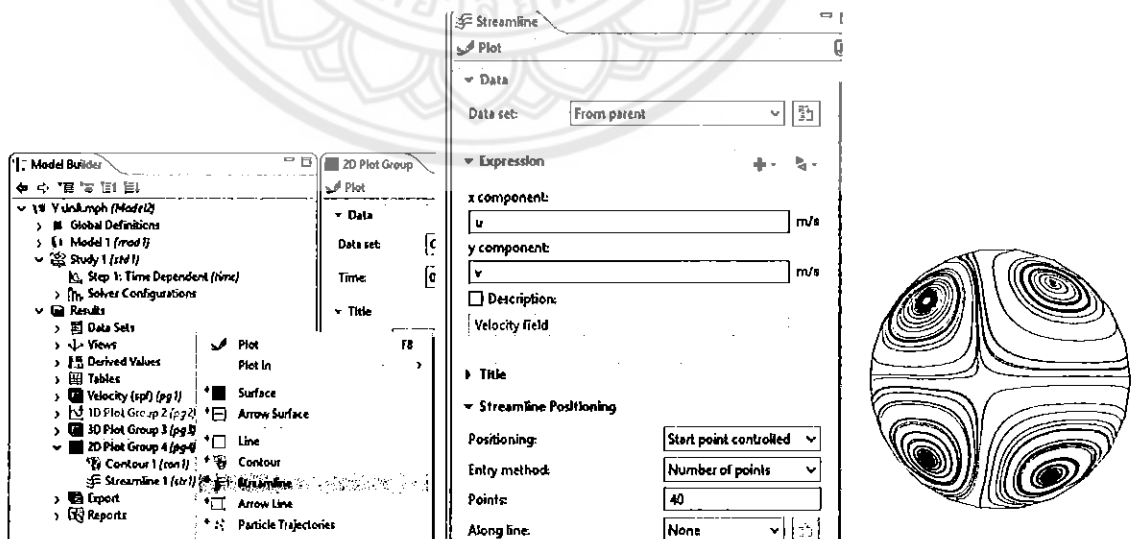
(3) เมื่อทำการตั้งค่าหน้าตัดเรียบร้อยแล้ว คลิกที่คำสั่ง 2D Plot Group เลือกเวลาที่ต้องการจากนั้นกด  Plot ซึ่งจะได้ผลดังแสดงในรูปที่ 3.39



รูปที่ 3.39 การพล็อตเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour)

### 3.2.1.3 การแสดงเส้นกระแสการไหล (Streamline) กับ Vector Plot

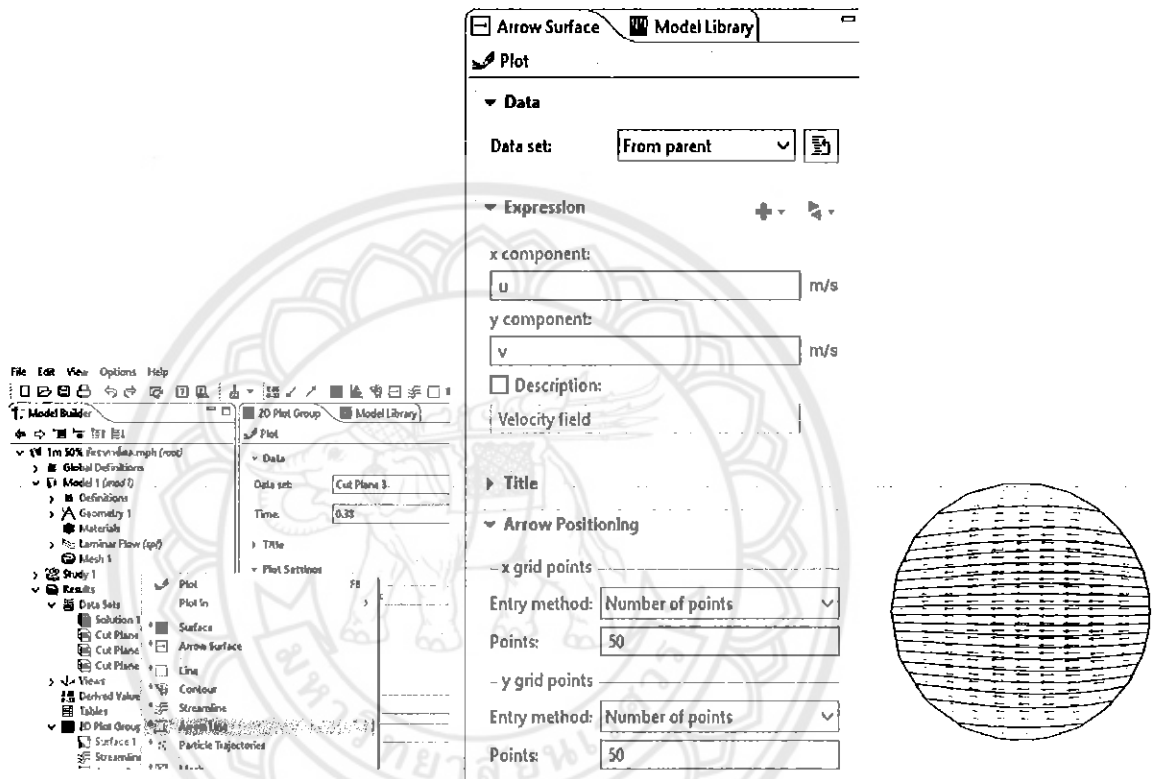
(1) ภายใต้อัน Model Builder ไปที่ Result คลิกขวาที่ 2D Plot Group และคลิกขวาเลือก Streamline ดังรูปที่ 3.40 (a) ซึ่งจะปรากฏหน้าต่าง Streamline ดังรูปที่ 3.40 (b) จากนั้นที่ Streamline Positioning เปลี่ยนค่า Points ให้เป็น 40 เพื่อเพิ่มเส้นให้เห็นอย่างชัดเจนมากขึ้น (หมายเหตุ ผู้ใช้สามารถกำหนดจำนวนเส้นได้ทันที) แล้วทำการกด  Plot จะได้ผลดังรูปที่ 3.40 (c)



(a) การเลือกคำสั่ง Streamline (b) หน้าต่างคำสั่ง Streamline (c) การพล็อตเส้น Streamline

รูปที่ 3.40 การพล็อตเส้นกระแสการไหล (Streamline)

(2) ภายใต้แถบ Model Builder ไปที่ Result คลิกขวาที่ 2D Plot Group และคลิกขวาเลือก Arrow Surface ดังรูปที่ 3.41 (a) ซึ่งจะปรากฏหน้าต่าง Arrow Surface ดังรูปที่ 3.41 (b) จากนั้นที่ Arrow Surface Positioning เปลี่ยนค่า x grid points กับ y grid Points ให้เป็น 50 เพื่อให้เห็นขนาดและทิศทางชัดเจนมากขึ้น แล้วทำการกดพล็อตจะได้ผลดังรูปที่ 3.41 (c)

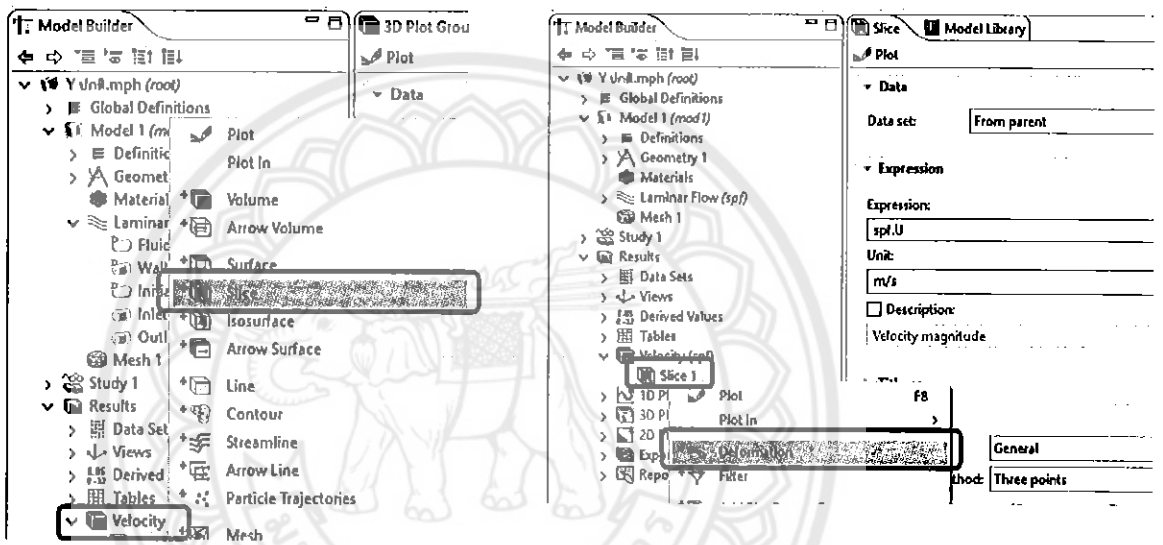


(a) การเลือกคำสั่ง Arrow Surface (b) หน้าต่างคำสั่ง Arrow Surface (c) การพล็อตเวกเตอร์

รูปที่ 3.41 การพล็อต Vector Plot

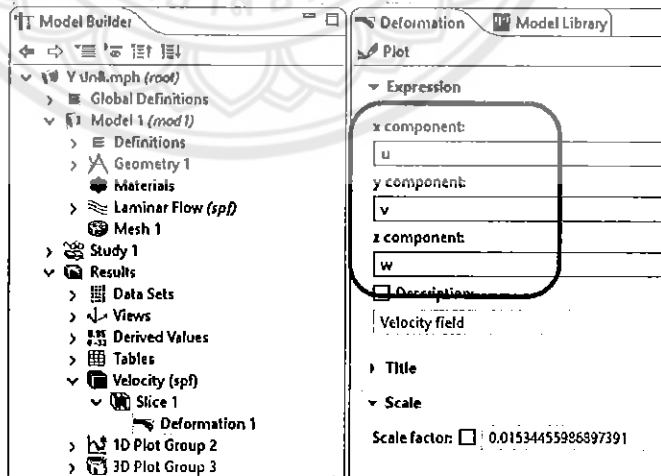
### 3.2.1.4 การแสดงเส้นโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile)

(1) ภายใต้อินเตอร์เฟซ Model Builder ไปที่ Result คลิกขวาที่ Velocity (spf) และคลิกที่ Slice จะปรากฏหน้าต่าง Slice ขึ้นมาดังรูปที่ 3.42 (a) จากนั้นคลิกขวาที่คำสั่ง Slice เลือก Deformation ดังรูปที่ 3.42 (b) เมื่อปรากฏหน้าต่าง Deformation ขึ้นมาไปที่คำสั่ง Expression กำหนดให้ x component เป็น u, y component เป็น v และ z component เป็น w จากนั้นนำหนด Scale Factor ตามความเหมาะสม แล้วทำการกดพล็อต ดังรูปที่ 3.42 (c)



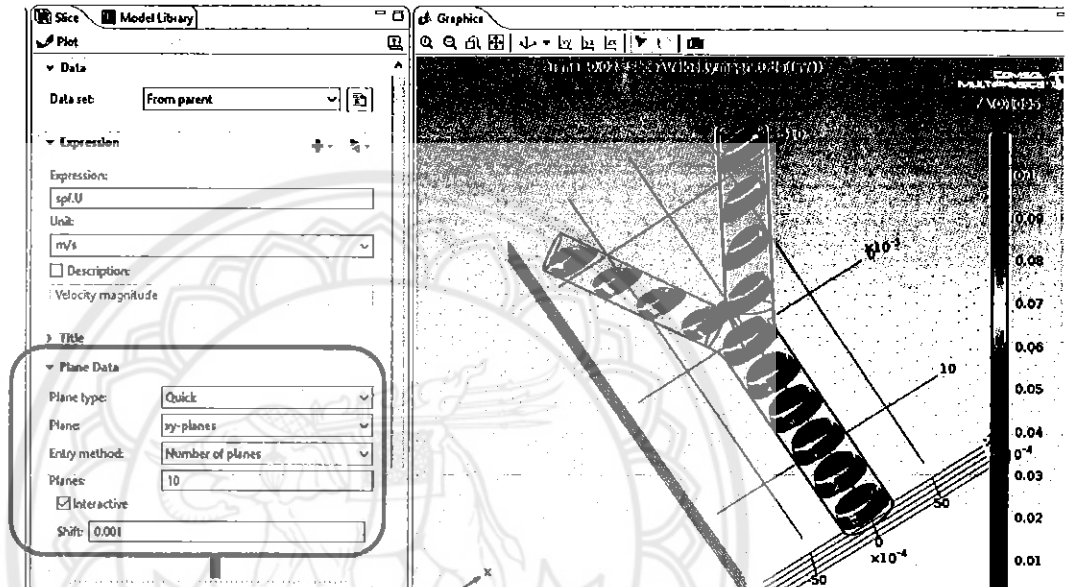
(a) การเลือกคำสั่ง Slice

(b) การเลือกคำสั่ง Deformation

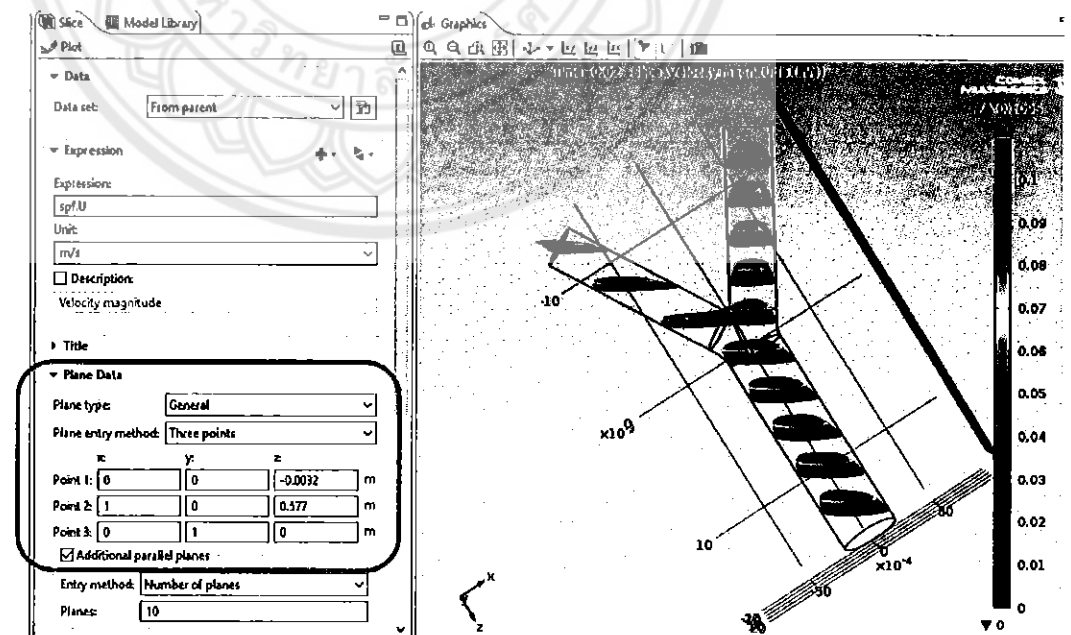


(c) การกำหนดคำสั่ง Expression

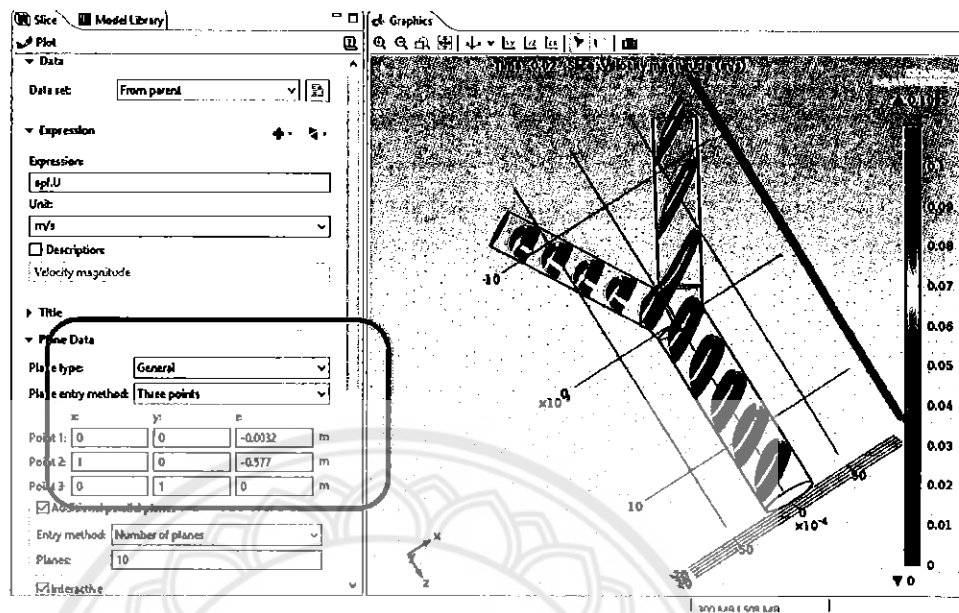
(2) คลิกที่คำสั่ง Slice อีกครั้งปรากฏหน้าต่าง Slice โดยที่กำหนด Data Sets เป็น From parent และกำหนด Expression เป็น  $\text{spf.U}$  จากนั้นตั้งค่า Plane Data ให้ตั้งฉากกับหลอดเลือดสำหรับหลอดเลือดหลัก สาขาหลัก และสาขารอง ดังในรูปที่ 3.43 (d) 3.43 (e) และ 3.43 (f) ตามลำดับขั้นตอนสุดท้ายนำรูปโปรไฟล์ความเร็วที่หลอดเลือดแต่ละด้านมาตัดต่อในโปรแกรม Photoshop



(d) การกำหนด Plane Data สำหรับหลอดเลือดหลัก



(e) การกำหนด Plane Data สำหรับหลอดเลือดสาขาหลัก

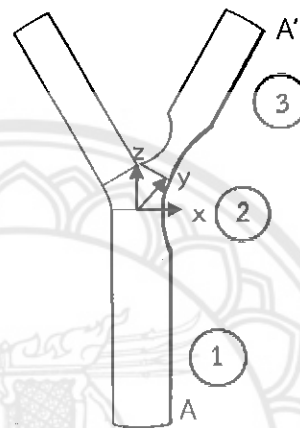


(f) การกำหนด Plane Data สำหรับหลอดเลือดสาขารอง

รูปที่ 3.42 การแสดงผลการคำนวณในรูปแบบโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile)

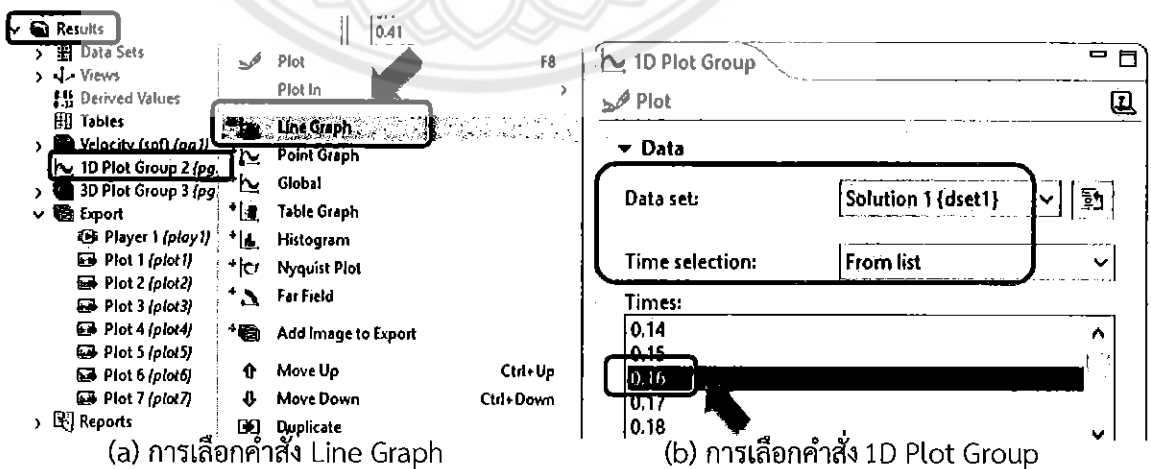
### 3.2.2 การหาค่าความเค้นเฉือนที่ผนังหลอดเลือดด้านต่าง ๆ

ขั้นตอนการหาค่าอัตราเฉือน (Shear Rate) และความหนืดพลวัต (Dynamic Viscosity) มีความคล้ายกันกับการหาสนามความเร็ว โดยการหาค่าดังกล่าวได้แบ่งเป็นช่วงคือ บริเวณหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ และหลอดเลือดตีบ ยกตัวอย่างวิธีทำของหลอดเลือด 1m ตีบ 50% ด้าน A-A' ที่ Peak Systole ดังรูปที่ 3.43 ดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.43 หลอดเลือด 1m ตีบ 50%

(1) เลือกที่คำสั่ง Result ภายใต้หน้าต่าง Model Builder จากนั้นคลิกขวา > 1D Plot Group > คลิกขวา เลือก Line Graph ดังรูปที่ 3.44 (a) เพื่อหาค่า Shear Rate และ Dynamic Viscosity (บริเวณช่วงที่ 1 ในรูปที่ 3.43) จากนั้นเมื่อปรากฏหน้าต่าง 1D Plot Group เลือก Data Set เป็น Solution และเลือก Time Selection เป็น From list จากนั้นเลือกช่วงเวลาเป็น 0.16 ซึ่งตรงกับ Peak Systole ดังรูปที่ 3.44 (b)

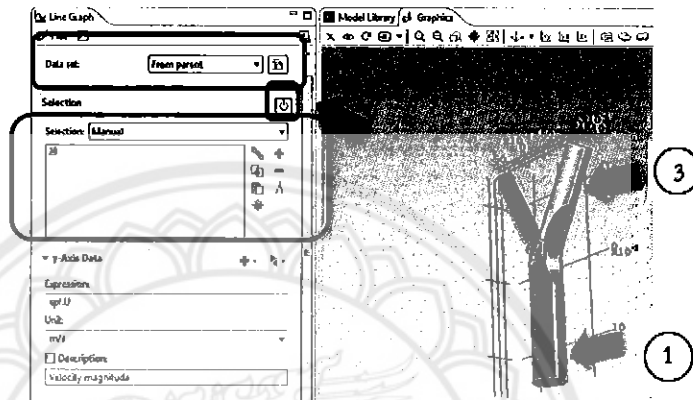


(a) การเลือกคำสั่ง Line Graph

(b) การเลือกคำสั่ง 1D Plot Group

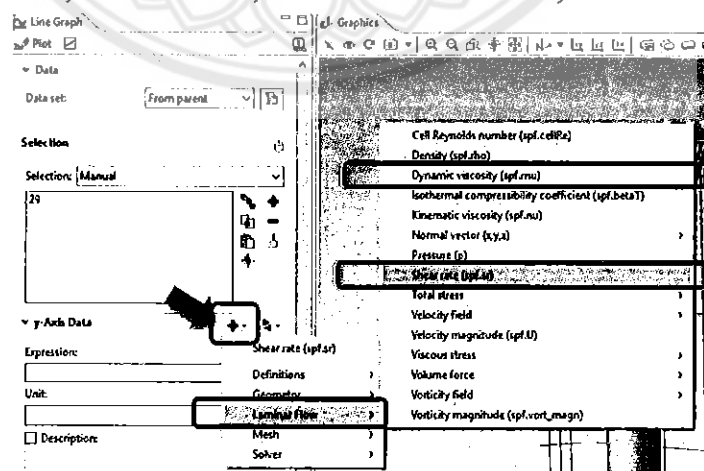
รูปที่ 3.44 การตั้งค่าเพื่อหา Shear Rate และ Dynamic Viscosity

(2) การเลือกตำแหน่งของข้อมูลช่วงที่ 1 และ 3 ซึ่งเป็นเส้นตรง สามารถกระทำได้โดย ภายใต้หน้าต่าง Line Graph ที่คำสั่ง Data set เลือกเป็น From parent และที่คำสั่ง Selection เลือกเป็น Manual เพื่อเลือกเส้นที่ต้องการ จากนั้นเลือกเส้นช่วงที่ 1 ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตามที่ลูกศรชี้ ซึ่งจะแสดงออกมาเป็นเส้นหมายเลข 29 แล้วจึงกดเครื่องหมายบวก ดังรูปที่ 3.45 (สำหรับหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบในช่วงที่ 3 ทำเช่นเดียวกันกับช่วงที่ 1) สำหรับการเลือกข้อมูลช่วงที่ 2 ซึ่งเป็นส่วนโค้งจะแสดงการเลือกข้อมูลในข้อที่ (4)



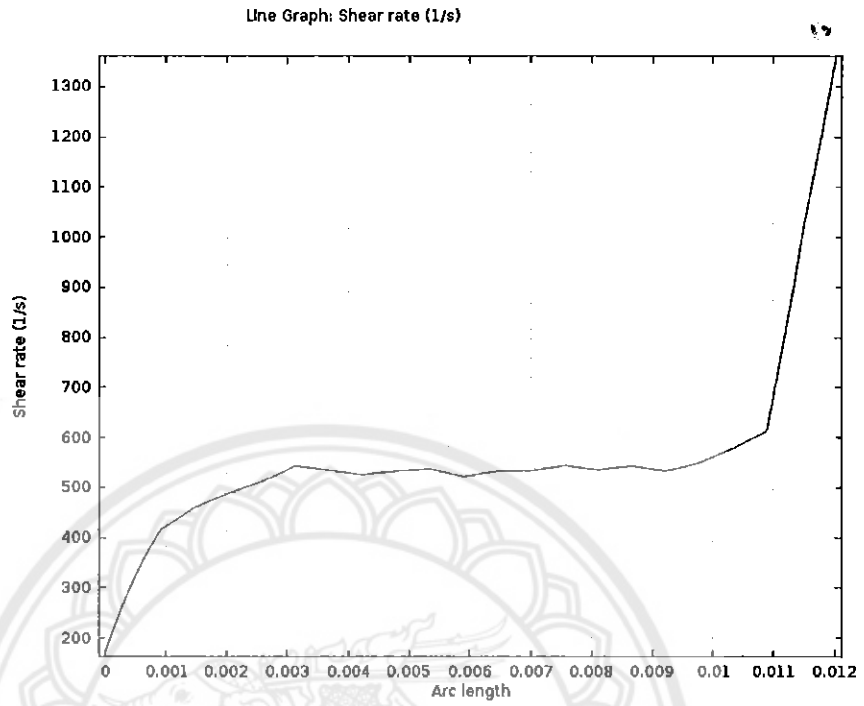
รูปที่ 3.45 การเลือกเส้นในช่วงที่ 1 (บริเวณหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ)

(3) การหาค่า Shear Rate ของช่วงที่ 1 และ 3 ทำได้โดยกำหนดข้อมูลแกน y ด้วยคำสั่ง y-Axis Data ภายใต้หน้าต่าง Line Graph จากนั้นคลิกที่เครื่องหมาย  $\times$  (Replace Expression) > Laminar Flow > Shear rate ดังรูปที่ 3.46 สำหรับข้อมูลแกน x ใช้คำสั่ง x-Axis Data ให้เลือกเป็น Arc length ซึ่งหมายถึงการอินทิเกรตค่า ds ระยะทางเล็ก ๆ ไปตลอดความยาวเส้น และเมื่อกด  $\times$  Plot จะได้กราฟ Shear Rate ออกมาดังรูปที่ 3.47 สำหรับการหาค่า Dynamic Viscosity ให้ทำเหมือนกัน เพียงแค่เปลี่ยนข้อมูลแกน y ในรูปที่ 3.47 เป็น Dynamic Viscosity เมื่อกด Plot จะได้กราฟ Dynamic Viscosity ออกมาดังรูปที่ 3.48

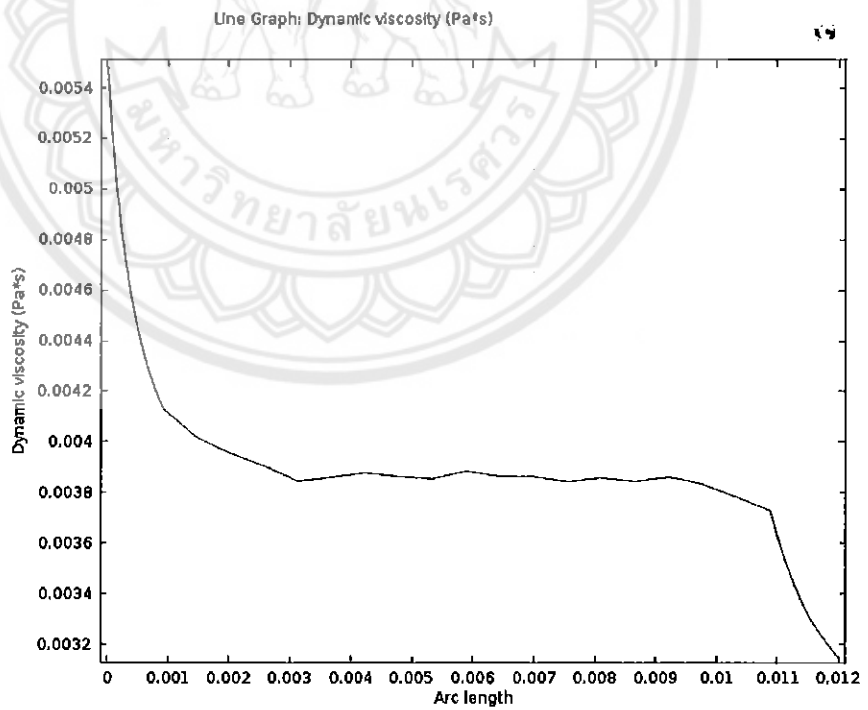


รูปที่ 3.46 การเลือกข้อมูลสำหรับแกน x และแกน y



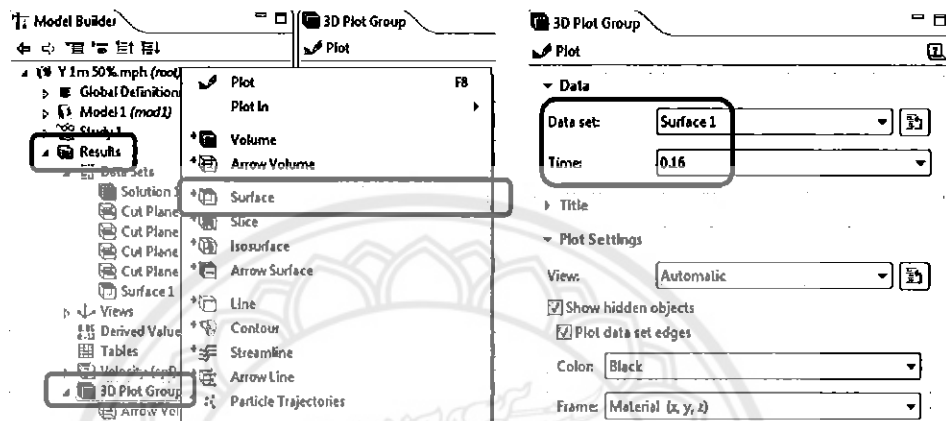


รูปที่ 3.47 ความสัมพันธ์ระหว่าง Shear Rate กับ Arc length



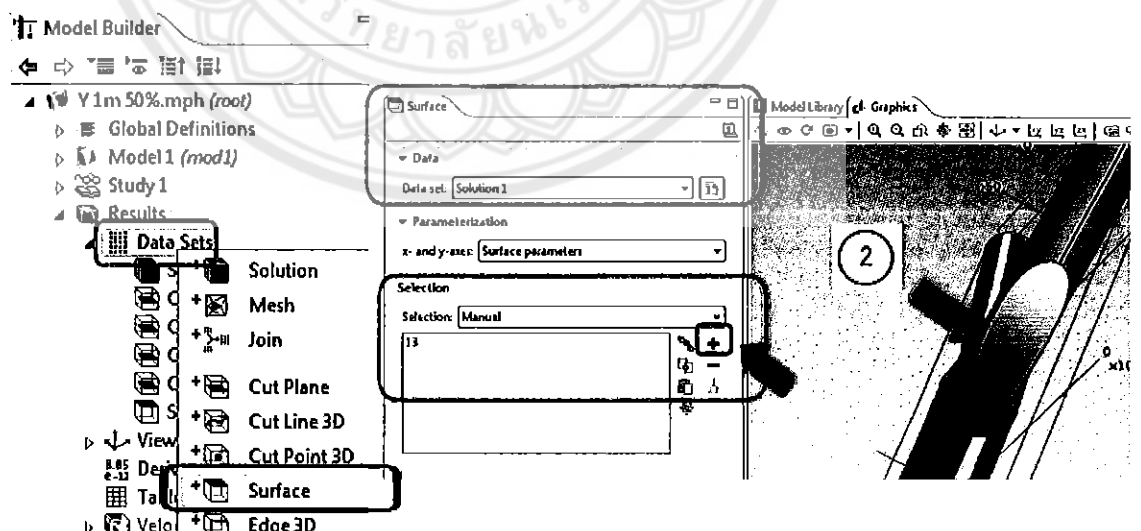
รูปที่ 3.48 ความสัมพันธ์ระหว่าง Dynamic Viscosity กับ Arc length

(4) สำหรับช่วงที่ 2 ของหลอดเลือด ซึ่งเป็นส่วนที่ตีบและเป็นบริเวณที่โค้ง ในการหาค่า Shear Rate และ Dynamic Viscosity ให้เลือกที่คำสั่ง Result ภายใต้หน้าต่าง Model Builder จากนั้นคลิกขวา > 3D Plot Group แล้วคลิกขวา > Surface และเมื่อแถบหน้าต่าง 3D Plot Group ปรากฏขึ้นมา ให้กำหนด Data set เป็น surface และกำหนด Time ในที่นี้เป็น 0.16 s ซึ่งตรงกับ Peak Systole ดังรูปที่ 3.49



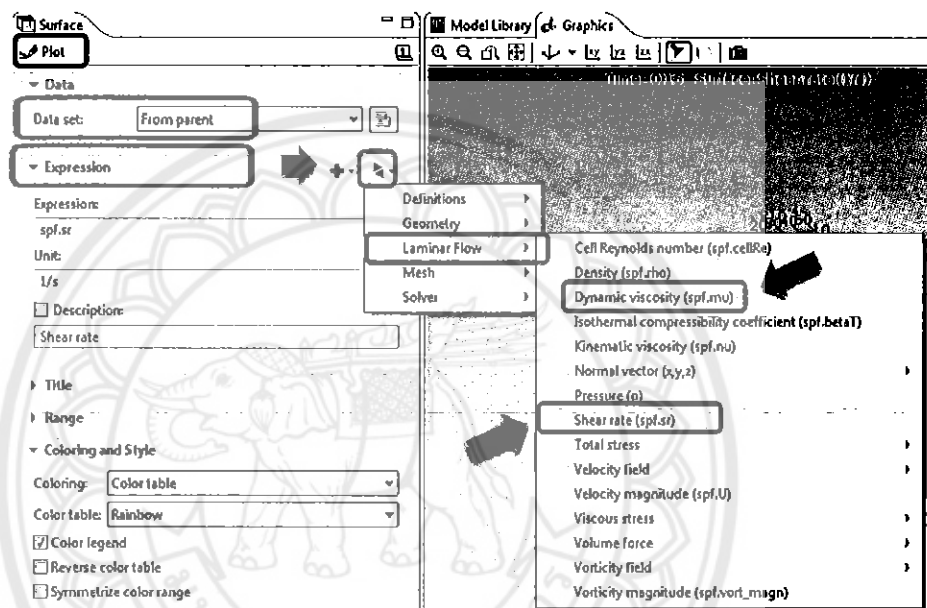
รูปที่ 3.49 การตั้งค่าเพื่อหา Shear Rate และ Viscosity สำหรับบริเวณหลอดเลือดตีบ

(5) การเลือกตำแหน่งข้อมูลให้ไปที่คำสั่ง Data Sets ภายใต้แถบ Model Builder จากนั้นคลิกขวาที่ Data Sets > Surface และเมื่อปรากฏหน้าต่าง Surface ขึ้นมา ที่ Selection เลือกเป็น Manual จากนั้นกดเลือกพื้นผิวตามที่ลูกศรชี้ (หมายเลขที่ 13) แล้วกดที่เครื่องหมายบวก ดังรูปที่ 3.50

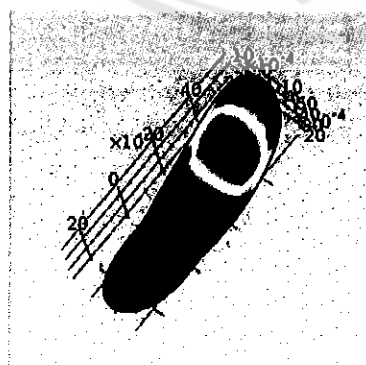


รูปที่ 3.50 การตั้งค่า Data set บริเวณหลอดเลือดตีบ

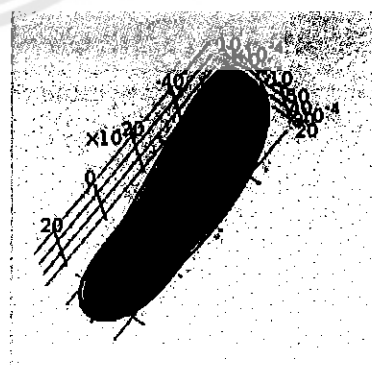
(6) ภายใต้หน้าต่าง Surface ที่ Data set เลือกเป็น From parent และที่ Expression ให้คลิกที่เครื่องหมาย  $\oplus$  (Replace Expression) > Laminar Flow เลือก Shear rate ดังรูปที่ 3.51 เมื่อกดพล็อต จะได้ผลดังรูปที่ 3.52 (a) สำหรับการหาค่า Dynamic Viscosity ให้ทำเหมือนกันกับข้างต้น แต่เปลี่ยน Expression เป็น Dynamic Viscosity ซึ่งจะได้ผลดังรูปที่ 3.52 (b)



รูปที่ 3.51 การเลือกผลการคำนวณให้แสดงผลเป็น Shear Rate



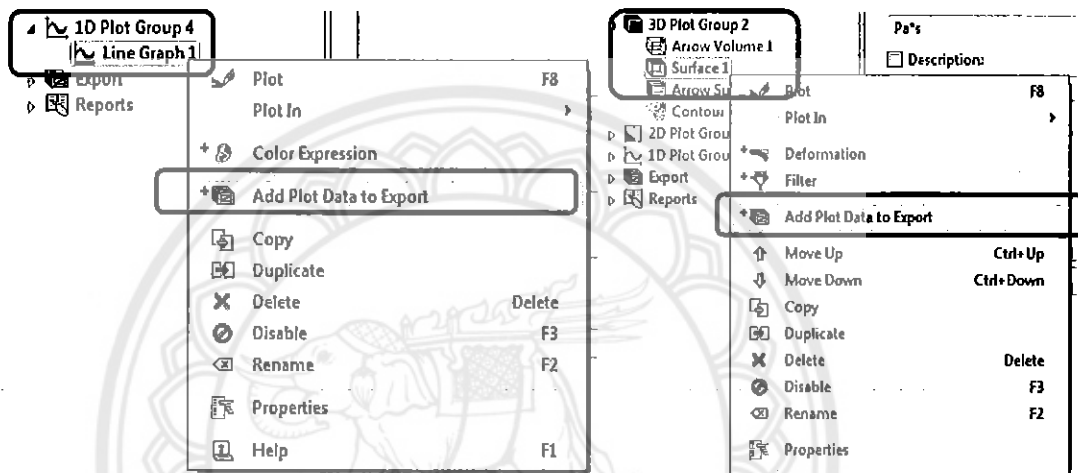
(a) Shear Rate



(b) Dynamic Viscosity

รูปที่ 3.52 ผลการคำนวณบนพื้นที่ส่วนโค้งในรูปแบบ Shear Rate และ Dynamic Viscosity

(7) หลังจากที่เราหาค่า Shear Rate และ Dynamic Viscosity ด้าน A-A' ดังรูปที่ 3.43 ครบทั้งสามช่วงแล้ว จากนั้นเป็นการ Export ข้อมูลแต่ละช่วงออกมาเป็นไฟล์ Spreadsheet ซึ่งรูปที่ 3.53 (a) เป็นวิธีการสำหรับหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ (บริเวณช่วงที่ 1, 3) ซึ่งเป็นข้อมูลจาก 1D Plot Group มีลักษณะหนึ่งมิติ คือ มีข้อมูลแกน x และ Shear Rate/Dynamic Viscosity และสำหรับรูปที่ 3.53 (b) เป็นวิธีการสำหรับหลอดเลือดบริเวณตีบ (บริเวณช่วงที่ 2) เป็นข้อมูลจาก 3D Plot Group มีลักษณะสามมิติ คือ มีข้อมูลแกน x, y, z และ Shear Rate/Dynamic Viscosity แล้วบันทึกไว้



(a) ช่วงหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ

(b) ช่วงหลอดเลือดตีบ

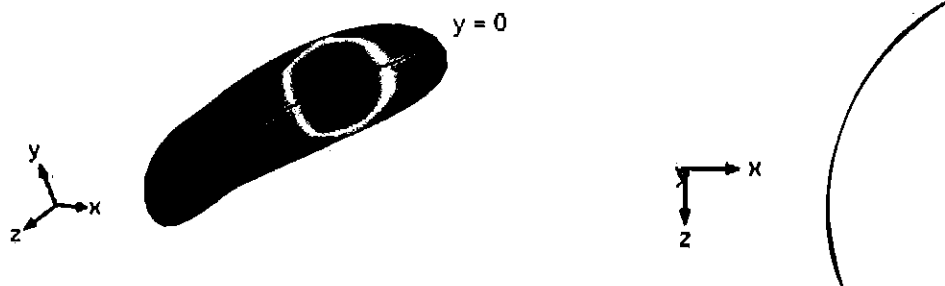
รูปที่ 3.53 การ Export ข้อมูล Shear Rate และ Dynamic Viscosity

(8) คัดลอกข้อมูลจากข้อที่ 7 เข้าโปรแกรม Excel สำหรับช่วงหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ (บริเวณช่วงที่ 1, 3) ให้คัดลอกข้อมูล Shear Rate และ Dynamic Viscosity ไปไว้ที่หน้าเดียวกัน โดยข้อมูลทั้งสองต้องเป็นข้อมูลที่ตำแหน่งเดียวกันสังเกตได้จากค่าแกน x ต้องเหมือนกัน จากนั้นให้แยกเซลล์ข้อมูลเหมือนกันกับขั้นตอนการหาความเร็วในรูปที่ 3.32 เพราะข้อมูลในตอนแรกจะอยู่ในเซลล์เดียวกันหมด ขั้นตอนต่อมาให้นำค่า Shear Rate กับ Dynamic Viscosity มาคูณกันก็จะได้ค่า WSS ดังรูปที่ 3.54

	A	B	C	D
1	x	shear rat	Mue	WSS
2	0	28.5304225	0.0117919	0.33642856
3	9.31E-05	49.9222103	0.0091603	0.45730415
4	1.86E-04	72.8002656	0.0077626	0.56512106
5	2.79E-04	96.9089281	0.0068842	0.66713812
6	3.72E-04	122.242111	0.0062714	0.7666255
7	4.65E-04	148.854056	0.0058138	0.86541365
8	5.58E-04	176.824397	0.0054557	0.9647013
9	6.51E-04	206.231995	0.0051656	1.065314
10	7.45E-04	234.166785	0.0049455	1.15808199
11	8.39E-04	262.327492	0.0047626	1.24936423
12	9.33E-04	290.63774	0.004608	1.33925037
13	0.00102724	319.05904	0.0044753	1.4278833
14	0.00112117	347.565353	0.00436	1.51539223
15	0.00121511	376.138465	0.0042588	1.60189093
16	0.00130905	404.884856	0.0041687	1.68783399
17	0.00140298	414.658666	0.0041403	1.71683009
18	0.00149692	424.385666	0.0041132	1.74558125
19	0.00159086	434.184894	0.0040868	1.77444284
20	0.00168479	444.055877	0.0040612	1.80341496
21	0.00177873	453.998219	0.0040364	1.83249788
22	0.00187267	464.011591	0.0040122	1.86169204
23	0.0019666	474.093272	0.0039886	1.89099086
24	0.00206054	481.558104	0.0039717	1.91262554
25	0.00215448	488.626303	0.0039561	1.93306555
26	0.00224842	495.326396	0.0039416	1.95240145
27	0.00234235	501.686267	0.0039282	1.97072061

รูปที่ 3.54 การหาค่า WSS ในช่วงหลอดเลือดที่ไม่มีการตีบ

สำหรับข้อมูลช่วงหลอดเลือดตีบ (บริเวณช่วงที่ 2) ให้เปิด Excel ขึ้นมาอีกหน้าต่างหนึ่งคัดลอกข้อมูล Shear Rate และ Dynamic Viscosity มาไว้หน้าเดียวกัน จากนั้นนำค่าทั้งสองมาคูณกันจะได้ค่าความเค้นเฉือน ซึ่งข้อมูลทั้งหมดเป็นข้อมูลสามมิติต้องการเลือกค่า โดยวิธีการ คือ เลือกข้อมูลทั้งหมดแล้วใช้คำสั่งตัวกรอง กรองข้อมูลแกน y ให้เลือกค่าระหว่าง -0.0001 m ถึง 0.0001 m ซึ่งจะได้ค่าตามเส้นสีแดงดังรูปที่ 3.55 (a) ซึ่งก็คือค่า WSS ที่  $y = 0$  ที่พิกัด x, z ต่าง ๆ สามารถสังเกตได้อีกมุมมองดังรูปที่ 3.55 (b) และเมื่อนำค่าไปพลอตกราฟ ให้ใช้ข้อมูลแกน z เป็นแกนนอน และ WSS เป็นแกนตั้งดังรูปที่ 3.56



(a) การเลือกค่า WSS ที่  $y = 0$

(b) ค่า WSS ที่  $y = 0$  ที่ (x, z) ต่าง ๆ

รูปที่ 3.55 การเลือกค่าสำหรับหลอดเลือดบริเวณตีบ

กรองค่า y ระหว่าง -0.0001 m ถึง 0.0001 m

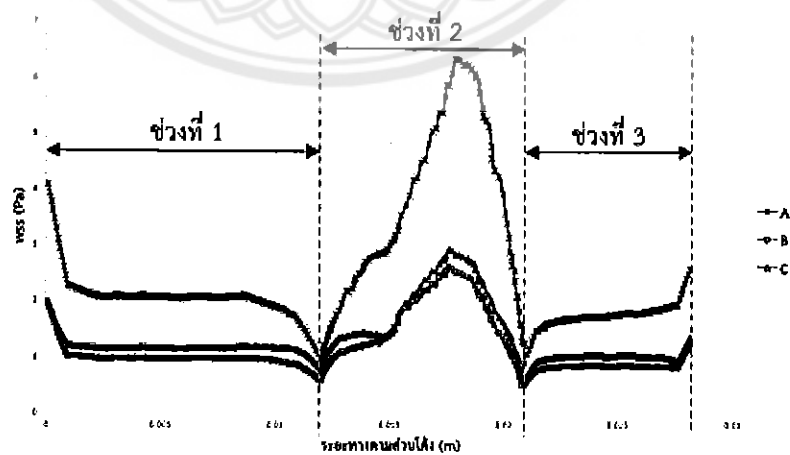
ใช้ค่าแกน z พล็อตกราฟ โดยให้เป็นแกนนอน

	A	B	C	D	E	F
1	x	y	z	shear ra	mue	wss
14	0.004386	1.96E-19	-0.0044	198.8622	0.005232	1.040411
16	0.004298	-4.72E-05	-0.00435	323.0416	0.004458	1.440188
18	0.004292	2.73E-05	-0.00434	313.9736	0.004498	1.412132
19	0.004209	-9.43E-05	-0.0043	441.1634	0.004069	1.794936
20	0.004204	-1.99E-05	-0.00429	437.0289	0.004079	1.7828
21	0.004198	5.45E-05	-0.00429	435.5322	0.004083	1.778403
22	0.004115	-6.71E-05	-0.00424	552.9038	0.003829	2.117091
23	0.00411	7.37E-06	-0.00424	555.7278	0.003824	2.125105
24	0.004104	8.18E-05	-0.00423	561.4722	0.003814	2.14139
79	0.004021	-3.98E-05	-0.00419	658.9359	0.003664	2.414611
80	0.004016	3.46E-05	-0.00418	668.6998	0.003651	2.44167
82	0.003931	-9.78E-05	-0.00413	785.3236	0.003516	2.761282
84	0.003925	-2.33E-05	-0.00412	799.9028	0.003501	2.800837
85	0.003919	5.11E-05	-0.00412	818.0608	0.003484	2.849987

พลอตกราฟโดยให้เป็นแกนตั้ง

รูปที่ 3.56 การกรองข้อมูลสำหรับหลอดเลือดบริเวณตีบ (ส่วนโค้งในช่วงที่ 2 ตามรูปที่ 3.44)

หลังจากได้ค่า WSS ครบทั้งสามช่วงแล้วให้นำข้อมูลในแต่ละช่วงมาต่อกันโดยต้องมีการปรับค่าระยะความยาวหลอดเลือดในแกนนอนด้วย เช่น สมมุติว่าความยาวหลอดเลือดในช่วงที่ 1 (หลอดเลือดหลัก) ยาว 12 mm ความยาวหลอดเลือดในช่วงที่ 2 (ส่วนโค้ง) ยาว 8.912 mm ต้องบวกค่าแกน x ในช่วงที่ 2 ไปอีก 12 mm เพื่อให้กราฟมาต่อกัน จากนั้นเมื่อทำการปรับค่าเสร็จเรียบร้อยแล้ว พล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง WSS กับ ความยาวหลอดเลือด ซึ่งจะได้กราฟดังรูปที่ 3.57



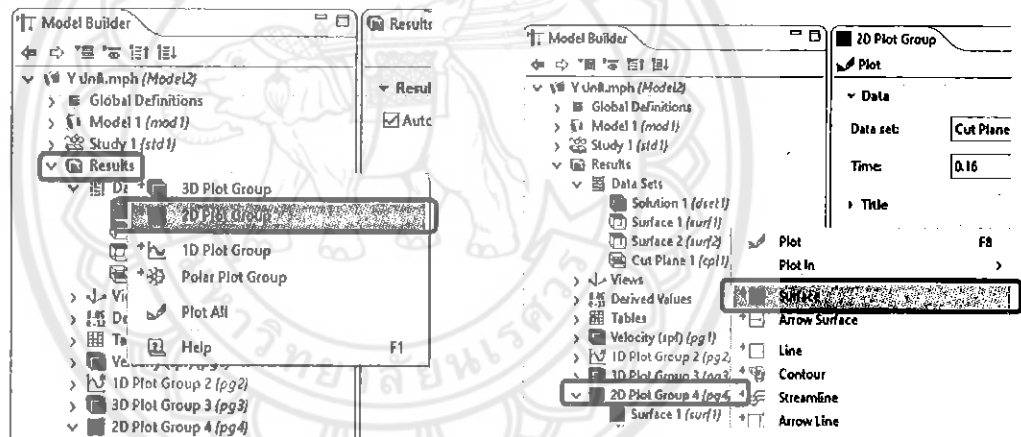
รูปที่ 3.57 ความเค้นเฉือนที่ผนังด้าน A-A' ของหลอดเลือดแยกสองง่าม 1m (ตีบ 50%)

เมื่อ A คือ Peak Systole B คือ Beginning of Diastole และ C คือ End of Diastole

### 3.2.3 การหาความเค้นเฉือนที่หน้าตัดต่าง ๆ (Cross Section)

การกระจายความเค้นเฉือนที่หน้าตัดต่าง ๆ ของหลอดเลือด โดยการตั้งค่า Data set ให้เป็น Cut Plane ซึ่งกระทำได้คล้ายกับการกระจายความเร็วในข้อที่ 3.2.1.1

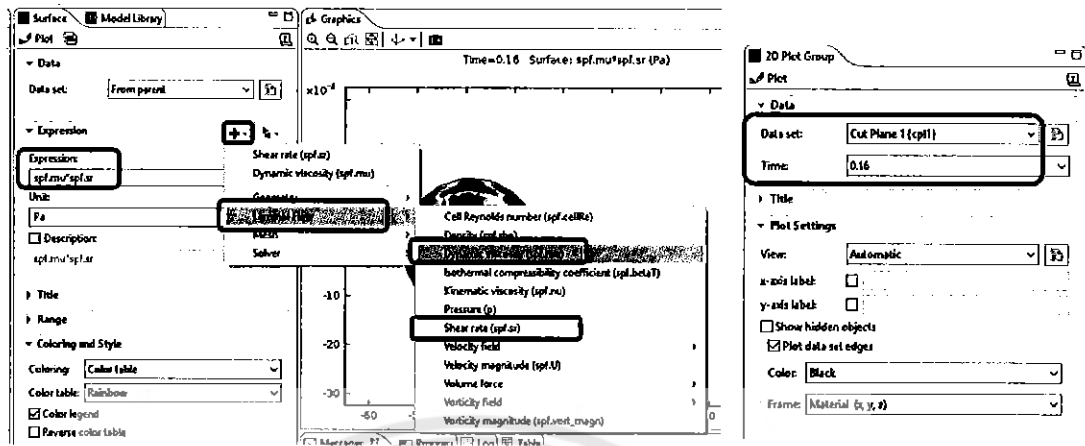
(1) ภายใต้อินเตอร์เฟซ Model Builder ไปที่คำสั่ง Result คลิกขวาที่ 2D Plot Group ดังรูปที่ 3.58 (a) และคลิกขวาเลือก Surface ดังรูปที่ 3.58 (b) ซึ่งจะปรากฏหน้าต่าง Surface ขึ้นมา จากนั้นที่ Data set เลือกเป็น From parent และกำหนด Expression เป็น  $\text{spf.mu} * \text{spf.sr}$  ซึ่งก็คือ ผลคูณของความหนืดพลวัตกับอัตราเฉือน หรือความเค้นเฉือนนั่นเอง โดยคลิกที่  $\oplus$  > Laminar Flow > Dynamic viscosity (spf.mu) จากนั้นพิมพ์เครื่องหมายคูณ (\*) และคลิกไปที่  $\oplus$  > Laminar Flow > Shear rate (spf.sr) ดังรูปที่ 3.59 (a) ขั้นถัดมาคลิกที่คำสั่ง 2D Plot Group อีกครั้ง จะปรากฏหน้าต่าง 2D Plot Group ดังรูปที่ 3.59 (b) ให้ตั้งค่า Data set เป็น Cut Plane 1 (ตั้งค่าการ Cut Plane ที่คำสั่ง Data Sets ภายใต้อินเตอร์เฟซ Model Builder) และเลือกเวลาที่ต้องการจากนั้นกดพลอตจะได้ความเค้นเฉือนที่หน้าตัดที่ต้องการ



(a) การเลือกคำสั่ง 2D Plot Group

(b) การเลือกคำสั่ง Surface

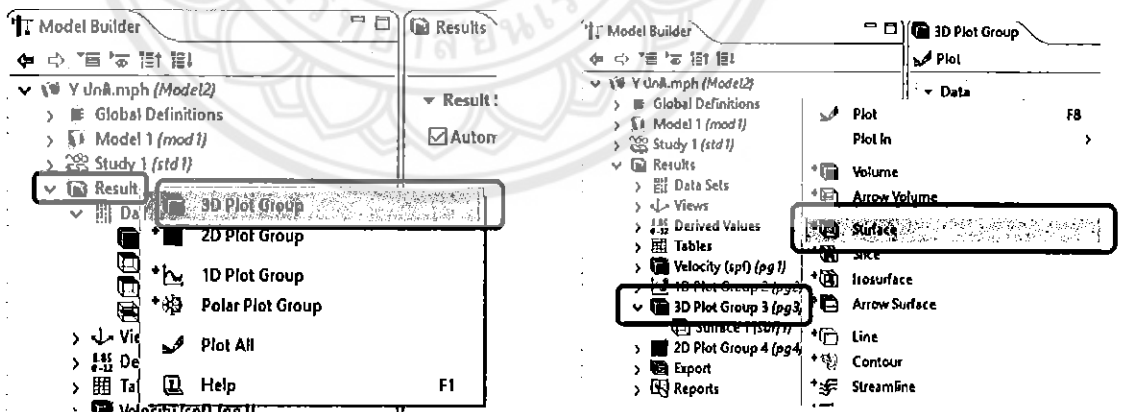
รูปที่ 3.58 การใช้คำสั่งเพื่อแสดงการกระจายความเค้นเฉือนที่หน้าตัดต่าง ๆ (Cross Section)



(a) การกำหนด Expression (b) การกำหนดค่าที่หน้าต่าง 2D Plot Group

รูปที่ 3.59 การกำหนดค่าเพื่อหาความเค้นเฉือนที่หน้าตัดต่าง ๆ (Cross Section)

(2) ในการหา WSS ของทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ภายใต้อินเตอร์เฟซ Model Builder ไปที่คำสั่ง Result คลิกขวาที่ 3D Plot Group ดังรูปที่ 3.60 (a) และคลิกขวาเลือก Surface ดังรูปที่ 3.60 (b) ซึ่งจะปรากฏหน้าต่าง Surface จากนั้นที่ Data set เลือกเป็น From parent และกำหนด Expression เป็น  $spf.mu*spf.sr$  โดยขั้นตอนวิธีการเหมือนกันกับการหา WSS ที่หน้าตัดต่าง ๆ ในข้อที่ 3.2.3 ขั้นตอนถัดมาคลิกที่คำสั่ง 3D Plot Group อีกครั้งปรากฏหน้าต่าง 3D Plot Group ดังรูปที่ 3.61 (a) ให้ตั้งค่า Data set เป็น Solution (ทั้งหลอดเลือด) และเลือกเวลาที่ต้องการจากนั้นกดพล็อตจะได้ WSS ทั้งหลอดเลือดดังรูปที่ 3.61 (b)

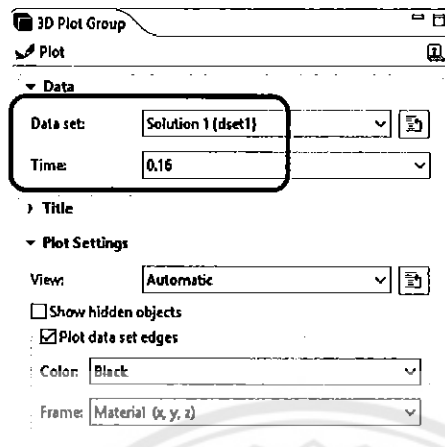


(a) การเลือกคำสั่ง 3D Plot Group

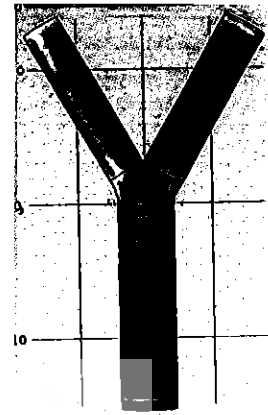
(b) การเลือกคำสั่ง Surface

รูปที่ 3.60 การใช้คำสั่งเพื่อหา WSS ทั้งหลอดเลือด





(a) การกำหนดค่าที่หน้าต่าง 3D Plot Group



(b) WSS ทั้งหมดเลือด

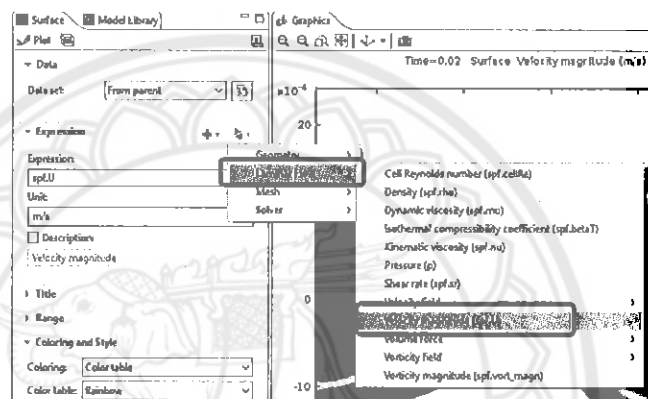
รูปที่ 3.61 การกำหนดค่าเพื่อหา WSS ทั้งหมดเลือด



### 3.3 การหาอัตราการไหลเชิงปริมาตร (Flow Rate) ที่หน้าตัดต่าง ๆ

อัตราการไหลเชิงปริมาตร คำนวณได้จาก  $Q = VA$  เมื่อ  $V$  คือ ความเร็วเฉลี่ยของพื้นที่หน้าตัด  $A$  ซึ่งกระทำโดยหัวข้อต่อไปนี้

(1) ทำเหมือนกันกับการหาค่าความเค้นเฉือนที่หน้าตัดต่าง ๆ ดังข้อที่ 3.2.3 แต่เปลี่ยน Expression เป็นความเร็ว (Velocity magnitude spf.U) ดังรูปที่ 3.62 จากนั้น Export ไฟล์เป็น Spreadsheet ออกมา และคัดลอกไฟล์ลงในโปรแกรม Excel ขั้นตอนวิธีทำเหมือนกับหัวข้อ 3.2.1.1



รูปที่ 3.62 การกำหนดค่าเพื่อหาอัตราการไหล

(2) หากความเร็วเฉลี่ยทั้งพื้นที่หน้าตัด สำหรับหน้าตัดบริเวณหลอดเลือดหลักให้นำค่าความเร็วมาหาค่าเฉลี่ยได้เลยดังรูปที่ 3.63 สำหรับหน้าตัดบริเวณหลอดเลือดสาขาจะต้องทำการเลือกค่าเนื่องจากการ Cut Plane ในโปรแกรมได้ตัดมาทั้งหลอดเลือดสาขาหลัก และสาขารอง ดังนั้นเราต้องทำการเลือกค่า วิธีการคือเมื่อต้องการหาความเร็วเฉลี่ยที่หน้าตัดบริเวณหลอดเลือดสาขาหลักให้กรองข้อมูลแกน  $x$  มากกว่าหรือเท่ากับ 0 เพราะว่าหลอดเลือดสาขาหลักอยู่ในแกน  $x$  ที่มีค่าเป็นบวกดังรูปที่ 3.64 (a) จากนั้นเมื่อต้องการหาความเร็วเฉลี่ยที่หน้าตัดบริเวณหลอดเลือดสาขารองให้กรองข้อมูลแกน  $x$  น้อยกว่าหรือเท่ากับ 0 เพราะว่าหลอดเลือดสาขารองอยู่ในแกน  $x$  ที่มีค่าเป็นลบ ดังรูปที่ 3.64 (b) สำหรับหลอดเลือดรูปตัว T และหลอดเลือดชนิดตีบ T ไม่ต้องกรองค่าหาความเร็วเฉลี่ยได้เลยเพราะโปรแกรม Cut Plane ที่หลอดเลือดอยู่แล้ว

