

การจำลองการคำนวณผลทางพลศาสตร์ของไหลของเลือดในหลอดแก้ว
โดยหลักการการปั่นเหวี่ยง

COMPUTATIONAL FLUID DYNAMIC SIMULATION OF BLOOD TUBE
CENTRIFUGE METHOD



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาคณะหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2562

KMITL-2019-EN-M-045-106

การจำลองการคำนวณผลทางพลศาสตร์ของไหลของเลือดในหลอดแก้ว
โดยหลักการการปั่นเหวี่ยง

COMPUTATIONAL FLUID DYNAMIC SIMULATION OF BLOOD TUBE
CENTRIFUGE METHOD



อนันท์ วังบุญ
ANON WANGBOON

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานานาชาติ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
พ.ศ. 2562

KMITL-2019-EN-M045-106

COMPUTATIONAL FLUID DYNAMIC SIMULATION OF BLOOD TUBE
CENTRIFUGE METHOD



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

2019

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

KMITL-2019-EN-M045-106



COPYRIGHT 2019

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

FACULTY OF ENGINEERING

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีเหตุผลแบบสงวนเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การจำลองการคำนวณผลทางพลศาสตร์ของไหลของเลือดใน หลอดเลือดด้วยหลักการการบินเหวี่ยง
นักศึกษา	นายอานนท์ วังบุญ
รหัสประจำตัว	58601178
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2562
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอถึงวิธีการจำลองของการตกตะกอนของเครื่องปั่นแยกวัตถุซึ่งใช้ความเร็วในการปั่นแยกวัตถุที่แตกต่างกันที่มุม 30 องศาจากแนวดิ่ง โดยที่สามารถตรวจสอบได้ว่าการตกตะกอนของเลือดโดยการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในการคำนวณความสมมาตรในระดับ 3 มิติ เพื่อใช้ในการศึกษาความเปลี่ยนแปลงของของเหลวในเครื่องปั่นแยกวัตถุ ในระดับความเร็วที่ต่างกัน ในความเร็วระดับที่ 2000 รอบต่อนาที 3000 รอบต่อนาที 4000 รอบต่อนาที และ 5000 รอบต่อนาที ผลลัพธ์ของการจำลองในครั้งนี้ได้แสดงทิศทางของการแบ่งชั้นของเลือดในหลอดเลือด ด้านบนของหลอดเลือดคือพลาสมาและด้านล่างของหลอดเลือดคือเม็ดเลือด ซึ่งแยกกันโดยความหนาแน่นของพลาสมาและเม็ดเลือดที่มีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน ในการจำลองยังพบอีกว่าที่ความเร็ว 5000 รอบต่อนาที ด้านบนของของเหลวในหลอดเลือดมีการลอยตัวของพลาสมาที่มากที่สุด ในการจำลองนี้ในเครื่องปั่นแยกวัตถุสามารถทดสอบได้ว่าแต่ละระดับความเร็วที่ต่างกัน สามารถแยกของเหลวที่มีความหนาแน่นต่างกันแยกออกจากกัน ซึ่งเป็นประโยชน์ในศึกษาเพื่อพัฒนาเครื่องปั่นแยกวัตถุต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	COMPUTATIONAL FLUID DYNAMIC SIMULATION OF BLOOD TUBE CENTRIFUGE MEHTOD
Student	Mr.Anon Wangboon
Student ID	58601178
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2019
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Pattharapong Phasukkij

ABSTRACT

This thesis is offer to the model of precipitate of centrifuge machine which use in different velocity of spinning the tube at 30 degree from vertical axis to prove that the movement of the blood separation by using the calculation from computer by CFD (Computational fluid Dynamic) in 3 Dimension symmetry modeling to study the change of the fluid in centrifugation at different velocity of spinning. At 2,000 rpm, 3,000 rpm, 4,000 rpm and 5,000 rpm (round per minute) the result of this model showed the direction of blood flow as low density is floating to the top of the blood in the test tube. At 5,000 rpm. Mostly on the top of the tube have a pure plasma floating to the top of test tube. From the model in centrifugation can prove that in each different level of the velocity can caused the most of pure plasma that useful for study to improvement of centrifuge machine.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะและช่วยแก้ไขปัญหาลดจนความรู้และประสบการณ์แก่ข้าพเจ้า รวมถึงทั้งครอบครัวของข้าพเจ้า คุณพ่อบรรจง วังบุญ คุณแม่อัมรา วังบุญ พี่สาวพรทิวา วังบุญ เพื่อนสนิท และคนรอบข้างของข้าพเจ้าเป็นผู้ผลักดัน ส่งเสริม และให้ความรู้แก่ข้าพเจ้า หากวิทยานิพนธ์เล่มนี้มีข้อผิดพลาดประการใด ข้าพเจ้าขอกราบขอภัยไว้ ณ ที่นี้

ขอขอบคุณคณะเจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการ กลุ่มงานตรวจเลือด โรงพยาบาลพะเยา และโรงพยาบาลจุฬารัตน์ ที่ให้ความร่วมมือส่งผลการปั่นเลือดเพื่อการอ้างอิงในการวิจัยครั้งนี้

นาย อานนท์ วังบุญ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....	i
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ii
กิตติกรรมประกาศ.....	iii
สารบัญ.....	iv
สารบัญตาราง.....	ix
สารบัญรูป.....	x
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	1
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 เม็ดเลือดและองค์ประกอบของเลือด.....	4
2.1.1 น้ำเลือด (Plasma).....	4
2.1.2 เม็ดเลือด (Blood Cells).....	5
2.2 ธรรมชาติของการนอนก่อนของอนุภาค.....	8
2.3 หลักการทำงานของ การหมุนเหวี่ยงแบบดิฟเฟอเรนเชียลเกรเดียนต์ (Differential gradient centrifugation).....	9
2.4 หลักการทำงานของ การหมุนเหวี่ยงแบบเดนซิติเกรเดียนต์ (Density gradient centrifugation).....	12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุผลบางประการที่ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.4.1 การแยกโดยการอาศัยความแตกต่างของอัตราความเร็วในการนอนกัน.....	12
2.4.2 การแยกโดยอาศัยความแตกต่างของความหนาแน่นของอนุภาค.....	13
2.5 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	14
2.5.5 การคำนวณหาค่าอื่น ๆ	15
2.6 การไหลแบบหนืด.....	15
2.6.1 สมการเชิงอนุพันธ์.....	16
2.6.2 สมการไฟไนต์เอลิเมนต์.....	18
บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย	23
3.1 ต้นแบบจำลอง (prototyped).....	23
3.1.1 เครื่องหมุนเหวี่ยงความเร็วรอบต่ำ (low speed centrifuge).....	23
3.1.2 เครื่องหมุนเหวี่ยงความเร็วรอบสูง (high speed centrifuge).....	23
3.1.3 เครื่องหมุนเหวี่ยงความเร็วรอบสูงมาก (ultra speed centrifuge).....	24
3.1.4 ต้นแบบที่ใช้ในการจำลอง.....	24
3.1.5 หลอดจำลองบรรจุเลือด.....	26
3.1.6 คุณสมบัติของเหลวสำหรับการจำลอง.....	27
3.1.7 คุณสมบัติของเลือดในการจำลอง.....	27
3.1.8 การวิเคราะห์ไฟไนต์โวลุ่ม.....	28
3.2 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ประมวลผล.....	31
3.3 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาความเร็วของเลือดในหลอดแก้ว.....	31
3.3.1 ความเร็วรอบที่ 400 รอบต่อนาที.....	32
3.3.2 ความเร็วรอบที่ 1,000 รอบต่อนาที.....	33

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.3.3 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที.....	34
3.4 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการเปลี่ยนความเร็วรอบในการหมุน	35
3.4.1 ความเร็วรอบที่ 2,000 รอบต่อนาที.....	35
3.4.2 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที.....	36
3.4.3 ความเร็วรอบที่ 4,000 รอบต่อนาที.....	37
3.4.4 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที.....	38
3.5 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการปรับเปลี่ยนมุมของหลอดเลือด.....	39
3.5.1 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียงเท่ากับ 15 องศา.....	39
3.5.2 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียงเท่ากับ 30 องศา.....	40
3.5.2 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียงเท่ากับ 45 องศา.....	41
3.6 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองโดยการปรับเปลี่ยนขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลอง	42
3.6.1 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 8 มิลลิเมตร	42
3.6.2 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 10 มิลลิเมตร.....	43
3.6.2 ความเร็วรอบที่ 5000 รอบต่อนาที ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 12 มิลลิเมตร.....	44

บทที่ 4 สรุปผลการทดลอง.....	45
-----------------------------	----

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

4.1 ผลการทดลองเพื่อหาความเร็วของเลือดในหลอดแก้ว.....	45
--	----

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คิดแบบสงวนเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของลิขสิทธิ์ทุกครั้งที่มีการนำเนื้อหา

4.1.1 ความเร็วรอบที่ 400 รอบต่อนาที.....	46
--	----

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.1.2 ความเร็วรอบที่ 1,000 รอบต่อนาที.....	47
4.1.3 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที.....	48
4.2 ผลการทดลองเพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการ เปลี่ยนความเร็วรอบ.....	49
4.2.1 ความเร็วรอบที่ 2,000 รอบต่อนาที.....	49
4.2.2 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที.....	50
4.2.3 ความเร็วรอบที่ 4,000 รอบต่อนาที.....	51
4.2.4 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที.....	52
4.3 ผลการทดลองเพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการ เปลี่ยนองศาของหลอดแก้ว.....	53
4.3.1 มุมของหลอดแก้วทำมุมกับแนวดิ่ง 15 องศา.....	53
4.3.2 มุมของหลอดแก้วทำมุมกับแนวดิ่ง 30 องศา.....	54
4.3.3 มุมของหลอดแก้วทำมุมกับแนวดิ่ง 45 องศา.....	55
4.4 ผลการทดลองเพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการ เปลี่ยนขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว.....	56
4.4.1 ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว 8 มิลลิเมตร.....	56
4.4.2 ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว 10 มิลลิเมตร.....	57
4.4.3 ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว 12 มิลลิเมตร.....	58
4.5 ผลการทดลองเพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยง ที่ความเร็ว 4,000 รอบต่อนาที.....	59

เอกสารนี้เป็นของสำนักงานคณะกรรมการการศึกษาขั้นพื้นฐาน ไม่สามารถที่จะนำไปใช้ประโยชน์อื่น ๆ ได้

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น 5.1 สรุปผลการทดลอง.....

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง	63
ภาคผนวก	64
ประวัติผู้เขียน	76



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบของแบบจำลอง.....	25
ตารางที่ 3.2 คุณสมบัติโลหะสำหรับการจำลอง.....	27
ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของเลือด.....	27



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.1 เม็ดเลือดแดง (erythrocyte หรือ red blood corpuscle).....	6
รูปที่ 2.2 เม็ดเลือดขาว (leucocyte หรือ white blood corpuscle)	7
รูปที่ 2.3 เกล็ดเลือด (platelet หรือ thrombocyte).....	7
รูปที่ 2.4 แรงที่กระทำต่ออนุภาคที่อยู่ในของเหลว	8
รูปที่ 2.5 โมโนแกรมสำหรับหาค่าแรงหนีศูนย์กลาง.....	11
รูปที่ 2.6 การปั่นแยกแบบดิฟเฟอเรนเชียลเกรเดียนต์	12
รูปที่ 2.7 การปั่นแยกแบบเดนซิทีเกรเดียนต์	13
รูปที่ 2.8 โดเมนและเงื่อนไขขอบเขตของการไหลแบบหนืด.....	17
รูปที่ 2.9 เอลิเมนต์สามเหลี่ยมแบบ 3 จุดต่อ.....	18
รูปที่ 3.1 การหมุนเหวี่ยงของเลือดในหลอดแก้ว.....	23
รูปที่ 3.2 ต้นแบบที่นำไปใช้ในการทำแบบจำลอง	24
รูปที่ 3.3 โมเดลจำลองของหลอดทดลอง	25
รูปที่ 3.4 หลอดจำลองบรรจุเลือด.....	26
รูปที่ 3.5 รูปจำลองแบบหลอดตาข่าย	26
รูปที่ 3.6 โปรแกรม ANSYS ที่ใช้ในการจำลอง.....	31
รูปที่ 3.7 พารามิเตอร์ความเร็วของกระแสเลือดที่ความเร็วรอบ 400 รอบต่อนาที	32
รูปที่ 3.8 พารามิเตอร์ความเร็วของกระแสเลือดที่ความเร็วรอบ 1,000 รอบต่อนาที	33
รูปที่ 3.9 พารามิเตอร์ความเร็วของกระแสเลือดที่ความเร็วรอบ 3,000 รอบต่อนาที	34
รูปที่ 3.10 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 2,000 รอบต่อนาที.....	35
รูปที่ 3.11 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 3000 รอบต่อนาที.....	36
รูปที่ 3.12 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 4,000 รอบต่อนาที.....	37
รูปที่ 3.13 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที.....	38
รูปที่ 3.14 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียง 15 องศา.....	39

สารบัญรูป (ต่อ)

หน้า

รูปที่ 3.15 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียง 30 องศา.....	40
รูปที่ 3.16 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียง 45 องศา.....	41
รูปที่ 3.17 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที เส้นผ่าศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร.....	42
รูปที่ 3.18 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที เส้นผ่าศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร.....	43
รูปที่ 3.19 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที เส้นผ่าศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร.....	44
รูปที่ 4.1 เปรียบเทียบตำแหน่งของเลือดในแต่ละตำแหน่ง	45
รูปที่ 4.2 ความเร็วของกระแสเลือดปั่นแยกที่ 400 รอบต่อนาที	46
รูปที่ 4.3 ความเร็วของกระแสเลือดปั่นแยกที่ 1,000 รอบต่อนาที	47
รูปที่ 4.4 ความเร็วของกระแสเลือดปั่นแยกที่ 3,000 รอบต่อนาที	48
รูปที่ 4.5 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดแดงที่ความเร็ว 2,000 รอบต่อนาที	49
รูปที่ 4.6 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดแดงที่ความเร็ว 3,000 รอบต่อนาที	50
รูปที่ 4.7 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดแดงที่ความเร็ว 4,000 รอบต่อนาที	51
รูปที่ 4.8 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดแดงที่ความเร็ว 5,000 รอบต่อนาที	52
รูปที่ 4.9 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดแดงทำมุมกับแนวตั้ง 15 องศา	53
รูปที่ 4.10 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดแดงทำมุมกับแนวตั้ง 30 องศา	54
รูปที่ 4.11 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดแดงทำมุมกับแนวตั้ง 45 องศา	55
รูปที่ 4.12 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด 8 มิลลิเมตร	56
รูปที่ 4.13 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด 10 มิลลิเมตร	57
รูปที่ 4.14 การแยกตัวของพลาสมาที่เม็ดเลือดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด 12 มิลลิเมตร	58
รูปที่ 4.15 เครื่องปั่นเหวี่ยงรุ่น clay adams compact II centrifuge	59
รูปที่ 4.16 ผลการปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงเทียบกับผลการจำลองที่ความเร็ว 3000 รอบต่อนาที	59
รูปที่ 4.17 ผลการปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงเทียบกับผลการจำลองที่ความเร็ว 4000 รอบต่อนาที	60
รูปที่ 4.18 ผลการปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงเทียบกับผลการจำลองที่ความเร็ว 5000 รอบต่อนาที	60

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันเครื่องปั้นเหนียงมีใช้มากมายหลากหลายในแต่ละอุตสาหกรรม ซึ่งในทางการแพทย์แน่นอนว่าเครื่องปั้นเหนียงมีความจำเป็นต้องใช้ในห้องปฏิบัติการเพื่อตรวจหาเชื้อโรคหรือไวรัสต่าง ๆ เครื่องปั้นเหนียงยังมีลักษณะทางกายภาพที่แตกต่างกัน การใช้งานต่างกัน และเครื่องปั้นเหนียงยังมีข้อจำกัดอยู่บ้างในเรื่องของความสมดุลผู้ปฏิบัติงานต้องทำการตรวจ หรือตรวจวัดปริมาณของเหลวที่อยู่ในหลอดแก้วให้เท่ากันก่อน และนำไปวางในทิศทางตรงกันข้ามเพื่อให้เครื่องปั้นเหนียงเกิดความสมดุลในขณะที่เครื่องปั้นเหนียงทำงาน

เครื่องปั้นเหนียงมีต้นกำเนิดมายาวนาน มีการพัฒนามาอย่างต่อเนื่อง แต่ถึงอย่างไรผู้ปฏิบัติต้องทำการตรวจหรือตรวจวัดปริมาณของเหลวที่จะนำไปหมุนเหนียงทุกครั้งเสมอ ถ้ามีเครื่องปั้นเหนียงที่ช่วยจัดสมดุลให้เครื่องปั้นเหนียงแบบอัตโนมัติ คงจะเป็นการดีไม่น้อยที่จะช่วยลดเวลาของผู้ปฏิบัติงาน

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 ศึกษาความรู้เกี่ยวกับองค์ประกอบของเลือด

1.2.2 จำลองการคำนวณผลทางพลศาสตร์ของไหลของเลือดในหลอดแก้ว ที่ความเร็วรอบที่แตกต่างกัน โดยใช้โปรแกรม ANSYS ในการจำลอง

1.2.3 สร้างต้นแบบทดลองเครื่องปั้นเหนียงที่ได้จากการออกแบบ เพื่อใช้อ้างอิงในการจำลองเหตุการณ์

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

ในปัจจุบันเครื่องปั้นเหนียงมีมากมายหลายชนิดมีให้เลือกใช้ได้ตามวัตถุประสงค์ที่ต้องการแต่การที่เราจะได้เครื่องปั้นเหนียงตรงตามสเปคมาซึ่กเครื่องมีการทดลองค้นคว้าวิจัยอย่างมากมาย โดยการสร้างเครื่องจริงมาในแบบที่แตกต่างกันซึ่งจะทำให้เสียทรัพยากร วัสดุดิบและเสียเวลาในการสร้าง

เอกสารนี้เป็นขึ้นมาเพื่อที่จะนำมาเก็บผลทดลอง ในงานวิจัยชิ้นนี้ได้นำเอาข้อได้เปรียบของการจำลองหากทำการคำนวณล่วงหน้าเพื่อทดสอบด้วยการจำลองด้วยระบบคอมพิวเตอร์จะช่วยให้การออกแบบเครื่องปั้นเหนียงมีประสิทธิภาพ

ยิ่งขึ้น เพื่อวางเป็นแนวทางในการพัฒนาต่อยอดในอนาคตได้โดยไม่จำเป็นต้องสิ้นเปลืองทรัพยากร และวัสดุเพื่อการทดสอบ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การจำลอง (simulation) ปัจจุบันมีการใช้การจำลองแทบทุกอุตสาหกรรม ยกตัวอย่างเช่น อุตสาหกรรมการบินมีการฝึกนักบินก่อนขึ้นบินจริงด้วยเครื่องจำลองทางด้านการบินเพื่อหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดการเสียชีวิตหรือทรัพย์สินที่มีมูลค่ามหาศาลจากข้อผิดพลาดทางด้านการบิน งานวิจัยนี้ก็เช่นกัน หากเราต้องใช้เลือดมนุษย์จริง ๆ มาทดสอบทีละมาก ๆ ก็อาจก่อให้เกิดการสูญเสียได้ แต่ถ้าหากเราสามารถรู้ค่าของประกอบของเลือดแล้วนำมาทำการจำลองโดยใช้คอมพิวเตอร์ เราสามารถหลีกเลี่ยงที่จะใช้เลือดมนุษย์จริง ๆ มาทดสอบในแต่ละครั้งได้ ในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องเช่น “Fluid-Structure Coupled CFD simulation of the Left Ventricular Flow During Filling Phase”, “Geometric Model CFD Simulation of Blood and Air Flows” และ “Blood Clot Extraction using CFD Simulation” ล้วนแต่ใช้ การจำลองของโปรแกรมของ ANSYS CDF(fluid-fluent) ทั้งสิ้น

1.5 ขอบเขตการวิจัย

จำลองเหตุการณ์และจำลองการปั่นเหวี่ยงของหลอดเลือด เพื่อศึกษาผลการจำลอง โดยใช้โปรแกรม ANSYS ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และวิธีไฟไนต์โวลุ่ม โดยใช้การจำลองของเครื่องปั่นเหวี่ยงแบบแกนคงที่ ด้วยมุม 15 องศา 30 องศา และ 45 องศา เพื่อศึกษาการแยกตัวของเลือดในหลอดทดลอง ที่ความเร็วในการหมุนที่แตกต่างกัน รวมถึงการทดลองจำลองขนาดของหลอดเลือดแก้วที่มีขนาดต่างกัันมีเส้นผ่าศูนย์กลางที่ 8 มิลลิเมตร 10 มิลลิเมตร และ 12 มิลลิเมตร เพื่อศึกษาการจำลองการตกตะกอนของของเหลวที่มีค่าความหนาแน่นที่แตกต่างกันภายในหลอดแก้ว คือพลาสมา กับเม็ดเลือด ที่ความหนาแน่นที่แตกต่างกัน

1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

การออกแบบและวิเคราะห์เครื่องปั่นเหวี่ยงโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และไฟไนต์โวลุ่ม ได้อธิบายถึงขั้นตอนและวิธีการออกแบบโดยส่วนของเนื้อหาบทต่างๆดังต่อไปนี้

บทที่ 1 บทนำ โดยบทนี้ได้กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญ วัตถุประสงค์ในงานวิจัยฉบับนี้ ทฤษฎีและแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตการวิจัย รวมถึงขั้นตอนของการศึกษาเป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารทูลงาน ไว้สำหรับการ ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่เอาไปเอาด ให้นำ ไปใช้ประ โยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะวิธีใด ๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิ ให้คัดแบบลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร ไรทุกครั้งที่มีการ นำ ไปใช้

บทที่ 2 หลักการทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยบทนี้จะกล่าวถึงความรู้และเนื้อหาเกี่ยวกับ การจำลองโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และไฟไนต์โวลุ่ม เม็ดเลือดแดงประกอบของเลือด (Blood Corpuscles) หลักการการปั่นเหวี่ยง (Centrifugation)

บทที่ 3 ระเบียบวิธีวิจัย โดยบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการออกแบบโมเดลแบบจำลองของเครื่องปั่นเหวี่ยงที่ใช้ในงานวิจัย การตั้งค่าพารามิเตอร์ การจำลองในความเร็วรอบที่แตกต่างกัน

บทที่ 4 ผลการทดลอง โดยบทนี้จะแสดงให้เห็นถึงผลจากการทดลองทั้งหมด ของการจำลอง การปั่นเหวี่ยงในรอบที่แตกต่างกัน โดยวิเคราะห์การปั่นเหวี่ยงแกนคงที่ 30 องศา ในการวิเคราะห์ความเร็วของเลือดที่หมุนวนในหลอดทดลอง ที่ความเร็วในการหมุนรอบเท่ากับ 400 รอบต่อนาที 1,000 รอบต่อนาที และ 3,000 รอบต่อนาที รวมถึงการวิเคราะห์ การตกตะกอนของของเหลวที่มีความหนืดแตกต่างกันที่ความเร็วในการหมุนรอบเท่ากับ 2,000 รอบต่อนาที 3,000 รอบต่อนาที 4,000 รอบต่อนาที และ 5,000 รอบต่อนาที

บทที่ 5 สรุปผลการทดลอง อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ ในบทนี้จะกล่าวถึง สรุปผลการวิจัยที่เกิดขึ้น และข้อเสนอแนะรวมถึงแนวทางในการพัฒนาการวิจัยขั้นตอนต่อไป เพื่อผลลัพธ์ที่มีความแม่นยำและใกล้เคียงกับสิ่งที่เกิดขึ้นในความเป็นจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 เม็ดเลือดและองค์ประกอบของเลือด

เลือด (Blood) คือ ของเหลวสีแดงที่ไหลเวียนอยู่ในระบบหัวใจและหลอดเลือด (Cardiovascular System) มีหน้าที่นำอาหารและอากาศดี (Nutrients & Oxygen) ไปหล่อเลี้ยงเซลล์ต่างๆ ทั่วร่างกาย และนำของเสียและอากาศเสีย (Waste & Carbon dioxide) ออกมากำจัดทิ้งออกไปสู่ภายนอกร่างกาย เลือดถูกจัดอยู่ในกลุ่มของเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Connective Tissues) ถึงแม้ว่าลักษณะของมันจะไม่เหมือนเนื้อเยื่อเกี่ยวพันชนิดอื่นๆ ที่เรารู้จักเช่น กระดูก กระดูกอ่อน กล้ามเนื้อ ผิวหนัง ฯลฯ การที่เลือดถูกจัดให้เป็นเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน เนื่องจากมัน ประกอบด้วยเซลล์ที่มีชีวิต ได้แก่ เซลล์เม็ดเลือด (Blood Corpuscles) ได้แก่ เม็ดเลือดแดง (erythrocytes) เม็ดเลือดขาว (Leukocytes) และ เกล็ดเลือด (Thrombocytes) ใน Matrix หรือตัวกลางที่ไม่มีชีวิต ได้แก่ น้ำเหลือง (Plasma) ซึ่งจะประกอบของเหลวในสภาวะปกติที่อยู่ในร่างกายแต่เมื่อออกมานอกร่างกายหรือถูกกระตุ้นด้วยสารเคมีบางชนิด เช่น Collagen ที่อยู่ด้านใต้เซลล์เยื่อบุผนังหลอดเลือด หรือพื้นผิวขรุขระของภาชนะต่างๆ เลือดก็จะแข็งตัวเป็นก้อนเรียกว่า ลิ่มเลือด (Coagulated หรือ Clotted Blood)

2.1.1 น้ำเลือด (Plasma)

เป็นส่วนที่เป็นของเหลวของเลือดทั้งหมดมีสีเหลืองอ่อน ข้างในมีประมาณ 55% ของปริมาตรเลือด ประกอบด้วย

2.1.1.1 น้ำปริมาณ 90% ของน้ำเลือดทั้งหมด

ทำละลายของอาหาร ก๊าซ ของเสียต่างๆในเลือด และช่วยลดความหนืดของเลือด ทำให้เลือดไหลเวียนได้ง่าย

2.1.1.2 โปรตีนชนิดต่างๆ

ได้แก่ Albumin Globulin และ Fibrinogen ทำให้เกิดแรงดันออสโมซิสในน้ำเลือด รักษาปริมาตรของเลือด และรักษาความสมดุลของน้ำในร่างกาย เป็นตัวนำพาสารต่างๆ และสร้าง Antibody และช่วยให้เลือดแข็งตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.1.3 โปrotein ที่ช่วยควบคุมและป้องกัน

ได้แก่ Antibody Hormone และ Enzyme ช่วยป้องกันสิ่งแปลกปลอมเข้าสู่ร่างกาย ช่วยควบคุมการทำงานของเนื้อเยื่อและอวัยวะต่างๆ และช่วยเร่งปฏิกิริยาเคมีให้ดำเนินไปอย่างต่อเนื่อง

2.1.1.4 สารอินทรีย์

เช่น NaCl, Ca, K, Bicarbonate ถ้าเป็นของเสียจะถูกกำจัดออก แต่ถ้าเป็นสารอาหารจะอยู่ในน้ำเลือด เพื่อส่งไปเลี้ยงส่วนต่างๆของเซลล์

2.1.1.5 สารอนินทรีย์

สารอนินทรีย์ เช่น ยูเรีย กรดยูริก แอมโมเนีย กรดอะมิโน กลูโคส ไขมัน มีความสำคัญต่อความเป็นกรดเป็นด่างของร่างกาย ความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ผนังเซลล์ การหดตัวของกล้ามเนื้อ การขนส่งก๊าซ

2.1.1.6 ก๊าซออกซิเจน และก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์

ใช้ในการหายใจ ส่วนใหญ่ถูกลำเลียงโดย hemoglobin ส่วนน้อยละลายในพลาสมา ของเสียจากการหายใจ ส่วนใหญ่จะละลายในพลาสมา ส่วนน้อยละลายใน hemoglobin

2.1.2 เม็ดเลือด (Blood Cells)

มีปริมาณ 45% ของปริมาณเลือดทั้งหมดส่วนที่เป็นเม็ดเลือดประกอบไปด้วย เม็ดเลือดแดง (erythrocyte หรือ red blood corpuscle) เม็ดเลือดขาว (leucocyte หรือ white blood corpuscle) เกล็ดเลือด (platelet หรือ thrombocyte)

2.1.2.1 เม็ดเลือดแดง (erythrocyte หรือ red blood corpuscles)

มีลักษณะกลมแบน ตรงกลางเว้าเข้าหากัน (biconcave) เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 7-8 ไมครอน มีอายุประมาณ 100-120 วัน มีรงควัตถุสีแดงที่เกี่ยวกับการหายใจ (respiratory pigment) เรียกว่า ฮีโมโกลบิน (hemoglobin)

แหล่งสร้างเม็ดเลือดแดง เมื่อเป็นทารกอยู่ในมดลูก เซลล์เม็ดเลือดแดงจะถูกสร้างมาจาก ถุงไข่แดง (yolk sac) ตับ ม้าม ต่อมน้ำเหลือง และไขกระดูก หลังอายุ 20 ปี แหล่งสร้าง คือ ไขกระดูก โดยเฉพาะกระดูกท่อนยาวๆ เช่น กระดูกโคนขา และกระดูกโคนแขน ในวัยผู้ใหญ่ แหล่งสร้าง คือ ไขกระดูก โดยเฉพาะ กระดูกแผ่นบางๆ เช่น กระดูกอก กระดูกซี่โครง กระดูกไหปลาร้า และกระดูกกระโหลกบางส่วน สารที่จำเป็นต่อการสร้างเซลล์เม็ดเลือดแดง คือ ไขมัน และโปรตีน (เป็นเยื่อหุ้มเซลล์) Fe และ amino acid ใช้สังเคราะห์ hemoglobin และฮอร์โมนจากไต (kidney) ชื่อ erythropoietin ส่งมากระตุ้นเพื่อสร้างเซลล์เม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เผยแพร่ในอินเทอร์เน็ตโดยไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.1 เม็ดเลือดแดง (erythrocyte หรือ red blood corpuscle)

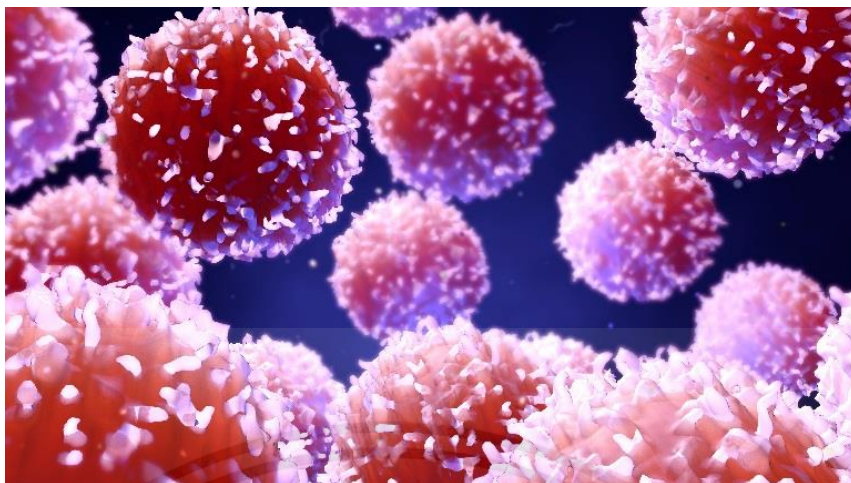
ที่มา <https://www.gettyimages.com/detail/photo/red-blood-cells-royalty-free-image/184943572>

