

การจำลองการไหลของเลือดในเส้นเลือดบายพาสบริเวณหัวใจ ด้วยวิธีการวิเคราะห์เชิงตัวเลข

Numerical Simulation of Blood flow in Vessels bypass around heart

สมพจน์ คำแก้ว (Sompot Khomkaew) * ดร.ไชยณรงค์ จักรธรานนท์ (Chainarong Chaktranond)*

ดร.ผดุงศักดิ์ รัตนเดโช (Phadungsak Rattanadecho) **

บทคัดย่อ

การวิจัยครั้งนี้เป็นการวิจัยเกี่ยวกับการจำลองการไหลของเลือดบริเวณพื้นที่หน้าตัดของเส้นเลือด เพื่อศึกษาหาค่าความเร็ว ค่าความดันและค่าความเค้นเฉือนที่มีผลต่อบริเวณรอยต่อของท่อบายพาสกับเส้นเลือดหัวใจที่ตีบ ในการคำนวณกำหนดให้มุมระหว่างท่อบายพาสและเส้นเลือดหัวใจมีค่า 45 องศา ความเร็วของเลือดที่ตำแหน่งทางเข้าท่อเลือดมีค่าประมาณ 0.65 เมตรต่อวินาที ($Re = \rho UD/\mu = 200$) ความดันที่กระทำต่อเลือดมีค่าเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา และผนังของหลอดเลือดถูกพิจารณาให้สามารถยืดหยุ่นและไม่ยืดหยุ่น ผลจากการคำนวณจากแบบจำลองทั้งสองแบบ ขนาดเส้นเลือดหัวใจ \varnothing 2 มิลลิเมตร เส้นเลือดยาว 30 มิลลิเมตรและเส้นเลือดตีบ \varnothing 0.90 มิลลิเมตร พบว่าความเร็วสูงสุดของเลือดที่ไหลในท่อบายพาสและที่ไหลผ่านบริเวณส่วนที่ตีบมีค่าประมาณ 4 และ 5 เท่า ของความเร็วในเส้นเลือดปกติตามลำดับ นอกจากนี้อิทธิพลของการยืดหยุ่นและไม่ยืดหยุ่นของเส้นเลือดมีผลต่อการเกิดค่าความเค้นเฉือนสูงสุดและต่ำสุดที่บริเวณเส้นเลือดตีบและเส้นเลือดบายพาสที่จะทำให้เกิดการฉีกขาดบริเวณนั้นๆ ส่วนค่าความเร็วของเลือดที่มีความเร็วสูงจะเกิดที่ผนังเส้นเลือดที่มีการยืดหยุ่นและค่าความเร็วของเลือดที่ผนังเส้นเลือด ไม่มีการยืดหยุ่นจะมีค่าเท่ากันทั้งสองด้านส่วนบริเวณพื้นที่หน้าตัดตรงกลางความเร็วจะลดลง

ABSTRACT

This research numerically investigates the blood flow and shear stress in the connection between blocked blood vessel and coronary artery bypass graft. In our simulations, bypass graft angle is 45 degree; blood velocity approximately is 0.65 m/s ($Re = 200$); pressure performing on blood varies with time. In addition, blood vessel wall is not elastic and elastic. Results from model calculations from both heart blood vessel size \varnothing 2 mm Vascular length \varnothing 30 mm and stenosis is blood flow size \varnothing 0.90 mm. Results show that maximum velocities in the graft and blocked vessel approximately are 4 and 5 times faster than the blood velocity in the normal part, respectively. The influence of the not elastic and elastic of blood vessel affects the value of maximum shear stress and minimum tear vascular area to cause laceration near that velocity of blood with high potential that a elastic blood vessel walls and velocity of blood vascular wall is not elastic to have both sides of the same area next to tear down the middle velocity.

คำสำคัญ : เส้นเลือดอุดตัน เส้นเลือดบายพาส ความเค้นเฉือน

Key Words : Stenosis, Bypass, Shear stress

* นักศึกษา หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

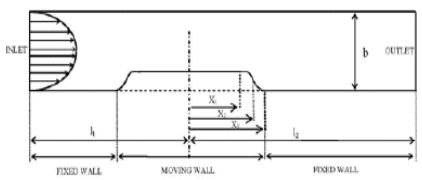
** ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

*** ศาสตราจารย์ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

บทนำ

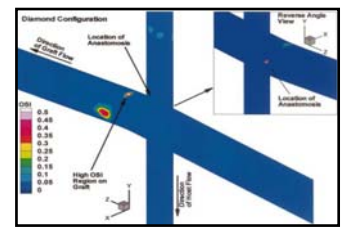
การกินอาหารที่มีไขมันมากเกินไปเป็นสาเหตุหนึ่งของโรคหลอดเลือดตีบตัน โดย 1 ใน 3 ของประชากรไทยป่วยและตายเป็นโรคดังกล่าว การรักษาสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การทานยา การทำบอลลูน และการทำท่อนบายพาส (Coronary artery bypass graft) ซึ่งแพทย์จะนำเส้นเลือดบริเวณข้อพับหัวเข้าไปติดต่อกับเส้นเลือดหัวใจใกล้บริเวณที่ตีบตันเพื่อเปลี่ยนเส้นทางการไหลของเลือด แต่อย่างไรก็ตามมุมมองของการต่อระหว่างท่อนบายพาสและเส้นเลือดหัวใจมีผลต่อลักษณะการไหลของเลือดและความเค้นเฉือนที่ผนังของเส้นเลือดบริเวณรอยต่อ ซึ่งตัวแปรเหล่านี้ส่งผลถึงอายุของการรักษาด้วยการทำท่อนบายพาส

