

ออกแบบและพัฒนาข้อเข่าเทียมสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง  
DESIGN AND DEVELOPMENT OF ORTHOTIC KNEE JOINTS



ณัฐกุล สันพะเยาว์  
ปาริฉัตร พิมพ์สุวรรณ  
สรวิทย์ หนีและ  
สิรภพ โรจน์ทินกร

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2557

ออกแบบและพัฒนาข้อเข่าเทียมสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง

DESIGN AND DEVELOPMENT OF ORTHOTIC KNEE JOINTS



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมแมคคาทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ปีการศึกษา 2557

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# DESIGN AND DEVELOPMENT OF ORTHOTIC KNEE JOINTS



THIS THESIS IS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE OF  
BACHELOR OF ENGINEERING IN MECHATRONICS ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

ACADEMIC YEAR 2014

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกสิ่งนี้ออกไปและต้องอ้างอิงถึงแหล่งที่มาของการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2557

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง ออกแบบและพัฒนาข้อเข้าเทียมสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง  
DESIGN AND DEVELOPMENT OF ORTHOTIC KNEE JOINTS

ผู้จัดทำ	นายณัฐกุล	สันพะเยาว์	54010394
	นางสาวปาริฉัตร	พิมพ์สุวรรณ	54010813
	นายสรวิทย์	หนีและ	54011333
	นายสิรภพ	โรจน์ทินกร	54011367

  
.....อาจารย์ที่ปรึกษา  
(ดร. รัชณี กุลยานนท์)

  
.....อาจารย์ที่ปรึกษา  
(อาจารย์สองเมือง นันทขว้าง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# ออกแบบและพัฒนาข้อเข้าเทียมสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง

โดย

นายณัฐกุล	สันพะเยาว์	54010394
นางสาวปาริฉัตร	พิมพ์สุวรรณ	54010813
นายสรวิทย์	หนีและ	54011333
นายสิรภพ	โรจน์ทินกร	54011367

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.รัชณี กุลยานนท์

อาจารย์สองเมือง นันทขว้าง

ปีการศึกษา 2557

## บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบ และพัฒนาข้อเข้าเทียมสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง โดยมีแนวคิดคือ ออกแบบข้อเข้าเทียมให้มีกลไกรองรับการทำงานด้านอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อให้รองรับกับระบบควบคุมการปลดล็อกข้อเข้า ซึ่งการใช้โซลินอยด์ในการล็อกและควบคุมการทำงานด้วยเซนเซอร์ จุดมุ่งหมายของโครงการนี้คือ สามารถออกแบบข้อเข้าเทียมสำหรับผู้ป่วยโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงให้ทำงานร่วมกับโปรแกรมคำสั่งปลดล็อกข้อเข้าเทียมได้ และทำงานได้อย่างเป็นธรรมชาติ

ขั้นตอนดำเนินการเริ่มจากการศึกษาตัวตนแบบข้อเข้าเทียม ลักษณะการเดินของคนปกติ และคนที่เป็นโรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง แล้วออกแบบข้อเข้าเทียมโดยใช้โซลินอยด์ในการล็อกและควบคุมการทำงานด้วยเซนเซอร์ ซึ่งปริญญานิพนธ์ฉบับนี้รับผิดชอบในส่วนกลไกทางด้านแมคคานิกส์เท่านั้น แล้วค่อยนำไปใช้งานร่วมกับระบบควบคุมการล็อก เพื่อใช้ในการทดสอบการใช้งานจริง คือ การทดสอบระบบล็อกและปลดล็อกแบบไม่มีแรงมากระทำและทดสอบการลู่ก้น นอกจากนี้ยังทดสอบเรื่องความแข็งแรงของข้อเข้าเทียมโดยการใช้เครื่องกด CBR Test ด้วย จากการทดสอบพบว่า ข้อเข้าเทียมนี้สามารถรับน้ำหนักแรงกดเฉลี่ยสูงสุดได้ตามที่กำหนดคือ 119.86 กิโลกรัม และผลการทดสอบการใช้งานจริงพบว่าระบบปลดล็อกและล็อกโดยใช้โซลินอยด์ล็อกสามารถใช้งานได้ ซึ่งมีเปอร์เซ็นต์การทำงานคือ 94 เปอร์เซ็นต์ ข้อเข้าเทียมสามารถทำงานร่วมกับโปรแกรมคำสั่งปลดล็อกได้และทำงานได้อย่างเป็นธรรมชาติ

# DESIGN AND DEVELOPMENT OF ORTHOTIC KNEE JOINTS

by

Nuttakul Sunpalao 54010394

Parichat Pimsuwan 54010813

Sorawit Nilaeh 54011333

Siraphob Rojtinnakorn 54011367

Advisors:

Dr. Rutchanee Gullayanon

Mr. Songmoung Nundrakwang

Academic Year 2014

## ABSTRACT

This thesis presents the design and development of Orthotic Knee Joints for patients with Myasthenia gravis. This orthotic knee joint is designed to work with an automated control system consisted of sensors and solenoid locks. The aim of this project is to design an orthotic knee for patients with muscle disease, which will work together with solenoid lock and sensors to assist patients to work as naturally as possible.

The process in this thesis consists of first studying existing orthotic knee design. Secondly, we study the natural walking gaits for normal people and patients with myasthenia gravis. Thirdly, we design a prototype orthotic knee utilizing a solenoid as its mechanism and control with sensors. This thesis focuses on the mechanical design aspect of this orthotic knee, which will then be integrated with locking and unlocking mechanism. The prototype knee was put through durability tests that consist of locking and unlocking knee under no load conditions and with load. Additionally, the strength of the knee was tested with CBR. 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 designed knee can function together with solenoid lock to produce a natural walking assistant mechanism.

## กิตติกรรมประกาศ

การจัดทำปริญญาบัตรฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเพราะได้รับความช่วยเหลือเป็นอย่างดีจาก ดร.รัชนี กุลยานนท์ และอาจารย์สองเมือง นันทขว้าง ที่ได้กรุณาให้คำปรึกษาและคำแนะนำที่ดีมาโดยตลอดตั้งแต่ต้น คอยติดตามความคืบหน้าของผลงาน รวมทั้งเอื้อเฟื้ออุปกรณ์ที่จำเป็นและความช่วยเหลืออื่นๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อโครงการนี้ ผู้จัดทำรู้สึกซาบซึ้งและขอกราบขอบพระคุณอย่างสูง

ขอบคุณเพื่อนๆ ในกลุ่มงานทุกคนที่ให้ความร่วมมือในการทำงาน ช่วยเหลือซึ่งกันและกัน สนับสนุนอุปกรณ์ที่ขาดเหลือกระตุ้นเตือนรวมทั้งคอยถามไถ่ความคืบหน้าของโครงการอยู่เสมอ

สุดท้ายนี้ผู้จัดทำขอกราบขอบพระคุณบิดา มารดา และครอบครัวที่คอยเป็นกำลังใจที่ดีตลอดมา รวมถึงการสนับสนุนในเรื่องของงบประมาณที่ขาดเหลือตลอดจนเป็นแรงบันดาลใจที่ดีที่สุดที่ทำให้โครงการสำเร็จสมบูรณ์ลงได้

ผู้จัดทำ

นายณัฐกุล	สันพะเยาว์	54010394
นางสาวปาริฉัตร	พิมพ์สุวรรณ	54010813
นายสรวิทย์	หนิและ	54011333
นายสิริภพ	โรจน์ทินกร	54011367

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
กิตติกรรมประกาศ	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	VII
สารบัญตาราง	VIII
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมา ในการทำปริญญานิพนธ์	1
1.2 วัตถุประสงค์ในการทำปริญญานิพนธ์	2
1.3 ขอบเขตของโครงการ	2
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	2
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	3
2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน	3
2.1.1 ทฤษฎีการเดิน	3
2.1.1.1 Stance Phase	3
2.1.1.2 Swing Phase	3
2.1.1.3 Double Support	4
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 โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรง	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
2.3.5 รอบการทำงานของโซลินอยด์	8
2.4 ทฤษฎีความเสียหาย	8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่บนสื่อออนไลน์ และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4.1 การวิเคราะห์หาสาเหตุความเสียหายที่เกิดขึ้นกับวัสดุ	8
2.4.2 ความเสียหายที่เกิดจากการล้าของวัสดุ	9
2.4.3 รูปแบบของความเค้นซึ่งเป็นสาเหตุของความล้า	10
2.4.4 รอบความเค้น	11
2.4.5 ภาวะกับจำนวนรอบที่เกิดความเสียหาย	12
2.5 สิทธิบัตรที่เกี่ยวข้อง	12
2.5.1 สิทธิบัตร เรื่อง KNEE-ANKLE-FOOT ORTHOTIC DEVICE	12
2.5.2 สิทธิบัตร เรื่อง Articulating Knee Supports	13
2.5.3 บทความเรื่อง E-MAG Active	13
<b>บทที่ 3 การออกแบบและการทดสอบ</b>	14
3.1 การออกแบบ	14
3.1.1 หลักการและวิธีการออกแบบ	14
3.1.2 รูปแบบของแนวคิดในการออกแบบ	14
3.1.2.1 แนวคิดของการใช้สลักในการล๊อค	14
3.1.2.2 แนวคิดของการใช้เฟืองหมุนในการล๊อค	14
3.1.2.3 แนวคิดของการใช้โซลินอยด์ในการล๊อค	14
3.1.3 แนวคิดที่นำมาออกแบบจริง	14
3.2 ลักษณะและส่วนประกอบของข้อเข่าเทียม	16
3.2.1 ส่วนประกอบของชิ้นส่วนข้อเข่า	16
3.2.2 ส่วนประกอบของชิ้นส่วนหุ้มยึดโครงขา	17
3.3 ขั้นตอนการทำงาน	18
3.3.1 แผนภาพแสดงการทำงานของข้อเข่า	18
3.3.2 การทำงานในช่วงการปลดล๊อค	19
3.3.3 การทำงานในช่วงการล๊อค	20
3.3.4 เปรียบเทียบระบบการทำงานในแต่ละช่วงการเดิน	20
3.4 วิธีการทดสอบชิ้นงาน	23
3.4.1 การทดสอบความแข็งแรงของชิ้นงาน	23
3.4.1.1 การทดสอบแรงกดโดยการใช้เครื่องกด CBR Test	23
3.4.1.2 การทดสอบแรงกระทำแบบ Dynamics Test	24
3.4.2 การทดสอบการใช้งานจริง	25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกสิ่งนี้ไป และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.4.2.1 การทดสอบแบบล้อยึดและปลดล้อยึดแบบไม่มีแรงมากกระทำ	25
3.4.2.2 การทดสอบแบบลูกนั่ง	26
<b>บทที่ 4 ผลการทดสอบ</b>	<b>27</b>
4.1 ผลการทดสอบความแข็งแรงของชิ้นงาน	27
4.1.1 ผลการทดสอบแรงกดโดยการใช้เครื่องกด CBR Test	27
4.1.1.1 ผลการทดสอบ	27
4.1.1.2 ตัวอย่างการคำนวณค่าแรงกด	27
4.1.2 ผลการทดสอบแรงกระทำแบบ Dynamics Test	27
4.2 ผลการทดสอบการใช้งานจริง	28
4.2.1 ผลการทดสอบแบบล้อยึดและปลดล้อยึดแบบไม่มีแรงมากกระทำ (Free Load)	28
4.2.1.1 ผลการทดสอบ	28
4.2.1.2 สรุปร้อยละการปลดล้อยึดเมื่ออยู่กับที่และไร้ภาระ (Free Load)	28
4.2.2 ผลการทดสอบแบบลูกนั่ง	28
4.2.2.1 ผลการทดสอบ	28
4.2.2.2 สรุปร้อยละการปลดล้อยึดเมื่อลูกและนั่งอยู่กับที่	30
4.2.2.3 ปัญหาที่พบ	30
<b>บทที่ 5 สรุปและวิจารณ์</b>	<b>31</b>
5.1 บทสรุปและวิจารณ์	31
5.2 ปัญหาที่พบและการแก้ไข	31
5.2.1 ปัญหาที่พบ	31
5.2.2 แนวทางในการแก้ไข	31
5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการศึกษาพัฒนา	32
<b>เอกสารอ้างอิง</b>	<b>33</b>
<b>ภาคผนวก</b>	<b>34</b>
<b>ภาคผนวก ก เอกสารคู่มืออุปกรณ์ทางกล</b>	<b>35</b>
ก.1 แบบร่าง 2 มิติของข้อเข้าเทียม	35

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 ขั้นตอนการเดินปกติของมนุษย์	5
2.2 โซลินอยด์เชิงเส้น	6
2.3 การไหลของสนามแม่เหล็ก	7
2.4 การทำงานของโซลินอยด์เชิงเส้น	7
2.5 รอบการทำงานของโซลินอยด์	8
2.6 รูปแบบของความเค้น	10
2.7 แผนภูมิ S-N Curve แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและจำนวนรอบของการทำงาน	11
3.1 แผนภาพการวิเคราะห์แรงของเฟืองและสลักโซลินอยด์	15
3.2 แผนภาพการวิเคราะห์แรงของเฟือง	15
3.3 แผนภาพการวิเคราะห์แรงดึงของสลักของโซลินอยด์	16
3.4 ส่วนประกอบต่างๆ ของชิ้นส่วนข้อเข้า	17
3.5 ส่วนประกอบต่างๆ ของชิ้นส่วนหุ้มยึดโครงขา	18
3.6 แผนภาพการทำงานของข้อเข้า	19
3.7 การทำงานในช่วงปลดล๊อค (ก) และล๊อค (ข) ของโซลินอยด์	20
3.8 เครื่องทดสอบ CBR Test	23
3.9 เครื่องทดสอบ CBR Test (ก) และ (ข)	24
3.10 การทดสอบระบบล๊อคและปลดล๊อคแบบไม่มีแรงกระทำ	25
3.11 การทดสอบแบบลูกนั่ง	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 มุมของข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ในแต่ละขั้นตอนของการเดิน	4
3.1 เปรียบเทียบการทำงานของข้อเข่าเทียมแต่ละช่วงการเดิน	21
4.1 ผลการทดสอบแรงกดโดยการใช้เครื่องกด CBR Test	27
4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงมากระทำ	43
4.3 ตารางแสดงผลการทดลองแบบลูกนั่ง	29



