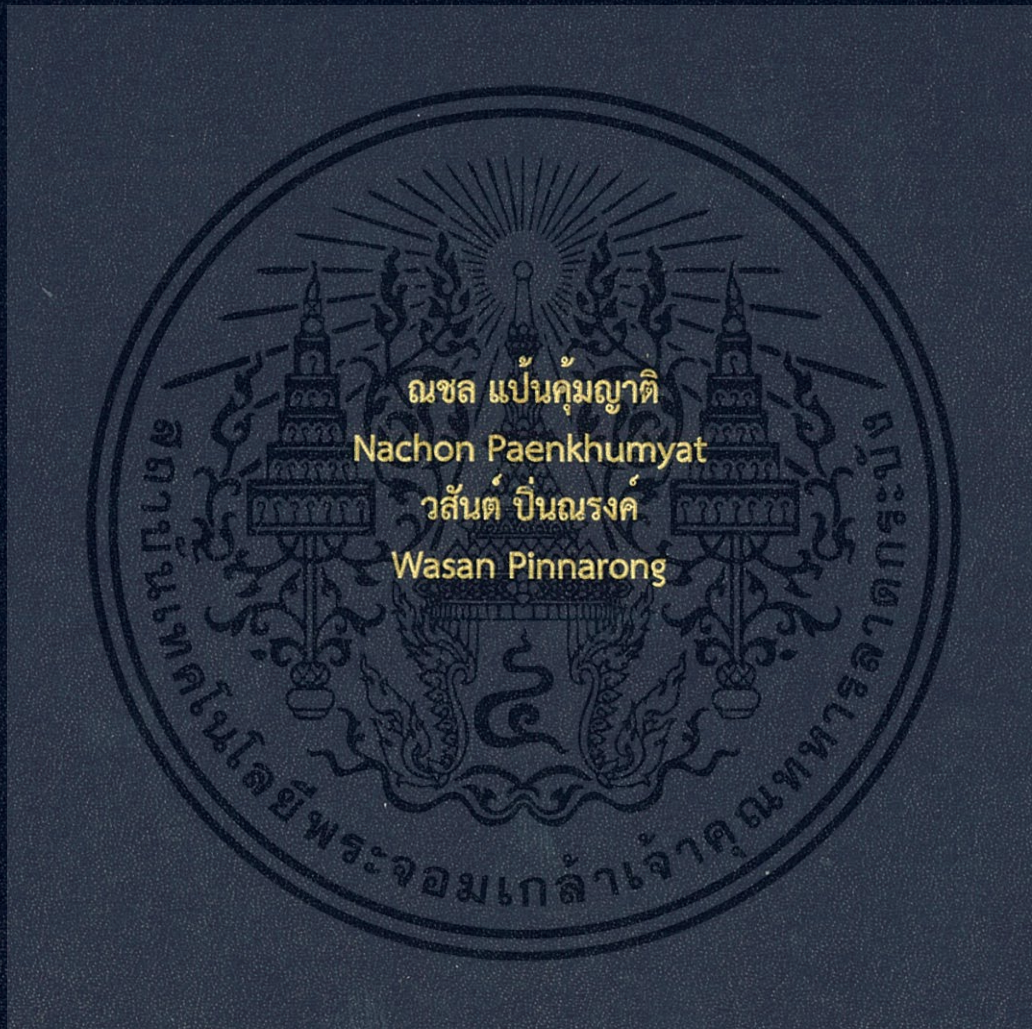


อุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยอาการสั่นที่มีมือจากโรคพาร์กินสัน  
Assisting Device for Patient with Hand Tremors from Parkinson's Disease



ปริญญาานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2559

อุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยอาการสั่นที่มือจากโรคพาร์กินสัน

Assisting Device for Patient with Hand Tremors from Parkinson's Disease

โดย

ณชล แป้นคุ่มญาติ

วสันต์ ปิ่นณรงค์

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร. ยุทธนา คัดใจเดียว

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง


ปีการศึกษา 2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์	ปีการศึกษา 2559
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์
เรื่อง	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง อุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยอาการสั่นที่มีมือจากโรคพาร์กินสัน Assisting Device for Patient with Hand Tremors from Parkinson's Disease
ผู้จัดทำ	นายณชล            แป้นคุ้มญาติ            รหัสประจำตัว 56010344 นายวสันต์        ปิ่นณรงค์            รหัสประจำตัว 56011098

รายงานนี้ผ่านการตรวจโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



  
(ผศ.ดร.ยุทธนา คิตใจเดียว)  
อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Thesis	Assisting Device for Patient with Hand Tremors from Parkinson's Disease	
Student	Mr.Nachon Paenkhumyat	Student ID 56010344
	Mr.Wasan Pinnarong	Student ID 56011098
Degree	Bachelor of Engineering	
Program	Biomedical Engineering	
Year	2016	
Thesis Advisor	Assist.Prof.Dr.Yutthana Kidjaidure	

## ABSTRACT

Tremor has been found as the most common indication of Parkinson's disease. The symptom directly affects the daily routines of the patients. While the treatment available nowadays offers only symptomatic benefits due to a degeneration of Nervous System, especially in the part that are responsible for the controlling of the movement, most of them will focus on the chemical inside the brain. The brain becomes deprived of the chemical called Dopamine and therefore the medication helps substitutes them. Hence, there is currently no equipment that could reduce the symptom of tremor and provide a better quality of life to the Parkinson's patients. This brought to a creation of an assisting device that help lowering the tremor symptom, by applying the mechanical property of gyroscope to maintain a stationary position over a pivot point. The tests were conducted both with the simulator and actual subject. The results show that the amplitude, which defines the intensity of the tremor, reduced significantly. Furthermore, the study about the effects and severity of the symptom can be obtained by measuring the numerical data with an accelerometer and gyro. This information can be useful for the physicians to help diagnose and monitor the disease, as of today, the diagnosis of the condition in term of tremor was mostly done by an experienced neurologist only.

## กิตติกรรมประกาศ

การทำปริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์และคำปรึกษาจากบุคคลหลายท่าน ตลอดทั้งให้ความรู้ในการทำโครงการแก่คณะผู้จัดทำโดยตลอด คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณหลักสูตรวิศวกรรมชีวการแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนเครื่องมือ สถานที่ และงบประมาณในการศึกษา ออกแบบ สร้างและทดสอบต้นแบบเครื่องในปริญญานิพนธ์นี้

คณะผู้จัดทำขอขอบพระคุณ ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ ที่ให้ความสนับสนุน แนะนำทาง ให้ความกรุณาตรวจผลงานและแก้ไขข้อบกพร่องในเอกสารและชิ้นงานให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น รวมถึงให้ความช่วยเหลือในเรื่องต่าง ๆ อย่างเต็มที่ ขอขอบพระคุณอาจารย์ประจำหลักสูตรที่ถ่ายทอดวิชา ความรู้ต่างๆแก่คณะผู้จัดทำ รวมถึงนางสาวพิมพ์พร เหมยน้อย นักศึกษาปริญญาเอก สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ที่เป็นผู้ให้ความรู้และช่วยเหลือในการใช้โปรแกรม MATLAB สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณ

สำหรับการทดสอบอุปกรณ์ได้รับความอนุเคราะห์จากคุณสมศักดิ์ ก้านเหลือง ผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน ที่ได้มาเป็นตัวอย่างในการทดสอบประสิทธิภาพการทำงานของอุปกรณ์ลดการสั่นที่ได้จัดทำขึ้น แม้ว่าจะมีอาการดีขึ้นแล้วจากการบรรเทาของยา

สุดท้ายนี้ขอขอบพระคุณ บิดา มารดาที่เลี้ยงดู อบรมสั่งสอนและให้การศึกษาอย่างดี ทำให้คณะผู้จัดทำวันนี้ได้ และยังให้คำปรึกษาในทุก ๆ ด้าน รวมถึงเป็นแรงผลักดันให้คณะผู้จัดทำในการทำสิ่งต่างๆให้ประสบความสำเร็จ

ณชล แป้นคุ้มญาติ  
วสันต์ ปิ่นณรงค์  
คณะผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญรูปภาพ.....	VII
สารบัญตาราง.....	IX
สารบัญแผนภูมิ.....	XI
บทที่ 1 .....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา .....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตการศึกษาวิจัย .....	2
1.4.1 ภาคเรียนที่ 1 .....	2
1.4.2 ภาคเรียนที่ 2 .....	3
บทที่ 2 .....	4
2.1 พาร์กินโซนิซึม (Parkinsonism).....	4
2.2 โรคพาร์กินสัน (Parkinson’s disease, PD).....	5
2.3 ผลกระทบของโรคพาร์กินสันที่มีต่อสาธารณสุขของประเทศ .....	5
2.4 พยาธิสภาพ และสาเหตุของโรคพาร์กินสัน.....	6
2.5 อาการของโรคพาร์กินสัน .....	9
2.5.1 การเคลื่อนไหวช้า (Bradykinesia) และน้อย (Hypokinesia).....	9
2.5.2 อาการแข็งเกร็ง (Rigidity).....	10
2.5.3 อาการสั่น (Tremor).....	10
2.5.4 อาการทรงตัวไม่สม่ำเสมอ (Postural instability) .....	10
2.5.5 อาการทางจิตประสาท (Neuropsychiatric symptoms).....	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.6 ปัญหาในเรื่องการนอน.....	11
2.5.7 อาการทางระบบประสาทอัตโนมัติ .....	11
2.6 การวินิจฉัยโรคพาร์กินสัน.....	12
2.6.1 การวินิจฉัยอาการพาร์กินสันชนิดซึม .....	12
2.6.2 การตัดแยกโรคอื่นที่ทำให้มีอาการพาร์กินสันชนิดซึมจากประวัติ.....	12
2.6.3 ลักษณะอาการที่สนับสนุนของโรคพาร์กินสัน .....	12
2.6.4 ระยะอาการของโรคพาร์กินสัน.....	13
2.7 อาการสั่นที่เกิดในโรคที่เกี่ยวข้องกับความผิดปกติทางการเคลื่อนไหว.....	14
2.7.1 สรีรวิทยาของอาการสั่น.....	14
2.7.2 การจำแนกประเภทของอาการสั่น.....	15
2.7.3 การวัดเชิงปริมาณการสั่น (Quantification of tremor).....	16
2.8 การเกิดภาวะสมดุลของวัตถุขณะหมุน.....	18
2.8.1 ทอร์กในรูปของเวกเตอร์.....	18
2.8.2 โมเมนต์เชิงมุมและทอร์ก .....	20
2.8.3 กฎการอนุรักษ์โมเมนต์เชิงมุม .....	21
2.8.4 ไจโรสโคป.....	22
2.9 Gyro Stabilizer .....	25
2.10 ดี.ซี. มอเตอร์แบบไร้แปรงถ่าน (Brushless DC Motors).....	26
2.11 Arduino Nano.....	28
2.12 GY-521 IMU 3-axis Accelerometer/Gyro Module (MPU6050).....	29
2.13 Servo Tester .....	30
2.14 SG90 9G Mini Servo.....	31
2.15 HC-05 Bluetooth Module .....	32
2.16 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง .....	33
บทที่ 3.....	35
3.1 แผนการดำเนินงาน .....	35
3.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน .....	36
3.2.1 ภาคการศึกษาที่ 1 .....	36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.2 ภาคการศึกษาที่ 2 .....	46
บทที่ 4 .....	63
4.1 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่น .....	63
4.2 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการสั่นกับเครื่องจำลองการสั่น .....	65
4.3 ผลการทดสอบอุปกรณ์ลดการสั่นในผู้ป่วยพาร์กินสัน .....	76
4.3.1 ผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของท่าทาง (Postural Tests).....	76
4.3.2 ผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของกิจกรรม (Action Tests).....	77
4.3.3 ผลการทดสอบระหว่างตำแหน่งการติดอุปกรณ์ .....	79
4.3.4 ผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของการปรับมุมของแกนลดการสั่น .....	80
4.3.5 ผลการทดสอบระหว่างระดับความแรงในการต้านการสั่น .....	81
4.3.5 เปรียบเทียบผลการใช้อุปกรณ์ร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น และผู้ป่วยพาร์กินสัน	82
4.4 การทำงานของ Graphic User Interface .....	83
บทที่ 5 .....	85
5.1 สรุปผลการวิจัย .....	85
5.2 ข้อเสนอแนะ .....	86
5.2.1 ส่วนของฮาร์ดแวร์ .....	86
5.2.2 ส่วนของซอฟต์แวร์ .....	87
เอกสารอ้างอิง .....	88
ภาคผนวก.....	90

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญรูปภาพ

รูปที่	หน้า
2.1 สาเหตุของการเกิดกลุ่มอาการพาร์กินสัน (Parkinsonism) .....	4
2.2 เปรียบเทียบเซลล์ในส่ว Substantia nigra ระหว่างผู้ป่วยพาร์กินสัน และคนปกติ.....	7
2.3 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์แสดงก้อนโปรตีน Lewy body ในผู้ป่วยพาร์กินสัน .....	8
2.4 เปรียบเทียบการทำงานของ Basal ganglia circuit ระหว่างคนปกติกับผู้ป่วยพาร์กินสัน .....	9
2.5 ภาพกันหอยที่วาดโดยผู้ป่วยในลักษณะอาการที่ต่างกัน .....	17
2.6 แสดงช่วงการเพิ่มขึ้นของสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG) จากการสั่นในอาการผิดปกติทางการเคลื่อนไหวที่ต่างกัน .....	17
2.7 ทอร์กในรูปของเวกเตอร์.....	19
2.8 ทอร์กเทียบกับแกนหมุน.....	19
2.9 แสดงกฎมือขวาของทอร์ก.....	19
2.10 ไจโรสโคป.....	22
2.11 Horizontal View of Gyroscope .....	23
2.12 Top downward view of Gyroscope .....	24
2.13 โครงสร้างของมอเตอร์.....	27
2.14 ไดอะแกรมพื้นฐานของมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่าน .....	27
2.15 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงบิดกับความเร็วรอบ.....	28
2.16 Arduino Nano .....	28
2.17 MPU6050 .....	29
2.18 Servo Tester.....	30
2.19 SG90 9G Mini Servo .....	31
2.20 HC-05 Bluetooth Module.....	32
3.1 เชือกเบายาว $l$ ปลายข้างหนึ่งติดวัตถุมวล $m$ อีกปลายตรึงแน่นแกว่งให้วัตถุเคลื่อนที่เป็นวงกลมในแนวราบ รัศมี $r$ ด้วยอัตราเร็วคงที่ $v$ และเชือกทำมุม $\theta$ กับแนวระดับ.....	37
3.2 แบบจำลองเครื่องจำลองการสั่นที่ถูกออกแบบในโปรแกรมสร้างแบบจำลองสามมิติ.....	38
3.3 ส่วนฐาน (a) และแกนกลาง (b) ของเครื่องจำลองการสั่น .....	39
3.4 เครื่องจำลองการสั่น พร้อมส่วนติดตั้งมอเตอร์ (a) และชุดถ่วงน้ำหนัก (b).....	39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5	แผนภาพแสดงการทำงานของเครื่องจำลองการสั่น.....	40
3.6	แอมพลิจูดสเปกตรัม (Amplitude spectrum) ของการทดสอบเครื่องจำลองการสั่น .....	43
3.7	แบบจำลองสามมิติของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่น.....	44
3.8	อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดการสั่น (a) และ Servo tester (b).....	45
3.9	แผนภาพแสดงการทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดการสั่น .....	46
3.10	แบบจำลองสามมิติของ (a) เฟรมอุปกรณ์ พร้อมส่วนของฝาปิด (b) .....	48
3.11	ส่วนประกอบภายในอุปกรณ์ ประกอบด้วย (a) แกนของมอเตอร์สำหรับปรับมุม (b) แกนนอกสุดสำหรับป้องกันไม่ให้ชิ้นส่วนอื่นหลุด (c) แกนกลางสำหรับวางมอเตอร์.....	49
3.12	ส่วนฐานที่เชื่อมเครื่องเข้ากับสายรัดข้อมือ โดยใช้วัสดุแบบ Flexible ในการสร้างเพื่อให้สามารถบิดงอเข้ากับส่วนต่าง ๆ ของร่างกายได้.....	49
3.13	ภาพจำลองสามมิติของอุปกรณ์ เมื่อประกอบรวมกันแล้ว .....	50
3.14	Schematic diagram ของวงจร Data collection device (ด้านขวา) และวงจร Automatic controller (ด้านซ้าย).....	50
3.15	แสดง Block Diagram ของระบบการเก็บข้อมูล.....	52
3.16	หน้าต่างแอปพลิเคชันขณะที่สัญญาณส่งเข้ามา .....	52
3.17	แสดง Block Diagram ของระบบการควบคุมแบบอัตโนมัติ.....	54
3.18	Auto control's algorithm.....	55
3.19	รูปแบบการติดตั้งอุปกรณ์กับผู้ป่วย.....	57
3.20	การสวมใส่อุปกรณ์ พร้อมอุปกรณ์ควบคุมอัตโนมัติ.....	58
3.21	ท่ายืดแขน (Stretching Arms).....	59
3.22	ท่างอข้อศอก (Bending Elbows).....	59
3.23	ท่าพัก (Arms on Laps) .....	60
3.24	การเก็บข้อมูลการสั่นในขณะที่เขียนหนังสือ และวาดรูปกันหอย .....	60
3.25	ตัวอย่างชื่อ (1) และรูปกันหอย (2) ที่ได้จากการทดสอบ .....	61
3.26	การติดอุปกรณ์บริเวณหลังฝ่ามือ (1) และบริเวณข้อมือ (2).....	61
4.1	ไอคอนโปรแกรม GyroGo Application บนหน้า desktop.....	83
4.2	หน้าต่างของโปรแกรม GyroGo Application.....	84

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อ VIII การศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน.....	35
3.2 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ต้นแบบ พร้อมรายละเอียด.....	47
3.3 ส่วนประกอบของอุปกรณ์เก็บข้อมูล พร้อมรายละเอียด.....	51
3.4 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ควบคุมอัตโนมัติ พร้อมรายละเอียด.....	53
4.1 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นที่มีชุดถ่วงน้ำหนักเป็น 8 กรัม.....	63
4.2 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นที่มีชุดถ่วงน้ำหนักเป็น 24 กรัม.....	63
4.3 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นที่มีชุดถ่วงน้ำหนักเป็น 40 กรัม.....	64
4.4 ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงความถี่ เมื่อชุดถ่วงน้ำหนักคงที่.....	64
4.5 ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงความถี่ เมื่อแรงดันไฟฟ้าคงที่.....	65
4.6 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 1 ให้แรงดัน 9 V.....	66
4.7 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 1 ให้แรงดัน 10 V.....	68
4.8 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 1 ให้แรงดัน 11 V.....	69
4.9 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 2 ให้แรงดัน 9 V.....	71
4.10 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 2 ให้แรงดัน 10 V.....	72
4.11 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 2 ให้แรงดัน 11 V.....	74
4.12 ประสิทธิภาพของการลดแรงสั่น (Peak amplitude) กรณีที่ 1.....	75
4.13 ประสิทธิภาพของการลดแรงสั่น (Peak amplitude) กรณีที่ 2.....	75
4.14 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นของท่าข้อศอก (Bending Elbows)....	76
4.15 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นของท่าพัก (Arms on Laps).....	76
4.16 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นของท่ายืดแขน (Stretching Arms).....	77
4.17 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในขณะที่เขียนชื่อ.....	78
4.18 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในขณะที่วาดรูป.....	78
4.19 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่ายืดแขน เมื่อติดอุปกรณ์ที่บริเวณหลังมือ.....	79
4.20 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่าข้อศอก เมื่อติดอุปกรณ์ที่บริเวณหลังมือ.....	79

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.21 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่ายึดแขน ที่มุมต่างๆ ..... 80

4.22 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่ายึดแขน ที่ระดับความแรงต่างๆ ..... 81



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญแผนภูมิ

แผนภูมิที่	หน้า
4.1 อัตราการเปลี่ยนแปลงเมื่อชุดถ่วงน้ำหนักคงที่ เปรียบเทียบ 3 กรณี.....	64
4.2 อัตราการเปลี่ยนแปลงเมื่อแรงดันไฟฟ้าคงที่ เปรียบเทียบ 3 กรณี.....	65
4.3 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน $y$ : กรณีที่ 1 ให้แรงดัน 9 V.....	67
4.4 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณี ที่ 1 ให้แรงดัน 9 V.....	67
4.5 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน $y$ : กรณีที่ 1 ให้แรงดัน 10 V.....	68
4.6 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณี ที่ 1 ให้แรงดัน 10 V.....	69
4.7 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน $y$ : กรณีที่ 1 ให้แรงดัน 11 V.....	70
4.8 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณี ที่ 1 ให้แรงดัน 11 V.....	70
4.9 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน $y$ : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 9 V.....	71
4.10 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 9 V.....	72
4.11 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน $y$ : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 10 V.....	73
4.12 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 10 V.....	73
4.13 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน $y$ : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 11 V.....	74
4.14 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 11 V.....	75
4.15 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของท่าทาง (Postural Tests).....	77
4.16 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของกิจกรรม (Action Tests).....	78
4.17 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของตำแหน่งการติดอุปกรณ์.....	80
4.18 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของการปรับมุมของแกนลดการสั่น....	81
4.19 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างระดับความแรงในการต้านการสั่น.....	82
4.20 กราฟแสดงการเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นระหว่างการใช้อุปกรณ์ร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น และเมื่อใช้ร่วมกับผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน.....	82

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคพาร์กินสัน (Parkinson's Disease, PD) เป็นโรคทางระบบประสาทที่พบได้บ่อย เกิดขึ้นกับผู้สูงอายุเป็นส่วนใหญ่ ผู้ป่วยจะมีอาการสั่น เคลื่อนไหวช้า แข็งเกร็ง มีปัญหาการทรงตัว และเดินลำบาก แต่เดิมยังไม่เคยมีการศึกษาถึงจำนวนผู้ป่วยโรคพาร์กินสันในประเทศไทยในเชิงระบาดวิทยา แม้จำนวนผู้ป่วยจะเพิ่มมากขึ้นในช่วง 5-10 ปีที่ผ่านมา อย่างไรก็ตามตั้งแต่ปี พ.ศ. 2553 สภาวิชาชีพเวชกรรมไทยได้เริ่มมีการลงทะเบียนผู้ป่วยพาร์กินสัน (Parkinson's disease registry in Thailand) เพื่อศึกษาถึงจำนวนผู้ป่วยพาร์กินสันที่ได้รับการวินิจฉัยแล้วในปัจจุบัน อาการของผู้ป่วยและการเข้าถึงการรักษาด้วยยา ร่วมกับการให้ความรู้ที่เป็นประโยชน์

โรคพาร์กินสันนั้นโดยส่วนใหญ่เกิดจากการเสื่อมของระบบประสาทในส่วนของการเคลื่อนไหว ซึ่งส่งผลให้สารเคมีในสมองที่เรียกว่า โดปามีน (Dopamine) มีปริมาณลดลง ดังนั้นหลักของการรักษาโรคพาร์กินสันคือ การทดแทนสารโดปามีน แม้ว่าการรักษาในปัจจุบันจะยังไม่มีหลักฐานอย่างชัดเจน ว่ายาชนิดใดชนิดหนึ่งสามารถชะลอหรือหยุดยั้งการดำเนินโรคพาร์กินสันได้ ดังนั้นการรักษาในปัจจุบันจึงมีจุดมุ่งหมายเพื่อบรรเทาอาการที่เกิดขึ้น ซึ่งรวมถึงอาการที่ไม่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวด้วย อีกทั้งเพื่อให้มีการใช้ยารักษาได้อย่างสมดุลง ซึ่งหมายถึงการทำให้อาการลดลง ร่วมกับลดโอกาสของการเกิดปัญหาการตอบสนองต่อยาไม่สม่ำเสมอ และเหนือสิ่งอื่นใดเพื่อให้คุณภาพชีวิตและการดำรงชีวิตประจำวันของผู้ป่วยโรคพาร์กินสันเหมือนปกติมากที่สุด

อาการสั่น (Tremor) เป็นอาการที่พบได้บ่อยที่สุดในโรคพาร์กินสัน ส่งผลกระทบโดยตรงกับผู้ป่วยทั้งในแง่การทำงานประจำวัน เช่น การรับประทานอาหาร การเขียนหนังสือ เป็นต้น รวมถึงความสามารถในการทำงานต่างๆ โดยลักษณะอาการที่พบได้บ่อยที่สุดคืออาการสั่นขณะอยู่เฉย (Rest tremor) นอกเหนือไปจากนั้นยังสามารถพบอาการสั่นในแบบอื่น ๆ ได้อีก เช่น อาการสั่นในขณะยกมือขึ้นตามแรงโน้มถ่วง (Postural tremor) และในขณะเคลื่อนไหว (Kinetic tremor) อย่างไรก็ตามอาการสั่นดังกล่าวยังสามารถพบได้ในโรคชนิดอื่น ๆ เช่น Essential tremor ทำให้อาจมีความผิดพลาดในการวินิจฉัยโรคได้ ดังนั้นคณะผู้จัดทำจึงมีความคิดในการสร้างอุปกรณ์ที่สามารถช่วยลดอาการสั่น ทั้งนี้นอกเหนือจากการสร้างอุปกรณ์ต้นแบบที่ใช้ลดอาการดังกล่าวแล้ว ยังรวมถึงการศึกษาลักษณะความผิดปกติที่เกิดขึ้นผ่านการตรวจวัดค่าต่าง ๆ ในเชิงตัวเลข และสามารถนำมาวิเคราะห์ผล ร่วมกับการทดลองใช้เครื่องร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น (Tremor Simulator) ที่จะจำลองการสั่นให้ใกล้เคียงกับลักษณะอาการที่เกิดขึ้นจริงในผู้ป่วยพาร์กินสัน

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 เพื่อศึกษาลักษณะอาการสั้นของผู้ป่วยพาร์กินสัน และออกแบบเครื่องจำลองการสั้น ให้มีความใกล้เคียงกับลักษณะอาการสั้นที่เกิดในผู้ป่วยพาร์กินสัน พร้อมเก็บข้อมูลเชิงปริมาณ (Quantitative data)
- 1.2.2 เพื่อพิสูจน์ความสามารถในการลดการสั้นของอุปกรณ์ต้นแบบ และนำมาวิเคราะห์ในเชิงปริมาณ (Quantitative analysis)
- 1.2.3 เพื่อออกแบบ และสร้างอุปกรณ์ต้นแบบที่ใช้ลดอาการสั้นที่เกิดในผู้ป่วยพาร์กินสัน

## 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

- 1.3.1 เครื่องจำลองการสั้น สามารถจำลองอาการสั้นในผู้ป่วยพาร์กินสันได้ และมีการทดสอบในเชิงปริมาณ
- 1.3.2 อุปกรณ์ต้นแบบสามารถลดการสั้น โดยการทดลองใช้ร่วมกับเครื่องจำลองการสั้น และให้ผลซึ่งสามารถนำมาวิเคราะห์ในเชิงปริมาณได้
- 1.3.3 อุปกรณ์ต้นแบบสามารถลดอาการสั้นในผู้ป่วยพาร์กินสันได้ โดยอาศัยการเปรียบเทียบความถี่และแอมพลิจูดของการสั้นในผู้ป่วยขณะที่มีอาการดังกล่าว กับความถี่และแอมพลิจูดในขณะที่ใช้อุปกรณ์

## 1.4 ขอบเขตการศึกษาวิจัย

### 1.4.1 ภาคเรียนที่ 1

- 1.4.1.1 ศึกษาลักษณะอาการสั้นของผู้ป่วยพาร์กินสัน
- 1.4.1.2 ออกแบบและสร้างเครื่องจำลองการสั้น ที่สามารถจำลองลักษณะอาการที่สนใจในผู้ป่วยพาร์กินสัน ทดสอบอุปกรณ์ในเชิงปริมาณ
- 1.4.1.3 ออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบ และทดสอบร่วมกับเครื่องจำลองการสั้น
- 1.4.1.4 วิเคราะห์ผลการทดลอง (ความถี่ของอาการสั้นขณะเครื่องทำงานและไม่ทำงาน) และเปรียบเทียบในเชิงปริมาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.4.2 ภาคเรียนที่ 2

1.4.2.1 ปรับปรุง และพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบให้พร้อมใช้งานจริง

1.4.2.2 ทดลองใช้อุปกรณ์กับกลุ่มตัวอย่าง

1.4.2.3 วิเคราะห์ผลการทดลอง (ความถี่ และความรุนแรงของอาการสั้นขณะเครื่องทำงานและไม่ทำงาน) และเปรียบเทียบในเชิงปริมาณ



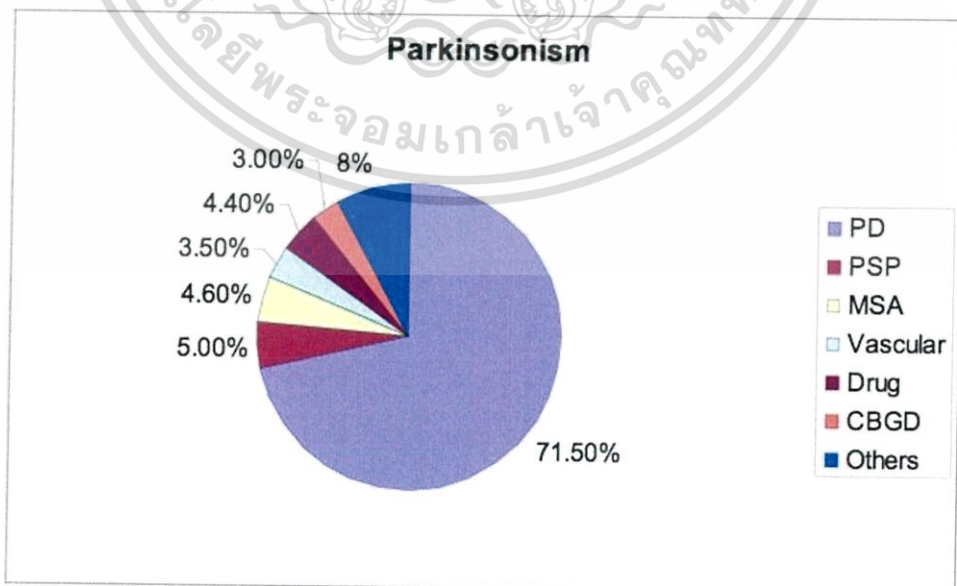
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2 หลักการและทฤษฎี

### 2.1 พาร์กินโซนิซึม (Parkinsonism)

คำว่า 'พาร์กินโซนิซึม' (Parkinsonism) หมายถึง กลุ่มอาการ (syndromes) และลักษณะอาการที่ได้จากการตรวจร่างกาย ประกอบด้วยอาการเคลื่อนไหวช้า อาการสั่น อาการแข็งเกร็ง และปัญหาของการเดิน จากการศึกษาโอกาสในการพบอาการพาร์กินโซนิซึมที่ Omstead County โดย Mayo Clinic ที่มลรัฐ Rochester ประเทศสหรัฐอเมริกา พบว่าอัตราของพาร์กินโซนิซึมเพิ่มตามอายุ โดยจะพบเพียง 0.8/105 ในประชากรอายุระหว่าง 0-29 ปี แต่จะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ เป็น 25.6/105 ในประชากรอายุระหว่าง 50-59 ปี และมากเพิ่มขึ้น 11 เท่า (304.8/105) ในประชากรที่อายุระหว่าง 80-99 ปี อัตราเสี่ยงของการเกิดพาร์กินโซนิซึม (lifetime risk) จะอยู่ประมาณร้อยละ 3.7-4.4 โดยจะสูงในผู้ชายมากกว่าผู้หญิงเล็กน้อย

โรคพาร์กินสันเป็นสาเหตุที่พบบ่อยที่สุดของอาการพาร์กินโซนิซึม ประมาณร้อยละ 72 สาเหตุที่พบบ่อยเป็นอันดับรองมาจากโรคพาร์กินสัน คือ อาการพาร์กินโซนิซึมที่เกิดจากโรคพาร์กินสันเทียม ยกตัวอย่างเช่น Progressive Supranuclear Palsy (PSP) หรือ Multiple System Atrophy (MSA) รวมไปถึงการใช้ยาบางชนิด (Drug-induced parkinsonism) สาเหตุอื่น ๆ นอกจากนั้นจะพบน้อยซึ่งได้แก่กลุ่มโรคความเสื่อมทางระบบประสาทต่าง ๆ ที่มีอาการพาร์กินโซนิซึมเป็นส่วนประกอบ หรือกลุ่มโรคทางพันธุกรรมบางโรค



รูปที่ 2.1 สาเหตุของการเกิดกลุ่มอาการพาร์กินโซนิซึม (Parkinsonism)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.2 โรคพาร์กินสัน (Parkinson's disease, PD)

โรคพาร์กินสันถูกตั้งชื่อตามนายแพทย์เจมส์ พาร์กินสัน แพทย์ชาวอังกฤษ ซึ่งเป็นผู้อธิบายลักษณะอาการในผู้ป่วยจำนวนหนึ่งที่มีความคล้ายคลึงกันได้แก่ อาการเคลื่อนไหวช้า อาการสั่น และการเดินที่ลำบาก ในบทความที่ชื่อว่า Shaking palsy ในปี ค.ศ. 1817 โดยผู้ตั้งชื่อโรคพาร์กินสันแท้จริงแล้วคือแพทย์ชาวฝรั่งเศสชื่อ Jean-Martin Charcot ผู้เป็นที่รู้จักในฐานะบิดาแห่งจิตวิทยา (“Father of modern neurology”) ขณะที่ก่อนหน้านี้โรคพาร์กินสันถูกเรียกว่าโรค Paralysis agitans สำหรับในประเทศไทย ชื่อโรคพาร์กินสัน เพิ่งเป็นที่รู้จักไม่นานมานี้ เพราะสมัยก่อนคนจะรู้จักโรคพาร์กินสันในชื่อของ โรคสันนิบาต

โรคพาร์กินสันเป็นโรคความเสื่อมทางระบบประสาท (Neurodegenerative disorders) ที่พบได้บ่อยรองลงมาจากโรคหลงลืม หรือโรคอัลไซเมอร์ (Alzheimer's Disease) โรคพาร์กินสันเกิดขึ้นทั้งในผู้ชายและผู้หญิงในอัตราส่วนที่ใกล้เคียงกัน หรือมากกว่าในผู้ป่วยชายเพียงเล็กน้อย อายุเฉลี่ยของผู้ป่วยพาร์กินสันจะอยู่ที่ประมาณ 55-60 ปี และผู้ป่วยโดยส่วนมากจะมีอายุมากกว่า 50 ปี ผู้ป่วยพาร์กินสันที่อายุน้อย หรือ Young-onset Parkinson's disease (YOPD) หมายถึง ผู้ป่วยที่มีอาการของโรคพาร์กินสันก่อนอายุ 40 ปี ซึ่งผู้ป่วยในกลุ่มนี้จะมีพยาธิสภาพเช่นเดียวกับผู้ป่วยพาร์กินสันอายุมากแต่จะมีการดำเนินโรคที่แตกต่างไป เนื่องจากโรคพาร์กินสันส่วนมากเกิดในผู้สูงอายุ อายุที่มากขึ้นจึงจัดว่าเป็นปัจจัยเสี่ยงที่ชัดเจนอย่างหนึ่งในโรคพาร์กินสัน ประวัติครอบครัวของโรคพาร์กินสันมีส่วนเพิ่มความเสี่ยงต่อโรคในทางสถิติ ในขณะที่อัตราความเสี่ยงของโรคพาร์กินสันจะเพิ่มเพียงเล็กน้อยในผู้ป่วยที่อายุมากกว่า 50 ปี อัตราความเสี่ยงจะเห็นได้ชัดมากขึ้นถ้าเป็นผู้ป่วยในกลุ่ม YOPD ซึ่งความเสี่ยงของโรคจะเพิ่มอย่างชัดเจนถ้าญาติใกล้ชิด โดยเฉพาะพี่น้องเป็นโรคพาร์กินสัน (First degree relatives)

ปัจจุบันการวินิจฉัยโรคพาร์กินสันอาศัยประวัติ และการตรวจร่างกาย แต่ยังไม่มีการตรวจทางห้องปฏิบัติการที่ใช้ในทางเวชปฏิบัติทั่วไปที่มีความจำเพาะในการวินิจฉัยโรคพาร์กินสัน อาทิเช่น การตรวจเลือด เนื่องจากต้นกำเนิดของโรคที่แท้จริงแล้วมีความเกี่ยวข้องกับสมองเป็นหลัก ในปัจจุบันเป็นที่ทราบกันว่าโรคพาร์กินสันนั้นไม่ได้มีอาการหลักเพียงแค่เรื่องของการเคลื่อนไหวเท่านั้น ผู้ป่วยโรคพาร์กินสันสามารถมีอาการที่นอกเหนือจากการเคลื่อนไหว (non-motor manifestation) ซึ่งที่พบบ่อย ได้แก่ อาการหลงลืม อาการซึมเศร้า ปัญหาเรื่องการนอน อาการปวด และภาวะท้องผูก เป็นต้น ซึ่งอาการเหล่านี้สามารถส่งผล ต่อคุณภาพชีวิตและชีวิตประจำวันของผู้ป่วยและผู้ดูแล

## 2.3 ผลกระทบของโรคพาร์กินสันที่มีต่อการสาธารณสุขของประเทศ

โรคพาร์กินสันจัดว่าเป็นโรคความเสื่อมทางระบบประสาทที่พบบ่อยโรคหนึ่ง โดยมีการประมาณการเอาไว้ว่าในปัจจุบันมีผู้ป่วยโรคพาร์กินสันมากกว่า 10 ล้านคนทั่วโลก โดยที่มากกว่า 1 ล้านคนอาศัยอยู่ในประเทศสหรัฐอเมริกา ความชุกของโรคพาร์กินสันโดยประมาณอยู่ที่ร้อยละ 0.3

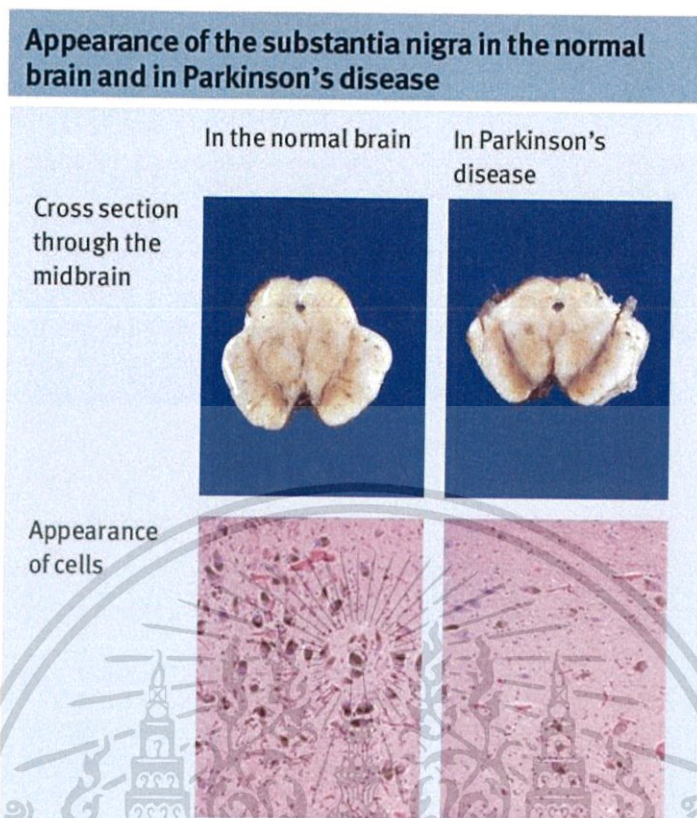
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของประชากรโดยรวม หรือประมาณ ร้อยละ 1-2 ในประชากรที่มีอายุเกิน 60 ปี ความเสี่ยงของการเกิดโรค พาร์กินสันเพิ่มขึ้นตามอายุ

ในประเทศไทยยังไม่มีการศึกษาถึงสถิติของโรคพาร์กินสัน ทั้งในแง่ของความชุก และอัตราการเกิดของโรค อย่างไรก็ตามตั้งแต่เดือนกรกฎาคม พ.ศ. 2551 มีการลงทะเบียนผู้ป่วยพาร์กินสัน (Thai Parkinson's disease registry) เป็นครั้งแรกในประเทศไทยโดยศูนย์รักษาโรคพาร์กินสัน สภาประสาทวิทยา ด้วยความร่วมมือจากกระทรวงสาธารณสุข กรุงเทพมหานคร และสถาบันหลักประกันสุขภาพแห่งชาติ เป็นผู้ริเริ่มโครงการ ซึ่งในปัจจุบันมีผู้ป่วยลงทะเบียนแล้วทั้งสิ้นเป็นจำนวนมากกว่า 60,000 ราย คิดเป็นความชุกของโรคพาร์กินสันในประเทศไทยเท่ากับ 242.57 ต่อประชากร 100,000 คน ซึ่งมีความใกล้เคียงกับประเทศอื่น ๆ ในภูมิภาค และโครงการนี้ยังคงดำเนินต่อเนื่องเพื่อค้นหาผู้ป่วยโรคพาร์กินสันทั่วประเทศ ผู้ป่วยโรคพาร์กินสันที่ไม่ได้รับการรักษาจะมีคุณภาพตามอายุที่เพิ่มขึ้นร่วมกับอัตราการเสียชีวิตที่สูงขึ้น นอกจากนี้จะมีผลกระทบต่ออายุขัยและคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยโดยตรงแล้ว ยังส่งผลถึงครอบครัวและผู้ดูแล รวมถึงผลกระทบต่อทางเศรษฐกิจที่มีต่อครอบครัวของผู้ป่วยเองและต่อสังคมโดยรวม เนื่องจากสูญเสียแรงงานจากการเจ็บป่วย และเป็นการเพิ่มค่ารักษาพยาบาลต่อสังคมจากการที่เป็นโรคเรื้อรังและต้องทำการรักษาอย่างต่อเนื่อง นอกจากนี้ค่าใช้จ่ายในการรักษายิ่งเพิ่มสูงขึ้นถ้าผู้ป่วยเริ่มมีปัญหาของการตอบสนองต่อยาไม่สม่ำเสมอ

## 2.4 พยาธิสภาพ และสาเหตุของโรคพาร์กินสัน

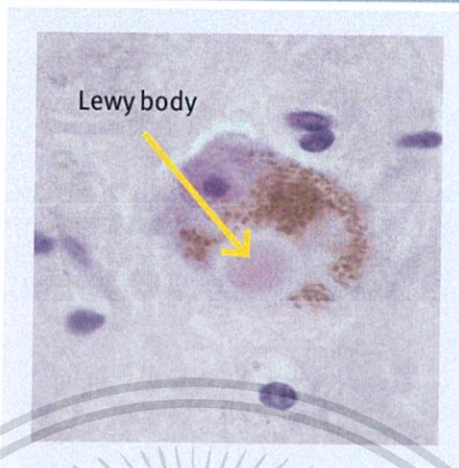
โรคพาร์กินสันเกิดจากการเสื่อมตายของเซลล์ในส่วนที่เรียกว่า Substantia nigra โดยเฉพาะในส่วนของ Substantia nigra pars compacta (SNc) สาเหตุที่เป็นต้นเหตุให้เกิดการเสื่อมของส่วน SNc ยังไม่เป็นที่ทราบแน่นอน การเสื่อมของสมองในส่วนนี้ ส่งผลต่อการทำงานที่ต่อเนื่องของสมองในส่วนของ Basal ganglia ที่เรียกว่า Striatum เสียไป ส่งผลให้เกิดการทำงานที่ไม่สมดุลในส่วนของ Direct และ Indirect pathway ใน Basal ganglia ทำให้เกิดอาการสั่นและเคลื่อนไหวช้า อาการส่วนใหญ่จะแสดงให้เห็นชัดเจนเมื่อจำนวนเซลล์ (Dopaminergic cells) ในส่วนของ SNc ลดน้อยลงไปเป็นอย่างน้อยร้อยละ 60 จากปกติ



