

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องดึงคอและหลัง

ELECTRIC TRACTION MACHINE



T110602



ฉพ.  
ธ ๒๕๕๓  
๒๕๕๓

เลขหมู่.....  
เลขทะเบียน... 110602  
วัน,เดือน,ปี... - 9 ๗๑, 2553

b. 12๒ ๕๕ ๖๒๒  
i.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแบบลงเนื้อหา และต้องขออนุญาตเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้  
พ.ศ. 2553  
KMITL-2010-EN-M-080-046

# **ELECTRIC TRACTION MACHINE**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF ENGINEERING IN CONTROL SYSTEM ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และเผยแพร่ไปยังเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2010

KMITL-2010-EN-M-080-046



**COPYRIGHT 2010**

**FACULTY OF ENGINEERING**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับใช้ในงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่าในรูปแบบใดๆ ทั้งสิ้น ยกเว้นทำมาเพื่อเผยแพร่โดยไม่คิดค่า และต้องยกย่องถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

หัวข้อวิทยานิพนธ์	เครื่องดึงคอและหลัง
นักศึกษา	นายชเนศ หอชะเอม
รหัสประจำตัว	48060504
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมระบบควบคุม
พ.ศ.	2553
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ศศ.ดร.นนทวัฒน์ จุลเดชะ

### บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ได้นำเสนอการพัฒนาและสร้างเครื่องดึงคอและหลัง (Electric Traction Machine) ซึ่งเป็นเครื่องมือที่ถูกใช้มากที่สุดเครื่องหนึ่งในแผนกกายภาพบำบัดในโรงพยาบาลต่างๆ โดยใช้ในการรักษาอาการของโรคกระดูกคอและหลังเสื่อม (Cervical and Lumbar Spondylosis) และ โรคหมอนรองกระดูกปลิ้น (Herniated Disk) คุณสมบัติหลักของเครื่องที่พัฒนาและสร้างขึ้นคือ สามารถสร้างแรงดึง ได้ตั้งแต่ 1.5 kgf ถึง 60 kgf แรงดึงที่สร้างขึ้นมีสองชนิดคือ แรงดึงแบบคงที่ (Static traction) และ แรงดึงแบบเป็นจังหวะ (Intermittent traction) ระบบการสร้างแรงดึงของเครื่องใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงชนิดแม่เหล็กถาวรขนาด 24 V 36 W 8.6 rpm ที่มีระบบเกียร์ลดทอนความเร็วรอบต่ออยู่กับชุดทางกลสำหรับการดึงเชือก ระบบการจับมอเตอร์จับด้วยวงจรถับแบบอิเล็กทรอนิกส์กำลังเพื่อทำให้การควบคุมมอเตอร์มีประสิทธิภาพสูง อุปกรณ์วัดแรงดึงเป็นอุปกรณ์ชนิด Strain Gauge ระบบควบคุมแรงดึงใช้การควบคุมแบบ Digital ชนิด PI ส่วนการจัดการบริหารการทำงานทั้งหมดของเครื่องนี้ใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ชนิด PSoC (Programmable System on Chips) นอกจากนั้นการทำงานของเครื่องมีระบบความปลอดภัยในการใช้งานหลายระบบเพื่อป้องกันให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วย การใช้งานเครื่องง่ายไม่ซับซ้อนสามารถตรวจสอบการทำงาน และปรับแต่งข้อมูลการทำงานได้สะดวก ผลการทดลองเครื่องต้นแบบในแผนกกายภาพบำบัดสามารถใช้งานได้ตามข้อกำหนดของแพทย์ และ ราคาของเครื่องที่สร้างมีราคาถูกกว่าเครื่องที่เคยจัดซื้อจากต่างประเทศถึง 5 เท่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<b>Thesis Title</b>	Electric Traction Machine
<b>Student</b>	Mr. Thanet Hocha-aim
<b>Student ID.</b>	48060504
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Control Engineering
<b>Year</b>	2010
<b>Thesis Advisor</b>	Asst.Prof. Dr. Nontawat Chuladaycha

## ABSTRACT

This thesis presents the developing and building the Electric Traction Machine where it is most used in the physical therapy department of a hospital for curing the Cervical and Lumbar Spondylosis and Herniated Disk. This machine can generate the traction force from 1.5 kgf to 60 kgf with Static traction and Intermittent traction qualifications. The traction system actuator of this machine is a Permanent Magnet DC Motor (24 V, 36 W, 8.6 rpm). This motor has a gear system connected to the mechanical system used for traction. In order to control motor for high efficiency, the power electronic circuit is used for the motor drive system. Measuring device is a strain gauge used to measure the traction force. An effective technique of a digital control system with digital PI controller is used to control this machine. The management of the whole process of the Electrical Traction Machine is operated by PSoC (Programmable System on Chips). There is a safety system stand by all time to keep the patients away from dangerous. The machine is easy to use, check up and convenient to adjust. The experimental result of the pilot machine used in the physical therapy department is shown that it can be implemented according to the medical term while the price of this machine is 5 times cheaper than a foreign one.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างดี ด้วยความรู้ คำแนะนำ และคำปรึกษาในการแก้ไข ปัญหาต่างๆ อย่างดียิ่งจาก ผศ.ดร.นนทวัฒน์ จุลเดชะ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผู้วิจัย ขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.ชนินทร์ บุญลักษณ์านุสรณ์ รศ.สุเชียร เกียรติสุนทร และ อ.เทพจิตร เขยโกคา ผู้ซึ่งถ่ายทอดวิชาความรู้ และประสบการณ์อันล้ำค่ายิ่งแก่ผู้วิจัย

ขอขอบคุณ คุณวิโรจน์ วุฒิ คุณอมต หลวงพล คุณเอื้อพร ตั้งสุวรรณ และคุณวันเพ็ญ พ่วงเขียว ที่ให้ความช่วยเหลือ คำแนะนำต่างๆ และเป็นกำลังใจให้เสมอ

ขอขอบคุณ เพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ในห้องวิจัยการควบคุมการแปลงรูปพลังงาน (PCC108) ทุกคน ที่ให้คำแนะนำต่างๆ และให้กำลังใจเสมอมา

สุดท้ายนี้ขอขอบคุณครอบครัวของผู้วิจัยสำหรับการสนับสนุน และการส่งเสริมในทุกด้าน จนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างดี คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์นี้ขอมอบ แต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ธนศ หอชะเอม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.4 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีการทำงาน การพัฒนา และการสร้างเครื่องดึงคอและหลัง.....	4
2.1 บทนำ.....	4
2.2 คุณสมบัติทั่วไปของเครื่องดึงคอและหลัง.....	4
2.3 โครงสร้างระบบการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง.....	5
2.4 มอเตอร์ไฟฟ้าต้นกำลังและระบบทางกล.....	6
2.5 วงจรการทำงานของมอเตอร์.....	11
2.6 อุปกรณ์วัดแรงดึงและวงจรประกอบการวัดแรงดึง.....	14
2.7 ระบบความปลอดภัยของผู้ป่วย.....	16
2.7.1 ระบบความปลอดภัยโดยสาย Patient Stop.....	16
2.7.1.1 เมื่อสาย Patient Stop ไม่ได้ต่อเชื่อมกับเครื่องดึงคอและหลัง.....	16
2.7.1.2 เมื่อผู้ป่วยกดปุ่มสัญญาณที่สาย Patient Stop เพื่อหยุด การทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง.....	17
2.7.2 ระบบความปลอดภัยโดยสายด้วยระบบทางกล.....	18
2.8 ไมโครคอมพิวเตอร์ PSoC.....	18
2.8.1 PSoC Master และ PSoC Slave.....	19
2.8.1.1 PSoC Master PSM1.....	19

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์หรือสงวนชื่อการค้าของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาติให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.8.1.2 PSoC Slave PSS1 .....	19
2.8.2 วงจร Watchdog.....	27
2.9 ระบบควบคุมมอเตอร์.....	28
<b>บทที่ 3 ผลการทดลอง.....</b>	<b>30</b>
3.1 บทนำ.....	30
3.2 การทดลองการสร้างแรงดึงของเครื่องดึงคอกและหลัง.....	31
3.3 การทดลองการทำงานของวงจรขับมอเตอร์.....	32
3.4 การทดลองอุปกรณ์วัดแรงดึง.....	35
3.5 การทดลองการควบคุมแรงดึง.....	36
3.5.1 การทดลองการตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Step.....	36
3.5.2 การทดลองการตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Ramp.....	36
3.5.3 การทดลองการรักษาแรงดึงเมื่อแหล่งจ่ายไฟฟ้าเปลี่ยนไป.....	38
3.6 การทดลองระบบความปลอดภัย ระบบตรวจสอบการทำงาน ระบบแจ้งอาการ บกพร่อง และ ระบบปรับแต่งของเครื่องดึงคอกและหลัง.....	39
3.6.1 ระบบรักษาความปลอดภัยต่อผู้ป่วย.....	39
3.6.2 ระบบตรวจสอบการทำงานของเครื่องดึงคอกและหลัง.....	39
3.6.3 ระบบแจ้งอาการบกพร่อง.....	40
3.6.4 ระบบปรับแต่งเครื่องดึงคอกและหลัง.....	40
<b>บทที่ 4 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....</b>	<b>41</b>
<b>เอกสารอ้างอิง.....</b>	<b>43</b>
<b>ภาคผนวก.....</b>	<b>44</b>
ภาคผนวก ก. งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการดึงคอกและหลัง.....	45
ภาคผนวก ข. วิธีการคำนวณค่า $K_p$ และ $T_i$ ตามเอกสารอ้างอิงของ IBRAHIM Dogan ...	49
ภาคผนวก ค. ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	53

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ (ต่อ)

ประวัติผู้เขียน .....	หน้า 59
-----------------------	---------



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 ผลการทดสอบอุปกรณ์วัดแรงดึงและวงจรประกอบ.....	35
ข.1 ตารางของ Ziegler - Nichols.....	51



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แรงดึงแบบคงที่.....	5
2.2 แรงดึงแบบเป็นจังหวะ .....	5
2.3 ลักษณะการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง.....	6
2.4 ระบบควบคุมแรงดึง.....	6
2.5 เครื่องดึงคอและหลังถูกสั่งให้ทำงาน.....	8
2.6 เครื่องดึงคอและหลังถูกสั่งไม่ให้ทำงาน.....	8
2.7 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงชนิดแม่เหล็กถาวร 24 V 36 W 2000 rpm ต่อกับเกียร์ลดทอนความเร็วรอบทำให้ความเร็วรอบลดเหลือ 8.6 rpm.....	9
2.8 ด้านข้างของเครื่องดึงคอและหลัง.....	10
2.9 ด้านบนของเครื่องดึงคอและหลัง.....	11
2.10 DC/DC Converter Full – bridge.....	12
2.11 รูปแบบการทำงานของวงจรขับมอเตอร์.....	12
2.12 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ชนิด Bootstrap.....	13
2.13 อุปกรณ์วัดแรงดึง.....	15
2.14 การติดตั้งอุปกรณ์วัดแรงดึง.....	15
2.15 วงจรประกอบอุปกรณ์วัดแรงดึง.....	16
2.16 วงจรระบบความปลอดภัยของผู้ป่วย.....	17
2.17 วงจรระบบความปลอดภัย วงจรขับมอเตอร์ และวงจรประกอบอุปกรณ์วัดแรงดึง.....	18
2.18 โครงสร้างภายในของ PSoC Master PSM1.....	20
2.19 โครงสร้างภายในของ PSoC Slave PSS1.....	20
2.20 Digital Block ภายในของ PSoC Master PSM1.....	21
2.21 Analog Block ภายในของ PSoC Master PSM1.....	22
2.22 Port ภายในของ PSoC Master PSM1.....	23
2.23 Digital Block ภายในของ PSoC Slave PSS1.....	24
2.24 Analog Block ภายในของ PSoC Slave PSS1.....	25
2.25 Port ภายในของ PSoC Slave PSS1.....	26
2.26 ระบบบริหารจัดการด้วย PSoC และ ส่วนแสดงผล.....	27
2.27 แผ่นหน้าปัด และ เป็นกดป้อนข้อมูล.....	28

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.28 ระบบควบคุมแบบคิติดอลชนิด PI.....	28
2.29 ไดอะแกรมอย่างง่ายของการใช้งานเครื่องคึงคอกและหลัง .....	29
3.1 เครื่องคึงคอกและหลังที่ได้พัฒนาสร้างขึ้น .....	30
3.2 ผลการตอบสนองของส่วนสร้างแรงคึงของเครื่องคึงคอกและหลังโดยป้อนแรงคึงไฟฟ้า ชนิด Step ขนาด 2.5 V .....	31
3.3 สัญญาณขับเคลื่อนคึงเชือก CH1 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q1 CH2 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q3.....	32
3.4 สัญญาณขับเคลื่อนคลายเชือก CH1 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q3 CH2 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q1.....	33
3.5 สัญญาณขับเคลื่อนมอเตอร์ที่ Duty Cycle 20% CH1 คือ กระแสไฟฟ้าไหลเข้ามอเตอร์ (2 A/div) CH2 Duty Cycle 20% .....	33
3.6 สัญญาณขับเคลื่อนมอเตอร์ที่ Duty Cycle 40% CH1 คือ กระแสไฟฟ้าไหลเข้ามอเตอร์ (2 A/div) CH2 Duty Cycle 40% .....	34
3.7 สัญญาณขับเคลื่อนมอเตอร์ที่ Duty Cycle 60% CH1 คือ กระแสไฟฟ้าไหลเข้ามอเตอร์ (2 A/div) CH2 Duty Cycle 60% .....	34
3.8 กราฟผลการทดสอบอุปกรณ์วัดแรงคึงและวงจรถอบ .....	35
3.9 การตอบสนองการสร้างแรงคึงแบบ Step จาก 45 kg ไปเป็น 70 kg CH1 คือ คำสั่งสร้าง แรงคึง (25 kg/div) CH2 แรงคึงที่สร้างขึ้น (25 kg/div).....	36
3.10 การตอบสนองการสร้างแรงคึงแบบ Ramp จาก 1.5 kg ไปเป็น 50 kg แบบแรงคึงคงที่ CH1 คือ คำสั่งสร้างแรงคึง (25 kg/div) CH2 แรงคึงที่สร้างขึ้น (25 kg/div) .....	37
3.11 การตอบสนองการสร้างแรงคึงแบบ Ramp แบบเป็นจังหวะ CH1 คือ คำสั่งสร้างแรงคึง (25 kg/div) CH2 แรงคึงที่สร้างขึ้น (25 kg/div) .....	37
3.12 การทำงานของระบบควบคุมและวงจรมอเตอร์ CH1 คือ แรงคึง (25 kg/div) CH2 กระแสไฟฟ้าที่ไหลเข้ามอเตอร์แรงคึงที่สร้างขึ้น (2 A/div) .....	38
3.13 การทดลองการสร้างแรงคึง 45 kg แล้วให้แรงคึงไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายเปลี่ยนไป .....	38
4.1 เครื่องคึงคอกและหลังที่สร้างเสร็จสมบูรณ์ .....	41
ข.1 การทดสอบระบบด้วยสัญญาณ Step เพื่อหาค่า $T_D$ , $T_I$ และ $K$ .....	51
ข.2 ผลการทดสอบระบบด้วยสัญญาณ Step เพื่อหาค่า $T_D$ , $T_I$ และ $K$ .....	52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันในแผนกกระดูกและข้อของโรงพยาบาลต่างๆ สังเกตได้ว่ามีจำนวนผู้ป่วยเข้ามา รักษาเป็นจำนวนมากขึ้น แต่เมื่อศึกษาข้อมูลของชนิดอาการของผู้ป่วย พบว่าผู้ป่วยที่มีอาการปวดคอและหลังมีปริมาณเพิ่มสูงขึ้นมากทุกๆปี ทางกรมแพทย์ได้พยายามศึกษาหาสาเหตุของอาการปวดดังกล่าว สามารถแยกกลุ่มของผู้ป่วยได้เป็นสองกลุ่มใหญ่คือ กลุ่มแรกเป็นผู้ป่วยที่ใช้แรงงานในการทำงาน เช่น คนงานในโรงงานอุตสาหกรรมและกรรมกรผู้ใช้แรงงาน กลุ่มที่สองเป็นกลุ่มที่ทำงานในสำนักงาน เช่น พนักงานธุรการ พนักงานพิมพ์งาน และ พนักงานป้อนข้อมูล เป็นต้น ผลการศึกษาสามารถสรุปสาเหตุการเกิดอาการปวดแยกได้ตามกลุ่มทั้งสองคือ ในกลุ่มแรกเกิดจากการใช้กล้ามเนื้อในการทำงานเกินกำลัง ทำงานเป็นเวลานานเกินไป หรือ ใช้กล้ามเนื้อในการทำงานผิดธรรมชาติ กลุ่มที่สองเกิดจากการใช้คอมพิวเตอร์เป็นเวลานาน หรือ การจัดโต๊ะทำงานไม่เหมาะสม ทำให้กล้ามเนื้อทำงานผิดรูปร่าง สองกลุ่มนี้ส่วนใหญ่มีอาการของโรคกระดูกคอและหลังเสื่อมหรือโรคหมอนรองกระดูกปลิ้น นอกจากนี้อาจมีผู้ป่วยอีกกลุ่มหนึ่งที่มีจำนวนน้อยกว่าสองกลุ่มแรกคือ กลุ่มของนักกีฬา ที่มีอาการปวดจากการเล่นกีฬา ซึ่งเกิดจากการทำงานของกล้ามเนื้อมากเกินไป อาการปวดคอและหลังถึงแม้ว่าไม่ได้ทำให้ผู้ป่วยเป็นอันตรายถึงชีวิต แต่มีผลทำให้ผู้ป่วยเกิดความรำคาญ ทำให้ชีวิตไม่มีความสุข และคุณภาพชีวิตลดลง วิธีการรักษาในปัจจุบันมีสามวิธีคือ การรักษาโดยทางยา การรักษาโดยการผ่าตัด และการรักษาโดยวิธีการกายภาพบำบัด การรักษาโดยทางยาสามารถช่วยระงับอาการ ได้ส่วนหนึ่ง แต่ก็มีปัญหาเนื่องจากยาที่เกี่ยวข้องกับโรคกระดูกและข้อมีผลข้างเคียงหลายอย่าง การรักษาโดยการผ่าตัดซึ่งอาจเป็นการรักษาโดยตรง แต่มีอันตรายสูงเพราะบริเวณส่วนหลังมีเส้นประสาทที่มีความละเอียดอ่อนเป็นจำนวนมาก การผ่าตัดอาจมีผลข้างเคียงได้ ดังนั้นการรักษาโดยวิธีการกายภาพบำบัดซึ่งมีผลข้างเคียงน้อยจึงได้รับความนิยมมากขึ้น สังเกตได้จากในปัจจุบันสถานพยาบาลต่างๆทั้งขนาดเล็ก กลาง ใหญ่ ก็จะมีแผนกกายภาพบำบัดทั้งสิ้น

การรักษาอาการของโรคปวดคอและหลังโดยวิธีการกายภาพบำบัด ด้วยเครื่องดึงคอและหลัง สามารถช่วยลดภาวะของการกดทับต่อเส้นประสาท และ ช่วยในการยืดคลายการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อได้อย่างมาก เครื่องนี้จึงถูกเลือกเป็นอุปกรณ์หลักอย่างหนึ่งในแผนกกายภาพบำบัด สังเกตได้จากกรณีที่มีการตั้งงบประมาณสั่งซื้อเป็นจำนวนมาก (เฉพาะในส่วนราชการ ปี 2548 จำนวน 13 เครื่อง ปี 2549 จำนวน 4 เครื่อง ปี 2550 จำนวน 15 เครื่อง ปี 2551 จำนวน 11 เครื่อง ปี 2552 จำนวน 17 เครื่อง ปี 2553 ภายในเดือนมกราคม 5 เครื่อง) ราคาเครื่องโดยเฉลี่ย 350,000 บาทต่อเครื่อง เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องที่จัดซื้อเหล่านี้ต้องนำเข้ามาจากต่างประเทศทั้งสิ้น ซึ่งเมื่อได้มีการศึกษาการทำงานภายในของเครื่อง ก็สังเกตเห็นได้ว่าด้วยความรู้และเทคโนโลยีภายในประเทศน่าจะสามารถพัฒนาและสร้างเครื่องนี้ได้อย่างแน่นอน นอกจากนั้นจากการสอบถามเจ้าหน้าที่ที่ใช้งานเครื่อง ส่วนใหญ่มีความกังวลเรื่องการบำรุงรักษาเครื่อง โดยอยากให้เครื่องผลิตได้ภายในประเทศที่ใช้เทคโนโลยีไม่ซับซ้อนสามารถซ่อมแซมได้รวดเร็ว ผลการสืบค้นข้อมูลงานวิจัยที่เคยพัฒนาและสร้างเครื่องดังกล่าวและหลังภายในประเทศ พบว่ามีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังนี้ โดยคณะวิจัยจากมหาวิทยาลัยขอนแก่น [1] และ คณะวิจัยจากมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ [2] แต่เครื่องที่พัฒนาจากทั้งสองมหาวิทยาลัยดังกล่าวยังมีสิ่งที่จะต้องปรับปรุงคือ ประการที่หนึ่ง โครงสร้างของเครื่องเป็นระบบทางกลอย่างง่าย ทำให้การใช้งานไม่สะดวก ดังเช่น การดึงเชือกและคลายเชือกต้องปรับทิศทางการหมุนของมอเตอร์โดยตรงก่อนเสมอทำให้การปรับเชือกให้เหมาะสมกับผู้ป่วยทำได้ลำบาก ประการที่สอง ไม่มีระบบควบคุมแบบอัตโนมัติทำให้การรักษาแรงดึงให้คงที่ทำได้ ไม่สามารถปรับอัตราเพิ่มของแรงดึงและรูปแบบของแรงดึง ประการที่สาม ไม่มีระบบรักษาความปลอดภัยแบบหลายระบบเพื่อเสริมการป้องกันอันตรายต่อผู้ป่วย ประการที่สี่ การควบคุมการหมุนของมอเตอร์ทำโดยเทคนิคการปรับความต้านทานที่ต่อเสริมเข้าที่ขดลวด Armature ของมอเตอร์ ทำให้การทำงานของเครื่องมีประสิทธิภาพต่ำ และประการสุดท้ายอุปกรณ์การวัดแรงดึงใช้ Load Cell แบบสำเร็จรูปซึ่งมีราคาค่อนข้างสูงทำให้ราคาของเครื่องแพงเกินไป

ดังนั้นคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง และ สถาบันวิจัยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทยได้เห็นความเป็นไปได้ดังกล่าว จึงได้ริเริ่มให้มีการวิจัยพัฒนาและสร้างเครื่องดังกล่าวและหลังสำหรับแผนกกายภาพบำบัด วิทยานิพนธ์เล่มนี้จึงเป็นการเสนอขั้นตอนการพัฒนาและสร้างเครื่องดังกล่าวและหลัง ซึ่งสามารถช่วยลดค่าใช้จ่ายในการนำเข้าจากต่างประเทศ และ การที่สามารถสร้างเครื่องได้ด้วยราคาที่ถูกลงกว่าก็มีผลทำให้ปริมาณจัดสร้างเครื่องทำได้มากขึ้น ผู้ป่วยก็มีโอกาสที่ได้เข้าถึงการใช้เครื่องมือมากขึ้น

## 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อการพัฒนาและสร้างเครื่องดังกล่าวและหลัง สำหรับแผนกกายภาพบำบัด โดยสามารถสร้างแรงดึงทั้งขนาด ความเร็วในการดึง และช่วงเวลาการรักษา ได้ตามที่แพทย์ต้องการ นอกจากนั้นต้องเป็นเครื่องมือที่ใช้งานสะดวก เจ้าหน้าที่เทคนิคของแผนกกายภาพบำบัดต้องใช้งานได้ง่าย เป็นเครื่องที่ต้องมีระบบตรวจสอบตัวเองว่ามีความพร้อมก่อนเริ่มทำงานและสามารถตรวจสอบการทำงานระหว่างการรักษา อีกทั้งเนื่องด้วยเครื่องนี้ต้องทำงานกับผู้ป่วยจึงจำเป็นต้องมีระบบป้องกันความปลอดภัยให้ผู้ป่วยหลายระบบ โดยแต่ละระบบต้องมีความน่าเชื่อถือได้สูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 1.3 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

เครื่องดัดคอและหลังนี้ สร้างแรงดึงจากมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงชนิดแม่เหล็กถาวร แรงดันไฟฟ้าต่ำ 24 V ขนาด 36 W โดยวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลัง DC/DC Converter Full – bridge ซึ่งสามารถควบคุมมอเตอร์ให้ทำงานได้มีประสิทธิภาพสูง และ มีความแม่นยำในการสร้างแรงดึง การวัดแรงดึงใช้อุปกรณ์วัดแรงชนิด Strain Gauge ส่วนการบริหารการทำงานของเครื่องทั้งหมดเป็นแบบ Digital ที่มีไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ PSoc ต่อเป็นระบบ Master – Slave การบริหารการทำงานนี้ประกอบด้วยส่วนย่อยๆ หลายส่วน คือ ส่วนควบคุมแรงดึงแบบ Digital ชนิด PI ส่วนควบคุมการแสดงผล ส่วนควบคุม Keyboard ส่วนรักษาความปลอดภัยให้ผู้ป่วย และส่วนตรวจสอบการทำงานของระบบ

### 1.4 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์เล่มนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 4 บท โดยในแต่ละบทมีรายละเอียดดังนี้

บทที่ 1 บทนำ เป็นบทที่กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

บทที่ 2 ทฤษฎีการทำงาน การพัฒนา และการสร้างเครื่องดัดคอและหลัง บทนี้ ประกอบด้วยการอธิบายการทำงานแต่ละส่วนของเครื่อง ได้แก่ มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงชนิดแม่เหล็กถาวรที่เลือกใช้ วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์แบบ DC/DC Converter Full – bridge อุปกรณ์วัดแรงดึง Strain Gauge และวงจรประกอบการทำงานของ Strain Gauge การทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ PSoc วงจรควบคุมแบบ Digital ชนิด PI และการพัฒนาโปรแกรมการควบคุม การทำงานของส่วนป้อนข้อมูลและส่วนแสดงผล ระบบตรวจสอบตัวเอง และระบบรักษาความปลอดภัยของผู้ป่วย รวมถึงการพัฒนา และสร้างเครื่องดัดคอและหลัง

