

ออกแบบและพัฒนาระบบปลดล็อกข้อเข่าเทียม

DESIGN AND DEVELOPMENT OF UNLOCK ORTHOTIC KNEE JOINT



จิรภิญญา อุดมพันธ์
ยสวัฒน์ นามสังข์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2557

ออกแบบและพัฒนาระบบปลดล็อกข้อเข่าเทียม

DESIGN AND DEVELOPMENT OF UNLOCK ORTHOTIC KNEE JOINT



ปริญญาบัตรนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DESIGN AND DEVELOPMENT OF UNLOCK ORTHOTIC KNEE JOINT



THIS THESIS IS SUBMITTED IN PATIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF
BACHELOR OF ENGINEERING IN MECHATRONICS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการ **ACADEMIC YEAR 2014** มอนอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาโทปีการศึกษา 2557

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ออกแบบและพัฒนาระบบปลดล็อกข้อเข่าเทียม

DESIGN AND DEVELOPMENT OF UNLOCK ORTHOTIC KNEE JOINT

ผู้จัดทำ นางสาวจิรภิญญา อุดมพันธ์ 54010207
นายยสวัฒน์ นามสังข์ 54011047



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกแบบและพัฒนาระบบปลดลือกข้อเช่าเทียม

โดย

นางสาวจิรภิญญา อุดมพันธ์ 54010207

นายยสวัฑม์ นามสังข์ 54011047

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.รัชณี กุลยานนท์

อาจารย์สองเมือง นันทขำ

ปีการศึกษา 2557

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบและพัฒนาระบบการขับเคลื่อนข้อเช่าเทียม โดยมีแนวคิดคือ ออกแบบโปรแกรมและวงจรเพื่อใช้ขับเคลื่อนข้อเช่าเทียม ซึ่งใช้โซลินอยด์ในการลือกและควบคุมการทำงานด้วยเซนเซอร์ เพื่อให้สอดคล้องกับกลไกด้านแมคคานิกส์ของข้อเช่าเทียม จุดมุ่งหมายของโครงการนี้คือ สามารถออกแบบโปรแกรมและวงจรเพื่อใช้ขับเคลื่อนข้อเช่าเทียม สำหรับผู้ป่วยโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงให้ทำงานร่วมกับข้อเช่าเทียมได้ และทำงานได้อย่างเป็นธรรมชาติ

ขั้นตอนดำเนินการเริ่มจากการศึกษาโปรแกรมการเขียนอดูโน้ วงจรไฟฟ้า ศึกษาลักษณะการเดินของคนปกติและคนที่เป็นโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง แล้วออกแบบโปรแกรมและวงจรไฟฟ้าโดยใช้โซลินอยด์ในการลือกและควบคุมการทำงานด้วยเซนเซอร์ แล้วจึงนำไปใช้งานร่วมกับข้อเช่าเทียม เพื่อใช้ในการทดสอบการใช้งานจริงคือ การทดสอบระบบลือกและปลดลือกแบบไม่มีแรงมากระทำ ทดสอบการลุกนั่ง และทดสอบการเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร จากการทดสอบพบว่า ข้อเช่านี้สามารถรับน้ำหนักแรงกดเฉลี่ยสูงสุดได้ตามที่กำหนดคือ 119.86 กิโลกรัม และผลการทดสอบการใช้งานจริงพบว่าระบบปลดลือกและลือกโดยใช้โซลินอยด์ลือกสามารถใช้งานได้ ซึ่งมีเปอร์เซ็นต์การทำงานคือ 94 เปอร์เซ็นต์ โปรแกรมและวงจรที่ออกแบบนั้นสามารถทำงานร่วมกับข้อเช่าเทียมได้และทำงานได้อย่างเป็นธรรมชาติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DESIGN AND DEVELOPMENT OF UNLOCK ORTHOTIC KNEE JOINT

by

Jirepinya Udomphan 54010207

Yotsawat Namsong 54011047

Advisors:

Dr. Rutchanee Gullayanon

Mr. Songmoung Nundrakwang

Academic Year 2014

ABSTRACT

This thesis presents a design and development of an orthotic knee. The proposed design consists of a computer programs and circuits to control and drive the prototyped knee. The circuits consist of solenoid valve to lock and unlock the prototyped knee and sensors to control the solenoid valve. The aim for this project is to design an orthotic knee control system to assist patients with muscle disease to achieve natural walking gaits.

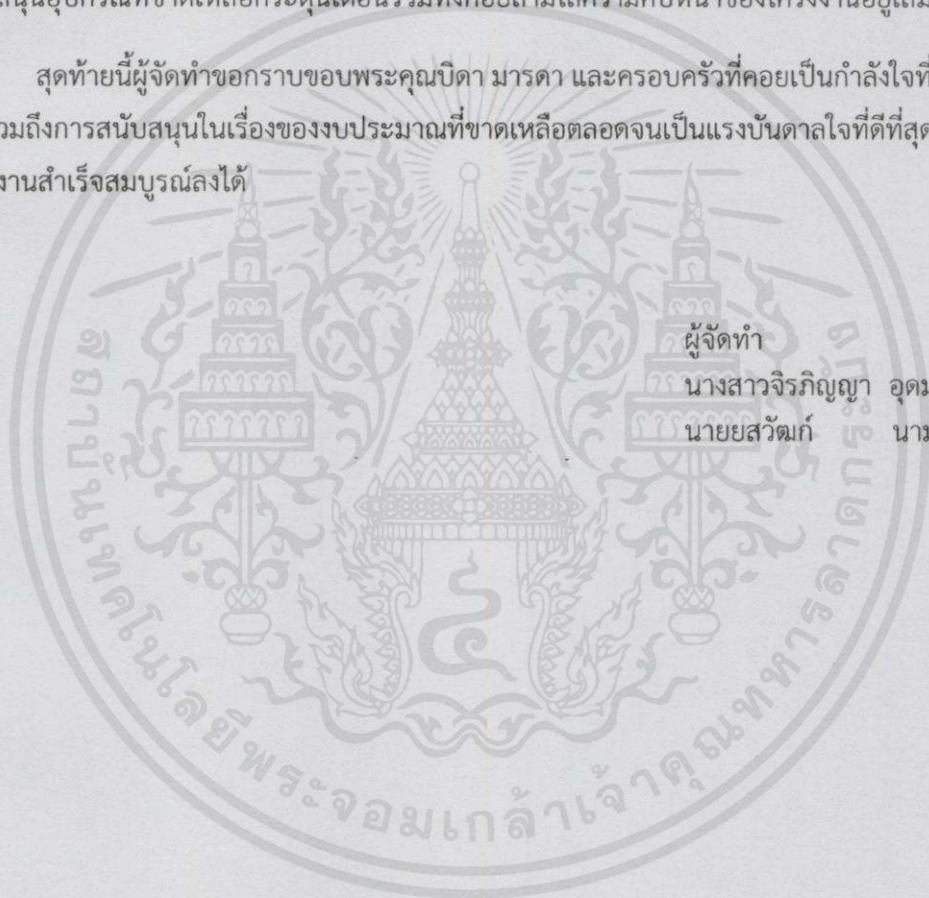
The process in this thesis consists of first studying of Arduino and related circuit fundamentals. Secondly, we study the natural walking gaits for normal people and patients with muscle disease. Thirdly, we design control circuits with sensors and solenoid lock in conjunction with the corresponding programs. Lastly, we test the control system by performing durability tests that consist of locking and unlocking knees under no load conditions and with load. Additionally, 10-meter walking test was also performed. Results showed that the orthotic knee can hold a maximum weight of 119.86 Kg. The competency test results showed that the knee can be locked and unlocked using solenoid with 94% accuracy. The proposed control system design can function together with the prototype kneed to produce a natural walking mechanism.

กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเพราะได้รับความช่วยเหลือเป็นอย่างดีจาก ดร.รัชณี กุลยานนท์ และอาจารย์สองเมือง นันทขว้าง ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาและคำแนะนำที่ดีมาโดยตลอดตั้งแต่ต้น คอยติดตามความคืบหน้าของผลงาน รวมทั้งเอื้อเฟื้ออุปกรณ์ที่จำเป็นและความช่วยเหลืออื่นๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อโครงการ ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งและขอกราบขอบพระคุณอย่างสูง

ขอบคุณเพื่อนๆ ในกลุ่มงานทุกคนที่ให้ความร่วมมือในการทำงาน ช่วยเหลือซึ่งกันและกัน สนับสนุนอุปกรณ์ที่ขาดเหลือกระตุ้นเตือนรวมทั้งคอยถามไถ่ความคืบหน้าของโครงการอยู่เสมอ

สุดท้ายนี้ผู้จัดทำขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัวที่คอยเป็นกำลังใจที่ดีที่สุดตลอดมา รวมถึงการสนับสนุนในเรื่องของงบประมาณที่ขาดเหลือตลอดจนเป็นแรงบันดาลใจที่ดีที่สุดที่ทำให้โครงการสำเร็จสมบูรณ์ลงได้



ผู้จัดทำ

นางสาวจิรภิญญา อุดมพันธ์

นายยศวัดม์ นามสังข์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 กล่าวนำ	1
1.2 วัตถุประสงค์ในการทำปริญญานิพนธ์	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและความรู้ที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน	3
2.1.1 การเดิน	3
2.1.1.1 Stance Phase	3
2.1.1.2 Swing Phase	3
2.1.1.3 Double Support	3
2.1.2 ค่ามุมของสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า	4
2.1.2.1 มุมข้อสะโพก (Hip Angle)	4
2.1.2.2 มุมข้อเข่า (Knee Angle)	4
2.1.2.3 มุมข้อเท้า (Ankle Angle)	4
2.1.3 ระยะเวลาที่ใช้ในช่วงการเดินต่างๆ	5
2.2 โรคคัลัมเนื้ออ่อนแรง	5
2.3 โซลินอยด์เชิงเส้น	6
2.3.1 โซลินอยด์เชิงเส้น (Linear Solenoid)	6
2.3.2 Magnetic Field Produced by a Coil	6
2.3.3 Linear Solenoid Construction	7
2.3.4 Pull-type Linear Solenoid Construction	7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ 2.3.5 รื้อการทำงานของโซลินอยด์ ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.4 Hall Effect Sensor	8
2.5 Arduino	9
2.6 สิทธิบัตรที่เกี่ยวข้อง	9
2.6.1 สิทธิบัตร เรื่อง KNEE-ANKLE-FOOT ORTHOTIC DEVICE	9
2.6.2 สิทธิบัตร เรื่อง Articulating Knee Supports	9
2.6.3 บทความเรื่อง E-MAG Active	10
บทที่ 3 การออกแบบและการทดสอบการทำงาน	11
3.1 การออกแบบ	12
3.1.1 ส่วนของระบบโซลินอยด์ลีด	12
3.1.2 ขั้นตอนการทำงาน	12
3.1.3 การออกแบบวงจร	12
3.1.3.1 วงจรควบคุมการปลดลีดโซลินอยด์ด้วย Arduino	12
3.1.3.2 วงจรเซ็นเซอร์ Hall Effect	13
3.1.3.3 แบตเตอรี่	14
3.1.3.4 บอร์ด Arduino	14
3.1.4 โปรแกรมที่ใช้ควบคุม	15
3.2 ออกแบบการทดลองเพื่อทดสอบระบบปลดลีด	19
3.2.1 เพอร์เซ็นต์การปลดลีด	19
3.2.1.1 การทดสอบแบบลีดและปลดลีดไม่มีแรงมากระทำ (Free Load)	19
3.2.1.2 การทดสอบแบบลูกนั่ง	20
3.2.1.3 การทดสอบแบบเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร	21
บทที่ 4 ผลการทดสอบ	22
4.1 ผลการทดสอบแบบลีดและปลดลีดแบบไม่มีแรงมากระทำ (Free Load)	22
4.1.1 ผลการทดสอบ	22
4.1.2 สรุปร้อยละการทดสอบลีดและปลดลีดแบบไม่มีแรงมากระทำ	22
4.2 ผลการทดสอบแบบลูกและนั่งอยู่กับที่	22
4.2.1 ผลการทดสอบ	22
4.2.2 สรุปร้อยละการปลดลีดเมื่อลูกและนั่งอยู่กับที่	24
4.2.3 ปัญหาที่พบ	24

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.3 ผลการทดสอบการเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร	25
4.3.1 ผลการทดสอบ	25
4.3.2 สรุปความเร็วของการเดินและร้อยละการปลดล๊อคขณะเดิน	25
บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์	26
5.1 สรุปและวิจารณ์	26
5.2 ปัญหาที่พบและการแก้ไข	26
5.2.1 ปัญหาที่พบ	26
5.2.2 การแก้ไข	26
5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนา	27
เอกสารอ้างอิง	28
ภาคผนวก	29
ภาคผนวก ก โปรแกรมควบคุมโซลินอยด์	42
ภาคผนวก ข ตารางผลการทดลอง	43
ข.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ	43
ข.2 ตารางแสดงผลการทดสอบการเดิน	44

