

การจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับภายใต้อิทธิพล
ของรูปร่างใบพับและมุมเปิด



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกลและระบบกระบวนการ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2564

BLOOD FLOW SIMULATION THROUGH MECHANICAL HEART
VALVE UNDER THE INFLUENCES OF LEAFLET SHAPE AND OPEN
ANGLE



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Mechanical and Process System Engineering Suranaree

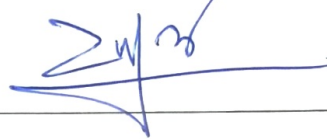
University of Technology

Academic Year 2021

การจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับภายใต้อิทธิพลของ
รูปร่างใบพับและมุมเปิด

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตาม
หลักสูตรปริญญาโทบริหารธุรกิจ

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(รศ. ดร.บัณฑิต กฤตาคม)

ประธานกรรมการ



(อาจารย์ ดร.พิจิตรา เอื้องไพโรจน์)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(ผศ. ดร.ชโลธร ธรรมแท้)

กรรมการ



(ผศ. ดร.กীরติ สุสีกษณ์)

กรรมการ



(รศ. ดร. ฉัตรชัย โชติษฐียงกูร)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและประกันคุณภาพ



(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ชัชพล สุขตะ : การจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับภายใต้อิทธิพล
ของรูปร่างใบพับและมุมเปิด (BLOOD FLOW SIMULATION THROUGH MECHANICAL
HEART VALVE UNDER THE INFLUENCES OF LEAFLET SHAPE AND OPEN ANGLE)
อาจารย์ที่ปรึกษา : อาจารย์ ดร.พิจิตรา เอื้องไพโรจน์, 161 หน้า.

คำสำคัญ: ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ/รูปร่างใบพับ/มุมเปิดสูงสุดของใบพับ

งานวิจัยนี้เป็นการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม โดยมีวัตถุประสงค์ในการสร้าง
แบบจำลองในรูปแบบสองมิติเพื่อศึกษาอิทธิพลของรูปร่างใบพับและมุมเปิดสูงสุดใบพับของลิ้นหัวใจ
เทียมแบบสามใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือด ได้แก่ ความเร็วในการไหลของเลือด กระแสวนบน
เลือด และความเค้นเฉือนบนเลือด องค์ประกอบเหล่านี้เมื่อมีค่าเพิ่มขึ้น เป็นผลให้กระแสการไหลของ
เลือดมีความผันผวนเกิดขึ้นสูงทำให้เลือดเกิดความเสียหาย ซึ่งเป็นโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดการเสียหาย
ของเกิดการลิ่มเลือดอุดตันในระบบไหลเวียนเลือดได้ง่ายขึ้น โดยมีวิธีการศึกษาผ่านกรณีรูปร่างใบพับ
ที่แตกต่างกัน ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย
และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ และกรณีมุมเปิดสูงสุดของใบพับที่ 85, 87 และ 90
องศา ตามลำดับ ทั้งหมดนี้ด้วยกระบวนการทางพลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณ จากผลการศึกษา
พบว่า อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพับ มุมเปิดสูงสุดของใบพับเมื่อสูงขึ้นความเร็วในการไหลของ
เลือดลดลง อีกทั้งจำนวนและขนาดกระแสวนจะพบน้อยลง และผลให้ค่าความเค้นเฉือนลดลงเมื่อมุม
เปิดใบพับสูงขึ้น พบที่กรณีช่วงมุมเปิดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ตามลำดับ และอิทธิพลของรูปร่าง
ใบพับ พบว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย พบความเค้นเฉือนบนเลือดสูงสุดเมื่อ
เปรียบเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง
คว่ำ

สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล
ปีการศึกษา 2564

ลายมือชื่อนักศึกษา วิศวะ สุขท
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา พิจิตรา เอื้องไพโรจน์

CHATPON SUKTA : BLOOD FLOW SIMULATION THROUGH MECHANICAL HEART VALVE UNDER THE INFLUENCES OF LEAFLET SHAPE AND OPEN ANGLE. THESIS ADVISOR : PICHITRA UANGPAIROJ, Ph.D., 161 PP.

Keyword: Tri-leaflet mechanical heart valve/Leaflet shape/Fully open angle

The objective of this study was to study the influence of leaflet shape and the fully open of angle of tri-leaflet mechanical heart valve on velocity and shear stress of blood flow. Two-dimensional models are used to compare of the effect of blood flow patterns through mechanical heart valves. When the velocity and shear stress of blood flow increase, resulting in high fluctuation of blood flow increase, the blood flow fluctuates high, causing blood damage, and the blood clot around mechanical heart valve. Three leaflet shapes: flat tri-leaflet, upcurve tri-leaflet and downcurve tri-leaflet were modeled at different level of open angle: 85 degree, 87 degree, and 90 degree. All nine models were modeled and solved using Computational Fluid Dynamics. As the results of the study, when the fully open angle increases, the blood velocity decrease, and the quantity and recirculation area on blood flow also decrease. The maximum shear stress decreases when the fully open angle increase. Finally, under the influence of leaflet shape, the upcurve mechanical heart valve generates the highest maximum shear stress compared with the flat and downcurve tri-leaflet mechanical heart valve.

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

School of Mechanical Engineering
Academic Year 2021

Student's Signature พิชิต สุกตา
Advisor's Signature พิชิตรา อังไพโรจ

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างยิ่ง ทั้งด้านวิชาการและด้านการดำเนินงานวิจัย จากบุคคลและกลุ่มบุคคลต่างๆ ได้แก่

อาจารย์ ดร.พิจิตรา เอื้องไพโรจน์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้โอกาสทางการศึกษา แก้ไขปัญหา ตรวจสอบ ให้คำแนะนำปรึกษาวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ขอขอบคุณสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้โอกาสในการเรียนและมอบทุนช่วยเหลือในการศึกษา

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ผู้วิจัยขอมอบให้ แม่พ่อบุพพการี ผู้ให้กำเนิด ญาติพี่น้องครอบครัวที่เลี้ยงดูจนโตเติบโต คุณครูบาอาจารย์ที่สั่งและสอนให้ประเสริฐและมิตรสหายกับสายสัมพันธ์ที่กำเนิด ทุกท่านจนสำเร็จลุล่วงในการทำวิจัยครั้งนี้

ชัชพล สุขตะ



สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง.....	ช
สารบัญรูป	ญ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	ถ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	3
2 ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	4
2.1 บทนำ	4
2.2 หน้าที่และองค์ประกอบของหัวใจ	4
2.3 การทำงานของส่วนประกอบหัวใจ	7
2.4 โรคลิ้นหัวใจและปัญหาที่พบในผู้ป่วย	10
2.5 วิธีการรักษาผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจ.....	10
2.6 ประเภทของลิ้นหัวใจเทียม	11
2.6.1 ลิ้นหัวใจเทียมประเภทโลหะ (Mechanical heart valves).....	11
2.6.2 ลิ้นหัวใจเทียมประเภทเนื้อเนื้อเยื่อ (Biological heart valves).....	11
2.7 พฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม	12
2.7.1 ลิ้นหัวใจเทียมแบบลูกบอล (Ball and caged valve).....	12
2.7.2 ลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดเดี่ยว (Tilting disc valve)	13

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.7.3	ลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ (Bi-leaflet valve).....	14
2.8	ปัจจัยที่มีผลต่อการออกแบบลิ้นหัวใจเทียม.....	14
2.9	พลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณ.....	15
2.9.1	สมการควบคุมการไหล (Governing equation of fluid flow).....	16
2.9.2	แบบจำลองความปั่นป่วนสำหรับการไหลของเลือด.....	17
2.10	วิธีการปรับปรุงโครงสร้างแบบพลวัต (Dynamic mesh update methods).....	25
2.10.1	Smoothing methods.....	25
2.10.2	Dynamic layering.....	26
2.10.3	Remeshing methods.....	26
2.10.4	วิธีหอคงศาอิสระ.....	
	(Six degree of freedom (6DOF) Solver Theory).....	27
2.11	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	28
3	วิธีดำเนินการวิจัย.....	44
3.1	บทนำ.....	44
3.2	การพัฒนาต้นแบบและแนวทางในการวิจัย.....	44
3.2.1	การศึกษาลิ้นหัวใจเทียมและการสร้างโดเมนลิ้นหัวใจเทียม.....	44
3.2.2	การตรวจสอบใช้งานซอฟต์แวร์.....	46
3.2.3	การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณและแบบจำลองความปั่นป่วน.....	
	สำหรับการตรวจสอบผลในระบบสามมิติ.....	54
3.2.4	ผลการตรวจสอบการใช้งานซอฟต์แวร์การศึกษาแบบสามมิติ.....	56
3.3	การจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด.....	60
3.3.1	การออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดและการปรับปรุง.....	
	รูปแบบความโค้งของใบพัด.....	60
3.3.2	การสร้างโดเมนและเมชสำหรับการจำลองการไหลของเลือด.....	
	ผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด.....	63
3.3.3	การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณและเงื่อนไขขอบเขตการไหล.....	
	ของการจำลองกรณีการจำลองแบบสามมิติ.....	71

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.4	การจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน.....	73
3.4.1	การออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับสำหรับการจำลอง การไหลของเลือดแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน.....	74
3.4.2	การสร้างเมชสำหรับการทดลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม แบบสามใบพับแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน.....	84
3.4.3	การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณและเงื่อนไขขอบเขตการไหลของ การจำลองกรณีการจำลองการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนใบพับ.....	91
4	ผลดำเนินการวิจัย	102
4.1	บทนำ.....	102
4.2	ผลการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับบนโดเมนสามมิติ	102
4.2.1	อิทธิพลของรูปร่างใบพับต่อความเค้นเฉือนและรูปแบบความเร็วบน เลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามมิติ.....	102
4.2.2	อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพับต่อความเค้นเฉือนและรูปแบบความเร็วบน เลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามมิติ..... (ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ).....	102
4.2.3	อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพับต่อความเค้นเฉือนและรูปแบบความเร็วบน เลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามมิติ..... (ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง)	107
4.3	อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม แบบสามใบพับ	110
4.3.1	อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือด ผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	110
4.3.2	อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือด ผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย	115
4.3.3	อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือด ผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ	119

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.4	อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม แบบสามใบพัด	124
4.4.1	อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่าน ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 องศา	125
4.4.2	อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่าน ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 87 องศา	129
4.4.3	อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่าน ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 90 องศา	134
5	บทสรุปและข้อเสนอแนะ	139
5.1	สรุปผลการวิจัย	139
5.2	ข้อเสนอแนะ	140
	รายการอ้างอิง	141
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก.	144
	ประวัติผู้เขียน	161

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1	สรุปช่วงจังหวะการทำงานของหัวใจ 9
2.2	ตารางเปรียบเทียบความเหมาะสมในการเลือกใช้ลิ้นหัวใจเทียม 12
2.3	ตัวแปรค่าคงที่บนสมการแบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน $k - \epsilon$ 18
2.4	สรุปค่าคงที่ปรากฏในสมการของแบบจำลองความปั่นป่วน standard $k - \omega$ 22
2.5	สรุปค่าคงที่ปรากฏในสมการของแบบจำลองความปั่นป่วน SST standard $k - \omega$ 24
2.6	เงื่อนไขขอบเขตการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมไบพัสสำหรับผู้ป่วยวัย 5 ปี และ 6 เดือน (Yun et al., 2014) 30
2.7	ค่าความเค้นปั่นป่วนสูงสุดในแต่ละตำแหน่งจากลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่ (Grigioni et al., 2001) 39
3.1	ขนาดของส่วนประกอบชิ้นส่วนลิ้นหัวใจเทียมแบบสองไบพัส 45
3.2	การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนโดเมนการไหลของเลือดผ่าน ลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่แบบสองมิติ 48
3.3	การกำหนดเงื่อนไขสำหรับใช้เปรียบเทียบผลจำลองการไหลแบบปั่นป่วน บนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่แบบสองมิติ 48
3.4	แสดงจำนวนเมชที่ใช้ในโดเมนจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบ ไบพัสคู่และผลของความเร็วยุติตำแหน่งหน้าไบพัสในระบบสองมิติ 50
3.5	ค่าความคลาดเคลื่อนจากผลการเปรียบเทียบความเร็วเลือดตำแหน่งหน้าไบพัส และตำแหน่งหลังไบพัส 52
3.6	แสดงจำนวนเมชที่ใช้ในโดเมนจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบไบพัสคู่ และผลของความเร็วยุติตำแหน่งหน้าไบพัสในระบบสามมิติ 56
3.7	โดเมนการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามไบพัสที่ใช้ในกรณีศึกษา 64
3.8	เงื่อนไขขอบเขตของการไหลของกรณีศึกษาบนโดเมนสามมิติ 71
3.9	เงื่อนไขการคำนวณของการไหลของกรณีศึกษาบนโดเมนสามมิติ 72
3.10	กรณีศึกษาและพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการจำลองแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน 83

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตารางที่	หน้า
3.11 รายละเอียดส่วนประกอบของโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ แบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน	84
3.12 รายละเอียดจำนวนและคุณภาพของเมชในโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม แบบสามใบพับ	91
3.13 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตสำหรับการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบ สามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน	93
3.14 การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณสำหรับการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบ สามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน	94
3.15 สรุปช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับเทียบกับเวลา	97
3.16 แสดงข้อมูลการเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพับปิดจนถึงเปิดสุด	98
4.1 โดเมนการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่ใช้ในกรณีศึกษาเปรียบเทียบ..... รูปร่างของใบพับ	104
4.2 โดเมนการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่ใช้ในกรณีศึกษาเปรียบเทียบ..... มุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	106
4.3 โดเมนการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่ใช้ในกรณีศึกษาเปรียบเทียบ..... มุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง	107

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 หัวใจและองค์ประกอบของหัวใจ (J Rodney Levick, 2010, p.3).....	5
2.2 ตำแหน่งและรูปร่างของลิ้นหัวใจ (สัญญา ร้อยสมมุติ, 2555, หน้า 14)	6
2.3 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงความดันเลือดของห้องหัวใจเทียบกับเวลา..... ในระบบวงรอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle) (J Rodney Levick, 2010, p.12)	8
2.4 ภาพการทำงานของห้องหัวใจและลิ้นหัวใจในช่วงวงรอบการทำงานของหัวใจ..... (Cardiac cycle) (J Rodney Levick, 2010, p.19).....	9
2.5 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบลูกบอล (Dasi et al., 2009).....	13
2.6 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดเดี่ยว (Dasi et al., 2009).....	13
2.7 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ (Dasi et al., 2009)	14
2.8 ขั้นตอนการประมวลผลสำหรับวิธีพลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณ	
(Computational Fluid Dynamics: CFD method).....	16
2.9 ขอบเขตแบ่งชั้นเซลล์พื้นผิวสำหรับวิธี Dynamic layering	26
2.10 การติดตั้งตำแหน่งการคำนวณของลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ (a) แยกส่วนของ..... ตำแหน่งพื้นที่แบบจำลอง (1) ตำแหน่งห้องหัวใจ Left ventricular..... (2) ตำแหน่งติดตั้งลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ (3) ตำแหน่ง Aortic sinus..... (4) ตำแหน่งหลอดเลือด Aortic (b) ภาพขยายแสดงลิ้นหัวใจเทียมในช่วงใบพัด..... เปิดสูงสุด (c) มุมมองภาพด้านเอียง (Yun et al., 2014).....	29
2.11 a) การกำหนดอัตราการไหล b) การเคลื่อนไหวของใบพัด 1 รอบการทำงานของหัวใจ	
(Yun et al., 2014).....	29
2.12 ลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ที่ใช้ในการทดลอง (1)St. Jude medical (SJM) valve..... (2)ATS valve (3)Carbomedics (CM) valve (4)Jyros (JR)..... (Akutsu & Haguchi, 2001).....	30
2.13 มุมในการติดตั้งลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ (a) กรณีที่ 1 0 องศา (b) กรณีที่ 2 15 องศา..... (c) กรณีที่ 3 30 องศา (Hong & Kim, 2011).....	32
2.14 ความเร็วเชิงมุมของใบพัดในแต่ละกรณีการติดตั้ง (Hong & Kim, 2011).....	33

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.15 a) คลื่นความเร็วเลือดทางขาเข้า b) โดเมนที่ใช้ในการทดลอง (Shahriari, Maleki, Hassan & Kadem, 2012).....	34
2.16 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านใบพัดลิ้นหัวใจเทียมในสภาวะปกติที่ (0.1 วินาที) ช่วงความเร็วเลือดสูงสุด (0.3 วินาที) ช่วงชะลอตัวของความเร็วเลือด (a)ขนาดของความเร็ว (b)กระแสนของเลือด (c)ค่าความเค้นเฉือนบนเลือด (Shahriari et al., 2012).....	35
2.17 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านใบพัดลิ้นหัวใจเทียมสภาวะใช้งานผิดปกติที่ (0.1 วินาที) ช่วงความเร็วเลือดสูงสุด (0.3 วินาที) ช่วงชะลอตัวของความเร็วเลือด (a)ขนาดของความเร็ว (b)กระแสนของเลือด (c)ค่าความเค้นเฉือนบนเลือด (Shahriari et al., 2012).....	36
2.18 รูปแบบการสะสมของความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นผ่านอนุภาค (a)ใบพัดลิ้นหัวใจเทียม ในสภาวะปกติ (b)ใบพัดลิ้นหัวใจเทียมสภาวะใช้งานผิดปกติ..... (Shahriari et al., 2012).....	37
2.19 St. Jude HP และ Sorinbicarbon (SB) (Grigioni, Daniele, D’Avenio & Barbaro, 2001).....	38
2.20 ค่าความเค้นปั่นป่วนสูงสุดที่ตำแหน่งระยะทางจากตำแหน่งลิ้นหัวใจเทียมเท่ากับ 7 14 21 และ 28 มิลลิเมตร ของลิ้นหัวใจเทียม St. Jude HP (Grigioni et al., 2001).....	38
2.21 ค่าความเค้นปั่นป่วนสูงสุดที่ตำแหน่งระยะทางจากตำแหน่งลิ้นหัวใจเทียมเท่ากับ 7 14 21 และ 28 มิลลิเมตร ของลิ้นหัวใจเทียม Sorinbicarbon (SB) (Grigioni et al., 2001).....	39
2.22 แผนภาพเปรียบเทียบผลความเร็วเลือดระหว่างวิธี DPIV และการจำลองทางคณิตศาสตร์ (105 ms ระยะทางจาก 0.05 ถึง 1.2 เซนติเมตร จากปลายใบพัด)..... (Bluestein, Rambod & Gharib, 1999).....	42
2.23 โมเดลลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด ที่ใช้ในการทดลอง (Li, Chen, Lo & Lu, 2011).....	43
2.24 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่และลิ้นหัวใจเทียม แบบสามใบพัด (Li et al., 2011).....	43
3.1 ต้นแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่.....	45

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.2	แบบจำลองสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่..... 45
3.3	โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสองมิติจากงานวิจัยของ Shahriari et al. (2012)..... 46
3.4	โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสองมิติที่ใช้ศึกษา 46
3.5	โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมสองใบพัดแบบสองมิติ และการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต 47
3.6	ความเร็วทางขาเข้าของเลือด (Velocity blood pulsatile flow) จากห้องหัวใจล่างซ้าย (Shahriari et al., 2012)..... 47
3.7	ผลการทดสอบความเป็นอิสระของกริด (Grid independence) สำหรับปัญหา โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสองมิติ 50
3.8	รูปแบบเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่สำหรับปัญหา ในระบบสองมิติ..... 50
3.9	ตำแหน่งการตรวจสอบเปรียบเทียบผลของความเร็วเลือด ประกอบด้วย ตำแหน่งหน้าใบพัดและตำแหน่งหลังใบพัด 51
3.10	ผลการจำลองแบบสองมิติเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหล แบบปั่นป่วน k-epsilon เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังใบพัดและตำแหน่งหน้าใบพัด 52
3.11	ผลการจำลองแบบสองมิติเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหล แบบปั่นป่วน k-omega เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังใบพัดและตำแหน่งหน้าใบพัด 53
3.12	ผลการจำลองแบบสองมิติเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหล แบบปั่นป่วน SST k-omega เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังใบพัดและตำแหน่งหน้าใบพัด 54
3.13	โดเมนการไหลของเลือดแบบสามมิติ..... 55
3.14	โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสามมิติที่ใช้ศึกษา 55
3.15	โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมสองใบพัดแบบสามมิติ และการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต 56
3.16	ผลการทดสอบความเป็นอิสระของกริด (Grid independence) สำหรับปัญหา โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสามมิติ..... 57

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.17 รูปแบบเมฆบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบไบพับคู่สำหรับปัญหา ในระบบสามมิติ	57
3.18 ตำแหน่งการตรวจสอบเปรียบเทียบผลของความเร็วเลือด ประกอบด้วย ตำแหน่งหน้าไบพับและตำแหน่งหลังไบพับของโดเมนแบบสามมิติ	58
3.19 ผลการจำลองแบบเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหล แบบปั่นป่วน SST k-omega เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังไบพับและ ตำแหน่งหน้าไบพับ (เปรียบเทียบผลการจำลองการไหลแบบสองมิติและสามมิติ)	59
3.20 แนวคิดการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามไบพับ	60
3.21 ตัวอย่างโมเดลสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามไบพับแบบไบเรียบ	61
3.22 การออกแบบความโค้งของไบพับลิ้นหัวใจเทียม	62
3.23 โมเดลสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามไบพับแบบไบเรียบ	62
3.24 โมเดลสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามไบพับแบบโค้ง 0.50d	62
3.25 โมเดลสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามไบพับแบบโค้ง 0.542d	63
3.26 โมเดลสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามไบพับแบบโค้ง 0.583d	63
3.27 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามไบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 1).....	64
3.28 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามไบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 2).....	65
3.29 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามไบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 3).....	65
3.30 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามไบพับแบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 4).....	65
3.31 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามไบพับแบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 5).....	66
3.32 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามไบพับแบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 6).....	66

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.33 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.583d.....	
กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 7).....	66
3.34 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.50d	
กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 8).....	67
3.35 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ.....	
กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 1).....	67
3.36 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ.....	
กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 2).....	68
3.37 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ.....	
กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 3).....	68
3.38 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ.....	
แบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 4).....	69
3.39 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ.....	
แบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 5).....	69
3.40 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ.....	
แบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 6).....	70
3.41 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ.....	
แบบโค้ง 0.583d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 7).....	70
3.42 ตัวอย่างการผสมบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ.....	
แบบโค้ง 0.50d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 8).....	71
3.43 แสดงตัวอย่างการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการไหลบนโดเมนกรณีศึกษาแบบสามมิติ	
(เงื่อนไขขอบเขตบน 8 กรณีศึกษา).....	72
3.44 ตำแหน่งที่วิเคราะห์การไหลบนโดเมนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบสามมิติ.....	73
3.45 องค์ประกอบของโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม.....	
ตำแหน่งใบพับปิดสุดและเปิดสุด.....	74
3.46 แผนภาพและขนาดของโดเมนหลอดเลือดหัวใจสำหรับการจำลองการไหล	
ของเลือดผ่านจุดหมุนของใบพับ	75

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.47 การวางจุดหมุนของใบพัดล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด	76
3.48 โมเดลสามมิติของล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดแบบใบเรียบสำหรับการจำลอง..... แบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน.....	77
3.49 โมเดลสามมิติของล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดแบบโค้งงายสำหรับการจำลอง	77
3.50 โมเดลสามมิติของล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดแบบโค้งงายสำหรับการจำลอง	78
3.51 ตัวอย่างการประกอบโมเดลสามมิติของล้นหัวใจเทียมกับโดเมนหลอดเลือดหัวใจ	79
3.52 ภาพขั้นตอนการแสดงผลการจำลองล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ	80
3.53 ภาพขั้นตอนการแสดงผลการจำลองล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งงาย	80
3.54 ภาพขั้นตอนการแสดงผลการจำลองล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ	81
3.55 เปรียบเทียบในการวางจุดหมุนของล้นหัวใจเทียมทั้งสามชนิดบนระนาบสองมิติ	81
3.56 ตัวอย่างตำแหน่งล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดตอนเปิดสุด มุม 85 องศา.....	82
3.57 ตัวอย่างตำแหน่งล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดตอนเปิดสุด มุม 87 องศา.....	82
3.58 ตัวอย่างตำแหน่งล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดตอนเปิดสุด มุม 90 องศา.....	82
3.59 ลักษณะของโดเมนที่ใช้ในการศึกษาแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน	83
3.60 การแบ่งย่อยโดเมนการไหลของเลือดผ่านล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด	85
3.61 ภาพขยายแสดงส่วนรายละเอียดของโดเมนเคลื่อนที่	86
3.62 โดเมน Leaflet domain และเมชสำหรับโดเมน Leaflet domain	86
3.63 โดเมน Moving zone domain และเมชสำหรับโดเมน Moving zone domain	87
3.64 โดเมน Inlet zone domain และเมชสำหรับโดเมน Inlet zone domain.....	88
3.65 โดเมน Outlet zone domain และเมชสำหรับโดเมน Outlet zone domain.....	88
3.66 โดเมน Aortic sinus domain และเมชสำหรับ Aortic sinus domain	89
3.67 การสร้างเมชเชื่อมต่อระหว่างโดเมน Inlet zone domain..... และ Moving zone domain.....	89

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.68 การสร้างเมชเชื่อมต่อระหว่างโดเมน Aortic sinus, Outlet zone domain..... และ Moving zone domain.....	90
3.69 การสร้างเมชเชื่อมต่อระหว่างโดเมน Leaflet domain และ Moving zone domain	90
3.70 รายละเอียดเงื่อนไขขอบเขตของโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ ..	92
3.71 กราฟเปรียบเทียบเงื่อนไขความเร็วทางขาเข้า Velocity inlet boundary	95
3.72 กราฟเปรียบเทียบเงื่อนไขความดันทางขาออก Pressure outlet boundary	95
3.73 แสดงช่วงการเคลื่อนไหวของใบพับผ่านความดันเลือดระหว่างห้องหัวใจต่อเวลา.....	96
3.74 กราฟเปรียบเทียบผลการจำลองมุมเปิดสูงสุดของใบพับที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา..... ของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ	97
3.75 กราฟสรุปเปรียบเทียบผลความเร็วผ่านช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับลิ้นหัวใจเทียม	98
แบบสามใบพับแบบเรียบผ่านวิธีการจำลองทาง CFD	98
3.76 แสดงภาพเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพับปิดจนถึงเปิดสุด	99
(t = 0.05 ถึง 0.2 วินาที)	99
3.77 แสดงภาพเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพับปิดจนถึงเปิดสุด	100
(t = 0.25 ถึง 0.4 วินาที) (ต่อ).....	100
3.78 แสดงภาพเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพับปิดจนถึงเปิดสุด	101
(t = 0.4 วินาที ตำแหน่งใบพับเปิดสุด) (ต่อ).....	101
3.79 ตำแหน่งที่วิเคราะห์ผลบนเลือดผ่านโดเมนการจำลองแบบสองมิติกรณีการศึกษา	101
ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน	101
4.1 เปรียบเทียบผลค่าความเค้นบนเลือด ณ ตำแหน่งหน้าใบพับ บนโดเมนลิ้นหัวใจเทียมแบบ.....	104
สามใบพับที่มุมเปิดสูงสุด 85 องศา ผ่านช่วงเวลาวิเคราะห์ 0.105, 0.3, 0.6	104
และ 0.8 วินาที ตามลำดับ	104
4.2 เปรียบเทียบผลของค่าความเค้นเฉือน (a) และแนวเส้นความเร็วบนเลือด	105
(b) ผ่านกรณีทดสอบอิทธิพลของรูปร่างใบพับ (Model 1, Model 4, Model 7.....	105
และ Model 8 ตามลำดับ) ที่ 0.105 วินาที.....	105

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.3	
เปรียบเทียบผลของค่าความเค้นเฉือน (a) และแนวเส้นความเร็วบนเลือด	
(b) ผ่านกรณีทดสอบอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพัดแบบเรียบ	
(Model 1, Model 2 และ Model 3 ตามลำดับ) ที่ 0.105 วินาที	106
4.4	
เปรียบเทียบผลของค่าความเค้นเฉือน (a) และแนวเส้นความเร็วบนเลือด	
(b) ผ่านกรณีทดสอบอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพัดแบบโค้ง	
(Model 4, Model 5 และ Model 6 ตามลำดับ) ที่ 0.105 วินาที	108
4.5	
เปรียบเทียบการเกิดกระแสวนผ่านรูปแบบ Streamline ระหว่างลิ้นหัวใจเทียมแบบ	
สามใบพัดแบบเรียบและลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง (แบบใบเรียบ: Model 1,	
Model 2, Model 3 และ แบบใบโค้ง: Model 4, Model 5, Model 6)	109
4.6	
กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด..	
แบบเรียบ ที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด	112
4.7	
แสดงกระแสวนของเลือดผ่านมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียม	
แบบสามใบพัดแบบเรียบที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา	
ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด	113
4.8	
กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียม	
แบบสามใบพัดแบบเรียบที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา	
ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด	115
4.9	
กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียม	
แบบสามใบพัดแบบโค้งหงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา	
ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด	117
4.10	
แสดงกระแสวนของเลือดผ่านมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียม	
แบบสามใบพัดแบบโค้งหงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา	
ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด	118
4.11	
กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียม	
แบบสามใบพัดแบบโค้งหงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา	
ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด	119

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

d	=	normalized boundary distance
C_μ	=	สัมประสิทธิ์ความหนืด
G_b	=	ค่าการแพร่ของพลังงานจลน์ความปั่นป่วน
G_k	=	ค่าการแพร่ของพลังงานจลน์การปั่นป่วน
\tilde{G}_k	=	พลังงานจลน์ความปั่นป่วนจาก Mean velocity gradients
G_ω	=	ค่าอัตราการแยกสลายพลังงานจลน์
h_{ideal}	=	the ideal cell height
h_{min}	=	minimum cell height of cell layer
k	=	พลังงานจลน์ของความปั่นป่วน (Turbulent kinetic energy)
L	=	inertia tensor
\vec{M}_B	=	moment vector of the body
P	=	ความดัน
S	=	modulus of the mean rate-of-strain tensor
S_k	=	พจน์แหล่งกำเนิด k
S_ε	=	พจน์แหล่งกำเนิด ε
S_ω	=	พจน์แหล่งกำเนิด ω
t	=	เวลา
u	=	ความเร็วตามแกน x
u_t	=	ความหนืดของการปั่นป่วน
\vec{u}	=	Mesh displacement velocity
v	=	ความเร็วตามแกน y
w	=	ความเร็วตามแกน z
X	=	แกน X
Y	=	แกน Y
Y_k	=	การกระจายค่าพลังงานจลน์ความปั่นป่วน k
Y_M	=	ผลของการขยายตัวของสาร
Y_ω	=	การกระจายค่าพลังงานจลน์ความปั่นป่วน ω

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

Z	=	แกน Z
α	=	Diffusion parameter
α_s	=	the layer split factor
γ	=	The diffusion coefficient
θ	=	ตัวแปรมุมในแนวแกน Y
μ	=	สัมประสิทธิ์ความหนืด
μ_k	=	ความหนืดของพลังงานจลน์ของความปั่นป่วน
μ_t	=	ความหนืดของความปั่นป่วน (Turbulent viscosity)
μ_ω	=	ความหนืดของอัตราการกระจายเฉพะ
ρ	=	ความหนาแน่น
σ_k	=	Turbulent Prandtl number (k)
σ_ϵ	=	Turbulent Prandtl number (ϵ)
ϕ	=	ตัวแปรมุมในแนวแกน X
ψ	=	ตัวแปรมุมในแนวแกน Z
ω	=	อัตราการแยกสลายพลังงานจลน์ (specific dissipation rate)
$\vec{\omega}_B$	=	the rigid body angular velocity vector

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหา

ลิ้นหัวใจเทียมเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ชนิดหนึ่ง ที่ใช้ในการติดตั้งให้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคเกี่ยวกับลิ้นหัวใจเทียม ลิ้นหัวใจเทียมจะถูกติดตั้งแทนตำแหน่งลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพ สภาวะการทำงานบกพร่อง หรือ หมดสภาพการใช้งาน เพื่อให้ผู้ป่วยที่เป็นโรคเกี่ยวกับลิ้นหัวใจเหล่านี้สามารถดำรงชีวิตอยู่รอดต่อไปได้ โดยการทำงานของลิ้นหัวใจเทียมจะทำให้เลือดไหลจากห้องหนึ่งสู่อีกห้องหนึ่ง โดยไม่มีการไหลย้อนกลับมาห้องเดิม และทำให้การไหลของเลือดเป็นไปอย่างใกล้เคียงกับลิ้นหัวใจธรรมชาติมากที่สุด โรคลิ้นหัวใจนั้นเป็นปัญหาสำคัญเกี่ยวกับการทำงานต่อเนื่องของระบบหัวใจ และพบว่าโรคหัวใจนั้นเป็นสาเหตุในการเสียชีวิตอันดับต้นๆของโลก รวมทั้งในประเทศไทย โดยการรักษาเกี่ยวกับโรคลิ้นหัวใจนั้นสามารถรักษาได้โดยการผ่าตัด 2 ชนิด ได้แก่ การซ่อมแซมลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพ และการผ่าตัดลิ้นหัวใจเทียมแทนที่ลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพ จากรายงานสถิติการผ่าตัดหัวใจในประเทศไทย ในช่วงตั้งแต่ปี พ.ศ. 2556 ถึง ปี พ.ศ. 2560 พบว่ามีผู้ป่วยต้องทำการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียม เท่ากับ 2,238, 2,564, 2,395, 2,586 และ 2,518 ตามลำดับ และ ผู้ป่วยที่ได้รับซ่อมแซมลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพ เท่ากับ 889, 987, 1,075, 1,162 และ 1,070 ตามลำดับ (สมาคมศัลยแพทย์ทรวงอกแห่งประเทศไทย, 2560) จากรายงานสถิติพบว่าผู้ป่วยต้องทำการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมมีมากกว่าผู้ป่วยที่ได้รับซ่อมแซมลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพ นอกจากนี้ยังมีผู้ป่วยที่ได้รับทั้งการซ่อมแซมลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพและผู้ป่วยต้องทำการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมร่วมกันด้วย ดังนั้นลิ้นหัวใจเทียมจึงมีบทบาทสำคัญต่อการรักษาลิ้นหัวใจเป็นอย่างมาก ซึ่งหมายความว่าผู้ป่วยที่ได้รับการติดตั้งลิ้นหัวใจเทียมจะไม่ต้องทำการผ่าตัดเป็นครั้งต่อไปอีกเมื่อทำการติดตั้งแล้ว แต่เนื่องจากลิ้นหัวใจเทียมเป็นวัสดุแปลกปลอมที่ถูกตั้งอยู่ภายในระบบร่างกายสิ่งมีชีวิต จึงเกิดปัญหาสำหรับลิ้นหัวใจเทียมทางกล คือ การเกิดลิ่มเลือด และการตกเลือดในระบบ ส่งผลให้ผู้ป่วยต้องรับประทานยาละลายลิ่มเลือดอยู่เป็นระยะ ลิ่มเลือดสามารถเกิดจากความเสียหายของเม็ดเลือดที่ไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมในระบบ โดยขึ้นอยู่กับลักษณะรูปแบบของใบพัดที่ออกแบบไว้ส่งผลให้รูปแบบการไหลของเลือดแตกต่างกัน มีผลต่อ ความเร็วเลือด ความเค้นเฉือน ทำให้เม็ดเลือดแดงเสียหายและเกิดการแตกตัว และการสร้างกระแสวนในระบบการไหลเวียนเลือดก่อให้เกิดการรวมตัวเป็นลิ่มเลือด

ในงานวิจัยเล่มนี้เพื่อในการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมในรูปแบบต่างๆสำหรับการจำลองเพื่อพัฒนาการไหลของเลือดให้ใกล้เคียงลิ้นหัวใจแบบธรรมชาติที่สุด โดยจะใช้ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบ

พับเป็นพื้นฐานในการออกแบบ และปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์ที่สำคัญของลิ้นหัวใจเทียม คือ ออกแบบความแตกต่างลักษณะของใบพับให้มีความโค้งและปรับมุมเปิดสูงสุดของใบพับ งานวิจัยนี้จึงศึกษาพฤติกรรมการไหลของเลือด ที่เกี่ยวข้องกับ ความเร็วเลือด ความเค้นเฉือน และกระแสวนของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมสามใบพับของอิทธิพลของรูปร่างใบพับแบบเรียบ โค้งคว่ำ และโค้งหงาย และมุมเปิดสูงสุดของใบพับที่ 85, 87 และ 90 องศา ด้วยวิธีการจำลองเชิงตัวเลข เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบแบบจำลอง วิเคราะห์ สรุปผล เพื่อนำพารามิเตอร์มาใช้ในการออกแบบปรับปรุงชิ้นงานในอนาคตได้

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อศึกษาอิทธิพลรูปร่างและมุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับต่อแนวเส้นความเร็ว

1.2.2 เพื่อศึกษาอิทธิพลรูปร่างและมุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับต่อความเค้นเฉือน

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้มีขอบเขตในการทำการศึกษา ใช้วิธีการจำลองทางของไหลผ่านโปรแกรม ANSYS fluent

1.3.1 วิเคราะห์ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ ณ ตำแหน่ง Aortic sinus

1.3.2 เปรียบเทียบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ โดยปรับปรุงลักษณะของใบพับ คือ แบบเรียบ แบบโค้งคว่ำ และแบบโค้งหงาย

1.3.3 เปรียบเทียบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ โดยปรับมุมเปิดสูงสุดของใบพับเท่ากับ 85 87 และ 90 องศา ตามลำดับ

1.3.4 การจำลองการไหลของเลือดจะมีการกำหนดคุณสมบัติ ดังต่อไปนี้

1.3.4.1 เลือดมีความหนืดและเป็น การไหลแบบอัดตัวไม่ได้ (Viscous incompressible fluid)

1.3.4.2 ความเร็วของเลือดทางขาเข้าเป็นแบบ Uniform flow และเป็น การไหลเวียนโลหิตที่ไม่คงตัว (Unsteady blood pulsatile flow)

1.3.4.3 จำลองการไหลของเลือดด้วยวิธีปฏิสัมพันธ์ระหว่างโครงสร้างกับของไหล (6DOF Fluid-Structure Interaction)

1.3.4.4 กำหนดให้เลือดเป็นของไหลแบบนิวตันเนียน (Newtonian fluid)

1.3.4.5 ไม่พิจารณาความยืดหยุ่นของผนังหลอดเลือด

1.3.4.6 ไม่พิจารณาน้ำหนักของใบพับลิ้นหัวใจเทียม

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 สามารถประเมินรูปแบบการไหล การเกิดความเค้นเฉือนบนเลือด ที่เกิดขึ้นบนลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบต่างๆได้

1.4.2 ได้ข้อมูลที่จะช่วยในการเป็นแนวทางที่จะออกแบบลักษณะรูปแบบลิ้นหัวใจเทียมที่เหมาะสมต่อไปได้



บทที่ 2

ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

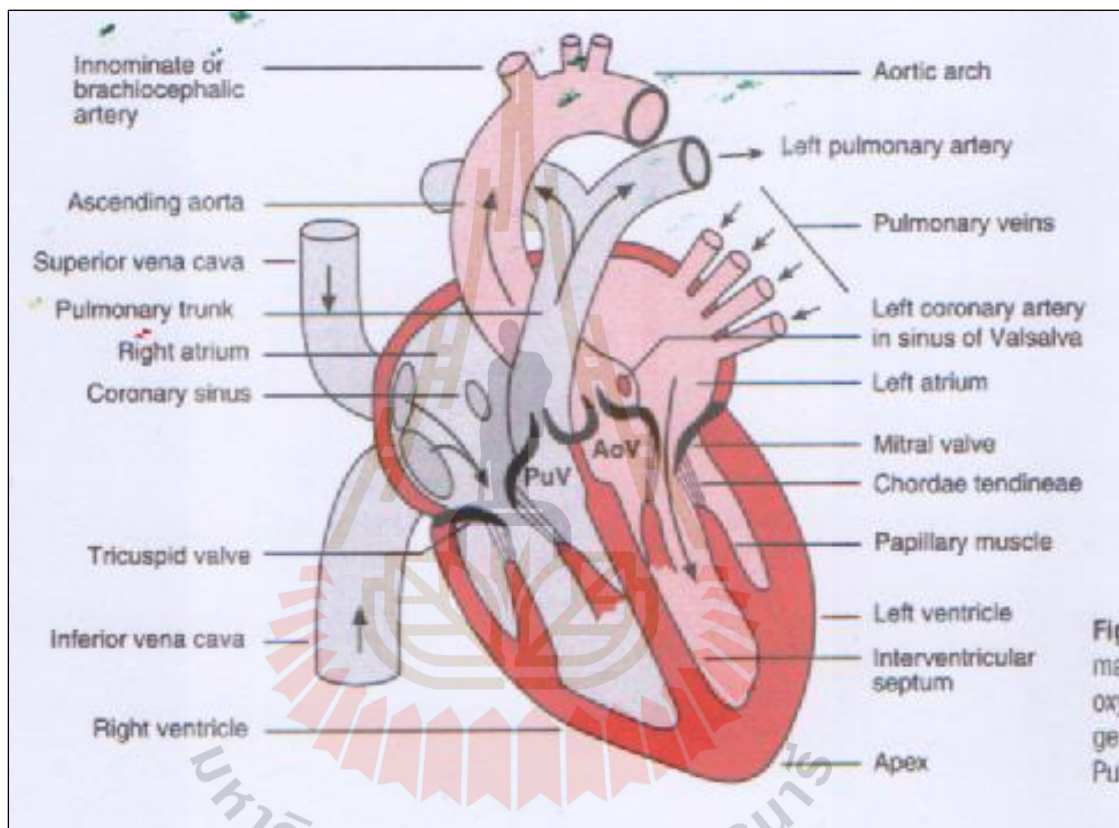
2.1 บทนำ

บทนี้จะกล่าวถึงองค์ประกอบและระบบการทำงานของหัวใจ เพื่อศึกษาพฤติกรรมการทำงานของระบบหัวใจภายใน ต่อมา ปัญหาของผู้ป่วยโรคคลื่นหัวใจและวิธีแนวทางในการรักษาผู้ป่วยโรคคลื่นหัวใจ การรักษาด้วยวิธีการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียม จากนั้นจะกล่าวในส่วนของปัญหาที่เกิดขึ้นของผู้ป่วยหลังจากได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียม องค์ประกอบของลิ้นหัวใจเทียม ปัญหาที่พบในพฤติกรรมการทำงานของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแต่ละชนิด การออกแบบปรับปรุงลิ้นหัวใจเทียม งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และกล่าวถึงการนำทฤษฎีพลศาสตร์ด้านของไหลกับวิธีคำนวณเชิงตัวเลขเพื่อการออกแบบและศึกษาพฤติกรรมการทำงานของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม

2.2 หน้าที่และองค์ประกอบของหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะส่วนสำคัญของมนุษย์และสิ่งมีชีวิต ทำหน้าที่หลักในการสูบฉีดเลือดเข้าสู่อวัยวะส่วนต่างๆของร่างกาย มีหลอดเลือดและเส้นเลือดเป็นแหล่งเชื่อมโยงในการขนส่งเลือด ซึ่งเลือดจะเป็นตัวกลางในการลำเลียงสารอาหารให้กับเซลล์อวัยวะส่วนภายในต่างๆของร่างกาย เพื่อรักษาสมดุลของร่างกายกับอวัยวะต่างๆให้เพียงพอต่อความต้องการในการดำรงชีวิตให้อยู่รอด(กรองกาญจน์ ชูทิพย์, 2563, หน้า 2) ระบบการไหลเวียนของเลือดจะทำการลำเลียงออกซิเจน (O_2) เพื่อแลกเปลี่ยนสารอาหารต่างๆระหว่างเซลล์อวัยวะ กระบวนการไหลเวียนของเลือดที่อยู่ในระบบของร่างกายยังสามารถช่วยในการกำจัดของเสีย เชื้อโรค สมานบาดแผล และยังเป็นระบบที่สามารถหมุนเวียนกลับมาใช้ใหม่ได้โดยการนำคาร์บอนไดออกไซด์ (CO_2)ในเลือดมาฟอกส่วนปอดเพื่อแลกเปลี่ยนกลับมาเป็นออกซิเจน (O_2) (สัญญา ร้อยสมมุติ, 2555, หน้า 18) หากสารอาหารที่หล่อเลี้ยงในระบบมีไม่เพียงพอต่อร่างกายของมนุษย์และสิ่งมีชีวิตจะรู้สึกอ่อนแอและอันตรายถึงขั้นไม่สามารถดำรงชีวิตอยู่ต่อได้ ระบบการไหลเวียนเลือดนั้นจึงจำเป็นต้องมีการทำงานแบบวงจรวนซ้ำเพื่อให้เกิดการหมุนเวียนแลกเปลี่ยนสารอาหารของระบบอวัยวะภายในร่างกาย โดยมีหัวใจเป็นอวัยวะหลักส่วนสำคัญในการควบคุมการสูบฉีดให้เลือดเกิดการไหลเวียนในร่างกายทั้งหมด รูปที่ 2.1 หัวใจจะถูกแบ่งออกเป็นห้องหัวใจทั้งหมดเป็น 4 ส่วน (J Rodney Levick, 2010, p.16) ได้แก่ 2 ห้องหัวใจบนเอเทรียม (Atrium) ประกอบด้วย ห้องหัวใจบนซ้าย (Left atrium) กับห้องหัวใจบนขวา (Right atrium) และ 2 ห้องหัวใจล่างเวนทริเคิล (Ventricle) ประกอบด้วย ห้องหัวใจล่างขวา (Right

ventricle) กับห้องหัวใจล่างซ้าย (Left ventricle) จะถูกแบ่งแยกฝั่งห้องซ้ายและขวากันโดยผนังหัวใจ โดยจะแบ่งหน้าที่หมุนเวียนการทำงานออกเป็น 2 ส่วน ดังรูปที่ 2.2 ได้แก่ ห้องหัวใจฝั่งซ้ายทำหน้าที่รับเลือดดีจากการพอกผ่านปอดและสูบฉีดเลือดดีสู่อวัยวะต่างๆภายในร่างกาย ตรงกันข้ามห้องหัวใจฝั่งขวาจะทำหน้าที่รับเลือดเสียจากร่างกายไปพอกที่ปอด (สัญญา ร้อยสมมุติ, 2555, หน้า 11)

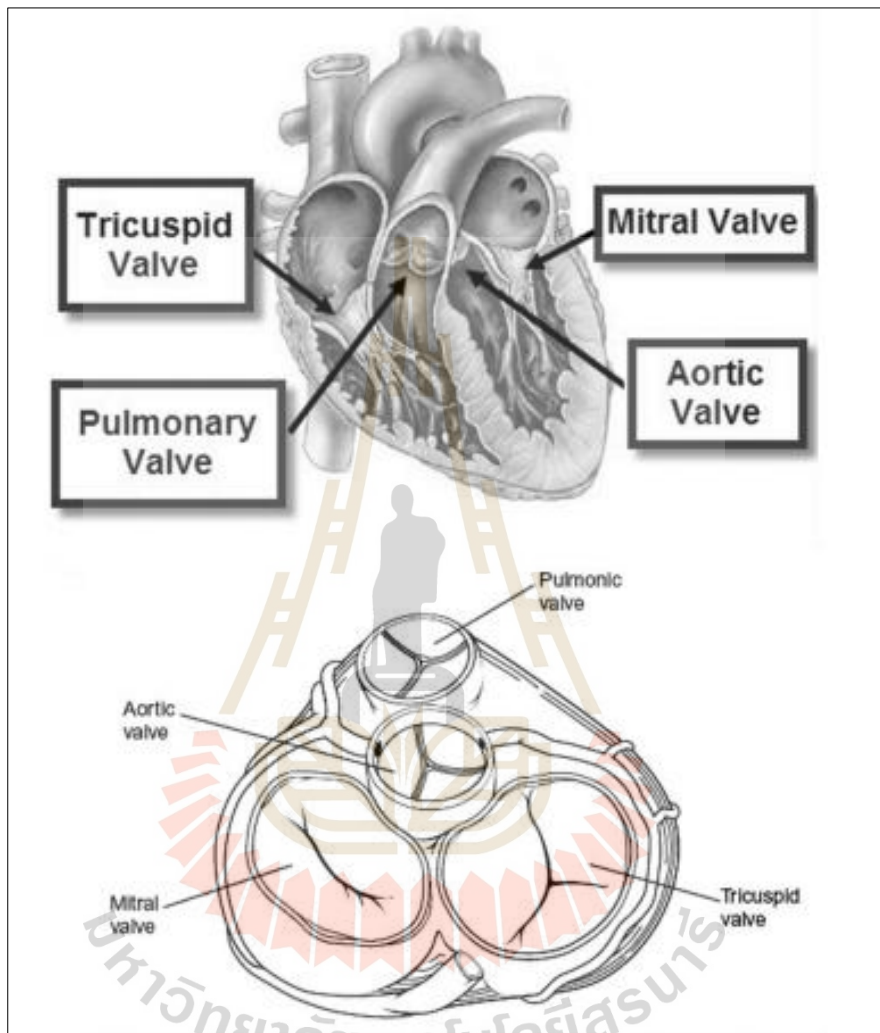


รูปที่ 2.1 หัวใจและองค์ประกอบของหัวใจ (J Rodney Levick, 2010, p.3)

การส่งผ่านเลือดระหว่างระบบไหลเวียนเลือดของหัวใจจะมีลิ้นหัวใจ เปรียบเสมือนบานพับ สามารถเคลื่อนไหวเป็นจังหวะเปิด-ปิดผ่านแรงดันเลือด ทำหน้าที่ควบคุมปิดกั้นทิศทางการไหลของเลือดไม่ให้เกิดการไหลผ่านย้อนกลับเข้าสู่ห้องหัวใจเดิมซ้ำเพื่อให้จังหวะการทำงานของแต่ละห้องหัวใจสามารถสูบฉีดเลือดส่งผ่านระหว่างกันได้สะดวก

ลิ้นหัวใจมีทั้งหมด 4 ลิ้น ได้แก่ ลิ้นเอออร์ติก (Aortic valve) อยู่ระหว่างห้องหัวใจล่างซ้าย (Left ventricle) กับหลอดเลือดแดง (Aorta) ลิ้นพัลโมนารี (Pulmonary valve) อยู่ระหว่างห้อง

หัวใจห้องขวา (Right ventricle) กับหลอดเลือดแดงปัลโมนารี ลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid valve) อยู่ระหว่างห้องหัวใจบนขวา (Right atrium) กับห้องหัวใจห้องขวา (Right ventricle)



รูปที่ 2.2 ตำแหน่งและรูปร่างของลิ้นหัวใจ (สัญญา ร้อยสมมุติ, 2555, หน้า 14)

และ ลิ้นไมตรัล (Mitral valve) อยู่ระหว่างห้องหัวใจบนซ้าย (Left atrium) กับห้องหัวใจห้องซ้าย (Left ventricle) อีกทั้งสามารถจำแนกออกเป็น 2 ประเภท ลิ้นหัวใจปิดกั้นระหว่างห้องหัวใจบนและล่าง เรียกว่า ลิ้นเอวี (atrio ventricular valves) มีลักษณะเป็นแผ่นเนื้อเยื่อ ประกอบด้วย ลิ้นไตรคัสปิด กับลิ้นไมตรัล และ ลิ้นกั้นระหว่างห้องหัวใจกับหลอดเลือดหัวใจ เรียกว่า ลิ้นครึ่งทรงกลม (semilunar valves) มีลักษณะเป็นเนื้อเยื่อครึ่งวงกลมสามชิ้น ประกอบด้วย ลิ้นเออเออร์ดิก กับลิ้นปัลโมนารี(สัญญา ร้อยสมมุติ, 2555, หน้า 14)

2.3 การทำงานของส่วนประกอบของหัวใจ

ระบบการไหลเวียนของเลือดในร่างกายมีการทำงานรับและส่งเลือดผ่านห้องหัวใจ แลกกันสลับไปมาอยู่ตลอดเวลา การสูบฉีดเลือดของระบบไหลเวียนเลือดภายในร่างกายในแต่ละครั้งสามารถถูกกระตุ้นให้เกิดการทำงานขึ้นได้ เกิดจากการบีบตัวและคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจทำให้เกิดแรงดันเลือดเกิดขึ้นภายในห้องหัวใจ ซึ่งแต่ละห้องหัวใจนั้นจะหน้าที่ในการรับและส่งต่อแรงดันเลือดระหว่างห้อง อัตราการเต้นของหัวใจต่อ 1 รอบ จะเรียกว่า วงรอบการทำงานของหัวใจ (cardiac cycle) จะประกอบด้วย จังหวะช่วงคลายตัว (diastolic phase) จังหวะช่วงบีบตัว (systolic phase) ดังรูปที่ 2.3 และ รูปที่ 2.4

1) จังหวะบีบตัว (systolic phase)

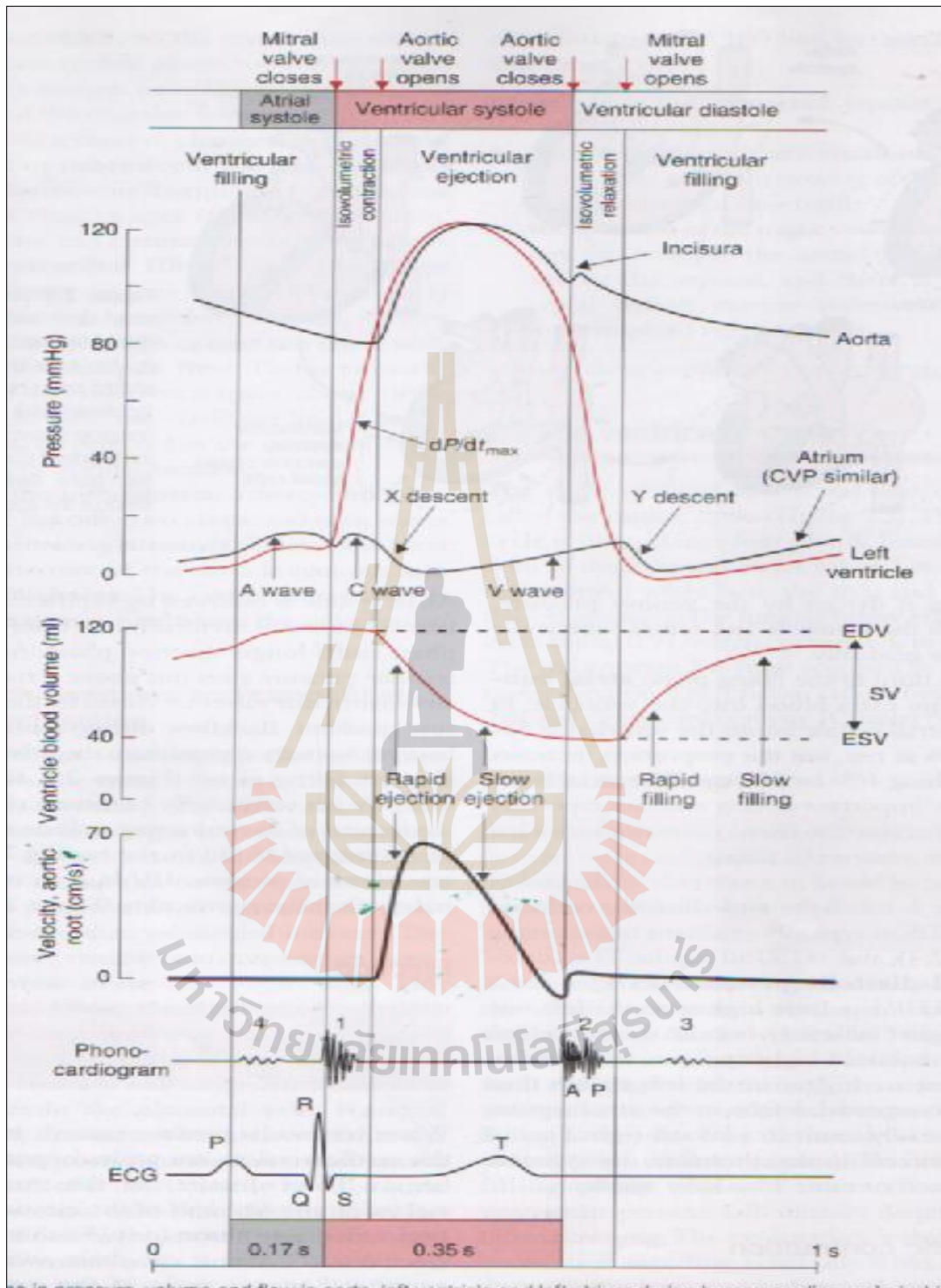
จังหวะบีบตัวเอเทรียล (Atrial systole) ห้องหัวใจบนเอเทรียมทั้งหมดเกิดการบีบตัว ความดันเลือดทำให้ลิ้นเอวีเปิดออก บีบให้เลือดไหลจากห้องหัวใจบนไปห้องหัวใจล่าง

จังหวะบีบตัวเวนตริคูลาร์ (Ventricular systole) เริ่มจากระยะหดตัวของไอโซโวลูเมตริก (Isovolumetric contraction) เป็นการเตรียมความพร้อมเลือดภายในห้องหัวใจล่าง ห้องหัวใจล่างจะเริ่มต้นในการบีบตัวเล็กน้อย ความดันภายในห้องหัวใจล่างเพิ่มสูงขึ้นมาก ส่งผลให้ลิ้นหัวใจเอวีปิด เพื่อควบคุมความดันเลือดด้วย ต่อมาจะเป็นระยะที่เลือดจะสูบฉีดเข้าสู่อวัยวะในร่างกายและรับเลือดไปฟอกที่ปอด (Ventricular ejection) เกิดจากการบีบตัวของห้องหัวใจล่าง แรงดันจากห้องหัวใจล่างสูงขึ้นมากกว่าแรงดันจากหลอดเลือดส่งผลให้ลิ้นครึ่งทรงกลมเปิดออก

2) จังหวะคลายตัว (diastolic phase)

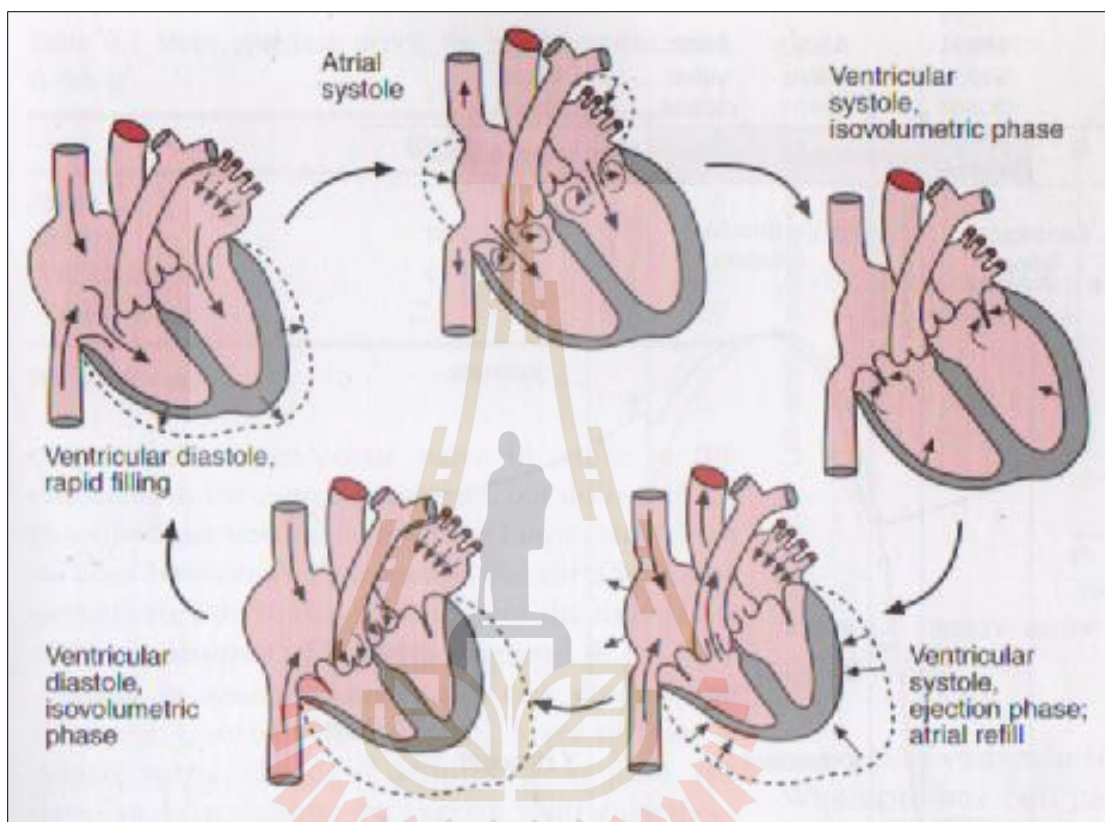
จังหวะคลายตัวเวนตริคูลาร์ (Ventricular diastole) หลังจากห้องหัวใจล่างมีการบีบตัวจนสุดแล้วจะเกิดการเริ่มคลายตัวเรียกว่า ระยะคลายตัวไอโซโวลูเมตริก (Isovolumetric relaxation) ความดันภายในห้องหัวใจล่างเริ่มลดลงส่งผลให้ ลิ้นหัวใจทั้งหมดปิด และเริ่มมีการเตรียมเลือดเข้าสู่ห้องหัวใจบน (ventricular filling) หลังจากนั้นการทำงานจะเป็นการวนซ้ำ

อัตราเร็วในการเต้นของหัวใจต่อ 1 รอบ จะใช้เวลาโดยเฉลี่ย 0.9 วินาที ในจังหวะการทำงานของหัวใจเริ่มต้นจาก จะใช้ระยะเวลาเตรียมเลือด (Ventricular filling) เท่ากับ 0.5 วินาที ระยะเวลาหดตัวของไอโซโวลูเมตริก (Isovolumetric contraction) 0.05 วินาที ระยะเวลาสูบฉีดเลือด (Ventricular ejection) 0.3 วินาที ระยะคลายตัวไอโซโวลูเมตริก (Isovolumetric relaxation) 0.08 วินาที (J Rodney Levick, 2010) ในแต่ละช่วงการไหลเวียนเลือดของระบบจะสัมพันธ์โดยการส่งผ่านแรงดันเลือดต่อกัน ทำให้ระบบไหลเวียนเลือดสมบูรณ์ได้จำเป็นต้องการควบคุมแรงในแต่ละช่วงให้เหมาะสม



รูปที่ 2.3 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงความดันเลือดของห้องหัวใจเทียบกับเวลาในระบบวงรอบการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle) (J Rodney Levick, 2010, p.12)

ลิ้นหัวใจจะเป็นส่วนหลักในการควบคุมแรงดันภายใน หากลิ้นหัวใจเกิดความบกพร่องต่อหน้าที่จะส่งผลต่อการควบคุมแรงดันเลือดสู่อวัยวะในร่างกาย และสามารถเกิดปัญหาภาวะแทรกซ้อนของหัวใจขึ้นในภายหลัง



รูปที่ 2.4 ภาพการทำงานของห้องหัวใจและลิ้นหัวใจในวงรอบการทำงานของหัวใจ

(J Rodney Levick, 2010, p.19)

ตารางที่ 2.1 สรุปช่วงจังหวะการทำงานของหัวใจ

ช่วงจังหวะการทำงานของหัวใจ	ระยะเวลา (วินาที)	ลิ้นเอวี	ลิ้นครึ่งทรงกลม
ระยะเตรียมเลือด	0.5	เปิด	ปิด
ระยะหดตัวของไอโซโซลูเมตริก	0.05	ปิด	ปิด
ระยะสูบนิดเลือด	0.3	ปิด	เปิด
ระยะคลายตัวไอโซไวลูเมตริก	0.08	ปิด	ปิด

2.4 โรคลิ้นหัวใจและปัญหาที่พบในผู้ป่วย

ลิ้นหัวใจที่มีความบกพร่อง ส่งผลให้เลือดเกิดการไหลย้อนกลับสู่ห้องหัวใจในจังหวะการคลายตัวและสูญเสียการควบคุมการส่งแรงดันเลือดระหว่างจังหวะบีบตัว (Kim, Choi, Kweon, Yang and Kim, 2020) ผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจจะมีการทำงานของหัวใจหนักขึ้น ผู้ป่วยบางรายอาจถึงขั้นเสียชีวิตเนื่องจากระบบการทำงานของหัวใจล้มเหลว จะสามารถแบ่งออกเป็น 2 ลักษณะคือ ลิ้นหัวใจรั่ว (Regurgitation) และลิ้นหัวใจตีบ (Stenosis) ส่วนใหญ่มักพบมากสุดในลิ้นเอเออร์ติกและโรคลิ้นหัวใจเอเออร์ติกเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับต้นๆของผู้ป่วยลิ้นหัวใจทั่วโลก รวมทั้งในประเทศไทย (อรวรรณ คำเหลา, กมลทิพย์ สกุลกันบัณฑิต, และพิมลนาฏ ชื้อสตัย, 2563) ซึ่งสาเหตุจากความผิดปกติของลิ้นหัวใจในผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจสามารถจำแนกโรคได้ออกเป็น 4 กลุ่ม ดังนี้

- 1) โรคลิ้นหัวใจพิการตั้งแต่กำเนิด
- 2) โรคลิ้นหัวใจรูมาติก เกิดขึ้นจากผู้ป่วยใช้รูมาติกส์ เกิดจากการติดเชื้อ ทำให้ระบบร่างกายมีภูมิคุ้มกันผิดปกติ ส่งผลให้ในระยะยาวเกิดการทำลายเนื้อเยื่อลิ้นหัวใจ ทำให้ลิ้นหัวใจรั่ว เปิดปิดได้ไม่สนิท
- 3) โรคลิ้นหัวใจผิดปกติจากการเสื่อมสภาพตามอายุ เกิดจากการเสื่อมสภาพของลิ้นหัวใจตามเวลา มีความยืดหยุ่นน้อยลง และมีไขมันหินปูนเกาะก่อให้เกิดผังผืด ทำให้ลิ้นหัวใจเปิดปิดไม่สนิท มักพบในผู้ป่วยอายุ 40 ปีขึ้นไป
- 4) โรคลิ้นหัวใจอักเสบจากการติดเชื้อ เกิดขึ้นจากปัจจัยภายนอก เช่น มีการรับเชื้อจากการใช้เข็มฉีดยาร่วมกัน ทำให้โรคติดเชื้อเข้ากระแสเลือดได้ง่าย ส่งผลให้เชื้อสามารถเพาะตัวและทำลายส่วนประกอบของลิ้นหัวใจได้ โรคลิ้นหัวใจประเภทนี้ สามารถมีโอกาสเกิดขึ้นได้กับผู้ป่วยทุกวัย

2.5 วิธีการรักษาผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจ

ในปัจจุบันการรักษาโรคลิ้นหัวใจสามารถรักษาได้หลากหลายวิธีตามระดับความรุนแรงของอาการขึ้นอยู่กับการวินิจฉัยของแพทย์ที่ทำการรักษา โดยมีการจำแนกแนวทางในการรักษาผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจ ได้ดังต่อไปนี้

- 1) การรักษาด้วยยา แพทย์ใช้ยาในการขยายหลอดเลือด เพื่อสามารถควบคุมอัตราการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยที่มีอาการสูบฉีดเลือดผิดปกติจากความผิดปกติของลิ้นหัวใจเทียม ช่วยให้หัวใจทำงานสะดวกขึ้น การรักษาด้วยยาสามารถรักษาลิ้นหัวใจที่มีอาการเสียหายไม่รุนแรง
- 2) การซ่อมแซมลิ้นหัวใจ (Valve repair) สามารถซ่อมแซมลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพในการยืดหยุ่น หรือ ขาด ก่อให้ลิ้นหัวใจมีอาการตีบและรั่ว เทคนิคการซ่อมแซมจะกำจัดส่วนที่เสียหายออก และหาเนื้อเยื่อใหม่เข้ามาทดแทนส่วนที่นำออกไป เพื่อให้ลิ้นหัวใจมีโครงสร้างกลับมาทำงานได้ตามปกติ วิธีที่ยากและแพทย์ต้องมีความชำนาญในการรักษา ซึ่งถ้าสำเร็จจะส่งผลดีต่อผู้ป่วยโรคลิ้น

หัวใจที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจในระยะยาว เนื่องจากผู้ป่วยไม่ต้องรับประทานยาละลายลิ่มเลือด

3) การผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียม (Valve replacement) เหมาะสำหรับผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจที่ไม่สามารถรักษาได้ด้วยวิธีการผ่าตัดซ่อมแซม มีอาการโรคลิ้นหัวใจที่รุนแรงรวมถึงลิ้นหัวใจมีความเสื่อมสภาพมาก แพทย์มีความจำเป็นต้องวินิจฉัยด้วยวิธีการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมแทนที่ลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพ เพื่อให้ผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจสามารถดำรงชีวิตต่อไปในระยะยาว

2.6 ประเภทของลิ้นหัวใจเทียม

ในปัจจุบันลิ้นหัวใจเทียมเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์หลักในการช่วยเหลือผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจจัดเป็นส่วนหนึ่งในขั้นตอนในการเตรียมการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจส่วนอวัยวะที่เสื่อมสภาพการใช้งานผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจควรเลือกรับการเปลี่ยนประเภทลิ้นหัวใจเทียมให้มีความเหมาะสมและปลอดภัยในการใช้งานในการดำรงชีวิตต่อไป แบ่งออกตามลักษณะได้ 2 ชนิด คือ

2.6.1 ลิ้นหัวใจเทียมประเภทโลหะ (Mechanical heart valves)

