

การประมาณปริมาตรของงูงโหลิตสำหรับเครื่องเขย่า



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ปีการศึกษา 2559

**VOLUME ESTIMATION OF BLOOD BAG FOR
SHAKING MACHINE**

Jaroonsak Puakkhuntod



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the

Degree of Master of Engineering in Mechatronics Engineering

Suranaree University of Technology

Academic Year 2016

การประมาณปริมาณของงูเหลือมสำหรับเครื่องเขย่า

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักศึกษาระดับปริญญาโทนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(ผศ. ดร. กิรติ สุกฤษณ์)

ประธานกรรมการ

(รศ. ดร. จิระพล ศรีเสวีผล)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(อ. ดร. โสภณา แข็งการ)

กรรมการ

(ศ. ดร. ชูกิจ ลิ้มปิจำนงค์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและนวัตกรรม

(รศ. ร.อ. ดร. กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

จรรยาสุศักดิ์ พวงขุนทด : การประมาณปริมาตรของถุงโลหิตสำหรับเครื่องเขย่า (VOLUME ESTIMATION OF BLOOD BAG FOR SHAKING MACHINE)

อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร.จิระพล ศรีเสริฐผล, 98 หน้า

ในการรับ บริจาคโลหิตนั้น เครื่องเขย่าถุงโลหิต เป็นอุปกรณ์ที่มีความสำคัญอย่างมาก สำหรับหน่วยงานรับบริจาคโลหิต อีกทั้งโลหิตที่ไหลออกจากร่างกายสู่ถุงกักเก็บโลหิตแล้วจะเกิดการแข็งตัว ทำให้เวลาขณะบริจาคโลหิตจำเป็นต้องมีการเขย่าถุงโลหิตอยู่ตลอดเวลา โดยเครื่องเขย่า จะทำหน้าที่เขย่าถุงโลหิตไม่ให้เลือดแข็งตัวตลอดเวลาการบริจาคโลหิต จนกระทั่งได้ปริมาตรของโลหิตตามที่ต้องการ แต่เนื่องจากเครื่องเขย่าถุงโลหิตนี้ต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพงมาก อีกทั้งหน่วยงานรับบริจาคยังมีเครื่องมืออย่างจำกัดและไม่เพียงพอในการให้บริการรับบริจาคโลหิต ดังนั้นงานวิจัยนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าสำหรับเขย่าถุงโลหิตที่สามารถเขย่าถุงโลหิต โดยไม่มีการติดตั้งโหลดเซลล์เพื่อประมาณปริมาตร รวมถึงมีระบบแจ้งเตือน ซึ่งใช้หลักการควบคุมความเร็วรอบ แล้ววัดค่ากระแสของมอเตอร์เพื่อใช้ในการประมาณปริมาตรของถุงโลหิต และเขียนโปรแกรมคำนวณปริมาตรได้ อีกทั้งมีการเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิต โดยมีระบบแจ้งเตือนเจ้าหน้าที่ให้ทราบถึงสถานะปริมาตรของถุงโลหิตในระหว่างการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิตว่าเป็นไปตามเงื่อนไขของการบริจาคโลหิต

JAROONSAK PUAKKHUNTOD : VOLUME ESTIMATION OF BLOOD
BAG FOR SHAKING MACHINE. THESIS ADVISOR : ASSOC. PROF.
JIRAPHONE SRISERTPHOL, Ph.D., 98 PP.

VOLUME ESTIMATION/ BLOOD DONATION/ SENSORLESS/ SHAKING
MACHINE

The automatic blood bag shaker machine is an extremely important device for the blood donation unit. The blood will be blood clotting while it is flowing out from the body into the storage bag, plastic collapsible container for human blood, so that it is necessary to shake the blood storage bag until the end of the donation process. Not only the blood bag shaker machine have to be imported from abroad, quite expensive but also the limitation of instruments and inadequate in providing blood donation services. This research is presented the design and construction of blood bag shaker machine without load cell installation. There will be the principle of the speed control to measure the current in order to estimate the volume of blood bag and can be written the volume calculation program. This device will also increase the high performance of blood bag shaker with the sensor rate to inform the status of each bag during the operation in accordance to the terms of blood donation.

School of Mechanical Engineering

Academic Year 2016

Student's Signature _____

Advisor's Signature _____

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้จะสำเร็จลุลวงไม่ได้ หาก ไม่ได้รับความกรุณาจากรอง ศาสตราจารย์ ดร.จิระพล ศรีเสริฐผล อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ ให้คำปรึกษาชี้แนะแนวทางในการวิจัย และคอยเคียงข้างผู้วิจัยจนทำให้สามารถก้าวผ่านอุปสรรคต่าง ๆ ได้อย่างภาคภูมิใจ ตลอดจนถึงเป็นแบบอย่างที่ดีให้แก่ผู้วิจัย ในด้านการสอนการวิจัย การดำรงชีวิต และการอุทิศตนต่อสังคม ซึ่งผู้วิจัยขอขอบพระคุณท่านเป็นอย่างสูง และจักได้นำไป เป็นแบบอย่างในการทำงานและการดำรงชีวิต ในภายภาคหน้าต่อไป

ขอกราบขอบพระคุณคณาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ให้แก่ผู้ทำวิจัย ทั้งในอดีตจนถึงปัจจุบัน

ขอขอบคุณ พี่ ๆ เพื่อน ๆ น้อง ๆ ในกลุ่มวิจัย System and Control Engineering Laboratory (SCE-Lab) ที่ให้คำแนะนำ กำลังใจ และช่วยเหลือ ผู้วิจัยในด้านต่าง ๆ เป็นอย่างดี จนกระทั่ง วิทยานิพนธ์ฉบับนี้เสร็จสมบูรณ์ ซึ่งผู้วิจัยจะขอจดจำไว้ตลอดไป

สุดท้ายนี้ ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่อ ภู และคุณแม่เหล่า พวกขุนทด รวมถึงสมาชิก ครอบครัวพวกขุนทด ที่ได้ให้กำเนิดและอบรมเลี้ยงดู ให้ความรักความเอาใจใส่ ส่งเสริมและให้ โอกาสทางการศึกษาจนทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา

จรูญศักดิ์ พวกขุนทด

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ)	ข
กิตติกรรมประกาศ	ค
สารบัญ	ง
สารบัญตาราง	ช
สารบัญรูป	ซ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	ฉ
บทที่	
1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
2 ปรัชญาวรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	
2.1 คุณสมบัติของผู้บริจาคโลหิตและคำจำกัดความ	3
2.2 แบบจำลองมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง	5
2.3 โทเมอร์ของแรง	8
2.4 การควบคุมความเร็วมอเตอร์	9
2.4.1 การควบคุมด้วยตัวต้านทานที่ปรับค่าได้	9
2.4.2 การควบคุมด้วยวิธีเปลี่ยนค่าแรงดัน	10
2.4.3 การควบคุมด้วยตัวต้านทานที่ปรับค่าได้	10
2.4.4 การควบคุมแบบ PWM	10
2.5 ตัววัดความเร็วรอบ	11
2.5.1 Incremental Encoder.....	11
2.5.2 Absolute Encoder	12

สารบัญ (ต่อ)

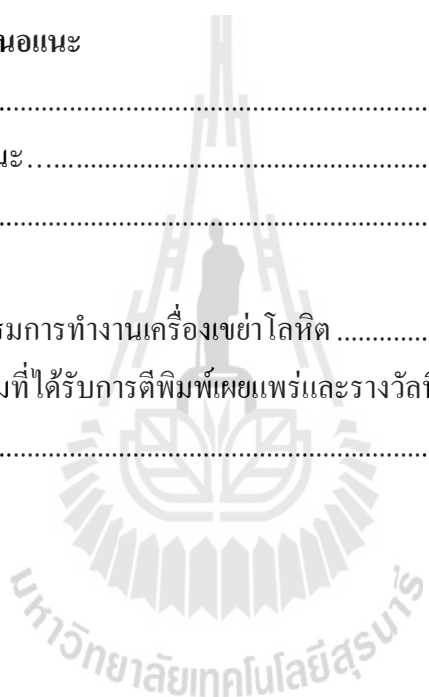
หน้า

2.6	วงจรแบ่งกระแสและวงจรแบ่งแรงดัน	13
2.6.1	วงจรแบ่งกระแสไฟฟ้า.....	13
2.6.2	วงจรแบ่งแรงดัน	14
2.7	การควบคุมระบบ	17
2.7.1	ระบบควบคุมแบบวงเปิด	17
2.7.2	ระบบควบคุมแบบวงปิด	18
2.8	คุณสมบัติของควบคุม.....	19
2.8.1	การควบคุมแบบสัดส่วน	20
2.8.2	การควบคุมแบบอินทิกรัล	20
2.8.3	การควบคุมแบบอนุพันธ์	22
3	ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการ	
3.1	หลักการทำงานของเครื่องเขย่า	25
3.2	การออกแบบบอร์ดควบคุม.....	30
3.2.1	วงจรควบคุมการทำงานของบอร์ด	30
3.2.2	วงจรควบคุมมอเตอร์.....	32
3.2.3	วงจรควบคุมความเร็วรอบ	33
3.2.4	วงจรแสดงการแจ้งเตือนการทำงาน	34
3.2.5	วงจรแสดงผล.....	35
3.3	การประมาณค่าพารามิเตอร์มอเตอร์และออกแบบตัวควบคุมพีไอ	36
3.4	สรุป.....	39
4	การทดสอบการประมาณปริมาตร	
4.1	เครื่องมือทดลอง	40
4.2	การสอบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้า	42
4.3	การโปรแกรมการทำงานของเครื่องเขย่าและการแจ้งเตือน	45

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

4.4	การทดสอบการทำงานของเครื่องเขย่า.....	46
4.4.1	ปริมาตรคงที่	46
4.4.2	ปริมาตรเปลี่ยนแปลง	58
4.5	สรุป.....	60
5	สรุปผลและข้อเสนอแนะ	
5.1	สรุป.....	61
5.2	ข้อเสนอแนะ.....	62
	รายการอ้างอิง	63
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก. โปรแกรมการทำงานเครื่องเขย่าโลหิต	65
	ภาคผนวก ข. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่และรางวัลที่ได้รับ	74
	ประวัติผู้เขียน	98



สารบัญตาราง

ตารางที่		หน้า
2.1	ตารางความดันเลือดกับช่วงหัวใจบีบ	5
3.1	แสดงพารามิเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆของเครื่องเขย่าถุงโลหิต	30
3.2	แสดงพารามิเตอร์มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง	38
4.1	ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้า	42



สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
2.1	แผนภาพแบบจำลองวงจรมอเตอร์กระแสตรง	6
2.2	แสดงไดอะแกรมของระบบมอเตอร์กระแสตรง	7
2.3	แสดงวัตถุถูกแรงกระทำอยู่ในสภาพสมดุล.....	8
2.4	วงจรถวลุมความเร็วของมอเตอร์กระแสตรงแบบใช้ตัวต้านทานอนุกรม และกราฟแสดงคุณสมบัติ.....	9
2.5	การควบคุมความเร็วโดยเปลี่ยนค่าแรงดัน	10
2.6	ระบบ Dc Servo Motor ที่มีการป้อนกลับตำแหน่งและความเร็ว.....	11
2.7	Incremental Encoder และสัญญาณ Pulse	12
2.8	วงจรมอเตอร์กระแสไฟฟ้า.....	13
2.9	วงจรมอเตอร์แรงดันไฟฟ้าแบบไม่มีกระแสไฟฟ้า	15
2.10	วงจรมอเตอร์แรงดันไฟฟ้าแบบมีกระแสไฟฟ้า.....	16
2.11	ระบบควบคุมแบบวงเปิด	17
2.12	แสดงแผนผังของระบบควบคุมแบบป้อนกลับ	18
2.13	ตัวควบคุม PID ของระบบวงปิด.....	19
3.1	แผนภาพแบบจำลองหลักการควบคุมเครื่องเขี่ยถลุงโลหิต	24
3.2	แผนภาพ Free Body Diagram ของแรงและโมเมนต์ในตำแหน่งที่ 1 และ 2.....	27
3.3	แผนภาพ Free Body Diagram ของแรงและโมเมนต์ในตำแหน่งที่ 3 และ 4.....	28
3.4	แผนภาพไดอะแกรมวงจรมอเตอร์ควบคุมเครื่องเขี่ยถลุงโลหิต.....	31
3.5	แผนภาพไดอะแกรมวงจรมอเตอร์แหล่งจ่ายไฟ.....	32
3.6	แผนภาพไดอะแกรมวงจรมอเตอร์.....	32
3.7	แผนภาพไดอะแกรมวงจรมอเตอร์วัดความเร็วรอบ	33
3.8	แผนภาพไดอะแกรมวงจรมอเตอร์แจ้งเตือนการทำงาน.....	34
3.9	แผนภาพไดอะแกรมวงจรมอเตอร์แสดงผล.....	35
3.10	แสดงแผนผังวงจรมอเตอร์เครื่องเขี่ยถลุงโลหิต	37

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 เครื่องเขย่าถุงโลหิตและชุดควบคุม แบบปิด (ก) และแบบปิด (ข) กระบะโลหิต.....	41
4.2 บอร์ดควบคุมและชุด Power Amplifier	42
4.3 ขั้นตอนการประมาณปริมาตรของถุงโลหิตของเครื่องเขย่าและการแข็งตัว	44
4.4 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 0 ml. (L=15 mm.)	48
4.5 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 100 ml. (L=15 mm.)	49
4.6 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 200 ml. (L=15 mm.)	50
4.7 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 300 ml. (L=15 mm.)	51
4.8 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 400 ml. (L=15 mm.)	52
4.9 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 0 ml. (L=35 mm.)	53
4.10 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 100 ml. (L=35 mm.)	54
4.11 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 200 ml. (L=35 mm.)	55
4.12 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 300 ml. (L=35 mm.)	56
4.13 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด ในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 400 ml. (L=35 mm.)	57

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.14 แผนภาพแสดงค่ากระแสที่อัตราการใช้ไฟ	65 มิลลิลิตร/นาที่ 58
4.15 แผนภาพแสดงค่าแรงบิดที่อัตราการใช้ไฟ	65 มิลลิลิตร/นาที่ 59
4.16 แผนภาพแสดงค่ากระแสที่อัตราการใช้ไฟ	50 มิลลิลิตร/นาที่ 59
4.17 แผนภาพแสดงค่าแรงบิดที่อัตราการใช้ไฟ	50 มิลลิลิตร/นาที่ 60



คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

R	=	ค่าความต้านทานอาร์เมเจอร์ (Ω)
L	=	ค่าความเหนี่ยวนำอาร์เมเจอร์ (H)
v	=	แรงเคลื่อนไฟฟ้าที่ป้อนให้กับมอเตอร์ (V)
E	=	แรงเคลื่อนไฟฟ้า (V)
i	=	กระแสที่ป้อนให้กับมอเตอร์ (A)
I	=	กระแสไฟฟ้า (A)
e	=	แรงเคลื่อนไฟฟ้าย้อนกลับ back emf (V)
J	=	ความเฉื่อยของโหลด ($\text{kg}\cdot\text{m}^2$)
B	=	สัมประสิทธิ์ความฝืด ($\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}/\text{rad}$)
τ	=	แรงบิดที่มอเตอร์ผลิตออกมา ($\text{N}\cdot\text{m}$)
θ	=	การกระจัดเชิงมุม (rad)
τ_e	=	แรงบิดภายนอก ($\text{N}\cdot\text{m}$)
ω	=	ความเร็วเชิงมุม (rad/s)
m	=	มวลของวัตถุ (kg)
g	=	ค่าความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วง (m/s^2)
W	=	น้ำหนักของวัตถุ (N)
F	=	แรงกระทำ (N)
M	=	โมเมนต์ของแรง ($\text{N}\cdot\text{m}$)
u	=	สัญญาณควบคุม
e	=	ค่าความคลาดเคลื่อนของสัญญาณออก
K_p	=	ค่าอัตราขยายแบบสัดส่วน
T_i	=	ค่า Integral Time
T_d	=	ค่า Derivative Time
M_i	=	โมเมนต์เนื่องจากน้ำหนักของกระบะบรรจุกับถ่วงโลหะ ณ จุดที่ i ($\text{N}\cdot\text{m}$)
FV_j	=	แรงลัพธ์เนื่องจากปริมาตรของถ่วงโลหะ เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j (N)
Fx_j	=	แรงลัพธ์ในทิศทาง x ที่จุดหมุนกระบะโลหะ เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j (N)
Fy_j	=	แรงลัพธ์ในทิศทาง y ที่จุดหมุนกระบะโลหะ เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j (N)

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

- F_j = แรงลัพธ์ที่จุดรองรับกระบะ โลहित เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j (N)
- l = ความยาวจากจุดศูนย์กลางมอเตอร์ถึงจุดรองรับกระบะ โลहित (m)
- l_{Lj} = ความยาวจากจุด CG ถึงจุดรองรับกระบะ โลहित เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j (m)
- l_{Rj} = ความยาวจากจุด CG ถึงจุดหมุนกระบะ โลहित เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j (m)
- θ_j = มุมองศาของกระบะ โลहितกับแนวระดับ เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j (degree)
- V = ปริมาตรของถุง โลहित (ml)



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เครื่องเขย่าถุงโลหิต เป็นอุปกรณ์ที่มีความสำคัญอย่างมากสำหรับหน่วยงานรับบริจาคโลหิต อีกทั้งโลหิตที่ไหลออกจากร่างกายผู้ถูกเก็บโลหิตแล้วจะเกิดการแข็งตัว ทำให้เวลาขณะบริจาคโลหิตจำเป็นต้องมีการเขย่าถุงโลหิตอยู่ตลอดเวลา จากผู้มีคุณสมบัติเป็นผู้บริจาคโลหิตของปริมาณ ๖๐๐ มิลลิกรัม (2550) เพื่อให้พอเหมาะกับน้ำยาต้านเลือดแข็ง (Anti-coagulant) ที่มีอยู่ในถุงเลือดและต้องเขย่าผสมเลือดให้เข้ากันกับน้ำยาต้านเลือดแข็งในระหว่างการรับบริจาคโลหิต อีกทั้งเพื่อป้องกันการเกิดก้อนเลือด (Fibrin blood clot) ซึ่งจะทำให้เกิดปัญหาในการนำไปให้กับผู้ป่วย หรืออาจเป็นอันตรายต่อผู้บริจาคเลือดได้เนื่องจากเสียเลือดมากเกินไป (Acute blood loss) เมื่อนำเลือดที่ได้ปริมาตรพอดีกับน้ำยาต้านเลือดแข็งและได้รับการผสมน้ำยา ให้เข้ากันดีไปตีแยก ส่วนประกอบของเลือด (Blood component) ก็จะได้ส่วนประกอบของเลือดที่มีคุณภาพ และช่วยให้เลือดมีความคงสภาพอยู่ได้นานยิ่งขึ้นด้วย อีกทั้งยังมีหลายปัจจัยที่มีผลต่อคุณภาพของเลือด ซึ่งอ้างอิงได้จาก อุบล จรุงเรืองฤทธิ์ (2548) กับ วรวัตร ตั้งพูนผลวิวัฒน์ และคณะ (2552) ทำให้เจ้าหน้าที่ต้องทำงานอย่างหนักอีกทั้งในปัจจุบัน การให้บริการด้านรับบริจาคโลหิตทั้งภายในและภายนอกสถานที่ มีเจ้าหน้าที่ไม่เพียงพอที่จะดูแลการรับบริจาคเลือดและต้องเขย่าผสมเลือดให้เข้ากับน้ำยาในระหว่างรับบริจาคโลหิตได้ตลอดเวลา แต่เนื่องจากเครื่องเขย่าถุงโลหิตนี้ต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพงมาก ทำให้หน่วยรับบริจาคมีเครื่องมืออย่างจำกัดและไม่เพียงพอในการให้บริการ

จากข้อมูลในข้างต้นจึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าถุงโลหิต ที่สามารถเขย่าถุงโลหิต และ ประมาณปริมาตร โลหิต รวมถึงมีระบบแจ้งเตือน ซึ่งใช้หลักการระบบควบคุมความเร็วรอบของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงและวัดค่ากระแสของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเพื่อใช้ในการประมาณปริมาตรของถุงโลหิต อีกทั้งมีการเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องเขย่าโลหิต โดยมีระบบแจ้งเตือนเจ้าหน้าที่ให้ทราบถึงสถานะปริมาตรของถุงโลหิตในระหว่างการทำงานของเครื่องเขย่าโลหิตว่าเป็นไปตามเงื่อนไขของการบริจาคโลหิต

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

- 1) ออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าถุงโลหิต โดยไม่มีการติดตั้งโหลดเซลล์เพื่อประมาณปริมาณจากอัตราการไหลของโลหิต
- 2) ระบบแจ้งเตือนให้ทราบถึงสถานะปริมาตรของถุงโลหิตว่าเป็นไปตามเงื่อนไขของการบริจาคโลหิตหรือไม่

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

- 1) ออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าสำหรับเขย่าถุงโลหิต ที่มีมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง เป็นต้นกำลังในการเขย่าถุงโลหิต
- 2) กำหนดให้มอเตอร์ไฟฟ้าควบคุมความเร็วรอบคงที่ตลอดการเขย่าโลหิตที่ 30 รอบต่อนาที
- 3) เพื่อความปลอดภัยและความสะดวกในการทดลอง จึงใช้น้ำในการทดสอบ เนื่องจากความหนาแน่นของเลือด ($1020-1060 \text{ kg/m}^3$) ใกล้เคียงกับความหนาแน่นของน้ำ (1000 kg/m^3) จาก Hinghofer-Szalkay (1978)
- 4) อัตราการไหลของน้ำเข้าถุงโลหิตที่ปริมาตร 400 มิลลิลิตร คือ 65 มิลลิลิตร / นาที (การบริจาคเลือดที่ 6 นาที) และ 50 มิลลิลิตร/นาที (การบริจาคเลือดที่ 8 นาที)

1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1) สามารถออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าสำหรับเขย่าถุงโลหิต ที่สามารถเขย่าถุงโลหิต โดยไม่มีการติดตั้งโหลดเซลล์เพื่อประมาณปริมาตร
- 2) มีระบบแจ้งเตือนเจ้าหน้าที่ให้ทราบถึงสถานะปริมาตรของถุงโลหิตว่าเป็นไปตามเงื่อนไขเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิต
- 3) เพิ่มพูนความรู้และทักษะในทางวิศวกรรม และสามารถนำไปพัฒนาต่อเพื่อใช้ประโยชน์ในทางวิชาการและภาคอุตสาหกรรม

บทที่ 2

ปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในงานวิจัยนี้ได้เริ่มจากศึกษาความสัมพันธ์ของอัตราการบีบเลือดเพื่ออ้างอิงกับเจ้าหน้าที่ในการกำหนดคุณภาพเลือดว่ามีความเหมาะสมหรือไม่ หากการรับบริจาคนั้นเร็วหรือช้าเกินไป และได้ศึกษาหลักการการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งเป็นต้นกำลังในการเขย่า เพื่อใช้ในการพิจารณาแรงและโมเมนต์ที่กระทำกับมอเตอร์ รวมถึงหลักการวัดความเร็วรอบ อุปกรณ์วัดความเร็วรอบและวงจรแบ่งแรงดันกับกระแส หลังจากนั้นจะเป็นการออกแบบระบบควบคุมเพื่อควบคุมการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิตต่อไป

2.1 คุณสมบัติของผู้บริจาคโลหิตและคำจำกัดความ

เครื่องเขย่าถุงโลหิตที่ใช้งานในปัจจุบัน ผู้วิจัยได้ใช้ข้อมูลในที่ได้จากเจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงานในหน่วยงานรับบริจาค โดยคุณสมบัติทั่วไปของผู้บริจาคโลหิตเบื้องต้นคือ จะต้องมือน้ำหนัก 45 กิโลกรัมขึ้นไป อายุระหว่าง 17 ปี ถึง 60 ปีบริบูรณ์ มีสุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง ไม่มีโรคประจำตัว ไม่อยู่ระหว่างไม่สบายหรือรับประทานยาใด ๆ ไม่มีพฤติกรรมเสี่ยงทางเพศ ติดยาเสพติด หรือสตรีไม่อยู่ในระหว่างมีประจำเดือน ตั้งครรภ์หรือให้นมบุตร รวมถึงไม่มีการคลอดบุตรหรือแท้งบุตรภายใน 6 เดือนที่ผ่านมา จากคุณสมบัติดังกล่าวเป็นเพียงการคัดกรองผู้รับบริจาคในเบื้องต้นเท่านั้น เพื่อเป็นข้อมูลในการให้รับบริจาค หลังจากนั้นก็จะไปสู่ขั้นตอนการบริจาค ซึ่งการรับบริจาคโลหิตในแต่ละครั้งนั้น จะต้องควบคุมปริมาณ โดยมีเงื่อนไขในการรับบริจาค คือ บุคคลที่มีน้ำหนักอยู่ในระหว่าง 45-50 กิโลกรัม เลือดที่รับบริจาคจะมีขนาด 350 มิลลิลิตร อีกทั้งบุคคล ผู้ที่น้ำหนัก 50 กิโลกรัม ขึ้นไป จะมีขนาด 450 มิลลิลิตร เพื่อให้พอเหมาะกับน้ำยากันเลือดแข็ง (Anti-coagulant) ที่มีอยู่ในถุงเลือดและต้องเขย่าผสมเลือดให้เข้ากันกับน้ำยากันเลือดแข็งในระหว่างการรับบริจาคโลหิตเพื่อป้องกันการเกิดก้อนเลือด (Fibrin blood clot) ซึ่งจะทำให้เกิดปัญหาในการนำไปให้กับผู้ป่วยหรืออาจเป็นอันตรายต่อผู้บริจาคเลือดได้เนื่องจากเสียเลือดมากเกินไป (Acute blood loss) เมื่อนำเลือดที่ได้ปริมาณพอดีกับน้ำยากันเลือดแข็งและได้รับการผสมน้ำยาให้เข้ากันดีไปตีแยกส่วนประกอบของเลือด (Blood component) ก็จะได้ส่วนประกอบของเลือดที่มีคุณภาพ จากเหตุผลในข้างต้นทำให้ในระหว่างการรับบริจาคจำเป็นต้องมีการเขย่าถุงเลือดอยู่ตลอดเวลา โดยมีค่านิยามต่างๆดังนี้

1) อัตราหัวใจ (heart rate) ตามปกติอัตราหัวใจของผู้ชาย เฉลี่ยประมาณ 72 ครั้ง/นาที และผู้หญิงประมาณ 75-80 ครั้ง/นาที อัตราหัวใจเปลี่ยนแปลงไปตามปัจจัยต่อไปนี้

- อายุ ถ้าอายุน้อย อัตราหัวใจสูงแล้วจะลดน้อยลงเรื่อย ๆ เมื่ออายุมากขึ้น เช่น ทารกแรกเกิด มีอัตราหัวใจสูง 140 ครั้ง/นาที

- ขนาดของร่างกาย คนพอมอัตราหัวใจสูงกว่าคนอ้วน 5-10 ครั้ง/นาที

- อารมณ์ ทำให้อัตราหัวใจเพิ่มขึ้น โดยพลังประสาท

- การออกกำลังกาย อาจทำให้อัตราหัวใจเพิ่มขึ้นสูง 180- 200 ครั้ง/นาที

- อุณหภูมิ อัตราหัวใจเร็วขึ้นตามอุณหภูมิที่สูงขึ้น

2) ปริมาตรบีบเลือดรายครั้ง (stroke volume, S.V.) คือ ปริมาณเลือดที่ส่งออกจากหัวใจแต่ละครั้ง การไหลออกขณะหัวใจบีบตัว (systolic discharge) นี้ มีค่าประมาณ 70 ลูกบาศก์เซนติเมตร ค่าที่ได้เปลี่ยนแปลงไปตามปัจจัยดังมีรายละเอียดจาก Blood donor selection (2012)

3) ผลผลิตของหัวใจ (circulatory rate) ได้ว่า ผลผลิตของหัวใจ = ปริมาตรบีบเลือดรายครั้ง x อัตราหัวใจ ในภาวะปกติ ผลผลิตของหัวใจ = $70 \times 72 = 5$ ลิตร เมื่อเมแทบอลิซึมของร่างกายเพิ่มขึ้น ผลผลิตของหัวใจ จะเพิ่มขึ้น เช่น การเดินช้าๆ จะทำให้เพิ่มขึ้นร้อยละ 20 เดินเร็ว ปานกลาง เพิ่มขึ้นร้อยละ 50 แต่ถ้าออกกำลังกายอย่างหนักจะเพิ่ม ได้มากถึง 4-5 เท่า ซึ่ง Boulton (2008) และ Hinghofer-Szalkay et al. (1978) ได้อธิบายไว้

4) ความดันเลือด (อังกฤษ: blood pressure, ย่อ: BP) หรือเรียก ว่า ความดันเลือดแดง เป็นความดันที่เกิดจากเลือดหมุนเวียนกระทำต่อผนังหลอดเลือด และเป็นหนึ่งในอาการแสดงชีพที่สำคัญ คำว่า "ความดันเลือด" โดยไม่เจาะจงปกติหมายถึง ความดันเลือดแดงของการไหลเวียนเลือดทั่วๆ ทั่วร่างกาย ระหว่างหัวใจเต้นแต่ละครั้ง ความดันเลือดแปรผันระหว่างความดันสูงสุด (ช่วงการบีบตัวของหัวใจ) และความดันต่ำสุด (ช่วงหัวใจคลายตัว) ความดันเลือดในการไหลเวียนเลือดเกิดจากการสูบของหัวใจเป็นหลัก ผลต่างของความดันเลือดเฉลี่ยเป็นผลให้เลือดไหลจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่งในการไหลเวียนเลือด อัตราการไหลของเลือดเฉลี่ยขึ้นอยู่กับทั้งความดันเลือดและความต้านทานต่อการไหลของหลอดเลือด ความดันเลือดเฉลี่ยลดลงเมื่อเลือดไหลเวียนเคลื่อนห่างจากหัวใจผ่านหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดฝอย เนื่องจากการสูญเสียพลังงานกับความหนืด ความดันเลือดเฉลี่ยลดลงตลอดทั้งการไหลเวียนเลือด แม้ส่วนมากจะตกลงในหลอดเลือดแดงเล็กและหลอดเลือดแดงจิ๋ว (arteriole) ความโน้มถ่วงมีผลต่อความดันเลือดผ่านแรงอุทกสถิต (คือ ระหว่างยืน) และลิ้นในหลอดเลือดดำ ได้จาก Eder et al. (2009) การหายใจและการสูบจากการบีบตัวของกล้ามเนื้อลาย ยังส่งผลต่อความดันในหลอดเลือดดำ ดังตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 ตารางความดันเลือดกับช่วงหัวใจบีบ (Blood donor selection, 2012)

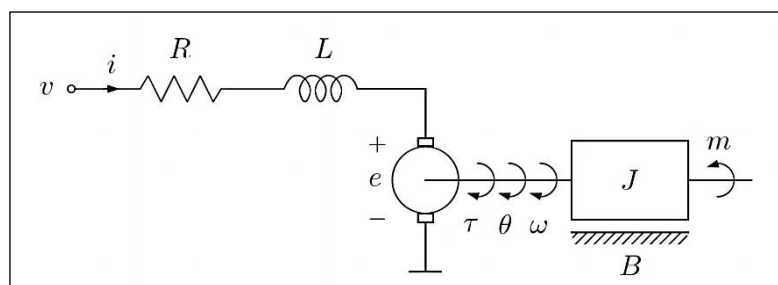
หมวดหมู่	ความดันช่วงหัวใจบีบ, mmHg
ความดันเลือดต่ำ	< 90
ปกติ	90-119
ก่อนความดันเลือดสูง	120-139
ความดันเลือดสูงระยะที่ 1	140-159
ความดันเลือดสูงระยะที่ 2	160-179
ภาวะฉุกเฉินเหตุความดันเลือดสูง	≥ 180

2.2 แบบจำลองมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง เป็นอุปกรณ์ที่ใช้เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกล หรือจะกล่าวว่าเป็นระบบที่มีสัญญาณไฟฟ้าเป็นอินพุต และมีเอาต์พุตเป็นพลังงานกลก็ได้ โดยทั่วไป มอเตอร์จะประกอบด้วยขดลวดที่ส่วนหมุน หรือ armature coil ซึ่งสามารถที่จะหมุนได้อย่างอิสระ ขดลวดนี้จะวางอยู่ในสนามแม่เหล็ก ซึ่งอาจเป็นแม่เหล็กถาวร หรือส่วนมากจะเป็นแม่เหล็กไฟฟ้าที่สร้างจากกระแสไฟฟ้าผ่าน field coils เมื่อมีกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน armature coil ซึ่งวางอยู่ในสนามแม่เหล็ก ก็จะทำให้เกิดแรงผลักทำให้ armature นี้เกิดการหมุน ดังนั้น เราสามารถเขียนแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงได้ 2 แบบ ขึ้นอยู่กับตัวแปรที่ควบคุมจากเอกสารของ สรวุฒิ สุจิตจร (2546)

- 1) Armature-Controlled Motor
- 2) Field-Controlled Motor

ซึ่งในที่นี้จะในวิชานี้จะศึกษาเพียง Armature-Controlled เท่านั้น เนื่องจากเป็นรูปแบบการควบคุมใช้งานกันอย่างกว้างขวาง ซึ่งเป็นระบบพลวัตที่มีองค์ประกอบทางกลและไฟฟ้าร่วมกัน สำหรับตัวขับเคลื่อน (actuator) ส่งจ่ายกำลังเพื่อหมุน โหลดทางกล มีแผนภาพแสดงดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 แผนภาพแบบจำลองวงจรมอเตอร์กระแสตรง

แรงเคลื่อนไฟฟ้าย้อนกลับ (back emf) เป็นสัดส่วนกับความเร็วเชิงมุมของเพลาคือ

$$e = k_b \omega \quad (2.1)$$

เมื่อ k_b คือ ค่าคงที่แรงเคลื่อนไฟฟ้าย้อนกลับ โดยที่แรงบิดมอเตอร์ที่ผลิตออกมาได้คือ

$$\tau = k_i i \quad (2.2)$$

เมื่อ k_i คือ ค่าคงที่แรงบิดมอเตอร์ จากกฎของ Kirchhoff's voltage law

$$v = L \frac{di}{dt} + Ri + e = L \frac{di}{dt} + Ri + k_b \omega \quad (2.3)$$

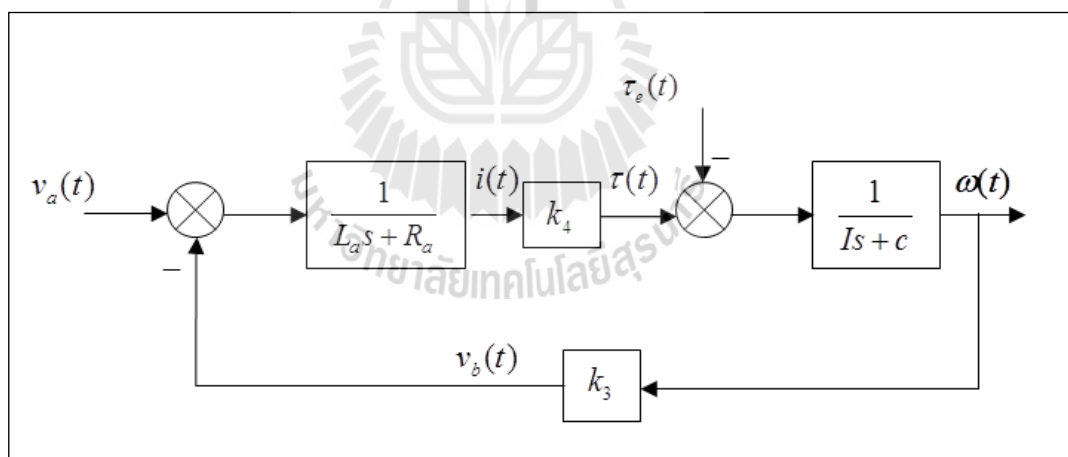
และจากกฎของ Newton's second law ได้ว่า

$$\tau = J \frac{d\omega}{dt} + B\omega + \tau_e = k_i i \quad (2.4)$$

จากสมการที่ (2.3) และ (2.4) หากดำเนินการวิเคราะห์ด้วยพีชคณิต สามารถเขียนไดอะแกรมได้ดังรูปที่ 2.2 เพื่อหาฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer function) โดยสมมติให้ไม่มีแรงบิดภายนอกกระทำ $\tau_e = 0$ ได้ดังสมการที่ (2.5)

$$\frac{\Omega(s)}{V(s)} = \frac{k_i}{(Ls + R)(Js + B) + k_b k_i} \quad (2.5)$$

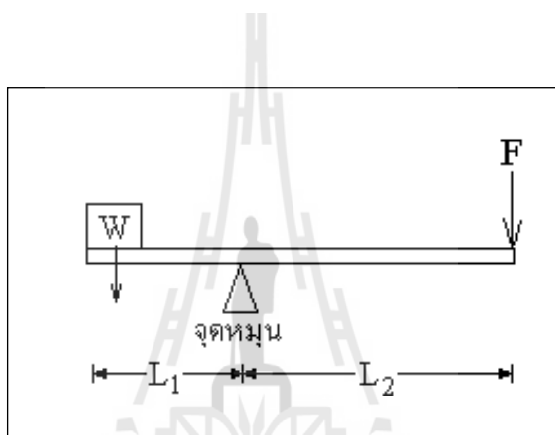
เมื่อ	R คือ	ค่าความต้านทานอาร์เมเจอร์ (armature resistance)
	L คือ	ค่าความเหนี่ยวนำอาร์เมเจอร์ (armature inductance)
	v คือ	แรงเคลื่อนไฟฟ้าที่ป้อนให้กับมอเตอร์
	i คือ	กระแสที่ป้อนให้กับมอเตอร์
	e คือ	แรงเคลื่อนไฟฟ้าย้อนกลับ (back emf)
	J คือ	ความเฉื่อยของโหลด (Moment of inertia of load)
	B คือ	สัมประสิทธิ์ความฝืด (Viscous friction coefficient)
	τ คือ	แรงบิดที่มอเตอร์ผลิตออกมา (Torque generate by motor)
	θ คือ	การกระจัดเชิงมุม (Angular position)
	ω คือ	ความเร็วเชิงมุม (Angular velocity)
	τ_e คือ	แรงบิดภายนอก (External torque)