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ขั้นตอนการเดินของมนุษย์	5
2.2 โซลินอยด์เชิงเส้น	6
2.3 การไหลของสนามแม่เหล็ก	7
2.4 การทำงานของโซลินอยด์เชิงเส้น	7
2.5 รอบการทำงานของโซลินอยด์	8
3.1 แผนผังกระบวนการทำงานของข้อเข้า	11
3.2 วงจรควบคุมการปลดล๊อคโซลินอยด์ด้วย Arduino	13
3.3 วงจรเซ็นเซอร์ Hall Effect	13
3.4 แบตเตอรี่	14
3.5 Arduino รุ่น Mega 2560 ATK	15
3.6 Arduino รุ่น Nano 3.0	15
3.7 โปรแกรม Hall Effect	16
3.8 วงจรรวมที่ต่อกับ Arduino ซึ่งกำหนดขาแล้ว	16
3.9 วงจรบนโหนดบอร์ดที่ต่อกับ Arduino รุ่น Mega 2560 ATK และโซลินอยด์	17
3.10 วงจรบนโหนดบอร์ดที่ต่อกับ Arduino รุ่น Nano 3.0 และโซลินอยด์	17
3.11 วงจรรวมที่ประกอบเข้ากับข้อเข้า	18
3.12 วิธีการทดสอบแบบไม่มีแรงมากระทำ (Free Load)	19
3.13 วิธีการทดสอบการลุดนั้งขณะที่สวมข้อเข้าเทียม	20
3.14 วิธีการทดสอบการเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร	21

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 มุมของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ในแต่ละขั้นตอนของการเดิน	4
4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบลูกนั่ง	23



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มา

Orthosis คือ อุปกรณ์เสริมหรืออุปกรณ์ที่ช่วยส่งเสริมอวัยวะที่มีปัญหาในการทำงาน เช่น การเสื่อมสมรรถภาพ อาการเจ็บปวด หรือการอ่อนแรง ให้อวัยวะนั้นๆ สามารถทำหน้าที่ได้อย่างปกติมากที่สุด โดยแบ่งตามอวัยวะออกเป็น 4 ประเภทใหญ่ ได้แก่ กายอุปกรณ์สำหรับศีรษะ (Head Orthosis), กายอุปกรณ์สำหรับกระดูกสันหลัง (Spinal Orthosis), กายอุปกรณ์สำหรับรยางค์บน (Upper-extremity Orthosis), กายอุปกรณ์สำหรับรยางค์ล่าง (Lower-extremity Orthosis) ซึ่งในที่นี้จะทำการศึกษาเฉพาะส่วน Lower-extremity Orthosis ในส่วนหัวเข่าลงไปถึงเท้า (Knee-Ankle-Foot Orthosis) โดยจะเน้นตรงส่วนหัวเข่าเป็นหลัก (Knee Orthosis) สาเหตุที่ทำการศึกษาเรื่อง Knee Orthosis นี้เพราะการศึกษาเรื่องนี้ในประเทศไทยยังคงมีน้อยและอยู่ในวงแคบ ส่วนใหญ่จะทำการศึกษาเรื่อง กายอุปกรณ์เทียม (Prosthesis) หรือกายอุปกรณ์ที่ใช้ทดแทนอวัยวะที่ขาดหายไป เช่น ขาเทียม แขนเทียม เซ้าเทียม เป็นต้น สังเกตได้จาก บทความ งานวิจัย หรือสิ่งประดิษฐ์มากมายที่สร้างขึ้นมาเพื่อรองรับความต้องการของผู้ป่วยประเภทนี้ ซึ่งแตกต่างจาก Orthosis ที่ยังมีความวิจัยและสิ่งประดิษฐ์ที่จะมารองรับผู้ป่วยประเภทนี้ไม่มาก และในประเทศไทยเองยังไม่มีบริษัทหรือหน่วยงานใดผลิตอุปกรณ์นี้ออกมาจำหน่าย ดังนั้นผู้ป่วยที่มีความต้องการที่จะใช้อุปกรณ์นี้จำเป็นที่จะต้องนำเข้าอุปกรณ์มาจากต่างประเทศ ซึ่งในกรณีนี้จะทำให้อุปกรณ์มีราคาสูงมากขึ้นจากราคาปกติที่มากอยู่แล้ว โดยจากการค้นหาค้นพบว่าอุปกรณ์ที่นำเข้านี้มีราคาประมาณ 60,000-80,000 บาท นอกจากนี้ผู้ที่ใช้อุปกรณ์นี้ต้องทำการเปลี่ยนอุปกรณ์ทุกๆ 2 ปี เนื่องจากโดยปกติร่างกายจะมีการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพอยู่ตลอดเวลา และยังคงมีการตรวจสอบสภาพของอวัยวะนั้นๆ ของผู้สวมใส่ว่ามีพัฒนาการมากน้อยเพียงใด เพื่อนำไปใช้ในการปรับแต่งอุปกรณ์ให้เข้ากับสภาพร่างกายของผู้ใช้ให้มากที่สุด และสำหรับผู้ป่วยที่ขาดแคลนทุนทรัพย์ก็เป็นไปได้ยากที่จะส่งนำเข้าอุปกรณ์นี้มาใช้ จากที่กล่าวมาข้างต้นเป็นเหตุผลที่ทำให้เกิดโครงการนี้ขึ้นมา เพื่อที่จะสร้างกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเข่าที่ผู้ป่วยสามารถนำไปใช้ในชีวิตประจำวันได้จริง มีความปลอดภัยและราคาถูก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 วัตถุประสงค์

1. ทำการศึกษาข้อมูลต่างๆ ที่เกี่ยวกับการเดิน ข้อเท้าและกายอุปกรณ์เสริมที่ใช้กับข้อเท้า
2. ศึกษากายอุปกรณ์ต้นแบบ SaftyStride™ 9005 และ FullStride™ 9006 และโปรแกรมที่จะใช้ในการเขียนชุดคำสั่ง
3. ออกแบบระบบปลดล็อก ให้สอดคล้องกับกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเท้าที่ออกแบบไว้ มีความปลอดภัย ช่วยให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างสะดวกและเป็นธรรมชาติ เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถใช้ชีวิตประจำวันได้อย่างปกติ และเป็นกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเท้าที่มีราคาถูกกว่าที่มีอยู่ในตอนนี้ เพื่อเปิดโอกาสให้ผู้ป่วยที่ขาดแคลนทุนทรัพย์สามารถจัดหาอุปกรณ์นี้ไปใช้ได้มากขึ้น

1.3 ขอบเขตของโครงการ

1. กำหนดลักษณะของผู้ป่วยที่จะใช้อ้างอิงในการออกแบบกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเท้า
2. ศึกษาข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับข้อเท้า การเดิน โปรแกรมที่ใช้ออกแบบ และข้อกำหนดที่เกี่ยวข้อง
3. ออกแบบและจัดทำชุดคำสั่งในการปลดล็อกกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเท้าที่ประดิษฐ์
4. ทดสอบการทำงานและสรุปผลการทดลอง

1.4 สิ่งที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทราบถึงหลักการการทำงานของข้อเท้า ลักษณะการเดิน
2. ทราบถึงหลักการการใช้โปรแกรมออกแบบ
3. สามารถสร้างระบบปลดล็อกกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเท้าได้ มีความปลอดภัย ราคาถูก และผู้ป่วยสามารถนำไปใช้ได้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน

2.1.1 การเดิน

การเดิน คือ การเคลื่อนไหวของขา 2 ข้างสลับกัน (Alternating) อย่างเป็นจังหวะ (Rhythmic) และมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์กลาง (Center of Gravity) ของร่างกาย เคลื่อนไปข้างหน้า การเดินจะต้องเป็นวงจร (Cycle) หรือเรียกว่า Gait cycle ซึ่งครอบคลุมระยะต่างๆ ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.1

2.1.1.1 Stance Phase

1. Heel Strike ขั้นตอนที่ส้นเท้ากระทบพื้น
2. Foot Plat เป็นระยะที่เท้าแตะพื้นใช้กล้ามเนื้อต่างเช่นเดียวกับขั้น Heel Strike แต่ข้อเท้าจะกระดกลง 15 องศา
3. Mid-Stance เป็นระยะการเดินที่มีการโอนตัวมาข้างหน้ามากขึ้น มีการทิ้งน้ำหนักตัวไปที่แนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย
4. Heel Off เป็นระยะที่ส้นเท้ายกขึ้นจากพื้น ลำตัวจะโน้มไปด้านหน้ามากขึ้น
5. Toe Off เป็นระยะที่เท้าดันให้ขาไปด้านหน้าเพื่อเข้าสู่ระยะ Swing Phase

2.1.1.2 Swing Phase จะใช้เวลา 1/3 ของวงจรการเดิน

1. Acceleration ระยะการเดินที่ขาเหวี่ยงไปด้านหน้าด้วยความเร็วจากขาอีกข้อ
2. Mid Swing เป็นจังหวะที่ขาถูกดึงเข้ามาข้างลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้คล้ายกับระยะ Acceleration
3. Decelation ระยะการเดินที่ขาเหวี่ยงไปด้านหลัง และถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ระยะ Stance Phase เพื่อเริ่มวงจรการเดินใหม่ต่อไป

2.1.1.3 Double Support

เอกสารนี้เป็นเอกสาร ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองข้างแตะพื้นในเวลาเดียวกัน โดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่าง Heel-off และการก้าว
ไม่ว่ากรณี และ Toe-off ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระหว่าง Heel Strike และ Foot Flat ซึ่งจะพบช่วง Double Support
Support นี้ในการเดิน แต่จะไม่พบในการวิ่ง

2.1.2 ค่ามุมของสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า แต่ละขั้นตอนของการเดิน

ขณะเดินค่ามุมของสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าจะมีค่าแตกต่างกันตามแต่ละขั้นตอนการเดิน ซึ่งจะมีการกางออก (Plantraflex) การงอเข้า (Dorsiflex) การยืดออกสุด (Fully extend) และการงอ (Flex) ของสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้าแตกต่างกัน ดังนี้

2.1.2.1 มุมข้อสะโพก (Hip Angle)

เป็นค่ามุมที่แสดงเทียบกับแกนแนวตั้ง จะมีมุมงอ (Flex) ตั้งแต่ 25 องศา ถึง -25 องศา เมื่อขาด้านบนอยู่หน้าลำตัวช่วงนี้ค่ามุมจะเป็นบวก และจะเป็นลบเมื่อขาด้านบนอยู่ด้านหลังลำตัว

2.1.2.2 มุมข้อเข่า (Knee Angle)

เป็นค่ามุมระหว่างท่อนขาบนและท่อนขาล่าง มีมุมงอตั้งแต่ 0 องศา จนถึง 65 องศา

2.1.2.3 มุมข้อเท้า (Ankle Angle)

แสดงมุมที่เปลี่ยนแปลงไปจากปกติคือ มุมตั้งฉากระหว่างหน้าแข้งกับฝ่าเท้ามีค่ามุมปกติ กางออก (Plantraflex) และงอเข้า (Dorsiflex)

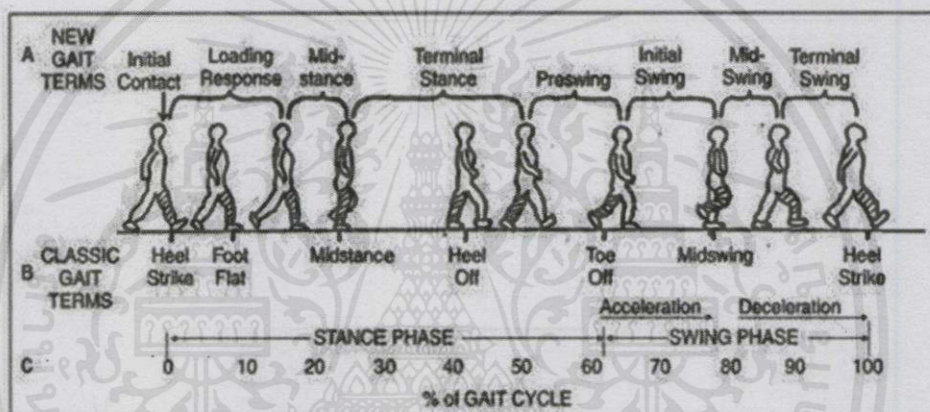
ตารางที่ 2.1 มุมของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ในแต่ละขั้นตอนของการเดิน

