



การออกแบบและวิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์สำหรับแบบจำลองของลิ้นหัวใจเทียม
Design and computational analysis of artificial heart valve

อัฐศักดิ์ เกียงเอี้ย
Atthasak Kiang-ia

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Science in Biomedical Engineering
Prince of Songkla University

2557

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์	การออกแบบและวิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์สำหรับแบบจำลองของลิ้นหัวใจเทียม
ผู้เขียน	นายอัฐศักดิ์ เกียงเอี้ย
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
คณะกรรมการสอบ

.....
(ดร.สุรพงษ์ ชาติพันธุ์)

.....ประธานกรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนต์ชัย พฤกษ์วิไลเลิศ)

.....กรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.เจริญยุทธ เดชวายุกุล)

.....กรรมการ
(ดร.สมยศ จิรสถิตยสิน)

.....กรรมการ
(ดร.สุรพงษ์ ชาติพันธุ์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้รับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(3)

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(ดร.สุรพงษ์ ชาติพันธุ์)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ลงชื่อ.....

(นายอัฐศักดิ์ เกียงเอี้ย)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นายอัฐศักดิ์ เกียงเอี้ย)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	การออกแบบและวิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์สำหรับแบบจำลอง ของลิ้นหัวใจเทียม
ผู้เขียน	อัฐศักดิ์ เกียงเอี้ย
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ปีการศึกษา	2556

บทคัดย่อ

ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะมีหลายรูปแบบ โดยเลียนแบบให้มีการทำงานคล้ายลิ้นหัวใจธรรมชาติ ความผิดปกติของลิ้นหัวใจเทียมมีสาเหตุมาจาก การโดนแรงกระทำซ้ำๆ จากความดันเลือดที่กระทำกับลิ้นหัวใจเทียม ดังนั้นจึงอาจก่อให้เกิดความเสียหายกับวัสดุสำหรับลิ้นหัวใจเทียม ในการศึกษาครั้งนี้นำเสนอการออกแบบและวิธีการคำนวณ สำหรับการวิเคราะห์ ความเค้น การกระจัด และความเครียด ของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมโลหะรูปแบบใหม่ที่มีลักษณะ 3 ใบ โดยในการศึกษานี้ จะออกแบบแบบจำลองลิ้นหัวใจเออร์ติกเทียมในลักษณะ 2 มิติ และ 3 มิติ โดยมี 2 รูปแบบ คือ รูปครึ่งทรงกลม และ รูปทรงกรวย โดยมีข้อต่ออยู่ที่ตรงกลางของแผ่นลิ้นหัวใจ ศึกษาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมในระหว่างสถานะการเปิดและปิด ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ช่วยออกแบบและคำนวณทางวิศวกรรม ผลการศึกษาแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม แสดงให้เห็นว่าแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยมีค่าความเค้นวอนมิเชสสูงสุด 0.697 MPa ในสถานะเริ่มเปิด 3.027 MPa ในสถานะเปิดสุด และ 5.045 MPa ในสถานะปิดสุด การกระจัดสูงสุด 0.168 ไมโครเมตร ในสถานะเริ่มเปิด 0.550 ไมโครเมตร ในสถานะเปิดสุด และ 0.067 ไมโครเมตร ในสถานะปิดสุด และความเครียดสูงสุด 0.809×10^{-5} ในสถานะเริ่มเปิด 1.607×10^{-5} ในสถานะเปิดสุด และ 0.416×10^{-5} ในสถานะปิดสุด ซึ่งน้อยกว่า เมื่อเปรียบเทียบกับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมที่มีค่าความเค้นวอนมิเชสสูงสุด 0.508 MPa ในสถานะเริ่มเปิด 12.095 MPa ในสถานะเปิดสุด และ 2.138 MPa ในสถานะปิดสุด การกระจัดสูงสุด 0.037 ไมโครเมตร ในสถานะเริ่มเปิด 2.580 ไมโครเมตร ในสถานะเปิดสุด และ 0.026 ไมโครเมตร ในสถานะปิดสุด และความเครียดสูงสุด 0.548×10^{-5} ในสถานะเริ่มเปิด 4.855×10^{-5} ในสถานะเปิดสุด และ 0.310×10^{-5} ในสถานะปิดสุด และบริเวณที่เกิดความเค้นสูงสุดเกิดขึ้นบริเวณข้อต่อของลิ้นหัวใจเทียม ดังนั้นบริเวณข้อต่อเป็นจุดที่สำคัญ ในการออกแบบและศึกษาแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมนี้แสดงให้เห็นว่า รูปทรงของลิ้นหัวใจเทียมมีผลต่อค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ซึ่งส่งผลกระทบต่อการใช้งานของลิ้นหัวใจเทียม อย่างไรก็ตามการศึกษาแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมนี้เป็นการศึกษาในสถานะคงที่ ณ ขณะเวลาหนึ่งในการเปิดและปิดของลิ้นหัวใจเทียม เพื่อเป็นแนวทางเบื้องต้นในการพิจารณาสำหรับการออกแบบ

คำสำคัญ : ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ความเค้น ความเครียด

Thesis Title	Design and computational analysis of artificial heart valve
Author	Mr. Atthasak Kiang-ia
Major Program	Biomedical Engineering
Academic Year	2013

ABSTRACT

Many types of mechanical heart valve mimic the natural heart valve's operation. The dysfunction of mechanical heart valve is the result of repeated load from blood pressure exerted on the leaflet. This may cause a material damage for a mechanical heart valve. In this study, we designed and performed a computational method in 2D and 3D to analyze stress, displacement and strain of our new design of a trileaflet mechanical aortic heart valve. There were two designs of the leaflets; hemispherical and conical shapes. The position of the hinge joints was located at the center of the leaflet. Stress and strain during opening and closing were determined with the computer-aided design and engineering software. Our simulation results showed that the conical trileaflet mechanical aortic heart valve had maximum Von Mises stress 0.697 MPa in early open condition, 3.027 MPa in fully open condition and 5.045 MPa in fully close condition; maximum displacement 0.168 μm in early open condition, 0.550 μm in fully open condition and 0.067 μm in fully close condition and maximum strain 0.809×10^{-5} in early open condition, 1.607×10^{-5} in fully open condition and 0.416×10^{-5} in fully close condition. The hemispherical trileaflet mechanical aortic heart valve had maximum Von Mises stress 0.508 MPa in early open condition, 12.095 MPa in fully open condition and 2.138 MPa in fully close condition; maximum displacement 0.037 μm in early open condition, 2.580 μm in fully open condition and 0.026 μm in fully close condition and maximum strain 0.548×10^{-5} in early open condition, 4.855×10^{-5} in fully open condition and 0.310×10^{-5} in fully close condition. Due to this study, a hinge joint of heart valve is a point of concern for the design. Our study also demonstrated that the geometry of leaflets and hinge joint play a role on stress and strain distributions. However, this study performed only a static analysis at the time point of interest at valve opening and closing which is a preliminary idea for a mechanical heart valve design.

Keywords: Mechanical heart valve, Finite element method, Stress, Strain

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จไปด้วยความกรุณาเป็นอย่างสูงจาก ดร.สุรพงษ์ ชาทิพันธุ์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ที่ได้ให้คำปรึกษาและข้อเสนอแนะ รวมทั้งแนวทางในการแก้ไขปัญหาที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งในการทำวิจัยตลอดมา จนลุล่วงไปด้วยดี ข้าพเจ้ารู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาและขอขอบคุณอาจารย์เป็นอย่างสูงไว้ ณ ที่นี้

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.เจริญยุทธ เดชวายุกุล และ ดร.สมยศ จิรสถิตสิน กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้ให้คำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องในการทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนต์ชัย พงษ์วิไลเลิศ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ที่ได้สละเวลาในการเป็นกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ พร้อมทั้งได้ให้ความช่วยเหลือ และตรวจแก้ไขข้อบกพร่องในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่อุดหนุนทุนบัณฑิตศึกษา ทำให้สามารถทำวิทยานิพนธ์สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณ พี่ๆ เพื่อนๆ และ น้องๆ สถาบันวิศวกรรมชีวการแพทย์ทุกคน ที่ได้ให้คำปรึกษา คำแนะนำ ความช่วยเหลือเกื้อกูล รวมถึงการให้กำลังใจในการดำเนินงานวิจัยในครั้งนี้

และที่ขาดเสียไม่ได้ ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และ ครอบครัว เป็นอย่างสูง สำหรับความห่วงใย ตลอดจนการให้กำลังใจ คำสั่งสอนการใช้ชีวิต สนับสนุนการศึกษาเพื่อรอความสำเร็จของข้าพเจ้าและเป็นแรงใจจนผ่านปัญหาและอุปสรรคจนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

อัฐศักดิ์ เกียงเอี้ย

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(8)
รายการตาราง	(10)
รายการภาพประกอบ	(11)
บทที่	
1. บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย	1
1.2 การตรวจเอกสาร	2
1.2.1 ลักษณะและหน้าที่การทำงานของลิ้นหัวใจ	2
1.2.2 โรคลิ้นหัวใจผิดปกติและการรักษา	5
1.2.3 ประเภทของลิ้นหัวใจเทียม	7
1.2.3.1 ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะ	9
1.2.3.2 ลิ้นหัวใจเทียมแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต	12
1.2.3.3 ข้อดีและข้อเสียของลิ้นหัวใจเทียม	13
1.2.3.4 การเลือกลิ้นหัวใจเทียมเพื่อเปลี่ยนให้ผู้ป่วย	13
1.2.4 ความผิดปกติของลิ้นหัวใจเทียม	14
1.2.4.1 ลักษณะการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม	15
1.2.5 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	18
1.2.5.1 ขั้นตอนทั่วไปของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	18
1.2.5.2 สมการพื้นฐานทั่วไปในสามมิติ	19
1.2.5.3 ข้อได้เปรียบของวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	21
1.2.5.4 ความล้า (Fatigue)	21
1.2.5.5 ค่าความปลอดภัย (Factor of Safety, FOS)	23
1.2.5.6 ทฤษฎีความเสียหาย (Failure Theory)	24
1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	27
1.4 วัตถุประสงค์	30
1.5 ขอบเขตการวิจัย	30
1.6 ผลลัพธ์ที่คาดว่าจะได้รับ	31
2. วิธีการวิจัย	32
2.1 การออกแบบรูปร่างแบบจำลอง 2 มิติและการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการ คำนวณ (Manual Method)	32
2.2 การออกแบบรูปร่างแบบจำลอง 2 มิติและการคำนวณด้วยโปรแกรม Easy FEM	36
2.2.1 การสร้างโครงร่างตาข่าย (Mesh) แบบจำลอง 2 มิติ	38

สารบัญ(ต่อ)	หน้า
2.2.2 แรงกระทำและเงื่อนไขขอบเขตสำหรับแบบจำลอง 2 มิติ (Loading and Boundary Conditions)	39
2.3 การออกแบบรูปร่างแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติและการคำนวณ	40
2.3.1 การออกแบบฐานของแบบจำลอง	40
2.3.2 การออกแบบลึ้นหัวใจ	44
2.3.3 การสร้างโครงร่างตาข่าย (Mesh) แบบจำลอง 3 มิติ	50
2.3.4 การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุสำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ	51
2.3.5 การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุสำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ	52
2.3.6 การพิจารณาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ	54
2.4 การพิจารณาอายุการใช้งานของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ	55
2.5 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย	56
3. ผลการศึกษา	57
3.1 ผลจากการคำนวณแบบจำลอง 2 มิติ	57
3.1.1 ผลการคำนวณด้วยมือ (Manual method) สำหรับแบบจำลอง 2มิติโดยทฤษฎีการหาความเค้นในคาน	57
3.1.2 ผลการคำนวณแบบจำลอง 2 มิติด้วยโปรแกรม Easy FEM	59
3.2 ผลจากการคำนวณแบบจำลอง 3 มิติด้วยโปรแกรม SolidWorks	64
3.3 ผลจากการคำนวณค่าความล้าของแบบจำลอง 3 มิติ	83
4. บทวิจารณ์ผลการศึกษา	84
4.1 ขนาดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม	84
4.2 ผลของความสูงของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยต่อความเค้น	87
4.3 ผลของความหนาของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมต่อความเค้น	87
4.4 ผลจากการคำนวณการเปิดและปิดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม	89
4.5 ผลจากการคำนวณค่าความล้าของแบบจำลอง 3 มิติ	90
5. บทสรุปและข้อเสนอแนะ	93
5.1 สรุปผลการออกแบบสำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเอออร์ติกเทียม	93
5.2 ข้อเสนอแนะ	94
บรรณานุกรม	95
ภาคผนวก ก. ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉาก ในแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลม	99
ภาคผนวก ข. ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉาก ในแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวย	127
ภาคผนวก ค. ข้อมูลการเผยแพร่วิทยานิพนธ์	155
ประวัติผู้เขียน	160

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
1.1 เปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียของลึ้นหัวใจแบบโลหะกับแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต	13
2.1 คุณสมบัติของวัสดุไทเทเนียม	52
2.2 แรงดันเลือดที่ใช้ในการกำหนดแรงดันที่กระทำกับการเปิดและปิดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม	55
3.1 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากผลการตรวจสอบผลลัพธ์สำหรับแบบจำลอง 2 มิติรูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยม ที่ความหนาของลึ้นหัวใจต่างๆ	57
3.2 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากผลการตรวจสอบผลลัพธ์สำหรับแบบจำลอง 2 มิติรูปร่างแบบเหลี่ยมเมื่อมุมของลึ้นหัวใจ (θ) หรือความสูง (H) และความหนาของลึ้นหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงลึ้นหัวใจเริ่มเปิด	58
3.3 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากผลการตรวจสอบผลลัพธ์สำหรับแบบจำลอง 2 มิติรูปร่างแบบเหลี่ยมเมื่อมุมของลึ้นหัวใจ (θ) หรือความสูง (H) และความหนาของลึ้นหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงลึ้นหัวใจปิดสุด	58
3.4 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากโปรแกรม Easy FEM สำหรับแบบจำลอง 2 มิติรูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยม	59
3.5 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากการคำนวณค่าความเค้นของแบบจำลอง 3 มิติรูปร่างแบบทรงกรวยเมื่อมุมของลึ้นหัวใจ (θ) และความหนาของลึ้นหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงลึ้นหัวใจเริ่มเปิด	65
3.6 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากการคำนวณค่าความเค้นของแบบจำลอง 3 มิติรูปร่างแบบทรงกรวยเมื่อมุมของลึ้นหัวใจ (θ) และความหนาของลึ้นหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงลึ้นหัวใจเปิดสุด	66
3.7 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากการคำนวณค่าความเค้นของแบบจำลอง 3 มิติรูปร่างแบบทรงกรวยเมื่อมุมของลึ้นหัวใจ (θ) และความหนาของลึ้นหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงลึ้นหัวใจปิดสุด	66
3.8 ผลการคำนวณค่าความเค้น Von Mises สูงสุด 3 มิติ รูปร่างครึ่งทรงกลมและรูปร่างทรงกรวยด้วยโปรแกรม SolidWorks	67
4.1 ค่า Effective Orifice Area Index (EOAI) มาตรฐานที่เหมาะสมกับขนาดของลึ้นหัวใจเทียม	85
4.2 ค่า Effective Orifice Area Index ของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปแบบกรวย	86

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
1.1 ลักษณะกายภาพและตำแหน่งของลึ้นหัวใจทั้ง 4 ภายในหัวใจ	2
1.2 ลักษณะทางกายภาพของลึ้นหัวใจเอออร์ติก	3
1.3 การเปิดและปิดของลึ้นหัวใจเอออร์ติก	4
1.4 แสดงช่วงเวลาในการใช้งานและพัฒนาลึ้นหัวใจเทียม	8
1.5 ลักษณะของลึ้นหัวใจเทียมชนิดลูกบอล	10
1.6 ลักษณะของลึ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่น	11
1.7 ลักษณะของลึ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น	11
1.8 ลักษณะลึ้นหัวใจแบบเนื้อเยื่อที่ทำมาจากสิ่งมีชีวิตอื่น	12
1.9 แผ่นผ้งของลึ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น ผ้งอยู่ในตำแหน่งที่หลุดเลือด	15
1.10 ลักษณะการไหลของลึ้นหัวใจเทียมในรูปแบบต่างๆ	17
1.11 โดเมนและเงื่อนไขขอบเขตของวัตถุทรงตันภายใต้แรงกระทำใดๆ	19
1.12 ลักษณะของกราฟความล้าที่ได้จากความเค้นเทียบกับเวลา	23
1.13 บริเวณพื้นที่หกเหลี่ยมของเทรסקา	24
1.14 ความเสียหายของวัสดุตามทฤษฎีพลังงานของการผิดรูปสูงสุดและทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุด	25
1.15 บริเวณปลอดภัยภายใต้ทฤษฎีของคูลอมบ์-โมร์	26
1.16 ลักษณะแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่นกับลึ้นหัวใจเทียมชนิด 3 แผ่น ขนาดและตำแหน่งในการทดสอบการไหล	28
1.17 แบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมการศึกษาของ Po-Chien Lu และคณะ	29
2.1 ลักษณะแบบจำลอง 2 มิติของลึ้นหัวใจ ในลักษณะแบบโค้ง (a) และแบบเหลี่ยม(b) เพื่อใช้ในการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการคำนวณ	33
2.2 แผนภาพวัตถุอิสระ (Free Body Diagram, FBD) แบบจำลอง 2 มิติของลึ้นหัวใจ	35
2.3 ตำแหน่งแกนสะเทิน (Neutral axis, N.A.) ของหน้าตัด	36
2.4 ภาพแบบจำลอง 2 มิติของลึ้นหัวใจเพื่อใช้ในโปรแกรม Easy FEM	37
2.5 โครงร่างตาข่ายภาพแบบจำลอง 2 มิติของลึ้นหัวใจเทียมด้วยโปรแกรม Easy FEM	38
2.6 การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขและแรงกระทำสำหรับแบบจำลอง 2 มิติ รูปแบบโค้ง	39
2.7 การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขและแรงกระทำสำหรับแบบจำลอง 2 มิติ รูปแบบเหลี่ยม	40
2.8 ภาพฉาย 3 มิติของฐานแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ	42
2.9 ฐานแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ	43
2.10 ขนาดและตำแหน่งจุดยึดระหว่างฐานแบบจำลองกับลึ้นหัวใจเทียมในแบบจำลองแบบครึ่งทรงกลม	43
2.11 ขนาดและตำแหน่งจุดยึดระหว่างฐานแบบจำลองกับลึ้นหัวใจเทียมในแบบจำลองแบบทรงกรวย	44

	หน้า
ภาพประกอบที่ (ต่อ)	
2.12 ลักษณะล้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลมและลักษณะข้อต่อจุดยึดระหว่างฐานกับล้นหัวใจ	45
2.13 ภาพฉาย 3 มิติล้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลม	46
2.14 ลักษณะล้นหัวใจรูปแบบทรงกรวยและลักษณะข้อต่อจุดยึดระหว่างฐานกับล้นหัวใจ	47
2.15 ภาพฉาย 3 มิติล้นหัวใจรูปแบบกรวย และภาพตัดขวาง	48
2.16 แบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ ในรูปแบบครึ่งทรงกลม	49
2.17 แบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ ในรูปแบบทรงกรวย	49
2.18 โครงร่างตาข่ายภาพแบบจำลอง 3 มิติ แบบจำลองล้นหัวใจเทียมโดยโปรแกรม SolidWorks รูปแบบครึ่งทรงกลม	50
2.19 โครงร่างตาข่ายภาพแบบจำลอง 3 มิติ แบบจำลองล้นหัวใจเทียมโดยโปรแกรม SolidWorks รูปแบบทรงกรวย	51
2.20 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตและแรงกระทำสำหรับแบบจำลอง 3 มิติ	53
3.1 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบ โค้ง ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะปิดสุดที่ความหนา 1 มิลลิเมตร	60
3.2 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบ โค้ง ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะเปิดสุดที่ความหนา 1 มิลลิเมตร	61
3.3 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบ เหลี่ยม ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะปิดสุดที่ความหนา 1 มิลลิเมตร	62
3.4 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบ เหลี่ยม ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะเปิดสุดที่ความหนา 1 มิลลิเมตร	63
3.5 แบบจำลอง 3 มิติของแบบจำลองล้นหัวใจเทียม	64
3.6 ผลการเปรียบเทียบค่าความเค้นแบบ Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับ แบบจำลอง ล้นหัวใจเทียม 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความ หนาล้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะล้นหัวใจเปิด	68
3.7 ผลการเปรียบเทียบค่าความเค้นแบบ Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองล้น หัวใจเทียม 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนา ล้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะล้นหัวใจปิด	69
3.8 ผลการเปรียบเทียบค่าการกระจัดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนาล้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะล้นหัวใจเปิด	69
3.9 ผลการเปรียบเทียบค่าการกระจัดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนาล้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะล้นหัวใจปิด	70
3.10 ผลการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติรูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนาล้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะล้นหัวใจเปิด	70

ภาพประกอบที่ (ต่อ)

หน้า

3.11 ผลการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และแบบทรวงวย (Coni.) ที่ความหนาล้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะล้นหัวใจปิด	71
3.12 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) ในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด	73
3.13 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) ในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด	74
3.14 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) บริเวณล้นหัวใจในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด	75
3.15 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) บริเวณฐานในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด	76
3.16 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) บริเวณล้นหัวใจในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด	77
3.17 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) บริเวณฐานในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด	78
3.18 แถบชั้นสีแสดงการกระจัดสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) สภาวะล้นหัวใจปิดสุด	79
3.19 แถบชั้นสีแสดงการกระจัดสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) สภาวะล้นหัวใจเปิดสุด	80
3.20 แถบชั้นสีแสดงความเครียดสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) ในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด	81
3.21 แถบชั้นสีแสดงความเครียดสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรวงวย (b) ในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด	82
4.1 บริเวณของค่า effective orifice area (EOA) ที่เกิดขึ้นจากการไหลของเลือดผ่านล้นหัวใจ	85
4.2 ส่วนชิ้นงานที่เป็นทรวงวยและส่วนฐานทรวงกระบอกในงานของ Watts	88
4.3 กราฟแรงดันเลือด (Wiggers diagram)	89
4.4 อายุการใช้งานและจำนวนรอบของล้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่น	91
4.5 อายุการใช้งานและจำนวนรอบของล้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น	92

บทที่ 1

บทนำ

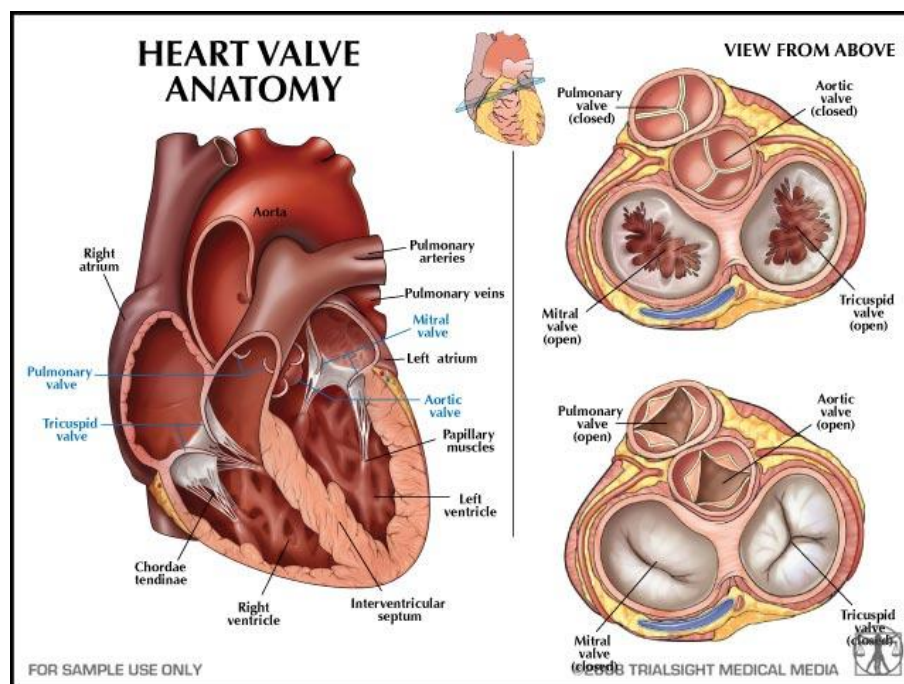
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

ลิ้นหัวใจเอออร์ติก (Aortic Valve) เป็นหนึ่งในลิ้นหัวใจที่ส่งเลือดที่ทำหน้าที่ในการควบคุมการไหลเวียนเลือดภายในหัวใจและการสูบฉีดเลือดไปสู่ร่างกาย เมื่อการทำงานของลิ้นหัวใจผิดปกติ เนื่องจากสาเหตุที่เกิดขึ้นจากลิ้นหัวใจเปิดได้ไม่เต็มที่ซึ่งทำให้เกิดลิ้นหัวใจตีบหรือถ้าลิ้นหัวใจปิดไม่สนิททำให้มีเลือดรั่วไหลย้อนกลับ ในการรักษาวิธีการหนึ่งคือการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเป็นลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมมีความแข็งแรงและทนทานต่ออายุการใช้งาน แต่ลิ้นหัวใจเทียมที่เป็นวัสดุแปลกปลอมอยู่ในร่างกาย จึงมีโอกาที่จะเกิดการติดเชื้อและมีลิ่มเลือดไปจับเกาะติดได้ง่ายส่งผลให้เกิดความเสียหายได้ โดยความเสียหายของลิ้นหัวใจเทียมเกิดจากความบกพร่องและความเสียหายของวัสดุที่ใช้ในลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งมีสาเหตุมาจากแรงดันเลือดที่กระทำกับลิ้นหัวใจเทียมตลอดเวลา ทำให้อาจเกิดลิ่มเลือดเกาะที่ลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งความเสียหายของลิ้นหัวใจเทียมจะส่งผลให้เกิดความเสียหายของเม็ดเลือดแดง ทำให้เม็ดเลือดแดงแตกโดยส่วนใหญ่และมีผลต่อการไหลของเลือด ดังนั้นความเสียหายและความผิดปกติที่เกิดขึ้นจากโครงสร้างของลิ้นหัวใจเทียม ทำให้มีการวิจัยและออกแบบเพื่อลดปัญหาที่เกิดขึ้นและเพิ่มสมรรถนะของลิ้นหัวใจเทียมให้มีความสามารถในการทำงานเหมือนลิ้นหัวใจธรรมชาติมากที่สุด ในปัจจุบันเทคโนโลยีในการออกแบบและการผลิตมีความก้าวหน้าไปอย่างมาก โดยเฉพาะอย่างยิ่งการนำคอมพิวเตอร์และการคำนวณทางวิศวกรรมมาประยุกต์ใช้เพื่อทำการประเมินถึงผลกระทบของการออกแบบต่อการใช้งาน ก่อนจะนำไปสร้างเป็นชิ้นงานจริง ดังนั้นการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมทำให้มีความแข็งแรงมากขึ้น ในขณะที่ช่วยลดปริมาณการใช้เนื้อวัสดุลง หลีกเลี่ยงการลองผิดลองถูก ช่วยลดค่าใช้จ่ายทั้งค่าแรง ค่าวัสดุ รวมทั้งเวลาที่ใช้ไป และสามารถเข้าใจปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นในชิ้นงานและสามารถปรับปรุงออกแบบชิ้นงานนั้นได้ดียิ่งขึ้น

1.2 การตรวจเอกซเรย์

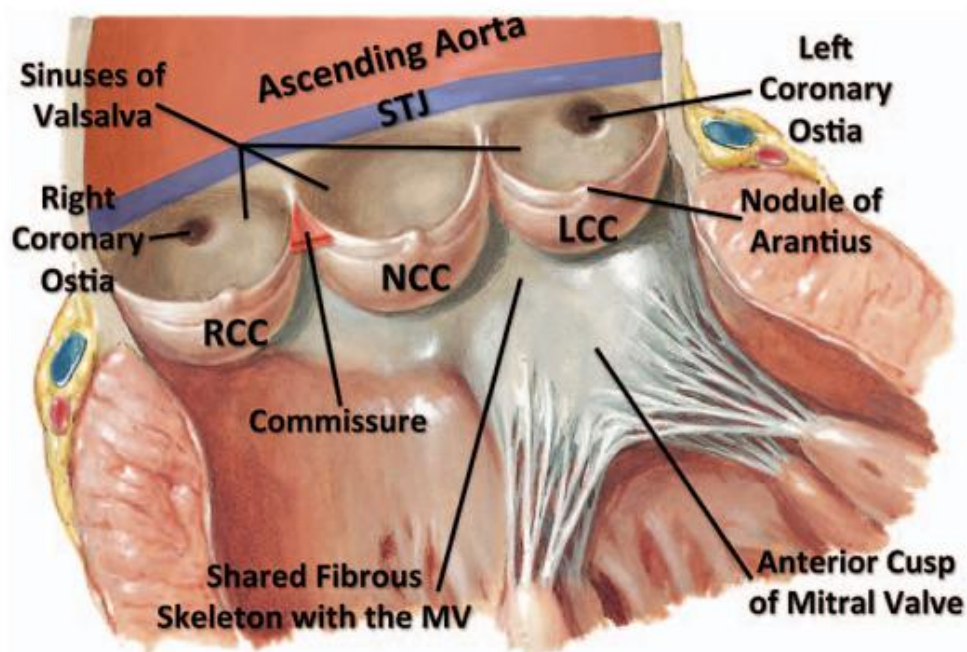
1.2.1 ลักษณะและหน้าที่การทำงานของลิ้นหัวใจ

หัวใจมีหน้าที่สูบฉีดเลือดไปสู่ส่วนต่างๆของร่างกาย หัวใจประกอบด้วยห้องหัวใจ 4 ห้อง โดยมีลิ้นหัวใจซึ่งเป็นอวัยวะที่คอยปิดและเปิดให้เลือดผ่านเข้าออกในแต่ละห้องหัวใจทั้งหมดจำนวน 4 ลิ้น ได้แก่ ลิ้นเอออร์ติก (Aortic Valve) ลิ้นไมตรัล (Mitral Valve) ลิ้นไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) และลิ้นพุลโมนิก (Pulmonic Valve) (ภาพประกอบที่ 1.1) โดยลิ้นทั้งสี่นี้จะทำงานประสานกันเพื่อให้หัวใจสามารถสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงร่างกายได้

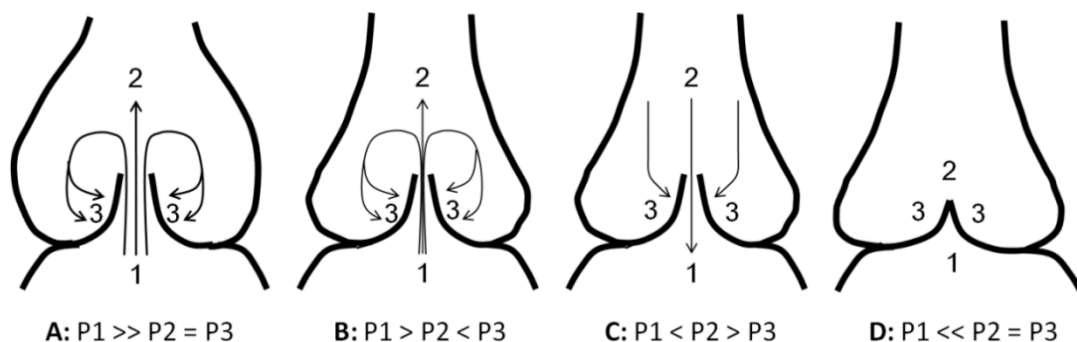


ภาพประกอบที่ 1.1 ลักษณะกายภาพและตำแหน่งของลิ้นหัวใจทั้ง 4 ภายในหัวใจ (Chandran 1992)

ตำแหน่งของลิ้นเอออร์ติกอยู่ระหว่างหัวใจห้องล่างซ้าย (Left Ventricle) กับหลอดเลือดเอออร์ตา (Aorta) ลักษณะของลิ้นหัวใจเอออร์ติกเป็นลิ้นครึ่งทรงกลม (Semilunar Valve) ประกอบด้วยสามลิ้นย่อย มีความหนาประมาณ 1 มิลลิเมตร (Chandran 1992) เมื่ออยู่ในตำแหน่งลิ้นปิด ลิ้นหัวใจจะทำมุม 120 องศาในแต่ละส่วน (ภาพประกอบที่ 1.2) ลักษณะการทำงานของลิ้นหัวใจเอออร์ติกจะเปิดเมื่อแรงดันเลือดในหัวใจห้องล่างซ้ายสูงกว่าแรงดันเลือดในหลอดเลือดเอออร์ตา เมื่อลิ้นเปิดสูงสุด ขอบด้านบนของลิ้นจะไม่ได้สัมผัสกับผนังหลอดเลือด แต่จะลอยอยู่ในกระแสเลือด เนื่องจากการไหลวนของเลือดวกไปตันให้ลิ้นหัวใจที่ใกล้กับผนังหลอดเลือดและในส่วนของบริษัทส่วนต้นของหลอดเลือดที่มีลักษณะโป่งออก (Sinuses of Valsalva) เมื่อเลือดที่ไหลออกจากหัวใจลดลง ทำให้เลือดที่ไหลวกเข้าด้านผนังหลอดเลือดตันในลิ้นหัวใจปิดมากขึ้นตามการคลายตัวของหัวใจ แต่แรงดันเลือดในหลอดเลือดเอออร์ตายังคงสูงอยู่ทำให้ลิ้นหัวใจปิดสนิทป้องกันการไหลย้อนกลับเข้าสู่หัวใจห้องล่างซ้าย (ภาพประกอบที่ 1.3) (สัญญา ร้อยสมมุติ 2555)



ภาพประกอบที่ 1.2 ลักษณะทางกายภาพของลิ้นหัวใจเอออร์ติก (Roberts et al. 2013)

A: $P1 \gg P2 = P3$ B: $P1 > P2 < P3$ C: $P1 < P2 > P3$ D: $P1 \ll P2 = P3$

ภาพประกอบที่ 1.3 การเปิดและปิดของลิ้นหัวใจเอออร์ติก รูป A แสดงการเปิดของลิ้นหัวใจเมื่อแรงดันเลือดในหัวใจห้องล่างซ้าย (P1) มากกว่าแรงดันเลือดในเอออร์ตา (P2,P3) รูป B แสดงลักษณะการปิดของลิ้นหัวใจเมื่อการไหลของเลือดในหัวใจห้องซ้ายลดลง แรงดันเลือดที่ไหลวน (P3) มีมากกว่าแรงดันในเอออร์ตาจะดันลิ้นหัวใจให้ปิด รูป C แสดงเมื่อแรงดันเลือดในเอออร์ตามากกว่าหัวใจห้องซ้าย เลือดในเอออร์ตาจะไหลกลับสู่หัวใจห้องล่างซ้าย และรูป D แสดงเมื่อลิ้นหัวใจปิดเมื่อแรงดันเลือดในเอออร์ตา (P2,P3) มากกว่าแรงดันเลือดในหัวใจห้องล่างซ้าย (P1) (สัญญา ร้อยสมมุติ 2555)

การทำงานของหัวใจ การเต้นของหัวใจ 1 ครั้งจะประกอบด้วย การบีบตัว (Systole) และการคลายตัวของหัวใจ (Diastole) ทั้งห้องบนและห้องล่าง ซึ่งโดยปกติจะแบ่งจังหวะการเต้นของหัวใจออกเป็น 2 จังหวะโดยยึดตามหัวใจห้องล่างเป็นหลักคือ

จังหวะการบีบตัว เป็นจังหวะที่ลิ้นหัวใจไตรคัสปิดและลิ้นหัวใจไมตรัลปิดและหัวใจห้องล่างขวา-ซ้ายบีบตัวเพื่อนำเลือดผ่านลิ้นหัวใจพูโลโมนิคและลิ้นหัวใจเอออร์ติกซึ่งเปิดออกไปสู่เส้นเลือดแดงพัลโมนารีและเส้นเลือดแดงเอออร์ตา โดยหัวใจห้องล่างขวาบีบเลือดไปที่เส้นเลือดแดงพัลโมนารีเพื่อไปฟอกเลือดที่ปอดและหัวใจห้องล่างซ้ายบีบเลือดไปที่เส้นเลือดแดงเอออร์ตา เพื่อนำเลือดแดงไปเลี้ยงเนื้อเยื่อทั่วร่างกาย

จังหวะการคลายตัว เป็นจังหวะที่ลิ้นหัวใจพูโลโมนิคและลิ้นหัวใจเอออร์ติกปิด ส่วนลิ้นหัวใจไตรคัสปิด และลิ้นหัวใจไมตรัล จะเปิดออกทำให้เลือดที่อยู่ในหัวใจห้องบนไหลลงสู่หัวใจห้องล่าง ซึ่งเป็นจังหวะเดียวกับที่หัวใจห้องล่างทั้งขวาและซ้ายคลายตัวเพื่อรับ จากนั้นจะเริ่มเข้ารอบใหม่ของการเต้นของหัวใจ (สัญญา ร้อยสมมุติ 2555)

1.2.2 โรคลิ้นหัวใจผิดปกติและการรักษา

หากลิ้นหัวใจมีความผิดปกติ ไม่ว่าจะเกิดการตีบ (Stenosis) หรือรั่ว (Regurgitation) ลักษณะของลิ้นหัวใจตีบ หมายถึง สภาวะที่ลิ้นหัวใจมีอาการบวมโตจนตีบปิดรูลิ้นหัวใจ ทำให้ไม่สามารถทำหน้าที่เปิด-ปิดห้องหัวใจได้ตามปกติ ทำให้เลือดไหลผ่าน และไปเลี้ยงอวัยวะต่างๆไม่เพียงพอ ลักษณะของลิ้นหัวใจรั่ว หมายถึง ภาวะที่เลือดสามารถไหลย้อนกลับผ่านลิ้นหัวใจที่ทำงานผิดปกติ ขณะที่ลิ้นหัวใจปิด จะทำให้การทำงานของหัวใจผิดปกติด้วย ไม่สามารถสูบฉีดเลือดได้ตามปกติ (Ibe and Punjabi 2012) นอกจากนั้นยังอาจทำให้มีเลือดคั่งในปอด ทำให้ผู้ป่วยมีอาการเหนื่อยง่าย ถ้าเป็นมากขึ้น จะนอนราบศีรษะต่ำไม่ได้ เนื่องจากอาการแน่น และเหนื่อยหายใจลำบาก พยาธิสภาพหรือสาเหตุของความผิดปกติของลิ้นหัวใจ แบ่งได้ดังนี้

- ความพิการของลิ้นหัวใจแต่กำเนิด (Congenital Valve Disease) เช่น ลิ้นหัวใจตีบ เด็กที่เป็นโรคกลุ่มนี้ จะมีอาการตั้งแต่แรกคลอด และมักจะต้องรักษาด้วยการผ่าตัด
- โรคลิ้นหัวใจรูมาติกส์ (Rheumatic Heart Disease) เป็นโรคลิ้นหัวใจผิดปกติชนิดที่พบบ่อยที่สุดในประเทศไทย เกิดจากการติดเชื้อสเตรปโตคอคคัส กรุ๊ปเอ ทำให้เกิดไข้รูมาติกส์เมื่อครั้งผู้ป่วยยังเป็นเด็กและมีผลทำลายลิ้นหัวใจของผู้ป่วยในระยะยาว ส่วนมากจะเริ่มอาการแสดงความผิดปกติของหัวใจ 5-10 ปี หลังจากเป็นไข้รูมาติกส์
- โรคลิ้นหัวใจผิดปกติจากการเสื่อมสภาพ (Degenerative Valve Disease) ส่วนใหญ่จะพบในกลุ่มผู้ป่วยสูงอายุ ซึ่งเกิดจากการเสื่อมสภาพของเนื้อเยื่อบริเวณลิ้นหัวใจ ส่งผลให้เกิดการผิดปกติของการทำงานของลิ้นหัวใจ เช่น ลิ้นไมตรัลรั่ว โดยเกิดจากตัวลิ้นหัวใจมีการเสื่อมสภาพและยึดตัวมาก หรือลิ้นเอออร์ติกตีบในผู้สูงอายุ ซึ่งเกิดจากการเสื่อมสภาพของเนื้อเยื่อและมีหินปูนมาเกาะสะสมที่ลิ้นหัวใจ (Calcification)
- โรคลิ้นหัวใจอักเสบจากการติดเชื้อ (Infective Endocarditis) ส่วนใหญ่เกิดจากการติดเชื้อแบคทีเรียในกระแสเลือด (Bacteremia) และตัวเชื้อโรคไปเกาะกินที่ลิ้นหัวใจ ผู้ป่วยจะมีอาการเฉียบพลัน และหัวใจวายรุนแรงรวดเร็ว ซึ่งเกิดจากการฉีกขาดของตัวลิ้นหัวใจ และทำให้เกิดการรั่วของลิ้นหัวใจอย่างรุนแรง มักพบในผู้ป่วยที่ใช้ ยาเสพติดฉีดเข้าเส้นโดยใช้เข็มที่ไม่สะอาด เป็นเหตุให้เชื้อโรคเข้าในกระแสเลือดได้ อย่างไรก็ตาม สามารถพบโรคลิ้น

หัวใจอักเสบนี้ในผู้ป่วยที่ไม่ได้ติดเชื้อแบคทีเรียได้ โดยเชื้อโรคเข้าสู่ร่างกายด้วยช่องทางอื่น เช่น ทางฟันในผู้ป่วยที่มีการอักเสบของฟันหรือฟันผุ

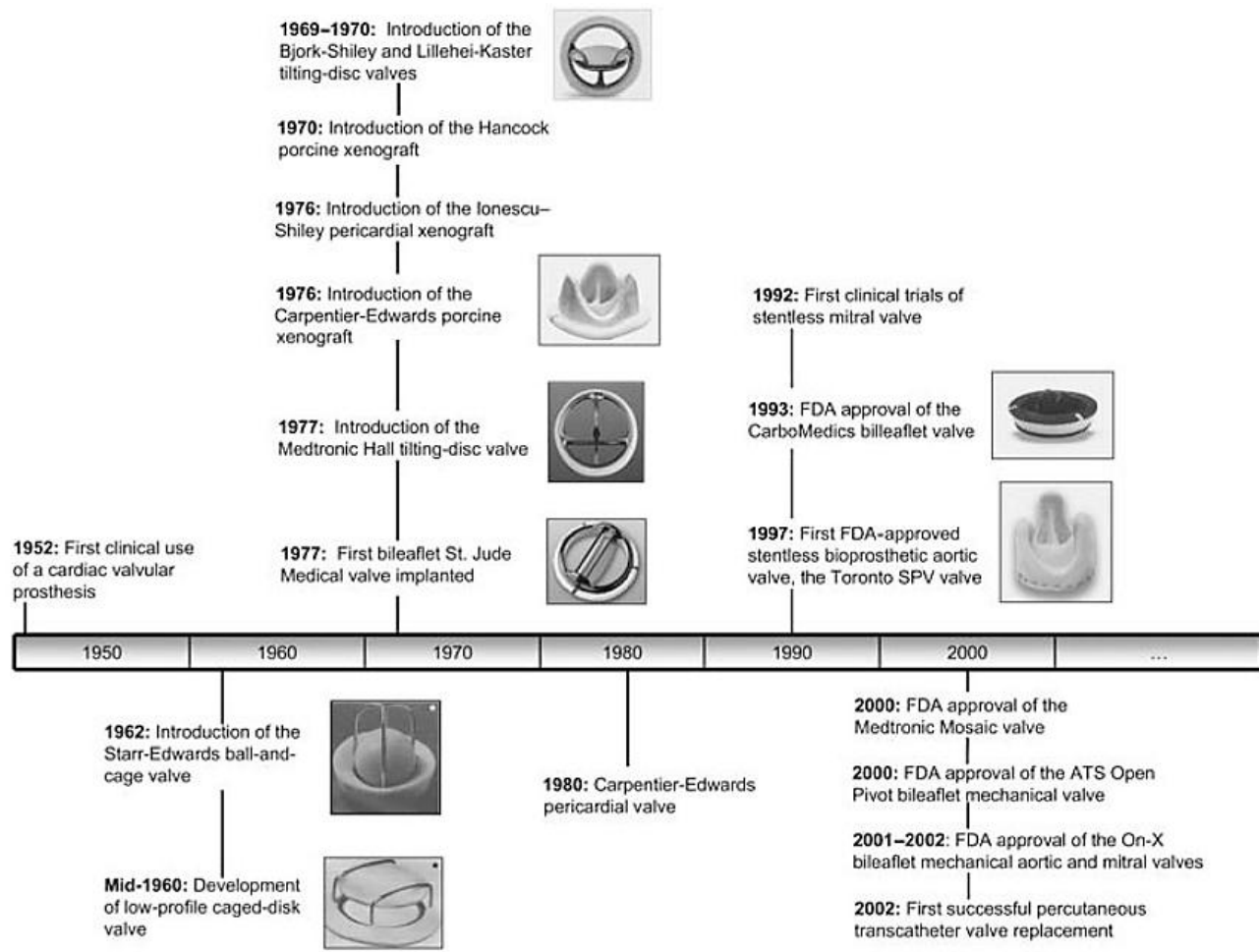
แนวทางการรักษาผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจผิดปกติ (Alsoufi and d'Udekem 2014) (สำนักพัฒนาวิชาการแพทย์ 2547)

- การรักษาด้วยยา (Medical Treatment) ประกอบด้วย ยาดิจิทัลดิจิตาลิส (Digitalis) เป็นยาที่ใช้ในผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจล้มเหลวจากกล้ามเนื้อหัวใจบีบตัวน้อยกว่าปกติ และช่วยลดอัตราการเต้นของหัวใจในผู้ป่วยที่มีการเต้นของหัวใจห้องบนเต้นพลิ้ว ยาขับปัสสาวะ (Diuretics) ใช้สำหรับรักษาความดันโลหิตสูงและภาวะหัวใจล้มเหลวเป็นยาที่ช่วยขับน้ำและเกลือออกจากร่างกาย ยาขยายหลอดเลือด (Vasodilators) มีผลทำให้หลอดเลือดแดงขยายใหญ่ขึ้น แรงต้านทานในหลอดเลือดทั่วร่างกายจึงลดลง ยาต้านการแข็งตัวของเลือด (Anticoagulants) ยาในกลุ่มนี้คือ Warfarin หรือ Coumadin ออกฤทธิ์ยับยั้งการจับตัวเป็นก้อนของเลือดมักใช้ในผู้ป่วยที่มีปัญหาหัวใจห้องบนเต้นพลิ้ว กล้ามเนื้อหัวใจตายหรือลิ้นหัวใจตีบบางชนิด เพื่อลดโอกาสเกิดลิ่มเลือดในหัวใจ หลุดไปอุดตันหลอดเลือดสมอง ซึ่งจะทำให้เกิดอัมพฤกษ์ อัมพาต และยาต้านเกล็ดเลือด (Antiplatelet Agents) ออกฤทธิ์ยับยั้งการทำงานของเกล็ดเลือดไม่ให้อันจับตัวกันเป็นกลุ่มก้อน ช่วยลดการเกิดลิ่มเลือดอุดตันหลอดเลือด ตัวอย่างยาในกลุ่มนี้ได้แก่ แอสไพริน
- การรักษาด้วยบอลูน (Percutaneous Balloon Mitral Valvulotomy, PBMV) เป็นการรักษาโรคลิ้นหัวใจตีบ โดยการใส่สายสวนที่มีบอลูน เข้าทางเส้นเลือดดำที่บริเวณขาหนีบ และสอดบอลูนนี้ไปถึงลิ้นหัวใจที่ตีบ และขยายลิ้นโดยบอลูนนั้น
- การผ่าตัด มี 2 ชนิด คือ
 - การขยายลิ้นหัวใจหรือซ่อมลิ้นหัวใจ (Valve Repair) การขยายลิ้นหัวใจ จะใช้ในกรณีลิ้นหัวใจตีบด้วยการผ่าตัดขยายรูของลิ้นหัวใจ สำหรับการซ่อมแซม ลิ้นหัวใจจะเป็นการเย็บรูของลิ้นหัวใจที่มีการรั่วของลิ้นหัวใจ

- การผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียม (Valve Replacement) ลิ้นหัวใจมีการเสื่อมสภาพมาก มีหินปูนเกาะทำให้ลิ้นหัวใจแข็ง ปิดและเปิดไม่ได้เต็มที่ ส่งผลให้ไม่สามารถผ่าตัดซ่อมแซมได้ จำเป็นต้องผ่าตัดเอาลิ้นหัวใจเทียมใส่แทน

1.2.3 ประเภทของลิ้นหัวใจเทียม

ลิ้นหัวใจเทียมเป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์ในการรักษาผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจผิดปกติ ที่ใช้ในการเปลี่ยนแทนลิ้นเดิม ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมในปัจจุบันแบ่งได้ 2 ประเภทคือ ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะ (Mechanical Heart Valve) และ ลิ้นหัวใจแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต (Bioprosthetic Heart Valve) ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมมีการใช้ในการรักษาว่า 50 ปี และมีการออกแบบเพื่อพัฒนารูปร่างลักษณะการทำงานให้ใกล้เคียงธรรมชาติ รวมถึงการลดปัจจัยความเสียหายที่เกิดขึ้นกับลิ้นหัวใจเทียมแสดงในภาพประกอบที่ 1.4



ภาพประกอบที่ 1.4 แสดงช่วงเวลาในการใช้งานและพัฒนาลิ้นหัวใจเทียม (Dasi et al. 2009)

1.2.3.1 ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะ

ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะได้มีการประดิษฐ์และผลิตเพื่อนำมาใช้ในการทางการแพทย์หลายรูปแบบ โดยลิ้นหัวใจประเภทนี้จะใช้วัสดุชีวภาพ เช่น ไทเทเนียม (Titanium) โคบอลต์ (Cobalt) ไพโรไลติก คาร์บอน (Pyrolytic Carbon) เดลรีน (Delrin) เทฟลอน (Teflon) และ ดาครอน (Dacron) เป็นต้น (Mohammadi and Mequanint 2011) ซึ่งแบ่งได้เป็น 3 กลุ่ม ตามลักษณะการออกแบบรูปทรง

— ลิ้นหัวใจเทียมชนิดลูกบอล (Caged – ball valve)

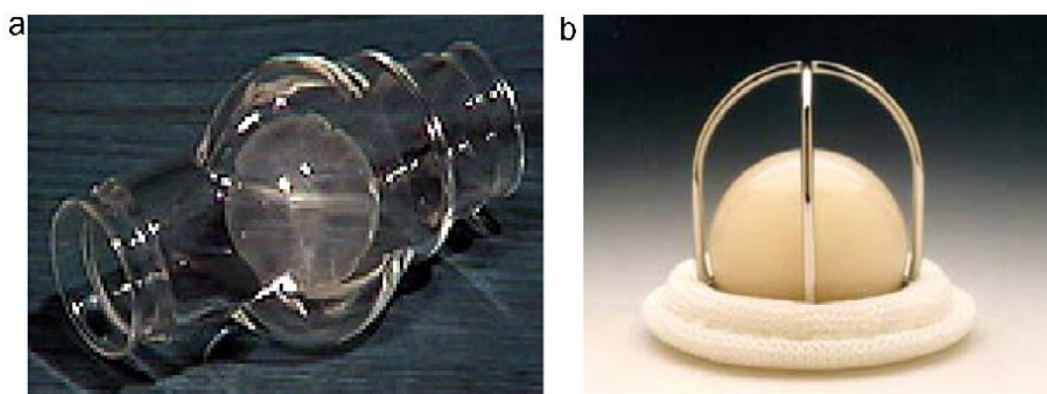
ลิ้นหัวใจเทียมชนิดลูกบอล มีลักษณะเป็นลูกบอลทรงกลม อยู่ในกรอบโครงที่เป็นโลหะ ทำหน้าที่ในการควบคุมการไหลของเลือด(ภาพประกอบที่ 1.5) เป็นรูปทรงแรกที่ทำกรออกแบบโดย Dr. Charles Hufnagel ในปีค.ศ. 1952 และมีการพัฒนารูปร่างจนมีการใช้งานใน ปีค.ศ. 1953 และมีการใช้กันอย่างแพร่หลาย แม้ว่าลิ้นหัวใจประเภทนี้จะมี ความแข็งแรง แต่เนื่องจากแรงดันเลือดในปริมาณที่สูงทำให้เกิดค่าความเครียดเชิงกลสูงในบริเวณลิ้นหัวใจในตำแหน่งของการเปิด จะทำให้มีการพัฒนารูปแบบเพื่อลดค่าความเครียด บริเวณลิ้นหัวใจเทียมเพื่อป้องกันการเสียหาย

— ลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่น (Tilting disc valve หรือ monoleaflet valve)

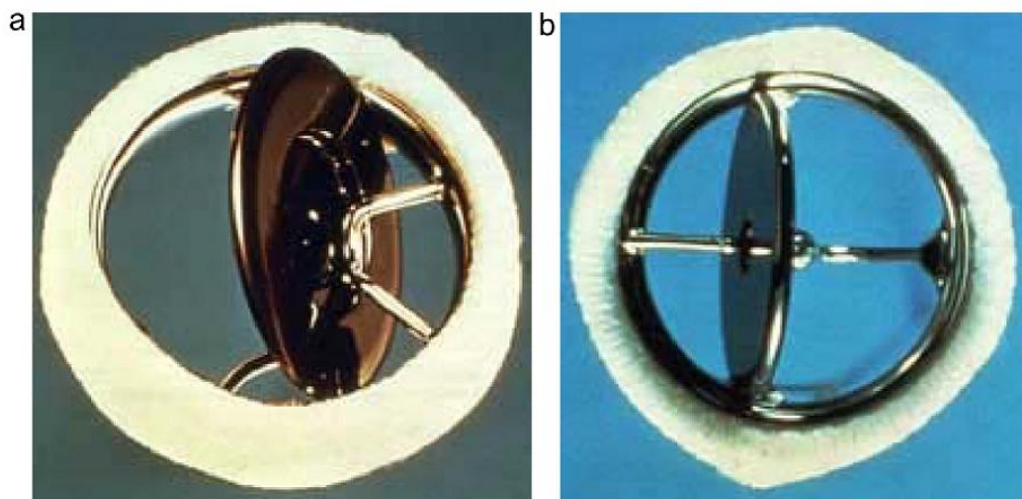
ลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่น จะประกอบด้วยแผ่นดิสก์เดี่ยว ค้ำโดยด้านข้างหรือตรงกลางของเสาโลหะ มุมเปิดของแผ่นดิสก์เมื่อเทียบกับฐานอยู่ในช่วง 60 องศาถึง 80 องศา (ภาพประกอบที่ 1.6) ลิ้นหัวใจประเภทนี้ จะทำให้ลักษณะการไหลของเลือดมีปริมาณที่มากขึ้นกว่าลิ้นหัวใจเทียมชนิดลูกบอลเนื่องจากการเปิดออกของแผ่นดิสก์ทำให้เกิดช่องว่างขนาดใหญ่ให้เลือดไหลผ่านแต่เมื่อลิ้นหัวใจชนิดจานแบบ 1 แผ่นเปิดออกกว้างสุดทำให้เกิดช่องว่าง 2 ช่อง และมีความแตกต่างกันทำให้การไหลของเลือดปั่นป่วนมากขึ้น (Pibarot and Dumesnil 2009)

— ลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น (Bileaflet valve)

ลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น ประกอบด้วยแผ่นดิสก์ 2 แผ่น มีลักษณะรูปทรงเสี้ยวพระจันทร์ (semilunar) แนบมากับแหวนของลิ้นโดย มีบานพับขนาดเล็กทำหน้าที่ให้การเปิด-ปิด (ภาพประกอบที่ 1.7) มุมของแผ่นพับเมื่อเทียบกับฐานจะอยู่ในช่วง 75 องศา ถึง 90 องศา (Pibarot and Dumesnil 2009) ลิ้นหัวใจประเภทนี้มีการใช้งานมากในปัจจุบันเนื่องจากการเปิดของลิ้นหัวใจที่กว้างที่สุดเมื่อเทียบกับสองรูปแบบก่อนหน้านี้ ลักษณะการไหลของเลือดที่ผ่านลิ้นหัวใจในขณะที่ลิ้นหัวใจเปิดจะเป็นการไหลในลักษณะลำไอพ่น (Jet Flow) ด้านข้าง 2 ลำและส่วนกลางอีก 1 ลำ ทำให้ลักษณะการไหลไม่ราบเรียบมีผลส่งให้เกิดความเสียหายได้ (Dasi et al. 2009)



ภาพประกอบที่ 1.5 ลักษณะของลิ้นหัวใจเทียมชนิดลูกบอล (a) Hufnagel-Lutice, (b) Starr-Edwards (Mohammadi and Mequanint 2011)



ภาพประกอบที่ 1.6 ลักษณะของลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่น (a) Bjork–Shiley valves, (b) Medtronic–Hall valves (Mohammadi and Mequanint 2011)



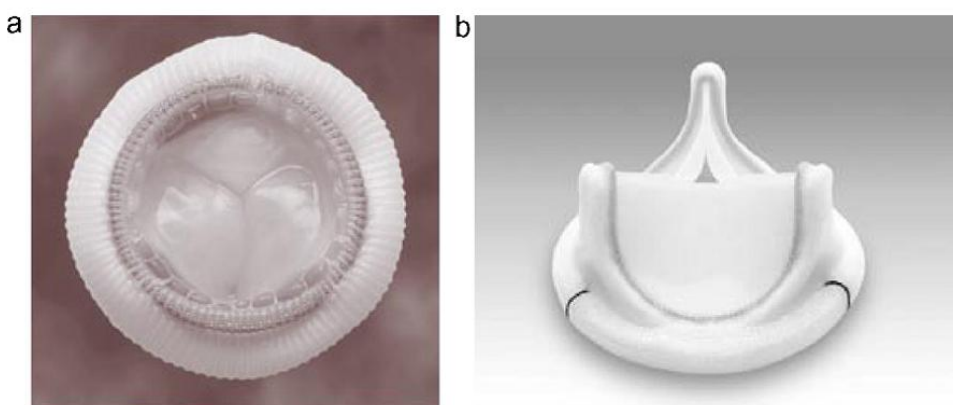
ภาพประกอบที่ 1.7 ลักษณะของลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น (Mohammadi and Mequanint 2011)