รูปที่ 2.2 แสดงไดอะแกรมของระบบมอเตอร์กระแสตรง

2.3 โมเมนต์ของแรง

การที่มีแรงกระทำบนวัตถุแล้วทำให้วัตถุหมุนได้นั้นผลของแรงที่พยายามทำให้วัตถุหมุนรอบจุดหนึ่ง เรียกว่า โมเมนต์ของแรง ซึ่งมีค่าเท่ากับผลคูณของแรง กับ ระยะทางจากจุดหมุนตั้งฉากกับ แนวแรง และมีหน่วยเป็นนิวตันเมตร (N-m) ส่วนจุดคงที่ที่วัตถุหมุนรอบเรียกว่าจุดหมุน (Fulcrum) โมเมนต์ของแรงที่ทำให้วัตถุหมุนได้มี 2 ทิศทางคือหมุนในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา เรียกว่า โมเมนต์ทวนเข็มนาฬิกาและหมุนในทิศทางตามเข็มนาฬิกาเรียกว่าโมเมนต์ตามเข็มนาฬิกาเพื่อความสะดวก ในการคำนวณ จึงกำหนดเครื่องหมายของโมเมนต์ โดยให้โมเมนต์ทวนเข็มนาฬิกาเป็นบวก และ โมเมนต์ตามเข็มนาฬิกาเป็นลบ หรือในทำนองกลับกันก็ได้



รูปที่ 2.3 แสดงวัตถุถูกแรงกระทำอยู่ในสภาพสมดุล

จากรูป 2.3 W และ F เป็นแรงกระทำกับคาน โดยมี L_1 และ L_2 เป็นระยะห่างจากจุดหมุนศูนย์ไปตั้งฉาก กับแนวแรง W และ F ตามลำดับเมื่อวัตถุอยู่ในสภาพสมดุล ผลรวมของโมเมนต์เป็นศูนย์ เมื่อ

$$M_1 = +WL_1 \quad (2.7)$$

$$M_2 = -FL_2 \quad (2.8)$$

เมื่อพิจารณาโมเมนต์รอบจุดหมุนได้ว่า

$$M_1 + M_2 = 0 \quad (2.9)$$

หรือ

$$+WL_1 - FL_2 = 0 \quad (2.10)$$

และ

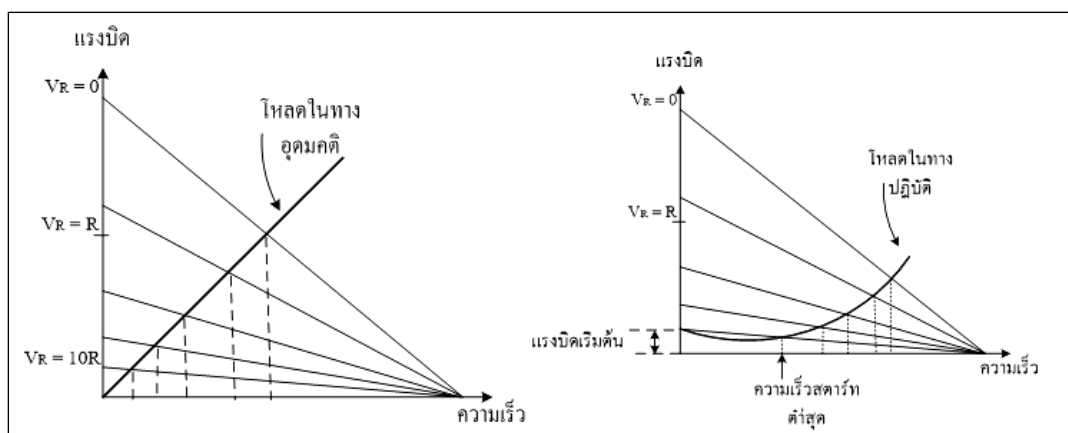
$$W = m \times g \quad (2.11)$$

เมื่อ m คือ มวลของวัตถุ และ
 g คือ ค่าความเร่งเนื่องจากแรงโน้มถ่วง

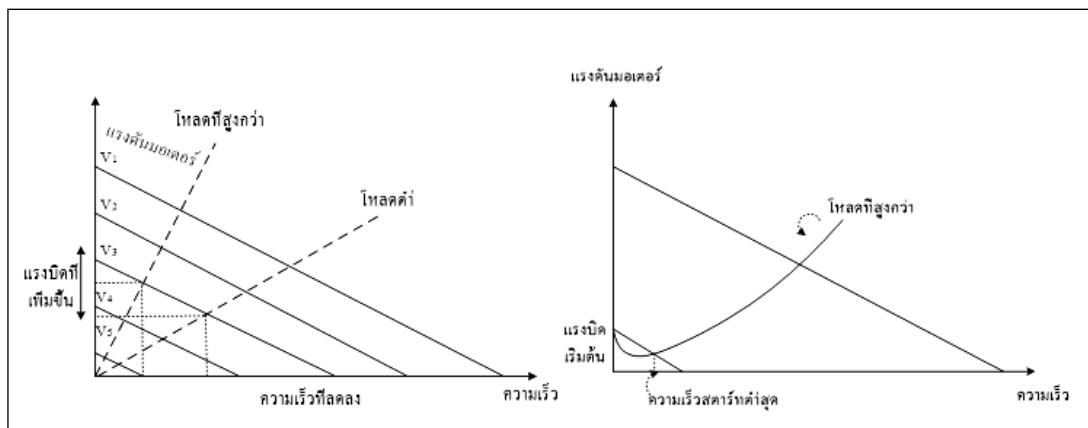
2.4 การควบคุมความเร็วของมอเตอร์

2.4.1 การควบคุมด้วยตัวต้านทานที่ปรับค่าได้

เป็นรูปแบบพื้นฐานที่สุดของการควบคุมมอเตอร์คือ ใช้ตัวต้านทานปรับค่าได้ออกฤทธิ์กับมอเตอร์ โดยตัวต้านทานที่ปรับค่าได้จะเป็นตัวกำหนดความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ การบังคับแบบนี้ไม่มีประสิทธิภาพเพราะกำลังไฟสูญเสียไปในตัวความต้านทาน มักนิยมใช้กับมอเตอร์ตัวเล็กๆ การบังคับแบบนี้ให้คุณสมบัติการสตาร์ทดี (ให้แรงบิดสูงที่ความเร็วต่ำ) แต่จะให้ความเร็วสูงมากเมื่อมอเตอร์อยู่ในภาวะที่มีโหลดน้อยๆ ดังนั้นการบังคับแบบนี้มีประโยชน์เฉพาะภาวะที่แรงต้านคงที่ แสดงดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 วงจรควบคุมความเร็วของมอเตอร์กระแสตรงแบบใช้ตัวต้านทานอนุกรม และกราฟแสดงคุณสมบัติ



รูปที่ 2.5 การควบคุมความเร็วโดยเปลี่ยนค่าแรงดัน

2.4.2 การควบคุมด้วยวิธีเปลี่ยนค่าแรงดัน

วิธีการนี้ดีกว่าวิธีการแรกแต่จะซับซ้อนกว่าต้องใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่อัตราขยายกำลังสูง และ มอเตอร์จะถูกป้อนด้วยแรงดันที่เปลี่ยนแปลงค่าได้จากแหล่งจ่ายที่มีอิมพีแดนซ์ต่ำ ข้อดีของการควบคุมวิธีนี้คือ ถ้าความเร็วลดลงจากผลของแรงบิด แรงดันที่ป้อนให้กับมอเตอร์จะเพิ่มขึ้นเพื่อรักษาระดับความเร็ว ส่วนข้อเสียจากการควบคุมวิธีนี้คือ เมื่อมอเตอร์มีความเร็วต่ำแรงดันที่ป้อนให้กับมอเตอร์จะมีค่าต่ำเช่นกัน แสดงดังรูปที่ 2.5

2.4.3 การควบคุมด้วยตัวต้านทานที่ปรับค่าได้

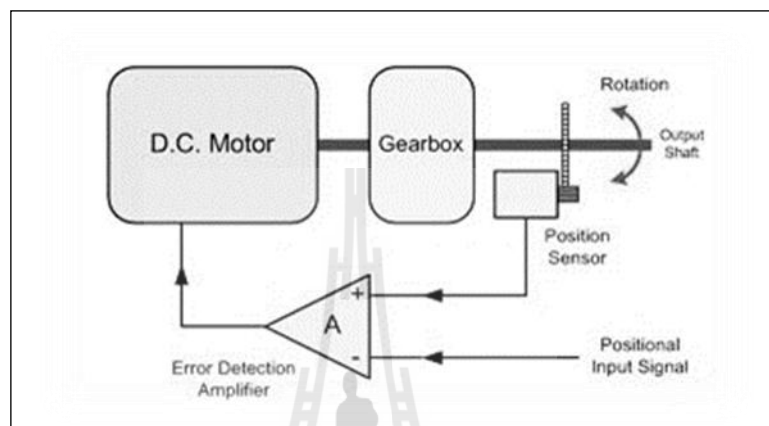
การควบคุมแบบนี้สามารถขับเคลื่อนมอเตอร์ได้ความเร็ว 10 : 1 และให้การเรีคูเลทที่ดีกว่ากระแสถูกปล่อยให้ฟิลต์คองที่ ผลของคุณสมบัติ ความเร็วและแรงบิดได้รับการปรับปรุงดีขึ้นกว่าการบังคับด้วยความต้านทานที่ปรับค่าได้ และให้การเรีคูเลทความเร็วคงที่ได้ดีขึ้นตลอดช่วงความเร็วที่กว้างกว่า

2.4.4 การควบคุมแบบ PWM

Pulse width modulation (PWM) คือ เทคนิคสำหรับควบคุมวงจรทางด้านฮาร์ดแวร์ โดยใช้สัญญาณเอาต์พุตแบบดิจิทัลของไมโครโปรเซสเซอร์ควบคุม

2.5 ตัววัดความเร็วรอบ

ในการควบคุม Dc Servo Motor ที่ดีต้องมีระบบคอนโทรลที่มีการป้อนกลับหรืออุปกรณ์ป้อนกลับ (Feedback Device) นั่นคือ Encoder เพื่อทำหน้าที่วัดความเร็ว (Speed) วัดตำแหน่ง (Position) ตลอดจนทิศทางการหมุน (Direction of Rotation) ให้ถูกต้องและแม่นยำ แสดงดังรูปที่ 2.6



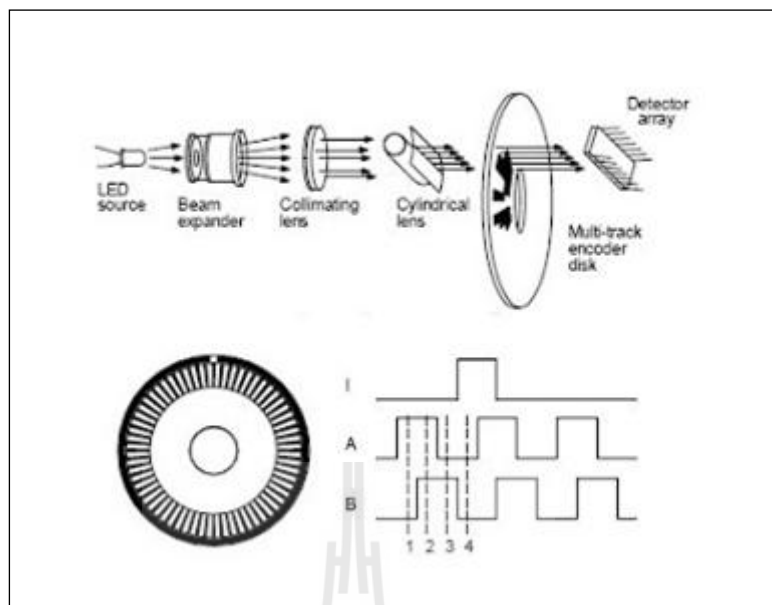
รูปที่ 2.6 ระบบ Dc Servo Motor ที่มีการป้อนกลับตำแหน่งและความเร็ว

(<http://bmesensor.blogspot.com/p/potentiometer-or-potentiometric.html>)

ซึ่ง Encoder ที่ใช้อยู่ทั่วไปสามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิด คือ Incremental และ Absolute Encoder

2.5.1 Incremental Encoder

Incremental Encoder หรือโดยทั่วไปเรียกว่า Rotary Encoder จะสร้างสัญญาณพัลส์ (Pulse) ที่แปรผันตรงกับการหมุน ของเพลามอเตอร์ หรือจะหมุนด้วยความเร็วเท่ากับเพลาของมอเตอร์นั่นเอง โดย Rotary Encoder จะประกอบด้วยจานหมุน (Rotary Disk) และอุปกรณ์ตรวจจับ (Sensor) โดยจานหมุนจะมีช่องเล็ก ๆ (Slit) เมื่อเพลาของมอเตอร์หมุนจะทำให้จานหมุนไปตัดลำแสงของ Sensor ทำให้ชุดรับแสงมีการรับสัญญาณเป็นช่วง ๆ จึงทำให้ สัญญาณเอาต์พุต (Output) มีลักษณะ pulse โดยแสดงดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 Incremental Encoder และสัญญาณ Pulse (<http://bmesensor.blogspot.com/p/potentiometer-or-potentiometric.html>)

2.5.2 Absolute Encoder

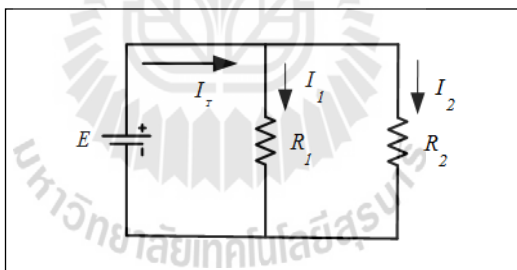
Absolute Encoder หรือโดยทั่วไปเรียกว่า Potentiometer เป็น Encoder อีกชนิดหนึ่งที่อาศัยหลักการของ Optical โดยทั่วไปแล้วการทำงานจะคล้ายๆกับ Rotary Encoder โดยการเคลื่อนที่ของ Potentiometer จะแปรผันตรงกับความเร็ว (Speed) หรือระยะทาง (Distance) ของการเคลื่อนที่ Encoder ชนิดนี้จะนิยม ใช้มากในระบบคอนโทรลจะให้ความเที่ยงตรงและสามารถบอกได้ทุกตำแหน่ง ของการเคลื่อนที่ ตลอดมีอายุการใช้งานที่ยาวนานกว่า

2.6 วงจรแบ่งกระแสและวงจรแบ่งแรงดัน

เนื่องจากภายในวงจรไฟฟ้านั้น อาจประกอบด้วยอุปกรณ์ไฟฟ้าต่างหลายชนิด ซึ่งอุปกรณ์ไฟฟ้าแต่ละชนิดนั้น อาจจะมีความต้องการแรงดันไฟฟ้า (voltage) หรือกระแสไฟฟ้า (current) แตกต่างกัน จึงมีความจำเป็นที่จะต้องแบ่ง แรงดันไฟฟ้า หรือกระแสไฟฟ้า ออกเป็นส่วน ๆ เพื่อนำไปใช้เลี้ยงอุปกรณ์ไฟฟ้าต่าง ๆ ให้เหมาะสมกับอุปกรณ์ไฟฟ้านั้น ๆ นอกจากนี้ยังเป็นการทำให้ อุปกรณ์ไฟฟ้าต่าง ๆ เหล่านั้นทำงานได้เต็มประสิทธิภาพ และไม่สร้างความเสียหายให้กับ อุปกรณ์ไฟฟ้าเหล่านั้น

2.6.1 วงจรแบ่งกระแสไฟฟ้า

วงจรแบ่งกระแสไฟฟ้ามีความสำคัญต่อการนำไปใช้งานในวงจรไฟฟ้า และ อิเล็กทรอนิกส์มากเนื่องจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แต่ละชนิดต้องการกระแสไฟฟ้าไม่เท่ากัน การแบ่งกระแสไฟฟ้าจะทำให้ภาระของอุปกรณ์นั้น ๆ ลดลงทำให้ลดการเสียหายของอุปกรณ์บางชนิดลงได้ วงจรแบ่งกระแสไฟฟ้าใช้หลักการของวงจรแบบขนานที่แบ่งการไหลของกระแสไฟฟ้าตามสาขาของการต่ออุปกรณ์นั้น ๆ กระแสไฟฟ้าจะไหลมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความต้านทานของอุปกรณ์ที่นำมาต่ออยู่ในวงจรขนานนั้น ดังแสดงในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 วงจรแบ่งกระแสไฟฟ้า

จากรูปวงจรที่ 2.8

$$R_T = \frac{R_1 \times R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.12)$$

และ

$$E = I_T \times R_T \quad (2.13)$$

เมื่อ

$$I_1 = \frac{E}{R_1}$$

ดังนั้น

$$I_1 = I_T \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.14)$$

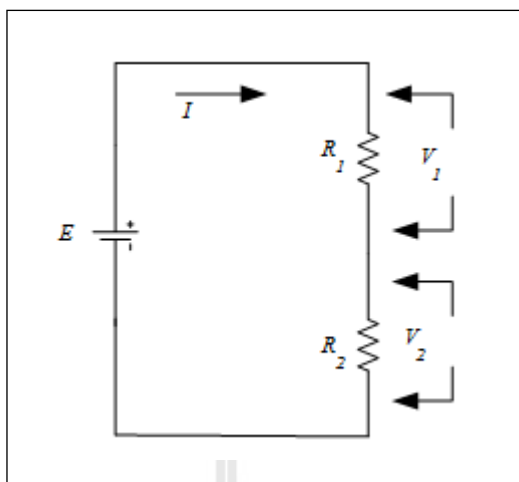
ในทำนองเดียวกัน

$$I_2 = I_T \frac{R_1}{R_1 + R_2} \quad (2.15)$$

2.6.2 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้า

วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าเป็นวงจรที่ทำหน้าที่แบ่งแรงดันไฟฟ้าออกเป็นระดับต่าง ๆ ตามความต้องการ วงจรมีลักษณะเป็นวงจรแบบอนุกรมสามารถแบ่งออกเป็น 2 ชนิดด้วยกันคือ วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าแบบไม่มีภาระไฟฟ้า (Unloaded Voltage Divider) และวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าแบบมีภาระไฟฟ้า (Loaded Voltage Divider)

วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าแบบไม่มีภาระไฟฟ้า (Unloaded Voltage Divider) เป็นวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าที่ยังไม่ได้ต่อภาระไฟฟ้าสามารถที่จะออกแบบการแบ่งแรงดันไฟฟ้าได้ตามความต้องการใช้งานในการคำนวณจึงไม่ต้องนำค่าภาระไฟฟ้ามาคำนวณด้วย



รูปที่ 2.9 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าแบบไม่มีภาระไฟฟ้า

จากรูปที่ 2.9 R_1 และ R_2 ทำหน้าที่แบ่งแรงดันไฟฟ้าออกเป็น 2 ช่วงคือ V_1 และ V_2 การคำนวณหาค่า V_1 และ V_2 ถ้าใช้สูตรการคำนวณแบบวงจรอนุกรมจำเป็นต้องคำนวณหาค่าความต้านทานรวม (R_T) และกระแสไฟฟ้า (I_T) ของวงจรเสียก่อน ซึ่งทำให้เสียเวลา สามารถประยุกต์สูตรที่ใช้ในการคำนวณหาค่าแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมที่ตัวต้านทานมาใช้ในการคำนวณหาค่า V_1 และ V_2 ได้โดยไม่ต้องใช้ค่าของกระแสไฟฟ้าของวงจรได้ดังนี้

$$V_1 = IR_1 \quad (2.16)$$

เมื่อ
$$I = \frac{E}{R_T}$$

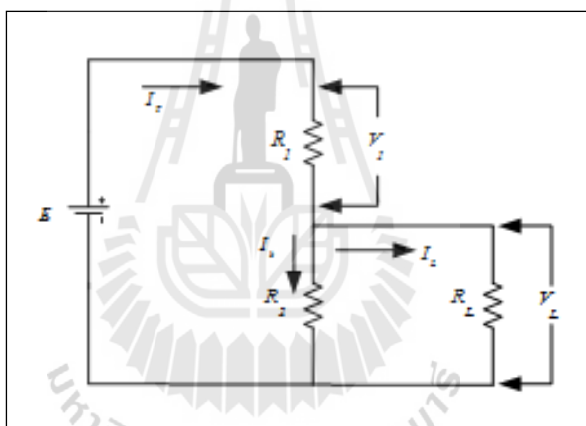
แทนค่า $R_T = R_1 + R_2$ ในสมการที่ (2.16) จะได้

$$V_1 = E \frac{R_1}{R_1 + R_2} \quad (2.17)$$

ทำนองเดียวกัน

$$V_2 = E \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (2.18)$$

วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าแบบมีภาระไฟฟ้า (Loaded Voltage Divider) ดังแสดงในรูปที่ 2.10 จะคล้ายกับวงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าแบบไม่มีภาระไฟฟ้าเพียงแต่มีการต่อภาระไฟฟ้าเข้าไปในส่วนที่แบ่งแรงดันไฟฟ้าไว้ ดังนั้นการคำนวณหาค่าแรงดันไฟฟ้าในวงจรจึงต้องคำนึงถึงค่าความต้านทานของภาระไฟฟ้าที่นำไปต่อด้วย โดยการให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านตัวต้านทานที่ต่อขนานกับภาระไฟฟ้านั้นมีค่าประมาณ 10% - 20% ของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านภาระไฟฟ้าทั้งหมด



รูปที่ 2.10 วงจรแบ่งแรงดันไฟฟ้าแบบมีภาระไฟฟ้า

จากวงจรยู่รวม R_1 และ R_L ได้ดังนี้

$$R_T = \frac{R_2 \times R_L}{R_2 + R_L} \quad (2.19)$$

จากสูตรการคำนวณหาค่ากระแสไฟฟ้าในวงจร

$$I_T = \frac{E}{R_T} = \frac{E}{R_1 + R_T} \quad (2.20)$$

และ

$$V_L = I_T R_T \quad (2.21)$$

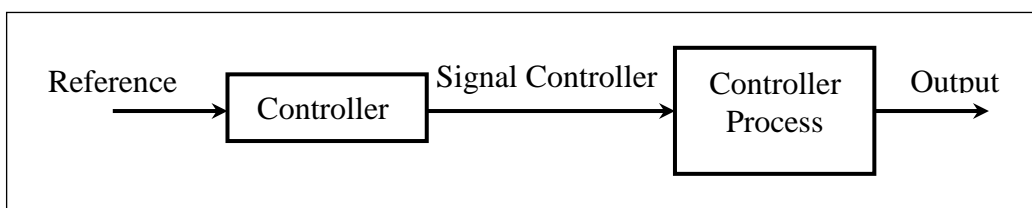
2.7 การควบคุมระบบ

ในปัจจุบันนี้ระบบควบคุมอัตโนมัติได้เข้ามามีบทบาทสำคัญต่อการพัฒนาความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยีมากมายนัก ตัวอย่างที่เห็นได้ชัดในชีวิตประจำวันได้แก่ระบบควบคุมในเครื่องปรับอากาศซึ่งจะคอยควบคุมอุณหภูมิภายในห้องให้คงที่ ในอุตสาหกรรมได้มีการนำระบบควบคุมอัตโนมัติไปใช้ควบคุมคุณภาพของผลิตภัณฑ์ ควบคุมการทำงานของเครื่องจักร และอื่น ๆ อีกมากมาย เทคโนโลยีทางด้านอวกาศและการผลิตอาวุธยุทโธปกรณ์ก็ได้มีการนำระบบควบคุมไปใช้ในระบบนำวิถี ระบบควบคุมการเผาไหม้ของเชื้อเพลิง เป็นต้น

2.7.1 ระบบควบคุมแบบวงเปิด

ระบบควบคุมพื้นฐานที่กล่าวถึงในหัวข้อที่แล้วเป็นระบบควบคุมแบบวงเปิด ในระบบควบคุมแบบวงเปิดนี้การควบคุมส่วนใหญ่ต้องอาศัยการคาดคะเนและการตัดสินใจของมนุษย์ ตัวอย่างเช่น การควบคุมอุณหภูมิภายในห้องโดยเตาผิง ถ้าเตาผิงที่ใช้มีเพียงอุปกรณ์ตั้งเวลาเปิด - ปิดเท่านั้น ผู้ใช้หรือผู้ควบคุมจะต้องคาดคะเนและตั้งเวลาในการเปิดเตาผิงที่นานพอเหมาะเพื่อให้อุณหภูมิห้องอยู่ในระดับที่ต้องการ แต่การควบคุมโดยมนุษย์เช่นนี้จะไม่แม่นยำและน่าเชื่อถือนัก เนื่องจากผู้ควบคุมไม่สามารถรู้ถึงคุณสมบัติเฉพาะในการสร้างความร้อนของเตาผิงนี้ อีกทั้งยังมีปัจจัยต่าง ๆ จากภายนอก เช่น อุณหภูมิภายนอกห้องที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิภายในห้อง จะเห็นได้ว่าระบบควบคุมแบบวงเปิดนี้ไม่สามารถปรับตัวตามการเปลี่ยนแปลงของระบบอันเนื่องมาจากปัจจัยจากภายนอกได้

รูปที่ 2.11 แสดงแผนผัง ของระบบควบคุมแบบวงเปิด โดยสัญญาณอินพุตหรือสัญญาณสั่งการ หรือสัญญาณอ้างอิง ส่งผ่าน Controller ออกมาเป็นสัญญาณกระตุ้น หรือสัญญาณควบคุมเพื่อสั่งให้ Controlled Process ขับเอาที่พุดที่ต้องการออกมา



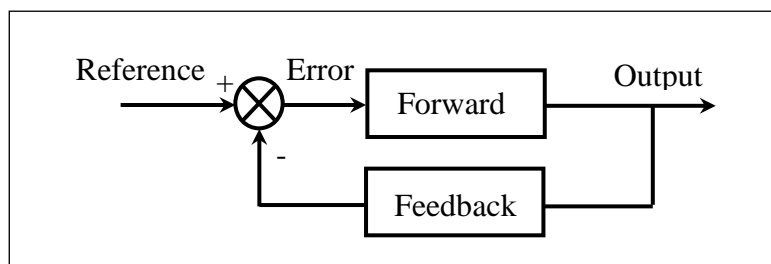
รูปที่ 2.11 ระบบควบคุมแบบวงเปิด

2.7.2 ระบบควบคุมแบบวงปิด

จากหัวข้อที่แล้วจะเห็นว่าเมื่อปัจจัยภายนอกมามีอิทธิพลต่อระบบจะทำให้ผู้ควบคุมไม่สามารถควบคุมเอาต์พุต ให้เป็นไปตามต้องการได้ ในหัวข้อนี้ได้แก้ไขโดยการส่งสัญญาณเอาต์พุต $c(t)$ ป้อนกลับมาเปรียบเทียบกับสัญญาณสั่งการหรือสัญญาณอ้างอิงจะ ทำให้ได้ค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างสัญญาณเอาต์พุต กับสัญญาณอ้างอิงทางด้านอินพุต เพื่อนำไปสร้างสัญญาณกระตุ้นและส่งต่อไปแก้ไขค่าความคลาดเคลื่อน (Error) ของเอาต์พุต ให้น้อยลง ระบบที่กล่าวมานี้เรียกว่าระบบควบคุมแบบป้อนกลับ กิจกรรมส่วนใหญ่ที่มนุษย์ปฏิบัติในชีวิตประจำวัน นั้นเป็นตัวอย่างหนึ่งของระบบควบคุมแบบป้อนกลับที่ซับซ้อน

ส่วนประกอบพื้นฐานของระบบควบคุมแบบป้อนกลับ จากหลักการพื้นฐานของระบบควบคุมแบบป้อนกลับสามารถกล่าวได้ว่า ระบบควบคุมแบบป้อนกลับประกอบด้วยเส้นทางหรือวงรอบของสัญญาณป้อนกลับซึ่งเป็นสัญญาณเอาต์พุต ตั้งแต่หนึ่งวงรอบขึ้นไป แล้วนำสัญญาณป้อนกลับนี้มาเปรียบเทียบกับสัญญาณสั่งการหรือสัญญาณอ้างอิงจะได้ผลต่างระหว่างสัญญาณทั้งสองเป็น Error เพื่อนำไปควบคุมสัญญาณเอาต์พุต ใ้มีค่าตามที่กำหนดโดยสัญญาณอ้างอิง

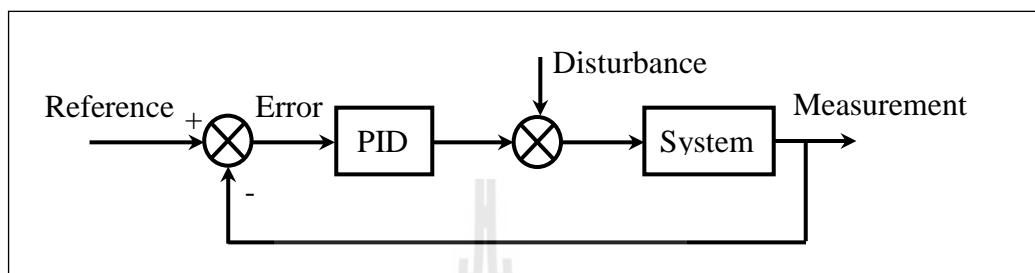
รูปที่ 2.12 แสดงแผนผังของระบบควบคุมแบบป้อนกลับ ระบบควบคุมนี้ประกอบด้วยส่วน Forward (Forward Path) ส่วนป้อนกลับ (Feedback Path) และส่วนตรวจจับค่าความคลาดเคลื่อน (Error-Sensing Device) ส่วนตรวจจับค่าความคลาดเคลื่อนนี้จะเปรียบเทียบค่าสัญญาณอินพุตอ้างอิงกับค่าสัญญาณเอาต์พุตจริง ๆ หรือค่าที่เป็นฟังก์ชันของสัญญาณเอาต์พุต แล้วส่งสัญญาณที่เกิดจากผลต่างของสัญญาณทั้งสองนี้ออกไป



รูปที่ 2.12 แสดงแผนผังของระบบควบคุมแบบป้อนกลับ

2.8 คุณสมบัติของตัวควบคุม

ในระบบควบคุมมีตัวควบคุมหลายชนิด ตัวควบคุมส่วนใหญ่ที่ใช้ในการควบคุมกระบวนการ เป็นแบบ PID โดยต่ออนุกรมกับระบบที่ต้องการควบคุม ดังแสดงในรูป ที่ 2.13 สัญญาณออกจากตัวควบคุม PID สามารถบรรยายได้ดังนี้



รูปที่ 2.13 ตัวควบคุม PID ของระบบวงปิด

$$u(t) = K_p \left(e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau + T_d \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (2.22)$$

โดยที่ $u(t)$ คือสัญญาณควบคุม $e(t)$ คือค่าความคลาดเคลื่อน ของสัญญาณออกจากค่ากำหนดตัวควบคุม PID ประกอบไปเทคนิคการควบคุมพื้นฐาน 3 แบบ โดยแบบสัดส่วน (Proportional; P) แบบอินทิกรัล (Integral; I) และแบบอนุพันธ์ (Derivative; D) แต่ละแบบสามารถนำมาประกอบกันเพื่อให้ได้ตัวควบคุมที่ต้องการตัวควบคุมมีพารามิเตอร์ 3 ตัว คือ ค่าอัตราขยายแบบสัดส่วน (K_p) ค่า Integral Time (T_i) และ Derivative Time (T_d) ซึ่งรายละเอียดของแต่ละแบบมีดังนี้

2.8.1 การควบคุมแบบสัดส่วน

การควบคุมแบบสัดส่วนเป็นเทคนิคที่ง่ายที่สุด หลักการคือสัญญาณควบคุม $u(t)$ จากตัวควบคุมที่ส่งไปปรับกระบวนการมีค่าเป็นสัดส่วนกับความคลาดเคลื่อน ซึ่งสามารถเขียนได้ในรูป

$$u(t) = K_p e(t) \quad (2.23)$$

โดยที่ K_p คือ ค่าอัตราขยายและ $e(t)$ ความคลาดเคลื่อน = ค่ากำหนด - ค่าวัด

2.8.2 การควบคุมแบบอินทิกรัล

ผลตอบของการควบคุมแบบสัดส่วนรวมกับการควบคุมแบบอินทิกรัล สามารถอธิบายได้ในสมการ

$$u(t) = K_p \left(e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(\tau) d\tau \right) \quad (2.24)$$

เมื่อ K_p คือ ค่าอัตราขยายและ $e(t)$ คือ ความคลาดเคลื่อนและ T_i คือ Integral Time (วินาที)

เมื่อเปรียบเทียบกับสมการของตัวควบคุมแบบสัดส่วน ความแตกต่างอยู่ตรงที่เทอมไบแอส นั่นคือตัวควบคุมแบบสัดส่วนถูกจำกัดด้วยส่วนไบแอสเป็นค่าคงที่ ส่วนการควบคุมแบบอินทิกรัล มีการสะสมความคลาดเคลื่อนในการปรับแต่งไบแอส (นั่นคือ ทำหน้าที่เป็นตัวอินทิกรัล) และจะหยุดสะสมเมื่อความคลาดเคลื่อนของระบบเป็นศูนย์ เมื่อผลตอบเข้าที่สมบูรณ์แล้ว เทอมไบแอสของระบบจะมีค่ามากที่สุดน้อยเพียงใดขึ้นอยู่กับลักษณะของการรบกวน (Disturbance) การทำงานในลักษณะเช่นนี้มีลักษณะคล้ายกับฟังก์ชันรีเซตด้วยมือ (Manual-Reset Function) ดังนั้นในบางครั้งจึงเรียกตัวอินทิกรัลว่าฟังก์ชันรีเซต (Reset Function)

คุณสมบัติของตัวอินทิกรัลในการกำจัดความคลาดเคลื่อน (หรือออฟเซต) เป็นข้อดีอย่างมาก จึงเป็นที่นิยมใช้กับระบบควบคุมป้อนกลับ อย่างไรก็ตาม ตัวอินทิกรัลก็มีข้อเสีย นั่นคือทำให้เกิดการล่าช้า (Capacity-Like Lag) และทำให้ช่วงเวลาของการแกว่งยาวนานขึ้น โดยทั่วไประบบแบบสัดส่วนร่วมกับอินทิกรัล จะมีช่วงเวลาของการแกว่งนานกว่าระบบเชิงสัดส่วนอย่างเดียว 50% หรือ $T_{PI} = 1.5T_p$ สำหรับระบบที่มีค่าคงตัวเวลา (Time Constant) น้อย (เช่น ระบบควบคุมอัตราการไหล) ปัญหานี้จะไม่มีผลมากนัก แต่สำหรับระบบที่มีค่าคงตัวเวลามาก (เช่น ระบบควบคุมระดับ) ปัญหานี้จะมีผลมาก จนทำให้ระบบเข้าสู่จุดวิกฤติที่ไม่สามารถยอมรับได้

