

การประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลข
กับการไหลในโพรงจมูกและหลอดเลือดในช่องท้อง

APPLICATION OF NUMERICAL SIMULATION TECHNIQUE ON FLUID FLOW
IN NASAL CAVITY AND ABDOMINAL AORTA



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2557

KMITL-2014-EN-M-030-151

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

APPLICATION OF NUMERICAL SIMULATION TECHNIQUE ON FLUID FLOW
IN NASAL CAVITY AND ABDOMINAL AORTA



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2014

KMITL-2014-EN-M-030-151

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2014

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลขกับการไหลในโพรงจมูกและหลอดเลือดแดง
ในช่องท้อง
Thesis Title Applications of Numerical Simulation Techniques on Fluid Flow in Nasal
Cavity and Abdominal Aorta
นักศึกษา นายวิภานต์ คำฤทธิ์
รหัสประจำตัว 52610504
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.ชินรัชย์ เอียรพงษ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ (ร่วม) ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2014-EN-M-030-151

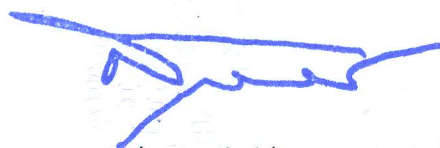
คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ดร.บำรุง	พ่วงเกิด	
ผศ.ดร.สุพันธุ์	ตั้งจิตกุศลมั่น	
รศ.ดร.สมิทธิ์	เอี่ยมสอาด	
รศ.ดร.จารุวัตร	เจริญสุข	
รศ.ดร.ชินรัชย์	เอียรพงษ์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 12 พฤษภาคม พ.ศ. 2557 เวลา 10.00-12.00 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 1

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(ศาสตราจารย์ ดร.สุชัชวีร์ สุวรรณสวัสดิ์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอยู่ภายใต้เงื่อนไขการใช้งานที่ปรากฏบนเอกสารนี้

วันที่ 12 พฤษภาคม พ.ศ. 2557

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลขกับการไหลใน โพรงงอกและหลอดเลือดในช่องท้อง
นักศึกษา	นายวิกรานต์ คำฤทธิ์
รหัสนักศึกษา	52610504
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมเครื่องกล
พ.ศ.	2557
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชินรัชช์ ธีรพงษ์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้คือ เพื่อศึกษาผลกระทบต่อการไหลของเลือดที่กระทำต่อผนังหลอดเลือดในช่องท้อง (Abdominal Aorta) ในคนที่มีสุขภาพดี ไม่มีอาการเส้นเลือดในช่องท้องโป่งพอง และศึกษาถึงปัจจัยที่มีผลต่อความเค้นสูงสุด (Maximum Wall Stress) ที่ผนังหลอดเลือด ในการศึกษานี้ได้ใช้โมเดลเส้นเลือดของคนไทยในการศึกษา รูปแบบของเส้นเลือดถูกจำลองขึ้นโดยอ้างอิงจากผล CT scan ค่าความเร็วและความดันของเลือดได้มาจากการวัดในสภาวะปกติ เลือดที่เป็นของไหลถูกกำหนดให้เป็น Newtonian fluid และ incompressible flow นำมาคำนวณด้วยวิธี Fluid-structure interaction (FSI) ช่วงเส้นเลือดที่นำมาศึกษาอยู่ระหว่าง abdominal aorta จนถึง Iliac bifurcation จากผลลัพธ์ที่ได้ค่าความเค้นสูงสุดที่คำนวณจากวิธี FSI มีค่า 0.371 MPa และผลลัพธ์จากวิธี Finite Element Method มีค่า 0.333 MPa ซึ่งต่างกัน 10.24% สามารถนำมาเปรียบเทียบกับค่า Failure stress ของเส้นเลือดที่มีค่า 0.65 MPa. ผลลัพธ์ที่แตกต่างกันของวิธี FSI และ Finite Element นั้นเนื่องมาจาก ในการวิเคราะห์แบบ FSI โดเมนของไหลและของแข็งสามารถส่งถ่ายแรงให้แก่กันได้โดยตรงซึ่ง ทำให้การหาผลลัพธ์ในเชิงคณิตศาสตร์มีค่าแม่นยำมากกว่าการที่กำหนดค่าความดันเฉลี่ยที่ผิวของหลอดเลือด โดยที่ความดันของของไหลไม่เปลี่ยนแปลงตามขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง กลางของหลอดเลือด

เมื่อนำค่าความเค้นสูงสุดที่ได้จากการวิเคราะห์มาเปรียบเทียบกับค่า Failure stress ของเส้นเลือด จะพบว่ามีความปลอดภัยอยู่ที่ (Safety Factor) 1.75 แสดงว่าเส้นเลือดแดงที่ช่องท้องที่นำมาวิเคราะห์ยังมีความปลอดภัย

Thesis Title	Application of Numerical Simulation Technique on Fluid Flow in Nasal Cavity and Abdominal Aorta
Student	Mr. Wikran Khamrit
Student ID.	52610504
Degree	Master of Engineering
Program	Mechanical Engineering
Year	2014
Thesis Advisor	Assoc. Prof. Dr. Chinaruk Thianpong
Thesis Co-advisor	Asst. Prof. Dr. Supan Tungjitusolmun

Abstract

The purpose of this study is to investigate the hemodynamic effects on the renal arteries in the healthy man without abdominal aortic aneurysm and maximum stress on abdominal aortic. Abdominal aortic model was simulated based on CT generated data. As blood is known to be Newtonian fluid and incompressible. ANSYS software is used to simulated behavior of the system, which is subjected to hydrostatic pressure and to the stresses generated by blood flow. The model of a coupled fluid-structure interaction is achieved in this work. This study provides an evaluation of the stresses generated by blood flow on the aorta's wall. The FSI's resulted in a maximum wall stress 0.371 MPa and Finite element method's resulted 0.333 MPa that varied 10.24%. Then the result from analysis would compare to failure stress of AAA tissue 0.65 MPa. . The result from FSI and finite element method were different because FSI method are allowed both fluid and solid domain coupled analysis and transfer force directly. Thus it's more accurate than applied steady pressure on aorta wall without vary pressure by aorta diameter.

Compared the maximum stress result FSI 0.371 MPa with failure stress of aorta 0.65 MPa. Then the safety result is 1.75 this mean abdominal aorta is still in good shape and safe.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชินรักษ์ เที่ยรพงษ์ และอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะ ช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประการที่ดีแก่ข้าพเจ้า นอกจากนี้งานวิจัยเรื่องนี้ยังได้รับคำแนะนำอย่างดียิ่งจากคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างสูงที่ทำให้งานวิจัยเรื่องนี้สำเร็จอย่างสมบูรณ์

สำหรับคุณงานความดีอันดีที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดามารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพ ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

วิภานต์ คำฤทธิ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตัดแต่งอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิจกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญรูป.....	VI
สารบัญตาราง.....	VII
รายการคำย่อและสัญลักษณ์.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.5 ขั้นตอนการศึกษา.....	2
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	6
3.1 หลักการทั่วไปสำหรับวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	6
3.2 สมการพื้นฐานทั่วไปในสามมิติ.....	7
3.3 กฎความหนืดของนิวตัน.....	8
3.4 ความหนืดสัมบูรณ์.....	9
3.5 เลขเรย์โนลด์ส์.....	10
3.6 การไหลที่มีผลของความหนืด.....	10
3.7 คุณสมบัติของวัสดุ.....	11
3.7.1 คุณสมบัติผนังหลอดเลือด.....	12
3.7.2 คุณสมบัติของเลือด.....	12
บทที่ 4 การเตรียมข้อมูลและการวิเคราะห์.....	13
4.1 การประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลขกับการไหลในโพรงจมูก.....	13
4.1.1 ขั้นตอนการศึกษา.....	13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และดัด IV อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.1.1.1 Segmentation.....	13
4.1.1.2 การสร้างผิวของโพรงจมูก.....	13
4.1.1.3 การสร้างโพรงจมูก.....	14
4.1.1.4 เงื่อนไขการวิเคราะห์.....	14
4.1.1.5 ผลลัพธ์.....	16
4.2 การประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลขกับการไหลของเลือดในช่องท้อง.....	17
4.2.1 วิธีการ.....	17
4.2.2 การเตรียมข้อมูลจากไฟล์ CT Scan.....	18
4.2.3 การสร้างผิวของผนังหลอดเลือด.....	19
4.2.4 การสร้างผนังหลอดเลือดและเลือด.....	19
4.2.5 เงื่อนไขการวิเคราะห์.....	19
4.2.5.1 ขอบเขตของการวิเคราะห์แบบ Fluid Structure Interaction..	21
4.2.5.2 ขอบเขตของการวิเคราะห์แบบ Finite Element Method.....	21
บทที่ 5 ผลการทดลองและวิจารณ์ผลการทดลอง.....	22
5.1 การศึกษาอิทธิพลของจำนวนอิลเมนต์.....	22
5.1.1 การศึกษาจำนวนอิลเมนต์ของผนังหลอดเลือด(Solid).....	22
5.1.2 การศึกษาจำนวนอิลเมนต์ของเลือด(Fluid).....	22
5.2 การศึกษาค่าความเค้นสูงสุดที่กระทำกับผนังหลอดเลือด.....	23
5.2.1 ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธีการ Fluid Structure Interaction.....	23
5.2.2 ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธีการ Finite Element Method.....	24
บทที่ 6 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ.....	25
6.1 สรุปผลการทดลอง.....	25
6.2 ข้อเสนอแนะ.....	25
เอกสารอ้างอิง.....	26
ภาคผนวก.....	27
ภาคผนวก ก บทความที่ได้รับการตีพิมพ์.....	27
ประวัติผู้เขียน.....	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตัดยว้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
รูปที่ 3.1 การนำไปสู่ผลเฉลยแม่นยำตรงของฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์.....	7
รูปที่ 3.2 ความสมดุลตามตำแหน่งใดๆ ในงานของแข็งสามมิติ.....	8
รูปที่ 3.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง shear stress และ shear rate ของของไหล.....	11
รูปที่ 3.4 ชั้นโครงสร้างของเส้นเลือดแดง (Artery wall).....	12
รูปที่ 4.1 รูป CT images ใน 3 plans; coronal, axial และ sagginal ในโปรแกรม MIMIC.....	13
รูปที่ 4.2 การแปลงไฟล์ Surface model จาก STL เป็น CAD Part.....	14
รูปที่ 4.3 การสร้างความหนาของเส้นเลือดและส่วนของของไหล.....	14
รูปที่ 4.4 รูปร่างโพรงจุมกหลังจากสร้าง Mesh และกำหนดตำแหน่งหัวฉีด.....	15
รูปที่ 4.5 ความดันสูงสุดที่เกิดขึ้น คือ 0.79 Pa.....	15
รูปที่ 4.6 เส้นทางการไหลของน้ำที่ 40 องศา.....	16
รูปที่ 4.7 ความดันสูงสุดที่เกิดขึ้น คือ 0.53 Pa.....	16
รูปที่ 4.8 เส้นทางการไหลของน้ำที่ 50 องศา.....	16
รูปที่ 4.9 ความดันสูงสุดที่เกิดขึ้น คือ 0.82 Pa.....	17
รูปที่ 4.10 เส้นทางการไหลของน้ำที่ 50 องศา.....	17
รูปที่ 4.11 ขั้นตอนการทำงาน.....	17
รูปที่ 4.12 รูป CT images ใน 3 plans; coronal, axial และ sagginal ในโปรแกรม MIMICS.....	18
รูปที่ 4.13 การแปลงไฟล์ Surface model จาก STL เป็น CAD Part.....	19
รูปที่ 4.14 การสร้างความหนาของเส้นเลือดและส่วนของของไหล.....	19
รูปที่ 4.15 Fluid velocity waveform indicating the peak systolic condition of cardiac cycle.....	20
รูปที่ 4.16 Fluid pressure waveform indicating the peak systolic condition of cardiac cycle.....	21
รูปที่ 5.1 จำนวนเอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ Strain energy (J)	22
รูปที่ 5.2 จำนวนเอลิเมนต์เปรียบเทียบกับความเร็วของของไหล.....	23
รูปที่ 5.3 ค่า Maximum principal stress จากวิธี FSI.....	23
รูปที่ 5.4 ค่าความเร็วของเลือดสูงสุดที่เกิดขึ้น.....	24
รูปที่ 5.5 ค่า Maximum principal stress จากวิธี Finite element method.....	24

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 1. คุณสมบัติของผนังหลอดเลือด.....	11



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตั้ง viii ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รายการคำย่อและสัญลักษณ์

ρ	ความหนาแน่น, g/cm^3
μ	ความหนืด, Pa.s
τ	ความเค้นเฉือน, N/m^2
σ_x	ความเค้นตามแนวแกน X, N/m^2
σ_y	ความเค้นตามแนวแกน Y, N/m^2
σ_z	ความเค้นตามแนวแกน Z, N/m^2
P	ความดัน, Pa
Re	เลขเรย์โนลด์ส์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และตั้ง VIII ่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมา

มีผู้ป่วยมากกว่าล้านคนที่เจ็บป่วยเกี่ยวกับหลอดเลือด หรือที่เรียกว่า อาการเส้นเลือดช่องท้องโป่งพอง(Abdominal Aortic Aneurysms: AAA) มีลักษณะคือ เส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นเลือดช่วง Renal arteries กับ Iliac bifurcation มีขนาดเพิ่มมากขึ้นเกิน 50 เปอร์เซ็นต์ เส้นเลือดช่องท้องโป่งพองแสดงถึงส่วนสำคัญของปัจจัยต่างๆ ที่กระทำต่อผนังหลอดเลือด ซึ่งแรงนั้นทำให้ผนังหลอดเลือดขยายตัว ปัจจัยเสี่ยงทางกายภาพ เช่น อายุ, เพศ, การสูบบุหรี่, ความผิดปกติของการไหลเวียนของโลหิต ที่ที่ผลต่อโปรตีนในระดับโมเลกุลอย่างเช่น เมทริกเมทัลโลโปรตีเอส (Matrix Metalloproteinase: MMPs เป็นกลุ่มเอ็นไซม์ทั้งแบบหลังจากเซลล์และติดบนผิวเซลล์ อาศัยอะตอมสังกะสีเป็นตัวเร่งในการทำงาน มีสับสเตรตต่างกันที่มีฤทธิ์เสริมหรือลดขบวนการต่างๆในร่างกาย), ไซโตไคน์(Cytokines), สารที่ทำให้เกิดการอักเสบ(Inflammatory Agents) จำพวก Interleukins และสารที่ทำให้เกิดการรวมตัวของเกล็ดเลือด การขยายตัวอย่างต่อเนื่องเส้นเลือดแดงใหญ่ร่วมกับปัจจัยต่างๆ ทำให้ผู้ป่วยมีความเสี่ยงที่เส้นเลือดแดงโป่งพองจะแตกมากขึ้น จากบันทึกเส้นเลือดแดงโป่งพองเป็นสาเหตุที่ทำให้คนตายมากเป็นลำดับที่ 13 ในประเทศสหรัฐอเมริกา