บทที่ 3 ผลการทดลอง แสดงถึงผลการทดลองของเครื่องที่ได้พัฒนาและสร้างขึ้นตามเงื่อนไขที่แพทย์ต้องการ และผลการทดสอบระบบความปลอดภัย

บทที่ 4 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ บทนี้นำผลการทดลองที่ได้จากบทที่แล้วนำมาสรุปเปรียบเทียบกับทางทฤษฎี และนำเสนอแนวทางในการพัฒนาสร้างเครื่องรุ่นใหม่ต่อไป

## บทที่ 2

# ทฤษฎีการทำงาน การพัฒนา และ การสร้างเครื่องดึงคอและหลัง

### 2.1 บทนำ

บทนี้อธิบายคุณสมบัติโดยทั่วไปของเครื่องดึงคอและหลัง หลังจากนั้นอธิบายถึงทฤษฎีการทำงาน การพัฒนา และ การสร้าง แต่ละส่วนของเครื่องซึ่งประกอบด้วย มอเตอร์ไฟฟ้าต้นกำลังและระบบดึงเชือก วงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลังที่ทำหน้าที่ขับเคลื่อนการทำงานของมอเตอร์ อุปกรณ์วัดแรงดึงด้วย Strain Gauge และ วงจรประกอบการทำงานของ Strain Gauge ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ PSoc ระบบรักษาความปลอดภัยของผู้ป่วย และระบบควบคุมแรงดึงของมอเตอร์

### 2.2 คุณสมบัติทั่วไปของเครื่องดึงคอและหลัง

เครื่องดึงคอและหลังที่พัฒนาและสร้างขึ้นในงานวิจัยนี้มีคุณสมบัติที่สำคัญคือ ต้องสามารถสร้างแรงดึงได้สองชนิดคือ แรงดึงแบบคงที่ (เพื่อรักษาอาการที่กระดูก) ดังแสดงตามรูปที่ 2.1 และแรงดึงแบบเป็นจังหวะ (เพื่อรักษาอาการที่กล้ามเนื้อ) ตามรูปที่ 2.2

นิยามของข้อมูลตามรูปที่ 2.1 และ 2.2 คือ

F1 : แรงดึงสูงสุด

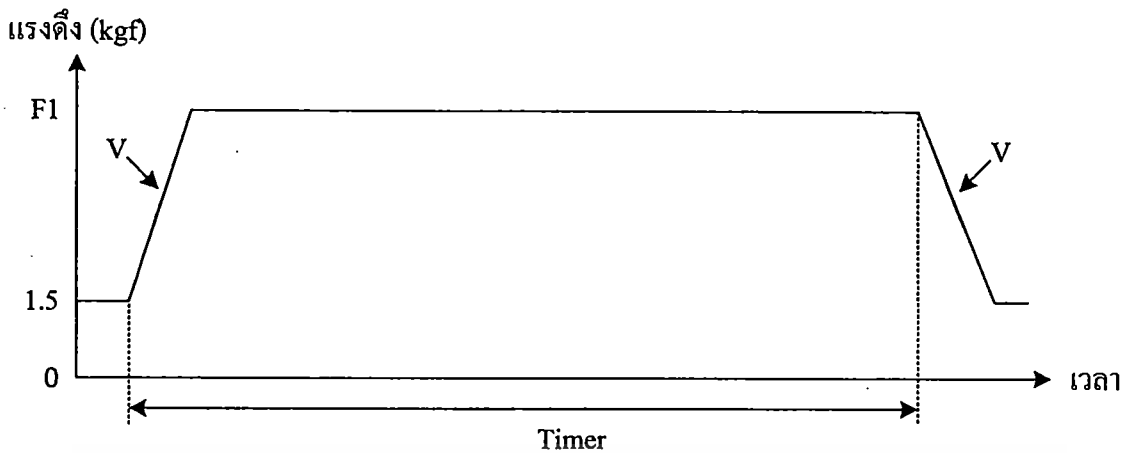
T1 : ระยะเวลาของการดึงด้วยแรงดึงสูงสุด

F2 : แรงดึงต่ำสุดเมื่อมีการทำงานแบบเป็นจังหวะ

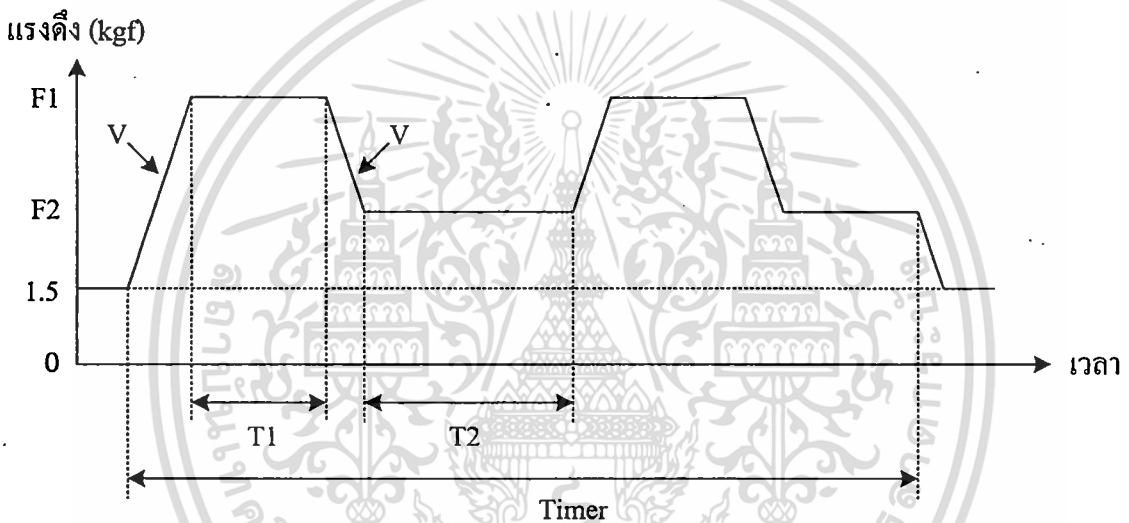
T2 : ระยะเวลาของการดึงด้วยแรงดึงต่ำสุดเมื่อมีการทำงานแบบเป็นจังหวะ

V : อัตราของการเปลี่ยนแปลงของแรงดึง

Timer : ระยะเวลาทำการรักษา



รูปที่ 2.1 แรงดึงแบบคงที่



รูปที่ 2.2 แรงดึงแบบเป็นจังหวะ

แรงดึงต่ำสุดที่สามารถสร้างได้ 1.5 kgf

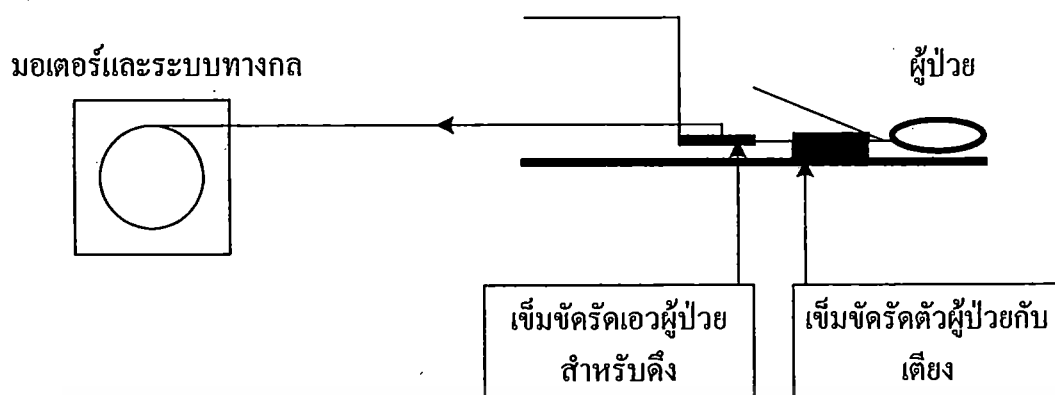
แรงดึงสูงสุดที่สามารถสร้างได้ 60 kgf

ระยะเวลาสูงสุดในการทำการรักษาได้ 60 นาที

### 2.3 โครงสร้างระบบการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง

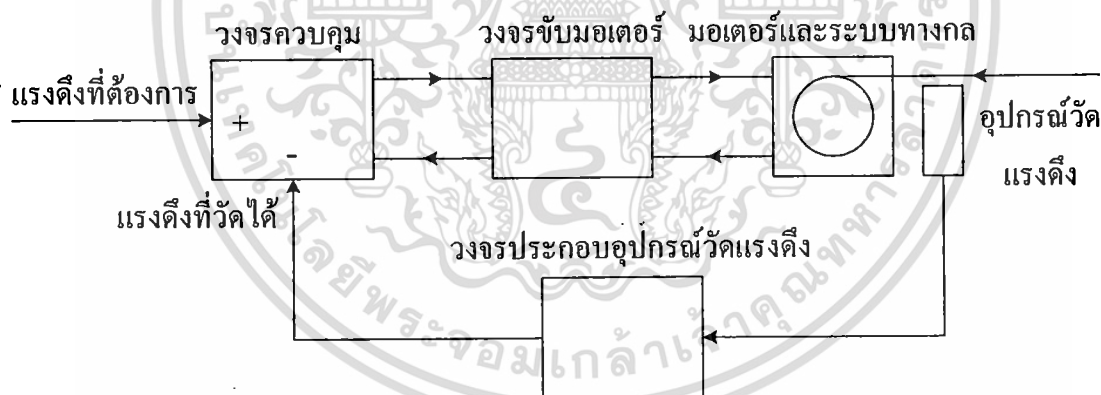
เครื่องดึงคอและหลังสร้างแรงดึงจากมอเตอร์ไฟฟ้า โดยมอเตอร์นี้จะหมุนระบบทางกลซึ่งมีชุดทรงกระบอกที่มีเชือกพันอยู่โดยรอบ ปลายสายของเชือกด้านหนึ่งก็จะต่ออยู่กับผู้ป่วยซึ่งถูกยึดติดกับเก้าอี้หรือเตียงสำหรับการรักษา เมื่อมอเตอร์หมุนตามเข็มนาฬิกาก็จะเกิดแรงดึงที่เชือก แต่เมื่อมอเตอร์หมุนทวนเข็มนาฬิกาจะเกิดการคลายแรงดึงที่เชือก รูปที่ 2.3 แสดงลักษณะการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.3 ลักษณะการทำงานของเครื่องดึงคอกและหลัง

จากลักษณะการทำงานของเครื่องดึงคอกและหลัง มอเตอร์ต้องสามารถถูกควบคุมให้หมุนได้ทั้งสองทิศทาง ซึ่งมีวัตถุประสงค์สองประการคือ ประการที่หนึ่งเพื่อที่ทำให้การสร้างแรงดึงสามารถถูกควบคุมให้รักษาแรงดึงให้คงที่ได้ตามค่าที่ต้องการ ด้วยระบบควบคุมดังแสดงตามรูปที่ 2.4 และ ประการที่สองเมื่อมีความต้องการให้มอเตอร์หยุดสร้างแรงดึงเพื่อหยุดการรักษา หรือเกิดอุบัติเหตุระบบต้องสามารถสั่งการให้มอเตอร์หมุนกลับเข้าที่



รูปที่ 2.4 ระบบควบคุมแรงดึง

## 2.4 มอเตอร์ไฟฟ้าต้นกำลังและระบบทางกล

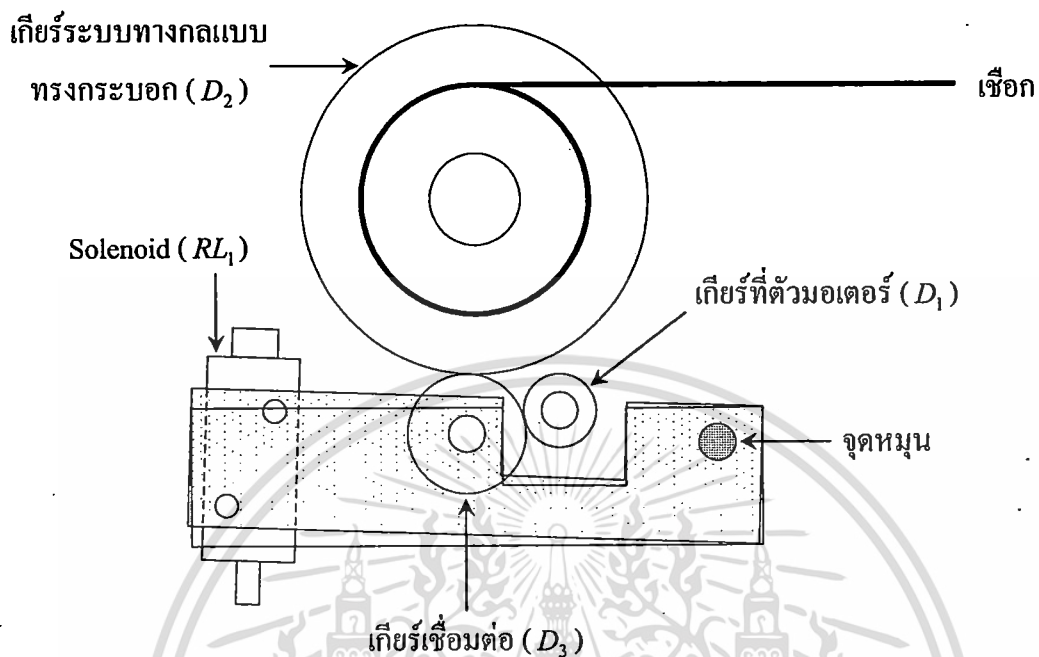
เมื่อเครื่องดึงคอกและหลังเริ่มทำงาน แรงดึงที่มอเตอร์สร้างขึ้นทำให้เกิดแรงดึงผ่านเชือกไปที่ตัวผู้ปวย โดยมีอัตราการเพิ่มค่าของแรงดึงเป็นไปตามค่าที่ได้กำหนดโดยแพทย์ทางกายภาพบำบัด อัตราการเพิ่มของแรงดึงที่ตัวผู้ปวยนี้ต้องไม่เพิ่มขึ้นรวดเร็วเกินไป เพราะอาจทำให้ผู้ปวยได้รับอันตรายจากการใช้เครื่องได้ ดังนั้นส่วนทางกลรูปทรงกระบอกซึ่งทำหน้าที่มีวนเชือกเพื่อสร้างแรงดึงต้องหมุนด้วยความเร็วรอบต่ำ ส่งผลให้ในการเลือกใช้มอเตอร์จึงต้องเลือกใช้มอเตอร์ที่มีความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์สำหรับการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

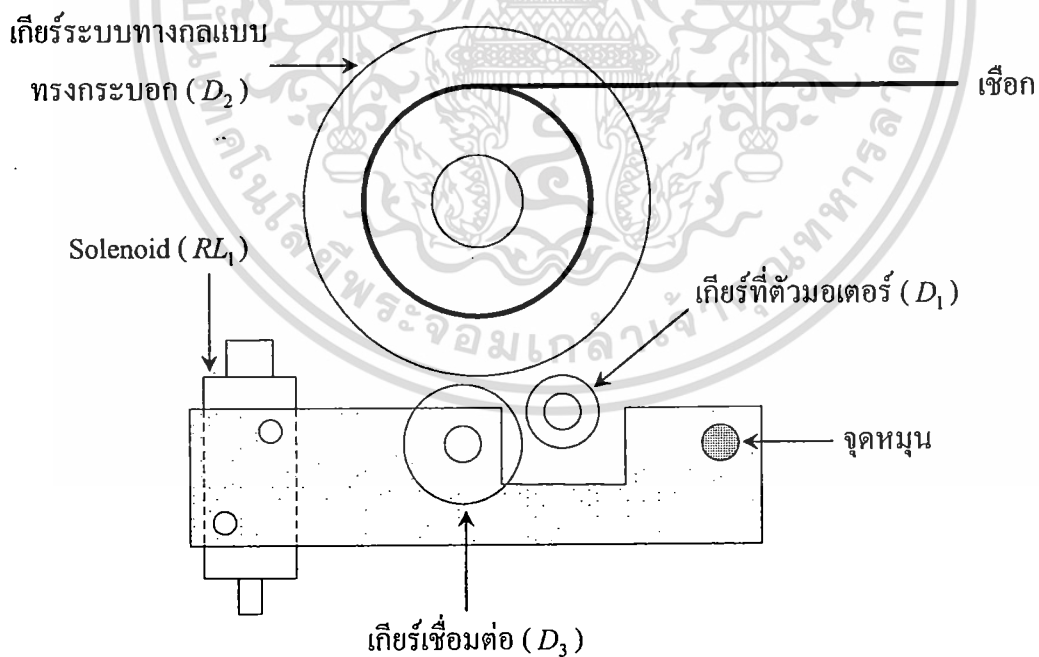
เร็วรอบต่ำ หรือ ถ้าไม่มีมอเตอร์ชนิดนั้นต้องมีระบบทดเกียร์เพื่อให้ได้ความเร็วรอบของส่วนทางกล หมุนด้วยความเร็วตามต้องการ งานวิจัยนี้ได้เลือกมอเตอร์ไฟฟ้าต้นกำลังเลือกใช้เป็นมอเตอร์ไฟฟ้า ชนิดกระแสตรงแบบแม่เหล็กถาวรที่มีแรงดันไฟฟ้าตรง การเลือกมอเตอร์ตัวนี้เพราะสามารถจัดซื้อ ได้ง่ายภายในประเทศ ราคาไม่สูงมากนัก และเป็นมอเตอร์ไฟฟ้าแรงดันไฟฟ้าต่ำทำให้มีความ ปลอดภัยต่อผู้ป่วย การเชื่อมด้วยเกียร์ระหว่างมอเตอร์กับระบบทางกลที่ดึงเชือกถูกคำนวณให้ได้ ความเร็วรอบที่เหมาะสม โดยมีเกียร์เชื่อมต่อเป็นส่วนเชื่อมระหว่างเกียร์ทั้งสองซึ่งเกียร์เชื่อมต่อนี้ ได้เป็นส่วนหนึ่งของระบบความปลอดภัย กล่าวคือเกียร์เชื่อมต่อนี้จะเชื่อมต่อเมื่อต้องการให้เครื่อง ทำงาน แต่จะหยุดการเชื่อมต่อเมื่อต้องการให้เครื่องหยุดทำงาน ในการออกแบบระบบม้วนเชือกได้ ออกแบบให้เมื่อไม่ได้มีการเชื่อมต่อมอเตอร์ ระบบทางกลจะมีแรงม้วนเชือกกลับด้วยแรงขนาด 1.5 kgf นอกจากนี้ได้เพิ่มระบบความปลอดภัยเข้าไปอีกระบบหนึ่งคือ ด้วยลักษณะการทำงานของ เกียร์เชื่อมต่อ เมื่อเครื่องถูกสั่งให้สร้างแรงดึง ไม่โครคอมพิวเตอร์จะตรวจสอบทำงานของระบบ ปลอดภัยต่างๆ ถ้าไม่มีข้อบกพร่องจะสั่งให้มอเตอร์เริ่มหมุนเพื่อคลายเชือกก่อน แล้วจึงสั่งให้ยก เกียร์เชื่อมต่อเข้าเชื่อมต่อระหว่างเกียร์ของมอเตอร์กับเกียร์ของระบบทางกลที่ดึงเชือก แรงดึงที่ มอเตอร์สร้างขึ้นทำให้เกิดการเชื่อมต่อติดกันของเกียร์ทั้งสาม ด้วยแรงเสียดทานของเกียร์ทั้งสาม เท่านั้น ไม่ได้เกิดจากแรงดันจากอุปกรณ์ยกเกียร์เชื่อมต่อ เมื่อต้องการหยุดการสร้างแรงดึงแบบ จุกเงิน มอเตอร์จะถูกตัดออกจากวงจรขับเคลื่อนแต่สลับไปให้วงจรขับเคลื่อนทำงาน ซึ่งวงจรนี้ จะคลายแรงดึงของเส้นเชือกด้วยความเร็วสูงสุดที่ทำได้ เมื่อแรงดึงลดลงเหลือ 1.5 kgf เกียร์เชื่อมต่อ จะหลุดออกเนื่องจากแรงเสียดทานน้อยเกินไป ทำให้มอเตอร์ไม่สามารถจับระบบทางกลที่ดึงเชือก ต่อไปได้ ระบบความปลอดภัยมีไว้เพื่อเมื่อเกิดเหตุจุกเงิน แล้วบังเอิญขณะนั้นไม่โครคอมพิวเตอร์ ไม่ทำงาน ระบบนี้จะยังคงช่วยให้ผู้ป่วยปลอดภัยได้ มอเตอร์ไฟฟ้าต้นกำลังและระบบทางกลมี ส่วนประกอบโดยละเอียดคือ ระบบทดเกียร์ของระบบทางกลที่ต่อรวมกับมอเตอร์ประกอบด้วย  $D_1$  เป็นเกียร์ที่ตัวมอเตอร์  $D_2$  เป็นเกียร์ที่ระบบทางกลแบบทรงกระบอกที่เป็นส่วนม้วนเชือก ส่วน  $D_3$  เป็นเกียร์เชื่อมต่อ โดยที่เมื่อเครื่องดึงคอและหลังถูกสั่งให้ทำงาน จะทำงานโดยดันให้เกียร์  $D_3$  เชื่อมต่อเกียร์  $D_1$  กับ  $D_2$  ตามรูปที่ 2.5 ทำให้มอเตอร์ส่งแรงดึงไปยังระบบทางกลแบบทรงกระบอก ได้ แต่เมื่อเครื่องดึงคอและหลังยังไม่เริ่มทำงาน หรือเกิดเหตุจุกเงินต้องสั่งหยุดทำงาน Solenoid  $RL$ , ถูกสั่งให้ไม่ทำงานโดยไม่ดันให้เกียร์  $D_3$  เชื่อมต่อเกียร์  $D_1$  กับ  $D_2$  ตามรูป 2.6 ทำให้มอเตอร์ไม่ สามารถส่งแรงดึงไปยังระบบทางกลแบบทรงกระบอกได้ ส่วนขนาดกำลังของมอเตอร์ที่เลือกใช้ ได้พิจารณาจากลักษณะการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง โดยที่เมื่อค่าแรงดึงที่เครื่องดึงคอและ หลังสร้างขึ้นได้ถึงค่าที่ต้องการแล้วมอเตอร์จะไม่หมุนต่อไป แต่จะพยายามรักษาแรงดึงให้ได้ค่า ดังกล่าวโดยมีระบบควบคุมคอยควบคุมอยู่ ซึ่งในขณะนั้นมอเตอร์ทำงานอยู่ในลักษณะ Stall (ความเร็วรอบมีค่าเป็นศูนย์) ดังนั้นแรงดึงสูงสุดของเครื่องดึงคอและหลังตามข้อกำหนดของเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(60 kgf) จึงเป็นข้อมูลกำหนดแรงบิดที่ Stall สูงสุดของมอเตอร์ซึ่งใช้ในการหาขนาดของมอเตอร์ต่อไป



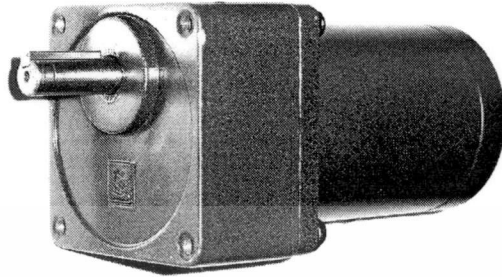
รูปที่ 2.5 เครื่องดึงคอกและหลังถูกสั่งให้ทำงาน



รูปที่ 2.6 เครื่องดึงคอกและหลังถูกสั่งไม่ให้ทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

งานวิจัยนี้ได้เลือกใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงชนิดแม่เหล็กถาวร 24 V (36 W) ที่มี ความเร็วรอบ 2000 rpm ต่อกับเกียร์ทดทำให้คงเหลือความเร็วรอบที่แกนขับเป็น 8.6 rpm และมีค่า แรงบิดสูงสุดที่ Stall 29.743 N-m ดังแสดงตามรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงชนิดแม่เหล็กถาวร 24 V 36 W 2000 rpm  
ต่อกับเกียร์ลดทอนความเร็วรอบทำให้ความเร็วรอบลดเหลือ 8.6 rpm