Phase	Hip (Degree)	Knee (Degree)	Ankle (Degree)
Heel Strike	Flex 25	Fully Extend	Neutral
Foot Plat	Flex 23	Flex 20	Plantraflex 15
Mid-STANCE	Flex 10	Flex 10	Dorsiflex 3
Heel Off	Hyperextend 10	Flex 2	Dorsiflex 15
Toe off	Flex 10	Flex 40	Plantraflex 20
Acceleration	Flex 5	Flex 65	Neutral
Mid Swing	Flex 25	Flex 65	Neutral
Decelation	Flex 25	Fully Extend	Neutral

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 ระยะเวลาที่ใช้ในช่วงการเดินต่างๆ

1. Stance Phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยังคงวางอยู่บนพื้นใช้เวลา 60% ของวงจรถ่ายการเดิน (Gait Cycle)
2. Swing Phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้นใช้เวลา 40% ของวงจรถ่ายการเดิน
3. Double Support คือ ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองข้างแตะพื้นในเวลาเดียวกัน โดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่าง Heel-off และ Toe-off ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระหว่าง Heel strike และ Foot flat ซึ่งจะพบช่วงนี้ในการเดิน แต่จะไม่พบในการวิ่งใช้เวลา 20-25% ของวงจรถ่ายการเดิน แสดงดังรูป 2.1



รูปที่ 2.1 ขั้นตอนการเดินปกติของมนุษย์

2.2 โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง (Myasthenia Gravis)

โรคเอ็มจี (Myasthenia Gravis) เป็นโรคออโตอิมมูน หรือที่เรียกว่า โรคภูมิต้านตนเอง (Autoimmune Disease) เป็นแบบชนิดเรื้อรังที่ร่างกายสร้างสารภูมิต้านทาน (Antibody) ชนิด ไอจีจี (IgG, Immunoglobulin G) ซึ่งสารนี้จะไปสกัดกั้นหรือทำลายตัวรับคำสั่ง (Acetylcholine Receptor, AChR) จึงส่งผลให้คำสั่งในการทำงานไปไม่ถึงกล้ามเนื้อ หรือลดน้อยกว่าปกติ จึงส่งผลให้เกิดการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อ ซึ่งกล้ามเนื้อจะอ่อนแรงในระดับต่างๆ ตามความรุนแรงของโรค ตั้งแต่ น้อยๆ ที่อาการอ่อนแรงไม่ชัดเจน ไปจนถึงกล้ามเนื้อหมดประสิทธิภาพในการหดตัวโดยสิ้นเชิง ทั้งนี้

อวัยวะที่แพทย์เชื่อว่าเป็นตัวก่อให้เกิดการสร้างสารภูมิต้านทานผิดปกติตัวนี้คือ ต่อมไทมัส (Thymus Gland) ซึ่งต่อมไทมัส เป็นต่อมที่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภูมิคุ้มกันต้านทานโรคของร่างกาย (Immune System) เป็นต่อมที่อยู่ในช่องอกตอนบน ต่อมอยู่ใต้กระดูกอก (Sternum) โดยวางอยู่บน

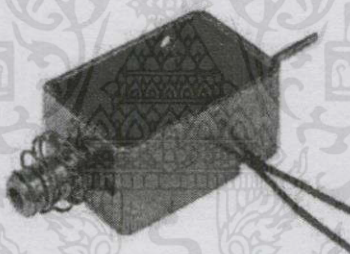
อกสารนี้มีความสำคัญอย่างยิ่งสำหรับการทำงานของระบบภูมิคุ้มกัน ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาการสำคัญของโรคเอ็มจีคือ มีอาการเหนื่อย อ่อนล้า กล้ามเนื้ออ่อนแรง และจะอ่อนแรงเพิ่มมากขึ้นเมื่อออกแรงมากขึ้น แต่อาการจะดีขึ้นเมื่อกล้ามเนื้อหยุดพักการออกแรง นอกจากนั้นอาจมีอาการอื่นๆ ร่วมด้วย โดยจะขึ้นกับว่า โรคเกิดกับกล้ามเนื้อส่วนไหนของร่างกาย ทั้งนี้ประมาณ 85% ของผู้ป่วยจะมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงในทุกมัดของกล้ามเนื้อลาย ซึ่งเมื่อเกิดกับกล้ามเนื้อแขนขา แขนและขาจะอ่อนแรง

2.3 โซลินอยด์เชิงเส้น

2.3.1 โซลินอยด์เชิงเส้น (Linear Solenoid)

โซลินอยด์มีหลายของรูปแบบชนิดที่พบบ่อย ได้แก่ โซลินอยด์เชิงเส้นที่ตัวขับไฟฟ้าเชิงเส้นทางกล (LEMA) และโรตารีโซลินอยด์ หรือโซลินอยด์แบบหมุน โซลินอยด์ทั้งคู่มิทั้งเป็นชนิดสถานะกระตุ้นต่อเนื่อง และชนิดล๊อค (พัลส์ เปิด-ปิด) โดยชนิดล๊อคนิยมนำมาประยุกต์ใช้ในการสั่งงานเปิด-ปิด แอปพลิเคชันต่างๆ นอกจากนี้โซลินอยด์เชิงเส้น ยังสามารถออกแบบ สำหรับใช้ควบคุมการเคลื่อนไหว เป็นสัดส่วนตำแหน่งของลูกสูบต่อสัดส่วนกับกำลังไฟฟ้าเข้า ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.2

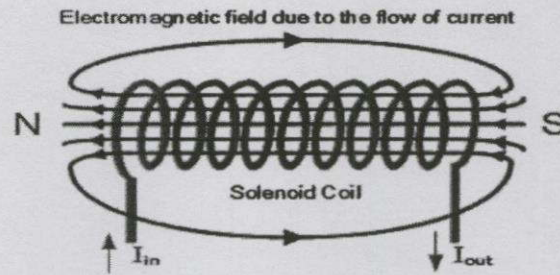


รูปที่ 2.2 โซลินอยด์เชิงเส้น

2.3.2 Magnetic Field Produced by a Coil

เมื่อกระแสไฟฟ้าส่งผ่านขดลวด ขดลวดจะทำงานเหมือนแม่เหล็กไฟฟ้า และลูกสูบซึ่งอยู่ภายในขดลวดจะถูกดึงเข้าสู่ศูนย์กลางขดลวด โดยฟลักซ์แม่เหล็กในตัวขดลวดจะบีบอัดสปริงที่ติดอยู่กับปลายด้านหนึ่งของลูกสูบ แรงและความเร็วของการเคลื่อนไหวของกระบอกสูบ จะถูกกำหนดด้วยความแรงของสนามแม่เหล็กที่สร้างขึ้นภายในขดลวด

เมื่อปิดแหล่งจ่ายกระแส สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกสร้างโดยขดลวดจะหายไป และพลังงานที่เก็บในแรงอัดสปริง จะดันลูกสูบกลับออกไปยังตำแหน่งเดิม การเคลื่อนที่กลับของลูกสูบนี้ เรียกว่า โซลินอยด์สโตค ในทางกลับกันระยะสูงสุดที่ลูกสูบสามารถเคลื่อนที่เป็นได้ทั้งทิศทาง เข้าและออก ไม่จำกัด เช่น 0 ถึง 30 mm ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.3 อ้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



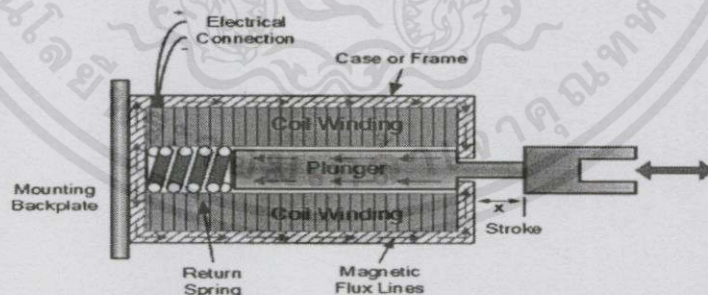
รูปที่ 2.3 การไหลของสนามแม่เหล็ก

2.3.3 Linear Solenoid Construction

ประเภทของขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้านี้ เรียกว่า โซลินอยด์เชิงเส้น เนื่องจากการเคลื่อนไหวเชิงเส้นและการกระทำของลูกสูบ โซลินอยด์เชิงเส้นนี้แบ่งได้เป็น 2 แบบ ได้แก่ แบบดึง และแบบดัน ซึ่งแบบดึงจะดึงโพลที่เชื่อมต่อกับตัวเองเมื่อมีถูกกระตุ้น และแบบดันทำหน้าที่ในทิศทางตรงกันข้าม ผลักออกไปจากตัวเองเมื่อมีพลังกระตุ้น โซลินอยด์เชิงเส้นทั้งแบบดันและแบบดึงนี้ มีความแตกต่างกันที่ตำแหน่งสปริงย้อนกลับ และการออกแบบของลูกสูบ

2.3.4 Pull-type Linear Solenoid Construction

โซลินอยด์เชิงเส้น นำไปใช้ประโยชน์ในหลากหลาย เช่น การใช้งานที่ต้องเปิด-ปิด (เข้าหรือออก) ประเภทเคลื่อนไหว เช่น เปิดใช้งานด้วยระบบลอคประตูลิเล็กทรอนิกส์ วาล์วควบคุม นิวเมติกหรือไฮดรอลิก หุ่นยนต์ การจัดการเครื่องยนต์ยานยนต์ วาล์วรดน้ำสวน และแม่แต่อดประตูลิ ซึ่งมีอยู่ทั้งเป็นแบบกรอบเปิด และกรอบปิด หรือประเภทท่อที่ปิดสนิท เป็นต้น



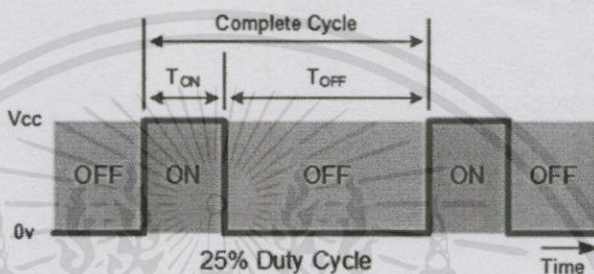
รูปที่ 2.4 การทำงานของโซลินอยด์เชิงเส้น

2.3.5 รอบการทำงานของโซลินอยด์

อีกวิธีที่ปฏิบัติมากขึ้นในการลดความร้อนที่เกิดจากขดลวด โซลินอยด์คือ การใช้ "รอบการทำงานต่อเนื่อง" รอบการทำงานต่อเนื่อง หมายถึง ขดลวดจะถูกเปิดซ้ำแล้วซ้ำอีก เปิด และ ปิด ที่ความถี่ที่เหมาะสมเพื่อที่จะเปิดใช้งานกลไกลูกสูบ แต่ไม่อนุญาตให้ยกเลิกในช่วงระยะปิดของลูกสูบ

การสลับรอบการทำงานเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพมากในการลดการใช้พลังงานทั้งหมดจากขดลวด รอบการทำงาน (% ED) ของโซลินอยด์ เป็นส่วนหนึ่งของ ON Time ซึ่งขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีพลังงาน และเป็นอัตราส่วนของ ON Time ที่จะรวม ON และ OFF Time สำหรับหนึ่งรอบที่สมบูรณ์ของการทำงาน อีกนัยหนึ่งรอบเวลาเท่ากับเวลาที่เปิดบวกเวลาที่ปิด รอบการทำงานจะแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์ดังแสดงในรูปที่ 2.5

$$\text{Duty Cycle} = \frac{\text{"ON" time}}{\text{"ON" time} + \text{"OFF" time}} \times 100\%$$



รูปที่ 2.5 รอบการทำงานของโซลินอยด์

2.4 Hall Effect Sensor

ปรากฏการณ์ฮอลล์ (Hall Effect) หรือฮอลล์เอฟเฟกต์ เป็นปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าที่ค้นพบโดย เอ็ดวิน ฮอลล์ (Edwin Hall) ในปี พ.ศ. 2422 สิ่งที่ค้นพบมีหลักการโดยสรุปดังนี้ แผ่นตัวนำที่มีกระแสไหลผ่านเมื่อมีฟลักซ์แม่เหล็ก (Magnetic Flux) มากระทำในทิศทางตั้งฉากกับแผ่นตัวนำ จะทำให้เกิดสนามไฟฟ้าหรือแรงดันเรียกว่าแรงดันฮอลล์ (Hall Voltage) ขึ้นที่ตัวนำในทิศทางตั้งฉากกับกระแสและฟลักซ์แม่เหล็ก เมื่อจ่ายกระแสคงที่ให้แผ่นตัวนำจะทำให้กระแสไหลผ่านแผ่นตัวนำอย่างคงที่ โดยอิเล็กตรอนจะเคลื่อนที่จากซ้ายไปขวา เมื่อมีฟลักซ์แม่เหล็กมากระทำกับแผ่นตัวนำในทิศทางตั้งฉากจะทำให้ประจุพาหะ (Charge Carrier) ของตัวนำเบี่ยงเบนไปด้านบนของตัวนำ