เพื่อป้องกันการแตกของเส้นเลือด การวิเคราะห์ลักษณะเส้นเลือดแดงที่โป่งพอง โดยดูจากขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่สุด และอัตราการขยายตัว เพื่อที่จะทำการผ่าตัดรักษา สำหรับผู้ป่วยที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเส้นเลือดโป่งพองเล็กกว่า 4 เซนติเมตรจะทำการรักษาทางคลินิก ส่วนผู้ป่วยที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่า 5 เซนติเมตร หรือมีอัตราการขยายตัวของเส้นเลือดมากกว่า 1 เซนติเมตรต่อปีจะแนะนำให้ทำการรักษาด้วยการผ่าตัด จากรายงาน [1] 33 เปอร์เซ็นต์ของผู้ป่วยที่เส้นเลือดแดงโป่งพองแตกมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางน้อยกว่า 5 เซนติเมตร จะเห็นได้ว่าโรคที่มีความซับซ้อนเช่นนี้ไม่สามารถตัดสินได้จากการสัณฐาน และจุดวิกฤตทางกายภาพเพียงเท่านั้น

การที่ไม่สามารถประเมินสถานะของผู้ป่วยได้ ทำให้นักวิจัยเข้ามาศึกษาเกี่ยวกับตัวบ่งชี้ที่ทำให้เส้นเลือดแตก และวิเคราะห์จุดอันตราย [1] เพื่อที่จะรักษาด้วยการผ่าตัดได้ทันทั่วทั้งที่เราสามารถแบ่งออกเป็นสองวิธี ปัจจัยทางชีวภาพ และปัจจัยทางชีวภาพ ปัจจัยทางชีวภาพได้แก่ MMP-8, MMP-9 (Matrix Metalloproteinase มีบทบาทกดหรือยับยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็ง) รวมถึงไซโตไคน์ (Cytokines), กรดไนตริก ส่วนปัจจัยทางกายภาพที่มีผลต่อการแตกของเส้นเลือดแดงโป่งพอง อาทิเช่น ความแข็งแรงของผนังหลอดเลือด, ความถี่ของการเกิดความเค้นสูงสุดที่ผนังหลอดเลือด จากการศึกษพบว่าความดันของเลือดส่งผลต่อแรงที่กระทำกับผนังหลอดเลือดโดยตรง ได้มีการศึกษาโมเดลลักษณะทางกายภาพของเส้นเลือดแดงที่โป่งพอง ซึ่งผนังเส้นเลือดมีค่า Failure stress อยู่ที่ 0.65 MPa โดยเฉพาะความเค้นที่ผนังหลอดเลือด กล่าวมาการศึกษาเส้นเลือดโป่งพองโดยวิธี Finite Element Method และFluid Structure Interaction (FSI) ได้นำมาใช้ศึกษาเส้นเลือดที่โป่งพอง ซึ่งรวมถึงการคดเคี้ยว, ความสมมาตร และความหนาของผนังหลอดเลือด แต่อย่างไรก็ตามการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของความเค้นที่ผิวของผนังหลอดเลือดยังไม่สามารถคาดเดาได้อย่างแม่นยำในผู้ป่วยที่มีเส้นเลือดโป่งพองได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการศึกษาที่ผ่านมาแสดงให้เห็นว่าการไหลของเลือดมีผลต่อปัจจัยต่างๆที่อยู่ในเส้นเลือดที่โป่งพอง อย่างเช่น การไหลของเลือดมีการเปลี่ยนแปลงสอดคล้องกับเนื้อเยื่อ และเพิ่มความเค้นที่ผนังหลอดเลือด รวมถึงการเพิ่มขึ้นหรือคงที่ของเส้นเลือดที่โป่งพอง, รูปแบบการไหลของเลือดผ่านเส้นเลือดแดง และความเค้นที่ผนังหลอดเลือด มีการเปลี่ยนแปลงสอดคล้องไปกับการสะสมของไขมันในเส้นเลือด ดังนั้นงานวิจัยนี้ จะเน้นด้านการศึกษาความเค้นที่ผนังหลอดเลือดด้วยวิธี FSI, Finite Element Method เพื่อพัฒนาวิธีการวิเคราะห์ความเค้นที่ผนังหลอดเลือด รวมถึงเพิ่มความแม่นยำในการวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้น

1.2 ความมุ่งหมายและจุดประสงค์

ประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลข โดยวิเคราะห์ความเค้นของผนังหลอดเลือด และความเร็วของเลือด โดยวิธีการ Finite Element Method และ Fluid Structure Interaction (FSI) เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณความเค้นของเส้นเลือดแดงในช่องท้อง (Abdominal Aorta)

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

1. การวิเคราะห์ความเค้นของผนังหลอดเลือด โดยวิธีการ FSI เพิ่มความแม่นยำในผลลัพธ์มากขึ้น เมื่อเทียบกับการวิเคราะห์แบบไฟไนต์เอลิเมนต์ ในกรณีที่มีแรงจากของเหลวส่งผลกับของแข็ง
2. ความดันของเลือดมีผลทำให้ค่าความเค้นที่เกิดขึ้นที่หลอดเลือดมีการเปลี่ยนแปลง และกำหนดให้ผนังของหลอดเลือดเป็นของแข็งไม่สามารถเสียรูปได้

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

1.4.1 โมเดลที่นำมาศึกษาเป็นเส้นเลือดของคนไทยสุขภาพดี ไม่มีอาการเส้นเลือดโป่งพอง

1.4.2 เลือดมีคุณสมบัติดังนี้

1.4.2.1 ความหนาแน่น 1.05 g/cm^3

1.4.2.2 ค่าความหนืด $\mu = 0.0027 \text{ Pa}\cdot\text{s}$

1.4.3 ผนังหลอดเลือด (Artery wall)

1.4.3.1 ความหนาแน่น 1.2 g/cm^3

1.4.3.2 Poisson's ratio 0.45

1.4.3.3 Young's modulus 4.66 MPa.

1.4.3.4 ความหนาเฉลี่ยของเส้นเลือดแดง (Average wall thickness) 1.5mm.

1.5 ขั้นตอนการศึกษา

1. ทำการศึกษาหาข้อมูลเกี่ยวกับกายวิภาคของร่างกายที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย
2. ทำการศึกษาทฤษฎีของของไหล และ Finite Element Method
3. ออกแบบขั้นตอนการทดลอง โดยอ้างอิงจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
4. ศึกษาและเตรียมข้อมูลที่ใช้ในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. การทดลองและเก็บบันทึกผลการทดลอง
6. สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะเพื่อการพัฒนา และการปรับปรุง

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. พัฒนาการวินิจฉัยโรคเส้นเลือดโป่งพอง
2. ทราบถึงพฤติกรรมที่เกิดความเค้น และบริเวณที่เกิดความเค้นสูงสุดที่เส้นเลือด
3. เป็นต้นแบบการเตรียมข้อมูล และขั้นตอนการวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นกับเส้นเลือด เพื่อนำไปประยุกต์ใช้ในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องหรือใกล้เคียง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

จากที่กล่าวมาข้างต้นจะเห็นได้ว่า เส้นเลือดโป่งพองในช่องท้อง (AAA) นั้นได้มีการนำหลักการวิเคราะห์ทางวิศวกรรมมาช่วยวิเคราะห์ปัญหา คือการวิเคราะห์แบบ Fluid structure interaction และวิธี Finite Element method ซึ่งให้ผลลัพธ์ที่ใกล้เคียงความเป็นจริงมากยิ่งขึ้น เพื่อคาดการณ์การแตกของเส้นเลือดหรือการขยายตัวของหลอดเลือดที่ผิดปกติ นอกจากนี้ยังช่วยพัฒนากระบวนการรักษาทางการแพทย์ให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น โดยได้มีการศึกษาค้นคว้าเกี่ยวกับเส้นเลือดโป่งพองกันอย่างแพร่หลาย ซึ่งพอสามารถสรุปพอสังเขปได้ดังนี้

Anne Amblard. et.al (2009) [1] ได้ทำการศึกษาพัฒนาการรักษาเส้นเลือดโป่งพองโดยการใช้หลอดเลือดเทียม (Endovascular Graft) โดยพัฒนาวิธีการวิเคราะห์ลักษณะการรั่วไหลภายในของหลอดเลือดเทียม (Stented Abdominal Aorta) ชนิดที่ 1 ในขั้นแรกให้โมเดลของไหลเป็นแบบ Than-Thien and Tanner model จากนั้นได้สร้างไฟไนต์อีลิเมนต์โมเดลที่ไม่สมมาตร เพื่อจำลองการไหล เพื่อหาความดันและความเค้นที่กระทำโดยการไหลของเลือด เนื่องจากผนังหลอดเลือดมีผลอย่างมากต่อการไหลของเลือด การวิเคราะห์แบบ FSI (Fluid Structure Interaction) จึงนำมาใช้ในงานนี้ จากการศึกษาพบว่า แบบจำลองไฟไนต์อีลิเมนต์สามารถบ่งชี้ถึงปัจจัยทางกายภาพที่มีผลต่อพฤติกรรมของเส้นเลือดโป่งพอง(Aneurysm) ที่รักษาโดยหลอดเลือดเทียม(Endograft) และยังแสดงให้เห็นถึงผลกระทบของการใช้หลอดเลือดเทียมที่มีขนาดใหญ่เกินไป รวมถึงผลกระทบของความเสียหายระหว่างเส้นเลือดแดง, เส้นเลือดเทียม และ คราบ Plaque

Christine M. Scotti and Ender A. Finol (2007) [2] ได้ทำการศึกษาปัจจัยทางกายภาพที่กระทำในเส้นเลือดโป่งพองในช่องท้อง (Abdominal Aortic Aneurysm; AAA) อาทิเช่น หลอดเลือดแขนงบริเวณช่องท้อง, ลิ้มเลือด และคุณสมบัติของผนังหลอดเลือด ด้วยวิธีการวิเคราะห์แบบ FSI (Fluid Structure Interaction) และ CSS (Computational Solid Stress) พบว่า ความเค้นที่ผนังหลอดเลือดที่วิเคราะห์ด้วยวิธี CSS จะมีค่าต่ำกว่าผลที่ได้จากวิธี FSI อยู่ 25 เปอร์เซ็นต์, ความดันของเลือดส่งผลให้เกิดความเค้นที่ผนังหลอดเลือด โดยการลดลงของขนาดพื้นที่หน้าตัดของเส้นเลือดที่โป่งพองบริเวณเส้นเลือดแขนงที่ช่องท้องทำให้เกิดความดันที่ผนังหลอดเลือด ส่งผลให้ความเค้นที่เกิดขึ้นมากกว่าค่าที่ได้จากความดัน Systolic สูงสุด

Z. Li and C. Kleinstreuer (2007) [3] ทำการศึกษาค้นคว้าเส้นเลือดโป่งพองที่ไม่สมมาตรของเส้นเลือดในช่องท้อง การวิเคราะห์การไหลของเลือดแบบ Transient 3D และการกระจายตัวของความดัน เพื่อผลลัพธ์ที่แม่นยำมากขึ้นการไหลของเลือดและความเค้นที่ผนังหลอดเลือดได้ทำการวิเคราะห์โดย FSI (Fluid Structure Interaction) ลักษณะทางเลขาคณิตของเส้นเลือดโป่งพองที่ช่องท้องประกอบไปด้วยมุมหลอดเลือด, มุมของเส้นเลือดBifurcation ผลการจำลองการไหลพบว่า มุมที่คอคอดของเส้นเลือดที่ผลอย่างมากต่อการไหลหมุนวนในช่องว่างของเส้นเลือด นอกจากนี้ยังมีผลต่อการกระจายตัวของความเค้นที่ผนังหลอดเลือด

H.J. Kim. et.al (2009) [4] ทำการศึกษากการประยุกต์วิธีวิเคราะห์แบบ Lagrangian method สำหรับรูปแบบความเร็วของการไหลที่ทางออกในการวิเคราะห์การไหลในสามมิติของเลือด

ในในระบบหลอดเลือดหัวใจพบว่า ค่าที่ทางออก (Outlet Boundary Condition) ส่งผลอย่างมากต่อความเร็วและความดันของเลือด จึงพัฒนาการเชื่อมต่อการวิเคราะห์สามมิติกับการวิเคราะห์ Zero-dimension หรือ One-dimension model การเชื่อมต่อไม่รวมค่าคงที่ของความเร็วและการกระจายของความดัน ในปัจจุบันความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วกับความดันที่บริเวณทางออกยังไม่เป็นที่แน่ชัด

Yannis Papaharilaou. et.al (2008) [5] ได้ทำการศึกษาเส้นเลือดที่ไต (Renal Artery Stenosis; RAS) ตีบตันขึ้นรุนแรงด้วยวิธี FSI (Fluid-structure interaction) โมเดลหลอดเลือดที่ไตได้จากภาพ CT SCAN มาขึ้นรูปเป็นสามมิติ SST (Shear Stress Transport) โมเดลการไหลแบบปั่นป่วนได้นำมาใช้กับการจำลองนี้ พบว่า ความดันของหลอดเลือดไตที่ตีบตันมีค่าเป็นหลายเท่าของเส้นเลือดปกติ เส้นเลือดตีบตันแสดงให้เห็นถึงการเพิ่มขึ้นของการต้านทานการไหล ทำให้อัตราการไหลของเลือดลดลง เมื่อทำการจำลองใส่เส้นเลือดเทียม (Stent Graft) แสดงให้เห็นว่า เลือดมีการไหลที่ดีกว่าเดิมแต่น้อยกว่าเส้นเลือดที่ปกติ

Zhonghua Sun. et.al (2008) [6] ได้ทำการศึกษาผลกระทบของ Stent graft ที่มีผลต่อการไหลของเลือด (Hemodynamic) ในผู้ป่วยที่มีอาการเส้นเลือดโป่งพองในช่องท้อง (Abdominal Aortic Aneurysm) ที่ได้รับการปลูกถ่าย Stent graft ในเส้นเลือดแดงในช่องท้อง (Renal Arteries) โดยศึกษาในผู้ป่วยสองราย และเปรียบเทียบ Stent graft 4 ชนิดที่แตกต่างกัน โดยใช้รูปร่างเส้นเลือดที่ได้จากซีทีสแกน ผลจากการวิเคราะห์ Computational Fluid dynamic (CFD) แสดงให้เห็นว่าความเร็วของเลือดลดลงเล็กน้อยใน Stent graft แบบ Multiple wires crossing และความเร็วของเลือดไม่เปลี่ยนแปลงใน Stent graft แบบ Single wire crossing ซึ่งในการศึกษาเบื้องต้นแสดงถึงความปลอดภัยในการปลูกถ่าย Stent graft

B.J.B.M Wolters. et.al (2005) [7] เป็นที่ทราบกันว่าความรู้เกี่ยวกับการกระจายของความเค้นที่ผิวสามารถช่วยในการคาดเดาความเสี่ยงในการแตกของเส้นเลือดในช่องท้องได้ ความเค้นที่เกิดขึ้นมีผลมาจากเลือด, ผนังหลอดเลือด และคราบที่เกาะในเส้นเลือด ในการศึกษาที่ใช้กระบวนการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้ Hexahedral mesh เพื่อศึกษาถึงความเค้นที่ผิว, ความเค้นเฉือน, ความเร็วของเลือด จากการศึกษาพบว่า ขั้นตอนศึกษาที่ได้นั้นมีความยืดหยุ่นและกึ่งอัตโนมัติในการสร้าง Hexahedral mesh อย่างไรก็ตามผลลัพธ์ที่ได้นั้นยังต้องนำไปเปรียบเทียบกับผลวิจัยทางคลินิก

จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องพบว่า การวิเคราะห์เส้นเลือดโป่งพองด้วยหลักการกลศาสตร์ของไหลสามารถช่วยคาดเดาความเร็วของเลือด, ความดันที่กระทำกับหลอดเลือด, ความเค้นที่เกิดขึ้น ด้วยวิธี CFD (Computational Fluid Dynamic), FSI Fluid Structure Interaction) และ Finite Element Method การคาดเดาจะมีความแม่นยำขึ้นก็ต่อเมื่อมีการเซตค่าคงที่ และการกำหนดแบบจำลองที่เหมาะสมกับโมเดลของผู้ป่วยนั้นๆ ด้วยเหตุนี้จึงเป็นที่มาของวิทยานิพนธ์ คือ การศึกษาและพัฒนาวิธีการวิเคราะห์การไหลของหลอดเลือดในเส้นเลือดช่องท้อง (Abdominal Aorta)

บทที่ 3

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

3.1 หลักการทั่วไปสำหรับวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จำเป็นต้องแบ่งชิ้นส่วนออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยที่เกี่ยวข้องกันด้วยจุดต่อ การแบ่งชิ้นส่วนอาจจะเริ่มแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมหรือสามเหลี่ยมที่มีขนาดใหญ่ๆ ก่อนแล้วจึงแบ่งออกเป็นสามเหลี่ยมย่อยอีกครั้งหนึ่ง ตำแหน่งของจุดต่อ (Node) ภายนอกของเอลิเมนต์ย่อยควรจะอยู่ในตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของชิ้นส่วน หรือตำแหน่งที่มีโหลดกระทำ

การวิเคราะห์ปัญหาเชิงตัวเลขด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จะมีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงใดนั้น จะขึ้นอยู่กับวิธีการสมมุติฟังก์ชันการกระจัด หรือแบบจำลองการกระจัดของเอลิเมนต์ โดยทั่วไปผลเฉลยที่ได้จากวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะให้ค่าการกระจัดน้อยกว่าค่าแม่นยำและเพื่อให้มีความมั่นใจว่า ถ้าเราแบ่งโครงสร้างหรือชิ้นส่วนจริงออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ มากขึ้นแล้ว ผลของการวิเคราะห์จะต้องเข้าใกล้หรือนำไปสู่ (Converge) ผลเฉลยแม่นยำ, การสมมุติฟังก์ชันการกระจัดควรมีคุณสมบัติดังนี้

1. ฟังก์ชันการกระจัดจะต้องเป็นฟังก์ชันต่อเนื่องภายในเอลิเมนต์และการกระจัดระหว่างขอบเอลิเมนต์หรือจุดต่อของเอลิเมนต์ที่ติดกันจะต้องมีค่าเท่ากัน ซึ่งฟังก์ชันพอลิโนเมียลจะเป็นฟังก์ชันที่ให้ค่าต่อเนื่องภายในเอลิเมนต์ตามที่ต้องการ สำหรับความหมายของส่วนที่สองก็คือ การกระจัดของเอลิเมนต์ที่อยู่ติดกันจะต้องไม่มีช่องว่างหรือซ้อนกัน หรือการกระจัดระหว่างเอลิเมนต์ไม่ต่อเนื่องกัน

2. ฟังก์ชันการกระจัดจะต้องมีเทอมที่ให้ค่าการกระจัดของวัตถุเกร็ง (Rigid Body Displacement) ของเอลิเมนต์อยู่ด้วย การกระจัดของวัตถุเกร็งจะเป็นการกระจัดในลักษณะการเคลื่อนที่เชิงเส้นตรง (Translation) หรือการหมุน (Rotation) ก็ได้

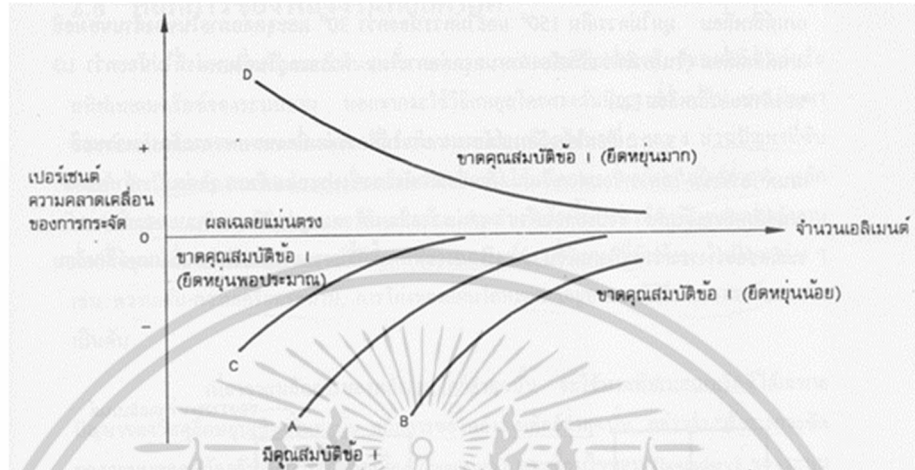
3. ฟังก์ชันการกระจัด จะต้องมีเทอมที่ให้ค่าความเครียดคงที่ (Constant Strain States) ของเอลิเมนต์อยู่ด้วย ทั้งนี้เพราะว่าถ้าเราแบ่งชิ้นส่วนหรือโครงสร้างออกเป็นเอลิเมนต์เล็กมากๆ ค่าของความเครียดจะมีค่าเข้าใกล้ค่าคงที่

ในกรณีที่ฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์เป็นไปตามข้อกำหนด 1 เราจะเรียกว่า เอลิเมนต์ที่เข้ากันได้หรือเอลิเมนต์ที่ลงรอยกัน (Compatible or Conforming Elements) ส่วนฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์ที่เป็นไปตามข้อกำหนด 2 และ 3 เราจะเรียกว่า เอลิเมนต์บริบูรณ์ (Complete)

ในทางปฏิบัติ การวิเคราะห์โครงสร้างหรือชิ้นส่วนด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้น ในบางครั้งยากที่จะให้สมการพอลิโนเมียลเป็นไปตามข้อกำหนด 1 และ 2 อย่างไรก็ตามจากผลการวิเคราะห์แสดงให้เห็นว่าฟังก์ชันการกระจัดเป็นไปตามเฉพาะเงื่อนไข 3 จะให้ผลเฉลยที่นำไปสู่ผลเฉลยแม่นยำได้และฟังก์ชันการกระจัดที่เป็นไปตามเฉพาะเงื่อนไข 2 และ 3 (ขาดคุณสมบัติข้อ 1) ก็นิยมใช้กันทั่วไป ซึ่งจะให้ค่าสูงกว่าค่าแม่นยำ ถ้ายืดหยุ่นมาก และให้ค่าน้อยกว่าค่าแม่นยำถ้ายืดหยุ่นปานกลางและน้อย แต่ถ้าฟังก์ชันการกระจัดนั้นเป็นไปตามข้อกำหนด 1 ด้วย จะให้ผลเฉลยน้อยกว่าค่าแม่นยำเสมอ การเปรียบเทียบผลเฉลยของเอลิเมนต์ที่มีคุณสมบัติตามข้อ 1(A) และขาดคุณสมบัติข้อ 1(B), (C), (D) ดูได้จากรูปที่ 1 (ปรามอทย์ เดชะอำไพ. ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม. 2555. สำนักพิมพ์

แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย) โดยทั่วไปเอลิเมนต์ที่มีคุณสมบัติครบทั้งสามประการจะให้ค่าผลเฉลยเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่ำกว่าค่าแม่นยำตรงเสมอ หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือยืดหยุ่นได้น้อยกว่าระบบจริง ทั้งนี้เนื่องมาจากเงื่อนไขบังคับของฟังก์ชันรูปร่าง (Constrained by the Shape Functions) ทำให้สติเฟนของเอลิเมนต์เพิ่มขึ้น



รูปที่ 3.1 การนำไปสู่ผลเฉลยแม่นยำตรงของฟังก์ชันการกระจัดของเอลิเมนต์

3.2 สมการพื้นฐานทั่วไปในสามมิติ

สมการเชิงอนุพันธ์

ความสมดุลของของแข็งที่มีการยืดหยุ่นได้ในสามมิติสามารถเขียนให้อยู่ในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยได้ดังนี้

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x = 0 \quad (3.1)$$

$$\frac{\partial \sigma_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_y}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y = 0 \quad (3.2)$$

$$\frac{\partial \sigma_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_z}{\partial z} + F_z = 0 \quad (3.3)$$

โดย σ_x , σ_y , σ_z แทนความเค้นในแนวแกน x , y , z ตามลำดับ และ τ_{xy} , τ_{xz} , τ_{yz} แทนความเค้นเฉือน, F_x , F_y , F_z แทนแรงวัสดุ (Body Force) ในแนวแกน x , y , z ตามลำดับ ตลอรอบผิวนอกของของแข็ง อาจประกอบด้วยเงื่อนไขขอบเขตหลายๆชนิดอาทิเช่น การกำหนดระยะเคลื่อนตัวบนผิวบางส่วน ในขณะที่ผิวส่วนอื่นๆ อาจมีการกำหนดเงื่อนไขของความเค้นที่ผิว (Surface Traction) ในรูปแบบทั่วไปคือ

$$\bar{T} = T_x i + T_y j + T_z k \quad (3.4)$$

โดย T_x , T_y , T_z แทนความเค้นที่ผิวในทิศแกน x , y , z ตามลำดับ ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบของความเค้นย่อยต่างๆ ได้ดังนี้

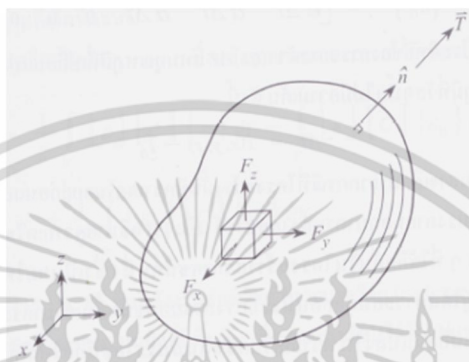
$$\begin{pmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix} \begin{pmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{pmatrix} \quad (3.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

$$n = n_x i + n_y j + n_z k \quad (3.6)$$

ซึ่งเป็นเวกเตอร์ที่ตั้งฉากกับผิว ณ จุดที่กำลังพิจารณาอยู่นั้น ดังรูป 2 (ปราโมทย์ เดชะอำไพ. ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม. 2555. สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย)



รูปที่ 3.2 ความสมดุลตามตำแหน่งใดๆ ในงานของแข็งสามมิติ

3.3 กฎความหนืดของนิวตัน

ของไหลภายใต้ความเค้นเฉือนอยู่ระหว่างแผ่นระนาบ 2 แผ่น ให้แผ่นระนาบด้านล่างอยู่กับที่ และแผ่นระนาบด้านบนเคลื่อนที่โดยที่แรง F ดึงแผ่นระนาบด้านบนให้เคลื่อนที่ขนานไปกับแผ่นระนาบด้านล่างด้วยความเร็ว U ของไหลส่วนที่ติดแผ่นระนาบจะพยายามยึดตัวติดกับแผ่นระนาบ ถ้าหากระยะ Y ไม่เคลื่อนที่มากเกินไป ความเร็วของของไหลในแต่ละชั้นจะค่อยๆ ลดลงเชิงเส้นตามที่ของไหลแต่ละชั้นเคลื่อนตัวไปบนชั้นของของไหลที่อยู่ถัดไป ของไหลจึงมีการเคลื่อนที่ในรูปของความเร็วจึงเส้น $u = \frac{Uy}{Y}$ โดยที่ y เป็นระยะที่วัดตั้งฉากจากแผ่นระนาบด้านล่างขึ้นมา ดังนั้นรูปที่ 3.2 ของไหลที่อยู่ติดแผ่นระนาบด้านบนจะมีความเร็ว U และของไหลส่วนที่อยู่ติดผิวแผ่นระนาบด้านล่างจะมีความเร็วเป็นศูนย์

พิจารณาการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของของไหลในช่วงเวลาที่ต่างกันอยู่ δt ที่เวลา t ของไหลอยู่ที่ตำแหน่งระนาบ ABCD ที่เวลา $t + \delta t$ ของไหลอยู่ที่ตำแหน่งระนาบ ABC'D' การผิดรูปเชิงมุมของเส้นตรง AD คำนวณจาก

$$\tan(\delta\beta) \approx \delta\beta = \frac{\delta L}{Y} = \frac{U\delta t}{Y} \quad (3.7)$$

$\delta\beta$ นี้คือความเครียดเฉือน (Shearing Strain) และ อัตราการเปลี่ยนแปลงความเครียดเฉือน (Rate of Shearing Strain, $\dot{\beta}$) นิยามจาก

$$\dot{\beta} = \lim_{\delta t \rightarrow 0} \left(\frac{\delta\beta}{\delta t} \right) = \frac{U}{Y} \quad (3.8)$$

$$\text{slop } e = \frac{du}{dy} = \frac{U}{Y} = \dot{\beta} = (\text{อัตราการเปลี่ยนแปลงความเค้นเฉือน})$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลของแรงกระทำ F ทำให้เกิดความเค้นเฉือน $\tau = F/A$ และทำให้ของไหลมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเชิงมุม และมีอัตราการเปลี่ยนแปลงความเครียดเฉือน $\dot{\beta}$ จึงกล่าวได้ว่า

$$\tau = \mu \frac{du}{dy} \quad (3.9)$$

ดังนั้น $\tau = \mu \frac{du}{dy}$ โดยที่ μ คือค่าของความเป็นสัดส่วน โดยทั่วไปแล้วเรียกว่าความหนืดสัมบูรณ์ (Absolute Viscosity) หรือความหนืดพลวัต (Dynamic Viscosity) มีหน่วยเป็น $N \cdot s/m^2$

3.4 ความหนืดสัมบูรณ์

ความหนืด (Viscosity) คือสมบัติเชิงของไหลที่ใช้ต้านทานต่อความเค้นเฉือน และเป็นแรงต้านทานต่อแรงเฉือน ความหนืดเป็นผลมาจากเมื่อของไหลมีการเคลื่อนที่ ทำให้แรงยึดเหนี่ยวระหว่างโมเลกุลและมีการแลกเปลี่ยนโมเมนตัมระหว่างโมเลกุลของของไหล จากกฎความหนืดของนิวตันพบว่า ความเค้นเฉือนเป็นสัดส่วนโดยตรงกับอัตราการเปลี่ยนแปลงความเค้นเฉือน ความเค้นเฉือนในของไหลหนึ่งจะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความหนืดของของไหลนั้นด้วย

จากความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างความเค้นเฉือน (τ) กับอัตราการเปลี่ยนแปลงความเครียดเฉือน (du/dy) จากภาพ 3.2 ความชันของกราฟแต่ละเส้นก็คือความหนืดของของไหลนิวตันเนียน ดังนั้นจึงเขียนสมการในรูปของ

$$\mu = \frac{\tau}{du/dy} \quad (3.10)$$

ในที่นี้ τ คือความเค้นเฉือนที่กระทำในของไหล มีมิติ FL^{-2} (มีหน่วยเป็น N/m^2)
 $\frac{du}{dy}$ คืออัตราการเปลี่ยนแปลงความเครียดเฉือน มีมิติ T^{-1} (มีหน่วยเป็น rad/s)
 μ คือความหนืดสัมบูรณ์ของของไหล มีมิติ $FL^{-2}T$ (ในระบบ SI มีหน่วยเป็น $N \cdot s/m^2$ ในระบบเมตริก มีหน่วยเป็น $g/cm \cdot s$ หรือที่เรียกว่า poise ที่นิยมกันคือ Entipoises)