รูปที่ 2.2 เปรียบเทียบเซลล์ในส่วน Substantia nigra ระหว่างผู้ป่วยพาร์กินสัน และคนปกติ

การตรวจทางพยาธิสภาพในสมองของผู้ป่วยพาร์กินสันจะพบว่า Substantia nigra ที่ปกติแล้วมีสีเข้ม ค่อนข้างดำในคนปกติจะจางลงไป การตรวจทางจุลพยาธิสภาพจะพบ Lewy body ซึ่งเป็นก้อนโปรตีน (Inclusion) ใน Cytoplasm ที่พบมากในเซลล์สมองส่วน SNc, Locus coeruleus, Thalamus และพบบ้างในส่วนของ Cerebral cortex อย่างไรก็ตามการพบ Lewy body ไม่ได้เป็นตัวบ่งชี้ในการวินิจฉัยโรคพาร์กินสันแต่อย่างใด เนื่องจาก Lewy body สามารถพบได้ในผู้สูงอายุที่ไม่มีอาการของโรคพาร์กินสัน หรืออาจพบในผู้ป่วยโรคความเสื่อมของระบบประสาทอื่น ๆ เช่นกัน

### Lewy body inclusion with $\alpha$ -synuclein aggregate

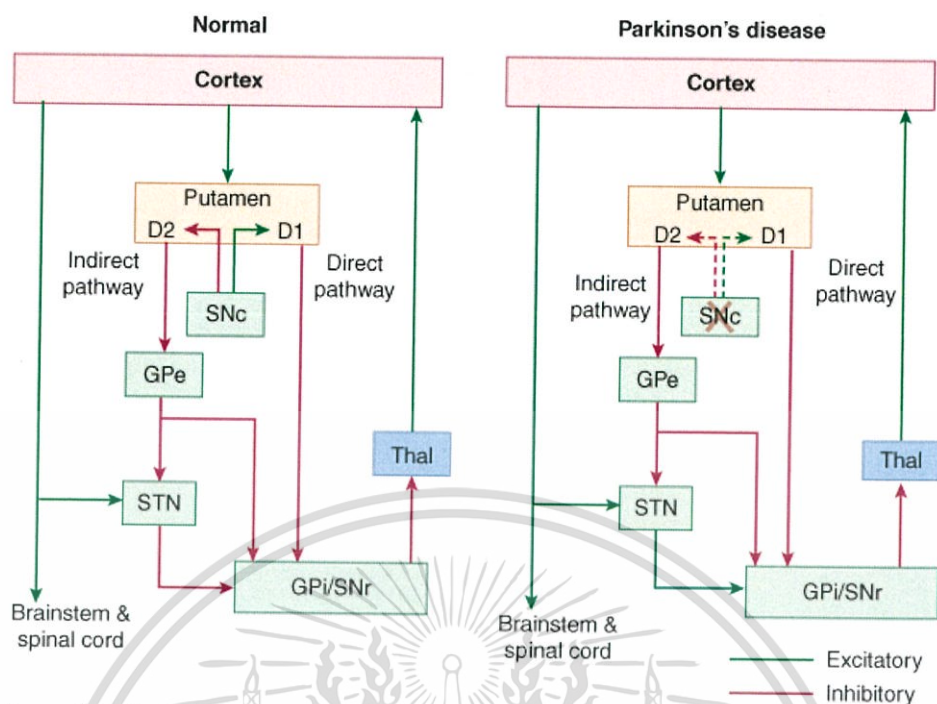


รูปที่ 2.3 ภาพจากกล้องจุลทรรศน์แสดงก้อนโปรตีน Lewy body ในผู้ป่วยพาร์กินสัน

เซลล์ในส่วน SNc ที่เสื่อมไปในโรคพาร์กินสันนั้นมีหน้าที่ในการผลิตสารสื่อประสาท (Neurotransmitters) ที่เรียกว่า โดปามีน (Dopamine) ซึ่งเป็นสารสื่อประสาทที่มีหน้าที่สำคัญในการทำให้เกิดการเชื่อมโยง และการผ่านต่อของกระแสประสาทจากสมองส่วนต่าง ๆ การเสื่อมของเซลล์ในส่วน SNc จึงส่งผลให้ปริมาณของโดปามีนในสมองมีน้อยลง โดยปกติแล้วโดปามีนถูกเปลี่ยนมาจาก amino acid tyrosine โดยใช้เอนไซม์ที่มีชื่อว่า Tyrosine hydroxylase (TH) ซึ่งเอนไซม์นี้มีปริมาณลดลงในผู้ป่วยพาร์กินสันเช่นเดียวกัน หลังจากโดปามีนถูกผลิตขึ้นมากก็จะถูกเปลี่ยนต่อไป ด้วยเอนไซม์ที่เรียกว่า Monoamine oxidase (MAO) และ Catechol-O-methyl transferase (COMT) จนเป็นสารสุดท้ายที่เรียกว่า Homovanillic acid (HVA) ก่อนที่จะถูกกำจัดออกไปจากร่างกาย เอนไซม์ MAO และ COMT นี้มีความสำคัญ เพราะเป็นตำแหน่งของยาที่ใช้ในการรักษาโรคพาร์กินสัน ในปัจจุบัน โดยยาที่ให้ไปจะออกฤทธิ์ยับยั้งเอนไซม์ดังกล่าว

ถึงแม้ว่าพยาธิสภาพในโรคพาร์กินสันในส่วนใหญ่อยู่ที่ SNc ส่งผลให้ผู้ป่วยมีความผิดปกติในการเคลื่อนไหวดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น ในปัจจุบันพบว่า การเสื่อมของระบบประสาทในโรคพาร์กินสันเริ่มที่ส่วนของ Dorsal motor nucleus of vagus nerve และมีการเสื่อมในลักษณะที่เริ่มจากส่วนล่างของ Brainstem ใน Medulla ก่อนที่การเสื่อมจะค่อย ๆ เพิ่มขึ้นในลักษณะ Caudal-Rostral extension และมีการแบ่งออกเป็นระยะ ในระยะที่การเสื่อมอยู่แต่เพียงที่ Dorsal motor nucleus of vagus nerve, Olfactory bulb และ Intermediolateral column ของไขสันหลัง (Stage 1, 2) ผู้ป่วยจะยังไม่มีปัญหาในเรื่องของการเคลื่อนไหว แต่มีอาการนำอื่น ๆ ดังเช่น ปัญหาในเรื่องของการดมกลิ่น หรือการรับรสที่ลดลง ซึ่งเรียกว่า Predromal symptoms เมื่อการเสื่อมของระบบประสาทไปถึงส่วนของ Midbrain ที่รวมถึง SNc ผู้ป่วยมักเริ่มมีปัญหาในเรื่องของการเคลื่อนไหว และอาการอื่น ๆ เกิดความไม่สมดุลของวงจรควบคุมการเคลื่อนไหวของร่างกาย (Basal ganglion circuit)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 เปรียบเทียบการทำงานของ Basal ganglia circuit ระหว่างคนปกติกับผู้ป่วยพาร์กินสัน

หลังจากนั้นการเสื่อมยังคงดำเนินต่อเนื่องในลักษณะที่ขึ้นข้างบน ซึ่งเมื่อไปถึงส่วนของ Temporal cortex และ Cerebral cortex อื่น ๆ ผู้ป่วยก็สามารถแสดงอาการที่เกิดจากความผิดปกติของการทำงานของสมองส่วนนั้น ดังเช่น เห็นภาพหลอนเป็นต้น

## 2.5 อาการของโรคพาร์กินสัน

เนื่องจากโรคพาร์กินสันเกิดมาจากความเสื่อมของสมองในส่วนที่เรียกว่า Basal ganglia อาการที่เกิดขึ้นโดยส่วนใหญ่ จะเป็นผลมาจากการทำงานที่เสียไปในส่วนของ Basal ganglia และ Substantia nigra ที่เรียกว่า Extrapyrmidal syndrome ซึ่งได้แก่

### 2.5.1 การเคลื่อนไหวช้า (Bradykinesia) และน้อย (Hypokinesia)

เป็นอาการที่ผู้ป่วยต้องอาศัยระยะเวลานานในการเริ่มต้นเคลื่อนไหว มักจะเริ่มที่มือ หรือส่วนของร่างกายที่มีอาการสั่น อาการช้าในผู้ป่วยรวมถึงการเคลื่อนไหวที่ช้า ส่วนหนึ่งอาจเป็นผลของอาการแข็งเกร็งที่แขนและขาในส่วนนั้น เมื่อเวลาผ่านไป 1-2 ปี อาการเคลื่อนไหวช้าจะเพิ่มมากขึ้นไปถึงกลางลำตัวซึ่งอาจส่งผลให้การเดินช้าลง หากมีอาการมาก อาจส่งผลให้ผู้ป่วยนั้นไม่สามารถขยับแขนขาข้างนั้น หรือทั้งตัวได้เลยเรียกว่า Akinesia

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.5.2 อาการแข็งเกร็ง (Rigidity)

โดยส่วนมากจะเกิดที่แขนหรือขาในข้างเดียวกับที่มีอาการสั่น ลักษณะเป็นอาการแข็งตึง ผู้ป่วยโดยส่วนใหญ่มักจะไม่นับถึงอาการดังกล่าว แต่อาการนี้มักจะเป็นอาการที่ทำให้เกิดความยากลำบากในผู้ป่วยมากที่สุด เพราะทำให้เคลื่อนไหวได้ช้า อาการจะแสดงในช่วงตอนเช้าตรู่ เมื่อตื่นขึ้นมา กลางดึก หรือตอนบ่าย ๆ ซึ่งมักจะสอดคล้องกับช่วงที่ระดับยาลดต่ำ อาจสังเกตได้ยาก นอกจากนี้ในการเขียนหนังสือ ตัวหนังสือที่ผู้ป่วยเขียนจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงโดยจะตัวหนังสือจะเล็กลงและชิดติดกัน

### 2.5.3 อาการสั่น (Tremor)

เป็นอาการเด่นที่พบบ่อยสุด คือ มักจะเริ่มเห็นที่มือโดยเฉพาะปลายนิ้วในลักษณะที่เรียกว่า Pill rolling tremor โดยจะเป็นที่ข้างใดข้างหนึ่งก่อนที่จะเป็นทั้ง 2 ด้านในระยะหลัง และเกิดขณะที่อยู่เฉยๆ (Rest tremor) อาการสั่นจะลดลงเมื่อใช้มือนั้นทำงาน ส่วนอาการสั่นในโรคพาร์กินสันขณะใช้มือทำงานนั้นเกิดขึ้นได้ประมาณร้อยละ 40 แต่มักจะเป็นในระยะหลัง หรือเกิดร่วมกับอาการสั่นขณะที่มีมือนั้นอยู่เฉย นอกเหนือไปจากนั้นอาจมีอาการมือสั่นในขณะที่เดิน เช่นเดียวกับอาการสั่นที่คางและริมฝีปาก อย่างไรก็ตามถ้าเป็นมากอาการสั่นสามารถเกิดได้ทั้งที่มือ และขาทั้ง 2 ด้าน ทำให้แยกออกจากอาการสั่นแบบ Essential tremor ได้ยาก

### 2.5.4 อาการทรงตัวไม่สม่ำเสมอ (Postural instability)

ผู้ป่วยโรคพาร์กินสันมักจะเดินชวยเท้าถี่และเล็ก (Shuffle) ในลักษณะที่โน้มตัวไปข้างหน้า (Festination) ในบางครั้งผู้ป่วยจะเดินย่ำเท้าอยู่กับที่เหมือนกับเท้าติดอยู่กับพื้น (Gait freezing) แต่ถ้ามมีการขีดเส้น หรือวางปากกาไว้บนพื้นข้างหน้าผู้ป่วยที่เดินติด (Visual cues) จะทำให้ผู้ป่วยนั้นก้าวเท้าออกได้ ซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะอย่างหนึ่งของการเดินในโรคพาร์กินสัน ผู้ป่วยพาร์กินสันมักจะเดินไม่แกว่งแขน โดยเฉพาะด้านที่มีอาการมาก คอ และศีรษะก้ม (Stoop) ซึ่งในบางครั้งสามารถเป็นมากจนโน้มลงมาเกือบครึ่งตัว หรือที่เรียกว่า Camptocormia เมื่อกลับตัวขณะเดิน ผู้ป่วยมักจะกลับทั้งตัวไปพร้อม ๆ กัน ร่วมกับชวยเท้าถี่ๆ (En bloc turn)

อาการของโรคพาร์กินสันไม่ได้ถูกจำกัดอยู่เฉพาะแค่ปัญหาด้านการเคลื่อนไหว อาการที่นอกเหนือจากการเคลื่อนไหว (non-motor symptoms) มีหลากหลาย และสามารถเกิดขึ้นได้ในทุกช่วงระยะของโรคพาร์กินสัน อีกทั้งยังส่งผลต่อคุณภาพชีวิตและการดำรงชีวิตของผู้ป่วย และเพิ่มภาระหรือความเครียดแก่ผู้ดูแลอีกด้วย โดยอาการที่นอกเหนือจากการเคลื่อนไหวมีดังนี้

### 2.5.5 อาการทางจิตประสาท (Neuropsychiatric symptoms)

- ภาวะพุทธิปัญญาบกพร่อง (Cognitive Dysfunction)
- ภาวะซึมเศร้า (Depression)
- ความไม่ยับยั้งชั่งใจ (Impulse control disorders)
- ภาวะวิกลจริตและอาการประสาทหลอน (Psychosis and Hallucinations)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.5.6 ปัญหาในเรื่องการนอน

ปัญหาในเรื่องการนอนในผู้ป่วยโรคพาร์กินสันมีได้หลากหลาย พบได้ประมาณร้อยละ 60-90 อาการที่พบบ่อย ได้แก่

- อาการหลับแล้วตื่นเป็นช่วง ๆ (Sleep fragmentation)
- อาการนอนไม่หลับ (Insomnia)
- อาการขาอยู่ไม่สุข และกระตุกเป็นช่วงๆ (Restless legs syndrome and periodic limb movements in sleep)
- อาการง่วงหลับตอนกลางวัน (Excessive daytime sleepiness)
- อาการหลับเป็นช่วง ๆ ตอนกลางวันโดยไม่มีอาการตื่น (Sleep attacks)
- ปัญหาในการนอนในช่วง rapid eye movement (REM sleep behavior disorder, RBD)
- อาการฝันรุนแรง และเห็นภาพหลอนในช่วงกลางคืน (Vivid dreams and hallucinations)

สาเหตุของปัญหาการนอนหลับในผู้ป่วยโรคพาร์กินสันเกิดจากหลายสาเหตุ ซึ่งปัจจัยที่เกี่ยวข้องมาจากอายุที่เพิ่มมากขึ้น ความเสื่อมของระบบประสาทในโรคพาร์กินสันที่มีผลต่อศูนย์การนอนหลับทั้งที่เกี่ยวข้องกับโดปามีนและสารสื่อประสาทอื่น ๆ ภาวะพุทธิปัญญาบกพร่องหรือภาวะวิกลจริต อาการพาร์กินโซนิซึมในตอนกลางคืนยารักษาโรคพาร์กินสันหรือยาอื่น ๆ ที่ผู้ป่วยอาจรับประทานร่วมอยู่ด้วย

### 2.5.7 อาการทางระบบประสาทอัตโนมัติ

- อาการท้องผูก
- ภาวะกลั้นปัสสาวะไม่อยู่
- ภาวะเสื่อมสมรรถนะทางเพศ
- ปัญหาในการควบคุมความดันโลหิตเมื่อมีการเปลี่ยนท่า (Orthostatic hypotension)
- ภาวะน้ำลายไหลยืด (Sialorrhea)

ตารางที่ 2.1 อัตราการเกิดอาการที่ไม่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวในผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน

อาการที่ไม่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว	อัตราการเกิด (ร้อยละ)
ปัญหาความจำ	84
หกล้ม	81
ภาวะซึมเศร้า	50
ภาวะสับสน	50
ปัญหาในการควบคุมปัสสาวะ	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.6 การวินิจฉัยโรคพาร์กินสัน

การวินิจฉัยโรคพาร์กินสันที่ทำในทางคลินิกในปัจจุบันจะอาศัยการสังเกตอาการของผู้ป่วย (Clinical-base diagnosis) ที่เป็นอาการสำคัญ (Cardinal symptoms) อาศัยเกณฑ์การวินิจฉัยของ United Kingdom Parkinson's Disease Society Brain Bank (UKPDSBB) ซึ่งประกอบด้วย การวินิจฉัยที่เป็นขั้นตอนดังต่อไปนี้

### 2.6.1 การวินิจฉัยอาการพาร์กินโซนิซึม

อาการพาร์กินโซนิซึมประกอบด้วยอาการอย่างน้อย 2 ใน 4 อาการ ดังต่อไปนี้

- อาการเคลื่อนไหวช้า (Bradykinesia) ถือเป็นอาการหลักที่ต้องเกิดในผู้ป่วยพาร์กินโซนิซึมทุกราย และการเคลื่อนไหวที่น้อยลง (Hypokinesia) ดังเช่น การขยับนิ้วที่น้อยหรือช้าลง
- อาการสั่นขณะอยู่เฉย (Rest tremor) มักเกิดที่มือมากกว่าขา
- อาการแข็งเกร็ง (Rigidity) มักเกิดข้างเดียวกับที่มีอาการสั่นและเคลื่อนไหวช้า
- ปัญหาในเรื่องการทรงตัว (Postural instability) ซึ่งอาการอาจจะไม่เด่นชัดในช่วง 2-3 ปีแรก

### 2.6.2 การคัดแยกโรคอื่นที่ทำให้มีอาการพาร์กินโซนิซึมจากประวัติ

- ได้รับยาทางจิตเวชหรือยาต้านโดปามีน
- อาการหลอดเลือดสมองผิดปกติหลายครั้ง และการดำเนินโรคเป็นขั้นบันได
- อุบัติเหตุที่สมองหลายครั้ง
- เป็นโรคสมองอักเสบ
- ญาติในครอบครัวมีอาการมากกว่า 1 คน
- หายเองได้
- ไม่ตอบสนองต่อยาลีโวโดปาเลย
- อาการคงอยู่ข้างเดียวมานานเกิน 3 ปี
- อาการทางระบบประสาทอัตโนมัติ การกลอกตามผิดปกติ อาการผิดปกติจาก Cerebellum และอาการอ่อนแรง เป็นต้น
- สัมผัสกับสารพิษ
- พบก้อนเนื้ออกหรือช่องน้ำในโพรงกะโหลกขยายจากรังสีวินิจฉัย

### 2.6.3 ลักษณะอาการที่สนับสนุนของโรคพาร์กินสัน

(ควรมี อย่างน้อย 3 ข้อจากอาการดังต่อไปนี้ เพื่อสนับสนุนการวินิจฉัยว่าเป็นโรคพาร์กินสันที่แน่นอน หรือ definite Parkinson's disease)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เริ่มต้นจากข้างใดข้างหนึ่ง
- แสดงอาการด้วยอาการสั่นขณะอยู่เฉย
- อาการของโรคดำเนินมากขึ้นเรื่อย ๆ
- ส่วนใหญ่อาการจะคงความไม่สมมาตรกัน ถึงแม้ว่ามีอาการ พาร์กินโซนิซึม แล้วทั้ง 2 ข้าง
- ตอบสนองดีมาก (ร้อยละ 70-100) ต่อยาลีโวโดปา
- มีอาการหยุกหยิกรุนแรงที่เป็นผลจากยาลีโวโดปา
- มีการตอบสนองต่อยาลีโวโดปานานเกิน 5 ปี
- การดำเนินโรคตั้งแต่ 10 ปี หรือมากกว่านั้น

อย่างไรก็ตามแพทย์ก็ต้องอาศัยการใช้เกณฑ์การวินิจฉัยของ United Kingdom Parkinson's Disease Society Brain Bank (UKPDSBB) ซึ่งจะต้องพิจารณาให้เป็นไปตามการคัดเข้า (Inclusion Criteria) และไม่เป็นไปตามเกณฑ์คัดออก (Exclusion criteria) ซึ่งอาจจะมีอาการตามเกณฑ์อื่นๆ นอกเหนือจากที่กล่าวมา (Supportive criteria) หรือไม่ก็ได้

#### 2.6.4 ระยะเวลาอาการของโรคพาร์กินสัน

ทั้งนี้ได้มีการแบ่งระยะอาการของโรคพาร์กินสันตามเกณฑ์ Modified Hoehn and Yahr staging ซึ่งถูกใช้อย่างแพร่หลาย อาศัยการเปรียบเทียบลักษณะของการเริ่มมีอาการในข้างใดข้างหนึ่งหรือทั้งสองข้าง รวมถึงการเกิดความผิดปกติ และความรุนแรงของการเคลื่อนไหว โดยแบ่งเป็นระยะ 0 – 5 ดังนี้

ระยะ	0	ไม่มีอาการของโรค
ระยะ	1	มีอาการเพียงข้างหนึ่งข้างใดของร่างกาย
ระยะ	1.5	มีอาการข้างหนึ่งข้างใดของร่างกาย ร่วมกับอาการส่วนลำตัว
ระยะ	2	มีอาการทั้งสองข้างของร่างกาย โดยไม่มีปัญหาด้านการทรงตัว
ระยะ	2.5	มีอาการทั้งสองข้างของร่างกาย โดยเริ่มมีปัญหาด้านการทรงตัว แต่ยังสามารถทรงตัวได้ในการทดสอบการทรงตัว
ระยะ	3	มีอาการทั้งสองข้างของร่างกาย และมีปัญหาด้านการทรงตัว ไม่สามารถทรงตัวได้ในการทดสอบการทรงตัว
ระยะ	4	มีอาการมาก แต่ยังสามารถยืนหรือเดินเองได้ โดยไม่ต้องการความช่วยเหลือ
ระยะ	5	มีอาการมาก ต้องนั่งรถเข็น หรือนอนบนเตียงเท่านั้น

ในการศึกษางานวิจัยนี้เพื่อการออกแบบและสร้างเครื่อง gyro stabilizer จึงมีความจำเป็นต้องศึกษาทฤษฎีซึ่งเกี่ยวกับการหมุนของวัตถุและศึกษาส่วนประกอบต่างๆที่ประกอบขึ้นเป็นชุดทดลอง ซึ่งเป็นการประยุกต์รวมของอุปกรณ์ต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.7 อาการสั่นที่เกิดในโรคที่เกี่ยวข้องกับความผิดปกติทางการเคลื่อนไหว

อาการสั่น เป็นอาการที่พบบ่อยในเวชปฏิบัติทางประสาทวิทยาโดยเฉพาะในผู้ป่วยที่มีอาการ ความเคลื่อนไหวผิดปกติ โดยอาการสั่นนั้นอาจเกิดขึ้นได้ในบริเวณต่าง ๆ ของร่างกาย ได้แก่ แขน ขา ลำตัว ศีรษะ คาง หรือเสียง ซึ่งสามารถพบได้บ่อยในผู้ป่วยความเคลื่อนไหวผิดปกติ เช่น Parkinson's disease, Essential tremor, Dystonic tremor และในกรณี ที่ได้รับยาบางชนิดหรือมีภาวะผิดปกติทางเมตาบอลิซึม เช่น Hyperthyroidism, Hypoglycemia ก็อาจกระตุ้นให้เกิดอาการสั่นได้ ในคนปกติที่ไม่มีโรคหรือพยาธิสภาพอาจ พบอาการสั่นแบบ Physiologic tremor อีกทั้งยังสามารถถูกกระตุ้นให้มีอาการมากขึ้น (Enhanced physiologic tremor) ด้วยความเครียดทั้งทางด้านร่างกาย และจิตใจ (Physical and psychological stress)

### 2.7.1 สรีรวิทยาของอาการสั่น

อาการสั่นสามารถเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ โดยสามารถสรุปได้ดังนี้

- แหล่งกำเนิดในกล้ามเนื้อและข้อต่อ (Mechanical oscillation) ซึ่งจะเปรียบ กล้ามเนื้อและข้อต่อเสมือนขดสปริงและตุ่มน้ำหนัก โดยการเคลื่อนไหวที่เกิดขึ้นจะเป็นไปตามกฎทางฟิสิกส์
- แหล่งกำเนิดในวงจรการสะท้อน (Reflex oscillation) ซึ่งประกอบด้วย Peripheral loop จากกล้ามเนื้อไปยัง Spinal cord และกลับมายังกล้ามเนื้ออีกครั้ง และ Central loop จากระบบประสาทส่วนปลายผ่าน Spinal cord ไปยัง Brainstem, Cerebellum, Basal ganglion และ Cerebral cortex
- แหล่งกำเนิดในสมอง (Central oscillation) ซึ่งประกอบด้วย Cerebral cortex, Basal ganglion, Cerebellum และ Brainstem

ซึ่งถ้ามีความผิดปกติเกิดขึ้นในบริเวณใดบริเวณหนึ่ง ก็อาจก่อให้เกิดอาการสั่นขึ้นได้ โดย ความถี่ของการสั่น ( $\omega$ ) อาจสรุปได้ดังสมการต่อไปนี้

$$\omega = \sqrt{\frac{K}{I}} \quad (2.1)$$

โดยค่าความถี่จะแปรผันตามค่าความฝืดของข้อต่อ ( $K$ ) และแปรผกผันกับค่าความเฉื่อย ( $I$ )

ดังนั้นในกรณีที่อาการสั่นเกิดจาก Mechanical components ซึ่งได้แก่ กล้ามเนื้อและข้อต่อ ต่าง ๆ ที่รวมไปถึง Peripheral loop ที่มีจุดกำเนิดในกล้ามเนื้อ โดยไม่มีความผิดปกติของ Reflex loop และ Central oscillator เมื่อมีการทดสอบด้วยการวางน้ำหนักลงบนส่วนที่มีอาการสั่น (Load test) ซึ่งเป็นการเพิ่มความเฉื่อยให้กับส่วนนั้น จึงมีผลทำให้ความถี่ของการสั่นลดลง

## 2.7.2 การจำแนกประเภทของอาการสั่น

เนื่องจากในโรคต่าง ๆ ที่มีอาการสั่น มีสาเหตุและพยาธิสภาพที่ต่างกัน ส่งผลให้อาการสั่นที่แสดงออกมาในแต่ละโรคมีความแตกต่างกันทั้ง ความถี่ (Frequency), ความรุนแรง (Amplitude), ตำแหน่งและการกระจายตัวของอาการ (Position and distribution) หรือลักษณะการเกิดตามอาการ (Task dependence)

โดยทั่วไปแล้วในทางคลินิก เราอาจแบ่งอาการสั่นตามลักษณะต่างๆ ดังนี้

- Rest tremor คือ อาการสั่นในขณะอยู่เฉย และอาการจะหายไปเมื่อมีการขยับ หรือเคลื่อนไหวในส่วนนั้น ๆ ของร่างกาย ซึ่งพบได้บ่อยในผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณนิ้วมือและมือ
- Action tremor คือ อาการสั่นเมื่อมีการทำงานของกล้ามเนื้อเฉพาะส่วนของร่างกาย พบได้บ่อยในโรค Essential tremor โดยสามารถแบ่งออกตามลักษณะการเกิดตามอาการได้อีกเป็น
  - Postural tremor คือ อาการสั่นเมื่อมีการเคลื่อนไหวส่วนหนึ่งของร่างกายให้อยู่กับที่ โดยต้านกับแรงโน้มถ่วง เช่น การยกแขนขนานกับแนวระนาบ ซึ่งในโรคพาร์กินสันอาจมีลักษณะการสั่นที่จำเพาะ โดยจะมี Rest tremor และหายไปเมื่อขยับหรือยกส่วนนั้น ๆ ของร่างกาย และกลับมามีอาการสั่นอีกครั้ง เมื่ออยู่ในท่าทางที่ต้องต้านแรงโน้มถ่วงของโลก (Postural tremor) ซึ่งอาการสั่นแบบนี้เรียกว่า “Re-emergent tremor”
  - Kinetic tremor คือ อาการสั่นเมื่อมีการเคลื่อนไหวส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกาย โดยจะสังเกตเห็นได้ชัดเมื่อมีการเคลื่อนไหวจากที่หนึ่งไปยังอีกที่ โดยได้มีการตัดสินใจไว้ก่อนแล้ว
  - Task-specific or position-specific tremor คือ อาการสั่นที่เกิดขึ้นเมื่อมีการกระทำที่อาจซับซ้อนหรือเฉพาะเจาะจง เช่น เขียนหนังสือ ถือกอง หรือยืน เป็นต้น
  - Isometric tremor คือ อาการสั่นที่เกิดจากการเกร็งของกล้ามเนื้อในส่วนหนึ่งของร่างกายที่ฝืนกับธรรมชาติ เช่น เวลายกของหนัก หรือ กำมือแน่น ๆ
- Essential tremor คือ อาการผิดปกติทางการเคลื่อนไหวที่พบได้บ่อย โดยจะสั่นเป็นจังหวะระหว่างที่ กำลังเคลื่อนไหวเพื่อทำกิจกรรมตามปกติ หรือขณะที่อยู่ในท่าทางที่ต้านแรงโน้มถ่วงของโลก คล้ายกับ Postural tremor แต่ยังไม่ทราบสาเหตุที่แน่ชัด เพียงแต่มีการศึกษาพบว่าสามารถถ่ายทอดได้ทางพันธุกรรม
- Dystonic tremor คือ อาการสั่นที่เกิดขึ้นร่วมกับภาวะที่กล้ามเนื้อบิดเกร็ง ไม่สามารถควบคุมได้ (Involuntary) โดยเมื่อเกิดซ้ำ ๆ จะส่งผลให้อวัยวะของกล้ามเนื้อมัดนั้น ๆ ผิดรูปไปได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Cerebellar tremor คือ อาการสั่นที่เกิดขึ้นเมื่อตั้งใจจะเคลื่อนไหวหรือมีเป้าหมายในการเคลื่อนไหว เช่น การเอื้อมมือหยิบสิ่งของ อาจเรียกว่า Intention tremor อาการนี้มักพบความผิดปกติของสมองส่วน Cerebellum (สมองน้อย) หรือส่วน Brain stem (ก้านสมอง) ซึ่งอาจเกิดในกรณีที่มีสมองส่วนนั้นขาดเลือดไปเลี้ยง หรือมีเนื้องอก หรืออาจพบได้ในผู้ป่วยที่ทานยากันชักเกินขนาด หรือคนที่ติดสุราเรื้อรัง

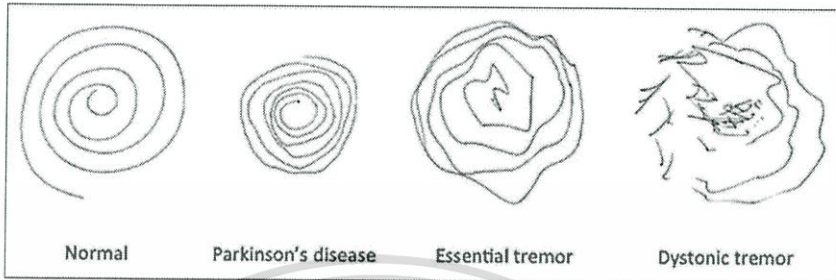
### 2.7.3 การวัดเชิงปริมาณการสั่น (Quantification of tremor)

ในกลุ่มโรคที่เกี่ยวข้องกับความผิดปกติทางการเคลื่อนไหวซึ่งมีอาการสั่น อาจมีหลายโรคที่มีอาการแสดงคล้ายคลึงกันได้ ยกตัวอย่างเช่น อาการสั่นในผู้ป่วยโรคพาร์กินสันกับโรคสั่นไม่ทราบสาเหตุ (Essential tremor) ซึ่งอาจมีทั้ง Rest tremor, Postural หรือ Kinetic tremor อีกทั้งค่าความถี่และ ความรุนแรงของการสั่นอาจมีความใกล้เคียงกันมาก จนกระทั่งในบางครั้ง ไม่สามารถจำแนกด้วยตาเปล่าได้

ดังนั้นการตรวจวัดในเชิงปริมาณของการสั่น (Quantification of tremor) จึงมีบทบาทสำคัญในการช่วยวินิจฉัยแยกโรคให้มีความถูกต้องและแม่นยำยิ่งขึ้น อีกทั้งยังสามารถใช้เพื่อติดตามประเมินการตอบสนองของผู้ป่วยหลังได้รับการรักษา ทำให้การรักษามีประสิทธิภาพดียิ่งขึ้น ในปัจจุบันนอกจากการประเมินอาการจากการตรวจร่างกายแล้ว เรายังสามารถวัดการสั่นในเชิงปริมาณได้หลากหลายวิธี ดังนี้

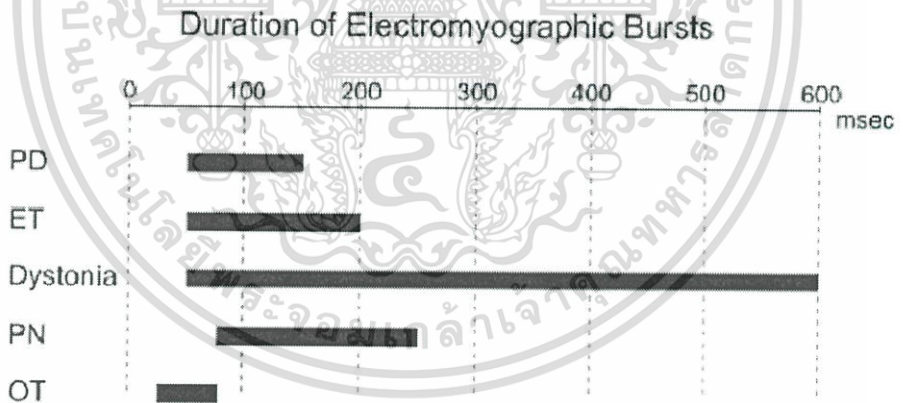
- Clinical Scales
  - Activity of Daily Living (ADL) scale ซึ่งเป็นแบบประเมินเกี่ยวกับความสามารถในการใช้ชีวิตประจำวันทั่วไปของผู้ป่วย เช่น การกินอาหาร การแต่งตัว การดูแลสุขลักษณะ เป็นต้น
  - Clinical Tremor Rating Scale (TRS) ถูกนำเสนอโดย Fahn, Tolosa และ Marin ประกอบด้วยการประเมินอาการสั่นทางคลินิกในตำแหน่งต่าง ๆ ของร่างกาย, การประเมิน การใช้ชีวิตประจำวัน และการประเมินการเขียน และลายมือ รวมทั้งหมด 22 ข้อ
  - The Unified Parkinson Disease Rating Scale (UPDRS) แบ่งออกเป็น 4 ส่วนย่อย ๆ ได้แก่ Psychological effects of the disease and drugs, Subitems of ADL scale, Motor examination, Complications and side effects of drug therapies
  - Nine Hole Peg Test (9HPT) เป็นการตรวจการเคลื่อนไหวของแขนซึ่งจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เฉพาะ โดยให้ผู้ป่วยวางหมุดลงในหลุม แล้วทำการ นับจำนวนหมุดที่วางในหลุมได้สำเร็จในเวลา 50 วินาที

▪ การประเมินโดยการวาดภาพก้นหอย (Archimedes' spiral drawing) โดยให้ผู้ป่วยลากเส้นตามต้นแบบรูปก้นหอย และนำไปวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรม และการคำนวณทางคณิตศาสตร์ เพื่อดูค่าความคลาดเคลื่อนจากต้นแบบในแต่ละจุดบนภาพ



รูปที่ 2.5 ภาพก้นหอยที่วาดโดยผู้ป่วยในลักษณะอาการที่ต่างกัน

▪ Electromyography (EMG) สามารถใช้ได้ทั้งแบบ Surface EMG และ Needle EMG ทำการตรวจโดยติดขั้วไฟฟ้าไปยังส่วนของร่างกายที่มีอาการสั่นในช่วงต่าง ๆ ได้แก่ Rest, Postural และ Kinetic แล้วบันทึกพารามิเตอร์ต่าง ๆ เช่น Firing time, Firing rate เป็นต้น



รูปที่ 2.6 แสดงช่วงการเพิ่มขึ้นของสัญญาณกล้ามเนื้อ (EMG) จากการสั่นในอาการผิดปกติทางการเคลื่อนไหวที่ต่างกัน

▪ Kinematic studies เป็นการวัดการเคลื่อนที่ของส่วนของร่างกายโดยใช้อุปกรณ์ตรวจวัด (sensor) ชนิดต่าง ๆ และนำค่าที่วัดได้มาคำนวณและบันทึกเป็นค่าพารามิเตอร์ เช่น ความถี่ (Frequency), ความแรง (Amplitude) และ อัตราเชิงมุม (Angular rate) เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในปัจจุบันการตรวจวัดการเคลื่อนที่ สามารถทำได้ทั้งการเคลื่อนที่เชิงเส้น และเชิงมุม โดยใช้อุปกรณ์การตรวจจับความเร่ง (Accelerometer) ซึ่งทำหน้าที่แปลงความเร่งเชิงเส้นตรงหรือเชิงมุม เป็นสัญญาณขาออกโดยใช้กฎข้อที่สองของนิวตัน ( $F = ma$ ) โดยวัดแรงจากความเร่ง ของวัตถุที่ทราบน้ำหนัก และอุปกรณ์วัดค่าความเร็วเชิงมุม (Gyroscope) โดยอาศัยหลักการหมุนและทรงตัวของลูกข่าง

นอกจากการวัดการเคลื่อนที่โดยใช้หลักการของ Accelerometer และ Gyroscope แล้ว เรายังสามารถใช้อุปกรณ์ตรวจวัดแบบอื่น ๆ เช่น Electromagnetic tracking systems, Flexible angular sensor หรือ Optoelectronic devices ได้อีกด้วย

## 2.8 การเกิดภาวะสมดุลของวัตถุขณะหมุน

หลักการสร้างเครื่อง Gyro stabilizer เป็นการศึกษาการเคลื่อนที่แบบหมุนของวัตถุ โดยวัตถุที่มีการเคลื่อนที่แบบหมุนจากการที่ถูกแรงกระทำ แต่สภาพของวัตถุนั้นไม่มีการเปลี่ยนแปลงทั้งขนาด ระยะ และรูปร่างของวัตถุแต่อย่างใด เรียกว่าวัตถุที่มีลักษณะดังกล่าวว่า “วัตถุแข็งเกร็ง” การหมุนของวัตถุแข็งเกร็ง สามารถอธิบายได้ในเทอมของ ทอร์กและพลังงานจลน์ในการหมุน แต่ทอร์กสามารถเขียนอยู่ในรูปของเวกเตอร์ได้ เมื่อแรงมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมเชิงเส้น ทอร์กก็ย่อมมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมเชิงมุมด้วยเช่นกัน อาศัยความคล้ายกันโดยใช้กฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงเส้นเราจะได้กฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงมุม

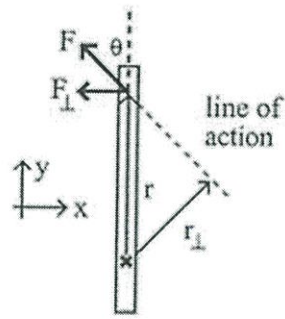
### 2.8.1 ทอร์กในรูปของเวกเตอร์

ขนาดของทอร์กคือผลคูณของแรงที่ลากไปตั้งฉาก ( $F_{\perp}$ ) กับแขนหมุน ( $r$ ) หรือผลคูณของแขนหมุนที่ลากไปตั้งฉาก ( $r_{\perp}$ ) กับแนวแรง ( $F$ ) ดังรูปที่ 2.7

$$\tau = F_{\perp} r = (F \sin \theta) r \quad (2.2)$$

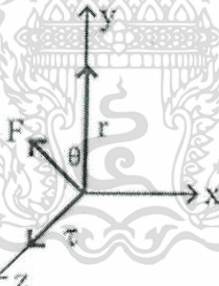
สมการที่ได้จะคล้ายกับผลคูณแบบครอส สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$\vec{\tau} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (2.3)$$

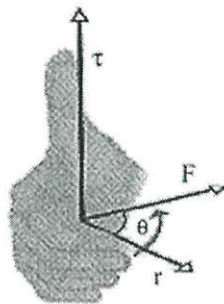


รูปที่ 2.7 ทอร์กในรูปของเวกเตอร์

หมายความว่าตามรูปที่ 2.7 ทิศของทอร์กจะมีทิศพุ่งออกจากระนาบของหน้ากระดาษ (ตามแกน  $z$ ) ตามรูปที่ 2.8 เพื่อเป็นการอธิบาย เนื่องจากทิศของทอร์กจะขึ้นอยู่กับระนาบที่วัตถุหมุน ในกรณีนี้เมื่อวัตถุหมุนในระนาบ  $xy$  ปัญหาที่น่าสนใจคือทอร์กเป็นเวกเตอร์และมีค่าคงที่ จะมีทิศเพียงทิศเดียวเท่านั้นที่ตั้งฉากกับระนาบ  $xy$  นั่นคือแกน  $z$  แต่เนื่องจากทิศที่ตั้งฉากกับระนาบ  $xy$  มีสองทิศคือ  $+z$  กับ  $-z$  เพื่อให้เป็นไปในทางเดียวกันเราใช้กฎมือขวาในการกำหนดทิศทาง



รูปที่ 2.8 ทอร์กเทียบกับแกนหมุน



รูปที่ 2.9 แสดงกฎมือขวาของทอร์ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กฎมือขวา

- ให้นิ้วทั้งสี่ชี้ตามทิศของ  $\vec{r}$
- กำนิ้วทั้งสี่เข้าหาแรง  $\vec{F}$
- นิ้วหัวแม่มือจะแสดงทิศของทอร์ค  $\vec{\tau}$

## 2.8.2 โมเมนตัมเชิงมุมและทอร์ค

อาศัยกฎการเคลื่อนที่ข้อที่สองของนิวตัน และนิยามของความเร่ง จะได้นิยามของโมเมนตัมเชิงเส้นเป็น

$$\sum \vec{F} = m\vec{a} \quad (2.4)$$

$$= m \frac{d\vec{v}}{dt}$$

$$= \frac{d(m\vec{v})}{dt}$$

$$= \frac{d\vec{p}}{dt}$$

$$\vec{p} = m\vec{v} \quad (2.5)$$

ในทำนองเดียวกันอาศัยกฎข้อสองของนิวตันสำหรับการหมุนและนิยามของความเร่งเชิงมุม จะได้สมการโมเมนตัมเชิงมุมของวัตถุแข็งเกร็ง

$$\sum \vec{\tau} = I\vec{\alpha} \quad (2.6)$$

$$= I \frac{d\vec{\omega}}{dt}$$

$$= \frac{d(I\vec{\omega})}{dt}$$

$$= \frac{d\vec{L}}{dt}$$

$$\vec{L} = I\vec{\omega} \quad (2.7)$$

กฎข้อสองของนิวตันสำหรับการหมุน

$$\sum \vec{\tau} = \frac{d\vec{L}}{dt} \quad (2.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โมเมนตัมเชิงมุมของวัตถุแข็งเกร็ง

$$\vec{L} = I\vec{\omega} \quad (2.9)$$

ความสัมพันธ์ระหว่างโมเมนตัมเชิงเส้นและโมเมนตัมเชิงมุม เป็นพื้นฐานสำหรับนิยามของโมเมนตัมเชิงมุม ความสัมพันธ์นี้มาจากการเปรียบเทียบนิยามของทอร์กและกฎข้อสองของนิวตันสำหรับการหมุน

$$\vec{\tau} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (2.10)$$

$$\begin{aligned} \frac{d\vec{L}}{dt} &= \vec{r} \times \frac{d\vec{P}}{dt} \\ &= (\vec{v} \times \vec{P}) + \vec{r} \times \frac{d\vec{P}}{dt} \end{aligned} \quad (2.11)$$