ประจุพาหะเป็นอิเล็กตรอนมีประจุเป็นประจุลบทำให้ด้านบนของแผ่นตัวนำมีขั้วไฟฟ้าเป็นลบ ส่วนด้านล่างของแผ่นตัวนำจะมีขั้วตรงข้ามกับด้านบนนั่นคือ มีประจุบวกเมื่อวัดความต่างศักย์ระหว่างด้านบนกับด้านล่างทำให้ได้แรงดันไฟฟ้าออกมาเป็นแรงดันลบ โดยขนาดของแรงดันที่วัดได้จะขึ้นอยู่กับความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็กที่มากระทำ หากความเข้มสนามแม่เหล็กมากก็จะทำให้เกิดแรงดันมาก และถ้าความเข้มสนามแม่เหล็กน้อย แรงดันก็จะน้อยตามไปด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะในรูปแบบใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 Arduino

เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการพัฒนาแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software ตัวบอร์ด Arduino ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ทั้งนี้ผู้ใช้งานยังสามารถดัดแปลง, เพิ่มเติม, พัฒนาต่อยอดทั้งตัวบอร์ดหรือโปรแกรมต่อได้อีกด้วย

2.6 สิทธิบัตรที่เกี่ยวข้อง

จากการศึกษารายละเอียดสิทธิบัตรต่างๆ สามารถสรุปข้อมูลที่ได้จากการศึกษาดังต่อไปนี้

2.6.1 สิทธิบัตร เรื่อง KNEE-ANKLE-FOOT ORTHOTIC DEVICE

KNEE-ANKLE-FOOT ORTHOTIC DEVICE หมายเลข US 7462159 B1 ของบริษัท Backer Orthopedic Company ซึ่งเป็นข้อเข้าแบบการใช้คันโยกล็อค และใช้สายเคเบิลในการปลดล็อค ซึ่งจากการศึกษาวิเคราะห์ระบบควบคุมพบว่า ข้อดีของระบบควบคุมผลิตภัณฑ์นี้คือ การปลดล็อคและล็อคมีความรวดเร็ว มีระบบที่ต่อเข้ากับตัวล็อคโดยตรง ชิ้นงานระบบควบคุมทำจากวัสดุที่ทนทานสูง ใช้มกกดข้อเท้าที่น้อยในการที่จะปลดล็อค ผู้ใช้งานสามารถที่จะถอดและสวมใช้งานได้ด้วยตัวเอง ผู้ใช้งานสามารถควบคุมการเดินได้เป็นธรรมชาติใกล้เคียงกับคนปกติ และสามารถนั่งได้โดยการใช้การกระดกข้อเท้า การควบคุมการปลดล็อคใช้งานได้ง่าย ไม่มีความซับซ้อน แต่สำหรับข้อเสียของผลิตภัณฑ์นี้คือ ชิ้นส่วนมีราคาแพง ไม่สะดวกในการซ่อมแซม เนื่องจากอะไหล่ต้องมีการสั่งและนำเข้าจากต่างประเทศ

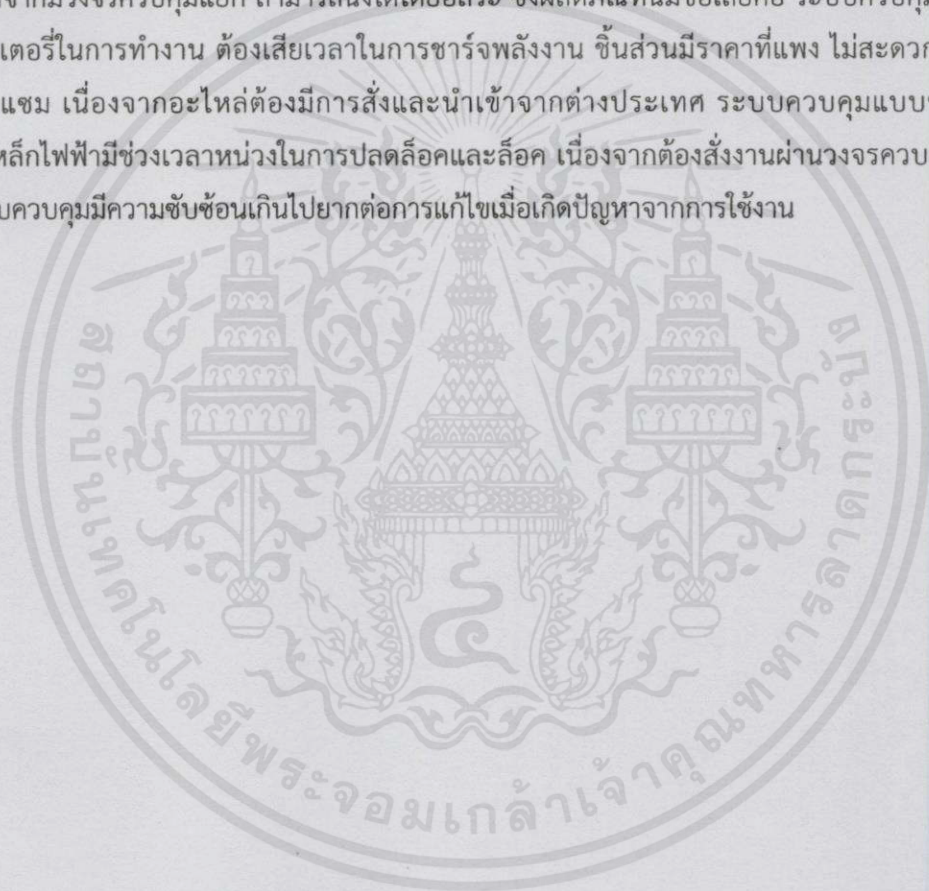
2.6.2 สิทธิบัตร เรื่อง Articulating Knee Supports

Articulating Knee Supports หมายเลข US 6635024 B2 ของบริษัท Otto Bock Healthcare Company ซึ่งเป็นข้อเข้าที่ใช้ระบบแหวนล็อค ใช้มือในการปลดล็อค จากการศึกษาและวิเคราะห์ระบบควบคุมพบว่า ข้อดีของผลิตภัณฑ์นี้คือชิ้นงานระบบควบคุมทำจากวัสดุที่ทนทานสูง ผู้ใช้งานสามารถที่จะถอดและสวมใช้งานได้ด้วยตัวเอง การงอเข้าสามารถทำได้โดยอิสระ ข้อเสียของผลิตภัณฑ์นี้คือ ชิ้นส่วนมีราคาแพง ไม่สะดวกในการซ่อมแซม เนื่องจากอะไหล่ต้องมีการสั่งและนำเข้าจากต่างประเทศ ไม่มีระบบล็อคและปลดล็อคที่อัตโนมัติ ต้องใช้การปลดล็อคโดยผู้ใช้งานเองทุกครั้ง ทำให้ไม่สะดวกในการใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.3 บทความเรื่อง E-MAGActive ของบริษัท Otto Bock Healthcare Company

E-MAG Active ของบริษัท Otto Bock Healthcare Company ซึ่งเป็นระบบการทำงาน ของข้อเท้าแบบใช้ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้า บทความเรื่อง E-Knee™ 9001 ของบริษัท Backer Orthopedic Company ซึ่งเป็นข้อเท้าที่ใช้ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้าในการควบคุมลอคและปลดลอคการ งของข้อเท้า และศึกษาการทำงานของผลิตภัณฑ์ 17B200 E-MAG Control ซึ่งเป็นข้อเท้าที่ใช้ ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้าในการลอคและปลดลอคเช่นเดียวกัน ซึ่งจากการศึกษาและวิเคราะห์ระบบ ควบคุมพบว่า ผลิตภัณฑ์นี้มีข้อดีคือ การสั่งงานสามารถสั่งงานโดยระบบควบคุมแบบไร้สายได้ ใช้ ระบบลอคและปลดลอคแบบอัตโนมัติโดยใช้ขดลวดไฟฟ้า การสั่งปลดลอคและลอคมีความปลอดภัย เนื่องจากมีวงจรควบคุมแยก สามารถนั่งได้โดยอิสระ ซึ่งผลิตภัณฑ์นี้มีข้อเสียคือ ระบบควบคุมต้องใช้ แบตเตอรี่ในการทำงาน ต้องเสียเวลาในการชาร์จพลังงาน ชิ้นส่วนมีราคาแพง ไม่สะดวกในการ ซ่อมแซม เนื่องจากอะไหล่ต้องมีการสั่งและนำเข้าจากต่างประเทศ ระบบควบคุมแบบขดลวด แม่เหล็กไฟฟ้ามีช่วงเวลาหน่วงในการปลดลอคและลอค เนื่องจากต้องสั่งงานผ่านวงจรควบคุมและ ระบบควบคุมมีความซับซ้อนเกินไปยากต่อการแก้ไขเมื่อเกิดปัญหาจากการใช้งาน

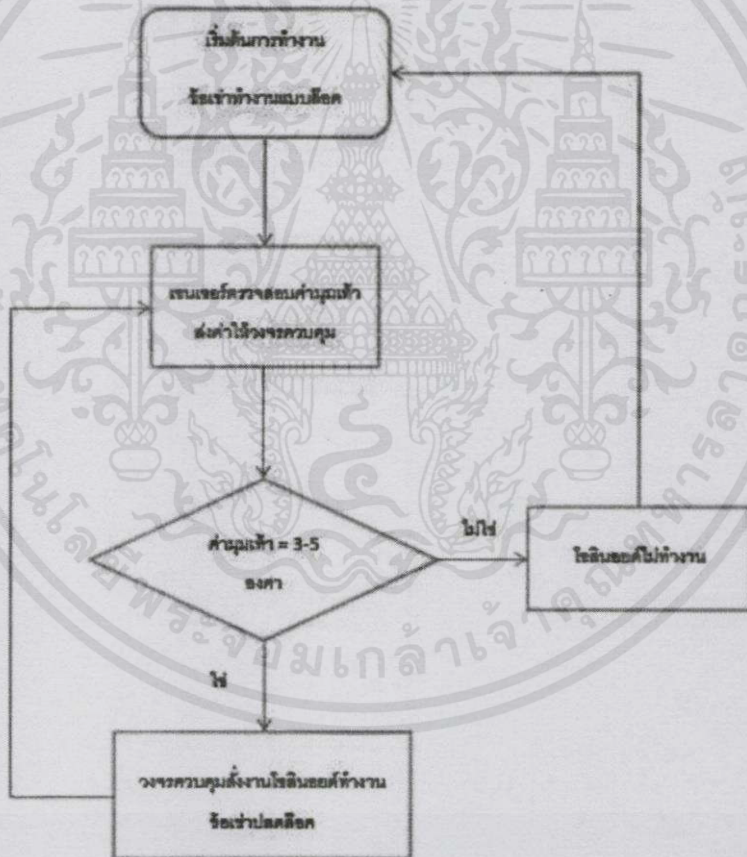


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและการทดสอบการทำงาน

จากการออกแบบข้อเข่าเทียม ที่ออกแบบข้อเข่าเทียม [Orthopedic Knee Project] ช่วยในการเดินแบบที่ปลดล็อกด้วยโซลินอยด์ล็อก จะนำมาสร้างระบบตรวจจับ เพื่อควบคุมการล็อกและปลดล็อกของโซลินอยด์ล็อก โดยข้อเข่าจะเริ่มต้นการทำงานในขณะที่กำลังลือกอยู่หลังจากนั้นผู้ใช้จะก้าวขาข้างที่ปกติและเซนเซอร์จะตรวจค่ามุมของข้อเท้า ถ้าค่ามุมของข้อเท้าอยู่ในช่วง 3-5 องศาแล้ววงจรควบคุมจะสั่งงานโซลินอยด์ให้ปลดล็อก แต่ถ้าค่ามุมของข้อเท้าไม่ได้อยู่ในช่วง 3-5 องศาจะทำให้โซลินอยด์ไม่ปลดล็อก ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 แผนผังกระบวนการการทำงานของข้อเข่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการวิชาการเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1 การออกแบบ

