



ระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง  
**Intelligent Sleeping Position Determination System for Bed-Exit Monitoring**

สุณิษา กมลวัล

**Sunisa Kamonwan**

วิทยานิพนธ์เล่มนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา  
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า  
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of  
Master of Engineering in Electrical Engineering**

**Prince of Songkla University**

**2560**

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์                   ระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง  
 ผู้เขียน                           นางสาวสุณิษา กมลวัล  
 สาขาวิชา                       วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	คณะกรรมการสอบ
..... (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)	.....ประธานกรรมการ (รองศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พุกภัยภัทรานนท์)
	.....กรรมการ (รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)
	.....กรรมการ (ดร.กิตติคุณ ทองพูล)
	.....กรรมการ (ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พิทักษ์ บุญนุ่น)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยรับนี้เป็น  
 ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา  
 วิศวกรรมไฟฟ้า

.....  
 (รองศาสตราจารย์ ดร.ธีระพล ศรีชนะ)  
 คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้มาจากการศึกษาวิจัยของนักศึกษาเอง และได้แสดงความขอบคุณบุคคลที่มีส่วนช่วยเหลือแล้ว

ลงชื่อ.....

(รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ลงชื่อ.....

(นางสาวสุณิษา กมลวัล)

นักศึกษา

ข้าพเจ้าขอรับรองว่า ผลงานวิจัยนี้ไม่เคยเป็นส่วนหนึ่งในการอนุมัติปริญญาในระดับใดมาก่อน และ  
ไม่ได้ถูกใช้ในการยื่นขออนุมัติปริญญาในขณะนี้

ลงชื่อ.....

(นางสาวสุณิษา กมลวัล)

นักศึกษา

ชื่อวิทยานิพนธ์	ระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง
ผู้เขียน	นางสาวสุณิษา กมลวัล
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2559

### บทคัดย่อ

การลุกออกจากเตียงของผู้ป่วยที่พักรักษาตัวอยู่ในโรงพยาบาล โดยเฉพาะผู้สูงอายุ มีความเสี่ยงที่จะเกิดการพลัดตกจากเตียง ซึ่งส่งผลให้ผู้ป่วยบางรายบาดเจ็บเล็กน้อย บางรายต้องเสียค่ารักษาพยาบาลเพิ่มขึ้น หรือบางรายอาจถึงแก่ชีวิต ปัจจุบันมีวิธีการป้องกันอุบัติเหตุเหล่านี้โดยใช้ระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วย เพื่อตรวจสอบว่าขณะนี้ผู้ป่วยได้อยู่บนเตียงหรือไม่ แนวโน้มที่บ่งชี้ถึงความเสี่ยงที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยนำไปสู่ผลลัพธ์ที่สามารถช่วยเหลือผู้ป่วยได้ทันท่วงที งานวิจัยฉบับนี้จึงนำเสนอระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง ซึ่งมีการตรวจสอบบนพื้นที่ของเตียงด้วยกัน 3 ส่วน ได้แก่ ตรงกลาง ด้านซ้าย และด้านขวา ด้วยการใช้เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกด 100 ปอนด์ถูกติดตั้งไว้บริเวณขาเตียงทั้ง 4 ขา และประมวลผลสัญญาณด้วยซอฟต์แวร์แมชชีน โดยทดสอบจากกลุ่มอาสาสมัครจำนวน 20 คน มีการประเมินประสิทธิภาพของระบบพบว่าผลลัพธ์ของการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงแบ่งเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ ตรงกลาง 91.10% ด้านซ้าย 96.13% และด้านขวา 95.18% ตามลำดับ ซึ่งค่าความถูกต้องรวมทั้งระบบคือ 94.12% ซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจสอบการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วยได้

**คำสำคัญ:** ระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียง เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกด ซอฟต์แวร์แมชชีน

<b>Thesis Title</b>	Intelligent Sleeping Position determination System for Bed-Exit Monitoring
<b>Author</b>	MissSunisa Kamonwan
<b>Major Program</b>	Electrical Engineering
<b>Academy Year</b>	2016

### ABSTRACT

Bed-exit monitoring is critical for establishing the mobility trend of patients. The development of an intelligent bed system can be designed to monitor and prevent the bed-exit and to help immediately, especially for the elderly patients. In this paper present intelligent sleeping position determination system for bed-exit monitoring, the detection of the subject using 100 lbs FlexiForce sensors based on the basic amplifier was focused. Four sensors were installed at the base of the bed to produce a voltage output and investigate the signs of emerging changes. An analyzed mattress was divided into three parts (middle, left, right) to detect the patient motions in a full coverage area before and after leaving the bed. In this case, the voltage variation would be inputs of Support Vector Machine (SVM) classifier to identify the bed-exit mode, i.e., exit or not. The performance evaluation of the classifier shows that middle, left and right are classified at 91.10%, 96.13% and 95.18% classification accuracy respectively. The overall accuracy is 94.12%. This indicates that the system can be used for the bed-exit monitoring to help the patients in time.