นับตั้งแต่ปีค.ศ. 1953 ลิ้นหัวใจเทียมแบบลูกบอลที่ได้ถูกคิดค้นขึ้นเพื่อใช้ในทางการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจโดย Hufnagel (Dasi, Simon, Sucosky, and Yoganathan, 2009) ซึ่งเป็นลิ้นหัวใจประเภทโลหะชนิดแรกของโลกที่สามารถผ่าตัดเปลี่ยนอวัยวะเทียมได้สำเร็จ ถือว่าเป็นต้นแบบในการออกแบบสร้างลิ้นหัวใจเทียม ปัจจุบันได้เลิกพัฒนาและใช้งานทางการแพทย์ไปแล้ว ทำให้เกิดการพัฒนาลิ้นหัวใจเทียมมาอย่างต่อเนื่อง จนกระทั่งปี ค.ศ. 1969 ลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดเดี่ยวได้ถูกสร้างขึ้นโดยเปลี่ยนลักษณะลิ้นเปิด-ปิดจากลูกบอลเป็นใบพัด และในปี ค.ศ. 1978 ได้มีการพัฒนาลิ้นหัวใจเทียมจากใบพัดเดี่ยวเป็นสองใบพัด โดย St Jude Medical (Dasi et al., 2009) ในปัจจุบันลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่เป็นลิ้นหัวใจเทียมประเภทโลหะที่ได้รับความนิยมในการผ่าตัดเปลี่ยนมากที่สุด อย่างไรก็ตาม ลิ้นหัวใจเทียมประเภทโลหะเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ประเภทชีวกลจะมีความแข็งแรงทนทาน อายุการใช้งานยาวนาน แต่โดยปกติแล้วร่างกายของมนุษย์จะสร้างภูมิเพื่อต่อต้านสิ่งแปลกปลอมในร่างกาย ปัญหาหลังจากผู้ป่วยลิ้นหัวใจที่ได้รับการเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะ คือ ต้องได้รับยาละลายลิ่มเลือดตลอดชีวิตเพื่อลดการเกิดปัญหาลิ่มเลือดอุดตันในระบบไหลเวียนเลือด ลิ้นหัวใจเทียมประเภทโลหะจะเหมาะสำหรับผู้ป่วยที่ช่วงอายุต่ำกว่า 65 ปี ที่ไม่มีข้อห้ามในการรับประทานยาละลายลิ่มเลือด

2.6.2 ลิ้นหัวใจเทียมประเภทเนื้อเยื่อ (Biological heart valves)

ลิ้นหัวใจประเภทเนื้อเยื่อจะมีการออกแบบเนื้อเยื่อลิ้นหัวใจให้เสมือนจริงเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจแบบปกติ ด้วยการออกแบบให้ลิ้นหัวใจให้มีลักษณะ 3 ใบพัด โดยลักษณะการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบเนื้อเยื่อจะเกิดการไหลส่งตรงไปทางช่องการไหลตรงกลางผ่านลิ้นหัวใจ

ได้เสมือนจริง ลิ้นหัวใจประเภทเนื้อเยื่อมีความยืดหยุ่น เคลื่อนไหวพริ้วเปิดปิดตามจังหวะของหัวใจ เนื้อเยื่อนำมาใช้ในการผลิตเป็นเนื้อเยื่อลิ้นหัวใจเทียม สามารถทำจากเนื้อเยื่อจากสิ่งมีชีวิตประเภทอื่น เช่น ลิ้นหัวใจหมู เยื่อหุ้มหัวใจวัว หรือ มาจากเนื้อเยื่อหัวใจของมนุษย์ ที่ได้รับจากการบริจาค อวัยวะ เนื่องจากเป็นอวัยวะเทียมแบบเนื้อเยื่อและมีการทำงานคล้ายคลึงกับลิ้นหัวใจแบบปกติมากที่สุด ผู้ป่วยที่ผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมประเภทเนื้อเยื่อจึงไม่ต้องมีการรับประทานยาละลายลิ่มเลือด ข้อเสียที่เกิดขึ้นของลิ้นหัวใจเทียมประเภทเนื้อเยื่อจะมีการเสื่อมสภาพการใช้งานเร็ว ผู้ป่วยที่ทำการผ่าตัดเปลี่ยนอุปกรณ์ลิ้นหัวใจเทียมประเภทเนื้อเยื่อจะมีอายุการใช้งานราวๆ 5-10 ปี จึงเหมาะสำหรับผู้ป่วยสูงอายุที่ไม่ต้องการรับประทานยาละลายลิ่มเลือดเพื่อลดปัจจัยเสี่ยงอื่นๆภายหลังผ่าตัด และผู้ป่วยที่ไม่ต้องการรับการผ่าตัดเปลี่ยนซ้ำ

2.7 พฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม

ลักษณะการไหลที่ผิดปกติของเลือดคือปัญหาที่พบของลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งส่งผลให้เกิดลิ่มเลือดอุดตันลิ้นหัวใจ ผู้ป่วยต้องได้รับการรับประทานยาละลายลิ่มเลือดอย่างต่อเนื่อง ปัญหาที่พบนั้นเกิดจากรูปแบบของใบพัดลิ้นหัวใจเทียม การรั่วไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งทำให้เกิดความเร็วในการไหลของเลือด ความเค้นเฉือน และการเกิดกระแสวนภายในเลือด ที่แตกต่างกัน โดยจะพิจารณาพฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม ณ ตำแหน่งลิ้นเออร์ติก

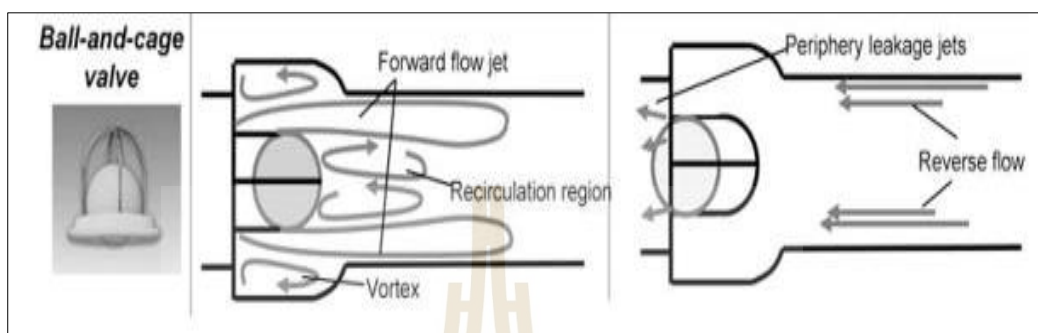
ตารางที่ 2.2 ตารางเปรียบเทียบความเหมาะสมในการเลือกใช้ลิ้นหัวใจเทียม

ลิ้นหัวใจเทียม	ข้อดี	ข้อเสีย
ลิ้นหัวใจเทียมประเภทโลหะ	แข็งแรง คงทน อายุการใช้งานยาวนาน เหมาะสำหรับผู้ป่วยช่วงอายุต่ำกว่า 65 ปี	สามารถเกิดลิ่มเลือดอุดตัน ผู้ป่วยต้องได้รับยาละลายลิ่มเลือดตลอดอายุการใช้งาน
ลิ้นหัวใจเทียมประเภทเนื้อเยื่อ	ไม่เกิดปัญหาลิ่มเลือดอุดตันในระบบ และผู้ป่วยไม่จำเป็นต้องรับประทานยาละลายลิ่มเลือด เหมาะสำหรับผู้ป่วยสูงอายุ	อายุการใช้งานต่ำ เสื่อมสภาพไวภายใน 5-10 ปี

2.7.1 ลิ้นหัวใจเทียมแบบลูกบอล (Ball and caged valve)

จากรูปที่ 2.5 แสดงพฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบลูกบอล ในช่วงการไหลไปข้างหน้าเลือดจะไหลผ่านลูกบอลเป็นเส้นรอบวงกลมทำให้รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมรุ่นนี้จะถูกแยกการไหลโดยลูกบอลทรงกลม โดยมีระดับความเร็วสูงสุดของเลือดอยู่

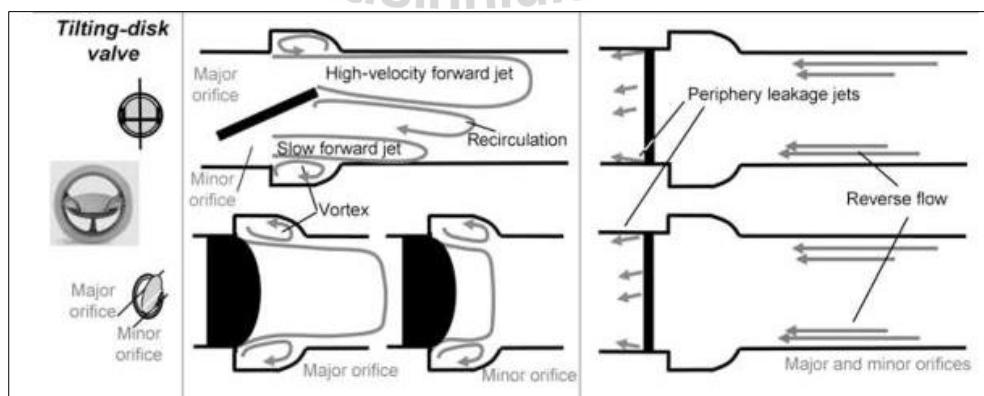
ระหว่างตำแหน่งลูกบอลกับห่วง และส่วนที่มีความเร็วเลือดต่ำสุดและเกิดกระแสการไหลย้อนกลับของเลือดจะพบที่บริเวณหน้าลูกบอล อีกทั้งยังพบกระแสวนของเลือดมากในบริเวณด้านหน้าของลึนลูกบอล



รูปที่ 2.5 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบลูกบอล (Dasi et al., 2009)

2.7.2 ลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดเดี่ยว (Tilting disc valve)

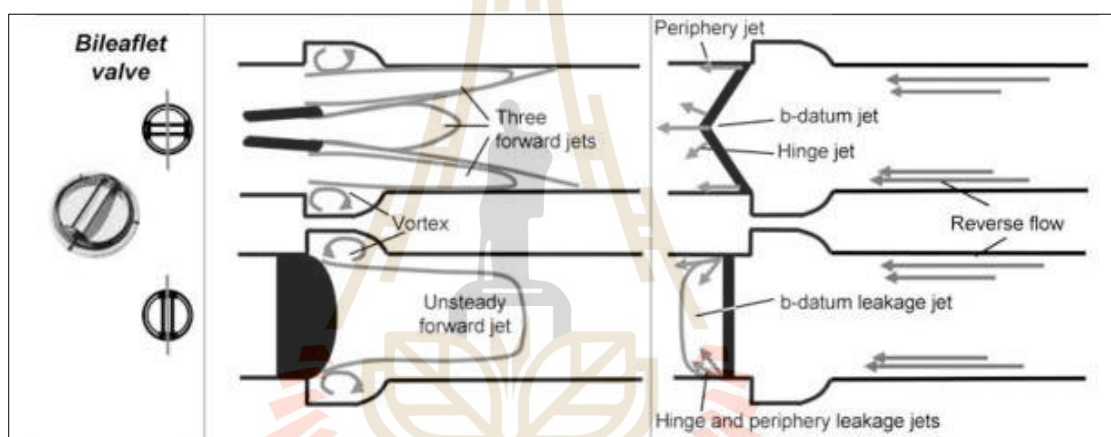
จากรูปที่ 2.6 แสดงพฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดเดี่ยว ในช่วงการไหลข้างหน้า เลือดจะถูกแยกเส้นทางการไหลของเลือดเป็นสองทางผ่านรูปแบบใบพัดเดี่ยว ความเร็วในการไหลของเลือดผ่านเส้นทางหลักมีค่าสูงและมีรูปแบบการไหลของเลือดที่กว้าง ส่วนในทางรองจะมีค่าความเร็วในการไหลของเลือดน้อยกว่า ซึ่งเป็นมีพื้นที่ผลทำให้เกิดกระแสวนขนาดใหญ่บริเวณหน้าใบพัดเกิดจากความแตกต่างความเร็วและพื้นที่หน้าใบพัดที่กว้าง อีกทั้งการเปิดปิดของใบพัดใช้ strut ในการควบคุมการเปิดปิดซึ่งขวางในช่องการไหลของเลือดจึงทำให้ถูกจำกัดพื้นที่การไหลของเลือดได้แคบลง



รูปที่ 2.6 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดเดี่ยว (Dasi et al., 2009)

2.7.3 ลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ (Bi-leaflet valve)

จากรูปที่ 2.7 แสดงพฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ ในช่วงการไหลไปข้างหน้า เลือดจะถูกแยกเส้นทางการไหลของเลือดเป็นสามทางผ่านรูปแบบใบพัดคู่ ประกอบด้วย เลือดที่ไหลผ่านช่องการไหลตรงกลางผ่านใบพัดคู่ และอีกสองทาง เลือดจะไหลผ่านระหว่างใบพัดกับห้วง ความเร็วเลือดสูงสุดจะพบที่ตำแหน่งช่องการไหลกลางระหว่างใบพัด ส่วนมุมองศาใบพัดที่เปิดได้กว้าง ทำให้ลักษณะของเลือดที่ไหลผ่านช่องระหว่างใบพัดกับห้วงพุ่งตรงและเกิดช่องว่างหน้าใบพัดน้อย จึงเกิดกระแสนวนของเลือดน้อย แต่จะเกิดความแตกต่างของความเร็วที่สูงซึ่งอยู่ห่างจากใบพัด ใบพัดคู่จะมีช่องการไหลที่เพิ่มขึ้นดังนั้นปัญหามักพบคือการรั่วไหลย้อนกลับของเลือดผ่านช่องว่างระหว่างใบพัด



รูปที่ 2.7 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ (Dasi et al., 2009)

2.8 ปัจจัยที่มีผลต่อการออกแบบลิ้นหัวใจเทียม

พฤติกรรมของการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแต่ละประเภทย่อมมีลักษณะแตกต่างกันออกไปซึ่งมีผลโดยตรงต่อการเกิดลิ่มเลือด จากปัญหาที่พบจึงมีปัจจัยในการออกแบบ ดังต่อไปนี้ เพื่อลดการเกิดลิ่มเลือด

1) ลดปริมาณการไหลย้อนกลับของเลือด การไหลย้อนกลับของเลือดสามารถเกิดขึ้นผ่านใบพัดในช่วงใบพัดกำลังปิด โดยปกติปริมาตรการไหลรั่วกลับคือปริมาตรที่ไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมต่อ 1 จังหวะการเปิดปิด ปริมาณนั้นขึ้นอยู่กับประเภทยของลิ้นหัวใจเทียม ขนาด ตำแหน่งของใบพัด และสามารถเกิดขึ้นสูงตามขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของลิ้นหัวใจเทียม โดยทั่วไปแล้วจะเกิดในแบบกลมากกว่าแบบเนื้อเยื่อ

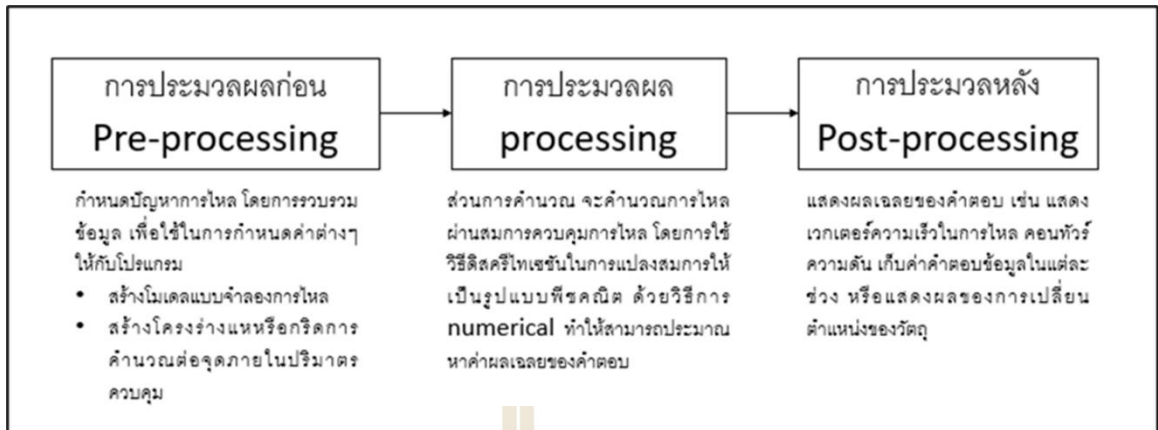
2) ลดความปั่นป่วนของการไหลในเลือด ความปั่นป่วนของการไหลในเลือดทำให้เกิดทิศทางการไหลของเลือดที่ซับซ้อนเป็นปัจจัยสำคัญในการสร้างความเค้นเฉือน และสามารถสร้างลักษณะของกระแสนบนเลือดซึ่งสามารถขยายตัวเพื่อเป็นพื้นที่ในการรวบรวมเม็ดเลือดที่เสียหายทำให้เกิดโอกาสสูงในการเกิดลิ่มเลือดอุดตัน

3) ไม่ก่อบริมาณความเค้นเฉือนสูงในเลือด ระดับความเค้นเฉือนภายในเลือดนำไปสู่อันตรายต่อเซลล์เม็ดเลือดแดง ตัวอย่างเช่น ภาวะเม็ดเลือดแดงแตก (Hemolysis) รวมทั้งการกระตุ้นการทำงานของเกล็ดเลือด (Platelet activation) ที่ความเค้นเฉือนเท่ากับ 10 Pa

4) รูปแบบการไหลของเลือด ในรูปแบบการไหลของเลือดความเร็วเลือดเป็นปัจจัยสำคัญในการเกิดลักษณะรูปแบบการไหลของเลือดที่แตกต่างกันออกไปของจุด stagnation flow หรือ flow separation ด้วยความแตกต่างกันระหว่างความระดับความเร็วในเลือด นำไปสู่เกิดลิ่มเลือดอุดตันในระบบการไหลเวียนของเลือด

2.9 พลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณ

ในปัญหาทางของไหลเชิงวิศวกรรมต่างๆ การศึกษาพฤติกรรมของการไหลนั้นสามารถศึกษาได้โดย (1) การวิเคราะห์ ใช้ในการศึกษาปัญหาการไหลที่เรียบง่ายไม่มีความซับซ้อนได้ด้วยวิธีการแก้สมการการไหลโดยทั่วไป ซึ่งจะได้ผลเฉลยที่ถูกต้องตามหลักทฤษฎีการไหล (2) การสร้างชุดทดลอง เป็นวิธีที่มีความสมจริงมากที่สุดสามารถออกแบบปัญหาที่ซับซ้อน มองเห็นและสัมผัสผลงานได้ ซึ่งจะได้รับข้อมูลที่มีความสมจริง แต่ก็มีข้อจำกัดในการสร้างชุดทดลองบางปัญหาจะไม่สามารถแก้ไขปัญหาที่ถูกต้องได้ และ (3) การสร้างแบบจำลอง เป็นการใช้อุปกรณ์คอมพิวเตอร์มาช่วยคำนวณแก้ปัญหาการไหลเชิงวิศวกรรมด้วยวิธีเชิงตัวเลข วิธีเชิงตัวเลขที่ได้จากการสร้างแบบจำลองจะเป็นการประมาณค่าเพื่อหาผลเฉลยของคำตอบ ด้วยวิธีการสร้างโครงร่างแหเชื่อมต่อกันเป็นโดเมนการไหลและคำนวณสมการควบคุมการไหล ซึ่งเป็นสมการที่มีความซับซ้อน มักจะเกิดความคลาดเคลื่อนระหว่างการคำนวณ วิธีนี้จึงต้องมีความเข้าใจในระเบียบเชิงตัวเลขเพื่อเลือกวิธีการแก้ปัญหาที่เหมาะสม ข้อดีของการสร้างแบบจำลอง คือ สามารถลดข้อจำกัดในการสร้างชุดทดลอง สามารถลดต้นทุนในการสร้างแบบจำลอง และสามารถแก้ปัญหาทางของไหลที่มีความซับซ้อน แต่การสร้างแบบจำลองต้องมีความเข้าใจในลำดับกระบวนการขั้นตอนเพื่อให้ได้ผลเฉลยของคำตอบ ดังนั้น พลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณมีขั้นตอนกระบวนการประมวลผลแสดงตามแผนผังดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 ขั้นตอนการประมวลผลสำหรับวิธีพลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณ (Computational Fluid Dynamics: CFD method)

2.9.1 สมการควบคุมการไหล (Governing equation of fluid flow)

1) สมการอนุรักษ์มวล (Continuity equation)

สมการอนุรักษ์มวลหรือสมการความต่อเนื่องในรูปแบบทั่วไปสามารถอธิบายการไหลแบบอัดตัวได้ (Compressible flow) และ ของไหลแบบอัดตัวไม่ได้ (Incompressible flow) โดยงานวิจัยเป็นของไหลแบบอัดตัวไม่ได้ จะสามารถเขียนรูปสมการได้ ดังนี้

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

2) สมการอนุรักษ์โมเมนตัม (Momentum equations)

โมเมนตัมในแนวแกน x (X-momentum):

$$\frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho uu)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho uv)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho uw)}{\partial z} = -\frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) \quad (2.2)$$

โมเมนตัมในแนวแกน y (Y-momentum):

$$\frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho uv)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho vv)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho vw)}{\partial z} = -\frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) \quad (2.3)$$

โมเมนตัมในแนวแกน z (Z-momentum):

$$\frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho uw)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho vw)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho ww)}{\partial z} = -\frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) \quad (2.4)$$

เมื่อ	ρ	คือ ความหนาแน่น (kg/m ³)
	u	คือ ความเร็วตามแกน x (m/s)
	v	คือ ความเร็วตามแกน y (m/s)
	w	คือ ความเร็วตามแกน z (m/s)
	μ	คือ สัมประสิทธิ์ความหนืด (kg/m·s)
	P	คือ ความดัน (N/m ²)

2.9.2 แบบจำลองความปั่นป่วนสำหรับการไหลของเลือด

ปัญหาการไหลแบบปั่นป่วนมีหลายรูปแบบ มีผลให้เกิดความปั่นป่วนในโดเมนที่ศึกษาที่แตกต่างกันในลักษณะการเกิดกระแสวน ความเร็วในการไหลผ่านบนโดเมน หรือความเร็วการไหลที่ชั้นขีดผิว ซึ่งส่งผลต่อความถูกต้องในการหาผลเฉลยของคำตอบจะอยู่ที่การเลือกใช้ชนิดของแบบจำลองความปั่นป่วน ดังนั้นแบบจำลองของความปั่นป่วนหลายประเภทเพื่อให้มีความเหมาะสมกับเลือกใช้การไหลที่วิเคราะห์ในโดเมน ซึ่งประกอบไปด้วย

1) แบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน $k - \epsilon$

แบบจำลองความปั่นป่วน $k - \epsilon$ เป็นแบบจำลองเบื้องต้นที่ถูกใช้ในการวิเคราะห์การไหลแบบปั่นป่วน ถูกใช้ในงานวิจัยอย่างกว้างขวางและได้ผลเฉลยของคำตอบที่รวดเร็ว แต่จะทำการไหลบนชั้นขีดผิวหรือที่ขอบผนังไม่ได้ จึงให้ผลของการไหลแบบกระแสวนและการไหลที่มีค่า pressure gradient ที่สูงได้ไม่ดีนัก การไหลแบบปั่นป่วน $k - \epsilon$ ซึ่งต้องใช้ในการแก้สมการหาค่าพลังงานจลน์ความปั่นป่วน (Turbulent kinetic energy; k) และค่าอัตราการกระจายความปั่นป่วน (Turbulent dissipation rate; ϵ) ประกอบด้วยสมการดังนี้

สมการพลังงานจลน์ความปั่นป่วน:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \epsilon - Y_M + S_k \quad (2.5)$$

และสมการอัตราการแยกสลายพลังงานจลน์:

$$\frac{\partial(\rho\varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho\varepsilon u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + C_{1\varepsilon} \frac{\varepsilon}{k} (G_k + C_{3\varepsilon} G_b) - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} + S_\varepsilon \quad (2.6)$$

เมื่อ	G_k	คือ ค่าการแพร่ของพลังงานจลน์ความปั่นป่วน
	G_b	คือ การสร้างพลังงานจลน์ความปั่นป่วนเนื่องจากการลอยตัว
	Y_M	คือ ผลของการขยายตัวของสาร
	σ_k	คือ Turbulent Prandtl number (k)
	σ_ε	คือ Turbulent Prandtl number (ε)
	S_k, S_ω	คือ พจน์แหล่งกำเนิด (k, ε)

เมื่อ ค่าความหนืดของการปั่นป่วน (Turbulent Viscosity; μ_t) ที่พบในสมการที่ 2.4 และ 2.5 สามารถคำนวณได้จากความสัมพันธ์ของ ค่า k, ε ได้ดังสมการที่ 2.6

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (2.7)$$

ตารางที่ 2.3 ตัวแปรค่าคงที่บนสมการแบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน $k - \varepsilon$

ตัวแปร	$C_{1\varepsilon}$	$C_{2\varepsilon}$	$C_{3\varepsilon}$	C_μ	σ_k	σ_ε
ค่าคงที่	1.44	1.92	0-1.0	0.09	1.0	1.3

2) แบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน $k - \omega$

สมการควบคุมของแบบจำลองความปั่นป่วน $k - \omega$ เป็นแบบจำลองที่ได้ปรับปรุงการคำนวณบนผนังหรือที่ชั้นขีดผิว จึงสามารถทำนายพฤติกรรมของการไหลบนชั้นขีดผิวได้มีความแม่นยำสามารถอธิบายได้ทั้งในรูปของสมการพลังงานจลน์ความปั่น k (Turbulent kinetic energy) สมการที่ 2.13 และ สมการอัตราการแยกสลายพลังงานจลน์ ω (Specific dissipation rate) สมการที่ 2.14

สมการพลังงานจลน์ของความปั่นป่วน k (Turbulent kinetic energy)

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\mu_k \frac{\partial k}{\partial x_j} \right) + G_k - Y_k + S_k \quad (2.8)$$

สมการอัตราการการแยกสลายพลังงานจลน์ ω (Specific dissipation rate)

$$\frac{\partial(\rho\omega)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho\omega u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j} \left(\mu_\omega \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right) + G_\omega - Y_\omega + S_\omega \quad (2.9)$$

เมื่อ	ω	คือ อัตราการแยกสลายพลังงานจลน์ (specific dissipation rate)
	G_k	คือ ค่าการแพร่ของพลังงานจลน์การปั่นป่วน
	G_ω	คือ ค่าอัตราการการแยกสลายพลังงานจลน์
	Y_k	คือ การกระจายค่าพลังงานจลน์ความปั่นป่วน k
	Y_ω	คือ การกระจายค่าพลังงานจลน์ความปั่นป่วน ω
	S_k	คือ พจน์แหล่งกำเนิด k
	S_ω	คือ พจน์แหล่งกำเนิด ω

โดยตัวแปรแต่ละเทอมที่ปรากฏในสมการควบคุม 2.8 และ 2.9 สามารถคำนวณได้ดังสมการต่อไปนี้

$$G_k = -\overline{\rho u'_i u'_j} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \quad (2.10)$$

และ

$$G_k = \mu_t S^2 \quad (2.11)$$

เมื่อ S คือ modulus of the mean rate-of-strain tensor

$$G_\omega = \alpha \frac{\omega}{k} G_k \quad (2.12)$$

และ

$$\alpha = \frac{\alpha_\infty}{\alpha^*} \left(\frac{\alpha_0 + \text{Re}_t / \text{R}_\omega}{1 + \text{Re}_t / \text{R}_\omega} \right) \quad (2.13)$$

จากค่าสัมประสิทธิ์ α^* สามารถคำนวณได้จาก วิธี low-Reynolds-number correction ดังสมการที่ 2.14

$$\alpha^* = \alpha_\infty^* \left(\frac{\alpha_0^* + \text{Re}_t / R_k}{1 + \text{Re}_t / R_k} \right) \quad (2.14)$$

เมื่อ ค่าคงที่ของตัวแปร R_k มีค่าเท่ากับ 6 และตัวแปร α_0^* มีค่าเท่ากับ 0.072 และ Re_t คำนวณได้จาก

$$\text{Re}_t = \frac{\rho k}{\mu \omega} \quad (2.15)$$

$$\alpha_0^* = \frac{\beta_i}{3} \quad (2.16)$$

$$Y_k = \rho \beta^* f_{\beta^*} k \omega \quad (2.17)$$

เมื่อ f_{β^*} หาได้จากเงื่อนไขระหว่าง $X_k \leq 0$ และ $X_k > 0$

$$f_{\beta^*} = \begin{cases} 1 & X_k \leq 0 \\ \frac{1 + 680 X_k^2}{1 + 400 X_k^2} & X_k > 0 \end{cases} \quad (2.18)$$

โดย สามารถคำนวณหา X_k จาก

$$X_k = \frac{1}{\omega^3} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad (2.19)$$

เมื่อ ค่าคงที่ของตัวแปร ζ^* มีค่าเท่ากับ 1.5 ตัวแปร R_β มีค่าเท่ากับ 8 และตัวแปร β_∞^* มีค่าเท่ากับ 0.09

$$\beta^* = \beta_i^* \left[1 + \zeta^* F(M_t) \right] \quad (2.20)$$

$$\beta_i^* = \beta_\infty^* \left(\frac{4/15 + (Re_t/R_\beta)^4}{1 + (Re_t/R_\beta)^4} \right) \quad (2.21)$$

$$Y_\omega = \rho \beta f_\beta \omega^2 \quad (2.22)$$

เมื่อ f_β หาได้จากสมการ

$$f_\beta = \frac{1 + 70x_\omega}{1 + 80x_\omega} \quad (2.23)$$

โดยที่ x_ω และ Ω_{ij} เป็นตัวแปรสัมพันธ์ต่อกันจากสมการ 2.28

$$x_\omega = \left| \frac{\Omega_{ij} \Omega_{ij} S_{ki}}{(\beta_\infty^* \omega)^3} \right| \quad (2.24)$$

$$\Omega_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.25)$$

เมื่อ S_{ij} คือ The strain rate tensor

$$\beta = \beta_i \left[1 - \frac{\beta_i^*}{\beta_i} \zeta^* F(M_i) \right] \quad (2.26)$$

เมื่อ $F(M_t)$ คือ สมการการบีบอัดซึ่งปรากฏอยู่ในสมการ 2.20 และ 2.26 ซึ่งสามารถใช้วิธี Compressibility Correction ในการคำนวณและกำหนดเงื่อนไข ดังสมการที่ 2.27

$$F(M_t) = \begin{cases} 0 & M_t \leq M_{t0} \\ M_t^2 - M_{t0}^2 & M_t > M_{t0} \end{cases} \quad (2.27)$$

เมื่อ

$$M_t^2 \equiv \frac{2k}{a^2} \quad (2.28)$$

ตารางที่ 2.4 สรุปค่าคงที่ปรากฏในสมการของแบบจำลองความปั่นป่วน standard $k - \omega$

ตัวแปร	α_∞^*	α_∞	α_0	β_∞^*	β_i	R_β	R_k	R_ω	ζ	M_{t0}	σ_k	σ_ω
ค่าคงที่	1	0.52	1/9	0.09	0.072	8	6	2.95	1.5	0.25	2.0	2.0

3) แบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน SST $k - \omega$ (Shear Stress Transport; SST $k - \omega$)

แบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน SST $k - \omega$ เป็นแบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วนซึ่งรวมข้อดีระหว่าง แบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน $k - \varepsilon$ และแบบจำลองการไหลแบบปั่นป่วน $k - \omega$ โดยจะสามารถทำนายพฤติกรรมระหว่างชั้นขีตผิวและด้านนอกชั้นขีตผิวได้ดี โดยแบบจำลองความปั่นป่วนนี้ สามารถอธิบายได้ดังสมการต่อไปนี้

สมการพลังงานจลน์ของความปั่นป่วน k (Turbulent kinetic energy)

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_j} \right] + \tilde{G}_k - Y_k + S_k \quad (2.29)$$

สมการอัตราการการแยกสลายพลังงานจลน์ ω (Specific dissipation rate)

$$\frac{\partial(\rho \omega)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \omega u_j)}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\omega} \right) \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \right] + G_\omega - Y_\omega + D_\omega + S_\omega \quad (2.30)$$

เมื่อ	\tilde{G}_k	คือ พลังงานจลน์ความปั่นป่วนจาก Mean velocity gradients
	μ_t	คือ ความหนืดของการปั่นป่วน
	Y_k	คือ การกระจายความปั่นป่วนเนื่องจาก k
	Y_ω	คือ การกระจายความปั่นป่วนเนื่องจาก ω
	σ_k	คือ Turbulent Prandtl numbers ของ k
	σ_ω	คือ Turbulent Prandtl numbers ของ ω
	S_k	คือ พจน์แหล่งกำเนิด k
	S_ω	คือ พจน์แหล่งกำเนิด ω

เมื่อ

$$\mu_t = \frac{\rho k}{\omega} \frac{1}{\max\left[\frac{1}{\alpha^*}, \frac{SF_2}{\alpha_1 \omega}\right]} \quad (2.31)$$

เมื่อ S คือ The strain rate magnitude และ

$$\sigma_k = \frac{1}{F_1 / \sigma_{k,1} + (1 - F_1) / \sigma_{k,2}} \quad (2.32)$$

$$\sigma_\omega = \frac{1}{F_1 / \sigma_{\omega,1} + (1 - F_1) / \sigma_{\omega,2}} \quad (2.33)$$

เมื่อ α^* หาจาก The blending function เมื่อ F_1 และ F_2 หาได้จาก

$$F_1 = \tanh(\phi_1^4) \quad (2.34)$$

$$\phi_1 = \min\left[\max\left(\frac{\sqrt{k}}{0.09\omega y}, \frac{500\mu}{\rho y^2 \omega}\right), \frac{4\rho k}{\sigma_{\omega,2} D_\omega^+ y^2}\right] \quad (2.35)$$

$$D_\omega^+ = \max\left[2\rho \frac{1}{\sigma_{\omega,2}} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j}, 10^{-10}\right] \quad (2.36)$$

$$F_2 = \tanh(\phi_2^2) \quad (2.37)$$

$$\phi_2 = \max\left[2 \frac{\sqrt{k}}{0.09\omega y}, \frac{500\mu}{\rho y^2 \omega}\right] \quad (2.38)$$

เมื่อ y คือ ระยะชั้นขีตผิวดัดไป

D_ω^+ คือ positive portion of the cross-diffusion term

$$Y_k = \rho \beta \omega^2 \quad (2.39)$$

$$\beta_i = F_1 \beta_{i,1} + (1 - F_1) \beta_{i,2} \quad (2.40)$$

โดย Production of k :

$$\tilde{G}_k = \min(G_k, 10\rho\beta^*k\omega) \quad (2.41)$$

และ Production of ω :

$$G_\omega = \frac{\alpha}{v_t} \tilde{G}_k \quad (2.42)$$

โดยที่ α สัมพันธ์กับค่า α_∞ สำหรับแบบจำลองความปั่นป่วน SST $k-\omega$ หาได้จาก

$$\alpha_\infty = F_1 \alpha_{\infty,1} + (1 - F_1) \alpha_{\infty,2} \quad (2.45)$$

เมื่อ

$$\alpha_{\infty,1} = \frac{\beta_{i,1}}{\beta_\infty^*} - \frac{\kappa^2}{\sigma_{\omega,1} \sqrt{\beta_\infty^*}} \quad (2.46)$$

$$\alpha_{\infty,2} = \frac{\beta_{i,2}}{\beta_\infty^*} - \frac{\kappa^2}{\sigma_{\omega,2} \sqrt{\beta_\infty^*}} \quad (2.47)$$

เมื่อ κ เท่ากับ 0.41

$$D_\omega = 2(1 - F_1) \rho \sigma_{\omega,2} \frac{1}{\omega} \frac{\partial k}{\partial x_j} \frac{\partial \omega}{\partial x_j} \quad (2.48)$$

ตารางที่ 2.5 สรุปค่าคงที่ปรากฏในสมการของแบบจำลองความปั่นป่วน SST standard $k-\omega$

ตัวแปร	$\sigma_{k,1}$	$\sigma_{\omega,1}$	$\sigma_{k,2}$	$\sigma_{\omega,2}$	α_1	$\beta_{i,1}$	$\beta_{i,2}$
ค่าคงที่	1.176	2.0	1.0	1.168	0.31	0.075	0.0828

2.10 วิธีการปรับปรุงโครงร่างแหแบบพลวัต (Dynamic mesh update methods)

ในการสร้างแบบจำลองการไหลทางคณิตศาสตร์ เมื่อพิจารณาการไหลที่ส่งผลให้โดเมนสามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างของโดเมนตามเวลาอันเนื่องมาจากการปะทะของของไหล เช่น การเคลื่อนที่แบบเชิงเส้น การหมุน การเคลื่อนที่แบบเชิงเส้นและหมุน เป็นต้น ทำให้โดเมนที่วิเคราะห์สามารถเปลี่ยนรูปร่างตามเวลาที่เปลี่ยนไป จึงทำให้โครงร่างแหถูกบิดเบี้ยวไปทำให้การคำนวณคลาดเคลื่อนหรือผิดพลาดได้เนื่องจากคุณภาพของโครงร่างแห สามารถใช้วิธีการปรับปรุงโครงร่างแหแบบพลวัตในการปรับปรุงโครงร่างแหของโดเมนใหม่ที่มีการผิดรูปจากการเคลื่อนไหวของโดเมน ซึ่งประกอบด้วย 3 วิธีได้แก่ Smoothing Methods, Dynamic layering และ Remeshing methods

2.10.1 Smoothing methods

วิธีการ Smoothing method เป็นวิธีในการปรับปรุงโครงร่างแหโดยของโดเมนที่เคลื่อนไหว โดยจะกำหนดให้โนดภายในสามารถเคลื่อนที่ได้แต่จำนวนโนดยังคงมีจำนวนต่อจุดเท่าเดิม สำหรับวิธี Diffusion-based smoothing อธิบายการเคลื่อนที่ของโครงร่างแห (Mesh motion) ผ่านสมการควบคุมการแพร่ (Diffusion equation) ได้ดังสมการที่ 2.51

$$\nabla \cdot (\gamma \nabla \vec{u}) = 0 \quad (2.49)$$

เมื่อ \vec{u} คือ Mesh displacement velocity
 γ คือ The diffusion coefficient

จากฟังก์ชันของ Boundary distance สามารถหาค่า γ จากสมการที่ 2.52

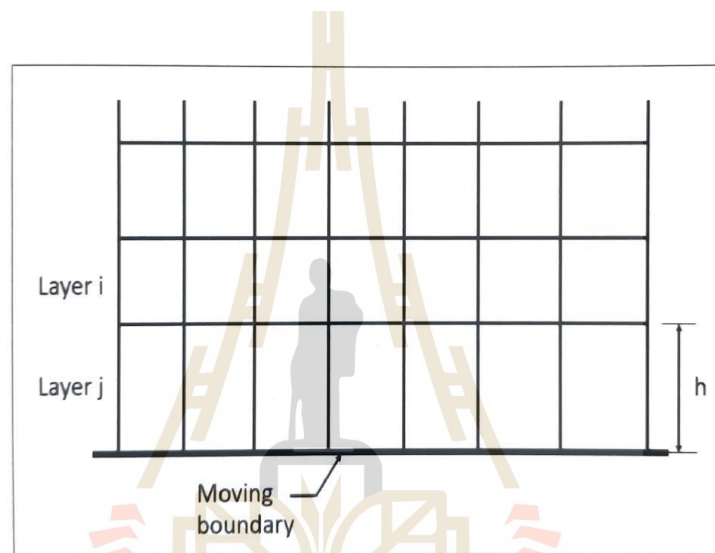
$$\gamma = \frac{1}{d^\alpha} \quad (2.50)$$

เมื่อ d คือ normalized boundary distance
 α คือ Diffusion parameter

$$\vec{x}_{new} = \vec{x}_{old} + \vec{u} \Delta t \quad (2.51)$$

2.10.2 Dynamic layering

วิธีการ Dynamic layering เป็นวิธีการปรับปรุงโครงร่างแหด้วยการแยกหรือผสานเซลล์ที่อยู่ติดกันกับขอบเขตโดเมนการเคลื่อนที่ โดยการควบคุมความสูงของเซลล์ชั้นที่อยู่ติดกับพื้นผิวโดเมนเคลื่อนที่ จาก Height-based option โดยเริ่มจากแบ่งเซลล์เพื่อสร้างผิวชั้นเซลล์ใหม่ (ดังรูปที่ 2.9) โดยกำหนดให้ h_{ideal} และ ชั้นของความสูงเซลล์ เป็นค่าคงที่ สามารถคำนวณหาความสูงของเซลล์ (h) โดยที่เซลล์ในชั้นแรกจะขยายตัวจนกระทั่งความสูงของเซลล์มากกว่าอัตราส่วนที่กำหนดไว้ ดังสมการที่ 2.54



รูปที่ 2.9 ขอบเขตแบ่งชั้นเซลล์พื้นผิวสำหรับวิธี Dynamic layering

$$h_{min} > (1 + \alpha_s) h_{ideal} \quad (2.52)$$

เมื่อ h_{min} คือ minimum cell height of cell layer
 h_{ideal} คือ the ideal cell height
 α_s คือ the layer split factor (กำหนดเป็นค่าคงที่ เช่น $\alpha_s = 0.4$)

2.10.3 Remeshing methods

วิธีการ Remeshing methods เป็นวิธีการจัดการกับปัญหาขนาดของขอบเขตในการกระจัด (boundary displacement) มีขนาดมากกว่าเมื่อเทียบกับขนาดของ local cell เมื่อระยะการเคลื่อนที่ของโดเมนมีขนาดมากกว่าขนาดของเซลล์ ทำให้เซลล์เปลี่ยนแปลงไป เป็นผลให้เซลล์เสื่อมสภาพ บิดรูป ไม่เป็นรูปทรง หรือสามารถทับซ้อนกัน ทำให้ไม่สามารถเข้าสู่คำตอบได้ใน

ลำดับเวลาการคำนวณถัดไป (next time step) เนื่องจากคุณภาพของเซลล์ในรอบถัดไปลดลง เพื่อในการควบคุมเซลล์การเคลื่อนที่ในการแก้ปัญหาใช้วิธี local cell remeshing method ควบคุมขอบเขตที่เคลื่อนที่ โดยการกำหนดขนาด Minimum length scale และ Maximum length scale เมื่อ ความยาวของเซลล์มีค่าสูงหรือต่ำกว่า ค่า Minimum length scale และ Maximum length scale ที่กำหนดจะทำการสร้างโครงร่างแหใหม่ (Remeshing) และเซลล์ทั้งหมดจะถูกควบคุมความเบ้ (Skewness) หรือความไม่สมมาตรของเซลล์ให้ไม่เกินค่า Maximum cell skewness ที่กำหนดไว้ โดยปัญหาการไหลแบบสองมิติ ค่า Maximum cell skewness จะถูกกำหนดไว้ไม่เกิน 0.7 เมื่อความสูงของเซลล์เกินกว่าที่กำหนดจะทำการสร้างโครงร่างแหใหม่ (Remeshing)

2.10.4 วิธีทงองศาอิสระ (Six degree of freedom (6DOF) Solver Theory)

วัตถุจะมีการเคลื่อนที่ได้ต้องมีการกำหนดทิศทางและกำหนดรูปแบบการเคลื่อนไหวของวัตถุ การเคลื่อนที่ของวัตถุประกอบด้วย การเคลื่อนที่แบบเชิงเส้น การเคลื่อนที่แบบหมุน การเคลื่อนที่แบบเชิงเส้นและหมุน ซึ่งวัตถุจะสามารถเคลื่อนที่ได้มันต้องมีแรงกระทำจากภายนอก โดยในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงการเคลื่อนที่ในแบบหมุน ซึ่งมีโมเมนต์เป็นผลของแรงที่กระทำต่อวัตถุเพื่อให้วัตถุหมุนไปรอบจุดหมุน โดยการเคลื่อนเชิงมุมของวัตถุ $\vec{\omega}_B$ คำนวณได้จากสมการที่ 2.55

$$\dot{\vec{\omega}}_B = L^{-1} \left(\sum \vec{M}_B - \vec{\omega}_B \times L \vec{\omega}_B \right) \quad (2.53)$$

เมื่อ $\vec{\omega}_B$ คือ the rigid body angular velocity vector
 \vec{M}_B คือ moment vector of the body
 L คือ inertia tensor

โดยที่ \vec{M}_B หาได้จากสมการ 2.56

$$\vec{M}_B = R \vec{M}_G \quad (2.54)$$

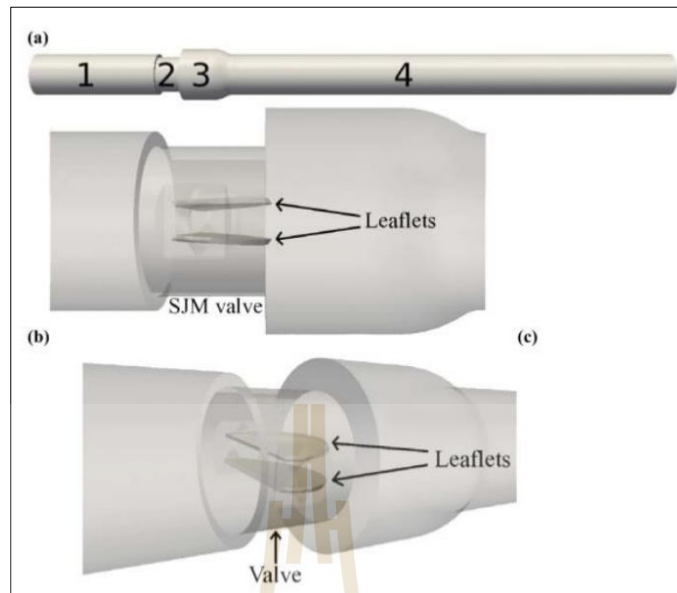
เมื่อ R เขียนในรูประบบเมทริกซ์ ได้เป็น

$$\begin{matrix} C_{\dot{\theta}} C_{\dot{\psi}} & C_{\dot{\theta}} S_{\dot{\psi}} & -S_{\dot{\theta}} \\ S_{\dot{\phi}} S_{\dot{\theta}} C_{\dot{\psi}} - C_{\dot{\phi}} S_{\dot{\psi}} & S_{\dot{\phi}} S_{\dot{\theta}} S_{\dot{\psi}} + C_{\dot{\phi}} C_{\dot{\psi}} & S_{\dot{\phi}} C_{\dot{\theta}} \\ C_{\dot{\phi}} S_{\dot{\theta}} C_{\dot{\psi}} + S_{\dot{\phi}} S_{\dot{\psi}} & C_{\dot{\phi}} S_{\dot{\theta}} S_{\dot{\psi}} - S_{\dot{\phi}} C_{\dot{\psi}} & C_{\dot{\phi}} C_{\dot{\theta}} \end{matrix} \quad (2.57)$$

เมื่อ ถ้าเขียนในรูปทั่วไป $C_x = \cos(\chi)$ และ $S_x = \sin(\chi)$ และ $\dot{\phi}$ คือ ตัวแปรมุมในแนวแกน X, $\dot{\theta}$ คือ ตัวแปรมุมในแนวแกน Y และ $\dot{\psi}$ คือ ตัวแปรมุมในแนวแกน Z โดยความเร็วเชิงมุมจะถูกใช้ในการคำนวณในวิธีการปรับปรุงโครงสร้างแหแบบพลวัตเพื่อปรับปรุงตำแหน่งการเคลื่อนที่ของวัตถุ

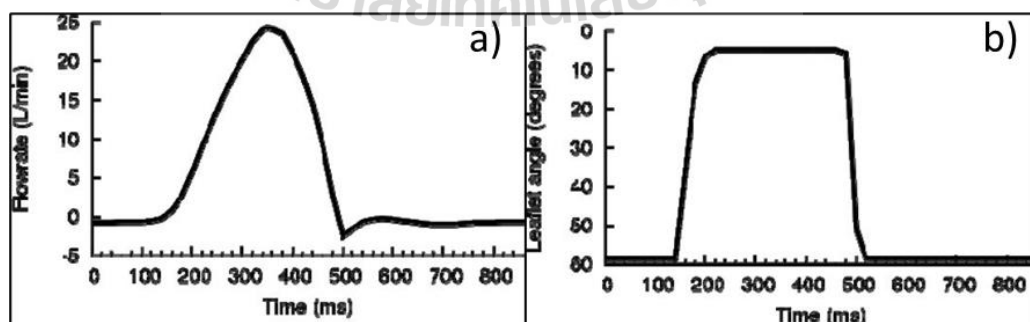
2.11 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ลึนหัวใจเทียมได้ถูกนำไปใช้ในการศึกษาในรูปแบบจำลองการไหลทางคณิตศาสตร์และวิเคราะห์การเสียหายของเลือดผ่านลึนหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่โดยมีขนาดเหมาะสมกับวัยเด็ก (Yun et al. 2014) ลึนหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ได้ถูกประเมินความเสียหายของเลือด โดยมีเงื่อนไขของขนาดลึนหัวใจสำหรับเด็กมีเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 23 มิลลิเมตร สำหรับ อายุ 18 ขึ้นไป และปรับขนาดลึนหัวใจให้เหมาะสมสำหรับเด็ก ได้ลึนหัวใจเทียมใบพัดคู่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 14 มิลลิเมตร สำหรับอายุ 5 ปี และ 9 มิลลิเมตร สำหรับอายุ 6 เดือนขึ้นไป ตามลำดับ ใช้วิธีโครงสร้างผลึกแบบโบลต์ซมันน์ (The lattice-Boltzman) ในการคำนวณการจำลองการไหลแบบปั่นป่วนด้วยค่าเรย์โนลด์สูง โดยมีการสอบเทียบผลกับวิธีมาก่อนหน้านี้แล้ว ลึนหัวใจเทียมใบพัดคู่จะถูกลงอยู่ในตำแหน่งเอเออร์ติก (Aortic) ตามรูปที่ 2.10 การประเมินความเสียหายของเกล็ดเลือด (Platelet damage) แบบสะสม ด้วยวิธี Blood damage index (BDI) การกำหนดเงื่อนไขการทดลองประกอบด้วย อัตราการไหล และมุมเปิดปิดของใบพัดลึนหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ โดยอ้างอิงจากอัตราการไหลของเลือดสำหรับวัยอายุ 18 ปีขึ้นไปดังรูปที่ 2.11 และปรับเปลี่ยนเงื่อนไขขอบเขตสำหรับวัยอายุ 5 ปี และ 6 เดือน ดังตารางที่ 2.5 การไหลของเลือดผ่านลึนหัวใจเทียมใบพัดคู่สำหรับผู้ใหญ่แสดงให้เห็นถึงคุณสมบัติการไหลของเลือดที่ไม่เป็นระเบียบแต่การไหลของเลือดผ่านลึนหัวใจเทียมใบพัดคู่สำหรับเด็กเกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์กับความเค้นเฉือนบนเลือดสูงขึ้น โดยความเสียหายของเกล็ดเลือดพบในวัยเด็กสูงกว่าวัยผู้ใหญ่ เกล็ดเลือดที่ได้รับความเสียหายอย่างมากในกระแสเลือดของวัยเด็กมักพบมากในช่วงส่วนที่ห่างจากใบพัดลึนหัวใจเทียมสามารถสร้างลิ่มเลือดซึ่งโอกาสสุดในระบบไหลเวียนเลือดได้สูง ซึ่งการออกแบบลึนหัวใจเทียมใบพัดคู่สำหรับเด็กจึงต้องมีการออกแบบให้มีความแตกต่างกับลึนหัวใจเทียมใบพัดคู่สำหรับผู้ใหญ่เพื่อลดปัญหาเหล่านี้ลง สำหรับงานวิจัยนี้ได้ทราบถึงวิธีการประเมินและวิเคราะห์ความเสียหายของเกล็ดเลือดที่เกิดจากความเค้นเฉือนบนเลือดได้



รูปที่ 2.10 การติดตั้งตำแหน่งการคำนวณของลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่ (a) แยกส่วนของตำแหน่งพื้นที่แบบจำลอง (1) ตำแหน่งห้องหัวใจ Left ventricular (2) ตำแหน่งติดตั้งลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่ (3) ตำแหน่ง Aortic sinus (4) ตำแหน่งหลอดเลือด Aortic (b) ภาพขยายแสดงลิ้นหัวใจเทียมในช่วงไบพัสเปิดสูงสุด (c) มุมมองภาพด้านเอียง (Yun et al., 2014)

ลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่มีหลากหลายประเภทและมีการออกแบบรูปทรง การขึ้นจุดหมุน และมุมเปิดปิดของไบพัสลิ้นหัวใจเทียมที่แตกต่างกัน การศึกษาของ Akutsu and Haguchi (2001) ได้ทำการศึกษาลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่ 4 แบบ ได้แก่ ลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่ St. Jude medical (SJM) valve,



รูปที่ 2.11 a) การกำหนดอัตราการไหล b) การเคลื่อนไหวของไบพัส 1 รอบการทำงานของหัวใจ (Yun et al., 2014)

ตารางที่ 2.6 เจริญไขขอบเขตการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมไบพัสสำหรับผู้ป่วยวัย 5 ปี และ 6 เดือน (Yun et al., 2014)

Age	Valve size (mm)	Systolic (%)	Heart rate (bpm)	Cardiac output (L/min)	Peak flow rate (L/min)	Peak Re number
18+ years	21.4	40	70	5	25	5780
5 years	14	40	90	2.5	12.5	4418
6 months	9	50	120	1.25	4.8	272

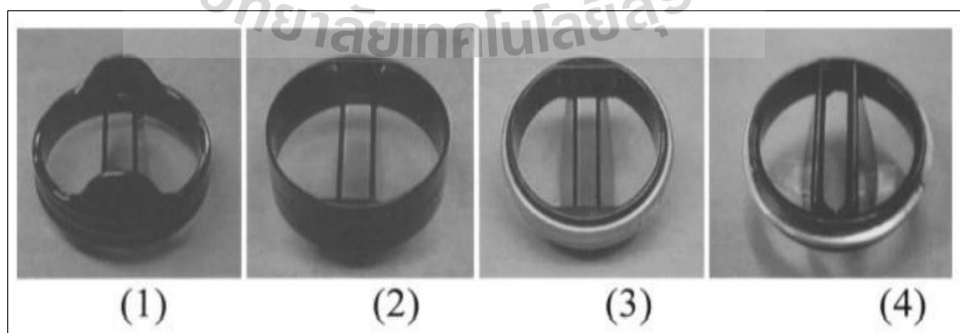
Carbomedics (CM) valve และ Jyros (JR) ตามลำดับ ดังรูปที่ 2.12 โดยลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่ทั้ง 4 แบบ มีรูปแบบพารามิเตอร์มุมเปิดไบพัสสูงสุด ตำแหน่งจุดหมุน และรูปแบบไบพัสที่แตกต่างกัน ดังนี้

SJM valve จะมีจุดหมุนของไบพัสที่อยู่ต่ำกว่าอยู่ที่ตำแหน่งของส่วนโค้งที่ยื่นออกมาจากวงแหวน และมีมุมเปิดไบพัสสูงสุดเท่ากับ 85 องศา เป็นไบพัสคู่แบบเรียบ

ATS valve มีลักษณะคล้ายคลึงกับ SJM valve ด้วยมุมเปิดไบพัสสูงสุดเท่ากับ 85 องศา แต่จุดหมุนจะอยู่ที่ตำแหน่งกลางวงแหวน เป็นไบพัสคู่แบบเรียบ

CM valve มีลักษณะการวางจุดหมุนของไบพัสเหมือนกับ ATS valve ส่วนต่างคือมุมเปิดสูงสุดของไบพัสเท่ากับ 78 องศา เป็นไบพัสคู่แบบเรียบ

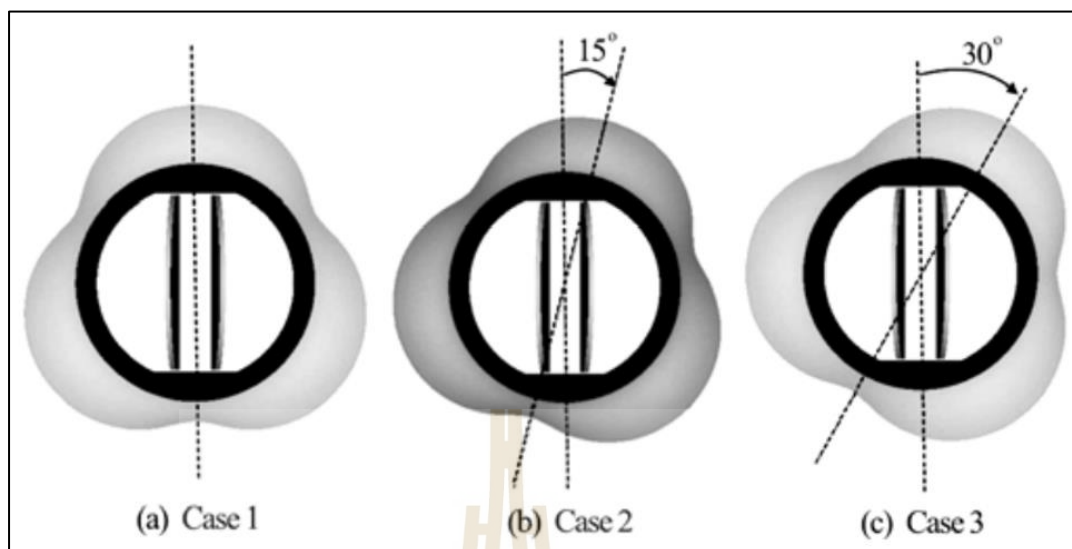
JR มีลักษณะที่แตกต่างจากลิ้นหัวใจเทียมทั้งสามประเภทก่อนหน้านี้คือ เป็นลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่แบบโค้งและสามารถให้มุมเปิดไบพัสสูงสุดเท่ากับ 80 องศา



รูปที่ 2.12 ลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่ที่ใช้ในการทดลอง (1)St. Jude medical (SJM) valve (2)ATS valve (3)Carbomedics (CM) valve (4)Jyros (JR) (Akutsu & Haguchi, 2001)

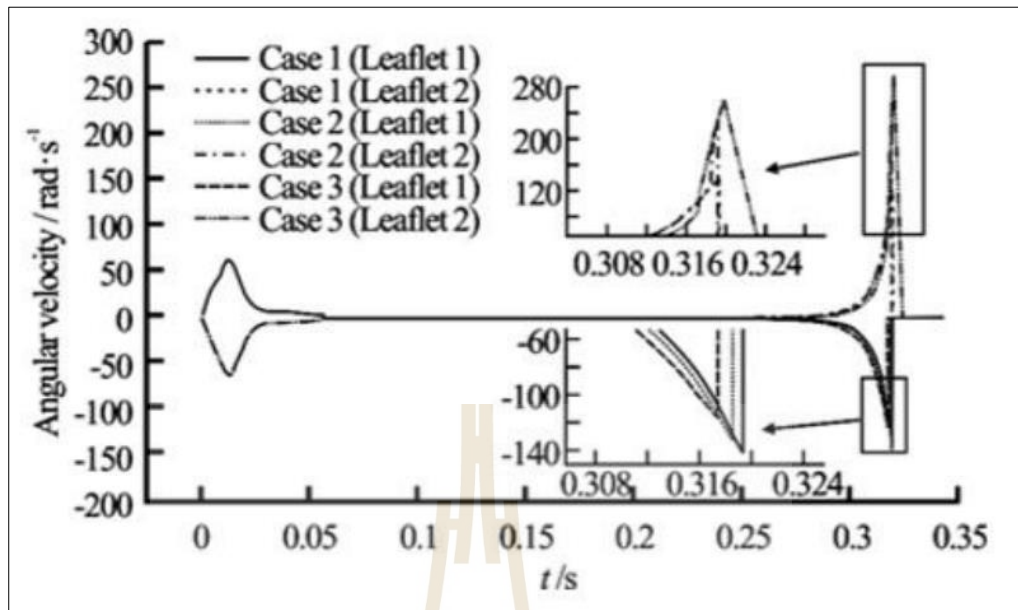
ซึ่งในการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ นั้นจะออกแบบโดยคำนึงถึงพารามิเตอร์ที่กล่าวมาก่อนหน้านี้ โดยสามารถปรับปรุงการออกแบบได้โดยการวิเคราะห์เปรียบเทียบการเกิดลิ้มเลือดอุดตันและสถานะเม็ดเลือดแดงเสียหายได้โดยงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ทั้ง 4 แบบ ผ่านเครื่อง Laser Doppler anemometry เพื่อในการตรวจจับการไหลของเลือดและสร้างแผนผังความเร็วในการไหลเพื่อทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบรูปแบบการไหลของเลือด (Velocity profiles) เพื่อแสดงผลกระทบที่แตกต่างกัน จากผลที่ได้แสดงให้เห็นถึงการไหลของเลือดที่แตกต่างกันโดยเปรียบเทียบลิ้นหัวใจเทียม ATS และ CM valve ใบพัดมุมเปิดสูงสุดได้น้อยในระหว่างช่วงการไหลไปข้างหน้า ความเร็วเลือดในช่องการไหลผ่านช่องการไหลเข้าเมื่อเทียบกับ SJM valve และ JR และมี ส่วนความเร็วเลือดในช่องการไหลระหว่างใบพัดกับวงแหวนที่ต่ำกว่าช่องการไหลตรงกลางเล็กน้อย แนวความเร็วเลือดที่แตกต่างกันระหว่างช่องการไหลทำให้เกิดความเค้นเฉือนสูงที่บริเวณปลายใบพัด ส่วน SJM valve ความเร็วในการไหลผ่านช่องการไหลกลางมีค่าสูงกว่าเมื่อเทียบลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ทั่วไปแต่ยังคงรักษารูปแบบการไหลของเลือดระหว่างช่องการไหลได้ดีกว่าทำให้เกิดค่าความเค้นเฉือนบนเลือดน้อยที่สุด และ JR ด้วยลักษณะลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่แบบโค้งผายออกทำให้เกิดช่องการไหลผ่านตรงกลางกว้างขึ้นทำให้เกิดความเร็วสูงแต่ยังคงรักษารูปแบบช่องการไหลได้ดีด้วยมุมเปิดใบพัดสูงสุด 80 องศา ทำให้มีความเค้นเฉือนได้ไม่สูงมากเมื่อเทียบกับ SJM valve ที่มีมุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 องศา จากผลวิจัยข้างต้นสามารถวิเคราะห์การไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ โดยสามารถนำจุดที่แตกต่างกันของลิ้นหัวใจเทียมมาออกแบบเพื่อในการพัฒนาและปรับปรุงใช้ลักษณะของใบพัดเพื่อดัดศักยภาพของลิ้นหัวใจเทียมให้ดีขึ้น โดยให้รูปแบบการไหลของเลือดผ่านช่องระหว่างการไหลคงที่เพื่อลดความเค้นเฉือนให้เกิดขึ้นในเลือดน้อยที่สุดซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญที่ทำให้เลือดเกิดความเสียหายและเกิดลิ้มเลือดอุดตันได้

การผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมแทนที่ลิ้นหัวใจที่เสื่อมสภาพนั้นการวางตำแหน่งของลิ้นหัวใจเทียมมีส่วนสำคัญในการสร้างแนวไหลของเลือดผ่านใบพัด ซึ่งจะต้องมีการวางตัวของลิ้นหัวใจเทียมให้เหมาะสมเพื่อเกิดรูปแบบการไหลของเลือดได้ดีที่สุด จึงมีการวิเคราะห์เปรียบเทียบการติดตั้งลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ ณ มุมองศาที่แตกต่างกัน โดยการศึกษาของงานวิจัยของ Hong & Kim (2011) ได้จำลองลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่แบบ SJM valve แทนที่ ณ ตำแหน่งลิ้นเออเออร์ติก (Aortic) ได้ทำการทดสอบแบ่งออกเป็น 3 กรณี คือลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ติดตั้งตำแหน่งแทนที่ลิ้นเออเออร์ติกทำมุมในการติดตั้งเท่ากับ 0 องศา, 15 องศา, 30 องศา ตามลำดับ เทียบกับ Aortic sinus ดังรูปที่ 2.13



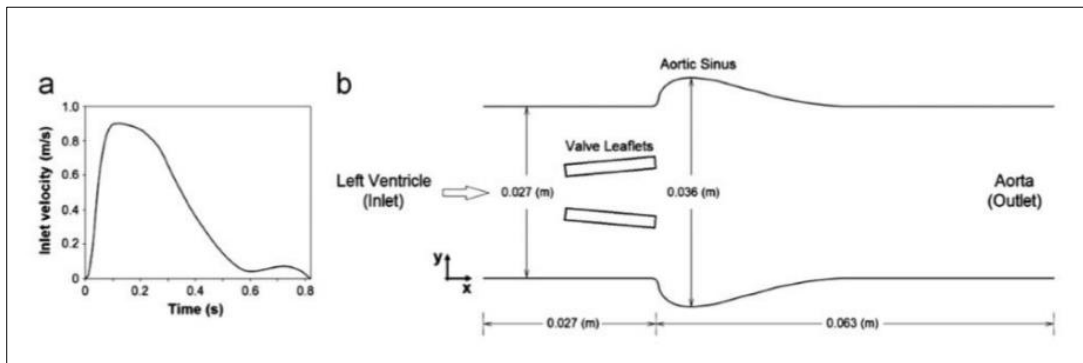
รูปที่ 2.13 มุมในการติดตั้งลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ (a) กรณีที่ 1 0 องศา (b) กรณีที่ 2 15 องศา (c) กรณีที่ 3 30 องศา (Hong & Kim, 2011)

จากผลการทดสอบพบว่า กรณีที่มีการติดตั้งมุมมองการวางลิ้นหัวใจเทียมเปลี่ยนแปลงไปส่งผลให้เกิดความแตกต่างของกระแสบนเลือด จากรูปที่ 2.14 ได้ทำการวัดความเร็วเชิงมุมของใบพัดคู่ทั้ง 2 ใบพัด ในทุกกรณี ได้แก่ความเร็วเชิงมุมของใบพัดที่ 1 และ ใบพัดที่ 2 มีค่าเท่ากับ 141.3 rad/s ซึ่ง มีค่าเท่ากันเนื่องจากใบพัดทั้งสองใบถูกวางในตำแหน่งการไหลของเลือดที่สมมาตร กรณีที่ 2 พบว่า ใบพัดใบที่ 1 และใบพัดใบที่ 2 มีค่าความเร็วเชิงมุมเท่ากับ 133 และ 241.2 rad/s ตามลำดับ และในกรณีที่ 3 พบพบว่าใบพัดใบที่ 1 และใบพัดใบที่ 2 มีค่าความเร็วเชิงมุมเท่ากับ 104.7 และ 256.1 rad/s ตามลำดับ จากผลการเปรียบเทียบพบว่าเมื่อติดตั้งลิ้นหัวใจเทียมที่มุมมองติดตั้งเทียบกับ Aortic sinus เมื่อปรับมุมมองเพิ่มขึ้นจะพบความแตกต่างระหว่างความเร็วเชิงมุมทั้ง 2 ใบพัดสูงขึ้น ซึ่งในกรณีที่ 2 และ 3 นั้นจะทำให้ใบพัดใบที่ 2 เคลื่อนที่เปิดและปิดเร็วกว่าใบที่ 1 การเปิดปิดของใบพัดที่ไม่พร้อมกันส่งผลให้เกิดกระแสนวนและความเร็วเลือดที่สูงหลังใบพัด จึงสามารถวิเคราะห์ได้ว่าการติดตั้งแบบในกรณีที่ 2 และ 3 จะเกิดภาวะการเสียหายของเม็ดเลือดได้มากกว่ากรณีที่ 1 ซึ่งเกิดจากการวางตัวของตำแหน่งลิ้นหัวใจเทียมที่ไม่สมมาตรของใบพัดซึ่งนำไปสู่การไม่สมดุลระหว่างแรงกระทำของเลือดที่พบระหว่างใบพัดทั้งสองใบและเป็นผลให้ใบพัดลิ้นหัวใจเทียมเกิดความสึกหรอไม่เท่ากัน



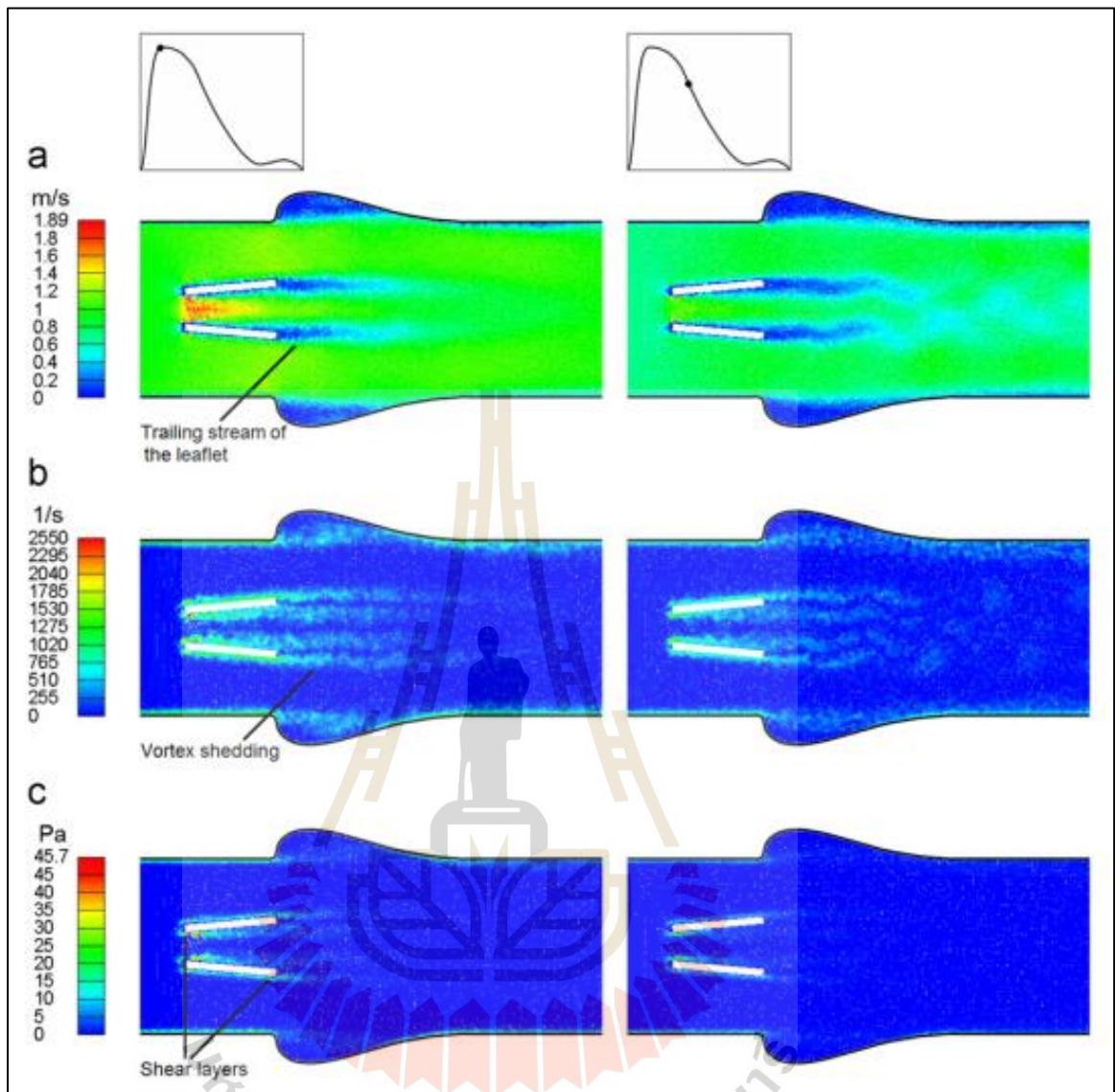
รูปที่ 2.14 ความเร็วเชิงมุมของใบพัดในแต่ละกรณีการติดตั้ง (Hong & Kim, 2011)