Ben-Mansour และคณะ [1] ใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ใน 2 มิติ ศึกษาลักษณะการไหลของเลือดในเส้นเลือดที่มีการยืดและหดตัวแบบเป็นจังหวะ (Pulse) เด่นเป็นจังหวะขยายและหดตัวโดยกำหนดให้เส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นเลือดบริเวณปกติ (ไม่มีการอุดตัน) จำลองการไหลผ่านผนังรอยเว้าที่มีการเคลื่อนทุกด้าน โดยกำหนดเวลาเริ่มต้นที่ 0 วินาทีถึง 0.5 วินาทีกับ 0 วินาทีถึง 0.7 วินาทีผลที่ได้ที่สภาวะการไหลผ่านรอยเว้าทำให้ กระแสการไหลหมุนวนทำให้ความเค้นเฉือนที่ผนังท่อสูง โดยมีอิทธิพลมาจากความดันในท่อตกลง เปรียบเทียบกับการไหลที่ไม่ขึ้นกับเวลา กรณีการไหลไม่สม่ำเสมอ จะทำให้เกิดความเค้นเฉือนที่ผนังความดันตกค่อมจากการไหลแบบเป็นจังหวะสูงกว่าการไหลแบบสม่ำเสมอ



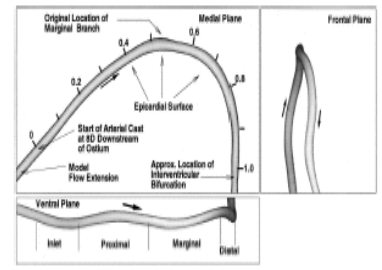
ภาพที่ 1 แสดงการไหลผ่านระบบไม่มีการเคลื่อนที่ กับระนาบเคลื่อนที่ [1]

Michael Bonert-R และคณะ [2] ซึ่งนำเสนอผลงานวิจัยเกี่ยวกับการศึกษาเชิงตัวเลขของ การไหลของเลือดภายในเส้นเลือดบายพาสในแบบสองลักษณะคือ ด้านที่เชื่อมต่อกันสองแบบในรูปแบบการตัดต่อที่แตกต่างกัน ซึ่งเมื่อเราต้องการทำเส้นเลือดบายพาสอันประกอบด้วยเส้นเลือดหลายๆ เส้นมาเชื่อมกันพบว่าสิ่งแรกที่ควรคำนึงถึงคุณลักษณะของเส้นเลือดบายพาสที่นำมาเชื่อมต่อเส้นเลือดหลักทั้งสองด้าน เพราะการไหลเวียนของเลือดขึ้นอยู่กับขนาดเส้นเลือดนั้นๆ ผลที่ได้สัดส่วนหลอดเลือดบายพาสกับหลอดเลือดเดิมมีผลต่อความเร็วของเลือดตามภาพที่ [2]



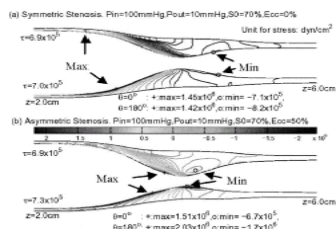
ภาพที่ 2 แสดงการเชื่อมต่อแบบเส้นเลือดบายพาสแบบ (DIAMOND) [2]

Myers J.G และคณะ [3] เป็นการศึกษาปัจจัยที่มีอิทธิพลเกี่ยวกับรูปแบบการไหลของเลือด ในเส้นเลือดแดงฝั่งด้านขวาในร่างกายมนุษย์ ($Re=500$) พบว่าปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อการไหลของเลือดในฝั่งซีกขวาของมนุษย์คือ อิทธิพลของรัศมีความโค้งของเส้นเลือดที่มีผลต่อการไหลของเลือดที่มาจากหัวใจและการเฉลี่ยค่าความเค้นเฉือนเป็นวงกลมกระจายตามรัศมีของผนังเส้นเลือด



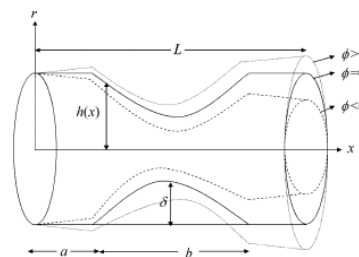
ภาพที่ 3 แสดงการไหลของเลือดฝั่งซีกขวาของร่างกายมนุษย์ (RCA) [3]