**Keywords:** Bed-Exit monitoring, Force Sensors, Support Vector Machine

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา และผู้ช่วยศาสตราจารย์ สวัสดิ์ ตันตนาช อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ที่เป็นประโยชน์ สนับสนุนทุกๆ ด้านในการทำวิจัย ตลอดจนขัดเกลากระบวนการคิด และให้กำลังใจในการแก้ปัญหา รวมทั้งตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. พรชัย พุกภัยภัทรานนต์ ประธานกรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการดำเนินงานวิจัยและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ดร. กิตติคุณ ทองพูล และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. พิทักษ์ บุญนุ่น กรรมการสอบป้องกันวิทยานิพนธ์ ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษาแนะนำที่เป็นประโยชน์ วิจารณ์ผลงานและตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. ณัฐฐา จินดาเพ็ชร และ รองศาสตราจารย์ คณิศ เจษฎ์พัฒนานนท์ กรรมการสอบโครงร่างวิทยานิพนธ์ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่อการทำวิจัยเสมอมา

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.เกริกชัย ทองหนู และอาจารย์ภาคภูมิ หอชิงเจริญ รวมทั้งอาจารย์ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ทุกท่านที่ได้กรุณาให้คำแนะนำและความคิดเห็นในการปรับปรุงแก้ไขวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่ได้ให้สถานที่สำหรับการศึกษาค้นคว้าหาความรู้

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้การสนับสนุนทุนอุดหนุนวิจัยเพื่อวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ นางสาวธนวรรณ พรายศักดิ์ นางสาวนันทริกา เทียมชู นางสาวศิริณี ทองปัญญา พี่ๆ เพื่อนๆ น้องๆ รวมทั้งเจ้าหน้าที่และบุคลากรของภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกท่านที่ให้คำแนะนำ และให้กำลังใจที่ดีเสมอมา

ขอขอบพระคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ทางด้านต่างๆ ทั้งในอดีตและปัจจุบันให้แก่ข้าพเจ้ามาโดยตลอด

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณและน้อมรำลึกถึงบิดามารดา และครอบครัว ทุกคน  
ที่ให้การสนับสนุนทางการศึกษา ให้การสนับสนุนในทุกๆ ด้าน ให้คำปรึกษาและให้กำลังใจ  
อย่างดียิ่งมาโดยตลอดมาจนทำให้ประสบความสำเร็จในวันนี้ หากวิทยานิพนธ์นี้มีความดีอันใด  
ผู้วิจัยขอให้เป็นกตเวทิตาแต่บิดามารดา และบูรพาจารย์ทุกท่าน

สุณิษา กมลวัล



## สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(9)
รายการตาราง	(10)
รายการภาพประกอบ	(12)
บทที่	
1. บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของหัวข้อวิจัย	1
1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย	4
1.3 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	17
1.4 ขอบเขตของการวิจัย	17
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	17
2. ทฤษฎีและหลักการ	18
2.1 ผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการเกิดการพลัดตกหกล้ม	18
2.2 บริเวณที่ผู้ป่วยเกิดการพลัดตกหกล้ม	19
2.3 การประเมินปัจจัยเสี่ยงของการพลัดตกหกล้ม	19
2.4 การปฏิบัติสำหรับป้องกันการพลัดตกหกล้ม	19
2.5 เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกด	21
2.6 การเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์	26
2.7 การวัดประสิทธิภาพ	33
3. วิธีดำเนินการ	37
3.1 การตรวจสอบการลุกออกจากเตียง	37
3.2 การติดตั้งเซ็นเซอร์	41
3.3 การแปลงสัญญาณแอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล	43
3.4 การประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น	43
3.5 การเก็บข้อมูล	44
3.6 การจำแนกการตรวจสอบ	46
3.7 การประเมินประสิทธิภาพของระบบ	46

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่	
4. ผลการวิจัย	47
4.1 ผลการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์	47
4.2 ผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบด้วยการเลือกข้อมูล	53
4.3 ผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบด้วยชุดข้อมูลทดสอบ	54
5. บทสรุปและข้อเสนอแนะ	56
5.1 บทสรุป	56
5.2 ข้อเสนอแนะ	57
บรรณานุกรม	59
ภาคผนวก	62
ประวัติผู้เขียน	70

## รายการตาราง

ตารางที่		หน้า
1-1	ผู้ป่วยในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์พลัดตกจากเตียงแยกตามระดับความรุนแรง	2
1-2	ระดับความรุนแรงที่เกิดจากการพลัดตกจากเตียง	2
1-3	สรุปบทความวิจัยเกี่ยวกับการใช้อุปกรณ์ตรวจสอบการลุกออกจากเตียง	13
1-3	สรุปชนิดของอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียง	15
2-1	คุณสมบัติเฉพาะของ FlexiForce Sensor	24
2-2	ฟังก์ชันแกนพื้นฐานสำหรับซอฟต์แวร์แมชชีน	30
2-3	การเปรียบเทียบแบ่งกลุ่มการคัดแยกที่ละหนึ่งเปรียบเทียบกับส่วนที่เหลือทั้งหมด	31
2-4	ตัวอย่างฟังก์ชันตัดสินใจของวิธีการคัดแยกที่ละหนึ่งต่อหนึ่ง	32
2-5	ตัวอย่างผลการเปรียบเทียบที่ละคู่แบบไม่ซ้ำกัน	33
2-6	ผลการตัดสินใจเลือกกลุ่มของการคัดแยก	33
2-7	คอนฟิวชันแมทริกซ์ (Confusion Matrix) แบบ 2 กลุ่ม	35
3-1	ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ย	43
3-2	ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ย $t=n$	44
3-3	ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ย $t=n+1$ ก่อนหาค่าเฉลี่ย	44
3-4	ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ย $t=n+1$ หลังหาค่าเฉลี่ย	44
3-5	กลุ่มอาสาสมัครที่ทดสอบในขณะที่นอนและลุกออกจากเตียง (กลุ่มที่ 1)	45
3-6	กลุ่มอาสาสมัครที่ทดสอบในขณะที่นอนและลุกออกจากเตียง (กลุ่มที่ 2)	45
4-1	คอนฟิวชันแมทริกซ์ของการตรวจสอบขณะนอนและลุกออกจากเตียงด้วยการเลือกสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง 10-Flod Cross Validation	54
4-2	คอนฟิวชันแมทริกซ์ของการตรวจสอบขณะนอนและลุกออกจากเตียงด้วยชุดข้อมูลทดสอบ	55

## รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบที่		หน้า
2-1	ลักษณะโครงสร้างของเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดแบบค่าความต้านทาน	21
2-2	การทำงานของเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดแบบค่าความต้านทาน	22
2-3	ลักษณะโครงสร้างของ FlexiForce Sensor	23
2-4	วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้า	25
2-5	ความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับค่าแรงดันไฟฟ้าที่ได้จากการสอบเทียบของ FlexiForce Sensor	26
2-6	การปรับความชันของเส้นแบ่งแล้วทำให้ได้ระยะขอบที่มากที่สุด	28
2-7	การเลือกกลุ่มข้อมูลแบบร้อยละ	34
2-8	การเลือกกลุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม เมื่อ K=4	34
2-9	การเลือกกลุ่มข้อมูลแบบ Leave-one-out Cross Validation	35
3-1	ลำดับขั้นตอนของระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียง	37
3-2	เตียงนอนที่ชำรุดตรวจสอบการลุกออกจากเตียง	38
3-3	ท่าทางการนอนหรือการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยขณะอยู่บนเตียงโดยทั่วไป	40
3-4	การทดสอบรับโหลดของเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดทั้ง 4 ตัว	41
3-5	ตำแหน่งที่ใช้ในการติดตั้งเซ็นเซอร์	42
3-6	การติดตั้งเซ็นเซอร์	43
4-1	ลักษณะสัญญาณที่ได้จากการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอน	47
4-2	ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะไม่มีผู้ทดสอบนอนบนเตียง	48
4-3	ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งตรงกลางของเตียง	49
4-4	ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านซ้ายของเตียง	49
4-5	ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านขวาของเตียง	50
4-6	ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านซ้าย	51
4-7	ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านขวา	51

## รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบที่		หน้า
4-8	การวิเคราะห์กลุ่มข้อมูล 5 กลุ่ม ที่นำไปใช้ในระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอน เพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง	53

## บทที่ 1

### บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงที่มาและความสำคัญของงานวิจัย การตรวจเอกสารบทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย วัตถุประสงค์ของงานวิจัย ขอบเขตของการวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 1.1 ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

อุบัติการณ์การเกิดพลัดตกหกล้มหมายถึง ร่างกายมีการเปลี่ยนท่าทางหรือตำแหน่ง จากการนั่งหรือยืน ลงไปอยู่ที่พื้น โดยไม่ได้ตั้งใจ [1] โดยสาเหตุหลักเกิดจากความสัมพันธ์ของ ปัจจัยหลายอย่างเข้ามาเกี่ยวข้อง สามารถแยกได้ทั้งปัจจัยภายในและภายนอก ซึ่งปัจจัยภายในที่เป็น สาเหตุชักนำให้เกิดการพลัดตกหกล้มได้แก่ การเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาอันเนื่องมาจากความชรา โดยส่วนใหญ่มักพบในผู้ที่มีอายุมากกว่า 65 ปี ปัจจัยด้านจิตใจ เช่น ภาวะซึมเศร้า หรือมีภาวะ สับสน ปัจจัยด้านการใช้ยาที่ทำให้เกิดอาการง่วงซึม วิงเวียน ตาพร่ามัว กล้ามเนื้ออ่อนแรง หัวใจเต้น ผิดจังหวะ ความดันโลหิตต่ำเมื่อเปลี่ยนท่า เป็นต้น และปัจจัยภายนอกเกิดจากสิ่งแวดล้อมที่อยู่ รอบตัวเช่น แสงสว่างไม่เพียงพอ พื้นที่ลื่น เฟอร์นิเจอร์ที่มีขนาดสูงต่ำเกินไป เป็นต้น ซึ่งอุบัติการณ์ การเกิดพลัดตกหกล้มในโรงพยาบาลที่พบบ่อยมักมีสาเหตุชักนำที่มาทั้งจากปัจจัยภายในและปัจจัย ภายนอก [2]