แหล่งทำลายเซลล์เม็ดเลือดแดง คือ เซลล์ชื่อแมโครฟาจ (macrophage) ของตับ (liver) ม้าม (spleen) และไขกระดูก (bone marrow) ซึ่ง Fe และ globin จะถูกนำไปสร้างเซลล์เม็ดเลือดแดงได้ใหม่ ส่วนสารสีในเม็ดเลือดแดง คือ biliverdin จะถูกเซลล์ของตับเปลี่ยนเป็น bilirubin ซึ่งจะออกมาเป็นสารสีในอุจจาระและปัสสาวะ

2.1.2.2 เม็ดเลือดขาว (leucocyte หรือ white blood corpuscles)

มีรูปร่างและขนาดแตกต่างกัน ปกติจะใหญ่กว่าเซลล์เม็ดเลือดแดงเกือบ 2 เท่า ไม่มีสีเพราะไม่มีฮีโมโกลบิน (hemoglobin) แต่มีนิวเคลียส การที่เซลล์เม็ดเลือดขาวไม่มีฮีโมโกลบิน (hemoglobin) จะสามารถทำให้เซลล์ลึบเล็กผ่านผนังของเส้นเลือดฝอยออกมาได้ เซลล์เม็ดเลือดขาวจะมีอายุสั้น ประมาณ 2-14 วัน (บางชนิดอาจมีอายุ 100-300 วัน) มีหน้าที่โอบล้อมและจับกินเชื้อโรคแบบฟาโกไฟโตซิส (phagocytosis) และอาจสร้างแอนติบอดี (antibody) ออกมาต่อต้านและทำลาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

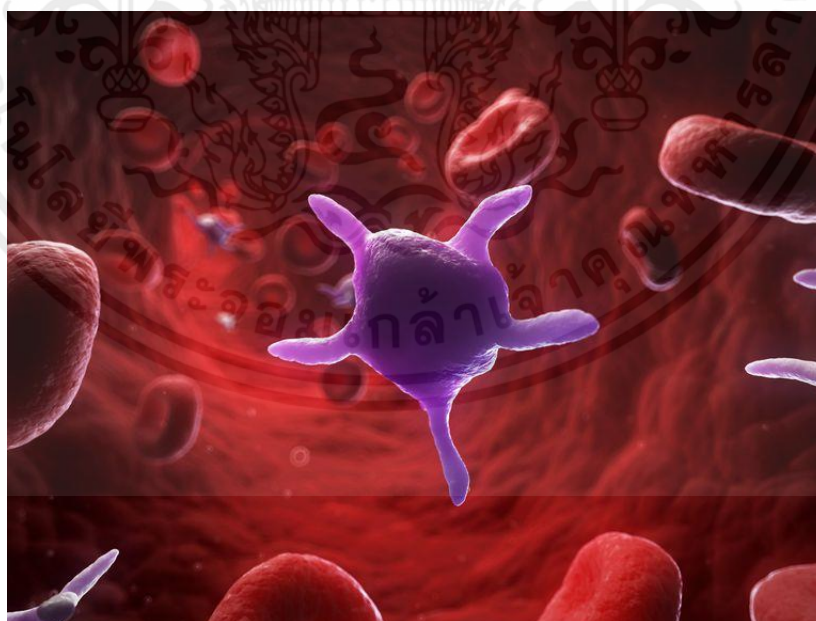


รูปที่ 2.2 เม็ดเลือดขาว (leucocyte หรือ white blood corpuscle)

ที่มา <https://www.verywellhealth.com/thrombocyte-what-is-a-thrombocyte-797228>

2.1.2.3 เกล็ดเลือด (platelet หรือ thrombocyte)

เกิดจากชิ้นส่วนของ cytoplasm ของเซลล์ที่มีขนาดใหญ่ (ชื่อ Megakaryocytes ในกระดูก) ที่แตกออกจากกัน และหลุดเข้าสู่เส้นเลือด มีนิวเคลียสมีรูปร่างไม่แน่นอน อายุสั้นประมาณ 3-4 วัน เท่านั้น มีหน้าที่ช่วยให้เลือดแข็งตัว (blood clotting) โดยการสร้างสารทรอมโบพลาสทิน (thromboplastin)



รูปที่ 2.3 เกล็ดเลือด (platelet หรือ thrombocyte)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่ควรเผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

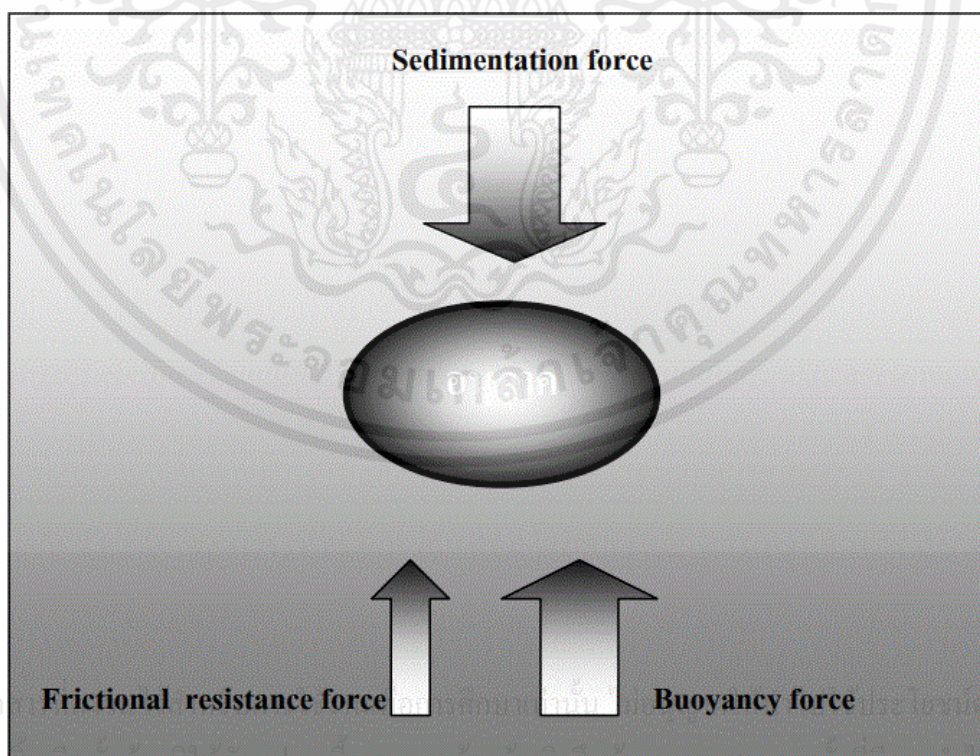
ไม่ว่ากรณีใดๆ กรุณาแจ้งไปยังฝ่ายกฎหมายของธนาคารเพื่อขอทราบข้อมูลเพิ่มเติม
ที่มา <http://blog.insidetrapper.com/45247913486-high-white-blood-cell-count-what-you-should>

2.2 ธรรมชาติของการนอนก้นของอนุภาค

โดยธรรมชาติอนุภาคชนิดต่างๆ ที่แขวนอยู่ในสารละลายจะตกตะกอนด้วยแรงนอนก้น (sedimentation force, SF) ในอัตราเร็วที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับขนาดของอนุภาค น้ำหนักโมเลกุล ความหนาแน่น ความหนืดของสารละลาย และแรงโน้มถ่วงของโลกที่ทำต่ออนุภาค ในขณะที่อนุภาคพยายามนอนก้น ของเหลวพยายามต่อต้านการตกนอนก้นด้วยแรงลอยตัว (buoyancy force, BF) และแรงเสียดทาน (frictional resistance force, FRF) ถ้าแรงนอนก้นมากกว่าแรงต่อต้านการจมอนุภาคจะจม โดยมีอัตราเร็วในการนอนก้น (sedimentation rate) ในหน่วย Svedbergs (S) ซึ่ง 1S หมายถึงอนุภาคนอนก้นด้วยอัตราเร็ว 1×10^{-3} ซม./ไคน์/วินาที/กรัม

ในทางตรงกันข้ามถ้าแรงนอนก้นน้อยกว่าแรงต่อต้านการจมอนุภาคจะลอยโดยมีสัมประสิทธิ์ของการกระจายตัวของอนุภาคแบบบราวเนียน (bownian) ในหน่วย Fricks (10^{-7} ซม./วินาที/ d_{20}^0W) (รูปที่ 2.4)

การนอนก้นของอนุภาคขนาดเล็กจะเกิดขึ้นได้ช้าเพราะมีแรงดึงดูดของโลกกระทำต่ออนุภาคน้อย และของเหลวมีการไหลวนอยู่ตลอดเวลาทำให้อนุภาคฟุ้งกระจายอยู่เสมอ ดังนั้นในธรรมชาติจึงพบว่าแหล่งน้ำบางแห่งจะขุ่นอยู่ตลอดเวลา เพราะน้ำมีการกระเพื่อมตลอดเวลาและมีอนุภาคขนาดเล็กปนอยู่เป็นจำนวนมาก



รูปที่ 2.4 แรงที่กระทำต่ออนุภาคที่อยู่ในของเหลว

2.3 หลักการทำงานของเครื่องหมุนเหวี่ยงแบบดิฟเฟอเรนเชียลเกรเดียนต์ (Differential gradient centrifugation)

เครื่องหมุนเหวี่ยงสร้างแรงหนีศูนย์กลางหรือแรงหมุนเหวี่ยง (centrifugal force, CF) ขึ้นเพื่อให้เร่งอนุภาคตกตะกอนเร็วขึ้น ดังนั้นภายใต้สนามของแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลาง แรงนอนก้นของอนุภาคจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับแรงหนีศูนย์กลาง ทำให้อนุภาคนอนก้นด้วยอัตราเร็วที่แตกต่างกันซึ่งสามารถคำนวณหาอัตราเร็วในการนอนก้นได้ดังนี้

$$\text{แรงหนีศูนย์กลาง (CF)} = m\omega^2 r$$

$$\text{แรงลอยตัว (BF)} = m\omega^2 r V \rho$$

$$\text{แรงเสียดทาน (FRF)} = f v$$

$$\text{เมื่อความเร็วของอนุภาคคงที่ } CF = BF + FRF$$

$$m\omega^2 r = m\omega^2 r V \rho + f v$$

$$\text{ดังนั้น อัตราเร็วในการนอนก้น (v)} = m\omega^2 r (1 - V\rho) / f$$

$$\text{โดย } CF = \text{แรงหนีศูนย์กลาง}$$

$$f = \text{สัมประสิทธิ์ของความเสียดทาน}$$

$$v = \text{ความเร็วในการนอนก้นของอนุภาค}$$

$$V = \text{ปริมาตรของอนุภาค}$$

$$\rho = \text{ความหนาแน่นของสารละลาย}$$

$$V\rho = \text{มวลที่แทนที่สารละลาย}$$

$$m = \text{มวล (mass)}$$

$$r = \text{ระยะห่างของอนุภาคถึงจุดศูนย์กลางของการหมุน}$$

$$\omega = \text{ความเร็วเชิงมุม (angular velocity)}$$

$$\omega^2 r = \text{ความเร่งหนีศูนย์กลาง (centrifugal acceleration) ของหัวหมุน}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรงหนีศูนย์กลางนิยมนำมาเปรียบเทียบกับแรงโน้มถ่วงของโลก (earth's gravitational force, g) โดยคำนวณจากจำนวนรอบการหมุนที่สมบูรณ์ของหัวหมุนต่อนาที (revolution per minute, rpm)

$$\begin{aligned} \text{RCF (g)} &= \frac{(rpm)^2 \times r \text{ (มม.)}}{89,500} \\ &= 0.00001117 \times r \times (rpm)^2 \\ &= 28.38 \times (rpm/1000)^2 \times r \times (\text{นิ้ว}) \\ &= 1.12 \times (rpm/1000)^2 \times r \times (\text{มม.}) \end{aligned}$$

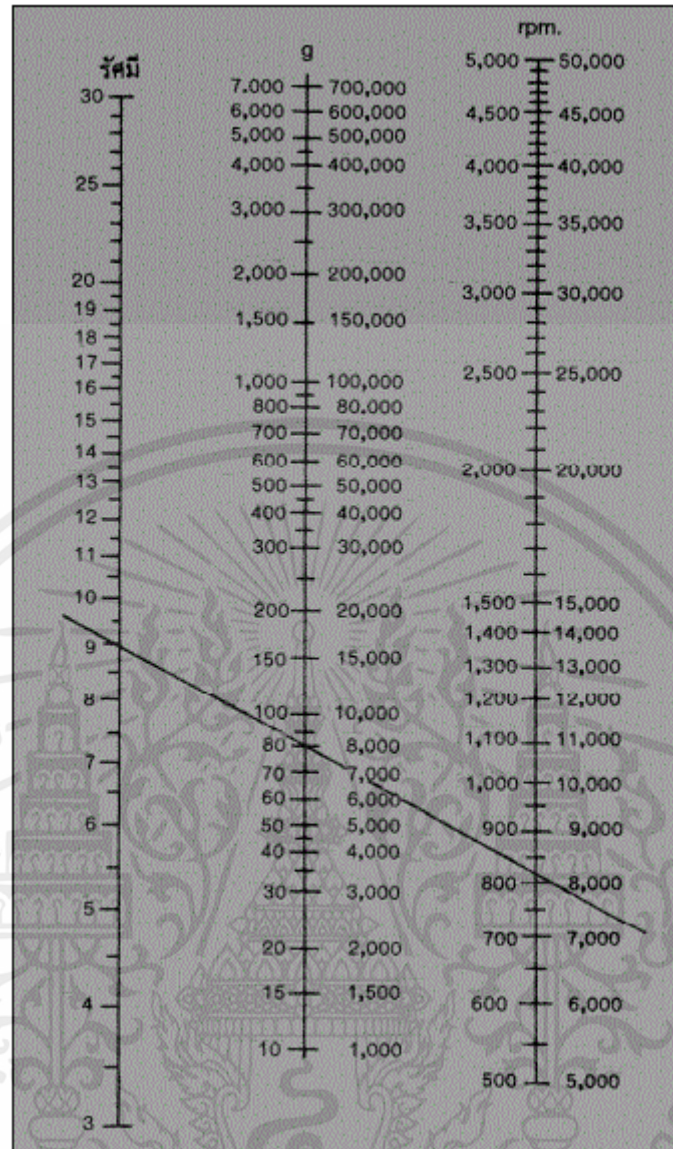
โดย RFC = แรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ (Relative centrifugal force)

r = รัศมีสูงสุดของของเหลวที่นำมาหมุนเหวี่ยง

rpm = Revolution per minute

จากสมการความสัมพันธ์ดังกล่าวข้างต้น สามารถคำนวณหาแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางได้จากโมโนแกรม (รูปที่ 2.5) เมื่อทราบความเร็วรอบและรัศมีของหัวหมุน

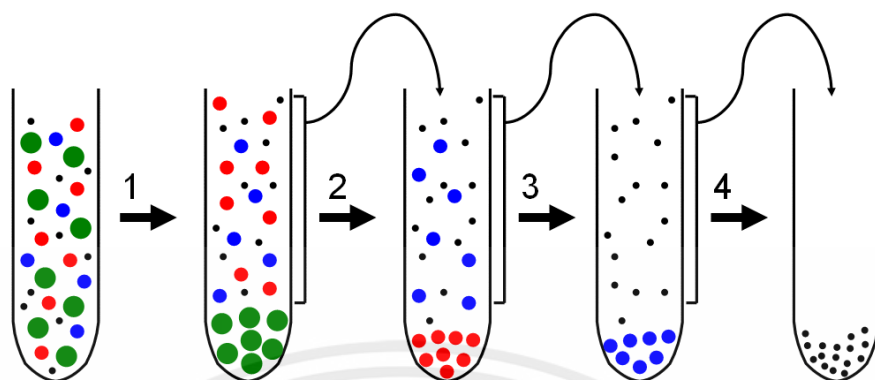
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.5 โมงโนแกรมสำหรับหาค่าแรงหนีศูนย์กลาง

ภายใต้สนามแรงหนีศูนย์กลางอนุภาคจะตกตะกอนด้วยอัตราเร็วที่ไม่เท่ากัน การปั่นแยกตะกอน จึงต้องใช้เวลาให้นานพอเพียงที่อนุภาคขนาดเล็กจะนอนกันหมด จนกลายเป็นก้อนตะกอน (pellet) และของเหลวเหนือตะกอน (supernatant) (รูปที่ 2.6) จึงนิยมใช้วิธีนี้สำหรับการปั่นแยกตะกอนทั้งหมดออกจากของเหลว แต่สามารถประยุกต์ไปใช้สำหรับแยกสารแต่ละชนิดออกจากกัน โดยการกำหนดความแรงในการปั่นแยก และระยะเวลาในการปั่นแยกที่เหมาะสม เพื่อแยกตะกอนขนาดใหญ่ออกก่อน แล้วจึงนำของเหลวเหนือตะกอนไปปั่นแยกอีกโดยอาจเพิ่มเวลาหรือความแรงใน

เอกสารนี้เป็น การปั่นแยก งานไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 การปั่นแยกแบบดิฟเฟอเรนเชียลเกรดิเอนต์

ที่มา https://en.wikipedia.org/wiki/File:Differentielle_zentrifugation.png

2.4 หลักการทำงานของ การหมุนเหวี่ยงแบบเดนซิทีเกรดิเอนต์ (Density gradient centrifugation)

เป็นการแยกอนุภาคของสารออกจากกัน โดยอาศัยความแตกต่างของอัตราเร็วในการนอนกัน หรือแยกออกจากกันโดยอาศัยความแตกต่างของความหนาแน่น โดยใช้ตัวกลางที่เหมาะสมและมีความหนาแน่น ต่างๆ กัน จึงนิยมใช้สำหรับการแยกสารหลายชนิดออกจากกันโดยมีความบริสุทธิ์สูง สามารถแบ่งย่อยออกได้เป็น 2 วิธีตามหลักการแยกคือ

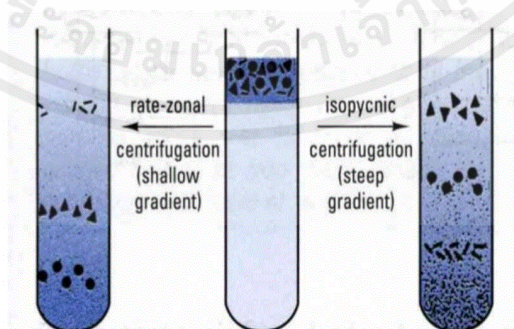
2.4.1 การแยกโดยการอาศัยความแตกต่างของอัตราความเร็วในการนอนกัน

ในกรณีที่อนุภาคหรือสารประกอบที่ต้องการแยกมีอัตราเร็วในการนอนกันแตกต่างกันมาก ตัวอย่างเช่น endoplasmic, reticulum, mitochondria, nuclei, lysosome, เม็ดเลือดแดง ฯลฯ สามารถแยกออกจากกันโดยใช้ตัวกลางชนิดเดียวกันแต่มีความหนาแน่นต่างกันใส่ลงในหลอดปั่น โดยให้ตัวกลางที่มีความหนาแน่นมากกว่าอยู่ชั้นล่างกว่า แล้วจึงใส่สารละลายซึ่งประกอบไปด้วยอนุภาคที่มีอัตราเร็วในการนอนกันต่างกันลงที่ด้านบนของหลอดหมุนเหวี่ยง หลังจากนำไปหมุนเหวี่ยง อนุภาคที่มีอัตราเร็วในการนอนกันเท่ากันจะเคลื่อนที่ลงไปนอนที่ชั้นล่างๆ เป็นแถบของอนุภาค ส่วนอนุภาคที่มีอัตราเร็วในการนอนกันช้ากว่าจะอยู่ชั้นบนสุด ถ้าปล่อยให้หมุนเหวี่ยงเป็นเวลานานแถบอนุภาคทุกแถบจะเคลื่อนที่ถึงก้นหลอดปั่นทั้งหมด แต่การปั่นแยกวิธีนี้จะต้องใช้เวลาปั่นแยกที่เหมาะสมจึงจะสามารถทำให้อนุภาคชนิดต่างๆ แยกกันอย่างชัดเจน (รูปที่ 2.7) ซึ่งสามารถแยกอนุภาคที่บริสุทธิ์แต่ละชั้นได้ โดยการดูดออกจากด้านบน หรือเจาะออกทางก้นหลอดปั่น เรียกการหมุนเหวี่ยงชนิดนี้ว่า rate zonal centrifugation สำหรับตัวกลางที่นิยมใช้ได้แก่สารละลายซูโครสความเข้มข้น 5-20% ตัวกลางที่

เข้มข้นนี้จะทำให้สารละลายที่มีอนุภาคอยู่ไม่ไหลผสมกับชั้นของตัวกลางมากเกินไป ซึ่งทำให้สามารถแยกชั้นอนุภาคได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น ส่วนความแตกต่างของความเข้มข้นของสารละลายซูโครสในแต่ละชั้น จะทำการเคลื่อนที่ของอนุภาคในแต่ละชั้นความเข้มข้นข้างล่าง โดยการเคลื่อนที่ของอนุภาคยิ่งข้างล่างในสารละลายซูโครสที่มีความเข้มข้นมากขึ้น ซึ่งเป็นผลให้มีเวลานานขึ้นในการแยกอนุภาคขนาดใหญ่ และขนาดเล็กออกจากกันได้มากกว่าการใช้ตัวกลางที่มีความเข้มข้นเดียว

2.4.2 การแยกโดยอาศัยความแตกต่างของความหนาแน่นของอนุภาค

ในกรณีที่อนุภาคหรือสารประกอบที่ต้องการแยกมีอัตราเร็วในการนอนกันที่ใกล้เคียงกันมาก ตัวอย่างเช่น glycogen, microsomes, ribosomes ฯลฯ การแยกสารเหล่านี้ออกจากกันต้องอาศัยความแตกต่างของความหนาแน่นลอยตัว (buoyant density) โดยใช้ตัวกลางที่มีช่วงความหนาแน่นครอบคลุมสารที่ต้องการแยก หลังจากที่ได้ใส่สารที่ต้องการปั่นแยกลงในหลอดปั่นโดยอาจใส่เป็นชั้นอยู่ด้านบน หรือผสมลงในตัวกลางให้เป็นเนื้อเดียวกัน ในขณะที่หลอดปั่นหมุนอนุภาคต่างๆ จะมีการเคลื่อนที่หรือลอยตัวไปหยุดอยู่ในชั้นของตัวกลางที่มีความหนาแน่นเท่ากับความหนาแน่นของอนุภาคนั้นๆ ทำให้สามารถแยกสารต่างๆ ออกจากกันได้ดี (รูปที่ 2.7) จึงเรียกวิธีการแบบนี้ว่า isopycnic centrifugation สำหรับตัวกลางที่นิยมใช้ได้แก่ CsCl ความหนาแน่นต่างๆ ซึ่งอาจเตรียมก่อนใส่สารตัวอย่างได้เช่นเดียวกับการเตรียมสารละลายซูโครส หรือปล่อยให้สารละลาย CsCl แยกเป็นชั้นความหนาแน่นต่างๆ เองในขณะที่ปั่นแยก (self generating gradient) ตัวอย่างเช่น สารละลาย CsCl ที่มีความหนาแน่น 1.6 ก./มล. เมื่อนำไปหมุนเหวี่ยงด้วยความเร็ว 30,000 รอบต่อนาที สารละลายจะแยกออกเป็นชั้นที่มีความหนาแน่นตั้งแต่ 1.40-1.85 ก./มล. การปล่อยให้ CsCl สร้างชั้นความแตกต่างของความหนาแน่นเองต้องใช้เวลาในการหมุนเหวี่ยงนานตั้งแต่ 4-48 ชั่วโมง เพราะ CsCl มีน้ำหนักโมเลกุลเพียง 168.4



Rate zonal centrifugation

Isopycnic Centrifugation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้ผู้อื่นใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 2.7 การปั่นแยกแบบเดนซิติเกรเดียนต์
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกสิ่งเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ที่มา <http://tsbiomed.blogspot.com/>

2.5 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

กระบวนการวิเคราะห์ปัญหาใด ๆ โดยทั่วไปด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ไม่ว่าจะทำด้วยมือหรือใช้ซอฟต์แวร์สำเร็จรูปก็ตาม ประกอบด้วย 5 ขั้นตอนหลัก ๆ ดังนี้

2.5.1 การแบ่งโดเมนของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย ๆ

หากต้องการวิเคราะห์การเสียรูปของแผ่นเหล็กจากแรงดึง ขั้นตอนแรกจำเป็นต้องแบ่งแผ่นเหล็กออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย ๆ (discretization) หรือหากต้องการวิเคราะห์ลักษณะการไหลของน้ำในท่อ จำเป็นต้องแบ่งโดเมนซึ่งเป็นน้ำนั้นออกเป็นเอลิเมนต์ย่อย ๆ ก่อน กระบวนการขั้นตอนแรกนี้ โดยปกติจะใช้เวลามากในทางปฏิบัติ เพราะจำเป็นต้องสร้างรูปร่างของปัญหา (geometry) อย่างถูกต้องขึ้นมาก่อน รูปร่างของปัญหาอาจประกอบด้วยส่วนเว้าส่วนโค้งที่มีความซับซ้อน การประดิษฐ์กราฟฟิกส์ซอฟต์แวร์ในส่วนนี้ขึ้นมาด้วยตนเองจึงจำเป็นต้องอาศัยความรู้อันประกอบไปด้วยประสบการณ์ทางด้านนี้เป็นอย่างมาก

2.5.2 การเลือกใช้ชนิดของเอลิเมนต์

เอลิเมนต์ย่อยที่แบ่งบนแผ่นเหล็กนั้นอาจเป็นเอลิเมนต์ในรูปแบบของสามเหลี่ยมหรือสี่เหลี่ยมด้านไม่เท่าก็ได้ หากแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยม ตัวไม่รู้ค่า (unknowns) จะอยู่ที่มุมทั้งสามเหลี่ยมนั้นซึ่งเรียกกันว่าจุดต่อ (node) การเลือกใช้ชนิดของเอลิเมนต์จะสอดคล้องกับลักษณะการกระจายของไม่รู้ค่าที่สมมุติขึ้นบนเอลิเมนต์นั้น ๆ เช่น หากเลือกใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยมแบบสามจุดต่อที่มุมทั้งสามแล้ว ลักษณะการกระจายของตัวไม่รู้ค่าบนเอลิเมนต์นั้นจะถูกสมมติให้อยู่ในรูปแบบของแผ่นเรียบ (flat plane) เป็นต้น แต่หากเลือกใช้เอลิเมนต์แบบสี่เหลี่ยมแบบสี่จุดต่อที่มุมทั้งสี่ ลักษณะการกระจายของตัวไม่รู้ค่าบนเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมนี้อาจไม่เรียบแต่โค้งไปโค้งมาได้ ดังนั้นการเลือกใช้เอลิเมนต์ชนิดต่าง ๆ กันจึงมีผลโดยตรงกับผลลัพธ์ที่จะคำนวณได้

2.5.3 การประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์

สมการเชิงอนุพันธ์ที่สอดคล้องกับปัญหาที่สนใจอยู่นั้นจะถูกเปลี่ยนไปเป็นสมการทางพีชคณิตที่เรียกกันว่า สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element equations) สมการไฟไนต์เอลิเมนต์นี้จะถูกสร้างขึ้นสำหรับแต่ละเอลิเมนต์เนื่องจากเอลิเมนต์ต่างมีขนาดไม่เท่ากัน

2.5.4 การรวมสมการไฟไนต์เอลิเมนต์เข้าด้วยกันแล้วแก้ระบบสมการใหญ่

สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ที่อยู่ในรูปแบบของสมการทางพีชคณิตซึ่งได้ประดิษฐ์ขึ้นสำหรับแต่ละเอลิเมนต์ในขั้นตอนที่แล้วจำเป็นต้องนำมารวมกันอย่างถูกต้องและมีหลักการ เปรียบเสมือนการนำชิ้นตัวต่อ (jigsaw puzzle) มาต่อเข้ากันอย่างถูกต้องและเหมาะสม จึงจะเกิดเป็นรูปภาพใหญ่ที่สมบูรณ์

ขึ้นได้ การประกอบสมการไฟไนต์เอลิเมนต์แต่ละสมการเข้าด้วยกัน (assembly of element equations) จะก่อให้เกิดระบบสมการ (set of simultaneous equations) ขนาดใหญ่จากนั้นจึงประยุกต์เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions) ของปัญหานั้น ๆ ก่อนแก้ระบบสมการขนาดใหญ่ชุดนั้นเพื่อหาผลลัพธ์ที่จุดต่อ ซึ่งผลลัพธ์ที่จุดต่อเหล่านี้อาจแทนค่าอุณหภูมิหากวิเคราะห์ปัญหาการถ่ายเทความร้อน หรือแทนค่าการเคลื่อนตัวหากวิเคราะห์ปัญหาด้านการเสีรูปและความเค้นเป็นต้น

2.5.5 การคำนวณหาค่าอื่น ๆ

เป็นการหาค่าอื่น ๆ ที่ผู้ใช้ต้องการทราบเพื่อจะทำให้ปัญหานั้นได้รับการวิเคราะห์โดยสมบูรณ์ เช่น เมื่อทราบอุณหภูมิตามตำแหน่งต่าง ๆ แล้วก็สามารถคำนวณหาปริมาณฟลักซ์ความร้อนที่ไหลผ่านได้ หรือเมื่อทราบค่าของการเคลื่อนตัวแล้วก็สามารถคำนวณค่าความเค้นได้เช่นกัน

2.6 การไหลแบบหนืด

การไหลแบบหนืดเป็นการไหลที่เกิดขึ้นรอบตัวและพบเห็นกันอยู่ทั่วไป นับตั้งแต่กระแสลมพัดผ่านบ้าน ผ่านต้นไม้ การไหลหมุนวนของอากาศเย็นในห้องแอร์หรือในอาคารสนามบินขนาดใหญ่ การไหลของกระแสในแม่น้ำลำคลอง รวมไปถึงในตู้เลี้ยงปลา หากผู้ออกแบบสามารถ วิเคราะห์และทราบถึงสถานะของการไหลได้ล่วงหน้า ก็จะสามารถปรับปรุงลักษณะของการออกแบบ เพื่อให้การไหลเกิดประสิทธิภาพสูงสุด เช่น ควรจะออกแบบรูปร่างของบ้านทั้งภายนอกและภายใน เช่นไร เพื่อให้อากาศเกิดการถ่ายเทได้โดยสะดวกไม่มีมุมอับ จะออกแบบวางเครื่องปรับอากาศ ณ ตำแหน่งใดเพื่อให้อากาศในห้องแอร์หรือในอาคารสนามบินนั้นเย็นโดยสม่ำเสมอ

