

แบบจำลองการไหลเวียนของเลือดในหลอดเลือดแดงคอมมอนคาโรติด
ที่มีคราบไขมันอุดตันที่สถานะการเต้นชีพจรแบบต่างๆ
Simulation of Blood Flow in Stenosed Common Carotid Artery
under Various Pulse Conditions

ศิริกุล ศิริธีรากล^{1*} และไชยณรงค์ จักรธรานนท์²

¹ภาควิชาคณิตศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

แขวงลำปลาทิว เขตลาดกระบัง กรุงเทพมหานคร 10520

²ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

ตำบลคลองหนึ่ง อำเภอคลองหลวง จังหวัดปทุมธานี 12120

*ติดต่อ: sirikul.si@kmitl.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ใช้ระเบียบวิธีจำลองเชิงตัวเลขในสามมิติเพื่อศึกษาการไหลในหลอดเลือดแดงคอมมอนคาโรติด (CCA) ที่ภายในมีการตีตันบางส่วน และศึกษาผลกระทบของสถานะการเต้นชีพจรแบบต่าง ๆ ในการคำนวณกำหนดให้เลือดเป็นของไหลนิวโตเนียนและผนังหลอดเลือดไม่ยืดหยุ่น พิจารณาหลอดเลือดคราบไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ที่ความเร็วในการไหลเป็นไปตามจังหวะชีพจร โดยศึกษาความแตกต่างที่เกิดขึ้นที่ขนาดความแรงในการเต้นชีพจร 3 ระดับ ผลการคำนวณพบว่าปริมาณไขมันอุดตันและลักษณะการเต้นชีพจรมีผลต่อการไหล โดยการเพิ่มขนาดความแรงของการเต้นชีพจรจะส่งผลต่อความเร็วและความดันภายในหลอดเลือดสูงขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณที่ตีตันมากความเร็วจะยิ่งสูงขึ้น และเมื่อพิจารณาถึงกรณีที่มีไขมันอุดตันในเส้นเลือดในระดับที่สูงขึ้น การเพิ่มความแรงของชีพจรส่งผลให้อัตราการไหลของเลือดสูงเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ

คำหลัก: การไหลเวียนของเลือด, ระเบียบวิธีไฟไนต์อีลิเมนต์, หลอดเลือดแดงคาโรติด

Abstract

This research uses a three-dimensional numerical simulation of flow in the partially stenotic common carotid artery (CCA). The effect of various pulse conditions is considered. In calculations, blood is a Newtonian fluid and blood vessel walls are inelastic. Consider 0%, 50%, 75%, and 90% atherosclerosis at various pulse conditions. Numerical results demonstrated that the degree of stenosis and the pattern of pulsatile flow significantly influenced blood flow patterns. Increasing the pulsatile flow amplitude enhanced blood velocity and pressure within the CCA. Especially in areas that are more constricted, the velocity will be higher. When considering the case where there is a higher level of fat blockage. Increasing pulse strength results in a significant increase in the high blood flow rate.

Keywords: blood flow, finite element, carotid artery.

1 บทนำ

โรคหลอดเลือดสมองเป็นหนึ่งในสาเหตุการตายที่สำคัญ [1-3] ซึ่งเกี่ยวกับการไหลเวียนที่ผิดปกติบางรูปแบบในหลอดเลือดแดงซึ่งเกิดจากการตีบของหลอดเลือดเนื่องจากมีคราบไขมัน (plaque) มาอุดตัน บริเวณเยื่อผนังชั้นใน (endothelium) ของผนังหลอดเลือดแดง ทำให้เกิดภาวะหลอดเลือดแข็ง (atherosclerosis) ปกติโรคนี้จะแสดงอาการเมื่อถึงระยะรุนแรงหรือวิกฤติและต้องทำการผ่าตัด (surgical

intervention) แบบทันต่วงที่ รวมถึงอาจส่งผลให้เกิดโรคต่างๆ เพิ่มขึ้นได้อีก เช่น โรคหลอดเลือดหัวใจ (Coronary Heart Disease) และโรคความดันโลหิตสูง (Hypertension) เป็นต้น ความท้าทายนี้เป็นการตรวจจับสัญญาณเตือนการเกิดคราบไขมันอุดตันในระยะเริ่มแรก รวมถึงบ่งบอกขนาดของไขมันอุดตัน ดังนั้นเป็นสิ่งสำคัญที่ควรศึกษาสิ่งที่สามารถแจ้งเตือนหรือบ่งชี้ความอันตรายล่วงหน้าแก่ผู้ป่วยหรือคนที่ไม่ทราบว่าไขมันอุดตันมากรีบให้ไปพบแพทย์และรักษาก่อนอันตรายมากขึ้น

นักวิจัยมีความสนใจทั้งการทำการทดลองและการจำลองเชิงตัวเลขเพื่อศึกษาพฤติกรรมการไหลภายในหลอดเลือด การจำลองการไหลเวียนของเลือด เมื่อพิจารณาเลือดแบบนอนนิวโตเนียน และใช้ LBM กับแบบจำลองความหนืด Casson หรือ Carreau-Yasuda [4-6] หรือแบบจำลองกฎกำลัง [6-7] หรือใช้การจำลองการไหลแบบปั่นป่วนโดยใช้วิธี LES [8] นอกจากนี้ Golpayeghani และคณะ [9] ยังได้ศึกษาผลของโปรไฟล์ความเร็วที่ขึ้นกับเวลาที่ส่งผลต่อการตีบเฉพาะที่ และพิจารณาความแปรผันของความเค้นเฉือนที่ผนัง Piskin และคณะ [10] คำนวณความเร็วและความเค้นเฉือนของผนัง (WSS) ที่จุดสำคัญจุดในหลอดเลือดแดงคาโรติดแบบสามมิติโดยใช้โปรไฟล์ความเร็ว Womersley ที่ทางเข้า และใช้รูปร่างของหลอดเลือดที่ได้จากผล CT scan ของผู้ป่วยจริง ผลลัพธ์แสดงให้เห็นว่าเงื่อนไขขอบเขตอินพุตและความไม่ต่อเนื่องของความชันส่งผลกระทบต่อความเร็ว ความดัน และการกระจายความเค้นเฉือนผนัง (WSS)