เทอม  $(\vec{v} \times \vec{P})$  เพิ่มเข้าไปในสมการค่าจะไม่เปลี่ยนแปลงเนื่องจากความเร็วครอสกับโมเมนตัมมีค่าเป็นศูนย์ จากนั้นอาศัยนิยามของความเร็วและผลของอนุพันธ์

$$\begin{aligned} \frac{d\vec{L}}{dt} &= \frac{d\vec{r}}{dt} \times \vec{P} + \vec{r} \times \frac{d\vec{P}}{dt} \\ &= \frac{d}{dt}(\vec{r} \times \vec{P}) \end{aligned} \quad (2.12)$$

นิยามโมเมนตัมเชิงมุม

$$\vec{L} = \vec{r} \times \vec{P} \quad (2.13)$$

### 2.8.3 กฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงมุม

จากกฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงเส้น และการประยุกต์ใช้กฎข้อสองสำหรับระบบอนุภาคเมื่อไม่มีแรงภายนอกมากระทำ

$$\sum \vec{F} = \frac{d\vec{P}}{dt} \quad (2.14)$$

$$0 = \frac{d\vec{P}}{dt}$$

$$\Delta\vec{P} = 0 \quad (2.15)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงเส้น “ในระบบโดดเดี่ยวผลรวมของโมเมนตัมเชิงเส้นจะมีค่าคงที่”

ในการทำงานเดียวกันอาศัยกฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงมุมและการประยุกต์ใช้กฎข้อสองของการหมุนเมื่อไม่มีทอร์กภายนอกมากระทำ

$$\sum \vec{\tau} = \frac{d\vec{L}}{dt} \quad (2.16)$$

$$0 = \frac{d\vec{L}}{dt}$$

$$\Delta\vec{L} = 0 \quad (2.17)$$

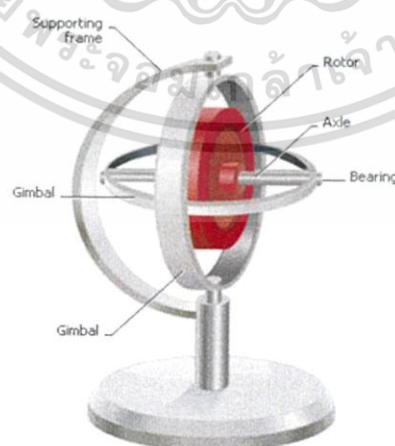
กฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงมุม “ในระบบโดดเดี่ยวผลรวมของโมเมนตัมเชิงมุมจะคงที่” ตัวอย่างที่เห็นได้ชัดคือโต๊ะหมุน และการเตะฟุตบอล

เมื่อยืนบนโต๊ะหมุนถ้ามีทอร์กภายนอกมากระทำโมเมนตัมเชิงมุมจะมีการเปลี่ยนแปลง หรือถ้าไม่มีทอร์กกระทำบนลูกฟุตบอล ลูกฟุตบอลจะเคลื่อนที่ในทิศทางเดียวกับโมเมนตัมเชิงมุม

ในการทำงานเดียวกัน เมื่อยืนบนโต๊ะหมุนถ้ามีการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมเชิงมุม ความเร็วเชิงมุมก็จะเปลี่ยนแปลงด้วยเพื่อให้โมเมนตัมเชิงมุมคงที่

#### 2.8.4 ไจโรสโคป

ไจโรสโคปประกอบด้วยล้อหมุนซึ่งติดตั้งไว้บนแกนในลักษณะซึ่งแกนจะหมุนเปลี่ยนทิศทางได้อย่างอิสระดังรูปที่ 2.10



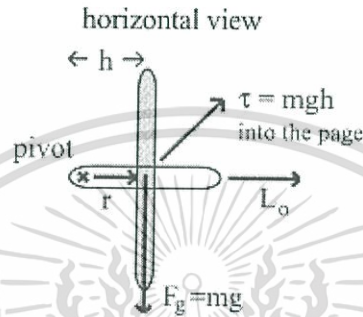
รูปที่ 2.10 ไจโรสโคป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อใจโรสโคปหมุนจะเกิดทอร์คเนื่องจากน้ำหนักของใจโรสโคป ซึ่งขนาดและทิศทางของทอร์คหาได้จากสมการ

$$\vec{\tau} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (2.18)$$

พิจารณารูปที่ 2.11 เมื่อมองจากด้านข้าง



รูปที่ 2.11 Horizontal View of Gyroscope

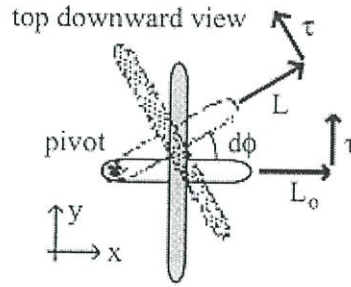
$$\tau = rmg \quad (2.19)$$

$$= mgh \quad (2.20)$$

(เพราะว่า  $r = h$ )

จากกฎมือขวาทอร์คมีทิศพุ่งเข้าระนาบของกระดาษเนื่องจากทอร์ค ( $\vec{\tau}$ ) ตั้งฉากกับโมเมนตัมเชิงมุม ( $\vec{L}$ ) ทำให้การพิจารณาการหมุนมีความยุ่งยาก ให้คิดเปรียบเทียบความคล้ายกันระหว่างแรงที่กระทำตั้งฉากกับโมเมนตัมเชิงเส้น ซึ่งจะทำให้เกิดการหมุนเป็นวงกลม ซึ่งเราคาดว่าคงจะมีผลเช่นเดียวกันกับเมื่อทอร์คกระทำตั้งฉากกับโมเมนตัมเชิงมุม

ทอร์คลัพธ์จะเกิดจากการเปลี่ยนแปลงโมเมนตัมเชิงมุม ถ้าให้ทอร์คมีทิศตั้งฉากกับโมเมนตัมเชิงมุมเริ่มต้น ( $L_0$ ) ขนาดของโมเมนตัมเชิงมุมจะไม่เปลี่ยนแปลงเฉพาะทิศทางเท่านั้นดังรูปที่ 2.12 เมื่อมองจากด้านบนลงมาจะสังเกตเห็นว่ามุมเปลี่ยนไป  $d\phi$  เมื่อหาค่าโมเมนตัมเชิงมุมของใจโรสโคป อาศัยกฎข้อสองของการหมุน



รูปที่ 2.12 Top downward view of Gyroscope

$$\sum \vec{\tau} = \frac{d\vec{L}}{dt} \tag{2.21}$$

$$d\vec{L} = \vec{\tau} dt \tag{2.22}$$

$$dL = mgh dt \tag{2.23}$$

เมื่อพิจารณาโดยใช้เวกเตอร์ซึ่งแสดงที่ (a)

$$dL = L d\phi \tag{2.24}$$

$$mgh dt = L d\phi \tag{2.25}$$

$$\frac{d\phi}{dt} = \frac{mgh}{L} \tag{2.26}$$

แต่ใจโรสโคปคือวัตถุแข็งเกร็งที่หมุนรอบแกนของความเร็วเชิงมุม ดังนั้นขนาดโมเมนตัมเชิงมุมของใจโรสโคปคือ

$$L = I\omega \tag{2.27}$$

$$mgh \frac{dt}{d\phi} = I\omega \tag{2.28}$$

$$\frac{d\phi}{dt} = \frac{mgh}{I\omega} \tag{2.29}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเคลื่อนที่ของแกนรอบแนวตั้งนี้เรียกว่า การหมุนควง (Precession) แทนด้วยอักษรกรีก  $\Omega$  จะได้

$$\Omega = \frac{mgh}{I\omega} \quad (2.30)$$

สรุป

$$\text{กฎข้อสองของนิวตันสำหรับการหมุน : } \sum \vec{\tau} = \frac{d\vec{L}}{dt} \quad (2.31)$$

$$\text{โมเมนตัมเชิงมุมของวัตถุแข็งเกร็ง : } \vec{L} = I\vec{\omega} \quad (2.32)$$

$$\text{นิยามของโมเมนตัมเชิงมุม : } \vec{L} = \vec{r} \times \vec{P} \quad (2.33)$$

$$\text{กฎการอนุรักษ์โมเมนตัมเชิงมุม : } L_0 = L \quad (2.34)$$

## 2.9 Gyro Stabilizer

Gyro Stabilizer นั้นคือ อุปกรณ์ที่อาศัยแรงเฉื่อยของล้อหมุน เพื่อช่วยรักษาระดับทิศทางของแกนหมุน ตัวเครื่องจะประกอบด้วยล้อหมุนเร็วที่ถูกบรรจุอยู่ในกรอบอีกทีหนึ่ง ทำให้เอียงในทิศทางต่าง ๆ ได้อิสระ คือ หมุนในแกนใด ๆ ก็ได้ โมเมนตัมของตัวหมุน ทำให้สามารถที่จะรักษาตำแหน่งของมันไว้แม้ตัวกรอบล้อจะเอียง จากคุณสมบัตินี้ทำให้มีคนเอามาประยุกต์เพื่อที่จะใช้กับสิ่งของต่าง ๆ มากมาย เช่น เข็มทิศ ระบบ Auto pilot ของเครื่องบิน เรือ แม้แต่กลไกบังคับทิศทางเสือของตอร์ปิโด อุปกรณ์ป้องกันการก่อกวนเรือใหญ่ และระบบนำร่อง รวมถึงระบบในยานอวกาศ และสถานีอวกาศ

ดังที่กล่าวมาในข้างต้นแล้วว่ามี การนำ Gyro Stabilizer มาใช้เพื่อเป็นอุปกรณ์ป้องกันการก่อกวนเรือใหญ่ ทุกวันนี้เรือยอร์ชหรู ๆ ถ้าใหญ่ ส่วนใหญ่จะมีการติดตั้งระบบนี้มาให้เกือบจะทุกลำ Gyro Stabilizer นั้นนอกจากที่จะทำให้เรือมีความเสถียรแล้ว ยังสามารถที่จะช่วยให้ประหยัดพลังงาน (น้ำมัน) ได้ โดยโมเมนตัมของตัวแกนหมุนด้านในจะหมุนไปตามระดับความโยกเอียงของคลื่นเพื่อรักษาสมดุลของเรือให้เรือไม่โคลง โดยปกติแล้วเวลาที่เราร่อนเรือในทะเล เป็นเรื่องหลีกเลี่ยงไม่ได้ที่เราจะได้เจอกับคลื่นลม บางวันอาจจะคลื่นสงบ บางวันอาจจะคลื่นแรง เมื่อเวลาที่คลื่นสงบ หัวเรือของเราที่เป็นรูป V ก็จะคงความเป็น V อย่างชัดเจน และฟันคลื่นเพื่อที่จะเคลื่อนที่ไปข้างหน้าได้อย่างนิ่มนวล แต่เวลาที่คลื่นลมแรง หัวเรือของเราก็ก่อกวนไปตามกระแสคลื่นที่เข้ามาทำให้ V จากที่เป็น V ตรงๆ ก็อาจจะเอียงเป็น V เอียง ๆ และเมื่อเป็นเช่นนั้นก็จะทำให้มีแรงต้านที่มากขึ้น เมื่อมีแรงต้านที่มากขึ้นก็จะทำให้เครื่องยนต์ต้องใช้แรงมากขึ้นตามไปด้วย เมื่อเครื่องยนต์ใช้แรงมากขึ้นก็ทำให้สิ้นเปลืองน้ำมันมากขึ้นไปด้วยเช่นกัน แต่เรือที่มีการติดตั้ง Gyro Stabilizer ไว้ ระบบนี้จะช่วยรักษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

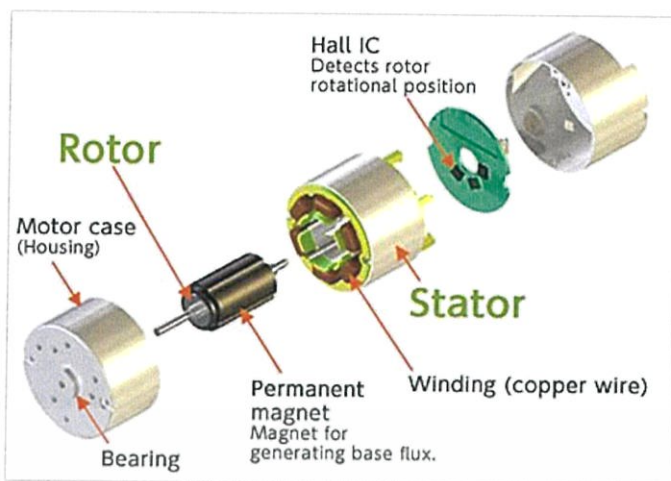
สมดุล ทำให้เรือของเราไม่โยกเอียง เมื่อเรือของเราไม่โยกเอียงแรงต้านก็น้อยลงจึงทำให้ประหยัดพลังงานขึ้นได้ด้วยเช่นกัน

## 2.10 ดี.ซี. มอเตอร์แบบไร้แปรงถ่าน (Brushless DC Motors)

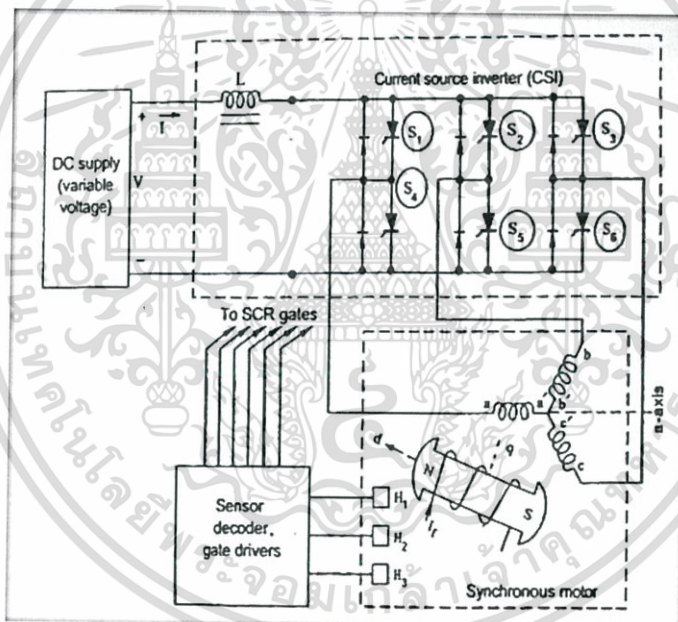
มอเตอร์กระแสตรงแบบไร้แปรงถ่าน (Brushless DC motor) เป็นที่นิยมมากในปัจจุบัน เนื่องจากมีข้อดีกว่า มอเตอร์กระแสตรง แบบธรรมดาทั่วไป เช่น ความเร็วและแรงบิดสูง อายุการใช้งานยืนยาว

มอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่าน หมายถึง ซิงโครนัสมอเตอร์ซึ่งกระแสอาร์มาเจอร์ในสเตเตอร์ถูกควบคุมโดยวงจรโซลิตสเตตในลักษณะที่ทำให้เกิดแรงบิดสูงสุดที่ความเร็วที่กำหนด ในมอเตอร์กระแสตรงมาตรฐานใช้แปรงถ่านและคอมมิวเตเตอร์ทำให้แกนแม่เหล็กของฟลักซ์สนามและของฟลักซ์อาร์มาเจอร์ทำมุม 90 องศา ไฟฟ้าในสเปซทำให้ฟลักซ์มีค่าคงที่จึงทำให้เกิดแรงบิดสูงสุดที่ความเร็วกำหนด

การทำงานของ Brushless DC motor โดยทฤษฎีแล้วในเครื่องจักรกลกระแสตรง ตำแหน่งของขดลวดสนามและของขดลวดอาร์มาเจอร์อาจจะกลับกันได้กล่าวคือ ขดลวดสนามอยู่บนโรเตอร์และขดลวดอาร์มาเจอร์อยู่บนสเตเตอร์ก็ได้ อย่างไรก็ตามมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่านจะใช้ตัววัดตำแหน่งของโรเตอร์ (Rotor position sensor) และอินเวอร์เตอร์ในการควบคุมกระแสในขดลวดสเตเตอร์ ดังนั้นตัววัดตำแหน่งของโรเตอร์และสวิตช์โซลิตสเตต กำลังในอินเวอร์เตอร์จะทำหน้าที่เหมือนกับแปรงถ่านและคอมมิวเตเตอร์ทางกลของมอเตอร์กระแสตรง มาตรฐานความเร็วของสนามแม่เหล็กของสเตเตอร์จะเท่ากับความเร็วของโรเตอร์ตลอดเวลา (Synchronism) เนื่องจากความถี่ของการ ตัด-ต่อของสวิตช์โซลิตสเตตกำลังถูกควบคุมให้เท่ากับความเร็วของโรเตอร์โดยอัตโนมัติเพราะว่ารับสัญญาณจากตัววัดตำแหน่งของโรเตอร์ ในรูป 2.14 แสดงไดอะแกรมพื้นฐานของมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่านขดลวดสเตเตอร์สามเฟสต่อกับแหล่งจ่ายแรงดันกระแสตรงปรับค่าได้ (Variable voltage DC source) โดยผ่านความเหนี่ยวนำ และอินเวอร์เตอร์ชนิดแหล่งจ่ายกระแส (Current source inverter) ซึ่งประกอบด้วย SCR 6 ตัว (s1-s6) ไดโอดต่อขนานกับ SCR ทำหน้าที่ป้องกันแรงดันกลับ (Reverse voltage) ที่เกิดจากความเหนี่ยวนำของขดลวดสเตเตอร์เมื่อมีการสับเปลี่ยนกระแส (Commutation) ในขดลวดตัววัดตำแหน่งของโรเตอร์ H1 ,H2 ,H3 จะส่งสัญญาณไปยังตัวถอดรหัสและตัวขับเคลื่อน (Sensor decoder and gate drivers) SCR จึงทำการตัด-ต่อวงจรตามลำดับโดยมีความถี่เท่ากับความเร็วของโรเตอร์ตลอดเวลา สนามแม่เหล็กของสเตเตอร์และของโรเตอร์จึงมีความเร็วเท่ากันตลอดเวลาที่ทุกความเร็วของโรเตอร์ ระยะเวลานำกระแสของ SCR จะเป็นตัวกำหนดขนาดของแรงบิดของมอเตอร์

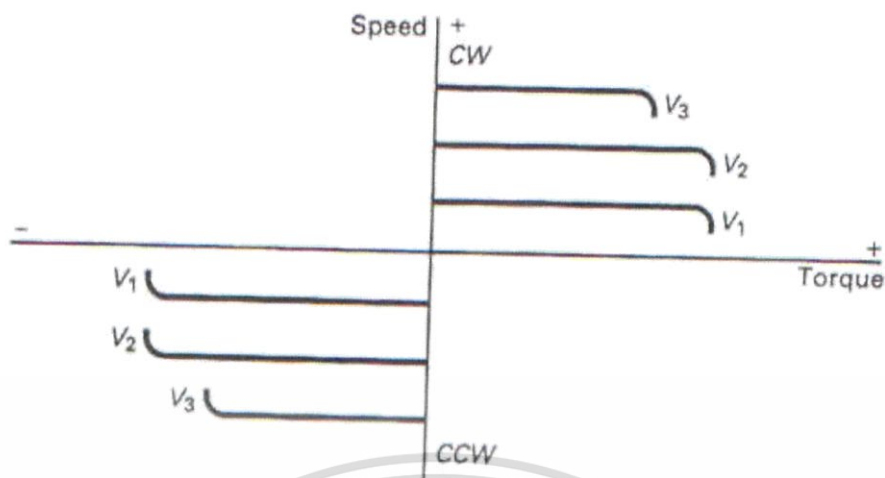


รูปที่ 2.13 โครงสร้างของมอเตอร์



รูปที่ 2.14 ไดอะแกรมพื้นฐานของมอเตอร์กระแสตรงไม่มีแปรงถ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

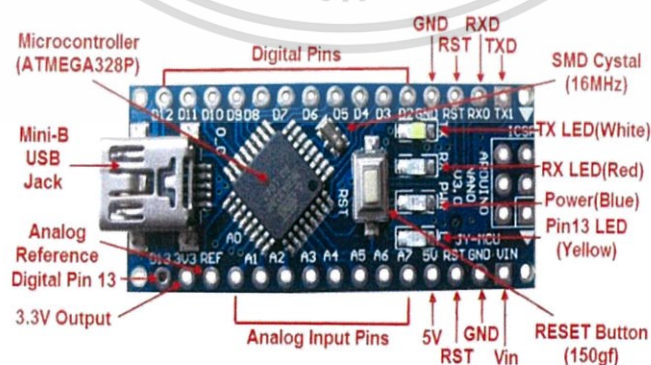


รูปที่ 2.15 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างแรงบิดกับความเร็วย้อน

## 2.11 Arduino Nano

Arduino คือ บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์สำเร็จรูป ที่รวมเอาตัวไมโครคอนโทรลเลอร์และอุปกรณ์อื่น ๆ ที่จำเป็น มาในบอร์ดเดียว แล้วยังเปิดเผยข้อมูลทุก ๆ อย่าง ทั้งลายวงจรและตัวอย่างโปรแกรม ทำให้ผู้ใช้สามารถนำไปพัฒนาต่อได้ง่าย เพียงแค่เรามีบอร์ด Arduino กับคอมพิวเตอร์อีกเครื่องก็พร้อมใช้งานได้แล้ว โดยที่ไม่ต้องปวดหัวกับการทำวงจรที่ซับซ้อน หรือการติดตั้งโปรแกรมที่ยุ่งยาก โดยทาง Arduino ได้ผลิตบอร์ดสำเร็จรูปออกมาหลายรุ่น หลายขนาด โดยแต่ละรุ่นก็มีข้อดีแตกต่างกันออกไป

Arduino Nano ซึ่งเป็นรุ่นที่มีขนาดเล็ก เหมาะสำหรับผู้ที่ต้องการเริ่มต้นเขียนโปรแกรมบนไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อศึกษา หรือเพื่อนำมาประยุกต์ใช้สร้างงานอดิเรกง่าย ๆ



รูปที่ 2.16 Arduino Nano

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Specifications:

Microcontroller	Atmel ATmega168 or ATmega328
Operating Voltage (logic level)	5 V
Input Voltage (recommended)	7-12 V
Input Voltage (limits)	6-20 V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	8
DC Current per I/O Pin	40 mA
SRAM	1 KB (ATmega168) or 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes ( ATmega168) or 1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz
Dimensions	0.73" x 1.70"
Board size	Length 45 mm Width 18 mm Weight 5 g

### 2.12 GY-521 IMU 3-axis Accelerometer/Gyro Module (MPU6050)

โมดูล Accelerometer/Gyro Module เป็นโมดูลวัดความเร่งเชิงเส้น โดยเป็นการตรวจจับแบบ 3 แกน ได้แก่ X, Y, Z รวมถึงมีการรวมเซ็นเซอร์ที่มีไว้สำหรับตรวจจับลักษณะการหมุน หรือคือค่าความเร็วเชิงมุมที่ทำได้ทั้ง 3 แกนเช่นเดียวกัน เมื่อทำให้โมดูลเอียง ค่ามุมจะเปลี่ยนแปลงไปจากแนวระดับ แล้วจะส่งค่ามุมกลับมาให้ ลักษณะการเชื่อมต่อร่วมกับ Arduino เป็นแบบ I2C ใช้สายสัญญาณ 2 เส้น ใช้ไฟ 3.3 V

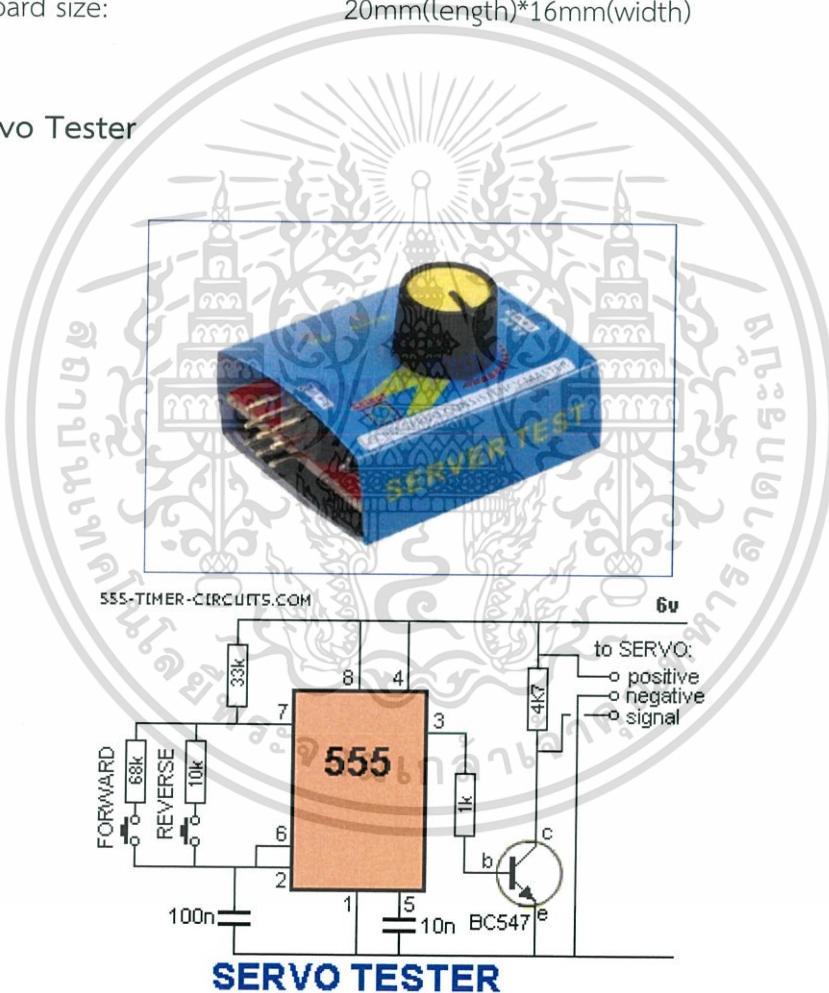


รูปที่ 2.17 MPU6050

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Model:	GY-521
Use the chip:	MPU-6050
Power supply:	3 – 5 V
Communication modes:	standard IIC communication protocol Chip built-in 16 bit, AD converter, 16 bits of data output
Gyroscope range:	+ 250 500 1000 2000 ° / s
Acceleration range:	$\pm 2 \pm 4 \pm 8 \pm 16$ g
Pin Definition:	VCC, GND, SCL, SDA, XDA, XCL, ADO, INT
Pitch:	2.54 mm
Board size:	20mm(length)*16mm(width)

### 2.13 Servo Tester



รูปที่ 2.18 Servo Tester

อุปกรณ์ควบคุมความเร็วของมอเตอร์ Brushless DC Motors ที่ใช้แรงดัน 4.8 - 6 V โดยเชื่อมต่อผ่าน ESC (Electronic speed control)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### Specifications:

- Output:  $\leq 15$  mA (5.0)
- Voltage consumption: DC 4.8 – 6 V
- Output signal:  $1.5$  ms  $\pm$  0.5 ms
- Product size: 44\*30\*23 mm
- Product weight: 5 g

### 2.14 SG90 9G Mini Servo

Servo คืออุปกรณ์มอเตอร์ ที่สามารถควบคุมการหมุนที่แม่นยำ เซอร์โวชุดนี้มีขนาดเล็ก แรงบิด 1.2-1.4 KG/cm สีสน้ำตาลคือสายกราวด์ สีแดงคือไฟเข้า 4.8-7.2 V สีส้มคือสัญญาณอินพุต สามารถหมุนได้ 180 องศา



รูปที่ 2.19 SG90 9G Mini Servo

#### Features:

- 3 pole Ferrite, all nylon gear
- Top ball bearing
- Operating Voltage: 4.8V~6.0 V
- Operating speed: 0.12 sec / 60 degree
- Output torque: 1.6 kg/cm 4.8 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Dimension:**

- 21.5 x 11.8 x 22.7 mm
- Weight: 9 g

**2.15 HC-05 Bluetooth Module**

HC05 เป็นโมดูล Bluetooth ที่ใช้งานในการเชื่อมต่อกับสมาร์ตทีวีต่าง ๆ ทำให้สมาร์ตทีวีสามารถสื่อสารกับไมโครคอนโทรลเลอร์ (Arduino AVR PIC etc.) ได้ ผ่าน Serial port โมดูลรุ่น HC05 สามารถตั้งให้ใช้งานเป็นได้ทั้งโหมด Master (ให้อุปกรณ์อื่นมาเชื่อมต่อ) และโหมด Slave (เชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่น) การตั้งค่าต่าง ๆ เช่น ชื่ออุปกรณ์ รหัสผ่าน ทำได้ผ่าน AT Command ซึ่งจะต้องมีการต่อขาพิเศษเพื่อให้โมดูลเข้าโหมดการตั้งค่า หรือกดปุ่มบนโมดูลค้างไว้



รูปที่ 2.20 HC-05 Bluetooth Module

**Hardware features:**

- Typical -80dBm sensitivity
- Up to +4dBm RF transmit power
- Low Power 1.8 V Operation, 1.8 to 3.6 V I/O
- PIO control
- UART interface with programmable baud rate
- With integrated antenna
- With edge connector

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.16 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในช่วงที่ผ่านมาได้มีการศึกษาวิจัยในด้านชีวกลศาสตร์ เพื่อศึกษาลักษณะอาการสั่นที่เกิดขึ้นในผู้ป่วยที่มีความผิดปกติทางการเคลื่อนไหว โดยอาการสั่นที่เกิดขึ้นจะมีลักษณะเฉพาะตามแต่ละบุคคล และจะมีความแตกต่างของความถี่ที่มักเกิดจากการเคลื่อนไหวที่ไม่สามารถควบคุมได้ อย่างไรก็ตามมีการศึกษาวิเคราะห์ และพัฒนารูปแบบเพื่อทำความเข้าใจอาการสั่นที่มีมือให้มากขึ้น แต่ก็ยังไม่พบวิธีทำให้อาการสั่นหมดไป ในการศึกษาลักษณะอาการสั่น อาจมีการนำอุปกรณ์ตรวจวัดความเร่ง (Accelerometer) มาใช้เพื่อเปลี่ยนสัญญาณทางกล ให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า เพื่อนำไปคำนวณ และประมวลผลต่อไป

- สิทธิ เพชรรัชตะชาติ (2555) ทำการศึกษาวิจัยเรื่อง การตรวจวัดและวิเคราะห์อาการสั่นในผู้ป่วยพาร์กินสันและโรคสั่นที่เกิดขึ้นเอง (Kinematic Analysis of Tremor in Parkinson's Disease and Essential Tremor) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อหาและศึกษาลักษณะของการสั่น ที่จะช่วยวินิจฉัยแยกโรคพาร์กินสันและโรคสั่นที่เกิดขึ้นเองโดยใช้เครื่องมือที่พัฒนาขึ้นเอง ซึ่งได้มีการตรวจวัดอาการสั่นโดยใช้เครื่องมือตรวจวัดการเคลื่อนไหวเชิงมุมแบบสามมิติ ในผู้ป่วยพาร์กินสัน 19 คน และผู้ป่วยโรคสั่นที่เกิดขึ้นเอง 14 คน พบว่าในผู้ป่วยพาร์กินสันมีความแรงอาการสั่นมากกว่าผู้ป่วยโรคสั่นที่เกิดขึ้นเองในทุกแนวการสั่น ความถี่การสั่นของมือในผู้ป่วยพาร์กินสันมีแนวโน้มต่ำกว่าผู้ป่วยโรคสั่นที่เกิดขึ้นเอง โดยเฉพาะท่าวางมือพักและยกมือ โดยผลจากการวิเคราะห์อาการสั่นในแต่ละแนวแกนพบว่าในผู้ป่วยพาร์กินสันมีลักษณะอาการสั่นของมือเด่นชัดในแนวแกน-x (แกนอ้างอิงตัดขวางกับฝ่ามือ เทียบเท่ากับแกน-y ในปริภูมิพิกัดขั้วขั้ว) ซึ่งอาจนำมาช่วยในการวินิจฉัยแยกโรคทั้งสองได้ในอนาคต

ในการจะลดอาการสั่นที่เกิดขึ้น จะต้องระมัดระวังให้เกิดความเสี่ยงน้อยที่สุด เนื่องจากการรักษาทางคลินิกในปัจจุบันต้องอาศัยการผ่าตัดแบบรุกล้ำ (Invasive) หรือการใช้ยา ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อผู้ป่วย มีการวิจัย และพัฒนาอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นที่เกิดขึ้นดังแสดงในตัวอย่างต่อไปนี้

- Rocon et al., (2007) ได้นำเสนอการออกแบบและทดสอบอุปกรณ์พวงแบบสวมใส่สำหรับประเมินและยับยั้งอาการสั่น (WOTAS - Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression) ซึ่งอุปกรณ์พวงนี้จะออกแรงไปยังรยางค์ส่วนบนในการงอและยืดของข้อพับข้อมือ รวมถึงการบิดแขน โดยผ่านการควบคุมด้วยโปรแกรม รวมถึงทำหน้าที่เพื่อลดอาการสั่น โดยจะมีการประเมินรูปแบบการควบคุมที่แตกต่างกันออกไป แล้วส่งการไปยังใจโรสโคปที่ติดอยู่บริเวณข้อต่อต่างๆ รวมถึงสามารถวินิจฉัยอาการที่เกิดขึ้น ทั้งนี้พบว่าสามารถลดอาการสั่นได้ถึงร้อยละ 80 ในผู้ป่วยที่มีอาการสั่นอย่างรุนแรง อย่างไรก็ตามยังไม่มีอุปกรณ์ที่มีน้ำหนักเบากว่า ขนาดเล็กกว่า และสามารถสวมใส่ได้อย่างง่าย โดยความรู้สึจากผู้ป่วยซึ่งเป็นผู้ใช้งานยังรู้สึกว่ายังไม่ได้ช่วยแก้ปัญหาหนัก และมีการปฏิเสธที่จะสวมใส่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

▪ Winters et al., (2006) นำเสนออุปกรณ์สวมใส่สำหรับแก้ปัญหาโรคสั่นไม่ทราบสาเหตุ (Wearable Essential Tremor Solution) โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อออกแบบอุปกรณ์เชิงกล หรือไฟฟ้า ชนิดสวมใส่ได้เพื่อขจัด หรือลดอาการสั่น ซึ่งอาศัยหลักการหน่วงของของไหลที่มีความหนืดในการลดอาการสั่นจากโรคสั่นไม่ทราบสาเหตุใน 2 ระดับขั้นความเสรี (Degrees of freedom) ส่วนประกอบ ถูกแบ่งออกเป็นส่วนของไหลหนืด ส่วนรับค่า และส่วนของการหน่วง ซึ่งพบว่าสามารถช่วยลดความถี่ ในการสั่นไปได้ถึงร้อยละ 62.87 และมีข้อดีคือเป็นระบบเชิงกล ไม่จำเป็นต้องใช้ไฟฟ้าจากภายนอก สามารถปรับการหน่วงได้ รวมถึงมีราคาถูก แต่ยังมีข้อจำกัดด้านการออกแบบและไม่สามารถใช้งาน ทั่วไปได้ จะต้องอาศัยการออกแบบของแต่ละบุคคล อีกทั้งยังมีน้ำหนักมาก



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

#### 3.1 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 3.1 แสดงแผนการดำเนินงาน

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ปี พ.ศ. 2559					ปี พ.ศ. 2560			
	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	ม.ค.	ก.พ.	มี.ค.	เม.ย.
ศึกษาลักษณะการอาการสั่นในผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน									
สร้างเครื่องจำลองการสั่น (Tremor simulator)									
ออกแบบการทดลองสำหรับทดสอบเครื่องจำลองการสั่น									
ทดสอบการทำงานของเครื่องจำลองการสั่น									
ออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่น									
ทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น									
สรุป และวิเคราะห์ผลจากการทดสอบอุปกรณ์ร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น									
ปรับปรุงอุปกรณ์ต้นแบบให้เหมาะสมสำหรับการใช้งานจริง									
พัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการควบคุมอุปกรณ์									
ทดสอบการใช้งานของอุปกรณ์กับกลุ่มตัวอย่าง									
สรุป และวิเคราะห์ผลการทดสอบพร้อมเขียนรายงาน									

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 3.2 ขั้นตอนการดำเนินงาน

ในการจัดทำโครงงานชิ้นนี้ คณะผู้จัดทำโครงงานมีวิธีการดำเนินงานตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

### 3.2.1 ภาคการศึกษาที่ 1

#### 3.2.1.1 ศึกษาลักษณะอาการสั่นในผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน

ในการศึกษาลักษณะอาการสั่นของผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน จะทำโดยอ้างอิงข้อมูลมาจากบทความและงานวิจัย ที่ได้ถูกตีพิมพ์ไว้แล้ว เนื่องจากการตรวจวัดอาการสั่นในโรคพาร์กินสันในปัจจุบัน สามารถทำได้โดยอาศัยเครื่อง Electromyography (EMG) และเครื่อง Accelerometry แต่จะมีข้อจำกัด คือ ไม่สามารถวัดแอมพลิจูดการสั่น และสามารถบันทึกได้เพียงแค่ 1 มิติ ตามลำดับ

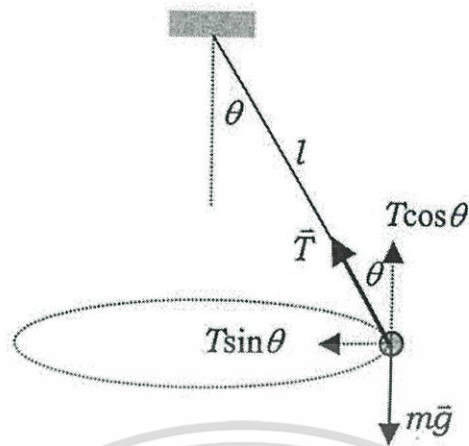
ดังนั้นเพื่อความสะดวกในการศึกษาวิจัย โดยที่ไม่ต้องทำการตรวจวัดจริงกับผู้ป่วยพาร์กินสัน จึงอาศัยข้อมูลทั้งลักษณะการสั่น ความถี่ และแอมพลิจูดในการสั่น โดยได้กล่าวถึงในบทที่ 2

#### 3.2.1.2 เครื่องจำลองการสั่น (Tremor Simulator)

เนื่องจากอาการสั่นในผู้ป่วยพาร์กินสันมีหลายลักษณะ แม้ว่าอาการสั่นขณะอยู่เฉย (Rest tremor) จะถือเป็นอาการหลักที่เกิดในผู้ป่วยพาร์กินสัน แต่ยังมีอาการสั่นในขณะยกมือ ด้านแรงโน้มถ่วง (Postural tremor) และการสั่นในขณะเคลื่อนไหวมือ (Kinetic tremor) ร่วมด้วย ซึ่งการสั่นที่เกิดขึ้นในผู้ป่วยพาร์กินสันจะมีลักษณะรูปแบบของการสั่นแบบไม่สมมาตร (Asymmetrical) ดังนั้นการออกแบบเครื่องจำลองการสั่นจึงต้องทำให้สามารถเกิดสั่นได้ในทุกแนวแกนหมุน โดยมีรายละเอียด และการทำงานดังนี้

- ส่วนประกอบสำคัญ
  - DC motor 12 V Geared box
  - สปริง
  - ชุดถ่วงน้ำหนัก
  - Arduino
  - Accelerometer + Gyro sensor
  - Power supply

โดยเครื่องจำลองการสั่นจะถูกแบ่งออกเป็นส่วนฐาน แกนกลาง และส่วนติดตั้งมอเตอร์ การทำงานของเครื่องจะใช้หลักการของการเคลื่อนที่แบบวงกลมในแนวราบของมวลที่ติดอยู่ที่ปลายมอเตอร์ บนแกนที่สามารถสั่นได้ทุกทิศทางในแนวราบ โดยมีเส้นเชือกยาว L ดังที่แสดงในรูป 3.1



รูปที่ 3.1 เชือกเบายาว  $l$  ปลายข้างหนึ่งติดวัตถุมวล  $m$  อีกปลายตรึงแน่นแกว่งให้วัตถุเคลื่อนที่เป็นวงกลมในแนวราบ รัศมี  $r$  ด้วยอัตราเร็วคงที่  $v$  และเชือกทำมุม  $\theta$  กับแนวระดับ

วัตถุที่กำลังเคลื่อนที่เป็นวงกลม จะต้องมีแรงกระทำต่อวัตถุในทิศเข้าหาศูนย์กลางของวงกลม เรียกว่า แรงสู่ศูนย์กลาง (Centripetal force) แรงนี้จะทำให้วัตถุเปลี่ยนทิศของความเร็วซึ่งอยู่ในแนวเส้นสัมผัสของวงกลมทำให้วัตถุวิ่งเป็นวงกลมอยู่ได้ หากไม่มีแรงสู่ศูนย์กลางกระทำต่อวัตถุ วัตถุจะไม่เคลื่อนที่เป็นวงกลมแต่จะวิ่งไปในแนวเส้นสัมผัสแรงที่ทำหน้าที่เป็นแรงสู่ศูนย์กลางอาจเป็นแรงเสียดทานที่กระทำต่อวัตถุเมื่อวัตถุสัมผัสกับพื้น หรือเป็นแรงที่พื้นกระทำต่อวัตถุซึ่งแยกแรงแยกมาอยู่ในแนวเข้าสู่ศูนย์กลางได้ กรณีผูกด้วยเชือกแล้วแกว่งเป็นวงกลมในแนวระดับ แรงดึงของเชือกก็จะทำหน้าที่เป็นแรงสู่ศูนย์กลาง เป็นต้น

การเคลื่อนที่แบบวงกลมมีลักษณะเฉพาะ โดยมีการเคลื่อนที่เป็นรอบ จำนวนรอบที่วัตถุเคลื่อนที่ได้ใน 1 หน่วยเวลา เรียกว่า ความถี่ (Frequency) ใช้สัญลักษณ์  $f$  มีหน่วยเป็นรอบต่อวินาที หรือเฮิรตซ์ (Hz) และถ้าวัตถุกำลังเคลื่อนที่เป็นวงกลมที่มีรัศมี  $r$  ด้วยอัตราสม่ำเสมอ อัตราเร็วของวัตถุ  $v$  จะหาได้จากสมการ 3.1

$$v = 2\pi r f \quad (3.1)$$

ขณะวัตถุกำลังเคลื่อนที่เป็นวงกลม แรงที่ทำหน้าที่เป็นแรงสู่ศูนย์กลาง ( $F_c$ ) จะต้องมีขนาดเท่าใดนั้น จะสัมพันธ์กับมวลของวัตถุ ( $m$ ) อัตราเร็วของวัตถุ ( $v$ ) และรัศมีการเคลื่อนที่ ( $r$ ) ตามสมการ 3.2