บริเวณหลอดเลือดหลัก

ทางเข้า			ทางออก		
X	Y	ความเร็วเฉลี่ย	X	Y	ความเร็วเฉลี่ย
-0.00121	9.89E-04	0.08059726	-7.61E-04	-0.00162	0.05390389
-0.00125	0.001019	0.07816252	-7.60E-04	-0.00162	0.05321427
-0.00129	9.13E-04	0.08059726	-7.66E-04	-0.00162	0.0532297
-0.00106	0.001136	0.08059726	-0.00111	-0.00138	0.05701897
-0.0011	0.001166	0.07816252	-7.39E-04	-0.0016	0.05887741
-0.00114	0.001061	0.08059726	-7.53E-04	-0.00163	0.05314064
-9.01E-04	0.001284	0.08059726	-2.53E-04	-0.00173	0.05702397
-9.43E-04	0.001313	0.07816252	-2.71E-04	-0.00177	0.04998289
-9.80E-04	0.001208	0.08059726	-2.78E-04	-0.00177	0.05003068
-0.00132	9.59E-04	0.07816252	-3.12E-04	-0.00172	0.05754208
-0.00116	0.001106	0.07816252	-6.04E-05	-0.00143	0.10706399
-0.00101	0.001253	0.07816252	-4.62E-04	-0.0014	0.10564705
-0.00141	8.72E-04	0.07816252	2.07E-04	-0.00175	0.05336099
-0.00136	8.42E-04	0.08059726	2.24E-04	-0.00178	0.0493192
-8.52E-04	0.0014	0.07816252	2.27E-04	-0.00177	0.05025711
-8.26E-04	0.001355	0.08059726	2.27E-04	-0.00178	0.04931785
-0.00141	6.27E-04	0.08058972	2.81E-05	-0.00141	0.10596747
-0.00146	6.04E-04	0.07960547	3.09E-04	-0.00142	0.09483772
-0.00145	4.69E-04	0.08058972	1.86E-04	-0.0011	0.12515589
-0.00146	4.19E-04	0.08058972	6.83E-04	-0.00161	0.03612442
-0.00151	3.06E-04	0.07960547	6.81E-04	-0.00162	0.03588767

รูปที่ 3.63 การหาความเร็วเฉลี่ยบริเวณหลอดเลือดหลัก

X	Y	ความเร็วเฉลี่ย	X	Y	ความเร็วเฉลี่ย
5.20E-05	-8.38E-05	0.03353013	-3.28E-04	8.01E-05	1.21E-04
6.96E-05	-9.84E-05	0.04412038	-3.14E-04	9.33E-05	8.52E-05
6.73E-05	-7.15E-05	0.04376659	-3.14E-04	6.23E-05	8.81E-05
4.95E-05	-5.57E-05	0.03311267	-3.36E-04	-8.33E-05	7.56E-04
5.78E-05	-1.48E-04	0.03449358	-3.05E-04	-4.17E-05	5.39E-04
7.53E-05	-1.63E-04	0.0449675	-3.05E-04	-1.02E-04	5.03E-04
7.29E-05	-1.36E-04	0.04460748	-3.47E-04	-6.57E-05	7.85E-04
5.53E-05	-1.20E-04	0.03406931	-3.35E-04	7.72E-05	1.88E-04
8.24E-05	-1.09E-04	0.05181439	-3.07E-04	-1.88E-05	4.34E-04
1.01E-04	-1.24E-04	0.06292243	-3.43E-04	7.39E-06	5.14E-04
9.87E-05	-9.93E-05	0.06259265	-3.35E-04	1.09E-05	5.23E-04
8.00E-05	-8.28E-05	0.05142346	-3.10E-04	2.19E-05	2.55E-04
6.40E-05	-3.40E-05	0.04327508	-3.42E-04	1.77E-05	5.39E-04
9.53E-05	-6.00E-05	0.0620775	-3.50E-04	-4.76E-05	8.33E-04
7.66E-05	-4.45E-05	0.05085366	-3.01E-04	2.78E-04	3.61E-04
8.59E-05	-1.47E-04	0.05237923	-2.98E-04	2.64E-04	3.61E-04
1.11E-04	-1.10E-04	0.0697357	-2.99E-04	2.65E-04	3.70E-04
1.07E-04	-6.98E-05	0.06913974	-3.07E-04	2.71E-04	4.31E-04
4.62E-05	-1.92E-05	0.03256896	-3.06E-04	2.67E-04	4.33E-04
6.11E-05	-1.84E-04	0.03502808	-2.90E-04	1.93E-04	4.02E-04
1.22E-04	0.40E-04	0.06998878	-2.89E-04	1.94E-04	3.07E-04

กรองค่า  $x \geq 0$

กรองค่า  $x \leq 0$

(a) หลอดเลือดสาขาหลัก (b) หลอดเลือดสาขารอง

รูปที่ 3.64 การหาความเร็วเฉลี่ยบริเวณหลอดเลือดสาขา

(3) เมื่อได้ความเร็วเฉลี่ยที่หน้าตัดนั้น ๆ แล้วให้นำไปคูณกับพื้นที่หน้าตัดก็จะได้อัตราการไหลเชิงปริมาตร (m<sup>3</sup>/s) ดังรูปที่ 3.65

A

พื้นที่หลอดเลือดหลัก	0.000012566		
พื้นที่หลอดเลือดสาขาหลัก	0.0000089425		
พื้นที่หลอดเลือดสาขารอง	0.0000061575		
พื้นที่หลอดเลือดสาขาหลัก 50%	0.0000040212		
พื้นที่หลอดเลือดสาขารอง 50%	0.0000030788		
ความเร็ว	0.0311	mm/s	อัตราการไหล (l/min)
อัตราการไหลหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (End Of Diastole)	0.00000889525	889.525	0.0707851
อัตราการไหลหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (Peak Systole)	0.000002315017	2315.017	0.197231
อัตราการไหลเริ่มต้นหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (Beginning Of Diastole)	0.000000915893	915.893	0.0772827
อัตราการไหลเริ่มต้นหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (End Of Diastole)	0.000000710942	710.942	0.05657493
อัตราการไหลเริ่มต้นหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (Peak Systole)	0.000001773851	1773.851	0.1418355
อัตราการไหลเริ่มต้นหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (Beginning Of Diastole)	0.000000669835	669.835	0.05657493
อัตราการไหลหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (End Of Diastole)	0.000	0.000	0.05383797
อัตราการไหลหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (Peak Systole)	0.000	0.000	0.0633359
อัตราการไหลเริ่มต้นหลอดเลือดหลักที่ทรวงอก (Beginning Of Diastole)	0.000	0.000	0.05125788
อัตราการไหลเริ่มต้นบริเวณที่สุดหลอดเลือดสาขาหลัก (End Of Diastole)	0.000000309399	309.399	0.07694113
อัตราการไหลเริ่มต้นบริเวณที่สุดหลอดเลือดสาขาหลัก (Peak Systole)	0.000000855656	855.656	0.1172116
อัตราการไหลเริ่มต้นบริเวณที่สุดหลอดเลือดสาขาหลัก (Beginning Of Diastole)	0.000000267385	267.385	0.07694113

V

รูปที่ 3.65 การหาอัตราการไหลเชิงปริมาตร (m<sup>3</sup>/s)

(4) หาอัตราส่วนอัตราการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดใด ๆ ต่ออัตราการไหลที่ทางเข้าของหลอดเลือด โดยการนำอัตราการไหลที่หน้าตัดที่ต้องการไปหารกับอัตราการไหลที่หน้าตัดที่ทางเข้าของหลอดเลือด ดังรูปที่ 3.66

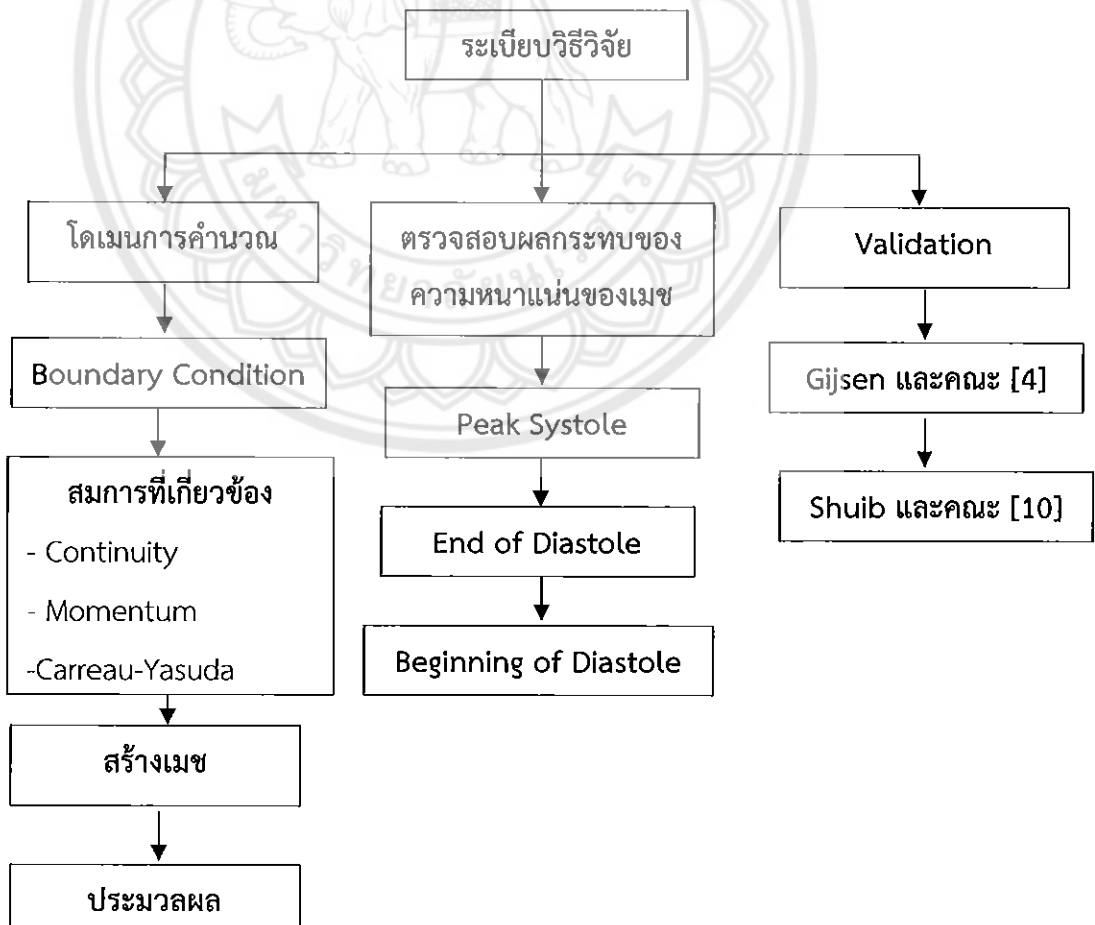
บริเวณหน้าตัดหลอดเลือด	End Of Diastole mm <sup>3</sup> /s	Peak Systole mm <sup>3</sup> /s	Beginning Of Diastole mm <sup>3</sup> /s
หลอดเลือดหลักที่ทรวงอก	889.525	2315.017	915.893
เริ่มต้นบริเวณที่สุดหลอดเลือดหลัก	710.942	1773.851	669.835
เริ่มต้นบริเวณที่สุดหลอดเลือดสาขาหลัก	309.399	855.656	318.598
สิ้นสุดหลอดเลือดสาขาหลัก	278.096	764.554	271.921
เริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง	285.454	784.661	291.811
สิ้นสุดหลอดเลือดสาขารอง	219.827	608.208	221.276
สิ้นสุดหลอดเลือดสาขารอง	267.385	721.798	264.067

รูปที่ 3.66 การหาอัตราส่วนอัตราการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดใด ๆ

## บทที่ 4

### ระเบียบวิธีวิจัย

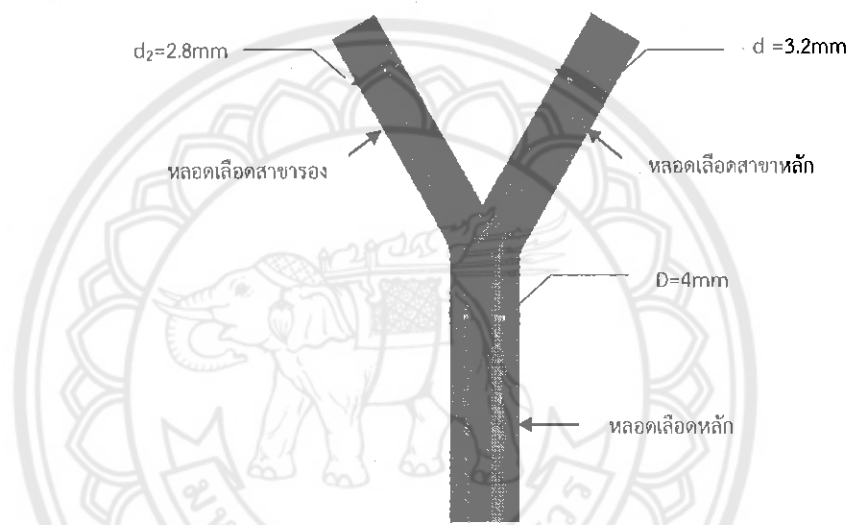
งานวิจัยนี้อาศัยโปรแกรมทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการหาคำตอบของการศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile ผ่านหลอดเลือดแยกสองง่ามอดตันรูปแบบต่าง ๆ จำเป็นต้องมีการกำหนดโดเมนในการคำนวณ เงื่อนไขขอบเขต สมการที่เกี่ยวข้อง สร้างเมช และประมวลผลเพื่อหาคำตอบที่อยู่ในรูปของความเร็วในแนวแกน  $x$ ,  $y$ ,  $z$  และนำค่าที่ได้ไปคำนวณหา WSS ต่อไปนอกจากนี้ยังมีการเปรียบเทียบผลกระทบของความหนาแน่นของเมชที่ Beginning of Diastole, Peak Systole และ End of Diastole ดังแสดงในรูปที่ 1.1 ที่ความละเอียดต่าง ๆ และมีการตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลโดยเปรียบเทียบผลการคำนวณกับงานวิจัยอื่นจากวรรณกรรมโดยในรูปที่ 4.1 แสดงขั้นตอนโดยรวมของบทที่ 4



รูปที่ 4.1 ขั้นตอนในการแก้ปัญหาของระเบียบวิธีงานวิจัย

#### 4.1 โดเมนการคำนวณ

สำหรับการศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile ผ่านหลอดเลือดแยกสองง่าม ด้วยการใช้ระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดยใช้โปรแกรม COMSOL ในการคำนวณการไหลผ่านหลอดเลือดแยกสองง่ามแบบปกติและหลอดเลือดแยกสองง่ามอุดตันกรณีต่าง ๆ ในรูปแบบสามมิติ ตามการจำแนกของ Movahed [1] ที่ ธวัชชัย ดอนไพรัตน์ และคณะ [3] ได้ปรับใช้ โดยที่หลอดเลือดหลักมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 mm หลอดเลือดสาขาหลักมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3.2 mm และหลอดเลือดสาขารองมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.8 mm ซึ่งโดเมนการคำนวณ ต่าง ๆ นี้แสดงในรูปที่ 4.2



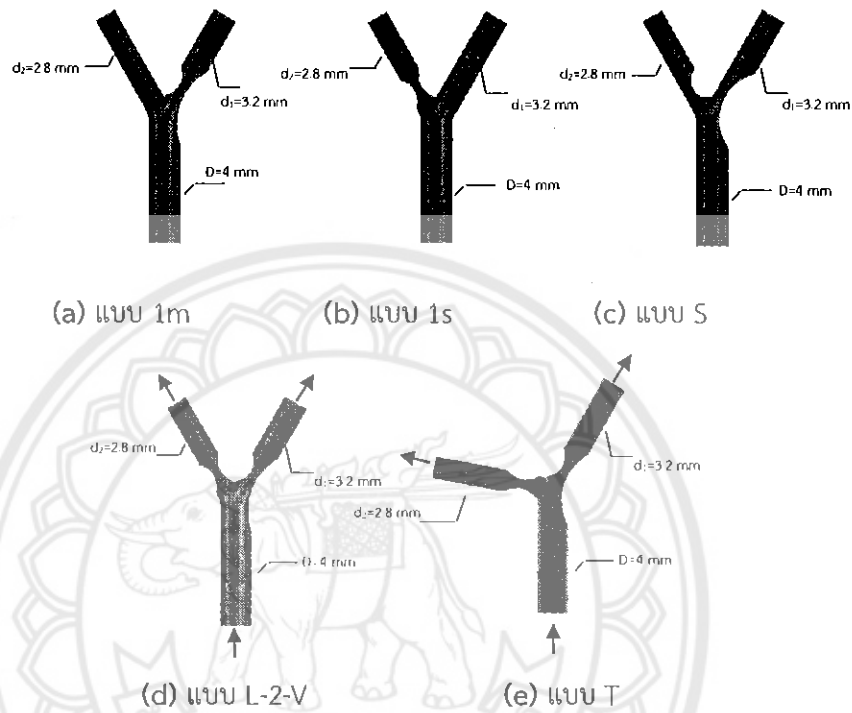
รูปที่ 4.2 โดเมนการคำนวณของหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ

สำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามอุดตันกรณีต่าง ๆ ตามการจำแนกของ Movahed [1] ที่ ธวัชชัย ดอนไพรัตน์ และคณะ [3] ได้ปรับใช้ สามารถจำแนกแบบจำลองออกเป็น 5 แบบจำลอง ดังนี้

1. แบบ 1m คือ การอุดตันด้านนอกตั้งแต่หลอดเลือดหลักไปจนถึงหลอดเลือดสาขาหลัก และด้านในของหลอดเลือดสาขาหลัก
2. แบบ 1s คือ การอุดตันที่หลอดเลือดสาขารองทั้งด้านนอก และด้านใน
3. แบบ S คือ การอุดตันด้านนอกตั้งแต่หลอดเลือดหลักไปจนถึงหลอดเลือดสาขาหลัก และด้านในของหลอดเลือดสาขารอง
4. แบบ L-2-V คือ มีลักษณะการอุดตันคล้ายกัน กล่าวคือ การอุดตันด้านนอกตั้งแต่หลอดเลือดหลักไปจนถึงหลอดเลือดสาขาหลัก และด้านในของหลอดเลือดสาขารอง
5. แบบ T คือ การอุดตันด้านนอกตั้งแต่หลอดเลือดหลักไปจนถึงหลอดเลือดสาขาหลัก และด้านในของหลอดเลือดสาขาหลัก และมีการอุดตันที่หลอดเลือดสาขารองทั้งด้านนอกและด้านใน โดยที่หลอดเลือดมีรูปทรงคล้ายตัว T

ในรูปที่ 4.3 แสดงแบบจำลองของหลอดเลือดแยกสองง่ามที่มีรูปแบบการอุดตันแบบต่าง ๆ โดยในที่นี้เป็นพื้นที่การอุดตันที่ 50 % นอกจากนี้หลอดเลือดหัวใจของมนุษย์นั้นมีความหลากหลายแตกต่างกันไปในแต่

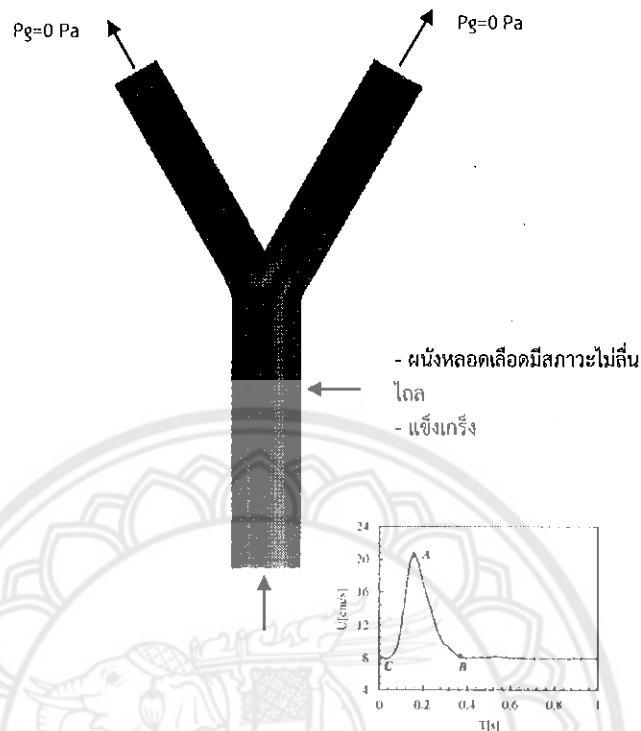
ลักษณะการจำแนกรูปแบบการตีบที่แตกต่างกันหลายแบบ และจำลองให้มีลักษณะมุมแยกสองง่ามเท่ากันในรูปตัว Y และมุมแยกที่ไม่เท่ากันในรูปตัว T ก็จะช่วยให้สามารถวิเคราะห์แนวโน้มการเกิดโรคได้ครอบคลุมมากขึ้นเพื่อหาแนวทางการรักษาได้อย่างถูกต้อง



รูปที่ 4.3 หลอดเลือดแยกสองง่ามจุดต้นแบบต่าง ๆ ที่มีพื้นที่การไหลอุดตัน 50 % [1]

#### 4.2 เงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)

การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดแบบ Pulsatile ผ่านหลอดเลือดแยกสองง่าม โดยกำหนดให้เลือดเป็นของไหลอัดตัวไม่ได้แบบ non-Newtonian ที่ประพฤติตนตามแบบจำลองความหนืด Carreau-Yasuda และเป็นกรไหลใน 3 มิติ โดยความเร็วที่ไหลเข้าที่หลอดเลือดหลักมีค่าไม่คงที่เป็นแบบ Pulsatile โดยพิจารณาที่จุด A คือ Peak Systole, B คือ Beginning of Diastole และ C คือ End of Diastole และที่ทางออกของหลอดเลือดสาขาหลัก และหลอดเลือดสาขารองกำหนดให้ความดันแดง ( $P_0$ ) เป็น  $0 Pa$  นอกจากนี้ที่ผนังหลอดเลือดมีสภาวะไม่ลื่นไถล (No-slip condition) และแข็งเกร็ง (Rigid Vessel Wall) ดังแสดงในรูป 4.4



รูปที่ 4.4 เส้นไขว่ขอบเขตในการคำนวณ

#### 4.3 สมการที่เกี่ยวข้องในการคำนวณการไหลของเลือด

ในการคำนวณการไหลของเลือดผ่านหลอดเลือดแยกสองข้างต้องอาศัยสมการความต่อเนื่อง (Continuity Equation) และสมการโมเมนตัม (Navier-Stokes Equations) โดยกำหนดให้เลือดเป็นของไหลแบบ Non-Newtonian กล่าวคือความหนืดลดลงความเค้นเฉือนที่มากกระทำกับของไหลเพิ่มขึ้น และเป็นของไหลที่อัดตัวไม่ได้ ที่ประพฤติตนตามแบบจำลอง Carreau-Yasuda โดยที่การไหลเป็นแบบราบเรียบ (Laminar Flow) และเป็นการไหลใน 3 มิติ ดังต่อไปนี้

สมการความต่อเนื่อง (Continuity Equations)

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

สมการโมเมนตัม (Momentum Equations)

โมเมนตัมในแนวแกน x :

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial x} + \rho g_x + \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (4.2)$$



โมเมนต์ในแนวแกน y :

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial y} + \rho g_y + \mu \left( \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (4.3)$$

โมเมนต์ในแนวแกน z :

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{\partial P}{\partial z} + \rho g_z + \mu \left( \frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (4.4)$$

โดยกำหนดให้ค่าความหนืดพลวัตในสมการโมเมนต์เป็นไปตามสมการแบบจำลอง Carreau-Yasuda

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

เมื่อ u, v, w, คือ ความเร็วในแนวแกน x ความเร็วในแนวแกน y ความเร็วในแนวแกน z ตามลำดับ

$\mu_\infty$  คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนอนันต์ โดยมีค่าเท่ากับ  $2.2 \times 10^{-3}$  Pa-s

$\mu_0$  คือ ความหนืดที่อัตราเฉือนเป็นศูนย์ โดยมีค่าเท่ากับ  $22 \times 10^{-3}$  Pa-s

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

n คือ ค่าคงที่ไร้หน่วย โดยมีค่าเท่ากับ 0.392

$\lambda$  คือ ค่าคงที่ โดยมีค่าเท่ากับ 0.110 s.

หมายเหตุ ค่าคงที่ต่าง ๆ ใช้ตาม Gijsen และคณะ [4]

#### 4.4 Data Reduction

หัวข้อนี้เป็นการนำข้อมูลต่าง ๆ ที่ได้จากการคำนวณในหัวข้อที่แล้วมาคำนวณหา WSS โดยนำผลลัพธ์ที่ได้จะอยู่ในรูปของ u, v, w และ  $\mu$  คำนวณเพื่อให้ได้อัตราเฉือน (Shear rate) ดังสมการที่ (4.6) จากนั้นจึงนำค่าความหนืดจากแบบจำลองของ Carreau-Yasuda ในสมการที่ (4.5) มาคูณกับอัตราเฉือน (Shear rate) ดังแสดงในสมการที่ (4.7) ได้เป็นค่า WSS ซึ่งขั้นตอน ต่าง ๆ ในการคำนวณสามารถสรุปเป็นแผนภาพในรูปที่ 4.5

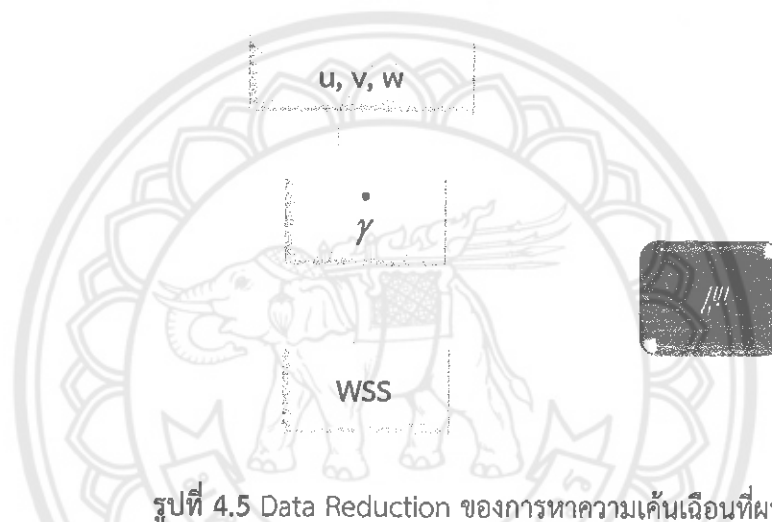
อัตราเฉือน (Shear rate)

$$\dot{\gamma} = \frac{du_i}{dx_j} \quad (4.6)$$

ความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress)

$$WSS = \mu \dot{\gamma} = \mu \frac{du_i}{dx_j} \quad (4.7)$$

แผนภาพแสดงขั้นตอนต่าง ๆ ในการคำนวณ



รูปที่ 4.5 Data Reduction ของการหาความเค้นเฉือนที่ผนัง

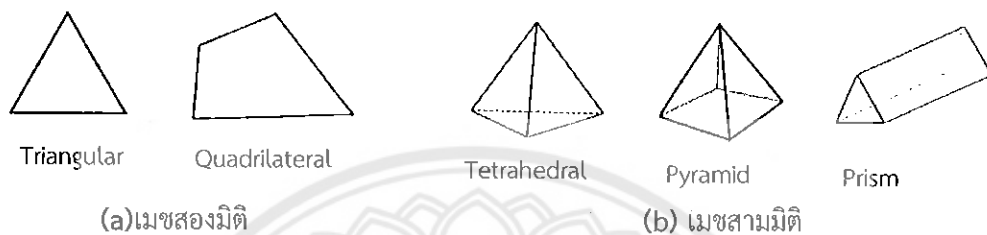
#### 4.5 การสร้างเมช

หลังจากนำไฟล์เขียนแบบหลอดเลือดแยกสองง่ามเข้าโปรแกรม COMSOL ขึ้นถัดมาเป็นการสร้างเมชด้วยอัลกอริทึม Free Meshing โดยสร้างสามเหลี่ยม (Triangular) หรือ สี่เหลี่ยม (Quadrilateral) ที่ขอบเขต (รูปที่ 4.6 (a)) จากนั้นภายในโดเมนการคำนวณจึงสร้างเอลิเมนต์สามมิติรูปทรงต่าง ๆ ได้แก่ Tetrahedral, Pyramid และ Prism Mesh Element ดังรูปที่ 4.6 (b) สำหรับที่ขอบของเมชเรียกว่า Edge Element และที่มุมเรียกว่า Vertex Element ดังรูปที่ 4.6 (c)

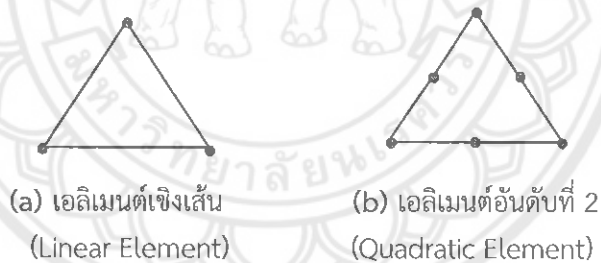
สำหรับการสร้างโนดบนเอลิเมนต์เพื่อคำนวณ  $u, v, w$  และ  $P$  โดยใช้ Lagrange Element ซึ่งสามารถใช้ได้กับเมชทุกประเภท โดยที่ตัวแปร  $P$  เป็นเอลิเมนต์อันดับ 1 โดยการสร้างโนดที่มุมของเมชเรียกว่า Linear Element ดังรูป 4.7 (a) ส่วนตัวแปร  $u, v$  และ  $w$  เป็น Second Order Lagrange โดยการสร้างโนดที่มุม และจุดกึ่งกลางด้านข้างของเมชเรียกว่า Quadratic Element ดังรูป 4.7 (b) ซึ่งสำหรับแต่ละโนดจะมี Degrees Of Freedom คือ  $U_i = u(p_i)$  และฟังก์ชันพื้นฐาน (Basis functions) คือ  $\varphi_i$  โดยที่  $\varphi_i = 1$  ที่โนด  $i$  และ  $\varphi_i = 0$  ที่โนดอื่น ๆ และ  $\varphi_i$  มีความต่อเนื่องกัน ดังสมการ

$$u = \sum_i U_i \varphi_i$$

ในการทำงาน หรือการประมวลผลถ้าเราป้อนสมการที่เป็นสมการ Non-Linear จะทำให้ยากต่อการคำนวณโปรแกรมจะทำการแปลงสมการให้เป็นสมการ Linear PDE หลาย ๆ สมการก่อนแล้วจึงคำนวณ ซึ่ง Solver ที่ใช้คือ PARDISO เป็นอัลกอริทึมแบบ Nested Dissection Multithreaded นอกจากนี้ความเร็วเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับเวลาจึงเลือกใช้ Solver แบบ Time-Dependent และความละเอียดของโปรแกรมจะปรับเปลี่ยนไปตามความเหมาะสม



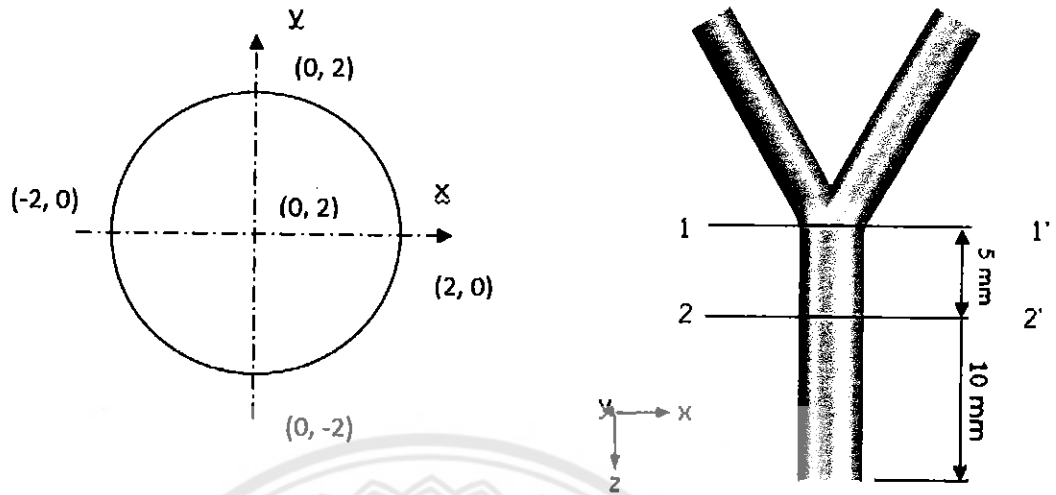
(c) ขอบ และมุมของเมช  
รูปที่ 4.6 รูปร่างต่าง ๆ ของเมช



รูปที่ 4.7 Lagrange element

#### 4.6 การตรวจสอบผลกระทบของความหนาแน่นของเมช

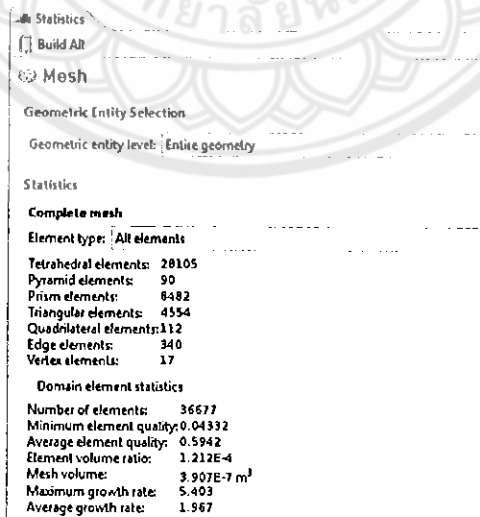
ในการตรวจสอบผลกระทบของความหนาแน่นของเมชเราจะทำการพิจารณาความเร็วในแนวแกน  $x$  และ  $y$  ดังรูปที่ 4.8 (a) ที่ 2 หน้าตัด ได้แก่ 1-1' และ 2-2' ของหลอดเลือดแยกสองข้างปกติ โดยที่หน้าตัด 1-1' อยู่ที่ตำแหน่งทางแยกของหลอดเลือด และหน้าตัด 2-2' อยู่ที่ตำแหน่ง 10 mm โดยวัดจากทางเข้าของหลอดเลือดหลัก และอยู่ห่างจากหน้าตัด 1-1' 5 mm ดังรูปที่ 4.8 (b)



(a) หน้าตัดหลอดเลือด (b) ตำแหน่งหน้าตัดของหลอดเลือด

รูปที่ 4.8 หน้าตัดของหลอดเลือดที่นำมาคำนวณ

ในที่นี้เราได้เปรียบเทียบความหนาแน่นของเมชสามแบบจำลอง ได้แก่ (1) Model A มีความหนาแน่น 20,473 เมช/mm<sup>3</sup> (2) Model B มีความหนาแน่น 94,043 เมช/mm<sup>3</sup> และ (3) Model C มีความหนาแน่น 548,003 เมช/mm<sup>3</sup> สำหรับค่าปริมาตรรวมของหลอดเลือดแยกสองง่ามของแต่ละ Model มีค่าดังแสดงในตารางที่ 4.1 สำหรับวิธีการอ่านค่าต่าง ๆ ยกตัวอย่างของความหนาแน่นของเมชตาม Model B เลือกที่คำสั่ง Model คลิกขวาที่ Mesh แล้วเลือก Statistics จะปรากฏค่าต่างๆ เช่น จำนวนของเมชที่รูปทรงต่างๆ ยกตัวอย่างเช่น Tetrahedral มีจำนวนเมช 28,105 เมช Pyramid มีจำนวนเมช 90 เมช Prism มีจำนวนเมช 8,482 เมช จำนวนเมชรวม 36,677 ปริมาตรรวม 390 mm<sup>3</sup> เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 Statistics Mesh ของความหนาแน่นของเมชตาม Model B สำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติ

ตารางที่ 4.1 ความหนาแน่นของเมชที่ใช้ในการทดสอบ

Model	จำนวนเมช			จำนวนเมชรวม	ปริมาตรรวม mm <sup>3</sup>	ความหนาแน่น ของเมช เมช/มม <sup>3</sup>
	Tetrahedral	Pyramid	Prism			
A	5,092	58	2,630	7,780	380	20.473
B	28,105	90	8,482	36,677	390	94.043
C	187,081	228	28,604	215,913	394	548.003

พิจารณาความเร็วที่จุด Peak Systole, End Of Diastole และ Beginning of Diastole ของทั้ง 3 แบบจำลอง พบว่ามีการกระจายความเร็วที่มีลักษณะคล้ายกัน แต่มีค่าต่างกันเล็กน้อย ดังรูปที่ 4.10 และ 4.11 จึงทำการเปรียบเทียบหาเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของทั้ง 3 แบบจำลองโดยใช้สมการดังต่อไปนี้

เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลอง A และ B หาจาก

$$\% \text{difference} = \left| \frac{A - B}{A} \right| \times 100 \quad (4.8)$$

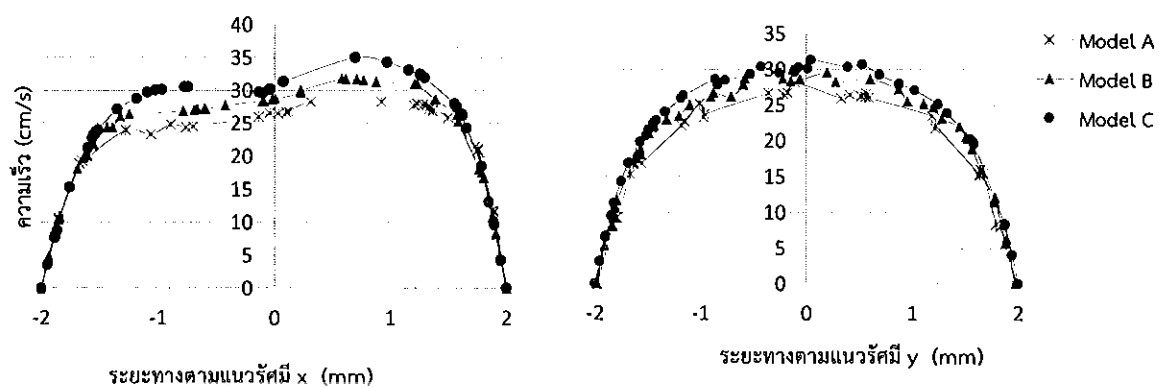
เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลอง B และ C หาจาก

$$\% \text{difference} = \left| \frac{B - C}{B} \right| \times 100 \quad (4.10)$$

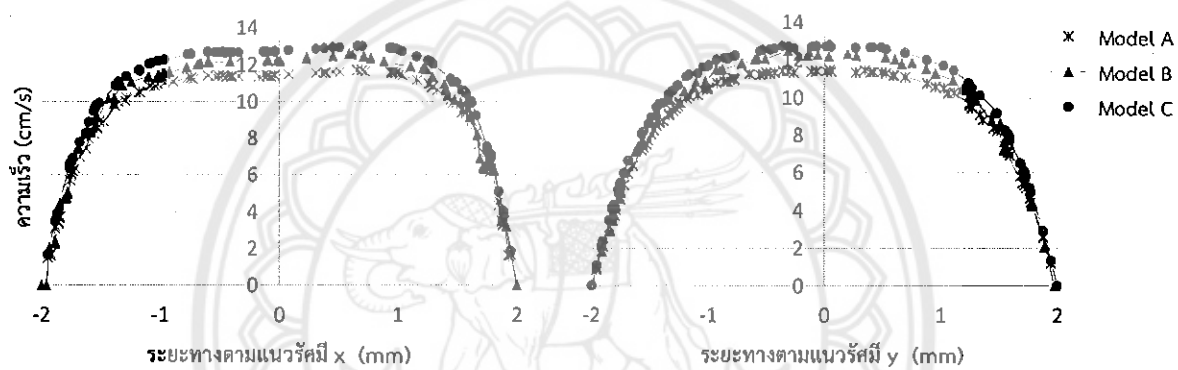
เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างแบบจำลอง A และ C หาจาก

$$\% \text{difference} = \left| \frac{A - C}{A} \right| \times 100 \quad (4.9)$$

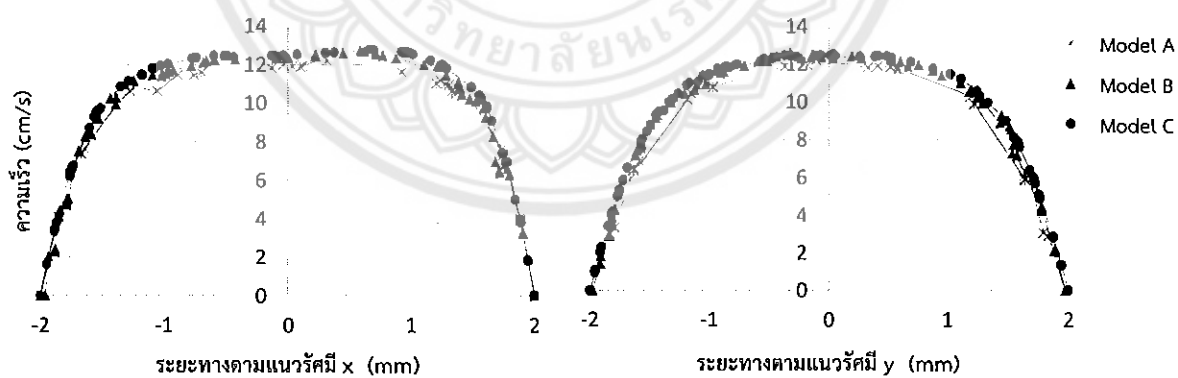
พิจารณารูปที่ 4.10 แสดงความเร็วตามแนวแกน x และ y ณ ตำแหน่ง Pulse Cycle ต่าง ๆ ที่หน้าตัด 1-1' ของ 3 แบบจำลอง พบว่าความเร็วในแนวแกน x กราฟเบี่ยงไปทางด้านขวาซึ่งเป็นด้านหลอดเลือดสาขาหลัก เนื่องจากผลของการไหลแยกโดยที่หลอดเลือดสาขาหลักมีอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่าหลอดเลือดสาขารอง สำหรับความเร็วในแนวแกน y กราฟไม่เบี่ยงเนื่องจากมีความสมมาตรที่ด้านบน และด้านล่างของหลอดเลือด นอกจากนี้ลักษณะของกราฟทั้งในแนวแกน x และ y เป็นรูปพาราโบลา และแบนตรงกลางเนื่องจากผลของ Viscoelasticity ของเลือด จากนั้นเมื่อพิจารณารูปที่เวลาเดียวกันพบว่า Model C มีค่าความเร็วมากที่สุด เนื่องจาก Model C มีความละเอียดเมชมากที่สุด ลำดับถัดมาเป็น Model B และ Model A มีค่าความเร็วน้อยที่สุด นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ที่ความเร็วสูงสุดโดยเทียบกับ Model C เป็นหลัก เนื่องจากมีความถูกต้องมากที่สุด ดังแสดงในตารางที่ 4.2 พบว่า Model B เทียบกับ Model C มีความแตกต่างน้อยกว่าเมื่อ Model A เทียบกับ Model C ดังนั้นเราจึงเลือก Model B เพราะว่า Model B มีความถูกต้องมากกว่า Model A แต่ใช้เวลาในการประมวลผลน้อยกว่า Model C



(a) Peak Systole



(b) End of Diastole



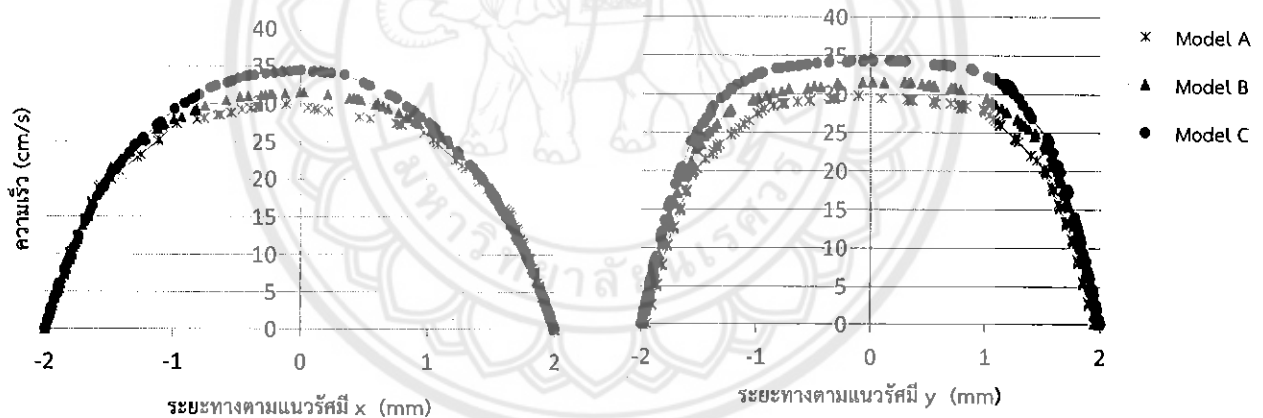
(c) Beginning of Diastole

รูปที่ 4.10 การเปรียบเทียบผลของความหนาแน่นของเมชที่มีต่อความเร็วที่หน้าตัด 1-1'  
(จากรูปที่ 4.8)

ตารางที่ 4.2 เปรียบเทียบความแตกต่างของความเร็วที่จุดสูงสุด ที่หน้าตัด 1-1'

เปรียบเทียบ แบบจำลอง	Peak Systole		End of Diastole		Beginning of Diastole	
	x	y	x	Y	x	y
A-B	8.1214	6.0606	7.1395	8.0072	3.8584	2.8515
A-C	16.4813	9.9932	10.1585	10.1590	4.3120	2.3986
B-C	9.0989	4.1863	3.2515	2.3391	0.4719	0.4640

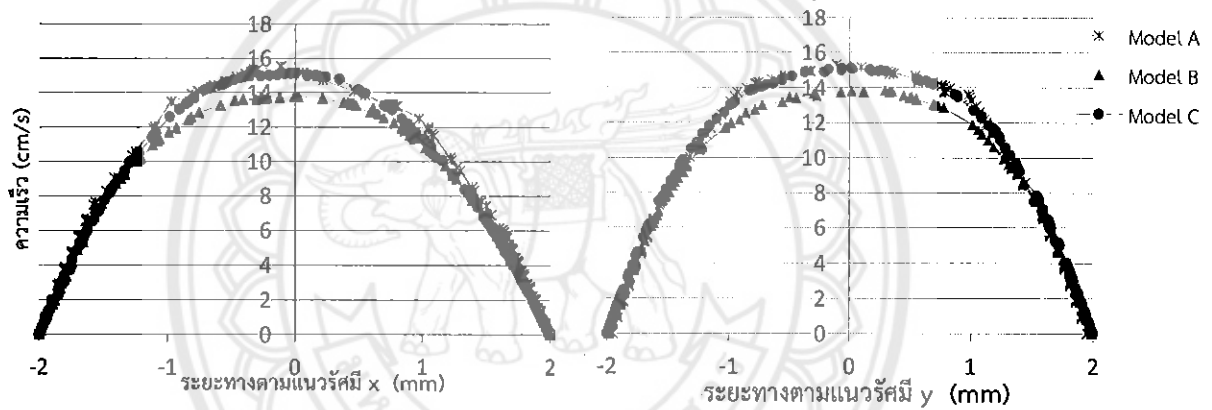
พิจารณารูปที่ 4.11 แสดงความเร็วตามแนวแกน x และ y ณ ตำแหน่ง Pulse Cycle ต่าง ๆ ที่หน้าตัด 2-2' ของ 3 แบบจำลอง พบว่ากราฟมีลักษณะแนวโน้มคล้ายกันกับที่หน้าตัด 1-1' แต่ความเร็วมีความสมมาตรเนื่องจากอยู่ห่างจากทางแยกของหลอดเลือดจึงไม่ได้รับผลกระทบจากการไหลแยก จากนั้นเมื่อพิจารณาที่ Beginning of Diastole พบว่าความเร็วของ Model B มีค่าน้อยกว่า Model A และ Model C ที่มีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งแตกต่างจากเวลาอื่น ๆ แต่เมื่อเปรียบเทียบเป็นเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างที่ความเร็วสูงสุด ดังแสดงในตารางที่ 4.3 พบว่า Model B มีความแตกต่างจาก Model A และ Model C ไม่มากซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ ดังนั้นจึงเลือก Model B เช่นเดียวกับที่หน้าตัด 1-1'



(a) Peak Systole



(b) Peak Systole



(c) Beginning of Diastole

รูปที่ 4.11 การเปรียบเทียบผลของความหนาแน่นของเมชที่มีต่อความเร็วที่หน้าตัด 2-2' (จากรูปที่ 4.8)

ตารางที่ 4.3 เปรียบเทียบความแตกต่างของความเร็วที่จุดสูงสุด ที่หน้าตัด 2-2'

เปรียบเทียบ แบบจำลอง	Peak Systole		End of Diastole		Beginning of Diastole	
	x	y	x	Y	x	y
A-B	4.9699	5.6296	8.7380	9.2492	11.1145	9.6841
A-C	12.9716	13.4788	12.2744	12.6097	2.4953	1.3825
B-C	8.4202	8.3174	3.8750	3.7031	8.8399	8.4180

นอกจากนี้ในการเลือกแบบจำลองเมชนั้นต้องคำนึงถึงการคำนวณสำหรับการตีบของหลอดเลือด โดยบริเวณการตีบนั้นจะมีความหนาแน่นของเมชสูงกว่าบริเวณอื่น หากเราเลือกใช้เมชที่มีความละเอียดมาก ๆ อาจส่งผลให้โปรแกรมไม่สามารถคำนวณค่าได้ และจากข้อมูลการเปรียบเทียบความหนาแน่นของเมชที่กล่าวมาแล้วข้างต้น ดังนั้นเราจึงเลือกใช้ Model B มาใช้ในการคำนวณ

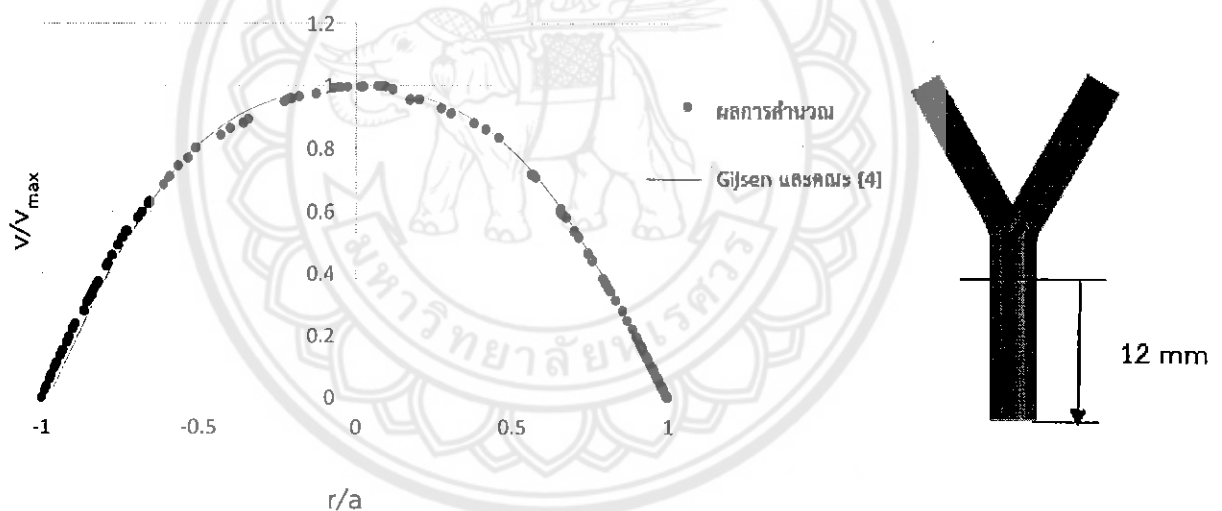


#### 4.7 การเปรียบเทียบผลการคำนวณกับผลจากงานวิจัยจากวรรณกรรม

ก่อนเริ่มทำการคำนวณเราจะตรวจสอบความถูกต้องของระเบียบวิธีวิจัยที่ใช้ด้วยการเปรียบเทียบข้อมูลความเร็วที่ได้จากการคำนวณในงานวิจัยนี้กับของ Gijsen และคณะ [4] ซึ่งทำที่  $Re_D = 270$  โดยในการคำนวณเราเลือกหน้าตัดที่ตำแหน่ง  $z = 12$  mm วัดจากทางเข้าของหลอดเลือด ดังรูปที่ 4.12 (b) และที่  $t = 0.38$  s ซึ่งตรงกับจังหวะ Beginning of Diastole คิดเป็น  $Re_D = 155$  และเพื่อกำจัดผลกระทบของ  $Re_D$  เราจึงทำการพล็อตความเร็วไร้หน่วย นิยามโดย  $\frac{v}{v_{max}}$  เมื่อ  $v$  คือ ความเร็ว และ  $v_{max}$  คือ ความเร็วสูงสุด กับ

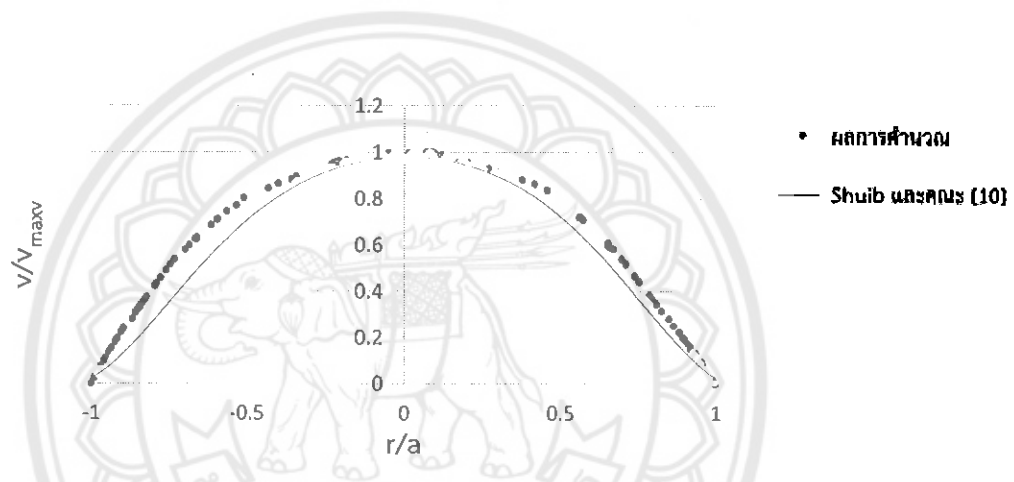
ระยะรัศมีไร้หน่วย นิยามโดย  $\frac{r}{a}$  เมื่อ  $r$  คือ รัศมี และ  $a$  คือ รัศมีของหลอดเลือด พบว่าความเร็วเฉลี่ยของผล

การคำนวณของเรามีค่า 0.4447 ส่วนความเร็วเฉลี่ยของ Gijsen และคณะ [4] มีค่า 0.6586 ซึ่งมีเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างกันอยู่ที่ 32.47 % และการคำนวณในงานวิจัยนี้กับของ Gijsen และคณะ [4] ใช้แบบจำลอง Carreau-Yasuda เหมือนกัน ดังแสดงในรูปที่ 4.12 (a) ซึ่งในที่นี้เราเลือก Model B มาเปรียบเทียบ



(a) เปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Gijsen และคณะ [4] (b) บริเวณหน้าตัดที่ทำการเปรียบเทียบรูปที่ 4.12 เปรียบเทียบผลการคำนวณกับงานวิจัยของ Gijsen และคณะ [4] ที่หน้าตัดบนหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติ

นอกจากนี้ในทำนองเดียวกัน เราทำการเปรียบเทียบผลการคำนวณกับงานวิจัยของ Shuib และคณะ [10] ซึ่งทำที่  $Re_D = 155$  ใช้แบบจำลอง Lamina and Turbulence Model โดยในการคำนวณเราเลือกหน้าตัด  $z = 12 \text{ mm}$  วัดจากทางเข้าของหลอดเลือด ดังรูปที่ 4.12 (ข) และที่  $t = 0.38 \text{ s}$  ซึ่งตรงกับจังหวะ Beginning of Diastole คิดเป็น  $Re_D = 155$  ใช้แบบจำลอง Carreau-Yasuda พบว่าความเร็วเฉลี่ยของผลการคำนวณของเรามีค่า 0.4447 ส่วนความเร็วเฉลี่ยของ Shuib และคณะ [10] มีค่า 0.6107 ซึ่งมีเปอร์เซ็นต์ความต่างกันอยู่ที่ 27.18 % และกราฟมีความแตกต่างกันเนื่องจากการคำนวณในงานวิจัยนี้เป็นของไหล non-Newtonian ส่วนงานวิจัยของ Shuib และคณะ [10] เป็นของไหล Newtonian ดังแสดงในรูปที่ 4.13 ซึ่งในที่นี้เราเลือก Model B มาเปรียบเทียบ



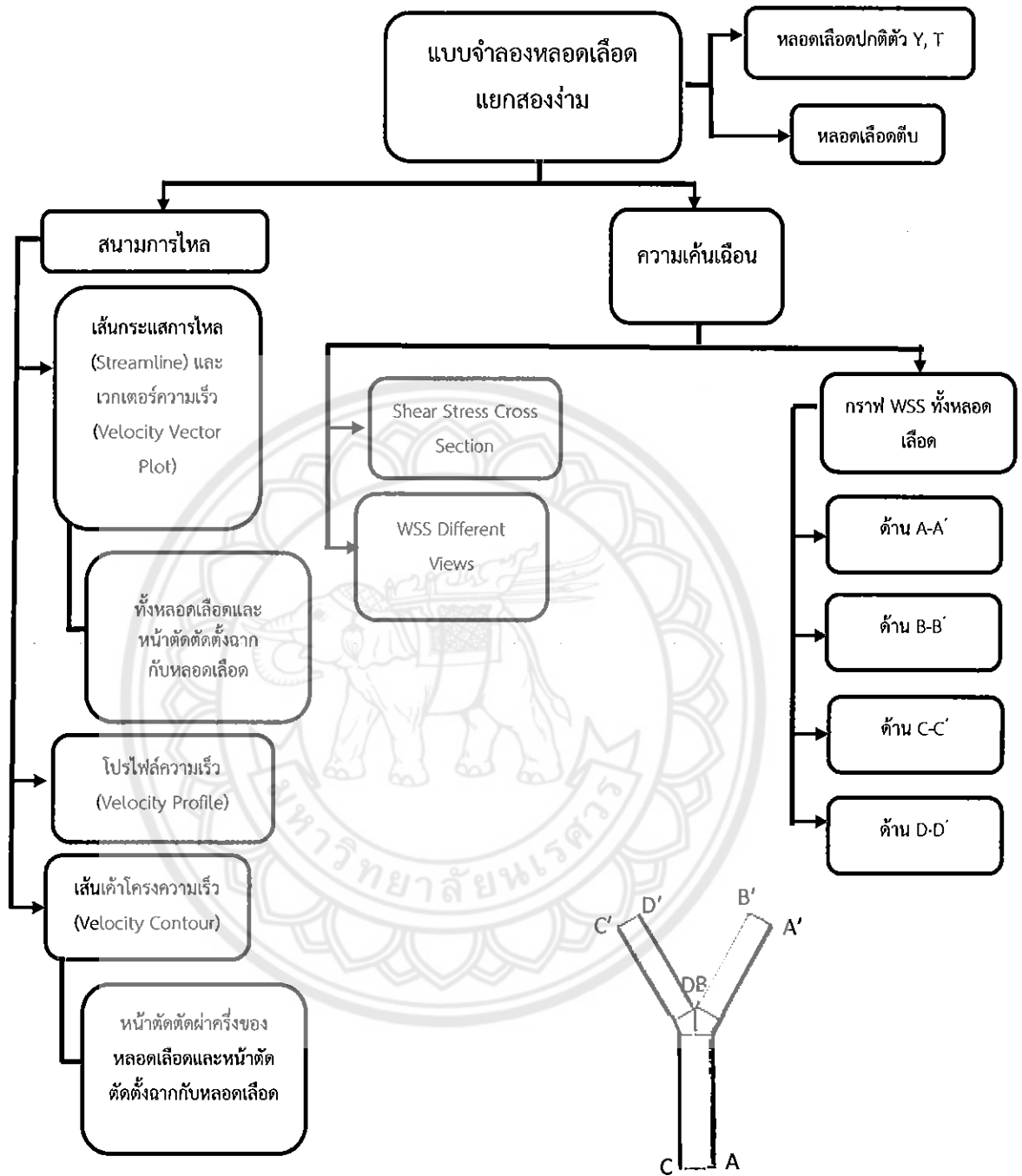
รูปที่ 4.13 เปรียบเทียบผลการคำนวณกับงานวิจัยของ Shuib และคณะ [10] ที่หน้าตัดบนหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติ

หมายเหตุ : เนื่องจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว S ตีบ 50% โปรแกรมไม่สามารถประมวลผลได้เนื่องจากติดปัญหาที่ความละเอียดของเมชที่หลอดเลือดสาขารอง จึงทำการปรับความละเอียดเมชขึ้นแล้วทำการประมวลผล จากนั้นติดปัญหาที่เงื่อนไขของเวลา จึงทำการเปลี่ยนค่าที่ Relative Tolerance เป็น 0.05 โปรแกรมจึงทำการประมวลผลได้

## บทที่ 5

### ผลการคำนวณ และอภิปรายผล

สำหรับงานวิจัยนี้ได้แสดงผลการคำนวณออกมา 2 รูปแบบ ส่วนแรกได้แก่ สนามการไหลซึ่งประกอบไปด้วย เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือดและที่หน้าตัดตัดตั้งฉากกับหลอดเลือด เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector) โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) และเส้นเค้าโครงความเร็วที่หน้าตัดตัดฉากหลอดเลือดและที่หน้าตัดตัดตั้งฉากกับหลอดเลือด (Velocity Contour) ส่วนที่สองได้แก่ความเค้นเฉือน ซึ่งจะแสดงผลในรูปแบบที่แตกต่างกันสามรูปแบบได้แก่ ความเค้นเฉือนที่ผนัง (Wall Shear Stress, WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ และกราฟ WSS โดยแสดงผลการคำนวณที่เวลาสามจุด คือ End of Diastole ( $t = 0$  s) Peak Systole ( $t = 0.16$  s) และ Beginning of Diastole ( $t = 0.38$ ) สำหรับแบบจำลองหลอดเลือดที่นำมาใช้ในการคำนวณได้ใช้แบบจำลองทั้งหมด 7 แบบจำลอง แบ่งเป็นหลอดเลือดปกติ 2 แบบจำลอง และหลอดเลือดตีบที่มีระดับการตีบ 50 % อีก 5 แบบจำลอง สำหรับรูปที่ 5.1 แสดงเนื้อหาโดยรวมของบทที่ 5



รูปที่ 5.1 เนื้อหาโดยรวมของบทที่ 5

## 5.1 หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ

### 5.1.1 สนามการไหล

สนามการไหลสามารถแสดงในรายละเอียดได้หลายรูปแบบในที่นี้เราแสดงด้วยเส้นกระแสการไหล (รูปที่ 5.2) โปรไฟล์ความเร็ว (รูปที่ 5.3) และเส้นเค้าโครงความเร็วที่หน้าตัดต่าง ๆ (รูปที่ 5.4) ซึ่งแสดงผลของสนามการไหลในเชิงคุณภาพ สำหรับเชิงปริมาณเราเลือกใช้อัตราส่วนระหว่างอัตราการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดต่าง ๆ และที่ทางเข้าของหลอดเลือดหลักดังตารางที่ 5.1

พิจารณาเส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.2 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงลักษณะการไหลโดยรวมภายในหลอดเลือด สามารถสังเกตได้ว่าที่บริเวณทางแยกเกิดการไหลแยกเข้าสู่หลอดเลือดสาขาทั้งสอง เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาทั้งสองพบว่าเส้นกระแสเริ่มเบี่ยงไปทางผนังด้านในเกิดขึ้นในทั้งสามตำแหน่งชีพจรซึ่งเกิดจากผลของแรงหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Force) จากนั้นเมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักพบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole เส้นกระแสมีลักษณะการกระจายค่อนข้างสมมาตรในขณะที่ที่ End of Diastole เส้นกระแสหนาแน่นสูงที่ผนังด้านในสำหรับหลอดเลือดสาขารองพบว่ามีแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดสาขาหลัก

สำหรับรูปที่ 5.3 เป็นรูปโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ โดยเมื่อเปรียบเทียบที่ตำแหน่งชีพจรทั้งสามตำแหน่งเห็นได้อย่างชัดเจนว่าที่ Peak Systole โปรไฟล์ความเร็วมีขนาดใหญ่กว่าอีกสองตำแหน่งชีพจร เพราะว่าที่ Peak Systole มีความเร็วสูงสุด และเมื่อเปรียบเทียบตำแหน่งชีพจรที่ End of Diastole กับที่ Beginning of Diastole ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีความเร็วเท่ากันพบว่ามีรูปร่างโปรไฟล์ความเร็วแตกต่างกันโดยที่ End of Diastole โปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะแบนตรงกลางเนื่องจากผลของสมบัติ Shear Thinning ของเลือด กล่าวคือที่ End of Diastole ได้รับผลจากความเร่ง (Acceleration) ทำให้อัตราเฉือน (shear rate) เพิ่มขึ้น และทำให้ความหนืด (viscosity) ของเลือดลดลงส่งผลทำให้โปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะแบนตรงกลาง ในขณะที่ Beginning of Diastole ได้รับผลจากความหน่วง (Deceleration) ทำให้รูปร่างเป็นพาราโบลามากกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Gijzen และคณะ [5] พบว่ามีรูปร่างโปรไฟล์ความเร็วแนวโน้มคล้ายกัน เมื่อพิจารณาโปรไฟล์ความเร็วที่บริเวณทางแยกก่อนเข้าสู่หลอดเลือดสาขา โปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขาหลักเล็กน้อยเห็นได้ค่อนข้างชัดเจนที่ Peak Systole เนื่องจากหลอดเลือดสาขาหลักมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าจึงทำให้การไหลไหลเข้าสู่หลอดเลือดสาขาหลักมากกว่าโดยสามารถสังเกตได้จากอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดสาขาหลัก  $Q_2/Q_0$  และ  $Q_3/Q_0$  เปรียบเทียบกับอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดสาขารอง  $Q_4/Q_0$  และ  $Q_5/Q_0$  พบว่ามีค่ามากกว่าเกือบประมาณสองเท่าดังแสดงในตารางที่ 5.1 จากนั้นเมื่อพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก และเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง พบว่าโปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในซึ่งสอดคล้องกับลักษณะของเส้นกระแสการไหลดังรูปที่ 5.2

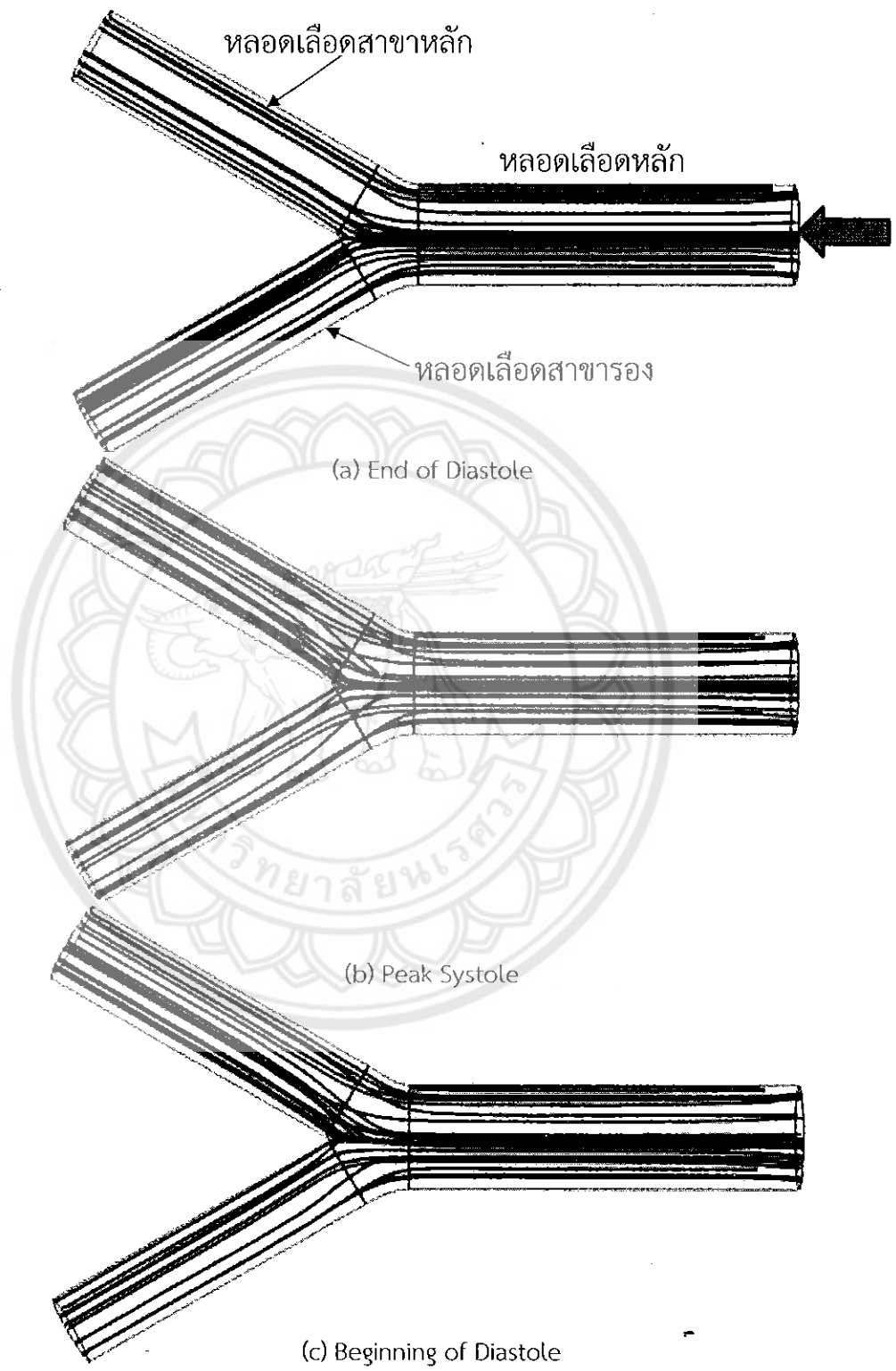
เมื่อพิจารณาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.4 พบว่าบริเวณหลอดเลือดหลักที่ตำแหน่งก่อนถึงทางแยกเส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะสมมาตรกันดังรูปที่ 5.4 (a) จากนั้นเมื่อถึงบริเวณทางแยก (Bifurcation) เส้นเค้าโครงความเร็วเริ่มเบี่ยงไปทางผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.4 (b) ซึ่งเป็นด้านที่การไหลไหลเข้าสู่หลอดเลือดสาขาหลักมากกว่า เนื่องจากหลอดเลือดสาขาหลักมีเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าหลอดเลือดสาขารอง สอดคล้องกับลักษณะโปรไฟล์ความเร็วที่เบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.3 ดังที่กล่าวไปแล้วในข้างต้นโดยจะเห็นการเบี่ยงของกรณี End of Diastole ได้ชัดเจนกว่าอีก 2 กรณี เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่เกิดความเร่ง และเมื่อเข้าสู่ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลักเส้นเค้าโครงความเร็วของกรณี Peak Systole และ Beginning of Diastole เบี่ยงไปทางผนังด้านในดังรูปที่ 5.4 (c) แต่ที่ End of Diastole เส้นเค้าโครงค่อนข้างสมมาตรอาจเป็นเพราะผลของความเร่งเชิงเส้นมีอิทธิพลมากกว่าความเร่งหนีศูนย์กลาง เมื่อเปรียบเทียบกับหลอดเลือดแยกสองง่ามของ Perktold และ Rappitsch [11] หลอดเลือด planar daughter vessel ของ Chen และ Lu [2] และหลอดเลือดโค้ง  $90^\circ$  ของ Gijzen และคณะ [5] ที่ตำแหน่งหน้าตัดใกล้เคียงกันพบว่าเส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในซึ่งมีลักษณะแนวโน้มคล้ายกันกับผลการคำนวณของงานวิจัยนี้ และยังมีแนวโน้มที่สอดคล้องกันกับลักษณะของ เส้นกระแสการไหล และโปรไฟล์ความเร็ว ดังรูปที่ 5.2 และ 5.3 ตามลำดับ หลังจากนั้นที่ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก เส้นเค้าโครงความเร็วเข้ามาทางผนังด้านในมากขึ้นดังรูปที่ 5.4 (d) และมีลักษณะสมมาตรในตำแหน่งต่อมาดังรูปที่ 5.4 (e)

เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองพบว่าที่ตำแหน่งเริ่มต้นเส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในดังรูปที่ 5.4 (f) เช่นเดียวกับหลอดเลือดสาขาหลักยกเว้นกรณี End of Diastole หลังจากนั้นที่ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง เส้นเค้าโครงความเร็วเข้ามาทางผนังด้านในมากขึ้นดังรูปที่ 5.4 (g) สำหรับทุกตำแหน่งซีพอร์ และสมมาตรในตำแหน่งต่อมาดังรูปที่ 5.4 (h) นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบเส้นเค้าโครงความเร็วที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole พบว่าถึงแม้จะเป็นตำแหน่งที่มีความเร็วเท่ากันแต่มีลักษณะของเส้นเค้าโครงความเร็วที่ไม่เหมือนกันเนื่องจากผลของความเร่ง (Acceleration) และความหน่วง (Deceleration) ตามลำดับ นอกจากนี้ยังสามารถสังเกตได้จากอัตราการไหลเชิงปริมาตร ( $Q/Q_0$ ) ดังแสดงในตารางที่ 5.1 พบว่าทั้งสองตำแหน่งซีพอร์ที่ทุกหน้าตัดมีอัตราการไหลเชิงปริมาตรแตกต่างกันเล็กน้อย

เมื่อพิจารณาเวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.5 พบว่าบริเวณหลอดเลือดหลักที่ตำแหน่งก่อนถึงทางแยกเส้นกระแสการไหลมีลักษณะกำลังเกิดการเปลี่ยนแปลงของการไหลดังรูปที่ 5.5 (a) จากนั้นที่ตำแหน่งทางแยกสนามการไหลมีลักษณะแสดงถึงการไหลแยกดังรูปที่ 5.5 (b) หลังจากนั้นเมื่อการไหลเริ่มไหลเข้าสู่หลอดเลือดสาขาหลัก และหลอดเลือดสาขารองพบว่ามีแนวโน้มที่จะเกิดการไหลแบบทุติยภูมิดังรูปที่ 5.5 (c)

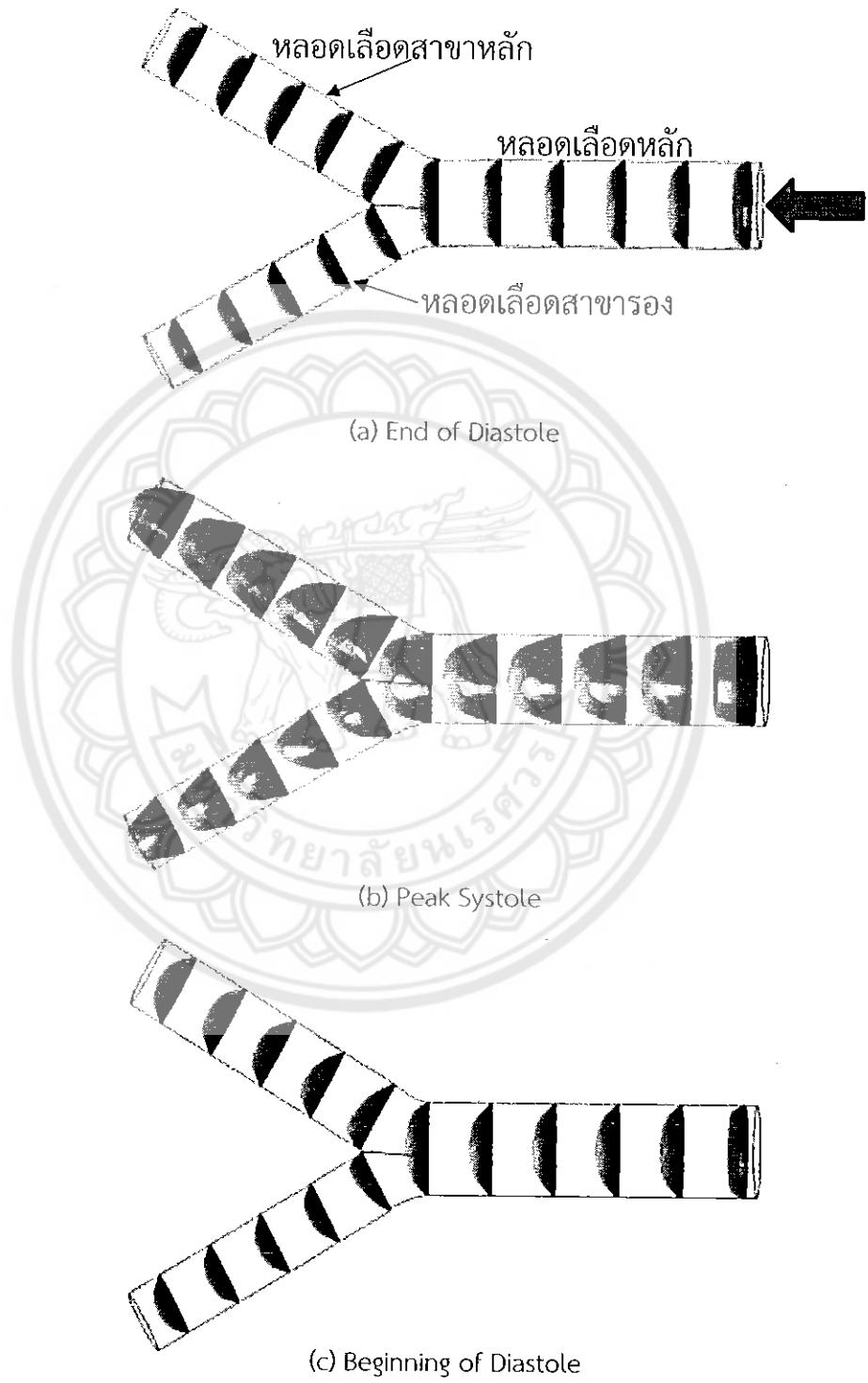
และ (f) และเมื่อเข้าสู่บริเวณหลอดเลือดสาขาทั้งสองการไหลจึงพยายามปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติดังรูปที่ 5.5 (d) และ (g) ต่อมาจึงมีลักษณะสมมาตรที่ตำแหน่งถัดมาดังรูปที่ 5.5 (e) และ 5.5 (h) เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Chen และ Lu [2] และงานวิจัยของ Gijzen และคณะ [5] พบว่าที่บริเวณหลอดเลือดสาขาใกล้ทางแยก และบริเวณที่หลอดเลือดโค้งเกิดการไหลแบบทุติยภูมิ (Secondary Flow, Dean Vortex) ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับผลการคำนวณของงานวิจัยนี้ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติไม่พบลักษณะการไหลแบบทุติยภูมิเนื่องจากหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติมีการเบนออกของหลอดเลือดสาขาจากแกนหลักมีค่าน้อยกว่างานวิจัยข้างต้นซึ่งเบนออกมากกว่า



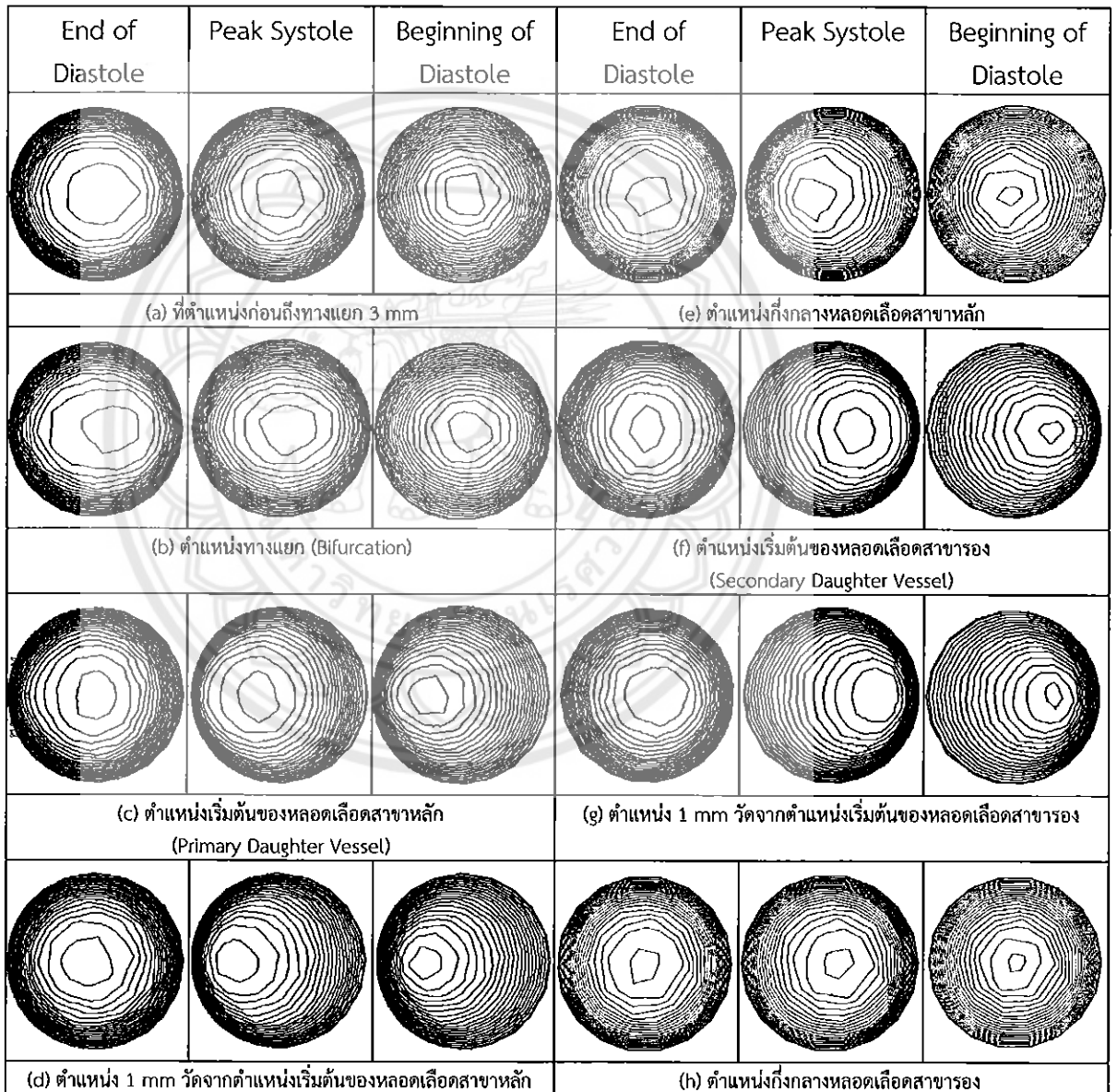
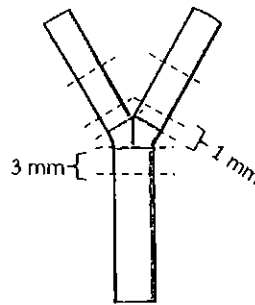


รูปที่ 5.2 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ

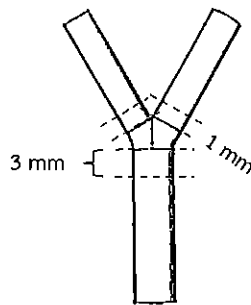




รูปที่ 5.3 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ



รูปที่ 5.4 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามปกติรูปตัว Y



End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ตำแหน่งก่อนถึงทางแยก 3 mm			(e) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		
(b) ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(f) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(c) เริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(g) หลังตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง 1 mm		
(d) หลังตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก 1 mm			(h) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		

รูปที่ 5.5 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชี้พจนต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ

ตารางที่ 5.1 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ

อัตราส่วนการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดต่าง ๆ	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
$Q_1/Q_0$	0.753	0.729	0.685
$Q_2/Q_0$	0.425	0.497	0.478
$Q_3/Q_0$	0.430	0.472	0.447
$Q_4/Q_0$	0.237	0.277	0.324
$Q_5/Q_0$	0.239	0.267	0.232

เมื่อ  $Q_0$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางเข้าของหลอดเลือดหลัก

$Q_1$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดหลอดเลือดหลัก และเริ่มต้นทางแยก

$Q_2$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_3$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งวัดจากเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก 1 mm

$Q_4$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง

$Q_5$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งวัดจากเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง 1 mm

### 5.1.2 ความเค้นเฉือน

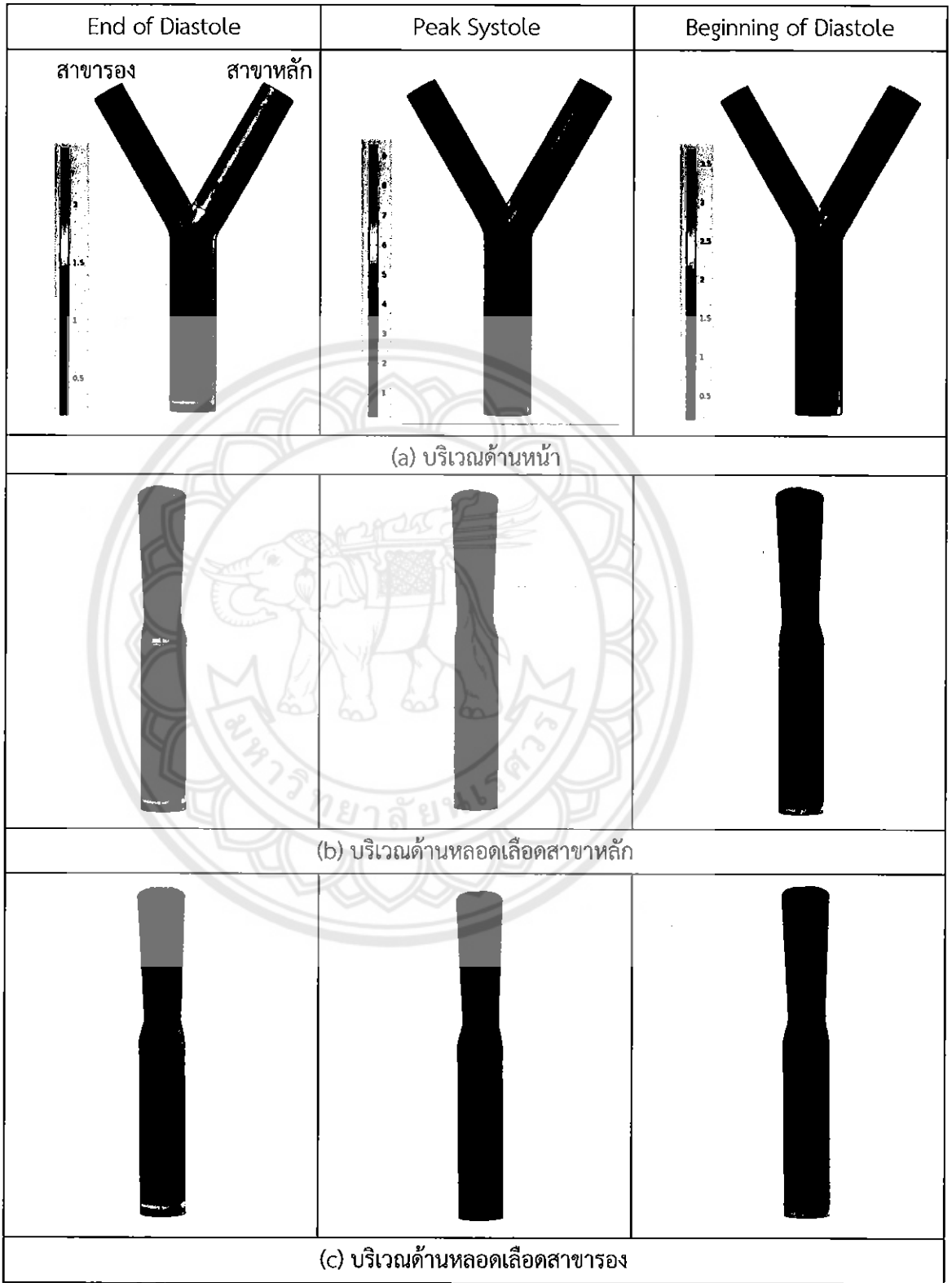
เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.6 โดยที่ทั้งสามตำแหน่งซีพจรมี range ของแถบสี (Color Legend) ไม่เท่ากัน สังเกตได้ว่าที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ถึงแม้มีความเร็วเท่ากันแต่ให้ค่า WSS ไม่เท่ากัน สำหรับที่ Peak Systole ให้ค่า WSS มากที่สุดเนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มีความเร็วสูงที่สุด นอกจากนี้เมื่อสังเกตที่ Apex พบว่า WSS มีค่าสูงเนื่องจากเป็นบริเวณที่ของไหลจากหลอดเลือดหลักตกกระทบบ และที่ผนังด้านนอกของทางแยกก็ให้ค่า WSS สูงเนื่องจากการเปลี่ยนทิศทางของการไหล

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.7 โดยที่เรากำหนด range ของแถบสีของค่าความเค้นเฉือนในแต่ละหน้าตัดให้ต่างกันออกไปเพื่อใช้ในการแสดงให้เห็นความแตกต่างของค่าความเค้นเฉือน นอกจากนี้ที่ตำแหน่งหน้าตัดเดียวกันตำแหน่ง End of Diastole และ Beginning of Diastole ใช้ range เดียวกัน เมื่อพิจารณารูปที่ 5.7 (a) แสดงตำแหน่งก่อนถึงทางแยก 3 mm สังเกตได้ว่าการกระจายความเค้นเฉือน มีลักษณะสมมาตรเนื่องจากเป็นช่วงปกติของการไหลในหลอดเลือดหลักสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วในรูปที่ 5.3 ที่ค่อนข้างสมมาตรเช่นกัน จากนั้นเมื่อเปรียบเทียบที่ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าที่ End of Diastole ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่า Beginning of Diastole ถึงแม้จะมีความเร็วเท่ากันเนื่องจาก End of Diastole ได้รับผลจากความเร่งในขณะที่ Beginning of Diastole ได้รับผลจากความหน่วง สำหรับที่ Peak Systole ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าอีกสองตำแหน่งซีพจร นอกจากนี้สังเกตได้อีกว่าที่ End of Diastole กับ Peak Systole การกระจายความเค้นเฉือนคล้ายกันโดยที่ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงบริเวณชิดกับผนังหลอดเลือด และให้ค่าความเค้นเฉือนต่ำตรงกลางหลอดเลือดซึ่งมีเกรเดียนต์ความเร็วต่ำที่บริเวณนี้สอดคล้องกับลักษณะโปรไฟล์ความเร็วที่แบนตรงกลางดังรูปที่ 5.3 (a) และ (b) ในขณะที่ Beginning of Diastole มีบริเวณที่ให้ค่าความเค้นเฉือนต่ำ (สีน้ำเงิน) น้อยกว่าของ End of Diastole เนื่องจากเกรเดียนต์ความเร็วสูงที่ตรงกลางหลอดเลือดซึ่งสอดคล้องกับลักษณะโปรไฟล์ความเร็วที่เป็นรูปพาราโบลา ดังรูปที่ 5.3 (c)

เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งทางแยกดังรูปที่ 5.7 (b) พบว่าความเค้นเฉือนมีค่าสูงที่ผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลักสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วในรูปที่ 5.3 และเส้นเค้าโคจรความเร็วที่เบ้ไปทางผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลักเช่นกันดังรูปที่ 5.4 (b) จากนั้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.7 (c) พบว่าความเค้นเฉือนมีค่าสูงที่ผนังด้านในเนื่องจากความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านในซึ่งเกิดจากการเบนออกของหลอดเลือดสาขาจากแกนหลัก และเมื่อเปรียบเทียบที่ End of Diastole กับ Beginning of Diastole พบว่า Beginning of Diastole ให้ค่าความเค้นเฉือนมากกว่า เนื่องจากได้รับผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) ซึ่งมีอิทธิพลเหนือกว่าความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) สังเกตได้จากโปรไฟล์ความเร็วในรูปที่ 5.3 (a) และ (c) จะพบว่าโปรไฟล์ความเร็วของ Beginning of Diastole จะเบ้เข้าหา

ผนังด้านในมากกว่าที่ End of Diastole ต่อมาที่ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.7 (d) พบว่าความเค้นเฉือนยังคงมีแนวโน้มเช่นเดียวกับรูปที่ 5.7 (c) จากนั้นที่ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลักการไหลเข้าสู่สภาวะปกติความเค้นเฉือนจึงมีลักษณะสมมาตรดังรูปที่ 5.7 (e) และยังสามารถได้ว่าที่ End of Diastole ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่า Beginning of Diastole เนื่องจากเป็นช่วงการไหลในหลอดเลือดปกติซึ่งได้รับผลจากอิทธิพลของความเร่งเชิงเส้น สำหรับหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.7 (f)–(h) พบว่ามีแนวโน้มเช่นเดียวกันกับหลอดเลือดสาขาหลัก





รูปที่ 5.6 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ

End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ตำแหน่งก่อนถึงทางแยก 3 mm			(e) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		
(b) ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(f) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(c) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(g) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง		
(d) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก			(h) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		

รูปที่ 5.7 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ (ดูรูปที่ 5.2 ประกอบ) ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ



แถบสี (Color Legend) สำหรับเทียบค่าสีของ Shear Rate ในรูปที่ 5.7

บริเวณหน้าตัด	Color Legend		
ตำแหน่งกึ่งถึงทางแยก 3 mm		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	End of Diastole
		0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2 2.2	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	Beginning of Diastole
ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6	End of Diastole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6 7	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3	Beginning of Diastole
ตำแหน่ง 1 มม วัดจาก ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขาหลัก		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8	Beginning of Diastole
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือด สาขาหลัก		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6 7	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3	Beginning of Diastole
ตำแหน่ง 1 มม วัดจาก ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขารอง		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8	Beginning of Diastole
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือด สาขารอง		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	Beginning of Diastole

สำหรับรูปที่ 5.8 – 5.11 เป็นการแสดงการกระจายความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ในเชิงปริมาณโดยดึงข้อมูลจากผนังด้านใน และด้านนอกของหลอดเลือดที่พิกัด  $y = 0$  (ดูรูปที่ 3.33 ในบทที่ 3) ของแต่ละตำแหน่งชีพจรมาเปรียบเทียบกัน

รูปที่ 5.8 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขาหลักที่ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ พบว่า ที่บริเวณทางเข้าของหลอดเลือดหลัก WSS มีค่าสูงเนื่องจากผลของ End Effect จากนั้นเมื่อเข้าสู่บริเวณหลอดเลือดหลัก WSS มีค่าลดลงเข้าสู่ค่าปกติของการไหลภายในหลอดเลือดปกติ เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งชีพจรทั้งสามตำแหน่งพบว่าที่ Peak Systole ให้ค่า WSS สูงกว่าอีกสองตำแหน่งชีพจร โดยที่ Peak Systole ให้ค่า WSS ระหว่าง 2.1-2.3 Pa ที่ End of Diastole ระหว่าง 1.1-1.2 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 1 Pa จากนั้นที่บริเวณที่หลอดเลือดสาขาเริ่มเบนออกจากแกนของหลอดเลือดหลักไป  $30^\circ$  WSS มีค่าสูงขึ้นอย่างรวดเร็ว และให้ค่าสูงสุดที่บริเวณนี้ โดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดที่ประมาณ 3.5 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 1.7 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 1.5 Pa หลังจากนั้นเมื่อเข้าสู่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก WSS มีค่าลดลงเนื่องจากการไหลเบี่ยงไปทางผนังด้านใน จากนั้น WSS มีค่าเพิ่มขึ้นอีกครั้ง และปรับตัวเข้าสู่ค่าปกติ โดยที่ Peak Systole ให้ค่าระหว่าง 1.8-2.4 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 1.2 Pa และที่ Beginning of Diastole ระหว่าง 0.8-1 Pa จากนั้นที่บริเวณทางออกของหลอดเลือดสาขา ค่า WSS สูงขึ้นอีกครั้งเนื่องจากผลของ End Effect

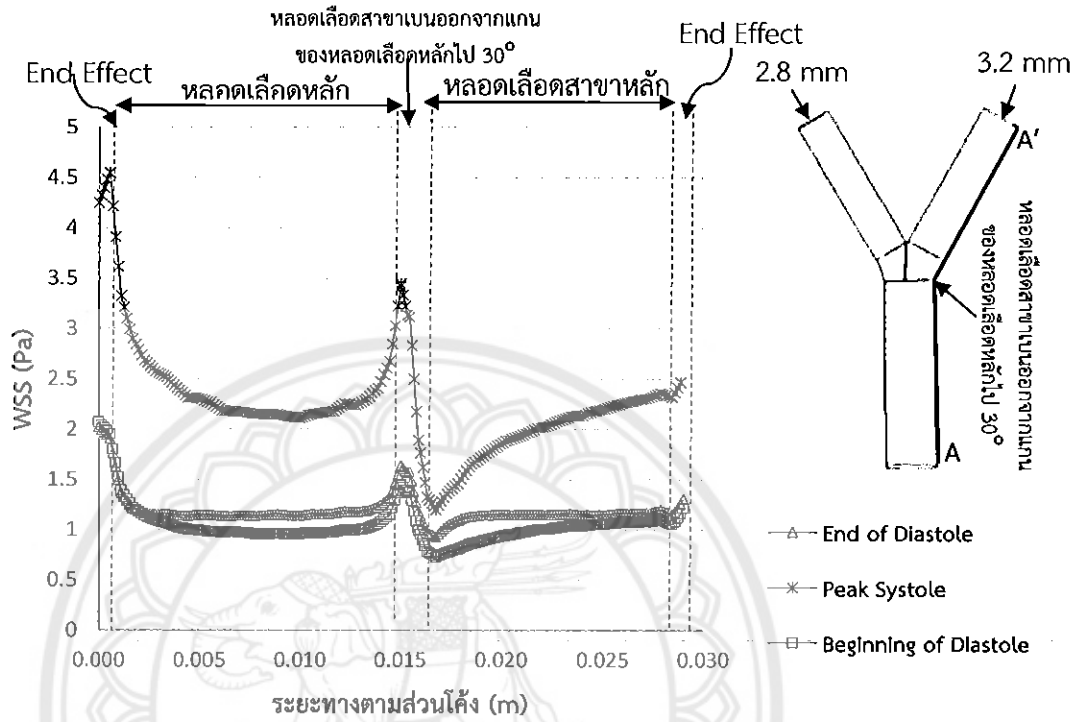
สำหรับรูปที่ 5.9 แสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักพบว่าในช่วงเริ่มต้นโดยเฉพาะอย่างยิ่งที่ Peak Systole WSS มีค่าสูงมาก เนื่องจากเป็นจุดที่กระแสการไหลจากหลอดเลือดหลักมาตกกระทบ และผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขาหลักจากแกนหลักซึ่งทำให้ความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านใน โดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 8 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 3 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2 Pa จากนั้นจึงปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติบริเวณกึ่งกลางของหลอดเลือดสาขา โดยที่ Peak Systole ให้ค่า WSS ระหว่าง 2.2-2.7 Pa ที่ End of Diastole ระหว่าง 1.1-1.2 Pa และที่ Beginning of Diastole ระหว่าง 1.1-1.4 Pa

เมื่อพิจารณารูป WSS เปรียบเทียบระหว่าง End of Diastole กับ Beginning of Diastole พบว่ามีค่าแตกต่างกันเล็กน้อยถึงแม้ว่าทั้งสองตำแหน่งจะมีความเร็วเท่ากัน เนื่องจากที่ End of Diastole เป็นตำแหน่งที่เกิดความเร่ง (acceleration) เพื่อเพิ่มความเร็วไปยังจุด Peak Systole ในขณะที่ Beginning of Diastole ได้รับผลของความหน่วง (Deceleration) นอกจากนี้สามารถสังเกตได้จากอัตราการไหลเชิงปริมาตร ( $Q/Q_0$ ) ที่ตำแหน่งหน้าตัดเดียวกันพบว่า End of Diastole มีค่าอัตราการไหลเชิงปริมาตรแตกต่างกับที่ Beginning of Diastole เล็กน้อยดังตารางที่ 5.1 เช่นที่ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก  $Q_2/Q_0$  ของ

End of Diastole เป็น 0.425 และของ Beginning of Diastole เป็น 0.478 และที่ทางเข้าสาขารอง  $Q_d/Q_0$  เป็น 0.237 และ 0.324 ตามลำดับ

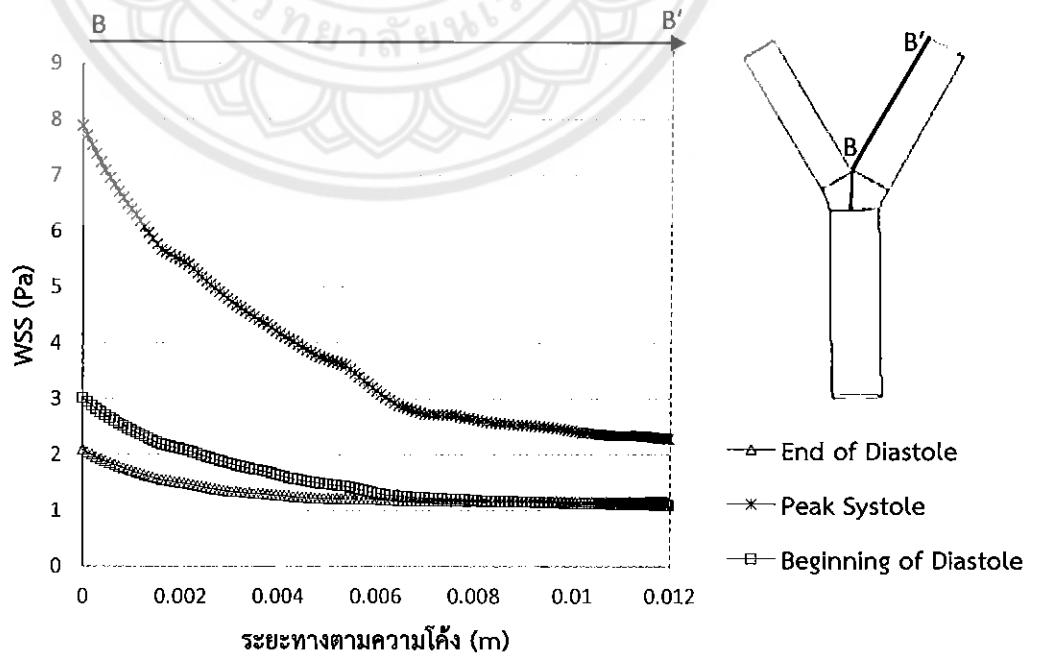


ด้าน A-A'



รูปที่ 5.8 ความดันเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน A-A'

ด้าน B-B'

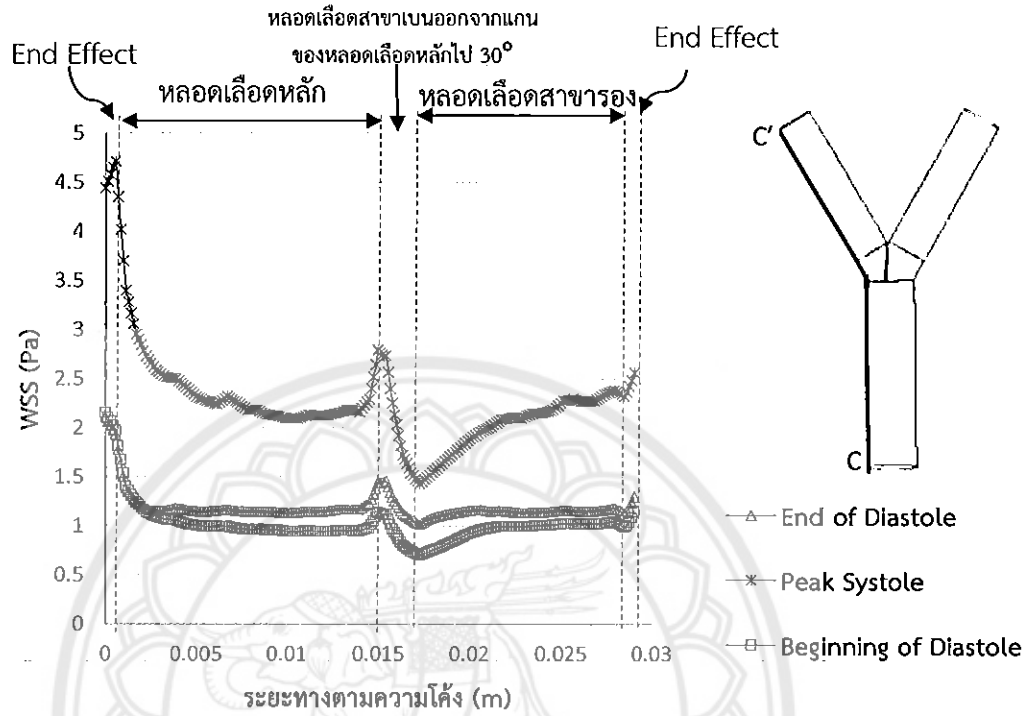


รูปที่ 5.9 ความดันเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน B-B'

รูปที่ 5.10 และ 5.11 แสดงการกระจายของ WSS ตามผนังด้านนอกและด้านในตามลำดับของหลอดเลือดสาขารอง พบว่าการกระจายมีลักษณะคล้ายคลึงกับหลอดเลือดสาขาหลักแต่มีขนาด WSS ที่แตกต่างกัน ทั้งนี้เป็นเพราะทั้งสองหลอดเลือดสาขาทำมุมกับหลอดเลือดหลัก  $30^\circ$  เท่ากัน แม้ว่าพื้นที่หน้าตัดของหลอดเลือดสาขารองจะน้อยกว่าพื้นที่หน้าตัดของหลอดเลือดหลักอยู่ประมาณ 23.4 % ก็ตาม อย่างไรก็ตามด้วยขนาดของหลอดเลือดสาขารองที่เล็กกว่าทำให้  $Q/Q_0$  ที่เข้าสู่หลอดเลือดสาขารองมีค่าน้อยกว่าของสาขาหลัก

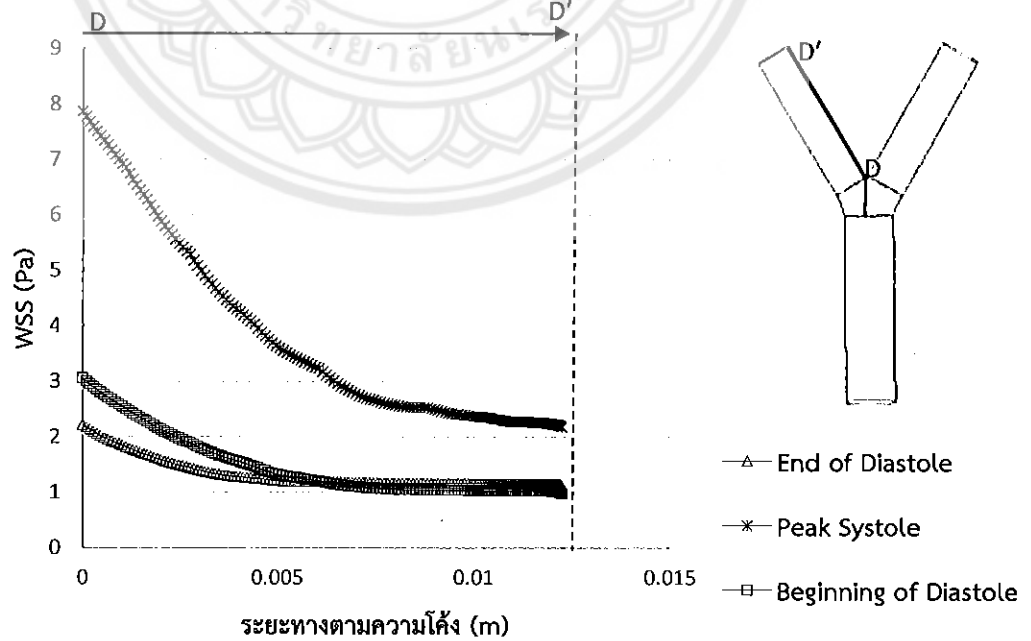


ด้าน C-C'



รูปที่ 5.10 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน C-C'

ด้าน D-D'



รูปที่ 5.11 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ด้าน D-D'

## 5.2 หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

### 5.2.1 สนามการไหล

พิจารณาเส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.12 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงลักษณะการไหลโดยรวมภายในหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ สามารถสังเกตได้ว่าที่หลอดเลือดหลักบริเวณผนังด้านหลอดเลือดสาขารองและที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขารองที่ทุกตำแหน่งซีพจรมีความหนาแน่นของเส้นกระแสมากกว่าที่บริเวณอื่น ๆ ซึ่งเกิดจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขารองเป็นมุม  $80^{\circ}$  จากแกนหลักซึ่งมากกว่าหลอดเลือดสาขาหลักที่เบนออกไปเพียง  $30^{\circ}$  จากนั้นเมื่อพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองที่ทุกตำแหน่งซีพจรพบว่าเส้นกระแสเบี่ยงไปทางผนังด้านในซึ่งมีความรุนแรงกว่าที่หลอดเลือดสาขาหลักสาเหตุเนื่องจากมุมเบนมากกว่าดังที่กล่าวไปแล้ว

สำหรับรูปที่ 5.13 เป็นรูปเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ซึ่งช่วยทำให้เราเห็นลักษณะการไหลได้ชัดเจนยิ่งขึ้น สังเกตได้ว่าที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองเส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในมีความรุนแรงกว่าที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก นอกจากนี้สังเกตได้ว่าที่จุด Apex แสดงการตกกระทบของกระแสหลักจากหลอดเลือดหลักทุกตำแหน่งซีพจร เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดหลักและที่หลอดเลือดสาขาหลักพบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole แสดงลักษณะเส้นเค้าโครงความเร็วปิด (Close Contour) บริเวณตรงกลางหลอดเลือดหลัก และใกล้กับผนังด้านในหลอดเลือดสาขาหลักซึ่งแสดงผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) ที่เป็นผลมาจากความหน่วงของ Pulsatile สำหรับที่ End of Diastole ไม่ปรากฏลักษณะเส้นเค้าโครงความเร็วปิดซึ่งเป็นผลมาจากความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) และเมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองสังเกตได้ว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole พบเส้นเค้าโครงปิดที่บริเวณผนังด้านใน ในขณะที่ End of Diastole พบที่ใกล้กับผนังด้านนอกที่บริเวณหลอดเลือดสาขารองโค้งหักศอก (Sharp Turn)

สำหรับรูปที่ 5.14 เป็นรูปโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดหลักบริเวณก่อนถึงทางแยกโปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะสมมาตรทุกตำแหน่งซีพจร เนื่องจากเป็นช่วงปกติของการไหล และยังสามารถสังเกตได้ว่าที่ End of Diastole และ Peak Systole โปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะแบนตรงกลางเนื่องจากผลของสมบัติ Shear Thinning ของเลือด ในขณะที่ Beginning of Diastole รูปร่างเป็นพาราโบลามากกว่า จากนั้นที่ตำแหน่งทางแยกพบว่าโปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขารองทุกตำแหน่งซีพจรสาเหตุเนื่องจากผลของการเบนออกเกือบตั้งฉากของหลอดเลือดสาขารองจากแกนหลัก ต่อมาพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole โปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านใน ในขณะที่ End of Diastole มีลักษณะค่อนข้างสมมาตร และเมื่อพิจารณา

ที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักพบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole โปรไฟล์ความเร็ว เบ้ไปทางผนังด้านใน ในขณะที่ที่ End of Diastole ก่อนข้างสมมาตรแนวโน้มเช่นเดียวกับที่หลอดเลือดสาขา รอง จากนั้นเมื่อการไหลเข้าสู่ภาวะปกติช่วงกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาทั้งสองโปรไฟล์ความเร็วจึงกลับมามี ลักษณะสมมาตรเหมือนเดิม

เมื่อพิจารณาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดัง รูปที่ 5.15 พบว่าบริเวณหลอดเลือดหลักที่ตำแหน่งก่อนถึงทางแยกเส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะสมมาตรกัน ดังรูปที่ 5.15 (a) จากนั้นที่บริเวณทางแยกดังรูปที่ 5.15 (b) ที่ End of Diastole และ Peak Systole เส้นเค้า โครงความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านหลอดเลือดสาขารอง ในขณะที่ที่ Beginning of Diastole เบ้เพียงเล็กน้อย

จากนั้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.15 (c) พบว่าที่ End of Diastole และ Peak Systole เส้นเค้าโครงความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านนอก สำหรับที่ Beginning of Diastole เส้นเค้าโครง ความเร็วเบ้มาทางผนังด้านในเล็กน้อย เนื่องจากได้รับผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) ที่มีอิทธิพลเหนือกว่าความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) ต่อมาที่ตำแหน่ง 1 mm วัด จากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.15 (d) เส้นเค้าโครงความเร็วของกรณี Peak Systole และ Beginning of Diastole เบ้มาทางผนังด้านในมากขึ้นในขณะที่กรณี End of Diastole ยังแสดงสมมาตร สุดท้ายที่กึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลักในรูปที่ 5.15 (e) เส้นเค้าโครงแสดงสมมาตรในทุกกรณียกเว้นกรณีของ Peak Systole ที่ยังเบ้ไปทางผนังด้านในเล็กน้อย

พิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.15 (f) และ (g) พบว่ามีแนวโน้มคล้ายกันกับที่หลอดเลือด สาขาหลัก ยกเว้นที่ Peak Systole ที่ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.15 (g) เส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะโค้งเว้าเข้าไปตรงกลางหลอดเลือดคล้ายกับรูปตัว M ซึ่งแสดงถึงการ เกิดการไหลแบบทุติยภูมิ หลังจากนั้นที่ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.15 (h) เส้นเค้าโครง แสดงสมมาตรในทุกกรณียกเว้นกรณีของ Peak Systole ที่ยังเบ้ไปทางผนังด้านในเล็กน้อย

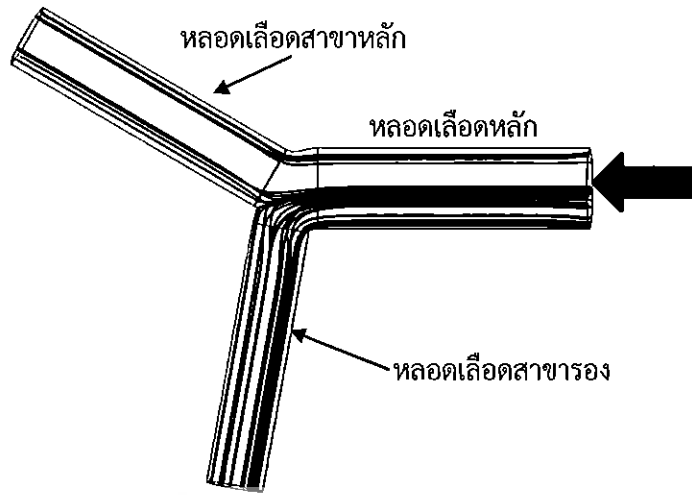
เมื่อพิจารณาเวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่ หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.16 พบว่าบริเวณหลอดเลือดหลักที่ตำแหน่งก่อนถึง ทางแยก เริ่มมีการเปลี่ยนแปลงของการไหลดังรูปที่ 5.16 (a) จากนั้นที่ตำแหน่งทางแยก การไหลมีลักษณะไหล เข้าสู่หลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.16 (b) จากนั้นเมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักพบว่ามีความโน้มที่จะ เกิดการไหลแบบทุติยภูมิดังรูปที่ 5.16 (c) และ (d) ซึ่งคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ เนื่องจากมีมุมเบนออกเท่ากัน จากนั้นการไหลจะเข้าสู่ภาวะปกติที่บริเวณกึ่งกลางหลอดเลือดดังรูปที่ 5.16 (e) เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองเริ่มเกิดลักษณะการไหลแบบทุติยภูมิ (Secondary Flow, Dean Vortex) ดังรูปที่ 5.16 (f) และมีความเด่นชัดมากยิ่งขึ้นที่ตำแหน่ง 1 mm วัดจากทางเข้าหลอดเลือด สาขารองดังรูปที่ 5.16 (g) ซึ่งสาเหตุเกิดจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขารองจากแกนหลัก



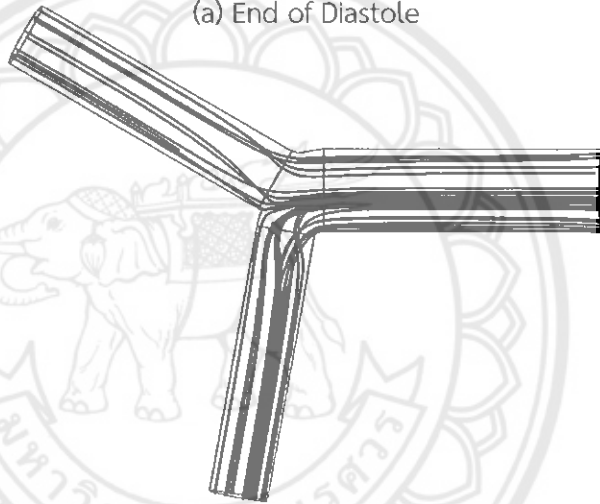
กล่าวคือ มุมการเบนออกของหลอดเลือดสาขาออกจากแกนหลักที่มากกว่าหลอดเลือดสาขาหลักทำให้ได้รับผลของแรงหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Force) มากกว่าหลอดเลือดสาขาหลักทำให้เลือดบริเวณผนังด้านในที่มีความเร็วสูงกว่าเคลื่อนที่ลักษณะแบบหมุนวนไปยังผนังด้านนอกที่มีความเร็วต่ำกว่า [5] ซึ่งเป็นลักษณะการถ่ายเทโมเมนตัมจากบริเวณที่มีโมเมนตัมสูงกว่าไปยังบริเวณที่มีโมเมนตัมต่ำกว่า และสุดท้ายเมื่อถึงกึ่งกลางหลอดเลือดดังรูปที่ 5.16 (h) การไหลจึงกลับเข้าสู่สภาวะปกติ

พิจารณาอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติดังแสดงในตารางที่ 5.2 เปรียบเทียบกับอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติดังแสดงในตารางที่ 5.1 พบว่าที่ตำแหน่งทางแยก ( $Q_1/Q_0$ ) และที่หลอดเลือดสาขา ( $Q_d/Q_0$ ) หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติมีแนวโน้มอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่ารูปตัว Y ปกติเนื่องจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขาออกจากแกนหลักทำให้บริเวณนี้มีความเร็วเพิ่มขึ้นส่งผลให้อัตราการไหลเชิงปริมาตรเพิ่มขึ้น

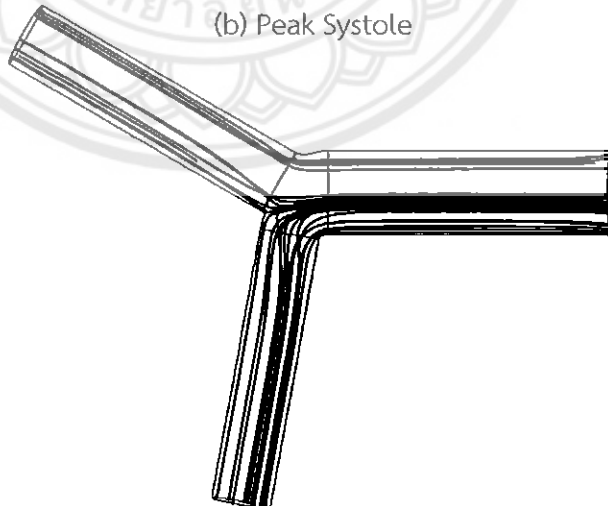




(a) End of Diastole

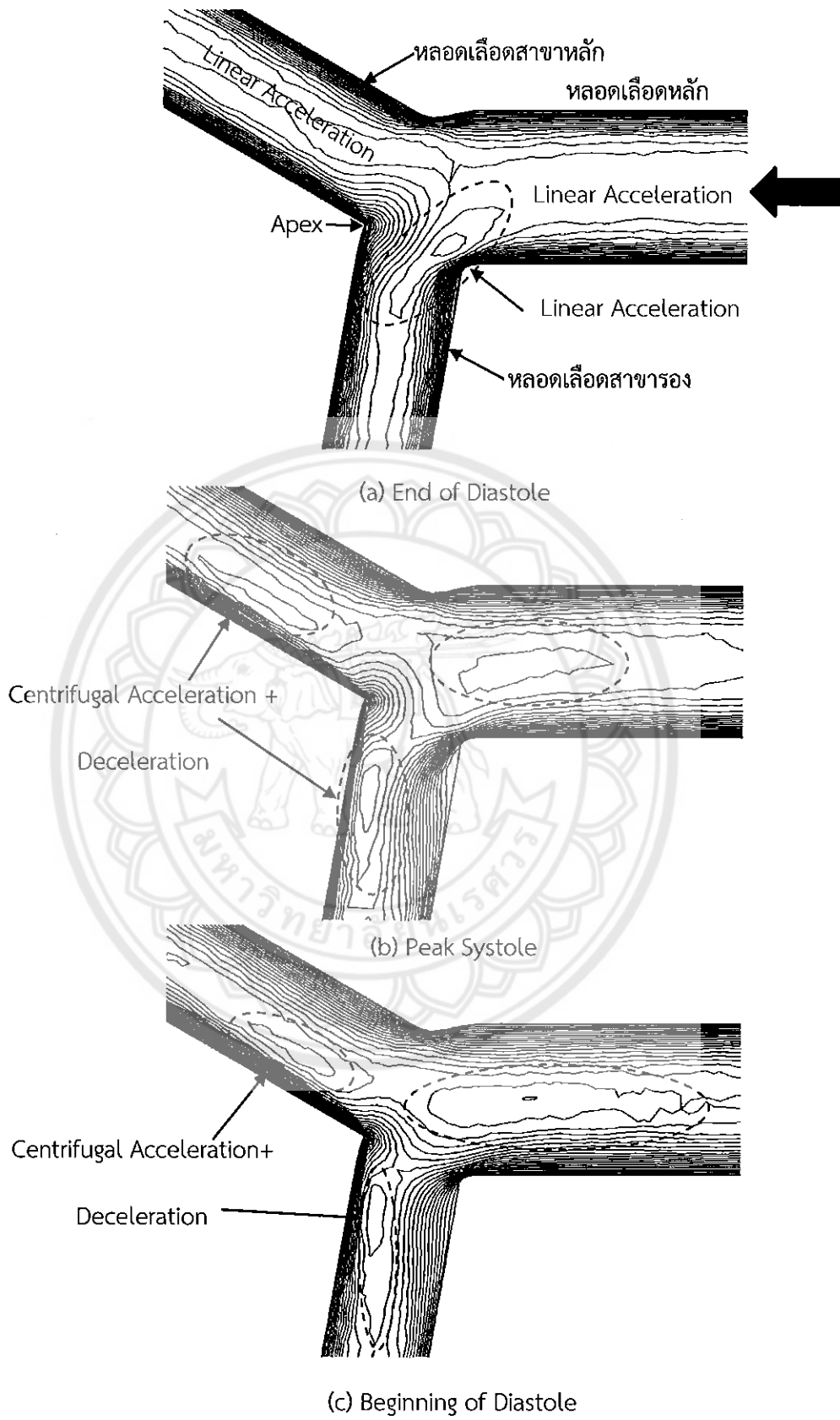


(b) Peak Systole

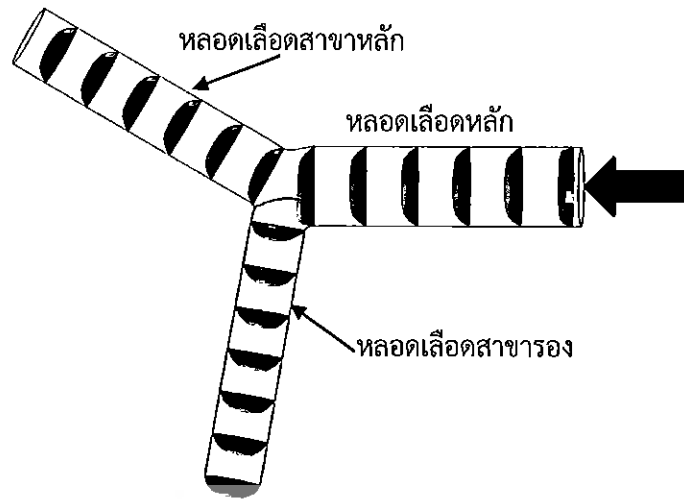


(c) Beginning of Diastole

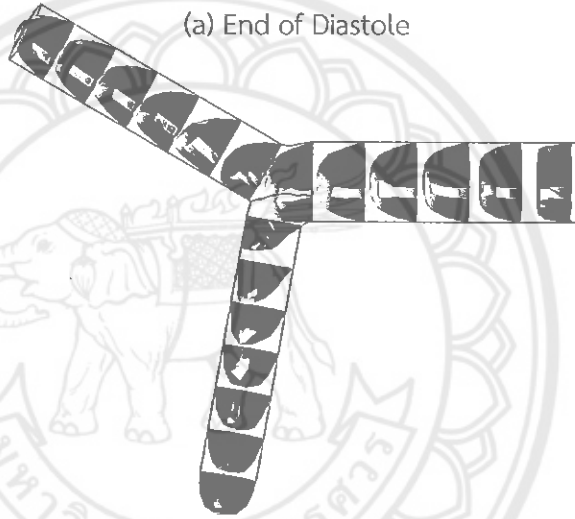
รูปที่ 5.12 เส้นเค้กระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งชี้พจรต่างๆ ของหลอดเลือดรูปตัว T ปกติ



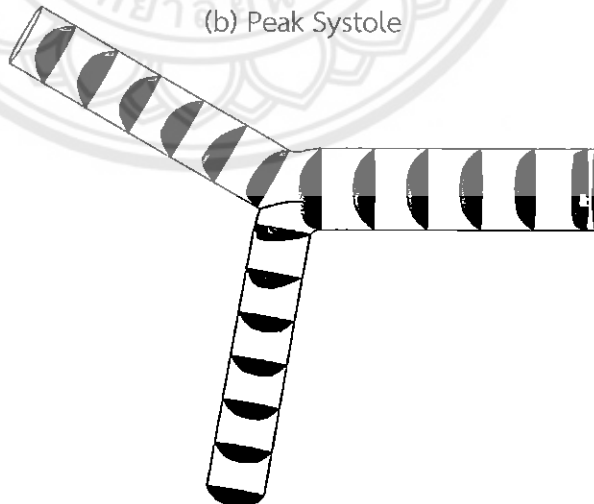
รูปที่ 5.13 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดขนานกับหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ



(a) End of Diastole

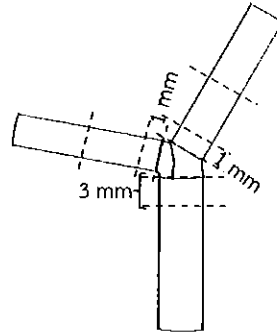


(b) Peak Systole



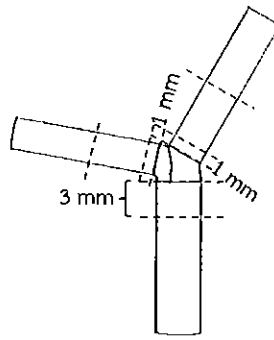
(c) Beginning of Diastole

รูปที่ 5.14 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่างๆ ของหลอดเลือดรูปตัว T ปกติ