ในเร็วๆ นี้มีผู้ที่ได้ทำการศึกษาพฤติกรรมการไหลของเลือดในหลอดเลือดที่มีคราบไขมันอุดตันโดยสร้างแบบจำลองทางเรขาคณิตและจากทางภาพถ่ายทางการแพทย์ รวมถึงศึกษาผลกระทบจากปัจจัยต่างๆ ที่ส่งผลต่อความเสี่ยงในการเกิดความรุนแรงของโรค รวมถึงแนวทางการป้องกันและการปรับปรุงเครื่องมือที่ช่วยในการขยายหลอดเลือด ในปี 2006 Wiwatanapataphee และคณะ [11] ในการศึกษาที่ตรวจสอบพฤติกรรมของเลือดที่เด่นเป็นจิงหวะ อยู่ในหลอดเลือดแดงหัวใจด้านขวาตีบพร้อมกับการปลูกถ่ายอวัยวะบายพาส มนุษย์ เลือดจะถูกสันนิษฐานว่าเป็น non-Newtonian fluid และมีพฤติกรรมหนืด อธิบายโดยแบบจำลอง Carreau บริเวณที่ตีบตันและการปลูกถ่ายบายพาสจะถูกจำลองโดยการแก้ปัญหาสสมการ Navier-Stokes ต่อมาในปี 2014 Y. Pratumwal และคณะ [12] นำเสนอการวิเคราะห์การไหลเวียนของเลือดผ่านหลอดเลือดคาโรติดไบเพอร์เคชัน ที่มีไขมันอุดตัน โดยพิจารณาการไหลเวียนของเลือดแบบไม่คงที่ เพื่อศึกษาผลกระทบของพฤติกรรมการไหลของเลือดแบบนิวโตเนียนและนอนนิวโตเนียน ในเรื่องนี้ ศึกษาเทคนิคหนึ่งทางของของไหลและของแข็งปฏิสัมพันธ์ (FSI) ใช้ในการคำนวณพฤติกรรมการไหลและการกระจายความเครียดในหลอดเลือด ผลที่ได้สามารถแสดงผลจากการวิเคราะห์การไหลเวียนของเลือดที่ให้ผนังที่แตกต่างกัน และความเค้นเฉือนจากเทคนิคการคำนวณ และในปี 2020 Bouteloup และคณะ [13] ทำการประเมิน hemodynamics ของผู้ป่วยเฉพาะเจาะจงตีบหลายครั้งที่บริเวณหลอดเลือดแดงคาโรติดทั่วไปรวมถึงการแยกออกเป็นสองทางในหลอดเลือดแดงภายในและภายนอก ICA และ ECA

ตามลำดับ โปรไฟล์ของความเร็วการไหลแบบไม่สมมาตรที่ผ่าน ICA นั้นถูกพบชัดเจนผ่านวงจรการเต้นของหัวใจด้วยความเร็วที่สูงขึ้นที่ผนังด้านในของ ICA กรณีนี้น้ำตาลในเลือดสูงพบว่าเพิ่มแรงเฉือนผนัง (wall shear stress) ในหลอดเลือดแดงคาโรติดและลดความเร็วของเลือดได้มากถึง 4 เท่าใน ECA สรุปได้ว่าการไหลเวียนโลหิตใน ICA และ ECA ได้รับผลกระทบไม่เท่ากันจากการตีบ โดยเลือดที่มีน้ำตาลในเลือดสูงอาจทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนเพิ่มเติมในกรณีทางคลินิกได้

งานวิจัยนี้เสนอแนวคิดและศึกษาผลของภาวะหลอดเลือดแดงแข็งที่มีรูปแบบขนาดการเต้นของชีพจรที่ระดับต่างๆ ของการไหลเวียนของเลือดในมนุษย์ในหลอดเลือดแดงคอมมอนคาโรติด (CCA) แบบแยกเป็น 2 ทางโดยจำลองปัญหา 3 มิติ โดยใช้สมการเนเวียร์-สโตกส์ และหาผลเฉลยด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) ภายใต้หลักการวิธีกาลเลอร์กิน (Galerkin Method) เพื่อประเมินค่าความเร็ว ความดัน ที่แต่ละจุดภายในหลอดเลือดที่เวลาต่างๆ ภายใต้สมมติฐานที่ว่าของไหลไม่สามารถอัดตัวได้ และผนังหลอดเลือดไม่ยืดหยุ่น ในงานนี้พิจารณาเลือดเป็นของไหลชนิดนิวโตเนียน การตีบตันจะมีลักษณะรูปครึ่งทรงกลมที่เกิดขวางหลอดเลือด 0% 50% 75% และ 90% ของขนาดความกว้างของหลอดเลือด ขนาดและระดับความแรงของการเต้นของชีพจรมีผลต่อการไหลของเลือดในหลอดเลือด