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาในการทำปริญญานิพนธ์

Orthosis คือ อุปกรณ์เสริมหรืออุปกรณ์ที่ช่วยส่งเสริมอวัยวะที่มีปัญหาในการทำงาน เช่น การเสื่อมสมรรถภาพ อาการเจ็บปวด หรือการอ่อนแรง ให้อวัยวะนั้นๆ สามารถทำหน้าที่ได้อย่างปกติมากที่สุด โดยแบ่งตามอวัยวะออกเป็น 4 ประเภทใหญ่ ได้แก่ ภายอุปกรณ์สำหรับศีรษะ (Head Orthosis), ภายอุปกรณ์สำหรับกระดูกสันหลัง (Spinal Orthosis), ภายอุปกรณ์สำหรับรยางค์บน (Upper-extremity Orthosis), ภายอุปกรณ์สำหรับรยางค์ล่าง (Lower-extremity Orthosis) ซึ่งในที่นี้จะทำการศึกษาเฉพาะส่วน Lower-extremity Orthosis ในส่วนหัวเข่าลงไปถึงเท้า (Knee-Ankle-Foot Orthosis) โดยจะเน้นตรงส่วนหัวเข่าเป็นหลัก (Knee Orthosis) สาเหตุที่ทำการศึกษาเรื่อง Knee Orthosis นี้เพราะการศึกษาเรื่องนี้ในประเทศไทยยังคงมีน้อยและอยู่ในวงแคบ ส่วนใหญ่จะทำการศึกษาเรื่อง ภายอุปกรณ์เทียม (Prosthesis) หรือภายอุปกรณ์ที่ใช้ทดแทนอวัยวะที่ขาดหายไป เช่น ขาเทียม แขนเทียม เข่าเทียม เป็นต้น สืบเกิดได้จาก บทความ งานวิจัย หรือสิ่งประดิษฐ์มากมายที่สร้างขึ้นมาเพื่อรองรับความต้องการของผู้ป่วยประเภทนี้ ซึ่งแตกต่างจาก Orthosis ที่ยังมีงานวิจัยและสิ่งประดิษฐ์ที่จะมารองรับผู้ป่วยประเภทนี้ไม่มาก และในประเทศไทยเองยังไม่มีบริษัทหรือหน่วยงานใดผลิตอุปกรณ์นี้ออกมาจำหน่าย ดังนั้นผู้ป่วยที่มีความต้องการที่จะใช้อุปกรณ์นี้จำเป็นต้องนำเข้าอุปกรณ์มาจากต่างประเทศ ซึ่งในกรณีนี้จะทำให้อุปกรณ์มีราคาสูงมากขึ้นจากราคาปกติที่มากอยู่แล้ว โดยจากการค้นหาพบว่าอุปกรณ์ที่นำเข้านี้มีราคาประมาณ 60,000-80,000 บาท นอกจากนี้ผู้ที่ใช้อุปกรณ์นี้ต้องทำการเปลี่ยนอุปกรณ์ทุกๆ 2 ปี เนื่องจากโดยปกติร่างกายจะมีการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพอยู่ตลอดเวลา และยังต้องมีการตรวจสภาพอวัยวะนั้นๆ ของผู้สวมใส่ว่ามีพัฒนาการมากน้อยเพียงใด เพื่อนำไปใช้ในการปรับแต่งอุปกรณ์ให้เข้ากับสภาพร่างกายของผู้ใช้ให้มากที่สุด และสำหรับผู้ป่วยที่ขาดแคลนทุนทรัพย์ก็เป็นไปได้ยากที่จะสั่งนำเข้าอุปกรณ์นี้มาใช้ จากที่กล่าวมาข้างต้นเป็นเหตุผลที่ทำให้เกิดโครงการนี้ขึ้นมา เพื่อที่จะสร้างภายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเข่าที่ผู้ป่วยสามารถนำไปใช้ในชีวิตประจำวันได้จริง มีความปลอดภัยและราคาถูก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.2 วัตถุประสงค์

1. ทำการศึกษาข้อมูลต่างๆ ที่เกี่ยวกับการเดิน ข้อเช่าและกายอุปกรณ์เสริมที่ใช้กับข้อเช่า
2. ศึกษากายอุปกรณ์ต้นแบบ SaftyStride™ 9005 และ FullStride™ 9006 และโปรแกรม Solid Works
3. สร้างกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเช่า ที่จะช่วยให้ผู้ป่วยสามารถเคลื่อนไหวได้อย่างสะดวก เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถใช้ชีวิตประจำวันได้อย่างปกติ และเป็นกายอุปกรณ์เสริมที่มีราคาถูกกว่าที่มีอยู่ในตอนนี้เพื่อเปิดโอกาสให้ผู้ป่วยที่ขาดแคลนทุนทรัพย์สามารถจัดหาอุปกรณ์นี้ไปใช้ได้มากขึ้น

## 1.3 ขอบเขตของโครงการ

1. กำหนดลักษณะของผู้ใช้ที่จะใช้อ้างอิงในการออกแบบกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเช่า คือ เป็นผู้มีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงแบบ Myasthenia Gravis (MG) ที่ขาซ้าย และน้ำหนักไม่เกิน 120 กิโลกรัม
2. ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับข้อเช่า การเดิน โปรแกรมที่ใช้ออกแบบ และข้อกำหนดที่เกี่ยวข้อง
3. ออกแบบและประดิษฐ์กายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเช่า
4. ทดสอบการทำงานและสรุปผลการทดลอง

## 1.4 สิ่งที่คาดว่าจะได้รับ

1. ทราบถึงการหลักการการทำงานของข้อเช่า ลักษณะการเดิน
2. ทราบถึงการหลักการการใช้โปรแกรมออกแบบ
3. สามารถสร้างกายอุปกรณ์เสริมสำหรับข้อเช่าได้ ราคาถูกและผู้ป่วยสามารถนำไปใช้ได้จริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

## 2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดิน

### 2.1.1 ทฤษฎีการเดิน

การเดิน คือ การเคลื่อนไหวของขา 2 ข้างสลับกัน (Alternating) อย่างเป็นจังหวะ (Rhythmic) และมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์ถ่วง (Center of Gravity) ของร่างกาย เคลื่อนไปข้างหน้า การเดินจะต้องเป็นวงจร (Cycle) หรือเรียกว่า Gait Cycle ซึ่งครอบคลุมระยะต่างๆ สามระยะคือ

#### 2.1.1.1 Stance Phase

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

#### 2.1.1.2 Swing Phase จะใช้เวลา 1/3 ของวงจรการเดิน

1. Acceleration ระยะการเดินที่ขาเหวี่ยงไปด้านหน้าด้วยความเร็วจากขาอีกข้อ
2. Mid Swing เป็นจังหวะที่ขาถูกดึงเข้ามาข้างลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้คล้ายกับระยะ Acceleration
3. Deceleration ระยะการเดินที่ขาเหวี่ยงไปด้านหน้า และถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ระยะ Stance Phase เพื่อเริ่มวงจรการเดินใหม่ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.1.3 Double Support

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

## 2.1.2 ค่ามุมของสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า

### 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)

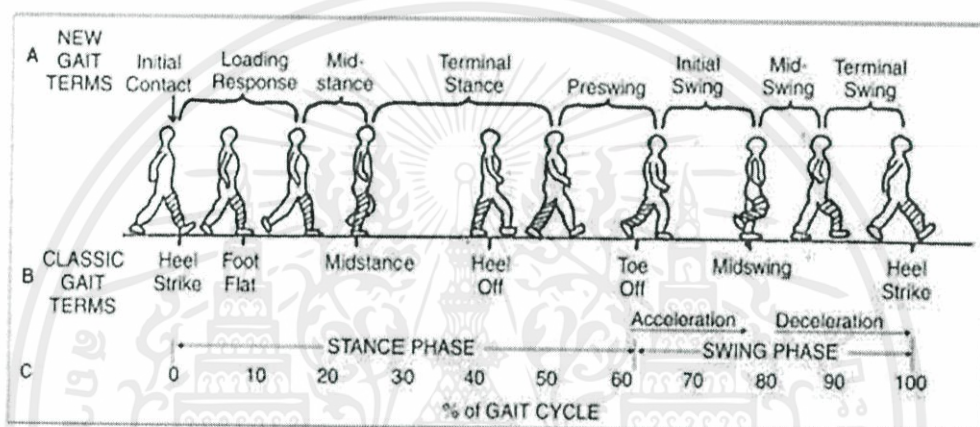
แสดงมุมที่เปลี่ยนแปลงไปจากปกติคือ มุมตั้งฉากระหว่างหน้าแข้งกับฝ่าเท้ามีค่ามุมปกติ กางออก (Plantarflex) และงอเข้า (Dorsiflex) โดยค่ามุมต่างๆ ของแต่ละวงจรของการเดินแสดงดังตารางที่ 2.1

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	Plantarflex 15
Mid-Stance	Flex 10	Flex 10	Dorsiflex 3
Heel off	Hyperextend 10	Flex 2	Dorsiflex 15
Toe off	Flex 10	Flex 40	Plantarflex 20
Acceleration	Flex 5	Flex 65	Neutral
Mid swing	Flex 25	Flex 65	Neutral
Deceleration	Flex 25	Fully extend	Neutral

### 2.1.3 ระยะเวลาที่ใช้ในช่วงการเดินต่างๆ

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

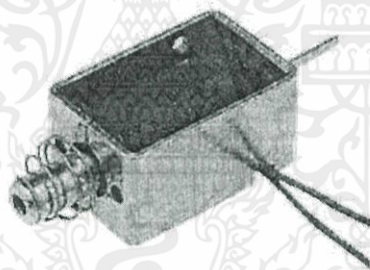
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อาการสำคัญของโรคเอดส์คือ มีอาการเหนื่อย อ่อนล้า กล้ามเนื้ออ่อนแรง และจะอ่อนแรงเพิ่มมากขึ้นเมื่อออกกำลังกายมากขึ้น แต่อาการจะดีขึ้นเมื่อกำลังพักผ่อน นอกจากนั้นอาจมีอาการอื่นๆ ร่วมด้วย โดยจะขึ้นกับว่าโรคเกิดกับกล้ามเนื้อส่วนไหนของร่างกาย ทั้งนี้ประมาณ 85% ของผู้ป่วยจะมีอาการกล้ามเนื้ออ่อนแรงในทุกมัดของกล้ามเนื้อลาย ซึ่งเมื่อเกิดกับกล้ามเนื้อแขนขา แขนและขาจะอ่อนแรง

## 2.3 โซลินอยด์เชิงเส้น

### 2.3.1 โซลินอยด์เชิงเส้น (Linear Solenoid)

โซลินอยด์ มีหลายของรูปแบบชนิดที่พบมาก ได้แก่ โซลินอยด์เชิงเส้นที่ตัวขับไฟฟ้าเชิงเส้นทางกล (LEMA) และโรตารีโซลินอยด์ หรือโซลินอยด์แบบหมุน โซลินอยด์ทั้งคู่มีทั้งเป็นชนิดสถานะกระตุ้นต่อเนื่อง และชนิดล๊อค (พัลส์ เปิด-ปิด) โดยชนิดล๊อคนิยมนำมาประยุกต์ใช้ในการสั่งงานเปิด-ปิด แอปพลิเคชันต่างๆ นอกจากนี้โซลินอยด์เชิงเส้นยังสามารถออกแบบสำหรับใช้ควบคุมการเคลื่อนไหว เป็นสัดส่วนตำแหน่งของลูกสูบต่อสัดส่วนกับกำลังไฟฟ้าเข้า ดังแสดงในรูปที่ 2.2



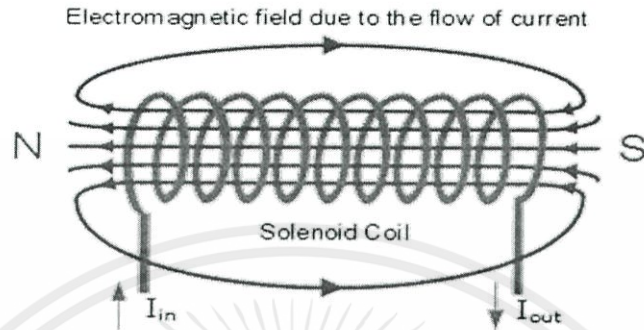
รูปที่ 2.2 โซลินอยด์เชิงเส้น

### 2.3.2 Magnetic Field Produced by a Coil

เมื่อกระแสไฟฟ้าส่งผ่านขดลวด ขดลวดจะทำงานเหมือนแม่เหล็กไฟฟ้า และลูกสูบ ซึ่งอยู่ในขดลวดจะถูกดึงเข้าสู่ศูนย์กลางขดลวด โดยฟลักซ์แม่เหล็กในตัวขดลวดจะบีบอัดสปริงที่ติดอยู่กับปลายด้านหนึ่งของลูกสูบ แรงและความเร็วของการเคลื่อนไหวของกระบอกสูบ จะถูกกำหนดด้วยความแรงของสนามแม่เหล็กที่สร้างขึ้นภายในขดลวด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อปิดแหล่งจ่ายกระแส สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกรสร้างโดยขดลวดจะหายไป และพลังงานที่เก็บในแรงอัดสปริง จะดันลูกสูบกลับออกไปยังตำแหน่งเดิม การเคลื่อนที่กลับของลูกสูบนี้ เรียกว่า โซลินอยด์สต็อค ในทางกลับกันระยะสูงสุดที่ลูกสูบสามารถเคลื่อนที่เป็นไปได้ทั้งทิศทาง เข้าและออก เช่น 0 – 30 mm ดังแสดงในรูปที่ 2.3



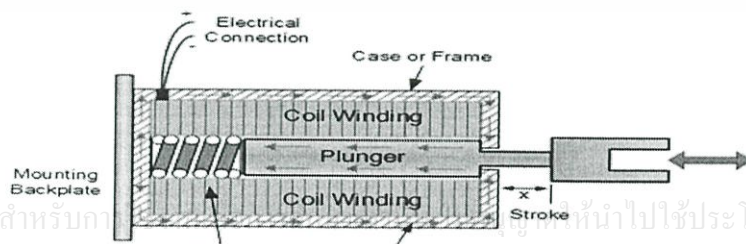
รูปที่ 2.3 การไหลของสนามแม่เหล็ก

### 2.3.3 Linear Solenoid Construction

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

### 2.3.4 Pull-type Linear Solenoid Construction

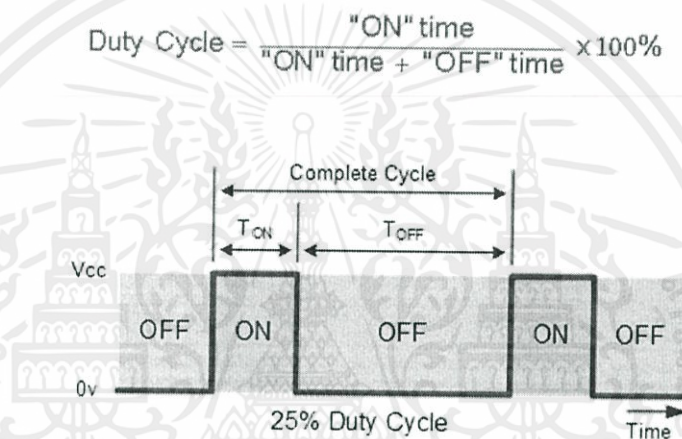
โซลินอยด์เชิงเส้น นำไปใช้ประโยชน์ในหลากหลาย เช่น การใช้งานที่ต้องเปิด-ปิด (เข้าหรือออก) ประเภทเคลื่อนไหว เช่น เปิดใช้งานด้วยระบบล๊อคประตูลูกเหล็กทรอนิกส์ วาล์วควบคุมนิวเมติกหรือไฮดรอลิก หุ่นยนต์ การจัดการเครื่องยนต์ยานยนต์ วาล์วรดน้ำสวน และแม่แต่อดประตูลูกซึ่งมีอยู่ทั้งเป็นแบบกรอบเปิด และกรอบปิด หรือประเภทท่อที่ปิดสนิท เป็นต้น ดังแสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 การทำงานของโซลินอยด์เชิงเส้น

### 2.3.5 รอบการทำงานของโซลินอยด์

อีกวิธีที่ปฏิบัติมากขึ้นในการลดความร้อนที่เกิดจากขดลวด โซลินอยด์คือ การใช้ "รอบการทำงานต่อเนื่อง" รอบการทำงานต่อเนื่อง หมายถึง ขดลวดจะถูกเปิดซ้ำแล้วซ้ำอีก เปิด และปิด ที่ความถี่ที่เหมาะสมเพื่อที่จะเปิดใช้งานกลไกลูกสูบ แต่ไม่อนุญาตให้ยกเล็ก ในช่วงระยะปิดของลูกคลื่น การสลับรอบการทำงานเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพมากในการลดการใช้พลังงานทั้งหมดจากขดลวด รอบการทำงาน (% ED) ของโซลินอยด์ เป็นส่วนหนึ่งของ ON Time ซึ่งขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้ามีพลังงาน และเป็นอัตราส่วนของ ON Time ที่จะรวม ON และ OFF Time สำหรับหนึ่งรอบที่สมบูรณ์ของการทำงาน อีกนัยหนึ่งรอบเวลาเท่ากับเวลาที่เปิดบวกเวลาที่ปิด รอบการทำงานจะแสดงเป็นเปอร์เซ็นต์ ดังแสดงในรูปที่ 2.5



## 2.4 ทฤษฎีความเสียหาย

ความเสียหายของเครื่องจักรและอุปกรณ์ต่างๆ ที่เกิดขึ้นนั้นส่วนหนึ่งที่เกี่ยวข้องและแยกกันไม่ได้กับต้นเหตุของความเสียหายก็คือ คุณสมบัติเฉพาะและความทนทานของวัสดุที่ใช้ งาน รวมถึงสภาพแวดล้อมในการใช้งานวัสดุเหล่านั้น โดยทฤษฎีที่ใช้ในการวิเคราะห์ความเสียหายนี้เรียกว่า ทฤษฎีความเสียหาย โดยมีส่วนที่เกี่ยวข้องกันดังหัวข้อนี้

