ระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม
Fall Risk Assessment System

กิตติพงศ์ มนธีอินทรศักดิ์
Kittipong Montheeintarasak
ศรัณย์ บันลือธัญลักษณ์
Saran Bunluetunyaluk
อรรถพล บุญนิธิดิลก
Atthaphon Boonnithidilok

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2559

ระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม

Fall Risk Assessment System

กิตติพงศ์ มนธิอินทรศักดิ์

Kittipong Montheeintarasak

ศรัณย์ บันลือธัญลักษณ์

Saran Bunluetunyaluk

อรรถพล บุญนิธิดิลก

Atthaphon Boonnithidilok

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

ระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม

Falling Risk Detection System

โดย

กิตติพงศ์ มนธิอินทรศักดิ์

ศรัณย์ บันลือธัญลักษณ์

อรรถพล บุญนิธิดิลก

อาจารย์ที่ปรึกษา

ดร.เทอดศักดิ์ ลิ่วหาทอง

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2559

ปริญญานิพนธ์	ปีการศึกษา 2559
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะ	วิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เรื่อง	ระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม Fall Risk Assessment System

ผู้จัดทำ	นายกิตติพงศ์ มนธิอินทรศักดิ์		รหัสนักศึกษา 56010085
	นายศรัณย์ บันลือธัญลักษณ์		รหัสนักศึกษา 56011180
	นายอรรพล บุญนิธิดิลก		รหัสนักศึกษา 56011424

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(ดร.เทอดศักดิ์ ลิ่วหาทอง)

อาจารย์ที่ปรึกษา

หัวปริญญานิพนธ์	ระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม
นักศึกษา	นายกิตติพงศ์ มนธิอินทรศักดิ์ รหัสนักศึกษา 56010085
	นายศรัณย์ บันลือธัญลักษณ์ รหัสนักศึกษา 56011180
	นายอรรถพล บุญนิธิดิลก รหัสนักศึกษา 56011424
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
ปีการศึกษา	2559
อาจารย์ที่ปรึกษา	ดร. เทอดศักดิ์ ลิ่วหาทอง

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้มีจุดประสงค์คือออกแบบและสามารถนำระบบประเมินความเสี่ยงการล้มไปใช้งานได้ ระบบนี้ประกอบด้วยอุปกรณ์สวมใส่และโปรแกรมรวบรวมข้อมูล อุปกรณ์สวมใส่ใช้เพื่อวัดการเคลื่อนไหวร่างกายของผู้สูงอายุ อุปกรณ์นี้มีเซนเซอร์แรงเฉื่อย 6 มิติ (ความเร่ง 3 มิติ และความเร็วเชิงมุม 3 มิติ), โมดูลบลูทูธ, และไมโครคอนโทรเลอร์ ส่วนโปรแกรมรวบรวมข้อมูลใช้สำหรับรวบรวมข้อมูลสัญญาณของเซนเซอร์แรงเฉื่อยที่ส่งมาจากอุปกรณ์สวมใส่ได้ผ่านโมดูลบลูทูธ

Thesis Title	Fall Risk Assessment System		
Student	Mr. Kittipong	Montheeintarasak	Student ID 56010085
	Mr. Saran	Bunluetunyaluk	Student ID 56011180
	Mr. Atthaphon	Boonnithidilok	Student ID 56011424
Degree	Bachelor of Engineering		
Program	Electronics Engineering		
Year	2016		
Thesis Advisor	Dr. Thurdsak Leauhathong		

ABSTRACT

The purposes of this thesis are designing and implementing a fall risk assessment system. The system consists of a wearable device and a data collecting program. The wearable device is used to measure the body movement of an elderly subject. The device has a 6D inertia sensors (3-axis accelerometer and 3-axis gyroscope), Bluetooth module, and a microcontroller. The data collecting program is used to collect the inertia data which are sent from the wearable device via Bluetooth.

กิตติกรรมประกาศ

ปริญญานิพนธ์เรื่องระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม(Fall Risk Assessment System)นี้ การทำงานครั้งนี้คงไม่อาจสำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี ถ้าขาดคำแนะนำจากอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ ทั้งการเลือกใช้อุปกรณ์ต่างๆในการนำอุปกรณ์มาใช้งานและให้ความรู้ต่างๆที่สามารถนำมาใช้ประโยชน์กับปริญญานิพนธ์นี้ ดังนั้นทางผู้จัดทำจึงขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์ ดร. เทอดศักดิ์ ลิ่วหาทอง ที่ให้ความกรุณาผู้จัดทำทำให้การทำงานครั้งนี้ลุล่วงไปได้ด้วยดี

กิตติพงศ์ มนธิอินทรศักดิ์
ศรัณย์ บันลือธัญลักษณ์
อรรถพล บุญนิธิดิลก

สารบัญ

หน้า

สารบัญ(ต่อ)

หน้า

สารบัญรูป

รูปที่ **หน้า**

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่ **หน้า**

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การล้มเป็นสาเหตุหลักอย่างหนึ่งที่ทำให้คนสูงอายุได้รับบาดเจ็บ นอกจากจะส่งผลกระทบทางด้านร่างกาย ยังส่งผลกระทบต่อจิตใจต่อผู้สูงอายุ และครอบครัวด้วยเช่นกัน ผลกระทบของการหกล้มต่อร่างกาย อาจนำไปสู่การบาดเจ็บ หมดสติ รวมไปถึงการเสียชีวิต การล้มเป็นอุบัติเหตุที่สามารถป้องกัน หรือหลีกเลี่ยงได้หากสามารถทราบถึงความเสี่ยงที่จะเกิดการล้มได้ ทำให้ผู้สูงอายุ ผู้ดูแล และครอบครัวของผู้สูงอายุเองได้มีการเฝ้าระวังและป้องกันการหกล้มที่จะเกิดขึ้น

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

เพื่อสร้างระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ระบบประเมินความเสี่ยงการล้มสามารถประเมินความเสี่ยงในการล้มของผู้สูงอายุ เพื่อให้ผู้สูงอายุ ผู้ดูแล และครอบครัวของผู้สูงอายุ ได้มีการเฝ้าระวังและป้องกันอุบัติเหตุการล้ม ก่อนที่ผู้สูงอายุจะหกล้ม โดยระบบประเมินความเสี่ยงการล้มจะประกอบไปด้วย อุปกรณ์ที่มีเซนเซอร์แรงเฉื่อยที่ใช้วัดความเร่ง และความเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนไหว เพื่อนำข้อมูลที่ได้มาทำการวิเคราะห์และทำการประเมินความเสี่ยงการล้มของแต่ละบุคคล

1.4 ขอบเขตการวิจัย

โครงงานนี้จะทำการประเมินความเสี่ยงการล้ม โดยอาศัยข้อมูลสัญญาณความเร่ง และความเร็วเชิงมุมตามแนวแกนต่างๆของผู้ใช้ที่วัดได้ โดยการทดลองจะให้อาสาสมัครติดตัวส่งสัญญาณเซนเซอร์ความเฉื่อย ทำการเก็บข้อมูลโดยสมมติจากอิริยาบถต่างๆของอาสาสมัคร และบันทึกข้อมูลผ่านทางโปรแกรมที่จัดทำขึ้น เพื่อนำข้อมูลสัญญาณที่ได้มาทำการวิเคราะห์ประเมินหาความเสี่ยงของการล้ม

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม สามารถประเมินความเสี่ยงการล้มได้จริง เพื่อที่จะมีการเตรียมการเฝ้าระวังและป้องกันการหกล้ม ก่อนที่ผู้สูงอายุจะหกล้ม

บทที่ 2
หลักการพื้นฐานของระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม

2.1 ระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม

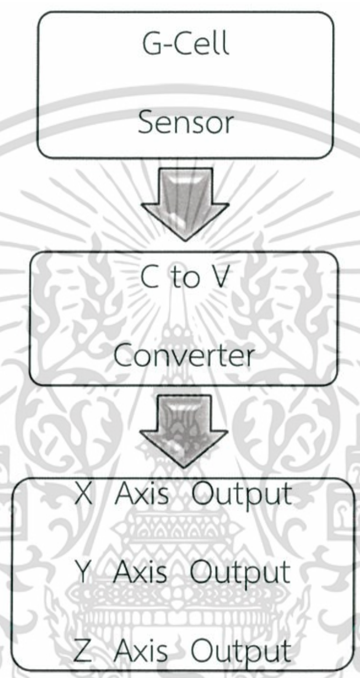
จากรูปที่ 2.1 แสดงถึงโครงสร้างของระบบประเมินความเสี่ยงในการหกล้ม ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ ส่วนที่ 1 อุปกรณ์สวมใส่ ใช้วัดความเร่งและความเร็วเชิงมุมของการเคลื่อนไหวร่างกายของผู้สูงอายุ ในการใช้งานอุปกรณ์นี้ถูกติดอยู่ที่เอวด้านหลังของผู้สูงอายุ และส่วนที่ 2 เป็นโปรแกรมรวบรวมข้อมูล ทำหน้าที่รับสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์สวมใส่และนำสัญญาณที่ได้มาแสดงผลและบันทึก เพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์ความเสี่ยงการล้มในขั้นต่อไป

รูปที่ 2.1 โครงสร้างของระบบประเมินความเสี่ยงการล้ม

2.2 เซนเซอร์แรงเฉื่อย (Inertial Sensor)

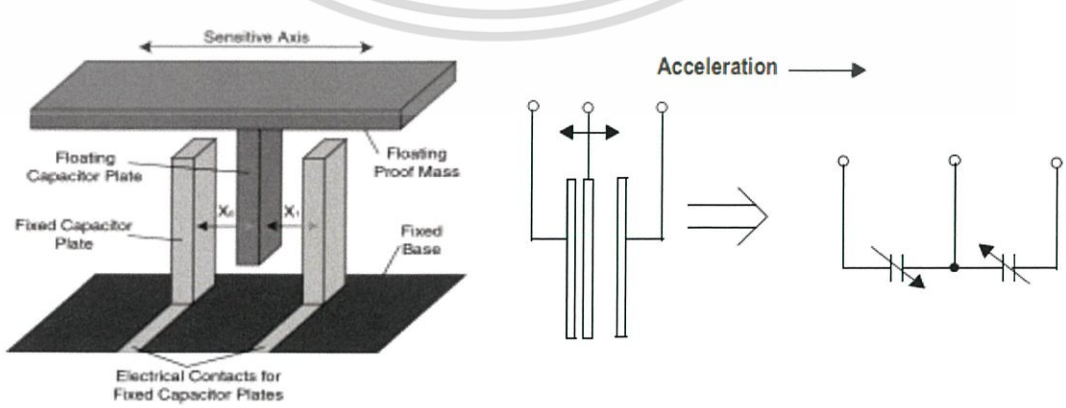
2.2.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer)

เซนเซอร์วัดความเร่ง คือ อุปกรณ์สำหรับตรวจวัดความเร่งในขณะที่มีการเคลื่อนที่ จากรูปที่ 2.2 หลักการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร่ง จีเซลล์ทำหน้าที่เปลี่ยนความเร่งให้กลายเป็นค่าความจุไฟฟ้า ซึ่งจะกล่าวถึงจีเซลล์ในลำดับถัดไป จากนั้นผ่าน C to V converter เพื่อเปลี่ยนค่าความจุไฟฟ้าไปเป็นสัญญาณขาออกที่เราต้องการ ซึ่งจะแปรผันตามค่าความเร่งที่ตรวจวัดได้



รูปที่ 2.2 หลักการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร่ง

- **จีเซลล์ (G-cell)**



รูปที่ 2.3 โครงสร้างและหลักการทำงานของจีเซลล์

จากรูปที่ 2.3 เป็นโครงสร้างเชิงกลที่สร้างขึ้นจากวัสดุสารกึ่งตัวนำ (Polysilicon) โดยสามารถจำลองได้เป็นชุดคานติดมวลกลางและสามารถเคลื่อนที่ไปมาระหว่างคานถาวรได้ ในกรณีที่คานติดมวลกลางเคลื่อนที่ของเข้าหาคานถาวรด้านใดด้านหนึ่ง จะทำให้ระยะทางห่างระหว่างคานถาวรด้านนั้นกับคานติดมวลกลางลดลง ในขณะเดียวกันก็จะทำให้คานถาวรด้านอื่นๆมีระยะห่างเพิ่มมากขึ้น คานถาวรของ จีเซลล์ อยู่ในรูปแบบของ ตัวเก็บประจุกลับไปกลับมา(Capacitors back-to-back) ซึ่งระยะห่างของคานถาวรกับคานติดมวลกลางที่เปลี่ยนแปลงไป จะมีผลทำให้ค่าการเก็บประจุเปลี่ยนแปลงตามสมการที่ (2.1)

$$C = \frac{\varepsilon \mathrm{A}}{\mathrm{D}} \tag{2.1}$$

โดยที่

A คือ พื้นที่คาน มีหน่วยเป็น (m^2)

ε คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก มีหน่วยเป็น (F/m)

D คือ ระยะทางระหว่างคาน มีหน่วยเป็น (μm)

ทำการแปลงค่าการเก็บประจุที่ได้รับจากจีเซลล์ เป็นค่าแรงดันไฟฟ้า ตามสมการที่ (2.2)

$$V = \frac{Q}{C} \tag{2.2}$$

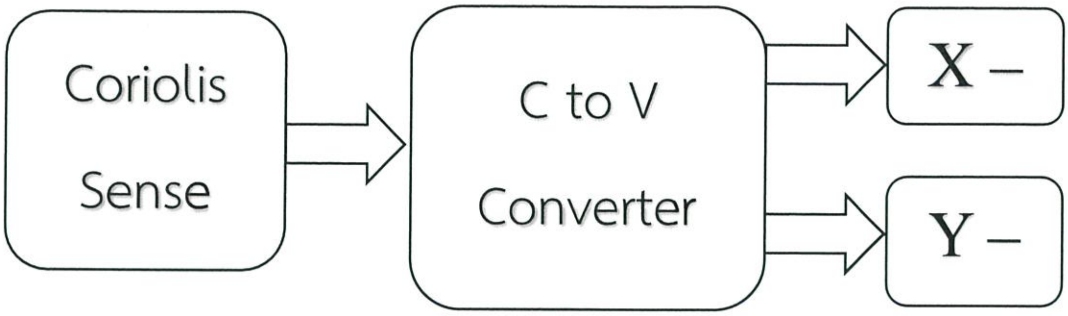
โดยที่

C คือ ค่าการเก็บประจุ มีหน่วยเป็น (F)