การควบคุมแบบอินทิกรัล มีลักษณะเช่นเดียวกับการควบคุมสัดส่วนตรงผลกระทบของการเพิ่มอัตราขยายของตัวควบคุม หากอัตราขยายมีค่ามากเกินไปจะทำให้ผลตอบของระบบมีการแกว่ง โดยทั่วไป Integral Time ($T_i = 1 / K_i$, sec โดยที่ $K_i = \text{repeats/sec}$) เป็นตัวแสดงว่า อัตราการตอบสนองของกระบวนการต่อสัญญาณการควบคุมค่า T_i ที่น้อยกว่า จะทำให้ตัวควบคุมมีการตอบสนองที่เร็วกว่าในระยะเริ่มต้น โดยที่ความคลาดเคลื่อนยังเป็นค่าบวกอยู่ ดังนั้นกว่าความคลาดเคลื่อนจะเป็นศูนย์ (ซึ่งทำให้เทอม $\int_0^t e(t)dt$ หยุดทำงาน) เทอมไบแอสก็จะมีค่าสูงกว่าที่ต้องการ ดังนั้นผลตอบสนองจึงเกิดส่วนพุ่งเกิน (Overshoot) สูงกว่าค่ากำหนด เป็นผลให้ตัวอินทิกรัลทำหน้าที่ปรับให้ความคลาดเคลื่อน มีค่าลดลง การใช้ตัวอินทิกรัลในการควบคุม ควรระวังในเรื่องของความคลาดเคลื่อนขนาดใหญ่ (เช่น เกิดการเปลี่ยนแปลงค่ากำหนดขนาดใหญ่) เพราะจะทำให้เกิดปัญหา Integral Windup ถึงแม้ว่า T_i มีค่าถูกต้องในสภาวะการทำงานธรรมดา แต่สัญญาณควบคุมอาจถึงจุดอิ่มตัวขณะผลตอบเกิดส่วนพุ่งเกิน

ข้อสรุปของตัวควบคุมอินทิกรัล

- ทำหน้าที่คล้ายกับรีเซ็ตด้วยมือ (Manual Reset) เพื่อกำจัดความคลาดเคลื่อน
- มีปัญหาการล้าหลัง ยังผลให้เกิดการหักล้างทางเวลาในตัวควบคุม
จึงไม่เหมาะสมกับระบบที่มีค่าคงตัวเวลายาวนาน
- ทำให้ช่วงเวลาในการแกว่งยาวนานขึ้น

ในระบบควบคุม ค่าที่วัดได้และค่ากำหนดควรเป็นค่าเดียวกัน หรือกล่าวอีกนัยหนึ่ง ค่าความคลาดเคลื่อนในสภาวะอยู่ตัวควรเป็นศูนย์ ถ้ามีความคลาดเคลื่อนในสภาวะอยู่ตัว สัญญาณที่ออกจากอินทิเกรเตอร์ (เพิ่มขึ้น ด้วยอัตราคงที่ เมื่อสัญญาณเข้ามีค่าคงที่) ส่งต่อให้กับวงจรถยาย ความคลาดเคลื่อนเป็นสัญญาณเข้าของตัวควบคุมทั้งสัดส่วนและอินทิกรัล โดยสัญญาณออกจะมารวมกันที่วงจรถยายและส่งสัญญาณไปควบคุมระบบตัวควบคุมจะทำให้ค่าที่วัดได้ เพิ่มขึ้นจนเท่ากับค่ากำหนด นั่นคือทำให้ความคลาดเคลื่อนในสภาวะอยู่ตัวเป็นศูนย์อย่างไรก็ตาม หาก T_i มีค่าน้อยลง ผลตอบอาจเกิดการแกว่งได้

2.8.3 ตัวควบคุมอนุพันธ์

ตัวควบคุมแบบสัดส่วนและแบบอินทิกรัล ต่างก็มีข้อจำกัดอยู่ที่ความคลาดเคลื่อนขนาดใหญ่ ซึ่งเป็นปัญหาต่อการควบคุมกระบวนการ แต่ความคลาดเคลื่อนขนาดใหญ่นี้ สามารถรู้ได้ล่วงหน้าโดยพิจารณาจากแนวโน้มของความคลาดเคลื่อน หรืออัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณนั่นเอง ตัวอนุพันธ์มีหลักการทำงาน คือ ตัวควบคุมตอบสนองต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของความคลาดเคลื่อนถึงแม้ว่าความคลาดเคลื่อนมียังค่าเล็กน้อย สัญญาณออกของตัวอนุพันธ์ไม่ได้สัมพันธ์กับขนาดของความคลาดเคลื่อน แต่ขึ้นอยู่กับอัตราการเปลี่ยนแปลงของความคลาดเคลื่อน ถ้าความคลาดเคลื่อนมีค่าคงที่ ตัวอนุพันธ์จะให้สัญญาณออกเป็นศูนย์ คุณลักษณะข้อนี้มีผลคือ ตัวควบคุมจะมีผลตอบสนองที่เกิดก่อนที่ความคลาดเคลื่อน จะเพิ่มมากขึ้น และทำให้ระบบมีผลตอบสนองที่เร็วขึ้น ตัวควบคุมแบบอนุพันธ์สามารถเขียนได้ดังนี้

$$u(t) = K_p \left(e(t) + T_d \frac{de(t)}{dt} \right) \quad (2.25)$$

โดยที่ Derivative Time (T_d) เป็นเวลาที่แสดงถึงผลตอบสนองเนื่องจากตัวอนุพันธ์ การเพิ่ม T_d จะทำให้ผลตอบสนองของตัวอนุพันธ์มีค่ามากขึ้น เนื่องจากตัวอนุพันธ์มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงมาก ดังนั้นจึงนิยมใช้กับค่าที่วัดได้เท่านั้น แต่ไม่ใช้กับค่ากำหนด เพราะการเปลี่ยนค่ากำหนดมักจะเป็นแบบขั้น (Step) ทำให้ผลตอบสนองของตัวอนุพันธ์เป็นพัลส์และทำให้เกิดการกระแทก (Bump) ของอุปกรณ์ในกระบวนการ สำหรับค่ากำหนดใช้เฉพาะกับตัวควบคุมสัดส่วนและอินทิกรัลตัวอนุพันธ์คือตัวควบคุมที่ก่อให้เกิดผลตรงข้ามกับตัวอินทิกรัล ดังนั้นจึงใช้ในการปรับปรุงกระบวนการที่มีการล่าช้าทางเวลา (Time Lag) มาก ๆ ทำให้ผลตอบสนองรวดเร็วขึ้น และช่วงเวลากว้างที่สั้นลง ข้อเสียของตัวอนุพันธ์คือ มีความไวต่อสัญญาณรบกวนเป็นอย่างมาก เพราะมีผลตอบสนองโดยตรง ต่ออัตราการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่วัดได้ ดังนั้น แม้สัญญาณรบกวนจะมีขนาดเล็ก แต่ก็อาจก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อสัญญาณออกของตัวควบคุม จึงเป็นไปได้ที่จะใช้ตัวอนุพันธ์ในการควบคุมผลของสัญญาณรบกวน ยิ่งไปกว่านั้นระบบใดที่มีสัญญาณรบกวนมาก จะไม่สามารถใช้ตัวอนุพันธ์ในวงจรอุตสาหกรรมส่วนใหญ่ นิยมใช้เพียงตัวควบคุม PI เท่านั้น

ข้อสรุปของตัวควบคุมอนุพันธ์

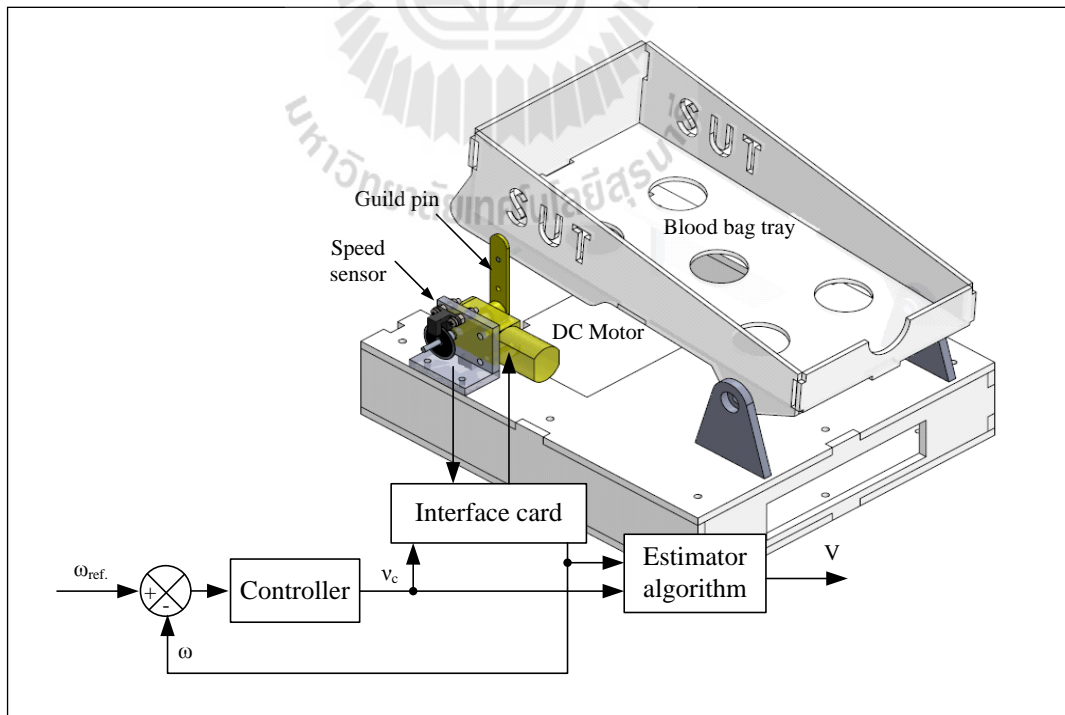
- เหมาะสำหรับกระบวนการที่ล่าช้าทางเวลามาก ทำให้การควบคุมถึงจุดที่ต้องการเร็วขึ้น
 - ถ้า T_d มากเกินไป ผลของตัวอนุพันธ์จะทำให้ผลตอบสนองไวขึ้น จนกระทั่งระบบอาจขาดเสถียรภาพได้
 - ไม่เหมาะกับระบบที่มีตัวแปรกระบวนการเปลี่ยนแปลงได้ง่าย หรือมีการล่าช้าทางเวลาน้อย เพราะจะทำให้ระบบขาดเสถียรภาพ
 - ไม่ควรใช้กับระบบที่มีสัญญาณรบกวนมาก
 - ใช้ชดเชยการล่าช้าที่เกิดจากตัวอินทิเกรตด้วยการนำหน้า (Lead) ในตัวอนุพันธ์
- เมื่อ มีการเปลี่ยนแปลงค่าที่กำหนดทันที ความคลาดเคลื่อนจะมีค่าเปลี่ยนแปลงอย่างทันที และส่งผลกระทบต่อผลตอบสนองของระบบ ถ้านำอนุพันธ์ของความคลาดเคลื่อน นั้นคือ อัตราการเปลี่ยนแปลงของความคลาดเคลื่อน แล้วไปรวมกับสัญญาณที่ได้จากตัวควบคุมแบบสัดส่วนและอินทิเกรเตอร์ จะทำให้การทำงานของระบบดีขึ้น การควบคุมเชิงอนุพันธ์ไม่มีผลต่อความคลาดเคลื่อน ในสภาวะอยู่ตัว แต่จะลดช่วงเวลาเข้าที่ (Settling Time) โดยลดการแกว่งลง สามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จาก วิทยุสรวงศ์ แสงวีระพันธุ์ศิริ (2548)

สำหรับงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ได้ นำความรู้ในการพัฒนางานวิจัยในเรื่องการประมาณค่าแรงบิดที่เปลี่ยนแปลงของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง เป็นแนวทางในการวิเคราะห์ซึ่งงานวิจัยของ Khajomtraidet และ Srisertpol (2013) โดยใช้วิธีการชดเชยแบบปรับตัวได้ (Adaptive Compensation) เพื่อประมาณค่าแรงบิดที่เปลี่ยนแปลงจากการประมาณค่าแรงบิดที่เปลี่ยนแปลงของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยใช้ตัวสังเกตอันดับเต็มแบบปรับตัวจากวิธี Gradient Method ในหนังสือของ Åström (1995) และ Lyapunov's Direct Method ซึ่งการนำเอาตัวสังเกตแบบปรับตัวจากหลักการ Lyapunov ทำให้ระบบมีเสถียรภาพ และเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุม ทำให้การตอบสนองของระบบมีความผิดพลาดลดลง

บทที่ 3

ขั้นตอนและวิธีการดำเนินการ

ในหัวข้อนี้จะนำเสนอขั้นตอนและวิธีการดำเนินการในการออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าถุงโลหิต โดยไม่มีการติดตั้งโหลดเซลล์เพื่อประมาณปริมาตรโลหิตจากอัตราการไหลของโลหิต รวมถึงระบบแจ้งเตือนให้ทราบถึงสถานะปริมาตรของถุงโลหิตว่าเป็นไปตามเงื่อนไขของการบริจาคโลหิต โดยเริ่มจากการนำเสนอหลักการการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิต เพื่อใช้ในการสร้างระบบสมการความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักหรือปริมาตรที่เกิดขึ้นกับแรงบิดของมอเตอร์ และกำหนดรูปแบบ รวมถึงเงื่อนไขต่างๆ ในการออกแบบอุปกรณ์ทดลอง หลังจากนั้นจะเป็นการออกแบบบอร์ดควบคุมและลายวงจรในการควบคุมการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิต และได้ใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของมอเตอร์เพื่อประมาณค่าพารามิเตอร์ของมอเตอร์ไฟฟ้าด้วยวิธีการระบุเอกลักษณ์ของระบบและออกแบบตัวควบคุมพีไอด้วยวิธีการประมาณค่าสัมประสิทธิ์ของตัวควบคุมพีไอ ซึ่งรายละเอียดต่างๆ จะอยู่ในหัวข้อถัดไป



รูปที่ 3.1 แผนภาพแบบจำลองหลักการควบคุมเครื่องเขย่าถุงโลหิต

3.1 หลักการทำงานของเครื่องเขย่า

เครื่องเขย่าถุงโลหิต ที่ได้นำเสนอนี้ ใช้การหมุนของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยติดตั้งคานหมุนกับแกนรองรับ โดยปลายด้านหนึ่งรองรับกระเบาะถุงโลหิตและปลายอีกด้านยึดติดกับโครงสร้างฐาน ซึ่งงานหมุนกับแกนรองรับจะยึดติดกันแบบเยื้องศูนย์กลางการหมุนกับแกนการหมุนของเพลลาขับจากมอเตอร์เหมือนคานกระดกของข้อเหวี่ยง ทำให้กระเบาะรองรับถุงโลหิตเกิดการเคลื่อนที่ขึ้นลงเป็นลักษณะฮาร์โมนิกส์ตามความเร็วรอบของมอเตอร์ โดยนำหลักการประมาณค่าโพลดหรือภาระกรรมที่เปลี่ยนไปของกระเบาะรองรับถุงโลหิตที่มีความสัมพันธ์กับปริมาตรหรือน้ำหนักของโลหิตในการควบคุมการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิต หากถุงโลหิตในกระเบาะรองรับมีปริมาตรหรือน้ำหนักของโลหิตเปลี่ยนไป จะส่งผลให้แรงบิดของมอเตอร์เปลี่ยนไป โดยตัวควบคุมจะทำหน้าที่ควบคุมความเร็วรอบมอเตอร์ให้คงที่ ด้วยเหตุนี้ตัวควบคุมจะป้อนกระแสไฟฟ้าเพื่อรักษาความเร็วรอบนั้นๆไว้ตลอดการบริจาดโลหิต จึงเป็นที่มาของงานวิจัยที่ใช้หลักการนี้ เพื่อประมาณค่าการเปลี่ยนแปลงโพลดที่เกิดขึ้นจากปริมาตรหรือน้ำหนักของโลหิตที่เปลี่ยนไปผ่านการเปลี่ยนแปลงกระแสไฟฟ้าที่ป้อนให้กับมอเตอร์เพื่อรักษาความเร็วรอบให้คงที่ตลอดการบริจาดโลหิต และสามารถแจ้งเตือนเจ้าหน้าที่ให้ทราบถึงปริมาตรหรือน้ำหนักของโลหิตในระหว่างการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิต รวมถึงหยุดการเขย่าโลหิตหากมีปริมาตรโลหิตตามที่ได้กำหนดไว้ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.1

ในงานวิจัยนี้ตั้งสมมุติฐานว่า โมเมนต์ของแรงที่สัมพันธ์กับแรงบิดและกระแสไฟฟ้า โดยแรงบิดสูงสุดเกิดขึ้นที่ตำแหน่ง 1 และ 3 ตามลำดับ เนื่องจากเป็นผลมาจากน้ำหนักที่กระทำตั้งฉากกับจุดหมุนของมอเตอร์ และในทำนองเดียวกันที่ตำแหน่ง 2 และ 4 เป็นตำแหน่งที่น้ำหนักกระทำในแนวเดียวกับจุดหมุนทำให้แรงบิด ณ ตำแหน่งนี้มีค่าเป็นศูนย์ ดังนั้นในการพิจารณานั้นได้ใช้การพิจารณาแบบสถิต ณ ตำแหน่งอ้างอิงทั้ง 4 ตำแหน่งแสดงดังรูปที่ 3.2 และ 3.2 ซึ่งเป็นแผนภาพและ Free Body Diagram ของแรงและโมเมนต์ที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งต่าง ๆ โดยแบ่งการพิจารณาออกเป็น 2 ส่วนคือ กระเบาะรองรับถุงโลหิตและคานรองรับการหมุนและกำหนดจุดสนใจทั้งหมด 4 จุดคือ จุดหมุนกระเบาะโลหิต (A) จุดนี้มีลักษณะเป็นจุดหมุน โดยมีปลายยึดติดกับกระเบาะบรรจุถุงโลหิตและยึดติดกับโครงสร้าง ซึ่งมีแรงลัพธ์กระทำในทิศทางอ้างอิง x กับ y ตามลำดับ จุดต่อไปเป็นจุด CG ของกระเบาะโลหิต (B) จุดนี้เป็นจุดศูนย์กลางน้ำหนักที่เกิดจากปริมาตรของถุงโลหิตภายในกระเบาะบรรจุโลหิต ซึ่งพิจารณาให้มีแรงกระทำแบบกระจาย (Distributed load) ตลอดกระเบาะ โดยมีแรง FV เป็นแรงลัพธ์รวมที่เกิดขึ้นเนื่องจากน้ำหนักหรือปริมาตรกระทำ ณ จุด CG และทำมุม θ กับแนวดิ่ง (หรือกระเบาะบรรจุโลหิตทำมุม θ กับแนวระดับ) และจุดรองรับกระเบาะโลหิต (C) กับจุดศูนย์กลางมอเตอร์ (D) จุดนี้จะเป็จุดรองรับน้ำหนักของกระเบาะเพื่อใช้ในการพิจารณาแรงบิดที่กระทำกับมอเตอร์ต่อไป

จากการหาแบบจำลองการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้าในการหมุนเพื่อรองรับน้ำหนักของ กระบะบรรจุกับตุ้มน้ำ โดยพิจารณาจากโมเมนต์ของแรงที่กระทำระหว่างจุดรองรับน้ำหนักกับ จุดศูนย์กลางการหมุนของมอเตอร์ ดังนั้น

$$\sum M_A = 0 \quad (3.1)$$

เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่งใด ๆ ค่าโมเมนต์ของแรงมีค่าดังนี้

$$+FV_1 l_{R1} - F_1 (l_{R1} + l_{L1}) = 0 \rightarrow F_1 = \frac{FV_1 l_{R1}}{l_{R1} + l_{L1}} \quad (3.2)$$

ทำนองเดียวกัน

$$F_2 = \frac{FV_2 l_{R2}}{l_{R2} + l_{L2}}, F_3 = \frac{FV_3 l_{R3}}{l_{R3} + l_{L3}}, F_4 = \frac{FV_4 l_{R4}}{l_{R4} + l_{L4}}$$

ในการพิจารณาได้กำหนดให้น้ำหนักกระทำที่ตำแหน่งต่าง ๆ มีค่าเท่ากันได้ว่า

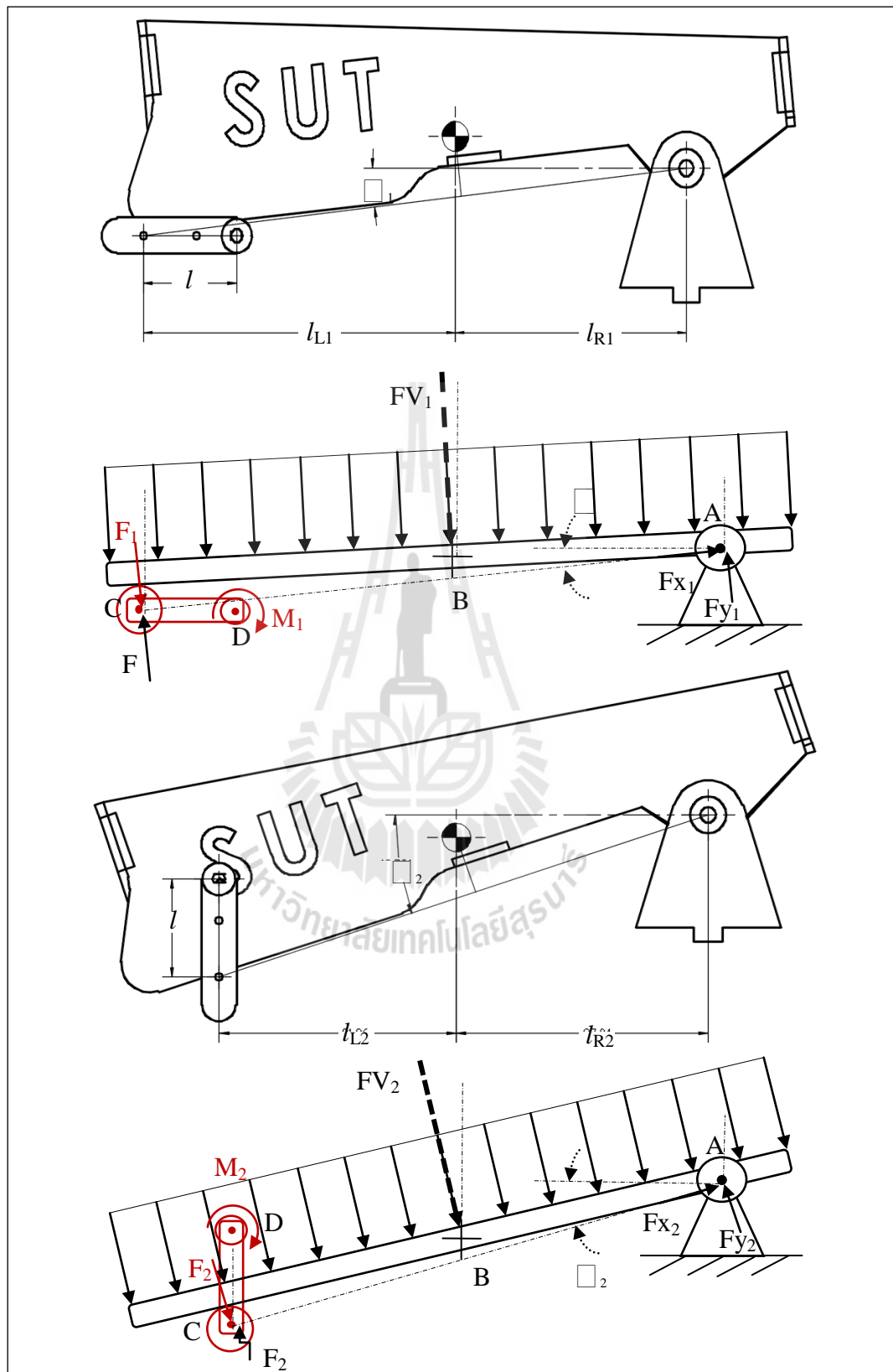
$$FV = FV_1 = FV_2 = FV_3 = FV_4 \quad (3.3)$$

โดยแรงที่กระทำกับจุดหมุนของมอเตอร์ เป็นฟังก์ชันของระยะจากจุด CG ถึงจุดรองรับทั้ง 2 ด้าน ดังนี้

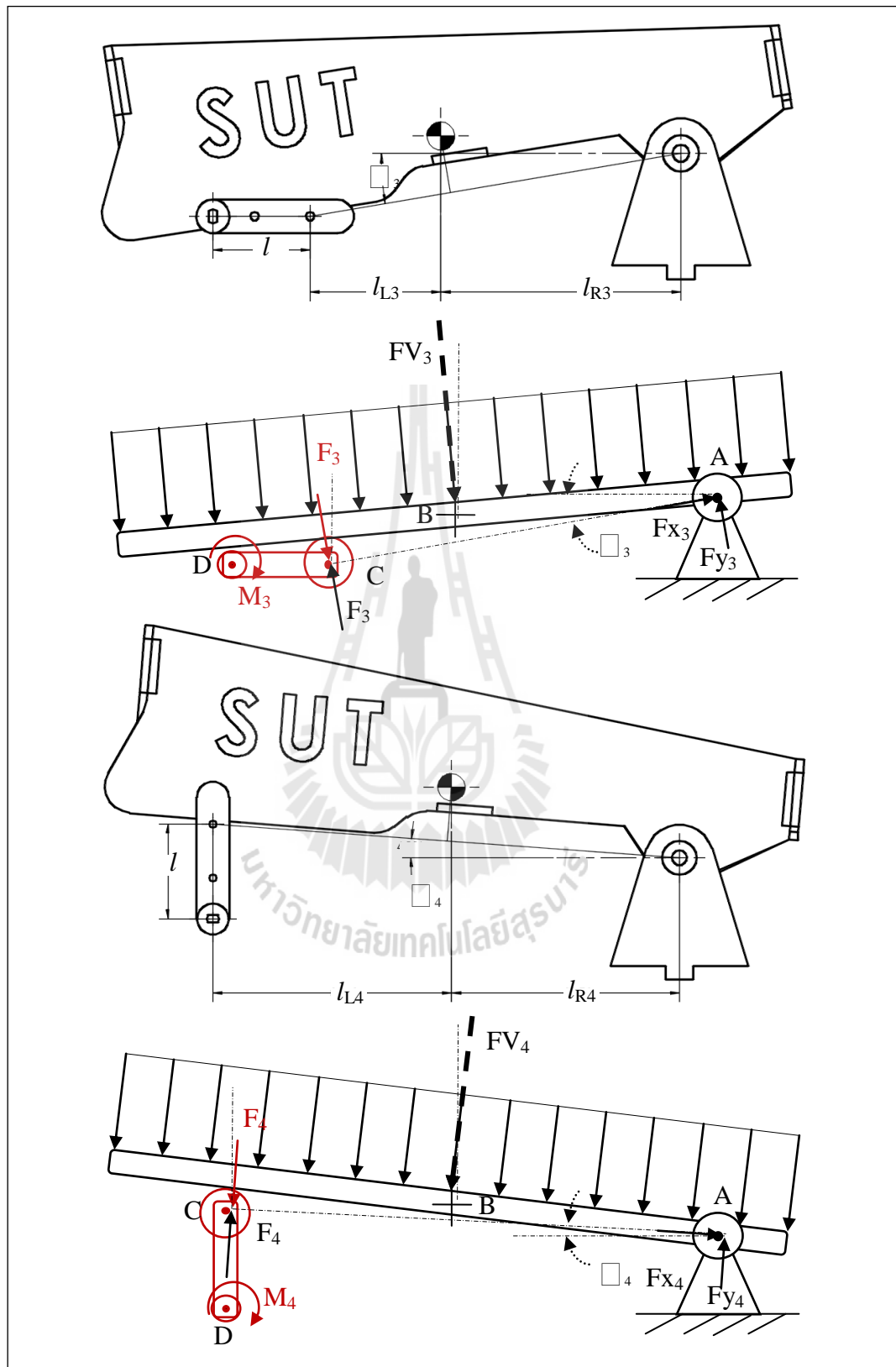
$$F_1 = r_1 FV \quad F_2 = r_2 FV \quad F_3 = r_3 FV \quad F_4 = r_4 FV \quad (3.4)$$

เมื่อ

$$r_1 = \frac{l_{R1}}{l_{R1} + l_{L1}} \quad r_2 = \frac{l_{R2}}{l_{R2} + l_{L2}} \quad r_3 = \frac{l_{R3}}{l_{R3} + l_{L3}} \quad r_4 = \frac{l_{R4}}{l_{R4} + l_{L4}}$$



รูปที่ 3.2 แผนภาพ Free Body Diagram ของแรงและโมเมนต์ในตำแหน่งที่ 1 และ 2



รูปที่ 3.3 แผนภาพ Free Body Diagram ของแรงและโมเมนต์ในตำแหน่งที่ 3 และ 4

เมื่อพิจารณาโมเมนต์ที่เกิดขึ้น ณ จุด D จะสามารถทราบถึงแรงบิดของมอเตอร์ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ได้คือ

$$\sum M_D = 0 \rightarrow \begin{cases} M_1 - F_1 \cos \theta_1 l = 0, & M_2 - F_2 \sin \theta_2 l = 0, \\ M_3 - F_3 \cos \theta_3 l = 0, & M_4 - F_4 \sin \theta_4 l = 0 \end{cases} \quad (3.5)$$

และแทนค่าสมการที่ (3.4) ลงในสมการที่ (3.5) ได้ว่า

$$\begin{aligned} M_1 &= r_1 FV \cos \theta_1 l, & M_2 &= r_2 FV \sin \theta_2 l, \\ M_3 &= r_3 FV \cos \theta_3 l, & M_4 &= r_4 FV \sin \theta_4 l \end{aligned} \quad (3.6)$$

เมื่อ $i \Rightarrow A, B, C, D$ คือ จุดหมุนกระบะ โลหิต จุด CG ของกระบะ โลหิต จุดรองรับกระบะ โลหิต และจุดศูนย์กลางมอเตอร์ ตามลำดับ

$j \Rightarrow 1, 2, 3, 4$	คือ ตำแหน่งกระบะ โลหิตที่ 1 2 3 และ 4 ตามลำดับ
M_i	คือ โมเมนต์เนื่องจากน้ำหนักของกระบะบรรจุกับถุง โลหิต ณ จุดที่ i
FV_j	คือ แรงลัพธ์เนื่องจากปริมาตรของถุง โลหิต เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j
Fx_j	คือ แรงลัพธ์ในทิศทาง x ที่จุดหมุนกระบะ โลหิต เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j
Fy_j	คือ แรงลัพธ์ในทิศทาง y ที่จุดหมุนกระบะ โลหิต เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j
F_j	คือ แรงลัพธ์ที่จุดรองรับกระบะ โลหิต เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j
l	คือ ความยาวจากจุดศูนย์กลางมอเตอร์ถึงจุดรองรับกระบะ โลหิต
l_{Lj}	คือ ความยาวจากจุด CG ถึงจุดรองรับกระบะ โลหิต เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j
l_{Rj}	คือ ความยาวจากจุด CG ถึงจุดหมุนกระบะ โลหิต เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j
θ_j	คือ มุมองศาของกระบะ โลหิตกับแนวระดับ เมื่ออยู่ที่ตำแหน่ง j

จากสมการที่ (3.6) จะเห็นได้ว่า โมเมนต์ที่กระทำกับมอเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆ เป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับสัดส่วนของระยะจุดหมุนกับจุดรองรับกระบะ โลหิต มุมองศาที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งต่าง ๆ และความยาวของซึ่งในการออกแบบนั้นต้องการให้ตำแหน่งที่ 1 และ 3 เกิดโมเมนต์สูงสุด โดยสร้างเงื่อนไขดังนี้

$$r_3 \cos \theta_3, r_1 \cos \theta_1 > r_2 \sin \theta_2, r_4 \sin \theta_4$$

ได้ออกแบบเครื่องเขย่าถุงโลหิตและมีการกำหนดให้พารามิเตอร์ต่าง ๆ ในการออกแบบดังตารางที่ 3.1 โดยอ้างอิงขีดความสามารถของมอเตอร์เมื่อรับภาระโหลดสูงสุด และมุมเอียงของกระบะรองรับถุงโลหิตเอียงทำมุมในแต่ละตำแหน่งแตกต่างกันเพื่อให้โลหิตในถุงเกิดการเคลื่อนตัวไปหาเพื่อป้องกันการแข็งตัวของโลหิต

ตารางที่ 3.1 แสดงพารามิเตอร์ที่ตำแหน่งต่างๆของเครื่องเขย่าถุงโลหิต

พารามิเตอร์	ค่าตัวแปร (องศา)	พารามิเตอร์	ค่าตัวแปร (มิลลิเมตร)	พารามิเตอร์	ค่าตัวแปร (มิลลิเมตร)
θ_1	6.25	l_{L1}	117.25	l_{R1}	86.75
θ_2	19	l_{L2}	81.96	l_{R2}	87.04
θ_3	9.5	l_{L3}	47.27	l_{R3}	86.73
θ_4	4.25	l_{L4}	86.42	l_{R4}	82.42

หลังจากที่ได้ทำการออกแบบการทำงานของเครื่องเขย่า ลำดับต่อไปจะเป็นการออกแบบบอร์ดควบคุมเพื่อควบคุมการทำงานให้เป็นที่ไปตามจุดประสงค์

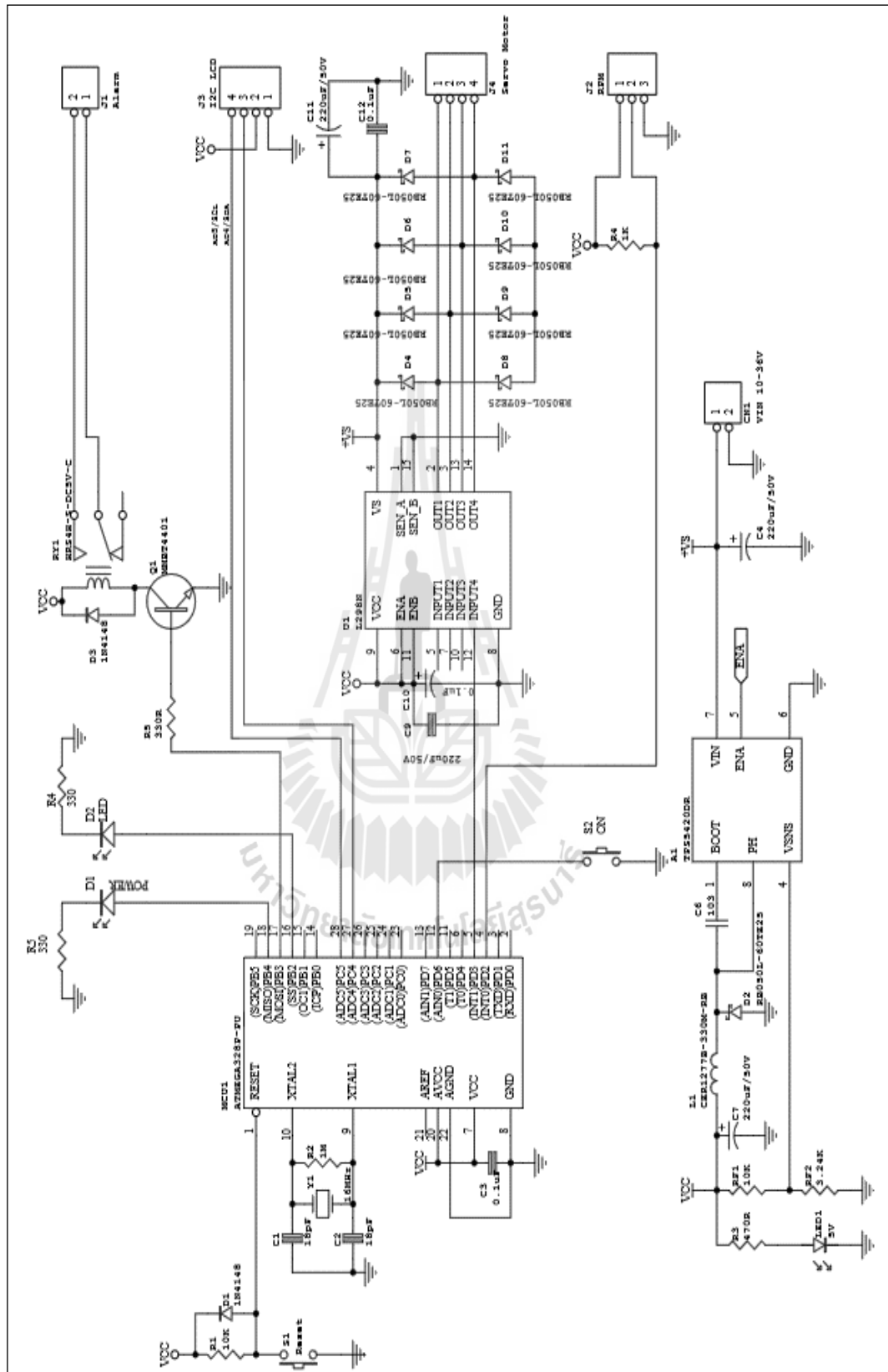
3.2 การออกแบบบอร์ดควบคุม

เมื่อได้มอเตอร์ตามขนาดที่ต้องการ ขั้นตอนต่อไปได้ทำการออกแบบบอร์ดควบคุมการทำงานของเครื่องเขย่าโลหิตแสดงดังรูปที่ 3.4 ซึ่งได้อะแกรมประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ดังนี้