สาเหตุที่เลือกมอเตอร์ตัวนี้เพราะราคาไม่แพงและสามารถจัดซื้อหาได้ง่าย เมื่อได้มอเตอร์ มาแล้วต้องคำนวณว่าแรงบิดสูงสุดที่ Stall ของมอเตอร์สามารถสร้างแรงดึงเชือกที่ต้องการสูงสุด 60 kgf หรือไม่ แรงดึงเชือกสูงสุดที่ต้องการเมื่อวัดด้วยเครื่องชั่งสปริง 60 kg คำนวณเป็นแรงดึง สูงสุดของเครื่องดึงคอกและหลังคือ

$$f_T = 9.8 \times 60 = 588 \text{ N} \quad (2.1)$$

รัศมีของทรงกระบอกที่ใช้ม้วนเชือก 2.5 cm ดังนั้นคำนวณแรงบิดสูงสุดของเกียร์ที่ระบบ ทางกลแบบทรงกระบอกได้เป็น

$$T_T = 588 \frac{2.5}{100} = 14.7 \text{ N-m} \quad (2.2)$$

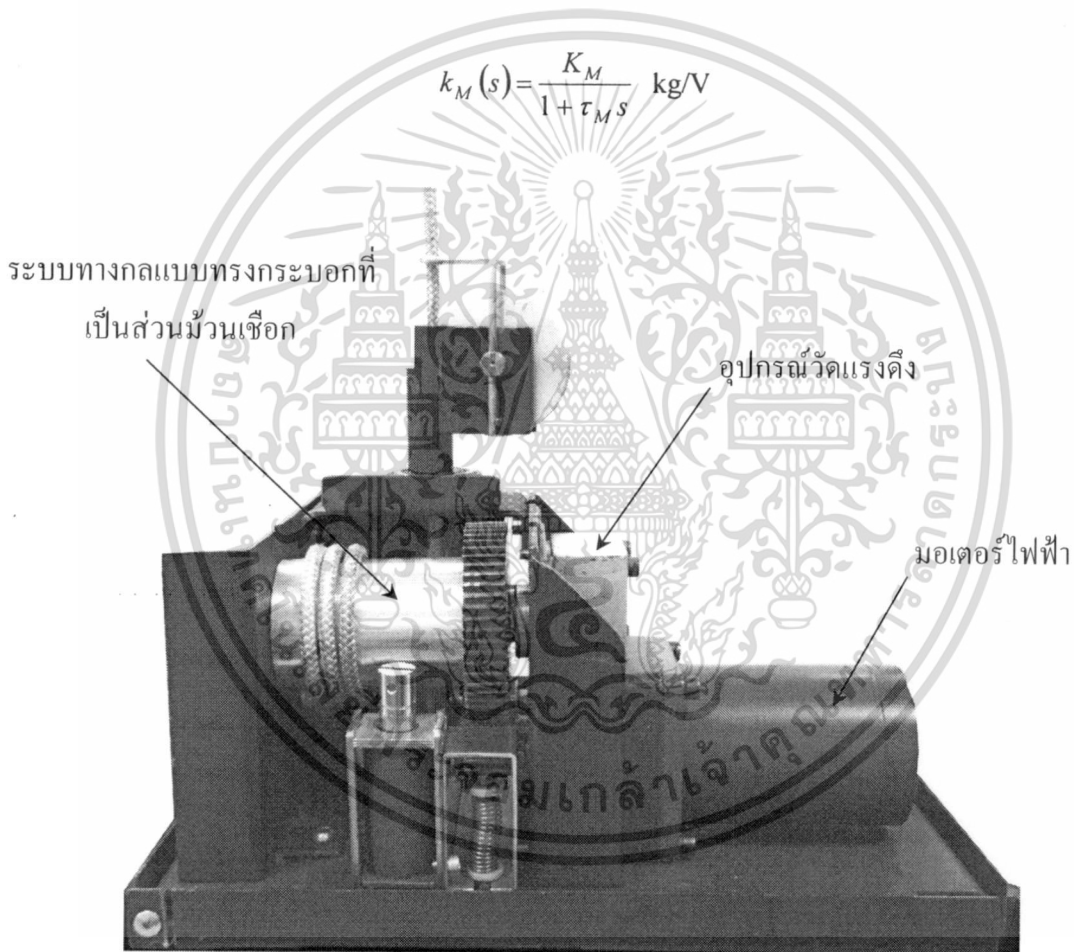
อัตราส่วนรัศมีเกียร์ของระบบทางกลแบบทรงกระบอกกับรัศมีของทรงกระบอก คือ  $3.8/2.5 = 1.52$  อัตราทดเกียร์ระหว่าง  $D2/D3 = 3.8/1.3 = 2.923$  และ อัตราทดเกียร์ระหว่าง  $D3/D1 = 1.3/0.8 = 1.625$  คำนวณแรงดึงสูงสุดที่เครื่องดึงคอกและหลังที่ต้องสร้างขึ้นซึ่งจะปรากฏ เป็นแรงบิดสูงสุดขณะ Stall ของมอเตอร์คือ

$$T_{M,Stall} = \frac{14.7 \times 1.52}{2.923 \times 1.625} = 4.7 \text{ N-m} \quad (2.3)$$

ผลการคำนวณดังกล่าวแสดงว่า มอเตอร์ตัวนี้สามารถนำมาเป็นตัวต้นกำลังสร้างการดึง เชือกได้ รูปที่ 2.8 และ 2.9 แสดงการติดตั้งมอเตอร์กับระบบทางกลแบบทรงกระบอกที่เป็นส่วน ม้วนเชือก

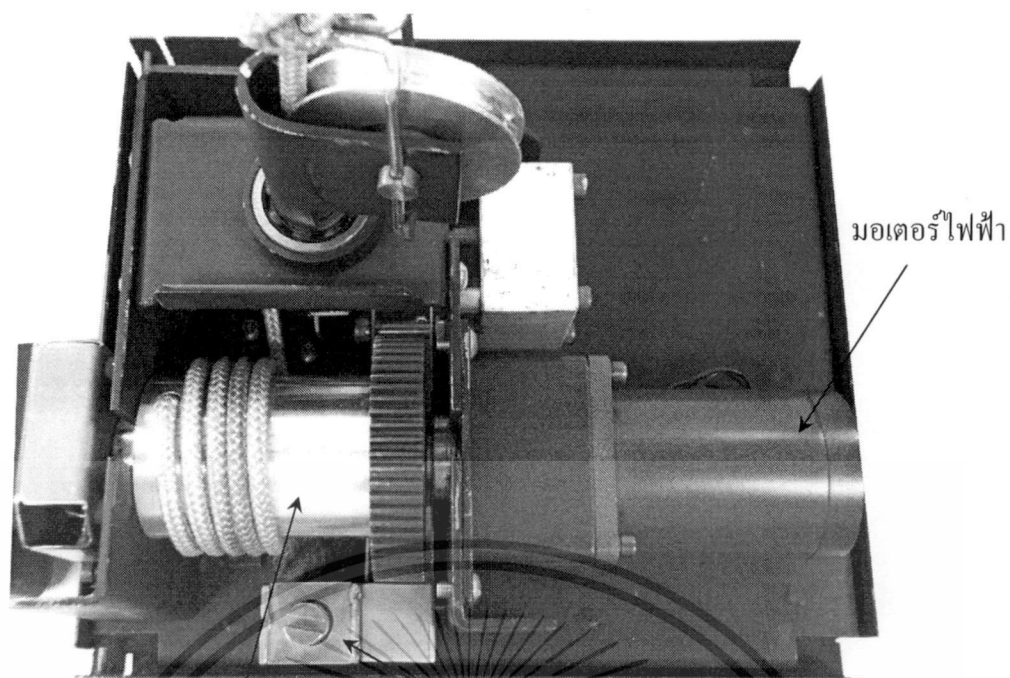
การทดลองหาคุณสมบัติของมอเตอร์ไฟฟ้าต้นกำลังและระบบทางกล จะแสดงในบทต่อไป โดยทำการทดสอบด้วยวิธีการตอบสนองต่อสัญญาณชนิด Step ซึ่งทำให้ได้สมการของ Transfer Function ตามสมการที่ 2.4

$$k_M(s) = \frac{K_M}{1 + \tau_M s} \text{ kg/V} \quad (2.4)$$



รูปที่ 2.8 ด้านข้างของเครื่องดึงคอและหลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ระบบทางกลแบบทรงกระบอกที่  
เป็นส่วนม้วนเชือก

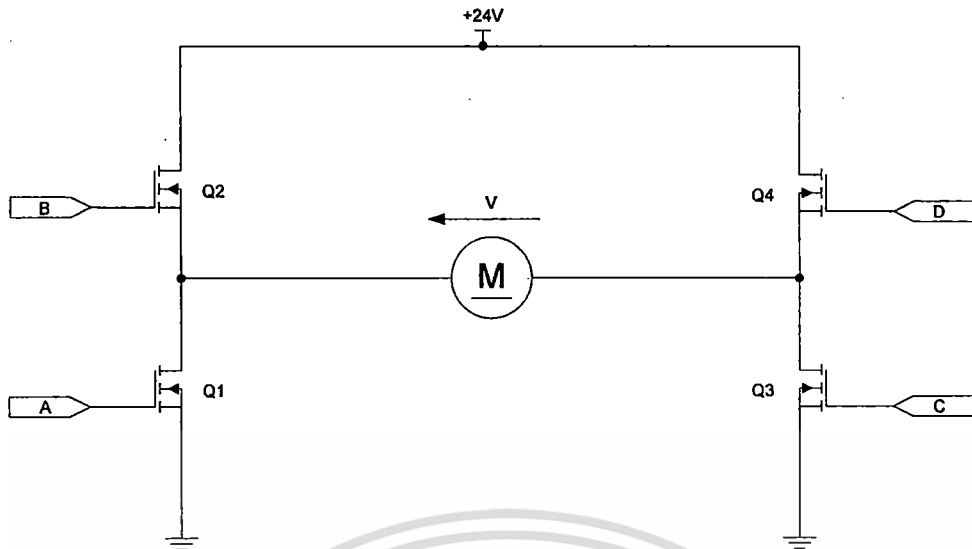
Solenoid RL1

รูปที่ 2.9 ด้านบนของเครื่องดึงคอและหลัง

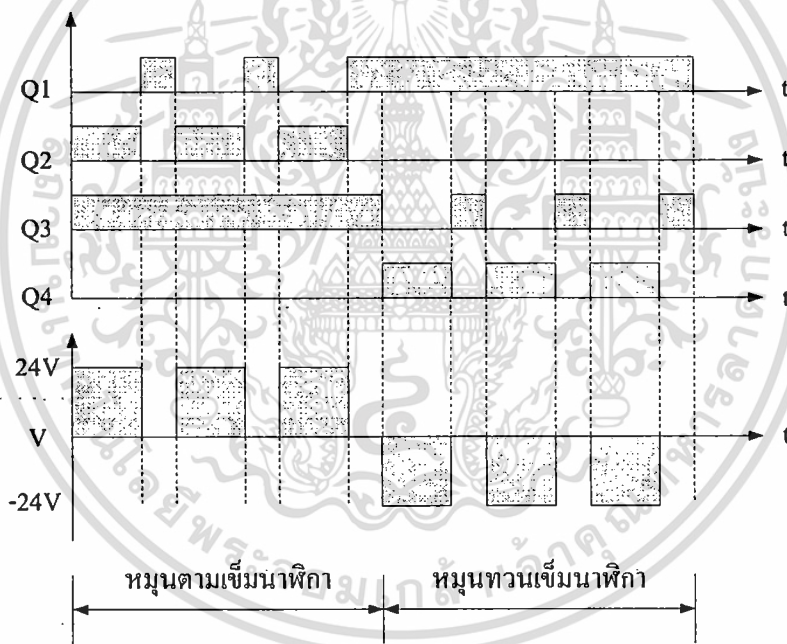
## 2.5 วงจรการทำงานของมอเตอร์

วงจรการทำงานของมอเตอร์เป็นวงจรแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลังชนิด DC/DC Converter Full – bridge ดังแสดงในรูปที่ 2.10 โดยประกอบด้วย MOSFET Q1, Q2, Q3 และ Q4 รูปที่ 2.11 แสดงรูปแบบการทำงานของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 DC/DC Converter Full – bridge

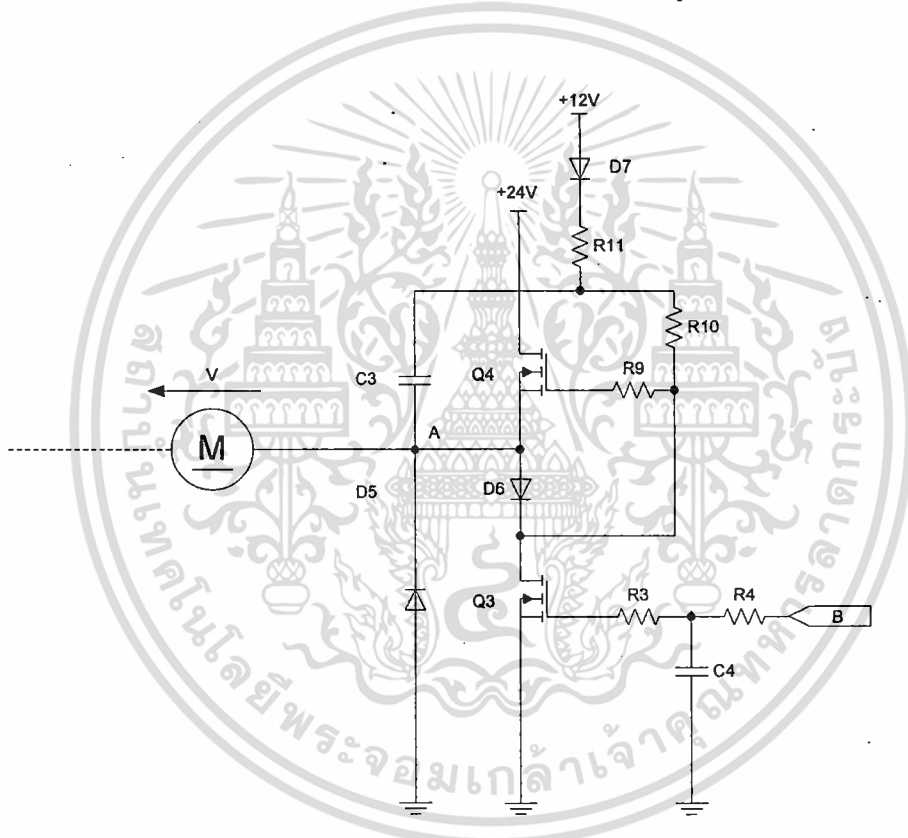


รูปที่ 2.11 รูปแบบการทำงานของวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์

การปรับระดับแรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยที่มอเตอร์เพื่อการควบคุมความเร็วรอบ ทำโดยเทคนิค PWM (Pulse Width Modulation) ซึ่งมีความถี่การทำงานที่ 100 Hz การปรับขนาดของแรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยถูกกระทำโดยการปรับ Duty Cycle ( $D$ ) ดังนั้นเมื่อมอเตอร์หมุนทวนเข็มนาฬิกาเพื่อการคลายเชือก MOSFET Q1, Q2 จะเป็น MOSFET ที่ปรับ Duty Cycle ของวงจร ส่วน Q3 จะทำงานตลอดเวลา ดังแสดงการทำงานในช่วงหลังของรูปที่ 2.11 และเมื่อมอเตอร์หมุนตามเข็มนาฬิกาเพื่อการดึงเชือก MOSFET Q3, Q4 จะเป็น MOSFET ที่ปรับ Duty Cycle ของวงจร ส่วน Q1 จะทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตลอดเวลา ดังแสดงการทำงานในช่วงแรกของรูปที่ 2.11 สังเกตจากรูปที่ 2.10 ได้ว่าสัญญาณสั่งการทำงานต้องให้ MOSFET Q1 และ Q2 หรือ Q3 และ Q4 ทำงานสลับกัน ดังนั้นการสั่งการทำงานของกลุ่ม MOSFET ดังกล่าวต้องระวังไม่ให้เกิดเหตุการณ์ที่อาจทำงานพร้อมกัน เพราะจะทำให้เกิดการลัดวงจร นอกจากนั้นต้องระวังปัญหาที่คู่ MOSFET บนกิ่งเดียวกันเช่น Q1 และ Q2 หรือ Q3 และ Q4 ที่รับสัญญาณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ PSOC มีตำแหน่งอ้างอิงของแรงดันไฟฟ้าต่างกันเช่น ในกรณีของ MOSFET Q3 กับ Q4 แรงดันไฟฟ้า  $V_{GSQ3}$  และ  $V_{GSQ4}$  มีตำแหน่งอ้างอิงของแรงดันไฟฟ้าต่างกัน การแก้ไขปัญหานี้ทำได้ก็โดยการใช้ Pulse Transformer หรือ Opto – Isolator หรือ High – side MOSFET Driver IC ซึ่งทั้งสามวิธีต้องมีค่าใช้จ่าย ดังนั้นเพื่อลดค่าใช้จ่ายดังกล่าวในงานวิจัยนี้จึงเลือกที่จะต่อเป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ชนิด Bootstrap ดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 วงจรอิเล็กทรอนิกส์ชนิด Bootstrap

เมื่อมีสัญญาณสั่งการทำงานให้ MOSFET Q3 ทำงาน สัญญาณจะส่งผ่าน R4, R3 และ C4 ที่ประกอบกันเป็นวงจรหน่วงเวลาเพื่อป้องกันการ ทำงานพร้อมกันของ MOSFET Q3 และ Q4 การที่ MOSFET Q3 ทำงาน แรงดันไฟฟ้า  $V_{DSQ3}$  จะมีค่าเป็นศูนย์ กระแสไฟฟ้าจะไหลจากมอเตอร์ผ่าน D6 และ MOSFET Q3 ลงกราวด์ได้ แรงดันไฟฟ้า  $V_{D6}$  ทำให้ MOSFET Q4 ไม่ทำงาน ในขณะเดียวกันที่แรงดันไฟฟ้า  $V_{DSQ3}$  มีค่าเป็นศูนย์ ทำให้มีกระแสไฟฟ้าไหลจากแหล่งจ่ายไฟฟ้า +12 V ผ่าน D7, R11, C3, D6 และ MOSFET Q3 ลงกราวด์ กระแสไฟฟ้านี้จะประจุพลังงานไฟฟ้าเข้าที่ C3 ทำให้ C3 มีแรงดันไฟฟ้าเกิดขึ้น เมื่อเวลาผ่านไปถ้าต้องการให้ MOSFET Q3 หยุดทำงาน โดยที่ MOSFET Q4 ยังทำงานอยู่ การที่ C3 มีแรงดันไฟฟ้าเกิดขึ้น เมื่อเวลาผ่านไปถ้าต้องการให้ MOSFET Q3 หยุดทำงาน โดยที่ MOSFET Q4 ยังทำงานอยู่ การที่ C3 มีแรงดันไฟฟ้าเกิดขึ้น เมื่อเวลาผ่านไปถ้าต้องการให้ MOSFET Q3 หยุดทำงาน โดยที่ MOSFET Q4 ยังทำงานอยู่ การที่ C3 มีแรงดันไฟฟ้าเกิดขึ้น เมื่อเวลาผ่านไปถ้าต้องการให้ MOSFET Q3 หยุดทำงาน โดยที่ MOSFET Q4 ยังทำงานอยู่

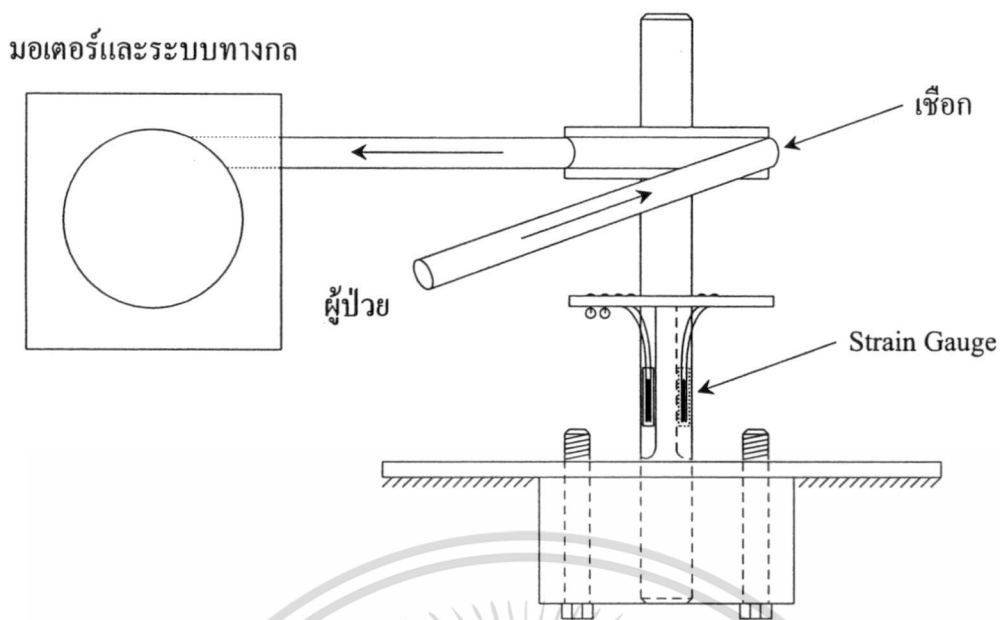
Q4 เข้ามาทำงานแทน ก็สามารทำได้โดยหยุดส่งสัญญาณสั่งการไปที่ MOSFET Q3 เมื่อ MOSFET Q3 หยุดทำงาน MOSFET Q4 สามารถทำงานทดแทนได้ทันที โดยมีสัญญาณสั่งการจาก C3 ที่มีพลังงานไฟฟ้าสะสมไว้ตอนที่ MOSFET Q3 ทำงาน C3 จ่ายกระแสไฟฟ้าผ่าน R10 และ R9 ไปทำให้ MOSFET Q4 สามารถทำงานได้ การทำงานของ MOSFET Q1 และ Q2 ก็เป็นแบบเดียวกัน อัตราขยายของวงจรขับมอเตอร์แสดงในสมการที่ 2.5

$$k_D(s) = K_D \quad (2.5)$$

## 2.6 อุปกรณ์วัดแรงดึงและวงจรประกอบการวัดแรงดึง

การวัดขนาดของแรงดึงที่มอเตอร์สร้างขึ้น ทำโดยการใช้อุปกรณ์ Strain Gauge ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่มีลักษณะคล้ายแผ่น โลหะที่มีคุณสมบัติค่าความต้านทานภายในระหว่างขั้วของแผ่น โลหะนั้นสามารถเปลี่ยนไปได้เมื่อเกิดแรงดึงหรือแรงกดตามแนวแผ่นโลหะดังกล่าว ในเครื่องดึงคอและหลังที่พัฒนาขึ้นได้ใช้ประโยชน์จากคุณสมบัตินี้ โดยนำ Strain Gauge ไปติดตั้งบนแกนโลหะซึ่งมีเชือกที่จะไปดึงตัวผู้ป่วยพาดผ่านดังแสดงตามรูปที่ 2.13 และรูปที่ 2.14 แสดงการติดตั้ง Strain Gauge เมื่อมอเตอร์สร้างแรงดึงที่เชือกก็ทำให้เกิดแรงกดบนแกน โลหะนั้นส่งผลให้ความต้านทานภายใน Strain Gauge เปลี่ยนไปตามขนาดของแรงดึง ค่าความต้านทานนี้ถูกเปลี่ยนไปเป็นสัญญาณแรงดันไฟฟ้าด้วยวงจร Wheatstone Bridge แต่เนื่องจากขนาดสัญญาณที่ได้มีค่าต่ำมาก จึงต้องใช้วงจรประกอบการวัดแรงดึงดังแสดงในรูปที่ 2.15 เพื่อขยายขนาดของแรงดันไฟฟ้าและปรับขนาดของของแรงดันไฟฟ้าให้เหมาะสม วงจรที่ประกอบด้วย IC1 ทำหน้าที่ปรับ Zero ของสัญญาณ ส่วนวงจรที่ประกอบด้วย IC2 ทำหน้าที่ปรับ Span และขยายสัญญาณ อัตราขยายของวงจรวัดแรงดึงแสดงในสมการที่ 2.6

$$k_S(s) = K_S \quad (2.6)$$

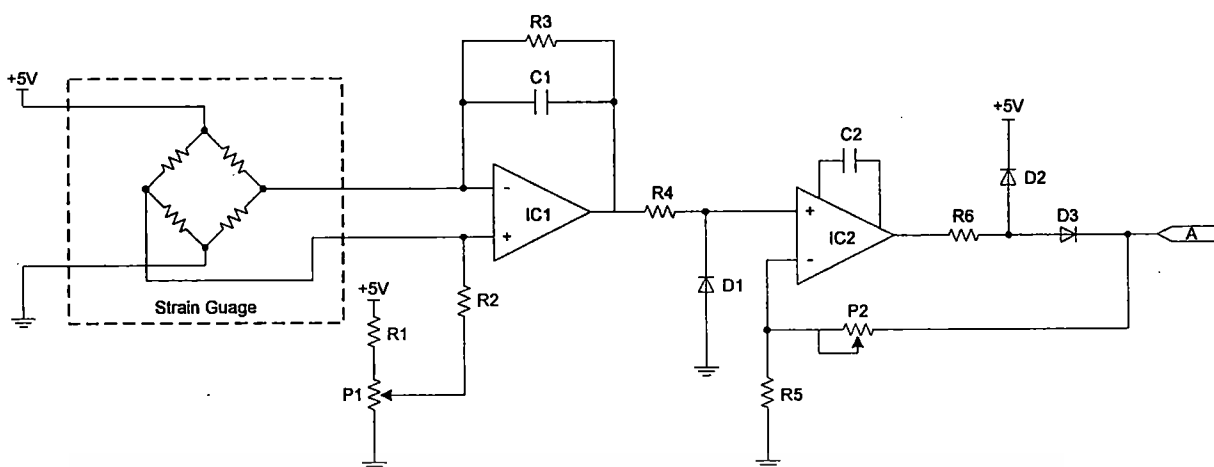


รูปที่ 2.13 อุปกรณ์วัดแรงดึง



รูปที่ 2.14 การติดตั้งอุปกรณ์วัดแรงดึง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.15 วงจรประกอบอุปกรณ์วัดแรงดึง

## 2.7 ระบบความปลอดภัยของผู้ป่วย

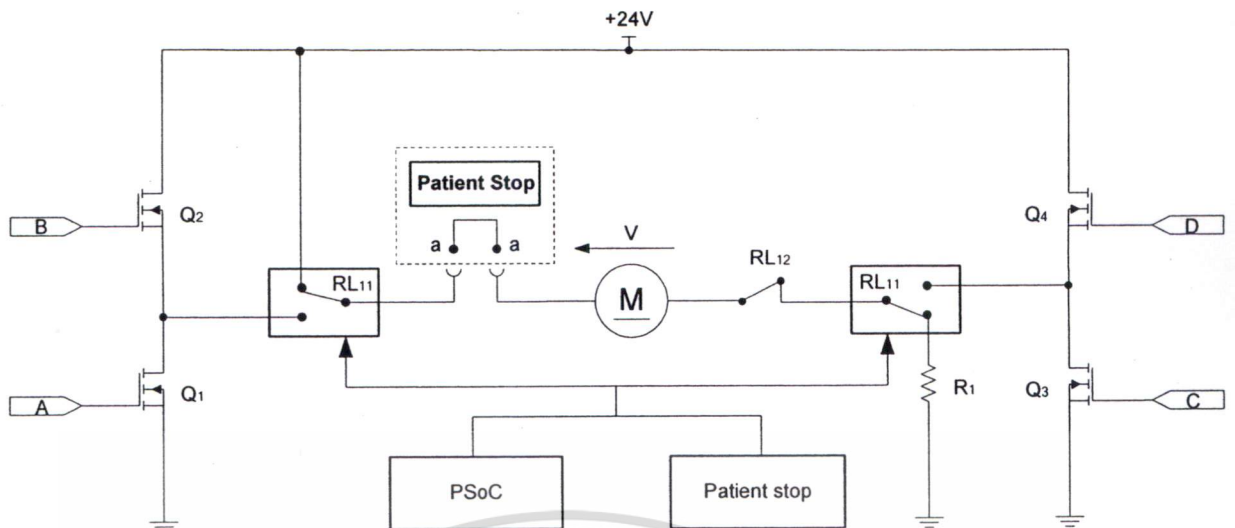
เนื่องด้วยเครื่องดึงคอและหลังต้องใช้กับผู้ป่วยในห้องกายภาพบำบัด ดังนั้นเครื่องนี้จึงต้องมีระบบความปลอดภัยที่มีความน่าเชื่อถือได้ โดยประกอบด้วยหลายระบบดังนี้คือ