Q คือ ประจุไฟฟ้าของอิเล็กตรอน มีหน่วยเป็น (C)

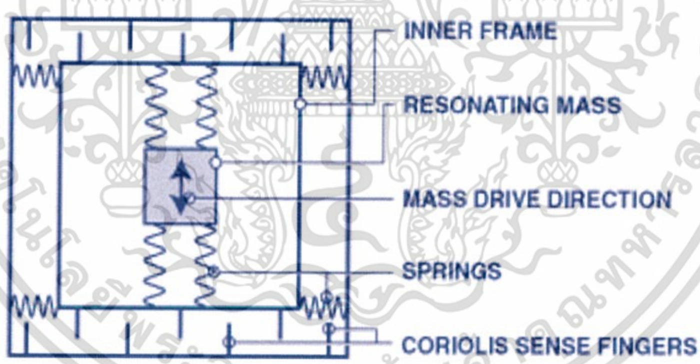
2.2.2 เซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม (Gyroscope)

เซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม คือ อุปกรณ์สำหรับตรวจวัดความเร็วของการหมุนในขณะที่มีการเคลื่อนที่แบบหมุน จากรูปที่ 2.4 หลักการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุม โคริออริสเซนฟิงเกอร์ทำหน้าที่เปลี่ยนความเร็วเชิงมุมให้กลายเป็นค่าความจุไฟฟ้า ซึ่งจะกล่าวถึงโคริโอริสเซนในลำดับถัดไป จากนั้นผ่าน C to V converter เพื่อเปลี่ยนค่าความจุไฟฟ้าไปเป็นสัญญาณขาออกที่เราต้องการ ซึ่งจะแปรผันตามค่าความเร็วเชิงมุมที่ตรวจวัดได้



รูปที่ 2.4 หลักการทำงานภายในของเซนเซอร์ตรวจจับความเร็วเชิงมุม

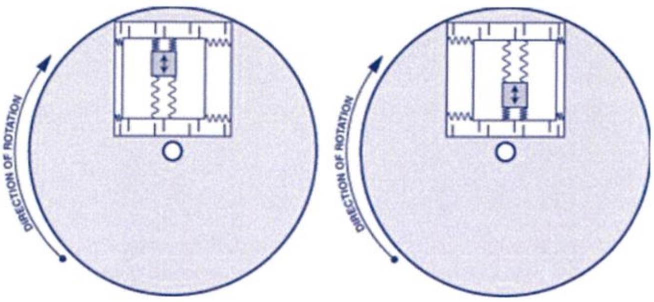
พื้นฐานการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร็วเชิงมุมชนิดนี้อยู่ที่แรงโคริออลิส (Coriolis) ของระบบการหมุน ซึ่งทุกจุดจะหมุนด้วยความเร็วรอบเท่ากันโดยที่รอบความเร็วยังคงเท่าเดิมแต่ความเร็วในทิศทางที่ตั้งฉากกับแกนหมุนลดลง ดังนั้นเพื่อให้การเคลื่อนที่เป็นเส้นตรงออกไปจากแกนหมุนในขณะที่หมุนอยู่นั้นความเร็วด้านข้างจะต้องเพิ่มขึ้นหรือลดลงเพื่อรักษาตำแหน่งเดิมในแนวตั้งของการเคลื่อนที่ การเคลื่อนที่ช้าลงหรือเร็วขึ้นทำให้มีความเร่งเกิดขึ้นและแรงโคริออลิส ในความเร่ง ณ ช่วงเวลานี้ของวัตถุจะมีการเก็บรักษาไว้ ซึ่งแรงโคริออลิส นี้เป็นสัดส่วนของความเร็วเชิงมุมในการหมุนของวัตถุกับความเร็วของวัตถุที่เคลื่อนที่ออกจากแกนหมุนหรืออยู่รอบๆแกนหมุน



รูปที่ 2.5 โครงสร้างภายในของเซนเซอร์ตรวจจับความเร็วเชิงมุม

จากรูปที่ 2.5 ภายในเซนเซอร์ตรวจจับความเร็วเชิงมุม มีโครสร้าง 2 ชั้นโดยชั้นในมีมวลขนาดเล็กต่ออยู่กับชุดสปริง ส่วนชั้นนอกจะต่อกับแผงวงจรโดยมีชุดสปริงชุดที่สองเชื่อมต่อระหว่างชั้น มวลภายในจะมีการเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่องแบบสัญญาณซายนูซอยดอน (Sinusoidally) ไปกับชุดของสปริงที่ติดอยู่กับมวล การเคลื่อนที่หมุนของระบบจะทำให้เกิดแรงโคริออลิส ขึ้นภายในมวลผลักให้มวลเคลื่อนที่ไปทางชุดสปริงชุดที่สอง โดยมวลจะเคลื่อนที่ออกจากแกนหมุนซึ่งถูกผลักในทิศทางตั้งฉากและจะเคลื่อนที่กลับไปยังแกนหมุนดังเดิมโดยถูกผลักในทิศทางตรงกันข้ามเนื่องจากแรงโคริออลิส ที่กระทำต่อมวล

- **โคริออริสเซนฟิงเกอร์ (Coriolis Sense Fingers)**



รูปที่ 2.6 การทำงานของโคริออริสเซนฟิงเกอร์

แรงโคริออลิส ถูกตรวจจับด้วยโคริออริสเซนฟิงเกอร์ซึ่งอยู่ตรงด้านที่ไม่มีชุดสปริงชั้นนอกติดอยู่ โดยมวลที่ถูกผลักด้วยแรงโคริออลิส ส่งผลให้ค่าความจุที่แตกต่างกันจะถูกตรวจจับด้วย โคริออริสเซนฟิงเกอร์ที่มาอยู่ใกล้กันระหว่างภายในกับภายนอก เมื่อมวลถูกผลักในทิศทางตรงกันข้าม โคริออริสเซนฟิงเกอร์ของด้านภายในกับด้านภายนอกจะมาอยู่ใกล้กันจึงทำให้เซนเซอร์สามารถตรวจจับขนาดและทิศทางของความเร็วเชิงมุมของระบบได้

การเคลื่อนที่ไปมาระหว่างโคริออริสเซนฟิงเกอร์นั้น ในกรณีที่โคริออริสเซนฟิงเกอร์เคลื่อนที่เข้าหาโคริออริสเซนฟิงเกอร์ชั้นนอกจะทำให้ระยะห่างระหว่างโคริออริสเซนฟิงเกอร์ชั้นในกับโคริออริสเซนฟิงเกอร์ชั้นนอกลดลง ในขณะเดียวกันก็จะทำให้โคริออริสเซนฟิงเกอร์อีกอันของชั้นเดียวกันมีระยะห่างเพิ่มมากขึ้น ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของระยะห่างจะเป็นตัวชี้วัดถึงความเร่งที่เกิดขึ้น และเปลี่ยนแปลงไปตามสมการที่ (2.1)

2.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นอุปกรณ์ไอซี (IC: Integrated Circuit) ที่สามารถโปรแกรมการทำงานได้ซับซ้อน สามารถรับข้อมูลในรูปสัญญาณดิจิตอลเข้าไปทำการประมวลผลแล้วส่งผลลัพธ์ข้อมูลดิจิตอลออกมาเพื่อนำไปใช้งานตามที่ต้องการได้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ภายในชิพจะมีหน่วยความจำ, Port อยู่ในชิพเพียงตัวเดียวซึ่งอาจจะเรียกได้ว่าเป็นคอมพิวเตอร์ชิพเดี่ยว ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นไมโครโพรเซสเซอร์ชนิดหนึ่งเช่นเดียวกับหน่วยประมวลผลกลาง (CPU: Central Processing Unit) ที่ใช้ในคอมพิวเตอร์ แต่ได้รับการพัฒนาแยกออกมาภายหลังเพื่อนำไปใช้ในวงจรทางด้านงานควบคุม คือ แทนที่ในการใช้งานจะต้องต่อวงจรภายนอกต่าง ๆ เพิ่มเติมเช่นเดียวกับไมโครโปรเซสเซอร์ ก็จะทำการรวมวงจรที่จำเป็น เช่น หน่วยความจำ, ส่วนอินพุท/เอาท์พุท บางส่วนเข้าไปในตัว ไอซีเดียวกัน และเพิ่มวงจรบางอย่างเข้าไปด้วยเพื่อให้มีความสามารถเหมาะสมกับการใช้ในงานควบคุม สรุปคือ

Microcontroller = Microprocessor + Memory + I/O

ไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานอย่างกว้างขวาง โดยมักจะเป็นการนำไปใช้ฝังในระบบของอุปกรณ์อื่น ๆ (Embedded Systems) เพื่อใช้ควบคุมการทำงานบางอย่าง เช่น ใช้ในรถยนต์, เตาอบไมโครเวฟ, เครื่องปรับอากาศ, เครื่องซักผ้าอัตโนมัติ เป็นต้น เพราะว่าไมโครคอนโทรลเลอร์มีข้อดีเหมาะสมต่อการใช้ในงานควบคุมหลายประการ

2.4 เทคโนโลยีบลูทูธ (Bluetooth Technology)

Bluetooth คือ เทคโนโลยีไร้สายเป็นระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์แบบสองทางด้วยคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) โดยปราศจากการใช้สายเคเบิ้ลหรือสายสัญญาณเชื่อมต่อและไม่จำเป็นจะต้องใช้การเดินทางแบบเส้นตรงเหมือนกับรังสีอินฟราเรด ซึ่งมีความสะดวกมากกว่าการเชื่อมต่อแบบอินฟราเรด ที่ใช้ในการเชื่อมต่อระหว่างโทรศัพท์มือถือ กับอุปกรณ์ ในโทรศัพท์เคลื่อนที่รุ่นก่อนและในการวิจัย ไม่ได้มุ่งเฉพาะการส่งข้อมูลเพียงอย่างเดียว แต่ยังศึกษาถึงการส่งข้อมูลที่เป็นเสียง เพื่อใช้สำหรับ Headset บนโทรศัพท์มือถือด้วย

Bluetooth เป็นระบบสำหรับการเชื่อมโยงสื่อสารไร้สายระหว่างอุปกรณ์แบบ Portable ต่าง ๆ ที่อยู่ภายในระยะบริเวณใกล้เคียงกัน ไม่ห่างไกลกันมากนัก ซึ่งความสามารถในการส่งข้อมูลของ Bluetooth นั้นขึ้นกับแต่ละ class ที่ใช้ ซึ่งมี 3 class ดังนี้

- Class 1 กำลังส่ง 100 มิลลิวัตต์ ระยะประมาณ 100 เมตร
- Class 2 กำลังส่ง 2.5 มิลลิวัตต์ ระยะประมาณ 10 เมตร
- Class 3 กำลังส่ง 1 มิลลิวัตต์ ระยะประมาณ 1 เมตร

นอกจากนี้ในส่วนของ Air interface ถูกพัฒนาอย่างเหมาะสมเพื่อสามารถต้านทานต่อสัญญาณแทรกแซงรบกวนที่เกิดขึ้นในแถบความถี่ 2.45 GHz ได้ ระบบนี้ได้รับการสนับสนุนจากหลายผู้ผลิตชั้นนำทั้งทางด้านคอมพิวเตอร์ PC และ อุปกรณ์โทรคมนาคมต่าง ๆ

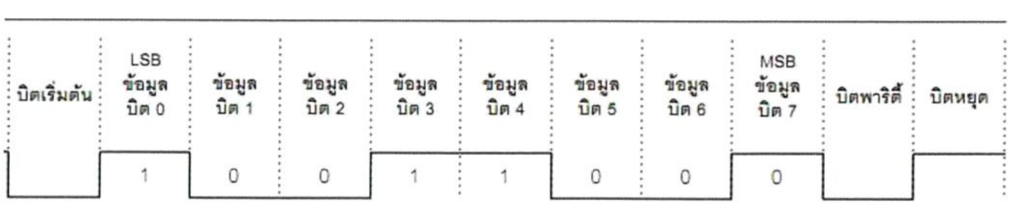
รูปที่ 2.7 พื้นฐานอุปกรณ์เชื่อมต่อเครือข่ายไร้สายส่วนบุคคล

Bluetooth จะใช้สัญญาณวิทยุความถี่ในช่วง 2.4 ถึง 2.4835 GHz. โดยแบ่งออกเป็น 79 ช่องสัญญาณ และใช้ช่องสัญญาณที่แบ่งนี้ เพื่อส่งข้อมูลสลับช่องไปมา 1,600 ครั้งต่อ 1 วินาที ระยะทำการของ Bluetooth จะอยู่ที่ 5-10 เมตร โดยมีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อ และป้องกันการดักสัญญาณระหว่างสื่อสารโดยระบบจะสลับช่องสัญญาณไปมา จะมีความสามารถในการเลือกเปลี่ยนความถี่ที่ใช้ในการติดต่อเองอัตโนมัติ โดยที่ไม่จำเป็นต้องเรียงตามหมายเลขช่อง ทำให้การดักฟังหรือลักลอบขโมยข้อมูลทำได้ยากขึ้น โดยหลักของ Bluetooth จะถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก เนื่องจากใช้การขนส่งข้อมูลในจำนวนที่ไม่มาก อย่างเช่น ไฟล์ภาพ, เสียง, แอพพลิเคชั่นต่าง ๆ และสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย แต่ต้องอยู่ในระยะที่กำหนดไว้เท่านั้น นอกจากนี้ยังใช้พลังงานต่ำ กินไฟน้อย และสามารถใช้งานได้นาน โดยไม่ต้องนำไปชาร์จไฟบ่อย ๆ ด้วย ซึ่งจะทำให้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ถือเคลื่อนย้ายได้สามารถติดต่อเชื่อมโยงสื่อสารแบบไร้สายระหว่างกันในช่วงระยะห่างสั้น ๆ ได้ อุปกรณ์แต่ละตัวสามารถติดต่อสื่อสารกับอุปกรณ์อื่น ๆ ได้สูงสุดถึง 7 เครื่องพร้อมกัน