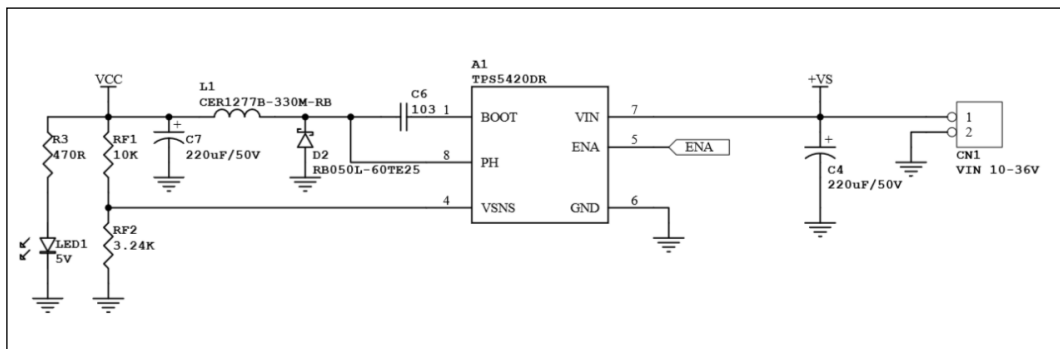
3.2.1 วงจรควบคุมการทำงานของบอร์ด

การออกแบบวงจรควบคุมการทำงานของบอร์ดได้ใช้ไอซีเบอร์

ATAMEGA328PPU (MCU1) เป็น Microcontroller ของบอร์ด เพราะมีอินพุต และเอาต์พุตเพียงพอกับความต้องการในการเชื่อมต่ออุปกรณ์ต่างๆ จึงมาตรวจสอบตามข้อมูลลักษณะเฉพาะของตัวไอซีเพื่อที่จะมาดูแลรับส่งข้อมูลของตัวไอซี จะแบ่งการทำงานของ ไอซีเป็นสองส่วนหลัก ๆ คือ ส่วนแสดงผลที่จอ LCD และส่วนไคร้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ในการควบคุม การหมุนของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงในการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิต เพื่อให้ได้กระแสไฟฟ้าตามต้องการ



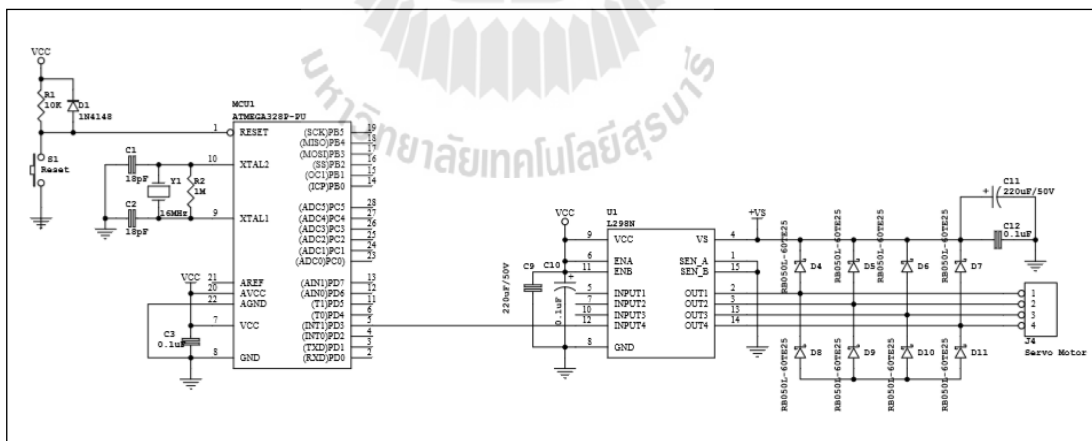
รูปที่ 3.4 แผนภาพไดอะแกรมวงจรบอร์ดควบคุมเครื่องเข่าถุงโลหิต



รูปที่ 3.5 แผนภาพไดอะแกรมวงจรแหล่งจ่ายไฟ

3.2.2 วงจรควบคุมมอเตอร์

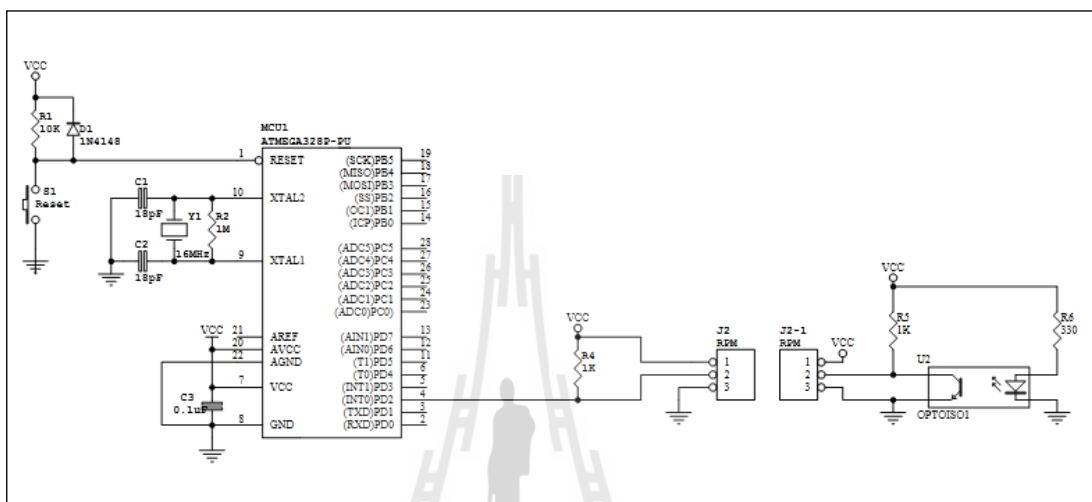
รูปที่ 3.6 แผนภาพไดอะแกรมวงจร ควบคุมมอเตอร์ ซึ่ง การหมุนมอเตอร์ของเครื่องเขย่าโลหิตเราใช้ไอซีสำเร็จรูปเบอร์ L298N (U1) ในการควบคุมโดยรับสัญญาณจาก Microcontroller ATAMEGA328PPU (MCU1) ขา 5 ไปยังไอซี U1 ที่ขา 12 (INPUT4) และต่อมอเตอร์ที่ Connector J4 ที่ขา 4 ในขณะที่ทำการควบคุมมอเตอร์ C11 จะทำหน้าที่รักษาระดับแรงดันให้สม่ำเสมอ อีกทั้งได้ใช้วงจรป้องกันการไหลกลับทางของกระแส



รูปที่ 3.6 แผนภาพไดอะแกรมวงจรควบคุมมอเตอร์

3.2.3 วงจรควบคุมความเร็วรอบ

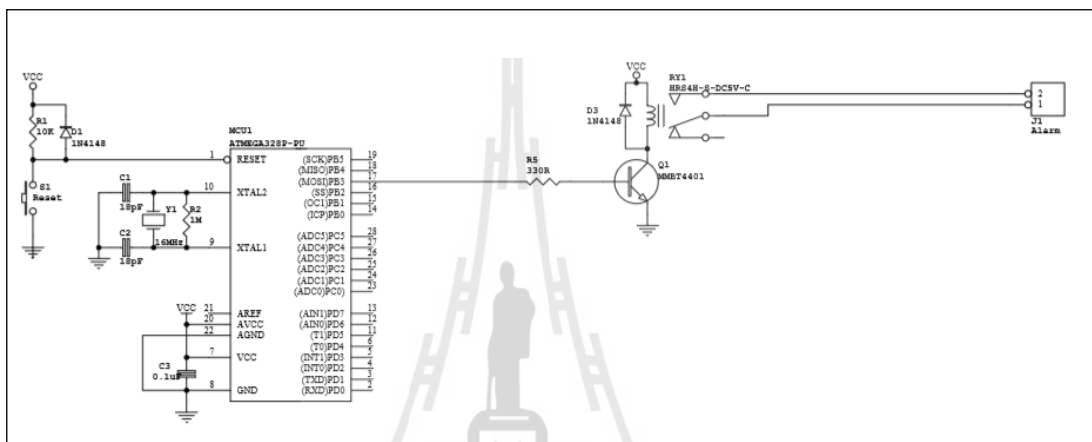
ในการวัดความเร็วรอบจากชุดวัดความเร็วรอบด้วยแสง OPTO(U2) เป็นตัวตรวจจับแสงโดยใช้หลักการวัด high-low เพื่อส่งให้ Microcontroller ATAMEGA328PPU (MCU1) คำนวณรอบการหมุนของเครื่องเขย่าโลหิต แสดงดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 แผนภาพโคะแกรมวงจรการวัดความเร็วรอบ

3.2.4 วงจรแสดงการแจ้งเตือนการทำงาน

ในการเขียนวงจรการแจ้งเตือนสถานการณ์ทำงานของเครื่องเย้าโลหิต เราต้องการให้สัญญาณเสียงเตือนเพื่อให้ผู้ปฏิบัติงานและผู้รับบริการทราบหากเกิดความผิดปกติในระหว่างกระบวนการรับบริจาค โดยรับสัญญาณจาก Microcontroller ATAMEGA328PPU (MCU1) ขา 17 แต่เนื่องจากสัญญาณมีค่ากระแสไม่เพียงพอ จึงได้นำตัวทรานซิสเตอร์มาขับซุติเรียลเพื่อขับชุดสัญญาณเตือนอีกที่ทาง Connector J1 แสดงดังรูปที่ 3.8

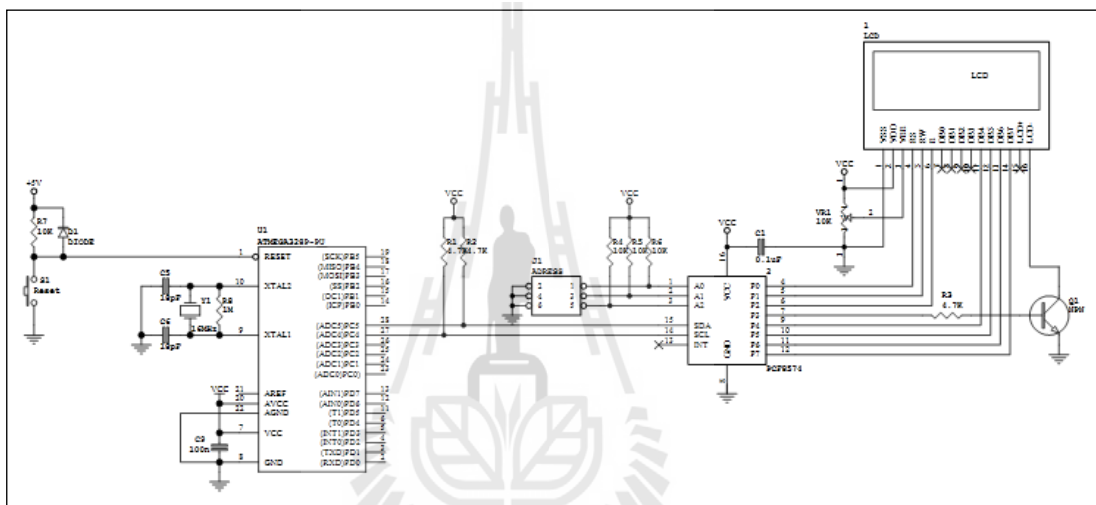


รูปที่ 3.8 แผนภาพโคอะแกรมวงจรการแจ้งเตือนการทำงาน



3.2.5 วงจรแสดงผล

วงจร แสดงผล การทำงานของเครื่องเขย่าโลหิต นี้เป็นการทำงานของ Microcontroller MCU1 ที่รับอินพุตมาจาก Sensor ต่าง ๆ แล้วมาประมวลผลตามเงื่อนไขต่าง ๆ จะขออธิบายใจหัวข้อที่ 3.5 การแสดงผลออกจาก MCU1 ขา 27 และขา 28 โดยใช้ R1 และ R2 เป็นตัว Pull-up เพื่อรักษาระดับแรงดันเป็น High และส่งสัญญาณไปที่ไอซีเบอร์ PCF8574 ที่ขา 14 และ 15 ตามลำดับ เป็นตัว Interface กับจอ LCD ขนาด 20 ตัวอักษร 4 แถว เพื่อแสดงผลต่าง ๆ อีกทั้งได้เพิ่มวงจรช่วยในการปรับความสว่างของหน้าจอ LCD ผ่านตัว VR1 แสดงดังรูปที่ 3.9

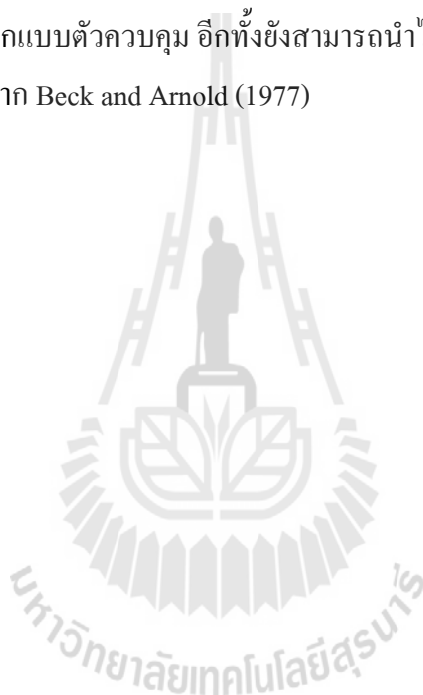


รูปที่ 3.9 แผนภาพไอซีแอมพลิฟายเออร์แสดงผล

ขั้นตอนต่อไปหลังจากที่ได้ทำการออกแบบวงจรในส่วนต่าง ๆ แล้ว จึงนำมาออกแบบลายวงจรเพื่อผลิตแผ่นวงจร (Print Circuit Board; PCB) เขย่าโลหิตต่อไป ในขั้นตอนการออกแบบลายวงจรเขย่าโลหิต ใช้โปรแกรม Design Explorer V.6.6.7 หรือบางครั้งอาจเรียกตามชื่อบริษัทว่า Protel 99SE ซึ่งมีลายวงจรแสดงดังรูปที่ 3.10

3.3 การประมาณค่าพารามิเตอร์มอเตอร์และออกแบบตัวควบคุมพีไอ

การประมาณค่าพารามิเตอร์จะอาศัยหลักการตอบสนองของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ เทียบกับการตอบสนองของระบบจริง จากนั้นนำค่าความผิดพลาดที่ได้ไปปรับค่าพารามิเตอร์ให้ได้ค่าเหมาะสมที่สุด โดยก่อนทำการระบุเอกลักษณ์ของระบบควรตรวจสอบว่ามีพารามิเตอร์ตัวใดที่สามารถทำการวัดได้หรือไม่ หากพารามิเตอร์ตัวใดที่สามารถวัดได้ให้ทำการวัดก่อน ทั้งนี้เพื่อลดจำนวนพารามิเตอร์ที่ต้องการจะหาด้วยวิธีการระบุเอกลักษณ์ ซึ่งค่าพารามิเตอร์ของระบบที่ได้จากการวัดและการระบุเอกลักษณ์แสดงดังตารางที่ 3.2 จากผลการประมาณค่าพารามิเตอร์ของระบบ โดยวิธีการระบุเอกลักษณ์ ทำให้สามารถหาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของระบบได้ ซึ่งมีส่วนในการนำไปวิเคราะห์และออกแบบตัวควบคุม อีกทั้งยังสามารถนำไปจำลองสถานการณ์ได้อีกด้วย ซึ่งสามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จาก Beck and Arnold (1977)



ทั้งการประมาณค่าพารามิเตอร์ระบบและตัวควบคุม PI ได้โดยใช้โปรแกรม MATLAB/Simulink ทำการเชื่อมต่อสัญญาณการควบคุมระหว่างคอมพิวเตอร์ด้วยบอร์ดซึ่งเป็น บอร์ดอิเล็กทรอนิกส์ที่มีหน้าที่เป็นอุปกรณ์เชื่อมโยงระหว่างคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์ทดลอง ซึ่งจะทำ การป้อนแรงดันและกระแสไปยังมอเตอร์ไฟฟ้าตามคำสั่งที่ทำการเขียนไว้ในโปรแกรม MATLAB/Simulink จากนั้นเมื่อมอเตอร์หมุน เช่น เซอร์โวความถี่รอบ ส่งต่อไปยังบอร์ดเพื่อ ประมวลผลยังโปรแกรมควบคุมการทำงาน เมื่อต้องการควบคุมความเร็วของมอเตอร์ให้คงที่ โดยทั่วไปจะนิยมใช้ตัวควบคุมแบบพีไอ ซึ่งทางได้นำเอาตัวควบคุมนี้มาใช้ในการออกแบบตัว ควบคุมโดยใช้โปรแกรมเสริมที่อยู่ภายใน MATLAB/Simulink ที่เรียกว่าวิธี Response Optimization เพื่อคำนวณหาค่าสัมประสิทธิ์ของตัวควบคุมพีไอที่เหมาะสม โดยกำหนดลักษณะการ ตอบสนองที่ต้องการให้เหมาะสมกับพฤติกรรมการทำงานของเครื่องเขย่า ในงานวิจัยนี้ได้ กำหนดให้การตอบสนองมีช่วงเวลานขึ้น (rise time) น้อยกว่า 1 วินาที และมีช่วงเวลาที่ (setting time) น้อยกว่า 3 วินาที อีกทั้งกำหนดไม่ให้เกิดการพุ่งเกินของสัญญาณ (overshoot) อ้างอิงจาก Ogata (2002) ที่ทำให้ได้ค่าสัมประสิทธิ์ตัวควบคุมพีไอที่ได้จากการหาค่าที่เหมาะสมที่สุดของ แบบจำลองอ้างอิงดังกล่าวได้ค่า $K_p = 0.1$ และ $K_i = 0.5$ ตามลำดับ ซึ่งรายละเอียดต่าง ๆ ในการ ประมาณค่าพารามิเตอร์และการออกแบบตัวควบคุมพีไอ สามารถศึกษาเพิ่มเติมได้จากเอกสารเรื่อง วิธีการระบุเอกลักษณ์ของระบบ (System Identification) และวิธี การหาค่าที่เหมาะสมที่สุด (Response Optimization)

ตารางที่ 3.2 แสดงพารามิเตอร์มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

พารามิเตอร์	ค่าตัวแปร	หน่วย
R	45.5	Ω
L_a	34.5	mH
I	3×10^{-3}	$\text{kg} \cdot \text{m}^2$
b	27×10^{-3}	$\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{s}/\text{rad}$
K_b	1.75	$\text{V} \cdot \text{s}/\text{rad}$
K_m	1.75	$\text{N} \cdot \text{m}/\text{A}$

3.4 สรุป

การออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าถุงโลหิต โดยไม่มีการติดตั้งโหลดเซลล์เพื่อประมาณ ปริมาตรจากอัตราการไหลของโลหิต รวมถึงระบบแจ้งเตือนให้ทราบถึงสถานะปริมาตรของถุง โลหิตว่าเป็นไปตามเงื่อนไขของการบริจาคโลหิตหรือไม่ โดยเสนอหลักการทำงานของเครื่องเขย่า ถุงโลหิต เพื่อสร้างระบบสมการความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักหรือปริมาตรกับแรงบิดของมอเตอร์ และได้ออกแบบบอร์ดควบคุม ลายวงจร เพื่อใช้ในการทดสอบการประมาณปริมาตรของถุงโลหิต สำหรับเครื่อง การสอบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้าการรวมถึง โปรแกรมการทำงานของเครื่องเขย่า การแจ้งเตือน ในการควบคุมการทำงานของเครื่องเขย่าถุงโลหิต โดยใช้ตัวควบคุมพีไอในการควบคุมความเร็วรอบในการเขย่าต่อไป



บทที่ 4

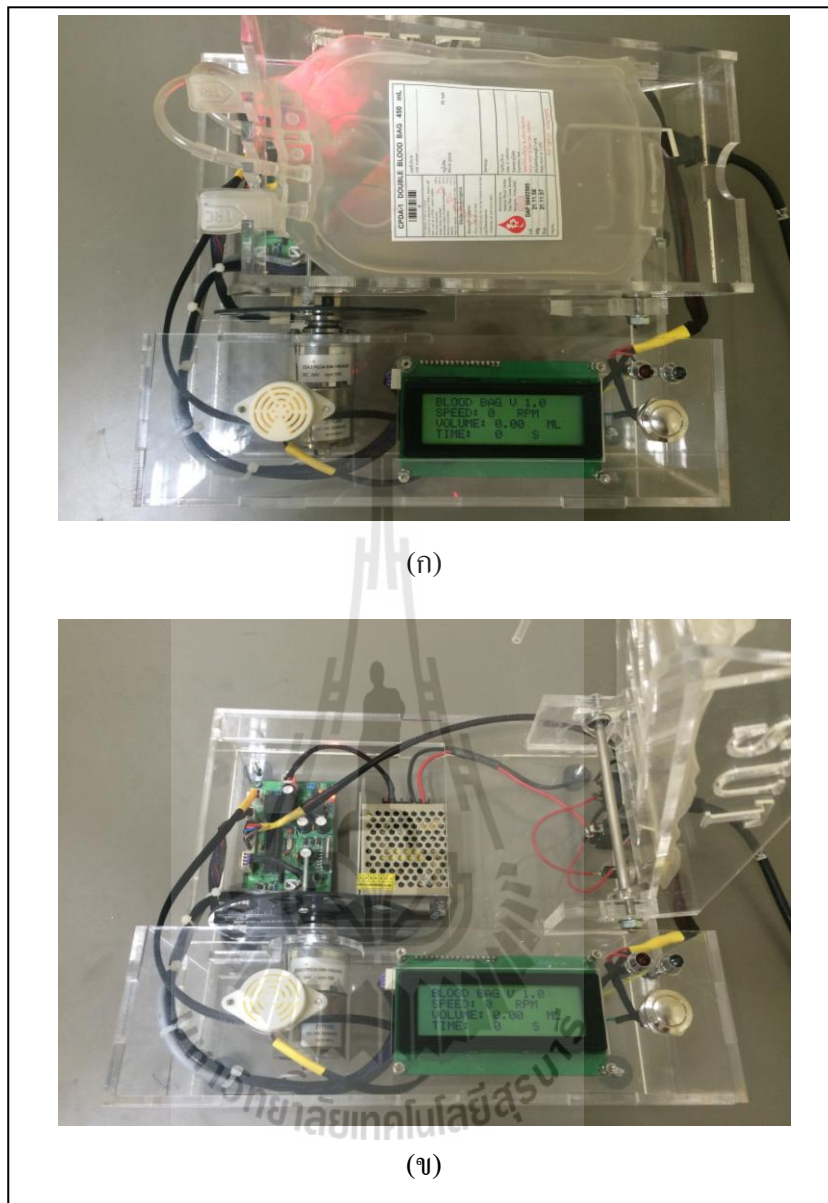
การทดสอบการประมาณปริมาตร

ในบทนี้จะกล่าวถึงเครื่องมือการทดสอบการประมาณปริมาตรของโลหิตที่รองรับด้วย กระบะโลหิต โดยไม่มีการติดตั้งโหลดเซลล์เพื่อประมาณปริมาตรจากอัตราการไหลของโลหิต รวมถึงระบบแจ้งเตือน โดยการทดสอบจะ สอบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและ กระแสไฟฟ้า รวมถึงโปรแกรมการทำงานของเครื่องเขย่าและการแจ้งเตือน ซึ่งเริ่มทดสอบโดย กำหนดปริมาตรของโลหิตคงที่ เพื่อใช้ในการพิจารณา ความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบ แรงดันไฟฟ้า และค่าแรงบิดที่เกิดขึ้นในระหว่างการเขย่ากระบะบรรจุโลหิต และในลำดับถัดไป จะเป็นการทดลองเมื่อปริมาตรมีการเปลี่ยนแปลง เพื่อตรวจสอบเงื่อนไขในการแจ้งเตือนหากอัตราการไหลของโลหิตมีความผิดปกติ เพื่อให้เจ้าหน้าที่ทราบและคัดกรองเลือดว่ามีคุณภาพหรือไม่

4.1 เครื่องมือทดลอง

เครื่องเขย่าโลหิตที่ได้นำเสนอนี้ ใช้การหมุนของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยติดตั้งกับ แกนรองรับ โดยปลายด้านหนึ่งรองรับกระบะโลหิตเพื่อให้เกิดโมเมนต์สูงสุด ส่งผลให้เกิด กระแสสูงสุดขึ้นเพื่อหมุนแรงบิดโหลดจากปริมาตรหรือน้ำหนักที่เปลี่ยนไป ส่วนปลายอีกด้านยึด ติดกับ โครงสร้างฐาน ซึ่งงานหมุนกับแกนรองรับจะยึดติดกันแบบเยื้องศูนย์กลางการหมุนกับแกน การหมุนของเพลาลับจากมอเตอร์เหมือนคานกระดกของข้อเหวี่ยง ทำให้กระบะรองรับโลหิต เกิดการเคลื่อนที่ขึ้นลงเป็นลักษณะฮาร์โมนิกส์ตามความเร็วรอบของมอเตอร์ แสดงดังรูปที่ 4.1 ประกอบไปด้วย

- 1) โครงสร้างและกระบะบรรจุโลหิต ขนาด 25x25 ตารางเซนติเมตร สูง 5 เซนติเมตร
- 2) ถังบรรจุโลหิตแบบถุงเดียวขนาด 400 มิลลิลิตร
- 3) มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงขนาด 24VDC 100 รอบต่อนาที และชุดวัดความเร็วรอบ
- 4) บอร์ดควบคุมและชุด Power Amplifier แสดงดังรูปที่ 4.2
- 5) หน้าจอแสดงผลสถานการณ์ทำงานของเครื่องเขย่า
- 6) สัญญาณเสียงแจ้งเตือนเจ้าหน้าที่
- 7) สัญญาณ ไฟแจ้งเตือนเจ้าหน้าที่
- 8) ปุ่มเริ่ม หยุด และ Reset การทำงาน



รูปที่ 4.1 เครื่องเขย่าถุงโลหิตและชุดควบคุม แบบปิด (ก) และแบบเปิด (ข) กระบะโลหิต



รูปที่ 4.2 บอร์ดควบคุมและชุด Power Amplifier

4.2 การสอบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้า
 ขณะบริจกโลหิตนั้นพบว่า ปริมาณโลหิตส่งผลต่อค่าแรงบิดของมอเตอร์ซึ่งเป็นฟังก์ชันของแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้า ที่ป้อนให้กับมอเตอร์เพื่อรักษาความเร็วรอบตามที่ 20 รอบต่อนาที ด้วยเหตุผลที่ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อที่ 2.1

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้า

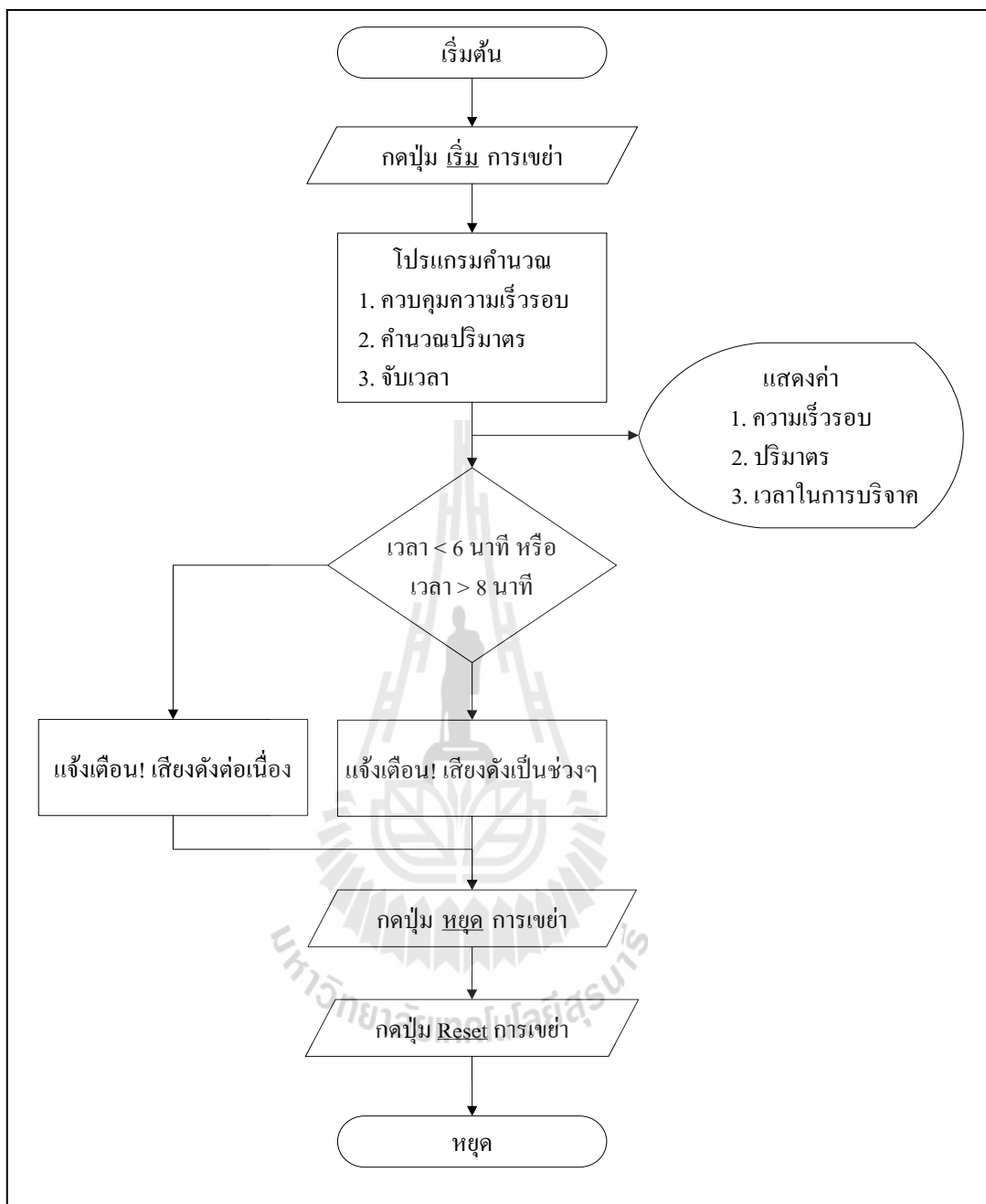
ปริมาตรน้ำ (ml.)	แรงดันไฟฟ้า (Volt)	กระแสไฟฟ้า (mAmp.)
0	8.31	182.64
20	8.38	184.18
40	8.40	184.62
60	8.47	186.15
80	8.51	187.03
100	8.62	189.45
120	8.67	190.55
140	8.72	191.65
160	8.83	194.07
180	8.92	196.04
200	8.99	197.58
220	9.03	198.46

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้า (ต่อ)

ปริมาตรน้ำ (ml.)	แรงดันไฟฟ้า (Volt)	กระแสไฟฟ้า (mAmp.)
240	9.12	200.44
260	9.20	202.20
280	9.28	203.96
300	9.38	206.15
320	9.48	208.35
340	9.53	209.45

ในการทดลองเพื่อศึกษาการทำงานเมื่อมี ปริมาตรคงที่นั้นเป็นการพิจารณาว่าอุณหภูมิที่ใส่อยู่ในกระบอกรับนั้นมีประมาตรหรือน้ำหนักคงที่ เพื่อความสะดวก และเพื่อความปลอดภัย ในการทดลอง กำหนดให้ความหนาแน่นของเลือดใกล้เคียงกับความหนาแน่นของน้ำ โดยใช้น้ำในการทดสอบแทนเลือดเพื่อหาความสัมพันธ์ของปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้า ซึ่งการทดลองจะเปลี่ยนแปลงปริมาตรในอุ้งโลหิตดังแสดงในตารางที่ 4.1 และวัดแรงดันและกระแสไฟฟ้า เพื่อใช้การโปรแกรมควบคุมการประมาณปริมาตรของอุ้งโลหิต หากพิจารณาจาก เกิดโมเมนต์สูงสุดที่ส่งผลให้เกิดกระแสสูงสุดขึ้นเพื่อหมุนแรงบิดไหลจากปริมาตรหรือน้ำหนักที่เปลี่ยนไป ทำให้ได้ความสัมพันธ์ของกระแสไฟฟ้า i กับปริมาตร V ดังนี้

$$V = 12,295i - 2,229 \quad (4.1)$$



รูปที่ 4.3 ขั้นตอนการประมาณปริมาตรของอุณหภูมิของเครื่องเขย่าและการแจ้งเตือน

4.3 การโปรแกรมการทำงานของเครื่องเขย่าและการแจ้งเตือน

โปรแกรมการทำงานของเครื่องเขย่าและการแจ้งเตือน ซึ่งมีรายละเอียดแสดงในภาคผนวก

ก. โดยรูปที่ 4.3 แสดงการโปรแกรมการทำงานของเครื่องเขย่าและการแจ้งเตือน ซึ่งมีขั้นตอนการทำงานดังนี้

1) เมื่อเปิดระบบจะทำงานในโหมดเตรียมพร้อม หน้าจอ LCD จะแสดงผลชื่อเครื่องที่กำหนดคือ BloodBag V.1 ในบรรทัดแรกโดยจะแสดงผลเป็นระยะเวลา 5 นาที จากนั้นจะแสดงผลเพิ่มอีก 3 บรรทัดเพิ่มเติมคือ ความเร็ว ปริมาตร และเวลาในการบริจาด โดยระบบจะทำงานก็ต่อเมื่อเจ้าหน้าที่กดปุ่ม เริ่ม การทำงาน

2) เมื่อกดปุ่มเริ่ม การทำงานแล้ว จะทำให้มอเตอร์เริ่มหมุนเพื่อทำการเขย่ากระบอกบรรจุถุงโลหิต จากความเร็วรอบที่ 0 รอบต่อนาที จนถึงค่าที่ได้ตั้งไว้คือ 20 รอบต่อนาที ในการควบคุมนี้ ได้ใช้ตัวควบคุมพีไอ ที่ได้ออกแบบไว้แล้วในการควบคุม เมื่อเลือดของผู้รับบริจาดไหลเข้าถุง จะทำให้ ปริมาตรของเลือดในถุงเพิ่มมากขึ้น ส่งผลให้มอเตอร์รับภาระโหลดมากขึ้น โดยมอเตอร์ยังคงรักษาความเร็วรอบไว้ที่ 20 รอบต่อนาที ทำให้มอเตอร์ต้องดึงกระแสไฟฟ้ามากขึ้น และได้ทำการคำนวณปริมาตรที่มีความสัมพันธ์กับแรงดันและกระแส ในขณะที่เดียวกันก็ทำการจับเวลาในการรับบริจาดไปเรื่อย ๆ พร้อมทั้งมีไฟสัญญาณติดและแสดงผลต่าง ๆ ที่หน้าจอ LCD ทุก ๆ 5 นาที

