

## การออกแบบเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดง



นายอภิสิทธิ์ ทวีภริทธิ์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกลและระบบกระบวนการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2562

# **DESIGN OF HEMATOCRIT CENTRIFUGE MACHINE**



**Apisit Taweepiradeerattana**

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the**

**Degree of Master of Engineering in**

**Mechanical and Process System Engineering**

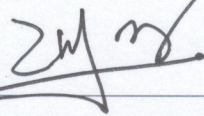
**Suranaree University of Technology**

**Academic Year 2019**

## การออกแบบเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดง

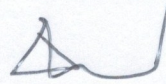
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักศึกษานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา  
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(รศ. ดร. บัณฑิต กฤดาคม)

ประธานกรรมการ



(รศ. ดร. จิระพล ศรีเสริฐผล)

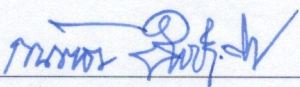
กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



(อ. ดร. ธีทัต คลวิชัย)

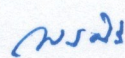
กรรมการ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



(รศ. ร.อ. ดร. กนต์ธร ขำนิประศาสน์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและพัฒนาความเป็นสากล



(รศ. ดร. พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

อภิสิทธิ์ ทวีอภิศิริรัตน์ : การออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง (DESIGN OF HEMATOCRIT CENTRIFUGE MACHINE) อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร.จิระพล ศรีเสรีภูผล, 108 หน้า.

เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงเป็นอุปกรณ์ที่ใช้แยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากน้ำเลือด โดยอาศัยมอเตอร์ที่หมุนด้วยความเร็วรอบระหว่าง 10,000 ถึง 14,000 รอบ ต่อนาที สร้างแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ให้กับตัวอย่างเลือด แล้วนำตัวอย่างนั้นไปประมาณหาค่าเปอร์เซ็นต์เม็ดเลือดแดงอัดแน่นเพื่อใช้วิเคราะห์ผลทางการแพทย์ ปัจจุบันเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพง ดังนั้นการพัฒนาเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงความเร็วสูงให้มีประสิทธิภาพสูงเป็นการเพิ่มความสามารถผู้ผลิตภายในประเทศให้สามารถแข่งขันกับต่างประเทศและเป็นไปตามมาตรฐานของกระทรวงสาธารณสุข วิทยาลัยฯ ได้เสนอผลการวิเคราะห์หลักการทำงานและการออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงต้นแบบ โดยวิเคราะห์ออกแบบจานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง เพื่อกำหนดขนาดของโรเตอร์จานหมุนที่เหมาะสม ออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบที่มีตัวควบคุมแบบพีไอดีสำหรับมอเตอร์แบบไม่มีแปรงถ่าน และการวิเคราะห์เพื่อเลือกใช้น้ำมันการหล่อลื่นที่ลดแรงส่งผ่านการสั่นจากโรเตอร์สู่ตัวเครื่อง ซึ่งทำให้เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงต้นแบบมีประสิทธิภาพในการทำงานเทียบเท่าผลิตภัณฑ์นำเข้าจากต่างประเทศได้



สาขาวิชา วิศวกรรมเครื่องกล  
ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนักศึกษา อภิสิทธิ์ ทวีอภิศิริรัตน์  
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา ดร.จิระพล ศรีเสรีภูผล

APISIT TAWEEAPIRADEERATTANA : DESIGN OF HEMATOCRIT  
CENTRIFUGE MACHINE. THESIS ADVISOR : ASSOC. PROF.  
JIRAPHON SRISERTPHOL, Ph.D., 108 PP.

HEMATOCRIT CENTRIFUGE MACHINE (HCM)/RELATIVE CENTRIFUGAL  
FORCE (RCF)/BLUSHLESS DIRECT CURRENT MOTOR SPEED CONTROL  
SYSTEM/VIBRATION ISOLATORS

Hematocrit Centrifuge Machine (HCM) is a tool used for separating red blood cells from blood. By using a motor that rotates at a speed between 10,000 and 14,000 rpm, it generates a relative centrifugal force (RCF) for the blood sample. Prior to medical analysis process, the blood samples were estimated percent of red blood cells. Currently, most of HCM's products imported from other countries are expensive. Therefore, creating knowledge and increasing efficiency of high speed HCM that meets the standards of the Ministry of Public Health can help domestic manufacturers compete with international companies. This thesis present the analysis design of hematocrit centrifuge disk, to determine the size of the disk rotor. The analysis of working principle and the design of HCM prototype, with blushless direct current motor speed control system for controlling the speed of work with stable condition. Moreover, the analysis for accurate vibration isolators can reduce the vibration's force transmissibility from disk rotor to body-chamber. This allows the HCM prototype to have the same working efficiency as imported products.

School of Mechanical Engineering

Academic Year 2019

Student's Signature

*Apisit Taw.*

Advisor's Signature

*Sirapol J.*

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้จะสำเร็จลุล่วงไม่ได้ หากไม่ได้รับความกรุณาจาก รองศาสตราจารย์ ดร.จิระพล ศรีเสริฐผล อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ ให้คำปรึกษา ชี้แนะแนวทางในการวิจัย และคอยเคียงข้างผู้วิจัยจนทำให้สามารถก้าวผ่านอุปสรรคต่าง ๆ ได้อย่างภาคภูมิใจ ตลอดจนยังเป็นแบบอย่างที่ดีให้แก่ผู้วิจัย ในด้านการสอนการวิจัย การดำรงชีวิต และการอุทิศตนต่อสังคม ซึ่งผู้วิจัยขอขอบพระคุณท่านเป็นอย่างสูง และจักได้นำไปเป็นแบบอย่างในการทำงานและการดำรงชีวิต ในภายภาคหน้าต่อไป

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.ทวิช จิตรสมบุญรณ์ รองศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.กิริติ สุลักษณ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณวนิช บุ่งสุด ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรรษา ลิบลับ อาจารย์ ดร.ธีทัต คลวิชัย อาจารย์ ดร.โสทรญา แข็งการ อาจารย์ ดร.สุรเดช ตัญตรีรัตน์ อาจารย์ ดร.พิจิตรา เอื้องไพโรจน์ อาจารย์ พรพรม บุญพรม ที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ ซึ่งผู้วิจัยขอระลึกไว้ตลอดไป

ขอขอบคุณบุคคลดังต่อไปนี้ ที่ได้ให้ความช่วยเหลือผู้วิจัยในด้านต่าง ๆ เป็นอย่างดี จนกระทั่งวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสร็จสมบูรณ์ ซึ่งผู้วิจัยจะขอจดจำไว้ตลอดไป

ขอขอบพระคุณ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ทุนการศึกษาสำหรับผู้มีศักยภาพ เข้าศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา และขอขอบพระคุณ บริษัทสุรนารีแพทยภัณฑ์ จำกัด ที่ให้ทุนอุดหนุน โครงการวิจัย และอุปกรณ์เพื่อทำวิทยานิพนธ์ระดับบัณฑิตศึกษา

- คุณอาภรณ์พรรณ ศรีอัครวิทยา และคุณสายฝน ลิบลับกรัง เจ้าหน้าที่ประจำสำนักวิชา วิศวกรรมศาสตร์ ที่อำนวยความสะดวกในด้านเอกสารต่าง ๆ

- คุณอัยญาบุร รอดพ่าย คุณนิติศักดิ์ หนูมาน้อย คุณสุนทร โอบฐงาม คุณศิริพงษ์ ปะวะโก พี่ ๆ เพื่อน ๆ น้อง ๆ ในกลุ่มวิจัย System and Control Engineering Laboratory ที่ให้คำแนะนำ กำลังใจ และช่วยเหลือในทุก ๆ ด้าน

สุดท้ายนี้ ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อสมภาร คุณแม่ธิตานันท์ คุณจินาพร คำตรี และสมาชิกครอบครัวทิวภริศิริตนะ คุณป้าวิไล คุณลุงเฉลิมชัย และครอบครัวจันทานานุวัฒน์ทุกท่าน ที่ได้ให้กำเนิดและอบรมเลี้ยงดู ให้ความรักความเอาใจใส่ และให้โอกาสทางการศึกษา จนทำให้ผู้วิจัย ประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา

อภิสิทธิ์ ทิวภริศิริตนะ

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย) .....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ) .....	ข
กิตติกรรมประกาศ .....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตาราง .....	ช
สารบัญรูป .....	ฉ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ .....	ฎ
<b>บทที่</b>	
<b>1 บทนำ .....</b>	<b>1</b>
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย.....	2
1.3 ข้อตกลงเบื้องต้น .....	2
1.4 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	3
1.6 การจัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์.....	3
<b>2 ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....</b>	<b>4</b>
2.1 เลือด .....	4
ส่วนประกอบของเลือด .....	4
2.2 เครื่องปั่นเหวี่ยง (Centrifuge) .....	5
2.2.1 การปั่นเหวี่ยงแบบดิฟเฟอเรนเชียลเกรเดียนต์ (Differential gradient centrifugation).....	5
2.2.2 การปั่นเหวี่ยงแบบเดนซิตีเกรเดียนต์ (Density gradient centrifugation).....	7
2.2.3 ชนิดของเครื่องปั่นเหวี่ยง.....	7
2.2.4 องค์ประกอบและคุณสมบัติของเครื่องปั่นเหวี่ยง .....	8

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.3	เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง (Hematocrit Centrifuge Machine) .....	8
2.4	มอเตอร์ไฟฟ้า .....	9
2.4.1	มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง .....	9
2.4.2	มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับ .....	10
2.5	มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน .....	10
2.6	แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของ มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน .....	12
	การประมาณค่าโดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดที่ไม่เป็นเชิงเส้น .....	14
2.7	ระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงไร้แปรงถ่าน .....	15
2.7.1	ตัวควบคุมแบบพีไอดี .....	16
2.7.2	ตัวควบคุมแบบสัดส่วน .....	17
2.7.3	ตัวควบคุมแบบปริพันธ์ .....	17
2.7.4	ตัวควบคุมแบบอนุพันธ์ .....	18
2.7.5	การทำงานของพีไอดี .....	18
2.8	การสั่นสะเทือนทางกล .....	19
2.8.1	ทฤษฎีการสั่นสะเทือนแบบบังคับ .....	19
2.8.2	เครื่องมือวัดการสั่นสะเทือน .....	23
2.8.3	การจัดการสัญญาณการสั่นสะเทือน .....	26
2.9	ความไม่สมดุลทางกล .....	27
2.10	การออกแบบจนวนการสั่นสะเทือน (Vibration Isolator Design) .....	31
2.11	ปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง .....	35
2.12	สรุป .....	37
	แนวทางและวิธีดำเนินงานวิจัย .....	37
<b>3</b>	<b>การออกแบบงานปั่นเหวี่ยง .....</b>	<b>38</b>
3.1	หลักการวิเคราะห์และการออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง .....	38
3.2	สรุป .....	40



## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

<b>4</b>	<b>การออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง</b> .....	<b>41</b>
4.1	แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ .....	41
4.1.1	แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์ BLDC .....	43
4.1.2	Optimization PID Controller สำหรับมอเตอร์ BLDC.....	44
4.2	อุปกรณ์และเครื่องมือทดสอบ .....	45
4.3	การทดสอบและผลการทดสอบ .....	45
4.4	สรุป.....	48
<b>5</b>	<b>การออกแบบจนวนการสั่งสะเทือน</b> .....	<b>50</b>
5.1	หลักการออกแบบจนวนการสั่งสะเทือน .....	50
5.2	อุปกรณ์ที่เลือกใช้ในการวิจัยทดสอบ .....	53
5.3	ทดสอบ Closed-Down Speed เพื่อดูผลการตอบสนองเชิงความถี่.....	54
5.4	ผลการทดสอบ .....	55
5.4.1	วัดค่าการสั่งสะเทือนขณะเครื่องทำงานที่ 12,000 รอบต่อนาที (Constant speed 200 Hz).....	56
5.4.2	วัดค่าการสั่งสะเทือนขณะเครื่องเกิดการสั่งพ้อง ในช่วงเสร็จ การทำงานจาก 12,000 รอบต่อนาที ถึงหยุดนิ่ง (Speed-down 200 Hz to 0 Hz).....	58
5.5	สรุป.....	60
<b>6</b>	<b>สรุปผลและข้อเสนอแนะ</b> .....	<b>61</b>
6.1	สรุปผล.....	61
6.2	ข้อเสนอแนะ .....	62
	รายการอ้างอิง.....	63
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก. โปรแกรม Arduino .....	64
	ภาคผนวก ข. อุปกรณ์การทดสอบควบคุมความเร็วรอบ .....	69
	ภาคผนวก ค. บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในขณะศึกษา.....	82
	ประวัติผู้เขียน .....	108

## สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	ลักษณะการสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นตามเครื่องจักร .....	25
4.1	พารามิเตอร์ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน .....	44
4.2	พารามิเตอร์ของระบบควบคุมพีไอดี .....	45
5.1	รายละเอียดของจำนวนการสั่นสะเทือน .....	52
5.2	ผลการทดสอบนนวนสั่นของเครื่องปั่นเมล็ดเลือดแดงที่ความเร็วรอบต่าง ๆ .....	59

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	ค่าโมโนแกรมสำหรับการหาแรงหนีศูนย์กลาง..... 6
2.2	เครื่องปั้นเม็ดเลือดแดงและตัวอย่างหลอดเลือด ก่อน-หลังผ่านแยกตัวด้วยการปั่นเหวี่ยง ..... 9
2.3	โครงสร้างภายในมอเตอร์ BLDC..... 11
2.4	อุปกรณ์การขับเคลื่อนมอเตอร์ BLDC ..... 11
2.5	วงจรควบคุมการจ่ายไฟให้กับมอเตอร์..... 12
2.6	วงจรภายในมอเตอร์ BLDC ..... 13
2.7	การจ่ายสัญญาณให้กับมอเตอร์ในรูปแบบหกขั้นตอน ..... 13
2.8	แสดงการหาค่าเบี่ยงเบนของวิธีกำลังสองน้อยที่สุด ..... 16
2.9	ระบบควบคุมแบบปิด ..... 16
2.10	แผนภาพตัวควบคุมแบบพีไอดีในระบบควบคุมแบบวงปิด..... 17
2.11	ระบบมวลสปริงตัวหน่วงภายใต้แรงกระทำ (ก) แบบจำลองของระบบ (ข) แผนภาพวัตถุอิสระของระบบ..... 20
2.12	มาตรฐาน ISO 10816-1..... 25
2.13	เปรียบเทียบการสั่นสะเทือนต่อหน่วยการวัด ..... 26
2.14	ตำแหน่งการวัดการสั่นสะเทือน ..... 27
2.15	การจัดการสัญญาณเพื่อนำไปใช้วิเคราะห์ความเสียหาย..... 27
2.16	สัญญาณก่อนเข้ากระบวนการและหลังเข้ากระบวนการ ..... 27
2.17	สัญญาณจากความไม่สมดุลของจานหมุนในโดเมนเวลา..... 27
2.18	สัญญาณจากความไม่สมดุลของจานหมุนในโดเมนความถี่..... 28
2.19	ความไม่สมดุลเนื่องจากมีมวลถ่วง ..... 29
2.20	แก้ไขโดย (ก) การติดตามขนาดเท่ากันฝั่งตรงข้าม (ข) การตัดมวลที่ทำให้เกิดความไม่ สมดุลออก..... 29
2.21	การวัดการสั่นสะเทือนและเทียบเฟสสองสภาวะการสั่นสะเทือน ..... 30
2.22	แบบจำลองระบบจนวนการสั่นแบบฐานยึดกับที่..... 31
2.23	กราฟแสดงการส่งผ่านการกระจัดกับอัตราส่วนความถี่ ..... 33

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.24	กราฟความสัมพันธ์อัตราส่วนขาชากับอัตราส่วนความถี่ที่ค่าความหน่วงต่าง ๆ ..... 33
2.25	กราฟแสดงการส่งผ่านแรงกับอัตราส่วนความถี่ ..... 34
3.1	เครื่องปั่นแม่เหล็กเคลื่อนและองค์ประกอบแบบแยกส่วน ..... 38
3.2	ลักษณะงานปั่นเหวี่ยง การติดตั้งกับมอเตอร์ และการวางหลอดทดสอบ ..... 40
4.1	แผนภาพการวิธีการประมาณค่าแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ..... 42
4.2	ระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ BLDC แบบวงปิด..... 43
4.3	Model Closed-loop ที่จะใช้ประมาณค่าพารามิเตอร์ ..... 43
4.4	ผลของการเปรียบเทียบความเร็วรอบจากการประมาณค่ากับความเร็วรอบจริง ..... 44
4.5	แบบจำลองในการ Optimization PID Controller ..... 45
4.6	แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัยออกแบบระบบควบคุม ..... 46
4.7	ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 1 ..... 47
4.8	ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 2 ..... 47
4.9	ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 3 ..... 48
5.1	(ก)ระยะห่างระหว่างมอเตอร์กับฐานเครื่อง และ(ข)บริเวณรูจับยึดของมอเตอร์ ..... 50
5.2	(ก) กราฟการส่งผ่านแรงกับอัตราส่วนความถี่ และ(ข) ลักษณะฉนวนการสั้นสะเทือน ..... 51
5.3	การติดตั้งเซ็นเซอร์(ก)ที่มอเตอร์ (ก)ที่ตัวเครื่องและ(ข)ทิศทางแกนต่าง ๆ ของเซ็นเซอร์ ..... 52
5.4	อุปกรณ์ในการทดสอบฉนวนการสั้นสะเทือน ..... 53
5.5	ผลการตอบสนองเชิงความถี่ของเครื่องปั่นแม่เหล็กเคลื่อนในรูปแบบของแอมพลิจูดการสั้นๆ ..... 54
5.6	ผลการตอบสนองเชิงความถี่ของระบบเครื่องปั่นแม่เหล็กเคลื่อนในรูปแบบของมมเฟส ..... 54
5.7	กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของ ฉนวนการสั้น A ..... 55
5.8	กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของฉนวนการสั้น B..... 56
5.9	กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของฉนวนการสั้น C..... 56
5.10	กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของฉนวนการสั้น D ..... 57
5.11	กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของฉนวนการสั้น E..... 57
5.12	กราฟผลการวัดค่าแอมพลิจูดการสั้นสะเทือนของฉนวนการสั้น A แกน X ที่ตัวเครื่อง ที่ มอเตอร์และความเร็วรอบตั้งแต่ 200 Hz ถึง 0 Hz ..... 58

## สารบัญรูป (ต่อ)

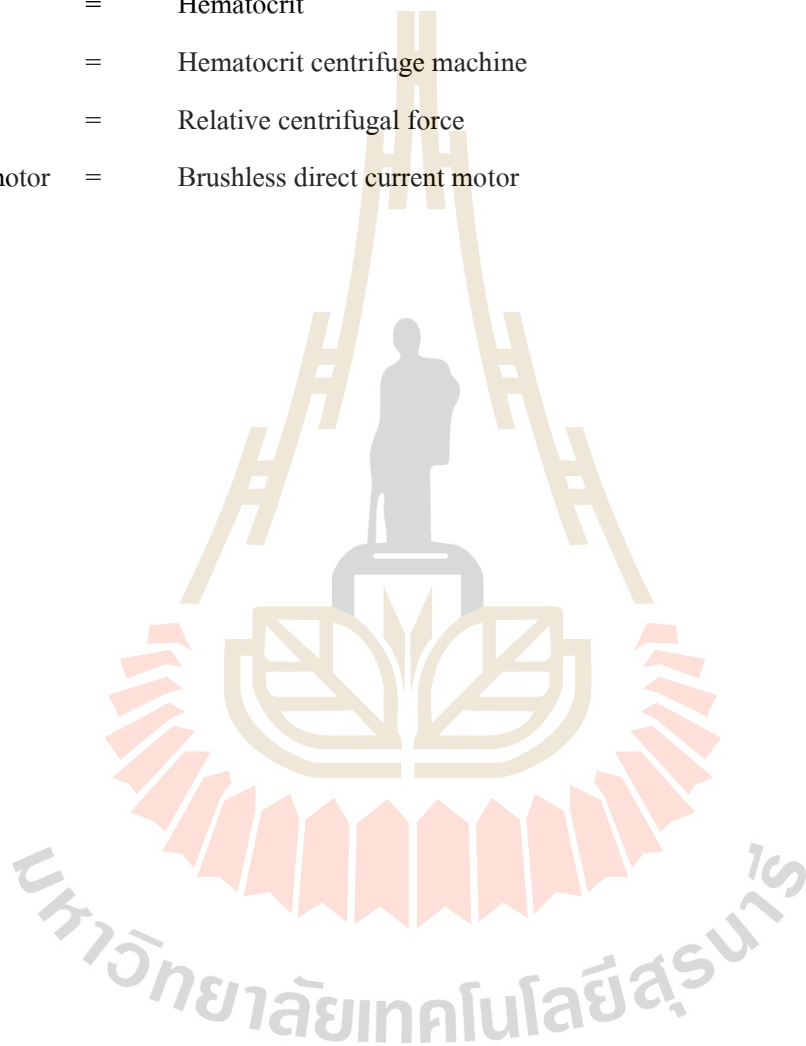
รูปที่	หน้า
ข.1 Arduino Uno R3 .....	71
ข.2 วงจรไฟฟ้าของ Arduino Uno R3.....	72
ข.3 จอ LCD แสดงผล 16x2 .....	73
ข.4 Brushless Direct Current Motor .....	74
ข.5 Driver สำหรับ Brushless Direct Current Motor.....	75
ข.6 แผนภาพของการเชื่อมต่ออุปกรณ์ของชุดควบคุมความเร็วรอบ .....	76
ข.7 แผนภาพวงจรไฟฟ้าที่ออกแบบสำหรับชุดควบคุมความเร็วรอบ.....	77
ข.8 .1 ชุดอุปกรณ์ส่วนควบคุม (ตาม ข.2.1.2).....	78
ข.8 .2 ชุดทดสอบระบบควบคุมความเร็วรอบแบบปรับค่าได้ (ตาม ข.2.1.1).....	79
ข.9 วงจรควบคุมเครื่องปั้นงาน .....	80
ข.10 สถานะ Setup ของเครื่องปั้นงาน .....	81
ข.11 สถานะ Run ของเครื่องปั้นงาน .....	82

## คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

$RCF$	=	แรงหนีศูนย์กลางสัมพันธ์กับความเร่งโน้มถ่วงโลก ( $G$ )
$g$	=	ค่าเร่งโน้มถ่วงโลก $9.80665 \text{ m/s}^2$
$\dot{S}$	=	ความเร็วรอบที่ใช้ในการหมุน ( $rad/s$ )
$r$	=	รัศมีสูงสุดของเลือดที่นำมาหมุน ( $mm$ )
$N_{rpm}$	=	ความเร็วรอบที่ใช้ในการหมุน หน่วยรอบต่อนาที ( $rpm$ )
$V_a, V_b, V_c$	=	เฟสของความต่างศักย์ที่จ่ายให้กับมอเตอร์ ( $V$ )
$I_a, I_b, I_c$	=	เฟสของกระแสที่จ่ายให้กับมอเตอร์ ( $Ampere$ )
$E_a, E_b, E_c$	=	เฟสของศักย์ไฟฟ้าด้านกลับ ( $Volt$ )
$R$	=	ความต้านทานของแต่ละเฟส ( $Ohm: \Omega$ )
$L$	=	ค่าเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในเฟส ( $H$ )
$M$	=	ค่าเหนี่ยวนำไฟฟ้ารวม ( $H$ )
$T_e$	=	แรงบิดที่เกิดขึ้นจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ( $N.m$ )
$T_l$	=	แรงบิดภายนอก ( $N.m$ )
$B$	=	สัมประสิทธิ์การหน่วงในการหมุน ( $N.s/m$ )
$J$	=	โมเมนต์ความเฉื่อยในการหมุน ( $kg.m^2$ )
$K_p$	=	ค่าคงที่ตัวควบคุมแบบสัดส่วน
$K_i$	=	ค่าคงที่ตัวควบคุมแบบปริพันธ์
$K_d$	=	ค่าคงที่ตัวควบคุมแบบอนุพันธ์
$e(t)$	=	ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น
$u(t)$	=	อินพุต ที่จ่ายให้กับระบบ ( $V$ )
$t$	=	เวลาที่วัดและคำนวณ ณ ขณะนั้น ( $s$ )
$G(s)$	=	ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function)
$w$	=	มุมเฟสที่เปลี่ยนไป (Phase Shift)
$U$	=	ขนาดความไม่สมดุล ( $kg \cdot m$ )
$\dot{S}_r$	=	ความเร็วรอบการหมุนของมอเตอร์ ( $RPM$ )
$\dot{S}_n$	=	ความถี่ธรรมชาติของระบบเทียบเท่าโรเตอร์ ( $rad / sec$ )
'	=	อัตราส่วนหน่วงของระบบเทียบเท่าโรเตอร์

### คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

$c$	=	ค่าความหน่วงของระบบเทียบเท่าโรเตอร์ ( $N \cdot s/m$ )
$T_d$	=	อัตราส่งผ่านจัด
$T_r$	=	อัตราส่งผ่านแรง
HTC	=	Hematocrit
HCM	=	Hematocrit centrifuge machine
RCF	=	Relative centrifugal force
BLDC motor	=	Brushless direct current motor



# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง (Hematocrit centrifuge machine: HCM) คือเครื่องมือทางวิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ใช้แรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลาง (Centrifugal force) ที่เกิดจากการหมุนรอบจุดหมุน (Center of rotation) ในการเร่งการตกตะกอนของเม็ดเลือดแดง เพื่อแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากพลาสมาและเซลล์เม็ดเลือดขาวภายในเลือด แล้วนำไปเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานปริมาณของเซลล์เม็ดเลือดแดงในเลือด เพื่อหาค่าเปอร์เซ็นต์เม็ดเลือดแดงอัดแน่น (Percentage of red blood cells: %Hct) ที่ใช้วิเคราะห์ผลทางการแพทย์เบื้องต้น ดังนั้น เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงจึงเป็นเครื่องมือที่มีความจำเป็นอย่างมากทั้งในทางการแพทย์และวิทยาศาสตร์ซึ่งเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงยังถือเป็นเครื่องมือทางการแพทย์พื้นฐานที่จำเป็นต้องมีใช้ในโรงพยาบาล คลินิกหรือห้องปฏิบัติการทางการแพทย์

ปัจจุบันเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงส่วนมากที่ใช้ภายในประเทศนั้นนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคาแพงประมาณเครื่องละ 30,000- 90,000 บาท ส่วนเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่สามารถผลิตใช้ได้ภายในประเทศนั้นก็ยังไม่มียี่ห้อในการแข่งขันที่พอเพียงกับเครื่องที่นำเข้าจากต่างประเทศ

เพื่อสร้างกระบวนการวิเคราะห์และออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงความเร็วสูงให้กับผู้ผลิตภายในประเทศให้สามารถแข่งขันกับต่างประเทศและเป็นไปตามรายละเอียดและคุณสมบัติเฉพาะของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงความเร็วสูงที่แต่ละโรงพยาบาลได้ประกาศเป็นหลักเกณฑ์ที่เทียบเคียงการจัดซื้อของกระทรวงสาธารณสุข งานวิจัยนี้ได้เสนอผลการวิเคราะห์หลักการงานและการออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงเครื่องต้นแบบ โดยออกแบบจานหมุนเหวี่ยงพร้อมระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน (Brushless direct current motor: BLDC motor) สำหรับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่คณะผู้วิจัยได้พัฒนานั้น ผู้ผลิตต้องการให้จานหมุนเหวี่ยงมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางไม่เกิน 190 mm ดังนั้นความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ที่จะมีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ (Relative centrifugal force: RCF) ที่พอเพียงต่อการแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากพลาสมาและเซลล์เม็ดเลือดขาวภายในเลือดได้จะต้องสามารถทำงานได้อย่างแม่นยำที่  $12,000 \text{ rpm} \pm 5 \%$  เพื่อทำให้เกิดการแยกตัวของเลือดอย่างสมบูรณ์ภายในเวลาที่กำหนด การวิเคราะห์และเลือกขนาดการสั้นเพื่อลดแรงส่งผ่านการสั้นจากโรเตอร์สู่ตัวเครื่อง



การออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง โดยการเลือกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนเหวี่ยงที่สัมพันธ์กับความเร็วรอบใช้งานของมอเตอร์ให้มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ วัสดุที่ใช้สร้างจานหมุนเหวี่ยง น้ำหนักของจานหมุนเหวี่ยง กำลังของมอเตอร์ไฟฟ้าที่สามารถหมุนจานหมุนได้หรือขนาดของมอเตอร์ที่เหมาะสม และในส่วนการเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง คือการออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์เพื่อให้มอเตอร์สามารถทำงานได้ในขอบเขตเงื่อนไขที่กำหนด การวิเคราะห์และเลือกฉนวนการสั้นสะเทือนสำหรับลดแรงสั้นสะเทือนที่ส่งจากโรเตอร์จานหมุนเหวี่ยงมาสู่ตัวเครื่อง

## 1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อพัฒนาและออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงให้มีประสิทธิภาพตรงตามมาตรฐานเครื่องมือแพทย์โดยมีรายละเอียดดังนี้

- 1.2.1 เพื่อวิเคราะห์ออกแบบจานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง
- 1.2.2 เพื่อออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์
- 1.2.3 เพื่อเลือกใช้ฉนวนการสั้นสะเทือน ที่ทำให้ฐานเครื่องเกิดการสั้นสะเทือนน้อยที่สุด

## 1.3 ข้อตกลงเบื้องต้น

- 1.3.1 เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงมีแกนหมุนอยู่ในแนวตั้ง (Vertical axis)
- 1.3.2 ขนาดตัวเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงต้นแบบ อุปกรณ์บางส่วนและข้อกำหนดความต้องการจะถูกกำหนด โดยบริษัทสุรนารีแพथลॉจิกส์ ผู้สนับสนุนงานวิจัย
- 1.3.3 จานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง (Hematocrit centrifuge disk) ผลิตจากวัสดุอะลูมิเนียม 6063. สำหรับความจุ 24 หลอด สำหรับหลอด Micro-hematocrit tube ที่มีความยาว 75 mm วางตามแนวรัศมี
- 1.3.4 ใช้ ISO 10816-1 เป็นมาตรฐานในการยอมรับค่าการสั้นสะเทือนที่เกิดขึ้น

## 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

- 1.4.1 วิเคราะห์และออกแบบจานหมุนเหวี่ยง ที่มีขนาดที่เหมาะสมและรูปทรงง่ายต่อการผลิตและปรับสมดุล
- 1.4.2 ออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน โดยใช้ตัวควบคุมพีไอดี และใช้ Arduino UNO เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์

1.4.3 วิเคราะห์และออกแบบจนวนการสันสะเทือนที่ลดการส่งผ่านแรงจากแหล่งกำเนิดสู่ฐานเครื่องได้เหมาะสมที่สุด

## 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.5.1 ได้เพิ่มพูนทักษะและความรู้ทางวิศวกรรม ตลอดจนการวางแผนและการจัดการ
- 1.5.2 ได้เครื่องต้นแบบที่สามารถใช้ในการผลิตเครื่องมือแพทย์คุณภาพสูงได้
- 1.5.3 ได้องค์ความรู้ที่เป็นของคนไทย
- 1.5.4 เพื่อลดการนำเข้าเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดงจากต่างประเทศ

## 1.6 การจัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้ประกอบด้วย 6 บท ซึ่งมีรายละเอียดโดยย่อดังนี้

บทที่ 1 บทนำจะกล่าวถึงความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ และเป้าหมายของงานวิจัย วิทยานิพนธ์ ตลอดจนขอบเขต และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัยนี้

บทที่ 2 ปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง กล่าวถึงหลักการทำงาน โครงสร้าง พื้นฐานของเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดง ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวกับการควบคุมความเร็วรอบและการสันที่เกิดจากการหมุน วิธีการประมาณค่าแบบจำลองและการควบคุมสัญญาณ รวมถึงปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องอื่น ๆ

บทที่ 3 กล่าวถึง การออกแบบงานหมุนเหวี่ยงที่มีความสัมพันธ์กับขนาดของมอเตอร์ที่เลือกใช้ พร้อมสรุปผล

บทที่ 4 กล่าวถึง การออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ การระบุแอกลักษณะ ตัวแปร การประมาณค่าแบบจำลอง รวมถึงการทดสอบระบบควบคุม พร้อมสรุปผล

บทที่ 5 กล่าวถึง การออกแบบจนวนการสันสะเทือน การเลือกใช้จนวนการสันๆ ที่มีจำหน่ายในท้องตลาด และการทดสอบใช้งานจนวนการสันๆ พร้อมสรุปผล

บทที่ 6 บทสรุปและข้อเสนอแนะ

## บทที่ 2

### ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1 เลือด

เลือด หรือโลหิต (Blood) เป็นของเหลวสีแดง ที่ไหลเวียนอยู่ภายในเส้นเลือดทั่วร่างกาย โดยอาศัยการสูบฉีดของหัวใจ และอวัยวะสำคัญของร่างกายมนุษย์ ใช้ในการสร้างเม็ดเลือดคือไขกระดูก ในร่างกายของคนเรา มีโลหิตมากน้อย ตามน้ำหนักของแต่ละคน คิดโดยประมาณ 80 ซีซี ต่อน้ำหนักตัว 1 กิโลกรัม

หน้าที่สำคัญของเลือด คือขนส่งก๊าซออกซิเจนจากปอด ไปยังเซลล์ต่าง ๆ ทั่วร่างกาย และขนส่งก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์จากเซลล์เนื้อเยื่อมายังปอด เพื่อขับถ่ายออกจากร่างกายต่อไป นอกจากนี้ เลือดยังทำหน้าที่ขนส่งสารต่าง ๆ เช่น กรดอะมิโน ฮอร์โมน วิตามิน รวมทั้งสารอาหารไปยังเซลล์ต่าง ๆ ทั่วร่างกาย และนำของเสียจากเซลล์ไปขับออกจากร่างกายผ่านระบบอวัยวะนั้น ๆ เช่น นำยูเรียไปขับออกที่ไต นำก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ไปที่ปอด เป็นต้น

#### ส่วนประกอบของเลือด

เลือด ประกอบด้วยองค์ประกอบหลัก 2 ส่วน ได้แก่

1) ส่วนที่เป็นของเหลว เรียกว่า พลาสมา (Plasma) ซึ่งมีอยู่ประมาณ 55 เปอร์เซ็นต์ของปริมาณเลือดทั้งหมด

2) ส่วนที่เป็นของแข็งคือเซลล์เม็ดเลือด (Cellular components) ซึ่งมีอยู่ประมาณ 45 เปอร์เซ็นต์ของปริมาณเลือดทั้งหมดแบ่งออกเป็น 3 ชนิด ได้แก่

2.1) เม็ดเลือดแดง (Red blood cells) มีหน้าที่หลักในการนำออกซิเจน และอาหารที่ย่อยแล้ว ส่งไปยังเซลล์ต่าง ๆ ของร่างกาย และรับของเสีย รวมทั้งคาร์บอนไดออกไซด์ออกมาจากเซลล์เป็นต้น

2.2) เม็ดเลือดขาว (White blood cells) มีหน้าที่ป้องกันร่างกายจากสิ่งแปลกปลอม มีส่วนสำคัญในระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย

2.3) เกล็ดเลือด (Blood platelet) มีความจำเป็นต่อการแข็งตัวของเลือด ในเวลาที่มึบาดแผลส่วนพลาสมา คือ ส่วนที่เป็นของเหลวสีเหลือง ทำให้เม็ดเลือดลยตัวอยู่ได้

## 2.2 เครื่องปั่นเหวี่ยง (Centrifuge)

เครื่องปั่นเหวี่ยง เป็นเครื่องมือพื้นฐานสำหรับเร่งอัตราการตกตะกอนของอนุภาค (Particle) ที่ไม่ละลายออกจากของเหลว หรือใช้แยกของเหลวหลาย ๆ ชนิดที่มีความถ่วงจำเพาะ (Specific gravity) ต่างกันออกจากกัน และทำสารละลายให้เข้มข้นขึ้น โดยการปั่นเหวี่ยงจะมีลักษณะการทำงาน 2 แบบดังนี้

### 2.2.1 การปั่นเหวี่ยงแบบดิฟเฟอเรนเชียลเกรเดียนต์

#### (Differential gradient centrifugation)

เครื่องปั่นเหวี่ยงสร้างแรงหนีศูนย์กลางหรือแรงปั่นเหวี่ยง (Centrifugal force) ขึ้นเพื่อเร่งให้อนุภาคตกตะกอนเร็วขึ้น ดังนั้น ภายใต้สนามของแรงหนีศูนย์กลาง แรงนอนก้นของอนุภาคจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับแรงหนีศูนย์กลาง ทำให้อนุภาคนอนก้นด้วยอัตราเร็วที่แตกต่างกันแรงหนีศูนย์กลางนิยมนำมาเปรียบเทียบกับแรงโน้มถ่วงของโลก (Earth's gravitational force,  $g$ ) ซึ่งเรียกว่าแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ (Relative centrifugal force, RCF) โดยสามารถคำนวณหาค่า RCF ได้จากค่าความเร็วเชิงมุมดังสมการที่ 2.1 และคำนวณแบบสูตรลัดที่นิยมใช้จากจำนวนรอบการหมุนต่อนาที (Revolution per minute, rpm) ดังสมการที่ 2.2

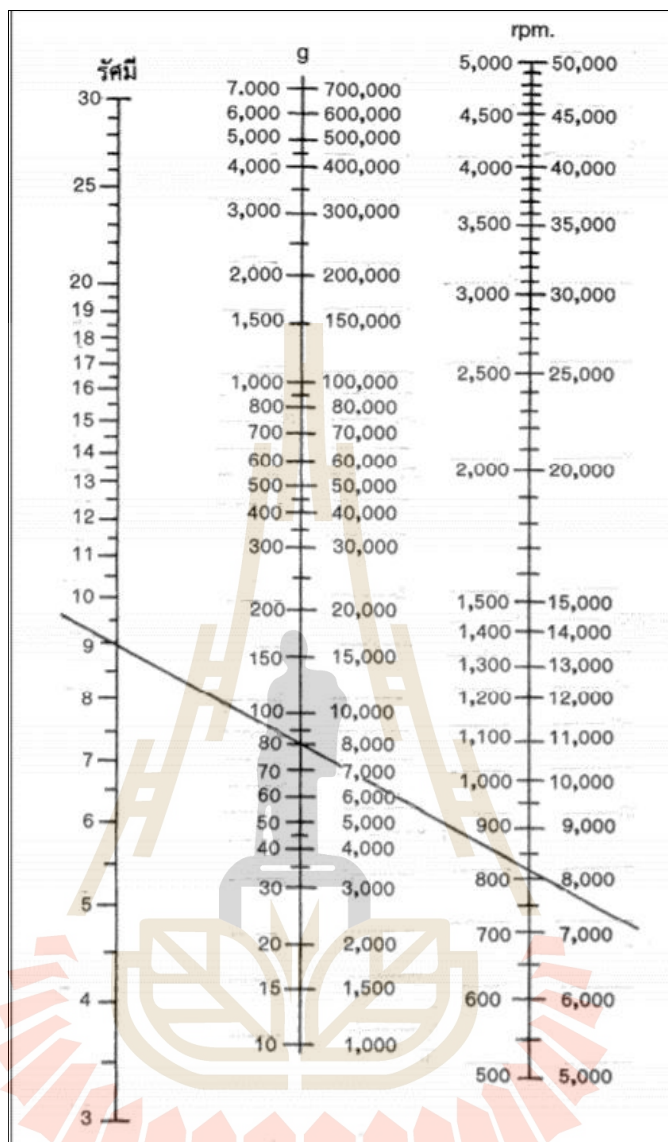
ซึ่งการปั่นเหวี่ยงเลือดเพื่อแยกส่วนประกอบนั้นจะต้องคำนึงถึง RCF ที่กระทำโดยจะคำนวณได้จากสมการ 2.1 และ 2.2

$$RCF = \frac{r\omega^2}{g} \quad (2.1)$$

หรือ 
$$RCF = \frac{1.118 \times 10^{-5} \times r \times N_{rpm}^2}{g} \quad (2.2)$$

โดย  $RCF$  คือ แรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ ( $g$ )  
 $g$  คือ ค่าแรงโน้มถ่วงโลก  $980.665 \text{ mm/s}^2$   
 $\omega$  คือ ความเร็วเชิงมุมที่ใช้ในการหมุน ( $\text{rad/s}$ )  
 $r$  คือ รัศมีสูงสุดของเลือดที่นำมาหมุน ( $\text{mm}$ )  
 $N_{rpm}$  คือ จำนวนรอบการหมุนที่สมบูรณ์ของหัวหมุนต่อนาที( $\text{rpm}$ )

จากสมการความสัมพันธ์ดังกล่าวข้างต้น สามารถคำนวณหาแรงหนีศูนย์กลางได้จาก โนโมแกรม เมื่อทราบความเร็วรอบและรัศมีของหัวหมุน ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ค่าโมโนแกรมสำหรับการหาแรงหนีศูนย์กลาง  
(ที่มา ชูชาติ อาริจิตรานุสรณ์, 2544)

ภายใต้สนามแรงหนีศูนย์กลางอนุภาคแต่ละอนุภาคจะตกตะกอนด้วยอัตราเร็วที่ไม่เท่ากัน การปั่นแยกตะกอน จึงต้องใช้เวลาให้นานเพียงพอที่อนุภาคขนาดเล็กจะนอนก้นหมด จนกลายเป็นก้อนตะกอน (Pellet) และของเหลวเหนือตะกอน (Supernatant)