### 2.7.1 ระบบความปลอดภัยโดยสาย Patient Stop

สาย Patient Stop เป็นสายสัญญาณฉุกเฉินที่ให้ผู้ป่วยถือไว้ เมื่อเกิดการสร้างแรงดึงที่ผิดพลาดเช่น แรงดึงมีขนาดสูงเกินไป ผู้ป่วยต้องสามารถสั่งการให้เครื่องหยุดทำงานได้ทันที ระบบความปลอดภัยที่เกี่ยวข้องกับสาย Patient Stop คือ

#### 2.7.1.1 เมื่อสาย Patient Stop ไม่ได้ต่อเชื่อมกับเครื่องดึงคอและหลัง

ถ้าสาย Patient Stop ไม่ได้ถูกเชื่อมต่อกับเครื่อง จุดเชื่อมต่อ aa ของสายนี้ตามรูปที่ 2.16 ก็ทำให้การให้แรงดันไฟฟ้ากับมอเตอร์ทำไม่ได้ ผลทำให้มอเตอร์ไม่สามารถสร้างแรงดึงได้ แม้มีสัญญาณสั่งการให้ MOSFET Q1, Q2, Q3 และ Q4 ทำงานก็ตาม ดังนั้นถ้าต้องการให้มอเตอร์ทำงานต้องเชื่อมต่อสาย Patient Stop เท่านั้น



รูปที่ 2.16 วงจรระบบความปลอดภัยของผู้ป่วย

2.7.1.2 เมื่อผู้ป่วยกดปุ่มสัญญาณที่สาย Patient Stop เพื่อหยุดการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง

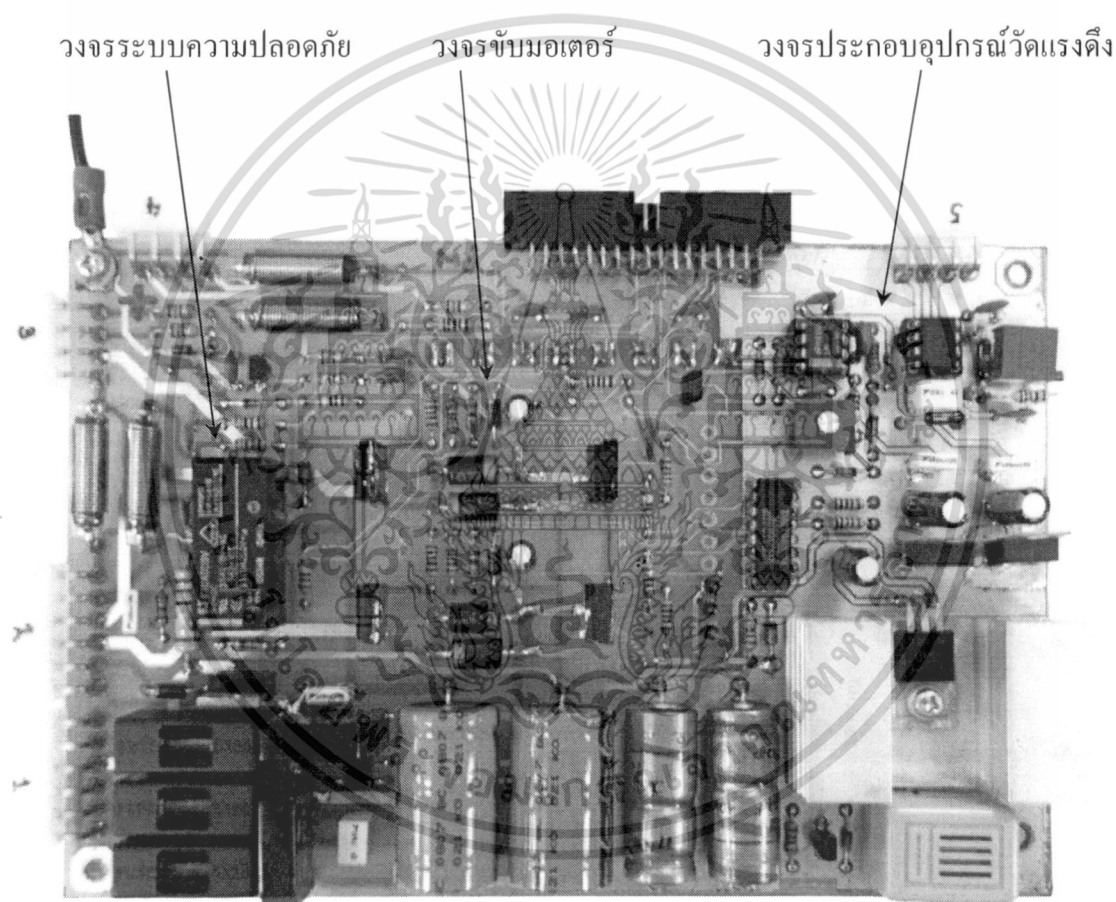
ในรูปที่ 2.16 แสดงระบบความปลอดภัยอีกระบบคือ Relay RL11 ซึ่งตำแหน่งของ Contact ของ RL11 ที่แสดงในรูปเป็นตำแหน่งแบบ NC ที่มอเตอร์ต่อกับวงจรขับเคลื่อนที่ประกอบด้วยแรงดันไฟฟ้า +24 V และ ความต้านทาน R1 ทำให้ได้รับแรงดันไฟฟ้าเพื่อหมุนคลายเชือก ในการขับเคลื่อนมอเตอร์จะหมุนคลายเชือกจนแรงดึงลดลงเหลือน้อยกว่า 1.5 kgf เกียร์เชื่อมต่อระหว่างเกียร์ของมอเตอร์กับเกียร์ของระบบทางกลแบบทรงกระบอก ที่ทำหน้าที่เก็บและคลายเชือกจะหยุดการเชื่อมต่อโดยทันที มีผลทำให้มอเตอร์ไม่สามารถดึงเชือกได้แม้ว่ามอเตอร์ยังคงหมุนอยู่ ดังนั้นเมื่อต้องการให้มอเตอร์กลับมาสร้างแรงดึงตามปกติ ไมโครคอมพิวเตอร์ PSoC ต้องสั่งให้ Relay RL11 ทำงาน Contact ของ RL11 จะกลับไปอีกด้าน NO และ สั่งการให้เกียร์เชื่อมต่อระหว่างเกียร์ของมอเตอร์กับเกียร์ของระบบทางกลแบบทรงกระบอก ที่ทำหน้าที่เก็บและคลายเชือก

เมื่อเกิดปัญหาในการทำงาน เครื่องสามารถถูกสั่งให้หยุดทำงานได้หลายรูปแบบ คือ แบบที่หนึ่งผู้ป่วยต้องการให้หยุดโดยการกดปุ่ม Patient Stop แบบที่สอง ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ PSoC ตรวจพบการสร้างแรงดึงเกินพิกัด เมื่อระบบไมโครคอมพิวเตอร์ PSoC ได้รับสัญญาณแจ้งเตือนดังกล่าว จะสั่งการให้ Relay RL11 ทำงานซึ่งทำให้มอเตอร์ทำงานกับวงจรขับเคลื่อนเพื่อหมุนกลับทางเพื่อคลายเชือก

### 2.7.2 ระบบความปลอดภัยโดยสายด้วยระบบทางกล

ถ้ามีเหตุการณ์ที่แรงดึงที่สร้างขึ้นเกินพิกัด แต่ไมโครคอมพิวเตอร์ PSoC ไม่สามารถตรวจพบหรือ PSoC ไม่ทำงาน เครื่องที่สร้างขึ้นมีระบบความปลอดภัยอีกระบบหนึ่งดังแสดงรูปที่ 2.16 คือ ถ้าแรงดึงมีค่าสูงจนเป็นอันตราย ขนาดของแรงนั้นสามารถทำให้แกนวัดแรงดึงโค้งงอจนไปทำให้สวิทช์ RL12 ที่เป็นแบบ NC ทำงาน ทำให้ไม่มีกระแสไฟฟ้าไหลเข้ามอเตอร์ มอเตอร์ก็จะหยุดหมุนทันที

รูปที่ 2.17 แสดง วงจรระบบความปลอดภัย วงจรขับมอเตอร์ และวงจรประกอบอุปกรณ์วัดแรงดึง



รูปที่ 2.17 วงจรระบบความปลอดภัย วงจรขับมอเตอร์ และวงจรประกอบอุปกรณ์วัดแรงดึง

## 2.8 ไมโครคอมพิวเตอร์ PSoC

การบริหารการทำงานของเครื่องดึงคอและหลังใช้ไมโครคอมพิวเตอร์ชนิด PSoC สาเหตุที่เลือกใช้อุปกรณ์ชนิดนี้เพราะว่า ผู้ใช้สามารถกำหนดโครงสร้างภายในทาง Hardware ได้อย่างอิสระ และ การกำหนดโครงสร้างก็สามารถทำได้ง่ายโดยการใช้กระบวนการทาง Software ทำให้เอกส PSoC เบอร์เดียวกันอาจมีคุณสมบัติไม่เหมือนกันเลยก็ได้ ผลที่ได้ทำให้ลดค่าใช้จ่ายในการที่ต้องซื้อไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครคอมพิวเตอร์หลากหลายเบอร์มาเก็บไว้ นอกจากนั้นการเลียนแบบเครื่องก็ทำได้ยากเพราะไม่รู้ PSoc แต่ละตัวในเครื่องมีคุณสมบัติอย่างไร งานวิจัยนี้ในการบริหารจัดการ ใช้ IC PSoc สองชุด โดยชุดแรกคือ PSoc Master PSM1 ทำหน้าที่ควบคุมหลัก และมีชุดที่สองคือ PSoc Slave PSS1 ทำหน้าที่ช่วยการทำงานของ PSoc Master PSM1 และเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของ PSoc ทั้งสอง ได้เพิ่ม IC ขยาย Port ชนิด I<sup>2</sup>C ซึ่งช่วยในการเพิ่ม Port ของการทำงานของระบบ นอกจากนั้นมีวงจรประกอบการทำงานอื่นๆที่จะอธิบายโดยละเอียดคือ

### 2.8.1 PSoc Master และ PSoc Slave

ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ PSoc ซึ่งประกอบด้วย PSoc Master PSM1 และ PSoc Slave PSS1 มีโครงสร้างภายในแต่ละตัวที่ถูกกำหนดไว้คือ

#### 2.8.1.1 PSoc Master PSM1

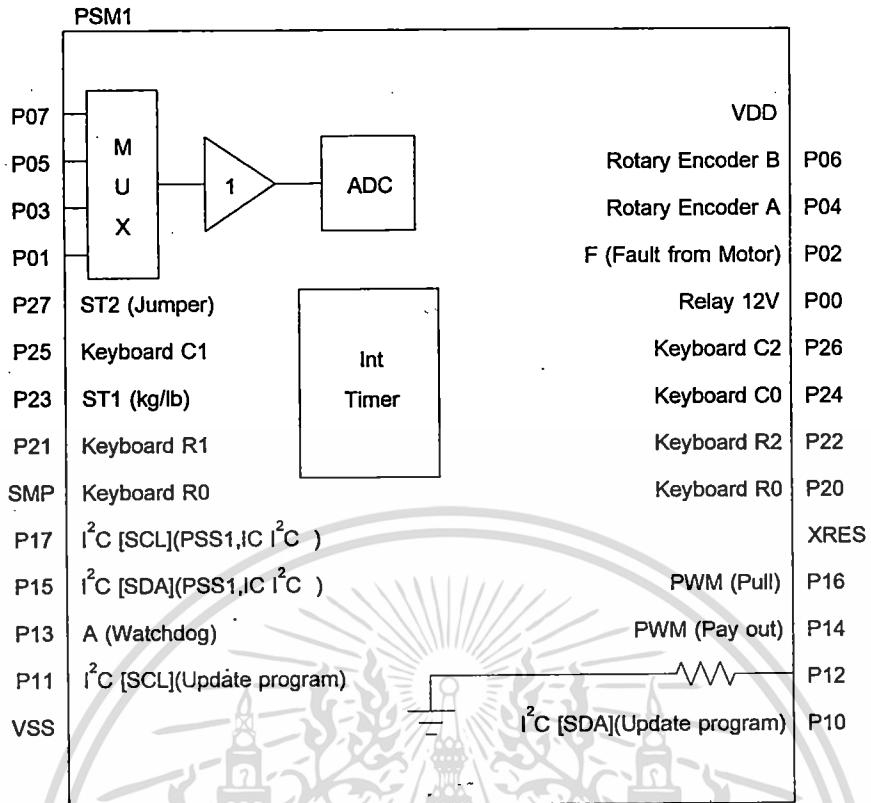
โครงสร้างภายในของ PSoc Master PSM1 แสดงดังรูปที่ 2.18 และแสดงเป็น Hardware ในรูปที่ 2.20, 2.21 และ 2.22 ซึ่งประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

- Port รับสัญญาณจากปุ่มกด และสวิตช์หมุนหลัก
- Port รับสัญญาณจากวงจรตรวจสอบการทำงานของชุดขับ A และ B
- Port รับสัญญาณจากวงจร Watchdog
- Port รับสัญญาณชนิด Analog
- Port รับสัญญาณจาก Jumper ST1 และ ST2
- Port ส่งสัญญาณับวงจรขับชุด A และ B
- Port สื่อสารข้อมูลแบบ I<sup>2</sup>C

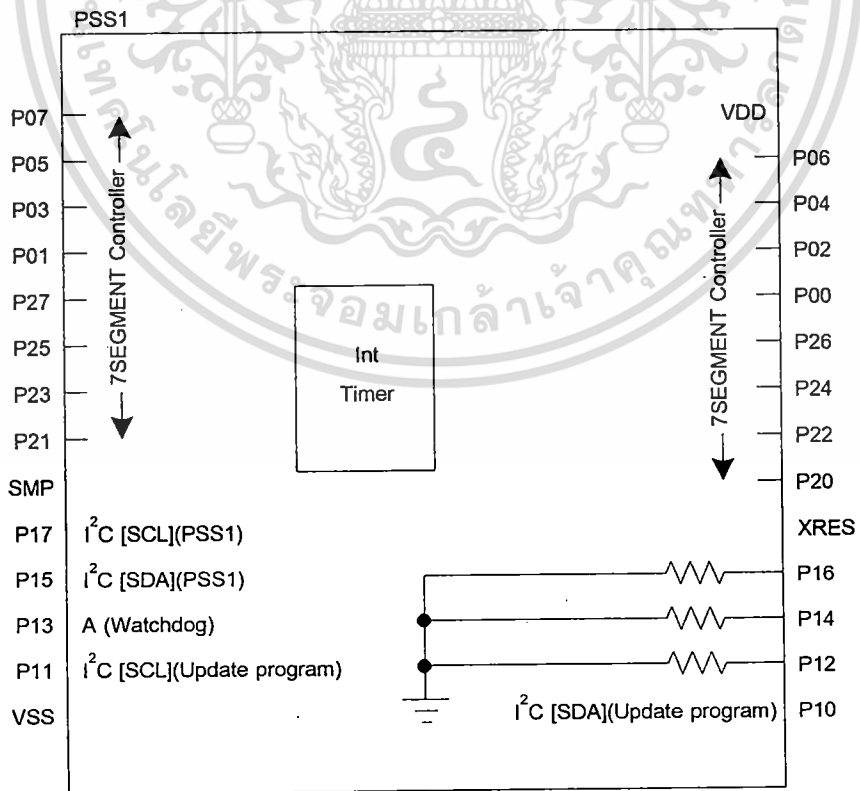
#### 2.8.1.2 PSoc Slave PSS1

โครงสร้างภายในของ PSoc Slave PSS1 แสดงดังรูปที่ 2.19 และแสดงเป็น Hardware ในรูปที่ 2.23, 2.24 และ 2.25 ซึ่งประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้

- Port ส่งสัญญาณแสดงผลที่ส่วนแสดงผล
- Port สื่อสารข้อมูลแบบ I<sup>2</sup>C
- Port รับสัญญาณจากวงจร Watchdog

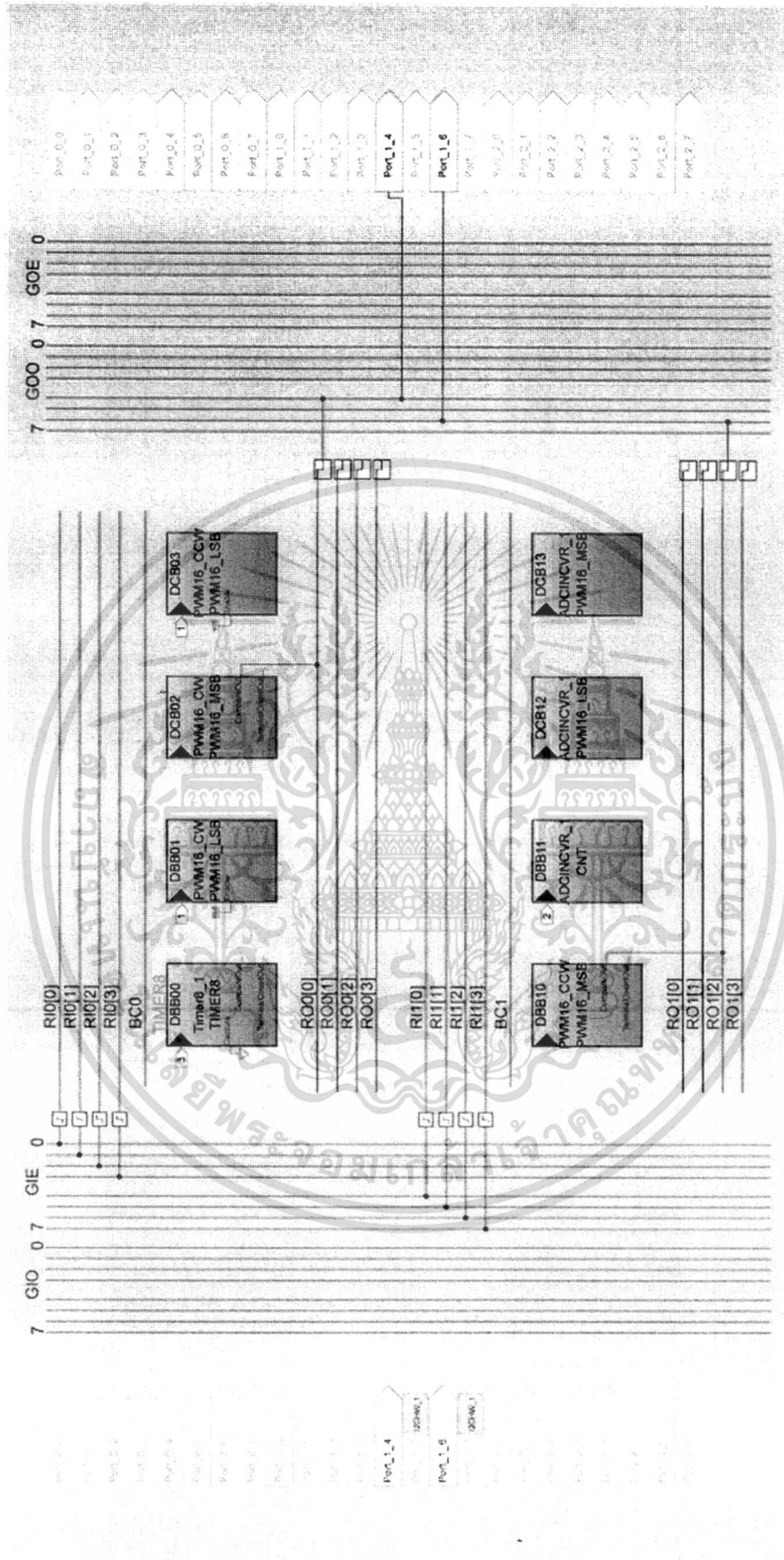


รูปที่ 2.18 โครงสร้างภายในของ PSoC Master PSM1



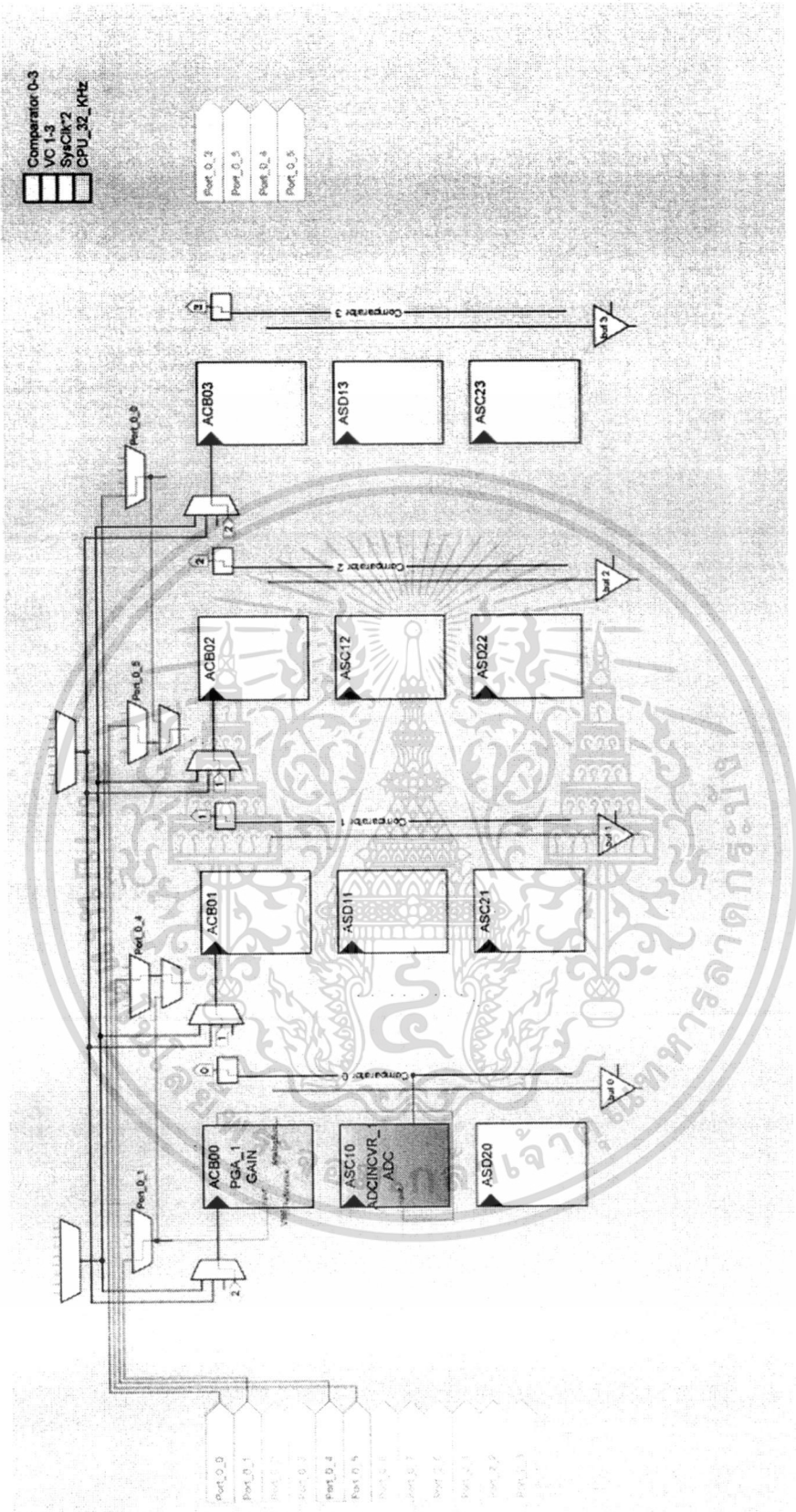
รูปที่ 2.19 โครงสร้างภายในของ PSoC Slave PSS1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้ในเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



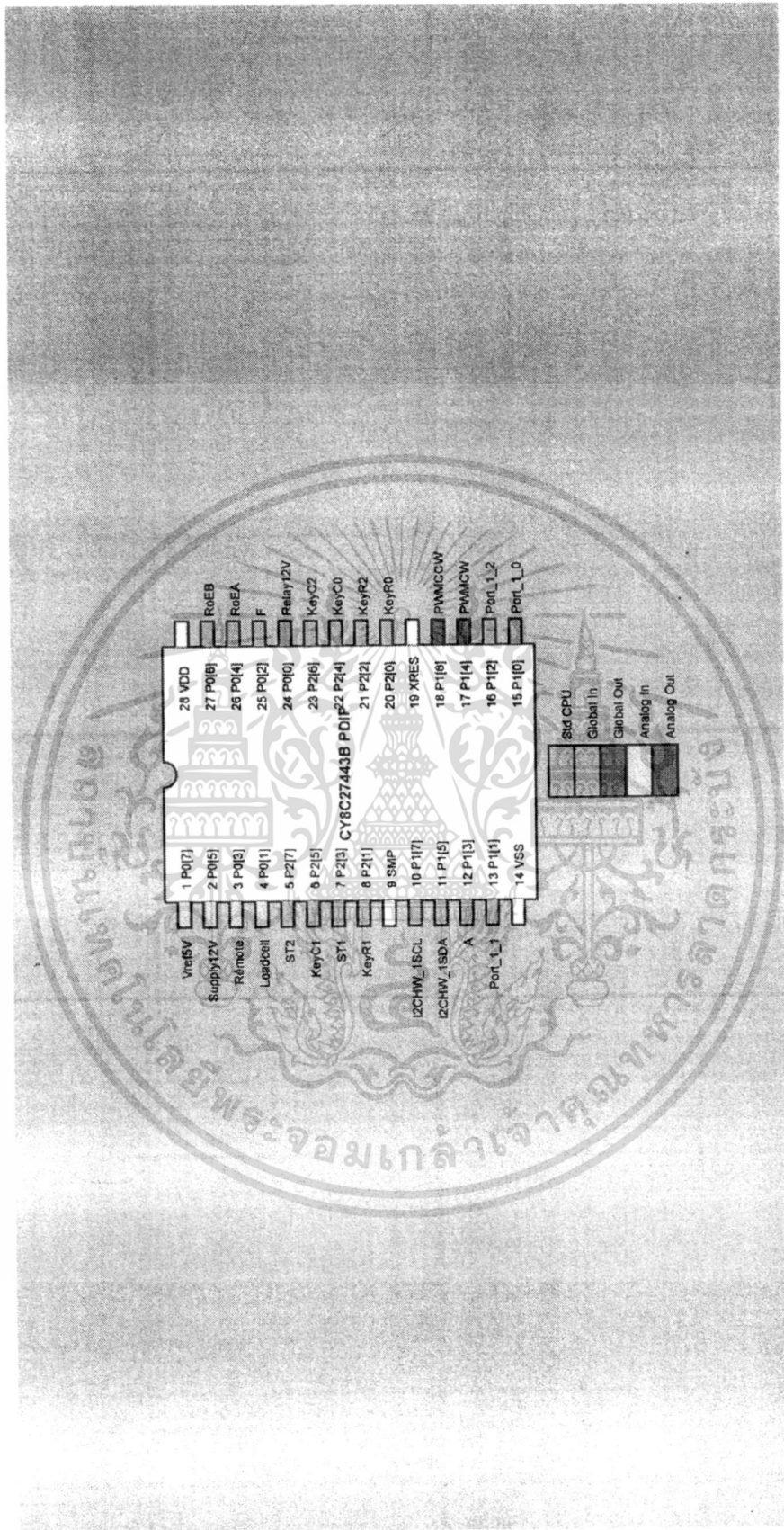
รูปที่ 2.20 Digital Block ภายในของ PSoC Master PSM1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