สำหรับผู้ป่วยที่รับรักษาไว้ในโรงพยาบาลมักจะเกิดการพลัดตกบริเวณเตียงผู้ป่วย โดยมีปัจจัยที่ทำให้เกิดความเสียหาย ได้แก่ อายุ สภาพจิตใจ ประวัติการหกล้ม การได้รับยาหลายชนิด หรือการถูกจำกัดการเคลื่อนไหว [3] โดยเฉพาะผู้ป่วยสูงอายุจะมีความเสี่ยงสูงที่เกิดการพลัดตกจาก เตียง ซึ่งนับว่าเป็นปัญหาสำคัญที่จะก่อให้เกิดการบาดเจ็บระหว่างนอนพักฟื้น ในขณะที่อยู่ใน โรงพยาบาล การบาดเจ็บจากการพลัดตกจากเตียงของผู้ป่วยนั้นส่งผลเสียมากมาย บางรายอาจ บาดเจ็บเล็กน้อย หรือบางรายต้องเสียค่ารักษาอาการบาดเจ็บเพิ่มเติม และบางรายอาจถึงขั้นบาดเจ็บ ร้ายแรงจนถึงแก่ชีวิตได้ [4] สำหรับในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์มีการประเมินระดับความ รุนแรงที่เกิดจากการพลัดตกจากเตียง โดยวิเคราะห์จากปีงบประมาณตั้งแต่ปี พ.ศ. 2552 ถึงปี พ.ศ. 2557 ดังตารางที่ 1-1 [5] แนวโน้มจากการสำรวจในปี พ.ศ. 2556 พบว่ามีจำนวนผู้ป่วยที่พลัดตก บริเวณเตียงมากที่สุดถึง 26 คน และชี้ให้เห็นถึงระดับความเสี่ยงที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วยดังตารางที่ 1-2 ซึ่ง

ระดับความรุนแรงที่เกิดจากการพลัดตกจากเตียงเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตจำนวน 2 คน ทั้งนี้เชื่อว่าจะมีแนวโน้มการเสียชีวิตของผู้ป่วยที่เกิดจากการพลัดตกจากเตียงเพิ่มสูงขึ้น โดยเฉพาะผู้สูงอายุ

ตารางที่ 1-1 ผู้ป่วยในโรงพยาบาลสงขลานครินทร์พลัดตกจากเตียงแยกตามระดับความรุนแรง

ปีงบประมาณ	2552	2553	2554	2555	2556	2557
A						
B						
C	4	7	4	4	11	4
D	13	9	11	5	11	15
E		1	1	1	2	1
F						
G						
H						
I					2	
รวม	17	17	16	10	26	20

ตารางที่ 1-2 ระดับความรุนแรงที่เกิดจากการพลัดตกจากเตียง

ระดับความรุนแรง	คำอธิบาย
A	เหตุการณ์ซึ่งมีโอกาที่จะก่อให้เกิดความคลาดเคลื่อน
B	เกิดความคลาดเคลื่อนขึ้น แต่ยังไม่ถึงผู้ป่วย
C	เกิดความคลาดเคลื่อนกับผู้ป่วย แต่ไม่ทำให้ผู้ป่วยได้รับอันตราย
D	เกิดความคลาดเคลื่อนกับผู้ป่วย ส่งผลให้ต้องมีการเฝ้าระวังเพื่อให้มั่นใจว่าไม่เกิดอันตรายต่อผู้ป่วย
E	เกิดความคลาดเคลื่อนกับผู้ป่วย ส่งผลให้เกิดอันตรายชั่วคราวและต้องมีการบำบัดรักษา
F	เกิดความคลาดเคลื่อนกับผู้ป่วย ส่งผลให้เกิดอันตรายชั่วคราวและต้องนอนโรงพยาบาล หรืออยู่โรงพยาบาลนานขึ้น
G	เกิดความคลาดเคลื่อนกับผู้ป่วย ส่งผลให้เกิดอันตรายถาวรแก่ผู้ป่วย
H	เกิดความคลาดเคลื่อนกับผู้ป่วย ส่งผลให้ต้องทำการช่วยชีวิต

ตารางที่ 1-2 ระดับความรุนแรงที่เกิดจากการพลัดตกจากเตียง (ต่อ)

ระดับความรุนแรง	คำอธิบาย
I	เกิดความคลาดเคลื่อนกับผู้ป่วย ซึ่งเป็นสาเหตุของการเสียชีวิต

รายงานวิจัยจำนวนมากพบว่า การพลัดตกจากเตียงของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาในโรงพยาบาล มีผลกระทบต่อสุขภาพกายและสุขภาพจิตใจรวมไปถึงญาติของผู้ป่วย เพื่อลดความเสี่ยงที่เกิดจากการพลัดตกในโรงพยาบาล พบว่าในโรงพยาบาลส่วนใหญ่มีวิธีการประเมินปัจจัยเสี่ยงต่อการพลัดตกจากเตียงหลากหลายวิธี เช่น การเพิ่มความถี่ในการเข้าไปดูแลผู้ป่วย ให้การดูแลอย่างใกล้ชิดกับผู้ป่วย 1 เตียงต่อผู้ดูแล 1 คน ใช้การผูกมัดหรือการใช้ราวกันเตียง หรือใช้การติดเครื่องหมายเตือน เป็นต้น ดังนั้นวิธีการเหล่านี้สามารถลดความเสี่ยงและป้องกันการพลัดตกจากเตียงได้อย่างไม่เต็มประสิทธิภาพและไม่เพียงพอต่อจำนวนผู้ป่วยในโรงพยาบาล [6]