สำหรับของไหลนอนนิวตันเนียน ความสัมพันธ์ระหว่าง τ และ du/dy จะใช้สมการยกกำลังดังนี้

$$\tau = M \left(\frac{du}{dy} \right)^n \quad (3.11)$$

โดยที่ M คือดรรชนีค่าคงตัว มีมิติ $FL^{-2}T^n$ (มีหน่วยเป็น $N \cdot s^2/m^2$)

n คือดรรชนีชี้บ่งพฤติกรรมการไหล

ถ้า $n > 1$ พบว่าของไหลมีความหนืดเพิ่มขึ้นตามความเค้นเฉือน ถ้าออกแรงคนของเหลวเพิ่มมากขึ้น (ความเค้นเฉือนเพิ่มขึ้น) จะทำให้ความหนืดของของเหลวเพิ่มขึ้น ของไหลที่มีพฤติกรรมเช่นนี้เรียกว่า ของไหลไดเลแทนต์ (Dilatants Fluid) เช่น น้ำผสมทราย เป็นต้น

ถ้า $n < 1$ พบว่าของไหลมีความหนืดลดลงเมื่อความเค้นเฉือนเพิ่มขึ้น ถ้าสึลูไซต์ (Lucite) ในกระป๋อง จะพบว่าความหนืดของสีจะลดลง ของไหลที่มีพฤติกรรมเช่นนี้เรียกว่า ของไหลพลาสติกสมมติ (Pseudo Plastic Fluid) งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 เลขเรย์โนลด์ส์

เลขเรย์โนลด์ส์ (Reynolds number, Re) คืออัตราส่วนระหว่างแรงเฉื่อยต่อแรงเนื่องจากความหนืดของของไหล ซึ่งมีผลต่อลักษณะการไหลของของไหล กล่าวคือ เมื่อของไหลมีความเร็วต่ำ เลขเรย์โนลด์ส์ต่ำ ถ้าของไหลมีความเร็วสูงขึ้นก็จะได้เลขเรย์โนลด์ส์สูงขึ้นเช่นกัน

$$Re = \frac{\text{แรงเฉื่อย}}{\text{แรงเนื่องจากความหนืด}} = \frac{\rho v l}{\mu} \quad (3.12)$$

สำหรับการไหลภายในท่อกลมแนวตรง การไหลจะเป็นแบบราบเรียบก็ต่อเมื่อ $Re < 2100$ และการไหลแบบปั่นป่วนจะเกิดขึ้นเมื่อ $Re > 4000$ สำหรับการเปลี่ยนแปลง (Transition Region) การไหลอาจเป็นได้ทั้งแบบราบเรียบหรือแบบปั่นป่วน

3.6 การไหลที่มีผลของความหนืด

พิจารณาของไหลที่เป็นของไหลนิวทอนเนียน พบว่าความเค้นในของไหลนั้นมีความสัมพันธ์เชิงเส้นกับอัตราการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเชิงมุม ดังนั้นความเค้นจึงมีทั้งความเค้นตั้งฉากและความเค้นเฉือน ซึ่งแต่ละพจน์สามารถเขียนได้ดังนี้

$$\sigma_x = -p - \frac{2}{3}\mu\nabla \cdot \vec{V} + 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} \quad (3.13)$$

$$\sigma_y = -p - \frac{2}{3}\mu\nabla \cdot \vec{V} + 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} \quad (3.14)$$

$$\sigma_z = -p - \frac{2}{3}\mu\nabla \cdot \vec{V} + 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} \quad (3.16)$$

$$\tau_{xy} = \tau_{yx} = \mu \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right) \quad (3.17)$$

$$\tau_{yz} = \tau_{zy} = \mu \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right) \quad (3.18)$$

$$\tau_{zx} = \tau_{xz} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right) \quad (3.19)$$

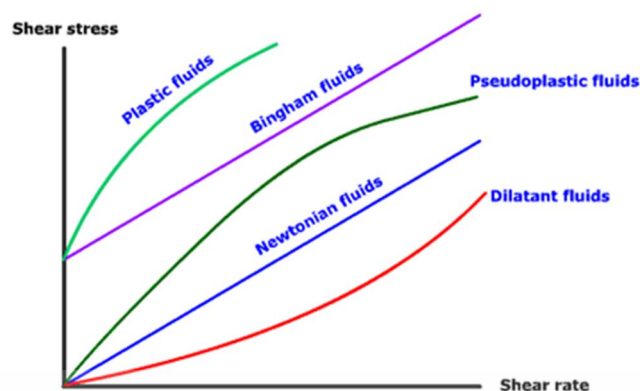
ถ้าใช้สมการของนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes equation) กับกรไหลแบบยุบตัวไม่ได้จนได้สมการใหม่ดังนี้

$$-\frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + \rho g_x = \rho \frac{Du}{Dt} \quad (3.20)$$

$$-\frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + \rho g_y = \rho \frac{Du}{Dt} \quad (3.21)$$

$$-\frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + \rho g_z = \rho \frac{Du}{Dt} \quad (3.22)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง shear stress และ shear rate ของของไหล

3.7 คุณสมบัติของวัสดุ

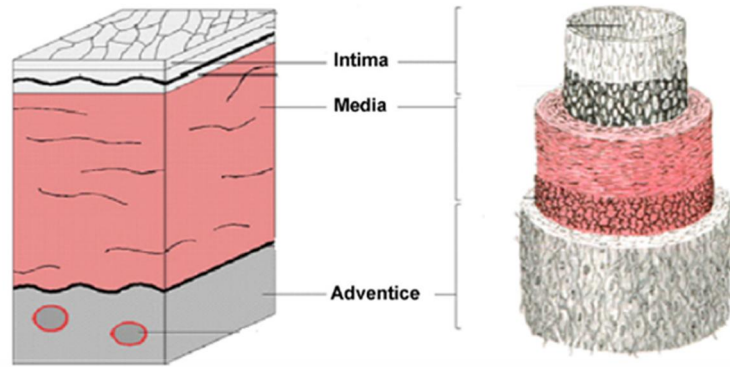
3.7.1 คุณสมบัติผนังหลอดเลือด

ผนังหลอดเลือดพิจารณาให้เป็น Homogeneous isotropic material มีคุณสมบัติดังนี้ ตารางที่ 3.1

ตาราง 3.1 คุณสมบัติของผนังหลอดเลือด [1]

No	เส้นเลือดแดง (Aorta)	หน่วย (Unit)
1	ความหนาแน่น	1.2 g/cm ³
2	Poisson's ratio	0.45
3	Young modulus	4.66 MPa
4	ความหนาเฉลี่ยของเส้นเลือดแดง	1.5 mm

ซึ่งเป็นคุณสมบัติทางกลที่ได้จากการทดลอง อย่างไรก็ตามผนังเส้นเลือดแดง (Artery Wall) ประกอบไปด้วย 3 ส่วนคือ intima, media และ adventitia ทั้งสามส่วนประกอบกันโดย elastin, collagen และ smooth muscle ในอัตราส่วนที่ต่างกันโครงสร้างนี้นำไปสู่พฤติกรรมแบบ non-linear behavior เป็น homogeneous, isotropic และ viscoelastic [1] แต่ในการศึกษานี้สมมติให้เส้นเลือดแดง (Aorta) เป็นของแข็งไม่สามารถเสียรูปได้



รูปที่ 3.4 ชั้นโครงสร้างของเส้นเลือดแดง (Artery wall)

3.7.2 คุณสมบัติของเลือด

ของเหลว (เลือด) ถือว่ามีพฤติกรรมแบบ Newtonian Fluid ซึ่งใช้สำหรับหลอดเลือดขนาดใหญ่ในร่างกายคน ความหนาแน่น $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$, ค่าความหนืด $\mu = 0.0027 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ [1] ซึ่งอ้างอิงจากค่ามาตรฐาน โดยสมมติฐานว่าการไหลของของไหลเป็นไปตามสมการ Navier-Stroke Equation ซึ่งเป็นไปตามกฎการอนุรักษ์มวลและโมเมนตัม การไหลเป็นแบบราบเรียบและไม่สามารถถูกอัดได้ ผนังเส้นเลือด Artery ไม่สามารถเสียรูปได้ขณะมีของไหลไหลผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การเตรียมข้อมูลและการวิเคราะห์

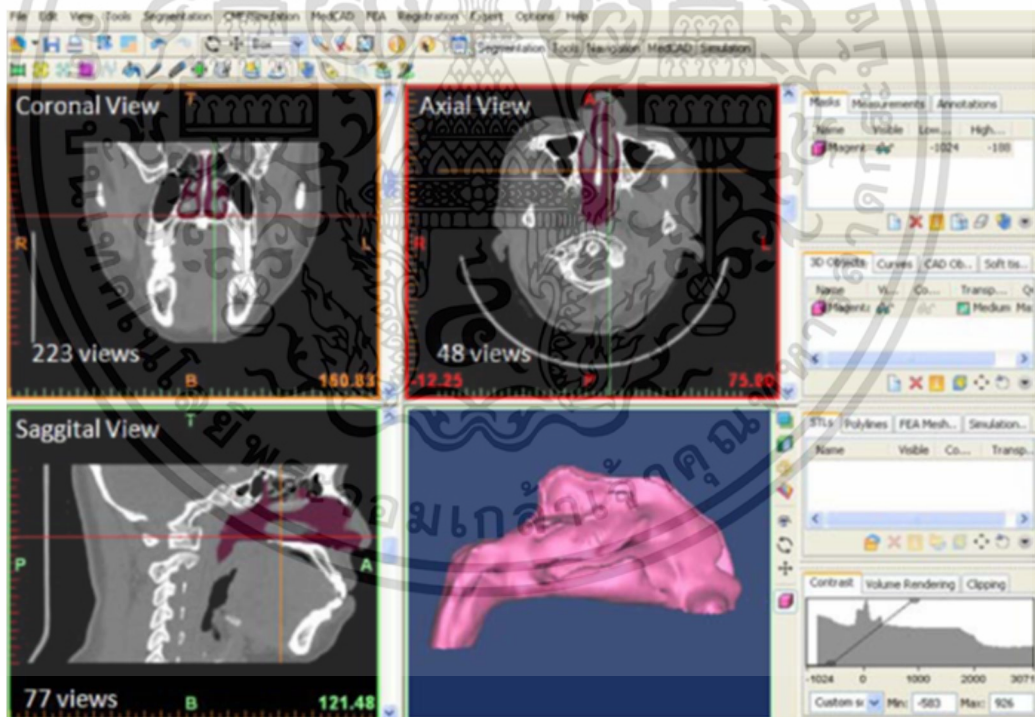
4.1 การประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลขกับการไหลในโพรงจมูก

เพื่อศึกษาถึงการไหลของน้ำในโพรงจมูก โดยศึกษาจากพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น อัตราการไหล, ขนาดของหัวฉีด และ ตำแหน่งของหัวฉีด โดยกระบวนการ Computational Fluid Dynamic ใน การศึกษานี้ทำการฉีดน้ำเข้าไปในโพรงจมูกเพียงหนึ่งข้างทำให้เห็นถึงทิศทางของของไหลและความเร็ว ของของไหล

4.1.1 ขั้นตอนการศึกษา

4.1.1.1 Segmentation

จากรูปที่ 4.1 แสดงภาพที่ได้ทำการ Segmentation ในโปรแกรม MIMICS ซึ่งไฟล์ที่นำมา ศึกษาโพรงจมูกเป็นไฟล์ CT Scan โดยทำการเลือกส่วนที่เป็นโพรงจมูกที่ละเอียด จะเห็นได้จากสีที่ แตกต่าง คือส่วนของช่องว่างในโพรงจมูก ผลลัพธ์ที่ได้คือ ผิวของโพรงจมูกจำลอง ซึ่งเป็นไฟล์ นามสกุล STL



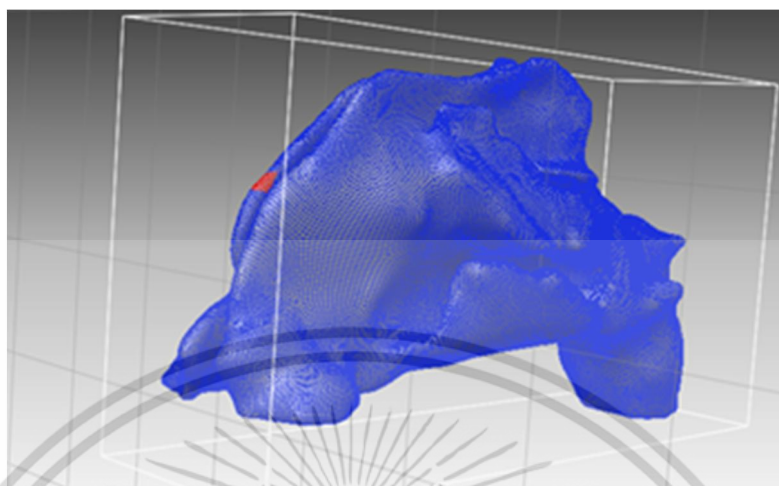
รูปที่ 4.1 ภาพ CT สแกนใน 3 เพลน coronal, axial และ sagittal ในโปรแกรม MIMICS

4.1.1.2 การสร้างผิวในโพรงจมูก

เนื่องจากไฟล์ที่ได้จากโปรแกรม MIMICS เป็นไฟล์ผิวจำลอง เพื่อที่จะสร้างผิวจริง ของโพรงจมูก จำเป็นจำเป็นต้องใช้โปรแกรม Rapidform มาช่วยในการเฉลี่ย และสร้างผิวจริง โปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Rapidform จะทำการเปลี่ยนผิวที่เป็นไม่ราบเรียบ และไม่ต่อเนื่อง ให้มีความราบเรียบและเป็นเนื้อเดียวกัน ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 การแปลงไฟล์ Surface model จาก STL เป็น CAD Part

4.1.1.3 การสร้างโครงจุ่ม

เพื่อที่จะสร้างส่วนที่เป็นโครงจุ่มได้นำโปรแกรม CATIA มาช่วยในการสร้าง โดยกำหนดให้เป็นเนื้อเดียวกันตลอด ผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรม CATIA คือ โครงจุ่มที่อยู่ในรูปไฟล์นามสกุล CAD และสามารถนำไปใช้ในโปรแกรมทางวิศวกรรมได้



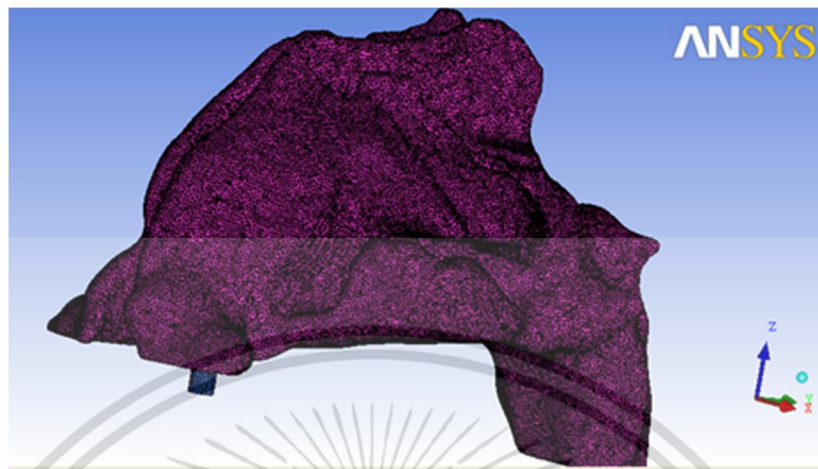
รูป 4.3 การสร้างส่วนของโครงจุ่ม

4.1.1.4 เงื่อนไขการวิเคราะห์

Mesh ของโครงจุ่มถูกกำหนดโดย Tetrahedral Volume mesh และนำเสนอรูปทรงที่ซับซ้อน ใช้การวิเคราะห์แบบคงที่ (Steady State) ไม่ขึ้นกับเวลาในศึกษาแบบ Computational Fluid Dynamic การกำหนดลักษณะและแก้ไข Mesh มีความสำคัญต่อความแม่นยำต่อการวิเคราะห์การไหล ทำการสร้าง Tetrahedral mesh ในโปรแกรม ICFM จากนั้นนำมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิเคราะห์การไหลด้วยโปรแกรม CFX รูปที่ 4.4 รูปร่างโพรงจุ่มหลังจากสร้าง Mesh ซึ่งมีจำนวน 1,036,006 เอลิเมนต์