ลักษณะการไหลของของไหลผ่านรูปร่างซับซ้อนใด ๆ สามารถคำนวณได้อย่างมีประสิทธิภาพด้วยการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ บทนี้จะเริ่มจากการอธิบายสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes equations) อันประกอบด้วยสมการของการอนุรักษ์มวล (conservation of mass) และสมการของการอนุรักษ์โมเมนตัม (conservation of momentums) ที่สามารถใช้วิเคราะห์ หาสถานะของการไหลแบบหนืดได้ สมการเชิงอนุพันธ์ย่อยเหล่านี้ขึ้นอยู่แก่กันและกัน (coupled equations) อีกทั้งยังอยู่ในรูปแบบไม่เชิงเส้น (nonlinear equations) ทำให้การคำนวณนั้น มีความซับซ้อนเมื่อเปรียบเทียบกับปัญหาอื่น ๆ

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งมีวิธีการคำนวณ ไปตามลักษณะของการไหลด้วยการแก้หาผลลัพธ์แบบแยกส่วน (Characteristic-Based Split) ที่เรียกกันโดยย่อว่าวิธีซีบีเอส (CBS) ได้นำมาใช้ในการประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ต่อเนื่องที่สอดคล้องกัน โปรแกรมคอมพิวเตอร์นี้ได้ฝังตัวอยู่ในซอฟต์แวร์ EasyFEM เพื่อความสะดวกในการใช้วิเคราะห์

ผลลัพธ์ต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นดั่งนำเสนอด้วยตัวอย่างในบทนี้ แสดงถึงประสิทธิภาพของระเบียบวิธี ไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ช่วยให้ผู้วิเคราะห์เห็นปรากฏการณ์ของการไหลด้วยภาพสื่ออย่างชัดเจน ทำให้เกิดความเข้าใจโดยลึกซึ้งถึงสภาวะของการไหลในปัญหานั้นได้มากยิ่งขึ้น และที่สำคัญที่สุด จะก่อให้เกิดความต้องการในการวิเคราะห์ปัญหาการไหลแบบอื่น ๆ มากขึ้นไปอีก ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากสาเหตุที่ว่าผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นมักประกอบด้วยสภาวะของการไหลที่คาดเดาไม่ได้ล่วงหน้า รวมทั้ง เมื่อดูผลลัพธ์แล้วพื้นสีและเวกเตอร์ความเร็วมักทำให้เกิดความน่าสนใจเสมอ

2.6.1 สมการเชิงอนุพันธ์

ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยเพื่อใช้คำนวณหาปรากฏการณ์ลักษณะการไหลแบบหนืด ที่ไม่อัดตัว (incompressible viscous flow) ในสองมิติซึ่งรู้จักกันโดยทั่วไปว่าระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes equations) นั้น ประกอบด้วยสมการของการอนุรักษ์มวล (conservation of mass) และสมการการอนุรักษ์โมเมนตัม (conservation of momentums) ในแนวแกน x และ y ดังนี้

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

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} \right) + \frac{\partial p}{\partial x} = \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} \quad (2.2)$$

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} \right) + \frac{\partial p}{\partial y} = \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yy}}{\partial y} \quad (2.3)$$

โดย ρ แทนความหนาแน่น (density) ระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ (2.1)-(2.3) นี้ ประกอบด้วย 3 สมการ ดังนั้นจึงมีตัวไม่รู้ค่า 3 ตัว อันประกอบด้วยความเร็ว u ในทิศแกน x ความเร็ว v ในทิศ แกน y และความดัน p ซึ่งล้วนเป็นฟังก์ชันของโคออร์ดิเนต x และ y รวมทั้งเวลา t ส่วนทางด้านขวาของสมการอนุรักษ์โมเมนตัม (2.2) (2.3) นั้นประกอบด้วยพจน์ของความหนืดซึ่งเป็น ฟังก์ชันของค่าความเค้นย่อยที่เขียนให้อยู่ในรูปแบบของความเร็ว ได้คือ

$$\tau_{xx} = 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} \quad ; \quad \tau_{yy} = 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} \quad (2.4)$$

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

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดย μ แทนค่าความหนืดพลศาสตร์ (dynamic viscosity)

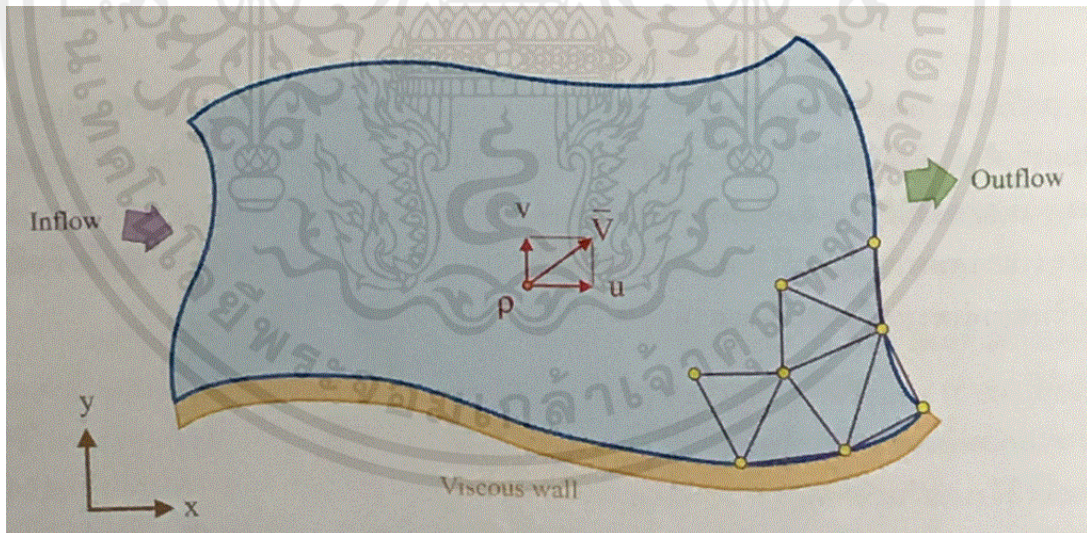
ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยนาเวียร์-สโตกส์นี้สามารถเขียนโดยใช้สัญลัษณ์เทนเซอร์ (tensor notations) เพื่อความสะดวกในการประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ต่อไปได้คือ

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2.5)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} = -u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} - \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{1}{\rho} \left(\frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \right) \quad (2.6)$$

โดย $i = 1, 2$ ซึ่งสอดคล้องกับโคออร์ดิเนต x และ y ตามลำดับ สมการ (2.5) เป็นสมการอนุรักษ์มวล มีความหมายเช่นเดียวกันกับสมการ (2.1) ส่วนสมการ (2.6) เป็นสมการอนุรักษ์โมเมนตัม ซึ่งมีความหมายเช่นเดียวกันกับสมการ (2.2) และ (2.3) เมื่อ $i = 1$ และ 2 ตามลำดับ

ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยนาเวียร์-สโตกส์ (2.5) และ (2.6) นี้ จำเป็นต้องแก้ควบคู่ไป กับเงื่อนไขขอบเขตของปัญหาที่กำหนดให้ ดังเช่นแสดงในรูปที่ 2.8 ซึ่งอาจประกอบด้วย: (1) การกำหนดขอบเขตของการไหลเข้า (inflow); (2) การกำหนดขอบเขตของผนังแบบหนืด (viscous wall); และ (3) การกำหนดขอบเขตของการไหลออก (outflow) เป็นต้น

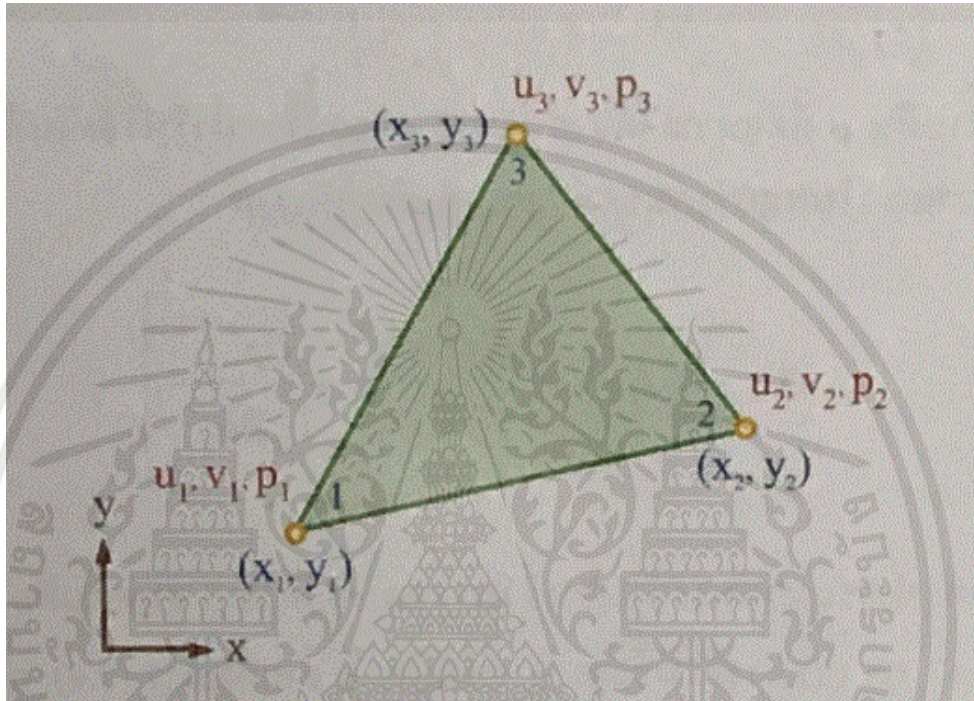


รูปที่ 2.8 โดเมนและเงื่อนไขขอบเขตของการไหลแบบหนืด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.2 สมการไฟไนต์เอลิเมนต์

เพื่อให้ง่ายแก่การทำความเข้าใจในการประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ ในที่นี้จะเลือก ใช้เอลิเมนต์ชนิดสามเหลี่ยมแบบ 3 จุดต่อ ดังแสดงในรูปที่ 2.9 เอลิเมนต์สามเหลี่ยมนี้ประกอบด้วยตัวแปรความเร็วในทิศแกน x , u_i ความเร็วในทิศแกน y , v_i และความดัน, P_i , $i = 1, 2, 3$ ที่ทั้งสามจุดต่อ



รูปที่ 2.9 เอลิเมนต์สามเหลี่ยมแบบ 3 จุดต่อ

การประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์เริ่มจากการสร้างสมการความสัมพันธ์ที่เกี่ยวข้องกับเวลา (temporal discretization) โดยการประยุกต์สมการอนุกรมเทเลอร์ (Taylor Series expansion) เข้ากับสมการอนุรักษ์โมเมนตัม (2.6) ที่เวลา t_n เพื่อทำนายค่า (predictor) การเปลี่ยนแปลง Δu_i จาก

$$\Delta u_i^* = u_i^* - u_i^n = \Delta t \left[-u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{1}{\rho} \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_i} \right]^n + \frac{\Delta t^2}{2} u_k \frac{\partial}{\partial x_k} \left[u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{1}{2\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} \right]^n \quad (2.7)$$

โดยตัวห้อยบน (superscript) n แทนการคำนวณเมื่อเวลาครั้งที่ n และ Δt แทนค่าช่วงเวลาเอกสารนี้เป็ (time step) ที่ใช้ในการคำนวณใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ค่าการเปลี่ยนแปลง Δu_i^* ที่ทำนายได้จากสมการ (2.7) นี้จะนำไปใช้ในการคำนวณ หาค่าความดัน p ด้วยการแก้สมการอนุรักษ์มวล (2.5) ซึ่งสามารถเขียนให้อยู่ในรูปแบบของ ความดันได้คือ

$$\frac{\partial^2 p^{n+1}}{\partial x_i \partial x_i} = \frac{\rho}{\Delta t} \left[4 \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + 2 \frac{\partial \Delta u_i^*}{\partial x_i} \right]^n - \frac{\partial^2 p^n}{\partial x_i \partial x_i} \quad (2.8)$$

ผลลัพธ์ของค่าความดัน p ที่คำนวณได้จากสมการ (2.8) นี้จะนำไปใช้เป็นตัวแก้ไข (corrector) ปรับปรุงค่าของความเร็วในสมการอนุรักษ์โมเมนตัมอีกครั้งจาก

$$\Delta u_i = \Delta u_i^* - \frac{\Delta t}{2\rho} \left[\frac{\partial p^n}{\partial x_j} + \frac{\partial p^{n+1}}{\partial x_i} \right] \quad (2.9)$$

ดังนั้นโดยสรุป กระบวนการคำนวณซึ่งประกอบไปด้วย 3 ขั้นตอนคือ : (1) การทำนายค่า Δu_i^* จากสมการ (2.7); (2) การคำนวณหาความดัน p จากสมการ (2.8); และ (3) การคำนวณหา Δu_i ใหม่จากสมการ (2.9) กระบวนการคำนวณในลักษณะเช่นนี้สามารถทำได้อย่างสะดวก โดยเฉพาะหากต้องการหาผลลัพธ์ภายใต้สภาวะอยู่ตัว (steady-state Solution) ซึ่งสามารถใช้ Δt ที่เหมาะสมเพื่อทำการคำนวณแบบวนซ้ำ (iterations) จนกว่าผลลัพธ์นั้นเปลี่ยนแปลงน้อยกว่าค่าที่กำหนดให้ (specified tolerance) จึงสิ้นสุดการคำนวณ

สมการ (2.7), (2.8) และ (2.9) ข้างต้นนี้สามารถประดิษฐ์ให้อยู่ในรูปแบบของเมตริกซ์ เพื่อใช้ในการประดิษฐ์โปรแกรมคอมพิวเตอร์ต่อไปด้วยการประยุกต์ระเบียบวิธีถ่วงน้ำหนัก เศษตกค้าง (method of weighted residuals) โดยเริ่มจากการเขียนลักษณะการกระจายของตัวแปร ต่าง ๆ ในรูปแบบของฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ (interpolation functions) ดังนี้

$$\begin{aligned} u_i &= [N]\{u_i\} & ; & & p &= [N]\{p\} \\ \Delta u_i &= [N]\{\Delta u_i\} & ; & & p &= [N]\{\Delta u_i^*\} \end{aligned} \quad (2.10)$$

จากนั้นจึงประยุกต์ทฤษฎีบทของเกาส์ (Gauss theorem) เพื่อทำการอินทิเกรตแบบแยกส่วน (integration by parts) โดยเริ่มจากสมการ (2.7) ก่อให้เกิดสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ในรูปแบบของเมตริกซ์เพื่อใช้ในการทำนายความเร็ว ณ จุดต่อต่าง ๆ ดังนี้

$$[M]\{\Delta u_i^*\} = -\Delta t[\{C_u\} + \{K_u\} - \{R_{ku}\}]^n - \frac{\Delta t^2}{2} [\{C_s\} + \{P_s\} - \{R_s\} - \{R_s\}]^n \quad (2.11)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$[M] = \int_A \{N\}[N]dA \quad (2.12ก)$$

โดย

$$\{C_u\} = \int_A \{N\} \left(u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) dA \quad (2.12ข)$$

$$\{K_u\} = \frac{1}{\rho} \int_A \left\{ \frac{\partial N}{\partial x_j} \right\} \tau_{ij} dA \quad (2.12ค)$$

$$\{R_{ku}\} = \frac{1}{\rho} \int_s \{N\} \tau_{ij} \hat{n}_j dS \quad (2.12ง)$$

$$\{C_s\} = \bar{u}_k \int_A \left\{ \frac{\partial N}{\partial x_k} \right\} \left(u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) dA \quad (2.12จ)$$

$$\{R_{cs}\} = \bar{u}_k \int_s \{N\} \left(u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \hat{n}_k dS \quad (2.12ฉ)$$

$$\{P_s\} = \frac{1}{2\rho} \bar{u}_k \int_A \left(\frac{\partial N}{\partial x_k} \right) \hat{n}_k dS \quad (2.12ช)$$

$$\{R_{ps}\} = \frac{1}{2\rho} \bar{u}_k \int_A \{N\} \frac{\partial p}{\partial x_j} \hat{n}_k dA \quad (2.12ซ)$$

เอลิเมนต์เมตริกซ์เหล่านี้อยู่ในรูปแบบของการอินทิเกรตบนพื้นที่และตลอดขอบของเอลิเมนต์นั้น โดย \hat{n} แทนเวกเตอร์หนึ่งหน่วยซึ่งตั้งฉากกับขอบที่พิจารณาอยู่นั้น และ \bar{u} แทนค่าความเร็วเฉลี่ยของทั้งเอลิเมนต์ เอลิเมนต์เมตริกซ์เหล่านี้สามารถประดิษฐ์ให้อยู่ในรูปแบบปิด (closed form) ได้โดยง่ายสำหรับเอลิเมนต์สามเหลี่ยมแบบ 3 จุดต่อดังแสดงในรูปที่ 2.9 ยกตัวอย่างเช่น เมตริกซ์ มวล (mass matrix) ดังแสดงในสมการ (2.12ก) คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$[M] = \frac{A}{12} \begin{bmatrix} 2 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 2 \end{bmatrix} \quad (2.13)$$

เป็นต้น อนึ่ง เพื่อความสะดวกในการแก้สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ (2.11) เมตริกซ์มวลดังแสดง ในสมการ (2.13) นี้ อาจดัดแปลงให้เป็นเมตริกซ์มวลแบบรวมก้อน (Jumped mass matrix) ดังนี้

$$[M] = \frac{A}{13} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

ซึ่งจะเป็นผลให้การแก้สมการ ไฟไนต์เอลิเมนต์ (2.11) นั้นเป็นไปได้สะดวกยิ่งขึ้น เพราะแต่ละสมการย่อยจะไม่ขึ้นอยู่แก่กันและกัน (uncoupled equations)

ในทำนองเดียวกัน สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ในรูปแบบของเมตริกซ์อันเป็นผลจากการประยุกต์ทฤษฎีบทของเกาส์เข้ากับสมการ (2.8) เพื่อคำนวณหาค่าความดันที่จุดต่อต่าง ๆ คือ

$$[K_p]\{p\}^{n+1} = \frac{4}{\Delta t} \{C_p\}^n - \{P_p\}^n \quad (2.15)$$

โดย

$$[K_p] = \int_A \left\{ \frac{\partial N}{\partial x_k} \right\} \left| \frac{\partial N}{\partial x_k} \right| dA \quad (2.16a)$$

$$\{C_p\} = \rho \int_A \left\{ \frac{\partial N}{\partial x_k} \right\} \left(u_i + \frac{1}{2} \Delta u_i^* \right) dA \quad (2.16b)$$

$$\{P_p\} = \int_A \left\{ \frac{\partial N}{\partial x_i} \right\} \frac{\partial p}{\partial x_i} dA \quad (2.16c)$$

และสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ในรูปแบบของเมตริกซ์ที่สอดคล้องกับสมการ (2.9) คือ

$$[M]\{\Delta u_i\}^{n+1} = [M]\{\Delta u_i^*\} - \frac{\Delta t}{2} \{P_u\} \quad (2.17)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และนำเอกสารนี้ไปเผยแพร่หรือใช้เอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\{P_u\} = \frac{1}{\rho} \int_A \{N\} \left(\frac{\partial p^n}{\partial x_j} + \frac{\partial p^{n+1}}{\partial x_i} \right) dA \quad (2.18)$$

สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ (2.11), (2.15) และ (2.17) พร้อมเอลิเมนต์เมตริกซ์ต่าง ๆ ดังแสดงข้างต้นนี้ สามารถนำไปประดิษฐ์ขึ้นเป็นโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับเอลิเมนต์สามเหลี่ยม แบบสามจุดต่อได้โดยง่าย เพื่อใช้วิเคราะห์สภาวะการไหลแบบหนืดผ่านรูปทรงซับซ้อนใด ๆ ในสองมิติ ผู้ใช้เพียงแต่สร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ (finite element model) และกำหนด เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions) ให้ถูกต้อง รวมทั้งกำหนดเงื่อนไขเริ่มต้น (initial Conditions) ตามจุดต่อต่าง ๆ เพื่อใช้ในการคำนวณด้วยกระบวนการทำซ้ำแบบหมุนวน การคำนวณจะยุติลงหลังจากที่ได้ทำซ้ำจนครบจำนวนรอบ (iterations) ที่ผู้ใช้กำหนดให้ หรือ ผลลัพธ์ได้เข้า (converged) สู่อผลลัพธ์สุดท้ายซึ่งค่าการเปลี่ยนแปลงนั้นน้อยกว่าค่าที่กำหนดให้ (tolerance)

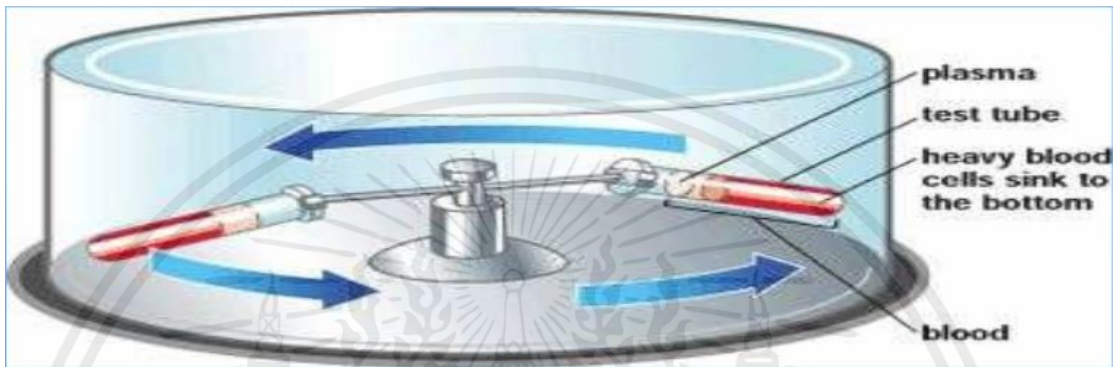


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

ระเบียบวิธีวิจัย

3.1 ต้นแบบจำลอง (prototyped)



รูปที่ 3.1 การหมุนเหวี่ยงของเลือดในหลอดแก้ว

เครื่องหมุนเหวี่ยงมีรูปแบบแตกต่างกันมีทั้งขนาดเล็ก ขนาดปานกลางที่สามารถตั้งบนโต๊ะได้ (bench model) ตลอดจนขนาดใหญ่ที่สามารถหมุนเหวี่ยงสารละลายได้ครั้งละมาก ๆ ซึ่งต้องตั้งบนพื้น ในขณะใช้งาน (floor model) แต่ด้วยเทคโนโลยีการผลิตทำให้ขีดความสามารถ ไม่ได้เพิ่ม มากขึ้นตามขนาดของเครื่องหมุนเหวี่ยง ดังนั้นการแบ่งชนิดที่ค่อนข้างชัดเจนจึงแบ่งตามแรงหนี ศูนย์กลาง ออกได้เป็น 3 ชนิด ดังนี้

3.1.1 เครื่องหมุนเหวี่ยงความเร็วรอบต่ำ (low speed centrifuge)

เป็นเครื่องหมุนเหวี่ยงขนาดเล็กเป็นส่วนใหญ่ นิยมใช้ในงานทั่ว ๆ ไปในห้องปฏิบัติการมีความเร็วรอบไม่เกิน 6,000 รอบต่อนาที มีแรงหนีศูนย์กลางสูงสุดในช่วง 1,800-7,000 g

3.1.2 เครื่องหมุนเหวี่ยงความเร็วรอบสูง (high speed centrifuge)

มีความเร็วรอบไม่เกิน 23,000 รอบต่อนาที มีแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางสูงสุดถึง 80,000 g จึงนิยมใช้เฉพาะงานที่ต้องการความแรงในการปั่นแยกปานกลาง ตัวอย่างเช่น การแยกอนุภาคขนาดเล็ก ๆ หรือมีน้ำหนักเบาออกจากของเหลว

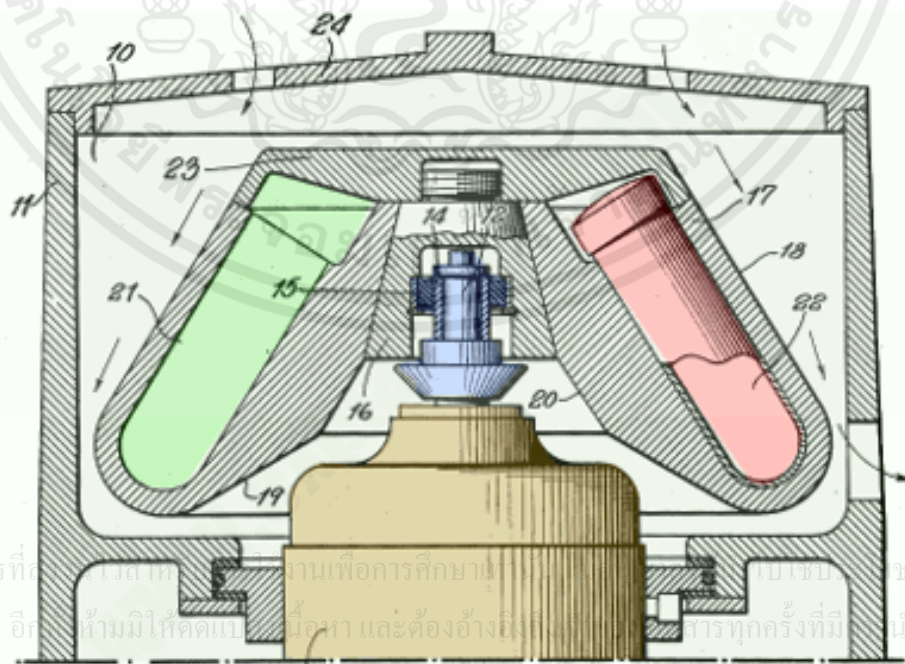
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3 เครื่องหมุนเหวี่ยงความเร็วรอบสูงมาก (ultra speed centrifuge)

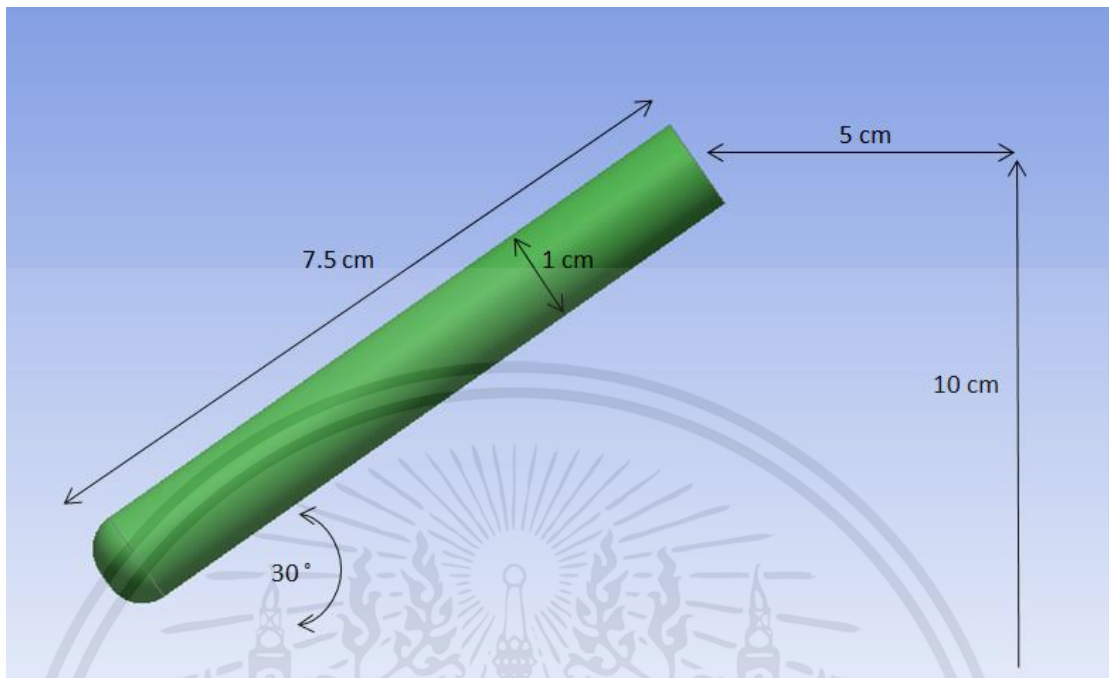
เป็นเครื่องหมุนเหวี่ยงที่มีขนาดใหญ่ที่มีความเร็วรอบของการหมุนสูงถึง 150,000 รอบต่อนาที สามารถสร้างแรงหนีศูนย์กลางได้สูงถึง 800,000 g บริษัท Spinco ผลิตเครื่องหมุนเหวี่ยงชนิดนี้ออกมาจำหน่ายตั้งแต่ปี ค.ศ. 1950

3.1.4 ต้นแบบที่ใช้ในการจำลอง

หัวหมุนแบบมุมคงที่ (fixed angle rotor) สร้างขึ้นมาเพื่อลดข้อเสียบางประการของ หัวหมุนแบบมุมแกว่ง โดยออกแบบให้หัวหมุนจับยึดกระบอกใส่หลอดป้อนให้ทำมุมกับพื้นโลกใน องศาที่คงที่ ในช่วง 10-60 องศา มุมดังกล่าวจะเร่งให้มีการตกตะกอนเร็วกว่าการ ตกตะกอนในหัวหมุนแบบมุมแกว่ง กลุ่มอนุภาคจะวิ่งชนผนังก่อน แล้ว รวมกันเป็นกลุ่มตะกอนขนาดใหญ่ ซึ่งจะเร่งการตกตะกอนให้เร็วขึ้นด้วยมวลของกลุ่มตะกอน ใน ขณะเดียวกันของเหลวจะเกิดกระแสพาส่ง (descending convection current) ไหลที่อนุภาคขนาดเล็กที่ยัง ไม่ตกตะกอนให้ลอยขึ้นมาด้านบน โดยกระแสพาขึ้น (ascending convection current) เพื่อหมุนวนเข้าสู่ กระแสพาส่งต่อไป หัวหมุนแบบนี้มีข้อดีที่มีผิวเรียบ มีส่วนที่ต้านทานกับอากาศในขณะหมุนน้อยกว่า เกิดความร้อนน้อยกว่า ซึ่งสามารถใช้งานที่ความเร็วรอบสูงกว่าได้ นอกจากนี้ยังช่วยลดการ สูญเสียพลังงานของมอเตอร์อันเนื่องมาจากความเสียดทานกับอากาศได้อีกด้วย แต่ตะกอนที่ได้จากการหมุนเหวี่ยงจะทำมุมเฉียงกับกันหลอดป้อน ซึ่งตะกอนอาจพังหรือฟุ้งกระจาย ได้ง่าย ถ้าชุดแยก ของเหลวส่วนที่อยู่ต่ำกว่าตะกอนออกโดยไม่ระมัดระวัง