End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ตำแหน่งก่อนถึงทางแยก 3 mm			(e) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		
(b) ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(f) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(c) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(g) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง		
(d) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก			(h) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		

รูปที่ 5.15 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดรูปตัว T ปกติ



End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ตำแหน่งก่อนถึงทางแยก 3 mm			(e) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		
(b) ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(f) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(c) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(g) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง		
(d) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก			(h) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		

รูปที่ 5.16 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

ตารางที่ 5.2 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

อัตราส่วนการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดต่าง ๆ	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
$Q_1/ Q_0$	0.771	0.753	0.684
$Q_2/ Q_0$	0.404	0.470	0.468
$Q_3/ Q_0$	0.397	0.459	0.457
$Q_4/ Q_0$	0.316	0.306	0.248
$Q_5/ Q_0$	0.256	0.257	0.208

เมื่อ  $Q_0$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางเข้าของหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_1$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดหลอดเลือดหลัก และเริ่มต้นทางแยก

$Q_2$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_3$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งวัดจากเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก 1 mm

$Q_4$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง

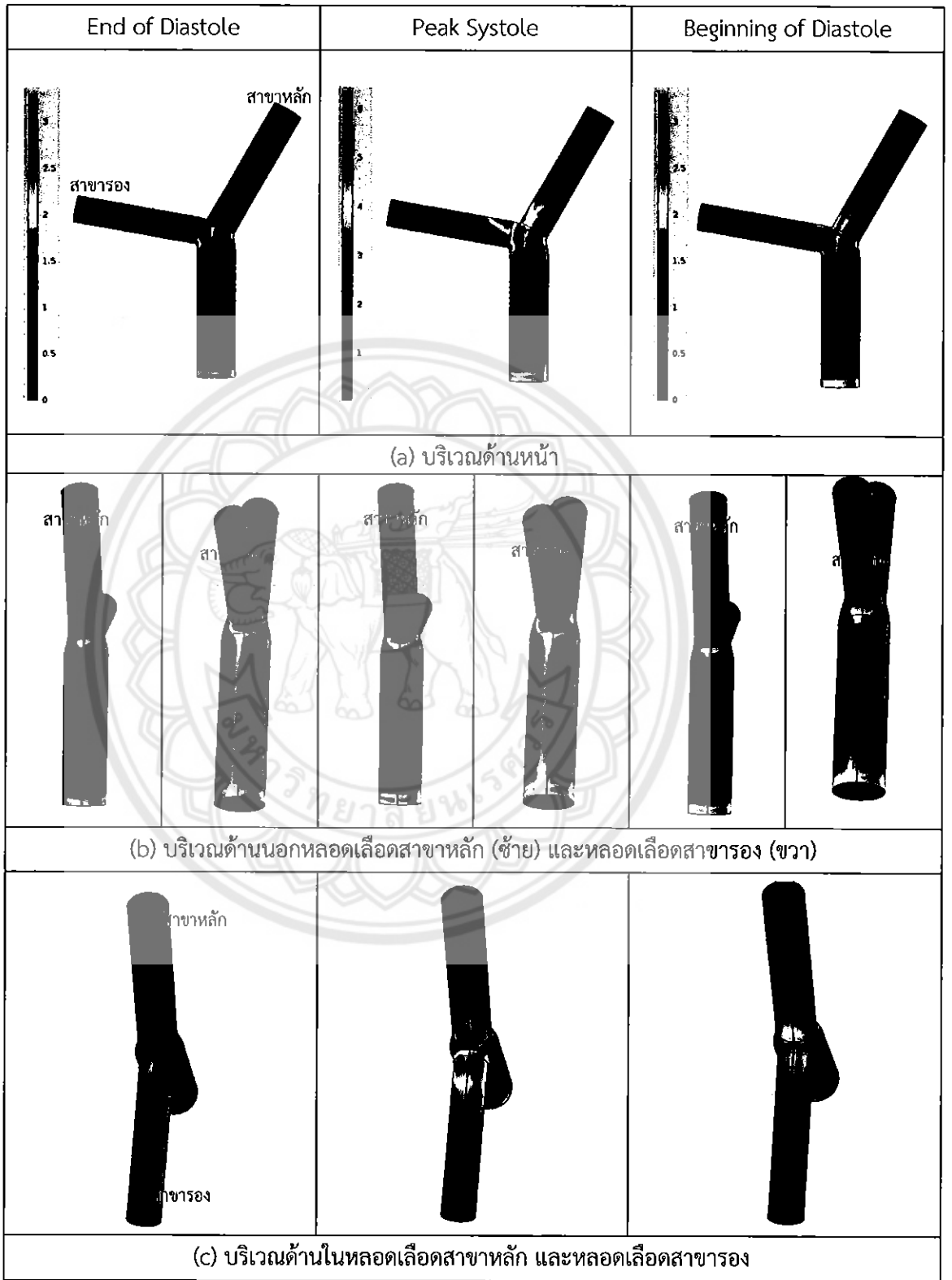
$Q_5$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งวัดจากเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง 1 mm

## 5.2.2 ความเค้นเฉือน

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.17 หมายเหตุ : End of Diastole และ Beginning of Diastole มี range ของแถบสี (Color Legend) เท่ากัน จากรูปที่ 5.17 (a) แสดงบริเวณด้านหน้าของหลอดเลือดแยกสองง่ามพบว่าที่บริเวณ Apex จนถึงผนังด้านใน และที่ผนังด้านนอกของทางแยกหรือจุดเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาทั้งสองพบว่า WSS มีค่าสูงแนวโน้มเช่นเดียวกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ยกเว้นกรณีของ End of Diastole เมื่อเปรียบเทียบระหว่างหลอดเลือดสาขาหลัก และหลอดเลือดสาขารอง ที่ตำแหน่งซีพจรเดียวกันดังรูปที่ 5.17 (b) พบว่าหลอดเลือดสาขารองแสดงค่า WSS สูงกว่าหลอดเลือดสาขาหลัก นอกจากนี้สังเกตได้อีกว่าบริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาทั้งสองพบว่าที่ End of Diastole แสดงค่า WSS สูงกว่าที่ Beginning of Diastole ทั้งนี้จากรูปที่ 5.15 (c) และ (f) เส้นเค้าโครงความเร็วกรณี End of Diastole จะเบ้ไปทางผนังด้านนอก ในขณะที่กรณี Beginning of Diastole ให้เส้นเค้าโครงที่ค่อนข้างสมมาตรและเบ้ไปทางผนังด้านในตามลำดับ ในขณะที่บริเวณผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาทั้งสองดังรูปที่ 5.17 (c) พบว่าที่ Beginning of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่าที่ End of Diastole

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.18 โดยที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole มี range ของแถบสีเท่ากันพบว่ามีแนวโน้มเช่นเดียวกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ยกเว้นที่บริเวณทางแยกดังรูปที่ 5.18 (b) ซึ่ง WSS มีค่ามากที่บริเวณผนังด้านซ้าย (ด้านสาขารอง)





รูปที่ 5.17 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ที่ตำแหน่งก่อนถึงทางแยก 3 mm			(e) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		
(b) ที่ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(f) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(c) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(g) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง		
(d) ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก			(h) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		

รูปที่ 5.18 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ (ดูรูปที่ 5.15 ประกอบ) ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

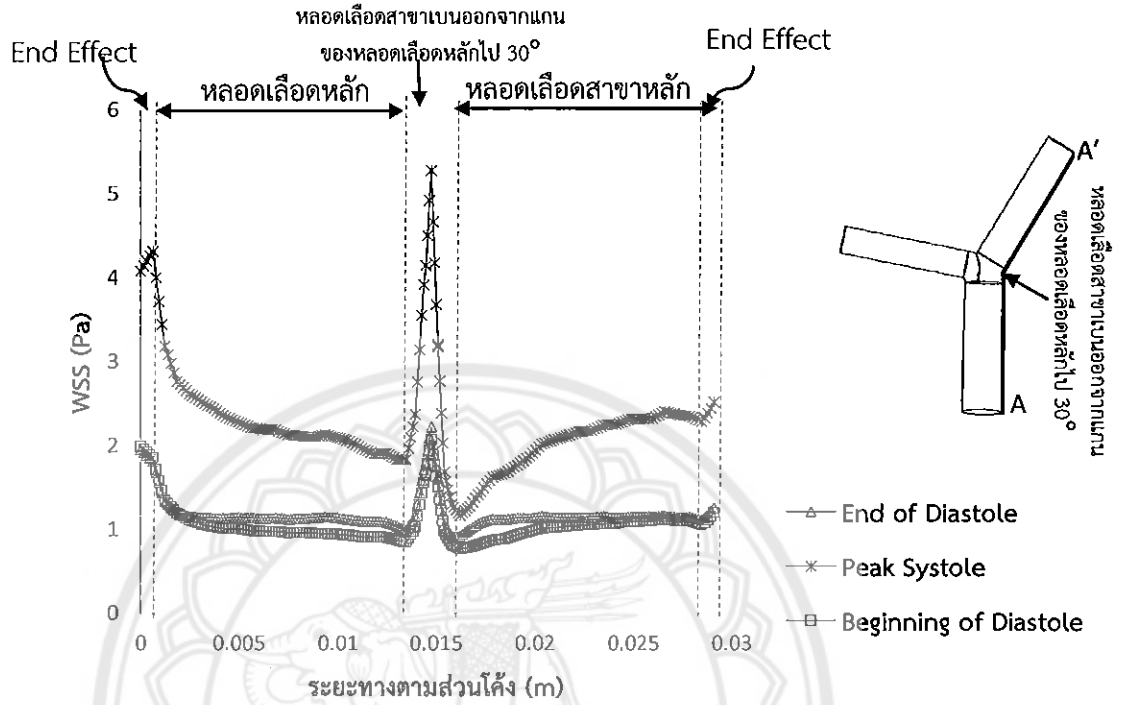
แถบสี (Color Legend) สำหรับเทียบค่าสีของ WSS ในรูปที่ 5.18

บริเวณหน้าตัด	Color Legend		
ตำแหน่งกึ่งทางแยก 3 mm		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่ง 1 mm วัดจาก ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขาหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือด สาขาหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่ง 1 mm วัดจาก ตำแหน่งเริ่มต้นของ หลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือด สาขารอง		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	

รูปที่ 5.19 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขาหลัก ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่ามีลักษณะแนวโน้มคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ โดยที่ช่วงการไหลปกติให้ค่า WSS ใกล้เคียงกัน ยกเว้นช่วงที่หลอดเลือดสาขาหลักเริ่มเบนออกจากแกนหลักให้ค่า WSS สูงกว่ารูปตัว Y ปกติ โดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 5.3 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 2.2 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2 Pa ถึงแม้ว่ารูปร่างของหลอดเลือดสาขาหลักจะเหมือนกันก็ตาม นอกจากนี้ยังสังเกตได้ว่าช่วงปกติของการไหลบริเวณหลอดเลือดสาขาที่ End of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่าที่ Beginning of Diastole สอดคล้องกับลักษณะการกระจาย WSS ดังรูปที่ 5.17 (b) ดังที่กล่าวไปในข้างต้น

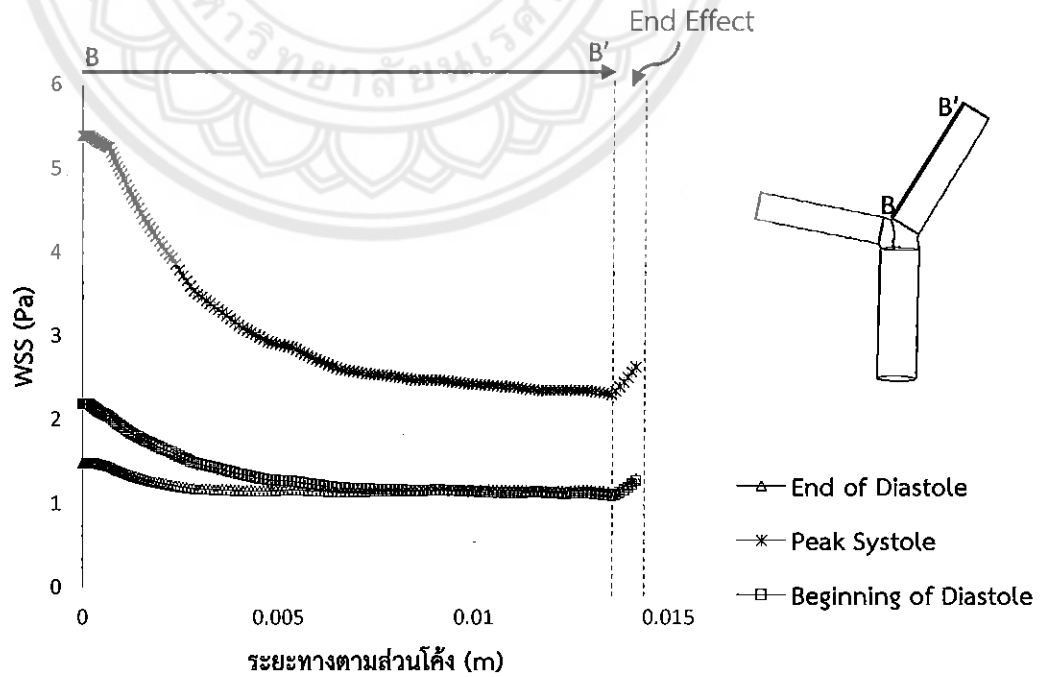
สำหรับรูปที่ 5.20 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักพบว่ามีลักษณะคล้ายกันกับที่หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ แต่ให้ค่า WSS สูงสุดที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักน้อยกว่ารูปตัว Y ปกติ โดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 5.3 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 2.2 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 1.5 Pa จากนั้นจึงเข้าสู่ภาวะปกติของการไหลโดยให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ นอกจากนี้ยังสังเกตได้ว่าช่วงปกติของการไหลบริเวณหลอดเลือดสาขาที่ Beginning of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่าที่ End of Diastole สอดคล้องกับลักษณะการกระจาย WSS ดังรูปที่ 5.17 (c)

ด้าน A-A'



รูปที่ 5.19 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน A-A'

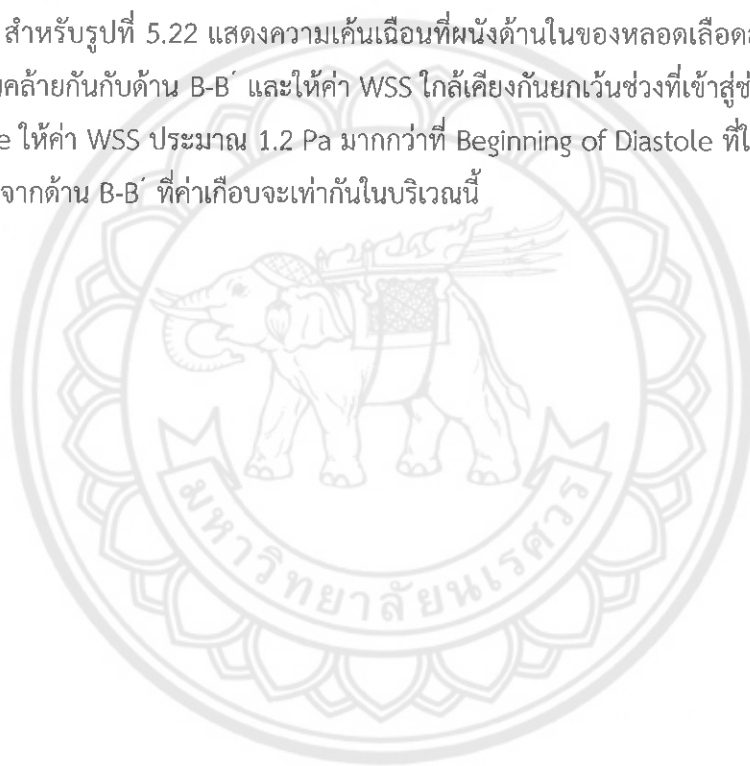
ด้าน B-B'



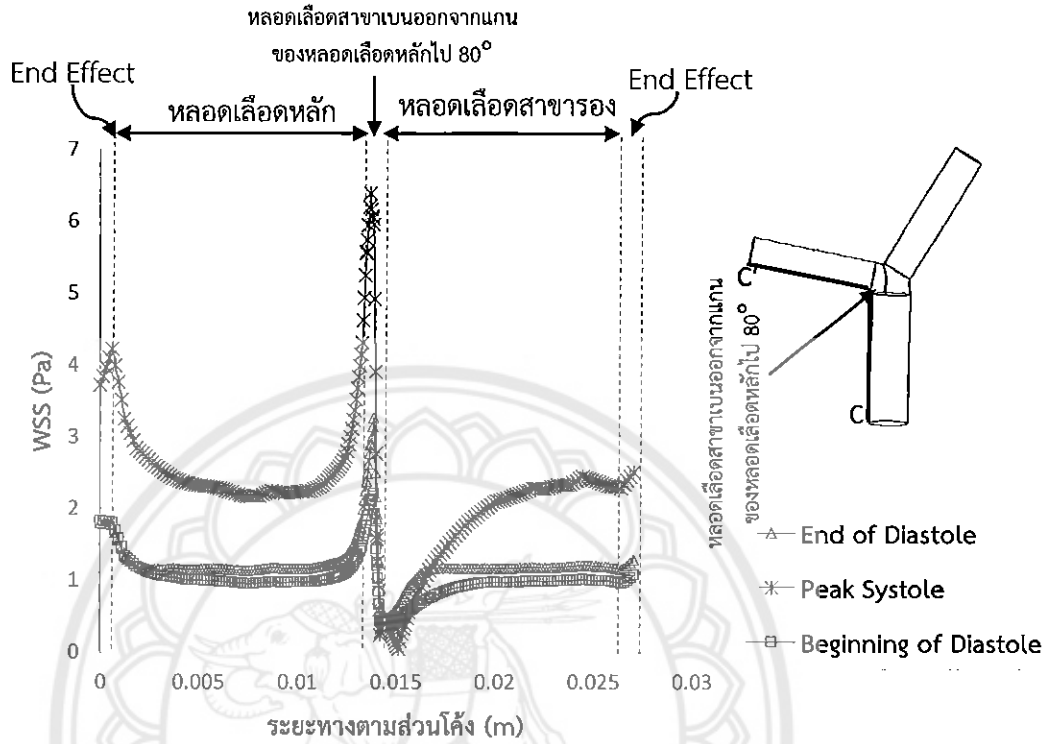
รูปที่ 5.20 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน B-B'

รูปที่ 5.21 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขารอง ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่ากราฟมีลักษณะคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ โดยที่ช่วงปกติของการไหลให้ค่า WSS ใกล้เคียงกัน ยกเว้นช่วงที่หลอดเลือดสาขารองเบนออกจากแกนหลักให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 2 เท่าเนื่องจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขารองจากแกนหลักเป็นมุม  $80^{\circ}$  มากกว่ารูปตัว Y ปกติที่เบนออกไปเพียง  $30^{\circ}$  โดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 6.4 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 2.7 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2.2 Pa

สำหรับรูปที่ 5.22 แสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารองโดยพบว่ามีลักษณะแนวโน้มคล้ายกันกับด้าน B-B' และให้ค่า WSS ใกล้เคียงกันยกเว้นช่วงที่เข้าสู่ช่วงปกติของการไหลที่ End of Diastole ให้ค่า WSS ประมาณ 1.2 Pa มากกว่าที่ Beginning of Diastole ที่ให้ค่า WSS ประมาณ 1 Pa ซึ่งแตกต่างจากด้าน B-B' ที่ค่าเกือบจะเท่ากันในบริเวณนี้

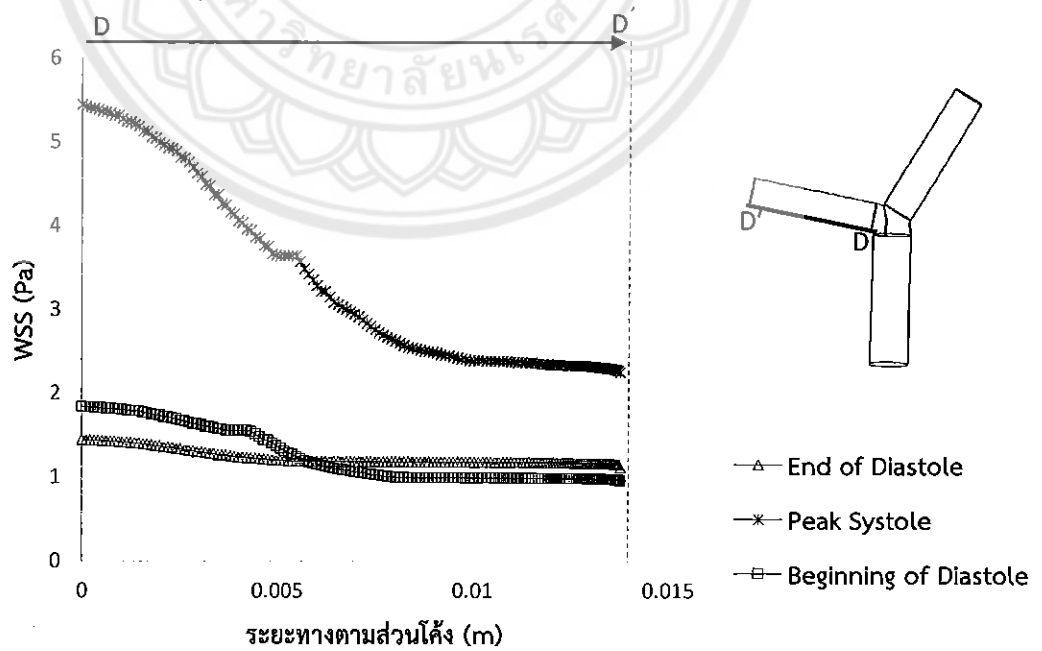


ด้าน C-C'



รูปที่ 5.21 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน C-C'

ด้าน D-D'



รูปที่ 5.22 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ด้าน D-D'

### 5.3 หลอดเลือดตีบชนิด 1m

#### 5.3.1 สนามการไหล

พิจารณาเส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.23 สำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ซึ่งมีการตีบที่หลอดเลือดสาขาหลักทั้งผนังด้านในและผนังด้านนอกพบว่า บริเวณที่หลอดเลือดตีบเส้นกระแสมีความหนาแน่นมากกว่าบริเวณอื่น ๆ เนื่องจากพื้นที่การไหลมีขนาดลดลง และยังสังเกตได้ว่าเส้นกระแสที่ผนังด้านนอกมีความหนาแน่นมากกว่าผนังด้านใน เนื่องจากผนังด้านนอกมีความโค้งของการตีบมากกว่าผนังด้านใน และเริ่มตีบตั้งแต่บริเวณหลอดเลือดหลัก เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองพบว่าเส้นกระแสที่ผนังด้านนอกมีความหนาแน่นมากกว่าผนังด้านในแตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติที่เส้นกระแสเบี่ยงไปทางผนังด้านในบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง ถึงแม้ว่าจะมีรูปร่างหลอดเลือดเหมือนกันก็ตามสาเหตุอาจเป็นเพราะผลของการตีบที่บริเวณหลอดเลือดหลัก

สำหรับรูปที่ 5.24 เป็นรูปเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งของหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ สังเกตได้ว่าในหลอดเลือดสาขาหลักบริเวณรอยตีบเกิดการเปลี่ยนแปลงความเร็วอย่างต่อเนื่อง เพราะมีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหล นอกจากนี้เมื่อพิจารณาที่บริเวณหลังรอยตีบพบว่า ที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole แสดงเส้นเค้าโครงความเร็วปิด (Close Contour) เนื่องจากผลของความหน่วง (Deceleration) ในขณะที่ที่ End of Diastole ไม่ปรากฏเส้นเค้าโครงความเร็วปิดเนื่องจากผลของความเร่ง (Acceleration) และยังสังเกตได้อีกว่าตำแหน่งหลังรอยตีบบริเวณผนังด้านในแสดงบริเวณที่ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็วซึ่งอาจทำให้เกิดการแยกชั้นของการไหล (Flow Separation) เนื่องจากเป็นช่วงที่เริ่มเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหลอีกครั้ง

สำหรับรูปที่ 5.25 เป็นรูปโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าที่หลอดเลือดหลักมีลักษณะโปรไฟล์ความเร็วคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ เมื่อพิจารณาที่ทางแยกพบว่าที่ Peak Systole โปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขาหลักเล็กน้อยถึงแม้จะมีการตีบที่หลอดเลือดหลักบริเวณผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลักก็ตาม นอกจากนี้ยังสามารถสังเกตได้จากอัตราการไหลเชิงปริมาตร ( $Q/Q_0$ ) ดังตารางที่ 5.3 ซึ่งสังเกตได้ว่าที่ทางเข้าหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) มีอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่าทางเข้าหลอดเลือดสาขารอง ( $Q_5/Q_0$ ) อยู่ 5.04%, 1.86% และ 3.29% ถึงแม้ว่าสาขาหลักพื้นที่การไหลลดลงก็ตาม จากนั้นพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักสังเกตได้ว่า Peak Systole และ Beginning of Diastole โปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในขณะ End of Diastole เบี่ยงไปทางผนังด้านนอกเล็กน้อยเนื่องจากที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole แสดงผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) ในขณะที่ End of Diastole แสดงผลของความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) นอกจากนี้สังเกตได้ว่าที่หลอดเลือดตีบโปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะสูงขึ้นเนื่องจากพื้นที่การไหลลดลง และยังพบว่ามิลักษณะค่อนข้างสมมาตรซึ่งแสดงให้เห็นผลของการตีบได้อย่างชัดเจนเมื่อ



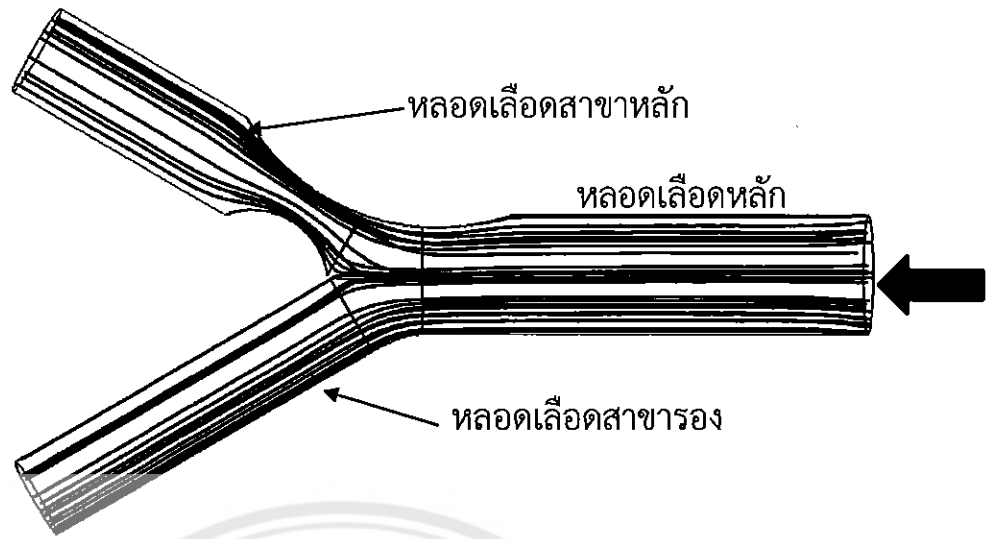
เปรียบเทียบกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติบริเวณใกล้เคียงกันกับพบว่า โปรไฟล์ความเร็วยังคงเป็นไปทางผนังด้านใน นอกจากนี้เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งหลังรอยตีบบริเวณผนังด้านในโปรไฟล์ความเร็วแสดงลักษณะแนวโน้มเกิดการแยกชั้นของการไหล (Flow Separation) เนื่องจากผลของ Adverse Pressure Gradient และก็พบว่า WSS เป็นศูนย์ที่บริเวณนี้ดังรูปที่ 5.30 หรืออาจกล่าวได้ว่าเกิด Critical Adverse Gradient เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาองพบว่าลักษณะโปรไฟล์ความเร็วมีแนวโน้มเช่นเดียวกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเนื่องจากมีรูปร่างหลอดเลือดเหมือนกัน

เมื่อพิจารณาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.26 พบว่าที่หลอดเลือดหลักดังรูปที่ 5.26 (a)-(c) เส้นเค้าโครงความเร็วค่อนข้างสมมาตร เมื่อพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.26 (d) สังเกตได้ว่าที่ End of Diastole เส้นเค้าโครงความเร็วเป็นไปทางผนังด้านนอกเล็กน้อยซึ่งแสดงแนวโน้มเช่นเดียวกันกับโปรไฟล์ความเร็วที่บริเวณนี้ดังรูปที่ 5.25 ในขณะที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole ค่อนข้างสมมาตร และยังสังเกตได้อีกว่าที่ผนังด้านในเส้นเค้าโครงความเร็วเข้าไปถึงตรงกลางหลอดเลือดเล็กน้อยเนื่องจากเป็นบริเวณที่เริ่มเกิดการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหล ต่อมาที่บริเวณหลอดเลือดตีบมากที่สุดดังรูปที่ 5.26 (e) เส้นเค้าโครงแสดงการเปลี่ยนแปลงความเร็วอย่างต่อเนื่อง ซึ่งสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วที่สูงขึ้นที่บริเวณนี้ดังรูปที่ 5.25 และพบว่าที่ทุกตำแหน่งซีพจรเส้นเค้าโครงความเร็วเป็นไปทางผนังด้านในเล็กน้อยเนื่องจากผลของความโค้งของการตีบที่บริเวณผนังด้านนอกซึ่งมากกว่าผนังด้านในรวมทั้งผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง จากนั้นที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.26 (f) พบว่าที่ผนังด้านในแสดงบริเวณที่ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็วโดยเฉพาะอย่างยิ่งที่ Peak Systole เนื่องจากเริ่มเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหลอีกครั้ง และเมื่อถึงตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.26 (g) เส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะสมมาตรทุกตำแหน่งซีพจร เมื่อพิจารณาเส้นเค้าโครงความเร็วที่หลอดเลือดสาขาองดังรูปที่ 5.26 (h) – (j) พบว่ามีแนวโน้มคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเนื่องจากมีลักษณะหลอดเลือดที่เหมือนกัน

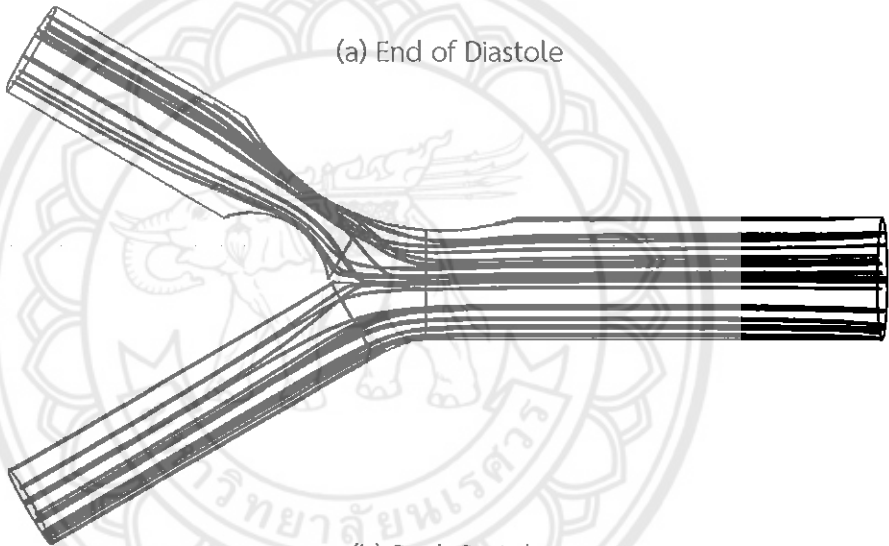
เมื่อพิจารณาเวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.27 พบว่าที่ตำแหน่งก่อนถึงทางแยกดังรูปที่ 5.27 (a) และ (b) มีลักษณะกำลังเกิดการเปลี่ยนแปลงของการไหล จากนั้นที่ตำแหน่งทางแยกดังรูปที่ 5.27 (c) แสดงลักษณะการไหลแยก เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.27 (d) และ (e) มีแนวโน้มที่จะเกิดการไหลแบบทุติยภูมิ เมื่อเปรียบเทียบกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติพบว่ามีลักษณะคล้ายกัน นอกจากนี้เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบบริเวณผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.27 (f) พบว่าเส้นกระแสมีลักษณะไหลรวมเข้าไปถึงตรงกลางหลอดเลือดซึ่งแสดงผลของ Adverse Pressure Gradient จากนั้นที่ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.27 (g) การไหลจึงกลับมาเป็นปกติสำหรับหลอดเลือดสาขาองดังรูปที่ 5.27 (h) – (j) พบว่ามีแนวโน้มเช่นเดียวกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ

พิจารณาอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ดังแสดงในตารางที่ 5.3 เปรียบเทียบกับอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติดังแสดงในตารางที่ 5.1 พบว่าที่บริเวณทางเข้าของหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) หลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m มีอัตราการไหลเชิงปริมาตรน้อยกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติที่ทุกตำแหน่งซึ่งพราะเนื่องจากหลอดเลือดแยกสองง่าม 1m มีการตีบที่บริเวณนี้ทำให้พื้นที่การไหลลดลง จึงทำให้อัตราการไหลเชิงปริมาตรน้อยลง และเมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองซึ่งมีลักษณะรูปร่างเหมือนกันทั้งสองหลอดเลือดพบว่า หลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ( $Q_5/Q_0$ ,  $Q_6/Q_0$ ) มีอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ ( $Q_4/Q_0$ ,  $Q_5/Q_0$ ) ที่ทุกตำแหน่งซึ่งพราะ ซึ่งอาจจะเกิดจากผลของการตีบที่บริเวณหลอดเลือดหลัก

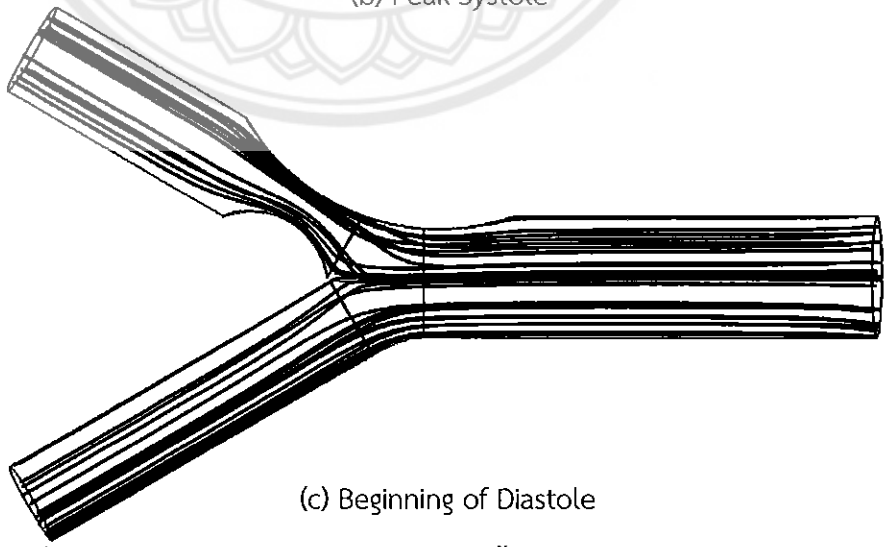




(a) End of Diastole

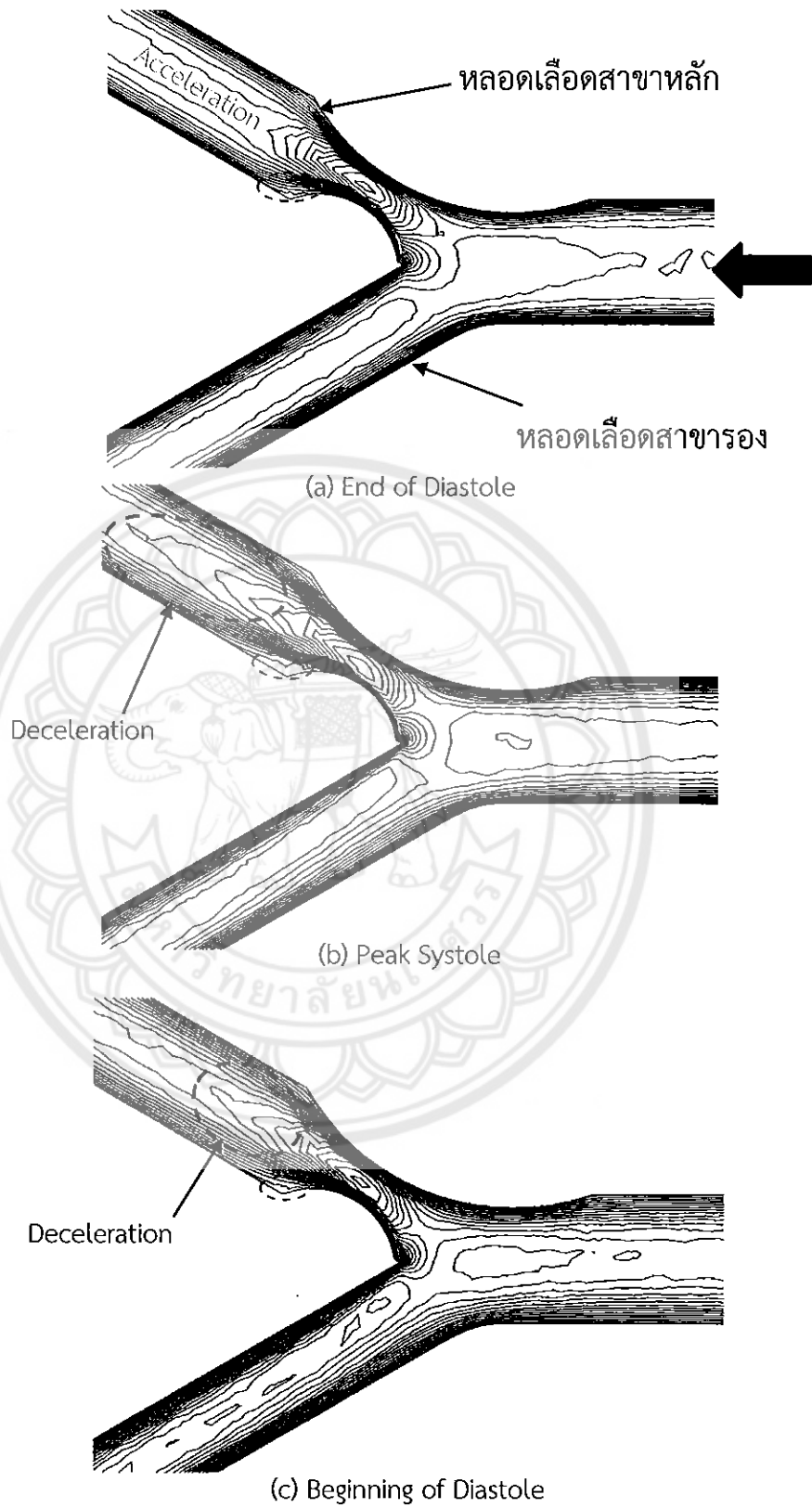


(b) Peak Systole

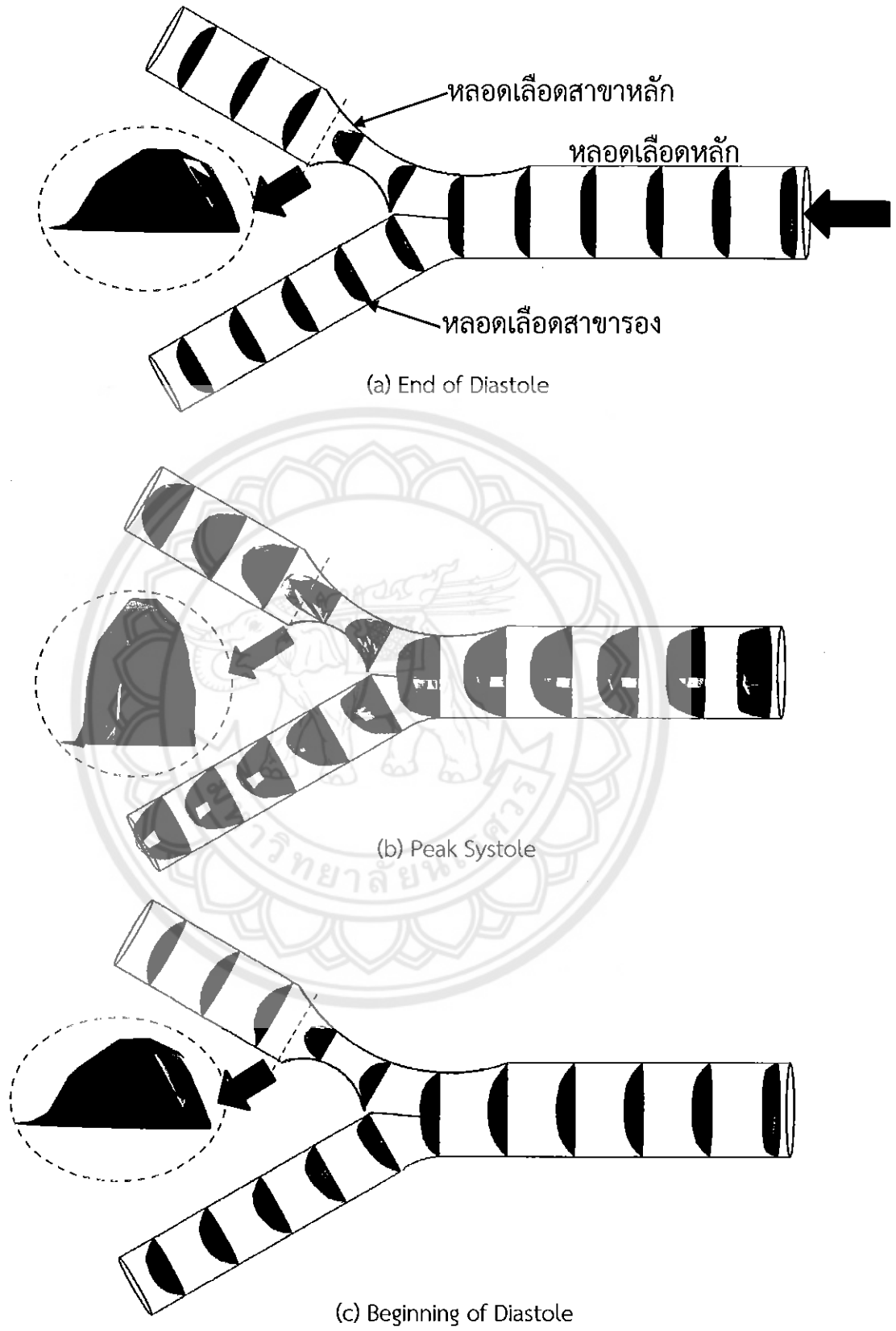


(c) Beginning of Diastole

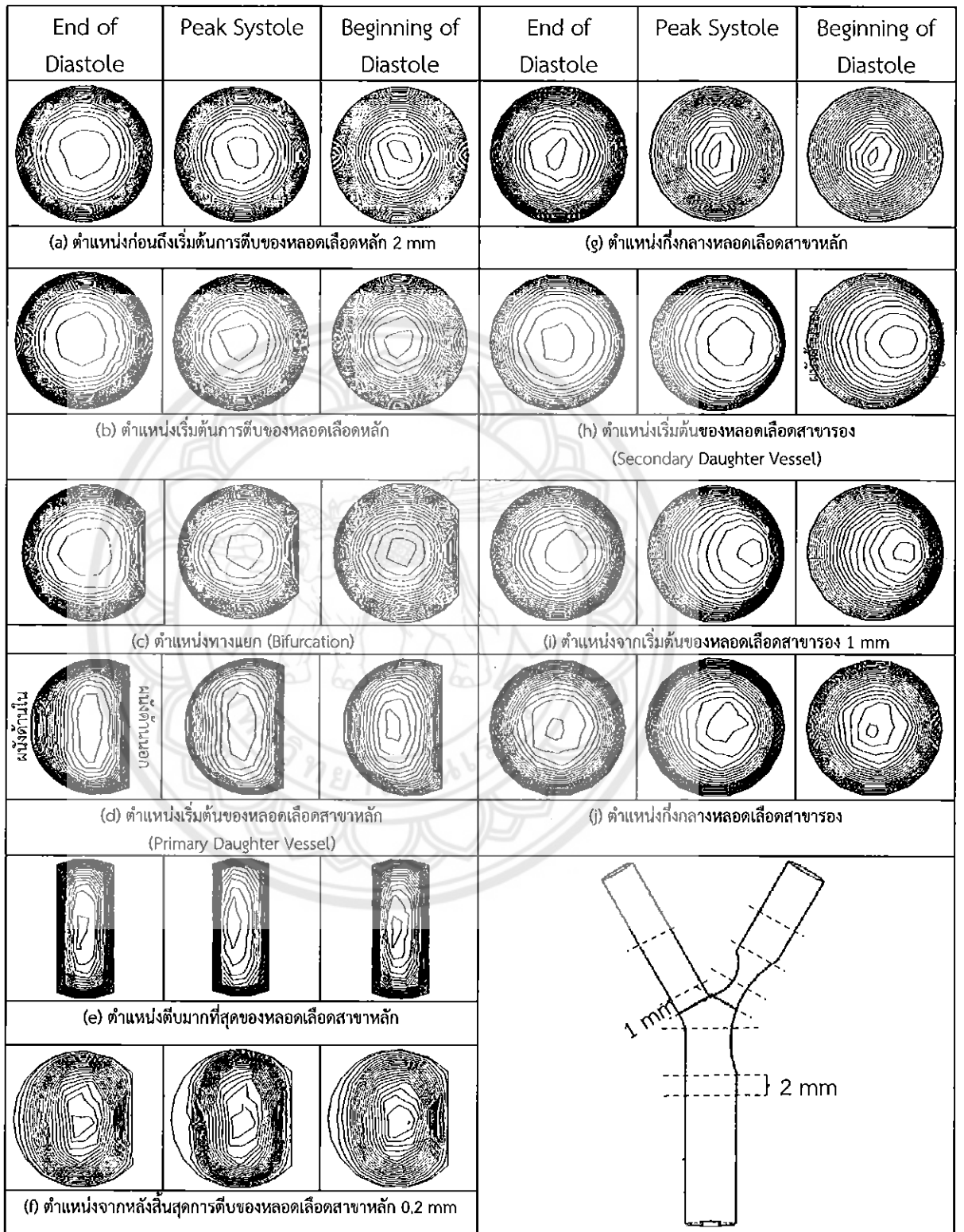
รูปที่ 5.23 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m



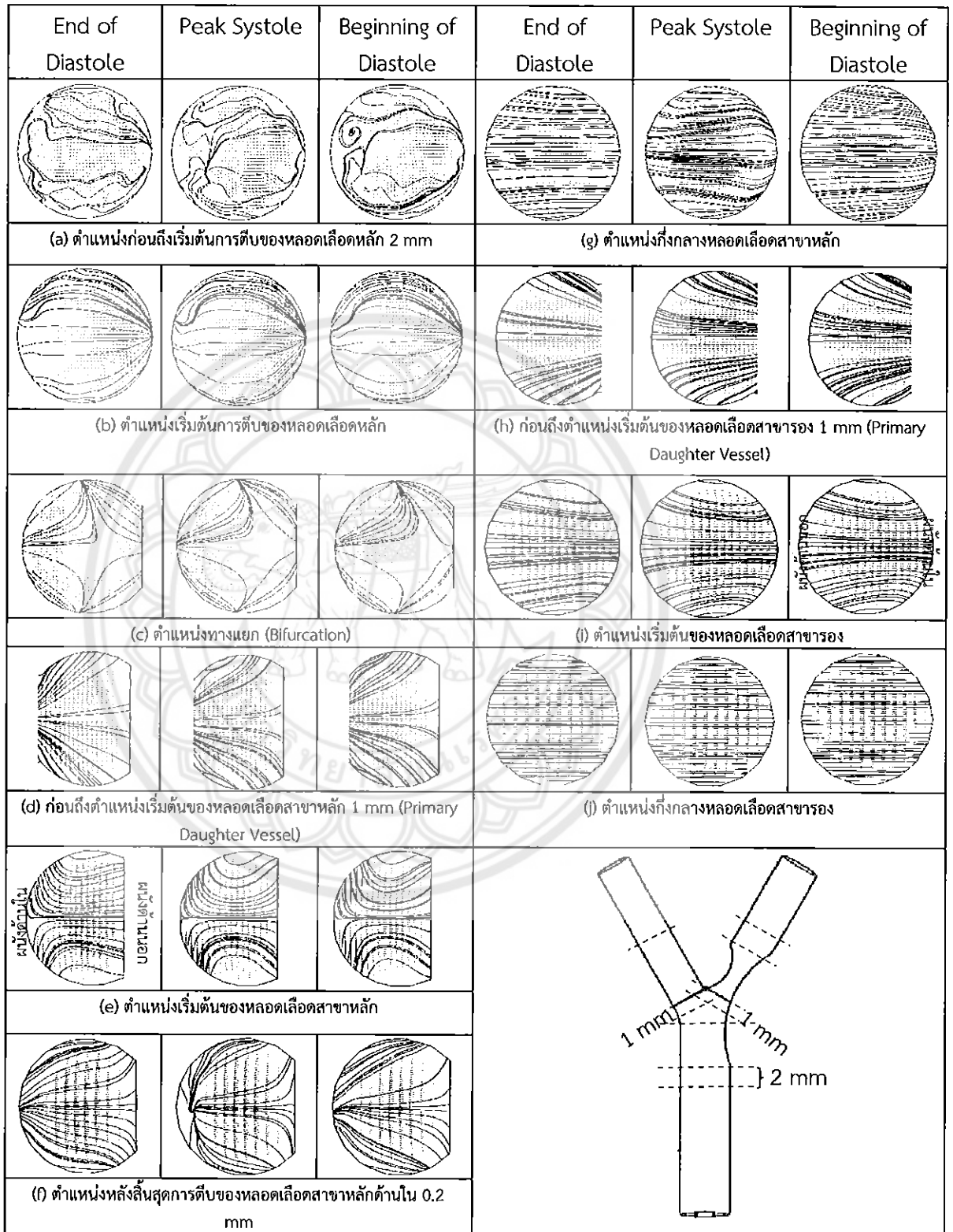
รูปที่ 5.24 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m



รูปที่ 5.25 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตบชนิด 1m



รูปที่ 5.26 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชี้พิจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m



รูปที่ 5.27 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่างๆ ณ ตำแหน่งซัพพอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m

ตารางที่ 5.3 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m

อัตราส่วนการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดต่าง ๆ	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
$Q_1/Q_0$	0.695	0.671	0.627
$Q_2/Q_0$	0.337	0.377	0.365
$Q_3/Q_0$	0.333	0.343	0.330
$Q_4/Q_0$	0.342	0.313	0.301
$Q_5/Q_0$	0.320	0.370	0.353
$Q_6/Q_0$	0.264	0.293	0.280

เมื่อ  $Q_0$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางเข้าของหลอดเลือดหลัก

$Q_1$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก

$Q_2$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_3$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_4$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_5$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง

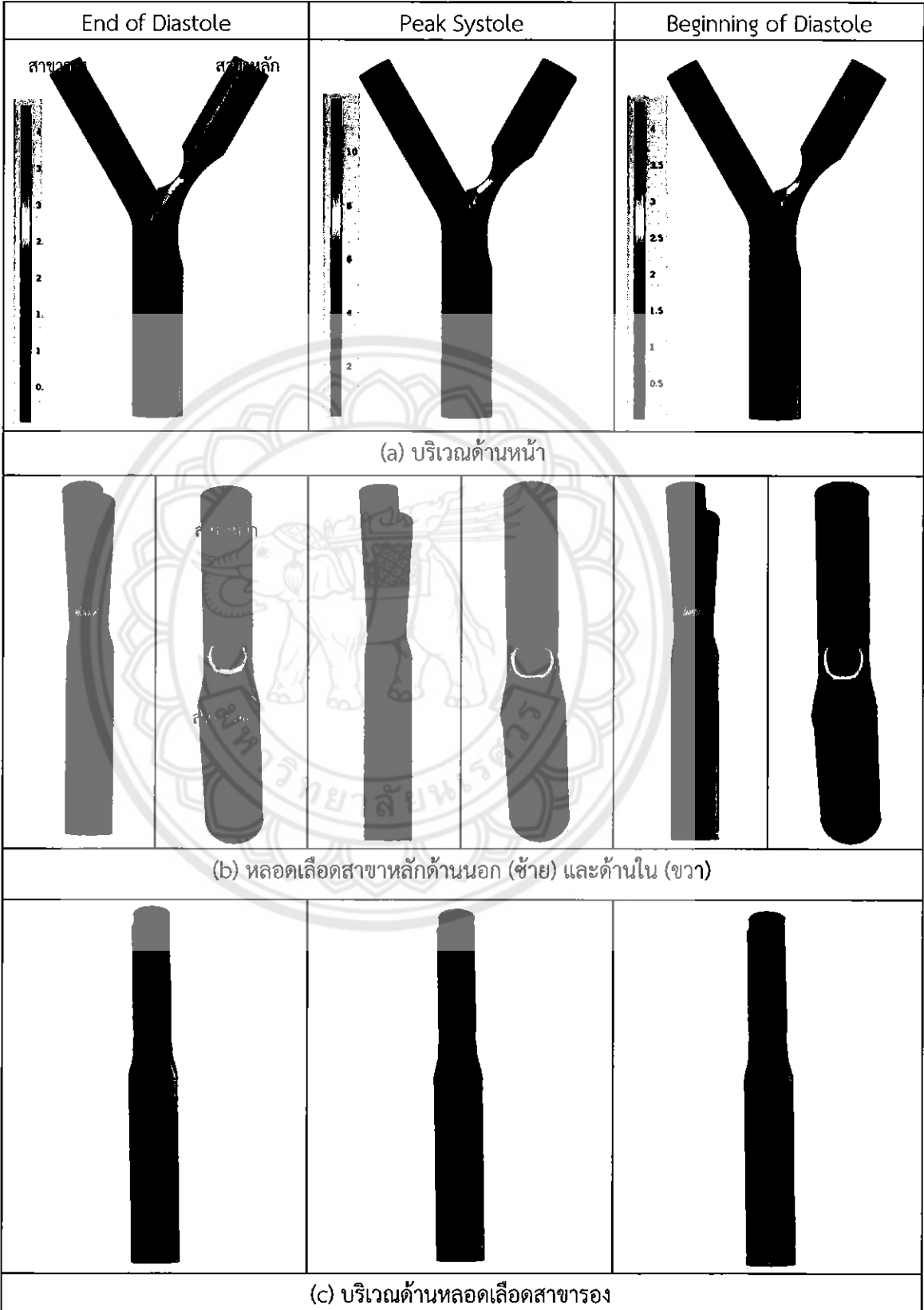
$Q_6$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งจากเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง 1 mm



### 5.3.2 ความเค้นเฉือน

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.28 โดยที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole มี range ของแถบสีเท่ากันพบว่า ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ถึงแม้มีความเร็วเท่ากันแต่ให้ค่า WSS ไม่เท่ากันเนื่องจากผลของความเร่ง และความหน่วงตามลำดับดังที่ได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อที่ 5.1.1 สำหรับที่ Peak Systole ให้ค่า WSS มากที่สุดเนื่องจากเป็นตำแหน่งที่มีความเร็วสูงที่สุด พิจารณารูปที่ 5.28 (a) แสดง WSS ด้านหน้าของทั้งหลอดเลือดซึ่งทั้งสามตำแหน่งซีพจรให้การกระจาย WSS ที่คล้ายกันโดยบริเวณที่หลอดเลือดตีบในหลอดเลือดสาขาหลักแสดง WSS ที่ค่าสูงกว่าบริเวณอื่น นอกจากนี้สังเกตได้ว่าที่หลอดเลือดสาขาหลักบริเวณรอยตีบดังรูปที่ 5.28 (b) ให้ค่า WSS สูงกว่าที่หลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.28 (c) เนื่องจากพื้นที่หน้าตัดมีขนาดลดลงทำให้ความเร็วสูงขึ้นส่งผลทำให้ค่า WSS สูงขึ้นตาม เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักบริเวณหลอดเลือดตีบเปรียบเทียบระหว่างผนังด้านใน และผนังด้านนอกดังรูปที่ 5.28 (b) พบว่าที่ผนังด้านในให้ค่า WSS สูงกว่าผนังด้านนอกเนื่องจากความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในที่บริเวณนี้ และเมื่อเปรียบเทียบระหว่างที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole พบว่า Beginning of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่าเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลางดังที่เคยกล่าวไปแล้ว

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.29 พบว่าที่ตำแหน่งก่อนทางแยกในหลอดเลือดหลักดังรูปที่ 5.29 (a) และ (b) มีลักษณะแนวโน้มนคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งทางแยกดังรูปที่ 5.29 (c) ความเค้นเฉือนมีค่าสูงทั้งผนังด้านหลอดเลือดสาขารองและด้านหลอดเลือดสาขาหลัก สาเหตุที่ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงที่ผนังด้านหลอดเลือดสาขารองเพราะว่าที่หลอดเลือดสาขารองความเร็วมีค่าสูงขึ้นเนื่องจากผลของการตีบบริเวณหลอดเลือดหลัก แตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติซึ่งให้ค่าความเค้นเฉือนสูงเฉพาะที่ผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลัก จากนั้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.29 (d) ที่ End of Diastole ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงที่ผนังด้านนอกสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วที่เบี่ยงผนังด้านนอกเล็กน้อยที่ตำแหน่งนี้ดังรูปที่ 5.25 สำหรับที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole ผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านนอกเนื่องจากความเร็วที่สองตำแหน่งนี้เบี่ยงมาทางผนังด้านใน ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดดังรูปที่ 5.29 (e) สังเกตได้ว่าที่ทุกตำแหน่งซีพจรผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านนอกเนื่องจากผลของความโค้งของการตีบที่ผนังด้านนอกซึ่งมากกว่าผนังด้านในและผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง ต่อมาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.29 (f) การกระจายความเค้นเฉือนกำลังปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติของการไหล จากนั้นที่ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.29 (g) แสดงให้เห็นผลของความเร่ง และความหน่วงของ Pulsatile ต่อการกระจายความเค้นเฉือนได้อย่างชัดเจนโดยที่ End of Diastole ความเค้นเฉือนมีลักษณะสมมาตร คล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติที่ตำแหน่งเดียวกัน สำหรับที่ Peak Systole ความเค้นเฉือนยังไม่กลับเข้าสู่สภาวะปกติ และที่ Beginning of Diastole การกระจายความเค้นเฉือนมีลักษณะสมมาตรแต่ให้ค่าความเค้นเฉือนที่ผนังหลอดเลือดน้อยกว่าที่ End of Diastole สำหรับหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.29 (h)-(j) พบว่ามีการกระจายความเค้นเฉือนคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเนื่องจากมีรูปร่างหลอดเลือดเหมือนกัน




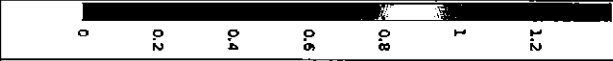
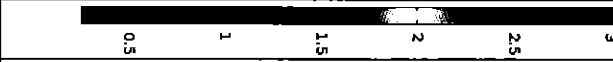
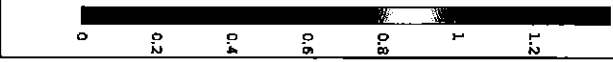
รูปที่ 5.28 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m

End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm			(f) ตำแหน่งหลังสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักด้านใน 0.2 mm		
(b) ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก			(g) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		
(c) ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(h) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(d) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(i) ตำแหน่งจากเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง 1 mm		
(e) ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก			(j) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		

รูปที่ 5.29 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ (ดูรูป 5.26 ประกอบ) ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m

แถบสี (Color Legend) สำหรับเทียบค่าสีของ WSS ในรูปที่ 5.29

บริเวณหน้าตัด	Color Legend		
ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm		0	End of Diastole
		0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	End of Diastole
		0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2 2.2	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	Beginning of Diastole
ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5 3	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก		0 0.5 1 1.5 2 2.5	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5	Beginning of Diastole
ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6 7	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3	Beginning of Diastole
ตำแหน่งหลังสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักด้านใน 0.2 mm		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5 3	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4	Beginning of Diastole
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	End of Diastole
		0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6 7 8 9	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5	Beginning of Diastole
ตำแหน่งจากเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง 1 mm		0 0.5 1 1.5 2	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5 5 5.5	Peak Systole

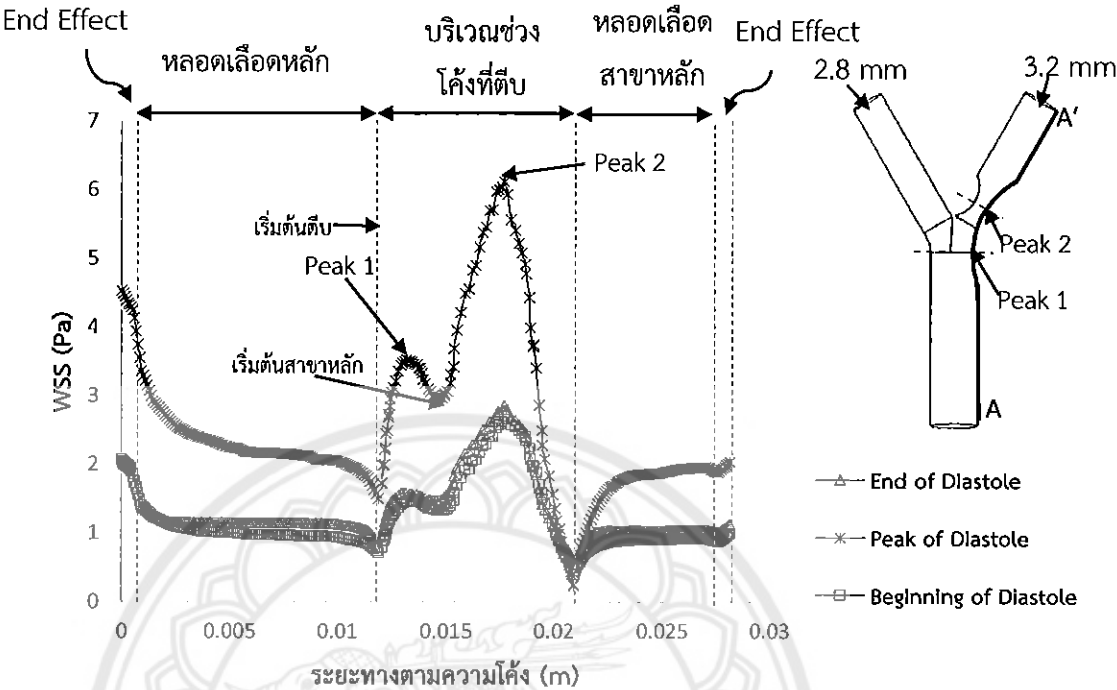
		Beginning of Diastole
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole
		Peak Systole
		Beginning of Diastole