### 2.2.2 การปั่นเหวี่ยงแบบเดนซิตีเกรเดียนต์ (Density gradient centrifugation)

เป็นการแยกอนุภาคของสารออกจากกัน โดยอาศัยความแตกต่างของอัตราเร็วในการนอนก้นหรือแยกออกจากกัน โดยอาศัยความแตกต่างของความหนาแน่น โดยใช้ตัวกลางที่

เหมาะสม และมีความหนาแน่นต่าง ๆ กัน จึงนิยมใช้สำหรับการแยกสารหลายชนิดออกจากกัน เพื่อให้มีความบริสุทธิ์สูงขึ้นสามารถแบ่งย่อยออกได้เป็น 2 วิธีตามหลักการแยกคือ

- 1) การแยกโดยอาศัยความแตกต่างของอัตราเร็วในการนอนก้น ในกรณีที่อนุภาคหรือสารประกอบที่ต้องการแยกมีอัตราเร็วในการนอนก้นแตกต่างกันมาก
- 2) การแยกโดยอาศัยความแตกต่างของความหนาแน่นของอนุภาค ในกรณีที่อนุภาคหรือสารประกอบที่ต้องการแยกมีอัตราเร็วในการนอนก้นใกล้เคียงกันมาก

### 2.2.3 ชนิดของเครื่องปั่นเหวี่ยง

จากหนังสือ “เครื่องมือแพทย์” โดย ชูชาติ อารีจิตรานุสรณ์ (2001) เครื่องปั่นเหวี่ยงมีรูปแบบแตกต่างกันมีทั้งขนาดเล็ก ขนาดปานกลางที่สามารถตั้งบนโต๊ะได้ (Bench model) และขนาดใหญ่ที่สามารถปั่นเหวี่ยงสารละลายได้ครั้งละมาก ๆ ซึ่งต้องตั้งบนพื้นในขณะที่ใช้งาน (Floor model) แต่ด้วยเทคโนโลยีการผลิตทำให้ขีดความสามารถไม่ได้เพิ่มมากขึ้นตามขนาดของเครื่องปั่นเหวี่ยงดังนั้นการแบ่งชนิดที่ค่อนข้างชัดเจนจึงแบ่งตามความเร็วรอบการหมุนของเครื่อง ได้เป็น 3 ชนิดดังนี้

- 1) เครื่องปั่นเหวี่ยงความเร็วรอบต่ำ (Low speed centrifuge) เป็นเครื่องปั่นเหวี่ยงขนาดเล็กเป็นส่วนใหญ่ นิยมใช้ในงานทั่ว ๆ ไปในห้องปฏิบัติการมีความเร็วรอบไม่เกิน 6,000 rpm มีแรงหนีศูนย์กลางสูงสุดในช่วง 1,800-7,000 g
- 2) เครื่องปั่นเหวี่ยงความเร็วรอบสูง (High speed centrifuge) มีความเร็วรอบไม่เกิน 28,000 rpm มีแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางสูงสุดถึง 80,000 g จึงนิยมใช้เฉพาะงานที่ต้องการความแรงในการปั่นแยกปานกลาง ตัวอย่างเช่น การแยกอนุภาคขนาดเล็ก ๆ หรือมีน้ำหนักเบาออกจากของเหลว
- 3) เครื่องหมุนเหวี่ยงความเร็วรอบสูงมาก (Ultra speed centrifuge) เป็นเครื่องปั่นเหวี่ยงที่มีขนาดใหญ่ที่มีความเร็วรอบของการหมุนสูงถึง 150,000 rpm สามารถสร้างแรงหนีศูนย์กลางได้สูงถึง 800,000 g

### 2.2.4 องค์ประกอบและคุณสมบัติของเครื่องปั่นเหวี่ยง

องค์ประกอบพื้นฐานที่สำคัญของเครื่องปั่นเหวี่ยงมีดังนี้

- 1) ตัวถัง (Body หรือ Chamber) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ช่วยป้องกันอันตรายแก่ผู้ใช้ และป้องกันอุปกรณ์ภายในตัวถัง
- 2) หัวหมุน (Rotor หรือ Head) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ยึด หรือใส่กระบอกใส่หลอดปั่น (bucket, shield, carrier) นิยมทำด้วยโลหะที่แข็งแต่มีน้ำหนักเบาตัวอย่างเช่นอะลูมิเนียม เหล็กกล้าไร้สนิมไททานเนียม โลหะผสม

3) ภาชนะบรรจุหลอดปั่น หรือกระบอกใส่หลอดปั่น ผลิตด้วยเหล็กกล้าไร้สนิม หรือพลาสติกแข็ง กระบอก 1 อันอาจใส่หลอดปั่น ได้มากกว่า 1 หลอดขึ้นอยู่กับจำนวนรูที่เจาะ ที่ก้นกระบอกใส่หลอดปั่นมียางกันแตก (Cushion) ซึ่งมีรูปร่าง 3 แบบตามชนิดของก้นหลอดปั่น คือ แบบกรวย แบบกลม และแบบแบนมีอุปกรณ์บางอย่างที่อาจต้องใช้ร่วมกับกระบอกใส่หลอดปั่นคือ ขวางปรับขนาด ซึ่งจะใช้เมื่อหลอดปั่นมีขนาดเล็กกว่ากระบอกใส่หลอดปั่นมาก และแหวนตรึง เนียน (Trunnion ring) ซึ่งใช้สวมกระบอกใส่หลอดปั่นก่อนนำไปคล้องแขนของหัวหมุนแบบมุม แกว่ง

4) มอเตอร์ (Motor) เป็นอุปกรณ์ส่วนที่อยู่ถัดจากหัวหมุนลงมา แกนหมุนของ มอเตอร์จะหมุนหัวหมุนโดยตรง ดังนั้นถ้าเกิดความไม่สมดุลในการหมุนของหัวหมุนจึงทำให้ ลูกปืนรอบแกนหมุนแตก หรือแกนหมุนของมอเตอร์คดงอได้ง่าย ซึ่งสามารถป้องกันและแก้ไขได้ โดยการติดตั้งตัวมอเตอร์บนฐานที่ยึดหยุ่นได้ ซึ่งอาจจะเป็นสปริงหรือแท่นยาง ระบบดังกล่าวอาจ เรียกชื่อว่า ระบบป้องกันการไม่สมดุล (Unbalance protection system) หรือ ระบบปรับสมดุล อัตโนมัติ (Auto balance system) ถึงแม้ว่าระบบดังกล่าวมีขีดจำกัดในการต่อต้านความไม่สมดุล ในช่วงไม่เกิน 45 กรัม แต่ช่วยลดเวลาในการซั่งหลอดปั่นพร้อมของเหลวด้วยเครื่องซั่งได้เพราะ สามารถประมาณน้ำหนักที่ใกล้เคียงกันด้วยสายตาแทนการซั่งแต่ในเครื่องปั่นเหวี่ยงความเร็วสูง และความเร็วสูงมากต้องซั่งน้ำหนักให้เท่ากันทุกครั้งถึงแม้ว่าเครื่องปั่นเหวี่ยงจะมีระบบป้องกันการ ไม่สมดุล

### 2.3 เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง (Hematocrit centrifugemachine)

เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง คือเครื่องมือที่ใช้หาค่าเฮมาโตคริต (Hematocrit: HTC) หรือค่า เปรอร์เซ็นต์เม็ดเลือดแดงอัดแน่น โดยอาศัยหลักการทำงานเดียวกับเครื่องปั่นเหวี่ยงที่กล่าวมาข้างต้น เพื่อสร้างแรงหนีศูนย์กลางในการแยกองค์ประกอบของเลือดซึ่งจะมีส่วนประกอบภายในเลือดแบ่ง ได้หลัก ๆ ออกเป็น 3 ชนิดได้แก่ พลาสมาเม็ดเลือดแดงและเกล็ดเลือดคั่งแสดงในรูปที่ 2.2 เมื่อ สามารถระบุสัดส่วนขององค์ประกอบเบื้องต้นของเลือดตัวอย่างได้แล้ว ก็จะสามารถนำไป วิเคราะห์ผลต่อไป หรือสามารถช่วยคัดแยกเพื่อนำเลือดแต่ละชนิดที่แยกส่วนประกอบออกจะถูก นำไปใช้สำหรับผู้ป่วยที่มีความต้องการต่างกันคือ เลือดรวมจะใช้สำหรับผู้ป่วยที่มีการเสียเลือดมาก จากอุบัติเหตุ ผ่าตัดใหญ่, เม็ดเลือดแดง ใช้สำหรับผู้ป่วยโรคโลหิตจาง โรคมะเร็งเม็ดเลือดขาว โรคลดสซีเมีย, เกล็ดเลือด ใช้สำหรับผู้ป่วยโรคไขเลือดออก หรือผู้ป่วยที่มีเกล็ดเลือดต่ำกว่าปกติ และพลาสมา ใช้สำหรับผู้ป่วยโรคฮีโมฟีเลีย โรคตับแข็งเป็นต้น



รูปที่ 2.2 เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงและตัวอย่างหลอดเลือด ก่อน-หลังผ่านแยกตัวด้วยการปั่นเหวี่ยง

## 2.4 มอเตอร์ไฟฟ้า

มอเตอร์ (Motor) เป็นเครื่องใช้ไฟฟ้าที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกล ประกอบด้วย ขดลวดที่พันรอบแกนโลหะที่วางอยู่ระหว่างขั้วแม่เหล็ก โดยเมื่อผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปยังขดลวดที่อยู่ระหว่างขั้วแม่เหล็ก จะทำให้ขดลวดหมุนไปรอบแกน และเมื่อสลับขั้วไฟฟ้า การหมุนของขดลวดจะหมุนกลับทิศทางเดิมซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ

### 2.4.1 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (Direct current motor: DC motor) เมื่อมีการผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปยังขดลวดในสนามแม่เหล็กจะทำให้เกิดแรงแม่เหล็กซึ่งมีสัดส่วนของแรงขึ้นกับกระแสแรงของสนามแม่เหล็ก โดยแรงจะเกิดขึ้นเป็นมุมฉากกับกระแสและสนามแม่เหล็กขณะที่ทิศทางของแรงกลับตรงกันข้ามกัน ถ้าหากกระแสของสนามแม่เหล็กไหลย้อนกลับจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของกระแส และสนามแม่เหล็กเป็นผลทำให้ทิศทางของแรงเปลี่ยนไป ด้วยคุณสมบัตินี้ทำให้มอเตอร์กระแสตรงกลับทิศทางหมุนได้

สนามแม่เหล็กของมอเตอร์ส่วนหนึ่งเกิดขึ้นจากแม่เหล็กถาวรซึ่งจะถูกยึดติดกับแผ่นเหล็กหรือเหล็กกล้า โดยปกติส่วนนี้จะเป็นส่วนที่ยึดอยู่กับที่ และขดลวดเหนี่ยวนำจะพันอยู่กับส่วนที่เป็นแกนหมุนของมอเตอร์

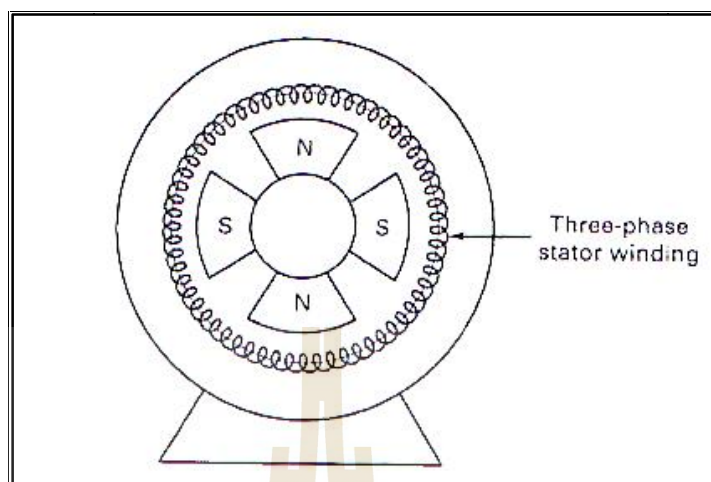


## 2.4.2 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับ

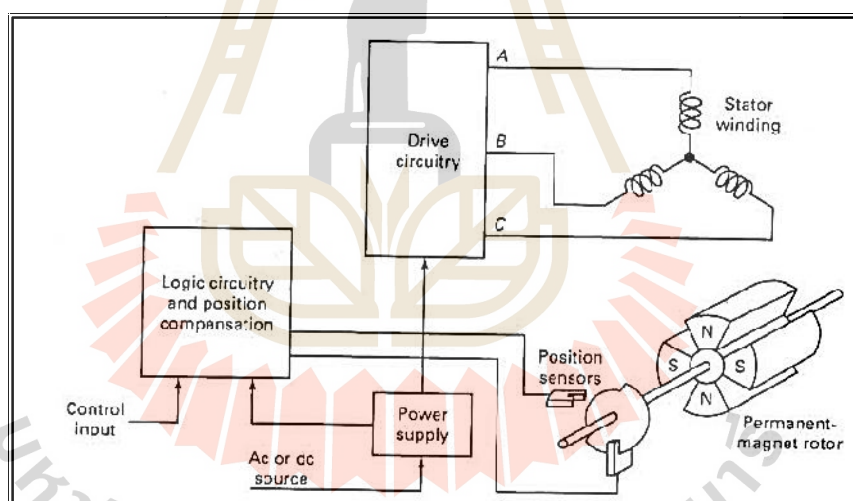
มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับ (Alternating current motor: AC motor) หมายถึง มอเตอร์ที่ใช้กับระบบไฟฟ้ากระแสสลับ เป็นเครื่องกลไฟฟ้าที่ทำหน้าที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าให้เป็นพลังงานกล ส่วนที่ทำหน้าที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าคือขดลวดในสเตเตอร์และส่วนที่ทำหน้าที่ให้พลังงานกล คือ ตัวหมุนหรือโรเตอร์ ซึ่งเมื่อขดลวดในสเตเตอร์ได้รับพลังงานไฟฟ้าก็จะสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นมาในตัวที่อยู่กับที่หรือสเตเตอร์ ซึ่งสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นนี้จะมีการเคลื่อนที่หรือหมุนไปรอบ ๆ สเตเตอร์ เนื่องจากการต่างเฟสของกระแสไฟฟ้าในขดลวดและการเปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้า ในขณะที่สนามแม่เหล็กเคลื่อนที่ไปสนามแม่เหล็กจากขั้วเหนือก็จะพุ่งเข้าหาขั้วใต้ ซึ่งจะไปตัดกับตัวนำที่เป็นวงจรมอเตอร์หรือขดลวดกรงกระรอกของตัวหมุนหรือโรเตอร์ ทำให้เกิดการเหนี่ยวนำของกระแสไฟฟ้าขึ้นในขดลวดของโรเตอร์ ซึ่งสนามแม่เหล็กของโรเตอร์นี้จะเคลื่อนที่ตามทิศทางเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กที่สเตเตอร์ ก็จะทำให้โรเตอร์ของมอเตอร์เกิดพลังงานกลสามารถนำไปขับภาระโหลดที่ต้องการหมุนได้

## 2.5 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน

มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน (Brushless direct current motor: BLDC motor) ชนิดนี้จะเป็นมอเตอร์กระแสตรงที่ไม่ใช้แปรงถ่านในการถ่ายพลังงาน ส่วนสเตเตอร์เป็นขดลวดอาร์-เมเจอร์ ส่วนโรเตอร์เคลื่อนที่เป็นขั้วแม่เหล็กถาวร การทำงานของมอเตอร์ชนิดนี้จะให้ขดลวดอาร์-เมเจอร์ต่อเชื่อมเข้ากับวงจรสวิตช์ซึ่งอิเล็กทรอนิกส์ เป็นผลทำให้ทิศทางไหลของกระแสในขดลวดอาร์-เมเจอร์เกิดการเปลี่ยนแปลงตามความถี่ของการสวิตช์ของทรานซิสเตอร์กำลัง ทำให้โรเตอร์ที่เป็นแม่เหล็กถาวรหมุนตามการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กที่ขดลวดอาร์-เมเจอร์ ส่วนตำแหน่งในการตรวจจับที่เพล่าจะใช้ในตอนเริ่มต้น เพื่อให้ได้เวลาในการสวิตช์ที่มีความเหมาะสม ซึ่งวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้กับมอเตอร์ กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านเป็นส่วนที่มีความยุ่งยากซับซ้อนพอสมควร อย่างไรก็ตามหลักการการทำงานโดยทั่วไปของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน ซึ่งแสดงให้เห็นได้ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 โครงสร้างภายใน มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน  
(ที่มา G Prasad และคณะ, 2012)



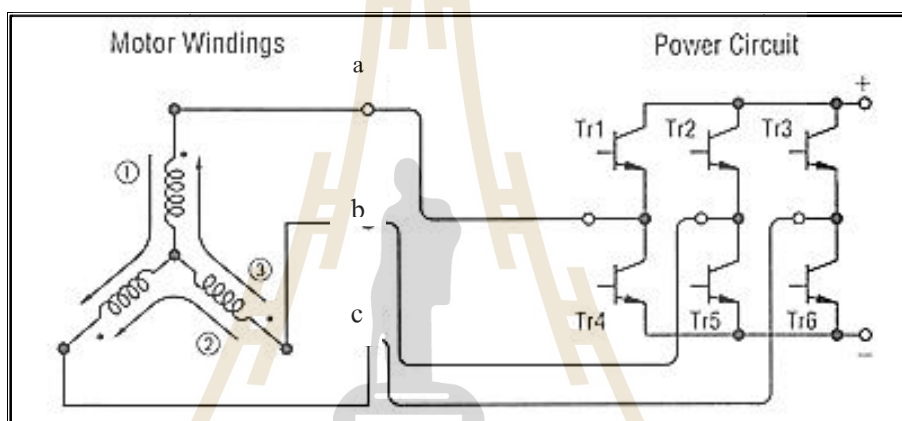
รูปที่ 2.4 อุปกรณ์การขับเคลื่อน มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน  
(ที่มา G Prasad และคณะ, 2012)

จากรูปที่ 2.4 เป็นระบบการควบคุมมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านชนิด 3 เฟส ซึ่งประกอบด้วยสเตเตอร์ที่มีขดลวดอาร์เมเจอร์จำนวน 3 ชุด โดยได้รับการกระตุ้นจากวงจรขับเคลื่อนอิเล็กทรอนิกส์ และมีสัญญาณตรวจจับตำแหน่งอยู่ที่เพลา ซึ่งโครงสร้างของมอเตอร์กระแสตรง

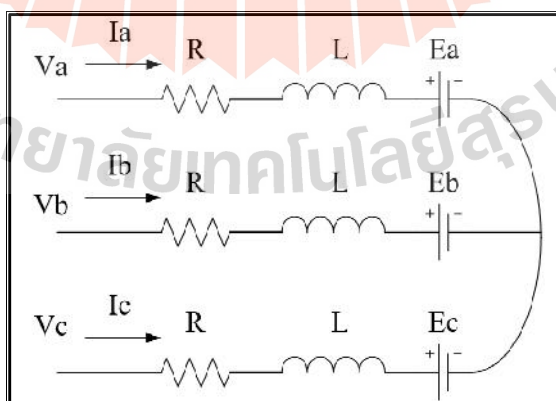
แบบไม่มีแปรงถ่านมีลักษณะคล้ายกันกับของมอเตอร์ซิงโครนัส จำนวนขั้วแม่เหล็กของขดลวดอาร์เมเจอร์ที่สเตเตอร์จะถูกกำหนดตามจำนวนขั้วของแม่เหล็กถาวรของโรเตอร์

## 2.6 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของ มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน

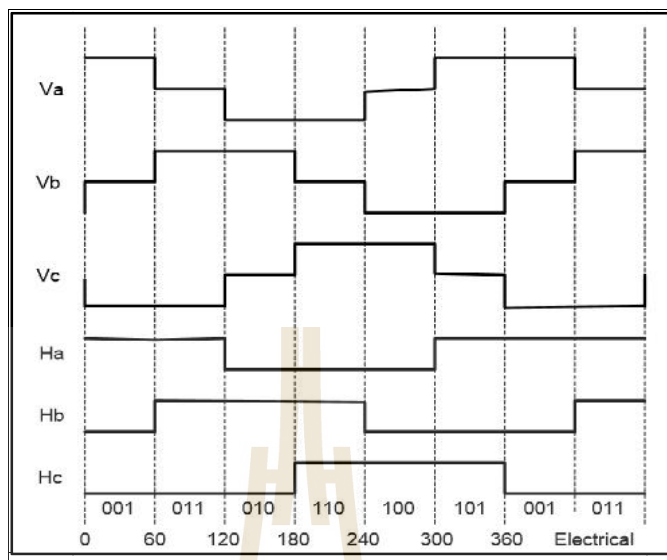
มอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่าน เป็นมอเตอร์กระแสตรงที่มีการวางขดลวด 3 ชุดซึ่งในแต่ละชุดวางห่างกัน 120 องศาต่อกันแบบวงจรวาย (Y Circuit) โดยจะมีการป้อนสัญญาณจากไฟฟ้าสลับไปมาเพื่อเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กทำให้มอเตอร์เกิดการหมุนขึ้นดังรูป 2.5 2.6 และ 2.7



รูปที่ 2.5 วงจรควบคุมการจ่ายไฟให้กับมอเตอร์  
(ที่มา Pawin Jawayon และ Jiraphon Srisertpol, 2012)



รูปที่ 2.6 วงจรภายในมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่าน  
(ที่มา Pawin Jawayon และ Jiraphon Srisertpol, 2012)



รูปที่ 2.7 การจ่ายสัญญาณให้กับมอเตอร์ในรูปแบบหกขั้นตอน  
(ที่มา Pawin Jawayon และ Jiraphon Srisertpol, 2012)

ต้นกำลังของระบบนี้ก็คือมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่านซึ่งการหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่านนั้นจะสามารถหาได้จากสมการแบบจำลองทางไฟฟ้าโดยการจ่ายไฟฟ้าให้กับมอเตอร์จะได้ตามสมการ

$$\begin{bmatrix} V_a \\ V_b \\ V_c \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_a \\ I_b \\ I_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} L-M & 0 & 0 \\ 0 & L-M & 0 \\ 0 & 0 & L-M \end{bmatrix} \frac{di}{dt} \begin{bmatrix} I_a \\ I_b \\ I_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_a \\ E_b \\ E_c \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

เมื่อมอเตอร์เกิดการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจะทำให้เกิดแรงบิดของมอเตอร์ตามสมการ

$$T_e = \frac{E_a I_a - E_b I_b - E_c I_c}{S} \quad (2.4)$$

แบบจำลองทางกล เมื่อเกิดการบิดหมุนของมอเตอร์จะเป็นไปตามสมการ

$$J \frac{dS}{dt} + BS = T_e - T_i \quad (2.5)$$

โดยที่	$V_a, V_b, V_c$	คือ	เฟสของความต่างศักย์ที่จ่ายให้กับมอเตอร์ ( V )
	$I_a, I_b, I_c$	คือ	เฟสของกระแสที่จ่ายให้กับมอเตอร์ ( A )
	$E_a, E_b, E_c$	คือ	เฟสของศักย์ไฟฟ้าด้านกลับ ( V )
	$R$	คือ	ความต้านทานของแต่ละเฟส ( $\Omega$ )
	$L$	คือ	ค่าเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในเฟส ( H )
	$H$	คือ	ค่าเหนี่ยวนำไฟฟ้ารวม ( H )
	$T_e$	คือ	แรงบิดที่เกิดขึ้นจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ( N.m )
	$T_i$	คือ	แรงบิดภายนอก ( N.m )
	$S$	คือ	ความเร็วรอบในการหมุน ( rad / s )
	$B$	คือ	สัมประสิทธิ์การหน่วงในการหมุน ( N.s / m )
	$J$	คือ	โมเมนต์ความเฉื่อยในการหมุน ( kg.m <sup>2</sup> )

จากแบบจำลองข้างต้นสามารถหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์อย่างง่ายจากการ Optimization ในโปรแกรมคำนวณต่าง ๆ ซึ่งจะสามารถใช้แบบจำลองดังนี้

$$\frac{S(s)}{v(s)} = \frac{K_t}{JLs^2 + (JR + BL)s + (BR + K_t K_b)} \quad (2.6)$$

การประมาณค่าโดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดที่ไม่เป็นเชิงเส้น

**(Nonlinear Least Squares Method)**

การประมาณค่าฟังก์ชัน โดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุด จะได้ฟังก์ชันที่เป็นตัวแทนที่ดีที่สุดของข้อมูล เพราะได้จากการเฉลี่ยค่าความคลาดเคลื่อนของข้อมูลให้เหลือน้อยที่สุด ดังนั้น เมื่อเขียนเส้นกราฟของฟังก์ชัน เส้นกราฟจะผ่านไปบริเวณจุดต่าง ๆ ของข้อมูล โดยจะตัดผ่านจุดของข้อมูลบางจุด หลักการของวิธีกำลังสองน้อยที่สุดมีดังนี้ ถ้ามีข้อมูล  $x, y$  ทั้งสิ้น  $n$  ชุด ให้ฟังก์ชันที่ประมาณค่าของข้อมูลชุดนี้เป็น  $G(x)$  โดยที่  $G(x)$  อยู่ในรูป

$$G(x) = a_1 g_1(x) + a_2 g_2(x) + \dots + a_m g_m(x) \quad (2.7)$$

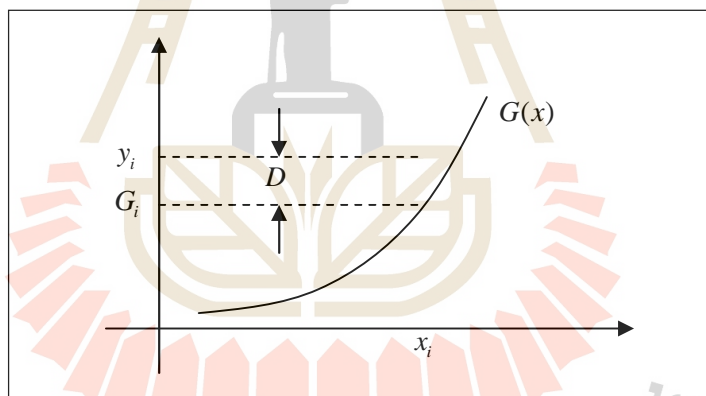
โดยที่  $m \leq n$  และ  $g_1(x), g_m(x)$  เป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับค่า  $x$  อาจจะอยู่ในรูปพหุนาม รูปลอการิทึม หรือเอ็กโปเนนเชียล สมการ (2.7) จะสมบูรณ์ได้ก็ต่อเมื่อทราบค่า  $a_1, a_2 \dots a_m$

โดยหาค่าสัมประสิทธิ์เหล่านี้ได้จากการทำให้ค่าเบี่ยงเบนของข้อมูลกับค่าประมาณที่ได้จากฟังก์ชัน  $G(x)$  มีค่าน้อยที่สุด จากรูปที่ 2.8 ค่าแตกต่างของข้อมูลชุดที่  $i$  คือ  $y_i - g_i(x)$  เมื่อหาค่าแตกต่างของข้อมูลทุกชุดแล้ว นำค่าแตกต่างเหล่านี้มารวมกัน แล้วยกกำลังสองเพื่อจัดเครื่องหมายลบจะได้

$$D = \sum_{i=1}^n [y_i - G(x_i)]^2 \quad (2.8)$$

ค่าสัมประสิทธิ์  $a_1, a_2 \dots a_m$  จะเป็นตัวแปรเพราะเมื่อค่าเหล่านี้มีค่าต่าง ๆ กัน ฟังก์ชัน  $G(x)$  จะเป็นฟังก์ชันที่แตกต่างกันออกไป แต่ต้องการหาค่า  $a_1, a_2 \dots a_m$  เหล่านี้ที่มีเงื่อนไขทำให้เกิดค่า  $D$  ที่มีค่าน้อยที่สุดจาก จะได้สมการออกมา  $m$  ชุด สามารถหาค่า  $a_1, a_2 \dots a_m$  ได้

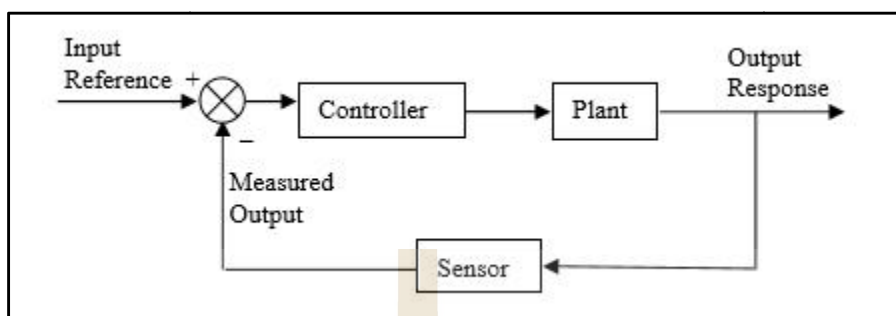
$$\frac{\partial D}{\partial a_1} = 0, \frac{\partial D}{\partial a_2} = 0, \dots, \frac{\partial D}{\partial a_m} = 0 \quad (2.9)$$



รูปที่ 2.8 แสดงการหาค่าเบี่ยงเบนของวิธีกำลังสองน้อยที่สุด

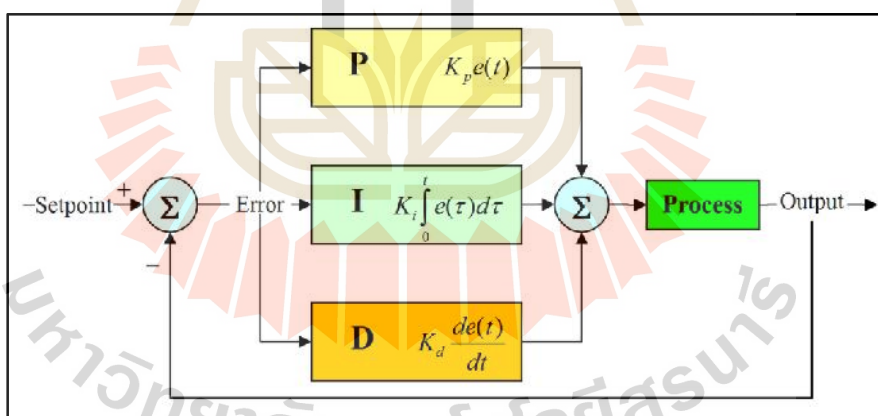
## 2.7 ระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่าน

การควบคุมความเร็วรอบการหมุนจะอาศัยหลักการทางด้านระบบควบคุมอัตโนมัติ โดยจะใช้เป็นระบบควบคุมแบบปิด (Closed loop control) ในการทำงาน เหตุผลคือระบบควบคุมแบบปิดนั้นจะมีการวัดสัญญาณเอาต์พุต (Output) ที่ได้เพื่อที่จะนำมาเปรียบเทียบกับสัญญาณอินพุต (Input) และตัวควบคุมจะทำการชดเชยสัญญาณเพื่อที่จะให้ เอาต์พุตนั้นเข้าใกล้อินพุตมากที่สุด ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ระบบควบคุมแบบป้อนกลับ  
(ที่มา Manjita Srivastava และ คณะ, 2009)

การออกแบบตัวควบคุมนั้นเป็นปัจจัยที่สำคัญมากในการควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ ซึ่งผลตอบสนองที่ได้จากตัวควบคุมแต่ละแบบจะไม่เหมือนกัน ซึ่งตัวควบคุมจะมีแผนภาพดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 แผนภาพตัวควบคุมแบบพีไอดีในระบบควบคุมแบบวงปิด  
(ที่มา Manjita Srivastava และ คณะ)

### 2.7.1 ตัวควบคุมพีไอดี

ตัวควบคุมแบบพีไอดี (PID controller) เป็นตัวควบคุมที่พบบ่อยมากที่สุดในงานอุตสาหกรรมทั่วไป เพราะเป็นตัวควบคุมที่ใช้งานง่าย การปรับค่าเกนอาศัยหลักการที่ไม่ได้ซับซ้อน

มากนักก็ให้ผลตอบแทนเป็นที่ยอมรับได้สามารถปรับแต่งการควบคุมได้ง่ายเมื่อต้องการระบบควบคุมแบบพีไอดีมีตัวควบคุมย่อย 3 ตัว คือ

- 1) ตัวควบคุมแบบสัดส่วนหรือตัวควบคุมพี (P controller)
- 2) ตัวควบคุมแบบปริพันธ์หรือตัวควบคุมไอ (I controller)
- 3) ตัวควบคุมแบบอนุพันธ์หรือตัวควบคุมดี (D controller)

ในการควบคุมระบบทั่วไปมักใช้งานตัวควบคุมร่วมกัน เช่น การควบคุมแบบพีไอ การควบคุมแบบพีดี และการควบคุมแบบพีไอดีรายละเอียดการทำงานที่ต่างกัน

### 2.7.2 ตัวควบคุมแบบสัดส่วน

ตัวควบคุมแบบนี้จะนำ เอาสัญญาณค่าความผิดพลาดระหว่างสัญญาณอ้างอิงกับสัญญาณเอาต์พุตมาเป็นอินพุตของตัวควบคุมแล้วตัวควบคุมจะทำการสร้างสัญญาณเอาต์พุตด้วยการขยายสัญญาณความผิดพลาดดังกล่าวด้วยค่าเกนของตัวควบคุม จุดเด่นของตัวควบคุมแบบนี้เมื่อนำไปใช้งานก็คือ การปรับค่าเกนให้สูงขึ้นจะมีผลทำให้ระบบมีผลตอบแทนที่เร็วขึ้น ปัญหาที่อาจเกิดขึ้นในการนำไปใช้งานก็คือ ถ้านำไปใช้กับระบบชนิดศูนย์ (System type 0) ตัวควบคุมแบบนี้จะไม่สามารถขจัดค่าความผิดพลาดในสถานะคงตัวได้แต่ก็สามารถทำให้ความผิดพลาดดังกล่าวมีค่าน้อยลงได้ด้วยการปรับค่าเกนให้สูง ซึ่งในทางปฏิบัติแล้วการปรับค่าเกนให้สูงมากขนาดไหนเอาต์พุตที่ออกจริงๆจากตัวควบคุมมักมีค่าจำกัด และการปรับเกนให้มีค่าสูงสำหรับระบบที่มีอันดับสูง อาจจะทำให้ได้ผลตอบแทนที่ไม่เป็นที่พึงประสงค์ เช่นการปรับเกนให้สูงขึ้นสำหรับระบบอันดับสอง ผลที่ตามมาก็คือค่าพุงเกินก็จะสูงขึ้นตามด้วย ซึ่งอาจจะเป็นอันตรายต่อระบบได้

### 2.7.3 ตัวควบคุมแบบปริพันธ์

ตัวควบคุมแบบนี้จะนำ เอาสัญญาณความผิดพลาดระหว่างสัญญาณอ้างอิงกับสัญญาณเอาต์พุตมาเป็นอินพุตของตัวควบคุม แล้วตัวควบคุมจะทำการสร้างสัญญาณเอาต์พุตด้วยการอินทิเกรตสัญญาณความผิดพลาดดังกล่าวแล้วคูณด้วยค่าเกนของตัวควบคุมจุดเด่นของตัวควบคุมแบบนี้เมื่อนำไปใช้งานก็คือถ้านำไปใช้กับระบบชนิดศูนย์ตัวควบคุมแบบนี้จะสามารถขจัดค่าความผิดพลาดในสถานะคงตัวได้ข้อด้อยที่อาจเกิดขึ้นในการนำไปใช้งานก็คือ ตัวควบคุมแบบนี้ไม่สามารถลดผลของการพุงเกินของผลตอบแทนได้และการปรับเกนให้มีค่าสูงอาจทำให้ได้ผลตอบแทนที่ไม่เป็นที่พึงประสงค์เช่นการปรับเกนให้สูงขึ้นอาจจะมีผลทำให้ผลตอบของระบบเกิดการแกว่งตัวได้



#### 2.7.4 ตัวควบคุมแบบอนุพันธ์

ตัวควบคุมแบบนี้จะนำเอาสัญญาณความผิดพลาดระหว่างสัญญาณอ้างอิงกับสัญญาณเอาต์พุตมาเป็นอินพุตของตัวควบคุม แล้วตัวควบคุมจะทำการสร้างสัญญาณเอาต์พุตด้วยการอนุพันธ์สัญญาณความผิดพลาดดังกล่าว แล้วคูณด้วยค่าเกนของตัวควบคุม จุดเด่นของตัวควบคุมแบบนี้เมื่อนำไปใช้งานก็คือตัวควบคุมแบบนี้ใช้สำหรับลดผลของการพุ่งเกินของผลตอบสนองได้ ลดผลตอบสนองที่มีการเปลี่ยนแปลงไปมาได้แต่ต้องปรับค่าเกนให้เหมาะสมด้วยไม่เช่นนั้นอาจจะทำให้ได้ผลตอบสนองที่ไม่เป็นที่พึงประสงค์ปัญหาที่อาจเกิดขึ้นในการนำเอาตัวควบคุมนี้ไปใช้งานก็คือ ตัวควบคุมแบบนี้จะไม่สามารถนำไปใช้กับระบบที่มีสัญญาณรบกวนได้ เพราะตัวควบคุมนี้จะขยายสัญญาณรบกวนทำให้ระบบทำงานเพี้ยนได้

#### 2.7.5 การทำงานของ พีไอดี

เมื่อทำการหมุนเครื่องปั่นด้วยความเร็วที่กำหนดไว้ ระบบจะเริ่มหมุนจากหยุดนิ่งไปจนถึงค่าความเร็วที่กำหนดไว้โดยมีเซ็นเซอร์ (Sensor) วัดความเร็วรอบที่ได้จะส่งค่ากลับไปยังตัวควบคุม เพื่อเปรียบเทียบความเร็วที่ได้ (Output) กับความเร็วที่กำหนด (Set point) จะได้ค่าความคลาดเคลื่อนดังสมการ (Error)

$$Error = Setpoint - Output \quad (2.10)$$

ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จะถูกคำนวณใหม่โดยตัวควบคุมพีไอดีก่อนที่จะส่งสัญญาณสั่งงาน อินพุตครั้งถัดไปดังสมการ

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (2.11)$$

- โดยที่  $K_p$  คือ ค่าคงที่ตัวควบคุมแบบสัดส่วน  
 $K_i$  คือ ค่าคงที่ตัวควบคุมแบบปริพันธ์  
 $K_d$  คือ ค่าคงที่ตัวควบคุมแบบอนุพันธ์  
 $e(t)$  คือ ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้น  
 $u(t)$  คือ อินพุตที่จ่ายให้กับระบบ (V)  
 $t$  คือ เวลาที่วัดและคำนวณ ณ ขณะนั้น (วินาที sec)

## 2.8 การสั่นสะเทือนทางกล

การสั่นสะเทือน (Vibration) คือการแกว่งหรือการสั่นของวัตถุรอบๆ จุดสมดุล ยกตัวอย่าง เช่นการแกว่งของลูกตุ้ม การสั่นสะเทือนของปั๊มน้ำ หรือแม้กระทั่งการสั่นสะเทือนของลำโพง มอเตอร์ เครื่องซักผ้า เป็นต้น เห็นได้ว่าการสั่นสะเทือนมีทั้งคุณประโยชน์และข้อเสีย โดยส่วนใหญ่ เราตรวจสอบการสั่นสะเทือนของเครื่องมือ และอุปกรณ์ เพื่อนำไปวิเคราะห์และป้องกันความเสียหายของเครื่องจักรกล ซึ่งการสั่นสะเทือนแบ่งเป็น 2 ประเภทได้แก่

**การสั่นสะเทือนแบบอิสระ (Free vibration)** คือ ปรากฏการณ์ทางกลที่วัตถุหนึ่งได้รับพลังงาน (พลังงานจล, พลังงานศักย์) จากนั้นจึงเกิดการสั่นสะเทือนอย่างอิสระ ยกตัวอย่างเช่น การดึงเก้าอี้ชิงช้าแล้วปล่อยให้แกว่งอย่างอิสระ การตีระฆังให้มีเสียงดังและสั่น

**การสั่นสะเทือนแบบบังคับ (Forced vibration)** โดยมีรายละเอียดดังนี้

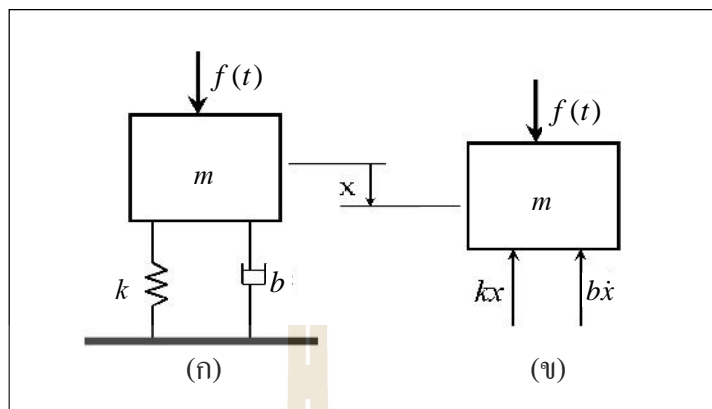
### 2.8.1 ทฤษฎีการสั่นสะเทือนแบบบังคับ

คือการสั่นที่มีแรงกระทำจากภายนอกอย่างต่อเนื่องตลอดเวลา ความถี่ของการสั่น จะเท่ากับความถี่ของแรงกระทำในระบบ แรงกระทำนี้เป็ได้ทั้งแรงเสียดทานหรือหน่วง (Damp) และแรงเสริม (Force) เช่น การไกวชิงช้าผู้ไกวอาจจะค่อยๆ ออกแรงสวนทิศทางการแกว่งซึ่งก็จะทำให้ชิงช้าค่อยๆ ซ้ำลง เป็นต้น แต่หากผู้ไกวจะออกแรงเสริมในจังหวะที่พอดีกับการแกว่งของชิงช้า ก็จะทำให้ชิงช้าแกว่งแรงขึ้นและสูงขึ้นเรื่อย ๆ (คาบการให้แรงพอดีกับคาบการสั่นแบบอิสระ) ลักษณะเช่นนี้ก็คือการสั่นพ้อง