Dalin Tang และคณะ [6] ได้ศึกษาผลกระทบของการไหลของเลือดผ่านเส้นเลือดที่ไม่สมมาตรและบริเวณเส้นเลือดอุดตัน โดยใช้แบบจำลองเรขาคณิตสามมิติผลลัพธ์บ่งบอกว่า สภาวะเส้นเลือดอุดตันเป็นสาเหตุให้มีการไหลของเลือด ที่มีผลทำให้เกิดค่าความเค้นกดอัดค่อนข้างมากที่ทำกับบริเวณที่เส้นเลือดอุดตัน ซึ่งเป็นผลทำให้เส้นเลือดแดงแตกบริเวณดังกล่าว ความไม่สมมาตรของเส้นเลือดที่อุดตันนำพาสู่การเกิดแรงบีบกดเส้นเลือดที่ค่อนข้างสูงขึ้น ค่าความเค้นเฉือนจะมีค่าสูงก่อนผ่านบริเวณอุดตันและค่าความเค้นเฉือนจะต่ำลงผ่านบริเวณอุดตัน



ภาพที่ 4 แสดงการการเกิดความเค้นกดที่สูงบริเวณผนังท่อที่ตีบแคบ [6]

Mekheimer K.H.S และ Ei Kot M.A [7] ได้ศึกษาการจำลองการไหลของเลือด ผ่านผนังเส้นเลือดตีบแคบที่ด้านปลายเรียว เปรียบเทียบกับการจำลองกับการไหลของเลือดที่เส้นเลือด ผ่านผนังเส้นเลือดที่มีแกนสมมาตร และผ่านผนังเส้นเลือด ที่มีแกนที่ไม่สมมาตรไปตามระนาบ เส้นเลือดที่ผนังตีบแคบปลายเรียวที่สมมาตรทุกด้าน เพื่อการคาดคะเนผลกระทบของรูปร่างของเส้นเลือด ที่ผนังบริเวณตีบแคบ ว่ามีอิทธิพลต่อการไหลของเลือดอย่างไร ในการพิจารณารูปแบบจำลองทางเรขาคณิตที่ใช้จำลอง การไหลของเลือดพบว่ามุมผนังตีบแคบที่ลดลง มีผลกระทบต่อตัวแปรของไหล เช่น ความเร็ว และความเค้นเฉือน

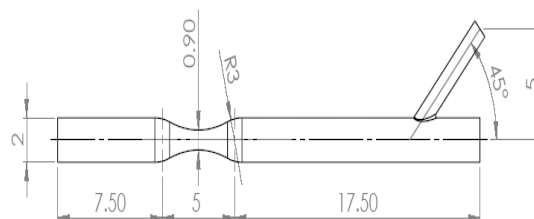


ภาพที่ 5 แสดงการรูปแบบจำลองเส้นเลือดที่มีผนังเส้นเลือดตีบแคบด้านปลายเรียว [7]

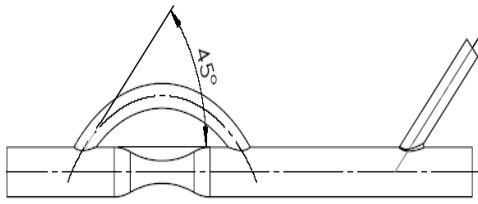
ในงานวิจัยนี้จะศึกษาทำการวิเคราะห์ รูปแบบการไหลของเลือดและความเค้นเฉือนที่ผนังบริเวณรอยต่อระหว่างเส้นเลือดหัวใจใน 3 มิติ โดยใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขที่คำนวณ โดยใช้โปรแกรม COMSOL MULTIPHYSICS V.3.4

แบบจำลองการคำนวณทางคณิตศาสตร์

แบบจำลองการคำนวณแสดงดังรูปที่ 6-7 การคำนวณเป็นแบบ 3 มิติ เส้นเลือดมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ส่วนบริเวณที่ตีบ (คอคอด) และท่อบายพาสมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.90 และ 1 มิลลิเมตร โดยรัศมีความโค้งของท่อบายพาสมีค่า 3.5 มิลลิเมตร ความเร็วของการไหลของเลือด 0.625 เมตรต่อวินาที ($Re = 200$) การคำนวณใช้วิธีไฟไนต์อีลิเมนต์แบบสามเหลี่ยมจำนวนกริด (Grid) ขนาด 6376 เวลาในแต่ละขั้น (Δt) มีค่า 0.25 0.5 และ 1 วินาทีและค่าความผิดพลาด 0.125 โดยเปรียบเทียบแบบจำลองไม่มีการทำเส้นเลือดบายพาสและแบบจำลองที่มีการทำบายพาสแบบผนังยึดหยุ่นและผนัง ไม่ยึดหยุ่น