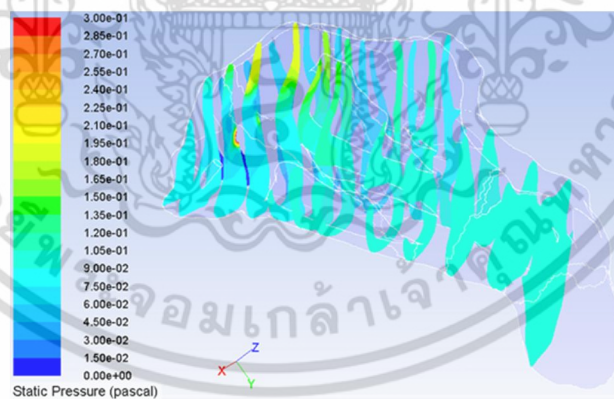


รูปที่ 4.4 รูปร่างโพรงจุ่มหลังจากสร้าง Mesh และกำหนดตำแหน่งหัวฉีด

ในการศึกษานี้กำหนดความเร็วการไหลของน้ำอยู่ที่ 2.12 m/s ที่องศาการฉีกต่างกัน 40, 50 และ 60 องศา เพื่อเปรียบเทียบผลลัพธ์ที่เกิดขึ้น

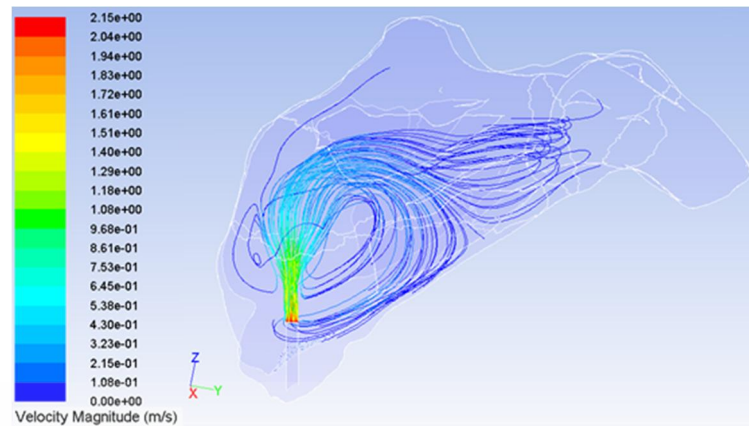
4.1.1.5 ผลลัพธ์

ที่ความเร็วการไหลของน้ำ 2.12 m/s โพรงจุ่มเอียง 40 องศา เกิดความดันสูงสุดที่ 0.79 Pa ดังรูปที่ 4.5 และแสดงให้เห็นเส้นทางการไหลของน้ำตามรูป 4.6



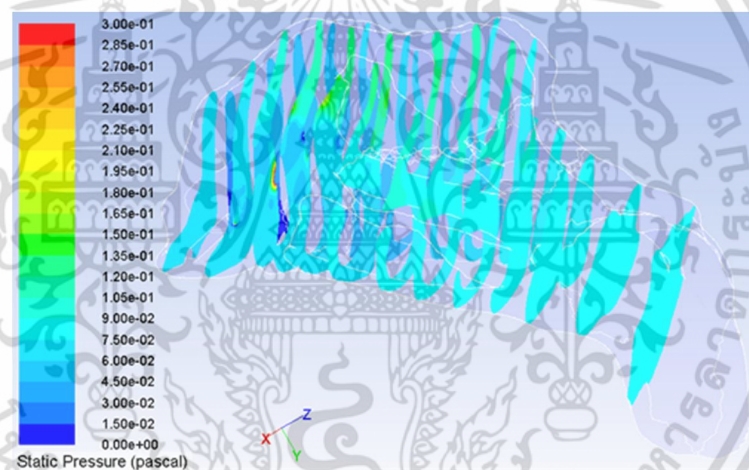
รูปที่ 4.5 ความดันสูงสุดที่เกิดขึ้น คือ 0.79 Pa

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

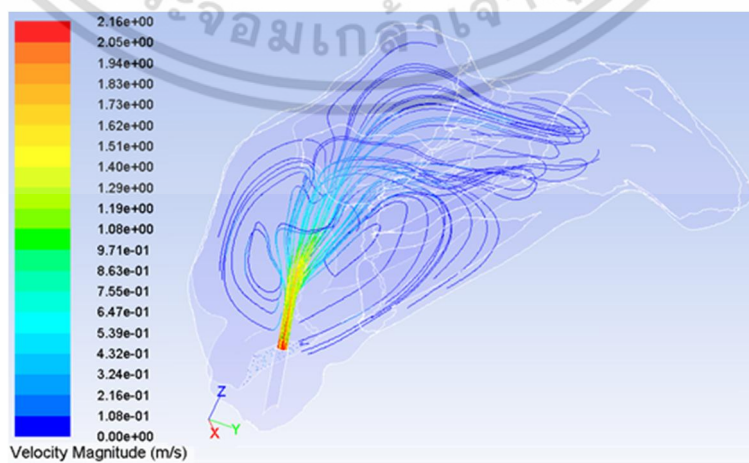


รูปที่ 4.6 เส้นทางการไหลของน้ำที่ 40 องศา

ที่ความเร็วการไหลของน้ำ 2.12 m/s โพรงจุมกเอียง 50 องศา เกิดความดันสูงสุดที่ 0.53 Pa ดังรูปที่ 4.7 และแสดงให้เห็นเส้นทางการไหลของน้ำตามรูปที่ 4.8



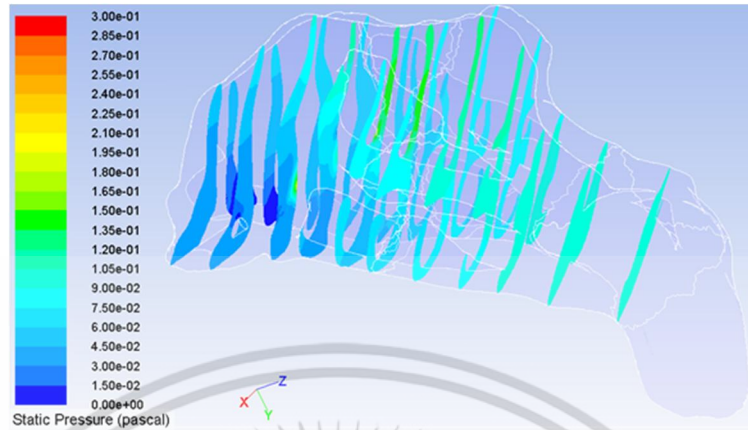
รูปที่ 4.7 ความดันสูงสุดที่เกิดขึ้น คือ 0.53 Pa



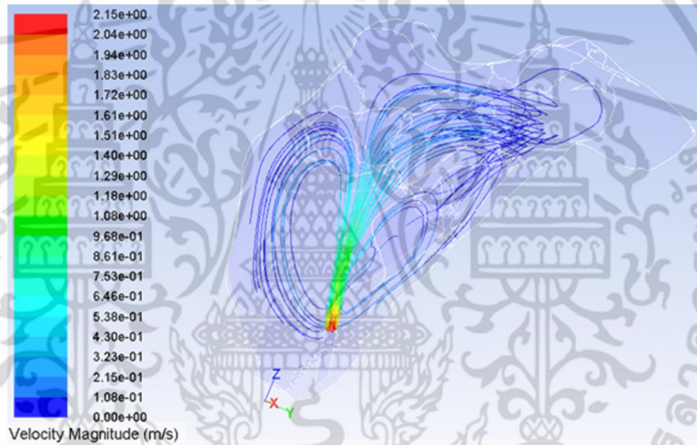
รูปที่ 4.8 เส้นทางการไหลของน้ำที่ 50 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่ความเร็วการไหลของน้ำ 2.12 m/s โพรงจุมกเอียง 60 องศา เกิดความดันสูงสุดที่ 0.82 Pa ดังรูปที่ 4.9 และแสดงให้เห็นเส้นทางการไหลของน้ำตามรูปที่ 4.10



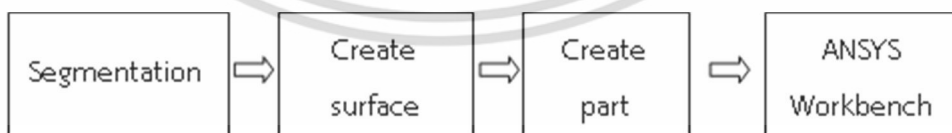
รูปที่ 4.9 ความดันสูงสุดที่เกิดขึ้น คือ 0.82 Pa



รูปที่ 4.10 เส้นทางการไหลของน้ำที่ 50 องศา

4.2 การประยุกต์ใช้เทคนิคการจำลองเชิงตัวเลขกับการไหลของเลือดในช่องท้อง

4.2.1 วิธีการ

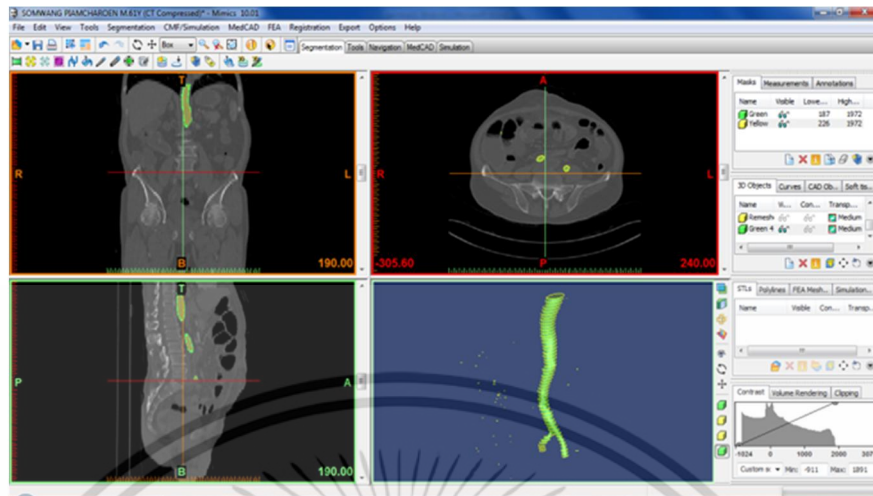


รูปที่ 4.11 ขั้นตอนการทำงาน

โดยเริ่มจากการกระบวนการ Segmentation ไฟล์ CT Scan โดยโปรแกรม MIMICS จากนั้นจึงนำไปสร้างผิวของเส้นเลือดโดยโปรแกรม Rapidform และสร้างส่วนที่เป็นผนังหลอดเลือด และส่วนของเลือดในโปรแกรม CATIA สุดท้ายนำไปวิเคราะห์ในโปรแกรม ANSYS ตามขั้นตอนในรูปที่ 4.11 รายละเอียดในขั้นตอนต่าง ๆ จะอธิบายในหัวข้อถัดไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 การเตรียมข้อมูลจากไฟล์ CT Scan



รูปที่ 4.12 รูป CT images ใน 3 plans; coronal, axial และ sagginal ในโปรแกรม MIMICS.

ข้อมูลจาก CT Scan ดังในรูป 4.12 แสดงให้เห็นเป็นภาพขนาน Multislide CT 16x0.5 mm (Medical Imaging Systems, Kingsbury, UK) ข้อกำหนดในการสแกนอยู่ที่ความหนา 1 mm ระยะห่าง 2.0 นามาสร้างรูปใหม่ในระยะห่าง 1 mm และ เครื่องมือใช้เวลาในการหมุน 0.5 วินาที

โมเดลของเส้นเลือด Aortic ถูกสร้างด้วยวิธีการกึ่งอัตโนมัติด้วยเทคนิคการแบ่งออกเป็น ส่วนๆ โดยใช้โปรแกรม Mimic โดยค่อยๆเลือกส่วนที่เป็นเส้นเลือดแยกจากอวัยวะภายในที่ละรูป สไลด์ อ้างอิงจากมุมมองด้านหน้า ด้านข้าง และด้านบน รวมถึงพิจารณาตำแหน่งเส้นเลือดในช่อง ท้องที่จะอยู่ประมาณช่วงช่องท้อง หลังจากที่เลือกส่วนที่เป็นเส้นเลือดที่ต้องการจากประมาณ 150 รูปสไลด์ เราก็จะได้รูปร่างของเส้นเลือดช่องท้องที่ต้องการ ในโปรแกรม MIMIC มีคำสั่งช่วยในการ แยกแยะบริเวณของเนื้อเยื่อเช่น แยกโดยใช้ความหนาแน่น หรือเพิ่มความเข้มของสี

หลังจากได้รูปสไลด์ครบตามที่ต้องการ ครอบคลุมระหว่างช่วง Renal arteries กับ Iliac bifurcation ก็จะทำ การขึ้นรูปร่างเส้นเลือดโดยใช้วิธีเฉลี่ยขนาดของรูปสไลด์ที่เราเลือกไว้ ผลลัพธ์ก็ คือรูปร่างสามมิติของเส้นเลือดแดงในช่องท้อง ชนิดของไฟล์ที่ได้จากโปรแกรม MIMIC เป็นนามสกุล STL ซึ่งจำเป็นต้องใช้โปรแกรมทางวิศวกรรมมาช่วยในการสร้างพื้นผิวที่แท้จริง

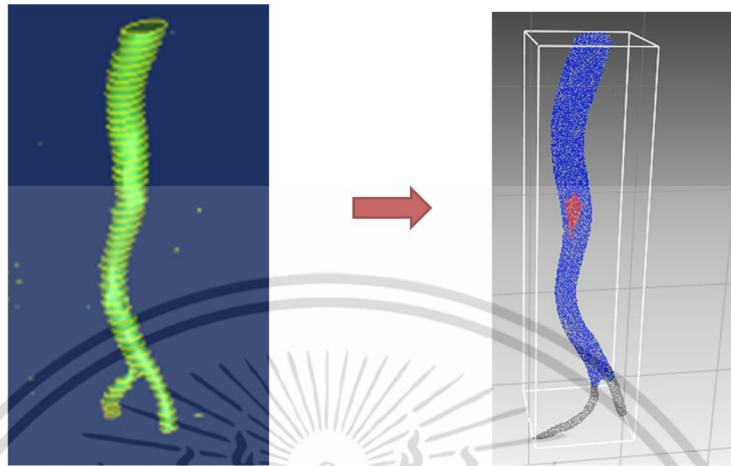
4.2.3 การสร้างผิวของผนังหลอดเลือด

ส่วนๆ พื้นผิวของรูปทรงสามมิติก็จะถูกสร้างขึ้นในโปรแกรม Rapidform และพื้นผิวของ รูปทรงสามมิติที่ได้จากโปรแกรม Mimic จะถูกบันทึกลงในไฟล์ STL (Stereolithography) ซึ่งเป็น ไฟล์ที่ไม่สามารถใช้ร่วมกับ Computer-Aided Design เพื่อที่จะนำไฟล์มาใช้ในโปรแกรมทาง วิศวกรรมโปรแกรม Rapid Prototyping ได้ถูกนำมาใช้ เพื่อเปลี่ยนไฟล์ STL เป็นไฟล์ CAD ผลที่ได้ จะมีเพียงผิว (Surface) ของเส้นเลือดที่ต้องการ