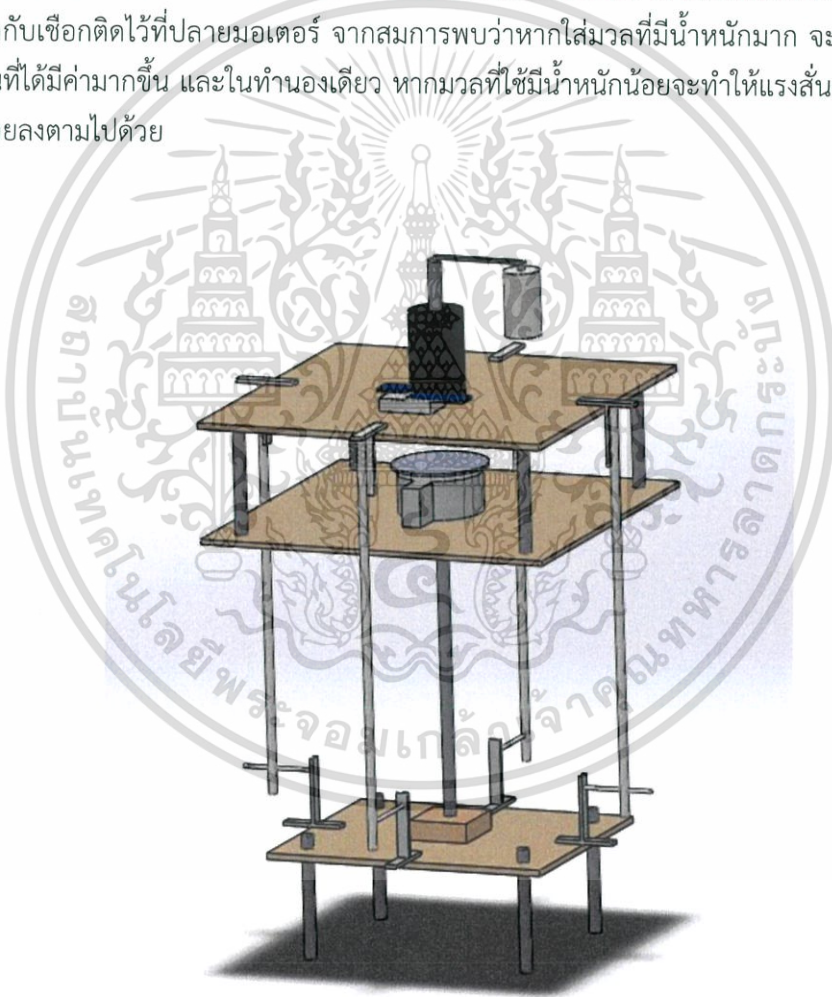
$$T \sin \theta = mg$$

$$\text{เมื่อแรงหนีศูนย์กลางเป็น } F_c = T \sin \theta$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

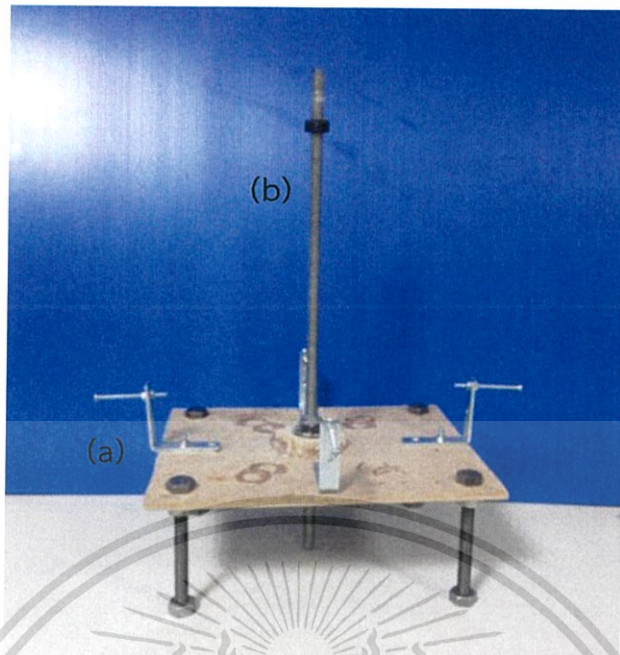
$$\begin{aligned} \text{จาก } F = ma \text{ และ } a = \frac{v^2}{r} \\ \therefore T \sin \theta = \frac{mv^2}{r} \end{aligned} \quad (3.2)$$

ดังนั้น จากสมการจะเห็นว่าปัจจัยที่มีผลต่อการสั่นในแนวตั้งของเครื่อง จะขึ้นอยู่กับความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ ซึ่งถ้ามอเตอร์หมุนเร็ว จะทำให้แรงสั่นในแนวตั้งลดลง เนื่องจากมุม  $\theta$  มีค่ามากขึ้น ค่า  $T \cos \theta$  จึงมีค่าน้อยลง และในทำนองเดียวกันเมื่อมอเตอร์หมุนช้าลงจะทำให้แรงสั่นในแนวตั้งเพิ่มขึ้นเนื่องจากมุม  $\theta$  มีค่าน้อยลง ทำให้ค่า  $T \cos \theta$  มีค่ามากขึ้น อีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อความแรงในการสั่นของเครื่องจำลองการสั่นคือมวล  $m$  ที่ผูกกับเชือกติดไว้ที่ปลายมอเตอร์ จากสมการพบว่าหากใส่มวลที่มีน้ำหนักมาก จะทำให้แรงสั่นที่ได้มีค่ามากขึ้น และในทำนองเดียว หากมวลที่ใช้มีน้ำหนักน้อยจะทำให้แรงสั่นของเครื่องน้อยลงตามไปด้วย

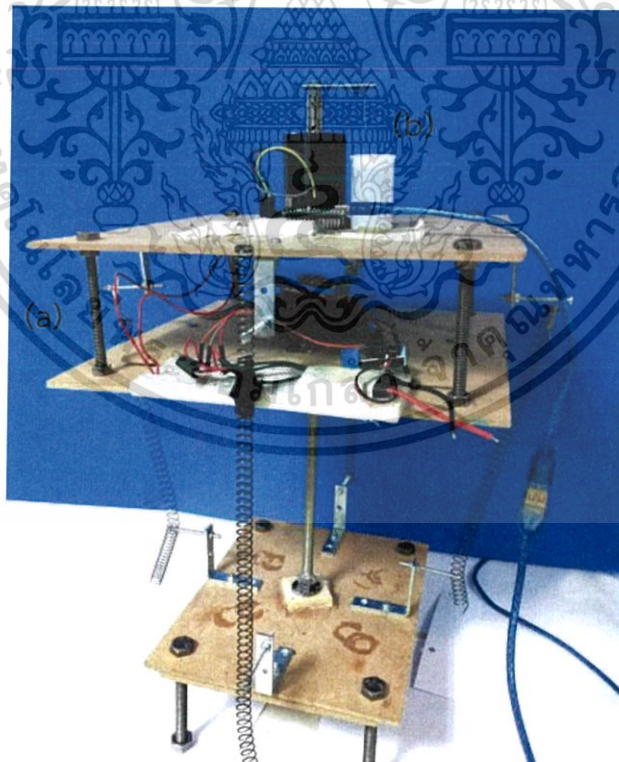


รูปที่ 3.2 แบบจำลองเครื่องจำลองการสั่นที่ถูกออกแบบในโปรแกรมสร้างแบบจำลองสามมิติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

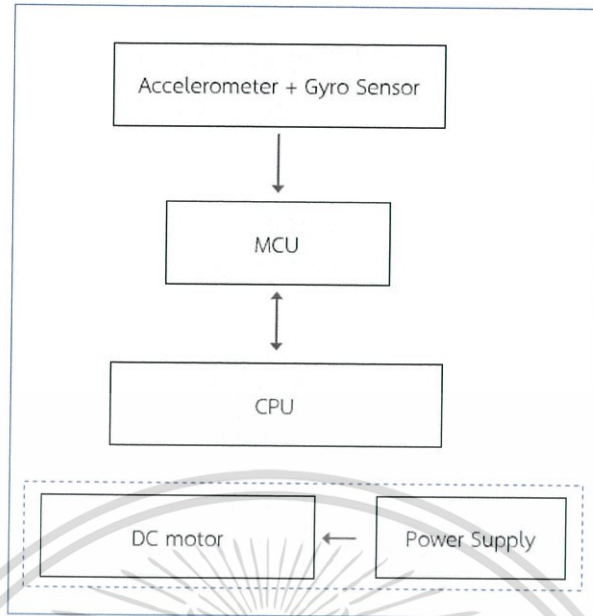


รูปที่ 3.3 ส่วนฐาน (a) และแกนกลาง (b) ของเครื่องจำลองการสั่น



รูปที่ 3.4 เครื่องจำลองการสั่น พร้อมส่วนติดตั้งมอเตอร์ (a) และชุดถ่วงน้ำหนัก (b)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



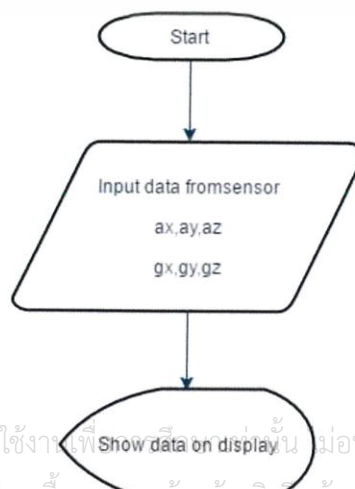
รูปที่ 3.5 แผนภาพแสดงการทำงานของเครื่องจำลองการสั่น

### 3.2.1.3 ทดสอบเครื่องจำลองการสั่น

ในการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นได้มีการออกแบบการทดลอง โดยมีการกำหนดตัวแปรที่จะนำมาเปรียบเทียบเป็นชุดถ่วงน้ำหนัก ซึ่งประกอบด้วยชุดถ่วงน้ำหนัก 8 กรัม 24 กรัม และ 40 กรัมตามลำดับ และค่าแรงดันไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟระหว่าง 5-10 V ส่วนตัวแปรที่ต้องควบคุมเป็นความยาวของแกนหมุน ซึ่งในการทดลองนี้คือ 8 เซนติเมตร ทั้งนี้เพื่อทดสอบหาปัจจัยหลักที่มีผล (Major effect) ต่อการจำลองการสั่นให้ใกล้เคียงกับอาการสั่นในผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน โดยมีขั้นตอนการเก็บข้อมูลและการทดลองดังนี้

#### ▪ การเก็บข้อมูล

เขียนชุดคำสั่งให้บอร์ด Arduino รับค่าความเร่งเชิงเส้น และความเร็วเชิงมุมจาก Accelerometer - Gyroscope sensor มาเก็บไว้ในตัวแปร  $ax, ay, az, gx, gy$  และ  $gz$  ตามลำดับ แล้วจึงสั่งให้แสดงค่าที่วัดได้บน Serial monitor โดยชุดคำสั่งที่ใช้มีดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานที่ [มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี](#) มีอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา เผยต่ออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

#include <Wire.h>
#include<I2Cdev.h>
#include<MPU6050.h>
MPU6050 mpu;
int16_t ax, ay, az;
int16_t gx, gy, gz;
float a;
float b;
int n =0;
void setup(){
  Serial.begin(9600);
  Serial.println("Initialize MPU");
  mpu.initialize();
}
void loop(){
  mpu.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
  ax =map(ax, -17000, 17000, -200, 200);
  ay =map(ay, -17000, 17000, -200, 200);
  az =map(az, -17000, 17000, -200, 200);
  gx =map(gx, -17000, 17000, -200, 200);
  gy =map(gy, -17000, 17000, -200, 200);
  gz =map(gz, -17000, 17000, -200, 200);
  a =sqrt(pow(ax, 2)+pow(ay, 2)+pow(az, 2));
  b =sqrt(pow(gx, 2)+pow(gy, 2)+pow(gz, 2));
  Serial.print(gx);
  Serial.print("\t\t");
  Serial.print(gy);
  Serial.print("\t\t");
  Serial.print(gz);
  Serial.print("\t\t");
  Serial.print(b);
  Serial.print("\t\t");
  Serial.print(ax);
  Serial.print("\t\t");
  Serial.print(ay);
  Serial.print("\t\t");
  Serial.print(az);
  Serial.print("\t\t");
  Serial.print(a);
  Serial.println("");
}

```

#### ▪ การทดลอง

การทำงานของเครื่องจำลองการสั่นจะเป็นไปตามแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายเข้าไป (Input voltage) โดยในการทดลองนี้กำหนดให้แรงดันไฟฟ้าที่ถูกจ่ายเข้าไปในระบบอยู่ระหว่าง 5-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

10 V โดยจะเพิ่มขึ้นทีละ 1 V แล้วรับค่าความเร่งเชิงเส้น และความเร็วเชิงมุมจาก Accelerometer - Gyroscope sensor ในแต่ละช่วงการทดลองเป็นเวลา 40 วินาที

หลังจากนั้นนำค่าที่ได้ไปประมวลผลด้วยโปรแกรม Matlab โดยข้อมูลที่รับมาจะถูกแปลงให้อยู่ในโดเมนความถี่ (Frequency domain) อาศัยฟังก์ชันการแปลงฟูเรียร์ (Fast Fourier transform) แล้วจึงแสดงกราฟเพื่อบันทึกค่าความถี่ (Frequency) ในที่นี้หมายถึงความถี่ที่เกิดจากเครื่องจำลองการสั่น และแอมพลิจูดสูงสุด (Peak amplitude) ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ ความรุนแรงในการสั่นของเครื่องจำลองการสั่น (รูปที่ 3.6) ซึ่งคำสั่งที่ใช้ในการประมวลผลมีดังนี้

```
load g11055.txt;
x1=g11055(:,1);
x2=g11055(:,2);
x3=g11055(:,3);
yAcc1=x1;
yAcc2=x2;
yAcc3=x3;

yfft1 =yAcc1 -mean(yAcc1);
yfft2 =yAcc2 -mean(yAcc2);
yfft3 =yAcc3 -mean(yAcc3);
Fs =24; %24 ms sampling rate

L1 =length(yfft1);
L2 =length(yfft2);
L3 =length(yfft3);

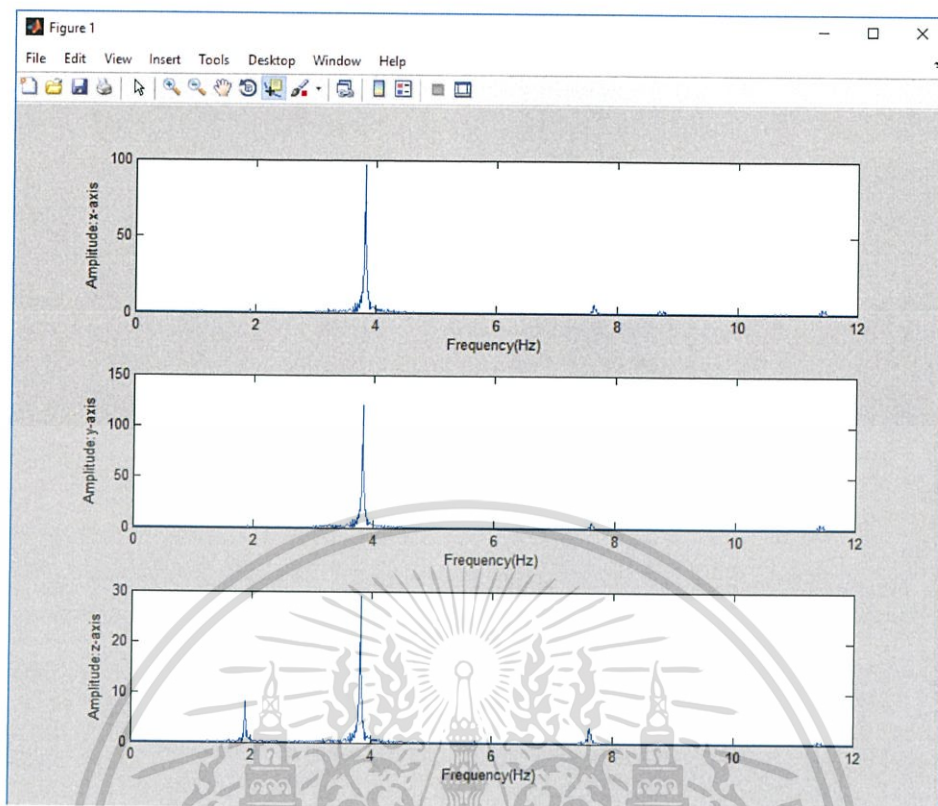
NFFT1 =2^nextpow2(L1); %Fast Fourier Transform
Yfft1 =fft(yfft1,NFFT1)/L1;
f1 =Fs/2*linspace(0,1,NFFT1/2+1);

NFFT2 =2^nextpow2(L2);
Yfft2 =fft(yfft2,NFFT2)/L2;
f2 =Fs/2*linspace(0,1,NFFT2/2+1);

NFFT3 =2^nextpow2(L3);
Yfft3 =fft(yfft3,NFFT3)/L3;
f3 =Fs/2*linspace(0,1,NFFT3/2+1);

%Plot the result
figure(1),subplot(311),plot(f1,2*abs(Yfft1(1:NFFT1/2+1))),
xlabel('Frequency(Hz)'),ylabel('Amplitude:x-axis')
figure(1),subplot(312),plot(f2,2*abs(Yfft2(1:NFFT2/2+1))),
xlabel('Frequency(Hz)'),ylabel('Amplitude:y-axis')
figure(1),subplot(313),plot(f3,2*abs(Yfft3(1:NFFT3/2+1))),
xlabel('Frequency(Hz)'),ylabel('Amplitude:z-axis')
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

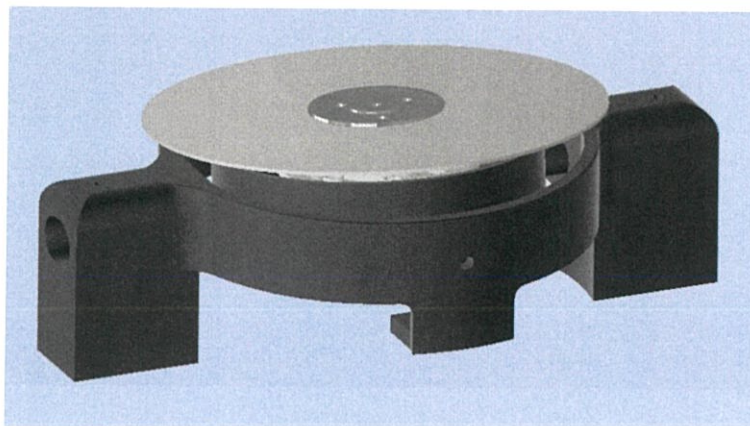


รูปที่ 3.6 แอมพลิจูดสเปกตรัม (Amplitude spectrum) ของการทดสอบเครื่องจำลองการสั่น

หลังจากทราบความถี่ และแอมพลิจูดสูงสุดของทุกการทดลองแล้ว จะนำค่าทั้งหมดที่หาได้มาเปรียบเทียบ โดยต้องการทราบว่าผลต่างที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงของชุดถ่วงน้ำหนัก และแรงดันไฟฟ้าว่ามีนัยสำคัญเป็นอย่างไรบ้าง

#### 3.2.1.4 อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการสั่น (Prototype device)

ในส่วนของการออกแบบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการสั่น เนื่องจากเป็นการออกแบบเพื่อใช้สำหรับการทดลองร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น ทำให้มุ่งความสนใจไปที่คุณสมบัติในการใช้งานมากกว่า จึงยกเว้นการอธิบายในเรื่องขนาด และแบตเตอรี่ไว้ก่อน



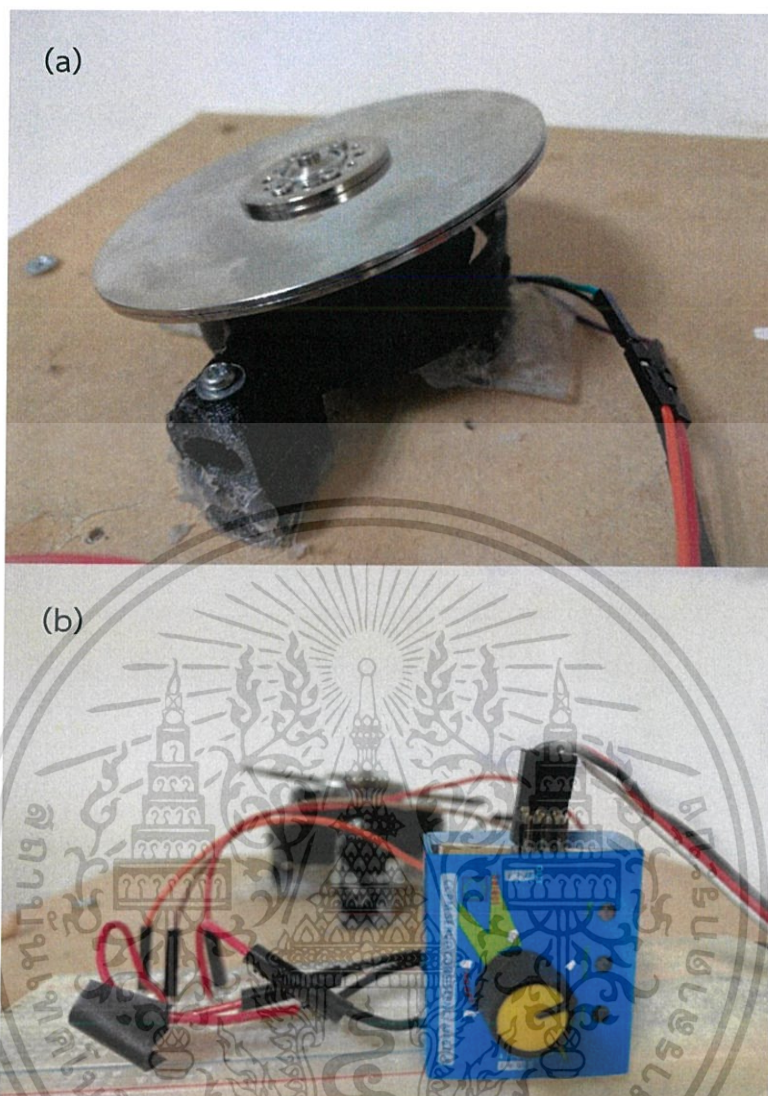
รูปที่ 3.7 แบบจำลองสามมิติของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่น

อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดการสั่นขึ้นนี้ถูกออกแบบภายใต้แนวความคิดของ Gyro Stabilizer ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่มีใช้อยู่แพร่หลายในระบบขนส่งทางน้ำ และระบบนำร่องทางอากาศ ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

▪ ส่วนประกอบสำคัญ

- Brushless motor 12 VDC
- ESC (Electronic Speed Control)
- Servo tester (Speed control)
- แผ่นดิสก์ถ่วงน้ำหนัก
- ฐานพร้อมแกนหมุน

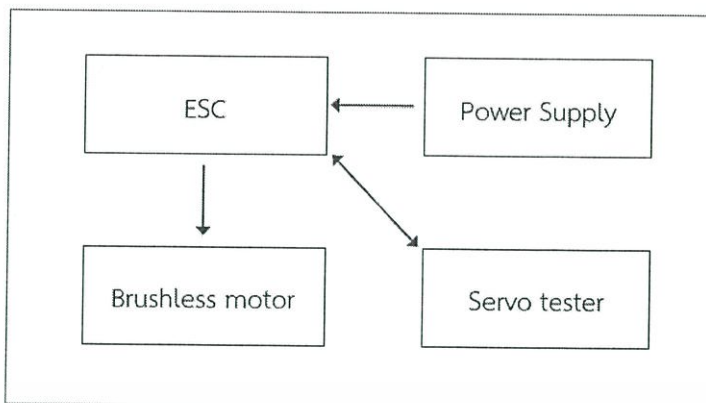
การทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดการสั่น จะถูกควบคุมผ่าน Servo tester ซึ่งทำหน้าที่เป็น Speed controller โดยในการทดลองนี้ เราได้ตั้งสมมติฐานเป็นการกำหนดแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้กับอุปกรณ์ที่แตกต่างกันระหว่าง 9-10 V รวมถึงแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้กับเครื่องจำลองการสั่นซึ่งอยู่ระหว่าง 5-8 V รวมทั้งกำหนดชุดถ่วงน้ำหนักที่เครื่องจำลองการสั่นเป็น 8 กรัม และ 24 กรัม



รูปที่ 3.8 อุปกรณ์ต้นแบบสำหรับทดสอบ (a) และ Servo tester (b)

จากนั้นจึงทดสอบกับความเร็วในระดับต่าง ๆ ของมอเตอร์โดยจะปรับความเร็วผ่านทาง Servo tester ซึ่งเป็นการปรับ คาบเวลาในการจ่ายไฟให้กับมอเตอร์ของอุปกรณ์ตั้งแต่ 0.9 มิลลิวินาที ถึง 2.1 มิลลิวินาที รวมถึงจะบันทึกค่ากระแสไฟที่ใช้ (Driven duration and Current used) เพื่อนำไปคำนวณหาค่าแบตเตอรี่ที่เหมาะสมต่อการใช้งานต่อไป โดยอุปกรณ์จะมีการทำงานดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 แผนภาพแสดงการทำงานของอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดการสั่น

โดยอุปกรณ์จะถูกใช้งานร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น เมื่อมีการทำงานพร้อมกัน ก็ให้รับค่าความเร่งเชิงเส้น และความเร่งเชิงมุมจาก Accelerometer sensor และ Gyroscope เซ็นเซอร์ ในแต่ละช่วงการทดลองเป็นเวลา 40 วินาที และทำการบันทึกข้อมูลดิบที่ได้จาก sensor ทั้ง 2 ไว้ หลังจากนั้นจึงทำการทดลองในระดับความเร็ว และในระดับของน้ำหนักโหลดค่าอื่น ๆ ต่อไป หลังจากทดลองในระดับความเร็วและในระดับของน้ำหนักโหลดค่าต่าง ๆ ครบหมดแล้วจึงนำข้อมูลดิบที่บันทึกไว้ ไปประมวลผลด้วยโปรแกรม Matlab เช่นเดียวกับการทดลองเครื่องจำลองการสั่น เพื่อคำนวณหาค่าความถี่ และแอมพลิจูด เมื่อทราบความถี่ และแอมพลิจูดสูงสุดของทุกการทดลองแล้ว จะทำการบันทึกผลลงในตาราง จากนั้นนำค่าทั้งหมดที่บันทึกได้จากการประมวลผลมาเปรียบเทียบหาแนวโน้มของปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลต่อประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นของอุปกรณ์ต้นแบบ เช่นเดียวกับการทดสอบที่ผ่านมา แล้วจึงทำการสรุปผลออกมาในรูปของกราฟเชิงเส้น

### 3.2.2 ภาคการศึกษาที่ 2

สำหรับภาคการศึกษาที่ 2 เป็นการพัฒนาอุปกรณ์ต้นแบบต่อยอดจากในภาคการศึกษาที่ 1 โดยจะแบ่งส่วนออกเป็นสามส่วน คือ การพัฒนาฮาร์ดแวร์ การพัฒนาซอฟต์แวร์ และการออกแบบการทดลองเพื่อทดสอบอุปกรณ์

#### 3.2.2.1 การพัฒนาฮาร์ดแวร์

ตารางที่ 3.2 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ต้นแบบ พร้อมรายละเอียด

ส่วนประกอบ	รูปภาพ	หน้าที่การทำงาน
1. Brushless motor 12VDC (7200 rpm)		ใช้ในการสร้างแรงต้านการเคลื่อนที่เชิงมุม ซึ่งเป็นผลมาจากความเร็วการหมุนของมอเตอร์
2. ESC (Electronic Speed Control)		ทำหน้าที่ ควบคุมความเร็วมอเตอร์ ให้หมุนช้า-เร็ว หรือ เบรก ตามสัญญาณควบคุมที่ได้รับ
3. แผ่นดิสก์ ถ่วงน้ำหนัก (60 กรัม)		ใช้ควบคู่กับ Brushless motor โดยจะติดเป็นแผ่นหมุนอยู่บนมอเตอร์เพื่อช่วยในการสร้างแรงต้านการเคลื่อนที่เชิงมุม ซึ่งนอกจากจะขึ้นกับปัจจัยในด้านความเร็วของมอเตอร์แล้ว น้ำหนักของแผ่นดิสก์ก็จะมีผลเช่นเดียวกัน
4. เฟรมอุปกรณ์ต้นแบบพร้อมแกนหมุน และสายรัดมือ		มีหน้าที่ในการเป็นกรอบป้องกันอันตรายที่อาจเกิดจากมอเตอร์ อีกทั้งทำหน้าที่ในการรองรับตัวมอเตอร์และแผ่นดิสก์ให้หมุนอยู่ภายใน รวมไปถึงสามารถทำให้ปรับแกนหมุนของมอเตอร์ไปรอบๆได้ทั้งหมด 18 มุม ซึ่งแต่ละมุมมีความห่างกัน 20 องศา และยังมีสายรัดมือที่ออกแบบมาให้สามารถติดกับมือได้อย่างแนบสนิท และไม่รบกวนในขณะที่ใช้มือหยิบจับสิ่งของ

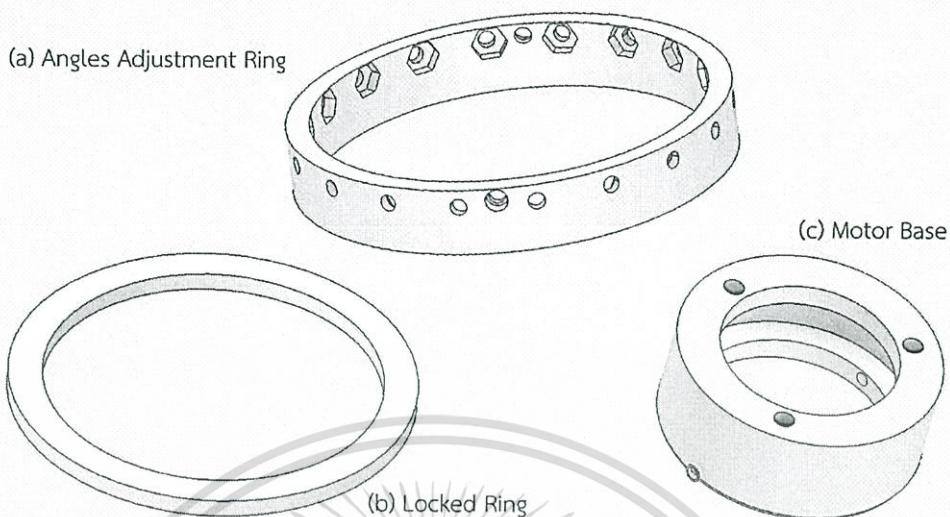
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยในส่วนของ การออกแบบและพัฒนาฮาร์ดแวร์ หรือตัวอุปกรณ์ นอกจากจะเน้นในเรื่องของประสิทธิภาพการทำงานของเครื่องมือแล้ว ยังเน้นในด้านอื่นด้วย เช่น ออกแบบให้มีความปลอดภัยขณะใช้งานมากขึ้น เนื่องจากอุปกรณ์นี้เป็นอุปกรณ์ที่ต้องนำไปใช้สวมใส่ที่บริเวณมือ หรือแขนของผู้ป่วยเพื่อลดอาการสั่นจึงต้องทำให้แน่ใจว่าจะไม่ทำให้ผู้ป่วยได้รับอันตรายจากการใช้เครื่องมือ และสิ่งที่ต้องคำนึงอีกอย่างหนึ่งคือ การออกแบบโดยยึดหลัก Universal Design คือการออกแบบให้สามารถใช้ได้กับทุกคน



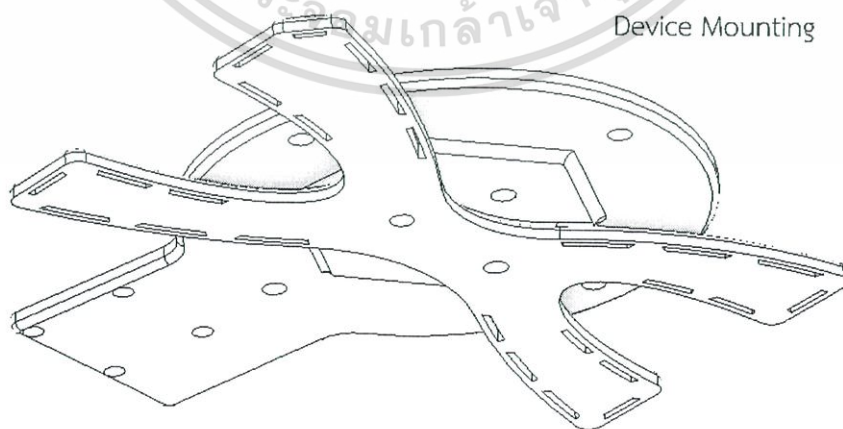
รูปที่ 3.10 แบบจำลองสามมิติของ (a) เฟรมอุปกรณ์ พร้อมส่วนของฝาปิด (b)

ตามที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น จึงเป็นที่มาของการออกแบบให้แกนของมอเตอร์สามารถปรับมุมได้ทั้งหมด 18 มุม ซึ่งแต่ละมุมห่างกัน 20 องศา (รูปที่ 3.11 (a) Angles Adjustment Ring) เนื่องจากลักษณะทางสรีรวิทยาของมือและแขนในแต่ละบุคคล มีความแตกต่างกัน ส่งผลให้แนวการสั่นที่เกิดขึ้นมีความปัจเจกตามแต่ละบุคคล ซึ่งการออกแบบเช่นนี้จะทำให้เราสามารถปรับแนวแกนในการลดการสั่นได้ตามความเหมาะสมของแต่ละบุคคล



รูปที่ 3.11 ส่วนประกอบภายในอุปกรณ์ ประกอบด้วย (a) แกนของมอเตอร์สำหรับปรับมุม (b) แกนนอกสุดสำหรับป้องกันไม่ให้ชิ้นส่วนอื่นหลุด (c) แกนกลางสำหรับวางมอเตอร์

ในส่วนของสายรัดข้อมือที่ใช้สำหรับเชื่อมต่อระหว่างมือของผู้ป่วยกับตัวอุปกรณ์มีหลักสำคัญที่ต้องคำนึงในการออกแบบคือ จะต้องสามารถยึดติดกับมือของผู้ป่วยได้อย่างพอดีที่สุด และแนบชิดกับบริเวณหลังมือ หรือข้อมือที่สุด เนื่องจากการที่จะลดอาการสั่นของมือผู้ป่วยได้นั้น อุปกรณ์ต้นแบบและมือของผู้ป่วยต้องสัมผัสกันในลักษณะที่เปรียบเสมือนว่ารวมเป็นของชิ้นเดียวกัน จึงจะทำให้เกิดประสิทธิภาพในการลดการสั่นได้สูงสุด และไม่ทำให้ผู้ป่วยรู้สึกลำบากในการทำกิจกรรม



รูปที่ 3.12 ส่วนฐานที่เชื่อมเครื่องเข้ากับสายรัดข้อมือ โดยใช้วัสดุแบบ Flexible ในการสร้าง เพื่อให้สามารถบิดงอเข้ากับส่วนต่าง ๆ ของร่างกายได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



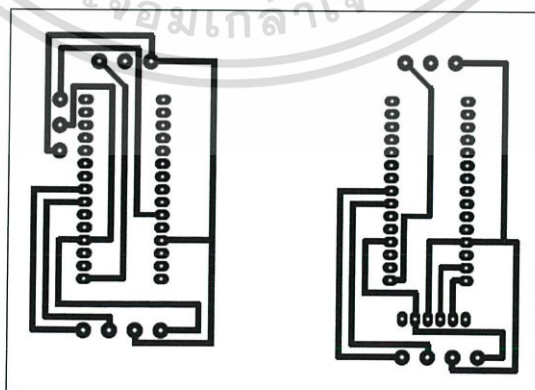
รูปที่ 3.13 ภาพจำลองสามมิติของอุปกรณ์ เมื่อประกอบรวมกันแล้ว

### 3.2.2.2 การพัฒนาซอฟต์แวร์

นอกจากการพัฒนาในส่วนของตัวอุปกรณ์แล้วเรายังทำการพัฒนาในส่วนของการเก็บข้อมูล การวิเคราะห์ข้อมูล และการสร้างอัลกอริทึม ในการควบคุมการตอบสนองของอุปกรณ์กับการสั่งของผู้ป่วย ให้สามารถทำงานได้แบบอัตโนมัติ

ซึ่งจะขออธิบายแยกเป็น 2 ส่วน ดังนี้

- อุปกรณ์เก็บข้อมูล (Data collection device)
- อุปกรณ์ควบคุมแบบอัตโนมัติ (Automatic controller)

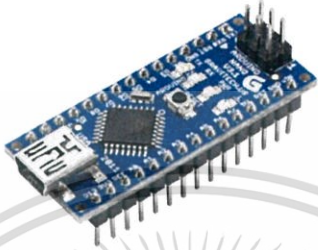




รูปที่ 3.14 Schematic diagram ของวงจร Data collection device (ด้านขวา) และวงจร Automatic controller (ด้านซ้าย)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- อุปกรณ์เก็บข้อมูล (Data collection device)

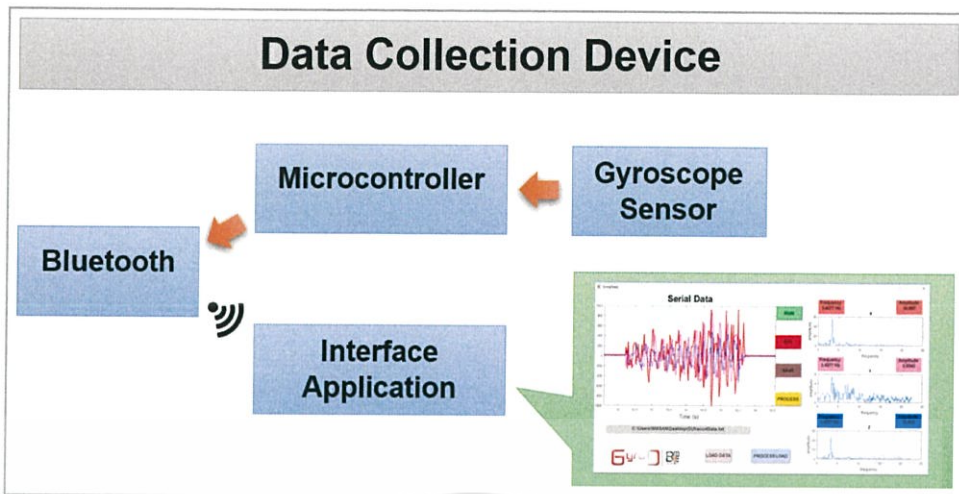
ตารางที่ 3.3 ส่วนประกอบของอุปกรณ์เก็บข้อมูล พร้อมรายละเอียด

ส่วนประกอบ	รูปภาพ	หน้าที่การทำงาน
1. Arduino Nano		เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีขนาดเล็กใช้ในการรับสัญญาณจากเซ็นเซอร์ และส่งสัญญาณออกไปประมวลผลต่อโดยผ่านตัว Bluetooth
2. GY-521 IMU 3-axis Accelerometer / Gyro Module (MPU6050)		โมดูล Accelerometer/Gyro Module เป็นโมดูลวัดความเร่งวัดได้ 3 แกน x,y,z ซึ่งเซ็นเซอร์นี้จะถูกติดตั้งไว้ที่บริเวณตัวฮาร์ดแวร์เพื่อใช้ในการวัดการสั่นของมือ
3. HC-05 Bluetooth Module		ใช้ในการส่งสัญญาณที่ได้จากตัวเซ็นเซอร์มายังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อทำการประมวลผลสัญญาณต่อไป

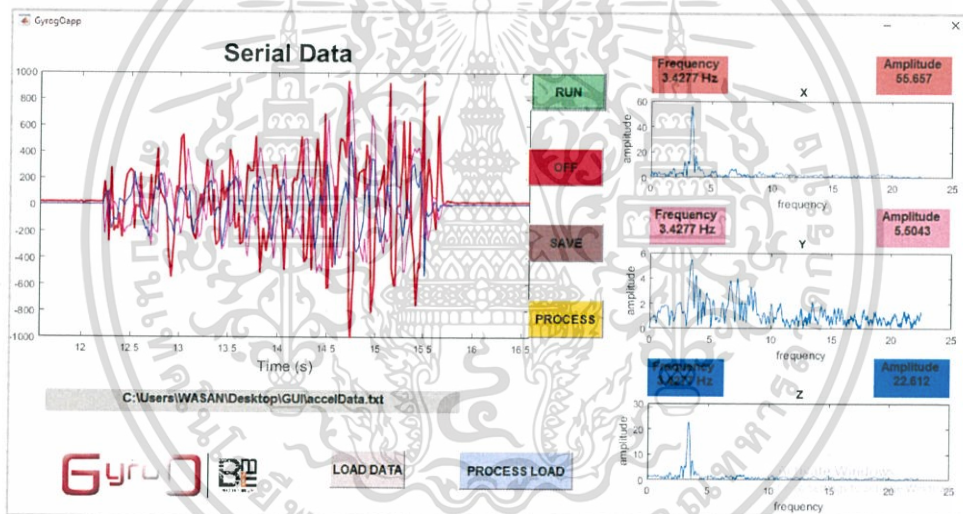
- กระบวนการทำงานของอุปกรณ์เก็บข้อมูล

เริ่มจากตัวเซ็นเซอร์ที่ถูกติดตั้งไว้บริเวณฝ่ามือของผู้ป่วยที่มีอาการมือสั่น เซ็นเซอร์จะทำการส่งสัญญาณขาเข้า ไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อทำการประมวลผลสัญญาณ แล้วส่งสัญญาณกลับออกไปทาง Bluetooth Module ไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อทำการแสดงผลสัญญาณการสั่นจากผู้ป่วยแบบเรียลไทม์ ผ่านทางแอปพลิเคชันที่ได้ออกแบบขึ้น อีกทั้งภายในหน้าแอปพลิเคชันยังสามารถประมวลผลสัญญาณ ให้แสดงออกมาในรูปแบบของกราฟความถี่และความแรงในการสั่น รวมถึงยังสามารถบันทึกข้อมูลเก็บไว้ได้อีกด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 แสดง Block Diagram ของระบบการเก็บข้อมูล



รูปที่ 3.16 หน้าต่างแอปพลิเคชันขณะที่มีสัญญาณส่งเข้ามา

โดยคำสั่งที่ใช้ในส่วนของอุปกรณ์เก็บข้อมูลนี้ ถูกเขียนลงในบอร์ด Arduino Nano ซึ่งมีชุดคำสั่งดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


```

#include <Wire.h>
#include<I2Cdev.h>
#include <Servo.h>
#include<MPU6050.h>
#include <SoftwareSerial.h>
SoftwareSerial mySerial(3,4);
MPU6050 mpu;
int16_t ax, ay, az;
int16_t gx, gy, gz;
void setup() {
    mpu.initialize();
    Serial.begin(9600);
    mySerial.begin(9600);
}
void loop() {
    mpu.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
    gx = map(gx, -32768, +32767, -1000, +1000);
    gy = map(gy, -32768, +32767, -1000, +1000);
    gz = map(gz, -32768, +32767, -1000, +1000);
    Serial.print(gx);
    Serial.print("\t\t");
    Serial.print(gy);
    Serial.print("\t\t");
    Serial.print(gz);
    Serial.print("\t\t");
    Serial.println("");
    delay(20);
}

```

- อุปกรณ์ควบคุมแบบอัตโนมัติ (Automatic controller)