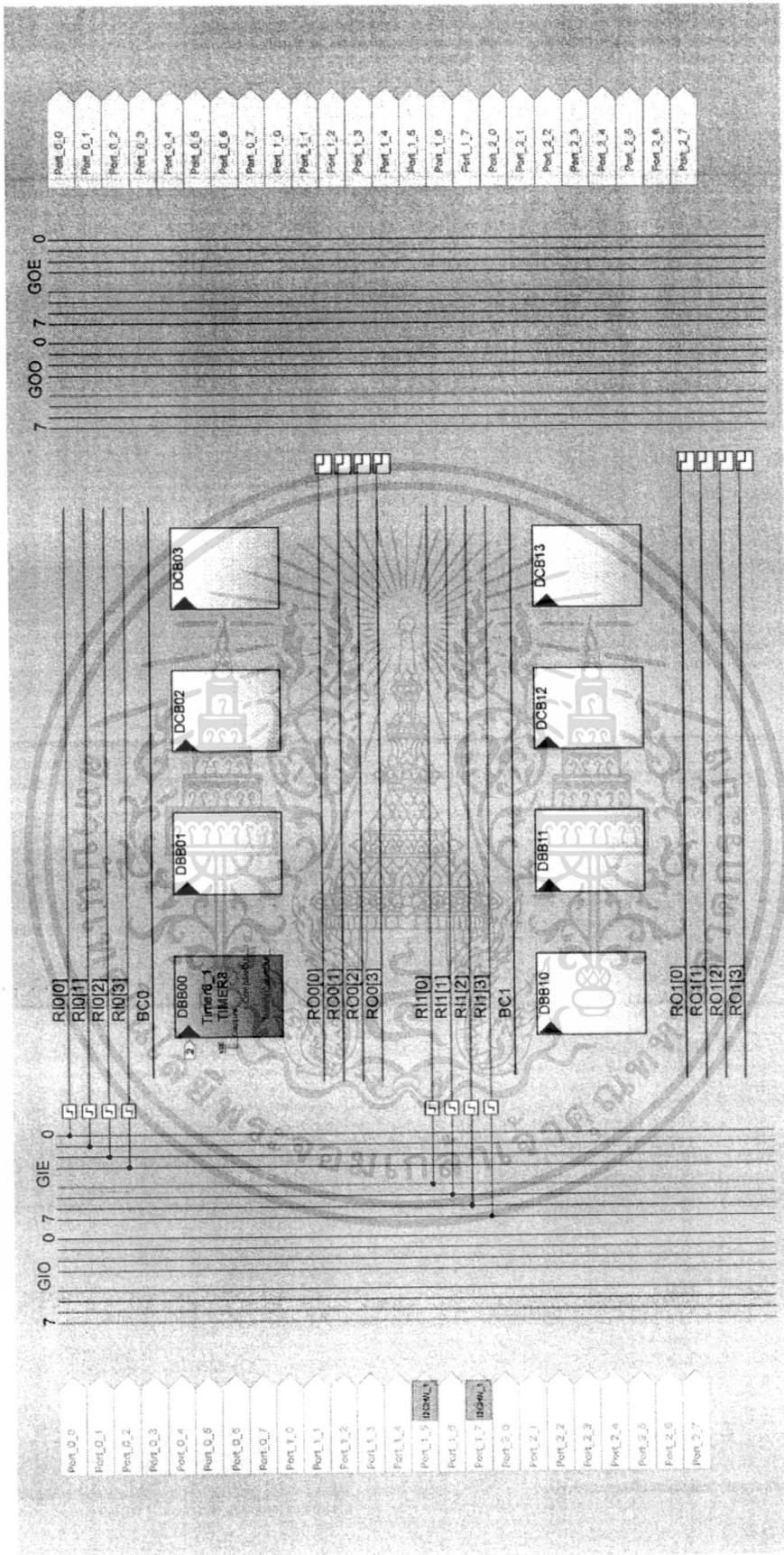
รูปที่ 2.21 Analog Block ภายในของ PSoC Master PSM1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



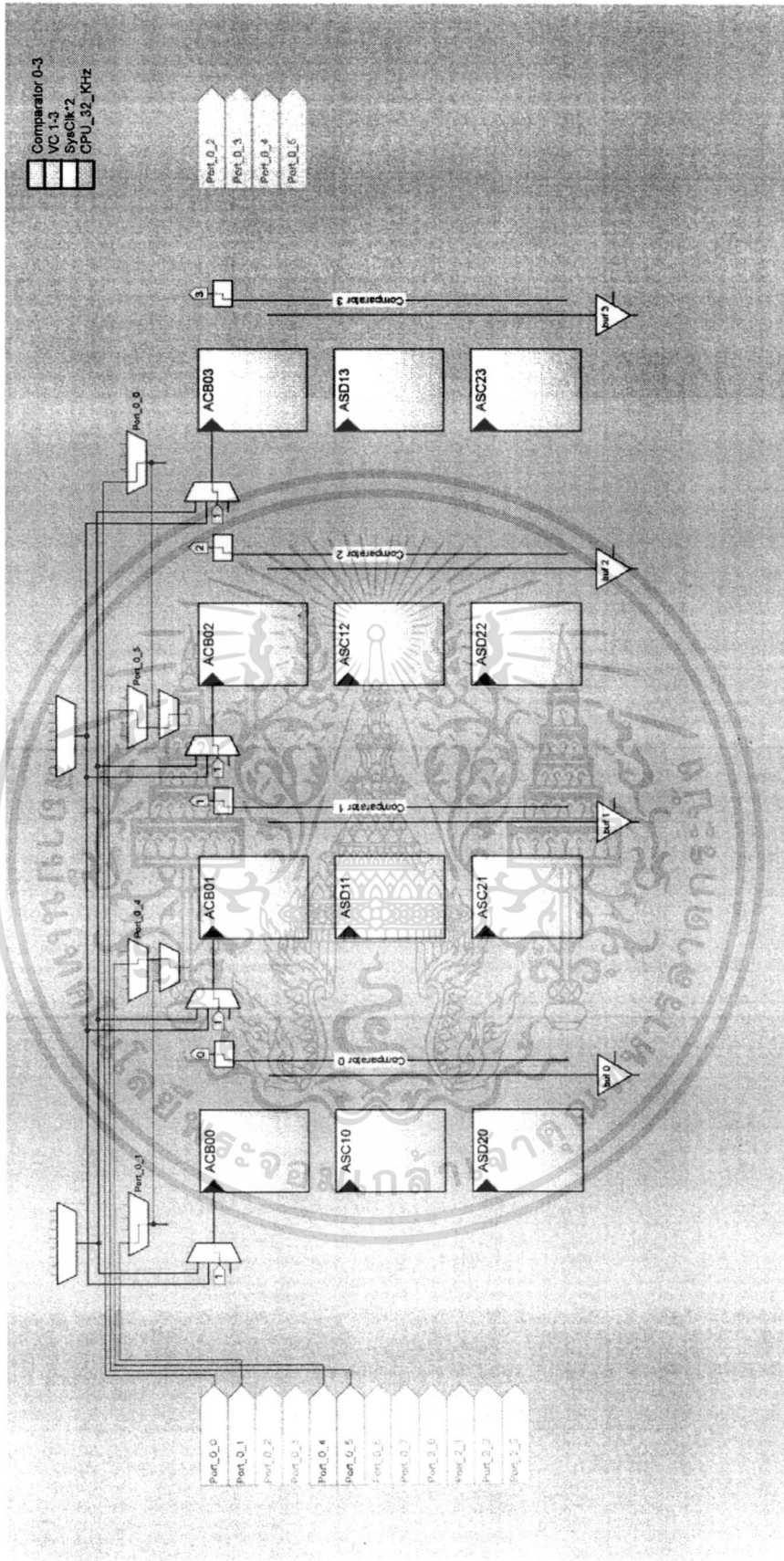
รูปที่ 2.22 Port ภายในของ PSoC Master PSM1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



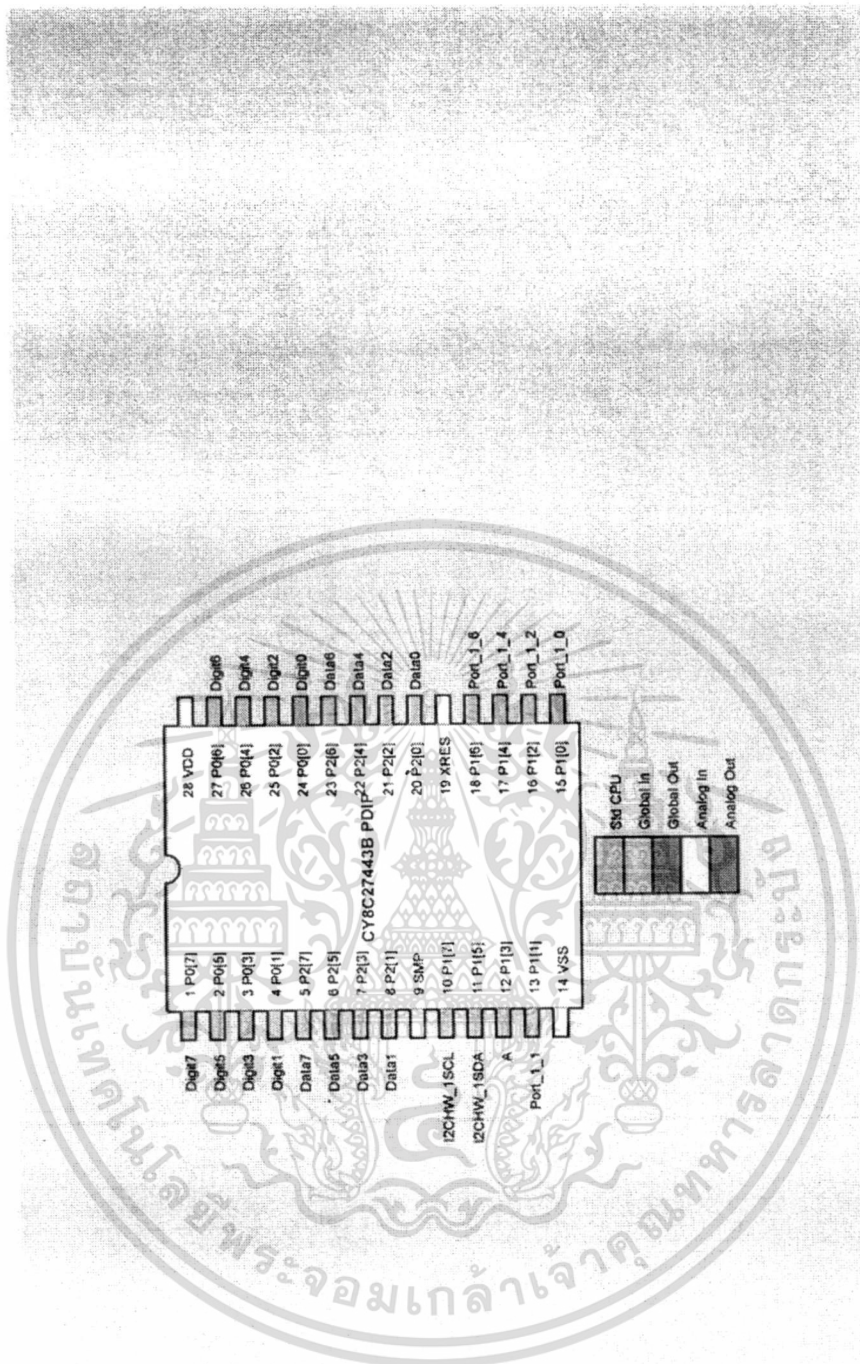
รูปที่ 2.23 Digital Block ภายในของ PSoC Slave PSS1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.24 Analog Block ภายในของ PSoC Slave PSS1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



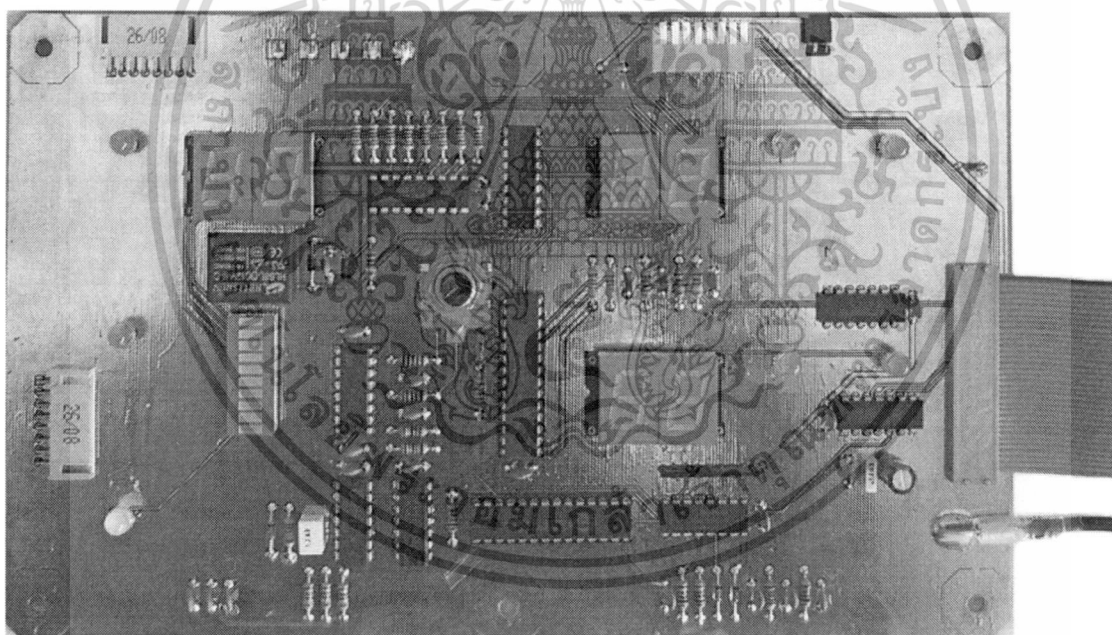
รูปที่ 2.25 Port ภายในของ PSoc Slave PSS1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.8.2 วงจร Watchdog

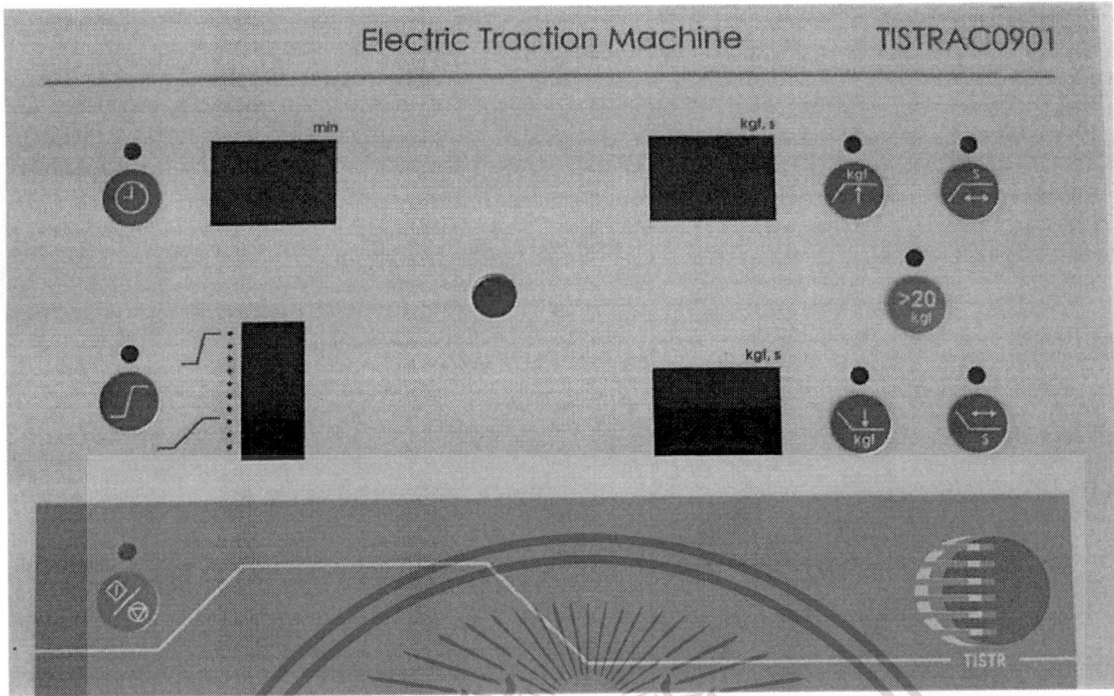
เนื่องด้วยเครื่องฝังคอกและหลังนี้ถูกควบคุมด้วยระบบไมโครคอมพิวเตอร์ PSoC Master PSM1 และ PSoC Slave PSS1 ซึ่งมีข้อดีมากมาย แต่อย่างไรก็ตามก็มีข้อเสียที่สำคัญเช่นกันคือ ขณะทำงานอาจจะเกิดการหยุดทำงานหรือทำงานผิดปกติขึ้นตอนได้ ซึ่งกรณีดังกล่าวอาจจะทำอันตรายต่อผู้ป่วยได้เช่น เครื่องไม่ตอบสนองต่อคำสั่งแล้วเกิดการสร้างแรงดึงมากเกินข้อจำกัด เพื่อป้องกันเหตุการณ์ดังกล่าว ในระบบความปลอดภัยจะมีวงจร Watchdog ไว้ตรวจสอบการทำงานของ PSoC ทั้งสอง โดย PSoC ทั้งสองถูกโปรแกรมให้ส่งสัญญาณด้วยเวลาที่คงที่ตลอดเวลาไปยังวงจร Watchdog แต่ถ้าเมื่อถึงเวลานั้นแล้ว PSoC ทั้งสองไม่ส่งสัญญาณให้วงจร Watchdog ก็แสดงว่าเกิดการดำเนินงานที่ผิดพลาดขึ้นที่ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ วงจร Watchdog จะ Reset แล้วเข้าสู่ขั้นตอนการแจ้งเตือนทันที

รูปที่ 2.26 แสดงระบบบริหารจัดการด้วย PSoC และ ส่วนแสดงผลที่ได้สร้างขึ้น รูปที่ 2.27 แสดงแผ่นหน้าปัด และ เป็นกบป้อนข้อมูล



รูปที่ 2.26 ระบบบริหารจัดการด้วย PSoC และ ส่วนแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

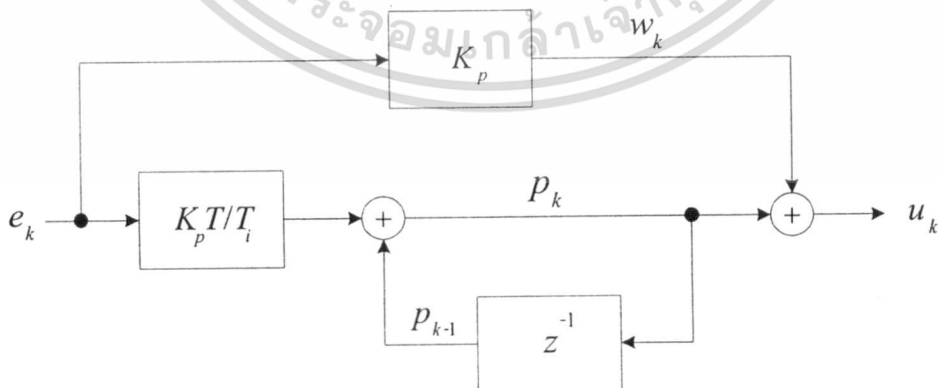


รูปที่ 2.27 แผงหน้าปัด และ แป้นกดป้อนข้อมูล

2.9 ระบบควบคุมมอเตอร์

การควบคุมการสร้างแรงดึงของมอเตอร์ตามรูปที่ 2.4 ใช้ระบบควบคุมแบบดิจิทัลชนิด PI ซึ่งมี Transfer Function ตามสมการที่ 2.7 และแสดงเป็นไดอะแกรมตามรูปที่ 2.28

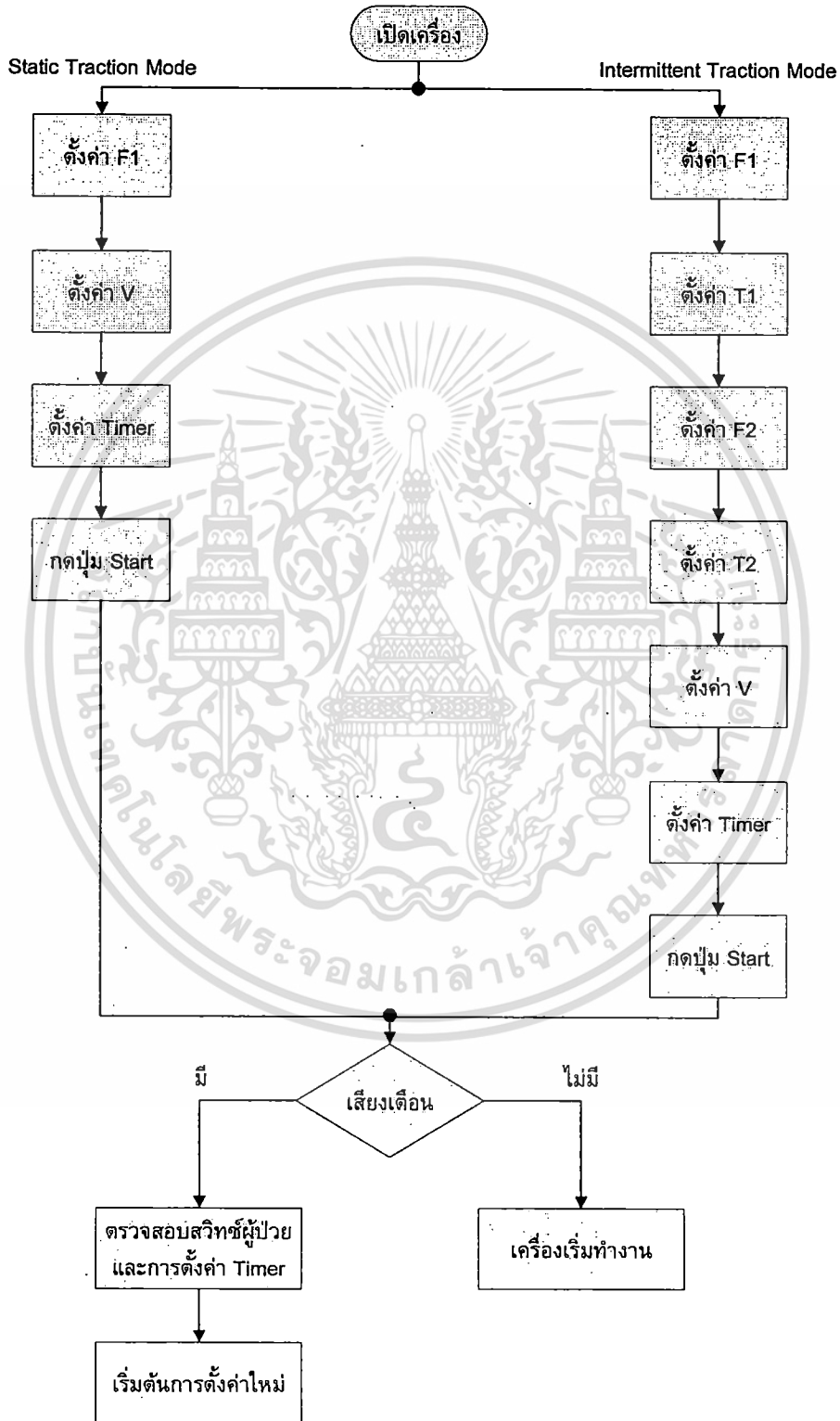
$$D(z) = K_p + \frac{K_p T}{T_i (1 - z^{-1})} \tag{2.7}$$



รูปที่ 2.28 ระบบควบคุมแบบดิจิทัลชนิด PI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การคำนวณค่าของ  $K_p$  และ  $T_i$  ใช้การคำนวณตามเอกสารอ้างอิงของ IBRAHIM Dogan [3] ดังแสดงในภาคผนวก ข ซึ่ง  $T$  เป็นค่าของ Sampling Frequency ส่วนผลการทดลองแสดงในบทต่อไป รูปที่ 2.28 แสดงไดอะแกรมอย่างง่ายของการทำงานของเครื่องดึงคอกและหลัง