ในโปรแกรม Rapidform จะทำการเตรียมพื้นผิวให้เรียบเนียน โดยการเฉลี่ยความขรุขระของ พื้นผิว และตัดส่วนที่เกินจากเส้นเลือดที่ได้จากโปรแกรม MIMIC จากรูปที่ 4.12 จะเห็นได้ว่ามีจุดสี เขียวอยู่รอบเส้นเลือด และผิวเส้นเลือดที่ไม่เรียบ นั้นเกิดจากการเฉลี่ยพื้นผิวที่ไม่สมบูรณ์จาก โปรแกรม MIMIC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

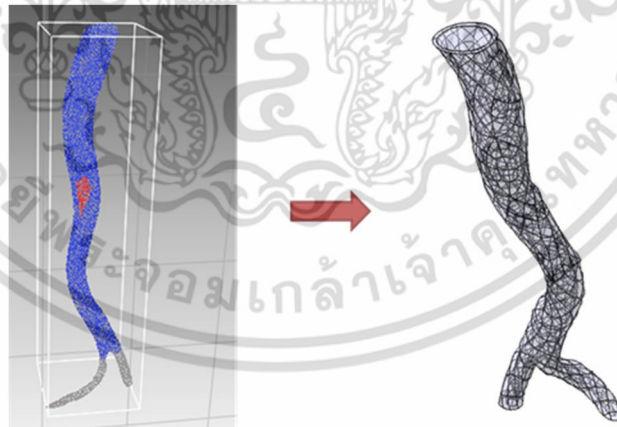
ผลลัพธ์ที่ได้คือ ผิว (Surface) ภายนอกของเส้นเลือดแดงในช่องท้องที่ไม่มีความหนา ผิวที่ได้จะมีความเรียบเนียน และต่อกันตลอด ซึ่งเรายังจำเป็นต้องใช้โปรแกรมมาช่วยในการสร้างความหนาของเส้นเลือดต่อไป



รูปที่ 4.13 การแปลงไฟล์ Surface model จาก STL เป็น CAD Part

4.2.4 การสร้างส่วนผนังหลอดเลือดและเลือด

เพื่อที่จะสร้างส่วนที่เป็นหลอดเลือดและเลือดได้นำโปรแกรม CATIA มาช่วยในการสร้าง โดยกำหนดให้ผนังเส้นเลือดมีความหนา 1.5 mm ตลอดความยาวและส่วนที่เป็นเลือดอยู่ระหว่างเส้นเลือด ผลลัพธ์ที่ได้จากโปรแกรม CATIA คือเส้นเลือดที่มีส่วนของผนังหลอดเลือดที่มีความหนาและส่วนของเลือดเป็นไฟล์ Assembly อยู่ในรูปไฟล์นามสกุล CAD



รูปที่ 4.14 การสร้างความหนาของเส้นเลือดและส่วนของของไหล

4.2.5 เงื่อนไขการวิเคราะห์

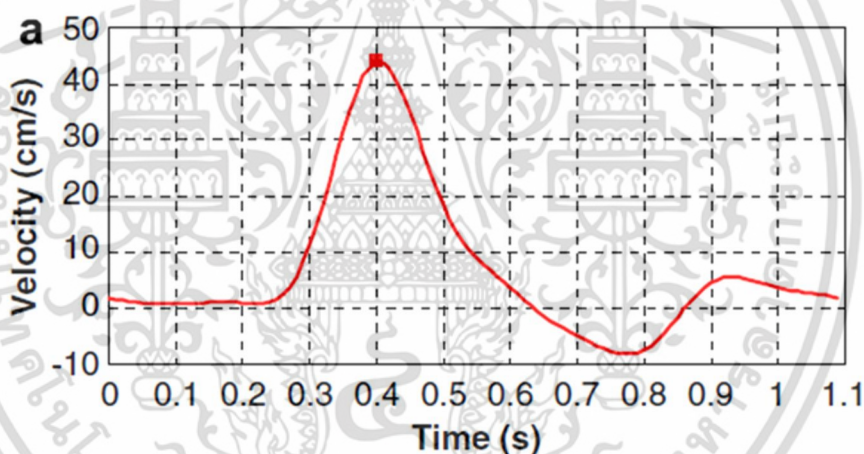
Blood model mesh ถูกกำหนดโดย Tetrahedral Volume mesh และนำเสนอรูปทรงที่ซับซ้อน ใช้การวิเคราะห์แบบคงที่ (Steady State) ไม่ขึ้นกับเวลา ทั้งในศึกษาแบบ FSI และ Finite Element Method การกำหนดลักษณะและแก้ไข Mesh มีความสำคัญต่อความแม่นยำต่อการวิเคราะห์การไหล โมเดลของผนังหลอดเลือด (Solid) และเลือด (Fluid) ถูกสร้างโดย tetrahedral volume mesh โดยใช้โปรแกรม ANSYS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

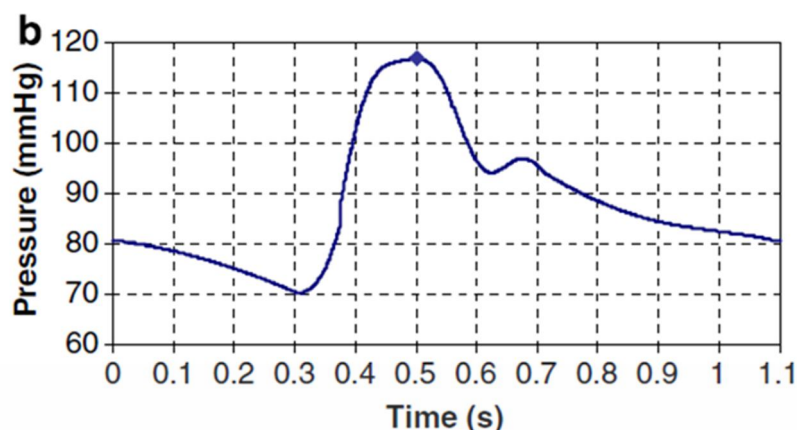
4.2.5.1 ขอบเขตของการวิเคราะห์แบบ Fluid structure interaction (FSI)

เพื่อที่จะแน่ใจว่าการวิเคราะห์สะท้อนให้เห็นถึงสิ่งที่อยู่รอบๆ หลอดเลือดของคน กระบวนการทำงานของอวัยวะต่างๆ ในร่างกายควรที่จะนำมาพิจารณาในการจำลองภาพสามมิติ คุณสมบัติของวัสดุและของไหลอ้างอิงมาจากการศึกษาก่อนหน้านี้ ในการศึกษานี้ เราทำการเปรียบเทียบความเร็วในการไหลในโมเดลเส้นเลือด Aorta ที่มีเส้นเลือดเล็กแตกออกสี่สาขา ซึ่งมีชื่อว่า Bilateral Renal Arteries และ Common Iliac Arteries การไหลของเลือดถูกจำลองในจังหวะการเต้นของหัวใจที่ต่างกัน (จังหวะบีบตัว Systolic และจังหวะคลายตัว Diastolic) และวัดที่การไหลของเลือดที่เส้นเลือด Aortic Aneurysms, Renal Arteries และ Common Iliac Arteries โดยใช้โปรแกรม ANSYS

การวิเคราะห์แบบ Fluid structure interaction จะเป็นการคำนวณแรงที่ของไหล (เลือด) ทำให้เกิดความเค้นสูงสุดที่เส้นเลือด โดยจะทำการวิเคราะห์ในรูปแบบ Finite volume หรือที่เรียกว่า CFD จากนั้นค่าความเค้นที่เกิดขึ้นในของไหลจะถูกส่งถ่ายไปยังโมเดลของของแข็ง (ผนังหลอดเลือด) ตามทฤษฎีวิธีการวิเคราะห์แบบ FSI จะได้ผลลัพธ์ที่มีค่าแม่นยำมากกว่าวิธี Finite Element Method



รูปที่ 4.15 Fluid velocity waveform indicating the peak systolic condition of cardiac cycle



รูปที่ 4.16 Fluid pressure waveform indicating the peak systolic condition of cardiac cycle

กราฟความเร็วขาเข้า (Inlet Velocity Waveform) วัดโดยใช้เครื่อง Ultrasound ซึ่งไม่ได้รวมในการศึกษานี้ การวัดความเร็วของเลือดในช่องท้อง ทำการวัดในสภาวะปกติ ผู้วัดนอนในระนาบตั้งนั้นแรงโน้มถ่วงจึงไม่นำมาพิจารณา

ในการศึกษาการไหลของเลือด ได้ใช้ค่าความเร็วสูงสุดเมื่อ Peak systolic flow สำหรับขอบเขตขาเข้า (Inlet Boundary Condition) เมื่อเวลา $t=0.4$ s. มีความเร็ว 43.9 cm/s. ดังในรูปที่ 4 สำหรับค่าขอบเขตขาออก (Outlet Boundary Condition) เมื่อ systolic condition มีค่าความดันสูงสุด 117 mmHg. ที่เวลา $t=0.5$ s. ดังรูปที่ 4.15

เลขเรย์โนลด์ส์ (Reynolds number, Re) คืออัตราส่วนระหว่างแรงเฉื่อยต่อแรงเนื่องจากความหนืดของของไหล ซึ่งมีผลต่อลักษณะการไหลของของไหล กล่าวคือ เมื่อของไหลมีความเร็วต่ำ เลขเรย์โนลด์ส์ต่ำ ถ้าของไหลมีความเร็วสูงขึ้นก็จะได้เลขเรย์โนลด์ส์สูงขึ้นเช่นกัน

สำหรับการไหลภายในท่อกลมแนวตรง การไหลจะเป็นแบบราบเรียบก็ต่อเมื่อ $Re < 2100$ และการไหลแบบปั่นป่วนจะเกิดขึ้นเมื่อ $Re > 4000$ สำหรับการเปลี่ยนแปลง (Transition Region) การไหลอาจเป็นได้ทั้งแบบราบเรียบหรือแบบปั่นป่วน ในที่นี้ $Re = 3410$ ณ ทางเข้าขอเส้นเลือดที่พิจารณา

ของเหลว (เลือด) ถือว่ามีพฤติกรรมแบบ Newtonian Fluid ซึ่งใช้สำหรับหลอดเลือดขนาดใหญ่ในร่างกายคน ความหนาแน่น $\rho = 1050$ kg/m³, ค่าความหนืด $\mu = 0.0027$ Pa.s ซึ่งอ้างอิงจากค่ามาตรฐาน โดยสมมติฐานว่าการไหลของของไหลเป็นไปตามสมการ Navier-Stroke Equation ซึ่งเป็นไปตามกฎการอนุรักษ์มวลและโมเมนตัม การไหลเป็นแบบราบเรียบและไม่สามารถถูกอัดได้ผนังเส้นเลือด Artery ไม่สามารถเสียรูปได้ขณะมีของไหลไหลผ่าน

4.2.5.2 ขอบเขตของการวิเคราะห์แบบ Finite Element Method

ในการวิเคราะห์โดยวิธี Finite Element Method จะใช้ความดันสูงสุด เมื่อ systolic condition มีค่าความดันสูงสุด 117 mmHg ที่เวลา $t=0.5$ s. ดังรูปที่ 4.16 มาคิดค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นบนเส้นเลือดโดยตรง

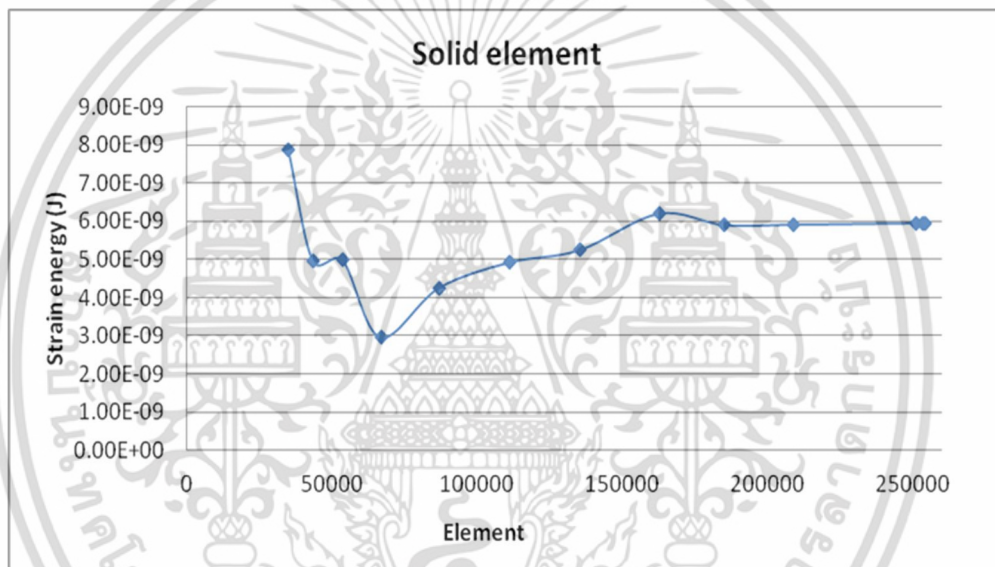
บทที่ 5

ผลการทดลองและวิจารณ์ผลการทดลอง

5.1 การศึกษาอิทธิพลของจำนวนเอลิเมนต์

5.1.1 การศึกษาจำนวนเอลิเมนต์ของผนังหลอดเลือด (Solid)

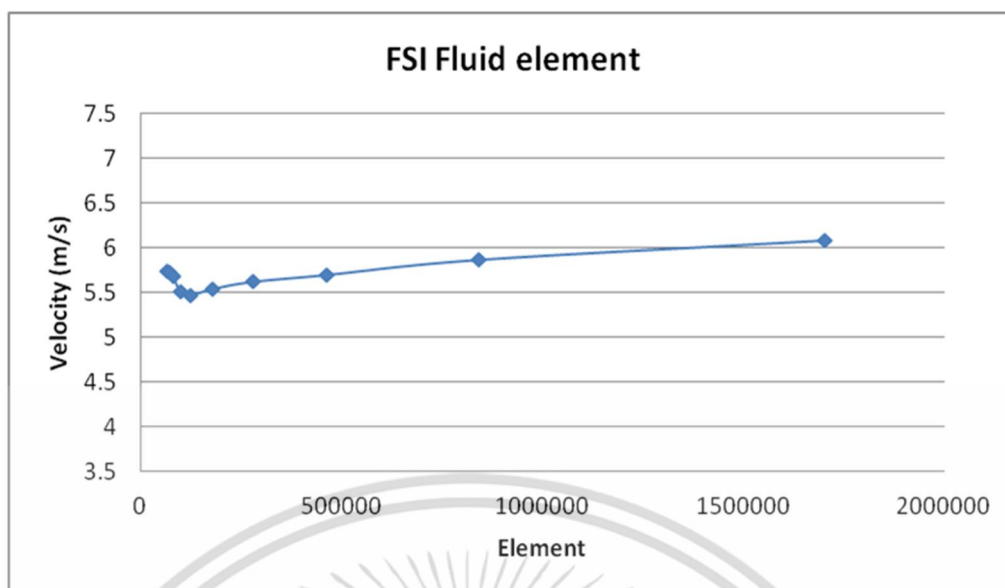
เพื่อตรวจสอบการลู่เข้า (Convergence) ในการวิเคราะห์แบบ Finite Element Method ในการศึกษานี้ไปนำค่า Strain energy มาเปรียบเทียบกับจำนวนเอลิเมนต์ จำนวนเอลิเมนต์ของ solid part (artery wall) ซึ่งมีลักษณะ tetrahedral อยู่ในช่วง 35099 – 254169 elements ดังรูปที่ 5.1 จำนวน เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ Strain energy จะพบว่าค่า strain energy เริ่มคงที่เมื่อ mesh มีจำนวนประมาณ 200000 elements



รูปที่ 5.1 จำนวนเอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ Strain energy (J)

5.1.2 การศึกษาจำนวนเอลิเมนต์ของเลือด (Fluid)

เพื่อตรวจสอบการลู่เข้า (Convergence) ในการวิเคราะห์แบบ Computational Fluid Dynamic (CFD) พบว่าการไหลของของไหล ซึ่งเอลิเมนต์มีรูปแบบ tetrahedral มีจำนวนอยู่ระหว่าง 66816 – 1702479 elements ดังรูปที่ 5.2 จำนวนเอลิเมนต์เปรียบเทียบกับความเร็ว จะสังเกตเห็นได้ว่าความเร็วของเลือดที่ไหลจะมีค่าคงที่บริเวณ 120000 elements.