3.1.1 ส่วนของระบบโซลินอยด์ล๊อค

โซลินอยด์ล๊อค (Solenoid Lock) ใช้ควบคุมการล๊อคและปลดล๊อคของข้อเข้า โดยภายในชุดโซลินอยด์ล๊อคทำงานโดยเมื่อเราจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงเข้าไปในขดลวดโซลินอยด์จะทำให้เกิดสนามแม่เหล็ก ส่งผลให้ปลดล๊อค ออกจากเฟือง และเมื่อไม่มีการจ่ายกระแสไฟฟ้าจะทำให้สปริงที่อยู่ภายในดันให้ตัวล๊อค ขบเข้ากับเฟืองของข้อเข้า เพื่อให้ชุดปลอกหุ้มติดขาท่อนบนและชุดปลอกหุ้มติดขาท่อนล่างสามารถหมุนไปในทิศทางที่เป็นธรรมชาติ

3.1.2 ขั้นตอนการทำงาน

1. ปลดล๊อคด้วยโซลินอยด์ (Unlock State) การปลดล๊อคของโซลินอยด์ล๊อคจะถูกสั่งงานมาจากส่วนควบคุมโดยได้มาจากการประมวลผลข้อมูลจากระบบตรวจจับ ซึ่งส่วนควบคุมจะจ่ายกระแสไฟฟ้าให้ขดลวดโซลินอยด์สร้างสนามแม่เหล็กเพื่อดึงตัวล๊อคลง ส่งผลให้ตัวล๊อคไม่ขบกับเฟือง ขาท่อนบนจะสามารถงอได้ และขาท่อนล่างก็จะสามารถแกว่งไปข้างหน้าได้

2. ล๊อคด้วยโซลินอยด์ (Lock State) การปลดล๊อคของโซลินอยด์ปลดล๊อคจะถูกสั่งงานมาจากส่วนควบคุมเช่นเดียวกันกับการปลดล๊อค โดยเมื่อส่วนควบคุมประมวลผลข้อมูลจากระบบตรวจจับ ส่วนควบคุมจะตัดไฟฟ้าที่จ่ายให้ขดลวดโซลินอยด์ ทำให้สปริงดันตัวล๊อคจะถูกดันขึ้น ทำให้เฟืองและตัวล๊อคโซลินอยด์ขบกัน ขาท่อนบนไม่สามารถที่จะงอได้ และขาท่อนล่างก็จะไม่สามารถแกว่งไปข้างหน้าได้เช่นกัน

3.1.3 การออกแบบวงจร

3.1.3.1 วงจรควบคุมการปลดล๊อคโซลินอยด์ด้วย Arduino

จากการศึกษาตัวอย่างการทดลองควบคุมโซลินอยด์ด้วยบอร์ด Arduino เนื่องจากบอร์ด Arduino สามารถจ่ายไฟได้เพียง 5V ไม่สามารถจ่ายให้กับโซลินอยด์ได้ จึงนำทรานซิสเตอร์มาเป็นสวิทช์ ในการจ่ายไฟให้กับโซลินอยด์ ตามคุณสมบัติของทรานซิสเตอร์ เมื่อมีไฟเข้าที่ขา Base จะทำให้โพรหว่างขา Collector และขา Emitter ไหลผ่านได้ โดยต่อเข้ากับขา Digital ของบอร์ด Arduino

เลือกใช้ทรานซิสเตอร์ TIP120 สามารถรับกระแสจากบอร์ดและโซลินอยด์ได้
คำนวณหาค่าตัวต้านทานที่เหมาะสมกับการนำไปต่อกับขา Base

จากคู่มือการใช้งานทรานซิสเตอร์ $I_{EBO} = 2 \text{ mA}$ และ $I_B = 120 \text{ mA}$

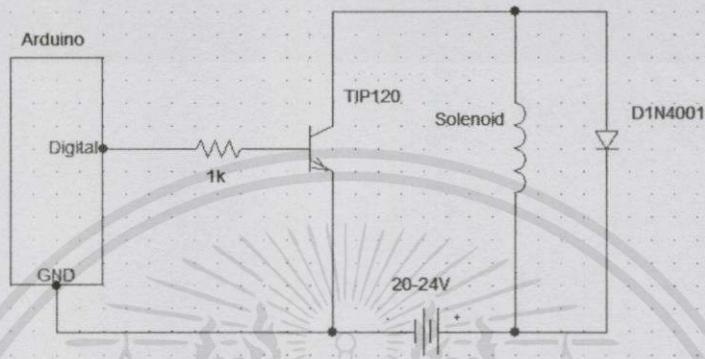
$$\text{จาก} \quad V = IR \quad (3.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่า R ที่เหมาะสม เมื่อ $I_{EBO} = 2 \text{ mA}$ $R = 5/0.002 = 2.5 \text{ k}\Omega$ (3.2)

ค่า R ที่เหมาะสม $I_B = 120 \text{ mA}$ $R = 5/0.120 = 42 \Omega$ (3.3)

สามารถใช้ตัวต้านทานได้ตั้งแต่ 42 – 2500 Ω ในที่นี้จะเลือก 1000 Ω

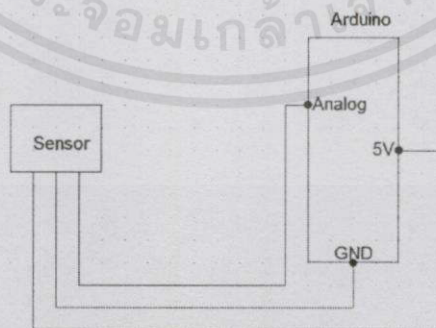


รูปที่ 3.2 วงจรควบคุมการปลดล็อกโซลินอยด์ด้วย Arduino

3.1.3.2 วงจรเซนเซอร์ Hall Effect

ระบบปลดล็อกใช้ Hall Effect ในการตรวจจับระยะของข้อเท้าขณะเดิน ใช้เป็นสัญญาณขาเข้าทาง Analog ให้กับ Arduino ใช้เซนเซอร์ A1302

สำหรับการต่อวงจรเซนเซอร์กับบอร์ด Arduino โดยต่อวงจรเซนเซอร์เข้าที่ขา Analog, 5v และ GND ของ Arduino ซึ่งสำหรับบอร์ด Arduino 2560 ATK จะใช้ขา A0 เป็นขา Analog แต่ถ้าใช้บอร์ด Arduino Nano 3.0 จะใช้ขา A6 เป็นขา Analog ดังแสดงในรูปที่ 3.3

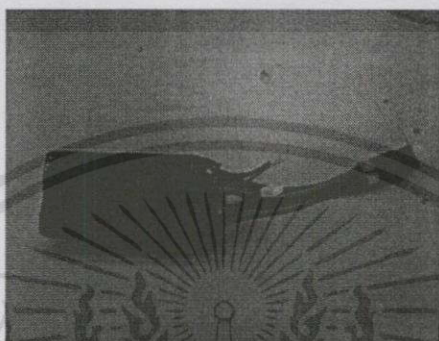


รูปที่ 3.3 วงจรเซนเซอร์ Hall Effect

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานที่อาจารย์อนุญาตเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3.3 แบตเตอรี่

แบตเตอรี่ต้องใช้จ่ายให้กับโซลินอยด์ ประมาณ 20-24V และบอร์ด Arduino 5-12V จึงเลือกใช้ Lipo 3 Cell จำนวน 2 ตัวต่ออนุกรมกัน เป็น 22V 2500 mAh สำหรับจ่ายให้ Solenoid และใช้ Panasonic Alkaline ขนาด 9V ดังแสดงในรูปที่ 3.4 สำหรับจ่ายให้กับบอร์ด Arduino



รูปที่ 3.4 แบตเตอรี่

ความสามารถของแบตเตอรี่ที่สามารถใช้งานได้

แบตเตอรี่มีขนาด 2500 mAh และเมื่อมีการปลดล๊อค จะต้องใช้กระแส 0.63 A

ถ้ามีการปลดล๊อคตลอดเวลา แบตเตอรี่จะสามารถใช้งานได้ $= 2500 \text{ mAh} / 0.63 \text{ A} = 3.968 \text{ ชม}$

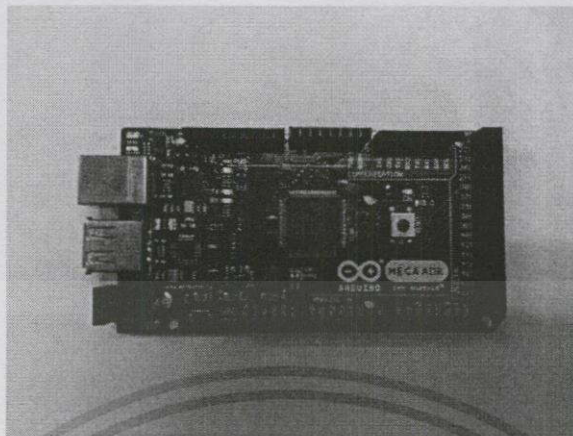
จากทฤษฎีการเดิน ทราบว่าช่วงที่มีการปลดล๊อคอยู่ในช่วง Swing Phase คิดเป็น 40% ของช่วงการเดินทั้งหมด $= 3.968 \times 100 / 40 = 9.921 \text{ ชม}$.

3.1.3.4 บอร์ด Arduino

ใช้บอร์ด Arduino ในการควบคุมการทำงาน เนื่องจากบอร์ด Arduino เป็นที่นิยมใช้งานได้หลากหลาย ใช้งานง่าย และมีราคาถูก โดยในที่นี้ได้เลือกใช้ Arduino อยู่ 2 รุ่น คือ

1. Mega 2560 ATK เป็นรุ่นที่มีจำนวน Digital I/O 54 pins และมี Analog Input 16 pins นำมาใช้ทดลองในระยะแรกเริ่มของการทำโครงงาน ก่อนจะเปลี่ยนไปใช้บอร์ด Arduino Nano 3.0 ซึ่งในการต่อบอร์ด Arduino 2560 ATK กับวงจรควบคุมการปลดล๊อคโซลินอยด์โดยต่อขา Digital 22 ของบอร์ด Arduino เข้ากับวงจรควบคุมดังกล่าว และต่อขากราวด์ร่วมกันระหว่างบอร์ด Arduino และวงจรควบคุมการปลดล๊อคโซลินอยด์ ดังแสดงในรูปที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 Arduino รุ่น Mega 2560 ATK

2. Nano 3.0 มีขนาดเล็กเหมาะสมกับการใช้งานร่วมกับเซ็นเซอร์ และมีจำนวนพอร์ตที่เพียงพอต่อการใช้งาน ซึ่งในการต่อบอร์ด Arduino Nano 3.0 กับวงจรควบคุมการปลดล็อกโซลินอยด์โดยต่อขา Digital 2 ของบอร์ด Arduino เข้ากับวงจรควบคุมดังกล่าว และต่อขากราวนร์ร่วมกันระหว่างบอร์ด Arduino และวงจรควบคุมการปลดล็อกโซลินอยด์ ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.6 Arduino รุ่น Nano 3.0

3.1.4 โปรแกรมที่ใช้ควบคุม

จากการศึกษาโปรแกรม Hall Effect จากตัวอย่างในเว็บไซต์ของ Arduino ใช้ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กจาก Hall Effect เป็นสัญญาณขาเข้าเพื่อให้ Arduino ประมวลผล ควบคุมการเปิดปิดของทรานซิสเตอร์ โดยโปรแกรมให้จ่ายไฟตามความเข้มสนามแม่เหล็กซึ่งเปลี่ยนแปลงตามมุมของข้อเท้า ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กที่ใช้ป้อนค่าในโปรแกรมจะปรับไปตามระยะของข้อเท้าขณะเดินของผู้ใช้แต่ละบุคคล เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

control2 | Arduino 1.0.6
File Edit Sketch Tools Help
control2
#define NOFIELD 505L // Analog output with no applied field, ca
#define TONILLIGAUSS 1.953125
#define TONILLIGAUSS 3.756010

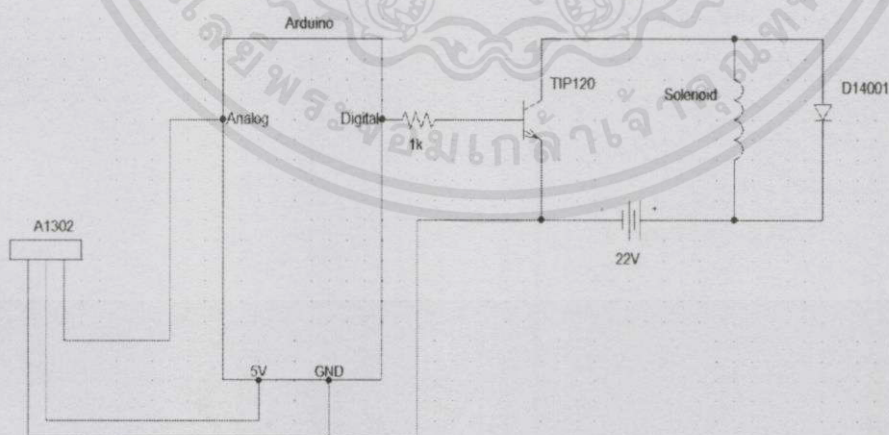
void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  pinMode(2, OUTPUT);
}

void loop()
{
  float gauss = (analogRead(0) - NOFIELD) * TONILLIGAUSS;
  if (gauss >= 60) digitalWrite(2, HIGH);
  else if (gauss < 60) digitalWrite(2, LOW);
}