รูปที่ 5.30 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขาหลักที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าลักษณะแนวโน้มของกราฟแตกต่างกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ เนื่องจากหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m มีการตีบที่บริเวณหลอดเลือดหลักผนังด้านขวา และที่บริเวณหลอดเลือดสาขาหลักทั้งผนังด้านใน และผนังด้านนอก โดยช่วงที่การไหลเข้าสู่ภาวะปกติในหลอดเลือดหลัก ที่ Peak Systole ให้ค่า WSS ระหว่าง 2-2.5 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 1.2 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 1 Pa จากนั้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นตีบในหลอดเลือดหลัก WSS มีค่าลดลงเล็กน้อยเนื่องจากเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหล และเมื่อเข้าสู่ช่วงที่มีการตีบ WSS มีค่าเพิ่มขึ้นโดยให้ค่า WSS สูงสุดช่วงแรก (Peak 1) ณ บริเวณทางแยกโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 3.5 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 1.5 Pa จากนั้น WSS มีค่าลดลงเล็กน้อยจนถึงบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก ต่อมา WSS มีค่าสูงขึ้น และให้ค่า WSS สูงสุดช่วงที่ 2 (Peak 2) ที่บริเวณหลอดเลือดตีบมากที่สุด โดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 6.1 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 2.8 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2.7 Pa ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับค่า WSS สูงสุดของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ พบว่าให้ค่าสูงสุดมากกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ เนื่องจากผลของการตีบของหลอดเลือดทำให้ความเร็วสูงขึ้นส่งผลให้ WSS มีค่าสูงที่บริเวณนี้ หลังจากนั้น WSS มีค่าลดลง จนกระทั่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก WSS มีค่าเพิ่มขึ้น และปรับตัวเข้าสู่ภาวะปกติโดยที่ Peak Systole ให้ค่า WSS ระหว่าง 1.8-2 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 1 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 0.9 Pa

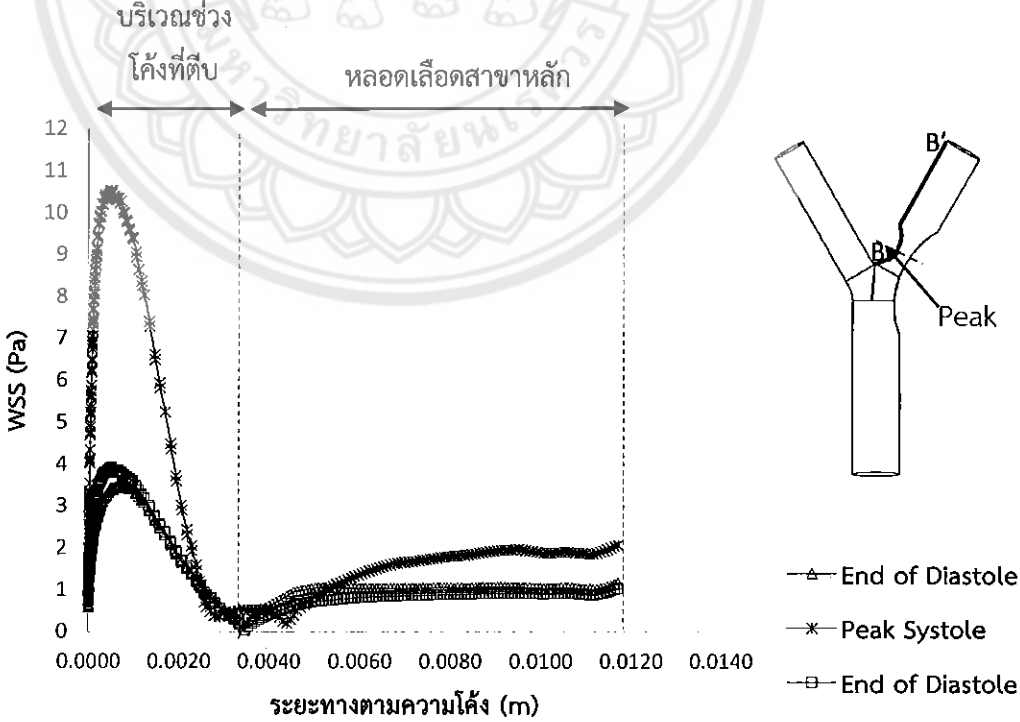
สำหรับรูปที่ 5.31 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักซึ่งมีการตีบในบริเวณช่วงเริ่มต้นโดยให้ค่า WSS สูงสุดที่บริเวณก่อนถึงตำแหน่งหลอดเลือดตีบมากที่สุดเล็กน้อยซึ่ง Peak Systole ให้ค่า WSS ประมาณ 10.1 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 4 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 3.7 Pa โดยเมื่อเปรียบเทียบกับค่า WSS สูงสุดที่บริเวณเดียวกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ พบว่าให้ค่าสูงสุดมากกว่า เนื่องจากผลของการตีบของหลอดเลือด

ด้าน A-A'



รูปที่ 5.30 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ด้าน A-A'

ด้าน B-B'



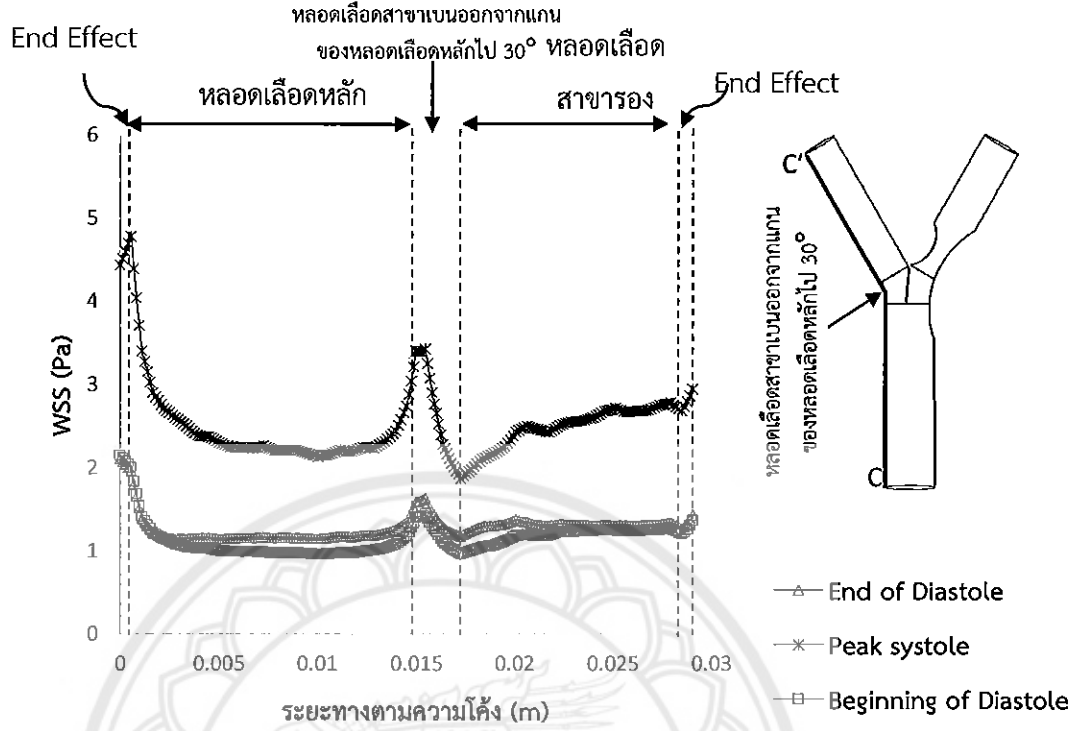
รูปที่ 5.31 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบ 1m ด้าน B-B'

รูปที่ 5.32 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขารองที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ พบว่า ลักษณะแนวโน้มของกราฟคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ เนื่องจากมีลักษณะหลอดเลือดที่เหมือนกัน โดยช่วงที่การไหลเข้าสู่สภาวะปกติในหลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกัน แต่บริเวณช่วงที่หลอดเลือดเริ่มเบนออกจากแกนหลักไป  $30^{\circ}$  หลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1m ให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเล็กน้อย โดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 3.4 Pa ซึ่งสูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 0.6 Pa ที่ End of Diastole ให้ค่าประมาณ 1.6 Pa สูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 0.1 Pa และที่ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 1.4 Pa สูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 0.2 Pa ต่อมาเมื่อการไหลเข้าสู่สภาวะปกติที่หลอดเลือดสาขารองก็พบว่าให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเช่นกัน

สำหรับรูปที่ 5.33 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารองโดยพบว่ามีลักษณะคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติแต่ให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่าเนื่องจากพื้นที่การไหลเกิดการเปลี่ยนแปลงตั้งแต่หลอดเลือดหลักอันเนื่องมาจากรอยตีบ โดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 9.2 Pa สูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 1.2 Pa ที่ End of Diastole ให้ค่าประมาณ 3.6 Pa สูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 0.6 Pa และที่ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 2.7 Pa สูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 0.7 Pa

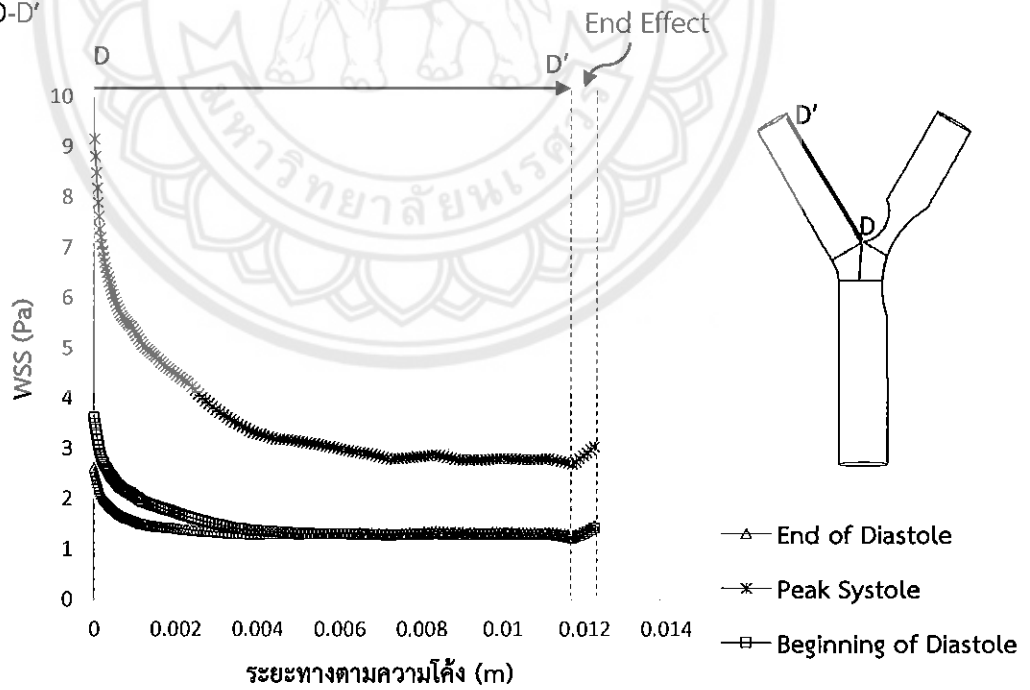


ด้าน C-C'



รูปที่ 5.32 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ด้าน C-C'

ด้าน D-D'



รูปที่ 5.33 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m ด้าน D-D'

## 5.4 หลอดเลือดตีบชนิด 1s

### 5.4.1 สนามการไหล

พิจารณาเส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.34 สำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s ซึ่งมีการตีบที่หลอดเลือดสาขารองที่มีลักษณะสมมาตรกันทั้งผนังด้านในและผนังด้านนอก สังเกตได้ว่าที่หลอดเลือดหลักผนังด้านหลอดเลือดสาขารอง เส้นกระแสหนาแน่นสูงกว่าผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลัก เนื่องจากการตีบที่หลอดเลือดสาขารอง จากนั้นเมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างหลอดเลือดสาขาหลักและหลอดเลือดสาขารอง พบว่า ที่หลอดเลือดสาขารองเส้นกระแสหนาแน่นมากกว่าหลอดเลือดสาขาหลักแตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติซึ่งหนาแน่นสูงที่หลอดเลือดสาขาหลัก จากนั้นพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักพบว่าเส้นกระแสหนาแน่นชิดกับผนังด้านในเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) คล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ นอกจากนี้สังเกตได้ว่าบริเวณตรงกลางหลอดเลือดสาขาหลักที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole เส้นกระแสเกิดการขาดช่วงไปที่บริเวณเริ่มต้นสาขาหลักและบริเวณกึ่งกลางหลอดเลือดตามลำดับอาจเป็นเพราะผลของความหน่วง ในขณะที่ End of Diastole เส้นกระแสมีลักษณะปกติซึ่งอาจเกิดจากผลของความเร่ง เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองพบว่าเส้นกระแสมีความหนาแน่นสูงบริเวณรอยตีบ และยังคงหนาแน่นสูงไปตามเส้นทางการไหลเดิมจากบริเวณรอยตีบ

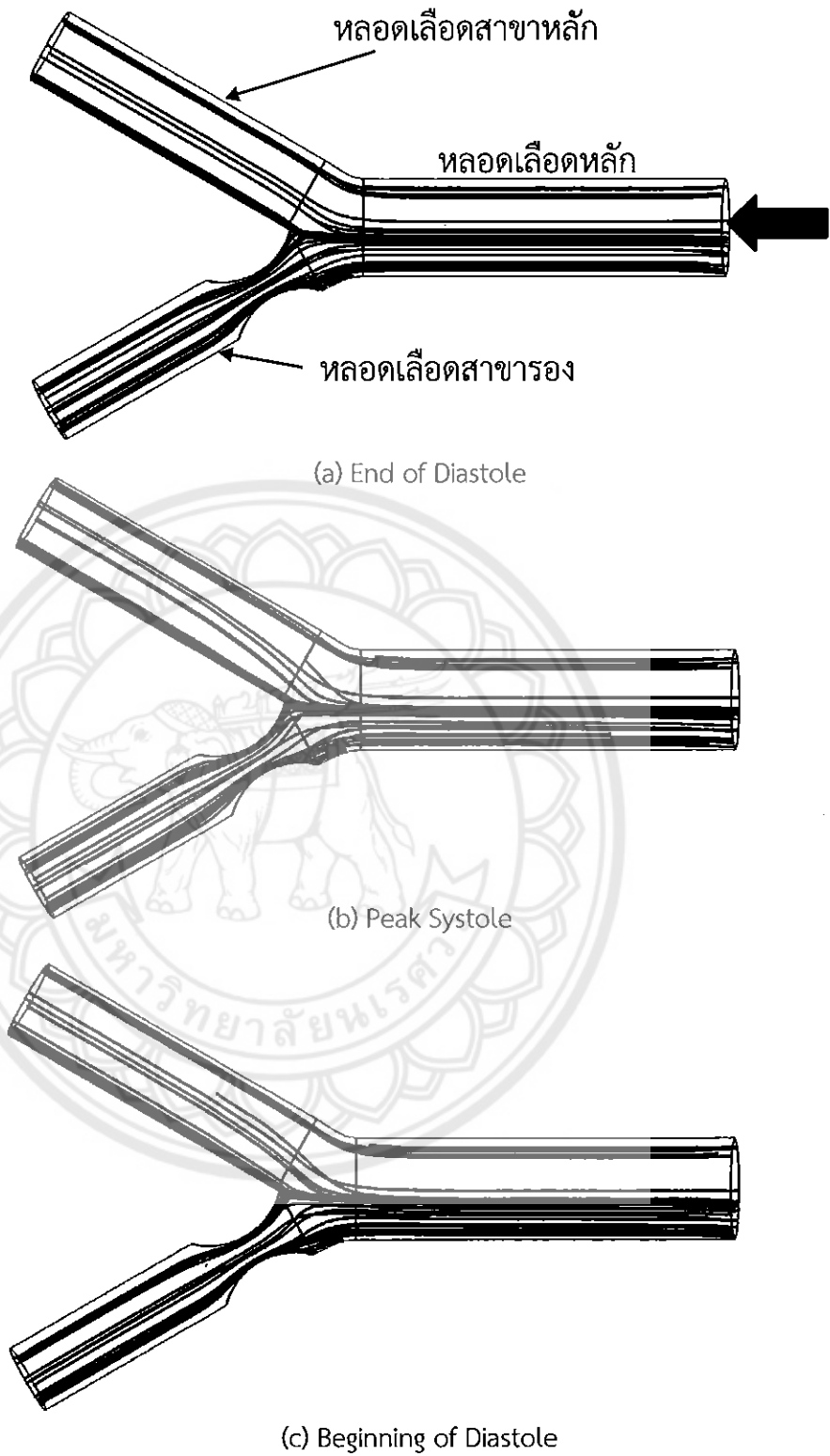
สำหรับรูปที่ 5.35 เป็นรูปเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งของหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่า ที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole ปรากฏลักษณะเส้นเค้าโครงความเร็วปิด (Close Contour) ทั้งบริเวณหลอดเลือดหลัก สาขาหลัก และสาขารอง เนื่องจากผลของความหน่วง (Deceleration) และยังพบอีกว่าที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักเส้นเค้าโครงความเร็วปิดเบี่ยงไปทางผนังด้านในเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) สำหรับกรณี End of Diastole ไม่ปรากฏเส้นเค้าโครงความเร็วปิด เนื่องจากได้รับอิทธิพลของความเร่งเชิงเส้นมากกว่า (Linear Acceleration) นอกจากนี้ยังสังเกตได้ว่าที่หลอดเลือดสาขารองบริเวณรอยตีบเส้นเค้าโครงความเร็วเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง เพราะว่าเกิดการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหล เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งหลังรอยตีบ โดยเฉพาะอย่างยิ่งที่ Peak Systole แสดงบริเวณที่ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็วเล็กน้อยเนื่องจากเป็นบริเวณที่เปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหลอีกครั้ง

สำหรับรูปที่ 5.36 เป็นรูปโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่า บริเวณหลอดเลือดหลักโปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะคล้ายกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ จากนั้นที่ตำแหน่งทางแยกที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole โปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขาหลักสอดคล้องกับอัตราการไหลเชิงปริมาตรดังตารางที่ 5.4 ที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) มีอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่าบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง ( $Q_4/Q_0$ ) อยู่ 44.3%,

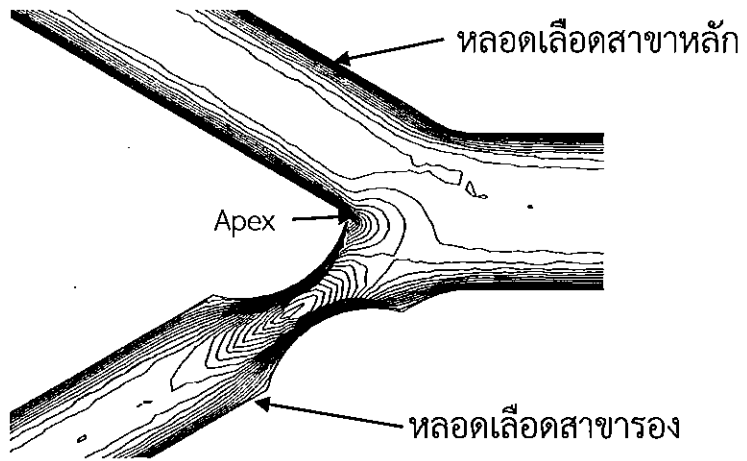
56.3% และ 46.7% เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักสังเกตได้ว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole โปรไฟล์ความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านใน เนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง ในขณะที่ End of Diastole โปรไฟล์ความเร็วค่อนข้างสมมาตรทั้งหลอดเลือดเนื่องมาจากผลของความเร่งเชิงเส้น เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองพบว่าการตีบของหลอดเลือดส่งผลต่อลักษณะโปรไฟล์ความเร็วโดยช่วงที่หลอดเลือดตีบโปรไฟล์ความเร็วสูงขึ้น เนื่องจากพื้นที่การไหลลดลงและมีลักษณะสมมาตร แตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติบริเวณใกล้เคียงกันโปรไฟล์ความเร็วยังคงเบ้ไปทางผนังด้านใน นอกจากนี้ที่ตำแหน่งหลังรอยตีบโปรไฟล์ความเร็วแสดงแนวโน้มการเกิดการแยกชั้นของการไหล (Flow Separation)

เมื่อพิจารณาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.37 พบว่าที่หลอดเลือดหลัก และสาขาหลักดังรูปที่ 5.37 (a)-(e) เส้นเค้าโครงความเร็วคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติซึ่งแสดงให้เห็นว่าการตีบที่บริเวณหลอดเลือดสาขารองส่งผลกระทบต่อ การไหลที่บริเวณนี้น้อยมาก จากนั้นเมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.37 (f) พบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole เส้นเค้าโครงความเร็วเบ้เล็กน้อยไปทางผนังด้านใน ในขณะที่ End of Diastole ค่อนข้างสมมาตร จากนั้นที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.37 (g) ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole มีลักษณะเส้นเค้าโครงความเร็วคล้ายกันซึ่งค่อนข้าง สมมาตรในแสดงให้เห็นถึงรูปทรงที่สมมาตรของรอยตีบที่มีอิทธิพลเหนือกว่าความเร่ง/ความหน่วงของ Pulsatile ขณะที่ Peak Systole เบ้ไปทางผนังด้านในเล็กน้อยเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง ต่อมาที่ ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.37 (h) เส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะกำลังปรับตัว เข้าสู่ภาวะปกติ และเมื่อถึงบริเวณกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.37 (i) เส้นเค้าโครงความเร็วจึงมี ลักษณะสมมาตรที่ทุกตำแหน่งซีพอร์

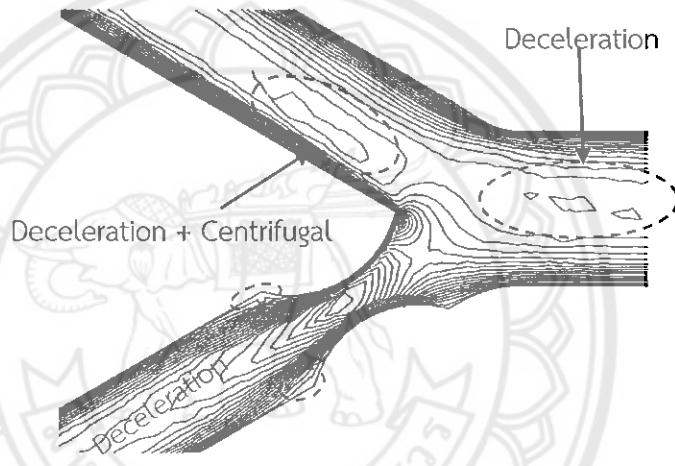
เมื่อพิจารณาเวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่ หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.38 พบว่าที่หลอดเลือดหลัก และสาขาหลักมีลักษณะ ของเส้นกระแสการไหลคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติดังรูปที่ 5.38 (a)-(e) เนื่องจากมี รูปร่างหลอดเลือดเหมือนกัน เมื่อพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.38 (f) และ (g) พบว่ามีแนวโน้มที่จะเกิดการไหลแบบทุติยภูมิ (Secondary Flow, Dean Vortex) จากนั้นเมื่อพิจารณาที่ ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.38 (h) เส้นกระแสเปลี่ยนแปลงจากปกติไปเล็กน้อย เนื่องจากมีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหลอีกครั้ง ต่อมาที่บริเวณกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.38 (i) การไหลจึงเข้าสู่ภาวะปกติ



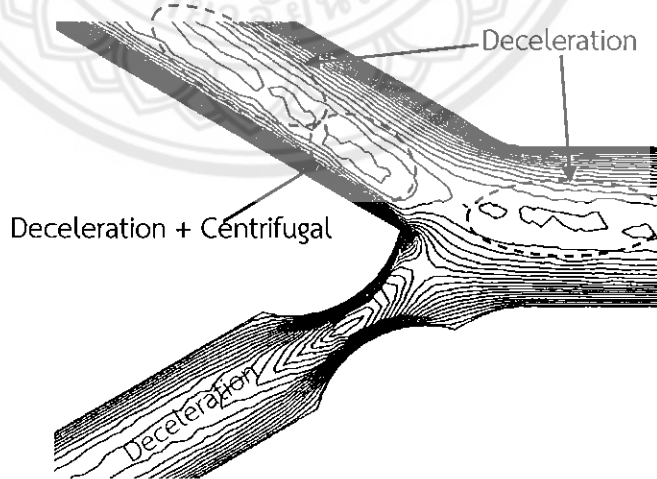
รูปที่ 5.34 เส้นเค้การแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s



(a) End of Diastole

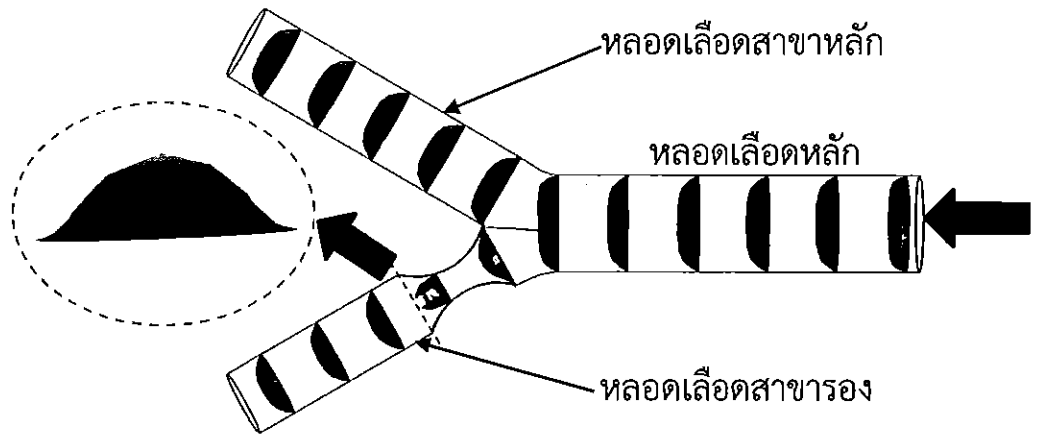


(b) Peak Systole

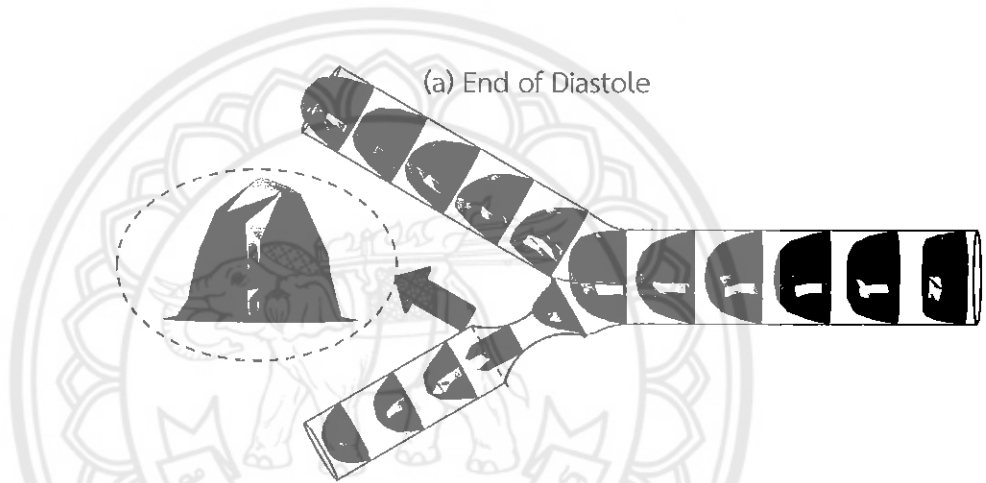


(c) Beginning of Diastole

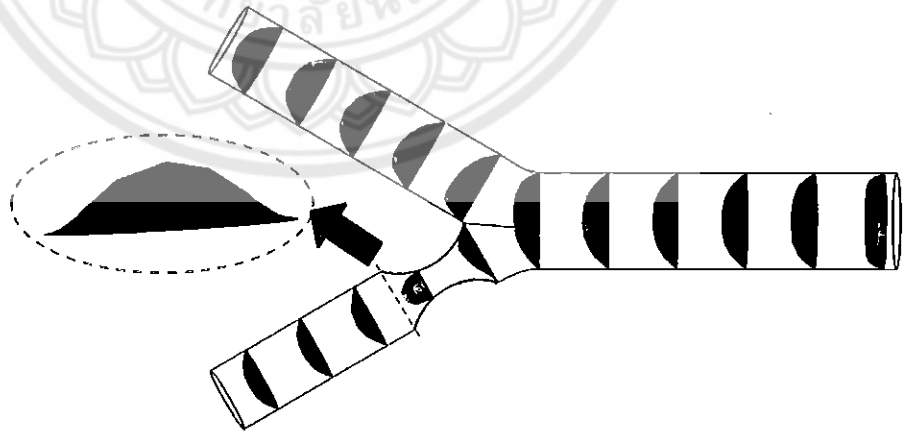
รูปที่ 5.35 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดขนานกับหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด 1s



(a) End of Diastole

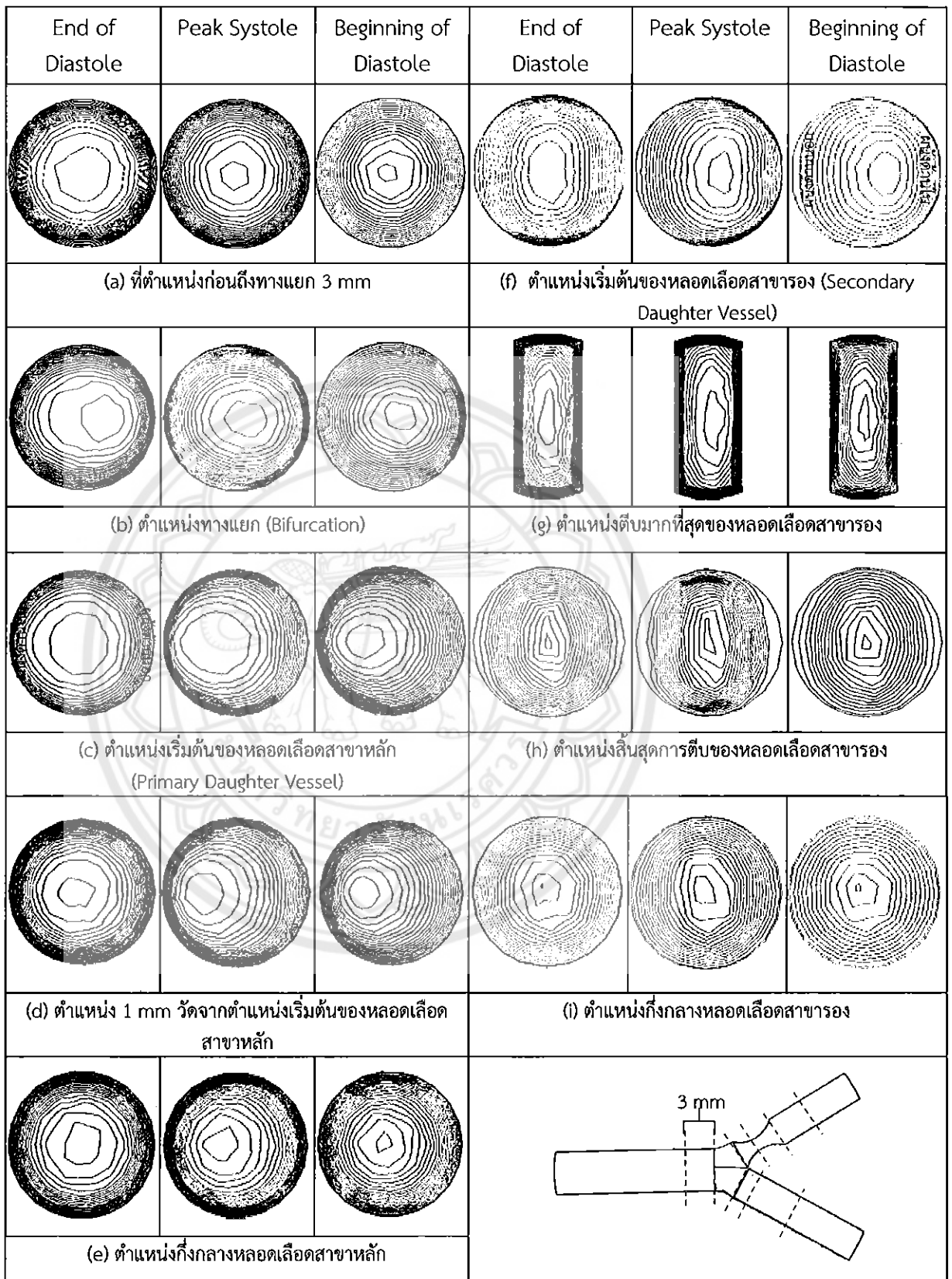


(b) Peak Systole

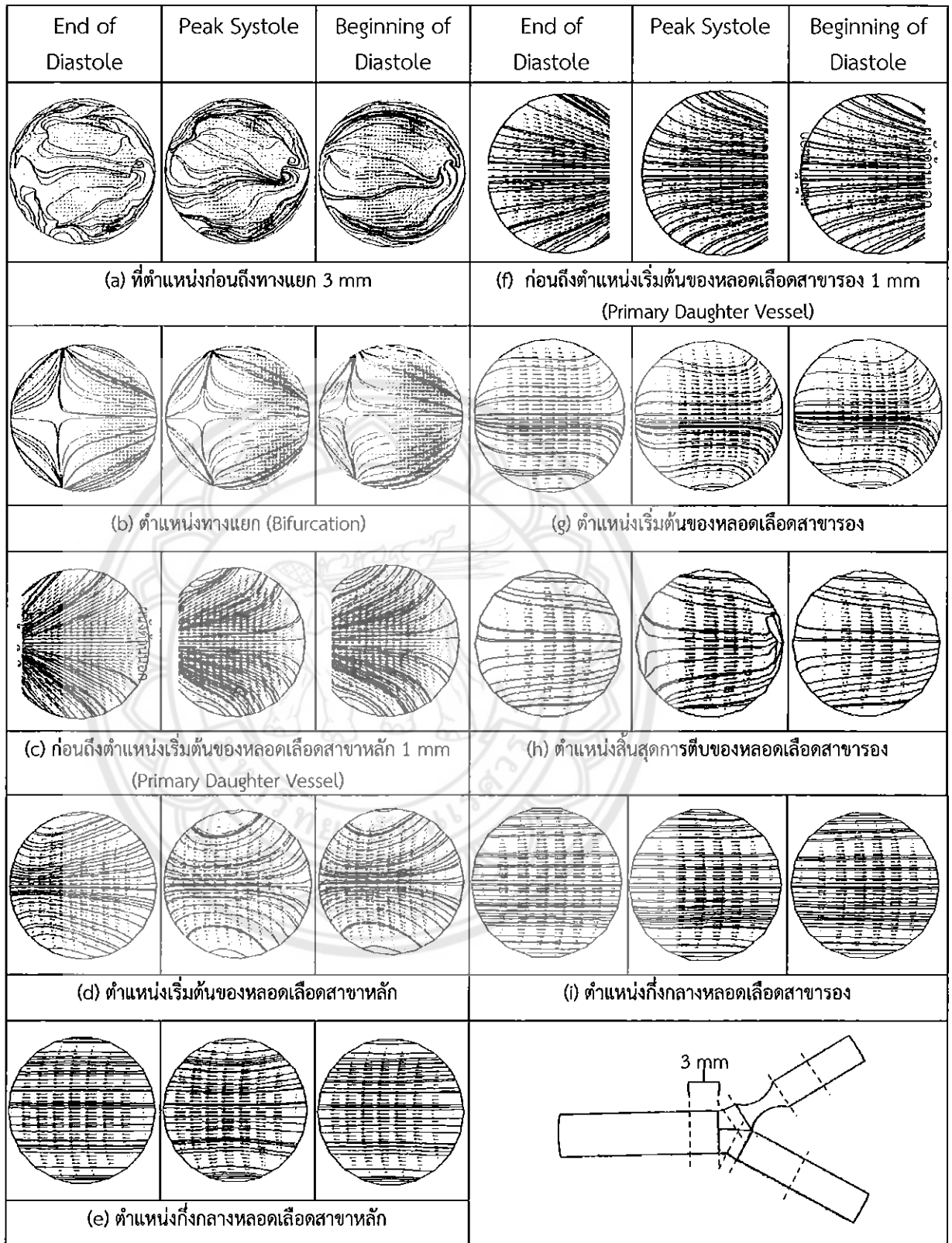


(c) Beginning of Diastole

รูปที่ 5.36 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีฟอรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s



รูปที่ 5.37 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s



รูปที่ 5.38 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s



ตารางที่ 5.4 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่าม 1s

อัตราส่วนการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดต่าง ๆ	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
$Q_1/Q_0$	0.755	0.727	0.677
$Q_2/Q_0$	0.454	0.520	0.512
$Q_3/Q_0$	0.351	0.395	0.392
$Q_4/Q_0$	0.253	0.293	0.273
$Q_5/Q_0$	0.178	0.177	0.145
$Q_6/Q_0$	0.268	0.195	0.166

เมื่อ  $Q_0$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางเข้าของหลอดเลือดหลัก

$Q_1$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางแยก

$Q_2$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_3$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งจากเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก 1 mm

$Q_4$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง

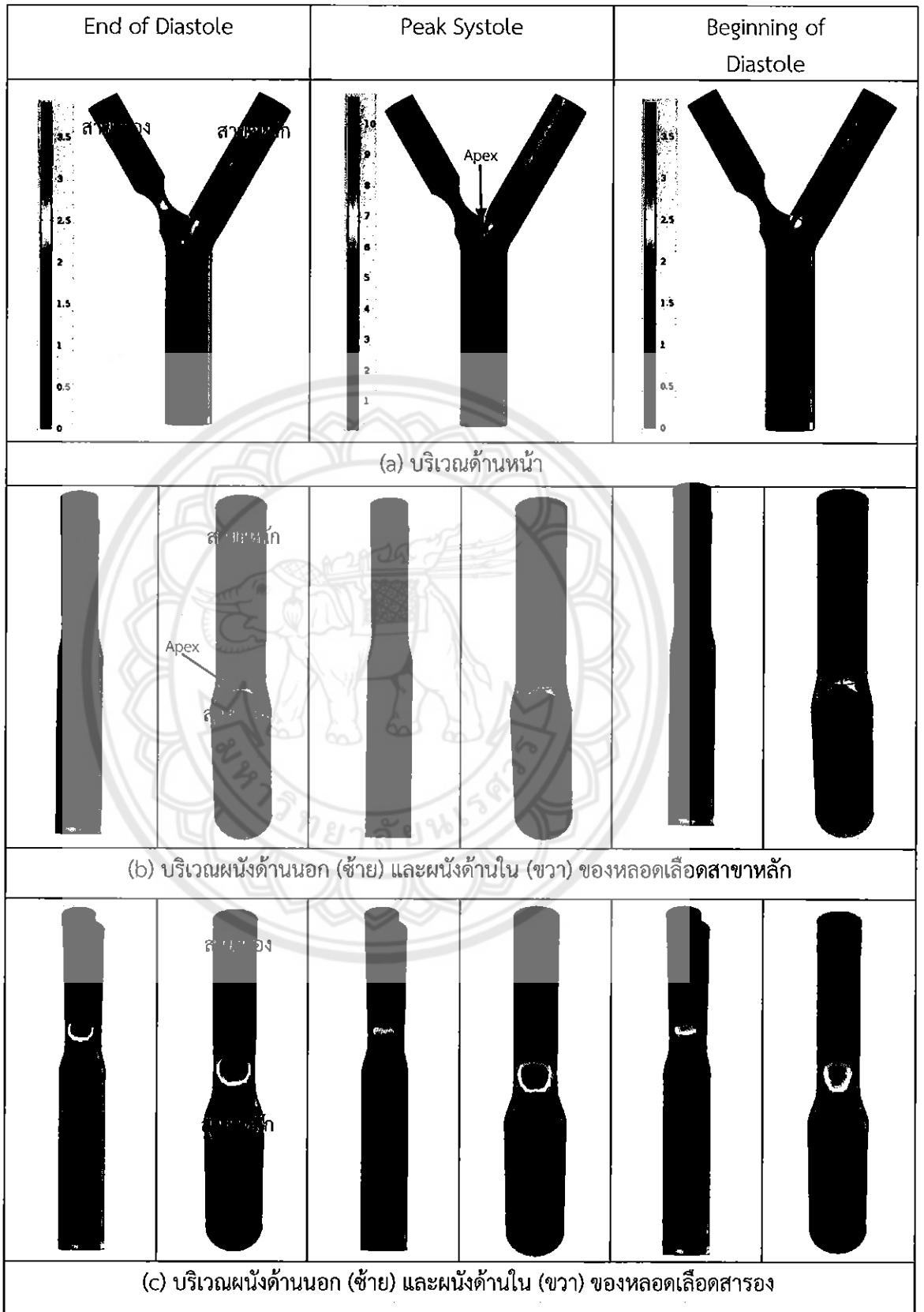
$Q_5$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง

$Q_6$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง

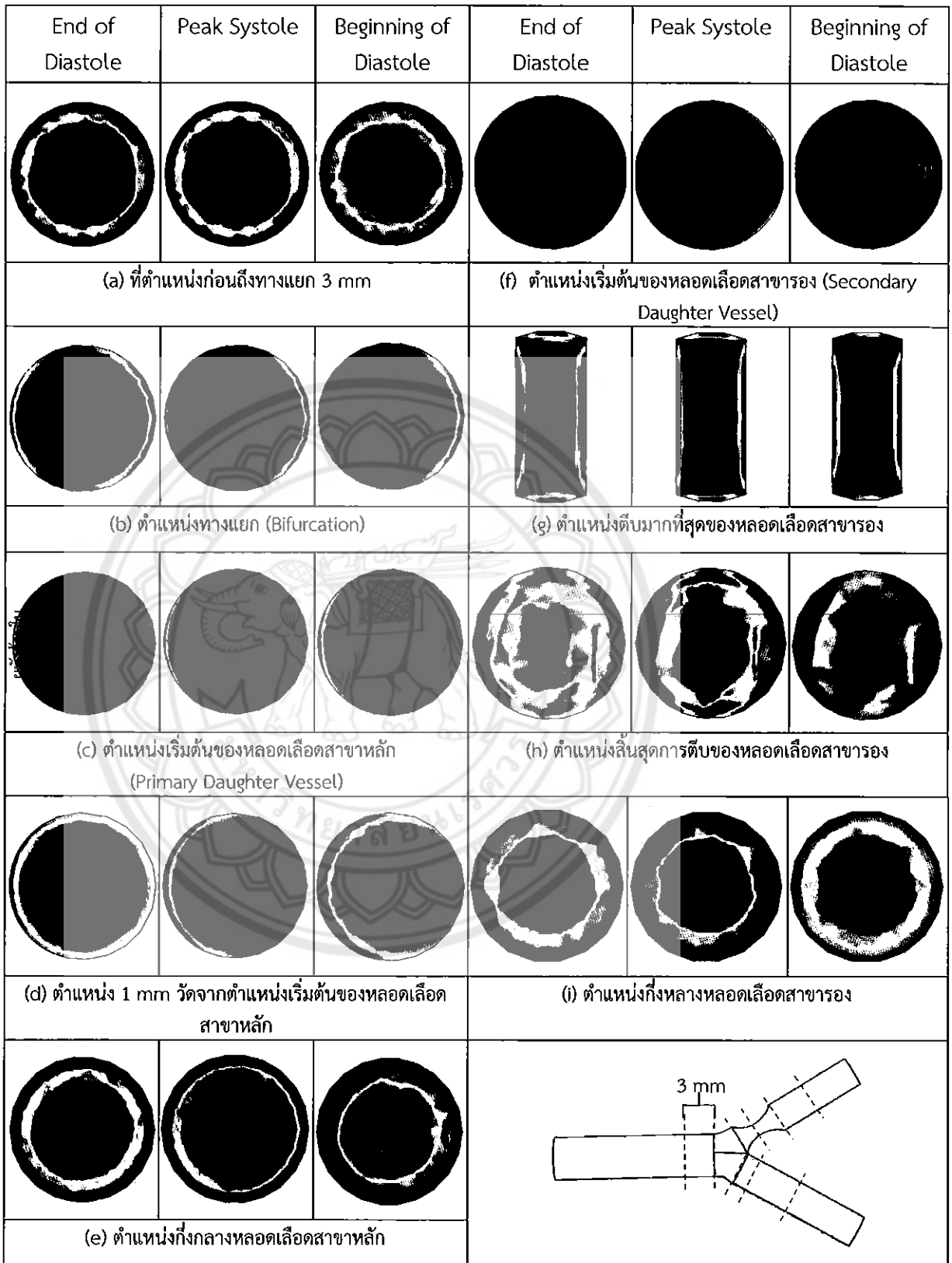
### 5.5.2 ความเค้นเฉือน

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.39 เมื่อพิจารณารูปที่ 5.39 (a) และ (b) แสดง WSS สูง ๆ ที่รอยตีบ และ Apex ตามลำดับ สำหรับรูปที่ 5.39 (c) แสดง WSS ที่ผนังด้านนอกและด้านในของหลอดเลือดสาขารอง สังเกตได้ว่าผนังด้านในมี WSS สูงกว่าผนังด้านนอกเนื่องจากความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในบริเวณเริ่มต้นรอยตีบ นอกจากนี้ยังสังเกตได้อีกว่าที่ End of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่า Beginning of Diastole เนื่องจากผลของความเร่ง

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.40 พบว่าที่หลอดเลือดหลัก และสาขาหลักดังรูปที่ 5.40 (a)-(e) มีการกระจายความเค้นเฉือนคล้ายกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.40 (f) สังเกตได้ว่าที่หน้าตัดให้ค่าความเค้นเฉือนไม่แตกต่างกันมากนักโดยที่ผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าบริเวณอื่น ๆ เล็กน้อย ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.40 (g) พบว่า End of Diastole ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่า Beginning of Diastole เนื่องจากที่ End of Diastole เป็นตำแหน่งชีพจรที่เกิดความเร่งและเมื่อหลอดเลือดตีบจึงทำให้มีความเร็วเพิ่มขึ้นส่งผลให้เกรเดียนต์ความเร็วสูงขึ้นความเค้นเฉือนก็สูงขึ้นตาม สำหรับที่ Beginning of Diastole เป็นตำแหน่งชีพจรที่เกิดความหน่วงเมื่อได้รับผลของการตีบทำให้เกิดการหักล้างกันส่งผลทำให้เกรเดียนต์ความเร็วต่ำกว่าที่ End of Diastole ทำให้ได้ความเค้นเฉือนน้อยกว่า และที่ Peak Systole เป็นตำแหน่งที่มีความเร็วสูงสุดซึ่งความเร็วของชั้นที่อยู่ถัดจากผิวมีค่าสูงทำให้มีเกรเดียนต์ความเร็วสูงเป็นผลทำให้ความเค้นเฉือนสูง ต่อมาเมื่อถึงตำแหน่งสิ้นสุดการตีบดังรูปที่ 5.40 (h) การกระจายความเค้นเฉือนกำลังปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติ และมีลักษณะสมมาตรที่ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดดังรูปที่ 5.40 (i)



รูปที่ 5.39 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีฟอรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองข้างามติบชนิด 1s



รูปที่ 5.40 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีฟเจอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s

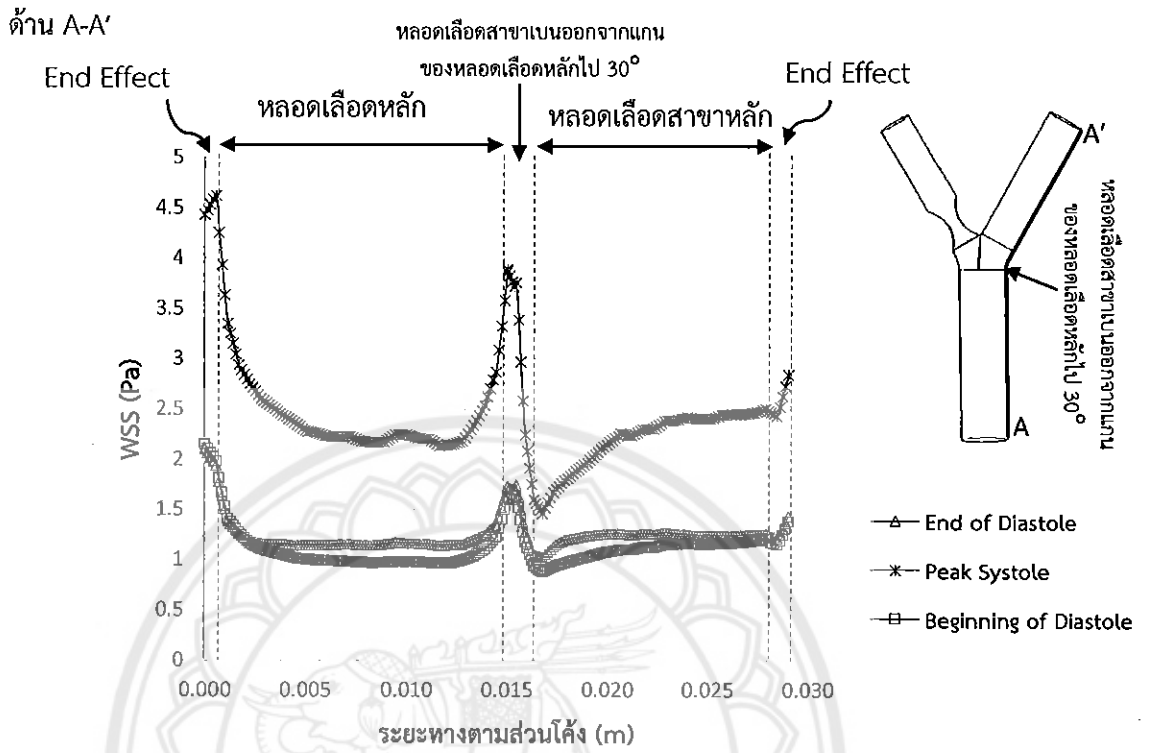
แถบสี (Color Legend) สำหรับเทียบค่าสีของ WSS ในรูปที่ 5.39

บริเวณหน้าตัด	Color Legend		
ตำแหน่งก่อนถึงทางแยก 3 mm		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่ง 1 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	

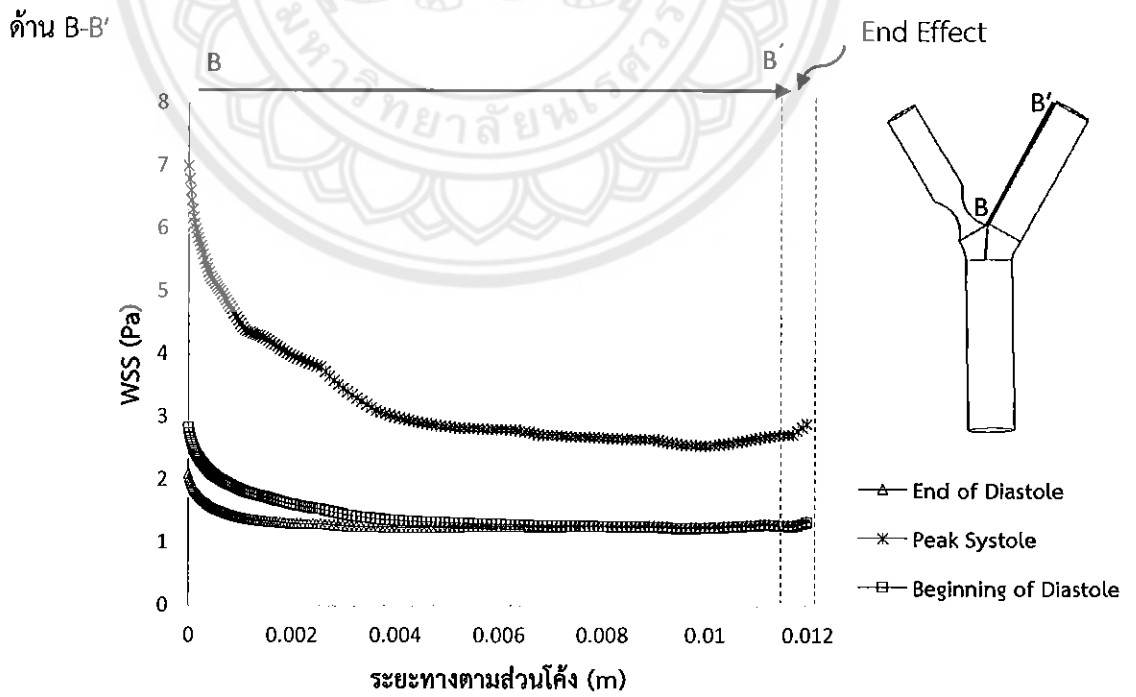
รูปที่ 5.41 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขาหลักที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ พบว่ามีลักษณะแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติโดยที่หลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกันยกเว้นที่บริเวณหลอดเลือดสาขาหลักเบนออกจากแกนหลักหลอดเลือดตีบชนิด 1s ให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่า โดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 4 Pa ซึ่งสูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 0.5 Pa สำหรับที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 1.7 Pa ซึ่งสูงกว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติประมาณ 0.2 Pa หลังจากนั้นเมื่อเข้าสู่ภาวะปกติในหลอดเลือดสาขาหลักพบว่าให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเช่นกัน

สำหรับรูปที่ 5.42 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักพบว่ามีลักษณะแนวโน้มและให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติยกเว้นที่ Peak Systole ให้ค่า WSS สูงสุดน้อยกว่ารูปตัว Y ปกติ โดยให้ค่าประมาณ 7 Pa โดยที่รูปตัว Y ปกติให้ค่า WSS สูงสุดประมาณ 8 Pa





รูปที่ 5.41 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s ด้าน A-A'

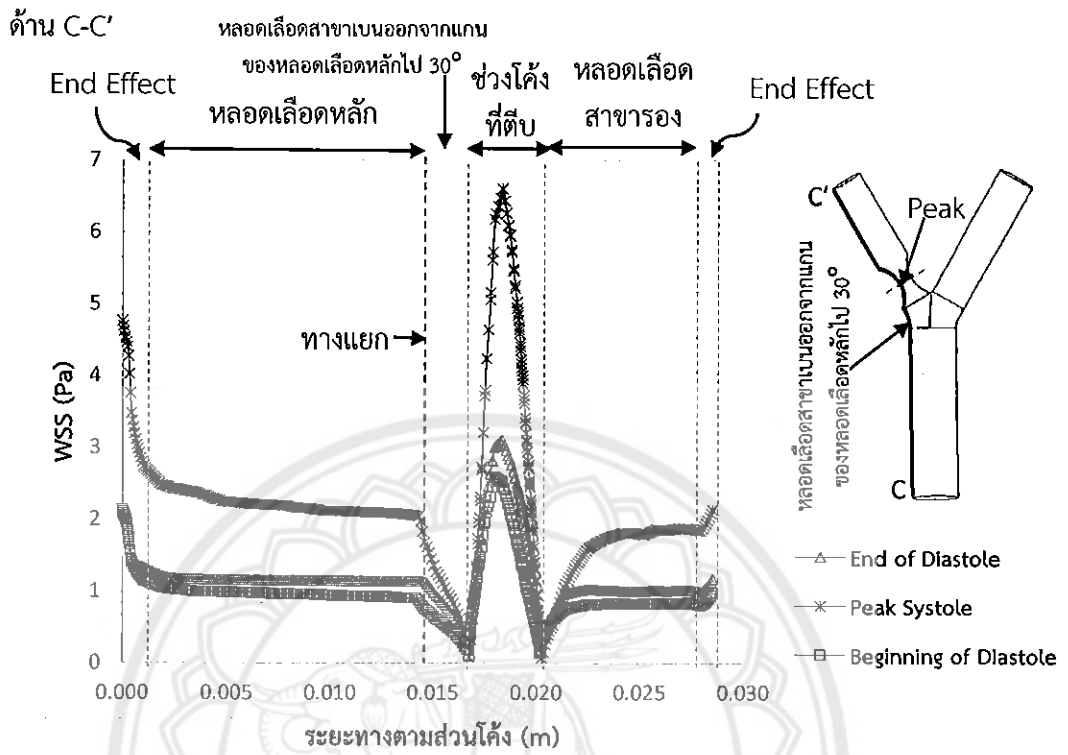


รูปที่ 5.42 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s ด้าน B-B'

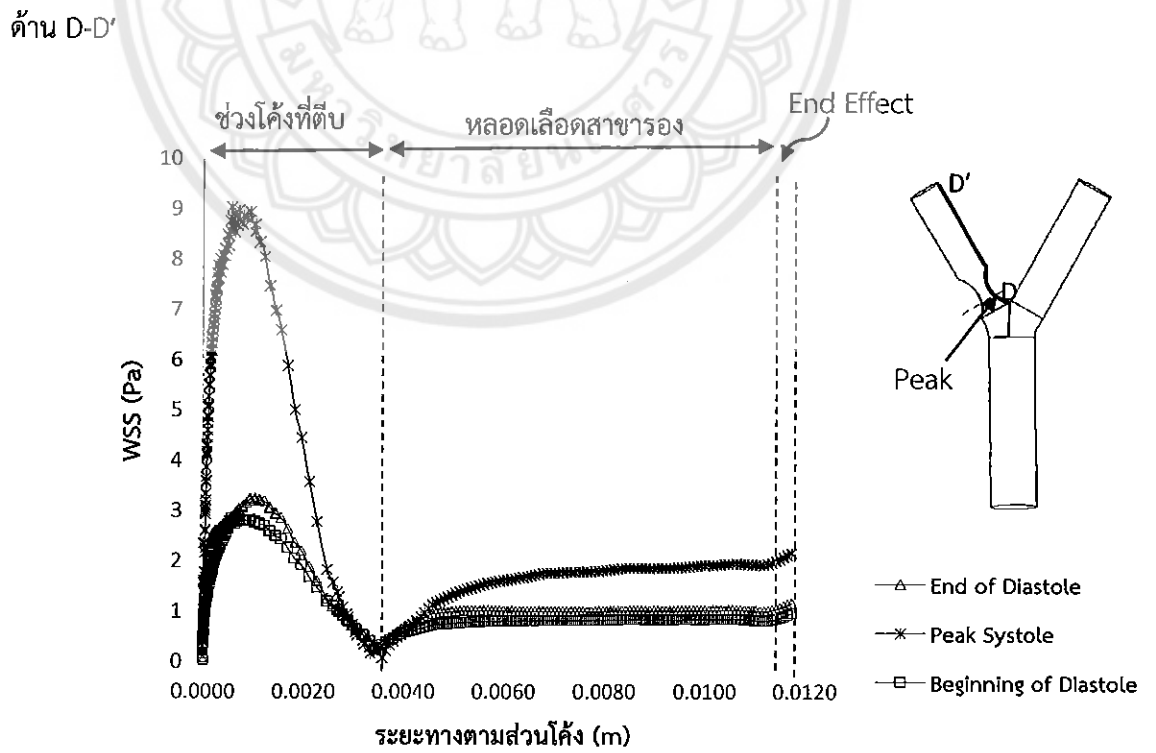
รูปที่ 5.43 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขารองที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าช่วงการไหลปกติที่หลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ จากนั้นเมื่อถึงช่วงที่หลอดเลือดสาขารองเบนออกจากแกนหลัก WSS มีค่าลดลงซึ่งแตกต่างจากรูปตัว Y ปกติที่จะเพิ่มขึ้นและให้ค่า WSS สูงสุดที่บริเวณนี้ เมื่อถึงบริเวณเริ่มต้นการตีบ WSS ลดลงจนเกือบเป็นศูนย์ซึ่งแตกต่างจากรูปตัว Y ปกติถึงแม้ WSS จะลดลงแต่ก็ไม่ถึงศูนย์ สาเหตุอาจเป็นเพราะผลของการตีบที่หลอดเลือดสาขารอง จากนั้นเมื่อเข้าสู่ช่วงการตีบ WSS มีค่าสูงขึ้นอย่างรวดเร็ว และให้ค่าสูงสุดที่บริเวณที่หลอดเลือดตีบมากที่สุดโดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 6.6 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 3.1 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2.5 Pa จากนั้นค่า WSS จึงลดลง จนกระทั่งเมื่อสิ้นสุดการตีบ WSS สูงขึ้นอีกครั้งและปรับตัวเข้าสู่ภาวะปกติโดยที่ให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ

สำหรับรูปที่ 5.44 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารองพบว่าในช่วงเริ่มต้นค่า WSS มีค่าเพิ่มสูงขึ้นอย่างรวดเร็ว และให้ค่า WSS สูงสุดที่ก่อนถึงตำแหน่งตีบมากที่สุดเล็กน้อยโดยที่ Peak Systole ให้ค่าสูงสุดประมาณ 9 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 3.2 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2.7 Pa นอกจากนี้ยังสังเกตได้ว่ากราฟมีลักษณะตรงกันข้ามกับกราฟ WSS ที่บริเวณนี้ที่ผนังด้านนอก (C-C') ที่ลดลงเกือบเป็นศูนย์เนื่องจากความเร็วเข้ามาทางผนังด้านใน ต่อมา WSS มีค่าลดลง จนกระทั่งเมื่อสิ้นสุดการตีบ WSS มีค่าเพิ่มขึ้นอีกครั้งและเข้าสู่ภาวะปกติโดยที่ให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ





รูปที่ 5.43 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s ด้าน C-C'



รูปที่ 5.44 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s ด้าน D-D'

## 5.5 หลอดเลือดตีบชนิด S

### 5.5.1 สนามการไหล

พิจารณาเส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.45 สำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ซึ่งมีการตีบที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก และที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารอง สังเกตได้ว่าที่หลอดเลือดสาขาหลักทุกตำแหน่งซีพจรเส้นกระแสมีความหนาแน่นสูงบริเวณผนังด้านนอกซึ่งมีการตีบต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติที่เส้นกระแสไปทางผนังด้านในที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก และเมื่อสังเกตที่หลอดเลือดสาขารองพบว่าเส้นกระแสมีความหนาแน่นสูงที่บริเวณรอยตีบทั้งผนังด้านในซึ่งมีการตีบและผนังด้านนอก

สำหรับรูปที่ 5.46 เป็นรูปเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งของหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ สังเกตได้ว่าที่บริเวณรอยตีบทั้งหลอดเลือดสาขาหลักและหลอดเลือดสาขารองมีการเปลี่ยนแปลงความเร็วอย่างต่อเนื่อง เพราะว่าพื้นที่การไหลมีการเปลี่ยนแปลง เมื่อสังเกตที่ตำแหน่งหลังรอยตีบในหลอดเลือดสาขาหลักบริเวณผนังด้านนอกและหลอดเลือดสาขารองบริเวณผนังด้านใน สังเกตได้ว่าบริเวณนี้ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็วทุกตำแหน่งซีพจรซึ่งแสดงถึงแนวโน้มการเกิดการแยกชั้นของการไหล (Flow Separation)

สำหรับรูปที่ 5.47 เป็นรูปโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าที่หลอดเลือดหลักก่อนเริ่มต้นการตีบโปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะคล้ายกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ จากนั้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบที่หลอดเลือดหลักโปรไฟล์ความเร็วไปทางผนังด้านหลอดเลือดสาขารองทุกตำแหน่งซีพจร เนื่องจากมีการตีบบริเวณหลอดเลือดหลักผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลัก ต่อมาที่ตำแหน่งทางแยกที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole โปรไฟล์ความเร็วไปทางผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลักโดยที่สามารถสังเกตได้จากอัตราการไหลเชิงปริมาตรดังตารางที่ 5.5 ซึ่งบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) มีอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่าบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง ( $Q_4/Q_0$ ) อยู่ 7.76%, 8.38% และ 8.33% สำหรับที่ End of Diastole มีลักษณะค่อนข้างสมมาตรเนื่องจากผลของความเร่งเชิงเส้น

พิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักซึ่งเป็นบริเวณที่ตีบมากที่สุดพบว่าโปรไฟล์ความเร็วไปทางผนังด้านในทุกตำแหน่งซีพจรเนื่องจากผลของความโค้งของการตีบที่ผนังด้านนอก และผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) และยังสังเกตได้อีกว่าโปรไฟล์ความเร็วสูงขึ้นเนื่องจากพื้นที่การไหลลดลง จากนั้นเมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งหลังรอยตีบของหลอดเลือดสาขาหลักบริเวณผนังด้านนอก โปรไฟล์ความเร็วแสดงให้เห็นถึง Adverse Pressure Gradient และให้ WSS เป็นศูนย์ (รูปที่ 5.52) หรืออาจกล่าวได้ว่าเกิด Critical Adverse Gradient ดังแสดงในรูปที่ 2.2 (d) และเริ่มเกิดการแยกชั้นของการไหล (Separation) นอกจากนี้ หากเปรียบเทียบกับกรไหลผ่านหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติแล้วพบว่าใน

หลอดเลือดสาขาหลักและสาขารองของหลอดเลือดตีบชนิด S ไม่มีผลของ Shear Thinning สังเกตได้จากโปรไฟล์ความเร็วที่ไม่แบนบริเวณตรงกลาง

เนื่องจากความโค้งของรอยตีบบนผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารอง ในทำนองเดียวกันกับหลอดเลือดสาขาหลัก ที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบเกิด Critical Adverse Gradient อย่างไรก็ตามที่ตำแหน่งที่ตีบที่สุดยังมีผลของแรงหนีศูนย์กลางอยู่

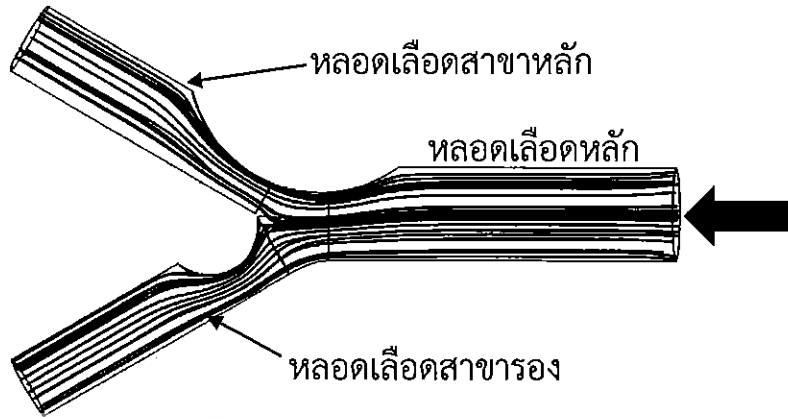
เมื่อพิจารณาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.48 พบว่าที่หลอดเลือดหลักดังรูปที่ 5.48 (a), (b) และ (c) เส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะค่อนข้างสมมาตรทุกตำแหน่งซีพจร เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.48 (d) เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในทุกตำแหน่งซีพจรเนื่องจากผลของความโค้งของการตีบที่ผนังด้านนอก และผลจากความเร่งหนีศูนย์กลาง จากนั้นที่ตำแหน่ง 2.3 mm จากเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.48 (e) เส้นเค้าโครงความเร็วยังคงเบี่ยงไปทางผนังด้านในเล็กน้อย ต่อมาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.48 (f) เค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านใน และสังเกตได้ว่าที่ผนังด้านนอกไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็วสอดคล้องกับลักษณะโปรไฟล์ความเร็วที่แสดงแนวโน้มการเกิด Flow Separation บริเวณนี้ดังรูปที่ 5.47 จากนั้นที่ตำแหน่งถัดมาดังรูปที่ 5.48 (g) เส้นเค้าโครงจึงมีลักษณะสมมาตร

พิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.48 (h) เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านนอกทุกตำแหน่งซีพจรเนื่องจากผลของการตีบที่ผนังด้านในนอกจากนี้ยังสังเกตได้ว่าที่ผนังด้านในแสดงลักษณะเส้นเค้าโครงความเร็วที่มีจุดสูงสุดของความเร็ว (Peak) สองจุดโดยเฉพาะอย่างยิ่งที่ Peak Systole เห็นได้อย่างชัดเจนเนื่องจากผลของความโค้งของการตีบทำให้เกิดการไหลถูกเบี่ยงไปทางผนังด้านนอกซึ่งการไหลพยายามเบี่ยงกลับมาทางผนังด้านในเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดดังรูปที่ 5.48 (i) เส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะค่อนข้างสมมาตรยกเว้นที่ Peak Systole เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในเล็กน้อยเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง จากนั้นที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.48 (j) เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านนอกและที่ผนังด้านในไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็วเช่นเดียวกับหลอดเลือดสาขาหลัก จากนั้นจึงมีลักษณะสมมาตรที่ตำแหน่งถัดมาดังรูปที่ 5.48 (k)

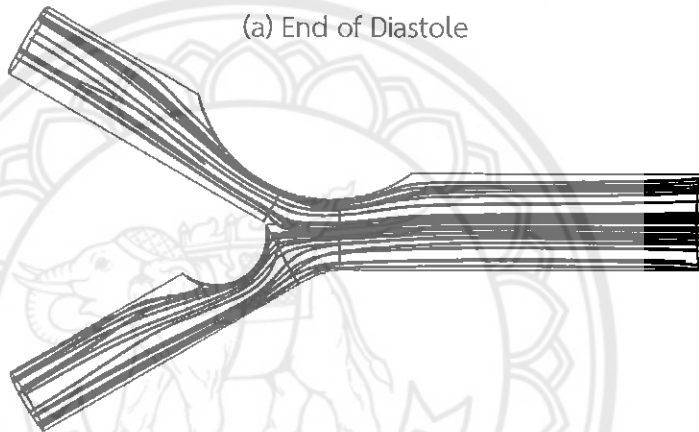
เมื่อพิจารณาเวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.49 พบว่าที่ตำแหน่งก่อนถึงทางแยกดังรูปที่ 5.49 (a) และ (b) การไหลอยู่ในสภาวะปกติ ต่อมาที่ตำแหน่งทางแยกดังรูปที่ 5.49 (c) การไหลมีลักษณะไหลเข้าสู่หลอดเลือดสาขารองเนื่องจากการตีบที่หลอดเลือดหลักบริเวณผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลัก เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักพบว่ามีความเร็วที่ผนังด้านนอกเกิดการไหลแบบทุติยภูมิ (Secondary Flow, Dean Vortex) ที่ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก บริเวณเริ่มต้นสาขาหลัก และตำแหน่งสิ้นสุดการตีบดังรูปที่ 5.49 (d), (e) และ (f) ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y พบว่ามีความแตกต่างกันซึ่งหลอดเลือดตัว Y ปกติเกิดแนวโน้มการไหลทุติยภูมิแค่ที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักในขณะที่หลอดเลือดตีบชนิด S

เกิดที่บริเวณสิ้นสุดการตีบอีกด้วย นอกจากนี้ยังสังเกตได้ว่าตำแหน่งสิ้นสุดการตีบบริเวณผนังด้านนอกดังรูปที่ 5.49 (f) ที่ Peak Systole แสดงถึงผลของ Adverse Pressure Gradient จากนั้นการไหลจึงเข้าสู่ภาวะปกติที่ตำแหน่งต่อมาดังรูปที่ 5.49 (g) สำหรับหลอดเลือดสาขารองมีลักษณะแนวโน้มคล้ายกันกับหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.49 (h)-(k)

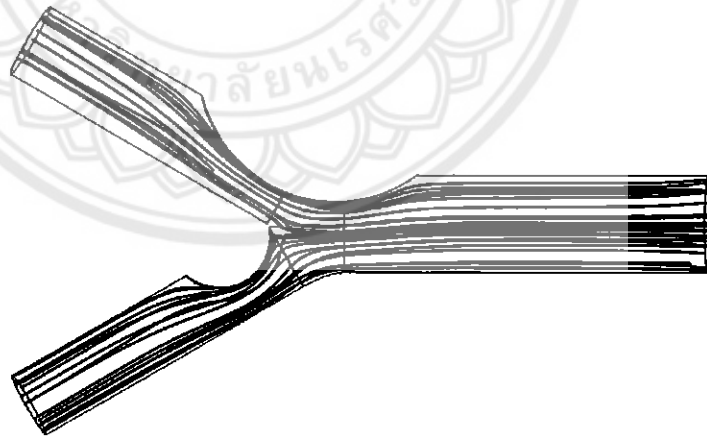
พิจารณาอัตราส่วนอัตราการไหลเชิงปริมาตร ( $Q_1/Q_0$ ) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ของหลอดเลือดตีบชนิด S ดังตารางที่ 5.5 เปรียบเทียบกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติดังตารางที่ 5.1 พบว่าที่เริ่มต้นการตีบในหลอดเลือดหลัก ( $Q_1/Q_0$ ) ของหลอดเลือดตีบชนิด S มีอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่าที่ทางแยก ( $Q_1/Q_0$ ) ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเนื่องจากการตีบที่หลอดเลือดหลักบริเวณผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลักทำให้มีความเร็วสูงขึ้นส่งผลให้อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่บริเวณนี้เพิ่มขึ้น เมื่อพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) พบว่าหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติมีอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่าเพราะว่าหลอดเลือดตีบชนิด S ที่บริเวณนี้มีพื้นที่การไหลลดลงมากจึงส่งผลให้อัตราการไหลลดลงสำหรับที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง ( $Q_4/Q_0$ ) พบว่าหลอดเลือดตีบชนิด S มีแนวโน้มอัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่ารูปตัว Y ปกติยกเว้นที่ Beginning of Diastole มีค่าต่างกันเล็กน้อย สาเหตุเพราะว่าหลอดเลือดตีบชนิด S มีการตีบที่หลอดเลือดสาขารองจึงทำให้ความเร็วสูงขึ้นส่งผลให้อัตราการไหลเพิ่มขึ้น



(a) End of Diastole

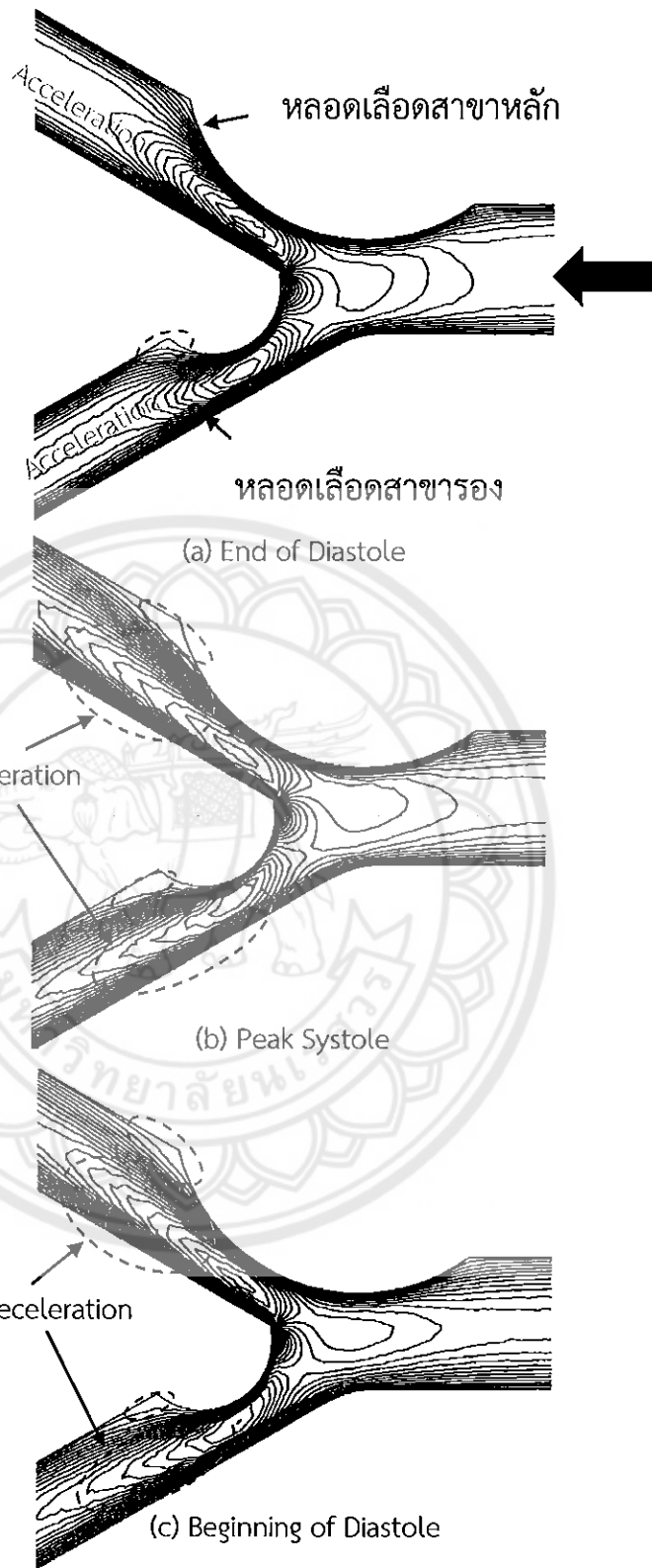


(b) Peak Systole

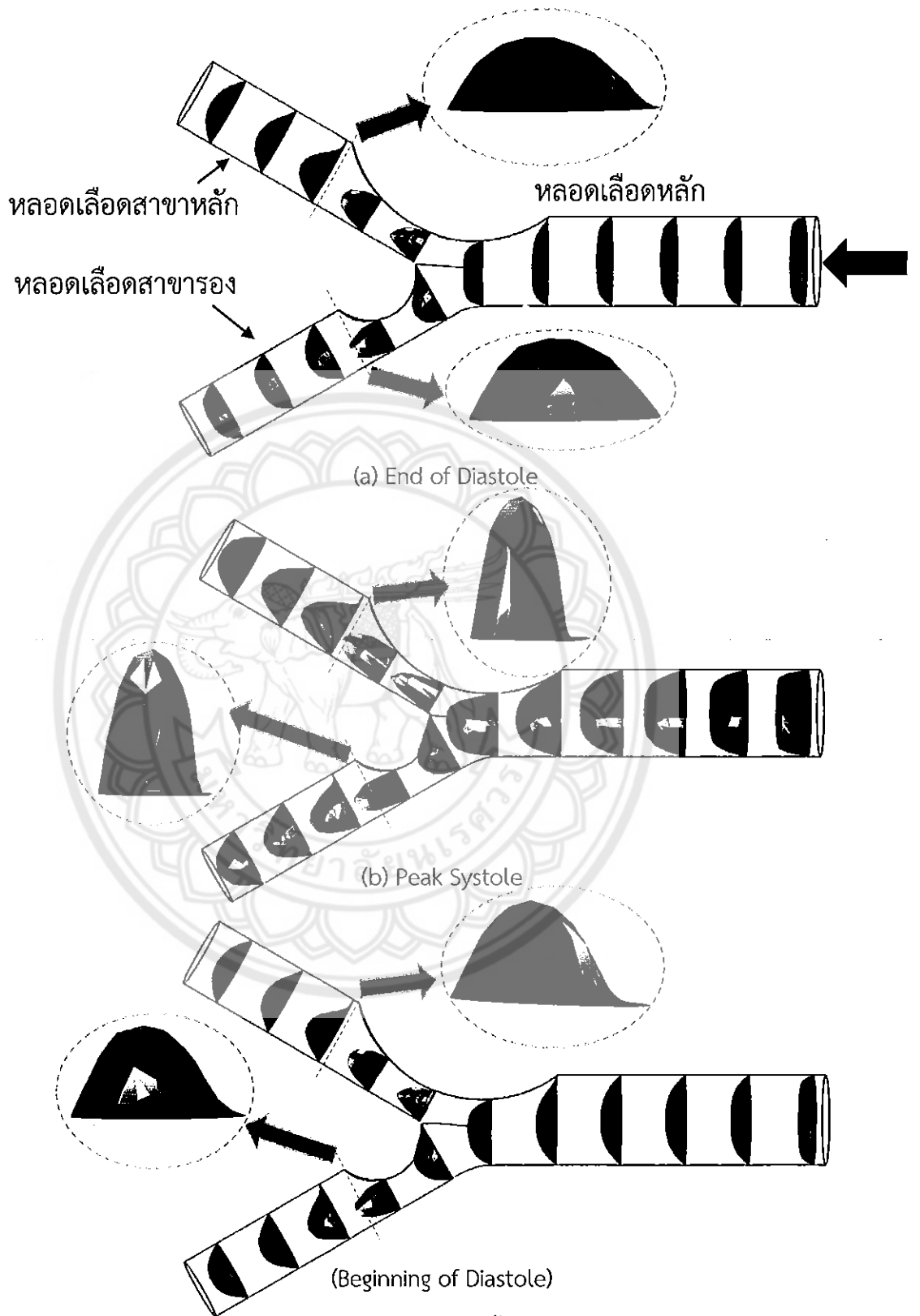


(c) Beginning of Diastole

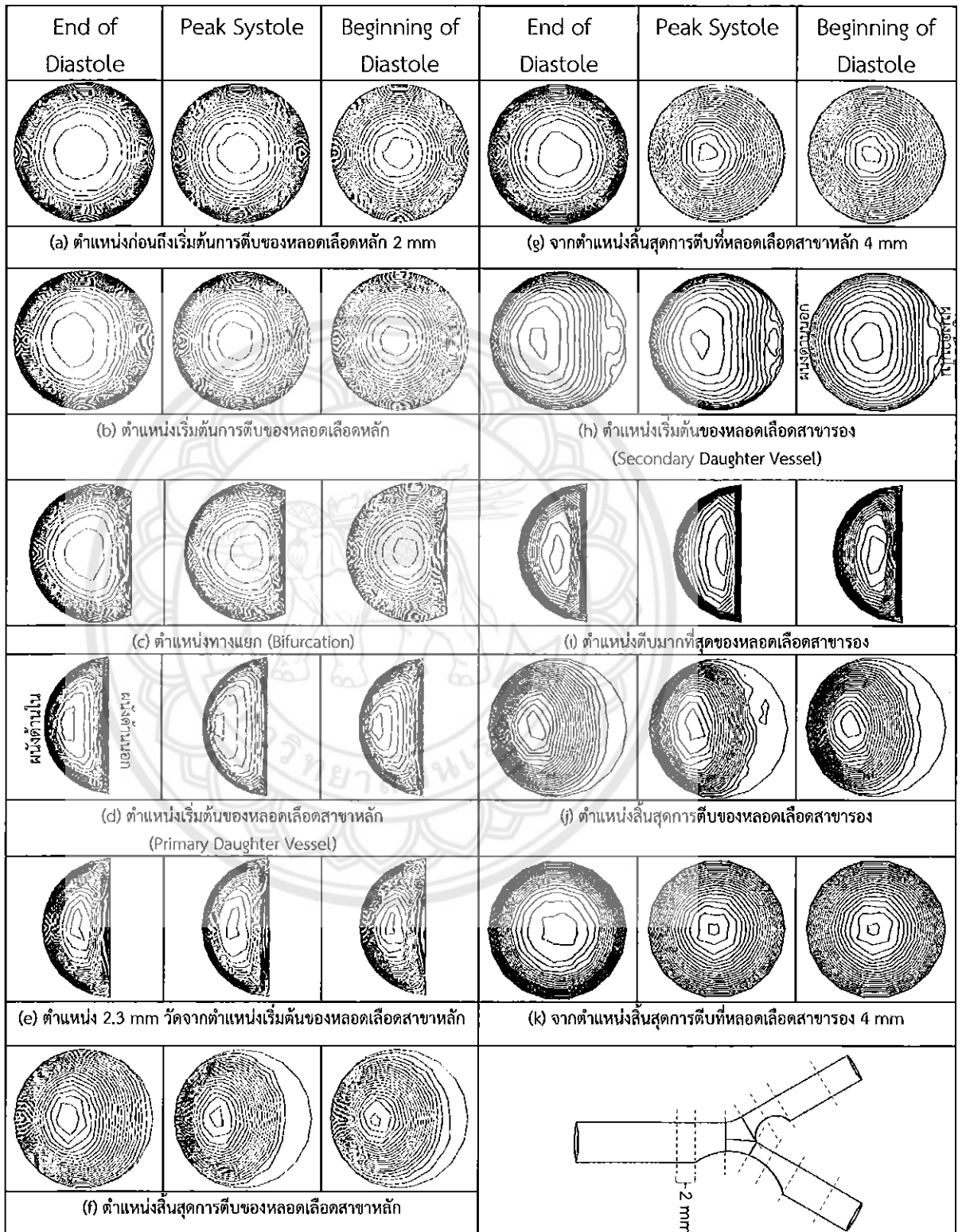
รูปที่ 5.45 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S



รูปที่ 5.46 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามชนิด S

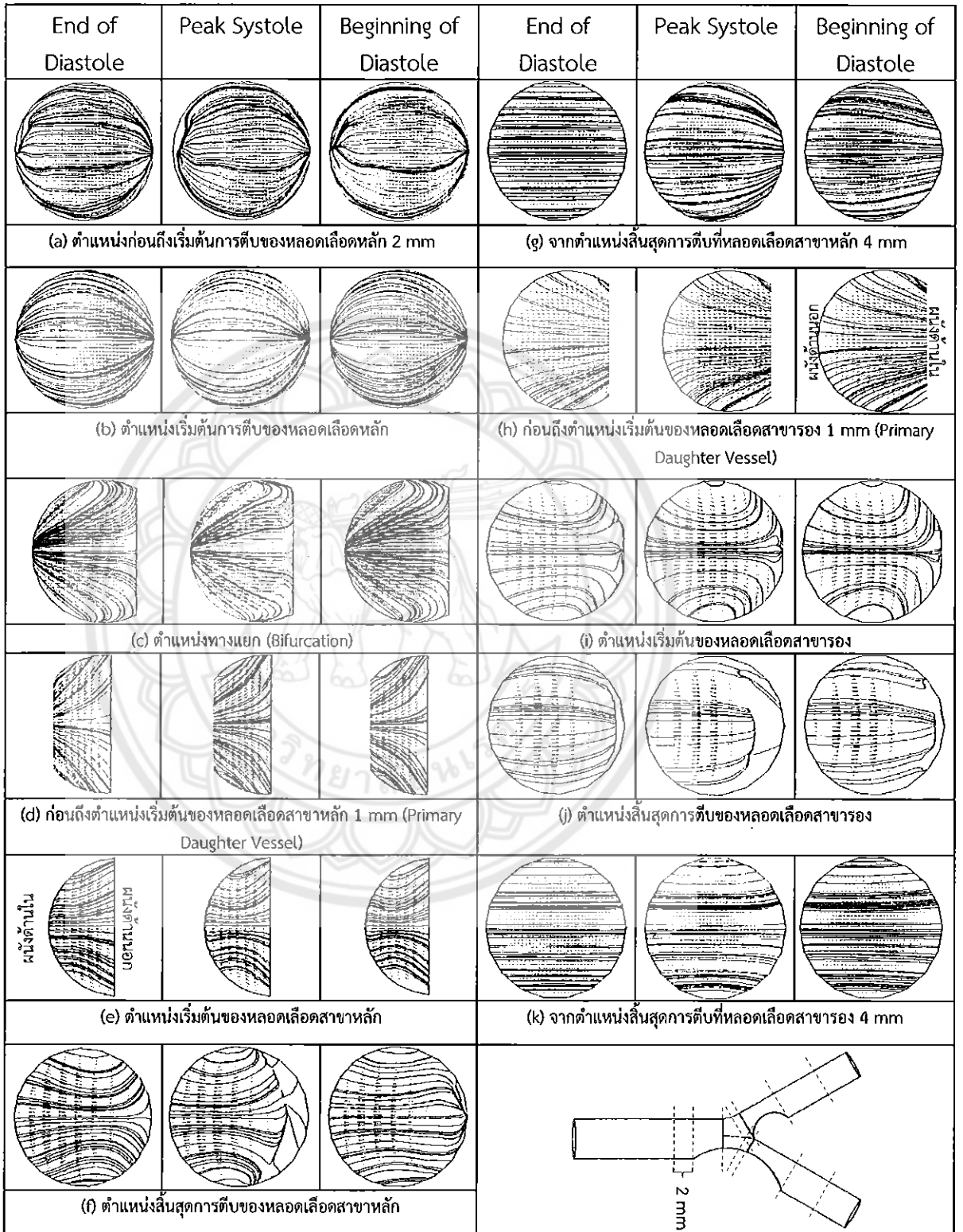


รูปที่ 5.47 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S



รูปที่ 5.48 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S





รูปที่ 5.49 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่างๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่างๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S

ตารางที่ 5.5 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตึบชนิด S

อัตราส่วนการไหลเชิงปริมาตรที่หน้าตัดต่าง ๆ	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
$Q_1/Q_0$	0.799	0.766	0.731
$Q_2/Q_0$	0.348	0.370	0.348
$Q_3/Q_0$	0.313	0.330	0.297
$Q_4/Q_0$	0.321	0.339	0.319
$Q_5/Q_0$	0.247	0.263	0.242
$Q_6/Q_0$	0.300	0.312	0.288

เมื่อ  $Q_0$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางเข้าของหลอดเลือดหลัก

$Q_1$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก

$Q_2$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_3$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_4$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง

$Q_5$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง

$Q_6$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง

### 5.5.2 ความเค้นเฉือน

พิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.50 พบว่าบริเวณด้านหน้าหลอดเลือดดังรูปที่ 5.50 (a) ให้ค่า WSS สูงที่บริเวณรอยตیب และ Apex เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.50 (b) สังเกตได้ว่าผนังด้านในให้ค่า WSS สูงกว่าผนังด้านนอก เนื่องจากเป็นตำแหน่งของการตیبและความเร่งหนีศูนย์กลาง (Centrifugal Acceleration) ของการไหล เมื่อเปรียบเทียบระหว่าง End of Diastole และ Beginning of Diastole พบว่า Beginning of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่าเพราะว่า Beginning of Diastole เป็นตำแหน่งที่เกิดความหน่วงซึ่งได้รับผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง ในขณะที่ End of Diastole ได้รับอิทธิพลจากความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) มากกว่า เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.50 (c) พบว่าผนังด้านในให้ค่า WSS สูงกว่าผนังด้านนอก เป็นเพราะผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง นอกจากนี้พบว่า Beginning of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่า End of Diastole เช่นเดียวกับที่สาขาหลัก

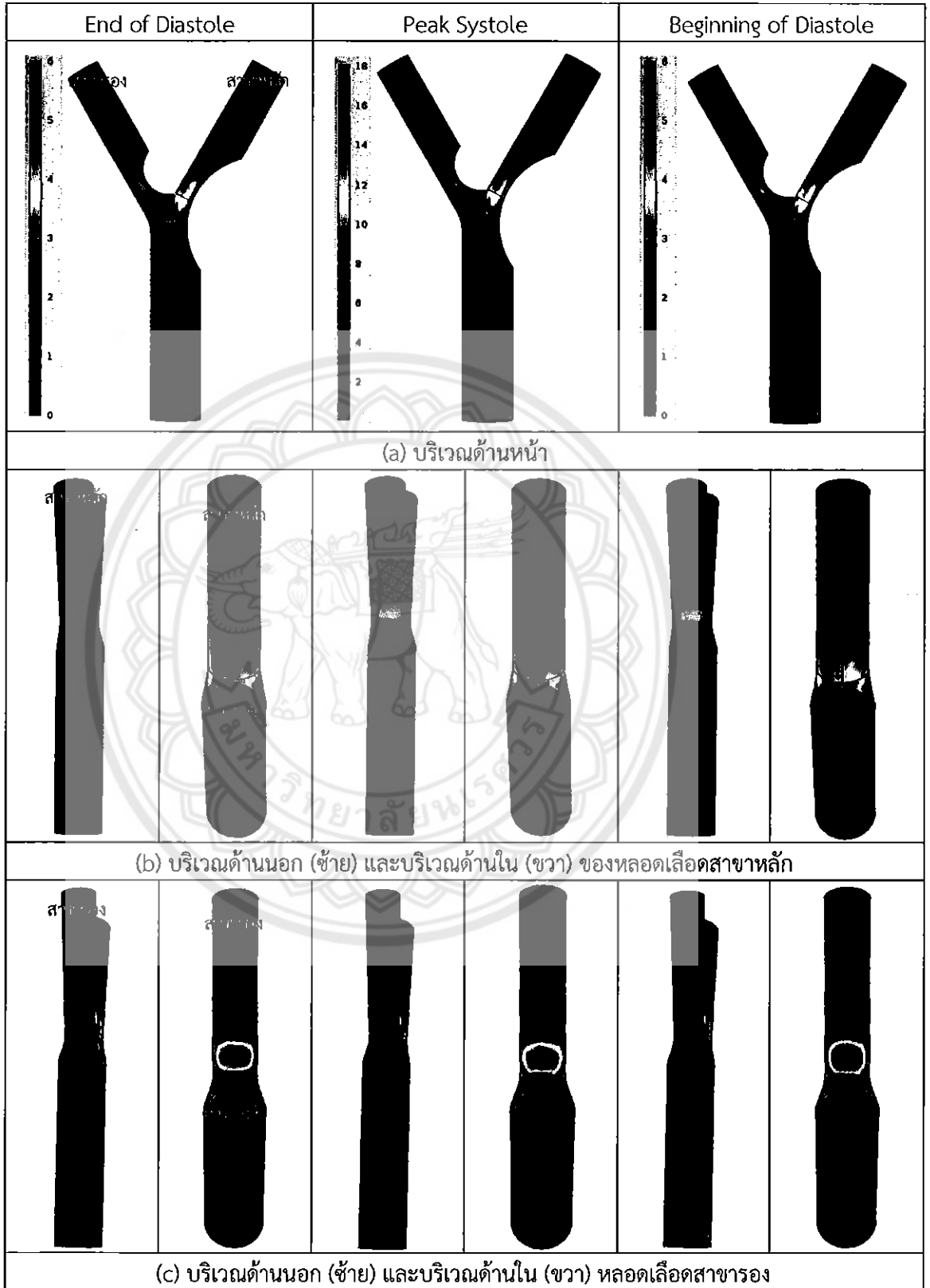
เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.51 พิจารณาตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตیبที่หลอดเลือดหลักดังรูปที่ 5.51 (a) พบว่าการกระจายความเค้นเฉือนมีลักษณะสมมาตรที่ทุกตำแหน่งซีพจร จากนั้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตیبที่หลอดเลือดหลักดังรูปที่ 5.51 (b) แสดงค่าความเค้นเฉือนสูงที่ผนังด้านหลอดเลือดสาขารองทุกตำแหน่งซีพจรเนื่องจากมีการตیبที่ผนังด้านหลอดเลือดสาขาหลักจึงทำให้การไหลเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขารอง เมื่อถึงที่ตำแหน่งทางแยกดังรูปที่ 5.51 (c) ทุกตำแหน่งซีพจรผนังของหลอดเลือดหลักด้านหลอดเลือดสาขาหลักให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านหลอดเลือดสาขารองสอดคล้องกับโปรไฟล์ความเร็วที่เบี่ยงไปทางเดียวกันดังรูปที่ 5.47

เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักซึ่งเป็นตำแหน่งที่ตیبมากที่สุดดังรูปที่ 5.51 (d) พบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole ผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านนอก เนื่องจากผลของการตیبบริเวณผนังด้านนอกซึ่งจะเบี่ยงการไหลไปทางผนังด้านในรวมทั้งผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง จากนั้นที่ตำแหน่งถัดมาดังรูปที่ 5.51 (e) ที่ Peak Systole ผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านนอกสอดคล้องกับเส้นเค้าโครงความเร็วดังรูปที่ 5.48 (e) ที่เบี่ยงไปทางผนังด้านในเล็กน้อย ต่อมาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตیبของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.51 (f) ความเค้นเฉือนมีค่าสูงที่ผนังด้านในและพบว่าที่ Beginning of Diastole ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าที่ End of Diastole ซึ่งสามารถสังเกตได้จากโปรไฟล์ความเร็วที่การไหลไหลผนังด้านนอกที่ Beginning of Diastole มีความชันมากกว่าของ End of Diastole ดังรูปที่ 5.47 (a) และ (c) หลังจากนั้นจึงปรับตัวเข้าสู่สมมาตรดังรูปที่ 5.51 (g) ยกเว้นที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole ยังให้ค่าความเค้นเฉือนสูงที่ผนังด้านใน

เมื่อพิจารณตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.51 (h) สังเกตได้ว่าทั้งหน้าตัดให้ค่าความเค้นเฉือนไม่แตกต่างกันมากนักโดยที่บริเวณผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าบริเวณอื่น ๆ เล็กน้อย แตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติที่จะให้ค่าความเค้นเฉือนสูง ๆ ที่ผนังด้านใน จากนั้นที่ตำแหน่งตیبมากที่สุดดังรูปที่ 5.51 (i) ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงที่ผนังด้านในทุกตำแหน่งซีพจรเนื่องจากผลของ

รอยตีบและความเร่งหนีศูนย์กลาง ต่อมาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบดังรูปที่ 5.51 (j) ให้ค่าความเค้นเฉือนสูงที่ผนังด้านนอกและมีลักษณะคล้ายกันกับที่หลอดเลือดสาขาหลักที่หน้าตัดตำแหน่งเดียวกัน จากนั้นจึงมีลักษณะสมมาตรที่ตำแหน่งถัดมาดังรูปที่ 5.51 (k)





รูปที่ 5.50 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่หลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S

End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm			(g) จากตำแหน่งสิ้นสุดการตีบที่หลอดเลือดสาขาหลัก 4 mm		
(b) ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก			(h) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(c) ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(i) ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง		
(d) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(j) ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง		
(e) ตำแหน่ง 2.3 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก			(k) จากตำแหน่งสิ้นสุดการตีบที่หลอดเลือดสาขารอง 4 mm		
(f) ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก					

รูปที่ 5.51 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S

แถบสี (Color Legend) สำหรับเทียบค่าสีของ WSS ในรูปที่ 5.51

บริเวณหน้าตัด	Color Legend		
ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	End of Diastole	
	0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2 2.2	Peak Systole	
	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	End of Diastole	
	0.5 1 1.5 2 2.5	Peak Systole	
	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	Beginning of Diastole	
ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2	End of Diastole	
	0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5 5	Peak Systole	
	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2	Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก	0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4	End of Diastole	
	2 4 6 8 10 12	Peak Systole	
	0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4	Beginning of Diastole	
ตำแหน่ง 2.3 mm วัดจากตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก	0 0.5 1 1.5 2 2.5	End of Diastole	
	1 2 3 4 5 6 7	Peak Systole	
	0 0.5 1 1.5 2 2.5	Beginning of Diastole	
ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4	End of Diastole	
	0.5 1 1.5 2 2.5 3	Peak Systole	
	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4	Beginning of Diastole	
จากตำแหน่งสิ้นสุดการตีบที่หลอดเลือดสาขาหลัก 4 mm	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2	End of Diastole	
	0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2	Peak Systole	
	0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2	Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง	0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5 5	End of Diastole	
	2 4 6 8 10 12 14 16	Peak Systole	
	0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5 5	Beginning of Diastole	
ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง	0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5	End of Diastole	
	2 4 6 8 10 12	Peak Systole	

		Beginning of Diastole
ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบ ของหลอดเลือด สาขารอง		End of Diastole
		Peak Systole
		Beginning of Diastole
จากตำแหน่งสิ้นสุดการตีบ ที่หลอดเลือดสาขารอง 4 mm		End of Diastole
		Peak Systole
		Beginning of Diastole

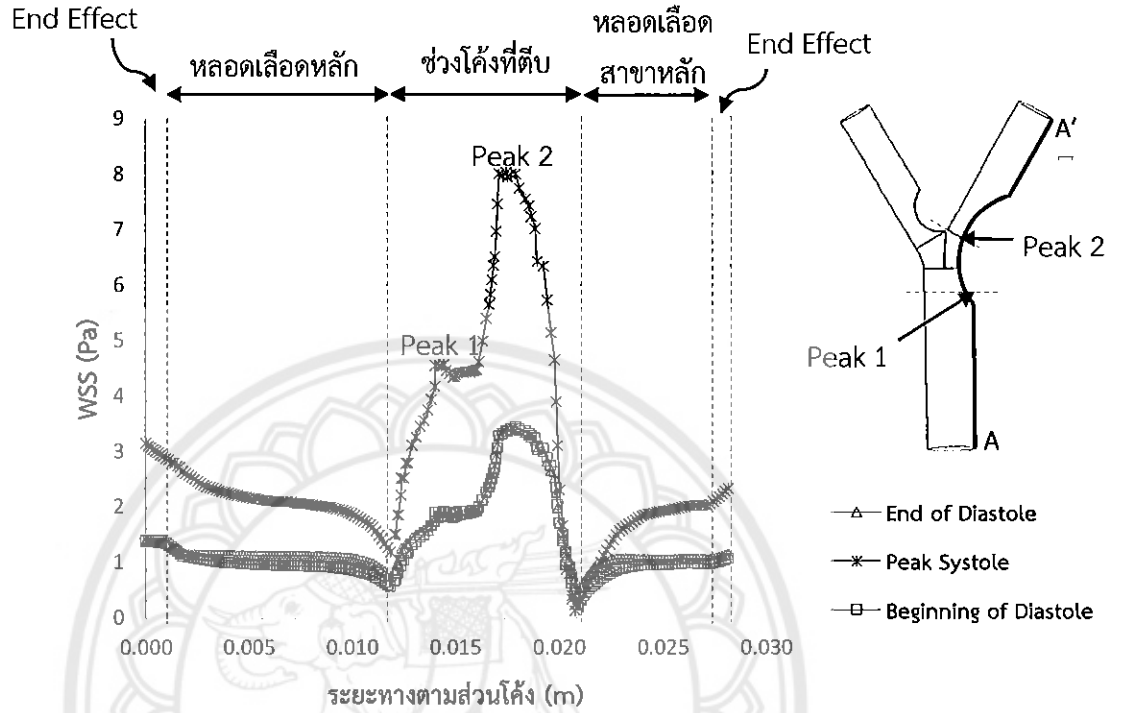




รูปที่ 5.52 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขาหลักที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ พบว่าช่วงสภาวะปกติที่หลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ จากนั้นเมื่อถึงตำแหน่งเริ่มต้นการตีบที่หลอดเลือดหลัก WSS มีค่าลดลงเล็กน้อยเนื่องจากเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหล หลังจากนั้น WSS มีค่าสูงขึ้นอย่างรวดเร็วโดยที่ให้ค่า WSS สูงสุดช่วงที่ 1 (Peak 1) บริเวณหลังเริ่มต้นการตีบที่หลอดเลือดหลักมาเล็กน้อยโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 4.6 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 1.9 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2 Pa จากนั้น WSS มีค่าลดลงเล็กน้อยจนถึงที่บริเวณทางแยก ต่อจากนั้น WSS มีค่าสูงขึ้นอีกครั้งและให้ค่าสูงสุดช่วงที่ 2 (Peak 2) บริเวณหน้าตัดที่ตีบมากที่สุดโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 8 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ประมาณ 3.4 Pa ต่อมาค่า WSS ลดลง จนกระทั่งสิ้นสุดการตีบที่หลอดเลือดสาขารองค่า WSS สูงขึ้นอีกครั้ง และปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติของการไหล

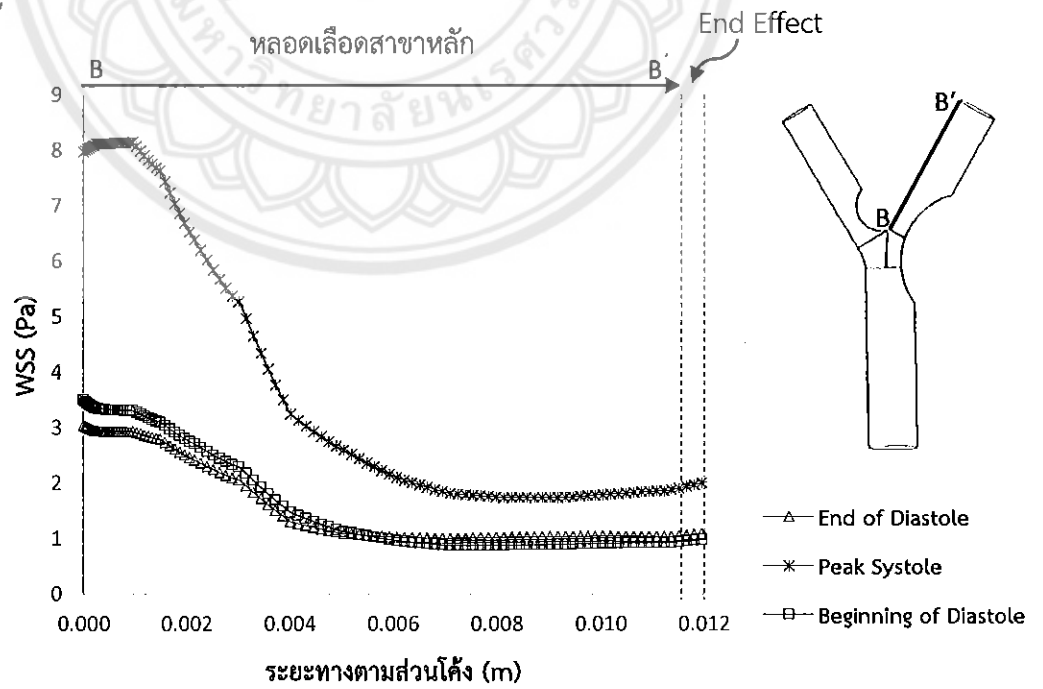
สำหรับรูปที่ 5.53 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักพบว่าลักษณะแนวโน้มของกราฟแตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติเนื่องจากมีการตีบที่ผนังด้านนอกบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก โดยที่ช่วงต้นให้ค่า WSS สูงสุดเนื่องจากเป็นช่วงที่ตีบมากที่สุดโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 8.1 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 3 Pa ที่ Beginning ประมาณ 3.4 Pa เปรียบเทียบกับหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติพบว่าให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่า หลังจากนั้น WSS มีค่าลดลงเรื่อย ๆ เมื่อสิ้นสุดการตีบจึงปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติโดยที่ให้ค่า WSS ที่สภาวะปกติน้อยกว่าหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติเล็กน้อยโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 1.7-2 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ประมาณ 0.9 Pa

ด้าน A-A'



รูปที่ 5.52 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน A-A'

ด้าน B-B'



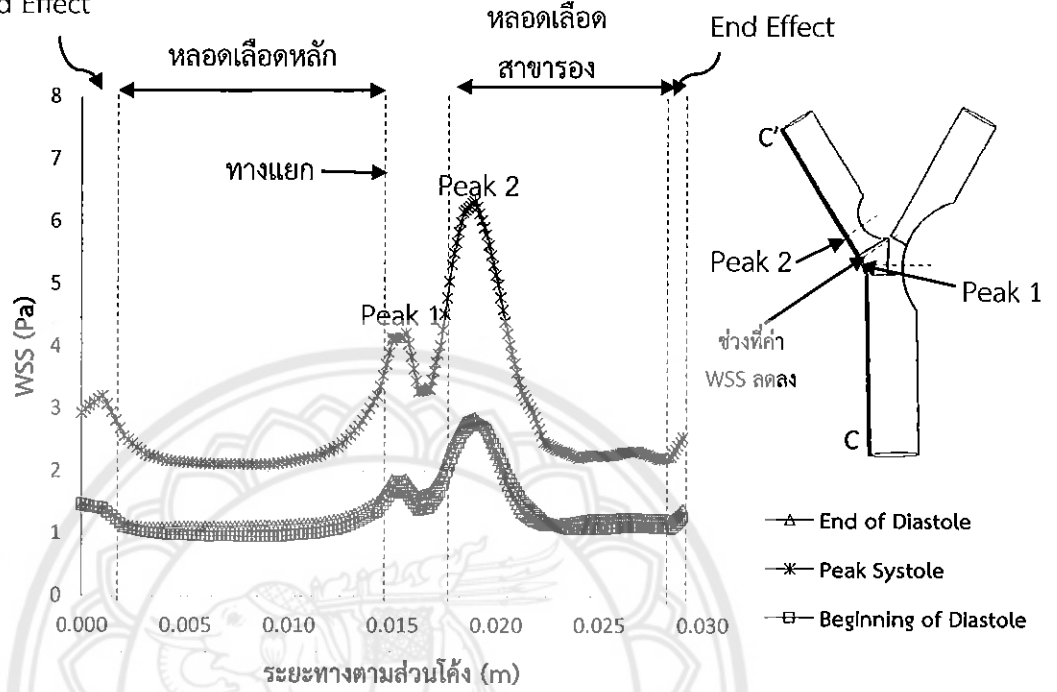
รูปที่ 5.53 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน B-B'

รูปที่ 5.54 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขารองที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชีพจรต่าง ๆ พบว่าในช่วงสภาวะปกติที่หลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ จากนั้น WSS มีค่าเพิ่มขึ้นและให้ค่าสูงสุดช่วงที่ 1 (Peak 1) ที่บริเวณหลังจากทางแยกมาเล็กน้อยโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 4.2 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 1.9 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 1.6 Pa หลังจากนั้น WSS มีค่าลดลงจนถึงที่บริเวณก่อนเริ่มต้นการตีบที่หลอดเลือดสาขารองเล็กน้อย ต่อมาค่า WSS สูงขึ้นอีกครั้งและให้ค่าสูงสุดช่วงที่ 2 (Peak 2) ที่บริเวณตีบมากที่สุดโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 6.4 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ประมาณ 2.8 Pa จากนั้น WSS จึงมีค่าลดลง จนกระทั่งเมื่อถึงบริเวณสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง จึงปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติโดยที่ให้ค่า WSS ที่บริเวณนี้ใกล้เคียงกับหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติ

สำหรับรูปที่ 5.55 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารองโดยพบว่าในช่วงเริ่มต้น WSS มีค่าสูงขึ้นอย่างรวดเร็วและให้ค่า WSS สูงสุดที่บริเวณก่อนถึงตำแหน่งหลอดเลือดตีบมากที่สุดเล็กน้อยโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 13.5 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 4.5 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 5 Pa จากนั้น WSS ลดลงจนเกือบเป็นศูนย์ที่บริเวณสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง ต่อมาจึงเพิ่มขึ้นอีกครั้งและปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติโดยให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดรูปตัว Y ปกติ

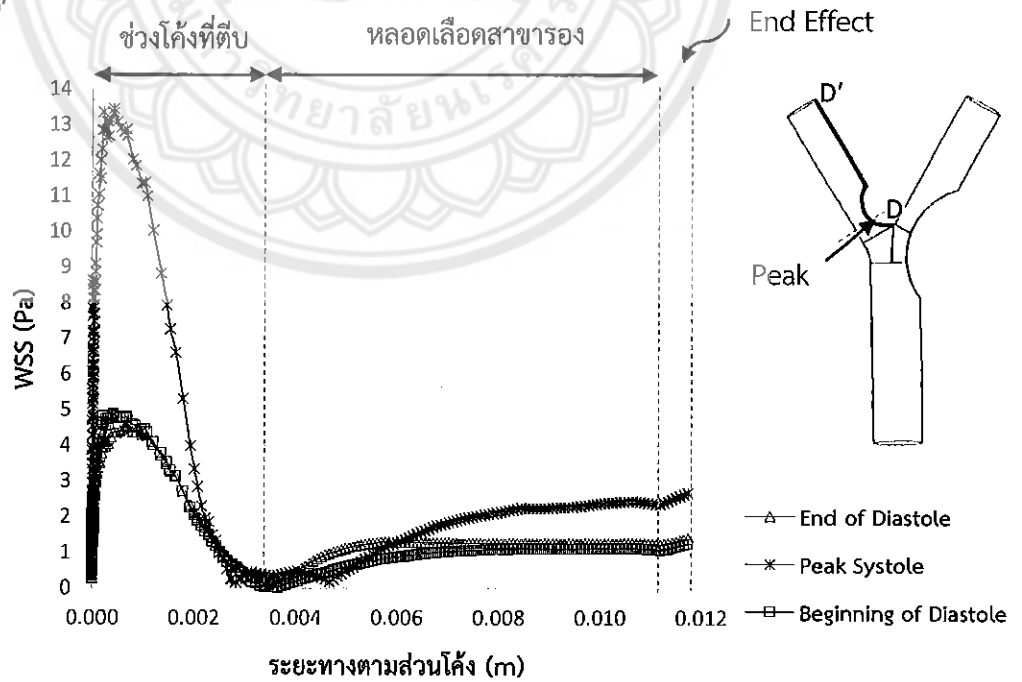
ด้าน C-C'

End Effect



รูปที่ 5.54 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน C-C'

ด้าน D-D'



รูปที่ 5.55 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด S ด้าน D-D'

## 5.6 หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V

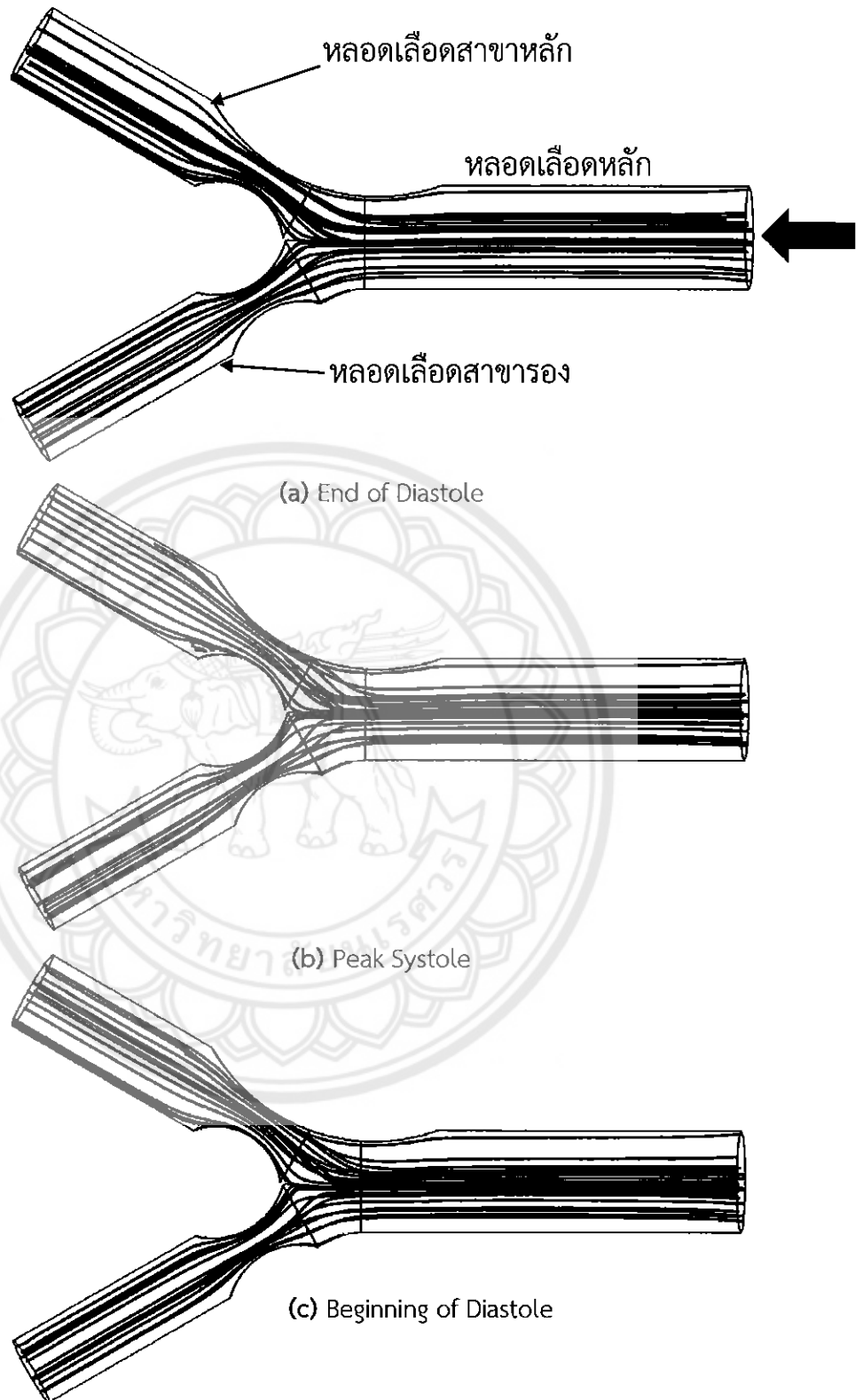
### 5.6.1 สนามการไหล

หลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V มีตำแหน่งและขนาดของการตีบทั้งในหลอดเลือดสาขาหลักและหลอดเลือดสาขารองเหมือนกับหลอดเลือดตีบชนิด 1m และ 1s ตามลำดับ ดังนั้นรูปแบบการกระจายความเร็วในรูปที่ 5.57-5.60 จึงคล้ายกันกับของแบบ 1m และ 1s ยกเว้นลักษณะการกระจายเส้นกระแสการไหลทั้งหลอดเลือดดังรูปที่ 5.56

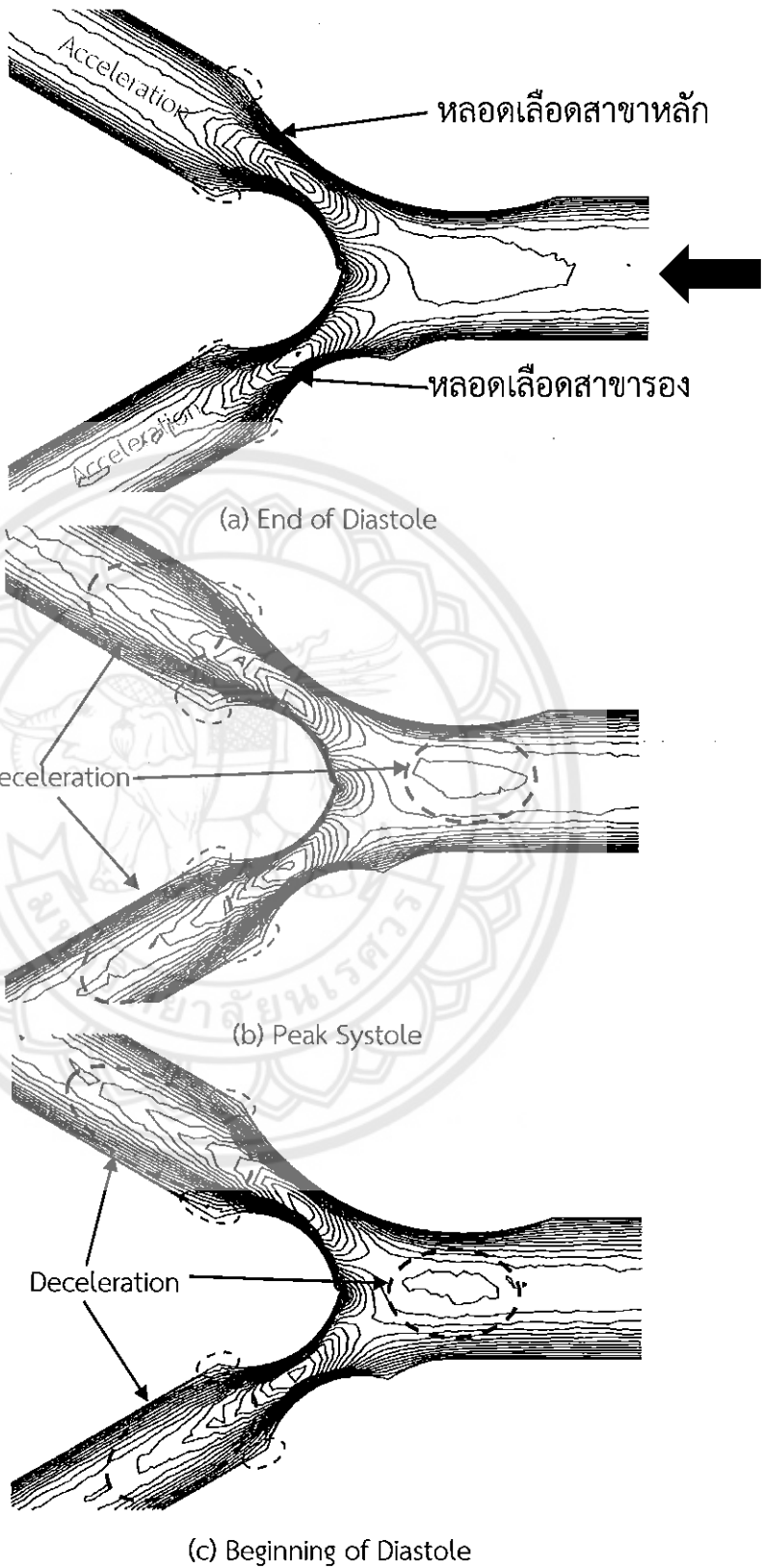
พิจารณาเส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.56 สำหรับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ซึ่งมีการตีบที่หลอดเลือดสาขาหลักและสาขารองทั้งผนังด้านในและผนังด้านนอกพบว่า ในหลอดเลือดหลักเส้นกระแสหนาแน่นสูงบริเวณตรงกลางหลอดเลือดที่ทุกตำแหน่งซีพจรเนื่องจากการตีบทั้งหลอดเลือดสาขาหลักและสาขารอง เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักพบว่า ที่ End of Diastole เส้นกระแสหนาแน่นสูงบริเวณผนังด้านในแตกต่างจากหลอดเลือดตีบชนิด 1m ที่หนาแน่นสูงบริเวณผนังด้านนอกทุกตำแหน่งซีพจร สำหรับที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole เส้นกระแสกระจายค่อนข้างสมมาตร นอกจากนี้สังเกตได้ว่าที่ Peak Systole ตำแหน่งหลังรอยตีบบริเวณผนังด้านในเส้นกระแสมีลักษณะแบบหมุนวนซึ่งไม่ปรากฏในหลอดเลือดตีบชนิด 1m สาเหตุอาจเป็นเพราะหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V มีการตีบที่หลอดเลือดสาขารองด้วย เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขารองพบว่า ที่บริเวณรอยตีบเส้นกระแสหนาแน่นสูงทั้งผนังด้านในและผนังด้านนอก จากนั้นเส้นกระแสยังคงหนาแน่นสูงไปตามเส้นทางการไหลเดิมจากบริเวณรอยตีบซึ่งพบว่ามีลักษณะคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1s

พิจารณาอัตราส่วนอัตราการไหลเชิงปริมาตร  $Q/Q_0$  ที่หน้าตัดต่าง ๆ ของหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V เปรียบเทียบกับชนิด 1m และ 1s ดังตารางที่ 5.6 พิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบในหลอดเลือดหลัก ( $Q_1/Q_0$ ) พบว่า  $Q_1/Q_{0,L-2-V} > Q_1/Q_{0,1m}$  เนื่องจากหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V มีการตีบที่หลอดเลือดสาขาทั้งสองจึงทำให้มีความเร็วสูงกว่าหลอดเลือดตีบชนิด 1m ส่งผลให้อัตราการไหลเชิงปริมาตรมากกว่า จากนั้นพิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) ระหว่าง L-2-V กับ 1m พบว่า  $Q_2/Q_{0,L-2-V} > Q_2/Q_{0,1m}$  เนื่องจากชนิด L-2-V ตีบที่หลอดเลือดสาขาทั้งสอง ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_3/Q_0$ ) พบว่ามีอัตราการไหลใกล้เคียงกันโดยที่  $Q_3/Q_{0,1m} > Q_3/Q_{0,L-2-V}$  เพียงเล็กน้อย และเมื่อถึงที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_4/Q_0$ ) ก็พบว่า  $Q_4/Q_{0,L-2-V} > Q_4/Q_{0,1m}$

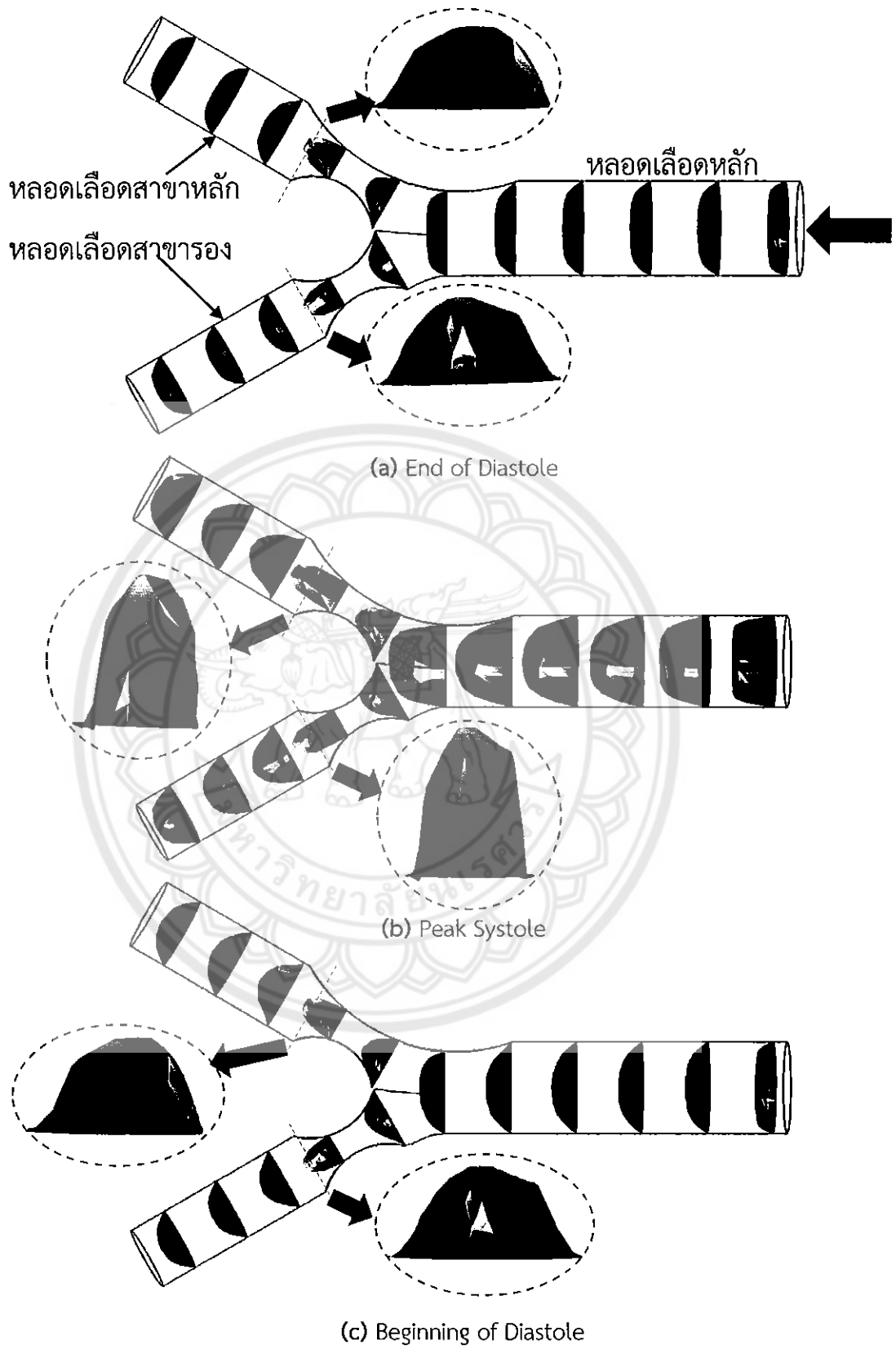
พิจารณาที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง ( $Q_5/Q_0$ ) ระหว่าง L-2-V กับ 1s พบว่า  $Q_5/Q_{0,1s} > Q_5/Q_{0,L-2-V}$  ยกเว้นที่ End of Diastole จากนั้นที่ตำแหน่งตีบมากที่สุด ( $Q_6/Q_0$ ) พบว่า  $Q_6/Q_{0,L-2-V} > Q_6/Q_{0,1s}$  ต่อมาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง ( $Q_7/Q_0$ ) พบว่า  $Q_7/Q_{0,1s} > Q_7/Q_{0,L-2-V}$  ซึ่งสังเกตได้ว่า มีลักษณะตรงกันข้ามกับที่หลอดเลือดสาขาหลัก