รูปที่ 5.2 จำนวนเอลิเมนต์เปรียบเทียบกับความเร็วของของไหล

5.2 ผลการศึกษาค่าความเค้นสูงสุดที่กระทำกับผนังหลอดเลือด

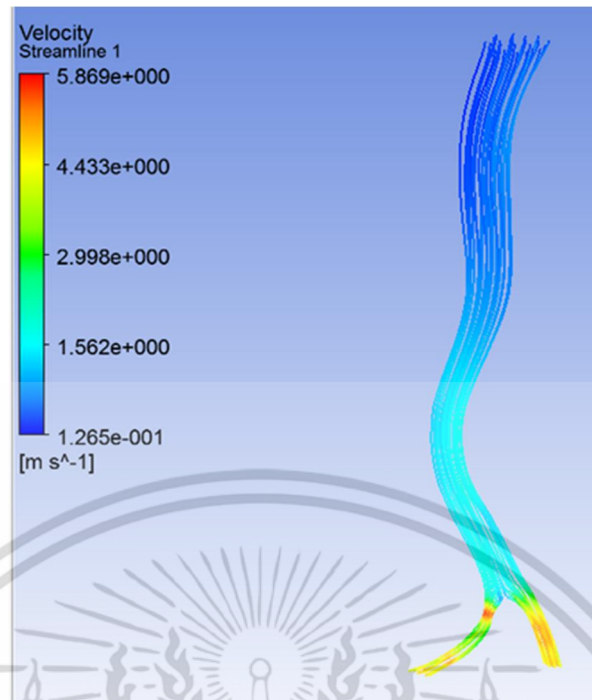
5.2.1 ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธี Fluid Structure Interaction

จากผลการวิเคราะห์พบว่าค่าความเค้นสูงสุด (Maximum Principal Stress) เกิดขึ้น 0.371 MPa ตามรูปที่ 5.3 จุดที่เกิดความเค้นสูงสุดอยู่ที่บริเวณเหนือเส้นเลือด Iliac bifurcation และเลือดมีความเร็วสูงสุดที่ 5.86 m/s บริเวณเส้นเลือด Iliac ที่มีขนาดเส้นเลือดเล็กลงเมื่อเทียบกับเส้นเลือดหลัก ตามรูปที่ 5.4



รูปที่ 5.3 ค่า Maximum principal stress จากวิธี FSI

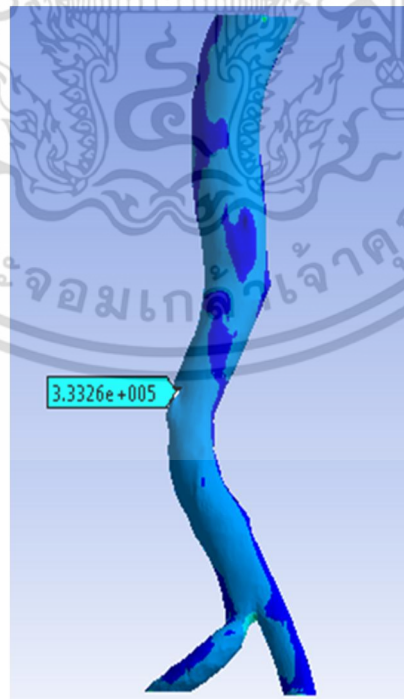
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.4 ค่าความเร็วของเลือดสูงสุดที่เกิดขึ้น

5.2.2 ผลการวิเคราะห์ด้วยวิธี Finite Element Method

จากผลการวิเคราะห์พบว่าค่าความเค้นสูงสุด (Maximum Principal Stress) เกิดขึ้น 0.33 MPa มีค่าน้อยกว่าผลที่ได้จากวิธี FSI ตามรูปที่ 5.5 จุดที่เกิดความเค้นสูงสุดอยู่ที่บริเวณเหนือเส้นเลือด Iliac bifurcation ซึ่งเป็นบริเวณเดียวกับผลลัพธ์ที่ได้จากวิธี FSI



รูปที่ 5.5 ค่า Maximum principal stress จากวิธี Finite element method

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลการทดลอง

แรงกระทำของเลือดในช่องท้องนำมาคำนวณด้วยวิธี Fluid-structure interaction (FSI) และ Finite element method ช่วงเส้นเลือดที่นำมาศึกษาอยู่ระหว่าง abdominal aorta จนถึง Iliac bifurcation จากผลลัพธ์ที่ได้ค่าความเค้นสูงสุดที่คำนวณจากวิธี FSI มีค่า 0.371 MPa และผลลัพธ์จากวิธี Finite Element Method มีค่า 0.333 MPa ซึ่งต่างกัน 10.24% ซึ่งมีค่าแตกต่างกับวิธีการศึกษาของ Christine M. Scotti, and Ender A. Finol ; 0-25%

ความแตกต่างกันทั้งนี้เนื่องจากในการวิเคราะห์แบบ FSI โดเมนของไหลและของแข็งสามารถส่งถ่ายแรงให้แก่กันได้โดยตรงซึ่ง ทำให้การหาผลลัพธ์ในเชิงคณิตศาสตร์มีค่าแม่นยำมากกว่าการที่กำหนดค่าความดันเฉลี่ยที่ผิวของหลอดเลือด โดยที่ความดันของของไหลไม่เปลี่ยนแปลงตามขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง กลางของหลอดเลือด

เมื่อนำค่าความเค้นสูงสุดที่ได้จากการวิเคราะห์มาเปรียบเทียบกับค่า Failure stress ของเส้นเลือด (0.65 MPa) จะพบว่ามีความปลอดภัยอยู่ที่ (Safety factor) 1.75 แสดงว่าเส้นเลือดแดงที่ช่องท้องที่นำมาวิเคราะห์ยังมีความปลอดภัย

6.2 ข้อเสนอแนะ

ในหัวข้อนี้ได้ทำการสรุปถึงหัวข้อข้อเสนอแนะที่เกี่ยวกับการวิเคราะห์ความเค้นที่เกิดขึ้นกับเส้นเลือดเป็นขั้นที่ใช้งานวิจัยนี้ เพื่อเป็นประโยชน์สำหรับการพัฒนางานวิจัยที่เกี่ยวกับงาน Biomechanical engineering ต่อไปในอนาคตหรือเพื่อการนำข้อมูลที่ได้จากงานวิจัยนี้ไปต่อยอดและเพิ่มความแม่นยำในการวิเคราะห์ โดยมีรายละเอียดดังนี้

6.2.1 ความละเอียดของภาพที่ได้จากไฟล์ CT Scan สามารถเพิ่มขึ้นได้ ถ้าใช้ไฟล์ที่ได้จากเครื่อง CT scan ที่มีประสิทธิภาพดีกว่า และจะทำให้ได้โมเดลของเส้นเลือดที่เหมือนจริงมากขึ้น

6.2.2 เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการวิเคราะห์ ความหนาของเส้นเลือดควรที่จะแปรผันตามความจริง

6.2.3 ค่าความเค้นสูงสุดที่เกิดขึ้นกับเส้นเลือดสามารถนำมาเปรียบเทียบกับค่า Failure stress ของเส้นเลือด เพื่อที่จะดูแนวโน้มว่าส่วนไหนของเส้นเลือดมีโอกาสที่จะเกิดเส้นเลือดโป่งพองและช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ถึงการรักษาผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ

เอกสารอ้างอิง

- [1] Anne Amblard, Helene Walter-Le Barre, Benyebka Bou-Said and Michel Brunet 2009. "Analysis of type I endoleaks in a stented abdominal aortic aneurysm." **Mechanical Engineering & Physics** 31.pp. 27-33
- [2] Christine M. Scotti and Ender A. Finol. 2007. "Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysms: A fluid- structure interaction study." **Computers and Structure** 85. pp. 1097-1113
- [3] Zhonghua Li and Clement Kleinstreuer. 2007. "A comparison between different asymmetric abdominal aortic aneurysm morphologies employing computational fluid-structure interaction analysis." **European Journal of Mechanics B/Fluids** 26. pp.615-631
- [4] H.J. Kim., C.A. Figueroa, T.J.R. Hughes, K.E. Jansen and C.A. Taylor 2009. "Augmented Lagrangian method for constraining the shape of velocity profiles at outlet boundaries for three-dimensional finite element simulations of blood flow." **Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.** 198. pp. 3551-3566
- [5] Yannis Papaharilaou, John A. Ekaterinaris, Eirini Manousaki, Asterios N. Katsamouris 2007. "A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysms." **Journal of Biomechanics** 40. pp. 367-377
- [6] Zhonghua Sun, Thanapong Chaichana, Manas Sangworasil and Supan Tungjitkusolmun 2008. "Computational fluid analysis of blood flow characteristics in abdominal aortic aneurysms treated with suprarenal endovascular grafts." **IFMBE Proceedings** Volume 23. pp. 1728-1732
- [7] B.J.B.M. Wolters. M.C.M. Rutten, G.W.H. Schurink, U. Kose, J. de Hart and F.N. van de Vosse 2005. "A patient-specific computational model of fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms." **Medical Engineering & Physics** 27. pp. 871-883



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



APPLICATION OF COMPUTATIONAL FLUID DYNAMICS ANALYSIS FOR IMPROVING NOSE IRRIGATION TECHNIQUE

Wikran Khamrit¹, Khaisang Hemtiwakorn², Chinaruk Thianpong¹, Supan Tungjitkusolmun²,
Chuchart Pintavirooj²

¹Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

²Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Thailand

ABSTRACT

Understanding the properties of water flow in the nasal cavity is essential to understanding physiology and pathologic aspects of nasal breathing. Particle image velocimetry techniques were used to determine critical parameters for the study and design of effective nasal drug delivery device. The critical parameters found were flow rate, diameter of nozzle and position of nozzle. We performed flow simulation of water in nasal cavity for a range of values for water flow rate using computation fluid dynamics software. In this study we sprayed water into only the right opening of human nose, water inlet velocity is 2.12 m/s. From the results, we varied nasal angle into three cases 40, 50, 60 degrees, it can be seen that angle of nasal was effect to the water flow route in a nasal nearly the end of nasal turbinated. Thus, CFD analysis could be utilized in a wide range of research topics and help guide the design of nasal spray devices.

1. INTRODUCTION

Human nasal cavity is an important component of the respiratory system, which performs a variety of essential physiological functions. It is responsible for heating and humidifying inspired air to near body core temperature with full saturation, while filtering the air from pollutants and toxic particles that may enter the airway. On the other hand, nasal drug delivery provides an alternative approach to traditional delivery method such as oral drug routes that fail in the systemic delivery of compounds due to its dissociation by the digestive system. Additionally, nasal drug delivery has a good level of patient compliance when compared with intravenous method and produces faster pharmacological action [1].

The nasal airway is dominated by the nasal turbinated; three bony and soft tissue structures lined with highly vascularized mucosa that contains opening to paranasal sinuses [2]. Because of these characteristics, it is hypothesized that drug delivery for combating health problems such as lung diseases, cancers, diabetes, sinus infections, etc. may be viable if the drug formulation can be deposited in the turbinate region [3]. However, this

requirement tends to be poorly implemented where a large proportion of the drug particles are known to deposit in the anterior regions of the nasal vestibule, attributed to the sprayed particles existing in a high inertial regime [4]. Therefore, studies into local particle deposition are of great significance in the delivery of drugs via the nasal airway.

The nasal anatomy, characterized by thin airway channels does not allow direct measurements of flow patterns inside the human nose [5]. The numerical simulation method, also known as the computational fluid dynamics (CFD) method, was first applied to an analysis of airflow in the nasal valve area [6] and to study of airflow in nasal cavities [7]. Since then, the CFD method has been applied to the study of nasal airflow [8], the distribution of temperature [9], odorant solubility of transport [10]. Nasal particle deposition delivered by a spray device was performed by Cheng et al. [11] using a multi-sectional nasal airway replica model and found deposition patterns from four different nasal spray pumps. The results showed the particles deposited mainly in the anterior and turbinate regions and that deposition in the anterior region increased with an increase in spray cone angles and larger particles.

This study applied a fluid dynamics approach to analyze mechanism of water flow in nasal cavity. Using numerical method, various fluid dynamic parameters such as pressure and velocity distribution are calculated under various inspiratory flow rates conditions.

2. METHOD

2.1 Fluid dynamic condition/governing equation

Water flow inside human nasal cavity is in a dynamic state. It decelerates and accelerates from a resting state during none breathing state. The water is considered as incompressible and Newtonian with constant fluid properties. A numerical solution of the mean flow requires resolving the mass and momentum conservation equations (the "Navier-Stoke equations") in Cartesian tensor notation as follows:

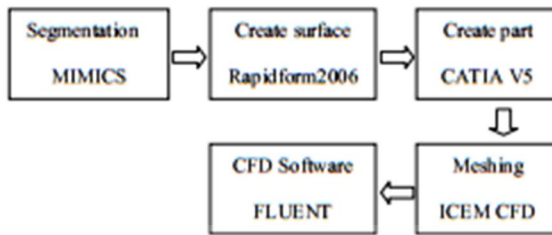


Figure 1. Work flows were used for this study.

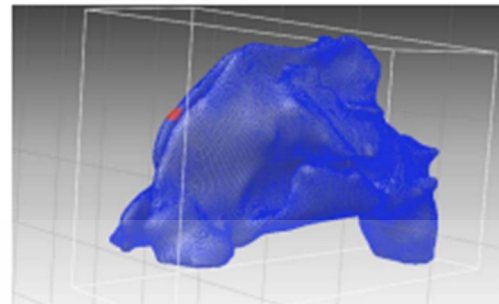


Figure 3. CT images in 3 plans of coronal, axial and sagginal were used for segmentation in MIMICS.

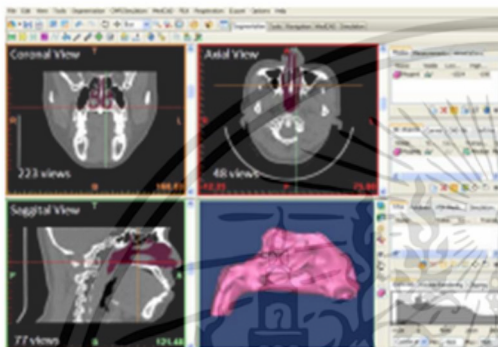


Figure 2. CT images in 3 plans of coronal, axial and sagginal were used for segmentation in MIMICS.