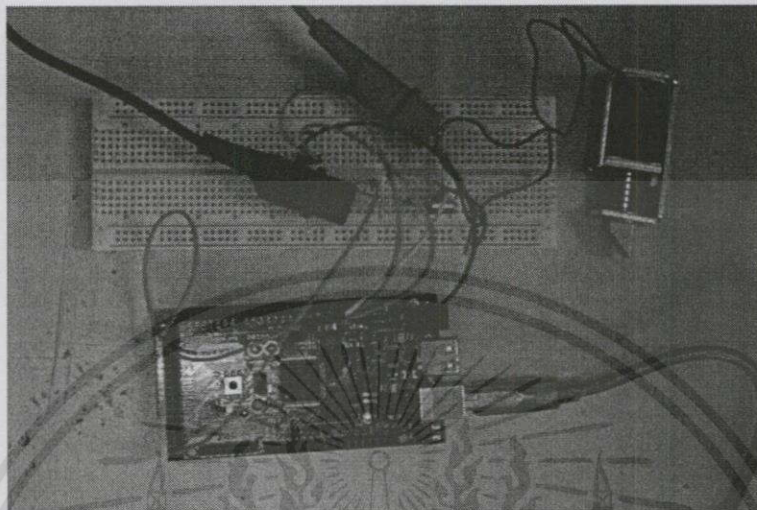
```

รูปที่ 3.7 โปรแกรม Hall Effect

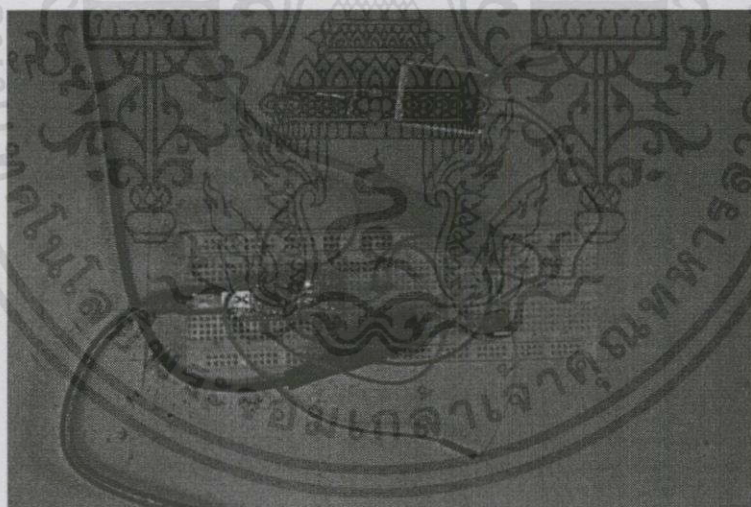
สำหรับการต่อวงจรนั้นทำได้โดยการ ต่อขา 1 ของวงจรถนเซนต์เข้ากับบอร์ด Arduino ต่อขาที่ 2 เข้ากับขา 5v ของบอร์ด Arduino และขาที่ 3 เข้ากับกราวด์ จากนั้นจึงต่อขา Digital ของบอร์ด Arduino เข้ากับวงจรควบคุมการปลดล๊อคโซลินอยด์ ดังแสดงในรูปที่ 3.8



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้รูปที่ 3.8 วงจรรวมที่ต่อกับ Arduino ซึ่งกำหนดค่าแล้ว นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

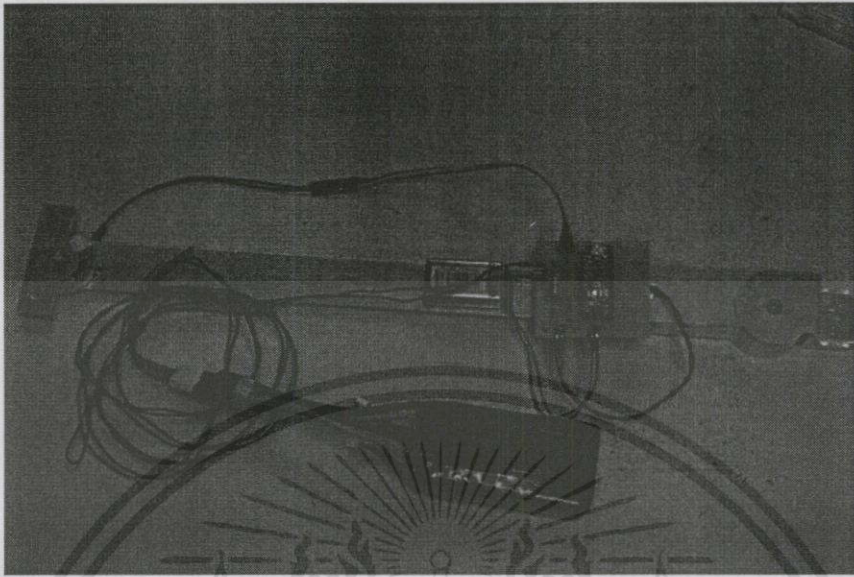


รูปที่ 3.9 วงจรบนไฟโตบอร์ดที่ต่อกับอตุโนรุ่นเมก้า 2560 ATK และโซลินอยด์



รูปที่ 3.10 วงจรบนไฟโตบอร์ดที่ต่อกับอตุโนรุ่นนาโน 3.0 และโซลินอยด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 วงจรรวมที่ประกอบเข้ากับข้อเช่า



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 ออกแบบการทดลองเพื่อทดสอบระบบปลดลือก

3.2.1 เพอร์เซ็นต์การปลดลือก

ทดสอบเพื่อหาเปอร์เซ็นต์การปลดลือกของระบบปลดลือกที่สามารถทำได้ ขณะไร้ภาระ (Free Load) ขณะผู้สวมใส่ก้าวเดิน และขณะผู้สวมใส่ลุกนั่งอยู่กับที่

3.2.1.1 การทดสอบแบบลือกและปลดลือกแบบไม่มีแรงกระทำ (Free Load)

เป็นการทดสอบเพื่อดูว่า ชิ้นงานที่ออกแบบมานั้นสามารถทำงานเข้ากันกับระบบปลดลือกที่ออกแบบไว้หรือไม่ และทำงานได้เป็นธรรมชาติหรือไม่

วิธีการทดสอบ

1. ชิ้นส่วนบริเวณข้อเท้ายึดติดกับโต๊ะ เพื่อจะทดสอบการปลดลือกและการงอของข้อเท้า และจำลองการทำงานของระบบก่อนจะนำไปทดลองกับขาของผู้ทดลอง
2. เลื่อนขึ้นลูมินิเยมที่นอนบนและที่นอนล่างไปข้างหน้าพร้อมกัน เมื่อเซนเซอร์ที่ข้อเท้าตรวจจับได้ระยะที่เรากำหนดไว้ก็จะปลดลือกโซลินอยด์ทำให้เราสามารถงอข้อเท้าส่วนบนไปด้านหลังได้
3. เมื่อเราเคลื่อนที่นอนขาส่วนล่างกลับไปด้านหลังโซลินอยด์ก็จะลือกเฟืองให้งอได้เพียงฝั่งเดียว
4. เมื่อทำงานครบก็จะวนกลับมาที่ขั้นตอนแรก ดังแสดงในรูปที่ 3.12
5. ทำการทดสอบซ้ำ 10 ชุด ชุดละ 50 ครั้ง แล้วบันทึกผลการทดสอบ



(ก)

(ข)

(ค)

(ง)

รูปที่ 3.12 วิธีการทดสอบการลุกนั่งขณะที่สวมข้อเท้าเทียม

- (ก) การทดสอบระบบลือกและปลดลือกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นเริ่มงอข้อเท้า
- (ข) การทดสอบระบบลือกและปลดลือกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นกำลังงอข้อเข่าลง
- (ค) การทดสอบระบบลือกและปลดลือกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นตอนกำลังงอข้อเท้าขึ้น
- (ง) การทดสอบระบบลือกและปลดลือกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นงอกลับมาที่เดิม

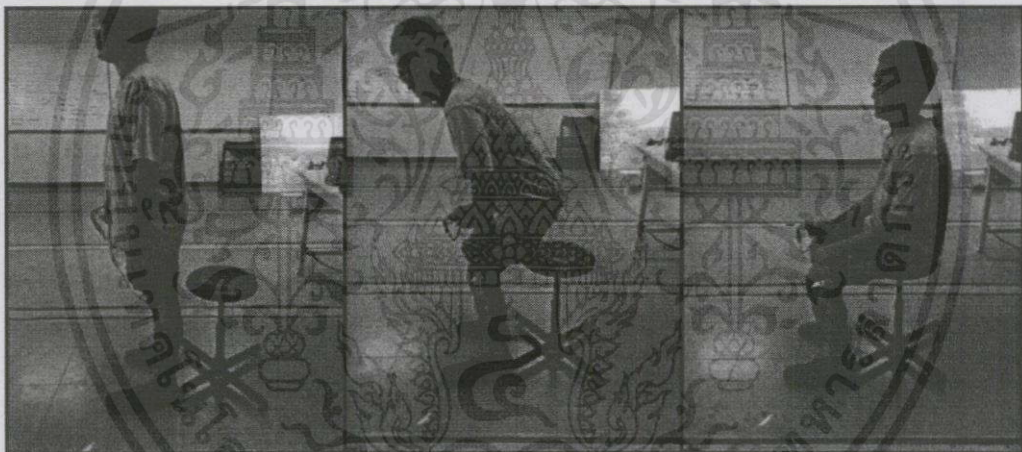
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในงานวิจัยของโรงเรียนเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1.2 การทดสอบแบบลูกนั่ง

เป็นการทดสอบเพื่อดูว่า ข้อเข่าเทียมที่ผู้ทดสอบสวมใส่นั้นสามารถปลดล็อกแล้วทำให้ผู้ทดสอบนั่งและลุกได้อย่างปกติหรือไม่

วิธีการทดสอบ

1. สวมใส่ข้อเข่าเทียมกับขาของผู้ทดสอบ
2. จัดเตรียมเก้าอี้แล้วให้ผู้ทดสอบยืนหันหน้าออกจากเก้าอี้
3. ทำการทดสอบโดยการยกปลายเท้าขึ้นเล็กน้อยจนทำให้โซลินอยด์ปลดล็อก ซึ่งจะให้ผู้ทดสอบสามารถงอเข่าและนั่งลงได้
4. จากนั้นให้ผู้ทดสอบลุกขึ้นยืนและเริ่มทำการทดสอบซ้ำแบบเดิม โดยทำการทดสอบเป็นชุด 10 ชุด ชุดละ 10 ครั้ง ดังแสดงในรูปที่ 3.13
5. บันทึกผลการทดสอบและสรุปผลการทดสอบ



(ก)

(ข)

(ค)

รูปที่ 3.13 วิธีการทดสอบการลูกนั่งขณะที่สวมข้อเข่าเทียม

- (ก) การทดสอบแบบลูกนั่งในขั้นตอนยกปลายเท้าปลดล็อกเตรียมตัวนั่ง
- (ข) การทดสอบแบบลูกนั่งในขั้นตอนขณะกำลังนั่ง
- (ค) การทดสอบแบบลูกนั่งในขณะที่นั่งเรียบร้อยแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1.3 การทดสอบแบบเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร

เป็นการทดสอบเพื่อดูว่า ระบบพลลือกจะทำการการพลลือกข้อเข้าเทียมทำให้ผู้สวมใส่ทดสอบเดินไปกลับในระยะทางรวม 10 เมตร จำนวน 10 ชุดได้อย่างเป็นปกติหรือไม่ และหาความเร็วเฉลี่ยของการเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร

วิธีการทดสอบ

1. วัดระยะทางเป็นเส้นตรง 5 เมตร และทำเครื่องหมายไว้ทุกๆ 1 เมตร
2. ให้ผู้ทดสอบสวมใส่ข้อเข้าเทียมกับขา
3. ผู้ทดสอบยืนตรงที่จุดเริ่มต้น จากนั้นเริ่มเดิน โดยจับเวลาเป็นช่วงในทุกๆ 1 เมตรที่เดินไป ซึ่งเป็นการเดินไป 5 เมตร และวนกลับมา 5 เมตร เพื่อเป็นการดูว่า ในทุกๆ 1 เมตรที่เดินนั้น ระบบพลลือกทำการพลลือกข้อเข้าเทียมทำให้ผู้สวมใส่เดินได้อย่างปกติหรือไม่ ดังแสดงในรูปที่ 3.14
4. เมื่อเดินกลับมาที่จุดเริ่มต้นแล้ว เริ่มทำการทดสอบซ้ำจนครบ 10 ชุด
5. บันทึกผลการทดสอบการพลลือกและคำนวณหาความเร็วเฉลี่ย



(ก)

(ข)

(ค)

(ง)

(จ)

รูปที่ 3.14 วิธีการทดสอบการเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร

- (ก) การทดสอบแบบเดินไปกลับในขั้นตอนเตรียมตัวเดิน
- (ข) การทดสอบแบบเดินไปกลับในขั้นตอนกำลังก้าวเดินไปข้างหน้า
- (ค) การทดสอบแบบเดินไปกลับในขั้นตอนขณะกำลังกลับตัว
- (ง) การทดสอบแบบเดินไปกลับในขั้นตอนการเดินกลับที่เดิม
- (จ) การทดสอบแบบเดินไปกลับในขั้นตอนการเดินกลับที่เดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดสอบ

4.1 ผลการทดสอบแบบล้อยึดและปลดล้อยึดแบบไม่มีแรงมากระทำ (Free Load)

4.1.1 ผลการทดสอบ

ในการทดสอบการปลดล้อยึดข้อเข้าเทียมด้วยวิธีแบบไม่มีแรงมากระทำ ตามที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 สรุปได้ว่า ในขณะที่ทดสอบการทำงานของข้อเข้าเทียมโดยวิธีแบบไม่มีแรงมากระทำ ปรากฏว่า ข้อเข้าเทียมและระบบปลดล้อยึดข้อเข้าเทียมสามารถทำงานเข้ากันได้อย่างเป็นธรรมชาติ โดยค่าที่ทดสอบได้จะแสดงอยู่ในภาคผนวก

4.1.2 สรุปร้อยละการทดสอบล้อยึดและปลดล้อยึดแบบไม่มีแรงมากระทำ (Free Load)

1. ข้อเข้ามีการงอ คิดเป็นร้อยละ 99
2. ข้อเข้ามีการล้อยึด คิดเป็นร้อยละ 100

4.2 ผลการทดสอบแบบลุกและนั่งอยู่กับที่

4.2.1 ผลการทดสอบ

ในการทดสอบการปลดล้อยึดข้อเข้าเทียมด้วยวิธีแบบลุกนั่ง ตามที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 สรุปได้ว่า ในขณะที่ทดสอบการทำงานของข้อเข้าเทียมโดยวิธีแบบลุกนั่ง ปรากฏว่าข้อเข้าเทียมและระบบปลดล้อยึดข้อเข้าเทียมสามารถทำงานเข้ากันได้เป็นอย่างดีในระดับดี แต่ก็มีปัญหาเล็กน้อย โดยผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบลูกนึ่ง

รอบที่ 1			รอบที่ 2			รอบที่ 3			รอบที่ 4		
ครั้งที่	งอ	ลือก	ครั้งที่	งอ	ลือก	ครั้งที่	งอ	ลือก	ครั้งที่	งอ	ลือก
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2	1	1	2	1	1	2	1	1	2	1	1
3	1	1	3	1	1	3	1	1	3	1	1
4	1	1	4	1	1	4	1	1	4	1	1
5	1	1	5	1	1	5	1	1	5	1	1