3) การบริจาดเลือดจะถูกกำหนดด้วยเงื่อนไขที่อธิบายใจหัวข้อที่ 2.1 โดยปริมาตรที่ต้องการในการทดลองนี้กำหนดที่ 400 มิลลิลิตร เท่านั้น ซึ่งได้เก็บข้อมูลจากเจ้าหน้าที่รับบริการ เพื่อจำแนกเลือดที่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้ดังนี้

- เลือดดี เมื่อผู้บริจาดทำการบริจาดเลือดถึง 400 มิลลิลิตร แล้วอยู่ในช่วงเวลา 6 ถึง 8 นาที เครื่องจะส่งสัญญาณเสียงเตือนแบบสั้น เพื่อแจ้งเจ้าหน้าที่ให้ทราบ

- เลือดเสีย เมื่อผู้บริจาดทำการบริจาดเลือดถึง 400 มิลลิลิตร แล้วใช้เวลาน้อยกว่า 6 นาที แสดงว่าเลือดมีความเข้มข้นสูง หรือใช้เวลาเกินกว่า 8 นาที แสดงว่าเลือดมีความเข้มข้นต่ำ เครื่องจะส่งสัญญาณเสียงเตือนแบบยาว พร้อมแสดงไฟสีแดงขึ้น เพื่อแจ้งเจ้าหน้าที่ให้ทราบ

4) เมื่อเจ้าหน้าที่ทราบการแจ้งเตือนก็จะสามารถจำแนกเลือดที่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้ แล้วจะทำการกดปุ่มหยุด ปิดสัญญาณเตือนและไฟของเครื่องเขย่าเลือด ในขณะเดียวกันมอเตอร์จะหยุดการทำงานทันที พร้อมทั้งแสดงค่าที่หน้าจอ LCD ค้างไว้

5) เมื่อเจ้าหน้าที่เสร็จสิ้นขั้นตอนการบริจาด จะทำการกดปุ่ม Reset อีกครั้ง เพื่อให้เครื่องอยู่ในโหมดเตรียมพร้อมเพื่อบริจาดต่อไป

หมายเหตุ ปุ่มเริ่ม, ปุ่มหยุด และปุ่ม Reset ในที่นี้คือปุ่มเดียวกัน

4.4 การทดสอบการทำงานของเครื่องเขย่า

ในการทดสอบควบคุมเครื่องเขย่าสูงโลहितโดยพิจารณาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงค่าปริมาตร โดยกำหนดให้ควบคุมความเร็วรอบการหมุนของมอเตอร์ครั้งที่ 20 รอบต่อนาที เป็น 2 กรณีดังนี้

1) ปริมาตรคงที่

- ความยาวแกนหมุน 15 มิลลิเมตร
- ความยาวแกนหมุน 35 มิลลิเมตร

2) ปริมาตรเปลี่ยนแปลง

- อัตราการไหล 65 มิลลิลิตร/นาที (เวลาในการบริจาacleือดที่ 6 นาที)
- อัตราการไหล 50 มิลลิลิตร/นาที (เวลาในการบริจาacleือดที่ 8 นาที)

4.4.1 ปริมาตรคงที่

ในการทดลองเพื่อศึกษาการทำงานเมื่อมีไหลคคงที่นั้นเป็นการพิจารณาว่าถูกเลือดที่ใส่อยู่ในกระบอกรับนั้นมีประมาตรหรือน้ำหนักคงที่ โดยใช้น้ำในการทดสอบแทนเลือดเพื่อหาความสัมพันธ์ของปริมาตรและน้ำหนักในสูงโลहितจากการเปลี่ยนแปลงกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้น ในการทดลองจะเปลี่ยนแปลงปริมาตรในสูงโลहितเริ่มต้นที่ 0 100 200 300 และ 400 มิลลิลิตร ตามลำดับ ในการทดลองนี้มีจุดประสงค์เพื่อดูผลการเปลี่ยนแปลงความยาวแกนหมุนที่มีความยาว 15 และ 35 มิลลิเมตร ตามลำดับ เพื่อพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบ แรงดันไฟฟ้า และค่าแรงบิดที่เกิดขึ้นในระหว่างการเขย่ากระบอกบรรจุสูงโลहित โดยผลการตอบสนองที่ความยาวแกนหมุน 15 มิลลิเมตร มีดังนี้

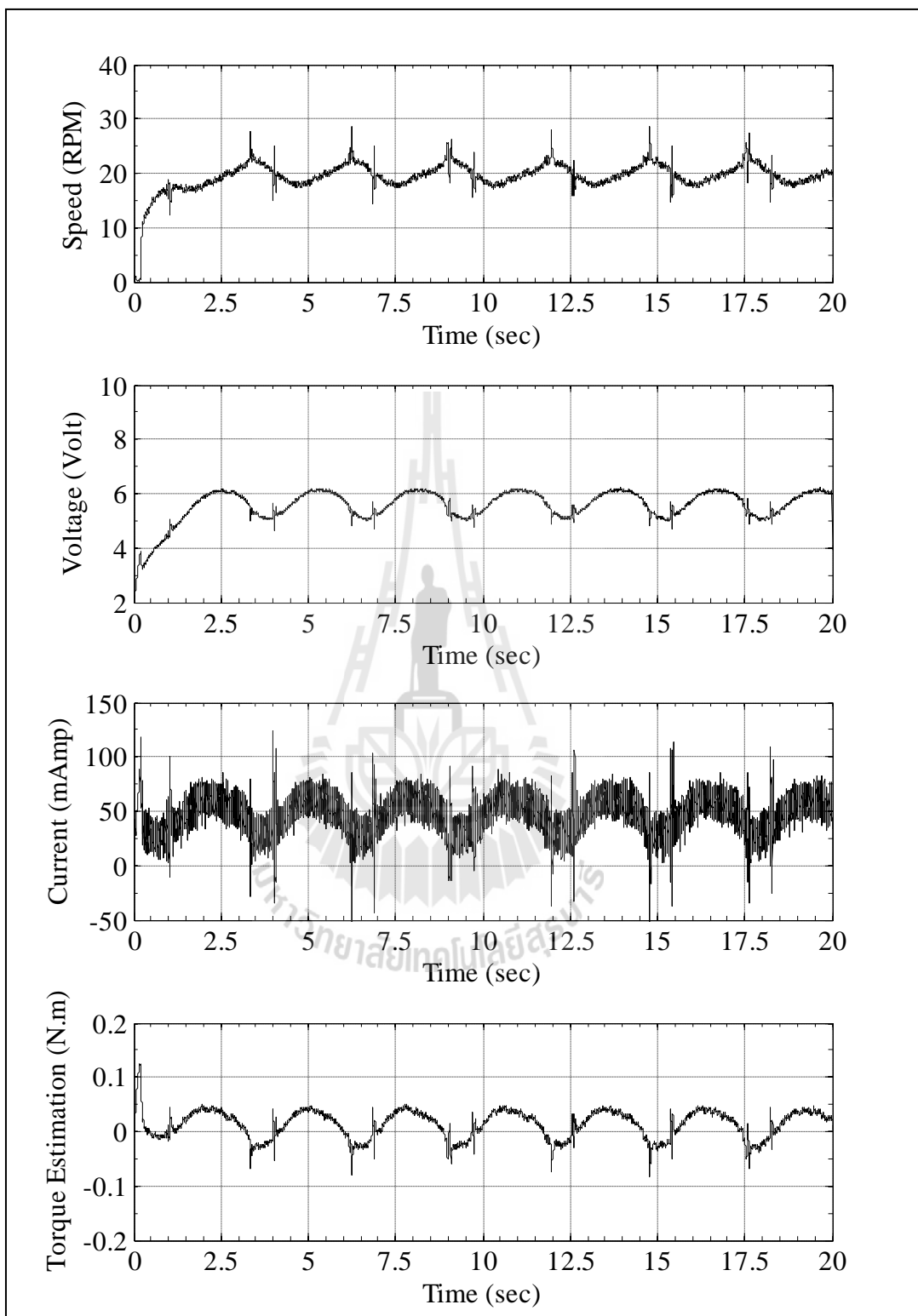
รูปที่ 4.4 (A) เป็นการควบคุมความเร็วรอบที่ 20 รอบต่อนาที โดยใช้ตัวควบคุมพีไอ ในการเขย่ากระบอกบรรจุสูงโลहितที่ปริมาตร 0 มิลลิลิตร ซึ่งมีความยาวของแกนรอบรับเท่ากับ 15 มิลลิเมตร จะเห็นได้ว่า ตัวควบคุมพีไอสามารถควบคุมให้มอเตอร์รักษาความเร็วรอบตามที่กำหนดที่ 20 รอบต่อนาทีได้ แต่มีการแกว่งไปมาระหว่างความเร็วรอบที่กำหนด ± 4 รอบต่อนาที และมีรูปแบบการเคลื่อนที่แบบฮาร์โมนิกส์ เป็นผลเนื่องจากตำแหน่งที่แรงกระทำเนื่องจากน้ำหนักของกระบอกรับสูงโลहितกับจุดหมุนของมอเตอร์และความยาวของแกนรอบรับดังสมการที่ 3.2 จากรูปที่ 4.4 (A) จะเห็นว่าความเร็วรอบมี การพุ่งเกิน ทุก ๆ คาบการเคลื่อนที่ เนื่องจากเกิดการ หลวม (Backlash) ของเกียร์ภายในมอเตอร์ ซึ่งส่งผลต่อการป้อนค่าแรงดันแสดงดังรูปที่ 4.4 (B) ค่ากระแสไฟฟ้าแสดงดังรูปที่ 4.4 (C) ตามลำดับ และค่าประมาณแรงบิดแสดงดังรูปที่ 4.4 (D) เป็นค่าที่ได้จากการนำตัวประมาณค่าแรงบิดที่เปลี่ยนแปลงของกระแสไฟฟ้าที่โปรแกรมไว้

จากบทความของ Srisertpol and Khajorntraidat (2013) ในเอกสารอ้างอิง หากสนใจเพิ่มเติมสามารถศึกษาได้ ซึ่งผู้วิจัยจะไม่ขอกล่าวถึงในที่นี้

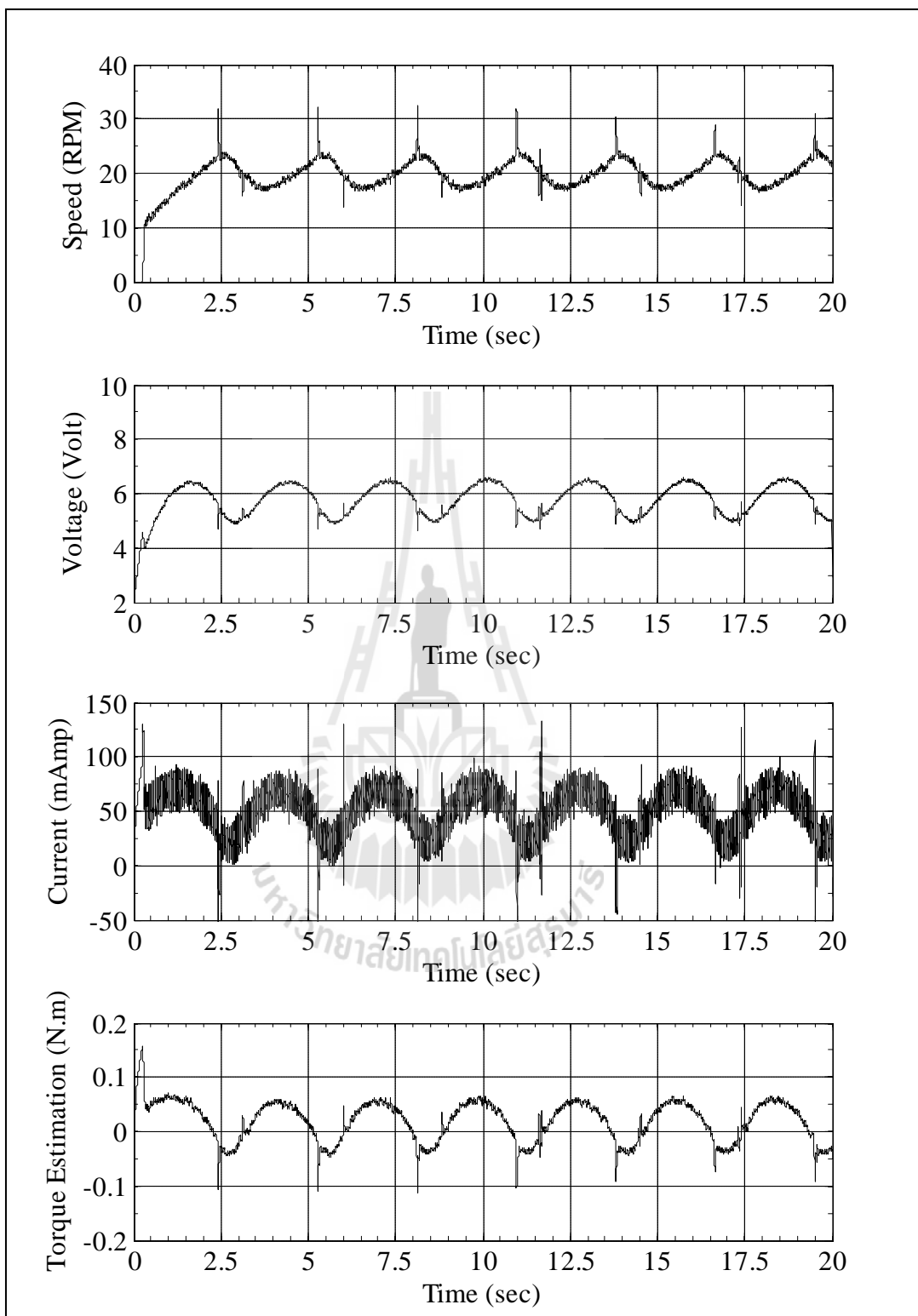
รูปที่ 4.5 4.6 4.7 และ 4.8 แสดงผลการตอบสนองที่ปริมาตร 100 200 300 และ 400 มิลลิลิตร ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า ผลการตอบสนองที่ปริมาตรต่างๆมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันคือ มีการเริ่มป้อนค่าแรงดันและขั้วกระแสที่ตำแหน่งที่ 2 เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่โมเมนต์เริ่มเปลี่ยนแปลงจากต่ำสุดแล้วเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ โดยจะมีการป้อนค่าแรงดันและขั้วกระแสเพิ่มขึ้นจากตำแหน่งที่ 2 ไปตำแหน่งที่ 4 ซึ่งช่วงการเปลี่ยนแปลงจากตำแหน่งที่ 1 ไป 4 นั้น จะเกิดการป้อนค่าแรงดันและขั้วกระแสสูงสุด เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่โมเมนต์มีค่าสูงสุด ซึ่งช่วงนี้เป็นช่วงที่มอเตอร์มีค่าประมาณแรงบิดสูงสุดด้วย หลังจากนั้นจะลดลงเมื่อผ่านตำแหน่งที่ 4 และกระแสจะจับลดลงจากตำแหน่งที่ 4 ไปตำแหน่งที่ 2 วนลูปเป็นฮาร์โมนิกแบบนี้ตลอดการหมุนของมอเตอร์

ในลำดับถัดไปจะเป็นการศึกษาผลกระทบหากแกนหมุนมีความยาวเป็น 35 มิลลิเมตร ผลการตอบสนองที่ 0 100 200 300 และ 400 มิลลิลิตร แสดงดังรูปที่ 4.9 4.10 4.11 4.12 และ 4.13 ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า รูปแบบการตอบสนองเป็นไปในรูปแบบเดียวกันกับแกนหมุนที่มีความยาว 15 มิลลิเมตร คือ มีการเริ่มป้อนค่าแรงดันและขั้วกระแสที่ตำแหน่งที่ 2 จะสูงกว่าแกนหมุน 15 มิลลิเมตร เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่โมเมนต์ที่สูงกว่า (แกนที่ยาวกว่า) โดยเริ่มเปลี่ยนแปลงจากต่ำสุดแล้วเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ โดยจะมีการป้อนค่าแรงดันและขั้วกระแสเพิ่มขึ้นจากตำแหน่งที่ 2 ไปตำแหน่งที่ 4 ซึ่งช่วงการเปลี่ยนแปลงจากตำแหน่งที่ 1 ไป 4 นั้น จะเกิดการป้อนค่าแรงดันและขั้วกระแสสูงสุด เนื่องจากเป็นตำแหน่งที่โมเมนต์มีค่าสูงสุด ซึ่งช่วงนี้เป็นช่วงที่มอเตอร์มีค่าประมาณแรงบิดสูงสุดด้วย หลังจากนั้นจะลดลงเมื่อผ่านตำแหน่งที่ 4 และกระแสจะจับลดลงจากตำแหน่งที่ 4 ไปตำแหน่งที่ 2 วนลูปเป็นฮาร์โมนิกแบบนี้ตลอดการหมุนของมอเตอร์ ซึ่งทั้งค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้าแสดง และค่าประมาณแรงบิด จะมีค่าสูงหากความยาวแกนการหมุนเพิ่มขึ้น จากผลการทดลองที่ปริมาตรคงที่ โดยเปลี่ยนแปลงความยาวแกนหมุนที่มีความยาว

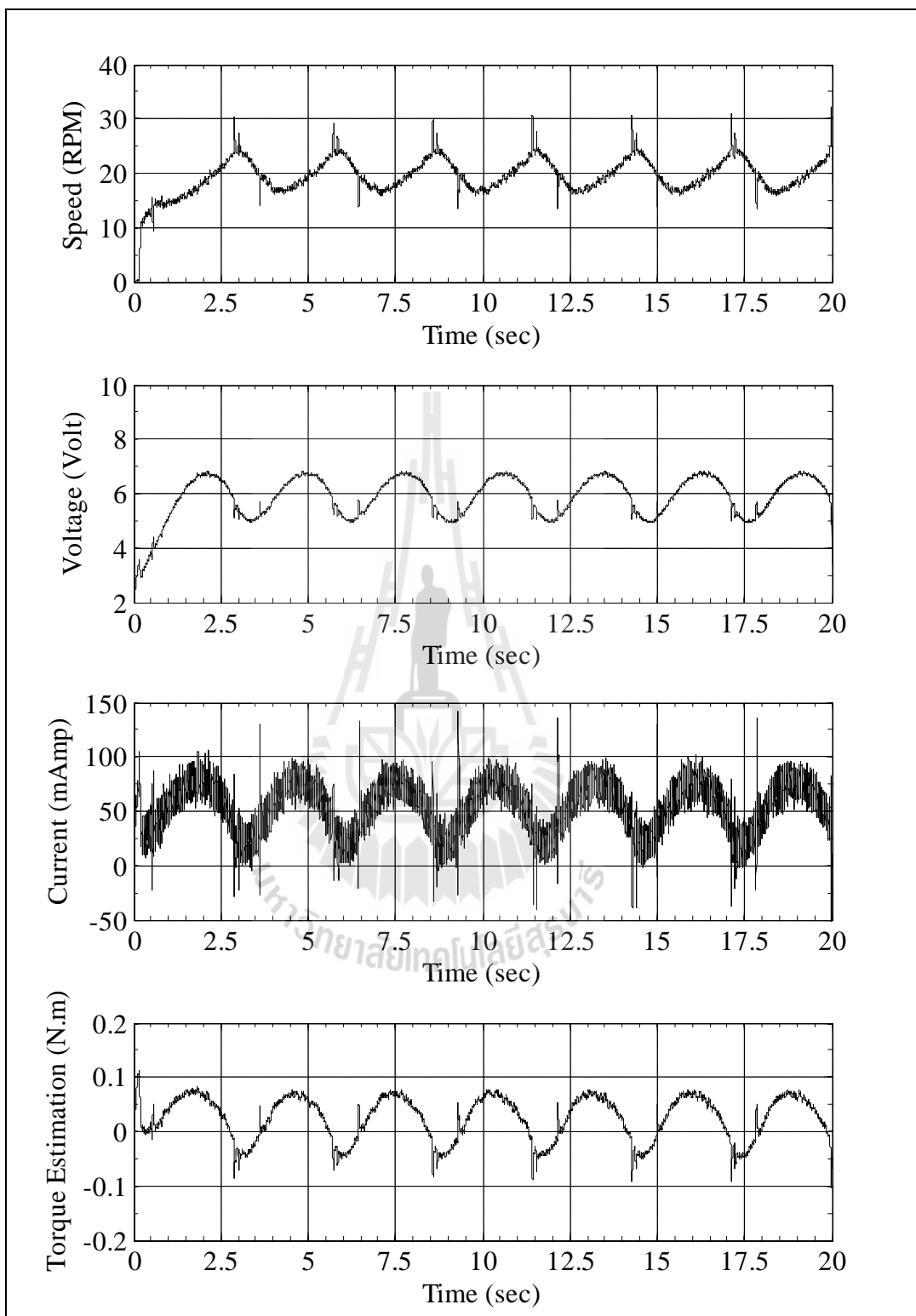
15 และ 35 มิลลิเมตร ตามลำดับ จากความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วรอบ แรงดันไฟฟ้า และค่าแรงบิดที่เกิดขึ้นในระหว่างการเขย่ากระบะบรรจุถุงโลหิต ทำให้เห็นว่าหากแกนหมุนเพิ่มขึ้นส่งผลให้แรงดันไฟฟ้าและค่าแรงบิดเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างมากในการเขย่าถุงโลหิตเพื่อ นำยากันเลือดแข็งที่มีอยู่ในถุงเลือดผสมกับเลือดให้เข้ากันกับน้ำยากันเลือดแข็งในระหว่างการรับบริจาคโลหิตเพื่อป้องกันการเกิดก้อนเลือด ในลำดับถัดไปเป็นการทดลองเมื่อปริมาตรมีการเปลี่ยนแปลง



รูปที่ 4.4 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด
ในการเขย่ากระบอกบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 0 ml. (L=15 mm.)

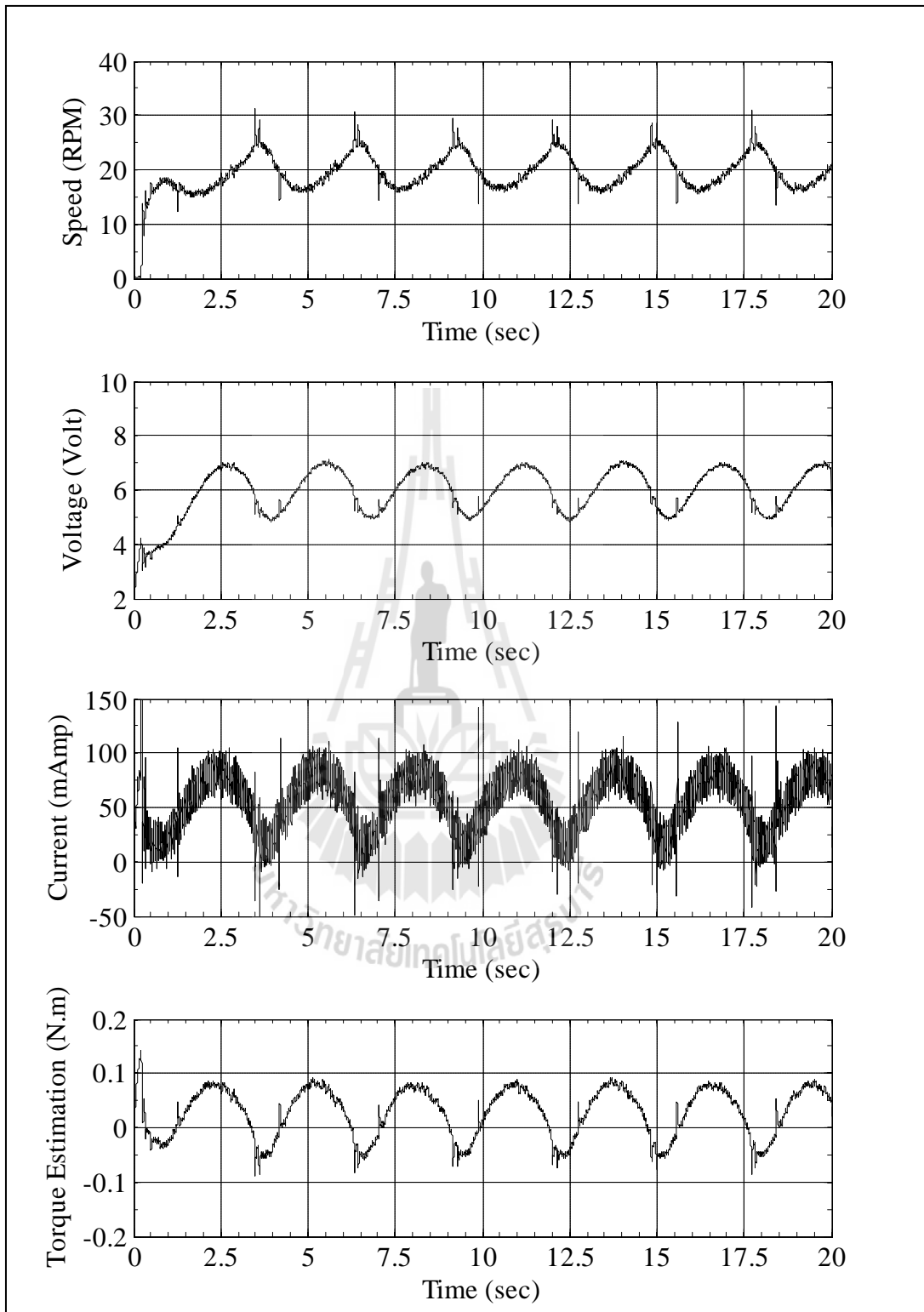


รูปที่ 4.5 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด
ในการเขย่ากระบะบรรจุของไหลที่ปริมาตร 100 ml. (L=15 mm.)

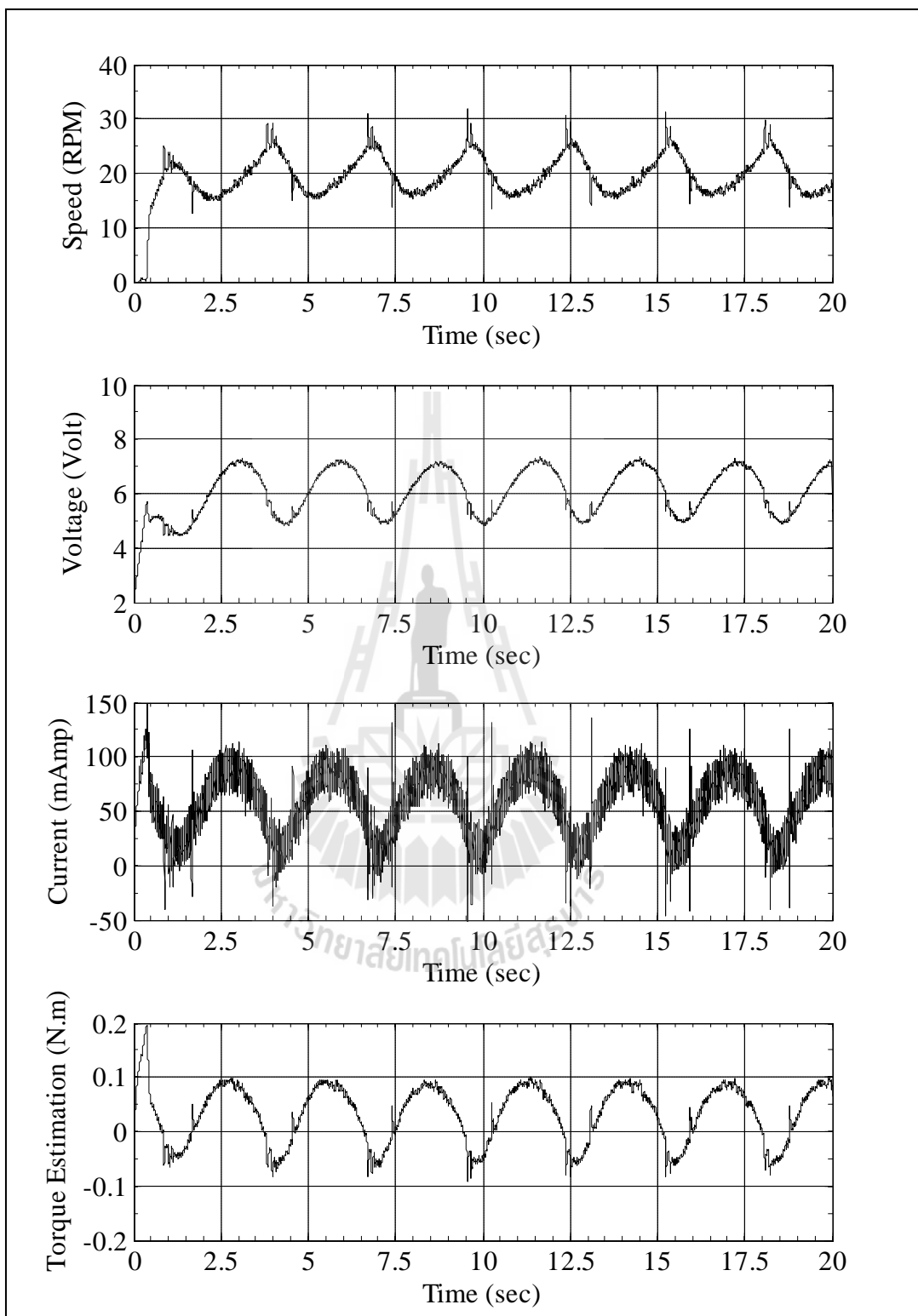


รูปที่ 4.6 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด

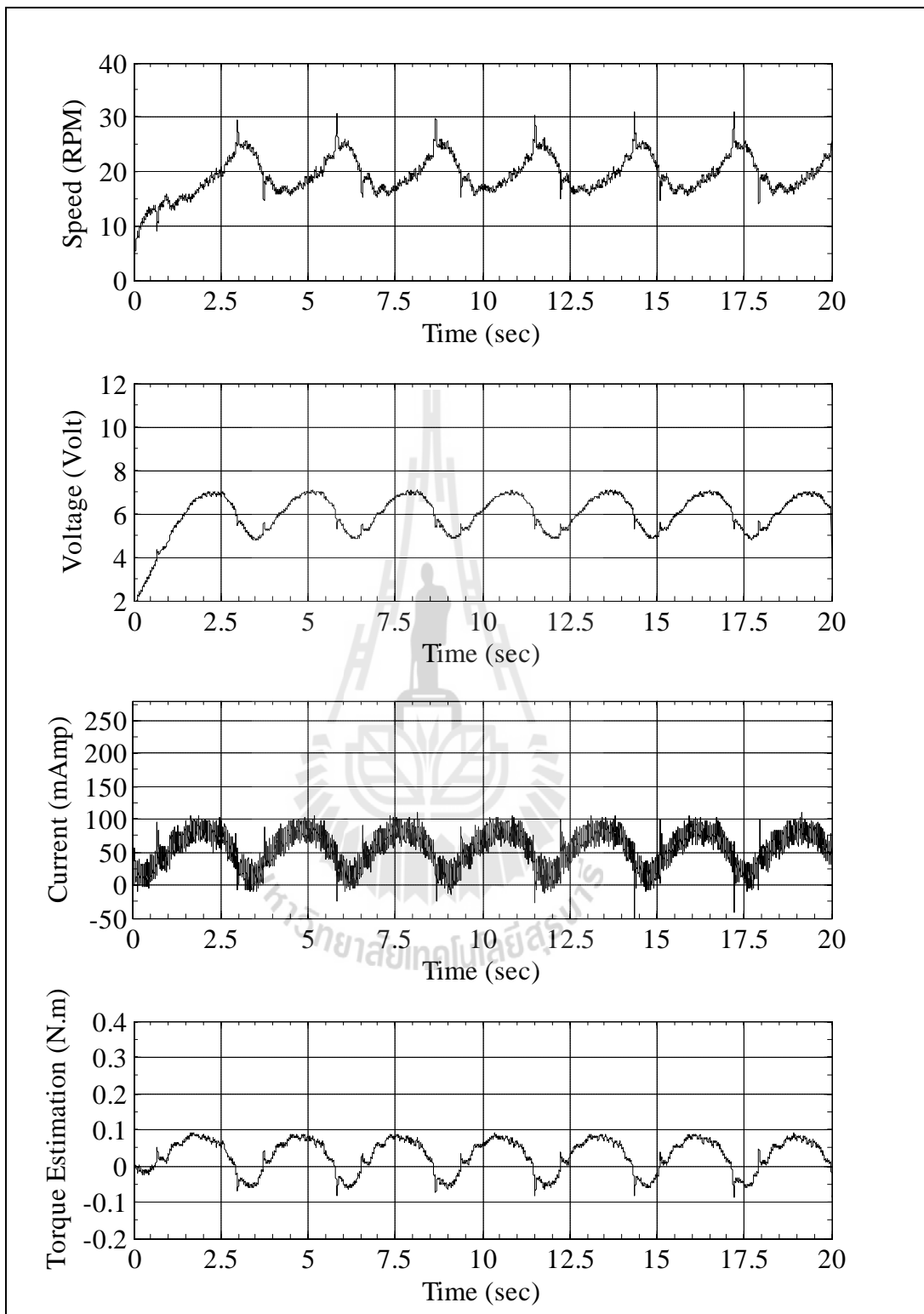
ในการเขย่ากระบอกบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 200 ml. (L=15 mm.)



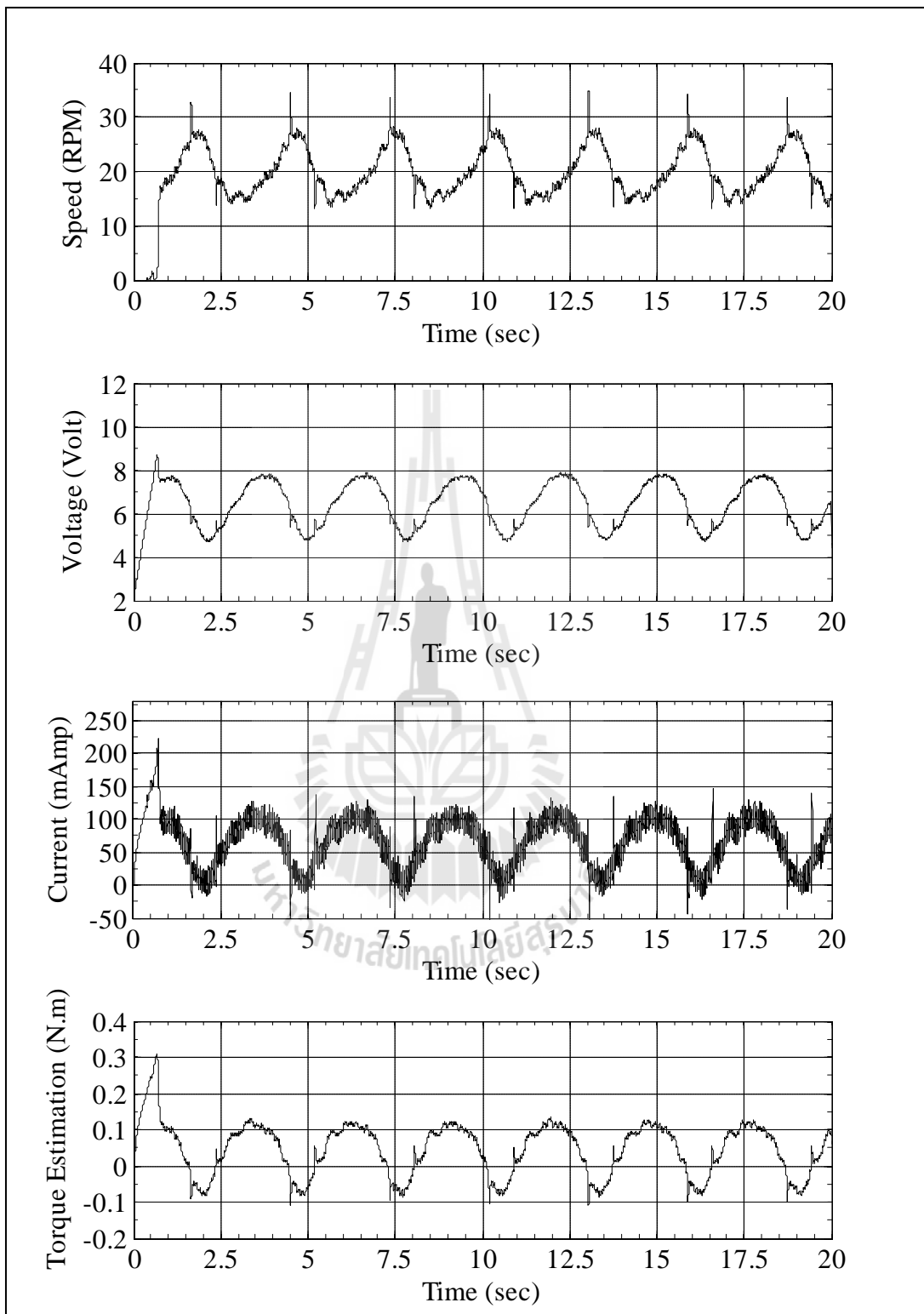
รูปที่ 4.7 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด
ในการเขย่ากระบอกบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 300 ml. (L=15 mm.)