รูปที่ 2.29 ไดอะแกรมอย่างง่ายของการทำงานของเครื่องดึงคอกและหลัง

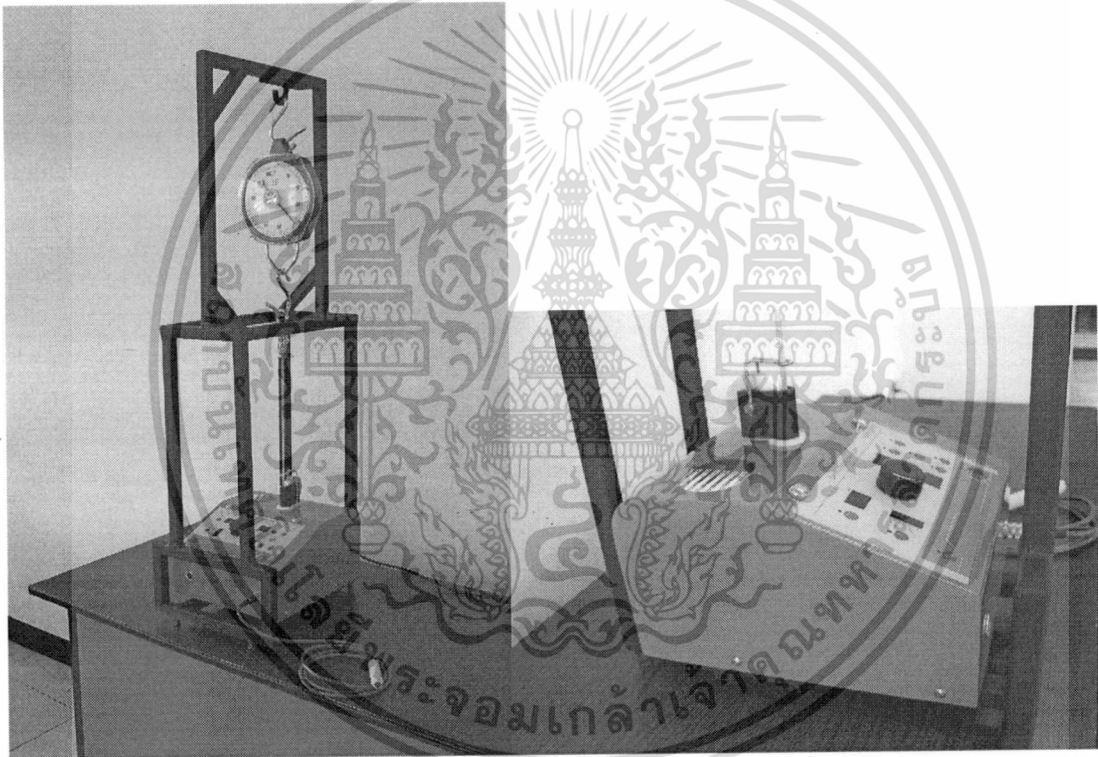
เอกสารนี้เป็นเอกสารสงวนลิขสิทธิ์หรือการเขียนขึ้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิฉะนั้นผู้ใดที่เผยแพร่ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

### ผลการทดลอง

#### 3.1 บทนำ

บทนี้อธิบายผลการทดลองเครื่องดึงคอกและหลังที่ได้พัฒนาสร้างขึ้นดังแสดงโดยรูปที่ 3.1 (ก) ซึ่งติดตั้งเครื่องบนแท่นทดสอบซึ่งใช้เครื่องชั่งสปริงเป็นตัววัดแรงดึงเปรียบเทียบ รูปที่ 3.1 (ข) แสดงตัวเครื่อง



(ก)

(ข)

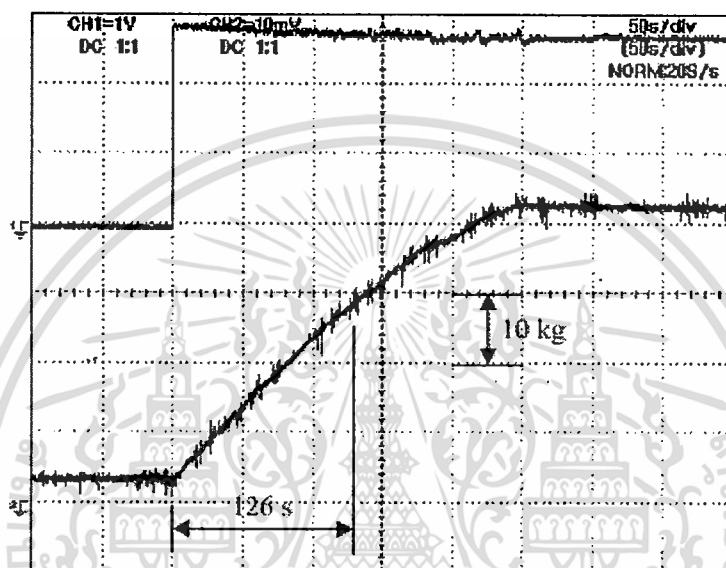
รูปที่ 3.1 เครื่องดึงคอกและหลังที่ได้พัฒนาสร้างขึ้น

นอกจากนั้นในบทนี้ได้แสดงถึงผลการทดลองการสร้างแรงดึงของเครื่อง ผลการทดลอง วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ ผลการทดลองอุปกรณ์วัดแรงดึง ผลการทดลองการควบคุมแรงดึง และระบบ ตรวจสอบการทำงานของเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2 การทดลองการสร้างแรงดึงของเครื่องดึงคอและหลัง

การทดลองนี้ เป็นการทดสอบผลการตอบสนองของส่วนสร้างแรงดึงของเครื่องดึงคอและหลัง โดยป้อนแรงดันไฟฟ้าชนิด Step ขนาด 2.5 V เข้าที่มอเตอร์ แล้ววัดแรงดึงที่เครื่องสร้างขึ้นด้วยวงจรประกอบอุปกรณ์วัดแรงดึง ดังแสดงผลการทดลองตามรูปที่ 3.2 ผลการวัดแรงดึงมีหน่วยเป็น V ซึ่งสามารถเปลี่ยนเป็นหน่วยของ kg ได้ แรงดึงที่วัดจากเครื่องชั่งสปริง 1.5 kg เป็น 44 kg



รูปที่ 3.2 ผลการตอบสนองของส่วนสร้างแรงดึงของเครื่องดึงคอและหลัง โดยป้อนแรงดันไฟฟ้าชนิด Step ขนาด 2.5 V

รูปด้านบนแรงดันไฟฟ้าชนิด Step ที่มอเตอร์ (1 V/div) รูปด้านล่างเป็นรูปแรงดึง (10 kg/div)

อัตราขยายที่ Steady – state ของส่วนสร้างแรงดึง

$$K_M = \frac{44 - 1.5}{2.5} = 17 \text{ kg/V} \quad (3.1)$$

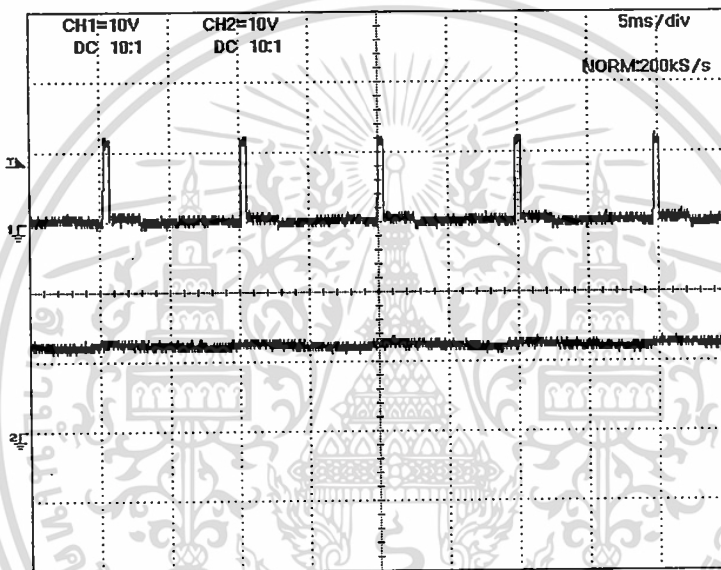
ผลการทดลองตามรูปที่ 3.2 ถ้าประมาณสัญญาณนี้เป็นรูปสัญญาณแบบ First Order สามารถวัดค่า Time Constant ได้  $\tau_M = 126 \text{ s}$  ดังนั้น Transfer Function ของส่วนสร้างแรงดึงของเครื่องดึงคอและหลังคือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$k_M(s) = \frac{17}{1+126s} \text{ kg/V} \quad (3.2)$$

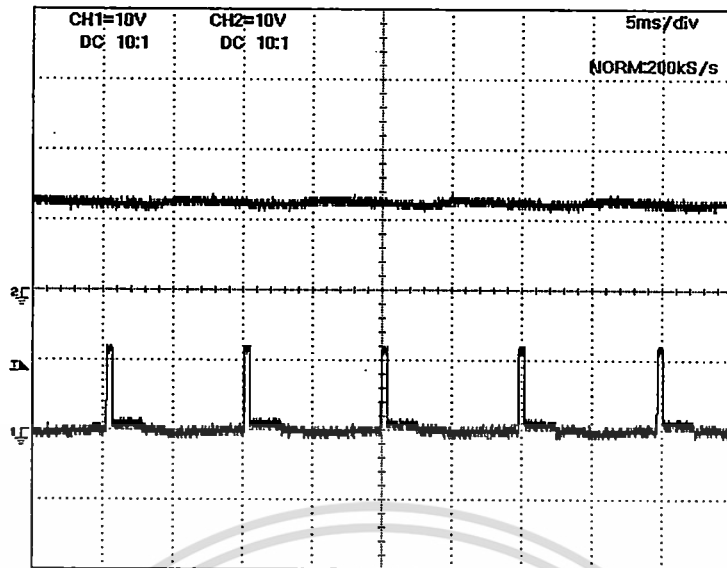
### 3.3 การทดลองการทำงานของวงจรขับมอเตอร์

การทดสอบการทำงานของวงจรขับมอเตอร์ ซึ่งต้องสามารถทำให้มอเตอร์หมุนได้ทั้งสองทิศทาง โดยวงจรทำงานจากแรงดันไฟฟ้าตรง 24 V และด้วยความถี่ 100 Hz รูปที่ 3.3 แสดงสัญญาณสั่งการให้วงจรขับมอเตอร์เพื่อการดึงเชือก รูปที่ 3.4 แสดงสัญญาณสั่งการให้วงจรขับมอเตอร์เพื่อการคลายเชือก



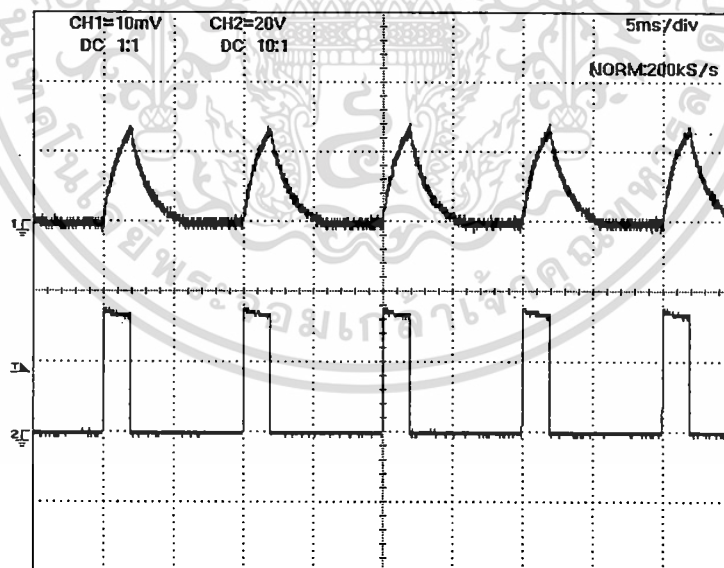
รูปที่ 3.3 สัญญาณขับเคลื่อนดึงเชือก CH1 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q1 CH2 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



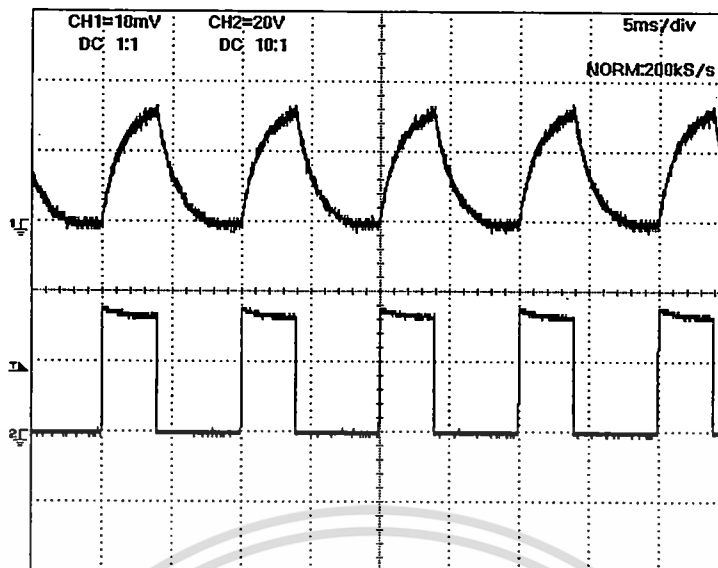
รูปที่ 3.4 สัญญาณขับเคลื่อนขั้วเคลือบเหล็ก CH1 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q3 CH2 คือ สัญญาณขับเคลื่อน Q1

การทดสอบวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์โดยทดลองขับเคลื่อนมอเตอร์โดยสัญญาณสั่งการเปลี่ยนค่าของ Duty Cycle เป็น 20% 40% และ 60% ดังแสดงในรูปที่ 3.5, 3.6 และ 3.7 ตามลำดับ

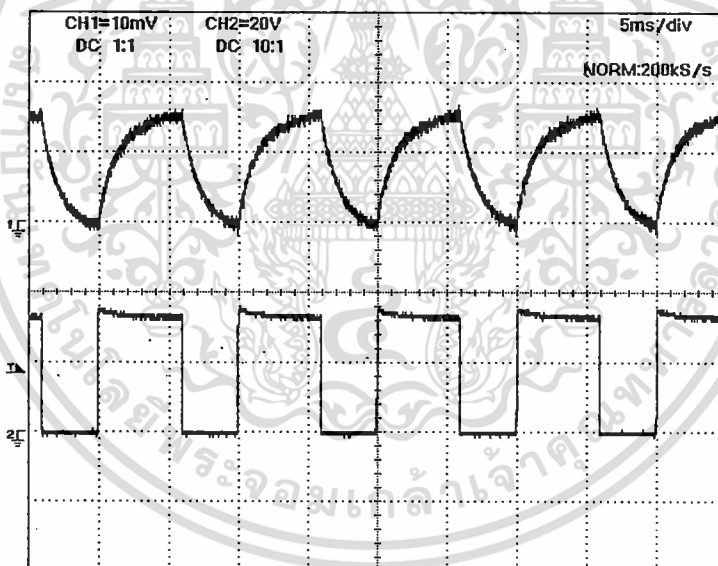


รูปที่ 3.5 สัญญาณขับเคลื่อนมอเตอร์ที่ Duty Cycle 20% CH1 คือ กระแสไฟฟ้าไหลเข้ามอเตอร์ (2 A/div) CH2 Duty Cycle 20%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 สัญญาณขับมอเตอร์ที่ Duty Cycle 40% CH1 คือ กระแสไฟฟ้าไหลเข้ามอเตอร์ (2 A/div) CH2 Duty Cycle 40%



รูปที่ 3.7 สัญญาณขับมอเตอร์ที่ Duty Cycle 60% CH1 คือ กระแสไฟฟ้าไหลเข้ามอเตอร์ (2 A/div) CH2 Duty Cycle 60%

อัตราขยายของวงจรขับมอเตอร์  $K_D$  ทำให้ได้แรงดันไฟฟ้าเฉลี่ยที่มอเตอร์ตามสมการที่ 3.3 เมื่อ  $D$  เป็น Duty Cycle

$$\langle V_o \rangle = D \times 24 \text{ V} \quad (3.3)$$

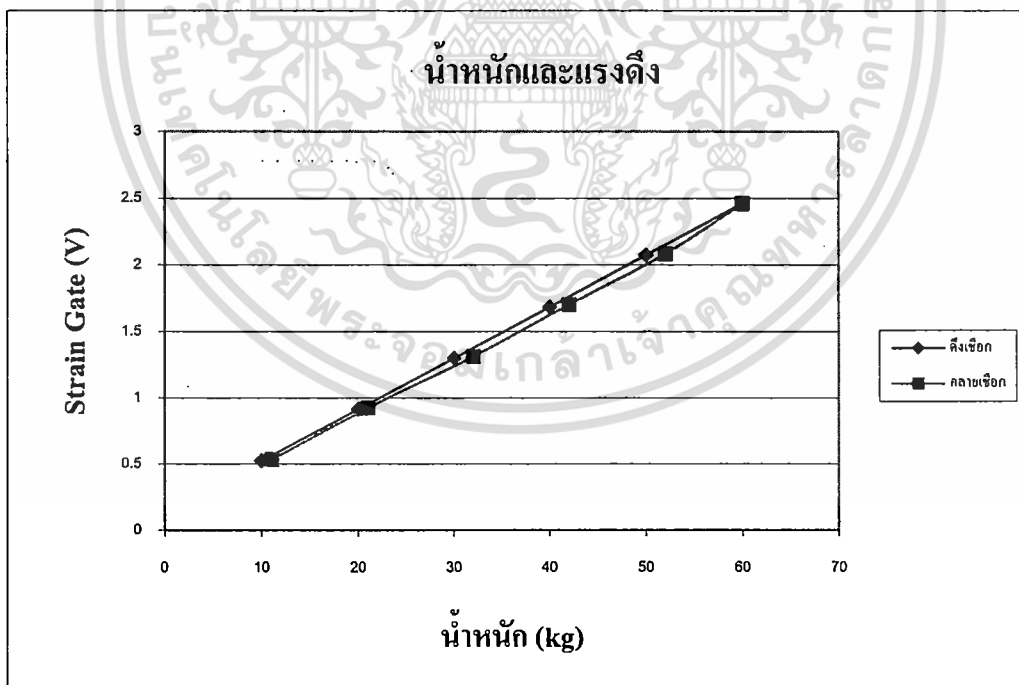
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 การทดลองอุปกรณ์วัดแรงดึง

การทดสอบอุปกรณ์วัดแรงและวงจรถ่ายแปลงแรงดึงเชือกและคลายเชือกแสดงข้อมูลในตารางที่ 3.1 และแสดงเป็นกราฟในรูปที่ 3.8

ตารางที่ 3.1 ผลการทดสอบอุปกรณ์วัดแรงดึงและวงจรถ่ายแปลง

แรงดึง (kg)	Strain Gage (V)		เครื่องชั่งสปริง (kg)	
	ดึงเชือก	คลายเชือก	ดึงเชือก	คลายเชือก
10	0.526	0.536	10	11
20	0.914	0.924	20	21
30	1.299	1.312	30	32
40	1.683	1.701	40	42
50	2.073	2.082	50	52
60	2.46	2.46	60	60



รูปที่ 3.8 กราฟผลการทดสอบอุปกรณ์วัดแรงดึงและวงจรถ่ายแปลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อัตราขยายของวงจรวัดแรงแสดงดังสมการที่ 3.4

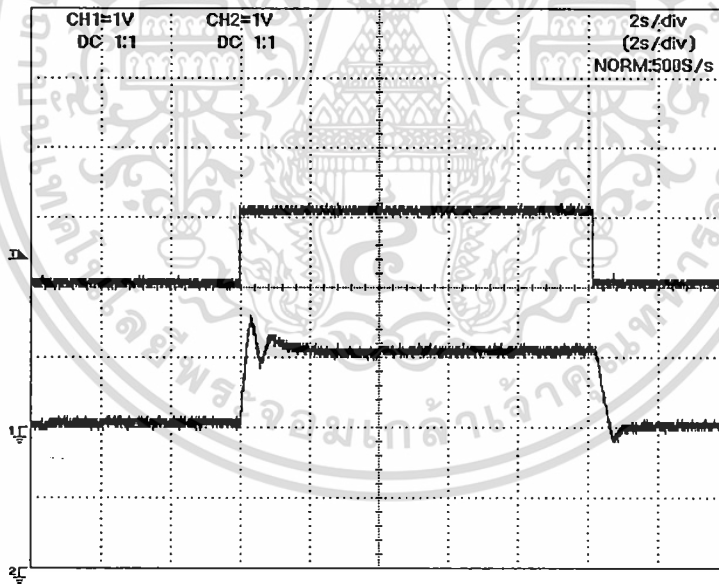
$$K_s = \frac{2.5}{60} = 0.042 \text{ V/kg} \quad (3.4)$$

### 3.5 การทดลองการควบคุมแรงดึง

ระบบควบคุมแรงดึงเป็นแบบ Digital ชนิด PI ด้วยการออกแบบตามวิธีการในบทที่ 2 และจากสมการ Transfer Function ของส่วนสร้างแรงดึงตามสมการที่ 3.2 อัตราขยายของวงจรมอเตอร์ตามสมการที่ 3.3 และ อัตราขยายของส่วนวัดแรงดึงตามสมการที่ 3.4 โดยผลการทดลองมีดังนี้คือ การตอบสนองต่อการสร้างแรงดึงเมื่อมีคำสั่งแบบ Step แบบ Ramp และการสามารถรักษาแรงดึงเมื่อแรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายพลังงานเปลี่ยนไป

#### 3.5.1 การทดลองการตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Step

รูปที่ 3.9 แสดงการตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Step จาก 45 kg ไปเป็น 70 kg

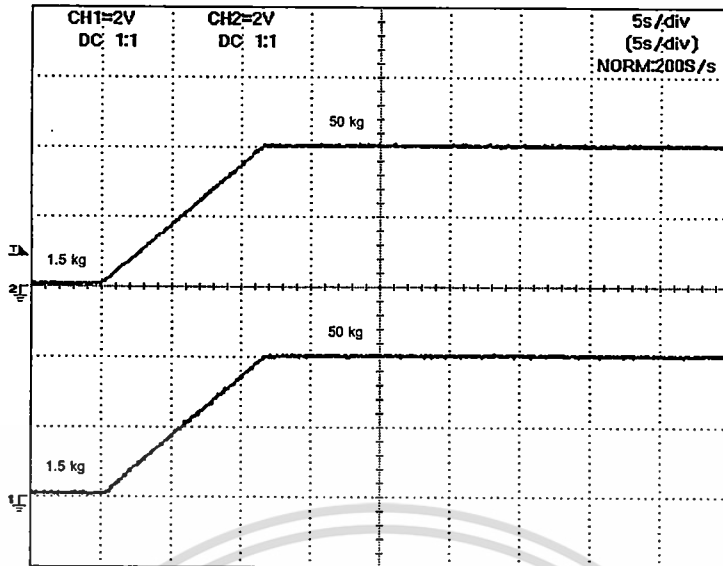


รูปที่ 3.9 การตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Step จาก 45 kg ไปเป็น 70 kg CH1 คือ คำสั่งสร้างแรงดึง (25 kg/div) CH2 แรงดึงที่สร้างขึ้น (25 kg/div)

#### 3.5.2 การทดลองการตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Ramp

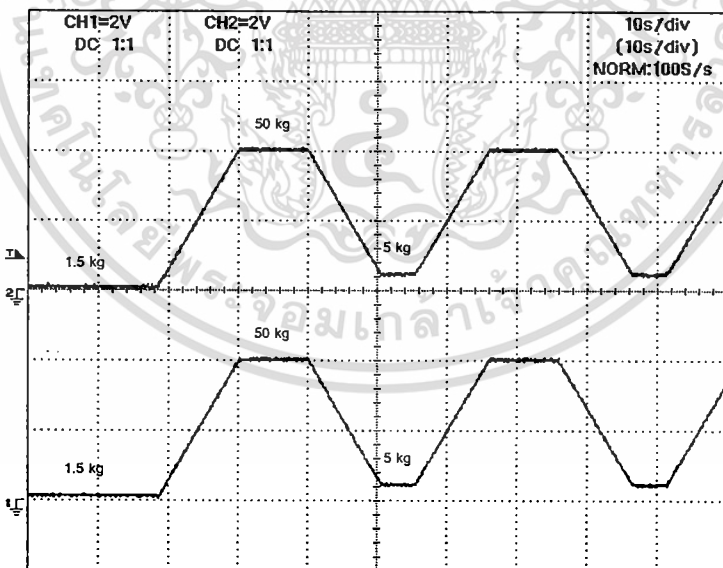
รูปที่ 3.10 แสดงการตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Ramp จาก 1.5 kg ไปเป็น 50 kg เมื่อมีการสร้างแรงดึงแบบคงที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 การตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Ramp จาก 1.5 kg ไปเป็น 50 kg แบบแรงดึงคงที่ CH1 คือ ค่าสั่งสร้างแรงดึง (25 kg/div) CH2 แรงดึงที่สร้างขึ้น (25 kg/div)

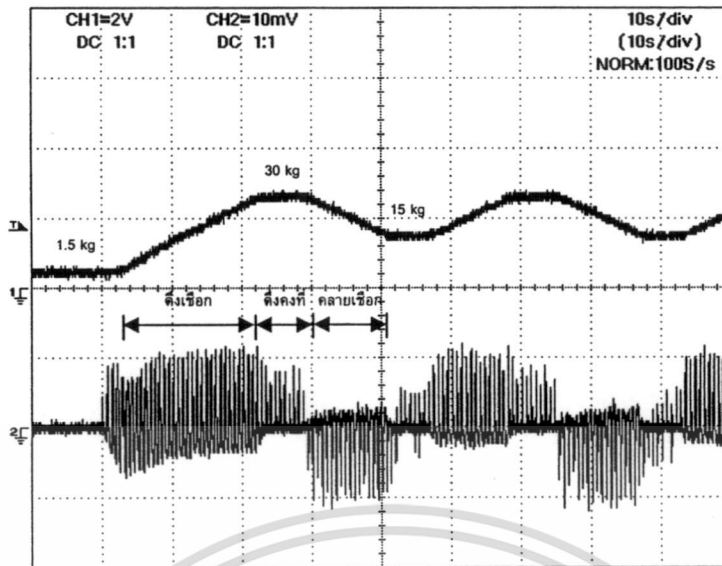
รูปที่ 3.11 แสดงการตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Ramp แบบแรงดึงเป็นจังหวะ 1.5 kg -> 50 kg -> 5 kg -> 50 kg .....