### 2.4.1 การวิเคราะห์หาสาเหตุความเสียหายที่เกิดขึ้นกับวัสดุ (Failure Analysis Investigation)

การวิเคราะห์หาสาเหตุความเสียหายที่เกิดขึ้นกับวัสดุของเครื่องจักรหรืออุปกรณ์ต่างๆ โดยการชำรุดแล้ว เราจะแบ่งกลไกความเสียหายทางกล (Failure Mechanisms) ของวัสดุเป็นประเภทต่างๆ ใช้ 6 ประเภทดังนี้คือ ความเสียหายที่เกิดจากความล้าของวัสดุ (Fatigue Failures), ความเสียหายที่เกิด

จากการผุกร่อนและการเกิดสนิม (Corrosion Failures), ความเสียหายที่เกิดจากการแตกเหนียวและแตกเปราะของวัสดุ (Ductile and Brittle Fractures), ความเสียหายที่เกิดจากไฮโดรเจน (Hydrogen Damaged), ความเสียหายที่เกิดจากการแตกเปราะเนื่องจากโลหะเหลว (Liquid Metal Embrittlement), ความเสียหายที่เกิดจากการเกิดการแตกเนื่องจากความเค้น (Creep and Stress Rupture) ซึ่งในการเลือกใช้การวิเคราะห์ที่จะนำมาใช้นั้นจะขึ้นอยู่กับรูปแบบอุปกรณ์ และลักษณะในการรับแรงเป็นตัวหลักในการเริ่มหาวิธีการและเลือกใช้การวิเคราะห์ความเสียหายแต่ละแบบหรืออาจจะใช้หลายแบบรวมกันได้

#### 2.4.2 ความเสียหายที่เกิดจากการล้าของวัสดุ (Fatigue Failures)

ความเสียหายจากความล้าของวัสดุเป็นการเสียหายที่เกิดขึ้นจากการที่วัสดุหรือชิ้นส่วนนั้น ๆ เกิดความล้าตัวอันเนื่องมาจากการเปลี่ยนแปลงของแรงที่เปลี่ยนแปลงขนาด และกระทำกลับไปกลับมา (Dynamics Load) บนวัสดุในช่วงเวลาที่พิจารณา (Repeated Cycling of The Load) ซ้ำกันไปเป็นเวลานานทำให้วัสดุในจุดที่รับความเค้น (Stress) เกิดการล้าตัวมากขึ้นเรื่อยๆ หลังจากนั้นในจุดดังกล่าวของวัสดุก็จะเกิดรอยแตกร้าว (Crack) ขึ้น จากรอยแตกร้าวเล็กๆ ก็จะขยายเป็นรอยที่ใหญ่ขึ้นและพังเสียหายในที่สุด เราเรียกความเสียหายดังกล่าวที่เกิดจาก Dynamics Loading ว่า ความล้า (Fatigue) กลไกความเสียหายที่เกิดขึ้นมีรายละเอียด 3 ขั้นตอนดังต่อไปนี้คือ

การเริ่มต้นแตก (Crack Initial) เริ่มต้นเกิดรอยแตกร้าวขนาดเล็กขึ้นที่ผิววัสดุ โดยส่วนที่เริ่มต้นการแตกร้าวนั้นจะเริ่มต้นจากส่วนต่างๆ ดังเช่น พื้นผิวที่มีรอยขีดข่วนหรือรอยลึก (Surface Sreeches) มุมและเหลี่ยมคมของวัสดุ (Sharp Corners) ร่องลิ้ม (Key Way)

การขยายตัวของรอยแตก (Crack Propagation) รอยแตกร้าวที่เกิดจากขั้นตอนของการเริ่มต้นแตก (Initial Crack) ซึ่งเป็นขั้นตอนแรกของความเสียหายจะขยายตัวต่อไปเป็นรอยแตกขนาดใหญ่ขึ้น (Progressive Crack Growth Across the Part) จากตอนเริ่มต้นเกิดรอยแตกความเค้นที่เกิดขึ้นจะเพิ่มมากขึ้นเนื่องจาก พื้นที่รับแรงจะน้อยลงเพราะว่าเมื่อพื้นที่ส่วนหนึ่งแตกออก ตรงส่วนที่แตกออกจะไม่สามารถรับแรงได้ ดังนั้นพื้นที่รับแรงที่เหลือของวัสดุจะน้อยลงในขณะที่ภาระ (Load) ที่วัสดุรับยังเท่าเดิม

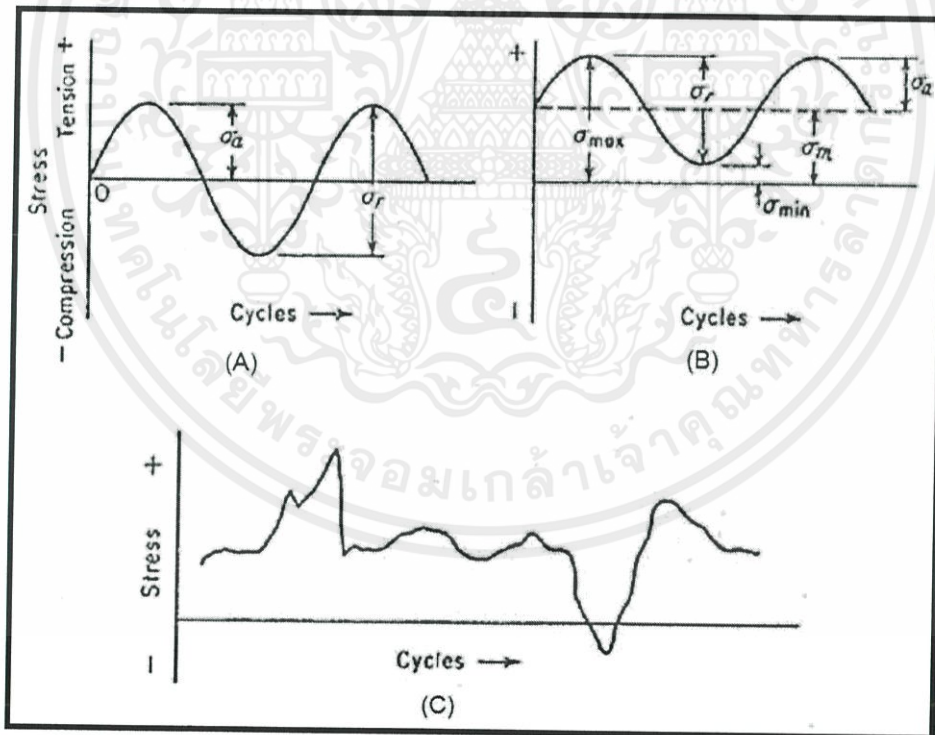
ความเสียหายในขั้นตอนสุดท้าย (Final Failure) การแตกหักเสียหายอย่างกะทันหันจะเกิดขึ้นกับพื้นที่วัสดุที่เหลือจนพังเสียหายและไม่สามารถที่จะใช้การได้ในที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.4.3 รูปแบบของความเค้นซึ่งเป็นสาเหตุของความล้า

รูปแบบชนิดของความเค้นซึ่งเป็นสาเหตุของความล้า โดยทั่วไปจะแบ่งออกเป็นสามแบบคือ

1. ความเค้นสูงสุดและต่ำสุดจะเท่ากันแต่มีทิศทางตรงกันข้ามหรือรอบความเค้นแบบตรงกันข้าม (Reverse Stress Cycle) รูปแบบของรอบความเค้นในรูปของคลื่นไซน์ (Sine Wave or Sinusoidal) โดยคือขนาดของความเค้นสูงสุดและความเค้นต่ำสุดที่มีขนาดเท่ากัน (ความเค้นสูงสุดอยู่ในรูปของแรงดึง (Tension) และความเค้นต่ำสุดอยู่ในรูปของแรงกดหรือแรงอัด (Compression))
2. ความเค้นสูงสุดและต่ำสุดมีทิศทางเดียวกันหรือรอบความเค้นแบบทิศทางเดียว (Repeated Stress Cycle) รูปแบบของความเค้นที่มีแรงกระทำเพียงด้านเดียวคือ แรงดึงโดยที่ส่วนสูงสุดของแอมพลิจูด (Amplitude) เป็นแรงดึง (Tension) และส่วนที่ต่ำสุดของแอมพลิจูดก็เป็นแรงดึง (Tension)
3. ความเค้นแบบสุ่ม โดยไม่มีรูปแบบที่แน่นอนหรือรอบความเค้นแบบไม่สม่ำเสมอหรือแบบสุ่ม (Irregular or Random Stress Cycle) รูปแบบแรงกระทำไม่คงที่ทั้งขนาด และทิศทาง โดยไม่สามารถคาดเดาลักษณะของแรงได้ แสดงให้เห็นถึงความไม่แน่นอนในการเปลี่ยนแปลงการรับภาระ (Load) ที่เกิดขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 2.6



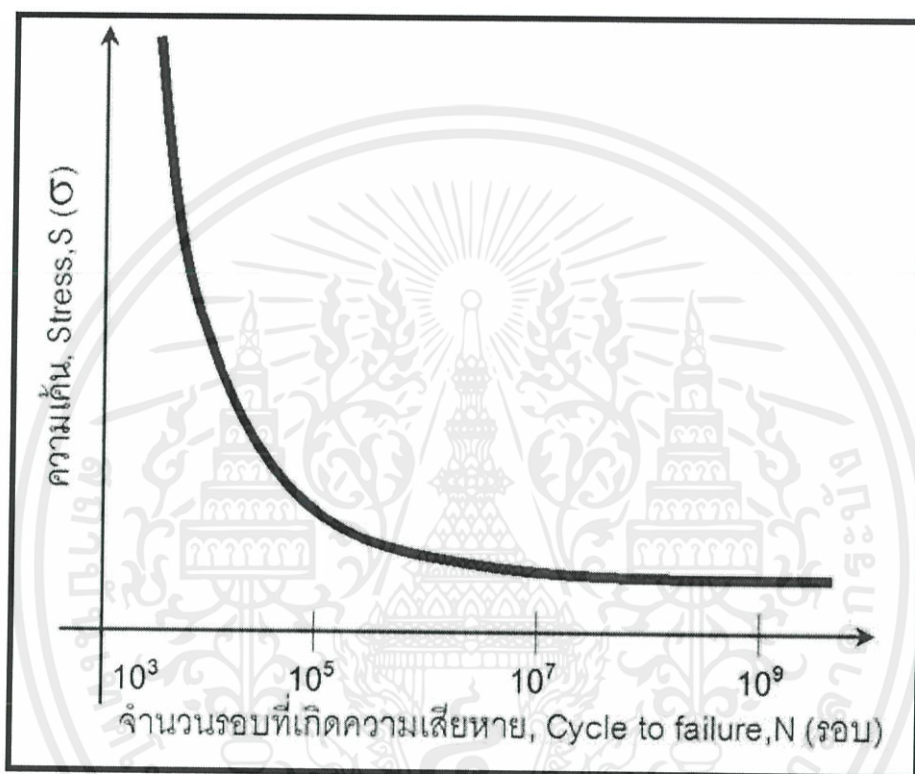
รูปที่ 2.6 (A) รอบความเค้นแบบตรงกันข้าม (Reverse Stress Cycle)

(B) รอบความเค้นแบบทิศทางเดียว (Repeated Stress Cycle)

(C) รอบความเค้นแบบไม่สม่ำเสมอหรือแบบสุ่ม (Irregular or Random Stress Cycle)

#### 2.4.4 รอบความเค้น (Stress Cycle, N)

รอบความเค้น (Stress Cycle, N) คือ ลักษณะการรับแรงของวัสดุที่มีลักษณะเป็นรอบ (Cycle) โดยจะมีแรงสูงสุดและแรงต่ำสุดที่เกิดขึ้นบนเนื้อวัสดุส่วนที่รับแรงโดยเกิดขึ้น ในลักษณะ รูปคลื่นไซน์ (Sine Wave) จำนวนครั้งที่วัสดุนั้นรับแรงหรือรับภาระ การที่ความเค้นเกิดสลับไปสลับ มาซ้ำๆ กันหรือรอบความเค้น (Stress Cycle, N) โดยแสดงความสัมพันธ์ของความเค้นและจำนวน รอบ ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แผนภูมิ S-N Curve แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและจำนวนรอบของการทำงาน

สำหรับการทำงานที่เป็นปกติ การสึกหรอก็จะเกิดขึ้นตามระยะเวลาการใช้งานของชิ้นส่วน หรือวัสดุ แต่สำหรับในสภาวะที่การทำงานไม่เป็นปกติ หลังจากนั้นเมื่อผิวหน้าบางส่วนหลุดออกไปใน ขณะที่ผิว ความเสียหายจะเกิดเพิ่มขึ้นเป็นทวีคูณในตอนหลัง เพราะในตอนแรกที่ไม่มีการสึกพื้นรับ แรง จึงส่งผลให้ ความเค้นที่เกิดขึ้นน้อย ดังสมการที่ 2.1

$$\delta = \frac{F}{A} \quad (2.1)$$

เอกสารนี้เป็น เมื่อ  $\delta$  คือ ความเค้นที่เกิดขึ้น (แรง/พื้นที่) ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น F คือ แรงที่กระทำบนพื้นที่รับแรง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A คือ พื้นที่รับแรง

#### 2.4.5 ภาวะกับจำนวนรอบที่เกิดความเสียหาย, อายุล้า (S-N Fatigue Properties)

คือ ตัวแปรสองตัวที่มีความสัมพันธ์กัน จากการทดลองโดยเปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น (Stress, S) ที่เป็นสาเหตุของการเสียหายที่เกิดขึ้นบนวัสดุกับจำนวนรอบ (Cycle, N) ของความเค้นที่เกิดขึ้น และนำมาแสดงในรูปของความสัมพันธ์ในกราฟระหว่างปริมาณความเค้นกับจำนวนรอบของความเค้นที่เกิดขึ้นที่รู้จักกันในรูปของกราฟภาวะกับจำนวนรอบที่เกิดความเสียหายหรืออายุล้า (S-N Curve, S = Stress N = Cycle Stress Number) ซึ่งในส่วนของปริมาณจำนวนรอบของความเค้นนั้นจะแสดงอยู่ในรูปของ Log Scale โดยขีดจำกัดของบางวัสดุดังนี้

- A. เหล็กที่ผ่านกระบวนการทางความร้อน มีขีดจำกัดความล้าที่ประมาณ 500,000 รอบความเค้น
- B. เหล็กกล้าคาร์บอน มีขีดจำกัดความล้าที่ประมาณ 1,000,000 รอบความเค้น
- C. อะลูมิเนียม ไม่มีขีดจำกัดความล้า อายุการใช้งานขึ้นอยู่กับภาวะและรอบความเค้น
- D. เหล็กหล่อ มีขีดจำกัดความล้าที่ประมาณ 1,000,000 รอบความเค้น

## 2.5 สิทธิบัตรที่เกี่ยวข้อง

จากการศึกษารายละเอียดสิทธิบัตรต่างๆ สามารถสรุปข้อมูลที่ได้จากการศึกษาดังต่อไปนี้

### 2.5.1 สิทธิบัตร เรื่อง KNEE-ANKLE-FOOT ORTHOTIC DEVICE

KNEE-ANKLE-FOOT ORTHOTIC DEVICE หมายเลข US 7462159 B1 ของบริษัท Backer Orthopedic Company ซึ่งเป็นข้อเท้าแบบการใช้คันโยกล็อค และใช้สายเคเบิลในการปลดล็อค ซึ่งจากการศึกษาวิเคราะห์ระบบควบคุมพบว่า ข้อดีของระบบควบคุมผลิตภัณฑ์นี้คือ การปลดล็อค และล็อคมีความรวดเร็ว มีระบบที่ต่อเข้ากับตัวล็อคโดยตรง ชิ้นงานระบบควบคุมทำจากวัสดุที่ทนทานสูง ใช้มุมกดข้อเท้าที่น้อยในการที่จะปลดล็อค ผู้ใช้งานสามารถที่จะถอด และสวมใช้งานได้ด้วยตัวเอง ผู้ใช้งานสามารถควบคุมการเดินได้เป็นธรรมชาติใกล้เคียงกับคนปกติ และสามารถนั่งได้โดยการใช้การกระดกข้อเท้า การควบคุมการปลดล็อคใช้งานได้ง่ายไม่มีความซับซ้อน แต่สำหรับข้อเสียของผลิตภัณฑ์นี้คือ ชิ้นส่วนมีราคาแพง ไม่สะดวกในการซ่อมแซม เนื่องจากอะไหล่ต้องมีการสั่งและนำเข้าจากต่างประเทศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.5.2 ลิขสิทธิ์ เรื่อง Articulating Knee Supports

Articulating Knee Supports หมายเลข US 6635024 B2 ของบริษัท Otto Bock Healthcare Company ซึ่งเป็นข้อเช่าที่ใช้ระบบแหวนล็อก ใช้มือในการปลดล็อก จากการศึกษาและวิเคราะห์ระบบควบคุมพบว่า ข้อดีของผลิตภัณฑ์นี้คือ ชิ้นงานระบบควบคุมทำจากวัสดุที่ทนทานสูง ผู้ใช้งานสามารถที่จะถอดและสวมใช้งานได้ด้วยตัวเอง การงอเข้าสามารถทำได้โดยอิสระ ข้อเสียของผลิตภัณฑ์นี้คือ ชิ้นส่วนมีราคาแพง ไม่สะดวกในการซ่อมแซม เนื่องจากอะไหล่ต้องมีการสั่งและนำเข้าจากต่างประเทศ ไม่มีระบบล็อกและปลดล็อกที่อัตโนมัติ ต้องใช้การปลดล็อกโดยผู้ใช้งานเองทุกครั้ง ทำให้ไม่สะดวกในการใช้งาน

## 2.5.3 บทความเรื่อง E-MAGActive ของบริษัท Otto Bock Healthcare Company

E-MAG Active ของบริษัท Otto Bock Healthcare Company ซึ่งเป็นระบบการทำงานของข้อเช่าแบบใช้ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้า บทความเรื่อง E-Knee™ 9001 ของบริษัท Backer Orthopedic Company ซึ่งเป็นข้อเช่าที่ใช้ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้าในการควบคุมล็อกและปลดล็อกการงอของข้อเช่า และศึกษาการทำงานของผลิตภัณฑ์ 17B200 E-MAG Control ซึ่งเป็นข้อเช่าที่ใช้ขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้าในการล็อกและปลดล็อกเช่นเดียวกัน ซึ่งจากการศึกษาและวิเคราะห์ระบบควบคุมพบว่า ผลิตภัณฑ์นี้มีข้อดีคือ การสั่งงานสามารถสั่งงานโดยระบบควบคุมแบบไร้สายได้ ใช้ระบบล็อกและปลดล็อกแบบอัตโนมัติโดยใช้ขดลวดไฟฟ้า การสั่งปลดล็อกและล็อกมีความปลอดภัย เนื่องจากมีวงจรควบคุมแยกสามารถนั่งได้โดยอิสระ ซึ่งผลิตภัณฑ์นี้มีข้อเสียคือ ระบบควบคุมต้องใช้แบตเตอรี่ในการทำงาน ต้องเสียเวลาในการชาร์จพลังงาน ชิ้นส่วนมีราคาแพง ไม่สะดวกในการซ่อมแซม เนื่องจากอะไหล่ต้องมีการสั่งและนำเข้าจากต่างประเทศ ระบบควบคุมแบบขดลวดแม่เหล็กไฟฟ้ามักมีช่วงเวลาหน่วงในการปลดล็อกและล็อก เนื่องจากต้องสั่งงานผ่านวงจรควบคุมและระบบควบคุมมีความซับซ้อนเกินไปยากต่อการแก้ไขเมื่อเกิดปัญหาจากการใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

# ออกแบบและการทดสอบการทำงาน

### 3.1 การออกแบบ

#### 3.1.1 หลักการและวิธีการออกแบบ

ระบบข้อเท้าเทียม เป็นการออกแบบข้อเท้าเทียมช่วยในการเดิน เพื่อช่วยเหลือผู้ป่วย กล้ามเนื้ออ่อนแรงในการเดิน โดยการออกแบบจะเน้นให้ผู้ป่วยสามารถที่จะเดินได้อย่างเป็นธรรมชาติมากที่สุด และคำนึงถึงความปลอดภัยในการเดินด้วย โดยเปรียบเทียบกับ การเดินของคนปกติทั่วไป ซึ่งใช้กระบวนการทางการออกแบบเครื่องกลและอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์มาใช้ในการออกแบบ โดยสามารถรองรับผู้ป่วยที่มีน้ำหนักสูงสุด 120 กิโลกรัม

#### 3.1.2 รูปแบบของแนวคิดในการออกแบบ

##### 3.1.2.1 แนวคิดของการใช้สลักในการล็อก

เป็นแนวคิดของการใช้สปริงและสลักในการล็อกและปลดล็อก โดยมีการเชื่อมต่อกับสายเคเบิลเพื่อใช้ในการควบคุมการทำงาน

##### 3.1.2.2 แนวคิดของการใช้เฟืองหมุนในการล็อก

เป็นแนวคิดของการใช้เฟืองในการล็อกและปลดล็อก โดยมีการเชื่อมต่อกับสายเคเบิลหรือวงจรถบคุมเพื่อใช้ในการควบคุมการทำงาน

##### 3.1.2.3 แนวคิดของการใช้โซลินอยด์ในการล็อก

เป็นแนวคิดของการใช้โซลินอยด์ในการล็อกและปลดล็อก โดยมีการเชื่อมต่อกับวงจรถบคุมเพื่อใช้ในการควบคุมการทำงาน

#### 3.1.3 แนวคิดที่นำมาออกแบบจริง

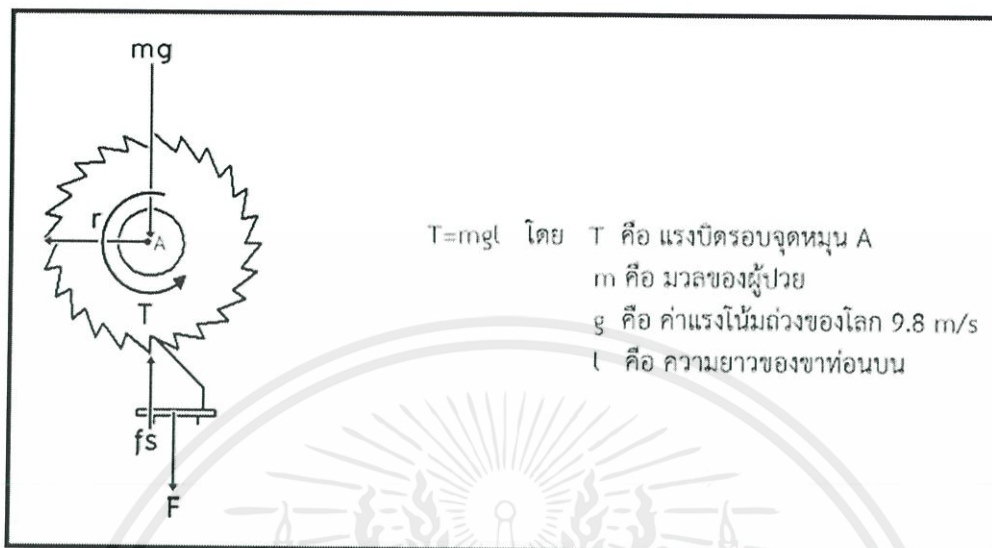
แนวคิดที่เลือกใช้จริงในการทำโครงการครั้งนี้คือ แนวคิดของการใช้โซลินอยด์ในการล็อกและควบคุมการทำงานด้วยเซนเซอร์ เนื่องจากต้องการให้ข้อเท้ามีทั้งการออกแบบด้านกลไก และการออกแบบทางด้านอิเล็กทรอนิกส์มาใช้งานร่วมกัน เพื่อใช้เป็นตัวทดลองและทดสอบการใช้งาน แต่ยังไม่มีการนำใช้งานกับผู้ป่วยจริง เนื่องจากยังอยู่ในขั้นตอนของการวิจัยและพัฒนาเท่านั้น

โดยในการออกแบบครั้งนี้มีแผนภาพการวิเคราะห์แรงภายในกลไก ในการวิเคราะห์แรง

ชิ้นส่วนต่างๆ สามารถแสดงได้ดังต่อไปนี้

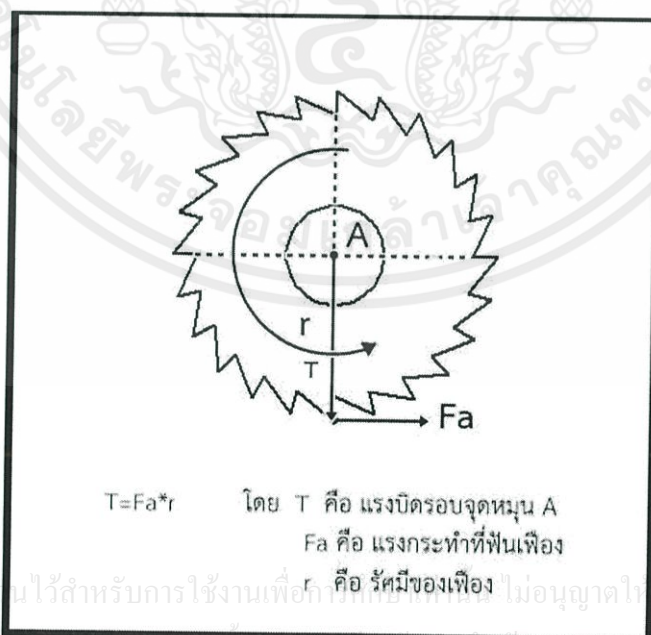
ไม่ว่าการวิเคราะห์แรงเบื้องต้นบนชิ้นส่วนเฟืองและสลักโซลินอยด์ โดยจะวิเคราะห์เพื่อที่จะหาแรงบิดรอบจุดหมุน A โดยจากวิเคราะห์จะเห็นว่าแรงบิดจะขึ้นอยู่กับแรงของน้ำหนักของผู้ป่วย ความ

ยาวของขาท่อนบน ซึ่งเมื่อเกิดแรงบิดจะทำให้เกิดแรงบิดในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา ดังแสดงในรูปที่ 3.1 ซึ่งแรงบิดที่ได้จะนำไปใช้ในการวิเคราะห์หาแรงที่กระทำกับฟันเฟืองและแรงที่ต้องใช้ดึงโซลินอยด์ต่อไป



รูปที่ 3.1 แผนภาพการวิเคราะห์แรงของเฟืองและสลักโซลินอยด์

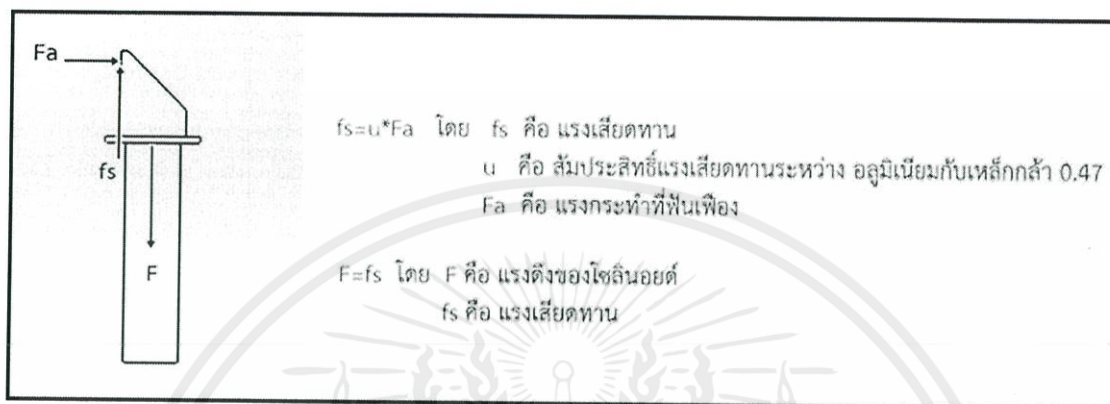
การวิเคราะห์แรงบนชิ้นส่วนเฟือง เป็นการวิเคราะห์เพื่อที่จะใช้หาแรงที่กระทำระหว่างหน้าฟันเฟืองกับสลักโซลินอยด์ในขณะที่เกิดแรงบิดรอบจุดหมุน A ในทิศทางทวนเข็มนาฬิกา เพื่อที่ใช้ในการหาค่าแรงที่ต้องใช้สำหรับปลดล็อกสลักโซลินอยด์ โดยกำหนดให้เฟืองมีรัศมีของเฟืองเป็นระยะ  $r$  ดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แผนภาพการวิเคราะห์แรงของเฟือง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่ลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์แรงบนชิ้นส่วนสลักโซลินอยด์ เป็นการวิเคราะห์หาแรงดึงของโซลินอยด์ที่จะใช้ในการปลดล็อกชิ้นส่วนทั้งสองออกจากกัน และใช้ในการกำหนดขนาดของโซลินอยด์ที่จะนำมาใช้จริงในการออกแบบข้อเข้าเทียม โดยมีแรงที่เกี่ยวข้องคือแรงเสียดทานระหว่างหน้าสัมผัสอลูมิเนียมของฟันเฟืองและเหล็กกล้าของสลักโซลินอยด์ ซึ่งมีค่าคงที่ของสัมประสิทธิ์แรงเสียดทานเป็น 0.47 และมีทิศทางของแรงดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แผนภาพการวิเคราะห์แรงดึงของสลักของโซลินอยด์

## 3.2 ลักษณะและส่วนประกอบของข้อเข้าเทียม

### 3.2.1 ส่วนประกอบของชิ้นส่วนข้อเข้า (Orthopedics Knee)

ชิ้นส่วนข้อเข้า Orthopedics Knee มีระบบการทำงานแบบล็อกและปลดล็อกอัตโนมัติ (Automatic Lock and Unlock System) โดยการใช้โซลินอยด์เป็นตัวควบคุมระบบการล็อกและปลดล็อกของตัวชิ้นงาน ซึ่งภายในจะมีเฟือง (Gear) และแบร์ริงแบบทางเดียว (One-way Clutch Bearing) เป็นตัวช่วยกำหนดทิศทางในการหมุน ดังแสดงในรูปที่ 3.4 โดยมีส่วนประกอบต่างๆ จำนวน 7 ชิ้นส่วน ดังนี้คือ

1. เฟือง (Gear) เป็นส่วนที่จะทำงานร่วมกับแบร์ริงแบบทางเดียวในการกำหนดทิศทางการหมุนของชุดข้อเข้าที่อนบนและส่วนชุดข้อเข้าที่อนล่าง โดยมีโซลินอยด์ในการสั่งงานในการหมุนของทั้งสองชิ้นส่วน

2. ชุดข้อเข้าที่อนบน (Top Knee Housing) เป็นส่วนที่จะใช้ในยึดติดเข้ากับโครงขาที่อนบนของผู้ป่วย โดยใช้สกรูแกนเพลลาในการยึดให้เข้ากับตัวชุดข้อเข้าที่อนล่าง

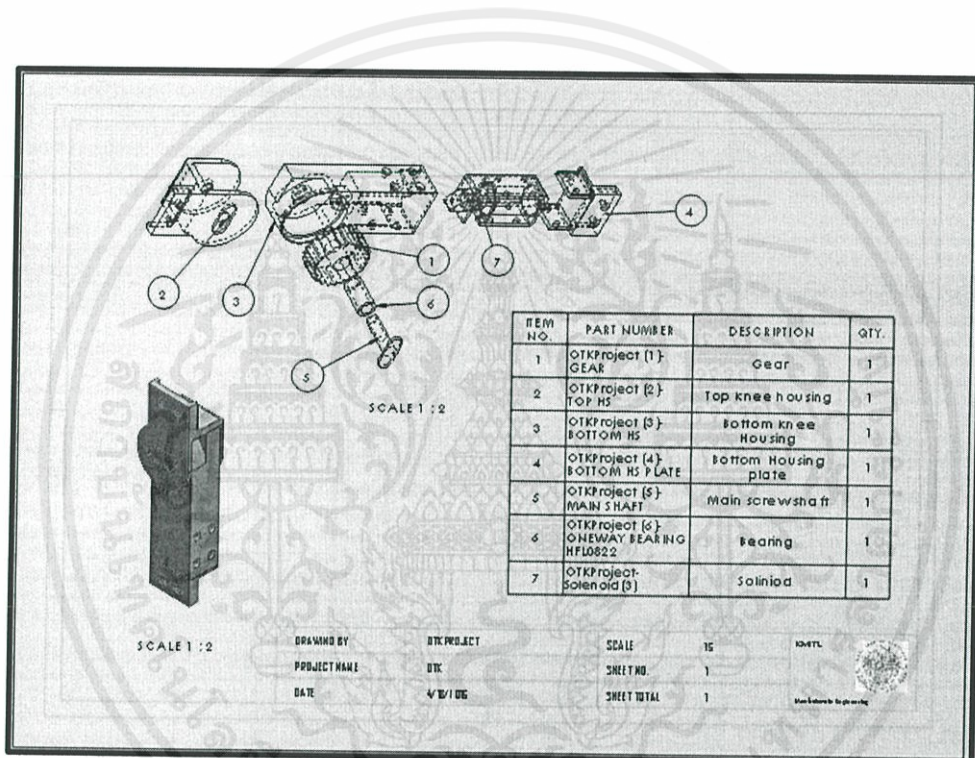
3. ชุดข้อเข้าที่อนล่าง (Bottom Knee Housing) เป็นส่วนที่จะใช้ในการยึดติดกับตัวยึดสำหรับติดโครงขาที่อนล่างและใช้เป็นส่วนที่จะติดตั้งชุดโซลินอยด์ล็อก

4. ตัวยึดสำหรับติดโครงขาที่อนล่าง (Bottom Knee Housing Plate) ใช้ยึดส่วนของชุดข้อเข้าที่อนล่างกับโซลินอยด์และใช้ในการเชื่อมต่อกับส่วนที่จะเป็นโครงขาที่อนล่างด้วย

5. สกรูแกนเพลลา (Main Screw Shaft) ใช้เป็นตัวยึดชุดข้อเข้าที่อนบนและชุดข้อเข้าที่อนล่างเข้าด้วยกัน โดยมีขนาดของเพลลาเท่ากับ 8 มิลลิเมตร ซึ่งจะสอดผ่านตัวแบริ่งแบบทางเดียวเพื่อเป็นตัวแกนในการหมุนของชุดขาทั้งสอง

6. แบริ่งแบบทางเดียว (One-way Clutch Bearing) เป็นส่วนที่จะทำงานร่วมกับเฟืองในการกำหนดทิศทางการหมุน โดยติดตั้งอยู่ภายในส่วนของชุดข้อเข้าที่อนล่าง เช่นเดียวกับเฟือง

7. โซลินอยด์ล๊อค (Solenoid Lock) ใช้เป็นตัวควบคุมในการล๊อคและปลดล๊อคของชิ้นงาน โดยที่ชุดล๊อคที่อยู่ภายในตัวของโซลินอยด์จะขบเข้ากับเฟืองที่ติดอยู่กับสกรูแกนเพลลา เพื่อใช้สั่งงานให้ชุดข้อเข้าที่อนบนและชุดข้อเข้าที่อนล่างสามารถหมุนไปในทิศทางที่ต้องการ



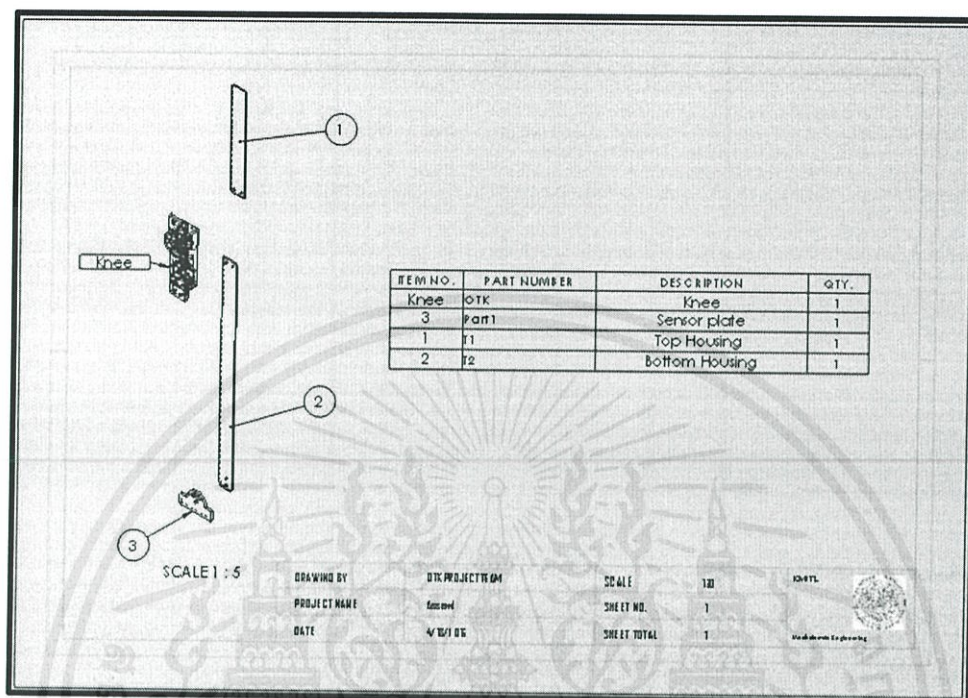
รูปที่ 3.4 ส่วนประกอบต่างๆ ของชิ้นส่วนข้อเข้า

### 3.2.2 ส่วนประกอบของชิ้นส่วนหุ้มยึดโครงขา

ส่วนประกอบชิ้นส่วนหุ้มยึดโครงขาเป็นส่วนประกอบที่ออกแบบขึ้นทดแทนชุดยึดโครงขาจริงดังแสดงในรูป 3.5 ประกอบด้วยชิ้นส่วนทั้งหมด 3 ชิ้นส่วนดังนี้คือ

1. โครงขาส่วนบน (Top Housing) ใช้สำหรับเป็นตัวยึดระหว่างขาช่วงบนเหนือเข้าของผู้ป่วยกับข้อเข้าที่เทียมที่ออกแบบในส่วนชุดบนของข้อเข้าเทียม ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
2. โครงขาส่วนล่าง (Bottom Housing) ใช้สำหรับเป็นตัวยึดระหว่างขาช่วงล่างต่ำกว่าเข้าของผู้ป่วยกับส่วนข้อเข้าเทียมชุดล่าง

3. ชิ้นส่วนสำหรับติดเซ็นเซอร์ (Sensor Plate) ใช้สำหรับเป็นแผ่นยึดติดเซ็นเซอร์และยึดกับข้อเท้าของผู้ป่วยเพื่อใช้ในการติดตั้งตัวควบคุมและตรวจหาระยะข้อเท้า



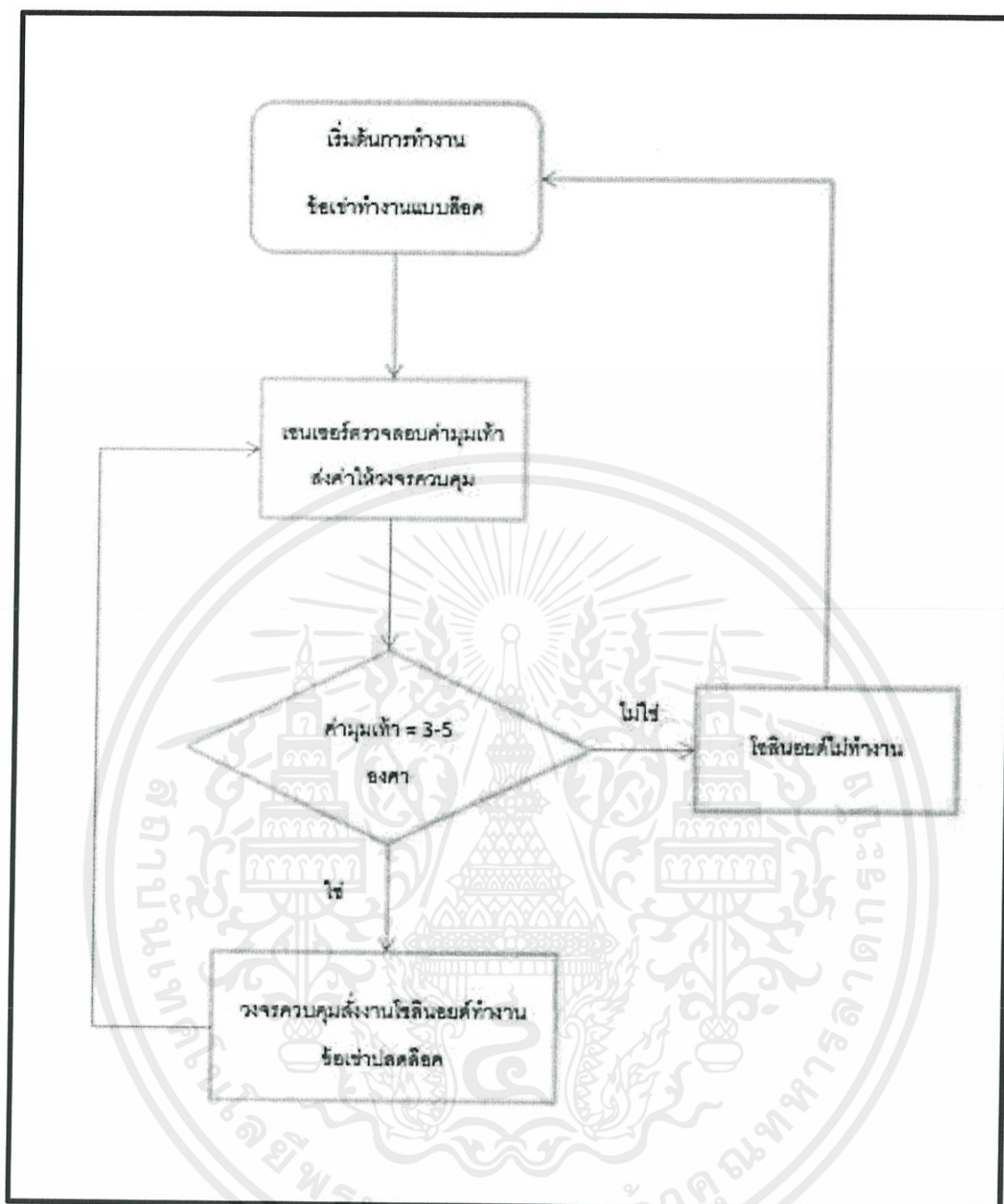
รูปที่ 3.5 ส่วนประกอบต่างๆ ของชิ้นส่วนหุ้มยึดโครงขา

### 3.3 ขั้นตอนการทำงาน

#### 3.3.1 แผนภาพแสดงการทำงานของข้อเข้า

การทำงานของข้อเข้าเทียมที่ออกแบบจะมีการทำงานในวงจรตามแผนภาพดังรูปที่ 3.6 ซึ่งจะมีการทำงานร่วมกับวงจรควบคุมในการทำงานแต่ละรอบของการปลดล็อกและล็อก โดยเริ่มจากข้อเข้าทำงานแบบล็อก เมื่อเริ่มต้นเดินมุมข้อเท้ามีการเปลี่ยนระยะ เซนเซอร์จะทำการตรวจสอบค่ามุม ถ้าหากมีค่ามุมตรงกับที่โปรแกรมไว้ ข้อเข้าจะทำงานแบบปลดล็อก และตรวจสอบค่าใหม่ไปเรื่อยๆ ตามจังหวะของการก้าวเดิน ถ้าหากค่าไม่ตรงกับค่าที่โปรแกรมไว้ก็จะไม่มีการทำงาน หรือข้อเข้าไม่มีการปลดล็อกนั่นเอง ซึ่งจะต้องรอจนกว่าค่ามุมที่ได้ถูกต้องตรงกับค่ามุมที่โปรแกรมจึงจะทำงานเป็นปลดล็อกและเข้าสู่วงรอบการทำงานปลดล็อก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.6 แผนภาพการทำงานของข้อเข้า

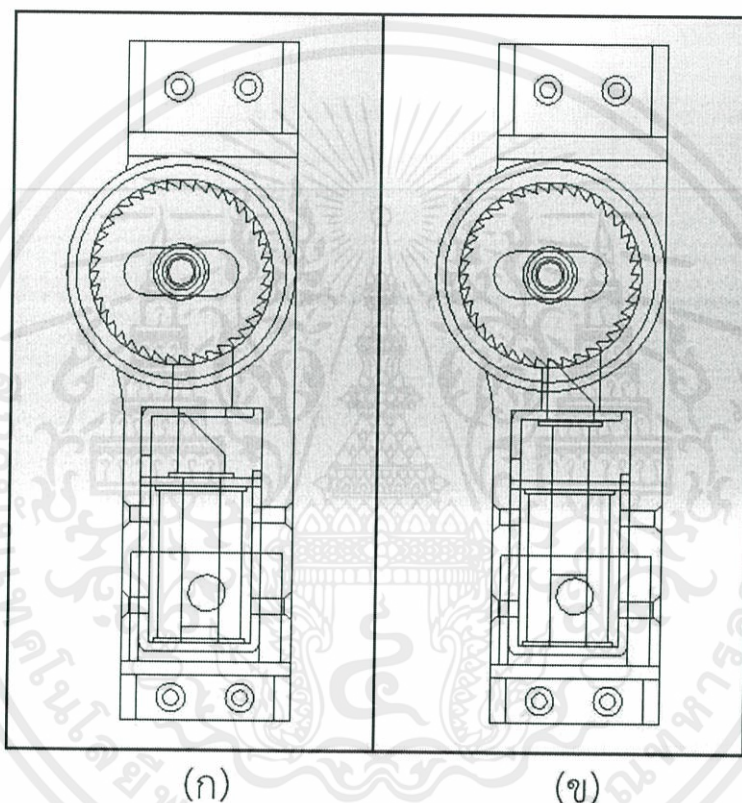
### 3.3.2 การทำงานในช่วงการปลดล็อก (Solenoid Unlock)

การทำงานในส่วนช่วงการปลดล็อกจะถูกสั่งงานมาจากส่วนวงจรควบคุม มีการออกแบบโดยที่มุมของข้อเท้ากับขาส่วนล่างมีค่าประมาณ 3-5 องศา เพื่อใช้ปลดล็อก

ในการปลดล็อกการทำงานเมื่อโซลินอยด์ทำงาน ตัวล็อกที่อยู่ในตัวโซลินอยด์จะถูกดึงลง ทำให้เฟืองและตัวล็อกโซลินอยด์ไม่ขบกัน ขาที่นอนบนสามารถที่จะงอได้ และขาที่นอนล่างก็จะสามารถแกว่งไปข้างหน้าได้ โดยขณะที่โซลินอยด์ทำงานเป็นการปลดล็อกตัวแบร์ริงแบบทางเดียว จะเป็นตัวที่จะช่วยกำหนดทิศทางการหมุนของเฟือง ซึ่งจะส่งผลต่อการงอของขาและการแกว่งของขาที่นอนตามลักษณะการเดิน

### 3.3.3 การทำงานในช่วงการล็อก (Solenoid Lock)

การทำงานในส่วนช่วงการล็อกจะถูกกำหนดมาจากส่วนวงจรควบคุมเช่นเดียวกันกับช่วงปลดล็อก โดยเป็นในช่วงปกติที่โซลินอยด์ไม่มีการทำงาน ตัวล็อกที่อยู่ในตัวโซลินอยด์จะไม่ถูกดึงลง ทำให้เฟืองและตัวล็อกโซลินอยด์ขบกัน ขาที่อ่อนบนไม่สามารถที่จะงอได้ และขาที่อ่อนล่างก็ไม่สามารถแกว่งไปข้างหน้าได้เช่นกัน โดยขณะที่โซลินอยด์ทำงานเป็นการล็อก ตัวชิ้นงานจะทำงานเป็นตัวรับแรงจากน้ำหนักร่างกายในช่วงของการยืนและช่วงของการก้าวขาอีกข้างด้านหน้า โดยลักษณะของการทำงานของทั้งสองช่วงของโซลินอยด์จะแสดงดังในรูปที่ 3.7




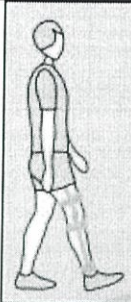






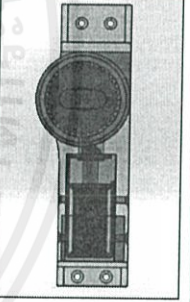
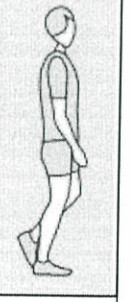

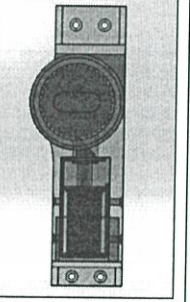
รูปที่ 3.7 การทำงานในช่วงปลดล็อก (ก) และล็อกของโซลินอยด์ (ข)

### 3.3.4 เปรียบเทียบระบบการทำงานในแต่ละช่วงการเดิน

การทำงานของข้อเท้าเทียมในแต่ละช่วงการเดินจะมีการทำงานที่แตกต่างกันตามรอบของการเดิน (Walking Gait) ซึ่งมีระบบการทำงานดังแสดงในตารางที่ 3.1



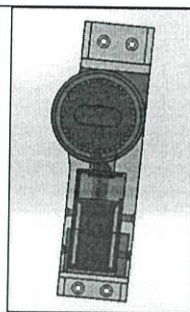
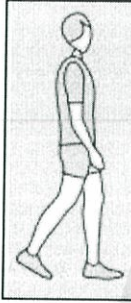

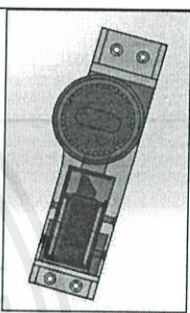



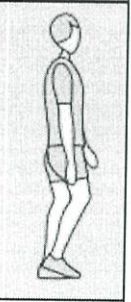

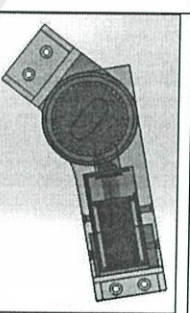
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 เปรียบเทียบการทำงานของข้อเข่าเทียมแต่ละช่วงการเดิน

คนปกติ	คนที่ใช้งานข้อเข่าเทียม	ลักษณะการทำงานของข้อเข่าเทียม	รูปแสดงการทำงาน
 <p>เริ่มต้นโดยก้าวเท้าขวา</p>	 <p>เริ่มต้นโดยก้าวเท้าด้านที่ติดเข่าเทียม (ขาขวา)</p>	โซลินอยด์ทำงานเป็นล๊อค ไม่สามารถที่จะงอเข่าได้	
 <p>ช่วงการยืนนิ่ง</p> <p>ขาขวาจะเป็นขาที่รับน้ำหนักของร่างกาย</p>	 <p>ขาข้างที่ติดเข่าเทียมเริ่มรับน้ำหนักของร่างกาย</p>	โซลินอยด์ทำงานเป็นล๊อค ไม่สามารถที่จะงอเข่าได้	
 <p>ขาขวาจะเป็นขาที่รับน้ำหนักของร่างกาย</p>	 <p>(ข้อเข่าต้องไม่สามารถงอได้)</p>	โซลินอยด์ทำงานเป็นล๊อค ไม่สามารถที่จะงอเข่าได้	
 <p>ช่วงกลางระหว่างการเปลี่ยนขา</p>	 <p>ช่วงกลางระหว่างการเปลี่ยนขา</p>	โซลินอยด์ทำงานเป็นล๊อค ไม่สามารถที่จะงอเข่าได้	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 เปรียบเทียบการทำงานของข้อเท้าเทียมแต่ละช่วงการเดิน (ต่อ)

คนปกติ	คนที่ใช้งานข้อเท้าเทียม	ลักษณะการทำงานของข้อเท้าเทียม	รูปแสดงการทำงาน		
	ขาซ้าย เริ่มต้นก้าว ไปข้างหน้า		ขาซ้าย เริ่มต้นก้าวไป ข้างหน้า	โซลินอยด์ทำงาน เป็นล๊อค ไม่สามารถ ที่จะงอเข้าได้	
	ร่างกาย เคลื่อนที่ไป ด้านหน้า ของขา		ร่างกาย เคลื่อนที่ไป ด้านหน้าตัวล๊อค ปลดล๊อค สามารถงอเข้า ได้และตัวล๊อค จะล๊อคอีกครั้ง เมื่อยกขาขึ้น	โซลินอยด์ทำงานเป็น ปลดล๊อค สามารถที่ จะงอเข้าได้	
	ช่วงการ แกว่งขา		ช่วงการแกว่งขา ขาขวาไม่มี น้ำหนักสามารถ แกว่งขา ข้างหน้าได้โดย การทำงานของ ข้อเท้าเทียม	โซลินอยด์ทำงานเป็น ปลดล๊อคและล๊อคอีก ครั้งเมื่อยกขาขึ้น สามารถที่จะงอเข้าได้ และสามารถแกว่งขา ไปข้างหน้าได้	
	ขาขวาไม่มี น้ำหนัก เนื่องจากถูก ถ่ายเทไปยัง ขาอีกข้าง หนึ่งแทน		ขาขวาไม่มี น้ำหนักสามารถ แกว่งขา ข้างหน้าได้โดย การทำงานของ ข้อเท้าเทียม	โซลินอยด์ทำงาน เป็นล๊อค ไม่สามารถ ที่จะงอเข้าได้ แต่ สามารถแกว่งขาไป ข้างหน้าได้	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 วิธีการทดสอบชั้นงาน

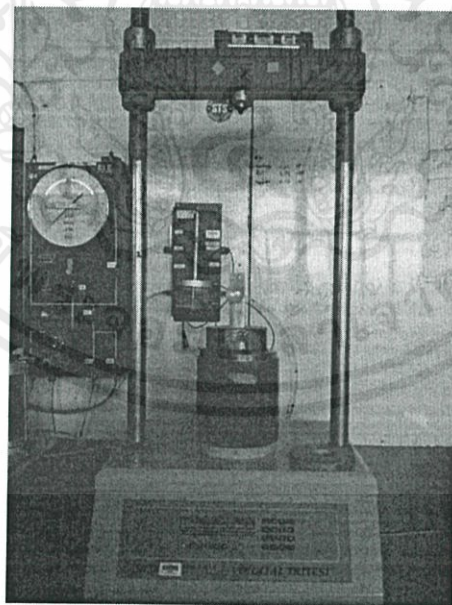
#### 3.4.1 การทดสอบความแข็งแรงของชั้นงาน

##### 3.4.1.1 การทดสอบแรงกดโดยใช้เครื่องกด CBR Test

เพื่อทดสอบความแข็งแรงในการรับน้ำหนักสูงสุด 120 กิโลกรัมของชั้นงานข้อเหวี่ยง และตรวจสอบความเสียหายของชั้นงานเนื่องจากแรงกด 120 กิโลกรัม

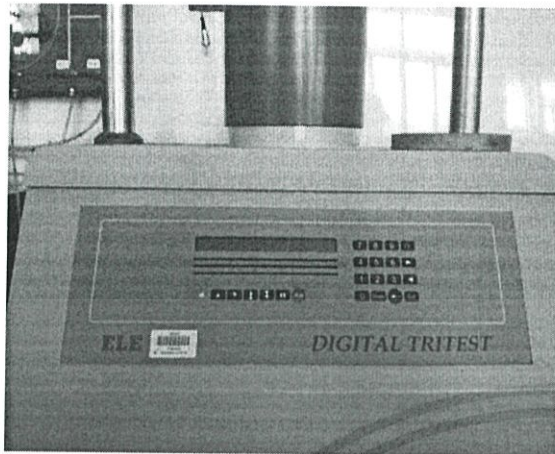
##### วิธีการทดสอบ

1. จัดเตรียมชั้นงานที่ต้องการจะทดสอบ วัดขนาดความยาวเริ่มต้นของชั้นงาน
2. จัดวางชั้นงานบนเครื่อง CBR Test ปรับระยะเริ่มต้น เป็น 132 mm ปรับ Proving Ring เริ่มต้นที่แรงกด 0
3. อ่านค่าแรงเริ่มต้น บันทึกผล กดปุ่มให้เพิ่มแรงกดของเครื่องทดสอบ จนมีค่าแรงกดประมาณ 120 กิโลกรัม
4. บันทึกค่าที่อ่านได้จาก Proving Ring
5. จับเวลาการกดชั้นงาน 10 วินาที บันทึกเวลาที่ใช้กด
6. กดปุ่มเครื่อง CBR Test ทำการปลดแรงที่กดออก
7. สังเกตการเสียหายของชั้นงาน ตรวจสอบการลือค การบิดงอ รอยร้าว จุดแตกของชั้นงาน บันทึกผล

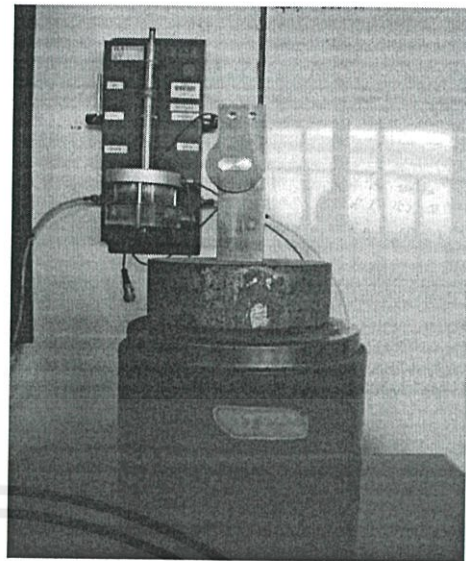


รูปที่ 3.8 เครื่องกด CBR Test

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก)



(ข)

รูปที่ 3.9 แสดงเครื่องกด CBR Test

#### 3.4.1.2 การทดสอบแรงกระทำแบบ Dynamics Test

เพื่อทดสอบความแข็งแรงในการรับน้ำหนักของชั้นงานข้อเหวี่ยงแบบซ้ำๆ เพื่อต้องการดูความเสียหาย เนื่องจากการรับแรงแบบซ้ำๆ เป็นระยะเวลานาน

##### วิธีการทดสอบ

1. จัดเตรียมชั้นงานที่ต้องการจะทดสอบ
2. จัดวางชั้นงานบนเครื่อง Dynamics Test จับยึดชั้นงานให้เรียบร้อย
3. ทำการกดชั้นงานด้วยแรงกด 120 กิโลกรัม/ครั้ง ทุกๆ 2 วินาที เป็นจำนวน

1000 ครั้ง

4. บันทึกผลการทดลอง

การทดสอบแบบนี้ไม่ได้ทำการทดสอบ เนื่องจากไม่สามารถหาเครื่องที่จะใช้ทดสอบ Dynamic Test ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

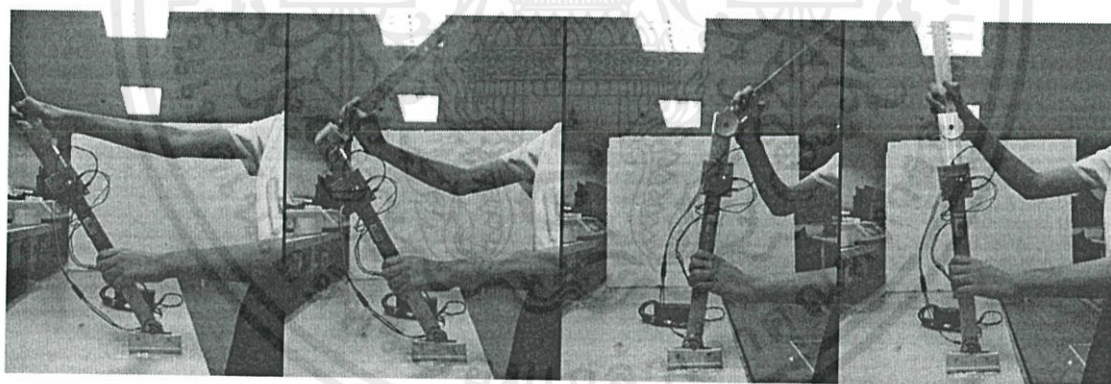
### 3.4.2 การทดสอบการใช้งานจริง

#### 3.4.2.1 การทดสอบระบบล็อกและปลดล็อกแบบไม่มีแรงกระทำ (Free Load)

เป็นการทดสอบเพื่อดูว่าชิ้นงานที่ออกแบบมานั้น สามารถทำงานเข้ากันได้กับระบบปลดล็อกที่ออกแบบไว้หรือไม่ และทำงานได้เป็นธรรมชาติหรือไม่

##### วิธีการทดสอบ

1. ทำให้ชิ้นส่วนบริเวณข้อเท้ายึดติดกับโต๊ะ เพื่อจะทดสอบการปลดล็อกและการงอของข้อเท้า และจำลองการทำงานของระบบก่อนจะนำไปทดลองกับขาของผู้ทดลอง
2. เลื่อนชิ้นอลูมิเนียมท่อนบนและท่อนล่างไปข้างหน้าพร้อมกัน เมื่อเซนเซอร์ที่ข้อเท้าตรวจจับได้ระยะที่กำหนดไว้ก็จะปลดล็อกโซลินอยด์ทำให้สามารถงอท่อนขาส่วนบนไปด้านหลังได้
3. เมื่อเคลื่อนท่อนขาส่วนล่างกลับไปด้านหลังโซลินอยด์ก็จะล็อกเฟืองให้งอได้เพียงฝั่งเดียว
4. เมื่อทำงานครบก็จะวนกลับมาที่ขั้นตอนแรก
5. ทำการทดสอบซ้ำ 10 ชุด ชุดละ 50 ครั้ง แล้วบันทึกผลการทดสอบ



(ก)

(ข)

(ค)

(ง)

- รูปที่ 3.10 (ก) การทดสอบระบบล็อกและปลดล็อกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นเริ่มงอข้อเท้า  
 (ข) การทดสอบระบบล็อกและปลดล็อกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นกำลังงอข้อเท้าลง  
 (ค) การทดสอบระบบล็อกและปลดล็อกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นตอนกำลังงอข้อเท้าขึ้น  
 (ง) การทดสอบระบบล็อกและปลดล็อกแบบไม่มีแรงกระทำในขั้นงอกลับมาที่เดิม

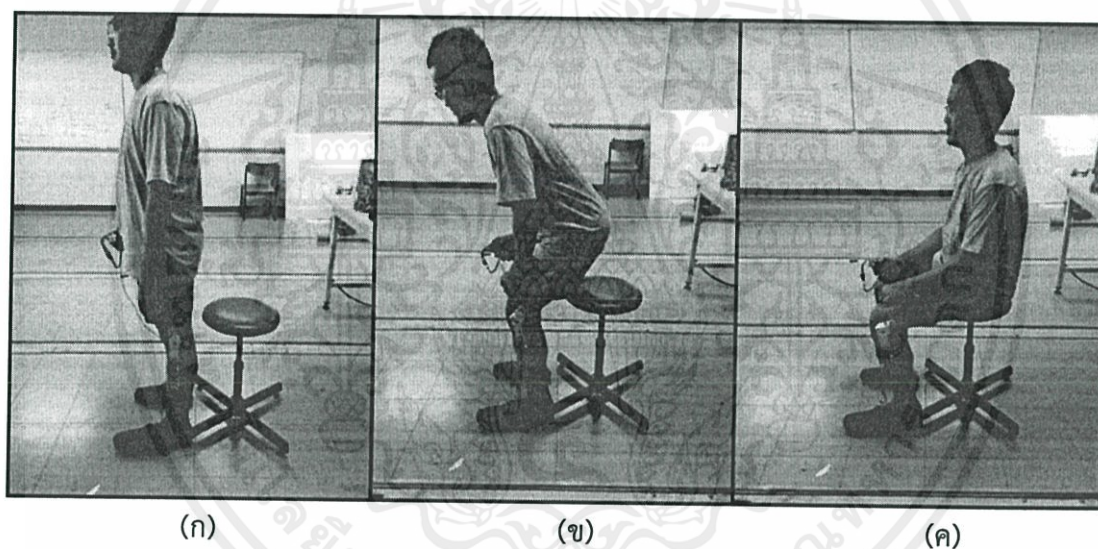
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4.2.2 การทดสอบแบบลุกนั่ง

เป็นการทดสอบเพื่อดูว่าข้อเข่าเทียมที่ผู้ทดสอบสวมใส่นั้นสามารถปลดล็อก แล้วทำให้ผู้ทดสอบนั่งและลุกได้อย่างปกติหรือไม่

#### วิธีการทดสอบ

1. สวมใส่ข้อเข่าเทียมกับขาของผู้ทดสอบ
2. จัดเตรียมเก้าอี้แล้วให้ผู้ทดสอบยืนหันหน้าออกจากเก้าอี้
3. ทำการทดสอบโดยการยกปลายเท้าขึ้นเล็กน้อยจนทำให้โซลินอยด์ปลดล็อก ซึ่งจะทำให้ผู้ทดสอบสามารถงอเข่าและนั่งลงได้
4. จากนั้นให้ผู้ทดสอบลุกขึ้นยืนและเริ่มทำการทดสอบซ้ำแบบเดิม โดยทำการทดสอบเป็นชุด 10 ชุด ชุดละ 10 ครั้ง
5. บันทึกผลการทดสอบ



รูปที่ 3.11 (ก) การทดสอบแบบลุกนั่งในขั้นตอนยกปลายเท้าปลดล็อกเตรียมตัวนั่ง  
 (ข) การทดสอบแบบลุกนั่งในขั้นตอนขณะกำลังนั่ง  
 (ค) การทดสอบแบบลุกนั่งในขณะที่นั่งเรียบร้อยแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### ผลการทดสอบ

#### 4.1 ผลการทดสอบความแข็งแรงของชั้นงาน

##### 4.1.1 ผลการทดสอบแรงกดโดยการใช้อุปกรณ์ทดสอบ CBR Test

##### 4.1.1.1 ผลการทดสอบ

ตารางที่ 4.1 แสดงผลการทดสอบแรงกดโดยการใช้อุปกรณ์ทดสอบ CBR Test

การทดสอบแรงกดโดยการใช้อุปกรณ์ทดสอบ CBR Test					
ครั้งที่	แรงกด		แรงกดที่ใช้จริง (Kg)	เวลาที่ใช้กด (วินาที)	การตรวจสอบความเสียหายบนชั้นงาน
	เริ่มต้น	ค่าที่อ่านจาก Proving Ring			
1	0	875.5	119.7947548	10.53	ปกติ
2	0	870	119.0421893	12.89	ปกติ
3	0	880	120.4104903	10.4	ปกติ
4	0	874.5	119.6579247	10.46	ปกติ
5	0	876.5	119.9315849	10.13	ปกติ
6	0	877	120	10.48	ปกติ
7	0	877.5	120.0684151	10.28	ปกติ
8	0	877.5	120.0684151	10.43	ปกติ
9	0	875	119.7263398	10.46	ปกติ
10	0	876.5	119.9315849	10.33	ปกติ
ค่าเฉลี่ย	0	876	119.8631699	10.639	ปกติ

หมายเหตุ การอ่านค่า จาก Proving Ring 877 = 120 Kg

##### 4.1.1.2 ตัวอย่างการคำนวณค่าแรงกด

ถ้าหากใช้ค่า Proving Ring = 875.5 จะได้ว่า

$$877 = 120 \text{ กิโลกรัม}$$

$$875.5 = (120 \times 875.5)/877 = 119.79 \text{ กิโลกรัม}$$

ซึ่งจากการทดสอบความแข็งแรงของชั้นงานเพื่อทดสอบแรงกดโดยการใช้อุปกรณ์ทดสอบ CBR Test พบว่าข้อ  
เข้านี้สามารถรับน้ำหนักแรงกดเฉลี่ยสูงสุดได้ตามที่กำหนดคือ 119.86 กิโลกรัม

##### 4.1.2 ผลการทดสอบแรงกระทำแบบ Dynamics Test

เนื่องจากไม่สามารถหาเครื่องที่จะนำมาใช้ทดสอบชั้นงานได้ จึงไม่มีผลการทดสอบในส่วนนี้

## 4.2 ผลการทดสอบการใช้งานจริง

### 4.2.1 ผลการทดสอบแบบลีดและปลดลีดแบบไม่มีแรงกระทำ (Free Load)

#### 4.2.1.1 ผลการทดสอบ

ในการทดสอบการปลดลีดข้อเข้าเทียมด้วยวิธีแบบไม่มีแรงกระทำ ตามที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 สรุปได้ว่า ในขณะที่ทดสอบการทำงานของข้อเข้าเทียมโดยวิธีแบบไม่มีแรงกระทำ ปรากฏว่า ข้อเข้าเทียมและระบบปลดลีดข้อเข้าเทียมสามารถทำงานเข้ากันได้อย่างเป็นธรรมชาติ โดยค่าที่ทดสอบได้จะแสดงอยู่ในภาคผนวก

#### 4.2.1.2 สรุปร้อยละการทดสอบลีดและปลดลีดแบบไม่มีแรงกระทำ (Free Load)

1. ข้อเข้ามีการงอ คิดเป็นร้อยละ 99
2. ข้อเข้ามีการลีด คิดเป็นร้อยละ 100

### 4.2.2 ผลการทดสอบแบบลุกนั่ง

#### 4.2.2.1 ผลการทดสอบ

ในการทดสอบการปลดลีดข้อเข้าเทียมด้วยวิธีแบบลุกนั่ง ตามที่กล่าวไว้ในบทที่ 3 สรุปได้ว่า ในขณะที่ทดสอบการทำงานของข้อเข้าเทียมโดยวิธีแบบลุกนั่ง ปรากฏว่า ข้อเข้าเทียมและระบบปลดลีดข้อเข้าเทียมสามารถทำงานเข้ากันได้อย่างเป็นธรรมชาติในระดับดี แต่ก็มีปัญหาเล็กน้อย โดยผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 4.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงผลการทดลองแบบลูกนั่ง

รอบที่1			รอบที่2			รอบที่3			รอบที่4		
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
รอบที่5			รอบที่6			รอบที่7			รอบที่8		
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 4.3 ตารางแสดงผลการทดลองแบบลูกนั่ง (ต่อ)

รอบที่9			รอบที่10		
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

#### 4.2.2.2 สรุปร้อยละการปลดล๊อคเมื่อลูกและนั่งอยู่กับที่

1. ข้อเข่ามีการงอ คิดเป็นร้อยละ 98
2. ข้อเข่ามีการลือก คิดเป็นร้อยละ 97

#### 4.2.2.3 ปัญหาที่พบ

1. ข้อเข่าเทียมเกิดการเลื่อน เนื่องจากไม่มีอุปกรณ์ที่ใช้ช่วยยึดข้อเข่าเทียมไว้กับขาของผู้ทำการทดสอบ
2. สลักโซลินอยด์เลื่อนขึ้นไม่สุด เป็นเพราะโครงสร้างของโซลินอยด์มีการงอเมื่อใช้ไปเป็นเวลานาน ทำให้ไปขัดไม่ให้สลักเลื่อนขึ้นไม่สุด
3. โซลินอยด์ไม่ปลดล๊อค อาจเป็นเพราะเซนเซอร์ไม่สามารถตรวจจับแม่เหล็กได้
4. ผู้ทดสอบยกเท้าไม่สม่ำเสมอ เนื่องจากในการยกเท้าของคนเรานั้นไม่ได้มีความแม่นยำ 100 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งจะมีการยกเท้าอยู่ในช่วง 3-5 องศา จึงอาจทำให้ระบบปลดล๊อคข้อเข่าขัดข้องบ้างบางครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สรุปและวิจารณ์

### 5.1 บทสรุปและวิจารณ์

โครงการนี้เป็น การสร้างและพัฒนาข้อเช่าเทียม เพื่อใช้สำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรง ใช้โปรแกรม Solid Work ในการออกแบบตัวชิ้นงาน โดยชิ้นงานที่สร้างขึ้นนั้นพบว่าระบบการทำงานนั้นสามารถที่จะนำไปใช้งานจริงได้ ซึ่งจากการทดสอบความแข็งแรงชิ้นงานเพื่อทดสอบแรงกด โดยใช้เครื่อง CBR Test พบว่าข้อเช่านี้สามารถรับน้ำหนักแรงกดเฉลี่ยสูงสุดได้ตามที่กำหนดคือ 119.86 กิโลกรัม และการทดสอบการใช้งานจริงโดยผู้ใช้งานพบว่าระบบปลอดภัยและล็อคโดยใช้โซลินอยด์ ล็อคสามารถใช้งานได้ ซึ่งมีเปอร์เซ็นต์การทำงานคือ 94 เปอร์เซ็นต์ ที่การทดสอบการเดินโดยใช้ระยะ การเดินไปกลับระยะทางรวม 10 เมตร โดยความเร็วเฉลี่ยของการเดิน 0.439 เมตรต่อวินาที ใช้ค่ามุมข้อเท้าในการทำงานเพื่อปลดล็อคที่ 3-5 องศา โดยมีข้อจำกัดของผู้ป่วยที่จะใช้งานดังนี้คือ ข้อเช่าโครงการนี้ออกแบบสำหรับผู้ป่วยกล้ามเนื้ออ่อนแรงแบบข้างเดียวและข้อเช่าที่ทำในโครงการนี้ใช้สำหรับขาข้างซ้าย

### 5.2 ปัญหาที่พบและการแก้ไข

#### 5.2.1 ปัญหาที่พบ

- ขณะให้ผู้สวมใส่ทดลองเดินข้อเช่าไม่ทำงาน เนื่องจากมีบางครั้งที่ตัวเซนเซอร์ไม่ตรวจจับระยะที่ข้อเท้า เพราะจุดหมุนที่ติดกับข้อเท้ามีการเคลื่อนที่ไปจากจุดเดิมและแม่เหล็กหลุดจากตัวแผ่นยึด

- โครงยึดข้อเช่ากับขาผู้ป่วยที่ออกแบบไม่สามารถที่จะนำมาใช้งานกับหลายคนได้
- เมื่อใช้งานนานๆ โซลินอยด์มีความร้อนเกิดขึ้นและมีเสียงดัง
- ไม่สามารถทำการทดสอบแบบ Dynamic Test ได้เนื่องจากไม่มีเครื่องทดสอบที่เหมาะสมในการใช้งานและเครื่องทดสอบยังมีจำนวนน้อยในประเทศไทย

#### 5.2.2 แนวทางในการแก้ไข

- ควรมีชุดปลอกหุ้มยึดติดโครงขาที่อ่อนบน ขาที่อ่อนล่างและฝ่าเท้า เพื่อให้เช่าเทียม และเซ็นเซอร์อยู่ในระยะที่เหมาะสมสำหรับผู้ใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

- ควรมีการพักการใช้งานของข้อเช่าเพื่อลดความร้อนเป็นระยะ

- ทำการทดสอบแรงกดแบบอื่นทดแทนการทดสอบแบบ Dynamic Test

### 5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางในการศึกษาพัฒนา

เนื่องจากการใช้งานข้อเช่าเทียมปัจจุบันมีหลากหลายระบบในการใช้งาน ผู้ที่จะมีการพัฒนาข้อเช่าควรที่จะศึกษาระบบอื่นๆ เพิ่มเติมว่าระบบข้อเช่าเทียมที่นิยมใช้นั้นเป็นแบบใดบ้าง และมีข้อดีข้อเสียแตกต่างกันอย่างไรบ้าง และควรมีการศึกษาการเดินทางของผู้ป่วยแต่ละบุคคลก่อนที่ทำการออกแบบ เพราะรูปแบบที่ไม่แน่นอนของสรีระของแต่ละบุคคลที่ไม่เหมือนกัน เนื่องจากรูปแบบของความผิดปกติที่ต่างกัน โดยอาจจะใช้ข้อมูลของแพทย์เพื่อนำมาใช้ร่วมกับการออกแบบข้อเช่าเทียม และควรออกแบบให้มีระบบที่เป็นกลไกที่ใช้งานพลังงานน้อยที่สุด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] เฉลิมพล คงเขียว. ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ คณะวิศวกรรมไฟฟ้ามหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์. 2553
- [2] โรคกล้ามเนื้ออ่อนแรงเอมจี. [Online].  
Available : <http://bitly.com/1uWPALK>
- [3] Becker Orthopedic. (2014). Introduction to Stance Control. [Online].  
Available : <http://bit.ly/1FcWXdE>
- [4] Mini electric latch solenoid lock BS-0854 , [Online].  
Available : <http://bit.ly/1K3CojF>
- [5] CLUTCHES, [Online].  
Available : <http://www.ntn.co.jp/english/products/catalog/clutch/index.html>
- [6] การวิเคราะห์ความเสียหายที่เกิดขึ้นกับวัสดุ, [Online].  
Available : <http://www.thailandindustry.com/guru/view.php?id=15976&section=9>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