ปัจจุบันพบว่ามี การพัฒนาระบบเฝ้าระวังผู้ป่วยพลัดตกจากเตียงโดยใช้เตียงที่มีสัญญาณเตือน (Bed-Exit Alarm System) หมายถึง ระบบที่ใช้ในการตรวจสอบสถานะของผู้ป่วยว่า ขณะปัจจุบันผู้ป่วยอยู่บนเตียงหรือไม่ หากผู้ป่วยเริ่มเปลี่ยนอริยะบทางการนอนเป็นการนั่ง และพร้อมที่จะลงจากเตียงในเวลาเดียวกันนั้น จะมีการตรวจพบการเปลี่ยนแปลงและส่งสัญญาณเตือนไปยังพยาบาลหรือเจ้าหน้าที่ผู้ดูแล [7] อย่างไรก็ตามเนื่องจากปัจจุบันมีโรงพยาบาลในประเทศไทยให้บริการในระบบนี้น้อยมาก เนื่องจากระบบเฝ้าระวังผู้ป่วยพลัดตกจากเตียงที่มีความน่าเชื่อถือจะมีค่าใช้จ่ายสูงในการติดตั้งระบบนี้เพื่อใช้ในการดูแลผู้ป่วย 1 คนต่อ 1 เตียง และสำหรับผู้ป่วยที่เฝ้าระวังเป็นพิเศษมักเพิ่มการตรวจสอบที่แม่นยำโดยการใส่กล้องบันทึกวิดีโอ เพื่อเฝ้าสังเกตพฤติกรรมของผู้ป่วยตลอด 24 ชั่วโมง ทำให้ต้องเพิ่มภาระให้กับเจ้าหน้าที่ผู้ดูแล อีกทั้งส่งผลให้ผู้ป่วยขาดความเป็นส่วนตัว [8]

งานวิจัยนี้จึงนำเสนอระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง โดยการประมวลผลสัญญาณจากอุปกรณ์เซ็นเซอร์ที่ถูกติดตั้งไว้บริเวณใต้ขาเตียงทั้ง 4 ขา ปราศจากการติดตั้งที่ก่อให้เกิดความรำคาญผู้ป่วย ทำให้ผู้ป่วยมีความเป็นส่วนตัว อีกทั้งไม่มีผลกระทบต่อผู้ดูแล ระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียงถูกนำไปใช้ในการเฝ้าระวังและลดความเสี่ยงในกรณี que ผู้ป่วยพยายามลุกออกจากเตียงสามารถช่วยเหลือผู้ป่วยได้ทันที พร้อมทั้งเป็นการเพิ่มคุณภาพชีวิตในการดูแลผู้สูงอายุ ลดค่าใช้จ่าย และยังสามารถใช้กับผู้ป่วยที่พักรักษาในโรงพยาบาล หรือที่พักอาศัยได้อย่างมีประสิทธิภาพ



## 1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับประเด็นวิจัย

ระบบที่ใช้ในการตรวจสอบการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วยนั้นมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องซึ่งได้รับการตีพิมพ์ดังต่อไปนี้

### 1.2.1 Estimation of bed-ridden human's gross and slight movement based on pressure sensors distribution bed [9]

งานวิจัยนี้ได้นำเสนอระบบการตรวจสอบการเคลื่อนไหวเบื้องต้นของผู้ป่วยเพื่อ ประเมินภาวะทุพพลภาพในภาพรวมของผู้ป่วยและความสามารถในการเคลื่อนไหวที่ยังคงมีเพียงเล็กน้อย โดยจะมีการใช้ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทาน (Force Sensing Resistor, FSR) ติดตั้งไว้ที่บริเวณเหนือพื้นผิวสัมผัส ซึ่งมีการตรวจจับท่าทาง การเคลื่อนไหวของร่างกาย การหายใจและชีพจร จากนั้นนำข้อมูลทั้งหมดมาประมวลผลร่วมกัน โดยใช้การวิเคราะห์เชิงประมาณ ด้วยสมการที่เกี่ยวข้อง ผลการศึกษาพบว่าประสิทธิภาพการเคลื่อนไหวเบื้องต้นของผู้ป่วยชีวิตได้ด้วยการใช้เพียงภาพแสดงที่ประมวลผลมาจากความดัน และเป็นที่ยืนยันว่าสามารถวัดคลื่นชีพจรจากการเปลี่ยนแปลงท่าทางได้

### 1.2.2 Identifying movement onset times for a bed-based pressure sensor array [10]

บทความนี้นำเสนอการตรวจสอบการเคลื่อนไหวร่างกายของผู้ป่วยสูงอายุที่ต้องนอนติดเตียง ทั้งที่พักรักษาตัวที่บ้านและที่โรงพยาบาลต่างๆ เพื่อบ่งชี้ตั้งแต่จุดเริ่มต้นที่ผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวร่างกายอันจะมีผลต่อการติดตามการเปลี่ยนแปลงท่าทางช่วงกลางคืน และเพื่ออธิบายถึงระยะที่แสดงการหลับนอนของผู้ป่วย ความถี่หรือระยะที่ใช้ไปกับการเคลื่อนไหวเป็นดัชนีชี้วัดสถานะการนอนกระสับกระส่ายของผู้ป่วย โดยใช้เซ็นเซอร์วัดสัญญาณความดัน (Bed Occupancy Sensor, BOS) ผังลงไปบนเมมเบรนที่มีความยืดหยุ่น แล้วนำไปวางไว้ใต้หรือบนเบาะนอนส่วนบนจากนั้นระบบมีการประมวลผลร่วมกับท่าทาง สัญญาณการหายใจและสัญญาณส่วนเรียบ (Flat signal) มีการวิเคราะห์ด้วยอัลกอริทึม และนำมาสร้างเป็น โมเดลจำลองสถานการณ์ ผลการศึกษาพบว่าค่าของอัลกอริทึมที่แสดงความแม่นยำในการบ่งชี้ถึงจุดเริ่มต้นที่ผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวร่างกายคือ 97.4 % และจำนวนครั้งที่มีการเคลื่อนไหวการเปลี่ยนแปลงท่าทาง ตำแหน่งสามารถระบุระดับความกระสับกระส่ายในการนอนหลับของผู้ป่วยได้