2.5 การสื่อสารผ่านพอร์ตอนุกรม

การสื่อสารแบบพอร์ตอนุกรมมีอยู่ 2 ประเภทคือ พอร์ตสื่อสารอนุกรม MSSP (Master Synchronous Serial port) และพอร์ตสื่อสารอนุกรม UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) โดยพอร์ต UART จะมีการสื่อสารข้อมูลตามแบบมาตรฐาน RS-232 ซึ่งรูปแบบของข้อมูลอนุกรมประกอบไปด้วยบิต start ตามด้วยข้อมูล 8 บิต จากนั้นตามด้วยบิต parity และสุดท้ายคือบิต stop โดยการสื่อสารข้อมูลบิตที่มีลำดับความสำคัญต่ำสุด (LSB) จะถูกส่งออกไปเป็นบิตแรก และข้อมูลบิตที่สำคัญสูงสุด (MSB) จะถูกส่งออกเป็นบิตสุดท้าย

UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) หมายถึง อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่รับและส่งข้อมูลแบบอะซิงโครนัส โดยหน้าที่หลักของ UART คือแปลงข้อมูลที่อยู่ในรูปแบบขนานจากคอมพิวเตอร์ให้อยู่ในรูปแบบอนุกรมแบบอะซิงโครนัสแล้วส่งออกไป และทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนุกรมแบบอะซิงโครนัสที่ป้อนเข้ามายัง UART ให้เป็นแบบขนานก่อนที่จะส่งเข้าคอมพิวเตอร์ ซึ่งนอกจาก UART จะส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์แล้ว ยังทำการแจ้งข้อมูลอื่นๆ ให้คอมพิวเตอร์ทราบด้วย เช่น อัตราความเร็วในการรับส่งข้อมูล (บอดเรต), รูปแบบการส่งข้อมูล เป็นต้น



รูปที่ 2.8 ข้อมูลขนาด 8 บิต บิตเริ่มต้นและบิตหยุดที่ใช้ในการโอนย้ายข้อมูลแบบอนุกรม

2.6 การสื่อสารผ่านพอร์ตขนานแบบSPI (Serial Peripheral Interface)

SPI เป็นการสื่อสารที่มีโครงสร้างแบบ Master-Slave Master เป็นตัวควบคุมการรับส่งข้อมูลโดยในที่นี้คือไมโครคอนโทรลเลอร์ กับ Slave เป็นอุปกรณ์ที่รอรับคำสั่งจาก Master โดย Slave มีได้มากกว่า 1 ตัว ภายในวงจรสื่อสารทั้งฝั่ง Master และ Slave มี Serial Shift Register ขนาด 8 บิทสำหรับใช้ในการรับและส่งข้อมูล Shift Register ของทั้งฝั่ง Master และ Slave สามารถที่จะส่งข้อมูลออกไปให้อีกฝั่ง พร้อมกับรับข้อมูลที่ถูกส่งเข้ามาได้พร้อมกันในเวลาเดียวกัน ดังนั้น SPI จึงเป็นการสื่อสารแบบ Full Duplex

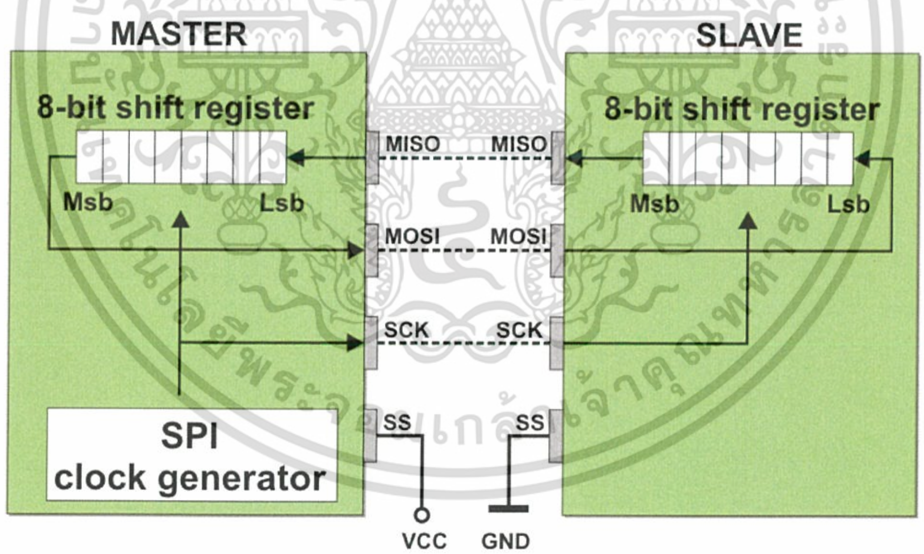
สัญญาณของ SPI ประกอบด้วย

- MOSI (Master Output Slave Input) เป็นสัญญาณข้อมูลที่ถูกส่งจาก Master ไปให้ Slave

- MISO (Master Input Slave Output) เป็นสัญญาณข้อมูลที่ถูกส่งจาก Slave ไปให้ Master

- SCLK (Serial Clock) เป็นสัญญาณนาฬิกาที่ถูกส่งจาก Master Clock ของฝั่ง Master ไปให้กับ Serial Shift Register ของฝั่ง Slave

- SS (Slave Select) เป็นสัญญาณที่ Master ส่งไปบอก Slave ว่าต้องการรับส่งข้อมูลด้วยโดยใช้ส่งสัญญาณ SS0, SS1 หรือ SS2 ไปเลือกว่าต้องการที่จะติดต่อกับ Sensor, SD Card หรือ LCD Module



รูปที่ 2.9 การส่งสัญญาณของSPI

2.7 ระบาดวิทยาของการหกล้มในผู้สูงอายุ

การหกล้มและเสถียรภาพของการก้าวเดิน คือ ปัญหาร้ายแรงที่สุดที่ผู้สูงอายุต้องเผชิญ และเป็นสาเหตุสำคัญของการบาดเจ็บรุนแรง อัมพฤกอัมพาต หรือถึงขั้นเสียชีวิต ในปี 2555 “Shell Point Retirement Community” องค์กรไม่แสงหากำไรแห่งหนึ่งของสหรัฐที่ทำงานเกี่ยวกับเรื่องการดูแลผู้สูงอายุ ได้รายงานข้อมูลที่น่าเป็นห่วงเกี่ยวกับปัญหาการหกล้มของผู้สูงอายุ กล่าวว่าการหกล้มเป็นสาเหตุที่ทำให้ผู้สูงอายุต้องนอนโรงพยาบาลนานขึ้นเป็น 2 เท่าของการเข้าโรงพยาบาลด้วยเหตุผลอื่นๆ และ 2 ใน 3 ของผู้สูงอายุที่เคยหกล้มแล้ว มีโอกาสที่จะเกิดการหกล้มครั้งใหม่ได้อีกภายใน 6 เดือน นอกจากนี้ 1 ใน 4 ของผู้สูงอายุที่เกิดปัญหากระดูกสะโพกหักจากการหกล้มจะเสียชีวิตภายใน 6 เดือนหลังจากการหกล้ม ถึงแม้ว่าจะไม่เสียชีวิตแต่ปัญหาใหญ่ที่ผู้สูงอายุต้องเผชิญคือ ผลกระทบต่อจิตใจ ทำให้ผู้สูงอายุเสียความมั่นใจในการเคลื่อนไหว กลัวการหกล้ม ทำให้ต้องเป็นภาระของผู้ดูแลและครอบครัว อีกทั้งยังมีการสูญเสียค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษา รวมทั้งเป็นภาระของสถานพยาบาลที่ต้องดูแลรักษาผู้สูงอายุที่เกิดการหกล้มเพิ่มขึ้น

2.7.1 สาเหตุของการหกล้มของผู้สูงอายุ

จากบทความทางระบาดวิทยาของการหกล้มในผู้สูงอายุพบว่าการหกล้มไม่ได้มีชนิดเดียวและยากที่จะระบุสาเหตุของการหกล้ม เช่นเกิดจากการสะดุดหรือการลื่นดังแสดงในรูปที่ 2.1 โดยทั่วไปการหกล้มถูกจำแนกโดยความสัมพันธ์ของปัจจัยทางด้านสุขภาพ สังคม และสิ่งแวดล้อม ทั้งประชากรในชุมชนและสถาบัน

(ก) (ข)

รูปที่ 2.10 (ก) การหกล้มแบบพลาดหรือสะดุด
(ข) การหกล้มแบบลื่นไถล

ปัจจัยของการหกล้มสามารถจำแนกได้ดังต่อไปนี้

2.7.1.1 ปัจจัยภายในร่างกาย

สภาวะร่างกายหรือการเปลี่ยนแปลงภายในร่างกายที่ทำให้เกิดความเสี่ยงต่อการหกล้ม การเปลี่ยนแปลงตามวัย เมื่อผ่านวัยผู้ใหญ่แล้วจะมีการสลายของเซลล์มากกว่าการสร้าง ทำให้การทำงานของอวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกายของผู้สูงอายุเสื่อมลง เกิดพยาธิสภาพตามมา ผู้สูงอายุจึงมีการเปลี่ยนแปลงแบบเสื่อมถอยทั้งด้านร่างกายและจิตใจทำให้เกิดการหกล้มได้ง่ายซึ่งการเปลี่ยนแปลงของผู้สูงอายุที่ทำให้เกิดการหกล้มสูงขึ้น

2.7.1.2 ปัจจัยภายนอกร่างกาย

ปัจจัยทางด้านสิ่งแวดล้อมสถานการณ์ภายนอกร่างกาย แสงสว่างที่ไม่เพียงพอ พื้นลื่น ขรุขระ มีสิ่งกีดขวาง ที่ไม่เหมาะสมกับผู้สูงอายุ ห้องสุขาที่ไม่ปลอดภัยขาดที่ยึดเกาะ บันไดที่มีวัตถุสิ่งของวางเกะกะหรือขาดราวยึดจับ รวมถึงสัตว์เลี้ยงภายในบ้าน ล้วนเป็นสาเหตุที่ทำให้ผู้สูงอายุเกิดการหกล้ม รายงานภาวะสุขภาพประชนชนไทย พ.ศ. 2551-2 ของสำนักสุขภาพประชาชนไทยพบว่า สาเหตุการหกล้มของผู้สูงอายุ 2 อันดับแรกเกิดจากสาเหตุภายนอก คือพื้นลื่นและการสะดุดสิ่งกีดขวางนอกจากนี้ยังมีสาเหตุอื่น ๆ อีก ได้แก่ การถูกกระทบกระแทก และการตกบันได และการได้รับยาเนื่องจากผู้สูงเป็นกลุ่มที่พบอุบัติการณ์ของอาการไม่พึงประสงค์จากการใช้ยามากที่สุด โดยมีสาเหตุมาจากการใช้ยาหลายชนิดร่วมกัน และการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาจากความชรา ที่มีต่อเภสัชศาสตร์ และเภสัชพลศาสตร์ รวมถึงผลจากความผิดพลาดในการใช้ยาของตัวผู้สูงอายุหรือการขาดความรอบคอบของแพทย์ที่สั่งยา การศึกษาแบบ Meta-analysis พบว่ายาที่มักเป็นปัจจัยเสี่ยงของการหกล้ม ได้แก่ ยาที่ออกฤทธิ์ต่อจิตประสาท ยารักษาภาวะหัวใจเต้นผิดจังหวะ ยาขับปัสสาวะ ยานอนหลับ และยาด้านภาวะซึมเศร้า อย่างไรก็ตามยาทุกชนิดที่ผู้สูงอายุกำลังรับประทานอยู่อาจเป็นสาเหตุของการหกล้มได้เสมอ

2.7.2 การบาดเจ็บจากการหกล้มของผู้สูงอายุ

2.7.2.1 ผลกระทบต่อสุขภาพกาย

การหกล้มก่อให้เกิดการบาดเจ็บตั้งแต่ระดับเล็กน้อยจนถึงขั้นรุนแรง เช่น ฟกช้ำ ถลอกตามร่างกาย ซึ่งการบาดเจ็บเล็กน้อยนี้ สามารถพบได้ประมาณครึ่งของการบาดเจ็บจากการหกล้มทั้งหมดการบาดเจ็บเหล่านี้อาจไม่ก่อให้เกิดผลกระทบมากนัก แต่หากเป็นการบาดเจ็บที่สร้างความเจ็บปวดเรื้อรังหรือการบาดเจ็บรุนแรง จะก่อให้เกิดผลกระทบอย่างมากทั้งต่อตัวผู้สูงอายุ ผู้สูงอายุที่หกล้มประมาณร้อยละ 50% มีการบาดเจ็บที่รุนแรง เช่น กระดูกหัก การบาดเจ็บที่สมองและผิวหนังอย่างรุนแรง โดยร้อยละ 3.5-6 ของการหกล้มจะทำให้เกิดกระดูกหัก บริเวณกระดูกที่พบบ่อย คือ กระดูกข้อสะโพก เมื่อติดตามกลุ่มผู้สูงอายุที่หกล้มและมีกระดูกข้อสะโพกหักไปเป็นระยะเวลา 1 ปี พบว่า มีอัตราการเสียชีวิตสูงถึง ร้อยละ 20-30 และร้อยละ 25-75 ของผู้สูงอายุกลุ่มนี้ มีการสูญเสียความสามารถในการดำเนินกิจวัตรประจำวัน เป็นเหตุให้สูงอายุเข้าสู่ภาวะพึ่งพาเร็วขึ้น