1.2.3.2 ลิ้นหัวใจเทียมแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

ประกอบด้วย 2 ประเภท ได้แก่ ลิ้นหัวใจที่ทำจากสิ่งมีชีวิตอื่น (Xenograft Heart Valve) และลิ้นหัวใจที่ทำจากเนื้อเยื่อของมนุษย์ (Homograft Heart Valve)

- ลิ้นหัวใจที่ทำจากสิ่งมีชีวิตอื่นมี 2 ชนิด
 - ลิ้นหัวใจเทียมที่มีโครงเพื่อให้ลิ้นทรงรูปอยู่ได้ (Stent-Mounted Valve) ใช้ได้ทั้ง ลิ้นไมทรัล, ลิ้นเอออร์ติกหรือ ลิ้นไตรคัสปิด จะประกอบไปด้วย 2 ประเภทคือ ลิ้นหัวใจเทียมที่ทำจากลิ้นหัวใจหมู (Porcine Valve) และ ลิ้นหัวใจเทียมที่ทำมาจากเยื่อหุ้มหัวใจวัว (Bovine Pericardial Valve) ดังในภาพประกอบที่ 1.8
 - ลิ้นหัวใจเทียมที่ไม่มีโครง (Stentless Valve) ใช้ได้ใน เอออร์ติก โดยทำจากลิ้นหัวใจหมู ลิ้นหัวใจเทียมที่ทำมาจากเยื่อหุ้มหัวใจวัว
- ลิ้นหัวใจจากเนื้อเยื่อของมนุษย์

ลิ้นหัวใจนี้ได้มาจากผู้บริจาคอวัยวะ วิธีนี้เป็นการนำลิ้นหัวใจจากผู้เสียชีวิตที่ได้แสดงความจำนงบริจาคอวัยวะไว้ตั้งแต่ก่อนเสียชีวิต หรือได้รับอนุญาตจากญาติผู้เสียชีวิตให้นำลิ้นหัวใจมาใช้ประโยชน์ได้ ซึ่งถ้านำมาผ่านกระบวนการเตรียมและเก็บโดยวิธีพิเศษจะสามารถเก็บรักษาไว้ใช้ได้ถึง 5 ปี



ภาพประกอบที่ 1.8 ลักษณะลิ้นหัวใจแบบเนื้อเยื่อที่ทำมาจากสิ่งมีชีวิตอื่น (a) ลิ้นหัวใจเทียมที่ทำจากลิ้นหัวใจหมู และ (b) ลิ้นหัวใจเทียมที่ทำมาจากเยื่อหุ้มหัวใจวัว (Mohammadi and Mequanint 2011)

1.2.3.3 ข้อดีและข้อเสียของลิ้นหัวใจเทียม (สำนักพัฒนาวิชาการแพทย์ 2547)

ตารางที่ 1.1 เปรียบเทียบข้อดีและข้อเสียของลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะกับแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

	ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะ	ลิ้นหัวใจเทียมแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต
ข้อดี	ลิ้นหัวใจทำมาจากโลหะ จึงคงทนไม่มีการเสื่อมสลาย	ไม่ต้องกินยาต้านเลือดแข็งและเกิดลิ่มเลือดที่ลิ้นหัวใจน้อย
ข้อเสีย	<ul style="list-style-type: none"> — ต้องกินยาต้านเลือดแข็งตัว (anticoagulation) ตลอดชีวิต — เกิดลิ่มเลือดจากลิ้นหัวใจบริเวณเนื้อเยื่อรอบๆได้ — เกิดการติดเชื้อที่ลิ้นหัวใจใหม่ได้ — มีเสียงของลิ้นหัวใจดังรบกวน 	ลิ้นหัวใจใหม่จะเสื่อมสภาพภายใน 5-10 ปี ทำให้ต้องทำผ่าตัดใหม่

1.2.3.4 การเลือกลิ้นหัวใจเทียมเพื่อเปลี่ยนให้ผู้ป่วย

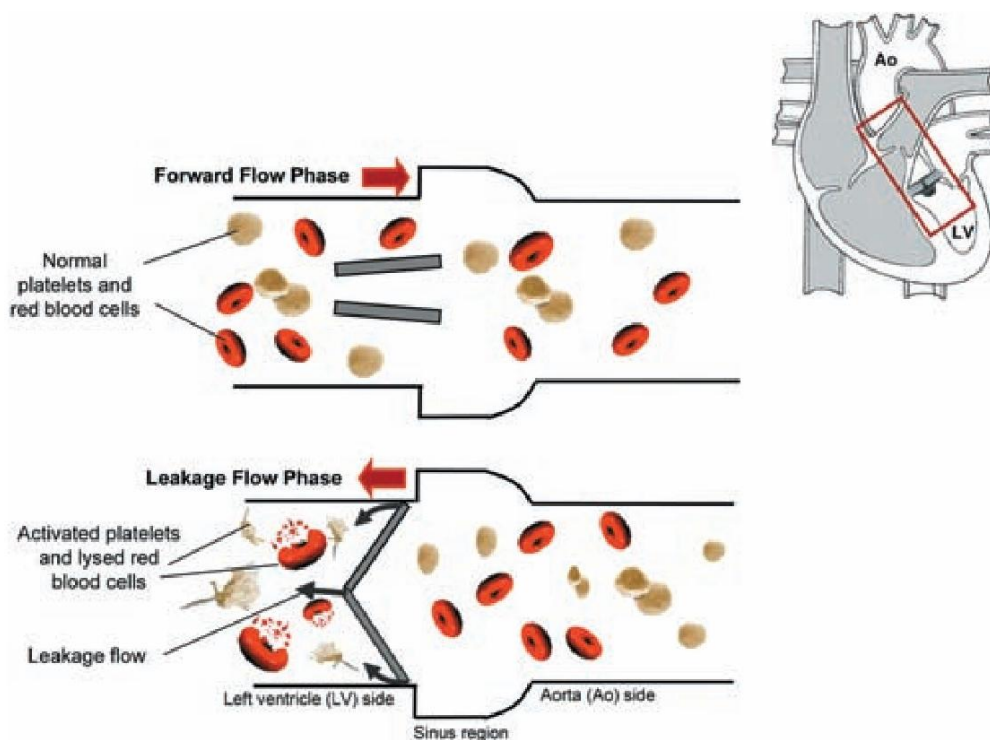
ถึงแม้ว่าในการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจให้แก่ผู้ป่วยโรคลิ้นหัวใจผิดปกติจะมีชนิดลิ้นหัวใจให้เลือกหลายชนิด ซึ่งมีความแตกต่างกันในคุณลักษณะ คุณสมบัติ อายุการใช้งาน ความยากง่ายในการผ่าตัดรวมถึงราคา แต่สิ่งหนึ่งที่ควรตระหนักและเป็นเรื่องสำคัญคือ ลิ้นหัวใจแต่ละชนิดไม่สามารถใช้ทดแทนกันได้ ผู้ป่วยแต่ละรายจะมีชนิดของลิ้นหัวใจที่เหมาะสมที่สุด เพียงชนิดเดียวเท่านั้น ศัลยแพทย์ผู้ทำการผ่าตัดจำเป็นต้องพิจารณาอย่างรอบคอบในการเลือกใช้ลิ้นหัวใจให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละราย ซึ่งต้องอธิบายเหตุผลและรายละเอียดให้ผู้ป่วยเข้าใจด้วย

การเลือกลิ้นหัวใจเทียมเพื่อเปลี่ยนให้ผู้ป่วยต้องคำนึงถึงปัจจัยที่เกี่ยวข้องหลายๆ ประการที่สำคัญมี 5 ประการคือ

- ความคงทนและยาวนาน (Durability)
- การที่ผู้ป่วยต้องได้กินยาต้านเลือดแข็งตัวตลอดชีวิต ในรายที่ใช้ลิ้นหัวใจที่ทำมาจากโลหะ
- อายุของผู้ป่วยเนื่องจากลิ้นหัวใจที่ทำจากสิ่งมีชีวิตอื่นมีการเสื่อมสภาพที่รวดเร็วในผู้ป่วยอายุน้อย
- ตำแหน่งที่ใส่ทดแทน เนื่องจากลิ้นหัวใจเทียมแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิตในตำแหน่งไมทรัลจะเสื่อมเร็วกว่า
- พลศาสตร์ของเลือด (Hemodynamics)
 - ใน ตำแหน่งไมทรัลมีการแนะนำว่าผู้ป่วยอายุน้อยกว่า 60 ปี ควรใช้ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะ
 - ใน ตำแหน่งเอออร์ติกมีการแนะนำว่าใช้ลิ้นหัวใจเทียมแบบโลหะได้ทุกอายุ แต่ถ้าผู้ป่วยอายุมากกว่า 70 ปี ควรใช้ลิ้นหัวใจเทียมแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

1.2.4 ความผิดปกติของลิ้นหัวใจเทียม

หลังจากที่ผู้ป่วยได้รับการรักษาโดยการผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมเพื่อให้งานของหัวใจเป็นปกติ ผู้ป่วยต้องทำการดูแลรักษาและระวังความเสียหายที่เกิดขึ้นกับลิ้นหัวใจเทียม เพื่อให้มีอายุการใช้งานที่ยาวนาน โดยการรับประทานยาเพื่อป้องกันการเกิดลิ่มเลือดเกาะอุดตันลิ้นหัวใจ แต่ปัญหาที่เกิดขึ้นกับลิ้นหัวใจเทียมทำให้เกิดความเสียหายยังมีสาเหตุอื่นอีกเช่น เกิดจากลักษณะโครงสร้างของลิ้นหัวใจเทียม การเสื่อมสภาพของลิ้นหัวใจเทียม การรั่วของลิ้นหัวใจเทียม และเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ (Dasi et al. 2009) (Dominik and Zacek 2010) ภาวะแทรกซ้อนเหล่านี้เชื่อว่า จะเกี่ยวข้องกับการไหลเวียนของเลือดที่ไม่มีรูปแบบในบริเวณของลิ้นหัวใจในทางสรีรวิทยา นอกจากนี้รูปแบบการไหลที่ผิดปกติอาจทำให้ลิ้นหัวใจเกิดการสะสมพอกพูนของคราบหินปูนและการฉีกขาดของเนื้อเยื่อจากแรงเฉือนของผิวของลิ้นหัวใจ ภาพประกอบที่ 1.9 แสดงให้เห็นถึงสิ่งที่มีการตั้งสมมติฐานว่าจะมีปัญหาเกี่ยวกับลิ้นหัวใจเทียม โดยแสดงให้เห็นเป็นลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น ในตำแหน่งที่มีการไหลย้อนกลับ ทำให้เกิดความเสียหายกับเม็ดเลือดแดง



ภาพประกอบที่ 1.9 แผ่นผังของลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น ฝังอยู่ในตำแหน่งที่หลุดเลือดในระหว่างการไหลย้อนกลับ ที่แสดงให้เห็นเซลล์เม็ดเลือดแดงที่เสียหายจากสภาพแวดล้อมโดยแรงเฉือนสูงของการรั่วไหลภายในช่องว่าง (รูปบน) ขณะมีการไหลไปข้างหน้า (รูปล่าง) ขณะมีการรั่วไหลย้อนกลับ (Dasi et al. 2009)

1.2.4.1 ลักษณะการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียม

— ลิ้นหัวใจเทียมชนิดลูกบอล

ในระหว่างช่วงการไหลไปข้างหน้าการไหลของเลือดเป็นลำไอพ่นแบบเส้นรอบวงที่แยกจากลูกบอล กระทบบนังหลุดเลือดแล้วไหลไปตามผนังและในระหว่างการรั่วไหลย้อนกลับลูกบอลย้ายกลับมาอยู่บนฐาน แต่เกิดช่องว่างขนาดเล็กสามารถทำให้เกิดการไหลย้อนกลับ โดยปรากฏการณ์ดังกล่าวมีความเชื่อว่าเป็นสาเหตุให้เกิดการอุดตันของเกล็ดเลือด (ภาพประกอบที่ 1.10a)

— ลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่น


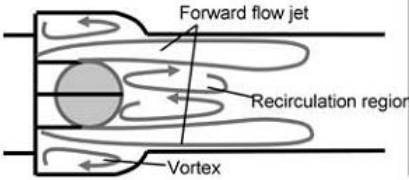
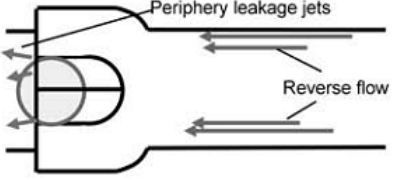

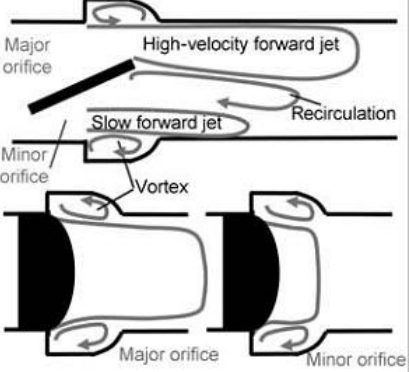
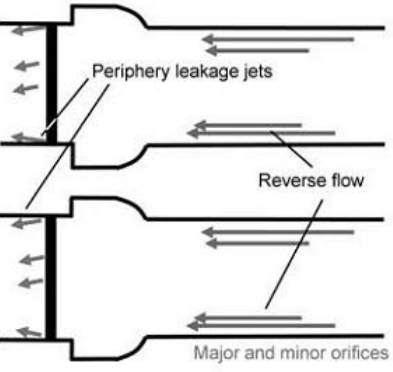

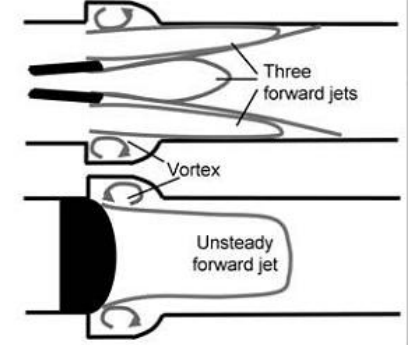
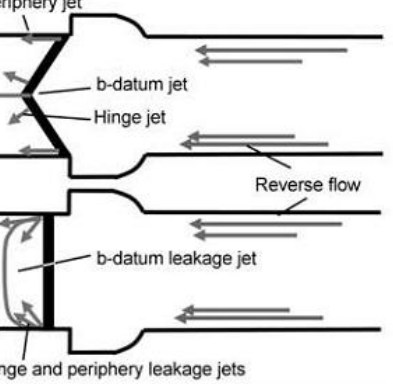
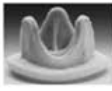
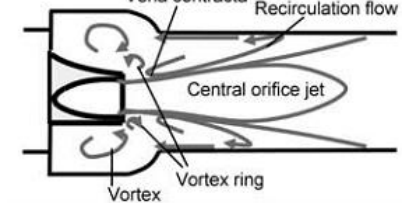
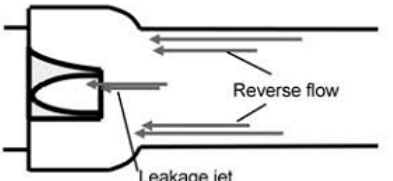
แผ่นดิสก์เอียงเมื่ออยู่ในตำแหน่งที่เปิดจะก่อให้เกิดช่องใหญ่และช่องเล็ก เลือดจะไหลผ่านทำให้เกิดการไหลแบบลำไอพ่นโดยมีสองลำของความเร็วกว่าที่แตกต่างกันทำให้เหนียวทำให้เกิดการหมุนเวียนในการเปิดของแผ่นดิสก์ ระหว่างการปิดแผ่นดิสก์เอียงจะย้ายกลับและอยู่บนฐานเพื่อปิดลิ้นหัวใจแต่จะเกิดช่องว่างขนาดเล็กซึ่งอาจจะอยู่ที่บริเวณขอบของแผ่นดิสก์จึงทำให้เกิดการรั่วไหลเล็กน้อย นอกจากนี้การออกแบบแผ่นเอียงรวมถึงกลไกการยึดแผ่นดิสก์ มีผลเกี่ยวข้องกับแรงเฉือนบนขอบของการรั่วไหลจึงส่งเสริมให้เกิดความเสียหายในเลือด (ภาพประกอบที่ 1.10b)

— ลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น

การเปิดของลิ้นแผ่นพับจะแบ่งพื้นที่ที่มีอยู่สำหรับการไหลเข้ามาเป็นสามส่วนโดยสองส่วนจะไหลแบบลำไอพ่นในด้านข้างและการไหลแบบลำไอพ่นในส่วนตรงกลางของลิ้นหัวใจ ในระหว่างขั้นตอนการไหลของการรั่วไหลของแผ่นลิ้นจะหมุนไปปิดแผ่นลิ้นให้ปิดที่บริเวณฐาน อย่างไรก็ตามการออกแบบของลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น จะมีระดับของการไหลของการรั่วไหลผ่านช่องว่างปี-ดาตัม (b-datum) และช่องว่างรอบนอก แต่ส่วนใหญ่เกิดขึ้นในช่องว่างของแผ่นลิ้น การไหลผ่านพื้นที่ของแผ่นลิ้นระหว่างการปิดถูกออกแบบมาเพื่อป้องกันพื้นที่ของภาวะหยุดนิ่งและยับยั้งการก่อตัว microthrombus แต่ความสำคัญของการไหลกลับนี้ได้แสดงถึงความเป็นอันตรายต่อเซลล์เม็ดเลือด (ภาพประกอบที่ 1.10c)

— ลิ้นหัวใจแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต

ลิ้นหัวใจแบบเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิตจะประกอบด้วยแผ่นของลิ้น 3 แผ่น การเปิดของลิ้นหัวใจจะเปิดออกในส่วนกลางของลิ้นหัวใจทำให้การไหลเกิดขึ้นตรงกลางของหลอดเลือด ซึ่งลักษณะการเปิดและปิดของลิ้นหัวใจประเภทนี้จะมีลักษณะที่คล้ายกับลิ้นหัวใจแบบธรรมชาติ (ภาพประกอบที่ 1.10d)

	Type	Forward flow	Leakage flow
a	Ball-and-cage valve 		
b	Tilting-disk valve 		
c	Bileaflet valve 		
d	Trileaflet valve 		

ภาพประกอบที่ 1.10 ลักษณะการไหลของลิ้นหัวใจเทียมในรูปแบบต่างๆในระหว่างขณะมีการไหลไปข้างหน้า (ซ้าย) และการรั่วไหลย้อนกลับ (ขวา) (Dasi et al. 2009)

1.2.5 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

เป็นระเบียบวิธีเชิงตัวเลขเพื่อใช้ในการคำนวณหาผลเฉลยโดยการประมาณค่าของปัญหา โดยการแบ่งรูปร่างขอบเขตของปัญหาออกเป็นชิ้นส่วนย่อยๆที่เรียกว่าเอลิเมนต์ (Element) แล้วสร้างสมการของแต่ละเอลิเมนต์ให้สอดคล้อง โดยเอลิเมนต์ต่างๆเหล่านี้จะเชื่อมต่อกันที่จุดต่อ (Node) ซึ่งเป็นตำแหน่งที่จะคำนวณค่าของตัวแปรตามที่ต้องการ จุดเด่นของระเบียบวิธีไฟไนต์-เอลิเมนต์คือ สามารถจำลองรูปร่างของวัตถุต่างๆได้ใกล้เคียงกับวัตถุจริง ดังนั้นค่าคำนวณที่ได้ออกมา มีความแม่นยำมากขึ้น (ปราโมทย์ เดชะอำไพ 2542)

1.2.5.1 ขั้นตอนทั่วไปของระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์

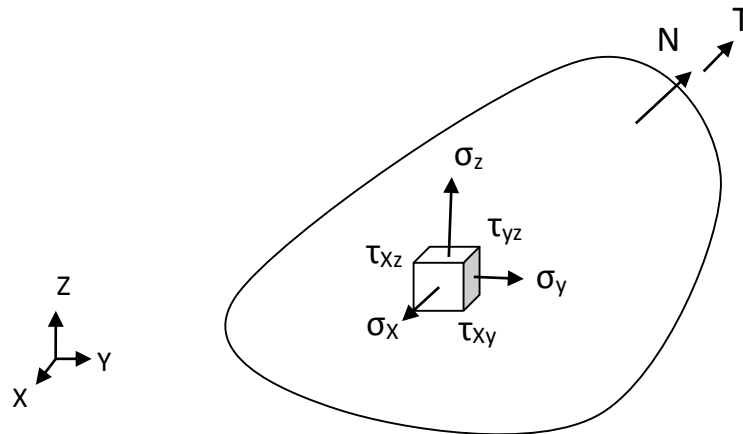
ประกอบด้วย 6 ขั้นตอนคือ

- การแบ่งขอบเขตรูปร่างลักษณะของปัญหาที่ต้องการที่จะหาผลลัพธ์นั้น ออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ
- การเลือกชนิดและลักษณะการกระจายของผลลัพธ์ (Interpolation) ภายในเอลิเมนต์
- การสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับปัญหานั้นๆ
- การประกอบสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ย่อยเข้าด้วยกัน
- การประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตลงในระบบสมการแล้วจึงแก้ระบบสมการ เพื่อหาตัวไม่รู้ค่าที่จุดต่อ ซึ่งอาจเป็นค่าของการเคลื่อนตัวเนื่องจากการเสียรูปในของแข็ง
- การคำนวณค่าที่ต่อเนื่องอื่นๆหลังจากคำนวณค่าที่จุดต่อจากขั้นตอนที่ 5 ออกมาได้แล้ว เช่น หลังจากรู้การเคลื่อนตัวของรูปในของแข็ง เป็นต้น (ปราโมทย์ เดชะอำไพ และคณะ 2553)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้พัฒนาจากการแก้ปัญหาของแข็งจากวิธีการหาค่าต่ำสุดของพลังงานศักย์รวมที่เกิดมาจากแรงกระทำจากภายนอก ในการใช้วิธีดังกล่าวได้สมมุติลักษณะการกระจายของการเคลื่อนตัว (Displacement) แล้วแก้ปัญหาเพื่อหาผลลัพธ์ของการเคลื่อนตัว ณ จุดต่างๆ และคำนวณหาความเค้น (Stress) และความเครียด (Strain)

1.2.5.2 สมการพื้นฐานทั่วไปในสามมิติ (Logan 2002) (ปราโมทย์ เดชะอำไพ 2542)

ความสมดุลของของแข็งที่มีความยืดหยุ่นในสามมิติ คือ x-y-z โคออร์ดิเนตดังแสดงในภาพประกอบที่ 1.11



ภาพประกอบที่ 1.11 โดเมนและเงื่อนไขขอบเขตของวัตถุทรงตันภายใต้แรงกระทำใดๆ

สมการเชิงอนุพันธ์ซึ่งแสดงความสมดุลของแนวแรงในแนวแกน x, y และ z คือ

$$\begin{aligned}\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} &= 0 \\ \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} &= 0 \\ \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_z}{\partial z} &= 0\end{aligned}\tag{1.1}$$

โดยที่ σ_x , σ_y และ σ_z แทนค่าความเค้นฉาก (Normal Stress) ในแนวแกน x, y และ z

และ τ_{xy} , τ_{xz} และ τ_{yz} แทนความเค้นเฉือน (Shearing Stress)

บนผิวรอบนอกของวัตถุจะประกอบด้วยเงื่อนไขขอบเขตที่แตกต่างกัน อาจมีการกำหนดเงื่อนไขของความเค้นผิว (Surface Traction) สามารถเขียนในรูปทั่วไปได้คือ

$$T = T_{xi} + T_{yj} + T_{zk}\tag{1.2}$$

โดย T_x, T_y และ T_z แทนค่าความเค้นที่ผิวในแนวแกน x, y และ z ค่าความเค้นที่ผิวเหล่านี้สามารถเขียนในรูปแบบความเค้นย่อยต่างๆได้ดังนี้

$$\begin{Bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{Bmatrix} \quad (1.3)$$

โดย n_x, n_y และ n_z เป็นทิศทางโคไซน์ (Direction Cosines) ของเวกเตอร์

$$N = n_x i + n_y j + n_z k \quad (1.4)$$

ซึ่งเป็นเวกเตอร์หนึ่งหน่วย (Unit Vector) ที่ตั้งฉากกับผิว ณ จุดที่กำลังพิจารณา ค่าความเค้นย่อย (Stress Components) ต่างๆ มีความสัมพันธ์กับค่าของความเครียดย่อย (Strain Components) ดังนี้

$$\{\sigma\} = [C]\{\varepsilon\} \quad (1.5)$$

โดย

$$\begin{aligned} \{\sigma\}^T &= [\sigma_x \quad \sigma_y \quad \sigma_z \quad \tau_{xy} \quad \tau_{yz} \quad \tau_{xz}] \\ \{\varepsilon\}^T &= [\varepsilon_x \quad \varepsilon_y \quad \varepsilon_z \quad \gamma_{xy} \quad \gamma_{yz} \quad \gamma_{xz}] \end{aligned}$$

โดย $\varepsilon_x, \varepsilon_y$ และ ε_z แทนค่าความเครียดฉาก (Normal Strain) ในแนวแกน x, y และ z

γ_{xy}, γ_{yz} และ γ_{xz} แทนความเครียดเฉือน (Shearing Strain)

เมทริกซ์ $[C]$ แทนเมทริกซ์ความยืดหยุ่นของวัสดุ (Material elasticity Matrix) ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

$$[C] = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & (1-2\nu)/2 \end{bmatrix} \quad (1.6)$$

โดย E แทนค่าโมดูลัสของความยืดหยุ่น (Modulus of Elasticity) และ ν แทนค่าอัตราส่วนของปัวส์ซง (Poisson's Ratio)

ค่าความเครียดย่อยต่างๆสามารถเขียนในรูปแบบของการเคลื่อนที่การเคลื่อนตัว u , v , w ได้ตามทฤษฎีของการเสียรูปน้อย (Small Deformation Theory) ดังนี้

$$\varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x}, \quad \varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y}, \quad \varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \quad (1.7)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}, \quad \gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}, \quad \gamma_{xz} = \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \quad (1.8)$$

เมื่อทราบค่าการเสียรูป u , v , w แล้วนั้น สามารถนำไปคำนวณหาค่าความเครียดย่อยและค่าความเค้นย่อยตามสมการ (1.7), (1.8) และ (1.5) ตามลำดับ

1.2.5.3 ข้อได้เปรียบของวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (จักรชัย สุวรรณนาวี 2549)

- สามารถสร้างแบบจำลองของโครงสร้างที่มีรูปร่างลักษณะที่ซับซ้อนได้เป็นอย่างดี และสะดวก และกำหนดวัสดุที่ใช้กับแบบจำลองต่างชนิดกันได้โดยไม่ยุ่งยาก
- สามารถจำลองการกระทำของโหลดในสถานะต่างๆ สามารถวิเคราะห์ปัญหาในเงื่อนไข ขอบเขตต่างๆ
- สามารถเลือกขนาดของเอลิเมนต์ในขนาดต่างๆและบริเวณที่สนใจได้

1.2.5.4 ความล้า (Fatigue) (Dowling 2004)

เมื่อวัสดุถูกแรงซึ่งต่ำกว่าค่าความเค้นต้านทานประลัย (Ultimate Strength) มากระทำซ้ำ ๆ กัน ส่งผลให้เกิดการแตกหักขึ้นได้ เนื่องจากเกิดความล้าขึ้น ความล้าที่เกิดในวัสดุเป็นสาเหตุใหญ่ของการเสียหายของชิ้นงานต่าง ๆ เพราะตลอดอายุงานของชิ้นงาน จะต้องเกิดความเค้นสลับไปสลับมาทำให้เกิดการล้าขึ้นในชิ้นส่วนต่างๆได้ จากการศึกษาพบว่าความล้าจะเกิดเป็น 2 ระยะ คือ ระยะแรกจะเกิดรอยแตกขึ้น เมื่อมีความเค้นรวมศูนย์ (Stress Concentration) ในบริเวณนั้น ระยะที่สอง เมื่อมีความเค้นซ้ำไปซ้ำมารอยแตกจะโตขึ้น จะมีพื้นที่ภาคตัดขวางของวัสดุลดลง จนกระทั่งแรงกระทำต่อหน่วยพื้นที่สูงกว่าค่าความเค้นต้านทานประลัย วัสดุก็จะแตกหักจากกัน ค่าความเค้นที่จะทำให้วัสดุแตกหักได้ที่จำนวนรอบของความเค้นรอบนั้น ๆ เรียกว่า ความแข็งแรงต่อการล้า (Fatigue Strength) สำหรับโลหะโดยเฉพาะพวกโลหะจะมีค่าความเค้นอยู่ค่าหนึ่ง ซึ่งถ้าใช้ความเค้นต่ำกว่านี้แล้วไม่ว่าจำนวนรอบของแรงกระทำจะเป็นเท่าใดวัสดุจะไม่แตกออกค่าความเค้นนี้เรียกว่าขีดจำกัดความทนทาน (Endurance Limit)

การทดสอบหาสมบัติทางความล้ามารับภาระตามที่กำหนดที่มีการเปลี่ยนแปลงเป็นคาบและมีการ กำหนดพารามิเตอร์ ในการทดสอบต่าง ๆ ดังต่อไปนี้ (ภาพประกอบที่ 1.12)

- ค่าความเค้นสูงสุด (Maximum Stress, σ_{max}) และค่าความเค้นต่ำสุด (Minimum Stress, σ_{min})
- แอมพลิจูดความเค้น (Stress Amplitude, σ_a) คือ ปริมาณของโหนดที่กระทำต่อชิ้นงานซึ่งเป็นไปได้ทั้งความเค้น หรือความเครียด โดยหาได้จาก

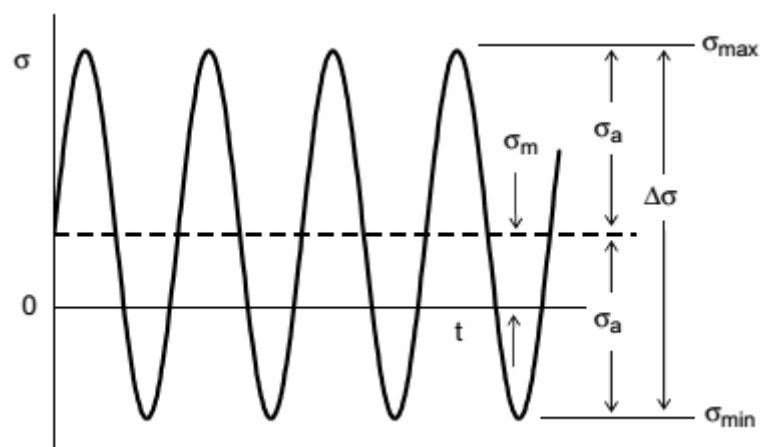
$$\sigma_a = \frac{\sigma_{max} - \sigma_{min}}{2} \quad (1.7)$$

- ความเค้นกลาง (Mean Stress, σ_m) คือ ค่าเฉลี่ยของปริมาณของโหนดที่กระทำต่อชิ้นงาน โดยหาได้จาก

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{max} + \sigma_{min}}{2} \quad (1.8)$$

- อัตราส่วนความเค้น (Stress ratio, R) คือค่าอัตราส่วนระหว่างค่าความเค้นสูงสุด และความเค้นต่ำสุด หาได้จาก

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad (1.9)$$



ภาพประกอบที่ 1.12 ลักษณะของกราฟความล้าที่ได้จากความเค้นเทียบกับเวลา (Dowling 2004)

การหาอายุการใช้งานจากการทดสอบความล้าตามสมการ (1.10)

$$\sigma_{ar} = \sigma_f' (2N_f)^b \quad (1.10)$$

โดยที่ σ_{ar} คือ ค่าความเค้นที่แปรปรวน (Stress Variable) หาจากสมการ $\sigma_{ar} = \frac{\sigma_a}{1 - \frac{\sigma_m}{\sigma_u}}$

σ_f' คือ ค่าคงที่ที่เหมาะสม (Fitting Constants)

N_f คือ จำนวนรอบอายุของความล้า (Fatigue Life) ของวัสดุ

b คือ เลขชี้กำลังความต้านทานความล้า (Fatigue Strength Exponent)

1.2.5.5 ค่าความปลอดภัย (Factor of Safety, FOS) (ศุภชัย ตระกูลทรัพย์ทวี 2550)

ในการผลิตและการออกแบบชิ้นงาน เครื่องจักร สิ่งก่อสร้าง หรือชิ้นส่วนของเครื่องจักรกลทั่วไป มักมีการออกแบบให้รับแรงไม่เกินแรงประลัย (Ultimate Load) เพราะเผื่อการรับแรงที่เกิดจากการออกแบบ จนทำให้ชิ้นงานเกิดความเสียหาย ดังนั้นสัดส่วนของแรงประลัยที่จะทำให้ชิ้นงานเสียหายหารด้วยแรงที่ยอมให้ จะเรียกว่า ค่าความปลอดภัย

1.2.5.6 ทฤษฎีความเสียหาย (Failure Theory) (มนตรี พิรุณเกษตร 2553)

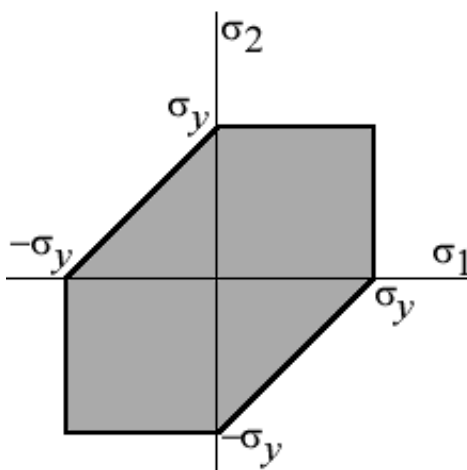
การวิเคราะห์และอธิบายความเสียหายของวัสดุจะใช้ทฤษฎีความเสียหายทำนายการครากตัวของวัสดุเหนียว และการแตกหักในวัสดุเปราะ โดยในวัสดุเหนียวจะพิจารณาความเสียหายของวัสดุ 2 ทฤษฎีคือ ทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุด (Maximum Shear Stress Theory) และ ทฤษฎีพลังงานของการผิดรูปสูงสุด (Maximum Distortion Energy Theory) โดยในวัสดุเปราะจะพิจารณาความเสียหายของวัสดุ 2 ทฤษฎีคือ ทฤษฎีความเค้นหลักสูงสุด (Maximum Normal Stress Theory) และทฤษฎีคูลอมบ์-มอร์ (Coulomb-Mohr Theory)

วัสดุเหนียว

ทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุด (Maximum Shear Stress Theory)

ทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุดกำหนดให้ใช้เป็นเกณฑ์ในการพิจารณาการครากตัวของวัสดุเหนียวซึ่งมีสาเหตุมาจากการเกิดสลลิป (Slip) ภายใต้การดึงทดสอบชิ้นงาน โดยทฤษฎีกล่าวว่า “ความเสียหายอันเกิดจากการครากตัวจะเริ่มขึ้นเมื่อความเค้นเฉือนสูงสุดภายในเนื้อวัสดุภายใต้แรงกระทำทั่วไปนั้นเท่ากับความเค้นเฉือนสูงสุดซึ่งเกิดขึ้นบนระนาบสลลิปของชิ้นงานทดสอบที่ทำจากวัสดุชนิดเดียวกันภายใต้การดึงทดสอบจนถึงจุดครากตัวของวัสดุดังกล่าว”

ตามทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุดจะกำหนดบริเวณที่ไม่ได้รับความเสียหายไว้ภายในพื้นที่หกเหลี่ยมของเทรסקา (Tresca) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1.13 ถ้าออกแบบให้สภาวะของความเค้นอยู่ภายในบริเวณพื้นที่หกเหลี่ยมดังกล่าว ชิ้นงานนั้นจะไม่ได้ได้รับความเสียหายเนื่องจากการครากตัวสำหรับสภาวะของความเค้นสองแกนของวัสดุหนึ่งๆ (σ_1, σ_2)

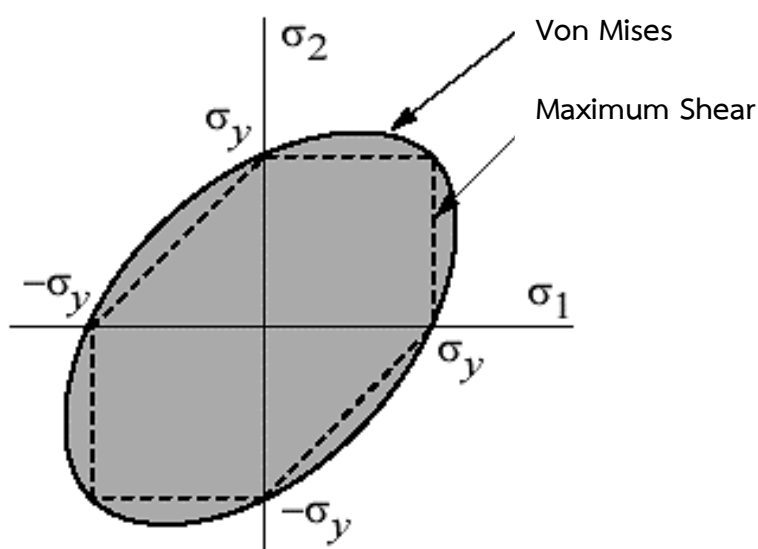


ภาพประกอบที่ 1.13 บริเวณพื้นที่หกเหลี่ยมของเทรסקา (eFunda, Inc. 2014)

ทฤษฎีพลังงานของการบิดรูปสูงสุด (Maximum Distortion Energy Theory)

ทฤษฎีพลังงานของการบิดรูปสูงสุดใช้เกณฑ์พิจารณาความเสียหายของวัสดุบนพื้นฐานของพลังงานอันเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของวัสดุนั้น โดยความเสียหายนี้เรียกอีกชื่อว่า ทฤษฎีของวอนมิสเสส (Von Mises Theory) ทฤษฎีนี้อาศัยผลจากการทดสอบวัสดุภายใต้ความดันที่กระทำต่อวัสดุทุกทิศทาง ความเค้นครากที่ได้จะมีค่ามากกว่าความเค้นครากที่ได้จากการดึงทดสอบอย่างง่ายในทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุดดังแสดงในภาพประกอบที่ 1.14 โดยพลังงานของการบิดรูปของวัสดุจะคำนึงถึงการบิดรูปเชิงเส้นและเชิงมุมไปพร้อมๆกัน

ทฤษฎีพลังงานของการบิดรูปสูงสุดกล่าวว่า “ความเสียหายโดยการครากตัวของวัสดุหนึ่งๆจะเกิดขึ้นได้ก็ต่อเมื่อพลังงานของการบิดรูปของวัสดุภายใต้การกระทำทั่วไปนั้นเท่ากับพลังงานของการบิดรูปที่เป็นผลมาจากการดึงทดสอบอย่างง่ายจนถึงจุดครากตัวของวัสดุชนิดเดียวกัน”



ภาพประกอบที่ 1.14 ความเสียหายของวัสดุตามทฤษฎีพลังงานของการผิดรูปสูงสุดและทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุด (eFunda, Inc. 2014)

วัสดุเปราะ

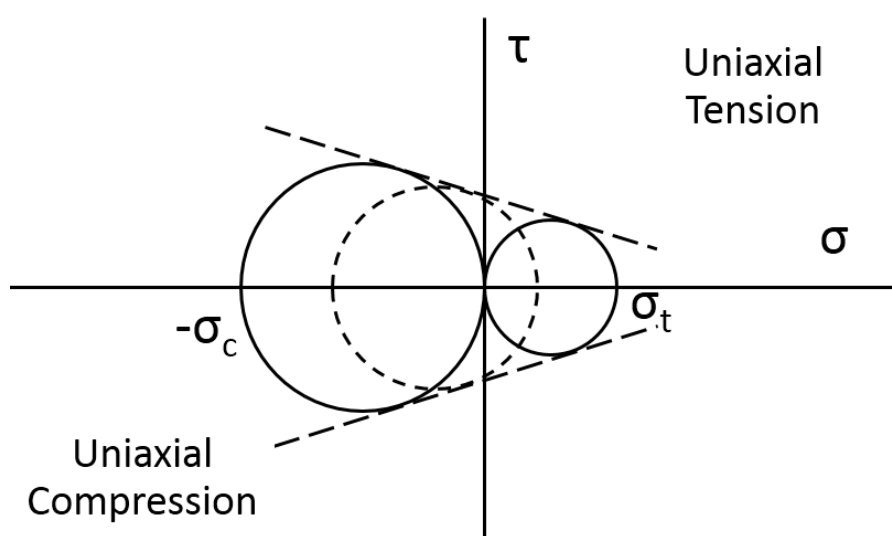
เนื่องจากวัสดุเปราะภายใต้การดึงและการกดทดสอบจะทนต่อความเค้นดึงประลัย (Tensile Ultimate Strength, σ_{ut}) หรือ ความเค้นอัดประลัย (Compressive Ultimate Strength, σ_{uc}) ได้ไม่เท่ากัน โดยทั่วไปวัสดุเปราะจะทนต่อการกดได้ดีกว่า การกำหนดเกณฑ์ความเสียหายของวัสดุเปราะจะใช้ทฤษฎีต่อไปนี้

ทฤษฎีความเค้นหลักสูงสุด (Maximum Normal Stress Theory)

ทฤษฎีความเค้นหลักสูงสุดกล่าวว่า “วัสดุเปราะภายใต้ภาระการกระทำทั่วไปจะเกิดความเสียหายก็ต่อเมื่อความเค้นดึงสูงสุดในวัสดุนั้นมีค่าเกินกว่าความเค้นดึงประลัย ภายใต้การดึงทดสอบในแนวแกนเดียว หรือความเค้นกดสูงสุดในวัสดุนั้นมีค่าเกินกว่าความเค้นกดประลัย ภายใต้การกดทดสอบในแนวแกนเดียว”

ทฤษฎีของคูลอมป์-โมร์ (Coulumb-Mohr Theory)

ปกติแล้ววัสดุเปราะจะเสียหายจากการดึงภายใต้แรงดึงและเสียหายจากการเฉือนภายใต้แรงกด จากแนวคิดจุดนี้จึงได้มีการพัฒนาทฤษฎีความเค้นเฉือนสูงสุดสำหรับวัสดุเหนียวเข้ากับทฤษฎีความเค้นหลักสูงสุดในการพิจารณาความเสียหายของวัสดุเปราะ ทฤษฎีนี้เรียกว่าทฤษฎีของคูลอมป์-โมร์ หรือทฤษฎีความเสียหายตามภายใน ความเสียหายของวัสดุเปราะจะเกิดขึ้นเมื่อสถานะของความเค้นในวัสดุอยู่นอกเส้นสัมผัสวงกลมของโมร์ดังแสดงในภาพประกอบที่ 1.15



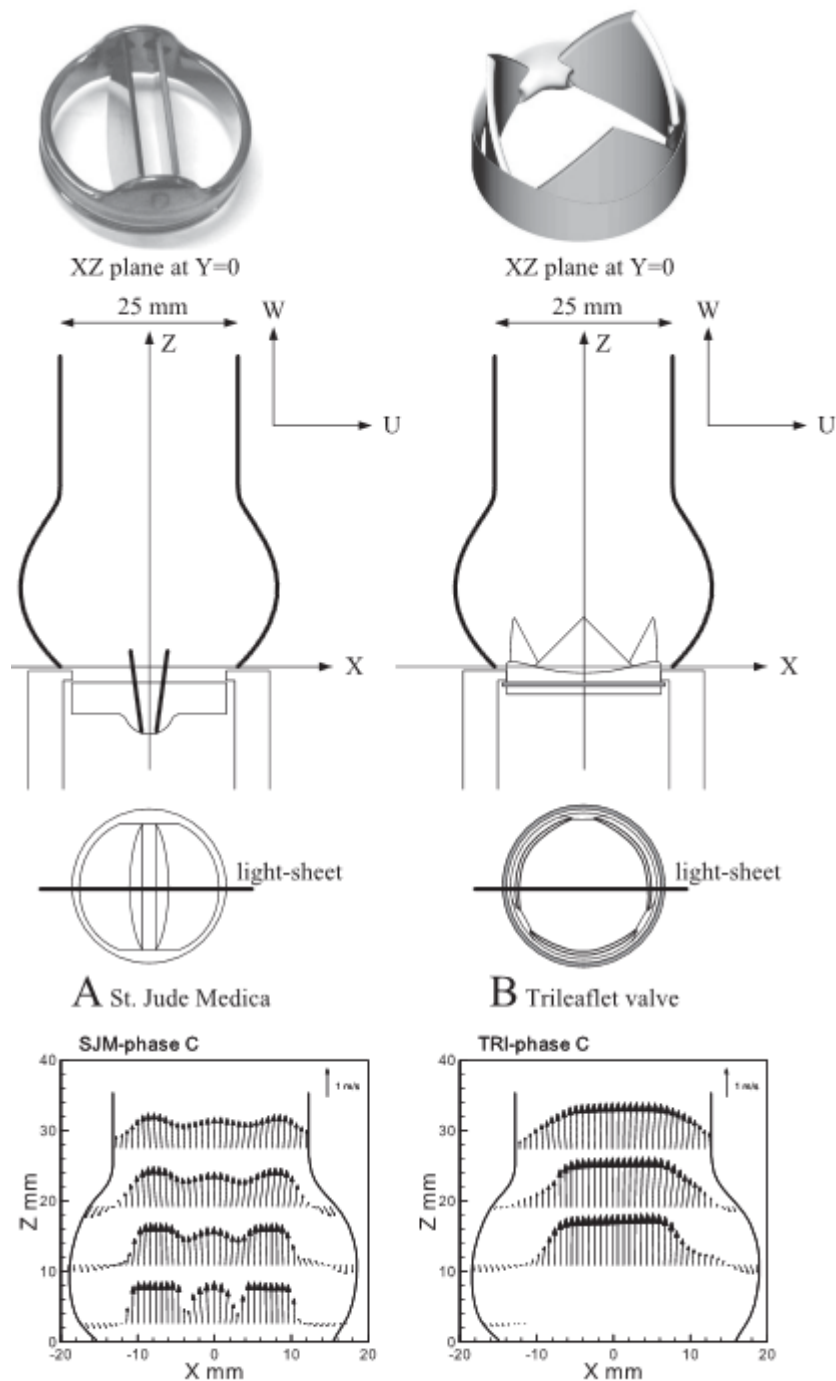
ภาพประกอบที่ 1.15 บริเวณปลอดภัยภายใต้ทฤษฎีของคูลอมป์-โมร์ (eFunda, Inc. 2014)

1.3 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

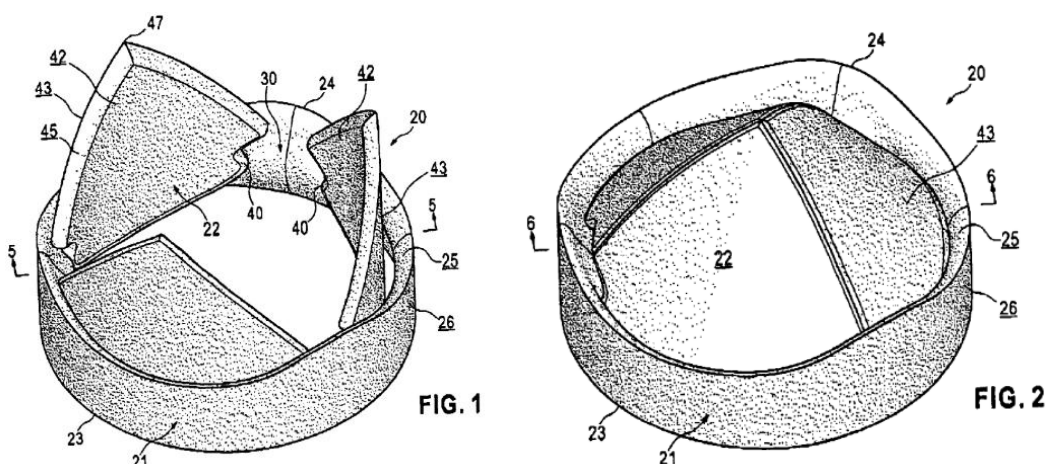
Li และคณะทำการศึกษาเปรียบเทียบลักษณะการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจเทียมแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมชนิดงานแบบ 2 แผ่น กับ ลิ้นหัวใจเทียมชนิด 3 แผ่นแสดงในภาพประกอบที่ 1.16 โดยทำการออกแบบและขึ้นรูปชิ้นงานลิ้นหัวใจเทียมนำไปทำสอบการทำงานของลิ้นหัวใจเทียมในเครื่องทดสอบ (Mock Circulatory Loop System) โดยใช้สารละลายที่มีคุณสมบัติคล้ายกับเลือด แล้วทำการบันทึกภาพด้วยกล้องดิจิทัลคุณภาพสูงเพื่อศึกษาลักษณะการไหล รูปร่างการไหลพบว่าลิ้นหัวใจเทียมชนิดงานแบบ 2 แผ่น การเปิดของลิ้น แผ่นพับจะแบ่งพื้นที่ที่มีอยู่สำหรับการไหลเข้ามาเป็นสามส่วนโดยสองส่วนจะไหลแบบลำไอพ่นในด้านข้างและการไหลแบบลำไอพ่นในส่วนตรงกลางของลิ้นหัวใจ แต่ในลิ้นหัวใจชนิด 3 แผ่นจะมีการไหลพุ่งตรงกลางลิ้นหัวใจซึ่งมีลักษณะคล้ายกับลิ้นหัวใจในธรรมชาติ (Li et al. 2011)

จากสิทธิบัตร ฉบับที่ US 6,896,700 B2 เป็นการศึกษาของ Po-Chien Lu และคณะทำการออกแบบแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมที่มีลิ้นหัวใจ 3 แผ่น (Trileaflet Heart Valve) แสดงในภาพประกอบที่ 1.17 โดยลิ้นหัวใจเทียมจะประกอบด้วย ฐานที่มีจุดยึดเพื่อยึดจับกับลิ้นหัวใจ ซึ่งลิ้นหัวใจทั้ง 3 จะมีข้อต่อจับยึดแบบเว้าเข้าด้านในในบริเวณด้านข้างของลิ้นหัวใจ การทำงานของลิ้นหัวใจจะเปิดปิดอิสระ โดยลิ้นหัวใจจะเปิดเมื่อมีแรงดันกระทบกับลิ้นหัวใจและจะปิดด้วยแรงดันที่ตกลงมากดลิ้นหัวใจ ซึ่งลิ้นหัวใจเทียมจะควบคุมการไหลให้ไหลตรงกลางลิ้นหัวใจ (Lu et al. 2005)

Bokeria และคณะ ทำการทดสอบลิ้นหัวใจ ‘TRICARDICS’ ที่มีลิ้นหัวใจ 3 แผ่นทำมาจากไทเทเนียมที่การเปิดของลิ้นหัวใจจะเปิดอย่างเต็มที่กับมุมประมาณ 88 องศาแนวการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจจะไหลตรงกลางคล้ายกับลิ้นหัวใจธรรมชาติและผลจากการศึกษาการวิเคราะห์ผลโดยตรงในผู้ป่วย 9 ราย ผู้ป่วยที่เข้ารับการเปลี่ยนลิ้นไมตรัลในช่วงระยะเวลา 3-6 เดือนภายใต้การสังเกตทางการแพทย์ตรวจพบว่าไม่มีภาวะแทรกซ้อนเนื่องจากลิ้นหัวใจเทียมสรุปได้ว่าขั้นตอนการเปลี่ยนการใช้ Tricardics ได้พิสูจน์แล้วว่ามีประสิทธิภาพ (Bokeria et al. 2008)



ภาพประกอบที่ 1.16 ลักษณะแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น กับ ลิ้นหัวใจเทียมชนิด 3 แผ่น ขนาดและตำแหน่งในการทดสอบการไหล ภาพมุมบนแสดงพื้นที่การไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจ และแสดงรูปร่างและทิศทางการไหลผ่านลิ้นหัวใจเทียม (ด้านล่าง) (Li et al. 2011)



ภาพประกอบที่ 1.17 แบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมการศึกษาของ Po-Chien Lu และคณะ (Lu et al. 2005)

Gregoric และคณะ ทำการทดสอบลิ้นหัวใจเทียมแบบ 3 แผ่นในรุ่นต้นแบบในห้องปฏิบัติการ โดยปลูกถ่ายลิ้นหัวใจเทียมบริเวณตำแหน่งลิ้นไมตรีกลงในสัตว์ทดลองเป็นเวลา 1 ปี โดยแผ่นลิ้นหัวใจเทียมทำมาจากไฟโรไลติก คาร์บอน และฐานของลิ้นหัวใจทำมาจากไทเทเนียม และทำการเปรียบเทียบกับลิ้นหัวใจเทียมแบบ 2 แผ่นพบว่าเหตุการณ์ที่เกิดลิ้นเลือดอุดตันไม่มีนัยสำคัญทางคลินิก และไม่มี ความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างผลที่ได้จากกลุ่มทดลองและกลุ่มควบคุม ดังนั้นลิ้นหัวใจเทียมแบบ 3 แผ่นในรุ่นต้นแบบมีการดำเนินการใช้ได้อย่างปลอดภัยและมีประสิทธิภาพ ในตำแหน่งลิ้นไมตรีจากการศึกษาแสดงการประเมินผลของหัวใจเทียมแบบ 3 แผ่นในรุ่นต้นแบบเป็นทางเลือกที่เทียบเท่ากับ หัวใจเทียมแบบ 2 แผ่น (Gregoric et al. 2004)

Kumar และ Mathew ทำการออกแบบลิ้นหัวใจแบบใหม่ที่มี 3 แผ่นและตรวจสอบพฤติกรรมทางกลของแบบจำลองโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ทำการออกแบบแบบจำลองทางเรขาคณิตของลิ้นหัวใจเทียมโดยใช้ซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์กำหนดแรงดันทางสรีรวิทยาที่แตกต่างกัน ถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์รูปแบบของลิ้นหัวใจเทียม ผลจากการศึกษานำค่าพฤติกรรมทางกลจากการวิเคราะห์แบบจำลองเพื่อนำไปพัฒนาแบบจำลอง พิจารณานาตส่วนประกอบลิ้นหัวใจเทียมจากผลในการทำงานของลิ้นหัวใจ เพื่อให้ประสิทธิภาพของรูปทรงเรขาคณิตที่เหมาะสมสำหรับการทำงาน ในระหว่างและหลังการออกแบบรูปทรงเรขาคณิตของแบบจำลอง (Kumar and Mathew 2011)

Kwon ทำการวิเคราะห์โครงสร้างโดยเฉพาะอย่างยิ่งผลกระทบต่อความหนากับความแข็งแรงของโครงสร้างของลิ้นหัวใจเทียมแบบ 2 แผ่นที่มีลักษณะแผ่นโค้ง บทความนี้จะนำเสนอในการรูปแบบที่หลากหลายของความดันไหลเวียนของเลือดบนพื้นผิวของแผ่นพับที่เน้นโครงสร้างภายในของแผ่นลิ้นหัวใจ การตรวจสอบโดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์ โครงสร้างทั้งเชิงเส้นและไม่เชิงเส้นสำหรับการเปรียบเทียบ ผลลัพธ์ที่ถูกต้อง มากขึ้น ความหนาของแผ่นโค้งจาก 0.50 มิลลิเมตร ถึง 0.75 มิลลิเมตร โดยเพิ่มขึ้นครั้งละ 0.05 มิลลิเมตรซึ่งผลจากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เหล่านี้เป็น ประโยชน์อย่างมาก ในการออกแบบลิ้นหัวใจเทียม ในการทำนาย การเปลี่ยนแปลงความแข็งแรงของโครงสร้างของลิ้น โดยทำการมีการเปลี่ยนแปลงความหนาเพื่อศึกษาผลลัพธ์เชิงกลที่เกิดขึ้นต่อลิ้น ผลการวิเคราะห์ แสดงให้เห็นว่ามีความแข็งแรง ของโครงสร้างของแผ่นลิ้นหัวใจตามความหนาของแผ่นลิ้นหัวใจ ดังนั้นแผ่นลิ้นหัวใจที่บางน้อยกว่า 0.6 มิลลิเมตรจะไม่น่าพอใจสำหรับการใช้งานในร่างกายของลิ้นหัวใจเทียมและผลจากการทดสอบพบว่าจุดที่เกิดค่าความเค้นสูงสุดจะอยู่ในบริเวณของข้อต่อจุดติดระหว่างแผ่นพับกับฐาน จึงเป็นจุดที่ต้องคำนึงในการทำการออกแบบลิ้นหัวใจเทียม (Kwon 2009)

ลิ้นหัวใจเทียมเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ในการรักษาโรคลิ้นหัวใจ และมีพัฒนารูปร่างของลิ้นหัวใจเทียมให้มีการใช้งานที่คงทนและไม่ก่อให้เกิดปัญหาให้กับผู้ป่วยหลังได้รับการผ่าตัด ซึ่งปัญหาที่เกิดขึ้นอีกอย่างหนึ่งเกิดจากโครงสร้างลิ้นหัวใจ ทำให้มีการพัฒนารูปร่างของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมเป็นชนิด 3 แผ่นและมีลักษณะที่คล้ายกับลิ้นหัวใจเอออร์ติกและควบคุมการไหลให้มีการไหลตรงกลางลิ้นหัวใจ ไม่ก่อให้เกิดการไหลปั่นป่วนของเลือดที่กระทบจากลิ้นหัวใจเทียม จึงได้มีการพัฒนาและออกแบบแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบใหม่เพื่อช่วยลดปัญหาดังกล่าว