### 1.2.3 In-bed patients behavior monitoring system [11]

บทความนี้นำเสนอระบบการตรวจสอบพฤติกรรมของผู้ป่วยสูงอายุ ซึ่งจะมีประโยชน์ต่อการตรวจสอบสถานการณ์ที่ผิดปกติ และจำแนกท่าทางที่ผิดปกติออกจากท่าทางที่เป็นกิจวัตรของผู้ป่วยเพื่อป้องกันการตกจากเตียง โดยใช้เซ็นเซอร์ตรวจจับการเคลื่อนไหวด้วยอินฟราเรด (Infrared sensor) ติดตั้งอย่างถาวรที่ตำแหน่ง ผ้นงห้องนอน หรือปลายเตียง ติดตั้งเซ็นเซอร์วัดความดัน (Pressure sensor) จำนวน 12 ตัว ไว้ใต้เบาะ และติดตั้งช็อกเซ็นเซอร์ (Shock sensor) มีแบ่งการส่งสัญญาณเตือนภัยออกเป็น 3 โหมด ได้แก่ โหมดที่ 1 ขณะนอนบนเตียง คือ ตำแหน่งของผู้ป่วยที่มีการเคลื่อนที่จากด้านข้างของราวกันตกจากเตียง โหมดที่ 2 ลูกนั่ง คือผู้ป่วยเตรียมลุกออกจากเตียง และโหมดที่ 3 ผู้ป่วยลุกออกจากเตียง ผลการทดสอบของระบบนี้พบว่าสามารถตรวจสอบผู้ป่วยขณะอยู่บนเตียงและลุกออกจากเตียงได้อย่างแม่นยำ 100% สามารถจำแนกความแตกต่างระหว่างการนอนกับลูกนั่งได้ 80% และการส่งสัญญาณเตือนในกรณีที่น่าจะมีการตกจากเตียงมีความแม่นยำ 65%

### 1.2.4 Sleeping patterns observation for bedsores and bed-side falls prevention [12]

บทความนี้นำเสนอระบบสังเกตการณ์รูปแบบการนอนหลับของผู้ป่วยสูงอายุที่มีภาวะทุพพลภาพ และมีแผลกดทับ โดยใช้ตัวตรวจจับแรงกดแบบค่าความต้านทานที่ใช้แพลตฟอร์มแบบ (Wireless Sensor Network, WSN) มาใช้เป็นเซ็นเซอร์วัดความดัน จากนั้นใช้สถาปัตยกรรมซอฟต์แวร์ประมวลผลจากชุดของสัญญาณความดันที่ได้จากการพิจารณาแยกเป็น 2 โมดูล ได้แก่ โมดูลที่ 1 คือการประมวลผลของเซ็นเซอร์จากการอ่านค่าความดันโดยตรง และโมดูลที่ 2 คือ การจำแนกกิจกรรมระหว่างสิ่งที่เกิดขึ้นชั่วคราวและที่เกิดขึ้นถาวรกับผู้ป่วย เพื่อประเมินความเสี่ยงที่จะเกิดแผลกดทับรวมถึงการการตกเตียงของผู้ป่วย ผลการทดสอบระบบนี้พบว่ามีความแม่นยำในการนำปัจจัยต่างๆ มาจำแนกรูปแบบขณะนอนหลับที่มีผลต่อการเกิดแผลกดทับและการตกเตียง ได้แก่ รูปร่าง (Body shape) ขณะนอนหลับ มีความแม่นยำ 95.30% ท่าทางมีความแม่นยำ 73.90% และทิศทางการพลิกตัวมีความแม่นยำ 74.50%