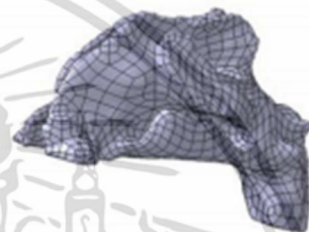


Figure 4. 3-D image was generated by CATIAV5 software.

$$\frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j u_i - \tau_{ij}) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} \quad (2)$$

where x_i is the Cartesian coordinate ($i=1, 2, 3$)
 u_i = Absolute fluid velocity component in direction x_i
 p = Piezometric pressure = $p_s + \rho_0 g_m x_m$ where
 p_s is static pressure; ρ_0 is reference density;
 g_m are gravitational acceleration components;
 x_m are coordinates relative to a datum where
 ρ_0 defined.
 ρ = Density
 τ_{ij} = Stress tensor components.

Standard low Reynolds number two-equation $k - \omega$ Model is the turbulence model applied in this study.

2.2 Geometric model construction

Computer modeling was conducted using CT data obtained from patient. Process flow of this study was shown in Figure 1. First process of this research is construction of the 3-dimensional geometry of nose model from the computed tomography (CT) data obtained from a volunteer. DICOM data of CT images were imported into MIMICS 10.01 software (Materialize, USA) for segmenting the nasal airway excluded paranasal sinus. A threshold level range of about -1024 to -188 was applied to the area consisting of air. After automatic segmentation with threshold level of brightness, the manual segmentation was then performed (Figure 2).



Figure 5. Trimmed cell mesh model was performed after constructing the 3D model obtained from CT images.

Then, Rapidform2006 software was used to generate surface of nasal cavity by automatic surface generating function (Figure 3). Thirdly, CATIA V5 (Dassault System., USA) was employed to create solid objects from surfaces before adding a nozzle inlet (Figure 4). Next, ICEM CFD (integrated in ANSYS 12.1 Inc., USA) software was used to generate mesh for nasal cavity and nozzle inlet (Figure 5).

Finally, computational grid model was imported to FLUENT (integrated in ANSYS 12.1 Inc., USA) for numerical computation, and visualizing the solution during post-processing.

2.3 Boundary condition and numerical control

The patterns of water flow within the nose can be determined, in principle, by both experimental and computational method. However, two approaches have differing strengths and weaknesses that lead to their being strongly complementary. In this study, we applied the

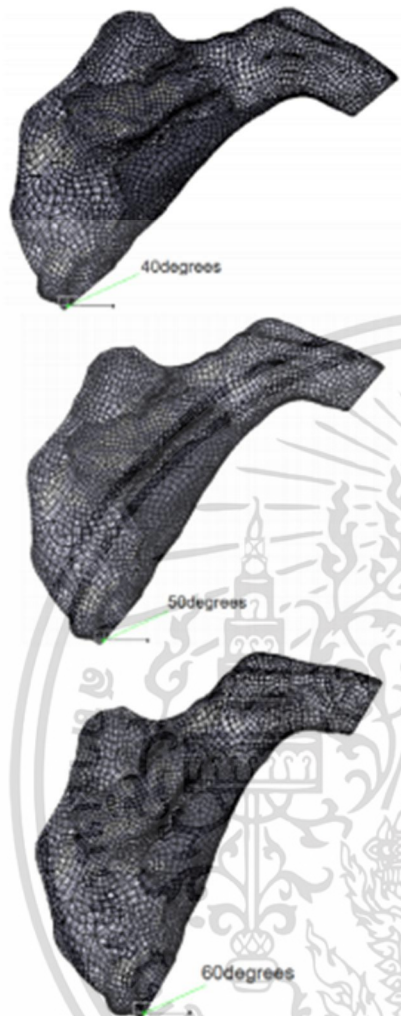


Figure 6. The position of nasal in each angle 40, 50 and 60 degrees.

computational method to obtain parameters of interest.

The computational grid nose model was imported into the commercial CFD software package, FLUENT which then solved the finite volume. We assumed that the uniform velocity profile and the axial component of velocity were perpendicular to the flow inlet faces. A steady flow rather than a cyclic unsteady flow was used in this case to allow the results to emphasize the airflow dynamic and patterns independent from cyclic conditions [4]. The boundary condition at nozzle inlet was set to velocity 2.12 m/s and varies nasal by 40, 50, and 60 degrees. Convergence was judged by monitoring the magnitude of the absolute residual sources of mass and momentum, normalized by the respective inlet fluxes. The iteration is continued until all residual fall below 0.0001%.

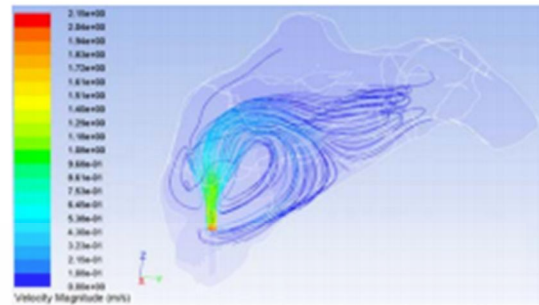


Figure 7. The path lines velocity of nasal water flow obtained from this study (nasal incline 40 degrees and inlet velocity 2.21 m/s)

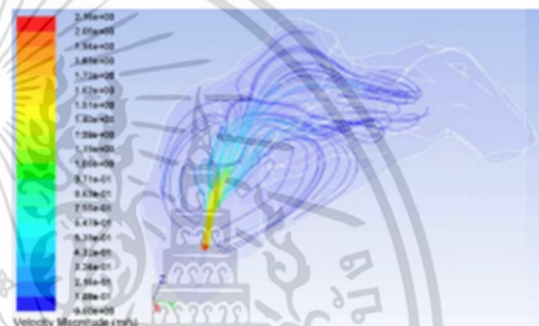


Figure 8. The path lines velocity of nasal water flow obtained from this study (nasal incline 50 degrees and inlet velocity 2.21 m/s)

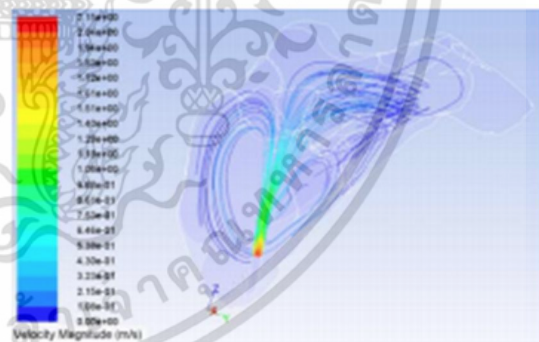


Figure 9. The path lines velocity of nasal water flow obtained from this study (nasal incline 60 degrees and inlet velocity 2.21 m/s)

2.4 Computation mesh generating

The mesh generating software call ICFM CFD software was used for this purpose. After insert nozzle inlet in the nose cavity by CATIA V5 software, mesh of nasal cavity and nozzle were generated. Figure 3 shows the mesh of nasal cavity and nozzle inlet (2,737,527 mesh elements). The computations were performed using a personal computer with an Intel Core 2 Quad 2.8 GHz CPU and 4 GB of memory with OA Win 7 64 Bit.

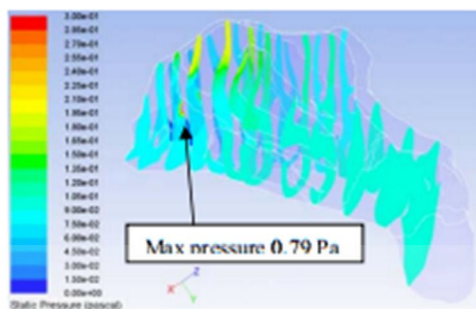


Figure 10. The contour pressure of nasal water flow obtained from this study, nasal incline 40 degrees.

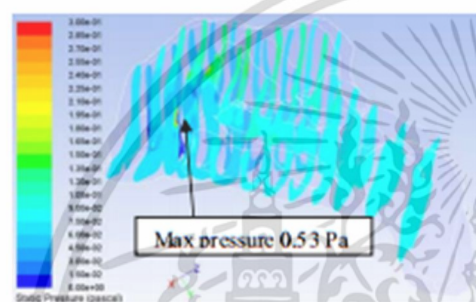


Figure 11. The contour pressure of nasal water flow obtained from this study, nasal incline 50 degrees.

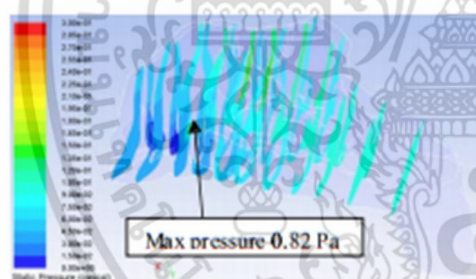


Figure 12. The contour pressure of nasal water flow obtained from this study, nasal incline 60 degrees.

3. INSPIRED NASAL WATER FLOW SIMULATION RESULT

We performed CFD analyses by fixing water inlet velocity at 2.12 m/s and varying nasal angle (40, 50, 60 degrees, figure 6) resulted from spraying water into the right cavity of the nose. The result of the water flow simulation velocity and pressure are described in the following sections.

3.1 Water flow velocity 2.12 m/s and nasal 40 degrees

The water flow field in the right nasal cavity was investigated at water inlet velocity 2.12 m/s and 40 degrees of nasal angle. Figure 7 shows the streamline of water flow passing through nostril area (Figure 13 [12], plane A), through end of nasal turbinate area (plane F).

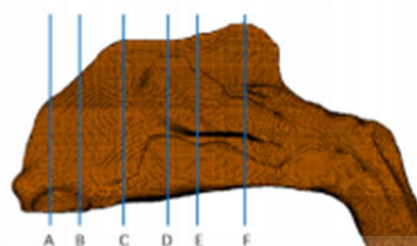


Figure 13. Coronal cutting planes of nasal model

Plane A is nostril

Plane B is nasal valve area (narrowest area of nasal cavity)

Plane C is head of inferior turbinate

Plane D is beginning of middle turbinate,

Plane E is middle portion of nasal turbinate, and

Plane F is the beginning of superior turbinate nearly the end of nasal turbinate.

It's shown that water path lines could not go through the upper area of the middle turbinate but passed across in the lower area and figure 10 shown the contour pressure of nasal, Max. pressure is 0.79 Pa. The pressure of water has more effect to the upper part than the others.

3.2 Water flow velocity 2.12 m/s and nasal 50 degrees

We varied the nasal angle to 50 degrees and inlet velocity 2.12 m/s shown in figure 8, repeated the simulation as in Section 3.1. We found that water path lines can pass through the upper area of end of nasal turbinate area (plane E) and contour pressure of nasal shown in figure 11, Max. pressure is 0.53 Pa that less than previous case.

3.3 Water flow velocity 2.12 m/s and nasal 60 degrees

The last figure 9 and 12, we varied the nasal angle to 60 degrees and inlet velocity 2.12 m/s, repeated the simulation as in Section 3.1. We found that water path lines can pass deepest area of end of nasal turbinate area (plane F) and contour of water has more effect to the middle turbinate than another area. To compare between figure 7 and 8, demonstrated that water path lines can be changed by varied the angle of nasal.

3.4 Conclusion

We studied nasal washing with water by performed CFD to compute the water path line by inject water into the right nasal cavity which could be visualized as in Figure 7–12 for different present conditions. From these figures, it can be seen that in figure 7 nasal angle 40 degrees, water path lines easily to pass in the lower area of middle portion of nasal turbinate but in figure 8 nasal angle 50 degrees, water path lines can pass through the upper area of middle portion of nasal turbinate. The last we computed water path lines with nasal 60 degrees, the result shown that water path lines can pass through the deepest area of the end of nasal turbinate, we can notice that a significant value to study more detail in the future, for example position of the inlet nozzle, angle of the



patient face when wash their nasal. The result from this study aimed at providing the suitable method of nasal washing and an insight to assist the pharmaceutical industry to improve, also help guide the design of nasal spray device.

REFERENCES

- [1] Jian Wen, Kiao Inthavong, Jiyuan Tu and Simin Wang, Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity, *Respiratory Physiology & Neurobiology* 161 (2008) 125-135
- [2] K.Inthavong, Z.F. Tian, J.Y. Tu, W. Yang, and C.Xue, Optimising nasal spray parameters for efficient drug delivery using computation fluid dynamics, *Computers in Biology and Medicine* 38 (2008) 713-726
- [3] J. Kimbell, J.D. Shroeter, B. Asgharian, B.A. Wong, R.A. Segal, C.J. Dickens, et al., Optimisation of nasal delivery devices using computation models, *Res. Drug-Del.* 9 (2004) 233-238
- [4] K. Inthavong, Z.F. Tian, H.F. Li, J.Y. Tu, W.Yang, C.L. Xue, et al., A numerical study of spray particle deposition in a human nasal cavity, *Aerosol Sci. Technol.* 40 (2006) 1034-1045
- [5] Jian Wen, Kiao Inthavong, Jiyuan Tu, Simin Wang, Numerical simulations for detailed airflow dynamics in a human nasal cavity, *Respiratory Physiology & Neurobiology* 161 (2008) 125-135
- [6] Tarabichi, M., Fanous, N., Finite element analysis of airflow in the nasal valve, *Arch. Otolaryngol, Head Neck Surg* (1993) 119, 638-642
- [7] Keyhani, K., Scherer, P.W., Mozell, M.M., Numerical simulation of airflow in the human nasal cavity, *J. Biomech. Eng* (1995) 117, 429-441
- [8] Horschler, I., Brucker, C., Schroder, W., Meinke, M., Investigation of the impact of the geometry on the nose flow, *Eur. J. Mech. B Fluids* (2006) 32, 39-45
- [9] Lindermann, J., Keck, T., Wismler, K., Sander, B., Brambs, H.J., Rettinger, G., Pless, D., A numerical simulation of intranasal air temperature during inspiration, *Laryngoscope* (2004) 114, 1037-1041
- [10] Kurtz, D.B., Zhao, K., Hornung, D.E., Scherer, P., Experimental and numerical determination of odorant solubility in nasal and olfactory mucosa, *Chem. Senses*, (2004) 29, 763-773
- [11] Y.S. Cheng, T.D. Holmes, J. Gao, R.A. Guilmette, S. Li, Y. Surakitbanharn, et al., Characterization of nasal spray pumps and deposition pattern in a replica of the human nasal airway, *J. Aerosol. Med.* 14 (2) (2001) 267-280
- [12] Khaisang Hemtiwakorn, Niwat Phoocharoen, Visan Mahasittiwat, Supan Tungjitkusolmun, Manas Sangworasil, Chuchart Pintavirooj, Combined medical imaging and computational fluid dynamic (CFD) analysis of airflow simulation.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายวิกรานต์ คำฤทธิ
วัน เดือน ปีเกิด	11 กันยายน 2526
ที่อยู่	18/81, หมู่บ้าน Perfect Place the metro, ถนน มอเตอร์เวย์ เขต ประเวศ, แขวง ประเวศ, กทม. 10250
ประวัติการศึกษา	2549 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาเครื่องกล มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 2557 วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเครื่องกล สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ประสบการณ์ทำงาน	
พ.ศ.2549-2555	ตำแหน่ง Senior Engineer บริษัทโตโยต้า (TMAP-EM)
พ.ศ.2555-2556 Automotive	ตำแหน่ง Senior Product Development Leader บริษัท RMA
พ.ศ.2556-2557 System	ตำแหน่ง Program Development Leader บริษัท Faurecia Interior
ปัจจุบัน	ตำแหน่ง Team Leader Design Engineer บริษัท Bombardier Transportation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้