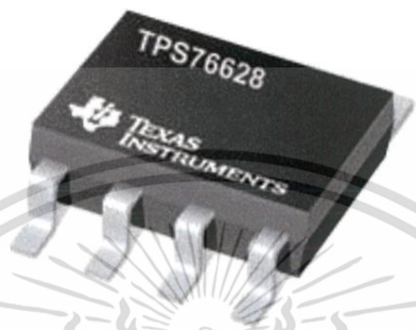
2.7.2.2 ผลกระทบต่อจิตใจ

ผู้สูงอายุที่หกล้มมักมีปัญหาในการลุกเดิน ต้องมีคนคอยช่วยเหลืออยู่ตลอดเวลาทั้งที่ไม่มีความผิดปกติของระบบประสาทหรือข้อกระดูกใด ๆ กลุ่มอาการนี้ เรียกว่า “กลุ่มอาการภายหลังการหกล้ม” (Post-falls Syndrome) อาการนี้จะพบมากในผู้ที่มีอายุค้อนข้างมาก ซึ่งสามารถรักษาให้ดีขึ้นได้ด้วยการฟื้นฟูสมรรถภาพร่วมกับการส่งเสริมสภาวะด้านจิตใจให้มีความเชื่อมั่นในตนเอง ผู้สูงอายุที่เกิดการบาดเจ็บที่รุนแรงจะต้องพักรักษาตัวในโรงพยาบาลนานกว่าวัยอื่น ๆ และหลังจากรับการรักษาพยาบาลแล้ว มักไม่สามารถกลับไปทำงานหรือดำเนินชีวิตได้ตามปกติ ทำให้ผู้สูงอายุเกิดความเครียดวิตกกังวล ขาดความมั่นใจในตนเอง และความรู้สึกมีคุณค่าในตนเองต่ำ เนื่องจากต้องพึ่งพาบุคคลอื่นในการปฏิบัติกิจกรรมต่าง ๆ และกลัวการหกล้มซ้ำอีก การหกล้มและภาวะทุพพลภาพจากการหกล้มยังส่งผลให้เกิดความเสื่อมถอยของสมรรถภาพร่างกาย วิถีการดำเนินการในชีวิตประจำวันและกิจกรรมทางสังคมถูกจำกัด ทำให้ผู้สูงอายุต้องถูกแยกออกจากสังคมเกิดปัญหาทางด้านจิตใจและสังคมตามมา ซึ่งทั้งหมดมีผลสืบเนื่องต่อระดับคุณภาพชีวิตของผู้สูงอายุ

บทที่ 3
วิธีการเลือกอุปกรณ์และการออกแบบ

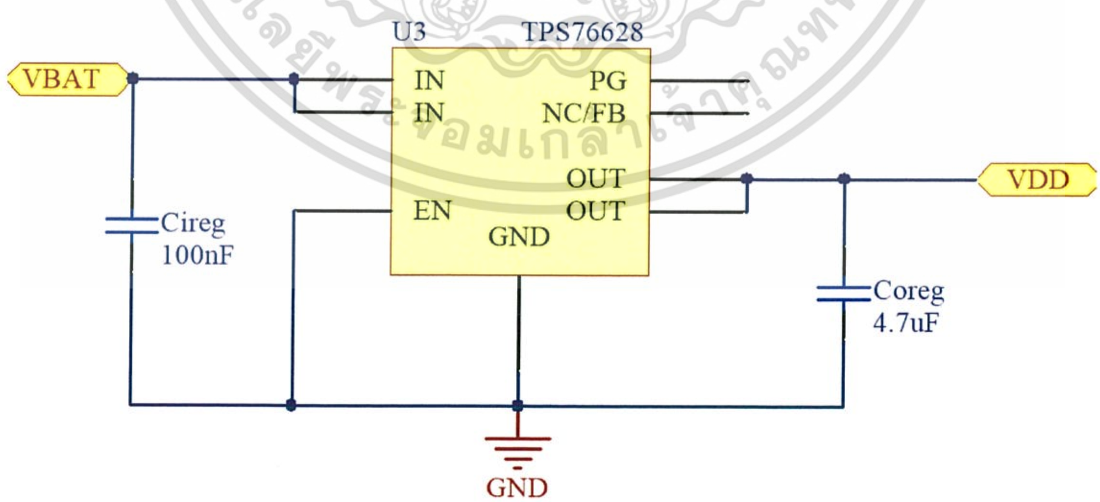
3.1 วงจรรักษาระดับแรงดันไฟฟ้า +2.8 V

อุปกรณ์รักษาระดับแรงดันในปริญญานิพนธ์นี้ คือเบอร์ TPS76628 โดยมีรายละเอียดของอุปกรณ์ ดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.1 TPS76628

1. 250-mA Low Dropout Voltage Regulator
2. Available in 1.5 V, 1.8 V, 2.5 V, 2.7 V, 2.8 V, 3.0 V, 3.3 V, 5.0 V Fixed Output and Adjustable Versions
3. Dropout Voltage to 140 mV (Typ) at 250 mA
4. Ultralow 35-μA Typical Quiescent Current
5. 3% Tolerance Over Specified Conditions for Fixed Output Versions
6. Open-Drain Power Good
7. Thermal Shutdown Protection



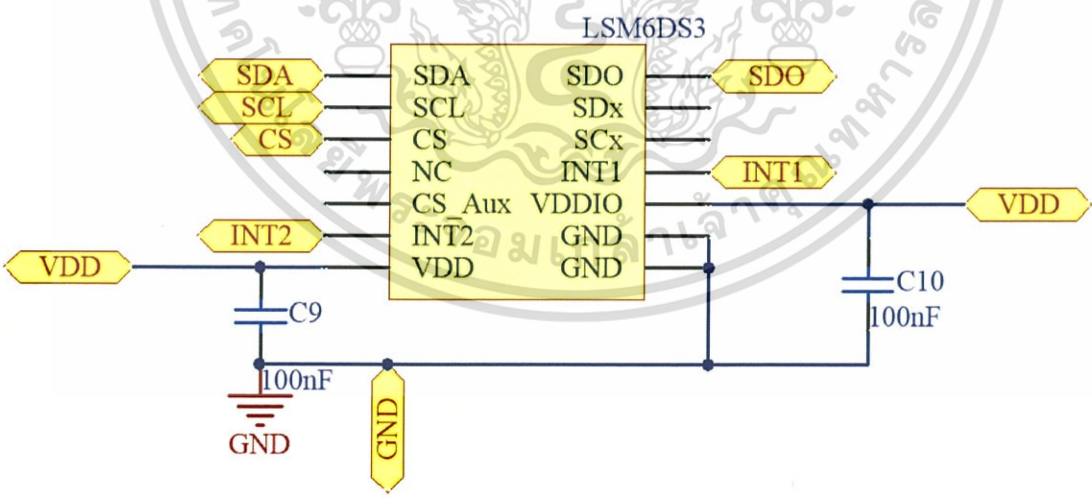
รูปที่ 3.2 วงจรรักษาระดับแรงดันไฟฟ้า+2.8 V

3.2 เซ็นเซอร์

เซ็นเซอร์วัดความเร่งและความเร็วเชิงมุมที่ใช้วัดค่าในปริญญานิพนธ์นี้ คือเบอร์ LSM6DS3 โดยมีรายละเอียดของเซนเซอร์ ดังต่อไปนี้

รูปที่ 3.3 LSM6DS3

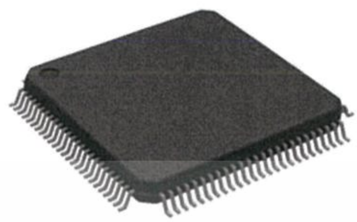
1. Power consumption: 0.85 mA in combo normal mode and 1.1 mA in combo high-performance mode up to 1.6 kHz
2. Accelerometer ODR up to 6.66 kHz and Gyroscope ODR up to 3.33 kHz
3. Dynamically selectable full scale acceleration range: ±2g, ±4g, ±8g, ±16g
4. Dynamically selectable full scale angular rate: ±125/±245/±500/±1000/±2000 deg/sec
5. Analog supply voltage: 1.71 V to 3.6 V
6. Independent IOs supply (1.62 V)



รูปที่ 3.4 วงจรเซ็นเซอร์วัดความเร่งและความเร็วเชิงมุม LSM6DS3

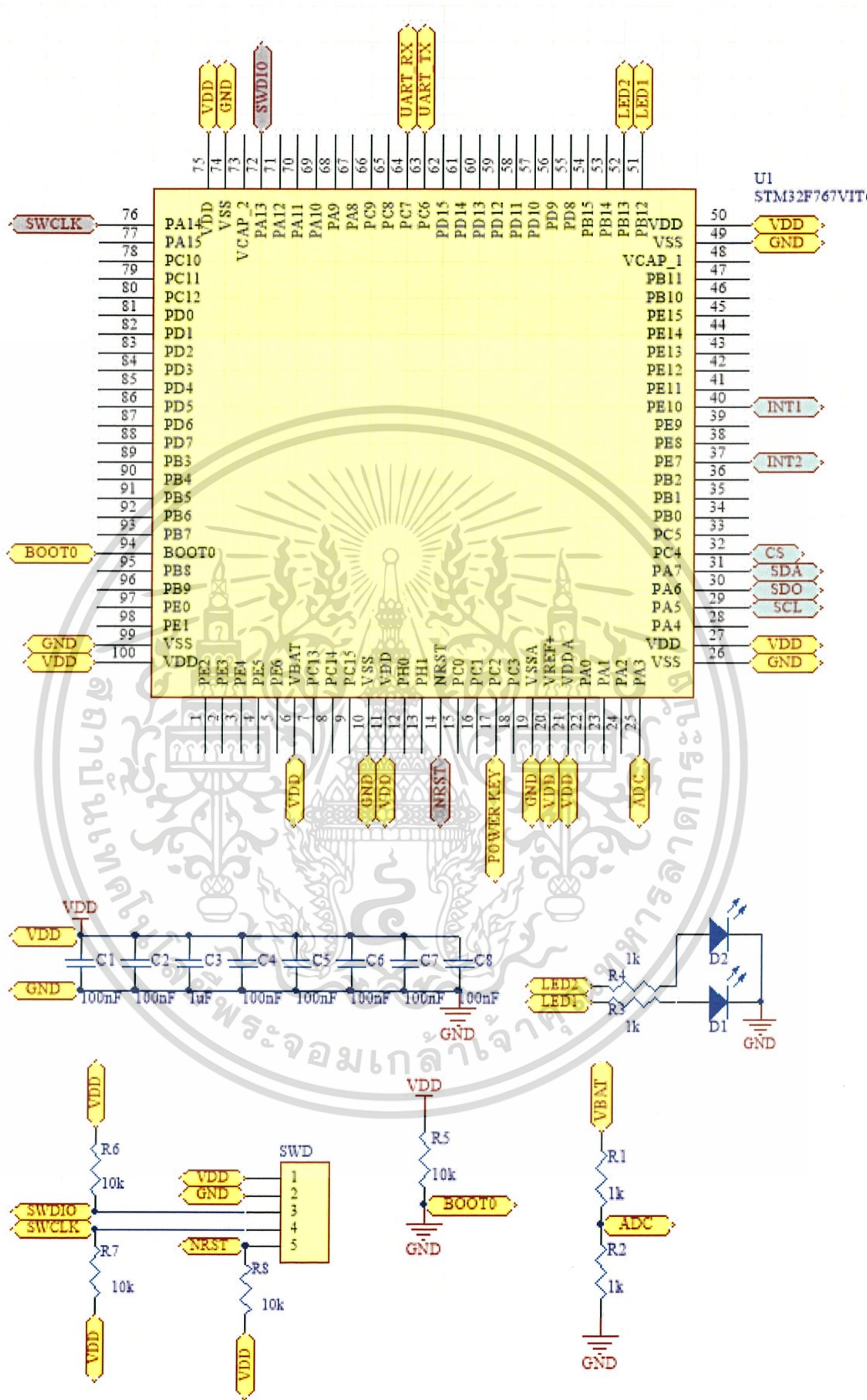
3.3 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้ในการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลในปริญญานิพนธ์นี้ คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์ (STM32F767VIT6) โดยมีรายละเอียดของไมโครคอนโทรลเลอร์ ดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.5 STM32F767VIT6

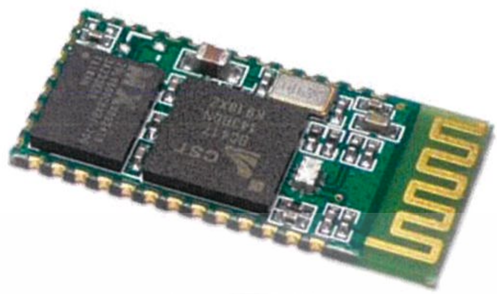
1. Core: ARM® 32-bit Cortex®-M7 CPU with DPFPU, ART Accelerator™ and L1-cache: 16 Kbytes I/D cache, allowing 0-wait state execution from embedded Flash and external memories, up to 216 MHz, MPU, 462 DMIPS/2.14 DMIPS/MHz (Dhrystone 2.1), and DSP instructions.
2. Memories
   – Up to 2 Mbytes of Flash memory organized into two banks allowing read-while-write
   – SRAM: 512 Kbytes (including 128 Kbytes of data TCM RAM for critical real-time data) + 16 Kbytes of instruction TCM RAM (for critical real-time routines) + 4 Kbytes of backup SRAM
   – Flexible external memory controller with up to 32-bit data bus: SRAM, PSRAM, SDRAM/LPSD
3. Clock, reset and supply management
   – 1.7 V to 3.6 V application supply and I/Os
   – POR, PDR, PVD and BOR – Dedicated USB power
   – 4-to-26 MHz crystal oscillator
   – Internal 16 MHz factory-trimmed RC (1% accuracy)
   – 32 kHz oscillator for RTC with calibration
   – Internal 32 kHz RC with calibration