ระบบที่มีการสั่นแบบบังคับโดยทั่วไปจะอยู่ภายใต้แรงกระทำ โดยที่แรงเหล่านี้จะเป็นฟังก์ชันกับเวลา ซึ่งมีอยู่ในระบบต่าง ๆ เช่น แรงกระแทก (Impact) แรงแบบสุ่ม (Random) หรือแรงแบบฮาร์โมนิกส์ (Harmonics) เป็นต้น สำหรับแรงแบบฮาร์โมนิกส์นี้ถือว่าเป็นแรงพลวัตที่พบเห็นได้มากในระบบที่มีการสั่นในทางวิศวกรรม ซึ่งจะพบแรงลักษณะนี้ในเครื่องจักรหรือกลไกที่มีการหมุน

โดยปกติแล้วการตอบสนองของระบบจะประกอบไปด้วยสองส่วน คือ การตอบสนองชั่วคราว (Transient response) และการตอบสนองในสถานะคงตัว (Steady state response: SSR) ซึ่งจะคงอยู่ตลอดเท่าที่มีแรงกระทำ เนื่องจากการตอบสนองชั่วคราวจะหายไปเมื่อเวลาผ่านไปพอสมควร การตอบสนองจะคงอยู่เพียงการตอบสนองในสถานะคงตัวของระบบ จากแผนภาพวัตถุอิสระในรูปที่ 2.11(จ) จะได้สมการการเคลื่อนที่ คือ

$$m\ddot{x} + b\dot{x} + kx = f(t) \quad (2.12)$$



รูปที่ 2.11 ระบบมวลสปริงตัวหน่วงภายใต้แรงกระทำ (ก) แบบจำลองของระบบ

(ข) แผนภาพวัตถุอิสระของระบบ

แรงที่กระทำกับระบบเป็นแรงฮาร์โมนิกส์ (Harmonics Force) ดังนั้นแรงดังกล่าวกำหนดให้เป็น

$$f(t) = F_0 \sin \tilde{S} t \quad (2.13)$$

โดยที่  $F_0$  เป็นขนาดของแรง และ  $\tilde{S}$  เป็นความถี่ฮาร์โมนิกส์ จากสมการที่ (2.12) สามารถเขียนให้อยู่ในรูป

$$\ddot{x} + 2' \tilde{S}_n \dot{x} + \tilde{S}_n^2 x = f(t) \quad (2.14)$$

หรือเขียนให้อยู่ในโดเมนความถี่เชิงซ้อน โดยกำหนดให้มีสถานะเริ่มต้นเป็นศูนย์ (Zero Initial Condition) หรือ  $x(t=0)=0$  และ  $\dot{x}(t=0)=0$  จะได้

$$[s^2 + 2' \tilde{S}_n s + \tilde{S}_n^2] X(s) = \frac{1}{m} F(s) \quad (2.15)$$

จัดรูปสมการใหม่ได้

$$X(s) = K \frac{\tilde{S}_n^2}{s^2 + 2' \tilde{S}_n s + \tilde{S}_n^2} F(s) \quad (2.16)$$

เมื่อ

$$K = \frac{1}{m\bar{S}_n^2} \quad (2.17)$$

หรือเขียนให้อยู่ในรูป

$$X(s) = G(s)F(s) \quad (2.18)$$

นิยามให้  $G(s)$  คือ ฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) จากสมการที่ (2.16) ฟังก์ชันถ่ายโอน จะมีค่า

$$G(s) = \frac{K\bar{S}_n^2}{s^2 + 2'\bar{S}_n s + \bar{S}_n^2} \quad (2.19)$$

ซึ่งฟังก์ชันถ่ายโอนที่ได้เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบอันดับสอง (Second order system) หากอินพุตหรือแรงที่กระทำต่อระบบเป็นแรงฮาร์โมนิกส์ เช่นสมการที่ (2.20) ผลการตอบสนองของระบบที่สถานะคงตัว คือ

$$x(t) = F_0 |G(j\bar{S})| \sin(\bar{S}t - \{\}) \quad (2.20)$$

โดยที่

$$X = F_0 |G(j\bar{S})| \quad (2.21)$$

จากฟังก์ชันถ่ายโอน (2.19) เมื่อจัดให้อยู่ในรูปของจำนวนเชิงซ้อน ส่วนจริง (Real part; Re) และส่วนจินตภาพ (Imaginary part; Im) ของฟังก์ชันถ่ายโอนดังกล่าวสามารถหาได้จาก

$$\text{Re}(\bar{S}) = \frac{K[1 - (\bar{S}/\bar{S}_n)^2]}{[1 - (\bar{S}/\bar{S}_n)^2]^2 + [2'(\bar{S}/\bar{S}_n)]^2} \quad (2.22)$$

และ

$$\text{Im}(\tilde{S}) = -\frac{2K' (\tilde{S}/\tilde{S}_n)}{[1-(\tilde{S}/\tilde{S}_n)^2]^2 + [2' (\tilde{S}/\tilde{S}_n)]^2} \quad (2.23)$$

ดังนั้น ขนาดของฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบ คือ

$$|G(j\tilde{S})| = \sqrt{\text{Re}^2(\tilde{S}) + \text{Im}^2(\tilde{S})} \quad (2.24)$$

จะได้

$$|G(j\tilde{S})| = \frac{K}{\sqrt{[1-(\tilde{S}/\tilde{S}_n)^2]^2 + [2' (\tilde{S}/\tilde{S}_n)]^2}} \quad (2.25)$$

และมุมเฟสที่เปลี่ยนไป (Phase shift) ของเอาต์พุตหรือผลการตอบสนองของระบบคือ

$$w = \tan^{-1} \left( \frac{\text{Im}(\tilde{S})}{\text{Re}(\tilde{S})} \right) \quad (2.26)$$

หรือเท่ากับ

$$w = \tan^{-1} \left( \frac{2' (\tilde{S}/\tilde{S}_n)}{1-(\tilde{S}/\tilde{S}_n)^2} \right) \quad (2.27)$$

จากสมการที่ (2.21) (2.25) และ (2.27) จะได้ผลการตอบสนองของระบบภายใต้แรงฮาร์โมนิกส์ คือ

$$x(t) = F_0 \frac{K}{\sqrt{(1-r^2)^2 + (2' r)^2}} \sin \left( \tilde{S}t + \tan^{-1} \frac{2' r}{1-r^2} \right) \quad (2.28)$$

เมื่อ  $r = \frac{\tilde{S}}{\tilde{S}_n}$  (2.29)

ดังนั้น ระบบจะมีแอมพลิจูดการสั่นเท่ากับ

$$X = F_0 \frac{K}{\sqrt{(1-r^2)^2 + (2' r)^2}} \quad (2.30)$$

เมื่อนิยามให้การขจัดสถิต (Static deflection;  $u_{st}$ ) มีค่า

$$u_{st} = \frac{F_0}{K} \quad (2.31)$$

จากสมการที่ (2.30) อัตราส่วนขนาด (Amplitude ratio) หรือแฟกเตอร์ขยาย (Magnification factor) ของระบบ คือ

$$\frac{X}{u_{st}} = \frac{1}{\sqrt{[1-(r)^2]^2 + (2' r)^2}} \quad (2.32)$$

## 2.8.2 เครื่องมือวัดการสั่นสะเทือน

ปัจจุบัน เครื่องมือวัดการสั่นสะเทือนแบบพกพาเป็นเครื่องมือที่ถูกนำมาใช้ในการตรวจสอบ ความผิดปกติของเครื่องจักร โดยอาศัยขนาดการสั่นสะเทือน (Vibration amplitude) กับมาตรฐาน การสั่นสะเทือน แล้วนำมาประเมินว่า เครื่องจักรนั้นทำงานปกติ หรือ ผิดปกติ เพื่อจะได้วางแผนงานบำรุงรักษา ต่อไป โดยเครื่องมือวัดการสั่นสะเทือนแบบพกพาหรือ ที่หลายๆ คนรู้จักกันในชื่อ “Vibration meter” เป็นเครื่องมือที่ ใช้งานง่าย และ สะดวก จึงเหมาะกับผู้เริ่มต้นตรวจสอบสภาพเครื่องจักร แต่ถึงกระนั้น ผู้ที่จะใช้เครื่องมือวัดชนิดนี้ ควรเตรียมตัวเบื้องต้น เพื่อจะได้ใช้เครื่องมือ ได้อย่างมีประสิทธิภาพดังนี้

### 1) มาตรฐาน ISO 10816-1

ควรมีความรู้เกี่ยวกับ มาตรฐานการวัดการสั่นสะเทือน อาทิเช่น ISO 2373:1974, ISO 10816-1 หรือ ISO 10816-3 ในที่นี้ขอแนะนำ มาตรฐาน ISO 10816-1 เป็นมาตรฐานในการบอกระดับความรุนแรงด้านการสั่นสะเทือน โดยมีเงื่อนไขการใช้งานเบื้องต้น คือ

- 1.1) ย่านความถี่ 10 – 1000 Hz
- 1.2) แอมพลิจูดการสั่น (ความเร็ว) หน่วย mm/sec, rms
- 1.3) เครื่องจักรต้องมีความเร็วของเพลลา ไม่น้อยกว่า 120 rpm

โดยค่าระดับของ ISO 10816-1 ดังแสดงรูปที่ 2.12 และตารางที่ 2.1  
มาตรฐาน ISO10816-1 จะจำแนกเครื่องจักรตามกำลัง  
(Power,kW) ของเครื่องจักร โดยแบ่งเป็น 4 Class

*Class I:* สำหรับเครื่องจักรที่มีกำลัง ไม่เกิน 15 kW

*Class II:* สำหรับเครื่องจักรขนาดกลางที่มี กำลัง ตั้งแต่ 15 kW ถึง 75 kW

*Class III:* สำหรับเครื่องจักรขนาดใหญ่ที่มีฐานแบบ rigid มี กำลัง ไม่เกิน 300 kW

*Class IV:* สำหรับเครื่องจักรขนาดใหญ่ที่ฐานเป็นแบบ soft อาทิ gas turbine, turbo generator ที่มีกำลัง ไม่เกิน 10MW

R.M.S Vibration Velocity RMS	Class I Up to 15 kW	Class II	Class III	Class IV
0.28	A	A	A	A
0.45	A	A	A	A
0.71	A	A	A	A
1.12	B	A	A	A
1.8	B	B	A	A
2.8	C	B	B	A
4.5	C	C	B	B
7.1	D	C	C	B
11.2	D	D	C	C
18	D	D	D	C
28	D	D	D	D
45	D	D	D	D

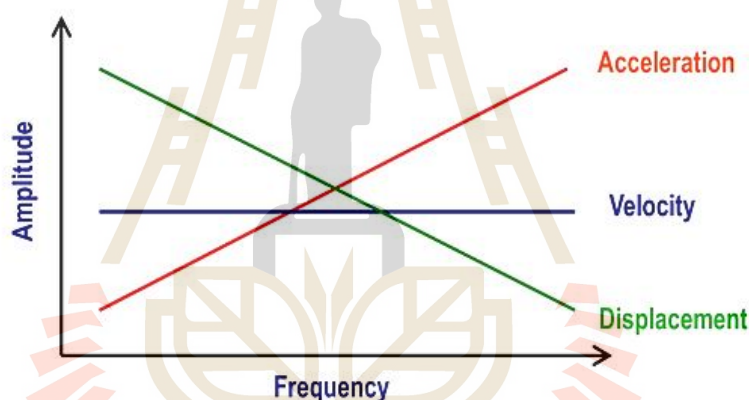
รูปที่ 2.12 มาตรฐาน ISO 10816-1

ตารางที่ 2.1 ความหมายของย่าน (Zone) การสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นในเครื่องจักร

Zone A	เครื่องจักรใหม่เพิ่งใช้งาน
Zone B	เครื่องจักรเริ่มมีการสั่นสะเทือน จะส่งผลเสียในระยะยาว
Zone C	เครื่องจักรมีการสั่นสะเทือนรุนแรง ถ้าปล่อยไว้จะมีผลเสียกับเครื่องจักรในระยะเวลานาน
Zone D	เครื่องจักรมีการสั่นสะเทือนรุนแรงมาก อาจทำให้เครื่องจักรเสียหายแบบฉับพลัน

## 2) หน่วยการวัดการสั่นสะเทือน

ควรมีความเข้าใจพื้นฐานการตรวจวัดการสั่นสะเทือน โดยเฉพาะเรื่องหน่วยในการวัดการสั่นสะเทือน ว่ามีความเหมาะสมกับ อุปกรณ์ หรือ สภาพความเสียหายแบบใด ดังรูปที่ 2.13 ในการประเมิน ความเสียหายของเครื่องจักรด้วย การตรวจวัดการสั่นสะเทือน ในหน่วยความเร็ว เหมาะสำหรับการประเมินระดับความเสียหายตามมาตรฐาน ISO 10816 เนื่องจาก ความถี่ไม่มีผลกับ ขนาดการสั่นสะเทือน ส่วนหน่วยความเร่ง ใช้ตรวจสอบความผิดปกติของ ตลับลูกปืน และ ชุดเกียร์ ว่ามีความเสียหายเกิดขึ้นหรือไม่ เพราะ ความเสียหายของ ตลับลูกปืน และ ชุดเกียร์ เมื่อเริ่มเสียหาย จะส่งสัญญาณการสั่นสะเทือนที่ความถี่สูง ซึ่งมักจะสูงกว่า 500 Hz ถ้าสามารถตรวจพบได้ก่อน จะทำให้สามารถเตรียมพร้อม วางแผนงานได้ดียิ่งขึ้น ถ้าผู้ใช้ ใช้แต่หน่วยความเร็ว อาจจะไม่ทันการในการป้องกันความเสียหายของตลับลูกปืนก็เป็นได้

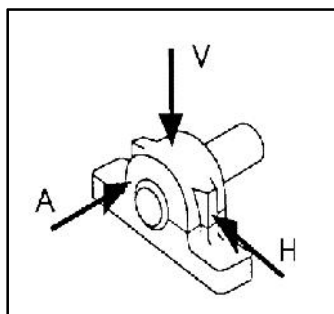


รูปที่ 2.13 เปรียบเทียบการสั่นสะเทือนต่อหน่วยการวัด  
(ที่มา อัยญาวุธ รอดพ่าย, 2559)

## 3) ตำแหน่งการวัดการสั่นสะเทือน

กำหนดตำแหน่งการวัด และทิศทางการวัดให้เหมาะสม ซึ่งปกติตำแหน่งการวัดการสั่นสะเทือน จะทำการวัดที่ตำแหน่งแบร์ริง ในทิศทาง แบบ 3 แกน คือ แกนแนวนอน (Horizontal) แกนแนวตั้ง (Vertical) และแนวแกน (Axial) ดังรูปที่ 2.14

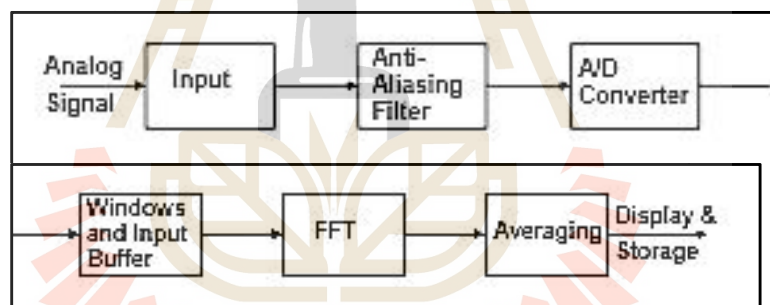




รูปที่ 2.14 ตำแหน่งการวัดการสั่นสะเทือน

### 2.8.3 การจัดการสัญญาณการสั่นสะเทือน

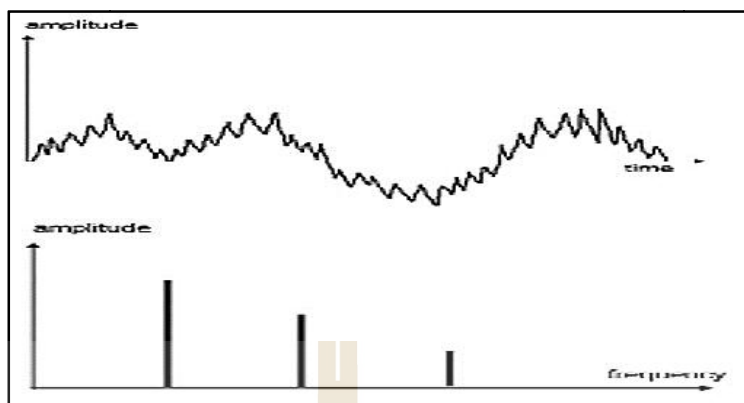
จากสัญญาณนั้นจะยังไม่สามารถนำมาวิเคราะห์ปัญหาการสั่นสะเทือนได้โดยตรง เนื่องจากว่า สัญญาณเหล่านั้นเต็มไปด้วยค่าความถี่หลากหลายที่รวมกันอยู่ ซึ่งจะต้องทำการจัดการกับสัญญาณดังกล่าวด้วยวิธีการดังนี้



รูปที่ 2.15 การจัดการสัญญาณเพื่อนำไปใช้วิเคราะห์ความเสียหาย

(ที่มา Dennis H. Shreve, 1995)

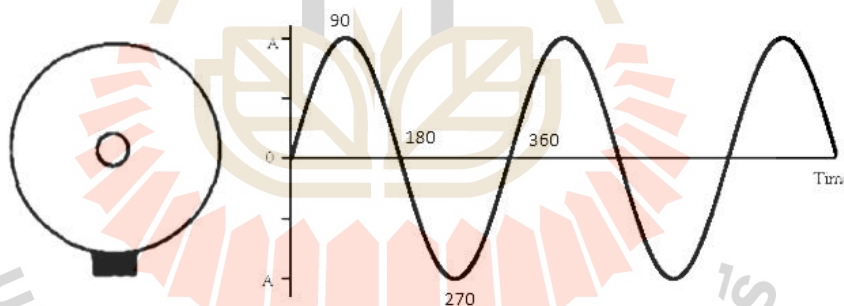
จากรูปที่ 2.15 นั้นเมื่อสัญญาณได้ Analog เข้ามาจะต้องทำการกรองความถี่ที่ไม่ต้องการออกไปก่อนซึ่งจะเป็นจำพวกความถี่ของสัญญาณรบกวนต่างๆที่เข้ามา จากนั้นจะทำการแปลงสัญญาณจากอนาล็อก (Analog) ให้กลายเป็นดิจิทัล (Digital) เพื่อที่จะทำการเก็บข้อมูลของสัญญาณแบบตามเวลาจริง (Real time) ต่อมาจะทำการแยกความถี่ด้วย Fast Fourier Transform: FFT เพื่อที่จะทำให้สามารถแสดงผลการสั่นสะเทือนในแต่ละความถี่ได้ ดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 สัญญาณก่อนเข้ากระบวนการและหลังเข้ากระบวนการ  
(ที่มา Dennis H. Shreve, 1995)

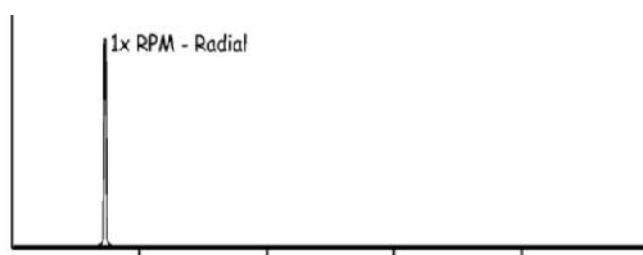
## 2.9 ความไม่สมดุลทางกล

เมื่อเกิดความไม่สมดุลในงานหมุน งานหมุนจะส่งแรงหนีศูนย์กลางออกมาตลอดการทำงาน ซึ่งมีพฤติกรรมเคลื่อนที่แบบฮาร์มอนิกส์ ดังรูปที่ 2.17



รูปที่ 2.17 สัญญาณจากความไม่สมดุลของงานหมุนในโดเมนเวลา

แรงหนีศูนย์กลางจากความไม่สมดุลจะส่งผลให้เกิดการสั่นสะเทือน โดยการสั่นที่ได้จะตรงกับความเร็วในการปั่นเลื่อยคเสมอ นั่นคือการสั่นที่ 1 เท่าของความเร็วรอบ ในแนวรัศมี (Radial) เสมอ เมื่อทำการจัดการสัญญาณให้อยู่ในโดเมนความถี่แล้วจะได้ดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 สัญญาณจากความไม่สมดุลงานหมุนในโดเมนความถี่  
(ที่มา Md. Abdul Saleem และคณะ, 2012)

จากปัญหาที่เกิดขึ้นจะมีการสั่นสะเทือนเกิดขึ้นเนื่องจากมีความไม่สมดุลซึ่ง ความไม่สมดุลในงานหมุน (Unbalance) จะเป็น ความไม่สมดุลแบบสถิต (Static Unbalance) เกิดได้หลายกรณี เช่น เกิดจากกระบวนการผลิตที่ผิดพลาดจากโรงงาน เกิดจากการใช้งานเป็นเวลานาน เป็นต้น ซึ่งความไม่สมดุลในงานหมุนของเครื่องปั้นเคลือบนี้เกิดจากจุดศูนย์กลางมวลของงานหมุน ไม่ตรงกับจุดศูนย์กลางของเพลลา ซึ่งความไม่สมดุลของงานหมุนคำนวณได้จากสมการดังนี้

$$U = mr \quad (2.33)$$

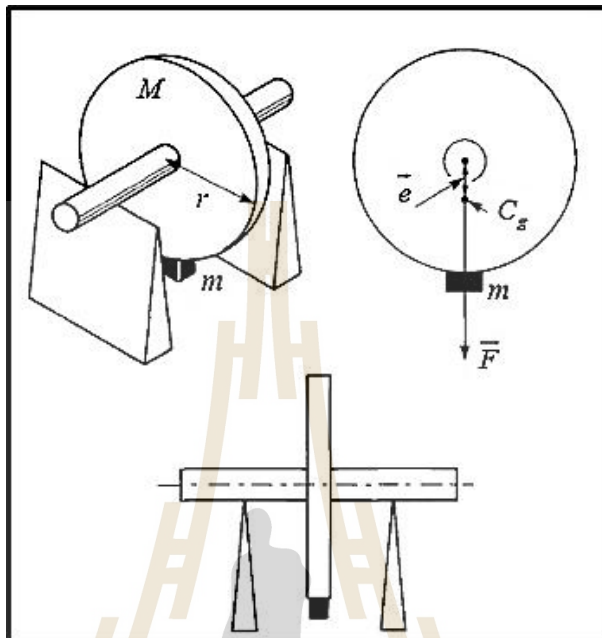
โดยที่  $U$  คือ ความไม่สมดุลที่เกิดขึ้นบนงานหมุน ( $g.mm$ )  
 $m$  คือ ขนาดของมวลที่ทำให้เกิดความไม่สมดุลในการหมุน ( $g$ )  
 $r$  คือ ระยะห่างของมวลที่ทำให้เกิดความไม่สมดุลกับศูนย์กลางการหมุน ( $mm$ )

เมื่อเครื่องจักรมีความไม่สมดุลในงานหมุนจะทำให้เกิดแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางเนื่องจากความไม่สมดุลนี้ สามารถคำนวณได้จากสมการ

$$F = U\dot{S}^2 \sin \dot{S}t \quad (2.34)$$

โดย  $F$  คือ แรงหนีศูนย์กลางที่เกิดจากความไม่สมดุลในงานหมุน ( $N$ )  
 $U$  คือ ความไม่สมดุลที่เกิดขึ้นบนงานหมุน ( $g.mm$ )  
 $\dot{S}$  คือ ความเร็วรอบในการปั้นเคลือบ ( $rad / s$ )

สามารถพิจารณาลักษณะการเสียดสมมูลแบบสถิตของจานหมุนได้ดังรูปที่ 2.19



รูปที่ 2.19 ความไม่สมดุลของแผ่นจานหมุน  
(ที่มา Md. Abdul Saleem และคณะ, 2012)

แรงหนีศูนย์กลางจากความไม่สมดุลในการหมุนนั้นจะส่งผลทำให้เกิดการสั่นสะเทือนขึ้น และจากสมการที่ 2.34 จะเห็นได้ว่าเมื่อความเร็วรอบสูงขึ้น ทำให้มีแรงหนีศูนย์กลางมากขึ้น การสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นก็จะสูงขึ้นตามความเร็วรอบในการหมุนการแก้ไขปัญหาคความไม่สมดุลแบบสถิต ในจานหมุนนั้นสถิตสามารถทำการแก้ไขได้ 2 แบบคือ

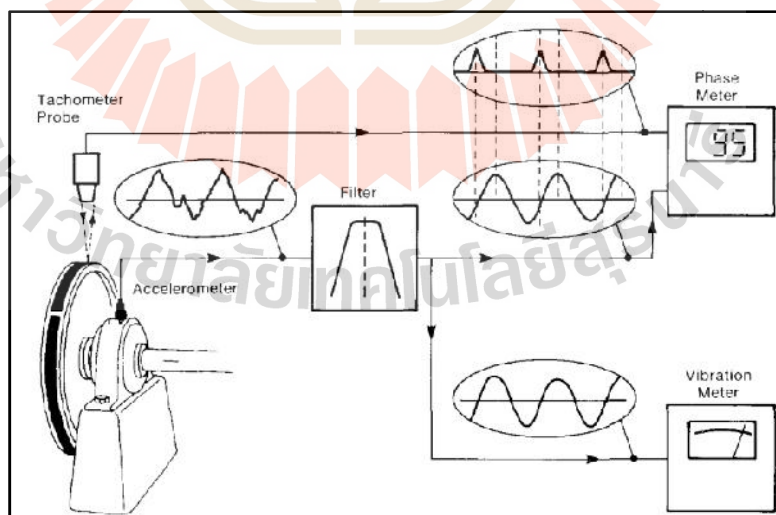
ติดมวลเพิ่มในฝั่งตรงข้ามที่มีขนาดเท่ากันเพื่อให้เกิดแรงหนีศูนย์กลางในฝั่งตรงข้ามหักล้างกับแรงหนีศูนย์กลางที่ทำการเกิดความไม่สมดุลดังรูปที่ 2.20 (ก)

ตัดมวลส่วนที่เกินในจานหมุนนั้นออกเพื่อกำจัดแรงหนีศูนย์กลางดังรูปที่ 2.20 (ข)



รูปที่ 2.20 แก้วไขโดย (ก) การติดมวลขนาดเท่ากันฝั่งตรงข้าม  
(ข) การตัดมวลที่ทำให้เกิดความไม่สมดุลออก

ในความเป็นจริงการที่จะทราบถึงตำแหน่งของมวลที่ทำให้เกิดความไม่สมดุลนั้นไม่สามารถมองหรือคาดการณ์ได้ด้วยตาเปล่า แต่ต้องอาศัยอุปกรณ์ในการช่วยนั่นคือ เซ็นเซอร์วัดการสั่นสะเทือนและ เซ็นเซอร์วัดมุมเฟสการหมุนของจานหมุน โดยจะติด เซ็นเซอร์วัดการสั่นสะเทือนเพื่อที่จะวัดการสั่นที่เกิดขึ้นไว้บริเวณแบร์ริงของอุปกรณ์ซึ่งเป็นจุดที่ส่งการสั่นสะเทือนมายังเซ็นเซอร์ได้มากที่สุด และเซ็นเซอร์วัดมุมเฟสจะติดตั้งเพื่อวัดและเก็บค่ามุมเฟสของการหมุน จากนั้นจะนำสัญญาณ 2 ชนิดที่วัดได้มาประมวลผลการสั่นสะเทือนและแรงที่เกิดขึ้นในมุมเฟสการหมุน ซึ่งความถี่ที่วัดได้จากการสั่นสะเทือนจะต้องเท่ากันกับความถี่ของความเร็วรอบการหมุนด้วย ดังรูปที่ 2.21

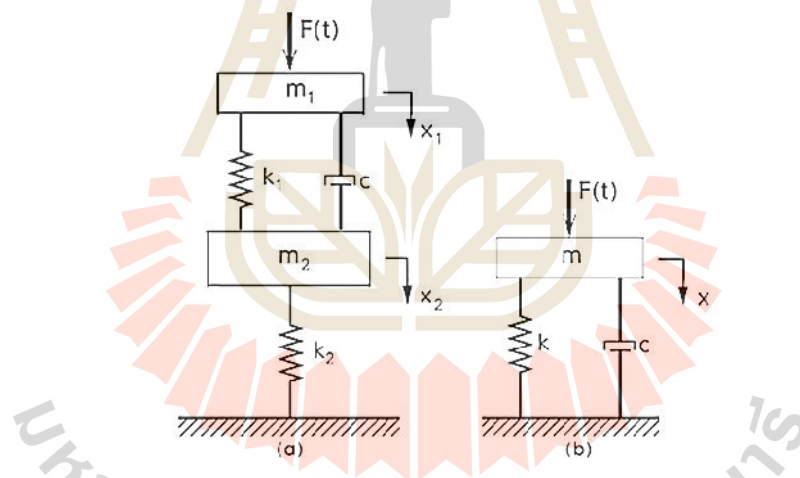


รูปที่ 2.21 การวัดการสั่นสะเทือนและเทียบมุมเฟสการสั่นสะเทือน  
(ที่มา Guilherme Kenji Yamamoto และคณะ, 2016)

## 2.10 การออกแบบฉนวนการสั่นสะเทือน (Vibration Isolator Design)

การออกแบบฉนวนการสั่น (Isolator design) ในการสั่นที่เกิดขึ้นส่วนมากอาจจะเป็นผลที่เกิดจากการทำงานของเครื่องจักรนั่นเอง เช่น การบีบขึ้นรูปชิ้นงานซึ่งต้องใช้แรงกระแทกที่มี กำลังมาก แรงดังกล่าวจะทำให้โครงสร้างและพื้นเสียหายได้ ถ้าระบบออกแบบไม่เหมาะสม หรือการสั่นที่ไม่สมดุลในการหมุนของเครื่องจักรหมุน เป็นต้น เราสามารถใส่ฉนวนการสั่นระหว่างโครงสร้างกับมวลที่ถูกแรงกระทำได้

วิธีการออกแบบฉนวนการสั่นสำหรับระบบที่มีการยึดฐานไว้กับที่ (Fixedbase systems) และระบบที่มีฐานเคลื่อนที่ได้ (Base motion systems) โดยงานวิจัยนี้จะใช้วิธีการออกแบบฉนวนการสั่นสำหรับระบบแบบแรกดังที่กล่าวมาซึ่งจะพิจารณาการเคลื่อนที่ (การขจัด ความเร็ว และความเร่ง) และการส่งผ่านแรงที่เกิดขึ้นมีมวลไม่สมดุล หรือเราเรียกว่าฉนวนการขจัด (Displacement isolation) และฉนวนแรง (Force isolation) การออกแบบฉนวนการสั่นให้มีประสิทธิภาพขึ้นอยู่กับลักษณะการสั่นตามสภาพธรรมชาติที่ทำงานปกติ



รูปที่ 2.22 แบบจำลองระบบฉนวนการสั่นแบบฐานยึดกับที่

(ที่มา Jiraphon S., 2012)

แบบจำลองระบบที่มีการยึดฐานไว้กับที่รูปที่ 2.22(a) แสดงมวลของเครื่องจักร ( $m_1$ ) ที่ถูกแรง  $F(t)$  กระทำซึ่งเป็นระบบที่มีลำดับชั้นความอิสระเท่ากับสองฉนวนการสั่นนั้นประกอบด้วยสปริง ( $k_1$ ) และตัวหน่วง ( $c$ ) สามารถทำให้การสั่นของมวล  $m_1$  ลดลงหรือแรงส่งผ่านไปยังฐาน ( $m_2$ ) ลดลงส่วนสปริง  $k_2$  เป็นค่าความแข็งของสปริงของพื้นหรือโครงสร้างถ้ามวลฐาน ( $m_2$ ) มีขนาดใหญ่มากหรือค่าความแข็งของสปริงของ  $k_2$  มีค่ามากๆซึ่งอาจเป็นพื้น โครงสร้างคอนกรีตดังนั้นเรา

สามารถประมาณได้เป็นระบบที่ขึ้นลำดับความอิสระเท่ากับหนึ่งก็ได้ดังแสดงในรูปที่ 2.22(b) จนวนการสั้นสำหรับแรงกระทำแบบฮาร์โมนิกส์พิจารณารูปที่ 2.22(b) เราจะได้สมการ การเคลื่อนที่คือ

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = F(t)$$

และแรงส่งผ่านไปยังฐาน คือ

$$F_T = c\dot{x} + kx$$

ดังนั้น เราจะได้ฟังก์ชันถ่ายโอน คือ

$$\frac{X(s)}{F(s)} = \frac{1}{ms^2 + cs + k} \quad (2.35)$$

$$\frac{F_T(s)}{F(s)} = \frac{F_T(s)}{X(s)} \cdot \frac{X(s)}{F(s)} = \frac{cs + k}{ms^2 + cs + k} \quad (2.36)$$

ฟังก์ชันถ่ายโอนความถี่ คือ

$$\frac{X(j\omega)}{F(j\omega)} = \frac{1}{k - m\omega^2 + j\omega c} \quad (2.37)$$

$$\frac{F_T(j\omega)}{F(j\omega)} = \frac{j\omega c + k}{k - m\omega^2 + j\omega c} \quad (2.38)$$

ดังนั้น อัตราส่วนขนาดการสั้น คือ

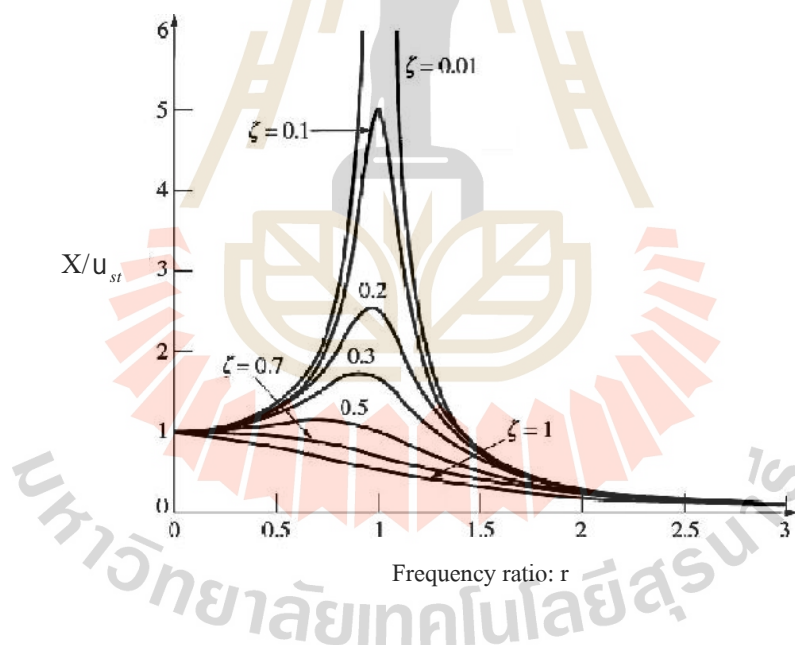
$$\frac{X}{F} = \frac{1}{\sqrt{(k - m\omega^2)^2 + (c\omega)^2}} = \frac{1}{k} \cdot \frac{1}{\sqrt{(1 - r^2)^2 + (2' r)^2}} \quad (2.39)$$

$$\frac{F_T}{F} = \sqrt{\frac{k^2 + (c\dot{S})^2}{(k - m\ddot{S})^2 + (c\dot{S})^2}} = \sqrt{\frac{1 + (2' r)^2}{(1 - r^2)^2 + (2' r)^2}} \tag{2.40}$$

ซึ่งเราเรียกว่าความสามารถการส่งผ่านแรง (Force transmissibility:  $T_f$ ) ความสัมพันธ์ความสามารถการส่งผ่านเหล่านี้สามารถประยุกต์ใช้กรณีที่แรงกระทำแบบฮาร์โมนิกส์ และเมื่อระยะขจัดสถิต  $u_{st}$  เราสามารถจัดสมการ (2.32) และ (2.39) ใหม่ได้คือ

$$\frac{Xk}{F} = \frac{X}{u_{st}} = \frac{1}{\sqrt{(1 - r^2)^2 + (2' r)^2}} \tag{2.41}$$

เราเรียกสมการที่ (2.41) ว่าความสามารถการส่งผ่านการขจัด (Displacement transmissibility:  $T_d$ )

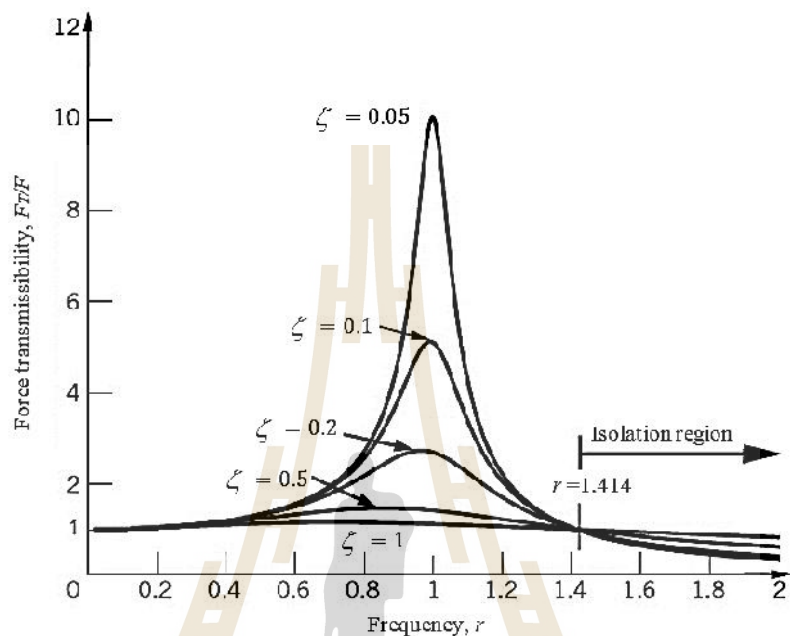


รูปที่ 2.24 กราฟความสัมพันธ์อัตราส่วนขยายกับอัตราส่วนความถี่ที่ค่าความหน่วงต่าง ๆ (ที่มา Jiraphon S., 2012)

สมการ (2.41) สามารถแสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างการส่งผ่านการขจัดกับอัตราส่วนความถี่ ดังแสดงในรูปที่ 2.24 ขนาดของแรงที่ส่งผ่านไปยังฐาน เราสามารถทำให้ลดลงได้โดยการลดความถี่ธรรมชาติของระบบ หรือลดอัตราส่วนความหน่วง เมื่อ  $r > 1.414$  แต่ต้องพึงระวังในช่วง



เริ่มต้น ซึ่งจะต้องเกิดการสั่นพ้องในช่วงความเร็วของเครื่องจักรพ้องกับความถี่ธรรมชาติของระบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.25



รูปที่ 2.25 กราฟแสดงการส่งผ่านแรงกับอัตราส่วนความถี่  
(ที่มา Jiraphon S., 2012)

สำหรับกรณีที่มีอัตราส่วนความถี่มากกว่าหนึ่งและอัตราส่วนความถี่หน่วงมีค่าน้อย การส่งผ่านแรงที่เกิดขึ้นสามารถประมาณในรูปแบบใหม่ คือ

$$\frac{F_T}{F} = \frac{1}{r^2 - 1} \quad (2.42)$$

เมื่อ  $T_r = \frac{F_T}{F}$  เราจะได้

$$r^2 = \frac{1 + T_r}{T_r}$$

สำหรับระบบที่เกิดการสั่นจากความไม่สมดุลในการหมุนนั้น เราจะได้ดังสมการ (2.34) เป็นสมการการเคลื่อนที่ คือ

$$M\ddot{x} + c\dot{x} + kx = m\epsilon\ddot{S}_r^2 \sin \ddot{S}_r t \quad (2.43)$$

ซึ่งมีผลเฉลยของสมการที่สถานะคงตัว จะได้ดังสมการ

$$x(t) = X \sin(\check{S}_r t - r) \quad (2.44)$$

$$\text{โดยที่ } r = \frac{\check{S}_r}{\check{S}_n} \text{ และ } X = \frac{me}{M} \frac{r^2}{\sqrt{(1-r^2)^2 + (2' r)^2}}, \quad r = \tan^{-1} \left( \frac{2' r}{1-r^2} \right)$$

ในการออกแบบจนวนการสั่นสำหรับระบบนี้ เมื่อเพิ่มค่าอัตราส่วนความถี่ ( $r$ ) มีค่ามากขึ้น โดยการเพิ่มความถี่รอบการทำงานของเครื่องจักรก็จะทำให้ขนาดของแรงที่กระทำมีค่าเพิ่มขึ้นเช่นกัน ดังนั้นการเพิ่มค่าอัตราส่วนความถี่ของระบบเป็นแนวทางหนึ่ง ที่สามารถลดขนาดการสั่นของระบบได้

## 2.11 ปรีทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

การออกแบบเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดงนั้นจะต้องใช้องค์ความรู้ต่าง ๆ ทั้งในด้านการทฤษฎีของการแยกตัวของเลือด เทคนิคของการปั่นแยกเลือด อุปกรณ์ที่เหมาะสมในการนำมาใช้งาน หลักการควบคุมความเร็วรอบการหมุนของเครื่อง หลักการออกแบบจนวนการสั่นสะเทือนเพื่อนำมาออกแบบเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดง จึงได้ศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังนี้

ชูชาติ อารีจิตรานุสรณ์ (2001) ศึกษาทฤษฎีเกี่ยวกับเครื่องปั้นเหวี่ยงชนิดต่าง ๆ เทคนิคและประเภทของเครื่องปั้นเหวี่ยงเพื่อแยกสสารออกจากกัน โดยอาศัยแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางระหว่างการหมุนซึ่งแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางนี้สามารถคำนวณได้จากโมโนแกรมเมื่อทราบความเร็วรอบและรัศมีของอุปกรณ์ที่ใช้ปั่นเหวี่ยง