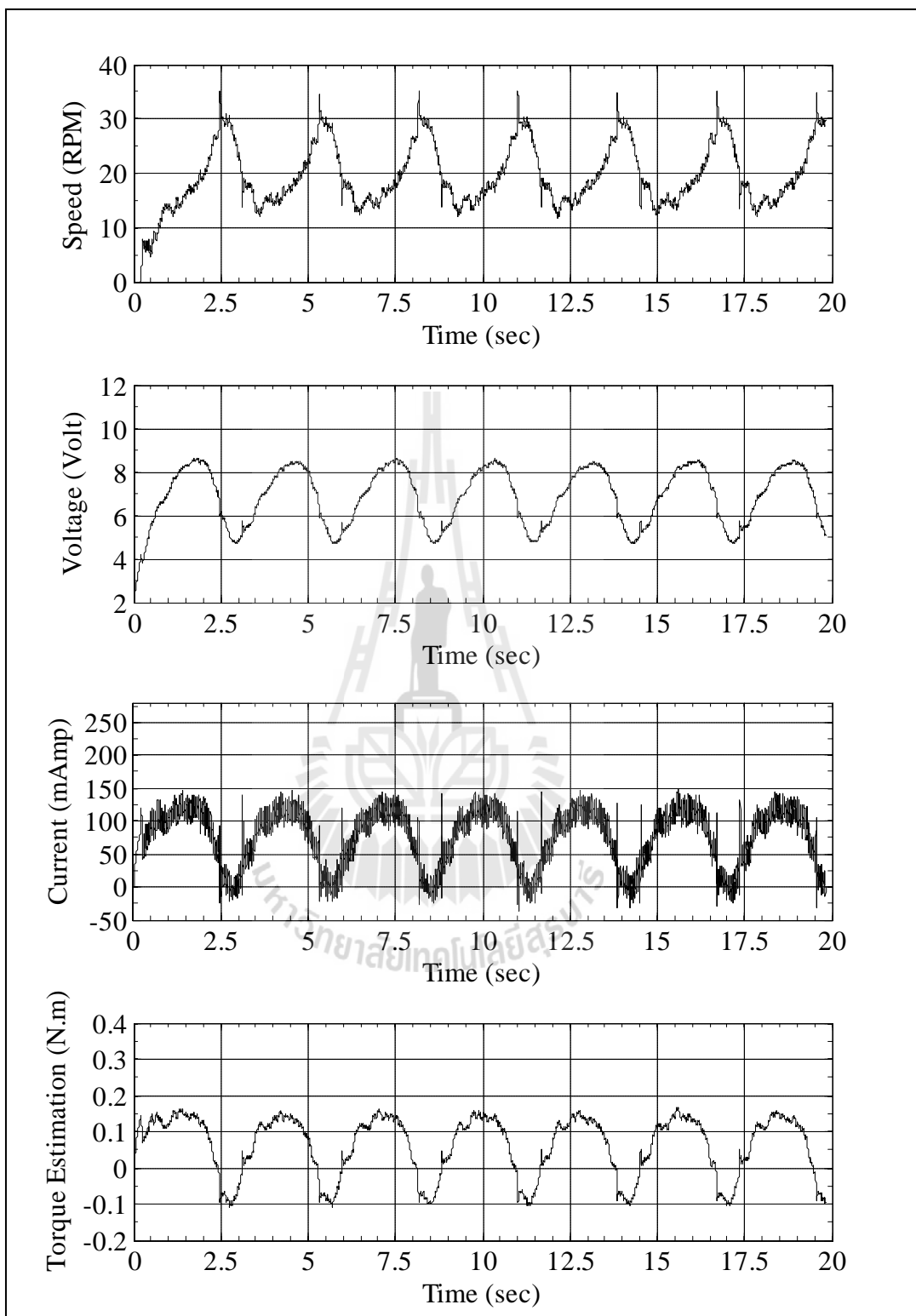
รูปที่ 4.8 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด
ในการเขย่ากระบอกบรรจุของโลหิตที่ปริมาตร 400 ml. (L=15 mm.)



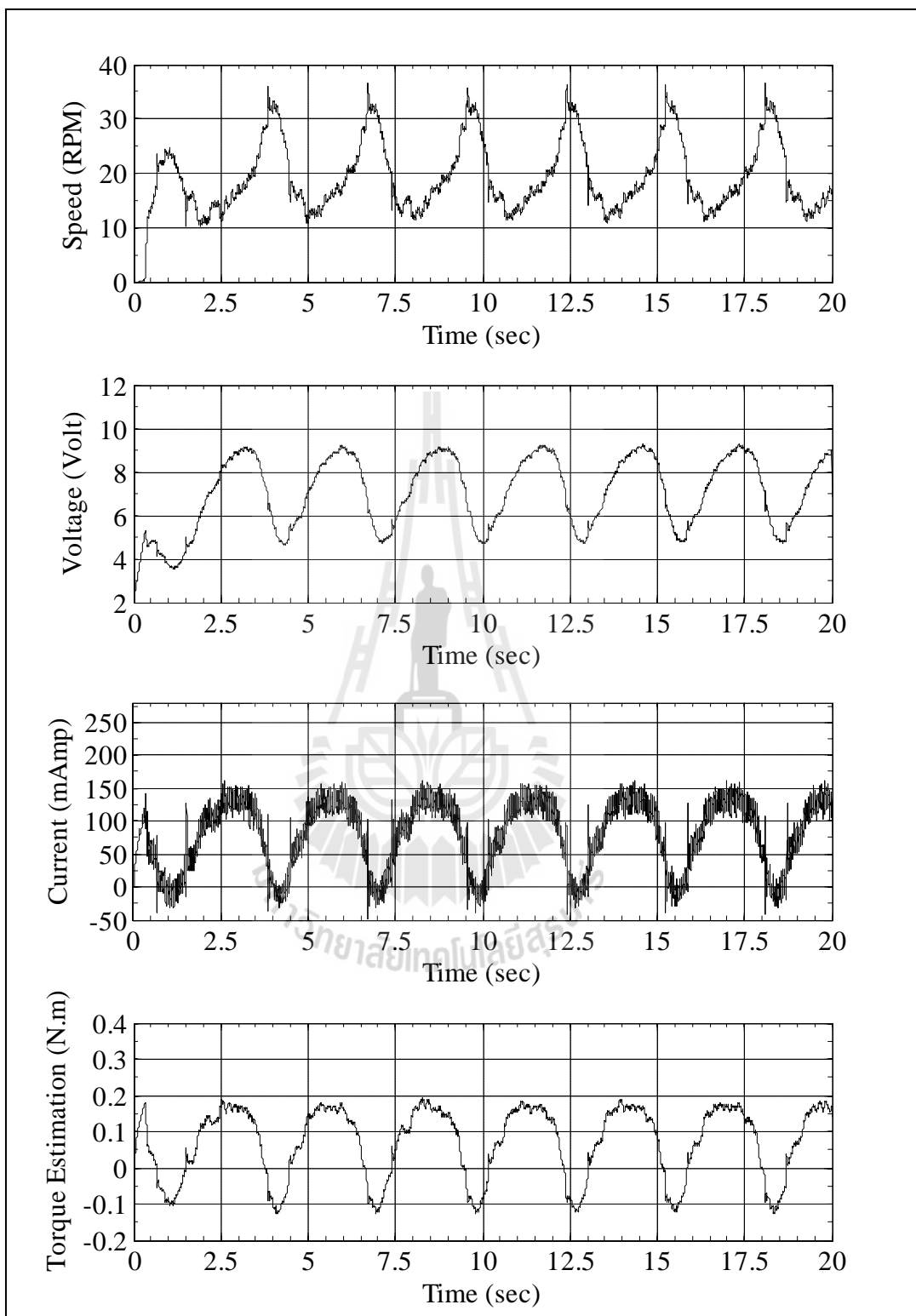
รูปที่ 4.9 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด
ในการเขย่ากระบอกบรรจุถุงโลหิตที่ปริมาตร 0 ml. (L=35 mm.)



รูปที่ 4.10 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด
ในการเขย่ากระบะบรรจุของไหลที่ปริมาตร 100 ml. (L=35 mm.)

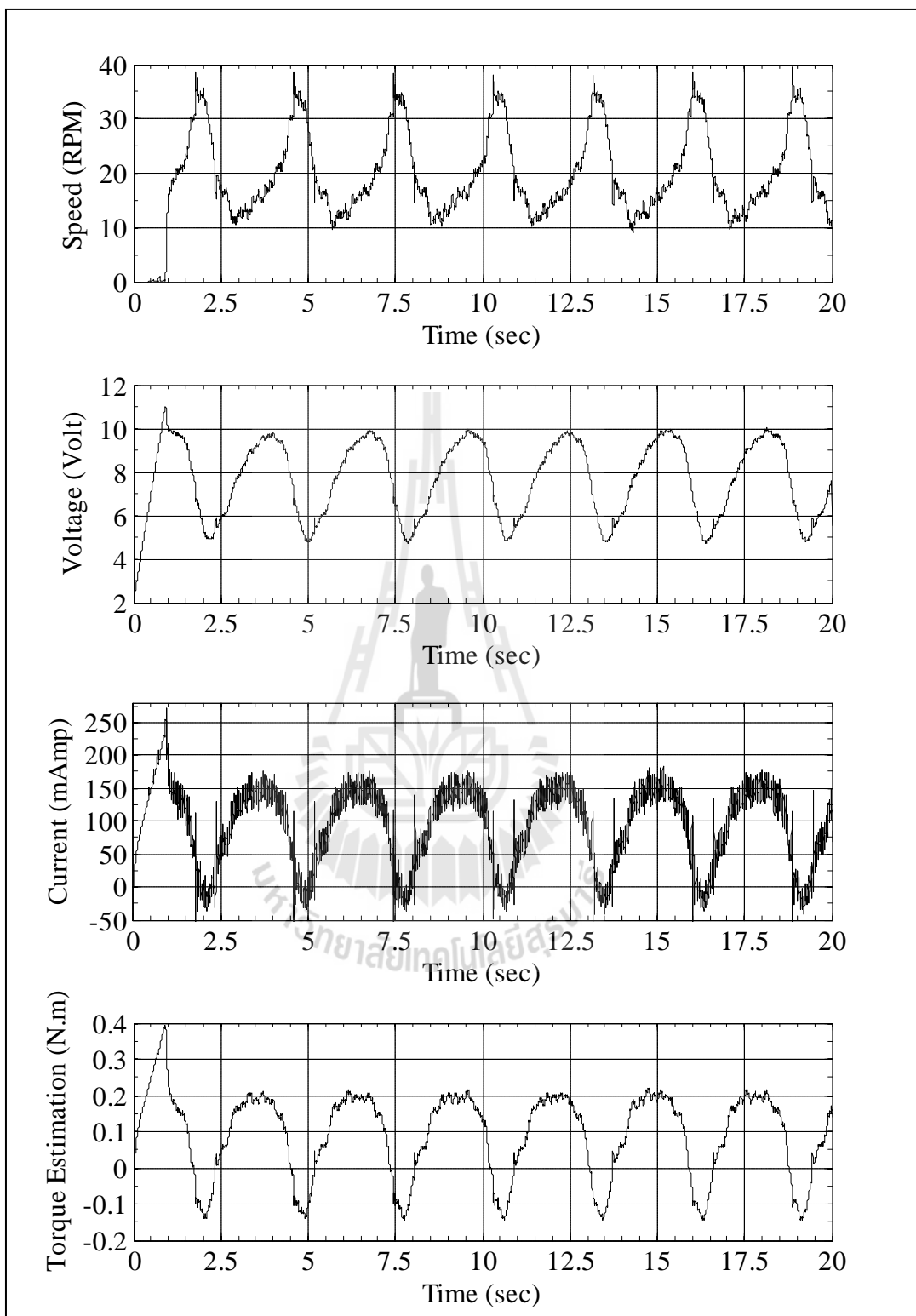


รูปที่ 4.11 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด
ในการเขย่ากระบะบรรจุของไหลที่ปริมาตร 200 ml. (L=35 mm.)



รูปที่ 4.12 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด

ในการเขย่ากระบอกบรรจุของไหลที่ปริมาตร 300 ml. (L=35 mm.)

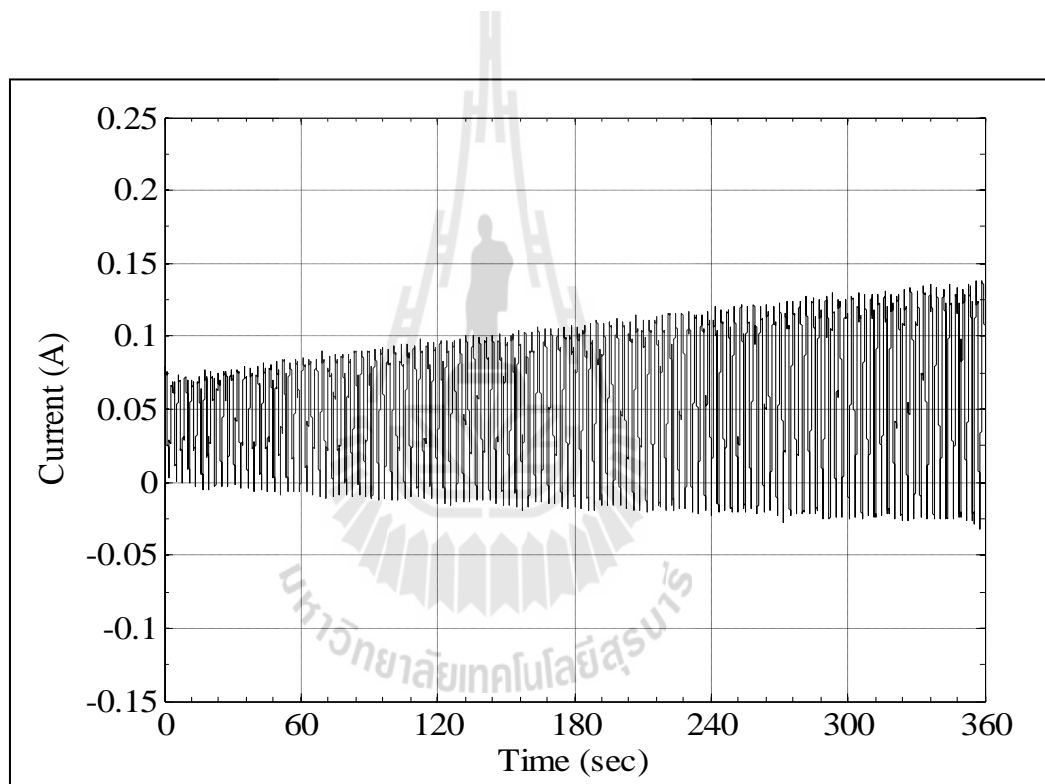


รูปที่ 4.13 แสดงค่าความเร็วรอบ ค่าแรงดัน ค่ากระแสไฟฟ้า และค่าประมาณแรงบิด

ในการเขย่ากระบะบรรจุของไหลที่ปริมาตร 400 ml. (L=35 mm.)

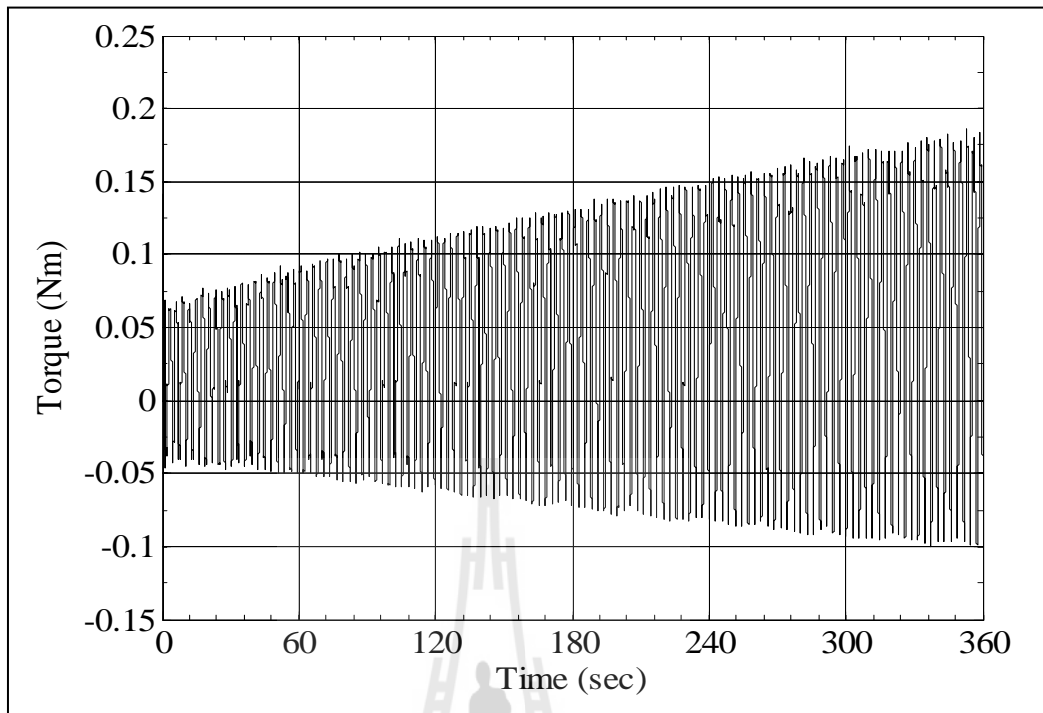
4.4.2 ปริมาตรเปลี่ยนแปลง

ในการทดลอง นี้เป็นการ ศึกษาการทำงานเมื่อมีไหลด์ มีการเปลี่ยนแปลง โดยยังใช้ การพิจารณาว่าถุงเลือดที่ใส่อยู่ในกระบอกรับนั้นมีประมาตรหรือน้ำหนัก เปลี่ยนแปลงอัตราการ ไหลที่ 65 และ 55 มิลลิลิตร/นาที ซึ่งเป็นเงื่อนไขที่บ่งบอกถึงคุณภาพเลือดที่ดีโดยสัมพันธ์กับเวลา ในการบริจาคที่ 6 และ 8 นาที ตามลำดับ เพื่อให้เลือดเต็มถุงขนาด 400 มิลลิลิตรพอดี โดยการใช้ปริมาณ น้ำขนาดเล็กในการปรับอัตราการไหลเข้าสู่ถุงบรรจุโลหิต และเพื่อความสะดวกและปลอดภัย โดยใช้น้ำในการทดสอบแทนเลือดเพื่อหาความสัมพันธ์ของปริมาตรและน้ำหนักในถุงโลหิตจาก การเปลี่ยนแปลงกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้น

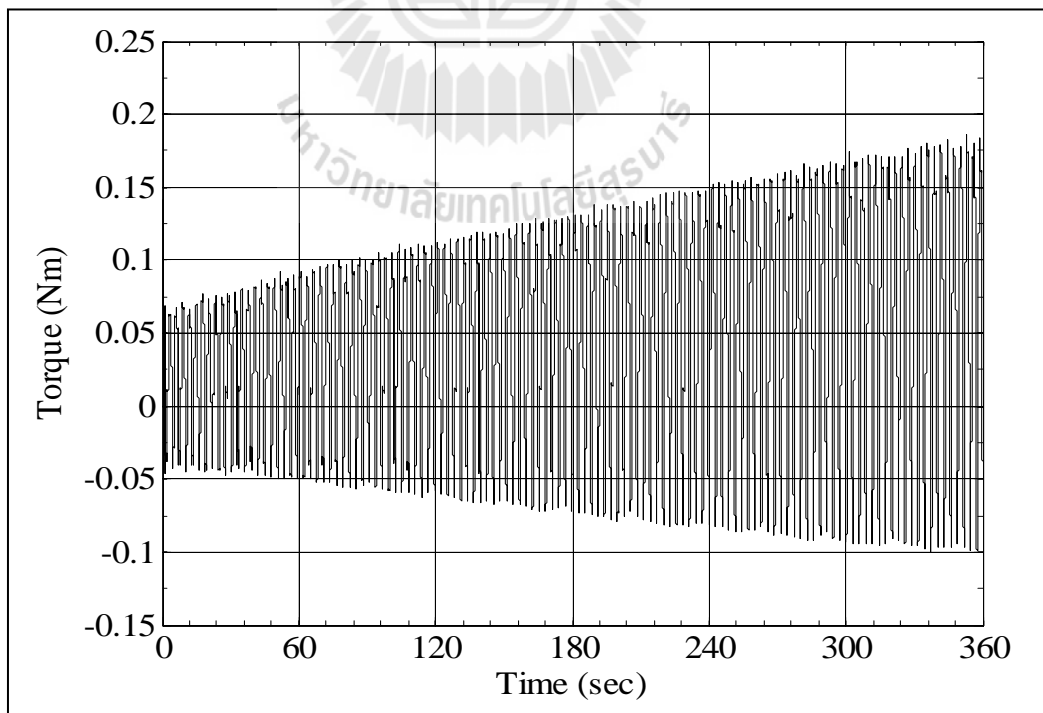


รูปที่ 4.14 แผนภาพแสดงค่ากระแสที่อัตราการไหล 65 มิลลิลิตร/นาที

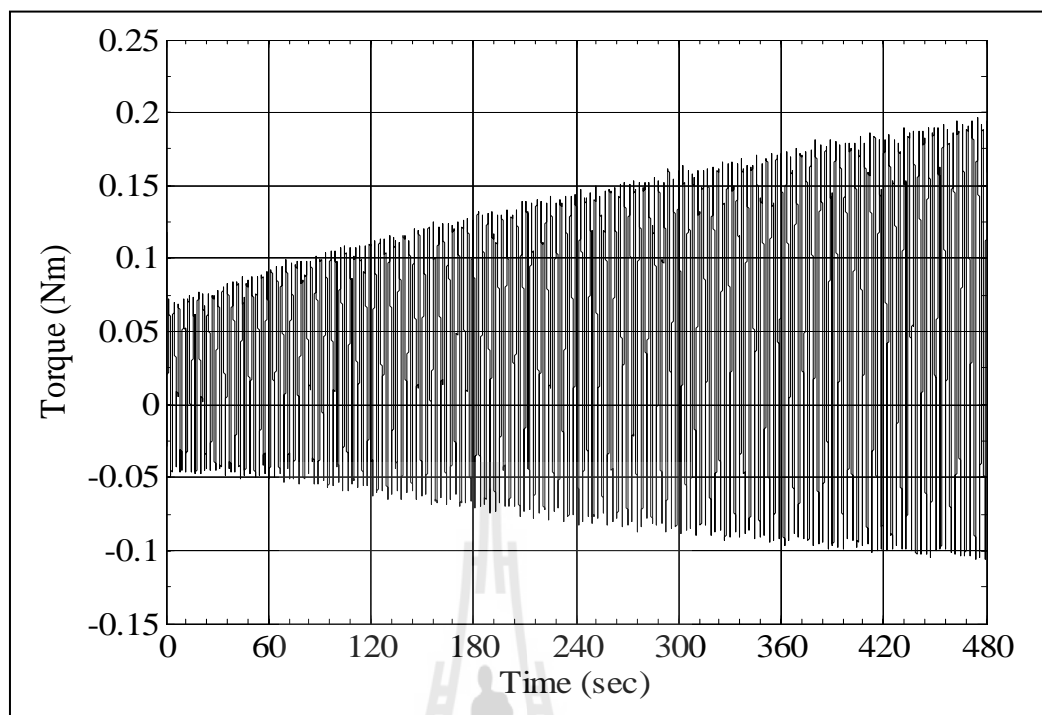
จากรูปที่ 4.14 และ 4.15 จะเห็นได้ว่า เมื่อเวลาเพิ่มขึ้นจะทำให้ปริมาตรภายในถุง บรรจุโลหิตเพิ่มขึ้น เนื่องจากมีการไหลของน้ำเข้าถุงบรรจุโลหิตด้วยอัตราการไหลที่ 65 มิลลิลิตร/ นาที ซึ่งภายใน 6 นาที ถุงบรรจุโลหิตจะเต็มพอดีที่ 400 มิลลิลิตร โดยการเพิ่มขึ้นสัมพันธ์กับกระแส และค่าแรงบิดไหลด์ที่เปลี่ยนแปลงที่กระทำต่อมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งทำให้สามารถประมาณ ปริมาตรของถุงโลหิตในกระบอกของเครื่องเขย่าโลหิต ได้ พร้อมแจ้งเตือนหากเวลาเร็วเกินกว่า 6 นาที เพราะคุณภาพเลือดที่ได้นั้นไม่ดี เนื่องจากอัตราการไหลของโลหิตที่ผิดปกติ



รูปที่ 4.15 แผนภาพแสดงค่าแรงบิดที่อัตราการไหล 65 มิลลิลิตร/นาที



รูปที่ 4.16 แผนภาพแสดงค่ากระแสที่อัตราการไหล 50 มิลลิลิตร/นาที



รูปที่ 4.17 แผนภาพแสดงค่าแรงบิดที่อัตราการไหล 50 มิลลิลิตร/นาที

ในทำนองเดียวกัน เมื่อเวลาเพิ่มขึ้นจะทำให้ปริมาตรภายในถุงบรรจุโลหิตเพิ่มขึ้น เนื่องจากมีการไหลของน้ำเข้าถุงบรรจุโลหิตด้วยอัตราการไหลที่ 50 มิลลิลิตร / นาที ซึ่งภายใน 8 นาที ถุงบรรจุโลหิตจะเต็มพอดีที่ 400 มิลลิลิตร แสดงดังรูปที่ 4.16 และ 4.17 จะเห็นได้ว่า ทำให้สามารถประมาณปริมาตรของถุงโลหิตในกระบอกของเครื่องเขย่าโลหิต ได้ พร้อมแจ้งเตือนหากเวลาช้าเกินกว่า 8 นาที เพราะคุณภาพเลือดที่ได้นั้นไม่ดี เนื่องจากอัตราการไหลของโลหิตที่ผิดปกติ

4.5 สรุป

จากการทดสอบการทำงาน เพื่อการประมาณปริมาตรของโลหิตที่รองรับด้วยกระบอกโลหิต โดยไม่มีการติดตั้งโหลดเซลล์เพื่อประมาณปริมาตรจากอัตราการไหลของโลหิต โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาตร แรงดันและกระแสไฟฟ้า สามารถทำงานได้ อีกทั้งยังสามารถ แจ้งเตือนให้เจ้าหน้าที่ทราบ หากโลหิตนั้นมีความผิดปกติได้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุป

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาและ ออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าสำหรับเขย่าถุงโลหิต ที่มีมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเป็นต้นกำลังในการเขย่าถุงโลหิต รวมถึงระบบ แจ็งเดือนให้ทราบถึงสถานะปริมาตรของถุงโลหิตว่าเป็นไปตามเงื่อนไขของการบริจาคโลหิตหรือไม่ ซึ่งสามารถสรุปผลงานวิจัยและขั้นตอนการศึกษาได้ดังนี้

1) ออกแบบและเสนอการหมุนของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยติดตั้งคานหมุนกับแกนรองรับ โดยปลายด้านหนึ่งรองรับกระบะถุงโลหิตและปลายอีกด้านยึดติดกับโครงสร้างฐาน ซึ่งงานหมุนกับแกนรองรับจะยึดติดกันแบบเชื่อมศูนย์กลางการหมุนกับแกนการหมุนของเพลาชั๊บจากมอเตอร์เหมือนคานกระดกของข้อเหวี่ยง ทำให้กระบะรองรับถุงโลหิตเกิดการเคลื่อนที่ขึ้นลงเป็นลักษณะฮาร์โมนิกส์ตามความเร็วรอบของมอเตอร์ โดยนำหลักการประมาณค่าโพลดหรือภาระกรรมที่เปลี่ยนไปของกระบะรองรับถุงโลหิตที่มีความสัมพันธ์กับปริมาตรหรือน้ำหนักของโลหิตในการควบคุมการทำงานของเครื่องเขย่าโลหิต

2) ออกแบบบอร์ดควบคุมการทำงานของเครื่องเขย่าโลหิต ทั้งวงจรควบคุมการทำงานของบอร์ด วงจรแหล่งจ่ายไฟ วงจรควบคุมมอเตอร์ วงจรควบคุมความเร็วรอบ วงจรแสดงการแจ็งเดือนการทำงาน และวงจรแสดงผล รวมถึงลายวงจร

3) ใช้เทคนิคการประมาณค่าพารามิเตอร์ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยการเก็บค่าแรงดันไฟฟ้าซึ่งเป็นอินพุตของและค่าความเร็วรอบของมอเตอร์ ซึ่งเป็นเอาต์พุตของเพื่อใช้ในการระบุเอกลักษณ์ของมอเตอร์ ในโปรแกรมสำเร็จ Parameter Estimation และได้ใช้โปรแกรมสำเร็จ Response Optimization ใน MATLAB/Simulink ในการออกแบบตัวควบคุมพีไอ

4) เขียนโปรแกรมคำนวณปริมาตรของเลือด โดยใช้ความสัมพันธ์ของแรงดัน ไฟฟ้าและกระแสเทียบกับเวลาในการบริจาค เพื่อประมาณค่าแรงบิดโพลดที่เกิดขึ้น และ เขียนโปรแกรมการทำงานของเครื่องเขย่าและการแจ็งเดือน โดยใช้เงื่อนไขของระยะเวลา ในการบริจาคเพื่อจำแนกและแจ็งเดือนเจ้าหน้าที่ว่าเป็นเลือดดีหรือไม่

จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า การเปลี่ยนแปลงปริมาตรหรือน้ำหนักของเลือดขณะทำการบริจาคสามารถประมาณได้จากกระแสที่เกิดขึ้น และสามารถประมาณไหลที่เกิดขึ้นได้ โดยไม่มีการติดตั้งไหลเซลล์ อีกทั้งยังเป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องสำหรับเข่าสูง โลหิตราคาประหยัดในอนาคตได้

5.2 ข้อเสนอแนะ

ระบบขับเคลื่อนในการเข่ากระบะบรรจุสูงโลหิตคือมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงซึ่งมีกำลังสูง ส่งผลต่อค่าแรงบิดทำให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของแรงดันและกระแสได้ในช่วงที่แคบ ทำให้การประมาณค่าปริมาตรหรือน้ำหนักอาจเกิดความคลาดเคลื่อน ดังนั้นการใช้งานจำเป็นต้องมีการสอบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันและกระแส กับปริมาตรหรือน้ำหนักใหม่



รายการอ้างอิง

- ปริญานาด วงศ์จันทร์ (2550). ผู้มีคุณสมบัติเป็นผู้บริจาคโลหิต . วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่ .
ปีที่ 40 ฉบับที่ 1, หน้า 1-10.
- วรวัตร ตั้งพูนผลวิวัฒน์ และ ชื่นฤทัย ยี่เจียน (2552). ผลของการดื่มน้ำต่อความดันโลหิตของผู้
ประสงค์บริจาคโลหิตที่มีภาวะความดันโลหิตต่ำ . วารสารโลหิตวิทยาและเวชศาสตร์
บริการโลหิต. ปีที่ 19 ฉบับที่ 4, หน้า 271-276.
- วิบูลย์ แสงวีระพันธุ์ศิริ (2548). การควบคุมระบบพลศาสตร์. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย . พิมพ์ครั้งที่
2, 848 หน้า.
- สรารุณี สุจิตจร (2546). การควบคุมอัตโนมัติ . เพียร์สัน เอ็ดดูเคชั่น อินโดไชน่า .
พิมพ์ครั้งที่ 1, 456 หน้า.
- อุบล จรุงเรืองฤทธิ์ (2548). การคัดเลือกผู้บริจาคโลหิต . วารสารโลหิตวิทยาและเวชศาสตร์บริการ
โลหิต. ปีที่ 15 ฉบับที่ 1, หน้า 3-6.
- Eder, A., Goldman, M., Rossmann, S., Waxman, D., and Bianco, C. (2009). **Selection criteria to
protect the blood donor in North America and Europe: past (dogma), present
(evidence), and future (hemovigilance).** Transfusion Medicine Reviews, vol.23(3):
July; pp.205-220.
- Khajorntraidet, C., Srisertpol, J., and Prattanarak, C. (2013). **Alternative technique for dc servo
motor control using adaptive load torque compensator.** Advanced Science Letters,
vol.19(8): August; pp.2139-2143.
- Boulton, F. (2008). **Evidence-based criteria for the care and selection of blood donors, with
some comments on the relationship to blood supply and emphasis on the
management of donation-induced iron depletion.** Transfusion Medicine, vol.18,
pp.13-27.
- Beck, J.V., and Arnold, K. J. (1977). **Parameter estimation in engineering and science.** New
York: John Wiley & Sons, 495pp.
- Ogata, K. (2002). **Modern Control Engineering.** USA: Prentice-Hall (4th Edition),
964pp.

Åström, K.J., and Wittenmark, B. (1995). **Adaptive Control**. USA: Addison Wesley (2nd Edition), 574pp.

Hinghofer-Szalkay, H.G., and Greenleaf, J.E. (1978). **Continuous monitoring of blood volume changes in humans**. Journal of Applied Physiology, vol.63: September; pp.1003-1007.

Blood donor selection. (2012). **Guidelines on assessing donor suitability for blood donation**. Annex 3. Geneva. World Health Organization: August; 230pp.