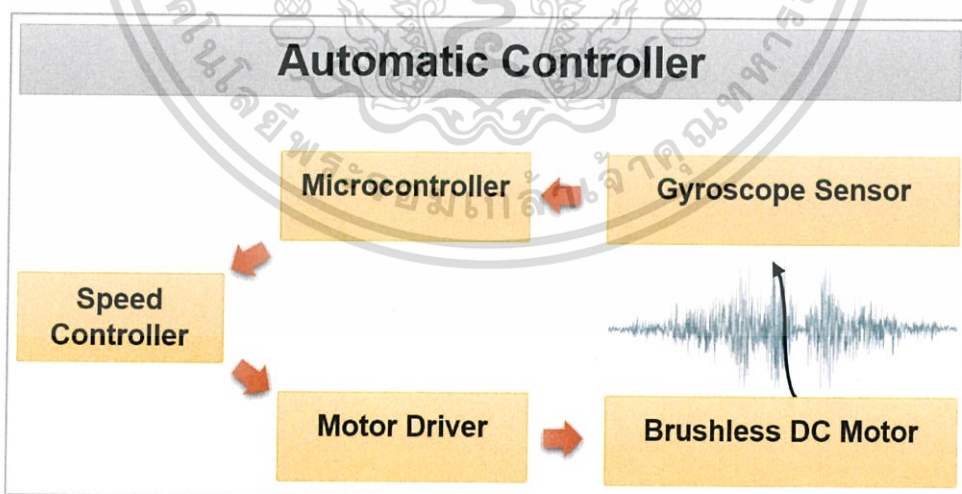
ตารางที่ 3.4 ส่วนประกอบของอุปกรณ์ควบคุมอัตโนมัติ พร้อมรายละเอียด

ส่วนประกอบ	รูปภาพ	หน้าที่การทำงาน
1. Arduino Nano		เป็นบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีขนาดเล็กใช้ในการรับสัญญาณจากเซ็นเซอร์ และทำการประมวลผลสัญญาณตามอัลกอริทึมที่ได้เขียนไว้เพื่อควบคุมความเร็วมอเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

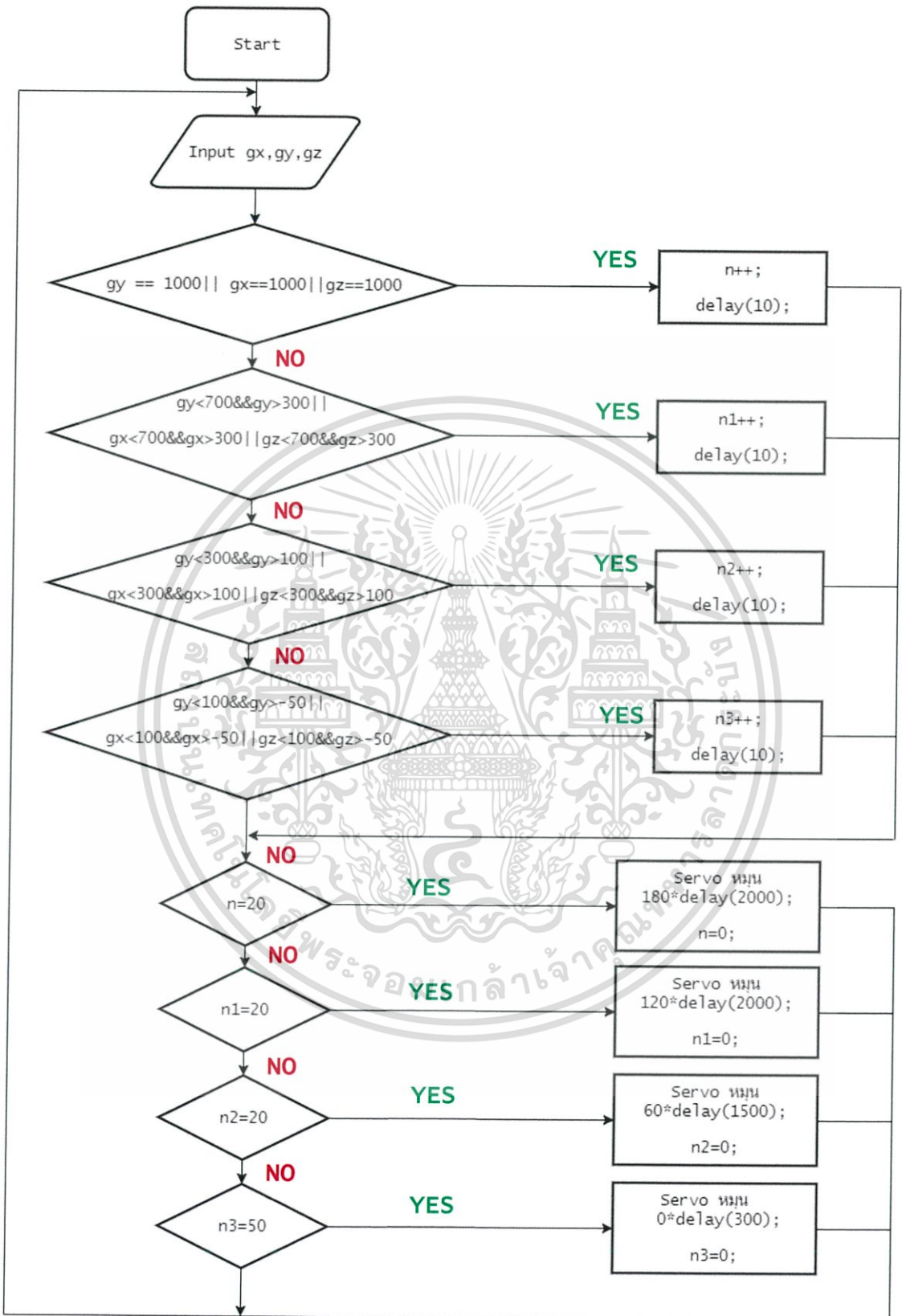
2. GY-521 IMU 3-axis Accelerometer/ Gyro Module (MPU6050)		โมดูล Accelerometer/Gyro Module เป็นโมดูลวัดความเร่ง วัดได้ 3 แกน x,y,z ซึ่งเซ็นเซอร์นี้จะถูกติดตั้งไว้ที่บริเวณตัวฮาร์ดแวร์ เพื่อใช้ในการวัดการสั่นของมือ
3. SG90 9G Mini Servo		เป็นเป็นตัวกลางในการส่งคำสั่งควบคุมความเร็วมอเตอร์ ระหว่าง บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์กับ servo tester
4. Servo Tester		ใช้คู่กับ . SG90 9G Mini Servo มีหน้าที่ส่งสัญญาณควบคุมความเร็วไปที่ ESC ที่ติดอยู่กับตัวมอเตอร์เพื่อควบคุมการทำงานของมอเตอร์

- กระบวนการทำงานของอุปกรณ์ควบคุมแบบอัตโนมัติ



รูปที่ 3.17 แสดง Block Diagram ของระบบการควบคุมแบบอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.18 Auto control's algorithm

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เริ่มจากตัวเซ็นเซอร์ที่ถูกติดตั้งไว้บริเวณฝ่ามือของผู้ป่วยที่มีอาการสั่นที่มือ เซ็นเซอร์จะทำการส่งสัญญาณขาเข้า ไปยังบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ เพื่อทำการประมวลสัญญาณตามอัลกอริทึมที่ได้เขียนไว้ แล้วส่งสัญญาณดิจิทัล ออกไปควบคุมความเร็วของมอเตอร์ ผ่าน Speed controller ซึ่งความเร็วของมอเตอร์จะขึ้นอยู่กับระดับความแรงของการสั่นของมือ ในแกนต่าง ๆ โดยอัลกอริทึมสำหรับการควบคุมอัตโนมัติถูกแสดงไว้ในรูปที่ 3.18 พร้อมทั้งชุดคำสั่งที่ถูกเขียนลงในบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังนี้

```
#include <Wire.h>
#include<I2Cdev.h>
#include <Servo.h>
#include<MPU6050.h>
MPU6050 mpu;
int16_t ax, ay, az;
int16_t gx, gy, gz;
int n = 0; int n1 = 0; int n2 = 0; int n3 = 0;
Servo myservo;
void setup() {
  myservo.attach(3);
  mpu.initialize();
  Serial.begin(9600);
}
void loop() {
  mpu.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
  gx = map(gx, -32768, +32767, -1000, +1000);
  gy = map(gy, -32768, +32767, -1000, +1000);
  gz = map(gz, -32768, +32767, -1000, +1000);
  if(gy == 1000 || gx == 1000 || gz == 1000) {
    n++;
  } else
  if(gy < 700 && gy > 300 || gx < 700 && gx > 300 || gz < 700 && gz > 300)
  { n1++;
    delay(10);
  } else
  if(gy < 300 && gy > 100 || gx < 300 && gx > 100 || gz < 300 && gz > 100)
  { n2++;
    delay(10);
  } else if(gy < 100 && gy > -50 || gx < 100 && gx > -50 || gz < 100 && gz > -50) { n3++;
    delay(10);
  }
}
```

*Continue...*

Continue...

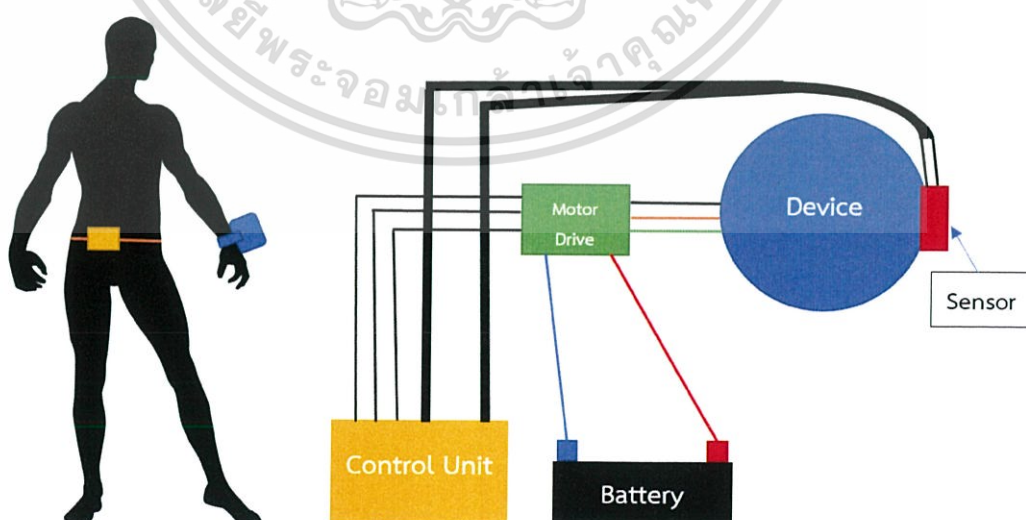
```

        if (n==20) { myservo.write(180);
                    delay(2000);
                    n=0;
                }
        else if (n1==20) {
            myservo.write(120);
                    delay(2000);
                    n1=0;
                }
        else if (n2==20) {
            myservo.write(60);
                    delay(1500);
                    n2=0;
                }
        else if (n3==50)
        {myservo.write(0);
            delay(300);
            n3=0;
        }
    }}

```

### 3.2.2.3 การออกแบบการทดลองเพื่อทดสอบอุปกรณ์

ในการทดสอบการทำงานของอุปกรณ์ จำเป็นจะต้องมีการออกแบบการทดลองที่เหมาะสม โดยยึดตามรูปแบบการตรวจวินิจฉัยอาการของโรคพาร์กินสัน และโรคที่เกี่ยวข้องกับความผิดปกติทางการเคลื่อนไหว รวมถึงการตรวจวัดในเชิงปริมาณของการสั่น เพื่อให้สามารถทราบถึงประสิทธิภาพสูงสุดในการลดอาการสั่นของอุปกรณ์ช่วยเหลือผู้ป่วยอาการสั่นที่มีจากโรคพาร์กินสัน ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้



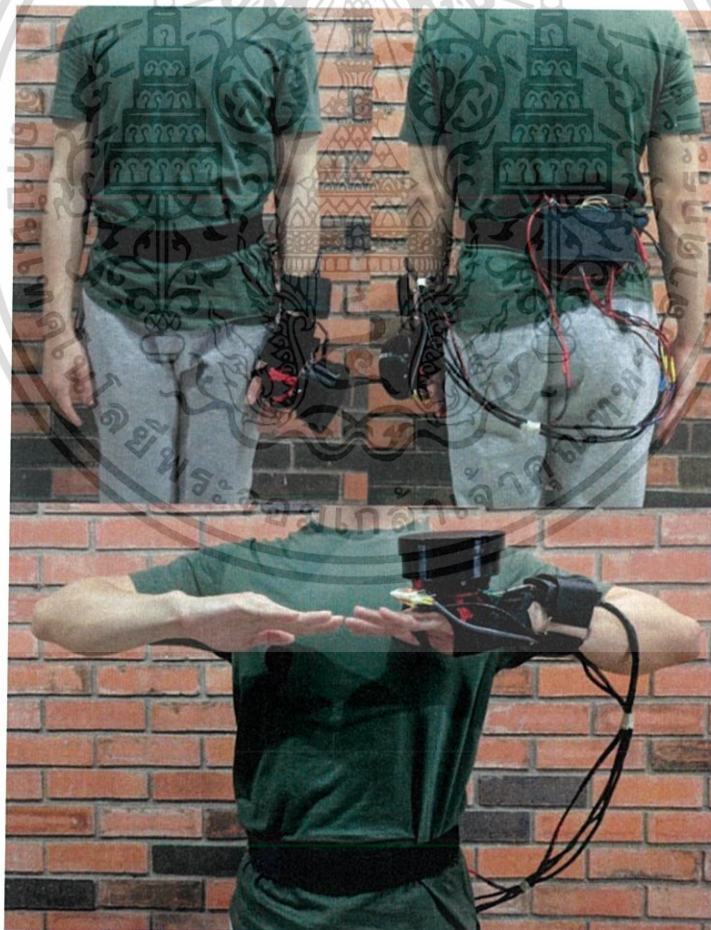
รูปที่ 3.19 รูปแบบการติดตั้งอุปกรณ์กับผู้ป่วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ข้อจำกัดในการทดสอบ

ผู้รับการทดสอบจะต้องเป็นผู้ที่มีอาการของโรคที่เกี่ยวข้องกับความผิดปกติทางการเคลื่อนไหว โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกลุ่มของผู้ป่วยพาร์กินสัน แต่เนื่องจากในปัจจุบัน ผู้ป่วยพาร์กินสันส่วนมากมักจะได้รับการวินิจฉัยและรักษามาเป็นระยะเวลาหนึ่งแล้ว นั้นหมายความว่ามีการรักษาด้วยยาหรือกระบวนการอื่นมาก่อนอยู่แล้ว ทำให้ไม่มีอาการแสดง หรือมีเฉพาะในช่วง Off Time ซึ่งคือช่วงที่ไม่ตอบสนองต่อยา หรือยาหมดฤทธิ์ โดยการจะหาผู้ป่วยที่พึงได้รับการวินิจฉัยและมีอาการสั้นให้เห็นจึงเป็นไปได้ยาก

ดังนั้นขณะที่ทำการทดสอบจำเป็นจะต้องทำในช่วง Off Time ของผู้ป่วย ซึ่งก็จะมี ความหลากหลาย แตกต่างกันไป ขึ้นอยู่กับปริมาณ และความสม่ำเสมอของการทานยา เป็นอุปสรรคต่อการหาผู้ทดสอบ อย่างไรก็ตามช่วง Off Time ตามที่ได้กล่าวมานั้น ส่วนใหญ่แล้วจะเป็นช่วงที่ยาหมดฤทธิ์ หรือเป็นช่วงรอยต่อระหว่างการทานยารอบต่อไป ทำให้มีปัจจัยด้านเวลาเข้ามาเกี่ยวข้องด้วย



รูปที่ 3.20 การสวมใส่อุปกรณ์ พร้อมอุปกรณ์ควบคุมอัตโนมัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รูปแบบการทดสอบ

ในการทดสอบแต่ละรอบ จะมีการแบ่งการทดสอบออกเป็นสองครั้ง ได้แก่ ในขณะที่อุปกรณ์ยังไม่ทำงาน (Device OFF) และขณะที่อุปกรณ์ทำงาน (Device ON) โดยจะมีความแตกต่างกันระหว่างท่าทาง กิจกรรมที่ทำการทดสอบ ตำแหน่งในการวางเครื่อง หรือความแตกต่างจากความสามารถของเครื่องเอง แบ่งออกเป็น

- ทดสอบระหว่างความแตกต่างของท่าทาง (Postural Tests)

ในการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นความแตกต่างระหว่างท่าทาง จะให้ผู้ป่วยทำท่าทั้งหมด 3 ท่า ได้แก่ ท่ายืดแขน (Stretching Arms) ท่างอข้อศอก (Bending Elbows) และท่าพัก (Arms on Laps) แล้วจึงทำการทดสอบเครื่อง โดยในแต่ละรอบจะเก็บข้อมูลการสั่นเป็นเวลา 1 นาที

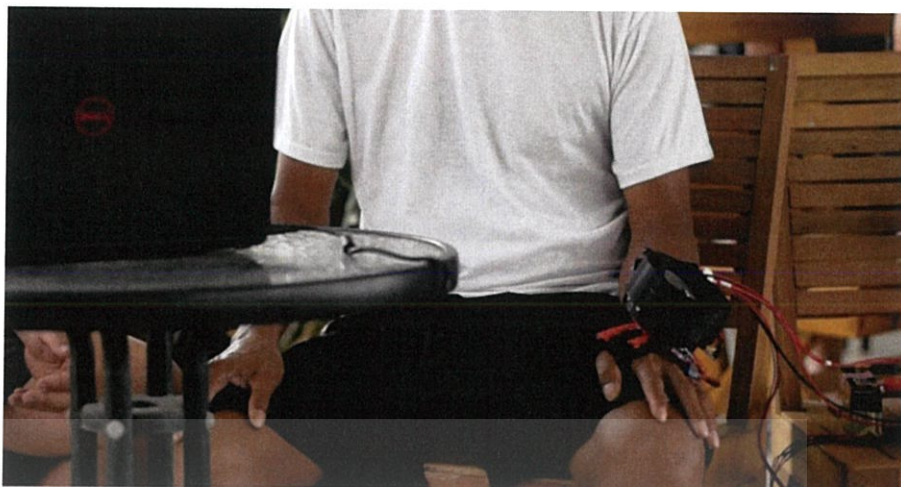


รูปที่ 3.21 ท่ายืดแขน (Stretching Arms)



รูปที่ 3.22 ท่างอข้อศอก (Bending Elbows)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.23 ท่าพัก (Arms on Laps)

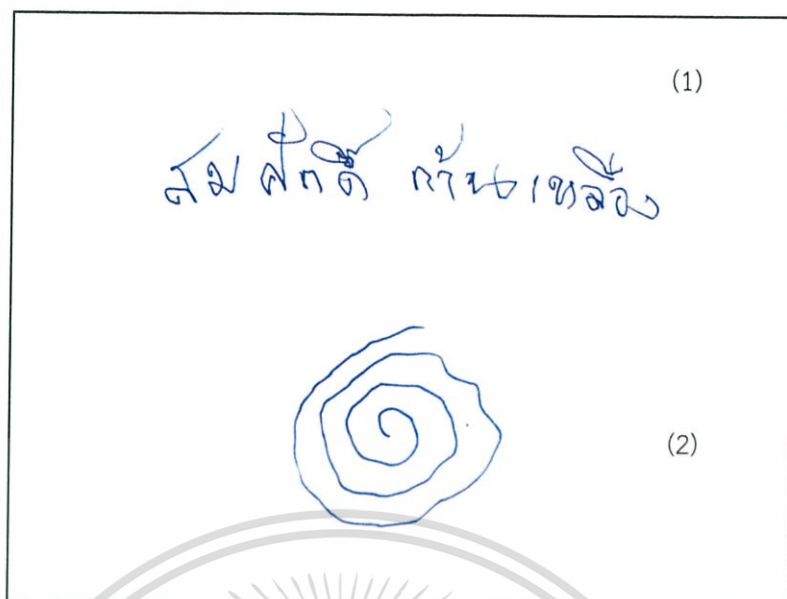
- ทดสอบระหว่างความแตกต่างของกิจกรรม (Action Tests)

ในการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นความแตกต่างระหว่างกิจกรรมที่ทำ จะให้ผู้ป่วยเขียนชื่อของตนเอง รวมถึงวาดรูปก้นหอย (Archimedes' spiral drawing) แล้วจึงทำการเก็บข้อมูลการสั่นในขณะที่เขียน



รูปที่ 3.24 การเก็บข้อมูลการสั่นในขณะที่เขียนหนังสือ และวาดรูปก้นหอย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.25 ตัวอย่างชื่อ (1) และรูปกันหอย (2) ที่ได้จากการทดสอบ

- ทดสอบระหว่างตำแหน่งการติดอุปกรณ์ (Position Tests)

ในการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นตำแหน่งของการติดอุปกรณ์กับบริเวณที่เกิดอาการสั่น ทั้งนี้เนื่องจากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นนี้จะทำงานได้ดีที่สุด เมื่อติดตั้งอยู่เหนือศูนย์กลางการสั่น จึงได้มีการทดสอบติดอุปกรณ์เข้ากับบริเวณที่เกิดอาการสั่นมากที่สุด และมีผลต่อการใช้ชีวิตประจำวัน ได้แก่ บริเวณหลังฝ่ามือ และบริเวณข้อมือ อย่างไรก็ตามผู้ป่วยที่มีอาการสั่นอย่างรุนแรง อาจทำให้เกิดจุดศูนย์กลางในการสั่นได้หลายจุด ทำให้ตำแหน่งการติดอุปกรณ์หลากหลายได้



รูปที่ 3.26 การติดอุปกรณ์บริเวณหลังฝ่ามือ (1) และบริเวณข้อมือ (2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ทดสอบระหว่างความแตกต่างของการปรับมุมของแกนลดการสั่น (Angles Tests)

ในการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นมุมของแกนที่ติดตั้งมอเตอร์ ซึ่งเปรียบได้กับแกนที่อุปกรณ์จะทำหน้าที่ลดอาการสั่น โดยสำหรับอุปกรณ์เองสามารถปรับมุมได้ที่ละ 20 องศา ดังนั้นในการทดสอบจึงได้เริ่มเก็บข้อมูลการทำงานของอุปกรณ์จากแกนเริ่มต้น แล้วจึงปรับเพิ่มไป 20 องศา และลดลง 20 องศา เพื่อดูแนวโน้มในการลดอาการสั่น ซึ่งในการทดสอบแต่ละรอบจะบันทึกข้อมูลเป็นเวลา 1 นาที โดยให้ผู้ป่วยทำท่าเหยียดแขน

- ทดสอบระหว่างระดับความแรงในการต้านการสั่น (Strengths Tests)

ในการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นความแรงในการต้านการสั่น จะสามารถปรับได้จากชุดควบคุมอัตโนมัติ โดยจะมีการตั้งค่าขีดจำกัดในแต่ละช่วงไว้ แบ่งออกเป็น 3 ระดับ คือระดับสูงสุด ระดับกลาง และระดับต่ำสุด ซึ่งระดับที่กล่าวถึงนั้น เป็นระดับความเร็วรอบในการหมุนมอเตอร์ แล้วจึงทำการทดสอบ ในแต่ละรอบก็จะให้ผู้ป่วยทำท่าเหยียดแขน พร้อมกับบันทึกข้อมูลเป็นเวลา 1 นาที

## บทที่ 4

### ผลการทดลอง

#### 4.1 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่น

ในการทดสอบเครื่องจำลองการสั่น ได้ผลจากการวิเคราะห์เชิงปริมาณเป็นความถี่ (Frequency) ในที่นี้เปรียบเทียบกับความถี่ที่มีโอกาสเกิดในผู้ป่วยพาร์กินสัน และแอมพลิจูดสูงสุด (Peak Amplitude) ซึ่งหมายถึงความรุนแรงของการสั่น โดยมีตัวแปรตั้งต้นเป็นชุดถ่วงน้ำหนัก (Load) ที่มีขนาดแตกต่างกัน 3 ขนาด ได้แก่ 8 กรัม 24 กรัม และ 40 กรัม แล้วจึงเปรียบเทียบกัน ระหว่างแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้เครื่องจำลองการสั่นตั้งแต่ 5-10 V ได้ผลดังตารางที่ 4.1-4.3

ตารางที่ 4.1 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นที่มีชุดถ่วงน้ำหนักเป็น 8 กรัม

Tremor Simulator Test									
Load (g)	Input Voltage (V)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
		x	y	z	avg	x	y	z	RMS
8	5	3.398	3.398	3.398	3.398	25.920	101.200	5.490	104.611
	6	4.289	4.289	4.289	4.289	79.050	46.400	11.350	92.362
	7	5.109	5.109	5.109	5.109	39.280	45.110	19.750	62.991
	8	5.906	5.906	5.906	5.906	26.050	42.550	17.310	52.809
	9	6.633	6.633	6.633	6.633	17.920	41.600	16.420	48.180
	10	7.383	7.383	7.383	7.383	9.8070	40.570	14.650	44.235

\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

ตารางที่ 4.2 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นที่มีชุดถ่วงน้ำหนักเป็น 24 กรัม

Tremor Simulator Test									
Load (g)	Input Voltage (V)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
		x	y	z	avg	x	y	z	RMS
24	5	3.117	3.117	3.117	3.117	25.74	148.6	20.2	152.1596
	6	4.008	4.008	4.008	4.008	94.12	92.97	9.343	132.6246
	7	4.313	4.313	4.313	4.313	104.4	268	11.24	287.8362
	8	5.625	5.625	5.625	5.625	66	124.5	9.659	141.2429
	9	6.117	6.117	6.117	6.117	67.14	102.4	9.147	122.7893
	10	7.219	7.219	7.219	7.219	72.23	98.29	11.12	122.4816

\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.3 ผลการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นที่มีชุดถ่วงน้ำหนักเป็น 40 กรัม

Tremor Simulator Test									
Load (g)	Input Voltage (V)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
		x	y	z	avg	x	y	z	RMS
40	5	2.719	2.719	2.719	2.719	14.98	179.3	22.02	181.2671
	6	3.703	3.703	3.703	3.703	108.1	103	11.08	149.7243
	7	4.008	4.008	4.008	4.008	159.1	125.6	20.32	203.7181
	8	4.266	4.266	4.266	4.266	220.4	145.3	28.4	265.5086
	9	5.484	5.484	5.484	5.484	53.97	64.28	14.46	85.16907
	10	6.141	6.141	6.141	6.141	148.7	148.5	25.54	211.6984

\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

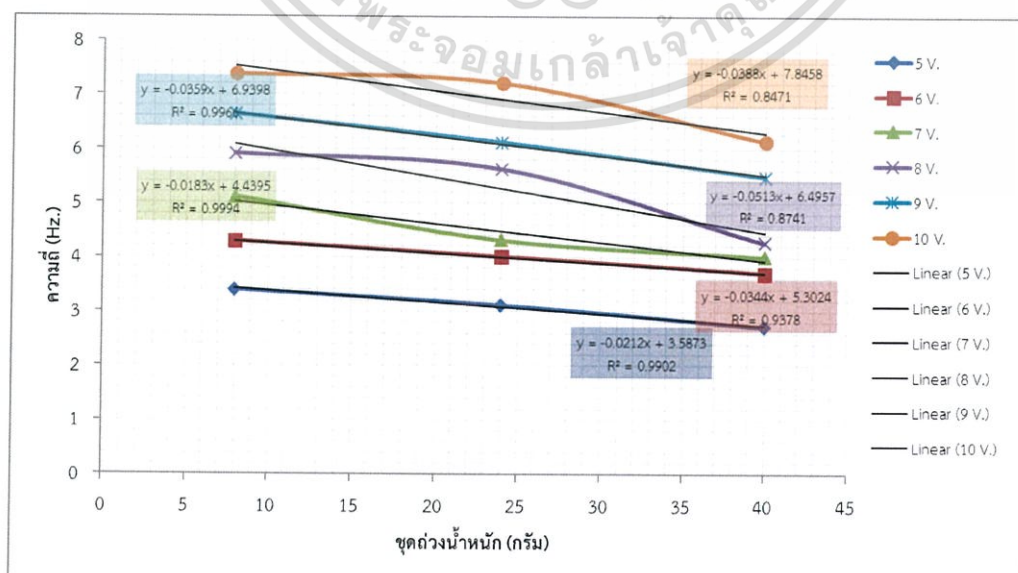
โดยจากผลการทดลอง เพื่อต้องการทราบว่าผลต่างที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงของชุดถ่วงน้ำหนักทั้งสาม และแรงดันไฟฟ้า มีนัยสำคัญเป็นอย่างไรบ้าง จึงได้ยกข้อมูลบางส่วนมาเปรียบเทียบ แบ่งเป็นสองกรณีดังนี้

- อัตราการเปลี่ยนแปลงเมื่อชุดถ่วงน้ำหนักคงที่

ตารางที่ 4.4 ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงความถี่ เมื่อชุดถ่วงน้ำหนักคงที่

ชุดถ่วงน้ำหนัก (กรัม)	ความถี่ (Hz.)					
8	3.398	4.289	5.109	5.906	6.633	7.383
24	3.117	4.008	4.313	5.625	6.117	7.219
40	2.719	3.703	4.008	4.266	5.484	6.141

แผนภูมิที่ 4.1 อัตราการเปลี่ยนแปลงเมื่อชุดถ่วงน้ำหนักคงที่ เปรียบเทียบ 3 กรณี



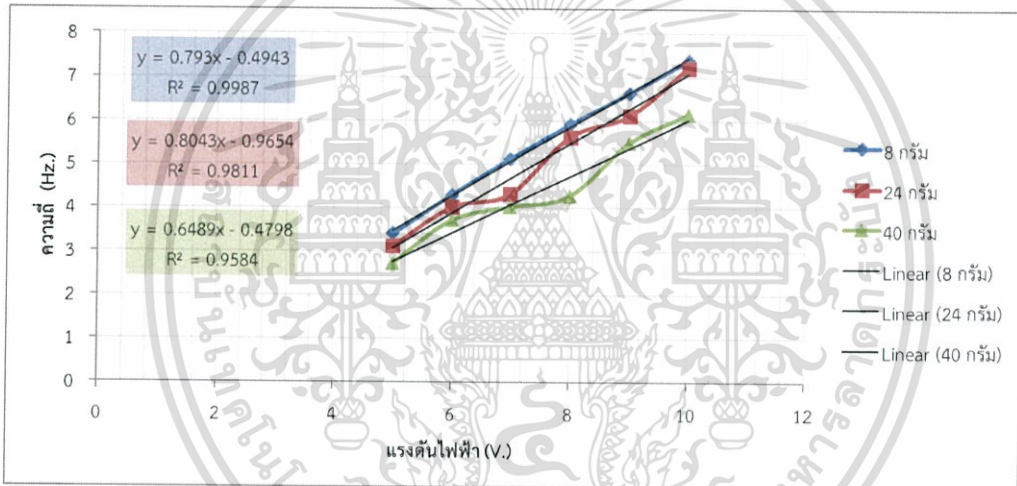
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- อัตราการเปลี่ยนแปลงเมื่อแรงดันไฟฟ้าคงที่

ตารางที่ 4.5 ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงความถี่ เมื่อแรงดันไฟฟ้าคงที่

แรงดันไฟฟ้า (V.)	Frequency (Hz.)		
5	3.398	3.117	2.719
6	4.289	4.008	3.703
7	5.109	4.313	4.008
8	5.906	5.625	4.266
9	6.633	6.117	5.484
10	7.383	7.219	6.141

แผนภูมิที่ 4.2 อัตราการเปลี่ยนแปลงเมื่อแรงดันไฟฟ้าคงที่ เปรียบเทียบ 3 กรณี



#### 4.2 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการสั่นกับเครื่องจำลองการสั่น

ในการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการสั่น แบ่งการทดสอบออกเป็นสองกรณี โดยอ้างอิงจากชุดถ่วงน้ำหนักของเครื่องจำลองการสั่น แบ่งเป็นกรณีที่ 1 น้ำหนัก 8 กรัม และกรณีที่ 2 น้ำหนัก 24 กรัม โดยในแต่ละกรณีจะมีตัวแปรที่สนใจสองตัวคือ แรงดันที่จ่ายให้กับอุปกรณ์ต้นแบบเปรียบเทียบกันระหว่าง 9 V 10 V และ 11 V และช่วงขับมอเตอร์ (Device driven duration) ซึ่งถูกแบ่งออกเป็น 5 ช่วงระดับความเร็ว และในแต่ละแรงดันที่จ่ายให้กับเครื่องจำลองการสั่น จะอยู่ระหว่าง 5-8 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับตารางแสดงผล (ตารางที่ 4.6 - 4.11) ในแต่ละตารางจะแสดงผลที่เป็นความถี่ และแอมพลิจูดสูงสุด (ความรุนแรงของการสั่น) และเนื่องจากผลของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญ จึงได้เลือกค่านี้ พร้อมกับค่า RMS (Root mean square) ของแอมพลิจูดสูงสุดจากทั้งสามแกน มาเขียนเป็นกราฟแสดงแนวโน้มในการลดลง เปรียบเทียบกันในทุก ๆ กรณีดังนี้

สำหรับตารางแสดงผล (ตารางที่ 4.6 - 4.11) ในแต่ละตารางจะแสดงผลที่เป็นความถี่และแอมพลิจูดสูงสุด (ความรุนแรงของการสั่น) และเนื่องจากผลของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y มีค่าลดลงอย่างมีนัยสำคัญ จึงได้เลือกค่านี้ พร้อมกับค่า RMS (Root mean square) ของแอมพลิจูดสูงสุดจากทั้งสามแกน มาเขียนเป็นกราฟแสดงแนวโน้มในการลดลง เปรียบเทียบกันในทุก ๆ กรณีดังนี้

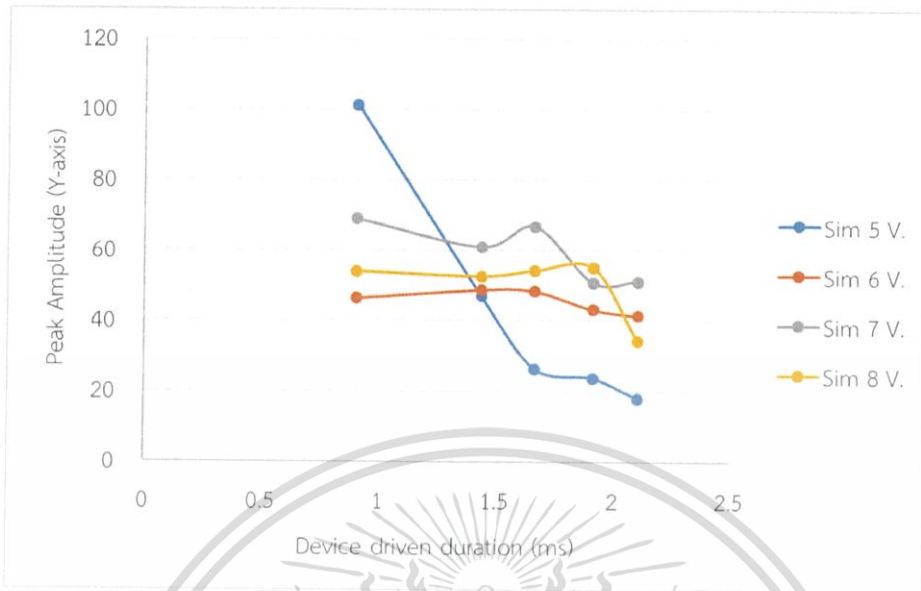
ตารางที่ 4.6 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 1 ให้แรงดัน 9 V

Device test with 8 g. load										
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)	Device driven duration (ms), current (A)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
			x	y	z	avg	x	y	z	RMS
9 v	5	0.904,0	3.398	3.398	3.398	3.398	25.92	101.2	5.49	104.6108
		1.435,0.12	3.281	3.281	3.281	3.281	23.77	46.93	4.446	52.79398
		1.665,0.2	3.258	3.258	3.258	3.258	21.5	26.32	1.438	34.01559
		1.913,0.2	3.258	3.258	3.258	3.258	26.19	23.59	0.84	35.25776
		2.103,0.25	3.234	3.234	3.234	3.234	20.21	17.91	1.962	27.07511
	6	0.904,0	4.389	4.389	4.389	4.389	79.05	46.4	11.35	92.36171
		1.435,0.12	4.383	4.383	4.383	4.383	42.75	48.79	4.61	65.0329
		1.665,0.2	4.359	4.359	4.359	4.359	44.75	48.4	5.336	66.13316
		1.913,0.2	4.359	4.359	4.359	4.359	47.64	43.29	4.637	64.53755
		2.103,0.25	4.336	4.336	4.336	4.336	47.43	41.5	4.802	63.20533
	7	0.904,0	5.344	5.344	5.344	5.344	34.69	68.9	5.998	77.37301
		1.435,0.12	5.344	5.344	5.344	5.344	29.25	60.94	5.141	67.79142
		1.665,0.2	5.273	5.274	5.275	5.276	43.85	66.79	4.932	80.0503
		1.913,0.2	5.25	5.25	5.25	5.25	41.53	50.83	4.183	65.77178
		2.103,0.25	5.227	5.227	5.227	5.227	44.22	51.18	4.263	67.77148
	8	0.904,0	5.977	5.977	5.977	5.977	33.29	54.03	6.13	63.75768
		1.435,0.12	5.977	5.977	5.977	5.977	33.09	52.65	6.051	62.47868
		1.665,0.2	5.953	5.953	5.953	5.953	26.83	54.25	6.071	60.82572
		1.913,0.2	5.953	5.953	5.953	5.953	34.8	55.15	5.008	65.40369
		2.103,0.25	5.906	5.906	5.906	5.906	26.24	34.44	3.148	43.41153

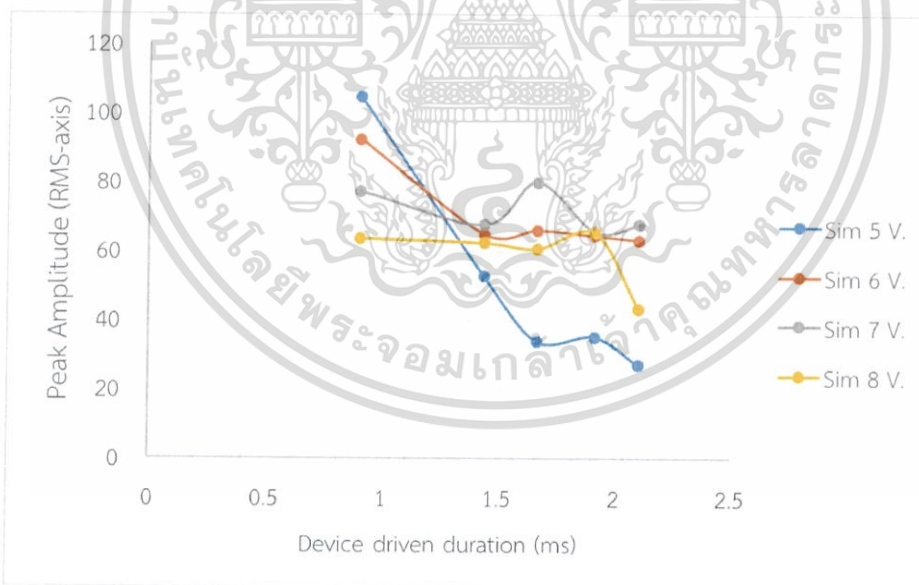
\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.3 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y : กรณีที่ 1 ให้แรงดัน 9 V



แผนภูมิที่ 4.4 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณีที่ 1 ให้แรงดัน 9 V



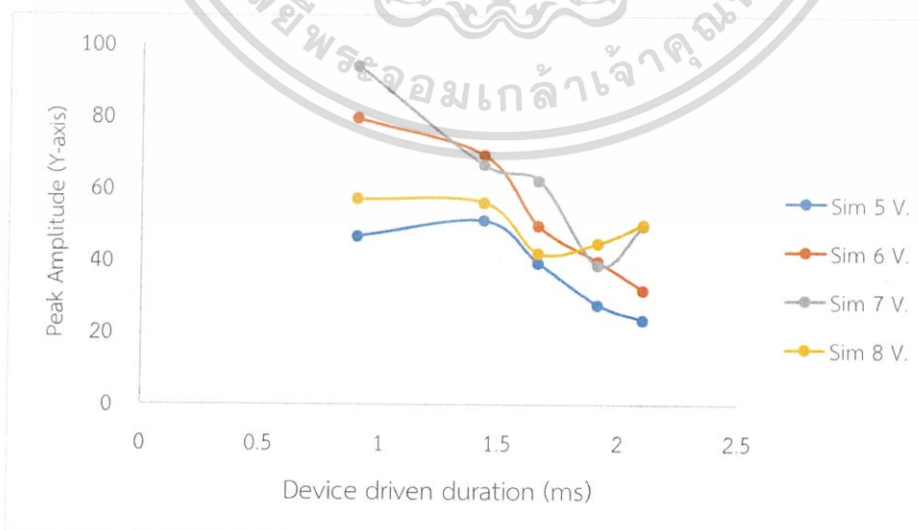
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.7 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 1 ให้แรงดัน 10 V

Device test with 8 g. load										
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)	Device driven duration (ms), current (A)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
			x	y	z	avg	x	y	z	RMS
10 v	5	0.904,0	3.469	3.469	3.469	3.469	17.33	46.71	1.768	49.85257
		1.435,0.15	3.539	3.539	3.539	3.539	26.21	51.04	5.012	57.59484
		1.665,0.2	3.563	3.563	3.563	3.563	22.82	39.28	1.265	45.445253
		1.913,0.3	3.586	3.586	3.586	3.586	20.85	27.67	1.614	34.68366
		2.103,0.3	3.609	3.609	3.609	3.609	17.86	23.48	4.017	29.77291
	6	0.904,0	4.336	4.336	4.336	4.336	28.08	79.47	4.313	84.39532
		1.435,0.15	4.453	4.453	4.453	4.453	25.44	69.35	2.984	73.92916
		1.665,0.2	4.453	4.453	4.453	4.453	38.57	49.6	6.328	63.14941
		1.913,0.3	4.406	4.406	4.406	4.406	29.6	39.69	3.418	49.63002
		2.103,0.3	4.383	4.383	4.383	4.383	42.47	31.76	9.75	53.92088
	7	0.904,0	5.25	5.25	5.25	5.25	39.43	93.96	8.076	102.2176
		1.435,0.15	5.156	5.156	5.156	5.156	33.73	66.43	6.31	74.76947
		1.665,0.2	5.156	5.156	5.156	5.156	34.3	62.23	6.574	71.36022
		1.913,0.3	5.068	5.068	5.068	5.068	26.84	38.51	4.972	47.20303
		2.103,0.3	5.109	5.109	5.109	5.109	31.19	49.72	5.717	58.971
	8	0.904,0	5.977	5.977	5.977	5.977	31.87	56.99	6.932	65.66285
		1.435,0.15	5.813	5.813	5.813	5.813	30.99	56.08	6.213	64.3735
		1.665,0.2	5.789	5.789	5.789	5.789	23.28	41.91	4.49	48.1515
		1.913,0.3	5.742	5.742	5.742	5.742	24.02	44.67	5.081	50.9724
		2.103,0.3	5.719	5.719	5.719	5.719	26.58	49.98	5.291	56.855

\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

แผนภูมิที่ 4.5 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y : กรณีที่ 1 ให้แรงดัน 10 v



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.6 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณี ที่ 1 ให้แรงดัน 10 V