ความเสียหายของลิ้นหัวใจเทียมสามารถเกิดขึ้นได้ระหว่างการติดตั้งในผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียม โดยเกิดจากข้อบกพร่องจากการเคลื่อนไหวของใบพัดสามารถทำให้ควบคุมการเปิดปิดของใบพัดได้ไม่เต็มที่ซึ่งสามารถเกิดจากลิ่มเลือดอุดตันที่จุดหมุนหรือตำแหน่งใบพัด งานวิจัยของ Shahriari, Maleki, Hassan and Kadem (2012) ได้ศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการประเมินผลของความเค้นเฉือนสะสมบนเลือดโดยเปรียบเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ กรณีใบพัดสามารถเคลื่อนไหวได้แบบปกติ กับ ลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ที่ไม่สามารถทำงานเคลื่อนไหวใบพัดได้แบบปกติ ด้วยวิธีการจำลองทางคณิตศาสตร์โดยใช้สมการควบคุม สมการ Navier-Stokes และ Turbulence closure equations ด้วยวิธี Smoothed particle hydrodynamics ซึ่งจะอนุภาคของเหลวแทนความต่อเนื่องของโดเมนการไหล เป็นการจำลองแบบสองมิติ การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตจะใช้ความเร็วในการไหลแบบไม่คงที่ต่อเวลา ดังรูปที่ 2.15 กำหนดความหนาแน่นของเลือดเท่ากับ 1056 kg/m^3 และความหนืดของเลือดเท่ากับ $0.0035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ ตามลำดับ

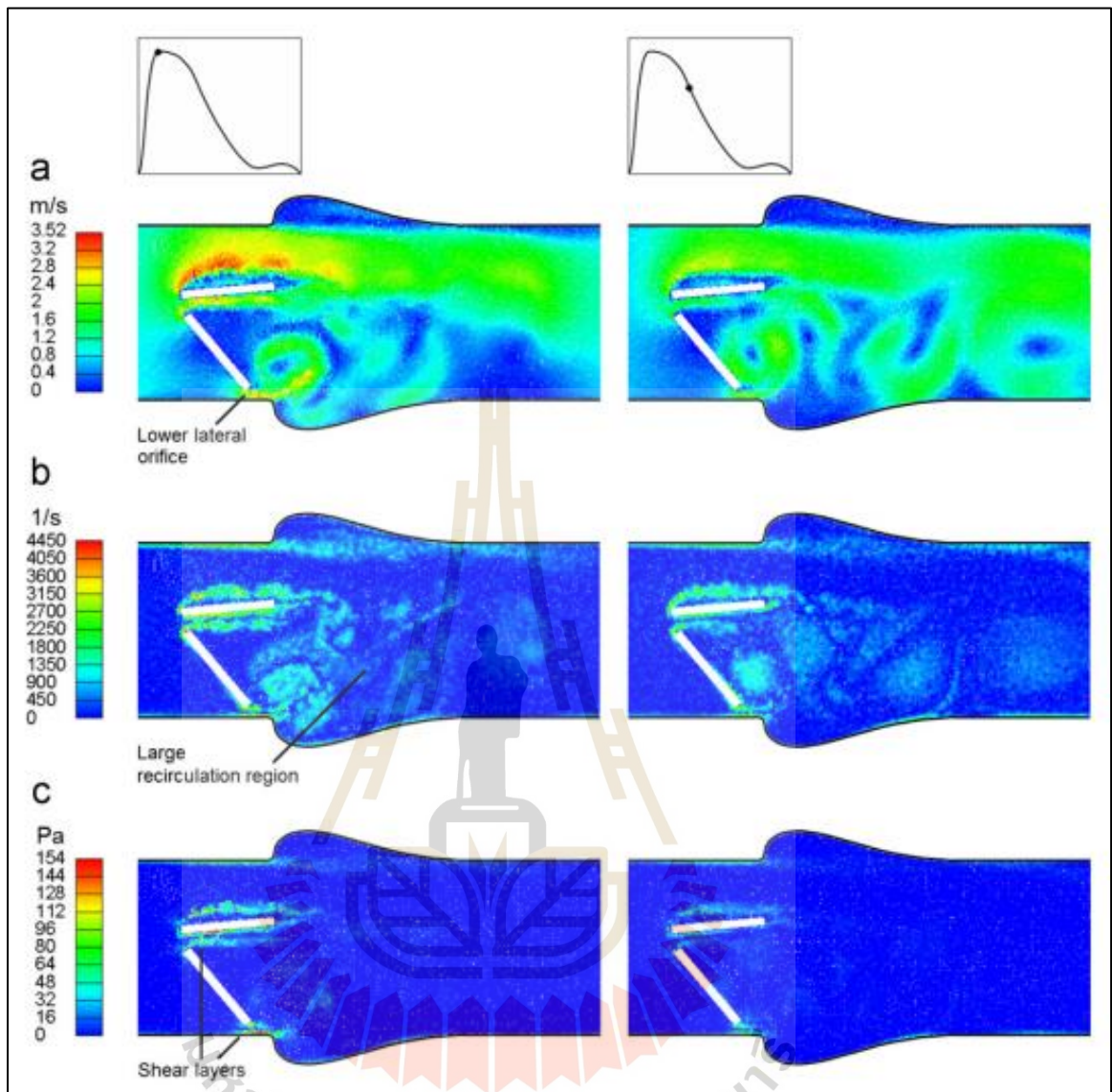


รูปที่ 2.15 a) คลื่นความเร็วเลือดทางขาเข้า b) โดเมนที่ใช้ในการทดลอง (Shahriari, Maleki, Hassan & Kadem, 2012)

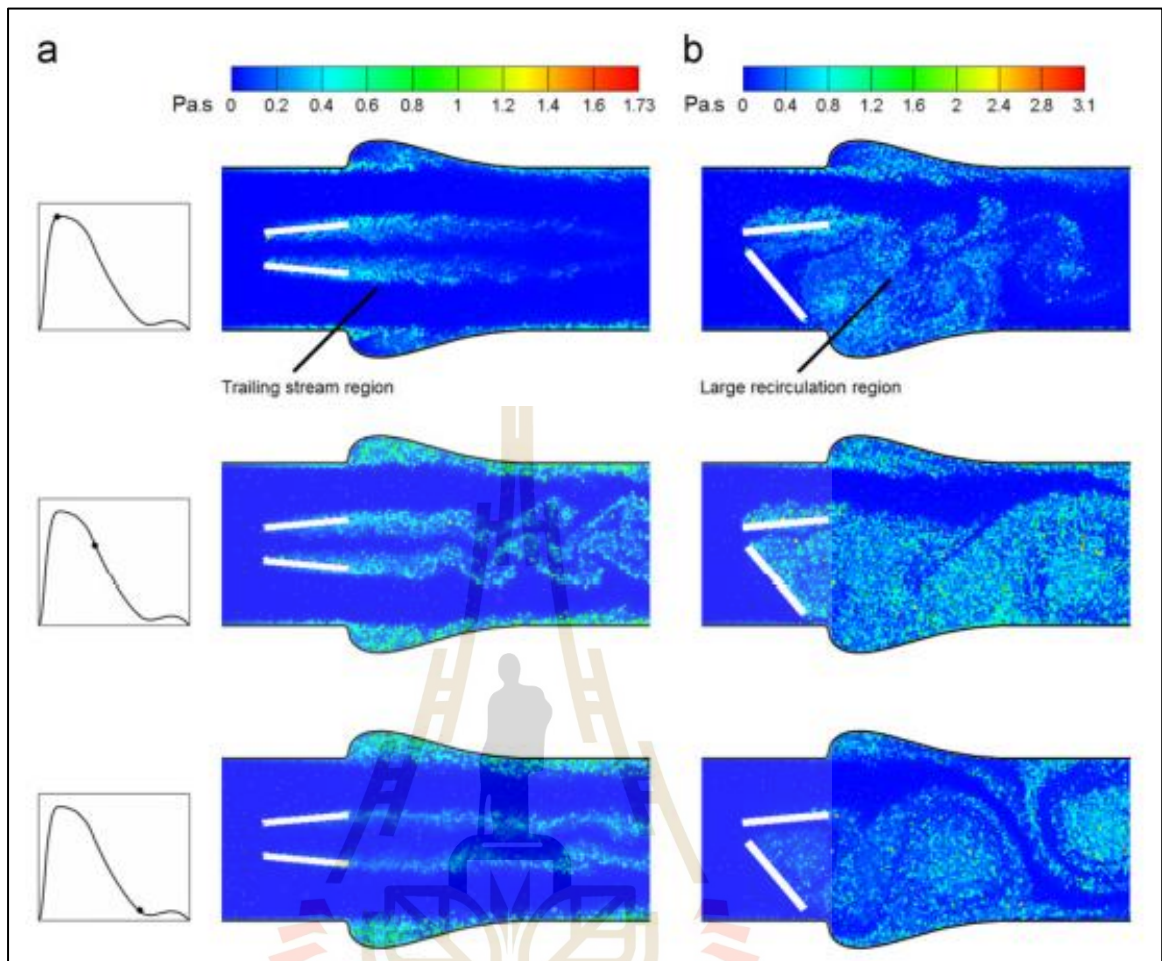
เปรียบเทียบ กรณีที่ 1 ลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ใช้ใบพัดเปิดปกติ และกรณีที่ 2 ใบพัดใช้งานผิดปกติ 1 ใบพัดเปิดสุดได้ส่วนอีกใบพัดไม่สามารถเปิดได้ จากรูปที่ 2.16 และ 2.17 แสดงความเร็ว กระแสวน และความเค้นเฉือนบนเลือด พบว่ากรณีที่ 1 ความแตกต่างของความเร็วเลือดระหว่างช่องการไหลต่ำกว่า กรณีที่ 2 อีกทั้งในกรณีที่ 2 พบกระแสวนขนาดใหญ่ตำแหน่งหลังใบพัดซึ่งเกิดจากพื้นที่การวางแนวใบพัดที่ขวางการไหลเลือด และรูปแบบของเลือดที่ไม่ราบเรียบทำให้เกิดความเค้นบนเลือดสูงมากกว่ากรณีที่ 1 ส่งผลให้เกิดการกระตุ้นของการเสียหายของเลือด โดยได้เปรียบเทียบรูปแบบการสะสมความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นบนอนุภาค ดังรูปที่ 2.18 พบว่ากรณีที่ 2 นั้นลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ที่ผิดปกติมีประสิทธิภาพในการเกิดความเสียหายต่อเลือดสูงกว่าในกรณีที่ 1 ที่ลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่อยู่ในสภาวะปกติ



รูปที่ 2.16 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านใบพัดลิ้นหัวใจเทียมในสภาวะปกติที่ (0.1 วินาที) ช่วงความเร็วเลือดสูงสุด (0.3 วินาที) ช่วงชะลตัวของความเร็วเลือด (a)ขนาดของความเร็ว (b)กระแสวนของเลือด (c)ค่าความเค้นเฉือนบนเลือด (Shahriari et al., 2012)



รูปที่ 2.17 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านใบพับลิ้นหัวใจเทียมสภาวะใช้งานผิดปกติที่ (0.1 วินาที) ช่วงความเร็วเลือดสูงสุด (0.3 วินาที) ช่วงชะลอตัวของความเร็วเลือด (a)ขนาดของความเร็ว (b)กระแสนวนของเลือด (c)ค่าความเค้นเฉือนบนเลือด (Shahriari et al., 2012)



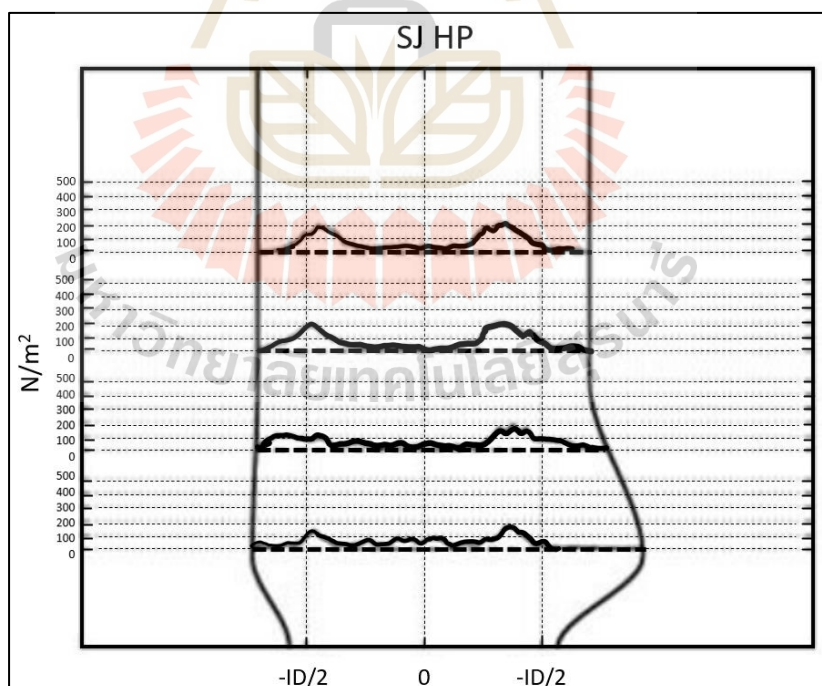
รูปที่ 2.18 รูปแบบการสะสมของความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นผ่านอนุภาค (a)ใบพัดลิ้นหัวใจเทียมในสภาวะปกติ (b)ใบพัดลิ้นหัวใจเทียมสภาวะใช้งานผิดปกติ (Shahriari et al., 2012)

Grigioni, Daniele, D'Avenio and Barbaro (2001) ได้ทดลองลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่โดยศึกษาอิทธิพลของความโค้งใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ โดยเปรียบเทียบระหว่างใบพัดเรียบ St. Jude HP กับใบพัดโค้ง Sorinbicarbon (SB) ดังรูปที่ 2.19 ทดสอบวัดความเร็วเลือดที่ไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่ผ่านเครื่อง Laser Doppler anemometry (LDA) และเปรียบเทียบค่าความเค้นเฉือนบนเลือด ในการทดสอบผ่านเทคนิค LDA สามารถวัดความเค้นเฉือนที่ระยะทาง 7 14 21 และ 28 มิลลิเมตร ตามลำดับ ด้านเสถียรภาพของ SB ใบพัดคู่แบบโค้ง มีความสัมพันธ์ของความปั่นป่วนสูงขึ้นอย่างเห็นได้ชัดผ่านการไหลช่องตรงกลาง ขณะที่บริเวณระหว่างใบพัดและวงแหวนเกิดการไหลปั่นป่วนน้อยเนื่องจากกระแสการไหลของเลือดถูกบังคับด้วยแนวโค้งของใบพัดเมื่อเทียบกับ St.Jude HP แบบใบพัดเรียบ ในทางกลับกัน St.Jude HP กลับได้ผลลัพธ์ตรงกันข้ามกันซึ่งเกิดความปั่นป่วนที่

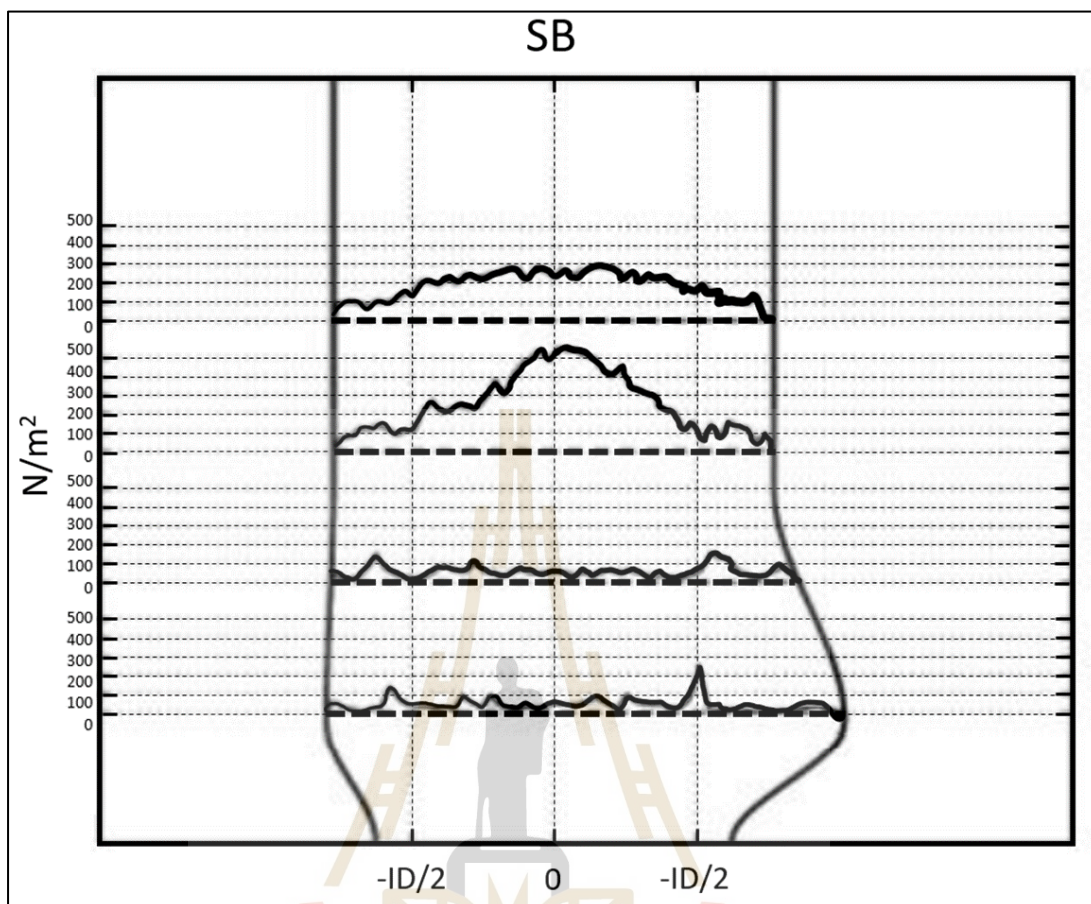
บริเวณระหว่างใบพัดและวงแหวนมากกว่าตำแหน่งช่องการไหลผ่านตรงกลางของลิ้นหัวใจเทียมแบบสองใบพัดคู่ ดังรูปที่ 2.20 และ 2.21



รูปที่ 2.19 St. Jude HP และ Sorinbicarbon (SB) (Grigioni, Daniele, D'Avenio & Barbaro, 2001)



รูปที่ 2.20 ค่าความเค้นปั่นป่วนสูงสุดที่ตำแหน่งระยะทางจากตำแหน่งลิ้นหัวใจเทียมเท่ากับ 7 14 21 และ 28 มิลลิเมตร ของลิ้นหัวใจเทียม St. Jude HP (Grigioni et al., 2001)



รูปที่ 2.21 ค่าความเค้นป่วนสูงสุดที่ตำแหน่งระยะทางจากตำแหน่งล้นหัวใจเทียมเท่ากับ 7 14 21 และ 28 มิลลิเมตร ของล้นหัวใจเทียม Sorinbicarbon (SB) (Grigioni et al., 2001)

ตารางที่ 2.7 ค่าความเค้นป่วนสูงสุดในแต่ละตำแหน่งจากล้นหัวใจเทียมไบพับคูล์ (Grigioni et al., 2001)

ระยะทางจากตำแหน่งล้นหัวใจเทียม (มิลลิเมตร)	ค่าความเค้นป่วนสูงสุด, Sorinbicarbon (SB) (N/m ²)	ค่าความเค้นป่วนสูงสุด, St.Jude HP (N/m ²)
7	251.9	162
14	151.2	179.5
21	551.1	198.7
28	293.7	206.7

จากตารางที่ 2.7 ได้เห็นบทบาทของความโค้งใบพับของลิ้นหัวใจเทียมใบพับคู่โดยในแง่ของความเค้นปั่นป่วนสูงสุดเกิดขึ้นสูงกว่าแบบใบพับเรียบ แต่เมื่อพิจารณาจากตำแหน่งที่เกิดขึ้นแล้วพบว่าใบพับแบบเรียบพบความเค้นเฉือนแบบปั่นป่วนเกิดขึ้น 2 ตำแหน่ง เมื่อเทียบกับแบบใบพับโค้งแล้วเกิดขึ้นบริเวณตำแหน่งช่องการไหลกลางเพียงส่วนเดียว

งานวิจัยของ Bluestein, Rambod and Gharib (1999) ได้จำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับคู่ด้วยวิธีจำลองเชิงคณิตศาสตร์ทางของไหลเพื่อประเมินการเกิดกระแสวนของกลไกการสร้างก้อนเลือดเอ็มโบลี (Emboli) การเกิดลิ่มเลือดอุดตันที่ลิ้นหัวใจเทียมทั้งหมดนั้นเป็นผลมาจากการกระตุ้นของเกล็ดเลือด (Platelet activation) โดยมีการสัมผัสกับผิววัสดุและรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมที่ไม่ใช่วัสดุชีวภาพ โดยงานวิจัยนี้ได้ใช้โมเดลความปั่นป่วนแบบ Wilcox-k-omega ซึ่งเหมาะสำหรับการไหลแบบในท่อและมีค่า Reynolds-number ต่ำกว่า 10,000 เปรียบเทียบกับวิธี Digital particle image velocimetry (DPIV) ซึ่งทำการวัดความเร็วและกระแสวนของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมใบพับคู่ขนาด 27 มิลลิเมตร ในแบบจำลองรูปทรง aortic root ประกอบด้วย sinus of valsalva เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมได้กำหนดค่าคุณสมบัติของเลือดให้มีความหนาแน่นเท่ากับ 1.056 g/cm^3 ค่าความหนืดเท่ากับ 3.5 CP และความหนืดพลวัตเท่ากับ $0.0035 \text{ cm}^2/\text{s}$ จำลองผ่านโปรแกรม Ansys fluent โดยใช้สมการควบคุม Navier-stokes จากรูปที่ 2.22 เปรียบเทียบผลระหว่างเทคนิค DPIV และ ผลการจำลองทางคณิตศาสตร์ พบว่าลักษณะกระแสวนบนเลือดได้ผลใกล้เคียงกัน ถึงแม้ว่าผลการคำนวณเชิงตัวเลขจะมีลักษณะโครงสร้างรูปแบบของเลือดที่ดูลักษณะกว้างกว่า แต่มีการจัดตัวของกระแสเลือดและความเร็วเลือดที่ใกล้เคียงกัน

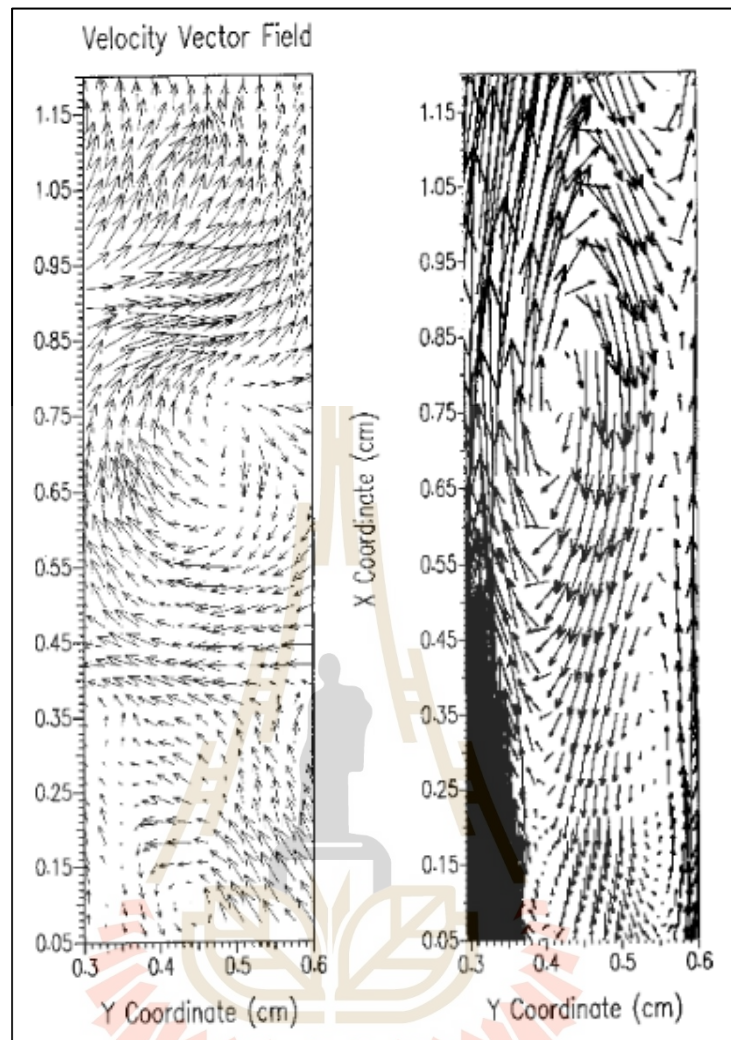
Bokeria, Bokeria, Karamatov, Kevorkova and Soboleva (2008) ได้ทำการทดสอบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับโดยใช้ชื่อว่า TRICARDICS โดยมีมุมเปิดใบพับสูงสุดเท่ากับ 88 องศา พบว่าลักษณะการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมมีลักษณะคล้ายคลึงกับลิ้นหัวใจจริง วัสดุเทียมที่ใช้ทำมาจากไทเทเนียม โดยได้ทำการศึกษาวิเคราะห์รวบรวมข้อมูลผู้ป่วยทั้ง 9 คนที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจไม่ตรรกภายในระยะเวลา 3 ถึง 6 เดือน สรุปได้ว่าการตรวจพบไม่เกิดภาวะแทรกซ้อนเนื่องจากการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียม การใช้งานเบื้องต้นในการเปลี่ยนใช้งานลิ้นหัวใจเทียม TRICARDICS แบบสามใบพับนั้นมีประสิทธิภาพในการใช้งาน

Gregoric et al. (2004) ได้ทำการทดสอบลิ้นหัวใจเทียมสามใบพับโดยการติดตั้งแทนที่ ณ ตำแหน่งลิ้นหัวใจไม่ตรรกในสัตว์ทดลองภายในระยะเวลา 1 ปี ได้นำลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับและลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับคู่มาทดสอบ โดยใช้วัสดุเป็น Pyrolytic carbon พบว่าการเกิดลิ่มเลือดอุดตันไม่พบเกิดขึ้น และไม่มี ความแตกต่างในกลุ่มทดลอง จากการศึกษาได้ประเมินผลของลิ้นหัวใจเทียมแบบ

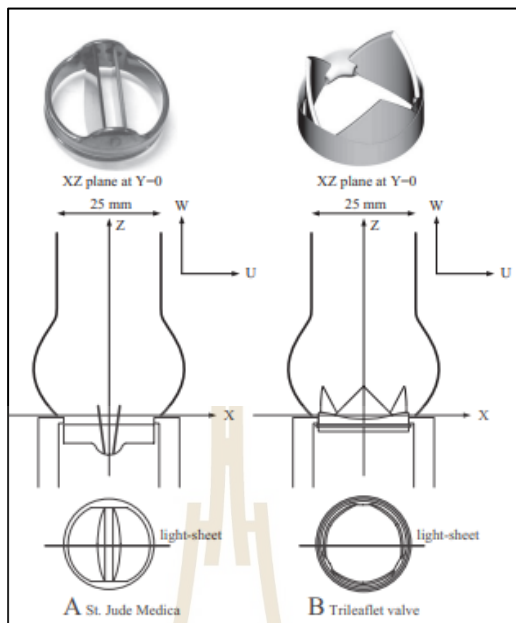
สามใบพับนั้นได้ดำเนินการใช้งานได้อย่างปลอดภัยและมีประสิทธิภาพ ซึ่งเป็นทางเลือกที่ดีเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับคู่

Li, Chen, Lo and Lu (2011) ได้ศึกษาเกี่ยวกับลักษณะการไหลของเลือด โดยการเปรียบเทียบลิ้นหัวใจเทียมใบพับคู่และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ ดังรูปที่ 2.23 โดยวิธีการทดลองจะใช้สารละลายที่มีคุณสมบัติคล้ายเลือดเลือดแล้วทำการบันทึกผลด้วยภาพจากกล้องเพื่อศึกษารูปแบบการไหลของเลือดผ่านเครื่องทดสอบ Mock circulatory loop system จากผลการทดสอบพบว่าลิ้นหัวใจเทียมใบพับคู่และลิ้นหัวใจเทียมสามใบพับมีรูปแบบการไหลของเลือดที่แตกต่างกัน โดยลิ้นหัวใจเทียมใบพับคู่จะแบ่งช่องการไหลออกเป็นสามส่วน ไหลผ่านช่องการไหลกลาง 1 ส่วน และ ระหว่างใบพับกับห้วงอีก 2 ส่วน ส่วนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับจะมีการไหลพุ่งตรงช่องการไหลกลาง และมีเลือดไหลผ่านช่องระหว่างใบพับกับห้วงเล็กน้อยซึ่งมีลักษณะการไหลของเลือดคล้ายกับลิ้นหัวใจจริง ดังรูปที่ 2.24

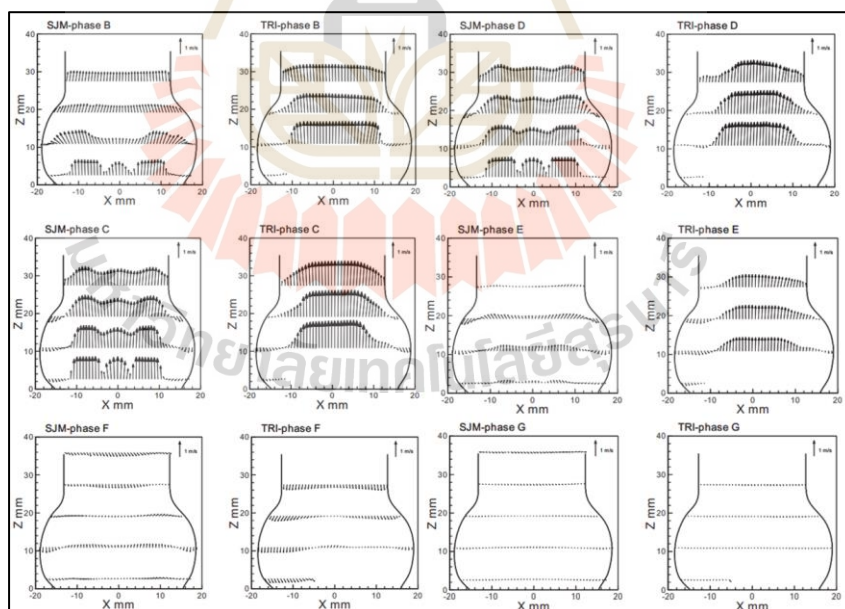
ลิ้นหัวใจเทียมได้มีการพัฒนารูปแบบในลักษณะต่างๆ เพื่อให้มีการไหลของเลือดที่เหมาะสมและไม่ก่อให้เกิดปัญหาระหว่างผู้ป่วยหลังจากรับการติดตั้ง ซึ่งปัญหาที่เกิดขึ้นของลิ้นหัวใจเทียม คือ การไหลของเลือดผ่านลักษณะโครงสร้างของใบพับเทียม จึงได้มีการพัฒนารูปร่างของลิ้นหัวใจเทียม รวมถึงใช้แบบจำลองในการสร้าง เพื่อใช้ในการออกแบบปรับปรุงเพื่อดูรูปแบบการไหลของเลือด จากงานวิจัยได้มีการพัฒนารูปแบบลิ้นหัวใจเทียมสามใบพับและลักษณะโครงสร้างของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับคล้ายกับลิ้นหัวใจเอเออร์ติก และให้ลักษณะรูปแบบการไหลของเลือดคล้ายคลึงกัน และกำหนดให้การไหลของเลือดเป็นแบบไม่คงที่ต่อเวลา เพื่อนำพารามิเตอร์ที่ใช้ในการเปรียบเทียบมาใช้ประโยชน์ในการพัฒนาการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมสามใบพับในรูปแบบต่อไป



รูปที่ 2.22 แผนภาพเปรียบเทียบผลความเร็วเลือดระหว่างวิธี DPIV และการจำลองทางคณิตศาสตร์ (105 ms ระยะทางจาก 0.05 ถึง 1.2 เซนติเมตร จากปลายใบพับ) (Bluestein, Rambod & Gharib, 1999)



รูปที่ 2.23 โมเดลลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่ใช้ในการทดลอง (Li, Chen, Lo & Lu, 2011)



รูปที่ 2.24 รูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด (Li et al., 2011)

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 บทนำ

ในบทนี้จะแสดงวิธีดำเนินการวิจัย จะกล่าวถึงขั้นตอน ในการพัฒนาต้นแบบและแนวทางในการวิจัย การออกแบบโดเมนการทดลอง การเมฆสำหรับโดเมน การตรวจสอบเปรียบเทียบผล การตรวจสอบคุณภาพของเมฆ เงื่อนไขขอบเขตและการคำนวณ และการตรวจสอบเงื่อนไขการคำนวณ ด้วยการจำลองทางซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์ เพื่อในการศึกษาพารามิเตอร์ของรูปแบบใบพัดล้นหัวใจเทียมและมุมเปิดสูงสุดของใบพัดล้นหัวใจเทียมที่มีผลกระทบต่อการใช้ของเลือด

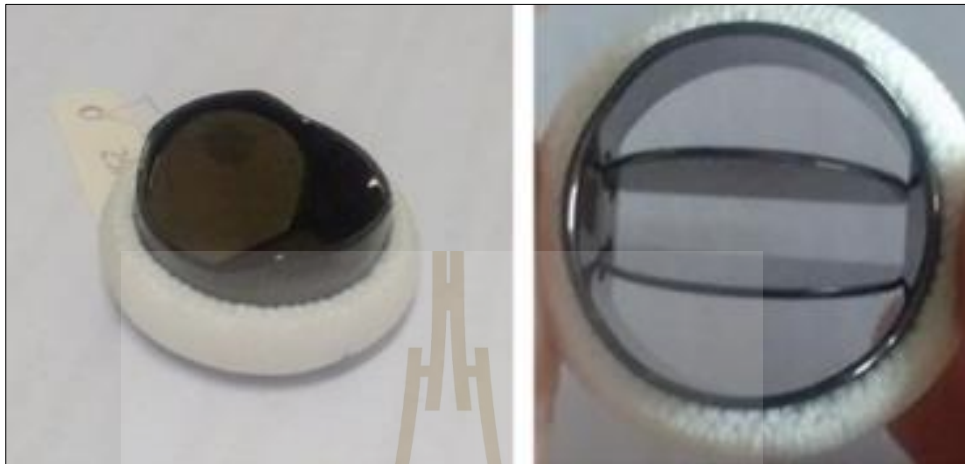
3.2 การพัฒนาต้นแบบและแนวทางในการวิจัย

การพัฒนาออกแบบล้นหัวใจเทียมในงานวิจัย จะพิจารณาการใช้ของเลือดในช่วงโดเมนการไหลผ่านล้นหัวใจเทียม โดยจะทำการออกแบบล้นหัวใจเทียมในรูปแบบของใบพัดในต่างเอกลักษณ์ เพื่อศึกษาการเกิดพฤติกรรมการเคลื่อนที่ของใบพัดและลักษณะรูปแบบการไหลของเลือด หลอดเลือดหัวใจเป็นองค์ประกอบหลักในการแสดงพฤติกรรมการไหลของเลือดจะมีลักษณะเป็นท่อยาวทรงกระบอกสามารถให้เลือดไหลผ่านได้ โดยการศึกษาวิจัยนี้เริ่มจาก (1) ศึกษาล้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ (Bileaflet) โดยการสร้างโดเมนจำลองการไหลแบบคณิตศาสตร์เพื่อเปรียบเทียบผลการจำลองกับงานวิจัยของ Bluestein และคณะ ในปี 2000 และ Shahriari และคณะ ในปี 2012 เพื่อนำเงื่อนไขขอบเขตการคำนวณมาใช้ศึกษาต่อในรูปแบบสามมิติ (2) ศึกษาเปรียบเทียบรูปแบบความโค้งในโดเมนจำลองการไหลของเลือดผ่านล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดในรูปแบบสามมิติ เพื่อนำความโค้งที่ส่งผลต่อการไหลที่ดีที่สุดมาศึกษาต่อใน (3) ศึกษาเปรียบเทียบล้นหัวใจเทียมสามใบพัด รูปแบบใบพัดเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ และเปรียบเทียบมุมเปิดสูงสุดของใบพัด ในรูปแบบการเคลื่อนที่ในระบบสองมิติ

3.2.1 การศึกษาล้นหัวใจเทียมและการสร้างโดเมนล้นหัวใจเทียม

ล้นหัวใจเทียมเป็นอุปกรณ์ทางกลที่ใช้หลักการในการเคลื่อนที่ของใบพัดผ่านแกนหมุนโดยการส่งผ่านแรงดันเลือดโดยตรงสู่ใบพัดทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของใบพัดในลักษณะปิดและเปิดออก ซึ่งจะประกอบด้วย วงแหวนและใบพัดขนาดสมมาตร การออกแบบรูปแบบจำลองล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดจะใช้วิธีการออกแบบโดยการปรับปรุงจากต้นแบบล้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่

พื้ดงรูปที่ 3.1 โดยเริ่มต้้นจกการสร้งแบบจ้ลองในรูปแบบสามมิติของต้้นแบบล้ันหัวใจเทียมแบบใบพ้บคู้ ดงรูปที่ 3.2 ขนาดของส่วประกอบล้ันหัวใจเทียมแบบใบพ้บคู้แสดงดงตารางที่ 3.1



รูปที่ 3.1 ต้้นแบบล้ันหัวใจเทียมแบบใบพ้บคู้



รูปที่ 3.2 แบบจ้ลองสามมิติของล้ันหัวใจเทียมแบบใบพ้บคู้

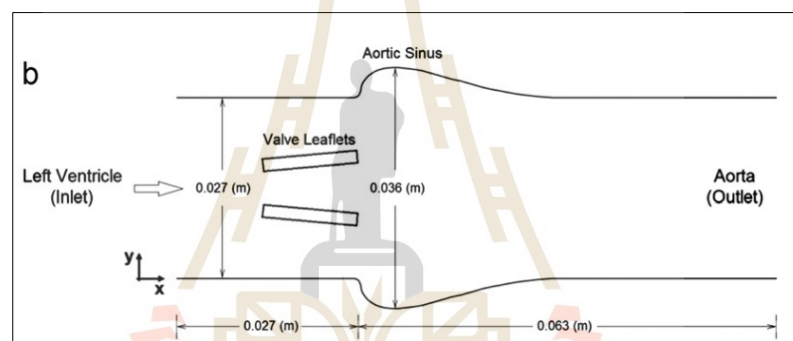
ตารางที่ 3.1 ขนาดของส่วประกอบซ้ันส่วล้ันหัวใจเทียมแบบใบพ้บคู้

รายการ	ขนาด (มิลลิเมตร)
เส้ันผ่ันศูนย์กกลาง	27
ความหนาของใบพ้บ	0.2

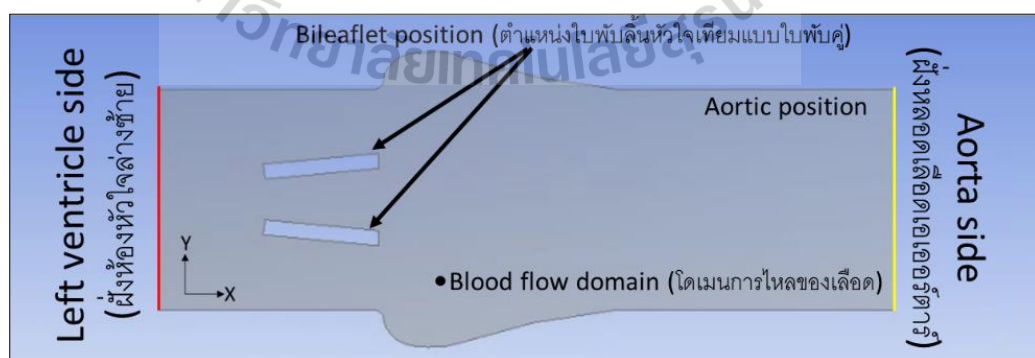
3.2.2 การตรวจสอบใช้งานซอฟต์แวร์

1) การสร้างโดเมนการทดลองเพื่อใช้ในการตรวจสอบการใช้งานซอฟต์แวร์

ปัญหาที่ใช้ทดสอบเป็นโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ โดเมนการทดลองจะถูกออกแบบขึ้นเพื่อสร้างพื้นที่การไหลของเลือดโดยการออกแบบโดเมนจะประกอบด้วย คือ โดเมนหลอดเลือดหัวใจ และลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสองมิติ ในอันดับแรก จะเริ่มศึกษาการไหลแบบสองมิติและกำหนดให้ใบพัดยังไม่มี การเคลื่อนที่ โดยการสร้างโดเมนจำลอง การไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ โดยข้อมูลอ้างอิงจากงานวิจัย ของ Shahriari และ คณะ โดเมนประกอบด้วยใบพัดลิ้นหัวใจเทียมเชื่อมต่อกับห้องหัวใจล่างซ้ายและฝั่งหลอดเลือด เอเออร์ตารีเพื่อใช้ในการกำหนดขอบเขตในขั้นต่อไป แสดงโดเมนการจำลองการไหลของเลือด ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสองมิติจากงานวิจัยของ Shahriari et al. (2012)

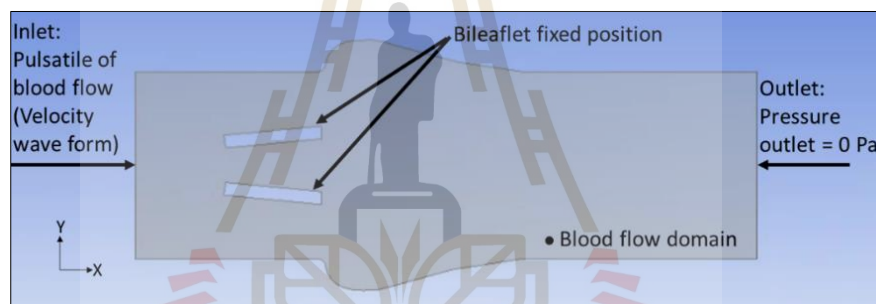


รูปที่ 3.4 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสองมิติที่ใช้ศึกษา

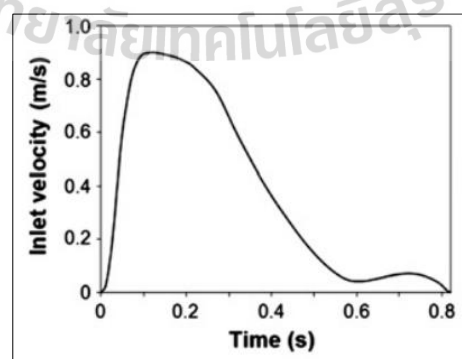
จากนั้นจะออกแบบขนาดของโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสองมิติดังรูปที่ 3.4 ให้เท่ากับโดเมนงานวิจัยของ Shahriari และคณะ เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบผลของความเร็วเลือดที่ไหลผ่านใบพัด

2) การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตสำหรับการตรวจสอบผล

วิธีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions) สำหรับการจำลองการไหลของเลือด มีการกำหนดขอบเขตให้มีความสอดคล้องกับเงื่อนไขบนเลือดให้ใกล้เคียงความจริงมากที่สุด เพื่อความถูกต้องของผลลัพธ์คำตอบ ในการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนโดเมนมีการกำหนดขอบเขตดังรูปที่ 3.5 และแสดงรายละเอียดในโดเมนดังตารางที่ 3.2 ข้อมูลอ้างอิงจากงานวิจัยของ Shahriari และคณะ โดยมีการกำหนดคุณสมบัติของเลือด ให้มีค่าความหนาแน่น (ρ) เท่ากับ 1056 kg/m^3 และ ค่าความหนืดพลวัต (μ) เท่ากับ $3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ กำหนดความเร็วทางขาเข้าของเลือดเป็นแบบไม่คงที่ต่อเวลา เปลี่ยนแปลงตามเวลาตั้งแต่ 0 ถึง 0.8 วินาที ดังรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.5 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมสองใบพัดแบบสองมิติและการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต



รูปที่ 3.6 ความเร็วทางขาเข้าของเลือด (Velocity blood pulsatile flow) จากห้องหัวใจล่างซ้าย (Shahriari et al., 2012)

ตารางที่ 3.2 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่แบบสองมิติ

เงื่อนไขขอบเขต	เงื่อนไขการไหลของเลือด	รายละเอียด
Inlet	Unsteady velocity inlet (m/s)	ความเร็วเลือดจากห้องหัวใจ Left ventricle
Outlet	0 Pa	ความดันเลือดจากหลอดเลือดแดงเอออร์টার
Wall	No-slip wall	ขอบผนัง

3) การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณและแบบจำลองความปั่นป่วนสำหรับการตรวจสอบผล

การจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในโดเมนสองมิติ ได้ทดสอบการไหล 3 รูปแบบ โดยการจำลองการไหลแบบปั่นป่วน k-epsilon, k-omega และ SST k-omega เพื่อหาแบบจำลองการไหลของเลือดที่ผลใกล้เคียงเทียบกับการจำลองการไหลของเลือดผ่านโดเมนลิ้นหัวใจเทียมสองใบพัดแบบสองมิติ ด้วยการวัดค่าความเร็วตำแหน่งหน้าใบพัด และตำแหน่งหลังใบพัด เทียบกับผลการจำลองของ Bluestein et al. (1999) และ Shahriari et al. (2012) การกำหนดเงื่อนไขในการคำนวณแสดงดังตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3.3 การกำหนดเงื่อนไขสำหรับใช้เปรียบเทียบผลจำลองการไหลแบบปั่นป่วน บนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมใบพัดคู่แบบสองมิติ

เงื่อนไขการคำนวณ	รายละเอียดการคำนวณ
Software	Ansys fluent version 18.0
Algorithm	SIMPLE
Numerical Scheme	Upwind Differencing Scheme (UDS)
Viscosity Model	Incompressible flow
Flow model (For validate to The turbulent models.)	-Turbulent model (k-epsilon) -Turbulent model (k-omega) -Turbulent model (SST k-omega)
Grid types	Tetrahedral
Method	First order upwind
Residual	1e-6

ตารางที่ 3.3 การกำหนดเงื่อนไขสำหรับใช้เปรียบเทียบผลจำลองการไหลแบบปั่นป่วน บนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมไบพัสคู่แบบสองมิติ (ต่อ)

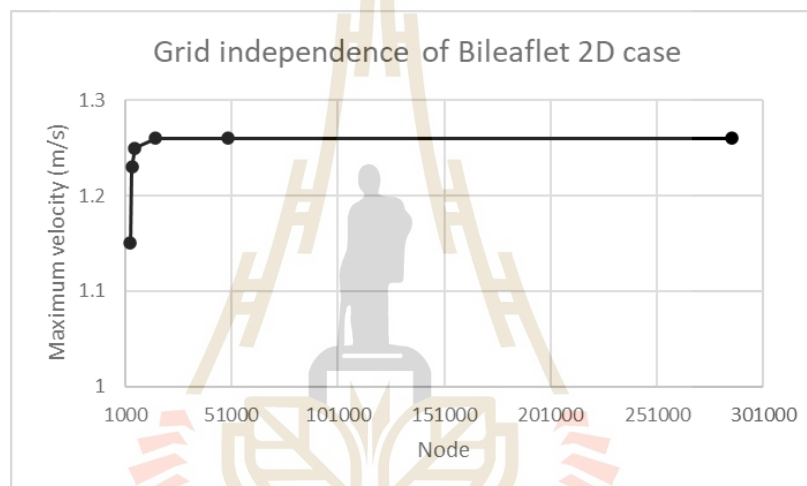
เงื่อนไขการคำนวณ	รายละเอียดการคำนวณ
Initialization method	Hybrid Initialization
Solver time	Unsteady ($t = 0$ to 0.83 s : 1 Cardiac cycle) Time step size = 0.0001 Iteration = 8300

4) ผลการตรวจสอบการใช้งานซอฟต์แวร์การศึกษาแบบสองมิติ

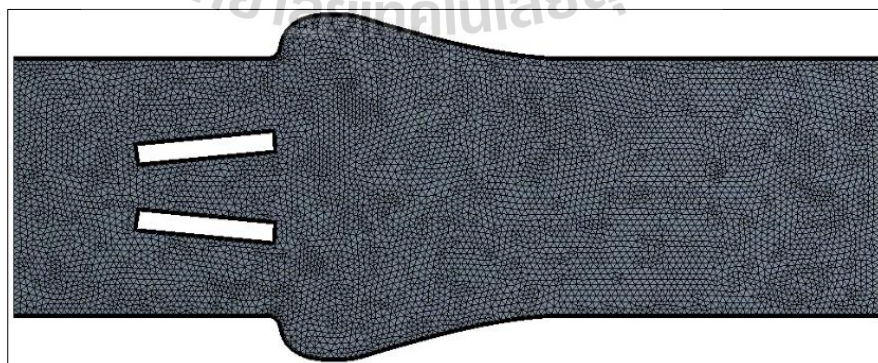
แบบจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบไบพัสคู่บนระบบสองมิติ ได้สร้างเมชเป็นแบบสามเหลี่ยมในโดเมนการไหล และการสร้างเมชบนชั้นขีดผิวแรกซึ่งเกี่ยวเนื่องกับค่า y^+ สำหรับจำลองการไหลแบบปั่นป่วน ซึ่งมีข้อกำหนด y^+ เท่ากับ 1 (การคำนวณประกอบด้วยความเร็วสูงสุดบนเลือดเท่ากับ 0.9 m/s, ความหนาแน่นของเลือด (ρ) เท่ากับ 1056 kg/m³, ค่าความหนืดพลวัต (μ) เท่ากับ 3.5×10^{-3} Pa.s และเป็นการไหลแบบ Internal flow คิดขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 27 มิลลิเมตร) จากการคำนวณเมชบนชั้นขีดผิวแรกกำหนดเท่ากับ 0.05 มิลลิเมตร และกำหนดอัตราขยายชั้นผิว Growth rate เท่ากับ 1.2 บนห้าชั้นขีดผิว เป็นแบบรูปทรงสี่เหลี่ยม ด้วยคำสั่ง Inflation บนชั้นขีดผิว การทดสอบความเป็นอิสระของกริด (Grid independence) เพื่อเลือกผลของการคำนวณบนจำนวนเมชที่เหมาะสม โดยมีการจัดขนาดของเมช (mesh sizing) อยู่ที่ $1.5, 1.2, 1, 0.6, 0.25, 0.1$ มิลลิเมตร ตามลำดับ แสดงดังตารางที่ 3.4 ซึ่งแสดงจำนวนเมชและกริดที่ใช้ และวัดความเร็วสูงสุดบนเลือดผ่านตำแหน่งหลังไบพัส โดเมนแบบสองมิติจะเลือกขนาดเมชเท่ากับ 0.6 มิลลิเมตรเหมาะสมที่สุดจำนวนเมชเท่ากับ $15,223$ เซลล์ และมีโนดการคำนวณต่อจุดเท่ากับ $570,840$ จุด โดยรูปที่ 3.7 แสดงแนวโน้มของกราฟผลของค่าความเร็วสูงสุดเริ่มคงที่ที่เมชขนาด 0.6 มิลลิเมตร โดยจะแสดงตัวอย่างเมชที่ใช้บนโดเมนการไหลดังรูปที่ 3.8

ตารางที่ 3.4 แสดงจำนวนเมชที่ใช้ในโดเมนจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ และผลของความเร็วสูงสุดตำแหน่งหน้าใบพัดในระบบสองมิติ

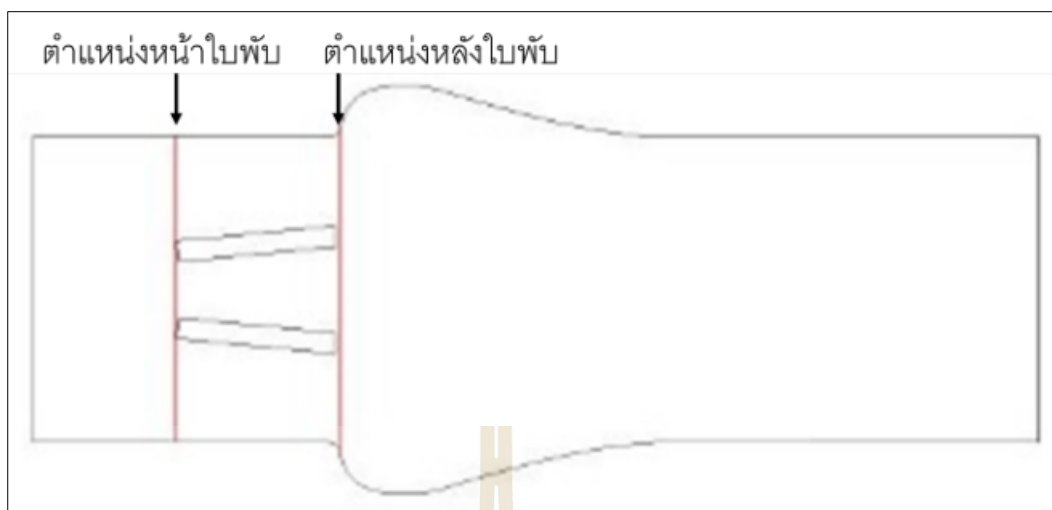
Grid independence	(Bileaflet 2D case)					
Mesh size (mm)	1.5	1.2	1	0.6	0.25	0.1
Node	3392	4230	5452	15223	49483	285973
Element	3264	4082	5283	14916	48906	544613
Maximum velocity (m/s)	1.15	1.23	1.25	1.26	1.26	1.26



รูปที่ 3.7 ผลการทดสอบความเป็นอิสระของกริด (Grid independence) สำหรับปัญหาโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสองมิติ



รูปที่ 3.8 รูปแบบเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่สำหรับปัญหาในระบบสองมิติ

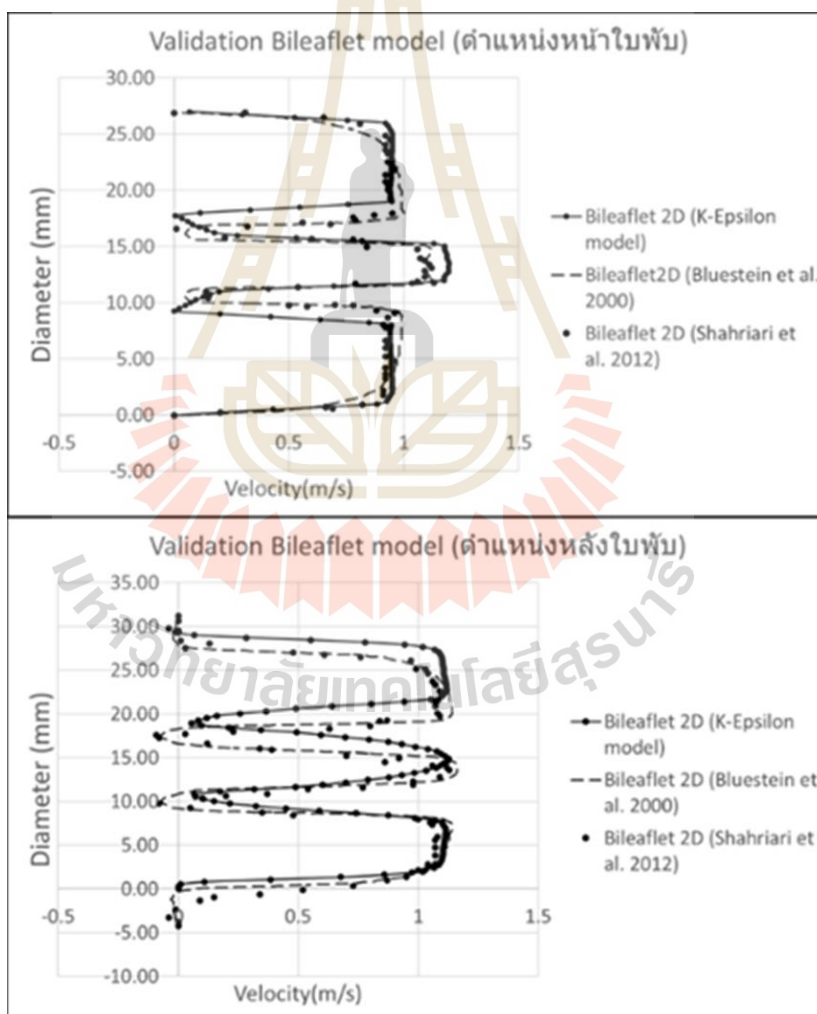


รูปที่ 3.9 ตำแหน่งการตรวจสอบเปรียบเทียบผลของความเร็วเลือด ประกอบด้วย ตำแหน่งหน้าใบพัด และตำแหน่งหลังใบพัด

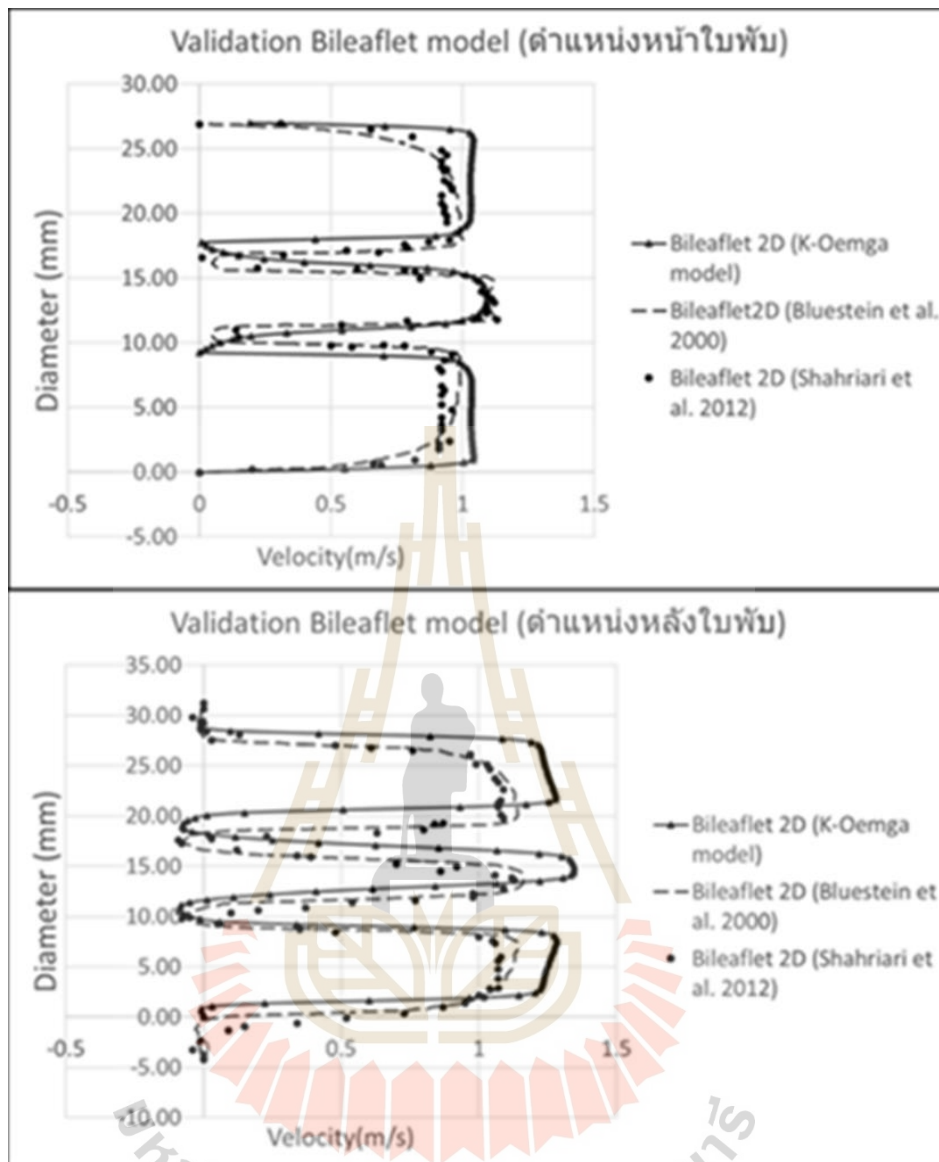
จากผลการจำลองการไหลของเลือดผ่านโดเมนล้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสองมิติ ได้ตรวจสอบความเร็วเลือดสองตำแหน่ง ณ ตำแหน่งหน้าใบพัด และตำแหน่งหลังใบพัด เปรียบเทียบกับผลการจำลองของ Bluestein et al. (1999) และ Shahriari et al. (2012) ดังรูปที่ 3.9 พบว่าจากรูปที่ 3.10 ถึงรูปที่ 3.12 ความเร็วเลือดมีแนวโน้มในการไหลของเลือดไปในทิศทางเดียวกัน จะพบความเร็วสูงสุดอยู่ที่ตำแหน่งช่องการไหลกลาง และมีค่าคำตอบที่ใกล้เคียงกัน แบบจำลองความปั่นป่วนแบบ k -epsilon , k -omega และ SST k -omega ตรวจสอบความคลาดเคลื่อนตำแหน่งหน้าใบพัดและตำแหน่งหลังใบพัดมีค่าดังตารางที่ 3.5 ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยบนแบบจำลองความปั่นป่วน k -epsilon , k -omega และ SST k -omega มีค่าเท่ากับ 3.9825, 10.5175 และ 3.555 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ จากการเปรียบเทียบแบบจำลองความปั่นป่วน SST k -omega มีค่าความคลาดเคลื่อนโดยเฉลี่ยน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับแบบจำลองความปั่นป่วนอื่นๆโดยในลำดับถัดไปจะนำแบบจำลอง SST k -omega มาเลือกใช้ในงานศึกษาบนโดเมนการไหลของเลือดแบบสามมิติและกำหนดเงื่อนไขขอบเขตตามรายละเอียดที่ได้มีการสอบเทียบผลแล้ว ต่อไป

ตารางที่ 3.5 ค่าความคลาดเคลื่อนจากผลการเปรียบเทียบความเร็วเลือดตำแหน่งหน้าใบพัดและตำแหน่งหลังใบพัด

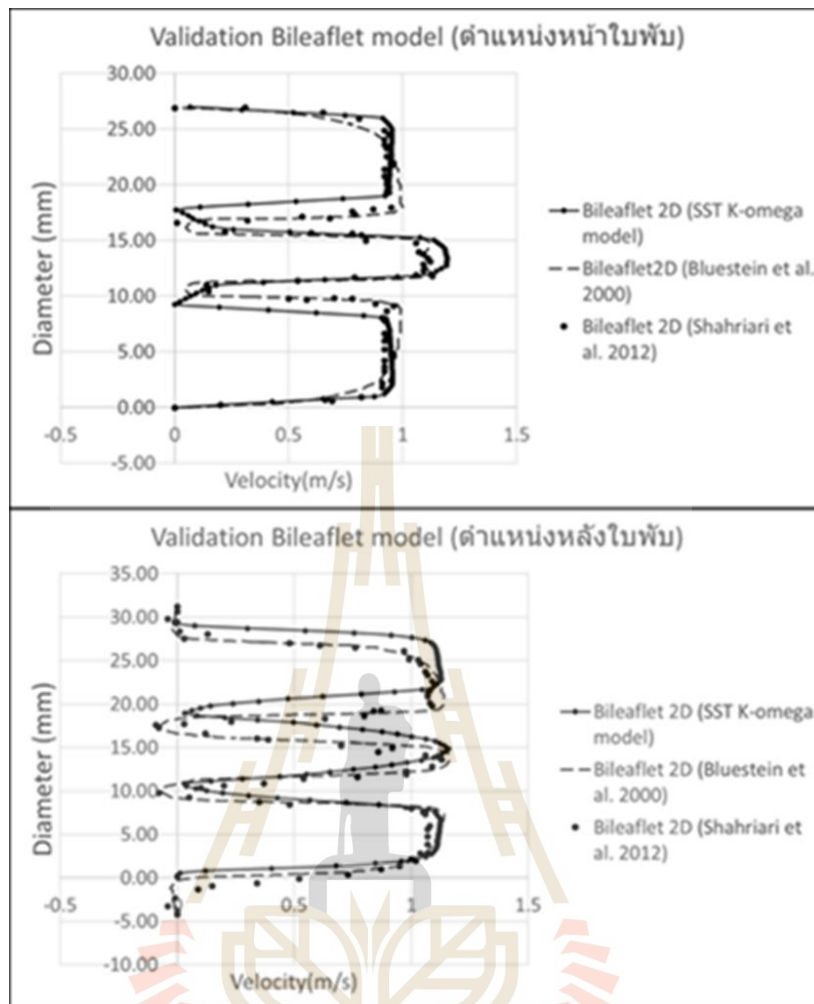
Turbulent model	ค่าความคลาดเคลื่อนจากผลของความเร็ว (%)				ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ย (%)
	Shahriari et al. (2012)		Bluestein et al. (2000)		
	หน้าใบพัด	หลังใบพัด	หน้าใบพัด	หลังใบพัด	
K-epsilon	6.19	0	7.15	2.59	3.9825
K-omega	3.54	19.47	2.68	16.38	10.5175
SST K-omega	5.31	2.66	6.25	0	3.555



รูปที่ 3.10 ผลการจำลองแบบสองมิติเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหลแบบปั่นป่วน k-epsilon เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังใบพัดและตำแหน่งหน้าใบพัด



รูปที่ 3.11 ผลการจำลองแบบสองมิติเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหลแบบปั่นป่วน k-omega เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังใบพัดและตำแหน่งหน้าใบพัด

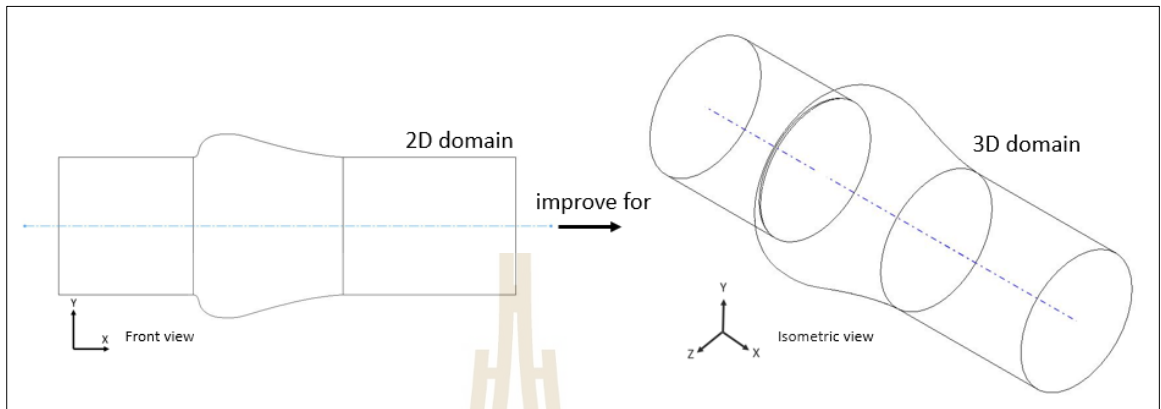


รูปที่ 3.12 ผลการจำลองแบบสองมิติเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหลแบบปั่นป่วน SST k-omega เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังใบพัดและตำแหน่งหน้าใบพัด

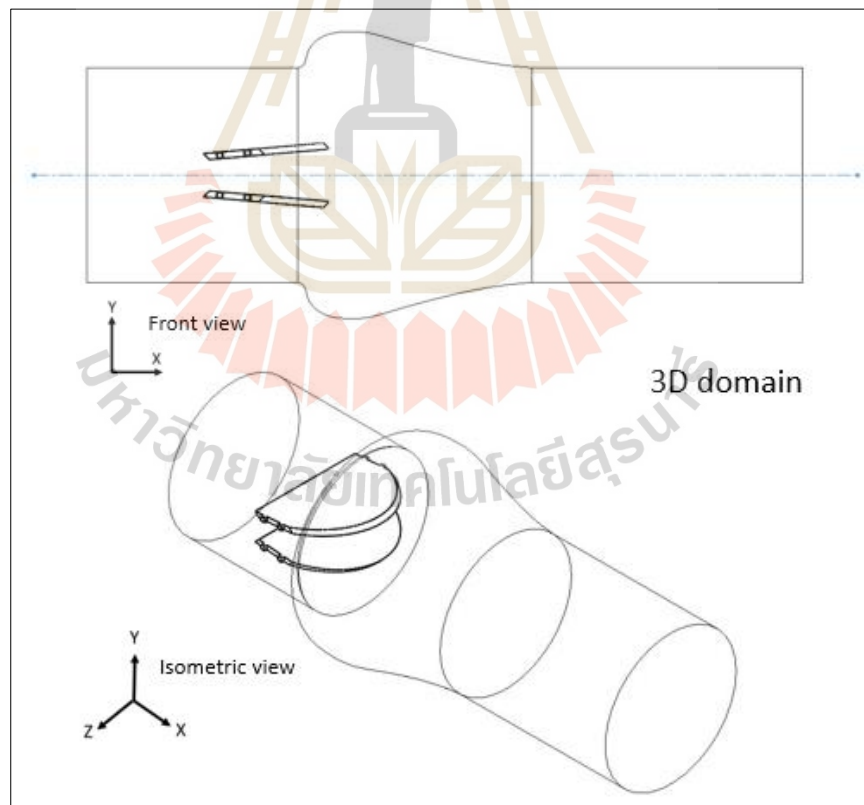
3.2.3 การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณและแบบจำลองความปั่นป่วนสำหรับการตรวจสอบผลในระบบสามมิติ