ทัศนียา ชัยสถิต, วิไลรัตน์ นุชประมูล, สุวดี อินตะจัน และ ตุลยา อุทายะ (2013) ได้ทำการศึกษาค่าเคมีคลินิกในพลาสมาที่ได้จากการปั่นแยกเม็ดเลือดด้วยแรงเหวี่ยงสัมพัทธ์ที่แตกต่าง โดยพบว่า การเปรียบเทียบเวลาในการปั่นแยกเม็ดเลือดนาน 6 และ 10 นาที ด้วยแรงเหวี่ยงสัมพัทธ์ 1,000g เท่ากันนั้นไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และแต่เมื่อปั่นแยกเม็ดเลือดนาน 6 นาทีเท่ากันด้วยแรงเหวี่ยงสัมพัทธ์ที่แตกต่างคือ 614g, 726g และ 846g พบว่าค่าวิเคราะห์ทางเคมีคลินิกแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ P-values < 0.05 โดยค่าวิเคราะห์ทางเคมีคลินิกของตัวอย่างที่ปั่นแยกด้วยแรง 846g มีคุณภาพดีกว่า 614g และ 726g ตามลำดับ

คุณดาว บุญยอด, นพดล เปี่ยมศิริ, อโณทัย ศรีตนาไชย และณัฐพัชร์ รัตนเดชานากินทร์ (2016) ได้ทำการตรวจหาปริมาณเม็ดเลือดแดงอัดแน่น (Hematocrit) เป็นการทดสอบขั้นพื้นฐานที่

มีให้บริการในหน่วยบริการปฐมภูมิ โดยใช้เครื่องมือเหวี่ยงชนิด Microhematocrit centrifuge ประสิทธิภาพเครื่องมือตามเกณฑ์มาตรฐานของกระทรวงสาธารณสุข สำหรับหน่วยบริการเป็น ปัจจัยสำคัญต่อผลการตรวจ ดังนั้นเพื่อให้มั่นใจในผลการทดสอบ ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ 2 พิษณุโลก ประจำปี 2014 โดยตรวจสอบเครื่องมือของหน่วยบริการระดับอำเภอ รวมทั้งหมด 140 เครื่อง จาก 120 หน่วยบริการ พบว่า 75.7 เปอร์เซ็นต์ผ่านตามเกณฑ์มาตรฐานการสอบเทียบเครื่องมือ แพทย์ ทั้งความเร็วรอบในการหมุนและเวลา และ 24.3 เปอร์เซ็นต์ไม่ผ่านตามเกณฑ์มาตรฐาน พารามิเตอร์ที่พบเกิดจากเครื่องตั้งเวลา และความเร็วรอบในการหมุนไม่ได้ตามช่วงที่ใช้งาน จาก บทความข้างต้นสามารถกล่าวได้ว่า เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงเป็นอุปกรณ์เครื่องมือทางแรแพทย์ที่มีความจำเป็นอย่างยิ่ง

Simeonov I, and Stoyanov S. (2003). ศึกษาหลักการแยกเม็ดเลือดแดงเพื่อนำไป วิเคราะห์ สามารถแยกปั่นตัวอย่างเลือดได้อย่างมีคุณภาพ โดยการปั่นแยกด้วยแรง 1,000g เป็นเวลา 5 นาที ซึ่งเพียงพอต่อการเตรียมตัวอย่างเลือดเพื่อนำไปวิเคราะห์ผลทางเคมีคลินิก

Giuseppe Lippi, Gian Luca Salvagno, Martina Montagnana and Gian Cesare Guidi (2006) ศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบของระยะเวลาการปั่นเหวี่ยงต่อคุณภาพทางค่าเคมีคลินิกของ ตัวอย่างเลือด โดยทำการปั่นเหวี่ยงด้วยแรง 1,200g ที่เวลา 15, 10, 5, 2 และ 1 นาที ตามลำดับ พบว่า ค่าวิเคราะห์ทางเคมีคลินิกไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ที่เวลา 5, 10 และ 15 นาที

Manjita Srivastava, M C Srivastava and Smriti Bhatnagar (2009) ศึกษาทฤษฎีเกี่ยวกับ ระบบควบคุมอัตโนมัติ โดยจะกล่าวถึงหลักการเกี่ยวกับระบบควบคุมแบบปิด พร้อมทั้งกรรมวิธีในการออกแบบตัวควบคุม สำหรับระบบต่างๆ ที่นำมาใช้งาน

G Prasad, Venkateswara Reddy M, Dr. P V N Prasad and Dr. G Tulasi Ram Das (2012) ศึกษาเกี่ยวกับการทำงานของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านและอุปกรณ์ควบคุมที่ใช้กับ มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน โดยงานวิจัยนี้จะนำเสนอเกี่ยวกับการพัฒนาระบบควบคุม ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน โดยใช้ชุดควบคุมของสัญญาณ ดิจิตอล (ชุด kit MCK28335 ) และเปรียบเทียบผลตอบสนองที่ได้จริงกับผลการจำลองผ่านโปรแกรม

Pawin Jawayon and Jiraphon Srisertpol (2013) ศึกษาเกี่ยวกับแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านและตัวแปรที่เกี่ยวข้อง โดยงานวิจัยนี้จะนำเสนอ เกี่ยวกับการประมาณความเร็วของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน โดยเทียบความสัมพันธ์ ระหว่างสัญญาณที่สื่อสารกับแรงเคลื่อนไฟฟ้าด้านกลับ โดยสัญญาณทั้งคู่จะสามารถวัดได้โดยตรง จากแต่ละเฟสของขั้วมอเตอร์ ซึ่งฟังก์ชันความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณทั้งสองจะถูกประมาณและ กรองหา Haft of Phase Voltage-Crossing Point ใช้เพื่อประมาณค่าสัมประสิทธิ์ของสมการพหุนาม

ระหว่างตัวแปร และระยะเวลาของสัญญาณที่เปลี่ยน ซึ่งผลลัพธ์ของความเร็วยโดยประมาณจะถูกต้องมากกว่า 97% และค่าเฉลี่ยของช่วงการจ่ายแรงดันจะต่ำกว่า 9 มิลลิวินาที

Ms. Manjusha Patil (2014) ศึกษาเกี่ยวกับการเลือกใช้และออกแบบตัวควบคุมพีไอดี เพื่อที่จะนำมาใช้ในงานการควบคุมมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านซึ่งงานวิจัยนี้นำเสนอเกี่ยวกับระบบควบคุมที่มีความแม่นยำและมีการทำงานที่เสถียร โดยจะพัฒนาระบบควบคุมพีไอและพีไอดีและพิจารณาเพื่อเลือกชนิดของระบบควบคุมซึ่งผลที่ได้จากการทดสอบกับมอเตอร์กระแสตรงเปรียบเทียบระหว่างระบบควบคุม พีไอและ พีไอดี นั้นมีผลตอบสนองที่ใกล้เคียงกัน สำหรับมอเตอร์กระแสตรงโดย พีไอดี จะมีผลตอบสนองชั่วคราวดีกว่า

## 2.12 สรุป

จากงานวิจัยที่ได้กล่าวมาแล้วนั้น เครื่องปั้นเม็ดเลือดแดงเป็นถืออุปกรณ์ทางวิทยาศาสตร์ และการแพทย์ที่มีความสำคัญเป็นอย่างมาก และเป็นอุปกรณ์ที่มีมานานแต่ไม่ถูกผลิตใช้ภายในประเทศ (ข้อมูล พ.ศ. 2558) ดังนั้น งานวิจัยฉบับนี้ได้นำเสนอการออกแบบเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดงซึ่ง แบ่งออกเป็น 3 หัวข้อดังนี้

- 1) การออกแบบจานหมุนเหวี่ยง
  - 2) การออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบการหมุน
  - 3) การออกแบบจนวนการสั่งสะเทือน
- ซึ่งจะอธิบายในรายละเอียดในบทต่อไป

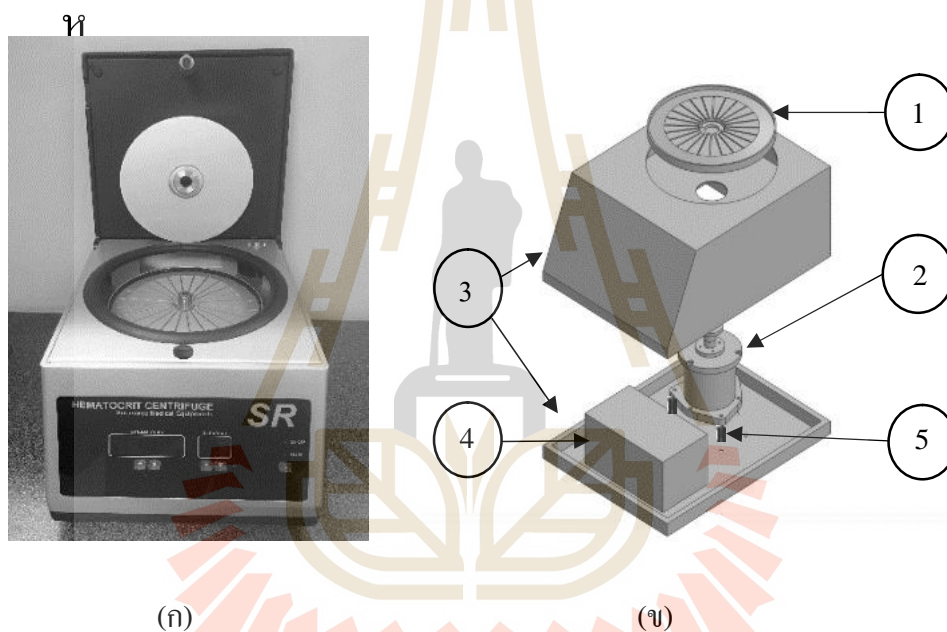
### แนวทางและวิธีดำเนินงานวิจัย

- 1) สสำรวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
- 2) วิเคราะห์การออกแบบจานหมุนเหวี่ยง
- 3) สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านและตัวควบคุม
- 4) ออกแบบขนาดจนวนการสั่งสะเทือน และดำเนินการสำรวจตลาด-จัดซื้อ
- 5) ทดสอบ Closed-down Speed เพื่อดูผลการตอบสนองเชิงความถี่ (Frequency response) ของระบบ
- 6) ทดสอบการตอบสนองเมื่อใช้จนวนการสั่งแบบต่าง ๆ
- 7) วิเคราะห์ข้อมูลและสรุปผลที่ได้
- 8) จัดทำเอกสารและรายงานวิจัย

### บทที่ 3

#### การออกแบบจานหมุนเหวี่ยง

องค์ประกอบหลักโดยทั่วไปของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 3.1 (ก) ประกอบไปด้วย 3.1 (ข.1) จานหมุนเหวี่ยง (Centrifuge Disk) 3.1 (ข.2) มอเตอร์ 3.1 (ข.3) ตัวเครื่อง 3.1 (ข.4) ระบบควบคุมและแสดงผลการทำงาน และ 3.1(ข.5) ฉนวนการสั่นสะเทือน



รูปที่ 3.1 (ก) เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง และ(ข) องค์ประกอบแบบแยกส่วน

#### 3.1 หลักการวิเคราะห์และการออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง

หลักการสำคัญที่ทำให้เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงสามารถแยกเม็ดเลือดแดงออกจากน้ำเลือด นั่นคือ แรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ (RCF) ที่เกิดจากการหมุนของจานหมุนเหวี่ยงที่มีมอเตอร์เป็นตัวขับเคลื่อน ดังนั้นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนเหวี่ยงและความเร็วรอบจากมอเตอร์จึงเป็นองค์ประกอบสำคัญของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่เป็นหัวใจสำคัญของเครื่องที่ต้องพิจารณาก่อนเป็นอันดับแรก เพื่อให้เครื่องสามารถสร้าง RCF ที่มีขนาดอย่างน้อย 1,000g และกระทำเป็นเวลาไม่ต่ำกว่า 5 นาที ซึ่งจะทำให้เลือดเกิดการ แยกเม็ดเลือดแดงออกจากน้ำเลือดได้อย่างสมบูรณ์

จานหมุนเหวี่ยง คือแผ่นจานสำหรับบรรจุเลือดทดสอบในหลอดทดสอบ (หรือเรียกอีกอย่างว่า หลอดครูลึก (Capillary tube) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง  $\varnothing 1.5\text{mm.} \times$  ยาว 75mm. เป็นจำนวน 24 หลอด โดยมีทิศทางการวางหลอดเลือดทดสอบให้อยู่ในแนวรัศมีของจานหมุนเหวี่ยง

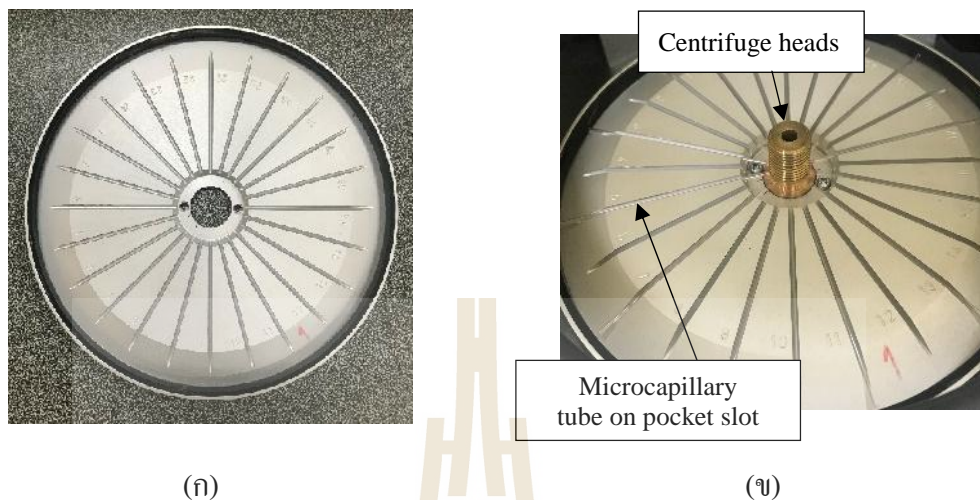
ขนาดของจานหมุนเหวี่ยงจะขึ้นอยู่กับขนาดของหลอดทดลอง และเป็นตัวกำหนดความเร็วรอบต่ำสุดที่ใช้ในการทำงาน เนื่องจากขนาดของจานหมุนเหวี่ยงและความเร็วรอบของมอเตอร์ แปรผันตรงกับ RCF หรือเรียกอีกชื่อว่า แรงจี (G-force) โดยค่า RCF คือความเร่งหนีศูนย์กลางที่เกิดขึ้นจากการหมุน เทียบเป็นจำนวนเท่าของความเร่งโน้มถ่วงของโลก (ความเร่งโน้มถ่วงของโลกที่ระดับน้ำทะเล มีขนาดเท่ากับ  $9.80665\text{m/s}^2$ ) ดังสมการที่ 3.1 และจากสมการที่ 3.2 พบว่าขนาดของจานหมุนเหวี่ยงแปรผกผันกับความเร็วรอบที่ใช้ งาน กล่าวคือหากเครื่องทำงานที่ความเร็วรอบสูง ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนเหวี่ยงของเครื่องจะมีขนาดเล็ก เป็นต้น

$$RCF_{(g)} = r_{(mm)} \times N_{(rpm)}^2 \times 1.1182 \times 10^{-6} \quad (3.1)$$

สามารถหาขนาดรัศมีต่ำสุดของจานหมุนเหวี่ยง ( $r_{\min}$ : มิลลิเมตร mm.) ได้จาก

$$r_{\min} = \frac{RCF}{N_{rpm}^2 \times 1.1182439 \times 10^{-6}} \quad (3.2)$$

โดยกำหนดให้  $RCF = 1,000 \text{ g}$ , ความเร็วรอบการทำงาน  $N = 12,000 \text{ rpm}$  ซึ่งจะคำนวณได้  $r_{\min} = 6.21 \text{ mm}$ . เมื่อรวมกับขนาดของหลอดทดลองที่มีขนาด 75 mm. จะได้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนไม่น้อยกว่า 162 mm. และเพื่อให้มีระยะเพื่อสำหรับหนีจับหลอดทดลอง และขอบวงนอกรองรับปลายหลอดทดลอง จะออกแบบจานหมุนเหวี่ยงให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุน 175 mm. โดยวัสดุที่ใช้เป็น อะลูมิเนียม 6063 และเคลือบอะโนไดซ์ ซึ่งมีความแข็งแรง ทนทานและไม่ทำปฏิกิริยากับเลือด ไม่เป็นสนิมและความสวยงาม ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 (ก) ลักษณะจานหมุนเหวี่ยง (ข) การติดตั้งจานหมุนเหวี่ยงกับมอเตอร์ และการวางหลอดทดสอบ

### 3.2 สรุป

3.2.1. การกำหนดขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางจานหมุนเหวี่ยงอยู่ที่ 175 mm. และใช้ความเร็วรอบการหมุนที่สามารถสร้าง RCF ได้เกิน 1,000g คือ 12,000 rpm

3.2.2. การเลือกชนิดของมอเตอร์ที่จะใช้เป็นตัวขับเคลื่อน คือ มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน (BLDC motor) ขนาด 300 วัตต์, 220-240 VDC พร้อมชุดบอร์ด-ขับเคลื่อน BLMD-8TC39-1P โดยชุดมอเตอร์นี้ สามารถทำความเร็วรอบได้เกิน 12,000 rpm มี ฮอลล์เอฟเฟกเซ็นเซอร์ (Hall-effect sensor) เป็นตัววัดความเร็วรอบของมอเตอร์ซึ่งสามารถนำสัญญาณที่ได้ไปใช้ในการออกแบบระบบควบคุมและเป็นสัญญาณป้อนกลับเพื่อควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ได้

3.2.3. รายละเอียดจานหมุนเหวี่ยง ถูกกำหนดโดยบริษัทสุรนารีแพทยภัณฑ์จำกัด ซึ่งเป็นข้อกำหนดพื้นฐาน ดังต่อไปนี้

- 1) สามารถวางหลอดเลือดทดสอบได้ 24 หลอด
- 2) เป็นอะลูมิเนียม 6063 และเคลือบอะโนไดซ์ เพื่อความแข็งแรง ทนทานและไม่เกิดปฏิกิริยากับเลือด

## บทที่ 4

### การออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง

เพื่อให้งานหมุนเหวี่ยงสามารถสร้าง RCF ได้คงที่ตลอดการทำงาน ดังนั้น จึงจำเป็นต้องสร้างระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ที่หมุนงานหมุนเหวี่ยงให้สามารถหมุนด้วยความเร็วรอบที่คงที่หรือมีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน  $\pm 5\%$  ของความเร็วรอบการทำงาน มอเตอร์ที่ใช้กับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงได้เลือกใช้มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านถ่าน (Brushless direct current motor) โดยมีบอร์ดขับเคลื่อนทำหน้าที่ควบคุมการจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้ขดลวดเหนี่ยวนำภายในมอเตอร์ เพื่อสร้างแรงแม่เหล็กขับเคลื่อนแกนหมุนที่เป็นแม่เหล็กถาวร ในส่วนนี้ต้องมีการควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ให้เป็นที่ต้องการ โดยอาศัยฮอลล์เอฟเฟกเซ็นเซอร์ (Hall-effect sensor) ที่มีอยู่ในมอเตอร์เป็นตัวตรวจรู้ความเร็วรอบของมอเตอร์ เพื่อให้มอเตอร์สามารถรักษาความเร็วรอบการทำงาน ที่ 12,000 rpm ให้คงที่ตลอดการทำงาน จึงจำเป็นต้องมีระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ โดยใช้การควบคุมแบบวงปิด และตัวควบคุมพีไอดี (PID Controller)

การออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบ ในการปั่นเม็ดเลือดแดงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานและสร้างความน่าเชื่อถือของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง ซึ่งสามารถแบ่งงานออกเป็น 2 ส่วนคือ

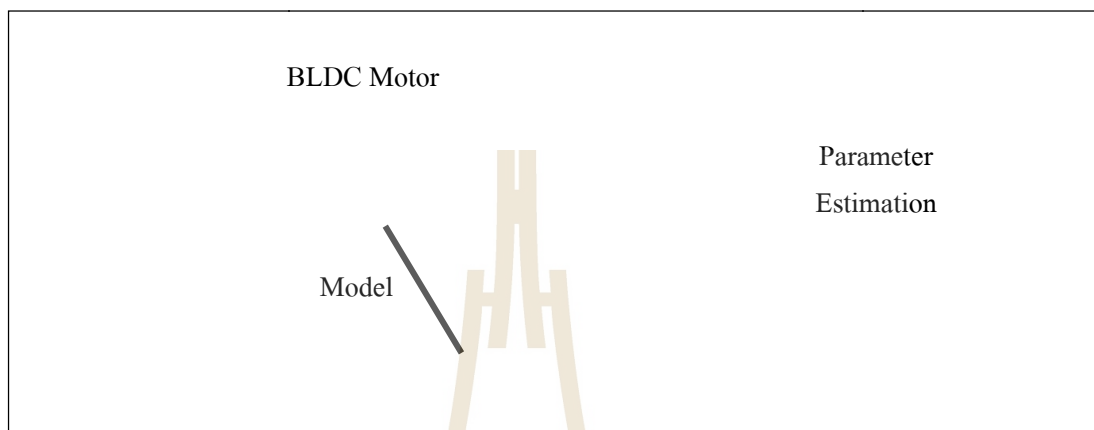
- 1) ประมวลผลแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน
- 2) ออกแบบตัวควบคุมแบบพีไอดีสำหรับมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน

#### 4.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์

ในบทนี้จะใช้วิธีการประมาณค่าโดยวิธีกำลังสองน้อยที่สุดที่ไม่เป็นเชิงเส้นใน Simulink Parameter Estimation เพื่อหาฟังก์ชันถ่ายโอนของระบบเทียบเท่าของมอเตอร์โดยอาศัยการประมาณค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมที่สุดจากการวัด และเก็บค่าข้อมูลเอาต์พุตแล้วนำไปวิเคราะห์หาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เนื่องจากเป็นมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรง จึงไม่สามารถวัดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้โดยตรงหรือทั้งหมด ดังนั้น จึงต้องทำการประมาณค่าพารามิเตอร์ของระบบเทียบเท่าของมอเตอร์ ที่สามารถทำงานได้ตลอดช่วงการทำงานที่ต้องการ โดยการระบุเอกลักษณ์ในระบบวงเปิด (Open loop identification) ดังแผนภาพในรูปที่ 4.1 จากแรงที่ทำให้เพลลา

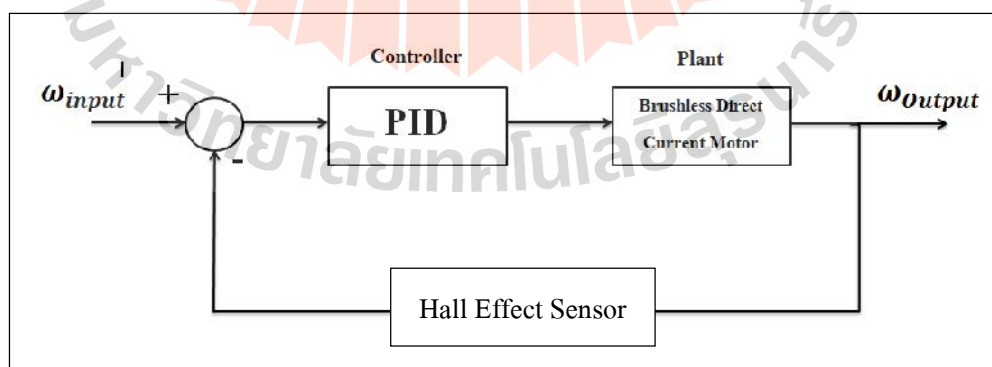


หมุนมีลักษณะเป็นคลื่นรูปไซน์ อินพุต ซึ่งค่าความเร็วรอบในการหมุนของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านได้จากฮอลล์เอฟเฟกเซ็นเซอร์



รูปที่ 4.1 แผนภาพการวิธีการประมาณค่าแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

ในการออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบแบบปิด (Closed loop control system) ที่ใช้ตัวควบคุมแบบพีไอดี (PID controller) โดยมีตัวกระตุ้นระบบเป็นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านทำการหมุนจานหมุนเหวี่ยง (Centrifuge disk) และวัดความเร็วรอบการหมุนของมอเตอร์ด้วย ฮอลล์เอฟเฟกเซ็นเซอร์แผนภาพการทำงานของระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านดังแสดงในรูปที่ 4.2

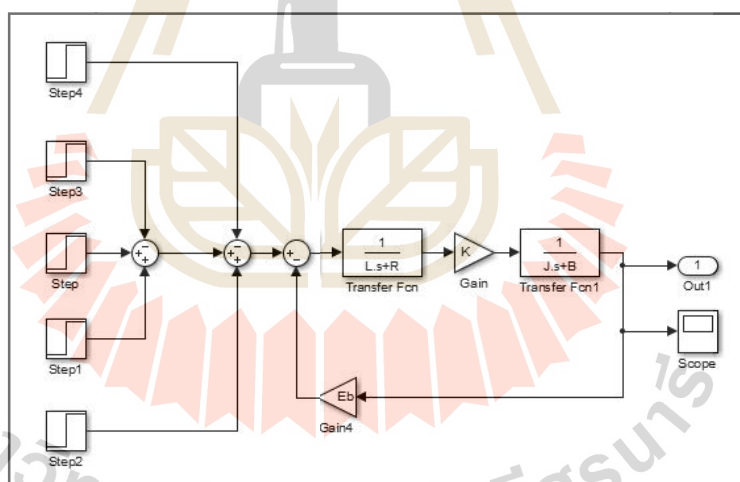


รูปที่ 4.2 ระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านแบบวงปิด

การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านในการทดลองนี้จะทำการประมาณค่าในระบบที่เป็นการควบคุมแบบปิด โดยใช้ฟังก์ชัน Parameter Estimation Toolbox ในโปรแกรม MATLAB โดยจำเป็นต้องเก็บข้อมูลของความเร็วรอบที่ได้ต่อความเร็วรอบที่ตั้งค่าเอาไว้ เพื่อให้โปรแกรม MATLAB คำนวณและประมาณค่าพารามิเตอร์แต่ละตัวออกมาซึ่งจะสามารถเขียนแบบจำลองหรือแผนภาพการหาพารามิเตอร์ใน MATLAB/ Simulink ได้ดังรูปที่ 4.3

สำหรับการประมาณค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านจะใช้แรงดันไฟฟ้า ( $v$ ) กระแสตรงเป็น Input และความเร็วรอบ ( $\dot{S}$ ) เป็น Output เราสามารถประมาณฟังก์ชันถ่ายโอนของ มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านดังแสดงในสมการที่ 4.1

$$\frac{\dot{S}(s)}{v(s)} = \frac{K_t}{JLs^2 + (JR + BL)s + (BR + K_t K_b)} \quad (4.1)$$

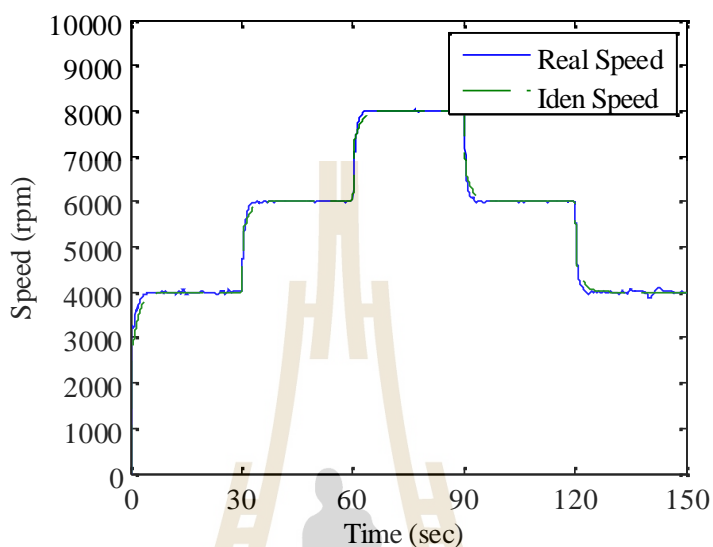


รูปที่ 4.3 แบบจำลองการควบคุมแบบเปิดที่จะใช้ประมาณค่าพารามิเตอร์ของมอเตอร์

#### 4.1.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์ BLDC

การประมาณค่าจะเป็นการประมาณโดยใช้การประมาณค่าพารามิเตอร์แบบวงเปิดปรับความเร็วรอบในช่วงที่ต้องการใช้งานคือ 4,000 - 8,000 รอบต่อนาที ซึ่งจะตั้งตัวแปรเริ่มต้นของพารามิเตอร์ให้มีค่าเท่ากับ 1 จากนั้นเริ่มต้นการประมาณค่าโดยตัวโปรแกรมจะเริ่มประมาณจากการ

เทียบผลที่ได้จากพารามิเตอร์ก่อนหน้ากับค่าความเร็วรอบจริง และปรับพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ทำให้ค่าผลของความเร็วรอบที่ได้ใกล้เคียงกับความเร็วรอบจริงที่เก็บข้อมูลมาดังภาพที่ 4.4



รูปที่ 4.4 ผลของการเปรียบเทียบความเร็วรอบจากการประมาณค่ากับความเร็วรอบจริง

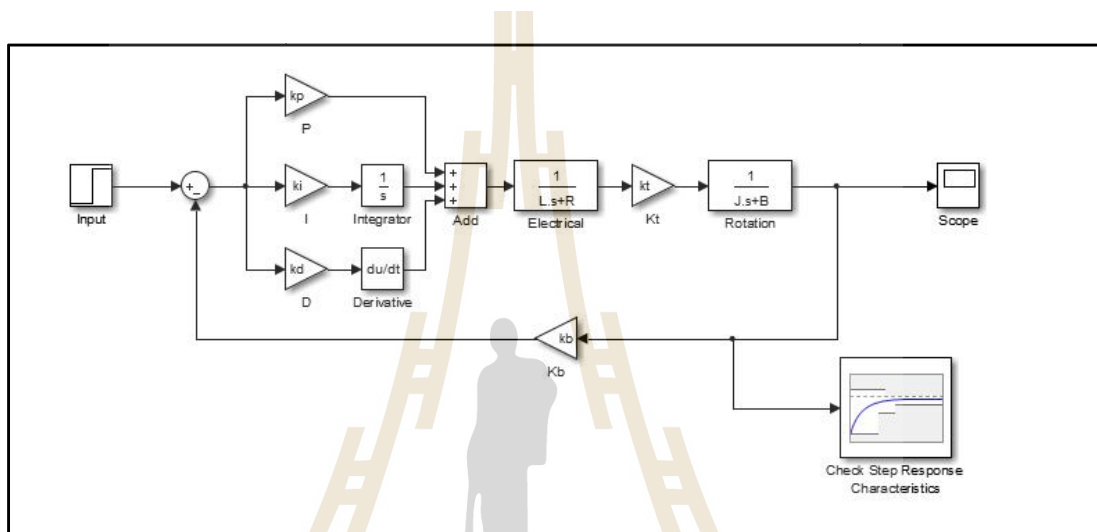
เมื่อทำการประมาณค่าจากโปรแกรม MATLAB/ Simulink จะได้ค่าพารามิเตอร์ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านที่สามารถนำไปจำลองผลตอบสนองได้ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 พารามิเตอร์ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน

ชื่อของพารามิเตอร์	พารามิเตอร์	ค่า	หน่วย
โมเมนต์ความเฉื่อย	$J$	4.37	$\text{Kg.m}^2$
สัมประสิทธิ์ความเสียดทาน	$B$	4.88	$\text{Nm.s/rad}$
ค่าความต้านทาน	$R$	28.94	
ค่าการเหนี่ยวนำ	$L$	27.17	mH
แรงเคลื่อนไฟฟ้ากลับ	$K_b$	$0.1 \times 10^{-3}$	V/1000 rpm
ค่าคงที่ของแรงบิด	$K_t$	0.912	kN.m/A

#### 4.1.2 Optimization PID Controller สำหรับมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน

เมื่อได้พารามิเตอร์ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านแล้วก็จะทำการ Optimization ตัวควบคุมพีไอดีเพื่อที่จะหาค่าที่เหมาะสมที่สุดที่จะใช้ในการควบคุมมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านที่ความเร็วรอบในการใช้ถ่วงสมดุล ซึ่งจะใช้ Block Check Step Response เป็นตัวช่วยในการ Optimization PID Controller ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 แบบจำลองในการ Optimization PID Controller

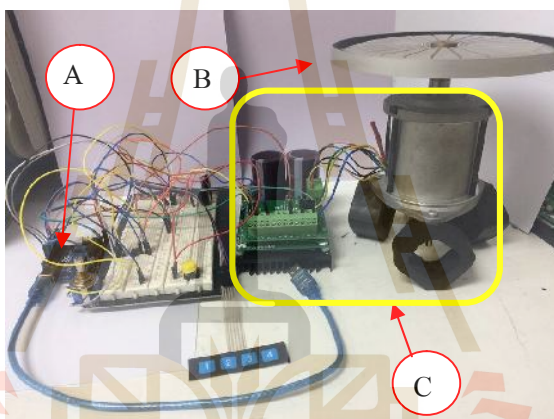
เมื่อทำการ Optimization PID Controller แล้วจะทำให้ได้ค่าตัวควบคุมต่าง ๆ ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 พารามิเตอร์ของระบบควบคุมแบบพีไอดี

พารามิเตอร์ของตัวควบคุม	พารามิเตอร์	ค่า	หน่วย
ค่าอัตราขยายแบบสัดส่วน	$K_p$	0.0100	-
ค่าอัตราขยายแบบอินทิกรัล	$K_i$	0.0045	$\text{sec}^{-1}$
ค่าอัตราขยายแบบอนุพันธ์	$K_d$	0.0010	sec

## 4.2 อุปกรณ์และเครื่องมือทดสอบ

- 4.2.1 เครื่องคอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานและแสดงผล
- 4.2.2 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านขนาด 300วัตต์, 220-240 VDC พร้อมชุดบอร์ดขับเคลื่อน BLMD-8TC39-1P ดังแสดงในรูปที่ 4.6 (A)
- 4.2.3 งานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง (Centrifuge disk) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 175 mm. น้ำหนัก 420กรัมผลิตจากวัสดุอะลูมิเนียม 6063 ดังแสดงในรูปที่ 4.6 (B)
- 4.2.4 โปรแกรม Arduino พร้อมบอร์ด UNO-R3 สำหรับเป็น microcontroller ดังแสดงในรูปที่ 4.6 (C)
- 4.2.5 โปรแกรม MATLAB สำหรับช่วยในการคำนวณทางคณิตศาสตร์และแสดงผล

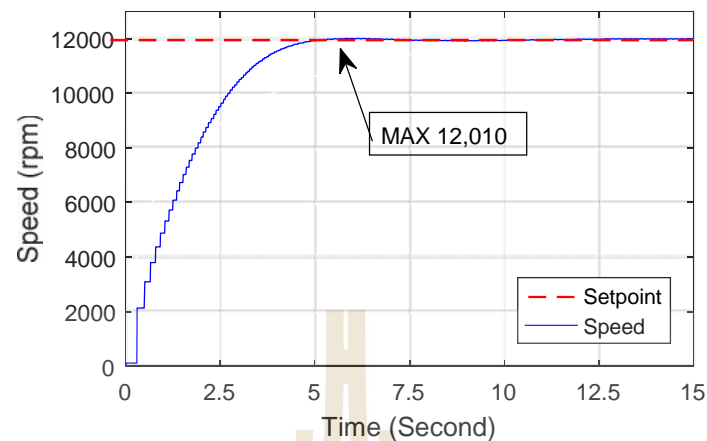


รูปที่ 4.6 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัยออกแบบระบบควบคุม

## 4.3 การทดสอบและผลการทดสอบ

ในการทดลองเพื่อทดสอบการทำงานของระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน สามารถแบ่งเป็น 3 ส่วนคือ

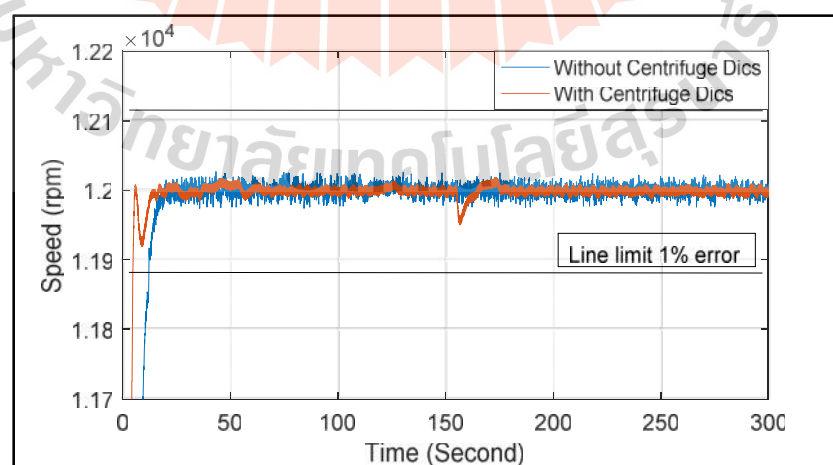
- 4.3.1 ผลการตอบสนองของระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านในช่วงเวลา 0 ถึง 15 วินาที ที่ความเร็วรอบ 12,000 รอบต่อนาทีเพื่อพิจารณาผลการตอบสนองชั่วครู่ (Transient response) โดยทดสอบแบบติดตั้งงานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 1

จากรูปที่ 4.7 แสดงกราฟผลการตอบสนอง ความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้า กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านในช่วงเวลา 0 ถึง 15 วินาที ที่มีค่าความเร็วรอบที่ 12,000 รอบต่อ นาทีงานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ระบบจะมีการตอบสนองคือ Setting time ไม่เกิน 5 วินาทีที่ 2% error, มี Maximum Overshoot ไม่เกิน 5%

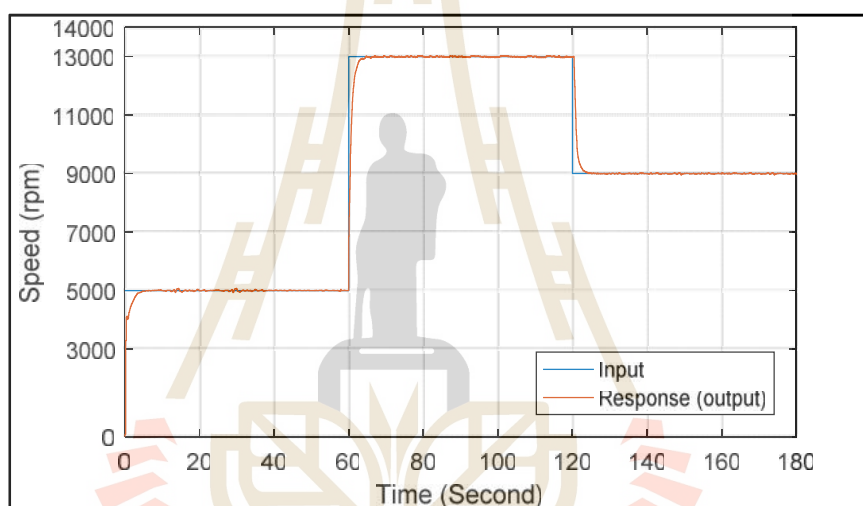
4.3.2 ผลการตอบสนองของระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบ ไม่มีแปรงถ่านในช่วงเวลา 0 ถึง 300 วินาที (หรือ 0 ถึง 5 นาที) ที่ความเร็วรอบ 12,000 รอบต่อ นาที เพื่อดูผลการตอบสนองที่สภาวะคงตัว (Steady state response) โดยทดสอบทั้งแบบติดตั้ง และไม่ ติดตั้งงานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 2

จากรูปที่ 4.8 แสดงกราฟผลการตอบสนอง ความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้า กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านในช่วงเวลา 0 ถึง 5 นาที ที่ความเร็วรอบ 12,000 รอบต่อนาทีเพื่อดูผลการตอบสนองที่สภาวะคงตัว ว่าสามารถรักษาเสถียรภาพความเร็วรอบได้ตลอดการทำงาน เราพบว่า การทดสอบทั้งสองกรณีค่าความผิดพลาดที่สภาวะคงตัวไม่เกิน 3% ตลอดการทำงาน

4.3.3 ผลการตอบสนองของระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านแบบขั้นบันได (Step input) ที่ความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที, 13,000 รอบต่อนาที และ 9,000 รอบต่อนาทีโดยใช้เวลา 60 วินาที ในแต่ละความเร็วรอบ โดยทดสอบทั้งแบบติดตั้งจานหมุนเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 3

จากรูปที่ 4.9 แสดงกราฟผลการตอบสนอง ความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้า กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านแบบแบบขั้นบันไดที่ความเร็วรอบ 5,000 รอบต่อนาที 13,000 รอบต่อนาที และ 9,000 รอบต่อนาทีโดยใช้เวลา 60 วินาทีในแต่ละความเร็วรอบเพื่อทดสอบประสิทธิภาพในการควบคุมความเร็วรอบของตัวควบคุมแบบพีไอดี เราพบว่า การทดสอบทั้งสองกรณีทุกการเปลี่ยนแปลงความเร็วรอบระบบสามารถเข้าสู่ค่าความเร็วรอบที่กำหนดได้อย่างถูกต้อง และมีค่าความคลาดเคลื่อนที่สภาวะคงตัวไม่เกิน 3% ซึ่งผลการทดลองเป็นไปตามเงื่อนไขข้อกำหนดเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงของเครื่องมือทางการแพทย์คุณภาพสูง