ภาคผนวก ก

โปรแกรมการทำงานเครื่องเย้าโลหิต


```

#include <Wire.h>

#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4);
////////////////////////////////////

#include <PID_v1.h>
#define PIN_OUTPUT 3

double Setpoint, Input, Output;

double Kp = 0.1, Ki = 0.5 , Kd = 0;
PID myPID(&Input, &Output, &Setpoint, Kp, Ki, Kd, DIRECT);
////////////////////////////////////

static int t = 0;
static int n = 0;
static int b = 0;
static int k = 0;
int p, m;
int g = 0;

int rpm;
int Volume=400;
int Time_Min=360;
int Time_Max=640;
int Setup = 5000;
int Time_Check;
unsigned long t1 = 0, t2 = 0;
unsigned long Timer;
unsigned long Time_Setup;
unsigned long Time_Begin_Show, Time_End_Show = 0;
unsigned long Time_beep;
float time_speed;
////////////////////////////////////

void(*resetFunc)(void) = 0;
////////////////////////////////////

```

เรียกใช้งาน Library ของจอ LCD

เรียกใช้งาน Library ของ PID และกำหนดค่า

ประกาศตัวแปร Logic ของระบบ

ประกาศตัวแปรความเร็วรอบ
→ ประกาศตัวแปรไว้ Setup ปริมาตรที่ 400 มิลลิลิตร
→ ประกาศตัวแปรเวลาดำสุดที่ 6 นาที
→ ประกาศตัวแปรเวลาสูงสุดที่ 8 นาที
→ ประกาศตัวแปรเพื่อ Setup ระบบที่ 5 วินาที

ประกาศตัวแปรทางเวลาของระบบ

→ Standby ฟังก์ชัน Reset

<code>void setup() {</code>		
<code>myPID.SetMode(AUTOMATIC);</code>	→	Standby Library PID Controller
<code>attachInterrupt(0, Count, RISING);</code>	→	Standby ฟังก์ชัน Interrupt ที่ใช้ในการนับรอบ
<code>pinMode(7, INPUT);</code>	→	Setup ขา Switch เป็น Input
<code>pinMode(9, OUTPUT);</code>	→	Setup ขา LED สีเขียวเป็น Output
<code>pinMode(12, OUTPUT);</code>	→	Setup ขา LED สีแดงเป็น Output
<code>pinMode(11, OUTPUT);</code>	→	Setup ขาลำโพงสัญญาณเป็น Output
<code>lcd.begin();</code>	→	Standby Library จอ LCD
<code>lcd.setCursor(1, 0);</code>		} แสดง BLOOD BAG V 1.0 ในบรรทัดที่ 1
<code>lcd.print("BLOOD BAG V 1.0");</code>		
<code>delay(Setup);</code>	→	Delay ระบบ
<code>}</code>		
<code>void loop() {</code>		
<code>while (1) {</code>		
<code>Time_Setup = (millis() - Setup);</code>	→	ตั้ง Time_Setup ให้ทำการนับเวลาของระบบ
<code>digitalWrite(9, LOW);</code>	→	สั่งให้ไฟสีเขียวดับ
<code>int x;</code>		} ประกาศตัวแปร x ให้เป็นตัวแทนของ Switch
<code>x = digitalRead(7);</code>		
<code>lcd.setCursor(13, 2);</code>		} แสดงผลหน้าจอเริ่มต้น
<code>lcd.print(" ");</code>		
<code>lcd.setCursor(10, 1);</code>		
<code>lcd.print(" ");</code>		
<code>lcd.setCursor(15, 1);</code>		
<code>lcd.print(" ");</code>		
<code>lcd.setCursor(1, 1);</code>		
<code>lcd.print("SPEED: ");</code>		
<code>lcd.setCursor(8, 1);</code>		
<code>lcd.print("0");</code>		
<code>lcd.setCursor(9, 1);</code>		
<code>lcd.print(" ");</code>		
<code>lcd.setCursor(12, 1);</code>		
<code>lcd.print("RPM");</code>		

```

lcd.setCursor(18, 2);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(6, 3);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(12, 3);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(15, 3);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(1, 2);
lcd.print("VOLUME: ");
lcd.setCursor(9, 2);
lcd.print("0.00");
lcd.setCursor(16, 2);
lcd.print("ml");
lcd.setCursor(1, 3);
lcd.print("TIME: ");
lcd.setCursor(9, 3);
lcd.print("0");
lcd.setCursor(10, 3);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(14, 3);
lcd.print("s");

//////// Switch Start //////////

while (x == LOW) {
  digitalWrite(9, HIGH);
  int y;
  y = digitalRead(7);
  Timer = (millis() - Time_Setup - Setup);
  ////////// Set Speed & PID Control //////////
  Setpoint = 20;
  Input = rpm;
  myPID.Compute();
  analogWrite(PIN_OUTPUT, Output);
}

```

แสดงผลหน้าจอเริ่มต้น

→ เมื่อค่า Switch จะทำให้ระบบทำงาน

→ ไฟสีเขียวติด

ประกาศตัวแปร y ให้เป็นตัวแทนของ Switch

→ ให้ Timer นับเวลาเมื่อระบบเริ่มทำงาน

ฟังก์ชัน PID เริ่มทำงาน โดย Set ความเร็วที่ 20 rpm

```

//////// Votage Measure //////////////////////////////////////
float voltage = Output * 0.047059;
float Amp = voltage / 45.5;

float Weight = (168.17 * voltage) - 1409.8;
float Power = voltage * Amp;

////////// time //////////////////////////////////////

unsigned long Time = Timer / 1000;

////////// Alarm & Finish //////////////////////////////////////
if (Weight > Volume) {
  if (k == 0) {
    Time_Check = Time;
    k = 1;
  }
  if ((Time < Time_Min) || (Time > Time_Max)) {
    if (Time_Check < Time_Min || Time_Check > Time_Max) {
      digitalWrite(11, HIGH);
      digitalWrite(12, HIGH);
    }
    else if (Time_Check >= Time_Min && Time_Check <= Time_Max) {
      Time_beep = Timer / 1000;
      if ((Time_beep % 1) == 0) {
        b++;
        if (b > 8) {
          b = 0;
        }
      }
      else {
      }
      if (b == 0) {
        t = 1;
      }
      else {
        t = 0;
      }
    }
  }
}

```

จำนวน Voltage และ Current เพื่อที่จะแปลงเป็น Volume

→ ให้ Time นับเวลาจาก Millisecond เป็น Second

เมื่อปริมาตรถึง 400 ทำการตรวจดูค่าเวลาที่ใช้เพื่อนำไปประมวลผล

เมื่อเวลาบริจาคนไม่ถึง 6 นาทีหรือเกิน 8 นาทีสัญญาณไฟแดงติดและสัญญาณเสียงดังยาว


```

else {
    t = 0;
}
digitalWrite(11, t);
}
if (y == LOW) {
    digitalWrite(11, LOW);
    digitalWrite(12, LOW);
    analogWrite(PIN_OUTPUT, 0);
    delay(2000);
    while (1) {
        int z; z = digitalRead(7);
        if (z == LOW) {
            resetFunc();
        }
    }
}
}
}

///// Display //////////////////////////////////
lcd.setCursor(1, 0);
lcd.print("BLOOD BAG V 1.0");
if (rpm < 10) {
    lcd.setCursor(9, 1);
    lcd.print(" ");
}
lcd.setCursor(10, 1);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(15, 1);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(1, 1);
lcd.print("SPEED: ");
lcd.setCursor(8, 1);
lcd.print(rpm);
lcd.setCursor(12, 1);

```

กดปุ่มเพื่อดับไฟและปิดเสียงจะทำให้ระบบหยุดเขย่าเลือดแสดงผลหน้าจอ LCD ค้าง

กดปุ่มเพื่อทำการ Reset ระบบเพื่อรอ กดปุ่มเริ่มอีกครั้ง

แสดงความเร็วรอบ ปริมาตร และเวลาที่ใช้งาน

```

lcd.print("RPM");
if (Weight < 100) {
  lcd.setCursor(14, 2);
  lcd.print(" ");
}
if (Weight < 10) {
  lcd.setCursor(13, 2);
  lcd.print(" ");
}
if (Weight < 0) {
  Weight = 0;
}
lcd.setCursor(18, 2);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(6, 3);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(12, 3);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(15, 3);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(1, 2);
lcd.print("VOLUME: ");
Time_Begin_Show = Timer;
if (((Time_Begin_Show - Time_End_Show) / 1000) == 5) {
  lcd.setCursor(9, 2);
  lcd.print(Weight);
  Time_End_Show = Time_Begin_Show;
}
else {
}
lcd.setCursor(16, 2);
lcd.print("ml");
lcd.setCursor(1, 3);
lcd.print("TIME: ");
lcd.setCursor(9, 3);

```

แสดงความเร็วรอบ ปริมาตร
และเวลาที่ใช้งาน

```
lcd.print(Time);  
lcd.setCursor(14, 3);  
lcd.print("s");  
}  
}  
}  
//////// Count Speed ///////////  
void Count() {  
  g++;  
  if(g < 12) {  
    t1 = Timer;  
  }  
  else {  
    time_speed = (t1 - t2) / 1000.00;  
    rpm = (1 * 60) / time_speed;  
    t2 = t1;  
    g = 0;  
  }  
}
```

ฟังก์ชัน Interrupt ที่ใช้ในการนับ
ความเร็วรอบ



ภาคผนวก ข

บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่และรางวัลที่ได้รับ

รายชื่อบทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่และรางวัลที่ได้รับในขณะศึกษา

Jaroonsak, P., Nitisak, N., and Jiraphon, S. (2015). **Sensorless Volume Estimation of the Blood Bag in Blood Donation Process using Adaptive Compensator with Observer.** World Conference on Innovation, Engineering and Technology (IET 2015). 8-10 September 2015, Kyoto, Japan. pp.36-48.

Jaroonsak, P., Nitisak, N., and Jiraphon, S. (2015). **Volume Estimation of Blood Bag Using Load Torque Compensator of Blood Bag Shaking Machine.** Proceedings of the 29th National Mechanical Engineering Conference. 30 June - 2 July 2015, Nakhon Ratchasima, Thailand. pp.815-822.

จรรยาศักดิ์ พวกขุนทด, นิตศักดิ์ หนูมาน้อย และจิระพล ศรีเสรีฐผล (2558). **รางวัลที่ 2 ด้าน Hardware ระดับไม่เกินบัณฑิตศึกษา “เครื่องเขย่าโลหิต”.** การประกวดสิ่งประดิษฐ์ครั้งที่ 9 พ.ศ. 2558 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี



Sensorless Volume Estimation of the Blood Bag in Blood Donation Process using Adaptive Compensator with Observer

Punkkhuntod J.^a, Numanoy N.^b and Srisertpol J.^{b*}

^aSchool of Mechatronics Engineering, ^bSchool of Mechanical Engineering,

Institute of Engineering, Suranaree University of Technology,

Nakhon Ratchasima, 30000, Thailand

*jiraphon@sut.ac.th

ABSTRACT

The blood bag shaking machine is an important device in blood donation process. Usually, when the blood flows out of the body, it is clotted. Thus, it is necessary to shake the blood in the bag with anti-clot solution and many factors which affect blood quality. The shaking machine for blood donation process is imported and expensive. This paper presents the design of a shaking machine for shaking the blood bag and volume estimation without sensor. The amount of blood in the bag is related to load torque on the DC motor. The volume of the blood bag increases in blood donation process until the desired volume, which the current increases too. The current and load torque can be used to estimate volume of the blood bag and blood flow rate at the same time via the principles of closed-loop speed control system, observer and adaptive compensator.

Keyword: Shaking Machine, Volume Estimation, Observer, Adaptive Compensator.

1. Introduction

Criteria for blood donor selection, only individuals in good health should be accepted as blood donors. Good health is difficult to define, but certain associated parameters may be established from a brief medical history, observation and simple tests. Staff undertaking donor health and risk assessment should be well-trained in the observation of donor appearance and detection of signs of ill health. Staff should receive explicit guidance on what to look for and when to refer a donor to a health-care professional for further medical attention. Weight of donor is important to set weight limits for blood donation to protect donors from adverse effects, in particular vasovagal episodes and anemia. Low body weight and low blood volume have been shown to be independent predictors for vasovagal reactions. In determining a lower weight limit for blood donors, the blood transfusion services (BTS) should consider norms for the weight of the population; if a significant proportion of the donor population weighs less than 45 kg or 50 kg, collection volumes may be reduced accordingly, while ensuring that blood collection bags and their anticoagulant content

are adjusted to be compatible with the volumes collected prospective donors of whole blood donations should weigh at least 45 kg to donate 350 ml \pm 10% and 50 kg to donate 450 ml \pm 10%. In assessing whether pulse, temperature or blood pressure (BP) should be measured routinely, selectively or not at all at the time of blood donation, the BTS should consider:

- Clinical value of these parameters in the blood donation setting (refers weight of donor).
- Availability of adequate equipment (calibrated and sterile, where appropriate), space and time. If blood pressure is used as a selection criterion for blood donation, arbitrary acceptable limits of systolic BP of 100–140 mmHg and arbitrary acceptable limits of diastolic BP of 60–90 mmHg are suggested.
- Competence and experience of staff and their ability to perform techniques correctly. Moreover, if the blood components, there are 3 types of blood donation you can make

1. Whole blood donation: This involves collecting 3 blood components (red cells, plasma and platelets). O negative donors are always needed for whole blood donations. It is the only blood type that can be safely given to everyone – whatever their blood type, so they are known as 'universal donors'. Donations can be made every 12 weeks

2. Plasma donation: Plasma donations involve donating a concentrated collection of plasma only through a process called apheresis. It takes about 45 minutes, though please allow 1.5 hours for the whole process from interview to refreshments. You can donate every 2 weeks as your red cells are returned to you when you donate, blood type A, AB and B donors are particularly needed for plasma donations.

3. Platelet donation: Platelet donation involves donating a concentrated collection of platelets only through a process called apheresis. You can donate every 2-4 weeks as platelets are replaced within a few days of donation. Blood type A and O donors are particularly needed for platelet donation.

Blood banks store freshly donated blood for up to six weeks before it is considered outdated and thrown away. But some recent studies suggest that people who receive transfusions of blood older than two or three weeks may suffer adverse effects. Some patients received transfusions with packed red blood cells that had been donated at least 29 days earlier well within the allowable shelf life. Others received fresher red blood cells, stored 28 days or less. Patients who received "older" blood were three times as likely to have suffered infections of the bloodstream, respiratory system, heart valves and other organs. Furthermore, there are still many factors which affect blood quality and also burden employees with hard work. At present, for blood

donation either in places or outside places, there are not enough employees who provide service by incessantly shaking the mixture of blood and solution. As blood bag shaking machines which must be imported from abroad are very expensive, the blood donation site has limited machines to adequately use for service.

From the research background as mentioned above, this research has presented the design, and built the innovation of blood shaking machines by simultaneously weighing and shaking blood using the principles of volume estimation or workload changes of blood tray supporting blood bags related to the volume or weight of blood. Such mentioned workload changes will make changed torque which interfere working sensors. The common system of DC motors the principle of increasing electricity into motors to acquire torque and rotating speed as required in the condition of load torque changed. As DC motor takes the observer to estimate state variable in order to use for system control such as Full-state feedback Control, the result of changed torque will cause errors based on the estimation of state variable by using sensors. Thus, the efficiency of DC motors control decreases. In practice, changed torque cannot be directly measured but it can be estimated.

This article has presented the process of torque estimation and that of electricity affecting DC motors. When the volume of blood bag changes by using the process of adaptive compensator to estimate load torque with adaptive observer which is built according to the principle of Gradient Method working under the scope of stable system which provides a range of information including the volume of blood bag varying with time without any additional sensor installation.

2. Mathematical Description

1.1 DC Motor

The dc motor as we all know is a rotational machine, and torque of dc motor is a very important parameter in this concern, and it's of utmost importance to understand the torque equation of dc motor for establishing its running characteristics. The mathematical model of the DC motor is controlled by the armature voltage V_a and utilized a constant field current. The differential equations of the DC motor can be described by the following equations

$$I \frac{d\omega}{dt} = -b\omega + K_m i_a - T_L \quad (1)$$

$$V_a - K_b \omega = L_a \frac{di_a}{dt} + R \cdot i_a \quad (2)$$

The state space equation of DC motor can be described by the following (3).

$$\begin{aligned} \dot{x} &= Ax + B_1 V_a + B_2 T_L \\ y &= Cx \end{aligned} \quad (3)$$

1.2 Observer

The problem arises in which the internal states of many systems cannot be directly observed, and therefore state feedback is not possible. What we can do is try to design a separate system, known as an observer or an estimator that attempts to duplicate the values of the state vector of the plant, except in a way that is observable for use in state feedback. Some literature calls these components of observers, although they do not strictly observe the state directly. Instead, these devices use mathematical relations to try and determine an estimate of the state. Therefore, we will use the term of estimator, although the terms may be used interchangeably. In paper, a state observer is used for state estimation. The equations of full-order observer are

$$\begin{aligned}\dot{\hat{x}} &= A\hat{x} + B_1V_a + B_2T_L + Le \\ \hat{y} &= C\hat{x}\end{aligned}\quad (4)$$

The error $e = y - C\hat{x} = \omega - \hat{\omega}$ is between DC motor models with observer.

Where \hat{x} is the estimate of the actual state x , and A, B_1, B_2, C and V_a are known, so

$$x = \begin{bmatrix} \omega \\ i_a \end{bmatrix}, \hat{x} = \begin{bmatrix} \hat{\omega} \\ \hat{i}_a \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} -\frac{b}{I} & \frac{K_m}{I} \\ \frac{K_b}{L_a} & -\frac{R}{L_a} \end{bmatrix}, B_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ L_a \end{bmatrix}, B_2 = \begin{bmatrix} 1 \\ I \\ 0 \end{bmatrix}, C = [1 \quad 0], L = \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \end{bmatrix}$$

Where

- I Moment of inertia of a rotor ($\text{Kg} \cdot \text{m}^2$)
- K_m Torque constant ($\text{N} \cdot \text{m}/\text{A}$)
- K_b Electromotive force constant ($\text{V} \cdot \text{s}/\text{rad}$)
- T_L Load torque ($\text{N} \cdot \text{m}$)
- b Viscous friction ($\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{s}/\text{rad}$)
- ω Shaft angular position (rad/s)
- i_a Armature current (A)
- V_a Armature voltage (V)
- R Armature resistance (Ω)
- L_a Armature inductance (H)
- L_1, L_2 Observer gain

2. Adaptive Algorithms

The efficiency of DC motor response may vary with time due to changing in plant dynamic or load torque. An adaptive system can self-modify to compensate the load torque of the observer automatically to accommodate changes of volume or weight, as shown in Figure.1.

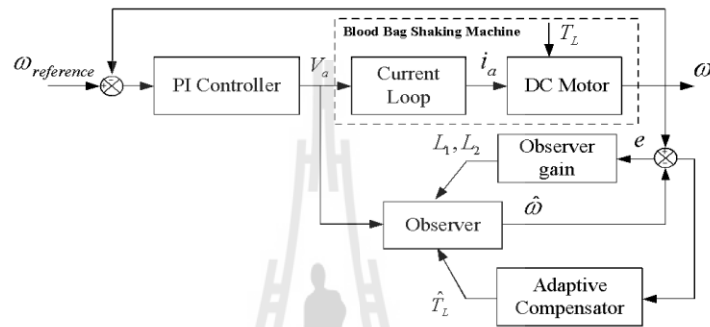


Figure 1. Schematic of adaptive algorithms for volume or weight estimation

From the equation where DC motor is under the condition of getting changed load torque, it can be formed as the following

$$b_1 V_a = \ddot{\omega} + a_2 \dot{\omega} + a_1 \omega + \alpha_2 \hat{T}_L + \alpha_1 T_L \quad (5)$$

With the various variables in DC motor system, it can figure out the value and determine the constant variable. There is only one changed load torque (\hat{T}_L) which varies in estimation of state variable. Thus, we get the equation of observer as follows

$$b_1 V_a = \ddot{\hat{\omega}} + a_2 \dot{\hat{\omega}} + a_1 \hat{\omega} + \alpha_2 \hat{T}_L + \alpha_1 \hat{T}_L \quad (6)$$

Thus, the principle of Adaptive Compensator is to adapt the variable value (\hat{T}_L) by eliminating the difference between two outputs and determining Loss Function (J) value as

$$J(\hat{T}_L) = \frac{1}{2} e^2 \quad (7)$$

From the equation (5) and (6), it will get

$$\ddot{e} = -a_2 \dot{e} - a_1 e - \alpha_2 (\hat{T}_L - T_L) - \alpha_1 (T_L - \hat{T}_L) \quad (8)$$

Where $\dot{e} = \dot{\omega} - \dot{\hat{\omega}}$ the change of variable (\hat{T}_L) in the negative gradient direction of the loss function is as follows

$$\frac{\partial \hat{T}_L}{\partial t} = -\gamma \frac{\partial J}{\partial \hat{T}_L} = -\gamma e \frac{\partial e}{\partial \hat{T}_L} \quad (9)$$

From the equation (9), when compared with MIT Rule, the adaptive variable will be

$$\frac{\partial e}{\partial \hat{T}_L} = -\frac{\partial \hat{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \quad (10)$$

Where γ is adaptive gain when compared with the adaptive rate (\hat{T}_L) there is a change from equation (6) as follows

$$\frac{\partial}{\partial \hat{T}_L} (kV_a) = \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left(\frac{\partial \hat{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \right) + a_2 \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial \hat{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \right) + a_1 \left(\frac{\partial \hat{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \right) + \alpha_2 \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial \hat{T}_L}{\partial \hat{T}_L} \right) + \alpha_1 \left(\frac{\partial \hat{T}_L}{\partial \hat{T}_L} \right) \quad (11)$$

By determining Sensitivity Function as

$$v = \frac{\partial \hat{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \quad (12)$$

Replace equation (12) in equation (11), it will get equation of the change of adaptive variable which is

$$-\alpha_1 = \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} + a_2 \frac{\partial v}{\partial t} + a_1 v \quad (13)$$

3. Experimental Setup

The blood shaking machine which is presented uses rotating speed of DC motor installed with core support of which one end supports the blood bag tray to originate maximum moment affecting the highest current to spin torque as of changing volumes or weights. While the other end is stuck to the base structure of which turntable and core support will be attached by diverting the center of rotation with the axis of rotation of the drive shaft of DC motor. Alike aspect of beam tilting of the crank makes blood tray move up and down in harmonic model according to rotating speed of motor which is controlled by sensor in closed design with PI controller as shown in Figure 2.

From this experiment, the researcher has written algorithm of controller with the program MATLAB / Simulink and then linked signals to control between computers

with board which is an electronic board functioning as a device linking between computers with the experimental equipment through serial cable to PCI serial card of computers. This Board will link to programs in additional part. Real - Time Windows Target is the board having ability to control Real Time and transmit signals both D/A and A/D. While doing the experiment, there will be a power amplifier to feed dc electricity into Board which input voltage and current into DC motor to the order in algorithm written in the program. When the motor spins, the sensor for speed measurement in form of PWM will be sent to board for result processing work controlling program

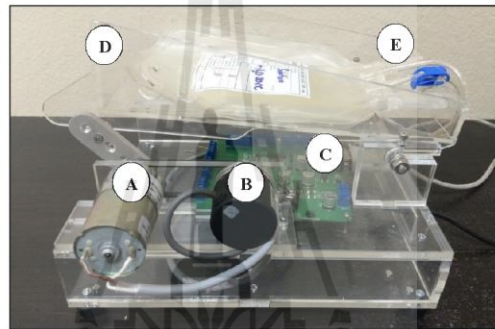


Figure 2. Experiment setup of shaking machine (A-- DC Motor, B-- Encoder, C-- Control board, D-- Blood tray, E-- Blood Bag)

4. Simulation Results

4.1 System Identification

Mathematical models of DC motor are the basis of simulators and theoretical analysis of dynamic systems, as control systems. The model can be in form of differential equations developed from physical models, which expresses the input-output property of the system. Some of the parameters of the model can have unknown or uncertain values shown in figure 3. The DC motor is the open-loop control process. The mathematical model of the DC motor can be estimated from experimental data. Many methods for parameter estimation are available [10]. In this, the popular least squares method (LS-Method) is described. You will see how the LS-method can be used for parameter estimation of both static models and dynamic models of a given structure with parameter value of DC motor as shown in Table 1, which the estimated parameters from the responds by using between speed of DC motor and voltage data reference.

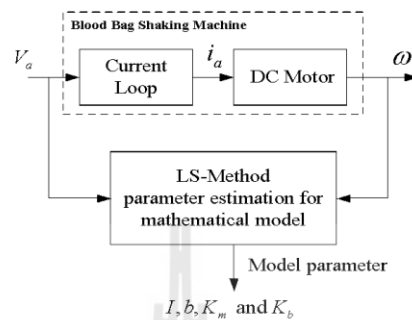


Figure 3. Schematic estimation of parameters of a mathematical model

Table 1 Parameter of DC motor from parameter estimation

Description	Parameters	Value (unit)
Armature resistance*	R	45.5 Ω
Armature inductance*	L_a	34.5×10^{-3} H
Moment of inertia of a rotor	I	3×10^{-3} kg·m ²
Viscous friction	b	27×10^{-3} N·m·s/rad
Electromotive force constant	K_b	1.75 V·s/rad
Torque constant	K_m	1.75 N·m/A

Note *value of the measurement

4.2 Simulation Results

Considering of the DC motor system $Rank(\varphi) = 2$ therefore, this system is observability. The design consists matrix gain of the observer $L = [L_1 \ L_2]^T$ and finding that the gain of the observer. We will design a selection pole of observer at $s_{1,2} = -400 \pm 300i$ and solving matrix gain of the observation as, $|sI - A + LC| = 0$

$$L = \begin{bmatrix} -527.8 \\ 1550.9 \end{bmatrix}$$

The study of system simulation with the consideration on the effect of changing the value of $T_L(t)$ in Harmonic model to shake blood bag by determining the value from the weight of blood tray supporting blood bag acts to long motor rotation. Assumption, when the blood bag 100 g. at the span 5 cm. with rotating speed at 20 rpm, it have the load torque $T_L(t) = 0.05 \sin(2t)$ as shown in Figure 4.

The operation of DC motor in workload when the system obtains changed load torque will change rotating speed. The electricity will increase in the direct proportion of changed load torque. And the operation of observer when the system obtains changed load torque, the estimation of state variable of DC motor will get errors.

From the results of load torque estimation and the estimation of state variable current by using Gradient Method taking action to motor system is efficient as shown in Figure 5.

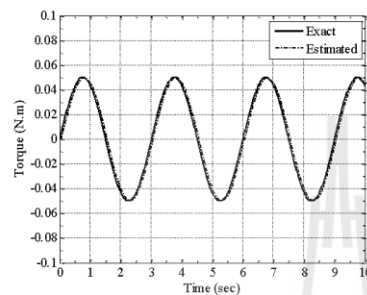


Figure 4. Response of $T_L(t)$ and $\hat{T}_L(t)$

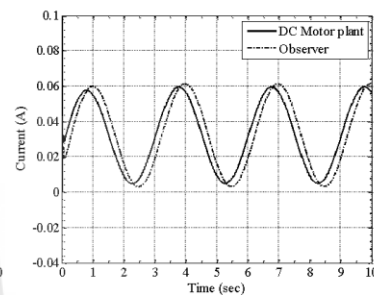


Figure 5. Response of $i_a(t)$ and $\hat{i}_a(t)$

5. Experimental Results

This topic presents the results of changing torque estimation of DC motor model by using adaptive compensator to estimate load torque with observer built according to the principle of Gradient Method.

5.1 Load torque $T_L(t)$ changed value in Harmonic with constant volume

In experiment to study the operation when there is static load, it is considered that the blood bag put in the blood tray has static volumes or weights. For convenience, this experiment determined the density of blood close to that of water which was used in experiment instead of blood to figure out the relation of volumes and weights in blood bag and the change of electricity. In experiment, the volume of blood bag varied as shown in Table 2 and weight measurement and the consideration on the response of current were as Figure 6. The estimation of load torque acting to motor was shown in Figure 7. The control of speed at 20 rpm was as Figure 8 which was the example of the response of blood tray No.6 and No.10 in which liquid inside is solution mixed with water 100 cc. and 300 cc. respectively.

According to Figure 9 and 10, when considering the maximum moment affecting the highest current to spin load torque according to changed volumes or weights, the relation between electricity obtained from observer \hat{i}_a and volume \forall and weight W , Furthermore, electricity is still a function of workload as the following

$$\forall = 4698\hat{i}_a - 325, W = 5051\hat{i}_a - 296, \hat{T}_L = 1.818\hat{i}_a - 0.0635$$

Table 2 Weight and volume of blood bags

NO.	Substance in bag	Volume(cc.)	Weight(g)
1	Solution	63	120.85
2	Solution + H ₂ O 20 cc.	83	141.15
3	Solution + H ₂ O 40 cc.	103	162.79
4	Solution + H ₂ O 60 cc.	123	182.28
5	Solution + H ₂ O 80 cc.	143	206.96
6	Solution + H ₂ O 100 cc.	163	229.10
7	Solution + H ₂ O 150 cc.	213	285.83
8	Solution + H ₂ O 200 cc.	263	339.65
9	Solution + H ₂ O 250 cc.	313	387.98
10	Solution + H ₂ O 300 cc.	363	441.18
11	Solution + H ₂ O 350 cc.	413	493.32
12	Solution + H ₂ O 400 cc.	463	553.78

Note All value of the measurement

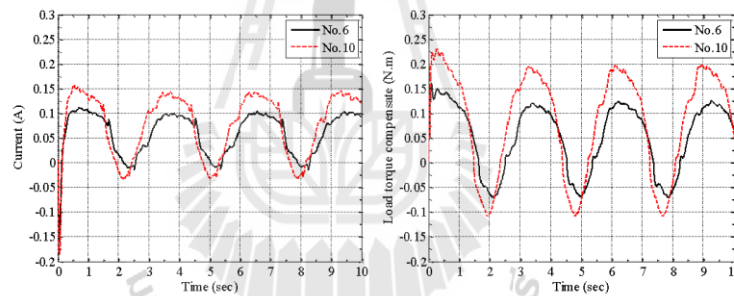


Figure 6. Response of observer current $i_b(t)$ Figure 7. Response of estimation torque $\hat{T}_z(t)$

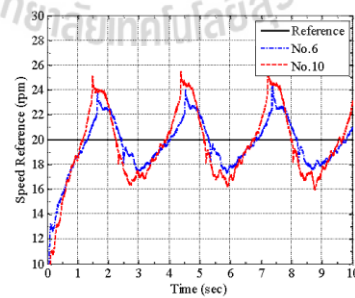


Figure 8. Response of speed ω

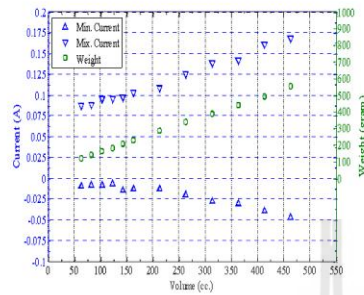


Figure 9. The relationship between the $\hat{i}_a(t)$, ∇ and W

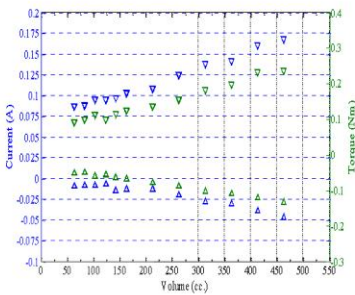


Figure 10. The relationship between the $\hat{i}_a(t)$, $\hat{T}_L(t)$ and ∇

5.2 Load torque $T_L(t)$ changed value in Harmonic with variable volume

It has flow rate as follows

- 65 cc/min (Time for blood donation is 6 minutes)
- 50 cc/min (Time for blood donation is 8 minutes)

With the volume of blood in blood bag 400 ± 10 cc.

The results of experiment of volume estimation of blood flowing into blood bag, the steepness of the estimation and changed load torque which took action to DC motor related to blood flow rate and blood volume in blood tray of blood shaking machine. The power of spinning for shaking blood tray supporting blood bag with changed volume by Gradient Method in the load estimation were shown in Figure 10, 11, 12 and 13 respectively.

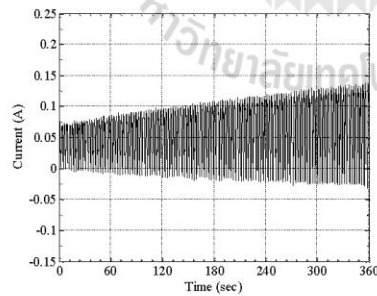


Figure 10. The current of observer $\hat{i}_L(t)$ at flow rate 65 cc/min

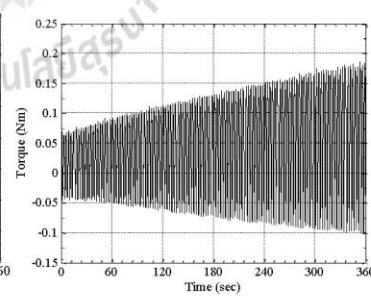


Figure 11. The estimation torque $\hat{T}_L(t)$ at flow rate 65 cc/min

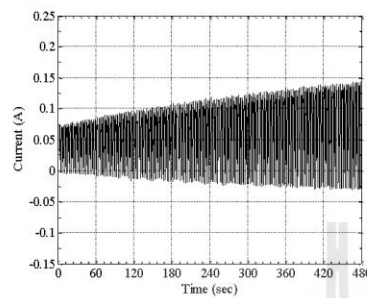


Figure 12. The current of observer $\hat{i}_a(t)$ at flow rate 50 cc/min

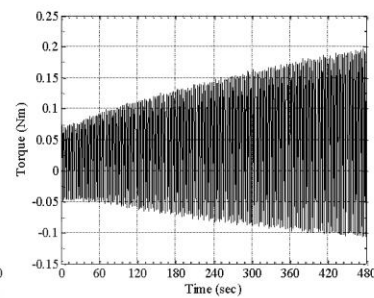


Figure 13. The estimation torque $\hat{T}_L(t)$ at flow rate 50 cc/min

6. Conclusion

The results of the change of blood bag volume will affect load torque value and electricity of DC motor. Thus, the adaptive compensator to estimate changing load torque value with observer will provide the estimation of blood bag volume, the flow rate of blood, and warning system in case of nearly reaching the required amount of blood and the abnormal flow rate of blood.

7. Acknowledgment

We would like to express great thanks to Suranaree University of Technology (SUT) for research equipment support and Mancosoon Group Company Limited for research fund support.

REFERENCES

- Beck, J. V. & Arnold, K. J. 1977. *Parameter estimation in engineering and science*. Wiley series in probability and mathematical statistics. New York: John Wiley.
- Åström, K. J. & Wittenmark, B. 1995. *Adaptive Control* (2nd ed.). USA: Addison Wesley.
- Baik, I.C., Kim, K. H., & Youn, M. J. 1998. Robust nonlinear speed control of PM synchronous motor using adaptive and sliding mode control techniques. *IEEE Proceedings – Electric Power Applications*, 145(4): 369 – 376.
- Ogata, K. 2002. *Modern Control Engineering* (4th ed.). New Jersey: Prentice-Hall
- Boulton, F. 2008. Evidence-based criteria for the care and selection of blood donors, with some comments on the relationship to blood supply and emphasis on the management of donation-induced iron depletion. *Transfusion Medicine*, 18: 13–27.

- Eder, A., Goldman, M., Rossmann, S., Waxman, D. & Bianco, C. 2009. Selection criteria to protect the blood donor in North America and Europe: past (dogma), present (evidence), and future (hemovigilance). *Transfusion Medicine Reviews*, 23(3): 205–220.
- Fater, G. & Lassaad, S. 2010. Speed sensorless IFOC of PMSM based on adaptive Luenberger observer. *International Journal of Electrical and Computer Engineering*: 149-155.
- Yaou, Z., Sheng, Z. W., & Ming, K. X. 2010. Control of the permanent magnet synchronous motor using model reference dynamic inversion. *WSEAS Trans. on System and Control*, 5: 301-311.
- Thiemann, P., Mantala, C., Muellerm, T., Strothmann, R. & Zhou, E. 2011. Sensorless control for buried magnet PMSM base on direct on flux control and fuzzy logic. *2011 IEEE International Symposium on Diagnostics for Electric Machines, Power Electronics & Drives (SDEMPED)*: 405-412.
- World Health Organization. 2012. *Blood donor selection, Guidelines on assessing donor suitability for blood donation*. Geneva: World Health Organization.
- Khajontraidet, C., Srisertpol, J. & Prattanarak, C. 2013. Alternative technique for dc servo motor control using adaptive load torque compensator. *Advanced Science Letters*, 19(8): 2139-2143.



DRC-16

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 29
1-3 กรกฎาคม 2558 จังหวัดนครราชสีมา

การประมาณปริมาตรของถุงโลหิตด้วยการชดเชยแรงบิดโหลดของเครื่องเขย่าโลหิต
Volume Estimation of Blood Bag Using Load Torque Compensator of
Blood Bag Shaking Machine

จรรยาศักดิ์ พวขุนทด¹, นิตศักดิ์ หนูมาน้อย¹, และ จิระพล ศรีศรีสุผล¹

¹ สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
111 ถนนพลาวิทยลัย ตำบลสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000
*ติดต่อ: E-mail: jaroonsek@mns.co.th, เบอร์โทรศัพท์: 081-499-2922

บทคัดย่อ

เครื่องเขย่าถุงโลหิต เป็นอุปกรณ์ที่มีความสำคัญอย่างมากในหน่วยงานรับบริจาคโลหิต ซึ่งปกติแล้วเมื่อเลือดไหลออกจากร่างกายจะเกิดการแข็งตัวทำให้ในขณะรับบริจาคจึงต้องมีการเขย่าถุงโลหิตอยู่ตลอดเวลา โดยเครื่องจะทำหน้าที่เขย่าถุงโลหิตไม่ให้แข็งตัวและประมาณปริมาตรของโลหิตตามที่ต้องการได้ แต่เนื่องจากเครื่องเขย่าโลหิตนี้ต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพงมาก อีกทั้งหน่วยงานรับบริจาคมียังมีเครื่องมืออย่างจำกัดและไม่เพียงพอในการให้บริการ บทความนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าถุงโลหิต ที่สามารถประมาณปริมาตรและเขย่าถุงโลหิตในเวลาเดียวกัน โดยไม่ต้องติดตั้งโหลดเซลล์ ซึ่งใช้หลักการควบคุมความเร็วรอบให้คงที่ และการประมาณกระแสสูงสุดของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงพร้อมกับการชดเชยแรงบิดโหลดเพื่อใช้ในการประมาณปริมาตรของโลหิต รวมถึงเพิ่มประสิทธิภาพการทำงาน

คำหลัก: เครื่องเขย่าโลหิต, การควบคุมความเร็วรอบ, การประมาณปริมาตร, การชดเชยแรงบิดโหลด

Abstract

The blood bag shaking machine is equipped with a high priority for the community blood services. Usually, when the bloods flow out of the body, it's clotting of the blood. Furthermore, while the processions is necessary to shake the bag of donated blood. Which machine shakes to prevent blood clotting and estimates weight of blood bag. On the other hand, it's imported and expensive. That's, the community blood services are limited and not enough equipment in service. Consequently, this research designed and constructed shaking machine of blood bag, the estimated volume of blood and shake the bag at the same time without the load cell. The principles speed control and maximum current of DC motor estimated weight of blood bag. As a result, it also increases the performance of the machines.