รูปที่ 3.6 วงจรของ STM32F767VIT6

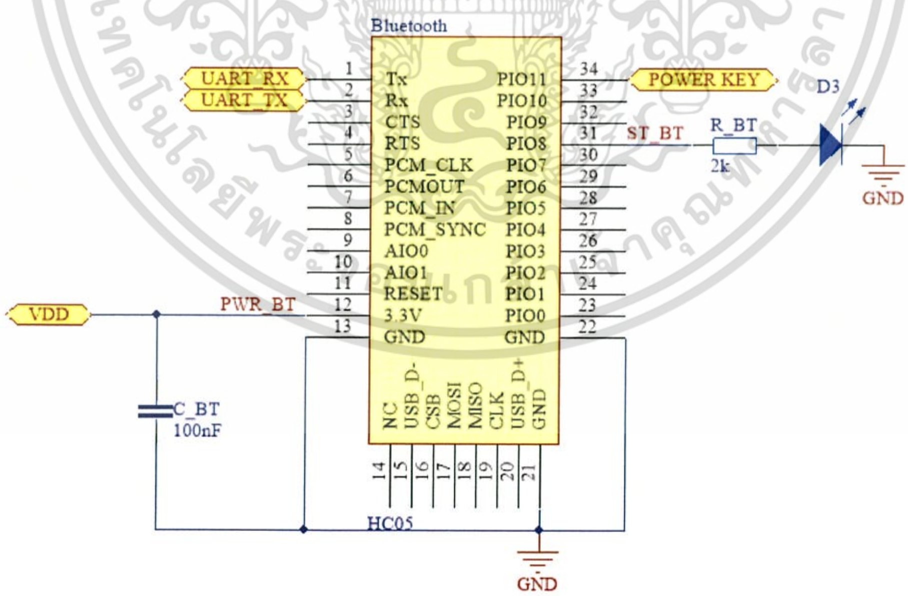
3.4 โมดูลบลูทูธ

โมดูลบลูทุธที่ใช้ในการส่งสัญญาณเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์ในปริญญานิพนธ์นี้ คือ HC-05 โดยมีรายละเอียดของโมดูลบลูทูธดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.7 Module Bluetooth HC-05

1. Typical -80dBm sensitivity
2. Up to +4dBm RF transmit power
3. Low Power 1.8V Operation ,1.8 to 3.6V I/O
4. PIO control
5. UART interface with programmable baud rate
6. With integrated antenna
7. With edge connector
8. Supported baud rate: 9600,19200,38400,57600,115200,230400,460800



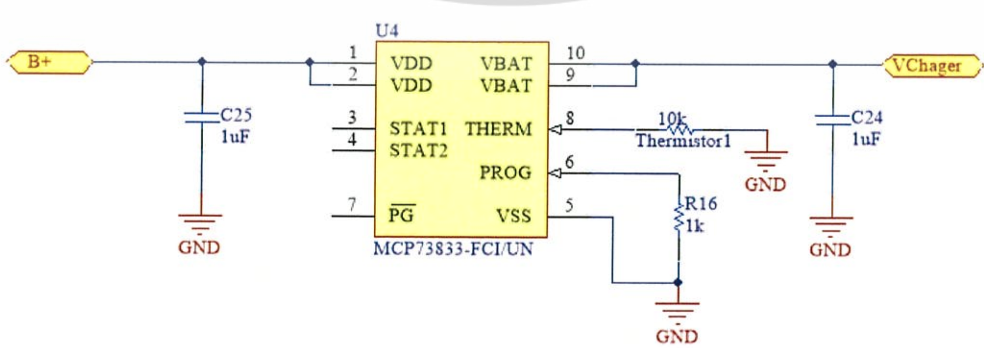
รูปที่ 3.8 วงจร Module Bluetooth HC-05

3.5 วงจรชาร์จแบตเตอรี่

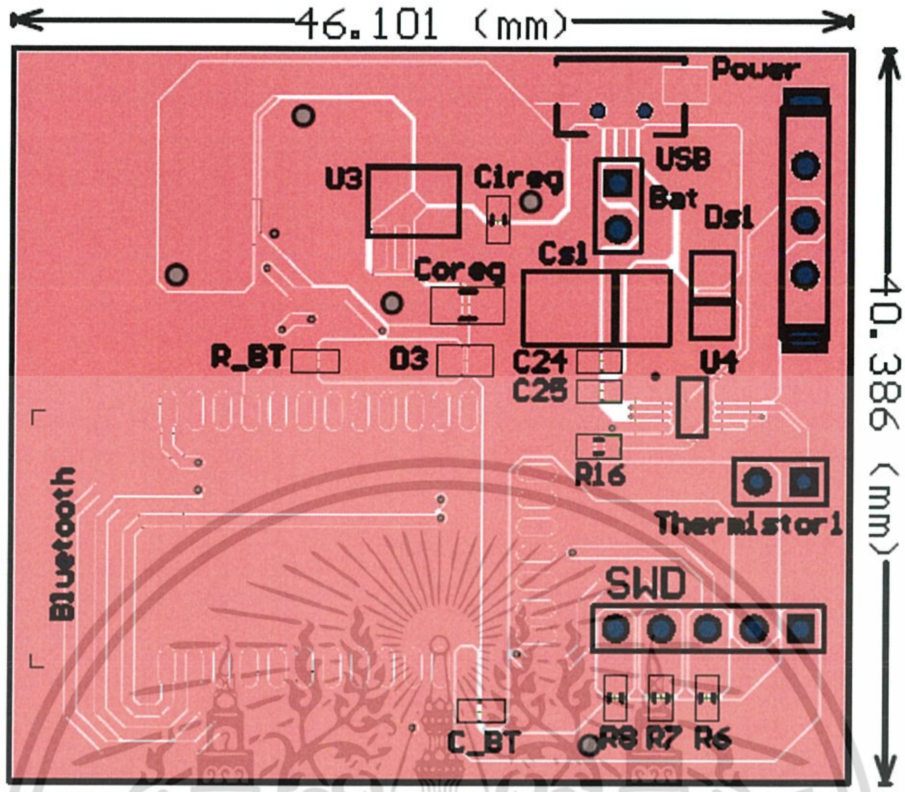
วงจรชาร์จแบตเตอรี่ใช้สำหรับชาร์จแบตเตอรี่ในปริญญานิพนธ์นี้ คือ MCP73833 โดยมีรายละเอียดของ Battery Charger(MCP73833) ดังต่อไปนี้

รูปที่ 3.9 MCP73833

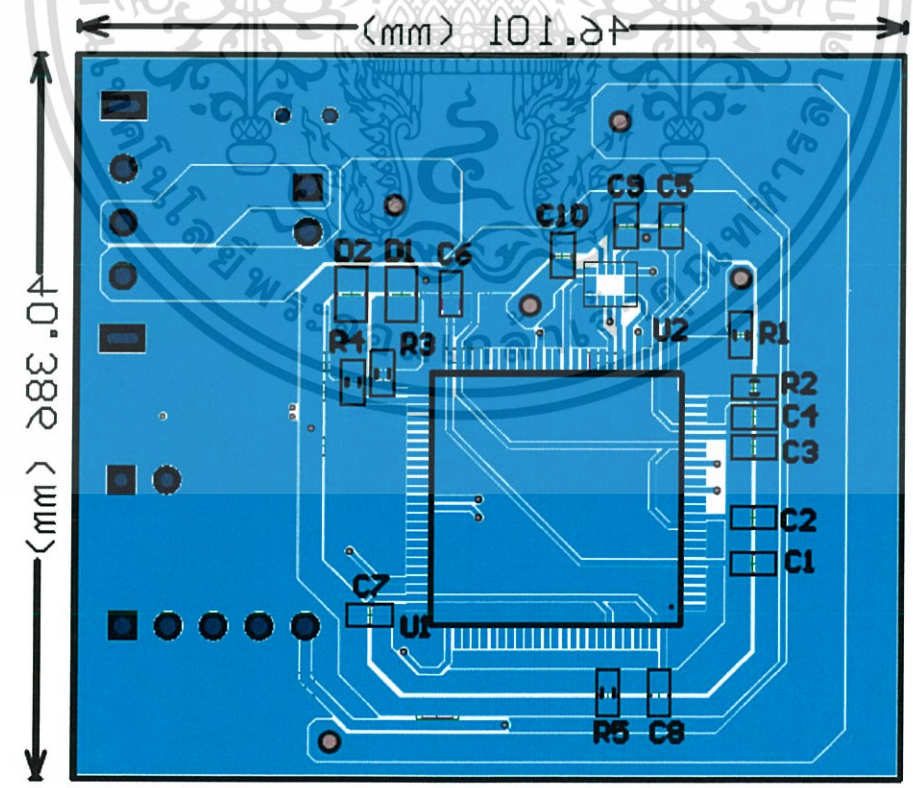
1. Complete Linear Charge Management Controller
   - Integrated Pass Transistor
   - Integrated Current Sense
   - Integrated Reverse Discharge Protection
2. High Accuracy Preset Voltage Regulation: 4.2V, 4.35V, 4.4V, or 4.5V, +0.75%
3. Programmable Charge Current: 1A Maximum
4. Preconditioning of Deeply Depleted Cells
   - Selectable Current Ratio
   - Selectable Voltage Threshold
5. Automatic End-of-Charge Control
6. Automatic Recharge
7. Two Charge Status Outputs
8. Low-Dropout Linear Regulator Mode
9. Automatic Power-Down when Input Power Removed