#### 4.4 สรุป

จากผลการทดสอบระบบควบคุมความเร็วรอบแบบปิดที่มีตัวควบคุมแบบพีไอดีสำหรับเครื่องปั่นเมล็ดเลือดแดง โดยใช้บอร์ดอาร์ดูโนเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ และเทคนิควัดความเร็วรอบจากฮอลล์เอฟเฟคเซ็นเซอร์นั้นสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ และเป็นไปตามข้อกำหนดของเครื่องปั่นเมล็ดเลือดแดงที่ความเร็วรอบ 12,000 รอบต่อนาทีค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดน้อยกว่า 3% เข้าสู่ความเร็วรอบที่ต้องการได้ในเวลา 5 วินาที สามารถให้ค่า RCF สูงสุด 13,000 g (ช่วง 2,000 ถึง 13,000 g)





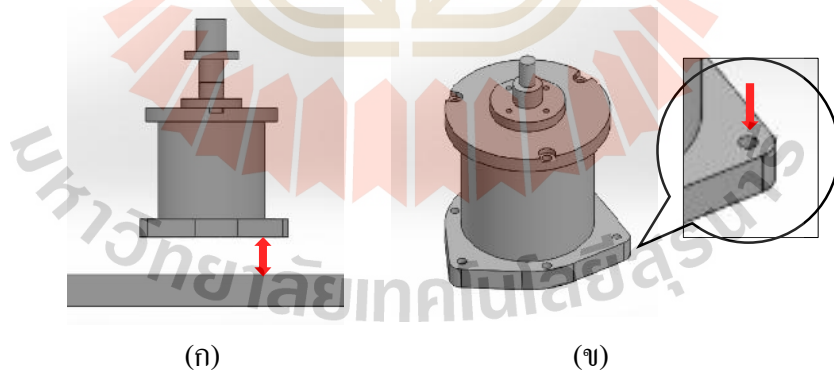
## บทที่ 5

### การออกแบบฉนวนการสั่นสะเทือน

ในการออกแบบฉนวนการสั่นสะเทือน นอกจากทฤษฎีจากบทที่ 2 ที่กล่าวไปแล้วก็ยังคงต้องคำนึงถึงขนาด (รูปร่าง) ของตัวฉนวนการสั่นฯ รูปแบบการติดตั้งอีกด้วยซึ่งบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและปัจจัยต่างๆ ที่ถูกนำมาพิจารณาเพื่อให้สามารถกำหนดขนาดของฉนวนการสั่นได้ โดยฉนวนการสั่นนั้น ต้องมีจำหน่ายในท้องตลาด ซึ่งเป็นสินค้าที่ได้รับการรับรองตามมาตรฐานอุตสาหกรรม

#### 5.1 หลักการออกแบบฉนวนการสั่นสะเทือน

ตัวเครื่อง จะประกอบด้วยส่วนฐานที่รองรับมอเตอร์ และมีกล่องปิด เพื่อช่วยป้องกันอันตรายจากการปั่นเหวี่ยงในขณะที่เครื่องกำลังทำงาน ซึ่งขนาดพื้นที่ของภายในตัวเครื่องจะเป็นตัวช่วยกำหนดขนาดของฉนวนการสั่นที่เป็นตัวกลางระหว่างมอเตอร์กับตัวเครื่อง โดยความสูงของฉนวนการสั่นต้องไม่เกิน 24 mm กว้าง 70 mm ยาว 70 mm และขนาดรูเจาะสำหรับยึดฐานของมอเตอร์ไม่เกิน 5 mm ดังแสดงในรูปที่ 5.1

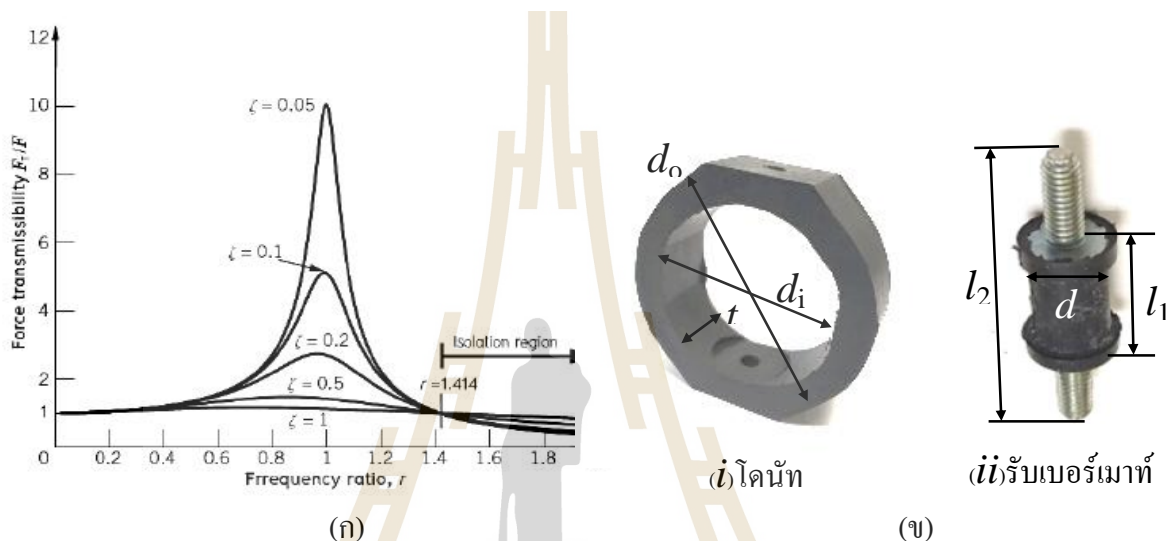


รูปที่ 5.1 (ก) ระยะห่างระหว่างมอเตอร์กับฐานเครื่อง และ (ข) บริเวณรูยึดของมอเตอร์

ฉนวนการสั่นสะเทือน (Vibration isolators) คืออุปกรณ์ที่ออกแบบมาเพื่อช่วยลดการส่งผ่านการสั่นสะเทือนจากแหล่งกำเนิดการสั่นสู่พื้นหรือที่ที่ไม่ต้องการให้การสั่นสะเทือนเกิดขึ้น

ในที่นี้คือการส่งถ่ายการสั่นจากมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านสู่ตัวเครื่อง ซึ่งสมการความสามารถการส่งผ่านแรง (Force transmissibility) ของการสั่นสะเทือน คือ

$$\frac{F_T}{F} = \sqrt{\frac{1 + (2' \zeta)^2}{(1 - r^2)^2 + (2' \zeta)^2}} \quad (5.1)$$



รูปที่ 5.2 (ก) กราฟการส่งผ่านแรงกับอัตราส่วนความถี่ และ (ข) ลักษณะฉนวนการสั่นสะเทือน

จากสมการที่ 5.1 เราสามารถคำนวณหาค่าความแข็งของฉนวนการสั่น (k) ที่ทำให้แรงส่งผ่านการสั่นลดลง จากรูปที่ 5.2(ก) จะสรุปได้ว่าต้องออกแบบค่าความแข็งของฉนวนที่ทำให้ระบบมีความถี่ธรรมชาติที่ให้อัตราส่วนความถี่ไม่ต่ำกว่า 1.414 จึงสามารถคำนวณค่าความแข็งของฉนวนการสั่นที่ต้องมีขนาดไม่เกิน 492.16N/mm เมื่อพิจารณามอเตอร์มีจุดจับยึดอยู่ 3 ตำแหน่ง ดังนั้นจะมีฉนวนการสั่นทั้งหมด 3 ตัวที่ต่อขนานกัน และค่าความแข็งเมื่อรวมกันแล้วต้องไม่เกินค่าที่คำนวณได้หรือ ฉนวนแต่ละตัวจะได้มีค่าความแข็งไม่เกิน 164.05N/mm

ดังนั้น เมื่อพิจารณาปัจจัยเรื่องขนาด จุดจับยึด ค่าความแข็ง และการรับน้ำหนักได้เกิน 2.5 กิโลกรัม สามารถเลือกฉนวนการสั่นที่มีในท้องตลาดดังนี้ คือ ฉนวนการสั่นแบบรับเบอร์เม้าท์ (Rubber mount) และแบบโคนัทที่ใช้งานอยู่ก่อน โดยแสดงรายละเอียดของฉนวนการสั่นในรูปที่ 5.2(ข) และตารางที่ 5.1

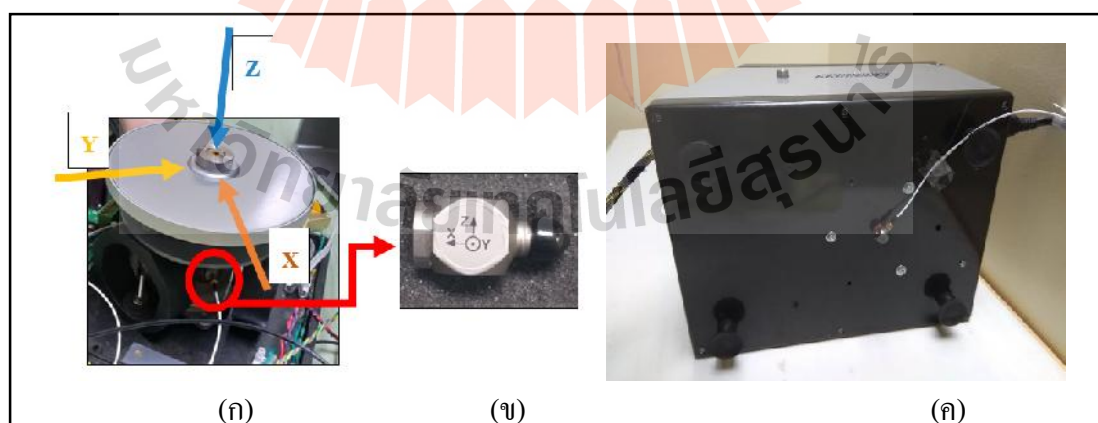
ตารางที่ 5.1 รายละเอียดของฉนวนการสิ้นสะท้อน

ประเภทฉนวนการ สิ้นสะท้อน	แบบ	ขนาด (mm.)	ค่าความแข็ง (N/mm.)
โดนัท รูปที่ 7 (ข).(i)	A	$d_i = 70.0, d_o = 93.0, t = 30.0$	N/A
รับเบอร์เมท รูปที่ 7 (ข). (ii)	B	$d = 10.0, l_1 = 15.5, l_2 = 39.0$	25
	C	$d = 12.0, l_1 = 15.0, l_2 = 44.0$	44
	D	$d = 12.0, l_1 = 15.0, l_2 = 44.0$	74
	E	$d = 13.5, l_1 = 11.0, l_2 = 28.0$	130

เมื่อได้ฉนวนการสิ้นที่ต้องการแล้ว ต่อไปเป็นการทดสอบใช้จริงกับเครื่องเพื่อหาฉนวนการสิ้นที่สามารถลดขนาดแอมพลิจูดแรงสิ้นสะท้อนที่ส่งจากจานหมุนเหวี่ยงสู่ตัวเครื่องได้ตามเงื่อนไขมาตรฐานสากล ISO 10816-1 ดังนี้

- 1) ขณะทำงานที่ความเร็วรอบคงตัว 12,000 rpm มีขนาดการสิ้นไม่เกิน 2.80 mm/sec
- 2) ขณะหยุดจ่ายไฟฟ้า (ตั้งแต่ 12,000 rpm ถึงเครื่องหยุดหมุน) ที่ขนาดการสิ้นสูงสุดไม่เกิน 7.10 mm/sec

และใช้เซ็นเซอร์วัดความเร่ง 3-แกน ติดตั้งไว้ที่ มอเตอร์ 1 ตำแหน่ง และที่ฐานเครื่องอีก 1 ตำแหน่ง โดยจัดทิศทางของเซ็นเซอร์ให้ทิศทางของแกน-x แกน-y แกน-z มีทิศเดียวกัน เพื่อสามารถเปรียบเทียบสัญญาณในแต่ละแกนร่วมกัน ได้โดยมีการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจวัดดังรูปที่ 5.3



รูปที่ 5.3 การติดตั้งเซ็นเซอร์ (ก) ที่มอเตอร์ (ค) ที่ตัวเครื่อง และ (ข) ทิศทางแกนต่าง ๆ ของเซ็นเซอร์

## 5.2 อุปกรณ์ที่เลือกใช้ในการวิจัยทดสอบ

5.2.1 เครื่อง HCM สำหรับทดสอบซึ่งภายในประกอบด้วย

1) มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านรุ่น F72-201105-220 ขนาด 300Watt, 220-240VDC พร้อมชุดบอร์ดขับเคลื่อน BLMD-8TC39-1P

2) งานหมุนเหวี่ยง (Centrifuge disk) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 175 mm. น้ำหนัก 420g. ผลิตจากวัสดุ Aluminum 6063 จำนวน 2 งาน พร้อมฝาปิด

3) จนวนการสั่น (A), (B), (C), (D) และ (E) อย่างละ 3 ตัว

4) แคมเบอร์หรือตัวเครื่อง

5.2.2 เครื่องคอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานและแสดงผล พร้อมโปรแกรม MATLAB/Simulink® สำหรับช่วยในการคำนวณทางคณิตศาสตร์และแสดงผล

5.2.3 โปรแกรม Arduino พร้อมบอร์ด UNO-R3 สำหรับใช้เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์

5.2.4 เซนเซอร์ Accelerometer 3-axis ขนาด  $\pm 50G$  จำนวน 2 ตัว พร้อมอุปกรณ์ต่อพ่วง

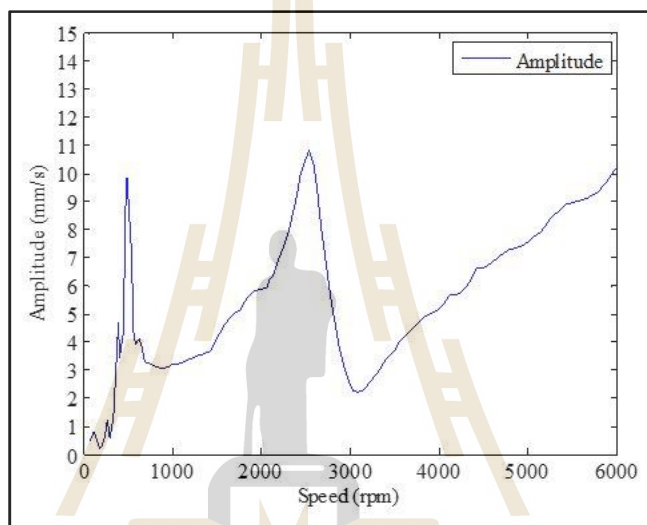
5.2.5 เครื่องมือประมวลผลและวิเคราะห์ DewesoftMinitaur พร้อมอุปกรณ์ต่อพ่วงดังแสดงรายละเอียดดังรูปที่ 5.4



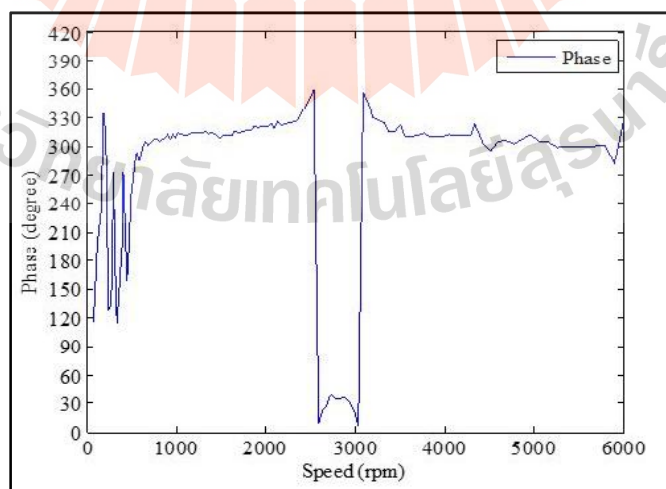
รูปที่ 5.4 อุปกรณ์ในการทดสอบจนวนการสั่นสะเทือน

### 5.3 ทดสอบ Closed-Down Speed เพื่อดูผลการตอบสนองเชิงความถี่

หลังจากเตรียมเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงต้นแบบแล้ว ลำดับต่อไปคือการทดสอบระบบโดยการทำให้ Closed-down speed เพื่อที่จะตรวจสอบ ผลการตอบสนองเชิงความถี่ ในระบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง เพื่อหาช่วงความถี่ที่ทำให้เกิดการสั่นพ้อง (Resonance) ของระบบ ซึ่งจากผลของการทำให้ Closed-down speed ได้ผลดังรูปที่ 5.5 ในรูปของ แอมพลิจูดการสั่นสะเทือน และรูปที่ 5.6 ในรูปของมุมเฟส



รูปที่ 5.5 ผลการตอบสนองเชิงความถี่ของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงในรูปของแอมพลิจูดการสั่น



รูปที่ 5.6 ผลการตอบสนองเชิงความถี่ของระบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงในรูปของมุมเฟส

จากรูปที่ 5.5 จะพบ การสั่นพ้องที่ทำให้เกิดการสั่นสูงสุด 2 ช่วง คือช่วง 500 – 700 rpm และ 2,200 - 2,800 rpm เมื่อดูรูปที่ 5.6 แล้ว การสั่นพ้องจะเกิดการกลับเฟสกะทันหันในช่วงดังกล่าว ซึ่งผู้ทดลองจะพิจารณาช่วงการทำงานดังกล่าวประกอบการวิเคราะห์ผลการทดลองขณะเครื่องหยุดทำงาน ความเร็วรอบจาก 12,000 rpm ลดลงจนหยุดนิ่ง

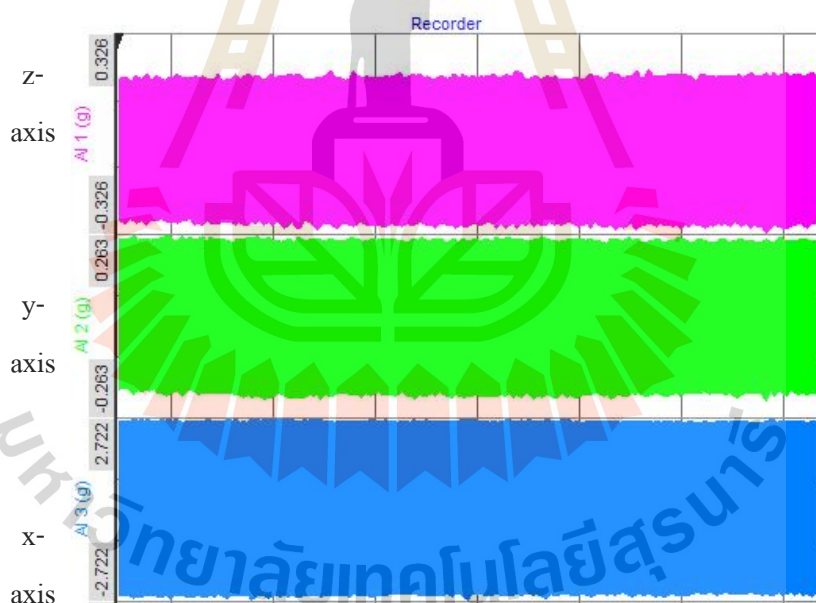
#### 5.4 ผลการทดสอบจนวนการสั่นสะเทือน

ในการทดสอบเพื่อเลือกจนวนการสั่นถูกแบ่งตามช่วงการทำงานจริงของเครื่อง HCM ดังนี้

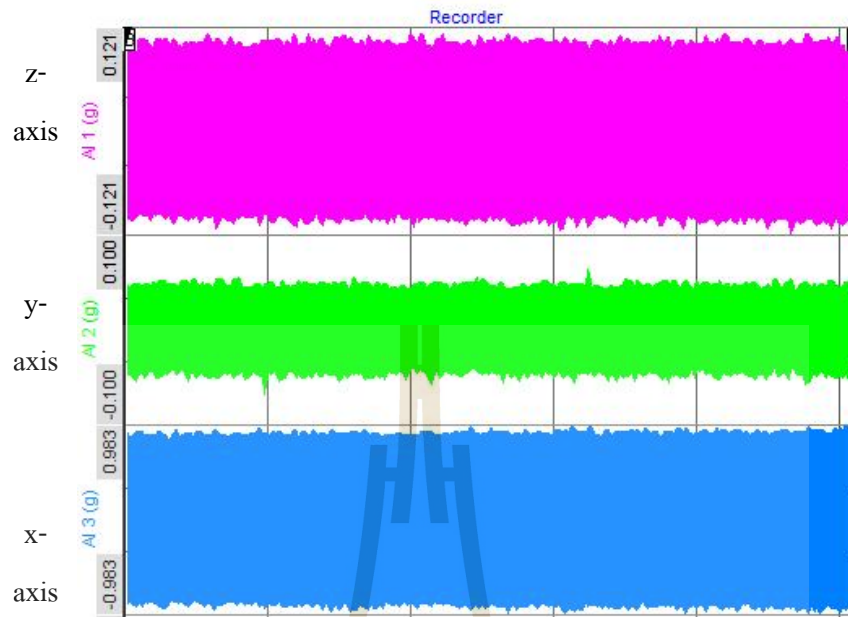
##### 5.4.1 วัดค่าการสั่นสะเทือนขณะเครื่องทำงานที่ 12,000 rpm

(Constant speed 200 Hz)

การทดสอบจนวนการสั่น ชนิด A B C D และE ตามลำดับ เพื่อดูผลการตอบสนองของเครื่องปั้นเม็ดเลือดแดง



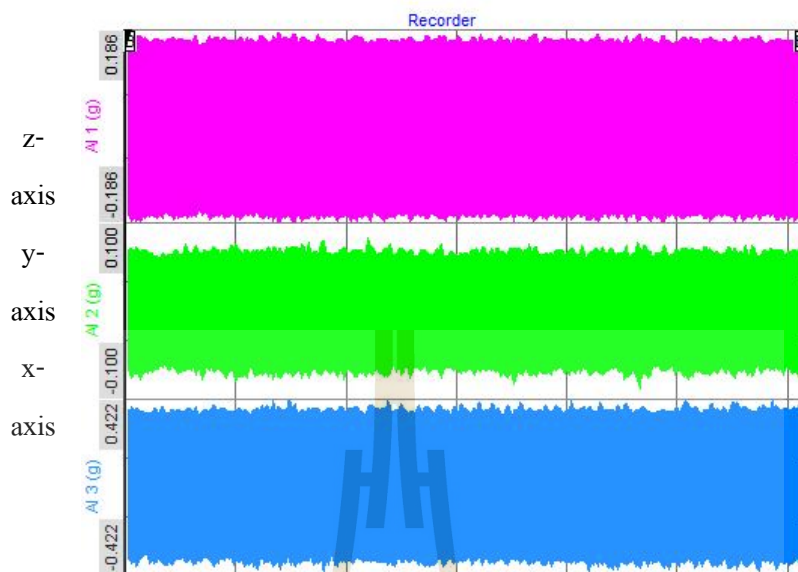
รูปที่ 5.7 กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของ จนวนการสั่น A



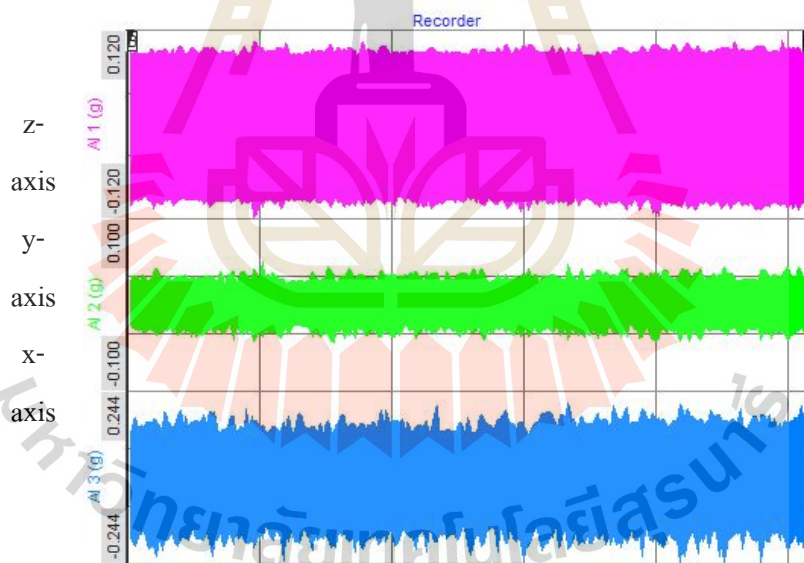
รูปที่ 5.8 กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของจนวนการสั่นขนาด B



รูปที่ 5.9 กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของจนวนการสั่นขนาด C



รูปที่ 5.10 กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของฉนวนการสั่นขนาด D



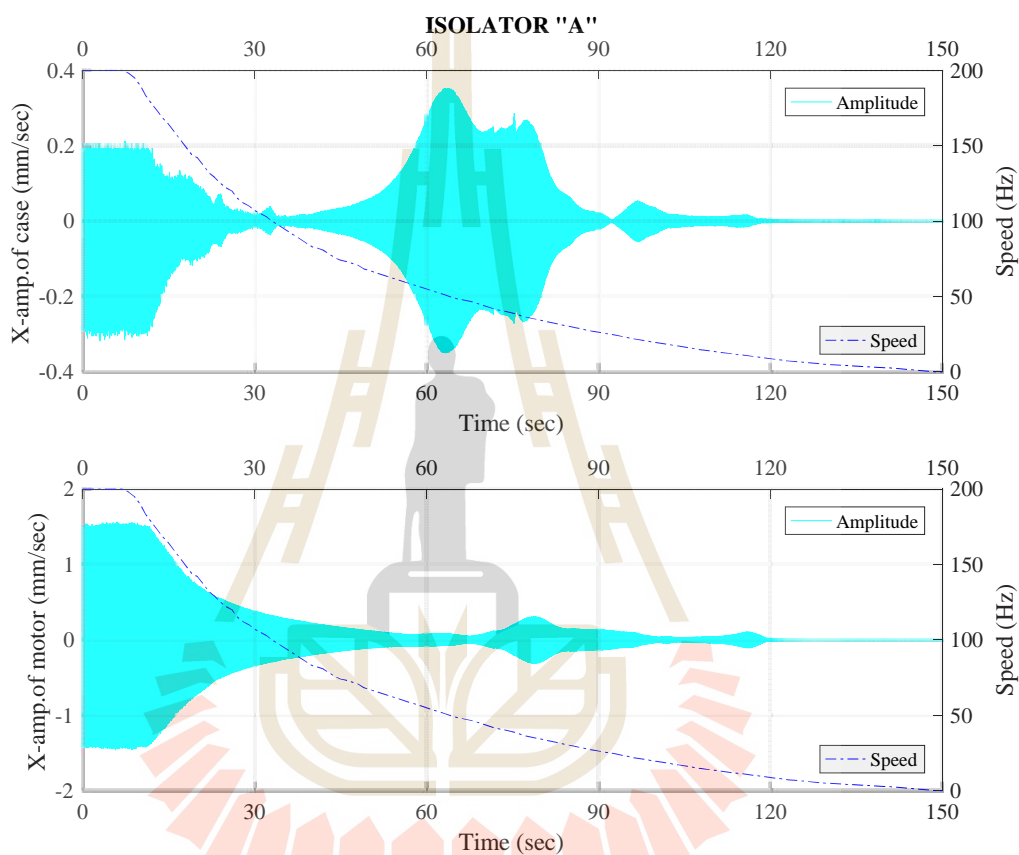
รูปที่ 5.11 กราฟแสดงการขณะมอเตอร์ทำงานของฉนวนการสั่นขนาด E

จากรูปที่ 5.7 ถึง 5.11 เป็นผลการทดสอบวัดค่าแอมพลิจูดที่ฐานเครื่องขณะมอเตอร์กำลังทำงานที่ความเร็วรอบคงที่ 12,000 rpm ค่าแอมพลิจูดสูงสุดที่ฐานเครื่องของฉนวนการสั่นแต่ละตัวมีค่าดังตารางที่ 5.2



#### 5.4.1 วัดค่าการสั่นสะเทือนขณะเครื่องเกิดการสั่นพ้อง ในช่วงเสร็จการทำงานจาก 12,000rpm ถึงหยุดนิ่ง (Speed-down 200 Hz to 0 Hz)

ในการทดสอบนี้จะทำการทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง โดยทดสอบกับฉนวนการสั่นฯ A B C D และ E ตามลำดับ ทดสอบชนิดละ 4 ครั้ง



รูปที่ 5.12 กราฟผลการวัดค่าแอมพลิจูดการสั่นสะเทือนของฉนวนการสั่น A แกน X ที่ตัวเครื่อง (กราฟบน) ที่มอเตอร์ (กราฟล่าง) และความเร็วรอบตั้งแต่ 200 Hz ถึง 0 Hz

จากรูปที่ 5.12 พบว่า ที่ความเร็วรอบ 50 Hz เกิดการสั่นพ้องที่ตัวเครื่อง ความเร็วรอบที่ 40 Hz เกิดการสั่นพ้องขึ้นทั้งมอเตอร์ และตัวเครื่องและ ความเร็วรอบที่ 20 Hz เกิดการสั่นพ้องที่ตัวเครื่องซึ่งค่าที่ได้จากการทดสอบฉนวนการสั่นแต่ละชนิดจะถูกนำไปแสดงในตารางที่ 5.2

ตารางที่ 5.2 ผลการทดสอบขนาดการสั่นของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่ความเร็วรอบต่าง ๆ

Isolator types Freq.	Max amp. at Motor (mm/sec)					Max amp. at Case(mm/sec)					Axis
	A	B	C	D	E	A	B	C	D	E	
12,000 rpm	1.340	0.840	1.740	1.160	0.284	0.171	0.081	0.130	0.149	0.069	x
	1.410	2.480	1.770	1.140	0.265	0.153	0.272	0.110	0.058	0.004	y
	2.970	3.710	3.860	0.971	0.822	2.210	0.759	0.822	0.291	0.048	z
Resonance 3,300 rpm	0.074	0.293	1.160	0.137	0.105	0.346	0.549	1.080	0.589	0.127	x
	0.050	0.603	1.050	0.139	0.089	0.222	0.350	0.844	0.070	0.124	y
	0.422	0.716	1.950	0.094	0.142	0.018	0.041	0.090	0.018	0.036	z

จากผลการทดสอบตารางที่ 5.2 พบว่าขนาดการสั่นเมื่อติดตั้งจำนวนการสั่นแบบต่าง ๆ ทำให้ขนาดการสั่นที่ส่งจากมอเตอร์สู่ตัวเครื่อง มีขนาดลดลง และจำนวนการสั่นที่ทำให้การสั่นมีขนาดน้อยที่สุดทั้งขณะทำงานที่ 12,000 rpm และขณะผ่านความถี่ธรรมชาติหรือช่วงที่เกิดการสั่นพ้อง คือ จำนวนการสั่น E ซึ่งมีขนาดการสั่นขณะทำงานที่ 12,000 rpm ในแกน x y และ z ตามลำดับที่มอเตอร์ 0.284 mm/sec, 0.265 mm/sec และ 0.822 mm/sec ซึ่งมีขนาดการสั่นน้อยกว่าจำนวนการสั่นชนิดอื่นทั้งหมด ขนาดการสั่นที่ตัวเครื่อง 0.069 mm/sec, 0.004 mm/sec และ 0.048 mm/sec ก็มีขนาดการสั่นที่น้อยกว่าการสั่นจากจำนวนการสั่นชนิดอื่น ขนาดการสั่นขณะเกิดการสั่นพ้องที่มอเตอร์ 0.105 mm/sec , 0.089 mm/sec และ 0.142 mm/sec พบว่าในแกน x และ y มีขนาดการสั่นน้อยที่สุด แต่ที่แกน z มีขนาดการสั่นน้อยกว่า A B และ C แต่มากกว่า D ส่วนขนาดการสั่นขณะเกิดการสั่นพ้องที่ตัวเครื่อง 0.127 mm/sec , 0.124 mm/sec และ 0.036 mm/sec ที่แกน x มีขนาดการสั่นน้อยที่สุด แต่ที่แกน y มีขนาดการสั่นน้อยกว่า A B และ C แต่มากกว่า D ที่แกน z มีขนาดการสั่นน้อยกว่า A และ B แต่มากกว่า C และ D ดังนั้นเมื่อพิจารณาจากลักษณะการทำงานของเครื่องที่ทำงานที่ความเร็วรอบทำงาน นานอย่างน้อย 5 นาที กับช่วงที่เกิดการสั่นพ้องที่เกิดขึ้นเพียงชั่วขณะ สามารถกล่าวได้ว่า จำนวนการสั่นที่ช่วยลดการสั่นสะเทือนได้มากที่สุดคือ จำนวนการสั่นสะเทือนแบบ E

## 5.5 สรุป

จำนวนการสั่นสะเทือนแบบ E ที่มีขนาด 130N/mm นั้นสามารถลดขนาดการสั่นที่ส่งผ่านจากมอเตอร์มาสู่ตัวเครื่องได้ การศึกษานี้ได้พัฒนาการออกแบบและวิเคราะห์เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่ผลิตโดยผู้ประกอบการคนไทยให้สามารถสร้างผลิตภัณฑ์ที่มีคุณภาพเทียบเคียงผลิตภัณฑ์ที่นำเข้าจากต่างประเทศและเป็นไปตามมาตรฐานสากล ISO 10816-1

## บทที่ 6

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

#### 6.1 สรุปผล

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษา และออกแบบเครื่องปั่นเมล็ดเลือดแดงต้นแบบ ซึ่งสามารถสรุปผลงานวิจัย และขั้นตอนการศึกษาได้ดังนี้

6.1.1 ออกแบบขนาดของจานหมุนเหวี่ยง ให้มีขนาดสัมพันธ์กับความเร็วรอบการหมุนที่สามารถสร้างแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ให้มีขนาดไม่น้อยกว่า 1,000 g และขนาดของหมุนเหวี่ยงเลือดเหมาะสมกับหลอดเลือดทดสอบโดยพิจารณาจากสมการแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ซึ่งความเร็วรอบนั้นจะนำไปสู่การเลือกขนาดของมอเตอร์ที่เหมาะสมดังนี้

1) เส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนเหวี่ยงมีขนาด 175 ม.ม. วัสดุอะลูมิเนียม 6063 บรรจุหลอดเลือดทดสอบขนาด 75 ม.ม. ได้ 24 หลอด

2) ความเร็วรอบการหมุนที่เหมาะสมคือ 12,000 rpm

3) มอเตอร์เป็นมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านรุ่น F72-201105-220 ขนาด 300 วัตต์ 220-240VDC พร้อมบอร์ดขับ BLMD-8TC39-1P สามารถทำความเร็วรอบสูงสุด 20,000rpm และมีฮอลล์เอฟเฟคเซ็นเซอร์ ที่ติดตั้งอยู่ภายใน

6.1.2 ได้ประมาณแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน ด้วยการระบุเอกลักษณ์จากผลการตอบสนองของความเร็วรอบกับแรงดันไฟฟ้าที่จ่าย โดยใช้วิธีการ Nonlinear Least Squares สำหรับหาค่าสัมประสิทธิ์เทียบเท่าของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์ และนำไปสู่การออกแบบระบบควบคุมแบบวงปิด ที่ใช้ตัวควบคุมแบบพีไอดีสำหรับควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน โดยใช้ Arduino UNO เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์โดยได้ผลการตอบสนองตามเงื่อนไข ดังนี้

6.1.2.1 Maximum overshoot ไม่เกิน 4 %

6.1.2.2 Settling time ที่ 2 % error ไม่เกิน 5 วินาที

6.1.2.3 มีค่าความคลาดเคลื่อนที่สถานะคงตัว (steady-state error) ไม่เกิน 2 %

6.1.3 การออกแบบขนาดฉนวนการสั้นสะเทือนที่สามารถลดขนาดแรงส่งผ่านการสั้นสะเทือนจากการเสียดสีของจานหมุนเหวี่ยง ถ้าขงสู่ฐานเครื่อง ค่าความแข็งของฉนวนการสั้น สามารถคำนวณเบื้องต้นได้จากสมการแรงส่งผ่าน(ที่ความเร็วรอบใช้งานที่ 12,000 rpm มี

ค่าแรงส่งผ่านไม่เกิน 30%) โดยมีอัตราส่วนความถี่ไม่ต่ำกว่า 1.414 และเมื่อพิจารณาปัจจัยประกอบคือขนาดความกว้าง ความยาว ความสูงและรูปแบบการจับยึด จะสามารถช่วยกำหนดรุ่นของฉนวนการสั่นๆ ที่มีจำหน่ายในท้องตลาดที่เหมาะสมได้และนำไปสู่การทดสอบใช้จริง เพื่อพิจารณาเลือกฉนวนการสั่นๆ ที่เหมาะสมที่สุดในการทดสอบใช้งานจะกำหนดการทำงานที่ความเร็วรอบใช้งานตั้งแต่เริ่มต้น จนจบกระบวนการทำงาน โดยใช้ เซนเซอร์ Accelerometer 3-axis เป็นตัววัดการสั่นๆ จากมอเตอร์ และฐานเครื่องซึ่งได้ผลลัพธ์ดังนี้ คือ

6.1.3.1 ฉนวนการสั่นๆ ขนาด E ทำให้เกิดพฤติกรรมการตอบสนองโดยรวมมีขนาดการสั่นๆ ที่ความเร็วรอบ 12,000 rpm น้อยที่สุด

6.1.3.2 ฉนวนการสั่นๆ ที่คัดเลือกมาทั้งหมด คือขนาด B, C, D และ E สามารถลดการสั่นๆ ที่ความเร็วรอบใช้งาน 12,000 rpm ได้ตามค่ามาตรฐาน ISO 10816-1 (Zone A)

## 6.2 ข้อเสนอแนะ

ลมที่เกิดจากการหมุนของจานหมุนเหวี่ยงอาจเป็นอีกปัจจัยที่ส่งผลต่อการสั่นสะเทือน หากมีการวิจัยต่อยอดในอนาคต ผู้วิจัยขอเสนอให้มีการศึกษาเรื่องการไหลของกระแสอากาศภายในเครื่องปั่นเมล็ดเลือดแดงขณะเครื่องทำงาน ซึ่งอาจใช้การไหลของกระแสอากาศนั้นในการหล่อเย็นด้วยอากาศ (Air cooling) ให้กับระบบของเครื่องปั่นเมล็ดเลือดแดง เป็นต้น

## รายการอ้างอิง

- Åström K. J., and Hägglund T. (2006). **Advanced PID Control** (NC: ISA - The Instrumentation, Systems, and Automation Society. Research Triangle Park).
- Chuchart Areejitranusorn. (2001). **Scientific Instruments. Khon Kean: KlungNaNaWittaya**
- Dujdao B.** et al. (2016). Performance Evaluation of Centrifuge Type Microhematocrit Centrifuge of the Primary Care Unit In Phitsanulok Province. Bulletin of the Department of Medical Sciences. Vol. 4. pp. 221-228.
- Gitte W. (2004). **Hematocrit-a Review of Different Analytical Method** (Denmark: Acutecare-testing).
- Guilherme K. Y., Cesar daC, and JoãoSinoharadaS S. (2016). **Case Study in Mechanical System and Signal Processing.** Vol.4. pp. 8-18.
- ISO 10816-1. (1995). **Mechanical vibration - Evaluation of Machine Vibration by Measurements on Non-Rotating Parts - Part 1: General guidelines** (Switzerland: ISO).
- Jiraphon Srisertpol. (2013). **Mechanical Vibration 2<sup>nd</sup> edition.** NakhonRatchasima: Mechanical Engineering School in Suranaree University of Technology.
- Mahidol University's Golden Jubilee Medical Center. (2013). **Study of Clinical Chemistry Parameter in Plasma Separated by Various Relative Centrifugal Forces.** Access (20 November 2018). Available (<http://repository.li.mahidol.ac.th/dspace/handle/123456789/12925>).
- Manjusha P. (2014). **Modelling and Simulation of DC drive using PI and PID Controller,** International Journal of Innovative Research in Electrical, Electronic. Vol. 2. pp. 2263-2266.
- Manjita, S., M C Srivastava and Smriti B. (2009). **Control System. New Delhi: Tata McGraw-Hill.**
- Max M. S., Albert B. S., and Eleanor D. H. (1945). **An improved micro hematocrit method.** Vol.24. pp.1016-1024.