ปัญหาที่ใช้ทดสอบยังคงเป็นโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบจากผลการจำลองการไหลของเลือดในระบบสองมิติ โดยการสร้างโดเมนการไหลของเลือดแบบสามมิติ ดังรูปที่ 3.13 และนำลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ที่ได้ที่ได้ออกแบบไว้ตอนต้น ดังรูปที่ 3.1 มาประกอบกับโดเมนการไหลของเลือด ได้ดังรูปที่ 3.14 ได้เป็นโดเมนการไหลแบบสามมิติผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ มีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตเหมือนเช่นเดียวกับขั้นตอนแบบสองมิติ ดังตารางที่ 3.2 และแสดงกำหนดเงื่อนไขขอบเขตดังรูปที่ 3.15 และเลือกใช้การจำลอง

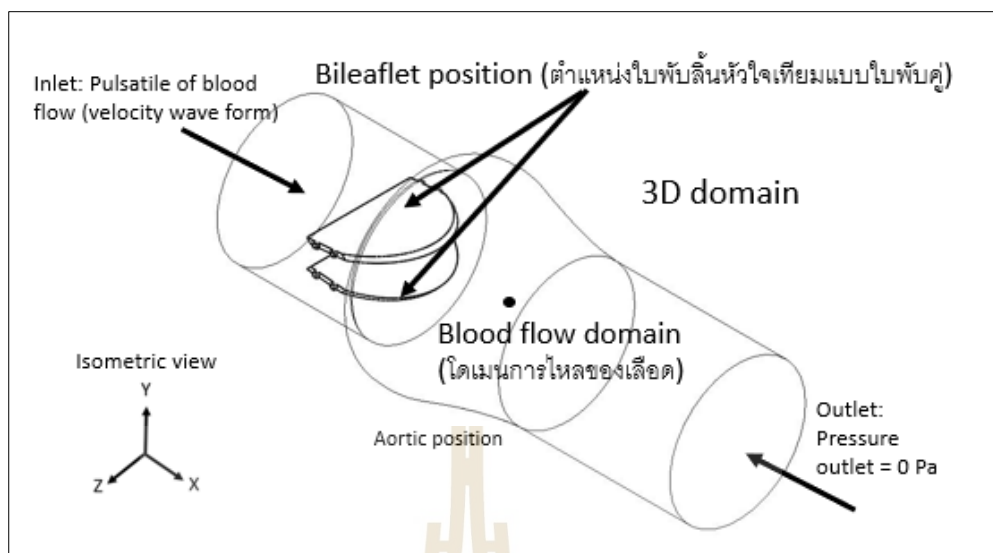
การไหลแบบปั่นป่วน SST k- ω ซึ่งในลำดับถัดไปจะเป็นการเปรียบเทียบผลของความเร็วที่พบ
ตำแหน่งหน้าใบพัดและหลังใบพัด



รูปที่ 3.13 โดเมนการไหลของเลือดแบบสามมิติ



รูปที่ 3.14 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่แบบสามมิติที่ใช้ศึกษา



รูปที่ 3.15 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมสองใบพัดแบบสามมิติและการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต

3.2.4 ผลการตรวจสอบการใช้งานซอฟต์แวร์การศึกษาแบบสามมิติ

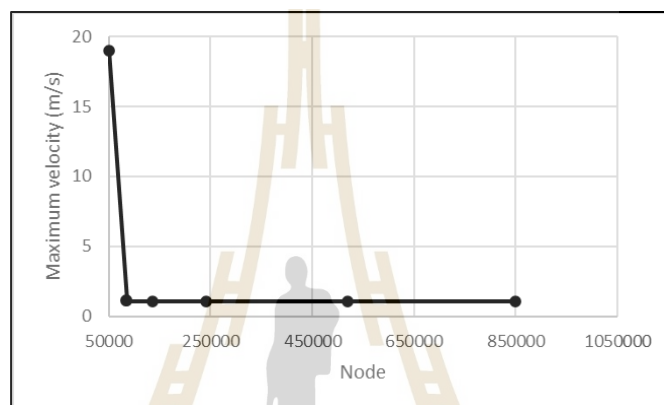
แบบจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสามมิติ ได้สร้างเมชเป็นแบบสามเหลี่ยมในโดเมนการไหล และการกำหนดเมชที่ชั้นขีดผิวกำหนดเหมือนกับรูปแบบสองมิติ จากรูปที่ 3.16 แสดงผลของการทดสอบความเป็นอิสระของกริด (Grid independence) เพื่อเลือกผลของการคำนวณที่เหมาะสม โดยมีการจัดขนาดของเมช (mesh sizing) อยู่ที่ 1.5, 1.2, 1, 0.8, 0.6, 0.5 มิลลิเมตร ตามลำดับ ตารางที่ 3.6 แสดงจำนวนเมชและกริดที่ใช้ และวัดความเร็วสูงสุดบนเลือดผ่านตำแหน่งหลังใบพัด ดังรูปที่ 3.18 จากผลการทดสอบจะเลือกขนาดเท่ากับ 0.6 มิลลิเมตรเหมาะสมที่สุด จำนวนเมชเท่ากับ 2,431,318 เซลล์ และมีโนดการคำนวณต่อจุดเท่ากับ 520,419 จุด โดยรูปที่ 3.16 แสดงแนวโน้มของกราฟผลของค่าความเร็วสูงสุดเริ่มคงที่ที่เมชขนาด 0.6 มิลลิเมตร โดยจะแสดงตัวอย่างเมชที่ใช้บนโดเมนการไหลดังรูปที่ 3.17

ตารางที่ 3.6 แสดงจำนวนเมชที่ใช้ในโดเมนจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ และผลของความเร็วสูงสุดตำแหน่งหน้าใบพัดในระบบสามมิติ

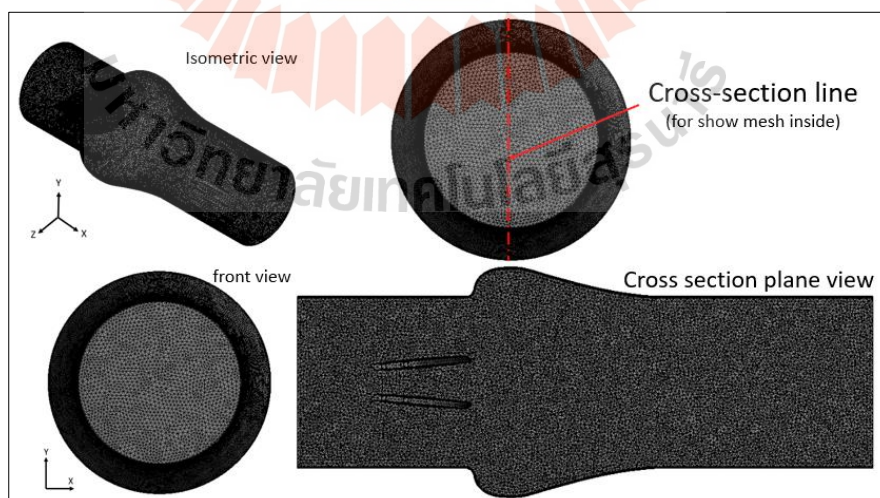
Grid independence	(Bileaflet 3D case)					
Mesh size (mm)	1.5	1.2	1	0.8	0.6	0.5
Node	50094	86393	136316	241079	520419	848823

ตารางที่ 3.6 แสดงจำนวนเมชที่ใช้ในโดเมนจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ และผลของความเร็วสูงสุดตำแหน่งหน้าใบพัดในระบบสามมิติ (ต่อ)

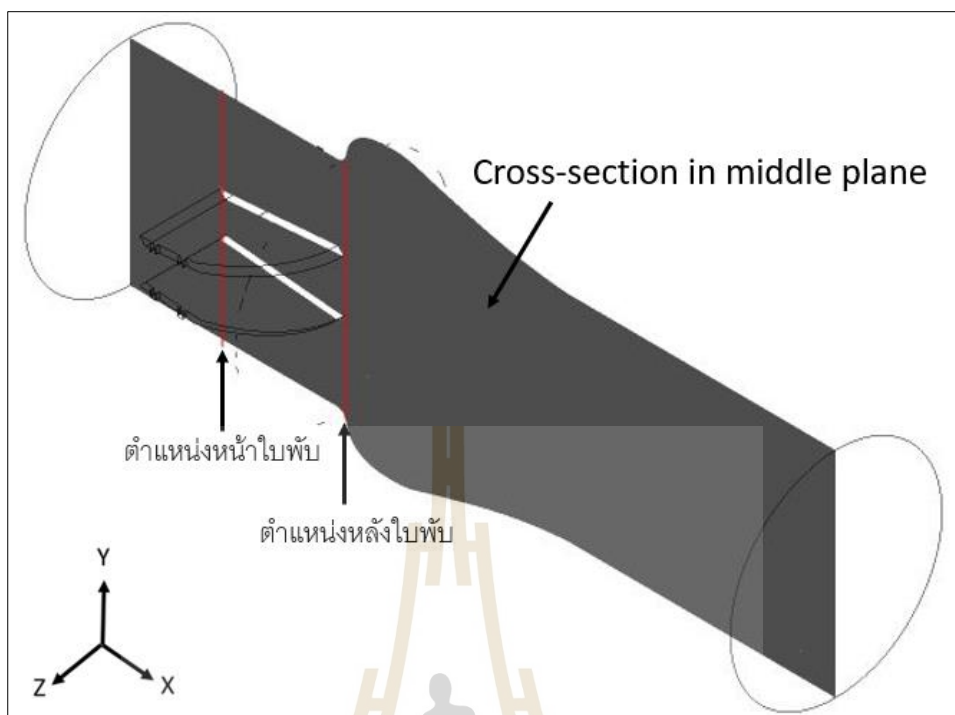
Grid independence	(Bileaflet 3D case)					
Element	188262	345236	570840	1066990	2431318	4104521
Maximum velocity (m/s)	19	1.08	1.08	1.07	1.05	1.05



รูปที่ 3.16 ผลการทดสอบความเป็นอิสระของกริด (Grid independence) สำหรับปัญหาโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสามมิติ

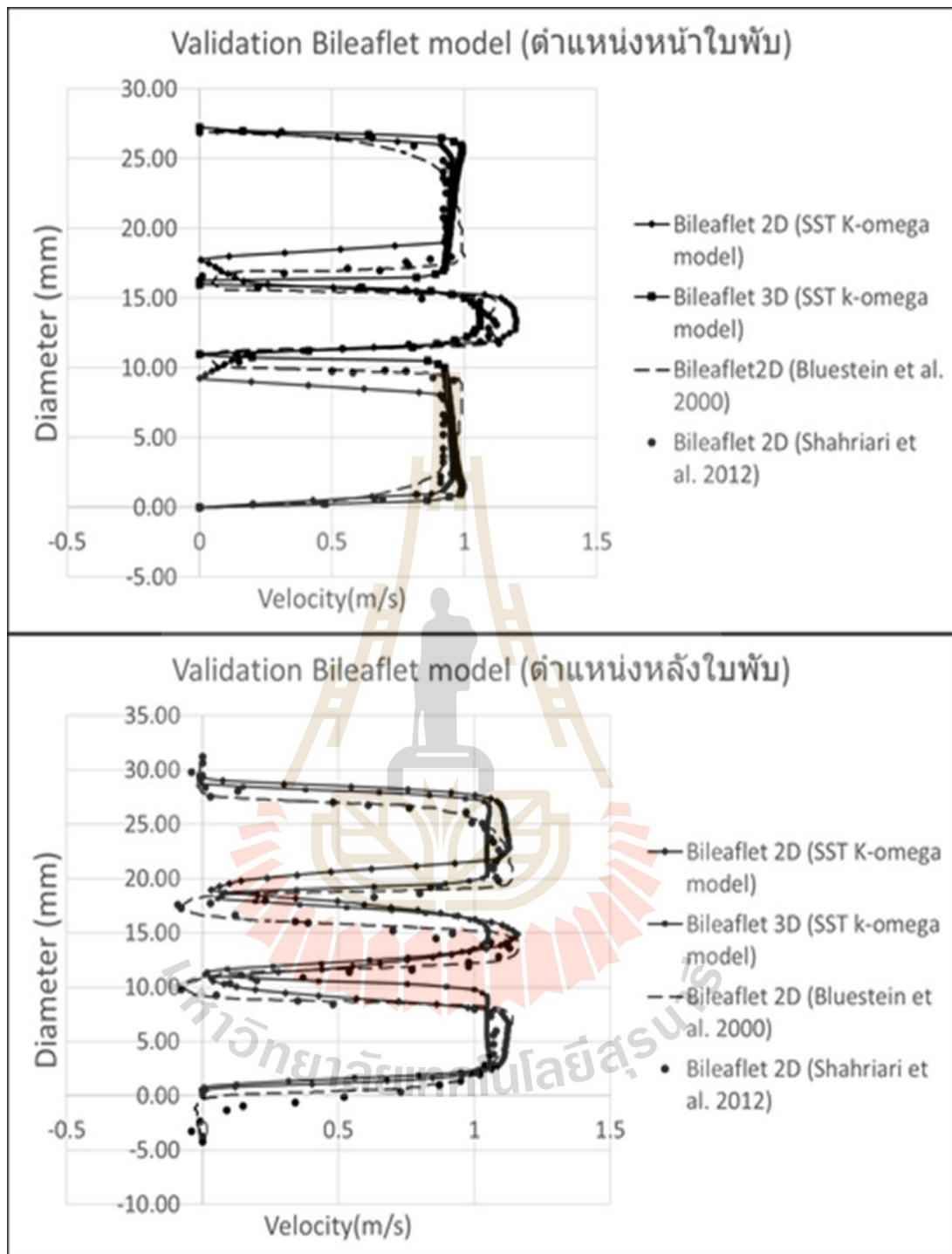


รูปที่ 3.17 รูปแบบเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่สำหรับปัญหาในระบบสามมิติ



รูปที่ 3.18 ตำแหน่งการตรวจสอบเปรียบเทียบผลของความเร็วเลือด ประกอบด้วย ตำแหน่งหน้าใบพัดและตำแหน่งหลังใบพัดของโดเมนแบบสามมิติ

จากผลการจำลองการไหลของเลือดผ่านโดเมนล้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสามมิติ นำมาสอบเทียบตรวจสอบผลของความเร็วกับโดเมนล้นหัวใจเทียมแบบใบพัดคู่ในระบบสองมิติ ได้ตรวจสอบความเร็วเลือดสองตำแหน่ง ณ ตำแหน่งหน้าใบพัด และตำแหน่งหลังใบพัด ดังรูปที่ 3.18 พบว่า จากรูปที่ 3.19 ผลความเร็วเลือดมีแนวโน้มในการไหลของเลือดไปในทิศทางเดียวกัน จะพบความเร็วสูงสุดอยู่ที่ตำแหน่งช่องการไหลกลาง และมีค่าคำตอบที่แนวโน้มใกล้เคียงกัน ทั้งตำแหน่งหน้าใบพัดและหลังใบพัด โดยในลำดับถัดไปจะนำแบบจำลอง SST $k-\omega$ มาเลือกใช้ในการงานศึกษาโดเมนการไหลของเลือดแบบสามมิติและกำหนดเงื่อนไขขอบเขตตามรายละเอียดที่ได้มีการสอบเทียบผลแล้ว เพื่อศึกษาอิทธิพลของรูปแบบใบพัดและมุมเปิดสูงสุดของใบพัดโดยเริ่มจากศึกษาบนโดเมนสามมิติแบบหุคหนึ่ง



รูปที่ 3.19 ผลการจำลองแบบเปรียบเทียบความเร็วเลือดผ่านการจำลองการไหลแบบปั่นป่วน SST k-omega เปรียบเทียบ ณ ตำแหน่งหลังใบพัดและตำแหน่งหน้าใบพัด (เปรียบเทียบผลการจำลองการไหลแบบสองมิติและสามมิติ)

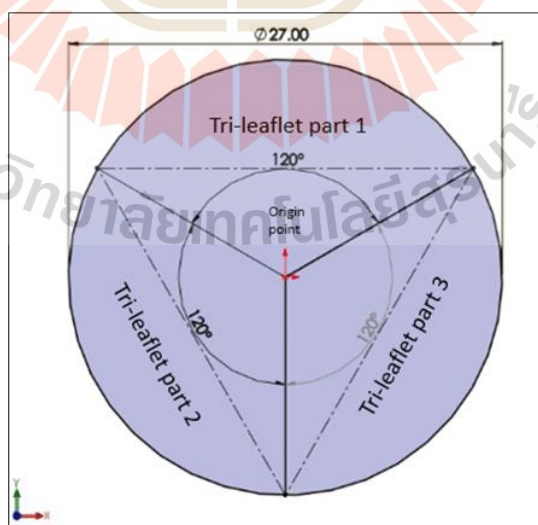
3.3 การจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ

หลังจากขั้นตอนการเปรียบเทียบวัดความเร็วเลือด เพื่อวัดผลความถูกต้องของซอฟต์แวร์ในแบบจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับคู่ จากระบบสองมิติเทียบวัดกับโดเมนการจำลองแบบสามมิติ เพื่อในการเลือกใช้แบบจำลอง การสร้างเมช และกำหนดขอบเขตเงื่อนไขการคำนวณ ที่จะใช้วิเคราะห์ในโดเมนในรูปแบบสามมิติ โดยในกระบวนการต่อไปจะเป็นการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับเพื่อวิเคราะห์ผลของความแตกต่างพฤติกรรมกรการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่มีความโค้ง โดยมีการปรับปรุงระดับของความโค้งของใบพับ เพื่อใช้เป็นแนวทางศึกษาความโค้งของใบพับที่มีผลต่อพฤติกรรมกรการไหลของเลือด

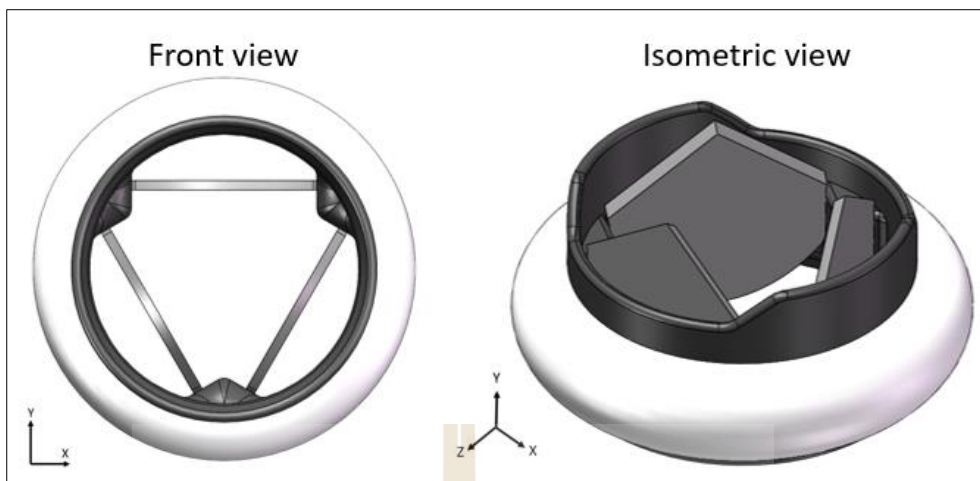
3.3.1 การออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับและการปรับปรุงรูปแบบความโค้งของใบพับ

1) การออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ

ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับจะถูกออกแบบโดยใช้ขนาดของ เส้นผ่านศูนย์กลาง ความหนาของใบพับของลิ้นหัวใจเทียมแบบสองใบพับ ดังตารางที่ 3.1 การออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับจะเริ่มต้นจากการออกแบบโดยการสร้างวงกลม จากนั้น สร้างเส้นตัดสมมาตรภายในวงกลมสามเส้นเท่ากัน ทำมุมภายในระหว่างกันเท่ากับ 120 องศา ดังรูปที่ 3.20 การออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบแสดงตัวอย่างโมเดล ดังรูปที่ 3.21 จะถูกใช้เป็นโมเดลต้นแบบในลำดับขั้นตอนการปรับปรุงความโค้งของใบพับ



รูปที่ 3.20 แนวคิดการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับ

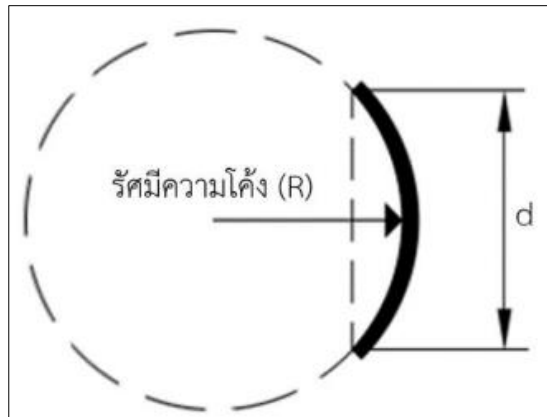


รูปที่ 3.21 ตัวอย่างโมเดลสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบใบเรียบ

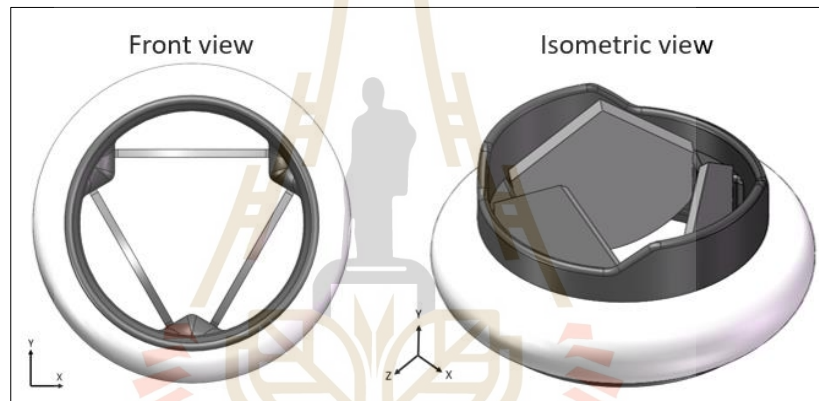
2) การออกแบบส่วนโค้งของใบพับลิ้นหัวใจเทียม

ในการศึกษาอิทธิพลของความโค้งใบพับและมุมเปิดสูงสุดของใบพับจากการศึกษาในลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับคู่ ในการออกแบบเพื่อลดการเกิดความเสียหายต่อการเกิดลิ่มเลือดคือ ลดกระแสน้ำและการไหลแบบปั่นป่วนบนเลือด ซึ่งทำให้เลือดมีความเร็วสูงและก่อให้เกิดความเค้นเฉือนสูงที่อาจส่งผลมากถึงความเสียหายที่จะเกิดสภาวะลิ่มเลือดอุดตันได้ ใบพับลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับคู่ควรมีรัศมีความโค้งของใบพับอยู่ระหว่างช่วง 0.50 ถึง 0.583 เท่าของความกว้างใบพับลิ้นหัวใจเทียม และอยู่ในช่วงมุมเปิดสูงสุดที่ 85 ถึง 90 องศา ตามรายงานของ McQueen and Peskin (1991)

ในงานวิจัยส่วนนี้ได้เริ่มจากศึกษาทดลองประเภทความโค้งใบพับโดยสร้างแบบจำลองความโค้งแบบตำแหน่งอยู่กับที่ (Static mode) เพื่อหาแนวความโค้งของใบพับที่ส่งผลต่อการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่ดีที่สุด โดยปรับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ ที่มีการศึกษาความโค้งกำหนดให้มีรัศมีเท่ากับ $0.50d$, $0.542d$ และ $0.583d$ โดย ตัวแปร d คือความกว้างของใบพับ จากรูปที่ 3.22 แสดงแนวการออกแบบใบโค้งของใบพับ ได้แก่ รัศมีความโค้งของใบพับ (R) และ ความกว้างของใบพับ (d) ได้โมเดลลิ้นหัวใจเทียมที่ใช้ในการศึกษา 4 ประเภท ได้แก่ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ, ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง $0.50d$, ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง $0.542d$ และ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง $0.583d$ แสดงดังรูปที่ 3.23 ถึงรูปที่ 3.26 ตามลำดับ ในลำดับขั้นตอนนี้จะเป็นการสร้างโดเมนการทดลองใช้เพื่อทดสอบความโค้งและมุมเปิดสูงสุด



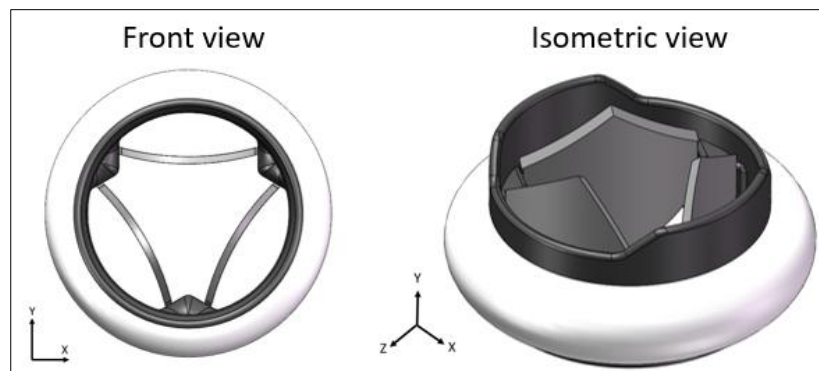
รูปที่ 3.22 การออกแบบความโค้งของใบพัดล้นหัวใจเทียม



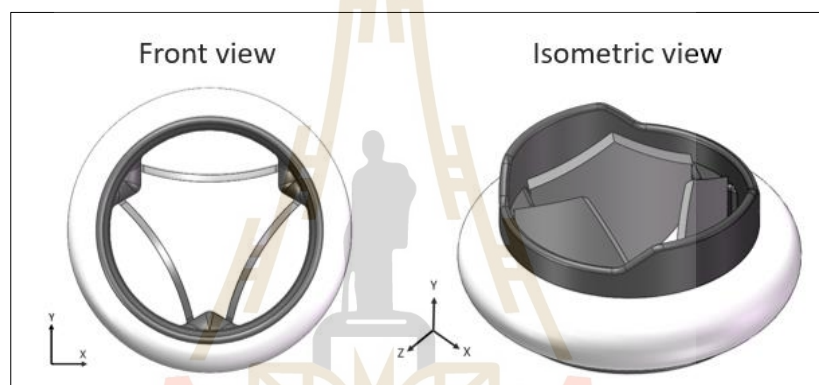
รูปที่ 3.23 โมเดลสามมิติของล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดแบบใบเรียบ



รูปที่ 3.24 โมเดลสามมิติของล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดแบบโค้ง 0.50d



รูปที่ 3.25 โมเดลสามมิติของลึนหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบโค้ง 0.542d



รูปที่ 3.26 โมเดลสามมิติของลึนหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบโค้ง 0.583d

3.3.2 การสร้างโดเมนและเมชสำหรับการจำลองการไหลของเลือดผ่านลึนหัวใจเทียมแบบสามใบพับ

1) การสร้างโดเมนการจำลองการไหลของเลือดผ่านลึนหัวใจเทียมแบบสามใบพับ

การสร้างโดเมนการจำลอง จะนำโมเดลลึนหัวใจเทียมแบบสามใบพับทั้งหมดที่ได้ ออกแบบไว้ ใส่ในแบบจำลองของหลอดเลือดแบบสามมิติ ในการทดสอบจะกำหนดให้

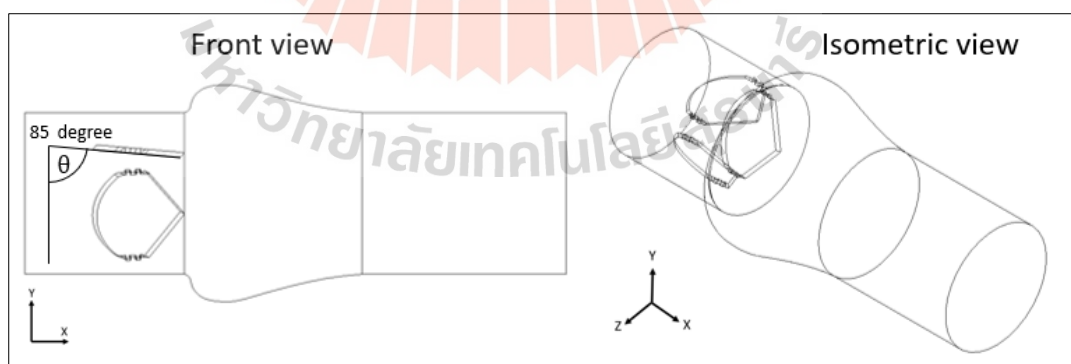
- ลึนหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ มีมุมสูงสุดของใบพับเปิดเท่ากับ 85, 87 และ 90 องศาตามลำดับ
- ลึนหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบโค้ง 0.542d มีมุมสูงสุดของใบพับเปิดเท่ากับ 85, 87 และ 90 องศาตามลำดับ
- ลึนหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบโค้ง 0.50d มีมุมสูงสุดของใบพับเปิดเท่ากับ 85 องศา

- ลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบโค้ง 0.583d มีมุมสูงสุดของใบพับเปิดเท่ากับ 85 องศา

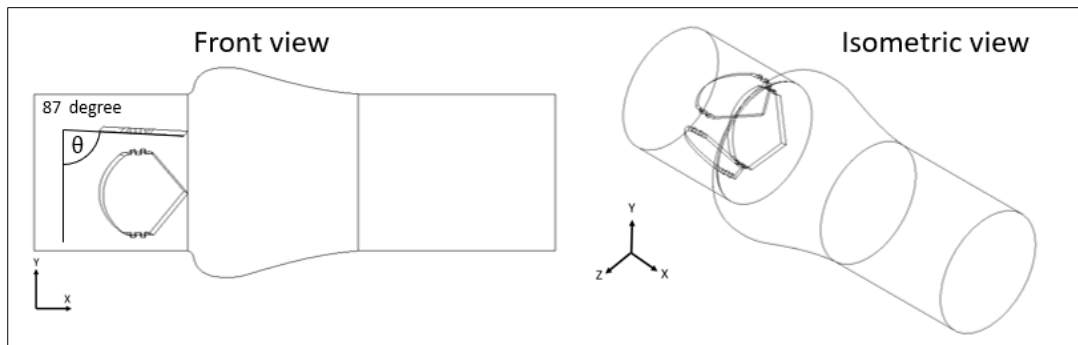
จากโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับข้างต้น จะแบ่งการจำลองออกเป็น 8 โดเมน และจะกำหนดชื่อโดเมนใหม่ ได้ดังตารางที่ 3.7 รูปโดเมนการจำลองการไหลของเลือด แสดงดังรูปที่ 3.27 ถึง รูปที่ 3.34

ตารางที่ 3.7 โดเมนการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่ใช้ในกรณีศึกษา

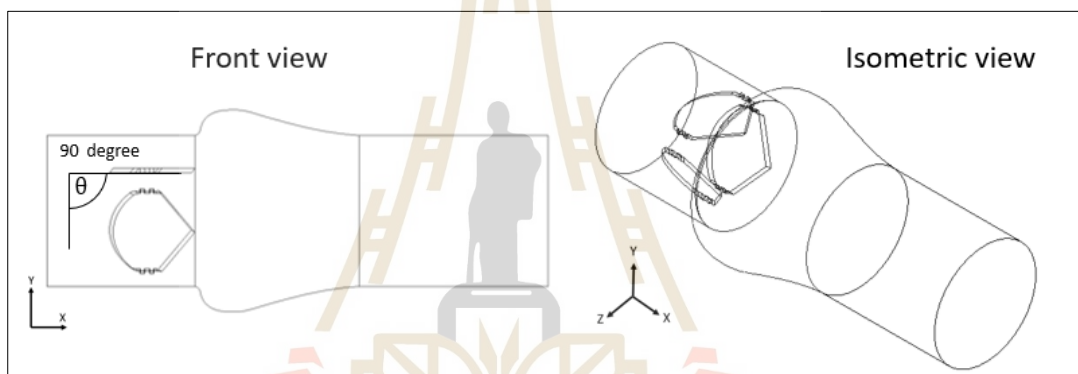
Domain name	Domain details	Curved inner radius (mm)	Fully open angle (degree)
Model 1	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	-	85
Model 2	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	-	87
Model 3	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	-	90
Model 4	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง	0.542d	85
Model 5	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง	0.542d	87
Model 6	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง	0.542d	90
Model 7	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง	0.583d	85
Model 8	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง	0.50d	85



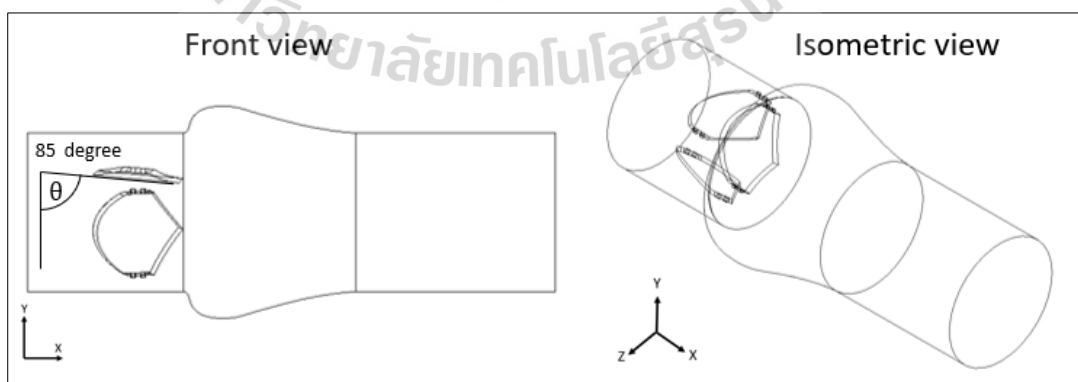
รูปที่ 3.27 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 1)



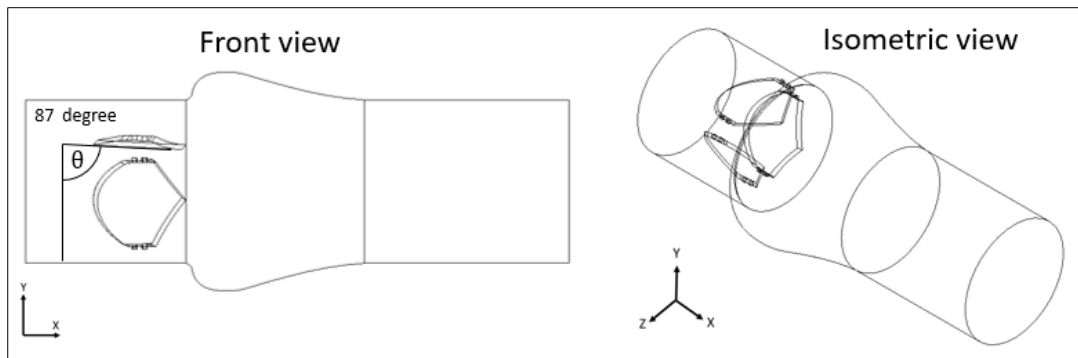
รูปที่ 3.28 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 2)



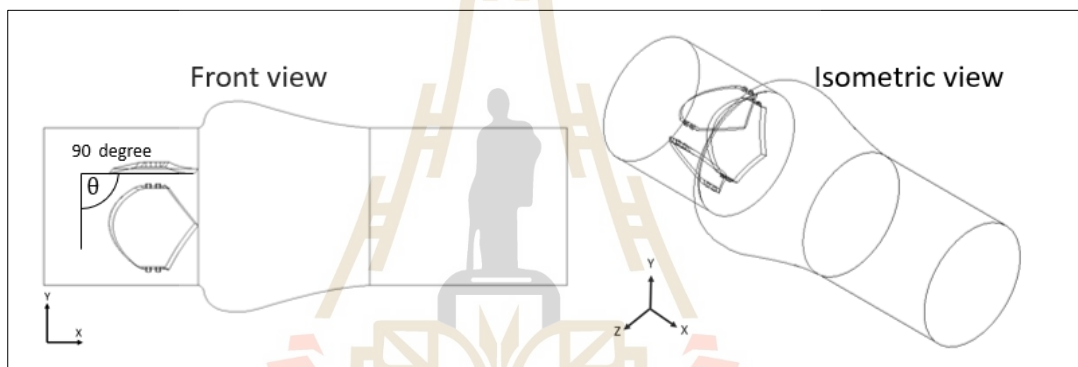
รูปที่ 3.29 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 3)



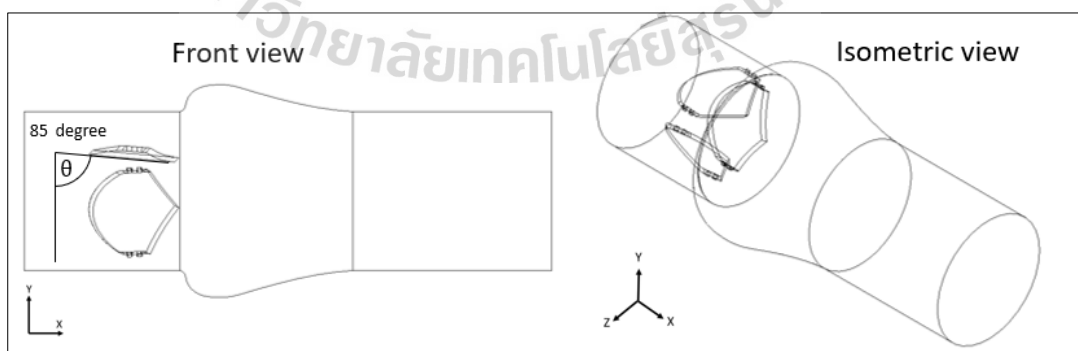
รูปที่ 3.30 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 4)



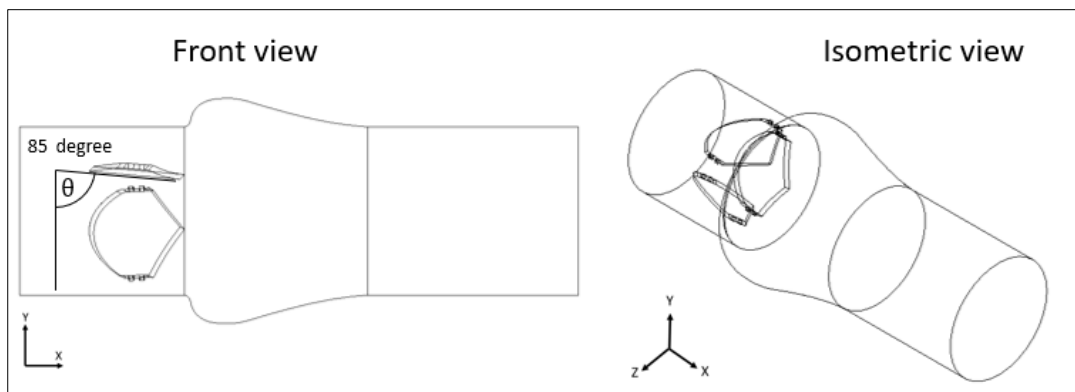
รูปที่ 3.31 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 5)



รูปที่ 3.32 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 6)



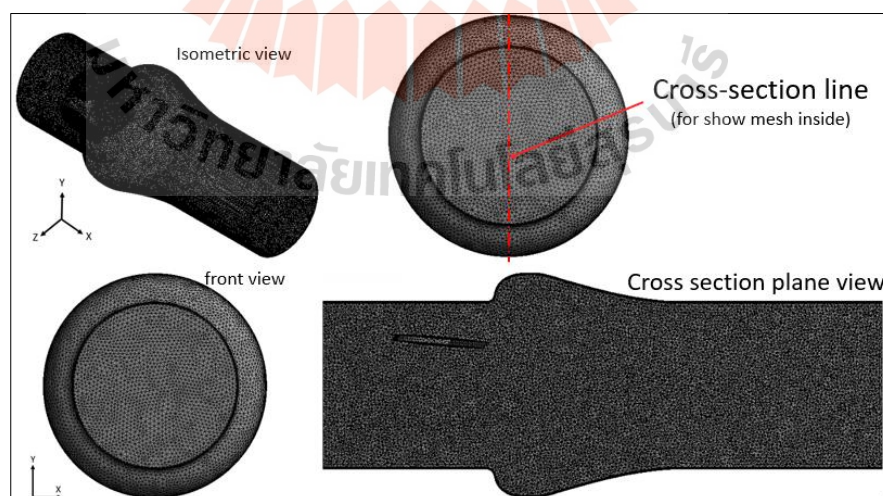
รูปที่ 3.33 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.583d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 7)



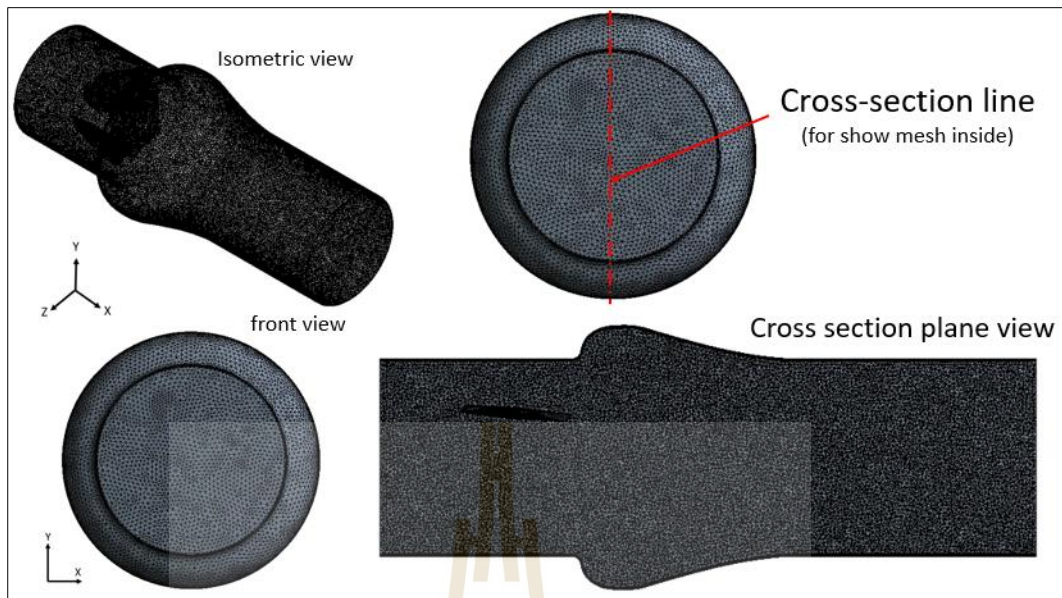
รูปที่ 3.34 โดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.50d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 8)

2) การสร้างเมชสำหรับการทดลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ

การสร้างเมชในโดเมนการไหลของเลือดแบบสามมิติทั้ง 8 กรณีศึกษา จากผลในขั้นตอนการสอบเทียบแบบจำลองสามมิติ จะกำหนดรูปแบบเมชเป็นปริซึมซึ่งจัดวางตัวในโดเมนที่มีความเป็นส่วนใหญ่หรือซับซ้อนได้ดี ให้ขนาดของเมชเท่ากับ 0.6 มิลลิเมตร และกำหนดเมชที่ชั้นขีดผิวเท่ากับ 0.05 มิลลิเมตร ผ่านการคำนวณค่า $y+$ เท่ากับ 1 สำหรับ 8 โดเมนการจำลองการไหลของเลือด โดยแสดงเมชที่ใช้ใน 8 กรณีศึกษา ได้ดังรูปที่ 3.35 ถึงรูปที่ 3.42



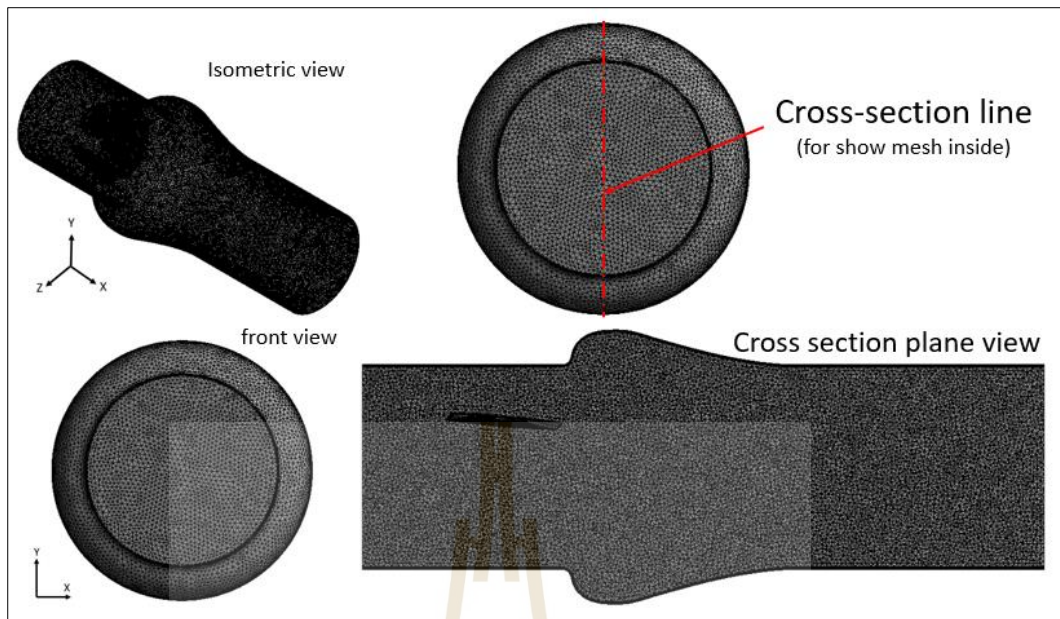
รูปที่ 3.35 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 1)



รูปที่ 3.36 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 2)



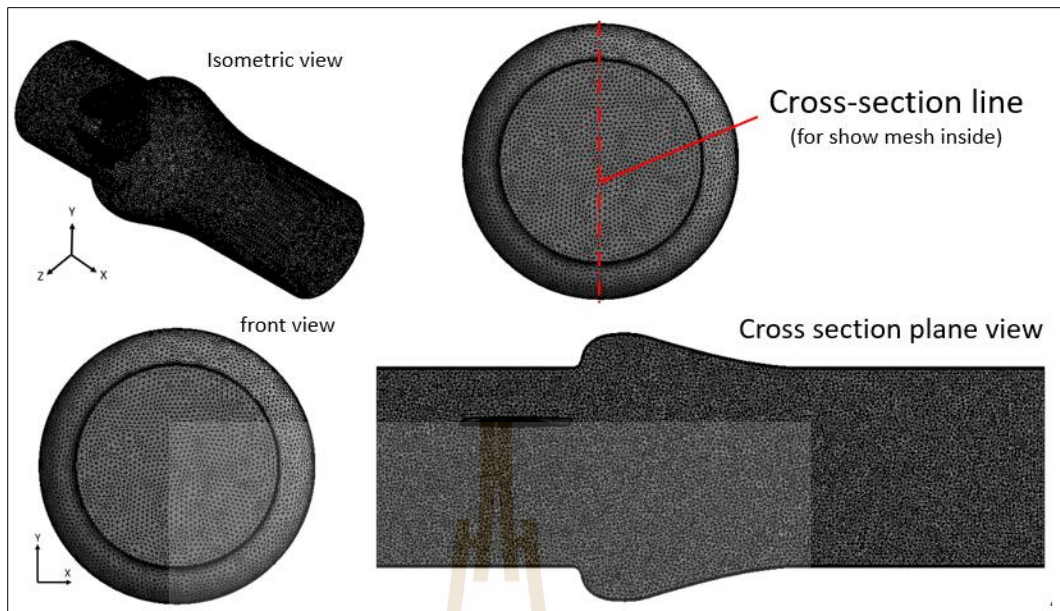
รูปที่ 3.37 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 3)



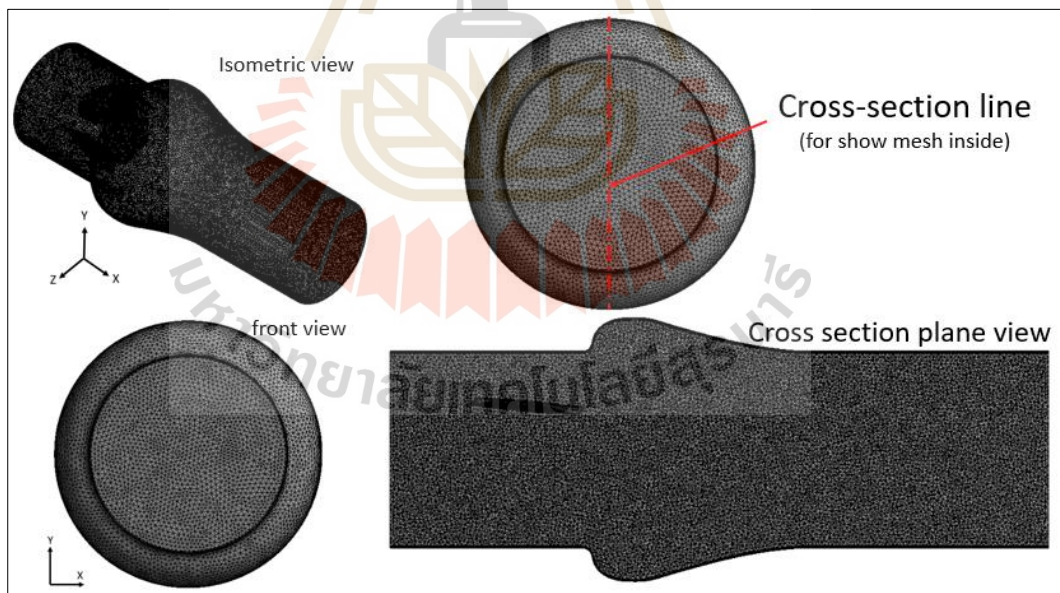
รูปที่ 3.38 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง
0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 4)



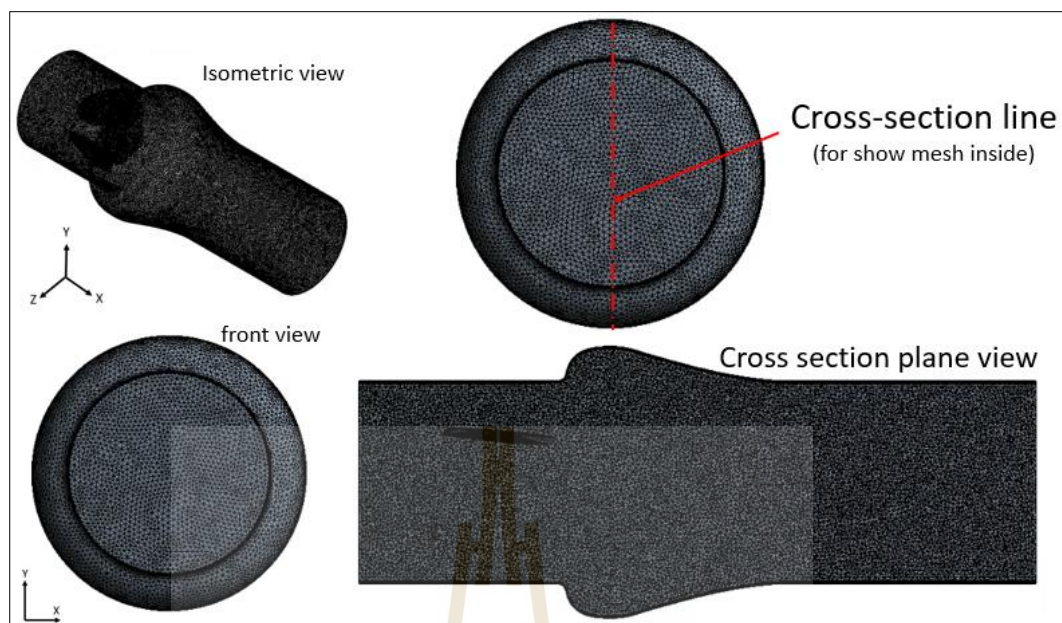
รูปที่ 3.39 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง
0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 87 องศา (Model 5)



รูปที่ 3.40 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.542d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 6)



รูปที่ 3.41 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.583d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 7)



รูปที่ 3.42 ตัวอย่างการเมชบนโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง 0.50d กำหนดมุมเปิดสูงสุด 85 องศา (Model 8)

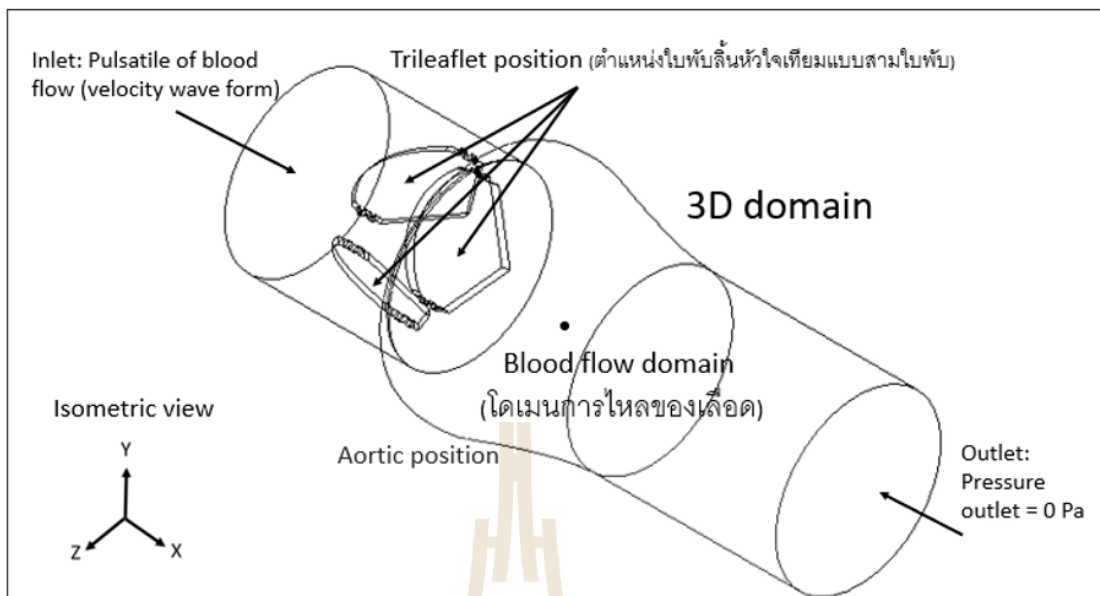
3.3.3 การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณและเงื่อนไขขอบเขตการไหลของการจำลองกรณีการจำลองแบบสามมิติ

1) การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการไหลของเลือด

โดเมนที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทั้ง 8 กรณีศึกษามีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่เหมือนกัน แสดงดังตัวอย่างการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตดังรูปที่ 3.43 และแสดงรายละเอียดดังนี้

ตารางที่ 3.8 เงื่อนไขขอบเขตของการไหลของกรณีศึกษาบนโดเมนสามมิติ

เงื่อนไขขอบเขต	เงื่อนไขการไหลของเลือด	รายละเอียด
Inlet	Unsteady velocity inlet (m/s)	ความเร็วเลือดจากห้องหัวใจ Left ventricle
Outlet	0 Pa	ความดันเลือดจากหลอดเลือดแดงเอเออร์ตารี
Wall	No-slip wall	ขอบผนังหลอดเลือด



รูปที่ 3.43 แสดงตัวอย่างการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการไหลบนโดเมนกรณีสึกษาแบบสามมิติ (เงื่อนไขขอบเขตบน 8 กรณีสึกษา)

2) การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณบนซอฟต์แวร์

การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณสำหรับกรณีสึกษาบนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดทั้ง 8 กรณีสึกษา จะกำหนดเงื่อนไขผ่านการเทียบผลเพื่อเลือกใช้งาน โดยเงื่อนไขการคำนวณแสดงดังตารางที่ 3.9 ดังต่อไปนี้

ตารางที่ 3.9 เงื่อนไขการคำนวณของการไหลของกรณีสึกษาบนโดเมนสามมิติ

เงื่อนไขการคำนวณ	รายละเอียดการคำนวณ
Software	Ansys fluent version 18.0
Algorithm	SIMPLE
Numerical Scheme	Upwind Differencing Scheme (UDS)
Viscosity Model	Incompressible flow
Flow model	Turbulent model (SST k-omega)
Grid types	Tetrahedrons
Method	First order upwind
Residual	1e-6
Initialization method	Hybrid Initialization

ตารางที่ 3.9 เงื่อนไขการคำนวณของการไหลของกรณีศึกษาบนโดเมนสามมิติ (ต่อ)

เงื่อนไขการคำนวณ	รายละเอียดการคำนวณ
Solver time	Unsteady ($t = 0$ to 0.83 s : 1 Cardiac cycle) Time step size = 0.0001 Iteration = 8300

3) การแสดงผล

ในการแสดงผลของการไหลบนเลือดผ่านโดเมนจะแบ่งการวิเคราะห์ผ่าน 2 ตำแหน่ง ซึ่งเกี่ยวกับไหลบนตำแหน่งใกล้กับใบพับและบน Aortic sinus ได้แก่ ตำแหน่งหน้าใบพับ (Entrance flow through leaflet) และ ตำแหน่งปลายใบพับ (Leaflet tip) ดังรูปที่ 3.44 โดยจะวิเคราะห์เปรียบเทียบผลเส้นแนวความเร็ว (Velocity profiles) และ ค่าความเค้นเฉือนบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมสามใบพับ 8 กรณีศึกษา โดยในการศึกษาจะเปรียบเทียบความแตกต่างของรูปแบบความโค้งใบพับ บน Model 1, Model 4, Model 7, และ Model 8 ตามลำดับ ส่วนการเปรียบเทียบความแตกต่างของรูปแบบความโค้งใบพับและมุมเปิดสูงสุดของใบพับ บน Model 1, Model 2, Model 3, Model 4, Model 5 และ Model 6 ตามลำดับ

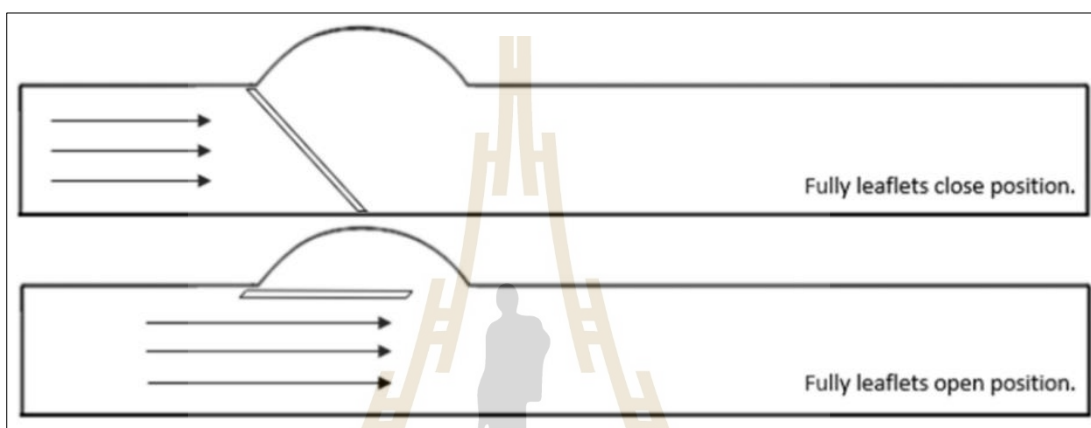


รูปที่ 3.44 ตำแหน่งที่วิเคราะห์การไหลบนโดเมนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบสามมิติ

3.4 การจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

ลิ้นหัวใจเทียมทำหน้าที่ในการควบคุมการไหลระหว่างห้องหัวใจ ผ่านการเปิดปิดใบพับซึ่งต้องอาศัยหลักการหมุนเพื่อเปิดและปิดช่องการไหลให้เลือดไหลผ่านได้ จากงานวิจัยส่วนการจำลองการ

ไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ ซึ่งเป็นการจำลองแบบสามมิติแต่เป็นแบบตำแหน่งใบพับคงที่ เพื่อแสดงการจำลองการไหลของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับให้มีความใกล้เคียงกับพฤติกรรมใบพับจริงมากที่สุดนั้น จึงมีการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน โดยศึกษาพฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านใบพับระหว่างปิดไปจนถึงช่วงเปิดสุด หรือ ช่วงการไหลไปข้างหน้าของเลือด โดยใบพับจะสามารถเคลื่อนที่ได้ผ่านแรงดันเลือดที่ส่งผ่านมาสู่ใบพับทำให้ใบพับเปิดออกได้ผ่านจุดหมุน ดังรูปที่ 3.45



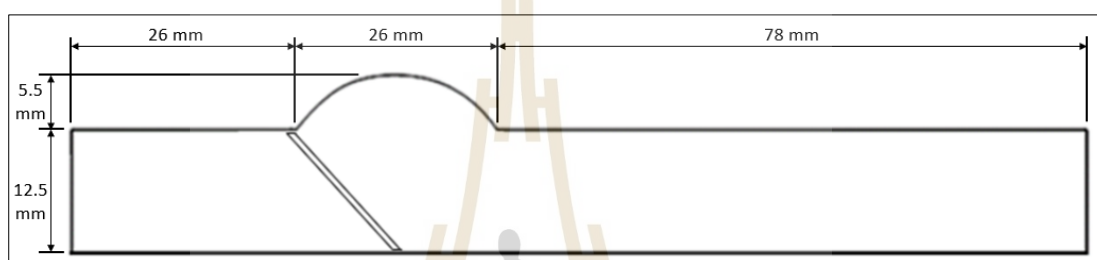
รูปที่ 3.45 องค์ประกอบของโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมตำแหน่งใบพับปิดสุดและเปิดสุด

3.4.1 การออกแบบลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับสำหรับการจำลองการไหลของเลือดแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

1) การสร้างโมเดลที่ใช้ในการศึกษา

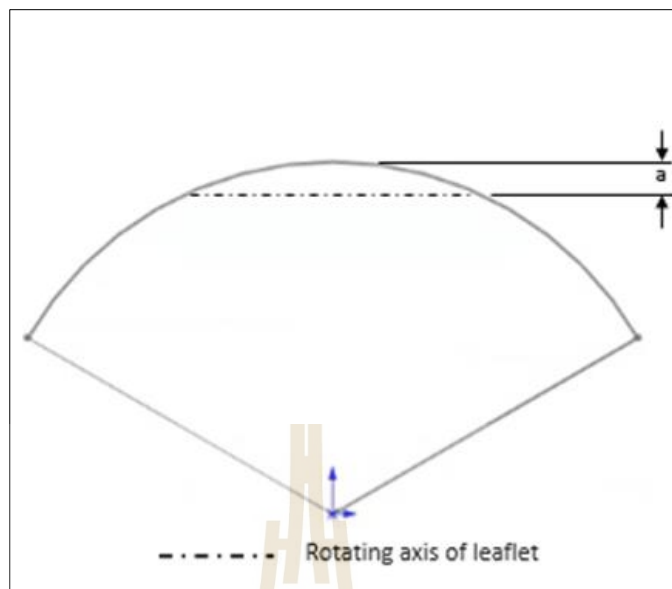
โดเมนการทดลองจะถูกออกแบบขึ้นเพื่อสร้างพื้นที่การไหลของเลือดโดยการออกแบบโดเมนจะประกอบด้วย คือ โดเมนหลอดเลือดหัวใจ และลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับ การออกแบบตำแหน่งของลิ้นหัวใจเทียมจะพิจารณา ณ ตำแหน่งของลิ้นเอออร์ติก โดยลิ้นหัวใจเอออร์ติกเป็นจุดเชื่อมต่อระหว่างห้องหัวใจล่างซ้าย (Left ventricle) กับหลอดเลือดหัวใจเอออร์ตา (Aorta) ซึ่งหลอดเลือดหัวใจเป็นองค์ประกอบหลักในการแสดงพฤติกรรมการไหลของเลือด จะออกแบบเป็นลักษณะเป็นท่อยาวทรงกระบอกสามเหลี่ยมให้เลือดไหลผ่านได้ โครงสร้างของหลอดเลือดหัวใจจะถูกสร้างขึ้นจากสัดส่วนและขนาดตามโครงสร้างในรูปแบบสองมิติของ Li and Lu (2012) โดยมีการปรับปรุงให้เป็นรูปแบบโครงสร้างสามมิติ ดังรูปที่ 3.46

ลิ้นหัวใจเทียมเป็นอุปกรณ์ทางกลที่ใช้หลักการในการเคลื่อนที่ของใบพัดผ่านแกนหมุนโดยการส่งผ่านแรงดันเลือดโดยตรงสู่ใบพัดทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของใบพัดในลักษณะปิดและเปิดออก ซึ่งจะประกอบด้วย วงแหวนและใบพัดขนาดสมมาตรสามใบ การออกแบบรูปร่างแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดจะในการวิเคราะห์การไหลของเลือดผ่านการหมุนของใบพัด ใช้วิธีการออกแบบโดยการปรับปรุงจากต้นแบบความโค้งของใบพัด (จากโมเดลลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบความโค้งเท่ากับ $R = 0.542d$) ซึ่งในการวิเคราะห์การไหลแบบสามมิติแบบใบพัดหยุดนิ่ง (Fixed leaflet position) ให้ผลลัพธ์ของการไหลของเลือดผ่านความโค้งที่ส่งผลต่อการไหลที่ดีที่สุด



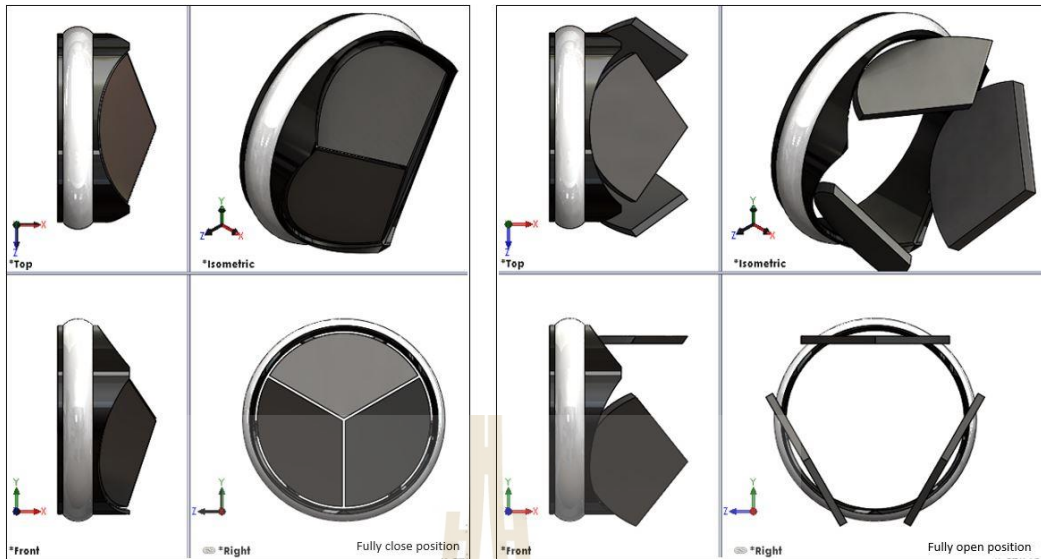
รูปที่ 3.46 แผนภาพและขนาดของโดเมนหลอดเลือดหัวใจสำหรับการจำลองการไหลของเลือดผ่านจุดหมุนของใบพัด

ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดในแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน ปรับปรุงให้มีลักษณะจำนวนใบพัดมีลักษณะคล้ายคลึงกับลิ้นหัวใจเอเออร์ติกและเพื่อให้เกิดช่องการไหลของเลือดที่ใกล้เคียงกับลิ้นหัวใจเอเออร์ติกมากที่สุด จึงต้องมีการปรับจุดหมุนของใบพัด โดยระยะของจุดหมุนจะสร้างจากขอบนอกของวงแหวนถึงจุดหมุน (a) ของใบพัดมีค่าเท่ากับ 1.25 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 3.47 จากนั้นนำโครงสร้างที่ถูกออกแบบไว้ของใบพัดมาขึ้นรูปเป็นรูปแบบสามมิติ โดยใช้ขนาดความหนาของใบพัดลิ้นหัวใจเทียม และสร้างวงแหวนเพื่อเป็นฐานในการรองรับการหมุน เมื่อนำมาประกอบรวมกันจะได้แบบจำลองสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียงดังรูปที่ 3.48 และถูกสร้างขึ้นมาเบื้องต้นเพื่อใช้ในการ ศึกษาลักษณะเปิด-ปิด ซึ่งมีการตรวจสอบเช็คการซ้อนทับกันของชิ้นส่วนเพื่อความออกแบบที่ถูกต้องเหมาะสมสำหรับการออกแบบชิ้นส่วนไม่ให้ขัดการเคลื่อนไหวต่อกัน และสามารถเปิด-ปิดผ่านจุดหมุนได้สมบูรณ์ และเป็นแบบจำลองเบื้องต้นหลักที่ถูกใช้ในงานวิจัย เพื่อนำพารามิเตอร์ของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่ได้มาใช้ในการศึกษาและวิเคราะห์ผลในรูปแบบการไหลของเลือด

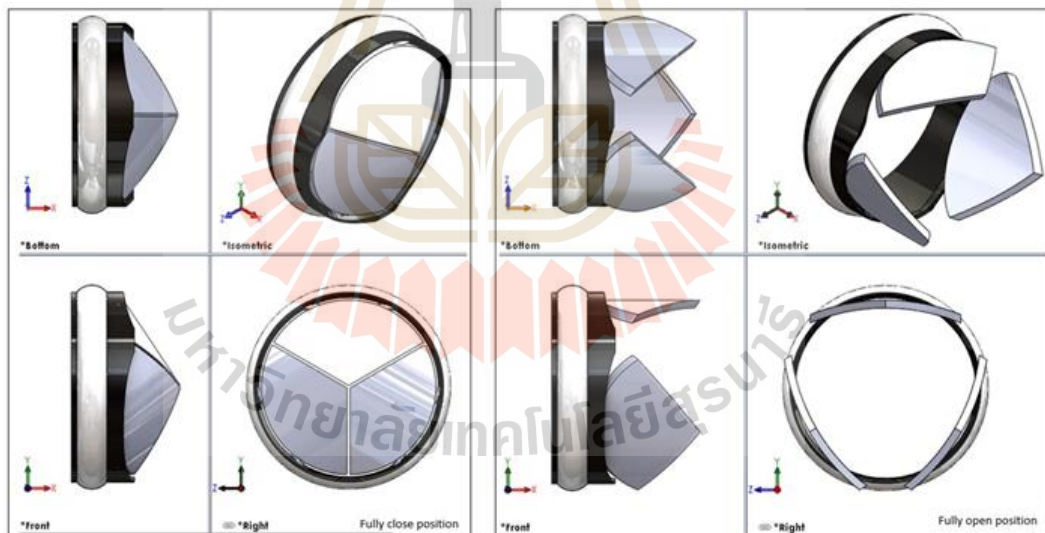


รูปที่ 3.47 การวางจุดหมุนของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด

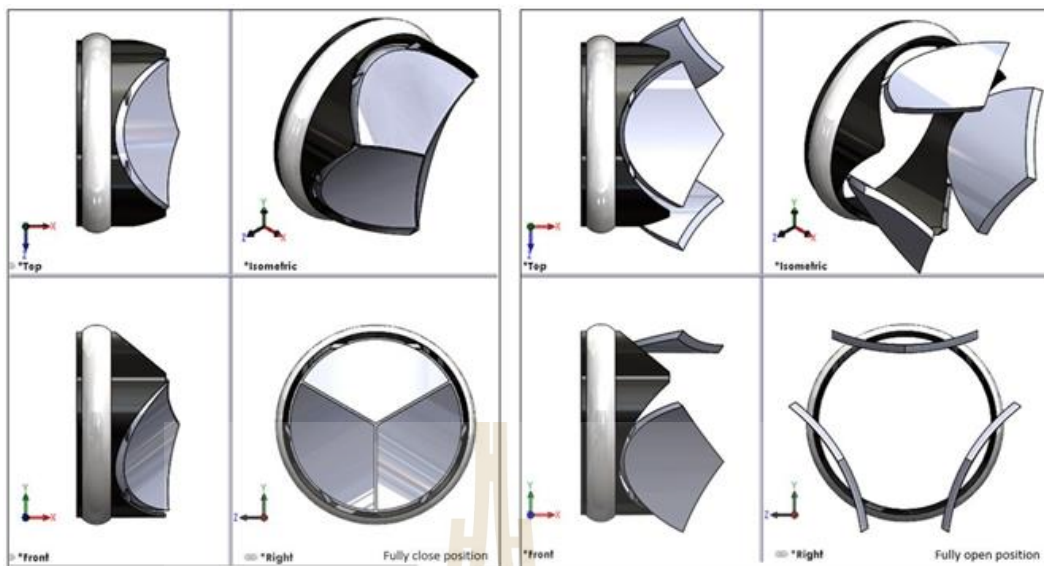
ลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดทั้งสามรูปแบบจะมีการออกแบบใบพัดให้มีลักษณะต่างกันเพื่อศึกษา ลักษณะรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม จึงมีการทดสอบลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพัดทั้งสามชนิดโดยมีลักษณะเป็นแผ่นเรียบ โค้งคว่ำ และโค้งหงาย ตามลำดับ รวมถึงการศึกษามุมเปิดสูงสุดของใบพัด เท่ากับ 85, 87 และ 90 องศาตามลำดับ ในการออกแบบส่วนโค้งของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมจะออกแบบให้มีขนาดของความกว้างใบพัดเท่ากัน ส่วนโค้งของใบพัดถูกออกแบบจากขนาดความกว้างของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบเรียบ (d) ซึ่งมีขนาดเท่ากับ 16 มิลลิเมตร โดยให้อัตราส่วนของความโค้ง (R) มีค่าเท่ากับ $R = 0.542d$ ดังนั้น การจำลองการไหลของเลือดผ่านหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน จะแบ่งโมเดลออกเป็น ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงาย และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ ตามลำดับ ดังรูปที่ 3.48 ถึง 3.50



รูปที่ 3.48 โมเดลสามมิติของลึ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบใบเรียบสำหรับการจำลองแบบ การเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน



รูปที่ 3.49 โมเดลสามมิติของลึ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบโค้งหงายสำหรับการจำลองแบบ การเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

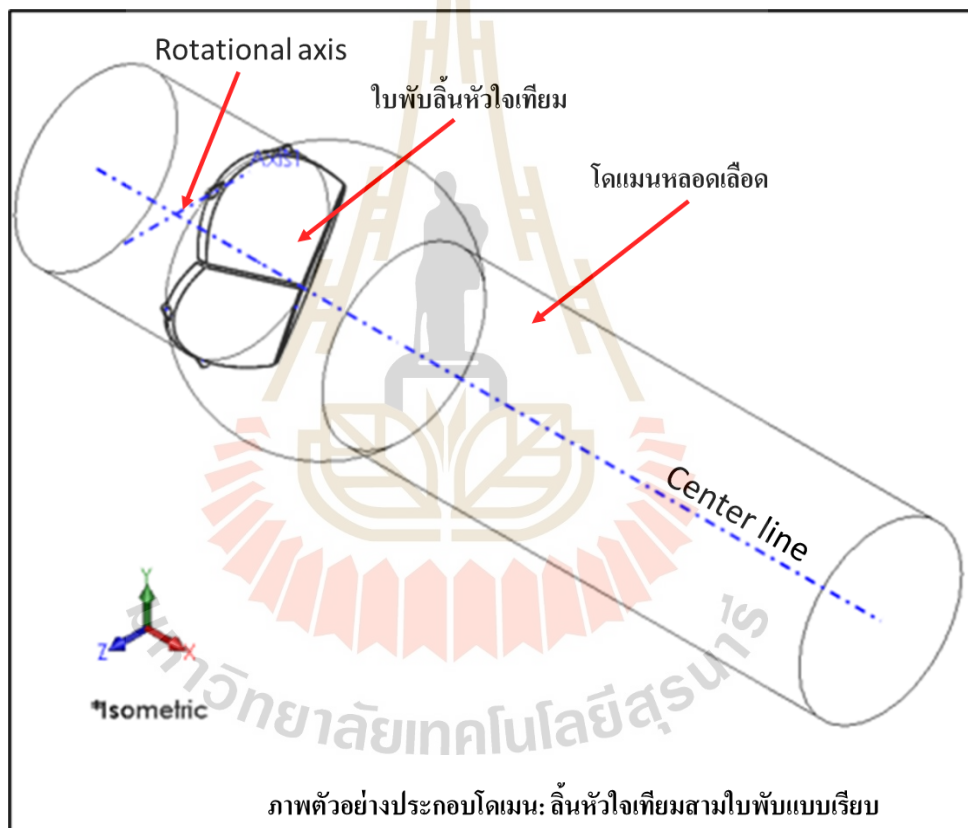


รูปที่ 3.50 โมเดลสามมิติของล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับแบบโค้งหงายสำหรับการจำลองแบบ การเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

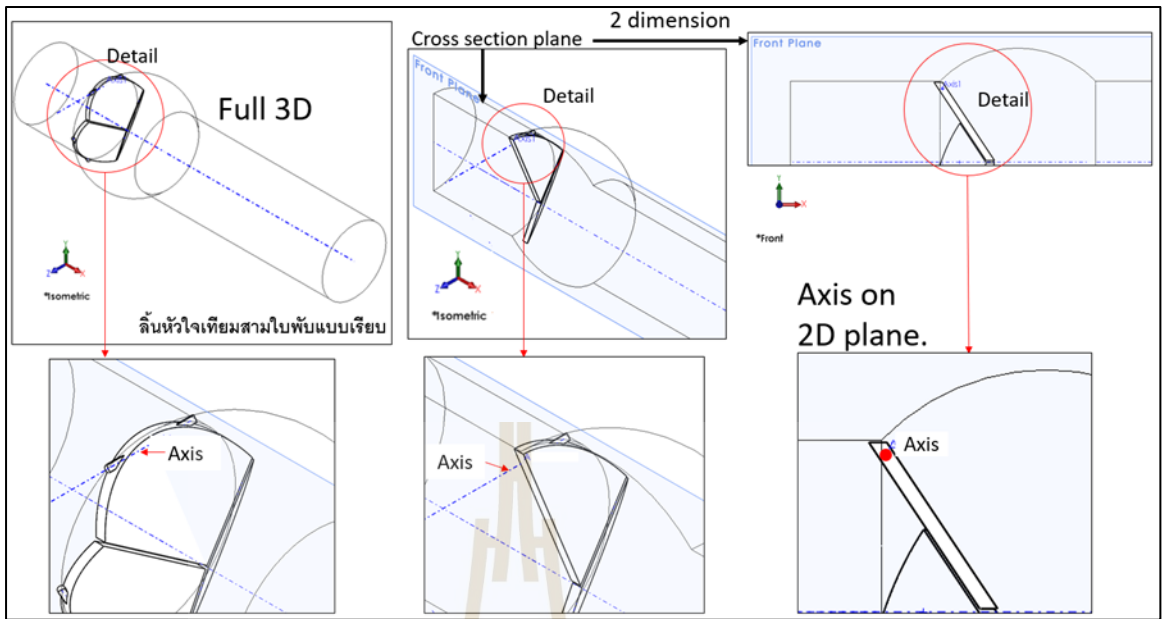
2) การสร้างโดเมนที่ใช้ในกรณีศึกษาจำลองล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

ในการศึกษาการจำลองล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนจะศึกษาโดยพิจารณาบนส่วนที่สามารถเห็นพฤติกรรมเคลื่อนที่ของใบพับได้ชัดเจน โดยจะสร้างโดเมนการทดลองโดยแบ่งเป็นระนาบสองมิติตัดขวางใบพับและล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับมีความสมมาตรบนระนาบช่องการไหลเท่ากันสามส่วนจึงพิจารณาเฉพาะ 1 ใน 3 ของโดเมน โดยการสร้างแผนการจำลองการไหลบนเลือดในกรณีการศึกษา เริ่มจากขั้นตอนหลังจากการสร้างแบบจำลองหลอดเลือดหัวใจและแบบจำลองล้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับ ได้นำแบบจำลองทั้งสองดังกล่าวประกอบรวมกันเพื่อสร้างโดเมนสำหรับการทดลอง โดยจะตัดชิ้นส่วนของวงแหวนออกเนื่องจากเป็นชิ้นส่วนที่ยึดติดกับผนังหลอดเลือดหัวใจ จะเหลือแค่ชิ้นส่วนหลัก คือ ใบพับกับหลอดเลือดหัวใจ ดังรูปที่ 3.51 การสร้างโดเมนในการทดลองสำหรับกรณีศึกษาได้จำลองล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับทั้งสามแบบติดตั้งบนหลอดเลือดหัวใจ โดยจะออกแบบโดเมนสำหรับการทดลองให้เป็นพื้นที่สองมิติ โดยนำพารามิเตอร์ทั้งหมดที่ได้ข้างต้นจากการสร้างโมเดลจำลองสามมิติมาออกแบบประกอบตั้งโดเมนในตำแหน่งใบพับที่เหมือนกัน จากรูปที่ 3.52 ถึง 3.54 แสดงภาพตัดเฉือนโดเมนจากสามมิติลดรูปมาบนระนาบสองมิติ โดยการแบ่งภาพตัดเฉือน (Cross section plane) ที่ระนาบกลาง เนื่องจากใบพับชนิดเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ มีจุดหมุนกำหนดอยู่ที่ขอบใบพับเช่นเดียวกัน โดยการกำหนดบนระนาบสองมิติจะมีความแตกต่างกัน โดยใบพับเรียบจะหมุนจะปรากฏอยู่แนวกลางใบพับ เนื่องจาก

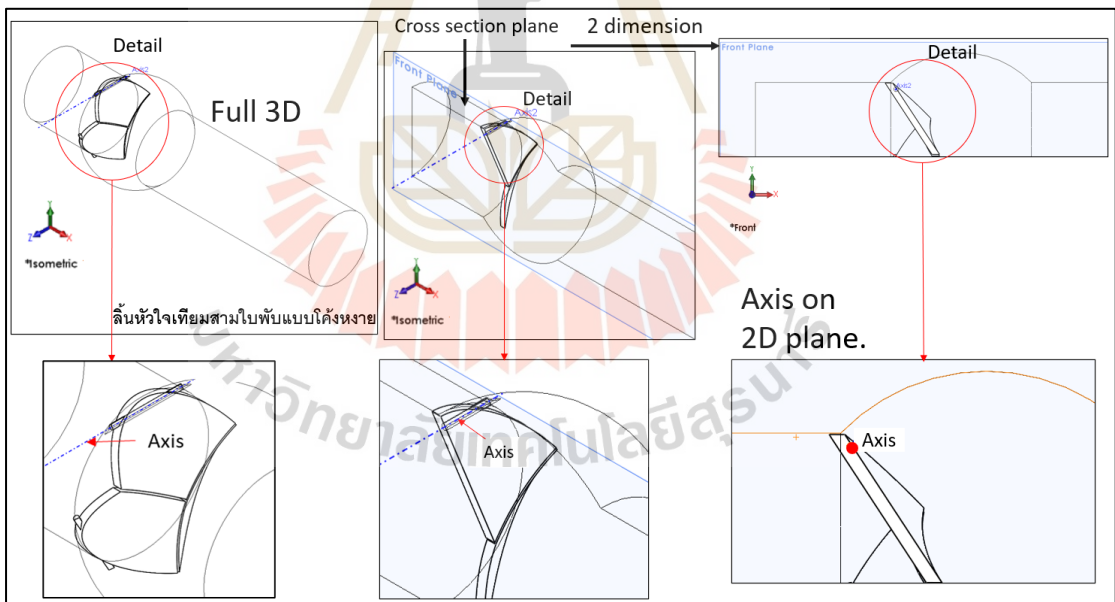
ใบพัดมีความเรียบตรงตลอดแนวการเฉือนระนาบ ใบพัดแบบโค้งหงายและโค้งคว่ำ จะปรากฏจุดหมุนของใบพัดเยื้องกับแนวใบพัด เนื่องจากมีใบพัดความโค้งรับกับแนวหมุน จึงทำให้ใบพัดแบงหางจุดหมุนจะเบี่ยงออกขวาเยื้องศูนย์ และใบพัดแบบโค้งคว่ำจุดหมุนจะเบี่ยงออกซ้ายเยื้องศูนย์ โดยจุดหมุนของใบพัดที่ใช้บนระนาบสองมิติของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดทั้งสามแบบนี้จะวางใหม่แสดงดังรูปที่ 3.55 เปรียบเทียบในการวางจุดหมุนของลิ้นหัวใจเทียมทั้งสามชนิด โดยจุดหมุนที่มีความแตกต่างกันจะนำไปกำหนดพิกัดจุดหมุนใหม่เพื่อแยกประเภทของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดบนกรณีจำลองการไหลใบพัดเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนบนระนาบสองมิติ และรูปที่ 3.56 ถึง 3.58 แสดงตัวอย่างในกรณีใบพัดเปิดสูงสุดผ่านจุดหมุนที่ 85, 87 และ 90 องศา ตามลำดับ



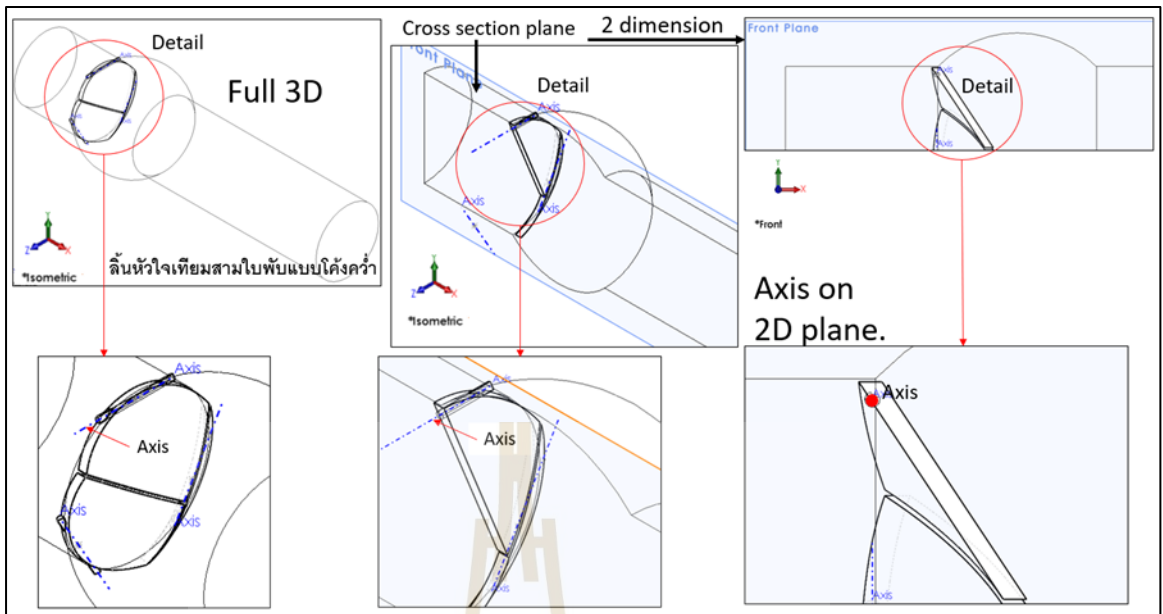
รูปที่ 3.51 ตัวอย่างการประกอบโมเดลสามมิติของลิ้นหัวใจเทียมกับโดเมนหลอดเลือดหัวใจแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน



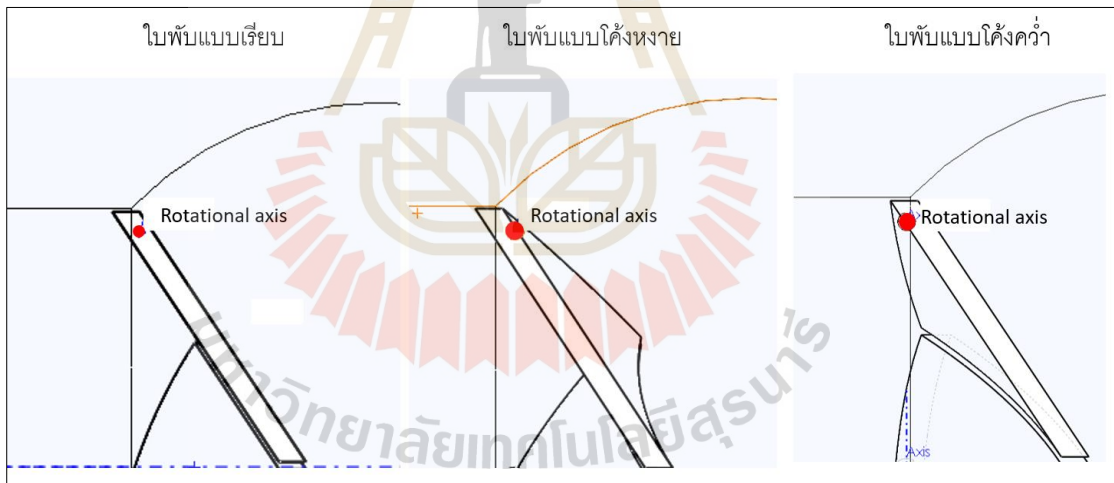
รูปที่ 3.52 ภาพขั้นตอนการแสดงพิกัดจุดหมุนลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ



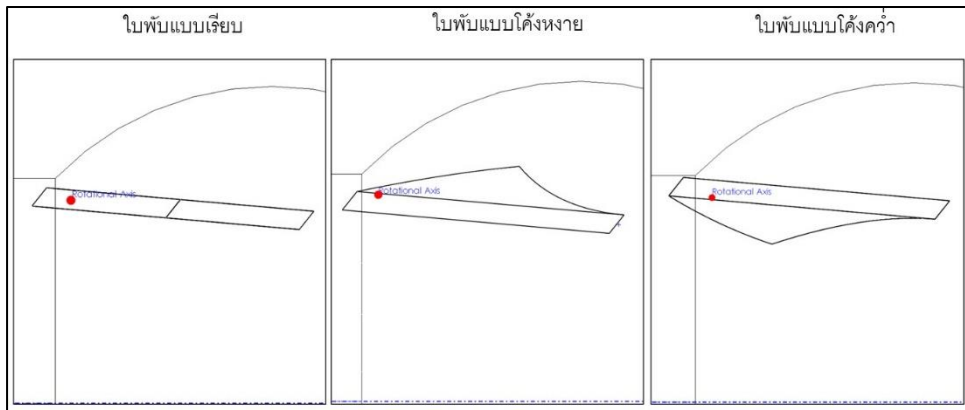
รูปที่ 3.53 ภาพขั้นตอนการแสดงพิกัดจุดหมุนลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งงาย



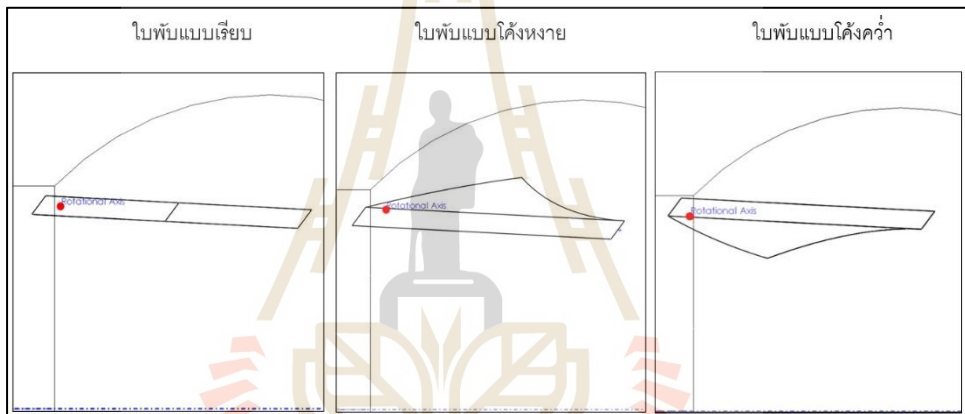
รูปที่ 3.54 ภาพขั้นตอนการแสดงพิกัดจุดหมุนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ



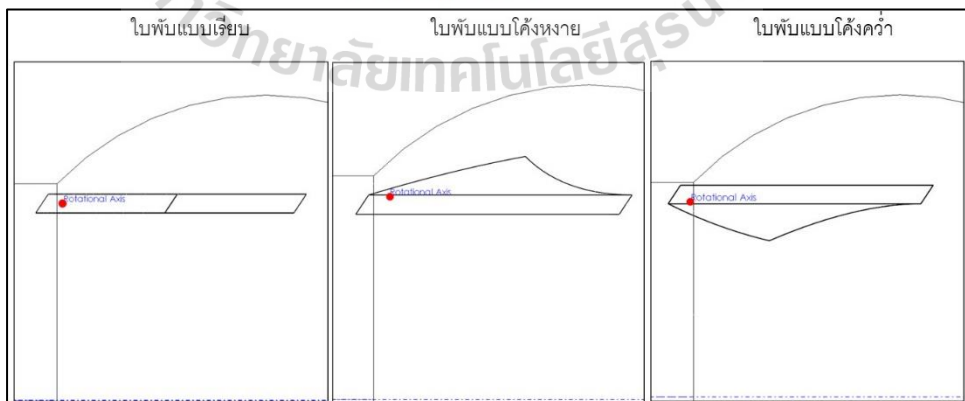
รูปที่ 3.55 เปรียบเทียบในการวางจุดหมุนของลิ้นหัวใจเทียมทั้งสามชนิดบนระนาบสองมิติ



รูปที่ 3.56 ตัวอย่างตำแหน่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับตอนเปิดสุด มุม 85 องศา



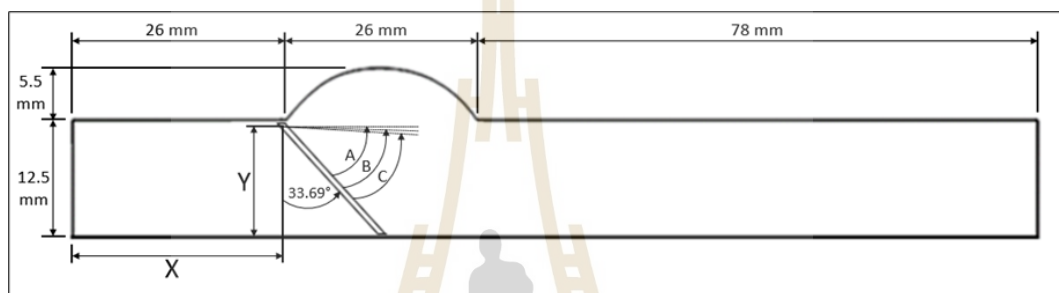
รูปที่ 3.57 ตัวอย่างตำแหน่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับตอนเปิดสุด มุม 87 องศา



รูปที่ 3.58 ตัวอย่างตำแหน่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับตอนเปิดสุด มุม 90 องศา

3) การกำหนดตำแหน่งเงื่อนไขขอบนกรณีสึกษาการจำลองโดเมนแบบสองมิติ

จากรูปที่ 3.59 แสดงภาพตัดขวางสำหรับลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับทั้งสามชนิดโดยมีการวางตัวของลึ้นหัวใจเทียม ขนาดความหนาของลึ้นหัวใจเทียม และสัดส่วนของโดเมน หลอดเลือดหัวใจที่เท่ากัน พารามิเตอร์ที่แตกต่างกันระหว่างลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับทั้งสามชนิด คือ จุดหมุนของลึ้นหัวใจเทียมซึ่งมีขนาดจากจุดเริ่มต้น (Origin point) ในแนวแกนนอน เท่ากับ X และในแนวแกนตั้งเท่ากับ Y และมีการปรับพารามิเตอร์มุมเปิดสูงสุดของใบพับ โดยสามารถแบ่งโดเมนสำหรับการวิเคราะห์เป็น 9 โดเมน ดังตารางที่ 3.10



รูปที่ 3.59 ลักษณะของโดเมนที่ใช้ในการศึกษาแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

ตารางที่ 3.10 กรณีสึกษาและพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการจำลองแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

กรณีสึกษาลึ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับ	จุดหมุนของลึ้นหัวใจเทียม		มุมสแปนใบพับ (องศา)		
	X (mm)	Y (mm)	A	B	C
ลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ มุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา	25.4	11.25	-	-	51.31
ลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ มุมเปิดใบพับสูงสุด 87 องศา	25.4	11.25	-	53.31	-
ลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ มุมเปิดใบพับสูงสุด 90 องศา	25.4	11.25	56.31	-	-
ลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง หยาบมุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา	26	11.25	-	-	51.31
ลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง หยาบมุมเปิดใบพับสูงสุด 87 องศา	26	11.25	-	53.31	-
ลึ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง หยาบมุมเปิดใบพับสูงสุด 90 องศา	26	11.25	56.31	-	-

ตารางที่ 3.10 กรณีสึกษาและพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการจำลองแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน (ต่อ)

กรณีสึกษาลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามใบพับ	จุดหมุนของลิ้นหัวใจเทียม		มุมสแปนใบพับ (องศา)		
	X (mm)	Y (mm)	A	B	C
ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง คว่ำมุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา	24.8	11.25	-	-	51.31
ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง คว่ำมุมเปิดใบพับสูงสุด 87 องศา	24.8	11.25	-	53.31	-
ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง คว่ำมุมเปิดใบพับสูงสุด 90 องศา	24.8	11.25	56.31	-	-

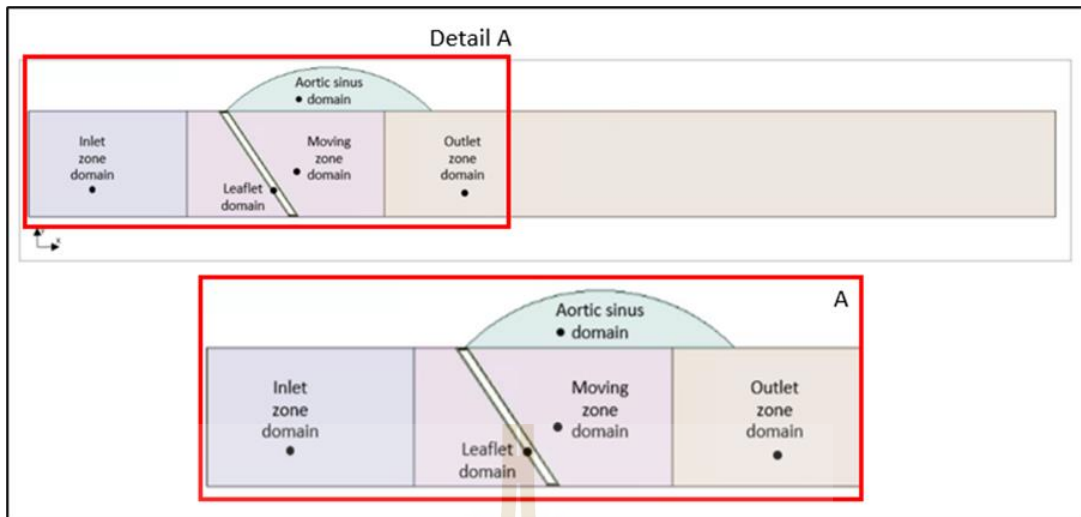
3.4.2 การสร้างเมชสำหรับการทดลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

1) การจัดประกอบโดเมนสำหรับโดเมนแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

จากการออกแบบโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ จะถูกแบ่งส่วนโดเมนออกเป็น 5 ส่วน ได้แก่ Leaflet domain, Moving zone domain, Inlet zone domain, Outlet zone domain และAortic sinus domain ดังรูปที่ 3.60 แสดงโครงสร้างของโดเมนและเมชจะมีลักษณะการออกแบบที่ต่างจากกัน เพื่อสร้างขนาดและรูปร่างของเมชที่เหมาะสมสำหรับงานวิจัย ดังรายละเอียด ดังตารางที่ 3.11

ตารางที่ 3.11 รายละเอียดส่วนประกอบของโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

ลำดับโดเมน	ชื่อโดเมน	รายละเอียดหน้าที่ของโดเมน
1	Leaflet domain	โดเมนควบคุมการหมุนของใบพับลิ้นหัวใจเทียม
2	Moving zone domain	สร้างพื้นที่ครอบคลุมการเคลื่อนที่ของใบพับลิ้นหัวใจเทียม
3	Inlet zone domain	โดเมนพื้นที่ทางขาเข้าของเลือด
4	Outlet zone domain	โดเมนพื้นที่ทางขาออกของเลือด
5	Aortic sinus domain	โดเมนพื้นที่ของ Aortic sinus



รูปที่ 3.60 การแบ่งย่อยโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

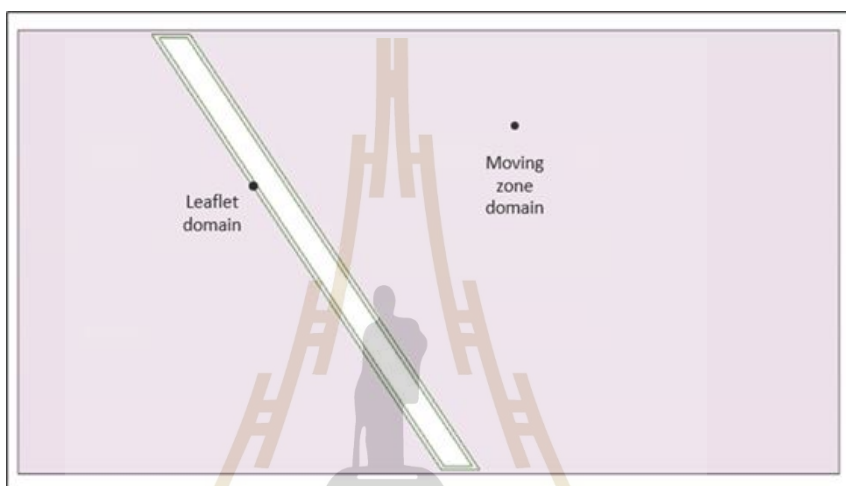
2) การสร้างพื้นที่สำหรับโดเมนเคลื่อนที่

จากรูปที่ 3.61 เป็นการสร้างโดเมนในการเคลื่อนไหวใบพับลิ้นหัวใจเทียมและเป็นโดเมนหลักที่สำคัญในการแสดงรายละเอียดในส่วนของใบพับลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมสามารถเคลื่อนที่ได้ในแนวหมุนเมื่อถูกแรงดันเลือดตกกระทบที่ผิวสัมผัสใบพับ การออกแบบรูปทรงใบพับในโดเมนการไหลจะถูกตัดออกให้เป็นลักษณะช่องว่างตามรูปทรงใบพับ เนื่องจากไม่ต้องการให้เลือดไหลผ่านรูปทรงนี้และทำให้เกิดเป็นแนวกันเลือดผ่านใบพับ ใบพับลิ้นหัวใจจะสามารถเคลื่อนไหวได้ ต้องมีการกำหนดร่างแหแบบไดนามิกส์ (Dynamic mesh) ดังนั้นต้องมีการกำหนดและแบ่งโดเมนของรอบใบพับ ซึ่งจะกำหนดพื้นที่ช่องว่างระหว่างใบพับและผนังหลอดเลือดเท่ากับ 0.25 มิลลิเมตร เป็นการสร้างโดเมนพื้นที่ในการหมุนของใบพับ (Leaflet domain) จะต้องอยู่ภายในโดเมนที่ควบคุมพื้นที่การหมุน (Moving zone domain)

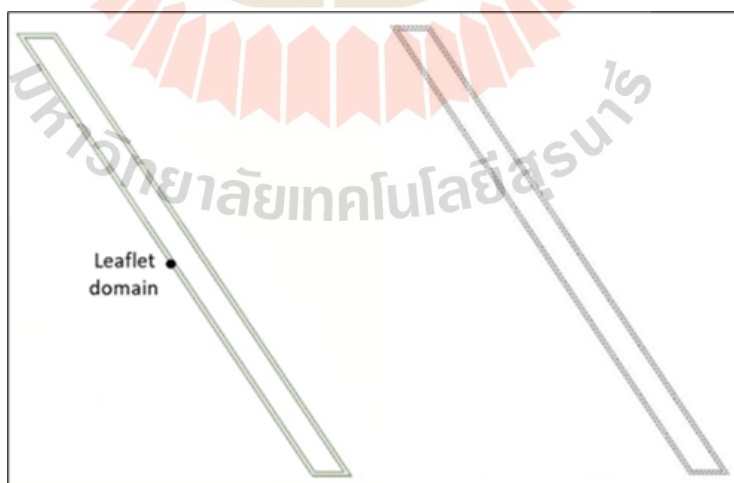
3) การสร้างเมชสำหรับโดเมนเคลื่อนที่

ในการสร้างเมชในรูปแบบไดนามิกส์นั้น จะเริ่มต้นโดยการสร้าง Moving zone domain ขึ้นมาเพื่อใช้กำหนดเป็นพื้นที่ในการควบคุมให้ใบพับสามารถเคลื่อนที่อยู่ภายในแวลวล้อมที่จะกำหนด Moving zone domain จะออกแบบให้มีพื้นที่ที่ครอบคลุมในจังหวะการหมุนเปิด-ปิดใบพับหัวใจเทียม และเป็นโดเมนเดียวที่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปทรงไปตามพื้นที่เคลื่อนไหวของใบพับลิ้นหัวใจเทียม จากรูปที่ 3.62 เป็นการสร้างโดเมนพื้นที่ในการหมุนของใบพับ (Leaflet domain) กำหนดโดยออกแบบให้มีระยะความกว้างเท่ากับ 0.125 มิลลิเมตร จากการแบ่งลดครึ่งหนึ่งของระยะช่องว่างระหว่างใบพับและผนังหลอดเลือดเพื่อเป็นการสร้างโครงร่างแหในทั้งสองโดเมนเท่ากัน โดย

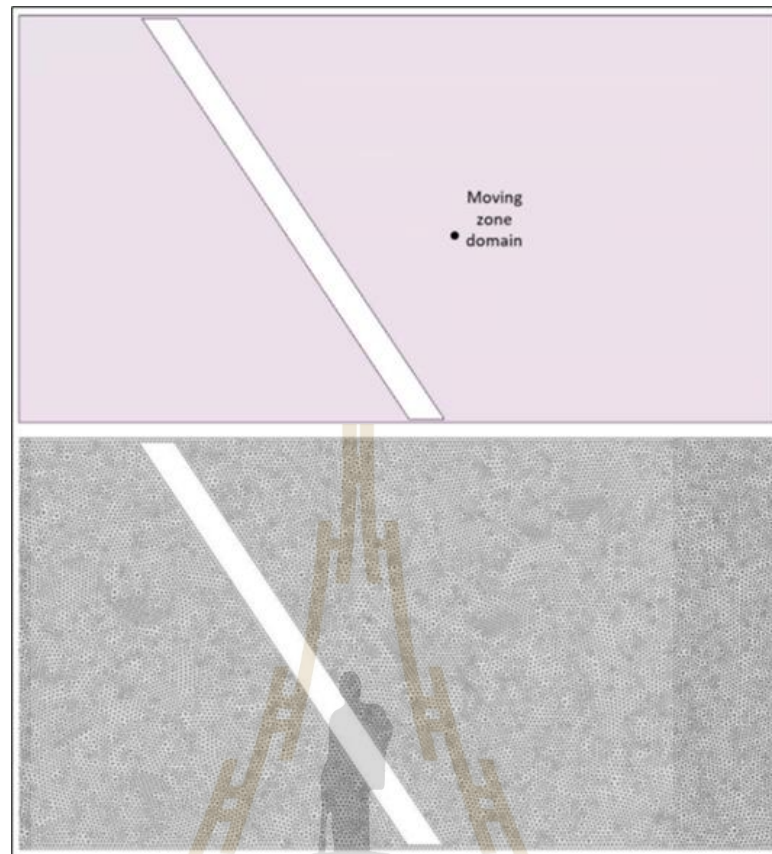
โดเมนพื้นที่ในการหมุนของใบพับ (Leaflet domain) และโดเมนที่ควบคุมพื้นที่การหมุน (Moving zone domain) จะกำหนดขนาดเท่ากับ 0.125 มิลลิเมตร และโดเมนที่ควบคุมพื้นที่การหมุน (Moving zone domain) รองรับการสร้างร่างแหของพื้นที่การหมุนของใบพับ ในการสร้างใบพับลิ้นหัวใจเทียมให้อยู่ในตำแหน่งปิดสนิทจึงมีข้อจำกัดในการสร้างและเพื่อลดปัญหาการเกยทับกันระหว่างโดเมน จึงมีการกำหนดให้รูปทรงของ Moving zone domain ครอบคลุมใบพับระหว่างใบพับกับหลอดเลือดหัวใจ ดังรูปที่ 3.63



รูปที่ 3.61 ภาพขยายแสดงส่วนรายละเอียดของโดเมนเคลื่อนที่



รูปที่ 3.62 โดเมน Leaflet domain และเมชสำหรับโดเมน Leaflet domain



รูปที่ 3.63 โดเมน Moving zone domain และเมชสำหรับโดเมน Moving zone domain

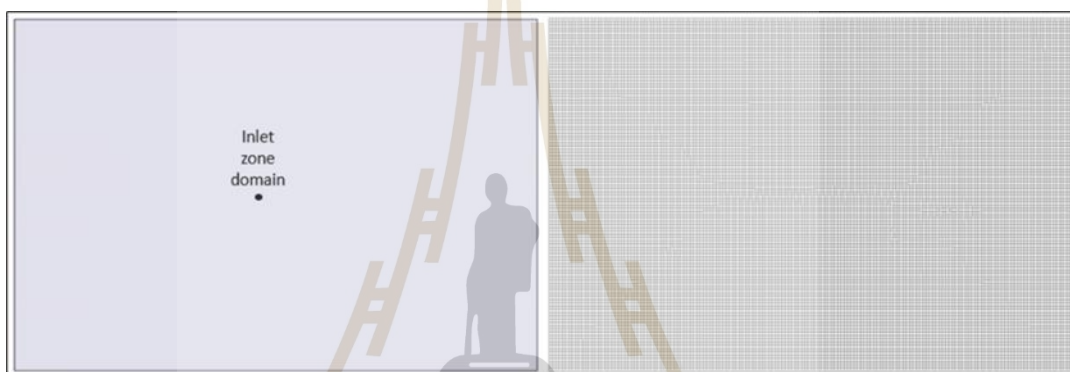
4) การเมชสำหรับโดเมนรอง

การสร้างโดเมนหลักจะพิจารณาเฉพาะตำแหน่งที่ควบคุมการเคลื่อนที่ของใบพัด ลิ้นหัวใจเทียมเพื่อลดการสร้างขนาดของโดเมนเคลื่อนไหว จึงมีการสร้างโดเมนรองประกอบแทนที่โดเมนที่ถูกตัดทิ้งออกไป เพื่อแยกส่วนในการสร้างเมชให้เหมาะสมกับแต่ละตำแหน่งโดเมน และเป็นองค์ประกอบที่ใช้ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไข จากรูปที่ 3.64 ถึงรูปที่ 3.66 โดเมนรองประกอบด้วย

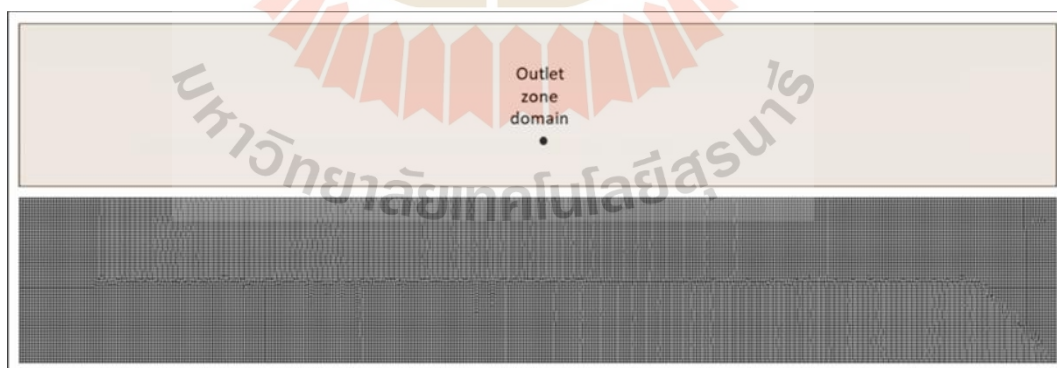
- Inlet zone domain ถูกสร้างเป็นโดเมนพื้นที่เชื่อมต่อจากโดเมนหลักทางขาเข้าของเลือด
- Outlet zone domain ถูกสร้างเป็นโดเมนพื้นที่เชื่อมต่อจากโดเมนหลักทางขาออกของเลือด
- Aortic sinus domain ถูกสร้างเป็นโดเมนพื้นที่ของ aortic sinus

โดเมนรองทั้งหมดเมื่อรวมกันแล้วเป็นโดเมนที่มีขนาดใหญ่ และเป็นส่วนสำคัญในการวิเคราะห์แนวไหลของเลือด ดังนั้นจะมีการออกแบบโครงสร้างแหในโดเมนรองไม่ให้ความซับซ้อนเพื่อช่วยในการลดระยะเวลาในการคำนวณ

การสร้างร่างแหสำหรับ Inlet zone domain และ Outlet zone domain ทั้งสองโดเมนดังกล่าวถูกตัดโดเมนเป็นลักษณะรูปทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า ร่างแหในโดเมนจะออกแบบเป็นสี่เหลี่ยมจัตุรัสเท่ากับ 0.125 มิลลิเมตรเท่ากัน และเป็นทรงสี่เหลี่ยมด้านเท่าและตั้งฉากกับการไหลของเลือด ได้จำนวนเมช inner zone domain และ out zone domain เท่ากับ 17,280 และ 70,410 ตามลำดับ ดังรูปที่ 3.63 และรูปที่ 3.64



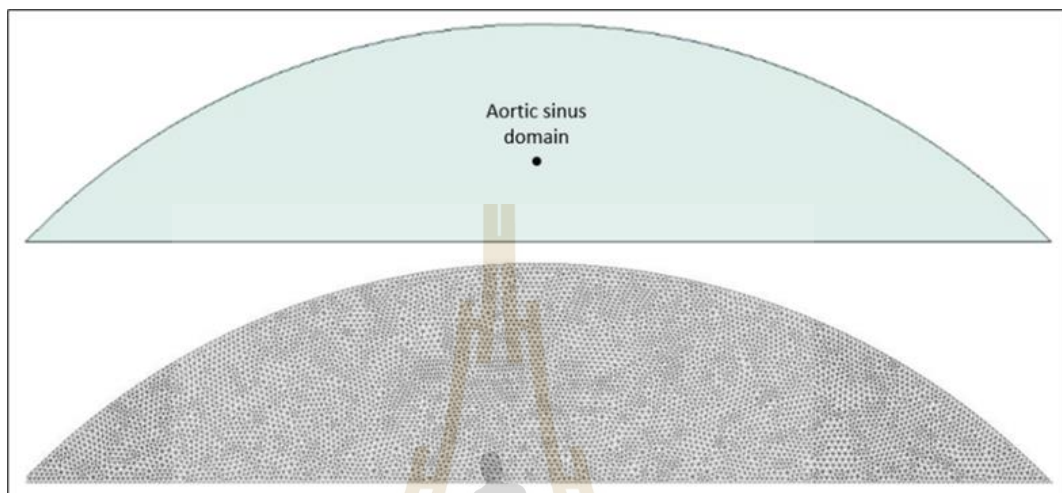
รูปที่ 3.64 โดเมน Inlet zone domain และเมชสำหรับโดเมน Inlet zone domain



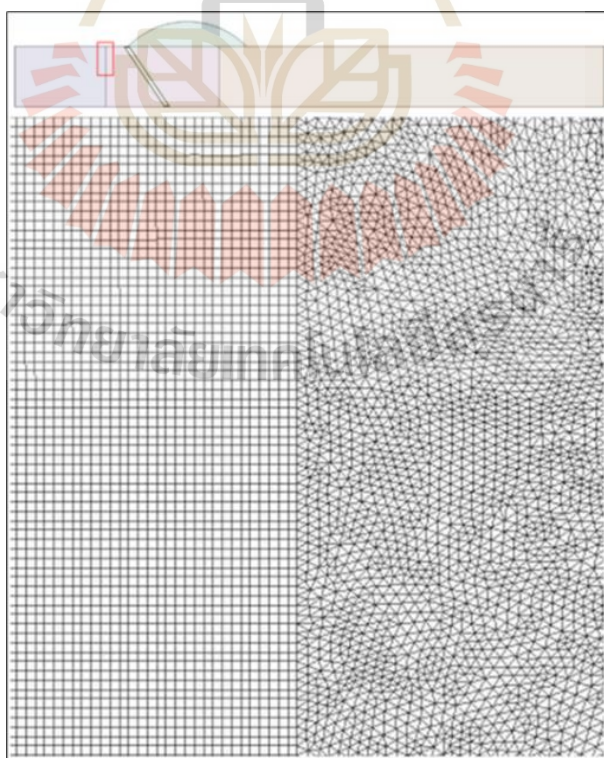
รูปที่ 3.65 โดเมน Outlet zone domain และเมชสำหรับโดเมน Outlet zone domain

จากรูปที่ 3.66 Aortic sinus domain เป็นโดเมนรองที่มีลักษณะส่วนโค้งแตกต่างจาก Inner zone domain และ Outlet zone domain ในการสร้างเมชที่เหมาะสมกับโดเมนจะออกแบบเมชเป็นทรงสามเหลี่ยมด้านเท่าเพื่อรับโครงสร้างกับส่วนโค้งของโดเมน Aortic sinus

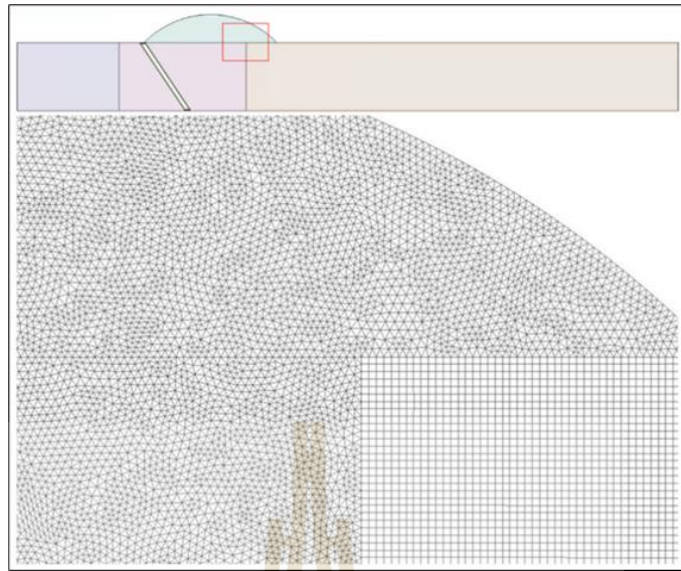
domain จากการออกแบบเมชในโดเมนได้จำนวนเมชเท่ากับ 13,530 จากรูปที่ 3.67 ถึงรูปที่ 3.69 เป็นการสร้างโครงร่างแหเชื่อมต่อกันระหว่างโดเมนเป็นการประกอบโดเมนทั้งหมดเข้าด้วยกัน เพื่อให้โดเมนที่ใช้ในการศึกษาครบสมบูรณ์



รูปที่ 3.66 โดเมน Aortic sinus domain และเมชสำหรับ Aortic sinus domain



รูปที่ 3.67 การสร้างเมชเชื่อมต่อระหว่างโดเมน Inlet zone domain และ Moving zone domain



รูปที่ 3.68 การสร้างเมชเชื่อมต่อระหว่างโดเมน Aortic sinus, Outlet zone domain และ Moving zone domain



รูปที่ 3.69 การสร้างเมชเชื่อมต่อระหว่างโดเมน Leaflet domain และ Moving zone domain

5) การตรวจสอบคุณภาพของเมช

คุณภาพของเมชมีบทบาทสำคัญต่อความแม่นยำและเสถียรภาพในการคำนวณเชิงตัวเลข เพื่อในการเลือกใช้เมชที่ต้องการวิเคราะห์และการคำนวณที่เหมาะสมกับงาน ขั้นตอนการตรวจสอบคุณภาพของเมชจึงเป็นสิ่งที่จำเป็นที่ควรตรวจสอบให้มีความถูกต้องก่อนเริ่มกระบวนการในการคำนวณ โดยงานวิจัยนี้มีการตรวจสอบคุณภาพเมชทั้งสามแบบด้วยวิธี Aspect

ratio คือ อัตราส่วนระหว่าง ความยาวสูงสุดกับความยาวต่ำสุดของโครงเมช ซึ่งโครงเมชที่มีสัดส่วนที่มีความสมมาตรเท่ากัน จะมีค่าเข้าใกล้ 1, Maximum skewness โดยทั่วไปแล้วจะกำหนดค่าไม่เกิน 0.95 และ Element quality คือ ร่องแหที่สมบูรณ์แบบมีค่าเท่ากับ 1 ซึ่งในตารางที่ 3.12 แสดงคุณภาพของเมชในโดเมนที่ใช้ในงานวิจัย เมชมีคุณภาพดีอยู่ในเกณฑ์การตรวจสอบคุณภาพที่ได้กำหนดไว้

ตารางที่ 3.12 รายละเอียดจำนวนและคุณภาพของเมชในโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด

โดเมน	จำนวนเมช	จำนวนโนด	Aspect ratioเฉลี่ย	Maximum skewness	Element qualityเฉลี่ย
Inlet zone domain	17,280	17,549	1.0015	0.48576	0.998
Outlet zone domain	70,410	71,145	1.0449	0.48576	0.991
Aortic sinus domain	13,530	6,984	1.1963	0.452	0.964
Leaflet domain	516	516	1.265	0.2838	0.948
Moving zone domain	43,252	22,066	1.1845	0.4004	0.967
รวม	144,988	117,561	1.0963	0.48576	0.98263

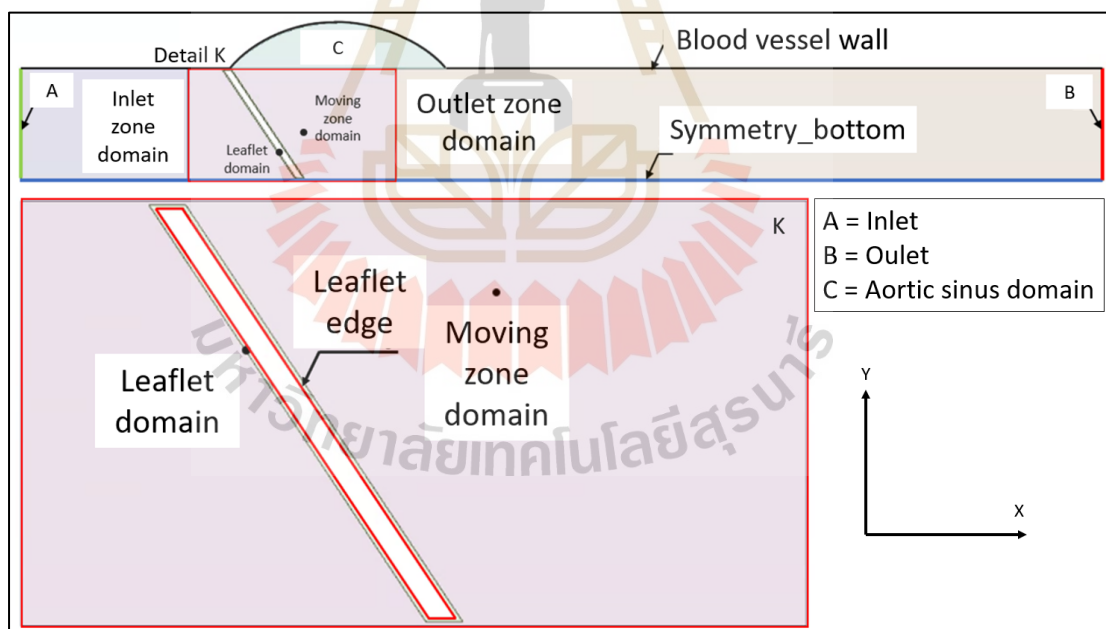
3.4.3 การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณและเงื่อนไขขอบเขตการไหลของการจำลองกรณีการจำลองการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนใบพัด

1) การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการไหลของเลือด

โดเมนเปรียบเสมือนพื้นที่ในการบรรจุเลือด และถูกใช้ในการวิเคราะห์แนวการไหลของเลือด จึงต้องมีการกำหนดค่าคุณสมบัติของเลือด ประกอบด้วย ความหนาแน่นของเลือดเท่ากับ 1.287 g/cm^2 และความหนืดไดนามิกส์ เท่ากับ 3.9 cP และกำหนดให้เลือดเป็นการไหลแบบอัดตัวไม่ได้ (Viscous incompressible fluid) จากการคำนวณผ่านโครงร่างแห ซึ่งการวิเคราะห์จำลองปัญหาเชิงวิศวกรรมให้ครบสมบูรณ์ได้นั้นต้องมีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของแต่ละส่วนโดเมนให้สอดคล้องกับพฤติกรรมการไหลของเลือด โดยมีการจัดตำแหน่งเงื่อนไขขอบเขต แสดงดังรูปที่ 3.70 และสามารถจำแนกประเภทเงื่อนไขขอบเขต ได้ดังตารางที่ 3.13

ความเร็วเลือดและความดันเลือดที่ถูกส่งผ่านห้องหัวใจเป็นพารามิเตอร์ที่กำหนดให้ใบพัดสามารถเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนได้โดยใช้ความแตกต่างของความดันระหว่างห้องหัวใจเป็นแรงในการหมุนใบพัด ซึ่งจะกำหนดให้ห้องหัวใจทำงานเปรียบเสมือนซีพจร โดยมีเงื่อนไขให้ความเร็วเลือดและแรงดันเป็นแบบไม่คงที่ต่อเวลา เงื่อนไขขอบเขตทางขาเข้า กำหนดความเร็วเลือดอ้างอิงจากงานวิจัยของ Shahriari et al. (2012) และคณะ และขาออกของเลือดจะถูกกำหนดไว้โดยอ้างอิงจากข้อมูลงานวิจัยของ Li and Lu (2012)

ใบพัดจะสามารถหมุนได้นั้นต้องมีการกำหนดจุดหมุน ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้กำหนดพารามิเตอร์ที่สำคัญในการออกแบบกรณีจำลองให้แตกต่างกันคือ คือ การวางจุดหมุน และมุมเปิดสูงสุดของใบพัด ซึ่งต้องมีการกำหนดเงื่อนไขไดนามิกส์เพื่อกำหนดการเคลื่อนไหวของใบพัด โดยจะมีการระบุโครงสร้างให้โดเมนหลักเป็นแบบโครงสร้างแหแบบไดนามิกส์ซึ่งเป็นพื้นที่ที่ควบคุมในการเคลื่อนไหวของใบพัด ในส่วนของใบพัดจะถูกกำหนดให้เป็นวัตถุแข็งเกร็ง (Rigid body) จากนั้นกำหนดจุดหมุนของใบพัด และกำหนดมุมเปิดสูงสุดของใบพัด ที่ได้กำหนดไว้ ดังตารางที่ 3.12 เพื่อกำหนดกรณีศึกษาจำลองทั้ง 9 แบบ



รูปที่ 3.70 รายละเอียดเงื่อนไขขอบเขตของโดเมนการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด

ตารางที่ 3.13 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตสำหรับการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

เงื่อนไขขอบเขต	เงื่อนไขการไหลของเลือด	รายละเอียด
Inlet	Unsteady velocity inlet	ความเร็วเลือดจากห้องหัวใจ Left ventricle
Outlet	Unsteady Pressure outlet	ความดันเลือดจากหลอดเลือดแดงเอเออร์ตา
Moving zone domain	Domain, Dynamic mesh (Deforming mesh)	ระบุโดเมนสำหรับสร้างพื้นที่ขอบเขตในการเคลื่อนไหวของใบพัด
Leaflet domain	Inner domain, Dynamic mesh (Rigid body)	ระบุโดเมนสำหรับพื้นที่ควบคุมการเคลื่อนไหวของใบพัด
Leaflet edge	Wall, Dynamic mesh (rigid body)	ขอบพื้นที่ผิวของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมสำหรับกำหนดค่าของวัสดุ
Symmetry bottom	Symmetry	ระบุการสะท้อนโดเมนการคำนวณ
Inlet zone domain	Fluid domain	โดเมนของเลือดตำแหน่งขาเข้า
Outlet zone domain	Fluid domain	โดเมนของเลือดตำแหน่งขาออก
Aortic sinus domain	Fluid domain	โดเมนของเลือดตำแหน่ง Aortic sinus
Blood vessel wall	No slip wall	ขอบพื้นที่ผิวของหลอดเลือดหัวใจ

2) การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณบนซอฟต์แวร์

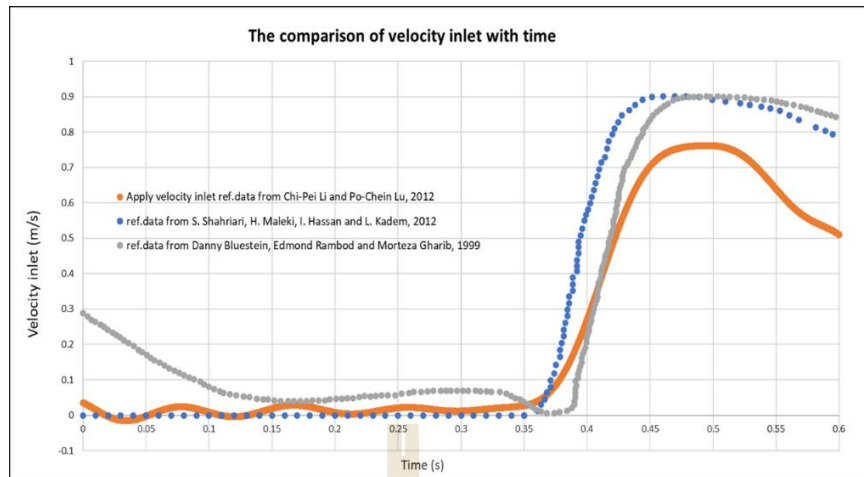
การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณได้กำหนดการจำลองให้เป็นการไหลแบบปั่นป่วน ซึ่งจะใช้แบบจำลอง Standard k-omega เป็นแบบจำลองที่เหมาะสมกับการจำลองการไหลแบบปั่นป่วนแบบค่าเลขเรย์โนลด์ต่ำ (Low Reynolds number) และในการจำลองเป็นการทดลองแบบวิเคราะห์ผลต่อเนื่องกับเวลา จึงต้องกำหนดเงื่อนไขเวลาเป็นแบบ Transient โดยกำหนดเวลา 0 ถึง 0.6 วินาที เพื่อแสดงการเคลื่อนไหวของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดตั้งแต่ตำแหน่งเริ่มต้นไปจนถึงตำแหน่งมุมเปิดสูงสุดของใบพัด โดยค่ามีการกำหนดค่า Time Step Size ที่เหมาะสมกับ เท่ากับ 0.001 วินาที และมีการกำหนดเงื่อนไขการคำนวณอื่นๆ ตามตารางที่ 3.14

ตารางที่ 3.14 การกำหนดเงื่อนไขการคำนวณสำหรับการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

เงื่อนไขการคำนวณ	รายละเอียดการคำนวณ
Software	Ansys fluent version 18.0
Algorithm	SIMPLE
Numerical scheme	Upwind Differencing Scheme (UDS)
Viscosity model	Turbulent standard k-omega, Standard wall functions
Flow model	Incompressible flow
Grid types	Quadrilateral, Tetrahedral
Method	First order upwind
Residuals	1e-6
Initialization method	Standard Initialization, Compute from all-zones
Solver time	Unsteady (t = 0 to 0.6 s: Forward flow phase) Time step size = 0.001 Iteration = 6000

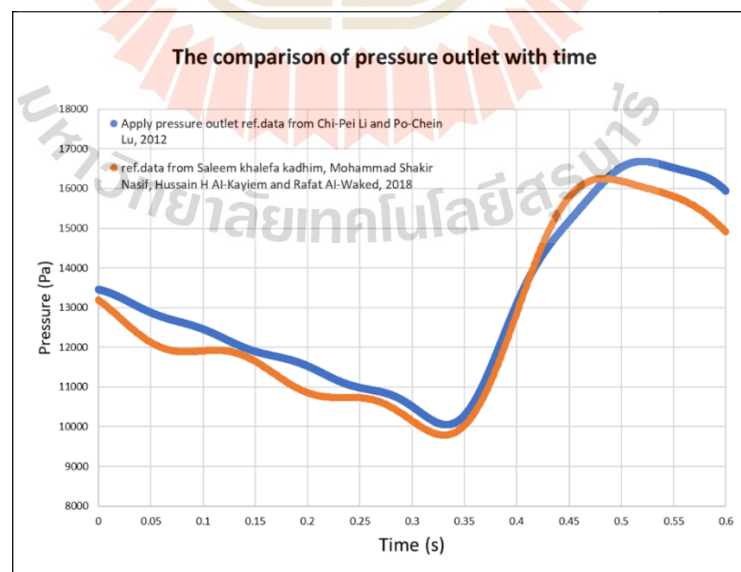
3) การตรวจสอบผลการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

จากผลการทดลองกำหนดเงื่อนไขทางขาเข้าและขาออกของเลือด พบว่าความเร็วเลือดและความดันเลือด มีค่าเปลี่ยนแปลงไปตามเวลาเป็นไปตามที่กำหนดขอบเขต โดยจากผลการวิเคราะห์ที่ได้แนวโน้มของเลือดที่ทางขาเข้าและขาออกไปในทิศทางเดียวกัน ดังรูปที่ 3.71 เปรียบเทียบความเร็วเลือดทางขาเข้ากับการวิจัยของ Li and Lu (2012) และ Bluestein et al. (1999) และจากรูปที่ 3.72 เปรียบเทียบความดันของเลือดทางขาออกกับการวิจัยของ Kadhim, Nasif, Al-Kayiem and Al-Waked (2018) และอัตราความเร็วทางขาเข้า (Velocity inlet) และความดันทางขาออก (Pressure outlet) เป็นเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดไว้สร้างแรงดันเลือดทั้งสองฝั่งห้องหัวใจ ทำให้ใบพับลิ้นหัวใจเทียมสามารถเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนของใบพับที่กำหนดได้ ซึ่งอัตราแรงดันเลือดทั้งสองฝั่งห้องหัวใจต่อเวลามีความสำคัญในการแสดงพฤติกรรมการณ์ของใบพับลิ้นหัวใจเทียมและตำแหน่งของใบพับตามช่วงเวลาที่ผ่านมา ดังรูปที่ 3.73

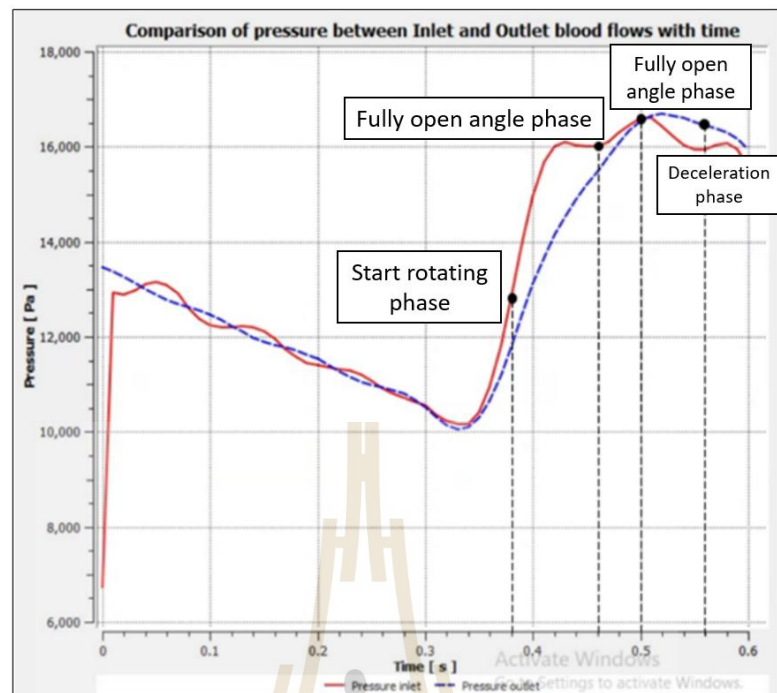


รูปที่ 3.71 กราฟเปรียบเทียบเงื่อนไขความเร็วทางขาเข้า Velocity inlet boundary

ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัดจะทดสอบผ่านช่วงการไหลไปข้างหน้าของเลือด (Forward flow phase) ณ ช่วงเวลา 0 ถึง 0.6 วินาที เพื่อศึกษาเฉพาะช่วงที่พฤติกรรมของไหลเลือดผ่านใบพัดต่อมุมเปิดเริ่มต้นไปจนถึงมุมเปิดสูงสุดของใบพัดและถูกแบ่งออกเป็น 4 ช่วง ได้แก่ ช่วงเริ่มต้นการหมุนของใบพัด (Start rotating phase) ที่ 0.38 วินาที ช่วงตำแหน่งเปิดสูงสุดของใบพัด ที่ 0.46 วินาที ช่วงตำแหน่งแรงดันสูงสุดของเลือด 0.5 วินาที และช่วงเข้าสู่ช่วงชะลอตัวของเลือด ที่ 0.56 วินาที ตามลำดับ



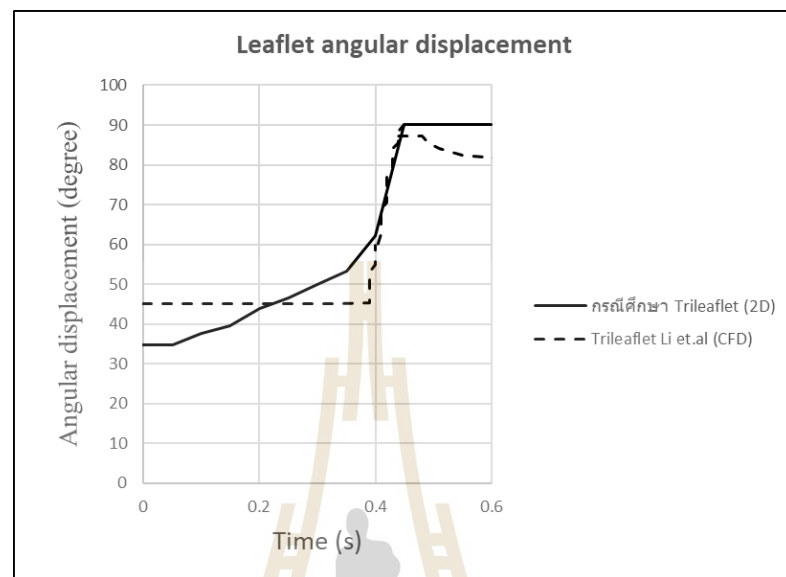
รูปที่ 3.72 กราฟเปรียบเทียบเงื่อนไขความดันทางขาออก Pressure outlet boundary



รูปที่ 3.73 แสดงช่วงการเคลื่อนไหวของใบพัดผ่านความดันเลือดระหว่างห้องหัวใจต่อเวลา

จากรูปกราฟที่ 3.75 ได้ทำการลำดับช่วงเพื่อเปรียบเทียบความเร็วสูงสุดในแต่ละช่วงระหว่างผลการจำลองทาง CFD กับ ผลการทดลองของ Li et al. (2011) ผลการจำลองของ Li and Lu (2012) พบว่าความเร็วสูงสุดในแต่ละช่วงมีแนวโน้มของความเร็วสูงสุดไปทางลักษณะเดียวกัน รูปที่ 3.74 ได้ทำการวัดมุมเปิดของใบพัดผ่านช่วงเวลาที่เปลี่ยนแปลงไป จากตัวอย่างผลของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบมุมเปิดสูงสุด 90 องศา ได้ทดสอบเปรียบเทียบมุมเปิดของใบพัดกับผลการจำลองของ Li and Lu (2012) พบว่าจากผลการจำลองใบพัดจะเริ่มเปิดที่ 0 วินาที และจะเริ่มเปิดสูงขึ้นผ่านช่วงเวลาที่ 0.38 วินาที เทียบกับผลการจำลองเปรียบเทียบนั้นใบพัดจะหยุดนิ่งและเริ่มมีการเปิดของใบพัดที่ 0.38 วินาที ในแนวโน้มการเปิดของใบพัดช่วงใบพัดเปิดสูงสุด พบที่ตำแหน่งเดียวกันคือใบพัดเปิดสูงสุด ณ ตำแหน่งเวลา 0.46 วินาที ในการพิจารณาวิเคราะห์การไหลบนเลือดจะวิเคราะห์ผ่านตำแหน่งใบพัดเปิดสุด(ช่วงใบพัดเปิดสุด ช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด และช่วงชะลอตัวเลือด) แต่ว่าโดเมนที่ออกแบบนั้นเริ่มจากโดเมนที่เป็นลักษณะใบพัดปิดอยู่ ดังนั้นแล้ววิธีการ FSI ที่มีการกำหนดเมชในโดเมนเคลื่อนที่เป็นแบบ Dynamic mesh จึงทำให้เปลี่ยนลักษณะโดเมนได้ผ่านการเคลื่อนที่เปลี่ยนแปลงรูปแบบของการวางตัวเมช โดยจังหวะช่วงตั้งแต่ใบพัดปิด (ตำแหน่งเริ่มต้นสร้างโดเมน) มุมใบพัด 34.81 องศา สุดไปจนถึงใบพัดเปิดสูงสุด (ตำแหน่งที่วิเคราะห์) มุมใบพัดเปิด 90 องศา จะแสดงการเปลี่ยนแปลงเมชผ่านเวลาที่เปลี่ยนไป(ตัวอย่างโดเมนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง

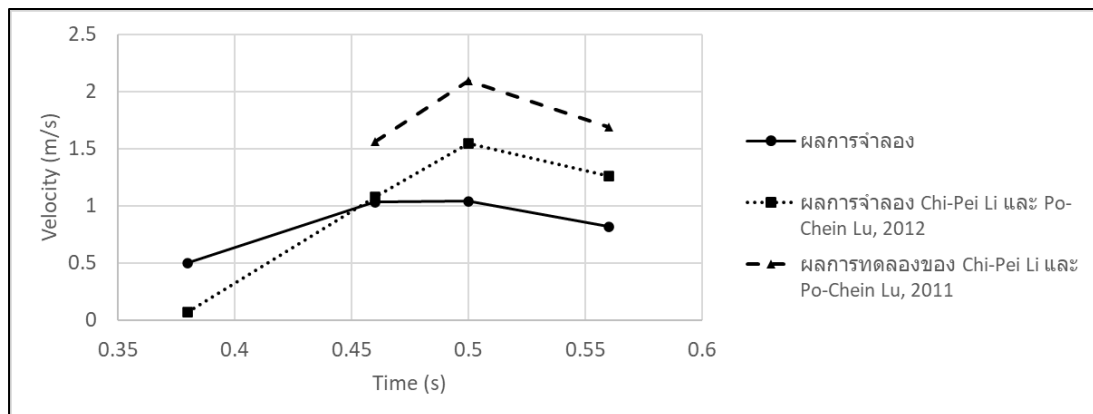
กว่า ที่มุมเปิดสูงสุด 90 องศา) ดังรูปที่ 3.76 ถึง 3.78 และข้อมูลจำนวนเมชและโนดที่มีการเปลี่ยนแปลงไปดังตารางที่ 3.16



รูปที่ 3.74 กราฟเปรียบเทียบผลการจำลองมุมเปิดสูงสุดของใบพัดที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลาของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด

ตารางที่ 3.15 สรุปช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดเทียบกับเวลา

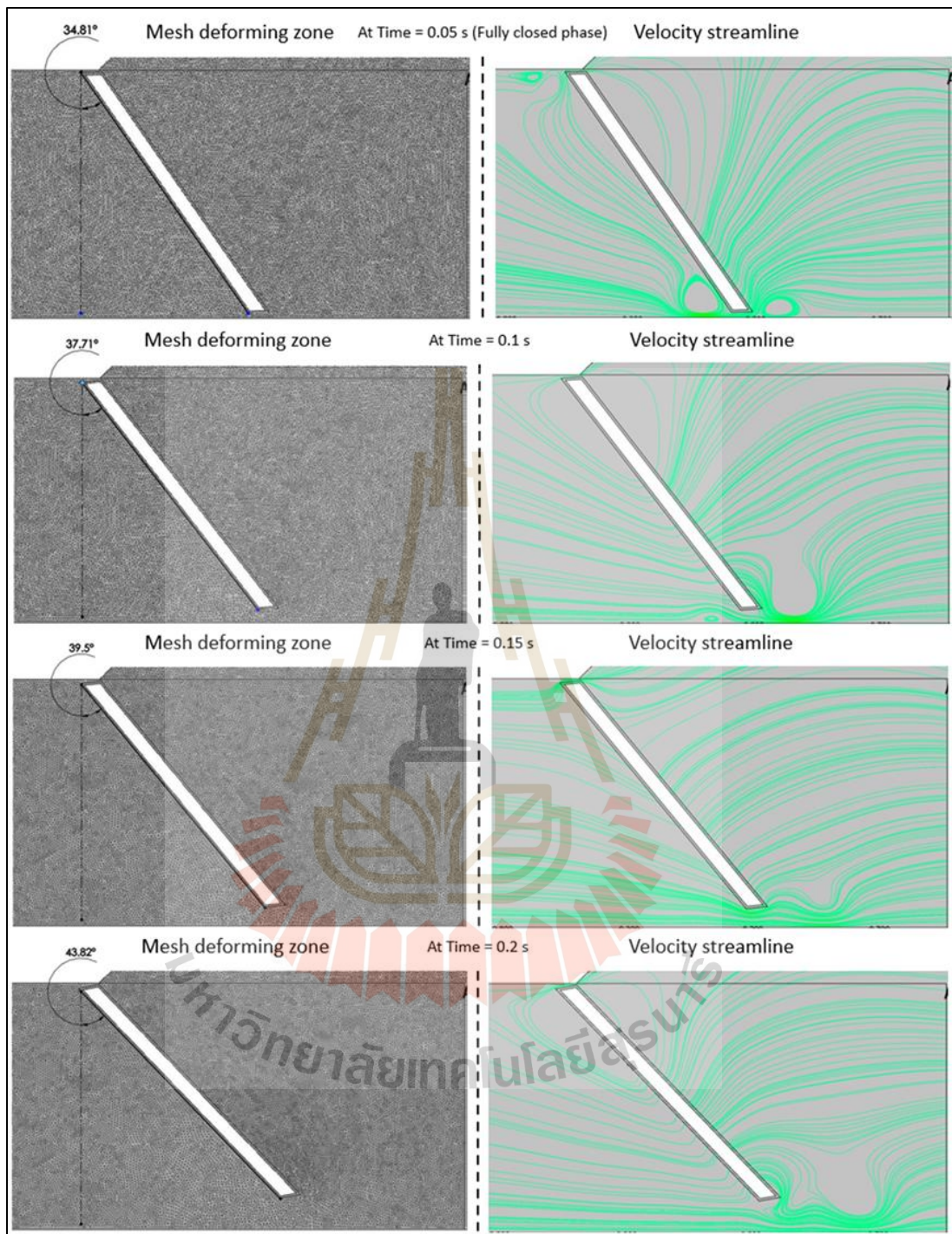
ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด	ผลการจำลอง		ผลการจำลองของ (Li & Lu, 2012) (Simulation)		ผลการทดลองของ (Li et al., 2011) (Experimental)	
	ตำแหน่ง เวลา (วินาที)	ความเร็ว สูงสุด (m/s)	ตำแหน่ง เวลา (วินาที)	ความเร็ว สูงสุด (m/s)	ตำแหน่ง เวลา (วินาที)	ความเร็ว สูงสุด (m/s)
ช่วงเริ่มต้นการหมุนของใบพัด	0.38	0.5	0.38	0.07	0.38	N/A
ช่วงตำแหน่งมุมเปิดสูงสุดของใบพัด	0.46	1.033	0.44	1.08	0.45	1.56
ช่วงตำแหน่งแรงดันสูงสุดของเลือด	0.5	1.041	0.5	1.55	0.5	2.09
ช่วงเข้าสู่ชะลอตัวของเลือด	0.56	0.82	0.56	1.26	0.56	1.69



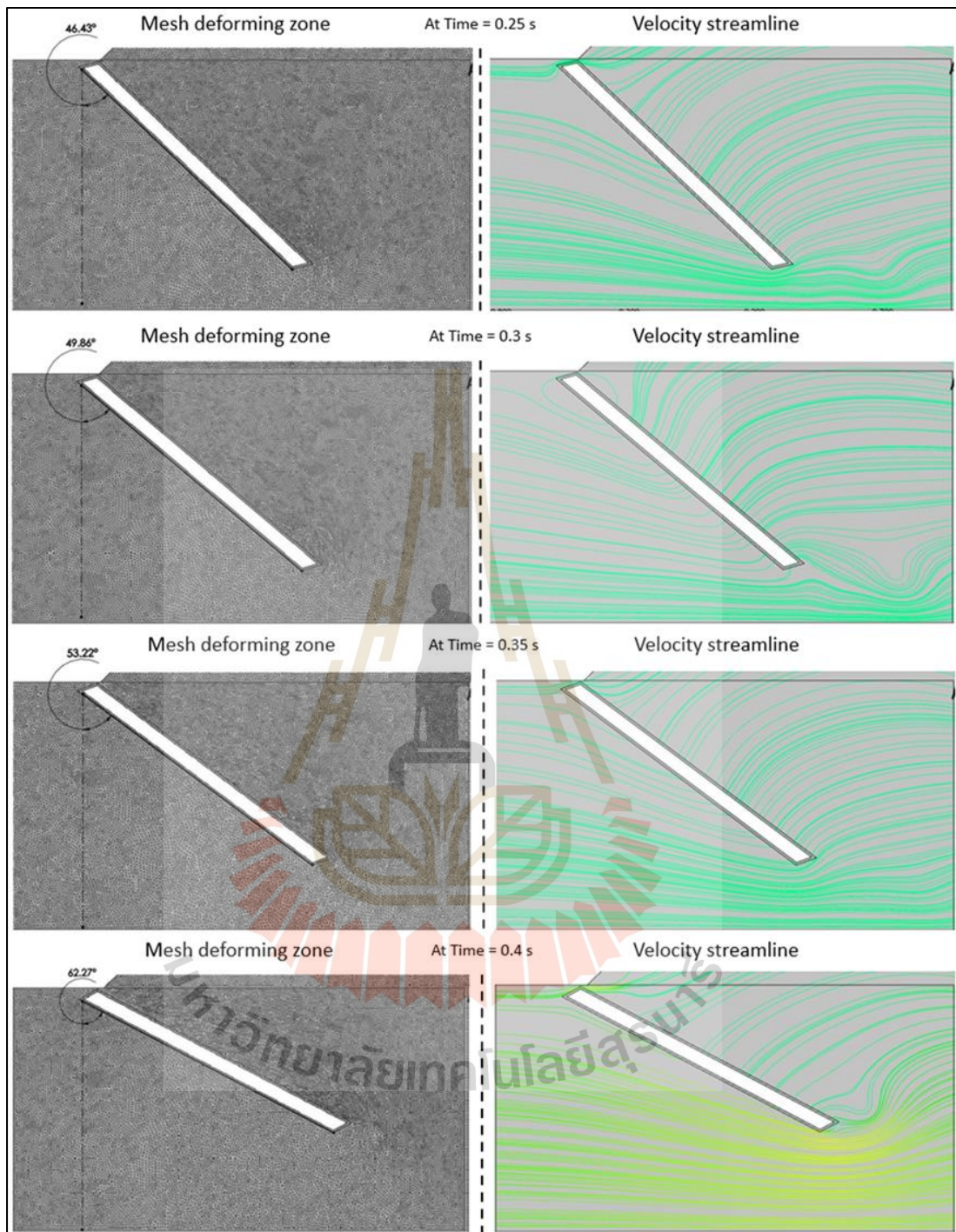
รูปที่ 3.75 กราฟสรุปเปรียบเทียบผลความเร็วผ่านช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัดล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบผ่านวิธีการจำลองทาง CFD

ตารางที่ 3.16 แสดงข้อมูลการเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพัดปิดจนถึงเปิดสุด

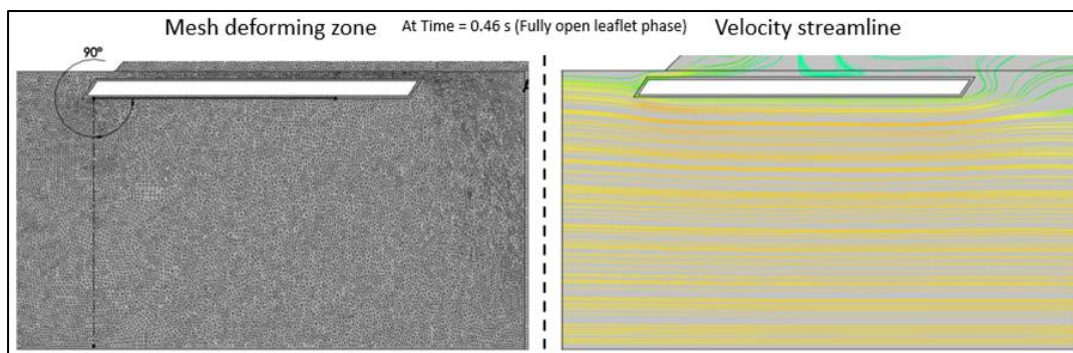
Moving domain at time position (s)	Nodes	Elements	Minimum Face Angle (degree)	Maximum Face Angle (degree)	Maximum Element Volume Ratio
0.05	44198	43318	27.76	100.51	3.33786
0.1	44314	43434	26.16	101.54	3.3384
0.15	44470	43590	24.17	102.61	4.06588
0.2	44812	43932	24.03	101.78	3.86362
0.25	45114	44234	20.05	122.97	5.52926
0.3	45458	44578	24.76	101.66	4.55385
0.35	45716	44836	13.1	144.5	4.84627
0.4	45494	44614	18.62	142.19	5.13546
0.45	39608	38728	24.164	105.71	6.43432



รูปที่ 3.76 แสดงภาพเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพับปิดจนถึงเปิดสุด ($t = 0.05$ ถึง 0.2 วินาที)



รูปที่ 3.77 แสดงภาพเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพับปิดจนถึงเปิดสุด (t = 0.25 ถึง 0.4 วินาที)
(ต่อ)



รูปที่ 3.78 แสดงภาพเปลี่ยนแปลงเมชผ่านช่วงเวลาใบพับปิดจนถึงเปิดสุด ($t = 0.4$ วินาที ตำแหน่งใบพับเปิดสุด) (ต่อ)

4) การแสดงผล

ในการแสดงผลจะแสดงผลการวิเคราะห์ผ่านช่วงการเคลื่อนที่ที่ได้รับการตรวจเงื่อนไขแล้ว 3 ช่วง ได้แก่ช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพับ (0.46 วินาที), ช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด (0.5 วินาที) และช่วงชะลอตัวของเลือด (0.56 วินาที) ตามลำดับและวิเคราะห์ผล โดยจะวิเคราะห์เปรียบเทียบผลเส้นแนวความเร็ว (Velocity profiles) การเกิดกระแสวน และค่าความเค้นเฉือนบนเลือด ผ่าน 4 ช่วง ตำแหน่งการไหลบนเลือด คือ ตำแหน่งหน้าใบพับ ตำแหน่งหลังใบพับ ตำแหน่งหลังเออร์ติกไซน์ส และตำแหน่งกลางหลอดเลือด ตามลำดับ ดังรูปที่ 3.79 บนโดเมนการจำลองทั้งกรณี 9 ศึกษา โดยศึกษาความแตกต่างอิทธิพลของรูปร่างใบพับล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ สามแบบ คือ แบบเรียบ แบบโค้งหงาย และแบบโค้งคว่ำ ตามลำดับ



รูปที่ 3.79 ตำแหน่งที่วิเคราะห์ผลบนเลือดผ่านโดเมนการจำลองแบบสองมิติกรณีการศึกษาล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุน

บทที่ 4

ผลการดำเนินการวิจัย

4.1 บทนำ

ในบทนี้จำแนกเสนอผลการจำลองการวิเคราะห์เชิงตัวเลขด้วยการคำนวณทางคอมพิวเตอร์ เพื่อศึกษาผลกระทบของการไหลของเลือดผ่านอิทธิพลของใบพัดลิ้นหัวใจเทียม โดยทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบ ผลจากอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด และ อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด

4.2 ผลการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดบนโดเมนสามมิติ

จากผลการจำลองการไหลบนเลือดผ่านโดเมนที่จำลองการไหลแบบสามมิติทั้งหมด 1 ถึง 8 Model ได้วัดความเปลี่ยนแปลงของค่าความเค้นเฉือนและรูปแบบการไหลของเลือดผ่านเวลาที่เปลี่ยนแปลงไป 0.105 , 0.3, 0.6 และ 0.8 วินาที พบว่าโดยรวมแล้ว ให้ผลค่าความเค้นเฉือนบนเลือดเป็นไปในแนวทางเดียวกัน คือ พบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดปรากฏพบที่เวลา 0.105 วินาที และพบใกล้กับตำแหน่งผนังหลอดเลือดหรือส่วน Aortic sinus เป็นผลจากในช่วงตำแหน่งเวลานี้มีความเร็วสูงสุดที่ไหลผ่านตำแหน่งใบพัดทำให้มีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดมากกว่า ช่วงตำแหน่งเวลาอื่นๆ เป็นผลให้ในช่วงความเร็วสูงสุดบนเลือดหรือเวลา 0.105 วินาที มีโอกาสเสี่ยงที่จะเกิดลิ่มเลือดอุดตันสูงกว่าในช่วงตำแหน่งเวลาอื่นๆที่พบค่าความเค้นเฉือนบนเลือดต่ำกว่า ดังรูปที่ 4.1

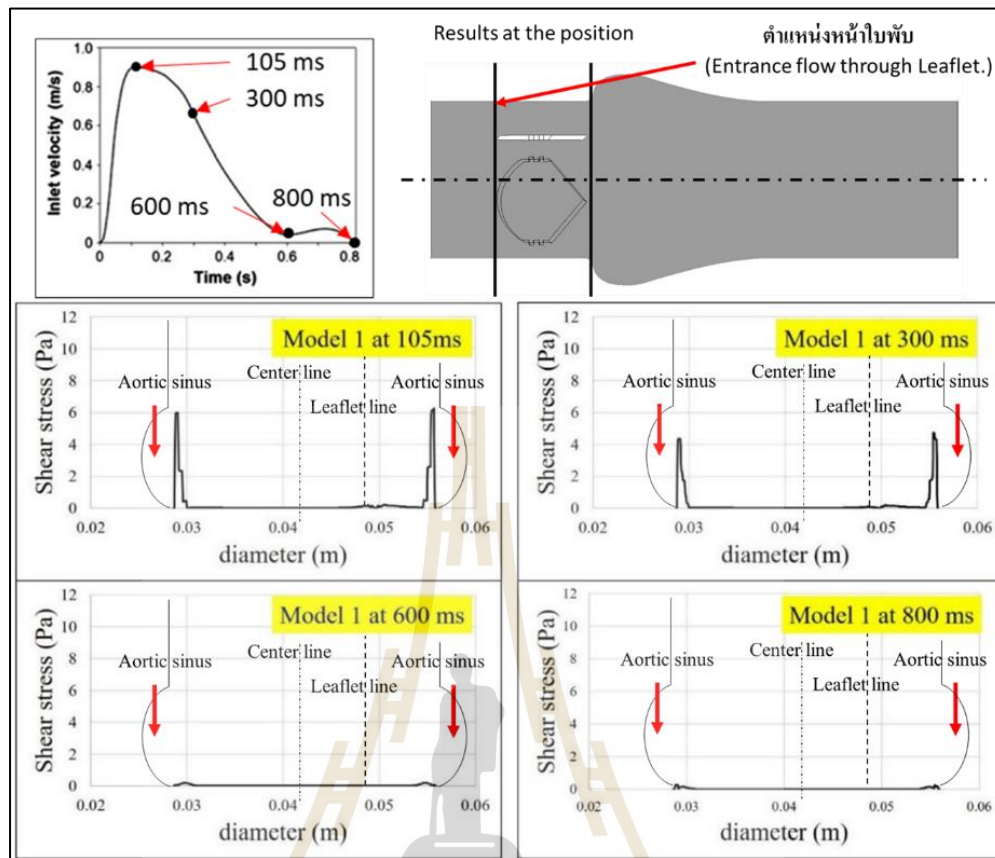
4.2.1 อิทธิพลของรูปร่างใบพัดต่อความเค้นเฉือนและรูปแบบความเร็วบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามมิติ

จากผลของค่าความเค้นเฉือนสูงสุดและความเร็วเลือดในแต่ละช่วงเวลานั้นจะเปลี่ยนแปลงไปตามความเร็วจากขาเข้าที่มีการเปลี่ยนแปลงความเร็วไปตามเวลา ในการวิเคราะห์ส่วนนี้ ค่าความเค้นเฉือนสูงสุดบนช่วงตำแหน่งเวลา จะพบอยู่ที่ตำแหน่งเวลา 0.105 วินาที ซึ่งจะนำมาพิจารณาในการเปรียบเทียบผล จากเปรียบเทียบผลได้นำลิ้นหัวใจเทียมที่มีความแตกต่างของรูปร่างใบพัด คือ เปรียบเทียบผลของการจำลองของ Model 1, Model 4, Model 7 และ Model 8 ตามลำดับ แสดงดังตารางที่ 4.1 ซึ่งมีความแตกต่างของรูปร่างใบพัด เปรียบเทียบที่มุมเปิดสูงสุด 85 องศาเดียวกัน จากผลในการเปรียบเทียบตำแหน่งหลังใบพัด ค่าความเค้นเฉือนสูงสุดและความเร็วสูง

สุดพบที่ตำแหน่งใกล้เคียงกับปลายใบพับซึ่งเป็นจุดเสี่ยงต่อการเกิดลิ่มเลือดอุดตันที่ลิ้นหัวใจเทียมมากที่สุด ค่าความเค้นเฉือนบนหลอดเลือดและความเร็วบนเลือดในกรณีศึกษาเปรียบเทียบรูปร่างของใบพับแสดงผลเปรียบเทียบ จากรูปที่ 4.2a พบว่าความเค้นเฉือนสูงสุดบนหลอดเลือดสำหรับ Model 4, Model 7, Model 8 และ Model 1 เท่ากับ 9.81 Pa, 9.07 Pa, 5.08 Pa และ 4.29 Pa ตามลำดับ จากผลการเปรียบเทียบ Model 4 และ Model 7 พบความเค้นเฉือนสูงสุดมากกว่าเมื่อเทียบกับ Model 1 และ Model 8 และพบสูงสุดที่ตำแหน่งใกล้เคียงกับ Aortic sinus แต่จะพบค่าความเค้นเฉือนมีค่าต่ำกว่าระหว่างตำแหน่งใบพับ ในทางกลับกันแล้ว ในผลของ Model 1 และ Model 8 ให้ผลค่าความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งใกล้เคียงกับใบพับแต่พบความเค้นเฉือนต่ำกว่าในตำแหน่งบริเวณแนวหลอดเลือดและ Aortic sinus ซึ่งเป็นผล จากรูปที่ 4.2b มาจากผลของแนวเส้นความเร็วบนเลือดที่ไม่คงที่บนแนวตำแหน่งการวัด โดย Model 1 และ Model 8 นั้นพบความแตกต่างของความเร็วบนเลือดสูงสุด (Velocity gradients) บนตำแหน่งใกล้เคียงกับใบพับในแนวช่องการไหลกลาง แต่ Model 4 และ Model 7 ในบริเวณใบพับพบความแตกต่างของความเร็วบนเลือดต่ำกว่ากรณี Model 1 และ Model 8 จากอิทธิพลของการออกแบบความแตกต่างของใบพับนั้น ให้ผลค่าความเค้นเฉือนและความเร็วบนเลือดที่แตกต่างและพบในส่วนต่างตำแหน่งกันออกไป เป็นผลต่อการเกิดลิ่มเลือดในส่วนตำแหน่งที่ต่างต่างกัน

4.2.2 อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพับต่อความเค้นเฉือนและรูปแบบความเร็วบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามมิติ (ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ)

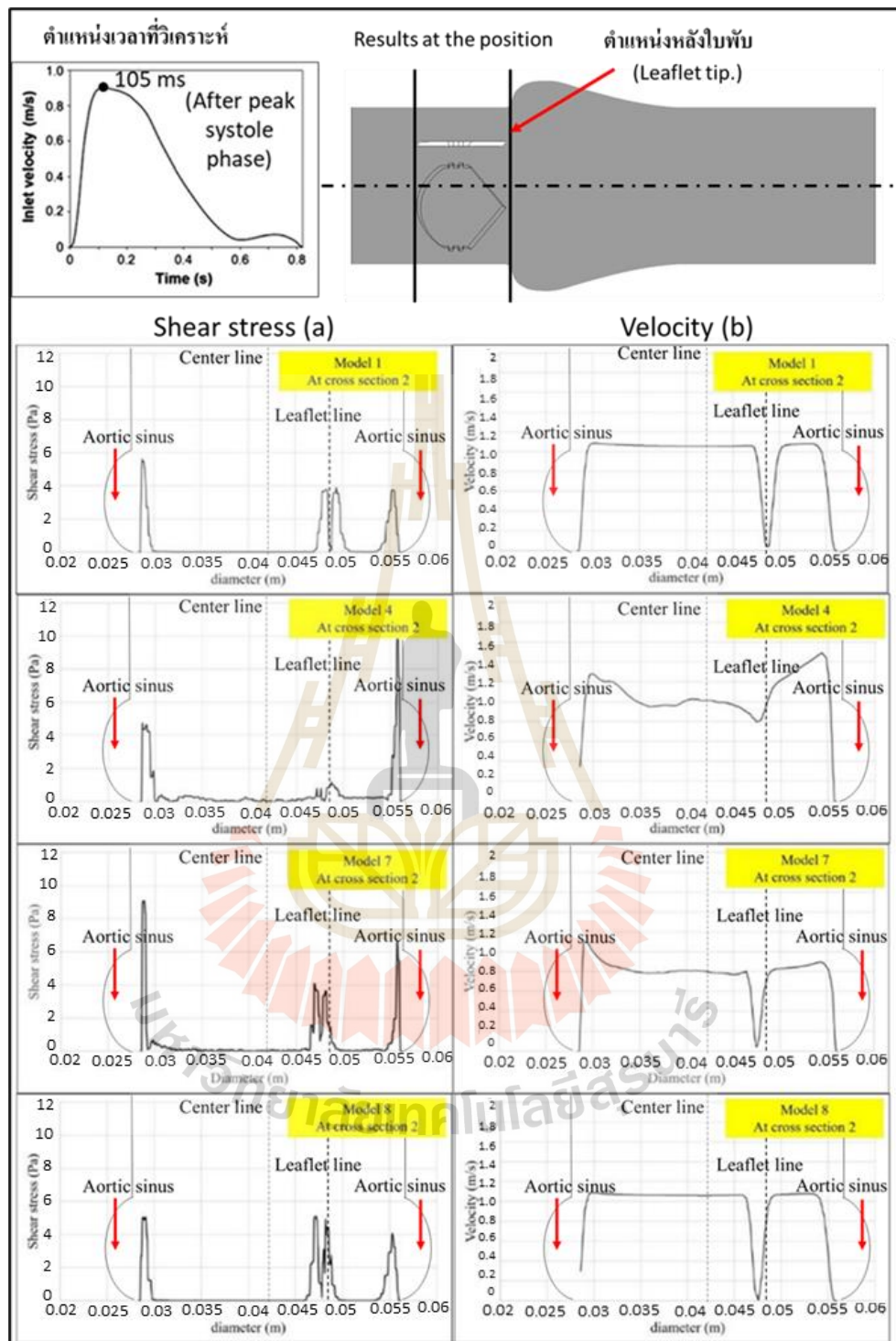
ในผลของส่วนนี้ ได้ทำการวัดค่าความเค้นเฉือนและแนวเส้นความเร็วบนเลือดที่ไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบที่มุมเปิดสูงสุดแตกต่างกันเท่ากับ 85, 87 และ 90 องศาตามลำดับ (Model 1, Model 2 และ Model 3) ดังตารางที่ 4.2 จากของความเค้นเฉือนบนหลอดเลือดแสดงดังรูปที่ 4.3a พบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดสำหรับ Model 3, Model 2 และ Model 1 มีค่าเท่ากับ 9.24 Pa, 5.63 Pa และ 4.29 Pa ตามลำดับ ความแตกต่างของมุมเปิดสูงสุดนำไปสู่ค่าความเค้นเฉือนและความเร็วบนเลือดที่ต่างกันไป Model 2 และ Model 3 เป็นลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับเรียบที่มุมเปิดใบพับสูงเปิดช่องการไหลได้กว้างเมื่อเทียบกับ Model 1 นั้นแล้ว รูปที่ 4.3b เกิดจากผลต่อความแตกต่างของความเร็วที่เกิดขึ้นสูงบนส่วน Aortic sinus หรือแนวผนังหลอดเลือด ซึ่งสามารถสร้างความเค้นเฉือนบริเวณ Aortic sinus ได้มากกว่าที่มุมเปิด 85 องศา ด้วยมุมเปิดที่แคบที่สุดจะพบความเค้นเฉือนสูงสุดตำแหน่งใกล้เคียงกับใบพับแทน แต่ที่ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบที่มุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 3) พบการไหลย้อนกลับของเลือดที่ตำแหน่งระหว่างใบพับ ซึ่งที่มุมเปิดสูงสุด 85 และ 87 องศาไม่พบกระแสไหลย้อนกลับบนเลือด ซึ่งเป็นอันตรายต่อแหล่งรวมตัวของลิ่มเลือดและเกิดไหลการย้อนกลับของลิ่มเลือดสามารถอุดตันในแนวใบพับได้



รูปที่ 4.1 เปรียบเทียบผลค่าความเค้นบนเลือด ณ ตำแหน่งหน้าใบพัด บนโดเมนล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่มุมเปิดสูงสุด 85 องศา ผ่านช่วงเวลาทีวี่คราะห์ 0.105, 0.3, 0.6 และ 0.8 วินาที ตามลำดับ

ตารางที่ 4.1 โดเมนการจำลองการไหลผ่านล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่ใช้ในกรณีศึกษา เปรียบเทียบรูปร่างของใบพัด

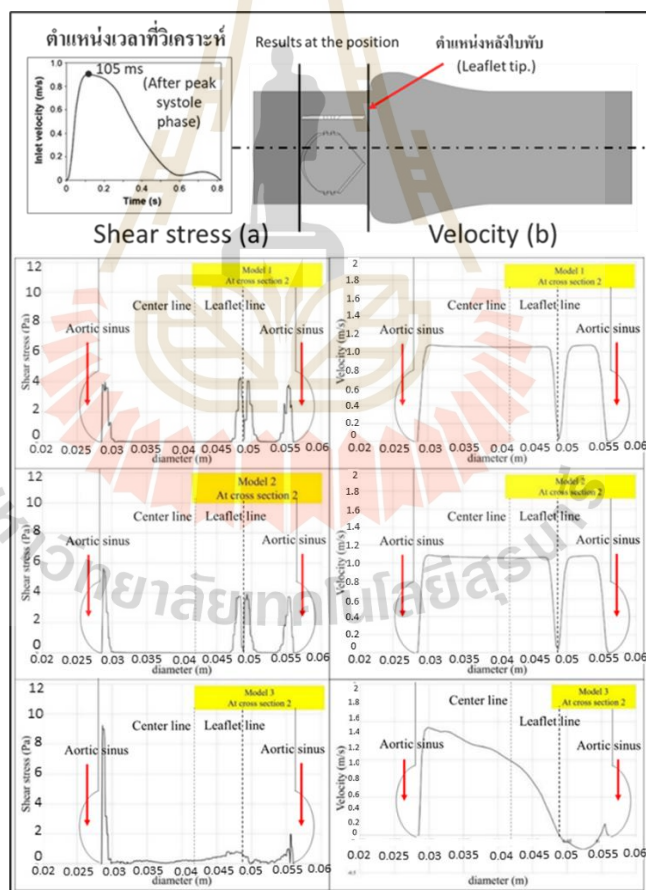
Domain name	Domain details	Curved inner radius (mm)	Fully open angle (degree)
Model 1	ล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ	-	85
Model 4	ล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง	0.542d	85
Model 7	ล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง	0.583d	85
Model 8	ล้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง	0.50d	85



รูปที่ 4.2 เปรียบเทียบผลของค่าความเค้นเฉือน (a) และแนวเส้นความเร็วบนเลือด (b) ผ่านกรณีทดสอบอิทธิพลของรูปร่างใบพัด (Model 1, Model 4, Model 7 และ Model 8 ตามลำดับ) ที่ 0.105 วินาที

ตารางที่ 4.2 โดเมนการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่ใช้ในกรณีศึกษา
เปรียบเทียบมุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ

Domain name	Domain details	Curved inner radius (mm)	Fully open angle (degree)
Model 1	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	-	85
Model 2	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	-	87
Model 3	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ	-	90



รูปที่ 4.3 เปรียบเทียบผลของค่าความเค้นเฉือน (a) และแนวเส้นความเร็วบนเลือด (b) ผ่านกรณีทดสอบอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพับแบบเรียบ (Model 1, Model 2 และ Model 3 ตามลำดับ) ที่ 0.105 วินาที

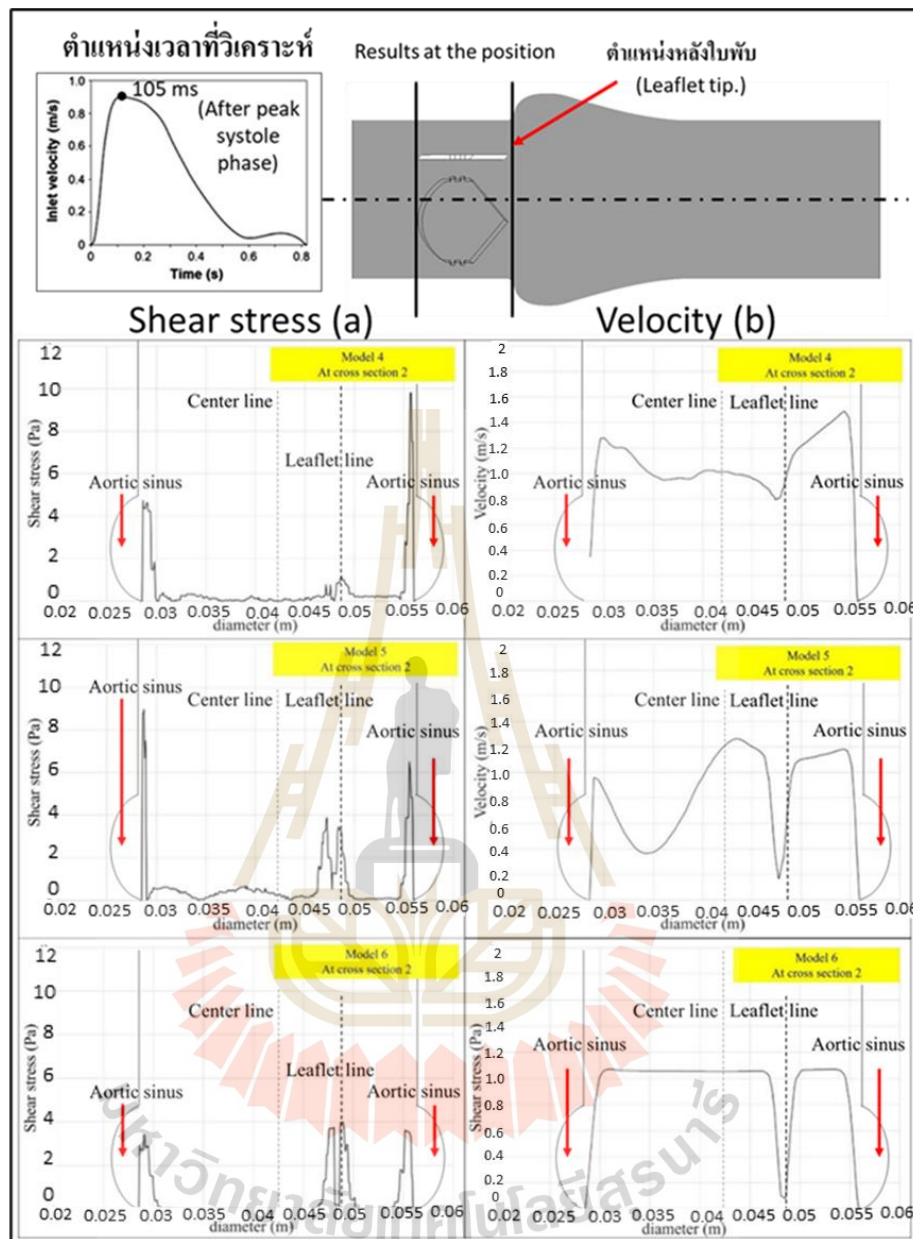
4.2.3 อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพัดต่อความเค้นเฉือนและรูปแบบความเร็วบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมประเภทสามมิติ (ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง)

ในผลการจำลองการไหลบนเลือดของส่วนนี้ ได้ทำการวัดค่าความเค้นเฉือนและแนวเส้นความเร็วบนเลือดที่ไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งที่มุมเปิดสูงสุดแตกต่างกันเท่ากับ 85, 87 และ 90 องศา ตามลำดับ (Model 4, Model 5 และ Model 6) ดังตารางที่ 4.3 จากของความเค้นเฉือนบนเลือดแสดงดังรูปที่ 4.4a ค่าความเค้นเฉือนสูงสุดสำหรับ Model 4, Model 5 และ Model 6 มีค่าเท่ากับ 9.81 Pa, 8.98 Pa และ 3.99 Pa ตามลำดับ พบว่าเมื่อมุมเปิดสูงสุดเพิ่มขึ้นสำหรับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งมีผลให้ความเค้นเฉือนบนเลือดลดลง เนื่องจากแนวเส้นความเร็วที่ไหลผ่านใบพัดมีความแตกต่างของความเร็วลดลงที่ตำแหน่ง Aortic sinus แต่จะมีผลทำให้ความแตกต่างของความเร็วบนเลือดสูงที่ตำแหน่งใบพัด ดังรูปที่ 4.4b

ค่าความเค้นเฉือนที่สูงที่พบบน Aortic sinus ทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการเกิดลิ่มเลือดอุดตันได้ง่ายเช่นเดียวกันจากผลของกระแสวนมักมีขนาดใหญ่เกิดขึ้นที่ตำแหน่งนี้เป็นผลการรวบรวมลิ่มเลือด (Hong & Kim, 2006) การเทียบผลค่าความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นแล้ว การเกิดเกล็ดเลือดจะขึ้นที่ค่าความเค้นเฉือนบนเลือดสูงกว่า 10 Pa (Ge, Dasi, Sotiropoulos & Yoganathan, 2008) ถึงแม้ว่าการเกิดค่าความเค้นเฉือนบนเลือดสูงสุดในกรณีการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดทั้งหมดแล้วไม่เกินค่า 10 Pa แต่การเกิดลิ่มเลือดนั้นสามารถเกิดจากปัจจัยอื่น เช่น การเกิดโพรงไอ, Stagnation flow, การเกิดความดันลด และการเกิดกระแสวนบนเลือด

ตารางที่ 4.3 โดเมนการจำลองการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่ใช้ในกรณีศึกษาเปรียบเทียบมุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง

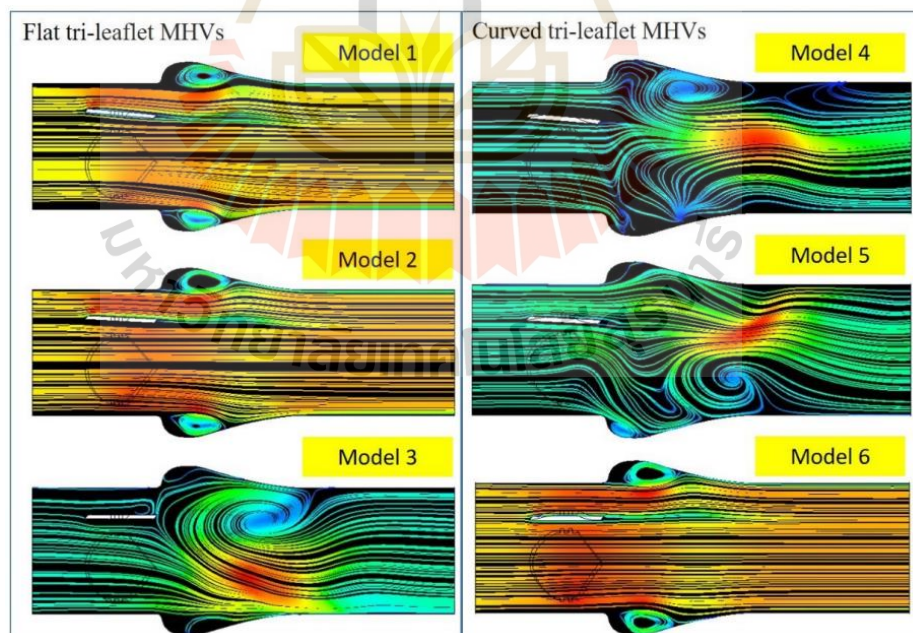
Domain name	Domain details	Curved inner radius (mm)	Fully open angle (degree)
Model 4	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง	0.542d	85
Model 5	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง	0.542d	87
Model 6	ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง	0.542d	90



รูปที่ 4.4 เปรียบเทียบผลของค่าความเค้นเฉือน (a) และแนวเส้นความเร็วบนเลือด (b) ผ่านกรณีทดสอบอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดใบพัดแบบโค้ง (Model 4, Model 5 และ Model 6 ตามลำดับ) ที่ 0.105 วินาที

ในลำดับต่อมาจะเปรียบเทียบผลของการเกิดกระแสวนบนเลือดซึ่งเป็นปัจจัยที่สำคัญในการรวมตัวของลิ่มเลือด โดยจากรูปที่ 4.5 แสดงผลการเปรียบเทียบการเกิดกระแสวนบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง ที่

ตำแหน่งเวลา 0.105 วินาที จากผลการเปรียบเทียบ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ Model 1 และ Model 2 พบการเกิดกระแสวนเกิดขึ้นในตำแหน่ง Aortic sinus ซึ่ง Model 2 ส่วน Model 3 พบการเกิดกระแสวนเกิดขึ้นในตำแหน่งหลังใบพับ จากผลการเปรียบเทียบ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง Model 4 และ Model 5 พบขนาดของกระแสวนที่ใหญ่ใกล้เคียงกับตำแหน่ง Aortic sinus ซึ่งแตกต่างจาก Model 6 ซึ่งเกิดกระแสวนอยู่ในตำแหน่ง Aortic sinus Model 3 ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบมุมเปิดสูงสุดที่ 90 องศา เกิดกระแสวนที่มีขนาดใหญ่กว่า Model 1 และ Model 2 ที่มีมุมเปิดสูงสุดของใบพับเท่ากับ 85 และ 87 องศา ซึ่งเป็นกัณฑ์การไหลวนเวียนของลิ่มเลือดที่สูงในตำแหน่งใบพับและด้วยค่าความเค้นเฉือนสูงสุดถึง 9.24 Pa จึงโอกาสเสี่ยงในการเกิดลิ่มเลือดอุดตันที่ใบพับซึ่งเป็นจุดเสี่ยงมากที่สุด สำหรับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง นั้นได้ผลในทางกลับกัน คือ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง ที่มีมุมเปิดสูงสุด 90 องศา (Model 6) รูปแบบการเกิดกระแสวนเกิดขึ้นแตกต่างจากมุมเปิดสูงสุด 85 และ 87 องศา (Model 4 และ Model 5) ในผลของความโค้งใบพับสำหรับมุมเปิดสูงสุด 85 และ 87 องศา นั้นมีผลต่อการเกิดลิ่มเลือดอุดตันสูงด้วยขนาดของกระแสวนที่พบหลังใบพับ และค่าความเค้นเฉือนสูงสุดที่พบมีค่าเท่ากับ 9.81 Pa และ 8.98 Pa ตามลำดับ



รูปที่ 4.5 เปรียบเทียบการเกิดกระแสวนผ่านรูปแบบ Streamline ระหว่างลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบและลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้ง (แบบใบเรียบ: Model 1, Model 2, Model 3 และ แบบใบโค้ง: Model 4, Model 5, Model 6)

ในการศึกษาส่วนนี้ได้เปรียบเทียบอิทธิพลของรูปแบบใบพับและมุมเปิดสูงสุดของใบพับ ซึ่งจากผลการจำลองการไหลบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ มีผลต่อค่าความเค้นเฉือนสูงและแนวเส้นความเร็วบนเลือด เกิดขึ้นบนตำแหน่งที่แตกต่างกันแล้วนั้น มีผลต่อการเกิดลิ่มเลือดอุดตันในตำแหน่งที่มีความแตกต่างกัน ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบที่มุมเปิดสูงสุด 85 องศา พบค่าความเค้นเฉือนและการเกิดกระแสวนต่ำสุดเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับเรียบประเภทเดียวกัน ในทางกลับกัน ผลของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งที่มุมเปิดสูงสุด 90 องศา มีผลของความเค้นเฉือนและกระแสวนต่ำเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมสามใบพับโค้งประเภทเดียวกัน ซึ่งให้ผลที่แตกต่างกันเมื่อเปรียบเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ

4.3 อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับ (แบบการเคลื่อนที่ของใบพับผ่านจุดหมุน)

มุมเปิดสูงสุดของใบพับลิ้นหัวใจเทียมเป็นส่วนสำคัญในการออกแบบช่องการไหลของเลือด เพื่อให้เลือดไหลผ่านลิ้นหัวใจได้ ระดับของมุมเปิดสูงสุดของใบพับส่งผลโดยตรงต่อรูปแบบการไหลของเลือดระหว่างการไหลผ่านใบพับ ซึ่งมีอิทธิพลในการเปลี่ยนแปลงความเร็วเลือด กระแสวนของเลือด และความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นระหว่างการไหล ที่เกิดขึ้นระหว่างช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ

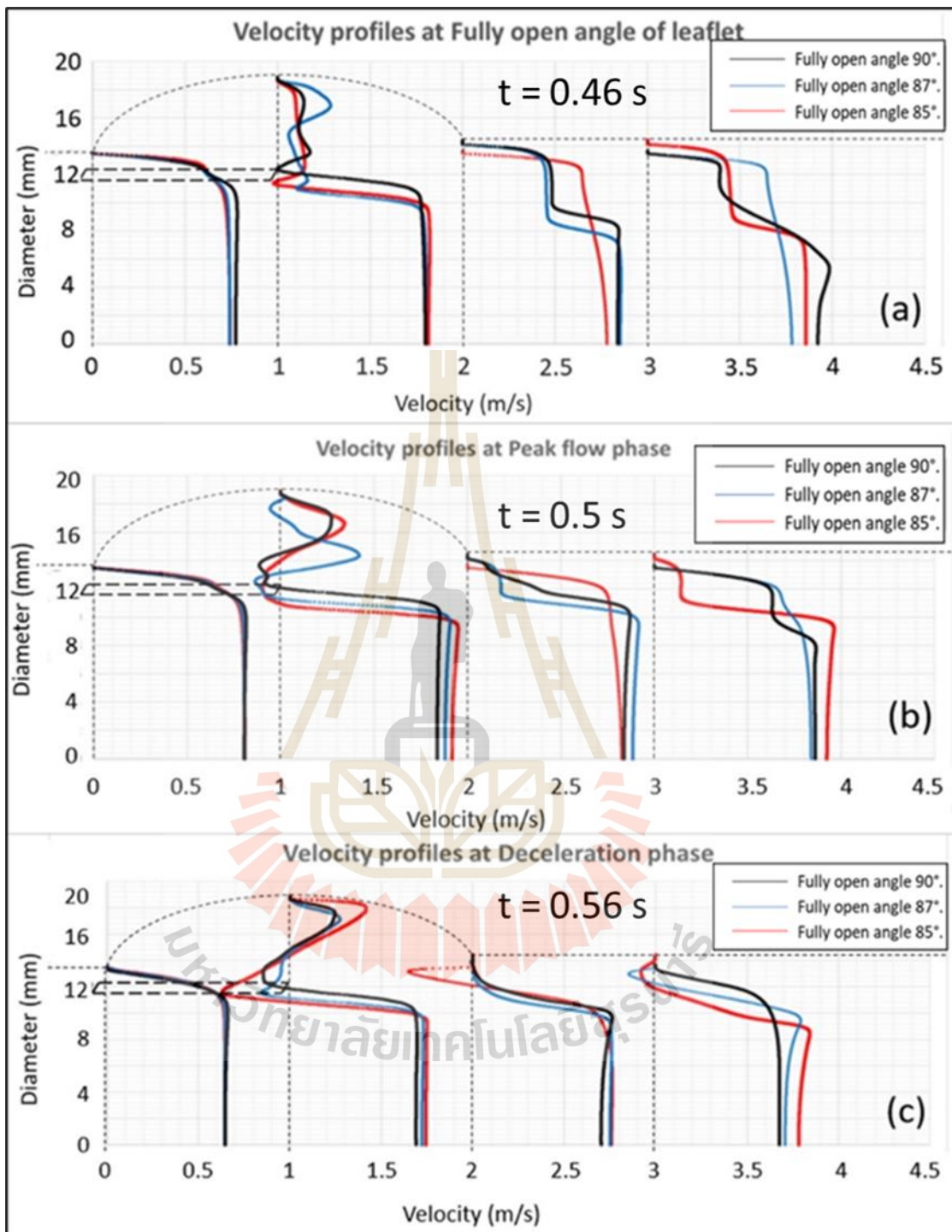
4.3.1 อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ

กระแสวนการไหลของเลือดจากทางเข้าจะเข้าปะทะกับใบพับด้วยแรงดันเลือด ใบพับเกิดการหมุนและเปิดทางให้กระแสเลือดไหลผ่านแกนหมุนจากมุมเปิดสูงสุดของใบพับที่ได้กำหนดไว้ ตามมุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบใบพับเรียบเมื่อพิจารณามุมเปิดสูงสุด 85 87 และ 90 องศา ตามลำดับ ในช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพับ พบว่าเกิดความแตกต่างของกระแสวนการไหลของเลือด ตำแหน่งหลักจะไหลผ่านช่องตรงกลางของใบพับ และมีกระแสวนการไหลของเลือดรองที่สามารถไหลผ่านช่องระหว่างใบพับกับผนังหลอดเลือด โดยจากรูปที่ 4.6a ได้แสดงการเปรียบเทียบความเร็วของเลือดที่ไหลผ่านใบพับช่วงมุมเปิดสูงสุดใบพับ พบว่ารูปแบบอัตราเร็วของเลือดที่ไหลผ่านใบพับ มีค่าสูงขึ้นเมื่อลดมุมองศาการเปิดสุดของใบพับ โดยอัตราเร็วของเลือดที่มุม 90 87 และ 85 องศา มีค่าเท่ากับ 1.041 1.0317 และ 1.07 ตามลำดับ กระแสวนการไหลของเลือดจากทางเข้า ณ ตำแหน่งปลายใบพับ พบว่าแนวเลือดที่ไหลผ่านตำแหน่งตรงกลางใบพับจะมีลักษณะกว้างออกตามองศาของมุมเปิดสูงสุดที่เพิ่มขึ้น ในทางกลับกันมุมเปิดสูงสุดของใบพับเมื่อลดลงจะส่งผลให้ความเร็วของเลือดสูงขึ้น เนื่องจากช่องการไหลที่แคบกว่าจะมีการบีบเส้นทางการไหลของเลือดให้เลือดมีการไหลรวมบริเวณที่

ช่องการไหลผ่านตรงกลางมากขึ้น แรงดันของเลือดที่ถูกส่งผ่านโดยตรงสู่ใบพัดทำให้ตำแหน่งช่องการไหลตรงกลางผ่านใบพัดมีความเร็วสูงสุดเกิดขึ้นด้วย อีกทั้งยังส่งผลต่อรูปแบบการไหลบริเวณตำแหน่ง Aortic sinus ซึ่งเกิดจากเลือดที่สามารถไหลผ่านช่องการไหลระหว่างใบพัดกับผนังหลอดเลือดหัวใจ โดยบริเวณดังกล่าวจะมีลักษณะความเร็วของเลือดที่ต่ำกว่าช่องการไหลหลัก

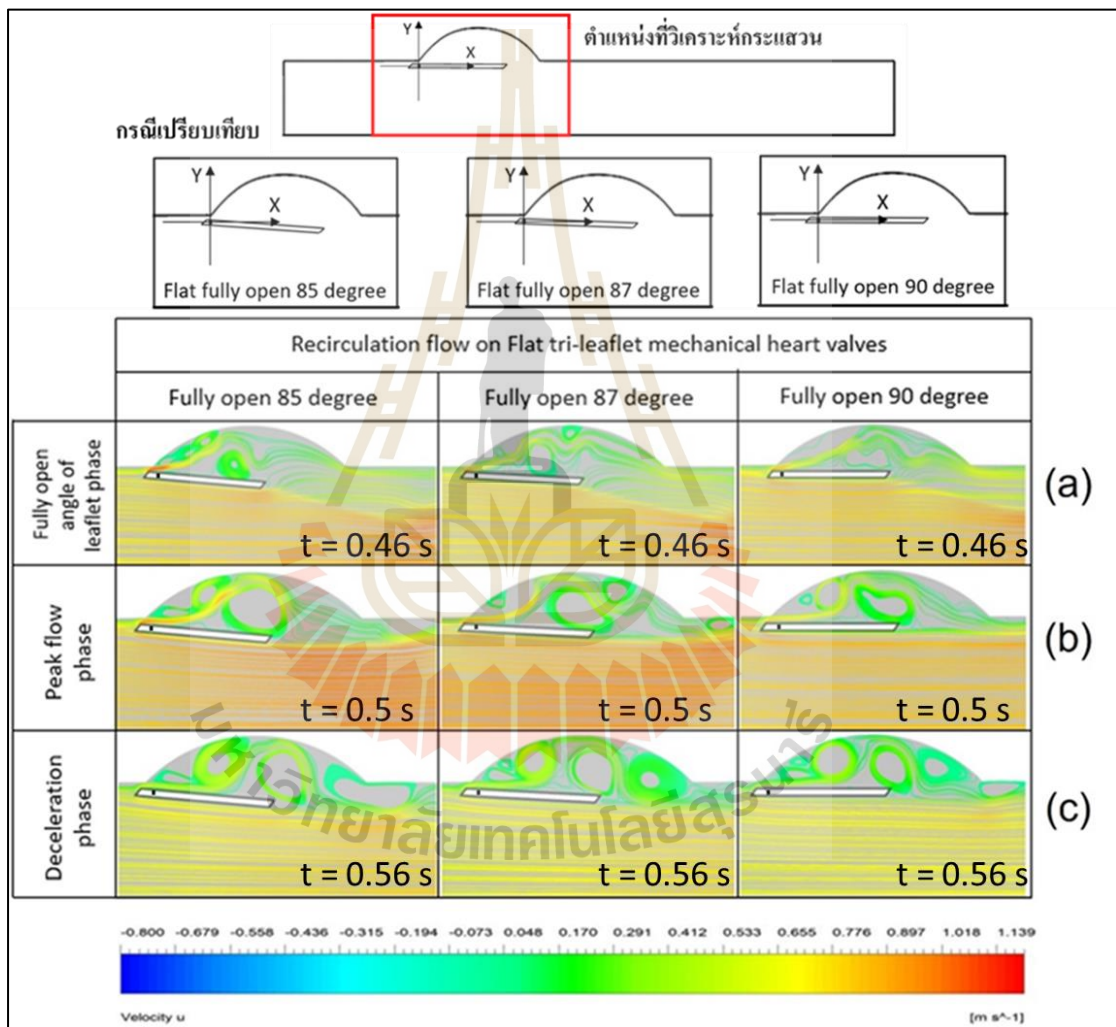
จากรูปที่ 4.6b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด จะพบลักษณะของกระแสวนเกิดขึ้น ณ บริเวณ aortic sinus ซึ่งจะส่งผลต่อความเร็วของกระแสเลือดในแต่ละตำแหน่ง กรณีตำแหน่งหลังใบพัด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบมุมเปิด 87 องศา จะพบความเร็วเลือดสูงสุดใกล้เคียงกับปลายใบพัดเท่ากับ 0.2747 m/s เนื่องจากมีกระแสวนจาก aortic sinus บีบให้พื้นที่การไหลของเลือดแคบลง กรณีตำแหน่งหลัง aortic sinus และ ตำแหน่งกลางหลอดเลือด เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบมุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 และ 90 องศา แสดงดังรูปที่ 4.7b

จากรูปที่ 4.6c แสดงช่วงช่วงชะลอตัวของเลือด เป็นช่วงที่แรงดันเลือดจากห้องหัวใจล่างซ้ายถดถอยลงทำให้กระแสเลือดบางส่วนบริเวณใบพัดสามารถไหลย้อนกลับได้ และเกิดลักษณะของกระแสวนที่กว้างและเยอะที่สุดที่บริเวณ aortic sinus เมื่อเทียบกับช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัดอื่นๆ กรณีตำแหน่งปลายใบพัด พบว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบที่มุมเปิดสูงสุด 85 องศา เกิดกระแสเลือดไหลย้อนกลับของเลือดสูงกว่า มุมเปิดใบพัดสูงสุดอื่นๆ จากกรณีตำแหน่งปลาย aortic sinus และ ตำแหน่งกลางหลอดเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบมุมเปิดสูงสุด 85 องศา ยังคงมีความเร็วเลือดไหลย้อนกลับสูงถึง -0.352 m/s



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ ที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด

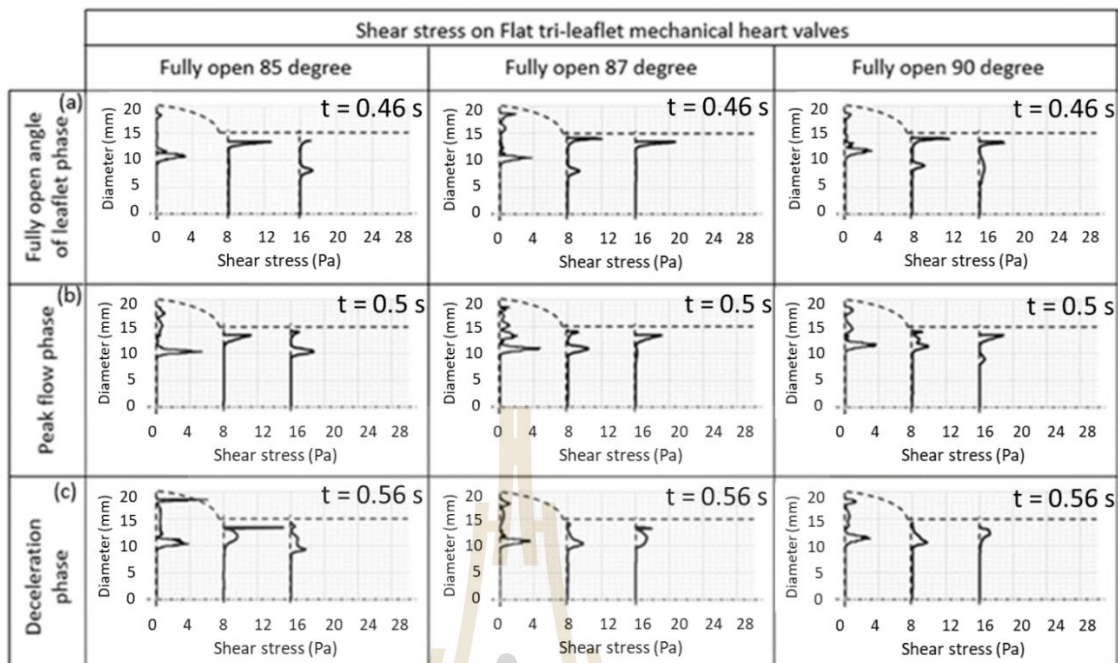
เนื่องจากการสร้างกระแสน้ำต่อเนื่องเกิดขึ้นอยู่ ณ ตำแหน่ง aortic sinus มีลักษณะกว้างและความเร็วสูงสุด ลิ้นหัวใจเทียมเทียมมุมเปิดสูงสุด 87 และ 90 องศา ณ ตำแหน่งนี้จะพบความเร็วเลือดที่ไหลได้ราบเรียบและเกิดกระแสน้ำลักษณะใกล้เคียงกัน เนื่องจากรูปแบบเปิดใบพัดที่กว้างขึ้นจะปิดให้ช่องการไหลบริเวณ aortic sinus แคบลง และช่วยลดพื้นที่ทำให้ขนาดของกระแสน้ำบริเวณ aortic sinus ลดลง แสดงดังรูปที่ 4.7c



รูปที่ 4.7 แสดงกระแสน้ำของเลือดผ่านมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด

จากรูปที่ 4.8 แสดงการเปรียบเทียบความเค้นเฉือนจากอิทธิพลมุมเปิดสูงสุดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบที่มุมเปิดสูงสุด 85 องศา, 87 องศา และ 90 องศา ตามลำดับ จากรูปที่ 4.8b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด จากลักษณะความเค้นเฉือนสูงสุดที่พบตำแหน่งหลังใบพับของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบทั้งสามแบบ จากการเปรียบเทียบพบว่า ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับเรียบมุมเปิดสูงสุด 85 องศา พบความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 5.334 Pa ซึ่งมีมากกว่า ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับเรียบมุมเปิดสูงสุด 87 องศา และ 90 องศา มีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 4.7299 Pa และ 3.7341 Pa ตามลำดับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบมุมเปิดสูงสุด 85 องศาจึงมีโอกาสเสี่ยงต่อการแตกตัวของเม็ดเลือด เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบทั้งสามแบบ อีกทั้งอัตราการมุมเปิดสูงสุดของใบพับเมื่อลด 90 87 85 องศา ตามลำดับ พบว่าขนาดกระแสนวนบนเลือดที่บริเวณ aortic sinus กว้างขึ้น จึงทำให้เกิดการรวมตัวกันของเม็ดเลือดที่แตกตัวก่อให้เกิดสภาวะลิ่มเลือดอุดตันที่ใบพับลิ้นหัวใจเทียม แสดงดังรูปที่ 4.7b

ในช่วงชะลอตัวของเลือด ความเค้นเฉือนบนเลือดยังคงมีค่าสูงสุดอยู่ที่ตำแหน่งหลังใบพับ โดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบมุมเปิดสูงสุด 85 องศา 87 องศา และ 90 องศา มีค่าความเค้นเฉือนบนเลือดเท่ากับ 6.103 Pa, 3.575 Pa และ 2.976 Pa ตามลำดับ พบว่าจากทั้งสองช่วงที่ผ่านมา (รูปที่ 4.8a และรูปที่ 4.8b) อัตรามุมเปิดสูงสุดของใบพับเมื่อลดลงทำให้ความเค้นเฉือนบนเลือดเพิ่มขึ้น อีกทั้งช่วงชะลอตัวของเลือดจะพบจำนวนกระแสนวนบนเลือดเพิ่มขึ้นที่บริเวณ aortic sinus เมื่ออัตราการมุมเปิดสูงสุดของใบพับลดลง 90 องศา 87 องศา และ 85 องศา ตามลำดับ แสดงดังรูปที่ 4.7c เป็นผลให้เกิดการหมุนวนของกระแสเลือดและเป็นแหล่งรวบรวมเม็ดเลือดที่แตกตัว อีกทั้งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบมุมเปิดสูงสุด 85 องศา ยังมีกระแสไหลย้อนกลับของเลือดที่สูงกว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบมุมเปิดสูงสุด 87 และ 90 องศา จึงมีโอกาสที่เกิดความเสี่ยงต่อลิ่มเลือดอุดตันที่ใบพับลิ้นหัวใจเทียมสูงสุด



รูปที่ 4.8 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด

4.3.2 อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพัดต่อความเร็วของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งงาย

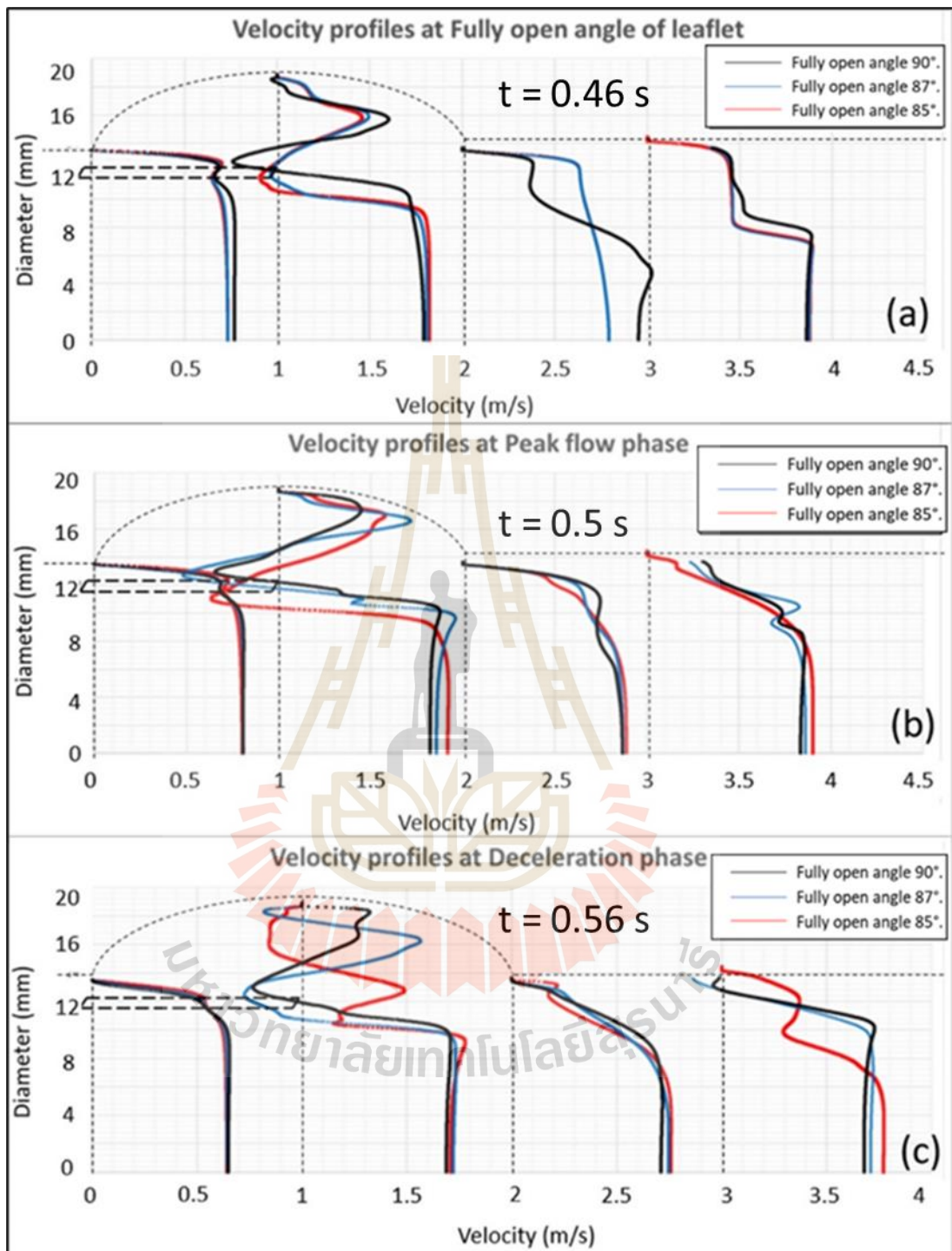
ในช่วงตำแหน่งมุมเปิดสูงสุดของใบพัดพบว่า จากรูปที่ 4.9a กระแสเลือดที่ตำแหน่งปลายใบพัดของลิ้นหัวใจเทียมแบบโค้งงายมุมเปิดสูงสุด 90 องศา เกิดทิศทางไหลย้อนกลับและมีความเร็วเลือดเท่ากับ -0.239 m/s สูงกว่าลิ้นหัวใจเทียมมุมเปิดสูงสุด 85 และ 97 องศา ซึ่งมีค่าเท่ากับ -0.094 m/s และ -0.036 m/s ตามลำดับ เกิดจากปริมาณความเร็วเลือดที่ไหลแทรกผ่านระหว่างใบพัดกับ aortic sinus ที่มาก ซึ่งจะสามารถสร้างกระแสการไหลภายในพื้นที่ aortic sinus และเกิดการวกกลับของเลือดบริเวณหน้าใบพัด โดยจากรูปที่ 4.10a แสดงอัตรามุมเปิดสูงสุดของใบพัดเมื่อลดลง 90 87 และ 85 องศา ตามลำดับ พบขนาดของกระแสวนเพิ่มขึ้นแฉวยบริเวณปลายใบพัดและในลำดับช่วงนี้ลิ้นหัวใจเทียมแบบโค้งงายจะเริ่มมีการสร้างกระแสวนเกิดขึ้น

จากรูปที่ 4.10b แสดงช่วงตำแหน่งแรงดันสูงสุดของเลือด พบว่ากระแสวนของเลือดบริเวณ aortic sinus ต่อเนื่องจากช่วงมุมเปิดสูงสุดมีลักษณะเปิดกว้างและมีความเร็วสูงขึ้น โดย