2 สมการควบคุม

สำหรับกรณีของไหลชนิดที่ไม่สามารถอัดตัวได้ (incompressible fluid) และเป็นของไหลที่ความหนืดคงที่แบบนิวโตเนียน (Newtonian) พิจารณาแบบไอโซเทอร์มอล (isothermal case) ในระบบพิกัดทรงกระบอกสามมิติ สมการการอนุรักษ์โมเมนตัมหรือสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equations) และ สมการความต่อเนื่อง (continuity equation) ถูกนำมาใช้สำหรับการหาผลเฉลยเพื่ออธิบายการเคลื่อนที่และพฤติกรรมของของไหล ซึ่งสามารถแสดงได้เป็นดังต่อไปนี้

สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equations)

$$\rho \left[\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} \right] = \nabla \cdot \vec{\sigma} + F \quad (1)$$

สมการความต่อเนื่อง

$$\rho \nabla \cdot (\vec{u}) = 0 \quad (2)$$

โดยที่ ρ คือความหนาแน่นของของไหล

\vec{u} คือเวกเตอร์ความเร็ว (m/s)

t คือ เวลา (s)

∇ คือ ตัวดำเนินการเชิงอนุพันธ์ (Spatial Differential Operator)

CST0022

σ คือ เทนเซอร์ความเค้นของ Cauchy ซึ่งคำนวณจาก $\sigma = -pI + \mu(\nabla\vec{u} + (\nabla\vec{u})^T)$ ในกรณีพิจารณาการไหลแบบนิวโตเนียน (ความหนืดคงที่)

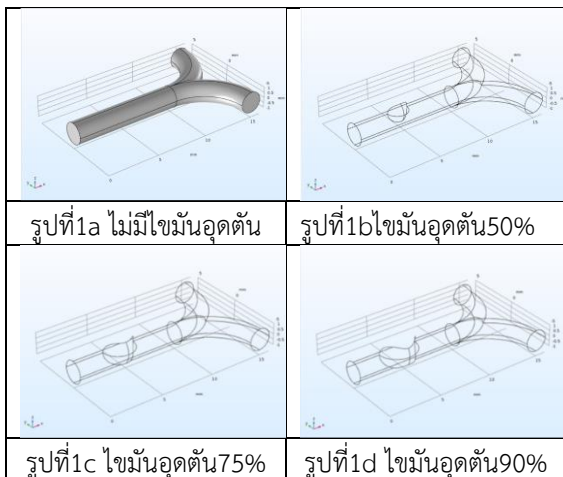
p คือความดันของของไหล (kg/m^3)

μ คือ ความหนืดของอากาศ [$N \cdot s/m^3$]

3 ข้อกำหนดปัญหา

การพิจารณาการไหลของเลือดภายในหลอดเลือดแดงคอมมอนคาโรติค (CCA) ซึ่งเป็นหลอดเลือดแดงหลักที่ลำเลียงเลือดไปยังศีรษะและสมอง โดยเชื่อมต่อกับหลอดเลือดที่แยกเป็น 2 ทาง(bifurcation) ไปยังหลอดเลือดแดงคาโรติคภายใน (ICA) และภายนอก (ECA) ในการดำเนินการดังกล่าว การไหลเวียนของเลือดจะถูกจำลองขึ้นในระบบพิกัดทรงกระบอก 3 มิติ โดยการกำหนดให้ขนาดเส้นรัศมีของหลอดเลือดเป็น 1 มิลลิเมตร และมีความยาววัดตามแนวแกนเป็น 15 มิลลิเมตร ซึ่งประกอบด้วยหลอดเลือดแนวตรงแทน CCA และในมิลลิเมตรที่ 10 จะมีทางแยกของหลอดเลือดจำนวน 2 ทางแยกโดยมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของหลอดเลือดที่เท่ากัน ซึ่งในที่นี้แทน ICA และ ECA เพื่อจำลองการไหลของเลือดภายในหลอดเลือดทั้งในกรณีปกติไม่มีไขมันอุดตันและกรณีมีไขมันกีดขวางการไหล โดยเราจะแบ่งพิจารณาออกเป็น 4 กรณี คือ

- กรณีที่ 1 แบบไขมัน 0% ซึ่งไม่มีก้อนไขมันอุดตัน
 - กรณีที่ 2 แบบไขมัน 50% ซึ่งก้อนไขมันมีรัศมี 1 mm
 - กรณีที่ 3 แบบไขมัน 75% ซึ่งก้อนไขมันมีรัศมี 1.5 mm
 - กรณีที่ 4 แบบมีไขมัน 90% ซึ่งก้อนไขมันมีรัศมี 1.8 mm
- เป็นโดเมนของปัญหาทั้ง 4 กรณีนี้ แสดงดังรูปที่ 1 ซึ่งเป็นการเปรียบเทียบการอุดตันที่มีผลต่อการไหลชัดเจนเทียบกับกรณีที่ไม่มีไขมันอุดตัน (ไขมันอุดตันน้อยกว่า 50% จะส่งผลน้อย)



รูปที่1a ไม่มีไขมันอุดตัน

รูปที่1b ไขมันอุดตัน50%

รูปที่1c ไขมันอุดตัน75%

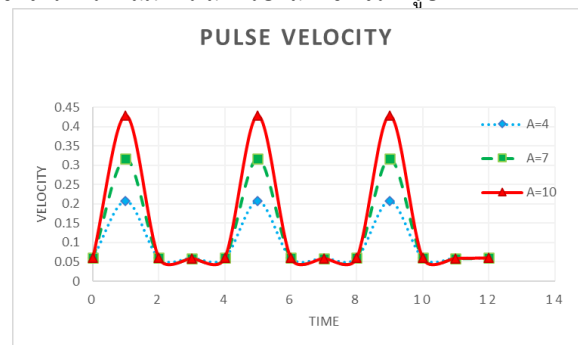
รูปที่1d ไขมันอุดตัน90%

รูปที่ 1 ลักษณะของหลอดเลือดที่มีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75%, และ 90% ตามลำดับ