- Pawako S., Taweepiradeerattana A., Soontorn O., and Jiraphon S. (2017). **Speed Control System Design of the Brushless DC Motor for Hematocrit Centrifuge Machine.** National Conference“Innovation and Technology Conference 2017”ITC-2017.Surin: Faculty of Agriculture and Technology Rajamangala University of Technology IsanSurin Campus.
- Prasad G, Venkateswara Reddy M., Dr. P V N Prasad, and Dr. G Tulasi Ram Das. (May-Jun 2012). **Speed Control of Brushless DC Motor with DSP Controller Using Matlab.** International Journal of Engineering Research and Applications. Vol. 2. pp. 2120-2125
- Pawin J., and Jiraphon S. (2013). **Speed Estimation of 3-Phase BLDC Motor Using Genetic Algorithm,** International Journal of Engineering Science and Innovation Technology. Vol. 2. pp. 254-263.
- Simeonov I., and Stoyanov S. (2003). **Chemistry and Biology Engineering.** Vol. 17. pp. 285.
- Taweepiradeerattana A., Pawako S., Rodpai A., Numanoy N., and Srisertpol J. (2018). **Analytical Design the Vertical Balancing Device for Hematocrit Centrifuge Machine.** International Conference on Mechanical. Journal of Physics: Conference Series, 1074(2018). DOI :10.1088/1742-6596/1074/1/012032





ภาคผนวก ก

โปรแกรม Arduino

ก. โปรแกรมในส่วนของไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์

```

#include <FreqMeasure.h>
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

LiquidCrystal_I2C lcd(0x3F, 16, 2);

int rpm = 0;
long Times, Time1, Time2, Time3;
int n = 0;
int j = 0;
int z = 0;
int STT, ST, SH, S, SF;
double sum = 0;
int count = 0;
int a = 169;
int b = 181;
int c = 192;
long C = 0;
int R = 0;
int x = 0;
int T;
longTimeSet = 60000; //time run centi
second (10^-2)
void(*resetFunc)(void) = 0;

String Speed;
charSp[10];

```



```

#include <PID_v1.h>

#define PIN_INPUT 0
#define PIN_OUTPUT 3

double Setpoint, Input, Output;
double Kp = 0.01, Ki = 0.0045, Kd = 0.001; // Load

PID myPID(&Input, &Output, &Setpoint, Kp, Ki, Kd, DIRECT);

void setup() {
  myPID.SetMode(AUTOMATIC);
  Serial.begin(115200);
  pinMode(A2, INPUT_PULLUP);
  pinMode(A3, INPUT_PULLUP);
  pinMode(2, OUTPUT);
  pinMode(A0, INPUT);
  pinMode(11, OUTPUT);
  pinMode(12, OUTPUT);
  FreqMeasure.begin();
  lcd.begin();

  digitalWrite(2, LOW);
  analogWrite(PIN_OUTPUT, 0);
  digitalWrite(12, HIGH);
  digitalWrite(11, LOW);
}

void loop() {
  while (1) {
    digitalWrite(2, LOW);
    Times = millis();
    Time1 = Times / 10;
    Time2 = Times / 100;
    Time3 = Times / 1000;

    int Poten = analogRead(A0);
    int Sw5 = digitalRead(A3);
    unsigned int Set = map(Poten, 0, 1023, 0, 12000);
    Set = (Set / 100) * 100;
    if (Sw5 == LOW) {
      n = 1;
      C = Time3;
      digitalWrite(11, HIGH);
      digitalWrite(12, LOW);
      lcd.setCursor(0, 0);
      lcd.print(" ");
      lcd.setCursor(0, 1);
      lcd.print(" ");
    }
    lcd.setCursor(1, 0);
    lcd.print("Setup");
    if (Set < 10000) {
      lcd.setCursor(11, 0);
      lcd.print(" ");
    }
    if (Set < 1000) {
      lcd.setCursor(10, 0);
      lcd.print(" ");
    }
  }
}

```

```

if (Set <100) {
    lcd.setCursor(9, 0);
    lcd.print(" ");
}
if (Set <10) {
    lcd.setCursor(8, 0);
    lcd.print(" ");
}
lcd.setCursor(7, 0);
lcd.print(Set);
lcd.setCursor(13, 0);
lcd.print("RPM");
while (n == 1) {
    Times = millis();
    Time1 = Times / 10;
    Time2 = Times / 100;
    Time3 = Times / 1000;
    digitalWrite(2, HIGH);
    intSwRe = digitalRead(A2);
    intPoten = analogRead(A0);
    unsignedint Set = map(Poten, 0, 1023, 0,
    12000);
    Set = (Set / 100) * 100;
    if (SwRe == LOW) {
        resetFunc();
    }
    Input = rpm;
    Setpoint = Set;
    myPID.Compute();
    if (x == 0) {
        if ((T % TimeSet == 0) {
            R++;
            x = 1;
        }
    }
    if (x == 1) {
        if (T % TimeSet != 0) {
            x = 0;
        }
    }
    if (R == 1) {
        analogWrite(3, Output);
    }
    if (R == 2) {
        digitalWrite(2, LOW);
        analogWrite(3, 0);
        Serial.println(rpm);
        resetFunc();
    }
    //analogWrite(3,a);
    if (FreqMeasure.available()) {
        // average several reading together
        sum = sum + FreqMeasure.read();
        count = count + 1;
        if (count >30) {
            double frequency = F_CPU / (sum / count);
            sum = 0;
            count = 0;
            rpm = (frequency * 60) / 3;
        }
    }
}

```

```

    }
    if (j == 0) {
    if (Times % 10 == 0) {
        T++;
    lcd.setCursor(1, 0);
    lcd.print("Setup");
    if (Set <10000) {
    lcd.setCursor(11, 0);
    lcd.print(" ");
        }
    if (Set <1000) {
    lcd.setCursor(10, 0);
    lcd.print(" ");
        }
    if (Set <100) {
    lcd.setCursor(9, 0);
    lcd.print(" ");
        }
    if (Set <10) {
    lcd.setCursor(8, 0);
    lcd.print(" ");
        }
    lcd.setCursor(7, 0);
    lcd.print(Set);
    lcd.setCursor(13, 0);
    lcd.print("RPM");
    lcd.setCursor(1, 1);
    lcd.print("Run");
    if (rpm <10000) {
    lcd.setCursor(11, 1);
        lcd.print(" ");
        }
    if (rpm <1000) {
    lcd.setCursor(10, 1);
    lcd.print(" ");
        }
    if (rpm <100) {
    lcd.setCursor(9, 1);
    lcd.print(" ");
        }
    if (rpm <10) {
    lcd.setCursor(8, 1);
    lcd.print(" ");
        }
    lcd.setCursor(7, 1);
    lcd.print(rpm);
    lcd.setCursor(13, 1);
    lcd.print("RPM");
        j = 1;
    }
    }
    if (j == 1) {
    if (Times % 10 != 0) {
        j = 0;
    }
    }
    }
}

```



ภาคผนวก ข

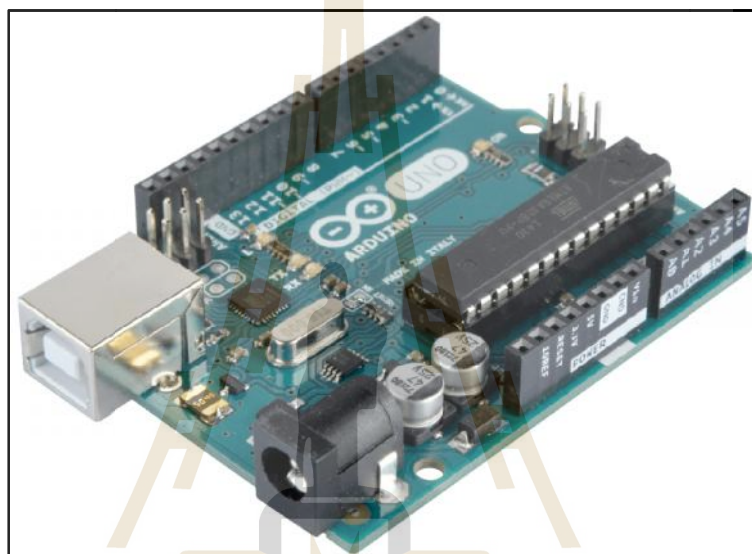
อุปกรณ์การทดสอบควบคุมความเร็วรอบ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

## ข.1 อุปกรณ์ควบคุมความเร็วรอบ

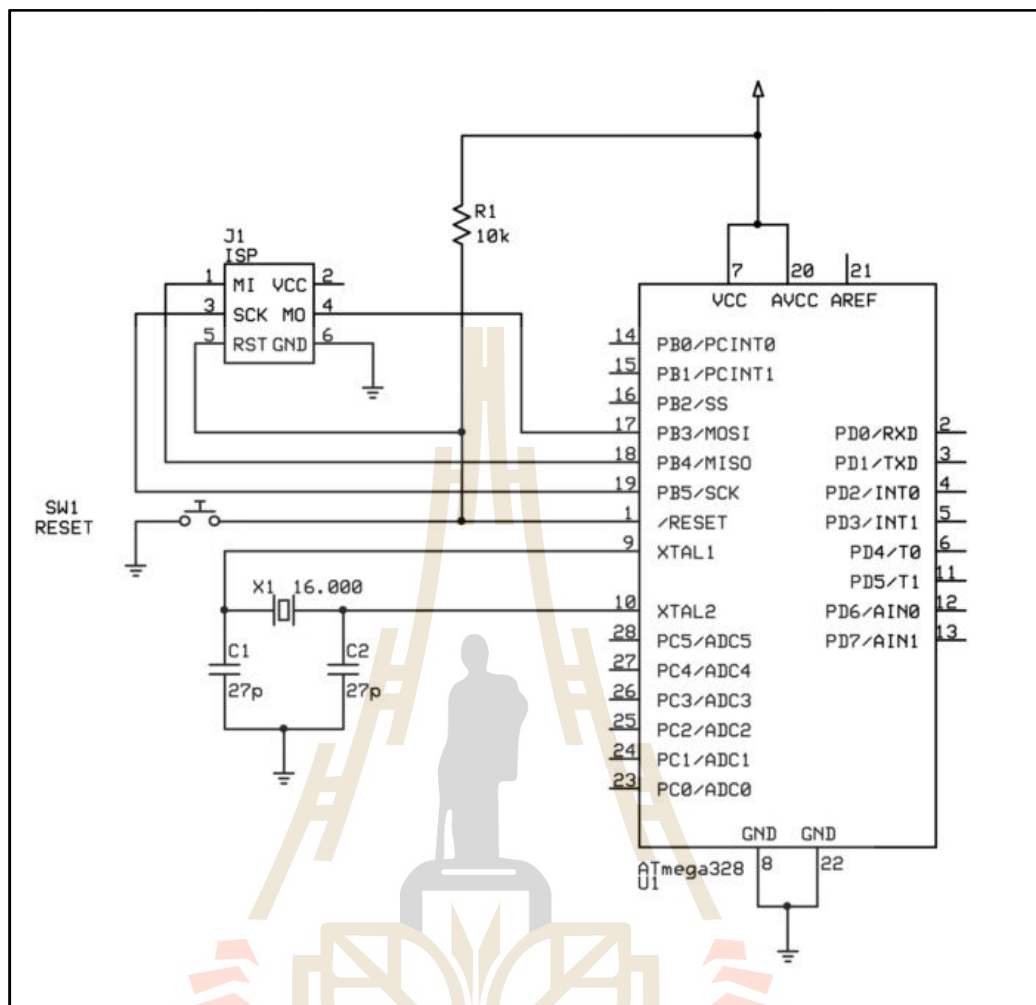
กำลังจะใช้เป็นมอเตอร์ที่ออกแบบระบบควบคุมไว้เพื่อที่จะคุมการควบคุมความเร็วรอบในการหมุนของงานเลื่อย โดยใช้ Microcontroller เป็นตัวควบคุมเครื่องป่นงานนี้ ซึ่งจะใช้อุปกรณ์ดังนี้

### ข.1.1 Arduino Uno R3



รูปที่ ข.1 Arduino Uno R3

Arduinoเป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source หรือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software ตัว บอร์ด Arduinoถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่ายซึ่ง Arduinoรุ่น Uno R3 จะใช้ IC เบอร์ Atmega328PU ซึ่งภายในบอร์ดจะมีวงจรไฟฟ้าดังรูปที่ ข.2



รูปที่ ข.2 วงจรไฟฟ้าของ Arduino Uno R3

การใช้งานสำหรับ Arduino Uno R3 จะมีคุณสมบัติดังนี้

- 1) ใช้ IC เบอร์ ATmega328P
- 2) ทำงานที่แรงดัน 5 V
- 3) แรงดันเข้าบอร์ดอยู่ที่ 7 – 12 V
- 4) แรงดันที่บอร์ดรับได้อยู่ที่ 6 – 20 V
- 5) Digital Input 14 Port, Digital Output 14 Port
- 6) PWM Output 6 Port, Analog Input 6 Port
- 7) น้ำหนัก 25 กรัม

### ข.1.2 Liquid crystal display (LCD)



รูปที่ ข.3 จอ LCD แสดงผล 16x2

จอ LCD เป็นจอที่ใช้แสดงผลของความเร็วรอบที่ตั้งขึ้นที่จะให้เครื่องปั่นงานทำงาน และจะทำการแสดงผลของความเร็วรอบระหว่างการปั่นงานแบบ Real Time โดยมีคุณสมบัติดังนี้

- 1) ขนาดตัวอักษร 16x2 Character
- 2) ทำงานที่แรงดัน 5V
- 3) การสื่อสารเป็นแบบ I2C

### ข.1.3 Brushless Direct Current Motor



รูปที่ ข.4 Brushless Direct Current Motor

มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน ใช้รุ่น F72-201105-220 เป็นมอเตอร์กระแสตรงที่ไม่มีแปรงถ่านซึ่งจะนำมาใช้ในการปั่นงานเพื่อที่จะวัดการสั่นสะเทือนและถ่วงสมดุล โดยมีคุณสมบัติดังนี้

- 1) ความเร็วสูงสุด 25,000 รอบ/นาที
- 2) ใช้งานที่อุณหภูมิ 0 – 70 องศาเซลเซียส
- 3) มี Hall Effect Sensor ในตัว
- 4) ควบคุมผ่าน BLMD-8TC39-1P-S14 Driver



#### ข.1.4 Driver สำหรับ Brushless Direct Current Motor



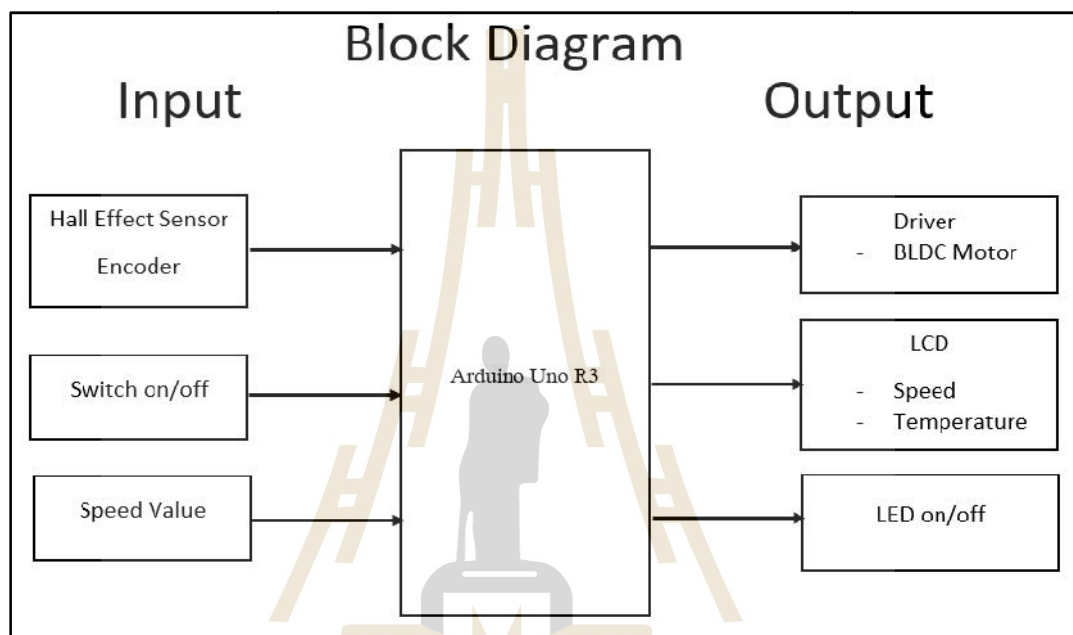
รูปที่ ข.5 Driver สำหรับ Brushless Direct Current Motor

Driver สำหรับ Brushless Direct Current Motor จะใช้รุ่น BLMD-8TC39-1P-S14 โดยอุปกรณ์นี้จะใช้ควบคุมมอเตอร์ Brushless Direct Current Motor ให้สามารถหมุนได้ซึ่งสามารถควบคุมได้ทั้งแบบ Manual และแบบ Auto โดยสั่งจาก Microcontroller ซึ่งมีคุณสมบัติการใช้งานดังนี้

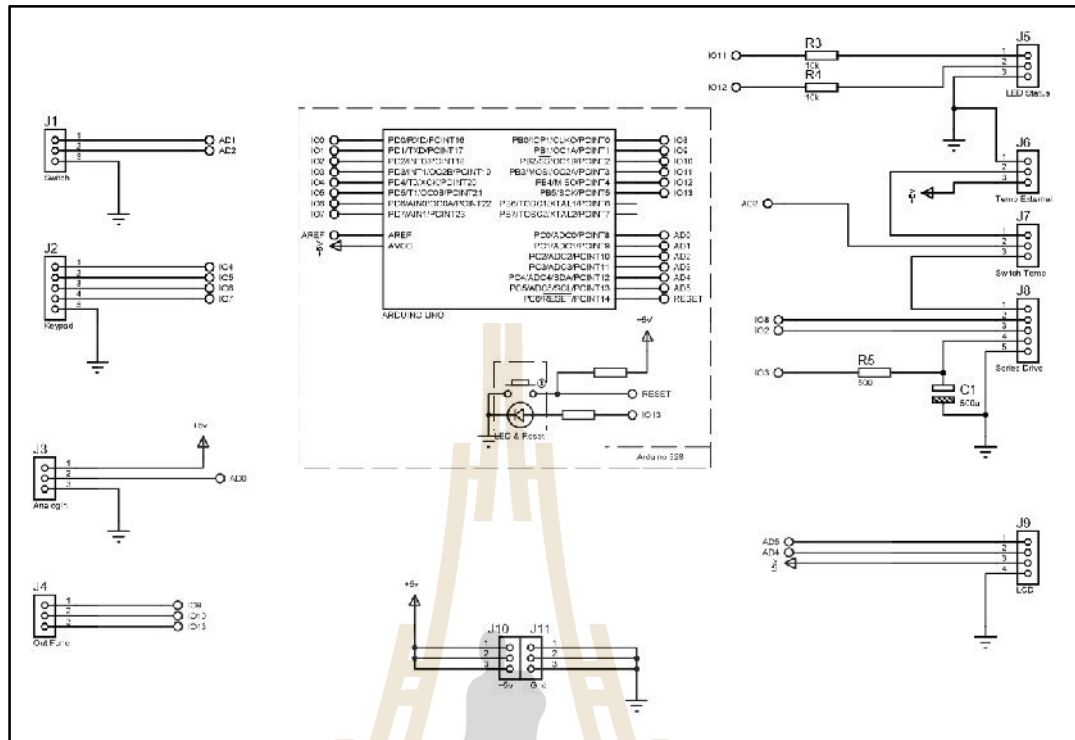
- 1) ใช้ไฟเลี้ยง 220 VAC
- 2) แปลงสัญญาณเป็น Six Step จ่ายควบคุมมอเตอร์
- 3) ใช้สัญญาณแอนะล็อกเพื่อควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์
- 4) สามารถกลับทิศทางมอเตอร์ได้
- 5) ทำงานที่อุณหภูมิ -20 ถึง 85 องศาเซลเซียส
- 6) จ่ายไฟเลี้ยง Hall Effect Sensor 5.5 V
- 7) รับสัญญาณจาก Hall Effect และแปลงค่าเป็นความถี่โดยตรง
- 8) มีระบบป้องกันภายในตัวเองเมื่อเกิด Over Load
- 9) สามารถวัดอุณหภูมิภายในตัวได้

### ข.1.5 แผนภาพและวงจรควบคุมชุดควบคุมความเร็วรอบ

จากอุปกรณ์ข้างต้นที่กล่าวมาจะต้องนำมาประกอบการใช้งานเพื่อสร้างชุดควบคุมความเร็วรอบ ซึ่งแผนภาพของการเชื่อมต่ออุปกรณ์จะเป็นดังรูปที่ ข.6 และวงจรไฟฟ้าจะเป็นดังรูป ข.7

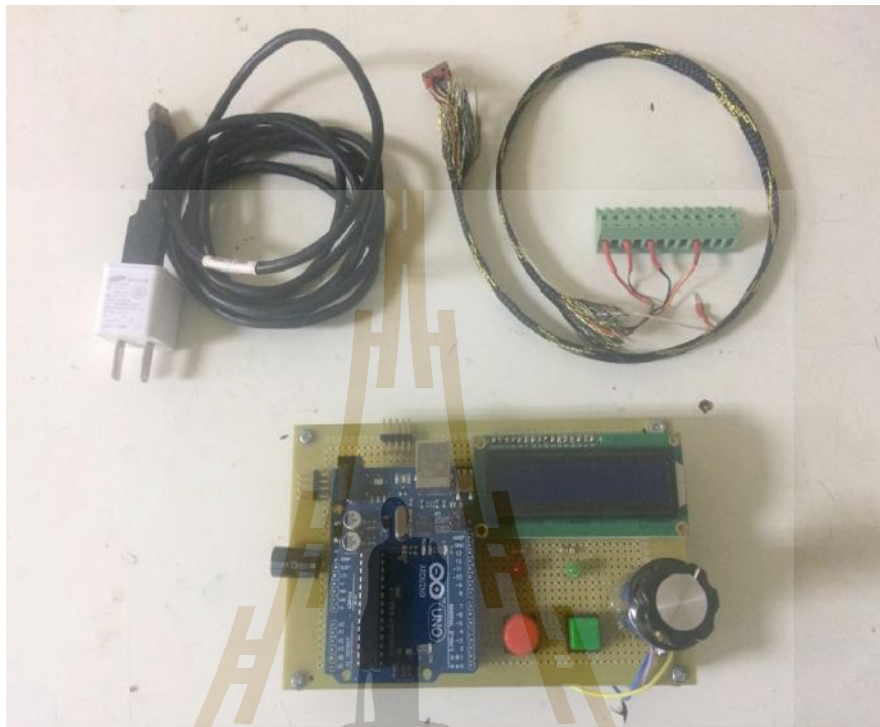


รูปที่ ข.6 แผนภาพของการเชื่อมต่ออุปกรณ์ของชุดควบคุมความเร็วรอบ



รูปที่ ข.7 แผนภาพวงจรไฟฟ้าที่ออกแบบสำหรับชุดควบคุมความเร็วรอบ

## ข.2 การใช้งานชุดทดสอบ



รูปที่ ข.8.1 ชุดอุปกรณ์ส่วนชุดควบคุม (ตาม ข.2.2)

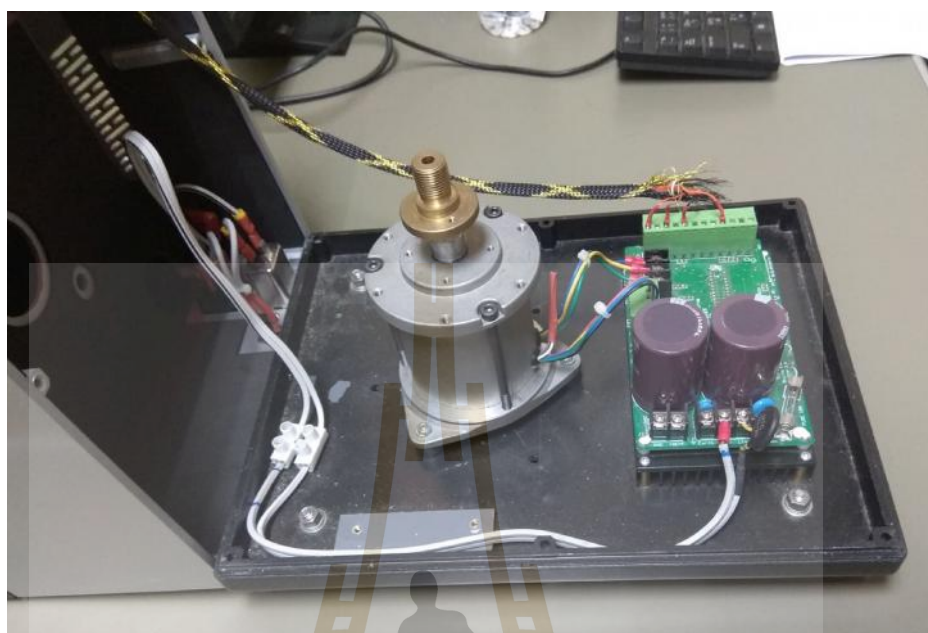
จากรูปเป็นชุดอุปกรณ์ของเครื่องปั่นงานซึ่งประกอบไปด้วยส่วนของมอเตอร์ และส่วนควบคุม โดยมีรายละเอียดดังนี้

ข.2.1 ส่วนของมอเตอร์ประกอบไปด้วย

- 1) มอเตอร์ BLDC
- 2) บอร์ดขับมอเตอร์ BLDC

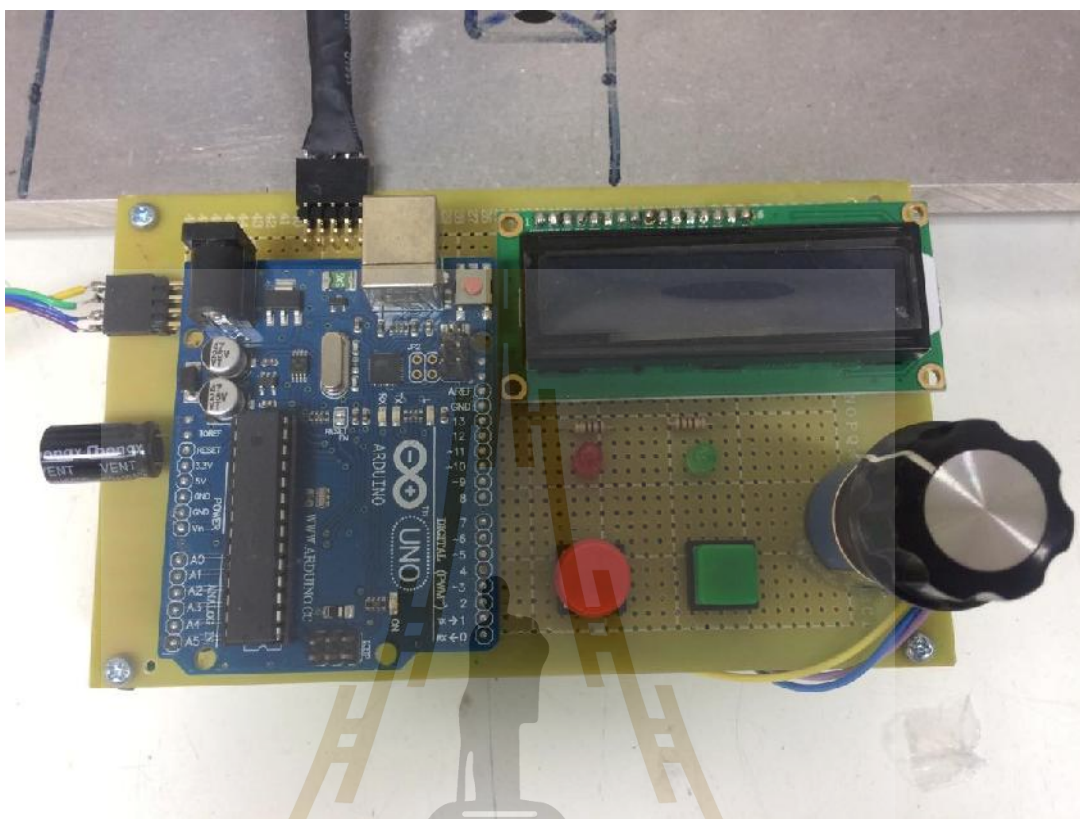
ข.2.2 ส่วนชุดควบคุมประกอบไปด้วย

- 1) ชุดตัวควบคุม และแสดงผล
- 2) สายเชื่อมต่อระหว่างบอร์ดขับมอเตอร์กับชุด ตัวควบคุม
- 3) Power Supply 5V



รูปที่ ข.8.2 ชุดทดสอบระบบควบคุมความเร็วรอบแบบปรับค่าได้ (ตาม ข.2.1)

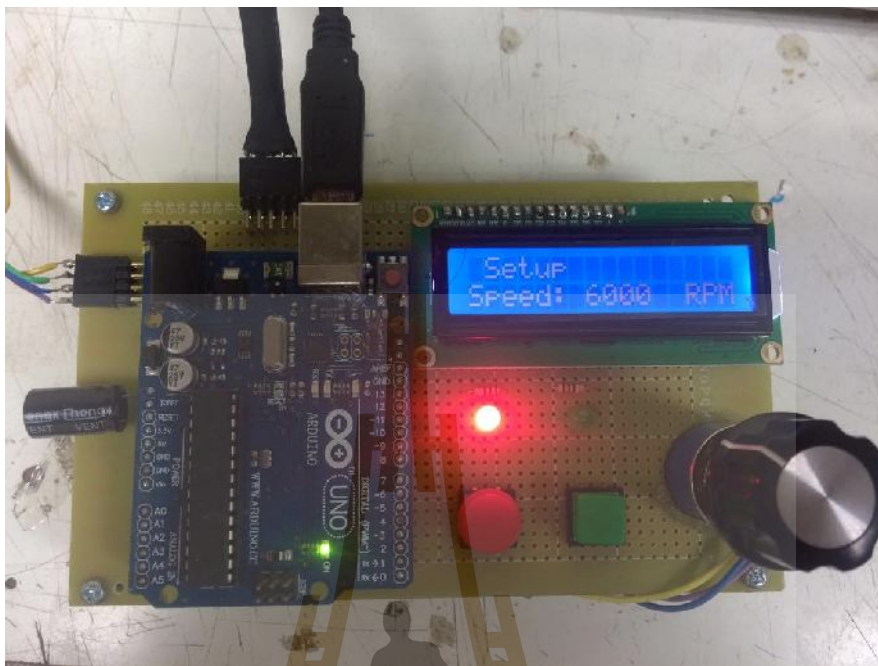
จากวงจรไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจากแบบที่ได้ออกแบบไว้จะเป็นวงจรที่ใช้ในการควบคุมความเร็วรอบที่เราสามารถกำหนดเองได้จาก Potentiometer ซึ่งความเร็วรอบนี้จะอยู่ระหว่าง 1,000 – 12,000 rpm ตามข้อกำหนดของเครื่องปั่นเลือด โดยจะมี Switch สีเขียวเพื่อใช้ในการสั่งหมุนมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านและมี Switch สีแดงเพื่อสั่งหยุดการทำงานของมอเตอร์ ซึ่งการทำงานนี้มีไฟ LED แสดงผลที่วงจร โดย LED สีแดงจะแสดงสถานะของมอเตอร์ว่าหยุดทำงาน และ LED สีเขียวจะแสดงสถานะของมอเตอร์ที่กำลังทำงานอยู่ ซึ่งวงจรไฟฟ้าควบคุมที่สร้างขึ้นจะมีลักษณะดังรูปที่ ข.9



รูปที่ ข.9 วงจรควบคุมเครื่องปั่นงาน

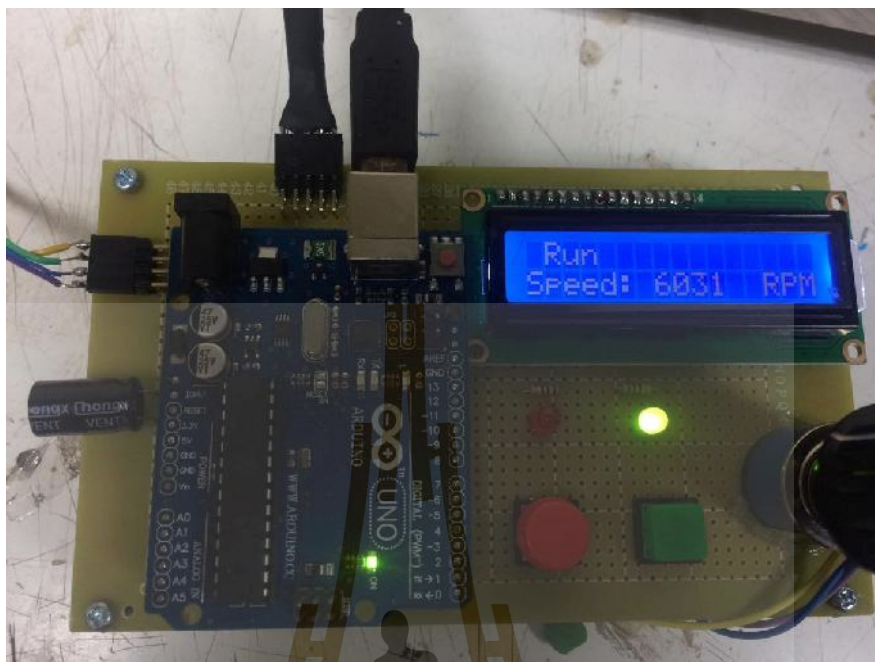
จากการสร้างเครื่องปั่นงานขึ้นมานั้นเพื่อที่จะปั่นงานเล็กลงในความเร็วรอบที่กำหนดเพื่อให้เครื่องถ่วงสมดุลวัดค่าการสั่นสะเทือนและเฟืองสกรูการสั่นสะเทือนของงานเล็กลงได้ขณะที่ทำงาน โดยวิธีการใช้งานของเครื่องปั่นเล็กลงนั้นจะสามารถใช้งานได้ตามขั้นตอนดังนี้

ขั้นที่ 1 ทำการต่อไฟเข้ากับระบบเครื่องปั่นงาน จะมีไฟสถานะ LED สีแดงปรากฏขึ้นซึ่งหมายความว่ามอเตอร์หยุดการทำงาน หน้าจอ LCD จะแสดงสถานะ Setup ในบรรทัดที่ 1 และจะแสดงผลค่าความเร็วที่ต้องการ Setup ในช่วง 1,000 – 12,000 rpm ซึ่งจากรูปที่ ข.10 จะ Setup ความเร็วรอบไว้ที่ 6000 rpm ตามการทดลองที่ตั้งไว้



รูปที่ ข.10 สถานะ Setup ของเครื่องปั่นงาน

ขั้นที่ 1 ทำการกด Switch สีเขียวเพื่อทำให้ Microcontroller สั่งให้มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านทำงานผ่าน Driver เมื่อกดปุ่มแล้วไฟสถานะ LED จะเปลี่ยนจากสีแดงเป็นสีเขียว พร้อมกับมอเตอร์ BLCD เริ่มหมุนจาก 0 rpm ไปถึงค่าความเร็วรอบที่ Setup ไว้ จอ LCD เปลี่ยนสถานะจาก Setup เป็น Run ในบรรทัดที่ 1 และจะแสดงความเร็วรอบของมอเตอร์ BLCD ที่กำลังหมุนในบรรทัดที่ 2 ดังรูปที่ ข.11



รูปที่ ข.11 สถานะ Run ของเครื่องปั่นงาน

ขั้นตอนสุดท้าย เมื่อต้องการหยุดมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านแล้ว Setup หรือรอการ Run รอบต่อไป ให้ทำการกดปุ่มสีแดง จะทำให้ Driver หยุดจ่ายไฟฟ้าให้กับมอเตอร์ ทำให้มอเตอร์หยุดลง LED แสดงสถานะเปลี่ยนจากเขียวเป็นแดง หน้าจอ LCD จะแสดงสถานะ Setup ในบรรทัดที่ 1 และจะแสดงผลค่าความเร็วที่ต้องการ Setup ในบรรทัดที่ 2 ซึ่งสามารถรันครั้งต่อไปได้โดยการกดปุ่มสีเขียวได้ทันที





ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์และเผยแพร่ในขณะศึกษา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

## รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์และเผยแพร่ในขณะศึกษา

บทความประชุมสัมมนาวิชาการระดับชาติ 1 ฉบับ

Pawako S., Taweepiradeerattana A., Soontorn O., and Jiraphon S. (2017). Speed Control System Design of the Brushless DC Motor for Hematocrit Centrifuge Machine. **National Conference “Innovation and Technology Conference 2017” ITC-2017**. Surin: Faculty of Agriculture and Technology Rajamangala University of Technology Isan Surin Campus.

บทความประชุมสัมมนาวิชาการระดับนานาชาติ 1 ฉบับ

Taweepiradeerattana A, Pawako S, Rodpai A, Numanoy N and Srisertpol J. (2018). Analytical design the vertical balancing device for hematocrit centrifuge machine, **The International Conference on Mechanical, Electric and Industrial Engineering (MEIE2018)**, May 26-28, 2018. Hangzhou, China. Journal of Physics: Conference Series, 1074(2018). doi :10.1088/1742-6596/1074/1/012032.

บทความที่ตีพิมพ์ในวารสารวิชาการระดับชาติ 1 ฉบับ (รอตีพิมพ์)

Taweepiradeerattana A, Pawako S, Rodpai A and Srisertpol J. (2019). Analysis and Design for High Speed Hematocrit Centrifuge Machine, **RMUTI Journal**, Vol. 13, No.1, Jan. – Apr. (Accepted date, Sep. 26, 2019), 5 PP.

การประชุมวิชาการระดับชาติ "นวัตกรรมและเทคโนโลยีวิชาการ 2017"  
"วิจัยจากองค์ความรู้สู่การพัฒนาอย่างยั่งยืน"



## การออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน สำหรับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง

### Speed Control System Design of the Brushless DC Motor for Hematocrit Centrifuge Machine

ศิริพงษ์ ปะวะโก<sup>1</sup>, อภิสัทธี ทวีภักดิ์รัตน<sup>2</sup>, สุนทร โยษรุ่งงาม<sup>1</sup> และ จิระพล ศรีเสริญผล<sup>2</sup>  
Siripong Pawako<sup>1</sup>, Apisit Taweepiradeerattana<sup>2</sup>, Soontorn Odngam<sup>1</sup> and Jiraphon Srisertpol<sup>2</sup>

<sup>1</sup>[วิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี]

<sup>2</sup>[วิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี]

Email: siripong.pa@gmail.com

#### บทคัดย่อ

เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง(Hematocrit Centrifuge Machine: HCM) เป็นเครื่องที่ใช้แยกองค์ประกอบที่มีความถ่วงจำเพาะต่าง ๆ ภายในเลือดออกจากกัน เพื่อนำไปวิเคราะห์ผลทางการแพทย์ ปัจจุบันเครื่อง HCM ส่วนมากนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพง เนื่องจากเครื่อง HCM ทำงานในช่วงความเร็วรอบสูง 10,000 ถึง 13,000 รอบต่อนาที (rpm) และค่าแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์(Relative Centrifugal Force: RCF) ต้องมีค่ามากกว่า 1,000 เท่าของค่าความเร่งโน้มถ่วงมาตรฐานโลก ( $g = 9.80665 \text{ m/s}^2$ ) เป็นเวลา 5 นาที และสามารถทำเวลาจาก 0 ถึง 12,000 rpm ไม่เกิน 10 วินาที งานวิจัยนี้จึงนำเสนอการออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านสำหรับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง โดยทำการเลือกมอเตอร์แบบไม่มีแปรงถ่าน(Brushless Direct Current Motor: BLDC motor) อุปกรณ์ขับเคลื่อนมอเตอร์ แผ่นปั่นเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง และออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบแบบปิด (Closed-loop) ที่มีตัวควบคุมแบบพีไอดี (PID controller) ใช้บอร์ดอาร์ดูโน(Arduino UNO) เป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ และวัดความเร็วรอบจาก Hall-effect sensor ผลที่ได้จากการทดลองที่ออกแบบขึ้นนั้นสามารถทำงานได้เป็นไปตามข้อกำหนดของเครื่อง HCM ที่ความเร็วรอบ 12,000 rpm ค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดน้อยกว่า 3%

**คำสำคัญ:** เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง, มอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน, ตัวควบคุมแบบพีไอดี และโปรแกรมอาร์ดูโน.

#### Abstract

The Hematocrit Centrifuge Machine (HCM) is a machine that uses centrifugal force to separate components of blood which have their own specific gravity into layer. So that able to continue in medical analysis process. Currently, most of HCM's products are imported from abroad and expensive. Because the HCMs have a high working speed range of 10,000 to 13,000 rpm. And the RCF (Relative Centrifugal Force) must be greater than 1,000 times the Earth's gravitational acceleration (standard gravity  $g = 9.80665 \text{ m/s}^2$ ) for 5 minutes and can be operate from 0 to 12,000 rpm within 10 seconds. This research presents speed control system design of the Brushless DC motor for hematocrit centrifuge machine by selecting a BLDC motor, motor drive, hematocrit centrifuge disc and designing closed-loop speed control system of HCM motor using PID controller with Arduino UNO as a microcontroller and measure velocity from hall-effect sensor. The results are that the designed HCM can be operated speed of 12,000 rpm with maximum error less than 3% at steady state response.