### 1.2.5 A new bed-exiting alarm system for welfare facility residents [13]

บทความนี้นำเสนอระบบสัญญาณเตือนภัยในกรณีที่มีการลุกออกจากเตียง รูปแบบใหม่ของผู้ป่วยที่มีภาวะสมองเสื่อม เพื่อป้องกันความคลาดเคลื่อนในการแสดงผลระบบนี้ จะไม่ตอบสนองต่อเจ้าหน้าที่ที่มีการสวมรองเท้า มีการใช้อิเล็กโทรดจากสายเทปที่ทำด้วยเหล็กไม้ เป็นสนิม วงจรรวมชนิดเชิงเส้นจำนวนหลายวงจร และไมโครคอมพิวเตอร์ที่มีชิพเดียวขนาด 8 บิต กำลังไฟฟ้าต่ำ โดยอิเล็กโทรดจะถูกนำมาใช้เป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับเมื่อผู้ป่วยลุกออกจากเตียง ซึ่งจะติดอยู่กับพรมเพื่อบันทึกการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นและแสดงผลด้วยแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับที่ถูกเหนี่ยวนำไปบนตัวผู้ป่วยโดยการเชื่อมต่อผ่านอิเล็กโทรสแตติกจากค่ามาตรฐานที่ 100 โวลต์ มีการใช้ประโยชน์จากสายไฟที่ถูกติดตั้งในห้องทั้งบนผนังและเพดานซึ่งมีไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz เมื่อผู้ป่วยมีการเคลื่อนไหวร่างกายก่อนที่จะขยับลงจากเตียงและหลังจากมีการก้าวลงจากเตียงแล้ว พฤติกรรมเหล่านี้จะถูกตรวจจับ และประมวลผลโดยไมโครคอมพิวเตอร์จากการเปลี่ยนแปลงในการเหนี่ยวนำแรงดันไฟฟ้ากระแสสลับ จากนั้นไมโครคอมพิวเตอร์จะส่งสัญญาณเตือนไปยังจุดที่มีเจ้าหน้าที่ประจำการ ด้วยระบบการสื่อสารผ่านสายไฟฟ้าด้วยระบบและโครงข่ายทั้งหมดของ โทรศัพท์ไร้สายแบบพกพาติดตัว (Personal Handy-phone System, PHS) ดังนั้นระบบนี้จะมีประสิทธิภาพในการวัดแรงดันไฟฟ้าจะเกิดขึ้นเมื่อผู้ป่วยมีการก้าวเท้าลงไปบนเสื่อที่มีพื้นผิวอิเล็กโทรด อยู่ในช่วงการตรวจสอบระหว่าง 185 ถึง 395 ตารางเซนติเมตร โดยมีค่าที่เหมาะสมที่สุดคือ 185 ตารางเซนติเมตร

### 1.2.6 Determination of sit-to-stand transfer duration using bed and floor pressure sequences [14]

บทความนี้นำเสนอระบบการวัดระยะเวลาในการเปลี่ยนจากท่านั่งเป็นท่า ยืน (Sit-to-Stand, StSt) ของผู้สูงอายุทั่วไป โดยใช้เซ็นเซอร์วัดแรงดัน (Pressure sensor array) ถูกติดตั้งไว้ใต้ที่นอนและวางไว้ใต้แผ่นปูพื้นข้างเตียง ค่าแรงดันที่เกิดขึ้นอย่างเป็นลำดับจะมีผลต่อการ บ่งชี้สถานะทางกายภาพของร่างกายในการเคลื่อนที่ มีการใช้อัลกอริทึมเพื่อวัดระยะเวลาในการ เปลี่ยนจากท่านั่งเป็นท่า ยืน และการวัดการเปลี่ยนแปลงท่าทางที่เกิดขึ้นอย่างอัตโนมัติ มีการบ่งชี้ถึง ระยะเวลาเริ่มต้นโดยใช้ค่าอัลกอริทึมที่อิงตามการเคลื่อนไหว (Center of pressure, COP) ส่วน ระยะเวลาสิ้นสุดบ่งชี้โดยใช้การจำลองแรงดันที่เท้าของผู้ป่วยก้าวลงไปบนพื้น มีการทดสอบกับผู้ที่มี อายุระหว่าง 18 ถึง 39 ปี และผู้สูงอายุที่มีอายุตั้งแต่ 60 ปีขึ้นไป ที่มีสุขภาพแข็งแรง พบว่ามี ระยะเวลาในการเปลี่ยนจากท่านั่งเป็นท่า ยืนสั้นกว่า โดยใช้เวลา 2.31 และ 2.88 วินาที ตามลำดับ ส่วน

ผู้สูงอายุที่เคยมีอาการกระดูกสะโพกหักและเคยป่วยด้วยโรคหลอดเลือดสมองมีช่วงเวลาในการเปลี่ยนจากท่านั่งเป็นทำยืนยาวนานกว่าคือ 3.32 และ 5.00 วินาที ตามลำดับ

### 1.2.7 Elderly-care motion sensor using UWB-IR [15]

บทความนี้นำเสนอระบบการตรวจสอบการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุในภาวะวิกฤตภายในห้องพักส่วนตัว โดยใช้เซ็นเซอร์ (Ultra-Wideband Impulse-Radio, UWB-IR) ติดตั้งเซ็นเซอร์ไว้ในห้องผู้ป่วยเหนือประตูทางออก 0.2 เมตร เพื่อตรวจสอบการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยในสถานะต่างๆ ซึ่งเซ็นเซอร์นี้มีแบนด์วิดท์ที่กว้างและมีการรับส่งข้อมูลด้วยสัญญาณพัลส์ที่แคบ ทำให้ได้สเปกตรัมที่กว้างมาก มีการใช้อุปกรณ์รับและส่งสัญญาณแบบอิมพัลส์ ซึ่งประมวลผลด้วยอัลกอริทึม ผลจากการตรวจสอบการเคลื่อนไหวด้วยเซ็นเซอร์ UWB-IR ในสถานะต่างๆ ของผู้ป่วยได้แก่ การนอนหลับบนเตียง การลุกนั่งบนเตียง การตกจากเตียง การเดินในห้องพัก การเดินเข้าและเดินออกจากประตู พบว่ามีความแม่นยำมากกว่า 95%