รูปที่ 3.2 ต้นแบบที่นำไปใช้ในการทำแบบจำลอง



รูปที่ 3.3 โมเดลจำลองของหลอดทดลอง

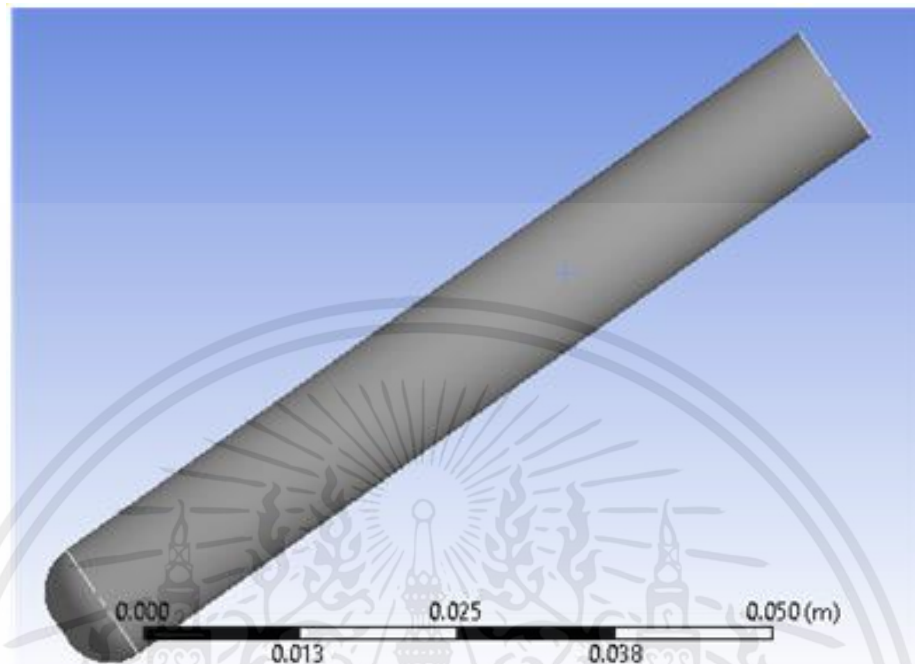
การขึ้นรูปโมเดลแบบจำลองวาดขึ้นจาก CAD modeling ของโปรแกรม ANSYS โดยหลอดทดลองมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 1 เซนติเมตร ยาว 7.5 เซนติเมตร ทำมุม 30 องศาจากแนวตั้ง ความสูง 10 เซนติเมตร ห่างจากแกนกลาง 5 เซนติเมตร

ตารางที่ 3.1 องค์ประกอบของแบบจำลอง

ส่วนต่างๆ	ขนาด
ความยาวหลอด	7.5 เซนติเมตร
เส้นผ่าศูนย์กลาง	1 เซนติเมตร
ความสูงจากฐาน	10 เซนติเมตร
มุมจากแนวตั้ง	30 องศา
ระยะจากศูนย์กลาง	5 เซนติเมตร

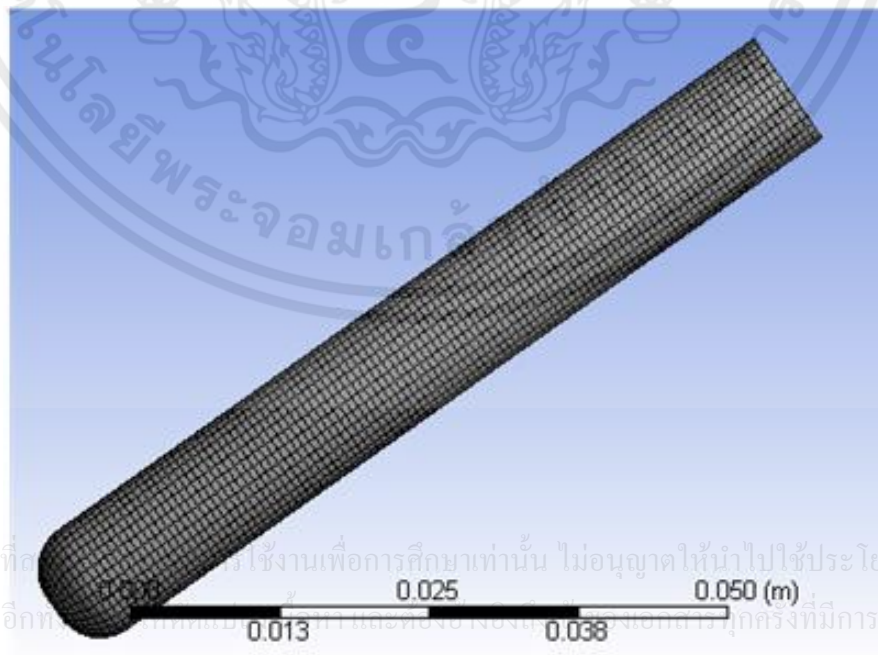
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.5 หลอดจำลองบรรจุเลือด



รูปที่ 3.4 หลอดจำลองบรรจุเลือด

การจำลองการปั่นแยกวัตถุตั้งกล่าวทำการวาด CAD จากโปรแกรมของANSYS ซึ่งเป็นระบบการวิเคราะห์แบบสมมาตร



รูปที่ 3.5 รูปจำลองแบบหลอดตาข่าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังขอสงวนสิทธิ์ในชื่อและภาพลักษณ์ขององค์กรทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปจำลองแบบหลอดเลือดข่าย เป็นแบบหกด้านโดยใช้โปรแกรม ANSYS แปลงจาก CAD โมเดลเป็นรูปจำลองแบบหลอดเลือดข่ายแบบเพื่อนำไปใช้วิเคราะห์และคำนวณ การหาค่าที่เหมาะสมที่สุด โดยใช้เมชที่ node 102,704 และ elements 101,205

3.1.6 คุณสมบัติของเหลวสำหรับการจำลอง

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ 0.0345 $g/cm \cdot s$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 s และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 เราใช้พารามิเตอร์ทั้งหมดในการคำนวณและจำลอง

ตารางที่ 3.2 คุณสมบัติโลหะสำหรับการจำลอง

พารามิเตอร์	ค่า
Zero shear velocity (η_0)	0.5600 g/c
infinite shear viscosity (η_∞)	0.0345 $g/cm \cdot s$
Time constant (λ)	3.3120 s
consistency index (n)	0.3568

3.1.7 คุณสมบัติของเลือดในการจำลอง

เรากำหนดคุณสมบัติของค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ 1,035 kg/m^3 และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 วิธีการจำลองจะวิเคราะห์และแยกพารามิเตอร์ตามความหนาแน่น

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติของเลือด

พารามิเตอร์	ความเข้มข้น
Plasma	1035 kg/m^3
Red Blood Cells	1125 kg/m^3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.8 การวิเคราะห์ไฟไนต์โวลุ่ม อธิบายได้ดังนี้

1) สมการปริมาณการตกผลึก

การบรรยายการไหลในระยะต่างๆแสดงโดย α_q ปริมาณการตกผลึกแสดงได้จากปริมาณการตกผลึกของแต่ละเฟส และกฎของการรักษาปริมาตรและปริมาณการเคลื่อนที่ของวัตถุที่วัดได้จากมวลของวัตถุคูณด้วยความเร็วในการเคลื่อนที่ของวัตถุในระยะต่างๆ โดยที่สมการที่ได้นั้นได้มาจากค่าเฉลี่ยการตกตะกอนของแต่ละระยะโดยใช้กฎของสารผสม

ปริมาณการตกผลึก q, v_q , ได้มาจาก

$$v_q = \int_V \alpha_q dV \quad (3.1)$$

ที่

$$\sum_{q=1}^n \alpha_q = 1 \quad (3.2)$$

ความหนาแน่นที่มีประสิทธิภาพของระยะ q คือ

$$\rho_q = \alpha_q \rho_q \quad (3.3)$$

ที่ซึ่ง ρ_q เป็นความหนาแน่นทางฟิสิกส์ของระยะ q .

สมการปริมาณการตกผลึกสามารถหาได้จากบอกระยะเวลาได้อย่างชัดเจน สำหรับรายละเอียดย่อสามารถดูข้อมูลได้จาก VOF schemes โดยอ้างถึง Implicit Formulation และ Explicit Formulation

2) การจำลอง การผสมกันระหว่างของเหลว

เป็นการจำลองค่าที่เลือกอัตโนมัติในหลายๆระยะ ของการจำลองการผสมกันระหว่างของเหลว โดยได้แสดงการเริ่มต้นการขยายออกของ ระยะเดียว $k - \varepsilon$ ซึ่งสามารถปรับใช้ได้ในแต่ละระยะเพื่อที่จะทำให้ของเหลวแยกเป็นชั้นๆ ในขณะที่ความหนาแน่นของแต่ละระยะเข้าใกล้ 1 ในกรณีเหล่านี้ สามารถใช้คุณสมบัติของการผสมกัน และคุณสมบัติอัตราความเร็วในการผสมกันของสาร สามารถพอที่จะให้จับต้องลักษณะที่สำคัญของการการไหลวนของของเหลว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ซึ่งขึ้นชื่อหรือการคัดลอก การเผยแพร่ หรือการใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการของ $k - \varepsilon$ ได้อธิบายการจำลองตามสมการ

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho_m k) + \nabla \cdot (\rho_m \vec{v}_m k) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_m + \frac{\mu_{t,m}}{\sigma_k} \right) \nabla k \right) + G_{k,m} - \rho_m \varepsilon + \pi_{k,m} \quad (3.4)$$

และ

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho_m \varepsilon) + \nabla \cdot (\rho_m \vec{v}_m \varepsilon) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_m + \frac{\mu_{t,m}}{\sigma_\varepsilon} \right) \nabla \varepsilon \right) + (C_{1\varepsilon} G_{k,m} - C_{2\varepsilon} \rho_m \varepsilon) + \pi_{\varepsilon,m} \quad (3.5)$$

โดยที่ความหนาแน่นผสม ρ_m ความหนืดของโมเลกุล μ_m ความเร็ว \vec{v}_m คำนวณจาก

$$\rho_m = \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \rho_i \quad (3.6)$$

$$\mu_m = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i \mu_i \quad (3.7)$$

และ

$$\vec{v}_m = \frac{\sum_{i=1}^N \alpha_i \rho_i \vec{v}_i}{\sum_{i=1}^N \alpha_i \rho_i} \quad (3.8)$$

ที่ α_i , ρ_i , μ_i และ \vec{v}_i คือ ปริมาตร การตกผลึกเป็นชิ้นเล็กๆ ความหนาแน่น ความหนืด และ ความเร็ว ตามลำดับ ของระยะ i^{th} โดยที่ความปั่นป่วนของความหนืด คำนวณได้จาก

$$\mu_{t,m} = \rho_m C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (3.9)$$

และได้เกิดพลังงานที่ได้จากการเคลื่อนที่ $G_{k,m}$ คำนวณได้จาก
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 $G_{k,m} = \mu_{t,m} (\nabla \vec{v}_m + (\nabla \vec{v}_m)^T) : \nabla \vec{v}_m \quad (3.10)$

π_{k_m} และ π_{ε_m} เป็นระยะเวลาที่ใช้เรียกระบบการจำลองระหว่างระยะการแยกตัวและระยะต่อเนื่อง

$$\mu_{t,i} = \frac{\rho_i}{\rho_m} \mu_{t,m} \quad (3.11)$$

ค่าคงที่ของสมการที่เหมือนกับการจำลองแบบโมเดลของ Standard $k - \varepsilon$

3) ความหนืดของเลือด

$$\eta(\dot{\gamma}^\circ) = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma}^\circ)^2 \right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (3.12)$$

$$\dot{\gamma}^\circ = \text{Shear rate} = \sqrt{2D:D} \quad (3.13)$$

ที่

η_0 = Zero shear viscosity

η_∞ = infinite shear viscosity

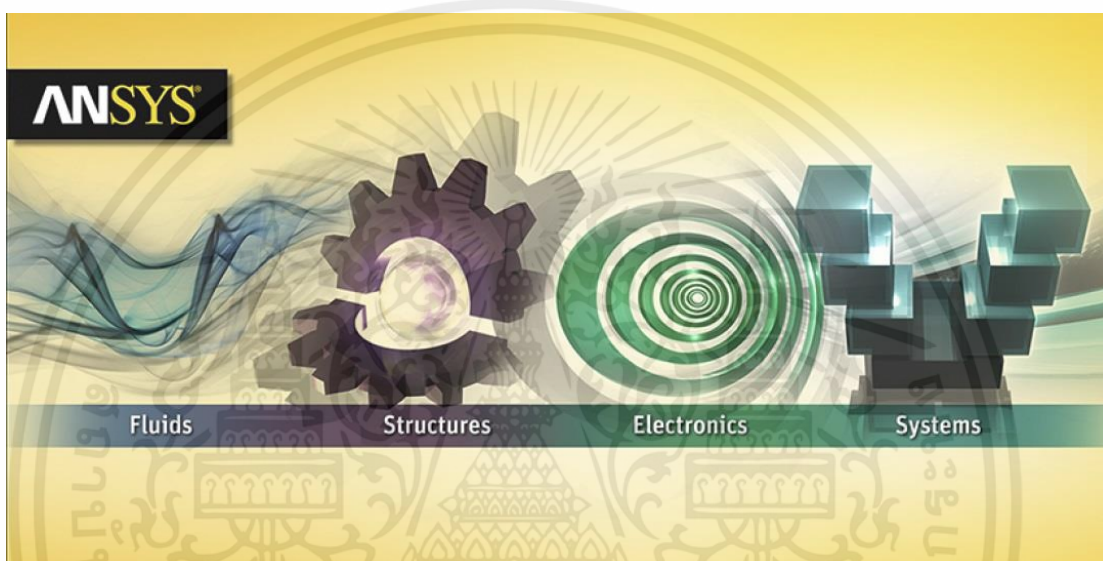
λ = time constant

n = consistency index

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ประมวลผล

ในการทดลองวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ใช้โปรแกรม ANSYS เวอร์ชัน 16.0 มาทำการ สร้างแบบจำลอง การกำหนดค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุภายในการทดลอง การกำหนดเงื่อนไขต่างๆ ในระบบและการประมวลผลด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ ทำการประมวลผลแบบจำลองบนเครื่อง คอมพิวเตอร์พีซี ระบบปฏิบัติการ Window 8.1 Pro 64-bit, Processor : Intel® Xenon® CPU E5-2697 V2 @2.7GHz Dual Processors, RAM : 256 GB



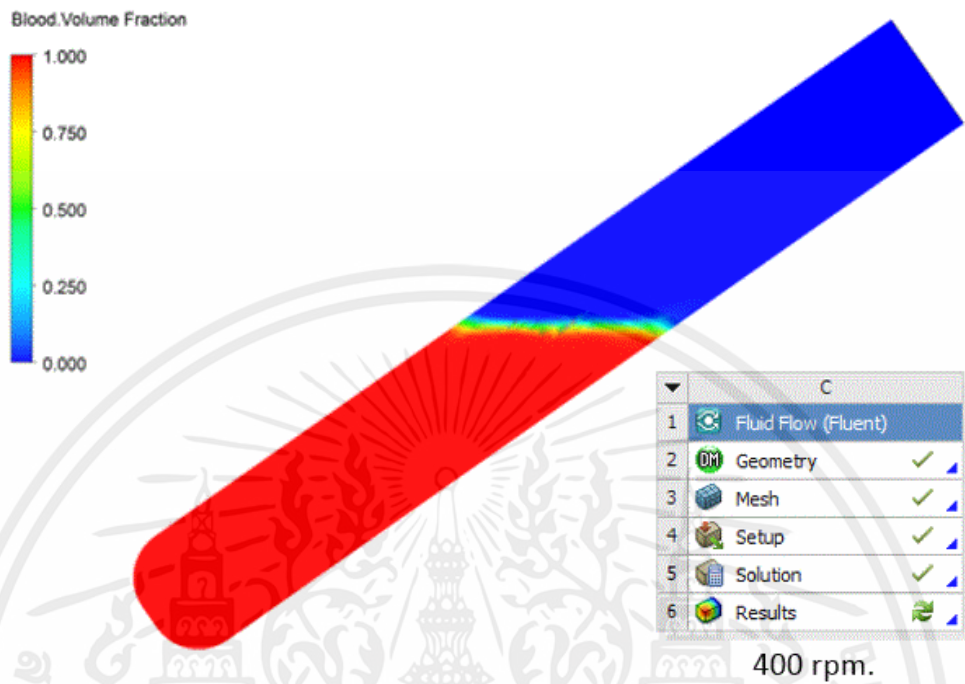
รูปที่ 3.6 โปรแกรม ANSYS ที่ใช้ในการจำลอง

3.3 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาความเร็วของเลือดในหลอดแก้ว

หลังจากได้รูปแบบจำลองของเครื่องปั่นเหวี่ยงมาแล้ว จากนั้นจึงนำค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ได้มา กำหนดค่าให้กับ โปรแกรม ANSYS ในหัวข้อการจำลองของ fluid flow (fluent) โดยจำลองการหมุนเหวี่ยงที่ความเร็วรอบต่างๆ ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1 ความเร็วรอบที่ 400 รอบต่อนาที

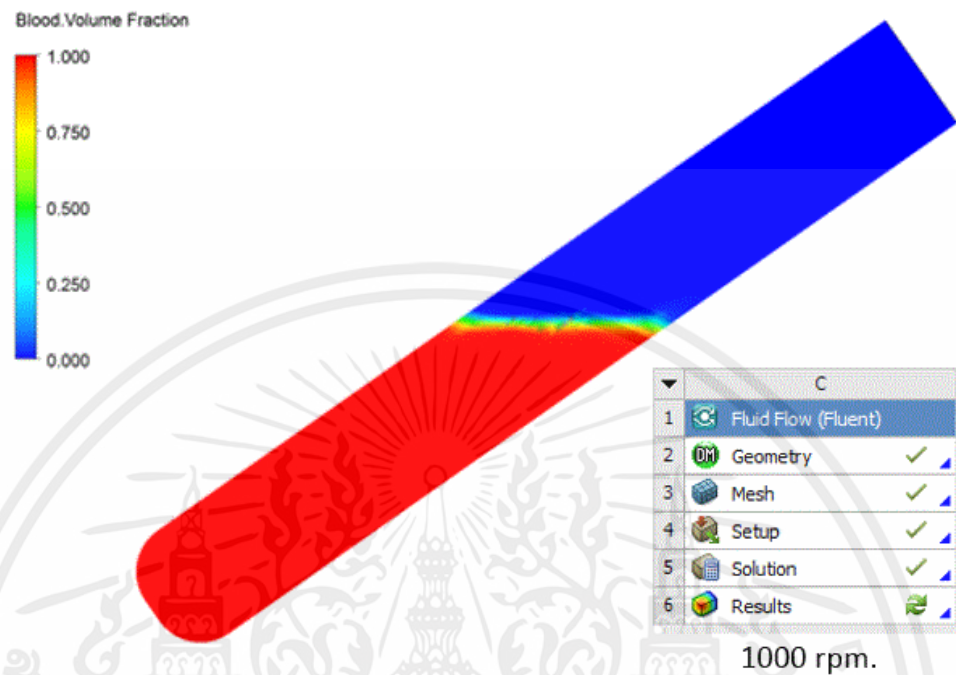


รูปที่ 3.7 พารามิเตอร์ความเร็วของกระแสเลือดที่ความเร็วรอบ 400 รอบต่อนาที

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 s และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ของเหลวไหลลดแก้ว 50% และความเร็วรอบที่ 400 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.2 ความเร็วรอบที่ 1,000 รอบต่อนาที

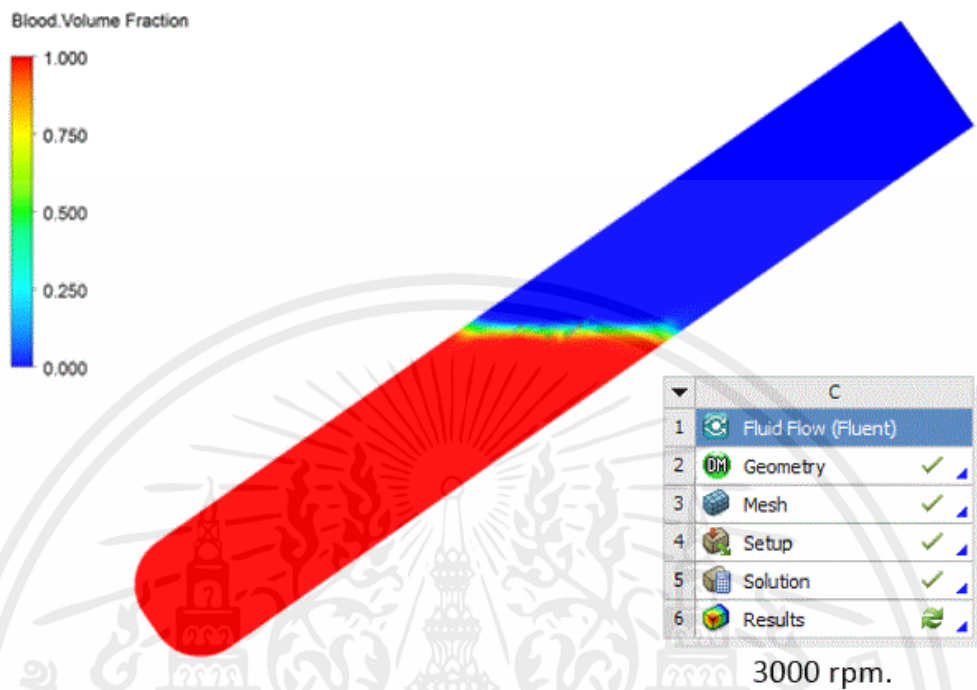


รูปที่ 3.8 พารามิเตอร์ความเร็วของกระแสเลือดที่ความเร็วรอบ 1,000 รอบต่อนาที

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ของเหลวในหลอดแก้ว 50% และความเร็วรอบที่ 1,000 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.3 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที



รูปที่ 3.9 พารามิเตอร์ความเร็วของกระแสเลือดที่ความเร็วรอบ 3,000 รอบต่อนาที

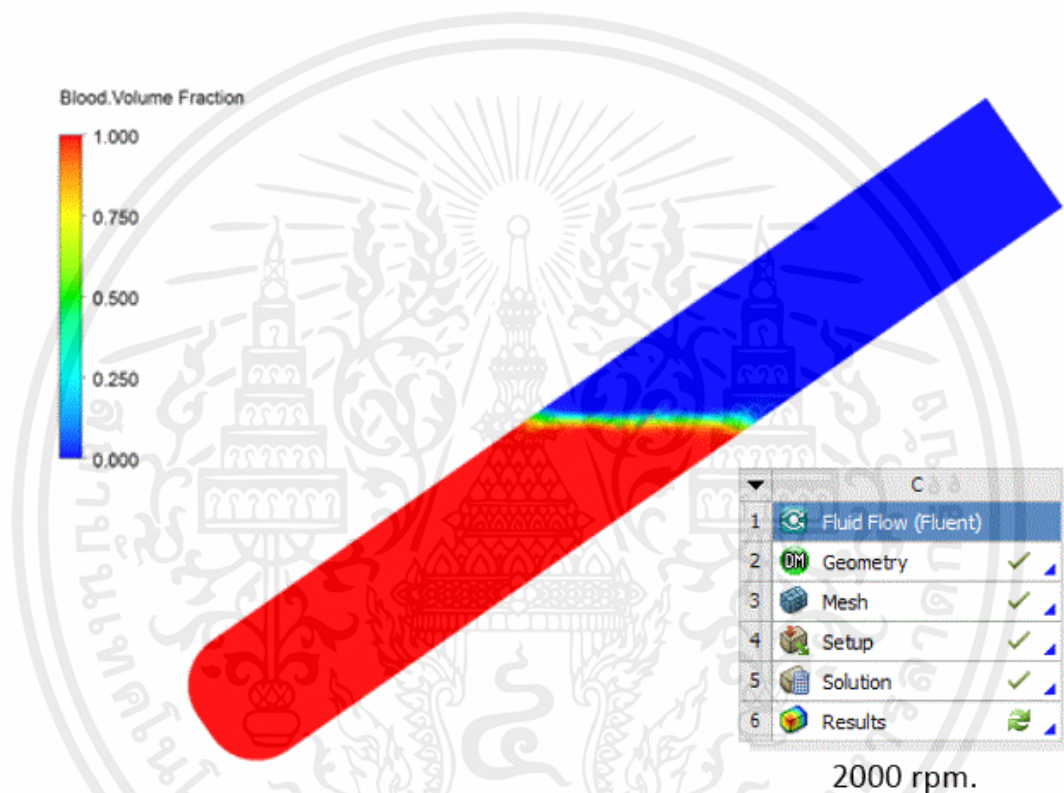
ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ของเหลวในหลอดแก้ว 50% และความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการเปลี่ยนความเร็วรอบในการหมุน

หลังจากได้รูปแบบจำลองของเครื่องปั่นเหวี่ยงมาแล้ว จากนั้นจึงนำค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ได้มากำหนดค่าให้กับ โปรแกรม ANSYS ในหัวข้อการจำลองของ fluid flow (fluent) โดยจำลองการหมุนเหวี่ยงที่ความเร็วรอบต่างๆ ดังนี้

3.4.1 ความเร็วรอบที่ 2,000 รอบต่อนาที

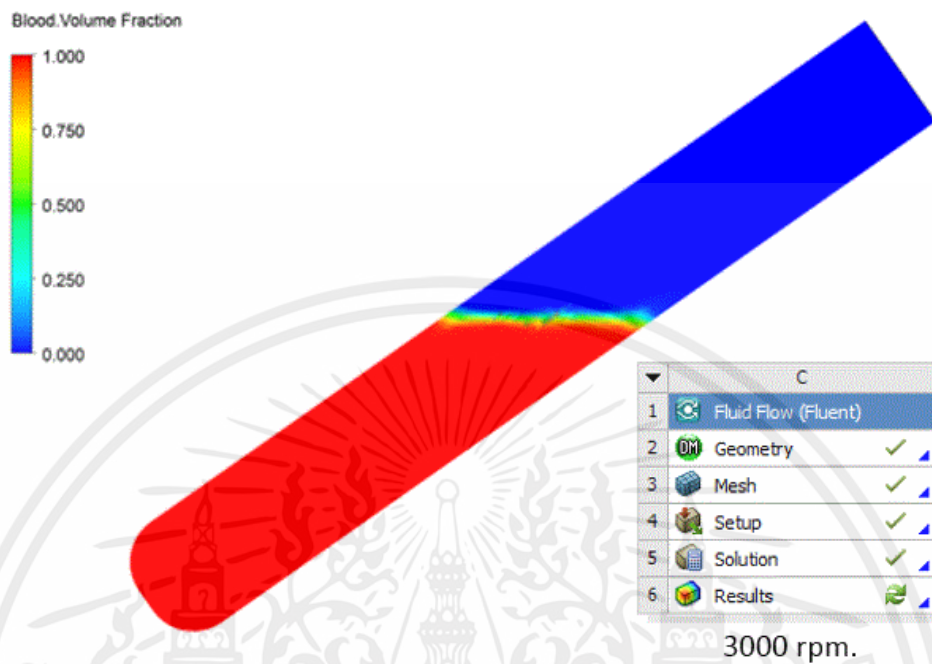


รูปที่ 3.10 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 2,000 รอบต่อนาที

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ จำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้วเท่ากับ 50% และกำหนดความเร็วรอบที่ 2,000 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.2 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที

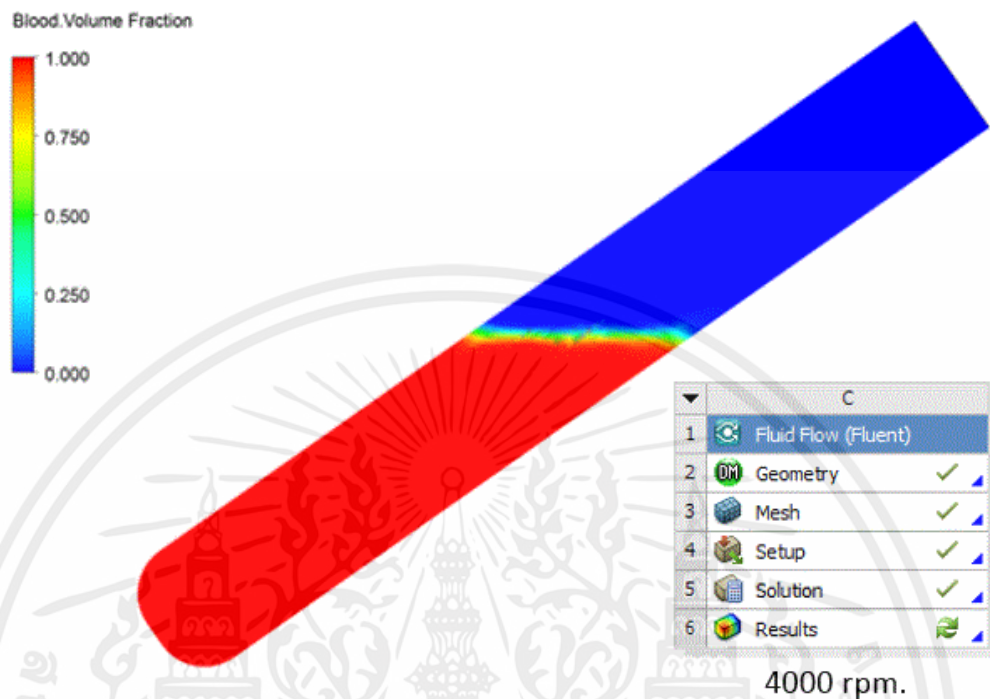


รูปที่ 3.11 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 3000 รอบต่อนาที

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสติกในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ จำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้วเท่ากับ 50% และกำหนดความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.3 ความเร็วรอบที่ 4,000 รอบต่อนาที

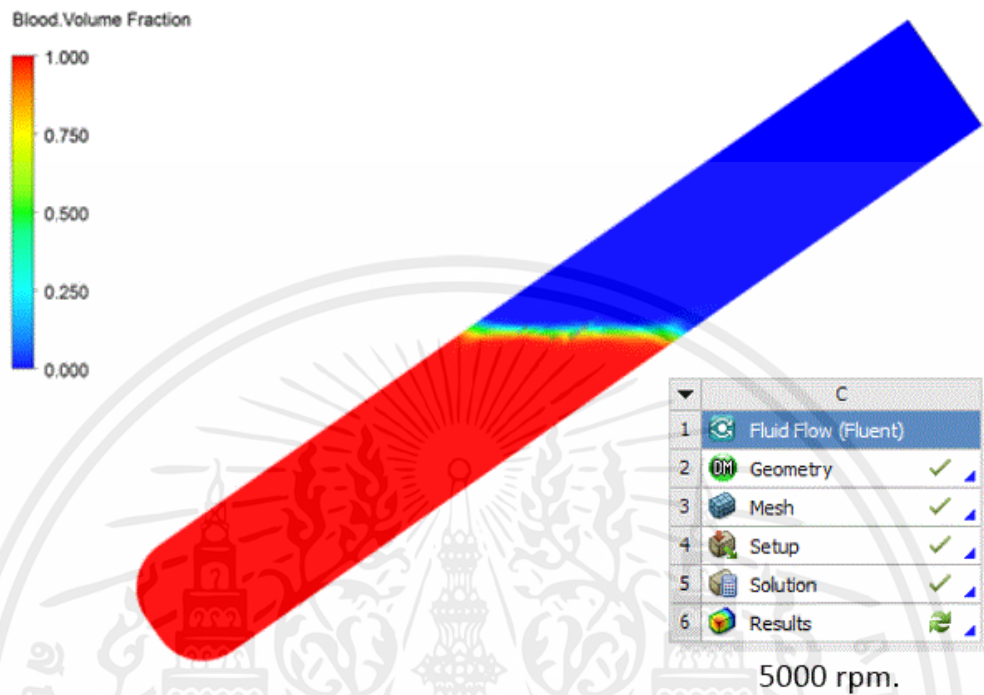


รูปที่ 3.12 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 4,000 รอบต่อนาที

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสติกในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ จำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้วเท่ากับ 50% และกำหนดความเร็วรอบที่ 4,000 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.4 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที



รูปที่ 3.13 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที

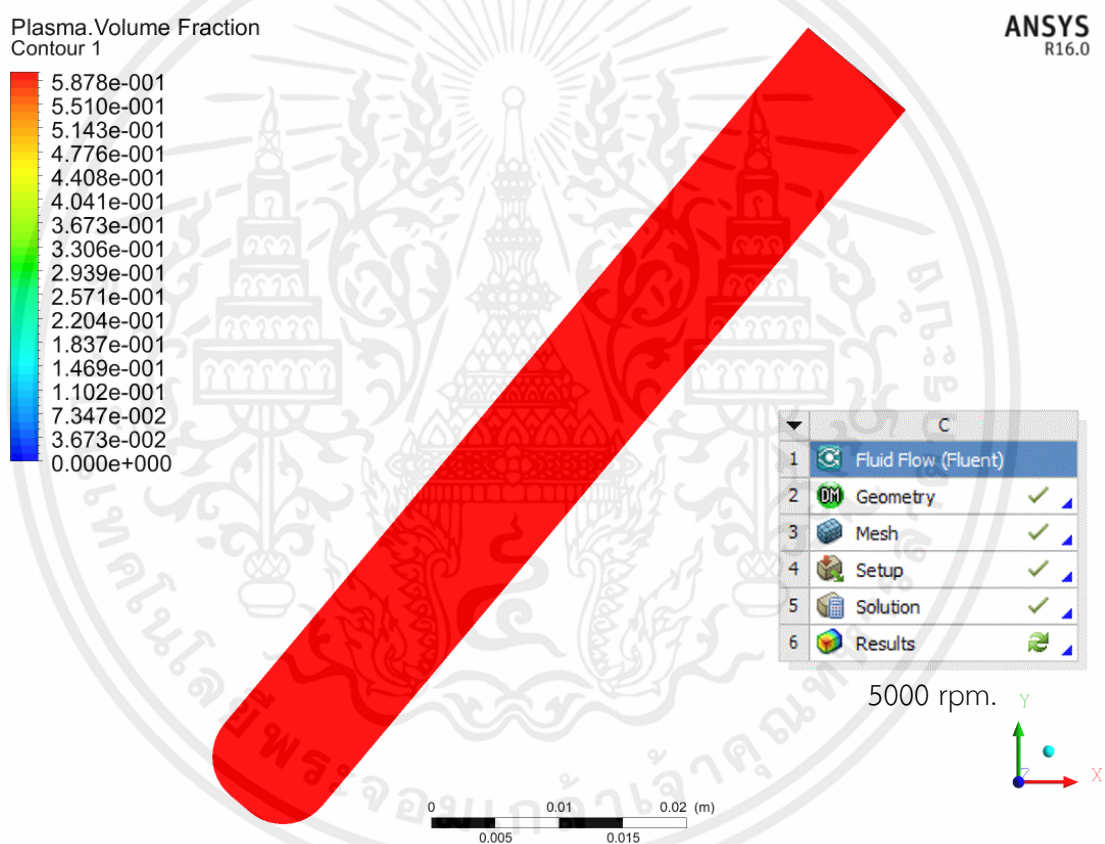
ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ จำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้วเท่ากับ 50% และกำหนดความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการปรับเปลี่ยนมุมของหลอดเลือด

หลังจากได้รูปแบบจำลองของเครื่องปั่นเหวี่ยงมาแล้ว จากนั้นจึงนำค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ได้มากำหนดค่าให้กับ โปรแกรม ANSYS ในหัวข้อการจำลองของ fluid flow (fluent) โดยจำลองการหมุนเหวี่ยงที่ความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที และปรับเปลี่ยน มุมของหลอดเลือดที่ 15 องศา 30 องศา และ 45 องศา เทียบกับแนวตั้ง ดังรูปต่อไปนี้

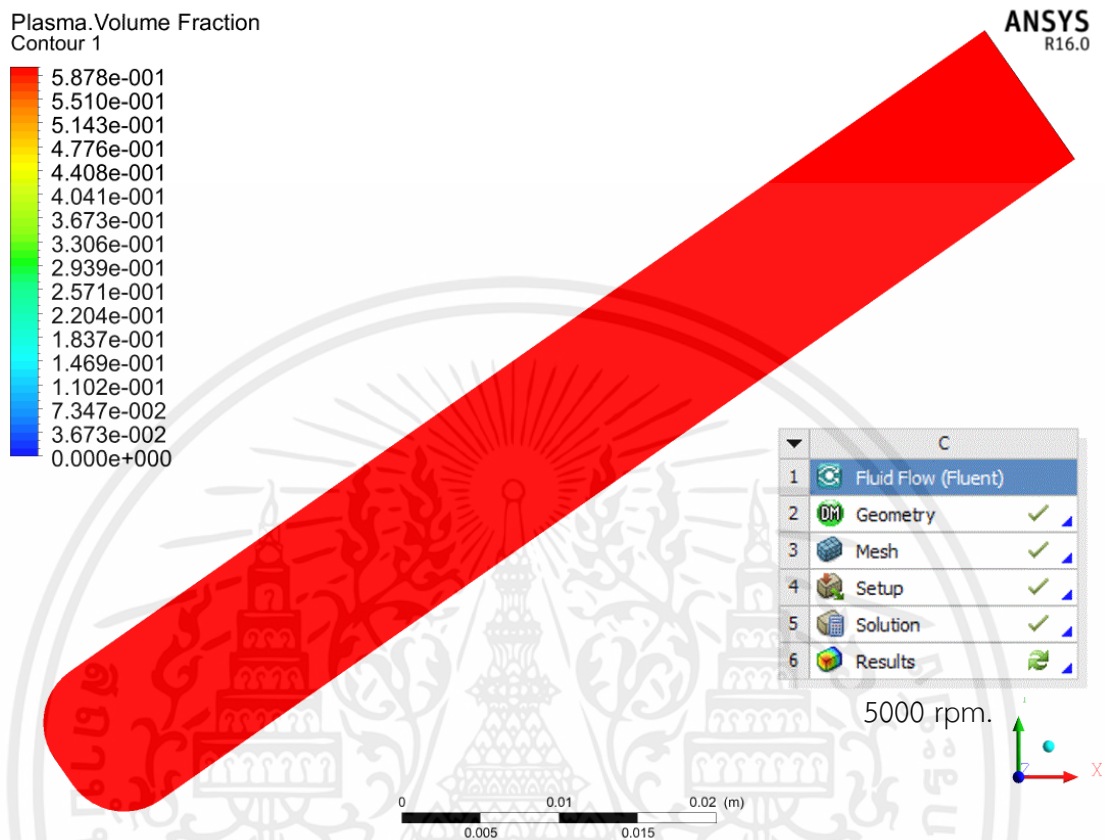
3.5.1 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียงเท่ากับ 15 องศา



รูปที่ 3.14 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียง 15 องศา

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ 0.0345 $g/cm \cdot s$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ 1,035 kg/m^3 มีจำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้ว กำหนดความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที และมุมในแนวตั้งเท่ากับ 15 องศา

3.5.2 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียงเท่ากับ 30 องศา

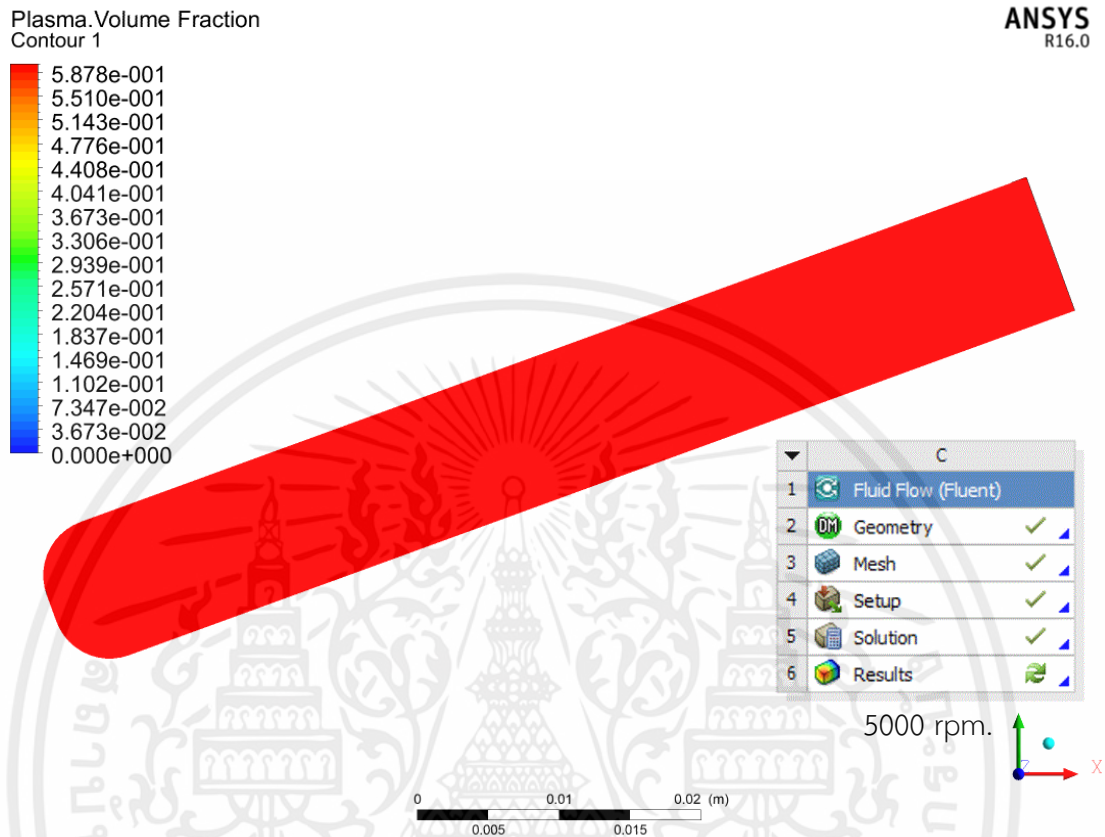


รูปที่ 3.15 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียง 30 องศา

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ มีจำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้ว กำหนดความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที และมุมในแนวตั้งเท่ากับ 30 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.2 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียงเท่ากับ 45 องศา



รูปที่ 3.16 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที มุมเอียง 45 องศา

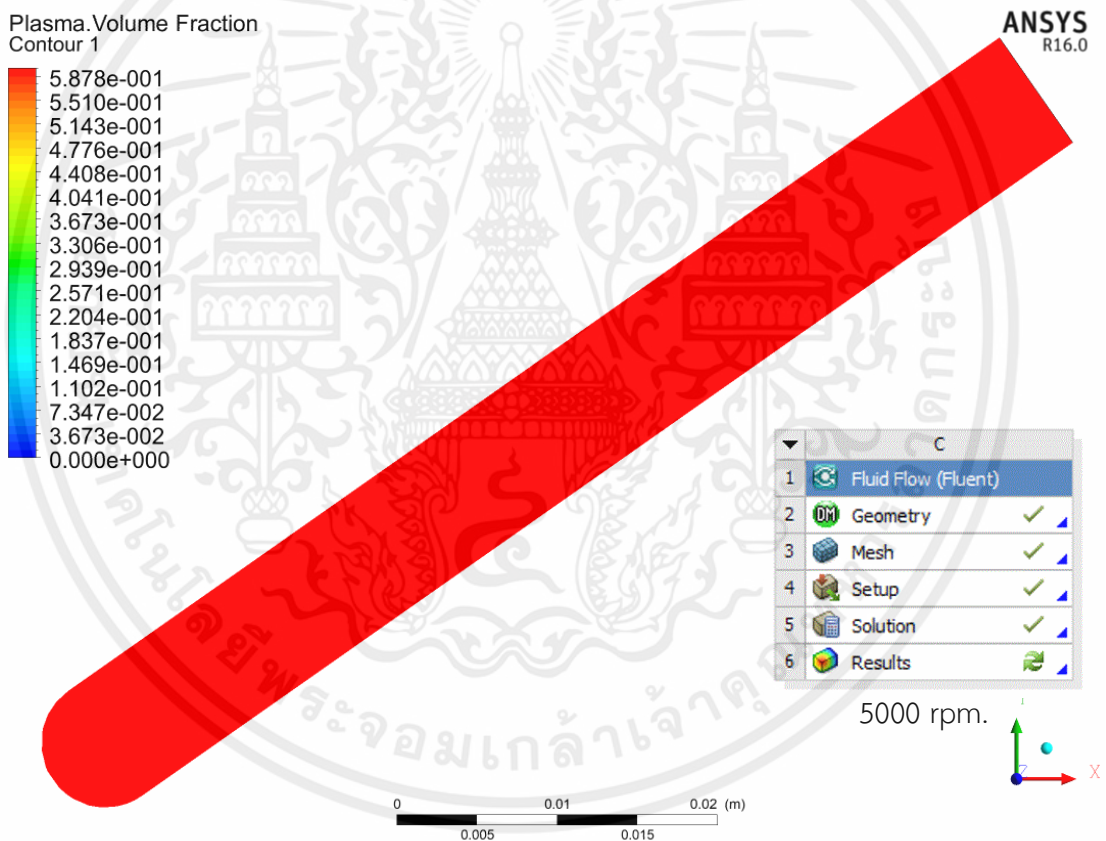
ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ มีจำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้ว กำหนดความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที และมุมในแนวตั้งเท่ากับ 45 องศา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6 การตั้งค่าการทดลองในโปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองโดยการปรับเปลี่ยนขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลอง

หลังจากได้รูปแบบจำลองของเครื่องปั่นเหวี่ยงมาแล้ว จากนั้นจึงนำค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ได้มากำหนดค่าให้กับ โปรแกรม ANSYS ในหัวข้อการจำลองของ fluid flow (fluent) โดยจำลองการหมุนเหวี่ยงที่ความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที และปรับเปลี่ยนขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 8 มิลลิเมตร 10 มิลลิเมตร และ 12 มิลลิเมตร ดังรูปต่อไปนี้

3.6.1 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 8 มิลลิเมตร

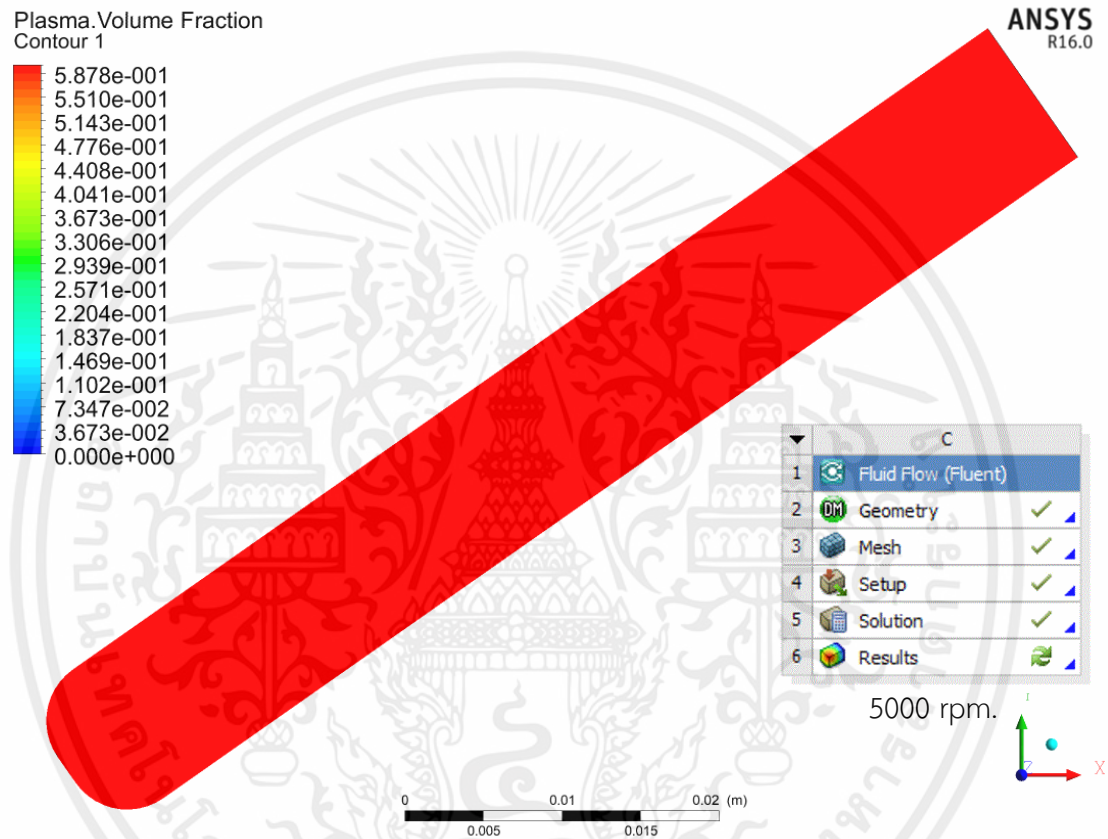


รูปที่ 3.17 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที เส้นผ่าศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ 0.0345 $g/cm \cdot s$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ 1,035 kg/m^3 มีจำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวใน

หลอดแก้ว กำหนดความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 8 มิลลิเมตร

3.6.2 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 10 มิลลิเมตร

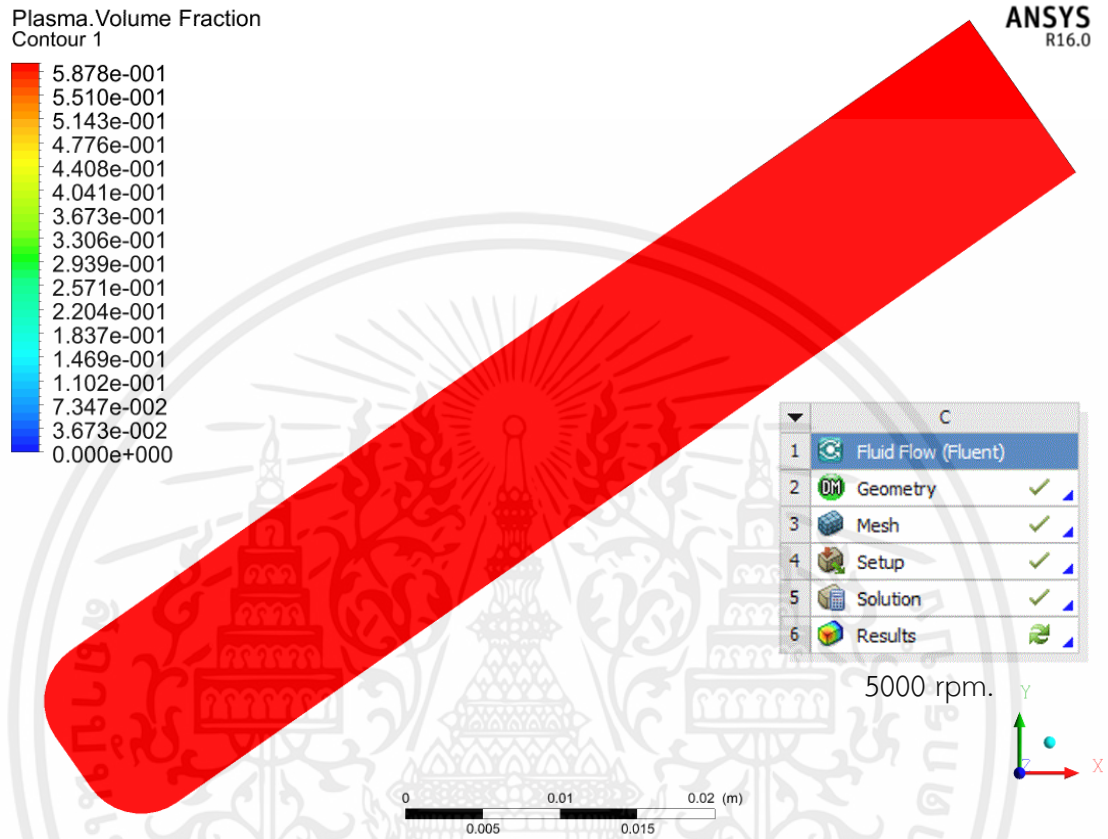


รูปที่ 3.18 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที เส้นผ่าศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ มีจำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้ว กำหนดความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 10 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.6.2 ความเร็วรอบที่ 5000 รอบต่อนาที ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 12 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.19 พารามิเตอร์ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที เส้นผ่าศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร

ความหนืดเฉือนเริ่มต้น (η_0) เท่ากับเท่ากับ 0.5600 g/c ความหนืดเฉือนไม่มีที่สิ้นสุด (η_∞) เท่ากับ $0.0345 \text{ g/cm} \cdot \text{s}$ ค่าเวลาคงที่ (λ) เท่ากับ 3.3120 S และดัชนีความสอดคล้อง (n) เท่ากับ 0.3568 ค่าความหนาแน่นของพลาสมาในเลือดเท่ากับ $1,035 \text{ kg/m}^3$ มีจำนวน 55% และความหนาแน่นของเซลล์เม็ดเลือดแดงเท่ากับ 1125 kg/m^3 มีจำนวน 45 % โดยใส่ของเหลวในหลอดแก้ว กำหนดความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที และขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางหลอดทดลองเท่ากับ 12 มิลลิเมตร

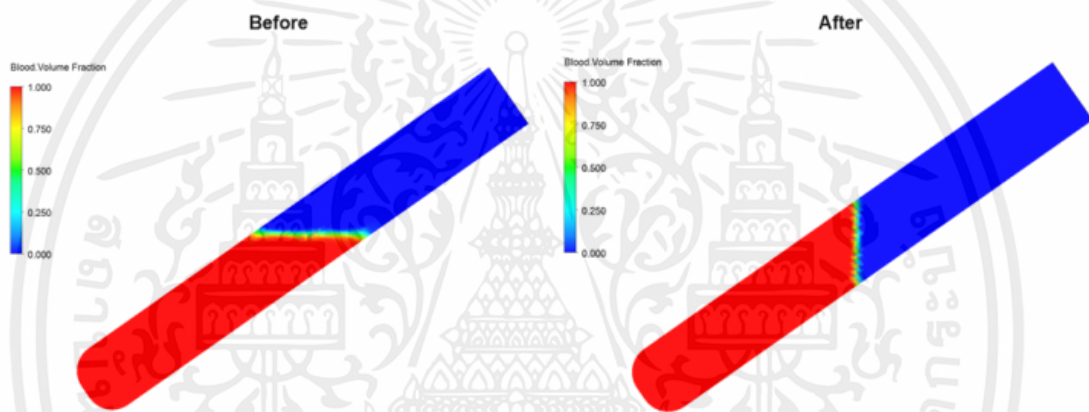
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

สรุปผลการทดลอง

4.1 ผลการทดลองเพื่อหาความเร็วของเลือดในหลอดเลือด

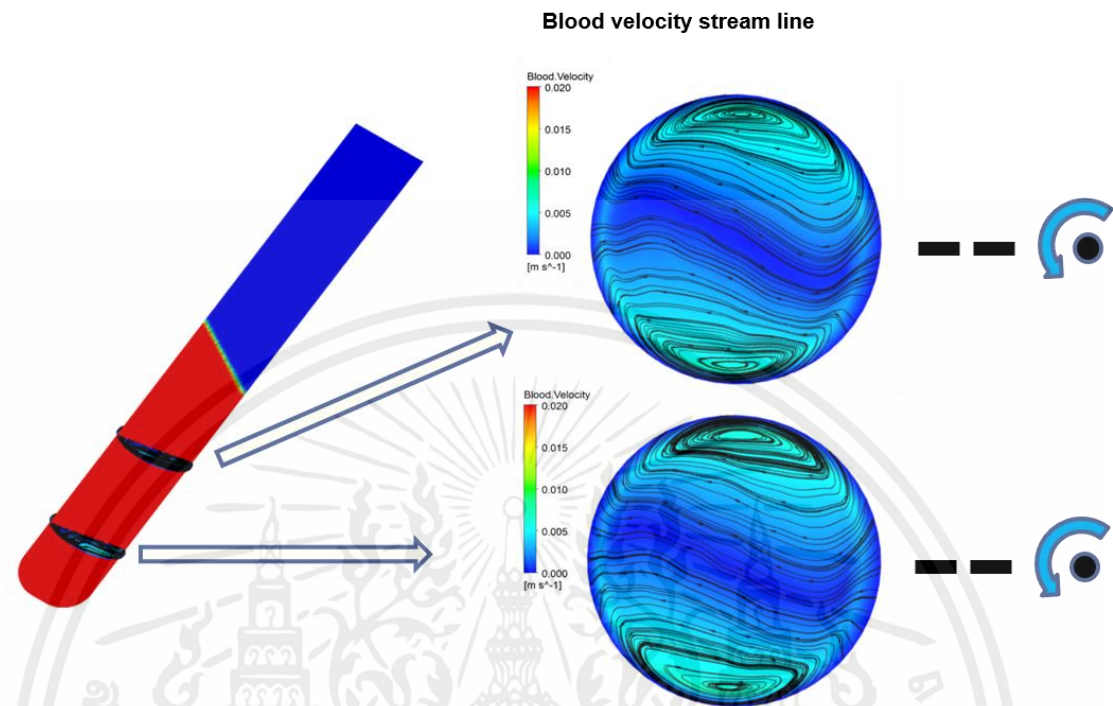
รูปที่ 4.1 สีแดง แสดงถึงปริมาณการตกผลึกของเลือด ที่ซึ่งมีปริมาณสูงกว่าปริมาณการตกผลึกของอากาศ โดยมีค่าประมาณ 1 ซึ่งการปริมาณการตกผลึกของอากาศมีค่าประมาณ 0 สีเขียว แสดงถึงการผสมกันระหว่างอากาศและเลือด ปริมาณการตกผลึกเท่ากับ 0.5 ก่อนที่จะทำการจำลอง เราสามารถเห็นพื้นผิวของเลือดนั้นตั้งฉากกับพื้น



รูปที่ 4.1 เปรียบเทียบตำแหน่งของเลือดในแต่ละตำแหน่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.1 ความเร็วรอบที่ 400 รอบต่อนาที

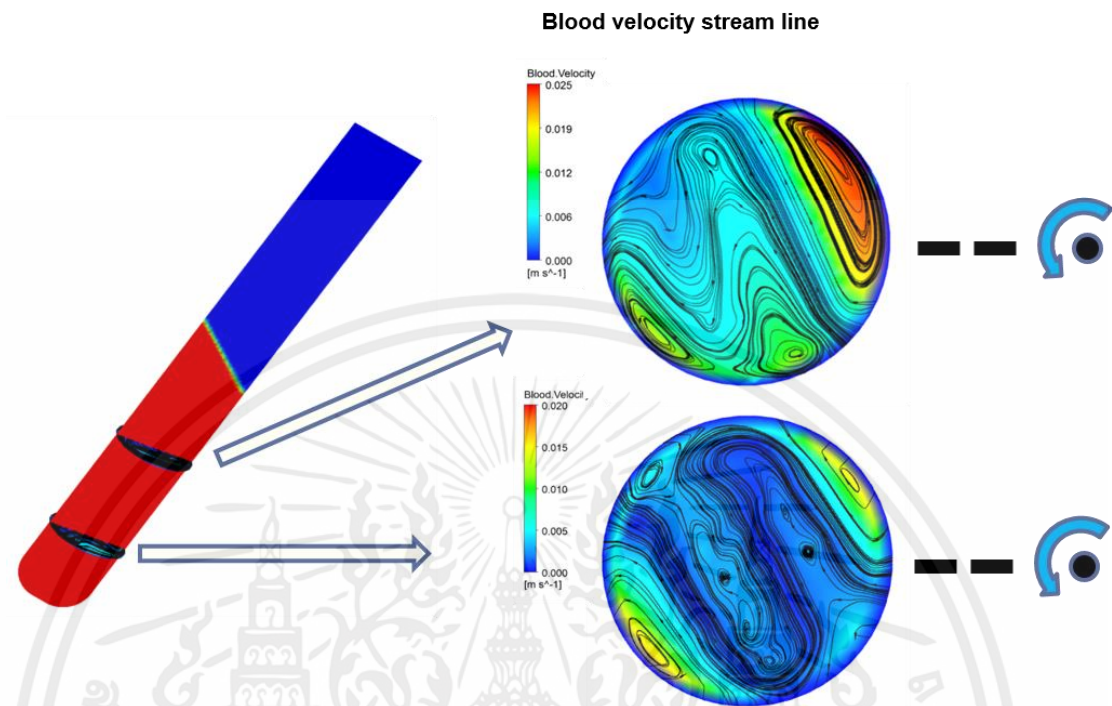


รูปที่ 4.2 ความเร็วของกระแสเลือดปั่นแยกที่ 400 รอบต่อนาที

การปั่นเลือดที่ 400 รอบต่อนาที ในหลอดทดลอง ในรูปที่ 4.2 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพันธ์เท่ากับ 4.39 g ด้วยความเร็วต่ำความเร็วน้อยกว่า 0.005 m/s^{-1} ภาพตัดตามขวางระหว่างจุดด้านบนและด้านล่างแสดงให้เห็นถึง การปั่นด้วยความเร็วที่สูงสุดประมาณ 0.005 m/s^{-1}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 ความเร็วรอบที่ 1,000 รอบต่อนาที

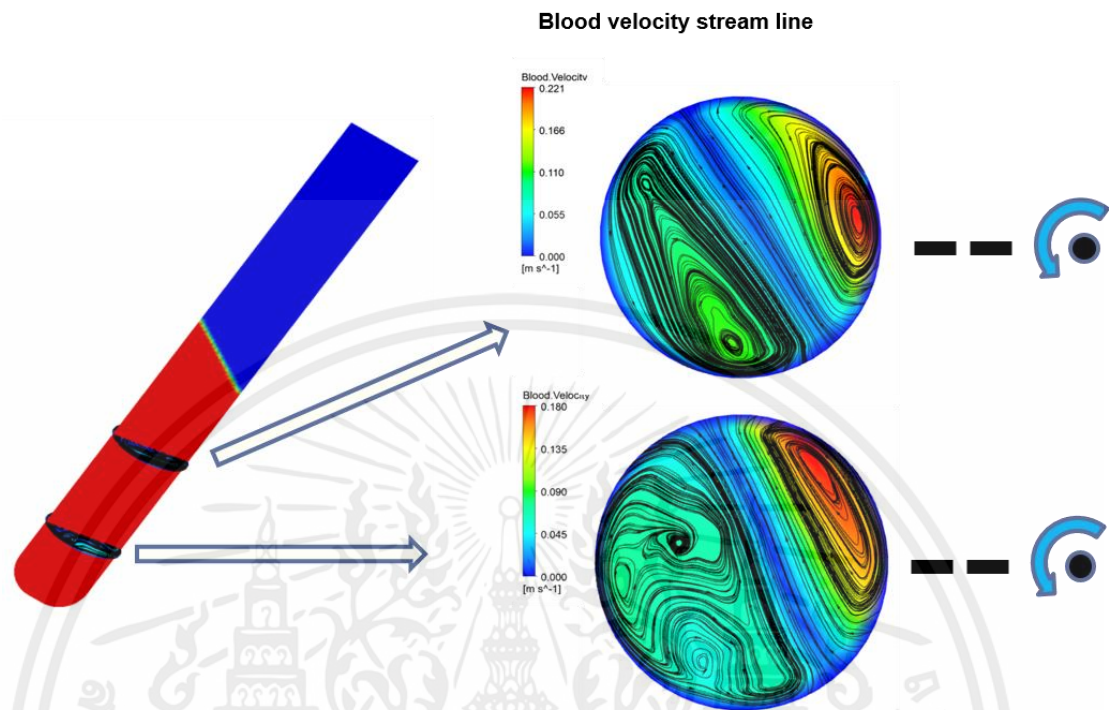


รูปที่ 4.3 ความเร็วของกระแสเลือดปั่นแยกที่ 1,000 รอบต่อนาที

การปั่นเลือดที่ 1,000 รอบต่อนาที ในหลอดทดลอง ในรูปที่ 4.3 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 9.8 g ด้วยความเร็วมากกว่ากว่า 0.025 m/s^{-1} ภาพตัดตามขวางระหว่างจุดด้านบนและด้านล่างแสดงให้เห็นถึง การปั่นด้วยความเร็วที่สูงสุดประมาณ 0.025 m/s^{-1} มากกว่าจุดด้านล่าง แสดงความเร็วสูงสุดในการปั่นที่ประมาณ 0.015 m/s^{-1}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.3 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที



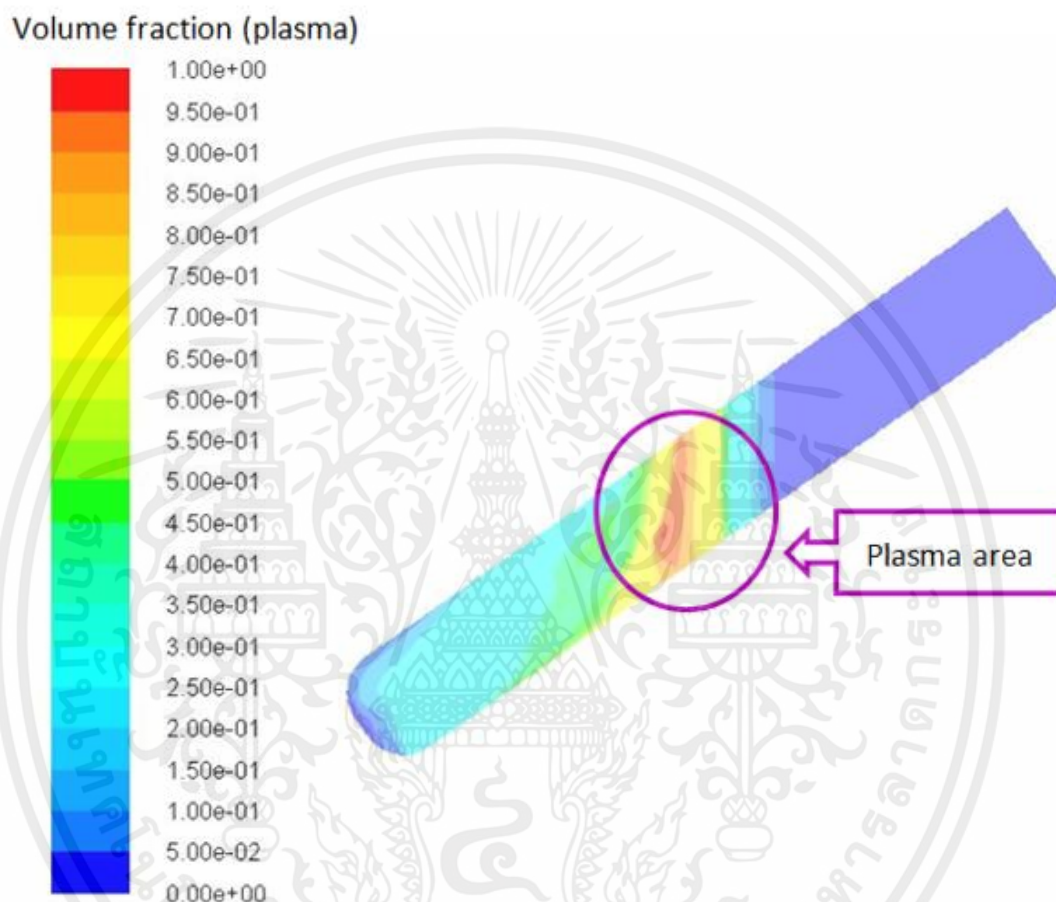
รูปที่ 4.4 ความเร็วของกระแสเลือดปั่นแยกที่ 3,000 รอบต่อนาที

การปั่นเลือดที่ 3,000 รอบต่อนาที ในหลอดทดลอง ในรูปที่ 4.4 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพันธ์เท่ากับ 82.2 g ด้วยความเร็วมากกว่า 0.221 m/s^{-1} ภาพตัดตามขวางระหว่างจุดด้านบนและด้านล่างแสดงให้เห็นถึงการปั่นด้วยความเร็วที่สูงสุดประมาณ 0.025 m/s^{-1} มากกว่าจุดด้านล่าง แสดงความเร็วสูงสุดในการปั่นที่ประมาณ 0.015 m/s^{-1}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 ผลการทดลองเพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการเปลี่ยนความเร็วรอบ

4.2.1 ความเร็วรอบที่ 2,000 รอบต่อนาที

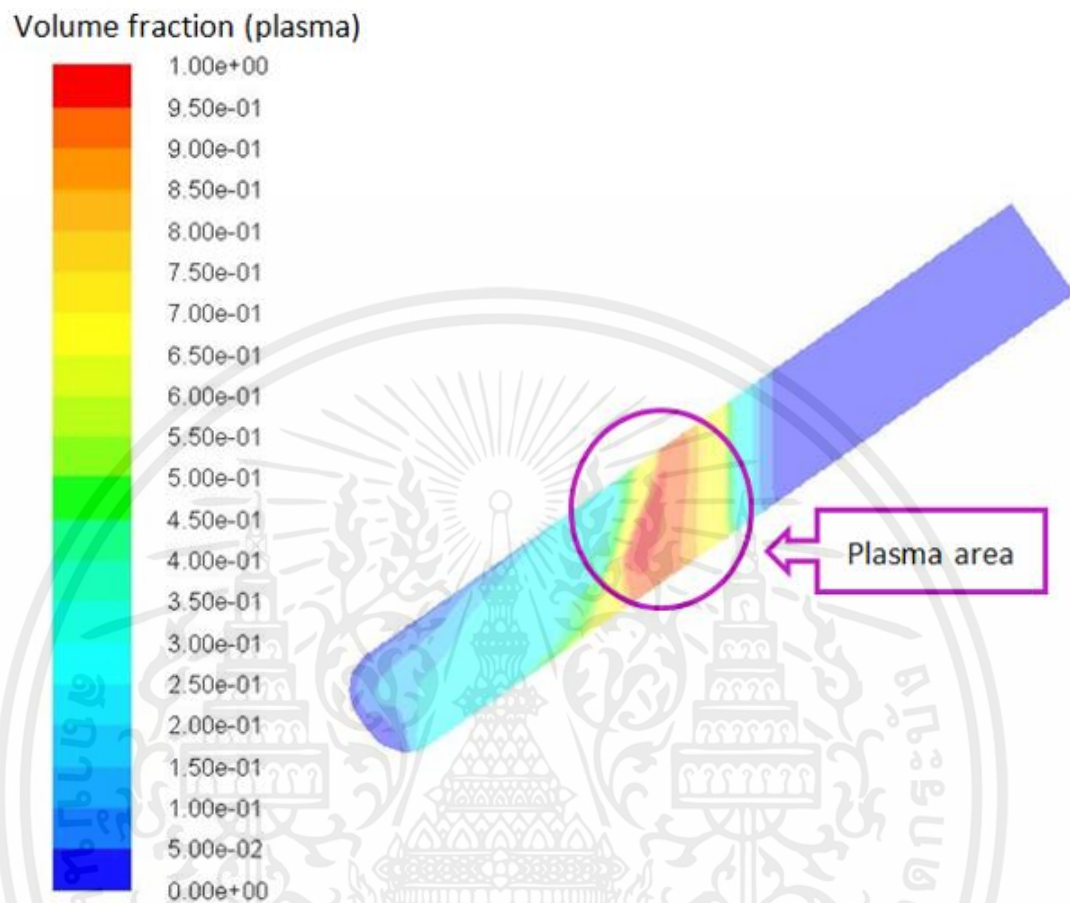


รูปที่ 4.5 การแยกตัวของพลาสมาที่ความเร็ว 2,000 รอบต่อนาที

ผลการจำลองส่วนของปริมาตรพลาสมาที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 2,000 รอบต่อนาที ในรูปที่ 4.5 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 43.9 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงผลเป็นสีแดง หมายถึงพลาสมาที่มีความบริสุทธิ์มีปริมาณ และสีส้ม-เหลือง จากตรงกลางหลุดถึงก้นหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 ความเร็วรอบที่ 3,000 รอบต่อนาที

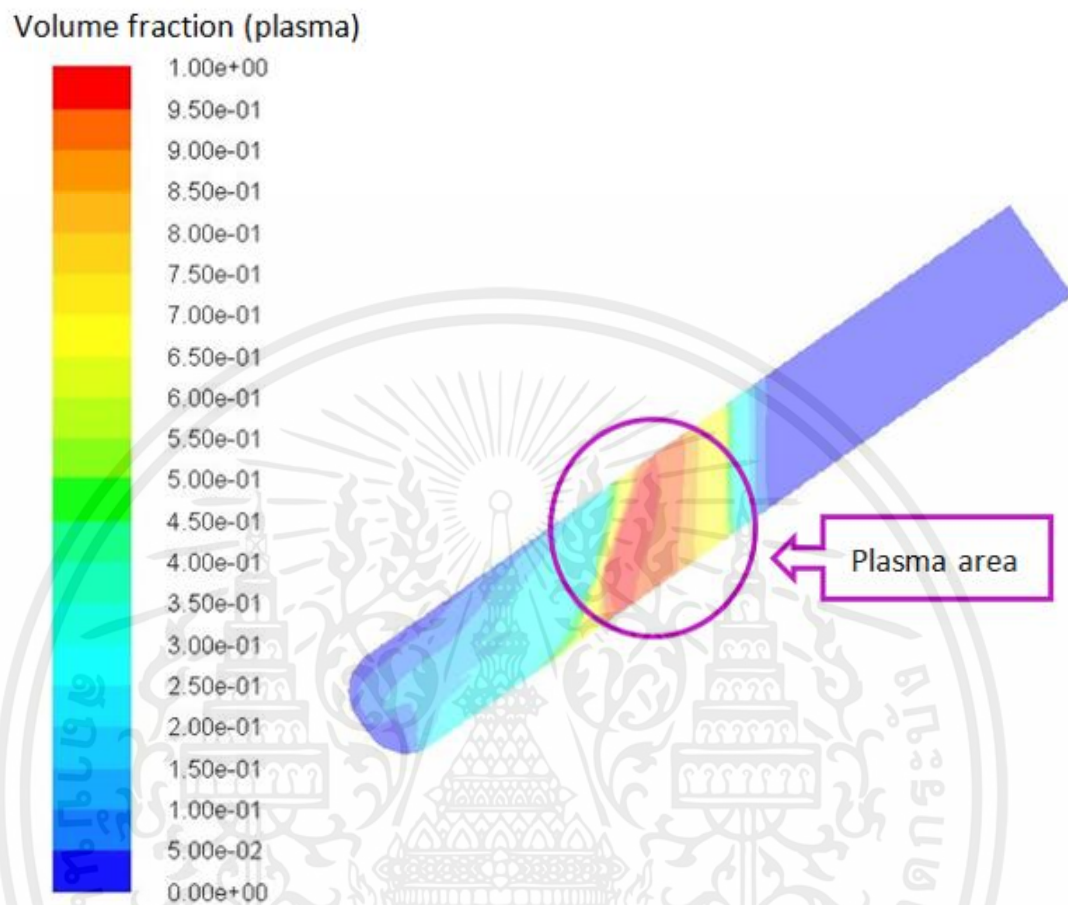


รูปที่ 4.6 การแยกตัวของพลาสมาที่เชื่อมด้วยเม็ดเลือดแดงที่ความเร็ว 3,000 รอบต่อนาที

ผลการจำลองส่วนของปริมาตรพลาสมาที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 3,000 รอบต่อนาที ในรูปที่ 4.6 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพันธ์เท่ากับ 88.2 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงผลเป็นสีแดง หมายถึงพลาสมาที่มีความบริสุทธิ์มีปริมาณ มากกว่ารูปที่ 4.5 และสีส้ม-เหลือง จากตรงกลางหลุดถึงก้นหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.3 ความเร็วรอบที่ 4,000 รอบต่อนาที

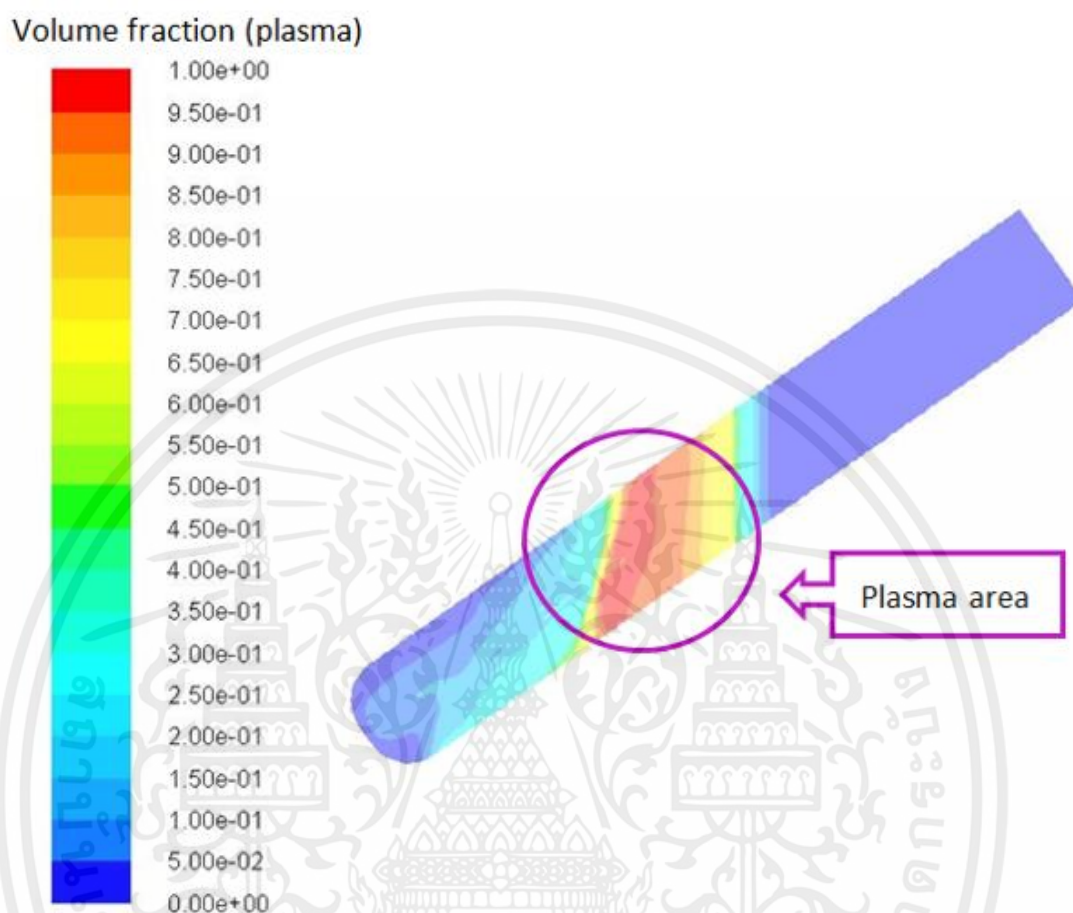


รูปที่ 4.7 การแยกตัวของพลาสมาที่ความเร็ว 4,000 รอบต่อนาที

ผลการจำลองส่วนของปริมาตรพลาสมาที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 4,000 รอบต่อนาที ในรูปที่ 4.7 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 156.8 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงผลเป็นสีแดง หมายถึงพลาสมาที่มีความบริสุทธิ์มีปริมาณ มากกว่ารูปที่ 4.6 และสีส้ม-เหลือง จากตรงกลางหลุดถึงก้นหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.4 ความเร็วรอบที่ 5,000 รอบต่อนาที



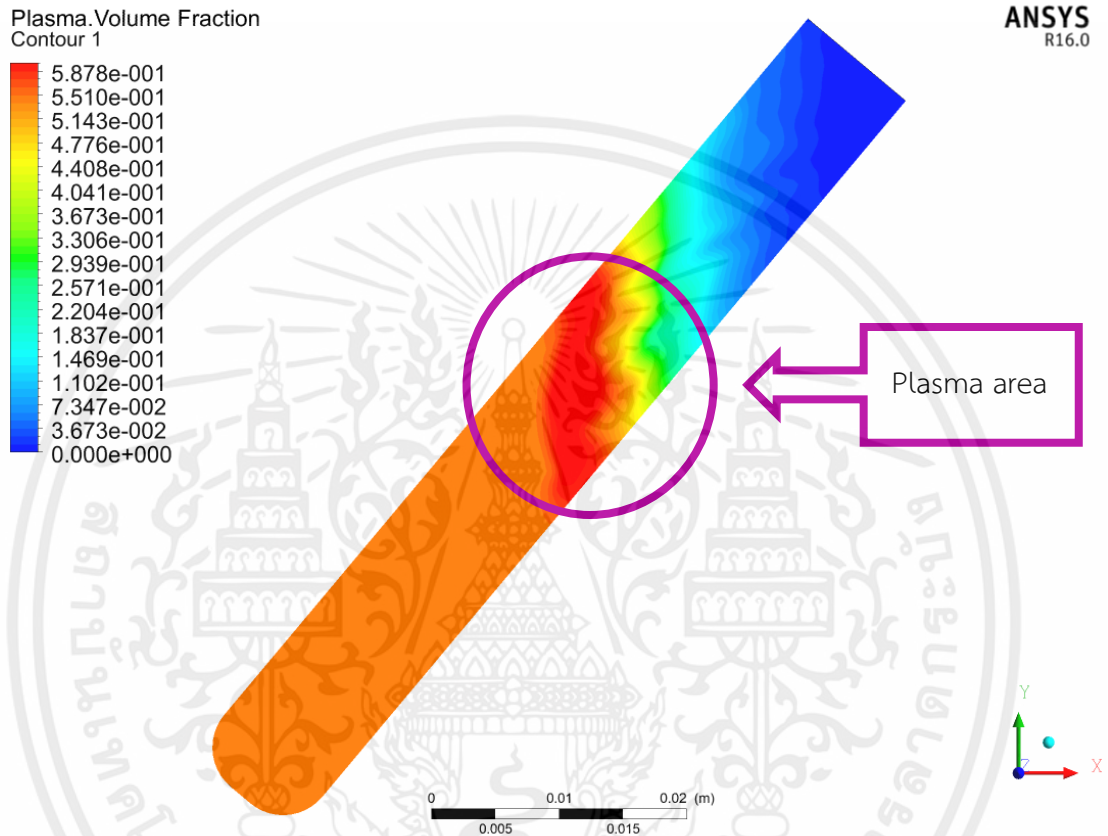
รูปที่ 4.8 การแยกตัวของพลาสมาที่ความเร็ว 5,000 รอบต่อนาที

ผลการจำลองส่วนของปริมาตรพลาสมาที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที ในรูปที่ 4.8 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 245 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงผลเป็นสีแดง หมายถึงพลาสมาที่มีความบริสุทธิ์มีปริมาณ มากกว่ารูปที่ 4.7 และสีส้ม-เหลือง จากตรงกลางตลอดถึง ภายนอก หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง ซึ่งจะเห็นได้ว่าการทดลองนี้ ความเร็วในการหมุนที่ 5,000 รอบต่อนาที เป็นกรณีที่ทำให้ได้พลาสมาบริสุทธิ์มากที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 ผลการทดลองเพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการเปลี่ยนองศาของหลอดแก้ว

4.3.1 มุมของหลอดแก้วทำมุมกับแนวตั้ง 15 องศา

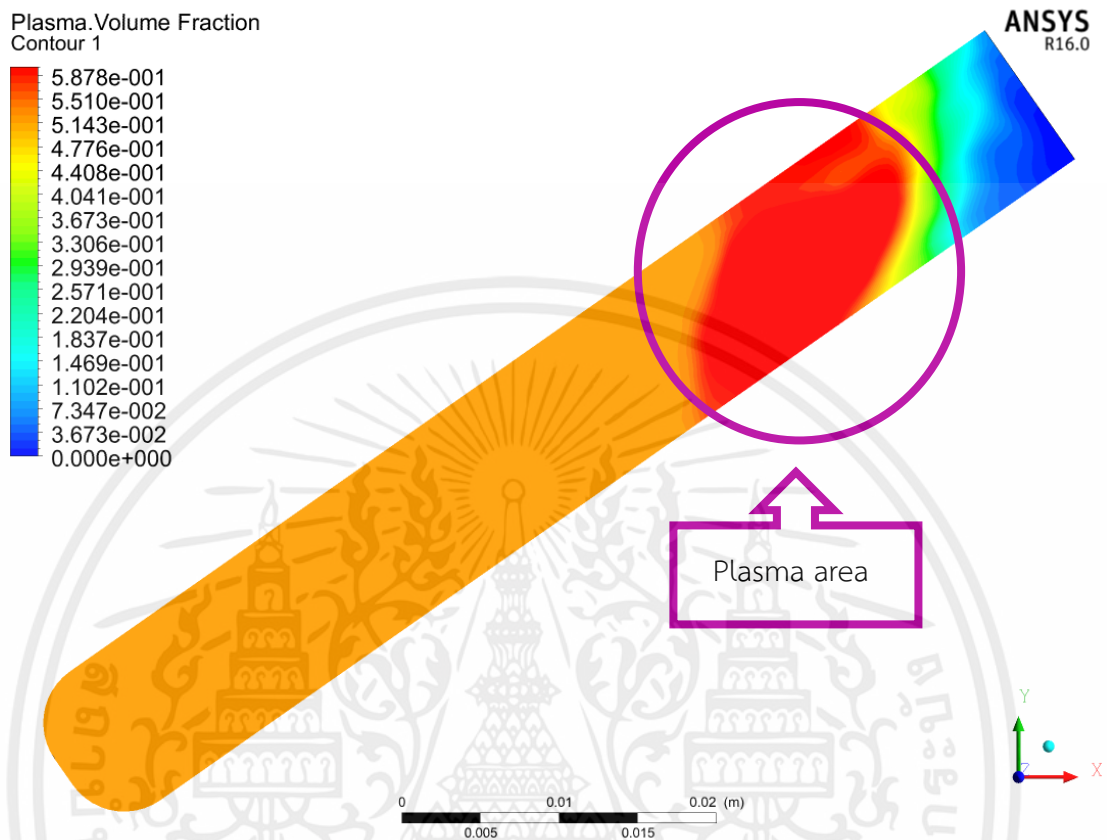


รูปที่ 4.9 การแยกตัวของพลาสมาจากเม็ดเลือดแดงทำมุมกับแนวตั้ง 15 องศา

ผลการจำลองส่วนของปริมาตรพลาสมาที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที ทำมุมกับแนวตั้ง 15 องศา ในรูปที่ 4.9 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมผัสเท่ากับ 157.39 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงเป็นสีแดงหมายถึงพลาสมาที่มีปริมาณ และสีเหลือง- ส้ม จากตรงกลางหลอดถึงก้นหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 มุมของหลอดแก้วทำมุมกับแนวตั้ง 30 องศา

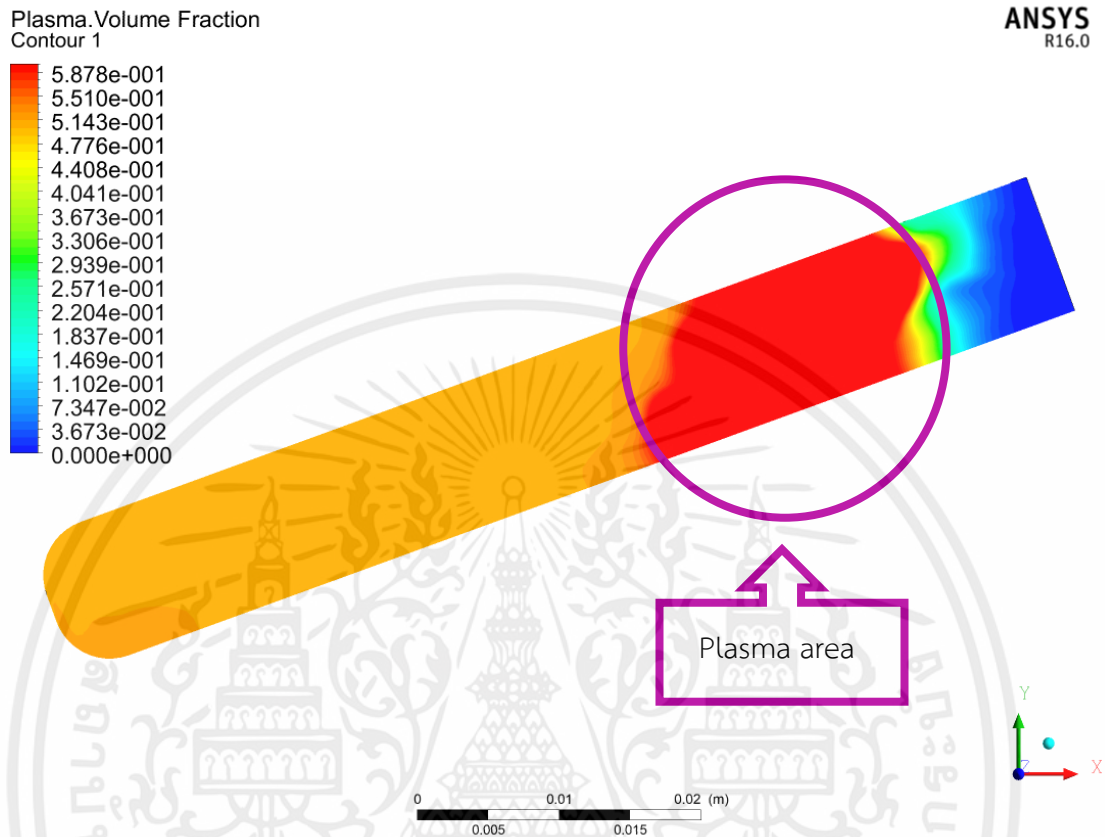


รูปที่ 4.10 การแยกตัวของพลาสมาที่เมดเลือดแดงทำมุมกับแนวตั้ง 30 องศา

ผลการจำลองส่วนของปริมาตรพลาสมาที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที ทำมุมกับแนวตั้ง 30 องศา ในรูปที่ 4.10 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 198.45 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงเป็นสีแดงหมายถึงพลาสมาที่มีปริมาณ และสีเหลือง- ส้ม จากตรงกลางหลอดถึงก้นหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 มุมของหลอดแก้วทำมุมกับแนวตั้ง 45 องศา



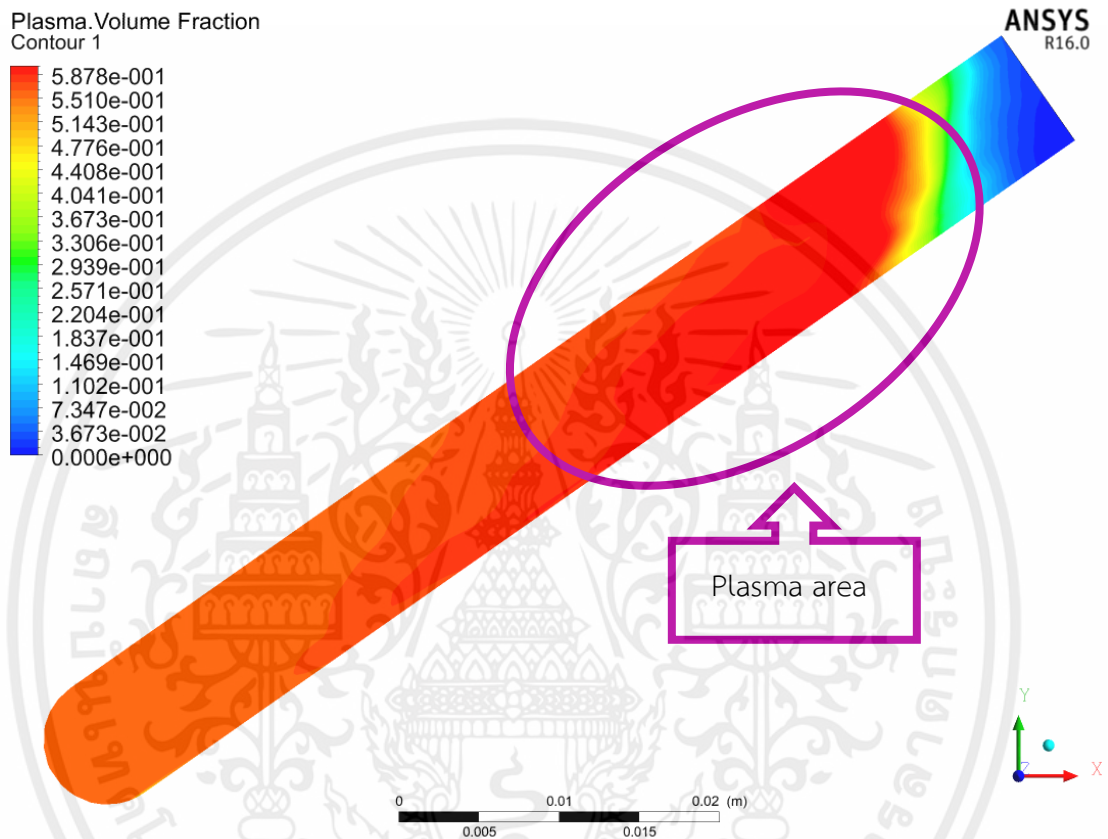
รูปที่ 4.11 การแยกตัวของพลาสมาที่เมดเลือดแดงทำมุมกับแนวตั้ง 45 องศา

ผลการจำลองส่วนของปริมาตรพลาสมาที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที ทำมุมกับแนวตั้ง 45 องศา ในรูปที่ 4.11 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมผัสเท่ากับ 233.6 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงเป็นสีแดงหมายถึงพลาสมาที่มีปริมาณ และสีเหลือง- ส้ม จากตรงกลางหลอดถึงก้นหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 ผลการทดลองเพื่อหาการแยกชั้นระหว่างน้ำเหลืองกับเม็ดเลือดโดยการเปลี่ยนขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว

4.4.1 ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว 8 มิลลิเมตร

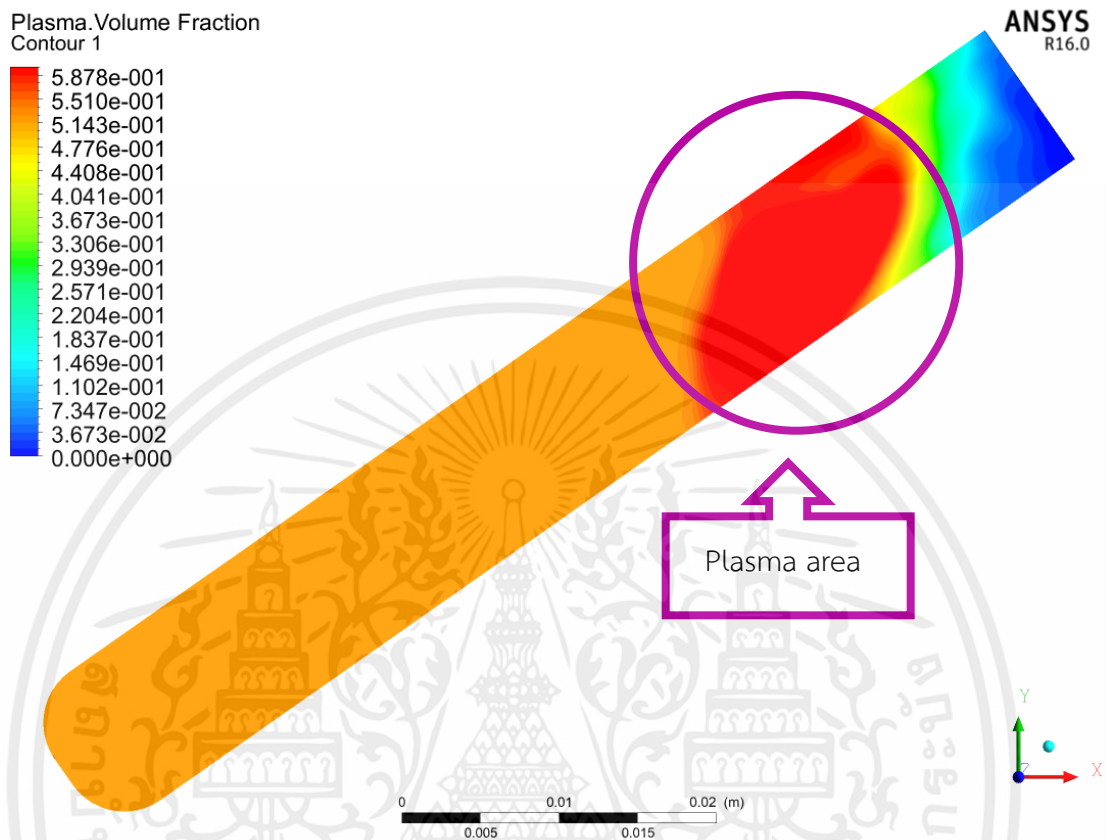


รูปที่ 4.12 การแยกตัวของพลาสมา กับเม็ดเลือด เส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว 8 มิลลิเมตร

ผลการจำลองของหลอดแก้วที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร ที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที ในรูปที่ 4.12 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 198.45 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงเป็นสีแดงหมายถึงพลาสมาที่มีปริมาณ และสีเหลือง- ส้ม จากตรงกลางหลอดถึงก้นหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.2 ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางกลางของหลอดแก้ว 10 มิลลิเมตร

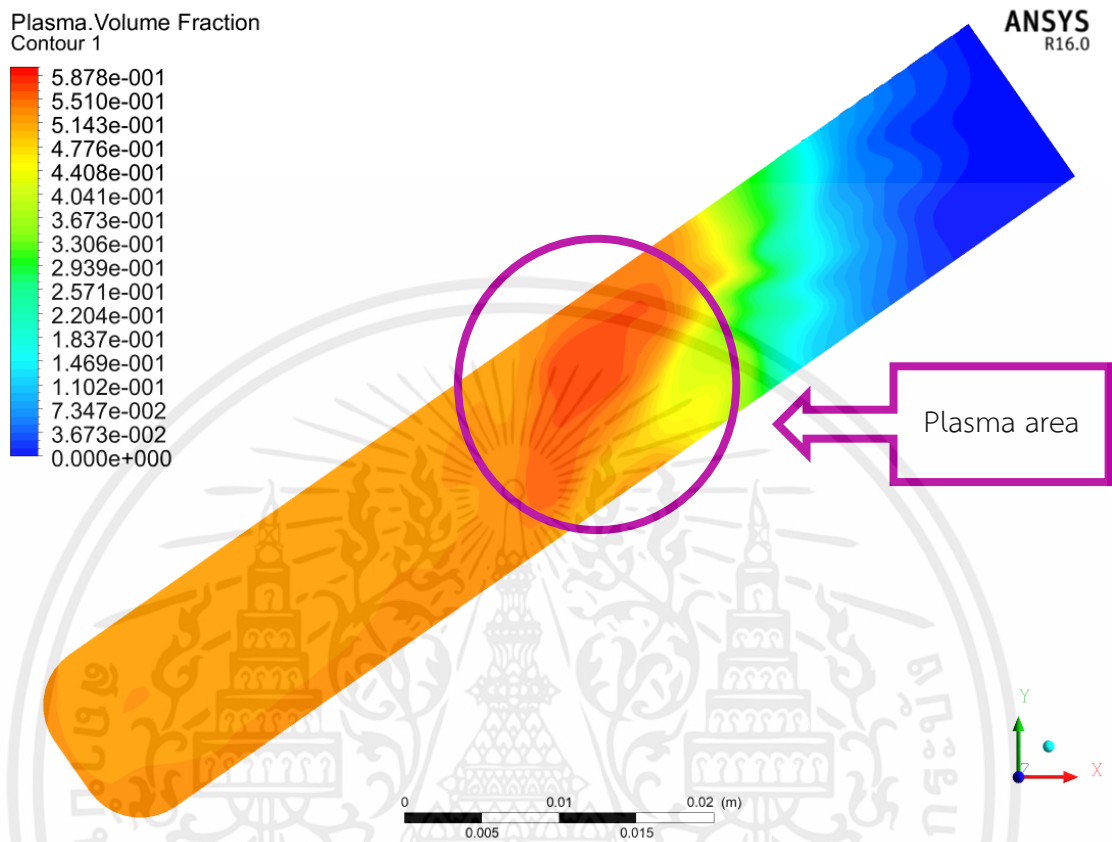


รูปที่ 4.13 การแยกตัวของพลาสมาที่เชื่อมหลอดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดเลือด 10 มิลลิเมตร

ผลการจำลองของหลอดแก้วที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร ที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที ในรูปที่ 4.13 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 198.45 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงเป็นสีแดงหมายถึงพลาสมาที่มีปริมาณ และสีเหลือง- ส้ม จากตรงกลางหลอดถึงกันหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.3 ขนาดของเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว 12 มิลลิเมตร



รูปที่ 4.14 การแยกตัวของพลาสมาที่เชื่อมหลอดเส้นผ่าศูนย์กลางของหลอดแก้ว 12 มิลลิเมตร

ผลการจำลองของหลอดแก้วที่มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร ที่หมุนด้วยความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที ในรูปที่ 4.14 มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์เท่ากับ 198.45 g เราสามารถเห็นการตกตะกอน ซึ่งแสดงเป็นสีแดงหมายถึงพลาสมาที่มีปริมาณ และสีเหลือง- ส้ม จากตรงกลางหลอดถึงกันหลอด หมายถึงพลาสมาที่ยังมีส่วนผสมของเม็ดเลือดแดง

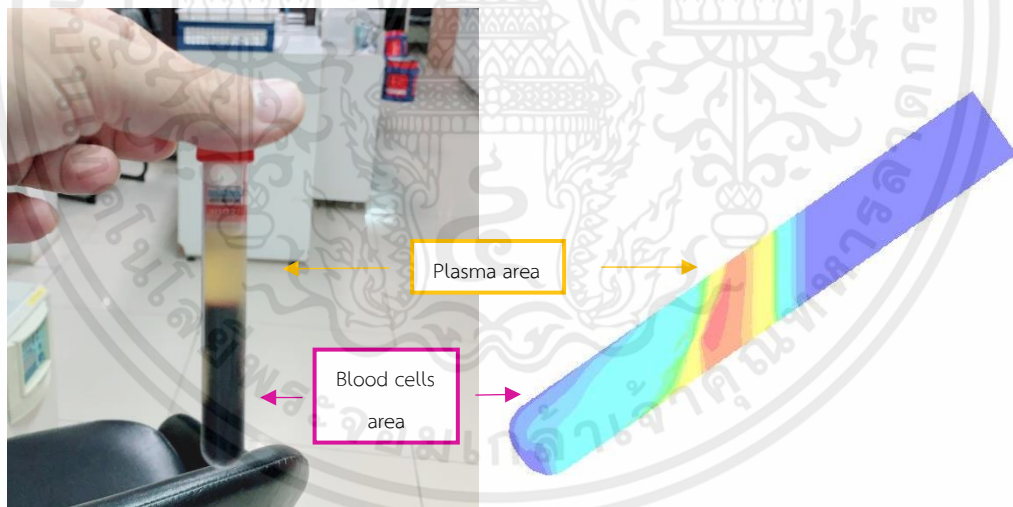
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 ผลการทดลองการแยกชั้นระหว่างพลาสมา กับเม็ดเลือดด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยง

ผลการทดลองโดยการนำเลือดมาปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยง ที่ความเร็ว 3,000 รอบต่อนาที 4,000 รอบต่อนาที และ 5,000 รอบต่อนาที ที่มุมเทียบกับแนวตั้งเท่ากับ 30 องศา จากรูปที่ 4.16 รูปที่ 4.17 และรูปที่ 4.18 จะเห็นผลการทดลองด้วยการปั่นจริงด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงรุ่น Clay adams compact II centrifuge (rotor 30 degree) เทียบกับผลการจำลองโดยใช้กระบวนการไฟไนต์เอลิเมนต์



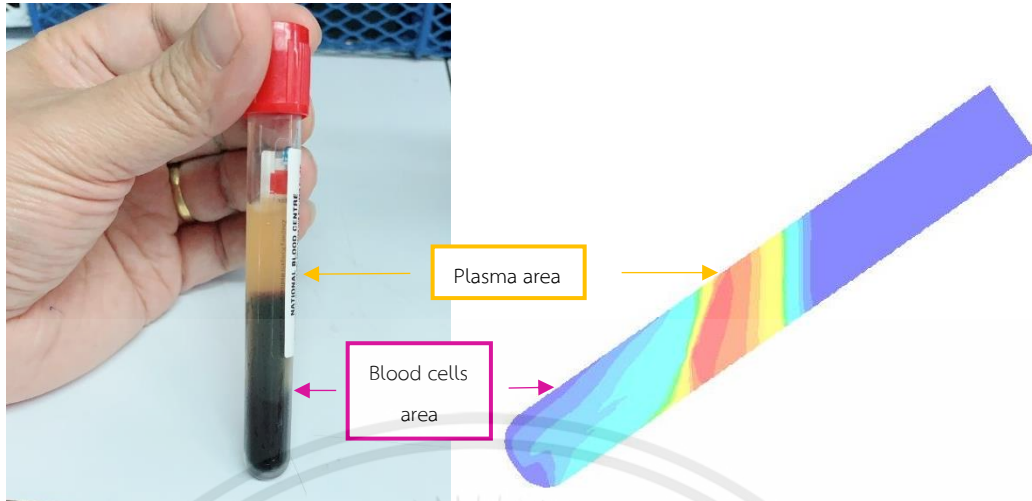
รูปที่ 4.15 เครื่องปั่นเหวี่ยงรุ่น clay adams compact II centrifuge



รูปที่ 4.16 ผลการปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงเทียบกับผลการจำลองที่ความเร็ว 3000 รอบต่อนาที

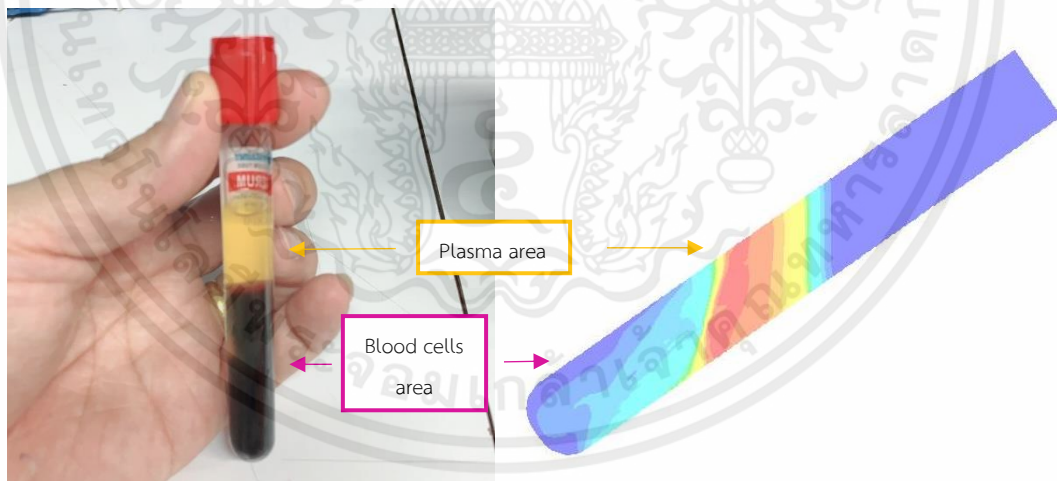
ที่มา ห้องปฏิบัติการ กลุ่มงานตรวจเลือด โรงพยาบาลพะเยา

เอกสารนี้เป็นเอกสารจากการทดลองที่ความเร็ว 3,000 รอบ จะเกิดการล่องตัวของพลาสมาขึ้นมา ประมาณค่า
ไม่ว่ากรณีใด 31.25% (วัดโดยการใช้ไม้บรรทัดเพื่อเทียบสัดส่วนระหว่างเม็ดเลือดกับพลาสมา) ผลการจำลองวัดได้
30.03% (วัดโดยการหาพื้นที่ของการจำลองสีเหลืองและสีแดง)



รูปที่ 4.17 ผลการปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงเทียบกับผลการจำลองที่ความเร็ว 4000 รอบต่อนาที
ที่มา ห้องปฏิบัติการ กลุ่มงานตรวจเลือด โรงพยาบาลพะเยา

จากการทดลองที่ความเร็ว 4,000 รอบ จะเกิดการล่องตัวของพลาสมาขึ้นมา ประมาณ 34.80% (วัดโดยการใช้ไม้บรรทัดเพื่อเทียบสัดส่วนระหว่างเม็ดเลือดกับพลาสมา) ผลการจำลองวัดได้ 33.23% (วัดโดยการหาพื้นที่ของการจำลองสีเหลืองและสีแดง)



รูปที่ 4.18 ผลการปั่นด้วยเครื่องปั่นเหวี่ยงเทียบกับผลการจำลองที่ความเร็ว 5000 รอบต่อนาที
ที่มา ห้องปฏิบัติการ กลุ่มงานตรวจเลือด โรงพยาบาลพะเยา

จากการทดลองที่ความเร็ว 5,000 รอบ จะเกิดการล่องตัวของพลาสมาขึ้นมา ประมาณ 33.34% (วัดโดยการใช้ไม้บรรทัดเพื่อเทียบสัดส่วนระหว่างเม็ดเลือดกับพลาสมา) ผลการจำลองวัดได้ 36.40% (วัดโดยการหาพื้นที่ของการจำลองสีเหลืองและสีแดง)

ผลจากการปั่นเหวี่ยงจากห้องปฏิบัติการ ที่ความเร็ว 3,000 รอบต่อนาที พลาสมาที่ได้จากการปั่นเหวี่ยงจะนำไปตรวจเพื่อวินิจฉัยโรค เช่น ตรวจหา BUN (Blood Urea Nitrogen) Sodium Electrolytes Potassium เป็นต้น จากการปฏิบัติงานของเจ้าหน้าที่ที่ใช้รอบที่สูงเกินไปมีผลทำให้เม็ดเลือดแตกตัวบางครั้งทำให้พลาสมาที่มีสีเหลืองจะกลายเป็นสีเหลืองแดง รูปที่ได้จากห้องปฏิบัติการ ได้นำรูปของหลอดทดลองที่ไม่ได้เติมสารกันเลือดแข็งลงไปหลอดทดลอง ในความเป็นจริงองค์ประกอบของเลือดของในแต่ละบุคคล จะมีส่วนประกอบของเลือดไม่เท่ากันผลการทดลองเป็นการสุ่มตัวอย่างจริงมาเท่านั้น

ผลการทดลองที่ความเร็ว 3,000 รอบต่อนาที รูปที่ 4.16 มีค่าความผิดพลาดจากตัวอย่างเลือดเทียบกับผลการจำลองเท่ากับ 3.9%

ผลการทดลองที่ความเร็ว 4,000 รอบต่อนาที รูปที่ 4.17 มีค่าความผิดพลาดจากตัวอย่างเลือดเทียบกับผลการจำลองเท่ากับ 4.51%

ผลการทดลองที่ความเร็ว 5,000 รอบต่อนาที รูปที่ 4.18 มีค่าความผิดพลาดจากตัวอย่างเลือดเทียบกับผลการจำลองเท่ากับ 9.19%



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

อภิปรายผลการวิจัย

5.1 สรุปผลการทดลอง

ผลลัพธ์ของผลการทดลองเพื่อดูการแยกตัวของเลือดระหว่างพลาสมาและเม็ดเลือดในหลอดแก้ว แยกกันโดยความแตกต่างของความหนาแน่นระหว่างพลาสมา กับเม็ดเลือด การปั่นด้วยความเร็วสูงมีผลต่อการแยกตัวของเลือดในหลอดทดลอง แสดงให้เห็นปริมาณการตกตะกอนของเม็ดเลือดที่ความเร็วของการหมุนที่ต่างกัน มุมของหลอดทดลองที่ต่างกันก็แสดงให้เห็นว่าการตกตะกอนมีผลเพราะยิ่งมุมมองที่มากขึ้นเทียบกับแกนแนวดิ่ง ยิ่งทำให้รัศมีของการหมุนเพิ่มขึ้น เพราะฉะนั้นแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ (Relative Centrifugal Force) เพิ่มขึ้น ทำให้เม็ดเลือดตกตะกอนที่ก้นหลอดทดลองมากขึ้น ขนาดของหลอดทดลองที่ต่างกันซึ่งหมายถึงมวลที่อยู่ภายในหลอดทดลองมีขนาดไม่เท่ากัน จากผลการทดลองมวลที่มีปริมาณน้อยกว่าหมุนที่ความเร็วที่เท่ากันจะทำให้เกิดการแยกตัวของเลือดระหว่างพลาสมา กับเม็ดเลือดได้มากกว่าหลอดทดลองที่มีปริมาตรมากกว่าที่ความเร็วรอบเท่ากัน

การทดลองโดยใช้ระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จำลองรูปแบบเหตุการณ์ขึ้นมาทำให้สามารถเห็นสิ่งที่เกิดขึ้นในรูปธรรมที่ในความเป็นจริงไม่สามารถเป็นได้ แต่ความถูกต้องเที่ยงตรงของค่าผลลัพธ์ที่ได้นั้นขึ้นอยู่กับรายละเอียดเงื่อนไขต่าง ๆ ที่ผู้วิจัยกรอกลงไป ซึ่งทั้งนี้ในความเป็นจริงขององค์ประกอบในเลือดมีปัจจัยยับยั้งและตัวแปรต่าง ๆ มากมาย รวมถึงความสมจริงของการจำลองด้วย ดังนั้นการวิจัยนี้ไม่ถือว่าจบลงเท่านี้ สามารถต่อยอดเพื่อเพิ่มความถูกต้องสมจริงต่อไปได้อีก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] [1] Bloom, B. S., Englehart, M. D., Furst, E. J., Hill, W. H. and Krathwohl, D. (1956) Taxonomy of educational objectives: the classification of educational goals. Handbook I: cognitive domain, David McKay, New York.
- [2] [2] Collins, B., Znidarcic, D. and Goddery, T. (1997) 'A new instructional geotechnical centrifuge', Geotechnical News, vol. 15, no. 3, pp. 10–12.
- [3] [3] Craig, W. H. (1989) 'The use of a centrifuge in geotechnical engineering education', Geotechnical Testing Journal, vol. 12, no. 4, pp. 288–291.
- [4] [4] Dewoolkar, M. M, Goddery, T. and Znidarcic, D. (2003) 'Centrifuge modeling for undergraduate geotechnical engineering instruction', Geotechnical Testing Journal, vol. 26, no. 2, pp. 201–209.
- [5] [5] Kolb, D. A. (1984) Experiential learning: experience as the source of learning and development, Englewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall. Mitchell, R. J. (1994) 'Centrifuge modeling as a teaching tool', Geotechnical News, vol. 12, no. 3, pp. 30–31.
- [6] [6] Mitchell, R. J. (1998) 'The Eleventh Annual R. M. Hardy Keynote Address, 1997: centrifugation in geoenvironmental practice and education', Canadian Geotechnical Journal, vol. 35, no. 4, pp. 630– 640.
- [7] [7] Newson, T. A., Bransby, M. F. and Kainourgiaki, G. (2002) 'The use of small centrifuges for geotechnical education', Proceedings of Physical Modelling in Geotechnics: ICPMG '02, 10-12 July 2002, St. Johns, Newfoundland, Balkema, Rotterdam, pp. 215–220.
- [8] [8] Taylor, D. W. (1937) 'Stability of earth slopes', Journal of the Boston Society of Civil Engineers, vol. 24, no. 3, pp. 337–386.
- [9] [9] Wartman, J. (2006) 'Geotechnical physical modelling for education: learning theory approach', Journal of Professional Issues in Engineering Education and Practice, vol. 132, no. 4, pp. 288-296.
- [10][10] White, D. J., Take, W. A. and Bolton, M. D (2003) 'Soil deformation measurement using particle image velocimetry (PIV) and photogrammetry', Géotechnique, vol. 53, no. 7, pp. 619-632.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Proceedings of ISMAC 2015



Computational Fluid Dynamic Simulation of Blood Tube Centrifuge System

¹Anon Wangboon, ¹Pattarapong Phasukkit* and ²Mongkol Kaewbumrung

¹Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand.

²Department of Mechanical Engineering Faculty of Engineering and Technology Pathumthani University

*kppattar@gmail.com

Abstract—This article is the model of precipitate of centrifuge machine which use in different velocity of spinning the tube at 30 degrees from the ground to prove that the movement of the blood flow by using the calculation from computer by CFD (Computer fluid Dynamic) in 3 Dimension symmetry modeling to study the change of the velocity in centrifugation at different velocity of spinning. At 400 rpm, 1000 rpm and 3000 rpm(round per minute) the result of this model showed the direction of blood flow as high velocity in the top of the blood in the tube also high collide. At 3000 rpm. on the top of the tube have a high collide inside which is possibility lead to broken of the tube. From the model in centrifugation can prove that in each different level of the velocity can caused the damage that useful for study to improvement of centrifuge machine.

Keywords —Centrifuge, Finite Volume, Velocity, Fraction, Computer Simulation

I. INTRODUCTION

A centrifuge is a piece of equipment that puts an object in rotation around a fixed axis (spins it in a circle), applying a potentially strong force perpendicular to the axis of spin (outward). The centrifuge works using the sedimentation principle, where the centripetal acceleration causes denser substances and particles to move outward in the radial direction. At the same time, objects that are less dense are displaced and move to the center. In a laboratory centrifuge that uses sample tubes, the radial acceleration causes denser particles to settle to the bottom of the tube, while low-density substances rise to the top.[1]

There are 3 types of centrifuge designed for different applications. Industrial scale centrifuges are commonly used in manufacturing and waste processing to sediment suspended solids, or to separate immiscible liquids. An example is the cream separator found in dairies. Very high speed centrifuges and ultracentrifugesable to provide very high accelerations can

separate fine particles down to the nano-scale, and molecules of different masses.

Large centrifuges are used to simulate high gravity or acceleration environments (for example, high-G training for test pilots). Medium-sized centrifuges are used in washing machines and at some swimming pools to wring water out of fabrics.

Gas centrifuges are used for isotope separation, such as to enrich nuclear fuel for fissile isotopes.

Craig (1989) was one of the first to formally discuss physical modelling for geotechnical engineering education. He described a modelling initiative that began in the mid-1970s at the University of Manchester where experiments were performed using an inexpensive “teaching centrifuge”. Mitchell (1994, 1998), Collins et al. (1997), Newson et al. (2002) and Dewoolar et al. (2003) also demonstrated the applicability of centrifuge modelling for instructional purposes to illustrate concepts of slope stability, retaining walls, foundations, tunnel stability and lateral earth pressure theory (Wartman, 2006). Many of these small-scale centrifuge developments have been undertaken in isolation and established in-house, with no unified approach within the geotechnical community for developing the required technology for teaching purposes (Figure 2). The University of Sheffield has recently purchased a large 4m diameter centrifuge to establish a leading centrifuge research centre, thus providing an opportunity to embed this technology at the heart of the undergraduate curriculum. It was therefore necessary to develop a complementary cost-effective small-scale instructional centrifuge for teaching geotechnical design and centrifuge principles to undergraduate students. The centrifuge has been developed specifically to support a new level 7 MEng module Advanced Geotechnics: CIV4501, for which Dr Black is the module leader (due to commence in September 2012). This module seeks to enhance students’ understanding of geotechnical design through enquiry and problem-based learning to promote critical/lateral thinking and reflective practice. This will be achieved through the integration of advanced geotechnical theory relating to constitutive models to describe soil behaviour, small-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

scale physical model centrifuge tests, self-learning laboratories and complementary analytical and numerical analysis methods.

This research we will analyze the result of centrifugation (spinning blood in the tube) as a fix position, which is in the first part of this research structure we will talking about centrifuge. Second part we will taking about structure of tube. Third part, is a model for centrifugation and parameter. Forth part we will present to the result of the velocity in each type of spinning and the last one we will present the result and also conclusion of this research.

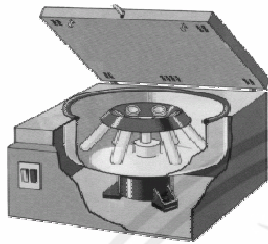


Fig. 1. Centrifuge Machine.

II. INVESTIGATION PROCEDURE

Fig 2. Structure of blood tube centrifuge model for simulation has diameter 10 mm, length 75mm, distance from central y axis 50 mm, Altitude of tube from base x axis 100 mm, degree placing of tube 150 degree.

Fig 3(a) and Fig 3(b) they are show blood tube model and blood tube mash model

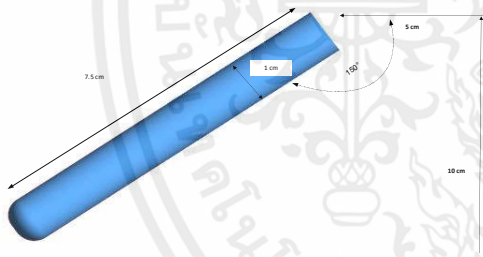
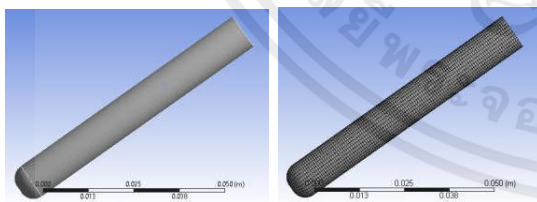


Fig. 2. Structure of Blood tube centrifuge Model.



(a)

(b)

Fig. 3. (a) Blood Tube Model (b) Blood Tube Mesh model

This model of centrifuge make from drawing tool of ANSYS software this symmetrical analysis model

Mesh type of modeling is Hexahedral, we used automatic meshing from ANSYS ver.15 x64 OS version, software for optimization Number of Mesh 27,183 elements node 29,512 total for time analysis each model approximately about 10 hours. On the PC Core™ i7-3770 CPU @ 3.40 GHz (8 core) memory 32GB of Ram and 3TB(Fusion Drive) of HDD.

TABLE I. DIMENSION AND MATERIALS OF COAXIAL OPEN-SLOT ANTENNA (CSA)

Part	Size
Tube length	75 mm.
Tube diameter	10 mm.
Altitude of tube from base	100 mm.
Degree placing of tube	150°
Distance from central	50 mm.

TABLE II. MATERIAL PROPERTIES FOR SIMULATION.

Parameter	Value
Zero shear velocity (η_0)	0.5600 $g/cm \cdot s$
infinite shear viscosity (η_∞)	0.0345 $g/cm \cdot s$
Time constant (λ)	3.3120 s
consistency index (n)	0.3568

The Zero shear velocity (η_0) equal 0.5600 $g/cm \cdot s$ Infinite shear viscosity (η_∞) equal 0.0345 $g/cm \cdot s$ Time constant (λ) equal 3.3120 s and consistency index (n) equal 0.3568, We used all parameters for calculate and simulation

III. IMPLEMENTATION OF FINITE VOLUME ANALYSIS

Finite volume analysis in this research is described as following;

A. Volume Fraction Equation

The description of multiphase flow as interpenetrating continua incorporates the concept of phasic volume fractions, denoted here by α_q . Volume fractions represent the space occupied by each phase, and the laws of conservation of mass and momentum ate satisfied by each phase individually. The derivation of the conservation equations can be ensemble averaging the local instantaneous balance for each of the phases or by using the mixture theory approach.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The volume of phase q , V_q , is defined by

$$V_q = \int_V \alpha_q dV \quad (1)$$

where

$$\sum_{q=1}^n \alpha_q = 1 \quad (2)$$

the effective density of phase q is

$$\rho_q = \alpha_q \rho_q \quad (3)$$

where ρ_q is the physical density of phase q .

The volume fraction equation may be solved either through implicit or explicit time discretization. For detailed information about both VOF schemes, refer to The Implicit Formulation and The Explicit Formulation.

B. $k - \varepsilon$ Mixture Turbulence Model

The mixture turbulence model is the default multiphase turbulence model. It represents the first extension of the single-phase $k - \varepsilon$ model, and it is applicable when phases separate, for stratified (or nearly stratified) multiphase flows, and when the density ratio between phases is close to 1. In these cases, using mixture properties and mixture velocities is sufficient to capture important features of the turbulent flow.

The k and ε equations describing this model (and without including buoyancy, dilation, and source terms) are follows:

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_m k) + \nabla \cdot (\rho_m \vec{v}_m k) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_m + \frac{\mu_{t,m}}{\sigma_k} \right) \nabla k \right) + G_{k,m} - \rho_m \varepsilon + \pi_{k,m} \quad (4)$$

and

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho_m \varepsilon) + \nabla \cdot (\rho_m \vec{v}_m \varepsilon) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_m + \frac{\mu_{t,m}}{\sigma_\varepsilon} \right) \nabla \varepsilon \right) + (C_{1\varepsilon} G_{k,m} - C_{2\varepsilon} \rho_m \varepsilon) + \pi_{\varepsilon,m} \quad (5)$$

Where the mixture density, ρ_m , molecular viscosity, μ_m , and velocity, \vec{v}_m , are computed from

$$\rho_m = \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \rho_i \quad (6)$$

$$\mu_m = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i \mu_i \quad (7)$$

and

$$\vec{v}_m = \frac{\sum_{i=1}^N \alpha_i \rho_i \vec{v}_i}{\sum_{i=1}^N \alpha_i \rho_i} \quad (8)$$

Where α_i , ρ_i , μ_i and \vec{v}_i are, respectively, the volume fraction, density, viscosity, and velocity of the i^{th} phase.

The turbulent viscosity for the mixture, $\mu_{t,m}$, is computed from

$$\mu_{t,m} = \rho_m C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (9)$$

And the production of turbulence kinetic energy, $G_{k,m}$, is computed from

$$G_{k,m} = \mu_{t,m} (\nabla \vec{v}_m + (\nabla \vec{v}_m)^T) : \nabla \vec{v}_m \quad (10)$$

The terms, $\pi_{k,m}$ and $\pi_{\varepsilon,m}$ are source terms that can be included to model the turbulent interaction between the dispersed phases and the continuous phase (Turbulence Interaction Models).

$$\mu_{t,i} = \frac{\rho_i}{\rho_m} \mu_{t,m} \quad (11)$$

The constants in these equations are the same as those described in Standard $k - \varepsilon$ Model for the single-phase $k - \varepsilon$ model.