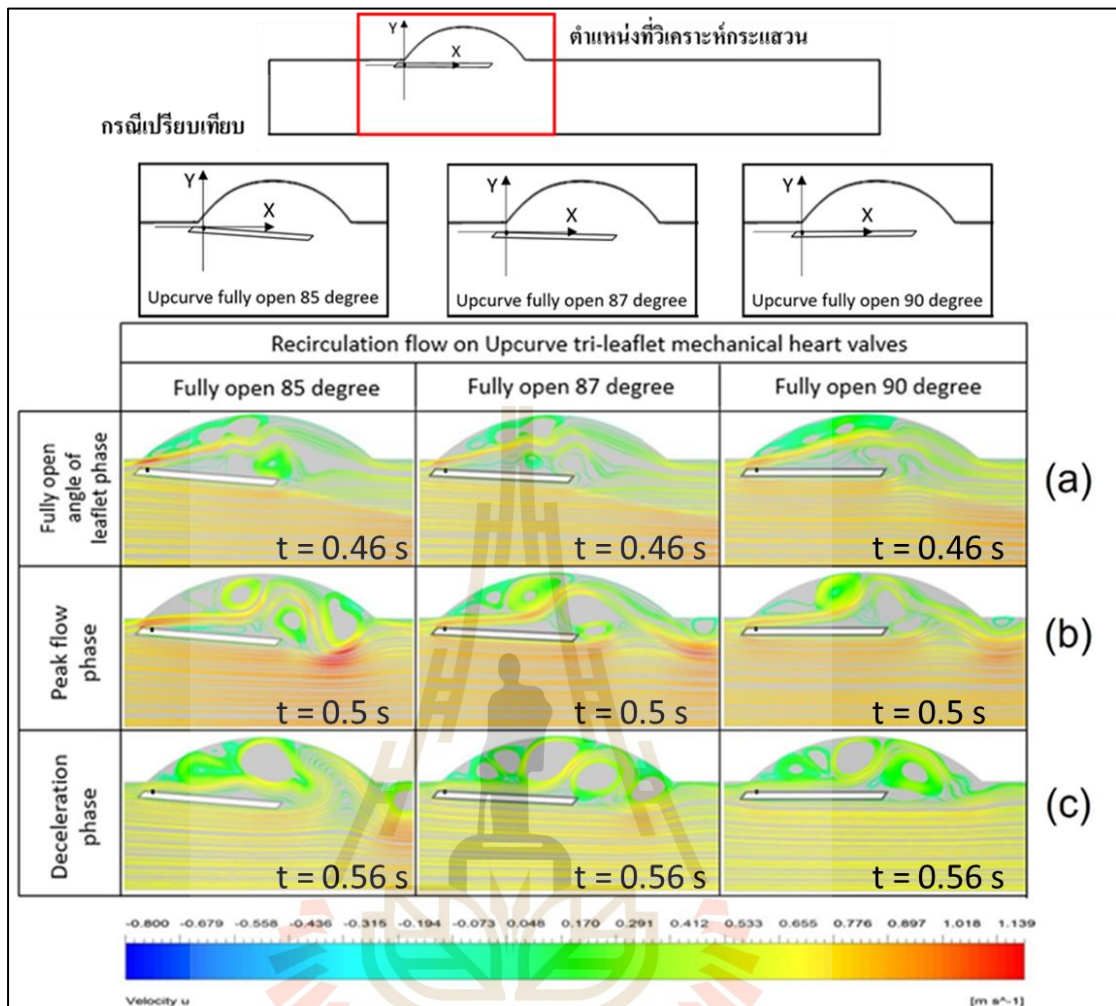
ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายที่มุมเปิดสูงสุด 85 องศา 87 และ 90 องศา มีค่าความเร็วเลือดย้อนกลับเท่ากับ -0.366 m/s, -0.522 m/s และ -0.346 m/s ตามลำดับ ดังรูปที่ 4.4b ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายที่มุมเปิดสูงสุด 87 องศา พบความเร็วไหลย้อนกลับของเลือดบริเวณปลายใบพับสูงสุดเกิดจากกระแสวนที่บริเวณหน้าใบพับมีพื้นที่กว้างและความเร็วสูง อีกทั้งยังส่งผลให้ความเร็วที่ตำแหน่ง aortic sinus เกิดขึ้นสูงด้วย

ในช่วงชะลอตัวของเลือด จากรูปที่ 4.9c พบความเร็วของกระแสเลือดลดลงจากช่วงแรงดันสูงสุด รูปที่ 4.9b แต่พบความปั่นป่วนของกระแสเลือดบริเวณ aortic sinus เกิดจากปริมาณกระแสวนของเลือดที่ขยายบริเวณเพิ่มขึ้น โดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายมุมเปิดสูงสุด 85 องศา มีรูปแบบความเร็วเลือดที่ซับซ้อน เกิดจากกระแสจากรูปที่ 4.10c เลือดที่สามารถแทรกระหว่างตำแหน่งใบพับกับ aortic sinus สู่บริเวณปลายตำแหน่งใบพับ ก่อให้เกิดการสร้างกระแสวนที่ขนาดใหญ่และกระแสไหลย้อนกลับ ซึ่งต่างจากลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายมุมเปิดสูงสุด 87 และ 90 ที่มีรูปแบบความเร็วเลือดใกล้เคียงกัน แต่กลับพบจำนวนกระแสวนที่มากขึ้นในบริเวณ aortic sinus

จากรูปที่ 4.11 ได้ทำการเปรียบเทียบความเค้นเฉือนบนเลือดจากอิทธิพลมุมเปิดสูงสุดของใบพับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายที่มุมเปิดสูงสุดของใบพับ 85 องศา, 87 องศา และ 90 องศา ตามลำดับ พบว่าจากรูปที่ 4.11a แสดงช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพับ ความเค้นเฉือนบนเลือดสูงสุดเกิดขึ้นที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus และ พบค่าความเค้นเฉือนบนเลือดตำแหน่งหลังใบพับกับตำแหน่งกลางหลอดเลือดใกล้เคียงกัน จากรูปที่ 4.11b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด พบลักษณะความเค้นเฉือนสูงสุดเกิดขึ้นที่ตำแหน่งหลังใบพับเหมือนกันทั้งสามชนิด โดยพบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดบนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายที่มุมเปิดสูงสุดของใบพับ 85 องศา, 87 องศา และ 90 องศา เท่ากับ 5.472 Pa, 5.1654 Pa และ 4.039 Pa ตามลำดับ จากการเปรียบเทียบความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้น พบว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายที่มุมเปิดสูงสุดของใบพับ 85 องศา มีค่าความเค้นเฉือนบนเลือดสูงสุดแต่กลับกันที่ผลความเค้นเฉือนสูงสุดบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายที่มุมเปิดสูงสุดของใบพับ 87 องศา และ 90 องศา จะพบที่บริเวณ aortic sinus เป็นผลมาจากจำนวนกระแสวนหลายตำแหน่งในบริเวณ aortic sinus



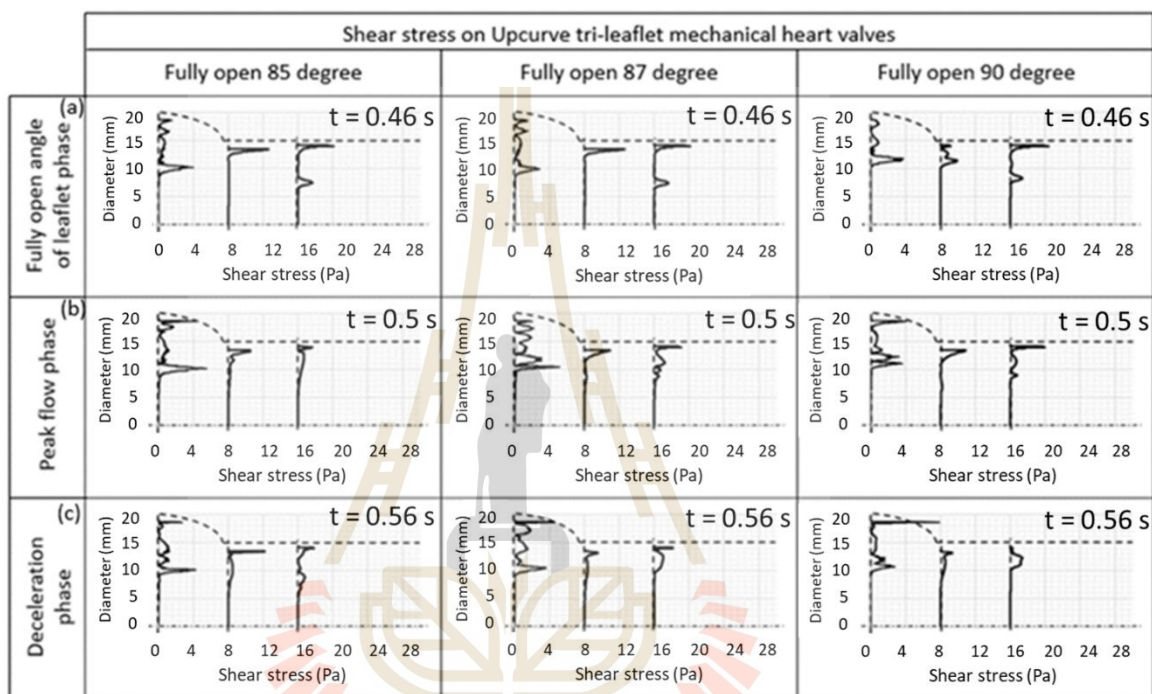
รูปที่ 4.9 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด



รูปที่ 4.10 แสดงกระแสของเลือดผ่านมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด

จากรูปที่ 4.11c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด พบความเค้นเฉือนสูงสุดบนเลือดอยู่ที่ตำแหน่งหลังใบพัด โดยลิ้นหัวใจเทียมสามใบพัดแบบโค้งงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 องศา, 87 องศา และ 90 องศา มีค่าความเค้นเฉือนเท่ากับ 4.221 Pa, 4.5857 Pa และ 7.85 Pa ตามลำดับ ถึงแม้ว่าลิ้นหัวใจเทียมสามใบพัดแบบโค้งงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 90 องศา มีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดมากกว่าเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมสามใบพัดแบบโค้งงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 องศา และ 87 องศา ที่บริเวณ aortic sinus ในทางกลับกันลิ้นหัวใจเทียมสามใบพัดแบบโค้งงายที่มุมเปิดใบพัด

สูงสุด 85 องศา และ 87 องศา กลับพบความเค้นเฉือนสูงทั้งตำแหน่งหลัง aortic sinus และตำแหน่งหลังใบพัด จึงมีโอกาสที่เกิดการแตกตัวของเลือดสูงกว่าบนตำแหน่งการไหลของเลือด ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อยู่ใกล้เคียงกับใบพัดลิ้นหัวใจเทียมจึงทำให้เกิดลิ่มเลือดอุดตันได้ง่ายกว่าบริเวณช่องการไหลตรงกลาง



รูปที่ 4.11 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งงายที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด

4.3.3 อิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพัดต่อความเร็วของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งงาย

จากรูปที่ 4.12a แสดงช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งงายมุม 85 87 และ 90 องศา พบความเร็วเลือดสูงสุดเท่ากับ 0.8207 m/s , 0.847 m/s และ 0.9459 m/s ตามลำดับ ที่ตำแหน่งปลายใบพัด และตำแหน่งปลาย aortic sinus กับตำแหน่งกลางหลอดเลือดพบความเร็วเลือดส่วนผนังหลอดเลือดเริ่มลดลง

ในช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด จากรูปที่ 4.12b พบความเร็วเลือดสูงสุดที่ปลายใบพัดของลิ้นหัวใจมุมเปิดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา เท่ากับ 0.967 m/s, 0.9209 m/s และ 0.859 m/s ตามลำดับ มีลักษณะความเร็วเลือดเกิดขึ้นต่ำและราบเรียบบริเวณ aortic sinus เนื่องจากรูปที่ 4.13b ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำจะมีช่องระหว่างพัดและ aortic sinus ที่แคบ กระแสเลือดไหลผ่านได้ยาก ทำให้กระแสนของเลือดภายใน aortic sinus เกิดขึ้นยาก แต่บริเวณตำแหน่งปลาย aortic sinus และ ตำแหน่งกลางหลอดเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำมุมเปิดสูงสุด 85 และ 87 องศา มีความเร็วไหลย้อนกลับเกิดขึ้นสูงเป็นผลมาจากกระแสนในรูปที่ 4.13a ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำจะเริ่มมีการสร้างกระแสนที่บริเวณปลาย aortic sinus โดยอัตรามุมเปิดสูงสุดเมื่อลดลงจะมีลักษณะของกระแสนของเลือดที่กว้างและความเร็วสูง

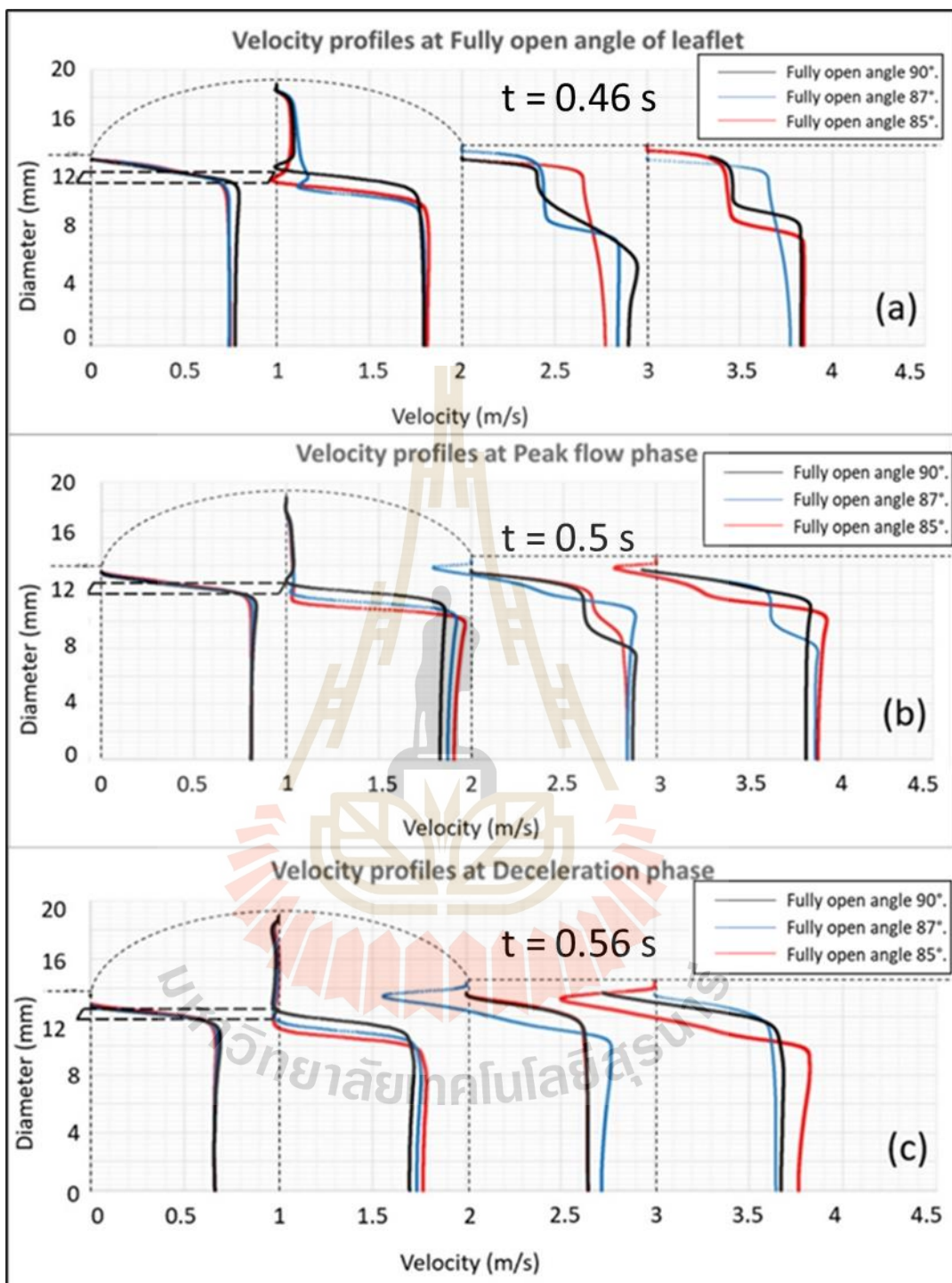
จากรูปที่ 4.12c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด รูปแบบของความเร็วเลือดตำแหน่งปลายใบพัดมีลักษณะคล้ายคลึงจากช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด ดังรูปที่ 4.12b เนื่องจากบริเวณ aortic sinus มีความปั่นป่วนของกระแสนเลือดที่น้อย แต่จะพบมากบริเวณพื้นที่ปลาย aortic sinus ซึ่งมีผลต่อตำแหน่งปลาย aortic sinus และตำแหน่งกลางหลอดเลือด โดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำมุมเปิดสูงสุด 85 และ 87 องศา มีปริมาณของกระแสไหลย้อนกลับสูงขึ้นจากด้วยขนาดกระแสนเลือดที่กว้างขึ้นจากช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด แสดงดังรูปที่ 4.8b และ รูปที่ 4.13c

จากรูปที่ 4.14 ได้ทำการเปรียบเทียบความเค้นเฉือนบนเลือดจากอิทธิพลมุมเปิดสูงสุดของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดสูงสุดของใบพัด 85 องศา, 87 องศา และ 90 องศา ตามลำดับ ในช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพัด รูปที่ 4.14a พบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดจากมุมเปิดสูงสุดของใบพัด 85 องศา, 87 องศา และ 90 องศา มีค่าเท่ากับ 4.7546 Pa, 4.7529 Pa และ 4.287 Pa ตามลำดับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดสูงสุดของใบพัด 85 องศา พบความเค้นเฉือนสูงสุดอยู่ที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus ซึ่งต่างจากลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดสูงสุด 87 และ 90 องศา ซึ่งจะพบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดอยู่ที่ตำแหน่งกลางหลอดเลือด

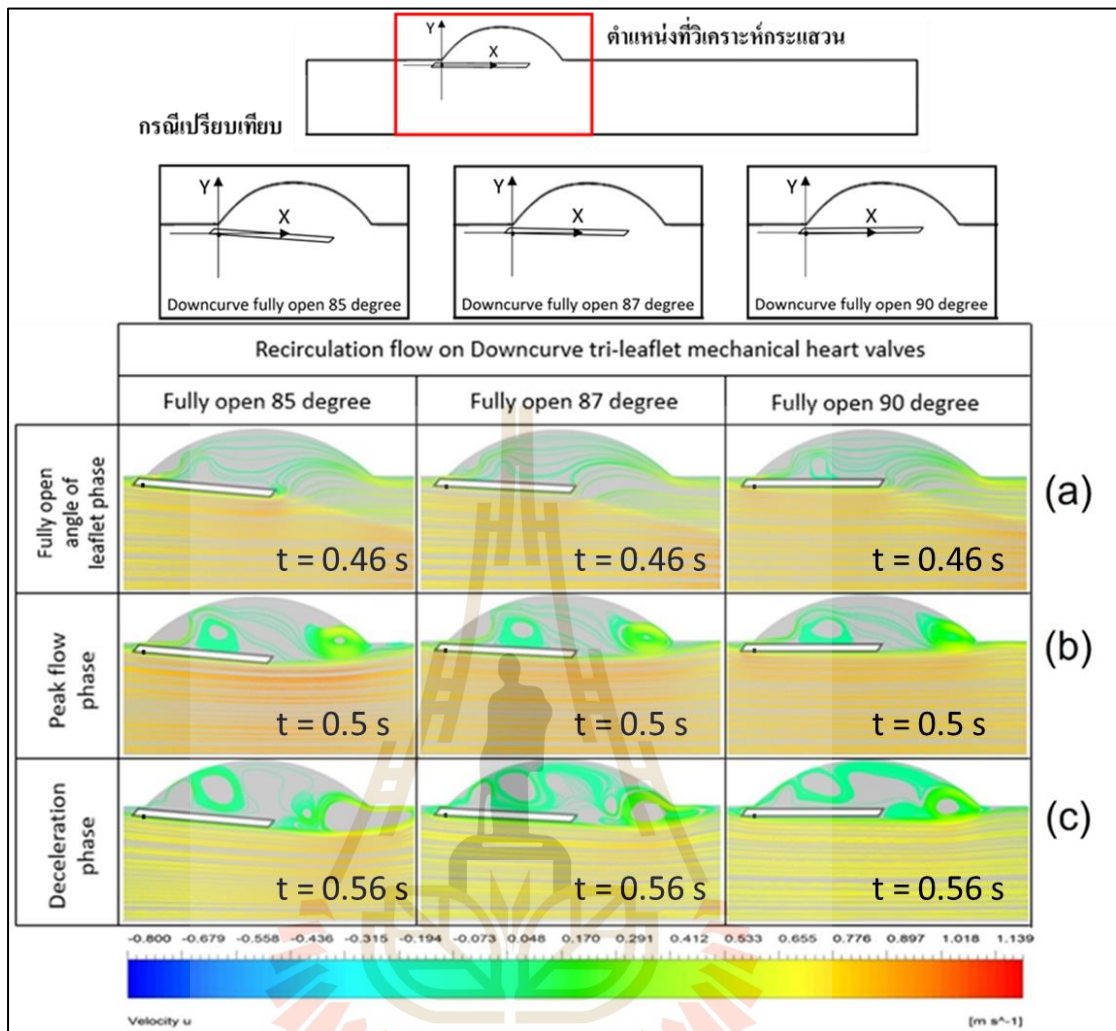
จากรูปที่ 4.14b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด พบความเค้นเฉือนสูงสุดบนเลือดที่ตำแหน่งต่างกัน เป็นผลมาจากความเร็วจากกระแสนที่เกิดขึ้นในบริเวณ aortic sinus ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 องศา มีขนาดกระแสนที่ใหญ่ที่สุดและมีความเร็วบนกระแสนของเลือดสูงสุด ดังรูปที่ 4.13b เป็นผลทำให้เกิดความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งหลังใบพัด เท่ากับ 5.1323 Pa เมื่อเปรียบเทียบกับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ

ที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 87 องศา และ 90 องศา ซึ่งมีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 4.5515 Pa และ 3.9988 Pa ตามลำดับ อยู่ที่ตำแหน่งกลางหลอดเลือด

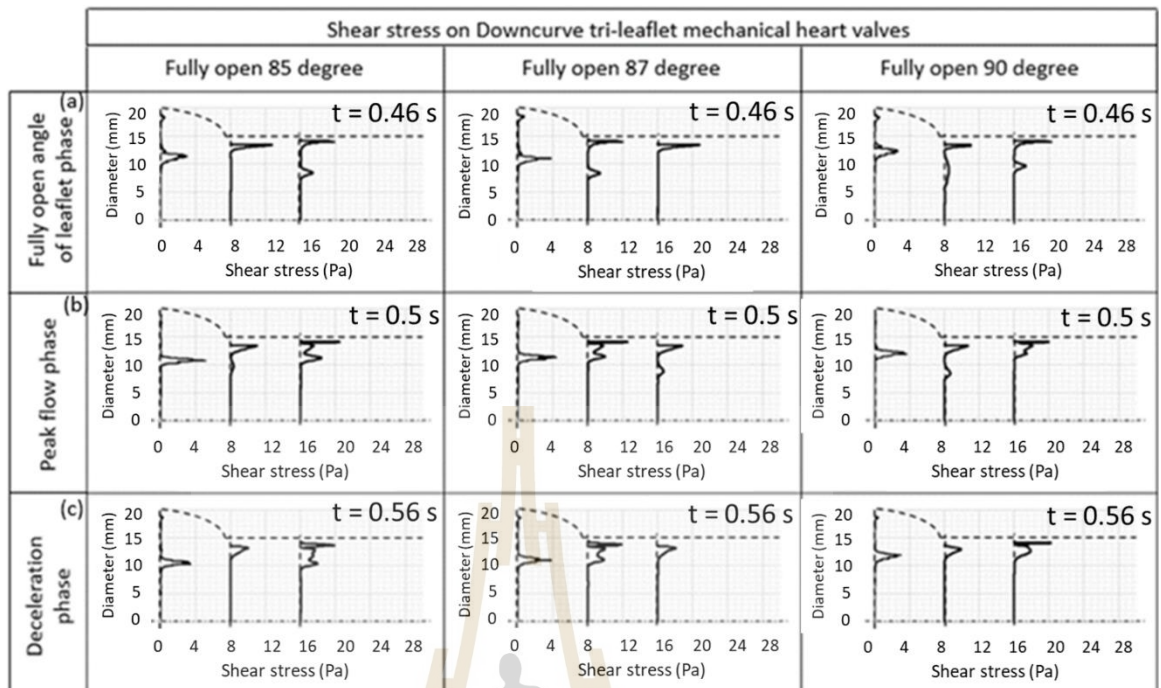
จากรูปที่ 4.14c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด พบความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus และตำแหน่งกลางหลอดเลือด ซึ่งเป็นผลมาจากลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำทั้งสามแบบ พบลักษณะของกระแสไหลย้อนกลับของเลือดด้วยความเร็วสูงกว่าช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพัดและช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด แสดงดังรูปที่ 4.14a และ รูปที่ 4.14b โดยพบว่าเมื่ออัตราการหมุนเปิดสูงสุดของใบพัดเมื่อสูงขึ้น 85 องศา, 87 องศา และ 90 องศา พบความเค้นเฉือนสูงขึ้น เท่ากับ 3.864 Pa, 3.8965 Pa และ 4.245 Pa ตามลำดับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 90 องศา พบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำมุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 องศา และ 90 องศา แต่เป็นตำแหน่งที่เกิดขึ้นกลางหลอดเลือดซึ่งเป็นตำแหน่งที่ห่างจากใบพัด จึงพบความเสี่ยงต่อการรวมตัวของลิ่มเลือดบริเวณใบพัดน้อยกว่าความเค้นเฉือนที่เกิดขึ้นสูงที่ตำแหน่งหลังใบพัด



รูปที่ 4.12 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพับสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดใบพับสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ



รูปที่ 4.13 แสดงกระแสของเลือดผ่านมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเร็วของเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ ที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด



รูปที่ 4.14 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดใบพัดสูงสุด 85, 87 และ 90 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด

4.4 อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด (แบบการเคลื่อนที่ของใบพัดผ่านจุดหมุน)

โครงสร้างของใบพัดได้มีการพัฒนารูปแบบมาอย่างต่อเนื่องและมีรูปแบบที่แตกต่างกันออกไป ลักษณะของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมเป็นส่วนประกอบสำคัญในการสร้างรูปแบบการไหลของเลือดให้มีลักษณะแตกต่างกันออกไป โดยจะทำการเปรียบเทียบความเร็วเลือด กระแสวน และความเค้นเฉือน ในแต่ละช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด จากอิทธิพลของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงาย และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ ซึ่งมีผลต่อการเกิดสภาวะลิ่มเลือดหัวใจ

4.4.1 อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่มุมใบพัดเปิดสูงสุด 85 องศา

ในช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด จากรูปที่ 4.15a พบลักษณะความเร็วของเลือดใกล้เคียงกัน แต่ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงายพบความเร็วสูงเท่ากับ 0.8234 m/s และมีความเร็วกระแสไหลย้อนกลับสูงที่ตำแหน่งปลายใบพัดเท่ากับ -0.094 m/s เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ และ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ เกิดจากพฤติกรรมของเลือดผ่านใบพัด จากรูปที่ 4.16a พบว่าในช่วงมุมเปิดสูงสุดจะเริ่มต้นในการสร้างกระแสนวน ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงาย พบความเร็วเลือดสูงที่สุดสามารถไหลแทรกผ่านระหว่างใบพัดและ aortic sinus จึงทำให้เกิดความเร็วเลือดสูง ณ aortic sinus

ในช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด จากรูปที่ 4.15b พบกระแสไหลย้อนกลับสูงขึ้นจากช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพัด ดังรูปที่ 4.15a ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงายเกิดพบความเร็วเลือดสูงที่สุดเท่ากับ 0.9221 m/s และ พบความเร็วเลือดไหลย้อนกลับสูงบริเวณหน้าใบพัดเท่ากับ -0.366 m/s ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบพบลักษณะของความเร็วเลือดไปในทางเดียวกัน พบความเร็วเลือดสูงที่สุดเท่ากับ 0.9499 m/s และพบความเร็วเลือดไหลย้อนกลับเท่ากับ -0.1 m/s ในทางกลับกัน ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำไม่พบกระแสไหลย้อนกลับที่ตำแหน่งปลายใบพัด แต่พบกระแสไหลย้อนกลับสูงที่สุดอยู่ที่ตำแหน่งกลางหลอดเลือด มีความเร็วไหลย้อนกลับสูงถึง -0.223 m/s เมื่อเทียบกับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงายและลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ จากรูปที่ 4.16b พฤติกรรมของเลือด ณ ตำแหน่ง aortic sinus ซึ่งมีขนาดกระแสนวนกว้างและมีความเร็วสูงขึ้นจากช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพัด โดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำจะพบกระแสนวนที่น้อยบริเวณ aortic sinus แต่พบกระแสนวนขนาดใหญ่ที่ตำแหน่งกลางหลอดเลือด ซึ่งต่างจากลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงาย และ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ ที่พบกระแสนวนขนาดใหญ่ที่บริเวณ aortic sinus

ในช่วงชะลอตัวของเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบพบความเร็วเลือดสูงที่ตำแหน่งช่องระหว่างใบพัดกับ aortic sinus ซึ่งมีความเร็วไหลย้อนกลับเท่ากับ -0.372 m/s และ ความเร็วเลือดบริเวณ aortic sinus เท่ากับ 0.4162 m/s โดยจากรูปที่ 4.15c ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบที่บริเวณ aortic sinus มีความเร็วเลือดสูงที่สุด เมื่อเทียบกับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้ง และพบกระแสนวนจำนวนมากที่สุดที่บริเวณ aortic sinus และหลัง aortic sinus นอกจากตำแหน่งหลังใบพัด ยังสามารถพบกระแสไหลย้อนกลับสูงถึง -0.352 m/s ที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus และ ตำแหน่งกลางหลอดเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงายพบ

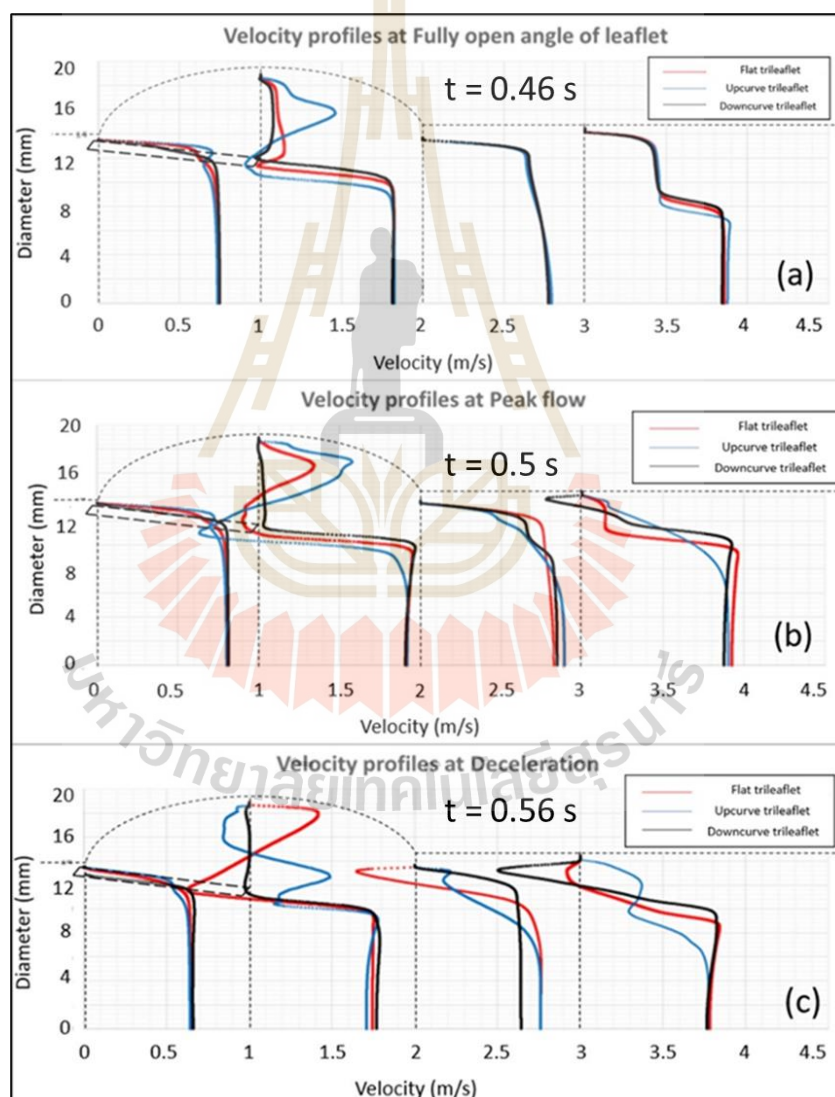
ลักษณะการไหลของเลือด แตกต่างจากลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ ซึ่งพบความเร็วไหลย้อนกลับบริเวณ aortic sinus และมีความเร็วสูงที่บริเวณปลายใบพับ ซึ่งเกิดจากลักษณะของกระแสวนบริเวณ aortic sinus ซึ่งจากรูปที่ 4.16c ช่องการไหลของเลือดระหว่างใบพับกับ aortic sinus ของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายกว้างที่สุดทำให้แนวความเร็วเลือดสามารถรอดผ่านด้วยความเร็วสูงผ่านแนวใบพับ จึงก่อให้เกิดกระแสวนที่มีความเร็วเลือดสูงที่สุดเมื่อเทียบกับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ พบลักษณะการไหลของเลือดที่ราบเรียบ เมื่อช่วงมีการเคลื่อนที่ของใบพับเปลี่ยนแปลงไป แต่กลับพบความเร็วเลือดสูงสุดเท่ากับ -0.499 m/s ที่ช่องการไหลตรงกลาง เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ ซึ่งมีความแตกต่างของความเร็วเลือดสูงบริเวณ aortic sinus โดยจากรูปที่ 4.16c ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำพบกระแสวนเกิดขึ้นน้อยที่สุดที่ตำแหน่ง aortic sinus เกิดจากช่องการไหลระหว่างใบพับกับ aortic sinus แคบที่สุด เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย และ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ แต่ช่วงชะลอตัวของเลือด กระแสวนจะมีลักษณะที่กว้างและเพิ่มจำนวนขึ้น ซึ่งเกิดขึ้นสูงที่บริเวณปลาย aortic sinus จึงเกิดกระแสไหลย้อนกลับของเลือดสูงที่สุดที่ตำแหน่งกลางหลอดเลือดหัวใจ เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายและแบบเรียบ

จากรูปที่ 4.17a แสดงการเปรียบเทียบความเค้นเฉือนของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ แบบโค้งหงาย และแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ ในช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพับ พบว่าค่าความเค้นเฉือนบนเลือดใกล้เคียงกัน โดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับมุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา ใบพับเรียบ ใบพับโค้งหงาย และใบพับโค้งคว่ำ มีค่าความเค้นเฉือนเท่ากับ 4.7055 Pa, 4.6205 Pa, และ 4.7546 Pa ตามลำดับ

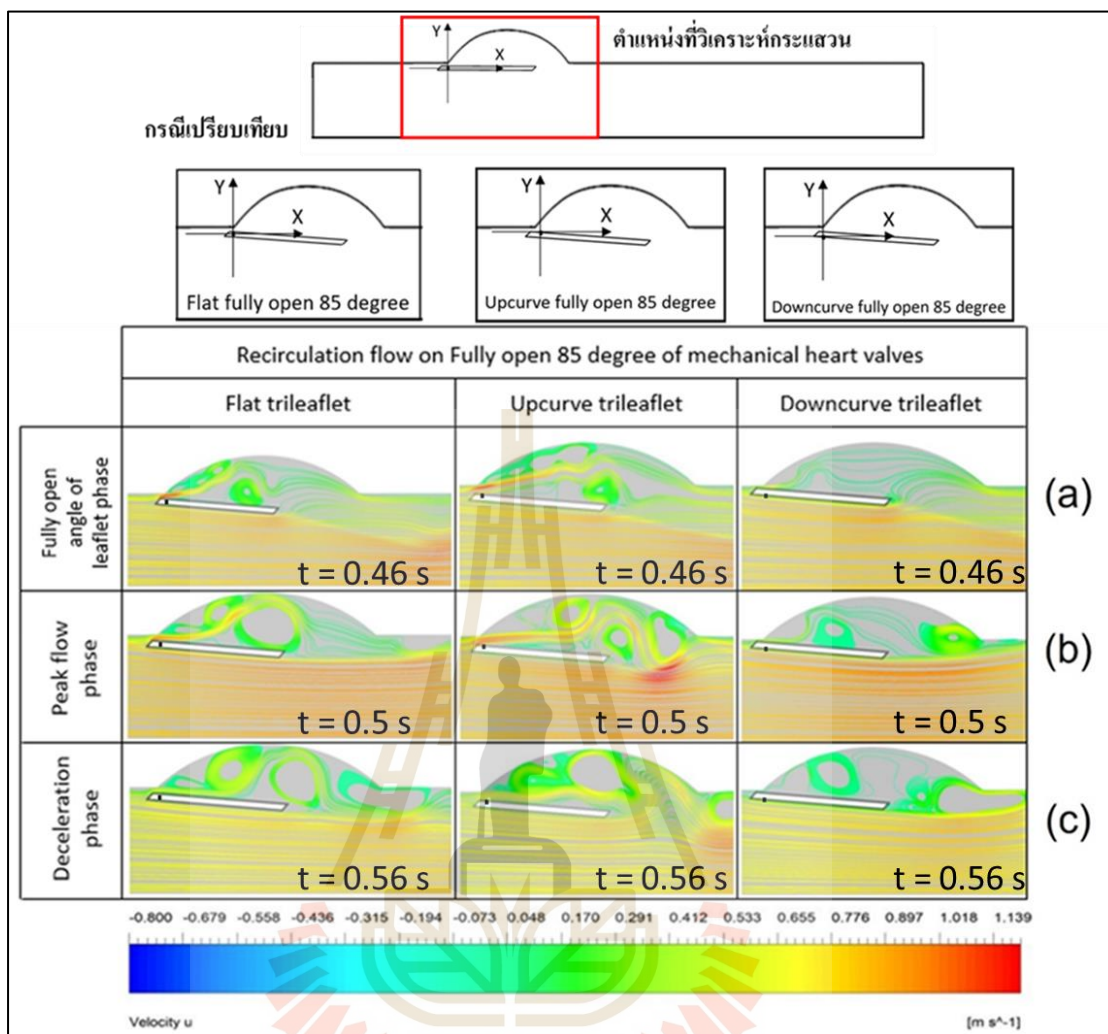
จากรูปที่ 4.17b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ แบบโค้งหงาย และแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา มีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 5.334 Pa, 5.1323 Pa และ 5.1323 Pa ตามลำดับ พบว่าความเค้นเฉือนสูงสุดมีค่าใกล้เคียงกัน แต่พบว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย เกิดขนาดของกระแสวนภายในระหว่างบริเวณ aortic sinus และหลังใบพับ กว้างและมีจำนวนเยอะกว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบและแบบโค้งคว่ำที่บริเวณ aortic sinus เป็นผลให้เกิดการรวมตัวของเม็ดเลือดที่แตกตัวและก่อให้เกิดการสร้างลิ่มเลือดหมุนเวียนที่บริเวณ aortic sinus

จากรูปที่ 4.17c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบที่มุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา พบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งหลังใบพับมีค่าเท่ากับ

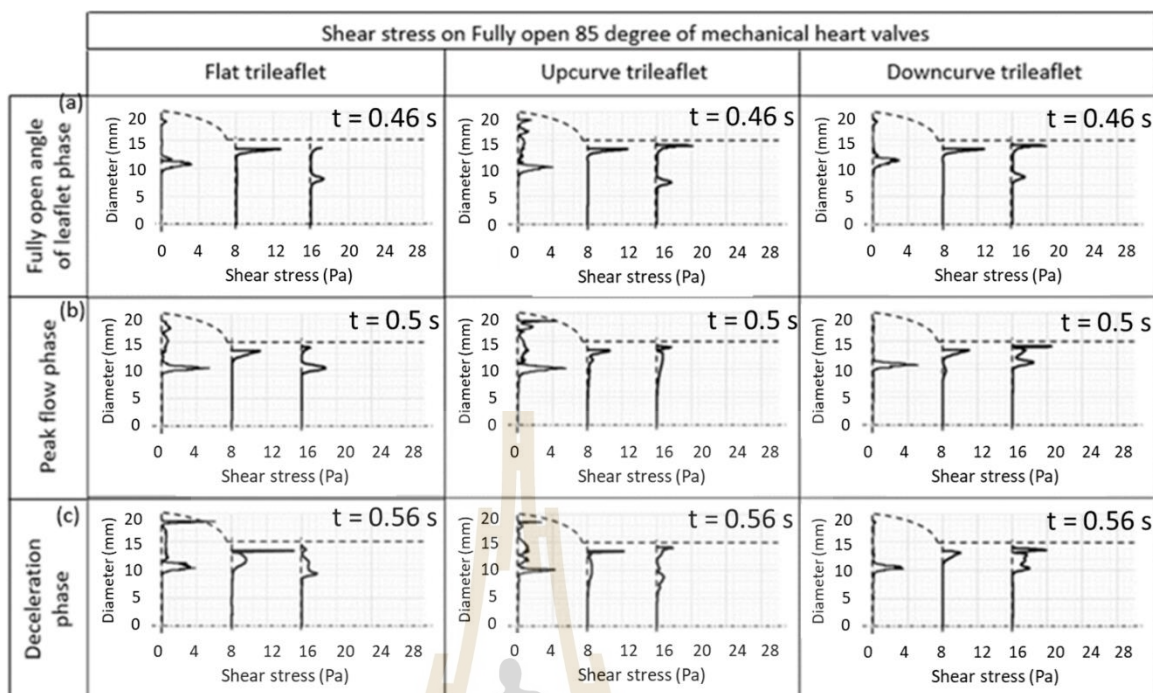
6.103 Pa และตำแหน่งหลัง aortic sinus มีค่าเท่ากับ 7.094 Pa ซึ่งสูงกว่าความเค้นเฉือนสูงสุดบนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายและโค้งคว่ำ มีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 4.221 Pa และ 3.864 Pa ซึ่งในช่วงชะลอตัวของเลือดลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบมีความเสี่ยงสูงต่อการสร้างลิ่มเลือดเมื่อเทียบกับใบพับประเภทอื่น เนื่องจากความเค้นเฉือนสูงสุดปรากฏใกล้ตำแหน่งหลังใบพับ และเกิดลักษณะของกระแสสวนจำนวนมากบริเวณหลังใบพับ ทำให้เกิดการรวมตัวของลิ่มเลือดที่ใบพับได้ง่ายกว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายและโค้งคว่ำ



รูปที่ 4.15 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพับสูงสุด 85 องศา ต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ



รูปที่ 4.16 แสดงกระแสสวนของเลือดผ่านมุมเปิดใบพัดสูงสุด 85 องศา ต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด



รูปที่ 4.17 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุด 85 องศา ต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ

4.4.2 อิทธิพลของความโค้งใบพับต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับที่มุมเปิดสูงสุด 87 องศา

ในช่วงมุมเปิดสูงสุด จากรูปที่ 4.18a แสดงการเปรียบเทียบความเร็วเลือดที่ไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ ที่มุมเปิดสูงสุด 87 องศา พบว่าความเร็วเลือดสูงสุดใกล้เคียงกันที่ตำแหน่งช่องการไหลตรงกลาง แต่พบความแตกต่างของความเร็วเลือดบริเวณ aortic sinus โดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายมีความเร็วสูงสุดเท่ากับ 0.6389 m/s ซึ่งมีมากกว่า ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ มีค่าเท่ากับ 0.2864 m/s และ 0.0933 m/s ตามลำดับ

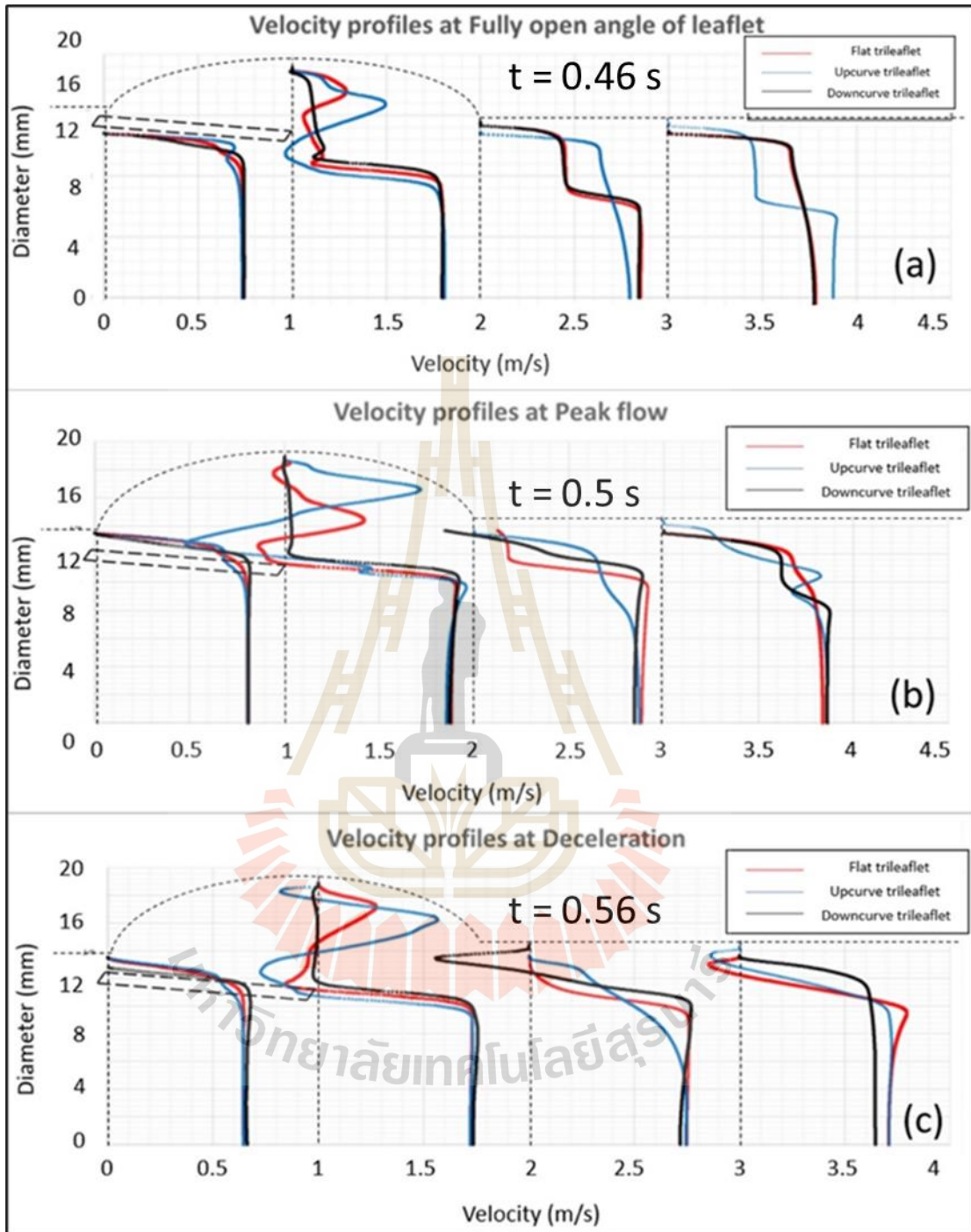
จากรูปที่ 4.18b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย พบความเร็วเลือดสูงสุดที่ตำแหน่ง aortic sinus เท่ากับ 0.7183 m/s และมีกระแสไหลย้อนกลับของเลือดสูงสุดเท่ากับ -0.522 m/s ตำแหน่งปลายใบพับ เมื่อเปรียบเทียบกับ ลิ้นหัวใจเทียม

แบบสามใบพับแบบเรียบซึ่งพบความเร็วเลือดสูงสุดเท่ากับ 0.4209 m/s ที่ตำแหน่ง aortic sinus และมีกระแสไหลย้อนกลับของเลือดสูงสุดเท่ากับ -0.137 m/s ที่ตำแหน่งปลายใบพับ ส่วนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำไม่พบกระแสไหลย้อนกลับของเลือดแต่พบกระแสเลือดที่มีลักษณะราบเรียบ ณ aortic sinus

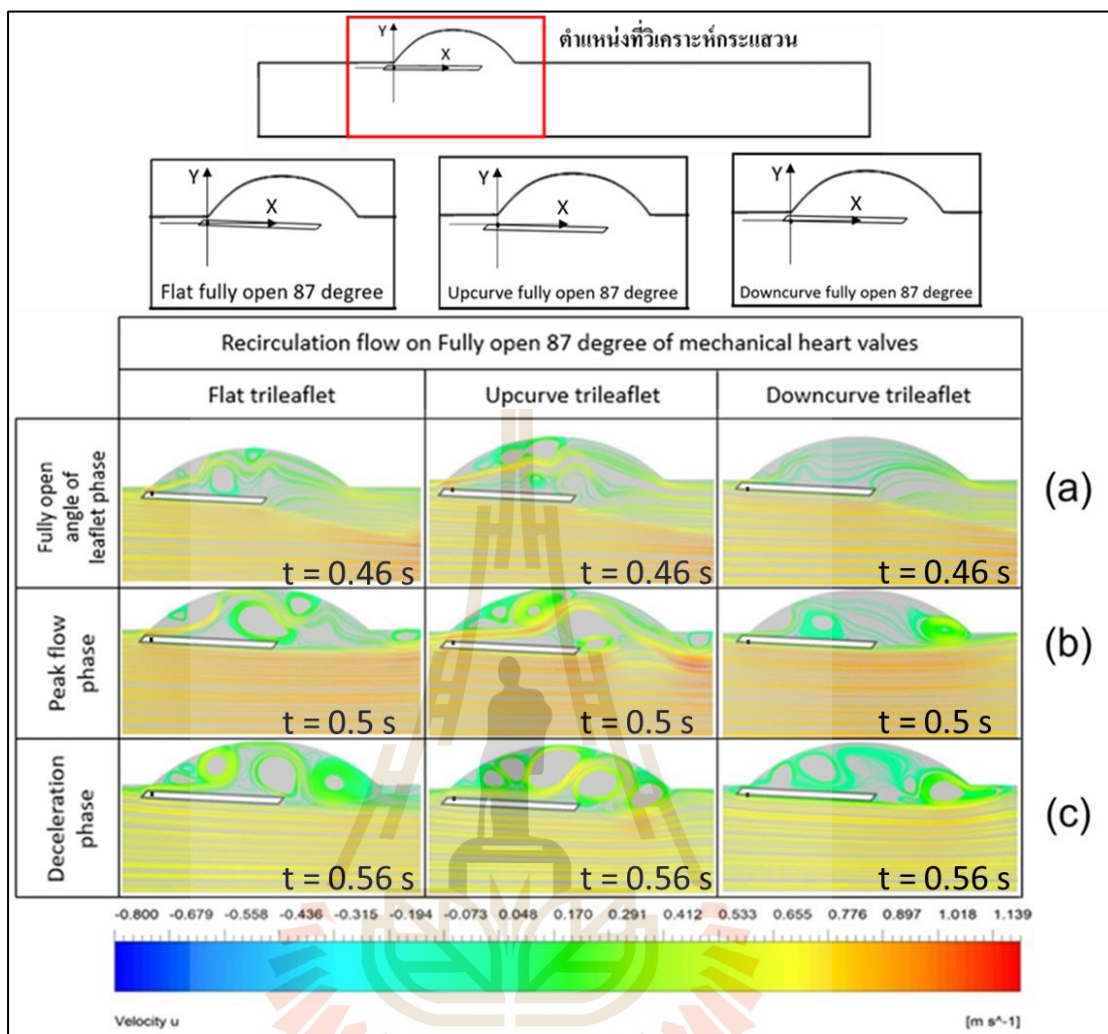
จากรูปที่ 4.18c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายและลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบยังคงเกิดกระแสไหลย้อนกลับของเลือดและพบความเร็วเลือดสูงที่บริเวณ aortic sinus ในทางกลับกันลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบยังคงมีกระแสการไหลที่ราบเรียบบริเวณ aortic sinus แต่จะพบกระแสการไหลย้อนกลับของเลือดสูงอยู่ที่ตำแหน่งปลาย aortic sinus

จากรูปที่ 4.19a แสดงกระแสนของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับมุมเปิดสูงสุด 87 องศา พบว่าเมื่อช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพับจะเริ่มเกิดกระแสน และมีขนาดที่เพิ่มขึ้น ตามลำดับช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ และช่องการไหลของเลือดระหว่างพับกับ aortic sinus เมื่อกว้างขึ้นจะพบขนาดและจำนวนของกระแสนของเลือดที่เพิ่มขึ้น ทำให้เกิดความเร็วของเลือดสูง ณ บริเวณ aortic sinus แสดงดังรูปที่ 4.19b และรูปที่ 4.19c ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับทั้งสามแบบ พบว่า ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายเกิดกระแสนบนเลือดด้วยความเร็วเลือดสูงสุดและมีขนาดกระแสนที่กว้างที่สุด ซึ่งจะส่งผลต่อบริเวณที่กว้างในการรวมตัวของลิ่มเลือดอุดตันได้ง่ายขึ้น

จากรูปที่ 4.20a ได้เปรียบเทียบความเค้นเฉือนของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ แบบโค้งหงาย และแบบโค้งคว่ำที่มุมเปิดใบพับสูงสุด 87 องศา ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับในช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพับพบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดบนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบแบบโค้งหงาย และแบบโค้งคว่ำ มีค่าเท่ากับ 4.7084 Pa , 4.6195 Pa , และ 4.7529 Pa ตามลำดับ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกัน แต่พบความเค้นเฉือนที่ตำแหน่งต่างกัน โดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายพบที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบและแบบโค้งคว่ำพบความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งกลางหลอดเลือดหัวใจ



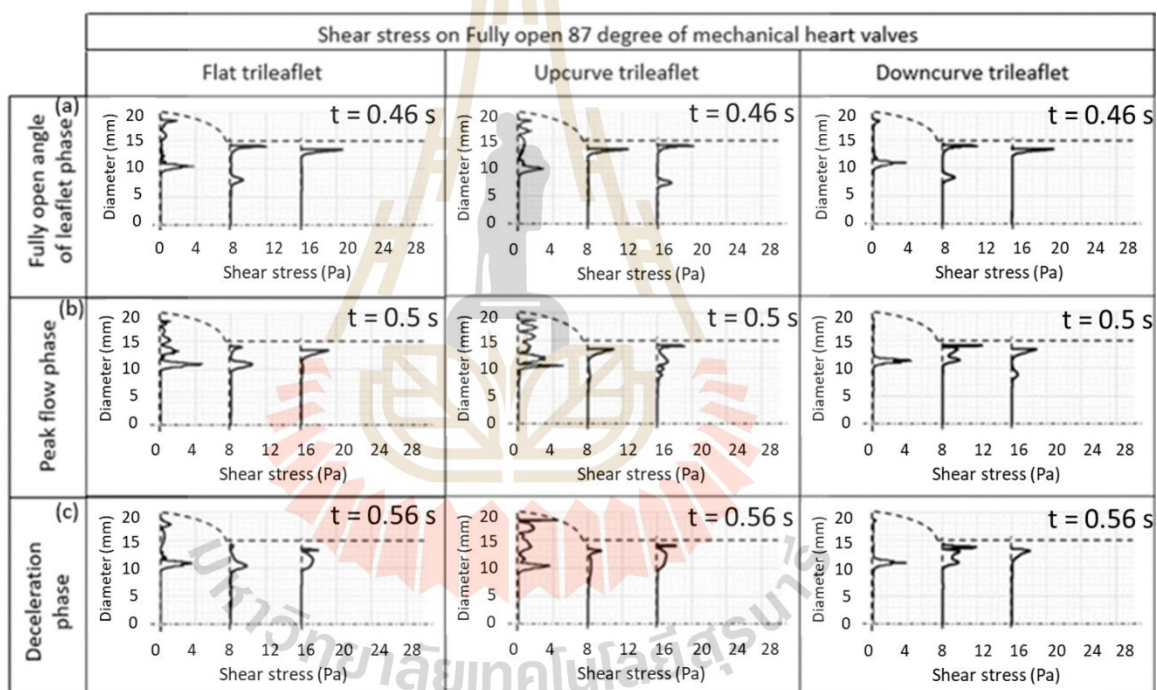
รูปที่ 4.18 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพับสูงสุด 87 องศา ต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ



รูปที่ 4.19 แสดงกระแสสวนของเลือดผ่านมุมเปิดใบปั๊มสูงสุด 87 องศา ต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบปั๊มแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบปั๊ม

จากรูปที่ 4.20b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด พบความเค้นเฉือนสูงสุดมากกว่าช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบปั๊มและช่วงชะลอตัวของเลือด (ดังรูปที่ 4.20a และรูปที่ 4.20b) ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบปั๊มแบบเรียบ แบบโค้งหงาย และแบบโค้งคว่ำ มีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 4.729 Pa, 5.1654 Pa, และ 4.565 Pa ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบใบปั๊มทั้งสามแบบพบว่า ความเค้นเฉือนสูงสุดพบบนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบปั๊มแบบโค้งหงาย และเกิดขึ้นสูงสุดที่ตำแหน่งหลังใบปั๊ม สำหรับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบปั๊มแบบเรียบและแบบโค้งคว่ำพบความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus

จากรูปที่ 4.20c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับมุมเปิดสูงสุด 87 องศาของใบพับเรียบ ใบพับโค้งหงาย และใบพับโค้งคว่ำ พบความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 4.6195 Pa, 4.5857 Pa, และ 3.8965 Pa ตามลำดับ ถึงผลของความเค้นเฉือนสูงสุดจะพบบนลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายและแบบโค้งคว่ำ แต่พบว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายมีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดใกล้เคียงกัน อีกทั้งยังเกิดขึ้นอยู่ที่ตำแหน่งหลังใบพับ ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบและแบบโค้งคว่ำจะพบความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus โดยเป็นบริเวณที่มีความเสี่ยงสูงต่อการเกิดลิ่มเลือดอุดตันมากกว่าตำแหน่งที่เกิดการแตกตัวของเลือดตำแหน่งหลัง aortic sinus



รูปที่ 4.20 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพับสูงสุด 87 องศา ต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ

4.4.3 อิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดที่มุมเปิดสูงสุด 90 องศา

จากรูปที่ 4.21 ทำการเปรียบเทียบความเร็วเลือดระหว่างลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหาย ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ และ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ ที่มุมเปิดสูงสุด 90 องศา พบว่า ความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจแบบสามใบพัดทั้งสามชนิดมีลักษณะการไหลใกล้เคียงกัน พบความแตกต่างของความเร็วเลือดที่บริเวณ aortic sinus มีปริมาณเลือดแทรกผ่านเข้ามาในบริเวณ aortic sinus ความเร็วเลือดที่พบจะมีปริมาณความเร็วสูงขึ้นเมื่อช่องระหว่างใบพัดและ aortic sinus กว้างขึ้น

จากรูปที่ 4.21a แสดงช่วงมุมเปิดสูงสุดของเลือดพบว่า ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหายพบความเร็วสูงสุด ณ บริเวณ aortic sinus เท่ากับ 0.604 m/s เมื่อเปรียบเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบมีค่าเท่ากับ 0.1518 m/s และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำมีค่าเท่ากับ 0.0933 m/s ตามลำดับ

จากรูปที่ 4.21b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด พบความเร็วเลือดสูงสุดอยู่ที่ตำแหน่งช่องการไหลตรงกลาง และพบความเร็วเลือดสูงขึ้นที่ตำแหน่ง aortic sinus จากช่วงมุมเปิดสูงสุดของใบพัด ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหายพบความเร็วสูงสุดเท่ากับ 0.4472 m/s ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบมีค่าเท่ากับ 0.2713 m/s และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำเท่ากับ 0.035 m/s ตามลำดับ อีกทั้งลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหายพบความเร็วไหลย้อนกลับสูงสุดเท่ากับ -0.346 m/s เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำ

จากรูปที่ 4.21c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด ความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดทั้งสามประเภทที่ตำแหน่ง aortic sinus ลดลง ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำยังคงมีรูปแบบความเร็วเลือดที่ราบเรียบเมื่อลำดับช่วงเปลี่ยนไป เนื่องจาก กระแสเลือดสามารถแทรกผ่านระหว่างใบพัดและ aortic sinus ได้ยาก เพราะมีพื้นที่แคบส่งผลให้ความเร็วเลือดที่แทรกผ่านเข้ามาในบริเวณ aortic sinus น้อยที่สุด เมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหายและลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ ซึ่งพบความปั่นป่วนของเลือดสูงจากกระแสน้ำที่เกิดขึ้น และเกิดปริมาณกระแสไหลย้อนกลับของเลือดสูง

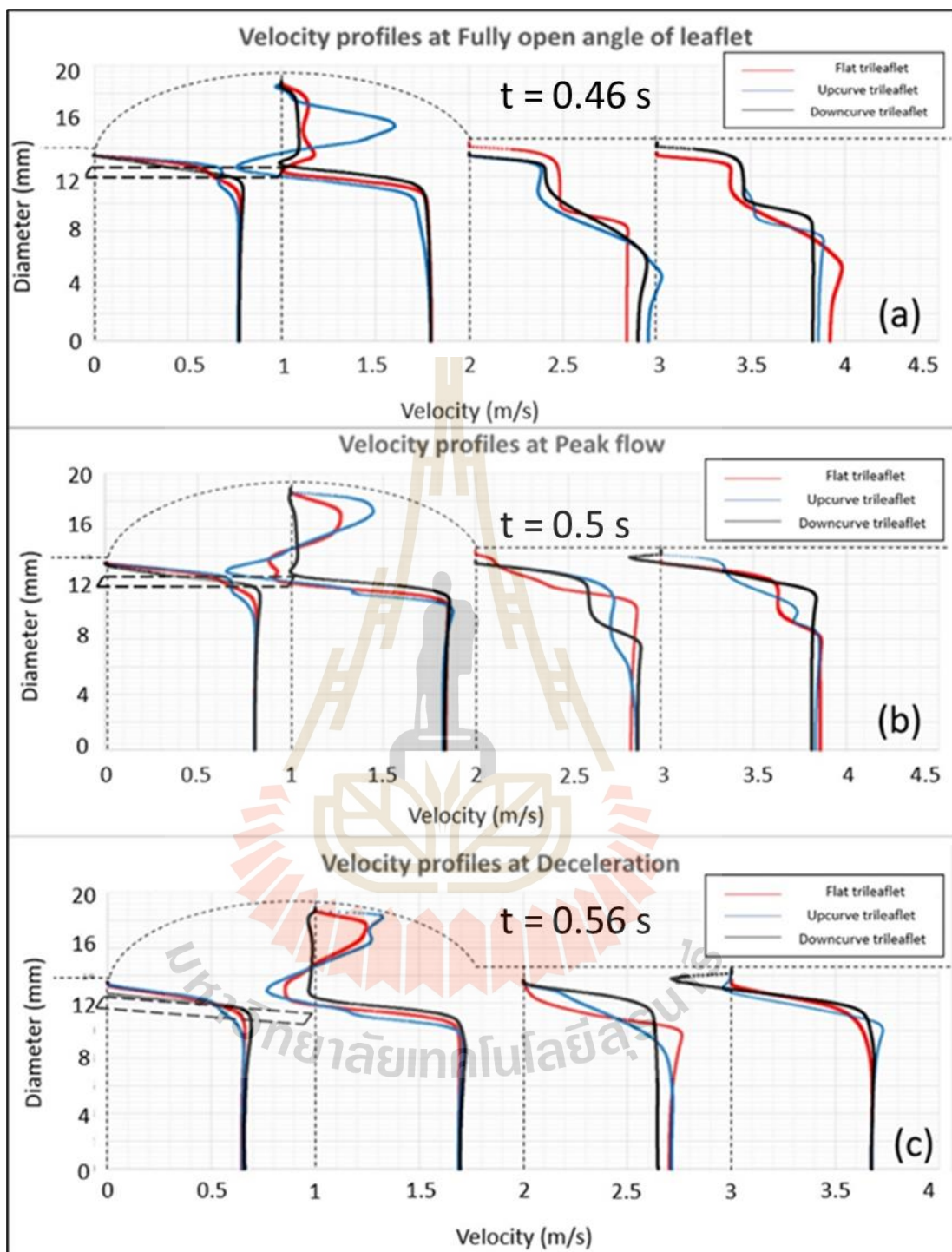
จากรูปที่ 4.22 ได้ทำการเปรียบเทียบกระแสของเลือดที่เกิดขึ้น ณ aortic sinus พบว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหายพบจำนวนกระแสน้ำเกิดขึ้นเยอะที่สุด และพบความเร็วเลือดสูงสุด เมื่อเทียบกับ ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบซึ่งพบกระแสน้ำของเลือด

ในลักษณะที่คล้ายคลึงกัน ตามลำดับช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด ในทางกลับกัน ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำพบกระแสสวนของเลือดเกิดขึ้นสูงที่ตำแหน่งปลาย aortic sinus

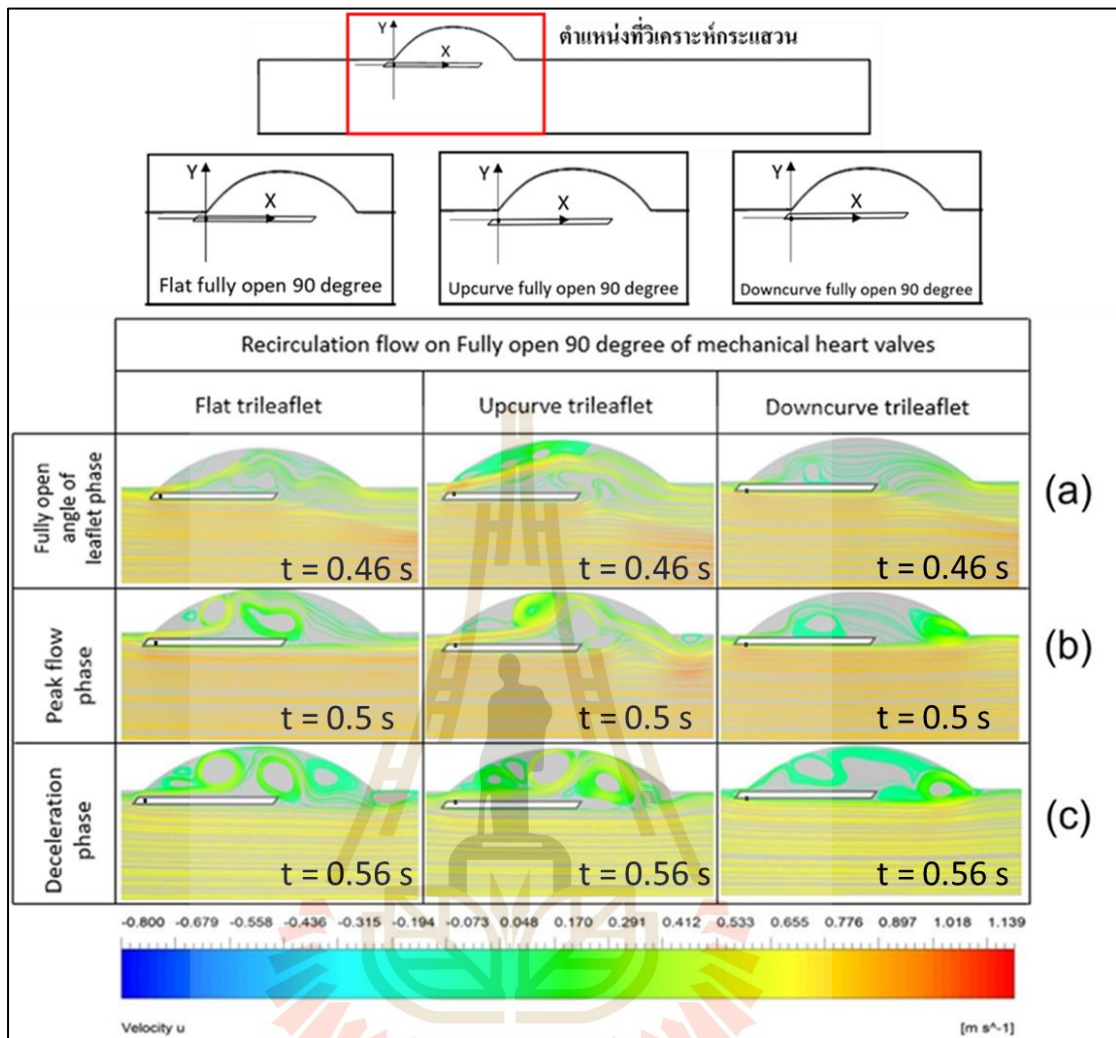
จากรูปที่ 4.23a แสดงการเปรียบเทียบความเค้นเฉือนบนเลือด ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ แบบโค้งหงาย และแบบโค้งคว่ำ พบความเค้นเฉือนสูงสุดบนเลือดเท่ากับ 4.411 Pa, 4.385 Pa, และ 4.287 Pa ตามลำดับ พบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดมีค่าใกล้เคียงกัน

จากรูปที่ 4.23b แสดงช่วงแรงดันสูงสุดของเลือด พบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดบนเลือดที่ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงายมากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับความเค้นเฉือนสูงสุดบนเลือดที่ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบและแบบโค้งคว่ำ และเกิดขึ้นสูงทุกตำแหน่งของแนวกระแสเลือด ซึ่งมีโอกาสเสี่ยงสูงกว่าในการเกิดลิ่มเลือดอุดตันและสามารถเกิดการรวมตัวของเลือดที่แตกตัวสูงกว่าบริเวณหน้าใบพัด เนื่องจากลักษณะของกระแสสวนของเลือดที่มีความเร็วสูงและเป็นวงกว้างบริเวณระหว่าง aortic sinus และ หลังใบพัด