นอกจากนี้จะกำหนดค่าคุณสมบัติของเลือด กำหนดให้ความหนาแน่น $1050 kg/m^3$ ความหนืดไดนามิกเป็น $0.004 Pa \cdot s$ อุณหภูมิอ้างอิง $310.15 K (37^\circ C)$ และพิจารณาที่ความกดอากาศ $1 atm$ ความเร็วที่ไหลเข้าเป็นตามจังหวะชีพจร สมการของชีพจรคือ

$$V = At^2 \cdot \left(\exp\left(-\frac{t^2}{10}\right) \right) \cdot \sin\left(2\pi \cdot \frac{t}{4}\right) + 0.05 \cdot \sin(2\pi \cdot t/2) + 0.06 \quad (3)$$

โดยให้ A แทนขนาดความแรง (amplitude) โดยในงานนี้จะพิจารณาค่า A แตกต่างกัน 3 ขนาดคือ $A=4$ $A=7$ และ $A=10$ ซึ่งจะได้กราฟสมการ สำหรับแสดงชีพจรดังรูปที่ 2

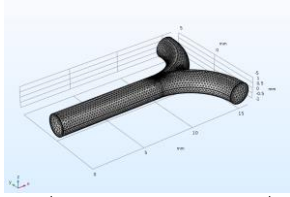


รูปที่ 2 กราฟแสดงชีพจร

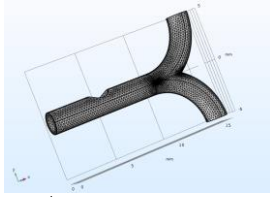
การกำหนดค่าขอบบริเวณ Inlet และ Outlet จะกำหนดให้เลือดไหลเข้าจากฝั่งหลอดเลือดแนวตรงด้วยความเร็วไหลเข้าปกติ (normal inflow velocity) คือ $V(t*4[1/s]) m/s$ และมีความดันที่ฝั่งทางออกหลอดเลือด (ปลายหลอดเลือดทางแยกทั้งสอง) เป็น $13332 Pa$ (ประมาณ $100 mmHg$ ค่าประมาณความดันของคนปกติ) ($1mmHg = 133.322 pascals (Pa)$) แบบไม่มีการไหลย้อนกลับ (Suppress backflow) ในส่วนของผนังของหลอดเลือดจะพิจารณาเป็นแบบไม่มีการลื่นไหล (No slip)

การคำนวณค่าผลลัพธ์ต่างๆ ได้โดยใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics 5.3 พิจารณาเป็นแบบเปลี่ยนแปลงตามเวลา (Transient) การคำนวณพิจารณาที่ time step เป็น 0.05 หาผลเฉลยด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) ภายใต้หลักการวิธีกาลเลอร์กิน (Galerkin Method) มาประเมินค่าความเร็ว ความดัน ที่แต่ละจุดภายในหลอดเลือดที่เวลาต่างๆ ซึ่งโครงตาข่าย (mesh) ที่ใช้เป็นแบบ unstructured mesh ละเอียดที่ขอบ รอยต่อและบริเวณที่รูปร่างโค้ง โดยแบ่งเป็น 4 กรณีดังรูปที่ 3

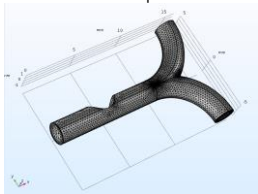
CST0022



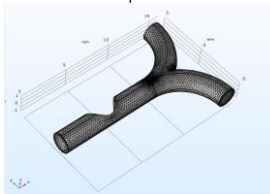
รูปที่ 3a โครงตาข่ายกรณีนที่ไม่มีไขมันอุดตัน 0%



รูปที่ 3b โครงตาข่ายกรณีนที่มีไขมันอุดตัน 50%



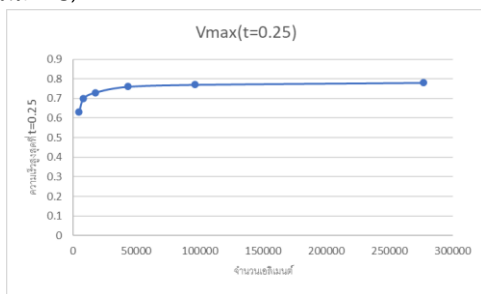
รูปที่ 3c โครงตาข่ายกรณีนที่ไม่มีไขมันอุดตัน 75%



รูปที่ 3d โครงตาข่ายกรณีนที่มีไขมันอุดตัน 90%

รูปที่ 3 โครงตาข่ายแบบ unstructured mesh ทั้ง 4 กรณีนแบบมีไขมัน 0% 50% 75% และ 90% ตามลำดับ

ในงานนี้คำนึงถึงความเป็นอิสระของจำนวนเอลิเมนต์ต่อผลลัพธ์ (Grid Independence) โดยทำการเปรียบเทียบค่าความเร็วสูงสุด กรณีนไขมันอุดตัน 50 % ที่จำนวนเอลิเมนต์ต่างๆ ดังรูปที่ 4 ซึ่งจะเห็นได้ว่าการคำนวณโดยใช้ mesh แบบ Normal ซึ่งจำนวนเอลิเมนต์มากกว่า 70000 ให้ผลที่เพียงพอต่อความแม่นยำ (ในที่นี้กรณีนไขมันอุดตัน 0% 50% 75% และ 90% คำนวณโดยใช้จำนวนเอลิเมนต์เป็น 95523 96452 94152 และ 91993 ตามลำดับ)



รูปที่ 4 กราฟเปรียบเทียบค่าความเร็วสูงสุด กรณีนไขมันอุดตัน 50 % ที่จำนวนเอลิเมนต์ต่างๆ