6	1	1	6	1	1	6	1	1	6	1	1
7	1	1	7	1	1	7	1	1	7	1	0
8	1	1	8	1	1	8	1	1	8	1	1
9	1	1	9	1	1	9	1	1	9	1	1
10	1	1	10	1	1	10	1	1	10	1	1
รอบที่ 5			รอบที่ 6			รอบที่ 7			รอบที่ 8		
ครั้งที่	งอ	ลือก	ครั้งที่	งอ	ลือก	ครั้งที่	งอ	ลือก	ครั้งที่	งอ	ลือก
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2	1	1	2	1	1	2	1	1	2	1	1
3	1	1	3	1	1	3	1	1	3	1	1
4	1	1	4	1	1	4	1	1	4	1	1
5	1	1	5	1	1	5	1	1	5	1	1
6	1	1	6	1	1	6	1	1	6	1	1
7	1	1	7	1	1	7	1	1	7	0	1
8	1	1	8	1	1	8	1	1	8	1	1
9	1	1	9	1	1	9	1	1	9	1	1
10	1	1	10	1	1	10	1	1	10	1	1

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบลูกนั่ง (ต่อ)

รอบที่ 9			รอบที่ 10		
ครั้งที่	งอ	ลือก	ครั้งที่	งอ	ลือก
1	1	1	1	1	1
2	0	0	2	1	1
3	1	1	3	1	1
4	1	1	4	1	1
5	1	1	5	1	1
6	1	1	6	1	1
7	1	1	7	1	0
8	1	1	8	1	1
9	1	1	9	1	1
10	1	1	10	1	1

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

4.2.2 สรุปร้อยละการปลดลือกเมื่อลูกและนั่งอยู่กับที่

1. ข้อเข้ามีการงอ คิดเป็นร้อยละ 98
2. ข้อเข้ามีการลือก คิดเป็นร้อยละ 97

4.2.3 ปัญหาที่พบ

1. ข้อเข้าเทียมเกิดการเลื่อน เนื่องจากไม่มีอุปกรณ์ที่ใช้ช่วยยึดข้อเข้าเทียมไว้กับขาของผู้ทำการทดสอบ
2. สลักโซลินอยด์เลื่อนลงไม่สุด เป็นเพราะเมื่อใช้งานเป็นเวลานานจะทำให้สลักโซลินอยด์งอจึงเลื่อนลงได้ไม่สุด
3. โซลินอยด์ไม่ปลดลือก อาจเป็นเพราะเซนเซอร์ไม่สามารถตรวจจับแม่เหล็กได้
4. ผู้ทดสอบยกเท้าไม่สม่ำเสมอ เนื่องจากในการยกเท้าของคนเรานั้นไม่ได้มีความแม่นยำ 100 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งจะมีการยกเท้าอยู่ในช่วง 3-5 องศา จึงอาจทำให้ระบบปลดลือกข้อเข้าขัดข้องบ้างบางครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 ผลการทดสอบการเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร

4.3.1 ผลการทดสอบ

ในการทดสอบการปลดล๊อคข้อเข่าเทียมด้วยวิธีแบบเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร ตามที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 สรุปได้ว่า ในขณะที่ทดสอบการทำงานของข้อเข่าเทียมโดยวิธีแบบเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร ปรากฏว่า ข้อเข่าเทียมและระบบปลดล๊อคข้อเข่าเทียมสามารถทำงานเข้ากันได้ค่อนข้างดี โดยค่าที่ทดสอบได้จะแสดงอยู่ในภาคผนวก

4.3.2 สรุปความเร็วของการเดินและร้อยละการปลดล๊อคขณะเดิน

1. ความเร็วเฉลี่ยในการเดินมีค่าเท่ากับ 0.439 เมตรต่อวินาที
2. การปลดล๊อคขณะเดิน คิดเป็นร้อยละ 94 ของการเดินทั้งหมด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปและวิจารณ์

5.1 สรุปและวิจารณ์

โครงการนี้เป็นการสร้างและพัฒนาระบบปลดล๊อคสำหรับข้อเช่าเทียมเพื่อใช้สำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง โดยชิ้นงานที่สร้างขึ้นนั้นพบว่า ระบบการทำงานนั้นสามารถที่จะนำไปใช้งานจริงได้ จากการทดสอบการใช้งานจริงโดยผู้ใช้งาน พบว่าระบบปลดล๊อคและล๊อคโดยใช้โซลินอยด์ล๊อคสามารถใช้งานได้ ซึ่งมีเปอร์เซ็นต์การทำงานคือ 94 เปอร์เซ็นต์ที่การทดสอบการเดิน โดยใช้ระยะเวลาการเดินไปกลับความยาวรวม 10 เมตร โดยความเร็วเฉลี่ยของการเดิน 0.439 เมตรต่อวินาที ใช้ค่ามุมข้อเท้าในการทำงานเพื่อปลดล๊อคที่ 3-5 องศา โดยมีข้อจำกัดของผู้ป่วยที่จะใช้งาน ดังนี้ คือ ข้อเช่าโครงการนี้ออกแบบสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงแบบข้างเดียวและข้อเช่าที่ทำในโครงการนี้ใช้สำหรับขาข้างซ้าย

5.2 ปัญหาที่พบและการแก้ไข

5.2.1 ปัญหาที่พบ

1. ขณะให้ผู้สวมใส่ทดลองเดิน มีบางครั้งที่ตัวเซนเซอร์ไม่ตรวจจับระยะที่ข้อเท้า เนื่องจากจุดหมุนที่ติดกับข้อเท้ามีการเคลื่อนที่ไปจากจุดเดิม หรือแม่เหล็กหลุดจากแผ่นยึด
2. แบตเตอรี่มีขนาดใหญ่ และน้ำหนักมาก
3. โครงยึดข้อเช่ากับขาผู้ป่วยที่ออกแบบไม่สามารถที่จะนำมาใช้งานกับหลายคนได้
4. เมื่อใช้งานเป็นระยะเวลาานาน โซลินอยด์มีความร้อนเกิดขึ้น

5.2.2 การแก้ไข

1. ควรมีชุดปลอกหุ้มติดขาที่อ่อนบน ขาที่อ่อนล่างและฝ่าเท้า เพื่อให้เช่าเทียมและเซนเซอร์อยู่ในระยะที่เหมาะสมกับผู้ใช้งาน
2. ควรมีการหาแบตเตอรี่ที่มีขนาดเล็กมาใช้งานแทน
3. ควรมีการพักการใช้งานของข้อเช่าเพื่อลดความร้อนเป็นระยะ
4. อาจใช้ตัวปลดล๊อคชนิดอื่นที่ไม่ใช่โซลินอยด์ ที่สามารถแก้ปัญหการปลดล๊อคค้าง

และมีอุณหภูมิสูงขึ้นเมื่อใช้งานเป็นระยะเวลาานานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการพัฒนา

เนื่องจากระบบปลดล๊อคในปัจจุบันมีหลากหลายระบบในการใช้งาน ผู้ที่จะมีการพัฒนาข้อ
 เกร็ดที่ควรที่จะศึกษาระบบอื่นๆ เพิ่มเติมว่า ระบบปลดล๊อคที่นิยมใช้นั้นเป็นแบบใดบ้างและมีข้อดีข้อเสีย
 แตกต่างกันอย่างใด และควรมีการศึกษาการเดินทางของผู้ป่วยแต่ละบุคคลก่อนที่จะทำการออกแบบ เพราะ
 รูปแบบที่ไม่แน่นอนของสรีระของแต่ละบุคคลที่ไม่เหมือนกัน เนื่องจากรูปแบบของความผิดปกติที่
 ต่างกัน โดยอาจจะใช้ข้อมูลของแพทย์เพื่อนำมาใช้ร่วมกับการออกแบบระบบปลดล๊อคและควร
 ออกแบบให้มีระบบที่เป็นกลไกที่ใช้งานพลังงานน้อยที่สุด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] เฉลิมพล คงเขียว. ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ คณะวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 2553
- [2] Rob Tillaart. (2013). Code A1301/A1302 Hall Effect Sensor. [Online].
Available : <http://playground.arduino.cc/Code/HallEffect>
- [3] JTS3K. n.d. Controlling solenoids with arduino. [Online].
Available : <http://www.instructables.com/id/Controlling-solenoids-with-arduino/>
- [4] โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงเอ็มจี. [Online].
Available : <http://bitly.com/1uWPALK>
- [5] Becker Orthopedic. (2014). Introduction to Stance Control. [Online].
Available : <http://bit.ly/1FcWXdE>
- [6] บทความ Arduino, [Online].
Available : <http://bit.ly/18u3TWq>
- [7] Hall-Effect Sensors (Magnetic Sensors), [Online].
Available : http://mcu56.learninginventions.org/?page_id=258
- [8] Continuous-Time Ratiometric Linear Hall Effect Sensor ICs A1301 and A1302, [Online].
Available : <http://bit.ly/1HT1ZNc>
- [9] Arduino Nana V3.0 User Manual, [Online].
Available : http://ca.mouser.com/pdfdocs/Gravitech_Arduino_Nano3_0.pdf
- [10] Arduino Mega 2560, [Online].
Available :
<http://www.microelectronicos.com/datasheets/ArduinoMega2560.pdf>
- [11] mini electric latch solenoid lock BS-0854 , [Online].
Available : <http://bit.ly/1K3CojF>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

โปรแกรมควบคุมโซลินอยด์

โปรแกรมภาษาซีซึ่งเขียนเพื่อใช้ในการควบคุมขดลวดโซลินอยด์ โค้ดโปรแกรมการใช้งานหลัก
สรุปได้ดังต่อไปนี้