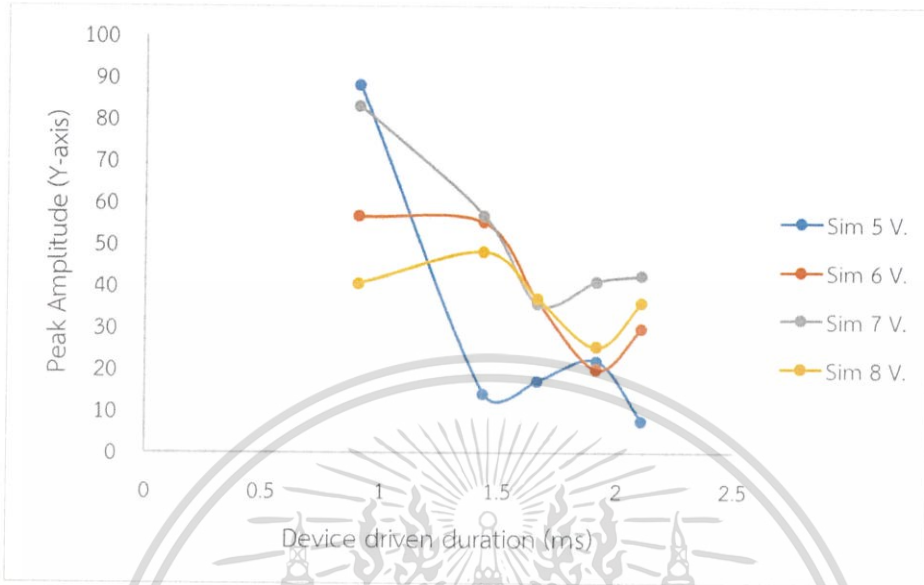
ตารางที่ 4.8 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 1 ให้แรงดัน 11 V

Device test with 8 g. load										
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)	Device driven duration (ms), current (A)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
			x	y	z	avg	x	y	z	RMS
11 v	5	0.904,0	3.445	3.445	3.445	3.445	27.84	88.17	1.361	92.4709
		1.435,0,2	3.504	3.504	3.504	3.504	10.5	14.04	2.754	17.747
		1.665,0,2	3.504	3.504	3.504	3.504	13.96	17.22	3.006	22.37065
		1.913,0,3	3.504	3.504	3.504	3.504	13.86	21.86	3.177	26.07782
		2.103,0,3	3.434	3.434	3.434	3.434	7.683	7.567	2.588	11.08989
	6	0.904,0	4.242	4.242	4.242	4.242	58.64	56.69	14.46	82.83416
		1.435,0,2	4.266	4.266	4.266	4.266	54.63	55.23	9.363	78.24612
		1.665,0,2	4.195	4.195	4.195	4.195	70.11	36.4	11.97	79.89777
		1.913,0,3	4.219	4.219	4.219	4.219	69.79	20.02	11.08	73.44529
		2.103,0,3	4.195	4.195	4.195	4.195	74.58	29.83	13.06	81.37917
	7	0.904,0	5.145	5.145	5.145	5.145	38.61	83.07	7.845	91.93966
		1.435,0,2	5.098	5.098	5.098	5.098	30.8	56.74	6.11	64.84905
		1.665,0,2	5.109	5.109	5.109	5.109	25.56	35.63	5.744	44.22447
		1.913,0,3	5.086	5.086	5.086	5.086	31.05	41.07	6.392	51.88164
		2.103,0,3	5.051	5.051	5.051	5.051	32.45	42.43	6.593	53.8217
	8	0.904,0	5.813	5.813	5.813	5.813	21.85	40.62	4.444	46.33742
		1.435,0,2	5.824	5.824	5.824	5.824	28.78	48.15	5.944	56.40959
		1.665,0,2	5.813	5.813	5.813	5.813	25.09	36.97	5.307	44.99392
		1.913,0,3	5.73	5.73	5.73	5.73	18.99	25.37	3.652	31.89975
		2.103,0,3	5.754	5.754	5.754	5.754	26.23	36.07	5.119	44.89167

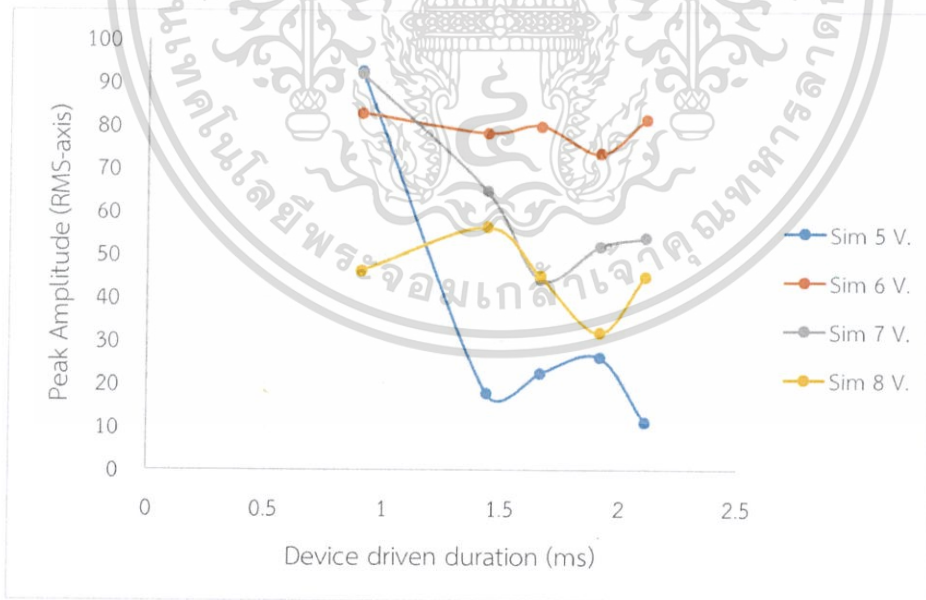
\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.7 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y : กรณีที่ 1 ให้แรงดัน 11 V



แผนภูมิที่ 4.8 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณี ที่ 1 ให้แรงดัน 11 V



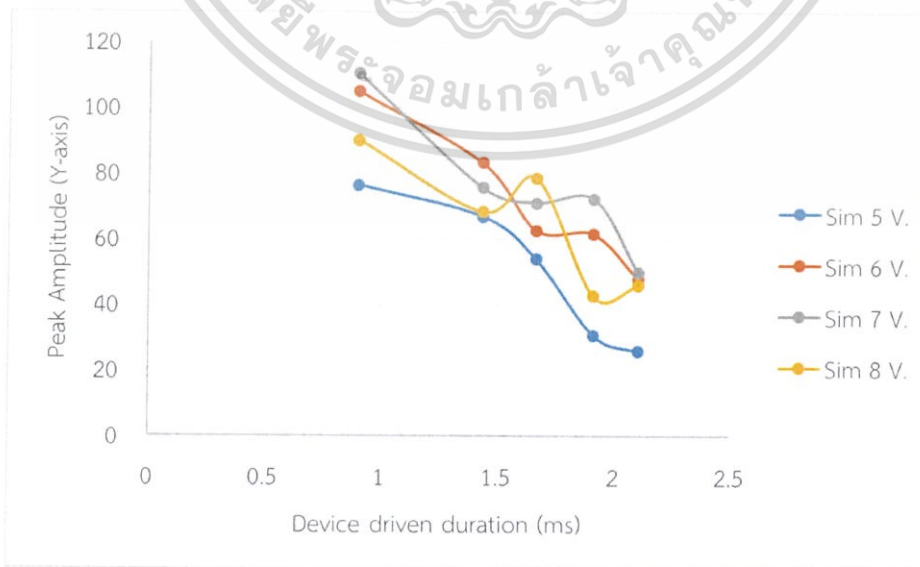
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.9 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 2 ให้แรงดัน 9 V

Device test with 24 g. load										
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)	Device driven duration (ms), current (A)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
			x	y	z	avg	x	y	z	RMS
9v	5	0.904,0	3.352	3.352	3.352	3.352	87.64	76.37	10.69	116.7366
		1.435,0.12	3.328	3.328	3.328	3.328	103.8	66.85	10.25	123.8888
		1.665,0.2	3.328	3.328	3.328	3.328	107.6	53.86	11.63	120.888
		1.913,0.2	3.258	3.258	3.258	3.258	95.05	30.84	9.251	100.3553
		2.103,0.25	3.234	3.234	3.234	3.234	64.38	25.96	5.169	69.60908
	6	0.904,0	4.219	4.219	4.219	4.219	115.5	105	12.12	156.5635
		1.435,0.12	4.195	4.195	4.195	4.195	105.3	83.22	9.381	134.5424
		1.665,0.2	4.148	4.148	4.148	4.148	85.78	62.73	7.186	106.5124
		1.913,0.2	4.066	4.066	4.066	4.066	95.69	61.58	7.086	114.0126
		2.103,0.25	3.984	3.984	3.984	3.984	89.2	48.06	6.281	101.5178
	7	0.904,0	5.332	5.332	5.332	5.332	117.5	110.3	11.69	161.5828
		1.435,0.12	5.186	5.186	5.186	5.186	86.4	75.55	6.39	114.9504
		1.665,0.2	5.133	5.133	5.133	5.133	85.33	71.01	6.458	111.1995
		1.913,0.2	5.063	5.063	5.063	5.063	88.59	72.21	6.022	114.4497
		2.103,0.25	5.063	5.063	5.063	5.063	68.07	49.9	4.85	84.54027
	8	0.904,0	6.047	6.047	6.047	6.047	90.59	90.18	9.021	128.1419
		1.435,0.12	6.000	6.000	6.000	6.000	68.11	68.36	4.886	96.62264
		1.665,0.2	5.918	5.918	5.918	5.918	85.16	78.59	7.083	116.0982
		1.913,0.2	5.836	5.836	5.836	5.836	47.04	42.7	3.549	63.62898
		2.103,0.25	5.859	5.859	5.859	5.859	50.09	45.97	3.736	68.0897

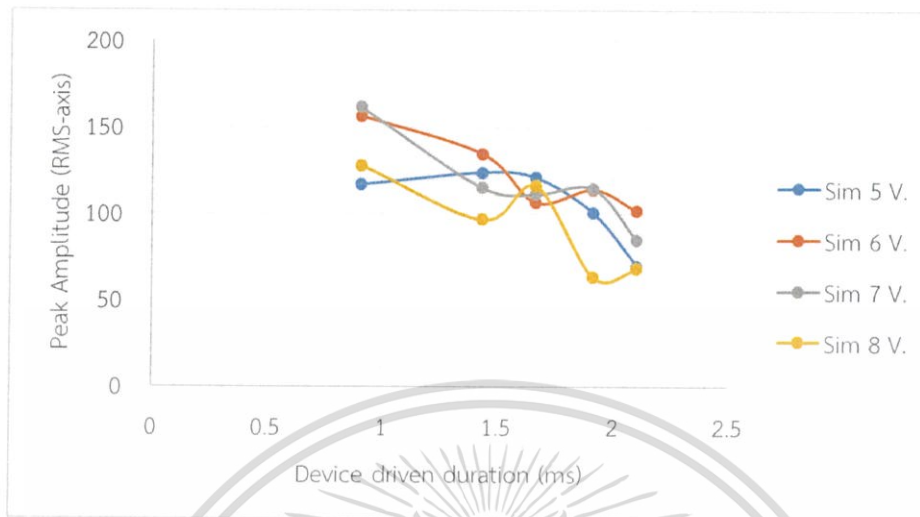
\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

แผนภูมิที่ 4.9 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 9 V



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.10 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด :  
กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 9 V



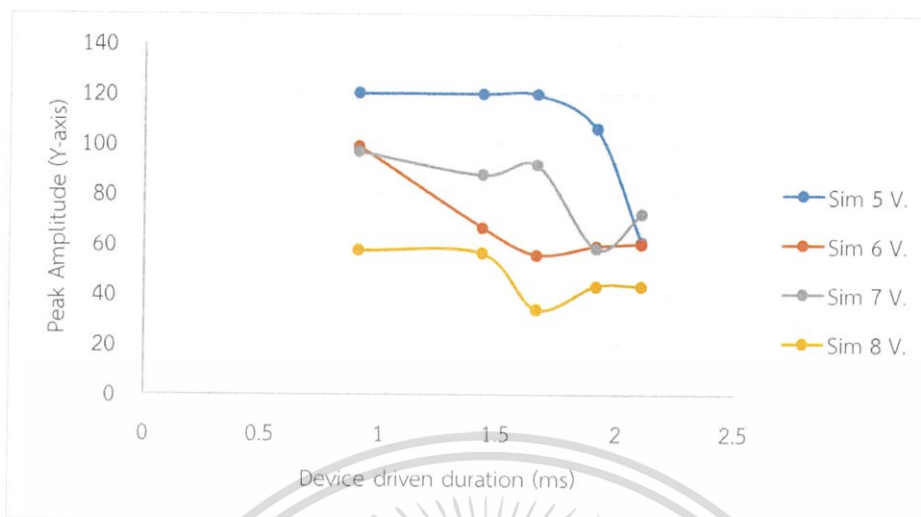
ตารางที่ 4.10 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 2 ให้แรงดัน 10 V

Device test with 24 g. load										
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)	Device driven duration (ms), current(A)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
			x	y	z	avg	x	y	z	RMS
10 v	5	0.904,0	3.809	3.809	3.809	3.809	96.47	120.2	28.91	156.8129
		1.435,0.2	3.738	3.738	3.738	3.738	92.92	120	24.01	153.6574
		1.665,0.2	3.68	3.68	3.68	3.68	92.56	119.7	22.63	152.9953
		1.913,0.3	3.668	3.668	3.668	3.668	86.34	106	19.26	138.0635
		2.103,0.3	3.586	3.586	3.586	3.586	60.78	60.94	12.61	86.98795
	6	0.904,0	4.406	4.406	4.406	4.406	99.25	99.15	15.55	141.1492
		1.435,0.2	4.336	4.336	4.336	4.336	75.3	66.64	11.36	101.193
		1.665,0.2	4.289	4.289	4.289	4.289	68.53	55.79	10.34	88.97079
		1.913,0.3	4.277	4.277	4.277	4.277	85.73	59.18	13.65	105.063
		2.103,0.3	4.289	4.289	4.289	4.289	89.34	60.2	14.69	108.7266
	7	0.904,0	5.133	5.133	5.133	5.133	104.1	96.94	3.119	142.2811
		1.435,0.2	5.004	5.004	5.004	5.004	99.14	87.65	2.476	132.3533
		1.665,0.2	4.969	4.969	4.969	4.969	104.9	91.63	3.784	139.3355
		1.913,0.3	4.887	4.887	4.887	4.887	74.65	58.39	3.524	94.83899
		2.103,0.3	4.875	4.875	4.875	4.875	91.57	72.08	2.846	116.5705
	8	0.904,0	5.52	5.52	5.52	5.52	64.4	57.48	5.458	86.49335
		1.435,0.2	5.109	5.109	5.109	5.109	65.04	56.33	5.726	86.23258
		1.665,0.2	5.063	5.063	5.063	5.063	41.48	33.88	3.752	53.68913
		1.913,0.3	5.438	5.438	5.438	5.438	45.02	43.35	5.174	62.71199
		2.103,0.3	5.074	5.074	5.074	5.074	51.11	43.26	5.242	67.16501

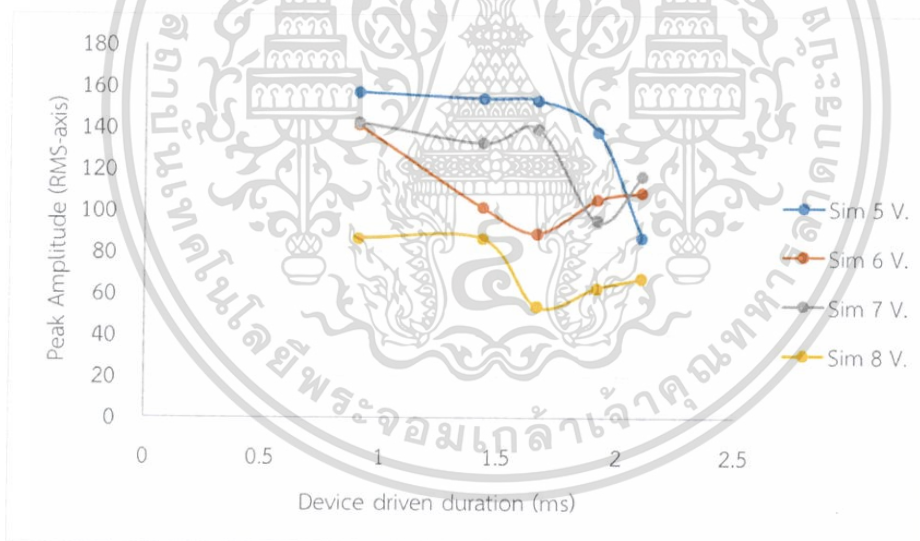
\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.11 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 10 V



แผนภูมิที่ 4.12 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 10 V



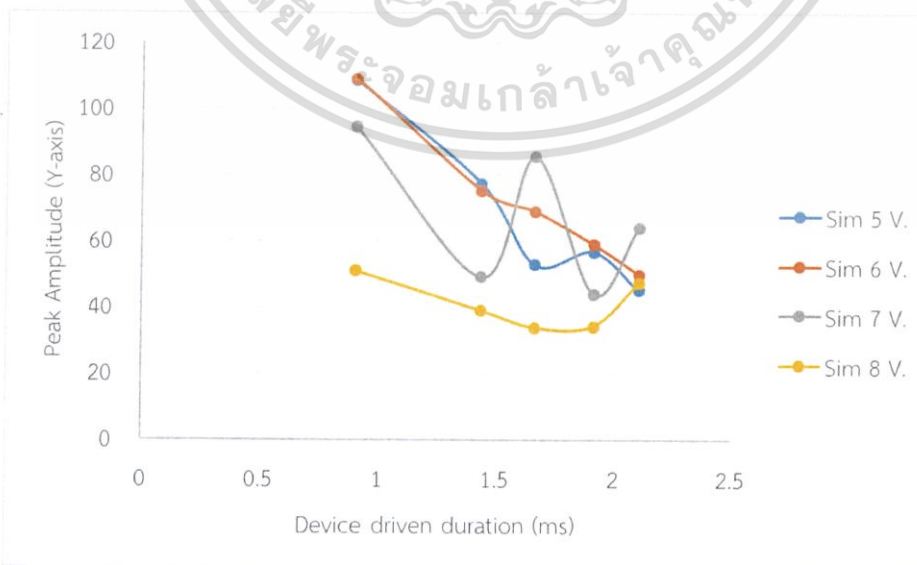
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.11 ผลการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นกรณีที่ 2 ให้แรงดัน 11 V

Device test with 24 g. load										
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)	Device driven duration (ms), current (A)	Frequency (Hz)				Peak Amplitude			
			x	y	z	avg	x	y	z	RMS
11 v	5	0.904,0	3.516	3.516	3.516	3.516	79.66	108.5	23.18	136.5843
		1.435,0,2	3.492	3.492	3.492	3.492	81.47	77.23	20.03	114.0308
		1.665,0,2	3.492	3.492	3.492	3.492	70.3	52.73	16.92	89.49206
		1.913,0,3	3.469	3.469	3.469	3.469	78.61	56.66	17.23	98.42134
		2.103,0,3	3.457	3.457	3.457	3.457	74.4	45	15.48	88.31755
	6	0.904,0	4.453	4.453	4.453	4.453	95.9	108.9	17.35	146.1405
		1.435,0,2	4.359	4.359	4.359	4.359	83.42	75.1	15.87	113.3612
		1.665,0,2	4.336	4.336	4.336	4.336	87.84	68.89	16.84	112.895
		1.913,0,3	4.289	4.289	4.289	4.289	88.09	59.02	16.95	107.3802
		2.103,0,3	4.242	4.242	4.242	4.242	80.69	49.88	14.83	96.01468
	7	0.904,0	5.262	5.262	5.262	5.262	100.1	94.33	13.24	138.1791
		1.435,0,2	5.133	5.133	5.133	5.133	56.36	49.01	5.765	74.91105
		1.665,0,2	5.098	5.098	5.098	5.098	95.66	85.36	11.93	128.7614
		1.913,0,3	5.074	5.074	5.074	5.074	55.63	43.9	6.444	71.1578
		2.103,0,3	5.039	5.039	5.039	5.039	89.71	64.02	12.69	110.9391
	8	0.904,0	5.355	5.355	5.355	5.355	65.5	50.88	6.257	83.17556
		1.435,0,2	5.027	5.027	5.027	5.027	42.42	38.81	3.73	57.61584
		1.665,0,2	5.414	5.414	5.414	5.414	39.41	33.68	3.478	51.95755
		1.913,0,3	5.379	5.379	5.379	5.379	43.66	34.16	3.604	55.55259
		2.103,0,3	5.098	5.098	5.098	5.098	50.45	47.33	6.044	69.43962

\*ความยาวของแกนหมุน = 8 cm.

แผนภูมิที่ 4.13 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของแอมพลิจูดสูงสุดในแกน y : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 11 V



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.14 กราฟแสดงแนวโน้มการลดลงของค่าเฉลี่ยกำลังสอง (RMS) ของแอมพลิจูดสูงสุด : กรณีที่ 2 ให้แรงดัน 11 V.



จากการทดสอบอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับลดอาการการสั่นทั้งสองกรณีที่มีการจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้กับอุปกรณ์ต่างกันออกไป สามารถสรุปผลร้อยละของประสิทธิภาพของการลดแรงสั่น ได้ดังนี้

ตารางที่ 4.12 ประสิทธิภาพของการลดแรงสั่น (Peak amplitude) กรณีที่ 1

Efficiency of reducing peak amplitude (%) : Device tested withd 8 g. Load								
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)							
	5		6		7		8	
	y	RMS	y	RMS	y	RMS	y	RMS
9	82.30	74.12	10.56	31.57	26.23	14.99	36.26	31.91
10	91.42	88.01	64.69	11.33	57.11	51.9	37.54	31.16
11	49.73	40.28	50.06	41.19	59.01	53.82	26.46	26.67

ตารางที่ 4.13 ประสิทธิภาพของการลดแรงสั่น (Peak amplitude) กรณีที่ 2

Efficiency of reducing peak amplitude (%) : Device tested withd 24 g. Load								
Device Input Voltage (V)	Simulator Input Voltage (V)							
	5		6		7		8	
	y	RMS	y	RMS	y	RMS	y	RMS
9	66.01	40.37	54.23	35.16	54.76	47.68	49.02	46.86
10	49.3	44.53	43.73	36.97	39.77	33.34	41.06	22.35
11	58.53	35.34	54.19	34.29	53.46	48.50	33.81	37.53

โดยการคำนวณหาร้อยละของประสิทธิภาพของการลดแรงสั่น (Peak amplitude) ทำได้ดังสมการ (4.1)

$$\% \text{Efficiency} = 100 - \frac{(\text{min} \times 100)}{\text{max}} \quad (4.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งพบว่าปัจจัยที่มีผลต่อการลดแรงสั่นได้นั้นขึ้นอยู่กับ 2 ปัจจัย คือ ความเร็วในการหมุนของมอเตอร์เพื่อใช้ในการสร้างแรงต้านทานการสั่น ซึ่งแนวโน้มจะมีประสิทธิภาพในการลดการสั่นมากขึ้นเมื่อความเร็วรอบของมอเตอร์สูงขึ้น และมวลที่ใช้กับเครื่องจำลองแรงสั่น ซึ่งพบว่าความรุนแรงของแรงสั่นจำลองจะขึ้นอยู่กับขนาดของมวลที่ใช้ในการจำลองแรงสั่น ทำให้เมื่อใช้มวลสูงขึ้นไปจะทำให้ประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นของอุปกรณ์มีค่าสัดส่วนเปอร์เซ็นต์ของการลดแรงสั่นต่ำลง

### 4.3 ผลการทดสอบอุปกรณ์ลดการสั่นในผู้ป่วยพาร์กินสัน

ในการทดสอบอุปกรณ์ร่วมกับผู้ป่วยพาร์กินสัน เป็นไปตามขั้นตอนดังที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 3 โดยเนื่องด้วยเงื่อนไขที่เกี่ยวข้องกับจริยธรรมแพทย์ในการทดลองกับผู้ป่วย จึงทำให้สามารถทำการทดสอบอุปกรณ์ได้เพียง 1 ตัวอย่าง โดยมีรายละเอียดผลการทดสอบเป็นไปตามตารางต่อไปนี้

#### 4.3.1 ผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของท่าทาง (Postural Tests)

จากการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นความแตกต่างระหว่างท่าทาง พบว่าการสั่นในท่างอข้อศอกจะมีความรุนแรงมากที่สุด ในขณะที่อุปกรณ์สามารถช่วยลดอาการสั่นในท่ายืดแขนได้มากที่สุด

ตารางที่ 4.14 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นของท่างอข้อศอก (Bending Elbows)

Bending Elbows (Device on the Wrist)						
Status	Axis					
	X		Y		Z	
	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
OFF	4.438	48.997	4.438	112.399	4.438	69.588
ON	4.241	44.634	4.395	17.890	4.065	52.891
%	4.439	8.904	0.969	84.084	8.405	23.994

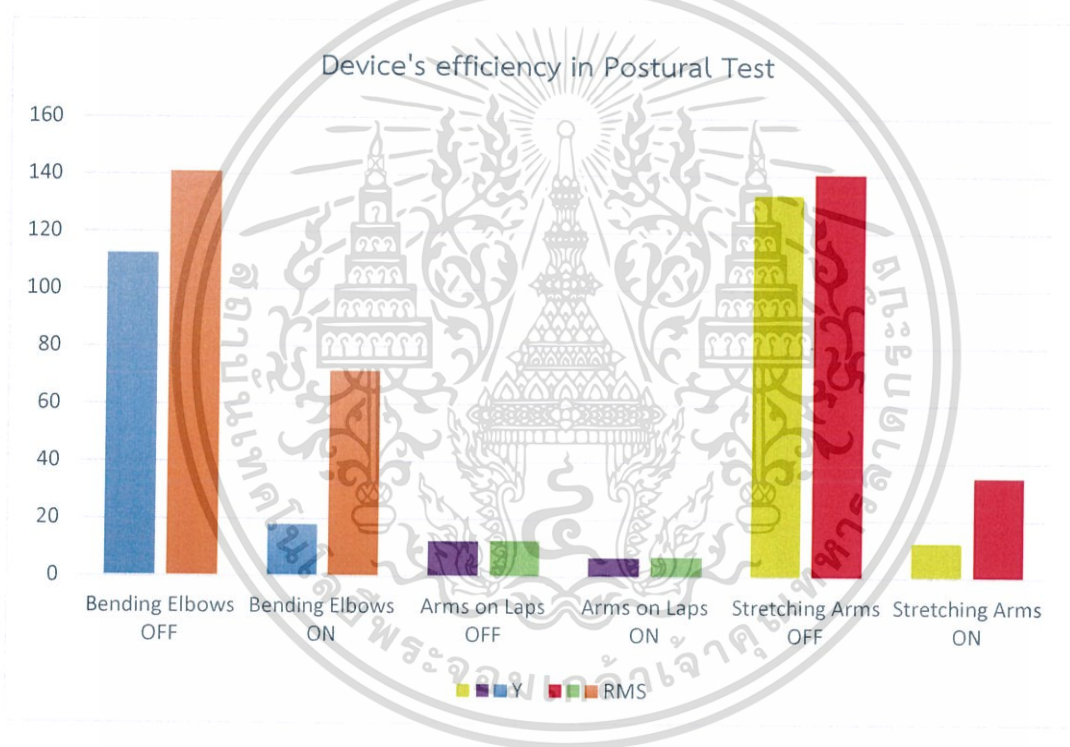
ตารางที่ 4.15 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นของท่าพัก (Arms on Laps)

Arms on Laps (Device on the Wrist)						
Status	Axis					
	X		Y		Z	
	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
OFF	4.109	2.501	4.175	12.204	4.065	1.375
ON	3.208	2.037	4.219	6.643	4.219	1.063
%	21.927	18.549	-1.054	45.568	-3.788	22.663

ตารางที่ 4.16 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นของทำยัดแขน (Stretching Arms)

Stretching Arms (Device on the Wrist)						
Status	Axis					
	X		Y		Z	
	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
OFF	4.329	22.534	4.043	133.192	4.526	38.692
ON	4.087	25.604	4.087	12.160	4.087	20.352
%	5.590	-13.625	-1.088	90.870	9.700	47.399

แผนภูมิที่ 4.15 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของท่าทาง (Postural Tests)



#### 4.3.2 ผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของกิจกรรม (Action Tests)

จากการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นความแตกต่างระหว่างกิจกรรมที่ทำ พบว่าการสั่นในขณะวาดรูปกันหอยจะมีความรุนแรงมากกว่าการเขียนชื่อ และอุปกรณ์สามารถลดการสั่นได้ในทั้งสองกิจกรรมที่ทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

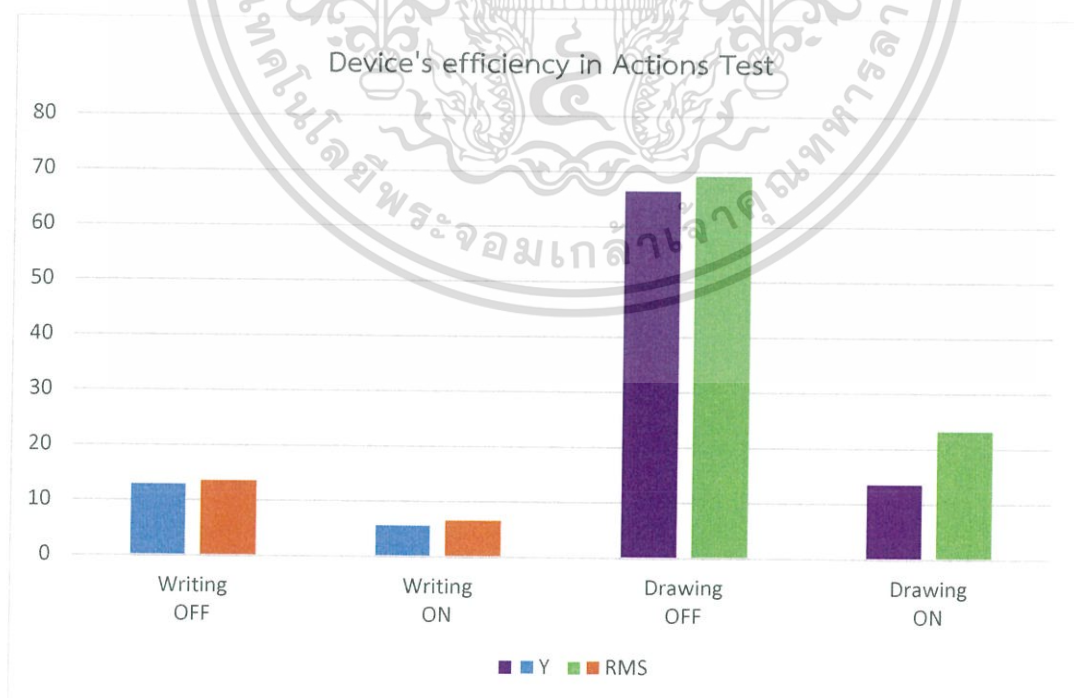
ตารางที่ 4.17 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในขณะที่เขียนชื่อ

Writing Name (Device on the Wrist)						
Status	Axis					
	X		Y		Z	
	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
OFF	4.395	3.700	3.889	12.859	3.845	2.477
ON	4.285	2.903	3.867	5.580	4.482	1.941
%	2.503	21.541	0.566	56.607	-16.567	21.639

ตารางที่ 4.18 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในขณะที่วาดรูป

Drawing Shell (Device on the Wrist)						
Status	Axis					
	X		Y		Z	
	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
OFF	4.614	13.406	4.746	66.475	4.570	13.691
ON	4.395	9.462	3.560	13.460	4.438	16.332
%	4.746	29.420	24.989	79.752	2.888	-19.289

แผนภูมิที่ 4.16 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของกิจกรรม (Action Tests)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 4.3.3 ผลการทดสอบระหว่างตำแหน่งการติดอุปกรณ์

จากการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นตำแหน่งของการติดอุปกรณ์กับบริเวณที่เกิดอาการสั่น พบว่าอุปกรณ์สามารถช่วยลดอาการสั่นได้ดีกว่าเมื่อถูกติดตั้งไว้บริเวณข้อมือ ทั้งในท่ายืดแขน และงอข้อศอก

ตารางที่ 4.19 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่ายืดแขน เมื่อติดอุปกรณ์ที่บริเวณหลังมือ

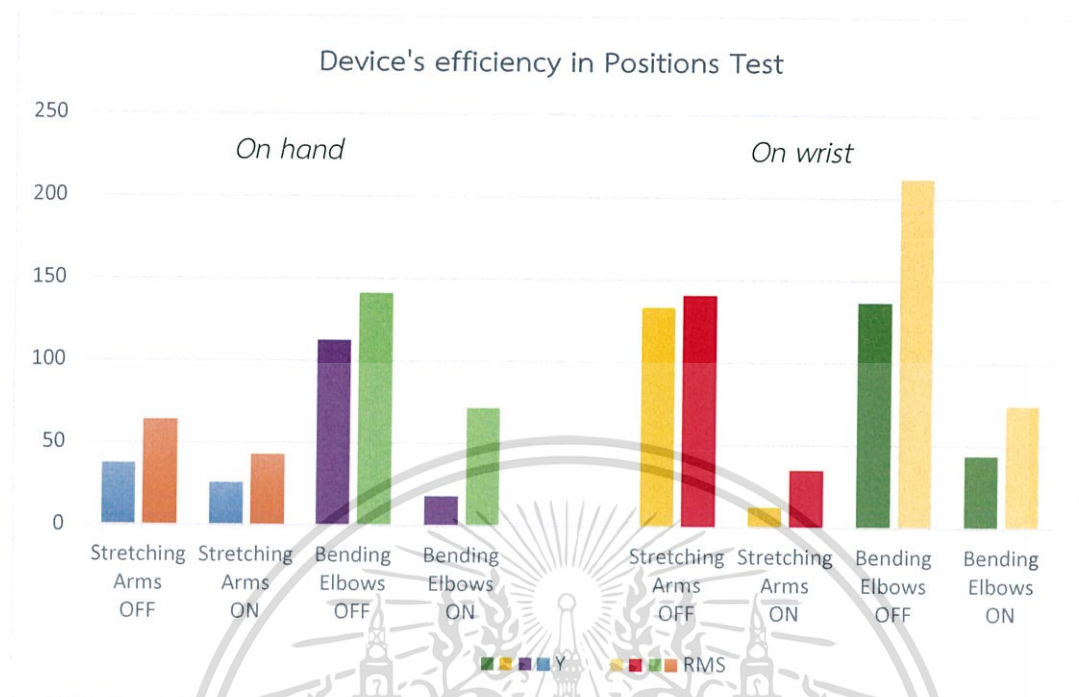
Stretching Arms (Device Place on the Back Palm)						
Status	Axis					
	X		Y		Z	
	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
OFF	3.988	40.400	4.098	37.374	4.482	32.668
ON	3.889	18.913	4.526	25.630	3.900	28.963
%	2.482	53.187	-10.444	31.422	12.985	11.340

ตารางที่ 4.20 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่างอข้อศอก เมื่อติดอุปกรณ์ที่บริเวณหลังมือ

Bending Elbows (Device Place on the Back Palm)						
Status	Axis					
	X		Y		Z	
	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
OFF	4.087	110.980	4.087	136.520	4.087	117.650
ON	4.065	28.951	4.065	43.885	4.175	52.523
%	0.538	73.913	0.538	67.855	-2.153	55.357

และผลการทดสอบในส่วนของอุปกรณ์ที่ถูกติดตั้งที่ข้อมือจะเป็นไปตามตารางที่ 4.16 และตารางที่ 4.14

แผนภูมิที่ 4.17 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของตำแหน่งการติดอุปกรณ์



#### 4.3.4 ผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของการปรับมุมของแกนลดการสั่น

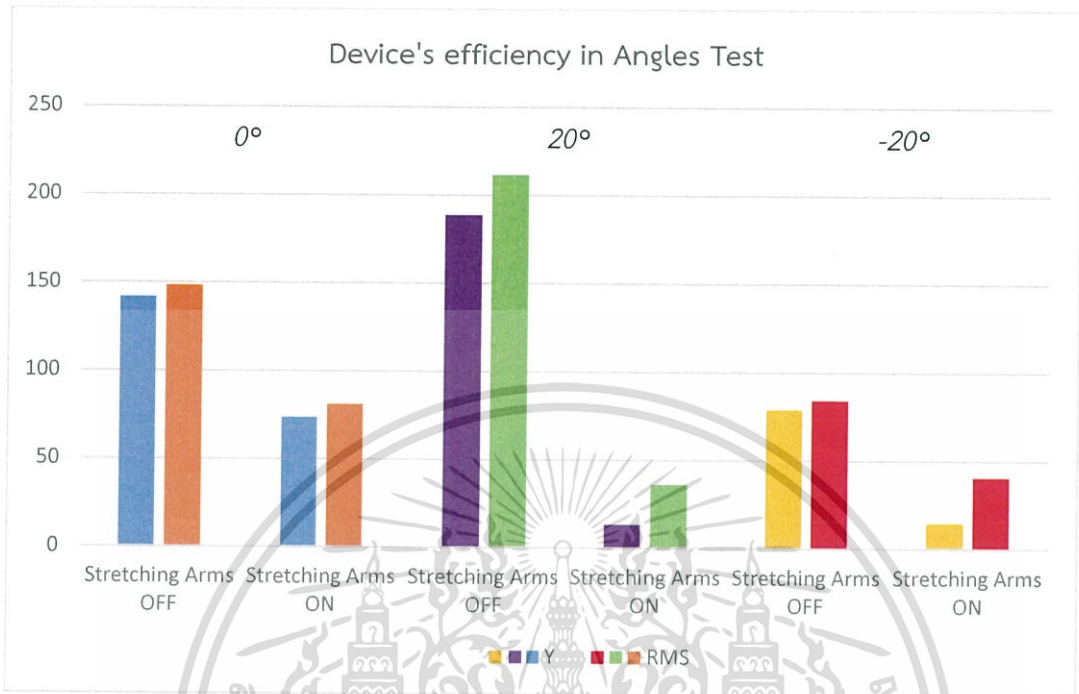
จากการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นมุมของแกนที่ติดตั้งมอเตอร์ พบว่าเมื่อปรับมุมของแกนดังกล่าวไปจากแกนอ้างอิง 1 ระดับ (20 องศา) จะสามารถช่วยลดอาการสั่นได้ประสิทธิภาพสูงสุด

ตารางที่ 4.21 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่ายึดแขน ที่มุมต่างๆ

Stretching Arms with Device's Angles Variation (Device on the Wrist)							
Angle	Status	Axis					
		X		Y		Z	
		Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
0	OFF	4.012	36.390	4.219	141.645	4.153	25.464
	ON	4.129	18.180	4.175	73.427	4.175	29.667
	%	-2.916	50.041	1.043	48.161	-0.530	-16.505
20°	OFF	4.175	35.772	4.175	188.591	4.307	88.546
	ON	4.362	26.223	4.351	13.180	4.208	20.907
	%	-4.479	26.694	-4.216	93.011	2.299	76.388
-20°	OFF	4.043	26.586	4.032	78.593	4.340	12.983
	ON	4.307	29.955	3.054	14.460	3.647	23.008
	%	-6.530	-12.670	24.256	81.601	15.968	-77.213

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผนภูมิที่ 4.18 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างความแตกต่างของการปรับมุมของแกนลดการสั่น



#### 4.3.5 ผลการทดสอบระหว่างระดับความแรงในการต้านการสั่น

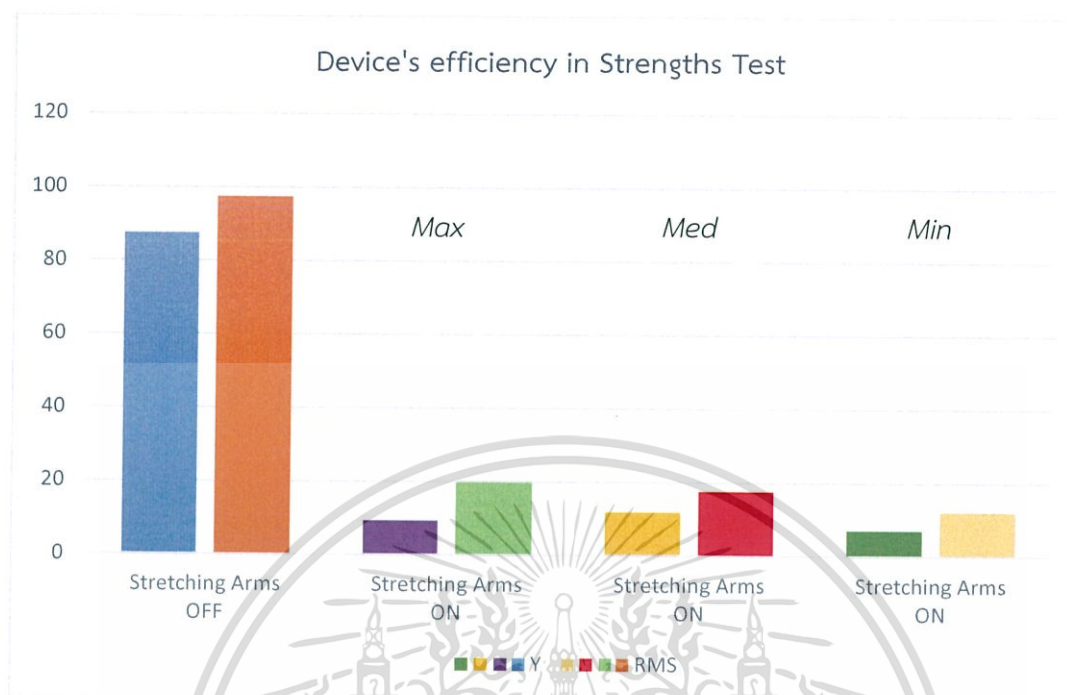
จากการทดสอบเพื่อสังเกตประสิทธิภาพในการลดอาการสั่น โดยมีตัวแปรเป็นความแรงในการต้านการสั่น พบว่าประสิทธิภาพในการลดการสั่นเมื่อปรับอุปกรณ์ให้ทำงานที่ระดับสูงสุด ระดับกลาง และระดับต่ำสุด มีผลช่วยลดอาการสั่นที่ใกล้เคียงกัน

ตารางที่ 4.22 แสดงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นในท่ายึดแขน ที่ระดับความแรงต่างๆ

Stretching Arms with Device's Strengths Variation (Device on the Wrist)							
Strength Level	Status	Axis					
		X		Y		Z	
		Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude	Frequency (Hz)	Peak Amplitude
1	OFF	4.285	25.590	3.801	87.418	4.285	34.325
	ON	3.955	13.639	3.823	9.270	4.263	10.951
	%	7.701	46.704	-0.579	89.396	0.513	68.097
2	ON	3.340	10.955	2.681	11.790	3.955	6.997
	%	22.054	57.189	29.466	86.513	7.701	79.616
3	ON	3.757	6.944	3.779	7.018	3.955	6.997
	%	12.322	72.866	0.579	91.972	7.701	79.616