1.4 วัตถุประสงค์

- 1.4.1 ทำการออกแบบลิ้นหัวใจเอออร์ติกเทียมแบบโลหะในรูปทรงแบบใหม่
- 1.4.2 ศึกษาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ของแบบจำลองลิ้นหัวใจเอออร์ติกเทียมโดยการวิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ออกแบบแบบจำลองลิ้นหัวใจเอออร์ติกเทียมในส่วนของรูปทรง ลักษณะลิ้นหัวใจ จุดยึดต่อของลิ้นหัวใจกับฐาน พร้อมทำการคำนวณและวิเคราะห์ค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม โดยใช้การวิเคราะห์ด้วยคอมพิวเตอร์ เช่น การใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

1.6 ผลลัพธ์ที่คาดว่าจะได้รับ

ได้แบบจำลองของลึ้นหัวใจเอออร์ติกเทียมแบบโลหะในรูปแบบใหม่ทั้งรูปแบบของลึ้นและจุดยึดต่อ เพื่อนำไปเป็นต้นแบบให้การสร้างลึ้นหัวใจเอออร์ติกเทียมและการนำข้อมูลการวิเคราะห์ค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด เพื่อนำไปปรับปรุงรูปแบบและการเลือกใช้วัสดุของลึ้นหัวใจเอออร์ติกเทียมต่อไป

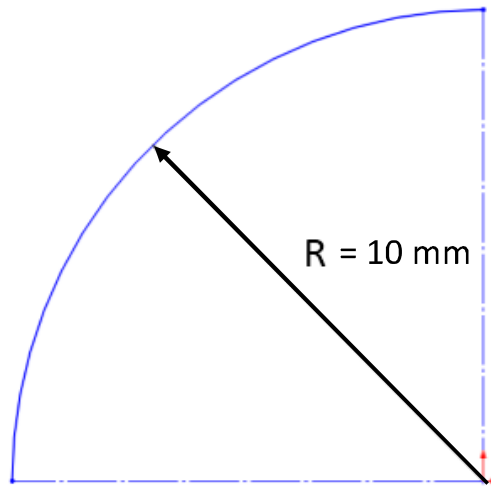
บทที่ 2

วิธีการวิจัย

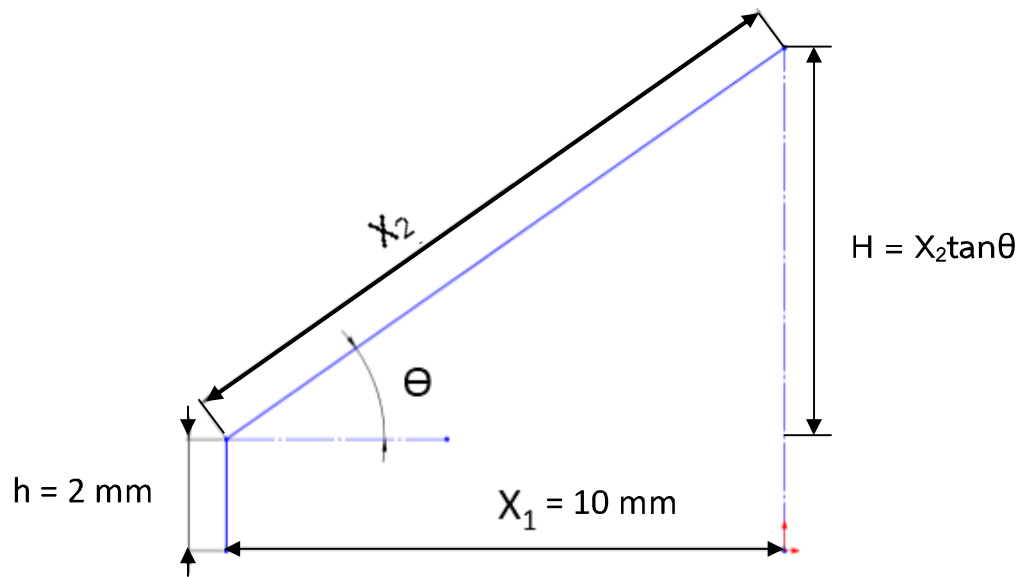
การวิจัยนี้เป็นการออกแบบแบบจำลองลึ้นหัวใจเอออร์ติกเทียมในรูปแบบ 3 มิติ โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการหาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ที่กระทำต่อแบบจำลองเพื่อปรับปรุงแบบจำลองและพัฒนาารูปแบบแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมให้มีความแข็งแรงทนทานและเหมาะสมต่อการใช้งาน โดยเปรียบเทียบลักษณะรูปแบบของลึ้นหัวใจที่มีความแตกต่างในเรื่องของรูปร่าง ความหนา และความสูง โดยจะพิจารณาผลที่เกิดขึ้นกับแบบจำลอง 2 มิติ กับแบบจำลอง 3 มิติ โดยในการศึกษาแบบจำลอง 2 มิติเป็นการศึกษาในรูปแบบปัญหาอย่างง่ายเพื่อหาตำแหน่งและแนวโน้มการเกิดความเค้นบนลึ้นหัวใจเมื่อความหนา และความสูงของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมมีการเปลี่ยนแปลงเพื่อเพิ่มความเข้าใจการเกิดความเค้นในลึ้นหัวใจ วิธีการวิจัยจะเริ่มต้นจากการออกแบบแบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์ เมื่อทำการออกแบบแบบจำลองเสร็จตามที่ต้องการแล้วนั้น จะเป็นขั้นตอนการวิเคราะห์โดยการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้กับแบบจำลองที่แบ่งเป็นเอลิเมนต์ และการกำหนดเงื่อนไข ภาระแรงที่กระทำกับแบบจำลอง และการแสดงผลการคำนวณเพื่อวิเคราะห์และพัฒนาแบบจำลองต่อไป โดยขั้นตอนต่างๆจะมีรายละเอียดดังนี้

2.1 การออกแบบรูปร่างแบบจำลอง 2 มิติและการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการคำนวณ (Manual method)

ลึ้นหัวใจจะถูกออกแบบในลักษณะ 2 มิติโดยมีรูปร่างแบบโค้งและแบบเหลี่ยม ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.1 โดยกำหนดรัศมี (R) ในแบบจำลองแบบโค้งมีรัศมีเท่ากับ 10 มิลลิเมตร และมีความหนา 5 ค่าคือ 0.6 0.8 1.0 1.2 และ 1.4 มิลลิเมตร และในแบบจำลองแบบเหลี่ยมกำหนดความสูงของฐานลึ้นหัวใจ (h) เท่ากับ 2 มิลลิเมตร ความยาวบริเวณฐาน (X_1) เท่ากับ 10 มิลลิเมตร ขนาดมุม θ เปลี่ยนแปลงตั้งแต่ 20 องศา ถึง 40 องศา โดยเพิ่มขึ้นครั้งละ 5 องศา และความยาวของระยะเอียง (X_2) ซึ่งแปรเปลี่ยนตามมุม θ โดยกำหนดความหนาของแบบจำลองแบบเหลี่ยมเท่ากับ ความหนาของแบบจำลองแบบโค้ง



(a)



(b)

ภาพประกอบที่ 2.1 ลักษณะแบบจำลอง 2 มิติของลึ้นหัวใจ ในลักษณะแบบโค้ง (a) และแบบเหลี่ยม (b) เพื่อใช้ในการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการคำนวณ

การคำนวณการตรวจสอบผลลัพธ์ของแบบจำลอง 2 มิติ จะอ้างอิงตามทฤษฎีการหาความเค้นในคานโดยจะพิจารณาออกเป็น 2 กรณีคือ ช่วงลิ้นหัวใจเริ่มเปิด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 80 มิลลิเมตรปรอท และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 83 มิลลิเมตรปรอท และ ช่วงลิ้นหัวใจปิดสุด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 100 มิลลิเมตรปรอท และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 80 มิลลิเมตรปรอท โดยกำหนดแรงกระทำด้านบนลิ้นหัวใจ (P_1) และแรงกระทำด้านล่างลิ้นหัวใจ (P_2) ซึ่งเกิดจากความดันดังกล่าวดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.2 โดยมีการกำหนดแรงกระทำที่มีลักษณะกระจาย (Distributed load) ให้เป็นแรงกระทำแบบจุด (Point load) บริเวณจุดกึ่งกลางของลิ้นหัวใจเพื่อสะดวกต่อการคำนวณ โดยแบบจำลองแบบเหลี่ยมจะคำนวณหาค่าความเค้น (σ) จากสมการ (2.1) และแบบจำลองแบบโค้งจะคำนวณหาค่าความเค้นจากสมการ (2.2) (Rohani 2009)

$$\sigma = \frac{MC}{I} \quad (2.1)$$

โดยที่ M คือโมเมนต์ลัพธ์ภายใน คำนวณจากพื้นที่หน้าตัด และสมการการสมดุลย์ โดยคำนวณรอบแกนสะเทินของหน้าตัด

C คือระยะตั้งฉากจากแกนสะเทิน (Neutral axis, N.A.) ถึงจุดไกลที่สุดจากแกนสะเทินระยะ c ที่ไกลที่สุดเป็นตำแหน่งที่กระทำดังภาพประกอบที่ 2.3

I คือโมเมนต์ความเฉื่อยของพื้นที่หน้าตัดคำนวณรอบแกนสะเทิน

$$\sigma = \frac{MC}{AeR} \quad (2.2)$$

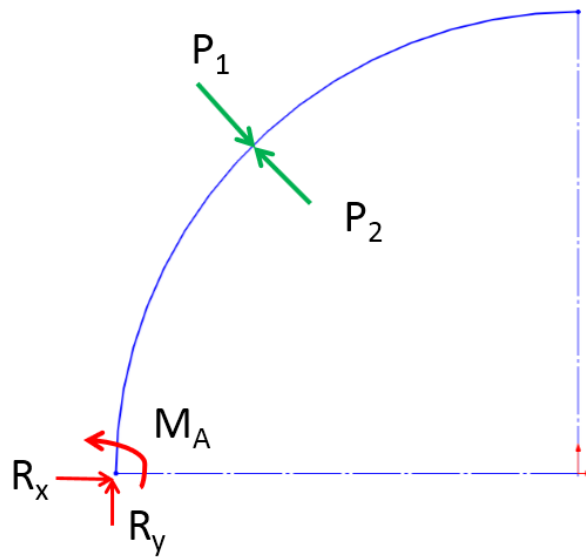
โดยที่ M คือโมเมนต์ลัพธ์ภายใน คำนวณจากพื้นที่หน้าตัด และสมการการสมดุลย์ โดยคำนวณรอบแกนสะเทินของหน้าตัด

C คือระยะตั้งฉากจากแกนสะเทิน (Neutral axis, N.A.) ถึงจุดไกลที่สุดจากแกนสะเทินระยะ c ที่ไกลที่สุดเป็นตำแหน่งที่กระทำดังภาพประกอบที่ 2.3

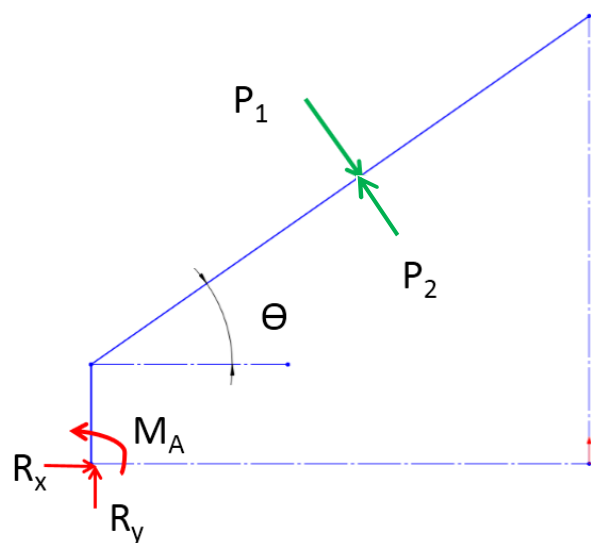
A คือพื้นที่หน้าตัด

e คือค่าความแตกต่างของความยาวรัศมีในแนวแกนสะเทินกับรัศมีความโค้ง

R คือความยาวรัศมีในแนวแกนสะเทิน

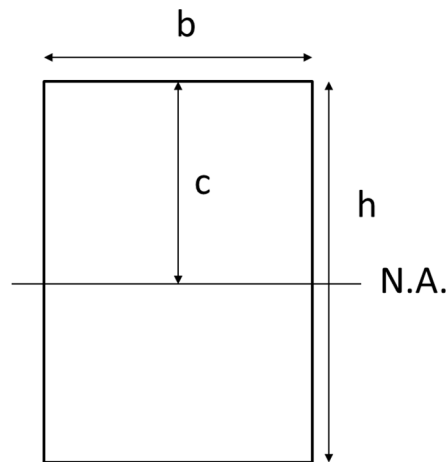


(a)



(b)

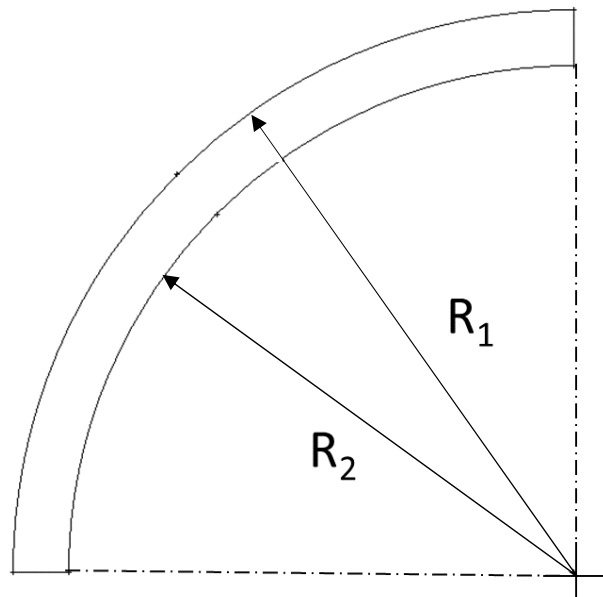
ภาพประกอบที่ 2.2 แผนภาพวัตถุอิสระ (Free Body Diagram, FBD) แบบจำลอง 2 มิติของเส้นหัวใจ ในลักษณะแบบโค้ง (a) และแบบเหลี่ยม (b) เพื่อใช้ในการคำนวณการตรวจสอบผลลัพธ์ (P_1 และ P_2 : แรงกระทำที่เกิดกับเส้นหัวใจเนื่องมาจากความดันภายในหัวใจ M_A : โมเมนต์ที่กระทำรอบจุด R_x : แรงปฏิกิริยาที่กระทำในแนวแกน X R_y : แรงปฏิกิริยาที่กระทำในแนวแกน Y θ : องศาความชันของเส้นหัวใจเทียม)



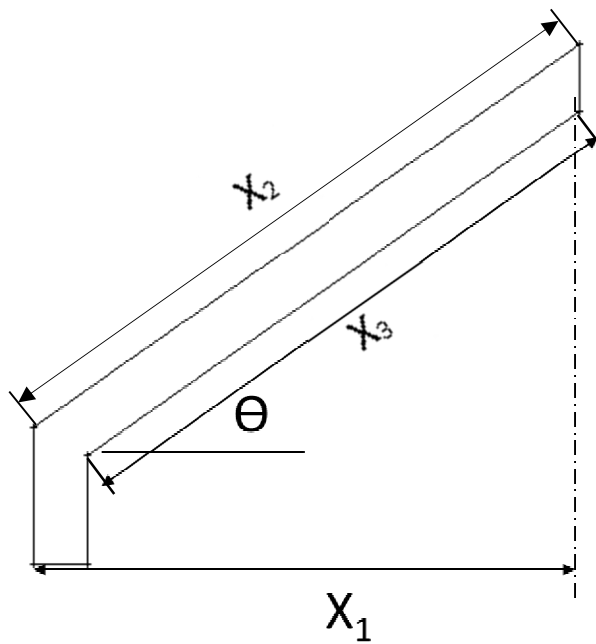
ภาพประกอบที่ 2.3 ตำแหน่งแกนสะเทิน (Neutral axis, N.A.) ของหน้าตัด (b : ความกว้าง
พื้นที่หน้าตัด h : ความสูงพื้นที่หน้าตัด c : ระยะตั้งฉากจากแกนสะเทิน)

2.2 การออกแบบรูปร่างแบบจำลอง 2 มิติและการคำนวณด้วยโปรแกรม Easy FEM

สิ้นหัวใจจะถูกออกแบบในลักษณะ 2 มิติเพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม Easy FEM เวอร์ชัน 1.0 ซึ่งโปรแกรมนี้เป็นโปรแกรมที่ได้พัฒนาโดย ศ.ดร. ปราโมทย์ เตชะอำไพและคณะ โดยมีรูปร่างแบบโค้งและแบบเหลี่ยม ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.2 โดยกำหนดรัศมีวงนอก (R_1) ในแบบจำลองแบบโค้งมีรัศมีเท่ากับ 10 มิลลิเมตร และรัศมีวงใน (R_2) คำน้อยกว่ารัศมีวงนอก (R_1) ตามความหนาต่างๆกันที่ 0.6 0.8 1.0 1.2 และ 1.4 มิลลิเมตร และในแบบจำลองแบบเหลี่ยม กำหนดความยาวบริเวณฐาน (X_1) เท่ากับ 10 มิลลิเมตร ขนาดมุม θ เปลี่ยนแปลงตั้งแต่ 20 องศา ถึง 40 องศา โดยเพิ่มขึ้นครั้งละ 5 องศา และความยาวของระยะเอียง (X_2 และ X_3) ขึ้นอยู่กับระยะที่ปรับขนาดมุม θ ตัดกับแกนที่จุดศูนย์กลาง โดยกำหนดความหนาของแบบจำลองแบบเหลี่ยมเท่ากับความหนาของแบบจำลองแบบโค้ง



(a)

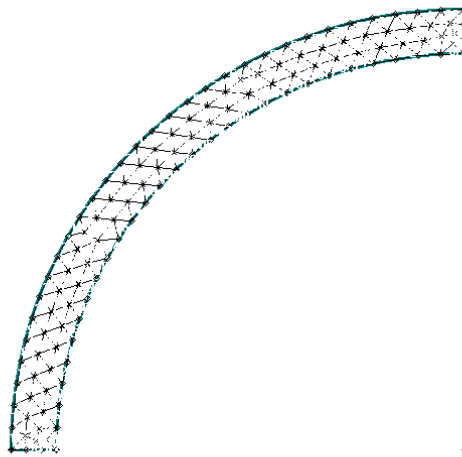


(b)

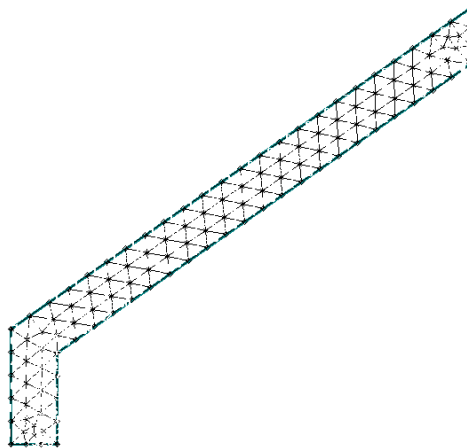
ภาพประกอบที่ 2.4 ภาพแบบจำลอง 2 มิติของลึ้นหัวใจเพื่อใช้ในโปรแกรม Easy FEM ในลักษณะ
รูปแบบโค้ง (a) รูปแบบเหลี่ยม (b)

2.1.1 การสร้างโครงร่างตาข่าย (Mesh) แบบจำลอง 2 มิติ

การสร้างโครงร่างตาข่ายในโปรแกรม Easy FEM เป็นการสร้างเอลิเมนต์สามเหลี่ยมแบบไร้ระเบียบ (Unstructured Mesh) โดยในรูปแบบโค้งมีจำนวนเอลิเมนต์สามเหลี่ยม 189 เอลิเมนต์ (ภาพประกอบที่ 2.4 (a)) และ รูปแบบเหลี่ยมมีจำนวนเอลิเมนต์สามเหลี่ยม 181 เอลิเมนต์ (ภาพประกอบที่ 2.4 (b))



(a)



(b)

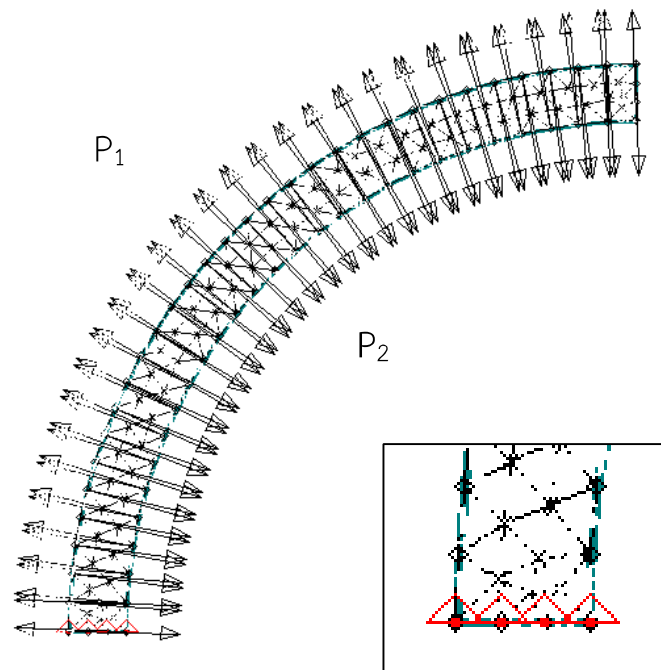
ภาพประกอบที่ 2.5 โครงร่างตาข่ายภาพแบบจำลอง 2 มิติของลิ้นหัวใจเทียมด้วยโปรแกรม Easy FEM รูปแบบโค้ง (a) รูปแบบเหลี่ยม (b)

2.1.2 แรงกระทำและเงื่อนไขขอบเขตสำหรับแบบจำลอง 2 มิติ (Loading and Boundary Conditions)

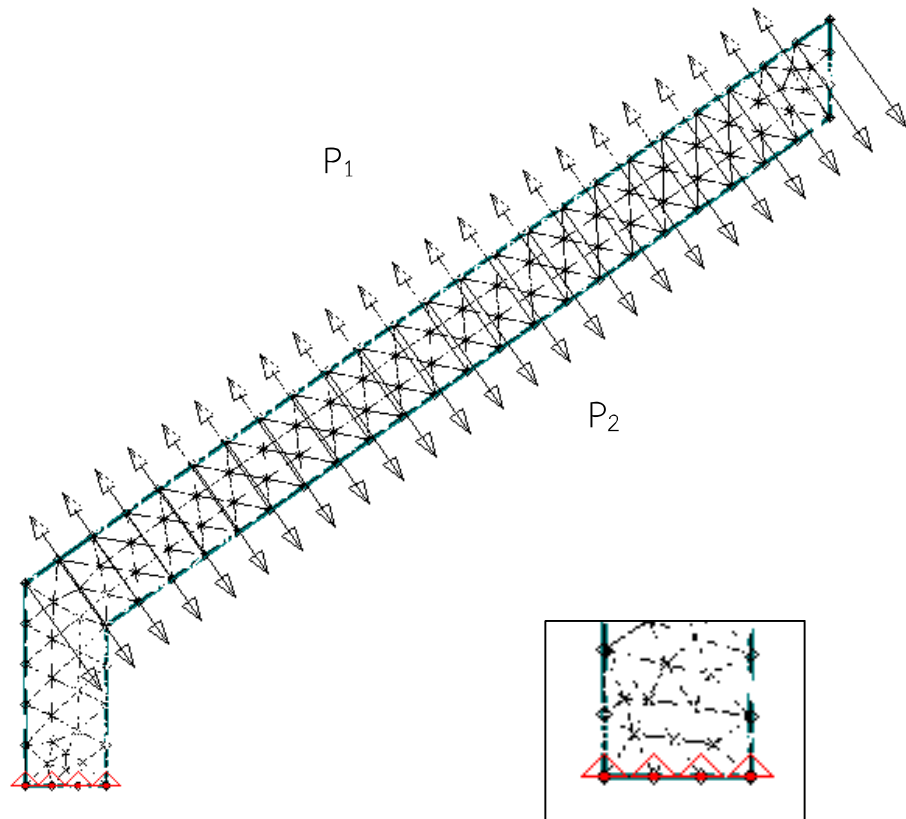
การคำนวณค่าความเค้นด้วยโปรแกรม Easy FEM ในแบบจำลอง 2 มิติ จะพิจารณาออกเป็น 3 กรณีตามสภาวะการทำงานของลิ้นหัวใจที่สนใจคือ

- ช่วงลิ้นหัวใจเริ่มเปิด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 80 มิลลิเมตรปรอท (P_1) และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 83 มิลลิเมตรปรอท (P_2)
- ช่วงลิ้นหัวใจเปิดสุด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 120 มิลลิเมตรปรอท (P_1) และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 120 มิลลิเมตรปรอท (P_2)
- ช่วงลิ้นหัวใจปิดสุด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 100 มิลลิเมตรปรอท (P_1) และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 80 มิลลิเมตรปรอท (P_2)

โดยกำหนดแรงกระทำเป็นลักษณะกระจาย ส่วนการกำหนดเงื่อนไขในแบบจำลอง 2 มิตินั้นกำหนดให้มีการยึดในบริเวณฐานของแบบจำลองทั้ง 2 รูปแบบ (ภาพประกอบที่ 2.6 และภาพประกอบที่ 2.7)



ภาพประกอบที่ 2.6 การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขและแรงกระทำสำหรับแบบจำลอง 2 มิติ รูปแบบโค้ง และในภาพกรอบเล็กแสดงการยึดแบบแน่น (Fixed Point) บริเวณฐาน



ภาพประกอบที่ 2.7 การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขและแรงกระทำสำหรับแบบจำลอง 2 มิติรูปแบบ เหลี่ยม และในภาพกรอบเล็กแสดงการยึดแบบแน่น (Fixed Point) บริเวณฐาน

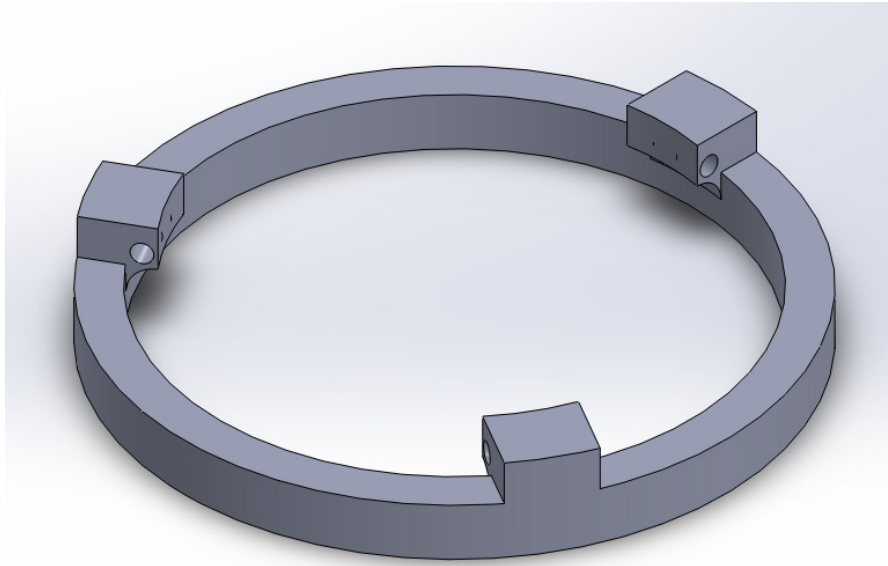
2.3 การออกแบบรูปร่างแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติและการคำนวณ

ลิ้นหัวใจจะถูกออกแบบในลักษณะ 3 มิติโดยใช้โปรแกรม SolidWorks 2012 โดยมีรูปร่างแบบจำลองแบบครึ่งทรงกลมและแบบทรงกรวยมีสามแฉกตามลักษณะของลิ้นหัวใจเออร์ติกตามธรรมชาติ โดยแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมจะประกอบด้วยส่วนประกอบ 2 ส่วนหลักคือฐานของแบบจำลอง (Basement) และ ลิ้นหัวใจ (Leaflet)

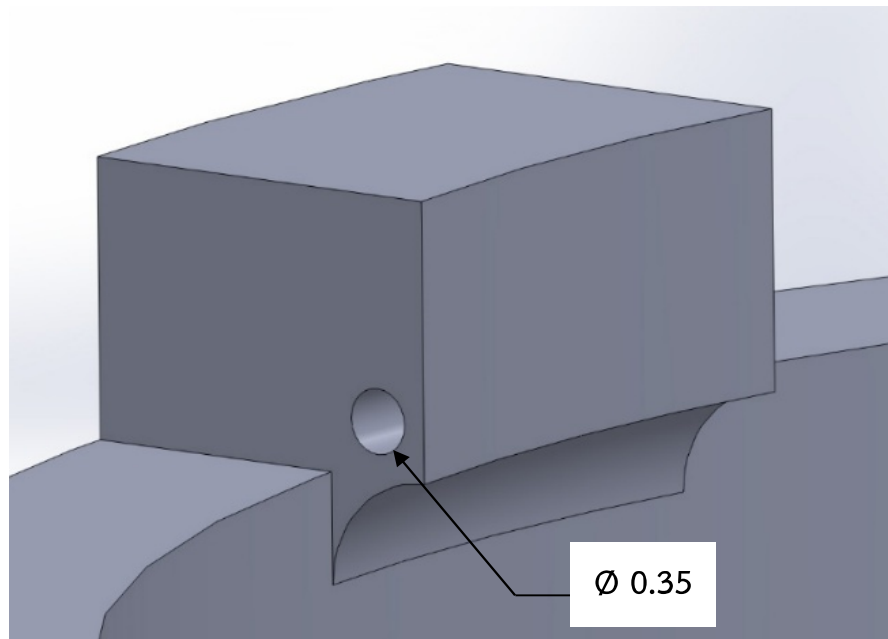
2.1.3 การออกแบบฐานของแบบจำลอง

ในการออกแบบฐานของแบบจำลองมีลักษณะเป็นวงแหวนโดยมีรัศมีวงนอก เท่ากับ 11.5 มิลลิเมตรและรัศมีวงใน เท่ากับ 10 มิลลิเมตร หนา 1 มิลลิเมตร และมีจุดเชื่อมต่อกับลิ้นหัวใจ 3 จุด มีความหนา 1.5 มิลลิเมตร กว้าง 3 มิลลิเมตร ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.8 และภาพประกอบที่ 2.9 จุดยึดจับกับลิ้นหัวใจเจาะรูกลมลึก 1 มิลลิเมตรขนาดของรูจุดยึดจับมีขนาด 0.35 มิลลิเมตร

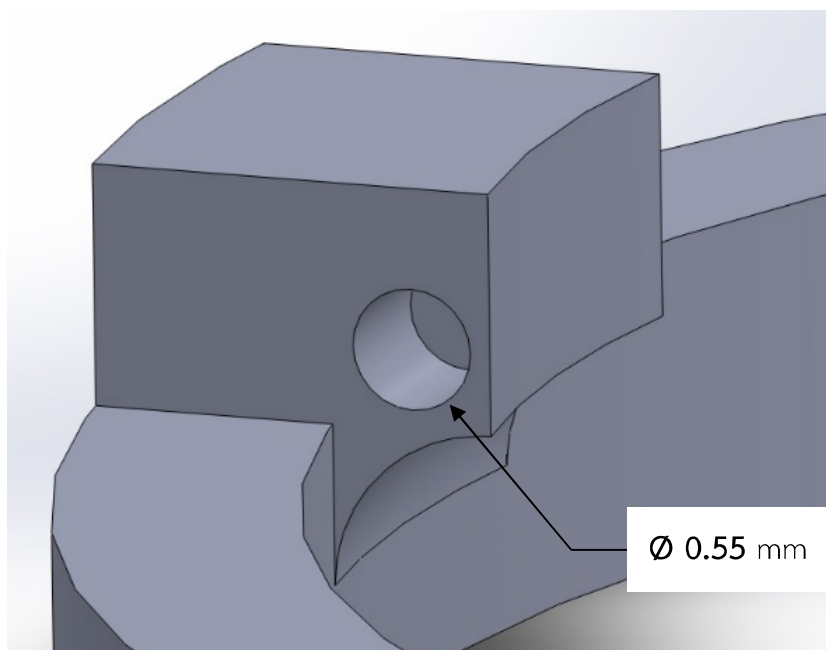
ในแบบจำลองรูปแบบครึ่งทรงกลมดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.10 และ 0.55 มิลลิเมตร ในแบบจำลองรูปแบบทรงกรวยดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.11 ซึ่งขนาดของรูจูดียด์จับในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมทั้ง 2 รูปแบบมีขนาดแตกต่างกัน เนื่องจากการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยให้มีขนาดที่เท่ากันตลอดทั้งแผ่นของลิ้นหัวใจเทียมพบว่า ในสภาวะเปิดสุดที่ความหนา 0.6 และ 0.8 มิลลิเมตร มีองศาการเปิดที่น้อยกว่า 40 องศา ทำให้เกิดช่องว่างระหว่างลิ้นหัวใจมีขนาดเล็กกว่าที่ต้องการ จึงมีการปรับปรุงแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยให้ส่วนฐานของลิ้นหัวใจมีขนาด 1 มิลลิเมตร และปรับความหนาค่าต่างๆของลิ้นหัวใจเทียมในส่วนปลายของแบบจำลอง เพื่อให้การเปิดของลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยมีการเปิดออกกว้างขึ้น จึงทำให้ขนาดของรูจูดียด์จับมีขนาดใหญ่กว่าในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมที่มีการปรับความหนาของลิ้นหัวใจเท่ากันทั้งแผ่นของลิ้นหัวใจ



ภาพประกอบที่ 2.9 ฐานแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ



ภาพประกอบที่ 2.10 ขนาดและตำแหน่งจุดยึดระหว่างฐานแบบจำลองกับลึ้นหัวใจเทียมในแบบจำลองแบบครึ่งทรงกลม



ภาพประกอบที่ 2.11 ขนาดและตำแหน่งจุดยึดระหว่างฐานแบบจำลองกับลึ้นหัวใจเทียมในแบบจำลองแบบทรงกรวย

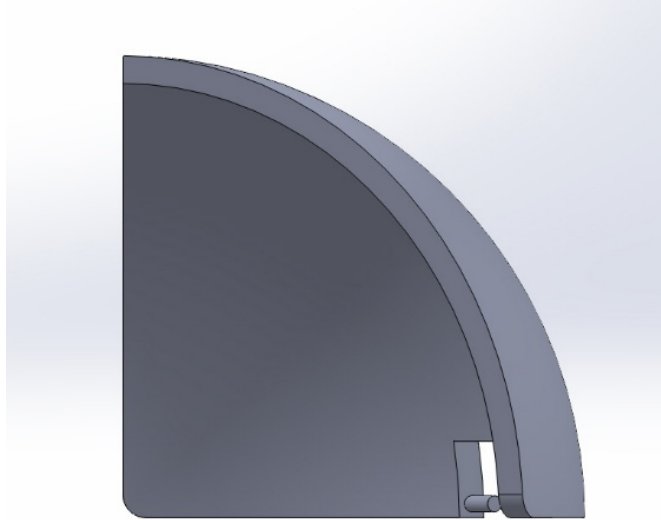
2.1.4 การออกแบบลึ้นหัวใจ

การออกแบบลึ้นหัวใจมี 2 รูปแบบคือ แบบครึ่งทรงกลมและแบบทรงกรวยมีจำนวน แบบละ 3 แผ่น

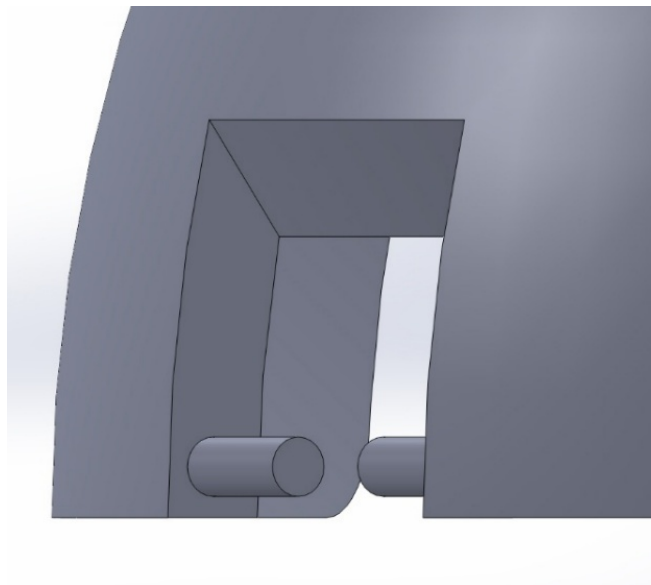
แบบจำลองรูปแบบครึ่งทรงกลมถูกออกแบบโครงสร้างตามขนาดในการออกแบบแบบจำลองแบบโค้งในรูปแบบ 2 มิติ แล้วขึ้นรูปแบบจำลองลึ้นหัวใจเป็น 3 มิติโดยใช้ฟังก์ชัน Extrude ของโปรแกรม SolidWorks สร้างแบบจำลองลึ้นหัวใจออกมา 3 แผ่น ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.12 (a) และมีข้อต่อจุดยึดกับฐานบริเวณกลางในส่วนท้ายของแบบจำลองโดยขนาดข้อต่อนี้มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.35 มิลลิเมตร ยาว 1 มิลลิเมตร (ภาพประกอบที่ 2.12(b)) โดยมีมุมที่จุดปลายในแนวตัดขวาง 120 องศา ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.13

ในการทำงานเดียวกันแบบจำลองรูปแบบทรงกรวยถูกออกแบบโครงสร้างตามขนาดในการออกแบบแบบจำลองแบบโค้งในรูปแบบ 2 มิติ แล้วขึ้นรูปแบบจำลองลึ้นหัวใจเป็น 3 มิติโดยใช้ฟังก์ชัน Extrude ของโปรแกรม SolidWorks สร้างแบบจำลองลึ้นหัวใจออกมา 3 แผ่นตามแบบจำลองรูปแบบครึ่งทรงกลมดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.14 (a) ข้อต่อจุดยึดกับฐานบริเวณกลางในส่วนท้ายของ

แบบจำลองมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 0.55 มิลลิเมตร ยาว 1 มิลลิเมตร (ภาพประกอบที่ 2.14 (b)) โดยมีมุมที่ปลายในแนวตัดขวาง 120 องศา ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.15

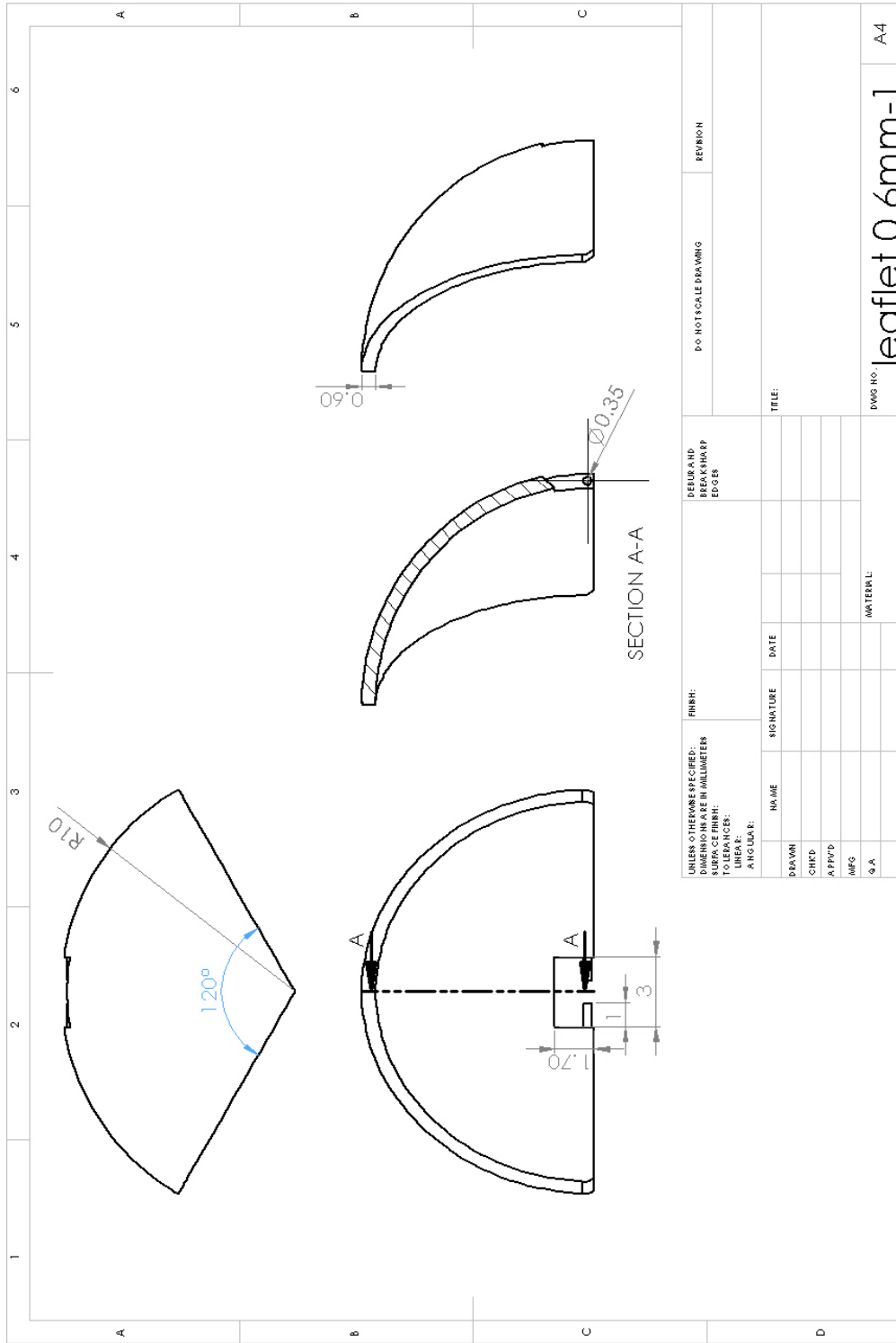


(a)

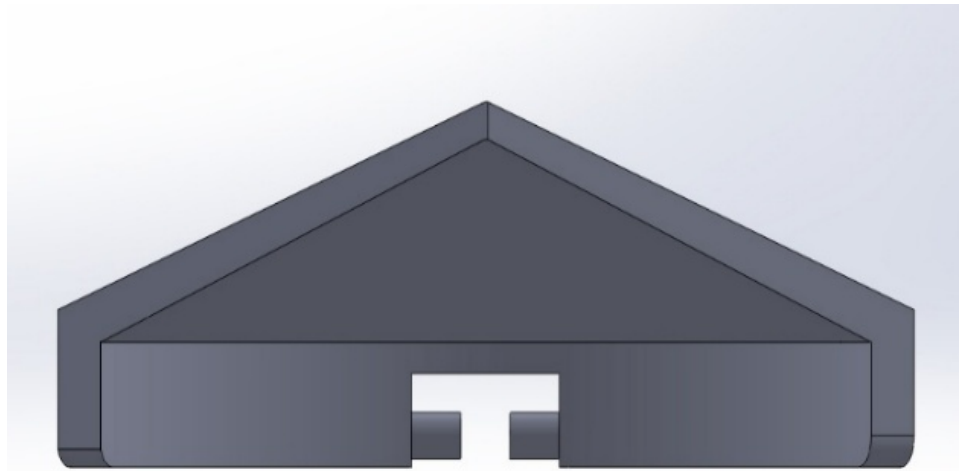


(b)

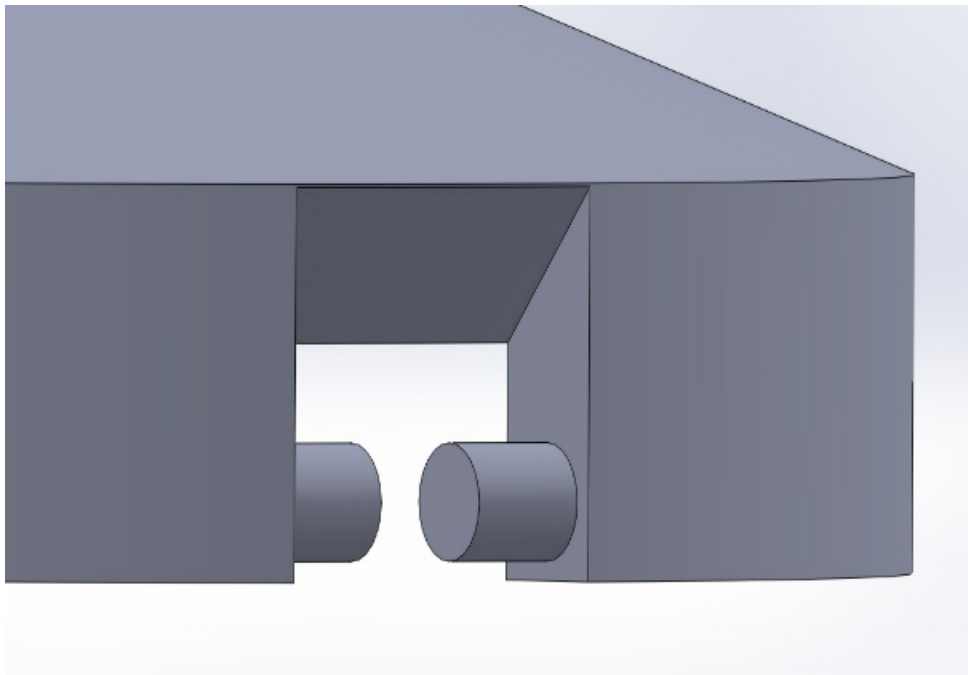
ภาพประกอบที่ 2.12 ลักษณะลิ้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลม (a) และลักษณะข้อต่อจุดยึดระหว่างฐานกับลิ้นหัวใจ (b)



ภาพประกอบที่ 2.13 ภาพฉาย 3 มิติลิ้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลม

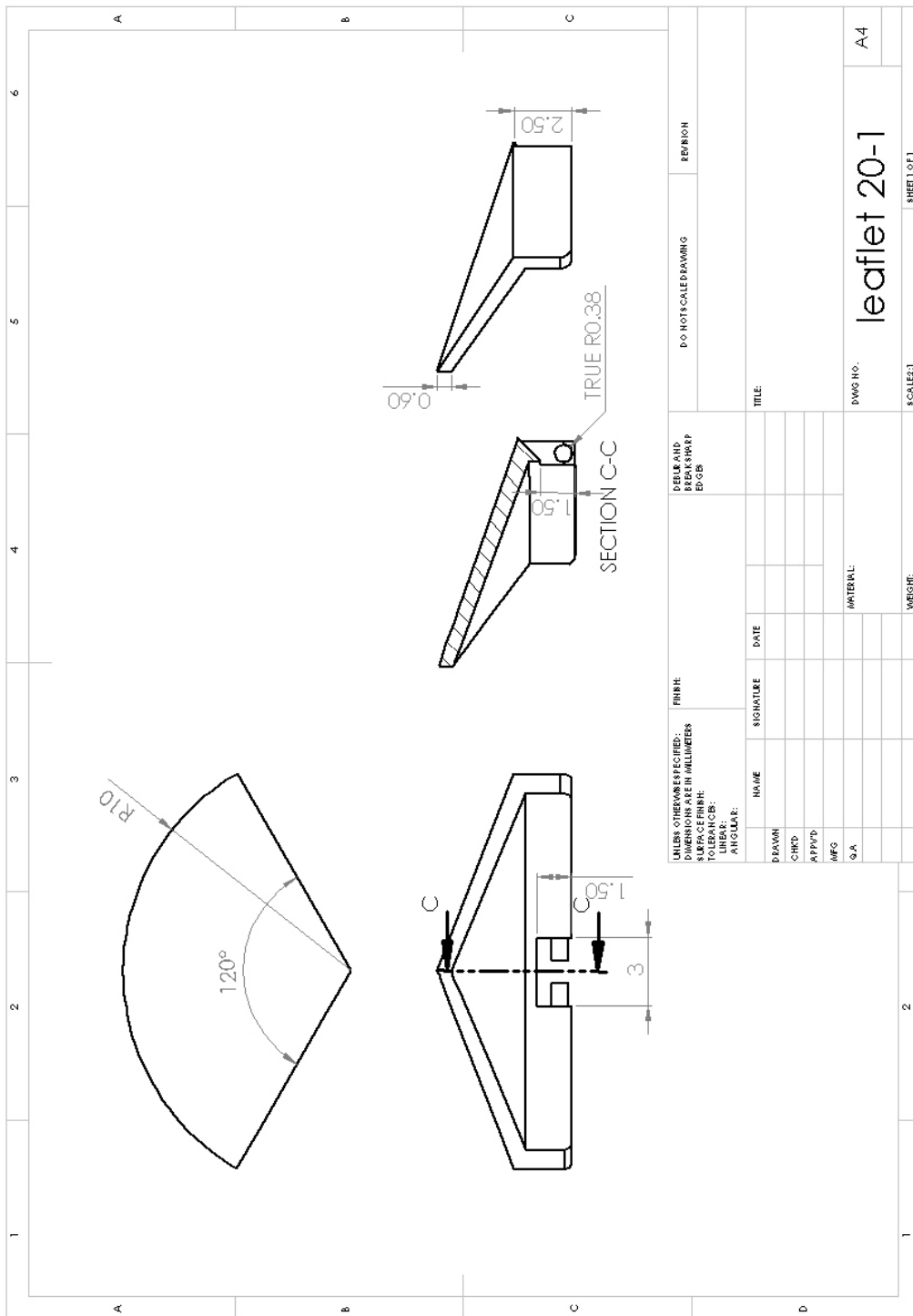


(a)



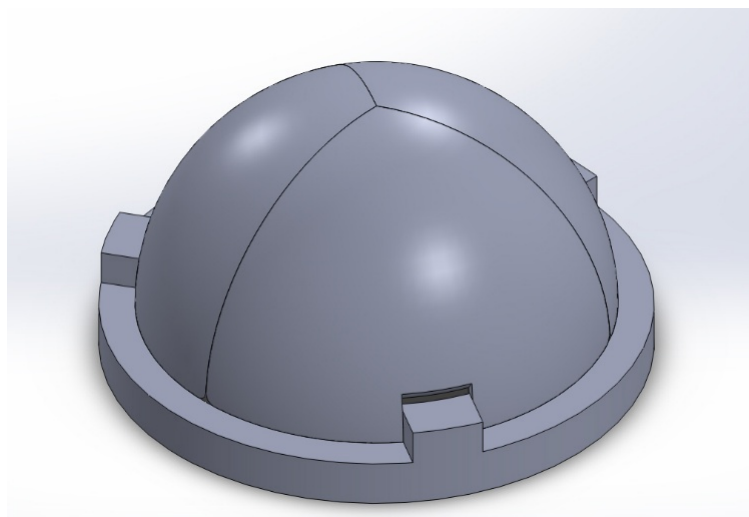
(b)

ภาพประกอบที่ 2.14 ลักษณะล้นหัวใจรูปแบบทรงกรวย (a) และลักษณะข้อต่อจุดยึดระหว่างฐานกับล้นหัวใจ (b)

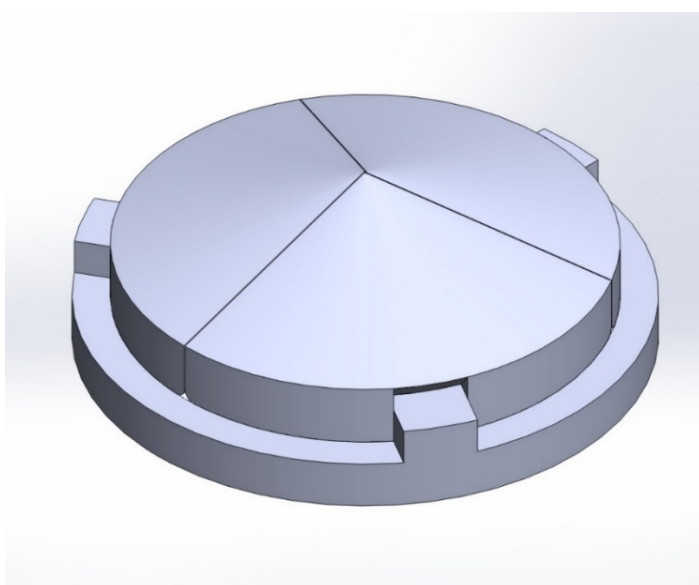


ภาพประกอบที่ 2.15 ภาพฉาย 3 มิติสินค้าใบปลิวแบบกรวย และภาพตัดขวาง

เมื่อสร้างส่วนประกอบทั้ง 2 ส่วนเสร็จแล้วนั้น ทำการประกอบแบบจำลองเป็นแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบ 3 มิติสำหรับรูปแบบเครื่องทรงกลม และรูปแบบทรงกรวยเพื่อนำไปวิเคราะห์ผลการศึกษาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.16 และ ภาพประกอบที่ 2.17 ตามลำดับ



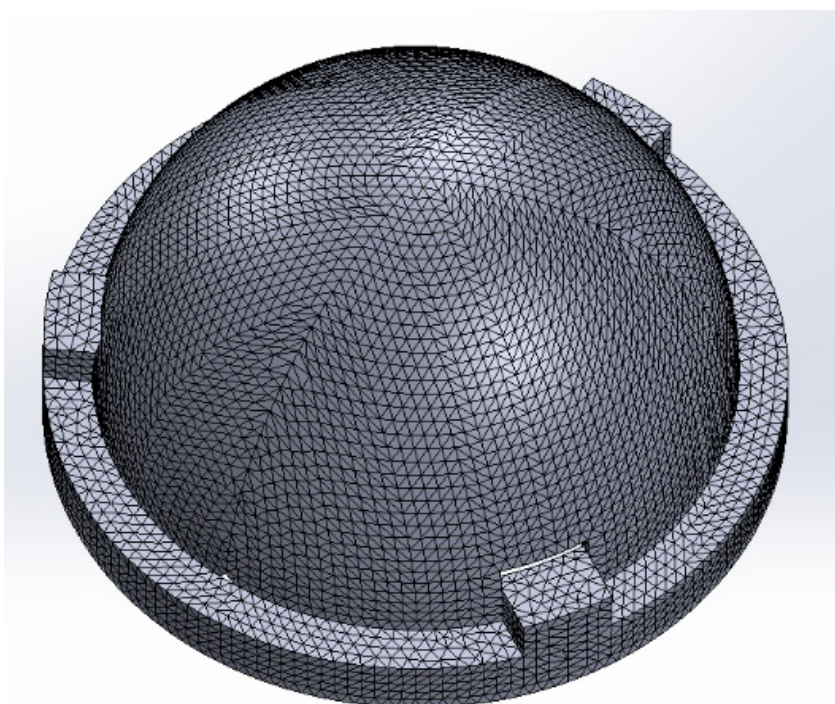
ภาพประกอบที่ 2.16 แบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติ ในรูปแบบเครื่องทรงกลม



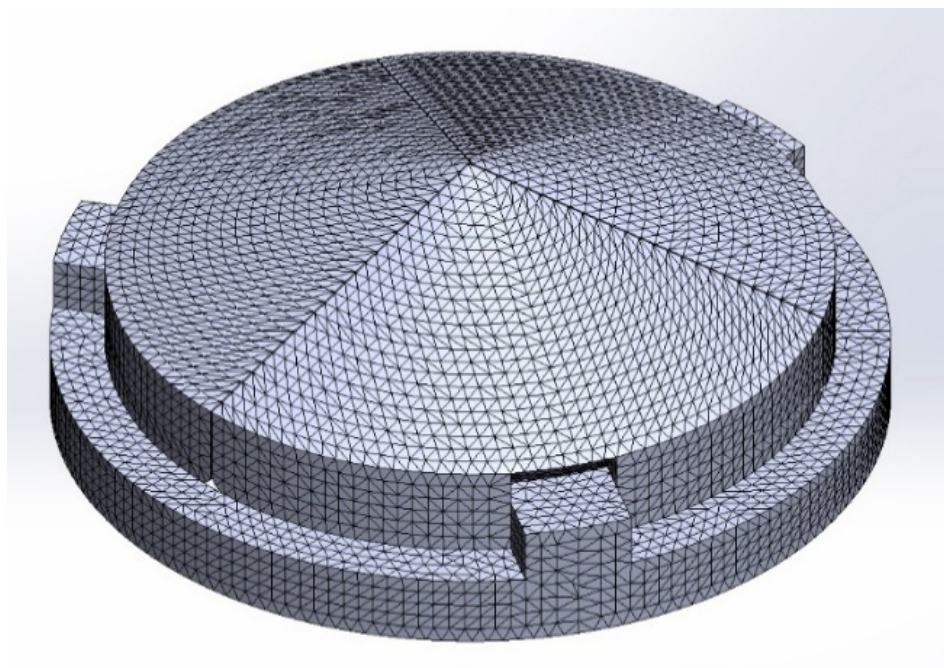
ภาพประกอบที่ 2.17 แบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติ ในรูปแบบทรงกรวย

2.1.5 การสร้างโครงร่างตาข่าย (Mesh) แบบจำลอง 3 มิติ

การสร้างโครงร่างตาข่ายแบบจำลอง 3 มิติกำหนดเป็นรูปทรงเหลี่ยมสี่หน้า (Tetrahedral) โดยมีขนาด 0.45 มิลลิเมตร ในแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปแบบครึ่งทรงกลม มีจำนวนเอลิเมนต์เท่ากับ 55,706 เอลิเมนต์ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.18 และแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปแบบทรงกรวยมีจำนวนเอลิเมนต์เท่ากับ 55,951 เอลิเมนต์ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2.19