**Keywords:** Hematocrit centrifuge machine, Brushless DC motor, PID controller and Arduino programming.

**บทนำ**

เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง (Hematocrit Centrifuge Machine: HCM) นั้นเป็นเครื่องมือที่ใช้หลักการของแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลาง ในการแยกเม็ดเลือดแดงออกจากพลาสมาและเม็ดเลือดขาวภายในเลือด ดังแสดงในรูปที่ 1 ซึ่งเป็นเครื่องมือที่มีความจำเป็นอย่างมากทั้งในทางการแพทย์และวิทยาศาสตร์



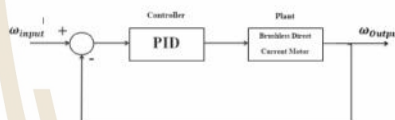
รูปที่ 1 เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง

ปัจจุบันเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง ส่วนมากที่ใช้ภายใน ประเทศนั้นนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคาแพงเนื่องจาก เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงมีช่วงความเร็วรอบสูงในการทำงานอยู่ในช่วง 10,000 ถึง 13,000 rpm โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนไม่เกิน 10%ของความเร็วรอบที่กำหนด และค่าแรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ (Relative Centrifugal Force: RCF) ต้องมีค่ามากกว่า 1,000 g (ค่าความเร่งโน้มถ่วงมาตรฐานโลก  $g = 9.80665 \text{ m/s}^2$ ) เป็นระยะเวลาอย่างน้อย 5 นาที (ฐชาติ อารีจิตรา นุสรณ์. 2544; ศูนย์การแพทย์กาญจนาภิเษก มหาวิทยาลัยมหิดล. 2556; Barry N. Taylor & Ambler T. 2008) เพื่อให้เม็ดเลือดแยกตัวออกจากองค์ประกอบอื่น ซึ่งทำให้เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงมีราคาแพง บทความนี้ได้ออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน (BLDC motor) สำหรับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงให้สามารถทำงานได้ในเงื่อนไขที่กำหนด

และงานวิจัยนี้เป็นส่วนหนึ่งของการพัฒนาเครื่องมือแพทย์ต้นแบบและสร้างขึ้นตามข้อกำหนดเครื่องมือทางการแพทย์ จึงทดสอบเปรียบเทียบกับข้อกำหนดดังกล่าว

**วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีดำเนินการวิจัย**

ในงานวิจัยนี้ ได้ออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบแบบปิด ( Closed loop control system) (Manjita S., M C Srivastava, Smnti B. 2009) ที่มีตัวควบคุมแบบพีไอดี (PID controller) โดยมีตัวกระตุ้นระบบเป็นมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน (Brushless DC motor) ทำการหมุนแผ่นปั่นเหวี่ยงเลือด (Centrifuge disc) และวัดความเร็วรอบการหมุนของมอเตอร์ด้วย Hall-effect sensor แผนภาพการทำงานของระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 ระบบควบคุมความเร็วรอบของ BLDC motor แบบวงปิด

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านจะสามารถหาได้จากสมการดังนี้ (G Prasad, Venkateswara Reddy M, Dr. P V N Prasad, Dr. G Tulasi Ram Das. 2012), (Pawin J. & Jiraphon S. 2013)

$$\begin{bmatrix} \dot{V}_a \\ \dot{V}_b \\ \dot{V}_c \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_a \\ I_b \\ I_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} L-M & 0 & 0 \\ 0 & L-M & 0 \\ 0 & 0 & L-M \end{bmatrix} \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} I_a \\ I_b \\ I_c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} E_a \\ E_b \\ E_c \end{bmatrix} \quad (1)$$

เมื่อมอเตอร์เกิดการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจะทำให้เกิดแรงบิดของมอเตอร์ตามสมการ

$$T_e = \frac{E_a I_a - E_b I_b - E_c I_c}{\omega} \quad (2)$$

แบบจำลองทางกล เมื่อเกิดการบิดหมุนของมอเตอร์จะเป็นไปตามสมการ

$$J \frac{d\omega}{dt} + B\omega = T_e - T_f \quad (3)$$

โดย  $V_a, V_b, V_c$  คือเฟสของความต่างศักย์ที่จ่ายให้กับมอเตอร์ (Volt),  $I_a, I_b, I_c$  คือเฟสของกระแสที่จ่ายให้กับมอเตอร์ (Ampere),  $E_a, E_b, E_c$  คือเฟสของศักย์ไฟฟ้าต้านกลับ (Volt),  $R$  คือความต้านทานของแต่ละเฟส (Ohm:  $\Omega$ ),  $L$  คือค่าเหนี่ยวนำไฟฟ้าภายในเฟส

(H),  $M$  คือ ค่าเหนี่ยวนำไฟฟ้ารวม (H),  $T_e$  คือ แรงบิดที่เกิดขึ้นจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (N.m),  $T_l$  คือ แรงบิดภายนอก (N.m),  $\omega$  คือ ความเร็วรอบในการหมุน (rad/s),  $B$  คือ สัมประสิทธิ์การหน่วงในการหมุน (N.s/m),  $J$  คือ โมเมนต์ความเฉื่อยในการหมุน ( $\text{kg.m}^2$ )

ตารางที่ 2 แสดงค่าพารามิเตอร์ของมอเตอร์

Parameter	Value	Unit
B	0.4880	N.s/m
E	1.0001	Volt
M	9.0570	H
J	0.4368	$\text{kg.m}^2$
L	27.1711	H
R	28.9490	$\Omega$

ตัวควบคุมแบบพีไอดี (Manjusha P. 2014) สามารถเขียนสมการได้ดังนี้

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (4)$$

โดย  $e$  คือ ค่าความผิดพลาดที่เกิดขึ้น,  $u$  คือ Input ที่จ่ายให้กับระบบ (V).

ใช้โปรแกรม Matlab/Simulink ในส่วนโปรแกรม Identification parameter ในการประมาณค่าตัวแปรต่างๆของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน และใช้ประมาณหาค่าตัวแปรของตัวควบคุมแบบพีไอดีที่เหมาะสมตามเงื่อนไขที่ต้องการ ซึ่งสามารถหาค่า  $K_p$ ,  $K_i$ ,  $K_d$  ดังแสดงในตารางที่ 2

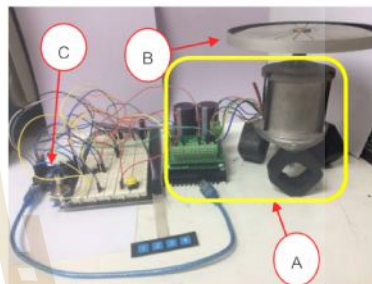
ตารางที่ 2 แสดงค่าอัตราขยายของ PID-controller

Gain ของ PID Controller	Value
ค่า $K_p$	0.0100
ค่า $K_i$	0.0045
ค่า $K_d$	0.0010

อุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัยได้แก่

1. เครื่องคอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานและแสดงผล,
2. มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านขนาด 300 Watt, 220-240 VDC พร้อมชุดบอร์ดขับเคลื่อน BLMD-8TC39-1P ดังแสดงในรูปที่ 3 (A)

3. จานปั่นเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง (Centrifuge disc) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 175 mm. น้ำหนัก 420 g. ผลิตจากวัสดุ Aluminum 6063 ดังแสดงในรูปที่ 3 (B)
4. โปรแกรม Arduino พร้อมบอร์ด UNO-R3 สำหรับเป็น microcontroller ดังแสดงในรูปที่ 3 (C)
5. โปรแกรม Matlab สำหรับช่วยในการคำนวณทางคณิตศาสตร์ และแสดงผล



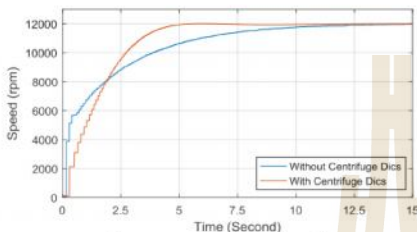
รูปที่ 3 แสดงอุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย

ผลการวิจัย

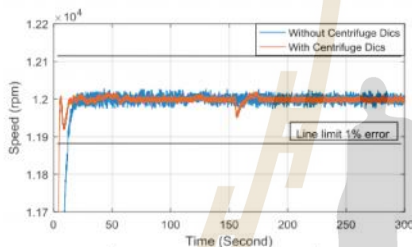
ในการทดลองเพื่อทดสอบการทำงานของระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน สามารถแบ่งเป็น 3 ส่วนคือ

1. ผลการตอบสนองของระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านในช่วงเวลา 0 ถึง 15 วินาที ที่ความเร็วรอบ 12,000 rpm เพื่อพิจารณาผลการตอบสนองชั่วคราว (Transient response) โดยทดสอบทั้งแบบติดตั้งและไม่ติดตั้งจานปั่นเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 4
2. ผลการตอบสนองของระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน ในช่วงเวลา 0 ถึง 300 วินาที (หรือ 0 ถึง 5 นาที) ที่ความเร็วรอบ 12,000 rpm เพื่อดูผลการตอบสนองที่สภาวะคงตัว (Steady state response) โดยทดสอบทั้งแบบติดตั้งและไม่ติดตั้งจานปั่นเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 5
3. ผลการตอบสนองของระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน แบบขั้นบันได (Step input) ที่ความเร็วรอบ 5,000 rpm,

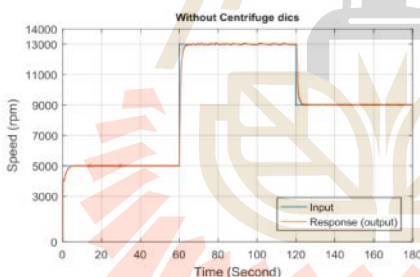
13,000 rpm และ 9,000 rpm โดยใช้เวลา 60 วินาทีในแต่ละความเร็วรอบ โดยทดสอบทั้งแบบติดตั้งและไม่ติดตั้งจานปั่นเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ดังแสดงในรูปที่ 6



รูปที่ 4 ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 1



รูปที่ 5 ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 2



รูปที่ 6 ผลการตอบสนองการทดสอบที่ 3

**อภิปรายผล**

จากรูปที่ 4 แสดงกราฟผลการตอบสนองความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน ในช่วงเวลา 0 ถึง 15 sec ที่มีค่าความเร็วรอบที่ 12,000rpm สำหรับกรณีที่ไม่ติดตั้งจานปั่นเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ระบบจะมีการตอบสนองคือ

Setting time 10 sec, ไม่มีค่า Overshoot และกรณีติดตั้งจานปั่นเหวี่ยงเม็ดเลือดแดง ระบบจะมีการตอบสนองคือ Setting time 5 sec, มี Overshoot ไม่ถึง 1%

จากรูปที่ 5 แสดงกราฟผลการตอบสนองความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านในช่วงเวลา 0 ถึง 5 นาที ที่ความเร็วรอบ 12,000 rpm เพื่อดูผลการตอบสนองที่สภาวะคงตัวว่าสามารถรักษาเสถียรภาพความเร็วรอบได้ตลอดการทำงาน เราพบว่าการทดสอบทั้งสองกรณีค่าความผิดพลาดไม่เกิน 3% ตลอดการทำงาน

จากรูปที่ 6 แสดงกราฟผลการตอบสนองความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านแบบแบบขั้นบันไดที่ความเร็วรอบ 5,000 rpm, 13,000 rpm และ 9,000 rpm โดยใช้เวลา 60 วินาทีในแต่ละความเร็วรอบ เพื่อทดสอบประสิทธิภาพในการควบคุมความเร็วรอบของตัวควบคุมแบบพีโอดี เราพบว่าการทดสอบทั้งสองกรณี ทุกการเปลี่ยนแปลงความเร็วรอบ ระบบสามารถเข้าสู่ค่าความเร็วรอบที่กำหนดได้อย่างถูกต้อง และมีค่าความคลาดเคลื่อนที่สภาวะคงตัวไม่เกิน 3%

ซึ่งผลการทดลองเป็นไปตามเงื่อนไขข้อกำหนดเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงของเครื่องมือทางการแพทย์คุณภาพสูง

**สรุปผลการวิจัย**

ผลการทดสอบระบบควบคุมความเร็วรอบแบบปิดที่มีตัวควบคุมแบบพีโอดีสำหรับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง โดยใช้ฮาร์ดแวร์ดูโนเป็นไมโครคอนโทรลเลอร์ และเทคนิควัดความเร็วรอบจาก Hall-effect sensor นั้นสามารถทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพและเป็นไปตามข้อกำหนดของเครื่อง ปั่นเม็ดเลือดแดงที่ความเร็วรอบ 12,000 rpm ค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดน้อยกว่า 3% เข้าสู่ความเร็วรอบที่ต้องการได้ในเวลา 5 วินาที สามารถให้ค่า RCF สูงสุด 13,000 g (ช่วง 2,000 ถึง 13,000 g) ซึ่งสามารถนำวิธีการดังกล่าวไปผลิตเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงขึ้นภายในประเทศ เพื่อลดการนำเข้าจากต่างประเทศ

#### กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณบริษัท สุรนารีแพทยภัณฑ์ จำกัด  
และมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้การสนับสนุน  
ทุนวิจัยและอำนวยความสะดวกในการดำเนินงานวิจัย

#### เอกสารอ้างอิง

ชูชาติ อารีจิตรา นุสรณ์. (2544). เครื่องมือ  
วิทยาศาสตร์. ขอนแก่น: คลังนาวิทยา.

ศูนย์การแพทย์กาญจนาภิเษก มหาวิทยาลัย-มหิดล.  
(2556). การศึกษาค่าเคมีคลินิกในพลาสมา  
ที่ได้จากการปั่นแยกเม็ดเลือด. นครปฐม.

Manjita, S., M C Srivastava & Smriti B. (2009).  
**Control System**, New Delhi: Tata McGraw-  
Hill.

G Prasad, Venkateswara Reddy M., Dr. P V N  
Prasad, & Dr. G Tulasi Ram Das. (May-Jun  
2012). Speed control of Brushless DC  
motor with DSP controller using Matlab,  
**International Journal of Engineering  
Research and Applications**, 2120-2125.

Pawin J., & Jiraphon S. (Jan 2013). Speed  
Estimation of 3-Phase BLDC Motor Using  
Genetic Algorithm, **International Journal of  
Engineering Science and Innovative  
Technology**, 254-263.

Manjusha P. (Dec 2014). Modelling and simulation  
of dc drive using PI and PID controller,  
**International Journal of Innovative  
Research in Electrical, Electronic**, 2263-  
2266.

Barry N. Taylor and Ambler T. (Mar 2008). **The  
international system of units (SI)**. (NIST  
special publication 330, 2008 edition).  
National Institute of Standards and  
Technology, 52.

## Analytical design of the vertical balancing device for hematocrit centrifuge machine

Apisit Taweepiradeerattana, Siripong Pawako, Autsadayut Rodpai, Nitisak Numanoy and Jiraphon Srisertpol<sup>1</sup>

School of Mechanical Engineering, Institute of Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

<sup>1</sup> E-mail: jiraphon@sut.ac.th

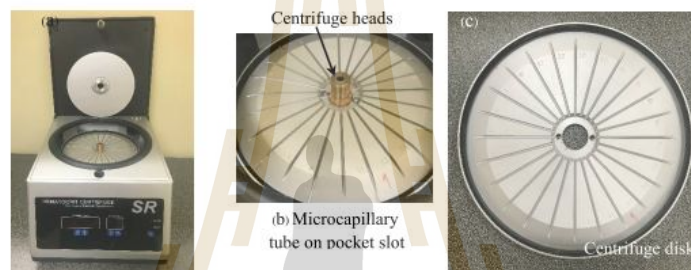
**Abstract.** Hematocrit Centrifuge Machines (HCM) apply centrifugal force to separate suspended particles from a liquid or liquids which have different densities. Centrifuges of which the forces are greater than gravity can greatly accelerate separations that occur naturally as a result of density differences. HCM were intended to separate red blood cells from plasma in order to facilitate later diagnosis process. Main components include a motor that supplies power to the disk to quickly attain required speed. An unbalance found on a disk which creates vibration on the structure of HCM was caused by either non-homogeneous material or manufacturing process. Therefore, to balance the disk, this paper presents the analysis and design of the Vertical Balancing Device (VBD) for HCM using inexpensive accelerometer to measure amplitude with Hall-effect sensor to estimate rotating speed and maximum phase trigger for balancing. The experimental results show that VBD can balance the disk which in turn effectively reduces vibration to the determined dynamic response criteria effectively of unbalance vibration.

### 1. Introduction and problem statement

The measuring hematocrit technique was discussed of the method which consists of the components of whole blood, indications for measuring hematocrit and measuring technologies [1]. Those processes require a microhematocrit centrifugation technique of the HCM that used to help diagnose blood loss. The HCM devices intended to determine the blood's hematocrit, the ratio of red-cell volume to whole blood volume, expressed as a decimal, a fraction, or a percentage. Figure 1 (a) shows the components including a motor that supplies power to the shaft and disk, centrifuge heads that spin on the disk, and a lid latch with lid. The centrifuge head contains shields that cover the disk and turns on a spindle. A safety shield in the chamber surrounds the disk. This model is equipped with an LCD display, a keypad, a timer, a braking system, and a tachometer, enabling the user to program a specific speed up to 20,000 rpm and view timer status. Principles of operation, centrifuge heads apply centrifugal force to separate liquids of different densities in the tubes. By generating forces many times greater than gravity, centrifuges can greatly accelerate separations [2]. The HCM, a capillary tube pocket slot of a centrifuge head unit, quickly attains required speed to spin microcapillary tube samples as shown in figure 1(b). These tubes require only small blood samples taken from a puncture site or from venous blood specimen.



However, configurations of many disks are manufactured in the ways that produce dissymmetry, rough surfaces on turning or milling, shown in figure 1(c). As mentioned previously, the rotating disk at high speed is affected by the vibration. The operation of the HCM may be noisy from vibration of being dragged into the tube cracking. It will also shorten the life of the machine. It causes a problem of unbalance which is often simply defined as the unequal distribution of the weight of a disk about its rotating centerline. The International Standard ISO 10816 in the Class 1 at Zone A [3] is general used as conditions and procedures for the measurement. The general evaluation criteria, presented in terms of both vibration magnitude and changing vibration, are related to both operational monitoring and acceptance testing. Therefore, it is necessary to correct the rotating disk unbalance before use. Nowadays, the tools used to find the unbalance for high performance rotary disk are very expensive and unsuitable for use in small and medium-size industries with limited operating costs.



**Figure 1** Hematocrit Centrifuge Machine (HCM).

This project is a research and development study jointly with a private company in Thailand who is a manufacturer of the vertical balancing device for HCM. VBD determines an analytical design qualification for balancing HCM, balancing the disks to reduce unbalance to minimum. Select a balance tolerance within this range that is cost effective and amount of unbalance allowed in a product can easily be determined by the manufacturer.

## 2. HCM system and controller identification

Controller is a HCM which monitors and alters the operating conditions of a given dynamical system. The control algorithms are usually divided into two main types: open-loop for parameter identification and closed-loop for designing PID controller [4]. So the mathematical model of the BLDC motor is controlled by the DC link voltage  $v$ . The transfer function of the BLDC motor can be described by the following equation:

$$\frac{\omega(s)}{v(s)} = \frac{K_t}{JLs^2 + (JR + BL)s + (BR + K_v K_t)} \quad (1)$$

where  $Z$  is the reference speed. Specifications and system parameters used Parameter Estimation Toolbox in MATLAB for the parameters identification of the HCM system and controller identification are listed in table 1. Parameter Estimation toolbox is a Simulink-based product for estimating parameters of model from experimental data [5]. The investigation of the coefficients in the mathematical models equation (1) is a very simple problem because of restricted information. Input voltage and speed can be measured, where  $Z$  is the speed from the mathematical model and  $e$  is the error with difference between two outputs as shown in figure 2(a).

In practice, the PID controller has been widely used in industrial applications owing to its simplicity, robustness, reliability and easy tuning parameters. PID commonly interpreted as

proportional, integral and derivative controller possesses the step response conditions following at operating speed 2,000 rpm: the steady state error is less than 0.5%, maximum overshoot is 5% and settling time at 1.0% error is less than 15 sec. As a result, PID Tuner provides a fast and widely applicable single-loop PID tuning method for the Simulink® PID Controller blocks [6], as listed in table 1. This method, PID controller parameters can be tuned to achieve a robust design with the desired response time as shown in figure 2(b).

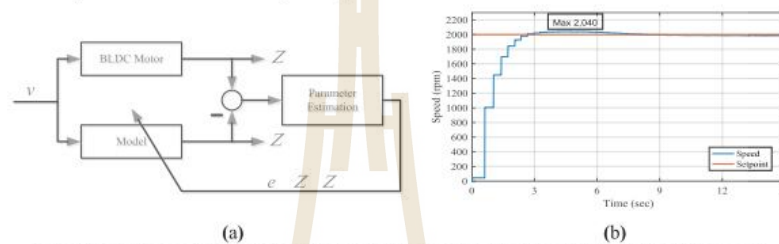


Figure 2 (a) Parameter estimation diagram (b) Response of PID controller at operating speed.

Table 1 Parameter of the HCM system and controller identification.

Description	Parameters	Value	Unit
<b>BLDC motor</b>			
Moment of Inertia	$J$	4.37	$\text{Kg.m}^2$
Friction Coefficient	$B$	4.88	$\text{Nm.s/rad}$
Resistance	$R$	28.94	$\Omega$
Inductance	$L$	27.17	$\text{mH}$
Back-EMF	$K_b$	$0.1 \times 10^{-3}$	$\text{V/1000 rpm}$
Torque Constant	$K_t$	0.912	$\text{kNm/A}$
<b>PID Controller</b>			
Proportional Gain	$K_p$	0.0100	-
Integral Gain	$K_i$	0.0045	$\text{sec}^{-1}$
Derivative Gain	$K_d$	0.0010	$\text{sec}$

3. Magnitude and phase processing

A vibration is the movement of a physical quantity in relation to a reference location in a cyclically increasing and decreasing manner as a function of time. The most important features of machine vibration change according to equation (2).

$$x(t) = A \sin(\omega t + \phi) \tag{2}$$

where A is amplitude of vibration. In this paper Arduino UNO, which is a microcontroller with 3-axis accelerometer (ADXL-335) was measured signal voltage output from magnitude of vibration transmission. It is suitable because of the VBD speed operated under our condition. Hall-effect sensor was applied for referenced signal between speed signal of motor and acceleration signal to find phase angle that can bring about balancing HCM disk. The response to compare signal between accelerometer and Hall-effect for finding the phase of maximum vibration by

$$I = \frac{T_w - T_0}{T_w} \times 360 \tag{3}$$

where  $\phi$  is phase angle of maximum vibration,  $T_m$  is maximum vibration period in each cycle,  $T_0$  is starting time,  $T_1$  is ending time and  $T_w = t_1 - t_0$  is period time between  $T_0$  and  $T_1$ .

Signal data of the vibration and speed rotor from the accelerometer and Hall-effect sensor are acquired for signal processing. Vibration due to the unbalance is seen as a maximum peak-amplitude in the harmonic at the vibration frequency. The vibration level and the phase of the rotational frequency of the rotor signal could be read directly from the display. Figure 3 shows the proposed methodology, which combines the amplitude of vibration and the trigger pulse reference signals from rotor analyses to precisely determine the motor condition according to the following procedure:

1. Holding vibration and rotational frequency signals during BLDC motor operation;
2. Processing vibration and rotation frequency signals in the time domain to determine the phase angle between the signals from (2) and (3)
3. Accepting whether the disk is balanced or unbalanced from the results of the above analyses;
4. Predetermining the trial mass and its position for correcting unbalance if any.

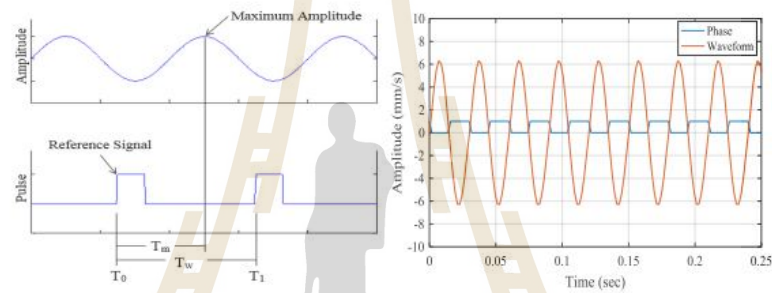


Figure 3. Signal of accelerometer and Hall-effect sensor, left (Simulation) and right (Experimental).

#### 4. Unbalance correction algorithm

The unbalance correction algorithm used herein is based on vector diagram calculations for single-plane balancing [7]. The magnitude and angular position of the correction mass can be determined by representing in figure 4 as follows:

- i. Measuring:  $A_0$  is the initial amplitude,  $\phi_0$  is initial phase of vibration, and its direction is given in polar coordinate.
- ii. Installing trial the given mass,  $M_T$  is known as trial mass and  $\theta_T$  is trial phase to install on disk. After that, executing and measuring amplitude and phase again in terms  $A_1$  and  $\phi_1$  respectively.
- iii. Transforming amplitudes and phases in (i) and (ii) into rectangular coordinate, calculating the net amplitude,  $A_T$  between  $A_0$  and  $A_1$  given by

$$A_T = \sqrt{A_x^2 + A_y^2} \quad (4)$$

- where  $A_x = A_0 \cos \phi_0 - A_1 \cos \phi_1$  and  $A_y = A_0 \sin \phi_0 - A_1 \sin \phi_1$ .
- iv. Calculating the net phase  $\phi_T$  from quadrant condition and  $A^{\dagger} = A_y / A_x$  is defined according to the following procedure in table 2.

- v. After that, calculating the vibration amplitude that is proportional to the unbalanced mass  $M_B$  which obtains the relationship

$$M_B = \frac{A_0}{A_T} M_T \quad (5)$$

vi. Determining the position of the mass relative to the position of the trial mass as,

$$T_B = I_T \cdot \omega^2 \cdot B \cdot \begin{matrix} I_B \\ I_B \end{matrix} \begin{matrix} \phi \\ \phi \end{matrix} \begin{matrix} 80^\circ & ; & 0^\circ & 0 & 179^\circ \\ 80^\circ & ; & 180^\circ & 0 & 359^\circ \end{matrix} \quad (6)$$

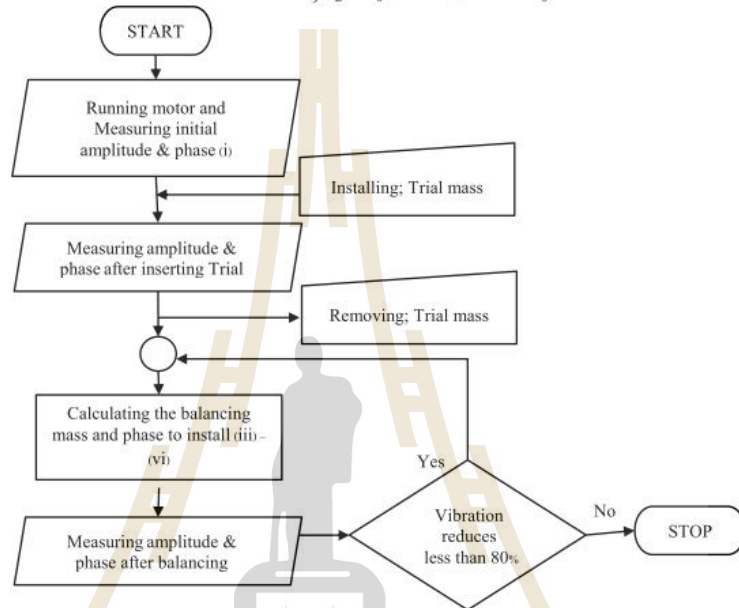


Figure 4 Block diagram of algorithm for automatic unbalance detection and correction.

The calculated angle is measured from the position marked on the rotor indicating the point where the trial mass was mounted. If it is a positive angle, it is measured in the direction of rotation. A negative angle is measured in the opposite sense from condition equation (6).

Table 2 Phase quadrant condition.

Condition	Phase formulas
$A_y > 0$ and $A_x > 0$	$\phi_T = \tan^{-1}(A')$
$A_y > 0$ and $A_x < 0$	$\phi_T = 180^\circ - \tan^{-1}(A')$
$A_y < 0$ and $A_x < 0$	$\phi_T = 180^\circ + \tan^{-1}(A')$
$A_y < 0$ and $A_x > 0$	$\phi_T = 360^\circ - \tan^{-1}(A')$

5. Experimental results and analysis

Experiments were also carried out to verify the correction algorithm. The balance correction algorithms were developed under the Arduino UNO-R3. A widely used open-source microcontroller board base on the Arduino software in Windows makes it easy to write a code and upload it to the board. The board was equipped with sets of digital and analog input/output (I/O) pins that were interfaced to various expansion boards or other circuits and experimental setup in figure 5. They were

composed of (a) Arduino UNO-R3 microcontroller board; (b) a brushless DC motor (300 Watt, 220-240 VDC with drive board); (c) 3-axis accelerometer to measure acceleration with a minimum full-scale range of  $3\pm$  g (Arduino-ADXL335); (d) Hematocrit Centrifuge disk setup on head of motor (diameter 175 mm., weight 420 g., material made of Aluminum 6063); (e) laptops running the application software in Arduino IDE. The BLDC motor was operated at a constant speed of 33.33 Hz (2,000 rpm).



**Figure 5** Vertical Balancing Device (VBD) experimental.

In the first trial, the HCM was operated without adding any mass to the disk and was therefore considered balanced. Figure 6 shows the signal acquired (red line) by the accelerometer, which was used to determine both the amplitudes and phases of the vibration signal before unbalancing. The signal's peak amplitude was approximately 6.40 mm/sec. for disk I and 7.60 mm/sec. for disk II respectively. The experimentation installed, a trial mass of pre-determined weight was introduced for testing 3 cases of the trial mass and phase which was the functional validation of VBD and tests precision of correction algorithm, shown in table 3. The unbalance thus created to produce a mechanical vibration in the HCM's structure. Vibration signal of the faulty unbalanced machine; the peak amplitude and phase signal increased, shown in table 4. This unbalance produced an increase in the HCM's vibration level. In this unbalanced condition, the phase between the signals of the Hall-effect sensor and the accelerometer was calculated to be approximately from equation (3).

**Table 3** Testing condition of trial.

	Disk I		Disk II	
	$M_T$ (grams)	$\theta_T$ (degree)	$M_T$ (grams)	$\theta_T$ (degree)
Case I	0.53	0	0.53	0
Case II	0.79	0	0.71	170
Case III	0.21	120	0.35	300

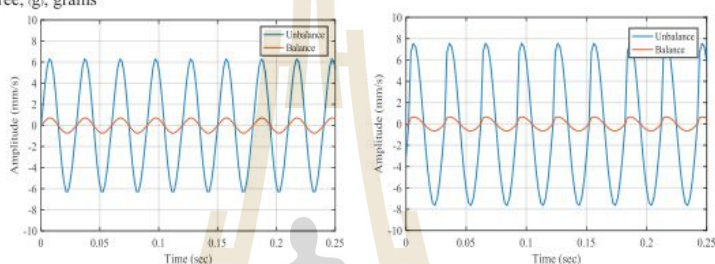
The proposed unbalance correction algorithm was implemented after identifying the correlation between unbalance and increase in the vibration amplitude. In addition, additional experiments were conducted for validating the proposed procedure by proving its effectiveness in balancing the system. Table 4 shows six experiments in which different disks were used as unbalance masses and trial masses.

The correction process included inserting a 0.42 g correction mass at  $77\theta$  (as calculated by the system) for disk I and 0.48 g correction mass at  $87\theta$  for disk II, respectively. The results of this are shown in figure 6 (blue line) which the  $A_B$  magnitude after balancing is reduced more than 80% both two disks.

**Table 4.** Experimentally obtained correction balance data.

	$A_0$ (mm/sec)	$\phi_0$ ( $^\circ$ )	Trial in Case						Balancing Parameters			Results	
			$A_1$ (mm/sec)			$\phi_1$ ( $^\circ$ )			$M_B$ (g)	$\theta_B$ ( $^\circ$ )	$A_B$ (mm/sec)	% Reduce	
			I	II	III	I	II	III					
Disk I	6.40	255	9.10	14.70	4.80	315	334	186	0.42	77	0.70	89.06	
Disk II	7.60	261	11.01	14.20	12.56	311	200	272	0.48	87	0.65	91.45	

$^\circ$ ; degree, (g); grams

**Figure 6.** Behaviours of amplitude balancing, left (Disk I) and right (Disk II).

## 6. Conclusions

The implementation of an experimental setup with signal processor management that combines accelerometer vibration and Hall-effect sensor analyses yielded satisfactory results when detecting unbalance and manufacturing fault identification in disk of HCM. Practical experiments using the VBD showed that can effectively balance the disk. The effectiveness for reducing vibration caused by unbalance is shown through the levels similar to those of the corresponding balanced rotating machine. That was successfully tested and ready for quality control application in manufacturing process.

## Acknowledgments

This research was supported by Suranaree University of Technology (SUT), and would like to thankfully acknowledge the research instruments from Suranaree Medical Equipment Company Limited and RAP Enterprise and Services Limited Partnership.

## References

- [1] Gitte W 2004 *Hematocrit-a review of different analytical method* (Denmark: Acutecaretesting)
- [2] Max M S, Albert B S and Eleanor D H 1945 *An improved micro hematocrit method* **24** 1016
- [3] ISO 10816-1 1995 *Mechanical vibration - Evaluation of machine vibration by measurements on non-rotating parts - Part 1: General guidelines* (Switzerland: ISO)
- [4] Pawin J and Jiraphon S 2013 *Int. J. of Eng. Sci. and Inno. Tech.* **2** 254
- [5] Simeonov I, and Stoyanov S 2003 *Chem. and Bio. Eng* **17** 285
- [6] Åström, K J and Hägglund T 2006 *Advanced PID Control* (NC: ISA - The Instrumentation, Systems, and Automation Society, Research Triangle Park)
- [7] Guilherme K Y, Cesar daC and João Sinohara daS 2016 *Case Study in Mech. Sys. and Sign. Proc.* **4** 8

## การวิเคราะห์และออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงความเร็วสูง Analysis and Design for High Speed Hematocrit Centrifuge Machine

### บทคัดย่อ

เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงเป็นอุปกรณ์ที่ใช้แยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากน้ำเลือด โดยอาศัยมอเตอร์ที่หมุนด้วยความเร็วรอบระหว่าง 10,000 ถึง 14,000 รอบต่อนาที สร้างแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ให้กับตัวอย่างเลือด แล้วนำตัวอย่างนั้นไปประมาณหาค่าเปอร์เซ็นต์เม็ดเลือดแดงอัดแน่นเพื่อใช้วิเคราะห์ผลทางการแพทย์ ปัจจุบันเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพง ดังนั้นการพัฒนาเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงความเร็วสูงให้มีประสิทธิภาพสูงเป็นการเพิ่มความสามารถผู้ผลิตภายในประเทศให้สามารถแข่งขันกับต่างประเทศและเป็นไปตามมาตรฐานของกระทรวงสาธารณสุข บทความนี้ได้เสนอผลการวิเคราะห์หลักการทำงานและการออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงต้นแบบ โดยออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบที่มีตัวควบคุมแบบพีไอดีสำหรับมอเตอร์แบบไม่มีแปรงถ่าน สร้างเครื่องถ่วงสมดุลแนวตั้งใช้ถ่วงสมดุลจานหมุนที่บรรจุหลอดเลือดทดสอบ เพื่อลดขนาดการสั่นเนื่องจากการเสียสมดุลของจานหมุนที่ผลิตใช้ และการวิเคราะห์เพื่อเลือกใช้ฉนวนการสั่นสะเทือนที่ลดแรงส่งผ่านการสั่นจากโรเตอร์สู่ตัวเครื่อง ซึ่งทำให้เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงต้นแบบมีประสิทธิภาพในการทำงานเทียบเท่าผลิตภัณฑ์นำเข้าจากต่างประเทศได้

คำสำคัญ : เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง; แรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์; การควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์; การถ่วงสมดุลแนวตั้ง; ฉนวนการสั่นสะเทือน

### Abstract

Hematocrit Centrifuge Machine (HCM) is a tool used for separating red blood cells from blood. By using a motor that rotates at a speed between 10,000 and 14,000 rpm, it generates a relative centrifugal force (RCF) for the blood sample. Prior to medical analysis process, the blood samples were estimated percent of red blood cells. Currently, most of HCM's products imported from other countries are expensive. Therefore, creating knowledge and increasing efficiency of high speed HCM that meets the standards of the Ministry of Public Health can help domestic manufacturers compete with international companies. This paper present the analysis of working principle and the design of HCM prototype, with brushless direct current motor speed control system for controlling the speed of work with stable condition. The Vertical Balancing Device (VBD) is used to balance the disk, which packs up the micro-hematocrit tube test, it can reduce vibration from its unbalance. Moreover, the analysis for accurate vibration isolators can reduce the vibration's force transmissibility from disk rotor to body-chamber. This allows the HCM prototype to have the same working efficiency as imported products.

Keywords: Hematocrit centrifuge machine, Relative centrifugal force, Speed motor control, Vertical Balancing, Vibration isolators.

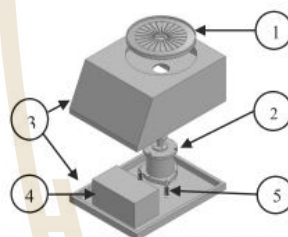
## บทนำ

เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง (Hematocrit centrifuge machine: HCM) คือเครื่องมือทางวิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ใช้แรงเหวี่ยงหนีศูนย์กลาง(centrifugal force)ที่เกิดจากการหมุนรอบจุดหมุน(center of rotation) ในการเร่งการตกตะกอนของเม็ดเลือดแดง [1] เพื่อแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากพลาสมาและเซลล์เม็ดเลือดขาวภายในเลือด แล้วนำไปเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐาน ปริมาณของเซลล์เม็ดเลือดแดงในเลือด เพื่อหาค่าเปอร์เซ็นต์เม็ดเลือดแดงอัดแน่นที่ใช้วิเคราะห์ผลทางการแพทย์เบื้องต้น [4] - [5] ดังนั้นเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงจึงเป็นเครื่องมือที่มีความจำเป็นอย่างมากทั้งในทางการแพทย์และวิทยาศาสตร์

องค์ประกอบหลักโดยทั่วไปของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง [1] ดังแสดงในรูปที่ 1(ข) ประกอบไปด้วย (1)จานหมุนเหวี่ยง (Centrifuge Disk) (2)มอเตอร์ (3)ตัวเครื่อง (4)ระบบควบคุมและแสดงผลการทำงาน และ (5)ฉนวนการสิ้นเสทือน



(ก) เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง



(ข) องค์ประกอบหลักของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง

รูปที่ 1 เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงและองค์ประกอบแบบแยกส่วน

ปัจจุบันเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงส่วนมากที่ใช้ภายในประเทศนั้นนำเข้าจากต่างประเทศซึ่งมีราคาแพงประมาณเครื่องละ 30,000 ถึง 90,000 บาท ส่วนเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่สามารถผลิตใช้ได้ภายในประเทศนั้นก็ยังไม่มีประสิทธิภาพในการแข่งขันพอเพียงกับเครื่องที่นำเข้าจากต่างประเทศได้ [2]

เพื่อสร้างกระบวนการวิเคราะห์และออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงความเร็วสูงให้กับผู้ผลิตภายในประเทศสามารถแข่งขันกับต่างประเทศและเป็นไปตามมาตรฐานของกระทรวงสาธารณสุข บทความนี้ได้เสนอผลการวิเคราะห์หลักการทำงาน และการออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงเครื่องต้นแบบ โดยออกแบบจานหมุนเหวี่ยงพร้อมระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน (Brushless Direct Current Motor: BLDC motor) สำหรับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงให้สามารถทำงานได้อย่างแม่นยำที่ 12000 rpm  $\pm 5\%$  เพื่อทำให้เกิดการแยกตัวของเลือดอย่างสมบูรณ์ภายในเวลาที่กำหนด ได้ออกแบบเครื่องถ่วงสมดุลแนวตั้ง (Vertical Balancing Device: VBD) เพื่อใช้ในกระบวนการผลิตจานหมุนเหวี่ยงให้มีการเสถียรที่สุด เป็นการลดปัญหาการสิ้นเสทือนเนื่องจากการเสถียรของจานหมุน วิเคราะห์และเลือกฉนวนการสิ้นเสทือนเพื่อลดแรงส่งผ่านการสิ้นเสทือนจากโรเตอร์สู่ตัวเครื่อง

การออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง เริ่มจากการเลือกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนเหวี่ยงที่สัมพันธ์กับความเร็วรอบใช้งานของมอเตอร์ให้มีแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์(Relative Centrifugal Force: RCF)ที่พอเพียงต่อการแยกเซลล์เม็ดเลือดแดงออกจากพลาสมาและเซลล์เม็ดเลือดขาวภายในเลือดได้ วัสดุที่ใช้สร้างจานหมุนเหวี่ยง น้ำหนักของจานหมุนเหวี่ยง กำลังของมอเตอร์ไฟฟ้าที่สามารถหมุนจานหมุนได้หรือขนาดของมอเตอร์ที่เหมาะสม และในส่วนการเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง คือการออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์เพื่อให้มอเตอร์สามารถทำงานได้ในขอบเขตเงื่อนไขที่กำหนด การวิเคราะห์และเลือกฉนวนการสิ้นเสทือนสำหรับลดแรงสิ้นเสทือนที่ส่งจากโรเตอร์จานหมุนมาสู่ตัวเครื่อง และเพิ่มประสิทธิภาพกระบวนการผลิตด้วยการออกแบบเครื่องถ่วงสมดุลแนวตั้งสำหรับถ่วงสมดุลจานหมุนเหวี่ยง ซึ่งเป็นการลดการสิ้นเสทือนเนื่องจากการเสถียร(Unbalance)ของจานหมุนเหวี่ยง [10]



### หลักการวิเคราะห์และการออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง

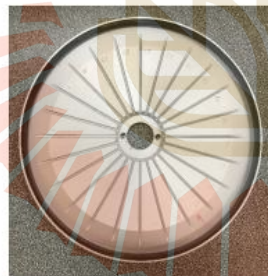
หลักการสำคัญที่ทำให้เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงสามารถแยกเม็ดเลือดแดงออกจากน้ำเลือดนั้นคือ แรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ ที่เกิดจากการหมุนของจานหมุนเหวี่ยงที่มีมอเตอร์เป็นตัวขับเคลื่อน ดังนั้นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนเหวี่ยงและความเร็วรอบจากมอเตอร์จึงเป็นองค์ประกอบสำคัญของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่เป็นหัวใจสำคัญของเครื่องที่ต้องพิจารณาก่อนเป็นอันดับแรก เพื่อให้เครื่องสามารถสร้าง RCF ที่มีขนาดอย่างน้อย 1,000 G และกระทำเป็นเวลาไม่ต่ำกว่า 5 นาที ซึ่งจะทำให้เลือดเกิดการแยกเม็ดเลือดแดงออกจากน้ำเลือดได้อย่างสมบูรณ์ [3] และสามารถนำตัวอย่างเลือดไปวิเคราะห์ได้อย่างถูกต้อง