ภาพที่ 6 แสดงแบบจำลองเส้นเลือดไม่มีบายพาสผนังเส้นเลือดยึดหยุ่นและไม่ยึดหยุ่น



ภาพที่ 7 แสดงแบบจำลองเส้นเลือดมีขาคีบพาสทำมุม 45 องศา

แบบจำลองการไหลของเลือดของมนุษย์

ในเลือดของมนุษย์ประกอบด้วยส่วนพาสมาเซลล์เม็ดเลือดแดงและลิมโฟไซต์ในส่วนของพาสมีประมาณ 90-95% เมื่ออนุภาคของเซลล์เม็ดเลือดที่มีขนาดใหญ่เคลื่อนที่จะทำให้อัตราส่วนความเค้นเฉือนมีค่าน้อย อย่างไรก็ตามเมื่ออัตราส่วนความเค้นเฉือนมีค่าต่ำกว่า 100 s^{-1} [2] การไหลของเลือดจะกลายเป็นการไหลแบบนอนนิวโตเนียนโดยขึ้นอยู่กับสัดส่วนของความเค้นตามกฎของ Carreau model ดังนั้นอัตราส่วนการเปลี่ยนรูปสัมพันธ์กับการความเค้นของหัวใจตามสมการ

$$D_{ij} = \frac{1}{2}(u_{i,j} + u_{j,i})$$

$$\sigma_{ij} = -p^F \delta_{ij} + 2\mu(\dot{\gamma})D_{ij} \quad (1)$$

$$\dot{\gamma} = \sqrt{2D}$$

เมื่อ

- μ คือ ค่าความหนืดของเลือด
- D คือ อัตราส่วนการเปลี่ยนรูปเทนเซอร์กับดิโนท์
- $\dot{\gamma}$ คือ อัตราส่วนความเค้นเฉือน
- σ_{ij} คือ ความเค้นฉาก(normal stress)
- δ_{ij} คือ ความเค้นเฉือน(shearing stress)
- p^F คือ แรงความดันในเส้นเลือด

สมการควบคุมการไหลของเลือด

ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยเพื่อใช้คำนวณหาปรากฏการณ์ลักษณะการไหลแบบหนืดที่ไม่อัดตัว (incompressible viscous flow) ในสามมิติซึ่งรู้จักกันโดยทั่วไปว่าระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-

Stokes equations) นั้นประกอบด้วยสมการของการอนุรักษ์มวล (conservation of mass) และสมการอนุรักษ์โมเมนตัม (conservation of momentums) ในแกน x y ตามสมการควบคุมที่ (2) และสมการต่อเนื่องความเค้นที่ผนังมีการเคลื่อนที่ตามระยะเยื้องข้างล่าง

$$U_{i,i} = 0 \quad (2)$$

$$\rho^F \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j u_{i,j} \right) = \frac{\partial \sigma_{ij}^F}{\partial x_j} + F_i^F \quad (3)$$

เมื่อ

ρ^F คือความหนาแน่นของเลือด(Denotes the blood density)

u_i คือ เวกเตอร์ความเร็วทิศทาง i

F^F คือ ขนาดปริมาตรของแรงในของไหลสมการการไหลของเลือดอริบายโดยสมการของ (Brinkman equations)

$$V_{i,i} = 0 \quad (4)$$

$$\rho^F \left(\frac{\partial v_i}{\partial t} + \frac{\mu}{k} v_i \right) = p_i^S (\mu(v_{i,j} + v_{j,i}))_{,j} + F_i^S \quad (5)$$

เมื่อ

μ คือความหนืดของดิโนท์ในชั้นวัสดุพรุน (Denotes viscosity in porous layer)

k คือ การซึมผ่าน (permeability)

v_i คือ เวกเตอร์ความเร็วทิศทาง i

P คือ ดิโนท์ ความดัน (Denotes pressure)

F^F คือแรงกายภาพที่กระทำกับผนังเส้นเลือด

t คือ เวลา (Time)

สมการควบคุมการเปลี่ยนรูปผนังเส้นเลือด

ผนังให้เป็นวัสดุที่มีความยืดหยุ่นในระหว่างวัฏจักรการขยายตัวและหดตัวของหัวใจความดันของเลือดเปลี่ยนแปลงไปตามเวลาที่กระทำกับพื้นผิวผนังเส้นเลือดและผนังเส้นเลือดเปลี่ยนรูปไปตามฟังก์ชันเวลา

การเปลี่ยนรูปของผนังเส้นเลือดสามารถอธิบายจากรูปแบบจำลองของสมการหีดหยุ่น

$$\rho^s \frac{\partial^2 d}{\partial t^2} = \mu \nabla^2 d + (\lambda + \mu) \nabla(\nabla \cdot d) \quad (5)$$

$$\lambda = \frac{E \nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)}, \mu = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

เมื่อ

ρ^s คือ ความหนาแน่นเส้นเลือด

d คือ การกระจัดของเวกเตอร์ ดิโนท์

ρ^s คือ ความหนาแน่นเส้นเลือด

λ, μ คือ ค่าคงที่ของลัม(Lame constants)

E คือ ยั่งโมดูลัส(Young's modulus)

ν คือ อัตราส่วนปัวซอง(Poisson's ratio)

เงื่อนไขพื้นผิวและขอบเขต

การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตการไหลของเลือดเราสามารถพิจารณาจากโครงสร้างการไหลของเลือด ลักษณะเฉพาะของความดันที่เป็นจังหวะจะแปรเปลี่ยนไปตามความแตกต่างของเส้นเลือดในระบบไหลเวียนโลหิตความดันที่มีการขยายตัวและหดตัวเป็นจังหวะและอัตราการไหลตามสมการ

$$p(t) = \bar{p} + \sum_{n=1}^N \alpha_n^p \cos\left(\frac{2n\pi t}{T} - \theta_n^p\right)$$

ใช้หลักคณิตศาสตร์อธิบายฟังก์ชันเวลาตามอนุกรมฟูเรียร์ (Fourier series)

$$Q(t) = \bar{Q} + \sum_{n=1}^N \alpha_n^Q \cos\left(\frac{2n\pi t}{T} - \theta_n^Q\right) \quad (7)$$

ตารางที่ 1 คุณสมบัติพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ (อ้างอิงจาก [11])

| n | α_n^Q | θ_n^Q | α_n^p | θ_n^p |
|---|--------------|--------------|--------------|--------------|
| 1 | 17.28 | 2.256 | -21.74 | -0.406 |
| 2 | -34.91 | -0.226 | -9.09 | 0.202 |
| 3 | -16.11 | 1.228 | 4.77 | -0.633 |
| 4 | 11.70 | 4.882 | 2.04 | -4.315 |
| 5 | 6.64 | -0.074 | 0.77 | 3.932 |

$$p_o(t) = \bar{p} + \sum_{n=1}^N \alpha_n^p \cos\left(\frac{2n\pi t}{T} - \theta_n^p\right) \quad (8)$$

เมื่อ

p_o คือ แรงความดันเริ่มต้น

Q คือ อัตราการไหล ($1.96 \text{ m}^3 / \text{s}$)

\bar{P} คือ ความดันเฉลี่ย (11158.7 Pa)

T คือ ระยะเวลาการขยายตัวและหดตัว

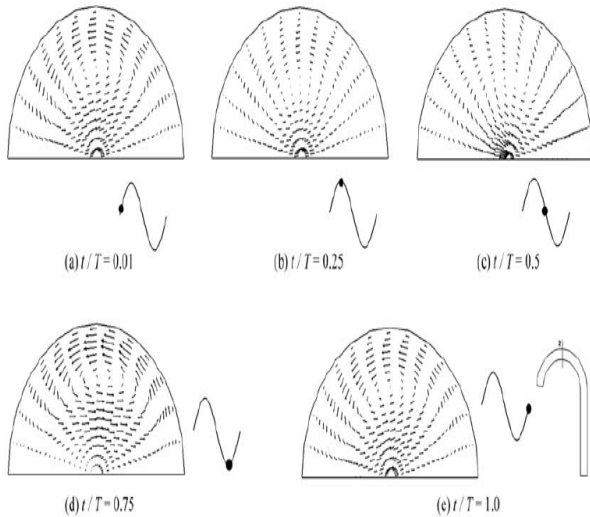
N คือ จำนวนการเดินเป็นจังหวะ

n คือ ค่าความสูงของยอดคลื่น

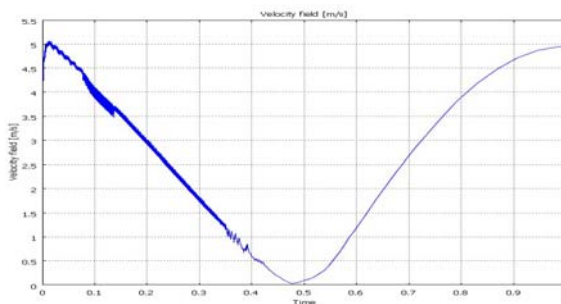
ตารางที่ 2 แสดงคุณสมบัติต่างๆ ของเลือดและเส้นเลือดที่ใช้ในการคำนวณ

| รายการ | สัญลักษณ์ | ขนาด |
|---------------------|--------------------------------|---|
| Symbol | Expression | Description |
| P_1 | 11208[Pa] | Pressure condition 1 |
| P_2 | 11148[Pa] | Pressure condition 2 |
| P_3 | 11120[Pa] | Pressure condition 3 |
| rho_blood | 1060[kg/m^3] | Density of blood |
| eta_blood | 0.005[Pa*s] | Dynamic viscosity of blood |
| m_muscle for muscle | 719676[Pa] | Neo-Hookean hyperelastic behavior, mu coefficient |
| v_artery | 20*m_artery | Bulk modulus for artery |
| rho_artery | 960 [kg/m^3] | Density of artery |

เปรียบเทียบกับงานวิจัยที่ตีพิมพ์



ภาพที่ 8 แสดงความเร็วของเลือดผ่านบริเวณพื้นที่หน้าตัดที่เป็นส่วนโค้งที่เวลาต่างๆ (อ้างอิง [4])

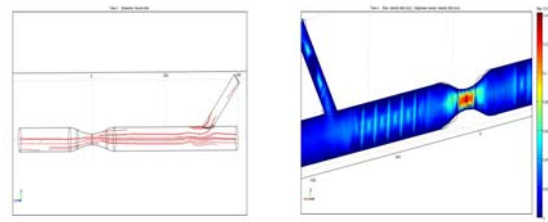


ภาพที่ 9 แสดงความเร็วของเลือดผ่านบริเวณพื้นที่หน้าตัดเส้นเลือดบายพาสที่ผนังยืดหยุ่นที่เวลา 1 วินาที

จากกราฟรูปที่ 9 เปรียบเทียบกับรูปที่ 8 จะเห็นว่าความเร็วจะเริ่ม 0.435 เมตรต่อวินาที จนมีค่าความเร็วสูงสุดหลังจากเวลาผ่านไปความเร็วจะลดลงมาที่ความเร็วต่ำสุดหลังจากนั้นเมื่อเวลาผ่านไป 1 วินาทีความเร็วจะเพิ่มอีกครั้ง

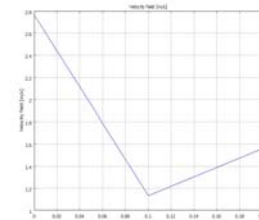
ผลการทดสอบ (COMSOL MULTIPHYSICS V3.4)

กรณีที่ 1 เส้นเลือดที่อุดตันที่ไม่มีบายพาสผนังเส้นเลือดมีการยืดหยุ่น (Elastic) เพื่อจำลองการไหลของเลือดผ่านบริเวณหน้าตัดเส้นเลือดอุดตันเพื่อศึกษาหารูปแบบการไหล ค่าความดันในเส้นเลือดและตำแหน่งการเกิดความเค้นเฉือนสูงสุดเพื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่ผ่าตัดเพิ่มเส้นเลือดบายพาสบริเวณเส้นเลือดอุดตันรูปแบบการไหล ค่าความดันในเส้นเลือดและตำแหน่งการเกิดความเค้นเฉือนสูงสุดจะเปลี่ยนแปลงอย่างไร

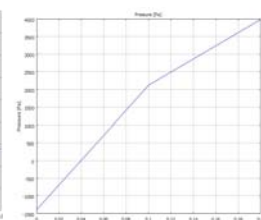


(ก.1)

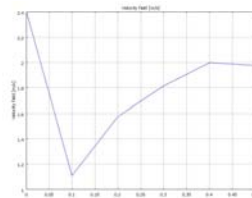
(ข.1)



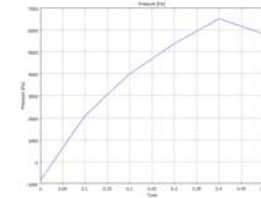
(ก.1)



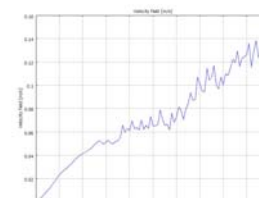
(ข.1)



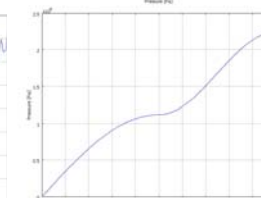
(จ.1)



(ฉ.1)



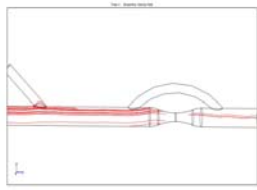
(ช.1)



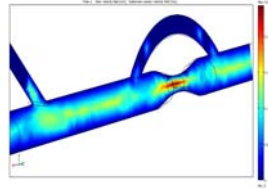
(ซ.1)

ภาพที่ 10 แสดงความเร็ว ความดันและความเค้นเฉือนเส้นเลือดไม่ทำบายพาสที่เวลา 0.25, 0.5 และ 1 วินาที

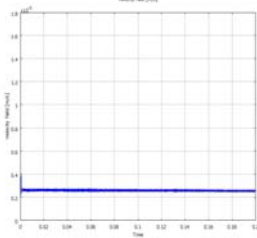
กรณีศึกษาที่ 2 เส้นเลือดทำบายพาสและผนังเส้นเลือดมีการไม่ยืดหยุ่น (rigid)



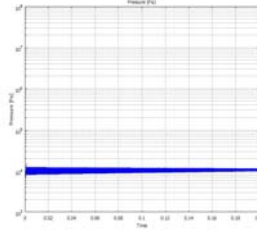
(ก.2)



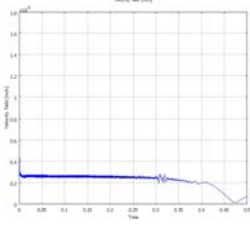
(ข.2)



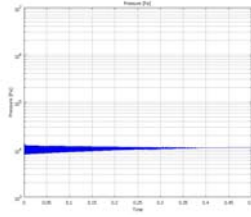
(ก.2)



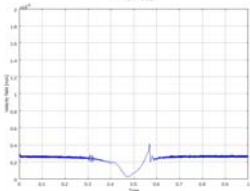
(ข.2)



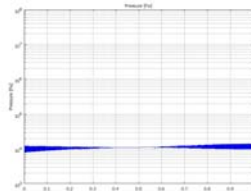
(จ.2)



(ฉ.2)



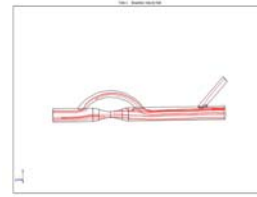
(ช.2)



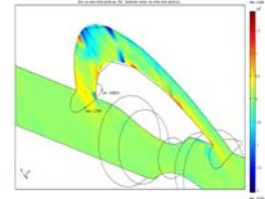
(ฅ.2)

ภาพที่ 11 แสดงความเร็ว ความดันและความเค้นเฉือนเส้นเลือดมีบายพาสผนังไม่ยืดหยุ่นที่เวลา 0.25 ,0.5 และ 1 วินาที

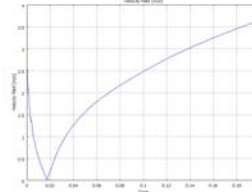
กรณีศึกษาที่ 3 เส้นเลือดทำบายพาสและผนังเส้นเลือดมีการเคลื่อนที่ที่ยืดหยุ่น (elastic)



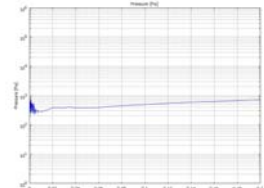
(ก.3)



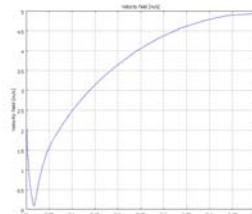
(ข.3)



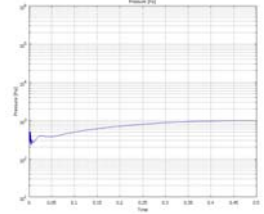
(ค.3)



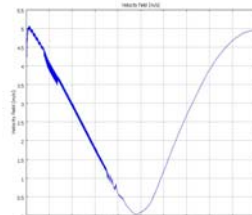
(ง.3)



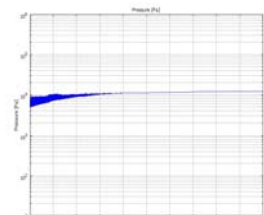
(จ.3)



(ฉ.3)



(ช.3)



(ฅ.3)

ภาพที่ 12 แสดงความเร็ว ความดันและความเค้นเฉือนเส้นเลือดมีบายพาสผนังยืดหยุ่น ที่เวลา 0.25 ,0.5 และ 1 วินาที

สรุปผลการวิจัย

กรณีศึกษาที่ 1 ความเร็วของเลือดและความดันของเลือดตามพื้นที่หน้าตัดของเส้นเลือดความเร็วที่ติดผนังมีค่าสูงตามรูปที่ 10 (ก.1) (จ.1) ส่วน รูป (ข.1)เมื่อเพิ่มเวลาเป็น 1 วินาทีความเร็วที่ผนังเส้นเลือดมีค่าเป็นศูนย์ ส่วนความดันติดผนังมีค่าต่ำกว่าบริเวณส่วนอื่นตามรูปที่ 10 (ง.1) (ฉ.1) และ (ช.1)

ส่วนค่าความเค้นเฉือนของเส้นเลือดกรณีไม่มีการทำบายพาสจะมีค่าสูงเท่า 0.141051 นิวตันต่อตารางเมตร บริเวณแถบสีแดงที่ตรงกลางพื้นที่หน้าตัดคอคอดรูปที่ 10 (ข.1)

กรณีที่ 2 ทำบายพาสผนังเส้นเลือดไม่มีการยืดหยุ่นที่ผนังเส้นเลือดความเร็วของเลือดตามรูปที่ 11(ค.2) ความเร็วของเลือดมีค่าเท่ากันตลอดพื้นที่หน้าตัดเมื่อเพิ่มเวลาเป็น 0.5 และ 1 วินาทีความเร็วของเลือดจะลดลงบริเวณตรงกลางตาม พื้นที่หน้าตัดของเส้นเลือดที่เวลา 0.5 วินาทีตามรูปที่ 11 (จ.2) หลังจากเวลาผ่านไป 1 วินาที ความเร็วที่ติดผนังมีค่าสูงตามรูปที่ 11 (ข.2) ส่วนความดันติดผนังมีค่าเท่ากันตลอดพื้นที่หน้าตัดตามรูปที่ 11 (ง.2) เมื่อเพิ่มเวลาเป็น 0.5 วินาทีความดันบริเวณตรงกลางพื้นที่หน้าตัดจะมีค่าต่ำตามรูปที่ 11(ฉ.2) หลังจากเวลาผ่านไป 1 วินาทีความดันผนังเส้นเลือดสองด้านมีค่าเท่ากันตามรูปที่ 11(ข.2) ส่วนค่าความเค้นเฉือนของเส้นเลือดมีการทำบายพาสจะมีค่าสูงเท่า 0.242503 นิวตันต่อตารางเมตร บริเวณแถบสีแดงที่คอคอดและผนังเส้นเลือดไม่ยืดหยุ่นตามรูปที่ 11 (ข.2)