ภาพประกอบที่ 2.18 โครงร่างตาข่ายภาพแบบจำลอง 3 มิติ แบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมโดยโปรแกรม SolidWorks รูปแบบครึ่งทรงกลม



ภาพประกอบที่ 2.19 โครงร่างตาข่ายภาพแบบจำลอง 3 มิติ แบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมโดยโปรแกรม SolidWorks รูปแบบทรงกรวย

2.1.6 การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุสำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ

วัสดุที่ใช้ในการศึกษาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม คือ โทเทเนียม เนื่องจากโทเทเนียมเป็นวัสดุที่ใช้ในทางการแพทย์ในการผลิตอุปกรณ์เทียม คุณสมบัติมีน้ำหนักเบา มีความคงทน แข็งแรง ไม่เป็นพิษต่อร่างกาย มีความทนทานในการย่อยสลายสูง (Thubrikar et.al. 1980) (González et.al. 2003) และมีค่าคุณสมบัติของวัสดุดังแสดงในตาราง 2.1

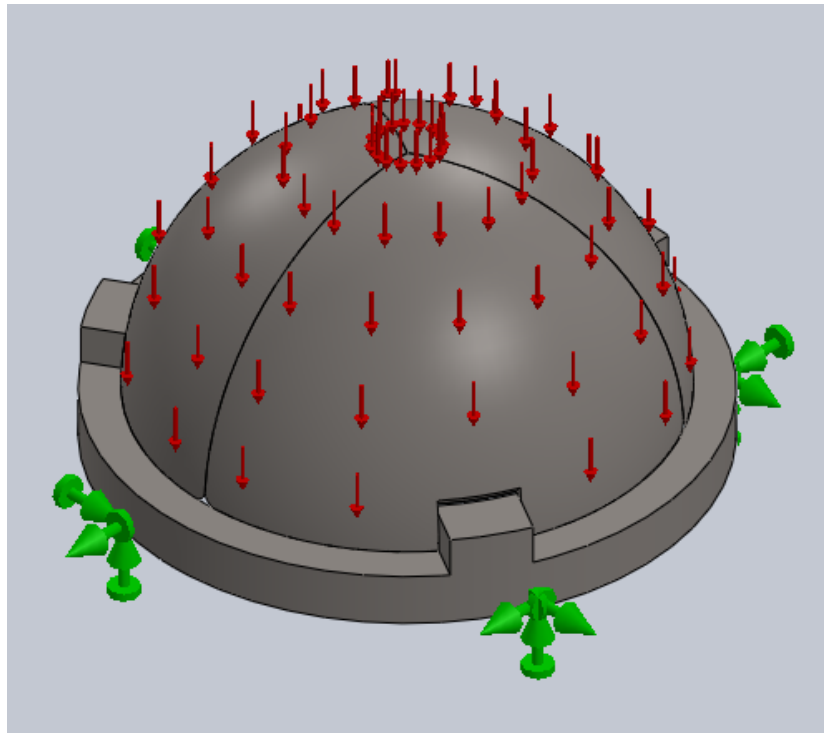
ตารางที่ 2.1 คุณสมบัติของวัสดุไทเทเนียม

คุณสมบัติ	
ความแข็งแรงจุดคราก (Yield Strength)	140 เมกกะปาสคาล (MPa)
ความแข็งแรงดึง (Tensile Strength)	235 เมกกะปาสคาล (MPa)
โมดูลัสของสภาพยืดหยุ่น (Elastic Modulus)	110 จิกะปาสคาล (GPa)
อัตราส่วนปัวซอง (Poisson' Ratio)	0.3
ความหนาแน่นของมวล (Mass Density)	4600 กิโลกรัมต่อตารางเมตร (kg/m^3)
โมดูลัสของแรงเฉือน (Shear Modulus)	43 จิกะปาสคาล (GPa)
การวัดค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวของวัสดุ (Thermal Expansion Coefficient)	8.8×10^{-6} /เคลวิน (Kelvin)

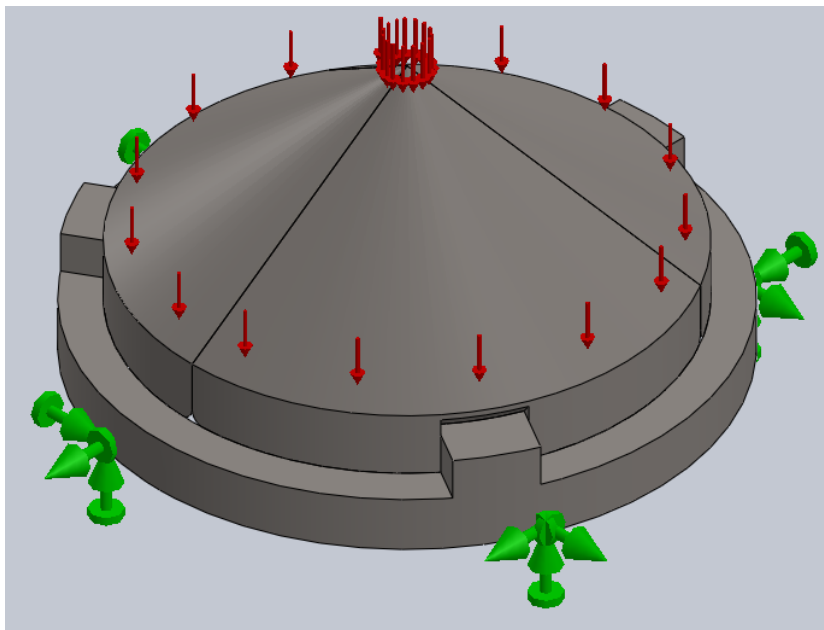
2.1.7 แรงกระทำและเงื่อนไขขอบเขต (Loading and Boundary Conditions)

ในการวิเคราะห์ค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ของแบบจำลอง ลิ้นหัวใจเทียม ในการกำหนดแรงที่กระทำกับแบบจำลองจะพิจารณาจากแรงดันเลือดที่ไหลเวียนในหัวใจและกระทำกับลิ้นหัวใจ โดยการทำงานของหัวใจแบ่งออกเป็น การบีบตัวและการคลายตัว ส่งผลต่อการเปิดปิดของลิ้นหัวใจ ซึ่งแรงดันเลือดที่กระทำในช่วงหัวใจบีบตัวมีค่า 120 มิลลิเมตรปรอท (16 กิโลปาสคาล) ทั้งในหัวใจห้องล่างซ้ายและหลอดเลือดเอออร์ตา แต่ในช่วงหัวใจคลายตัวแรงดันเลือดในหัวใจห้องล่างซ้ายมีค่า 10 มิลลิเมตรปรอท (1.33 กิโลปาสคาล) และ แรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตามีค่า 80 มิลลิเมตรปรอท (10.66 กิโลปาสคาล) (Burriesci. et.al; 2010.) โดยกระทำกับบริเวณผิวของลิ้นหัวใจทั้งสองด้าน ดังนั้นจึงนำค่าแรงดันเลือดที่กระทำกับลิ้นหัวใจมาพิจารณาในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม โดยแรงที่กระทำด้านบนแบบจำลองเป็นแรงดันเลือดในหลอดเลือดเอออร์ตา และแรงที่กระทำด้านล่างของแบบจำลองเป็นแรงดันเลือดในหัวใจห้องล่างซ้าย

กำหนดเงื่อนไขในแบบจำลอง 3 มิติให้มีการเคลื่อนที่ของลิ้นหัวใจแบบข้อต่อสลัก (Hinge Joint) แต่ในส่วนบริเวณฐานของแบบจำลองลิ้นหัวใจไม่มีการเคลื่อนที่ เนื่องจากในสภาวะจริงจะยึดติดกับผนังหลอดเลือด และกำหนดให้วัสดุเป็นประเภทคุณสมบัติของวัสดุเหมือนกันในทุกทิศทาง (Isotropic Properties) (ภาพประกอบที่ 2.20)



(a)



(b)

ภาพประกอบที่ 2.20 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตและแรงกระทำสำหรับแบบจำลอง 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรง (a) รูปแบบทรงกรวย (b) ลูกศรเล็กสีแดงแสดงแรงที่กระทำกับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม และลูกศรใหญ่สีเขียวแสดงการยึดฐานไม่ให้มีการเคลื่อนที่

2.1.8 การพิจารณาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ

การพิจารณาค่าค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปแบบ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม SolidWorks จะแบ่งออกเป็น 3 กรณี ตามสภาวะการทำงานของลึ้นหัวใจที่สนใจ เช่นเดียวกับที่ได้พิจารณาในการคำนวณ 2 มิติ คือ

- ช่วงลึ้นหัวใจเริ่มเปิด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 80 มิลลิเมตรปรอท และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 83 มิลลิเมตรปรอท
- ช่วงลึ้นหัวใจเปิดสุด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 120 มิลลิเมตรปรอท และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 120 มิลลิเมตรปรอท
- ช่วงลึ้นหัวใจปิดสุด โดยมีแรงดันในหลอดเลือดเอออร์ตา 100 มิลลิเมตรปรอท และแรงดันในหัวใจห้องล่างซ้าย 80 มิลลิเมตรปรอท

โดยวิเคราะห์ค่าความเค้นสูงสุด ค่าการกระจัดสูงสุด และค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมโดยเปรียบเทียบ 2 ลักษณะรูปแบบลึ้นหัวใจเทียม ที่ความหนาต่างๆ และความสูงที่เปลี่ยนแปลงไปในแบบจำลองลึ้นหัวใจแบบทรงกรวย เพื่อพิจารณาในเรื่องขนาดและรูปร่างที่เหมาะสมของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม

เมื่อพิจารณารูปร่างและขนาดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมที่เหมาะสมแล้วทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมทั้ง 2 รูปร่างในการเปิดและปิดของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมโดยพิจารณาทุก 1 องศาตั้งแต่ลึ้นหัวใจปิดสนิทจนเปิดออกกว้างสุดโดยกำหนดแรงดันตามตารางที่ 2.2 โดยพิจารณาเป็นช่วงการเปิดปิดเป็นครั้งละ 5 องศา เทียบกับรอบทำงานของหัวใจ โดยแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมทั้ง 2 รูปแบบมีการเปิดสูงสุดที่ 40 องศา

ตารางที่ 2.2 แรงดันเลือดที่ใช้ในการกำหนดแรงดันที่กระทำกับการเปิดและปิดของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม (หน่วย : มิลลิเมตรปรอท)

องศาการเปิด และปิดลิ้นหัวใจ	ช่วงลิ้นหัวใจเปิด		ช่วงลิ้นหัวใจปิด	
	แรงดันเลือดใน เอออร์ตา	แรงดันเลือดในหัวใจ ห้องล่างซ้าย	แรงดันเลือดใน เอออร์ตา	แรงดันเลือดใน หัวใจห้องล่างซ้าย
0	80	83	100	80
1-5	85	85	100	100
6-10	90	103	103	108
11-15	103	110	108	117
16-20	107	115	112	120
21-25	110	123	117	123
26-30	118	125	120	125
31-35	123	128	123	127
36-39	125	129	125	129
40	125	130	125	130

2.4 การพิจารณาอายุการใช้งานของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติ

การคำนวณหาอายุการใช้งานจะพิจารณาจากความล้าที่เกิดขึ้นกับวัสดุของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมโดยใช้สมการดังนี้ (Dowling 2004)

$$\sigma_{ar} = \sigma_f (2N_f)^b \quad (2.3)$$

โดยที่ σ_{ar} คือ ค่าความเค้นที่แปรปรวน (Stress Variable)

σ_f คือ ค่าคงที่ที่เหมาะสม (Fitting Constants)

N_f คือ จำนวนรอบอายุของความล้า (Fatigue Life) ของวัสดุ

b คือ เลขชี้กำลังความต้านทานความล้า (Fatigue Strength Exponent)

โดยในการคำนวณหาอายุการใช้งานนี้จะเป็นการคำนวณด้วยมือแล้วนำค่าที่ได้ไปเปรียบเทียบกับจากการศึกษาของ Ritchie และคณะ

2.5 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย

ด้านฮาร์ดแวร์ (Hardware) เป็นคอมพิวเตอร์แบบพกพาที่ประกอบด้วย

- หน่วยประมวลผล Intel inside CORE™ i5-3210M CPU @2.50GHz
- หน่วยความจำหลัก (RAM) 8 กิกะไบต์ (GB)
- การ์ดจอ (Graphic Card) nVIDIA GeForce® 610M
- ฮาร์ดดิสก์ (Harddisk) 500 กิกะไบต์

ด้านซอฟต์แวร์ (Software)

- ระบบปฏิบัติการ Microsoft Window 7 64 Bit
- ซอฟต์แวร์ Easy FEM เวอร์ชัน 1.0
- ซอฟต์แวร์ SolidWorks 2012

บทที่ 3

ผลการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการศึกษาและจากการออกแบบแบบจำลองลิ้นหัวใจเอออร์ติกเทียม (Artificial Aortic Heart Valve) โดยใช้วิธีการคำนวณทางคอมพิวเตอร์ เพื่อศึกษาค่าความเค้นวอน-มิสเสสสูงสุด (Maximum Von Mises Stress) ค่าการกระจัดสูงสุด (Maximum Displacement) และ ค่าความเครียดสูงสุด (Maximum Strain) ที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองลิ้นหัวใจเอออร์ติกเทียม และเปรียบเทียบผลของลักษณะรูปร่าง ความหนา ความสูงของแบบจำลองลิ้นหัวใจเอออร์ติกเทียม ที่มีต่อค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ดังกล่าว ผลการศึกษามีดังนี้

3.1 ผลจากการคำนวณแบบจำลอง 2 มิติ

3.1.1 ผลการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการคำนวณ (Manual method) สำหรับแบบจำลอง 2 มิติโดยทฤษฎีการหาความเค้นในคาน

จากการคำนวณหาความเค้นในรูปแบบ 2 ลักษณะคือ รูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยม โดยแบ่งการคำนวณออกเป็น 2 สภาวะคือสภาวะเริ่มเปิด (Early Open Condition) และ สภาวะปิดสุด (Fully Close Condition) ผลจากการคำนวณด้วยมือแสดงในตารางที่ 3.1 โดยพบว่าเมื่อความหนาเพิ่มขึ้น ค่าความเค้นจะลดลงทั้งในสภาวะเริ่มเปิดและสภาวะปิดสุด และทั้ง 2 รูปแบบเมื่อพิจารณาในสภาวะเริ่มเปิดและในสภาวะปิดสุดเมื่อเปรียบเทียบความหนาเดียวกันพบว่ารูปร่างแบบเหลี่ยมจะมีค่าความเค้นน้อยกว่ารูปร่างแบบโค้ง

ตารางที่ 3.1 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการคำนวณสำหรับแบบจำลอง 2 มิติรูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยม ที่ความหนาของลิ้นหัวใจต่างๆ (หน่วย : เมกกะปาสคาล, MPa)

ความหนา (มม.)	ความเค้นในรูปร่างแบบโค้ง		ความเค้นในรูปร่างแบบเหลี่ยม	
	สภาวะเริ่มเปิด	สภาวะปิดสุด	สภาวะเริ่มเปิด	สภาวะปิดสุด
0.6	0.79	4.18	0.44	2.93
0.8	0.44	2.34	0.25	1.65
1.0	0.28	1.49	0.16	1.05
1.2	0.19	1.04	0.11	0.73
1.4	0.14	0.76	0.08	0.54

เมื่อคำนวณหาค่าความเค้นในรูปแบบเหลี่ยมโดยเปรียบเทียบความสูงที่เพิ่มขึ้นจาก องศาความชัน พบว่าเมื่อองศาความชันเพิ่มขึ้นและเปรียบเทียบความหนาของรูปร่างแบบเหลี่ยมจะมี ค่าความเค้นที่เพิ่มขึ้นทั้งในสภาวะเริ่มเปิด และสภาวะปิดสุด ดังแสดงในตารางที่ 3.2 และตารางที่ 3.3 ตามลำดับ

ตารางที่ 3.2 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากผลการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการคำนวณสำหรับ แบบจำลอง 2 มิติรูปร่างแบบเหลี่ยมเมื่อมุมของลิ่มหัวใจ (θ) หรือความสูง (H) และ ความหนาของลิ่มหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงลิ่มหัวใจเริ่มเปิด (หน่วย : เมกกะปาสคาล, MPa)

θ (degree)	H (มิลลิเมตร)	ความหนา (มิลลิเมตร)				
		0.6	0.8	1.0	1.2	1.4
20	3.64	0.44	0.25	0.16	0.11	0.08
25	4.66	0.46	0.26	0.17	0.11	0.08
30	5.77	0.48	0.27	0.17	0.12	0.09
35	7.00	0.51	0.29	0.18	0.13	0.09
40	8.39	0.54	0.31	0.20	0.14	0.10

ตารางที่ 3.3 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากผลการตรวจสอบผลลัพธ์ด้วยการคำนวณ สำหรับ แบบจำลอง 2 มิติรูปร่างแบบเหลี่ยมเมื่อมุมของลิ่มหัวใจ (θ) หรือความสูง (H) และความหนาของลิ่มหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงลิ่มหัวใจปิดสุด (หน่วย : เมกกะปาสคาล, MPa)

θ (degree)	H (มิลลิเมตร)	ความหนา (มิลลิเมตร)				
		0.6	0.8	1.0	1.2	1.4
20	3.64	2.93	1.65	1.05	0.73	0.54
25	4.66	3.03	1.71	1.09	0.76	0.56
30	5.77	3.18	1.79	1.14	0.79	0.58
35	7.00	3.36	1.89	1.21	0.84	0.62
40	8.39	3.59	2.02	1.29	0.90	0.66

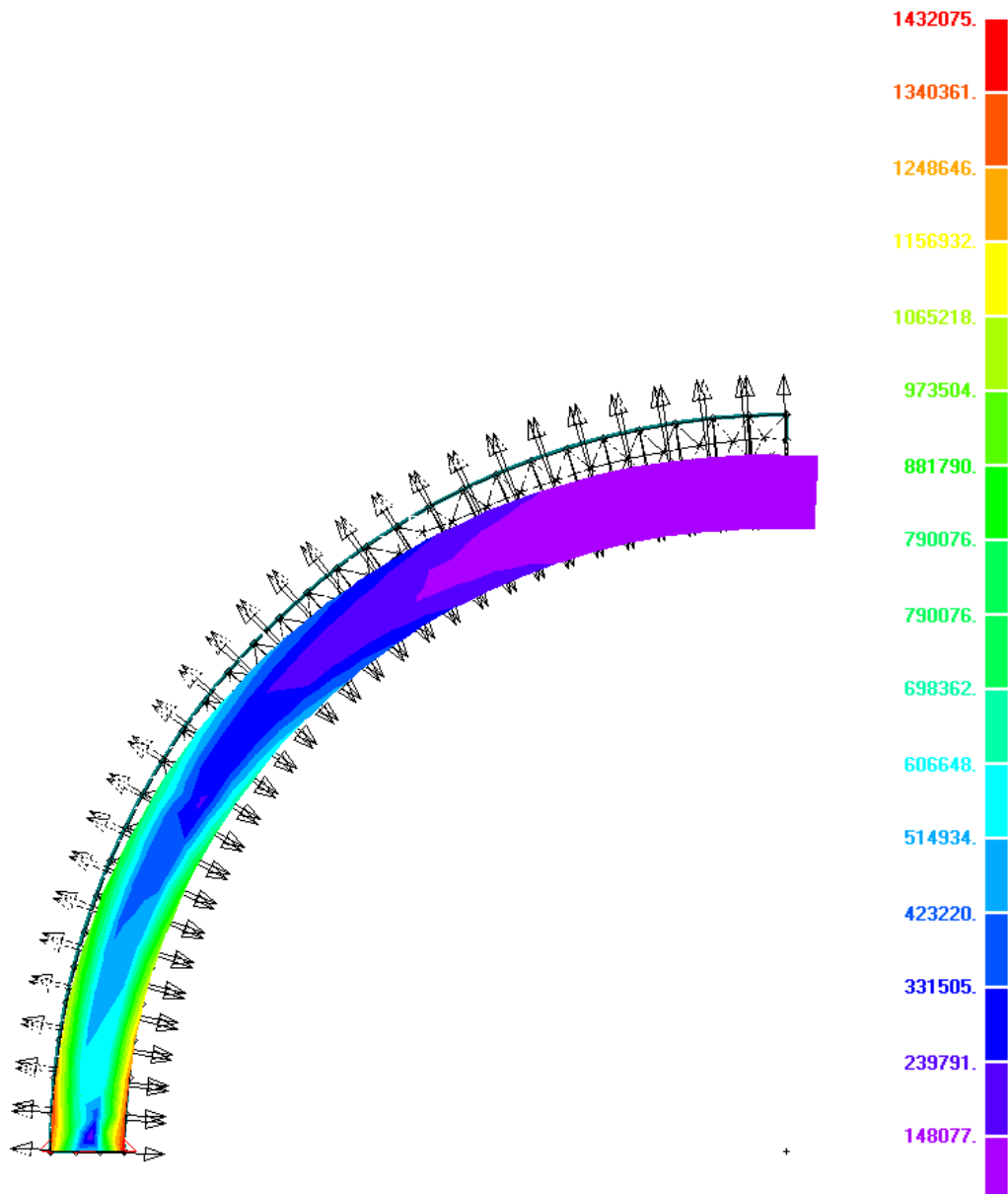
3.1.2 ผลการคำนวณแบบจำลอง 2 มิติด้วยโปรแกรม Easy FEM

ผลการศึกษาค่าความเค้น Von Mises ที่เกิดขึ้นกับลิ้นหัวใจเทียม ในรูปแบบ 2 ลักษณะคือ รูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยม โดยพิจารณาในสภาวะการทำงาน 3 ลักษณะคือ สภาวะเริ่มเปิดสภาวะเปิดสุด และ สภาวะปิดสุด พบว่าเมื่อความหนาของแบบจำลองเพิ่มขึ้น ค่าความเค้นจะมีแนวโน้มลดลง และเมื่อเปรียบเทียบที่ความหนาเท่ากันพบว่าลิ้นหัวใจเทียมรูปร่างแบบเหลี่ยมจะมีค่าความเค้นที่น้อยกว่าลิ้นหัวใจรูปร่างแบบโค้ง ดังแสดงในตารางที่ 3.4

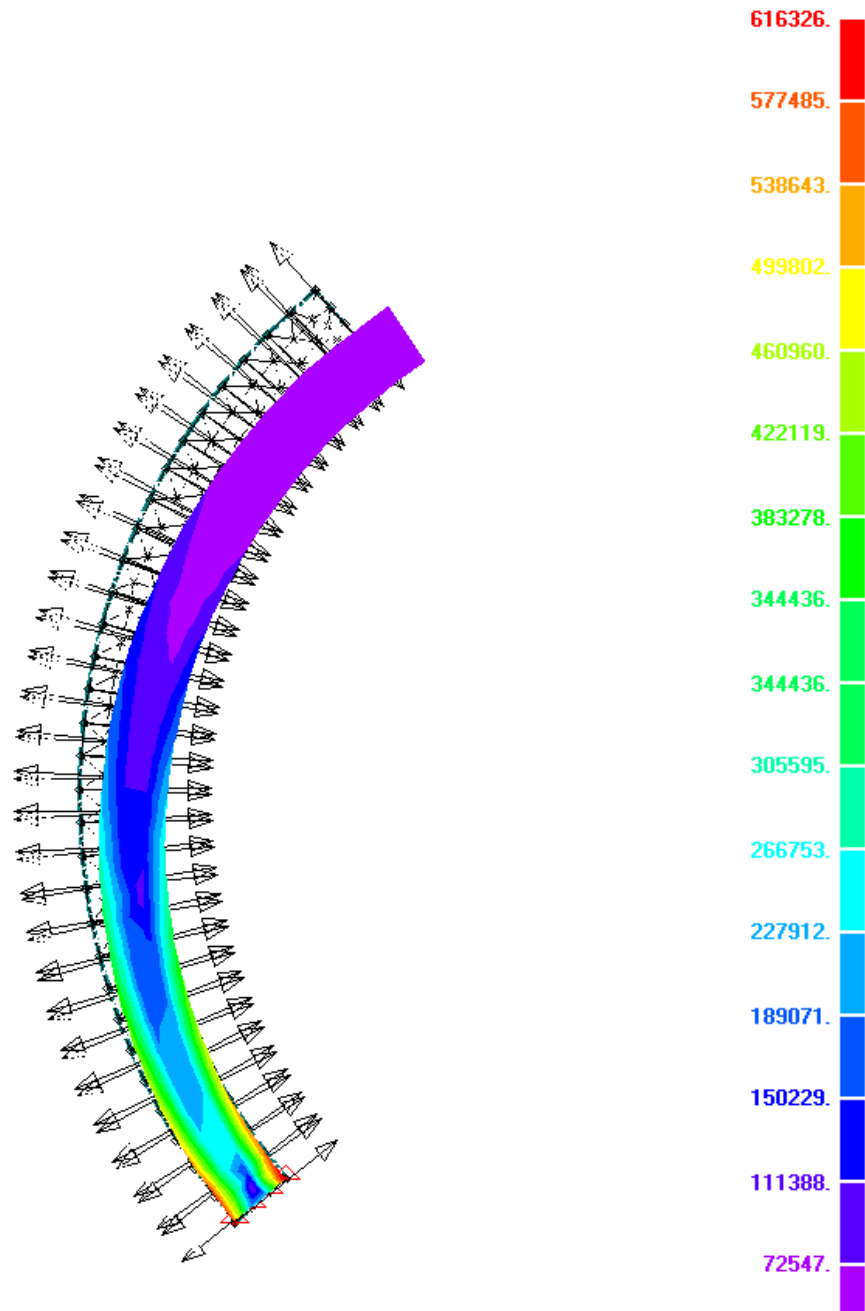
ตารางที่ 3.4 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากโปรแกรม Easy FEM สำหรับ แบบจำลอง 2 มิติ รูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยม (หน่วย : เมกะปาสคาล, MPa)

ความหนา (มม.)	ความเค้นในรูปร่างแบบโค้ง			ความเค้นในรูปร่างแบบเหลี่ยม		
	เริ่มเปิด	เปิดสุด	ปิดสุด	เริ่มเปิด	เปิดสุด	ปิดสุด
0.6	0.251	0.911	3.166	0.302	0.767	2.791
0.8	0.285	0.737	2.086	0.316	0.773	1.893
1.0	0.269	0.616	1.432	0.298	0.718	1.382
1.2	0.298	0.555	1.288	0.301	0.553	1.163
1.4	0.261	0.489	0.956	0.286	0.531	0.967

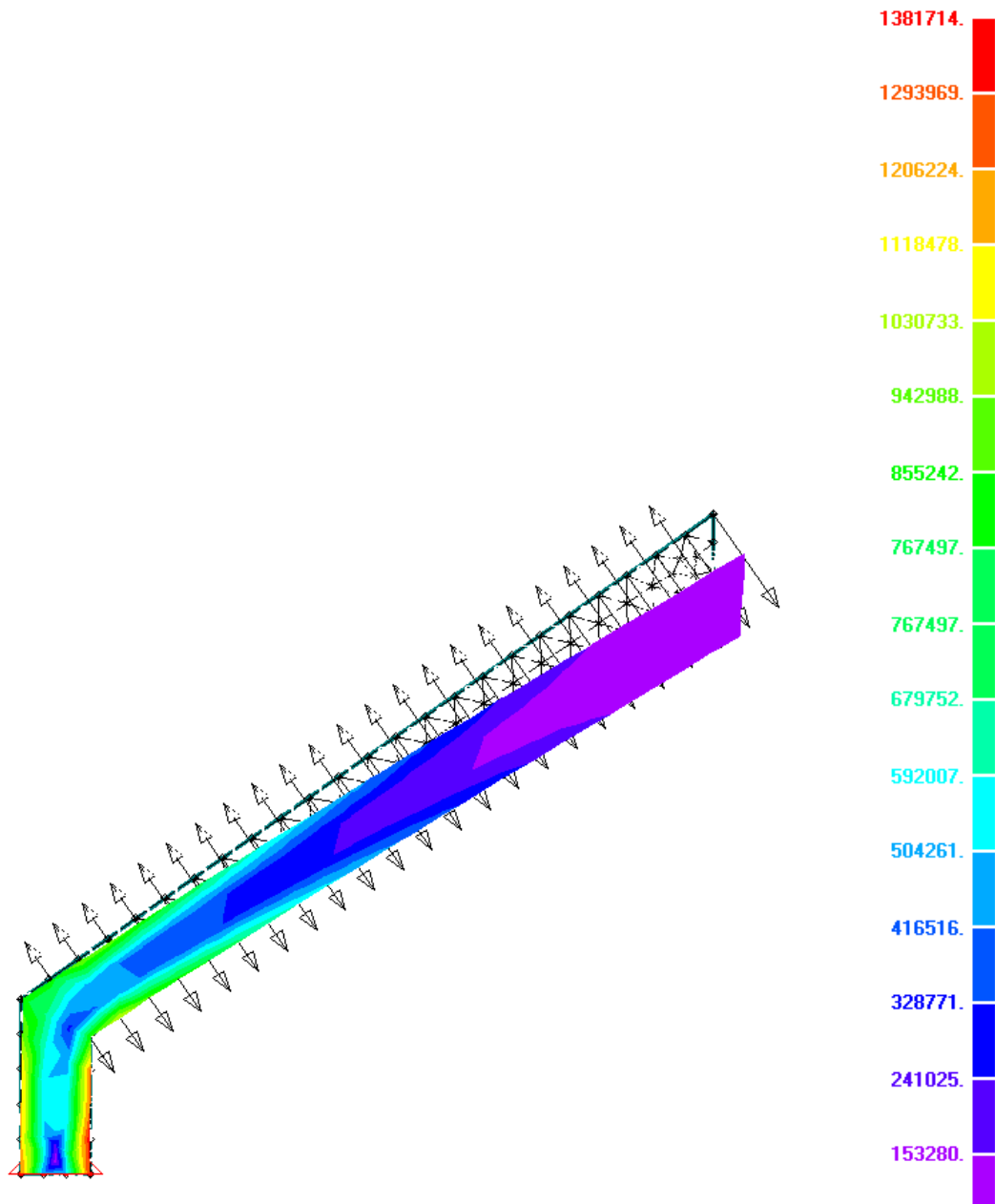
จากการวิเคราะห์ค่าความเค้น Von Mises สูงสุด สำหรับแบบจำลอง 2 มิติ รูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยมด้วยโปรแกรม Easy FEM พบว่าตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดในรูปร่างแบบโค้งจะเกิดที่บริเวณฐานด้านในของลิ้นหัวใจและฐานด้านนอกทั้งในสภาวะที่ลิ้นหัวใจปิดและเปิดดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.1 และ ภาพประกอบที่ 3.2 ตามลำดับ ในรูปร่างแบบเหลี่ยมตำแหน่งที่เกิดความเค้นสูงสุดจะเกิดที่บริเวณขอบที่ฐานของลิ้นหัวใจคล้ายกับรูปร่างแบบโค้ง แต่ในสภาวะลิ้นหัวใจปิดจะเกิดความเค้นสูงสุดในบริเวณของขอบมุมด้านในดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.3 และ ภาพประกอบที่ 3.4



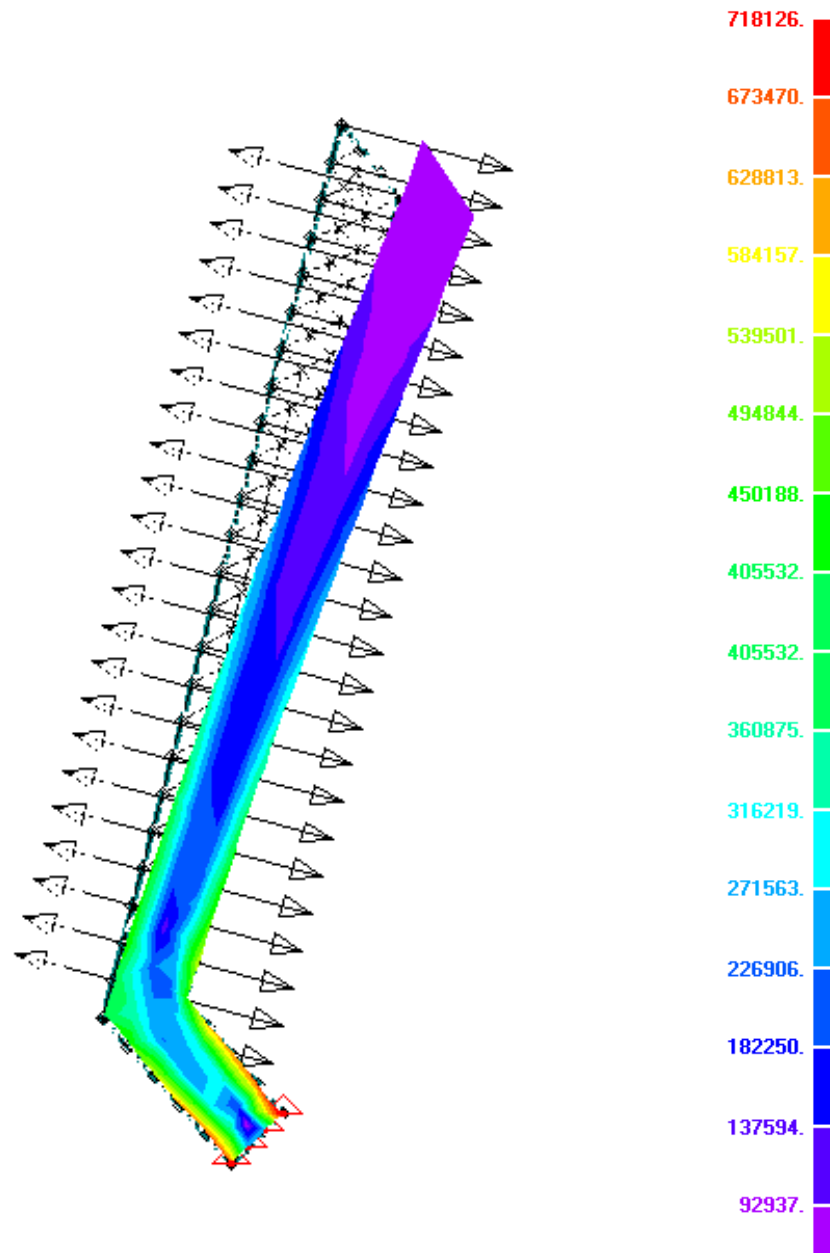
ภาพประกอบที่ 3.1 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบโค้ง ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะปิดสุดที่ความหนา 1 มิลลิเมตร (หน่วย : ปาสคาล, Pa)



ภาพประกอบที่ 3.2 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบโค้ง ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะเปิดสุดที่ความหนา 1 มิลลิเมตร (หน่วย : ปาสคาล, Pa)



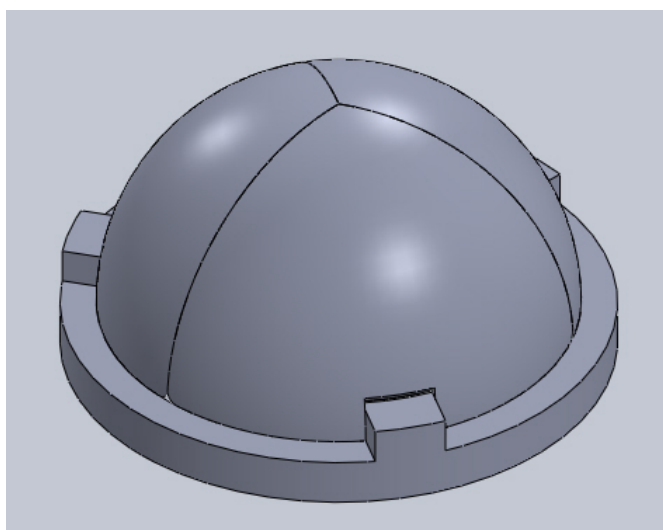
ภาพประกอบที่ 3.3 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบเหลี่ยม ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะปิดสุดที่มีความหนา 1 มิลลิเมตร (หน่วย : ปาสคาล, Pa)



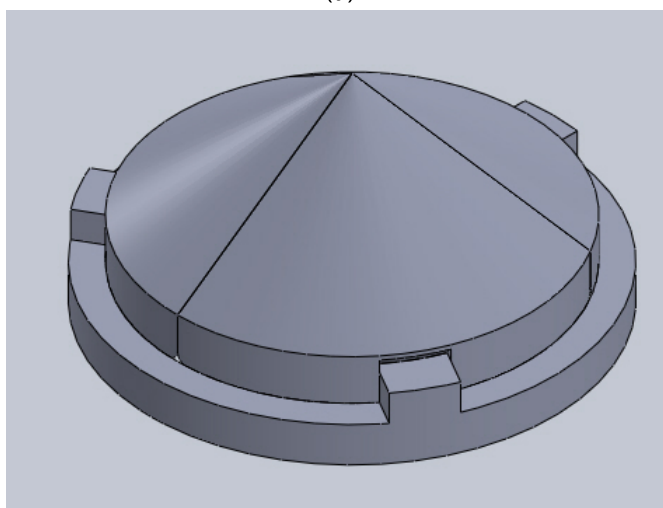
ภาพประกอบที่ 3.4 แถบชั้นสีแสดงความเค้นแบบ Von Mises และการเสียรูปของแบบจำลองรูปร่างแบบเหลี่ยม ด้วยโปรแกรม Easy FEM ในสภาวะเปิดสุดที่ความหนา 1 มิลลิเมตร (หน่วย : ปาสคาล, Pa)

3.2 ผลจากการคำนวณแบบจำลอง 3 มิติด้วยโปรแกรม SolidWorks

จากการออกแบบแบบจำลอง 3 มิติของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม โดยมีลักษณะของลึ้นหัวใจที่แตกต่างกัน 2 ลักษณะคือรูปแบบครึ่งทรงกลมและทรงกรวยดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.5 จากนั้นทดสอบค่าความเค้น ค่าการกระจัด และค่าความเครียดของแบบจำลองทั้งสองและเปรียบเทียบผลการศึกษาที่ได้



(a)



(b)

ภาพประกอบที่ 3.5 แบบจำลอง 3 มิติของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b)

โดยทำการศึกษาเปรียบเทียบความสูงของล้นหัวใจในแบบจำลองล้นหัวใจแบบทรงกรวยเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงองศาความชันของล้นหัวใจ (θ) และความหนาของล้นหัวใจที่พบว่ามีในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิด เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงองศาความชันของล้นหัวใจเพิ่มขึ้น ความเค้นก็จะลดลงตามการเปลี่ยนแปลงที่แต่ละความหนา และเมื่อพิจารณาแต่ละองศาความชันของล้นหัวใจ พบว่าค่าความเค้นที่เพิ่มขึ้นตามความหนาของล้นหัวใจดังแสดงในตารางที่ 3.5 ในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิดสุดและปิดสุด เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงองศาความชันของล้นหัวใจเพิ่มขึ้น ความเค้นก็จะเพิ่มขึ้นตามการเปลี่ยนแปลงที่แต่ละความหนา และเมื่อพิจารณาแต่ละองศาความชันของล้นหัวใจ พบว่าค่าความเค้นที่เพิ่มขึ้นตามความหนาของล้นหัวใจดังแสดงในตารางที่ ตารางที่ 3.6 และ ตารางที่ 3.7 ตามลำดับ แสดงให้เห็นว่าค่าความชันมีผลส่งผลให้เกิดความเสียหายต่อล้นหัวใจยิ่งล้นหัวใจมีความชันมากจะมีค่าความเค้นที่เพิ่มขึ้น ดังนั้นจึงพิจารณาที่ความชัน 20 องศาในการออกแบบแบบจำลองล้นหัวใจเทียม โดยนำค่าองศาที่ได้ไปพิจารณาหาความหนาที่เหมาะสม ทำการศึกษาเปรียบเทียบความหนาโดยมีองศาความชันของล้นหัวใจที่ 20 องศา

ตารางที่ 3.5 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากการคำนวณค่าความเค้น ของแบบจำลอง 3 มิติ รูปร่างแบบทรงกรวยเมื่อมุมของล้นหัวใจ (θ) และความหนาของล้นหัวใจเปลี่ยนแปลงในช่วงล้นหัวใจเริ่มเปิด (หน่วย : เมกกะปาสคาล, MPa)

ความหนา (มม.)	θ				
	20°	25°	30°	35°	40°
0.6	0.697	0.523	0.533	0.438	0.380
0.8	0.757	0.631	0.632	0.541	0.458
1	0.826	0.742	0.739	0.664	0.587
1.2	0.915	0.864	0.886	0.809	0.750
1.4	0.995	1.017	1.052	0.984	0.978

ตารางที่ 3.6 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากการคำนวณค่าความเค้น ของแบบจำลอง 3 มิติ รูปร่างแบบทรงกรวยเมื่อมุมของลิ้นหัวใจ (θ) และความหนาของลิ้นหัวใจเปลี่ยนแปลง ในช่วงลิ้นหัวใจเปิดสุด (หน่วย : เมกกะปาสคาล, MPa)

ความหนา (มม.)	θ				
	20°	25°	30°	35°	40°
0.6	3.028	3.360	3.640	6.854	8.155
0.8	3.207	3.572	4.444	7.335	8.696
1	3.478	4.088	4.111	7.783	9.217
1.2	3.686	4.078	4.273	8.242	9.735
1.4	3.974	4.339	4.585	8.960	10.098

ตารางที่ 3.7 ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่ได้จากการคำนวณค่าความเค้น ของแบบจำลอง 3 มิติ รูปร่างแบบทรงกรวยเมื่อมุมของลิ้นหัวใจ (θ) และความหนาของลิ้นหัวใจเปลี่ยนแปลง ในช่วงลิ้นหัวใจปิดสุด (หน่วย : เมกกะปาสคาล, MPa)

ความหนา (มม.)	θ				
	20°	25°	30°	35°	40°
0.6	5.045	5.157	5.678	6.095	6.830
0.8	5.148	5.404	5.869	6.343	6.656
1	5.437	5.505	6.076	6.606	6.899
1.2	5.482	5.653	6.266	6.812	7.721
1.4	5.562	6.011	6.499	7.116	8.045

จากการศึกษาเปรียบเทียบความสูงของลิ้นหัวใจในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมแบบทรงกรวยพบว่าองค์ความชันของลิ้นหัวใจที่ 20 องศามีความเหมาะสมในการออกแบบเนื่องจากค่าความเค้นที่เกิดขึ้นมีค่าน้อยกว่าช่วงองค์ความชันอื่นๆ ในสภาวะเปิดสุดละปิดสุด ซึ่ง 2 สภาวะมีแรงกระทำในช่วงที่สูงสุดและมีความแตกต่างของแรงดันเลือดในหัวใจห้องล่างซ้ายและหลอดเลือดเอออร์ตา อาจมีผลต่อความแข็งแรงของลิ้นหัวใจดังนั้นจึงพิจารณาลิ้นหัวใจที่มีค่าความเค้นที่น้อยในการออกแบบเพื่อเพิ่มความแข็งแรงของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม จากนั้นทำการศึกษาเปรียบเทียบความหนาของลิ้นหัวใจทั้ง 2 รูปแบบ พบว่าในแบบจำลองลิ้นหัวใจแบบครึ่งทรงกลมเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความหนาของลิ้นหัวใจเทียม ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดในช่วงลิ้นหัวใจเปิดสุดและปิดสุดจะมีค่าที่ลดลงดังแสดงในตารางที่ 3.8 แต่ในช่วงลิ้นหัวใจเริ่มเปิดนั้น เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความหนาของลิ้นหัวใจเทียม ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดจะมีค่าที่เพิ่มขึ้น

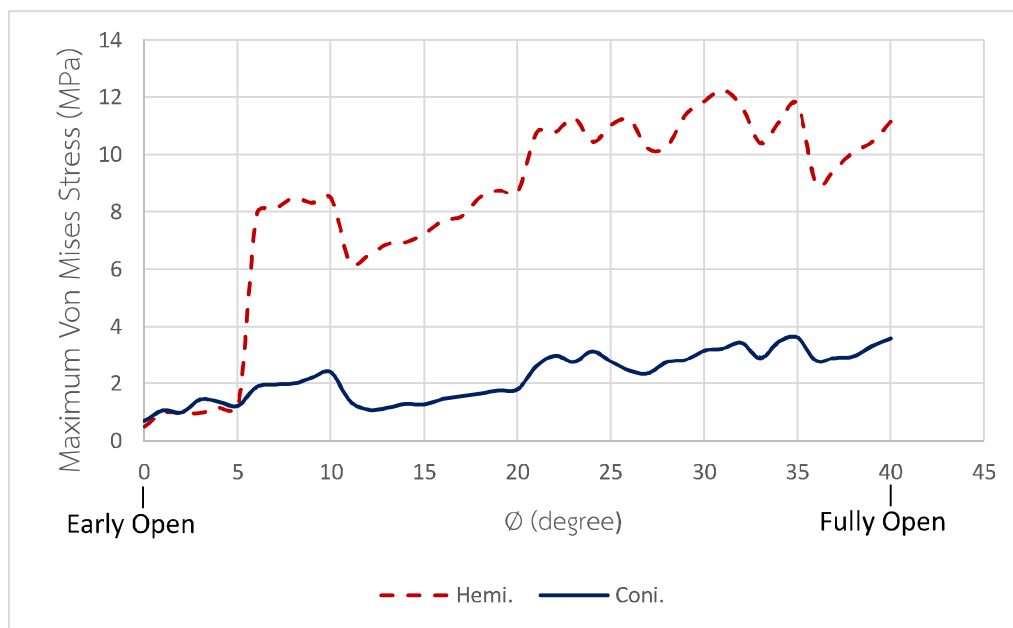
สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจแบบทรงกรวยทำการพิจารณาเปรียบเทียบความหนาและความสูงของลิ้นหัวใจเทียม พบว่าในแบบจำลองลิ้นหัวใจแบบทรงกรวยเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความหนาของลิ้นหัวใจเทียม ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดในช่วงลิ้นหัวใจสภาวะเริ่มเปิด สภาวะเปิดสุด และสภาวะปิดสุด จะมีค่าที่เพิ่มขึ้นแสดงในตารางที่ 3.8 และ พบว่า เมื่อแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปแบบทรงกรวยมีความหนาที่เปลี่ยนแปลงไปค่าความเค้นที่ได้จะมีค่าที่เพิ่มขึ้นเล็กน้อยในช่วงของค่าความดันที่กำหนด ดังนั้นจึงพิจารณาที่ความหนาที่ 0.6 มิลลิเมตรเพื่อลดปริมาณเนื้อวัสดุในการออกแบบแต่มีค่าคุณสมบัติที่ไม่แตกต่างกัน

เมื่อเปรียบเทียบค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมทั้ง 2 รูปแบบ พบว่าค่าความเค้น Von Mises สูงสุดในแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปแบบทรงกรวยมีค่าที่น้อยกว่าแบบจำลองรูปครึ่งทรงกลมในช่วงสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด แต่ในสภาวะเริ่มเปิดและสภาวะปิดสุดแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปแบบทรงกรวยมีค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่มากกว่าแบบจำลองรูปครึ่งทรงกลม

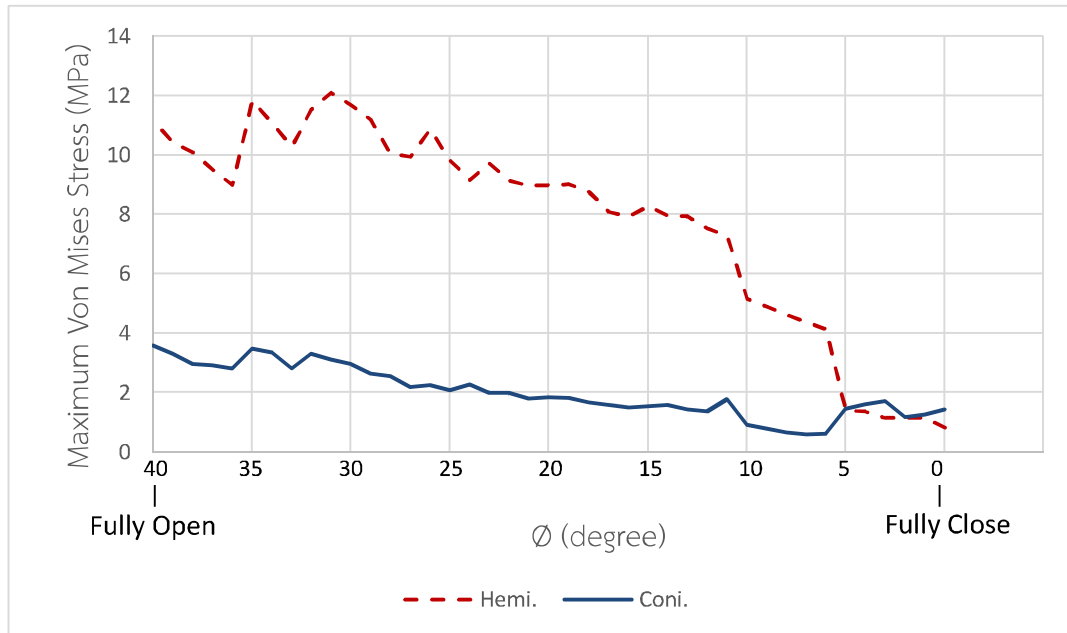
ตารางที่ 3.8 ผลการคำนวณค่าความเค้น Von Mises สูงสุด 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบทรงกรวยด้วยโปรแกรม SolidWorks (หน่วย : เมกกะปาสคาล, MPa)

ความหนา (มม.)	ความเค้นในรูปร่างแบบครึ่งทรงกลม			ความเค้นในรูปร่างแบบทรงกรวย		
	เริ่มเปิด	เปิดสุด	ปิดสุด	เริ่มเปิด	เปิดสุด	ปิดสุด
0.6	0.508	12.095	2.138	0.697	3.027	5.045
0.8	0.582	11.431	1.985	0.757	3.207	5.148
1.0	0.708	10.674	1.974	0.826	3.478	5.437
1.2	0.736	8.959	1.801	0.915	3.686	5.482
1.4	0.704	7.902	1.5663	0.995	3.974	5.561

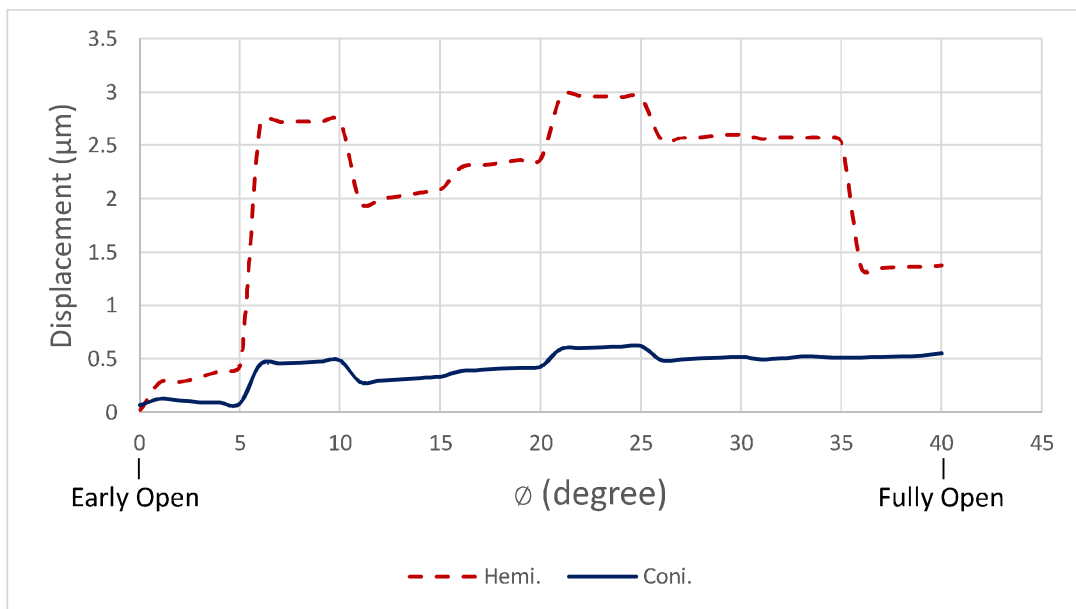
เมื่อพิจารณาลักษณะโครงสร้างของแบบจำลองล้นหัวใจเทียมและทำการศึกษาเปรียบเทียบค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ของแบบจำลองล้นหัวใจทั้ง 2 รูปแบบ ที่ความหนาล้นหัวใจที่ 0.6 มิลลิเมตร และองศาความชัน 20 องศา สำหรับแบบจำลองรูปทรงกรวย โดยพิจารณาตามการเปิดและปิดของล้นหัวใจเทียมจากสภาวะปิดสนิทจนถึงสภาวะเปิดออกกว้างสุด ด้วยมุมการเปิด-ปิด (θ) โดยผลการเปรียบเทียบค่าความเค้น Von Mises สูงสุดแสดงในภาพประกอบ 3.6 และ 3.7 ผลการเปรียบเทียบค่าการกระจัดสูงสุดแสดงในภาพประกอบ 3.8 และ 3.9 และผลการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดแสดงในภาพประกอบ 3.10 และ 3.11 พบว่าแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปแบบครึ่งทรงกลมจะมีแนวโน้มค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ที่มากกว่าแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปแบบทรงกรวย ในช่วงที่ล้นหัวใจเปิดและล้นหัวใจปิด ดังนั้นจะเห็นว่าแบบจำลองรูปแบบกรวยจะให้ค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ที่น้อยกว่า ส่งผลให้มีความคงทนต่อแบบจำลองสูงกว่าแบบจำลองรูปครึ่งทรงกลม จึงเหมาะที่จะนำไปศึกษาต่อในการออกแบบและผลิตรล้นหัวใจแออร์ติกเทียม



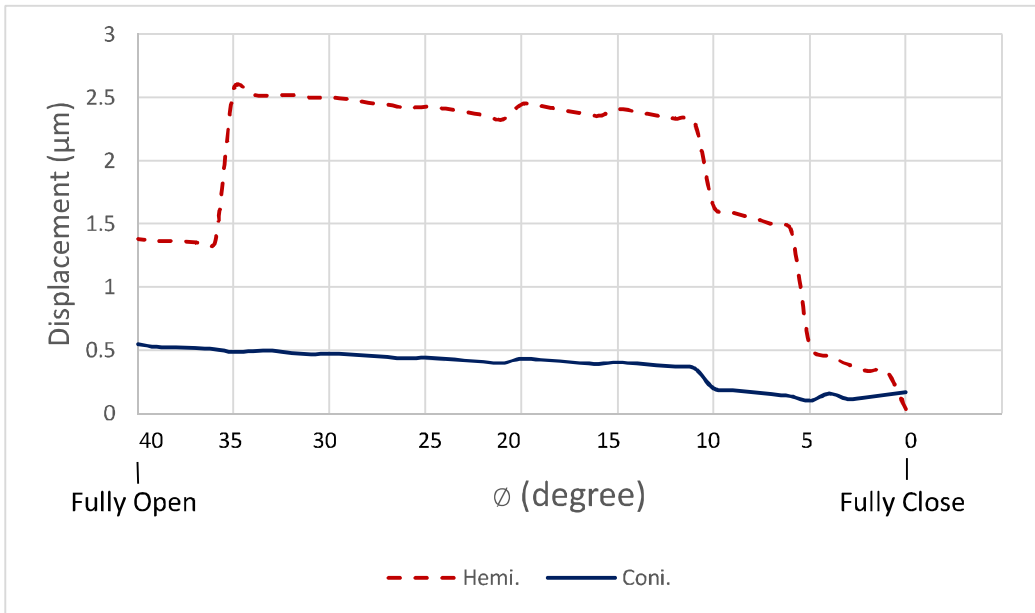
ภาพประกอบที่ 3.6 ผลการเปรียบเทียบค่าความเค้นแบบ Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนาล้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะล้นหัวใจเปิด



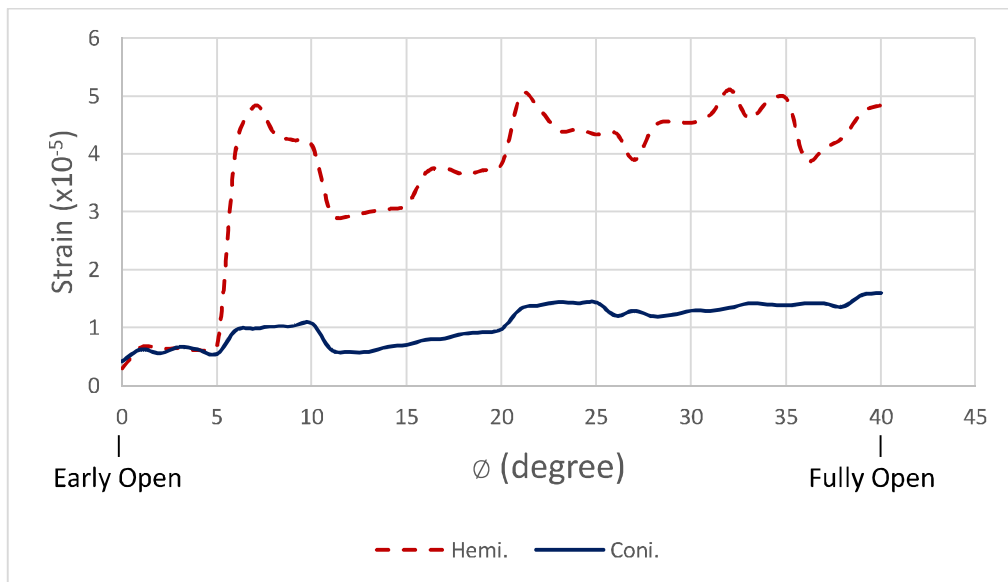
ภาพประกอบที่ 3.7 ผลการเปรียบเทียบค่าความเค้นแบบ Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนาลิ้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะลิ้นหัวใจปิด