รูปที่ 3.10 วงจรชาร์จแบตเตอรี่

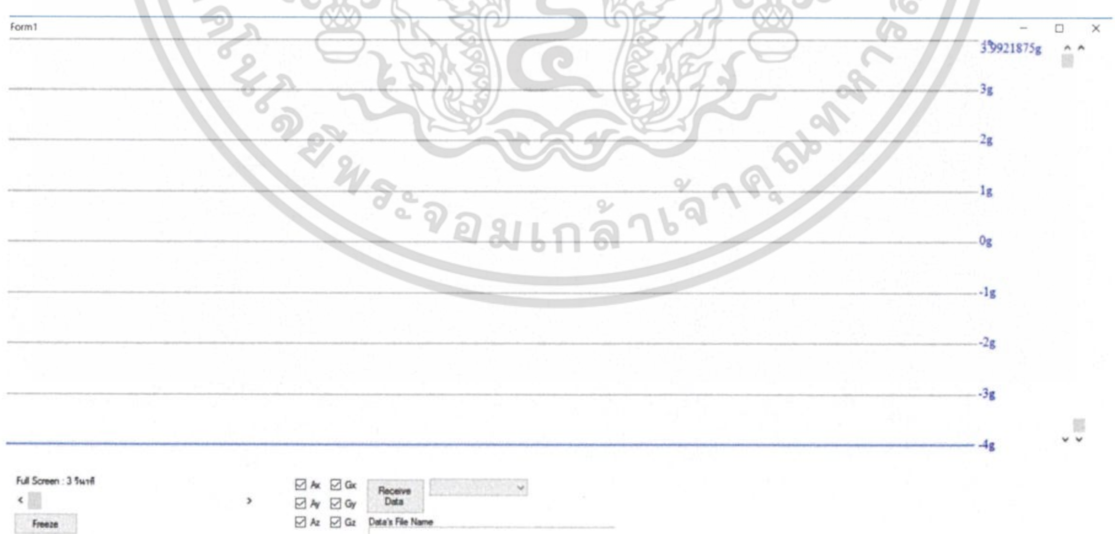


รูปที่ 3.11 ลายPCBด้านบน



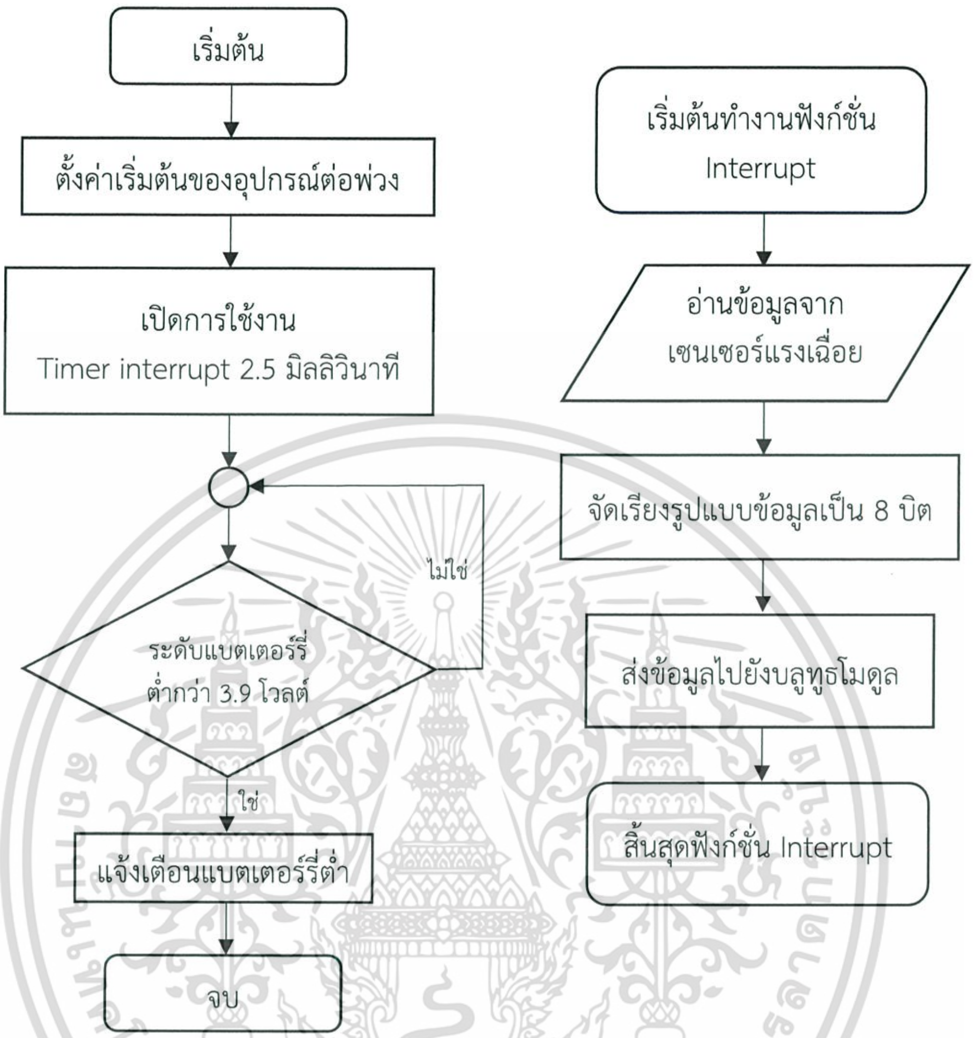
รูปที่ 3.12 ลายPCBด้านล่าง

รูปที่ 3.13 อุปกรณ์สวมใส่



รูปที่ 3.14 โปรแกรมแสดงผลและจัดเก็บข้อมูล

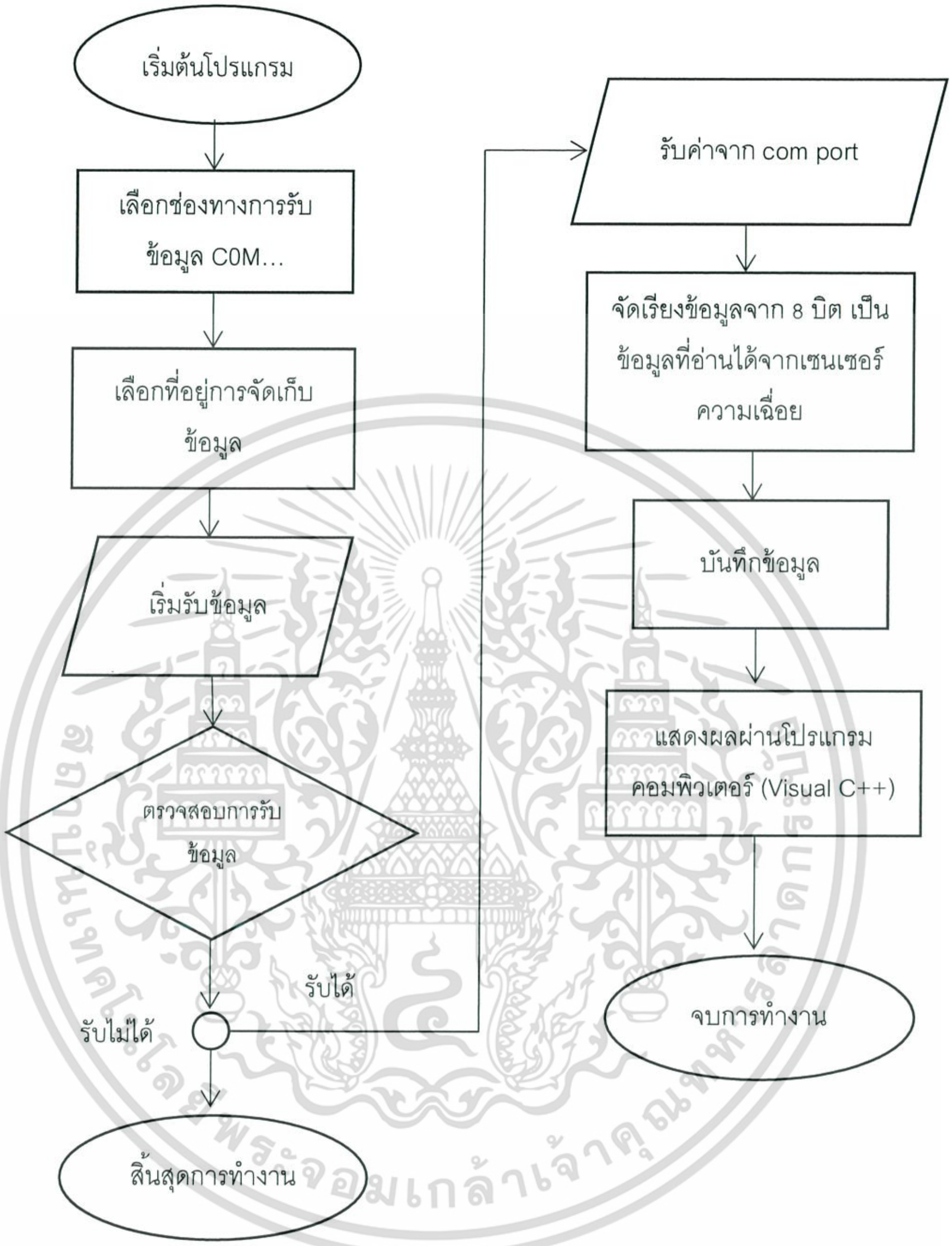
3.6 ผังการทำงานของอุปกรณ์สวมใส่



รูปที่ 3.15 ผังการทำงานของอุปกรณ์สวมใส่

จากรูปที่ 3.14 ผังการทำงานของอุปกรณ์สวมใส่ เมื่อเริ่มต้นการทำงาน อุปกรณ์จะทำการตั้งค่าเริ่มต้นของอุปกรณ์ต่อพ่วง (GPIO, ADC, USART interface, SPI interface) จากนั้นจะเปิดการใช้งาน Timer interrupt ในเวลา 2.5 มิลลิวินาที กล่าวคือเมื่อเวลาผ่านไปเป็นระยะเวลา 2.5 มิลลิวินาที จะเกิดการ interrupt ขึ้น โดยในขณะที่โปรแกรมทำงานอยู่ในฟังก์ชั่นหลัก โปรแกรมจะข้ามไปทำงานฟังก์ชั่นที่มีลำดับ Priority ที่สูงกว่า ซึ่งในการทำงานนี้ก็คือ ฟังก์ชั่น interrupt ภายในฟังก์ชั่น interrupt จะมีการรับข้อมูลจากเซนเซอร์แรงเฉื่อย แล้วนำข้อมูลที่ได้มาเข้าสู่กระบวนการจัดเรียงรูปแบบข้อมูลเป็น 8 บิต หลังจากนั้นจะส่งข้อมูลต่อไปยังบลูทูธโมดูล และถือเป็นอันสิ้นสุดฟังก์ชั่น interrupt เมื่อสิ้นสุดฟังก์ชั่น interrupt โปรแกรมจะกลับมาทำงานในฟังก์ชั่นหลัก ภายในฟังก์ชั่นหลักจะมีการตัดสินใจโดยมีเงื่อนไขคือ ระดับแบตเตอรี่ต่ำกว่า 3.9 โวลต์หรือไม่ ถ้าไม่โปรแกรมจะทำการตรวจสอบซ้ำไปเรื่อยๆ ถ้าใช่โปรแกรมจะทำการแจ้งเตือนว่า ระดับแบตเตอรี่ต่ำก่อนจะหยุดการทำงาน

3.7 ผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลและจัดเก็บข้อมูล



รูปที่ 3.16 ผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลและจัดเก็บข้อมูล

จากรูปที่ 3.15 ผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลและจัดเก็บข้อมูล เริ่มจากการทำงานโดยการเปิดโปรแกรมหลังจากนั้นเลือกใช้ com port ที่คอมพิวเตอร์เชื่อมต่ออยู่เพื่อรับข้อมูล และเลือกที่อยู่ของการจัดเก็บข้อมูลในคอมพิวเตอร์ หลังจากนั้นเริ่มต้นรับข้อมูลโดยจะมีการตรวจสอบการรับข้อมูลเพื่อให้มั่นใจว่าการเชื่อมต่อยังใช้งานได้ ถ้าขาดการเชื่อมต่อจะสิ้นสุดการทำงานทันที แต่เมื่อสามารถทำงานต่อไปได้จะรับค่าจาก com port และเนื่องจากข้อมูลที่รับมาเป็นค่า 8 บิต ที่ผ่านการจะเรียงมาก่อนหน้านี้ ในรูปที่ 3.14 เราจึงต้องนำข้อมูลที่รับได้กลับมาจัดเรียงใหม่ เพื่อให้กลับมาเป็นค่าที่รับจากเซนเซอร์ความเฉื่อยดังเดิม ต่อจากนั้นจะทำการเก็บข้อมูลตามที่อยู่ที่เลือกไว้ และสุดท้ายจะแสดงผลผ่านโปรแกรมคอมพิวเตอร์

บทที่ 4
การทดลองและผลการทดลอง

การทดลองสำหรับโครงงานฉบับนี้ แบ่งออกเป็น 2 การทดลอง ได้แก่ บันทึกข้อมูลจริงจากผู้สูงอายุ ตั้งแต่ช่วงอายุ 60 ปีขึ้นไป และ นำข้อมูลทั้งหมดมาวิเคราะห์ทางสถิติ การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ แบ่งออกเป็น 3 ขั้นตอน ได้แก่ 1) แยกสัญญาณจากผู้สูงอายุที่มีอาการที่ส่งผลต่อการก้าวเดินจริงตามเวลา 2) จำแนกอาการผู้สูงอายุที่มีอาการที่ส่งผลต่อการก้าวเดินจริง 3) ติดต่อสอบถามเหตุการณ์ที่ทำให้เกิดการหกล้มภายใน 6 เดือน หลังจากการทดลอง

4.1 การบันทึกข้อมูลจริงจากผู้สูงอายุ

เนื่องจากข้อมูลของผู้สูงอายุที่บันทึกมาเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญที่เป็นสาเหตุของการหกล้ม ได้แก่ โรคประจำตัว เช่น โรคหัวใจ เบาหวาน ความดัน การรับรู้ทางระบบประสาท เป็นต้น และโรคที่ส่งผลต่อการทรงตัวและการเดินที่เป็นอยู่ในปัจจุบัน เช่น ข้อเข่าเสื่อม กระดูกผิดรูป กระดูกทับเส้นประสาท โรคกระดูกพรุน เป็นต้น

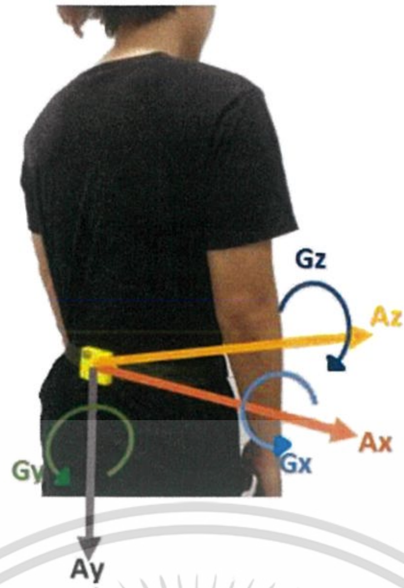
รูปที่ 4.1 ลักษณะของโรคข้อเข่าเสื่อมที่ส่งผลต่อการเดินอย่างมาก

4.1.1 การบันทึกข้อมูลประวัติส่วนตัวของผู้สูงอายุ

ข้อมูลพื้นฐานของผู้สูงอายุเป็นเรื่องสำคัญในการนำมาแยกปัจจัยเสี่ยงในการหกล้ม เพราะผู้สูงอายุแต่ละคนมีการดำเนินชีวิตประจำวันแตกต่างกัน และนำพาไปสู่การเดินที่ผิดปกติ หรือโรคประจำตัวที่เป็นอยู่ในปัจจุบันส่งผลให้เกิดความผิดปกติได้เช่นกัน เช่น โรคเบาหวาน โรคความดัน โรคข้อเข่าเสื่อม เป็นต้น ซึ่งโรคเหล่านี้จะมีสัญญาณของการก้าวเดินที่อาจจะแตกต่างกัน และที่สำคัญคือโรคประจำตัวที่ถือเป็นภัยเงียบอย่างหนึ่ง เพราะไม่สามารถทราบได้แน่ชัดว่าจะเกิดขึ้นเวลาใด

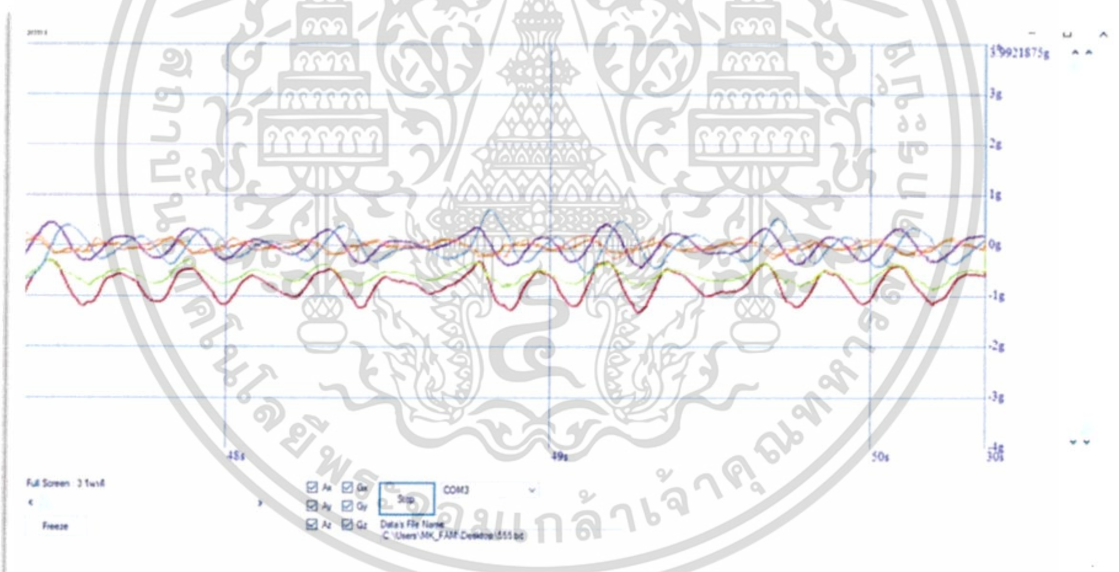
4.1.2 การบันทึกสัญญาณการเดินจากอาสาสมัคร