กรณีที่ 3 ทำบายพาสผนังเส้นเลือดมีการยืดหยุ่นที่ผนังเส้นเลือดความเร็วของเลือดตามรูปที่ 12 (ค.3 จ.3 ข.3) ความเร็วของเลือดมีค่าสูงที่ผนังและความเร็วจะลดลงที่บริเวณพื้นที่หน้าตัดเส้นเลือดตรงกลาง หลังจากนั้นความเร็วจะเพิ่มเท่ากันความเร็วที่ผนังเส้นเลือด ส่วนความดันที่ผนังเส้นเลือดจะมีค่าต่ำหลังจากนั้น ความดันจะค่อยเพิ่มขึ้นตามลำดับตามรูป 12 (ง.3) (ฉ.3) และ (ข.3) ส่วนค่าความเค้นเฉือนของเส้นเลือดมีการทำบายพาส จะมีค่าสูงเท่า 1.175973 นิวตันต่อตารางเมตร บริเวณแถบด้านในปลายเส้นเลือดบายส่วนค่าความเค้นเฉือนต่ำมีค่าเท่ากับ 0.95937 นิวตันต่อตารางเมตร บริเวณแถบด้านข้างปลายเส้นเลือดบายพาสและผนังเส้นเลือดมีการยืดหยุ่นรูปที่ 12 (ข.3)

กิตติกรรมประกาศ

หน่วยวิจัยเพื่อการใช้ประโยชน์จากไมโครเวฟในงานวิศวกรรม (R.C.M.E.)

เอกสารอ้างอิง

- [1] Ben-Mansour R, Badr H.M, Qaiyum Shaik A., and Maalej N. 2008. Modeling of pulsatile blood flow in an axisymmetric tube with a moving indentation, The Arabian Journal for Science and Engineering, Volume 33, Number 2B.
- [2] Michael Bonert, Myers J.G , Stephen fremes, James Williams., and Ethier C. Ross . 2002. A Numerical study of blood flow in coronary artery bypass graft Side-to-Side anastomoses, Department of mechanical and Industrial engineering, Institute of biomaterials and biomedical engineering.
- [3] Myers J.G ,Moore J.A, Ojha. M,Johnston K.W.,and Ethier C.R. 2006. Factors Influencing blood flow patterns in the human right coronary artery, Annals of biomedical engineering, Vol. 29, pp. 109–120, 2001.macromolecular transport in curved blood vessels, Applied mathematics and mechanics (English Edition).
- [4] Wei Lan , Wen Gong-bi.,and Tan Wen-chang. 2006. Blood flow and macromolecular transport in curved blood vessels, Applied Mathematics and Mechanics.
- [5] Aike Qiao, Youjun Liu, Siyang Li and Hu Zhao. 2005. Numerical simulation of physiological blood flow in 2-way coronary artery bypass grafts, Journal of biological physics 31: 161–182.

- [6] Dalin Tang, Chun Yang, Shunichi Kobayashi, Jie Zheng, and Raymond P. Vit. 2003. Effect of stenosis asymmetry on blood flow and artery compression: A three-dimensional fluid-structure interaction model, *Annals of biomedical engineering*, Vol. 31, pp. 1182–1193.
- [7] Mekheimer K.H. S., and Ei Kot M.A. 2008. The micropolar fluid model for blood flow through a tapered artery with a stenosis., *The Chinese society of theoretical and applied mechanics and springer-verlag GmbH*.
- [8] Steeves C.A, Young Y.L, Liu Z, Bapat A, Bhalerao K, Soboyejo A.B.O., and Soboyejo, W.O. 2006. Membrane thickness design of implantable bio-MEMS sensors for the in-situ monitoring of blood flow.
- [9] Yao Li., and Da-zhi Li. 2006. Pressure and pressure gradient in an axisymmetric rigid vessel with stenosis, *Applied mathematics and mechanics*.
- [10] Joy P. Ku, Mary T. Draney, Frank R. Arko, Anthony Lee.W, Francis P. Chan, Norbert J. Pelc, Christopher K. Zarins., and Charles A. Taylor. 2002. In Vivo Validation of numerical prediction of blood flow in arterial bypass grafts, *Biomedical engineering society*.
- [11] Cho Y.I., and Kensey K.R. 1991. Effects of the Non-Newtonian viscosity of blood on flow in a diseased arterial vessel. Part 1: Steady flows, *Bioheology*, 241-262.
- [12] Poltem D, Wiwatanapataphee B, Wu Y.H. 2005. A numerical study of non-newtonian blood flow in stenosed coronary artery bypass with, *Biomedical Engineering Society*.
- [13] Wiwatanapataphee, Y.H. Wu, P. Ruengsakulrach, S. Amornsamankul and Y. Lenbury. Modelling of non-newtonian blood flow through stenosed coronary arteries.