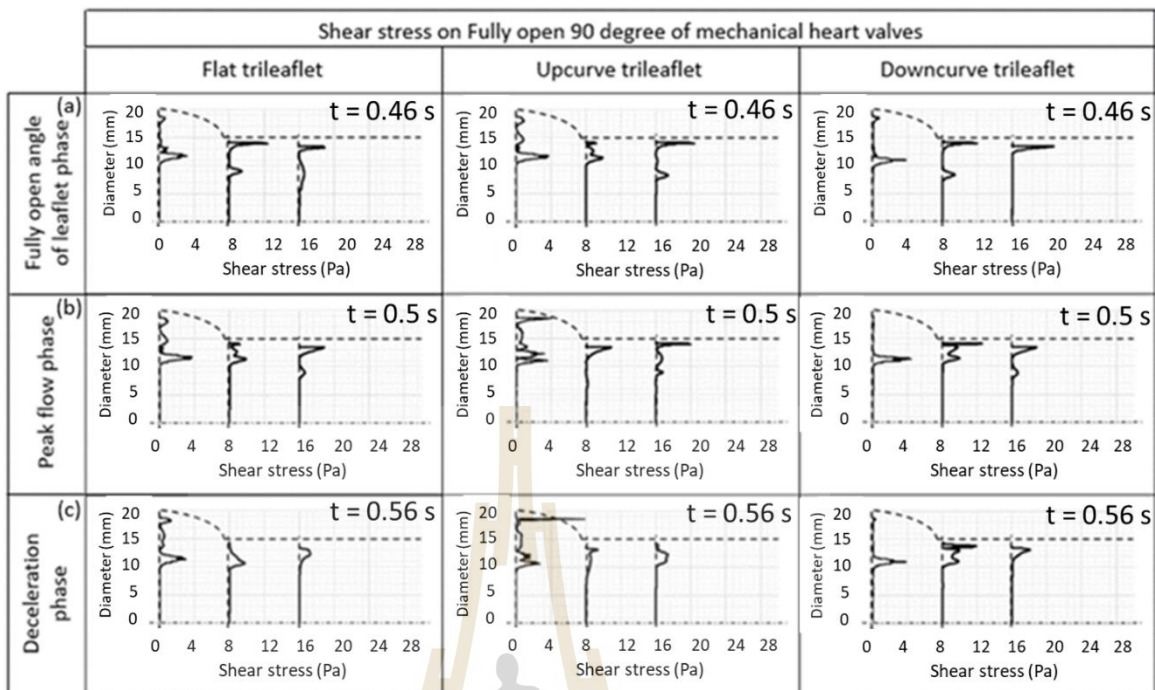
จากรูปที่ 4.23c แสดงช่วงชะลอตัวของเลือด ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงายยังคงมีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดสูงกว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดประเภทอื่นที่มุมเปิดสูงสุด 90 องศา โดย ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบและแบบโค้งคว่ำ ซึ่งพบค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 7.85 Pa และเกิดขึ้นสูงที่สุดที่ตำแหน่งหลังใบพัดเมื่อเปรียบเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบและแบบโค้งคว่ำซึ่งมีค่าความเค้นเฉือนสูงสุดเท่ากับ 2.976 Pa และ 3.0019 Pa ตามลำดับ ในทางกลับกันลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำพบความเค้นเฉือนสูงสุดที่ตำแหน่งกลางหลอดเลือดเท่ากับ 4.245 Pa ซึ่งมีค่าความเค้นเฉือนมากกว่าของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบและโค้งหงาย ซึ่งมีค่าเท่ากับ 1.258 Pa และ 1.3971 Pa ตามลำดับ ซึ่งเป็นผลจากลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งคว่ำมีกระแสไหลย้อนกลับที่สูงกว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดประเภทอื่นๆ ณ ตำแหน่งกลางหลอดเลือด แต่ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อยู่ห่างไกลจากใบพัด และพบกระแสสวนเกิดขึ้นน้อยจึงพบโอกาสที่เกิดลิ่มเลือดอุดตันได้น้อยกว่าพฤติกรรมของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบโค้งหงาย ซึ่งพบความเค้นเฉือนบนเลือดสูงสุดที่ตำแหน่งหลังใบพัด และมีความปั่นป่วนของกระแสสวนบนเลือดสูงที่บริเวณ aortic sinus



รูปที่ 4.21 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพับสูงสุด 90 องศา ต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพับ



รูปที่ 4.22 แสดงกระแสสวนของเลือดผ่านมุมเปิดใบพัดสูงสุด 90 องศา ต่อความเร็วเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด



รูปที่ 4.23 กราฟแสดงอิทธิพลของมุมเปิดใบพัดสูงสุด 90 องศา ต่อความเค้นเฉือนบนเลือดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดแบบเรียบ โค้งหงาย และโค้งคว่ำ ณ ช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด



บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยนี้ได้ศึกษาวิธีการจำลองการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมด้วยการคำนวณวิเคราะห์เชิงตัวเลขผ่านคอมพิวเตอร์ โดยมีวัตถุประสงค์ในการศึกษาอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด และศึกษาอิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด ด้วยวิธีการเปรียบเทียบผลของรูปแบบการไหลของเลือด ได้แก่ ความเร็วในการไหลบนเลือด กระแสวนบนเลือด และความเค้นเฉือนบนเลือด ผ่านช่วงการเคลื่อนที่ของใบพัด ซึ่งอิทธิพลของใบพัดส่งผลต่อรูปแบบการไหลของเลือดโดยมีรายละเอียดจากการศึกษาสามารถสรุปผลการทดลองได้ดังนี้

5.1 สรุปผลการวิจัย

ในการเปรียบเทียบอิทธิพลของมุมเปิดสูงสุดของใบพัด 85 87 และ 90 องศา จากผลของใบพัดของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดทั้งสามรูป ได้แก่ ใบพัดแบบเรียบ ใบพัดแบบโค้งหงาย และใบพัดแบบโค้งคว่ำ ทดสอบมุมเปิดเท่ากัน พบว่าของรูปแบบการไหลมีลักษณะไปแนวทางเดียวกัน ด้วยการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมที่มีอัตราความเร็วในการไหลบนเลือดสูงขึ้นเมื่อมุมเปิดสูงสุดของใบพัดปรับลดลง 90 87 และ 85 องศา ตามลำดับ และมีผลต่อกระแสวนบนเลือดของลิ้นหัวใจแบบสามใบพัดมักพบที่บริเวณ aortic sinus ซึ่งด้วยมุมเปิดของใบพัดที่แคบนั้นทำให้เกิดช่องว่างพื้นที่ในการสร้างกระแสวนภายใน aortic sinus และเมื่อโดยมุมเปิดสูงสุดของใบพัดเมื่อสูงขึ้นจำนวนและขนาดกระแสวนจะพบน้อยลง เมื่อพบกระแสวนของเลือดที่สูงขึ้นทำให้เกิดความปั่นป่วนของกระแสเลือดภายใน aortic sinus เป็นผลให้ความเร็วเลือดมีความผันผวนสูง ด้วยผลนี้ทำให้เกิดความเค้นเฉือนบนเลือดสูงสุดและมักเกิดที่ตำแหน่งปลายใบพัดลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งเป็นผลให้เกิดความเสี่ยงที่จะเกิดการแตกตัวของเลือดและสามารถก่อตัวเกิดเป็นลิ่มเลือดที่บริเวณใบพัด ทำให้ขัดต่อจังหวะการทำงานของใบพัดลิ้นหัวใจเทียมโดยลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัดทั้งสามชนิด พบว่าค่าความเค้นเฉือนจะลดลงเมื่อมุมเปิดสูงสุดของใบพัดสูงขึ้น 85, 87 และ 90 องศาตามลำดับ

ในการเปรียบเทียบอิทธิพลของความโค้งใบพัดต่อรูปแบบการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพัด จากผลของมุมเปิดใบพัดสูงสุดทั้งสามมุมเปิด ได้แก่ มุม 85, 87 และ 90 องศา พบว่ามีรูปแบบผลของการไหลไปทางลักษณะเดียวกัน ด้วยความเร็วในการไหลของเลือดสูงสุดถูกพบ

ที่ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ ตามลำดับ จากลักษณะของใบพับลิ้นหัวใจเทียมที่ออกแบบไว้ส่งผลต่อช่องการไหลของเลือดสามารถแทรกผ่านได้ระหว่างใบพับกับบริเวณ aortic sinus ซึ่งเมื่อสามารถไหลรอดผ่านมาได้เยอะจะสร้างพื้นที่การไหลใน aortic sinus มากขึ้น เป็นผลให้ความเร็วเลือดที่ไหลผ่านได้สูงขึ้นและมักเกิดขึ้นภายใน aortic sinus เกิดการสร้างขนาดกระแสวนภายในที่ aortic sinus และลักษณะความผันผวนของเลือดที่สูงขึ้นตามลักษณะกระแสวน เป็นผลให้ความเค้นเฉือนสูงสุดเกิดขึ้น สำหรับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายนั้นด้วยลักษณะของใบพับที่ผายออกจากช่องการไหล จึงมีช่องการไหลระหว่างใบพับกับ aortic sinus มากที่สุด เป็นกรณีที่มีความเสี่ยงสูงต่อการเกิดสภาวะการเสียหายของเลือดและเกิดลิ่มเลือด ด้วยความผันผวนของความเร็วเลือดเกิดขึ้นที่ตำแหน่ง aortic sinus เป็นผลให้เกิดความเค้นเฉือนสูงสุด เมื่อเทียบกับกรณีของลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบให้ผลลักษณะคล้ายคลึงกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายนั้นเนื่องจากใบพับแบบเรียบยังคงมีช่องการไหลที่เลือดสามารถแทรกผ่านได้ระหว่างใบพับกับ aortic sinus ได้จำนวนหนึ่งแต่มีช่องที่แคบกว่า เป็นผลให้ผลของความเค้นสูงสุดเฉือนบนเลือดเกิดขึ้นที่ตำแหน่งปลายใบพับเหมือนกัน แต่ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงายพบความเค้นเฉือนสูงกว่าเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ กรณีลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำ เนื่องจากลักษณะของใบพับจะเปิดกว้างออกตามหลอดเลือด เป็นผลให้ลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งคว่ำจะมีช่องความกว้างระหว่างใบพับกับ aortic sinus น้อยที่สุด ซึ่งส่งผลให้การไหลของเลือดในบริเวณ aortic sinus มีความผันผวนของรูปแบบการไหลของเลือดน้อยที่สุด จึงพบความเค้นเฉือนสูงสุดน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมประเภทอื่นที่ได้ทำการเปรียบเทียบ และพบบริเวณที่ตำแหน่งหลัง aortic sinus ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อยู่ไกลจากใบพับลิ้นหัวใจเทียม จึงมีโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดการเสียหายของเลือดและการสร้างลิ่มเลือดน้อยกว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบเรียบ และลิ้นหัวใจเทียมแบบสามใบพับแบบโค้งหงาย ตามลำดับ

5.2 ข้อเสนอแนะ

ในการศึกษาการจำลองการไหลบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมในแบบสามมิติเป็นการศึกษาในสภาวะคงที่ และในการศึกษาการจำลองการไหลบนเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมผ่านการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนเป็นการศึกษาในแบบสภาวะเคลื่อนไหวแต่เป็นการศึกษาในระนาบสองมิติ ดังนั้นควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในส่วน ลิ้นหัวใจเทียมผ่านการเคลื่อนที่ผ่านจุดหมุนบนระนาบสามมิติเพื่อศึกษาพฤติกรรมการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมในมิติที่เสมือนจริงมากที่สุด และในงานวิจัยนี้ศึกษาเฉพาะในช่วงการไหลไปข้างหน้าของเลือด หรือช่วงใบพับปิดสุดไปจนถึงเปิดสุด ซึ่งพฤติกรรมของใบพับจริงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมให้ครบวงจรการทำงาน เพิ่มเติมคือช่วงใบพับปิดกลับ

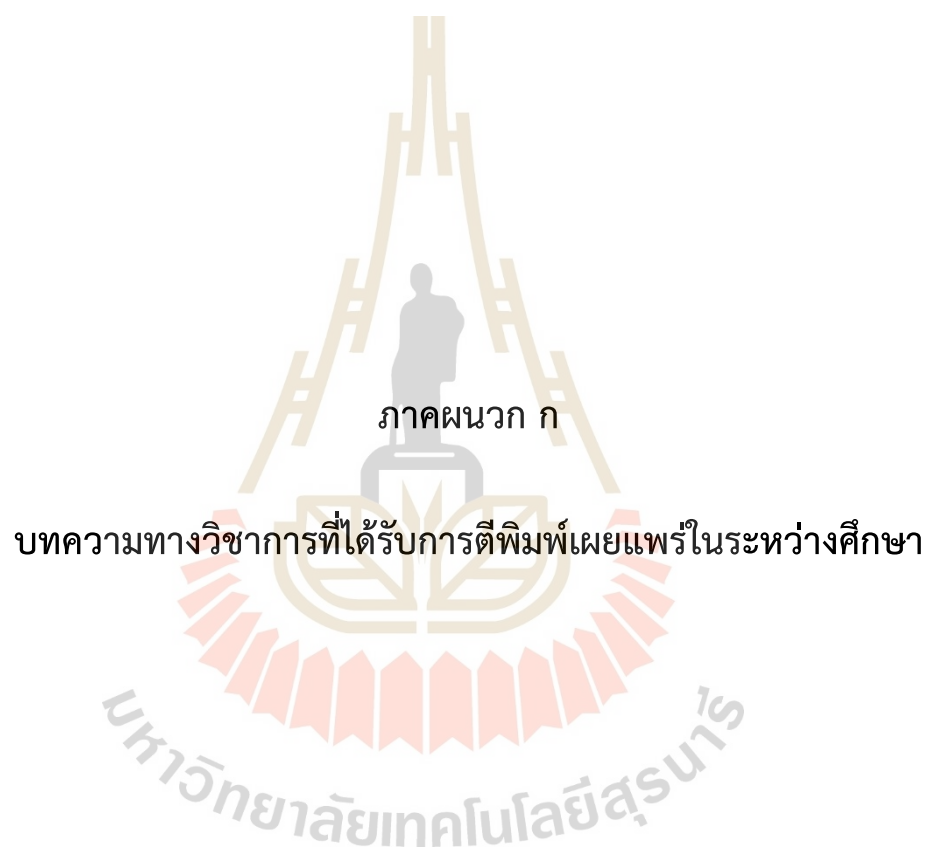
รายการอ้างอิง

- กรองกาญจน์ ชูทิพย์. (2563). **สรีรวิทยาาระบบหัวใจร่วมหลอดเลือดกับการประยุกต์ใช้ทางเภสัชวิทยา** (พิมพ์ครั้งที่ 4). พิษณุโลก: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร.
- สมาคมศัลยแพทย์ทรวงอกแห่งประเทศไทย. (2556-2560). รายงานสถิติผ่าตัดหัวใจ. กรุงเทพฯ: สมาคมศัลยแพทย์ทรวงอกแห่งประเทศไทย.
- สัญญา ร้อยสมมติ. (2555). **หัวใจและการไหลเวียนของเลือด** (พิมพ์ครั้งที่ 1). ขอนแก่น: ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น.
- อรรชรณ คำเหล่า, กมลทิพย์ สกุลกันบัณฑิต และพิมลนาฏ ชี้อสัตย์. (2563). **บทบาทพยาบาลกับการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมเอเออร์ติกชนิดเนื้อเยื่อที่มีโครงสร้างสำหรับใช้งานได้รวดเร็วแบบแผลผ่าตัดเล็ก**. วารสารพยาบาลโรคหัวใจและทรวงอก, 31(2), 2-16.
- Akutsu Toshinosuke and Higuchi Daiki. (2001). Flow analysis of the bileaflet mechanical heart valves using laser Doppler anemometer: Effect of the valve designs and installed orientations to the flow inside the simulated left ventricle. **Journal of Artificial Organs**, 4, 113-125.
- Bluestein D, Rambod E, Gharib M. (2000). Vortex shedding as a mechanism of free emboli formation in mechanical heart valves. **J Biomech Eng**, 122(2):125-34.
- Bokeria, L. A., Bokeria, O. L., Karamatov, A. S., Kevorkova, R. A. & Soboleva, N. N. (2008). First experience of tri-leaflet heart valve prostheses TRICARDICS in patients with mitral heart disease. **Bakulev's Research center for cardiovascular surgery**. Roscardioinvest Ltd, Moscow, 1-5.
- Dasi, L. P., Simon, H. A., Sucosky, P. & Yoganathan, A. P. (2009). Fluid mechanics of artificial heart valves. **Clinical and experimental pharmacology & physiology**, 36(2), 225-237.
- Ge, L., Dasi, L. P., Sotiropoulos, F., & Yoganathan, A. P. (2008). **Characterization of hemodynamic forces induced by mechanical heart valves: Reynolds vs. viscous stresses**. Annals of biomedical engineering, 36(2), 276-297.

- Grogoric, I., Conger, J. L., Reul, H., Tamez, D., Clubb, F. J., Stainback, R. F., ... Frazier, O. H. (2004). Preclinical assessment of a trileaflet mechanical valve in the mitral position in a calf model. **The Annals of thoracic surgery**, 77(1), 196-202.
- Grigioni, M., Daniele, C., D'Avenio, G., & Barbaro, V. (2001). The influence of the leaflets' curvature on the flow field in two bileaflet prosthetic heart valves. **Journal of biomechanics**, 34(5), 613-621.
- Hong, T., & Kim, C. N. (2011). A Numerical Analysis of the Blood Flow Around the Bileaflet Mechanical Heart Valves with Different Rotational Implantation Angles. **Journal of Hydrodynamics**, 23, 607-614.
- J Rodney Levick. (2010). **AN INTRODUCTION TO Cardiovascular Physiology** (5th ed.). London, UK: St George's hospital medical school University of London.
- Kadhim, S. K., Nasif, M. S., Al-Kayiem, H. H., & Al-Waked, R. (2018). Computational fluid dynamics simulation of blood flow profile and shear stresses in bileaflet mechanical heart valve by using monolithic approach. **SIMULATION**, 94(2), 93-104.
- Li, C. P., Chen, S. F., Lo, C. W., & Lu, P. C. (2011). Turbulence characteristics downstream of a new trileaflet mechanical heart valve. **ASAIO journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)**, 57(3), 188-196.
- Li, C. P., & Lu, P. C. (2012). Numerical comparison of the closing dynamics of a new trileaflet and a bileaflet mechanical aortic heart valve. **Journal of artificial organs: the official journal of the Japanese Society for Artificial Organs**, 15(4), 364-374.
- McQueen, D. M., & Peskin C. S. (1991). Curved butterfly bileaflet prosthetic cardiac valve. **U.S. Patent Number 5026391**.
- Shahriari, S., Maleki, H., Hassan, I., & Kadem, L. (2012). Evaluation of shear stress accumulation on blood components in normal and dysfunctional bileaflet mechanical heart valves using smoothed particle hydrodynamics. **Journal of biomechanics**, 45(15), 2637-2644.
- Kim, W., Choi, H., Kweon, J., Yang, D. H., & Kim, Y. H. (2020). Effects of pannus formation on the flow around a bileaflet mechanical heart valve. **PLOS ONE**, 15(6): e023434.

Yun, B. M., McElhinney, D. B., Arjunon, S., Mirabella, L., Aidun, C. K., & Yoganathan, A. P. (2014). Computational simulations of flow dynamics and blood damage through a bileaflet mechanical heart valve scaled to pediatric size and flow. **Journal of biomechanics**, 47(12), 3169-3177.





รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างการศึกษา

Chatpon Sukta and Pichitra Uangpairoj. (2018). **Simulation Study On The Influence Of Leaflet Shape On Blood Flow Through Mechanical Heart Artificial Heart Valve**. The 7th International Workshop On Innovative Simulation For Health Care. Budapest, Hungary, September 17-19

Chatpon Sukta and Pichitra Uangpairoj. (2020). **Simulation Study On The Influence Of Leaflet Shape And Open Angle Of Tri-Leaflet Mechanical Heart Valve On Blood Flow**. Suranaree Journal of Science and Technology. Vol.28 No. 4:010061(1-10)



SIMULATION STUDY ON THE INFLUENCE OF LEAFLET SHAPE ON BLOOD FLOW THROUGH MECHANICAL ARTIFICIAL HEART VALVE

Chatpon Sukta^(a), Pichitra Ungpairoj^(b)

^(a)School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, Thailand.

^(a)Champchatpon@gmail.com, ^(b)Pichitrau@sut.ac.th

ABSTRACT

This study mainly focuses on the influence of leaflet shape of mechanical heart valve on the characteristics of blood flow through the valve. A three dimensional study was undertaken to investigate the velocity profile and characteristics of blood flow through fully opened flat bi-leaflet, flat tri-leaflet, downward concave tri-leaflet, and upward concave tri-leaflet heart valves. The k- ω turbulent model in FLUENT was applied to analyze unsteady incompressible blood flow. As the results of computational simulation, the maximum velocity is found at the central orifice between the leaflets of bi-leaflet valve and at the orifice between the leaflets and housing of tri-leaflet valves. The concave leaflet valve generates larger circulation and higher maximum velocity than the flat leaflet valves. Meanwhile, the maximum velocity of the flow through the flat tri-leaflet valve is lower than that through the flat bi-leaflet valve. Therefore, the flat tri-leaflet is promising to reduce blood flow circulation and minimize the thrombus formation.

Keywords: mechanical heart valve, leaflet shape, tri-leaflet, concave leaflet

1. INTRODUCTION

The heart has four valves: the tricuspid, pulmonary, mitral and aortic valves. When one of native heart valves does not work normally, it is one cause of heart valve diseases. Heart valve diseases can be caused by rheumatic fever, degeneration related age changes, and infection. This causes has change the flexibility and shape of a native heart valves. Dysfunctional heart valve disease cannot open or close completely, resulting in backward blood flow through the valve. This makes heart to work harder to supply blood to other organs sufficiently. The remedy of heart valves disease can be treated by taking medicines, repairing or replacing heart valves. Doctor may prescribe medicines to prevent arrhythmias, lower blood pressure which can reduce workload of the heart and relieve a symptoms. For the treatment with a repairing and replacing heart valves, the treatments depend on many factors, including severity of heart valve disease, and age of patients.

Repairing heart valves can preserve the function of heart muscle, it results in lower risk of endocarditis and it does not need to take anticoagulants. However, patients who have severe symptoms, they need to be treated by replacing heart valves with prosthesis heart valves.

Currently there are two major types of prosthesis heart valves: biological prostheses and mechanical heart valves. Biological prostheses are tissue heart valves grown from pig, cow, or human tissue. Patients who implants with biological prostheses do not need to take anticoagulants. However, the biological prostheses has a low lifespan, they are suitable for being implanted into elderly.

A mechanical heart valve is a medical device used to replace dysfunctional heart valve in patients with heart valve diseases. Several types of mechanical heart valves have been developing, e.g. caged ball valves, mono-leaflet, bi-leaflet, and tri-leaflet valves (Pibarot and Dumesnil 2009; Gallegos et. al. 2006). They are durable to implant in young patients who need long lifetime of the valve to sustain their life.

Replacing heart valve treatment has many complicated after surgery obstacles, including hemolysis that damages red blood cells and platelet destruction. This destruction of red blood cell and platelet can induce thrombus formation around the leaflet and housing of mechanical heart valve prostheses (Hong and Kim 2011). This thrombosis shortens the lifetime of the valve after the implantation in patients. The patients with implanted mechanical heart valves need to take anticoagulants, e.g. vitamin-K antagonists (VKA), to prevent thrombus formation near the leaflet and housing of the valves. Consequently, bleeding becomes a major concern in the patients with implanted mechanical heart valves, they need intensive monitoring of the anticoagulation status for their entire life (Verheugt 2015). Several recent studies suggest that the hemodynamics of blood flow through the mechanical heart valves plays dominant role in the thrombus formation (Cheng, Lai, and Chandran 2004; Krishnan et. al. 2006). Types of mechanical heart valve influence jet flow, elevated shear stresses, areas of flow separation and recirculation, shed vortices, and

turbulent flow that may induce platelet activation and lead to formation of blood clots. Thus, the mechanical heart valves have been designing based on hemodynamic improvement that minimize the thrombus deposition.

Tri-leaflet mechanical heart valves imitated from actual tri-leaflet tissue heart valves are promising to use and perform to safety levels comparable with bi-leaflet mechanical heart valves (Gallegos et. al. 2006; Kiang-ia and Chatpun 2013). However, the effects of design parameters of tri-leaflet mechanical heart valves on blood flow have been restrictively investigated. This study primarily investigates the influence of the leaflet shape of mechanical heart valves, including the number of leaflet and the leaflet curvature, on the characteristics of blood flow through the valves. The results of this study is expected to use for fine modification of the leaflet of mechanical heart valve.

2. MATERIALS AND METHODS

In this study, the mechanical heart valves with a diameter of 27 mm (Figure. 1) were modeled with different types of leaflet: flat bi-leaflet, flat tri-leaflet, downward concave tri-leaflet, and upward concave tri-leaflet. The valves replaced the aortic valve and located closed to the aortic sinus. The model of the valve connected with the aortic sinus is shown in Figure 2. The geometrical model blood flow through the valves were created with SOLIDWORKS 2016. The computational simulations were based on the finite volume method conducting with ANSYS Fluent 18.0. In the discretization, the optimum element size of 0.6 mm was applied to all geometrical models, resulting in the number of elements about 2.4 million elements for all models. In this study, models were set in aortic position with fully open angle of 85°.

Boundary conditions were set based on Shahriari et al. (2012). The inlet velocity inlet was applied at the left ventricle side of the model as presented in Figure 3. The blood flow was modeled as unsteady incompressible turbulent flow using k-omega turbulent model with the time step size of 5 ms, and the number of calculation of 50 iterations per step. The blood properties are considered to be constant along the flow channel: $\rho = 1056 \text{ kg/m}^3$, and $\mu = 3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$.

The two-dimensional (2D) blood flow through bi-leaflet valve model was simulated to validate the computational model with the study of Bluestein, Rambod et al. (1999). Next, the three-dimensional (3D) blood flow through bi-leaflet valve was modeled and was compared with the flow through the 2D bi-leaflet valve. The 3D blood flow through flat bi-leaflet, flat tri-leaflet, and concave tri-leaflet valves were also simulated to compare the velocity profiles and flow characteristics of the blood flow.

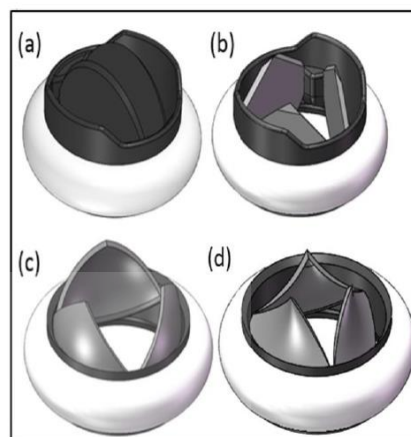


Figure 1: (a) Flat Bi-leaflet Valve, (b) Flat Tri-leaflet Valve, (c) Downward Concave Tri-leaflet Valve, (d) Upward Concave Tri-leaflet Valve.

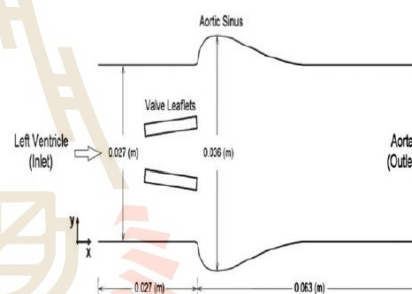


Figure 2: A Schematic Diagram and Dimensions of Mechanical Heart Valve and Aortic Sinus (Shahriari et al. 2012).

2.1. Theories and Principles

The physical phenomena of blood flow in the study system based on the conservation of mass and conservation of momentum. The blood flow is considered to be incompressible turbulent flow. Mathematical model of the blood flow is governed by Reynolds-averaged Navier-Stokes (RANS) equations.

$$\frac{\partial(\rho u_i u_j)}{\partial x_i} = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right) + \frac{\partial}{\partial x_i} (-\rho \overline{u_i' u_j'}) \quad (2.1)$$

where ρ is flow density, u is flow velocity, P is pressure, and μ is viscosity.

The effect of turbulent fluctuations, $-\rho \overline{u_i' u_j'}$ is called the Reynolds stresses. The Reynolds stresses can be

related to the mean velocity gradients by using Boussinesq hypothesis as in equation:

$$-\rho \overline{u_i u_j} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \left(\rho k + \mu_t \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \right) \delta_{ij} \quad (2.2)$$

Where k is turbulent dissipation rate. In this study, the Standard k- ω model was used as the turbulent model. The RANS equations was solved using Finite volume method with ANSYS Fluent 18.0.

3. RESULTS

Figure 4 shows the correspondence among the velocity profile obtained from the study of Bluestein, Rambod et al. (1999) and the velocity profile obtained from 2D and 3D blood flow simulation through the flat bi-leaflet. As the results of the study, the maximum axial velocity locates near the central orifice between the leaflets of the bi-leaflet valve. The lowest velocity locates near leading edges and housing area. While the small difference in the velocity gradient can be observed near the housing area.

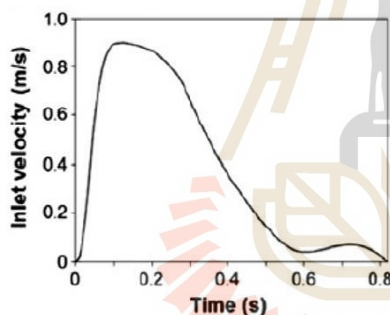


Figure 3: Inlet Velocity Wave Form (Shahriari et al. 2012).

The velocity profiles in Figure 4 also correspond to velocity contour in Figure 5 (a) that shows the corresponding area of maximum velocity. From the velocity contours in Figure 5 and the velocity profiles in Figure 6, the maximum velocity locates at the central orifice between the leaflets of the bi-leaflet valve, and at the orifice between the leaflets and the housing of the tri-leaflet valves. At t = 105ms, the maximum velocity of the blood flow through the flat bi-leaflet, flat tri-leaflet, downward concave tri-leaflet, and upward tri-leaflet valves are 1.27 m/s, 1.156 m/s, 1.313 m/s, and 1.80 m/s respectively. The maximum velocity varies with the inlet velocity that can be seen in the variation of the flow maximum velocity with time. At t = 300ms when the inlet velocity decelerates, the maximum velocity of the blood flow through the flat bi-leaflet, flat tri-leaflet, downward concave tri-leaflet, and upward tri-leaflet valves are 0.927 m/s, 0.8498 m/s, 0.9761 m/s, and 1.377 m/s respectively (Figure 7). At t = 500ms,

the maximum velocity of the blood flow through the flat bi-leaflet, flat tri-leaflet, downward concave tri-leaflet, and upward tri-leaflet valves are 0.3119 m/s, 0.3182 m/s, 0.386 m/s, and 0.4689 m/s, respectively (Figure 8).

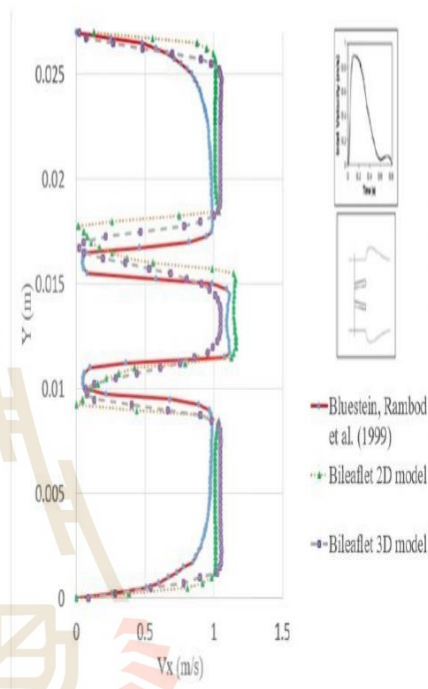


Figure 4: Comparison of Velocity Profile at the Leading Edge (at 105 ms after Peak Systole) Obtained from the Study of Bluestein, Rambod et al. (1999), 2D and 3D Simulation Results of the Flow through Bi-leaflet Valve.

The blood flow through the upward concave tri-leaflet has the highest maximum velocity compared to the flow through the other valves while the flat tri-leaflet induces the lowest maximum velocity. The flow separation region and circulation region can be observed near the aortic sinus for the blood flow through all types of mechanical heart valve. They are enlarged with time, especially during the deceleration of the velocity inlet (Figure 5, 7, 8). Moreover, the flow separation and circulation can also be seen on the curvature surfaces of the concave tri-leaflet valves. The upward concave tri-leaflet induces the largest flow circulation and fluctuation compared to the other valves. This large circulation can induce greater shear stress and the development of thrombus near the leaflet tips of the concave tri-leaflets and aortic sinus. Meanwhile, the large flow channel at the central of fully opened flat tri-leaflet provides the lowest maximum velocity as well as small flow circulation near the leaflet tips and the aortic

sinus. Therefore, the flat tri-leaflet is promising to reduce blood flow circulation and minimize the thrombus formation (Kiang-ia and Chatpun 2013).

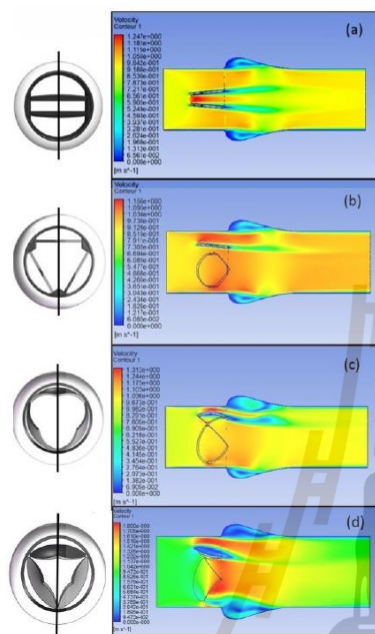


Figure 5: Velocity Contour of (a) Flat Bi-leaflet Valve, (b) Flat Tri-leaflet Valve, (c) Downward Concave Tri-leaflet Valve, (d) Upward Concave Tri-leaflet Valve (at t = 105 ms)

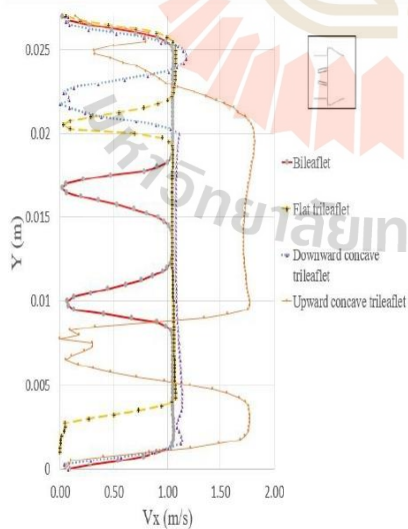


Figure 6: Comparison of Velocity Profile at the Leaflet Tips (at 105 ms after Peak Systole)

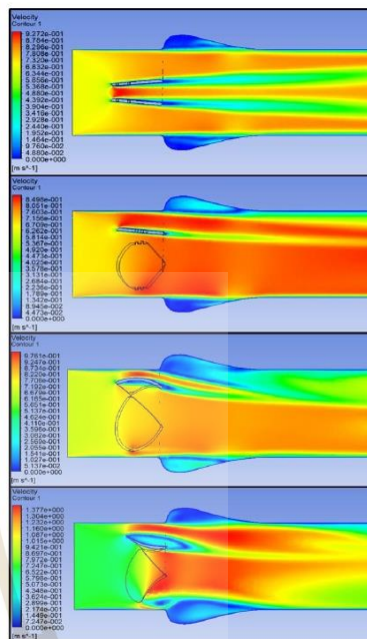


Figure 7: Velocity Contour of (a) Flat Bi-leaflet Valve, (b) Flat Tri-leaflet Valve, (c) Downward Concave Tri-leaflet Valve, (d) Upward Concave Tri-leaflet Valve (at t = 300 ms)

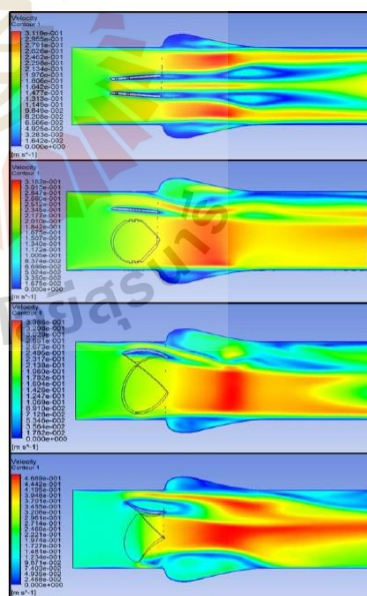


Figure 8: Velocity Contour of (a) Flat Bi-leaflet Valve, (b) Flat Tri-leaflet Valve, (c) Downward Concave Tri-leaflet Valve, (d) Upward Concave Tri-leaflet Valve (at 500 ms)

4. CONCLUSION

The purpose of this research is to demonstrate the effects of the leaflet shape on the flow characteristics of the blood flow through the mechanical heart valves. The blood flow simulations through different types of the valves were based on the finite volume method conducting with commercial software. As the results of the study, the flat tri-leaflet is promising to reduce flow velocity, flow separation, and flow circulation of the blood flow. While the number of leaflet and the leaflet curvature affect the maximum velocity and flow circulation of blood flow through fully opened valve. Therefore, these factors should be considered when we design the mechanical heart valve prostheses. However, the simulation study needs to be improved by applying fluid structure interaction to the blood flow simulation.

REFERENCES

- Bluestein D., Rambod E., Gharib M., 1999. Vortex Shedding as a Mechanism for Free Emboli Formation in Mechanical Heart Valves, *Journal of Biomechanical Engineering* 122(2), 125-134.
- Pibarot P., Dumesnil J. G., 2009. Prosthetic Heart Valves: Selection of the Optimal Prosthesis and Long-Term Management, *Circulation*, 119, 1034-1048.
- Gallegos R.P., Rivard A.L., Suwan P.T., Black S., Bertog S., Steineseifer U., Armien A., Lahti M., Bianco R.W., 2006. In-vivo experience with the Triflo trileaflet mechanical heart valve, *J Heart Valve Dis*, 15(6), 791-799.
- Hong T., Kim C.N., 2011. A numerical analysis of the blood flow around the Bileaflet Mechanical Heart Valves with different rotational implantation angles, *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*, 23(5), 607-614
- Verheugt F. W.A., 2015. Anticoagulation in patients with mechanical heart valves: follow the guidelines!, *Neth Heart J*, 23(2), 109-110.
- Cheng R., Lai Y.G., Chandran K.B., 2004. Three-dimensional fluid-structure interaction simulation of bileaflet mechanical heart valve flow dynamics, *Annals of Biomedical Engineering*, 32, 1469-1481.
- Krishnan S., Udaykumar H.S., Marshall J.S., Chandran K.B., 2006. Two-dimensional dynamic simulation of platelet activation during mechanical heart valve closure, *Ann Biomed Eng*, 34, 1519-1534.
- Kiang-ia A., Chatpun S., 2013. Mechanical analysis of mechanical aortic heart valve: Trileaflet versus bileaflet, *Proceeding of Biomedical Engineering International Conference*. October 23-25, Krabi, Thailand.
- Shahriari S., Maleki H., Hassan I., Kadem L., 2012. Evaluation of shear stress accumulation on blood components in normal and dysfunctional bileaflet mechanical heart valves using smoothed particle hydrodynamics, *J Biomech*, 45(15), 2637-2644.

AUTHORS BIOGRAPHY

Chatpun Sukta received the B.Eng. (2016) in Mechanical Engineering from Suranaree University of Technology, Thailand. He is a Master student in Mechanical and Process System Engineering Program at Suranaree University of Technology, Thailand. His current interests include the applications of numerical simulation in artificial heart valves

Pichitra Ungpairroj received the B.Sc. (2007) in Food Technology, M.E. (2010) in Mechanical Engineering from Suranaree University of Technology, Thailand. She also received her PhD in Functional Control Systems from Shibaura Institute of Technology, Japan. Her current interests include the applications of numerical simulation in artificial heart valves, and automation systems for medicine.

SIMULATION STUDY ON INFLUENCE OF LEAFLET SHAPE AND OPEN ANGLE OF TRI-LEAFLET MECHANICAL HEART VALVE ON BLOOD FLOW

Chatpon Sukta and Pichitra Uangpairoj*

Received: December 11, 2019; Revised: April 01, 2020; Accepted: April 12, 2020

Abstract

A mechanical heart valves is a device implanted in patients with the dysfunctional heart valves. It has been using to save many lives. Several types of mechanical heart valves have been developed to improve hemodynamic of blood that flows through the valves. The open angle and the curvature of leaflet of the mechanical heart valves may affect the hemodynamic of blood flow. Therefore, this paper was aimed to study on the influence of fully open angle and the curvature of the leaflet shape of the valves on velocity and shear stress of blood flow through tri-leaflet mechanical heart valves. This paper studied on three dimensional models of eight tri-leaflet mechanical heart valves: flat tri-leaflet heart valves at the fully open angles of 85, 87, and 90 degree, curved tri-leaflet heart valves with the curved inner radius of 8.672 mm at fully open angle of 85, 87, and 90 degree, curved tri-leaflet heart valves with the curved inner radius of 8 and 9.328 mm at fully open angles of 85 degree. The SST $k-\omega$ turbulent model in FLUENT was applied to analyse unsteady incompressible blood flow. As the results of computational simulation, the maximum shear stress was found at after peak systole phase in both flat and curved tri-leaflet heart valves. The flat tri-leaflet heart valve at the fully open angle of 90 degree provided the highest shear stress of blood flow compared with the flat tri-leaflet heart valves at other levels of open angle. While the curved tri-leaflet heart valve at the fully open angle of 85 degree provided the highest shear stress of blood flow compare with the curved tri-leaflet heart valves at the other levels of open angle. The highest velocity was found in the region between leaflets for all types of tri-leaflet heart valves, resulting in high shear stress in that region. Therefore, the fully open angle and the leaflet shape of tri-leaflet heart valves affect to velocity profile and shear stress of blood flow that may lead to blood clotting conditions in the mechanical heart valves.

Keywords: Tri-leaflet mechanical heart valves; leaflet shape; leaflet open angle

School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima, 30000, Thailand. E-mail: Pichitrau@sut.ac.th

* Corresponding author

Suranaree J. Sci. Technol. 28(4):010061(1-10)

Introduction

The human heart is an important organ of the human body. It pumps and circulates throughout the body via the circulatory system. It consists of four chambers: upper left atrium, upper right atrium, lower left ventricles, and lower right ventricles. Each heart chamber has different roles. Oxygen-poor blood returned from the vein enters into the right atria. When the right atrium contracts, blood is pumped into the right ventricle. After that blood is pumped through the pulmonary circulation via pulmonary arteries to purify blood in the lung. The left atrium receives oxygenated blood from the lung via the pulmonary vein. Then, oxygenated blood is pumped into the left ventricle that pumps blood into the aorta to disperse blood throughout the systemic circulation. At the connections between the heart chambers, there are heart valves to prevent backflow of blood to the anterior chambers. The heart chambers are separated by four valves: the tricuspid, pulmonary, mitral, and aortic valves.

When one of native heart valves does not work properly, it can be one cause of heart valve diseases. Rheumatic fever, degeneration related age changes, and infection cause the changes in the flexibility and shape of a native heart valves. A dysfunctional heart valves increase workload for the heart to supply blood through the circulatory system. Patients with dysfunctional heart valves who receive delayed and discontinued treatment may confront with the heart failure, atrial fibrillation, endocarditis, pulmonary hypertension, and blood clots. The remedy of heart valves diseases can be treated by taking medicines, repairing or replacing the heart valves. The treatment depends on the doctor diagnoses that consider based on many factors, including severity of heart valve disease, and the age of patients. Patients who have severe symptoms, need to be treated by replacing heart valves with prosthesis heart valves.

Prosthesis heart valves have been using for valves replacement for decades. There are two major types of the prosthesis heart valve: biological prosthesis heart valves and

mechanical heart valves. The biological prosthesis heart valves are tissue heart valves that have risk of valve deterioration. Elderly patients are more suitable to implanted with biological prosthesis because this type of the valve has low lifespan.

Another type of prosthesis heart valves are mechanical heart valves (MHVs) that are medical devices, for patients who need long lifetime of the valve. They are durable to implant with mechanical heart valves. Several types of mechanical heart valves (MHVs) have been developing, e.g. caged ball valves, mono-leaflet, bi-leaflet, and tri-leaflet valves (Pibarot *et al.*, 2009). A caged ball valve is the first type of mechanical heart valve that has a blood flow channel around a ball. It induces a high risk of blood clots formation. Currently it has discontinued to be produced commercially. A mono-leaflet MHV was designed to develop a flow channel around a single leaflet that has two different sizes of orifice, leading to a difference in velocity blood flow through two orifices. This difference causes stagnation flow, leading to thrombosis. A bi-leaflet MHVs was developed from the mono-leaflet. This device has a flow channel with two leaflets, It makes smaller regions of flow separation from the orifice and lower reverse flow of the valves (Yoganathan *et al.*, 2004). Although the mono-leaflet MHV has a lower risk of thrombosis compared with caged ball valves, a study of Lee *et al.* (2006) investigated a valve closing velocity of mono-leaflet and bi-leaflet by charge-coupled device. Their results showed that a bi-leaflet had lower closing velocity compared with the mono-leaflet. A valve closing velocity affected a cavitation bubbles generation that might cause a blood cell damage. A tri-leaflet MHV is a MHV that was developed to imitate native heart valve, blood flows along central channel of the valve is similar to the flow through the biological prosthesis. Although, MHVs have a long life span, patients with MHVs may confront with after surgery obstacles, including hemolysis that damages red blood cells and platelet destruction. The destruction of red blood cell

and platelet can induce thrombus formation around the leaflet and housing of MHVs prostheses (Hong and Kim, 2011). Several recent studies have suggested that the hemodynamics of blood flow through the MHVs plays dominant role in the thrombus formation (Cheng *et al.*, 2004; Krishnan *et al.* 2006). Types of MHVs influence jet flow, shear stresses elevation, flow separation and recirculation, shed vortices, and turbulence of blood flow. That factor may induce platelet activation and lead to the formation of blood clots. Thus, MHVs have been designing based on hemodynamic improvement to minimize the thrombus deposition. Grigioni *et al.* (2001) tested a turbulent shear stress of a two bileaflet valves using Laser Doppler anemometry, although they are very similar in design. the concept of curved wake could conclude that the curvature of the leaflets' surface must be identified as an important parameter. Li *et al.*, (2011) compared shear stress between bi-leaflet and trileaflet MHVs via Mock Circulatory Loop System. The magnitudes of the shear stresses of blood flow in both tri-leaflet heart valve and bi-leaflet heart valve are similar. The tri-leaflet MHVs imitated from actual tri-leaflet tissue heart valves are promising to use and perform on comparable safety levels to bi-leaflet mechanical heart valves (Gallegos *et al.*, 2006; Kiang-ia and Chatpun, 2013). This study is aimed to study the influence of curvature and fully open angle of a tri-leaflet mechanical heart valves on shear stress and velocity of blood flow through the valves. The design parameter of shear stress and velocity blood flow of tri-leaflet MHVs primarily investigates a factor of blood flow through leaflet valves for results to expected to using in modification of leaflet shape and fully open angles of tri-leaflet mechanical heart valves design.

Materials and Methods

In this paper, the models of MHVs had a diameter of 27 mm for all models. The curved leaflet were designed with leaflet width (w) at 16 mm, the radius of the leaflet curve (R) were

0.5 w , 0.542 w , and 0.583 w . The schematic dimension is shown in Figure 1. The fully open angles were designed with 85, 87, and 90 degree as in Figure 2.

The leaflet valves were simulated to locate at aortic position. The 3D models of MHVs were created using SOLIDWORK. A tri-leaflet MHVs models was designed with different leaflet shape and fully open angles as shown in Table. 1. The flat tri-leaflet MHVs were designed with a three models with fully open angles of 85, 87, and 90 degree. The curved tri-leaflet MHVs were designed with three different inner radii of 8, 8.672, and 9.328 mm at the open angles of 85, 87, and 90 degree, respectively.

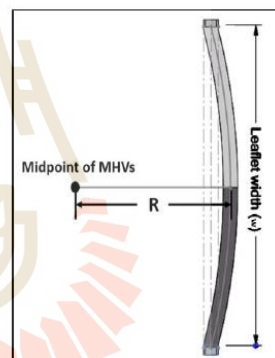


Figure 1. A leaflet shapes MHVs design

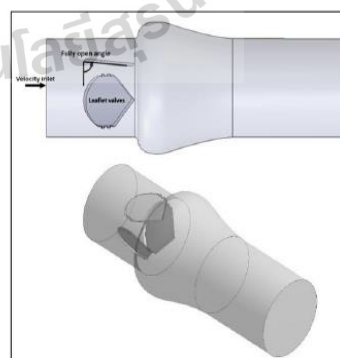
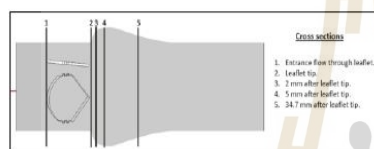


Figure 2. geometrical aortic position with leaflet valves model

Table 1. Tri-leaflet MHV's models type

Models of tri-leaflet MHVs	Curved inner radius (mm)	Fully open angle (degree)
Flat tri-leaflet MHV's Model 1	-	85
Flat tri-leaflet MHV's Model 2	-	87
Flat tri-leaflet MHV's Model 3	-	90
Curved tri-leaflet MHV's Model 4	8.672	85
Curved tri-leaflet MHV's Model 5	8.672	87
Curved tri-leaflet MHV's Model 6	8.672	90
Curved tri-leaflet MHV's Model 7	9.328	85
Curved tri-leaflet MHV's Model 8	8	85

**Figure 3. The cross sections of MHV's models for mechanical heart valves**

The computational simulation was based on the finite volume method using ANSYS fluent. Boundary conditions were set based on Shahriari *et al.* (2012). The inlet pulsatile velocity flow inlet was applied at the left ventricle side of the model as in Figure 2. The blood flow was modeled as unsteady incompressible turbulent flow using SST k-omega turbulent model. The blood properties were considered to be constant along the flow channel, density of blood is 1056 kg/m^3 , and dynamic viscosity is $3.5 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$ (Shahriari *et al.*, 2012).

This paper analyzed shear stress and velocity profiles with five cross sections as shown in Figure 3: flow entrance, leaflet tip, 2 mm after leaflet tip, 5 mm after leaflet tip, and 34.7 mm after leaflet tip section. Shear stress and velocity profiles of blood flow were considered in each cross sections.

For the effect of leaflet shaped of MHVs, the shear stress and velocity of blood flow were investigated in different models of MHVs: model 1, model 4, model 7, and model 8. While effect of the leaflet shape and fully open angle analyzed the shear stress and velocity of blood flow were analyzed in the model 1, model 2, model 3, model 4, model 5, and model 6.

Theories and Principles

The physical phenomena of blood flow is governed by the conservation of mass and the conservation of momentum. The blood flow was considered to be incompressible turbulent flow. Mathematical model of the blood flow governed by the Reynolds-averaged Navier-Stokes (RANS) equations is given in Equation (1)

$$\frac{\partial(\rho u_i u_j)}{\partial x_i} = -\frac{\partial P}{\partial x_j} + \frac{\partial}{\partial x_i} \left(\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right) + \frac{\partial}{\partial x_i} (-\rho u_i' u_j')$$
(1)

where ρ is flow density, u is flow velocity, P is pressure, and μ is dynamic viscosity. i, j are the unit vectors in the horizontal and radius directions, respectively.

The effect of turbulent fluctuations, $-\rho u_i' u_j'$ is called the reynolds stresses. The Reynolds stresses relates to the mean velocity gradients based on Boussinesq hypothesis as in Equation (2):

$$-\rho u_i' u_j' = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) - \frac{2}{3} \left(\rho k + \mu_t \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \right) \delta_{ij}$$
(2)

where k is turbulent dissipation rate. The SST k-omega model was selected as the turbulent model in the study.

Results and Discussion

To validate a results of the numerical study were set base on boundary condition with

Bluestein *et al.* (1999). The velocity profile of blood flow through the bi-leaflet MHVs obtained from 2D and 3D numerical simulations were compared with the velocity profile of blood flow at the leaflet tip obtained from the study of Bluestein *et al.* (1999). The numerical results are in good agreement with the results of Bluestein *et al.* (1999) as in Figure 4.

Figure 5 shows the variation of shear stress and velocity along the diameter of the flat tri-leaflet MHVs at fully open angle of 85 degree in a cross section 1 at the time of 105, 300, 600, and 800 ms. The shear stress of blood flow through the flat tri-leaflet MHVs varied with time. The highest shear stress was appears at 105 ms after peak systole phase, it was found nearly aortic sinus. This phase had the highest shear stress. The high shear stress causes a high risk of blood cells damage, leading to hemolysis and platelet activation.

Effect of Leaflet Shape on Shear Stress and Velocity Profile of Blood Flow Through Tri-Leaflet Mechanical Heart Valves

As the results of shear stress and velocity at each time step, the shear stress and velocity varied with the time and velocity inlet. In this section, the highest level of shear stress and velocity at 105 ms after peak systole phase was considered. At the cross section 2, high shear stress and velocity profiles were found near the

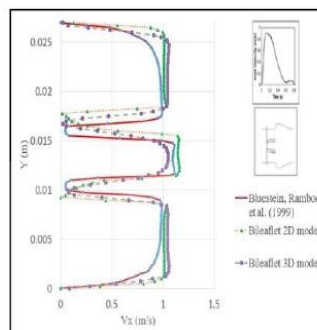


Figure 4. Comparison of velocity profile at the leading edge (at 105 ms after Peak Systole) obtained from the study of Bluestein *et al.* (1999), 2D and 3D simulation results of the flow through bi-leaflet valve

leaflet tip that may cause high risk of blood clots in MHVs. The leaflet shapes were modeled at the same fully open angle 85 degree to investigated shear stress and velocity profiles in: model 1, model 4, model 7, and model 8 as shown in Figure 6. The maximum shear stress obtained from the model 4, model 7, model 8, and model 1 were 9.81 Pa, 9.07 Pa, 5.08 Pa, and 4.29 Pa, respectively. The maximum shear stress obtained from the

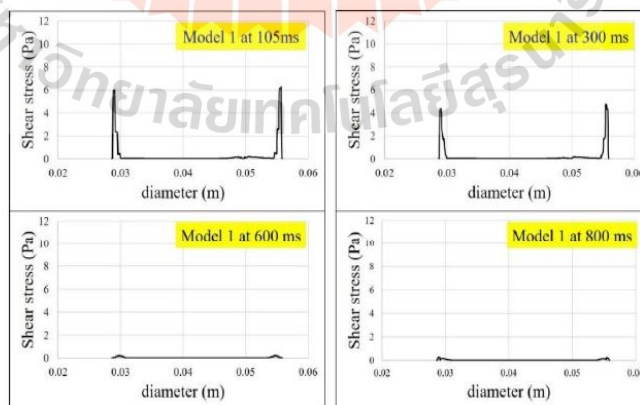


Figure 5. Comparison a shear stress and velocity profiles in the flat tri-leaflet mechanical heart valve with open angle 85 degree with a 105, 300, 600, and 800 ms

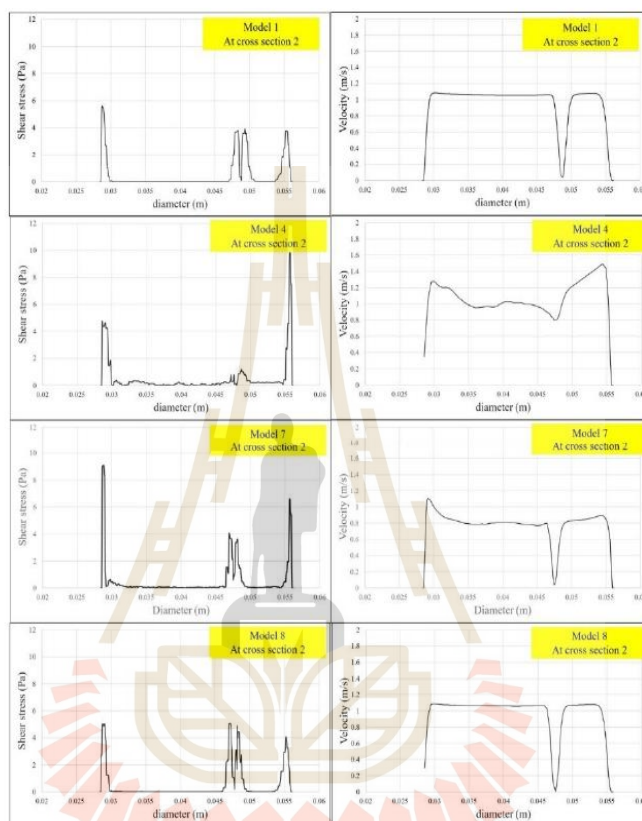


Figure 6. Comparison a shear stress and velocity profiles of tri-leaflet mechanical heart valves (model 1, model 4, model 7, and model 8)

model 4 and model 7 were found at nearly aortic sinus, however low shear stress was found at between leaflets area. On the other hand, in the model 1 and model 8, low shear stress located at aortic sinus area while a the maximum shear stress locate between leaflets. As the results of velocity profiles, in the model 1 and model 8, the maximum velocity gradient observed nearly between leaflets, resulting in high shear stress. In the model 4 and model 7, low velocity gradient appeared nearly between leaflets. Whereas a velocity gradient occurred along cross section in the model 1 and model 8. High velocity gradient causes high shear stress that may induce more blood cell damage

along cross section in the model 1 and model 8. The different leaflet shape resulted in the difference in shear stress and velocity profile of blood flow through a tri-leaflet MHVs that can induces a platelet activation and blood cell damage occurs in a different area in tri-leaflet MHVs.

Effect of Fully Open Angles on Shear Stress and Velocity Profile of Blood Flow Through a Flat Tri-Leaflet Mechanical Heart Valves

In this section, shear stress and velocity profiles of blood flow through flat tri-leaflets at fully open angle 85, 87, and 90 degree (model 1, model 2, model 3, model 4, model 5,

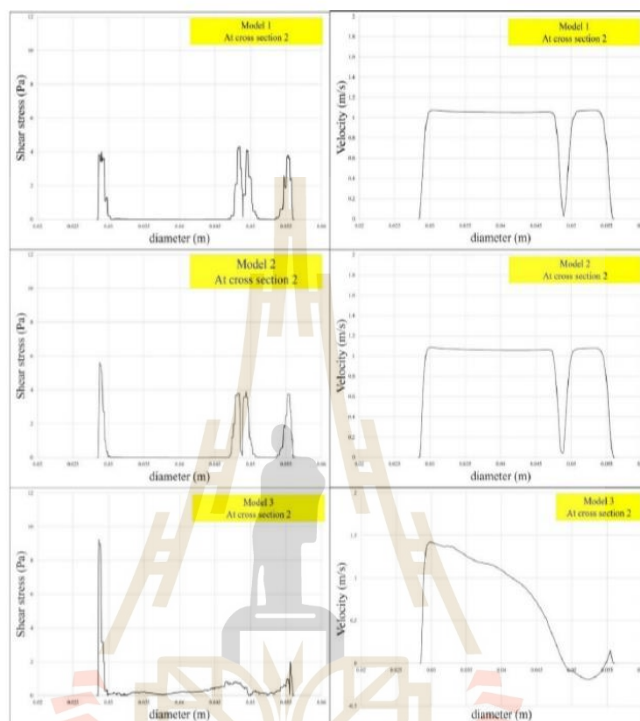


Figure 7. Comparison a shear stress and velocity profiles of tri-leaflet mechanical heart valves (model 1, model 2, and model 3)

and model 6) were investigated to studies the effect of fully open angles on shear stress and velocity profiles of blood flow. Figure 7 shows shear stress and velocity profiles of blood flow through flat tri-leaflet MHVs model 1, model 2, and model 3. The results show that the maximum shear stress in model 3, model 2, and model 1 were 9.24 Pa, 5.63 Pa, and 4.29 Pa, respectively. Different fully open angles provided different shear stress and velocity profiles. Model 2 and model 3 that had larger fully open angle compared with the model 1 caused has change velocity gradient in the aortic sinus, generating higher shear stress at nearly aortic sinus than that in the model 1. However low velocity gradient has between leaflet area, generating low shear stress between leaflet region. In the model 3 the maximum shear stress appeared at the aortic

sinus area, resulting in high shear stress along cross section. While velocity profiles of blood flow in the model 3 show the back flow of blood between leaflets.

Effect of Open Angles on Shear Stress and Velocity Profile of Blood Flow Through a Curvature Tri-Leaflet Mechanical Heart Valves

Figure. 8 shows the shear stress and velocity profiles of blood that flowed through curved tri-leaflet MHVs with fully open angle of 85, 87, and 90 degree. The results show that the maximum shear stress of blood flow obtained from the model 4, model 5, and model 6 were 9.81 Pa, 8.98 Pa, and 3.99 Pa, respectively. The increasing of fully open angle caused the change a velocity profiles with lower velocity gradients at aortic sinus

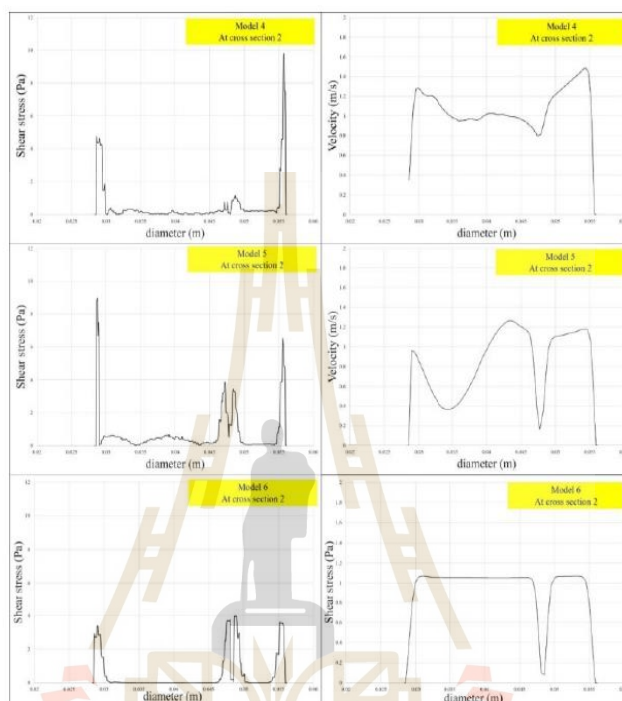


Figure 8. Comparison a shear stress and velocity profiles of tri-leaflet mechanical heart valves (model 4, model 5, and model 6)

area and higher velocity gradient at between leaflet area. The high shear stress was generated in different areas of curved tri-leaflet models based on velocity gradient.

The high shear stress at aortic sinus has increase a higher risk of blood clotting potential due to aortic sinus area has a large recirculation to allow platelet to a trap (Bang *et al.*, 2006). For an estimation, the shear stress must above 150 Pa to cause blood damage and above 10 Pa to cause platelet activation (Ge *et al.*, 2008). Although, shear stress in this study was below 10 Pa of all tri-leaflet MHVs models that platelet activation initiation but blood clotting can occur from many factors such as cavitation, stagnation flow, pressure drop and recirculation region. In this study, blood clotting can be considered from recirculation region factor. Figure. 9 shows the comparison of streamline of blood flow

between tri-leaflet mechanical heart valves with flat tri-leaflet and curved tri-leaflet at after peak systole phase (105 ms), resulting a recirculation flow in flat-trileaflet model 1 and model 2 (fully open angle: 85 and 87 degree) has occur at aortic sinus regions, model 2 has a larger recirculation flow region than a model 1.

A recirculation flow region in model 3 was larger compared with model 1 and model 2, nearly leaflet tip. Model 4 and model 5 has a different position and magnitude of recirculation flow, a recirculation flow region has large and occurs at nearly aortic sinus position. Model 4 and model 5 provided larger recirculation region than model 6. A recirculation flow has a important factor allows a platelet to be a trapped (Yun BM *et al.*, 2014). The model 3 had a larger a recirculation that caused a larger area of

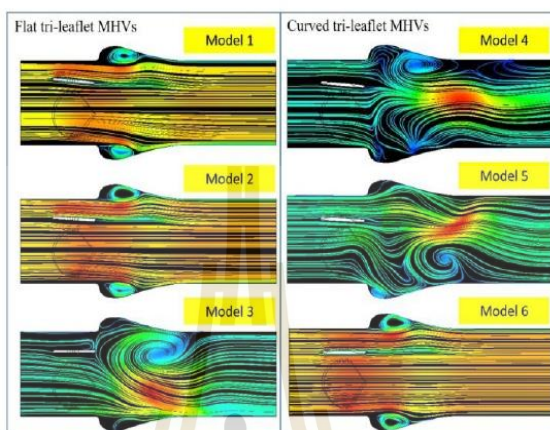


Figure 9. Comparison a streamline of tri-leaflet mechanical heart valves

platelet trap region than model 1 and model 2. Thus, the model 3 had a higher shear stress than model 1 and model 2. Model 3 has a highest risk of blood clotting in flat tri-leaflet mechanical heart valves model with high risk of platelet activation and larger platelet to be a trapped region wherewith a position of recirculation flow region and maximum shear stress occurs at nearly a recirculation area. Although, a model 1 had similar recirculation region compared with model 2 but model 1 has the lowest shear stress amongs flat tri-leaflet heart valve models that cause the lowest risk of blood clotting compared with flat tri-leaflet models. From curved tri-leaflet mechanical heart valve models, the model 6 had similar recirculation flow region occured in the model 1 and the model 2, resulting in the lowest shear stress in curved mechanical heart valve models and leading to the lowest risk of blood clotting in curved mechanical heart valves models. Although, model 4 and model 5 had a higher risk of platelet activation but a platelet trap region occurs in different area. In the model 4, the trap region occurs at nearly leaflet tip, leading to blood clot in leaflet.

These study compared effect of leaflet shape and fully open angle can cause change areas of shear stress and velocity profiles that found a risk of blood cell damage, higher risk

of platelet activation lead to blood clotting at a difference areas.

Conclusions

The shear stress and velocity in MHVs were investigated numerically in tri-leaflet MHVs with different with open angle and leaflet shape. As the results of the study. The flat tri-leaflet MHVs with open angle 85 degree provided the lower shear stress on blood flow that caused the lowest risk of blood clotting than the other level of open angle with same types. On the other hand, the curved tri-leaflet MHVs with open angle 90 degree provided the different results compared with the flat tri-leaflet MHVs. The leaflet shape and open angle affect the shear stress and velocity of blood flow, these factors should be appropriately considered when designed MHVs to reduce high risk of blood clotting and platelet activation from shear stress.

References

- Bang, J.S., Yoo, S.M., and Kim, C.N., (2006). Characteristics of pulsatile blood flow through the curved bileaflet mechanical heart valve installed in two different types of blood vessels: velocity and

010061-10 Simulation Study on Influence of Leaflet Shape and Open Angle of Tri-leaflet Mechanical Heart Valve

- pressure of blood flow. *ASAIO J.*, 52(3):234-242.
- Bluestein, D., Rambod, E., and Gharib, M., (1999). Vortex shedding as a mechanism for free emboli formation in mechanical heart valves. *J. Biomec. Eng.*, 122(2):125-134.
- Cheng, R., Lai, Y.G., and Chandran, K.B. (2004). Three-dimensional fluid-structure interaction simulation of bileaflet mechanical heart valve flow dynamics. *Ann. Biomed. Eng.*, 32:1,469-1,480.
- Gallegos, R.P., Rivard, A.L., Suwan, P.T., Black, S., Bertog, S., Steinseifer, U., Amien, A., Lahti, M., and Bianco, R.W. (2006). In-vivo experience with the Triflow trileaflet mechanical heart valve. *J. Heart. Valve. Dis.*, 15(6):791-799.
- Ge, L., Dasi, L.P., Sotiropoulos, F., and Yoganathan, A.P., (2008). Characterization of hemodynamic forces induced by mechanical heart valves: Reynolds vs. viscous stresses. *Ann. Biomed. Eng.*, 36(2):276-297.
- Grigioni, M., Daniele, C., D'Avenio, G., and Barbaro, V. (2001). The influence of the leaflets' curvature on the flow field in two bileaflet prosthetic heart valves. *J. Biomech.*, 34(5):613-62.
- Hong, T. and Kim, C.N., (2011). A numerical analysis of the blood flow around the Bileaflet Mechanical Heart Valves with different rotational implantation angles, *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*, 23(5):607-614.
- Kiang-ia, A. and Chatpun, S., (2013). Mechanical analysis of mechanical aortic heart valve: Trileaflet versus bileaflet. *Proceeding of Biomedical Engineering International Conference*; October 23-25, Krabi, Thailand.
- Krishnan, S., Udaykumar, H.S., Marshall, J.S., and Chandran, K.B. (2006). Two-dimensional dynamic simulation of platelet activation during mechanical heart valve closure. *Ann. Biomed. Eng.*, 34:1,519-1,534.
- Lee, H., Tatsumi, E., Homma, A., Tsukiya, T., and Taenaka, Y. (2006). Mechanism for cavitation of monoleaflet and bileaflet valves in an artificial heart. *J. Artif. Organs.*, 9:154.
- Li, C.P., Chen, S.F., Lo, C.W., and Lu, P.C. (2011). Turbulence characteristics downstream of a new trileaflet mechanical heart valve. *American Society for Artificial Internal Organs* 57(3):188-96.
- Pibarot, P. and Dumesnil, J.G. (2009). Prosthetic heart valves: selection of the optimal prosthesis and long-term management. *Circulation*, 119:1,034-1,048.
- Shahriari, S., Maleki, H., Hassan, I., and Kadem, L., (2012). Evaluation of shear stress accumulation on blood components in normal and dysfunctional bileaflet mechanical heart valves using smoothed particle hydrodynamics. *J. Biomech.*, 45(15):2,637-2,644.
- Yoganathan, A.P., He, Z., and Jones, S.C. (2004). Fluid mechanics of heart valves. *Ann. Rev. Biomed. Eng.*, 6(1):331-362.
- Yun, B.M., Aidun, C.K., and Yoganathan, A.P., (2014). blood damage through a bileaflet mechanical heart valve: a quantitative computational study using a multiscale suspension flow solver. *J Biomech Eng* 136(10):17.

ประวัติผู้เขียน

นายชัชพล สุขตะ เริ่มศึกษาชั้นประถมศึกษาปีที่ 1-6 โรงเรียนรุ่งอรุณวิทยา ต่อมาเข้าศึกษาชั้นมัธยมศึกษาปีที่ 1-6 โรงเรียนรุ่งอรุณวิทยา อำเภอปากช่อง จังหวัดนครราชสีมา และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา เมื่อปี พ.ศ. 2560

ผลงานวิจัย : นำเสนอบทความเข้าร่วมการประชุม The 7th International Workshop On Innovative Simulation For Health Care (IWISH: 2018) เมื่อปี ค.ศ. 2018 ในหัวข้อเรื่อง Simulation Study On The Influence Of Leaflet Shape On Blood Flow Through Mechanical Heart Artificial Heart Valve.

นำเสนอบทความเข้าร่วมการประชุม 10th Thai Society of Mechanical Engineers International Conference on Mechanical Engineering (TSME-ICoME: 2019) เมื่อปี ค.ศ. 2019 ในหัวข้อเรื่อง Simulation Study On The Influence Of Leaflet Shape And Open Angle Of Tri-Leaflet Mechanical Heart Valve On Blood Flow.

ตีพิมพ์บทความในหัวข้อ Simulation Study On The Influence Of Leaflet Shape And Open Angle Of Tri-Leaflet Mechanical Heart Valve On Blood Flow. เมื่อปี ค.ศ. 2020 ในวารสาร Suranaree Journal of Science and Technology