อุปกรณ์ส่งสัญญาณการเคลื่อนไหว ถูกติดไว้ที่บริเวณด้านหลังของสะโพกของอาสาสมัคร และสัญญาณในแกนต่างๆ จะถูกกำหนดดังรูป



รูปที่ 4.2 การติดตั้งอุปกรณ์ส่งสัญญาณกับอาสาสมัคร

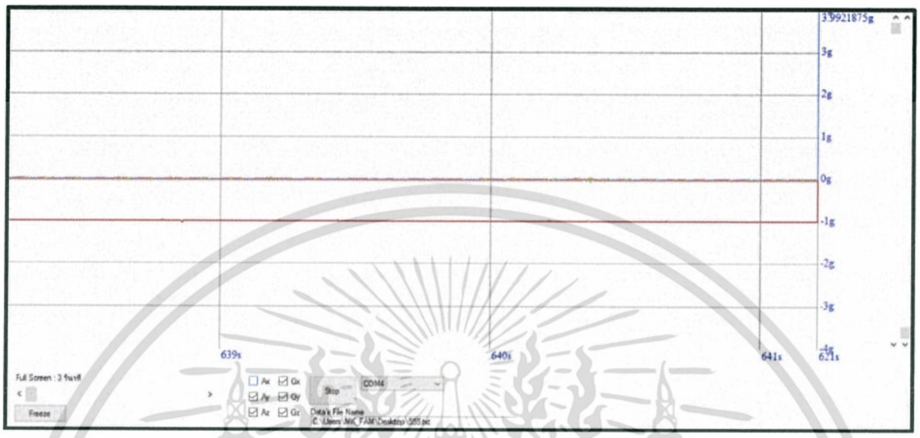
อุปกรณ์จะส่งสัญญาณเข้ากับโปรแกรมคอมพิวเตอร์ตามการเคลื่อนไหวของสะโพก ดังภาพ



รูปที่ 4.3 โปรแกรมแสดงผลและจัดเก็บข้อมูลโดยใช้ โปรแกรม Visual Studio C++

โดยการติดตั้งอุปกรณ์ไว้ที่ส่วนหลังของสะโพก ดังรูปที่ 4.2 เมื่อมีการเครื่องไหวของร่างกายจะมีการแสดงผลผ่านโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ดังรูปที่ 4.3 ซึ่งการติดตั้งอุปกรณ์ไว้ที่สะโพกเป็นการตรวจจับการเคลื่อนไหวของแกนลำตัวในทิศทางต่าง ๆ ได้ดี เพราะเมื่อเกิดการเคลื่อนไหวในอิริยาบถต่าง ๆ แกนของลำตัวจะเคลื่อนไหวเสมอ

รูปที่ 4.4 การติดตั้งอุปกรณ์ในแนวที่ถูกต้อง

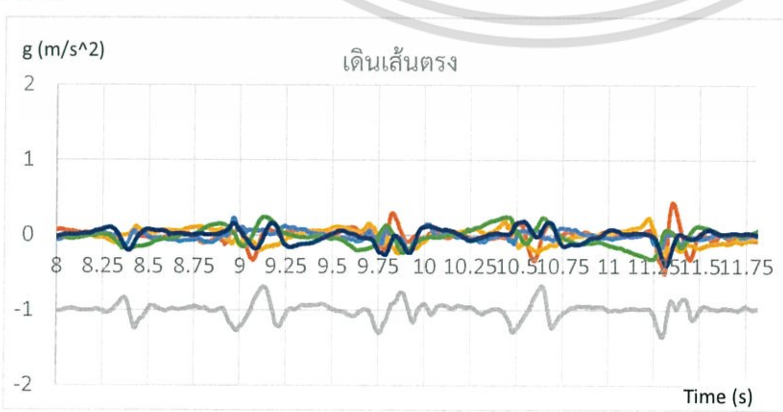


รูปที่ 4.5 สัญญาณจากการติดตั้งอุปกรณ์ในทิศทาง ตามรูป ที่ 4.4

จากรูปที่ 4.4 เป็นการติดตั้งอุปกรณ์ในการทดลอง โดยค่าเริ่มต้นในการติดตั้งอุปกรณ์ดังกล่าวจะแสดงผลทางโปรแกรม ดังรูปที่ 4.5 โดยค่าเริ่มต้นของความเร็วเชิงมุมจะมีค่าเริ่มต้นที่ 0 เรเดียน/วินาที ทุกค่า และค่าเริ่มต้นของความเร่งในแนวแกน X และแกน Z มีค่าเริ่มต้นที่ 0 เมตร/วินาที^{2} เช่นกัน มีค่าความเร่งเริ่มต้นในแนวแกน Y เป็น -1 เมตร/วินาที^{2}

4.1.2.1 การเคลื่อนไหวในอิริยาบถต่างๆ

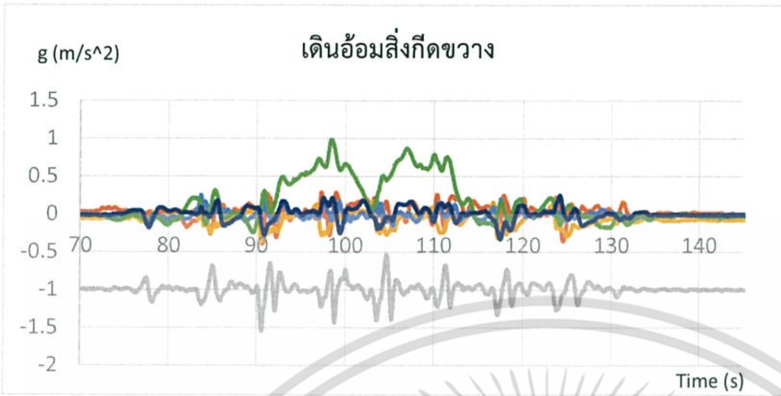
4.1.2.1.1 การเดินไปข้างหน้าเป็นเส้นตรง สัญญาณที่แสดงผลผ่านทางโปรแกรมเป็นดังรูปที่ 4.4.1 โดยจะเห็นว่าสัญญาณการเคลื่อนไหวในทุกๆ แกนจะมีการกระเพื่อมในจังหวะที่ใกล้เคียงกัน โดยจากรูปที่ 4.4.1 จะเห็นว่าเกิดการกระเพื่อม 5 ครั้ง คือ ช่วง 8.25-8.50, 9-9.25, 9.75-10, 10.50-10.75 และ 11.25-11.50 วินาที โดยการกระเพื่อม 5 ครั้งมาจากการก้าวเท้า 5 ก้าว



รูปที่ 4.6.1 สัญญาณที่เกิดจากการเดินเป็นเส้นตรง

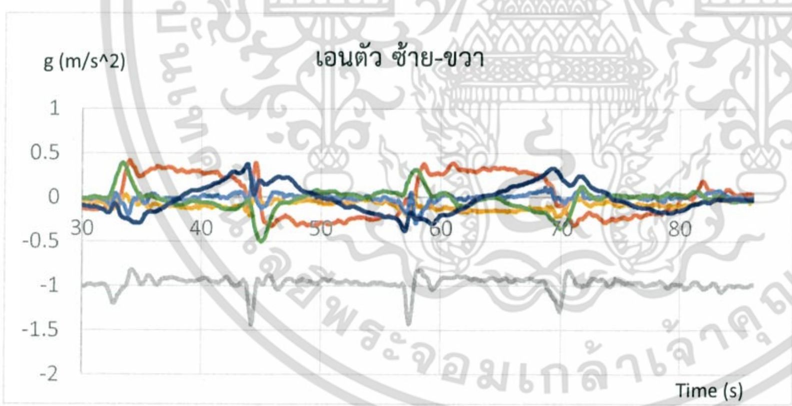
รูปที่ 4.6.2 การเดินเป็นเส้นตรง

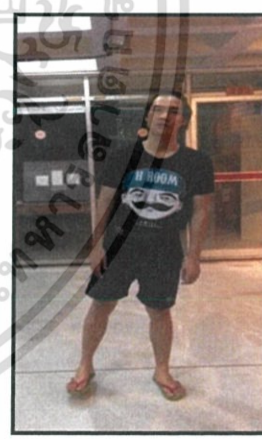
4.1.2.1.2 การเดินอ้อมสิ่งกีดขวาง สัญญาณที่แสดงผลผ่านทางโปรแกรมเป็นดังรูปที่ 4.7.1โดยจะเห็นว่าสัญญาณที่มีลักษณะการกระเพื่อมของสัญญาณที่มีแนวโน้มแตกต่างจากสัญญาณอื่น คือ สัญญาณในทิศทางความเร่งแกน Z สังเกตได้ในช่วงเวลา 90 – 113 วินาที (สีเขียว) โดยมีแนวโน้มกระเพื่อมเป็นเส้นโค้ง



รูปที่ 4.7.1 สัญญาณที่เกิดจากการเดินอ้อมสิ่งกีดขวาง **รูปที่ 4.7.2** การเดินอ้อมสิ่งกีดขวาง

4.1.2.1.3 การโยกลำตัว ซ้าย-ขวา สัญญาณที่แสดงผลผ่านทางโปรแกรมเป็นดังรูปที่ 4.8.1 โดยจะเห็นว่าสัญญาณมีการกระเพื่อมที่สามารถสังเกตได้ชัดเจนที่สุดคือ สัญญาณจากความเร่งในแนวแกน X ในช่วงการโยกแกนลำตัวซ้ายขวา ออกมาเป็นรูปแบบสัญญาณการกระเพื่อมสีส้ม

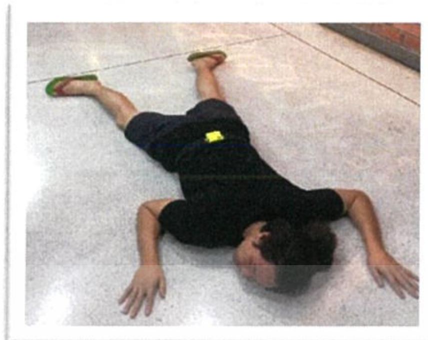




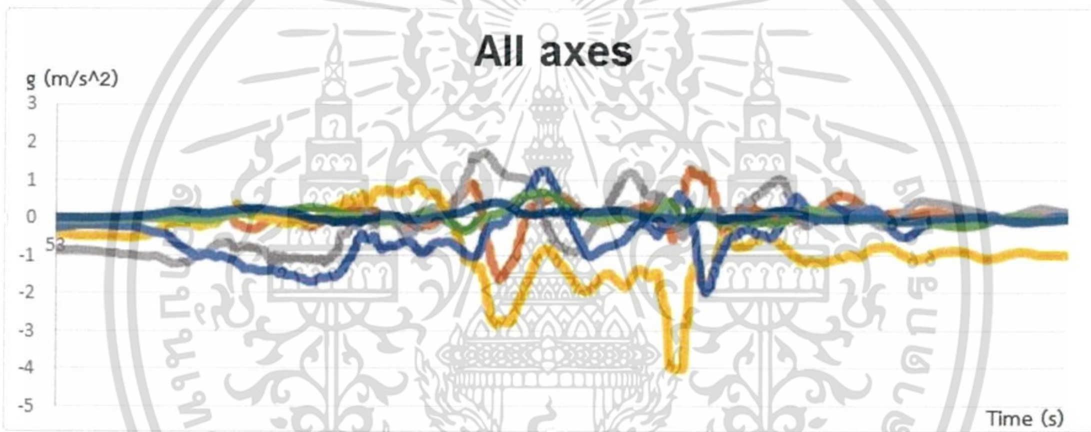
รูปที่ 4.8.1 สัญญาณที่เกิดจากการโยกลำตัว ซ้าย-ขวา **รูปที่ 4.8.2** การโยกลำตัว ซ้าย-ขวา

4.1.2.2 สัญญาณการเคลื่อนไหวในขณะที่เกิดการหกล้ม

เมื่อมีการล้มเกิดขึ้นสัญญาณจะแสดงออก ดังต่อไปนี้

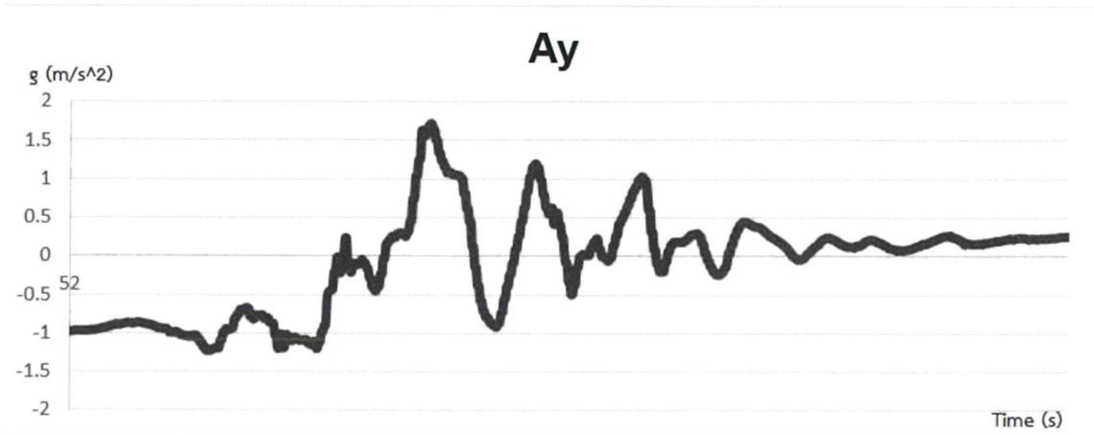


รูปที่ 4.9 การล้มไปด้านหน้า



รูปที่ 4.10 สัญญาณ แกน Ax, Ay, Az, Gx, Gy Gz จากอุปกรณ์

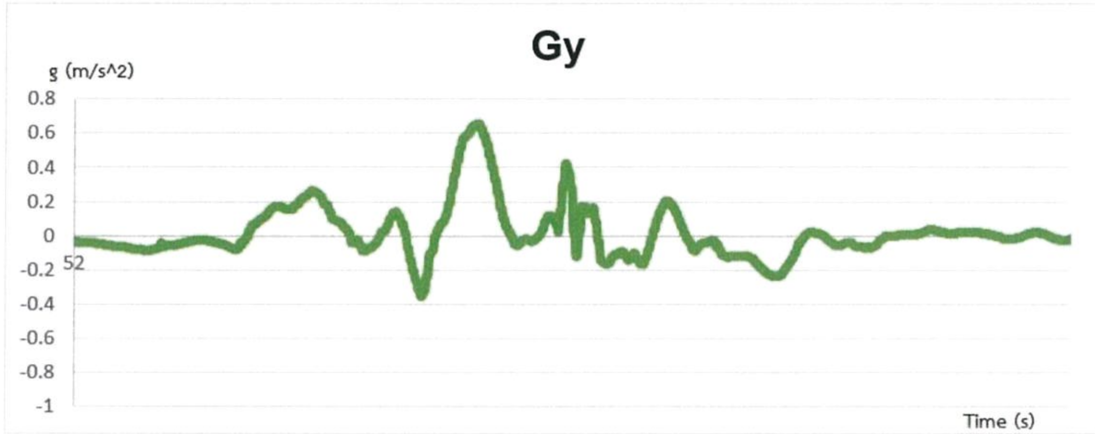
รูปที่ 4.11 สัญญาณ จาก Accelerometer แกน X