รูปที่ 3.11 การตอบสนองการสร้างแรงดึงแบบ Ramp แบบเป็นจังหวะ CH1 คือ ค่าสั่งสร้างแรงดึง (25 kg/div) CH2 แรงดึงที่สร้างขึ้น (25 kg/div)

รูปที่ 3.12 แสดงการทำงานของระบบควบคุมและวงจรถับมอเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.12 การทำงานของระบบควบคุมและวงจรมอเตอร์ CH1 คือ แรงดึง (25 kg/div)  
CH2 กระแสไฟฟ้าที่ไหลเข้ามอเตอร์แรงดึงที่สร้างขึ้น (2 A/div)

### 3.5.3 การทดสอบการรักษาแรงดึงเมื่อแหล่งจ่ายไฟฟ้าเปลี่ยนไป

การทดสอบนี้เป็นการทดสอบว่า ความสามารถของระบบควบคุมที่จะรักษาแรงดึงไว้ได้ แม้ว่าแรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายเปลี่ยนไป การทดสอบทำโดยให้มีการสร้างแรงดึง 45 kg แล้วให้แรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายเปลี่ยนไปจาก 20 – 24 V



รูปที่ 3.13 การทดสอบการสร้างแรงดึง 45 kg แล้วให้แรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายเปลี่ยนไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.6 การทดลองระบบความปลอดภัย ระบบตรวจสอบการทำงาน ระบบแจ้งอาการบกพร่อง และ ระบบปรับแต่งของเครื่องดึงคอและหลัง

#### 3.6.1 ระบบรักษาความปลอดภัยต่อผู้ป่วย

ได้มีการตรวจสอบระบบต่างๆดังนี้คือ

ก. เมื่อไม่ได้มีการเสียบสาย **Patient Stop** เครื่องต้องไม่ทำงาน

ผลการทดสอบ => เครื่องไม่สามารถเริ่มทำงานได้

ข. เมื่อผู้ป่วยกดปุ่มฉุกเฉินที่สาย **Patient Stop** เครื่องต้องหยุดสร้างแรงดึงและคลายเชือกทันที

ผลการทดสอบ => เครื่องหยุดสร้างแรงดึงและคลายเชือกทันที

ค. เมื่อเครื่องสร้างแรงดึงเกิน 60 kg เครื่องต้องหยุดทำงานและคลายเชือกทันที (ระบบแรกที่ควบคุมด้วย PSoC)

ผลการทดสอบ => เครื่องหยุดสร้างแรงดึงและคลายเชือกทันที

ง. เมื่อเครื่องสร้างแรงดึงเกิน 60 kg เครื่องต้องหยุดทำงานและคลายเชือกทันที (ระบบที่สองที่ควบคุมด้วยทางกลซึ่งเป็นระบบสำรองเมื่อระบบของ PSoC ไม่ทำงาน)

ผลการทดสอบ => เครื่องหยุดสร้างแรงดึงและคลายเชือกทันที

#### 3.6.2 ระบบตรวจสอบการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง

ผลการทดลองระบบตรวจสอบการทำงานของเครื่องมีดังนี้คือ

ก. ระบบตรวจสอบวงจร Watchdog

ผลการทดสอบ => ทำงาน

ข. ระบบตรวจสอบวงจรแรงดันไฟฟ้าทำงานบกพร่อง

ผลการทดสอบ => ทำงาน

ค. ระบบตรวจสอบการเชื่อมต่อระหว่าง PSoC Master กับ PSoC Slave

ผลการทดสอบ => ทำงาน

ง. ระบบตรวจสอบวงจรขั้วมอเตอร์ทำงานบกพร่อง

ผลการทดสอบ => ทำงาน

จ. ระบบตรวจสอบระบบวัดแรงดึงบกพร่อง

ผลการทดสอบ => ทำงาน

ฉ. ระบบตรวจสอบระบบทางกลป้องกันแรงดึงเกิน 60 kg

ผลการทดสอบ => ทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารทรัพย์สินทางปัญญาของภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.6.3 ระบบแจ้งอาการบกพร่อง

ผลการทดลองระบบแจ้งอาการบกพร่องของเครื่องมีดังนี้คือ

**ก. ระบบตรวจสอบวงจร Watchdog**

ผลการทดสอบ => แจ้งอาการเสียของวงจร Watchdog ได้

**ข. ระบบตรวจสอบวงจรแรงดันไฟฟ้าทำงานบกพร่อง**

ผลการทดสอบ => แจ้งอาการเสียของแต่ละแรงดันไฟฟ้าได้

**ค. ระบบตรวจสอบการเชื่อมต่อระหว่าง PSoC Master กับ PSoC Slave**

ผลการทดสอบ => แจ้งอาการเสียของการไม่เชื่อมต่อข้อมูล

**ง. ระบบตรวจสอบวงจรขั้วมอเตอร์ทำงานบกพร่อง**

ผลการทดสอบ => แจ้งอาการเสียของแต่ละส่วนของวงจรขั้วมอเตอร์ได้

**จ. ระบบตรวจสอบระบบวัดแรงดึงบกพร่อง**

ผลการทดสอบ => แจ้งอาการเสียของระบบวัดแรงดึงได้

**ฉ. ระบบตรวจสอบการไม่เสียบสาย Patient Stop**

ผลการทดสอบ => แจ้งการไม่เสียบสาย Patient Stop ได้

**ช. ระบบตรวจสอบระบบป้อนข้อมูลด้วย Keyboard และ ปุ่มหมุน**

ผลการทดสอบ => แจ้งอาการเสียของแต่ละปุ่มของ Keyboard หรือปุ่มหมุนได้

**ซ. ระบบตรวจสอบระบบแสดงผล**

ผลการทดสอบ => แจ้งอาการเสียของแต่ละหลัก แต่ละ Segment หรือ LED แต่ละดวงได้

### 3.6.4 ระบบปรับแต่งเครื่องดึงคอและหลัง

ผลการทดลองระบบปรับแต่งเครื่องดึงคอและหลังมีดังนี้คือ

**ก. อุปกรณ์วัดแรงดึง**

ผลการทดสอบ => สามารถปรับแต่งได้

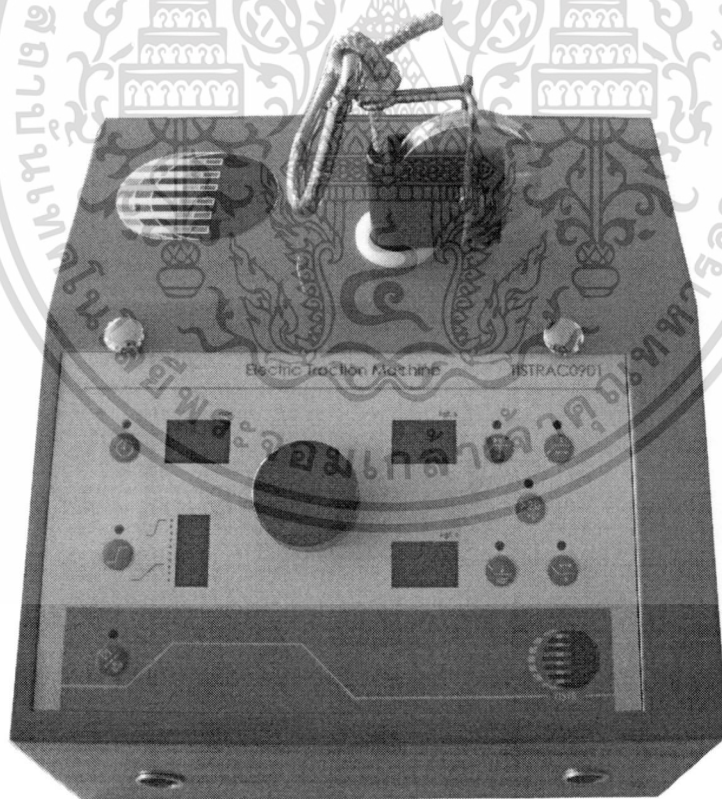
**ข. ระบบทางกลเพื่อป้องกันแรงดึงเกิน 60 kg**

ผลการทดสอบ => สามารถปรับแต่งได้

## บทที่ 4

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

ผลการทดลองของเครื่องดึงคอกและหลังดังแสดงในบทที่ 3 ได้แสดงว่าเครื่องที่ได้พัฒนาและสร้างขึ้นสามารถสร้างแรงดึงได้ตามต้องการของข้อกำหนด โดยมีการตอบสนองต่อสัญญาณได้รวดเร็ว การสร้างแรงดึงสามารถสร้างได้ทั้งสองแบบคือ แบบคงที่ และ แบบเป็นจังหวะ การรักษาแรงดึงสามารถทำได้แม้ว่าแรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายกำลังมีค่าเปลี่ยนไป การทดสอบการทำงานของระบบความปลอดภัย ระบบตรวจสอบการทำงาน ระบบแจ้งอาการบกพร่อง และ ระบบปรับแต่งของเครื่องดึงคอกและหลังสามารถทำงานได้ทุกรูปแบบอย่างสมบูรณ์ รูปที่ 4.1 แสดงเครื่องดึงคอกและหลังที่สร้างเสร็จสมบูรณ์ที่ส่งให้แผนกกายภาพบำบัดนำไปทดลองใช้ ซึ่งปรากฏว่าหลังจากการใช้งานไปแล้ว 6 เดือน เครื่องดังกล่าวยังทำงานได้สมบูรณ์ทุกรูปแบบ และจึงมีความต้องการให้สร้างมากขึ้น เนื่องจากราคาการผลิตต่อเครื่องจะต่ำกว่าเครื่องที่นำเข้ามาจากต่างประเทศ 5 เท่า



รูปที่ 4.1 เครื่องดึงคอกและหลังที่สร้างเสร็จสมบูรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถึงแม้ว่าเครื่องดึงคอและหลังแบบที่ได้สร้างขึ้นสามารถทำงานได้สมบูรณ์แล้วก็ตาม แต่ก็ยังมีข้อเสนอแนะบางอย่างที่ต้องการให้ปรับปรุงในการพัฒนาในเครื่องรุ่นต่อไปคือ

ข้อที่หนึ่ง ต้องการให้ปรับปรุงวิธีการวัดแรงดึงที่แบบเดิมใช้ Strain Gauge ซึ่งในการใช้งานอุปกรณ์แบบนี้ต้องนำ Strain Gauge ไปติดตั้งบนแกนที่เชื่อมต่อพาดผ่านดังแสดงในรูปที่ 2.13 การติดตั้ง Strain Gauge บนแกนทำได้ยากและต้องใช้ความชำนาญ นอกจากนั้น Strain Gauge ก็มีราคาแพง ทำให้การวัดแรงโดยวิธีนี้ทำให้ราคาของเครื่องสูงขึ้น การพัฒนาเครื่องในรุ่นต่อไปจะไม่ใช้วิธีการวัดแรงแบบเดิม แต่จะใช้กระบวนการทางคณิตศาสตร์คำนวณแรงดึงจากรูปสัญญาณของกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้าที่มอเตอร์

ข้อที่สอง อัตราการสร้างแรงดึงของเครื่องที่สร้างขึ้นมีความเร็ว 1.5 kgf ถึง 60 kgf ภายในเวลา 20 วินาที แต่แพทย์ทางกายภาพบำบัดต้องการให้เครื่องในรุ่นต่อไปสามารถสร้างแรงดึงได้รวดเร็วกว่านี้สำหรับผู้ป่วยที่มีอาการมาก ในการพัฒนาเครื่องรุ่นใหม่สามารถทำได้โดยปรับเปลี่ยนระบบทางเกียร์และความเร็วรอบของมอเตอร์

ข้อที่สาม ส่วนป้อนข้อมูลและส่วนแสดงผลควรเปลี่ยนจากปุ่มกดธรรมดา และ ปุ่มหมุนให้เป็นแบบ Membrane และ เปลี่ยนการแสดงผลจากแบบ LED เป็นแบบ Graphic LCD เพื่อให้ผู้ใช้งานสามารถใช้งานได้ง่ายขึ้น

ข้อที่สี่ ปรับปรุงวิธีการใช้งานเครื่องและระบบตรวจสอบเครื่องให้สามารถใช้งานได้ง่ายกว่าเครื่องรุ่นแรก

ข้อที่ห้า ปรับปรุงให้มีระบบจัดเก็บข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้เข้ารับการรักษา เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการรักษาครั้งต่อไป

ข้อที่หก ควรมีระบบไฟฟ้าสำรองในกรณีที่ไฟฟ้าเกิดขัดข้องขณะทำการรักษา

## เอกสารอ้างอิง

- [1] วิชัย อึ้งพินิจพงศ์, วิไล อึ้งพินิจพงศ์ และ สุรพล ภูมิพระบุญ. 26 พฤศจิกายน 2544. “สิ่งประดิษฐ์ เตียงนวดและดึงหลังด้วยกลไก”. รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์. มหาวิทยาลัยขอนแก่น.
- [2] อรวรรณ ประศาสน์วุฒิ และ ภัทรพร กมลเพชร. “การสร้างเครื่องดึงคอแบบง่ายที่เหมาะสม สำหรับการประยุกต์ใช้เองที่บ้านหรือทางออกชุมชน”. 30 กันยายน 2551. รายงานการวิจัย ฉบับสมบูรณ์. ศูนย์วิศวกรรมชีวการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
- [3] Dogan Ibrahim. 2006. **Microcontroller Based Applied Digital Control**. John Wiley & Sons Ltd.,



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. วิชัย อึ้งพินิจพงศ์ และคณะ. เรื่อง “สิ่งประดิษฐ์เตียงนวดและดึงหลังด้วยกลไก”. รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์. มหาวิทยาลัยขอนแก่น. กล่าวในหัวข้อ หลักการและเหตุผลว่า

“การนวดและการดึงหลังเป็นวิธีการทางกายภาพบำบัดที่ใช้ในการส่งเสริมสุขภาพ และบำบัดโรคบางชนิดได้อย่างมีประสิทธิภาพ งานวิจัยทั้งในไทยและต่างประเทศพบว่า การนวดที่ถูกต้องและเหมาะสมมีผลดีต่อสุขภาพ เช่น ช่วยกระตุ้นการไหลเวียนโลหิต บรรเทาอาการปวดเมื่อยกล้ามเนื้อและข้อ ทำให้ผ่อนคลายความตึงเครียดทั้งกล้ามเนื้อและจิตใจ ทำให้นอนหลับได้สนิท นอกจากนี้ยังพบว่า การนวดสัปดาห์ละ 3 ครั้งต่อเนื่องกันนาน 8 สัปดาห์มีแนวโน้มมีผลเสริมสร้างภูมิคุ้มกันต้านทานโรคให้แก่ร่างกาย การนวดในผู้ป่วยปวดหลังและปวดคอเรื้อรังมีผลบรรเทาปวดและเพิ่มความยืดหยุ่นของข้อได้อย่างมีประสิทธิภาพ

จะเห็นได้ว่าการนวดมีประโยชน์สูงต่อสุขภาพของคนเราทั้งคนปกติและผู้ป่วย เมื่อความต้องการบริการนวดสูงขึ้นการใช้บริการด้วยแรงคน (นวดด้วยมือ) อาจมีข้อจำกัดจากการเหน็ดเหนื่อยเมื่อยล้าของผู้ให้บริการนวด เพราะการนวดแต่ละครั้งต้องใช้เวลายาวนานครึ่งชั่วโมงถึงสองชั่วโมง ประกอบกับการนวดบนแนวอิฐ เสาปูน และ เสื่อน้ำมันเป็นเส้นประธานหลักต้องใช้แรงกดมาก การใช้เครื่องผ่อนแรงสำหรับการนวดจึงเป็นทางเลือกอีกทางหนึ่ง ในประเทศไทยมีการผลิตอุปกรณ์ช่วยนวดหลายรูปแบบ เช่น นมไม้ ลูกกลิ้งนวดตัว ตะขอนวดตัวแต่อุปกรณ์เหล่านี้ยังต้องอาศัยแรงของผู้ป่วยหรือผู้รับการนวดเอง ซึ่งถ้าเหน็ดเหนื่อยเมื่อยล้ามากก็อาจไม่สามารถนวดได้เต็มที่ ในปัจจุบันการนำเข้าเตียงนวดจากต่างประเทศ เพื่อใช้นวดตนเองและช่วยผ่อนแรงในการนวดแต่ยังมีข้อจำกัดคือราคาค่อนข้างสูง (ประมาณ 70,000 – 100,000 บาทต่อเตียง) อีกทั้งยังไม่สามารถให้การนวดแบบนวดคลึงร่วมกับการนวดกดจุด ซึ่งเป็นวิธีการกระตุ้นการไหลเวียนเลือดและบรรเทาอาการปวดเมื่อยได้ดี

สำหรับการดึงหลังนั้นเป็นวิธีการที่ใช้กันมานานและได้ผลดี ในการบำบัดอาการปวดหลังจากภาวะกล้ามเนื้อตึงและข้อสันหลังเสื่อมนอกจากนี้ยังใช้บำบัดโรคหมอนรองกระดูกสันหลังทับเส้นประสาทได้ด้วย ปัจจุบันในประเทศไทยได้นำเข้าเตียงดึงหลังจากต่างประเทศและจำหน่ายในราคาสูงอีกเช่นกัน (ราคาประมาณ 190,000 – 300,000 บาทต่อเครื่อง) ในภาวะเศรษฐกิจและสังคมของไทยที่ยังไม่ฟื้นตัว การใช้สินค้าไทยที่ราคาประหยัดกว่าและประสิทธิภาพใกล้เคียงกันจึงน่าจะเป็นทางออกที่ดี ในขณะนี้ยังไม่มีผลิตภัณฑ์เตียงดึงหลังนี้ที่ทำขึ้นในประเทศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงเห็นว่าหากมีการสร้างต้นแบบของเตียงนวดและดึงหลัง ซึ่งสามารถให้การนวดพร้อม ๆ กับการดึงหลังได้หรืออาจแยกใช้ทีละอย่างก็จะช่วยให้มีการผลิตและจำหน่ายเตียงนี้ในอนาคตนอกจากจะช่วยผ่อนแรงผู้ให้การนวด แล้วยังมีประโยชน์ต่อคนทั่วไปใช้บรรเทาอาการเมื่อยกล้ามเนื้อได้เอง และยังเป็นกำลังเสริมให้ประเทศไทยลดการเสียดุลการค้าจากการนำเข้าสินค้าเหล่านี้ต่อไปในอนาคต”

**ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. อรวรรณ ประศาสน์วุฒิ และคณะ. เรื่อง “การสร้างเครื่องดึงคอแบบง่าย ที่เหมาะสำหรับการประยุกต์ใช้เองที่บ้านหรือทางออกชุมชน”. รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์. มหาวิทยาลัยเชียงใหม่. กล่าวในหัวข้อบทนำว่า**

“ด้วยปัญหาเรื่องการปวดคอ อันมีสาเหตุจากการเสื่อมของกระดูกคอ เป็นปัญหาที่พบได้บ่อยมากในงานทางกายภาพบำบัด ผู้ป่วยจะมาด้วยอาการปวดที่บริเวณคอ บางรายอาการปวดสามารถร้าวลงไปที่บ่าและแขนได้ หากมีการกดทับเส้นประสาทร่วมกับ ผู้ป่วยจะมีอาการชาและอ่อนแรงของกล้ามเนื้อที่เส้นประสาทนั้นไปเลี้ยง อาการเหล่านี้เป็นปัญหาที่สำคัญและเป็นอุปสรรคอย่างมากในการประกอบอาชีพและการใช้ชีวิตประจำวัน แนวทางหรือวิธีการหนึ่งของการรักษาทางกายภาพบำบัดคือ การลดหรือให้อาการปวดหายไป โดยใช้เครื่องดึงคอ (Mechanical Cervical Traction) ที่มีหลักการทำงานโดยการสร้างแรงดึงแยกห่าง (Traction Force) กระทำที่กระดูกคอผ่านระบบทางกลศาสตร์ แรงที่กระทำนี้สามารถปรับได้ทั้งในรูปแบบการดึงแยกค้างได้ตลอดเวลา และการดึงแยกแบบมีการพักเป็นช่วงๆ ผลของการรักษาโดยใช้เครื่องดึงคอก็คือ การเพิ่มระยะห่างหรือช่องว่างของกระดูกคอ รวมถึงลดแรงกดทับที่กระทำต่อเส้นประสาท นอกจากนี้ยังช่วยให้กล้ามเนื้อที่บริเวณคอคลายตัว กระตุ้นให้เกิดการเคลื่อนไหวของกระดูกคอ เพิ่มการไหลเวียนของเลือดที่บริเวณคอด้วย ความสามารถในการลดอาการปวดคอจากการใช้เครื่องดึงคอนี้ อธิบายตามหลักการของผลทางสรีรวิทยาได้คือ การดึงคอเป็นการกระตุ้นผ่าน Mechanoreceptors มีผลต่อวงจรการปิดเปิดประตูในการควบคุมความเจ็บปวด ที่เรียกว่า Gate control theory และมีผลต่อการยับยั้งการเกร็งตัวของกล้ามเนื้อผ่าน Reflex muscle guarding

ถึงแม้ว่า ผลในการรักษาด้วยวิธีการดึงคอ จะมีประสิทธิภาพดี โดยเป็นที่พอใจทั้งต่อผู้ป่วยเองและผู้ให้การรักษาเป็นอย่างมาก อย่างไรก็ตามการรักษาด้วยวิธีดึงคอนี้ จะต้องกระทำอย่างต่อเนื่อง (ทุกวัน) เป็นเวลานาน (โดยเฉลี่ย 1-2 เดือน) รวมถึงความบ่อยครั้งในการเข้ารับการรักษาด้วยเครื่องนี้ ผู้ป่วยแต่ละรายสามารถเข้ารับการรักษาด้วยเฉลี่ย 1 ครั้งต่อวันเท่านั้น ด้วยเหตุนี้ผู้ป่วยจำเป็นต้องเดินทางเพื่อเข้ารับการรักษาทงกายภาพบำบัดที่โรงพยาบาลเป็นประจำทุกวัน และเป็นเวลาต่อเนื่องกัน ทำให้เสียค่าใช้จ่ายสูงทั้งค่ารักษา ค่าเดินทาง และอื่นๆ รวมถึงเสียเวลาในแต่ละวัน

ค่อนข้างมาก ดังนั้นผู้ป่วยที่ประสบกับความทุกข์ทรมานกับอาการปวดที่คอกลุ่มนี้ ได้สอบถามถึงความเป็นไปได้ที่จะมีการสร้างเครื่องดั่งคอแบบง่าย ที่มีความปลอดภัยสูงและสามารถประยุกต์ใช้ได้เองที่บ้าน นอกจากนี้ยังสามารถใช้ได้บ่อยครั้งตามอาการปวดที่เกิดขึ้น โดยไม่ต้องเดินทางมารับการรักษาที่โรงพยาบาล จึงเป็นที่มาของการคิดสร้างเครื่องดั่งคอแบบง่ายสำหรับผู้ป่วยนำไปประยุกต์ใช้งานที่บ้านได้

นอกจากนี้แล้ว ในการให้บริการทางกายภาพบำบัดในระดับชุมชน อุปสรรคที่สำคัญคือขาดเครื่องมือที่จะสามารถพกพาออกไปได้ เนื่องจากเครื่องดั่งคอที่มีอยู่ในแผนกที่มีขนาดใหญ่และมีน้ำหนักมาก ไม่สะดวกต่อการขนย้าย หากได้มีการสร้างเครื่องดั่งคอแบบง่าย ราคาถูก ใช้วัสดุภายในประเทศ สามารถใช้ช่างฝีมือระดับชาวบ้านประกอบได้ จะเป็นการเพิ่มโอกาสในการดูแลปัญหาสุขภาพของประชาชนคนไทยในระดับชุมชนได้อย่างทั่วถึง”



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ตัวควบคุม PI

ความสัมพันธ์ระหว่างอินพุตและเอาต์พุตของตัวควบคุม PI แสดงดังสมการที่ ข.1 และ ข.2

$$u(t) = K_p \left[ e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt \right] \quad (\text{ข.1})$$

$$e(t) = r(t) - y(t) \quad (\text{ข.2})$$

โดยที่

$u(t)$  คือ เอาต์พุตจากตัวควบคุม PI

$e(t)$  คือ ค่าความผิดพลาด

$r(t)$  คือ อินพุตของระบบ

$y(t)$  คือ เอาต์พุตของระบบ

$T_i$  คือ Integral Time

$K_p$  คือ Proportional Gain

จากสมการที่ ข.1 ทำการแปลงลาปลาซ (Laplace Transform) และเขียนให้อยู่ในรูป Transfer Function แสดงดังสมการที่ ข.3

$$\frac{U(s)}{E(s)} = K_p + \frac{K_p}{T_i s} \quad (\text{ข.3})$$

### การเลือกค่า $K_p$ และ $T_i$

เมื่อตัวควบคุมแบบ PI ถูกใช้ในระบบ สิ่งที่สำคัญคือการเลือกค่า  $K_p$  และ  $T_i$  ที่เหมาะสม เพื่อให้ได้ผลตอบสนองตามต้องการ มีหลายวิธีสำหรับการเลือกค่า  $K_p$  และ  $T_i$  นี้ แต่งานวิจัยนี้ได้ใช้วิธีของ J.G. Ziegler และ N.B. Nichols หรือที่ทราบกันดีว่าวิธีของ Ziegler – Nichols

การเลือกค่า  $K_p$  และ  $T_i$  ตามวิธีการของ Ziegler – Nichols ทำได้โดยการทดสอบ Open – Loop ของระบบ แล้วประมาณค่า Open – Loop Transfer Function ของระบบนั้นด้วยระบบอันดับที่ 1 แสดงดังสมการที่ ข.4