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

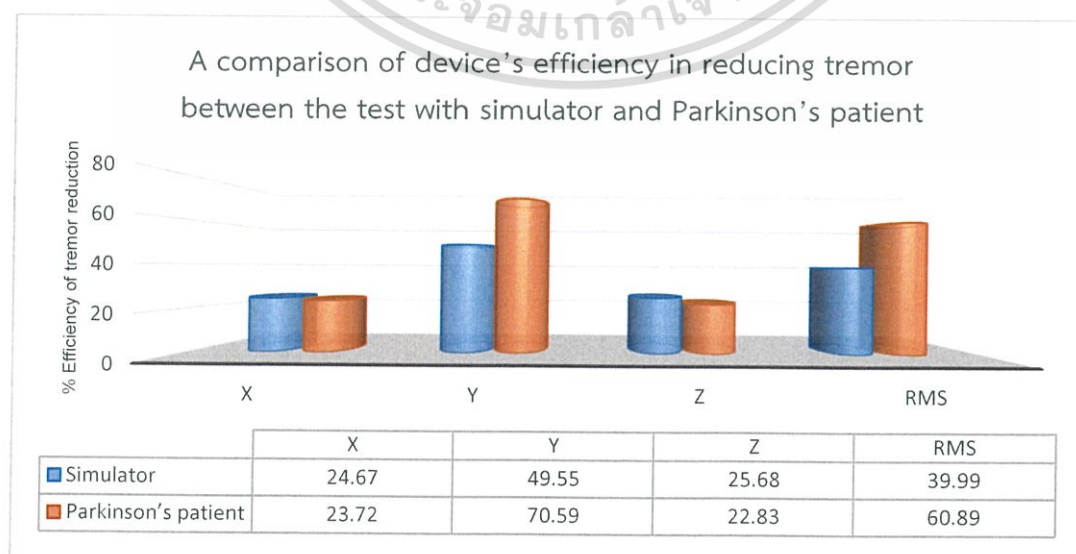
แผนภูมิที่ 4.19 กราฟเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างระดับความแรงในการต้านการสั่น



#### 4.3.5 เปรียบเทียบผลการใช้อุปกรณ์ร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น และผู้ป่วยพาร์กินสัน

จากผลการทดลองทั้งในเครื่องจำลองการสั่น และในผู้ป่วยพาร์กินสัน จะพบว่าในแต่ละแกนการสั่น มีค่าความรุนแรงที่ลดลง สามารถคิดเป็นร้อยละเฉลี่ยของทุก ๆ การทดลองได้ดังนี้

แผนภูมิที่ 4.20 กราฟแสดงการเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นระหว่างการใช้อุปกรณ์ร่วมกับเครื่องจำลองการสั่น และเมื่อใช้ร่วมกับผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน

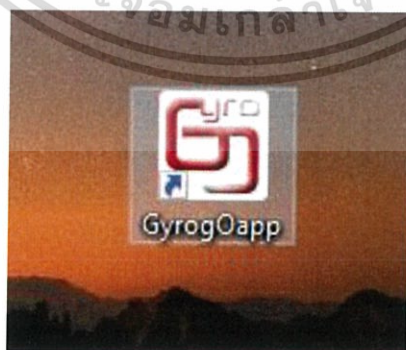


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ในแกน X คิดเป็นร้อยละ 68.75 เห็นผลว่ามีการลดลง  
 ความถี่ลดลงร้อยละ 7.61  
 ความแรงในการสั่นลดลงร้อยละ 23.72
- ในแกน Y คิดเป็นร้อยละ 100.00 เห็นผลว่ามีการลดลง  
 ความถี่ลดลงร้อยละ 8.15  
 ความแรงในการสั่นลดลงร้อยละ 70.59
- ในแกน Z คิดเป็นร้อยละ 81.25 เห็นผลว่ามีการลดลง  
 ความถี่ลดลงร้อยละ 7.23  
 ความแรงในการสั่นลดลงร้อยละ 22.83
- RMS คิดเป็นร้อยละ 100.00 เห็นผลว่ามีการลดลง  
 ความแรงในการสั่นลดลงร้อยละ 60.887

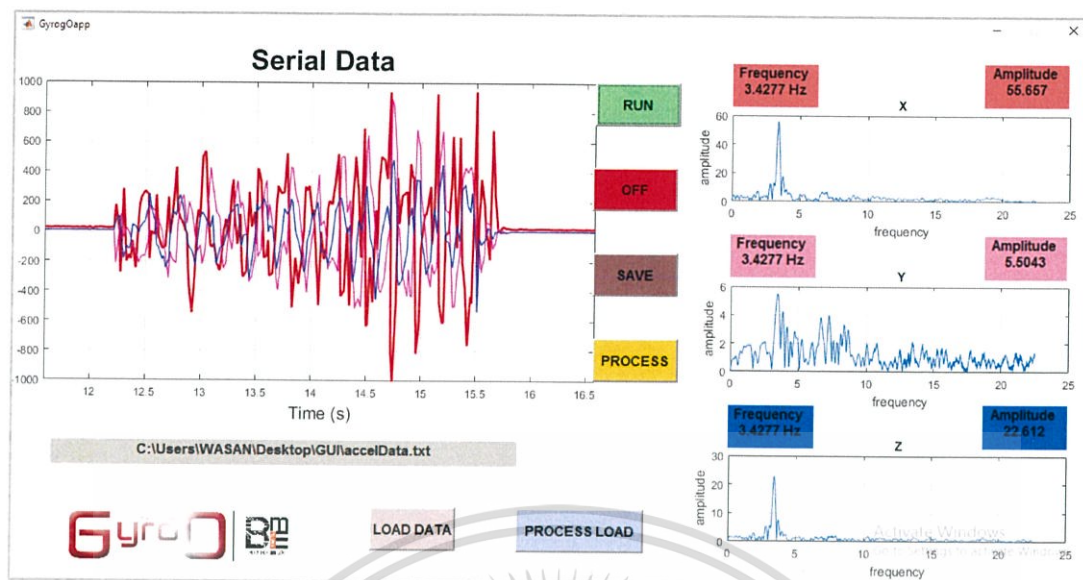
#### 4.4 การทำงานของ Graphic User Interface

โปรแกรมที่เขียนขึ้นมีชื่อว่า GyroGo Application ซึ่งเขียนขึ้นมาด้วยโปรแกรม Matlab ซึ่งมีข้อดีคือ สามารถรับสัญญาณผ่านระบบไร้สายบลูทูธได้แบบ Real-time และยังสามารถประมวลผลสัญญาณได้ในทันทีภายในแอปพลิเคชัน อีกทั้งยังสามารถนำโปรแกรมไปใช้ในระบบปฏิบัติการ Windows ของเครื่องคอมพิวเตอร์เครื่องใดก็ได้



รูปที่ 4.1 ไอคอนโปรแกรม GyroGo Application บนหน้า desktop

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 หน้าต่างของโปรแกรม GyrogGo Application

#### รายละเอียดการทำงานของปุ่มต่าง ๆ มีดังนี้

- RUN คือ ปุ่มที่มีหน้าที่ในการเชื่อมต่อสัญญาณบลูทูธ กับอุปกรณ์ที่ติดอยู่กับผู้ป่วย เพื่อรับสัญญาณ การสั่นจากมือของผู้ป่วยแบบ Real Time
- OFF คือ ปุ่มที่มีหน้าที่ในการตัดการเชื่อมต่อบลูทูธของอุปกรณ์ที่ติดอยู่กับผู้ป่วย
- SAVE คือ ปุ่มที่มีหน้าที่บันทึกข้อมูลของสัญญาณที่ถูกส่งมาจากอุปกรณ์ผ่านบลูทูธมาเก็บไว้ยังหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์
- PROCESS คือ ปุ่มที่มีหน้าที่ในการประมวลผลสัญญาณที่ได้รับมาจากอุปกรณ์ และแสดงผลออกมาทางหน้าจอ โดยจะแปลงข้อมูลจาก Time domain ไปเป็น frequency domain เพื่อช่วยให้ทราบถึงความถี่และความแรงของการสั่นในแกนต่างๆ คือ X Y Z
- LOAD DATA คือ ปุ่มที่มีหน้าที่ในการดึงข้อมูลของสัญญาณที่ทำการบันทึกไว้ในหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์ เพื่อเรียกกลับมาดูย้อนหลังได้ โดยจะมีการแสดงตำแหน่งของหน่วยความจำ รวมถึงวัน และเวลาของข้อมูลที่ถูกเรียกขึ้นมา
- PROCESS LOAD คือ ปุ่มที่มีหน้าที่ในการประมวลผลสัญญาณที่ได้ทำการดึงเข้ามาจากหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์ผ่านปุ่ม LOAD และแสดงผลออกมาทางหน้าจอ โดยจะแปลงข้อมูลจาก Time domain ไปเป็น frequency domain เพื่อช่วยให้ทราบถึงความถี่และความแรงของการสั่นในแกนต่างๆ คือ X Y Z

## บทที่ 5

# สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการทดลองในการลดแรงสั่นสะเทือนจากเครื่องจำลองการสั่น ซึ่งในขั้นตอนแรกคือการทดสอบเครื่องจำลองการสั่นซึ่งเปลี่ยนแปลงความรุนแรงในการสั่น และความถี่ในการสั่นตามปัจจัย ดังนี้คือ แรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้กับมอเตอร์และน้ำหนักของมวลที่ติดอยู่ที่ปลายมอเตอร์ และปัจจัยที่มีผลต่อประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นโดย "อุปกรณ์ต้นแบบ" มีหลายปัจจัยในที่นี่จะทดลองปัจจัยในเรื่องของความเร็วในการหมุนของมอเตอร์ในอุปกรณ์ต้นแบบ ซึ่งอธิบายข้อสรุปได้ดังนี้

ในส่วนของเครื่องจำลองการสั่นพบว่าปัจจัยที่มีผลต่อความรุนแรงในการสั่นขึ้นกับทั้งแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้กับมอเตอร์และน้ำหนักของมวลที่ติดอยู่ที่ปลายมอเตอร์ รวมถึงความแข็งของสปริงที่ติดอยู่ใต้ฐานของส่วนจำลองการสั่น และในด้านของความถี่พบว่าปัจจัยที่มีผลต่อความรุนแรงในการสั่นมากที่สุดคือ แรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้กับมอเตอร์ ซึ่งสามารถสร้างความถี่ในการสั่นได้ในช่วง 2.7 – 7.3 Hz ซึ่งเป็นความถี่ที่สอดคล้องกับความถี่ในการสั่นของผู้ป่วยพาร์กินสัน

ในส่วนของประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นด้วยอุปกรณ์ต้นแบบ ในกรณีนี้ได้ใช้น้ำหนักของมวลที่ติดอยู่ที่ปลายแกนเหวี่ยงมอเตอร์มีค่าเท่ากับ 8 กรัม และ 24 กรัม ซึ่งจะทำให้การทดสอบในระดับความรุนแรงในการสั่นของเครื่องจำลองการสั่นในระดับต่างๆแตกต่างกัน 4 ระดับ และในแต่ละระดับของเครื่องจำลองการสั่นมีการทดลองกับผลที่ได้จากการปรับระดับความเร็วของมอเตอร์ในอุปกรณ์ทั้งหมด 15 ระดับ ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จะขอเสนอประสิทธิภาพในการลดการสั่นในแกน Y ซึ่งเป็นแกนหลักที่มีการเปลี่ยนแปลงระดับแรงสั่นอย่างชัดเจนที่สุดเมื่อเทียบกับแกนอื่น ๆ และ ค่า root mean square (RMS) ซึ่งเป็นผลรวมจากการคำนวณแรงสั่นจากทั้งในแกน X,Y,Z หรือแกนรวมเพื่อให้มองเห็นแนวโน้มโดยรวม ผลลัพธ์ที่ได้พบว่าในทุกระดับความรุนแรงในการสั่นของเครื่องจำลองการสั่นสามารถถูกลดด้วยการทำงานของอุปกรณ์ได้ ซึ่งอุปกรณ์มีแนวโน้มที่สัมพันธ์กับความเร็วของมอเตอร์ในอุปกรณ์คือ เมื่อเพิ่มความเร็วของมอเตอร์ให้สูงขึ้น จะสามารถทำให้ประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นดียิ่งขึ้นคือสามารถลดแรงสั่นเฉลี่ยได้ถึงร้อยละ 49.551 ในแกนหลัก และร้อยละ 39.99 ในแกนรวม

ทั้งนี้ข้อสรุปนี้ไม่สามารถใช้ได้ในทุกสถานการณ์ของการทดลองเนื่องจากมีบางผลการทดลองที่ความสัมพันธ์ระหว่างประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นกับความเร็วของมอเตอร์ในอุปกรณ์ไม่ไปในทางเดียว คือ จะมีความเร็วของมอเตอร์ในอุปกรณ์บางค่าที่เหมาะสมกว่าความเร็วสูงสุดของมอเตอร์ ในการลดแรงสั่นในความถี่บางค่า ซึ่งอาจมีสาเหตุจากความเร็วขณะนั้นได้สร้างแรงต้านการสั่นที่มีเฟสตรงข้ามกับความถี่ธรรมชาติของการสั่นขณะนั้นได้ดีกว่าความเร็วสูงสุดของมอเตอร์จึงเป็นเหตุให้เฟสของการสั่นของเครื่องจำลองการสั่นถูกหักล้างได้มีประสิทธิภาพมากกว่า

จากในช่วงแรกของการวิจัยซึ่งเป็นการทดลองของอุปกรณ์ช่วยลดการสั่นกับเครื่องจำลองการสั่น ในส่วนของการวิจัยช่วงที่สองเป็นการวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์สำหรับลดอาการสั่นในผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน และได้มีการทดสอบการใช้อุปกรณ์ร่วมกับผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน ซึ่งจากการทดลองพบว่าผู้ป่วยโรคพาร์กินสันมีความถี่ในการสั่นของมือเฉลี่ยอยู่ที่ 3.9 Hz ซึ่งสอดคล้องกับสมมติฐานในการสร้างเครื่องจำลองการสั่นในช่วงแรกของการทดลอง

ในส่วนของคุณสมบัติของอุปกรณ์ในการลดอาการสั่นของมือในผู้ป่วยโรคพาร์กินสัน ที่ได้มีการใช้กับผู้ป่วยจริง ซึ่งในการทดลองได้แนะนำให้ผู้ป่วยทำท่าทางต่าง ๆ ที่ได้มีการออกแบบไว้สำหรับทำการทดลอง รวมถึงการทดลองภายใต้เงื่อนไขต่าง ๆ พบว่าอุปกรณ์สามารถลดอาการสั่นของมือในผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์กินสัน โดยตรวจวัดเป็นค่าความแรงและความถี่ในการสั่นของผู้ป่วยได้จริง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในแนวแกน Y พบว่าสามารถลดการสั่นได้ในทุกเงื่อนไขของการทดลอง สอดคล้องกับความสามารถของอุปกรณ์ที่ได้ทำการทดลองในช่วงแรกของการวิจัย ซึ่งจะเห็นผลชัดที่สุดในแนวแกนหมุน Y โดยสามารถลดความถี่ในการสั่นได้ร้อยละ 8.146 และสามารถลดความแรงของการสั่นได้ถึงร้อยละ 70.589 และจากแผนภูมิแท่งแสดงการเปรียบเทียบ ประสิทธิภาพในการลดแรงสั่น ระหว่างใช้อุปกรณ์ลดการสั่นกับเครื่องจำลองการสั่น และเมื่อใช้อุปกรณ์ลดการสั่นกับผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์กินสัน พบว่าร้อยละของประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นของอุปกรณ์ มีประสิทธิภาพมากขึ้นเมื่อใช้กับผู้ป่วยจริง โดยดูจากค่า Root Mean Square (RMS) ซึ่งเป็นผลรวมจากการคำนวณแรงสั่นจากทั้งในแกน X, Y และ Z เพื่อให้มองเห็นภาพรวม

โดยสรุป จากการทดลองจริงกับผู้ป่วยที่เป็นโรคพาร์กินสันพบว่าอุปกรณ์ลดแรงสั่นของมือสามารถลดแรงสั่นจากมือของผู้ป่วยให้น้อยลงได้จริงในเชิงปริมาณที่วัดได้จากเซ็นเซอร์ แต่เมื่อมองดูจากลักษณะทางกายภาพภายนอก จะพบว่าอุปกรณ์ยังไม่สามารถยับยั้งการสั่นของมือผู้ป่วยได้ดีเท่าที่ควรในบางกรณี ทั้งนี้เนื่องจากลักษณะการสั่น และความรุนแรงในการสั่นของผู้ป่วยที่ไม่คงที่ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น การกินยาตามคำสั่งแพทย์ สภาพของจิตใจและร่างกายขณะทำการทดลอง มีผลทำให้ความรุนแรงในการสั่นเพิ่มมากขึ้นหรือน้อยลงไม่คงที่ ซึ่งอุปกรณ์ลดการสั่นที่สร้างขึ้นสามารถลดแรงสั่นได้ในระดับหนึ่งเท่านั้น และหากเป็นการสั่นที่รุนแรงมาก ๆ ในทางกายภาพ จะไม่สามารถทำให้เห็นผลว่าอุปกรณ์มีประสิทธิภาพในการลดแรงสั่นได้ชัดเจนนัก โดยจะต้องมีการพัฒนาต่อไป

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

### 5.2.1 ส่วนของฮาร์ดแวร์

เนื่องจากส่วนประกอบโดยรวมในส่วนของตัวอุปกรณ์ยังมีขนาดใหญ่ ซึ่งยังไม่เหมาะกับการใส่และใช้งานในชีวิตประจำวัน ควรพัฒนาให้มีขนาดเล็กลง โดยอาจเปลี่ยนจากการใช้มอเตอร์ตัวใหญ่ 1 ตัว เป็นการใช้มอเตอร์ขนาดเล็กหลาย ๆ ตัวแทน โดยอาจจะเปลี่ยนตำแหน่งและลักษณะการวาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของมอเตอร์เพื่อให้สามารถสร้างแรงต้านการสั่นให้มีประสิทธิภาพยิ่งขึ้น และยังสามารถลดการใช้พลังงานลงได้เป็นผลให้สามารถลดขนาดของแหล่งจ่ายพลังงานลงได้อีก นอกจากนี้ในส่วนของสายรัดที่ใช้ในการยึดติดระหว่างตัวอุปกรณ์กับมือของผู้ป่วยควรออกแบบให้สามารถใช้ได้กับทุกเพศทุกวัย โดยอาจทำเป็นสายรัดข้อมือที่สามารถปรับระดับให้เหมาะสมกับมือของผู้ป่วยคนใดก็ได้ และในส่วนของอุปกรณ์ที่ใช้ในการประมวลผลเช่นตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ เช่น เซอร์ และ แบตเตอรี่ สามารถออกแบบให้มีขนาดเล็กลงได้อีกโดย การปรับเปลี่ยนอัลกอริทึมที่ใช้ในการควบคุมความเร็วของมอเตอร์ และอาจจะเปลี่ยนจากการใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์หรือ เซอร์สำเร็จรูปที่มีขายอยู่ตามตลาดทั่วไป เป็นการออกแบบตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ หรือ เซอร์ ให้เหมาะสมกับงานเอง จะทำให้ตัวอุปกรณ์มีขนาดเล็กลงเป็นอย่างมาก

### 5.2.2 ส่วนของซอฟต์แวร์

เนื่องจากระบบการส่งสัญญาณผ่าน Bluetooth เข้าไปยังแอปพลิเคชันที่สร้างขึ้นด้วยโปรแกรม Matlab ยังไม่สามารถเชื่อมต่ออุปกรณ์บลูทูธได้ทันที จึงควรออกแบบแอปพลิเคชันด้วยโปรแกรมอื่นเช่น Visual Studio ซึ่งมีประสิทธิภาพในด้านความเร็วในการเชื่อมต่อ รับส่งสัญญาณกับระบบ Bluetooth ได้ดีกว่า แต่อาจมีข้อเสียตรงที่ไม่สามารถประมวลผลสัญญาณทางคณิตศาสตร์ได้ด้วยตัวเอง และในส่วนของอัลกอริทึมที่ใช้ในการควบคุมความเร็วของมอเตอร์แบบอัตโนมัติ นั้น ยังเป็นการควบคุมอย่างง่าย ด้วยการใช้ระดับความแรงของการสั่นเป็นตัวควบคุมความเร็วของมอเตอร์ จึงควรพัฒนาในส่วนนี้ต่อให้มีความฉลาดมากขึ้น โดยอาจจะใช้โมเดลทางคณิตศาสตร์ในเรื่องของ Neural Network มาประยุกต์ใช้กับระบบควบคุมแบบอัตโนมัติให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น

## เอกสารอ้างอิง

พญ.เด่นหล้า ปาลเดชพงศ์. *Parkinson Disease*. สาขาวิชาการบริหารผู้ป่วยนอก ภาควิชาอายุรศาสตร์ : คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล.

พตท.หญิง ชลดา ดิษฐ์ชกิจ . (2552), *ประสบการณ์การมีชีวิตร่วมอยู่กับโรคพาร์กินสันของผู้สูงอายุไทย*. วิทยานิพนธ์ปริญญาพยาบาลศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาการพยาบาลผู้สูงอายุ คณะพยาบาลศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

รศ.นพ.รุ่งโรจน์ พิทยศิริ. *คู่มือพาร์กินสัน*. ISBN 978-616-7287-26-3

ศ.นพ.นิพนธ์ พวงวรินทร์. *โรคพาร์กินสัน*.

ศูนย์รักษาโรคพาร์กินสัน และกลุ่มโรคความเคลื่อนไหวผิดปกติ (2553). *คู่มือแนวทางการวินิจฉัยและรักษาโรคพาร์กินสันสำหรับแพทย์ในเวชปฏิบัติ (CLINICAL PRACTICE GUIDELINE FOR DIAGNOSIS AND MANAGEMENT OF PARKINSON'S DISEASE)*. ISBN 978-616-7287-74-4

สิทธิ เพชรรัชตะชาติ . (2555), *การตรวจวัดและวิเคราะห์ท่าทางการสั่นในผู้ป่วยพาร์กินสันที่เกิดขึ้นเอง*. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาอายุรศาสตร์ ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

Andrea Castaneda et al., (2009). *Stead-Ease | Final Design Summaries*. Department of Biomedical Engineering, Comlumbia University.

Jason Winters et al. *Wearable Essential Tremor Solution* Biomedical Engineering, University of Florida

K Ray Chaudhuri and William G Ondo (2009). *Handbook of Movement Disorders*. Current Medicine Group, 236 Gray's Inn Road, London, WC1X 8HL, UK

K. Ray Chaudhuri and William G. Ondo (2010). *Movement Disorders in Clinical Practice*. Springer Dordrecht Heidelberg London New York

Md Nafiul Alam et al., (2016). *Tremor Quantification of Parkinson's Disease – A Pilot Study*. IEEE International Conference on Electro Information Technology (EIT)

NINDS (2012). *Tremor Fact Sheet*. NIH Publication No. 12-4734

Parkinson J. *Essay on the shaking palsy*. London: Sheerwood, Neely and Jones; 1817.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Pushkar Deshpande (2016) *Tremor Suppression with Shape Memory Alloy Vibration Absorber* (Master's thesis, Lyles College of Engineering, California State University, Fresno). Retrieved from <https://repository.library.fresnostate.edu>

Robert A Hauser. *Parkinson Disease Treatment & Management*. Retrieved from <http://www.medscape.com>

Suprio Bhattacharya et al., (2015). 'sHaKe\_n\_SCALE': A Measurement system of motor characteristics of Parkinson's Disease. IEEE Virtual Conference on Applications of Commercial Sensors (VCACS)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ก

### Scales in Parkinson's disease

#### Introduction

The UPDRS (Unified Parkinson's disease rating score), Hoehn & Yahr and Schwab & England scales are the scales in common practice for Parkinson's disease. Their utility is that they objectively rate an individual patient's disability at a particular moment in time. Each scale score is a reflection of disease burden on the individual patient and is useful in describing disease progression and treatment response with time.

The UPDRS is scored from a total of 195 points; higher scores reflect worsening disability.

---

#### Modified Hoehn and Yahr staging

<b>Stage 0</b>	No signs of disease
<b>Stage 1</b>	Unilateral disease
<b>Stage 1.5</b>	Unilateral plus axial involvement
<b>Stage 2</b>	Bilateral disease, without impairment of balance
<b>Stage 2.5</b>	Mild bilateral disease, with recovery on pull test
<b>Stage 3</b>	Mild to moderate bilateral disease; some postural instability; physically independent
<b>Stage 4</b>	Severe disability; still able to walk or stand unassisted
<b>Stage 5</b>	Wheelchair bound or bedridden unless aided

---

#### Schwab & England Activities of Daily Living scale

<b>100%</b>	Completely independent. Able to do all chores w/o slowness, difficulty, or impairment. Essentially normal. Unaware of any difficulty.
<b>90%</b>	Completely independent. Able to do all chores with some degree of slowness, difficulty and impairment. May take twice as long. Beginning to be aware of difficulty.
<b>80%</b>	Completely independent in most chores. Takes twice as long. Conscious of difficulty and slowing.
<b>70%</b>	Not completely independent. More difficulty with some chores. X 3-4 as long in some. May spend a large part of the day with chores.
<b>60%</b>	Some dependency. Can do most chores, but exceedingly slowly and with much effort. Errors, some impossible.
<b>50%</b>	More dependent. Help with 1/2 of chores. Difficulty with everything.
<b>40%</b>	Very dependant. Can assist with all chores but few alone.
<b>30%</b>	With effort, now and then does a few chores alone or begins alone. Much help needed.
<b>20%</b>	Nothing alone. Can do some slight help with some chores. Severe invalid.
<b>10%</b>	Totally dependant, helpless. Complete invalid.
<b>0%</b>	Vegetative functions such as swallowing, bladder and bowel function are not functioning. Bedridden.

---

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Unified Parkinson's disease Rating Scale (UPDRS)

<p><b>I Mentation, Behaviour &amp; Mood</b></p> <p><b>1 Intellectual impairment</b>  0 = none  1 = mild, consistent forgetfulness  2 = moderate, difficulty with complex problems  3 = severe, disorientation for time &amp; place  4 = severe, help with personal care. Cannot be left alone</p> <p><b>2 Thought disorder</b>  0 = none  1 = vivid dreaming  2 = "benign" hallucination with insight retained  3 = hallucination or delusions without insight  4 = persistent hallucination, delusions, or florid psychosis</p> <p><b>3 Depression</b>  0 = not present  1 = periods of sadness or guilt &gt; normal, never sustained for days/weeks  2 = sustained depression for &gt;1 week  3 = vegetative symptoms (insomnia, anorexia, weight loss)  4 = vegetative symptoms and suicidal thoughts</p> <p><b>4 Motivation/Initiative</b>  0 = normal  1 = less assertive than usual, more passive  2 = loss of initiative/disinterest in elective activities  3 = loss of initiative/disinterest in routine activities  4 = withdrawn, complete loss of motivation</p> <p><u>Activities of Daily Living</u></p> <p><b>I Speech</b>  0 = Normal  1 = Mildly affected  2 = Moderately affected. Sometimes asked to repeat statements  3 = Severely affected. Frequently asked to repeat statements  4 = Unintelligible most of the time</p> <p><b>5 Salivation</b>  0 = Normal  1 = Slight saliva excess. Some night-time drooling  2 = Moderately excessive saliva; minimal drooling  3 = Marked excess saliva with some drooling  4 = Marked drooling, requires constant tissue/handkerchief</p> <p><b>6 Swallowing</b>  0 = Normal  1 = Rare choking  2 = Occasional choking  3 = Requires soft food  4 = Requires nasogastric tube or gastrostomy feeding</p> <p><b>7 Handwriting</b>  0 = Normal  1 = Slightly slow or small  2 = Moderately slow/small; all words are legible  3 = Severely affected; not all words are legible  4 = The majority of words are not legible</p> <p><b>8 Cutting food and handling utensils</b>  0 = Normal  1 = Somewhat slow and clumsy, but no help needed  2 = Can cut most foods slowly; some help needed  3 = Food must be cut by someone, but can still feed slowly  4 = Needs to be fed</p>	<p><b>10 Dressing</b>  0 = Normal  1 = Somewhat slow, but no help needed  2 = Occasional assistance with buttons, arms in sleeves  3 = Considerable help, can do some things alone  4 = Helpless</p> <p><b>11 Hygiene</b>  0 = Normal  1 = Somewhat slow, no help needed  2 = Help to shower/bathe  3 = Assistance for washing hair, brushing teeth &amp; hair  4 = Foley catheter or pads</p> <p><b>12 Turning in bed &amp; adjusting bed clothes</b>  0 = Normal  1 = Somewhat slow &amp; clumsy, no help needed  2 = Turns alone or adjusts sheets, but with difficulty  3 = Can initiate, but not turn or adjust sheets alone  4 = Helpless</p> <p><b>13 Falling</b>  0 = None  1 = Rare falling  2 = Occasionally falls, &lt; 1 per day  3 = Falls on average once per day  4 = Falls &gt; once per day</p> <p><b>14 Freezing when walking</b>  0 = None  1 = Rare freezing; may have start-hesitation  2 = Occasional freezing when walking  3 = Frequent freezing. Occasional falls resulting  4 = Frequent falls from freezing</p> <p><b>15 Walking</b>  0 = Normal  1 = Mild difficulty. May not swing arm or may drag leg  2 = Moderate difficulty, but requires no assistance  3 = Severe disturbance, requires assistance  4 = Cannot walk, even with assistance</p> <p><b>16 Tremor (Symptomatic complaint in any body part)</b>  0 = Absent  1 = Slight &amp; infrequently present  2 = Moderate; bothersome to patient  3 = Severe; interferes with many activities  4 = Marked; interferes with most activities</p> <p><b>17 Sensory complaints relating to parkinsonism</b>  0 = None  1 = Occasional numbness, tingling or aching  2 = Frequent numbness, tingling or aching  3 = Frequent painful sensations  4 = Excruciating pain</p> <p style="text-align: center;"><b>III</b></p> <p><b>18 Motor examination</b></p> <p><b>Speech</b>  0 = Normal  1 = Slight loss of expression, diction or volume  2 = Monotone, slurred but understandable  3 = Marked impairment, difficult to understand  4 = Unintelligible</p> <p><b>19 Facial expression</b>  0 = Normal  1 = Minimal hypomimia, could be 'poker face'  2 = Definite diminution of expression  3 = Moderate hypomimia; lips parted some of the time  4 = Masked or fixed facies; lips parted ¼ inch or more</p>
---	--

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ข

- ส่วนประกอบที่เกี่ยวข้องกับชิ้นงาน

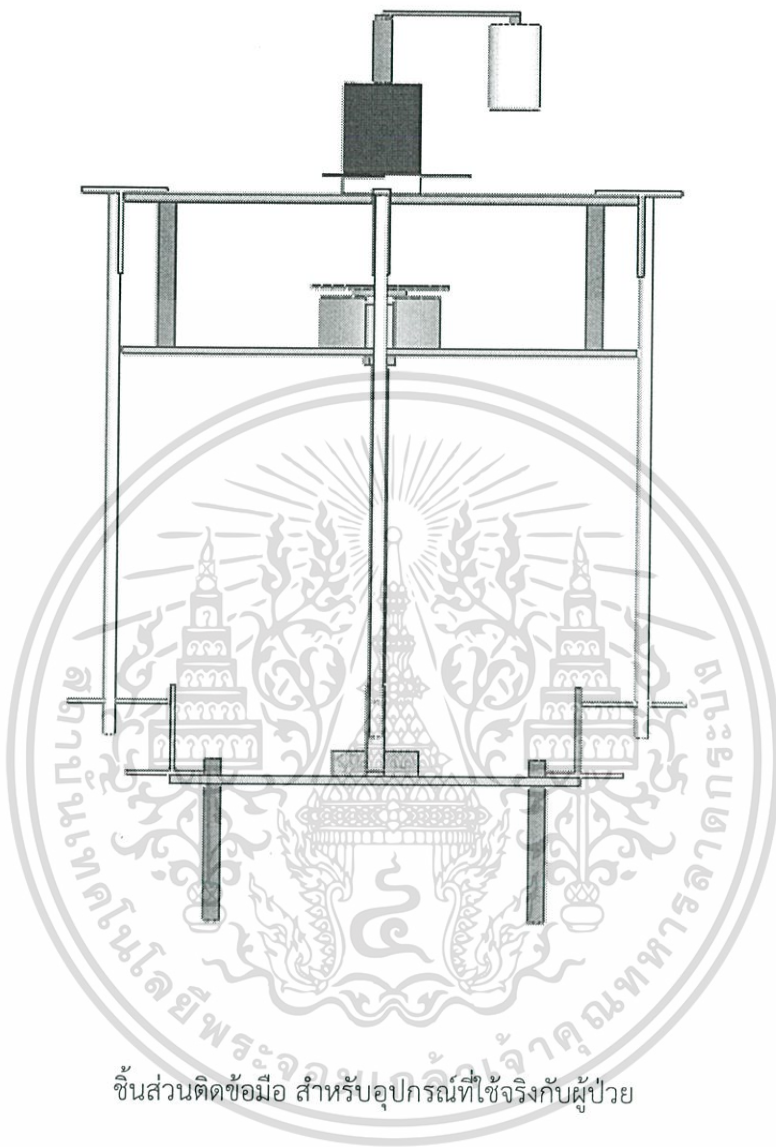
ภาพต้นแบบของอุปกรณ์ (Concept Design)



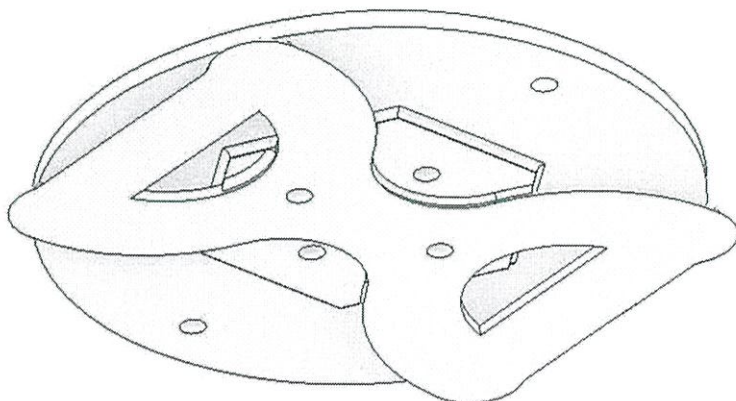
เฟรมอุปกรณ์ต้นแบบ ใช้ทดลองกับเครื่องจำลองการสั่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพด้านข้างของเครื่องจำลองการสั้น

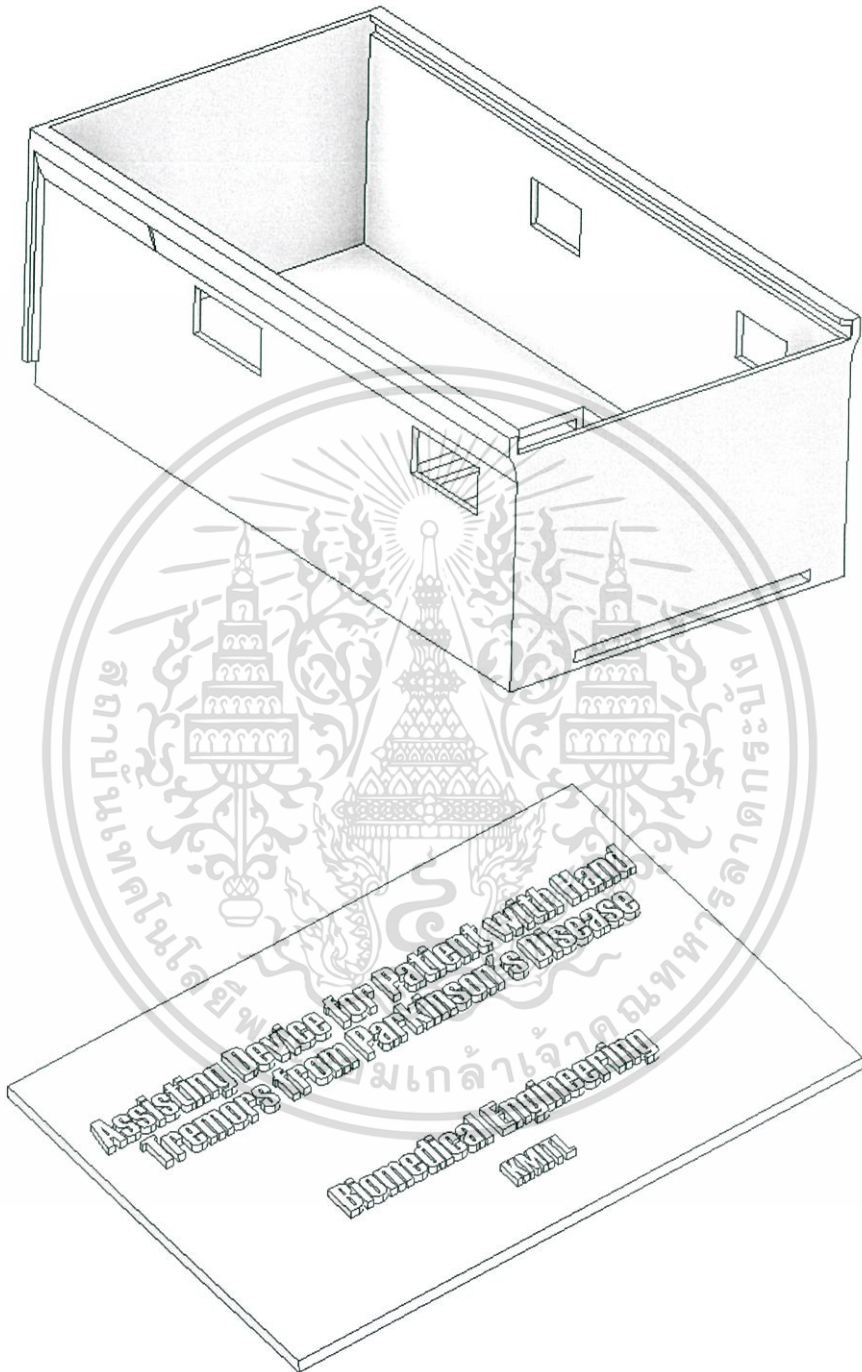


ชิ้นส่วนติดข้อมือ สำหรับอุปกรณ์ที่ใช้จริงกับผู้ป่วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กล่องคาดเอวของส่วนควบคุมอัตโนมัติ พร้อมฝาปิด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ภาคผนวก ค

### ▪ ข้อมูลผู้ป่วยพาร์กินสันที่ทำการทดสอบเครื่อง

ชื่อ-สกุล: นายสมศักดิ์ ก้านเหลือง

อายุ : 64 ปี

เพศ : ชาย

มือข้างที่ถนัด : ซ้าย

โรคประจำตัว : ไม่มี

ประวัติอาการสั่นในครอบครัว : ไม่มี

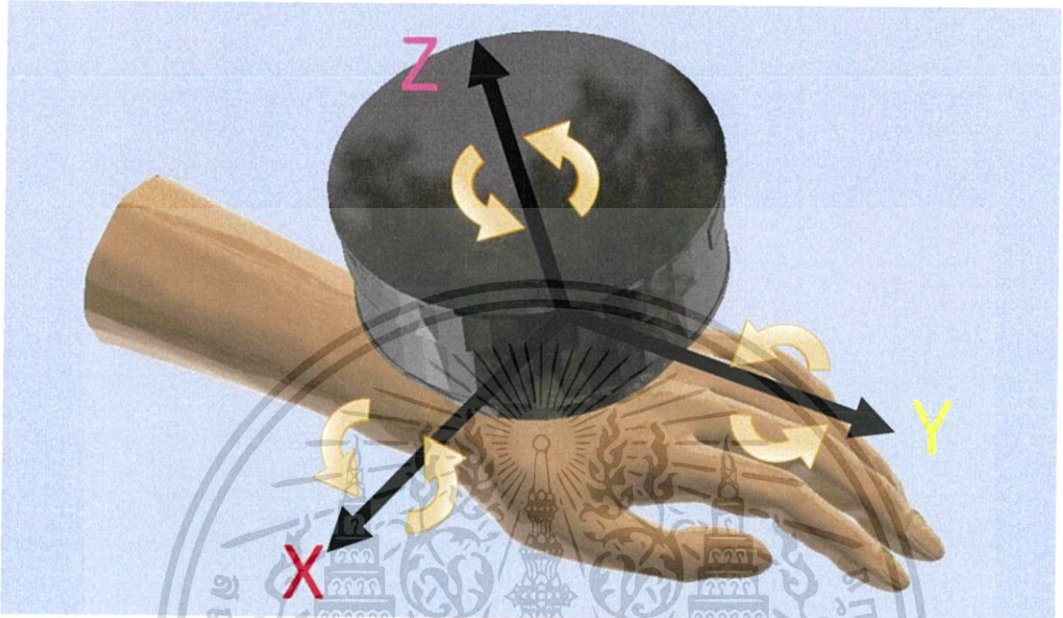
บริเวณที่พบอาการสั่น : มือ แขน และ ขา

เริ่มมีอาการ : พ.ศ. 2547

ช่วงเวลาที่เกิดอาการ : ช่วงที่ทำงานหนัก อากาศร้อน จะเริ่มมีอาการจากมือก่อน  
ยาที่รับประทานปัจจุบัน : วันละ 8 มื้อ ก่อน และ หลังอาหารสามเวลา พร้อมก่อน  
เข้านอน และหลังตื่นนอน

## ภาคผนวก ง

- แนวแกนติดตั้งอุปกรณ์กับผู้ป่วย และแนวในการทดสอบ

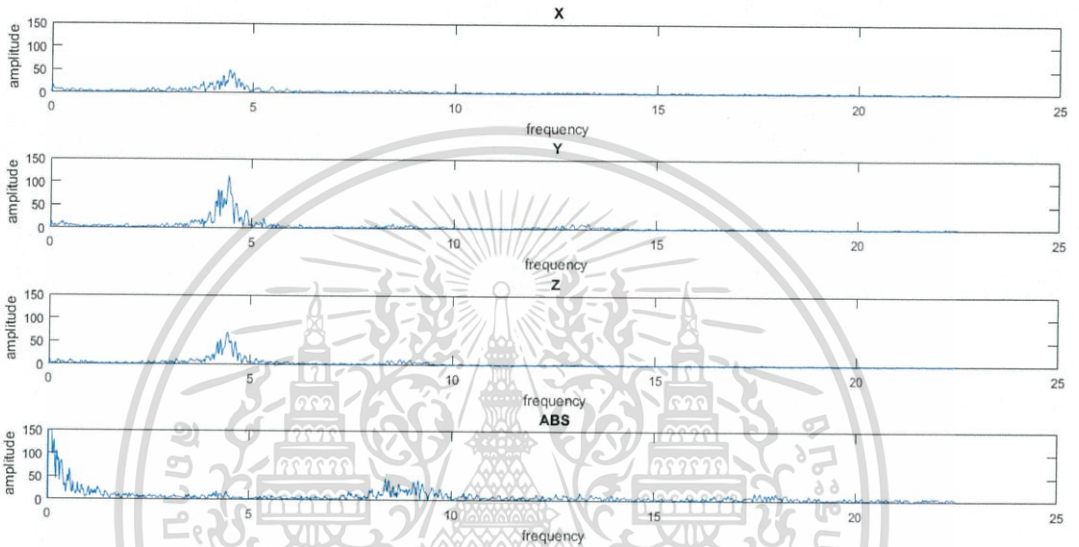


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

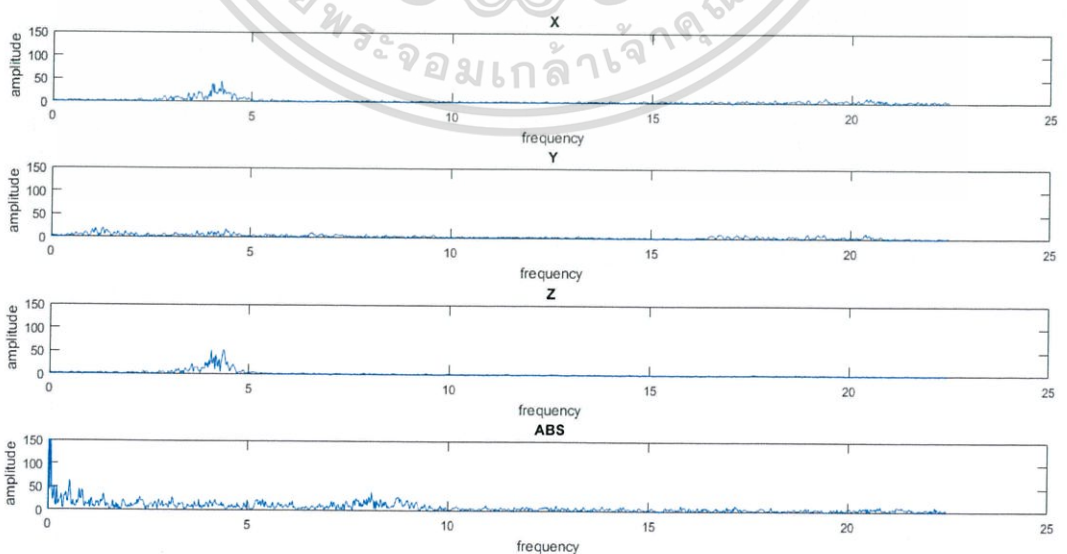
## ภาคผนวก จ

- กราฟสเปกตรัมความถี่ (Frequency) และความแรงในการสั่น (Amplitude) ของผลการทดสอบในแต่ละกรณี