รูปที่ 5.56 เส้นเค้การแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V

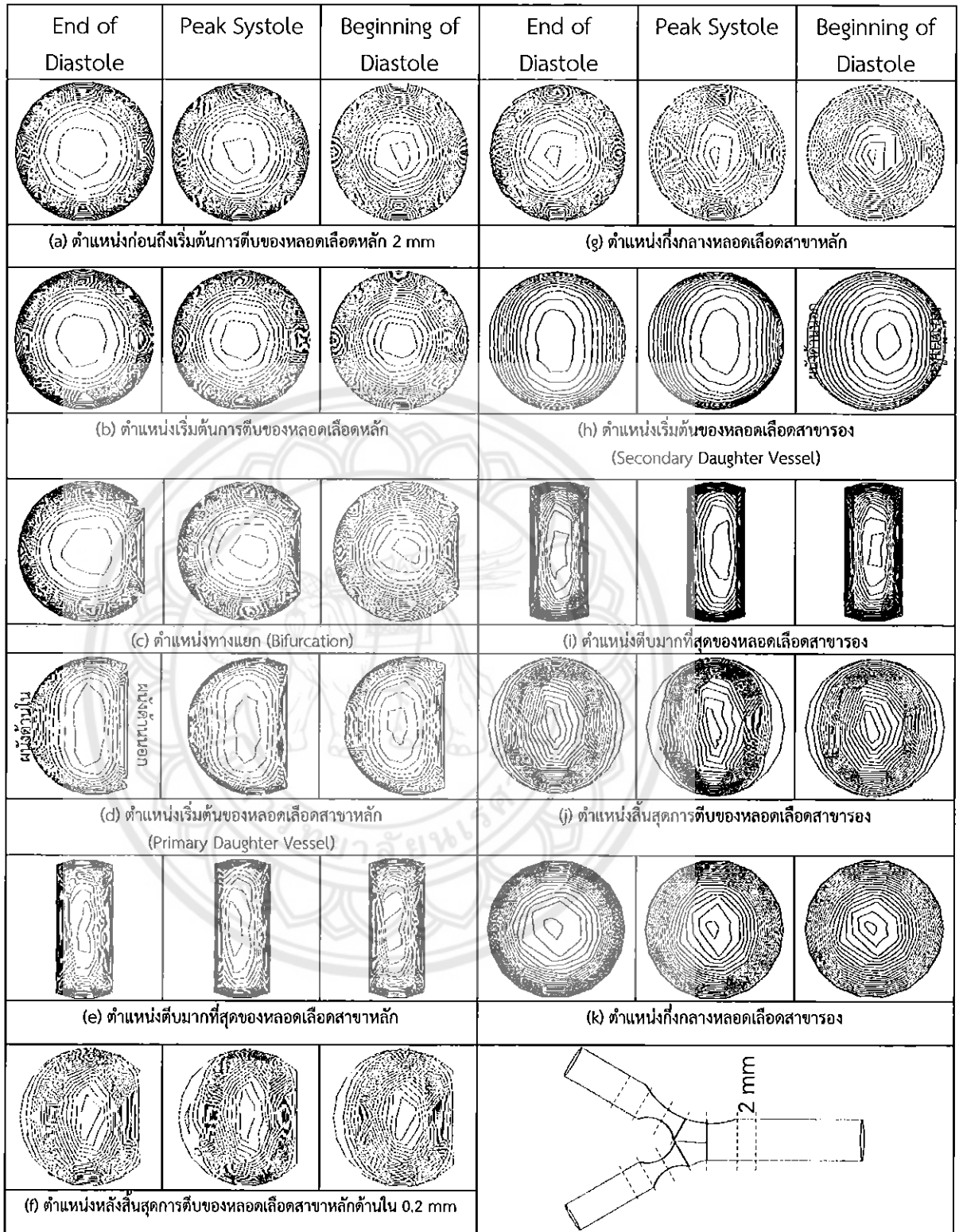


รูปที่ 5.57 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่างๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตึบชนิด L-2-V



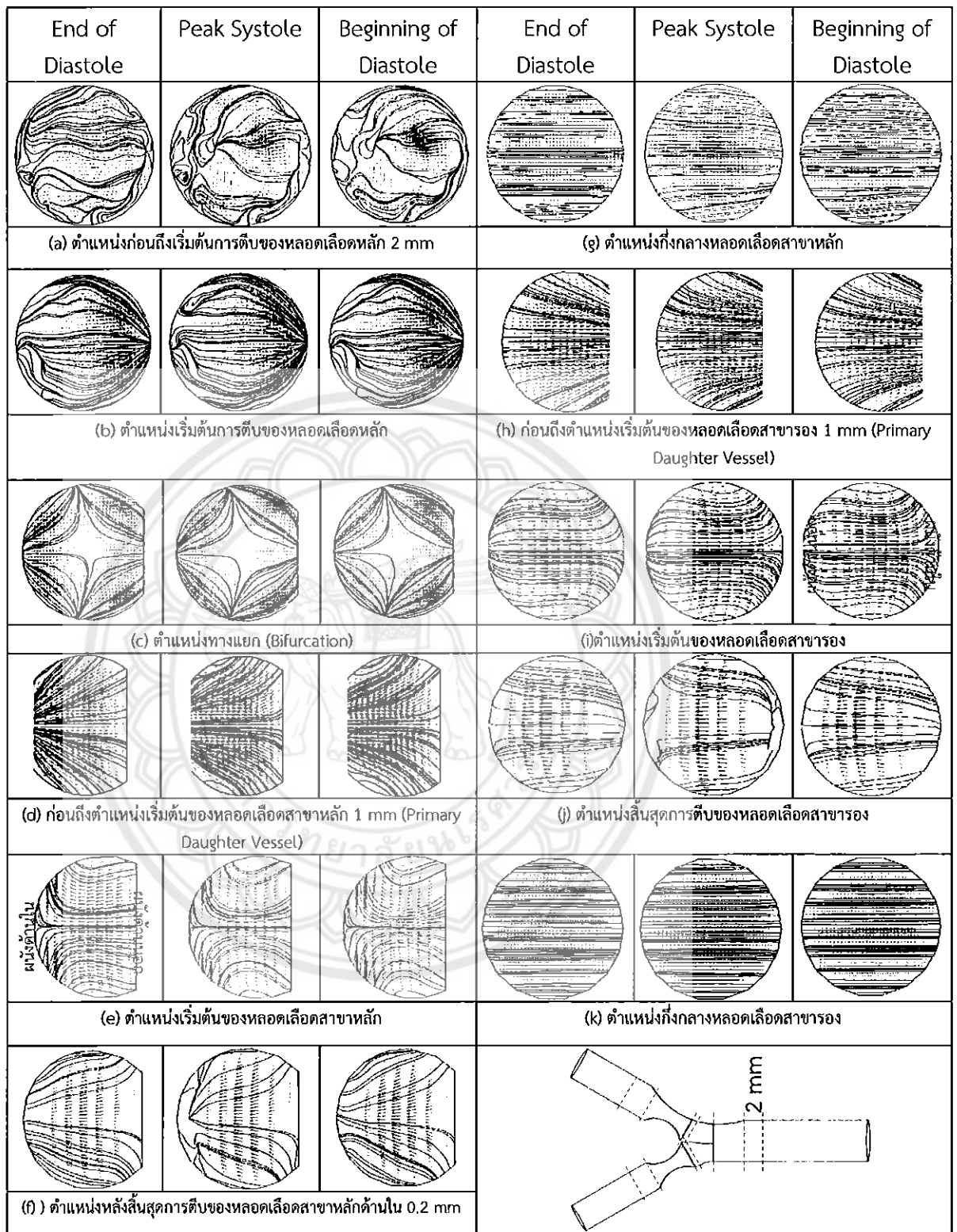
รูปที่ 5.58 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V





รูปที่ 5.59 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ

ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V



รูปที่ 5.60 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V

ตารางที่ 5.6 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V

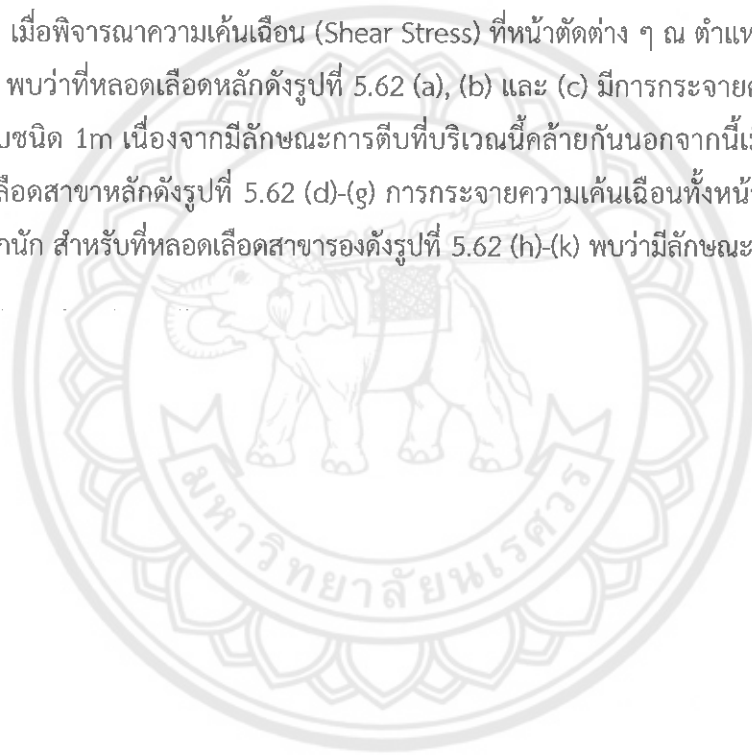
อัตราส่วน การไหลเชิง ปริมาตรที่ หน้าตัดต่าง ๆ	L-2-V			1m			1s		
	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
$Q_1/Q_0$	0.699	0.679	0.636	0.695	0.671	0.627	-	-	-
$Q_2/Q_0$	0.402	0.425	0.413	0.337	0.377	0.365	0.454	0.520	0.512
$Q_3/Q_0$	0.327	0.334	0.325	0.333	0.343	0.330	-	-	-
$Q_4/Q_0$	0.377	0.356	0.349	0.342	0.313	0.301	-	-	-
$Q_5/Q_0$	0.303	0.262	0.237	0.320	0.370	0.353	0.253	0.293	0.273
$Q_6/Q_0$	0.205	0.201	0.187	-	-	-	0.178	0.177	0.145
$Q_7/Q_0$	0.219	0.217	0.197	-	-	-	0.268	0.195	0.166

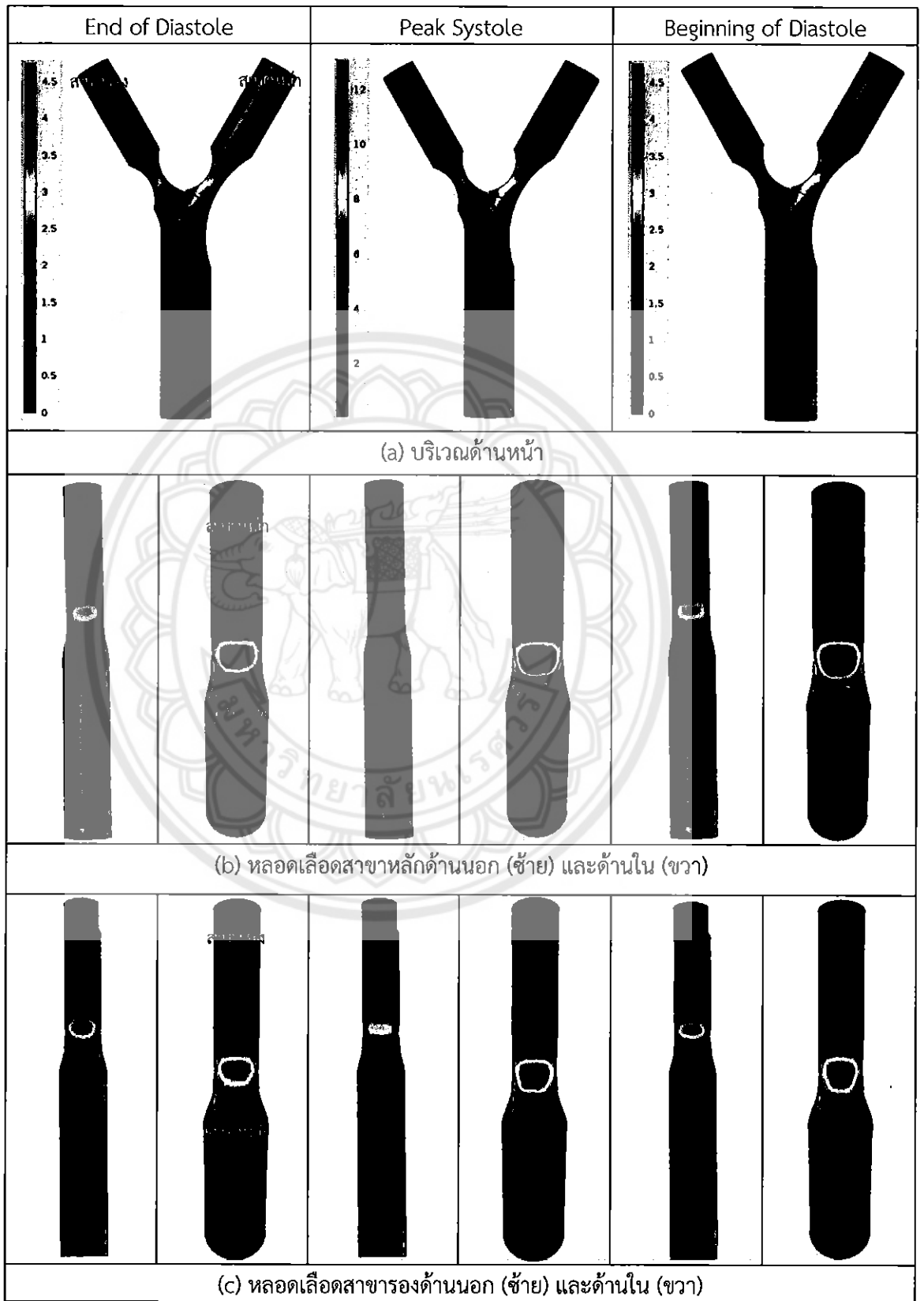
- เมื่อ  $Q_0$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางเข้าของหลอดเลือดหลัก
- $Q_1$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก
- $Q_2$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก
- $Q_3$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก
- $Q_4$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก
- $Q_5$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง
- $Q_6$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง
- $Q_7$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง

### 5.6.2 ความเค้นเฉือน

พิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.61 พบว่าที่บริเวณด้านหน้าดังรูปที่ 5.61 (a) ให้ค่า WSS สูงที่บริเวณรอยต่อนี้ที่หลอดเลือดสาขาทั้งสอง เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.61 (b) พบว่าผนังด้านในให้ค่า WSS สูงกว่าผนังด้านนอก เนื่องจากความเร็วเข้ามาทางผนังด้านในที่บริเวณนี้ และสังเกตได้ว่า Beginning of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่า End of Diastole เนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง สำหรับที่หลอดเลือดสาขารองมีแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดสาขาหลัก

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.62 พบว่าที่หลอดเลือดหลักดังรูปที่ 5.62 (a), (b) และ (c) มีการกระจายความเค้นเฉือนคล้ายกับหลอดเลือดตีบชนิด 1m เนื่องจากมีลักษณะการตีบที่บริเวณนี้คล้ายกันนอกจากนี้เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งภายในหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.62 (d)-(g) การกระจายความเค้นเฉือนทั้งหน้าตัดให้ค่าไม่แตกต่างจากแบบ 1m มากนัก สำหรับที่หลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.62 (h)-(k) พบว่ามีลักษณะแนวโน้มคล้ายกับกรณีของ 1s






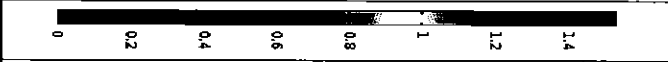
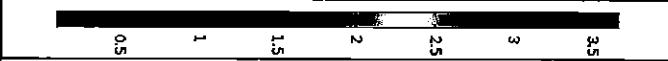
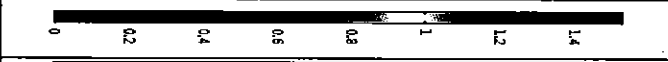
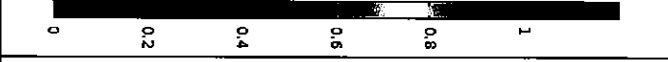
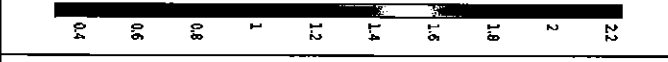

รูปที่ 5.61 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V

End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
(a) ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm			(g) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		
(b) ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก			(h) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		
(c) ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)			(i) ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง		
(d) ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)			(j) ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง		
(e) ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก			(k) ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		
(f) ตำแหน่งหลังสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักด้านใน 0.2 mm					

รูปที่ 5.62 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชี้พจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V

แถบสี (Color Legend) สำหรับเทียบค่าสีของ WSS ในรูปที่ 5.61

บริเวณหน้าตัด	Color Legend		
ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
จากตำแหน่งสิ้นสุดการตีบที่หลอดเลือดสาขาหลัก 4 mm		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole	
		Peak Systole	
		Beginning of Diastole	
ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole	
		Peak Systole	

		Beginning of Diastole
ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole
		Peak Systole
		Beginning of Diastole
		End of Diastole
จากตำแหน่งสิ้นสุดการตีบที่หลอดเลือดสาขารอง 4 mm		Peak Systole
		Beginning of Diastole





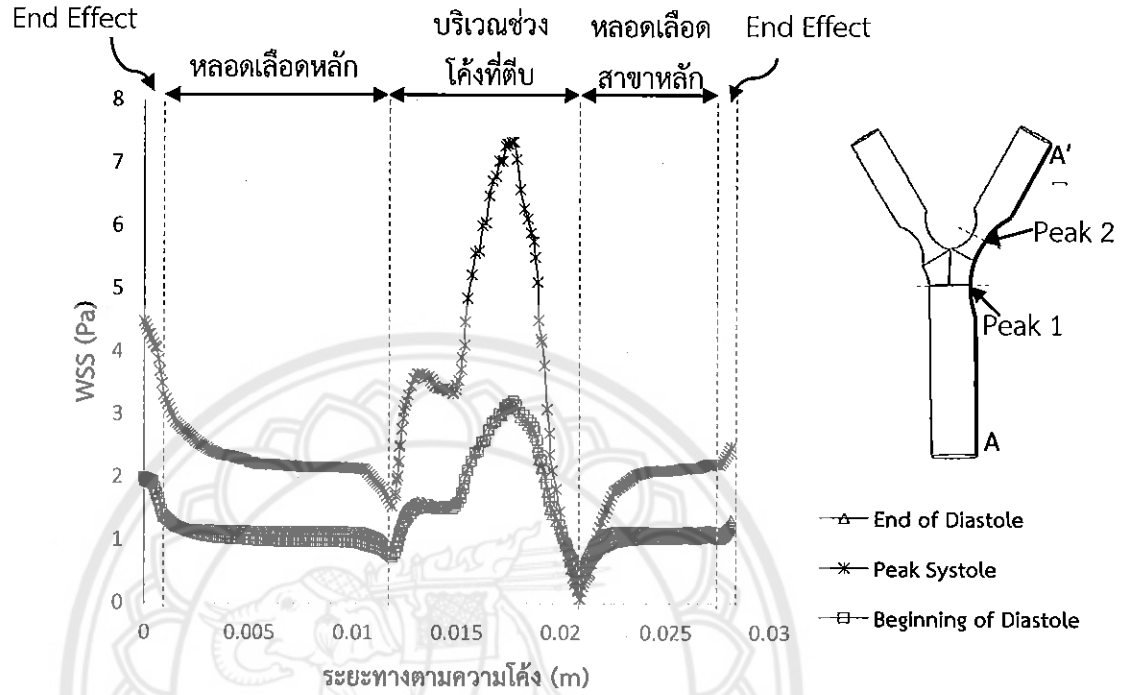
รูปที่ 5.63 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขาหลักที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ พบว่ามีลักษณะแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดตีบชนิด 1m โดยที่บริเวณหลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกัน พิจารณาค่า WSS สูงสุดช่วงที่ 1 (Peak 1) พบว่าให้ค่าใกล้เคียงกับหลอดเลือดตีบชนิด 1m เช่นกัน แต่หลอดเลือดตีบ L-2-V ให้ค่า WSS สูงสุดช่วงที่ 2 (Peak 2) สูงกว่าโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 7.3 Pa สูงกว่า 1m 1.2 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 3.2 Pa สูงกว่า 1m 0.4 Pa จากนั้นเมื่อเข้าสู่ภาวะปกติในหลอดเลือดสาขาหลักก็ให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดตีบชนิด 1m อีกครั้ง

สำหรับรูปที่ 5.64 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักพบว่ามีแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดตีบชนิด 1m แต่ให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่าโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 12.6 Pa สูงกว่า 1m 2.5 Pa ที่ End of Diastole ให้ค่าประมาณ 4 Pa และที่ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 4.6 Pa สูงกว่า 1m 0.9 Pa

รูปที่ 5.65 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขารองที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ พบว่ามีลักษณะแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดตีบชนิด 1s เนื่องจากมีลักษณะการตีบที่หลอดเลือดสาขารองคล้ายกันโดยที่บริเวณหลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกันแต่ให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่าหลอดเลือดตีบชนิด 1s พิจารณາบริเวณหลอดเลือดตีบซึ่งให้ค่า WSS สูงสุดที่บริเวณตีบมากที่สุดโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 8.5 Pa สูงกว่า 1s 1.9 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 3.6 Pa สูงกว่า 1s 0.5 Pa และ 1.1 Pa ตามลำดับ หลังจากนั้นเมื่อเข้าสู่ภาวะปกติในหลอดเลือดสาขารองพบว่าให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดตีบชนิด 1s

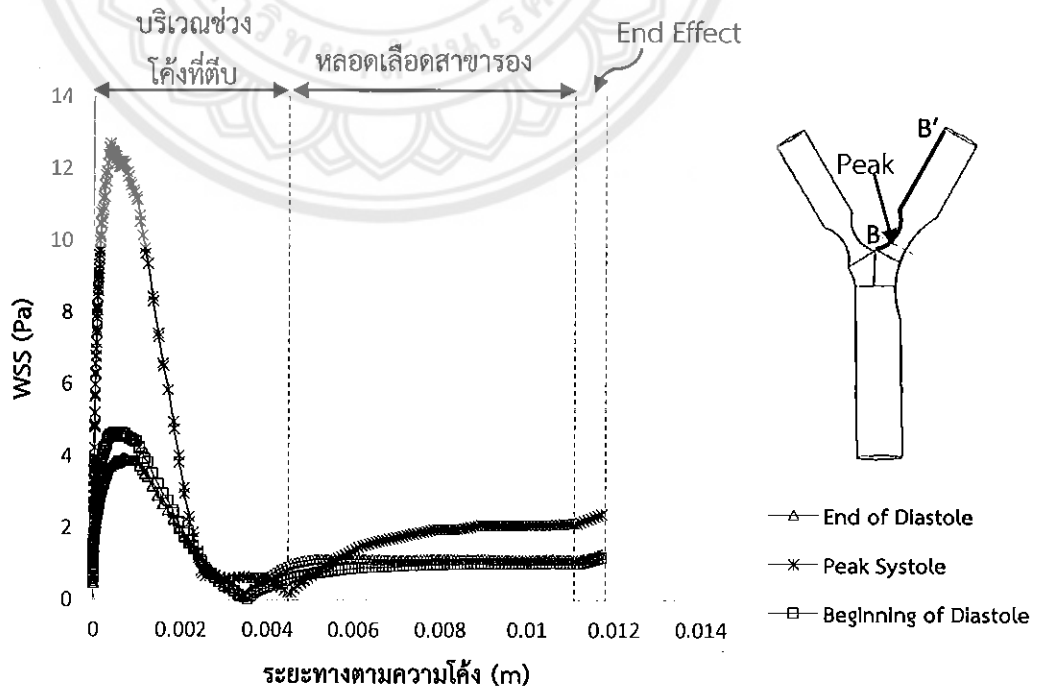
สำหรับรูปที่ 5.66 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารองพบว่าบริเวณก่อนถึงตำแหน่งหลอดเลือดตีบมากที่สุดเล็กน้อยให้ค่า WSS สูงสุดโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 11 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 4 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 3.8 Pa และยังสังเกตได้ว่าให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่าหลอดเลือดตีบชนิด 1s เท่ากับ 2, 0.8 และ 1.1 Pa ตามลำดับ จากนั้นเมื่อเข้าสู่ภาวะปกติที่หลอดเลือดสาขารองให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดตีบชนิด 1s

ด้าน A-A'



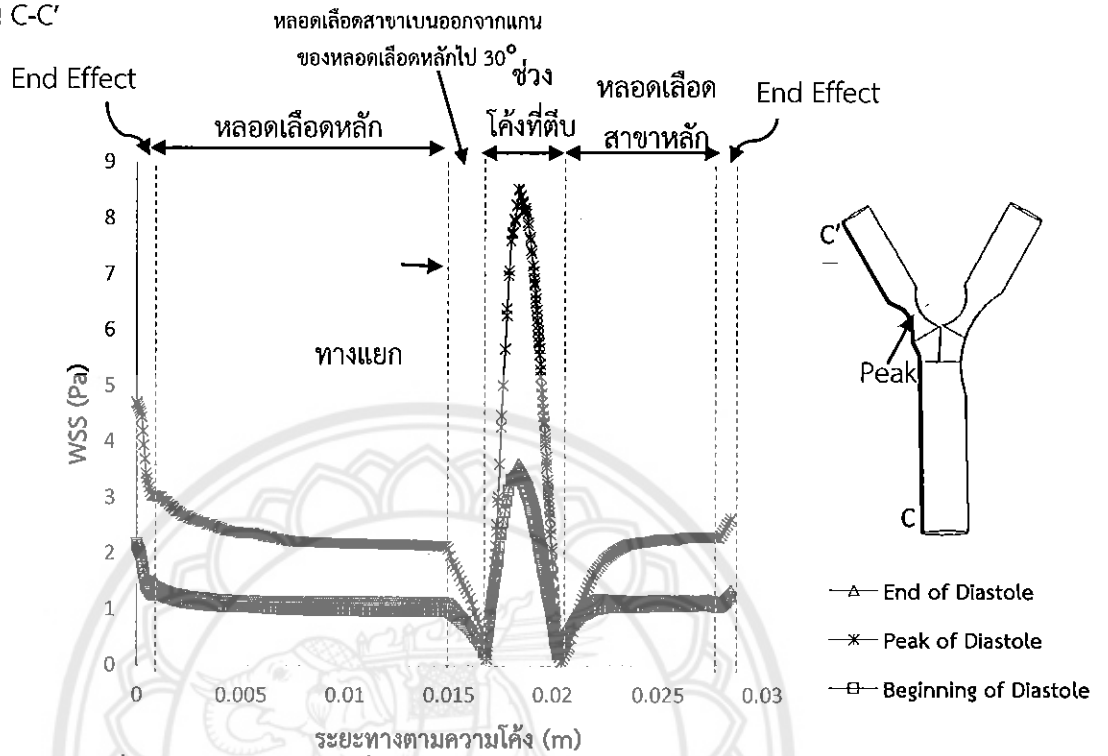
รูปที่ 5.63 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน A-A'

ด้าน B-B'



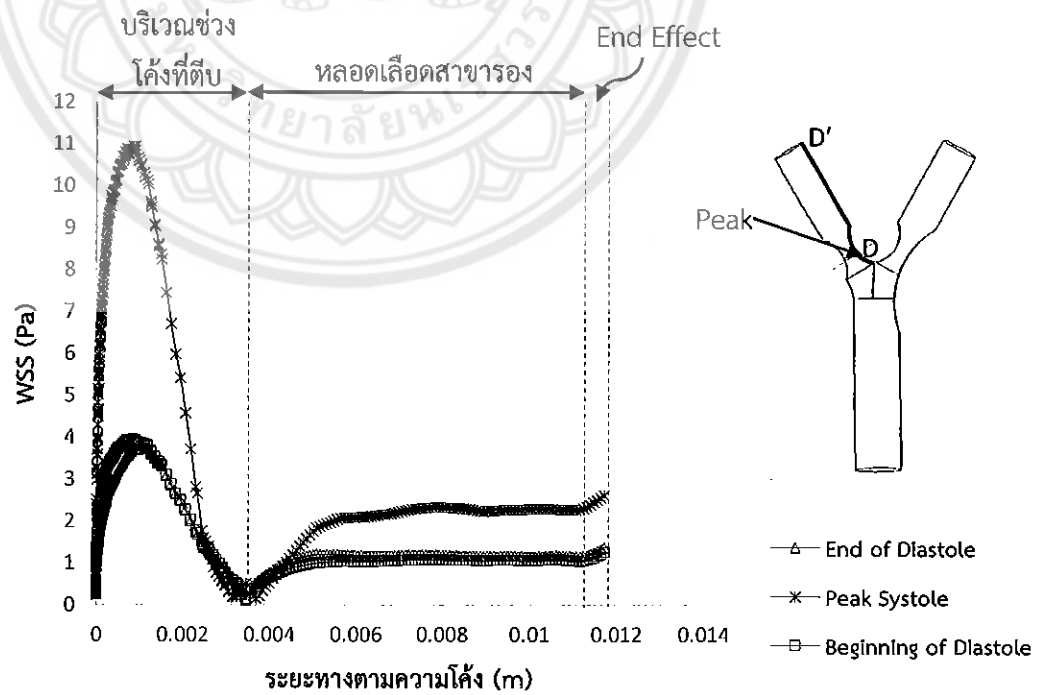
รูปที่ 5.64 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน B-B'

ด้าน C-C'



รูปที่ 5.65 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน C-C'

ด้าน D-D'



รูปที่ 5.66 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด L-2-V ด้าน D-D'

## 5.7 หลอดเลือดตีบชนิด T

### 5.7.1 สนามการไหล

พิจารณาเส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.67 พบว่าที่หลอดเลือดหลักเส้นกระแสกระจายค่อนข้างสมมาตรเนื่องจากหลอดเลือดตีบชนิด T มีการตีบทั้งหลอดเลือดสาขาหลักและสาขารองแตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติที่เส้นกระแสหนาแน่นสูงบริเวณผนังด้านหลอดเลือดสาขารอง เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักสังเกตได้ว่าเส้นกระแสหนาแน่นสูงบริเวณผนังด้านนอกทุกตำแหน่งซีพจร เนื่องจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขาทั้งสองจากแกนหลัก ด้วยมุมที่ไม่เท่ากันและผลของการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักที่ผนังด้านใน สำหรับหลอดเลือดสาขารองพบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole เส้นกระแสหนาแน่นสูงบริเวณผนังด้านนอกเนื่องจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขารองจากแกนหลักและผลการตีบของหลอดเลือดสาขารองที่ผนังด้านใน ในขณะที่ที่ End of Diastole เส้นกระแสกระจายค่อนข้างสมมาตรเนื่องจากอิทธิพลของความเร่งเชิงเส้น

สำหรับรูปที่ 5.68 เป็นรูปเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าที่บริเวณรอยตีบเส้นเค้าโครงความเร็วเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องเพราะจะมีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหล และพบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole แสดงเส้นเค้าโครงความเร็วปิด (Close Contour) ทั้งที่หลอดเลือดสาขาหลักและสาขารองเนื่องจากผลของความหน่วง (Deceleration) ในขณะที่ที่ End of Diastole ไม่ปรากฏเส้นเค้าโครงความเร็วปิดเนื่องจากผลของความเร่งเชิงเส้น (Linear Acceleration) นอกจากนี้สังเกตได้ว่าที่ตำแหน่งหลังรอยตีบทุกตำแหน่งซีพจรโดยเฉพาะอย่างยิ่งที่ Peak Systole ทั้งที่หลอดเลือดสาขาหลักและสาขารองแสดงบริเวณที่ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็ว และยังพบอีกว่าที่ Peak Systole บริเวณผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักเส้นเค้าโครงความเร็วมีลักษณะแบบหมุนวนอีกด้วยอาจเป็นเพราะเป็นบริเวณที่เปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหลอีกครั้ง

สำหรับรูปที่ 5.69 เป็นรูปโปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าที่หลอดเลือดหลักบริเวณก่อนเริ่มต้นการตีบโปรไฟล์ความเร็วมีลักษณะคล้ายกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ จากนั้นที่ตำแหน่งทางแยกโปรไฟล์ความเร็วเบ็เล็กน้อยไปทางหลอดเลือดสาขารองทุกตำแหน่งซีพจรแนวโน้มเช่นเดียวกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ เนื่องจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขารองจากแกนหลักในขณะที่แบบ L-2-V การไหลที่ทางแยกจะเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขาหลัก เมื่อพิจารณาที่บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักพบว่าที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole โปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในเนื่องจากอิทธิพลของความเร่งหนีศูนย์กลาง ในขณะที่ที่ End of Diastole เบี่ยงไปทางผนังด้านนอกเล็กน้อยเนื่องจากอิทธิพลของความเร่งเชิงเส้น ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลักโปรไฟล์ความเร็วค่อนข้างสมมาตรทุกตำแหน่งซีพจรเพราะผลของการตีบของหลอดเลือด ในขณะที่หลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole ให้โปรไฟล์

ความเร็วเข้าผนังด้านใน เมื่อพิจารณาตำแหน่งหลังรอยตีบโปรไฟล์ความเร็วแสดงลักษณะการเกิด Critical Adverse Gradient เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองโปรไฟล์ความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในทุกตำแหน่งซึ่งพราะเนื่องจากผลของการเบนออกของหลอดเลือดสาขารองจากแกนหลักด้วยมุมที่เกือบตั้งฉากและผลของการตีบที่ผนังด้านนอก หลังจากนั้นที่ตำแหน่งตั้งแต่บริเวณตีบมากที่สุดเป็นต้นไปมีลักษณะแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดสาขาหลัก

เมื่อพิจารณาเส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซึ่งพราะต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.70 พบว่าตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm ดังรูปที่ 5.70 (a) เส้นเค้าโครงความเร็วค่อนข้างสมมาตรทุกตำแหน่งซึ่งพราะ จากนั้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลักดังรูปที่ 5.70 (b) เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขารองเล็กน้อยทุกตำแหน่งซึ่งพราะดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น ต่อมาที่ตำแหน่งทางแยกดังรูปที่ 5.70 (c) เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางหลอดเลือดสาขารองมากขึ้นทุกตำแหน่งซึ่งพราะ เนื่องจากผลของมุมที่เกือบฉากของหลอดเลือดสาขารองจากแกนหลัก

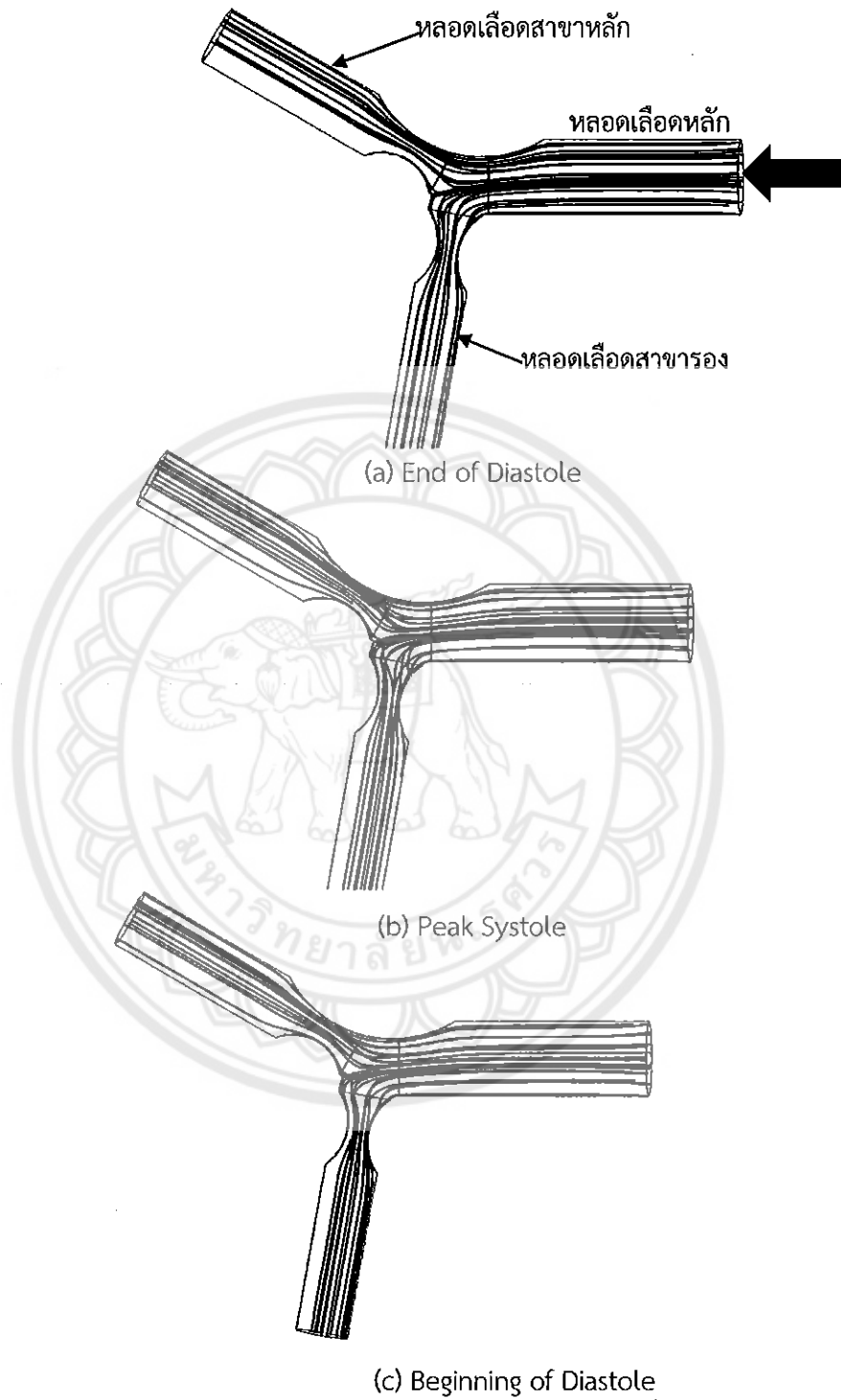
เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.70 (d) ที่ End of Diastole เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านนอกเล็กน้อยขณะที่อีกสองตำแหน่งซึ่งพราะค่อนข้างสมมาตร ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.70 (e) ที่ Peak Systole เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านใน ขณะที่อีกสองตำแหน่งซึ่งพราะค่อนข้างสมมาตรเนื่องจากผลของความโค้งของการตีบที่ผนังด้านนอกซึ่งมากกว่ารวมกับผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง หลังจากนั้นที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.70 (f) สังเกตได้ว่าที่ผนังด้านในแสดงบริเวณที่ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็ว และยังพบอีกว่าที่ Peak Systole ที่ผนังด้านในแสดงลักษณะเส้นเค้าโครงความเร็วที่มีจุดสูงสุดของความเร็ว (Peak) สองจุด ต่อมาที่ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.70 (g) การไหลเข้าสู่สภาวะปกติเส้นเค้าโครงความเร็วจึงมีลักษณะสมมาตรทุกตำแหน่งซึ่งพราะ

เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.70 (h) พบว่าที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านนอกในขณะที่ Beginning of Diastole ค่อนข้างสมมาตรแตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติซึ่ง Peak Systole และ Beginning of Diastole เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านใน สาเหตุอาจเป็นเพราะหลอดเลือดตีบชนิด T มีการตีบที่หลอดเลือดสาขารอง ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.70 (i) ที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole เส้นเค้าโครงความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านในเนื่องจากอิทธิพลของความเร่งหนีศูนย์กลางขณะที่ที่ End of Diastole ค่อนข้างสมมาตรเนื่องจากอิทธิพลของความเร่งเชิงเส้น หลังจากนั้นที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารองดังรูปที่ 5.70 (j) เส้นเค้าโครงความเร็วค่อนข้างสมมาตรทุกตำแหน่งซึ่งพราะ และสังเกตได้ว่าที่ผนังด้านในและผนังด้านนอกแสดงบริเวณที่ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็ว

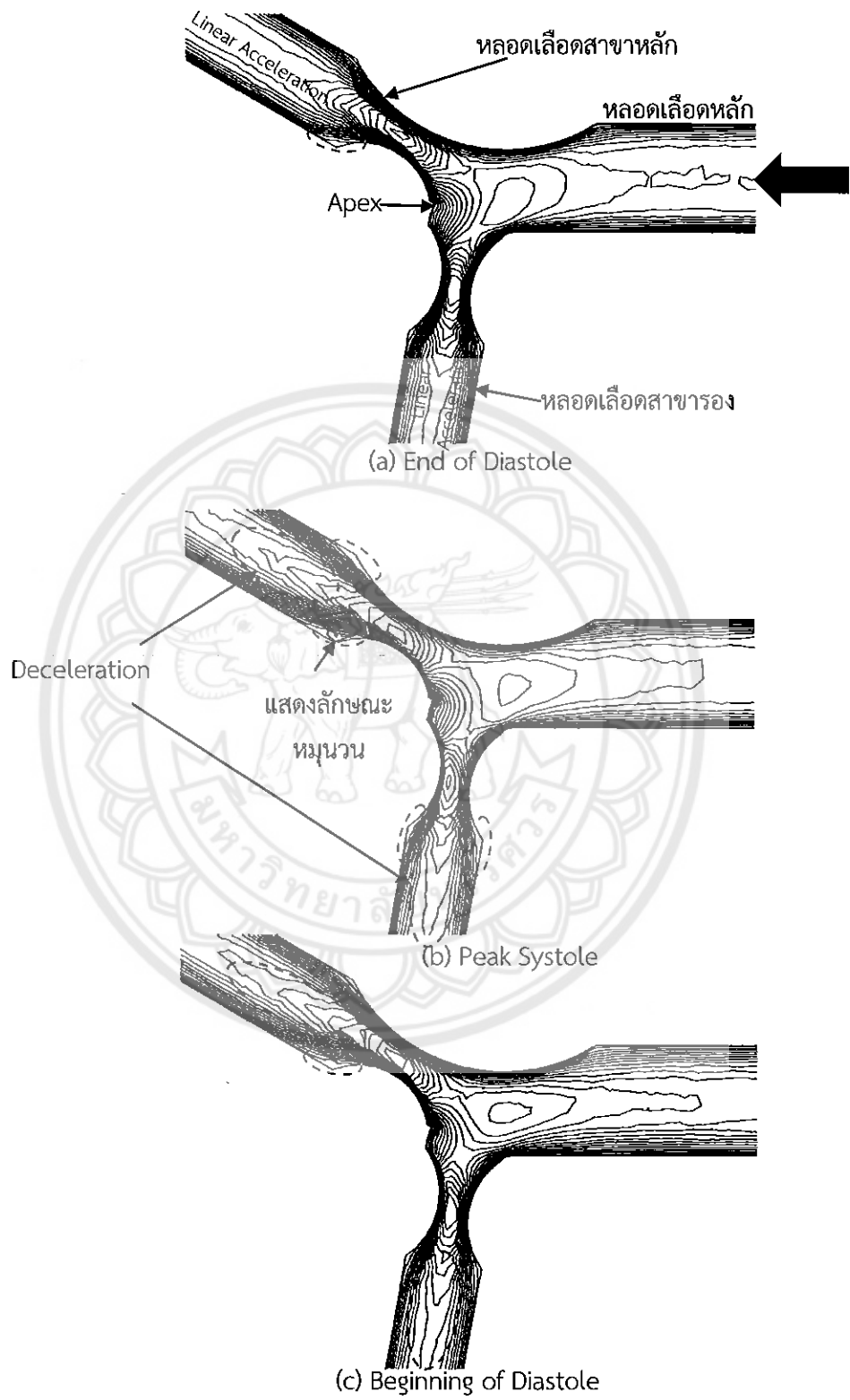
เนื่องจากผลของ Critical Adverse Gradient เมื่อการไหลไหลเข้าสู่ภาวะปกติเส้นเคา์โครงความเร็วมีลักษณะสมมาตรดังรูปที่ 5.70 (k)

เมื่อพิจารณาเวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 5.71 พบว่ามีแนวโน้มคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติโดยที่พบการไหลแบบทุติยภูมิ (Secondary Flow, Dean Vortex) บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารองเช่นเดียวกัน นอกจากนี้พิจารณาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลักและสาขารองดังรูปที่ 5.71 (f) และ (j) แสดงผลของ Adverse Pressure Gradient และยังสังเกตได้ว่าที่หลอดเลือดสาขารองมีแนวโน้มเกิดการไหลแบบทุติยภูมิอีกครั้ง จากนั้นเมื่อเปรียบเทียบกับ Beginning of Diastole และ End of Diastole พบว่าที่ End of Diastole การไหลแบบทุติยภูมิมีความเด่นชัดมากกว่าเนื่องจากผลของความเร่ง

พิจารณาอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T เปรียบเทียบกับอัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติดังแสดงในตารางที่ 5.7 เมื่อเปรียบเทียบระหว่างหลอดเลือดตีบชนิด T กับ L-2-V ที่ทุกตำแหน่ง ( $Q/Q_0$ ) พบว่า  $Q/Q_{0,T\text{ตีบ}} > Q/Q_{0,L-2-V}$  อาจเป็นเพราะว่ามุมแยกสองง่าม (Bifurcation Angle) ของหลอดเลือดตีบชนิด T มากกว่าหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V ยกเว้นที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) โดยที่  $Q_2/Q_{0,L-2-V} > Q_2/Q_{0,T\text{ตีบ}}$  จากนั้นเมื่อเปรียบเทียบระหว่างหลอดเลือดตีบชนิด T กับ T ปกติ ที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก ( $Q_2/Q_0$ ) พบว่า  $Q_2/Q_{0,T\text{ตีบ}} > Q_2/Q_{0,T\text{ปกติ}}$  เนื่องจากผลของการตีบของหลอดเลือดทำให้ความเร็วสูงขึ้นอัตราการไหลจึงเพิ่มมากขึ้น สำหรับที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง ( $Q_5/Q_0$ ) พบว่า  $Q_5/Q_{0,T\text{ปกติ}} > Q_5/Q_{0,T\text{ตีบ}}$  เพราะว่าการไหลที่ลดลงส่งผลให้อัตราการไหลลดลงถึงแม้ว่าความเร็วจะสูงขึ้นก็ตาม

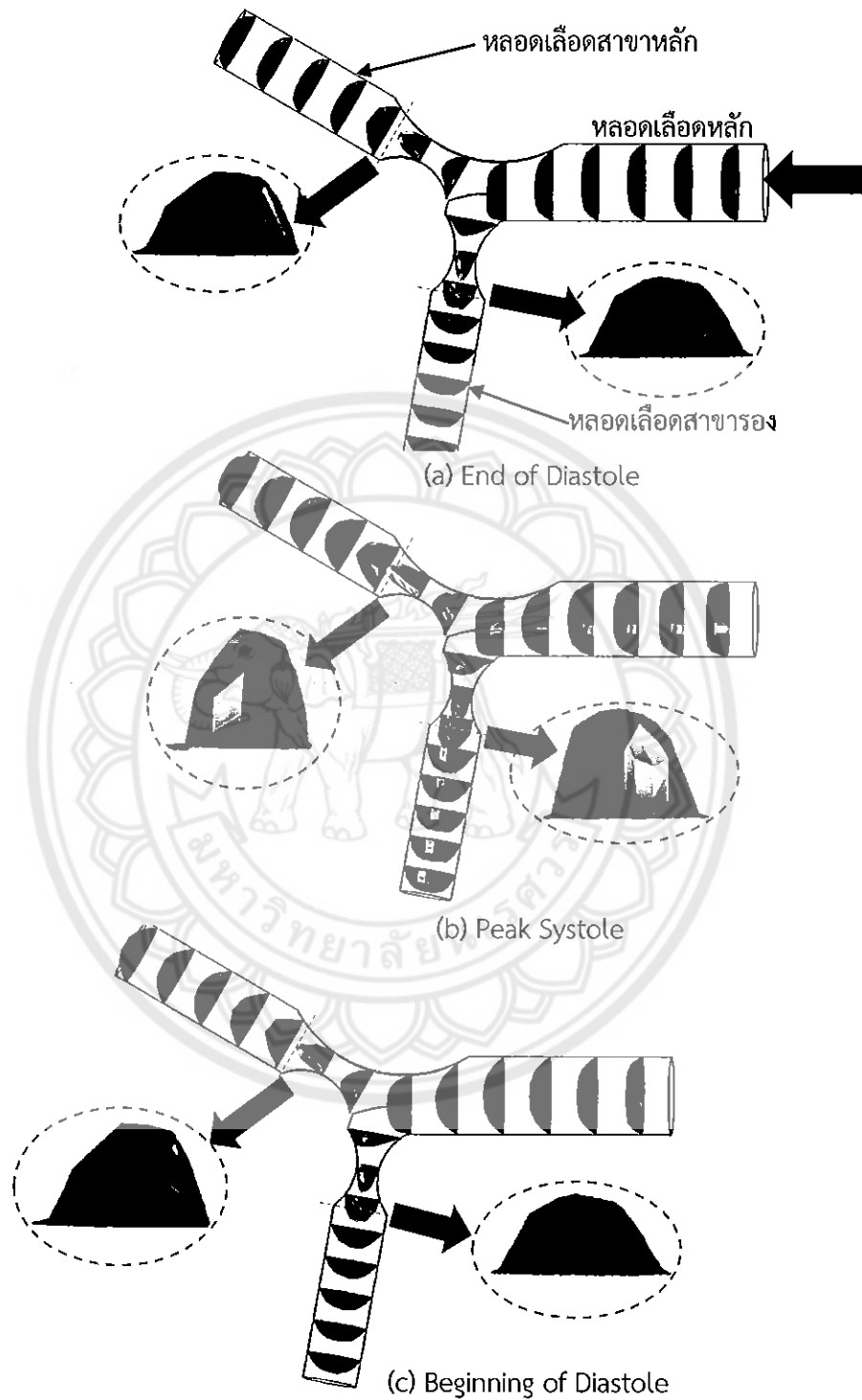


รูปที่ 5.67 เส้นกระแสการไหล (Streamline) ทั้งหอดเลือด ณ ตำแหน่งซี่พจรต่าง ๆ ของหอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T

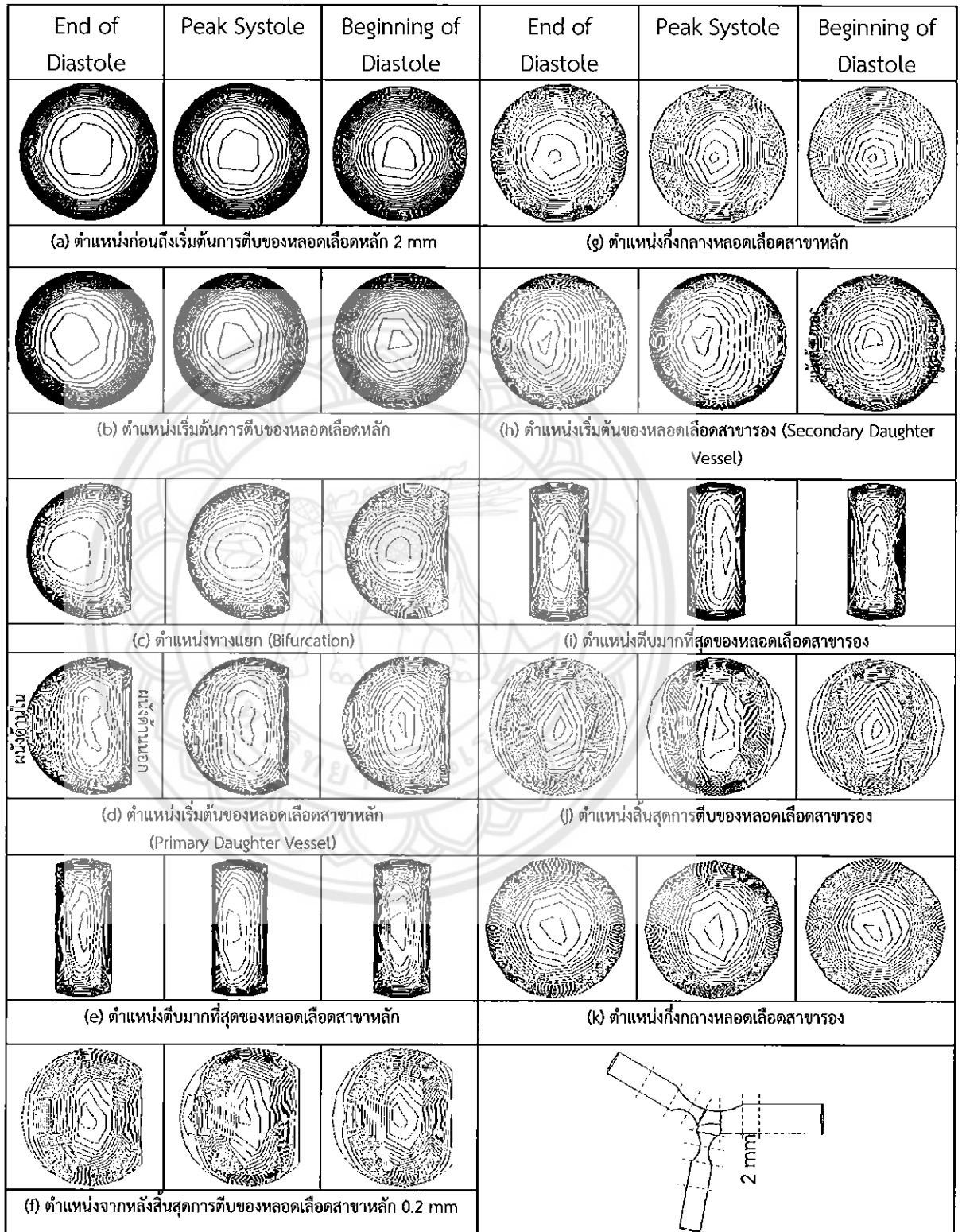


รูปที่ 5.68 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดตัดผ่าครึ่งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T

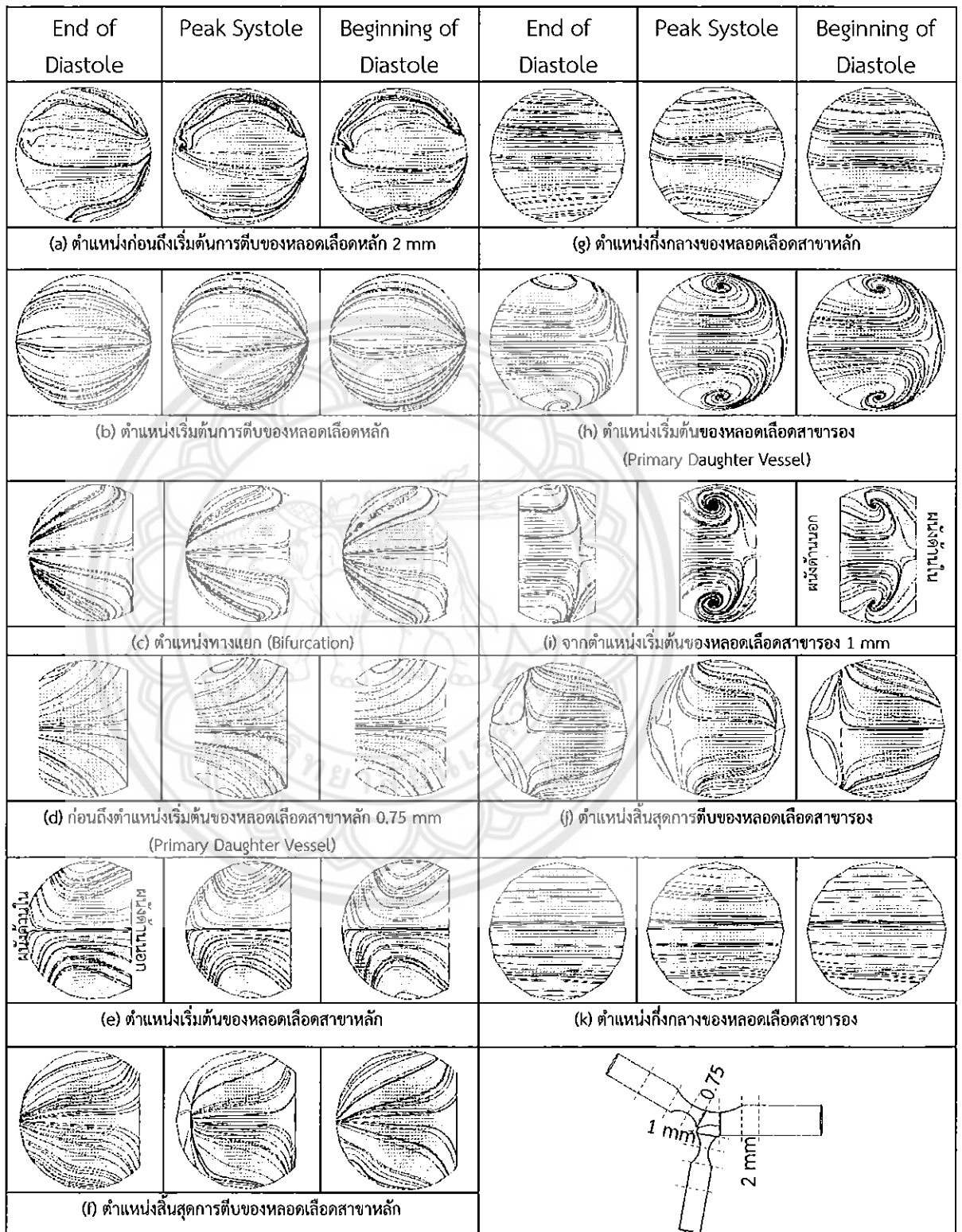




รูปที่ 5.69 โปรไฟล์ความเร็ว (Velocity Profile) ทั้งหลอดเลือด ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T



รูปที่ 5.70 เส้นเค้าโครงความเร็ว (Velocity Contour) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T



รูปที่ 5.71 เวกเตอร์ความเร็ว (Velocity Vector Plot) และเส้นกระแสการไหล (Streamline) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งชี้พจนต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T

ตารางที่ 5.7 อัตราการไหลเชิงปริมาตรของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T เปรียบเทียบกับชนิด L-2-V และ T ปกติ

อัตราส่วน การไหลเชิง ปริมาตรที่ หน้าตัดต่าง ๆ	T ตีบ			L-2-V			T ปกติ		
	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole	End of Diastole	Peak Systole	Beginning of Diastole
$Q_1/Q_0$	0.716	0.702	0.651	0.699	0.679	0.636	-	-	-
$Q_2/Q_0$	0.316	0.366	0.360	0.402	0.425	0.413	0.404	0.470	0.468
$Q_3/Q_0$	0.454	0.502	0.492	0.327	0.334	0.325	-	-	-
$Q_4/Q_0$	0.397	0.411	0.408	0.377	0.356	0.349	-	-	-
$Q_5/Q_0$	0.285	0.299	0.258	0.303	0.262	0.237	0.316	0.306	0.248
$Q_6/Q_0$	0.354	0.351	0.315	0.205	0.201	0.187	-	-	-
$Q_7/Q_0$	0.260	0.265	0.229	0.219	0.217	0.197	-	-	-

เมื่อ  $Q_0$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งทางเข้าของหลอดเลือดหลัก

$Q_1$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก

$Q_2$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_3$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_4$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก

$Q_5$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง

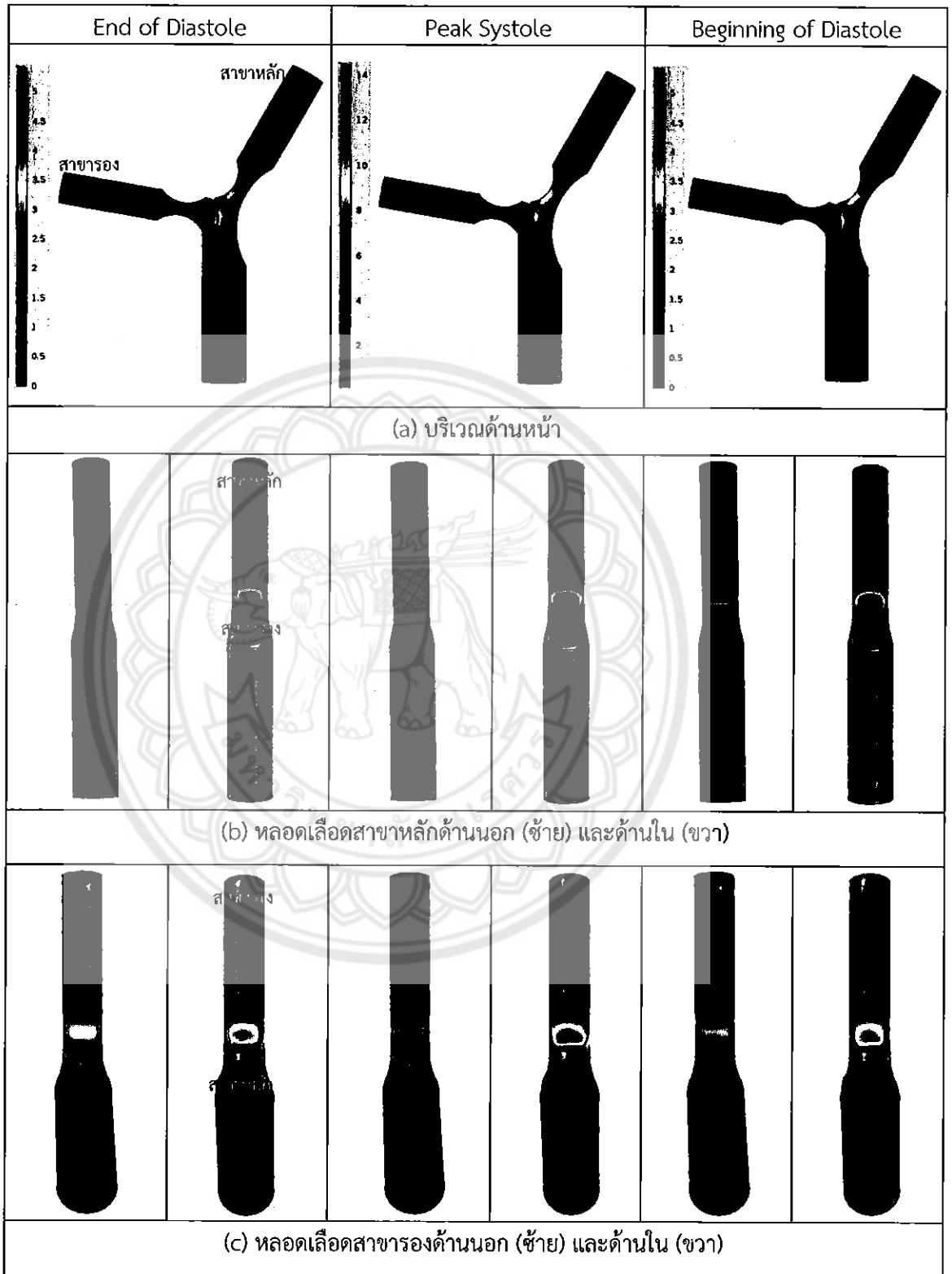
$Q_6$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง

$Q_7$  คือ อัตราการไหลเชิงปริมาตรที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง

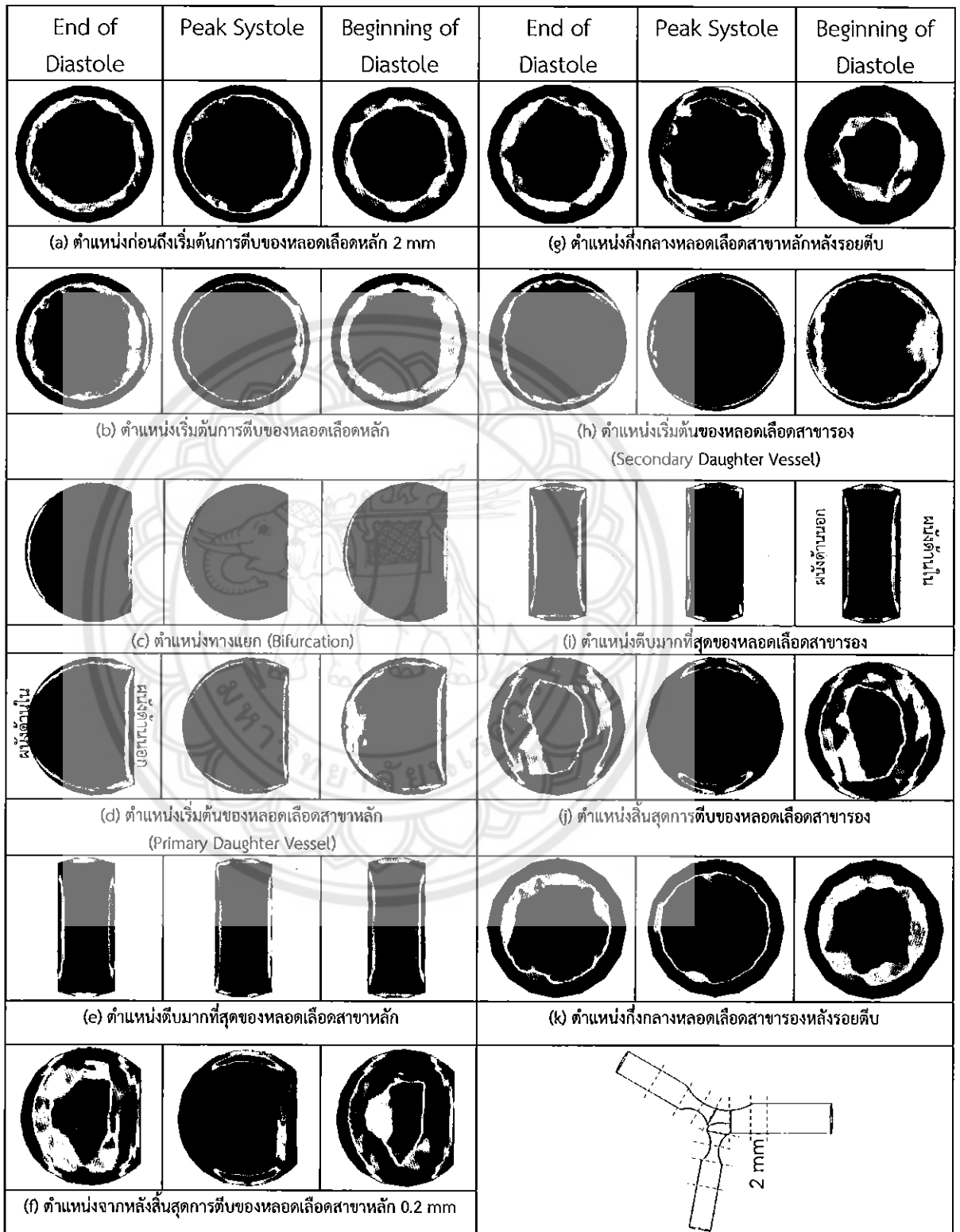
### 5.7.2 ความเค้นเฉือน

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ทั้งหลอดเลือดที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.72 พบว่าบริเวณด้านหน้าดังรูปที่ 5.72 (a) แสดงค่า WSS สูงที่บริเวณรอยตีบของหลอดเลือดสาขาทั้งสอง เมื่อพิจารณาที่หลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.72 (b) พบว่าผนังด้านในให้ค่า WSS สูงกว่าผนังด้านนอกเนื่องจากความเร็วเบี่ยงไปทางผนังด้านใน และยังสังเกตได้ว่า Beginning of Diastole ให้ค่า WSS สูงกว่าที่ End of Diastole เนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง สำหรับที่หลอดเลือดสาขาองพบว่ามีแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดสาขาหลัก

เมื่อพิจารณาความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพอร์ต่าง ๆ ดังรูปที่ 5.73 พบว่าที่หลอดเลือดหลัก และหลอดเลือดสาขาหลักดังรูปที่ 5.73 (a)-(g) มีลักษณะแนวโน้มคล้ายกันกับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m เนื่องจากมีลักษณะการตีบที่คล้ายกัน เมื่อพิจารณาบริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขาองดังรูปที่ 5.73 (h) พบว่าผนังด้านนอกให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านในโดยเฉพาะอย่างยิ่งที่ End of Diastole สอดคล้องกับเส้นเค้าโครงความเร็วที่ตำแหน่งนี้ดังรูปที่ 5.70 (h) แตกต่างจากหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ ที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole ผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านนอก ต่อมาที่ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาองดังรูปที่ 5.73 (i) พบว่าที่ทุกตำแหน่งซีพอร์ผนังด้านในให้ค่าความเค้นเฉือนสูงกว่าผนังด้านนอกเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลาง จากนั้นที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบดังรูปที่ 5.73 (j) การกระจายความเค้นเฉือนมีลักษณะกำลังปรับตัวเข้าสู่ภาวะปกติ หลังจากนั้นที่ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาองจึงมีลักษณะค่อนข้างสมมาตรดังรูปที่ 5.73 (k)



รูปที่ 5.72 ความเค้นเฉือนที่ผนัง (WSS) ที่มุมมองต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีฟรตต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่าม  
 ตีบชนิด T



รูปที่ 5.73 ความเค้นเฉือน (Shear Stress) ที่หน้าตัดต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซิปจรต่าง ๆ ของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T

แถบสี (Color Legend) สำหรับเทียบค่าสีของ WSS ในรูปที่ 5.72

บริเวณหน้าตัด	Color Legend		
ตำแหน่งก่อนถึงเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก 2 mm		0	End of Diastole
		0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2 2.2	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นการตีบของหลอดเลือดหลัก		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2	Beginning of Diastole
ตำแหน่งทางแยก (Bifurcation)		0 0.5 1 1.5 2 2.5	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6 7	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขาหลัก (Primary Daughter Vessel)		0 0.5 1 1.5 2	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5 5 5.5	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2	Beginning of Diastole
ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขาหลัก		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	Peak Systole
		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4	Beginning of Diastole
ตำแหน่งจากหลังสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก 0.2 mm		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4	End of Diastole
		0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5 4	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4	Beginning of Diastole
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขาหลัก		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	End of Diastole
		0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8 2 2.2 2.4	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1	Beginning of Diastole
ตำแหน่งเริ่มต้นของหลอดเลือดสาขารอง (Secondary Daughter Vessel)		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8	End of Diastole
		1 1.5 2 2.5 3 3.5 4 4.5 5 5.5	Peak Systole
		0 0.2 0.4 0.6 0.8 1 1.2 1.4 1.6 1.8	Beginning of Diastole
ตำแหน่งตีบมากที่สุดของหลอดเลือดสาขารอง		0 0.5 1 1.5 2 2.5 3 3.5	End of Diastole
		1 2 3 4 5 6 7 8 9 10	Peak Systole



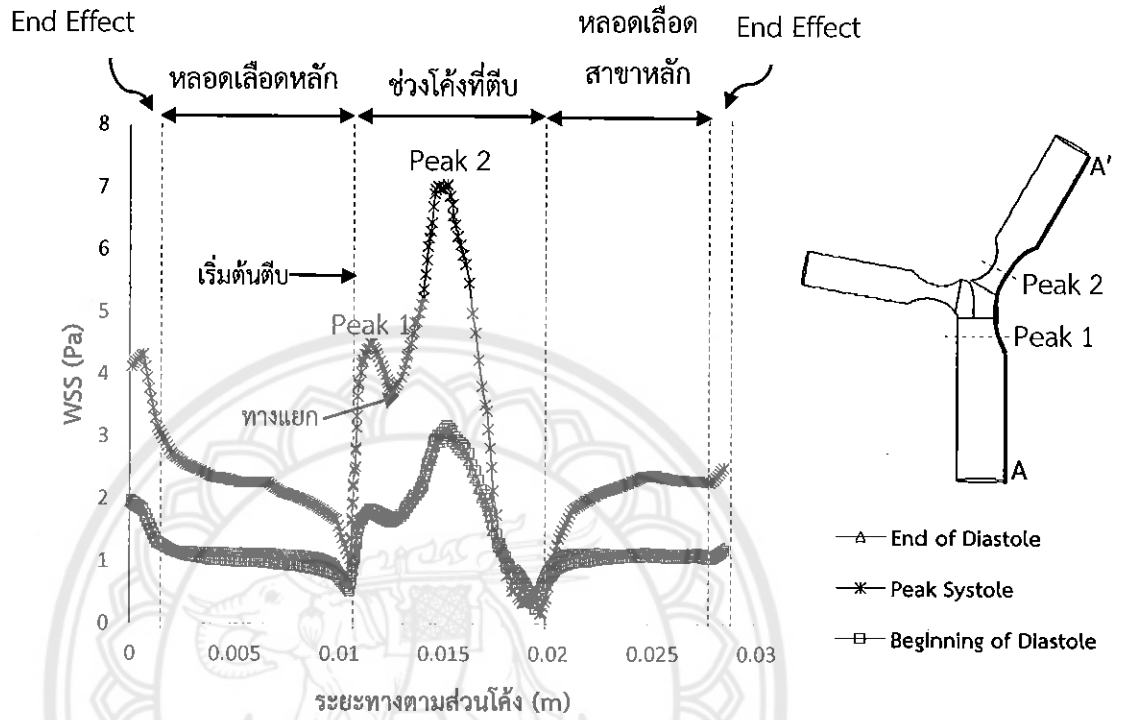
		Beginning of Diastole
ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบ ของหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole
		Peak Systole
		Beginning of Diastole
ตำแหน่งกึ่งกลางหลอดเลือดสาขารอง		End of Diastole
		Peak Systole
		Beginning of Diastole



รูปที่ 5.74 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขาหลักที่ตำแหน่งต่าง ๆ ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่ามีแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m เนื่องจากมีการตีบที่หลอดเลือดหลักและหลอดเลือดสาขาหลักคล้ายกัน พิจารณาที่หลอดเลือดหลักซึ่งการไหลอยู่ในสภาวะปกติพบว่าให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ จากนั้นเมื่อถึงบริเวณเริ่มต้นการตีบที่หลอดเลือดหลัก WSS มีค่าลดลงเนื่องจากเกิดการเปลี่ยนแปลงพื้นที่การไหล หลังจากนั้น WSS จึงเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วและให้ค่า WSS สูงสุดช่วงที่ 1 (Peak 1) ที่บริเวณก่อนถึงทางแยกโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 4.5 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 1.8 Pa ต่อมา WSS มีค่าลดลงเล็กน้อยจนถึงตำแหน่งทางแยก หลังจากนั้นจึงมีค่าเพิ่มขึ้นอีกครั้งและให้ค่า WSS สูงสุดช่วงที่ 2 (Peak 2) ที่บริเวณหลอดเลือดตีบมากที่สุดโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 7 Pa ที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ให้ค่าประมาณ 3.1 Pa จากนั้น WSS จึงมีค่าลดลงเกือบเป็นศูนย์ที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขาหลัก ต่อมาจึงเพิ่มขึ้นอีกครั้งและปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติโดยที่ให้ค่า WSS ที่ช่วงนี้ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

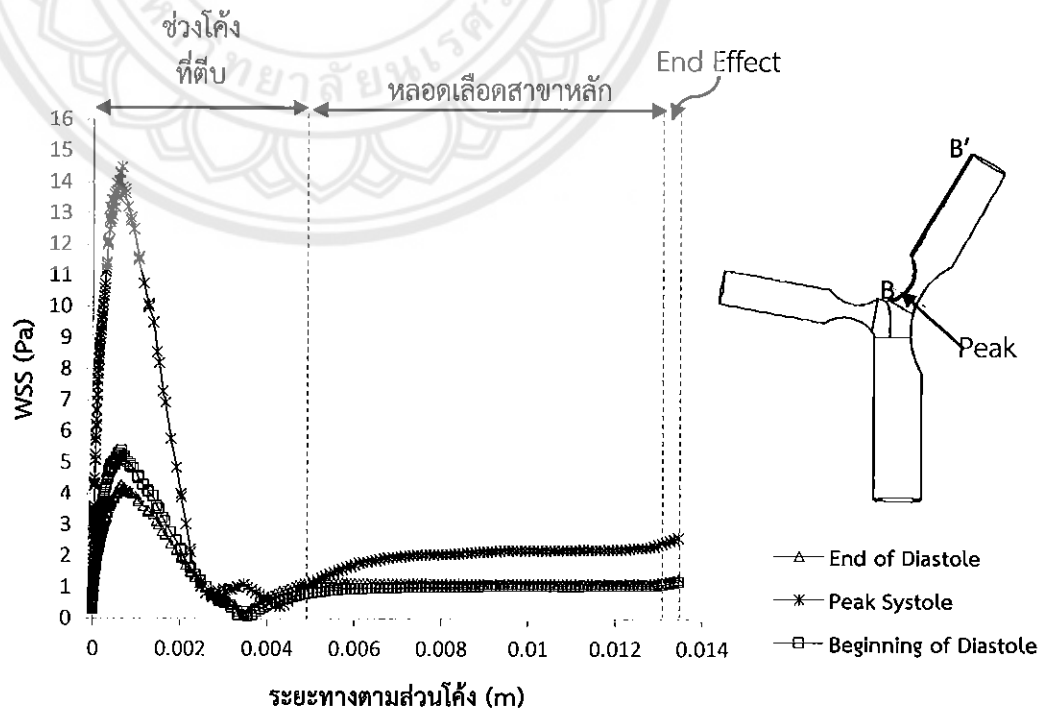
สำหรับรูปที่ 5.75 เป็นกราฟแสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขาหลักพบว่ามีแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด 1m โดยให้ค่า WSS สูงสุดที่บริเวณก่อนถึงตำแหน่งตีบมากที่สุดเล็กน้อยโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 14.5 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 4.2 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 5.4 Pa จากนั้นช่วงที่การไหลเข้าสู่สภาวะปกติที่หลอดเลือดสาขาหลักพบว่าให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

ด้าน A-A'



รูปที่ 5.74 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน A-A'

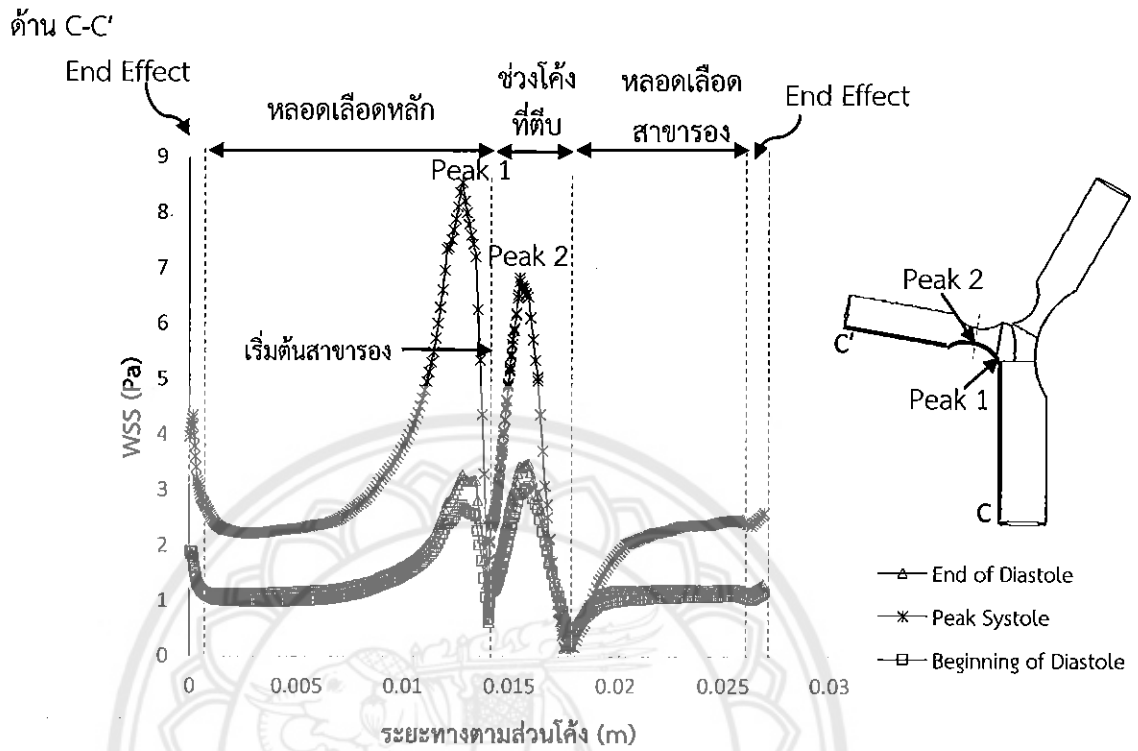
ด้าน B-B'



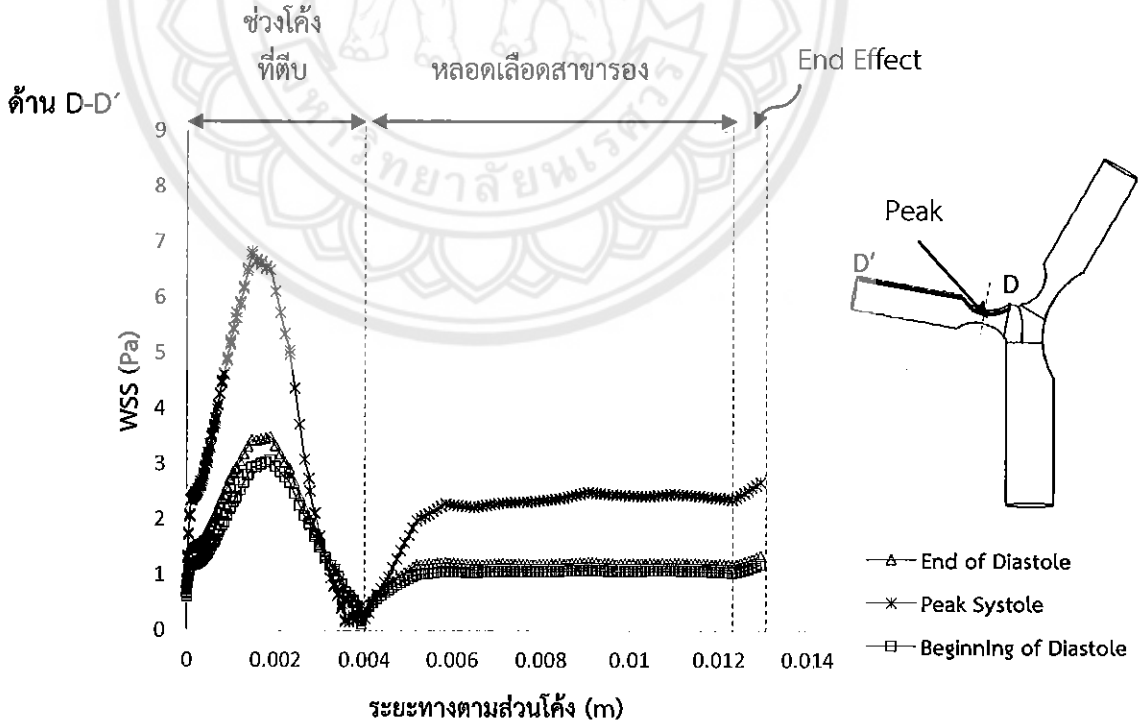
รูปที่ 5.75 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน B-B'

รูปที่ 5.76 แสดงการกระจาย WSS ตามผนังด้านนอกตั้งแต่ทางเข้าที่หลอดเลือดหลักจนถึงทางออกของหลอดเลือดสาขารอง ณ ตำแหน่งซีพจรต่าง ๆ พบว่าช่วงการไหลที่ในหลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ จากนั้น WSS มีค่าสูงขึ้นและให้ค่า WSS สูงสุด Peak 1 ซึ่งตรงกับบริเวณที่หลอดเลือดสาขารองเบนออกจากแกนหลัก โดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 8.6 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 3.2 Pa ที่ Beginning of Diastole ประมาณ 2.8 Pa ต่อมา WSS มีค่าลดลงอย่างรวดเร็วจนเกือบเป็นศูนย์ที่ตำแหน่งเริ่มต้นหลอดเลือดสาขารอง หลังจากนั้นจึงเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วอีกครั้ง และให้ค่า WSS สูงสุด Peak 2 บริเวณหลอดเลือดตีบมากที่สุด โดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 6.9 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 3.5 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 3 Pa จากนั้น WSS ลดลงจนเกือบเป็นศูนย์อีกครั้งที่บริเวณสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง ต่อจากนั้นจึงมีค่าเพิ่มขึ้นและปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติโดยให้ค่า WSS ที่ช่วงนี้ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ

สำหรับรูปที่ 5.77 แสดงความเค้นเฉือนที่ผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารองโดยพบว่าในช่วงแรก WSS มีค่าเพิ่มขึ้นเนื่องจากการตีบของหลอดเลือด และให้ค่า WSS สูงสุดที่บริเวณก่อนถึงตำแหน่งตีบมากที่สุดเล็กน้อยโดยที่ Peak Systole ให้ค่าประมาณ 6.9 Pa ที่ End of Diastole ประมาณ 3.5 Pa และที่ Beginning of Diastole ประมาณ 3 Pa จากนั้น WSS จึงลดลงจนเกือบเป็นศูนย์ที่บริเวณสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือดสาขารอง ต่อมา WSS จึงเพิ่มขึ้นอีกครั้งและปรับตัวเข้าสู่สภาวะปกติโดยที่ให้ค่า WSS ที่ช่วงนี้ใกล้เคียงกับหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ



รูปที่ 5.76 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน C-C'



รูปที่ 5.77 ความเค้นเฉือนที่ผนังของหลอดเลือดแยกสองง่ามตีบชนิด T ด้าน D-D'

## 5.8 การเปรียบเทียบ WSS ของการตีบรูปร่างต่าง ๆ

พิจารณารูปที่ 5.78 เปรียบเทียบการกระจาย WSS ที่ Peak Systole ของหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V กับชนิด 1m ที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก (A-A') ดังรูปที่ 5.78 (a) และชนิด 1s ที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขารอง (C-C') ดังรูปที่ 5.78 (b) พบว่า ในหลอดเลือดหลักให้ค่า WSS ใกล้เคียงกันแต่ในหลอดเลือดสาขาทั้งสองชนิด L-2-V ให้ค่า WSS สูงกว่าโดยที่สูงกว่าชนิด 1m 18.9% และสูงกว่าชนิด 1s 23.5% ถึงแม้ว่ามีรูปร่างที่คล้ายกัน เนื่องจากชนิด L-2-V มีการตีบที่หลอดเลือดสาขาทั้งสองทำให้มีความเร็วสูงกว่าจึงให้ค่า WSS มากกว่า

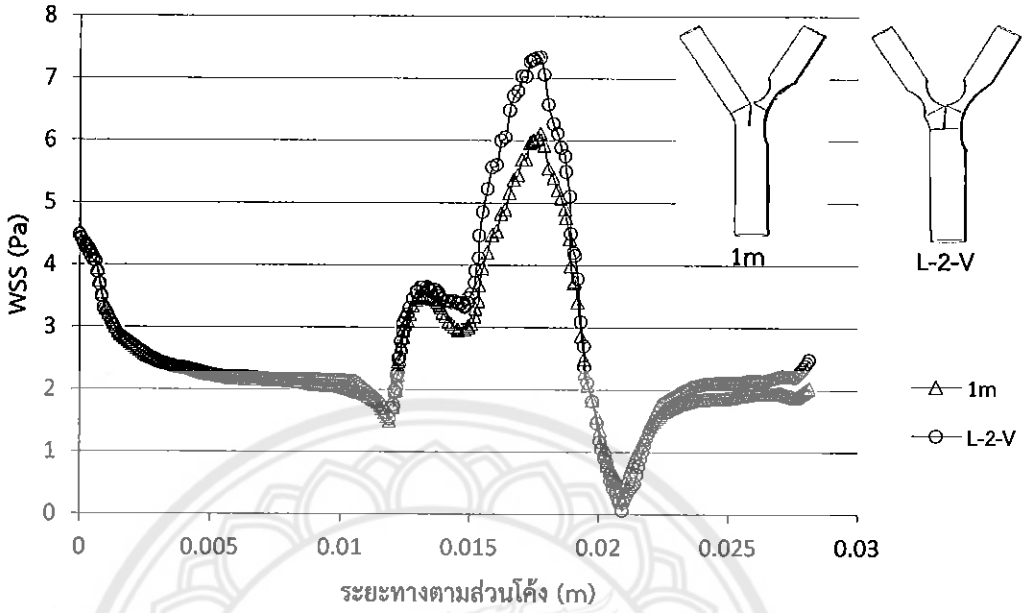
พิจารณารูปที่ 5.79 เปรียบเทียบการกระจาย WSS ที่ Peak Systole ของหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และชนิด S ที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก (A-A') ดังรูปที่ 5.79 (a) และผนังด้านในของหลอดเลือดสาขารอง (D-D') ดังรูปที่ 5.79 (b) ซึ่งแสดงถึงความไม่สมมาตร (Asymmetry) และสมมาตร (Symmetry) ของรอยตีบ ตามลำดับ พบว่า ที่บริเวณรอยตีบในทั้งสองกรณีหลอดเลือดชนิด S ให้ค่า WSS สูงกว่า L-2-V โดยที่ในหลอดเลือดสาขาหลักสูงกว่า 8.8% และในสาขารองสูงกว่า 17.9% เนื่องจากชนิด S มีความโค้งของรอยตีบมากกว่าทำให้มีพื้นที่การไหลน้อยกว่า ดังนั้นความเร็วจึงสูงกว่าของ L-2-V แต่บริเวณหลังรอยตีบเป็นต้นไปชนิด L-2-V ให้ค่า WSS สูงกว่าชนิด S เล็กน้อย เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบเกิด Critical Adverse Gradient และให้ค่า WSS เป็นศูนย์ที่บริเวณนี้และยังสังเกตได้ว่าชนิด S มีบริเวณที่ WSS เป็นศูนย์มากกว่าชนิด L-2-V โดยที่สามารถสังเกตได้จากเส้นเค้าโครงความเร็วที่หน้าตัดตัดฝากรังหลอดเลือด ดังรูปที่ 5.46 จะเห็นได้ว่าชนิด S แสดงบริเวณที่ไม่มีเส้นเค้าโครงความเร็วมากกว่าชนิด L-2-V ดังรูปที่ 5.56 นอกจากนี้พบว่าในหลอดเลือดสาขารองหลอดเลือดชนิด S ให้ค่า Peak ก่อนชนิด L-2-V

พิจารณารูปที่ 5.80 เปรียบเทียบการกระจาย WSS ที่ Peak Systole ทั้งผนังด้านนอก (C-C') และผนังด้านใน (D-D') ในหลอดเลือดสาขารองของหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และ T ซึ่งแสดงถึงผลของมุมแยกสองง่าม (Bifurcation Angle) ที่ไม่เท่ากันแต่ที่มีลักษณะการตีบที่คล้ายกัน พบว่า หลอดเลือดตีบชนิด T ที่บริเวณผนังด้านนอก (C-C') ในรูปที่ 5.80 (a) ให้ค่า WSS สูงสุด (Peak) สองจุดโดยที่ Peak 1 ตรงกับตำแหน่งที่หลอดเลือดสาขารองเบนออกจากแกนหลักเนื่องจากเกิดการเปลี่ยนทิศทางการไหลอย่างฉับพลัน และ Peak 2 ตรงกับตำแหน่งตีบมากที่สุดและเมื่อเปรียบเทียบกับ L-2-V พบว่าค่าของ Peak 1 ใกล้เคียงกับค่าสูงสุดของ L-2-V ในขณะที่ Peak 2 ให้ค่าต่ำกว่า 19.5% ซึ่งลักษณะการเปลี่ยนแปลงของค่า WSS ที่เพิ่มขึ้นและลดลงอย่างรวดเร็วนั้นเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิด Atherosclerosis Localization ต่อมาเมื่อพิจารณาบริเวณผนังด้านใน (D-D') ดังรูปที่ 5.80 (b) พบว่าหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V ให้ค่า WSS สูงสุดมากกว่าชนิด T อยู่ 38.2% สาเหตุอาจเป็นเพราะผลของมุมแยกสองง่าม นอกจากนี้พบว่าที่ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบเกิด Critical Adverse Gradient และให้ค่า WSS เป็นศูนย์ที่บริเวณนี้

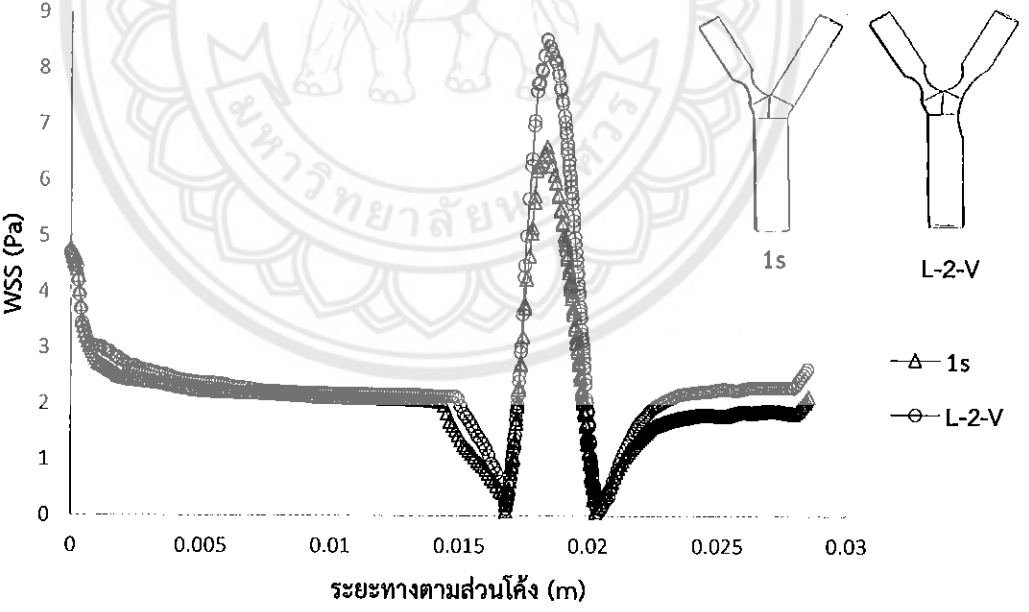
พิจารณารูปที่ 5.81 เปรียบเทียบการกระจาย WSS ที่ Peak Systole ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว T ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด T ที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก (A-A') ดังรูปที่ 5.81

(a) และที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขารอง (C-C') ดังรูปที่ 5.81 (b) หมายเหตุ ระยะทางตาม ส่วนโค้งของ T ปกติ และ T ตีบ ไม่เท่ากัน เนื่องจาก T ปกติไม่มีส่วนโค้งของการตีบ พิจารณาที่ด้าน A-A' สังเกตได้ว่าหลอดเลือดตีบชนิด T ให้ค่า WSS สูงสุด (Peak) 2 Peak ขณะที่หลอดเลือด T ปกติ มีแค่เพียง Peak เดียว โดยที่ T ตีบให้ค่า WSS สูงกว่า T ปกติประมาณ 24.3% เนื่องจากผลของการตีบของหลอดเลือด สำหรับการไหลแบบปกติในหลอดเลือดหลักและสาขาหลัก พบว่า ให้ค่าใกล้เคียงกัน นอกจากนี้สังเกตได้ว่าที่ ตำแหน่งสิ้นสุดการตีบของหลอดเลือด T ตีบ เกิด Critical Adverse Gradient และให้ค่า WSS เป็นศูนย์ที่ บริเวณนี้ แต่ไม่ปรากฏลักษณะนี้ในหลอดเลือด T ปกติ ต่อมาพิจารณาที่ด้าน C-C' พบว่าหลอดเลือด T ตีบ ปรากฏลักษณะ 2 Peak เช่นเดียวกับด้าน A-A' และให้ค่า WSS สูงกว่า T ปกติ ประมาณ 25.3% และยัง สังเกตได้ว่ามีการเกิด Critical Adverse Gradient ทั้งสองหลอดเลือด โดยที่หลอดเลือด T ปกติ เกิดที่ ตำแหน่งหลอดเลือดสาขารองเบนออกจากแกนหลัก เนื่องจากเปลี่ยนทิศทางการไหลแบบกะทันหัน

พิจารณารูปที่ 5.82 เปรียบเทียบกราฟ WSS ที่ Peak Systole ของหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V ที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก (A-A') ดังรูปที่ 5.82 (a) และที่บริเวณผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขารอง (C-C') ดังรูปที่ 5.82 (b) พิจารณาที่ด้าน A-A' พบว่า หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V ให้ค่า WSS สูงกว่า Y ปกติ ประมาณ 51.4% สำหรับด้าน C-C' ให้ค่า WSS สูงกว่า ประมาณ 64.7% แสดงให้เห็นว่าการตีบของหลอดเลือดส่งผลให้ค่า WSS สูงขึ้นอย่างมาก ซึ่งเพิ่มขึ้นจากปกติ ประมาณเกือบ 2 เท่า นอกจากนี้ L-2-V ยังให้ค่า WSS เป็นศูนย์ที่ตำแหน่งหลังรอยตีบ ซึ่งแสดงถึง Critical Adverse Gradient ในการไหล ในขณะที่ไม่พบในรูปตัว Y ปกติ



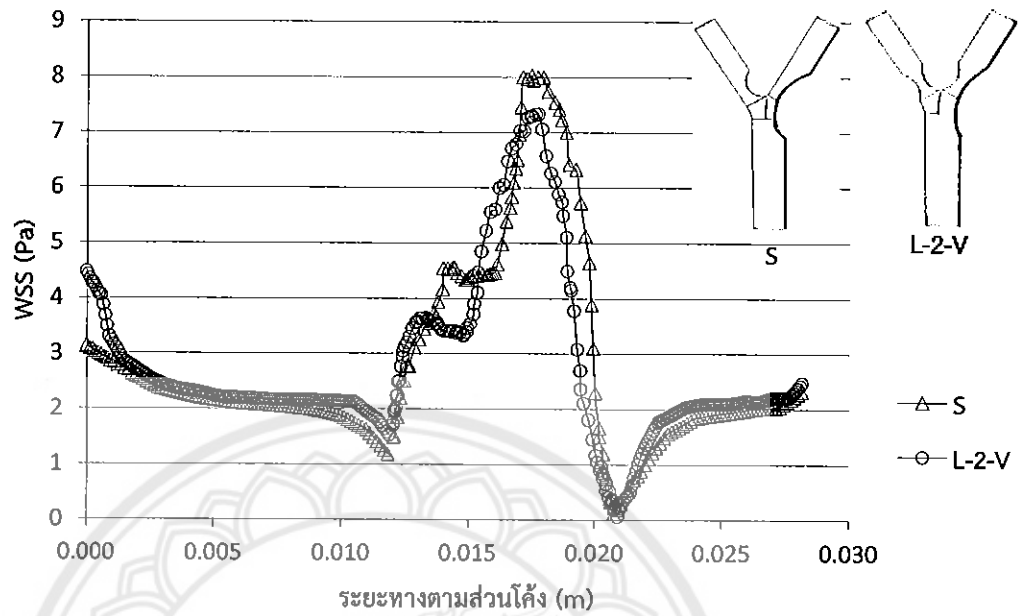
(a) หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และ 1m ด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก (A-A')



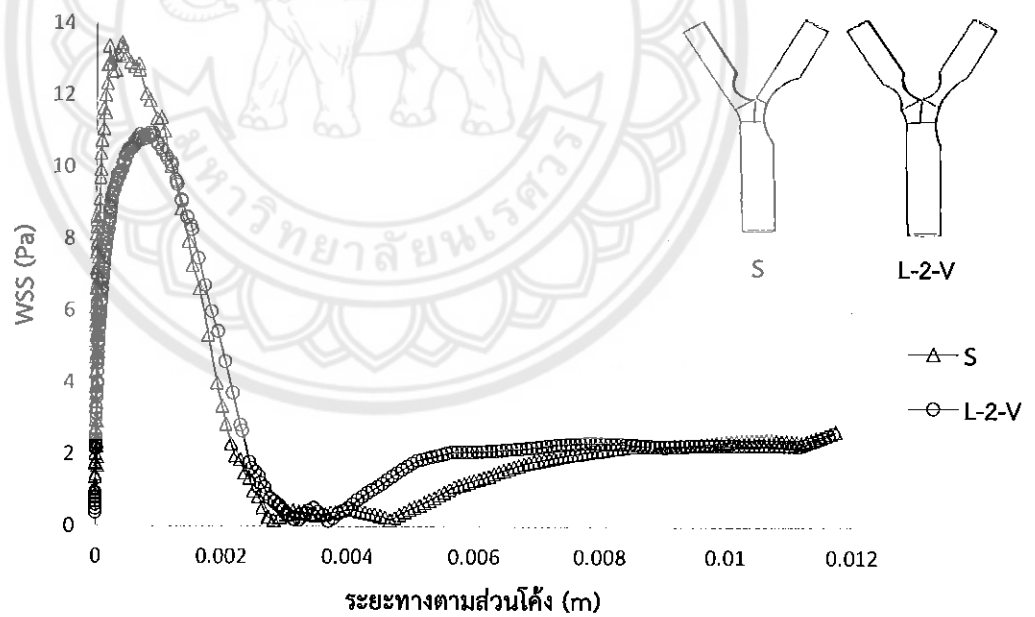
(b) หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และ 1s ด้านนอกของหลอดเลือดสาขารอง (C-C')

รูปที่ 5.78 การเปรียบเทียบ WSS ของหลอดเลือดตีบที่มีการตีบ 50% ชนิด L-2-V กับ 1m และ 1s ที่ Peak Systole

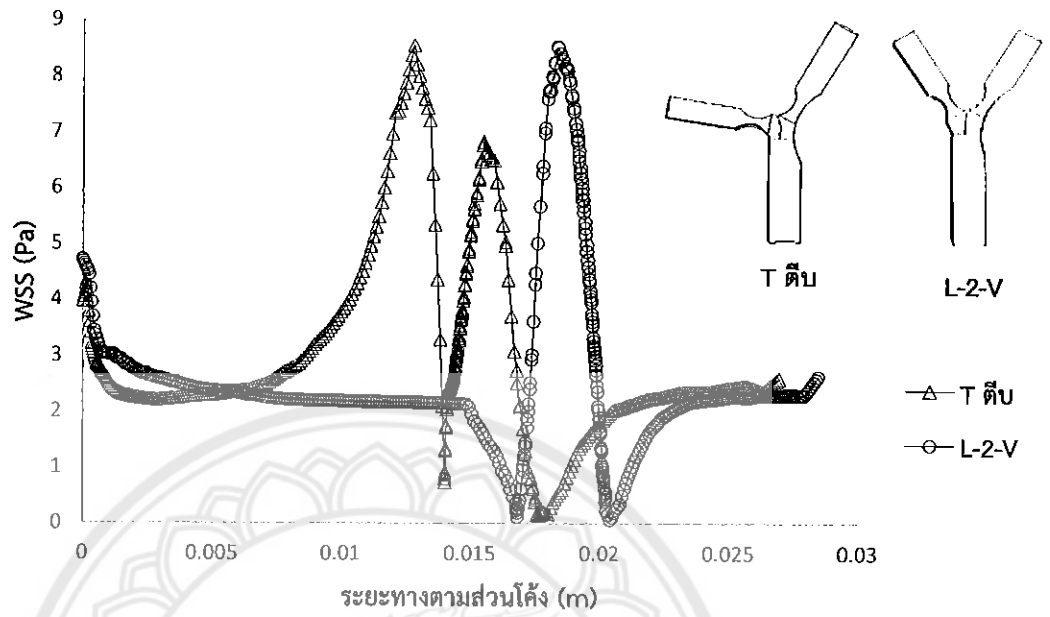




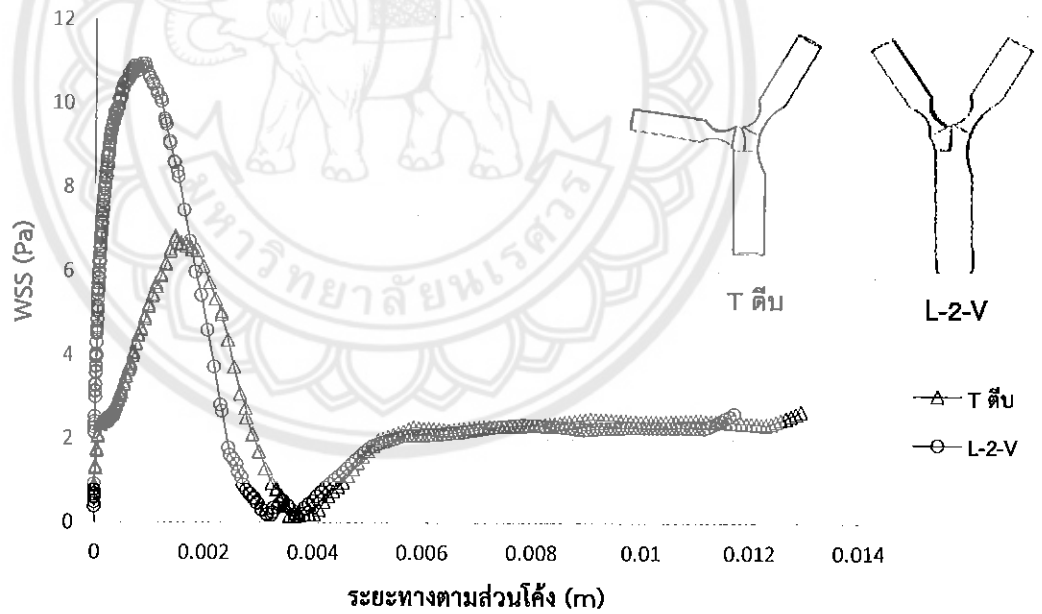
(a) หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และ S ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลักที่ (A-A')



(b) หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และ S ที่ผนังด้านของหลอดเลือดสาขารอง (D-D')  
รูปที่ 5.79 การเปรียบเทียบกราฟ WSS ของหลอดเลือดตีบที่มีการตีบ 50%  
ชนิด L-2-V กับ S ที่ Peak Systole

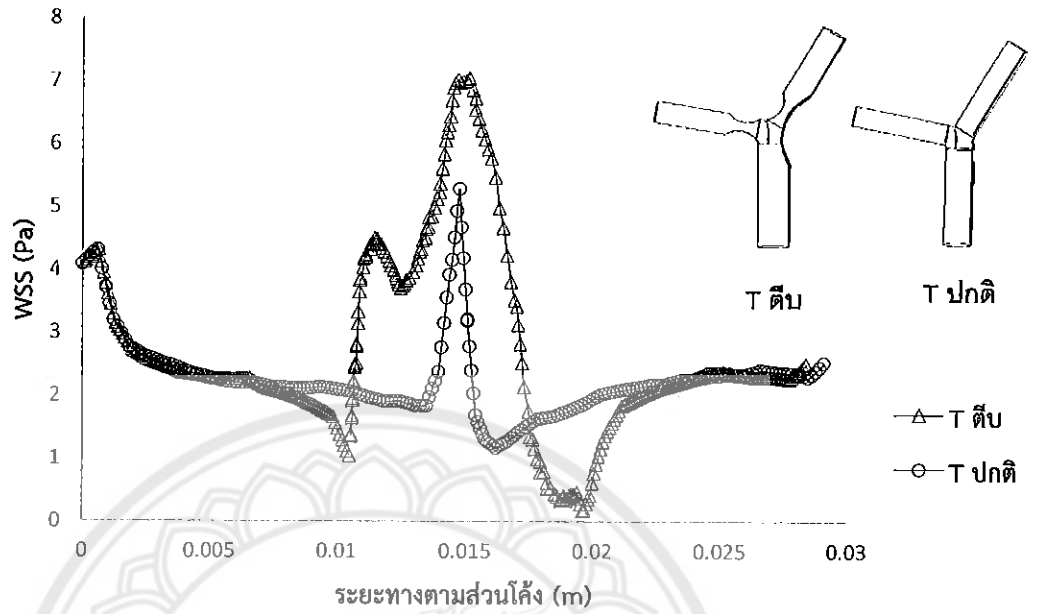


(a) หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และ T ตีบ ที่ผนังด้านนอก (C-C')

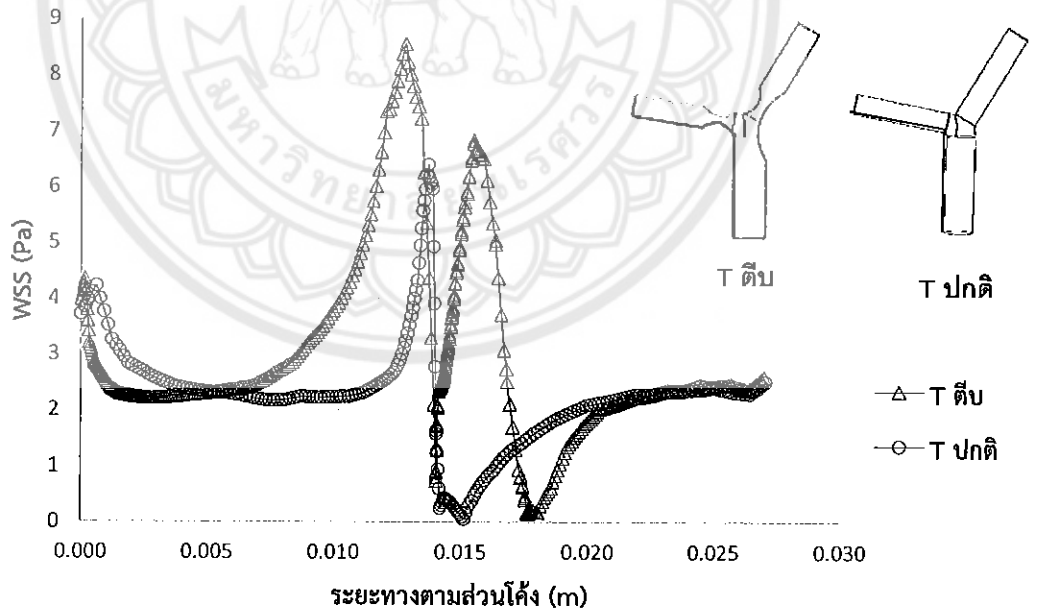


(b) หลอดเลือดตีบชนิด L-2-V และ T ตีบ ที่ผนังด้านใน (D-D')

รูปที่ 5.80 การเปรียบเทียบการกระจาย WSS ของหลอดเลือดสาขาองที่มีการตีบ 50% ชนิด L-2-V กับ T ที่ Peak Systole

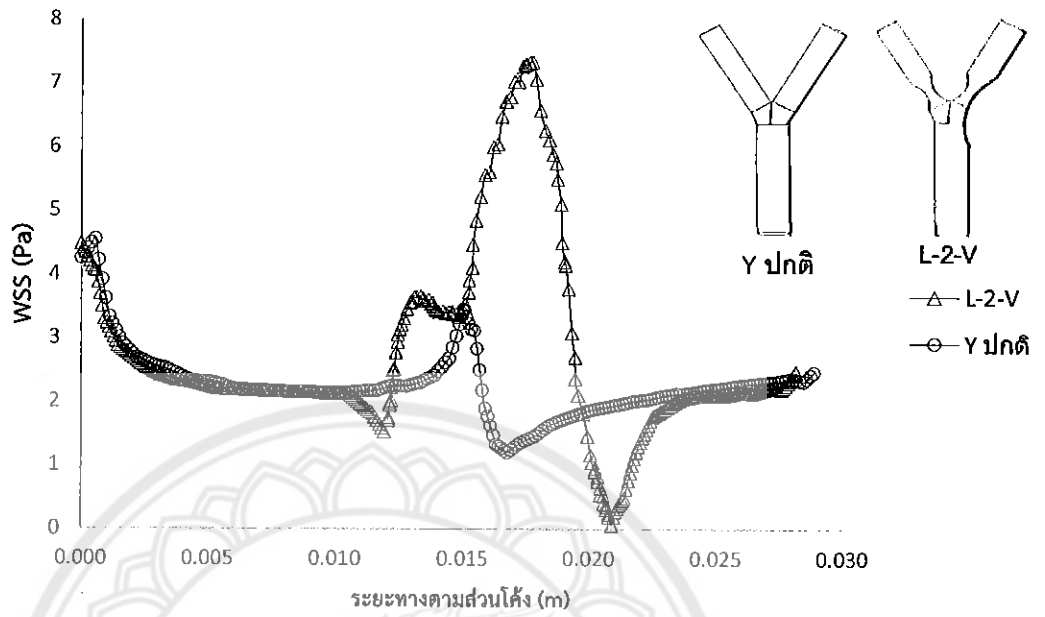


(a) หลอดเลือดชนิด T ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด T ที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก (A-A')

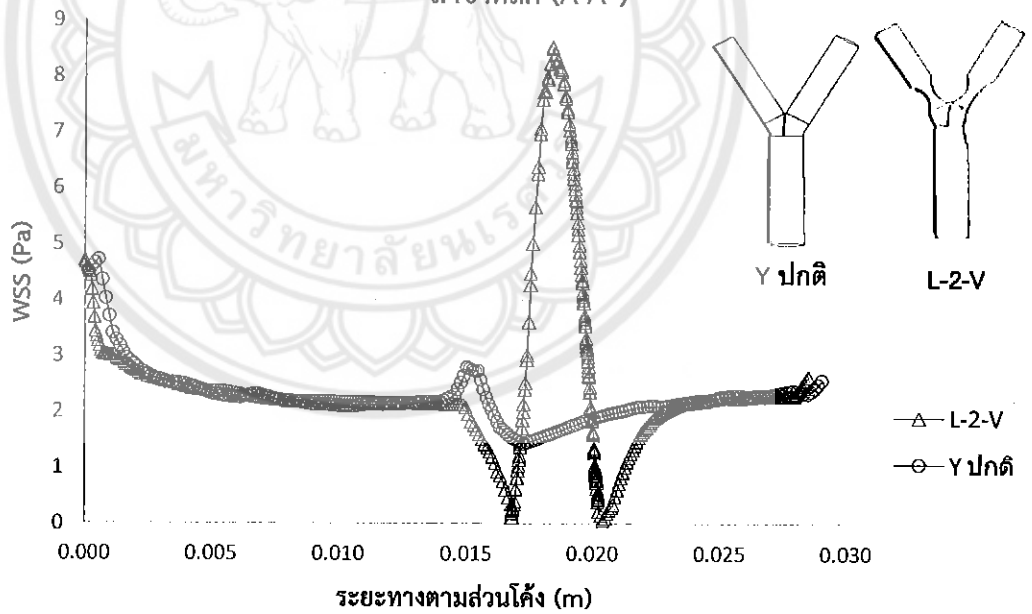


(b) หลอดเลือดชนิด T ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด T ที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขารอง (C-C')

รูปที่ 5.81 การเปรียบเทียบกราฟ WSS ของหลอดเลือด T ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด T ที่มีการตีบ 50% ที่ Peak Systole



(a) หลอดเลือดชนิด Y ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V ที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขาหลัก (A-A')



(b) หลอดเลือดชนิด Y ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V ที่ผนังด้านนอกของหลอดเลือดสาขารอง (C-C')

รูปที่ 5.82 การเปรียบเทียบกราฟ WSS ของหลอดเลือด Y ปกติ และหลอดเลือดตีบชนิด L-2-V ที่มีการตีบ 50% ที่ Peak Systole

## บทที่ 6

### สรุปผลการคำนวณ

ในการศึกษาการไหลของเลือดซึ่งเป็นของไหลนอนนิวทอนเนียนตามสมการ Carreau - Yasuda โดยที่เงื่อนไขเป็นแบบ Pulsatile ในหลอดเลือดแบบต่าง ๆ ผลการคำนวณแสดงให้เห็นถึงปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลต่อสนามการไหล และการกระจายความเค้นเฉือน สำหรับเนื้อหาในบทนี้จะสรุปสาเหตุสำคัญต่าง ๆ ที่มีต่อการไหลผ่านหลอดเลือดแยกสองง่ามรูปตัว Y และ T ปกติ และหลอดเลือดตีบรูปแบบต่าง ๆ ตามการจำแนกของ Movahed [1] ได้ดังนี้

(1) ตำแหน่งชีพจร: ในหลอดเลือดทุกกรณี End of Diastole และ Peak Systole โปรไฟล์ความเร็วแบนตรงกลางเนื่องจากสมบัติ Shear Thinning ในขณะที่ Beginning of Diastole เป็นรูปร่างพาราโบลา สำหรับบริเวณที่หลอดเลือดเบนออกจากแกนหลักในหลอดเลือดทุกกรณียกเว้นตีบชนิด S โปรไฟล์ความเร็วที่ End of Diastole เบาลงทางผนังด้านนอกหรือค่อนข้างสมมาตร แต่ที่ Peak Systole และ Beginning of Diastole เบาลงทางผนังด้านในเนื่องจากผลของความเร่งหนีศูนย์กลางซึ่งเกิดจากความหน่วง (Deceleration) สำหรับผลต่อการกระจายความเค้นเฉือนที่ Peak Systole ให้ค่า WSS สูงสุดทุกกรณี สำหรับที่ End of Diastole และ Beginning of Diastole ให้ค่าใกล้เคียงกัน

(2) ขนาดของหลอดเลือด: โปรไฟล์ความเร็วเบาลงทางหลอดเลือดที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าซึ่งพบในหลอดเลือดรูปตัว Y ทุกกรณี แต่ไม่พบในหลอดเลือดรูปตัว T ทั้งปกติและตีบ

(3) มุมแยกสองง่าม: ถ้ามุมแยกสองง่ามเท่ากันพบว่าโปรไฟล์ความเร็วจะเบาลงทางหลอดเลือดที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่า แต่ถ้ามุมแยกสองง่ามไม่เท่ากันดังเช่นหลอดเลือดรูปตัว T โปรไฟล์ความเร็วจะเบาลงทางหลอดเลือดสาขาที่มีมุมเบนมากกว่าและเกิด Dean Vortex

(4) ลักษณะรอยตีบ: หลอดเลือดที่มีรอยตีบสมมาตรซึ่งพบในหลอดเลือดสาขาของตีบชนิด 1s, L-2-V และ T ตีบ โปรไฟล์ความเร็วเริ่มสมมาตรบริเวณที่ตีบมากที่สุดเป็นต้นไป และการกระจาย WSS แสดงตำแหน่งการเกิด Critical Adverse Gradient สองตำแหน่งยกเว้น T ตีบที่เกิดตำแหน่งเดียว

สำหรับหลอดเลือดที่มีรอยตีบไม่สมมาตรซึ่งแบ่งเป็น 2 ลักษณะคือ ตีบที่ผนังทั้งสองด้านพบในหลอดเลือดสาขาหลักของตีบชนิด 1m, L-2-V และ T ตีบ พบว่าโปรไฟล์ความเร็วค่อนข้างสมมาตรบริเวณที่ตีบมากที่สุดเป็นต้นไป นอกจากนี้การกระจาย WSS ปรากฏจุดสูงสุด 2 จุด และจุดที่ต่ำสุดที่ให้  $WSS = 0$  ซึ่งแสดงถึงการเกิด Critical Adverse Gradient ที่ตำแหน่งเส้นสุดรอยตีบเพียงตำแหน่งเดียว สำหรับหลอดเลือดตีบชนิด S ซึ่งมีการตีบที่ผนังด้านเดียวพบว่า โปรไฟล์ความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านตรงกันข้ามกับรอยตีบตั้งแต่เริ่มต้นตีบจนกระทั่งสิ้นสุดการตีบ และการกระจาย WSS มีแนวโน้มคล้ายกับหลอดเลือดที่มีรอยตีบที่ผนังทั้งสองด้านแต่ชนิด S ให้ค่า WSS สูงกว่า นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบการกระจาย WSS ของหลอดเลือดตีบกับหลอดเลือดปกติพบว่า ไม่พบการเกิด Critical Adverse Gradient ในหลอดเลือดปกติ และหลอดเลือดตีบให้ค่าสูงสุดมากกว่าหลอดเลือดปกติประมาณ 20% - 65%

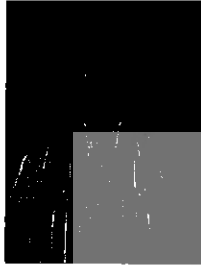
(5) การเปลี่ยนทิศทางการไหล: ผลจากการเบนออกจากแกนหลักของหลอดเลือดสาขาทั้งสอง (Bifurcation) ทำให้การไหลแยกออกจากหลอดเลือดหลักไปยังสาขาทั้งสอง ซึ่งโปรไฟล์ความเร็วเบ้ไปทางผนังด้านใน ส่งผลให้เกรเดียนต์ความเร็วสูงที่ผนังด้านในและให้ค่า WSS สูงที่บริเวณนี้ นอกจากนี้ผลจากความโค้งของรอยตีบซึ่งเห็นได้ชัดในหลอดเลือดตีบชนิด S โดยที่รอยตีบจะเปลี่ยนทิศทางการไหลให้การไหลเบ้ไปทางผนังที่อยู่ตรงกันข้ามกับรอยตีบ ส่งผลให้เกรเดียนต์ความเร็วสูงและให้ค่า WSS สูงที่ผนังด้านนั้น ๆ

จากผลการคำนวณทำให้เราสามารถวิเคราะห์รูปแบบสนามการไหล และลักษณะการกระจายค่าความเค้นเฉือนที่ซึ่งเป็นสาเหตุของโรคหลอดเลือดหัวใจได้ โดยที่เราสามารถระบุตำแหน่งในหลอดเลือดที่ให้ค่าความเค้นเฉือนสูง เช่น บริเวณหลอดเลือดสาขาเบนออกจากแกนหลัก บริเวณรอยตีบ ซึ่งอาจส่งผลทำให้หลอดเลือดขาดเจ็บ และตำแหน่งที่ให้ค่าความเค้นเฉือนต่ำ เช่น บริเวณเริ่มต้นหลอดเลือดสาขา บริเวณเส้นสุดรอยตีบ ซึ่งมีแนวโน้มทำให้หลอดเลือดอุดตัน นอกจากนี้การเปลี่ยนแปลงค่า WSS ที่เพิ่มขึ้นและลดลงอย่างรวดเร็วซึ่งพบในหลอดเลือดตีบโดยเฉพาะอย่างยิ่งในหลอดเลือดรูปตัว T เนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงทิศทางการไหลอย่างฉับพลันนั้นก็ปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิด Atherosclerosis Localization สำหรับการไหลแบบทุติยภูมิซึ่งจะพบในหลอดเลือดรูปตัว T ก็อาจมีแนวโน้มทำให้เกิดโรคหลอดเลือดหัวใจเช่นกัน

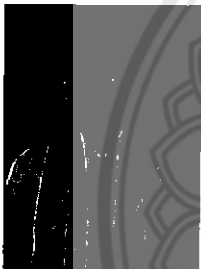
## เอกสารอ้างอิง

- [1] Movahed, M.R. (2008). Coronary artery bifurcation lesion classification, Interventional techniques and clinical outcome. *Expert Rev Cardiovasc Ther*, 6, 261-27.
- [2] Chen, J., and Lu, X-Y. (2006). Numerical investigation of the non-Newtonian pulsatile blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch. *J. Biomechanics*, 39, 818–832.
- [3] ธวัชชัย ดอนไพรออ่อน, นันทิตา พันธูระ และเพ็ญพิชชา น้อยเดช. (2557). การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดผ่าน หลอดเลือดแยกสองง่ามอุดตัน (Numerical study of blood flow through occluded bifurcations). *ปริญญาานิพนธ์ วศ.บ., มหาวิทยาลัยนเรศวร, พิษณุโลก.*
- [4] 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. *J. Biomechanics*, 32, 601–608.
- [5] 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: unsteady flow in a 90° curved tube. *J. Biomechanics*, 32, 705–713.
- [6] Chen, J., and Lu, X-Y. (2004). Numerical investigation of the non-Newtonian blood flow in a bifurcation model with a non-planar branch. *J. Biomechanics*, 37, 1899-1911.
- [7] Johnston, B.M., Johnston, P.R., Corneyb, S., and Kilpatrickb, D. (2004). Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: steady state simulations. *J. Biomechanics*, 37, 709–720.
- [8] การไหลแบบขอบเขต. สืบค้นเมื่อ 26 พฤศจิกายน 2558, จาก <http://me2.eng.chula.ac.th/course/351/section2/ch8.pdf>
- [9] บุญญฤทธิ์ ชูระคำ และมนต์ชัย คงสุจริต. (2557). การศึกษาเชิงตัวเลขของการไหลของเลือดผ่านขดลวดที่หลอดเลือดแยกสองง่าม (Numerical study of blood flow through stented bifurcation). *ปริญญาานิพนธ์ วศ.บ., มหาวิทยาลัยนเรศวร, พิษณุโลก.*
- [10] Shuib, Anis S., Hoskins, Peter R., and Easson, William J. (2010). Flow Regime Characterization in a Diseased Artery Model. *International Scholarly and Scientific Research & Innovation*, 4.
- [11] Perktold, K., and Rappitsch, G. (1995). Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model. 0021-9290, 00135-9.

## ประวัติผู้ดำเนินโครงการ



ชื่อ/สกุล นางสาววริษา อุ่นจันทร์  
เกิดเมื่อ 18 สิงหาคม พ.ศ. 2536  
ภูมิลำเนา 197/1 หมู่ 5 ตำบลสันทราย อำเภอฝาง จังหวัดเชียงใหม่ 50110  
การศึกษา สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียน  
รัตนานเอื้อวิทยา อ.ฝาง จ.เชียงใหม่ 50110  
E-mail warisa.ounjan@gmail.com



ชื่อ/สกุล นางสาวพรอรอนงค์ เหมริยญเครือ  
เกิดเมื่อ 20 กรกฎาคม พ.ศ. 2536  
ภูมิลำเนา 148/2 หมู่ 2 ตำบลกำแพงดิน อำเภอสามงาม จังหวัดพิจิตร  
66220  
การศึกษา สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียน  
กำแพงดินพิทยาคม อ.สามง่าม จ.พิจิตร 66220  
E-mail riankhruea\_20@hotmail.com



ชื่อ/สกุล นายทวัฒน์ บุญตรีสิริบุตร์  
เกิดเมื่อ 27 มีนาคม พ.ศ. 2537  
ภูมิลำเนา 44 หมู่ 2 ตำบลเพชรหิรัญ อำเภอพระประแดง  
จังหวัดสมุทรปราการ 10130  
การศึกษา สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียน  
วัดทรงธรรม อำเภอพระประแดง จังหวัดสมุทรปราการ 10130  
E-mail one\_11piece@hotmail.com