**จานหมุนเหวี่ยง** คือแผ่นจานสำหรับบรรจุเลือดทดสอบใน Capillary tube ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง  $\varnothing$  1.5 mm.  $\times$  ยาว 75 mm. ในจำนวน 24 หลอด โดยมีทิศทางการวางหลอดทดลองอยู่ในแนวรัศมีของจานหมุนเหวี่ยง **ขนาดของจานหมุน** จะขึ้นอยู่กับขนาดของหลอดทดลอง และเป็นตัวกำหนดความเร็วรอบต่ำสุดที่ใช้ในการทดสอบ เนื่องจากขนาดของจานหมุนเหวี่ยงและความเร็วรอบของมอเตอร์ แปรผันตรงกับ RCF หรือเรียกอีกชื่อว่า แรงจี (G-force) โดยค่า RCF คือความเร่งหนีศูนย์กลางที่เกิดขึ้นจากการหมุน เทียบเป็นจำนวนเท่าของความเร่งโน้มถ่วงของโลก (ความเร่งโน้มถ่วงของโลกที่ระดับน้ำทะเล มีขนาดเท่ากับ  $9.80665 \text{ m/s}^2$ ) [1] ซึ่งจากสมการที่ (1) พบว่าขนาดของจานหมุนเหวี่ยงแปรผกผันกับความเร็วรอบที่ใช้งาน เช่นหากเครื่องทำงานที่ความเร็วรอบสูง ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนเหวี่ยงของเครื่องจะมีขนาดเล็ก เป็นต้น สมการแรงหนีศูนย์กลางสัมพัทธ์ [1] [4] [5]

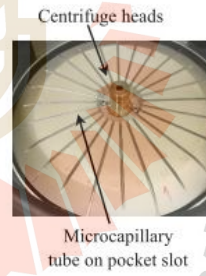
$$RCF_{(g)} = r_{(mm)} \times N_{(rpm)}^2 \times 1.1182 \times 10^{-6} \quad (1)$$

สามารถหาขนาดรัศมีต่ำสุดของจานหมุนเหวี่ยง ( $r_{\min}$  มิลลิเมตร mm) ได้จาก  $r_{\min} = \frac{RCF}{N_{rpm}^2 \times 1.1182439 \times 10^{-6}}$  โดย

RCF = 1,000 G , ความเร็วรอบการทำงาน  $N = 12,000 \text{ rpm}$  ซึ่งจะได้  $r_{\min} = 6.21 \text{ mm}$ . เมื่อรวมกับขนาดของหลอดทดลองที่มีขนาด 75 mm. จะได้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุนไม่น้อยกว่า 162 mm. และเพื่อให้มีระยะเพื่อสำหรับหนีบจับหลอดทดลองและขอบวงนอกรองรับปลายหลอดทดลอง จะออกแบบจานหมุนเหวี่ยงให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานหมุน 175 mm. โดยวัสดุที่ใช้นั้นเป็น อะลูมิเนียม 6063 และเคลือบอนไดซ์ ซึ่งมีความแข็งแรง ทนทานและไม่ทำปฏิกิริยากับเลือด ไม่เป็นสนิมและความสวยงาม ดังแสดงในรูปที่ 2



(ก) จานหมุนเหวี่ยง



(ข) การติดตั้งจานหมุนเหวี่ยงกับมอเตอร์ และการวางหลอดทดลอง

รูปที่ 2 ลักษณะจานหมุนเหวี่ยง การติดตั้งกับมอเตอร์ และการวางหลอดทดลอง

เพื่อให้จานหมุนเหวี่ยงสามารถสร้าง RCF ได้คงที่ตลอดการทำงาน ดังนั้นจึงจำเป็นต้องสร้างระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ที่หมุนจานหมุนเหวี่ยงให้สามารถหมุนด้วยความเร็วรอบที่คงที่หรือมีความคลาดเคลื่อนไม่เกิน  $\pm 5\%$  ของความเร็วรอบการทำงาน มอเตอร์ที่ใช้กับเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงได้เลือกใช้มอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน โดยมีบอร์ดขับเคลื่อนทำหน้าที่ควบคุมการจ่ายแรงดันไฟฟ้ให้ขดลวดเหนี่ยวนำภายในมอเตอร์ เพื่อสร้างแรงแม่เหล็กขับเคลื่อนแกนหมุนที่

เป็นแม่เหล็กถาวร ในส่วนนี้ต้องมีการควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ให้เป็นไปตามที่ต้องการ โดยอาศัย Hall-effect sensor ที่มีอยู่ในมอเตอร์เป็นตัวตรวจรู้ความเร็วรอบของมอเตอร์ [7] - [9] เพื่อให้มอเตอร์สามารถรักษาความเร็วรอบการทำงาน ที่ 12,000 rpm ให้คงที่ตลอดการทำงาน จึงจำเป็นต้องมีระบบควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ โดยใช้การควบคุมแบบวงปิด และตัวควบคุมพีไอดี (PID controller)

การออกแบบระบบควบคุมความเร็วรอบในการปั่นเม็ดเลือดแดงเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงานและสร้างความน่าเชื่อถือของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดง ซึ่งสามารถแบ่งงานออกเป็น 2 ส่วนคือ

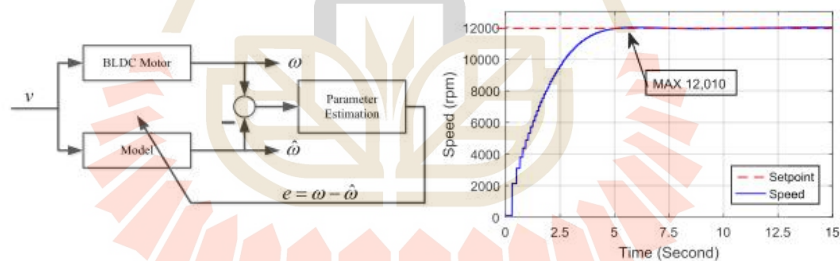
- ประมาณแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของ BLDC-motor [8] - [9]
- ออกแบบตัวควบคุมแบบ PID สำหรับ BLDC-motor [6] - [7], [10] - [11]

สำหรับการประมาณค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของ BLDC-motor จะใช้แรงดันไฟฟ้า (v) กระแสตรงเป็น input และความเร็วรอบ ( $\omega$ ) เป็น output เราสามารถประมาณฟังก์ชันถ่ายโอนของ BLDC-motor

$$\frac{\omega(s)}{v(s)} = \frac{K_t}{JLs^2 + (JR + BL)s + (BR + K_t K_b)} \quad (2)$$

ในการประมาณค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของ BLDC-motor ใช้เครื่องมือ Parameter Estimation Toolbox ในโปรแกรม MATLAB ในการเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลการตอบสนองข้อมูลจากระบบจริงกับแบบจำลอง [14] เมื่อ  $\omega$  คือความเร็วรอบอ้างอิง  $\hat{\omega}$  คือความเร็วรอบของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และ  $e$  คือ ค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากความต่างของความเร็วรอบจากข้อมูลทั้งสอง แสดงดังรูปที่ 3 (ก)

ใช้เครื่องมือ PID Tuner ใน MATLAB Simulink ในการออกแบบตัวควบคุม PID [15] ใช้การตอบสนองแบบ Step input โดยกำหนดเงื่อนไขดังนี้ ความเร็วรอบการทำงานที่ 12,000 รอบต่อนาที, Maximum overshoot ไม่เกิน 5%, Settling time ไม่เกิน 5 วินาทีที่ 2%error และมีค่าความคลาดเคลื่อนที่สถานะคงตัว (steady-state error) ไม่เกิน 3% ซึ่งค่าพารามิเตอร์ของตัวควบคุม PID ดังตารางที่ 1 และเมื่อนำค่าไปใช้สามารถควบคุมความเร็วรอบให้มีผลการตอบสนองจริงที่เกิดขึ้นได้ตามเงื่อนไข ดังแสดงใน รูปที่ 3 (ข)



(ก) แผนภาพการประมาณค่าพารามิเตอร์ของ BLDC-motor

(ข) ผลการตอบสนองความเร็วรอบของ BLDC-motor ที่ใช้ตัวควบคุมแบบ PID

รูปที่ 3 แผนภาพการประมาณค่าพารามิเตอร์และ ผลการตอบสนองความเร็วรอบของ BLDC-motor

ตารางที่ 1 พารามิเตอร์ของ BLDC-motor และตัวควบคุม PID

คำอธิบาย	พารามิเตอร์	ค่า	หน่วย
<b>BLDC motor</b>			
โมเมนต์ความเฉื่อย	J	4.37	Kg.m <sup>2</sup>
สัมประสิทธิ์ความเสียดทาน	B	4.88	Nm.s/rad

ค่าความต้านทาน	R	28.94	$\Omega$ phase
ค่าการเหนี่ยวนำ	L	27.17	Hphase
แรงเคลื่อนไฟฟ้ากลับ	$K_b$	$0.1 \times 10^{-3}$	V/1000 rpm
ค่าคงที่ของทอร์ค	$K_t$	0.912	kNm/A
<b>PID Controller</b>			
ค่าอัตราขยายแบบสัดส่วน	$K_p$	0.0100	-
ค่าอัตราขยายแบบอินทรีย์	$K_i$	0.0045	sec <sup>-1</sup>
ค่าอัตราขยายแบบเดลิเวทีฟ	$K_d$	0.0010	sec

**เครื่องถ่วงสมดุลจานหมุนเหวี่ยง**

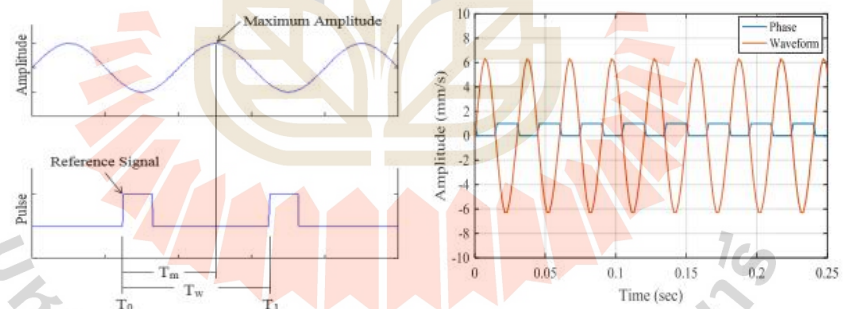
ในระบบการผลิตจานหมุนเหวี่ยงสำหรับเครื่องปั้นเม็ตเล็ดแดงจำเป็นต้องผลิตให้มีความสมดุลในการหมุนเหวี่ยงให้มีขนาดการสั่นที่น้อยที่สุด ดังนั้นเราจำเป็นต้องสร้างเครื่องถ่วงสมดุลจานหมุนเหวี่ยงก่อนนำไปติดตั้งในเครื่องปั้นเม็ตเล็ดแดงความเร็วสูง การถ่วงสมดุลจานหมุนเหวี่ยงจำเป็นต้องทราบสัญญาณการสั่นสะเทือนซึ่งเป็นรูปแบบฟังก์ชันแบบคลื่นฮาร์โมนิก [16] ดังแสดงในสมการที่ (3) โดย  $A$  คือแอมพลิจูดการสั่นสะเทือน

$$x(t) = A \sin(\omega t + \phi) \tag{3}$$

เราสามารถวัดขนาดการสั่นได้โดยใช้ เซ็นเซอร์วัดความเร่ง 3 แกน (ADXL-335) และตำแหน่งมุมเฟสของแรงหนีศูนย์กลางนั้น โดย Hall-effect sensor ในการวัดสัญญาณความเร็วรอบของมอเตอร์มาเปรียบเทียบกับสัญญาณความเร่ง เพื่อหามุมเฟสของการสั่นสูงสุด( $\phi$ ) ดังสมการที่ (4)

$$\phi = \frac{(T_m - T_0) \times 360}{T_w} \tag{4}$$

โดย  $T_m$  คือเวลาที่เกิดการสั่นสูงสุด  $T_0$  คือเวลาเริ่มต้นของ Pulse สัญญาณ Hall-effect,  $T_1$  คือเวลาสิ้นสุดของ Pulse สัญญาณ Hall-effect,  $T_w$  คือระยะเวลาตั้งแต่เริ่มต้นจนถึงสิ้นสุดของ Pulse สัญญาณ Hall-effect หรือ  $T_w = T_1 - T_0$  แสดงรูปแบบการเปรียบเทียบสัญญาณ [10] ดังแสดงในรูปที่ 4 (ก) และสัญญาณที่วัดได้จริงในรูปที่ 4 (ข)



(ก) แบบจำลองการเปรียบเทียบสัญญาณ (ข) การเปรียบเทียบจากสัญญาณที่วัดจริง  
รูปที่ 4 รูปแบบการเปรียบเทียบสัญญาณขนาดการสั่น และสัญญาณ Hall-effect

หลักการแก้ไขการเสียสมดุลแบบระนาบเดียว (Single-plane balancing) โดยใช้หลักการคำนวณเวกเตอร์บนพิกัดโพลาร์ (Polar coordinate) เป็นพื้นฐาน[15] แสดงขั้นตอนการดำเนินการใน (i) - (vi) และแผนภูมิรูปที่ 5

- (i) ขั้นตอนแรกให้ทำการหมุนจานหมุนเหวี่ยงที่ความเร็วรอบคงที่เพื่อการวัดค่าแอมพลิจูดเริ่มต้น  $A_0$ , มุมเฟสเริ่มต้น  $\phi_0$  และทิศทางให้ในพิกัดโพลาร์ การคำนวณมุมเฟส เป็นการวัดจากตำแหน่งอ้างอิงเป็นสัญลักษณ์ที่ทำไว้บนโรเตอร์ และนับมุมในทิศทางตรงกันข้ามกับการหมุนของโรเตอร์
- (ii) ติดตั้งมวลทดสอบ (Trial mass,  $M_T$ ) ที่มีมวลทดสอบ  $\theta_T$  บนจานหมุนเหวี่ยง และวัดค่าแอมพลิจูดและมุมเฟสอีกครั้งโดยกำหนดในเทอมของ  $A_1$  และ  $\phi_1$  ตามลำดับ
- (iii) แปลงค่าแอมพลิจูดและมุมเฟสใน (i) และ(ii) ให้อยู่ใน พิกัดฉาก(Rectangular coordinate) และคำนวณค่าแอมพลิจูดสุทธิ  $A_T$  ระหว่าง  $A_0$  และ  $A_1$  โดยให้

$$A_T = \sqrt{(A_x)^2 + (A_y)^2} \quad (5)$$

เมื่อ  $A_x = A_1 \cos \phi_1 - A_0 \cos \phi_0$  และ  $A_y = A_1 \sin \phi_1 - A_0 \sin \phi_0$

- (iv) คำนวณมุมเฟสสุทธิ  $\phi_T$  จากสมการในตารางที่ 2 และ  $A' = A_y/A_x$

ตารางที่ 2 เงื่อนไขการคำนวณหาค่ามุมเฟสสุทธิใน Phase quadrant

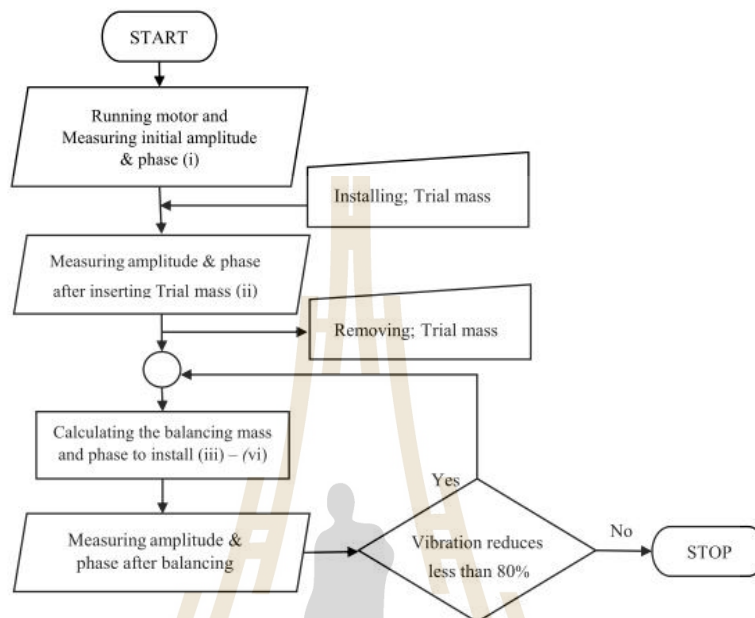
เงื่อนไข	สูตรมุมเฟสสุทธิ
$A_y > 0$ and $A_x > 0$	$\phi_T = \tan^{-1}(A')$
$A_y > 0$ and $A_x < 0$	$\phi_T = 180^\circ - \tan^{-1}(A')$
$A_y < 0$ and $A_x < 0$	$\phi_T = 180^\circ + \tan^{-1}(A')$
$A_y < 0$ and $A_x > 0$	$\phi_T = 360^\circ - \tan^{-1}(A')$

- (v) คำนวณขนาดของมวลเสียสมดุล  $M_B$  ตั้งสมการความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$M_B = \frac{A_0}{A_T} M_T \quad (6)$$

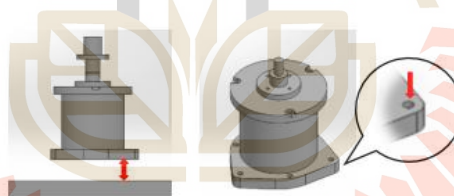
- (vi) หาดำแหน่งติดตั้ง  $\theta_B$

$$\theta_B = \theta_T + \phi_T - \phi_0 \begin{cases} \phi_B = \phi_0 + 180^\circ & ; 0^\circ \leq \phi_0 < 179^\circ \\ \phi_B = \phi_0 - 180^\circ & ; 180^\circ \leq \phi_0 < 359^\circ \end{cases} \quad (7)$$



รูปที่ 5 แผนภูมิโปรแกรมการตรวจวัดและถ่วงสมดุลของเครื่องถ่วงสมดุลจานหมุนเหวี่ยง

#### หลักการวิเคราะห์และการเลือกใช้จำนวนการสั่นสะเทือน

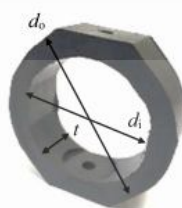
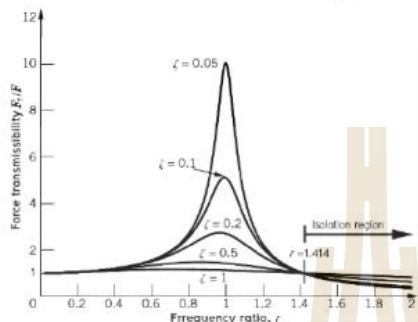


รูปที่ 6 ระยะห่างระหว่างมอเตอร์กับฐานเครื่อง(ซ้าย) และบริเวณจุดยึดของมอเตอร์(ขวา)

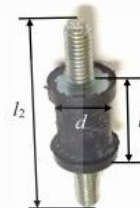
**แชมเบอร์หรือตัวเครื่อง (Chamber / Body)** คือ ส่วนฐานที่รองรับมอเตอร์ และมีลักษณะเป็นกล่องปิด เพื่อช่วยป้องกันการรบกวนจากภายนอกในขณะที่เครื่องกำลังทำงาน ซึ่งขนาดพื้นที่ของภายในตัวเครื่องจะเป็นตัวช่วยกำหนดขนาด (ความสูง กว้าง ยาว) ของฉนวนการสั่นที่เป็นตัวกลางระหว่างมอเตอร์กับตัวเครื่อง โดยความสูงของฉนวนการสั่นต้องไม่เกิน 24 mm. กว้าง 70 mm × ยาว 70 mm และขนาดรูเจาะสำหรับยึดฐานของมอเตอร์ไม่เกิน  $\varnothing 5$  mm. ดังแสดงในรูปที่ 6

**ฉนวนการสั่นสะเทือน (Vibration isolators)** คืออุปกรณ์ที่ออกแบบมาเพื่อช่วยลดการส่งผ่านการสั่นสะเทือนจากแหล่งกำเนิดการสั่นสะเทือนหรือที่ที่ไม่ต้องการให้การสั่นสะเทือนเกิดขึ้น [16] ในที่นี้คือการส่งผ่านการสั่นจาก BLDC-motor สู่ตัวเครื่อง ซึ่งสมการความสามารถการส่งผ่านแรง (Force transmissibility) ของการสั่นสะเทือน คือ

$$\frac{F_T}{F} = \frac{1 + (2\zeta\omega)^2}{\sqrt{(1-r^2)^2 + (2\zeta\omega)^2}} \quad (8)$$



(i) โตนัท



(ii) รับเบอร์เม้าท์

(ก) กราฟการส่งผ่านแรงกับอัตราส่วนความถี่  $r$

(ข) คุณลักษณะของฉนวนการสั่น

รูปที่ 7 กราฟการส่งผ่านแรงกับอัตราส่วนความถี่ และลักษณะฉนวนการสั่นสะเทือน

จากสมการที่ 8 เราสามารถคำนวณหาค่าความแข็งของฉนวนการสั่น ( $k$ ) ที่ทำให้แรงส่งผ่านการสั่นลดลง จากรูปที่ 7(ก) จะสรุปได้ว่าต้องออกแบบค่าความแข็งของฉนวนที่ทำให้ระบบมีความถี่ธรรมชาติที่ทำให้อัตราส่วนความถี่ไม่ต่ำกว่า 1.414 จึงสามารถคำนวณค่าความแข็งของฉนวนการสั่นที่ต้องมีขนาดไม่เกิน 492.16 N/mm เมื่อพิจารณามอเตอร์มีจุดจับยึดอยู่ 3 ตำแหน่ง ดังนั้นจะมีฉนวนการสั่นทั้งหมด 3 ตัวที่ต่อขนานกัน และค่าความแข็งเมื่อรวมกันแล้วต้องไม่เกินค่าที่คำนวณได้หรือฉนวนแต่ละตัวจะได้มีค่าความแข็งไม่เกิน 164.05 N/mm

ดังนั้นเมื่อพิจารณาปัจจัยเรื่องขนาด จุดจับยึด ค่าความแข็ง และการรับน้ำหนักได้เกิน 2.5 กิโลกรัม(kg) สามารถเลือกฉนวนการสั่นที่มีในท้องตลาดดังนี้ คือ ฉนวนการสั่นแบบรับเบอร์เม้าท์ และแบบโตนัทที่ใช้งานอยู่ก่อน โดยแสดงรายละเอียดของฉนวนการสั่น ในรูปที่ 7(ข) และตารางที่ 3

ตารางที่ 3 รายละเอียดของฉนวนการสั่นสะเทือน

ประเภทฉนวนการสั่นสะเทือน	แบบ	ขนาด (mm)	ค่าความแข็ง (N/mm)
โตนัท รูปที่ 7 (ข).(i)	A	$d_i = 70.0, d_o = 93.0, t = 30.0$	N/A
รับเบอร์เม้าท์ รูปที่ 7 (ข).(ii)	B	$d = 10.0, l_1 = 15.0, l_2 = 39.0$	25
	C	$d = 12.0, l_1 = 15.0, l_2 = 44.0$	44
	D	$d = 12.0, l_1 = 15.0, l_2 = 44.0$	74
	E	$d = 13.5, l_1 = 11.0, l_2 = 28.0$	130

เมื่อได้ฉนวนการสั่นที่ต้องการแล้ว ต่อไปเป็นการทดสอบใช้จริงกับเครื่องเพื่อหาฉนวนการสั่นที่สามารถลดขนาดแอมพลิจูดแรงสั่นสะเทือนที่ส่งจากงานหมุนหรือส่งสู่ตัวเครื่องได้ตามเงื่อนไขมาตรฐานสากล ISO 10816-1 [12] ดังนี้

- ขณะทำงานที่ความเร็วรอบคงตัว 12,000 rpm มีขนาดการสั่นไม่เกิน 2.80 mm/sec
- และขณะหยุดจ่ายไฟฟ้า (ตั้งแต่ 12,000 rpm ถึงเครื่องหยุดหมุน) ที่ขนาดการสั่นสูงสุดไม่เกิน 7.10 mm/sec

**อุปกรณ์ที่เลือกใช้ในการวิจัยทดสอบ**

1. เครื่อง HCM สำหรับทดสอบซึ่งภายในประกอบด้วย
  - มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่านรุ่น F72-201105-220 ขนาด 300 Watt, 220-240 VDC พร้อมชุดบอร์ดขับเคลื่อน BLMD-8TC39-1P

9

- จานหมุนเหวี่ยง (Centrifuge disk) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 175 mm น้ำหนัก 420 g. ผลิตจากวัสดุ Aluminum 6063 จำนวน 2 จาน พร้อมฝาปิด
  - ฉนวนการสิ้นขนาด (A)ตั้งเดิม, (B)25 Nmm, (C)44 Nmm, (D)74 Nmm และ (E)130 Nmm อย่างละ 3 ตัว
  - แคมเบอร์หรือตัวเครื่อง
2. เครื่องคอมพิวเตอร์ควบคุมการทำงานและแสดงผล พร้อมโปรแกรม MATLAB/Simulink® สำหรับช่วยในการคำนวณทางคณิตศาสตร์และแสดงผล
  3. โปรแกรม Arduino พร้อมบอร์ด UNO-R3 สำหรับใช้เป็น microcontroller และ Arduino-ADXL335 จำนวน 1 ตัว เพื่อใช้เป็นเซ็นเซอร์ในเครื่องถ่วงสมดุลแกนนตั้ง
  4. เซนเซอร์ Accelerometer 3-axis ขนาด  $\pm 50G$  จำนวน 2 ตัว พร้อมอุปกรณ์ต่อพ่วง
  5. เครื่องมือประมวลผลและวิเคราะห์ Devesoft Minitaur พร้อมอุปกรณ์ต่อพ่วง



รูปที่ 8 อุปกรณ์ในการทดสอบ

### ผลการทดสอบ

#### การทดสอบเครื่องถ่วงสมดุลแกนนตั้ง

เพื่อเป็นการยืนยันว่าหลักการและขั้นตอนการถ่วงสมดุลข้างต้นสามารถใช้ได้จริง โดยกำหนดการทดสอบจริงโดยการถ่วงสมดุลจานหมุนเหวี่ยง จำนวน 2 แผ่นคือ Disk I กับ Disk II และถ่วงสมดุลโดยเปลี่ยนตำแหน่งติดตั้งมวลทดสอบไปจำนวน 3 ตำแหน่ง ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ตำแหน่งการติดตั้งมวลทดสอบในกรณีทดสอบ Case I, II, III ตามลำดับ

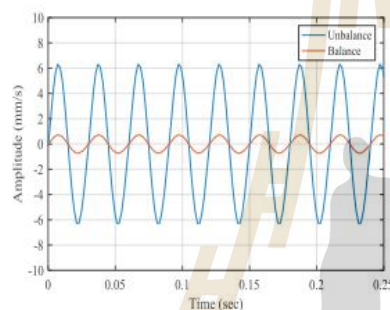
Cases	Disk I		Disk II	
	$M_T$ (grams)	$\theta_T$ (degree)	$M_T$ (grams)	$\theta_T$ (degree)
Case I	0.53	0	0.53	0
Case II	0.79	0	0.71	170
Case III	0.21	120	0.35	300

จากการทดสอบการถ่วงสมดุลจานหมุนเหวี่ยง ทั้ง 2 แผ่น แต่ละแผ่นมี 3 กรณี โดยเริ่มต้น Disk I มีค่าแอมพลิจูดการสั่นสูงสุดที่ 6.40 mm/sec และ Disk II มีขนาดการสั่น 7.40 mm/sec ซึ่งทั้ง 3 กรณีการติดตั้งมวลทดสอบในจานหมุนแต่ละแผ่น จะให้ผลลัพธ์ไม่แตกต่างกันเนื่องจากมีมวลเสียสมดุลอยู่ในตำแหน่งเดิม ดังแสดงในตารางที่ 4 และรูปที่ 9

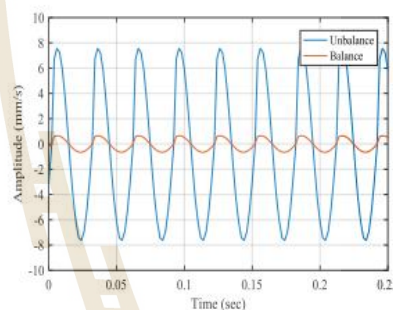
ตารางที่ 4 ผลการทดสอบการถ่วงสมดุล

	$A_0$ (mm/sec)	$\phi_0$ ( $^{\circ}$ )	Trial in Case						Balancing Parameters		Results	
			$A_1$ (mm/sec)			$\phi_1$ ( $^{\circ}$ )			$M_B$ (g)	$\theta_B$ ( $^{\circ}$ )	$A_B$ (mm/sec)	% Reduce
			I	II	III	I	II	III				
Disk I	6.40	255	9.10	14.70	4.80	315	334	186	0.42	77	0.70	89.06
Disk II	7.60	261	11.01	14.20	12.56	311	200	272	0.48	87	0.65	91.45

( $^{\circ}$ ); degree, (g); grams



(ก) สัญญาณการสั่นสะท้อนก่อน-หลังถ่วงสมดุลของ Disk I



(ข) สัญญาณการสั่นสะท้อนก่อน-หลังถ่วงสมดุลของ Disk II

รูปที่ 9 พฤติกรรมการสั่นเปรียบเทียบก่อน-หลังการถ่วงสมดุล Disk I และ Disk II

ผลลัพธ์จากการถ่วงสมดุลให้จานหมุนเหวี่ยงคือ ขนาดของมวลเสียสมดุล 0.42 กรัมที่มุม  $77^{\circ}$  สำหรับ Disk I และ 0.48 กรัม ที่มุม  $87^{\circ}$  สำหรับ Disk II ผลการทดสอบค่าขนาดการสั่นหลังจากถ่วงสมดุล ซึ่งสามารถลดขนาดการสั่นได้เกิน 80% จากเดิม ทั้ง 2 จานหมุนเหวี่ยง แสดงกราฟเปรียบเทียบขนาดการสั่นของจานหมุนเหวี่ยงทั้ง 2 ทั้งก่อนถ่วงสมดุล(สีน้ำเงิน) หลังถ่วงสมดุล(สีแดง) ในรูปที่ 9

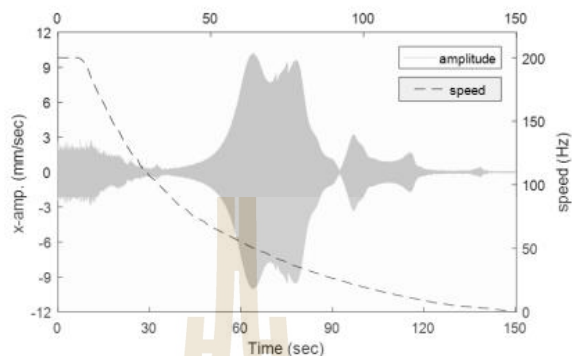
#### การทดสอบฉนวนการสั่นสะท้อน

ในการทดสอบเพื่อเลือกฉนวนการสั่น ถูกแบ่งตามช่วงการทำงานจริงของเครื่อง HCM ดังนี้

1. วัดค่าการสั่นสะท้อนขณะเครื่องทำงานที่ 12,000 rpm (constant speed)
2. วัดค่าการสั่นสะท้อนขณะเครื่องเกิดรีโซแนนซ์หรือการสั่นพ้อง (resonance) ในช่วงเสรีการทำงานจาก 12,000 rpm ถึงหยุดนิ่ง (speed-down) หรือที่ความเร็วรอบ 200 Hz ถึง 0 Hz ดังกราฟรูปที่ 10

และใช้เซ็นเซอร์วัดความเร่ง 3-แกน ติดตั้งไว้ที่ มอเตอร์ 1 ตำแหน่ง และที่ฐานเครื่องอีก 1 ตำแหน่งโดยจัดทิศทางของเซ็นเซอร์ให้ทิศทางของแกน-x แกน-y แกน-z มีทิศเดียวกัน เพื่อสามารถเปรียบเทียบสัญญาณในแต่ละแกนร่วมกันได้





รูปที่ 10 กราฟผลการวัดค่าการสั่นสะเทือน (Amplitude) และความถี่รอบตั้งแต่ 200 Hz ถึง 0 Hz (รูปที่ 10 เป็นกราฟข้อมูล 1 ในการทดสอบทั้งหมด 20 ครั้ง โดยทดสอบกับฉนวนการสั่นชนิดละ 4 ครั้ง จาก 5 ชนิด)

ตารางที่ 6 ผลการทดสอบฉนวนสั่นของเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่ความเร็วรอบต่างๆ

Isolators types	Max Amp. At motor (mm/sec)					Max Amp. At chamber (mm/sec)					Axis
	A	B	C	D	E	A	B	C	D	E	
12,000 rpm	1.340	0.840	1.740	1.160	0.284	0.171	0.081	0.130	0.149	0.069	x
	1.410	2.480	1.770	1.140	0.265	0.153	0.272	0.110	0.058	0.004	y
	2.970	3.710	3.860	0.971	0.822	2.210	0.759	0.822	0.291	0.048	z
Resonance 3,300 rpm	0.074	0.293	1.160	0.137	0.105	0.346	0.549	1.080	0.589	0.127	x
	0.050	0.603	1.050	0.139	0.089	0.222	0.350	0.844	0.070	0.124	y
	0.422	0.716	1.950	0.094	0.142	0.018	0.041	0.090	0.018	0.036	z

จากผลการทดสอบตารางที่ 6 พบว่าขนาดการสั่นเมื่อติดตั้งฉนวนการสั่นแบบต่างๆ ทำให้ขนาดการสั่นที่ส่งจากมอเตอร์สู่ตัวเครื่อง มีขนาดลดลง และฉนวนการสั่นที่ทำให้การสั่นมีขนาดน้อยที่สุดทั้งขณะทำงานที่ 12,000 rpm และขณะผ่านความถี่ธรรมชาติหรือช่วงที่เกิดรีโซแนนซ์ คือ ฉนวนการสั่น E ซึ่งมีขนาดการสั่นขณะทำงานที่ 12,000 rpm ในแกน x y และ z ตามลำดับ ที่มีมอเตอร์ 0.284 mm/sec ,0.265 mm/sec และ 0.822 mm/sec ซึ่งมีขนาดการสั่นน้อยกว่าฉนวนการสั่นชนิดอื่นทั้งหมด ขนาดการสั่นที่ตัวเครื่อง 0.069 mm/sec ,0.004 mm/sec และ 0.048 mm/sec ก็มีขนาดการสั่นที่น้อยกว่าการสั่นจากฉนวนการสั่นชนิดอื่น ขนาดการสั่นขณะเกิดรีโซแนนซ์ที่มีมอเตอร์ 0.105 mm/sec ,0.089 mm/sec และ 0.142 mm/sec พบว่าในแกน x และ y มีขนาดการสั่นน้อยที่สุด แต่ที่แกน z มีขนาดการสั่นน้อยกว่า A B และ C แต่มากกว่า D ส่วนขนาดการสั่นขณะเกิดรีโซแนนซ์ที่ตัวเครื่อง 0.127 mm/sec ,0.124 mm/sec และ 0.036 mm/sec ที่แกน x มีขนาดการสั่นน้อยที่สุด แต่ที่แกน y มีขนาดการสั่นน้อยกว่า A B และ C แต่มากกว่า D ที่แกน z มีขนาดการสั่นน้อยกว่า A และ B แต่มากกว่า C และ D ดังนั้นเมื่อพิจารณาจากลักษณะการทำงานของเครื่องที่ทำงานที่ความเร็วรอบทำงาน นานอย่างน้อย 5 นาที ก็กับขณะที่เกิดรีโซแนนซ์ที่เกิดขึ้นเพียงชั่วขณะ สามารถกล่าวได้ว่า ฉนวนการสั่นที่ช่วยลดการสั่นสะเทือนได้มากที่สุดคือ ฉนวน E ที่มีค่าความแข็ง 130 N/mm

### สรุปผลการวิจัย

ผลการวิเคราะห์และออกแบบเครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงต้นแบบนี้สามารถสร้างแรงหนีศูนย์กลางที่มีขนาดมากกว่า 1,000 G ที่ความเร็วรอบการทำงานตั้งแต่ 10,000 -13,000 rpm ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางจานหมุนเหวี่ยงมีขนาด 175 มม. ระบบควบคุม

ความเร็วรอบของมอเตอร์กระแสตรงแบบไม่มีแปรงถ่าน ควบคุมแบบวงปิดที่มีตัวควบคุมพีไอดี ที่ทำให้สามารถควบคุมความเร็วรอบได้อย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งมีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า  $\pm 3\%$  ของความเร็วรอบที่ต้องการควบคุม และ Settling time น้อยกว่า 5 วินาทีที่ 2%error สร้างเครื่องถ่วงสมดุลแกนตั้งที่อาศัยการจัดการสัญญาณระหว่างสัญญาณ Hall-effect กับขนาดการสั่น ซึ่งสามารถถ่วงสมดุลงานหมุนเหวี่ยงเพื่อลดขนาดการสั่นได้อย่างมีประสิทธิภาพและมีต้นทุนต่ำ อนุกรรมการสั่นสะเทือนแบบ E ที่มีขนาด 130Nmm นั้นสามารถลดขนาดการสั่นที่ส่งผ่านจากมอเตอร์มาสู่ตัวเครื่องได้ การศึกษานี้ได้พัฒนาการออกแบบและวิเคราะห์เครื่องปั่นเม็ดเลือดแดงที่ผลิตโดยผู้ประกอบการคนไทยให้สามารถสร้างผลิตภัณฑ์ที่มีคุณภาพเทียบเคียงผลิตภัณฑ์ที่นำเข้ามาจากต่างประเทศและเป็นไปตามมาตรฐานสากล

### กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี บริษัท สุรนารีแพทย์ภัณฑ์ จำกัด และห้างหุ้นส่วนจำกัด อาร์เอพี เอ็นเตอร์ไพรส์ แอนด์เซอร์วิสซีส ที่ให้การสนับสนุนทุนวิจัย ข้อมูลความรู้ อุปกรณ์เครื่องมือและอำนวยความสะดวกในการดำเนินงานวิจัย

### References

- [1] Chuchart Areejitranusorn. (2001). Scientific Instruments. Khon Kean: KlungNaNa Wittaya
- [2] Dujdao B. et al. (2016). Performance Evaluation of Centrifuge Type Microhematocrit Centrifuge of the Primary Care Unit In Phitsanulok Province. Bulletin of the Department of Medical Sciences. Vol. 4. pp. 221-228
- [3] Mahidol University's Golden Jubilee Medical Center. (2013). Study of Clinical Chemistry Parameter in Plasma Separated by Various Relative Centrifugal Forces. Access (20 November 2018). Available (<http://repository.li.mahidol.ac.th/dspace/handle/123456789/12925>)
- [4] Gitte W. (2004). Hematocrit-a Review of Different Analytical Method (Denmark: Acutecaretesting)
- [5] Max M. S., Albert B. S., and Eleanor D. H. (1945). An improved micro hematocrit method. Vol.24. pp. 1016-1024
- [6] Manjita, S., M C Srivastava and Smriti B. (2009). Control System. New Delhi: Tata McGraw-Hill.
- [7] Pawako S., Tawecapiradeerattana A., Soontorn O., and Jiraphon S. (2017). Speed Control System Design of the Brushless DC Motor for Hematocrit Centrifuge Machine. National Conference "Innovation and Technology Conference 2017" ITC-2017.Surin: Faculty of Agriculture and Technology Rajamangala University of Technology Isan Surin Campus
- [8] Prasad G, Venkateswara Reddy M., Dr. P V N Prasad, and Dr. G Tulasi Ram Das. (May-Jun 2012). Speed Control of Brushless DC Motor with DSP Controller Using Matlab. International Journal of Engineering Research and Applications. Vol. 2. pp. 2120-2125
- [9] Pawin J., and Jiraphon S. (2013). Speed Estimation of 3-Phase BLDC Motor Using Genetic Algorithm, International Journal of Engineering Science and Innovation Technology. Vol. 2. pp. 254-263
- [10] Tawecapiradeerattana A., Pawako S., Rodpai A., Numanoy N., and Srisertpol J. (2018). Analytical Design the Vertical Balancing Device for Hematocrit Centrifuge Machine. International Conference on Mechanical, Journal of Physics: Conference Series, 1074(2018). DOI :10.1088/1742-6596/1074/1/012032
- [11] Manjusha P. (2014). Modelling and Simulation of DC drive using PI and PID Controller, International Journal of Innovative Research in Electrical, Electronic. Vol. 2. pp. 2263-2266
- [12] ISO 10816-1. (1995). Mechanical vibration - Evaluation of Machine Vibration by Measurements on Non-Rotating Parts - Part 1: General guidelines (Switzerland: ISO)
- [13] Simeonov J., and Stoyanov S. (2003). Chemistry and Biology Engineering. Vol. 17. pp. 285
- [14] Åström K. J., and Hägglund T. (2006). Advanced PID Control (NC: ISA - The Instrumentation, Systems, and Automation Society. Research Triangle Park)
- [15] Guilhermé K. Y., Cesar daC, and João Sinohara daS. (2016). Case Study in Mechanical System and Signal Processing. Vol.4. pp. 8-18
- [16] Jiraphon Srisertpol. (2013). Mechanical Vibration 2<sup>nd</sup> edition. Nakhon Ratchasima: Mechanical Engineering School in Suranaree University of Technology

## ประวัติผู้เขียน

นายอภิสิทธิ์ ทวีอภิรดีรัตน์ เกิดเมื่อวันที่ 11 เมษายน พ.ศ. 2536 ที่จังหวัดเชียงใหม่ จบการศึกษาตั้งแต่ระดับประถมศึกษา จนถึงระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนช่องฟ้าซินเซิง-วาณิชบำรุง จังหวัดเชียงใหม่ และสำเร็จการศึกษาได้รับปริญญา วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมเครื่องกลอากาศยาน) หลักสูตร 4 ปี ประจำปีการศึกษา 2558 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา เมื่อปี พ.ศ. 2559 และหลังจากนั้นได้เข้ารับการศึกษต่อในระดับ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (เครื่องกลและระบบกระบวนการ) ประจำปีการศึกษา 2559 ณ สถาบันเดิม โดยระหว่างศึกษาได้มีโอกาเป็นผู้สอนปฏิบัติการของสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล จำนวน 3 รายวิชา ได้แก่ ปฏิบัติการวิศวกรรมเครื่องกล 3, วิชาเขียนแบบวิศวกรรม 1 และ วิชาเขียนแบบวิศวกรรม 2 เป็นเวลา 2 ปี



มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี