



รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

การออกแบบและพัฒนารถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้

Design and Development of an Electric Stand-up Wheelchair



ดอน อิศรากร  
สองเมือง นันทขว้าง  
นพดล มณีรัตน์  
เกษมสุข เสพสิทธิ์สุข

รชช

๗๕๒๘

๒๕๕๖

เลขที่หนังสือ 138165  
วันที่ 18.01.2558



ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากโครงการงบประมาณเงินรายได้ประจำปีงบประมาณ 2556

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อโครงการ การออกแบบและพัฒนารถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้

แหล่งเงิน โครงการงบประมาณเงินรายได้

ประจำปีงบประมาณ.....2556..... จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน.....550,000.....บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย.....1.....ปี ตั้งแต่.....ต.ค.55.....ถึง.....ก.ย.56.....

ชื่อ-สกุล หัวหน้าโครงการ และผู้ร่วมโครงการวิจัย พร้อมระบุ หน่วยงานต้นสังกัด

หัวหน้าโครงการ ดร. ดอนอิสรากร สังกัดคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม

ผู้ร่วมโครงการ 1. นายสองเมือง นันทขว้าง สังกัดคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมและควบคุม

2. ผศ.ดร. นพดล มณีรัตน์ สังกัดคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมและควบคุม

3. ดร. เกษม เสพสิริสุข สังกัดคณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

(วิทยาเขตชุมพร)

### บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ นำเสนอการออกแบบและพัฒนารถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ จุดมุ่งหมายของโครงการนี้ คือยุทธศาสตร์การสร้างความเป็นธรรมในสังคม โดยเฉพาะอย่างยิ่งกับผู้พิการที่อ่อนล้า เพื่อให้ผู้พิการสามารถที่จะปรับขึ้นสู่ท่ายืน และกลับสู่ท่านั่งได้ด้วยตัวของผู้พิการเอง จึงช่วยลดปัญหาแทรกซ้อนต่างๆที่อาจเกิดจากการนั่งรถเข็นเป็นเวลานานๆ รวมทั้งเพิ่มขีดความสามารถในการทำกิจวัตรประจำวันในท่ายืน และมีสุขภาพจิตที่ดี โดยในสร้างมีขั้นตอนการดำเนินการ โดยเริ่มจากออกแบบระบบต่างๆโดยละเอียด และดำเนินการจัดหาอุปกรณ์ที่เหมาะสม จากนั้นในขั้นปฏิบัติการ จะเริ่มจากการสร้างโครงสร้างของตัวรถเข็นขึ้นมา เมื่อได้โครงสร้างของรถเข็นแล้วจะทำการติดตั้งระบบขับเคลื่อนและแบตเตอรี่ แล้วจึงพัฒนาชุดควบคุมให้ใช้งานง่าย สามารถเลือกโหมดการทำงานได้หลายลักษณะตามความต้องการของผู้พิการ และพัฒนาฟังก์ชันพิเศษเพื่ออำนวยความสะดวก โดยคำนึงถึงต้นทุนที่สามารถนำไปผลิตในเชิงพาณิชย์ได้ ทางคณะผู้วิจัยได้ออกแบบโครงสร้างรถเข็นด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Solid Works) โดยรถเข็นประกอบด้วย ล้อขับเคลื่อนสองล้อ ล้อพยางค์ 3 ล้อ มอเตอร์ควบคุมการเคลื่อนที่ 2 ตัว มอเตอร์ควบคุมตำแหน่งยืน-นั่ง-นอน-เอนหลัง 3 ตัว แบตเตอรี่ความจุสูง 1 ชุด โซลีนอยด์ 3 ชุด และวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับควบคุมการทำงานต่างๆ จากนั้นจึงทำการทดสอบระบบในห้องทดลองและพื้นที่จริงสรุปผลและจัดทำรายงาน

คำสำคัญ : รถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้า, รถเข็นผู้ป่วยแบบปรับย่นได้, อุปกรณ์ช่วยในการเคลื่อนไหว

**Research Title:** Design and Development of an Electric Stand-up Wheelchair

**Researcher:** Dr.Don Isarakorn, Mr.Songmoung Nundrakwang, Dr.Noppadol Maneerat,

Dr.Kasemsuk Sepsirisuk

**Faculty:** .....Engineering.....**Department:** .....Instrumentation and Control Engineering

## ABSTRACT

This research presents the designing and development of an electric stand-up wheelchair. A standing wheelchair is assistive technology that allows a wheelchair user to raise the chair from a seated to a standing position. The standing wheelchair supports the person in a standing position and enables interaction with people and objects at eye level. Standing wheelchairs are used by people with mild to severe disabilities including: spinal cord injury, traumatic brain injury, cerebral palsy, spina bifida, muscular dystrophy, multiple sclerosis, stroke, rett syndrome, post-polio syndrome and more. In this work, a prototype of the wheelchair has been designed and developed. Solid Works is used to model the wheelchair mechanics. The structure of the wheelchair consists of driven wheels, caster wheels, linear actuators, suspensions, battery, and electronics for control system.

**Keyword:** electric wheelchair, electric stand up wheelchair, mobility assistive equipment

II  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สามารถบรรลุวัตถุประสงค์ได้นั้นเกิดจากการที่คณะที่มิวิจัยได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จากแหล่งทุนโครงการงบประมาณเงินรายได้ประจำปีงบประมาณ 2556 ทางทีมงานจึงต้องขอขอบพระคุณสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังเป็นอย่างสูง

ดร.ดอน อิศรากร

นายสองเมือง นันทขว้าง

ผศ.ดร.นพดล มณีรัตน์

ดร.เกษมสุข เสพสิริสุข



### III

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	V
สารบัญภาพ.....	VI
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตการวิจัย.....	2
1.4 เป้าหมายในการวิจัย.....	3
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย.....	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.7 ระเบียบวิธีวิจัย.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	22
บทที่ 3 หลักการออกแบบอุปกรณ์และระบบเก็บพลังงาน.....	23
3.1 BLDC Motor HUB Model: PW-12H.....	24
3.2 Brushless Wheelchair Joystick Controller.....	26
3.3 วงจรชาร์จแบตเตอรี่ Li-Ion battery charger Model: MCR0224L.....	27
3.4 Battery Management System (BMS).....	28
3.5 แบตเตอรี่ ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH.....	30
3.6 Linear actuator HIWIN LAM Series (1).....	34
3.7 Linear Actuator HIWIN LAN Serie (1).....	36
3.8 คีย์แพด LAP4N.....	39
3.9 คอนโทรลเลอร์ LAK4N HIWIN 4 Axis Controller.....	40
3.10 โครงสร้างของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้.....	42
3.11 ชิ้นส่วนต่างๆของตัวถังรถเข็น.....	45
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	51
4.1 การทดสอบการทำงานร่วมกันของ HUB Motor กับจอยสติ๊ก.....	51
4.2 ทดสอบการเคลื่อนที่ขึ้นทางต่างระดับ.....	52
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	54
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	54

## IV

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 ข้อเสนอแนะ.....	54
เอกสารอ้างอิง.....	55
ภาคผนวก.....	56
ภาคผนวก ก.....	57
ภาคผนวก ข.....	78
ประวัตินักวิจัย.....	110



V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงการหมุนของมอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน (AB -AC-BC-BA-CA-CB).....	12
2.2 เปรียบเทียบแบตเตอรี่ชนิดต่างๆ.....	20
2.3 แสดงความหมายของตัวเลขหลักแรกในค่ามาตรฐาน (IP).....	21
2.4 แสดงความหมายของตัวเลขหลักแรกในค่ามาตรฐาน (IP).....	21
3.1 ตารางแสดงคุณสมบัติของ BLDC Motor HUB Model: PW-12H.....	26
3.2 แสดงลักษณะของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH.....	31
3.3 แสดงคุณสมบัติทางพลังงานของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต Hp-PW-40AH.....	32
3.4 แสดงคุณสมบัติการชาร์จของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต Hp-PW-40AH.....	32
3.5 แสดงคุณสมบัติการดิสชาร์จของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต Hp-PW-40AH.....	32
3.6 แสดงคุณสมบัติอุณหภูมิและความชื้นของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต.....	33
3.7 แสดงรายละเอียดของ Standard Motor ของ HIWIN LAN Serie (1).....	37
3.8 แสดงรายละเอียดของ Fast Motor ของ HIWIN LAN Serie (1).....	37
3.9 แสดงรายละเอียดของ 12V Motor ของ HIWIN LAN Serie (1).....	38
3.10 แสดงรายละเอียดของ Position feedback (Hall Sensor).....	38
4.1 แสดงการทดสอบทิศทางการหมุนของ HUB Motor.....	52
4.2 การทดสอบการขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบย่น.....	53
4.3 การทดสอบการขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบนั่ง.....	53

## สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
1.1 รถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ของบริษัท LEVO ในตำแหน่งนั่ง และตำแหน่งยืน.....	1
1.2 โครงสร้างของรถเข็นในตำแหน่งนั่งและตำแหน่งยืน.....	2
2.1 โครงสร้างของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง.....	5
2.2 ขั้วแม่เหล็กและขดลวดแม่เหล็กที่ยึดติดกับเฟรม.....	6
2.3 โรเตอร์ของมอเตอร์กระแสตรง.....	6
2.4 แสดงทิศทางการเคลื่อนที่ของอาร์เมเจอร์ (โรเตอร์).....	7
2.5 แสดงโครงสร้างทั่วไปของมอเตอร์กระแสตรง.....	7
2.6 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม (1).....	8
2.7 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม (2).....	8
2.8 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม (3).....	9
2.9 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม (4).....	9
2.10 วงจรการควบคุมความเร็วมอเตอร์กระแสตรงแบบชันท (Shunt Motor).....	10
2.11 แสดงวงจรภายในมอเตอร์แบบไร้แปรงถ่าน.....	10
2.12 แสดงการทำงานเป็น สถานะ(State) ของการทำงาน.....	11
2.13 แสดงวงจร MOSFET ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ ในการควบคุมลำดับการปิดเปิดสวิตซ์ทั้ง 6 ตัว.....	12
2.14 ก - ค แสดงการเกิดปรากฏการณ์ฮอลล์.....	13
2.15 ก - ข การต่อมิลลิโวลต์มิเตอร์เพื่อหาสภาพขั้วของ.....	14
2.16 ตัวรับรู้ฮอลล์.....	16
2.17 การต่อตัวรับรู้ฮอลล์กับแหล่งจ่ายไฟกระแสตรงและโวลต์มิเตอร์.....	16
2.18 แสดงภาพแม่เหล็กเคลื่อนที่เข้าใกล้ active area ของตัวรับรู้ฮอลล์.....	17
2.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของแรงดันกับกระแสในการชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน.....	18
2.20 เปรียบเทียบการชาร์จด้วยกระแสคงที่ ระหว่างแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนและแบบตะกั่วกรด.....	18
2.21 กราฟแสดงการสมดุลแรงดันแต่ละเซลล์ให้แตกต่างกันไม่เกิน 10%.....	19
3.1 แผนผังภาพรวมของระบบภายในรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้.....	23
3.2 BLDC Motor HUB Model: PW-12H Wheelchair Hub Motor (brush/gear).....	24
3.3 กราฟแสดงค่าต่างๆขณะใช้งาน BLDC Motor HUB Model: PW-12H.....	25
3.4 จอยสติ๊กและคอนโทรลเลอร์รถเข็นผู้ป่วย IM-50B.....	26
3.5 แสดงจอยสติ๊กและคอนโทรลเลอร์ IM-50B กับ BLDC Motor HUB Model: PW-12H.....	27
3.6 วงจรชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน Model: MCR0224L.....	28
3.7 Battery Management System (BMS).....	29
3.8 ภาพการต่อวงจรระหว่างแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟตกับ BMS.....	29
3.9 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH.....	30
3.10 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต LiFePO <sub>4</sub> .....	30
3.11 แสดงการวัดความต่างศักย์ของแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH.....	31

## VII

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.12 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต.....	33
3.13 Linear actuator HIWIN LAM Series (1).....	34
3.14 แสดงขนาดของ actuator HIWIN LAM Serie (1).....	35
3.15 Linear actuator HIWIN LAM Series (1).....	35
3.16 Linear actuator HIWIN LAM Series (1) ที่ใช้ในรถเข็นไฟฟ้าผู้ป่วยแบบปรับย่นได้.....	36
3.17 Linear actuator HIWIN LAN Serie (1).....	36
3.18 แสดงขนาดของ Linear Actuator HIWIN LAN Series (1).....	38
3.19 คีย์แพด LAP4N.....	39
3.20 ภาพแสดงขนาดของคีย์แพด LAP4N.....	40
3.21 LAK4N HIWIN 4 Axis Controller.....	40
3.22 แสดงขนาดของ คอนโทรลเลอร์ LAK4N HIWIN 4 Axis Controller.....	41
3.23 แสดงการเชื่อมต่อระหว่าง LAK4N HIWIN 4 Axis Controller เข้ากับ คีย์แพด LAP4N, Linear actuator, แบตเตอรี่ และ External Tranformer.....	42
3.24 โครงสร้างจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในตำแหน่งนั่ง.....	42
3.25 โครงสร้างจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในตำแหน่งยืน.....	43
3.26 โครงสร้างจำลองส่วนบนของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้.....	43
3.27 ภาพฉายรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในตำแหน่งยืน.....	44
3.28 ภาพฉายรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในตำแหน่งนั่ง.....	45
3.29 ชิ้นส่วนต่างๆที่ใช้ในการประกอบตัวถังรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้.....	46
3.30 ภาพแสดงการประกอบส่วนตัวถังของตัวรถ ซึ่งใช้บรรจุแบตเตอรี่และแผงวงจร.....	46
3.31 การตัดประกอบจะทำตามทีออกแบปไว้ในคอมพิวเตอร์.....	47
3.32 ชิ้นส่วนของรถเข็นที่ประกอบไว้แล้วบางส่วน.....	47
3.33 ชิ้นส่วนเชื่อมต่อระหว่างโครงสร้างรถเข็นส่วนล่างและรถเข็นส่วนบน.....	48
3.34 แสดงการทดสอบการเชื่อมต่อของตัวถังรถกับส่วนเชื่อมต่อกับโครงสร้างส่วนบน.....	48
3.35 แผ่นเหล็กรองเท้าของรถเข็น.....	49
3.36 โครงสร้างตัวถังของรถเข็นส่วนล่างที่ประกอบแล้ว.....	49
3.37 โครงสร้างรถที่ประกอบเสร็จแล้วบางส่วนก่อนพ่นสี.....	50
3.38 รถเข็นที่ประกอบเสร็จแล้ว.....	50
4.1 แผนภาพการเชื่อมต่ออุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบการทำงานของ HUB Motor.....	51
4.2 แสดงการทดลองทิศทางการหมุนของ HUB Motor ด้วยจอยสติ๊ก.....	52
4.3 แสดงภาพจำลองในการทดลองขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบย่น.....	53
4.4 แสดงภาพจำลองในการทดลองขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบนั่ง.....	53

## VIII

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1 บทนำ

## 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ผู้พิการที่ไม่สามารถเดินได้มีความจำเป็นที่จะต้องใช้รถเข็นในการปฏิบัติภารกิจต่างๆในชีวิตประจำวัน โดยทั่วไปรถเข็นจะถูกออกแบบมาให้ผู้ป่วยนั่งอยู่บนรถเข็นและเคลื่อนที่ได้โดยการใช้แขนในการบังคับล้อ ด้วยเหตุนี้กล้ามเนื้อแขนและหัวไหล่ของผู้พิการจึงเกิดความเมื่อยล้าได้หากต้องบังคับรถเข็นเป็นเวลานานๆ รถเข็นไฟฟ้าจึงถูกออกแบบมาเพื่อช่วยลดภาระของผู้พิการในการบังคับควบคุมรถเข็น โดยการติดตั้งมอเตอร์ไฟฟ้าเพื่อใช้ในการขับเคลื่อนรถเข็น โดยผู้พิการสามารถควบคุมการเคลื่อนที่ได้ด้วยการใช้ก้านควบคุม (Joystick) อย่างไรก็ตามผู้พิการที่ไม่สามารถเดินได้จำเป็นต้องมีการทำกายภาพบำบัดโดยการยืนหรือเดินนั้น ผู้พิการจะต้องมีผู้ช่วยเพื่อที่จะย้ายผู้พิการไปยังอุปกรณ์ช่วยเดิน เพื่อที่จะทำให้ผู้พิการสามารถดูแลตัวเองได้ในเรื่องต่างๆในชีวิตประจำวัน สามารถทำกายภาพบำบัดเบื้องต้นได้โดยใช้ฟังก์ชันการปรับยืนของรถเข็นไฟฟ้าแบบปรับยืนได้ และด้วยฟังก์ชันการปรับยืนดังกล่าวยังช่วยลดปัญหาการเกิดแผลกดทับได้อีกด้วย ทั้งนี้บริษัท LEVO AG, Switzerland ได้เริ่มพัฒนารถเข็นที่สามารถปรับยืนได้ดังกล่าวตั้งแต่ ปี 1975 เป็นต้นมา

เมื่อเร็วๆนี้ทางคณะผู้วิจัยได้รับการติดต่อจากผู้ใช้รถเข็นยี่ห้อ LEVO ดังกล่าวเพื่อซ่อมบำรุงดังแสดงในรูปที่ 1 และ 2 ซึ่งพบว่าอะไหล่ต่างๆไม่สามารถหาได้ในประเทศไทย และราคาขายของรถเข็นนั้นมีราคาสูงมาก (ปัจจุบันราคาขายในประเทศไทยอยู่ที่ 1.2 ล้านบาท) ทำให้ทางคณะผู้วิจัยมีความต้องการพัฒนารถเข็นไฟฟ้าแบบปรับยืนได้ขึ้นในประเทศไทย โดยราคาที่ถูกลงเพื่อพัฒนาคุณภาพชีวิตและความเสมอภาคของผู้พิการไทย และต้องการนำเทคโนโลยีนี้เผยแพร่สู่สังคมไทยภายใต้คำพูดที่ว่า “ผลิตโดยวิศวกรชาวไทย”



รูปที่ 1.1 รถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยืนได้ของบริษัท LEVO ในตำแหน่งนั่ง และตำแหน่งยืน

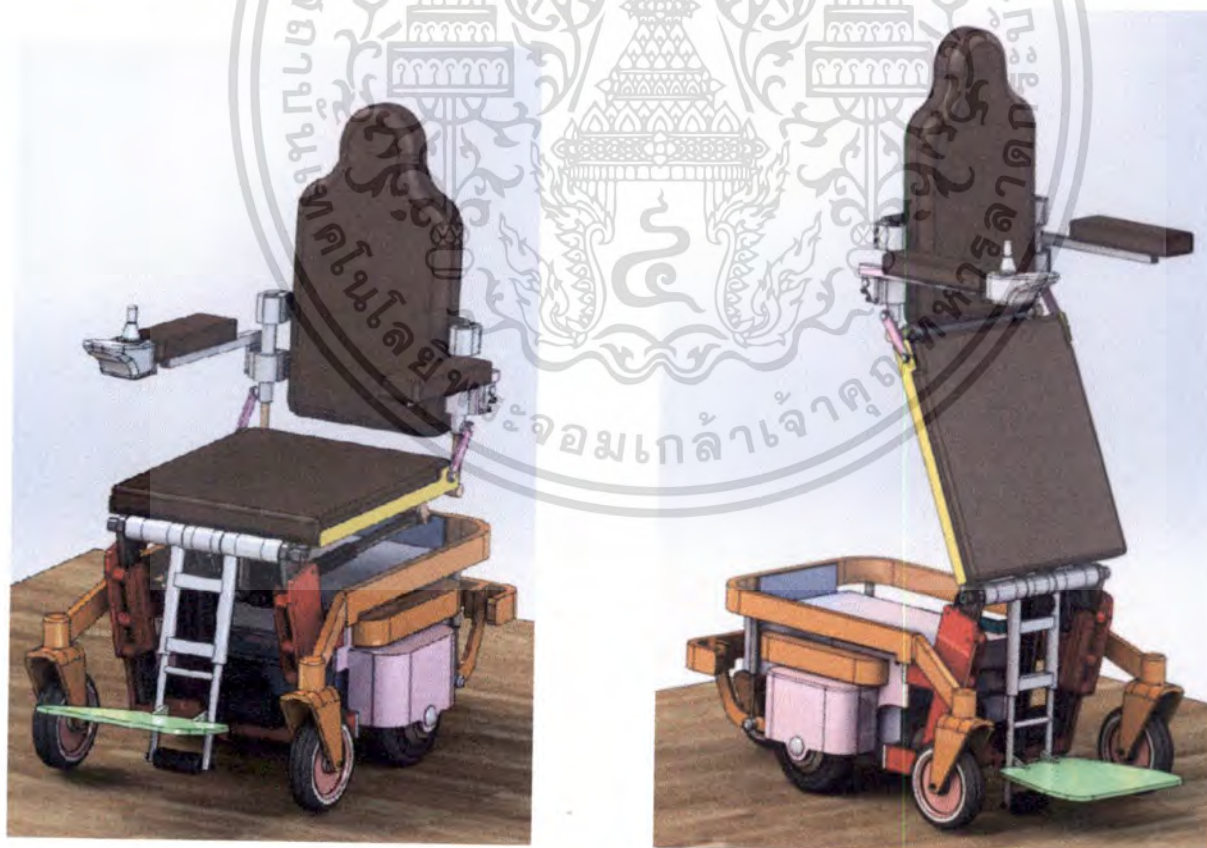
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. ออกแบบและสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้
2. เพื่อถ่ายทอดเทคโนโลยีไปสู่สังคมไทย
3. เพื่อประชาสัมพันธ์คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไปสู่สาธารณะ
4. เพื่อสนับสนุนนักศึกษาที่สนใจเข้าร่วมโครงการวิจัยได้มีโอกาสใช้ความรู้จากการเรียนในห้องเรียนไปใช้ในการสร้างรถเข็นดังกล่าว

## 1.3 ขอบเขตการวิจัย

ออกแบบและพัฒนารถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ พัฒนาชุดควบคุมให้ใช้งานได้ง่าย สามารถโปรแกรมตามความต้องการของผู้พิการและพัฒนาฟังก์ชันพิเศษเพื่ออำนวยความสะดวกเช่นระบบขอความช่วยเหลือทางสัญญาณโทรศัพท์มือถือแบบระบุตำแหน่งบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ให้กับผู้พิการ โดยคำนึงถึงต้นทุนที่สามารถนำไปผลิตในเชิงพาณิชย์ได้ ทางคณะผู้วิจัยได้ออกแบบโครงสร้างของรถเข็นด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Solid Works) ดังแสดงในรูปที่ 3 และรูปที่ 4 โดยรถเข็นจะประกอบด้วย ล้อขับเคลื่อน 2ล้อ ล้อพยางค์ 3ล้อ มอเตอร์ควบคุมการเคลื่อนที่ 2 ตัว มอเตอร์ควบคุมตำแหน่ง ย่น-นั่ง-นอน-เอนหลัง 3 ตัว แบตเตอรี่ความจุสูง 1 ชุด โซลีนอยด์ 3 ชุด และวงจรอิเล็กทรอนิกส์สำหรับควบคุมการทำงานต่างๆ



ภาพที่ 1.2 โครงสร้างของรถเข็นในตำแหน่งนั่งและตำแหน่งย่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 1.4 เป้าหมายในการวิจัย

1. มีแรงในการขับเคลื่อนสูง
2. มีความสามารถในการขึ้นทางชันได้ประมาณ 10 – 15 องศา
3. มีความสามารถเคลื่อนที่ไปในเส้นทางที่ขรุขระได้ในระดับหนึ่ง (สามารถข้ามธรณีประตูสูงไม่เกิน 40 มิลลิเมตร)
4. มีระบบเบรกที่ปลอดภัยและมั่นคง
5. สามารถเลือกโหมดการทำงานได้หลายลักษณะ (ยืน-นั่ง-นอน-เอนหลัง) ตามความต้องการของผู้ใช้
6. ในระหว่างการเปลี่ยนตำแหน่ง ยืน-นั่ง ระบบมีความสามารถในการปรับตำแหน่งของหลังและขาอัตโนมัติ
7. สามารถปรับตำแหน่งสูงต่ำของที่นั่งได้
8. ควบคุมการทำงานได้ง่ายโดยก้านควบคุม (Joystick)
9. มีระบบปรับความเร็วอัตโนมัติ โดยถ้าผู้ใช้อยู่ในตำแหน่งยืน รถจะลดความเร็วลง เพื่อความปลอดภัยของผู้ใช้งาน
10. มีวงล้อที่แคบ (สามารถหมุนตัวได้) เพื่อการใช้งานในพื้นที่จำกัดอย่างเช่นในลิฟต์
11. แบตเตอรี่มีความจุสูง ใช้งานได้ไม่ต่ำกว่า 8 ชั่วโมง ต่อการประจุไฟฟ้าหนึ่งครั้ง (ในการใช้งานปกติ)
12. มีระบบขอความช่วยเหลือทางสัญญาณโทรศัพท์มือถือแบบระบุตำแหน่งบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์
13. มีสัญญาณขอทางแบบเสียง
14. มีระบบส่องสว่างเพื่อใช้ในเวลากลางคืน

#### 1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

การวิจัยนี้ใช้การศึกษาเชิงปฏิบัติการ โดยเริ่มแรกจะศึกษาการทำงานและชิ้นส่วนต่างๆ ของรถเข็นปรับยืนได้ของบริษัท LEVO AG, Switzerland เมื่อศึกษาการทำงานและส่วนประกอบแล้ว จะนำข้อมูลมาใช้เป็นแนวทางในการออกแบบและพัฒนารถเข็นปรับยืนได้ให้มีต้นทุนที่น้อยลงและมีประสิทธิภาพสูงขึ้น เพื่อลดระยะเวลาในการสร้าง จึงได้สั่งซื้ออุปกรณ์บางชิ้นที่มีคุณสมบัติตรงตามความต้องการและนำมาวัดขนาด เมื่อได้ข้อมูลขนาดของอุปกรณ์ที่จำเป็นต่างๆ แล้วจึงนำมาใช้ประกอบการเขียนแบบรถเข็นทั้งคันและสร้างชิ้นส่วนตามที่ได้ออกแบบไว้ จากนั้นนำชิ้นส่วนต่างๆ มาประกอบเข้าด้วยกันและทดสอบ หลังจากนั้นจึงวิเคราะห์ปรับเปลี่ยนให้รถเข็นมีประสิทธิภาพสูงสุด โดยขั้นตอนทั้งหมดใช้เวลา 12 เดือน

#### 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. รถเข็นไฟฟ้าแบบปรับยืนได้ซึ่งผลิตโดยคนไทย เพื่อคนไทย ราคาคนไทย และสามารถต่อยอดการพัฒนาไปสู่เชิงพาณิชย์ได้ต่อไป
2. สิทธิบัตรทางปัญญา
3. รางวัลจากการประกวดโครงการวิจัยในวันนักประดิษฐ์แห่งชาติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. เพื่อประชาสัมพันธ์คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ไปสู่สาธารณะ
5. เปิดโอกาสให้นักศึกษาวิศวกรรมศาสตร์ที่เข้าร่วมโครงการมีโอกาสได้ทำประโยชน์กับสังคม ซึ่งเป็นการส่งเสริมคุณธรรมและจริยธรรม

### 1.7 ระเบียบวิธีวิจัย

1. พิจารณาโครงสร้างของรถเข็นที่เหมาะสมกับคนไทย ด้วยการสืบค้นจากงานวิจัยที่ผ่านมา รวมทั้งรวบรวมข้อมูลจากนักกายภาพบำบัด
2. พิจารณานาขนาดของมอเตอร์และแบตเตอรี่โดยคำนึงถึงการใช้งานในสภาพพื้นผิวต่างๆ และน้ำหนักรวม
3. ออกแบบและสร้างโครงสร้างของรถเข็น
4. ติดตั้งมอเตอร์และแบตเตอรี่
5. ออกแบบและสร้างชุดควบคุมการทำงาน และอุปกรณ์ฟังก์ชันพิเศษต่างๆ
6. ทดสอบระบบโดยรวมทั้งหมด
7. สรุปผลวิจัยและจัดทำรายงาน



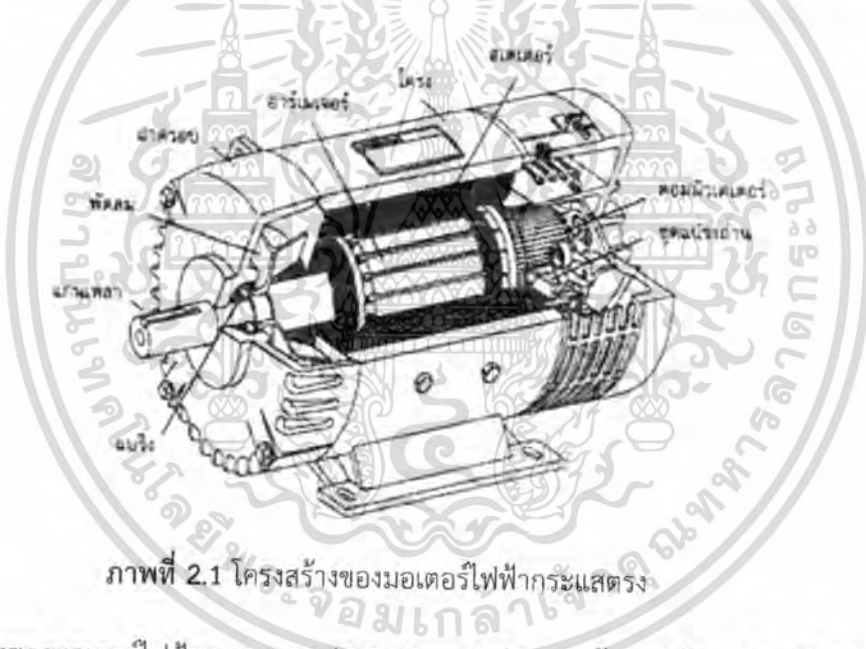
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

#### 2.1.1 มอเตอร์

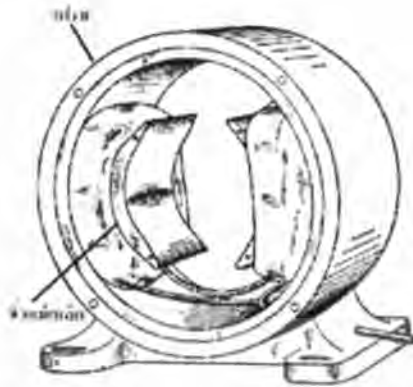
มอเตอร์ คือ เครื่องกลไฟฟ้าที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าให้เป็นพลังงานกล มอเตอร์แบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ ๆ คือ มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Motor) และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสสลับ (AC Motor) ในที่นี้จะกล่าวถึงเฉพาะ มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (DC Motor) เท่านั้น มอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงนั้นจะใช้งานในด้านการขับเคลื่อนในแบบต่าง ๆ ที่มีอัตราเร็วไม่สูงมากนัก เนื่องจากมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงนั้นมีแรงบิดเริ่มต้นที่สูง (starting torque) สามารถควบคุมควบคุมอัตราเร็วได้ค่อนข้างง่าย แต่มีข้อเสียคือมีโครงสร้างที่ค่อนข้างซับซ้อนมากจึงจำไม่เหมาะที่จะใช้ในงานที่มีอัตราเร็วสูงมาก



ภาพที่ 2.1 โครงสร้างของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง

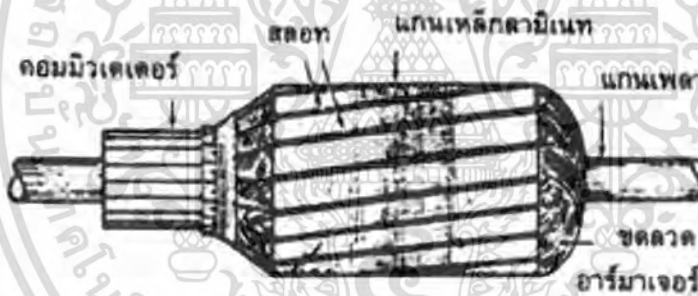
โครงสร้างของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (D.C. Motor) ประกอบด้วย 2 ส่วนหลัก ๆ คือ ส่วนที่อยู่กับที่ และ ส่วนที่เคลื่อนที่ส่วนที่อยู่กับที่เฟรม คือ เป็นโครงสร้างภายนอก ที่เรามองเห็นเป็นตัวมอเตอร์ จะทำหน้าที่เป็นเส้นทางเดินของสนามแม่เหล็ก และเป็นที่ยึดส่วนต่าง ๆ ให้แข็งแรงขั้วแม่เหล็ก จะประกอบด้วย แกนขั้วแม่เหล็ก ส่วนนี้จะติดอยู่กับเฟรมและขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field coil) ที่พันรอบ ๆ แกนขั้วแม่เหล็ก จะทำหน้าที่รับกระแสจากภายนอก และสร้างสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะทำให้เกิดแรงบิดขึ้น (Torque)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.2 ขั้วแม่เหล็กและขดลวดแม่เหล็กที่ยึดติดกับเฟรม

ส่วนที่เคลื่อนที่หรือโรเตอร์ (rotor) จะมีขดลวดอาร์เมเจอร์ (Armature Winding) ที่พันอยู่บนแกนเหล็กอาร์เมเจอร์ (Armature core) และมีคอมมิวเตเตอร์ยึดติดอยู่ที่ปลายของขดลวดอาร์เมเจอร์ ดังภาพ



ภาพที่ 2.3 โรเตอร์ของมอเตอร์กระแสตรง

ซึ่งในส่วนนี้ คอมมิวเตเตอร์จะทำหน้าที่ในการสัมผัสกับแปรงถ่านคาร์บอน (Carbon Brushes) ที่อยู่ในมอเตอร์เพื่อที่จะให้มีกระแสไหลผ่านไปยังขดลวดอาร์เมเจอร์ ทำให้เกิดการสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นเพื่อให้เกิดการหักล้างและเสริมกันกับสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวดแม่เหล็ก ซึ่งจะทำให้มอเตอร์หมุนได้ หลักการทำงานของมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง (D.C. Motor) เมื่อมีกระแสไหลผ่านเข้าไปในมอเตอร์ กระแสจะแบ่งออกไป 2 ทาง คือ ส่วนที่หนึ่งจะผ่านเข้าไปที่ขดลวดสนามแม่เหล็ก (Field coil) ทำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นและอีกส่วนหนึ่งจะผ่านแปรงถ่านคาร์บอนและผ่านคอมมิวเตเตอร์เข้าไปในขดลวดอาร์เมเจอร์ทำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นเช่นกัน ซึ่งทั้งสองสนามจะเกิดขึ้นขณะเดียวกัน ตามคุณสมบัติของเส้นแรงแม่เหล็กแล้วจะไม่มีการตัดกัน จะมีแต่การหักล้างและการเสริมกัน ซึ่งทำให้เกิดแรงบิดในอาร์เมเจอร์ ทำให้อาร์เมเจอร์หมุนซึ่งในการหมุนนั้นจะเป็นไปตามกฎมือซ้ายของเฟลมมิ่ง (fleming's left hand rule)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



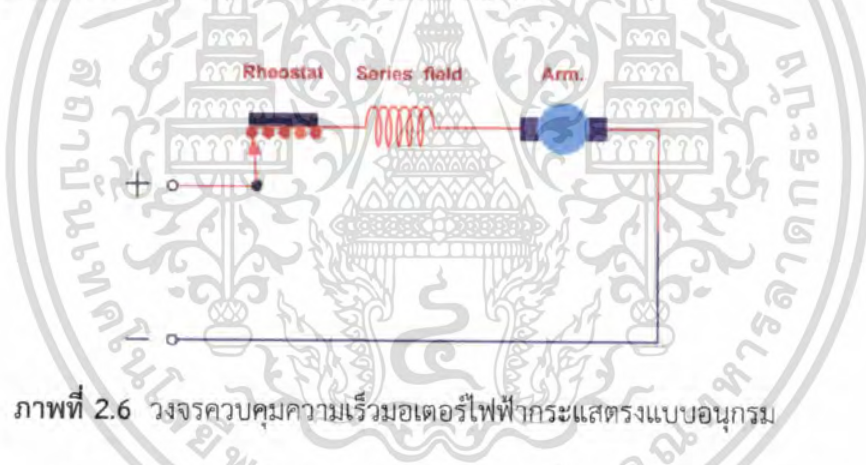
หากกระแสไม่พอแล้วมอเตอร์ก็จะมีกำลังเพียงพอสำหรับการขับโหลด และกระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้กับมอเตอร์จะมีผลต่ออัตราเร็วและแรงบิดของมอเตอร์ด้วย คือ ถ้าหากจ่ายกระแสไฟฟ้าให้กับมอเตอร์มาก อัตราเร็วและแรงบิดของมอเตอร์ก็จะมากด้วย

3. อัตราเร็ว (speed) ส่วนใหญ่มอเตอร์กระแสตรงจะมีอัตราเร็วปกติที่ 4000-7000 รอบต่อนาที ซึ่งอัตราเร็วของมอเตอร์สามารถลดลงหรือเพิ่มขึ้นได้ตามความต้องการของผู้ใช้ ถ้าหากต้องการใช้งานที่ต้องการความเร็วมากก็ต้องเลือกมอเตอร์ที่มีอัตราเร็วสูง เป็นต้น

4. แรงบิด (torque) เป็นแรงที่มอเตอร์กระทำกับโหลดในการพิจารณาเลือกมอเตอร์นั้นถ้าหากมีแรงบิดน้อยจะใช้งานได้กับโหลดที่ไม่หนักมากแต่ถ้ามีแรงบิดมากสามารถใช้งานกับโหลดที่มีน้ำหนักมากได้ มอเตอร์กระแสตรงจะมีหลักการทำงานโดยวิธีการผ่านกระแสให้กับขดลวดในสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะทำให้เกิดแรงแม่เหล็ก โดยส่วนของแรงนี้จะขึ้นอยู่กับกระแสและกำลังของสนามแม่เหล็ก

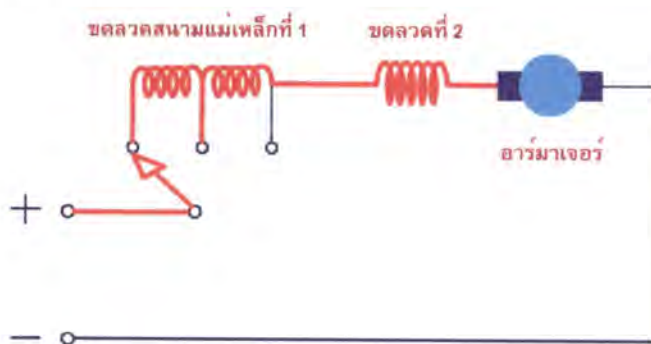
### 2.1.2 การควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม

มอเตอร์ไฟฟ้าแบบอนุกรมนี้จะมีความเร็วสูงมากจึงจำเป็นต้องมีการควบคุมให้เหมาะสมกับงานที่ต้องการ ในที่นี้จะกล่าวถึงการควบคุมอยู่ 2 วิธี ใช้ความต้านทานกับขดลวดเพื่อลดแรงดันไฟฟ้า และกระแสไดอาร์มาเจอร์ ตัวต้านทานที่นิยมใช้ก็คือลวดนิโครม (Nichrome Wire) และแผ่นคาร์บอน (Carbon Plate) แบบที่นิยมใช้ในมอเตอร์จักรเย็บผ้า



ภาพที่ 2.6 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม

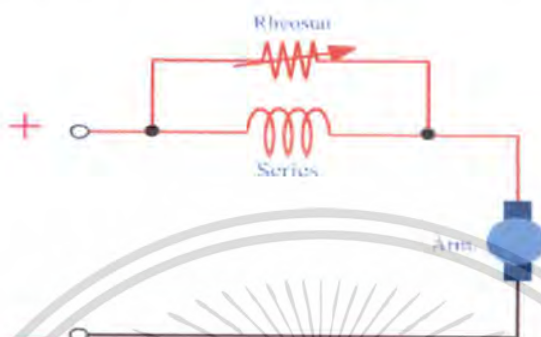
ใช้การแบ่งที่ขดลวดขั้วแม่เหล็ก (Tapped Field) โดยการนำขดลวดขั้วแม่เหล็กที่ 1 มาแบ่งออกตามลักษณะดังรูปจากนั้นก็ต่อเข้ากับสวิตช์เลือกเพื่อปรับให้อยู่ในจุด ที่ทำการแบ่งเพื่อให้ความเร็วของมอเตอร์เป็นไปตามต้องการดังรูป



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

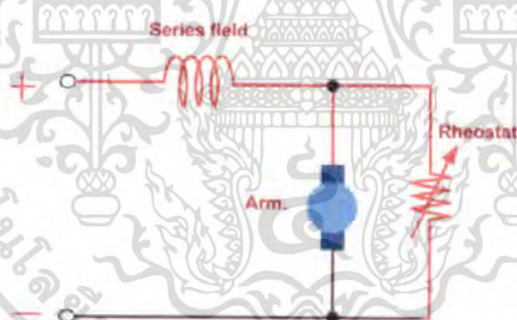
### ภาพที่ 2.7 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม

สำหรับมอเตอร์ขนาดใหญ่มีกระแสสูงการควบคุมโดยความเร็วการต่อความต้านทานและการปรับค่าความต้านทานและการเลื่อนปุ่มจะทำให้เกิดประกายไฟ (Arc) และเกิดความร้อนสูง จึงใช้วิธีแบ่งแยกกระแสในขดลวดขั้วแม่เหล็ก (Field Divertor) โดยนำความต้านทานปรับค่าได้ต่อขนานกับขดลวดสนามแม่เหล็ก ใช้ปรับความเร็ว เมื่อต้องการความเร็วสูง กว่าความเร็วปกติ



### ภาพที่ 2.8 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม

และเมื่อต้องการความเร็วต่ำกว่าความเร็วปกติใช้ความต้านทานปรับค่าได้ (Rheostat) ต่อขนานกับขดลวดอาร์มาเจอร์ ดังรูป

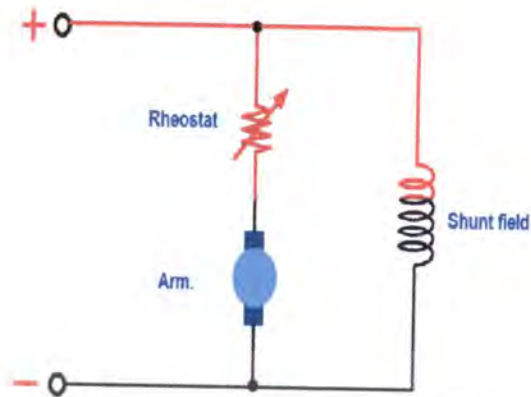


### ภาพที่ 2.9 วงจรควบคุมความเร็วมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรงแบบอนุกรม

#### 2.1.3 การควบคุมความเร็วมอเตอร์กระแสตรงแบบชันท (Shunt Motor)

มอเตอร์กระแสตรงแบบขนานนี้ต่อขดลวดขั้วแม่เหล็ก (Field Coil) ขนานกับขดลวดชุดอาร์มาเจอร์ จึงเรียกว่าแบบขนานหรือชันทมอเตอร์ มอเตอร์แบบนี้มีความเร็วปกติคงที่ ถ้าจะทำให้ความเร็วมอเตอร์แบบนี้สูงกว่าปกติใช้รีโอสตาร์ท (Rheostat) ต่ออนุกรมกับขดลวดขั้วแม่เหล็ก เพื่อทำให้ค่ากระแสในขดลวดขั้วแม่เหล็กลดลง เป็นการเพิ่มความเร็วของมอเตอร์แบบนี้ได้ ถ้าจะให้ความเร็วของมอเตอร์แบบนี้ต่ำกว่าปกติโดยการต่อรีโอสตาร์ท อนุกรมกับขดลวดวงจรรอาร์มาเจอร์ของมอเตอร์

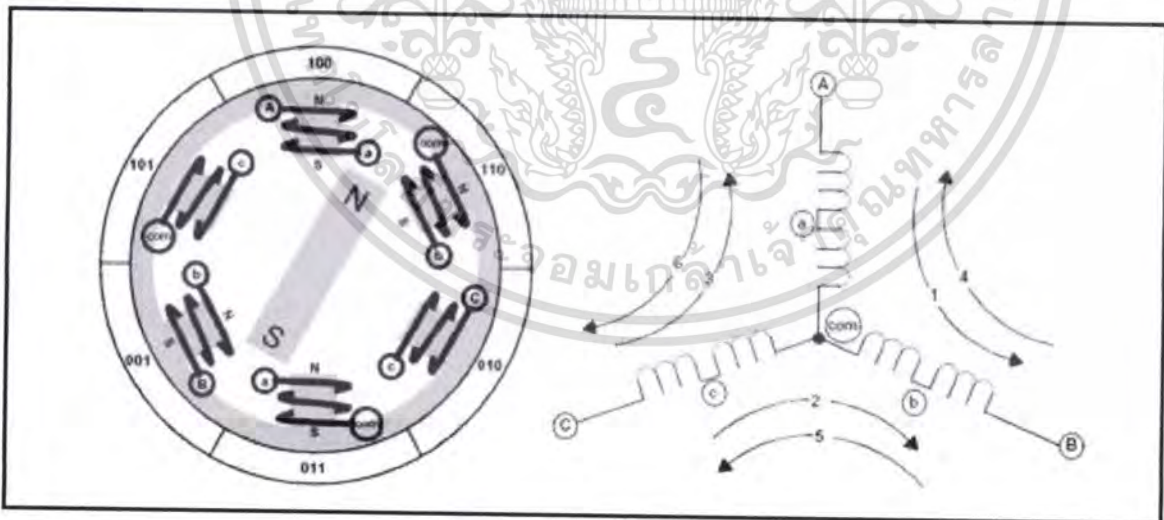
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.10 วงจรการควบคุมความเร็วมอเตอร์กระแสตรงแบบชันท (Shunt Motor)

#### 2.1.4 หลักการทำงานของ HUB Motor Brushless

การทำงานของมอเตอร์ไร้แปรงถ่าน (Brushless DC Motor) โดยจะแตกต่างกับการทำงานของมอเตอร์ใช้แปรงถ่าน จะทำงานแบบง่ายๆ คือมีแปรงถ่านเป็นตัวคอยสับเปลี่ยนการจ่ายกระแสไฟให้กับขดลวด เพื่อสร้างสนามแม่เหล็กที่เหมาะสม ซึ่งมอเตอร์ชนิดนี้จึงมีสายเพียง 2 เส้นเท่านั้น แต่ในมอเตอร์ไร้กระแสตรงแบบแปรงถ่าน (Brushless DC Motor) จะมีขดลวดอยู่ 3 ชุด และจะทำงานครั้งละ 2 ชุด สับเปลี่ยนกันเพื่อสร้างสนามแม่เหล็กที่เหมาะสม จะเห็นได้ว่ามอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านจะมีสายจำนวน 3 เส้นต่อออกมา ตามภาพที่ 2.11 คือ ขั้ว A, B และ C



ภาพที่ 2.11 แสดงวงจรภายในมอเตอร์แบบไร้แปรงถ่าน

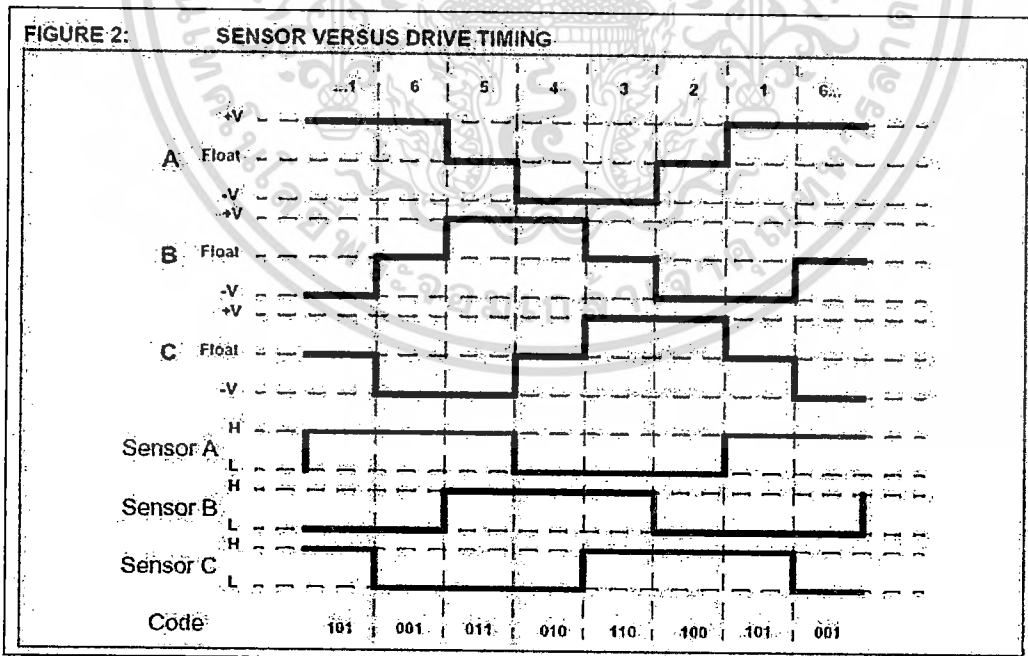
จากภาพที่ 2.11 ด้านขวาแสดงภาคตัดมอเตอร์ จะเห็นตัวหมุน (rotor) ที่เป็นแม่เหล็กถาวรอยู่ตรงกลาง และขดลวด A, B และ C อยู่รอบๆ แต่หากเป็นมอเตอร์ที่เปลือกหมุน (out-runner) จะกลับกันคือขดลวดจะอยู่ตรงกลางแล้วมีเปลือกแม่เหล็กเป็นวงกลมอยู่รอบนอกแทน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในภาพที่ 2.11 จะมีกระแสไหลผ่านขดลวดจาก A ไป B ตามเส้นทางที่ 1 ทำให้เกิดสนามแม่เหล็กสำหรับดึงดูดแกนหมุนให้อยู่ระหว่างขั้วของ A และ B หรือมอเตอร์จะวางตัวอยู่ตามรูปที่ 1 และหากให้การกระแสไหลตามเส้นทางที่ 6 คือ จากขั้ว A ไปยังขั้ว C จะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กระหว่างขั้ว A และ C จะทำให้ตัวหมุนเคลื่อนไปในทิศทางทวนเข็มนาฬิกาไปอยู่ระหว่างขั้ว C และ A แทน หรือขั้ว N ประมาณเลข 11 บนหน้าปัดนาฬิกา และหาก

เปลี่ยนกระแสให้ไหลในเส้นทางที่ 5 คือ จาก B ไปยัง C ต่อไปอีก ตัวหมุน จะหมุนทวนเข็มนาฬิกา ต่อไปอีก ขั้ว N จะอยู่ที่ระหว่างขั้ว B และ C หรือที่ประมาณ 9 นาฬิกา ดังนั้นหากให้เกิดการหมุนต่อเนื่อง จะต้องทำการสับขั้วให้กระแสไหลในจังหวะที่เหมาะสมตามลำดับไป ดูได้จากรูปที่ 2 และเมื่อกระทำต่อเนื่องไปจนครบ 6 ขั้น จะเกิดการหมุน 1 รอบพอดี ในระหว่างขั้นต่างๆ นี้ ขั้ว A, B และ C จะถูกสับเปลี่ยนไปมาระหว่างบวกและลบ ทำให้ตัวควบคุมจะต้องใช้ FET ต่อกันเป็น Bridge อย่างน้อย 6 ตัว (3 PFET + 3 NFET) เพื่อให้สามารถสับเปลี่ยนขั้วได้ จึงไม่แปลกใจเมื่อพบว่า speed จะมี FET ตัวเล็กๆ ต่อกันอยู่เป็นชุดๆ อยู่จำนวนมากน้อยตามกระแสที่จ่ายได้

จากหลักการทำงานขั้นต้น จะเห็นว่าการสับเปลี่ยนขั้ว มีความสัมพันธ์กับตำแหน่งของตัวหมุนเป็นอย่างมาก การสับเปลี่ยนขั้วเพื่อให้เกิดสนามแม่เหล็กที่เหมาะสม จะทำให้ได้แรงบิดที่ดี โดยแรงบิดจะเกิดขึ้นสูงสุด เมื่อตัวหมุนทำมุมกับสนามแม่เหล็ก 90 องศา ดังนั้นในการควบคุมมอเตอร์ไร้แปรงถ่าน ควมีการควบคุมมอเตอร์โดยจะต้องมีตัวที่บอกตำแหน่งของมอเตอร์ ทำให้มีการใช้อุปกรณ์ (sensor) ช่วยบอกตำแหน่ง เช่น พวก Hall Sensor จะใช้จำนวน 3 ตัว เพื่อให้สัญญาณออกมาตามรูปที่ 2 จากนั้นจะนำสัญญาณที่ได้ไปกำหนดเวลาสับเปลี่ยนขั้วอีกที การใช้ sensor มีข้อดีคือ ตัวควบคุมทำงานง่าย แต่มีข้อยุ่งยากก็คือ ต้องใช้ sensor เพิ่ม และเป็นภาระในการดูแล



ภาพที่ 2.12 แสดงการทำงานเป็น สถานะ(State) ของการทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

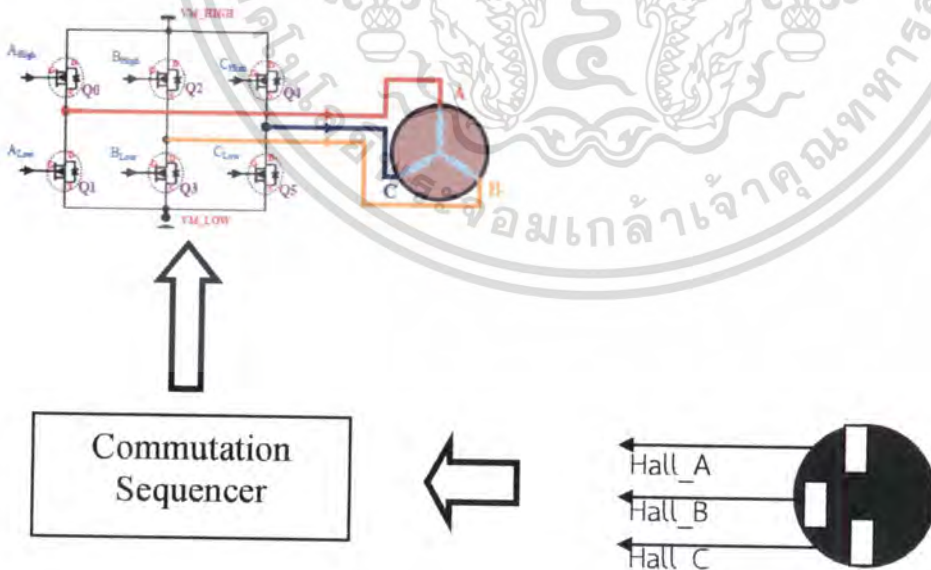
ลำดับจังหวะการเปิดปิดของสวิตช์ทั้ง 6 ตัว จะถูกกำหนดจากรูปคลื่นสัญญาณดังแสดงในรูปที่ 6 โดยกระแสไฟฟ้าของแต่ละเฟสจะไหลแค่ขดลวด 2 ขดเท่านั้น ซึ่งใน 1 คาบจะแบ่งเป็น 6 Commutation States : 001 , 010 , 011 , 100 , 101 , 110 ซึ่งแต่ละ States จะเป็นระยะ 60 องศา

โดยสามารถสัญญาณ จังหวะการเปิดปิดของสวิตช์ทั้ง 6 ตัวสามารถที่จะแสดงได้ดังตารางแสดงการหมุนของมอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปรงถ่านนี้ โดยสัญญาณควบคุม PhaseA\_H , PhaseB\_H และ PhaseC\_H เป็นสัญญาณที่รับค่า PWM ส่วนสัญญาณ PhaseA\_L , PhaseB\_L และ PhaseC\_L เป็นแค่เปิด หรือปิด เท่านั้น ส่วนค่าเฉลี่ย ของแรงดันเอาพุต ของแต่ละเฟสสามารถที่จะปรับได้โดยการปรับช่วงเวลา Ton ในแต่ละคาบคงที่ เพราะจะได้ ว่า

$$\text{Duty Cycle} = (\text{Ton} / T) * 100$$

ตารางที่ 2.1 แสดงการหมุนของมอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน (AB -AC-BC-BA-CA-CB)

Hall_A	Hall_B	Hall_C	PhaseA_H	PhaseA_L	PhaseB_H	PhaseB_L	PhaseC_H	PhaseC_L
1	0	1	PWM			1		
0	0	1	PWM					1
0	1	1			PWM			1
0	1	0		1	PWM			
1	1	0		1			PWM	
1	0	0				1	PWM	



ภาพที่ 2.13 แสดงวงจร MOSFET ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ ในการควบคุมลำดับการเปิดปิดสวิตช์ทั้ง 6 ตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.1.5 ชนิดของ HUB MOTOR

HUB Motor แบ่งออกเป็น 3 ชนิดโดยใช้สายไฟออกจากมอเตอร์เป็นเกณฑ์ คือ

2.1.5.1 ชนิด 2 สาย

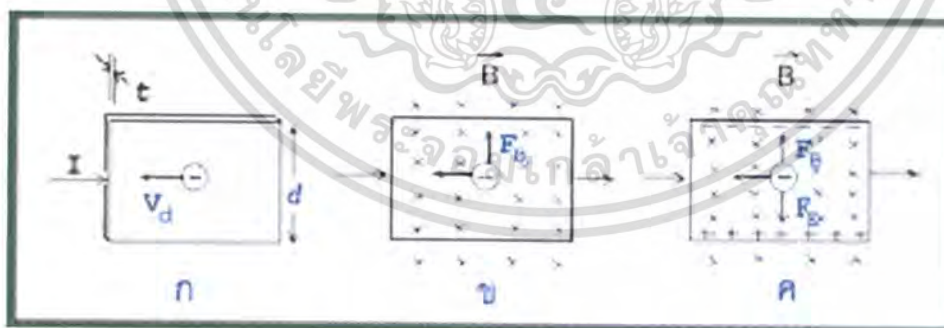
2.1.5.2 ชนิด 3 สาย

2.1.5.3 ชนิด 8 สาย สายใหญ่ 3 เส้น สายเล็ก 5 เส้น

HUB MOTOR ทุกชนิดจะมีความต่างศักย์ไฟฟ้าตั้งแต่ 24 V. , 36 V. , 48 V. มีกำลังวัตต์ตั้งแต่ 180 W. ขึ้นไปต่อไปนี้จะกล่าวถึง HUB MOTOR BRUSHLESS ที่มีประสิทธิภาพดีและนิยมใช้เพื่อประกอบในพาหนะ HUB MOTOR โดยทั่วไปจะมีเฟสระบบ 3 เฟส หรือมีไฟเลี้ยง 3 เส้น ในแต่ละเฟสจะทำงานต่อเนื่องกันโดยการควบคุมของกล่องควบคุมหรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า “ PWM (PULSE WIDTH MODULATION) CONTROLLER ” ภายในของมอเตอร์รอบขอบจะมีแม่เหล็กจำนวนมากวางสลับขั้ววก-กลับกันอยู่ ซึ่งคุณภาพของมอเตอร์จะมีกำลังหรือแรงบิดดีหรือไม่ขึ้นขึ้นอยู่กับคุณภาพของแม่เหล็กที่ใช้ ตรงแกนกลางของโรเตอร์จะประกอบด้วยขดลวด 3 เฟส โดยกล่องควบคุมจะทำการจ่ายไฟให้กับขดลวดเป็นจังหวะ ซึ่งจะทำให้เกิดแม่เหล็กแรงสูงไปผลักและดูดกับแม่เหล็กที่อยู่ด้านนอก สลับกันไป ทำให้วงล้อของมอเตอร์หมุนไปได้

### 2.1.6 ปรากฏการณ์ฮอลล์ (Hall Effect)

ใน ค.ศ. 1879 เอ็ดวิน ฮอลล์ (Edwin Hall) นักศึกษามหาวิทยาลัยจอห์น ฮอปคินส์ ซึ่งในขณะนั้นมีอายุ 24 ปี ได้พบว่า เมื่อนำแผ่นตัวนำบางที่มีกระแสไฟฟ้าผ่านไปวางไว้ในบริเวณที่มีสนามแม่เหล็ก พาหะประจุ (charge carriers) ในตัวนำสามารถเบนไปจากแนวทางเดิมได้ และการเบนนี้มีผลทำให้เกิดสนามไฟฟ้าในตัวนำบางในทิศตั้งฉากกับทั้งกระแส ไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก การค้นพบนี้เรียกว่า ปรากฏการณ์ฮอลล์



ภาพที่ 2.14 ก-ค แสดงการเกิดปรากฏการณ์ฮอลล์

การเกิดปรากฏการณ์ฮอลล์อธิบายได้โดยใช้ภาพที่ 2.14 ดังนี้

ภาพที่ 2.14 ก แสดงแผ่นตัวนำบางที่มีความกว้าง  $d$  หนา  $t$  และมีกระแสไฟฟ้า (conventional current)  $I$  ผ่านในทิศจากด้านซ้ายไปด้านขวา พาหะประจุคืออิเล็กตรอนเคลื่อนที่ (ด้วยอัตราเร็วลอยเลื่อน  $V_d$ ) ในทิศตรงข้ามกับกระแสไฟฟ้า  $I$  จากด้านขวาไปด้านซ้าย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 2.14 ข เมื่อใส่สนามแม่เหล็ก B ในทิศพุ่งเข้าหาและตั้งฉากกับระนาบแผ่นตัวนำบางหรือกระดาษ จะเกิดแรงแม่เหล็ก FB กระทำกับอิเล็กตรอน ทำให้อิเล็กตรอนเบนไปทางขอบด้านบนของแผ่นตัวนำบาง

ภาพที่ 2.14 ค เมื่อเวลาผ่านไปจะมีอิเล็กตรอนถูกผลักไปที่ขอบด้านบนจำนวนมาก ส่วนขอบด้านล่างจะเกิดประจุไฟฟ้าบวกจำนวนมากเช่นกัน การที่มีประจุไฟฟ้าต่างชนิดกันที่ขอบทั้งสอง ทำให้เกิดสนามไฟฟ้า เรียกว่า สนามไฟฟ้าฮอลล์ (hall field)  $E_H$  ในแผ่นตัวนำบางมีทิศจากขอบด้านล่างไปขอบด้านบน สนามไฟฟ้าจะทำให้เกิดแรงไฟฟ้า FE กระทำกับอิเล็กตรอน ซึ่งจะทำให้อิเล็กตรอนถูกผลักไปทางขอบด้านล่าง เมื่อแรงไฟฟ้าและแรงแม่เหล็กมีขนาดเท่ากัน อิเล็กตรอนจะเคลื่อนที่ในทิศไปทางซ้ายโดยไม่เบน

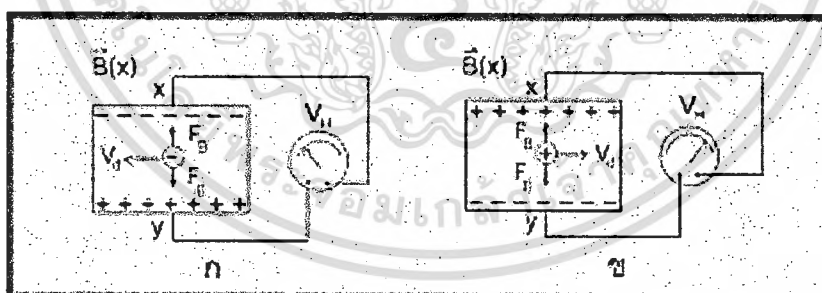
สนามไฟฟ้าที่เกิดในแผ่นตัวนำบางมีความสัมพันธ์กับความต่างศักย์หรือโวลเตจ  $V$  ดังนี้

$$E_H = \frac{V}{d} \quad (1)$$

ความต่างศักย์หรือโวลเตจที่เกิดขึ้นนี้เรียกว่า ความต่างศักย์ฮอลล์ (hall potential difference หรือ hall voltage)  $V_H$  พบว่า ความต่างศักย์ฮอลล์มีค่ามากที่สุด เมื่อแผ่นตัวนำบางทำจากสารกึ่งตัวนำ เช่น ซีลีเนียม และเจอร์เมเนียม ส่วนตัวนำไฟฟ้าที่ดี ความต่างศักย์ฮอลล์จะมีค่าน้อยกว่ามาก (เหตุผล พิจารณาได้จากสมการ (7) หรือสมการ (8) ในตอนท้าย)

จากสมการ (1) จะได้ว่า

$$V_H = E_H d \quad (2)$$



ภาพที่ 2.15 ก - ข การต่อมิลลิโวลต์มิเตอร์เพื่อหาสภาพชี้ของ  $V_H$

เราสามารถวัด  $V_H$  โดยต่อโวลต์มิเตอร์เข้ากับจุด  $x$  และจุด  $y$  ดังภาพที่ 2.15 สภาพชี้ของ  $V_H$  ทราบได้จากเครื่องหมายที่อ่านได้จาก โวลต์โวลต์มิเตอร์

จากภาพที่ 2.15 ก พาหะประจุคืออิเล็กตรอนจึงมีประจุลบ ถ้าพาหะประจุมีประจุบวก ทิศของ  $V_d$  และ  $E_H$  จะตรงข้ามกับในภาพที่ 2.15 ก แต่ทิศของ  $F_B$  และ  $E_E$  ยังคงเดิม ดังแสดงในภาพที่ 2.15 ข ทำให้ประจุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บวกถูกผลักไปที่ขอบด้านขวา ส่วนประจุลบถูกผลักไปที่ขอบด้านซ้าย และสภาพขั้วของ  $V_H$  จะตรงข้ามกับ  
กรณีที่พาหะประจุมีประจุลบ

$$\begin{aligned} (-e) E_H &= (-e) V_d B \\ E_H &= V_d B \end{aligned} \quad (3)$$

จากสมการ (2) จะได้

$$\begin{aligned} V_H &= E_H d \\ V_H &= V_d B d \end{aligned} \quad (4)$$

เนื่องจากอัตราเร็วลอยเลื่อน  $V_d$  มีค่า

$$V_d = \frac{I}{neA} \quad (5)$$

เมื่อ  $n$  คือจำนวนพาหะประจุต่อลูกบาศก์เมตร (หรือความหนาแน่นของพาหะประจุ)

และ  $A$  คือพื้นที่หน้าตัดของแผ่นตัวนำบาง

แทนสมการ (5) ลงในสมการ (4) จะได้

$$V_H = \frac{IBd}{neA} \quad (6)$$

เนื่องจาก  $t$  คือความหนาของแผ่นตัวนำบาง ดังนั้น

$$V_H = \frac{IB}{net} \quad (7)$$

สมการ (7) เขียนได้ใหม่เป็น

$$B = neti^{-1} V_H \quad (8)$$

ปริมาณ  $V_H$  และ  $t$  ในสมการ (8) หาได้จากการวัด ส่วนค่า  $n$  ขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุที่ใช้ทำหัววัด วัสดุที่เป็นสารกึ่งตัวนำจะมีจำนวนพาหะประจุน้อยกว่าตัวนำไฟฟ้าที่ดี แต่ก็ยังมีค่ามากพอที่จะทำให้เกิด  
กระแสไฟฟ้าที่สามารถวัดได้ ส่วนฉนวนมีจำนวนพาหะประจุน้อยมาก แต่ก็ยอมให้กระแสไฟฟ้าปริมาณ  
เล็กน้อยผ่าน จากการศึกษาพบว่า สารกึ่งตัวนำที่เจือสิ่งเจือปนมีค่า  $n$   $10^{22} \text{m}^{-3}$  และโลหะทั่วไปมีค่า  $n$   
 $10^{28} \text{m}^{-3}$  ดังนั้น เราจึงสามารถหาความเข้มของสนามแม่เหล็กที่ไม่ทราบค่าจากสมการ (8) ได้

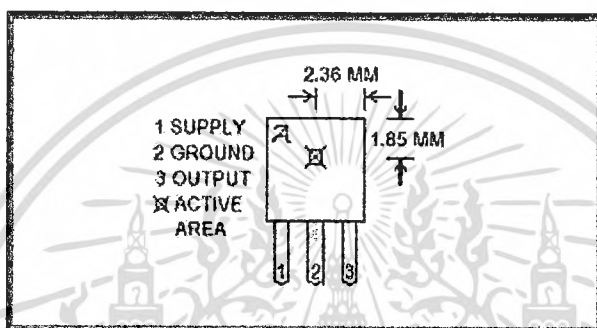
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความเข้มของสนามแม่เหล็กมีหน่วยในระบบเอสไอเป็นเทสลา (tesla) แทนด้วยสัญลักษณ์ T หน่วยเดิมของความเข้มของสนามแม่เหล็กคือ เกาส์ (gauss) แทนด้วยสัญลักษณ์ G โดยที่  $1T = 104 G$

### 2.1.7 ตัวรับรู้ฮอลล์ (Linear Hall sensor)

ปัจจุบันเราสามารถวัดสนามแม่เหล็กได้สะดวกและรวดเร็วโดยใช้ตัวรับรู้ฮอลล์

(Linear Hall sensor) ซึ่งทำงานโดยอาศัยหลักการของปรากฏการณ์ฮอลล์ (Hall effect) ตัวรับรู้ฮอลล์เป็นวงจรรวมที่ทำให้เกิดความต่างศักย์ซึ่งเป็นสัดส่วนตรงกับ ความเข้มของสนามแม่เหล็กที่ผ่านในแนวตั้ง เมื่อนำตัวรับรู้ฮอลล์ไปต่อกับโวลต์มิเตอร์ แล้วนำไปวางใกล้บริเวณที่มีสนามแม่เหล็กก็จะทำให้ทราบค่าความเข้มของสนามแม่เหล็กได้

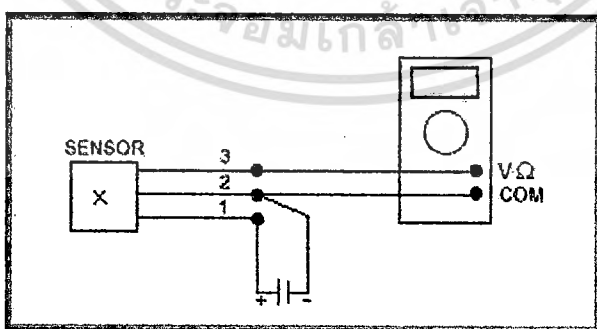


ภาพที่ 2.16 ตัวรับรู้ฮอลล์

ตัวรับรู้ฮอลล์เป็นวงจรรวม มีขนาดและลักษณะดังรูปที่ 1 และมีสมบัติดังนี้

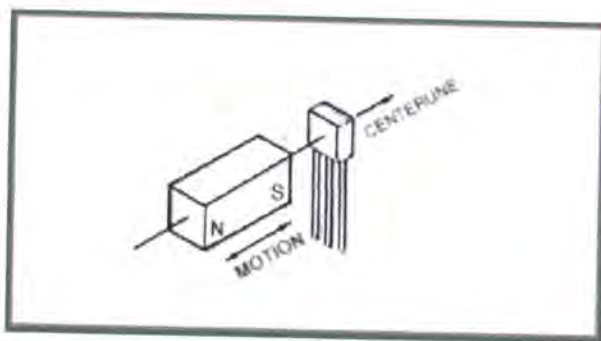
input voltage 4.5-6V offset voltage 2.5 V (ประมาณ) sensitivity 13 V/T

เมื่อต่อแหล่งจ่ายไฟกระแสตรงหรือเซลล์ไฟฟ้า 4.5-6 โวลต์ เข้ากับขา 1 และขา 2 และ ต่อโวลต์มิเตอร์เข้ากับขา 2 และขา 3 ดังรูปที่ 2 โวลต์มิเตอร์จะแสดงค่าประมาณ 2.5 โวลต์ ค่านี้เป็นความต่างศักย์ขณะที่ไม่มีสนามแม่เหล็ก เรียกว่า offset voltage ค่านี้อาจเปลี่ยนแปลงได้เล็กน้อยขึ้นอยู่กับโวลเตจของแหล่งจ่ายไฟกระแสตรง ที่ต่อกับขา 1 และขา 2 แต่จะมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของโวลเตจของแหล่งจ่ายไฟกระแสตรง



ภาพที่ 2.17 การต่อตัวรับรู้ฮอลล์กับแหล่งจ่ายไฟกระแสตรงและโวลต์มิเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.18 แสดงภาพแม่เหล็กเคลื่อนที่เข้าใกล้ active area ของตัวรับรู้ออสลล์

เมื่อนำแม่เหล็กเข้าใกล้ active area ของตัวรับรู้ออสลล์ ความต่างศักย์จะมีค่าเพิ่มขึ้นหรือลดลงขึ้นอยู่กับทิศของสนามแม่เหล็ก กล่าวคือถ้านำขั้วใต้เข้าใกล้ ความต่างศักย์จะมีค่าเพิ่มขึ้น แต่ถ้านำขั้วเหนือเข้าใกล้ ความต่างศักย์จะมีค่าลดลง ความต่างศักย์ที่เปลี่ยนไปมีความสัมพันธ์กับความเข้มของสนามแม่เหล็ก หรือ ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก (magnetic flux density) ดังนี้

$$B = (V_{out}(B) - V_{out}(0)) S^{-1}$$

เมื่อ  $V_{out}(0)$  เป็นความต่างศักย์ขณะไม่มีสนามแม่เหล็ก  $V_{out}(B)$  เป็นความต่างศักย์ขณะมีสนามแม่เหล็ก  $S$  เป็นสัมประสิทธิ์ความไว มีหน่วยเป็นโวลต์ต่อเทสลา (V/T) ตัวรับรู้ออสลล์สามารถวัดสนามแม่เหล็กในบริเวณใกล้แม่เหล็กถาวร สนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นบริเวณปลายโซเลนอยด์และสนามแม่เหล็กใกล้เส้นลวดตัว นำที่มีกระแสไฟฟ้าผ่านได้

### 2.18 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต (LiFePO<sub>4</sub>)

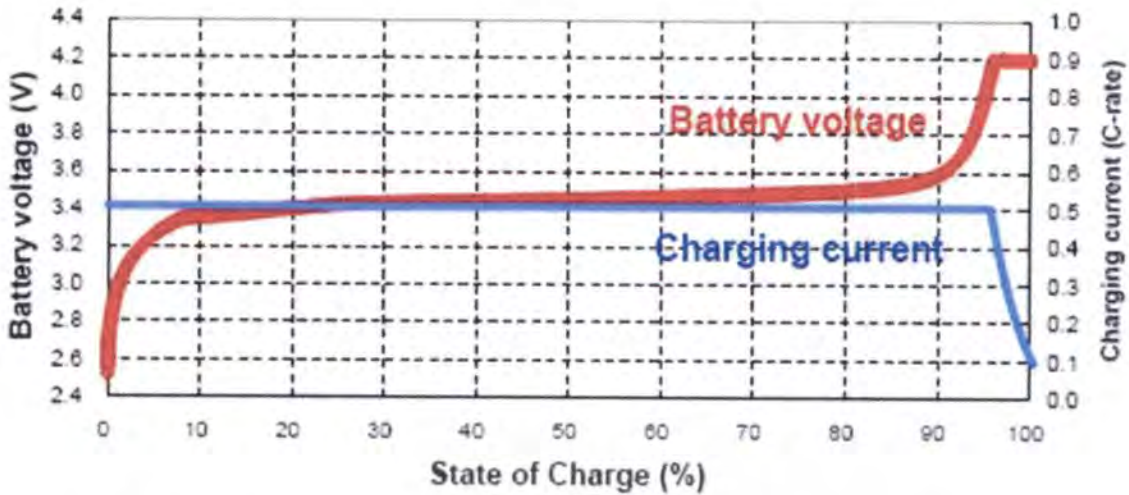
แบตเตอรี่ลิเทียมไอออน Li-ion (polymer) และ แบตเตอรี่ ลิเทียมโคบอลต์ออกไซด์ (LiCoO<sub>2</sub>) มีการใช้งานอย่างมากในอุตสาหกรรมอิเล็กทรอนิกส์ แต่แบตเตอรี่ลิเทียมโคบอลต์ออกไซด์ (LiCoO<sub>2</sub>) ราคาแพงมาก และไม่ปลอดภัยเมื่อมีความจุสูงขึ้น

ส่วนแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต (LiFePO<sub>4</sub>) เป็นตัวเลือกที่ผู้ใช้นิยม เนื่องจากมีความจุสูงและสามารถนำไปใช้งานได้หลากหลาย เช่น คอมพิวเตอร์แล็ปท็อป เครื่องมือกล รถวีลแชร์ไฟฟ้า รถจักรยานไฟฟ้า รถไฟฟ้า แม่น้ำแร่รถสปไฟฟ้า แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต (LiFePO<sub>4</sub>) มีความปลอดภัยเทียบเท่าแบตเตอรี่แบบตะกั่วกรด แต่ความแรงเทียบเท่าแบตเตอรี่แบบตะกั่วลิเทียมไอออน ข้อดีของแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน Li-ion (polymer) ที่เป็นชนิดลิเทียมไอออนฟอสเฟต (LiFePO<sub>4</sub>) มีดังนี้

#### 2.18.1 ชาร์จได้เร็ว

ในระหว่างกระบวนการชาร์จแบตเตอรี่ Li-ion แบบดั้งเดิมประกอบด้วย ลิเทียมโคบอลต์ออกไซด์ (LiCoO<sub>2</sub>) ต้องการชาร์จสองขั้นตอน ขั้นตอนแรก คือการใช้กระแสคงที่ (Constant Current:CC) เพื่อให้ถึง 60% ของจุดชาร์จ (Stage of Charge:SOC) ขั้นตอนที่สอง เกิดขึ้นเมื่อแรงดันไปถึง 4.2V เป็นขีดจำกัดบนแรงดันของการชาร์จ ก็จะเริ่มชาร์จที่แรงดันคงที่จนกว่ากระแสจะลดลงเรื่อยๆ ในขั้นตอนที่ (60%SOC) ใช้เวลาประมาณ 2 ชั่วโมง และในขั้นตอนที่ 2 (40%SOC) ใช้เวลาอีกประมาณ 2 ชั่วโมง แต่แบตเตอรี่ LiFePO<sub>4</sub> สามารถใช้แค่ 1 ขั้นตอน เมื่อ CC ไปถึง 95% ของ SOC หรืออาจชาร์จทั้ง CC+CV เพื่อให้ถึง 100%SOC เวลาทั้งหมดประมาณสองชั่วโมง

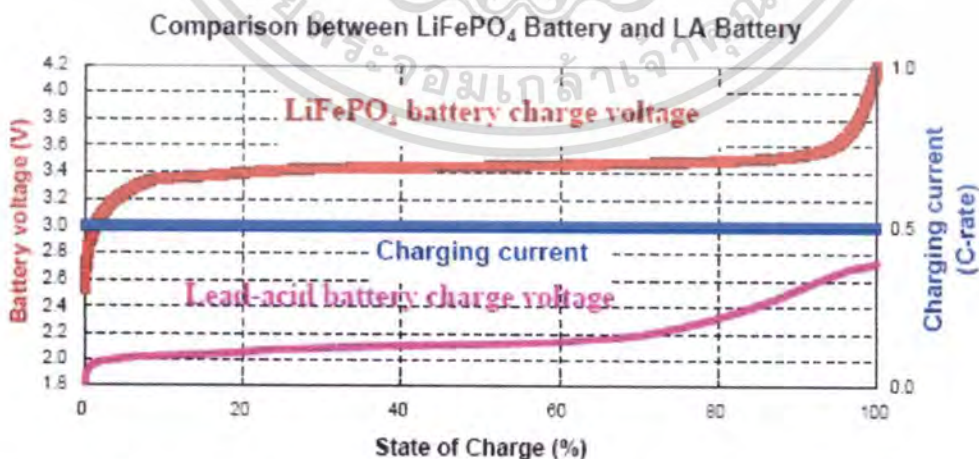
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 2.19 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของแรงดันกับกระแสในการชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน

2.18.2 มีการเผื่อต่อการชาร์จมากเกินไป (over charge) สูง และสมรรถนะที่ปลอดภัยกว่า

แบตเตอรี่  $\text{LiCoO}_2$  มีการเผื่อต่อการโอเวอร์ชาร์จแคบมาก ประมาณ 0.1V ที่แรงดันชาร์จ 4.2V และต้องพิจารณาขีดจำกัดควบคุมบนของการชาร์จแรงดันด้วย ถ้าชาร์จเกิน 4.3V อาจทำให้แบตเตอรี่ประสิทธิภาพตกได้และอาจเป็นเหตุให้ไฟไหม้และระเบิดได้ แบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  มีการเผื่อต่อการโอเวอร์ชาร์จกว้างมากกว่าเป็น 0.7V ที่แรงดันชาร์จเป็น 3.4V ความร้อนจากปฏิกิริยาเคมีวัดจาก DSC หลังจากโอเวอร์ชาร์จเป็น 90J/g สำหรับ  $\text{LiFePO}_4$  และ 1600J/g for  $\text{LiCoO}_2$  ยังมีการคายความร้อนมากเท่าไร จะเกิดพลังงานจะสะสมในแบตเตอรี่ในทางสิ้นเปลืองและอาจทำให้ไฟไหม้และระเบิดได้ แต่แบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  สามารถโอเวอร์ชาร์จได้ถึง 30V โดยไม่ต้องมีวงจรป้องกัน เหมาะสมกับการใช้งานที่กระแสสูงๆ ความจุสูงๆ ในรูปแสดงถึงความปลอดภัยและความทนต่อการโอเวอร์ชาร์จของแบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  กราฟมีลักษณะคล้ายการตอบสนองของแบตเตอรี่ตะกั่วกรด

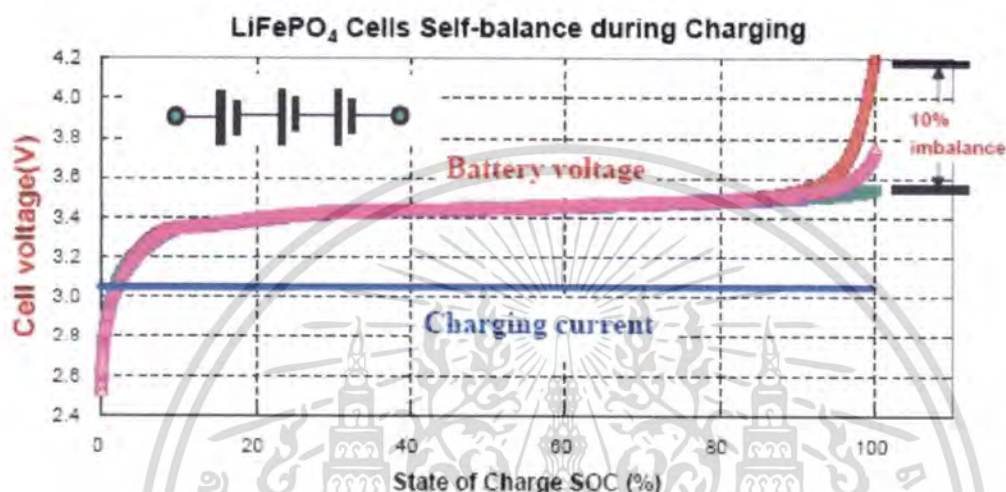


ภาพที่ 2.20 เปรียบเทียบการชาร์จด้วยกระแสคงที่ ระหว่างแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนและแบบตะกั่วกรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.18.3 สมดุลด้วยตัวเอง

เซลล์ของ  $\text{LiFePO}_4$  จะถูกต่ออนุกรมและจัดให้สมดุลระหว่างกระบวนการชาร์จ เนื่องจากมีความเผื่อต่อการโอเวอร์ชาร์จสูง นี่คือข้อแตกต่างจากแบตเตอรี่แบบตะกั่วกรด คุณลักษณะการสมดุลตัวเองสามารถยอมให้ความแตกต่างระหว่างเซลล์สำหรับทั้งแรงดันและความจุของแบตเตอรี่ไม่เกิน 10% ดังรูปด้านล่าง



ภาพที่ 2.21 กราฟแสดงการสมดุลแรงดันแต่ละเซลล์ให้แตกต่างกันไม่เกิน 10%

### 2.18.4 ระบบจัดการแบตเตอรี่ (Battery Management System) ง่ายกว่า

การเพื่อโอเวอร์ชาร์จและชุดสมดุลของแบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  ส่วนมากจะมีชุดป้องกันแบตเตอรี่และวงจรที่มีราคาไม่แพง ใช้การชาร์จเพียงหนึ่งขั้นตอน อาจใช้แหล่งจ่ายไฟแบบทั่วไปเพื่อชาร์จแบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  แทนที่จะเป็นชาร์จเจอร์แบบ Li-ion

### 2.18.5 อายุการใช้งานที่ยืนยาว

เมื่อเปรียบเทียบอายุการใช้งานของแบตเตอรี่  $\text{LiCoO}_2$  มีอายุการชาร์จเพียง 400 ครั้ง แต่แบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  อายุการชาร์จถึง 2000 ครั้ง

### 2.18.6 สมรรถนะอุณหภูมิสูง

ข้อเสียของการแบตเตอรี่  $\text{LiCoO}_2$  คือประสิทธิภาพจะลดลงเมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น จนถึง 60C แบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  ทำงานได้ดีกว่า ที่อุณหภูมิสูงขึ้น เนื่องจากการนำความร้อนของลิเทียมไอออนิกที่สูงกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบแบตเตอรี่ชนิดต่างๆ

	C-LiFePO <sub>4</sub>	LiCoO <sub>2</sub>	LiMn <sub>2</sub> O <sub>4</sub>	Li(NiCo)O <sub>2</sub>
ความปลอดภัยและสิ่งแวดล้อม	ยอดเยี่ยม ดีที่สุด เมื่อเทียบกับชนิดอื่นที่มีอยู่ทั้งหมด	ไม่เสถียร และอันตราย	รับได้	ไม่เสถียรและอันตราย
จำนวนการชาร์จ	ยอดเยี่ยม ดีที่สุด เมื่อเทียบกับชนิดอื่นที่มีอยู่ทั้งหมด	รับได้	รับไม่ได้	รับได้
ความหนาแน่นของกำลังและน้ำหนัก	รับได้	ดี	รับได้	ดีที่สุด
ต้นทุนในระยะยาว	ประหยัดมาก ที่สุด	สูง	รับได้	สูง
อุณหภูมิใช้งาน	เหมาะสมที่ อุณหภูมิ 45 – 70°C	จะเสื่อมที่ช่วง นอกเหนือจาก -20°C ถึง 55°C	แบตเตอรี่เสื่อมอย่าง มากในช่วงเกินกว่า 50°C	แบตเตอรี่เสื่อมอย่าง มากในช่วงเกินกว่า 20°C ถึง 55°C
หมายเหตุ	<ol style="list-style-type: none"> <li>ถึงแม้แบตเตอรี่แบบตะกั่วกรดจะมีราคาถูกกว่าแต่ในเรื่องของความปลอดภัยยังดีกว่า เช่นกรดเป็นพิษ การไม่เป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อม อายุการใช้งานสั้น น้ำหนักมาก เลยไม่ได้นำมาพิจารณาในการเปรียบเทียบ</li> <li>แบตเตอรี่นิกเกิลไฮไดรด์ มีความหนาแน่นกำลังต่อน้ำหนักที่ต่ำ แต่จะเสื่อมเร็วเมื่ออยู่อุณหภูมิสูง มีการจำค่าแรงดันที่ต่ำกว่า (memory effect) ไม่เหมาะกับการใช้งานกำลังสูง</li> <li>แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต แบบเคลือบด้วยคาร์บอน ได้พิสูจน์แล้วว่า เป็นมิตรต่อสิ่งแวดล้อม มีความปลอดภัยและเหมาะกับการใช้งานกำลังสูง</li> </ol>			

### 2.19 Depth of Discharge หรือ DOD

ค่า DOD หรือ Depth of Discharge คือความลึกของการคายประจุแบตเตอรี่ในการชาร์จแบตเตอรี่ใหม่ในแต่ละครั้ง เช่น 100% DOD หมายถึง เราใช้งานแบตเตอรี่จนหมด 100% แล้วนำกลับไปชาร์จใหม่อีกครั้ง หรือ 20% DOD หมายถึง เราใช้งานแบตเตอรี่จนคายประจุออกมาจำนวน 20% ของความจุแบตเตอรี่ทั้งหมด โดยแบตเตอรี่เหลือประจุอยู่ 80% จากนั้นจึงนำแบตเตอรี่ไปชาร์จใหม่อีกครั้งจนเต็ม ซึ่งการชาร์จแบตเตอรี่ประเภท Ni-Cd และ Ni-MH ควรชาร์จที่ค่า DOD สูง เพราะจะมีปัญหาเรื่อง memory effect ส่วนแบตเตอรี่แบบ Li-ion ไม่มีปัญหาในเรื่อง memory effect จึงไม่มีความกังวลในเรื่องค่า DOD หรือโอกาสในการชาร์จ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.20 ปรากฏการณ์ Memory Effect

Memory Effect เกิดจากการที่เราเอาแบตเตอรี่ประเภท Ni-Cd (นิกเกิลแคดเมียม) และ Ni-MH (นิกเกิลเมทัลไฮไดรด์) มาชาร์จซ้ำในขณะที่ประจุยังไม่หมด ประจุใหม่ที่เรชาร์จเข้าไปนั้นจึงเข้าไปได้ไม่เต็มก่อน เมื่อนำมาใช้งานอีกครั้ง ประจุที่ใช้งานได้จะเป็นส่วนของประจุที่ชาร์จเข้าไปใหม่เท่านั้น ทำให้ถ่านมีความจุลดลง การใช้งานสั้นลง ยกตัวอย่างเช่น เมื่อแบตเตอรี่เหลือประจุอยู่ 70% แล้ว เราเอาไปชาร์จไฟใหม่ ประจุใหม่ที่ชาร์จเข้าไปได้จะได้แค่ 30% เมื่อนำไปใช้อีกครั้ง แบตเตอรี่นั้นจะสามารถจ่ายประจุออกมาได้แค่ 30% ไม่ใช่ 100% อีกต่อไป ดังนั้น ก่อนการชาร์จแบตเตอรี่ประเภท Ni-Cd และ Ni-MH ควรจะใช้ถ่านให้ใกล้หมดก่อนก่อน จะทำให้ไม่เกิด Memory Effect ส่วนแบตเตอรี่ประเภท Li-ion จะไม่มีปรากฏการณ์ memory effect

## 2.21 ค่ามาตรฐานการป้องกัน International Protection (IP)

IP หรือ International Protection คือ ค่ามาตรฐานการป้องกัน ซึ่งจะเป็ค่าแสดงระดับการป้องกันของกล่องแผงไฟฟ้า หรืออุปกรณ์ไฟฟ้า โดยที่ค่า IP นั้น จะแสดงด้วยตัวเลข 2 หลัก คือ IPxx โดยที่หลักแรกจะหมายถึงการป้องกันจากของแข็งซึ่งจะมีตั้งแต่ 0-6 ส่วนตัวเลขหลักที่ 2 จะหมายถึงการป้องกันจากของเหลว ซึ่งจะมีตั้งแต่ 0-8 ความหมายของตัวเลข อธิบายได้ตามตารางที่ 2.3 ดังนี้

ตารางที่ 2.3 แสดงความหมายของตัวเลขหลักแรกในค่ามาตรฐาน (IP)

ตัวเลขหลักแรก	ความหมาย
0	ไม่มีการป้องกันใดๆได้เลย
1	มีการป้องกันจากของแข็งที่มีขนาดใหญ่กว่า 50 มม. ขึ้นไป
2	มีการป้องกันจากของแข็งที่มีขนาดใหญ่กว่า 12 มม. ขึ้นไป
3	มีการป้องกันจากของแข็งที่มีขนาดใหญ่กว่า 2.5 มม. ขึ้นไป
4	มีการป้องกันจากของแข็งที่มีขนาดใหญ่กว่า 1 มม. ขึ้นไป
5	มีการป้องกันจากฝุ่นผงละออง แต่ต้องเป็นฝุ่นละอองของสารที่ไม่ทำให้เกิดอันตราย
6	มีการป้องกันจากฝุ่นผงละอองของสารที่อาจทำให้เกิดการกัดกร่อนหรือเป็นอันตรายได้

ตารางที่ 2.4 แสดงความหมายของตัวเลขหลักสองในค่ามาตรฐาน (IP)

ตัวเลขหลักสอง	ความหมาย
0	ไม่มีการป้องกันจากของเหลวใดๆได้เลย
1	มีการป้องกันจากหยดน้ำที่หยดลงมาในแนวตั้ง
2	มีการป้องกันจากหยดน้ำที่หยดลงกระทบมุม 15 องศาจากแนวตั้ง
3	มีการป้องกันจากน้ำฝนที่ตกกระทบทำมุม 60 องศาจากแนวตั้ง
4	มีการป้องกันจากน้ำได้รอบทุกทิศทาง
5	มีการป้องกันจากสายน้ำ (jet water) ได้รอบทุกทิศทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6	มีการป้องกันจากสายน้ำ (jet water) ที่มีแรงคล้ายๆกับน้ำทะเล
7	มีการป้องกันจากผลกระทบที่เกิดจากการจุ่มลงในน้ำได้
8	มีการป้องกันจากผลกระทบที่เกิดจากการจุ่มลงในน้ำภายใต้แรงกดดันได้

## 2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

รถเข็นไฟฟ้าได้มีการวิจัยและพัฒนาจะสามารถปรับย่นได้ เพื่อให้ผู้ป่วยหรือผู้พิการสามารถทำกิจกรรมต่างๆได้ด้วยตัวเอง โดยใน [2] ได้มีการคิดค้ารถเข็นไฟฟ้าผู้ป่วยขึ้นหลายแบบ โดยยึดหลักความคล่องตัวและถูกหลักสรีรศาสตร์ ใน [1] บริษัท Medicare ได้ธุรกิจเกี่ยวกับรถเข็นไฟฟ้า โดยเปิดรับข้อมูลจากผู้บริโภคในเรื่องความต้องการต่างๆของลูกค้า เพื่อปรับปรุงสินค้าให้ดีขึ้น ใน [3] ได้ชี้ให้เห็นถึงความสำคัญของรถเข็นไฟฟ้าซึ่งมากกว่ารถเข็นธรรมดา ใน [4] ชี้ให้เห็นถึงความสำคัญของรถเข็นไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ ทั้งในด้านสรีรวิทยา และทางด้านจิตใจ การเคลื่อนไหวและเปลี่ยนท่าทางเป็นสิ่งจำเป็นกับร่างกายเนื่องจากการอยู่ในท่านั่งหรือหนึ่งเป็นเวลานานๆจะทำให้เกิดโรคแทรกซ้อนได้เช่น โรคที่เกี่ยวข้องทางเดินหายใจ โรคกระดูก แผลกดทับ การผิดรูปของอวัยวะภายใน ระบบทางเดินอาหาร และการศึกษาพบว่าผู้ป่วยหรือผู้พิการที่ใช้รถเข็นไฟฟ้าที่ปรับย่นได้จะใช้เวลาในการพักรักษาตัวน้อยกว่า เพราะการเปลี่ยนท่าหรือการทำกายภาพบำบัดนั้นสามารถทำได้ง่าย ใน [5] ได้มีการศึกษาและพัฒนารถเข็นผู้ป่วยต้นแบบที่ใช้ขึ้นลงบันไดได้ และใช้อัลกอริทึม C++ ในรถเข็นต้นแบบ

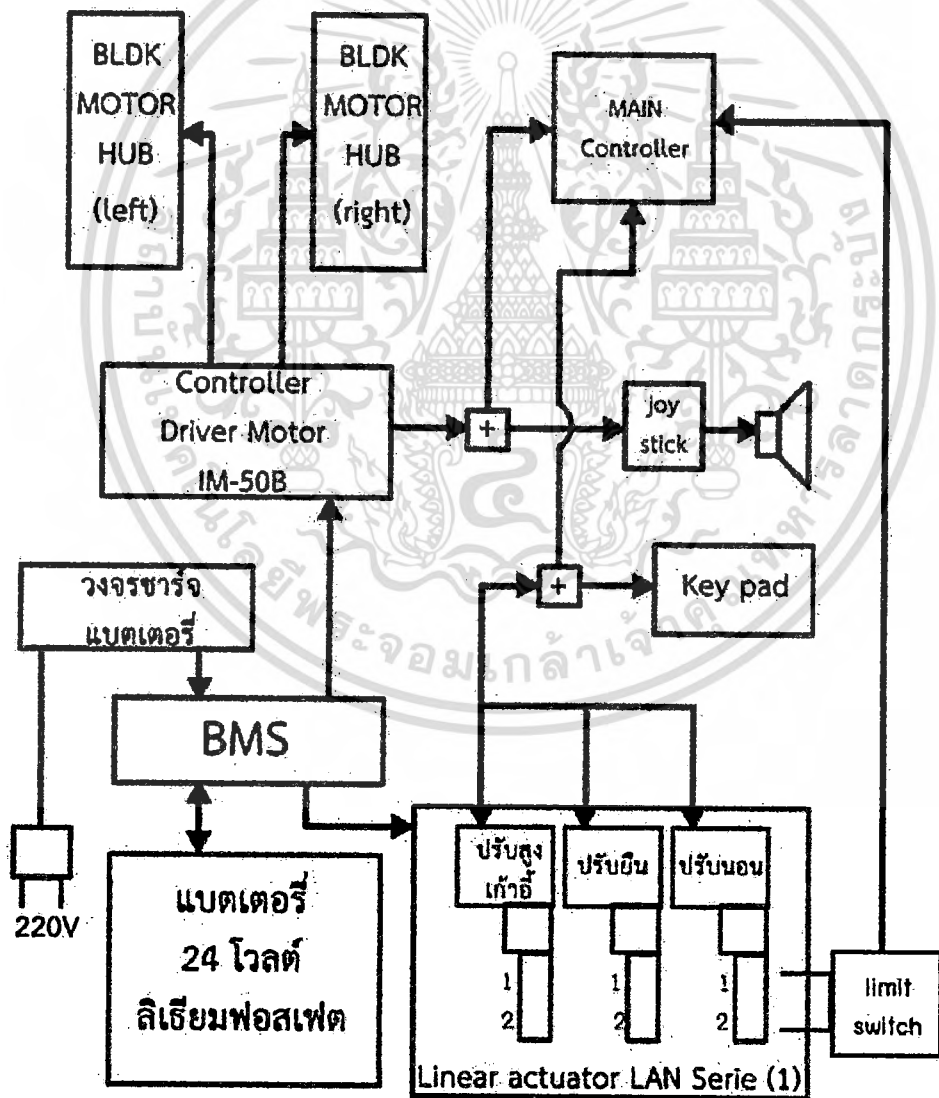
### บทที่ 3

### หลักการออกแบบอุปกรณ์และระบบ

การออกแบบตัวรถเซ็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยีนได้นั้น ต้องรู้จุดประสงค์ของการสร้างก่อน ว่าต้องการให้ตัวรถสามารถทำอะไรได้บ้าง โดยเริ่มจากการศึกษารถเซ็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยีนได้ของบริษัท LEVO

จากนั้นจึงมองหาอุปกรณ์ในตลาดว่าอุปกรณ์ใดสามารถตอบสนองความต้องการของเราได้ เมื่อได้รายชื่อของอุปกรณ์ที่เราต้องการแล้วจึงทำการสั่งซื้อ จากนั้นนำอุปกรณ์ที่ซื้อมาวัดหาขนาดเพื่อออกแบบโครงสร้างของตัวรถให้เข้ากับอุปกรณ์ที่เราต้องการ

หลักการทำงานในภาพรวมของระบบภายในตัวรถเซ็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยีนได้ สามารถแสดงผังแผนผังใน ภาพที่ 3.1



ภาพที่ 3.1 แผนผังภาพรวมของระบบภายในรถเซ็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยีนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จาก ภาพที่ 3.1 ระบบของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับเปลี่ยนได้มีการเลือกอุปกรณ์ ดังนี้

- BLDC Motor HUB
- Brushless Wheelchair Joystick Controller
- BMS
- วงจรชาร์จแบตเตอรี่
- แบตเตอรี่ 24 โวลต์ ลิเทียมไอออนฟอสเฟต
- ระบบใช้ค้ปรับความสูงเก้าอี้ผู้ป่วย Linear Actuator
- คีย์แพด LAP4N
- คอนโทรลเลอร์ LAK4N

### 3.1 BLDC Motor HUB Model: PW-12H Wheelchair Hub Motor (brush/gear)

มอเตอร์ที่ใช้เป็นมอเตอร์กระแสตรง 24 โวลต์ 220 วัตต์ มีความเร็ว 5-8 กิโลเมตร/ชั่วโมง ซึ่งติดตั้งอยู่ในคัมล้อของรถเข็น โดยสายไฟเชื่อมต่อเข้าสู่ตัวรถทางเพลลาของล้อ เนื่องจากอยู่ภายในล้อจึงทำให้ลดพื้นที่ที่ต้องใช้ภายในรถเข็นได้ด้วย



ภาพที่ 3.2 BLDC Motor HUB Model: PW-12H Wheelchair Hub Motor(brush/gear)

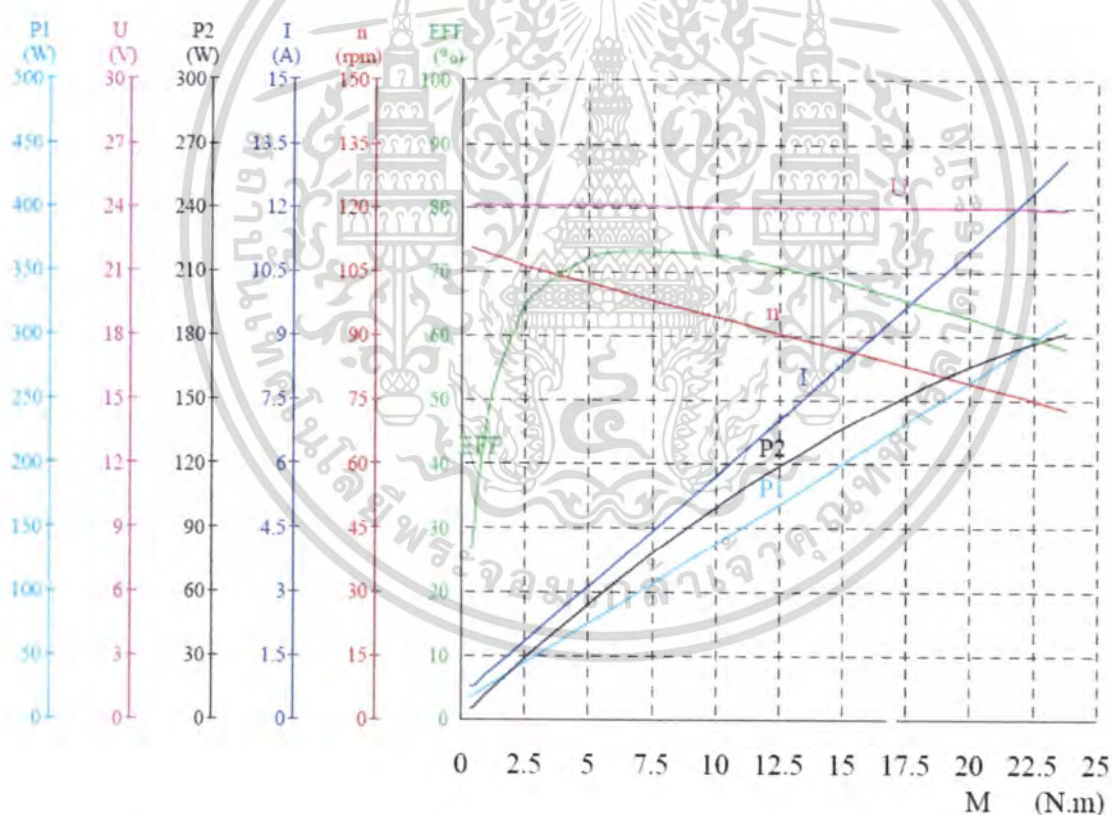
3.1.1 สิ่งจำเป็นสำหรับการใช้ตัว BLDC Motor HUB Model: PW-12H Wheelchair Hub Motor (brush/gear)

- แรงดันไฟฟ้ากระแสตรง 24 โวลต์
- กำลังไฟฟ้า 220 วัตต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.2 คุณสมบัติของ BLDC Motor HUB Model: PW-12H Wheelchair Hub Motor (brush/gear)

- ความเร็ว 5-8 กิโลเมตร/ชั่วโมง
- ทอร์ก 15 Nm
- ความเร็วในการหมุน 180-300 rpm
- มีประสิทธิภาพ 78%
- ปรับความเร็วได้
- มอเตอร์ล้อยมีเบรกในตัวแบบแปรงถ่าน
- ล้อทำการเบรกอัตโนมัติเมื่อปล่อยตัวควบคุมจอยสติ๊ก
- ยางสามารถถอดเปลี่ยนได้ง่าย
- น้ำหนัก 7.2 กิโลกรัม



ภาพที่ 3.3 กราฟแสดงค่าต่างๆขณะใช้งาน BLDC Motor HUB Model: PW-12H

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 ตารางแสดงคุณสมบัติของ BLDC Motor HUB Model: PW-12H

ลักษณะ (Description)	U (v)	I (A)	P1 (W)	M (N.m)	n (rpm)	P2 (W)	Eff (%)
Noload	24.06	0.729	17.54	0.40	110.3	4.61	26.3
Max Eff	24.03	3.376	81.14	5.62	101.4	59.66	73.5
Max Pout	23.91	13.09	313.1	23.82	72.6	181.0	57.8
Max Torque	23.91	13.09	313.1	23.82	72.6	181.0	57.8
End	23.91	13.09	313.1	23.82	72.6	181.0	57.8

### 3.2 Brushless Wheelchair Joystick Controller

ตัวคอนโทรลเลอร์อัจฉริยะซึ่งทำการควบคุมมอเตอร์ด้วยจอยสติ๊กนี้ทำงานด้วยโปรแกรมจากบริษัทไมโครชิพ ซึ่งยืดอายุการใช้งานของมอเตอร์รถเข็นได้ถึง 10 เท่า มากกว่ามอเตอร์รถเข็นธรรมดาซึ่งเป็นแบบใช้แปรงถ่านที่มีขายในตลาด



ภาพที่ 3.4 จอยสติ๊กและคอนโทรลเลอร์รถเข็นผู้ป่วย IM-50B

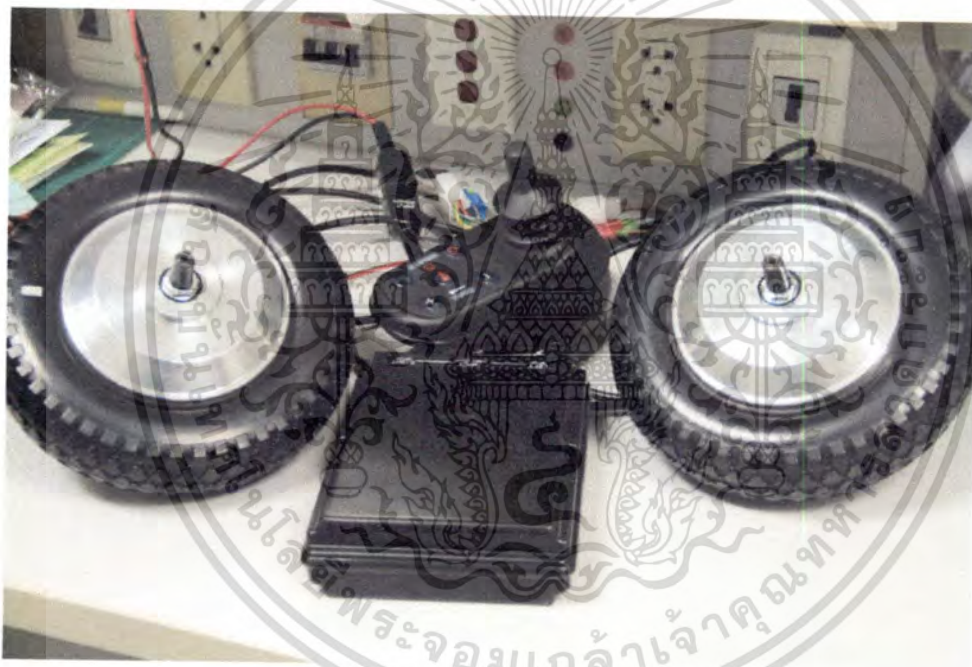
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.1 สิ่งที่ต้องดำเนินการใช้จอยสติ๊กและไมโครคอนโทรลเลอร์ IM-50B

- แรงดันไฟฟ้า 24 โวลต์
- กระแสไฟ 50 แอมแปร์

### 3.2.2 คุณสมบัติของจอยสติ๊กและไมโครคอนโทรลเลอร์ IM-50B

- ตัวเครื่องคอนโทรลเลอร์เป็นแบบ Programmable All-in-one
- ตั้งค่าความเร็วได้ 5 ระดับ
- การเบรกเป็นแบบ Regenerative
- Parking Brake Open Circuit Detection
- Parking Brake Manual Release Microswitch Detection
- รวมการเชื่อมต่อไปหามอเตอร์และเครื่องชาร์จ



ภาพที่ 3.5 แสดงจอยสติ๊กและคอนโทรลเลอร์ IM-50B กับ BLDC Motor HUB Model: PW-12H

### 3.3 วงจรชาร์จแบตเตอรี่ Li-Ion battery charger Model: MCR0224L

เป็นวงจรสำหรับชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน ขนาด 24 โวลท์ 2 แอมแปร์ ซึ่งมีขนาดกะทัดรัด พกพาสะดวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.6 วงจรชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน Model: MCR0224L

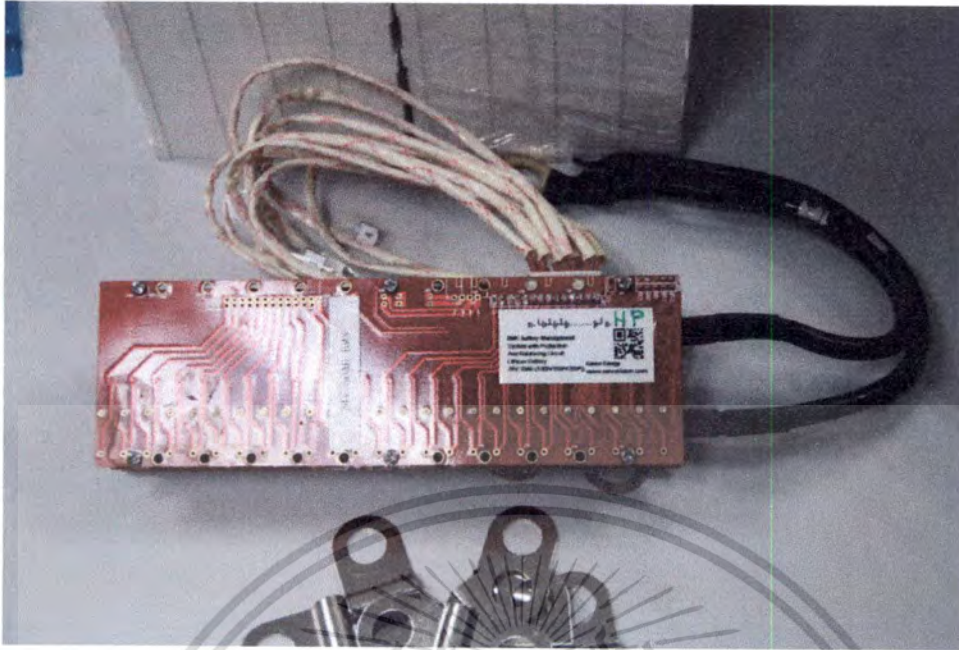
### 3.3.1 สิ่งจำเป็นในการใช้วงจรชาร์จแบตเตอรี่ Model: MCR0224L

- อินพุต 110-240 VAC 40-63Hz
- 3.3.1 คุณสมบัติของวงจรชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน Model: MCR0224L
  - จ่ายไฟ 24 โวลต์ 2 แอมป์
  - อินพุตไฟฟ้ากระแสสลับ 110-240 โวลต์ 40-63 เฮิรตซ์
  - ความต่างศักย์เอาต์พุต แบบ Single 29.2-29.55 V
  - กระแสเอาต์พุต 2 แอมป์
  - กำลังเอาต์พุต 51 – 100 วัตต์
  - น้ำหนัก 0.850 กิโลกรัม (1.874 lb.)
  - ขนาด 17cm x 8cm x 5cm (6.69in x 3.15in x 1.97in)

### 3.4 Battery Management System (BMS)

วงจรเช็คแบตเตอรี่ 24V 50AH BMS เป็นวงจรควบคุมจัดการการทำงานของแบตเตอรี่คอยป้องกันและควบคุมสมดุลของแบตเตอรี่ลิเทียม ในกรณีชาร์จและดิสชาร์จแบตเตอรี่ ระบบ BMS จะคอยเช็คระดับแรงดันของแบตเตอรี่แต่ละก้อน และปรับสมดุลความต้านภายในของแบตเตอรี่ เพื่อให้การไหลของกระแสในวงจรมีประสิทธิภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



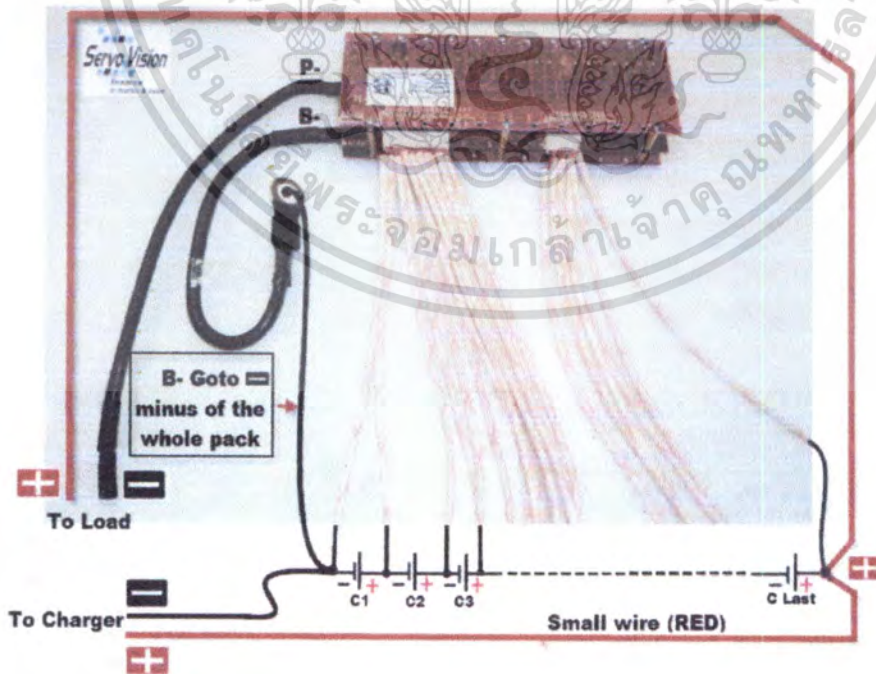
ภาพที่ 3.7 Battery Management System (BMS)

#### 3.4.1 สิ่งจำเป็นในการใช้งานวงจรเช็คแบตเตอรี่ 24V 50AH BMS

- การเชื่อมต่อเข้ากับแบตเตอรี่, วงจรชาร์จแบตเตอรี่ และอุปกรณ์ใช้งาน

#### 3.4.1 คุณสมบัติของวงจรเช็คแบตเตอรี่ 24V 50AH BMS

- ควบคุมการจ่ายไฟจากแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟตไปสู่อุปกรณ์อื่นๆ



ภาพที่ 3.8 ภาพการต่อวงจรระหว่างแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟตกับ BMS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.5 แบตเตอรี่ ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH

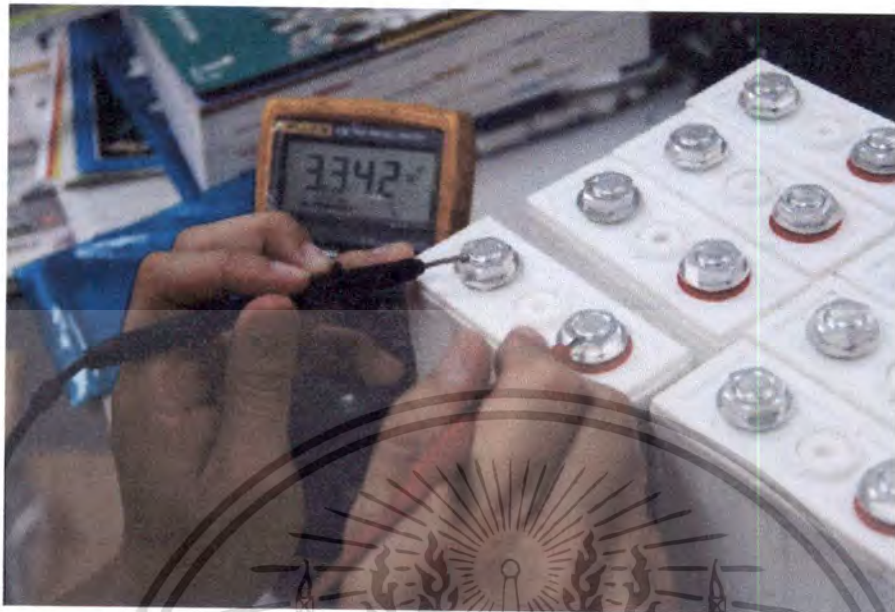
เป็นแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต  $\text{LiFePO}_4$  รุ่น HP-PW-40AH ซึ่งเป็นที่นิยมใช้อย่างแพร่หลายในยานพาหนะ, คลังเก็บพลังงาน, เรือเดินทะเล, โรงงาน, โทรคมนาคม, อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ฯลฯ โครงสร้างโมดูล แบตเตอรี่  $\text{LiFePO}_4$  เป็นโครงสร้างที่น่าเชื่อถือ และมีระดับของการสื่อกระแสไฟฟ้าสูง สามารถให้พลังงานที่ระดับสูงสุดได้อย่างต่อเนื่องจนกระทั่งพลังงานใกล้หมด ตัวแบตเตอรี่สามารถรองรับการชาร์จที่ใช้กระแสสูงๆได้ เช่นการชาร์จที่เกิดจากการหยุดหรือเบรกพาหนะ คุณลักษณะเหล่านี้ทำให้ การทำงานของพาหนะดีเหนือค่าเฉลี่ยทั่วไป เมื่อสตาร์ทเครื่อง เร่งความเร็ว หรือขึ้นทางลาดชัน

ภาพที่ 3.9 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH



ภาพที่ 3.10 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต  $\text{LiFePO}_4$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.11 แสดงการวัดความต่างศักย์ของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH

### 3.5.1 คุณสมบัติของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH

- จ่ายไฟฟ้ากระแสตรง 3.2 โวลต์ 40 แอมป์
- อายุการใช้งานนาน ไม่เกิดปรากฏการณ์ Memory Effect
- สามารถให้พลังงานสูงสุดแม้เป็นการใช้แบตเตอรี่แบบค่า DOD สูง
- ความหนาแน่นของพลังงานสูง ตัวแบตเตอรี่มีขนาดเล็ก และน้ำหนักเบา
- มีประสิทธิภาพสูงเสมอ ไม่ว่าจะอยู่ที่อุณหภูมิต่ำหรือสูง
- เป็นมิตรกับสิ่งแวดล้อม
- ส่วนประกอบภายในปลอดภัย

ตารางที่ 3.2 แสดงลักษณะของแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟต Type: Hp-PW-40AH

ลักษณะภายนอก	
ขนาดของแบตเตอรี่ L*W*H (mm, inches)	113 x 66 x 168 mm 4.45" x 2.60" x 6.61" inch
น้ำหนัก (Kg / lbs)	1.51 kg / 3.33 lbs
ลักษณะขั้วไฟฟ้า	M12 Nut
ระยะห่างของขั้วไฟฟ้า	64 mm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.3 แสดงคุณสมบัติทางพลังงานของแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Hp-PW-40AH

Capacity , Energy dencity & Cycle life	
Norminal Capacity @ 23°C / 77 °F	40 AH @ C/3 discharge
Available Capacity @ 23°C / 77 °F	≥98% @ 1C discharge
	≥95% @ 2C discharge
	≥90% @ 3C discharge
Energy dencity: ( C/3, 23°C / 77 °F)	102.2 Wh/l
Specific energy: ( C/3, 23°C / 77 °F)	84.8 Wh / kg
Specific power: ( 23°C / 77 °F)	424 W / kg @ 15 sec
	254 W / kg (continuous)
Inner resistance:	≤ 1.5 mΩ
Cycle Life: ( 23°C / 77 °F)	2000 times @ 80% DOD
	1000 times @ 100% DOD

ตารางที่ 3.4 แสดงคุณสมบัติการชาร์จของแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Hp-PW-40AH

Charge data @ 23°C / 77°F	
Charge voltage:	3.65 V
Cut-off charge voltage:	3.85 V
Charge mode:	CC / CV (3.65V)
Standard charge current:	13.3 (C/3) A
Max. cont current in CC state: (constant current)	≤ 40 (1C) A @ 0 ~90% SOC
Peak charge current: (constant voltage)	≤ 80A (2C) @ 15sec@0~80% SOC
Balance time in CV state:	1~2 hours
Floating charge voltage:	3.40 V

ตารางที่ 3.5 แสดงคุณสมบัติการดิสชาร์จของแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต Hp-PW-40AH

Discharge data @ 23°C / 77°F	
Discharge voltage:	3.2V @ C/2 discharge
Cut-off discharge current:	2.50 V
Standard discharge current:	13.3 (C/3)A
Max. cont current:	120 (C/3) A

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Peak discharge current:	
Peak current for 5 sec:	$\leq 400$ (10C) A
Peak current for 15 sec:	$\leq 200$ (5C) A
Peak current for 60 sec:	$\leq 200$ (5C) A
Self-discharge rate:	3 % (Monthly)

ตารางที่ 3.6 แสดงคุณสมบัติอุณหภูมิและความชื้นของแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต

Temperature & Humidity		
Working Temperature	Charging	0~60°C / 32~113°F
	Discharging	-20~60°C / -4~140°F
Storage temperature	1 month	-20~60°C / -4~140°F
	3 month	-20~45°C / -4~113°F
	6 month	-20~25°C / -4~77°F
Water / dust resistance		IP67
Atmospheric pressure		86~106 KPa
Operation Humidity		25~85%, non-condensing



ภาพที่ 3.12 แสดงการเชื่อมต่อระหว่างแบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟต กับวงจรเช็คแบตเตอรี่ 24V 50AH BMS และวงจรชาร์จแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน Model: MCR0224L

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.6 Linear actuator HIWIN LAM Series (1)

เป็นตัวกระตุ้นความยาวเชิงเส้น ใช้สำหรับปรับระดับและเปลี่ยนรูปร่างของเก้าอี้ให้อยู่ในท่านั่งหรือทำยืน ทำงานด้วยชุดเกียร์และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 36 โวลต์



ภาพที่ 3.13 Linear actuator HIWIN LAM Series (1)

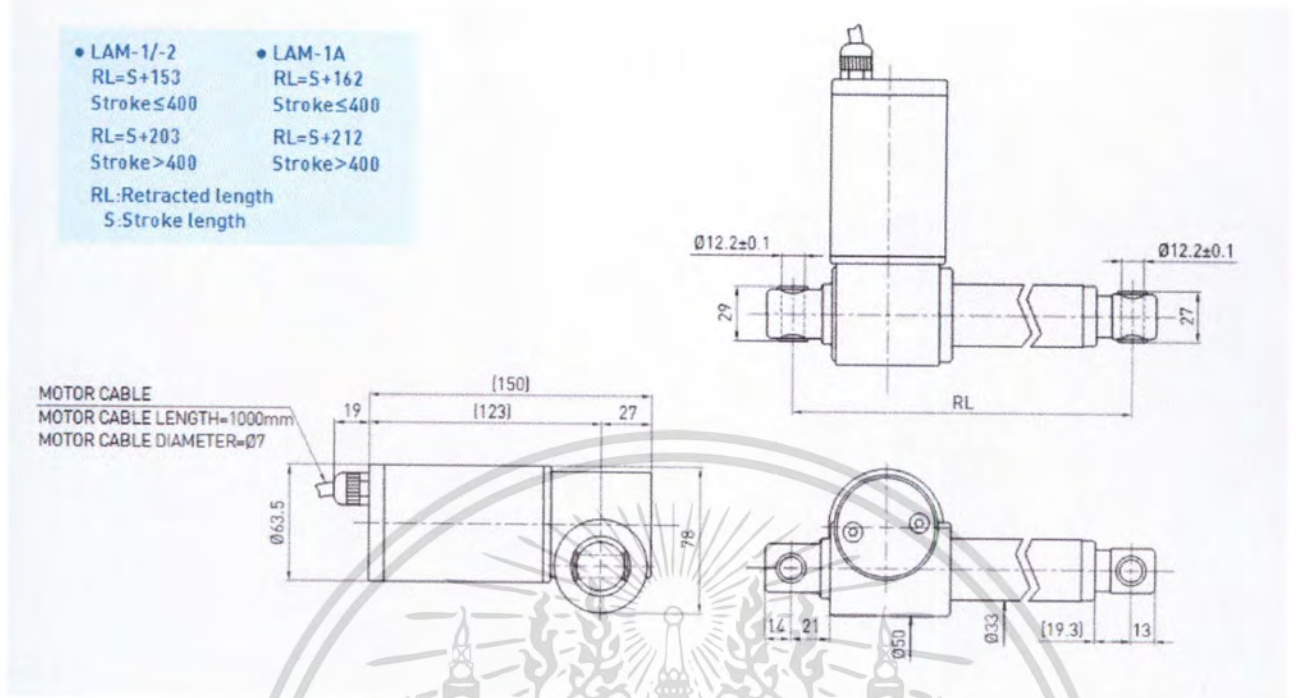
#### 3.6.1 สิ่งจำเป็นสำหรับการใช้ Linear actuator HIWIN LAM Series (1)

- ใช้ไฟฟ้ากระแสตรง 24 โวลต์

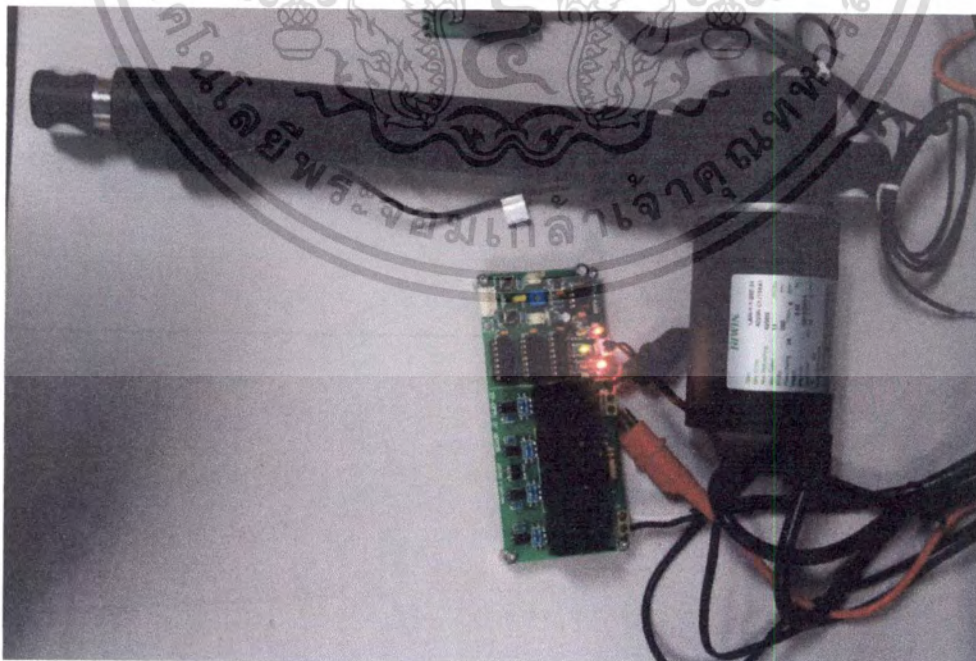
#### 3.6.2 คุณสมบัติของ Linear actuator HIWIN LAM Serie (1)

- สกรูเป็นแบบ Ballscrew
- หนัก 2.31 กิโลกรัม
- ค่ามาตรฐานการป้องกัน IP54
- มีการป้องกันของแข็งที่เป็นฝุ่นละออง แต่ต้องไม่เป็นสารอันตราย
- มีการป้องกันน้ำได้จากทุกทิศทาง
- คอนโทรลเลอร์ที่เข้ากันได้ คือ LAK2/LAK2LR/LAK2D/LAK2BN/LAK2J/LAK4N/LAK6B
- อุณหภูมิที่เหมาะสมกับการทำงาน 5 - 40 องศาเซลเซียส
- ความยาวในการยึดคือ 100 มิลลิเมตร
- มอเตอร์ขับเคลื่อนด้วยไฟฟ้ากระแสตรง 36 โวลต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.14 แสดงขนาดของ actuator HIWIN LAM Serie (1)



ภาพที่ 3.15 Linear actuator HIWIN LAM Series (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.16 Linear actuator HIWIN LAM Series (1) ที่ใช้ในรถเข็นไฟฟ้าผู้ป่วยแบบปรับเปลี่ยนได้

### 3.7 Linear Actuator HIWIN LAN Serie (1)

เป็นตัวกระตุ้นความยาวเชิงเส้น ใช้สำหรับปรับระดับและเปลี่ยนรูปร่างของเก้าอี้ให้อยู่ในท่านั่งหรือทำยืน ทำงานด้วยชุดเกียร์และมอเตอร์ไฟฟ้ากระแสตรง 24 โวลต์



ภาพที่ 3.17 Linear actuator HIWIN LAN Serie (1)

#### 3.7.1 คุณสมบัติของ Linear actuator HIWIN LAN Serie (1)

- สกรูเป็นชนิด ACME
- น้ำหนัก 2.6 กิโลกรัม
- ค่ามาตรฐานการป้องกัน IP54
- เข้ากันได้กับทุกคอนโทรลเลอร์ (คอนเน็คเตอร์เป็นชนิด Audio/DIN 4pin)
- อุณหภูมิใช้งานคือ  $+5^{\circ}\text{C}\sim 40^{\circ}\text{C}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.7 แสดงรายละเอียดของ Standard Motor ของ HIWIN LAN Serie (1)

Model	Thrust Max. (N)	Pulling Max. (N)	Holding Max. (N)	Speed(mm/s) Load=Max./Load=0	
LAN1-1	6000	5000	5000	2.7	5
LAN1-2	4000	4000	4000	5	7

Model	Standard stroke (mm) :S					Duty Cycle %	Current max. (A) 24VDC	Hall Sensor Resolution (mm/pulse)
LAN1-1	100	150	200	250	300	10	4	0.3
LAN1-2	100	150	200	250	300	10	4	0.5

ตารางที่ 3.8 แสดงรายละเอียดของ Fast Motor ของ HIWIN LAN Serie (1)

Model	Thrust Max. (N)	Pulling Max. (N)	Holding Max. (N)	Speed(mm/s) Load=Max./Load=0	
LAN1-1	6000	5000	5000	5	7
LAN1-2	4000	4000	4000	7	9
LAN1-3	3000	3000	3000	9	11.5
LAN1-4	2000	2000	2000	12	17

Model	Standard stroke (mm) :S					Duty Cycle %	Current max. (A) 24VDC	Hall Sensor Resolution (mm/pulse)
LAN1-1	100	150	200	250	300	10	6	0.3
LAN1-2	100	150	200	250	300	10	6	0.4
LAN1-3	100	150	200	250	300	10	6	0.5
LAN1-4	100	150	200	250	300	10	5.5	0.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

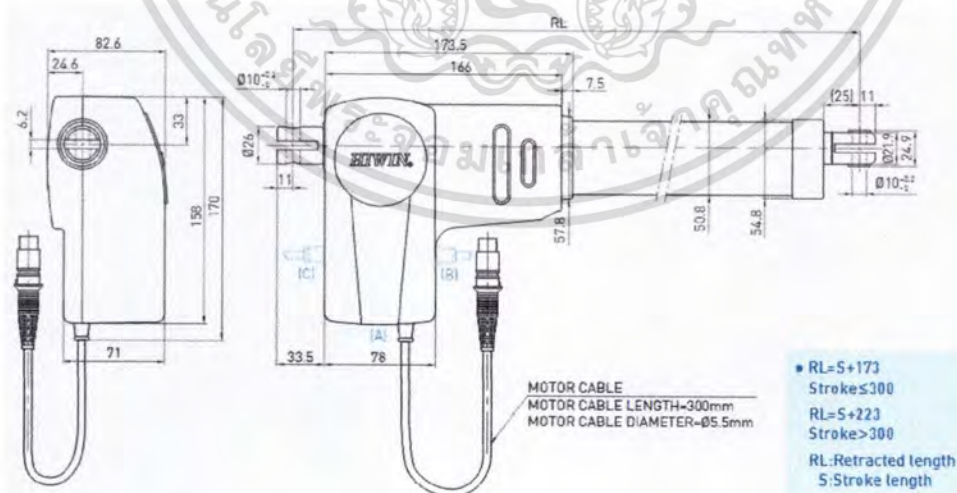
ตารางที่ 3.9 แสดงรายละเอียดของ 12V Motor ของ HIWIN LAN Serie (1)

Model	Thrust Max. (N)	Pulling Max. (N)	Holding Max. (N)	Speed(mm/s) Load=Max./Load=0	
LAN1-1	5000	5000	5000	3	6
LAN1-2	4000	4000	4000	4	8
LAN1-3	3000	3000	3000	5	10

Model	Standard stroke (mm) :S					Duty Cycle %	Current max. (A) 24VDC	Hall Sensor Resolution (mm/pulse)
LAN1-1	100	150	200	250	300	10	11	0.3
LAN1-2	100	150	200	250	300	10	11	0.4
LAN1-3	100	150	200	250	300	10	10	0.5

ตารางที่ 3.10 แสดงรายละเอียดของ Position feedback (Hall Sensor)

Supply voltage	24VDC	12VDC	5VDC
Output	High level 24VDC Low level 0.2V/10mA sink (NPN)	High level 12VDC Low level 0.2V/10mA sink (NPN)	TTL



ภาพที่ 3.18 แสดงขนาดของ Linear Actuator HIWIN LAN Serie (1)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.8 คีย์แพด LAP4N

เป็นคีย์แพดสำหรับควบคุมตัว Linear Actuator ทั้งสามตัวของรถเข็น ยี่ห้อ HIWIN



ภาพที่ 3.19 คีย์แพด LAP4N

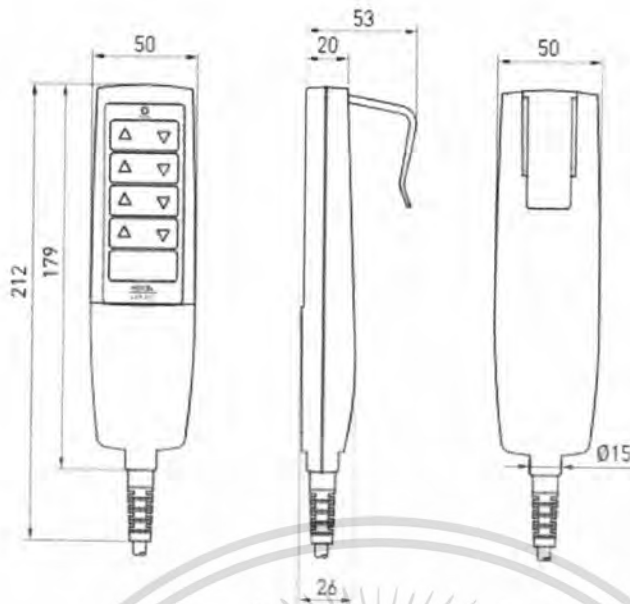
#### 3.8.1 สิ่งจำเป็นในการใช้คีย์แพด LAP4N

- ใช้งานร่วมกับคอนโทรลเลอร์ LAK4N

#### 3.8.2 คุณสมบัติของคีย์แพด LAP4N

- สามารถควบคุม Actuator ได้สูงสุด 4 ตัว
- สามารถใช้ร่วมกับคอนโทรลเลอร์ LAK4N และ LAK4D
- ออกแบบตามหลักสรีรศาสตร์
- ความยาวสายเคเบิ้ลมาตรฐาน cord 600 มิลลิเมตร รวม 1100 มิลลิเมตร
- ค่ามาตรฐานการป้องกัน IP66
- มีการป้องกันจากฝุ่นละอองของสารที่ทำให้เกิดการกัดกร่อนหรือเป็นอันตราย
- มีการป้องกันจากสายน้ำ ( jet water) ที่มีแรงคล้ายๆกับน้ำทะเล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.20 ภาพแสดงขนาดของคีย์แพด LAP4N

### 3.9 คอนโทรลเลอร์ LAK4N HIWIN 4 Axis Controller

เป็นคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ควบคุม Linear actuator ได้สูงสุด 4 ตัว



ภาพที่ 3.21 LAK4N HIWIN 4 Axis Controller

#### 3.9.1 สิ่งจำเป็นสำหรับการใช้คอนโทรลเลอร์ LAK4N HIWIN 4 Axis Controller

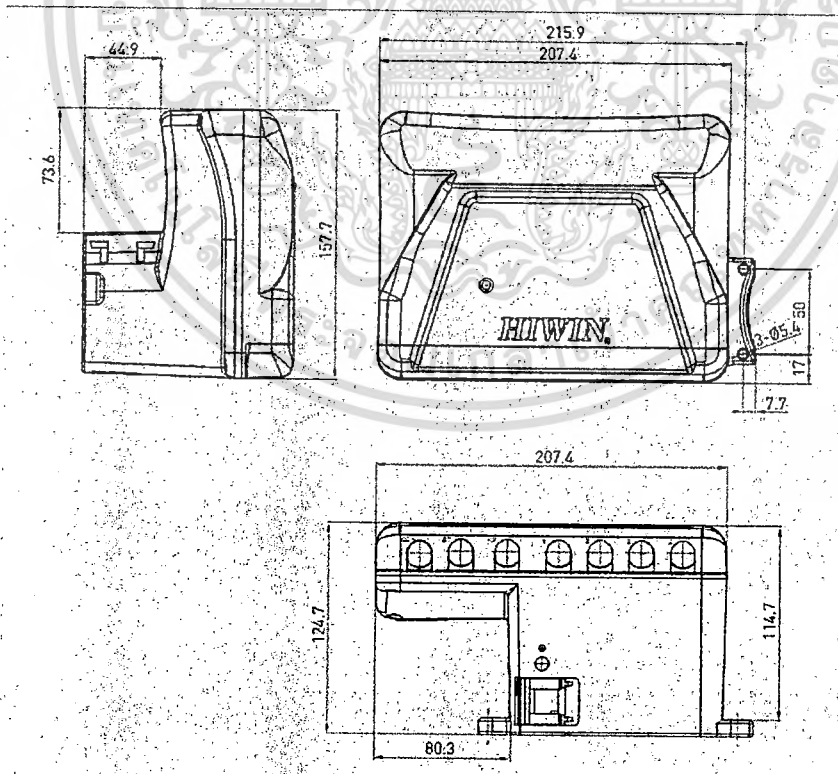
- อินพุต AC100/110/220/230V

#### 3.9.2 คุณสมบัติของคอนโทรลเลอร์ LAK4N HIWIN 4 Axis Controller

- เอาพุต 216VA[DC24V]Max
- Duty circle 10%
- อุณหภูมิการใช้งาน 5 – 40 องศาเซลเซียส
- มาตรฐานการป้องกัน IP54

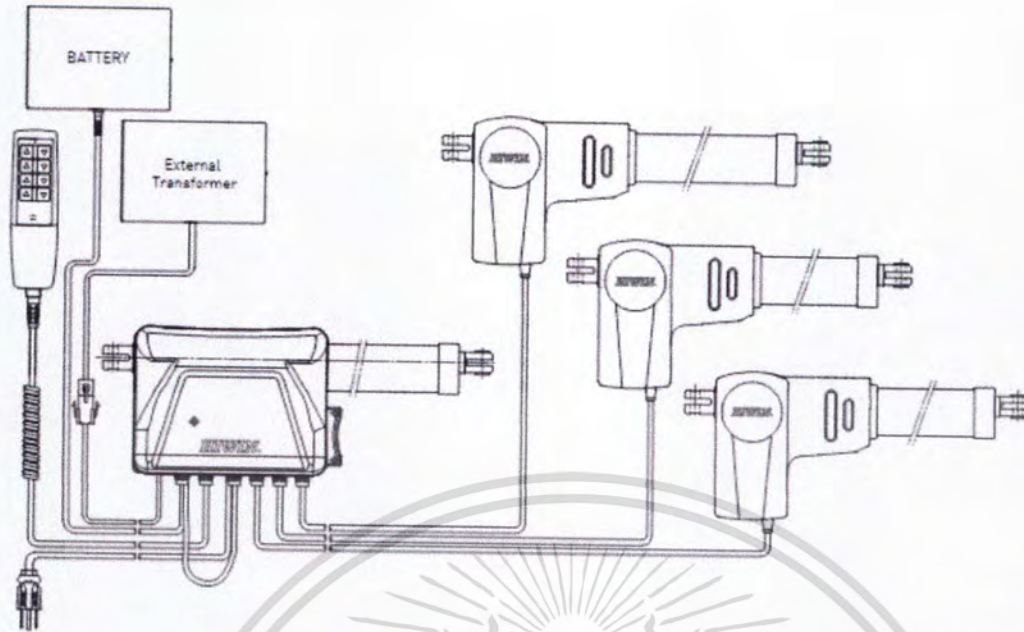
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- มีการป้องกันจากฝุ่นละออง แต่ต้องเป็นฝุ่นละอองของสารที่ไม่ทำให้เกิดอันตราย
- มีการป้องกันจากน้ำได้รอบจากทุกทิศทาง
- ความยาวสายเคเบิลมาตรฐาน 4 เมตร
- สามารถถอดตัวยึดสายเคเบิลได้เพื่อป้องกันอุบัติเหตุจากการไม่เสียบปลั๊ก
- มีหลอดไฟ LED บอกพลังงาน
- แหล่งไฟฟ้ากระแสตรงจากภายนอก (LAKB-1/-2)
- สามารถกำหนดให้ actuator ทำงานพร้อมกันได้
- ไมโครโปรเซสเซอร์สามารถรับสัญญาณจาก hall sensor, optical sensor or potentiometer
- มีระบบป้องกัน over load
- สายเคเบิลกระแสสลับถอดออกได้
- สตาร์ทและหยุดอย่างนุ่มนวล
- รับพลังงานจากแบตเตอรี่ภายนอก
- สามารถติดตั้งโดยตรงบน LAN1
- การบังคับให้เคลื่อนไหวพร้อมกัน ไม่สามารถทำได้ใน LAN3-1/-2/-3(24Q)



ภาพที่ 3.22 แสดงขนาดของ คอนโทรลเลอร์ LAK4N HIWIN 4 Axis Controller

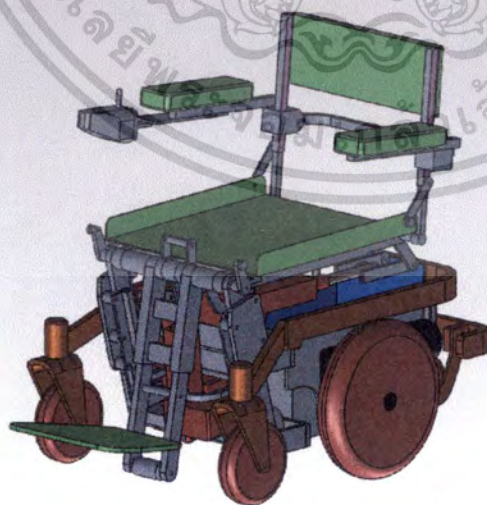
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.23 แสดงการเชื่อมต่อระหว่าง LAK4N HIWIN 4 Axis Controller เข้ากับ คีย์แพด LAP4N, Linear actuator, แบตเตอรี่ และ External Transformer

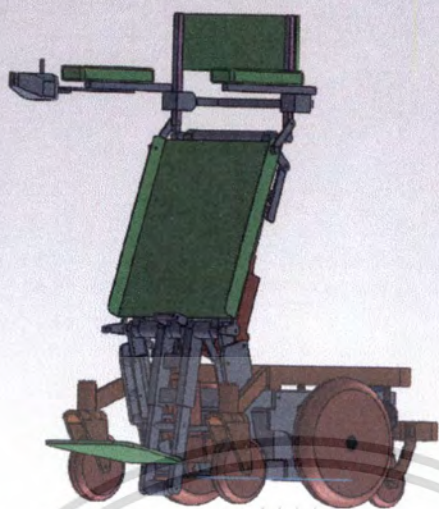
### 3.10 โครงสร้างของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้

ทางผู้จัดทำได้ออกแบบโครงสร้างของตัวรถด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ Solid Works ดังแสดงในภาพ 3.23 และ 3.24 โดยรถเข็นประกอบด้วย ล้อขับเคลื่อน 2 ล้อ ล้อพวง 3 ล้อ มอเตอร์ควบคุมตำแหน่งยืน - นั่ง - นอน = เอนหลัง 3 ตัว แบตเตอรี่ความจุสูง 1 ชุด โซ่คอป 3 ชุด และวงจรถวลีกรอนิกส์สำหรับควบคุมการทำงานต่างๆ



ภาพที่ 3.24 โครงสร้างจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในตำแหน่งนั่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

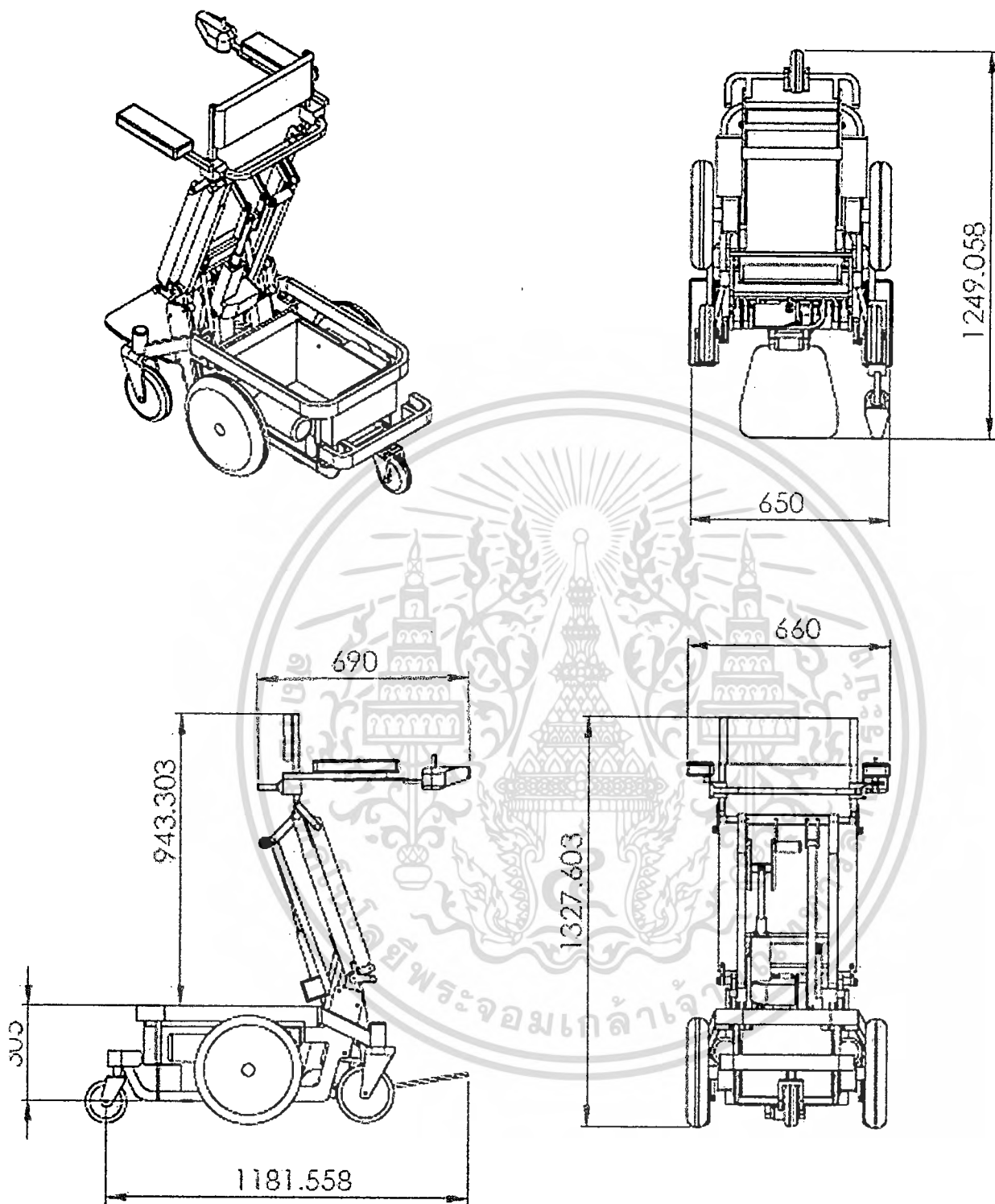


ภาพที่ 3.25 โครงสร้างจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในตำแหน่งยืน



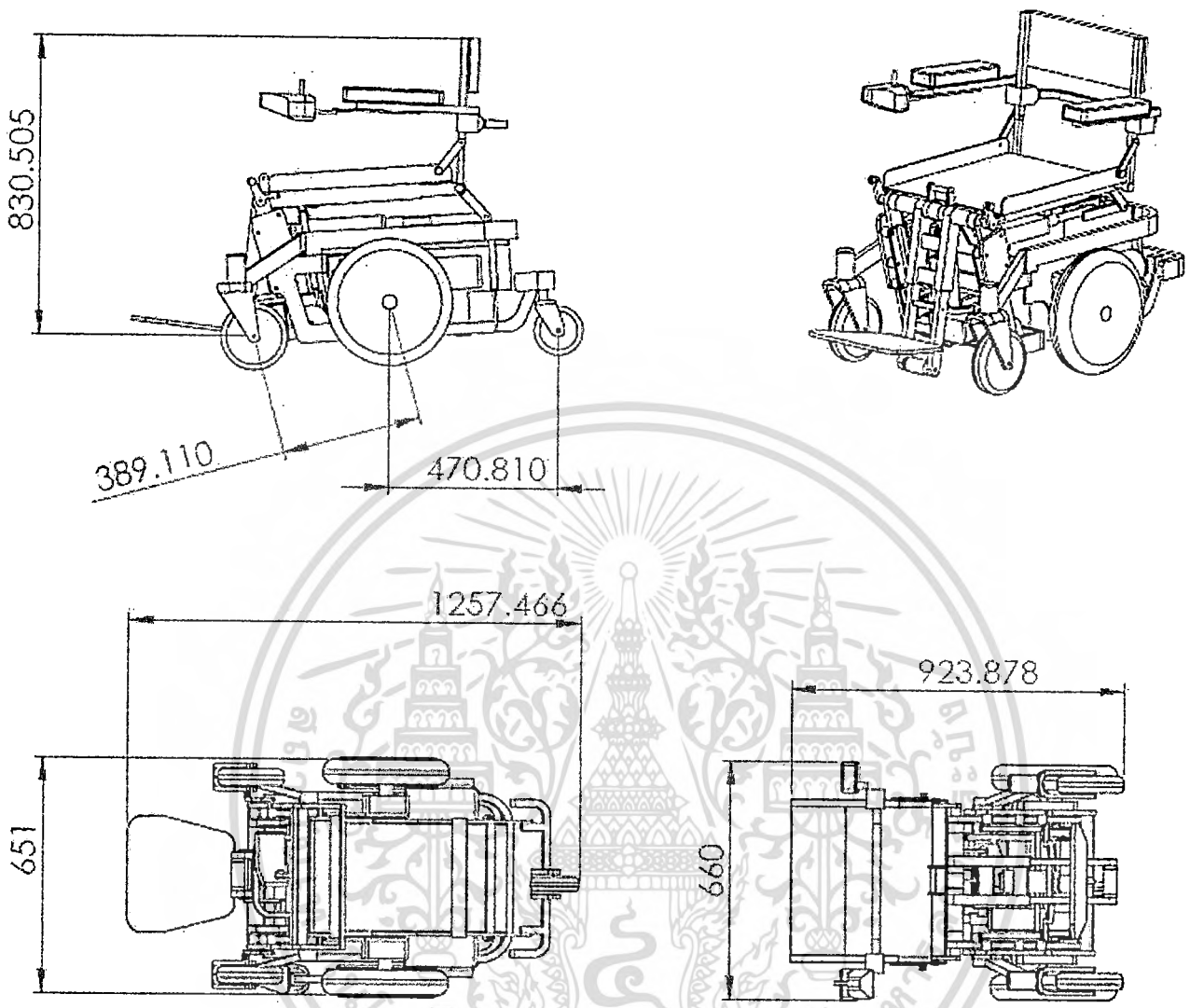
ภาพที่ 3.26 โครงสร้างจำลองส่วนบนของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.27 ภาพฉายรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในตำแหน่งยืน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.28 ภาพฉายรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยี่นได้ในตำแหน่งนั่ง

### 3.11 ชิ้นส่วนต่างๆของตัวถังรถเข็น

ในการสร้างตัวถังรถเข็น เราได้สร้างตามแบบที่เขียนขึ้นจากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Solid Work) และได้รับการสนับสนุนจากภาคเครื่องกล ในการตัดแบบและประกอบชิ้นส่วนต่างๆ ดังแสดงในภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.29 ชิ้นส่วนต่างๆที่ใช้ในการประกอบตัวถังรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้



ภาพที่ 3.30 ภาพแสดงการประกอบส่วนตัวถังของตัวรถ ซึ่งใช้บรรจุแบตเตอรี่และแผงวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.31 การตัดประกอบจะทำตามที่ออกแบบไว้ในคอมพิวเตอร์

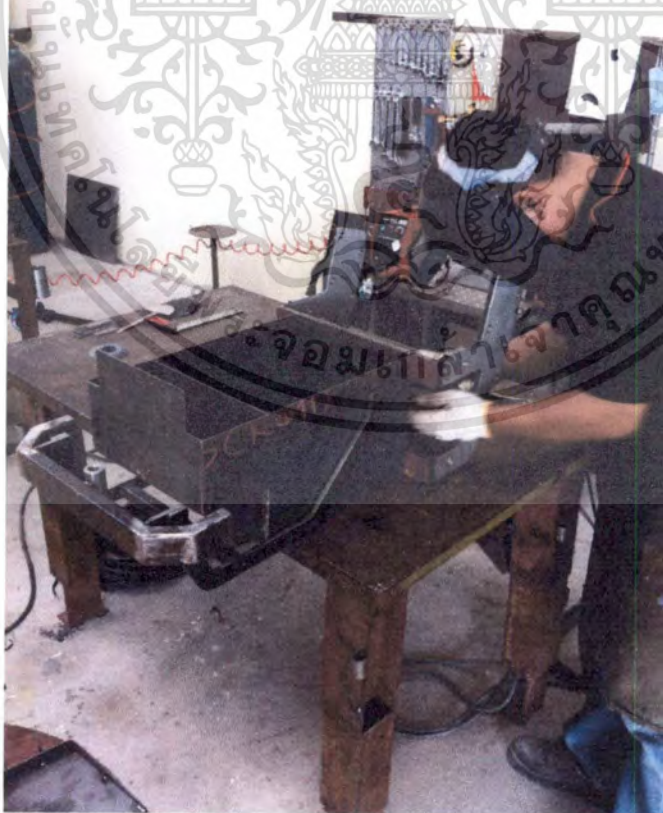


ภาพที่ 3.32 ชิ้นส่วนของรถเข็นที่ประกอบไว้แล้วบางส่วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

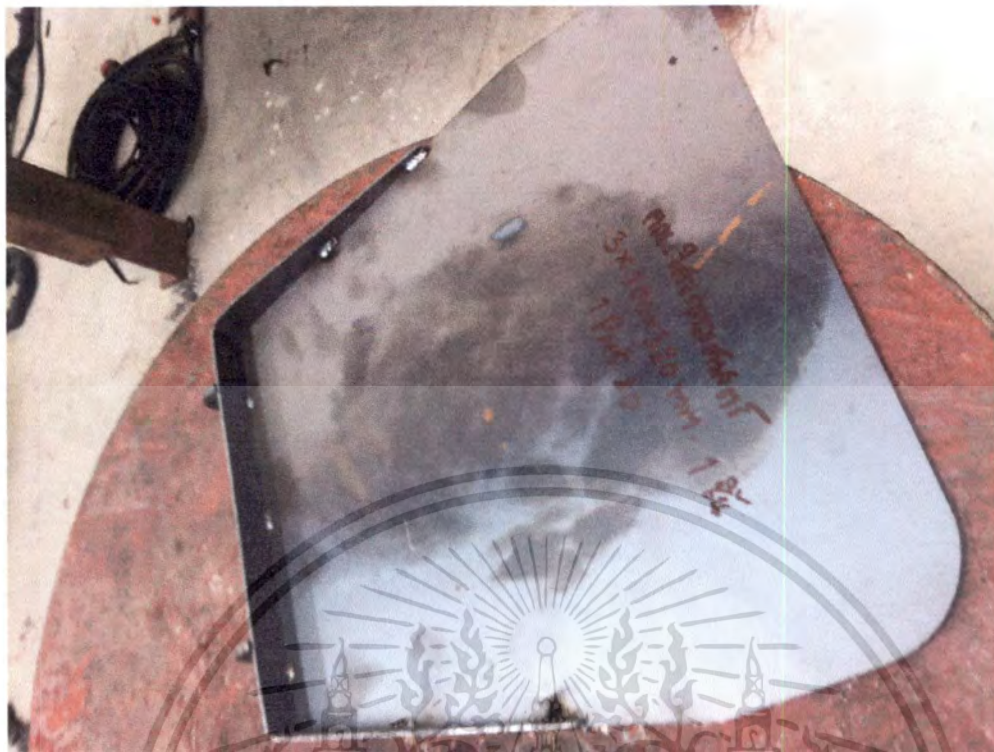


ภาพที่ 3.33 ชิ้นส่วนเชื่อมต่อระหว่างโครงสร้างรถเข็นส่วนล่างและรถเข็นส่วนบน



ภาพที่ 3.34 แสดงการทดสอบการเชื่อมต่อของตัวถังรถกับส่วนเชื่อมต่อกับโครงสร้างส่วนบน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

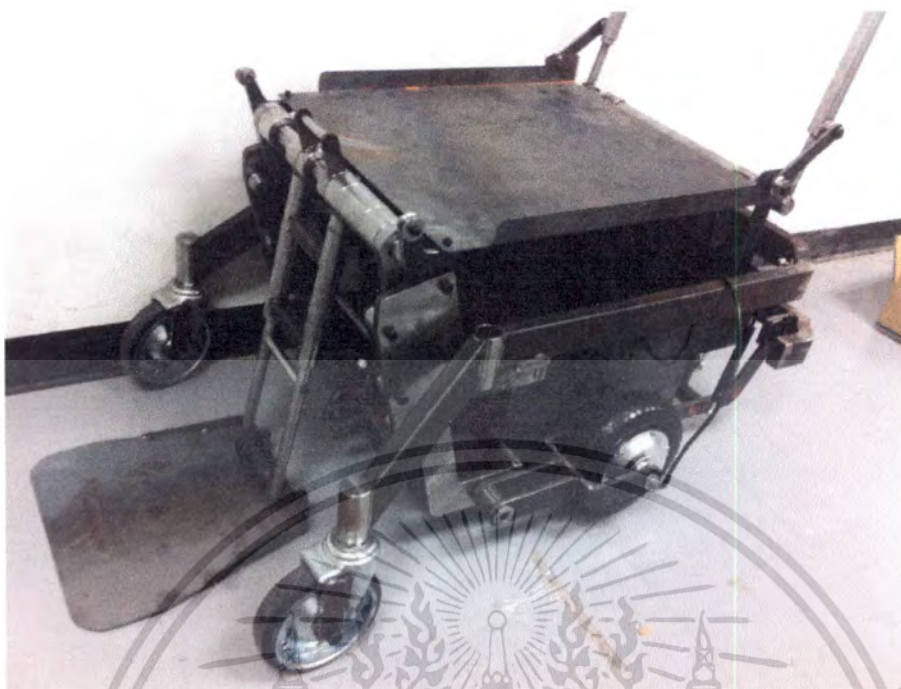


ภาพที่ 3.35 แผ่นเหล็กกรองเท้าของรถเข็น



ภาพที่ 3.36 โครงสร้างตัวถังของรถเข็นส่วนล่างที่ประกอบแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 3.37 โครงสร้างรถที่ประกอบเสร็จแล้วบางส่วนก่อนพ่นสี



ภาพที่ 3.38 รถเข็นที่ประกอบเสร็จแล้ว

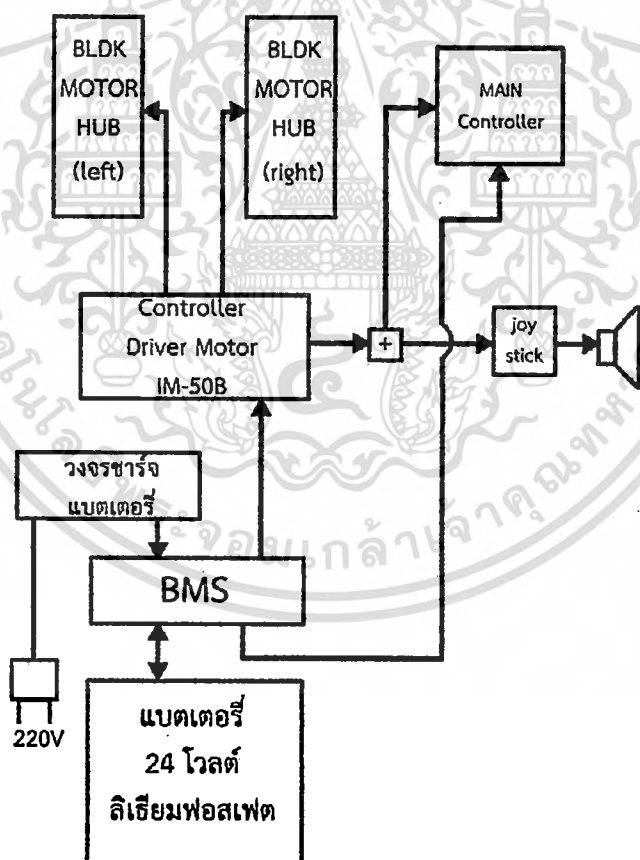
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4 ผลการวิจัย

ในบทนี้ จะกล่าวถึงการทดลองและผลการทดลอง โดยเริ่มจากการทดลองกับอุปกรณ์ย่อยที่เป็นส่วนสำคัญในการทำงานของรถ เช่นการทดสอบการประสานงานและการควบคุมมอเตอร์ด้วยจอยสติ๊กผ่านคอนโทรลเลอร์ หลังจากนั้นจะทำการทดสอบการประสานงานและควบคุม linear actuator 3 ตัว ด้วยคีย์แพด ซึ่งต่อไป linear actuator ทั้งสามตัวจะเป็นอุปกรณ์สำคัญในการปรับเปลี่ยนสถานะของเก้าอี้ผู้ช่วย จากนั้นจะเป็นการทดสอบการจ่ายพลังงานจากแบตเตอรี่ลิเธียมไอออนฟอสเฟตไปยังอุปกรณ์ต่างๆโดยผ่านอุปกรณ์บริหารจัดการและเช็คแบตเตอรี่(BMS) เมื่อทดสอบอุปกรณ์ที่เกี่ยวกับการขับเคลื่อนรถขึ้นแล้ว จึงจะนำอุปกรณ์ทั้งหมดมาใช้งานร่วมกันโดยติดตั้งเข้าไปในตัวรถเข็น แล้วทำการทดสอบสมรรถนะของรถเข็น เพื่อให้ทราบถึงประสิทธิภาพของตัวรถโดยรวม และสามารถนำไปผลิตเชิงพาณิชย์ในอนาคตได้

### 4.1 การทดสอบการทำงานร่วมกันของ HUB Motor กับจอยสติ๊ก

โมดูลของ HUB Motor นั้นถูกควบคุมโดยจอยสติ๊กและไมโครคอนโทรลเลอร์ IM-50B การทดสอบนั้นจำเป็นต้องเชื่อมต่อส่วนต่างๆดังภาพ



ภาพที่ 4.1 แผนภาพการเชื่อมต่ออุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบการทำงานของ HUB Motor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 แสดงการทดสอบทิศทางการหมุนของ HUB Motor

ทิศทางของจอยสติ๊ก	ทิศทางการหมุนของมอเตอร์	
	ตัวที่ 1	ตัวที่ 2
โยกไปข้างหน้า	หมุนตามเข็มนาฬิกา	หมุนทวนเข็มนาฬิกา
โยกไปด้านหลัง	หมุนทวนเข็มนาฬิกา	หมุนตามเข็มนาฬิกา
โยกไปทางซ้าย	หมุนทวนเข็มนาฬิกา	หมุนทวนเข็มนาฬิกา
โยกไปทางขวา	หมุนตามเข็มนาฬิกา	หมุนตามเข็มนาฬิกา
โยกไปข้างหน้าเฉียงซ้าย	หมุนตามเข็มนาฬิกา (ช้า)	หมุนทวนเข็มนาฬิกา
โยกไปข้างหน้าเฉียงขวา	หมุนตามเข็มนาฬิกา	หมุนทวนเข็มนาฬิกา(ช้า)
โยกไปข้างหลังเฉียงซ้าย	หมุนทวนเข็มนาฬิกา(ช้า)	หมุนตามเข็มนาฬิกา
โยกไปข้างหลังเฉียงขวา	หมุนทวนเข็มนาฬิกา	หมุนตามเข็มนาฬิกา (ช้า)

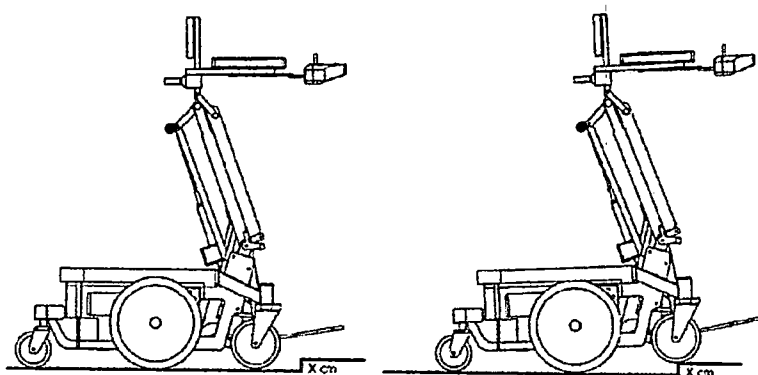


ภาพที่ 4.2 แสดงการทดลองทิศทางการหมุนของ HUB Motor ด้วยจอยสติ๊ก

#### 4.2 ทดสอบการเคลื่อนที่ขึ้นทางต่างระดับ

ในการใช้งานจริง รถเข็นไม่ได้วิ่งอยู่บนทางเรียบเพียงอย่างเดียว บางเวลาจำเป็นต้องขึ้นทางต่างระดับด้วย ในการทดลองจะจำลองสถานการณ์เมื่อรถเข็นต้องขึ้นทางต่างระดับซึ่งมีระดับแตกต่างกัน โดยการทดสอบจะทดสอบขึ้นทางต่างระดับที่มีความสูง 1, 2, 3, 4, 5, 6 เซนติเมตรตามลำดับ และทดสอบทั้งในขณะที่รถเข็นอยู่ในสถานะนิ่งและยื่น

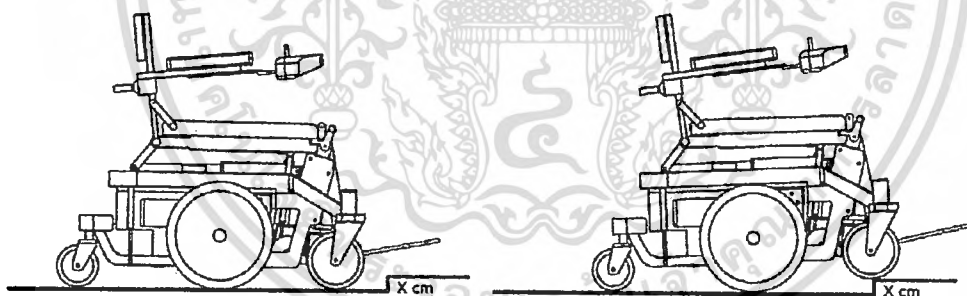
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 4.3 แสดงภาพจำลองในการทดลองขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบยืน

ตารางที่ 4.2 การทดสอบการขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบยืน

ระดับความสูงของทางต่างระดับ (cm)	ลักษณะและความสามารถในการขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้า
1	รถเข็นไม่สามารถขึ้นทางต่างระดับได้
2	รถเข็นไม่สามารถขึ้นทางต่างระดับได้
3	รถเข็นไม่สามารถขึ้นทางต่างระดับได้
4	รถเข็นไม่สามารถขึ้นทางต่างระดับได้
5	รถเข็นไม่สามารถขึ้นทางต่างระดับได้
6	รถเข็นไม่สามารถขึ้นทางต่างระดับได้



ภาพที่ 4.4 แสดงภาพจำลองในการทดลองขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบนั่ง

ตารางที่ 4.3 การทดสอบการขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้าแบบนั่ง

ระดับความสูงของทางต่างระดับ (cm)	ลักษณะและความสามารถในการขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นไฟฟ้า
1	รถเข็นสามารถขึ้นทางต่างระดับได้ง่าย ตัวรถมีการเอียงและสั้นเล็กน้อย
2	รถเข็นสามารถขึ้นทางต่างระดับได้ง่าย ตัวรถมีการเอียงและสั้นเล็กน้อย
3	รถเข็นสามารถขึ้นทางต่างระดับได้ ตัวรถมีการเอียงและสั้นปานกลาง
4	รถเข็นสามารถขึ้นทางต่างระดับได้ ตัวรถมีการเอียงและสั้นปานกลาง
5	รถเข็นขึ้นทางต่างระดับได้ค่อนข้างลำบาก
6	รถเข็นไม่สามารถขึ้นทางต่างระดับได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการทดลองอุปกรณ์ชิ้นส่วนต่างๆ และการทดสอบความสามารถต่างๆของตัวรถเซ็นผู้ช่วยไฟฟ้าแบบปรับยี่นได้ สามารถสรุปผลการทดสอบได้ดังนี้

1. ในการทดสอบการทำงานของมอเตอร์แบบHUB ซึ่งควบคุมด้วยจอยสติ๊กและตัวคอนโทรลเลอร์ IM-50B พบว่าสามารถควบคุมมอเตอร์ได้อย่างคล่องตัวในทุกทิศทาง
2. Linear actuator ทั้งสามตัวสามารถทำตามสัญญาณที่ได้จากคีย์แพดได้อย่างมีประสิทธิภาพ ทำให้การปรับรูปร่างของเบาะรองนั่งทำได้ด้วยดี
3. ในการทดสอบตัวรถเซ็นไฟฟ้าในสถานการณ์ที่วิ่งบนพื้นราบ พบว่ารถเซ็นสามารถเคลื่อนที่ได้คล่องตัว เมื่อมีการโยกจอยสติ๊กไปในทิศทางใดทิศทางหนึ่งด้วยมุมที่มากขึ้นจะทำให้ความเร็วของรถเพิ่มขึ้นด้วย การโยกจอยสติ๊กไปทางซ้ายหรือขวา จะทำให้รถหมุนตัวเพื่อกลับหันข้างหรือหันหลังได้ดี
4. ในการทดสอบขึ้นทางต่างระดับ ตัวรถเซ็น(แบบนั่ง)สามารถที่จะขึ้นทางต่างระดับได้ดี เมื่อความสูงของทางต่างระดับไม่เกิน 4 เซนติเมตร ซึ่งทำให้รถสามารถข้ามธรณีประตูหรือร่องเล็กต่างๆได้ดี

#### 5.2 ข้อเสนอแนะ

จากผลการทดสอบพบว่าตัวรถเซ็นสามารถขับเคลื่อนตามคำสั่งจากจอยสติ๊กได้อย่างคล่องตัว อีกทั้งสามารถข้ามสิ่งกีดขวางที่ขนาดไม่เกิน 4 เซนติเมตรได้ดี ในอนาคตควรมีการพัฒนาการรักษาความปลอดภัยที่สามารถป้องกันอุบัติเหตุได้ล่วงหน้า เช่นระบบตรวจจับสิ่งกีดขวางหรือหลุมลึก หรือระบบตรวจจับพื้นเอียงเป็นต้น และอาจมีการพัฒนาระบบแบตเตอรี่ที่มีประสิทธิภาพหรือระยะเวลาการใช้งานมากขึ้น

## เอกสารอ้างอิง

- [1] CENTERS FOR MEDICARE & MEDICAID SERVICES, Medicare's Wheelchair and Scooter Benefit CMS Product No. 11046 Revised January 2011
- [2] Guide : Shashank Mehta Dr Subir Das Faculty of Industrial design National Institute of Design "Design of electric wheelchair" Vinay Venkatraman Dept of Industrial design National institute of design Ahmedabad 380007 Sponsor : Eco transit Pvt Ltd.
- [3] The Power Wheelchair What the SCI Consumer Needs to Know by the SCI Model Systems in collaboration with the University of Washington Model Systems Knowledge Translation Center (UW MSKTC) with funding from the National Institute on Disability and Rehabilitation Research in the U.S. Department of Education, grant no. H133A060070. <http://www.msktc.org/sci/findms.asp> .
- [4] Amy Meyer, PT, ATP " The necessity of standing: There is no alternative" [www.rehabmagazine.ca](http://www.rehabmagazine.ca)
- [5] R. de Klerk , M. Englert , C. Häusler , M. Selig , R. Ullrich "Virtual prototype of a climbing electric wheelchair" ITK- Consulting – 76863 Herxheim/Germany. Karlsruhe Research Centre, Institute for Medical Engineering and Biophysics.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## CENTERS FOR MEDICARE &amp; MEDICAID SERVICES



## Medicare's Wheelchair and Scooter Benefit

If your doctor submits a written order stating that you have a medical need for a wheelchair or scooter for use in your home, Medicare will help cover any of the types listed below. Generally, Medicare will pay 80% of the Medicare-approved amount, after you have met the Part B deductible. You pay 20% of the Medicare-approved amount.

Wheelchairs (both manual and power) and scooters are also known as "mobility assistive equipment."

Medicare will help cover your wheelchair and scooter, if you meet all of the following conditions:

- You have a health condition that causes difficulty moving around in your home.
- You're unable to do activities of daily living (like bathing, dressing, getting in or out of a bed or chair, or using the bathroom) even with the help of a cane, crutch, or walker.
- You're able to safely operate, and get on and off the wheelchair or scooter, or have someone with you who is always available to help you safely use the device.

Also, the equipment must be usable within your home (for example, it's not too big for your home or blocked by things in its path).

### Types of Mobility Assistive Equipment:

#### Manual Wheelchair

If you can't use a cane or walker safely, you may qualify for a manual wheelchair. The manual wheelchair you choose can't be a high strength, ultra-lightweight wheelchair that you could buy without renting first.

#### Rolling Chair/Geri-chair

If you need more support than a wheelchair can give, you may qualify for a rolling chair. These chairs have small wheels that are at least 5 inches in diameter. The rolling chair must be designed to meet your medical needs due to illness or other impairment.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เท่านั้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำออกจำหน่ายได้  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



## Power-Operated Vehicle/Scooter

If you can't use a cane or walker, or can't operate a manual wheelchair, you may qualify for a power-operated scooter.

## Power Wheelchair

If you can't use a manual wheelchair in your home, or if you don't qualify for a power-operated scooter because you aren't strong enough to sit up or to work the scooter controls safely, you may qualify for a power wheelchair.

**Before you get either a power wheelchair or scooter, you must have a face-to-face exam by your doctor. The doctor will review your needs and help you decide if you can safely operate the device. If so, the doctor will submit a written order telling Medicare why you need the device and that you're able to operate it.**

Remember, you must have a **medical need** for Medicare to cover a power wheelchair or scooter. Medicare won't cover this equipment if it will be used mainly for leisure or recreational activities, or if it's only needed to move around outside your home.

Also, in some areas, you may need to get your power wheelchair or scooter from specific suppliers approved by Medicare. Visit [www.medicare.gov/supplier](http://www.medicare.gov/supplier) or call 1-800-MEDICARE (1-800-633-4227) for more information. TTY users should call 1-877-486-2048.

**Note:** If you don't need a power wheelchair or scooter on a long-term basis, you may want to rent the equipment to lower your costs. Talk to your supplier to find out more about this option. Some wheelchairs must be rented first, even if you eventually plan to buy them.

## Fraud

Most doctors, health care providers, suppliers, and private companies who work with Medicare are honest. However, there are a few who aren't. For example, some suppliers of medical equipment try to cheat Medicare by offering expensive power wheelchairs and scooters to people who don't qualify for these items. Also, some suppliers of medical equipment may call you without your permission, even though "cold calling" isn't allowed. Medicare is trying harder than ever to find and prevent fraud and abuse by working more closely with health care providers, strengthening oversight, and reviewing claims data.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



## How to Spot Fraud and Abuse

You can help Medicare stop fraud and abuse by watching for the following examples of possible Medicare fraud:

- Suppliers offer you a free wheelchair or scooter.
- Suppliers offer to waive your copayment.
- Someone bills Medicare for equipment you never got.
- Someone bills Medicare for home medical equipment after it has been returned.

## What to Do if You Suspect Fraud and Abuse

If you suspect billing fraud, contact your health care provider to be sure the bill is correct. If your doctor, health care provider, or supplier doesn't help you with your questions or concerns or if you can't contact them, call 1-800-MEDICARE (1-800-633-4227). TTY users should call 1-877-486-2048.

## For More Information

Medicare is here for you 24 hours a day, every day. To get more information, visit [www.medicare.gov](http://www.medicare.gov) or call 1-800-MEDICARE. For more information about Medicare's fraud and abuse activities, visit [www.stopmedicarefraud.gov](http://www.stopmedicarefraud.gov).

# Design of electric wheelchair

Vinay Venkatesan  
Dept of Industrial design  
National Institute of design  
Ahmedabad 380007  
Sponsor : Ecotransit Pvt Ltd

Guide : Srinathank Mahla  
Dr. Subir Das  
Faculty of Industrial design  
National Institute of Design

## Synopsis

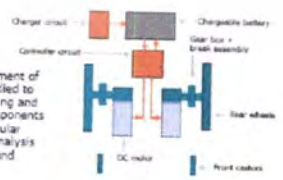
### A Introduction

The first step in the project was to understand the existing products, market conditions and the need for such a device. A quick market study was conducted to gather information about international brands, local brands, the economic dynamics of the product in the country.

A compilation of the models available in India, and those imported were done to assume the overall scenario. This revealed some very interesting facts about the pro and cons of existing products. It also gave an insight into the target price brackets and expectation levels of the user. Also products like tricycles, scooters, modified cars etc were considered in the study to make a connective evaluation of the need and how it was fulfilled till now.

An user study was undertaken to assess the actual user conditions, aspirations and medical requirements. Information was gathered by means of observations, casual chatting and informal discussion. This revealed a series of issues that could be tackled directly or indirectly by the product. A lot of issues brought forward were direct problems which could be addressed by the wheelchair but some actually were social or economic and was were not taken into consideration.

- Mobility inside home
- Mobility outside
- Transfer to and from wheelchair
- Welder Management
- Stairs Management
- Personal Safety
- Maximise manoeuvrability
- Usability & Reliability
- Medical Emergencies & Complications
- Non-Road
- Home Modification
- Respirator
- Adaptation to physical changes
- Social environment
- Stigma and depression



The Hardware and electronic requirement of the electric wheelchair were also studied to understand the working, manufacturing and sourcing of components. A lot of components were re-engineered to suit this particular requirement. A cost and feasibility analysis was also conducted to assess the ground situation on the prototyping front.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**B Analysis**

With the information collected a detailed analysis was conducted to make it more usable and tangible. The various aspects analysed were:

- Scenario analysis
- Detailed Analysis of existing electric wheelchair
- Feature analysis in existing wheelchairs
- Modern dynamics analysis - using scale model
- Analysis of the usage environment

A final redefinition of the brief provided a more concrete direction to the problem solving exercise. A wish list was generated to address the various minute problems in the existing scenario.



A scale working model was made to evaluate the various working parameters associated with movement, gradability and maneuverability. This also acted as a test bench for the controller design and assessment of technical factors.



**C Ergonomics**

The correct dimensional proportions of the product were quite important as it's a assistive device that is in direct and complete contact with the human body. A brief but focused study of the various ergonomic and accessibility factors were undertaken.

The following were the factors considered:

1. Basic body dimensions
2. Seating and support aspects
3. Reach out distances
4. Clearances and gaps
5. Safety during use
6. The Sensory and cognitive factors
7. Assistive features for problems

References were taken from NED's publication on anthropometric data, actual measurements and 3D animation of human figures to estimate and rationally arrive at usable values.



**D Standards**

The wheelchair had to be designed for mass production and had to confirm to stringent international and national standards for selling powered assistive devices in global markets. Thus a detailed study of the parameters and specifications was undertaken to suitably incorporate them in the design. Major Functional criteria like speed, load capacity, strength, clearances, dimensions etc were all within limits in the final draft of the design.

The following were the base references for the deciding and designing the various aspects of the product.

- ISO 10243/51 specifications
- BS Wheelchair specifications
- University of Pittsburgh mobility research center publication
- American Society of Mechanical Engineers, Society of Motor Vehicle Engineers, 1993, publication
- BS 680 7124 British Standards Institution or 'International'
- The Danish research Institute specifications on requirements for Public motor vehicle manufacturers



- Maximum speed
- Climbing ability
- Descending ability
- Breaking performance
- Static stability
- Obstacle climbing
- Turning performance
- Traveling performance
- Fatigue strength

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

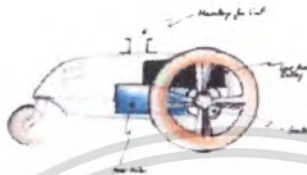
**E** Concepts

A range of concepts and ideas were evolved from the analysis phase. The concepts were freely developed and then a selected few were taken forward for detailing.



1. Swinging armrest for easy access
2. Toe guards for foot safety
3. Adjustable back rest
4. Swinging and oscillating sides
5. Rear support wheels for scopes
6. Foldable seat assembly
7. Economic rear wheel construction
8. Washable and removable seat
9. Soft guard for lower back
10. Towed rail cane push bar

- Modularity of parts
- Ease of maintenance
- Storage and transportability
- Structural strength and ruggedness
- Accessibility and ease of operation
- Comfort and feature enhancement



**F** Final Design



Foldable



Maneuverable



Assistive and ergonomic



Modular and adjustable



Aesthetic and functional

0 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# The Power Wheelchair

## What the SCI Consumer Needs to Know



For more information,  
contact your nearest  
SCI Model System. For a list  
of SCI Model Systems, go to:  
<http://www.usktr.org/SCI/index.asp>

### Introduction

The wheelchair is a complex piece of equipment that has been extensively engineered and studied. Most individuals with SCI become wheelchair experts because doing so increases their chances of getting a wheelchair that truly meets their needs. However, power wheelchairs are technologically advanced and have many components, so it is critical to get help when purchasing a new chair (see the SCI Model Systems Consumer Information guide *Getting the Right Wheelchair: What the SCI Consumer Needs to Know*). While it is not possible to teach you all there is to know in a single handout, this factsheet includes some of the most important information.

### Why Choose a Power Wheelchair?

A power wheelchair is appropriate if you are unable to propel a manual wheelchair or if you need to reduce the strain on your shoulders and arms so you can continue to perform transfers safely. The choice of power chair will depend on many factors, including the kind of surface conditions the chair will be driven over, the need to negotiate thresholds and curbs, and clearance widths in your usual environment.

### Power Wheelchair Components

#### The Base

The power wheelchair base is the lower portion of a power wheelchair that houses the motors, batteries, drive wheels, casters and electronics to which a seating system is attached. It is classified according to drive wheel location relative to the system's center of gravity.

#### Rear-Wheel Drive

The drive wheels are behind the user's center of gravity, and the casters are in the front. It has predictable drive characteristics and stability but can be difficult to maneuver in tight places because of its larger turning radius.



Figure 1. Rear-wheel drive power wheelchair

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเลขของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Front-Wheel Drive

The drive wheels are in front of the user's center of gravity, and the rear wheels are casters. This setup tends to be quite stable and provides a tight turning radius. However, it may have a tendency to fishtail and be difficult to drive in a straight line, especially when traveling fast on uneven surfaces.



Figure 2. Front-wheel drive power wheelchair with recline capability.

## Midwheel Drive

The drive wheels are directly below the user's center of gravity. It has a smaller turning radius, making it more effective for indoor mobility, but not as good outdoors.



Figure 3. Midwheel drive power wheelchair with tilt-in-space capability.

## Seating and Positioning

Seating and positioning are a critical part of your wheelchair and have an important role in your comfort, function, safety and health. Your seating system should be prescribed and designed specific to your medical, functional and personal preference needs, including protecting your skin from too much pressure.

### Seating Systems

Seating systems fall into three general categories: off-the-shelf, modular and custom. In general, custom seating is only needed when musculoskeletal deformities are present such as scoliosis, or after a flap surgery for a pressure sore. The basic components of the seating system are the cushion and backrest.

### Cushions and Backrests

Cushions and backrests are made out of a variety of materials, including contoured foam, air-filled bladders, combinations of air and foam, and gels. They vary in how well they address pressure distribution, postural stability, airflow, insulation or conduction of heat. Choice of style and material will depend on your individual needs and activities.

If all the needed features cannot be found in one cushion, trade-offs are necessary. Unlike with manual wheelchairs, the weight of the cushion and back support is generally not a consideration.

Research evidence suggests that a properly fitted pressure-reducing cushion, in contrast to a low-cost foam cushion, reduces the chances of getting a pressure sore.

## Recline and Tilt-in-Space

Recline and tilt-in-space technologies relieve pressure, manage posture, provide comfort and help with personal care activities.

Recline (Figure 2), which changes the angle between the seat and backrest, helps to stretch hip flexors and makes attending to catheters, toileting and transfers more convenient for caregivers.

The addition of tilt-in-space (Figure 3), which tilts the seat and backrest together, keeps the hip and

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่อผู้ดูแลเนื้อหาเอกสารนี้เสร็จเรียบร้อยแล้ว กรุณาทำลายเอกสารนี้

ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม ผู้ออกพิมพ์ไม่รับผิดชอบต่อเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

knee angles constant when tilting back. This reduces the possibility of shear when in the recline position.

People who cannot independently shift weight or transfer should have a tilt-in-space and recline system on their wheelchair.

## Seat Elevation & Standing Chairs

Power wheelchairs can also have elevating seats or mechanisms that stand the user upright while in the chair. Elevating seats can help with transfers, as it is easier to transfer downhill. In addition, elevating seats and standing chairs can make it easier and more functional to perform activities that are above shoulder height when sitting. Because performing activities above shoulder height puts you at risk of injuring your arms, recent guidelines recommend that all individuals with SCI who use power wheelchairs and have good arm function be provided with seat elevation.



Figure 4. Power-elevating seat.

## References

Boninger ML, Cooper RA, Fay B, Koontz A, *Musculoskeletal Pain and Overuse Injuries in Spinal Cord Medicine: Principles and Practices*. Demos Medical Publishing, NY, 2003.

## Resources

- ABLEDATA is a non-commercial information center for assistive technology, including wheelchairs. Go to [www.abledata.com](http://www.abledata.com) (select Products, then Wheeled Mobility) or call 800-227-0216.
- Consortium for Spinal Cord Medicine. *Preservation of Upper Limb Function Following Spinal Cord Injury: What You Should Know* (Paralyzed Veterans of America, 2005).
- *Choosing A Wheelchair: A Guide for Optimal Independence* by Gary Karp (Cambridge, Mass: O'Reilly, 1998).

### Also in the SCI Model Systems Consumer Information Series on Wheelchairs:

- *Getting the Right Wheelchair: What the SCI Consumer Needs to Know*
- *The Manual Wheelchair: What the SCI Consumer Needs to Know*

### Source

Our health information content is based on research evidence whenever available and represents the consensus of expert opinion of the SCI Model System directors.

### Authorship

*The Power Wheelchair: What the SCI Consumer Needs to Know* was developed by Michael Boninger, MD, in collaboration with the University of Washington Model Systems Knowledge Translation Center.

### Disclaimer

This information is not meant to replace the advice from a medical professional. You should consult your health care

## Power-Assisted Wheelchairs

Power-assisted wheelchairs are essentially manual wheelchairs with a motor that provides propulsion assistance when desired. This allows a user to propel the wheelchair more quickly and easily, and helps with obstacles such as steep ramps.

For individuals with shoulder pain or tetraplegia (quadriplegia), this can be a good compromise between a manual and power wheelchair.

Power-assisted wheelchairs are bulkier and less maneuverable than manual chairs, but they are less bulky, easier to transport and more maneuverable than power wheelchairs.



Spinal Cord Injury Model System  
SCIMS | NIDRR  
A NIDRR-funded Program

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# The necessity of standing:

## There is no alternative

By Amy Meyet, PT, ATP

Standing—an activity that able-bodied individuals do many times throughout the day. Why? Standing has many physiological as well as psychological purposes. It allows the skeletal muscles to elongate, provides joint mobility, transfers weight off the ischial tuberosities (sitting bones) and promotes extension of the trunk, allowing for improved vital organ capacity and performance. Being upright also provides proprioceptive feedback to weight-bearing joints, helping to regulate resting muscle tone; enables eye-to-eye communication; and increases self-confidence and overall self-image. And all of that is just scratching the surface.

So what happens if someone's disability or illness precludes them from being able to achieve a standing position? And what are some of the implications of immobility for patients who remain seated for most of their day? A 1048 study by Detrick et al., looking at immobilized men without disabilities, showed that the following are all potential complications of immobility: decreased bone mineral density, pressure ulcers, development of joint contractures, impaired bowel and bladder functioning, impaired respiratory functioning and increased risk of gastrointestinal problems.

To reduce the risk of these complications, therapists and physicians often prescribe standing programs for adults and children of all ages to gain the benefits of lower-extremity weight bearing. Standing treatments can be provided through many different mediums, including tilt tables, individual standing frames (static or dynamic), gait trainers and other ambulation aides, and also by integrating standing into a wheelchair seating system. Various methods will allow a patient to achieve a standing position in these devices. Some systems utilize a sit to stand, supine to stand or prone to stand technique only, while other systems utilize multiple positions to achieve full upright standing. Certain options even allow the patient to "customize"

continued on page 10



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ขออนุญาต  
www.rehabmagazine.com สำหรับข้อมูลเพิ่มเติมและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

how they actually come to a standing position. Additionally, several methods can be selected to operate the standing feature, including manual operation, full power operation and combination systems—such as a manual wheelchair with power standing (partial power operation).

**Clinical evidence**

Studies indicate that weight-bearing programs, such as standing, are beneficial for bone health, spasticity management, prolonged stretching, pressure redistribution, bowel and bladder function, gastrointestinal motility, respiratory function and overall psychosocial status. In addition, the following research findings may lead a clinician to consider integrating standing features into a wheelchair base as opposed to using a separate standing frame, which has traditionally been the most standard form of carrying out a weight-bearing program.

According to the Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of North America Position on the Application of Wheelchair Standing Devices, "Standing is an effective way to counterbalance many of the negative

effects of constant sitting.<sup>2,3</sup> Standers integrated into wheelchair bases enhance the beneficial effects of standing since they allow for more frequent, random and independent performance of standing than in persons who use standing devices outside of a wheelchair base. Integration of this feature into the wheelchair base also enables standing to enhance functional activities."

Dynamic loading of the skeletal system can be achieved when standing while the wheelchair is moving. Dynamic bone loading has been shown to be superior to static loading for reducing bone loss.<sup>4-10</sup>

More frequent standing throughout the day has been shown to also have a greater benefit on bone density<sup>11</sup> in addition to respiratory function,<sup>3</sup> bowel function,<sup>3,12</sup> bladder function,<sup>3</sup> gastrointestinal function<sup>2,3</sup> and management of spasticity.<sup>2,3,12</sup> By standing in an upright

position with trunk extension, vital organ capacity improves and is less restricted. Gravity is able to assist with digestion, moving the bowels and resulting in less constipation,<sup>2,3,12</sup> while bladder emptying results in fewer instances of urinary tract infections.<sup>2</sup> It also provides improved diaphragmatic support, allowing the individual to breath with less restriction, more deeply and resulting in increased lung capacity.<sup>3</sup> This not only directly improves oxygenation, but also allows the standing individual to speak with increased volume

due to greater breath support.

Regarding spasticity management, weight bearing has been shown to have an immediate and significant effect on reducing muscle spasticity.<sup>13</sup> By being able to stand, independently, throughout the day at a moment's notice, the user will be able to better control their spasticity as needed for function or pain control. For example, a patient can use functional standing in their wheelchair before bed when completing self-care activities such as teeth brushing and other hygiene tasks. Then, their spasticity will be reduced prior to transferring and completing lower-body

dressing, making them more independent and safe with these activities of daily living (ADLs) in addition to promoting a good night's sleep.

Individuals also use standing treatment for more effective pressure redistribution, reducing the risk of pressure ulcers. It has been documented that people who perform a regular standing program have fewer pressure ulcers.<sup>2,14</sup> When a person achieves an upright position, pressure is removed from the ischial tuberosities (sit bones), sacrum, spinous processes and scapulae—the most common bony prominences at risk for skin breakdown in a seated individual. The American Spinal Injury Association recommends that pressure redistribution activities are conducted every 15 minutes for at least one minute



Photo by me4d

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ภายใต้การดำเนินงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้หรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต

www.rehabmagazine.co.uk อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

to allow appropriate blood perfusion to tissues. This can be achieved through various activities such as tilting, reclining, wheelchair push-ups, leaning forward and so on, but none of these activities is as "natural" or "mainstream" as standing. Of note, when utilizing tilt or recline, the patient's visual field is translated upward—requiring them to look up at the ceiling instead of around their environment. Standing allows a wheelchair user to retain visual interaction and use a more "normal" means of pressure relief, while simultaneously gaining the other listed benefits of weight bearing.

Additionally, in studies by Trudel et al. it was concluded that prolonged stretching reduces the risk and magnitude of joint contractures.<sup>15,16</sup> Standing is an effective way to elongate muscles that are typically shortened in the seated posture.

### Incorporating standing into a wheelchair

There are many purposes of incorporating a standing system into a wheelchair. These include but are not limited to the following:

- To gain the medical benefits of weight bearing in an upright position (standing) for individuals who are unable to stand on their own due to disability.
- To attain functional independence for performance of mobility-related ADLs, including self-care, as well as occupational performance.
- To reduce the amount of assistance required by the disabled individual (often provided by paid aids or nursing staff) to transfer into a separate standing frame.
- To improve overall compliance for performing a standing program prescribed by a physician or therapist to achieve the medical benefits of standing. By having the standing feature integrated into the wheelchair system, the individual does not need to rely on another person to complete the recommended standing regimen.
- To provide energy conservation—not requiring as many transfers throughout the day—which is essential for performance of ADLs. Energy conservation is also an important goal for individuals who are unable to stand on their own due to disability.



Photo: Perreault

medically necessary for various diseases that are negatively impacted by excessive energy consumption and muscle activity (i.e., progressive neuromuscular diseases).

- To gain the psycho-social benefits of standing and being upright. This will likely reduce secondary complications (e.g., depression) that often accompany long-term illness and disability.

With an integrated standing feature on an individual's wheelchair, the user is able to independently achieve an upright standing position as frequently as needed throughout the day, providing improved medical management and benefit from the stander. This

independence also allows the client to use the standing feature to assist with performance of mobility-related ADLs and leads to overall improved functional performance.

The benefits of having standing integrated into an individual's wheelchair go beyond the medical issues listed above, to also include psychological, functional and social benefits. Allowing a disabled individual to gain independence cannot be overlooked or underestimated. For a person who was previously dependent to complete an activity without assistance improves that person's confidence and encourages them to more positively contribute to society as a whole.

Additionally, it will likely reduce the risk of developing psychological disorders (i.e., depression) that frequently accompany disability and often require medical management (including the associated costs of these treatments).

### Barriers to prescription

So, what restricts a clinical team from recommending a wheelchair standing system? There are several possibilities. Some feel that it may be too expensive. However, when comparing an integrated standing wheelchair system to an external standing system plus a wheelchair, the cost is often very comparable. When factoring in all of the benefits of integrating a standing system into a

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

wheelchair, the minimal cost difference may be well worth the investment.

Another concern about integrating standing into a wheelchair is that the system may not be covered by funding sources. Unfortunately, all standing systems (whether separate from or integrated into a wheelchair) often require persuasion of third-party payers. A growing number of standing devices (both external standers and wheelchair standers) are, however, being provided. When these items are well justified, they can be covered by funding sources. Here are some tips for achieving approval for stander funding:

- List how the patient will be able to perform functional ADLs with less assistance.
- Focus on the patient's medical issues and risk factors and how the research supports the use of a standing system to treat those specific issues.
- Research the specific policy of your patient's funding source, and use that specific policy language in your justification and letter of medical necessity.
- Take pictures or videos of your patient using the

standing device.

- Have the patient or family member write a letter about how the standing device has made a difference in the life of the beneficiary (physiologically, psychologically, emotionally, socially and functionally).
- Contact the manufacturer of the recommended standing device for additional help in justifying the particular model and product recommended.

In studies, it was concluded that prolonged stretching reduces the risk and magnitude of joint contractures.

Most importantly, keep asking for appropriate equipment that is needed and deserved. As clinicians, we must not allow "insurance policies and "covered" or "non-covered" lists to replace our clinical judgment and recommendations. If a standing device is required to meet your patients' needs, you should advocate for them to receive that equipment. Remember—there is no alternative to standing. "We do it all the time—why should our patients not be given the same opportunity?"

Any Meyer, PT, ATP, is currently the pediatric and standing specialist for Permobil, Inc. [www.permobil.com](http://www.permobil.com)

References available upon request.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

แม้ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Virtual prototype of a climbing electric wheelchair.

Authors: R. de Klerk\*, M. Englert\*, C. Häusler\*\*, M. Selig\*\*, R. Ullrich\*\*

\*: ITK-Consulting - 76863 Herxheim Germany

\*\* : Karlsruhe Research Centre, Institute for Medical Engineering and Biophysics

### Abstract

*This paper presents the development of an electric wheelchair, which is able to climb straight and spiral staircases. A virtual prototype of the wheelchair has been developed at Forschungszentrum Karlsruhe (Karlsruhe Research Centre, Germany). The virtual prototype uses the simulation programs ADAMS and MATRIXx in co-simulation. ADAMS is used to model the wheelchair mechanics and MATRIXx is used for implementation of the control algorithms. Additionally, the CASE-tool Rhapsody is used for object-oriented software design and code generation. Rhapsody has been integrated in our co-simulation environment, which enables us to test and debug our C++ algorithms in the simulation of the virtual prototype.*

### 1 Introduction

Staircases are hard to negotiate for people in wheelchairs. Currently available tools are limited in their use:

- Fixed installations can only be used for a specific staircase and are complex and expensive. In rented houses, they can often not be installed because of existing rules.
- Mobile tools require the help of a strong, experienced and brave person. In theory, curved stairs can be climbed. In practice however, they are only used for straight stairs.
- Vehicles with belt-mechanisms often damage the surface of stairs and floor, which is usually not acceptable, especially in rented houses.

The objective of this project is to make the user more independent and to extend his range of operation. This is done by the development of an autonomous wheelchair which can be used indoors and outdoors as a conventional electric wheelchair and with which the user is able to climb straight and spiral staircases without any external help.

Climbing is possible without any fixed installation. The user should have all cognitive abilities and needs at least one hand to steer the vehicle. Climbing is done semi-automatically; the user navigates towards the first step and after a start-command the wheelchair will climb automatically by means of sensor systems and control algorithms.

### 2 Technical description

The wheelchair which is being developed at Forschungszentrum Karlsruhe is a complex mechatronic system consisting of the mechanics, motors, sensors and control system. Various principles have been considered. The structure has 16 moving parts, resulting in 8 degrees of freedom, 15 electromechanical actuators for normal motion, ascent and descent, and a total of 25 sensors, including staircase detection sensors and safety systems. The control system comprises axis control, user interface, power management and safety systems.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ลีอทั้งหมดยังให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.1 Mechanics and axors

The wheelchair has 4 wheels, each of which is mounted on a wheelbase. The angle between the wheelbase and axle can be varied. A special frame, in the shape of a parallelogram, connects front and rear axle and maintains an upright seat position during climbing. The axle can be rotated around this frame and the frame length can be adjusted to the various staircase geometries. The rear axle has a maximum rotation of about  $50^\circ$ , the front axle can be rotated almost  $90^\circ$ . In this way, the structure is mechanically stable in all positions and can still be steered with a small turning circle.

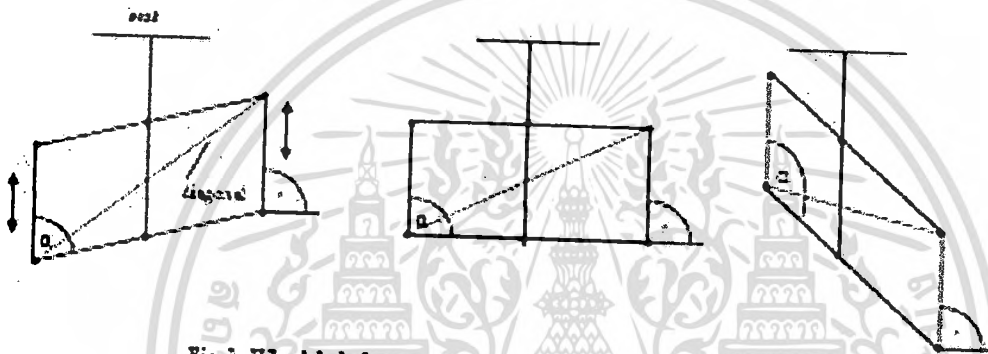


Fig. 2: Wheelchair frame with parallelogram

Battery lifetime is an important factor in the design and selection process. All axes are driven by brushless dc-motors because of their good characteristics and low weight and power consumption. Credit card size servo amplifiers are used to power the motors, in order to save valuable weight and space.

## 2.2 Sensors

All axes require sensors for positioning. Optical encoders and potentiometers are used. Additional sensors are required for detection of staircase geometry and for safety systems. Step detection is done with sonar sensors and light switches. All sensors with safety-critical functions are implemented with redundancy so that sensor defects can be detected and system safety can be guaranteed at all times.



Fig. 2: Sensors for staircase detection during ascent

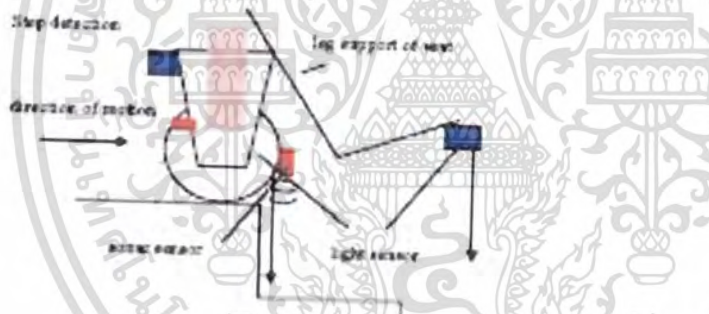


Fig. 3: Sensors for staircase detection during descent

A warning sensor is mounted under the leg support of the seat. This light sensor can detect a staircase so that speed can be reduced in time.

## 2.3 Control system

A powerful control system is needed for control of all axes of motion, staircase detection and safety checks. The controller hardware consists of three PC104 modules, one for front axle control, one for rear axle control and one for supervision, MMI and safety systems. Hardware watchdogs guard correct operation and are directly connected to an emergency relays.

The real-time operating system VxWorks is used. This operating system has many features for safety-critical applications. The control software is written in C++. For the design of the software, object oriented design methods and CASE tools are used. Below, an example class diagram for the control structure is shown.

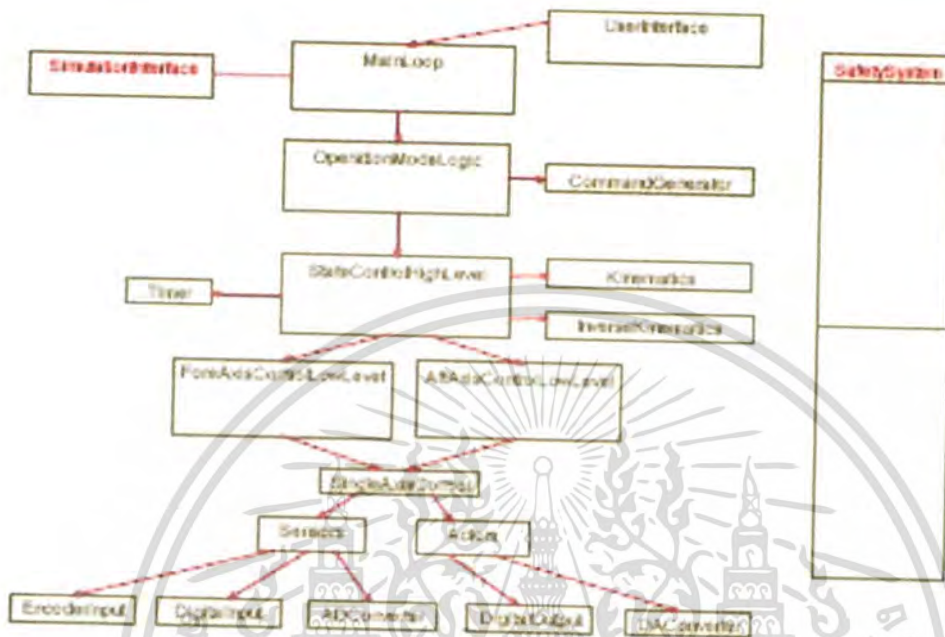


Fig. 4. Example class diagram for control

The software comprises: man-machine interface, power management, trajectory generation for autonomous climbing, control of 15 axes of motion, environment information (e.g. staircase database) and safety checks.

### 3 Simulation model

In the design phase of the project, a simulation model has been built to prove that the chosen design concept is able to fulfil the functional specifications. The mechanical part of the system has been modelled in ADAMS and the control system has been modelled in MATRIXx. The complete system can be studied in closed-loop in co-simulation with the ADAMS/CONTROLS package

#### 3.1 ADAMS mechanical model

The ADAMS model includes a fully functional model of the wheelchair with all its moving parts, sensors and actors.

To the active joints a MOTION-command is applied with a VARVAL-function. The state-variables for these MOTION-commands are the servo amplifier setpoints which are calculated by the control system.

Sensors are:

- Position sensors for all axes of motion
- Sonar sensors for staircase detection and environment information

The sensor values are saved in state-variables and sent to the control system.

The staircase is generated as a shell. A Fortran USER-function which was written by MDI is used to calculate the contact forces between the staircase and all four wheels and between the staircase and all four support arms. Friction, elasticity and damping characteristics have been taken into account.

### 3.2 MATRIXx control system

The MATRIXx control system consists of a setpoint-generator, controller logic in the form of finite-state machines, high-level control functions such as trajectory-control for autonomous motion and a number of position and velocity control loops which control the movement of each axis. Also, control loops concerning seat inclination and centre of gravity have been implemented.

The first design of the controller logic has been implemented in the form of Blockscript blocks. As the complexity of the models increases, finite state machines can be used to keep the controller logic modular and comprehensible. It is possible to use MATRIXx AutoCode functionality to generate C-code for the control system automatically.

### 3.3 Co-simulation

The ADAMS/CONTROLS package is used for co-simulation of the mechanical model and its control system. In this way, realistic scenarios can be simulated and the behaviour of the wheelchair on various staircase geometries can be studied. Step height, width and depth, as well as radius of spiral staircases can be easily modified. Kinematics, control algorithms and the choice of sensor systems can be verified without having to build a prototype in this early design phase of the project.

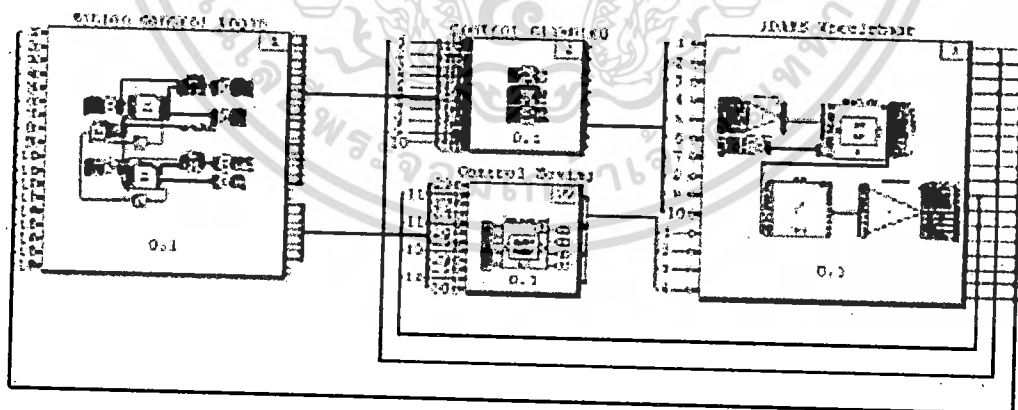


Fig. 5: Closed loop simulation model (Co-Simulation)

## 4 Virtual prototype

In order to be able to test our operational software in simulation, we have integrated our CASE tool in the co-simulation environment described above.

Rhapsody is a CASE-tool which is based on the UML. It can be used to design object-oriented software for real-time embedded systems and produces C++ code which is tailored to our real-time operating system. The combination of Rhapsody with MATRIXx and ADAMS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่หรือใช้งานด้านการค้า

ไม่ว่า Virtual prototype of a climbing electric wheelchair และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



The next figure shows our software development cycle. The main advantages of such a closed development tool chain are:

- Early detection of design flaws
- No introduction of new errors during transitions to new design phases
- High quality code
- High quality documentation which is coupled to the design and code
- Reduced development times, shorter time to market

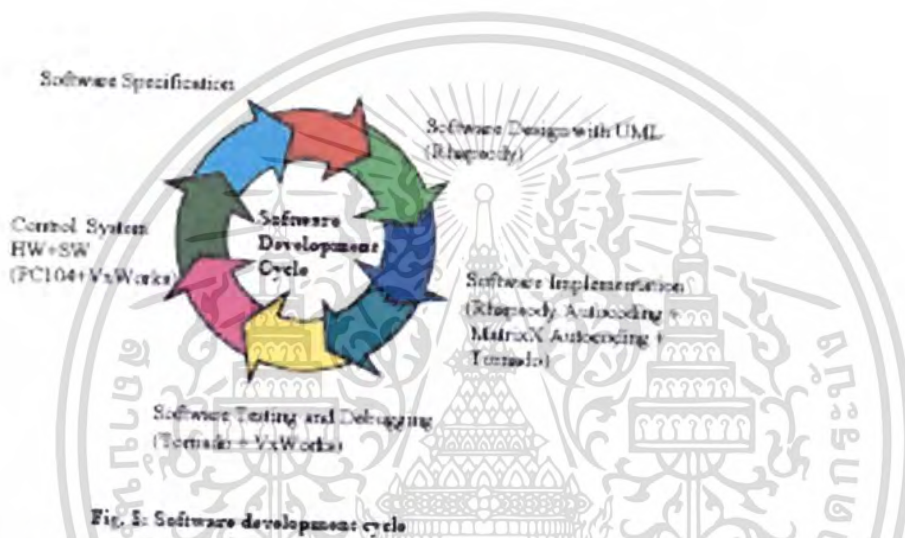


Fig. 5: Software development cycle

## 5 Conclusion

The co-simulation of MATRIXx and ADAMS enabled us to prove that our design concept can fulfil the functional specifications. The wheelchair is able to climb staircases with varying geometry. The main control algorithms have been tested.

The integration of Rhapsody with the combination of MATRIXx and ADAMS enables us to test our operational software in the simulation of our virtual prototype. This allows us to detect design errors early in the development process and results in a reduction of development time and higher quality software.

In the next phase of the project, a fully functional prototype of the wheelchair will be developed.

### Note:

*This project "Treppensteiger" (step-climbing robotic device) is being developed by Forschungszentrum Karlsruhe (Karlsruhe Research Centre, Germany) in co-operation with the German companies MIT and ASI. The project is funded by the Bayerische Forschungsförderung (Bavarian Research Association), nr. 240/97.*

*ITK-Consulting is an engineering and consulting company, specialised in modelling, simulation, control systems and real-time embedded systems. ITK is the subcontractor for Forschungszentrum Karlsruhe which is hired to develop the ADAMS and MATRIXx simulation models, the virtual prototype and all control algorithms and software for the prototype.*

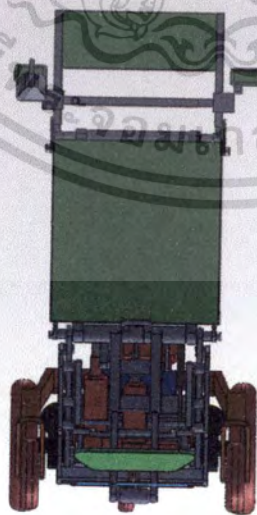
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ Virtual prototype of a climbing electric wheelchair. และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

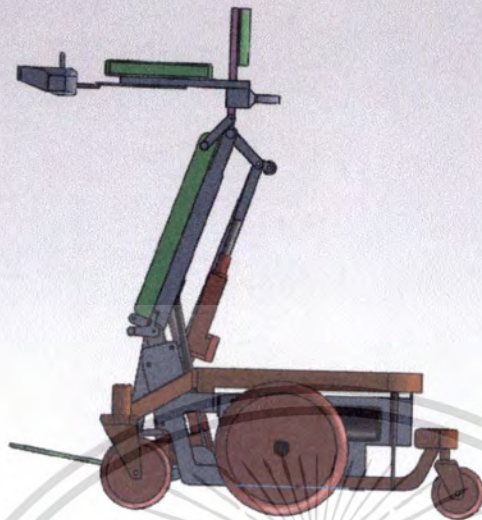
ข.1 ภาพโครงสร้างรถเข็นไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ที่ออกแบบในโปรแกรมคอมพิวเตอร์( Solid Work)

ภาพที่ 1 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในท่ายืน

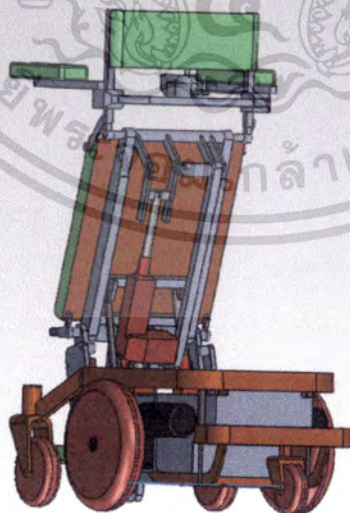


ภาพที่ 2 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในท่ายืน(ด้านหน้า)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

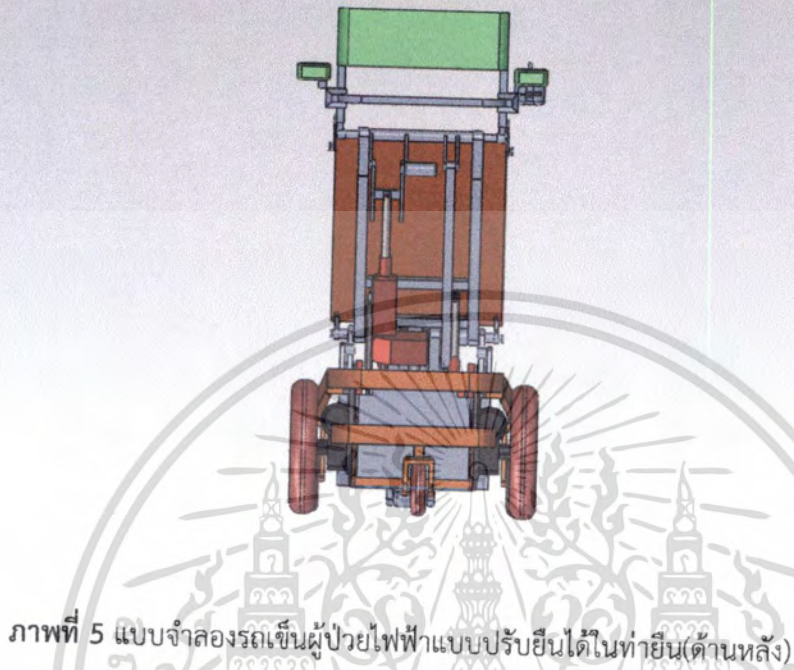


ภาพที่ 3 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในทำย่น(ด้านข้าง)

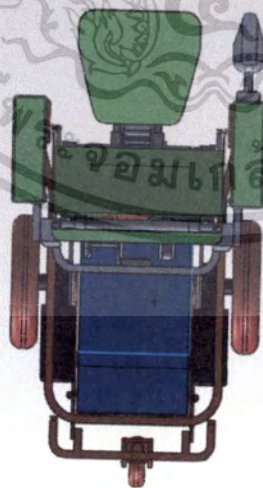


ภาพที่ 4 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในทำย่น(ด้านหลัง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



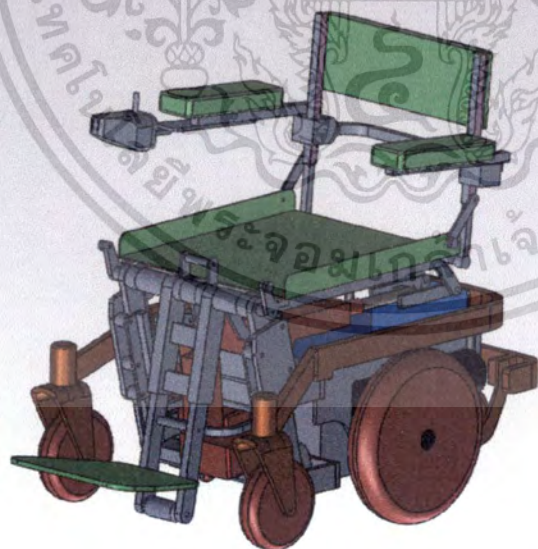
ภาพที่ 5 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในทำย่น(ด้านหลัง)



ภาพที่ 6 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในทำย่น(ด้านบน)

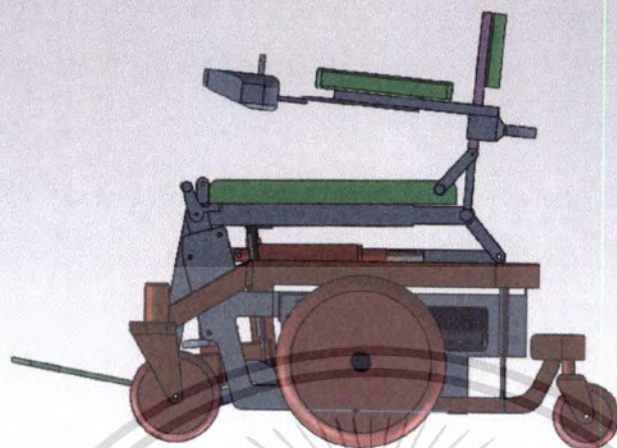
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพที่ 7 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในทำย่น(ด้านล่าง)

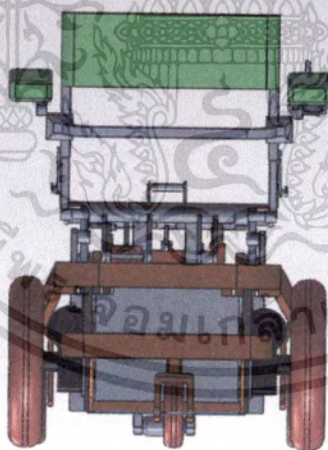


ภาพที่ 8 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในทำนั่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 9 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในท่านั่ง(ด้านข้าง)



ภาพที่ 10 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในท่านั่ง(ด้านหลัง)

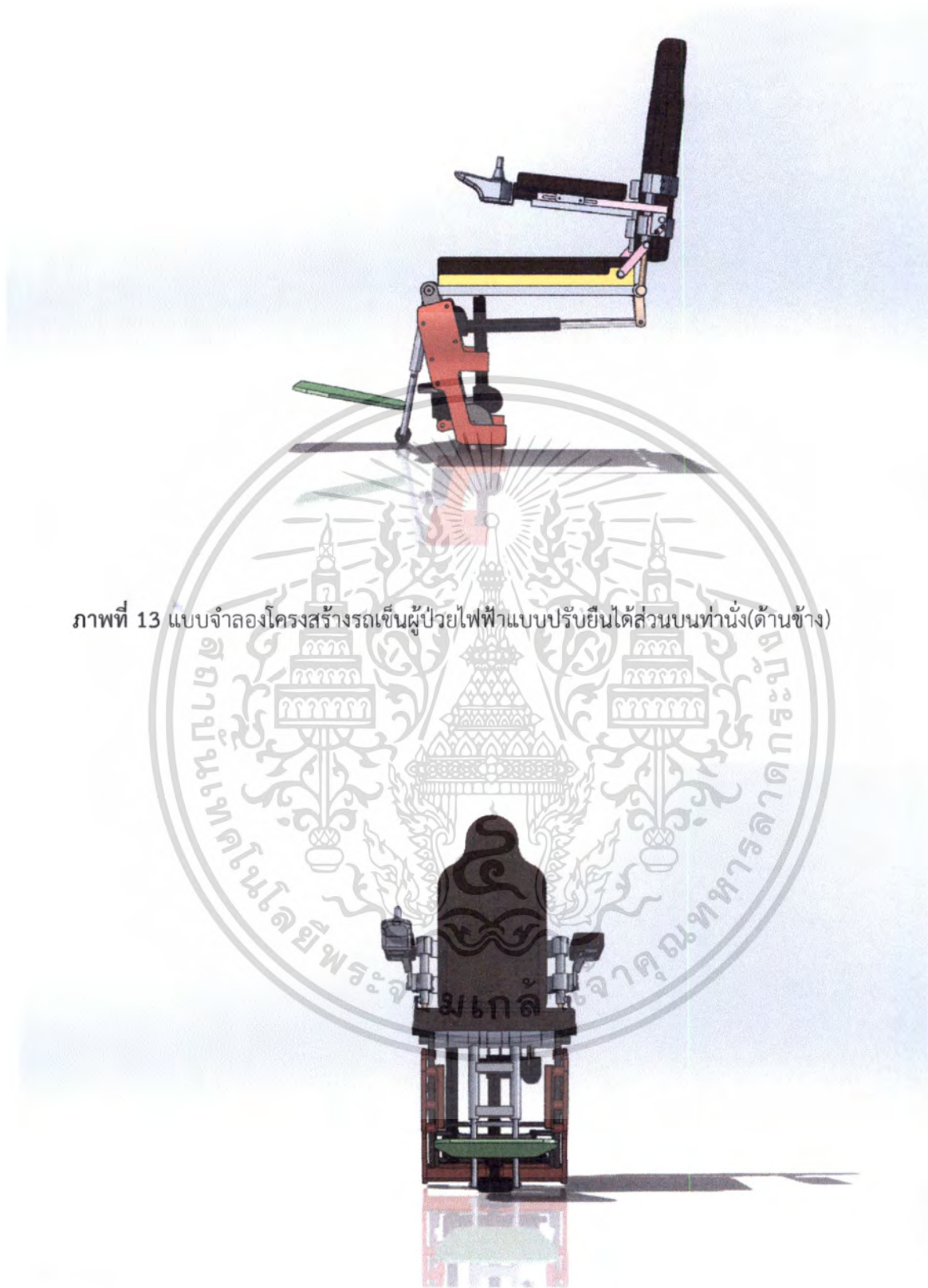
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 11 แบบจำลองรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ในที่นั่ง(ด้านบน)

ภาพที่ 12 แบบจำลองโครงสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ส่วนบนที่นั่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 13 แบบจำลองโครงสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ส่วนบนที่นั่ง(ด้านข้าง)

ภาพที่ 14 แบบจำลองโครงสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ส่วนบนที่นั่ง(ด้านหน้า)

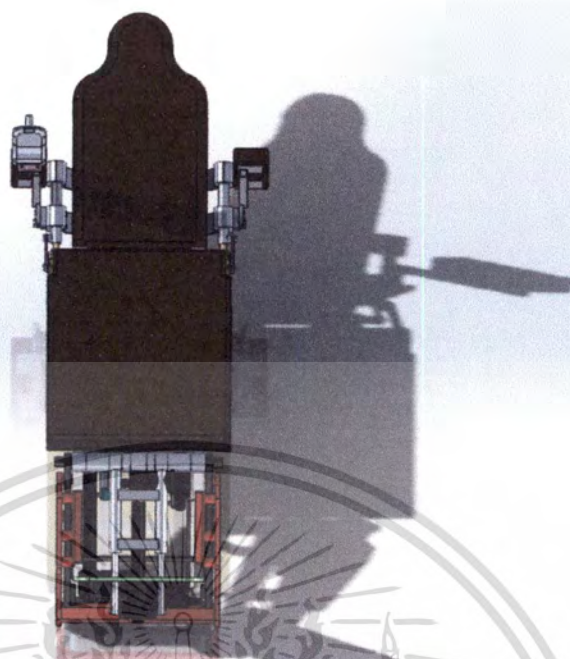
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



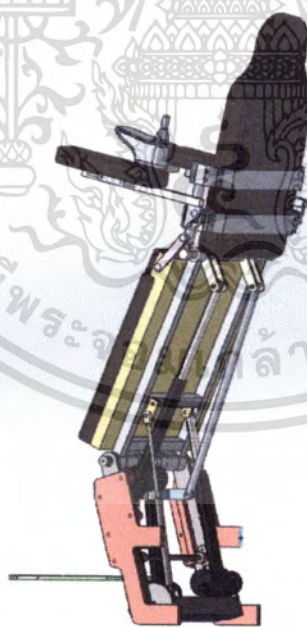
ภาพที่ 15 แบบจำลองโครงสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ส่วนบนทำนั่ง(ด้านหลัง)

ภาพที่ 16 แบบจำลองโครงสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ส่วนบนทำยืน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 17 แบบจำลองโครงสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ส่วนบนทำยื่น(ด้านหน้า)



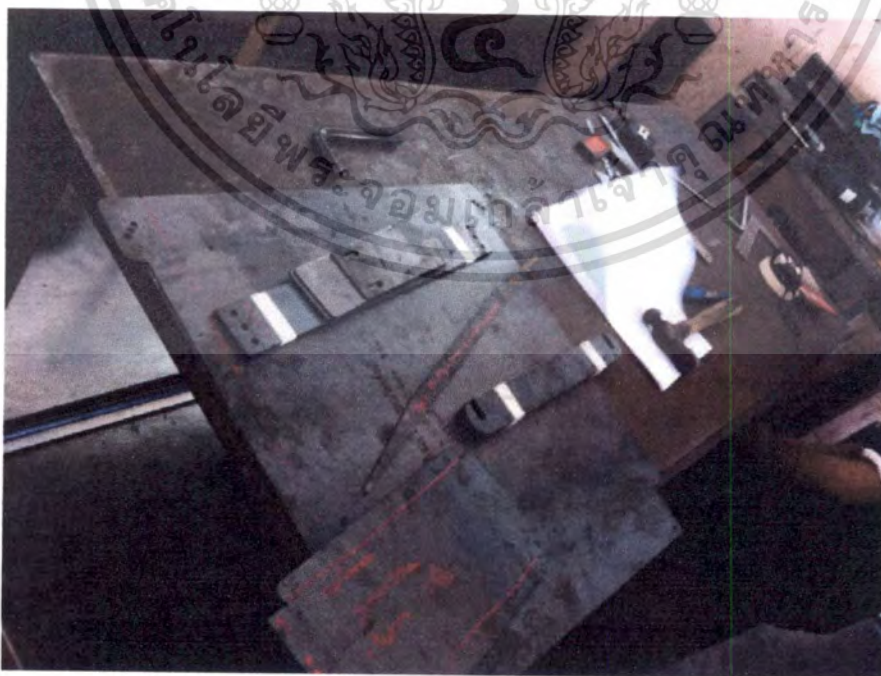
ภาพที่ 18 แบบจำลองโครงสร้างรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ส่วนบนทำยื่น(ด้านหลัง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ข.2 ภาพการสร้างตัวถังของรถเข็นไฟฟ้า



ภาพที่ 19 แสดงชิ้นส่วนต่างๆที่ใช้ในการประกอบตัวถังรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้



ภาพที่ 20 แผ่นเหล็กที่ใช้ในการประกอบตัวถังของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

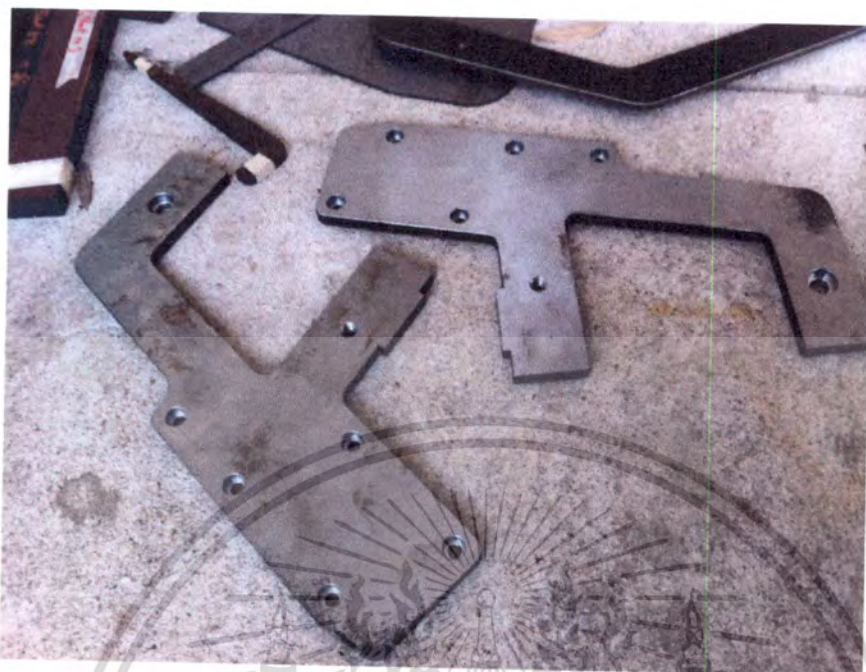


ภาพที่ 21 ตัวถังรถเข็นไฟฟ้าแบบปรับย่นได้ที่ประกอบในขั้นตอนแรก



ภาพที่ 22 ภาพขณะทำกำลังตัดชิ้นส่วนต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 23 แสดงชิ้นส่วนของส่วนที่เชื่อมต่อระหว่างโครงสร้างรถเข็นส่วนบนและรถเข็นส่วนล่าง



ภาพที่ 24 โครงสร้างของที่รองนั่งต้นแบบและของที่รองนั่งในงานวิจัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 25 การตัดชิ้นส่วนต่างๆจะอ้างอิงจากแบบจำลองของโปรแกรมคอมพิวเตอร์



ภาพที่ 26 แสดงการประกอบส่วนที่ใช้เชื่อมต่อโครงสร้างรถเข็นส่วนบนและรถเข็นส่วนล่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 27 แสดงการประกอบโครงสร้างสำหรับเชื่อมต่อกับตัวถังรถเข็นส่วนล่าง



ภาพที่ 28 โครงสร้างตัวถังของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าส่วนล่างที่ประกอบด้วยโครงสร้างเชื่อมต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 29 ชิ้นส่วนของส่วนรองเท้าผู้ป่วย

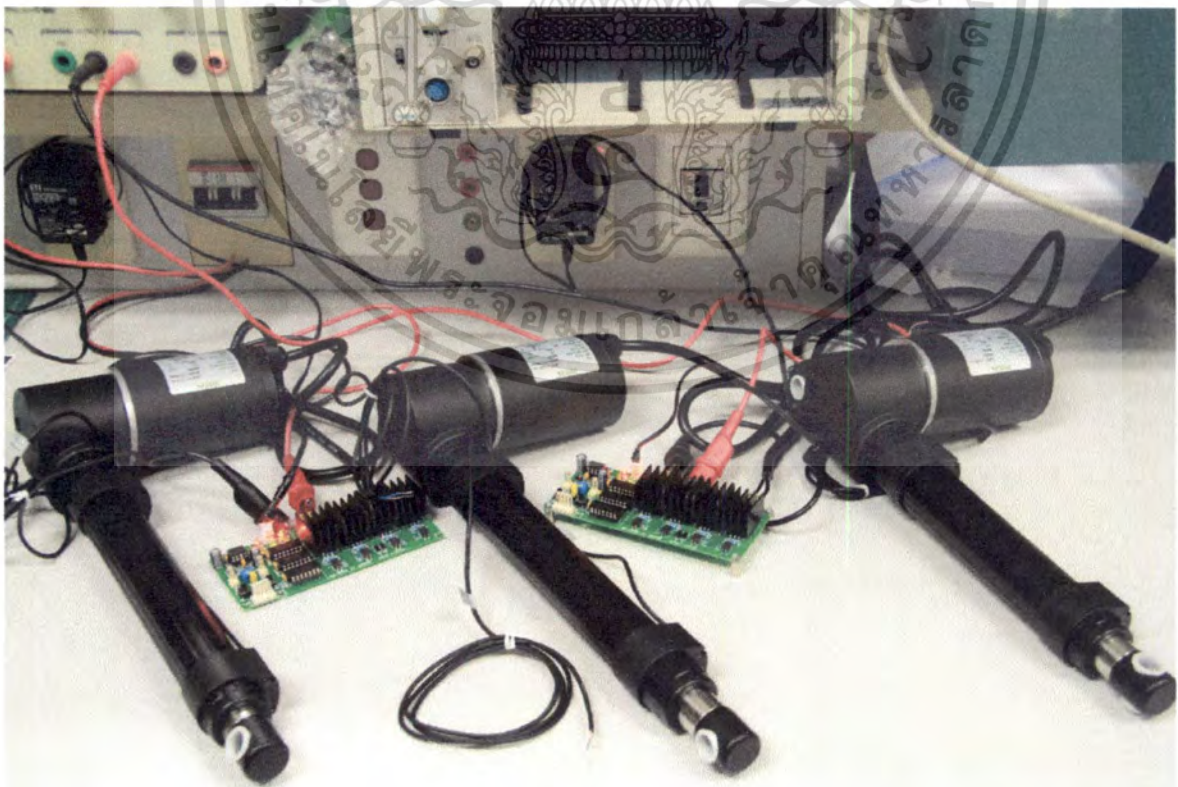


ภาพที่ 30 โครงสร้างตัวถังส่วนล่างที่ประกอบเสร็จแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

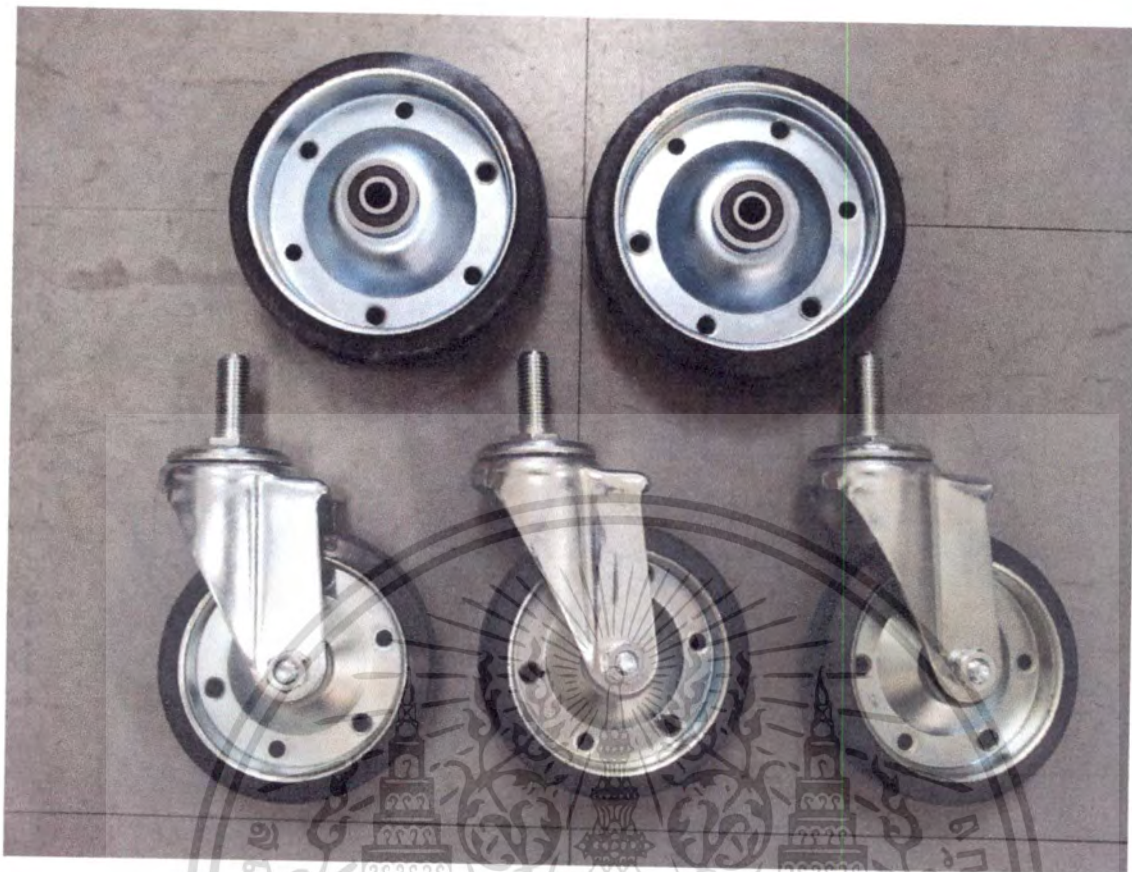


ภาพที่ 31 HUB Motor และจอยสติ๊กที่ใช้กับรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยีนได้



ภาพที่ 32 Linear Actuator ทั้งสามตัวที่ใช้กับรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับยีนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 33 ล้อพวงที่ใช้กับรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้

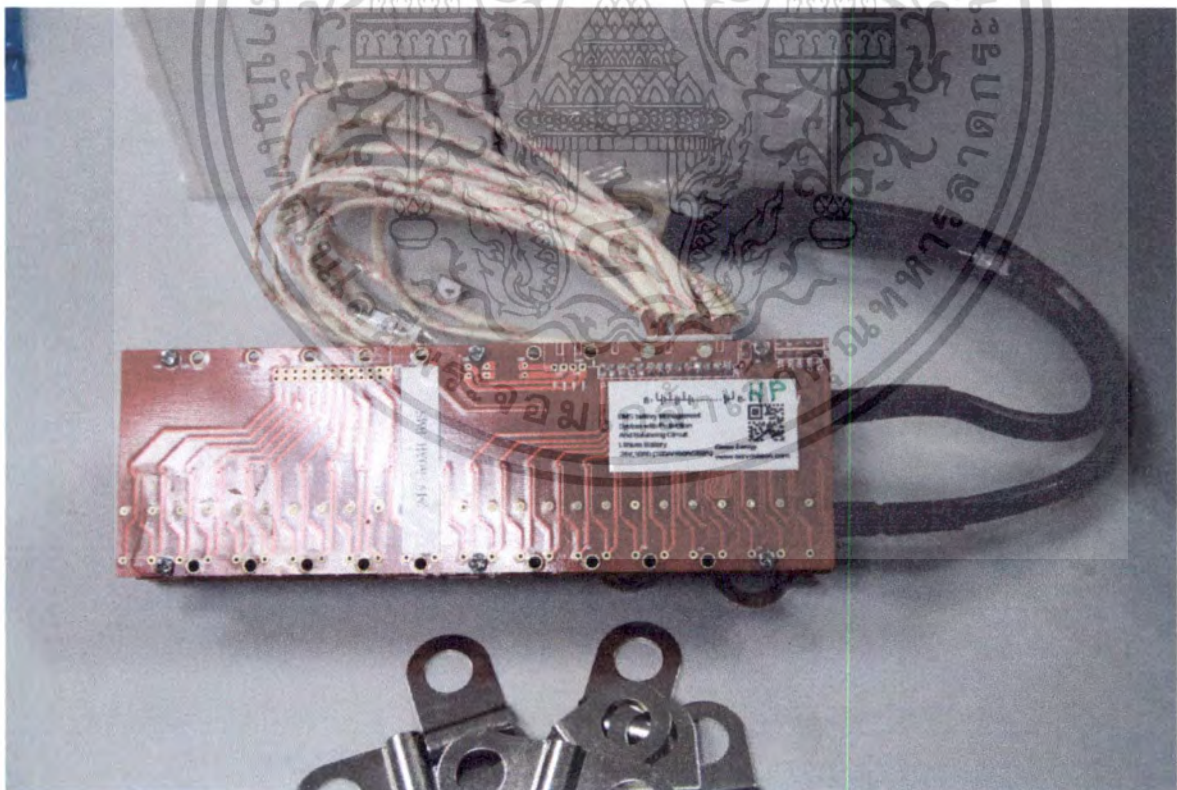


ภาพที่ 34 แบตเตอรี่ลิเทียมไอออนฟอสเฟตที่ใช้ในรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 35 แผ่นเหล็กตัวนำสำหรับเชื่อมต่อระหว่างแบตเตอรี่



ภาพที่ 36 BMS Battery management System

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 37 ชิ้นส่วนต่างๆที่ใช้ในการประกอบรถเข็นไฟฟ้า

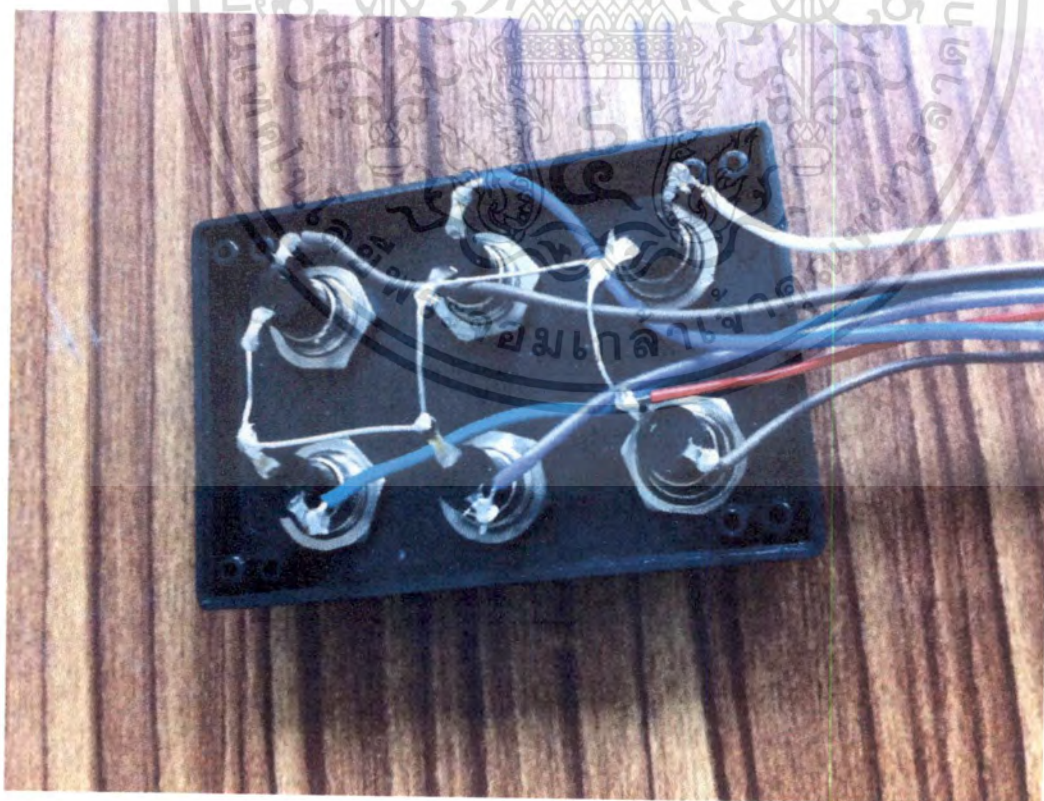


ภาพที่ 38 ชิ้นส่วนที่เป็นลูกปืนและข้อต่อบางส่วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

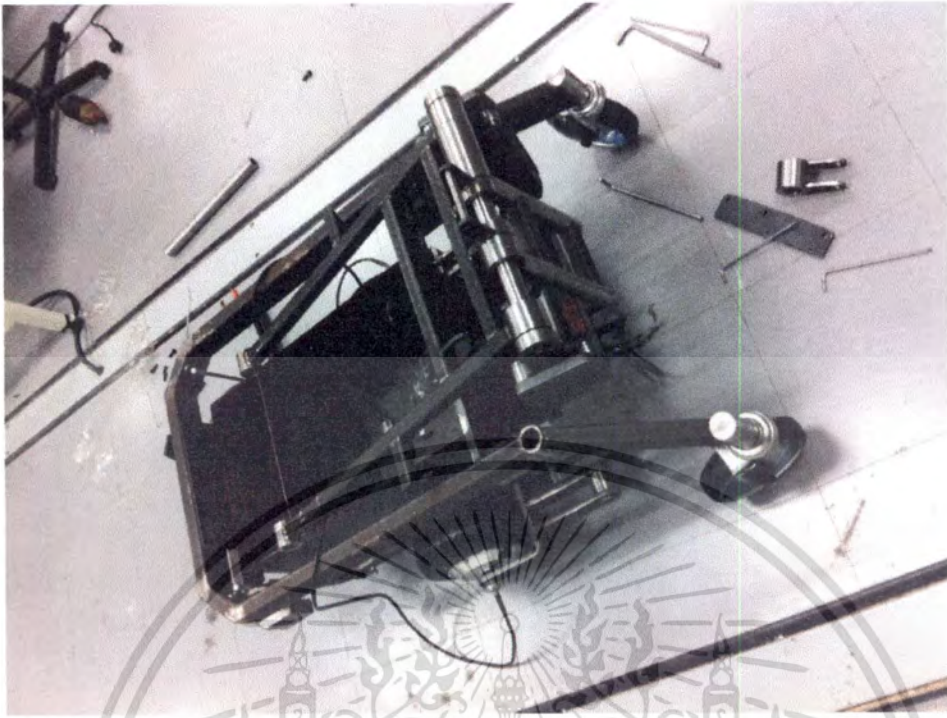


ภาพที่ 39 ภาพการตัดแต่งชิ้นส่วนต่างๆ

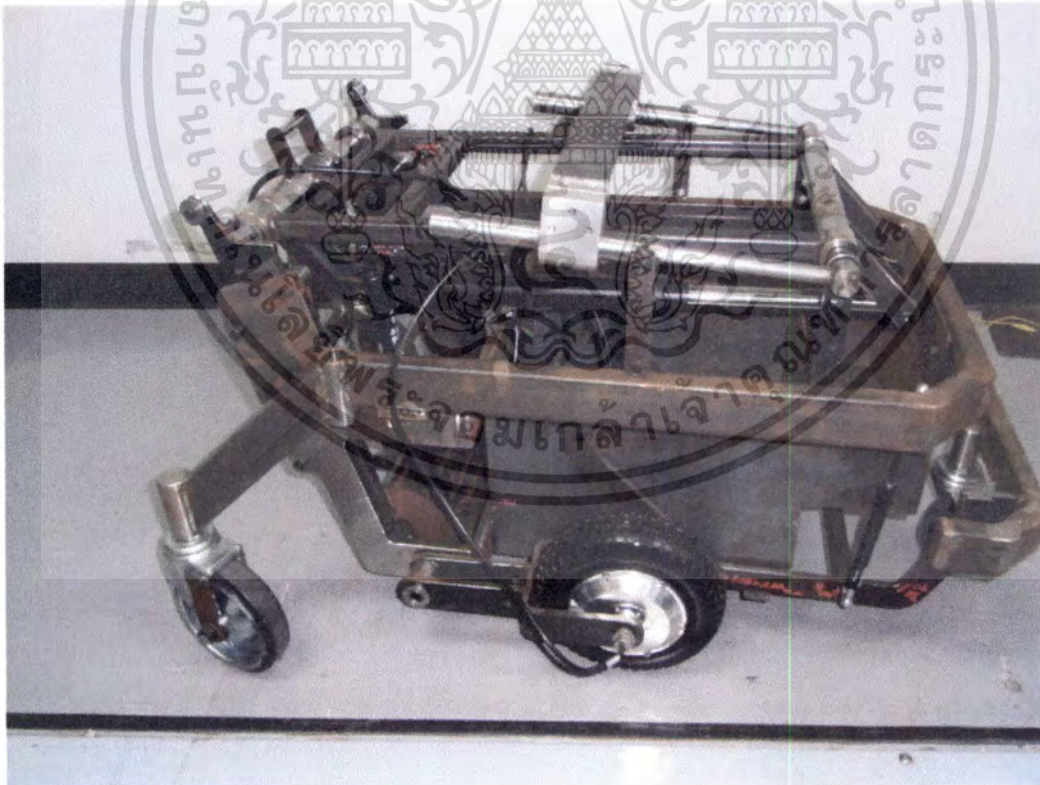


ภาพที่ 40 ภาพส่วนประกอบภายในของรีโมทควบคุมเก้าอี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

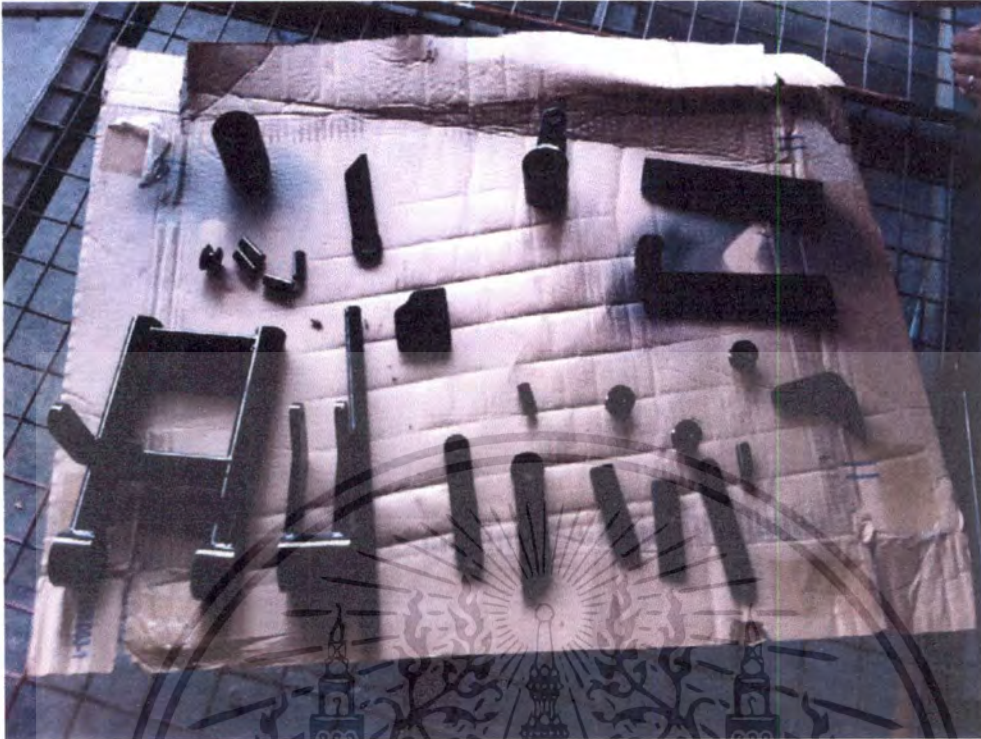


ภาพที่ 41 โครงสร้างของรถเข็นที่ทดสอบประกอบบางส่วน

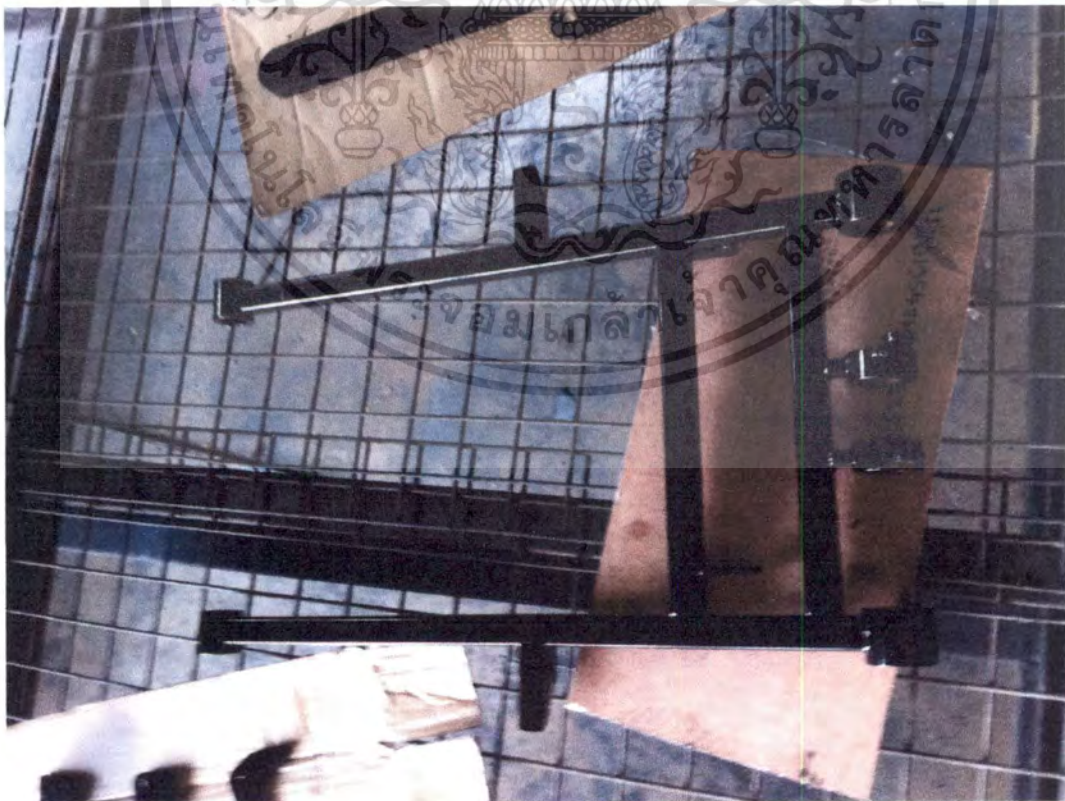


ภาพที่ 42 โครงสร้างรถก่อนพ่นสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 43 ภาพชิ้นส่วนบริเวณข้อต่อแก้อีพินสีดำ

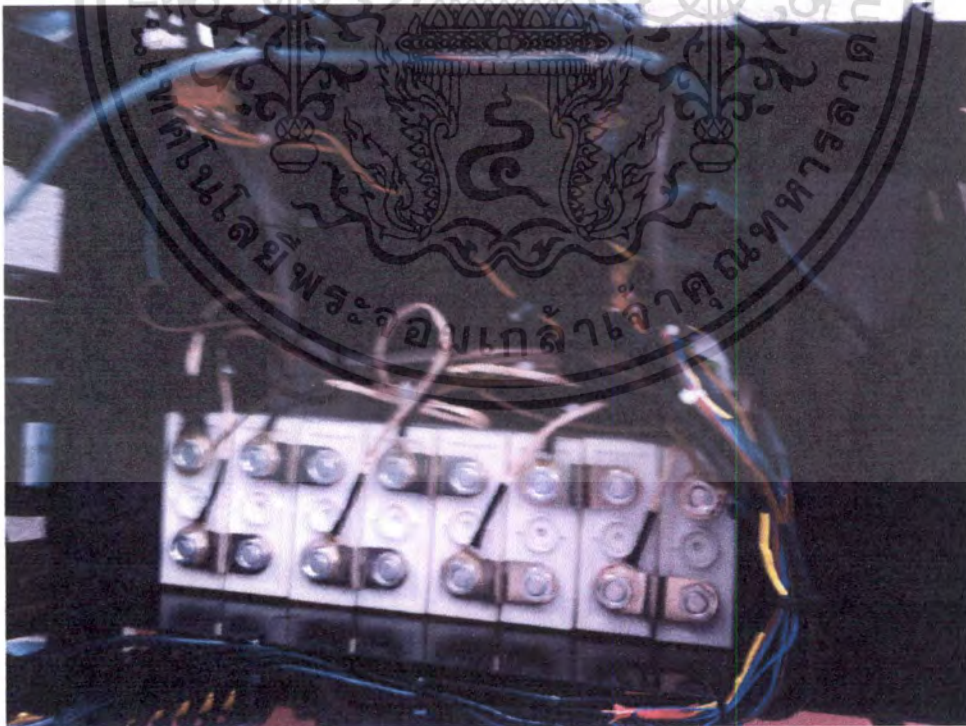


ภาพที่ 44 โครงสร้างเบาะพิงหลังแก้อีพินสีดำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 45 โครงสร้างล้อยพวงและข้อต่อเก้าอี้พ่นสีดำ



ภาพที่ 46 ภาพของแบตเตอรี่และตำแหน่งของอุปกรณ์ภายในตัวถังรถเข็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 47 ภาพจอยสติ๊กที่ใช้ควบคุมรถเข็น



ภาพที่ 48 ภาพรีโมทควบคุมเก้าอี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 49 ภาพสวิตช์ใช้เปิดปิดเครื่องยนต์



ภาพที่ 50 Linear actuator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 51 ภาพรถเข็นที่ประกอบแล้วแบบนั่ง

ภาพที่ 52 ภาพรถเข็นที่ประกอบแล้วแบบยืน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 53 ภาพของจอยสติ๊กและปุ่มอื่นๆของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าแบบปรับย่นได้



ภาพที่ 54 ภาพของการทดสอบการขับเคลื่อนของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าในท่านั่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 55 ภาพของการทดสอบการขับเคลื่อนของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าในท่ายืน



ภาพที่ 56 ภาพของการทดสอบการขึ้นทางต่างระดับของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้าในท่านั่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 57 ภาพของการทดสอบการขึ้นทางชันต่างระดับของรถเข็นผู้ป่วยไฟฟ้า



ภาพที่ 58 ภาพการทำสอบขึ้นทางชันขณะยืน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 59 ภาพการทดสอบการลงทางชัน



ภาพที่ 60 ภาพการทดสอบการขึ้นทางชัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาพที่ 61 ภาพรถเข็นในท่านอน



ภาพที่ 62 ภาพการทดสอบการนอนบนรถเข็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ค.1 ประวัติผู้ทำวิจัย

### ดอน อิศรากร

1. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) นายดอน อิศรากร
2. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Mr. Don Isarakorn
3. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 3 1009 03879 92 5
4. หน่วยงานและสถานที่ติดต่อได้สะดวก พร้อมหมายเลขโทรศัพท์ โทรสาร และไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ (e-mail)

ภาควิชา วิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

โทรศัพท์ 02-329-8353

โทรสาร 02-329-8354

E-mail [kidon@kmitl.ac.th](mailto:kidon@kmitl.ac.th)

### 5. ประวัติการศึกษา

2011 Ph.D. (Microsystems and Microelectronics), Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, Switzerland

2003 M.Eng. (Control Engineering), KMITL

2000 B.Eng. (Electronics Engineering), KMITL

### 6. ประสบการณ์งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และ/หรือที่ผ่านมา ทั้งภายในและภายนอกประเทศ โดยระบุสถานภาพ

ในการทำวิจัยว่าเป็นผู้อำนวยการแผนงานวิจัย หัวหน้าโครงการวิจัย หรือผู้ร่วมวิจัยในแต่ละข้อเสนอการวิจัย

2010-2011 ผู้ร่วมวิจัย “Si- $\mu$ Scalpel – Micromachined Ultrasonic Scalpel for CMF and Plastic Surgery,” The Commission for Technology and Innovation CTI, Switzerland

2010 ผู้ร่วมวิจัย “Electronic materials for energy systems and other applications,” NCCR-MaNEP of the Swiss National Science Foundation, Switzerland

2006-2010 ผู้ร่วมวิจัย “MEMS fabrication based on epitaxial piezoelectric thin films on silicon,” NCCR-MaNEP of the Swiss National Science Foundation, Switzerland

2005-2007 ผู้ร่วมวิจัย “Cross-over IT Mechatronics Contest Between KMITL and UEC,” GP-UEC Project, Japan

2005 หัวหน้าโครงการวิจัย “Design of Micro Manipulator by Using Stick-Slip Motors,” Faculty of Engineering, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang

2005 หัวหน้าโครงการวิจัย “Design of Micro Robot for Micro/Nano Applications,” Faculty of Engineering, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2004 ผู้ร่วมวิจัย “**Development of Control System for Multiple Autonomous Robots,**” Faculty of Engineering, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang

2004 ผู้ร่วมวิจัย “**Electrochemical-Metallizing Power Supply,**” Research Center for Communications and Information Technology, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang

2003 ผู้ร่วมวิจัย “**Speed and Position Control of Ultrasonic Motor using PDF Controller Designed by Coefficient Diagram Method,**” Research Center for Communications and Information Technology, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang

2003 ผู้ร่วมวิจัย “**Application of Shape-Memory Alloy (SMA) to Miniature Manipulator,**” Research Center for Communications and Information Technology, King Mongkut’s Institute of Technology Ladkrabang



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สองเมือง นันทขว้าง

1. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) นายสองเมือง นันทขว้าง
2. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Mr. Songmoung Nundrakwang
3. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 3 5709 00298 15 4
4. หน่วยงานและสถานที่อยู่ที่ติดต่อได้สะดวก พร้อมหมายเลขโทรศัพท์ โทรสาร และไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ (e-mail)

ภาควิชา วิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

โทรศัพท์ 02-329-8353

โทรสาร 02-329-8354

E-mail [s\\_nundrakwang@yahoo.com](mailto:s_nundrakwang@yahoo.com)

## 5. ประวัติการศึกษา

2005 M.Eng. (Control Engineering), KMITL

2003 B.Eng. (Control Engineering), KMITL

## 6. ประสบการณ์งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และ/หรือที่ผ่านมา ทั้งภายในและภายนอกประเทศ โดยระบุสถานภาพ

ในการทำวิจัยว่าเป็นผู้อำนวยการแผนงานวิจัย หัวหน้าโครงการวิจัย หรือผู้ร่วมวิจัยในแต่ละข้อเสนอการวิจัย

ผู้ร่วมโครงการวิจัย UEC – KMITL IT Crossover Mechatro Remote Control Project 2006

ผู้ร่วมโครงการวิจัย UEC – KMITL IT Crossover Mechatro Remote Control Project 2007

ผู้ร่วมโครงการวิจัย UEC – KMITL IT Crossover Mechatro Remote Control Project 2008

ผู้ร่วมโครงการวิจัย UEC – KMITL IT Crossover Mechatro Remote Control Project 2009

ผู้ร่วมโครงการวิจัย UEC – KMITL IT Crossover Mechatro Remote Control Project 2010

ผู้ร่วมโครงการวิจัย UEC – KMITL IT Crossover Mechatro Remote Control Project 2011

ผู้ร่วมโครงการวิจัย UEC – KMITL IT Crossover Mechatro Remote Control Project 2012

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### นพดล มณีรัตน์

1. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) นายนพดล มณีรัตน์
2. ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Mr. Noppadol Maneerat
3. เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 3 7301 00697 71 1
4. หน่วยงานและสถานที่ติดต่อได้สะดวก พร้อมหมายเลขโทรศัพท์ โทรสาร และไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ (e-mail)

ภาควิชา วิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

โทรศัพท์ 02-329-8353

โทรสาร 02-329-8354

E-mail kmnoppad@kmitl.ac.th

### 5. ประวัติการศึกษา

วท.บ. สาขาฟิสิกส์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ พิษณุโลก

วศ.ม. สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

วศ.ด. สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

### 6. ประสบการณ์งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และ/หรือที่ผ่านมา ทั้งภายในและภายนอกประเทศ โดยระบุสถานภาพ

ในการทำวิจัยว่าเป็นผู้อำนวยการแผนงานวิจัย หัวหน้าโครงการวิจัย หรือผู้ร่วมวิจัยในแต่ละข้อเสนอการวิจัย

ผู้ร่วมโครงการวิจัย “Computer Network” Sendai National College of Technology, Japan 2543, 2545, 2547, 2550

หัวหน้าโครงการวิจัย “The e-health advice system with Thai herbs using an ontology” Asia Pacific Telecommunity

### เกษมสุข เสพศิริสุข

- ชื่อ - นามสกุล (ภาษาไทย) นายเกษมสุข เสพศิริสุข
- ชื่อ - นามสกุล (ภาษาอังกฤษ) Mr. Kasemsuk Sepsirisuk
- เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 3 6101 00042 77 4
- หน่วยงานและสถานที่อยู่ที่ติดต่อได้สะดวก พร้อมหมายเลขโทรศัพท์ โทรสาร และไปรษณีย์อิเล็กทรอนิกส์ (e-mail)

ภาควิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ (วิทยาเขตชุมพร) คณะ วิศวกรรมศาสตร์  
 โทรศัพท์ 077-506-422 โทรสาร 077-591-445  
 E-mail kskasems@kmitl.ac.th

### 5. ประวัติการศึกษา

ปีที่จบการศึกษา	ระดับปริญญา	อักษรย่อปริญญา	สาขาวิชาเอก	วิชาเอก	ชื่อสถาบันการศึกษา	ประเทศ
2552	เอก	D. Eng	Science and Techmology	Electrical Engineering	Tokai University	Japan
2544	โท	วศ.ม.	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	สจล.	ไทย
2542	ตรี	วศ.บ.	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์	สจล.	ไทย

- ประสบการณ์งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และ/หรือที่ผ่านมา ทั้งภายในและภายนอกประเทศ โดยระบุสถานภาพ

ในการทำวิจัยว่าเป็นผู้อำนวยการแผนงานวิจัย หัวหน้าโครงการวิจัย หรือผู้ร่วมวิจัยในแต่ละข้อเสนอการวิจัย

#### แหล่งทุน สกว.

ปี 2546 ระบบแสดงผลภาพเสมือนจริงสามมิติทางการแพทย์  
 สถานะภาพ : หัวหน้าโครงการวิจัย

ปี 2554 การพัฒนาต้นแบบเครื่องวัดปริมาณสารรักษาสภาพในน้ำยางโดยใช้วิธีทางแสง  
 สถานะภาพ : หัวหน้าโครงการวิจัย

#### แหล่งทุน สถาบันฯ (เงินรายได้)

ปี 2553 การพัฒนาต้นแบบระบบให้อาหารอัตโนมัติแบบจุ่มชั่วคราวสำหรับการผลิตต้นกล้ากล้วยไม้

สถานะภาพ : หัวหน้าโครงการวิจัย

ปี 2555 อัลกอริธึมสำหรับบาร์โค้ดสองมิติชนิดความจุสูงโดยใช้บาร์โค้ดสี

สถานะภาพ : ผู้ร่วมโครงการวิจัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ผลงานตีพิมพ์

- [1] เกษมสุข เสพศิริสุข, “เครื่องวัดความเข้มข้นสาร TMTD/ZnO ในน้ำยางพาราโดยวิธีการแปลค่าสีของปฏิกิริยาเคมี”. ศิลปากรวิจัยและสร้างสรรค์ ครั้งที่ 5, ฉบับที่ 1, หน้า 383-392, มกราคม, 2555.
- [2] เกษมสุข เสพศิริสุข, “การระบุตัวบุคคลจากการถ่ายภาพเส้นเลือดดำของมือด้วยกล้องวงจรปิดราคาถูก”. การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 34, เล่มที่2, หน้า 989-992, พฤศจิกายน, 2554.
- [3] Sepsirisuk, K.; , "A new image authentication scheme using bit plane feature of wavelet coefficient," Communications and Information Technologies (ISCIT), 2011 11th International Symposium on , vol., no., pp.522-525, Oct. 2011.
- [4] N. Pantsaena, A. Ngamlamiad, C. Pintavirooj, M. Sangworasil and K. Sepsirisuk, “Fast Volume Rendering on Clustering System”, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (WC2003), Australia, August 24-29, 2003.
- [5] Sepsirisuk, K.; Ungpinitpong, P.; Lertprasert, P.; Sangworasil, M.; , "Accelerating ray-casting for semitransparent image using bi-directional skipped distance transforms," Signal Processing, 2002 6th International Conference on , vol.2, no., pp. 1536- 1539 vol.2, 26-30 Aug. 2002