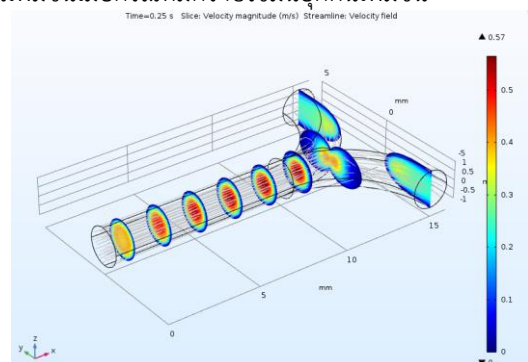
4 ผลลัพธ์และการอภิปราย

ความเร็วในการไหลจะมีค่าสูงสุดบริเวณแนวกลางหลอดเลือดและค่อยๆลดลงไปยังบริเวณผนังของหลอดเลือดและเมื่อหลอดเลือดมีคราบไขมันอุดตัน ค่าความเร็วจะมีค่าสูงสุดที่บริเวณหน้าตัดที่มีคราบไขมันสูงและค่าสูงสุดจะค่อนข้างมาทางฝั่งที่มีคราบไขมันอุดตันอยู่

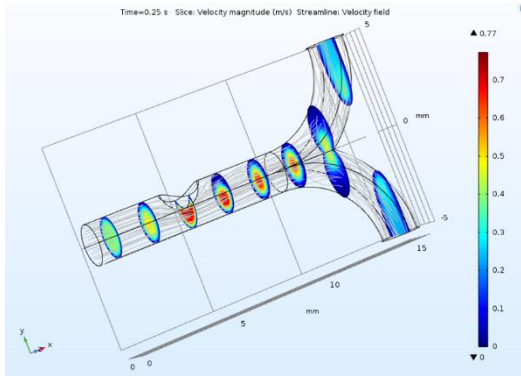
รูปที่ 5 แสดงผลความเร็วที่ตำแหน่งต่างๆภายในหลอดเลือดแดงคาโรติคตั้งแต่บริเวณหลอดเลือดแนวตรงและทางแยก 2 ทาง ที่เวลา t=0.25 ขนาดความแรงการเต้นชีพจร

A=7 ทั้ง 4 กรณีน %ไขมันอุดตัน โดยแสดงในรูปแบบ Stream line และแสดงผลในแต่ละหน้าตัดจำนวน 8 ตำแหน่ง เพื่อให้เห็นถึงพฤติกรรมการไหลและผลที่ชัดเจน

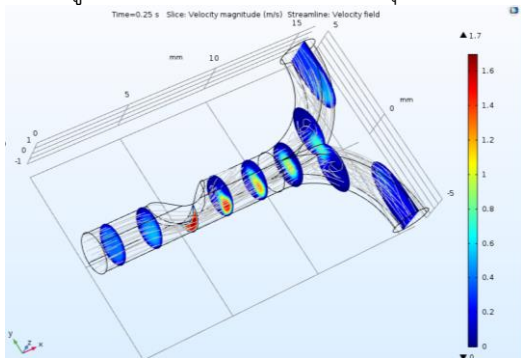
เมื่อพิจารณาตลอดเวลาที่มีการสูบฉีดเลือดอย่างต่อเนื่อง จะเห็นได้ว่าความเร็วสูงสุดจะมีลักษณะคล้ายกับจังหวะการเต้นของชีพจรและเป็นลักษณะเดียวกันไปเรื่อย ๆ ตามรอบการเต้นของชีพจร และเมื่อเปรียบเทียบกรณีนการอุดตันของไขมันขนาดต่างๆกัน จะเห็นได้ว่า ยิ่งมีไขมันมากขึ้นจะทำให้การไหลของเลือดมีความเร็วที่เพิ่มขึ้นในอัตราที่สูงขึ้น เมื่อนำส่วนที่มีไขมันอุดตัน 90% มาเทียบกับ ส่วนที่มีไขมันอุดตัน 75% จะเห็นได้ว่ามีความเร็วเพิ่มขึ้นในอัตราที่สูงขึ้นอย่างมาก นอกจากนี้เมื่อพิจารณากรณีนที่ความแรงในการเต้นของหัวใจที่ต่างกัน ในที่นี้จะพิจารณา 3 กรณีนคือแบบเบากรณีน1 (A=4) แบบกลางกรณีน2 (A=7) และแบบแรงกรณีน3 (A=10) จะเห็นว่าขนาดความแรงมีผลต่อความเร็วในการไหล ยิ่งขนาดความแรงมากขึ้นส่งผลให้ความเร็วในการไหลยิ่งเพิ่มขึ้น ในทุกๆกรณีน%ที่มีคราบไขมันอุดตัน จะยิ่งเห็นความแตกต่างชัดเจนมากขึ้นในกรณีนที่มี%คราบไขมันอุดตันที่สูงขึ้น แสดงในรูปที่ 6 และเมื่อเวลา t=0.25 ซึ่งเป็นเวลาที่มีการสูบฉีดเลือดสูงสุดหรือหดตัว (Systole) จะให้ค่าความเร็วสูงสุดและความเร็วจะมีค่าลดลงในช่วงที่มีการคลายตัว (diastole) และเป็นเช่นนี้ไปเรื่อย ๆ ตามรอบการเต้นของชีพจร ซึ่งเมื่อนำค่าความเร็วสูงสุดที่เวลา t=0.25 ในทุกกรณีน%ไขมันอุดตันที่ขนาดความแรงในการเต้นชีพจรทั้ง 3 แบบมาเปรียบเทียบกัน แสดงดังรูปที่ 7 จะเห็นได้ว่าการเพิ่มขนาดความแรงในการเต้นของชีพจรค่อนข้างส่งผลต่อความเร็วในลักษณะเชิงเส้น และจากมีความชันเพิ่มขึ้นเมื่อกรณีนที่มีคราบไขมันอุดตันเพิ่มขึ้น