Bending Elbows (Device on the Wrist) | OFF

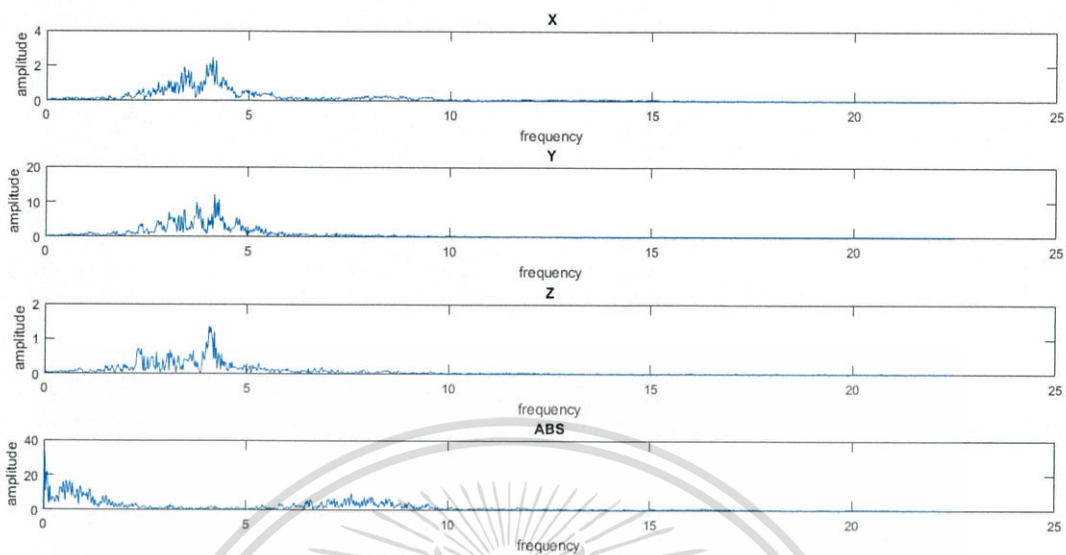


Bending Elbows (Device on the Wrist) | ON

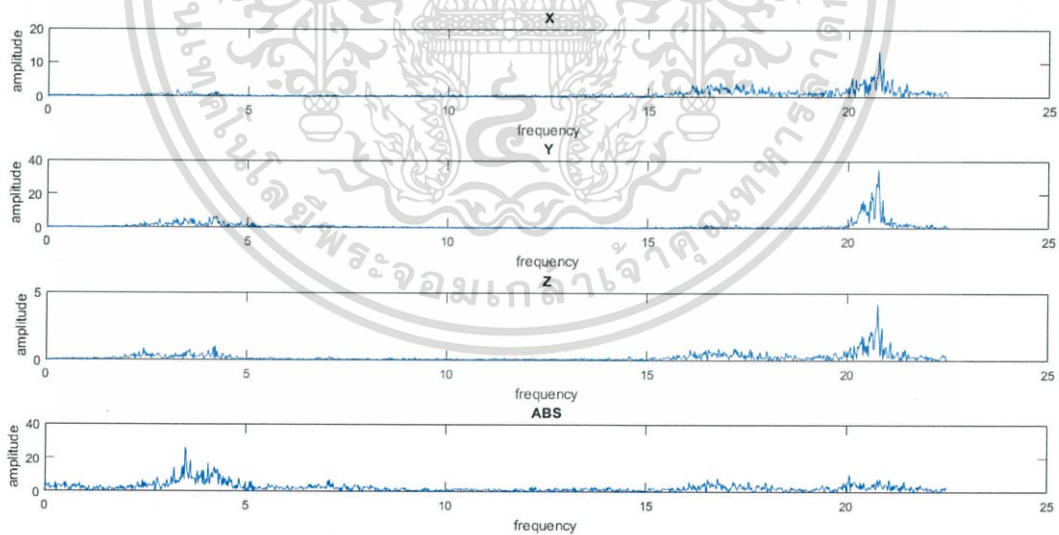


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Arms on Laps (Device on the Wrist) | OFF

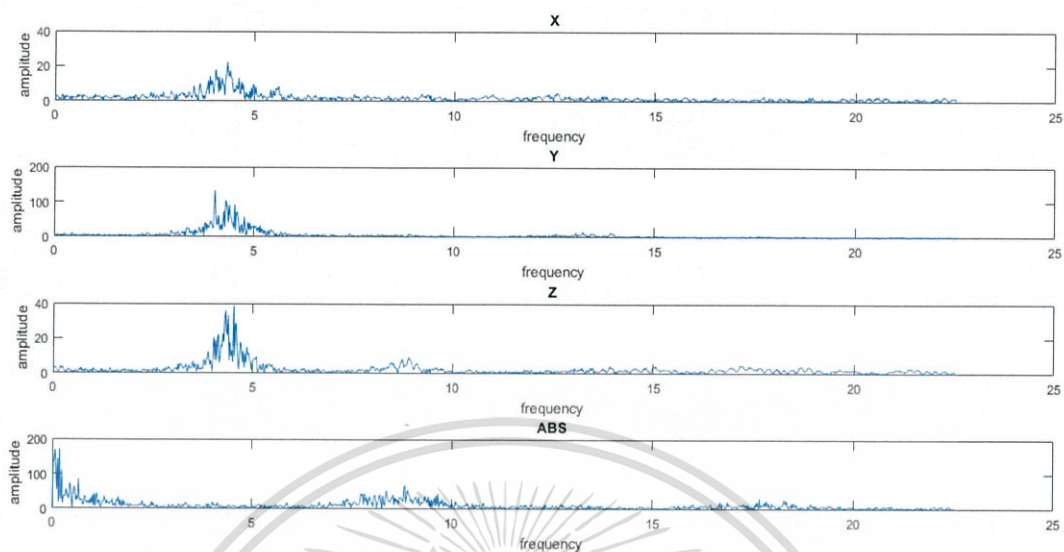


## Arms on Laps (Device on the Wrist) | ON

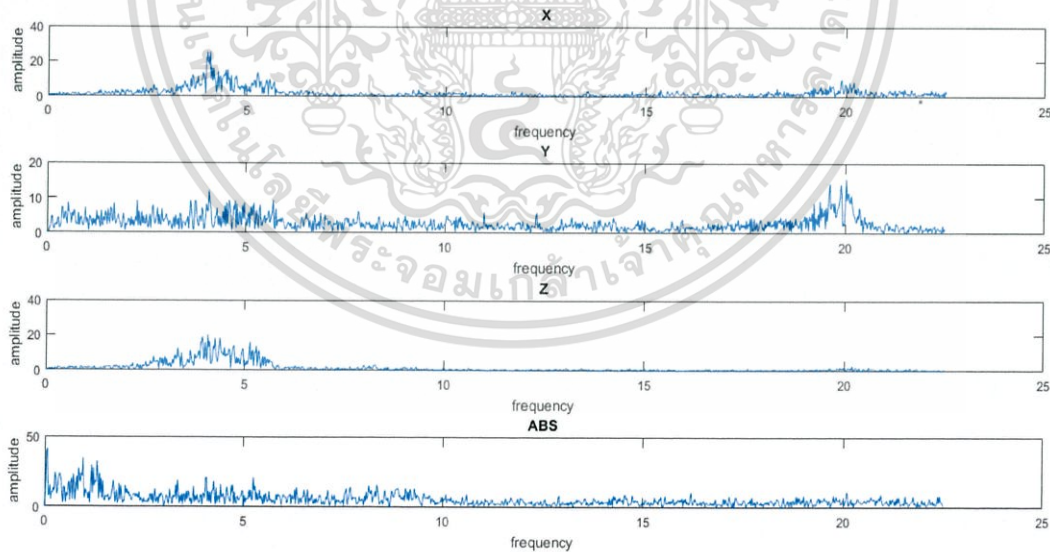


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Stretching Arms (Device on the Wrist) | OFF

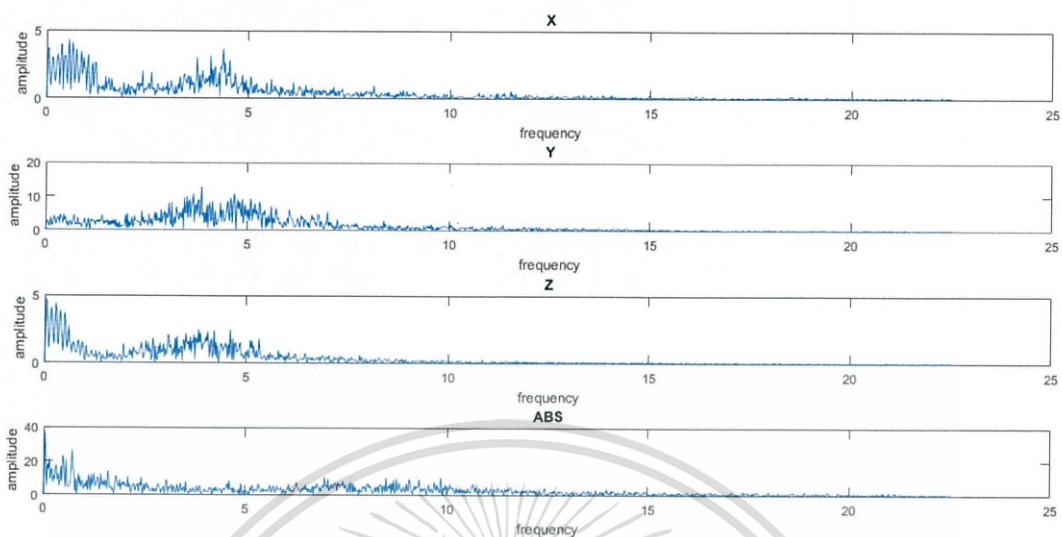


## Stretching Arms (Device on the Wrist) | ON

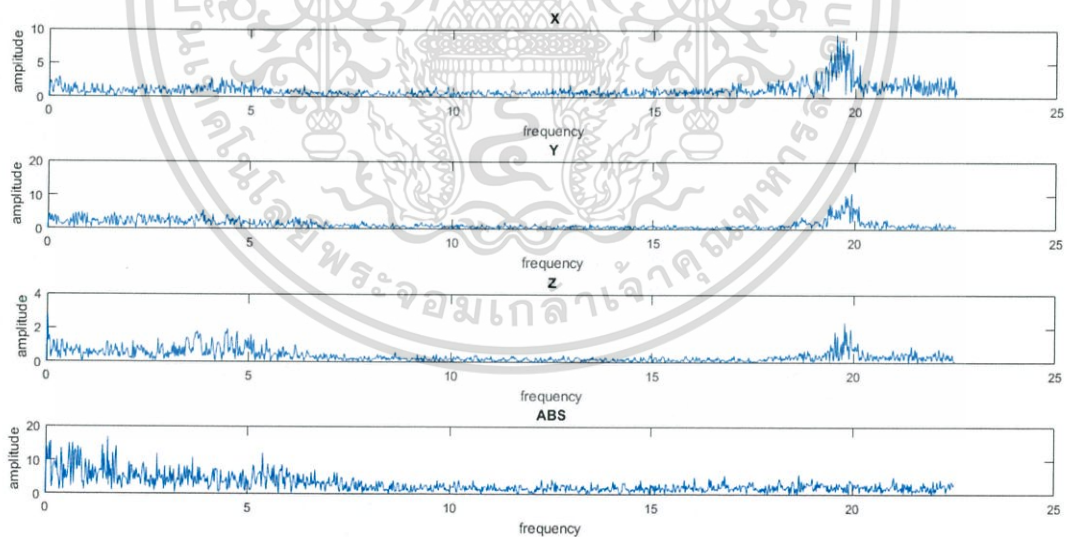


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Writing Name (Device on the Wrist) | OFF

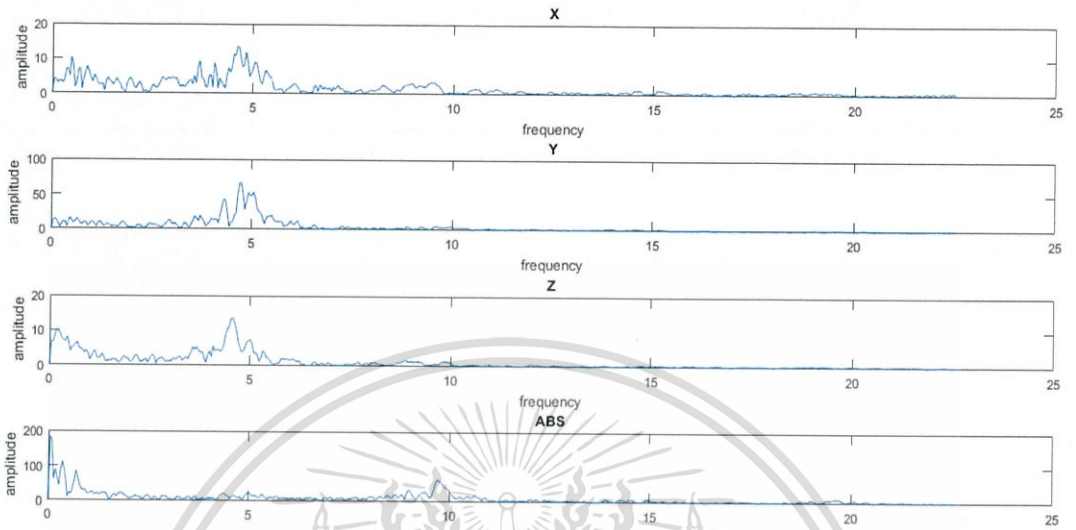


## Writing Name (Device on the Wrist) | ON

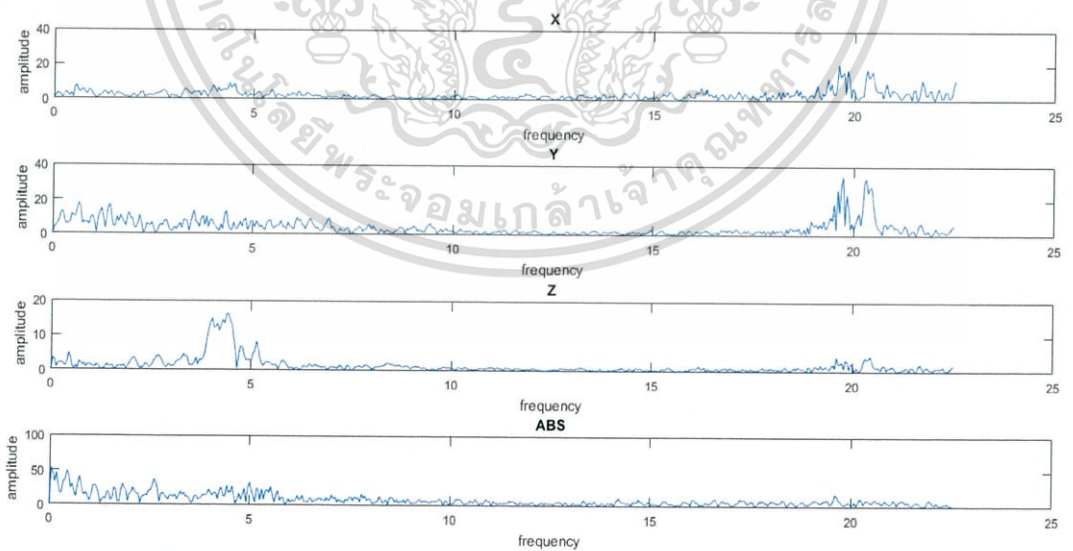


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## Drawing Shell (Device on the Wrist) | OFF

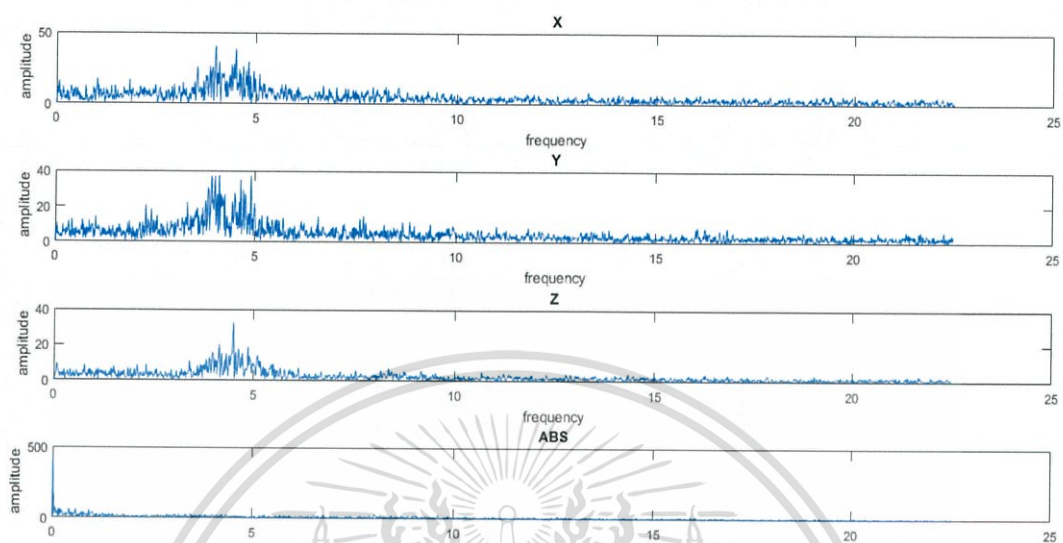


## Drawing Shell (Device on the Wrist) | ON

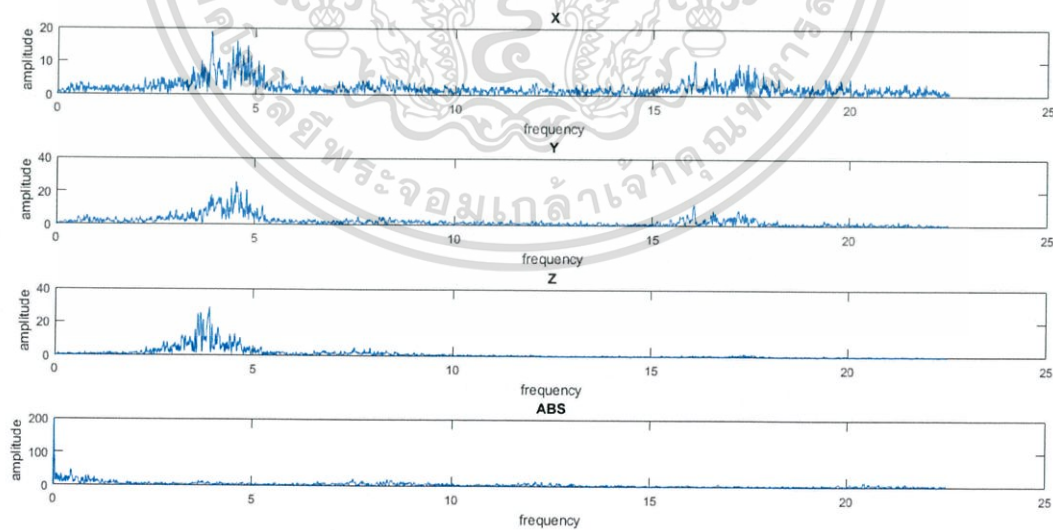


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Stretching Arms (Device Place on the Back Palm) | OFF

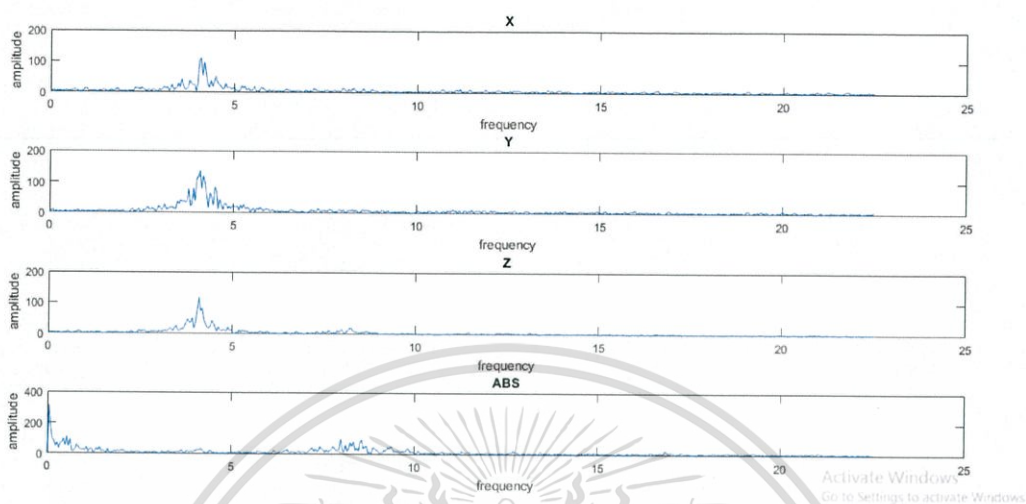


### Stretching Arms (Device Place on the Back Palm) | ON

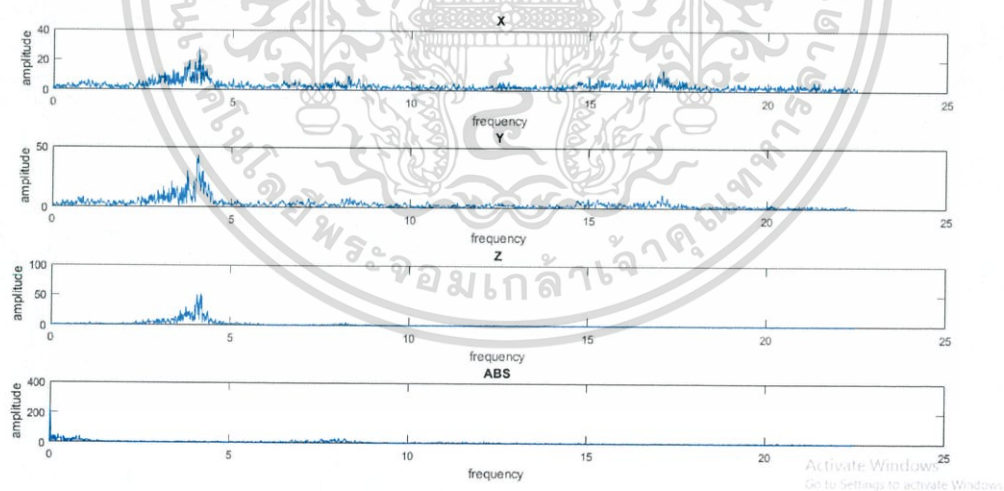


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Bending Elbows (Device Place on the Back Palm) | OFF

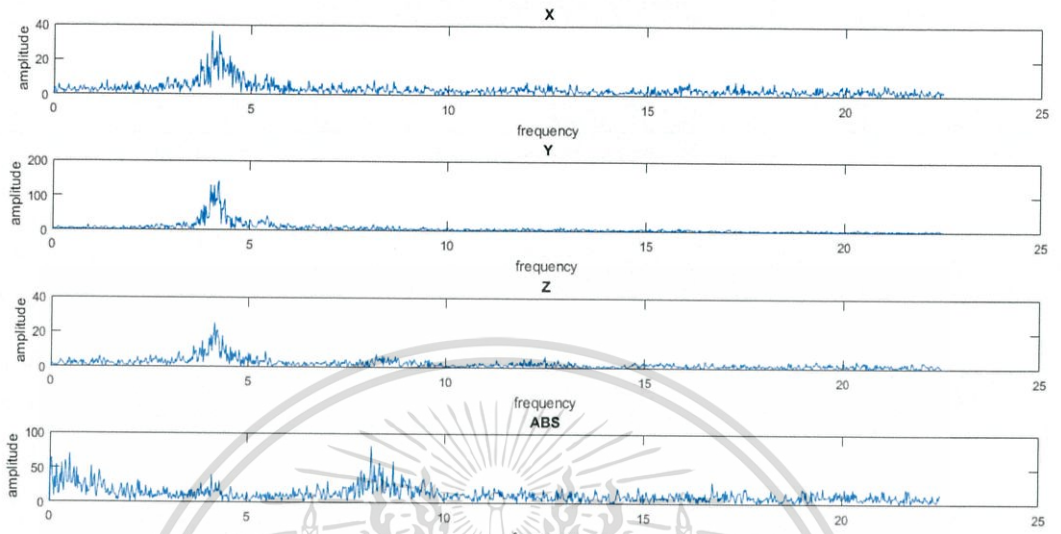


### Bending Elbows (Device Place on the Back Palm) | ON

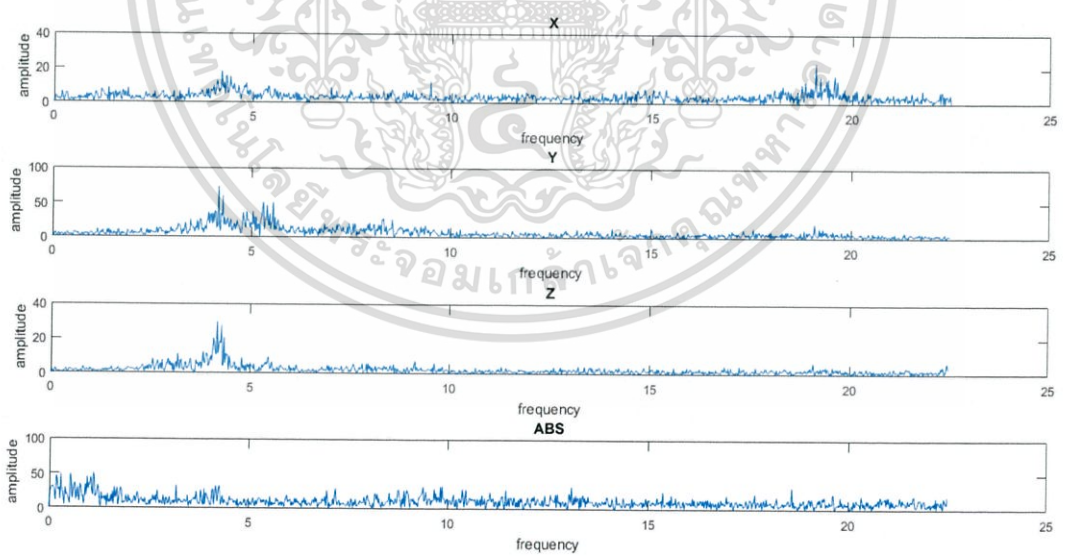


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Stretching Arms with Device's Angles Variation (Device on the Wrist) | OFF

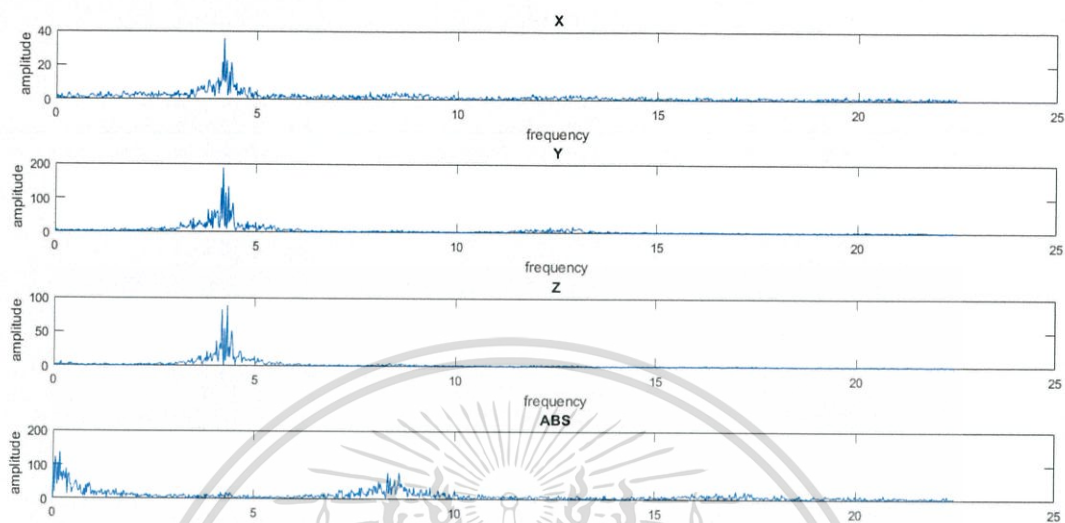


### Stretching Arms with Device's Angles = $0^\circ$ (Device on the Wrist) | ON

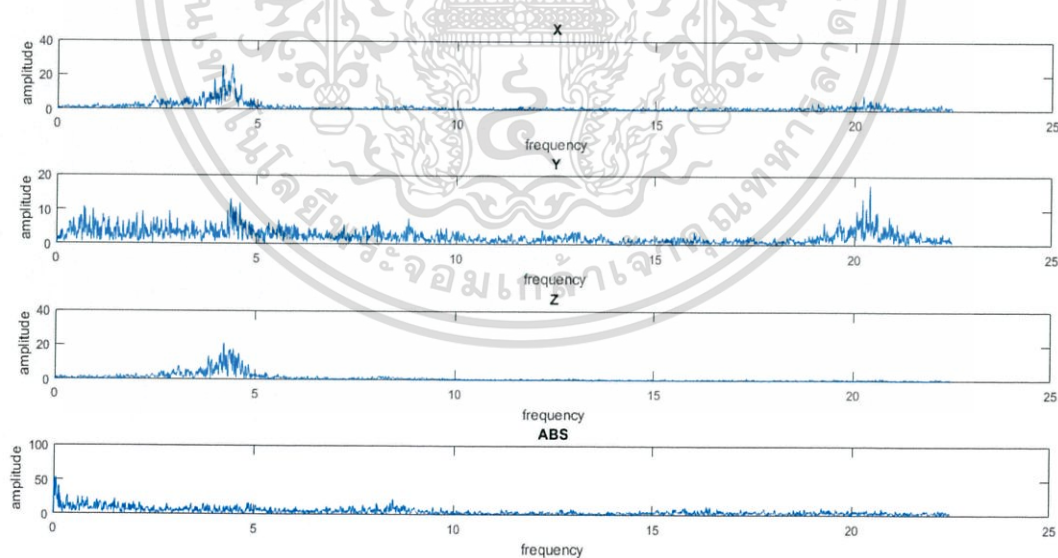


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Stretching Arms with Device's Angles Variation (Device on the Wrist) | OFF

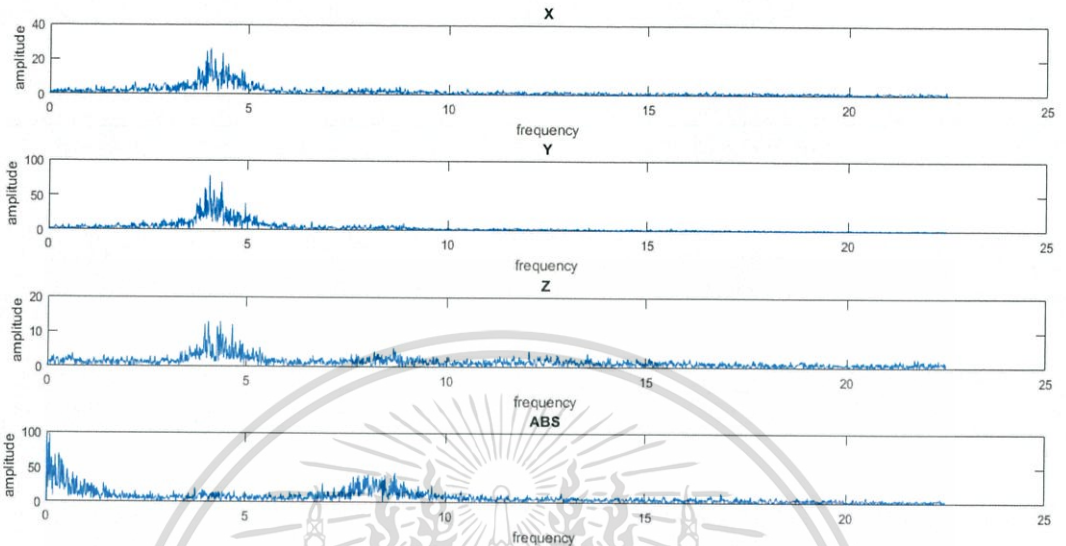


### Stretching Arms with Device's Angles = 20° (Device on the Wrist) | ON

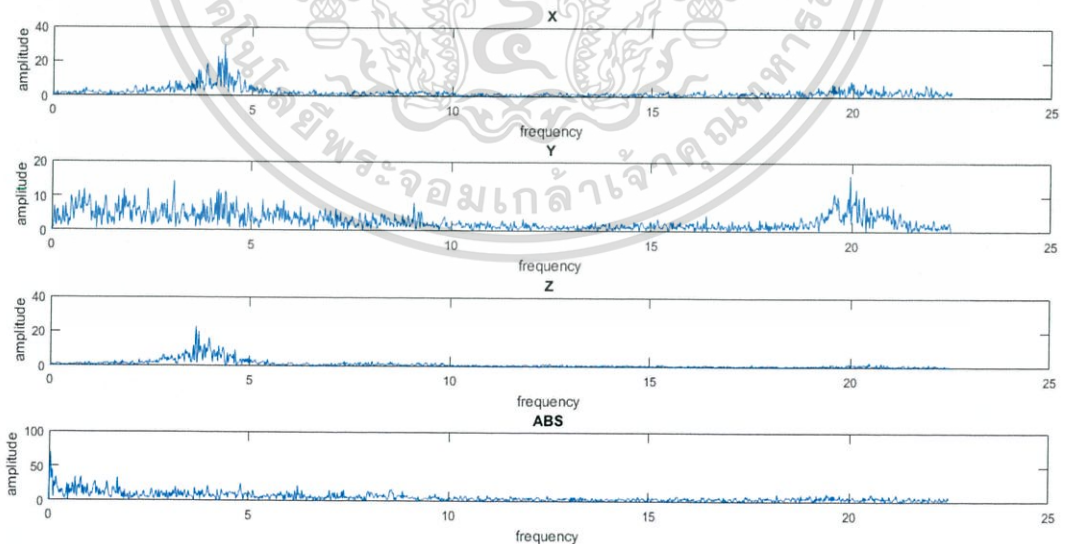


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Stretching Arms with Device's Angles Variation (Device on the Wrist) | OFF

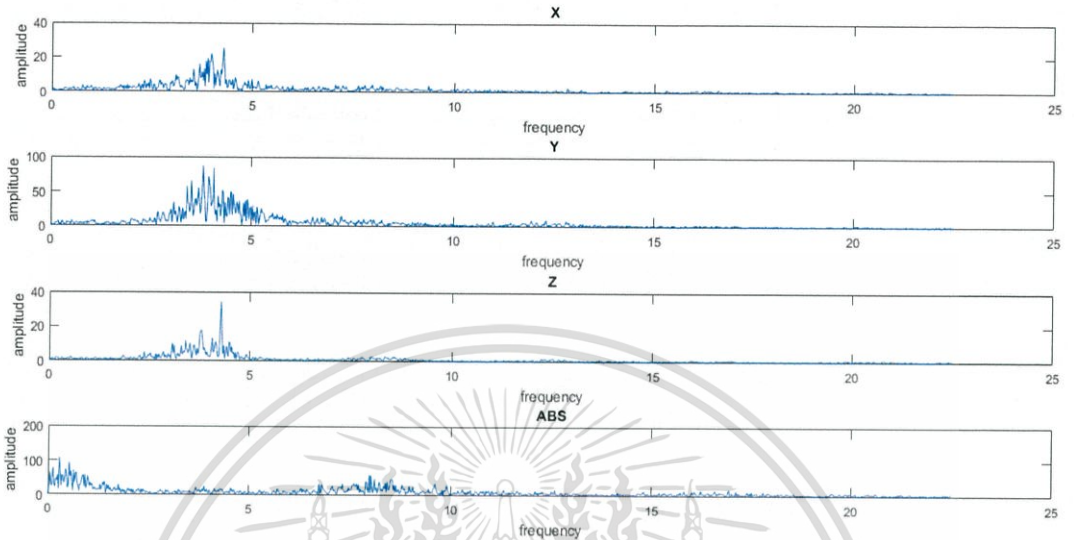


### Stretching Arms with Device's Angles = $-20^\circ$ (Device on the Wrist) | ON

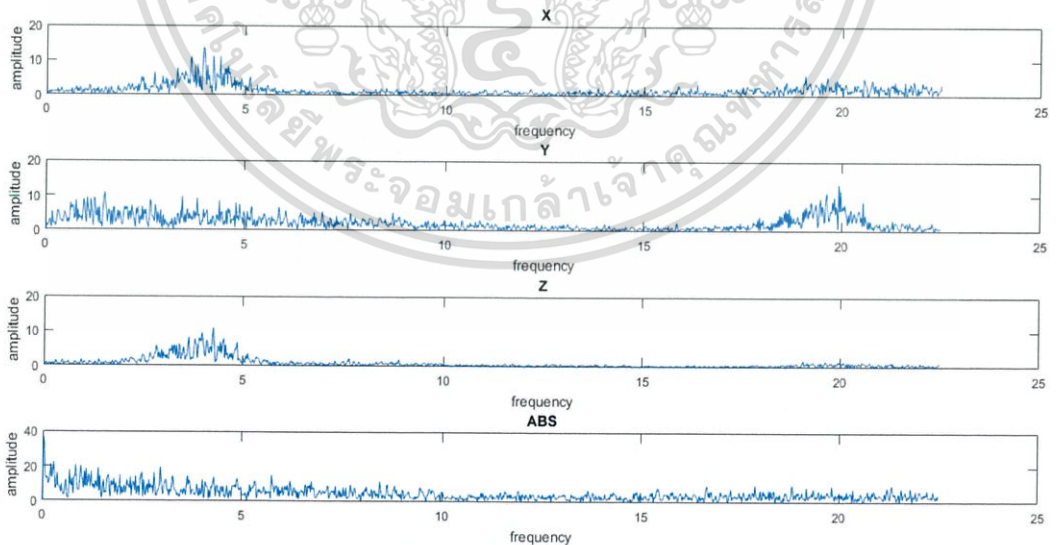


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Stretching Arms with Device's Strengths Variation (Device on the Wrist) | OFF

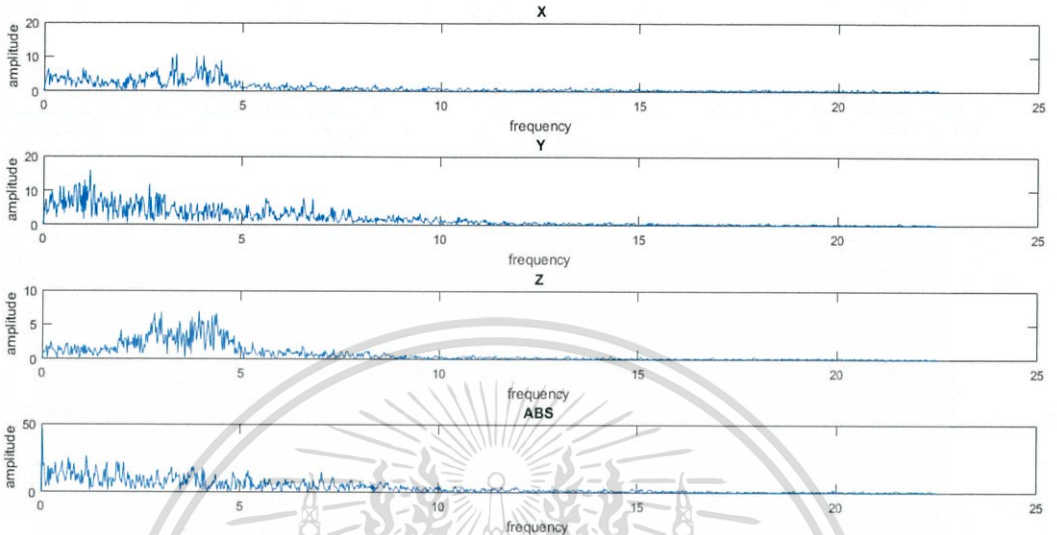


### Stretching Arms with Device's Strengths = MAX (Device on the Wrist) | ON

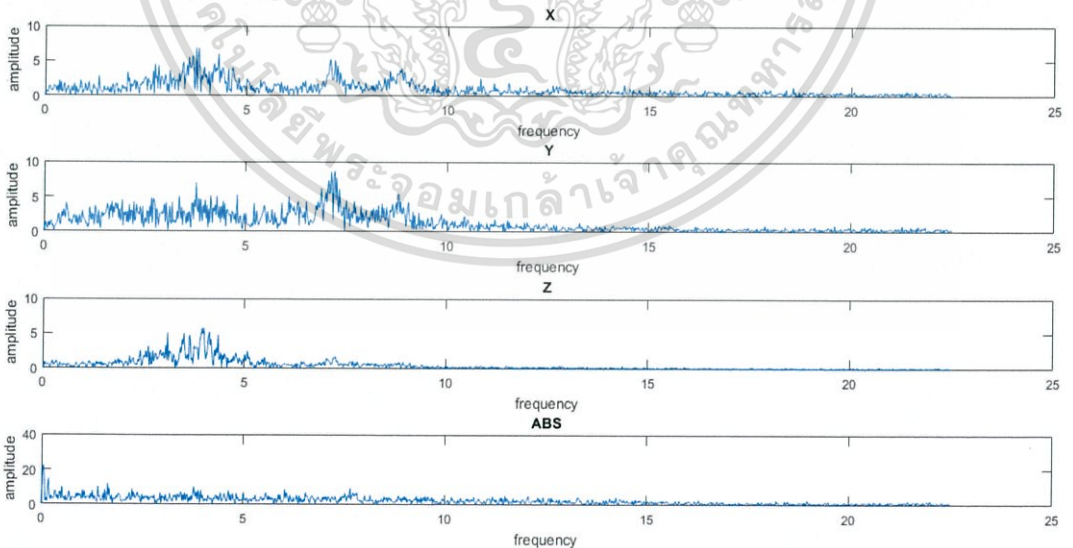


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### Stretching Arms with Device's Strengths = MED (Device on the Wrist) | ON



### Stretching Arms with Device's Strengths = MIN (Device on the Wrist) | ON



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้