Keywords: Blood Bag Shaking Machine, Speed Control, Volume Estimation, Load Torque Compensator.

1. บทนำ

การให้บริการของหน่วยงานรับบริจาคโลหิต ตามข้อมูลคุณสมบัติผู้บริจาคโลหิตเบื้องต้น [1] โดยทั่วไปจะต้องมีน้ำหนัก 45 กิโลกรัมขึ้นไป อายุระหว่าง 17 ปี ถึง 60 ปีบริบูรณ์ (ถ้าเป็นผู้บริจาคครั้งแรก ต้องอายุไม่เกิน 55 ปี) มีสุขภาพสมบูรณ์แข็งแรง ไม่มีโรคประจำตัว ไม่อยู่ระหว่างไม่สบายหรือรับประทานยาใดๆ ไม่มีพฤติกรรม

เสี่ยงทางเพศ ติดยาเสพติด หรือสตรีไม่อยู่ในระหว่างมีประจำเดือน ตั้งครรภ์ หรือให้นมบุตร รวมถึงไม่มีการคลอดบุตรหรือแท้งบุตรภายใน 6 เดือนที่ผ่านมา จากคุณสมบัติดังกล่าวเป็นเพียงการคัดกรองผู้บริจาคโลหิตเบื้องต้นเท่านั้น เพื่อเป็นข้อมูลในการให้บริการ หลังจากนั้นก็จะไปสู่วิธีการบริจาค ซึ่งการรับบริจาคโลหิตในแต่ละครั้งนั้น จะต้องควบคุมปริมาตรโลหิตให้ได้ปริมาตร

DRC-16

คือ บุคคลที่มีน้ำหนักอยู่ในระหว่าง 45-50 kg. เลือดที่รับบริจาคจะมีขนาด 350 cc. ส่วนผู้ที่น้ำหนัก 50 kg. ขึ้นไปจะมีขนาด 450 cc. เพื่อให้พอเหมาะกับน้ำหนักเลือดแข็ง (Anti-coagulant) ที่มีอยู่ในถุงเลือดและต้องเขย่าผสมเลือดให้เข้ากันกับน้ำหนักเลือดแข็งในระหว่างการรับบริจาคโลหิต เพื่อป้องกันการเกิดก้อนเลือด (Fibrin blood clot) ซึ่งจะทำให้เกิดปัญหาในการนำไปให้กับผู้ป่วย หรืออาจเป็นอันตรายต่อผู้บริจาคเลือดได้เนื่องจากเสียเลือดมากเกินไป (Acute blood loss) เมื่อนำเลือดที่ได้ปริมาณพอดีกับน้ำหนักเลือดแข็งและได้รับการผสมน้ำยา ให้เข้ากันดีไปตีแยกส่วนประกอบของเลือด (Blood component) ก็จะได้ส่วนประกอบของเลือดที่มีคุณภาพ และช่วยให้เลือดมีความคงสภาพอยู่ได้นานยิ่งขึ้นด้วย อีกทั้งยังมีหลายปัจจัยที่มีผลต่อคุณภาพของเลือด [2, 3] ทำให้เจ้าหน้าที่ต้องทำงานอย่างหนักอีกทั้งในปัจจุบัน การให้บริการด้านรับบริจาคโลหิตทั้งภายในและภายนอกสถานที่ มีเจ้าหน้าที่ไม่เพียงพอที่จะดูแลการรับบริจาคเลือดและต้องเขย่าผสมเลือดให้เข้ากันน้ำยาในระหว่างรับบริจาคโลหิตได้ตลอดเวลา แต่เนื่องจากเครื่องเขย่าถุงโลหิตนี้ต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพงมาก ทำให้หน่วยรับบริจาคมีเครื่องมืออย่างจำกัดและไม่เพียงพอในการให้บริการ

จากข้อมูลในข้างต้นจึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้ได้นำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องเขย่าถุงโลหิต โดยจะใช้น้ำหนักและเขย่าถุงในเวลาเดียวกัน โดยนำหลักการประมาณค่าโพลต์หรือการประมาณที่เปลี่ยนไป [4, 5, 6] ของกระบวนการรับถุงโลหิตที่มีความสัมพันธ์กับปริมาตรหรือน้ำหนักของโลหิต การเปลี่ยนแปลงดังกล่าวของโพลต์จากกระบวนการจะทำให้แรงบิดที่เปลี่ยนแปลงเข้ามาควบคุมการทำงานของตัวควบคุม ซึ่งระบบควบคุมโดยทั่วไปของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงใช้หลักการเพิ่มค่ากระแสไฟฟ้าให้กับมอเตอร์เพื่อให้ได้แรงบิดและความเร็วรอบตามต้องการในภาวะที่มีแรงบิดเปลี่ยนแปลง โดยระบบควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงมีการนำตัวสังเกตมาใช้ในการประมาณค่าตัวแปรสแตตเพื่อนำไปใช้ในการควบคุมระบบเช่น วิธีการของ Full-state feedback Control [7] ผลของค่าแรงบิดที่เปลี่ยนแปลงจะทำให้เกิดความผิดพลาดขึ้นกับการประมาณค่าตัวแปรสแตตโดยใช้ตัวสังเกต ดังนั้นประสิทธิภาพของการควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงลดลง ในทางปฏิบัติค่าแรงบิดที่

เปลี่ยนแปลงนี้ไม่สามารถวัดได้โดยตรงแต่สามารถประมาณค่าได้

บทความนี้ได้นำเสนอวิธีการในการประมาณค่าแรงบิดโพลต์ และกระแสไฟฟ้าที่กระทำต่อมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเมื่อปริมาตรของโลหิตเปลี่ยนแปลงโดยใช้วิธีการชดเชยแบบปรับตัวได้เพื่อประมาณค่าของแรงบิดโพลต์ที่เปลี่ยนแปลงร่วมกับตัวสังเกตแบบปรับตัวที่สร้างจากหลักการของ Gradient Method ทำงานภายใต้ขอบเขตของระบบที่มีเสถียรภาพ ซึ่งเราจะได้อีกข้อมูลต่างๆ เช่นปริมาตรของโลหิตที่เปลี่ยนแปลงกับเวลา โดยไม่มีการติดตั้งเซ็นเซอร์เพิ่มเติม

2. สมการควบคุมและตัวสังเกตอันดับเต็มของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง เป็นอุปกรณ์ที่ใช้เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกล โดยควบคุมด้วยวิธี Armature Control ซึ่งใช้การปรับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนให้กับวงจรอาร์เมเจอร์ (Armature Circuit) เพื่อควบคุมความเร็วรอบโดยให้ค่ากระแสไฟฟ้าให้กับวงจรสนาม (Field Circuit) คงที่ซึ่งสามารถพิจารณาเฉพาะวงจรอาร์เมเจอร์ของมอเตอร์เนื่องจากกระแสที่ให้กับวงจรสนามมีค่าคงที่ทำให้สนามแม่เหล็กของมอเตอร์มีค่าคงที่ไปด้วยการควบคุมจะทำได้โดยการปรับเปลี่ยนค่าความต่างศักย์ที่ให้กับวงจรอาร์เมเจอร์ พิจารณาสมการแรงบิดและสมการสมมูลไฟฟ้าในรูปแบบ State space ได้ดังสมการที่ (1)

$$\begin{aligned}\dot{x} &= Ax + B_1V_a + B_2T_L \\ y &= Cx\end{aligned}\quad (1)$$

และตัวสังเกตอันดับเต็มของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ดังสมการที่ (2) โดยกำหนดให้ค่าที่มีสัญลักษณ์ " \wedge " คือค่าตัวแปรของตัวสังเกตที่ได้มาจากการประมาณค่าจากมอเตอร์ไฟฟ้าและค่า e คือค่าความผิดพลาดของความเร็วยุโรปที่เกิดขึ้นระหว่างมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงกับตัวสังเกต

$$\begin{aligned}\dot{\hat{x}} &= A\hat{x} + B_1V_a + B_2T_L + Le \\ y &= C\hat{x}\end{aligned}\quad (2)$$

โดยที่ $e = y - C\hat{x} = \omega - \hat{\omega}$ และ

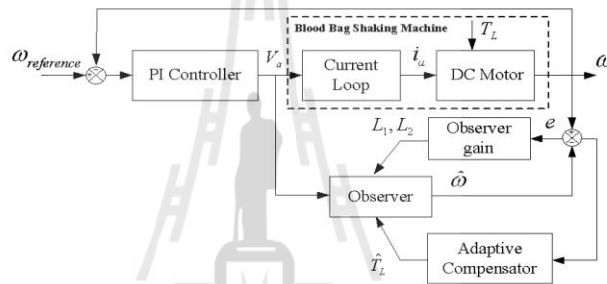
DRC-16

$$x = \begin{bmatrix} \omega \\ i_a \end{bmatrix}, A = \begin{bmatrix} -\frac{b}{I} & \frac{K_m}{I} \\ \frac{K_b}{L_a} & -\frac{R}{L_a} \end{bmatrix}, L = \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \end{bmatrix},$$

$$\dot{x} = \begin{bmatrix} \dot{\omega} \\ \dot{i}_a \end{bmatrix}, B_1 = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}, B_2 = \begin{bmatrix} -\frac{1}{I} \\ 0 \end{bmatrix}, C = [1 \ 0]$$

- T_L แรงบิดที่เปลี่ยนแปลง (N·m)
- b ค่าความหน่วงทางกล (N·m·s/rad)
- i_a กระแสไฟฟ้าของอาร์มเจอร์ (A)
- ω ความเร็วรอบ (rad/s)
- V_a ค่าความต่างศักย์ของอาร์มเจอร์ (V)
- R ค่าความต้านทานของอาร์มเจอร์ (Ω)
- L_a ค่าความเหนี่ยวนำของอาร์มเจอร์ (H)
- L_1, L_2 ค่าอัตราขยายของตัวสังเกต

- เมื่อ I โมเมนต์ความเฉื่อย ($\text{Kg} \cdot \text{m}^2$)
- K_m ค่าคงที่ของแรงบิด (N·m/A)
- K_b ค่าคงที่ของ Electromotive Force (V·s/rad)



รูปที่ 1 แผนภาพของตัวชดเชยแบบปรับตัวได้เพื่อใช้ในการประมาณแรงบิดโหลด

3. ตัวชดเชยแบบปรับตัวได้เพื่อใช้ในการประมาณ ปริมาตรหรือน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลง

ตัวชดเชยแบบปรับตัวได้เพื่อใช้ในการประมาณค่าแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลงจากวิธี Gradient Method [8] แสดงดังรูปที่ 1 จากสมการของมอเตอร์กระแสตรงในสถานะที่ระบบได้รับแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลงสามารถจัดรูปแบบได้คือ

$$bV_a = \ddot{\omega} + a_2\dot{\omega} + a_1\omega + \alpha_2\dot{T}_L + \alpha_1T_L \quad (3)$$

โดยที่ตัวแปรต่างๆในระบบมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงสามารถหาค่าได้และกำหนดให้ค่าตัวแปรที่มีเพียงค่าแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลง (\dot{T}_L) เพียงค่าเดียวที่เกิดการเปลี่ยนแปลงในการประมาณค่าตัวแปรสเตรต ดังนั้นเราจะได้สมการของตัวสังเกต ดังนี้

$$bV_a = \ddot{\omega} + \alpha_2\dot{\omega} + a_1\omega + \alpha_2\dot{T}_L + \alpha_1T_L \quad (4)$$

เมื่อ

$$b_1 = \frac{K_m}{L_a I}, a_1 = \left[\frac{Rb}{L_a I} + \frac{K_b K_m}{L_a I} \right], a_2 = \left[\frac{R}{L_a} + \frac{b}{I} \right],$$

$$\alpha_1 = \frac{R}{L_a I}, \alpha_2 = \left[\frac{1}{I} \right]$$

ดังนั้นหลักการทำงานของตัวชดเชยแบบปรับตัวได้คือการปรับค่าตัวแปร (\hat{T}_L) ให้ความแตกต่างระหว่างเอาต์พุตทั้งสองหมดไป โดยกำหนดให้ Loss Function (J) มีค่า

$$J(\hat{T}_L) = \frac{1}{2} e^2 \quad (5)$$

จากสมการที่ (3) และ (4) จะได้

$$\ddot{e} = -a_2\dot{e} - a_1e - \alpha_2(\dot{T}_L - \dot{\hat{T}}_L) - \alpha_1(T_L - \hat{T}_L) \quad (6)$$

DRC-16

เมื่อ $\dot{e} - \dot{\omega} - \ddot{\omega}$ และ $\dot{e} - \dot{\omega} - \ddot{\omega}$ การเปลี่ยนแปลงของตัวแปร (\hat{T}_L) ในทิศทาง Negative Gradient of Loss Function ดังนี้

$$\frac{\partial \hat{T}_L}{\partial t} = -\gamma \frac{\partial J}{\partial \hat{T}_L} = -\gamma e \frac{\partial e}{\partial \hat{T}_L} \quad (7)$$

จากสมการที่ (7) จะเห็นได้ว่าเมื่อเทียบกับ MIT Rule จะได้ว่าตัวแปรปรับตัวได้คือ

$$\frac{\partial e}{\partial \hat{T}_L} = -\frac{\partial \dot{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \quad (8)$$

โดยที่ γ คืออัตราการปรับตัวและเมื่อตัวแปรปรับตัว (\hat{T}_L) มีการเปลี่ยนแปลง จากสมการที่ (4) จะได้ว่า

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial \hat{T}_L} (bV_o) &= \frac{\partial^2}{\partial t^2} \left(\frac{\partial \dot{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \right) + a_2 \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial \dot{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \right) + a_1 \left(\frac{\partial \dot{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \right) \\ &+ \alpha_2 \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial \hat{T}_L}{\partial \hat{T}_L} \right) + \alpha_1 \left(\frac{\partial \hat{T}_L}{\partial \hat{T}_L} \right) \end{aligned} \quad (9)$$

โดยกำหนดให้ Sensitivity Function เท่ากับ

$$v = \frac{\partial \dot{\omega}}{\partial \hat{T}_L} \quad (10)$$

แทนสมการที่ (10) ในสมการที่ (9) จะได้สมการการเปลี่ยนแปลงของตัวแปรปรับตัว คือ

$$-\alpha_1 = \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} + a_2 \frac{\partial v}{\partial t} + a_1 v \quad (11)$$

4. ผลการจำลองสถานการณ์ระบบ

ในหัวข้อนี้จะแสดงผลการจำลองการประมาณค่าแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลงของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยใช้วิธีการชดเชยแบบปรับตัวได้เพื่อประมาณค่าของแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลงร่วมกับตัวสังเกตที่สร้างจากหลักการของ Gradient Method โดยมีค่าพารามิเตอร์ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแสดงดังตารางที่ 1

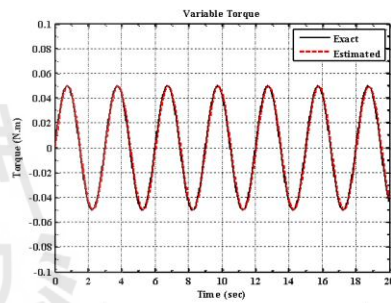
การศึกษากำลองสถานการณ์ระบบได้พิจารณาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงค่า $T_L(t)$ แบบฮาร์โมนิกส์ (Harmonic) เพื่อใช้ในการแยกแยะแรงแบบกำหนดค่าจาก

น้ำหนักของกระบอกรับตุงเล็ดที่กระทำกับระยะการหมุนของมอเตอร์ เมื่อกระบอกหนัก 100 g. ที่ระยะ 5 cm. โดยหมุนด้วยความเร็ว 20 rpm. ทำให้ได้ค่า load torque เท่ากับ $T_L(t) = 0.05\sin(2t)$ ดังรูปที่ 2

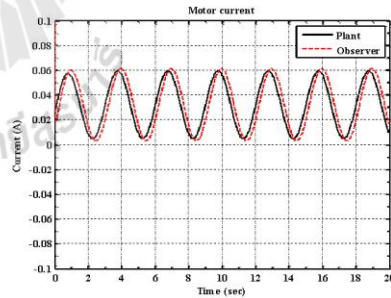
ตารางที่ 1 สัมประสิทธิ์มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

Parameter	Value	Unit
R	45.5	Ω
L_o	34.5	mH
I	3×10^{-3}	$\text{kg} \cdot \text{m}^2$
b	27×10^{-3}	$\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{s/rad}$
K_b	1.75	$\text{V} \cdot \text{s/rad}$
K_m	1.75	$\text{N} \cdot \text{m/A}$

หมายเหตุ ค่าต่างๆ ได้จากการวัดและกระบวนกลั่น



รูปที่ 2 แสดงค่า $T_L(t)$ และ $\hat{T}_L(t)$ ในกรณีที่ 1



รูปที่ 3 แสดงค่า $i_L(t)$ และ $\hat{i}_L(t)$ ในกรณีที่ 1

การทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงในภาวะกรรมที่ระบบได้รับแรงบิดที่เปลี่ยนแปลงจะทำให้มีการเปลี่ยนแปลงความเร็วรอบ โดยมีค่ากระแสไฟฟ้าจะเพิ่มขึ้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับค่าแรงบิดที่เปลี่ยนแปลงและการทำงานของตัวสังเกตเมื่อระบบได้รับแรงบิดโหลด

การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 29
1-3 กรกฎาคม 2558 จังหวัดนครราชสีมา



DRC-16

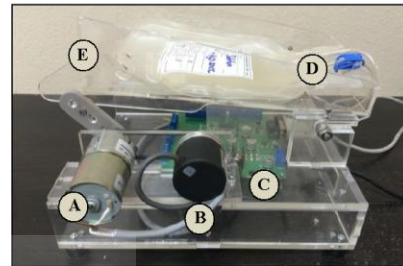
ที่เปลี่ยนแปลง การประมาณค่าตัวแปรสแตตของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงจะมีความผิดพลาดเกิดขึ้น ซึ่งผลจากการประมาณค่าแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลง และการประมาณค่าตัวแปรสแตต i_a (กระแส) โดยใช้วิธี Gradient Method ที่กระทำกับระบบของมอเตอร์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ แสดงในรูปที่ 3

5. ผลการทดลอง

ในการทดลองนี้ผู้วิจัยทำการเขียนอัลกอริทึมของตัวควบคุมด้วยโปรแกรม MATLAB/Simulink จากนั้นทำการเชื่อมต่อสัญญาณการควบคุมระหว่างคอมพิวเตอร์ด้วย Board ซึ่งเป็นบอร์ดอิเล็กทรอนิกส์ที่มีหน้าที่เป็นอุปกรณ์เชื่อมโยงระหว่างคอมพิวเตอร์กับอุปกรณ์ทดลองผ่านสาย Serial Cable ไปยัง PCI Serial Card ของคอมพิวเตอร์ ซึ่ง Board จะเชื่อมต่อกับโปรแกรมในส่วนเสริม Real - Time Windows Target เป็นบอร์ดที่สามารถควบคุมแบบ Real Time ซึ่งมีความสามารถในการรับ - ส่งสัญญาณที่มีลักษณะทั้ง D/A และ A/D โดยในการทดลองนั้น จะมี Power Amplifier เพื่อป้อนไฟฟ้ากระแสตรงให้แก่ Board ซึ่งจะทำการป้อนแรงดันและกระแสไปยังมอเตอร์ไฟฟ้าตามคำสั่งในอัลกอริทึมที่ทำการเขียนไว้ในโปรแกรม จากนั้นเมื่อมอเตอร์หมุน เช่น เซอร์โวความถี่ซึ่งอยู่ในรูป PWM ถูก ส่งต่อไปยัง Board เพื่อประมวลผลยังโปรแกรมควบคุมการทำงานต่อไป

เครื่องเขย่าถุงโลหิตที่ได้นำเสนอนี้ ใช้การหมุนของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยติดตั้งกับแกนรองรับ โดยปลายด้านหนึ่งรองรับกระบะถุงโลหิตเพื่อให้เกิดโมเมนต์สูงสุด ส่งผลให้เกิดกระแสสูงสุดขึ้นเพื่อหมุนแรงบิดโหลดจากปริมาณหรือน้ำหนักที่เปลี่ยนไป ส่วนปลายอีกด้านยึดติดกับโครงสร้างฐาน ซึ่งจําแนกกับแกนรองรับจะยึดติดกับแบบเยื้องศูนย์กลางการหมุนกับแกนการหมุนของเพลลาชั้บจากมอเตอร์เหมือนคานกระดกของข้อเหวี่ยง ทำให้กระบะรองรับโลหิตเกิดการเคลื่อนที่ขึ้นลงเป็นลักษณะฮาร์มอนิกตามความเร็วรอบของมอเตอร์ โดยมี เซอร์โววัดความเร็วรอบเพื่อใช้ในการควบคุม โดยออกแบบระบบควบคุมความเร็วแบบปิดที่มีตัวควบคุมพีอีดังแสดงในรูปที่ 4

โดยพิจารณาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงค่า $T_L(x)$ เป็น 2 กรณีดังนี้



รูปที่ 4 เครื่องเขย่าถุงโลหิต

A-- DC Motor, B-- Encoder, C-- Control board,

E-- Blood tray, D-- Blood Bag

ตารางที่ 2 ตารางแสดงปริมาณและน้ำหนักในถุงโลหิต

NO.	Substance in bag	Volume(cc.)	Weight(g)
1	Solution	63	120.85
2	Solution + H ₂ O 20 cc.	83	141.15
3	Solution + H ₂ O 40 cc.	103	162.79
4	Solution + H ₂ O 60 cc.	123	182.28
5	Solution + H ₂ O 80 cc.	143	206.96
6	Solution + H ₂ O 100 cc.	163	229.10
7	Solution + H ₂ O 150 cc.	213	285.83
8	Solution + H ₂ O 200 cc.	263	339.65
9	Solution + H ₂ O 250 cc.	313	387.98
10	Solution + H ₂ O 300 cc.	363	441.18
11	Solution + H ₂ O 350 cc.	413	493.32
12	Solution + H ₂ O 400 cc.	463	553.78

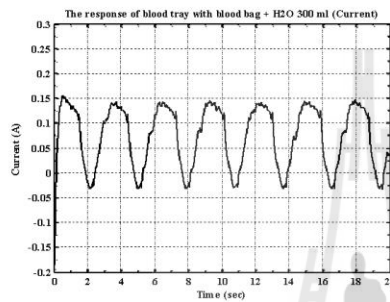
กรณีที่ 1 ระบบมีค่า $T_L(x)$ เปลี่ยนแปลงแบบฮาร์มอนิก (Hammonic) และมีโหลดคงที่ (Static Load) ในการทดลองเพื่อศึกษาการทำงานเมื่อมีโหลดคงที่นั้นเป็นการพิจารณาว่าถุงโลหิตที่ใส่อยู่ในกระบะรองรับนั้นมีปริมาณหรือน้ำหนักคงที่ เพื่อความสะดวกในการทดลองนี้ กำหนดให้ความหนาแน่นของเลือดใกล้เคียงกับความหนาแน่นของน้ำ โดยใช้น้ำในการทดสอบแทนเลือดเพื่อหาความสัมพันธ์ของปริมาณและน้ำหนักในถุงโลหิตจากการเปลี่ยนแปลงกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้น ในการทดลองจะเปลี่ยนแปลงปริมาณในถุงโลหิตดังแสดงในตารางที่ 2 และวัดค่าน้ำหนัก รวมถึงพิจารณาการตอบสนองของ



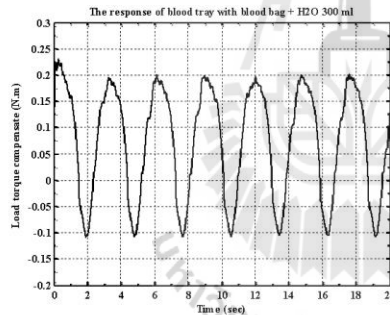
DRC-16

กระแสไฟฟ้าดังรูปที่ 5 เพื่อใช้ประมาณค่าแรงบิดโหลดที่กระทำกับมอเตอร์แสดงดังรูปที่ 6 ในการควบคุมเพื่อรักษาความเร็วรอบในการหมุนที่ 20 rpm ดังรูปที่ 7 ซึ่งเป็นตัวอย่างผลการตอบสนองของวงจรถัด No. 10 ที่มีของเหลวภายในเป็น Solution ผสมกับน้ำ 300 cc

$$\begin{aligned} \forall &= 4698\hat{i}_o - 325, \\ W &= 5051\hat{i}_o - 296, \\ \hat{T}_L &= 1.818\hat{i}_o - 0.0635 \end{aligned} \tag{12}$$

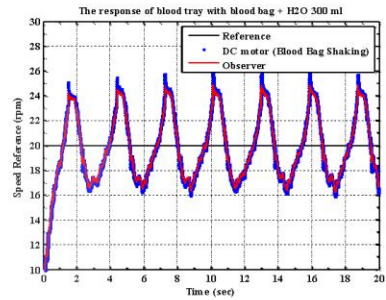


รูปที่ 5 แสดงกระแสของตัวสังเกต $\hat{i}_o(t)$ No.10 (Solution + H₂O 300 cc.)

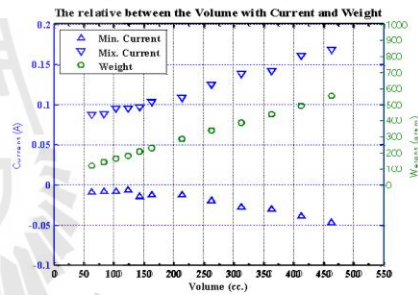


รูปที่ 6 แสดง Estimation Torque $\hat{T}_L(t)$ No.10 (Solution + H₂O 300 cc.)

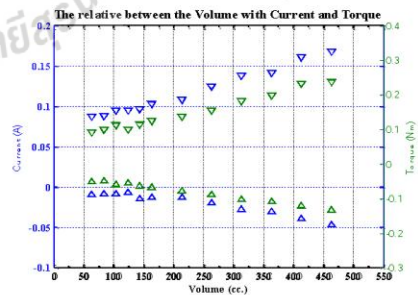
จากรูปที่ 8 และ 9 หากพิจารณาจากเกิดโมเมนต์สูงสุดที่ส่งผลให้เกิดกระแสสูงสุดขึ้นเพื่อหมุนแรงบิดโหลดจากปริมาตรหรือน้ำหนักที่เปลี่ยนแปลงไป ทำให้ได้ความสัมพันธ์ของกระแสไฟฟ้ที่ได้จากตัวสังเกต \hat{i}_o กับปริมาตร \forall และน้ำหนัก W อีกทั้งค่ากระแสไฟฟ้ยังเป็นฟังก์ชันกับภาระโหลดดังนี้



รูปที่ 7 แสดงผลการตอบสนองความเร็ว No.10 (Solution + H₂O 300 cc.)



รูปที่ 8 แสดงความสัมพันธ์กระแสของตัวสังเกต $\hat{i}_o(t)$ และน้ำหนักที่ปริมาตรต่างๆ



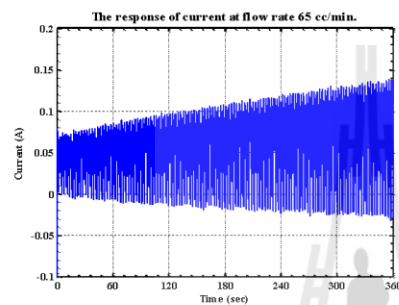
รูปที่ 9 แสดงความสัมพันธ์กระแสของตัวสังเกต $\hat{i}_o(t)$ และ Estimation Torque $\hat{T}_L(t)$ ที่ปริมาตรต่างๆ

DRC-16

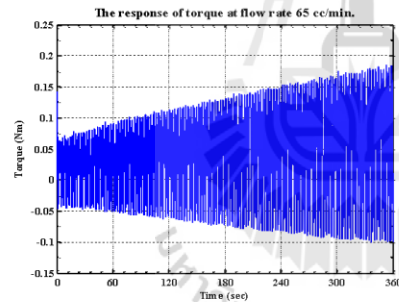
กรณีที่ 2 ระบบมีค่า $T_L(t)$ เปลี่ยนแปลงเมื่อมีลักษณะการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิห้อง มีอัตราการไหลดังนี้

- 65 cc/min (เวลาในการบริจากลือดที่ 6 นาที)
- 50 cc/min (เวลาในการบริจากลือดที่ 8 นาที)

ซึ่งกำหนดให้มีปริมาตรในถุงเลือด 400 ± 10 cc.

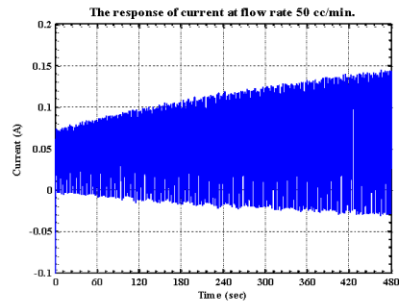


รูปที่ 10 แสดงกระแสของตัวส่งเกต $i_g(t)$ ที่อัตราการไหล 65 cc/min

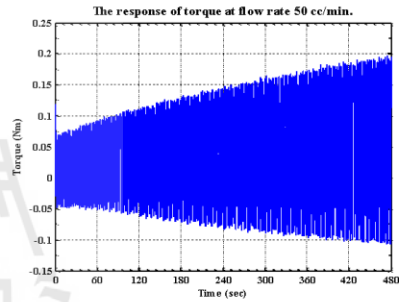


รูปที่ 11 แสดง Estimation Torque $\hat{T}_L(t)$ ที่อัตราการไหล 65 cc/min

ผลการทดลองการประมาณค่าปริมาตรของถุงเลือดที่ไหลเข้าถุงเลือด ความชันของการประมาณค่ากระแสไฟฟ้ากับแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลงที่กระทำต่อมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงมีความสัมพันธ์กันกับอัตราการไหลของเลือดและปริมาตรของถุงเลือดในระบบของเครื่องเขย่าเลือด กำลังในการหมุนเพื่อเขย่ากระบอกรับถุงเลือดที่มีปริมาตรที่เปลี่ยนไปด้วยวิธีการ โดยใช้วิธี Gradient Method ในการประมาณค่าภาระโหลดที่เกิดขึ้น แสดงดังรูปที่ 10, 11, 12 และ 13 ตามลำดับ



รูปที่ 12 แสดงกระแสของตัวส่งเกต $i_g(t)$ ที่อัตราการไหล 50 cc/min



รูปที่ 13 แสดง Estimation Torque $\hat{T}_L(t)$ ที่อัตราการไหล 50 cc/min

6. สรุป

ผลการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของถุงเลือด จะมีผลกระทบต่อกำลังบิดโหลด และกระแสไฟฟ้าของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นวิธีการชดเชยแบบปรับตัวได้เพื่อประมาณค่าของแรงบิดโหลดที่เปลี่ยนแปลงร่วมกับตัวส่งเกต ซึ่งข้อมูลที่ได้จะสามารถประมาณปริมาตรของถุงเลือด อัตราการไหลของเลือดและการทำระบบแจ้งเตือนในกรณีที่มีปริมาตรของเลือดใกล้กับจำนวนที่ต้องการและอัตราการไหลของเลือดที่ผิดปกติ เป็นต้น

7. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่สนับสนุนเครื่องมืออุปกรณ์ที่ใช้ในงานวิจัย และบริษัท มณีสุรีย์ กรุ๊ป จำกัด ที่ให้การสนับสนุนด้านทุนวิจัย

DRC-16

8. เอกสารอ้างอิง

- [1] ปรียานาท วงศ์จันทร์ (2550). ผู้มีคุณสมบัติเป็นผู้
บริจาคโลหิต, *วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่*,
มกราคม 2550, ปีที่ 40 ฉบับที่ 1, หน้า 1-10.
- [2] อุบล จรูญเรืองฤทธิ์ (2548). การคัดเลือกผู้บริจาค
โลหิต, *วารสารโลหิตวิทยาและเวชศาสตร์บริการโลหิต*,
มกราคม-มีนาคม 2548, ปีที่ 15 ฉบับที่ 1, หน้า 3-6.
- [3] วราวัตร ตั้งพูนผลวิวัฒน์ และ ชื่นฤทัย ยี่เขียน (2552).
ผลของการดื่มน้ำต่อความดันโลหิตของผู้ประสงค์บริจาค
โลหิตที่มีภาวะความดันโลหิตต่ำ, *วารสารโลหิตวิทยาและ
เวชศาสตร์บริการโลหิต*, ตุลาคม-ธันวาคม 2552, ปีที่ 19
ฉบับที่ 4, หน้า 271-276.
- [4] Khajomtraidat, C. and Srisertpol, J. (2010).
Simulation Studies of Position Control Systems for
Estimation of DC Motor Load Torque, *Proceedings of
the 9th WSEAS international Conference on Signal
Processing, Robotics and Automation*, University of
Cambridge, UK.
- [5] Khajomtraidat, C. and Srisertpol, J. (2010).
Torque Control for DC Servo Motor Using Adaptive
Load Torque Compensation, *Proceedings of
ICOSSSE'10*, Iwate Prefectural University, Iwate,
Japan.
- [6] Ata SEVINC (2003). A Full Adaptive Observer for
DC Servo Motors, *Proceeding of Turk Journal
Electrical Engineering*, Vol.11, pp.117-130.
- [7] Ogata, K (2010). *Modern Control Engineering*, 5th
edition, ISBN: 10: 0-13-713337-5, Pearson, New
Jersey.
- [8] Karl J. Åström and Björn Wittenmark (1995).
Adaptive Control, 2nd edition, Addison Wesley, USA.



มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขอมอบเกียรติบัตรฉบับนี้เพื่อแสดงว่า

นายจรรยาศักดิ์ พวงขุนทด และนายนิติศักดิ์ หนูมาน้อย
ได้รับรางวัลการประกวดสิ่งประดิษฐ์ ครั้งที่ ๙ ประจำปี ๒๕๕๘
รางวัลที่ ๒ ด้าน HARDWARE ระดับไม่เก็นบัณฑิตศึกษา
ที่ผลงาน เครื่องขยายอุณหภูมิ

ให้ไว้ ณ วันที่ ๓๑ มีนาคม ๒๕๕๘

(ศาสตราจารย์ ดร. สุกิจ ลิ้มจันทร์)
รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและนวัตกรรมการ
ประธานคณะกรรมการจัดการประกวดสิ่งประดิษฐ์

(ศาสตราจารย์ ดร. ประสาท สีบคำ)
อธิการบดี
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ประวัติผู้เขียน

นายจรูญศักดิ์ พวุกขุนทด เกิดเมื่อวันที่ 4 เมษายน พ.ศ. 2520 ที่จังหวัด ชัยภูมิ จบการศึกษา ระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนราชดำริ เขตประเวศ กรุงเทพมหานคร จบการศึกษาระดับประกาศนียบัตรวิชาชีพ จากโรงเรียนกองทัพบกอุบลัมภ์ ช่างกล ขส.ทบ. (ช่างไฟฟ้า) เมื่อปี พ.ศ. 2538 ได้รับประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูงจากโรงเรียนช่างฝีมือทหาร (ไฟฟ้าอิเล็กทรอนิกส์) เมื่อปี พ.ศ. 2540 สำเร็จการศึกษาได้รับปริญญาอุตสาหกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า) ปี พ.ศ. 2547 และในปีเดียวกันได้เปิดบริษัท มณีสุรย์ กรุ๊ป จำกัด โดยดำรงตำแหน่งกรรมการผู้จัดการบริษัท หลังจากนั้นได้เข้ารับการศึกษาระดับวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล (หลักสูตรวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์) ในปี พ.ศ. 2558 ขณะศึกษาได้เป็นอาจารย์พิเศษสอนรายวิชา ปฏิบัติการของสาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ได้แก่ ปฏิบัติการวิศวกรรมเครื่องกล 3 (ไฟฟ้าพื้นฐาน และการวัดสำหรับระบบควบคุม) ในระหว่างศึกษาระดับปริญญาโทได้นำเสนอผลงานวิชาการ จำนวน 2 เรื่องและได้รับรางวัลประกวดสิ่งประดิษฐ์อีก 1 รางวัล รายละเอียดมีปรากฏดังภาคผนวก ข.