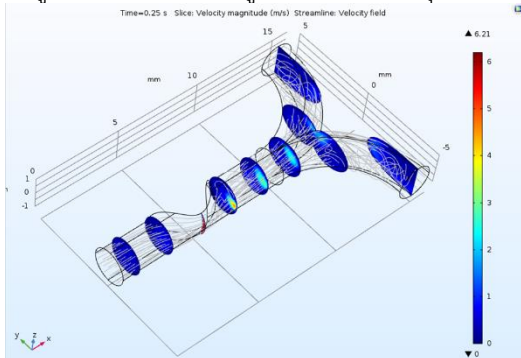
รูปที่ 5a ผลความเร็ว รูปแบบกรณีนไขมันอุดตัน 0%



รูปที่ 5b ผลความเร็ว กรณีไขมันอุดตัน 50%

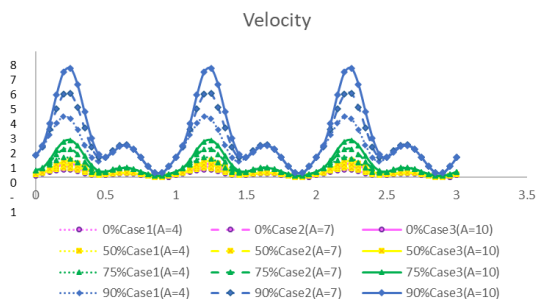


รูปที่ 5c ผลความเร็ว รูปแบบกรณีไขมันอุดตัน 75%

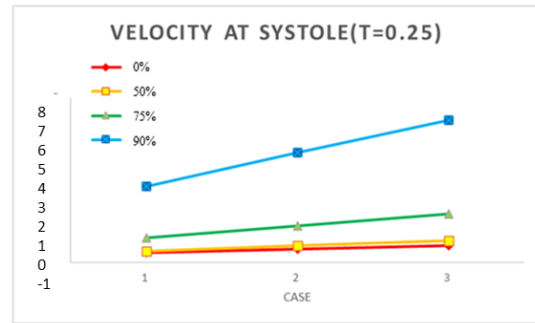


รูปที่ 5d ผลความเร็ว รูปแบบกรณีไขมันอุดตัน 90%

รูปที่ 5 ผลความเร็วที่เวลา $t=0.25$ รูปแบบกรณีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ตามลำดับ



รูปที่ 6 ความเร็วสูงสุดที่เวลาต่าง ๆ กรณีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ที่ขนาดความแรงในการเดินชีพจร ทั้ง 3 แบบ (A=4,7,10)



รูปที่ 7 ความเร็วสูงสุดที่เวลา $t=0.25$ กรณีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ที่ขนาดความแรงในการเดินชีพจรทั้ง 3 แบบ (A=4,7,10)

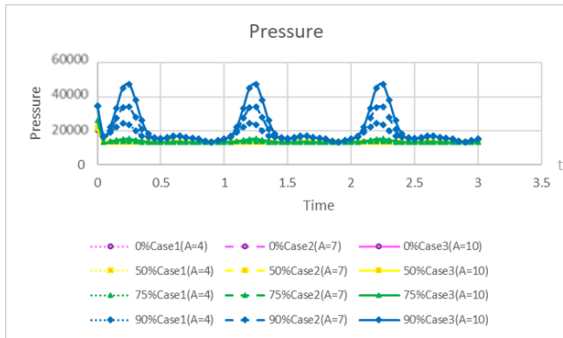
นอกจากนี้ จะเห็นได้ว่ากรณีไขมันอุดตันสูง 90% นั้นขนาดความแรงของการเดินของชีพจรส่งผลอย่างมาก แต่ในกรณีที่ไขมันอุดตันน้อย ขนาดความแรงของการเดินของชีพจรไม่ส่งผลต่อความเร็วมากนัก (แม้ว่าในทุกกรณี% การอุดตันเมื่อขนาดชีพจรเปลี่ยนจาก $A=4$ ไปยัง $A=10$ จะให้ค่าความเร็วสูงสุดเพิ่มขึ้นเกือบ 2 เท่า) ดังนั้นผู้ที่มีการอุดตันสูงจึงควรระมัดระวังอย่างมากที่จะไม่ให้เกิดภาวะหัวใจเต้นแรง เพราะจะเป็นการเพิ่มความเร็วในการไหลของเลือด ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อความดันและความเค้นบริเวณที่มีไขมันอุดตันสูง อาจทำให้ผนังของหลอดเลือดถูกยืดออกหรือฉีกขาดได้ เนื่องจากความดันโลหิตออกแรงพุ่งไปในทิศทางตั้งฉากกับผนังหลอดเลือดแดง ตามแนวเส้นรอบวงทำให้ผนังถูกยืดออกและสร้างความเค้นตามแนวเส้นรอบวง (circumferential stress) ซึ่งส่งผลกระทบต่อการทำงานของชั้นเยื่อผนังชั้นในของหลอดเลือดแดงและการแตกของคราบไขมันที่อุดตันด้วย และส่งผลให้การสะสมของคราบไขมันภายในผนังหลอดเลือดแดงเพิ่มขึ้นเนื่องจากบริเวณที่มีความดันต่ำจะดูดเนื้อเยื่อข้างเคียงให้แยกออกและพัฒนาเป็นคราบไขมันอุดตันในที่สุด นอกจากนี้การไหลเวียนของเลือดเป็นจังหวะทำให้เกิดแรงสั่นที่ผันผวนซึ่งกระทำต่อชั้นภายในของหลอดเลือดแดง (ความเค้นเฉือนของผนัง) และกระตุ้นการสะสมของคราบไขมันเพิ่มขึ้น [14] จึงควรหลีกเลี่ยงพฤติกรรมที่ทำให้เกิดภาวะหัวใจเต้นแรงเช่น ออกกำลังกายหนัก หรืออยู่ในที่อากาศถ่ายเทไม่สะดวก รวมถึงการควบคุมภาวะแทรกซ้อนอื่นๆ ที่มีผลกระทบด้วย

ความดันจะมีค่าสูงสุดบริเวณทางเข้าและค่อยๆ ลดลงไปเรื่อย ๆ ที่ที่บริเวณทางออก และเมื่อหลอดเลือดมีคราบไขมันอุดตัน ค่าความดันจะมีค่าลดต่ำลง ตั้งแต่บริเวณหน้าตัดที่มีคราบไขมันสูง ทั้งนี้ค่าความดันเปลี่ยนแปลงตามจังหวะการเดินของชีพจรด้วยเช่นกัน

กราฟแสดงความดันสูงสุดที่เวลาต่างๆ กรณีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ที่ขนาดความแรงในการเดินชีพจร

CST0022

ทั้ง 3 แบบ (A=4,7,10) แสดงดังรูปที่ 8 เมื่อเทียบกันจะเห็นได้ว่า ยิ่งมีไขมันมากขึ้นจะทำให้การไหลของเลือดมีความดันที่เพิ่มขึ้นในอัตราที่สูงขึ้น เมื่อนำ ส่วนที่มีไขมันอุดตัน 90% มาเทียบกับ ส่วนที่มีไขมันอุดตัน 75% จะเห็นได้ว่ามีความดันที่เพิ่มขึ้นในอัตราที่สูงขึ้นอย่างมาก



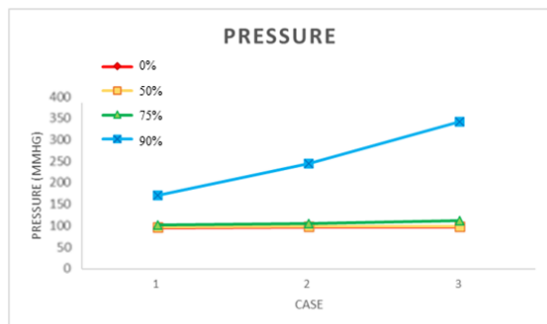
รูปที่ 8 ความดันสูงสุดที่เวลาต่างๆ กรณีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ที่ขนาดความแรงในการเดินชีพจรทั้ง 3 แบบ (A=4,7,10)

และเมื่อเรานำค่าความดันที่สูงที่สุดในหลอดเลือด (บริเวณทางเข้า) ที่เวลา t=0.25 มาพิจารณาและแปลงหน่วยจาก Pa (pascals) to mmHg ซึ่ง mmHg = 133.322 pascals (Pa) จะได้ดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 1 ตารางค่าความดันสูงสุดที่เวลา t=0.25 ในหน่วย mmHg

Pressure	A=4	A=7	A=10
0%	101.26	102.01	102.76
50%	101.26	102.76	103.51
75%	105.76	110.26	116.26
90%	184.52	252.02	335.28

และเมื่อนำมาวาดกราฟเปรียบเทียบความดันสูงสุดที่เวลา t=0.25 กรณีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ที่ขนาดความแรงในการเดินชีพจรทั้ง 3 แบบ (A=4,7,10) จะได้ดังนี้



รูปที่ 9 ความดันสูงสุดที่เวลา t=0.25 กรณีไขมันอุดตัน 0%, 50%, 75% และ 90% ที่ขนาดความแรงในการเดินชีพจรทั้ง 3 แบบ (A=4,7,10)

การเพิ่มขนาดความแรงในการเดินของชีพจรค่อนข้างส่งผลต่อความความดันในกรณีที่มีคราบไขมันอุดตันสูงมากเท่านั้น นอกจากนี้จะเห็นได้ว่ากรณีไขมันอุดตันสูง 90% ส่งผลต่อความดันเลือดอย่างมาก ยิ่งขนาดความแรงในการเดินของชีพจรมากขึ้น ความดันยิ่งสูงมากขึ้นด้วยอัตราที่มากขึ้นดูได้จากความชันที่เพิ่มขึ้นอย่างเห็นได้ชัด

5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ปริมาณไขมันอุดตัน และขนาดความแรงในการเดินชีพจรทั้ง 3 แบบ มีผลต่อความพฤติกรรมกรไหล

%ของปริมาณไขมันอุดตัน ส่งผลอย่างมาก โดยกรณีไขมันอุดตันยิ่งเพิ่มขึ้นจะทำให้ความเร็วและความดันในเลือดสูงขึ้นในอัตราที่เพิ่มขึ้นอย่างเห็นได้ชัด โดยเฉพาะในกรณีของปริมาณไขมันอุดตันมีมากถึง 90% เมื่อเพิ่มขนาดการเดินของชีพจรจาก A=4 ไปเป็น A=10 ค่าความดันสูงสุดเพิ่มขึ้นเกือบ 2 เท่า จึงทำให้ผู้ป่วยรับรู้ถึงการเกิดโรคได้เมื่อเกิดในระยะรุนแรงแล้ว และจะทวีความรุนแรงมากยิ่งขึ้นเมื่อขนาดความแรงในการเดินชีพจรเพิ่มสูงขึ้น ซึ่งจะส่งผลให้ความเร็วบริเวณที่มีคราบไขมันอุดตันเพิ่มสูงขึ้นและความดันในเลือดสูงขึ้นด้วย ดังนั้นจึงควรป้องกันไม่ให้เกิด %ไขมันอุดตันที่สูง ยิ่งไปกว่านั้นผู้ที่มีการไขมันอุดตันสูงจึงควรระมัดระวังอย่างมากที่จะไม่ให้เกิดภาวะหัวใจเต้นแรง เพราะจะเป็นการเพิ่มความเร็วในการไหลของเลือด ซึ่งจะส่งผลต่อความดันและความเค้นบริเวณที่มีไขมันอุดตันสูง อาจทำให้ผนังของหลอดเลือดถูกยืดออกหรือฉีกขาดได้ จึงควรหลีกเลี่ยงพฤติกรรมที่ทำให้เกิดภาวะหัวใจเต้นแรงเช่น ออกกำลังกายหนัก หรืออยู่ในที่ อากาศถ่ายเทไม่สะดวก รวมถึง การควบคุมภาวะแทรกซ้อนอื่นๆที่มีผลกระทบด้วย นอกจากนี้ผลการวิจัยอาจเป็นแนวทางเสนอแนะให้แพทย์ตระหนักถึงผู้ป่วยที่มีภาวะความดันโลหิตสูงว่าอาจจะมีภาวะไขมันอุดตันในเส้นเลือดร่วมด้วย เพื่อหาแนวทางปรับเปลี่ยนพฤติกรรมของคนไข้ และเป็นข้อมูลประกอบสำหรับแพทย์ต่อไป

เพื่อผลการวิจัยที่แม่นยำและเป็นประโยชน์มากขึ้น อาจพิจารณาเลือดเป็นของไหลแบบนอนนิวโตเนียน (non-Newtonian) พิจารณาการไหลแบบปั่นป่วน (turbulent flow) ในกรณีที่มีคราบไขมันสูง พิจารณาอุณหภูมิที่ไม่คงที่ รวมถึงหลอดเลือดสามารถยืดหยุ่นได้ และสภาพหลอดเลือดสอดคล้องกับกรณีผู้ป่วยจริง

6 เอกสารอ้างอิง

- [1] Rajeh, S. A., et. al (1993). Stroke in a Saudi Arabian National Guard community, Analysis of 500 consecutive cases from a population-based hospital, *Stroke*, vol. 24, pp. 1635-1639.
- [2] Gorelick, P.B. (1995). Stroke prevention, *Arch. Neurol.*, vol. 52, pp 347-355.
- [3] Leys, D. (2001). Atherothrombosis: a major health burden, *Cerebrovasc. Dis.*, vol. 11, pp. 1-4.
- [4] Boyd, J., Buick, J.M., and Green, S. (2007). Analysis of the Casson and Carreau-Yasuda non-Newtonian blood models in steady and oscillatory flow using the Lattice Boltzmann method, *Physics of fluids*, online publication, vol. 19.
- [5] Boyd, J. and Buick, J.M. (2007). Comparison of Newtonian and non-Newtonian flows in a two-dimensional carotid artery model using the lattice Boltzmann method, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, pp. 6215-6228.
- [6] AUFARISTAMA, M., et.al (2013). Simulation of polymer xanthan gum flow through synthetic fracture using the lattice Boltzmann method, *Proceeding Indonesian Petroleum Association, 37th Annual Convention & Exhibition*.
- [7] Shah, S.R. (2011). Mathematical analysis of blood flow through atherosclerotic arterial segment having non symmetric mild stenosis, *Int. J. Research in Pure and Applied Physics*, vol. 1(1), pp. 1-5.
- [8] Molla, Md. M., Hossain, A., Wang, B. and Kuhn, D. C.S. (2012). Large-eddy simulation of pulsatile non-Newtonian flow in a constricted channel, *Progress in Computational Fluid Dynamics*, vol. 12, No. 4.
- [9] Golpayeghani, A. T., Najarian, S., Movahedi, M.M. (2008). Numerical simulation of pulsatile flow with Newtonian and non-Newtonian behavior in arterial stenosis, *Iranian Cardiovascular Research Journal*, vol. 1, pp. 167-174.
- [10] Piskin, S., Aribas, E. and Celebi, M.S. (2010). A 3D human carotid artery simulation using realistic geometry and experimental input data, *V European Conference on Computational Fluid Dynamics ECCOMAS CFD 2010* J.C.F. Pereira and A. Sequeira (Eds), pp. 1-15.
- [11] Wiwatanapataphee, B., Poltem, D., Wu, Y.H. and Lenbury, Y. (2006). Simulation of Pulsatile Flow of Blood in Stenosed Coronary Artery Bypass with Graft, *Mathematical Biosciences and engineering*, vol. 3, pp.371-383.
- [12] Pratumwal, Y., Limtrakarn, W. and Premvaranon, P. (2014). The Analysis of Blood Flow Past Carotid Bifurcation by using the One-way Fluid Solid Interaction Technique (FSI), *Transactions of the TSME: JRAME* , vol. 2(1) / 63.
- [13] Bouteloup, H., O Marinho, J. G., Chatpun, S. and Espino, D.M. (2020). Computational analysis to predict the effect of pre-bifurcation stenosis on the hemodynamics of the internal and external carotid arteries, *Journal of Mechanical Engineering and Sciences (JMES)*, vol. 14, issue3, pp. 7029-7039.
- [14] Goswami, P., Mandal, D.K., Manna, N.K. and Chakrabarti, S. (2019). Numerical investigations of various aspects of plaque deposition through constricted artery, *Journal of Mechanical Engineering and Sciences*, vol. 13, pp.5306-5322.