C. Blood viscosity

The Non-Newtonian fluid is a function of shear rate based on Carreau's shear-thinning model

$$\eta(\dot{\gamma}^\circ) = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma}^\circ)^2 \right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (12)$$

$$\dot{\gamma}^\circ = \text{Shear rate} = \sqrt{2D:D}$$

Where

- η_0 = Zero shear viscosity
- η_∞ = infinite shear viscosity
- λ = time constant
- n = consistency index

IV. RESULTS

A. Simulation Results

Simulation result in Fig 5-7 it show blood velocity stream line and blood velocity in the blood tube it is convert following determine the value of velocity, if determine high velocity blood velocity in the blood tube it is high velocity too.

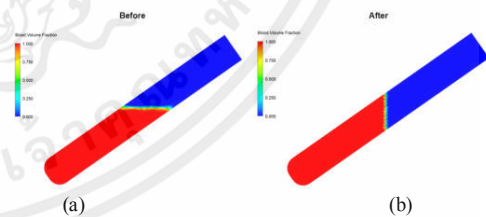


Fig. 4. Comparison blood position in tube.

Fig. 4 The blood fraction volume is referred by red color it has the fraction volume higher than air fraction volume approximately 1 and the air fraction volume is referred by blue color fraction volume equal 0, the green color is referred to mixed blood and air, the volume fraction approximately 0.5. Before simulation we can see the surface of blood parallel to

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

the ground (Fig. 4(a)) and after simulation we can see the surface of blood perpendicular to the ground (Fig.4(b))

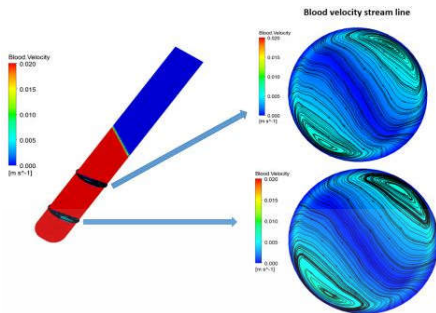


Fig. 5. Blood velocity stream line at 400 rpm.

The blood velocity of spinning and blood velocity stream line at 400 rpm. In blood tube in Fig.5 too low velocity cyan color the velocity it less than 0.005 m/s^{-1} , The cross section between upper mark and lower mark look like the same show highest the blood velocity approximately 0.005 m/s^{-1}

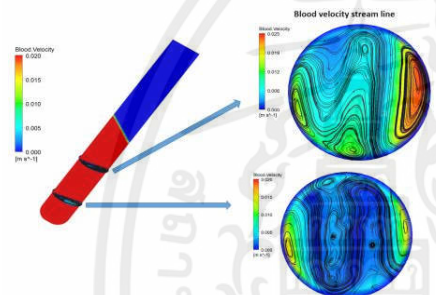


Fig. 6. Blood velocity stream line at 1000 rpm.

The blood velocity of spinning and blood velocity stream line at 1000 rpm. In blood tube in Fig.6 the velocity less than 0.025 m/s^{-1} , The cross section between upper mark and lower mark difference, the upper show highest the blood velocity approximately 0.025 m/s^{-1} it more than lower it show highest the blood velocity at lower approximately 0.015 m/s^{-1}

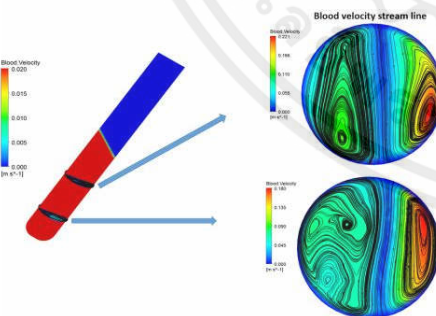


Fig. 7. Blood velocity stream line at 3000 rpm

The blood velocity of spinning and blood velocity stream line at 3000 rpm. In blood tube in Fig.7 the velocity more

than 0.221 m/s^{-1} , The cross section between upper mark and lower mark difference, the upper show highest the blood velocity approximately 0.025 m/s^{-1} it more than lower it show highest the blood velocity at lower approximately 0.015 m/s^{-1}

V. DISCUSSION AND CONCLUSION

The Simulation results the high velocity of spinning effect with blood velocity in blood tube.

Fig. 4a The blood volume fraction before simulation will see the surface blood parallel to the ground and after spinning

Fig.4b can see the surface blood perpendicular to the ground it is simple of physic rule.

Fig. 5 Show blood velocity and blood velocity stream line at 400 rpm. In blood tube the velocity it less than 0.005 m/s^{-1}

Fig. 6 Show blood velocity and blood velocity stream line at 1000 rpm. In blood tube the velocity it less than 0.025 m/s^{-1}

Fig. 7 Show blood velocity and blood velocity stream line at 3000 rpm. In blood tube the velocity it more than 0.221 m/s^{-1}

From result of the model in each level of velocity of centrifuge presented that we can know the cause of the damage which is useful for improvement and correct the centrifuge machine to meet with the efficiency in the future.

REFERENCES

- [1] Bloom, B. S., Englehart, M. D., Furst, E. J., Hill, W. H. and Krathwohl, D. (1956) Taxonomy of educational objectives: the classification of educational goals. Handbook I: cognitive domain, David McKay, New York.
- [2] Collins, B., Znidarcic, D. and Goddery, T. (1997) 'A new instructional geotechnical centrifuge', Geotechnical News, vol. 15, no. 3, pp. 10–12.
- [3] Craig, W. H. (1989) 'The use of a centrifuge in geotechnical engineering education', Geotechnical Testing Journal, vol. 12, no. 4, pp. 288–291.
- [4] Dewoolkar, M. M., Goddery, T. and Znidarcic, D. (2003) 'Centrifuge modeling for undergraduate geotechnical engineering instruction', Geotechnical Testing Journal, vol. 26, no. 2, pp. 201–209.
- [5] Kolb, D. A. (1984) Experiential learning: experience as the source of learning and development, Englewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall.
- [6] Mitchell, R. J. (1998) 'The Eleventh Annual R. M. Hardy Keynote Address, 1997: centrifugation in geoenvironmental practice and education', Canadian Geotechnical Journal, vol. 35, no. 4, pp. 630–640.
- [7] Newson, T. A., Bransby, M. F. and Kainourgiaki, G. (2002) 'The use of small centrifuges for geotechnical education', Proceedings of Physical Modelling in Geotechnics: ICPMG '02, 10-12 July 2002, St. Johns, Newfoundland, Balkema, Rotterdam, pp. 215–220.
- [8] Taylor, D. W. (1937) 'Stability of earth slopes', Journal of the Boston Society of Civil Engineers, vol. 24, no. 3, pp. 337–386.
- [9] Wartman, J. (2006) 'Geotechnical physical modelling for education: learning theory approach', Journal of Professional Issues in Engineering Education and Practice, vol. 132, no. 4, pp. 288-296.
- [10] White, D. J., Take, W. A. and Bolton, M. D (2003) 'Soil deformation measurement using particle image velocimetry (PIV) and photogrammetry', Géotechnique, vol. 53, no. 7, pp. 619-632.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



February 1-4, 2017

@Amari Ocean Pattaya,
Chon Buri, Thailand

The 2017-9th

International Conference
on **K**nowledge and
Smart **T**echnology

"Crunching Information of Everything"

Organized by Faculty of Informatics,
Burapha University, Chon Buri, Thailand

ISBN 978-1-4673-9077-4



Computational Analysis of Blood Parameters Separate by Centrifuge Technique

Anon Wangboon, Pattarapong Phasukkit*

Department of Electronics Engineering
Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of
Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand.
*kppattar@gmail.com

Mongkol Keawbumrung

Department of Mechanical Engineering
Faculty of Engineering and Technology
Pathumthani University

Abstract — This article is purpose of the computational fluid dynamic (CFD) simulation for blood parameters separated by centrifuge machine which has different spinning velocities. The structure of the machine, as a fixed tube at 30 degrees from the base is used to prove that the precipitate of the blood's 2 parameters, such as blood cell and plasma, by using the simulation from computer In three dimensional (3D) symmetry modeling to study the change of the precipitate in centrifuge at different velocity of spinning. At 2000 rpm, 3000 rpm, 4000 rpm and 5000 rpm(round per minute) the result of this simulation showed the density of blood as low density in the top of the blood it's mean plasma and high density at the bottom of the tube it's mean blood cell. From the model in centrifuge can prove that in each different level of the density from velocity of spinning that useful for study to improvement of blood parameters separated by used computer simulation.

Keywords- Centrifuge, Blood Parameter, Density, Separation, Computer Simulation

I. INTRODUCTION

A centrifuge is a piece of equipment that puts an object in rotation around a fixed axis (spins it in a circle), applying a potentially strong force perpendicular to the axis of spin (outward). The centrifuge works using the sedimentation principle, where the centripetal acceleration causes denser substances and particles to move outward in the radial direction. At the same time, objects that are less dense are displaced and move to the center. In a laboratory centrifuge that uses sample tubes, the radial acceleration causes denser particles to settle to the bottom of the tube, while low-density substances rise to the top.

There are 3 types of centrifuges designed for different applications. Industrial scale centrifuges are commonly used in manufacturing and waste processing to sediment suspended solids, or to separate immiscible liquids. An example is the cream separator found in dairies. Very high speed centrifuges and ultracentrifusable, provide very high accelerations, can separate fine particles down to the nano-scale and molecules of different masses.

Large centrifuges are used to simulate high gravity or acceleration environments (for example, high-G training for test pilots). Medium-sized centrifuges are used in washing machines and at some swimming pools to wring water out of

fabrics. Gas centrifuges are used for isotope separation, such as to enrich nuclear fuel for fissile isotopes.

Craig (1989) was one of the first to formally discuss physical modeling for geotechnical engineering education. He described a modeling initiative that began in the mid-1970s at the University of Manchester where experiments were performed using an inexpensive "teaching centrifuge". Mitchell (1994, 1998), Collins et al. (1997), Newson (2002) and Dewoolar (2003) also demonstrated the applicability of centrifuge modeling for instructional purposes to illustrate concepts of slope stability, retaining walls, foundations, tunnel stability and lateral earth pressure theory (Wartman, 2006). Many of these small-scale centrifuge developments have been undertaken in isolation and established in-house, with no unified approach within the geotechnical community for developing the required technology for teaching purposes (Figure 2). The University of Sheffield has recently purchased a large 4m diameter centrifuge to establish a leading centrifuge research centre, thus providing an opportunity to embed this technology at the heart of the undergraduate curriculum. It was therefore necessary to develop a complementary cost-effective small-scale instructional centrifuge for teaching geotechnical design and centrifuge principles to undergraduate students. The centrifuge has been developed specifically to support a new level 7 MEng module Advanced Geotechnics: CIV4501, for which Dr Black is the module leader (due to commence in September 2012). This module seeks to enhance students' understanding of geotechnical design through enquiry and problem-based learning to promote critical/lateral thinking and reflective practice. This will be achieved through the integration of advanced geotechnical theory relating to constitutive models to describe soil behavior, small-scale physical model centrifuge tests, self-learning laboratories and complementary analytical and numerical analysis methods.

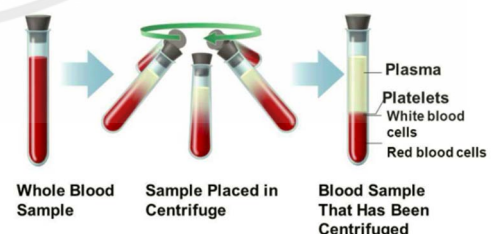


Figure 1. Separation Concept.

In this research we will analyze the result of blood parameter separation by centrifugation (spinning blood in the tube) in a fix position, which is in the first part of this research structure where we will talk about centrifuges. In the second part we will demonstrate the structure of tube. In the third part we present a model for centrifugation and parameters. In the fourth part we will present the results of the cells separated in each type of spinning and lastly we will put forward the result and conclusion of this research.

II. THEORY OF BLOOD

Normally, 7-8% of human body weight is from blood. In adults, this amounts to 4.5-6 quarts of blood. This essential fluid carries out the critical functions of transporting oxygen and nutrients to our cells and getting rid of carbon dioxide, ammonia, and other waste products. In addition, it plays a vital role in our immune system and in maintaining a relatively constant body temperature. Blood is a highly specialized tissue composed of more than 4,000 different kinds of components. Four of the most important ones are red cells, white cells, platelets, and plasma. All humans produce these blood components; there is no population or regional differences.

A. Redblood Cells

Red blood cells or erythrocytes are relatively large microscopic cells without nuclei. In this latter trait, they are similar to the primitive prokaryotic cells of bacteria. Red cells normally make up 40-50% of the total blood volume. They transport oxygen from the lungs to all of the living tissues of the body and carry away carbon dioxide. The red cells are produced continuously in our bone marrow from stem cells at a rate of about 2-3 million cells per second. Hemoglobin is the gas transporting protein molecule that makes up 95% of a red cell. Each red cell has about 270,000,000 iron-rich hemoglobin molecules. People who are anemic generally have a deficiency in red cells, and subsequently feel fatigued due to a shortage of oxygen. The red color of blood is primarily due to oxygenated red cells. Human fetal hemoglobin molecules differ from those produced by adults in the number of amino acid chains. Fetal hemoglobin has three chains, while adults produce only two. As a consequence, fetal hemoglobin molecules attract and transport relatively more oxygen to the cells of the body.

B. White Blood Cells

White cells, or leukocytes, exist in variable numbers and types but make up a very small part of blood's volume--normally only about 1% in healthy people. Leukocytes are not limited to blood. They occur elsewhere in the body as well, most notably in the spleen, liver, and lymph glands. Most are produced in our bone marrow from the same kind of stem cells that produce red blood cells. Others are produced in the thymus gland, which is at the base of the neck. Some white cells (called lymphocytes) are the first responders for our immune system. They seek out, identify, and bind to alien protein on bacteria, viruses, and fungi so that they can be

removed. Other white cells (called granulocytes and macrophages) then arrive to surround and destroy the alien cells. They also have the function of getting rid of dead or dying blood cells as well as foreign matter such as dust and asbestos. Red cells remain viable for only about 4 months before they are removed from the blood and their components recycled in the spleen. Individual white cells usually only last 18-36 hours before they also are removed, though some types live as much as a year. The description of white cells presented here is a simplification. There are actually many specialized sub-types of them that participate in different ways in our immune responses.

C. Platelets

Platelets or thrombocytes are cell fragments without nuclei that work with blood clotting chemicals at the site of wounds. They do this by adhering to the walls of blood vessels, thereby plugging the rupture in the vascular wall. They also can release coagulating chemicals which cause clots to form in the blood that can plug up narrowed blood vessels. Thirteen different blood clotting factors, in addition to platelets, need to interact for clotting to occur. They do so in a cascading manner, one factor triggering another. Hemophiliacs lack the ability to produce either blood factor 8 or 9.

D. Plasma

Plasma is the relatively clear, yellow tinted water (92+%), sugar, fat, protein and salt solution which carries the red cells, white cells, and platelets. Normally, 55% of our blood's volume is made up of plasma. As the heart pumps blood to cells throughout the body, plasma brings nourishment to them and removes the waste products of metabolism. Plasma also contains blood clotting factors, sugars, lipids, vitamins, minerals, hormones, enzymes, antibodies, and other proteins. It is likely that plasma contains some of every protein produced by the body approximately 500 have been identified in human plasma so far.

III. INVESTIGATION PROCEDURE

Figure 2 Structure of blood tube centrifuge model for simulation has width 10 mm, length 75mm, distance from central y axis 50 mm, Altitude of tube from base x axis 100 mm, degree placing of tube 30 degree.

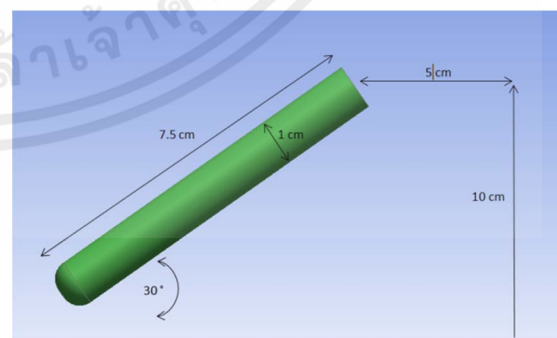


Figure 2. Structure of blood tube centrifuge Model

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Figure 3(a) and Figure 3(b) they are show blood tube model and blood tube mesh model.

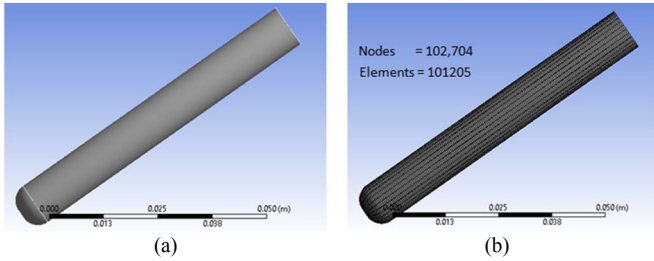


Figure 3. (a)Blood tube Model. (b)Blood tube mesh Model

This model of centrifuge made from drawing tool of ANSYS software this symmetrical analysis model.

Mesh type of modeling is Hexahedral, we used automatic meshing from ANSYS ver.15 x64 OS version, software for optimization Number of Mesh 102,704 elements node 101,205 total for time analysis each model approximately about 10 hours. On the PC Core™ i7-3770 CPU @ 3.40 GHz (8 core) memory 32GB of Ram and 3TB (Fusion Drive) of HDD.

TABLE I. DIMENSION AND DIAMETER OF BLOOD TUBE MODEL

Part	Size
Tube length	75 mm.
Tube diameter	10 mm.
Altitude of tube from base	100 mm.
Degree placing of tube	30°
Distance from central	50 mm.

TABLE II. METERAL PROPERTIES FOR SIMULATION

Parameter	Value
Zero shear velocity (η_0)	0.5600 g/cm · s
infinite shear viscosity (η_∞)	0.0345 g/cm · s
Time constant (λ)	3.3120 s
consistency index (n)	0.3568

The Zero shear velocity (η_0) equal 0.5600 g/cm · s Infinite shear viscosity (η_∞) equal 0.0345 g/cm · s Time constant (λ) equal 3.3120 s and consistency index (n) equal 0.3568, We used all parameters for calculate and simulation.

TABLE III. BLOOD PARAMETER

Parameter	Density
Plasma	1035 kg/m ³
Red Blood Cells	1125 kg/m ³

We define properties of blood parameter Plasma density equal 1035 kg/m³ and Red Blood Cells density equal 1125 kg/m³ simulation method will analyze and separate parameter by density.

IV. IMPLIMENTATION OF FINITE VOLUME ANALYSIS

Finite volume analysis in this research is described as following;

A. Volume Fraction Equation

The description of multiphase flow as interpenetrating continua incorporates the concept of phasic volume fractions, denoted here by α_q . Volume fractions represent the space occupied by each phase, and the laws of conservation of mass and momentum ate satisfied by each phase individually. The derivation of the conservation equations can be ensemble averaging the local instantaneous balance for each of the phases or by using the mixture theory approach. The volume of phase q , V_q , is defined by

$$V_q = \int_V \alpha_q dV \quad (1)$$

Where

$$\sum_{q=1}^n \alpha_q = 1 \quad (2)$$

The effective density of phase q is

$$\rho_q = \alpha_q \rho_q \quad (3)$$

where ρ_q is the physical density of phase q .

The volume fraction equation may be solved either though implicit or explicit time discretization. For detailed information about both VOF schemes, refer to *The Implicit Formulation* and *The Explicit Formulation*.

B. ($k - \varepsilon$) Mixture Turbulence Model

The mixture turbulence model sis the default multiphase turbulence model. It represents the first extension of the single-phase $k - \varepsilon$ model, and it is applicable when phases separate, for stratified (or nearly stratified) multiphase flows, and when the density ratio between phases is close to 1. In these cases, using mixture properties and mixture properties and mixture velocities is sufficient to capture important features of the turbulent flow.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The k and ε equations describing this model (and without including buoyancy, dilation, and source terms) are follows:

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho_m k) + \nabla \cdot (\rho_m \vec{v}_m k) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_m + \frac{\mu_{t,m}}{\sigma_k} \right) \nabla k \right) + G_{k,m} - \rho_m \varepsilon + \pi_{k,m} \quad (4)$$

and

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho_m \varepsilon) + \nabla \cdot (\rho_m \vec{v}_m \varepsilon) = \nabla \cdot \left(\left(\mu_m + \frac{\mu_{t,m}}{\sigma_\varepsilon} \right) \nabla \varepsilon \right) + (C_{1\varepsilon} G_{k,m} - C_{2\varepsilon} \rho_m \varepsilon) + \pi_{\varepsilon,m} \quad (5)$$

Where the mixture density, ρ_m , molecular viscosity, μ_m , and velocity, \vec{v}_m , are computed from

$$\rho_m = \sum_{i=1}^N \varepsilon_i \rho_i \quad (6)$$

$$\mu_m = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i \mu_i \quad (7)$$

and

$$\vec{v}_m = \frac{\sum_{i=1}^N \alpha_i \rho_i \vec{v}_i}{\sum_{i=1}^N \alpha_i \rho_i} \quad (8)$$

Where α_i , ρ_i , μ_i and \vec{v}_i are, respectively, the volume fraction, density, viscosity, and velocity of the i^{th} phase.

The turbulent viscosity for the mixture, $\mu_{t,m}$, is computed from

$$\mu_{t,m} = \rho_m C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (9)$$

And the production of turbulence kinetic energy, $G_{k,m}$, is computed from

$$G_{k,m} = \mu_{t,m} (\nabla \vec{v}_m + (\nabla \vec{v}_m)^T) : \nabla \vec{v}_m \quad (10)$$

The terms, $\pi_{k,m}$ and $\pi_{\varepsilon,m}$ are source terms that can be included to model the turbulent interaction between the dispersed phases and the continuous phase (*Turbulence Interaction Models*).

$$\mu_{t,i} = \frac{\rho_i}{\rho_m} \mu_{t,m} \quad (11)$$

The constants in these equations are the same as those described in *Standard k – ε Model* for the single-phase $k – \varepsilon$ model.

C. Blood viscosity

The Non-Newtonian fluid is a function of shear rate based on caneau's shear-thinning model

$$\eta(\gamma^\circ) = \eta_\infty + (\eta_0 - \eta_\infty) \left[1 + (\lambda \gamma^\circ)^2 \right]^{\frac{n-1}{2}} \quad (12)$$

$$\gamma^\circ = \text{Shear rate} = \sqrt{2D:D}$$

Where

- η_0 = Zero shear velocity
- η_∞ = infinite shear viscosity
- λ = time constant
- n = consistency index

V. RESULTS

Simulation Results

Fig. 4 The blood fraction volume refer by red color it have the fraction volume higher than air fraction volume and the air fraction volume refer by blue color, the green color is refer to mixed blood and air. Before simulation we can see the surface of blood parallel to the ground (Figure 4(a)) and after simulation we can see the surface of blood perpendicular to the ground (Figure 4(b))

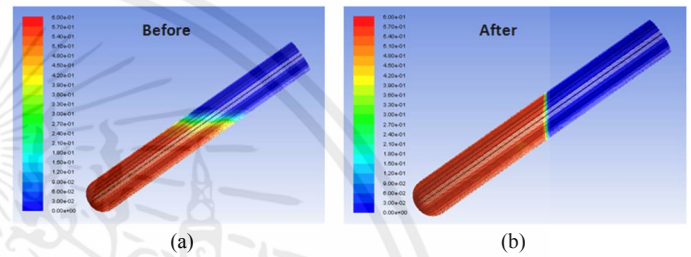


Figure 4. Comparison blood position in tube

Simulation result in Figure 5-8 it shows the volume fraction of plasma in the tube. For medical laboratory they bring only plasma component to diagnosis the patient laboratory result. So the result of simulation will show the separation of the layer of the plasma in different velocity of spinning at 2000 rpm, 3000 rpm, 4000 rpm and 5000 rpm.

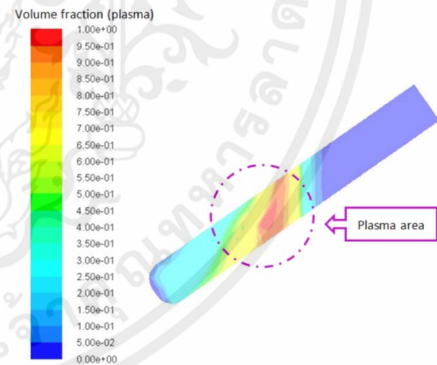


Figure 5. The fraction of plasma volume at 2000 rpm

The fraction of plasma volume at 2000 rpm. In Figure 5 we can see the precipitating the middle part of the tube which show in red color refer as a plasma and the yellowed – orange refer as a not pure plasma.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

VI. DISCUSSION AND CONCLUSION

The Simulation demonstrates the high velocity of spinning effect with blood volume fraction in blood tube. In laboratory they used speed of spinning at 3000 rpm for separated blood cells and plasma. This article we vary the speed of spinning for have a look what is change in different speed.

From result of the model, in each level of velocities of spinning of the centrifuge, it is evident that we can conclude that the more the velocity of the spinning, the purer plasma we can obtain, However we need to proof the result with the real centrifuge machine the result should the same result of simulation.

This model will be initiated the consequence the other model such as the centrifuge model between white blood cell and platelet. Also, this model can take advantage from this simulation.

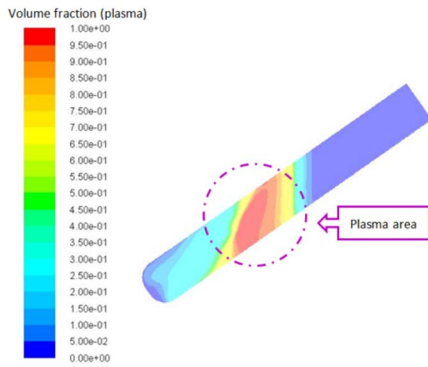


Figure 6. The fraction of plasma volume at 3000 rpm

The fraction of plasma volume at 3000 rpm. In Figure 6 we can see the precipitating the middle part of the tube which show in red color refer as a plasma and the yellowed – orange refer as a not pure plasma.

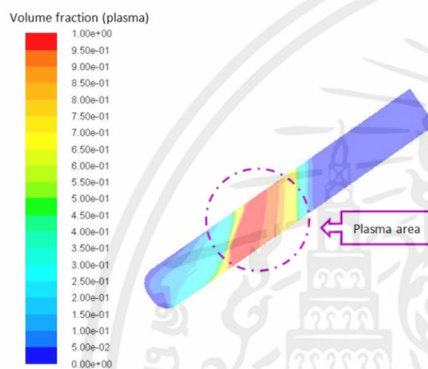


Figure 7. The fraction of plasma volume at 4000 rpm

The fraction of plasma volume at 4000 rpm. In Figure 7 we can see the precipitating the middle part of the tube which show in red color refer as a plasma and the yellowed – orange refer as a not pure plasma.

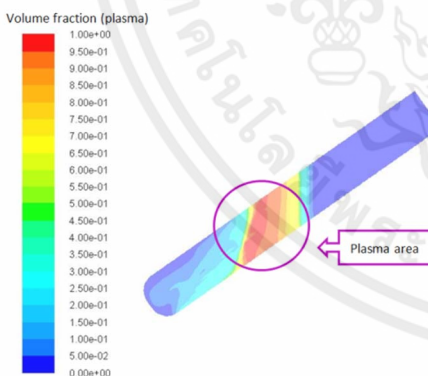


Figure 8. The fraction of plasma volume at 5000 rpm

The fraction of plasma volume at 5000 rpm. In Figure 8 we can see the precipitating the middle part of the tube which show in red color refer as a plasma and the yellowed – orange refer as a not pure plasma.

REFERENCES

- [1] Bloom, B. S., Englehart, M. D., Furst, E. J., Hill, W. H. and Krathwohl, D. (1956) Taxonomy of educational objectives: the classification of educational goals. Handbook I: cognitive domain, David McKay, New York.
- [2] Collins, B., Znidarcic, D. and Goddery, T. (1997) 'A new instructional geotechnical centrifuge', *Geotechnical News*, vol. 15, no. 3, pp. 10–12.
- [3] Craig, W. H. (1989) 'The use of a centrifuge in geotechnical engineering education', *Geotechnical Testing Journal*, vol. 12, no. 4, pp. 288–291.
- [4] Dewoolkar, M. M, Goddery, T. and Znidarcic, D. (2003) 'Centrifuge modeling for undergraduate geotechnical engineering instruction', *Geotechnical Testing Journal*, vol. 26, no. 2, pp. 201–209.
- [5] Kolb, D. A. (1984) *Experiential learning: experience as the source of learning and development*, Englewood Cliffs, N.J., Prentice-Hall.
- [6] Mitchell, R. J. (1994) 'Centrifuge modeling as a teaching tool', *Geotechnical News*, vol. 12, no. 3, pp. 30–31.
- [7] Mitchell, R. J. (1998) 'The Eleventh Annual R. M. Hardy Keynote Address, 1997: centrifugation in geoenvironmental practice and education', *Canadian Geotechnical Journal*, vol. 35, no. 4, pp. 630–640.
- [8] Newson, T. A., Bransby, M. F. and Kainourgiaki, G. (2002) 'The use of small centrifuges for geotechnical education', *Proceedings of Physical Modeling in Geotechnics: ICPMG '02*, 10-12 July 2002, St. Johns, Newfoundland, Balkema, Rotterdam, pp. 215–220.
- [9] Taylor, D. W. (1937) 'Stability of earth slopes', *Journal of the Boston Society of Civil Engineers*, vol. 24, no. 3, pp. 337–386.
- [10] Wartman, J. (2006) 'Geotechnical physical modeling for education: learning theory approach', *Journal of Professional Issues in Engineering Education and Practice*, vol. 132, no. 4, pp. 288–296.
- [11] White, D. J., Take, W. A. and Bolton, M. D (2003) 'Soil deformation measurement using particle image velocimetry (PIV) and photogrammetry', *Geotechnique*, vol. 53, no. 7, pp. 619–632.
- [12] H.Melvin Lieberstein, *Mathematical physiology blood flow and electrically active cells*
- [13] Arthur C. Guyton, M.D., *Function of the human body*
- [14] Krishan B. Chandran, Ajit P. Yoganathan, Stanley E. Rittgers, *Biofluid mechanics the human circulation*

รหัสงาน ไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายอานนท์ ว่างบุญ
วัน เดือน ปีเกิด	10 มีนาคม 2532
ที่อยู่	45/1 ม.4 ต.ท่าวังทอง อ.เมือง จ.พะเยา 56000
ประวัติการศึกษา	2555 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ (เกียรตินิยมอันดับ 2) มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร
ประสบการณ์ทำงานและผลงานวิจัย	
พ.ศ.2552-2559	ตำแหน่งวิศวกรซ่อมบำรุงรักษาเครื่องจำลองการบิน บริษัท Asian Aviation Training Centre Ltd.
พ.ศ.2559-ปัจจุบัน	ตำแหน่งผู้ควบคุมวิศวกรซ่อมบำรุงรักษาเครื่องจำลองการบิน ชนิด AIRBUS A320 บริษัท Asian Aviation Training Centre Ltd.
พ.ศ. 2558	ตีพิมพ์หัวข้อวิจัย “Computational Fluid Dynamic Simulation of Blood Tube Centrifuge System” ในงาน Proceeding of ISMAC 2015
พ.ศ.2560	ตีพิมพ์หัวข้อวิจัย “Computational Analysis of Blood Parameters Separate by Centrifuge Technique” ในงาน The 2017-9 th International Conference on Knowledge and Smart Technology

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้