```
#define NOFIELD 505L

#define TOMILLIGAUSS 1.953125

#define TOMILLIGAUSS 3.756010

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  pinMode(2, OUTPUT);
}

void loop()
{
  float gauss = (analogRead(0) - NOFIELD) * TOMILLIGAUSS;

  if (gauss >= 60) digitalWrite(2, HIGH);

  else if(gauss < 60) digitalWrite(2, LOW);
}
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข

ตารางผลการทดลอง

ข.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงมากกระทำ

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงมากกระทำ

รอบที่ 1							
ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ
1	1	1		26	1	1	
2	1	1		27	1	1	
3	1	1		28	1	1	
4	1	1		29	1	1	
5	1	1		30	1	1	
6	1	1		31	1	1	
7	1	1		32	1	1	
8	1	1		33	1	1	
9	1	1		34	1	1	
10	1	1		35	1	1	
11	1	1		36	1	1	
12	1	1		37	1	1	
13	1	1		38	1	1	
14	1	1		39	1	1	
15	1	1		40	1	1	
16	1	1		41	1	1	
17	1	1		42	1	1	
18	1	1		43	1	1	
19	1	1		44	1	1	
20	0	1	แม่เหล็กหลุด	45	1	1	
21	1	1		46	1	1	
22	1	1		47	1	1	
23	1	1		48	1	1	
24	1	1		49	1	1	
25	1	1		50	1	1	

เอกสารนี้เป็นเอกสารลับ • เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้ ศึกษานี้เป็นการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ • เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้ อย่างไรก็ตามต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 2							
ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ
1	1	1		26	1	1	
2	1	1		27	1	1	
3	1	1		28	1	1	
4	1	1		29	1	1	
5	1	1		30	1	1	
6	1	1		31	1	1	
7	1	1		32	1	1	
8	1	1		33	1	1	
9	1	1		34	1	1	
10	1	1		35	1	1	
11	1	1		36	1	1	
12	1	1		37	1	1	
13	1	1		38	1	1	
14	1	1		39	1	1	
15	1	1		40	1	1	
16	1	1		41	1	1	
17	1	1		42	1	1	
18	1	1		43	1	1	
19	1	1		44	1	1	
20	1	1		45	1	1	
21	1	1		46	1	1	
22	1	1		47	1	1	
23	1	1		48	1	1	
24	1	1		49	1	1	
25	1	1		50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 3								
ครั้งที่	งอ	ลือก	หมายเหตุ		ครั้งที่	งอ	ลือก	หมายเหตุ
1	1	1			26	1	1	
2	1	1			27	1	1	
3	1	1			28	1	1	
4	1	1			29	1	1	
5	1	1			30	1	1	
6	1	1			31	1	1	
7	1	1			32	1	1	
8	1	1			33	1	1	
9	1	1			34	1	1	
10	1	1			35	1	1	
11	1	1			36	1	1	
12	1	1			37	1	1	
13	1	1			38	1	1	
14	1	1			39	1	1	
15	1	1			40	1	1	
16	1	1			41	1	1	
17	1	1			42	1	1	
18	1	1			43	1	1	
19	1	1			44	1	1	
20	1	1			45	1	1	
21	1	1			46	1	1	
22	1	1			47	1	1	
23	1	1			48	1	1	
24	1	1			49	1	1	
25	1	1			50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 4								
ครั้งที่	งอ	ลีด	หมายเหตุ		ครั้งที่	งอ	ลีด	หมายเหตุ
1	1	1			26	1	1	
2	1	1			27	1	1	
3	1	1			28	1	1	
4	1	1			29	1	1	
5	1	1			30	1	1	
6	1	1			31	1	1	
7	1	1			32	1	1	
8	1	1			33	1	1	
9	1	1			34	1	1	
10	1	1			35	1	1	
11	1	1			36	1	1	
12	1	1			37	1	1	
13	1	1			38	1	1	
14	1	1			39	1	1	
15	1	1			40	1	1	
16	1	1			41	1	1	
17	1	1			42	1	1	
18	1	1			43	1	1	
19	1	1			44	1	1	
20	1	1			45	1	1	
21	1	1			46	1	1	
22	1	1			47	1	1	
23	1	1			48	1	1	
24	1	1			49	1	1	
25	1	1			50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 5								
ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ		ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ
1	1	1			26	1	1	
2	1	1			27	1	1	
3	1	1			28	1	1	
4	1	1			29	1	1	
5	1	1			30	1	1	
6	1	1			31	1	1	
7	1	1			32	1	1	
8	1	1			33	1	1	
9	1	1			34	1	1	
10	1	1			35	1	1	
11	1	1			36	1	1	
12	1	1			37	1	1	
13	0	1			38	1	1	
14	1	1			39	1	1	
15	1	1			40	1	1	
16	1	1			41	1	1	
17	1	1			42	1	1	
18	1	1			43	1	1	
19	1	1			44	1	1	
20	1	1			45	1	1	
21	1	1			46	1	1	
22	1	1			47	1	1	
23	1	1			48	1	1	
24	1	1			49	1	1	
25	1	1			50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 6							
ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ
1	1	1		26	1	1	
2	1	1		27	1	1	
3	1	1		28	1	1	
4	1	1		29	1	1	
5	1	1		30	1	1	
6	1	1		31	1	1	
7	1	1		32	1	1	
8	1	1		33	1	1	
9	1	1		34	1	1	
10	1	1		35	1	1	
11	1	1		36	1	1	
12	1	1		37	1	1	
13	0	1		38	1	1	
14	1	1		39	1	1	
15	1	1		40	1	1	
16	1	1		41	1	1	
17	1	1		42	1	1	
18	1	1		43	1	1	
19	1	1		44	1	1	
20	1	1		45	1	1	
21	1	1		46	1	1	
22	1	1		47	1	1	
23	1	1		48	1	1	
24	1	1		49	1	1	
25	1	1		50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 7							
ครั้งที่	งอ	ลืค	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลืค	หมายเหตุ
1	1	1		26	1	1	
2	1	1		27	1	1	
3	1	1		28	1	1	
4	1	1		29	1	1	
5	1	1		30	1	1	
6	1	1		31	1	1	
7	1	1		32	1	1	
8	1	1		33	1	1	
9	1	1		34	1	1	
10	1	1		35	1	1	
11	1	1		36	1	1	
12	1	1		37	1	1	
13	1	1		38	0	1	
14	1	1		39	1	1	
15	1	1		40	1	1	
16	1	1		41	1	1	
17	1	1		42	1	1	
18	1	1		43	1	1	
19	1	1		44	1	1	
20	1	1		45	1	1	
21	1	1		46	1	1	
22	1	1		47	1	1	
23	1	1		48	1	1	
24	1	1		49	1	1	
25	1	1		50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 8							
ครั้งที่	งอ	ลึอก	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลึอก	หมายเหตุ
1	1	1		26	1	1	
2	1	1		27	1	1	
3	1	1		28	1	1	
4	1	1		29	1	1	
5	1	1		30	1	1	
6	1	1		31	1	1	
7	1	1		32	1	1	
8	1	1		33	1	1	
9	1	1		34	1	1	
10	1	1		35	1	1	
11	1	1		36	1	1	
12	1	1		37	1	1	
13	1	1		38	1	1	
14	1	1		39	1	1	
15	1	1		40	1	1	
16	1	1		41	1	1	
17	1	1		42	1	1	
18	1	1		43	1	1	
19	1	1		44	1	1	
20	1	1		45	1	1	
21	1	1		46	1	1	
22	1	1		47	1	1	
23	1	1		48	1	1	
24	1	1		49	1	1	
25	1	1		50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 9							
ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลึกลับ	หมายเหตุ
1	1	1		26	1	1	
2	1	1		27	1	1	
3	1	1		28	1	1	
4	1	1		29	1	1	
5	1	1		30	1	1	
6	1	1		31	1	1	
7	1	1		32	1	1	
8	1	1		33	1	1	
9	1	1		34	1	1	
10	1	1		35	1	1	
11	1	1		36	1	1	
12	1	1		37	1	1	
13	1	1		38	1	1	
14	1	1		39	1	1	
15	1	1		40	1	1	
16	1	1		41	1	1	
17	1	1		42	1	1	
18	1	1		43	1	1	
19	1	1		44	1	1	
20	1	1		45	1	1	
21	1	1		46	1	1	
22	1	1		47	0	1	
23	1	1		48	1	1	
24	1	1		49	1	1	
25	1	1		50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 10							
ครั้งที่	งอ	ลืค	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลืค	หมายเหตุ
1	1	1		26	1	1	
2	1	1		27	1	1	
3	1	1		28	1	1	
4	1	1		29	1	1	
5	1	1		30	1	1	
6	1	1		31	1	1	
7	1	1		32	1	1	
8	1	1		33	1	1	
9	1	1		34	1	1	
10	1	1		35	1	1	
11	1	1		36	1	1	
12	1	1		37	1	1	
13	1	1		38	1	1	
14	1	1		39	1	1	
15	1	1		40	1	1	
16	1	1		41	1	1	
17	1	1		42	1	1	
18	1	1		43	1	1	
19	1	1		44	1	1	
20	1	1		45	1	1	
21	1	1		46	1	1	
22	1	1		47	1	1	
23	1	1		48	1	1	
24	1	1		49	1	1	
25	1	1		50	1	1	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข.2 ตารางแสดงผลการทดสอบการเดิน

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบการเดินไปกลับ

รอบที่ 1				รอบที่ 2			
เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ	เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ
1	1	3.37		1	1	2.76	
2	1	3.25		2	1	2.44	
3	1	3.13		3	1	2.74	
4	1	3.98		4	1	2.58	
5	0	3.07		5	1	2.81	
6	0	6.91		6	1	5.96	
7	1	2.61		7	1	2.57	
8	1	3.02		8	1	2.98	
9	1	2.42		9	1	3.00	
10	1	2.46		10	1	3.22	
รอบที่ 3				รอบที่ 4			
เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ	เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ
1	0	4.15		1	1	2.46	
2	1	2.21		2	1	1.69	
3	1	1.93		3	1	1.35	
4	1	2.18		4	1	1.36	
5	1	2.70		5	1	1.46	
6	1	4.83		6	1	3.69	
7	1	2.42		7	1	1.90	
8	1	1.84		8	1	1.39	
9	1	2.15		9	1	1.72	
10	1	2.51		10	1	2.07	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 แสดงผลการทดสอบการเดิน (ต่อ)

รอบที่ 5				รอบที่ 6			
เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ	เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ
1	1	2.42		1	1	2.77	
2	1	1.60		2	1	1.35	
3	1	1.38		3	1	1.34	
4	1	1.48		4	0	1.65	
5	1	1.54		5	1	2.01	
6	1	2.94		6	1	3.11	
7	1	1.63		7	1	1.64	
8	1	1.54		8	1	1.94	
9	1	1.42		9	1	1.56	
10	1	2.19		10	1	2.06	
รอบที่ 7				รอบที่ 8			
เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ	เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ
1	1	2.69		1	1	2.20	
2	1	1.75		2	1	1.54	
3	1	1.85		3	1	1.43	
4	1	1.76		4	1	1.29	
5	1	1.80		5	1	1.84	
6	1	3.32		6	1	3.29	
7	1	1.77		7	1	1.72	
8	1	2.08		8	1	1.90	
9	1	3.69		9	1	1.43	
10	1	1.35		10	1	1.76	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 แสดงผลการทดสอบการเดิน (ต่อ)

รอบที่ 9				รอบที่ 10			
เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ	เมตรที่	สถานะ	เวลาที่ใช้ (วินาที)	หมายเหตุ
1	1	2.38	*ตัวจับไม่ตรง	1	1	2.51	*ตัวจับไม่ตรง
2	1	1.74		2	1	1.74	
3	1	1.38		3	1	1.62	
4	1	1.13		4	1	1.66	
5	1	1.73		5	1	1.69	
6	1	2.77		6	0	3.37	
7	0	1.71		7	1	1.82	
8	1	1.93		8	1	1.50	
9	1	1.69		9	1	1.64	
10	1	2.14		10	1	2.11	

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้