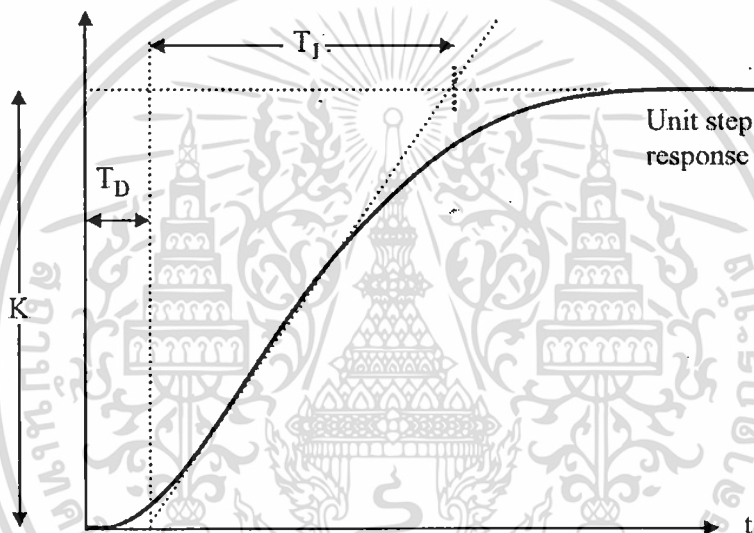
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$G(s) = \frac{Ke^{-sT_D}}{1+sT_1} \quad (ข.4)$$

โดยที่

- $T_D$  คือ Delay Time ของระบบ  
 $T_1$  คือ Time Constant ของระบบ  
 $K$  คือ Gain ของระบบ

สำหรับค่า  $T_D$ ,  $T_1$  และ  $K$  หาได้จากการทดสอบระบบด้วยสัญญาณ Step แสดงดังรูปที่ ข.1



รูปที่ ข.1 การทดสอบระบบด้วยสัญญาณ Step เพื่อหาค่า  $T_D$ ,  $T_1$  และ  $K$

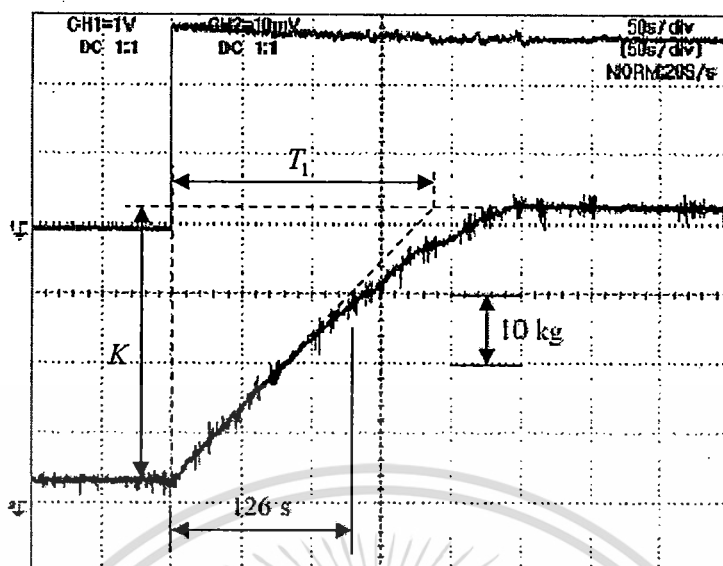
การเลือกค่า  $K_p$  และ  $T_i$  ทำได้โดยใช้ตารางของ Ziegler – Nichols แสดงดังตารางที่ ข.1

ตารางที่ ข.1 ตารางของ Ziegler - Nichols

Controller	$K_p$	$T_i$
Proportional	$\frac{T_1}{KT_D}$	
PI	$\frac{0.9T_1}{KT_D}$	$3.3T_D$

จากผลการทดลองที่ 3.2 แสดงรูปใหม่เพื่อหาค่า  $T_D$ ,  $T_1$  และ  $K$  ดังรูปที่ ข.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ข.2 ผลการทดสอบระบบด้วยสัญญาณ Step เพื่อหาค่า  $T_D$ ,  $T_1$  และ  $K$

จากรูปที่ ข.2  $T_1 = 190$  s,  $T_D = 2$  s และ  $K = (44 - 1.5) / 2.5 = 17$  ทำให้ได้สมการ Transfer Function แสดงดังสมการที่ ข.5

$$G(s) = \frac{17e^{-2s}}{1 + 190s} \quad (\text{ข.5})$$

จากตารางที่ ข.1 ทำให้ได้ค่า  $K_p = (0.9 \times 190) / (17 \times 2) = 5.03$  และ  $T_i = 3.3 \times 2 = 6.6$  s

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# การประชุมวิชาการ ทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 31

## 31<sup>st</sup> Electrical Engineering Conference (ECON-31)

29 - 31 ตุลาคม 2551 ณ รอยัลฮิลล์ กอล์ฟ รีสอร์ท แอนด์ สปา จังหวัดนครนายก

ร่วมจัดโดย

มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ  
SRINAKHARINWIROT UNIVERSITY

มหาวิทยาลัยศรีปทุม  
SRIPATUM UNIVERSITY

สนับสนุนโดย

Western Digital

อธิบดีฯ

ECT NECTEC

ASE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# เครื่องดึงคอและหลัง Electric Traction Machine

ชานนท์ หอระยอม นนทวัฒน์ จุลตระ  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ถนนลาดพร้าว เขตคลองจั่น กรุงเทพมหานคร 10520 โทร 0-2326-4221 โทรสาร 0-2326-4225 E-mail : thanes\_hoc@yahoo.com

## บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการพัฒนาสร้างเครื่องดึงคอและหลัง สำหรับใช้ทำการกายภาพบำบัด โดยใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเป็นต้นกำลัง ใช้ระบบควบคุมแบบดิจิทัลที่มีรูปแบบการควบคุมแบบดิจิทัล PI ระบบควบคุมแบบดิจิทัลสร้างจากอุปกรณ์ PSOC (Programmable System on Chips) ซึ่งผลการทดลองที่ได้สามารถสร้างแรงดึงได้ตรงกับความต้องการของแพทย์

คำสำคัญ: เครื่องดึงคอและหลัง, ระบบควบคุมแรงดึง

## Abstract

This research presents the development and implementation of the electrical traction machine for the physical therapy. The actuator of this machine is a dc motor. An effective technique a digital control system with the digital PI controller is used to control this machine. The digital control system is made up of the PSOC (Programmable System on Chips). The experimental result agrees well with the theoretical result and shows that the electric traction machine can control the traction perfectly.

Keywords: Electric Traction Machine, Traction Control

## 1. บทนำ

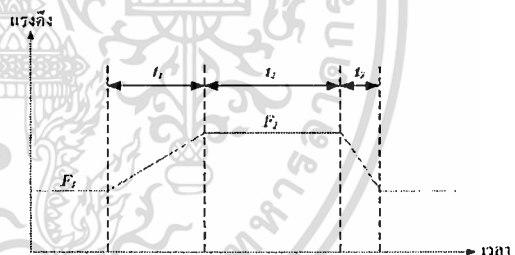
ปัจจุบัน ในชนบทที่เกี่ยวข้องกับกายภาพบำบัดของโรงพยาบาลต่างๆ ได้พบว่าผู้ป่วยจำนวนมากขึ้น โดยเฉพาะผู้ป่วยที่มีอาการเจ็บ และปวดบริเวณคอ และหลัง ซึ่งอาจเรื้องรังกล่าวหาว่าผู้ป่วยส่วนใหญ่เป็นผู้ที่ทำงานใช้คอมพิวเตอร์เป็นระยะเวลานานๆ หรือผู้ป่วยที่มีความเครียดสูง แพทย์ผู้ทำการรักษามีวิธีการรักษาแบบหนึ่ง คือใช้เครื่องมือดึงคอและหลังของผู้ป่วยดังกล่าว โดยเครื่องมือนี้ต้องสามารถควบคุมขนาดของแรงดึง และรูปแบบของแรงดึง ได้ตามที่แพทย์กำหนด สำหรับแต่ละผู้ป่วย เครื่องมือดังกล่าวเป็นเครื่องมือที่มีราคาแพงต้องนำเข้าจากต่างประเทศ และปัจจุบันมีความต้องการใช้ปีนจำนวนมาก

งานวิจัยโครงการนี้เป็นการพัฒนา และสร้างเครื่องดึงคอและหลังดังกล่าว

## 2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

การดึงหลังของผู้ป่วยทำได้โดยแพทย์ผู้ทำการรักษาจะทำการดึงช่วงอกของผู้ป่วยไว้กับเตียงผู้ป่วยแล้วดึงช่วงอวของผู้ป่วยด้วยเครื่องดึงคอและหลัง เช่นเดียวกัน เมื่อแพทย์ผู้ทำการรักษาต้องการดึงคอของผู้ป่วยก็จะทำการดึงช่วงหัวของผู้ป่วยไว้กับเตียงผู้ป่วยแล้วดึงช่วงอกของผู้ป่วยด้วยเครื่องดึงคอและหลัง

เครื่องดึงคอและหลังต้องสามารถสร้างแรงดึง ได้สองแบบ คือแรงดึงที่มีค่าคงที่หรือแรงดึงที่เปลี่ยนแปลงได้ทั้งขนาด และเวลาในการดึงตามแพทย์ที่กำหนดดังแสดงในรูปที่ 1 โดยที่  $F_1$  และ  $F_2$  เป็นขนาดของแรงดึงที่ต้องการ ส่วน  $t_1$ ,  $t_2$  และ  $t_3$  เป็นขนาดของช่วงเวลาที่ต้องการ



รูปที่ 1 รูปแบบของแรงดึง

เครื่องดึงคอและหลังจะถูกติดตั้งไว้ที่ด้านหนึ่งของเตียงผู้ป่วย ซึ่งโครงสร้างของเครื่องดึงคอและหลังประกอบด้วย มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่ทำหน้าที่สร้างแรงดึง, วงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลังที่ขับมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงให้หมุนได้สองทิศทาง, อุปกรณ์การวัดแรงดึง, ส่วนควบคุม และระบบป้องกัน

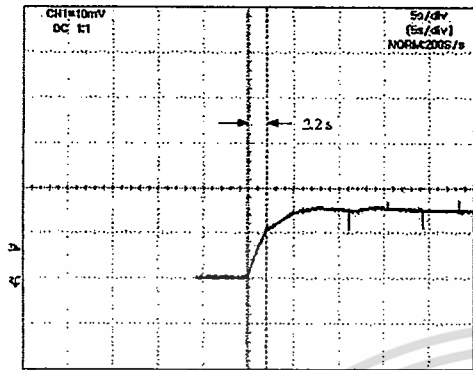
### 2.1 มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

งานวิจัยนี้ใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่มีขั้วเกียร์ลดทอน

GN-20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความเร็วรอบ (24 V, 8.6 RPM, 3 A) สาเหตุที่ใช้มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงเพราะสามารถควบคุม และจัดทำได้ง่าย รูปที่ 2 แสดงผลของ

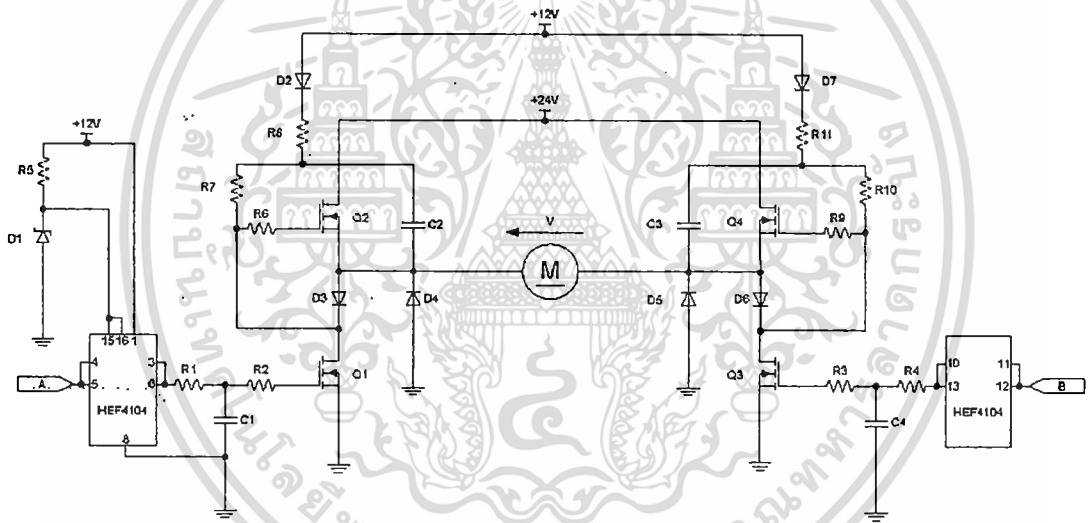


รูปที่ 2 ผลของแรงดึง ขณะทดสอบการตอบสนองของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่ต่อกับชุดทดลองเรียบร้อยแล้ว แบบทันทีทันใด

แรงดึง ขณะทดสอบการตอบสนองแบบทันทีทันใด เพื่อหาค่า Time Constant ( $T_m$ ) ของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงที่ประกอบด้วยชุดทดลองเรียบร้อยแล้ว ซึ่งวัดค่า  $T_m$  ได้ 2.2 s

2.2 วงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลัง

งานวิจัยนี้ใช้วงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลังแบบ H-bridge เป็นวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงโดยมีความถี่ของการสวิทช์ 100 Hz ซึ่งวงจรมอเตอร์นี้มีประสิทธิภาพสูงกว่าวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบเชิงเส้น รูปที่ 3 แสดงวงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบสองทิศทางด้วยวงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลัง วงจรนี้มีข้อดีคือ สามารถใช้สัญญาณขับเพียงสองเส้นเพื่อควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงได้ ซึ่งทำให้ประหยัดจำนวน Port ของ PSoc รูปที่ 4 แสดงแผนผังการทำงานของวงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลังในการควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบสองทิศทาง



รูปที่ 3 วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงสองทิศทางด้วยวงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลังแบบ H-bridge

2.3 อุปกรณ์การวัดแรงดึง

งานวิจัยนี้ใช้อุปกรณ์วัดแรงดึงชนิด Load cell ซึ่งมีข้อจำกัดที่ราคาแพง แต่เพื่อความสะดวกในระยะแรกของการพัฒนาเครื่องดึงคอกและหลัง จึงจำเป็นต้องใช้ไปก่อน แต่ก็มิงงานวิจัยชิ้นหนึ่งที่จะพัฒนาอุปกรณ์วัดแรงดึงให้มีราคาประหยัด และมีที่ติดตั้งของแรงดึงที่วัดได้ 15 kg ถึง 100 kg

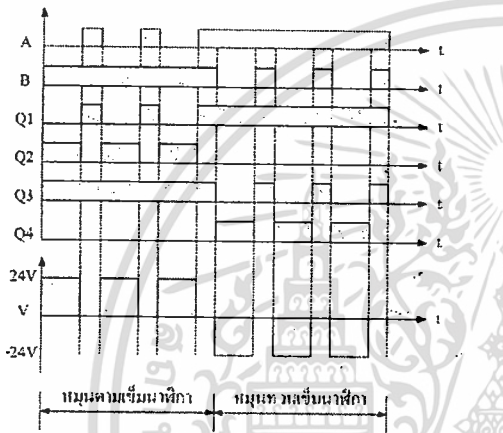
2.4 ส่วนควบคุม

ส่วนควบคุมการทำงานทั้งหมดเป็นการควบคุมแบบดิจิทัล เนื่องจากการควบคุมแบบนี้สามารถสร้างรูปแบบการทำงานด้วย Software ทำให้ปรับเปลี่ยนรูปแบบการทำงานได้ง่าย ส่วนควบคุมประกอบด้วย ระบบควบคุมแบบดิจิทัล วงจรป้อนข้อมูล และวงจรแสดงผล งานวิจัยนี้ส่วนควบคุมทั้งหมดใช้อุปกรณ์ชนิด PSoc ซึ่งมีข้อดีคือสามารถปรับเปลี่ยน โครงสร้างภายในด้วย Software

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 ระบบป้องกัน

เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดขึ้นกับผู้ป่วย เครื่องดึงคอและหลังจึงมีระบบป้องกันหลายส่วนคือ Watchdog เพื่อตรวจสอบการทำงานของส่วนควบคุม, วงจรตรวจสอบการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง, ตรวจจับค่าแรงดึงทางกล และสวิทช์สำหรับผู้ป่วยเพื่อให้ผู้ป่วยกดเมื่อผู้ป่วยทนแรงดึงไม่ได้ สวิทช์สำหรับผู้ป่วยนี้ถ้าหากไม่ได้ถูกเทียบเข้ากับเครื่องดึงคอและหลังแล้ว เครื่องดึงคอและหลังก็จะไม่สามารถทำงานได้ ทั้งนี้ถ้าหากมีเหตุเกิดขึ้นที่ส่วนใดส่วนหนึ่งของระบบป้องกัน มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงจะหมุนกลับทิศทางเพื่อคลายแรงดึงพร้อมทั้งมีเสียงเตือนภัยดังขึ้นทันที

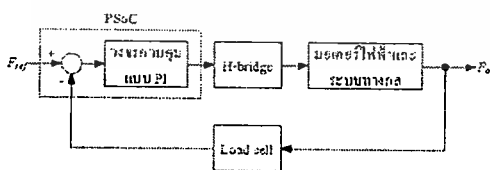


รูปที่ 4 แผนผังการทำงานของวงจรถอดรหัสหรือเอนคอดักในการควบคุมมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบสองทิศทาง

3. การออกแบบระบบควบคุมแบบดิจิตอล

ระบบควบคุมของเครื่องดึงคอและหลังแสดงในรูปที่ 5 มีฟังก์ชันถ่ายโอนของวงจรถอดที่ได้ออกการคำนวณและเวลาคล่องคือ

$$G_p(s) = \frac{2e^{-0.2s}}{1 + 2.2s} \quad (1)$$



รูปที่ 5 ระบบควบคุมเครื่องดึงคอและหลัง

ฟังก์ชันถ่ายโอนของวงจรถอบแบบ PI คือ

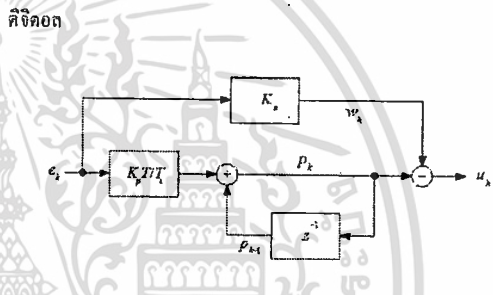
$$G_c(s) = K_p \left[ 1 + \frac{1}{sT_i} \right] \quad (2)$$

การคำนวณค่าของ  $K_p$  และ  $T_i$  สามารถคำนวณโดยใช้เทคนิค Ziegler-Nichols [1] ได้  $K_p = 6$  และ  $T_i = 0.6s$  สมการที่ (2) สามารถแสดงเป็นสมการแบบดิจิตอลคือ

$$D(z) = K_p + \frac{K_p T}{T_i(1-z^{-1})} \quad (3)$$

โดยที่  $T = \frac{1}{f}$  เมื่อ  $f$  คือความถี่ในการสุ่มสัญญาณ 10 Hz

รูปที่ 6 แสดงแผนผังการทำงานของวงจรถอบแบบ PI แบบ



รูปที่ 6 แผนผังวงจรถอบแบบ PI แบบดิจิตอล

4. ผลการทดลอง

การทดลองการทำงานของเครื่องดึงคอและหลัง มีผลการทดลองสามชนิด คือ การทดลองการตอบสนองแบบทันทีทันใด, การตอบสนองแบบสภาวะคงตัว และการตอบสนองต่อคำสั่งให้เปลี่ยนแปลงแรงดึงตามแพทย์สั่ง

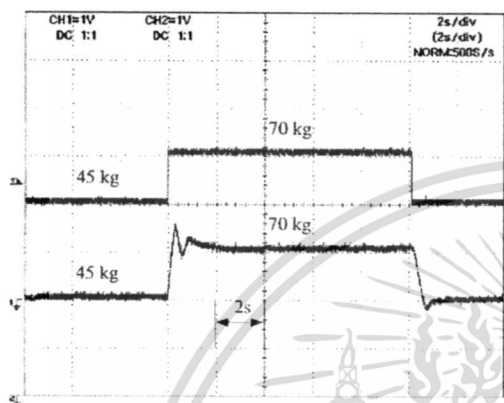
4.1 การตอบสนองแบบทันทีทันใด

การทดลองแบบที่เพื่อทดสอบการทำงานของระบบควบคุมว่าระบบควบคุมสามารถควบคุมตามที่ต้องการได้รวดเร็วเพียงใด รูปที่ 7 แสดงผลการทดลอง โดยที่คำสั่งให้เครื่องดึงคอ และหลังมีการเปลี่ยนแปลงแรงดึงจาก 45 kg ไปเป็น 70 kg แบบทันทีทันใด ซึ่งผลการทดลองนี้แสดงให้เห็นว่าระบบควบคุมสามารถตอบสนองได้ภายใน 2 s ซึ่งเวลาในการตอบสนองนี้เพียงพอสำหรับงานกายภาพบำบัด

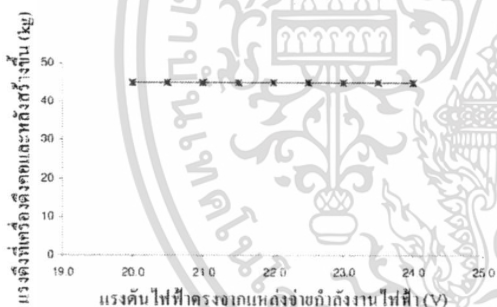
4.2 การตอบสนองแบบสภาวะคงตัว

การทดลองนี้เพื่อทดสอบความสามารถในการรักษาระดับ

ของระบบควบคุมเมื่อมีสิ่งรบกวนจากภายนอก รูปที่ 8 แสดงผลการทดลอง โดยให้เครื่องดึงคอกและหลังสร้างแรงดึงขนาด 45 kg แล้วให้แรงดันไฟฟ้าตรงจากแหล่งจ่ายกำลังงานไฟฟ้าที่หม้อแปลงไฟฟ้ากระแสตรงมีการเปลี่ยนแปลงจาก 20 V ไปเป็น 24 V ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่า แม้มีการรบกวนจากสิ่งรบกวนภายนอก แต่ระบบก็ยังคงรักษาแรงดึงไว้คงที่ได้



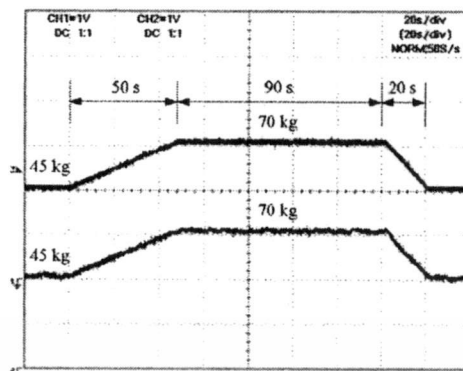
รูปที่ 7 ผลการตอบสนองแบบทันทีทันใด รูปสัญญาณด้านบนเป็นคำสั่งรูปสัญญาณด้านล่างเป็นแรงดึงที่สร้างขึ้น (แกนเวลา 2 s ต่อช่อง)



รูปที่ 8 ผลการตอบสนองแบบสภาวะคงตัว เมื่อแรงดันไฟฟ้าตรงที่ให้กับหม้อแปลงไฟฟ้ากระแสตรงเปลี่ยนแปลง

### 4.3 การตอบสนองต่อคำสั่งให้เปลี่ยนแปลงแรงดึงตามแพทย์สั่ง

การทดลองนี้เพื่อทดสอบความสามารถของเครื่องดึงคอกและหลัง เมื่อต้องสร้างแรงดึงตามที่แพทย์ต้องการ รูปที่ 9 แสดงผลการทดลอง โดยรูปสัญญาณด้านบนเป็นคำสั่งให้เพิ่มแรงดึงจาก 45 kg ไปเป็น 70 kg ภายในเวลา 50 s. แล้วคงแรงดึงไว้ที่ 70 kg เป็นเวลา 90 s จากนั้นลดแรงดึงเป็น 45 kg ภายในเวลา 20 s โดยรูปสัญญาณด้านล่างเป็นผลของแรงดึงที่เครื่องดึงคอกและหลังสร้างขึ้น



รูปที่ 9 ผลการตอบสนองต่อคำสั่งให้เปลี่ยนแปลงแรงดึงตามที่แพทย์ต้องการ (แกนเวลา 20 s ต่อช่อง)

### 5. สรุป

การพัฒนาเครื่องดึงคอกและหลังที่ควบคุมด้วยอุปกรณ์ PSoc ได้แสดงให้เห็นจากผลการทดลองว่าผลการทดสอบสามารถตอบสนองต่อการทำงานได้ตามต้องการ แต่อย่างไรก็ตามเครื่องดึงคอกและหลังเป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่ค่อนข้างมีความระมัดระวังในการทำงานอย่างมาก เพราะอาจทำให้ผู้ป่วยได้รับบาดเจ็บได้ง่าย ดังนั้นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับเครื่องดึงคอกและหลัง จึงต้องคำนึงต่อในหัวข้อที่มีความซับซ้อนมากขึ้น เช่น ให้อ่างไรให้แรงดึงมีความนุ่มนวลเมื่อผู้ป่วยมีการขยับร่างกาย, การพัฒนาการดึงให้มีผลกระทบต่อยาธาตุนานาชาติส่วนหนึ่งโดยเฉพาะ นอกจากนี้ยังมีหัวข้อวิจัยที่เกี่ยวข้องกับอุปกรณ์วัดแรงดึงที่ต้องการให้มีราคาประหยัด แต่มีความละเอียดในการวัดสูง

### เอกสารอ้างอิง

[1]. Dogan Ibrahim, "Microcontroller Based Applied Digital Control", John Wiley & Sons Ltd, 2006



นายธนศ หงษ์เชม จบการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมระบบควบคุม จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร พ.ศ. 2546 ปัจจุบันกำลังศึกษาในระดับปริญญาโทที่ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



ดร.นทวัฒน์ จุลเดชะ จบการศึกษาระดับปริญญาเอก จาก INSA de Lyon, France ปัจจุบันเป็นอาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมระบบควบคุม สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประวัติผู้เขียน

นายธเนศ หอชะเอม เกิดเมื่อวันที่ 2 มกราคม พ.ศ. 2524 ที่จังหวัดกาญจนบุรี สำเร็จการศึกษาปริญญาตรีวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมระบบวัดคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีมหานคร ในปีการศึกษา 2547 และเข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมระบบควบคุม ภาควิชาวิศวกรรมระบบควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ในปีการศึกษา 2548



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้