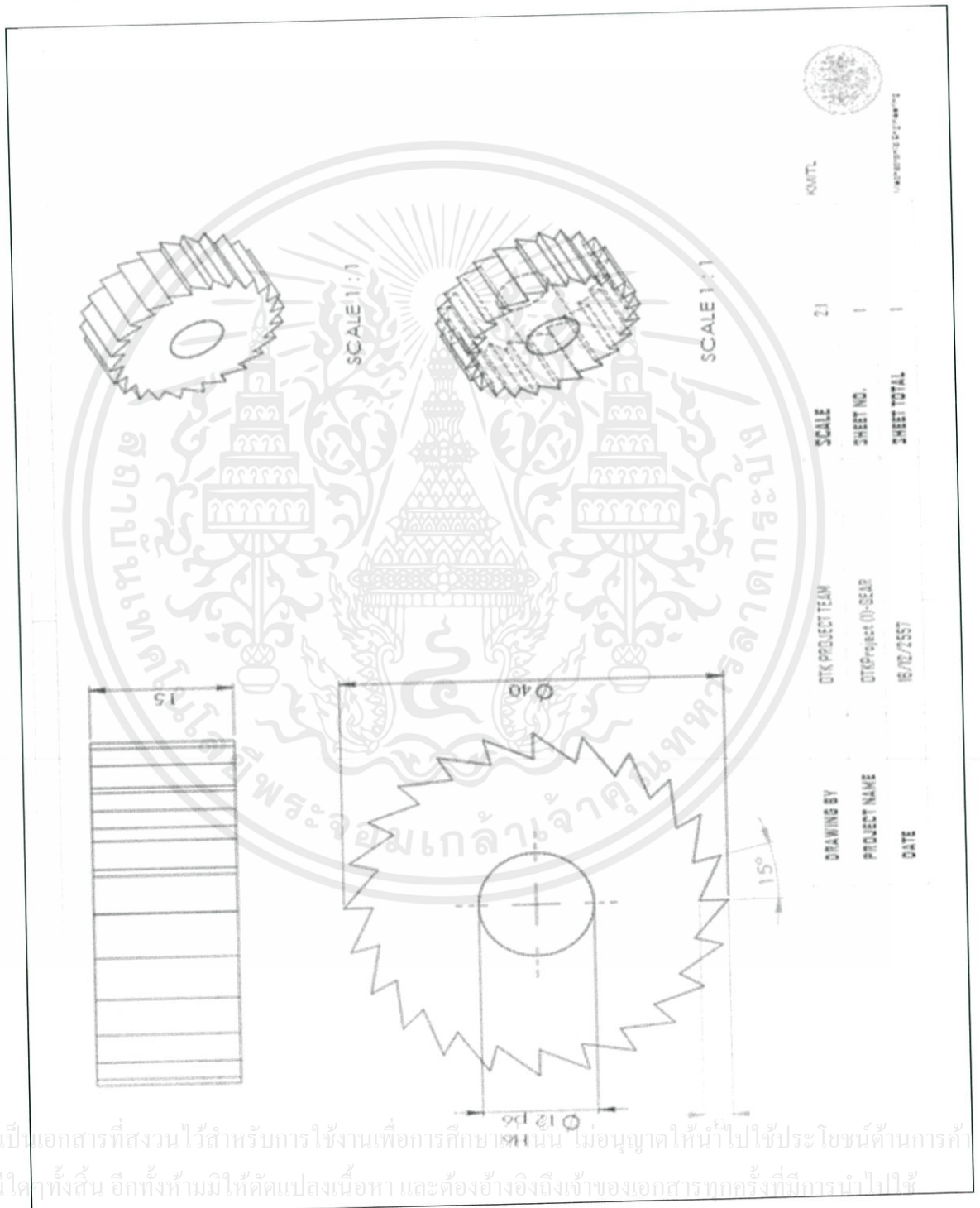


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

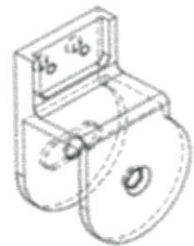
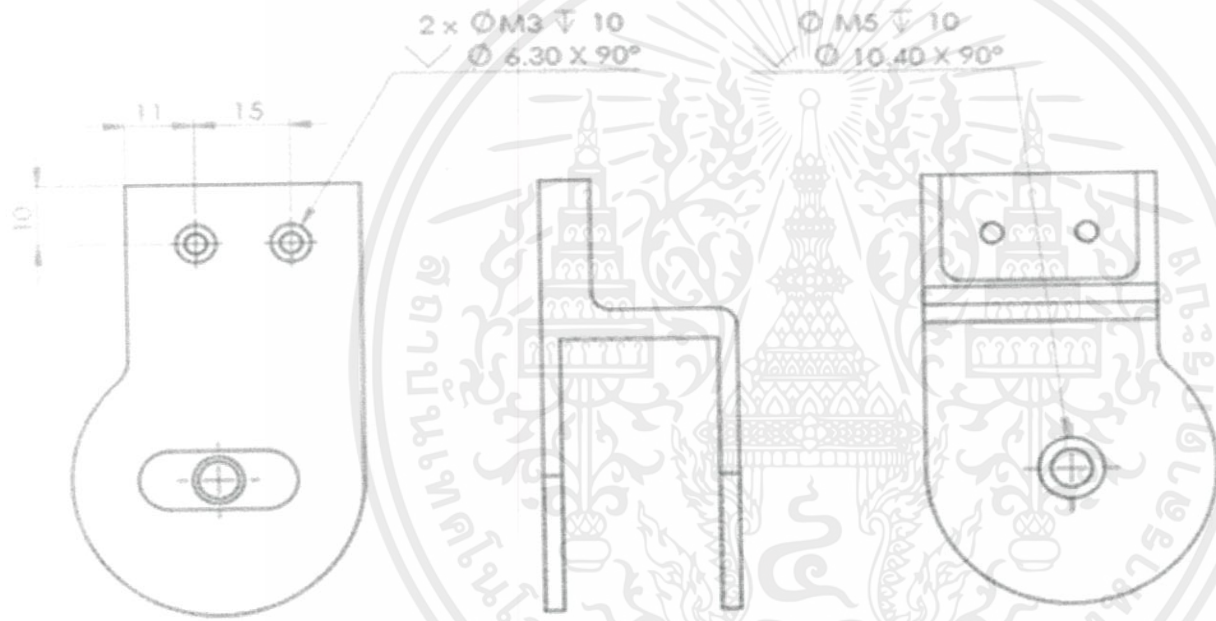
ภาคผนวก ก

## เอกสารคู่มืออุปกรณ์ทางกล

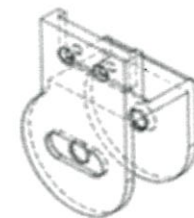
ก.1 แบบร่าง 2 มิติของข้อเข้าเทียม



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



SCALE 1 : 2



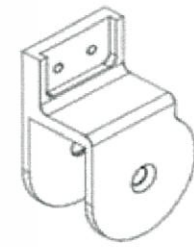
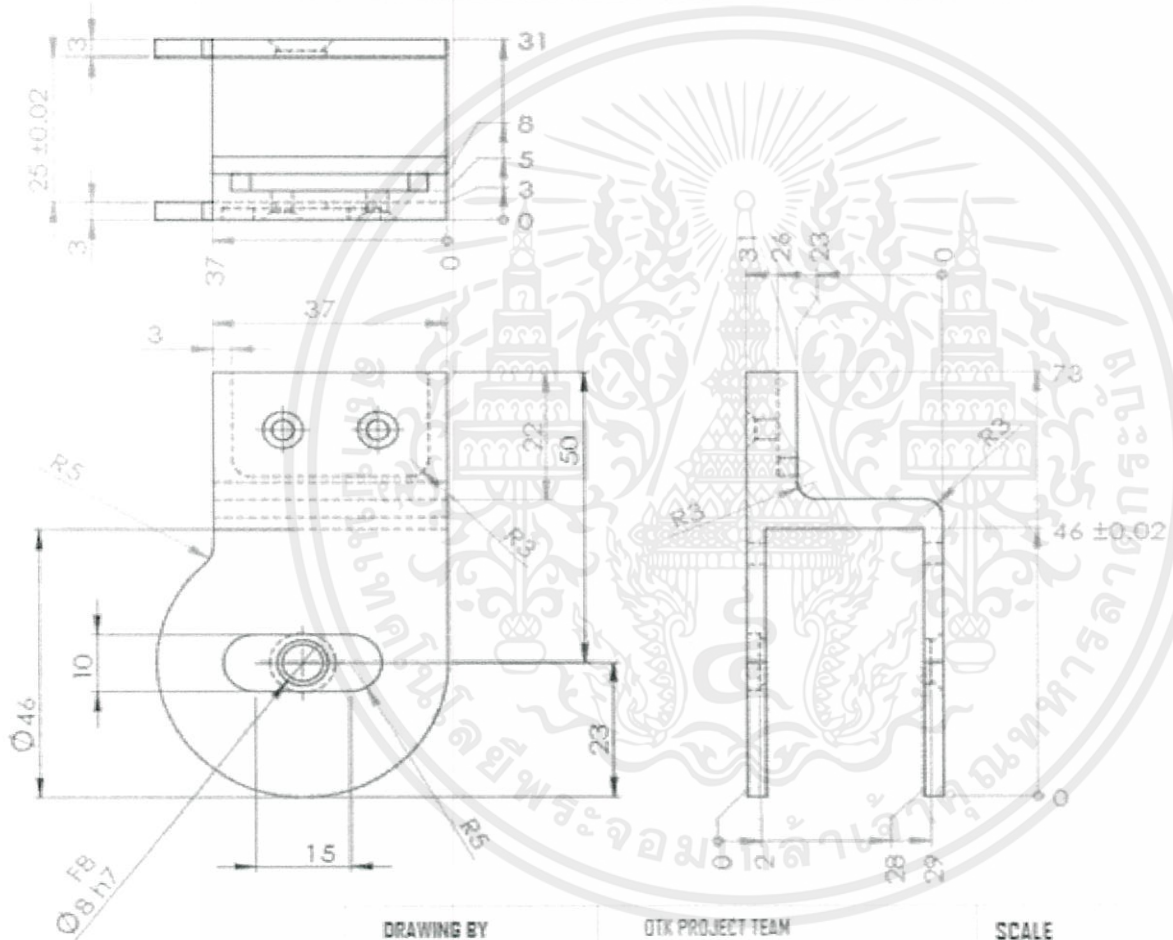
SCALE 1 : 2

DRAWING BY	OTK PROJECT TEAM	SCALE	1:1
PROJECT NAME	OTKProject (2)-TOP HS	SHEET NO.	2
DATE	16/12/2557	SHEET TOTAL	2

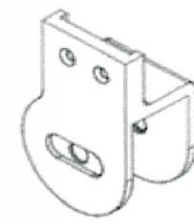
KMITL



Knowledge Engineering



SCALE 1 : 2



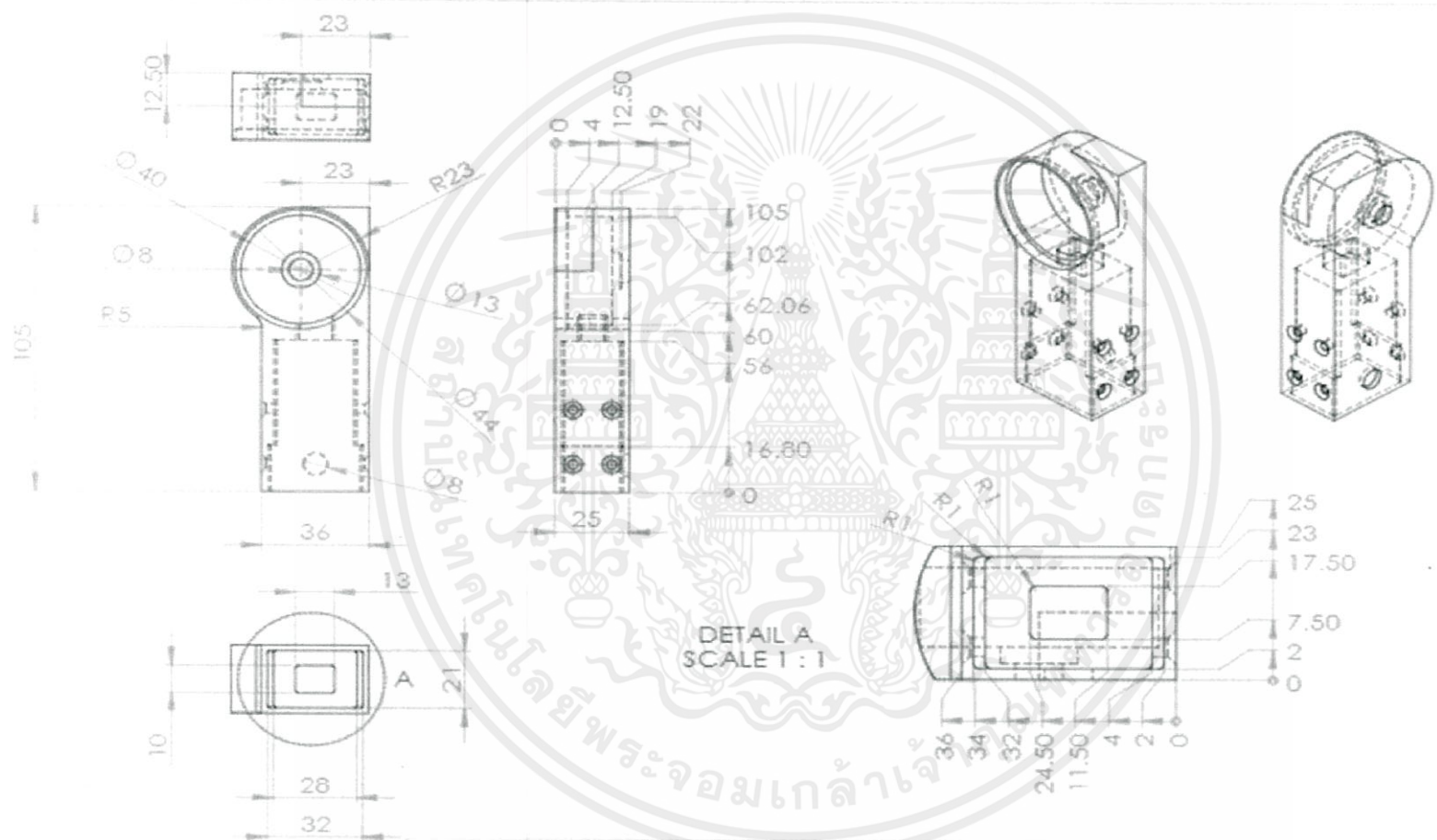
SCALE 1 : 2

DRAWING BY	OTK PROJECT TEAM	SCALE	H
PROJECT NAME	OTKProject (2)-TOP HS	SHEET NO.	1
DATE	16/12/2557	SHEET TOTAL	2

KMITL

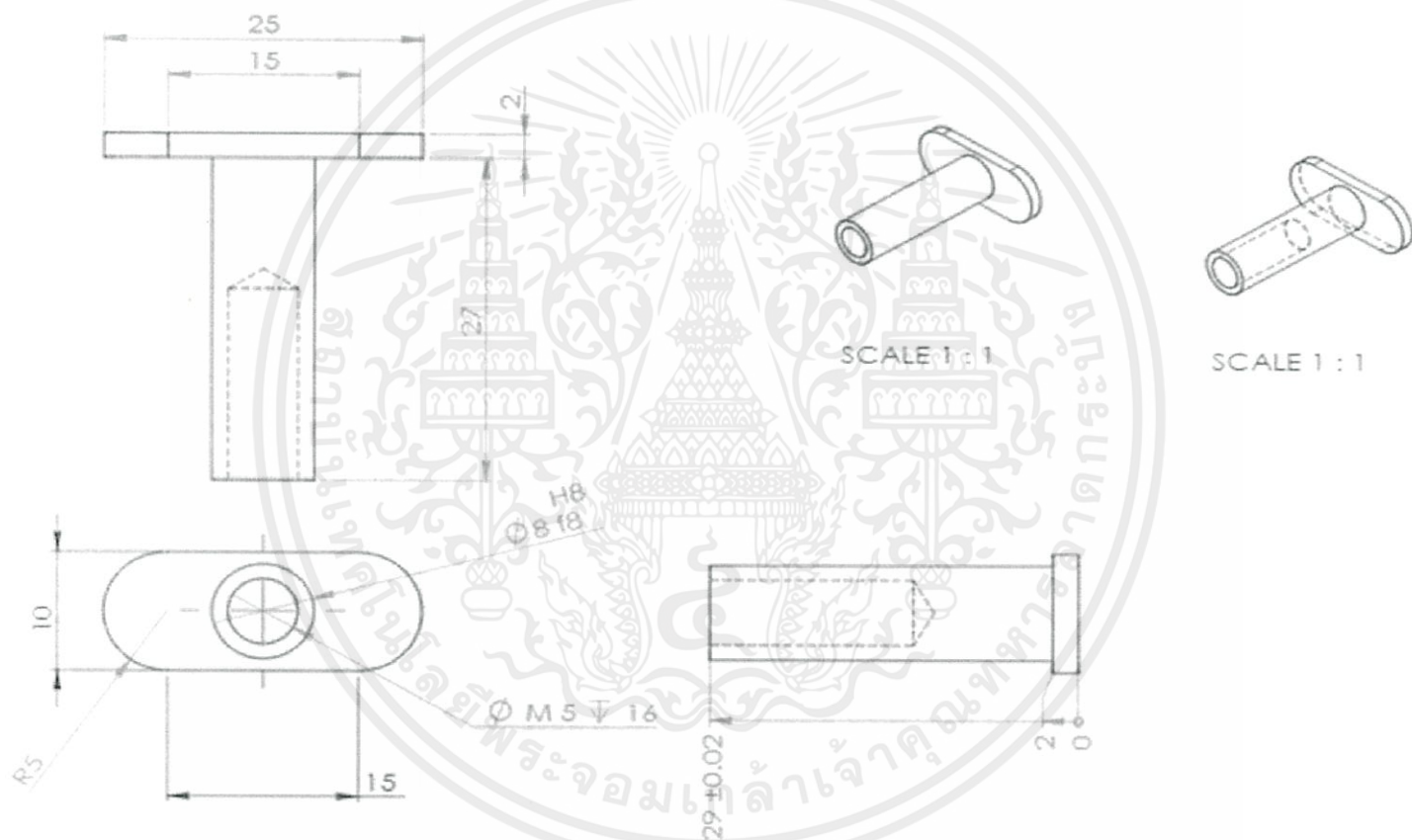


Mechatronics Engineering



DETAIL A  
SCALE 1 : 1

DRAWING BY	OTK PROJECT TEAM	SCALE	1:2	KMITL Mechatronic Engineering
PROJECT NAME	OTKProject (3)-BOTTOM HS	SHEET NO.	1	
DATE	19/12/2557	SHEET TOTAL	2	



DRAWING BY	OTK PROJECT TEAM	SCALE	2:1
PROJECT NAME	OTKProject (5)-MAIN SHAFT	SHEET NO.	1
DATE	2/12/2557	SHEET TOTAL	1

KMITL



Mechatronics Engineering







ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ

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		

- เลข 1 แสดงสถานะที่สามารถทำงานได้
- เลข 0 แสดงสถานะที่ไม่สามารถทำงานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 3								
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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 4							
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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 5							
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	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 อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 7							
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	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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 ตารางแสดงผลการทดลองแบบไม่มีแรงกระทำ (ต่อ)

รอบที่ 8							
ครั้งที่	งอ	ลื่นค	หมายเหตุ	ครั้งที่	งอ	ลื่นค	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 4.2 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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.2 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 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้