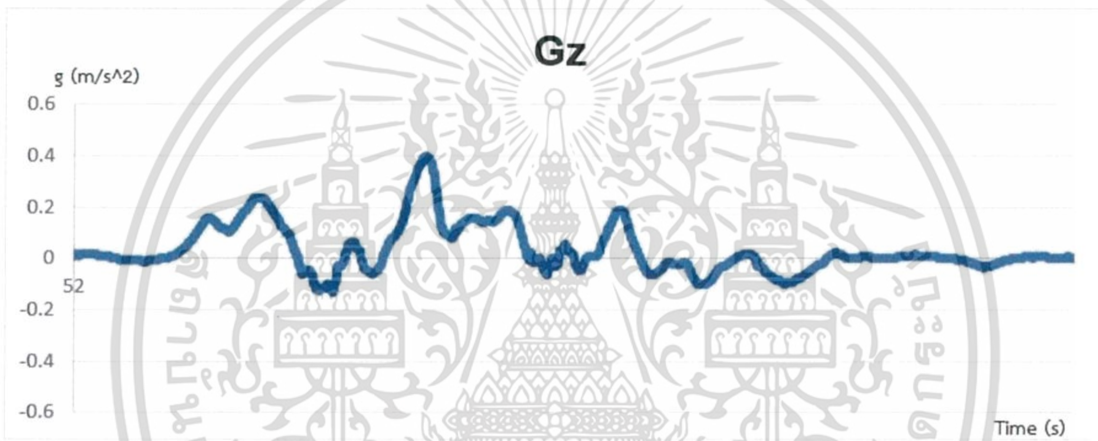
รูปที่ 4.12 สัญญาณ จาก Accelerometer แกน Y

รูปที่ 4.13 สัญญาณ จาก Accelerometer แกน Z

รูปที่ 4.14 สัญญาณ จาก Gyroscope แกน X



รูปที่ 4.15 สัญญาณ จาก Gyroscope แกน Y



รูปที่ 4.16 สัญญาณ จาก Gyroscope แกน Z

สัญญาณที่ได้จากการจำลองการหกล้มเป็นการหกล้มไปข้างหน้าโดยรูปที่ 4.10 เป็นรูปแบบสัญญาณโดยรวมในขณะที่เกิดการหกล้ม และในรูปที่ 4.11, 4.12, 4.13, 4.14, 4.15 และ 4.16 เป็นการแยกสัญญาณตามแกนลำตัว Ax, Ay, Az, Gx, Gy และ Gz ตามลำดับ ซึ่งคือสัญญาณความเร่ง 3 สัญญาณ (Ax, Ay และ Az) และความเร็วเชิงมุม 3 สัญญาณ (Gx, Gy และ Gz)

4.2 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

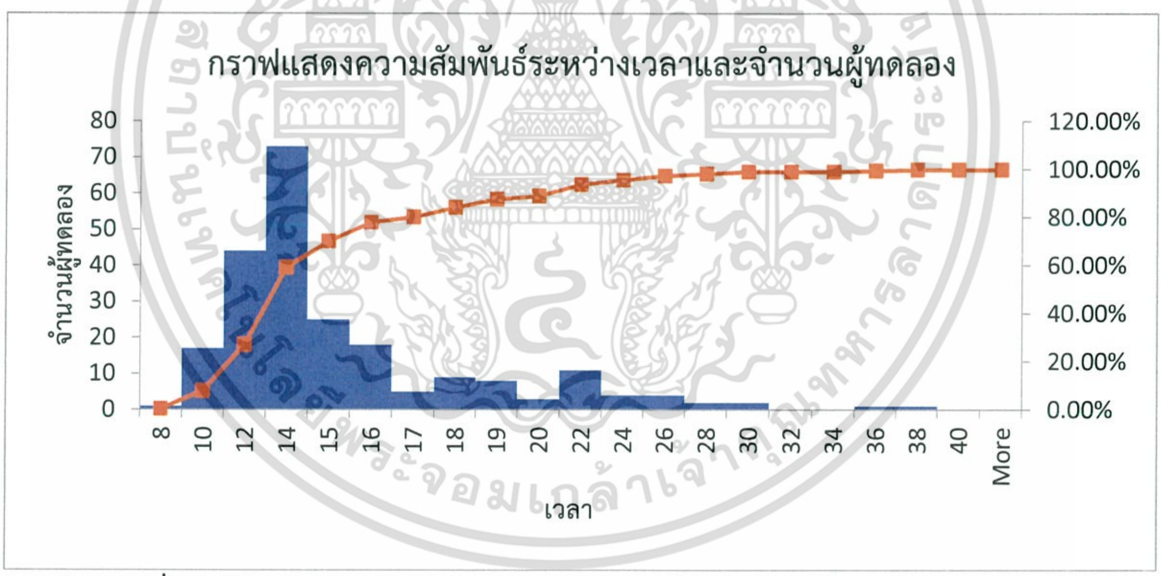
เนื่องจากข้อมูลที่มีอยู่ มีทั้งข้อมูลเชิงคุณภาพและเชิงตัวเลข โดยจัดข้อมูลทั้งสองประเภทให้มีความเชื่อมโยงกัน โดยมีการแบ่งข้อมูลเพื่อการวิเคราะห์ดังนี้

4.2.1 วิเคราะห์สัญญาณการเดิน

ข้อมูลที่เก็บได้จากช่วงสัญญาณ โดยเบื้องต้นเราจัดแบ่งสัญญาณตามช่วงของเวลาในการทดลอง โดยให้ผู้ทดลอง ปฏิบัติดังนี้ 1) นั่งนิ่ง ๆ ที่เก้าอี้ 2) ลุกขึ้นเดินและวนกลับมาห่างจากเก้าอีก 3 เมตร 3) นั่งที่จุดเริ่มต้น (Timed-Up-and-Go test)

รูปที่ 4.17 Timed-Up-and-Go test

โดยการจับเวลานับจากเริ่มลุกจากเก้าอี้ จนกลับมานั่งที่เก้าอี้แบบเดิม ซึ่งจากผู้ทดลอง 228 คน มีช่วงเวลาในการเดิน อยู่ในช่วง 8 ถึง 41 วินาที โดยได้แบ่ง ช่วงเวลาในการเดินทั้งหมดตามจุดสูงสุดของกราฟฮิสโตแกรม เป็น 4 กลุ่มดังนี้



รูปที่ 4.18 กราฟฮิสโตแกรมแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาและจำนวนผู้ทดลอง

กลุ่มที่ 1 8 ถึง 16 วินาที มีจำนวน 178 คน
กลุ่มที่ 2 17 ถึง 20 วินาที มีจำนวน 24 คน
กลุ่มที่ 3 21 ถึง 31 วินาที มีจำนวน 24 คน
กลุ่มที่ 4 32 ถึง 41 วินาที มีจำนวน 2 คน

หมายเหตุ : ผู้ทดลองได้ทำการทดลองที่เหมือนกันทุกประการ

4.2.2 จำแนกอาการของผู้ทดลอง

เนื่องจากผู้ทดลองมีอาการของโรคที่กำลังรักษาหรือรอการรักษาที่แตกต่างกัน โดยสามารถแบ่ง ได้ดังนี้

กลุ่มที่ 1 ผู้ทดลองที่เริ่มต้นการรักษาและมีการติดตามอาการหลังการรักษาช่วงแรก
กลุ่มที่ 2 ผู้ทดลองที่มีอาการบาดเจ็บเรื้อรังบริเวณช่วงลำตัว และเป็นโรคประจำตัวทางกระดูก
กลุ่มที่ 3 ผู้ทดลองที่ได้รับการรักษามายาวนานและไม่สามารถหายขาดได้ โดยรักษาตามอาการที่เป็นอยู่
กลุ่มที่ 4 ผู้ทดลองเป็นผู้ป่วยที่มีการดูแลรักษาเป็นอย่างดีโดย คนใกล้ชิด

4.2.3 การติดตามผลหลังจากการทดลอง

การติดตามผลของผู้ทดลองโดยสอบถามตั้งแต่มีการทดลอง มีเหตุการณ์การหกล้มเกิดขึ้นอีกหรือไม่โดยสอบถามติดตามผลเดือนละ 1 ครั้ง โดยติดตามอย่างต่อเนื่องทุก เป็นเวลา 6 เดือน โดยเกิดการล้มหลังจากการทดลอง ทั้งหมด 52 ราย โดยใน 52 รายดังกล่าว จำแนกตาม ข้อ 4.2.1 ได้ดังนี้
กลุ่มที่ 1 8 ถึง 16 วินาที มีจำนวน 178 คน หกล้ม ใน 6 เดือนแรก 44 คน
กลุ่มที่ 2 17 ถึง 20 วินาที มีจำนวน 24 คนหกล้ม ใน 6 เดือนแรก 4 คน
กลุ่มที่ 3 21 ถึง 31 วินาที มีจำนวน 24 คนหกล้ม ใน 6 เดือนแรก 4 คน
กลุ่มที่ 4 32 ถึง 41 วินาที มีจำนวน 2 คนหกล้ม ใน 6 เดือนแรก 0 คน
โดยการสอบถามในแต่ละเดือน ในแต่ละกลุ่มมีผู้หกล้มหลังจากการทดลองมากขึ้นเรื่อย ๆ

บทที่ 5
วิเคราะห์และสรุปผลการทดลอง

5.1 สรุปผลการทดลอง

จากการทดลองพบว่า สามารถจำแนกผู้ทดลองได้ออกเป็น 4 กลุ่มดังนี้

กลุ่มที่ 1 8 ถึง 16 วินาที มีจำนวน 178 คน หกล้ม ใน 6 เดือนหลังทดลอง 44 คน ผู้ทดลองที่เริ่มต้นการรักษาและมีการติดตามอาการหลังการรักษาช่วงแรก

กลุ่มที่ 2 17 ถึง 20 วินาที มีจำนวน 24 คนหกล้ม ใน 6 เดือนหลังทดลอง 4 คน ผู้ทดลองที่มีอาการบาดเจ็บเรื้อรังบริเวณช่วงลำตัว และเป็นโรคประจำตัวทางกระดูก

กลุ่มที่ 3 21 ถึง 31 วินาที มีจำนวน 24 คนหกล้ม ใน 6 เดือนหลังทดลอง 4 คน ผู้ทดลองที่ได้รับการรักษามายาวนานและไม่สามารถหายขาดได้ โดยรักษาตามอาการที่เป็นอยู่

กลุ่มที่ 4 32 ถึง 41 วินาที มีจำนวน 2 คนหกล้ม ใน 6 เดือนหลังทดลอง 0 คน ผู้ทดลองเป็นผู้ป่วยที่มีการดูแลรักษาเป็นอย่างดีโดย คนใกล้ชิด

พบว่าผู้ทดลองในกลุ่มที่ 1 มีการหกล้มภายหลังการทดลองมากที่สุด เนื่องจากอาการที่ รักษาอยู่นั้นเป็นเพียงอาการเริ่มต้นไม่ร้ายแรง แต่จะเกิดขึ้นอย่างฉับพลัน และผู้ทดลองมีความ ประมาทและละเลยการดูแลรักษา กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 มีการเริ่มต้นการดูแลตนเองและมีความใส่ใจในพฤติกรรมการใช้ชีวิตจึงมีการหกล้มภายหลังการทดลองน้อย และ กลุ่มที่ 4 เนื่องจากโรคที่เกิดเป็นมานานจึงมีการดูแลรักษาตัวเองเป็นอย่างดีรวมถึงคนใกล้ชิดจึงไม่มีการล้ม ภายหลังการทดลองเกิดขึ้น

5.2 ปัญหา อุปสรรคและการแก้ไข

เนื่องจากการเก็บข้อมูลจากผู้สูงอายุจริงและหรือผู้ป่วยจริงจากทางโรงพยาบาลเป็นไปได้ยาก และในระหว่างการเก็บข้อมูลผู้อาสาเข้าร่วมการทดลองมีการพูดคุยและสาเหตุในการเข้าพบแพทย์ต่างกันอย่างมากจึงทำให้ข้อมูลที่ได้มีจำนวนมากและแตกต่างกัน จึงทำให้ผลการทดลองที่ได้ล่าช้าและยังไม่แม่นยำเท่าที่ควร