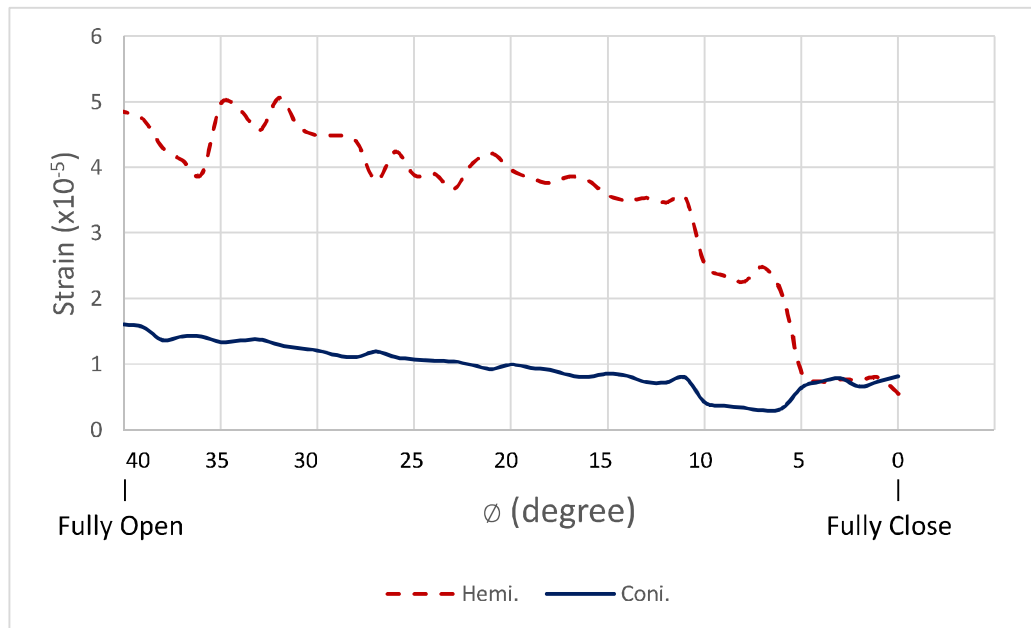
ภาพประกอบที่ 3.8 ผลการเปรียบเทียบค่าการกระจัดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติ รูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนาลิ้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะลิ้นหัวใจเปิด



ภาพประกอบที่ 3.9 ผลการเปรียบเทียบค่าการกระจัดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติรูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนา ลิ้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะลิ้นหัวใจปิด



ภาพประกอบที่ 3.10 ผลการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจ เทียม 3 มิติรูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความ หนาลิ้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะลิ้นหัวใจเปิด



ภาพประกอบที่ 3.11 ผลการเปรียบเทียบค่าความเครียดสูงสุดที่เกิดขึ้นสำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติรูปแบบครึ่งทรงกลม (Hemi.) และรูปแบบกรวย (Coni.) ที่ความหนาลิ้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตรในสภาวะลิ้นหัวใจปิด

จากการวิเคราะห์ค่าความเค้น Von Mises สูงสุด สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยด้วยโปรแกรม SolidWorks พบว่าลิ้นหัวใจปิดสุดเป็นตำแหน่งที่เกิดความเค้น Von Mises สูงสุดในรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยเกิดที่บริเวณข้อต่อ (Hinge Joint) ระหว่างลิ้นหัวใจกับฐานดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.12 และในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุดตำแหน่งที่เกิดความเค้น Von Mises สูงสุดในรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยจะเกิดบริเวณเดียวกันกับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมในสภาวะปิดสุดคือ บริเวณข้อต่อระหว่างลิ้นหัวใจกับฐานดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.13 เมื่อพิจารณาแยกเฉพาะลิ้นหัวใจ พบว่าในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุดลิ้นหัวใจจะเกิดความเค้น Von Mises สูงสุดที่ขอบด้านนอกบริเวณที่เป็นจุดเชื่อมต่อกับฐานดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.14 ซึ่งเป็นจุดเดียวกันที่เกิดความเค้น Von Mises สูงสุดที่บริเวณฐานของลิ้นหัวใจดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.15 และในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด ลิ้นหัวใจจะเกิดความเค้น Von Mises สูงสุดที่ขอบด้านนอกบริเวณที่เป็นจุดเชื่อมต่อกับฐานดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.16 ซึ่งเป็นจุดเดียวกันที่เกิดความเค้น Von Mises สูงสุดที่บริเวณฐานของลิ้นหัวใจดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.17

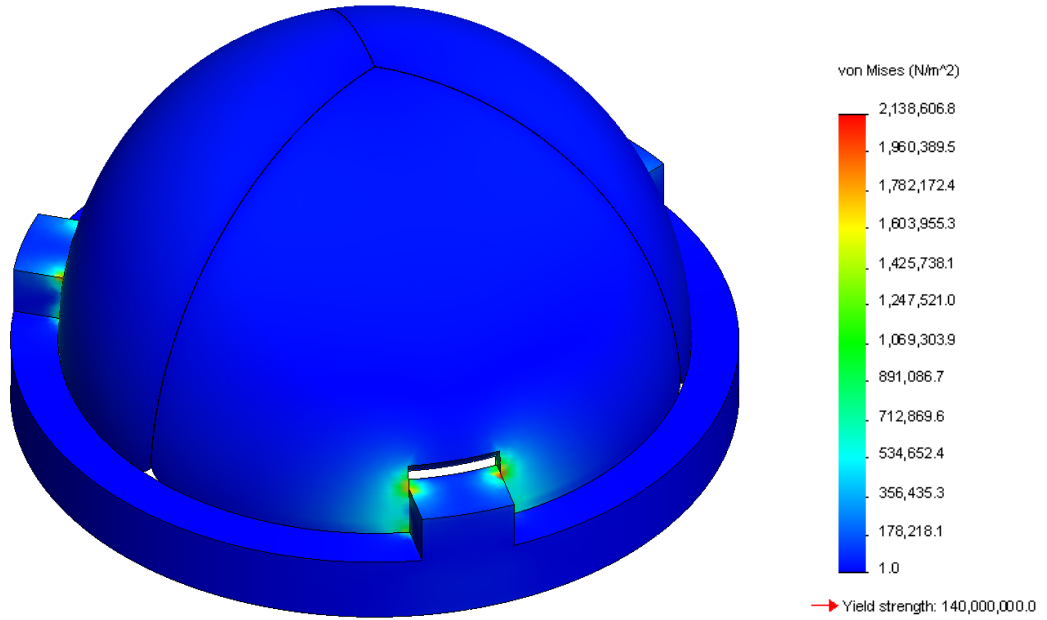
จากค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นในบริเวณจุดยึดจับของลิ้นหัวใจกับฐานของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม ไม่สามารถบอกถึงพฤติกรรมว่าเป็นความเค้นที่เกิดจากแรงดึงหรือแรงกดได้ จึงทำการศึกษาและพิจารณาหาค่าความเค้นตั้งฉาก (Normal Stress) ที่กระทำในแนวแกน x y และ z เพื่ออธิบายค่าความเค้นตั้งฉากที่เกิดขึ้นว่าเป็น ความเค้นดึง (Tensile Stress) หรือความ

เค้นอัด (Compressive Stress) ที่ส่งผลต่อความเค้นของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมทั้ง 2 รูปแบบ เพื่อใช้ในการพิจารณาพัฒนาและปรับปรุงแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมให้มีความคงทนต่อสภาวะแรงกระทำในการดึงหรืออัดจากการทำงานของลิ้นหัวใจเทียม โดยในแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปครึ่งทรงกลม พิจารณาค่าความเค้นตั้งฉากในลิ้นหัวใจเทียมและฐานของแบบจำลอง พบว่าในส่วนของลิ้นหัวใจในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิดจะเกิดความเค้นตั้งทั้งในแนวแกน x และ z และความเค้นอัดในแนวแกน y ดังแสดงในภาคผนวก ก.2 ก.8 และ ก.5 ตามลำดับ ในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุดจะเกิดความเค้นอัดตั้งในแนวแกน x และ y และความเค้นตั้งในแนวแกน z ดังแสดงในภาคผนวก ก.11 ก.14 และ ก.17 ตามลำดับ ส่วนในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุดเกิดความเค้นตั้งทั้งในแนวแกน x และ y และความเค้นอัดในแนวแกน z ดังแสดงในภาคผนวก ก.20 ก.23 และ ก.26 ตามลำดับ ในส่วนของฐานแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม พบว่าในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิดเกิดความเค้นตั้งทั้งในแนวแกน x และ z และความเค้นอัดในแนวแกน y ดังแสดงในภาคผนวก ก.3 ก.9 และ ก.6 ตามลำดับ ในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุดจะเกิดความเค้นอัดตั้งในแนวแกน x และ y และความเค้นตั้งในแนวแกน z ดังแสดงในภาคผนวก ก.12 ก.15 และ ก.18 ตามลำดับ และในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุดเกิดความเค้นอัดตั้งในแนวแกน x y และ z ดังแสดงในภาคผนวก ก.21 ก.24 และ ก.27 ตามลำดับ

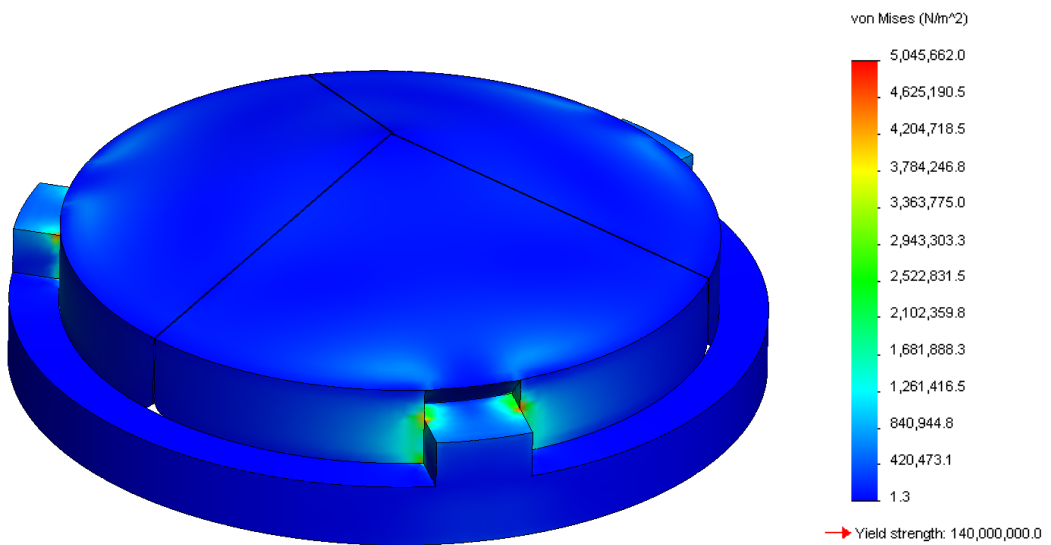
สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปทรงกรวยพิจารณาค่าความเค้นตั้งฉากในลิ้นหัวใจเทียมและฐานของแบบจำลอง พบว่าในส่วนของลิ้นหัวใจในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิด และสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุดจะเกิดความเค้นอัดตั้งในแนวแกน x y และ z ดังแสดงในภาคผนวก ข.2 ข.5 ข.8 ข.11 ข.14 และ ก.17 ตามลำดับ ส่วนในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุดเกิดความเค้นอัดตั้งในแนวแกน x และ z และความเค้นตั้งในแนวแกน y ดังแสดงในภาคผนวก ข.20 ข.26 และ ข.27 ตามลำดับ ในส่วนของฐานแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม พบว่า ในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิดเกิดความเค้นตั้งทั้งในแนวแกน x และ z และความเค้นอัดในแนวแกน y ดังแสดงในภาคผนวก ข.3 ข.9 และ ข.6 ตามลำดับ ในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุดจะเกิดความเค้นอัดตั้งในแนวแกน x y และ z ดังแสดงในภาคผนวก ข.12 ข.15 และ ข.18 ตามลำดับ ส่วนในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุดเกิดความเค้นตั้งทั้งในแนวแกน x y และ z ดังแสดงในภาคผนวก ข.21 ข.24 และ ข.27 ตามลำดับ

ตำแหน่งที่เกิดการกระจัดสูงสุดในแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยจะเกิดขึ้นที่บริเวณปลายสุดของลิ้นหัวใจทั้งสภาวะปิดสุดและเปิดสุดดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.18 และ ภาพประกอบที่ 3.19 ตามลำดับ

สำหรับ ค่าความเครียดสูงสุดในแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยจะเกิดขึ้นที่บริเวณข้อต่อ (Hinge Joint) ระหว่างลิ้นหัวใจกับฐานของลิ้นหัวใจทั้งสภาวะปิดสุดและเปิดสุดคล้ายกับตำแหน่งที่เกิดค่าความเค้น Von Mises สูงสุดสำหรับลิ้นหัวใจเทียมดังแสดงในภาพประกอบที่ 3.20 และ ภาพประกอบที่ 3.21 ตามลำดับ

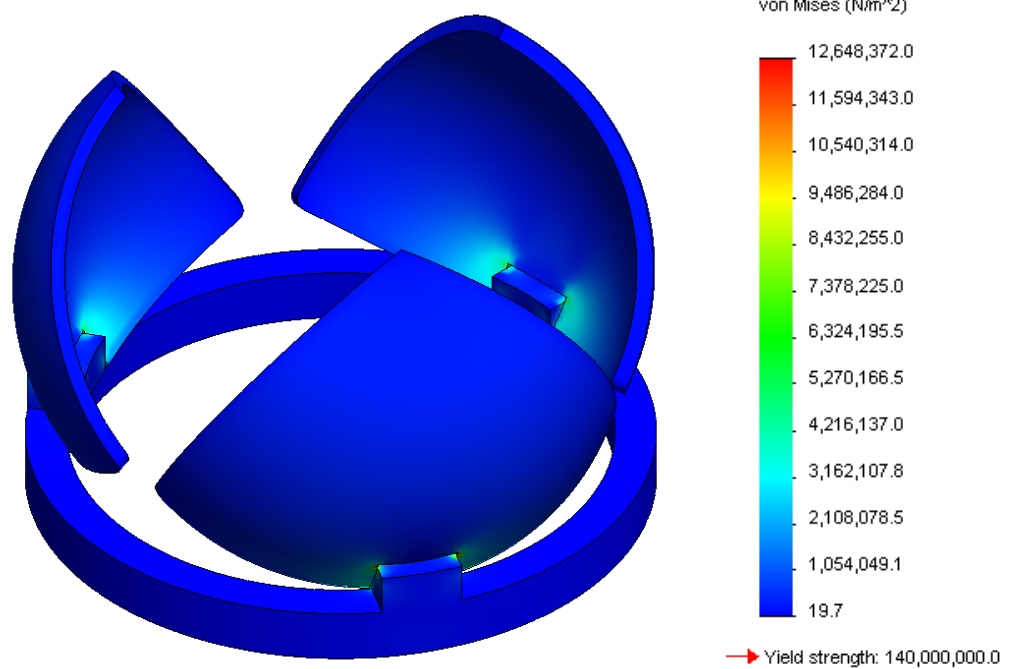


(a)

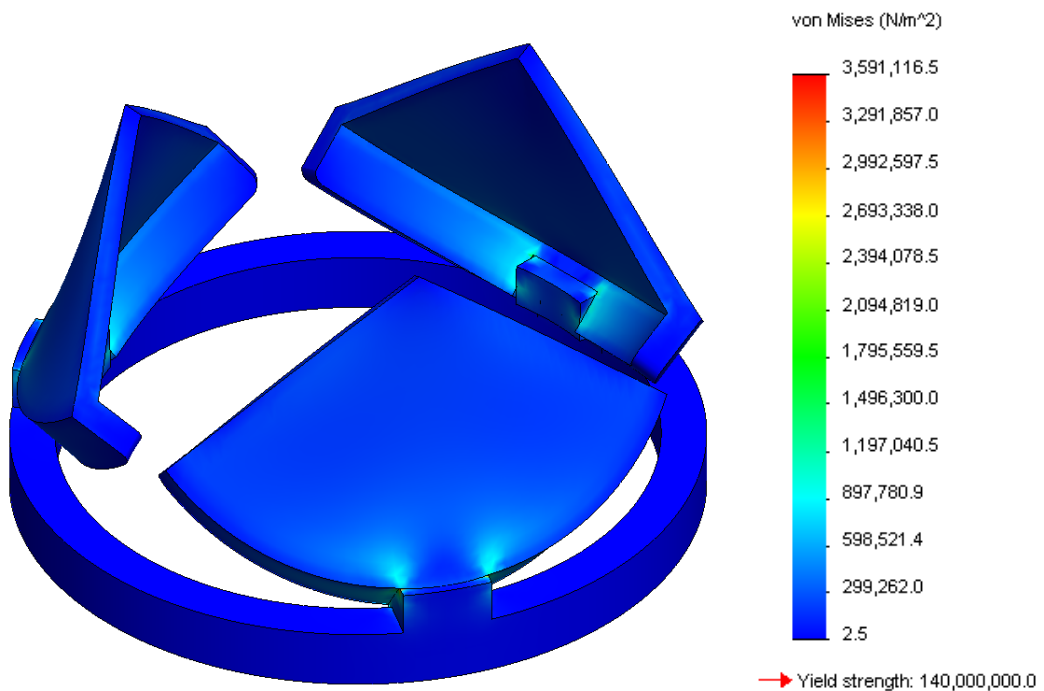


(b)

ภาพประกอบที่ 3.12 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองลึนหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) ในสภาวะลึนหัวใจปิดสุด

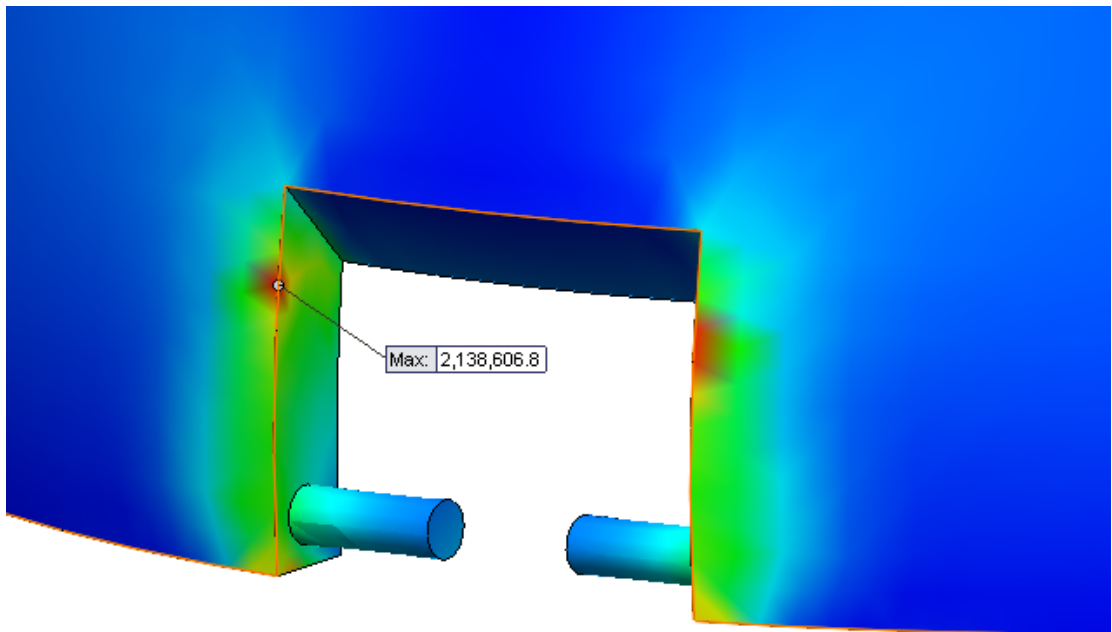


(a)

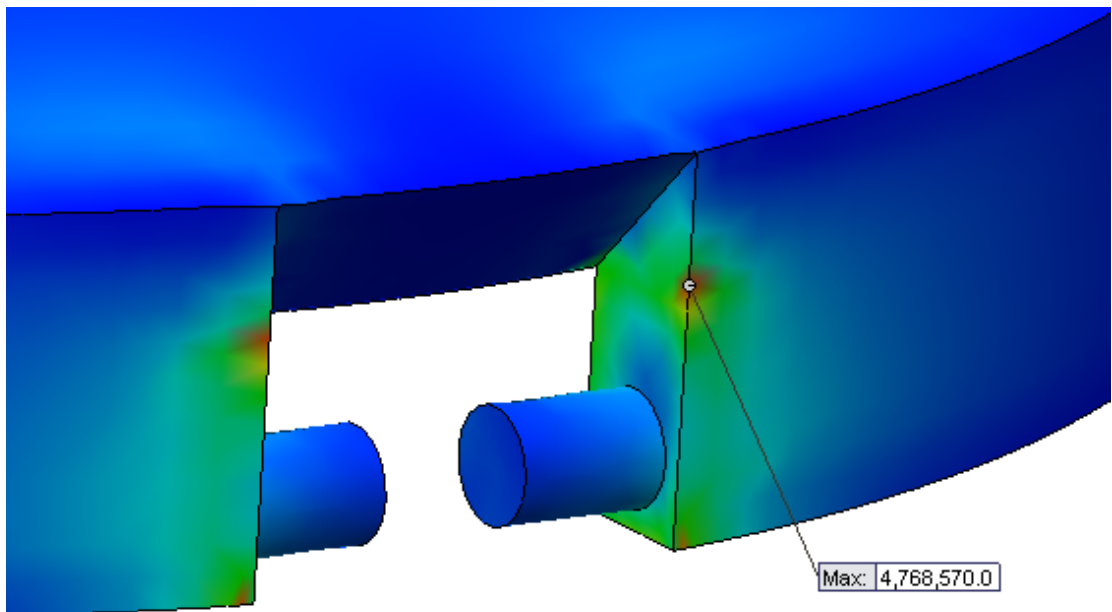


(b)

ภาพประกอบที่ 3.13 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) ในสภาวะลึ้นหัวใจเปิดสุด

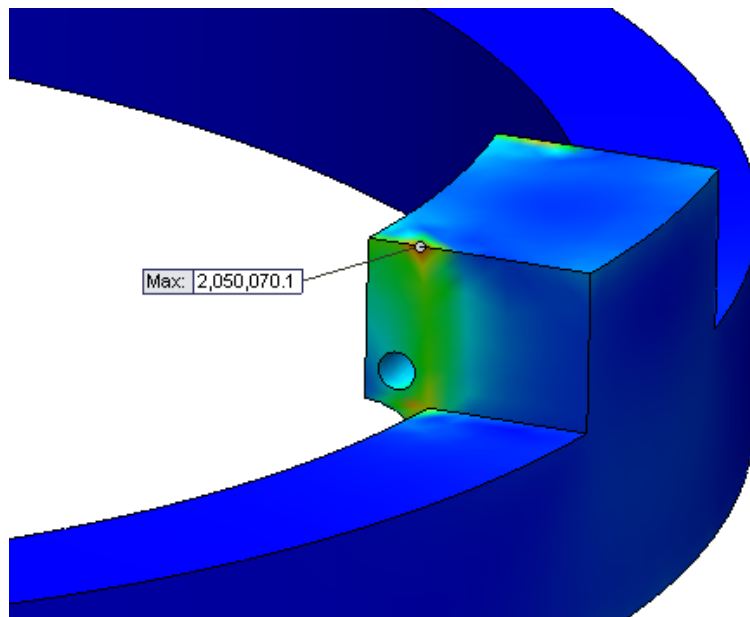


(a)

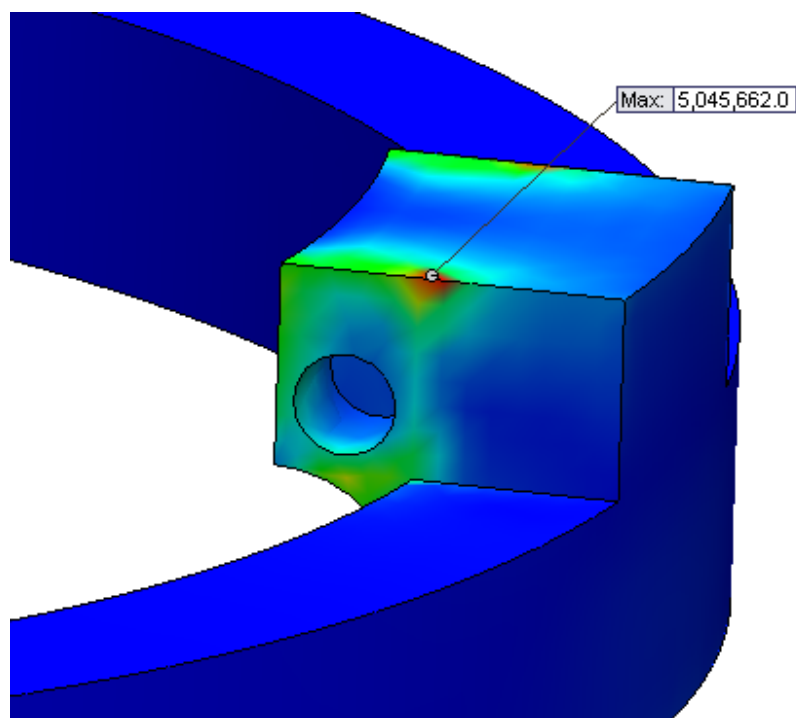


(b)

ภาพประกอบที่ 3.14 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) บริเวณลื่นหัวใจในสภาวะลื่นหัวใจปิดสุด

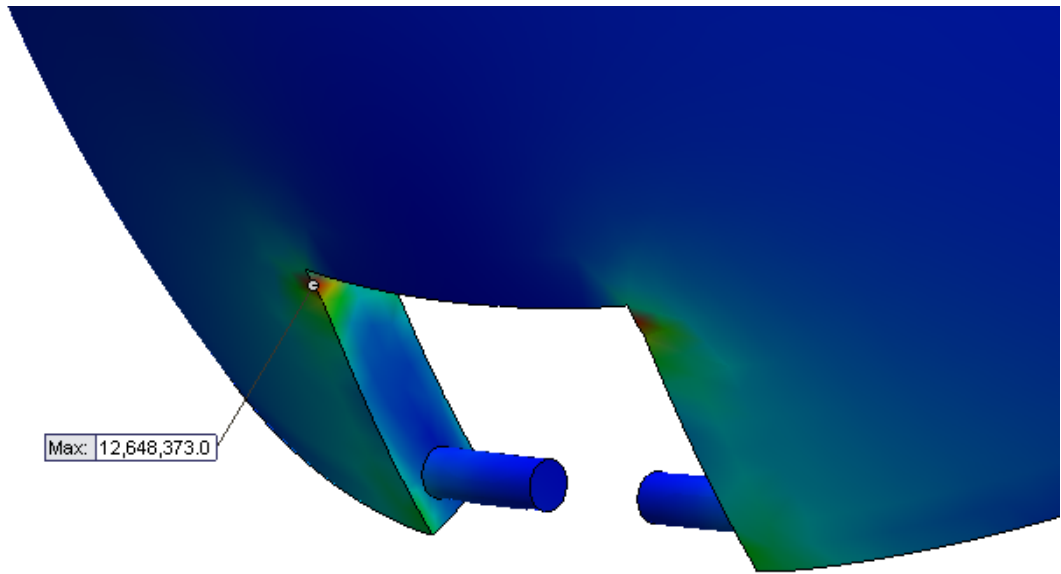


(a)

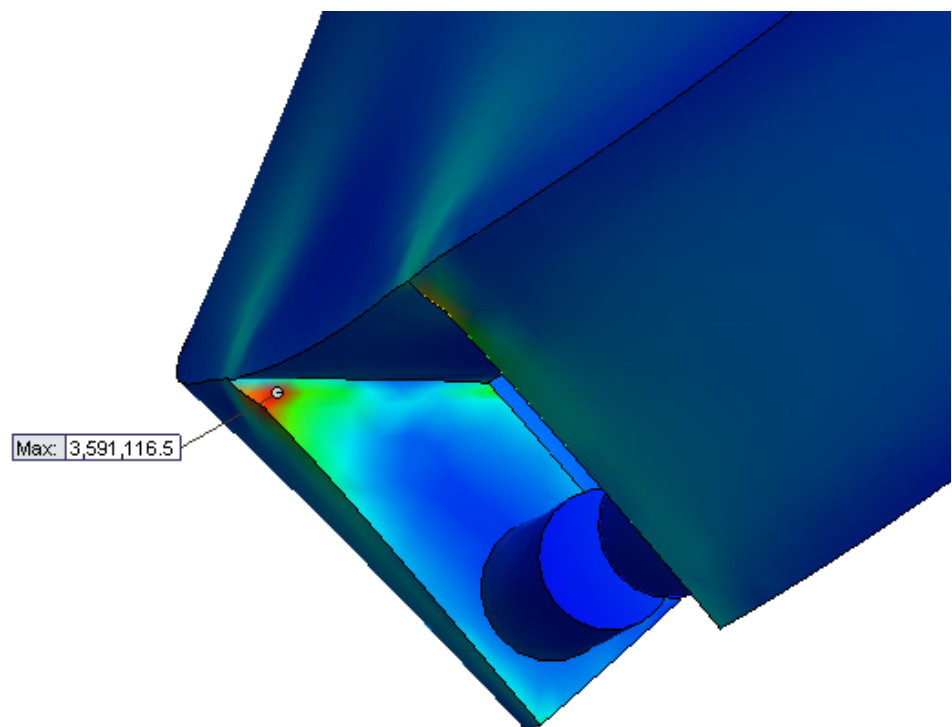


(b)

ภาพประกอบที่ 3.15 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) บริเวณฐาน ในสภาวะลื่นหัวใจ ปิดสุด

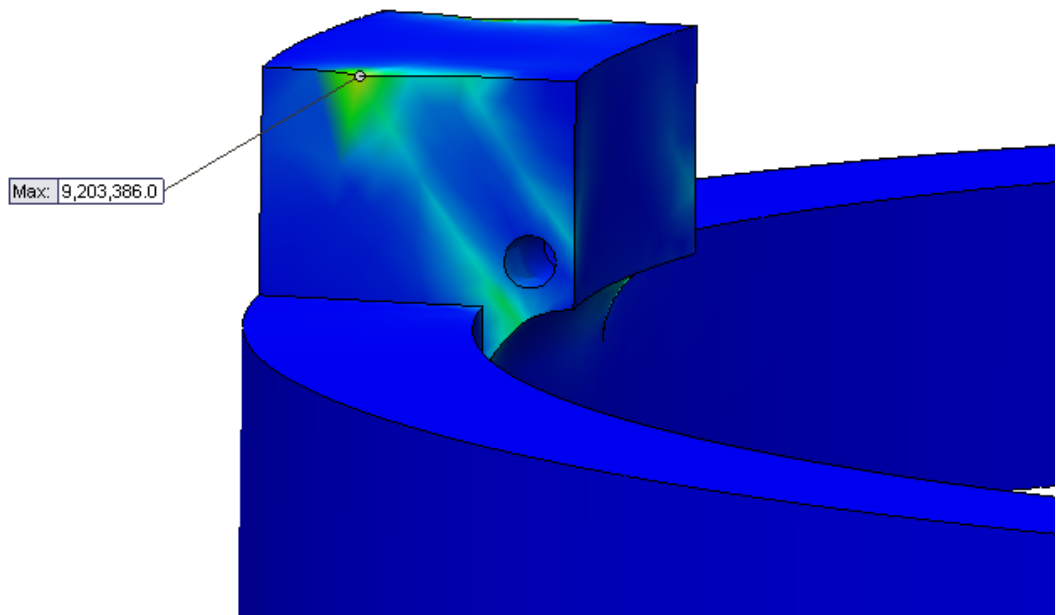


(a)

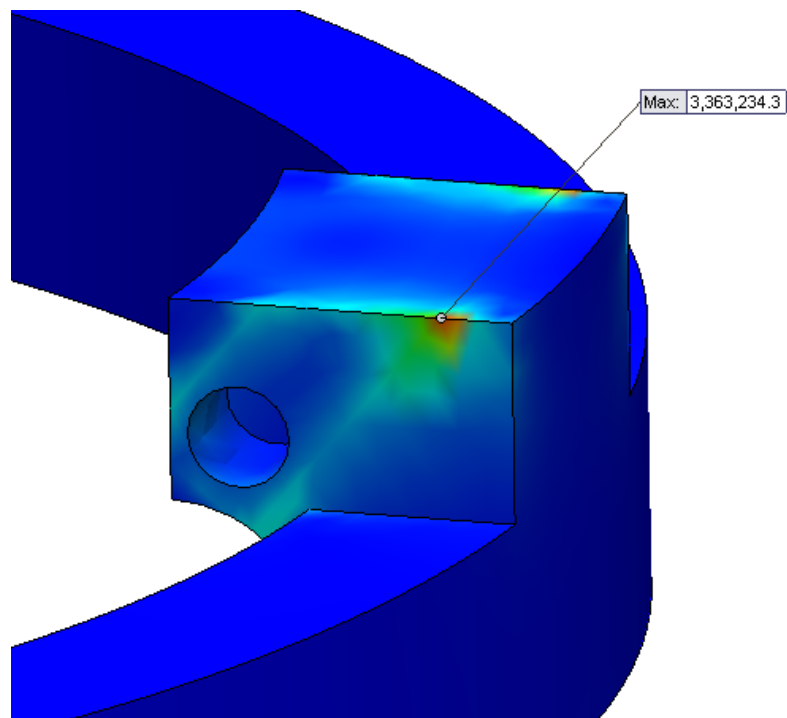


(b)

ภาพประกอบที่ 3.16 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) บริเวณลื่นหัวใจในสภาวะลื่นหัวใจเปิดสุด

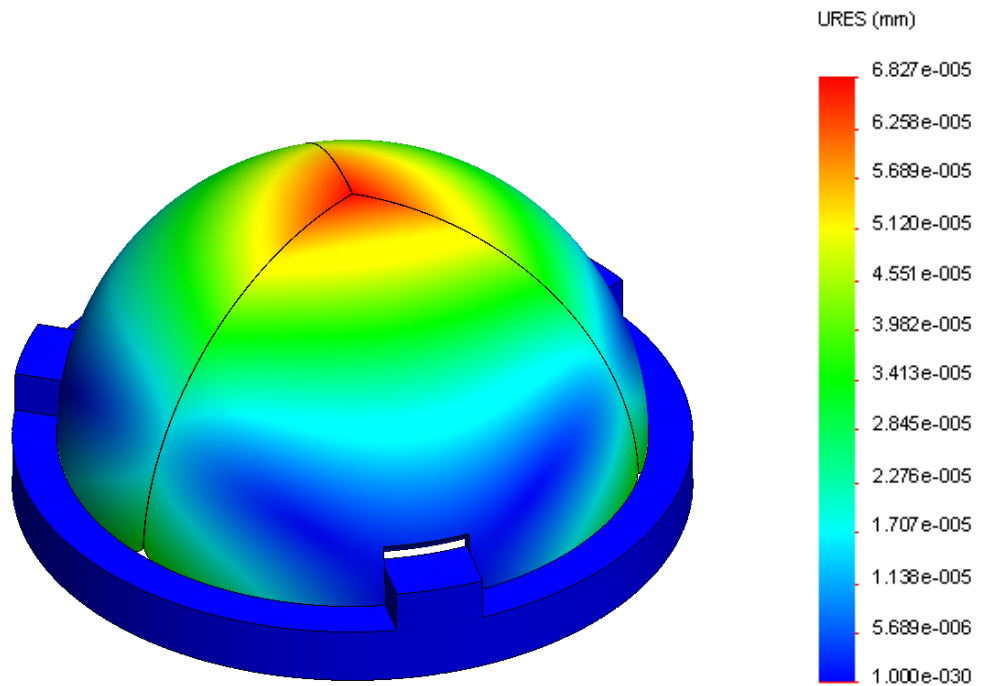


(a)

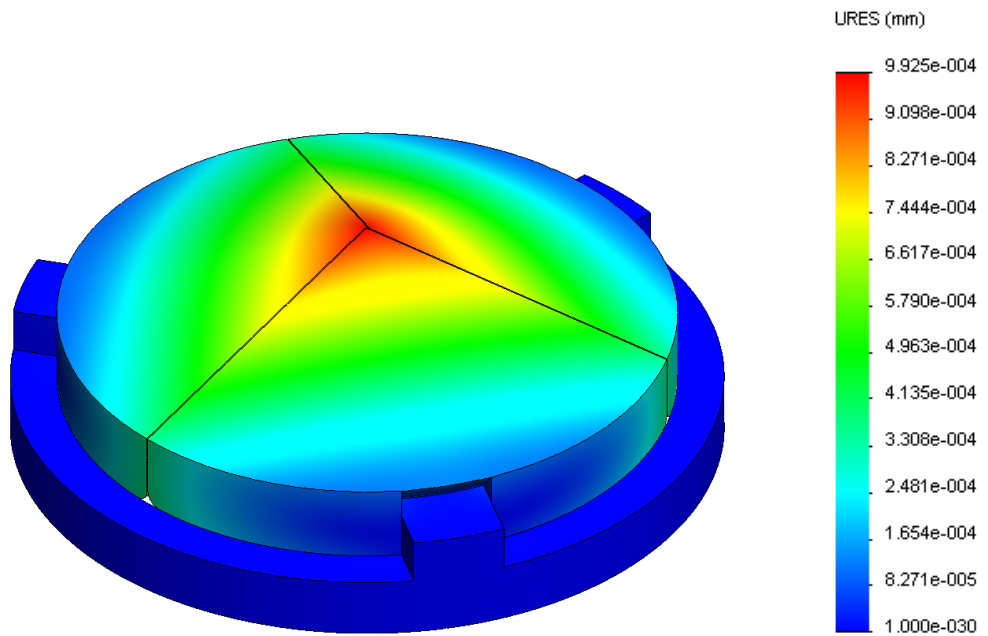


(b)

ภาพประกอบที่ 3.17 แถบชั้นสีแสดงความเค้น Von Mises สำหรับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม 3 มิติ แบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) บริเวณฐาน ในสภาวะลื่นหัวใจ เปิดสุด

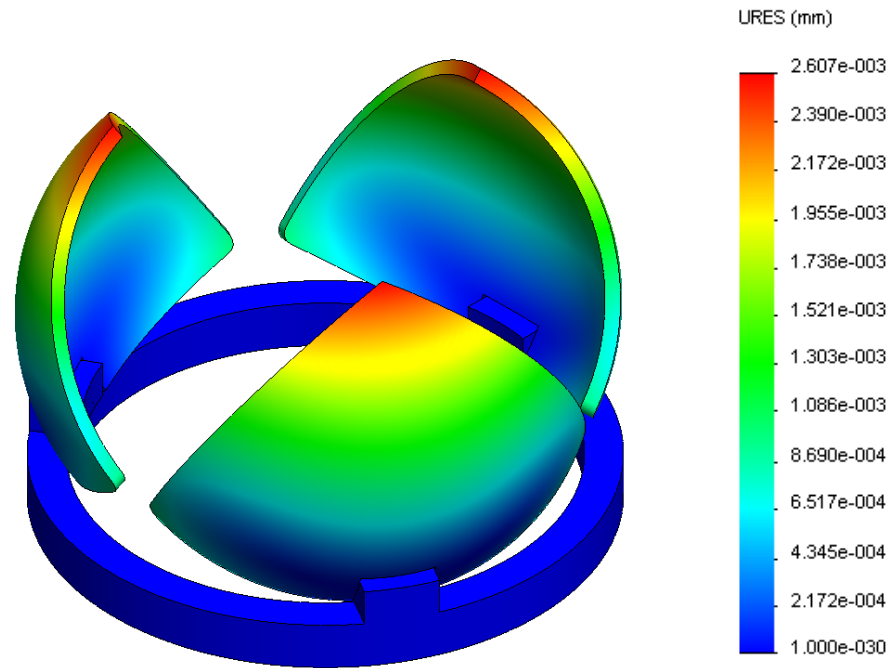


(a)

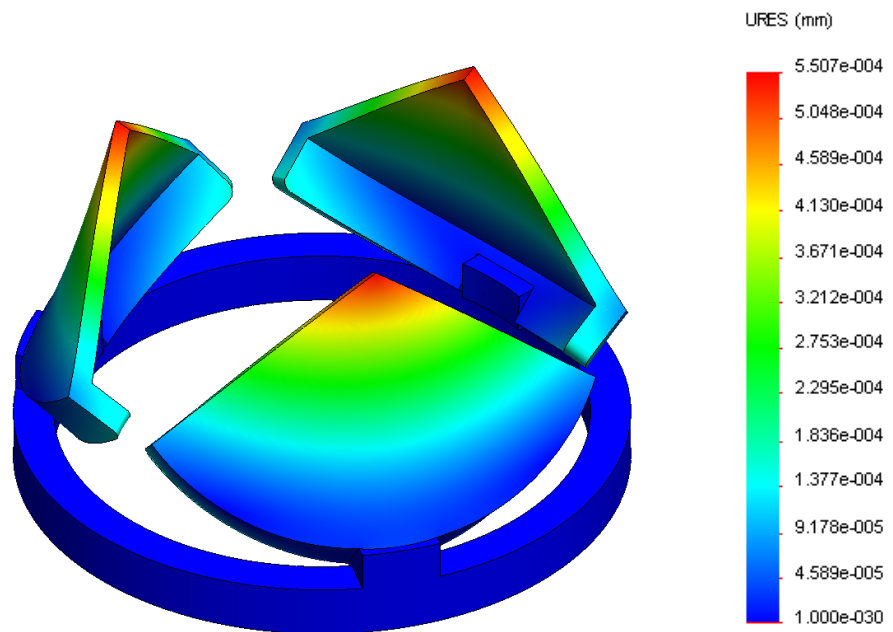


(b)

ภาพประกอบที่ 3.18 แถบชั้นสีแสดงการกระจัดสำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) สภาวะลึ้นหัวใจปิดสุด

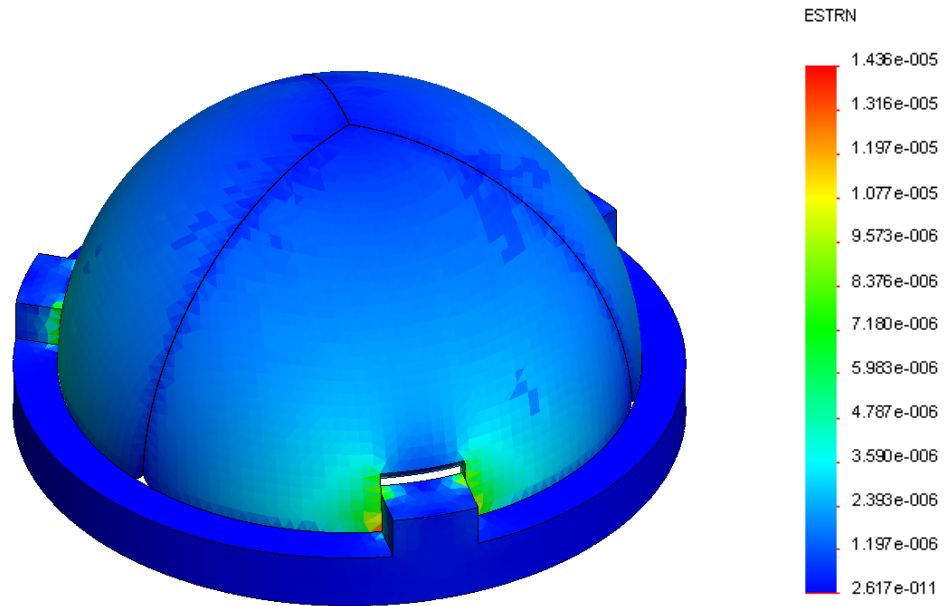


(a)

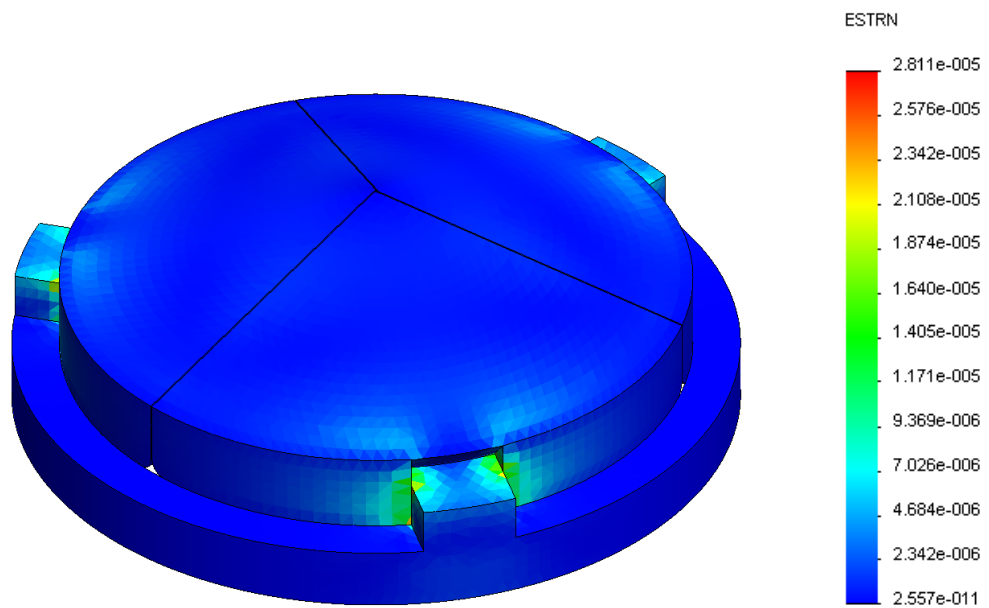


(b)

ภาพประกอบที่ 3.19 แถบชั้นสีแสดงการกระจายการกระจัดสำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) สภาวะลึ้นหัวใจเปิดสุด

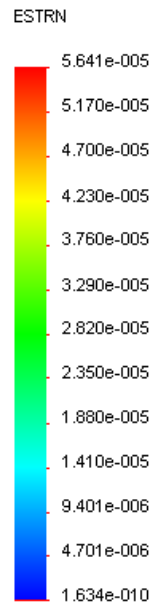
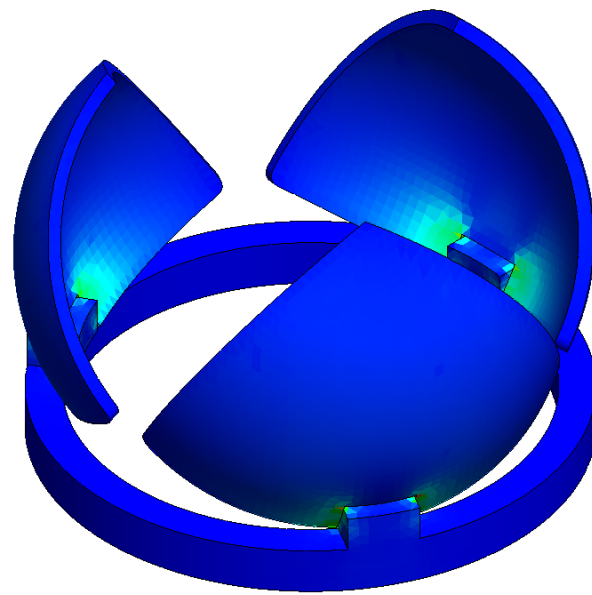


(a)

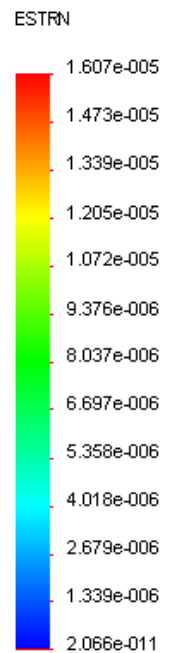
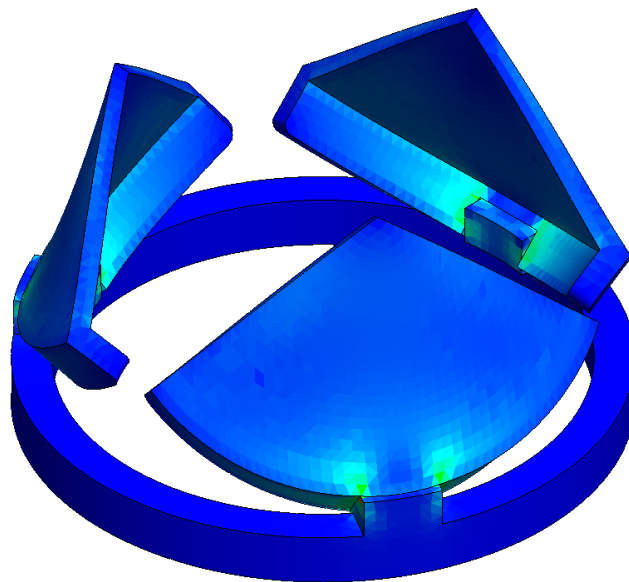


(b)

ภาพประกอบที่ 3.20 แถบชั้นสีแสดงความเครียดสำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) ในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุด



(a)



(b)

ภาพประกอบที่ 3.21 แถบชั้นสีแสดงความเครียดสำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียม 3 มิติแบบครึ่งทรงกลม (a) และแบบทรงกรวย (b) ในสถานะล้นหัวใจเปิดสุด

3.3 ผลจากการคำนวณค่าความล้าของแบบจำลอง 3 มิติ

จากการวิเคราะห์ความล้าที่เกิดขึ้นกับลึ้นหัวใจเทียมที่ออกแบบทั้ง 2 รูปแบบที่มีความหนาของลึ้นหัวใจ 0.6 มิลลิเมตร เพื่อพิจารณาอายุการใช้งานของลึ้นหัวใจเทียม โดยทำการคำนวณด้วยมือ พิจารณาจากคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้สำหรับแบบจำลองและค่าความเค้น Von Mises สูงสุดที่เกิดขึ้นกับแบบจำลอง โดยเปรียบเทียบกับค่าการเปิดและปิดลึ้นหัวใจของคนปกติที่อัตราการเต้นของหัวใจอยู่ที่ 72 ครั้งต่อนาที จะมีค่าการใช้งานอยู่ที่ 40 ล้านครั้งปี (Teoh 2000) พบว่าแบบจำลองลึ้นหัวใจแบบกรวยจะมีอายุการใช้งานที่ 5.143×10^{14} ปี แต่แบบจำลองลึ้นหัวใจแบบครึ่งทรงกลมมีอายุการใช้งาน 3.328×10^{10} ปี เนื่องจากวัสดุที่ใช้มีความทนทานสูงจึงทำให้แบบจำลองมีอายุการใช้งานที่สูง และจากผลการคำนวณดังกล่าวเมื่อเปรียบเทียบแบบจำลองทั้งสอง จึงสรุปว่าหากวัสดุไม่มีตำหนิหรือจุดเกิดความเสียหายแบบจำลองแบบกรวยจะมีอายุการใช้งานที่นานกว่าแบบจำลองแบบครึ่งทรงกลม

บทที่ 4

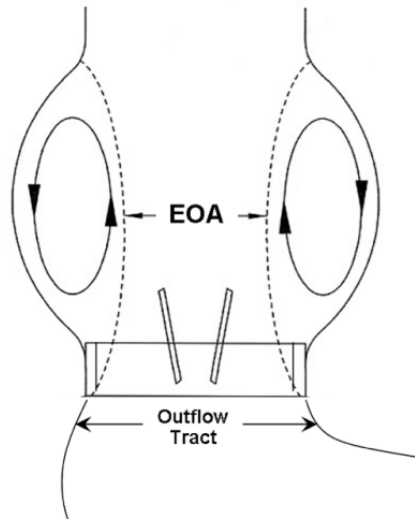
บทวิจารณ์ผลการวิจัย

4.1 ขนาดของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม

ลิ้นหัวใจเทียมที่ใช้ในปัจจุบันมีขนาดตามลักษณะการใช้งานและความเหมาะสมแต่ละบุคคล ซึ่งมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางตั้งแต่ 19 21 23 25 27 29 และ 31 มิลลิเมตร (Kwon 2009) โดยการศึกษาของ von Oppell และคณะ ทำการศึกษาเปรียบเทียบขนาดของลิ้นหัวใจเทียมที่ใช้กับผู้ป่วยผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจ พบว่าขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของลิ้นหัวใจเทียม 23 มิลลิเมตรมีการใช้งานมากและมีความใกล้เคียงกับขนาดของลิ้นหัวใจในธรรมชาติ (von Oppell et al. 2012) ดังนั้นงานวิจัยในครั้งนี้จึงออกแบบลิ้นหัวใจเทียมในขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 23 มิลลิเมตร เพื่อเป็นต้นแบบในการศึกษาค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม

ความหนาของลิ้นหัวใจ จากการศึกษาของ Kwon ทำการเปรียบเทียบความหนาของลิ้นหัวใจที่ใช้ในลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น ที่ 0.5 0.55 0.6 0.65 0.7 และ 0.75 มิลลิเมตร พบว่าความหนาของลิ้นหัวใจที่หนาน้อยกว่า 0.6 มิลลิเมตร จะมีความบางมากเกินไปต่อการใช้งานของลิ้นหัวใจเทียม (Kwon 2009) (Kwon 2010) และความหนาของลิ้นหัวใจในธรรมชาติ จากการศึกษาของ Sahasakul และคณะ ทำการวัดขนาดความหนาของลิ้นหัวใจเอออร์ติกโดยแบ่งตามอายุออกเป็น 3 กลุ่มคือ น้อยกว่า 20 ปี ระหว่าง 20 ถึง 59 ปี และ มากกว่า 60 ปี พบว่าความหนาโดยเฉลี่ยอยู่ที่ 0.67 0.87 และ 1.42 มิลลิเมตร ตามลำดับ (Sahasakul et al. 1988) ดังนั้นงานวิจัยในครั้งนี้จึงออกแบบความหนาลิ้นหัวใจ ในขนาดเริ่มต้นที่ 0.6 มิลลิเมตร และทำการเปรียบเทียบความหนาของลิ้นหัวใจที่เพิ่มขึ้นครั้งละ 0.2 มิลลิเมตร จนมีความหนาที่ 1.4 มิลลิเมตร

ค่าความสูงของลิ้นหัวใจในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวย พิจารณาจากการเพิ่มองศาความชัน และพิจารณาในช่วงการเปิดออกกว้างสุดเพื่อดูค่า Effective Orifice Area (EOA) ซึ่งเป็นพื้นที่ซึ่งแคบที่สุดของการไหลผ่านลิ้นหัวใจ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4.1 และมีค่ามาตรฐานในการพิจารณาตามขนาดของลิ้นหัวใจเพื่อพิจารณาประสิทธิภาพการใช้งานของลิ้นหัวใจเทียม ดังแสดงในตารางที่ 4.1 จากนั้นศึกษาค่า EOA ที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวย โดยจากการหาพื้นที่หน้าตัดจากมุมมองด้านบนของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในบริเวณช่องว่างที่ไม่มีการกระทบกับลิ้นหัวใจเทียมเมื่อเพิ่มองศาความชันพบว่า ค่าองศาความชันต่ำกว่า 20 องศาจะมีค่า EOAI ที่น้อยกว่าค่ามาตรฐานที่กำหนดโดยพิจารณาที่ขนาดลิ้นหัวใจ 23 มิลลิเมตร ดังแสดงในตารางที่ 4.2 ดังนั้น จึงออกแบบลิ้นหัวใจที่องศาความชันเริ่มต้นที่ 20 องศา ถึง 40 องศา โดยเพิ่มครั้งละ 5 องศา ในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวย



ภาพประกอบที่ 4.1 บริเวณของค่า effective orifice area (EOA) ที่เกิดขึ้นจากการไหลของเลือดผ่านลิ้นหัวใจ (Sauter 2010)

ตารางที่ 4.1 ค่า Effective Orifice Area Index (EOAI) มาตรฐานที่เหมาะสมกับขนาดของลิ้นหัวใจเทียม (Sauter 2010)

Valve Size	19mm	21mm	23mm	25mm	27mm	
EOA (cm ²)	1.16	1.37	1.66	1.63	1.81	
Body Surface Area (m ²)	1.0	1.16	1.37	1.66	1.63	1.81
	1.1	1.06	1.24	1.51	1.48	1.65
	1.2	0.97	1.14	1.38	1.36	1.51
	1.3	0.89	1.05	1.28	1.25	1.39
	1.4	0.83	0.98	1.19	1.16	1.29
	1.5	0.77	0.91	1.11	1.09	1.21
	1.6	0.73	0.85	1.04	1.02	1.13
	1.7	0.68	0.80	0.98	0.96	1.06
	1.8	0.65	0.76	0.92	0.91	1.01
	1.9	0.61	0.72	0.87	0.86	0.95
	2.0	0.58	0.68	0.83	0.82	0.91
2.1	0.55	0.65	0.79	0.78	0.86	
2.2	0.53	0.62	0.75	0.74	0.82	
2.3	0.51	0.59	0.72	0.71	0.79	
2.4	0.48	0.57	0.69	0.68	0.75	
2.5	0.46	0.55	0.66	0.65	0.72	

- Acceptable: $EOAI \geq 0.85 \text{ cm}^2/\text{m}^2$
- Marginal: $0.85 \text{ cm}^2/\text{m}^2 > EOAI \geq 0.75 \text{ cm}^2/\text{m}^2$
- Unacceptable: $EOAI < 0.75 \text{ cm}^2/\text{m}^2$

ตารางที่ 4.2 ค่า Effective Orifice Area Index ของแบบจำลองกลิ่นหัวใจเทียมรูปแบบกรวย

Θ (degree)	15	20	25	30	35	40	
EOA (cm ²)	0.62	0.85	1.02	1.23	1.54	1.86	
Body Surface Area (m ²)	1.0	0.62	0.85	1.02	1.23	1.54	1.86
	1.1	0.56	0.77	0.93	1.12	1.40	1.69
	1.2	0.52	0.71	0.85	1.03	1.28	1.55
	1.3	0.48	0.65	0.78	0.95	1.18	1.43
	1.4	0.44	0.61	0.73	0.88	1.10	1.33
	1.5	0.41	0.57	0.68	0.82	1.03	1.24
	1.6	0.39	0.53	0.64	0.77	0.96	1.16
	1.7	0.36	0.50	0.60	0.72	0.91	1.09
	1.8	0.34	0.47	0.57	0.68	0.86	1.03
	1.9	0.33	0.45	0.54	0.65	0.81	0.98
	2	0.31	0.43	0.51	0.62	0.77	0.93
	2.1	0.30	0.40	0.49	0.59	0.73	0.89
	2.2	0.28	0.39	0.46	0.56	0.70	0.85
	2.3	0.27	0.37	0.44	0.53	0.67	0.81
	2.4	0.26	0.35	0.43	0.51	0.64	0.78
2.5	0.25	0.34	0.41	0.49	0.62	0.74	

โดยคำนวณค่า Body Surface Area (BSA) จากสมการ 4.1

$$BSA = 0.007184 \times \text{Weight}^{0.425} \times \text{Height}^{0.725} \quad (4.1)$$

โดยที่ ค่า Body Surface Area (BSA): พื้นที่ผิวร่างกาย (ตารางเมตร, m²)

Weight: น้ำหนักร่างกาย (กิโลกรัม, kg)

Height: ส่วนสูงของร่างกาย (เซนติเมตร, cm)

คำนวณค่า Effective Orifice Area Index (EOAI) ตามสมการ 4.2

$$EOAI = EOA / BSA \quad (4.2)$$

4.2 ผลของความสูงของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยต่อความเค้น

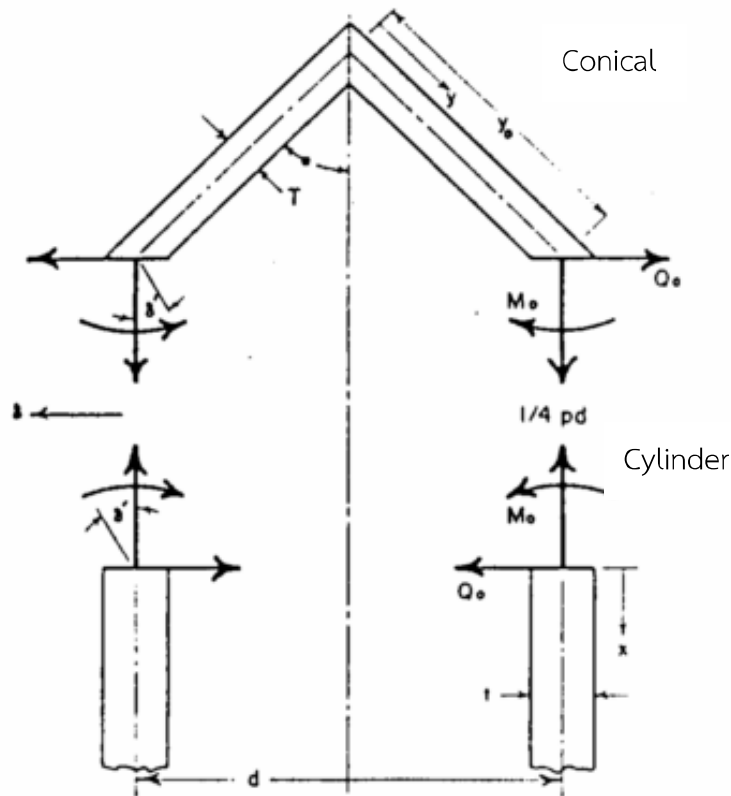
ผลจากการศึกษาเปรียบเทียบความสูงของลึ้นหัวใจเทียมในแบบจำลองลึ้นหัวใจรูปแบบเหลี่ยมใน 2 มิติ และรูปแบบทรงกรวยใน 3 มิติ พบว่าเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงองศาความชันของลึ้นหัวใจ (θ) และความหนาของลึ้นหัวใจเทียมพบว่าเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงองศาความชันของลึ้นหัวใจเพิ่มขึ้น ความเค้นก็จะเพิ่มตามการเปลี่ยนแปลง และเมื่อเพิ่มองศาความชันของลึ้นหัวใจก็จะมีค่าความเค้นที่เพิ่มขึ้นทุกความหนาของลึ้นหัวใจ แสดงให้เห็นว่าค่าความชันมีผลต่อความเค้นและอาจเกิดความเสียหายต่อลึ้นหัวใจเทียมยิ่งลึ้นหัวใจเทียมมีความชันมากจะมีค่าความเค้นที่เพิ่มขึ้น

4.3 ผลของความหนาของแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมต่อความเค้น

จากการคำนวณด้วยมือรูปแบบ 2 มิติ เพื่อหาค่าความเค้นในรูปแบบ 2 ลักษณะคือ รูปร่างแบบโค้งและรูปร่างแบบเหลี่ยม โดยแบ่งการคำนวณด้วยมือออกเป็น 2 สภาวะคือสภาวะเริ่มเปิด (Early Open Condition) และ สภาวะปิดสุด (Fully Close Condition) โดยพบว่าเมื่อความหนาเพิ่มขึ้น ค่าความเค้นจะลดลงทั้งในสภาวะเริ่มเปิดและสภาวะปิดสุด และทั้ง 2 รูปแบบ เมื่อพิจารณาในสภาวะเริ่มเปิดและในสภาวะปิดสุดเมื่อเปรียบเทียบความหนาเดียวกันพบว่ารูปร่างแบบเหลี่ยมจะมีค่าความเค้นน้อยกว่ารูปร่างแบบโค้ง ผลการศึกษาค่าความเค้น Von Mises ที่เกิดขึ้นกับลึ้นหัวใจเทียมโดยใช้โปรแกรม Easy FEM ในรูปแบบ 2 ลักษณะ โดยพิจารณาในสภาวะการทำงาน 3 สภาวะคือสภาวะเริ่มเปิด สภาวะเปิดสุด และ สภาวะปิดสุด พบว่าเมื่อความหนาของแบบจำลองเพิ่มขึ้น ค่าความเค้นจะมีแนวโน้มลดลง และเมื่อเปรียบเทียบที่ความหนาเท่ากันพบว่าลึ้นหัวใจเทียมรูปร่างแบบเหลี่ยมจะมีค่าความเค้นที่น้อยกว่าลึ้นหัวใจรูปร่างแบบโค้ง เมื่อพิจารณาตามโครงสร้างของแบบจำลองเมื่อความหนาเพิ่มขึ้น ทำให้ค่าโมเมนต์ความเฉื่อยเพิ่มมากขึ้นตามสมการการหาค่าความเค้นในคาน ทำให้ค่าความเค้นลดลง และจากการศึกษาของ Watts ในการหาค่าความเค้นที่เกิดขึ้นในถึงความดันที่จุดยอดเป็นรูปทรงกรวยดังแสดงในภาพประกอบ 4.3 พบว่าเมื่อของของความหนาของชิ้นงานส่วนที่เป็นทรงกรวยเพิ่มขึ้น ค่าความเค้นจะมีอัตราที่ลดลง (Watts and Lang 1952)

ผลการศึกษาค่าความเค้น Von Mises ที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียม 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม SolidWorks ในรูปแบบทรงกรวยและรูปแบบครึ่งทรงกลม โดยพิจารณาในสภาวะการทำงาน 3 สภาวะคือสภาวะเริ่มเปิด สภาวะเปิดสุด และ สภาวะปิดสุด พบว่าเมื่อความหนาของแบบจำลองเพิ่มขึ้น ค่าความเค้นจะมีแนวโน้มลดลง ในแบบจำลองลึ้นหัวใจแบบครึ่งทรงกลม แต่ในแบบจำลองลึ้นหัวใจแบบทรงกรวย เมื่อความหนาของแบบจำลองเพิ่มขึ้น ค่าความเค้นจะมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบที่ความหนาเท่ากัน พบว่าลึ้นหัวใจเทียมรูปแบบทรงกรวยจะมีค่าความเค้นที่น้อยกว่าลึ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะเปิดสุด แต่ในสภาวะเริ่มเปิด และสภาวะปิดสุด ลึ้นหัวใจเทียมรูปแบบทรงกรวยจะมีค่าความเค้นที่มากกว่าลึ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลม

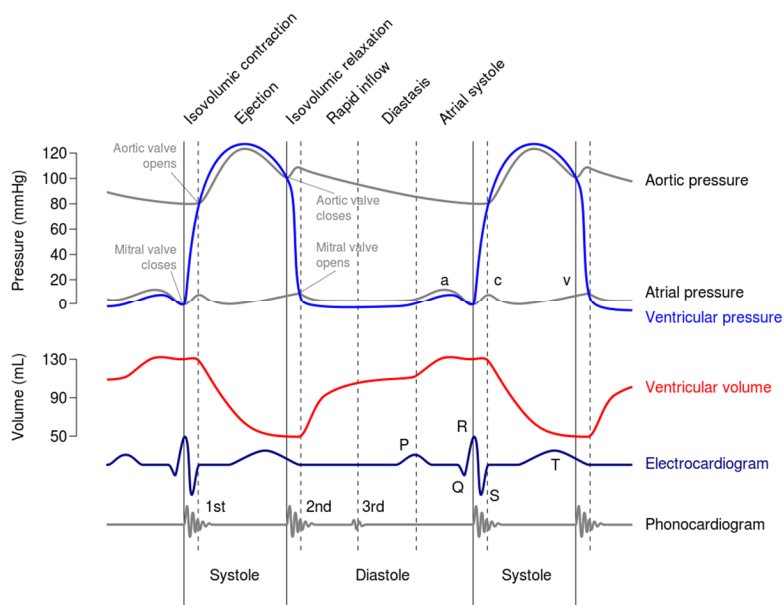
สำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจแบบทรงกรวย รูปแบบ 3 มิติเมื่อทำการพิจารณาเปรียบเทียบความหนา พบว่าเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงความหนาของลึ้นหัวใจเทียม ค่าความเค้น Von Mises สูงสุดในช่วงลึ้นหัวใจสภาวะเริ่มเปิด สภาวะเปิดสุด และสภาวะปิดสุด จะมีค่าที่เพิ่มขึ้น จากการศึกษาของ Watts ศึกษารูปร่างของชิ้นงานที่มีฐานรูปร่างทรงกระบอก และส่วนยอดเป็นรูปร่างทรงกรวย ดังแสดงในภาพประกอบ 4.3 และทำการเปรียบเทียบความหนาของชิ้นงาน พบว่าเมื่อความหนาเพิ่มขึ้น ความเค้นที่เกิดในส่วนที่เป็นทรงกรวยจะมีความเค้นลดลงแต่ในส่วนที่เป็นฐานทรงกระบอกที่ต่อกับทรงกรวยจะมีค่าความเค้นเพิ่มขึ้น (Watts and Lang 1952) เมื่อเปรียบเทียบกับผลวิจัยบริเวณที่เกิดความเค้นสูงสุดจะเกิดบริเวณฐานของลึ้นหัวใจจึงมีความเค้นเพิ่มเมื่อความหนาเพิ่มขึ้น



ภาพประกอบที่ 4.2 ส่วนชิ้นงานที่เป็นทรงกรวยและส่วนฐานทรงกระบอกในงานของ Watts (Watts and Lang 1952)

4.4 ผลจากการคำนวณการเปิดและปิดของแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียม

จากศึกษาเปรียบเทียบค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ของแบบจำลอง ลิ้นหัวใจเทียมทั้ง 2 รูปแบบ ที่ความหนาลิ้นหัวใจที่ 0.6 มิลลิเมตร และองศาความชัน 20 องศา สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวย โดยพิจารณาตามการเปิดและปิดของลิ้นหัวใจเทียม จากสภาวะปิดสนิทจนถึงสภาวะเปิดออกกว้างสุด ด้วยมุมการเปิด-ปิด (θ) พบว่าแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบครึ่งทรงกลมจะมีแนวโน้มค่าความเค้น การกระจัด และความเครียด ที่มากกว่าแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบทรงกรวย กล่าวคือในช่วงที่ลิ้นหัวใจเปิดและลิ้นหัวใจปิด ผลการเปรียบเทียบค่าความเค้น Von Mises สูงสุด ค่าการกระจัดสูงสุด และค่าความเครียดสูงสุด จะมีอัตราที่เพิ่มขึ้นในสภาวะเปิดทั้ง 2 รูปแบบ และค่าความเค้น Von Mises สูงสุด มีอัตราลดลงในสภาวะปิด จากลักษณะดังกล่าวจะมีลักษณะคล้ายกับกราฟแรงดันเลือดดังแสดงในภาพประกอบที่ 4.4 ที่ใช้ในการกำหนดในการวิเคราะห์ผลค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดของลิ้นหัวใจเทียม ในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิดจนเปิดสุด ความดันในหลอดเลือดเอออร์ตาและหัวใจห้องล่างซ้ายเพิ่มขึ้นจาก 80 มิลลิเมตรปรอท ถึง 120 มิลลิเมตรปรอท ซึ่งเมื่อเพิ่มแรงดันที่กระทำกับลิ้นหัวใจเทียมตามองศาการเปิดของลิ้นหัวใจจนเปิดออกสุดทำให้เกิดค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดเพิ่มขึ้น และในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุดจนปิดสุด ความดันในหลอดเลือดเอออร์ตาและหัวใจห้องล่างซ้ายลดลงจาก 120 มิลลิเมตรปรอท ถึง 80 มิลลิเมตรปรอท ซึ่งเมื่อลดแรงดันที่กระทำกับลิ้นหัวใจเทียมตามองศาการปิดของลิ้นหัวใจจนปิดสุดทำให้เกิดค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดลดลง แต่เมื่อใกล้จะปิดสุดจะมีค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดที่เพิ่มขึ้น เนื่องจากในสภาวะปิดของลิ้นหัวใจจะโดนแรงดันเลือดในหลอดเลือดเอออร์ตากระทำมากขึ้นเพื่อที่จะป้องกันไม่ให้เกิดการรั่วไหลทำให้ค่าความเค้นเพิ่มขึ้นจนปิดสนิท



ภาพประกอบที่ 4.3 กราฟแรงดันเลือด (Wiggers diagram) (Wikipedia contributors 2014)

ตำแหน่งที่เกิดความเค้น Von Mises สูงสุดในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยเกิดที่บริเวณข้อต่อ (Hinge Joint) ระหว่างลิ้นหัวใจกับฐาน ดังนั้นบริเวณข้อต่อของลิ้นหัวใจจึงเป็นบริเวณที่สำคัญที่จะส่งผลก่อให้เกิดความเสียหาย หรือรอยแตกของลิ้นหัวใจเทียม ซึ่งในการศึกษาของ Kwon เปรียบเทียบลิ้นหัวใจของลิ้นหัวใจเทียมชนิดจาน 2 แผ่น 2 ชนิด พบว่าบริเวณที่เกิดความเค้น Von Mises สูงสุดจะพบที่ข้อต่อของลิ้นหัวใจ (Kwon 2009) (Kwon, 2010) ซึ่งในลิ้นหัวใจในธรรมชาติมีการศึกษาหาค่าความเค้น Von Mises ที่เกิดขึ้นกับลิ้นหัวใจพบว่า บริเวณที่เกิดความเค้น Von Mises จะเกิดบริเวณขอบของลิ้นหัวใจ (Attachment Line) ที่เชื่อมต่อกับหลอดเลือด (Kumar and Balakrishnan 2002) ดังนั้นบริเวณข้อต่อระหว่างลิ้นหัวใจกับฐานจึงเป็นบริเวณที่ควรพิจารณาในการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมและทำการศึกษาเพื่อลดค่าความเค้น Von Mises เพื่อลดความเสียหายที่เกิดขึ้นในบริเวณดังกล่าว

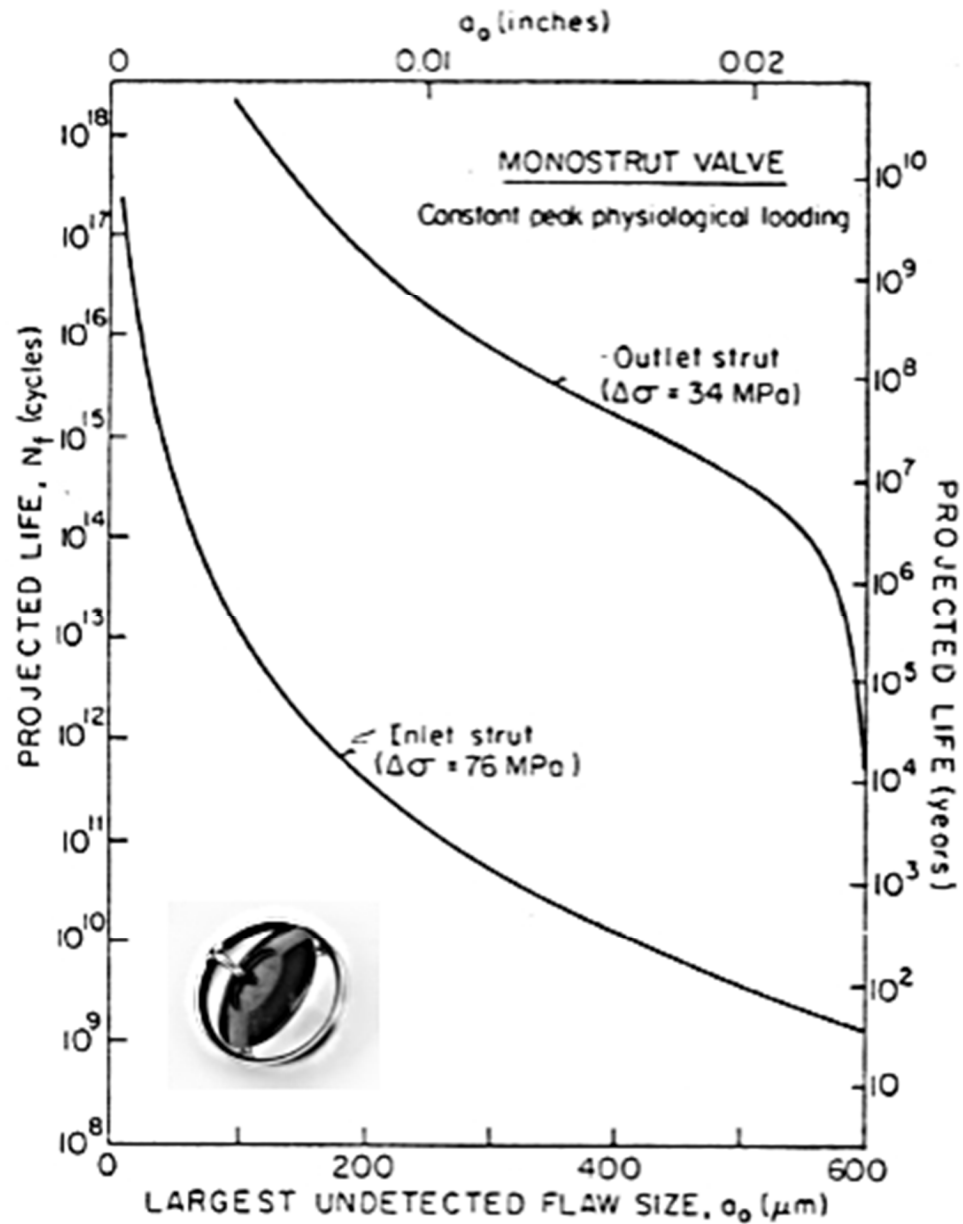
การกระจัดสูงสุดที่เกิดขึ้นในแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยจะเกิดขึ้นที่บริเวณปลายสุดของลิ้นหัวใจ ซึ่ง Kumar และ Mathew ทำการออกแบบแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมแบบ 3 ใบ พบว่าการกระจัดสูงสุดจะพบที่บริเวณปลายสุดของลิ้นหัวใจ (Kumar and Mathew 2011) เนื่องจากเป็นบริเวณตรงกลางที่มีการไหลผ่านของเลือดที่กระทำกับลิ้นหัวใจทำให้เกิดค่าการกระจัดสูง คล้ายกับในลิ้นหัวใจของลิ้นหัวใจเทียมชนิดจาน 2 แผ่น ซึ่งพบว่าบริเวณที่เกิดการกระจัดสูงสุดจะพบที่บริเวณตรงกลางใบของลิ้นหัวใจในจังหวะลิ้นหัวใจปิด (Kwon 2009)

ค่าความเครียดสูงสุดในแบบจำลองลิ้นหัวใจรูปแบบครึ่งทรงกลมและรูปแบบกรวยจะเกิดขึ้นที่บริเวณข้อต่อระหว่างลิ้นหัวใจกับฐานของลิ้นหัวใจคล้ายกับตำแหน่งที่เกิดค่าความเค้น Von Mises สูงสุดสำหรับลิ้นหัวใจเทียม ทั้งนี้ในการศึกษาของ Kumar และ Mathew พบว่าค่าความเครียดสูงสุดจะพบที่บริเวณจุดเชื่อมต่อระหว่างลิ้นหัวใจกับฐาน (Kumar and Mathew 2011) ซึ่งจะให้เห็นว่าบริเวณข้อต่อของลิ้นหัวใจเป็นจุดสำคัญในการออกแบบลิ้นหัวใจเทียมเนื่องจากเป็นบริเวณที่เกิดความเค้นสูงสุดและการเปลี่ยนแปลงของรูปร่างลิ้นหัวใจเทียม

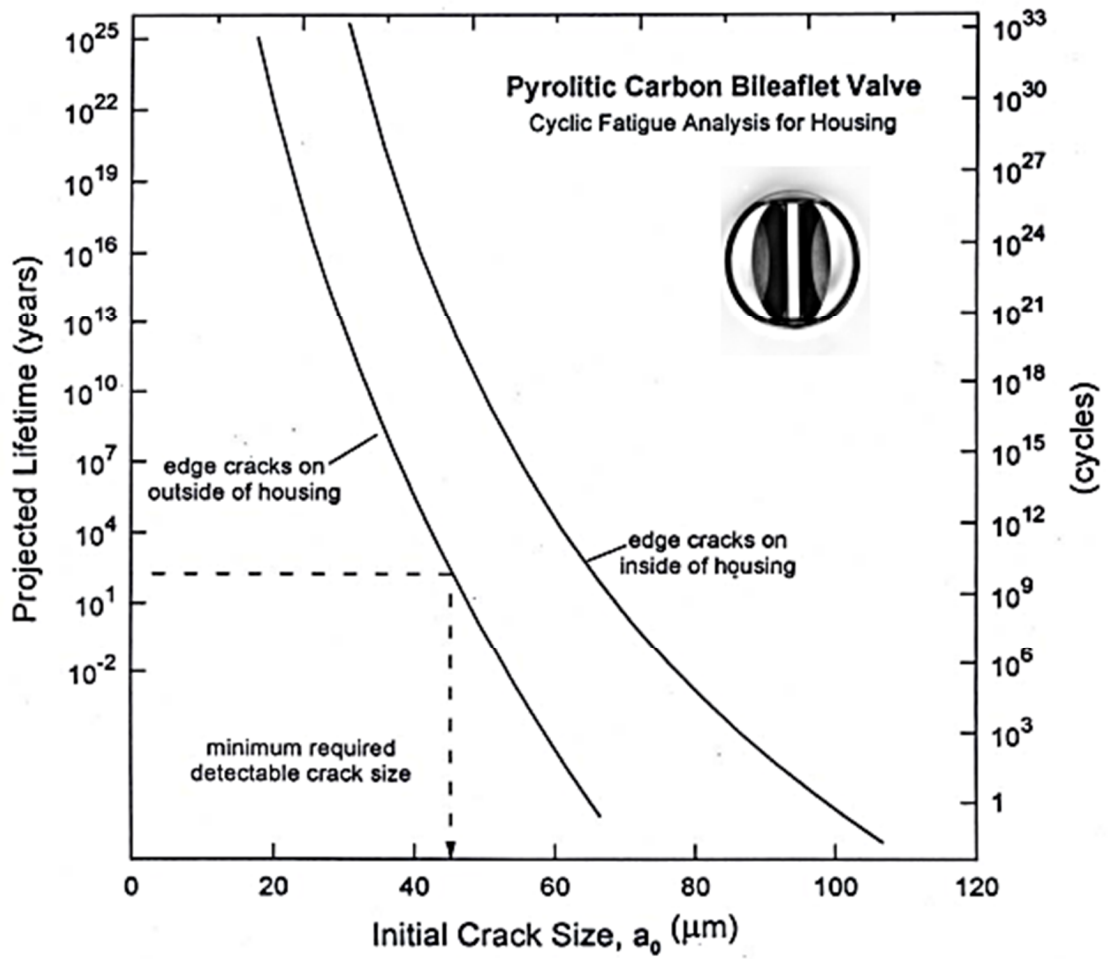
4.5 ผลจากการคำนวณค่าความล้าของแบบจำลอง 3 มิติ

จากการศึกษาของ Ritchie และคณะ พบว่าอายุการใช้งานของลิ้นหัวใจเทียมจะมีอายุมากกว่า 10^{10} ปี ในลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่นดังแสดงในภาพประกอบที่ 4.5 และมากกว่า 10^{25} ปี ในลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 2 แผ่น ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4.6 หากลิ้นหัวใจเทียมไม่มีจุดบกพร่องหรือรอยแตกเมื่อมีจุดรอยแตกเกิดขึ้นอายุการใช้งานก็จะลดลง (Ritchie and Lubock 1986)(Ritchie 1996) ซึ่งในงานวิจัยนี้ออกแบบแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมชนิด 3 แผ่น และทำการคำนวณอายุการใช้งานของลิ้นหัวใจเทียมพบว่า แบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบกรวยจะมีอายุการใช้งานที่ 5×10^{14} ปี และแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมแบบครึ่งทรงกลมมีอายุการใช้งาน 3×10^{10} ปี ดังนั้นจะเห็นได้ว่าลิ้นหัวใจเทียมแบบโหละจะมีอายุการใช้งานที่สูงและลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบกรวยมี

อายุการใช้งานที่นานกว่าลิ้นหัวใจเทียมรูปแบบครึ่งทรงกลม แต่เมื่อนำมาใช้ในการรักษาจะมีปัจจัยที่
เกิดจากรอยแตกที่เกิดขึ้นจากการผลิตหรือการใช้งาน และการเกิดลิ่มเลือดมาเกาะอุดตันซึ่งจะทำให้
การใช้งานของลิ้นหัวใจเทียมลดลง



ภาพประกอบที่ 4.4 อายุการใช้งานและจำนวนรอบของลิ้นหัวใจเทียมชนิดจานแบบ 1 แผ่น
(Ritchie and Lubock 1986)



ภาพประกอบที่ 4.5 อายุการใช้งานและจำนวนรอบของลิ้นหัวใจเทียมชนิดงานแบบ 2 แผ่น (Ritchie 1996)

บทที่ 5

บทสรุปและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการออกแบบสำหรับแบบจำลองลึนหัวใจเอออร์ติกเทียม

จากการศึกษาเปรียบเทียบแบบจำลอง 3 มิติของลึนหัวใจเอออร์ติกเทียม ทั้งสองแบบ คือ แบบรูปครึ่งทรงกลมและแบบรูปทรงกรวย ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเท่ากัน และวัสดุที่ใช้เป็นชนิดเดียวกัน เมื่อทำการวิเคราะห์ความเค้น ความเครียด การกระจัด พบว่าลึนหัวใจเทียมรูปทรงกรวยมีค่าค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดน้อยกว่าลึนหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลม อาจจะสามารถกล่าวได้ว่าลักษณะรูปร่างของลึนหัวใจที่กระทำกับแรงดันเลือดในหลอดเลือดเอออร์ตาและหัวใจห้องล่างซ้ายมีผลต่อค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดของแบบจำลองลึนหัวใจเทียม และเมื่อทำการคำนวณหาอายุการใช้งานจากแบบจำลองลึนหัวใจทั้งสองแบบ ก็พบว่าลึนหัวใจเทียมรูปแบบกรวยมีอายุใช้งานที่นานกว่าลึนหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลม

นอกจากรูปร่างของลึนหัวใจที่มีผลต่อความแข็งแรงของแบบจำลองลึนหัวใจเทียม ความหนาและความสูงของลึนหัวใจ ก็เป็นอีกตัวแปรที่ส่งผลให้ลึนหัวใจเทียมมีค่าความแข็งแรง และค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดที่เปลี่ยนแปลงไปตามความหนาและความสูงของแบบจำลองลึนหัวใจเทียม ซึ่งหากแบบจำลองลึนหัวใจมีความหนามากเกินไปก็จะมีการใช้เนื้อวัสดุที่มาก หากค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดที่มีความแตกต่างกันเล็กน้อย หรือแบบจำลองลึนหัวใจมีความสูงที่เพิ่มมากขึ้นตามองศาความชันของแบบจำลองลึนหัวใจเทียมจะพบว่า ความสูงเพิ่มขึ้น ค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดก็จะเพิ่มขึ้น มีผลต่อความเสียหายของแบบจำลองลึนหัวใจเทียมที่เพิ่มขึ้น

ดังนั้นในการออกแบบแบบจำลองลึนหัวใจเทียมตัวแปรที่น่าสนใจที่มีผลต่อความแข็งแรง และค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดที่มีผลต่อการออกแบบแบบจำลอง คือลักษณะรูปร่าง ความหนา และความสูง ของแบบจำลองลึนหัวใจเทียม และมีผลต่ออายุการใช้งานของแบบจำลองลึนหัวใจเทียม

อย่างไรก็ตามการศึกษาเกี่ยวกับการออกแบบแบบจำลองนี้พิจารณาเฉพาะผลของการออกแบบที่มีต่อค่าความเค้น การกระจัด และความเครียดของลึนหัวใจเทียม ไม่ได้มีการพิจารณาเกี่ยวกับการไหลของเลือดเมื่อผ่านลึนหัวใจเทียมนี้หรือการใช้งานเพื่อทดแทนลึนหัวใจธรรมชาติ ดังนั้นจึงเป็นเพียงจุดเริ่มต้นของการนำระเบียบวิธีการทางคอมพิวเตอร์มาประยุกต์ใช้ในการสร้างอุปกรณ์หรืออวัยวะเทียม ก่อนที่จะมีการนำไปสร้างต้นแบบเพื่อศึกษาและทดสอบต่อไป

5.2 ข้อเสนอแนะ

- ในการศึกษาแบบจำลองลื่นหัวใจเทียมนี้เป็นการศึกษาในสภาวะคงที่ (Static) ดังนั้นควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในสภาวะเคลื่อนไหว (Dynamic) เพื่อศึกษาพฤติกรรมการทำงานและการเปลี่ยนแปลงของแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม
- ควรศึกษาลักษณะพลวัตการไหล (Fluid Dynamic) เพื่อพิจารณาลักษณะการไหลของเลือดที่ไหลผ่านแบบจำลองลื่นหัวใจ ที่อาจจะมีผลต่อลักษณะและการเปิดและปิดของแบบจำลองลื่นหัวใจเทียมเพิ่มเติม
- ในการศึกษาความล้าของวัสดุ การศึกษาที่ศึกษาเฉพาะการหาจำนวนรอบของการทำงานเพื่อพิจารณาหาอายุการใช้งานของแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม ไม่ได้ตรวจสอบหาจุดแตกหักที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองหรือบริเวณที่เสียหาย จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเพื่อพิจารณาตำแหน่งที่อาจจะเกิดความเสียหายจากความล้า
- เนื่องจากการศึกษาเป็นการศึกษาในสภาวะคงที่ การกำหนดแรงกระทำที่กระทำกับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม ตามกราฟแรงดันเลือด (Wiggers Diagram) จะเป็นการประมาณค่าจากกราฟแรงดันในช่วงต่างๆที่สนใจในการศึกษา จึงควรมีการนำข้อมูลที่ได้จากการบันทึกค่าจริงของความดันมาเป็นข้อมูลตั้งต้นในการคำนวณ
- จากผลการศึกษาพบว่า บริเวณข้อต่อของลื่นหัวใจเทียมกับฐานเป็นจุดที่น่าสนใจเนื่องจากเป็นตำแหน่งที่เกิดความเค้น Von Mises สูงสุด ดังนั้นควรมีการศึกษาการออกแบบข้อต่อในรูปร่างอื่นเพื่อพิจารณาผลกระทบของรูปร่างข้อต่อและลดค่าความเค้นที่เกิดกับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม
- ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขในโปรแกรม Easy FEM กับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม 2 มิติไม่สามารถกำหนดให้มีการเคลื่อนที่หรือหมุนรอบแกนได้ ตามสภาวะจริงของแบบจำลองลื่นหัวใจเทียมเนื่องจากโปรแกรมกำหนดให้มีการสร้างเงื่อนไขขอบเขตเพียงแบบยึดแน่น (Fixed) หรือ แบบอิสระ (Free) ดังนั้นค่าที่ได้จากการวิเคราะห์จะเป็นการศึกษาแนวโน้มการเกิดค่าความเค้นกับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียม 2 มิติ จึงควรมีการปรับปรุงและศึกษาเพิ่มเติมเพื่อที่จะได้นำค่าจากการวิเคราะห์ที่ถูกต้องตามสภาวะความเป็นจริงของแบบจำลองลื่นหัวใจเทียมมาศึกษาเปรียบเทียบกับแบบจำลองใน 3 มิติ

บรรณานุกรม

- Alsoufi, B., and Y. d'Udekem. 2014. "Aortic Valve Repair and Replacement in Children." *Future Cardiol.* 10: 105–115.
- Bokeria, L. A., O. L. Bokeria, A. S. Karamatov, R. A. Kevorkova, N. N. Soboleva, and S. A. Donakonyan. 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.
- Burriesci, G., F. C. Marincola, and C. Zervides. 2010. "Design of a Novel Polymeric Heart Valve." *Journal of Medical Engineering & Technology* 34 (1): 7–22.
- Chandran. K. B. 1992. *Cardiovascular Biomechanics*. New York: New York University Press.
- Dasi, L. P., H. A. Simon, P. Sucusky, and A. P. Yoganathan. 2009. "Fluid Mechanics of Artificial Heart Valves." *Clinical and Experimental Pharmacology & Physiology* 36 (2): 225–37.
- Dominik, J., and P. Zacek. 2010. *Heart Valve Surgery: An Illustrated Guide*. New York: Springer Berlin Heidelberg.
- Dowling, N. E. 2004. "Mean Stress Effects in Stress-Life and Strain-Life Fatigue." *Society of Automotive Engineers*. Fatigue 2004: Second SAE Brazil International Conference on Fatigue, Sao Paulo, Brazil, June 2004.
- eFunda, Inc., 2014. "Failure Criteria,"
http://www.efunda.com/formulae/solid_mechanics/failure_criteria/failure_criteria.cfm (accessed May 24, 2014).
- Gnyaneshwar, R., R. K. Kumar, and K. R. Balakrishnan. 2002. "Dynamic Analysis of the Aortic Valve Using a Finite Element Model." *The Annals of Thoracic Surgery* 73 (4): 1122–9.
- Gregoric, I., J. L. Conger, H. Reul, D. Tamez, F. J. Clubb, R. F. Stainback, A. Hernandez, et al. 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.

- González, B., H. Benítez, K. Rufino, M. Fernández, and W. Echevarría. 2003. "Biomechanics of Mechanical Heart Valve." *Applications of Engineering Mechanics in Medicine*, GED at University of Puerto Rico, Mayagüez, 1–30.
- Ibe, R., K. Baig, and P. Punjabi. 2012. "Heart Valve Surgery." *Surgery* 30 (1): 22–27.
- Kumar, G. P., and L. Mathew. 2011. "Evaluation of Stress Strain Patterns in a Stentless Aortic Valve and Its Leaflets." *Surgical Science* 02 (01): 25–30.
- Kwon, Y. J. 2009. "Structural Analysis of a Bileaflet Mechanical Heart Valve Prosthesis with Curved Leaflet." *Journal of Mechanical Science and Technology* 22 (11): 2038–2047.
- Kwon, Y. J. 2010. "Numerical Analysis for the Structural Strength Comparison of St. Jude Medical and Edwards MIRA Bileaflet Mechanical Heart Valve Prostheses" *Journal of Mechanical Science and Technology* 24 (2): 461–469.
- Li, C. P., S. F. Chen, C. W. Lo, and P. C. Lu. 2011. "Turbulence Characteristics Downstream of a New Trileaflet Mechanical Heart Valve." *American Society for Artificial Internal Organs* 57 (3): 188–96.
- Logan, D. L. 2002. *A First Course in the Finite Element Method*. Third Edition. Canada: Nelson Education Limited
- Lu, P.C., R.H. Huang, and S.H. Chu. 2005. "Tri-Leaflet Mechanical Heart Valve". United States. Patent 6896700. May 24.
- Mohammadi, H., and K. Mequanint. 2011. "Prosthetic Aortic Heart Valves: Modeling and Design." *Medical Engineering & Physics* 33 (2): 131–47.
- Pibarot, P., and J. G. Dumesnil. 2009. "Prosthetic Heart Valves: Selection of the Optimal Prosthesis and Long-Term Management." *Circulation* 119 (7): 1034–48.
- Ritchie R.O., and P. Lubock. 1986. "Fatigue life estimation procedures for the endurance of a cardiac valve prosthesis: stress/life and damage-tolerant analyses." *Journal of Biomechanical Engineering*. 108(2): 153-60.

- Ritchie, R.O. 1996. "Fatigue and Fracture of Pyrolytic Carbon: A Damage-Tolerant Approach to Structural Integrity and Life Prediction in "Ceramic" Heart Valve Prostheses." *The Journal of Heart Valve Disease* 5:9-31.
- Roberts, J. D., R. Dhawan, M. A. Chaney, and R. M. Lang. 2013. "Aortic Valve Anatomy and Assessment by Transesophageal Echocardiography." *International Anesthesia Research Society* 117 (6): 1286–1290.
- Rohani, M. R. 2009. "SECTION II.5 ELASTIC Bending of Curved Beams". Aerospace Engineering Mississippi State University.
<http://www.ae.msstate.edu/~masoud/Teaching/SA2/Course.html>. (accessed April 3, 2014).
- Sahasakul, Y., W. D. Edwards, J. M. Naessens, and a J. Tajik. 1988. "Age-Related Changes in Aortic and Mitral Valve Thickness: Implications for Two-Dimensional Echocardiography Based on an Autopsy Study of 200 Normal Human Hearts." *The American Journal of Cardiology* 62 (7): 424–30.
- Sauter, J. 2010. *Evaluation of Bioprosthetic Valve Performance as a Function of Geometric Orifice Area and Space Efficiency— A Reliable Alternative to Effective Orifice Area*. Edited by A.C. Yankah, Y Weng, and R. (Eds.) Hetzer. Aortic Root Surgery, The Biological Solution. New York, New York, USA: Springer.
- Teoh, S.H. 2000. "Fatigue of Biomaterials: A Review." *International Journal of Fatigue* 22 (10) : 825–837.
- Thubrikar, M., W. C. Piepgrass, J. D. Deck, and S. P. Nolan. 1980. "Stresses of Natural versus Prosthetic Aortic Valve Leaflets in Vivo." *The Annals of Thoracic Surgery* 30 (3): 230–239.
- Von Oppell, U. O., L. Segadal, R. Busund, G. G. Johnston, G. Dimitrakakis, N. Masani, and T. H. Lung. 2012. "Aortic Annulus Diameter and Valve Design Each Determine the Valve Size Implanted." *The Journal of Heart Valve Disease* 21 (5): 591–8.
- Watts, G. W., and H. A. Lang. 1952. "Stresses in a Pressure Vessel with a Conical Head." *The American Society of Mechanical Engineers*. 71: 207–218.

Wikipedia contributors, 2014. "Wiggers diagram," Wikipedia, The Free Encyclopedia, http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Wiggers_diagram&oldid=590370546 (accessed April 10, 2014).

จักรชัย สุวรรณเนา. 2549. การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ศึกษาผลกระทบของชั้นกาวบาง และระยะห่างระหว่างหมุดต่อค่าสัมประสิทธิ์ความเข้มของความเค้นของรอยต่อหมุดย้ำ. วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต, สาขาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.

ปราโมทย์ เดชะอำไพ. 2545. *ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม*. กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปราโมทย์ เดชะอำไพ, วิโรจน์ ลิ้มตระการ, เสฏฐวรรณ สุจริตภวัตสกุล และ ยศกร ประทุมวัลย์. 2553. *การประยุกต์ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย Solidworks Simulation*. กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น)

มนตรี พิรุณเกษตร 2553 *กลศาสตร์ของวัสดุ พิมพ์ครั้งที่ 3* กรุงเทพฯ : วิทยพัฒน์

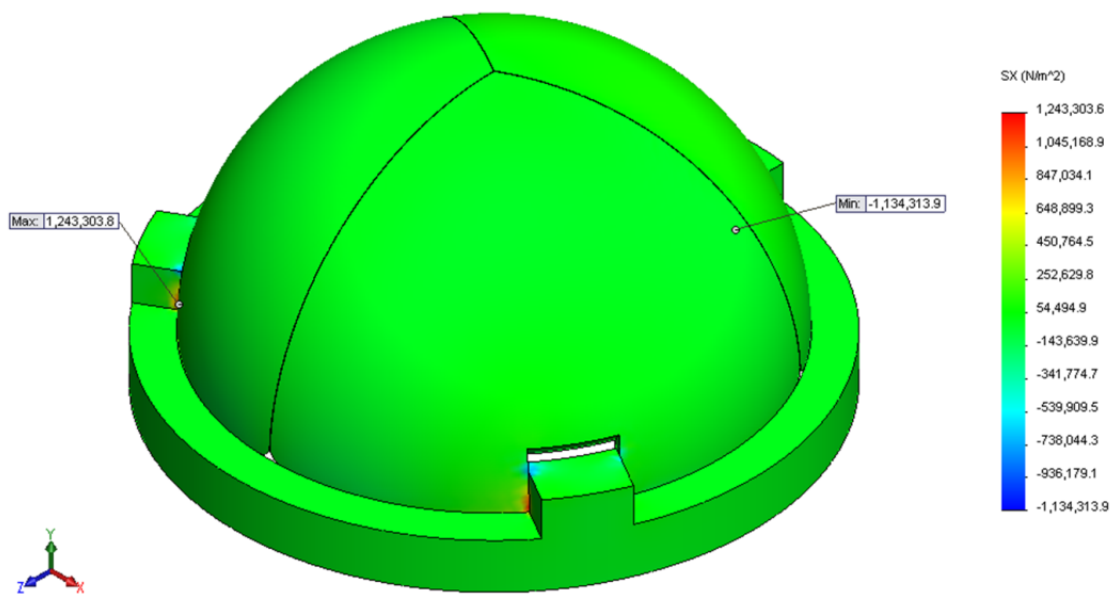
สัญญา ร้อยสมมุติ. 2555. *หัวใจและการไหลเวียนเลือด เล่มที่ 2 การทำงานของหัวใจ*. ขอนแก่น : ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น.

สำนักพัฒนาวิชาการแพทย์. 2547. *แนวทางเวชปฏิบัติ โรคคลื่นหัวใจพิการสำหรับโรงพยาบาลระดับปฐมภูมิ*. กรุงเทพฯ: ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย จำกัด.

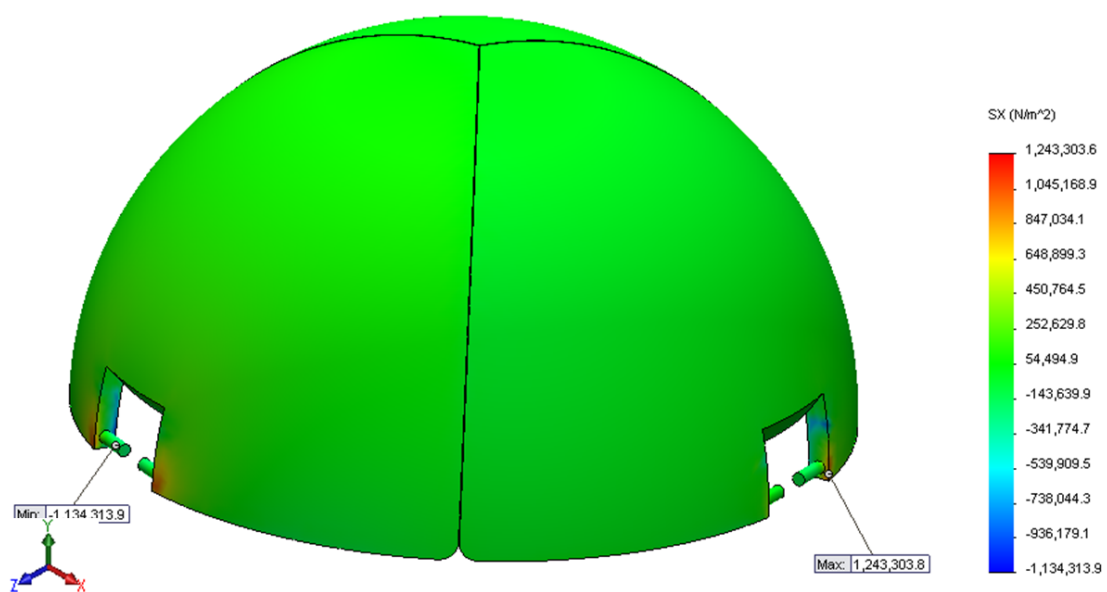
ศุภชัย ตระกูลทัฬหี. 2550. *กลศาสตร์ของแข็ง*. พิมพ์ครั้งที่ 5 กรุงเทพฯ: สมาคมส่งเสริมเทคโนโลยี (ไทย-ญี่ปุ่น).

ภาคผนวก ก.

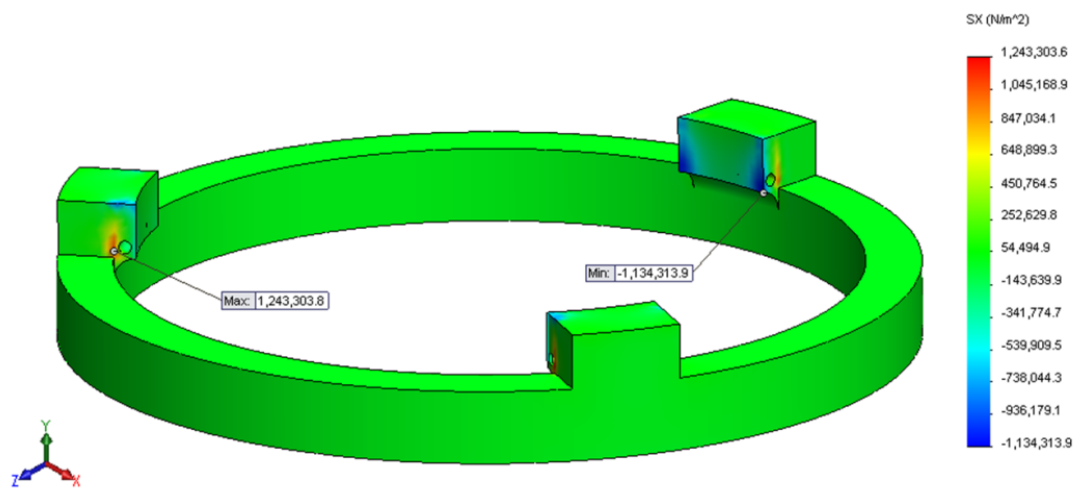
ผลการศึกษาค่าความคุ้มค่า ในแบบจำลองห่วงโซ่มูลค่าเชิงบูรณาการ



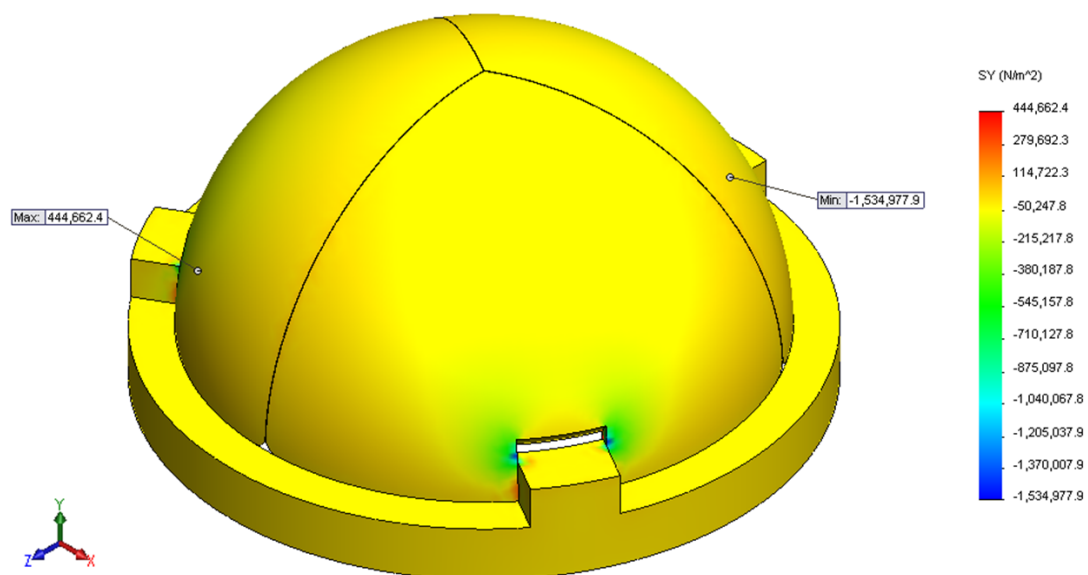
ภาพประกอบที่ ก1 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิด



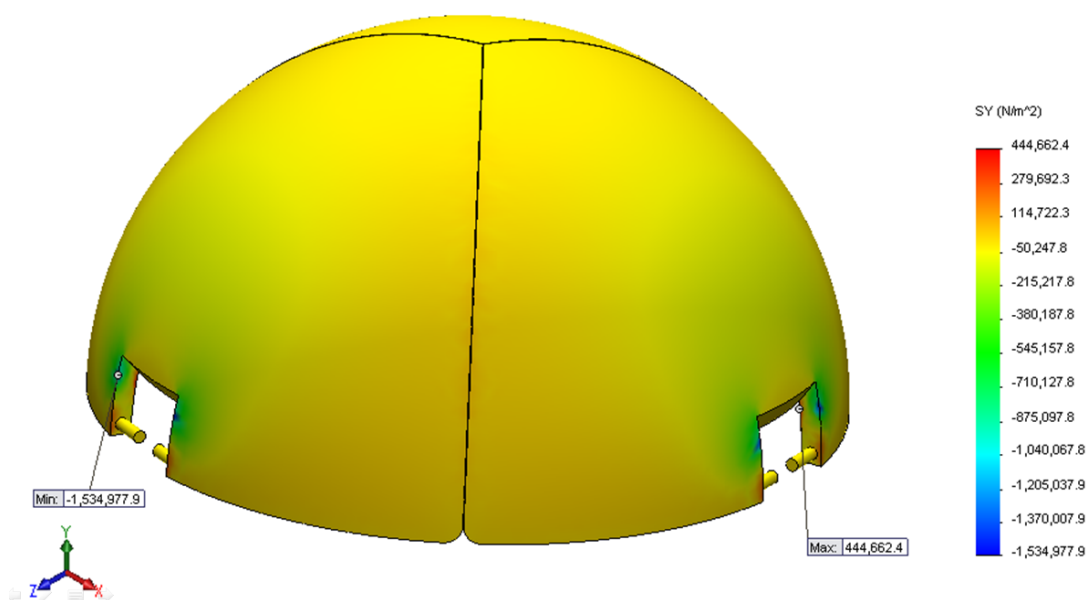
ภาพประกอบที่ ก2 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิด



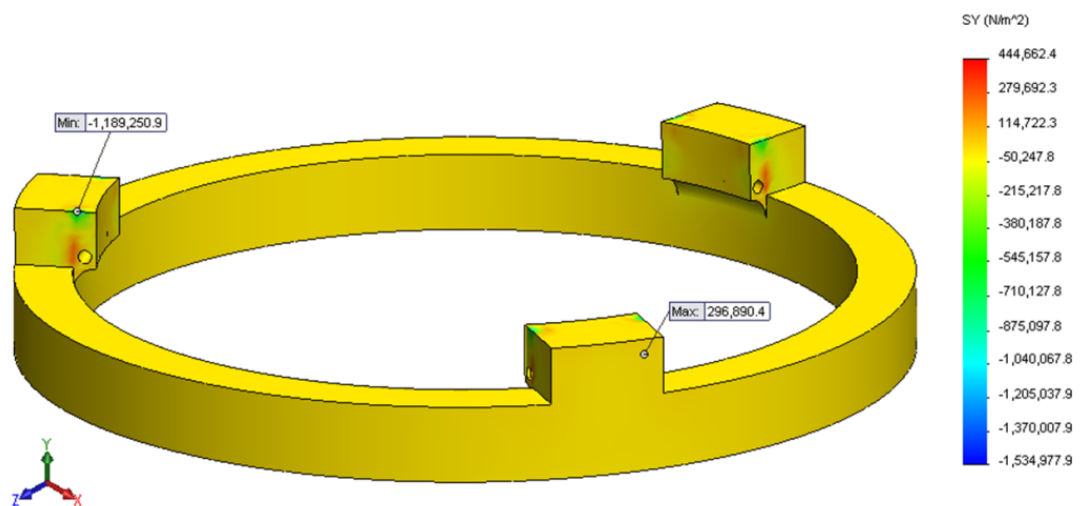
ภาพประกอบที่ ก3 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลอง ลื่นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลื่นหัวใจเริ่มเปิดบริเวณฐาน



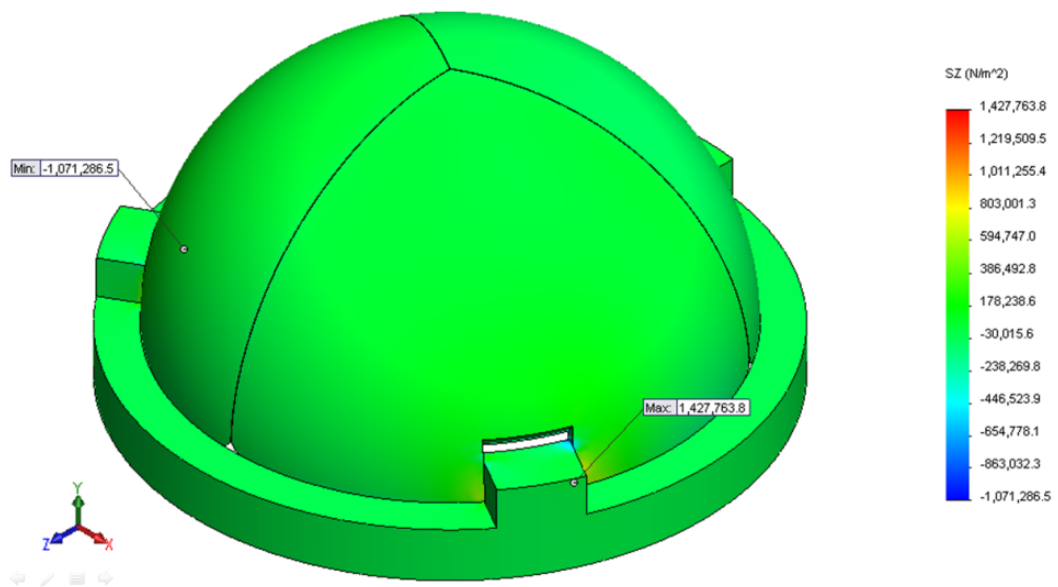
ภาพประกอบที่ ก4 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉาก ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิด



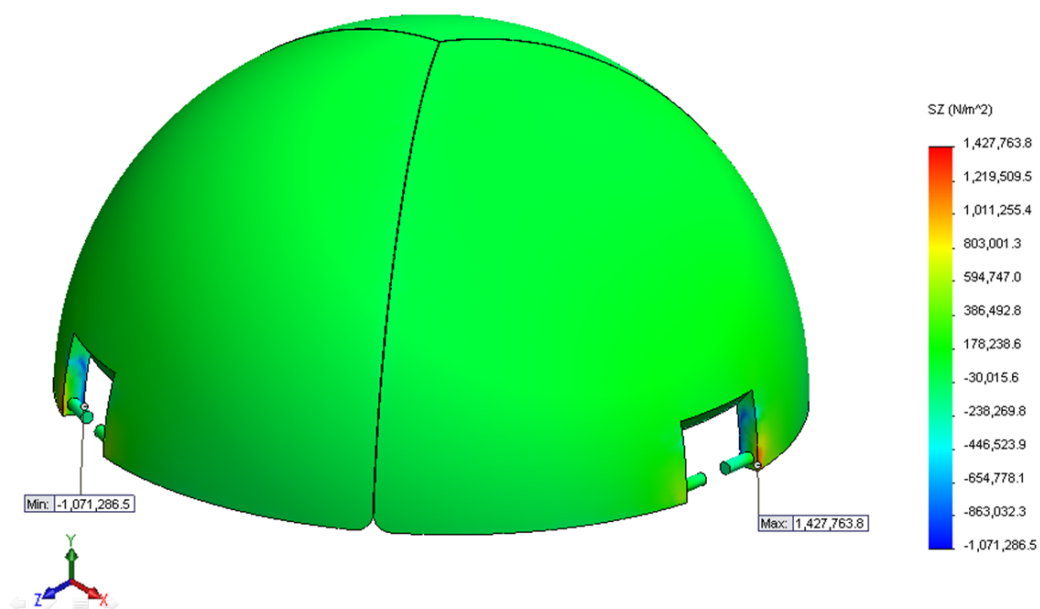
ภาพประกอบที่ ก5 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณลิ้นหัวใจ ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิด



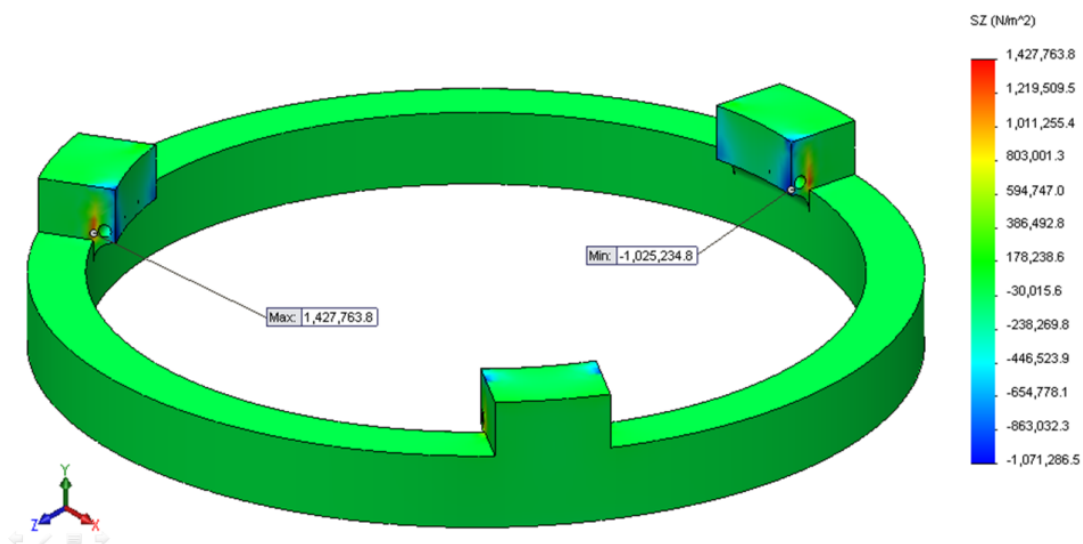
ภาพประกอบที่ ก6 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลอง
 ลื่นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลื่นหัวใจเริ่มเปิด



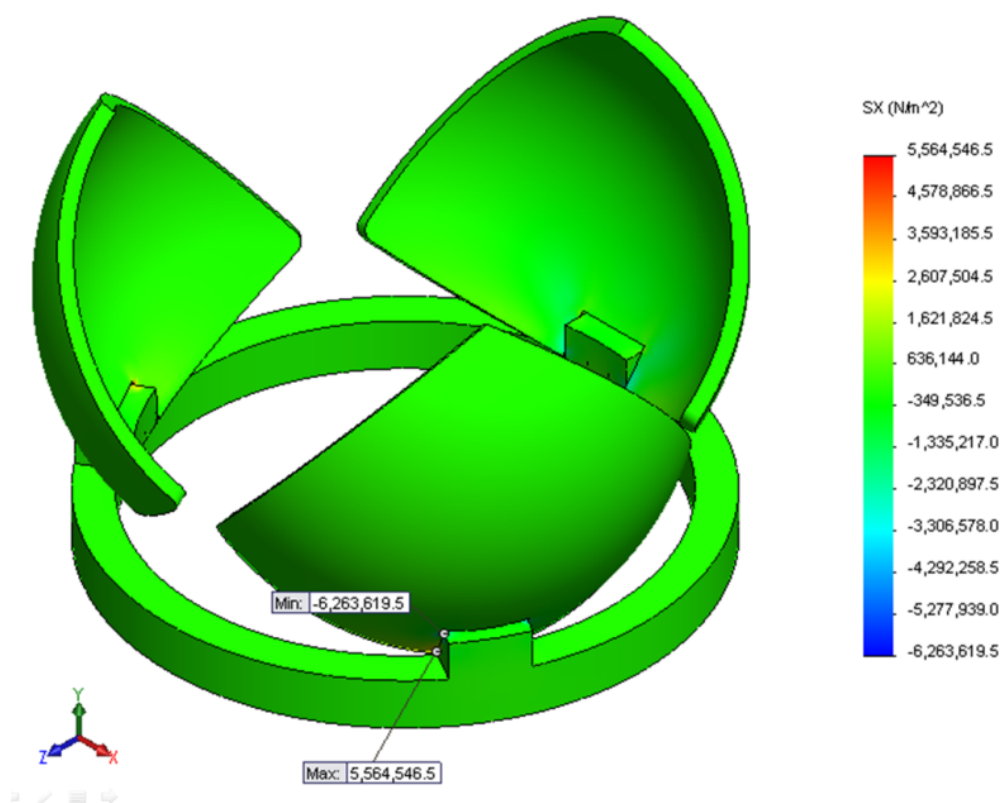
ภาพประกอบที่ ก7 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉาก ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิด



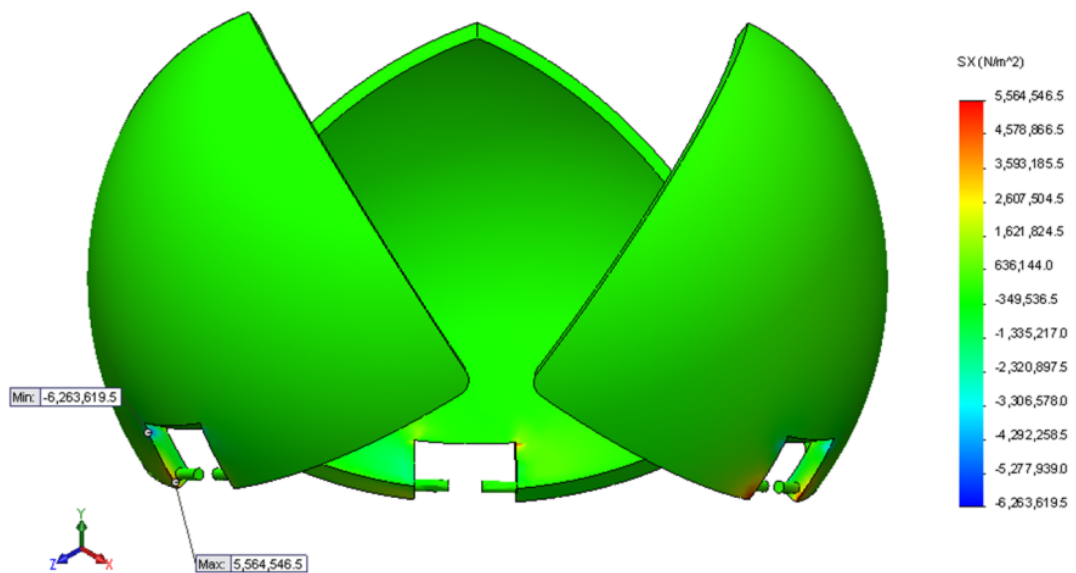
ภาพประกอบที่ ก8 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิด



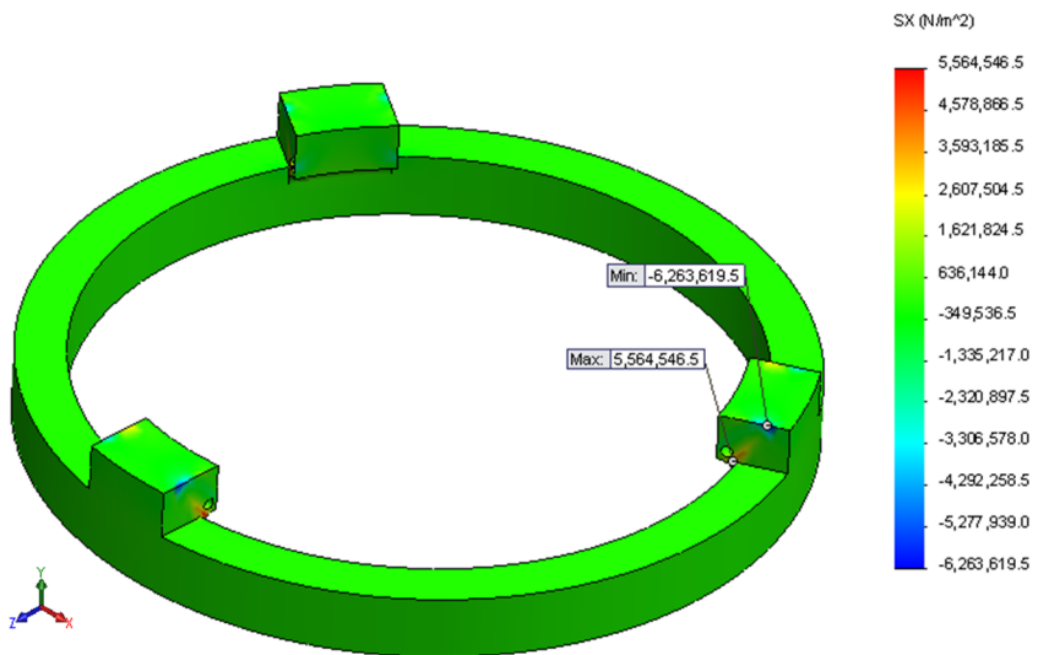
ภาพประกอบที่ ก9 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลอง ล้อหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้อหัวใจเริ่มเปิด



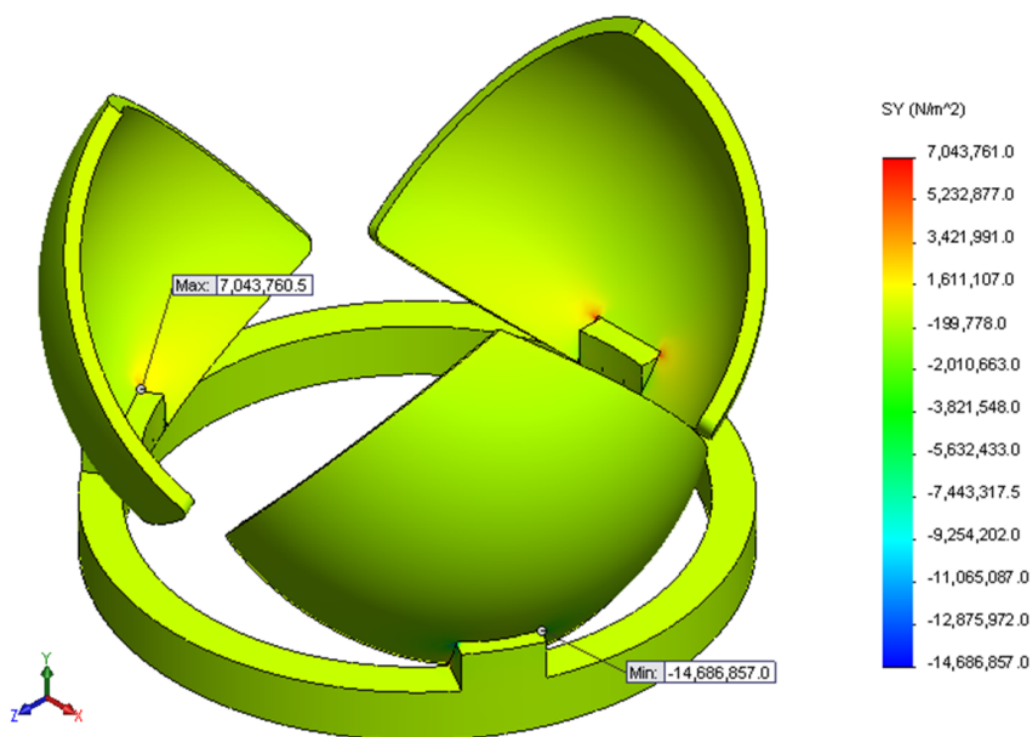
ภาพประกอบที่ ก10 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองชิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด



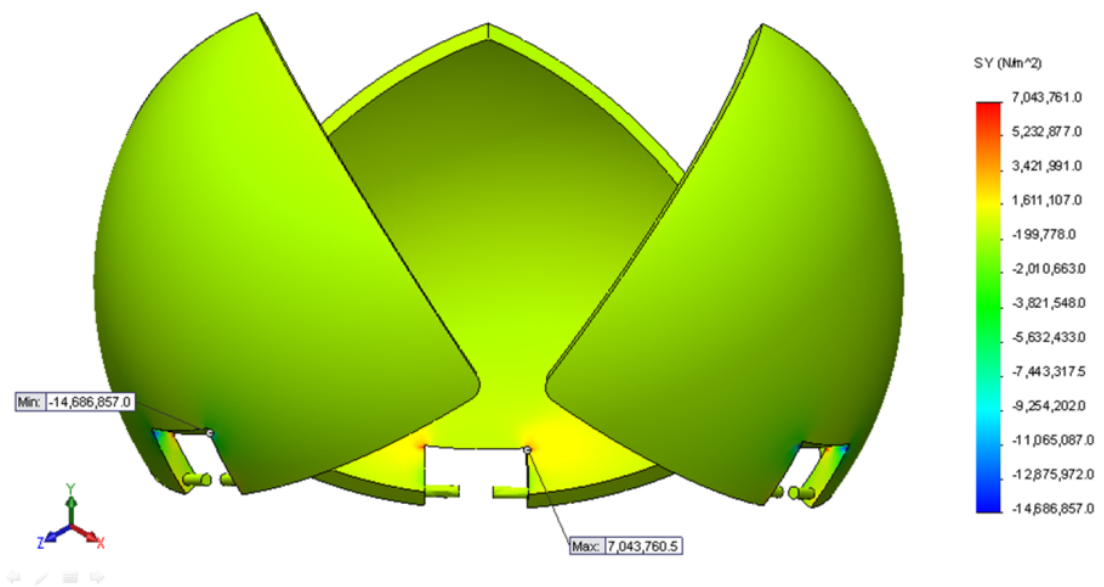
ภาพประกอบที่ ก11 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจ เทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด



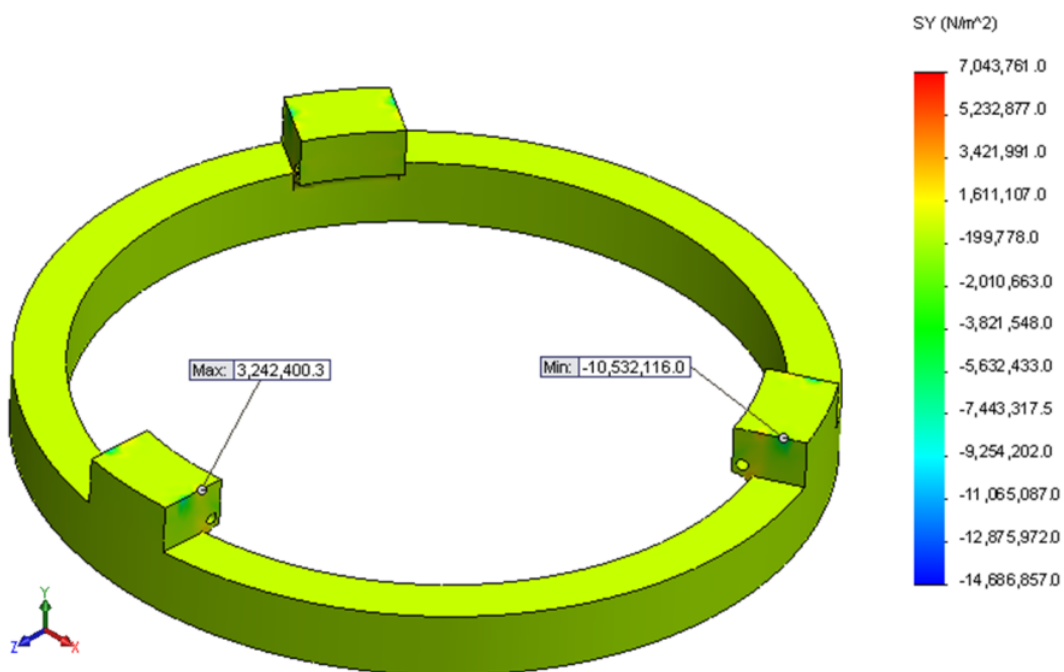
ภาพประกอบที่ ก12 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลอง
 ล้อหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้อหัวใจเปิดสุด



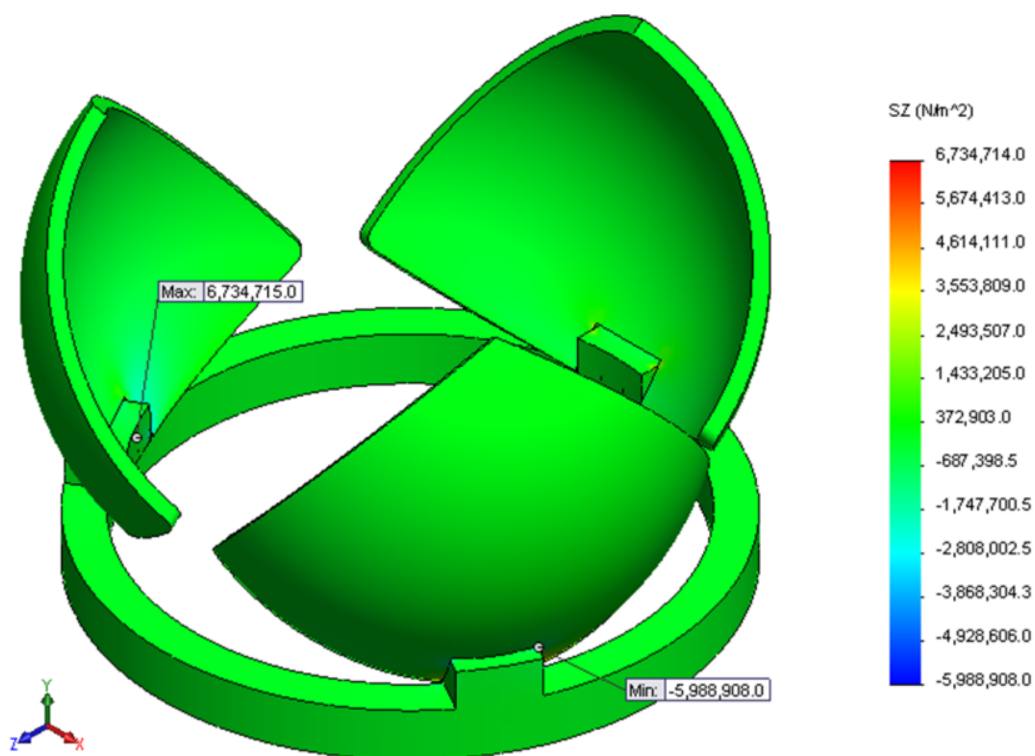
ภาพประกอบที่ ก13 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลึ้นหัวใจเปิดสุด



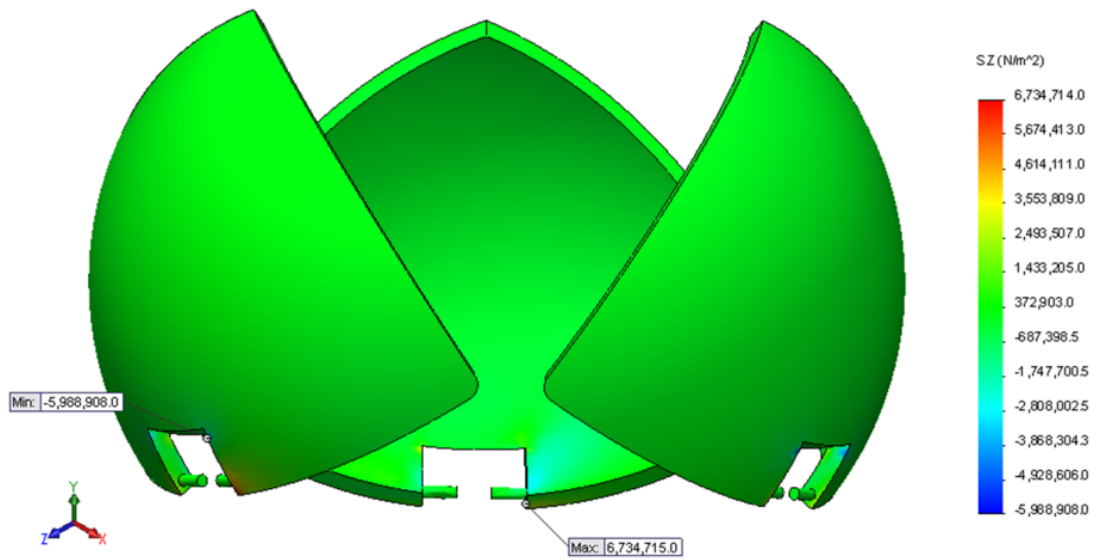
ภาพประกอบที่ ก14 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Y สำหรับ
แบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด



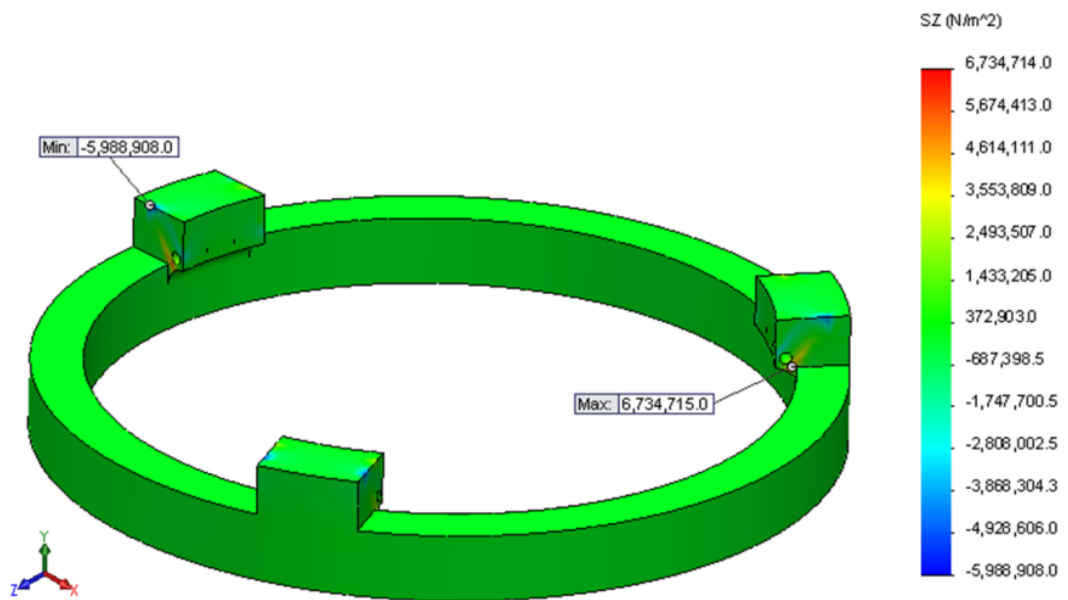
ภาพประกอบที่ ก15 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลอง ลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด



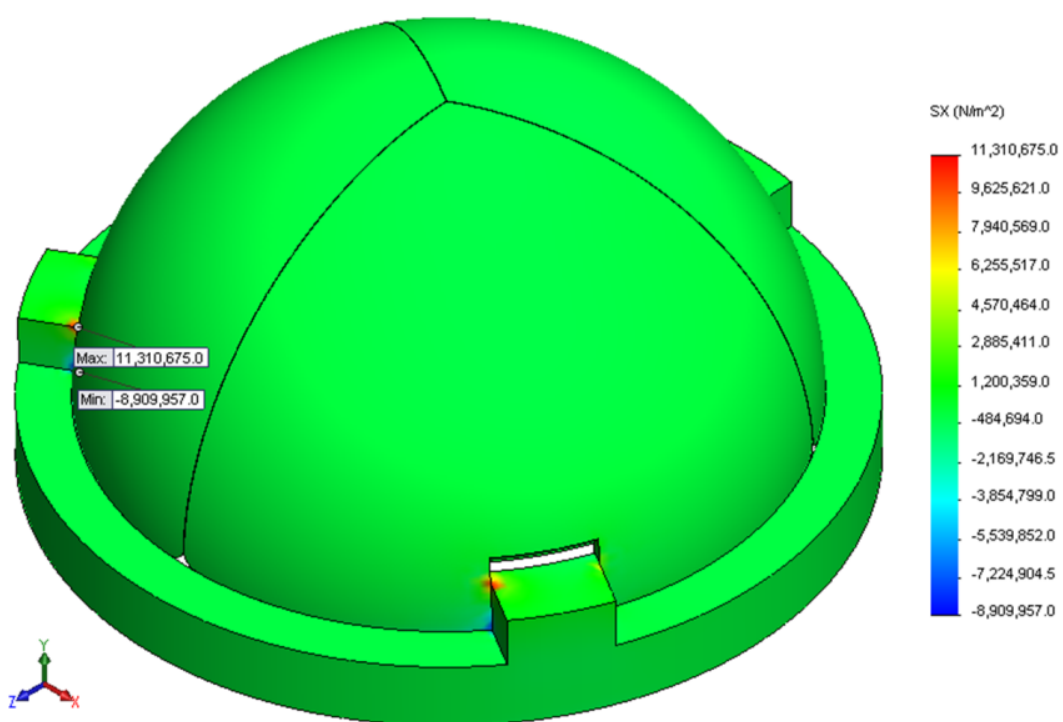
ภาพประกอบที่ ก16 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจ
เทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด



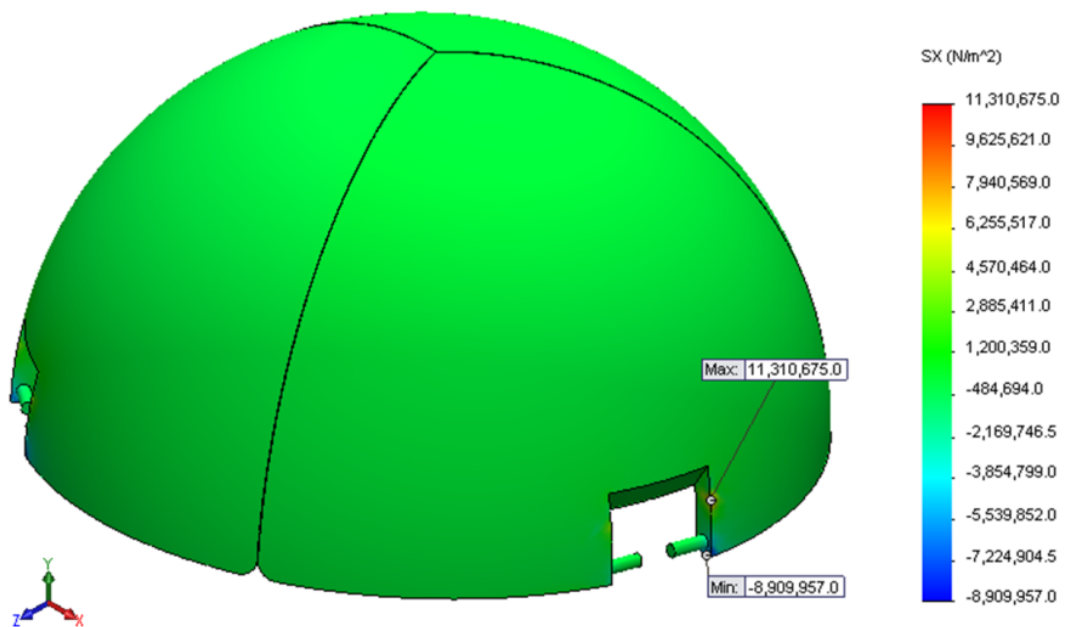
ภาพประกอบที่ ก17 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงจากบริเวณลิ้นหัวใจ ในแนวแกน Z สำหรับ
แบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด



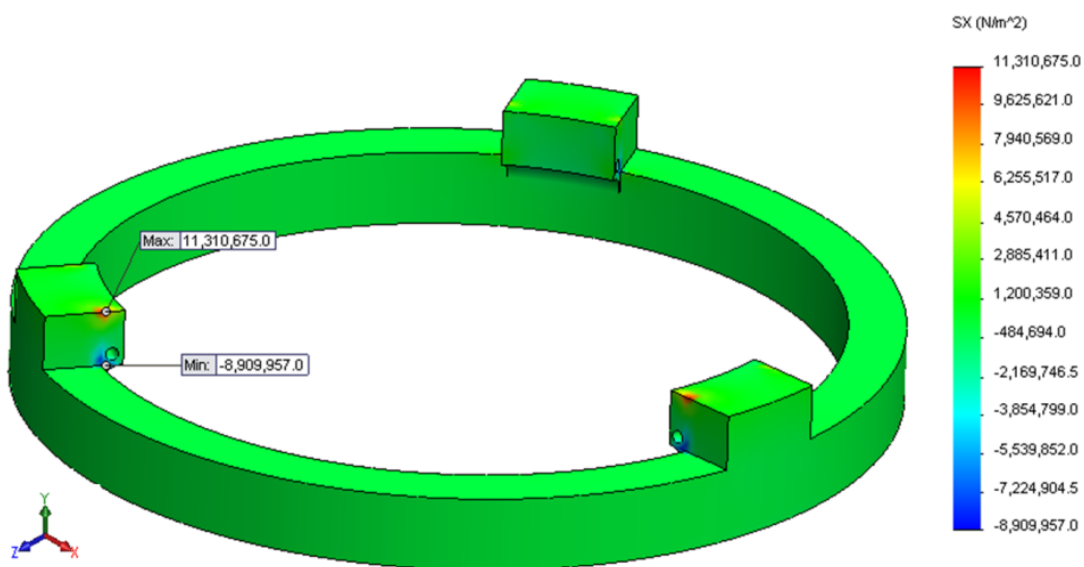
ภาพประกอบที่ ก18 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลอง
 ล้อหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้อหัวใจเปิดสุด



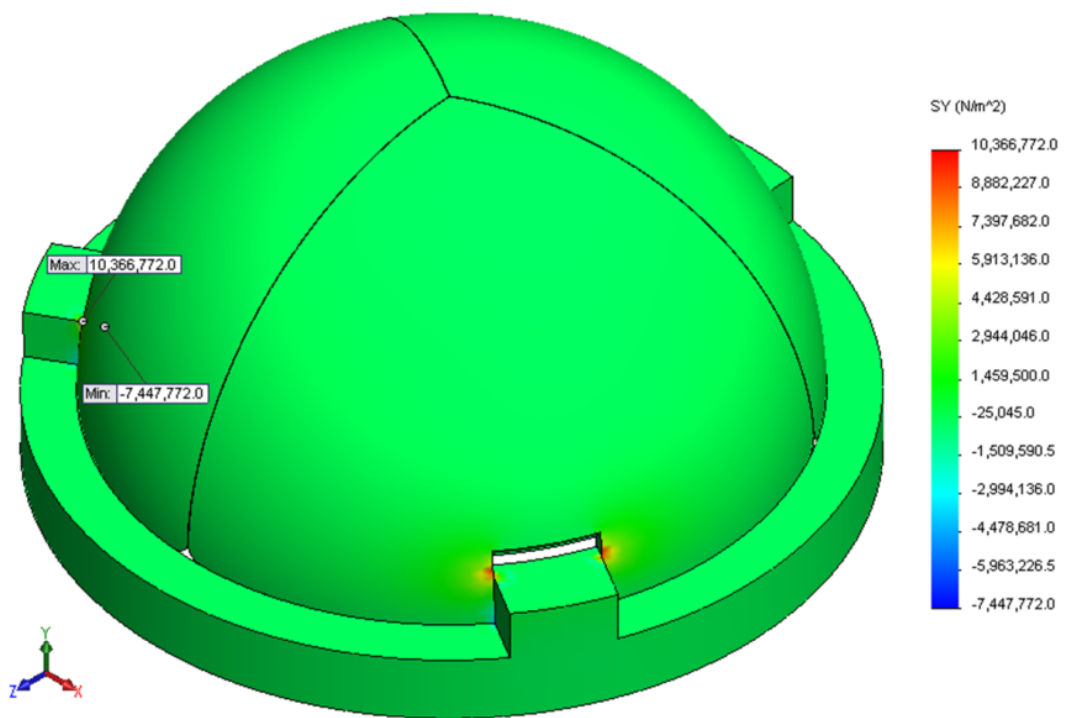
ภาพประกอบที่ ก19 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุด



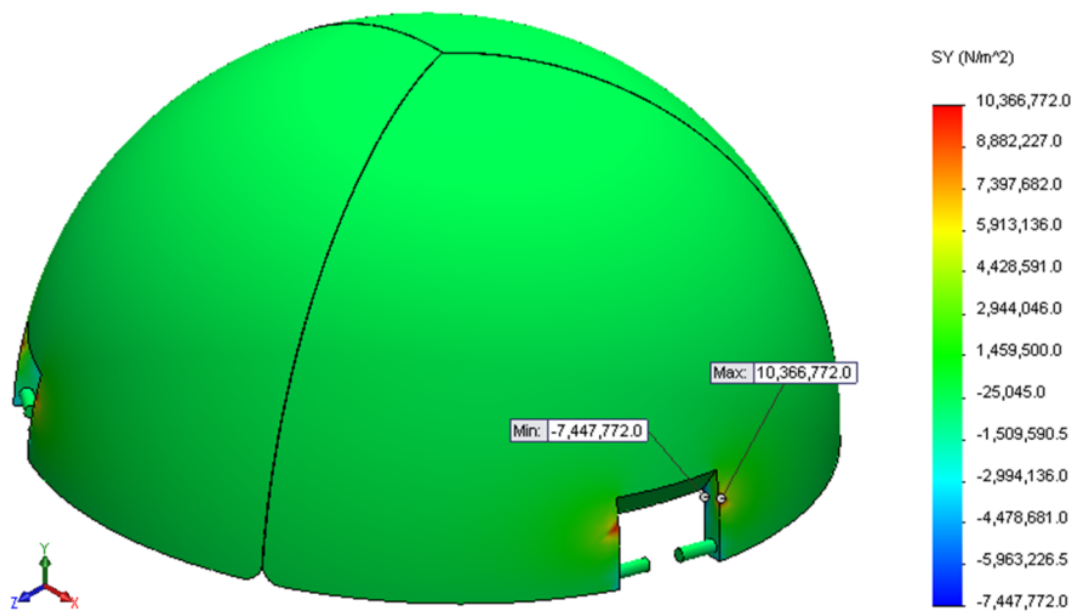
ภาพประกอบที่ ก20 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉากบริเวณลื่นหัวใจ ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองลื่นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลื่นหัวใจปิดสุด



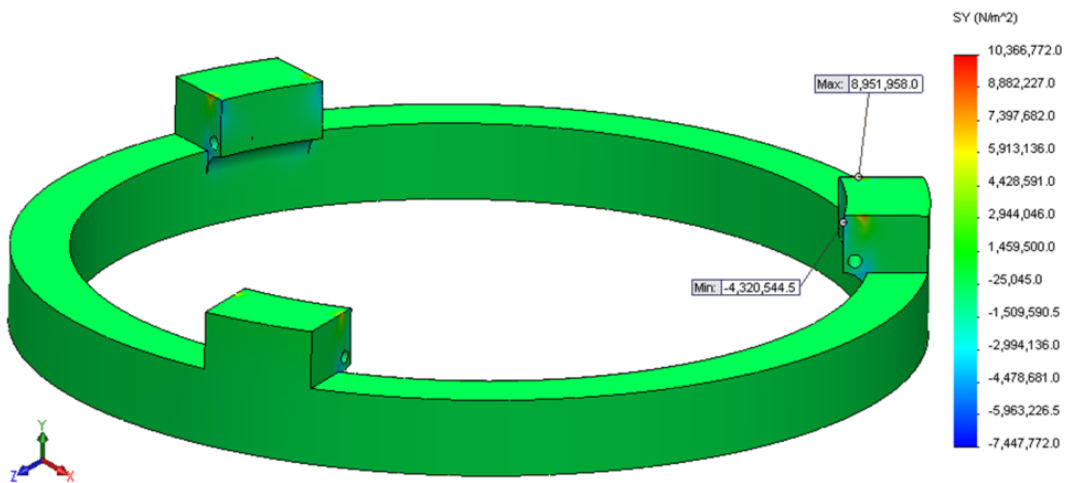
ภาพประกอบที่ ก21 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลอง
ลึ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลึ้นหัวใจปิดสุด



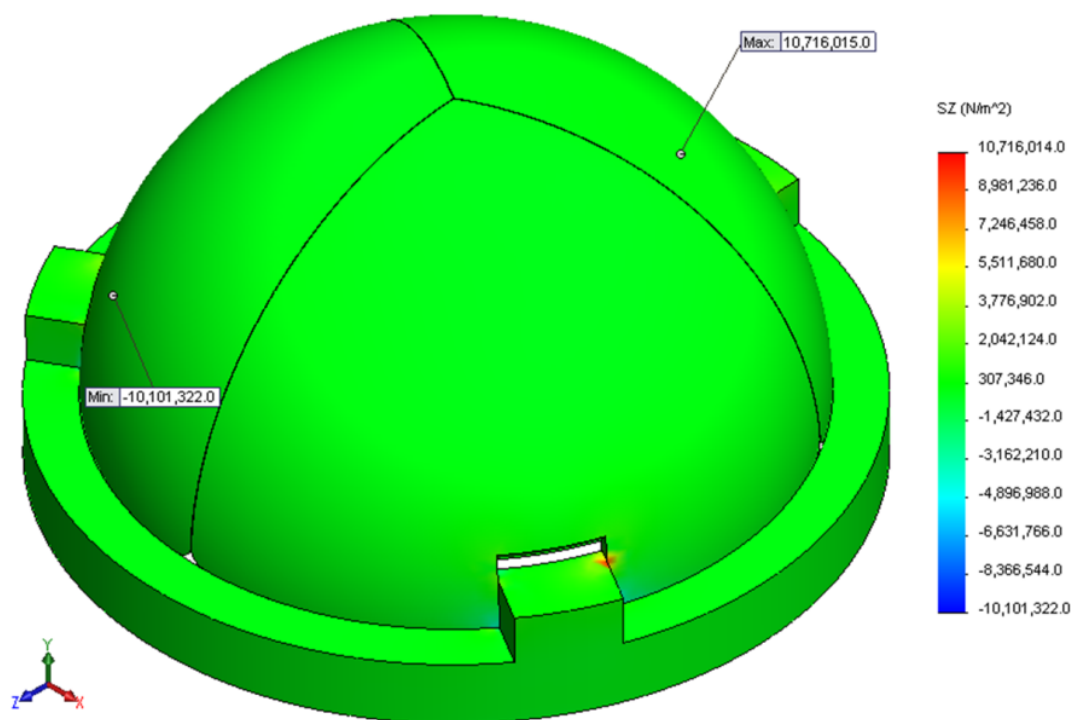
ภาพประกอบที่ ก22 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุด



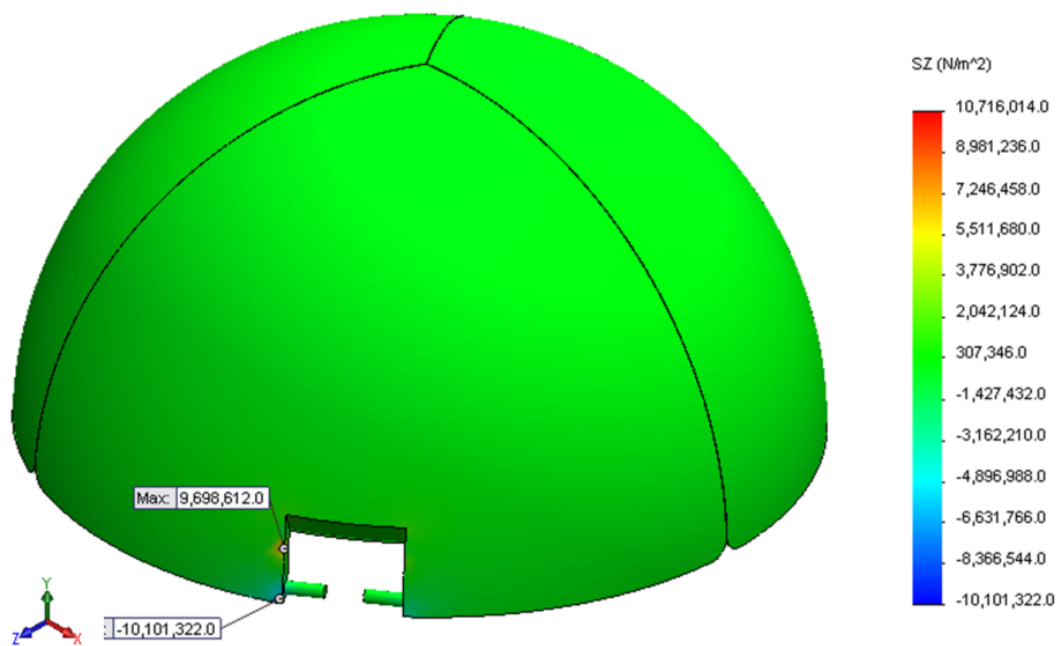
ภาพประกอบที่ ก23 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงจากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



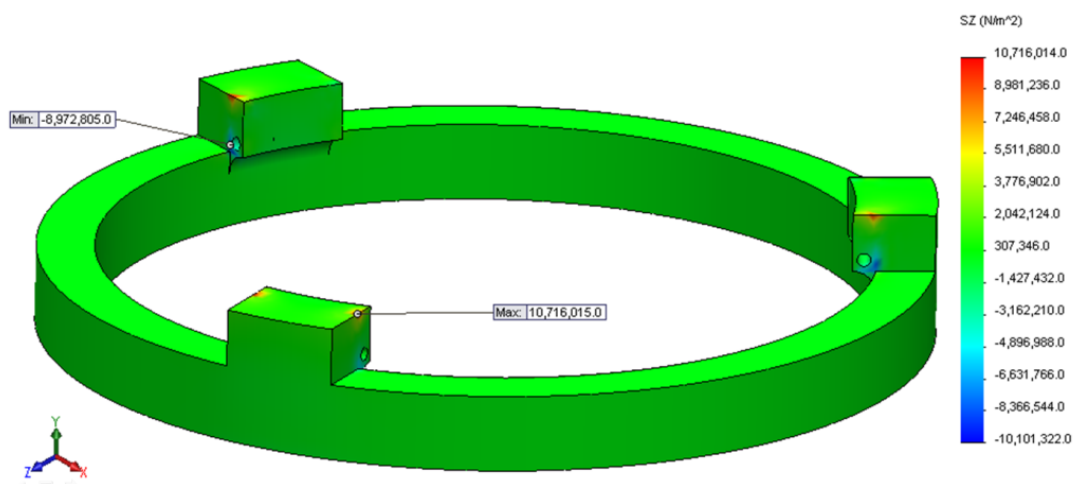
ภาพประกอบที่ ก24 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงจากบริเวณฐาน ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลอง
ล้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



ภาพประกอบที่ ก25 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะลิ้นหัวใจปิดสุด



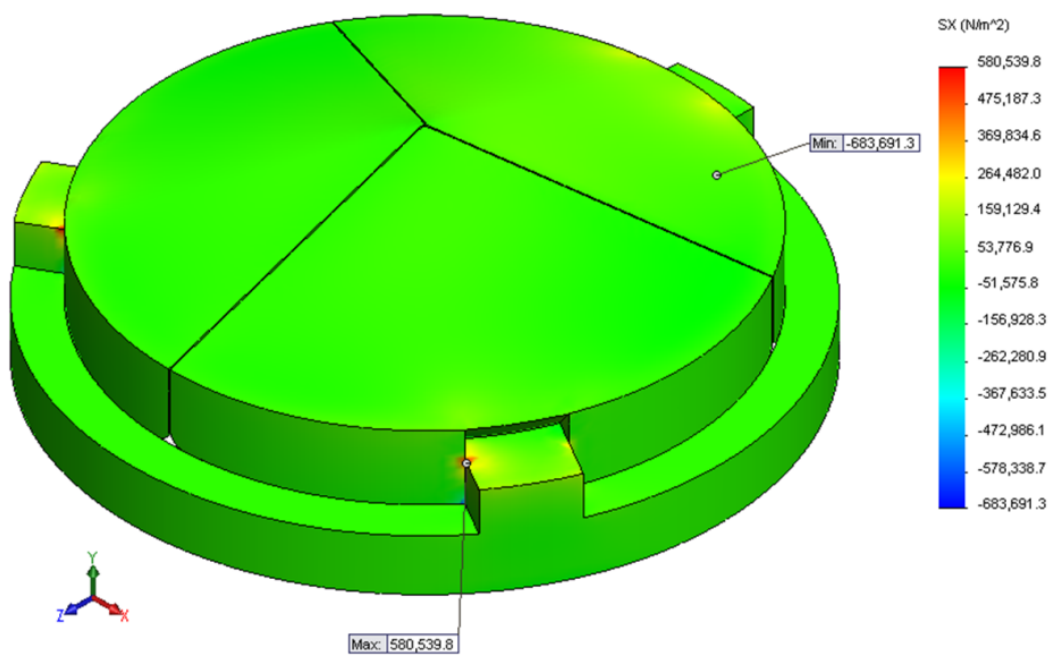
ภาพประกอบที่ ก26 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Z สำหรับ
แบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



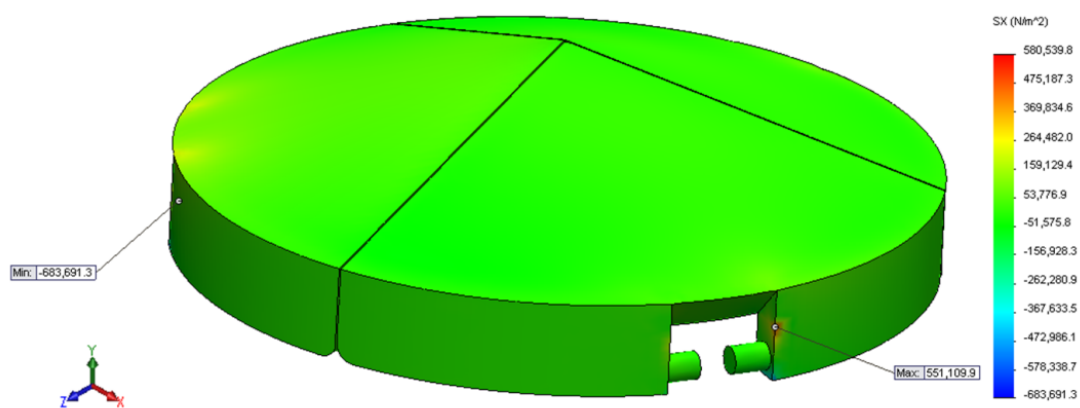
ภาพประกอบที่ ก27 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลอง
ล้นหัวใจเทียมรูปครึ่งทรงกลมในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด

ภาคผนวก ข.

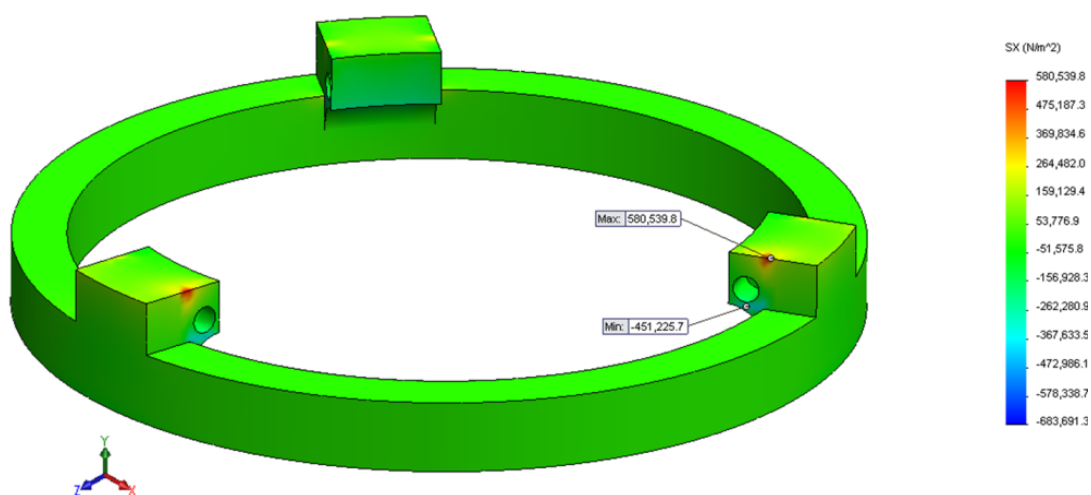
ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแบบจำลองลื่นหัวใจเทียมรูปทรงกรวย



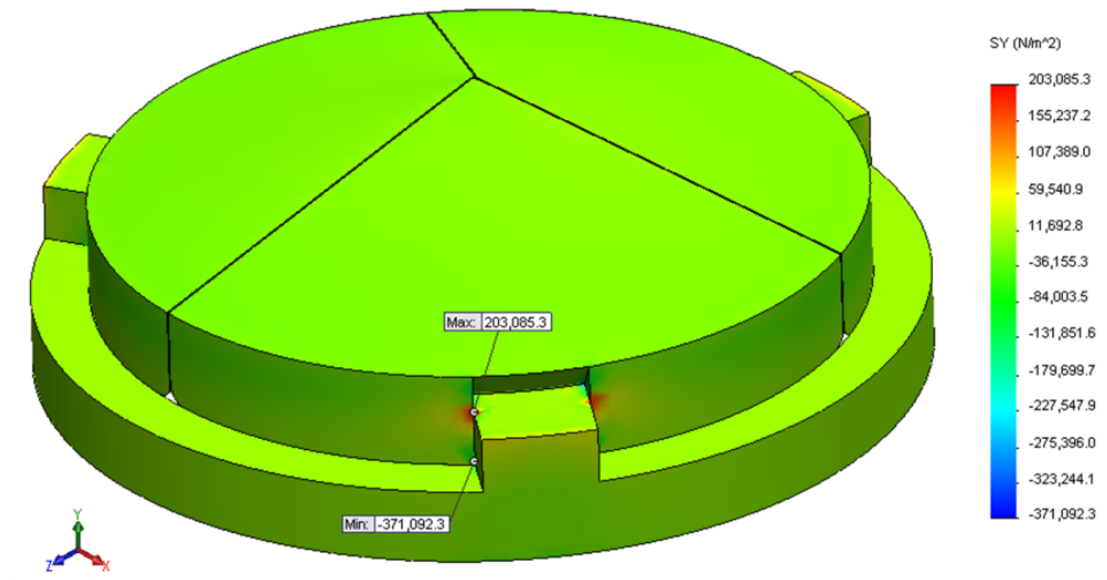
ภาพประกอบที่ ข1 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลึ้นหัวใจเริ่มเปิด



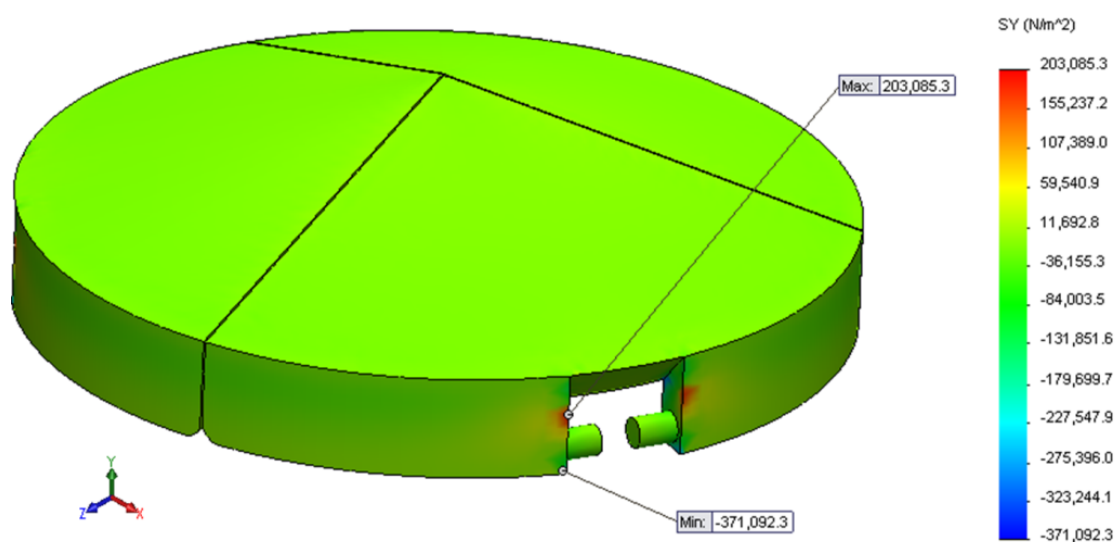
ภาพประกอบที่ ข2 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงจากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน X สำหรับ
แบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิด



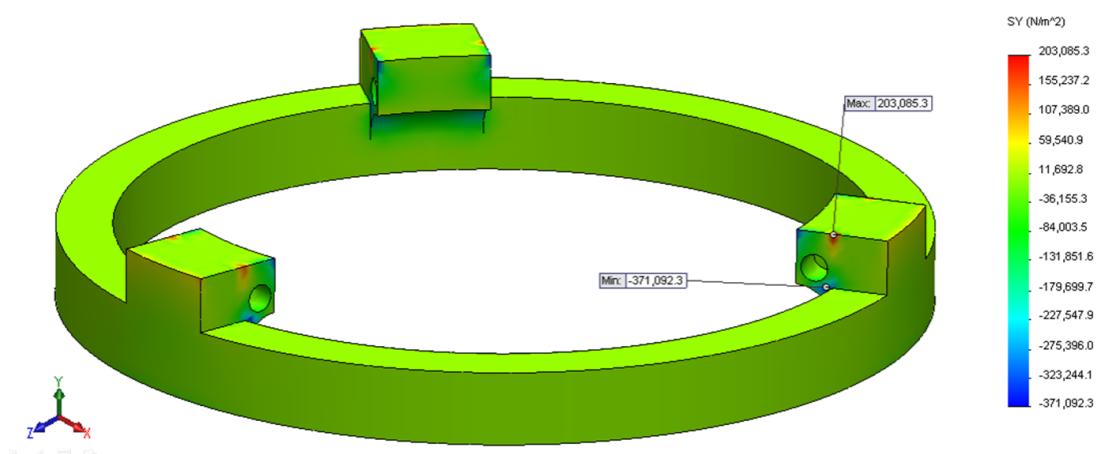
ภาพประกอบที่ ข3 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลอง
ลื่นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลื่นหัวใจเริ่มเปิด



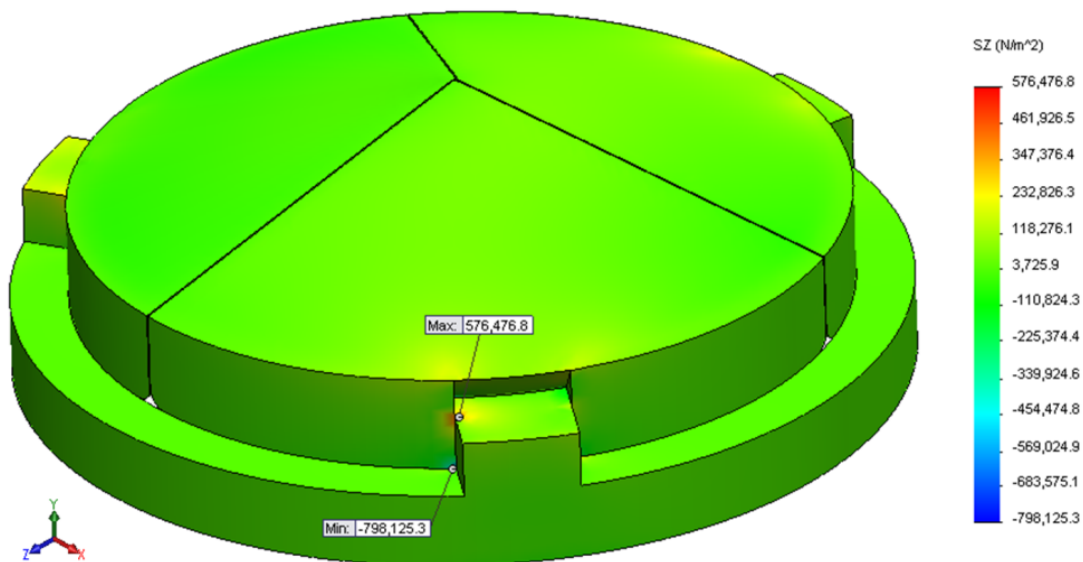
ภาพประกอบที่ ข4 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองชิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลิ้นหัวใจเริ่มเปิด



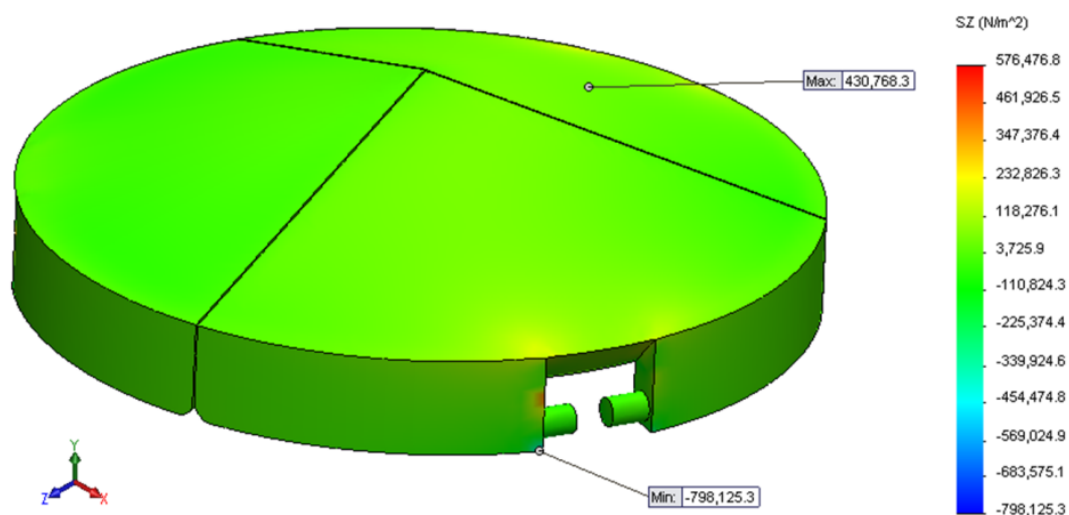
ภาพประกอบที่ ข5 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Y สำหรับ
แบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิด



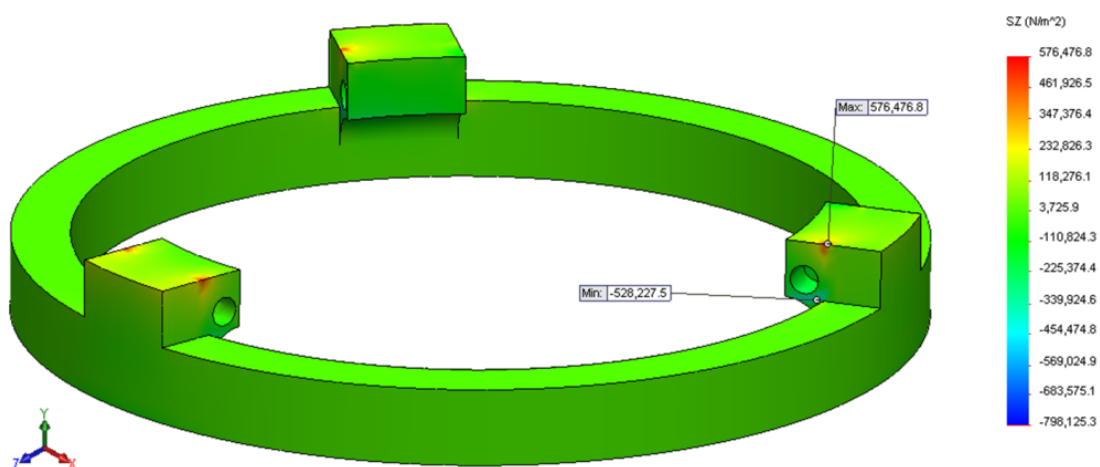
ภาพประกอบที่ ข6 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลอง
 ล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิด



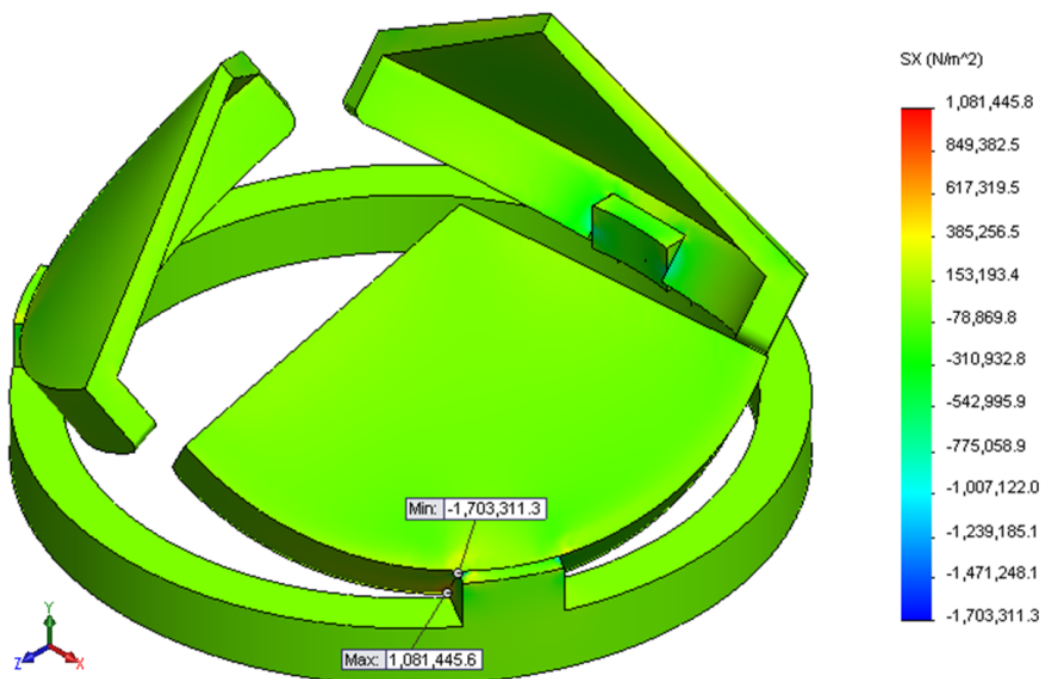
ภาพประกอบที่ ข7 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองชิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลื่นหัวใจเริ่มเปิด



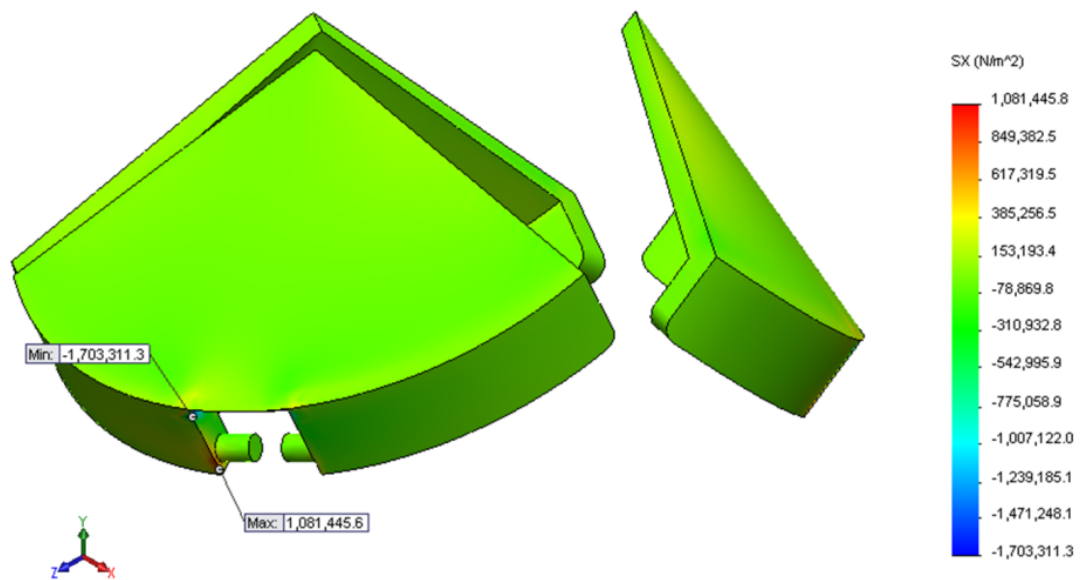
ภาพประกอบที่ ข8 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเริ่มเปิด



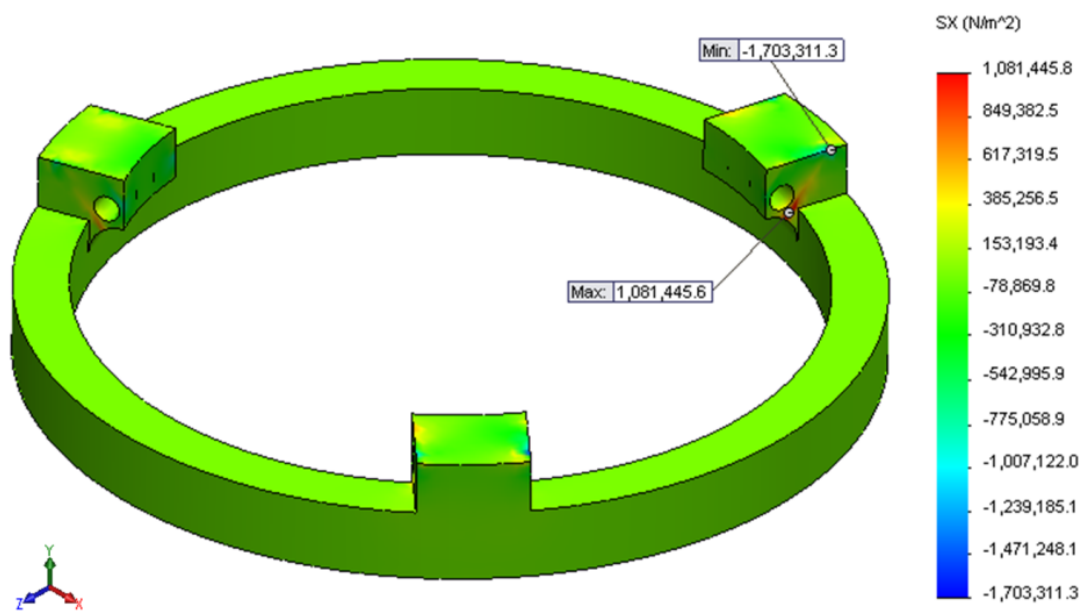
ภาพประกอบที่ ข9 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลอง
ลึ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลึ้นหัวใจเริ่มเปิด



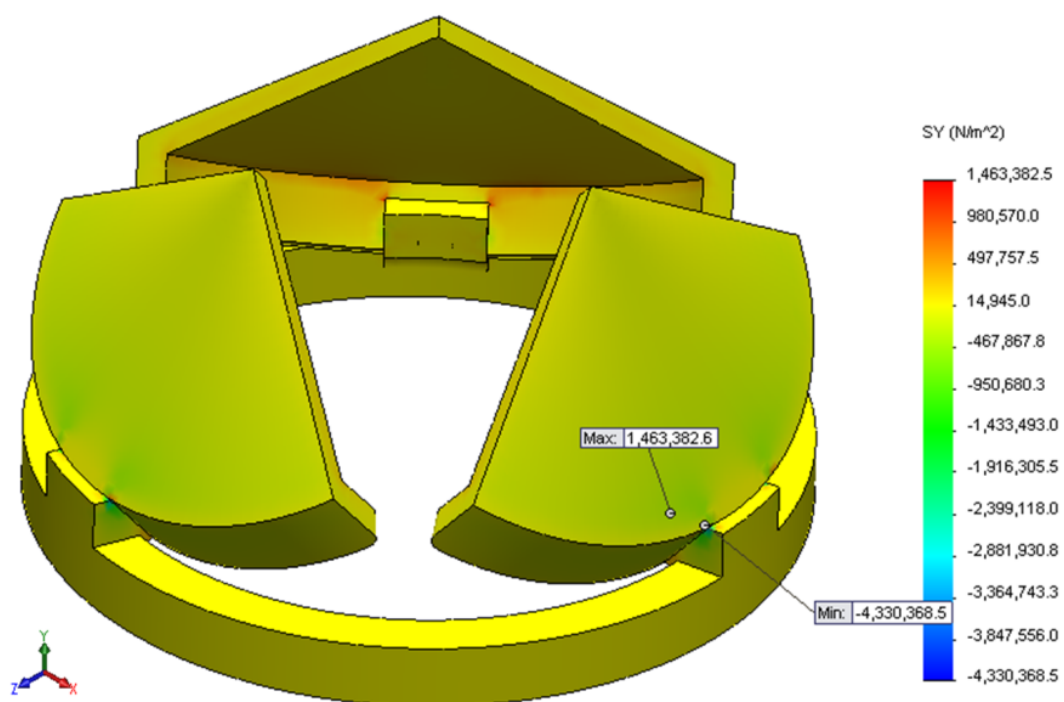
ภาพประกอบที่ ข10 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองลึ้นหัวใจ
เทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลึ้นหัวใจเปิดสุด



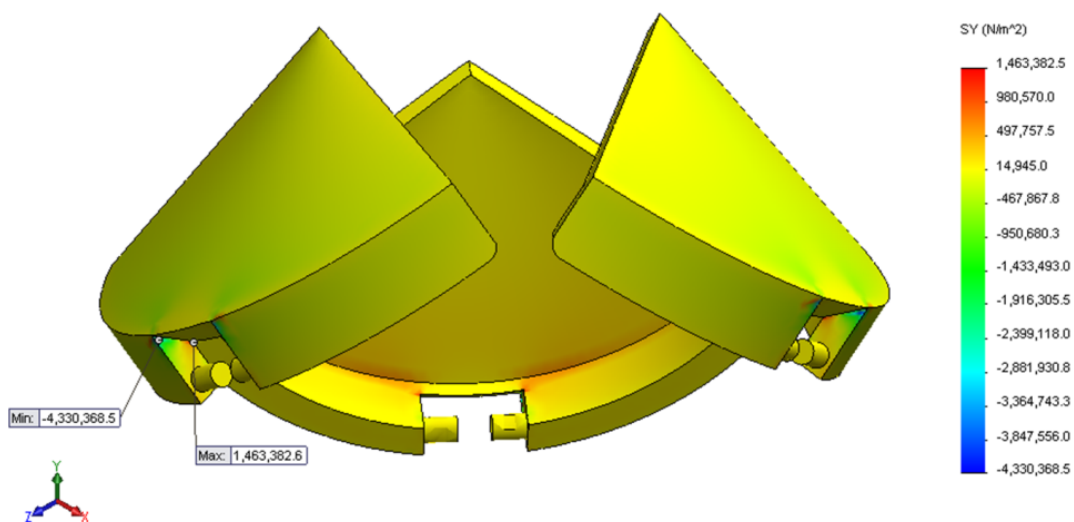
ภาพประกอบที่ ข11 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงจากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน X สำหรับ
แบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด



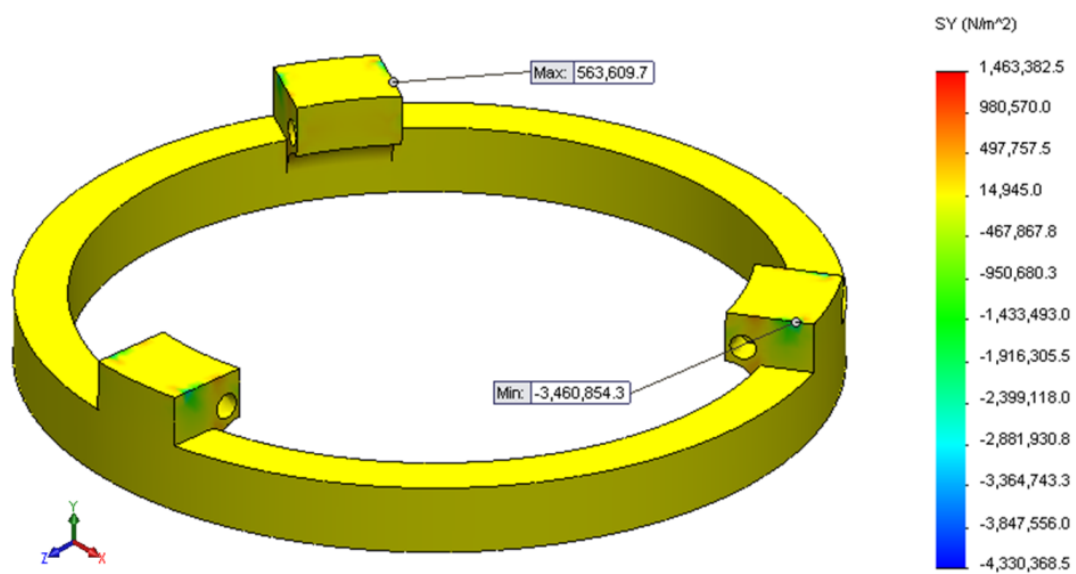
ภาพประกอบที่ ข12 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลอง
 ลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด



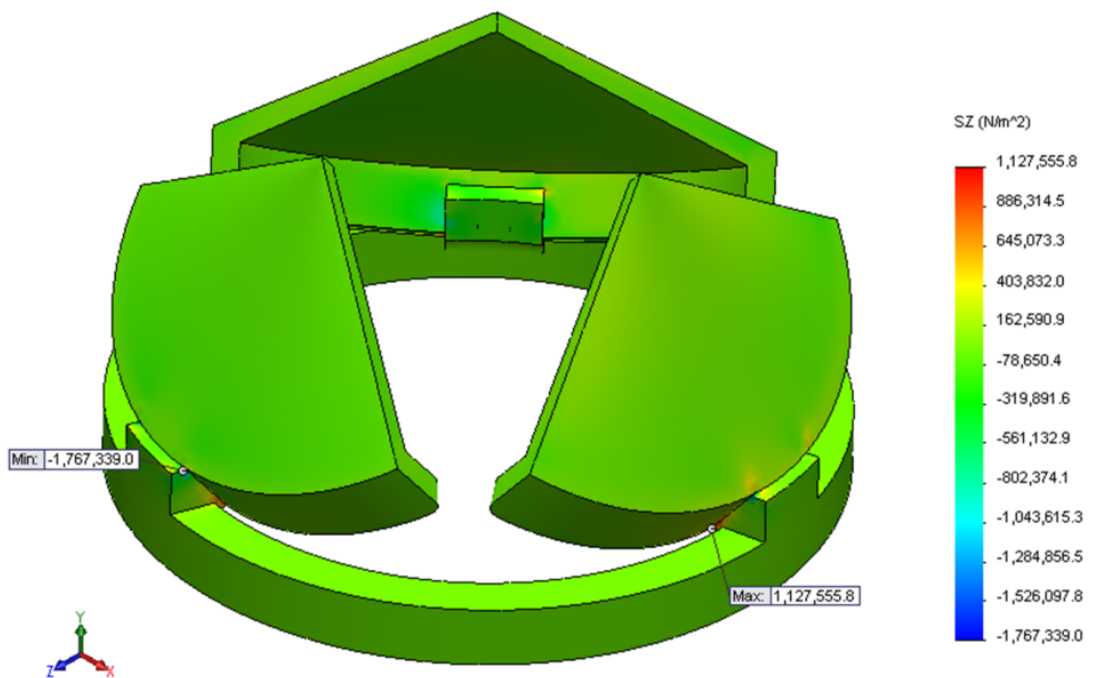
ภาพประกอบที่ ข13 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด



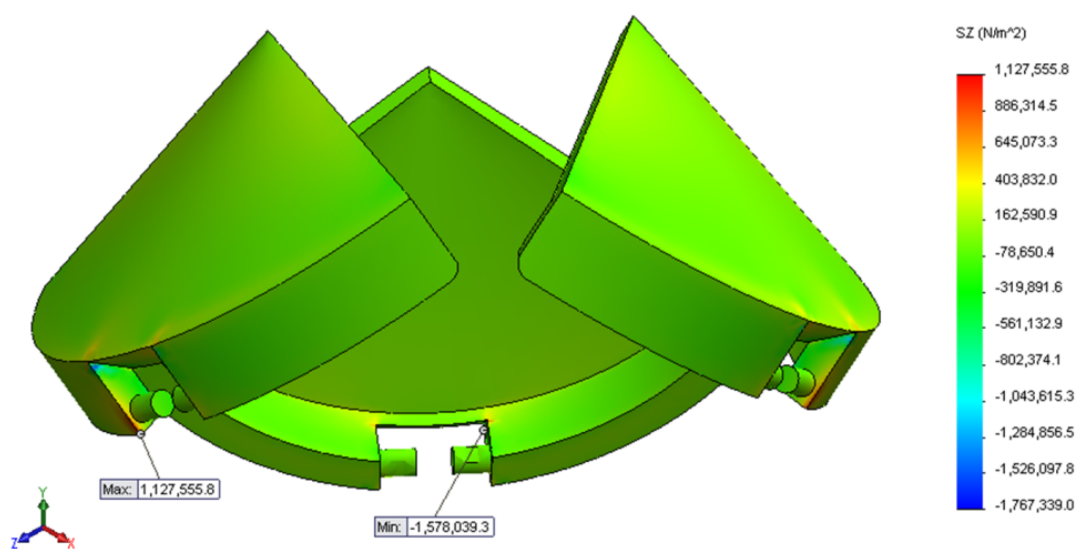
ภาพประกอบที่ ข14 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉากบริเวณลิ้นหัวใจ ในแนวแกน Y สำหรับ
แบบจำลองลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด



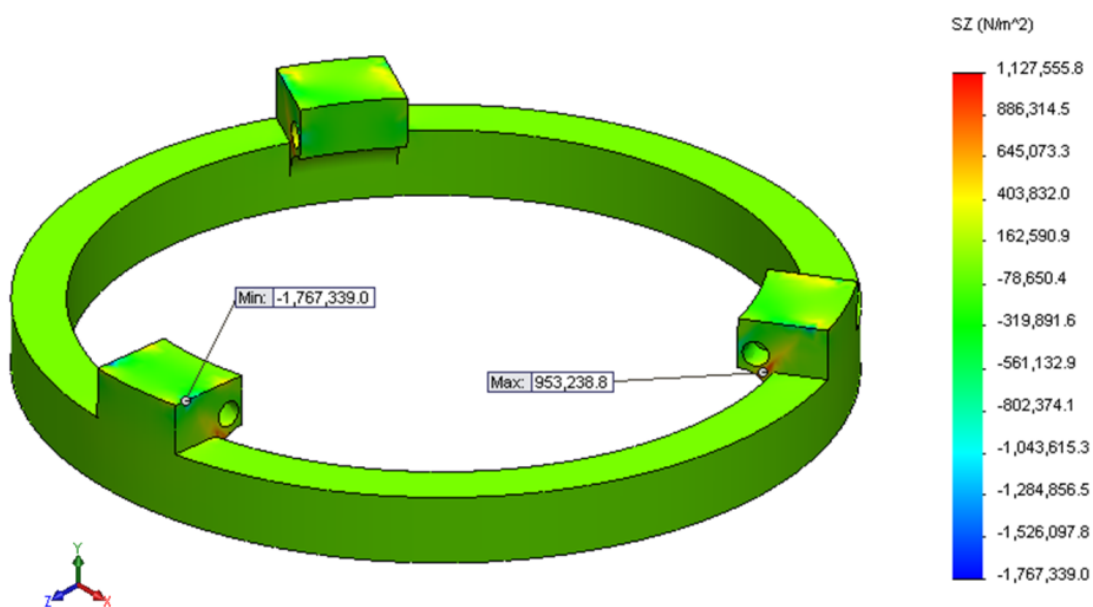
ภาพประกอบที่ ข15 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลอง
ลึ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลึ้นหัวใจเปิดสุด



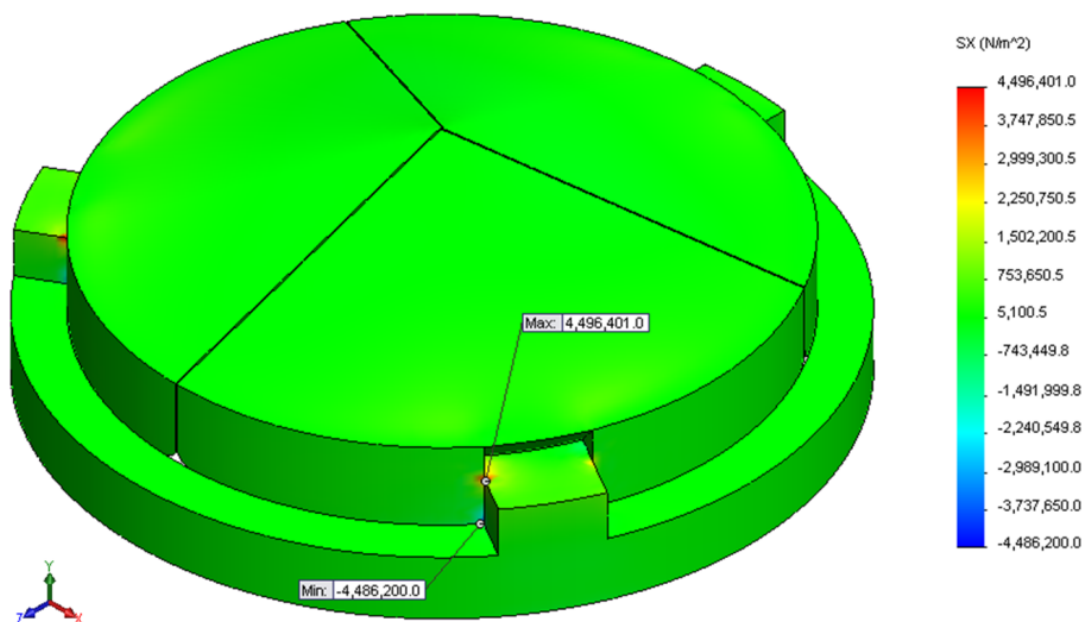
ภาพประกอบที่ ข16 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองชิ้นหัวใจ
เทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด



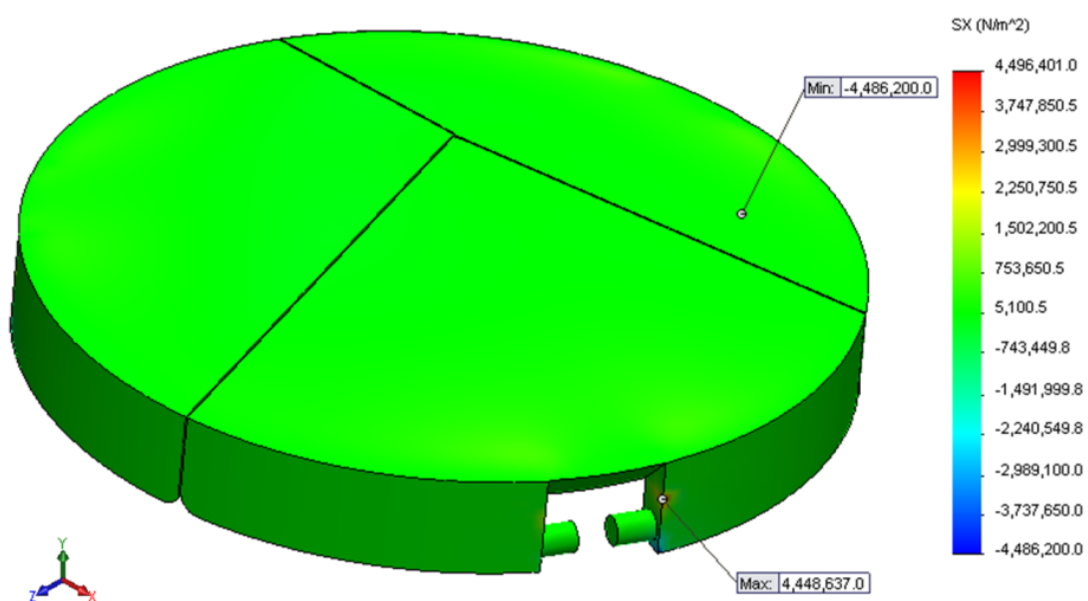
ภาพประกอบที่ ข17 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจเปิดสุด



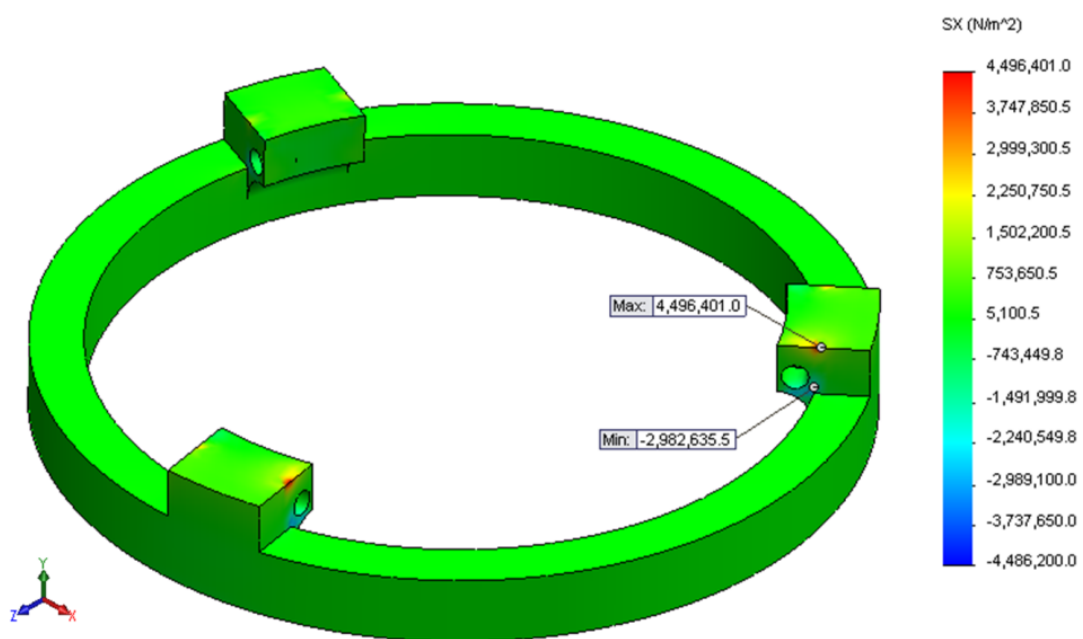
ภาพประกอบที่ ข18 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลอง
 ลิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลิ้นหัวใจเปิดสุด



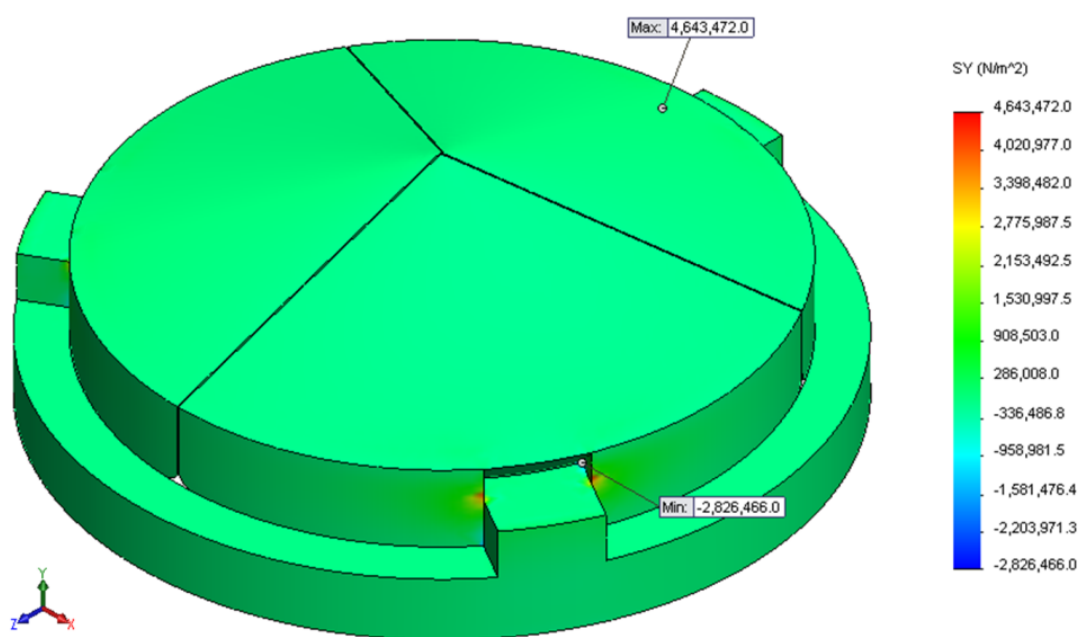
ภาพประกอบที่ ข19 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



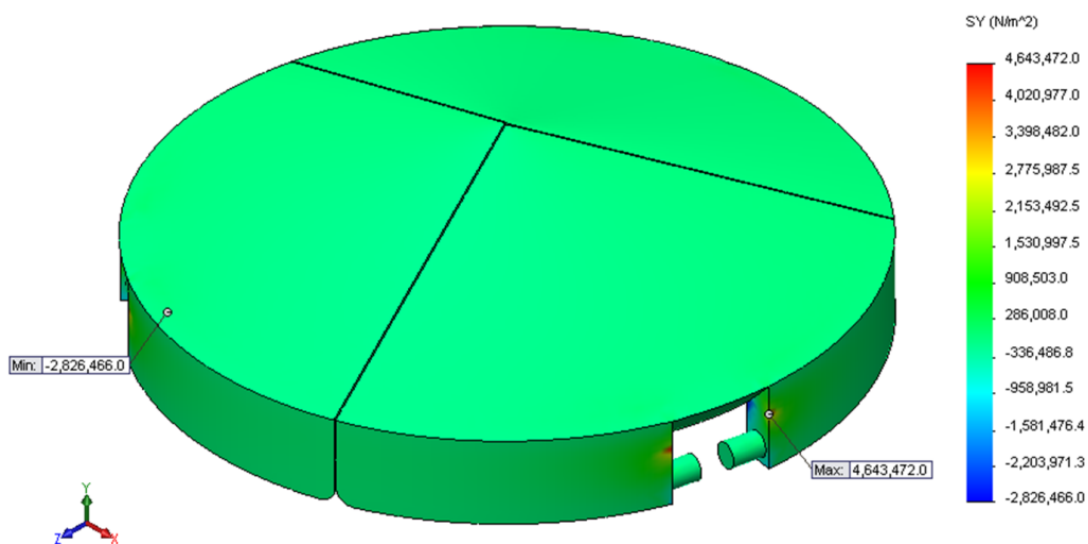
ภาพประกอบที่ ข20 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงจากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



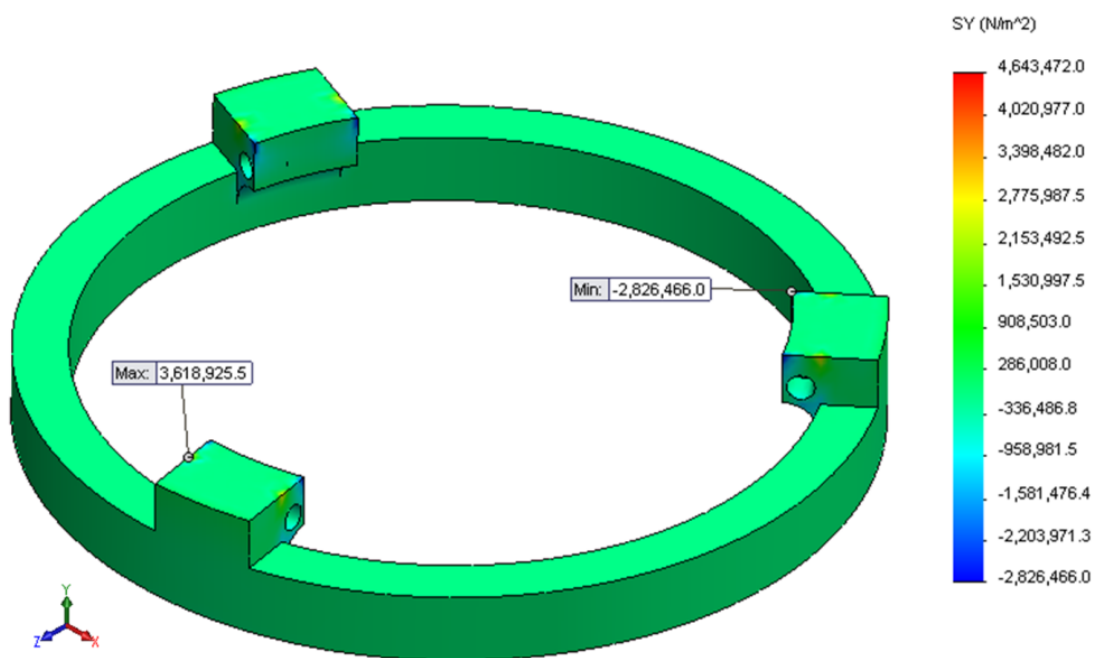
ภาพประกอบที่ ข21 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน X สำหรับแบบจำลอง
ลึ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลึ้นหัวใจปิดสุด



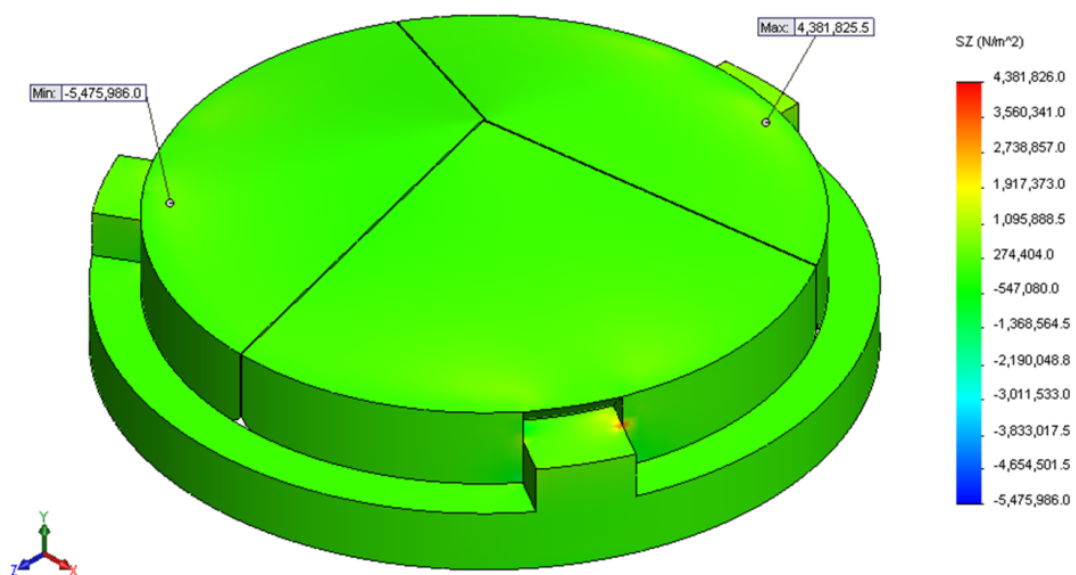
ภาพประกอบที่ ข22 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองลื่นหัวใจ
 เทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลื่นหัวใจปิดสุด



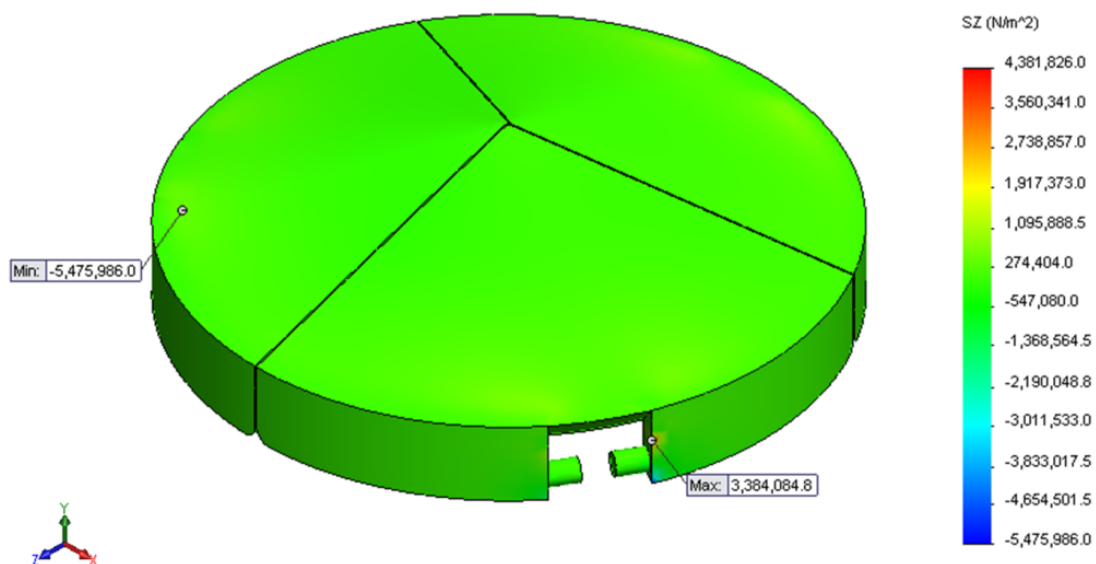
ภาพประกอบที่ ข23 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



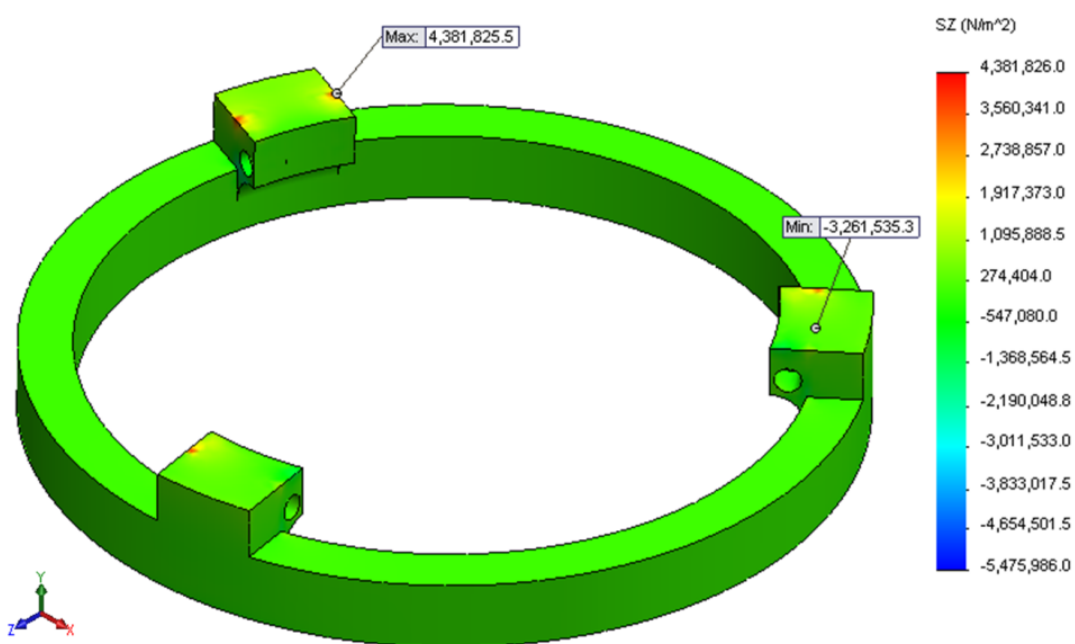
ภาพประกอบที่ ข24 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Y สำหรับแบบจำลอง
ล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



ภาพประกอบที่ ข25 ผลการศึกษาค่าความเค้นตึงฉาก ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองชิ้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลื่นหัวใจปิดสุด



ภาพประกอบที่ ข26 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณล้นหัวใจ ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลองล้นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะล้นหัวใจปิดสุด



ภาพประกอบที่ ข27 ผลการศึกษาค่าความเค้นตั้งฉากบริเวณฐาน ในแนวแกน Z สำหรับแบบจำลอง
ลื่นหัวใจเทียมรูปทรงกรวยในสภาวะลื่นหัวใจปิดสุด

ภาคผนวก ค.

ข้อมูลการเผยแพร่วิทยานิพนธ์

Mechanical Analysis of Mechanical Aortic Heart Valve : Trileaflet versus Bileaflet

Atthasak Kiang-ia
Institute of Biomedical Engineering
Faculty of Medicine, Prince of Songkla University
Hatyai, Songkhla, Thailand
k.atthasak@gmail.com

Surapong Chatpun
Institute of Biomedical Engineering
Faculty of Medicine, Prince of Songkla University
Hatyai, Songkhla, Thailand
surapong.c@psu.ac.th

Abstract— Valvular heart disease is considered as an important problem of heart. The mechanical heart valve replacement is one of the methods used to treat valvular heart disease. There are many designs of mechanical heart valves including bileaflet and trileaflet valves. As the heart valve operates under the blood pressure conditions, it might be damaged or impaired. We aimed to design a trileaflet mechanical heart valve and compare with a bileaflet mechanical heart valve using mechanical analysis. Stress and strain on mechanical aortic heart valve, during opening and closing, were determined with a finite element analysis including deformation. Our simulation results showed that the maximum stress and strain, when valve opened, occurred at the hinge joint of leaflet in both trileaflet and bileaflet valves. But the stress concentration on the hinge joint in our designed trileaflet valve was less than that in the bileaflet valve. The leaflet deformation in trileaflet valve was lower compared to bileaflet valve. Our study suggested that geometry of leaflets and hinge joint play an important role in the stress and strain distributions occurred on heart valve including leaflets.

Keywords—trileaflet valve; bileaflet valve; stress distribution; strain; finite element method

I. INTRODUCTION

Valvular regurgitation, valvular stenosis and valvular atresia are the problems with heart valves which also included in heart disease. Most elderly people with over the age of 65 face the problem of aortic stenosis [1]. Furthermore, mitral valve regurgitation has been found about 2 % of the study participants and it is gender independent [2]. The prosthetic heart valve or heart valve replacement is a conventional heart valve treatment. Generally, prosthetic heart valves have two types: mechanical heart valve and bioprosthetic heart valve.

Mechanical heart valve has a long history of invention more than 50 years and there are many designs mimicking natural heart valves such as caged-ball valve, tilting-disk valve and bileaflet valve [3]. Heart valves have function to control the blood flow in the unidirectional in term of opened and closed configuration. The operation of heart valves is controlled by differential blood pressure across the leaflet. The blood pressure results the stress on the leaflet, which might

consequently damage the leaflets [4]. Therefore, mechanical evaluations for mechanical heart valve are mandatory to perform, for example stress and strain.

This study focuses on the mechanical heart valve design in the trileaflet conformation as well as mechanical analysis using finite element method. The objective of this study is to compare the applied force characteristic on the mechanical heart valve at the configuration of fully opened and fully closed between our designed trileaflet and bileaflet aortic valves.

II. MATERIALS AND METHODS

A. Geometry

For the geometry of trileaflet valve, the leaflets were symmetrically designed as a hemispherical shape as shown in *Fig. 1*. The leaflets were assigned to operate with a simple hinge joint connected to the housing ring. A diameter of housing ring was 26 mm with 2 mm thickness. For the bileaflet, flat leaflets were symmetrically designed with a central hinge joint as shown in *Fig. 2*. The bileaflet housing ring had similar diameter and thickness with the trileaflet housing. Both types had 1 mm uniform thick for leaflets.

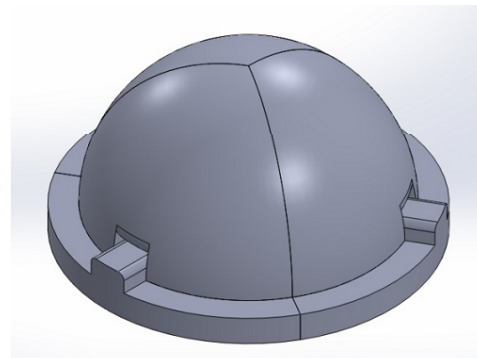


Fig. 1. The geometry of trileaflet valve

This work was supported by the graduate program funding of faculty of medicine, Prince of Songkla University.

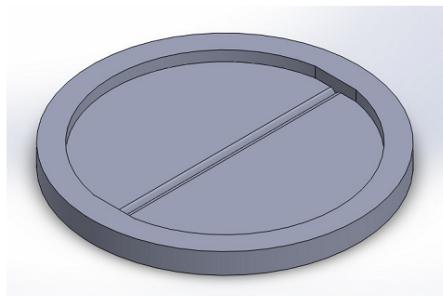


Fig. 2. The geometry of bileaflet valve

B. Stress and Strain analysis

In this study, we applied SolidWorks (SolidWorks Simulation) solver to perform finite element analysis. We chose titanium alloy as a material for the leaflets due to its light weight, high durability, good biocompatibility, non-thrombogenic and high resistance to degradation [5, 6]. Titanium's elastic modulus is 120 MPa and its Poisson's ratio is 0.33. We assumed that leaflets have an isotropic property [5]. We considered two stages of valve operation: fully opened and fully closed. We therefore mimicked the loading conditions applied to the heart valve via the pressure conditions in a cardiac cycle. Systolic pressure is 120 mmHg and diastolic pressure is 80 mmHg [7]. Furthermore, we assumed the housing ring as fixed position and the hinge as free rotation around the hinge axis. In our study, we performed the analysis using Intel Core-i5 2.5 GHz computer and 8GB of RAM.

III. RESULTS AND DISCUSSIONS

Maximum and minimum von Mises stresses were determined in this analysis as well as maximum and minimum strains. These values for opened configuration are shown in Table I. Furthermore, table I shows the values of maximum and minimum displacements when the leaflets were applied by pressure. Table II shows maximum and minimum values of von Mises stress, displacement and strain in a case of closed state of valve.

A. Stress on the leaflets

Our simulation results demonstrated that, during valve opening, bileaflet valve had maximum stress about 2 times higher than trileaflet valve. On the other hand, trileaflet valve had maximum stress about 2 times higher than bileaflet valve during valve closure. In addition, we found that, during valve closure, bileaflet valve had a significant value of minimum stress compared to trileaflet valve. Fig. 3(a) and Fig. 3(d) shows the stress distribution caused by systolic pressure and Fig. 4(a) and Fig. 4(d) displays the stress distribution on diastolic pressure. We found that maximum stress occurred at the hinge of the leaflets for both types of valve either opened or closed configurations. However, the maximum stress acting on the leaflets was not over the yield point of the material. The concentrated area of stress in our study was in agreement with

previous studies [8-10]. Therefore, the hinge joints must be a critical point to concern when the design and operation are performed.

B. Displacement of the leaflets

There was a small deformation occurred on the leaflet in both types of valve. The deformation of leaflet was slightly lower in our designed trileaflet valve compared to bileaflet valve. The maximum deformation was found at the tips of leaflet as shown in Fig. 3(b) and Fig. 3(e). At valve closure, bileaflet valve centrally deformed while trileaflet valve had maximum displacement at the edge of leaflet as displayed in Fig. 4(b) and Fig. 4(e). Our simulation results showed that very small deformation occurred under physiological pressure and the geometry of leaflet affected the deformation especially at valve closure. Therefore, we can reduce the deformation of the leaflet by changing the leaflet's geometry and shape as well as material of the leaflet to increase mechanical properties.

C. Strain on the leaflets

We found that the maximum strain on the bileaflet valve during opening was 5 times higher than that during closing whereas this was 50 % less in trileaflet valve. Furthermore, the locations that maximum strain occurred were the same places when maximum stress occurred as shown in Fig. 3 and Fig. 4. Our results of trileaflet valve were supported with the finding by Kumar et al. that maximum strain occurs at the attachment of the leaflets to housing [11]. That means the hinge joints of the heart valve must be considered as critical points when heart valve is designed.

TABLE I. MECHANICAL ANALYSIS FOR VALVE OPENING

	Stress		Displacement		Strain	
	Min. (N/m ²)	Max. (MN/m ²)	Min. (mm)	Max. (mm)	Min.	Max.
Bileaflet	6.3	14	1.00E-30	3.04E-3	5.00E-11	8.19E-5
Trileaflet	9.5	7.83	1.00E-30	2.67E-3	1.18E-10	5.97E-5

TABLE II. MECHANICAL ANALYSIS FOR VALVE CLOSURE

	Stress		Displacement		Strain	
	Min. (N/m ²)	Max. (MN/m ²)	Min. (mm)	Max. (mm)	Min.	Max.
Bileaflet	1264.4	1.85	1.00E-30	3.89E-4	2.72E-8	1.57E-5
Trileaflet	9.8	4.12	1.00E-30	8.54E-5	6.70E-11	3.15E-5

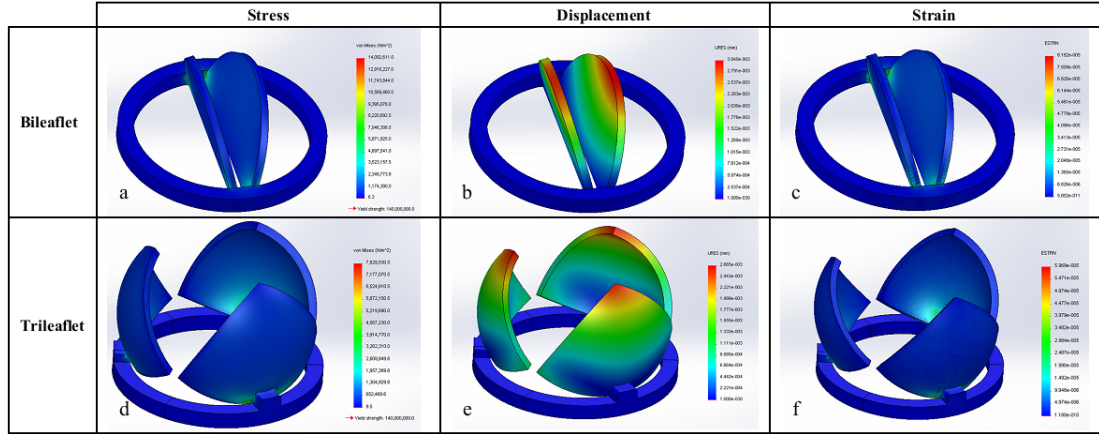


Fig. 3. The mechanical properties in the fully opened valve (a) stress distribution on bileaflet valve; (b) displacement of the leaflets in bileaflet valve; (c) strain on bileaflet valve; (d) stress distribution on trileaflet valve; (e) displacement of the leaflets in trileaflet valve and (f) strain on trileaflet valve.

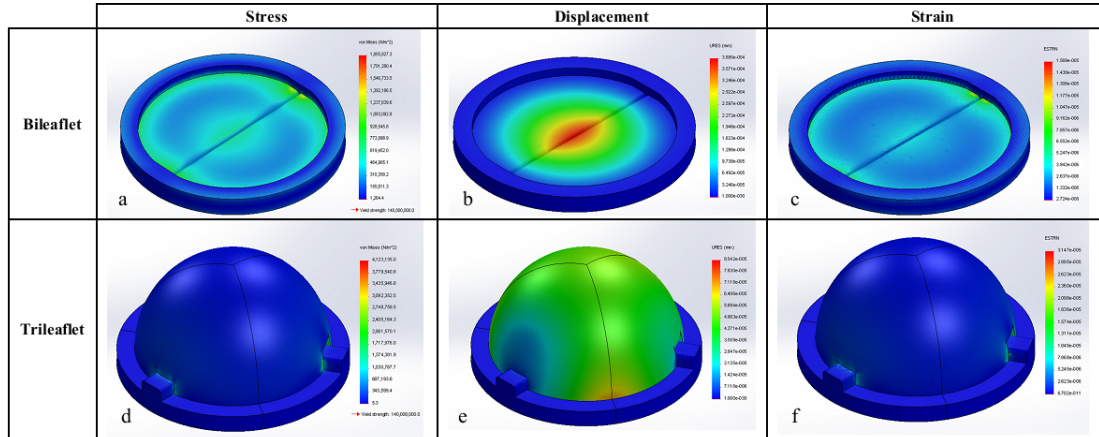


Fig. 4. The mechanical properties in the fully closed valve (a) stress distribution on bileaflet valve; (b) displacement of the leaflets in bileaflet valve; (c) strain on bileaflet valve; (d) stress distribution on trileaflet valve; (e) displacement of the leaflets in trileaflet valve and (f) strain on trileaflet valve.

IV. CONCLUSION

We demonstrated that the stress concentration on the leaflets and hinges was less in our designed trileaflet valve compared to bileaflet valve. The geometry of leaflets and hinge joint play an important role in the stress and strain distributions occurred on heart valve including leaflets. However, our study performed only static analysis on fully opening and closing configurations. Therefore, it is necessary to study in a dynamic mode or a valve-fluid interaction to verify the suitable heart valve design.

REFERENCES

- [1] B.F. Stewart, D. Siscovick, B.K. Lind, J.M. Gardin, J.S. Gottdiener, V.E. Smith, D. W. Kitzman, and C.M. Otto, "Clinical factors associated with calcific aortic valve disease. Cardiovascular Health Study," the American College of Cardiology, vol 29, 1997, pp. 630-634.
- [2] E.C. Jones, R.B. Devereux, M.J. Roman, J.E. Liu, D. Fishman, E.T. Lee, T.K. Welty, R.R. Fabsitz, and B.V. Howard, "Prevalence and correlates of mitral regurgitation in a population-based sample (the Strong Heart Study)," The American Journal of Cardiology, Vol. 87, 2001, pp. 289-304.

- [3] L.P. Dasi, H.A. Simon, P. Sucusky, and A.P. Yoganathan, "Fluid Mechanics Of Artificial Heart Valves," *Clin Exp Pharmacol Physiol*, vol 36, 2009, pp. 225-237.
- [4] M. Thubrikar, W.C. Piegrass, J.D. Deck, and S.P. Nolan, "Stresses of Natural versus Prosthetic Aortic Valve Leaflets in Vivo," *The Society of Thoracic Surgeons*, vol. 30, 1980, pp. 230-239.
- [5] B. González, H. Benítez, K. Rufino, M. Fernández, and W. Echevarría, "Biomechanics of mechanical heart valve," *Applications of Engineering Mechanics in Medicine*, GED at University of Puerto Rico, Mayaguez, December 2003.
- [6] F. Zhang, X. Liu, Y. Mao, N. Huang, Y. Chen, Z. Zheng, Z. Zhou, A. Chen, and Z. Jiang, "Artificial heart valves: improved hemocompatibility by titanium oxide coatings prepared by ion beam assisted deposition," *Surface and Coatings Technology*, volumes 103-104, 1998, pp. 146-150.
- [7] G. Burriesci, F.C. Marincola, and C. Zervides, "Design of a novel polymeric heart valve," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 34, 2010, pp. 7-22.
- [8] Y.J. Kwon, "Structural analysis of bileaflet mechanical heart valve prosthesis with curved leaflet," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 22, 2008, pp. 2038-2047.
- [9] R. Gnyaneshwar, R.K. Kumar, and K.R. Balakrishnan, "Dynamic Analysis of the Aortic Valve Using a Finite Element Model," *The Society of Thoracic Surgeons*, vol. 73, 2002, pp. 1122-1129.
- [10] Q. Yuan, B.K. Ngoi, T.J. Yeo, and N.H. Hwang, "Dynamic impact stress analysis of a bileaflet mechanical heart valve," *Journal of heart valve disease*, vol 12, 2003, pp. 102-109.
- [11] G.P. Kumar and L. Mathew, "Evaluation of Stress Strain Patterns in a Stentless Aortic Valve and Its Leaflets," *Surgical Science*, vol 2, 2011, pp. 25-30.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นายอัฐศักดิ์ เกียงเอี้ย	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5410320006	
วุฒิการศึกษา		
วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2551

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการการศึกษา)

ทุนบัณฑิตศึกษา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

Kiang-ia, A.; Chatpun, S., "Mechanical analysis of mechanical aortic heart valve: Trileaflet versus bileaflet." In Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON), 2013 6th, pp. 1- 4. IEEE, 2013.