### 1.2.8 Measurement of sit-to-stand timing and symmetry from bed pressure sensors [16]

บทความนี้นำเสนอระบบการวัดระยะเวลาในการเปลี่ยนแปลงจากท่านั่งเป็นทำยืนและประเมินความเสี่ยงในการตกจากเตียงของประชากรผู้สูงอายุ โดยใช้เซ็นเซอร์วัดแรงดันติดตั้งไว้บนแผ่นรองนอน โพลียูเรเทน (Polyurethane) ที่มีความยืดหยุ่นขนาดกว้าง 66 เซนติเมตร และยาว 70 เซนติเมตร มีการใช้อัลกอริทึมรูปแบบใหม่ 4 ประเภท โดย 2 อัลกอริทึมแรกเป็นการวัดระยะเวลาในการเปลี่ยนแปลงจากท่านั่งเป็นทำยืน ซึ่งจะมีการวัดจากจุดที่มีการลุกออกจากเตียง และอัลกอริทึมที่ 3 และ 4 จะใช้วิธีการ (Region Of Interest, ROI) ในการค้นหาและวัดความสมมาตรจากภาพแสดงแรงดันที่ได้ข้อมูลจากเซ็นเซอร์วัดแรงดันบริเวณที่นอน ดังนั้นผลจากการใช้อัลกอริทึมวัดเฟสที่มีการเปลี่ยนแปลงจากท่านั่งเป็นทำยืนทั้ง 3 เฟส โดยใช้การรวมสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้งหมดเพื่อนำมาวิเคราะห์ผลรวมกัน ผลการศึกษาพบว่าอัลกอริทึมที่ได้จากเฟส 2 และ 3 ของบุคคลทั่วไปและผู้สูงอายุ มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนความแม่นยำของระบบจากการประเมินความสมมาตรของร่างกายที่ได้จากการเปลี่ยนแปลงจากท่านั่งเป็นทำยืนคือ 93%

### 1.2.9 Detection of bouncing during sit-to-stand transfers with sequential pressure images [17]

บทความนี้นำเสนอระบบตรวจสอบพละกำลังในระหว่างที่มีการเปลี่ยนแปลงจากทำนั่งเป็นทำยืน ใช้กับผู้ป่วยในวัยผู้ใหญ่ที่มีภาวะเจ็บปวดเนื่องจากความผิดปกติทางกายภาพ หรือผู้ป่วยหลังพ้นสภาพจากโรคหลอดเลือดสมองที่เข้ารับการฟื้นฟูสมรรถภาพทางกาย โดยมีการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงดันเส้นใยแก้วนำแสงไว้ใต้แผ่นปูที่นอนของโรงพยาบาล ซึ่งมีการใช้อัลกอริทึม 2 ประเภทที่ได้รับการออกแบบมาเพื่อตรวจสอบพละกำลัง โดยดูจากภาพแสดงระดับความดัน และเพื่อทดสอบความสมบูรณ์ของสุขภาพ จะมีการใช้กล้องวิดีโอ 2 ตัว ใช้บันทึกภาพด้านหน้าและด้านข้างขณะที่ผู้ป่วยมีการเปลี่ยนแปลงท่าทาง จากนั้นมีการนำภาพมาวิเคราะห์ด้วยทีมผู้เชี่ยวชาญทางคลินิกเพื่อประเมินการเปลี่ยนแปลงท่าทางในแต่ละครั้ง ผลการศึกษาพบว่าในการตรวจสอบพละกำลังของผู้ป่วยเป็นการชี้วัดการสูญเสียกำลังของกล้ามเนื้อในระหว่างที่มีการเปลี่ยนแปลงจากทำนั่งเป็นทำยืน เพื่อระบุถึงสมรรถภาพทางกายของผู้ที่เข้ารับการทดสอบ ซึ่งผลจากการอัลกอริทึมระบุว่าความแม่นยำในการทดสอบจะอยู่ที่ระดับสูงสุดเมื่อมีการใช้ 2 มือค้ำไปบนที่นอนโดยมีการเว้นระยะจากสะโพก แต่ความแม่นยำจะลดลงหากมีการวางมือข้างใดข้างหนึ่งใกล้กับสะโพกมากเกินไป แต่หากมีการวางมือส่วนบนของต้นขา พบว่าระบบจะไม่สามารถใช้งานได้เลย

### 1.2.10 Implementation of wireless sensor network based human fall detection system [18]

บทความนี้นำเสนอระบบการตรวจสอบการตกจากเตียงของผู้สูงอายุ โดยนำสถาปัตยกรรมเครือข่ายแบบไร้สาย 2 ประเภท ได้แก่ Crossbow wireless sensor node และ PIC18LF4620 wireless module ส่วนกลไกในการตรวจสอบการตกจากเตียง มีการใช้เซ็นเซอร์ 2 ประเภท ได้แก่ เซ็นเซอร์วัดความเร่งในการเอียง 3 ทิศทาง (Tri-axis accelerometer sensor) และเซ็นเซอร์ตรวจจับคลื่นรังสีอินฟราเรด (Passive Infrared, PIR sensor) ถูกนำมาอินเตอร์เฟสร่วมกันเพื่อติดตามการทำกิจกรรมต่างๆ ของผู้สูงอายุ ผลการทดสอบที่ได้เป็นแบบเรียลไทม์จะนำมาเปรียบเทียบกับเทมเพลตของข้อมูลที่มีการจัดเก็บอยู่เดิมและวิเคราะห์โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ หากมีความผิดปกติใด ๆ เกิดขึ้นจะมีการแจ้งเตือนให้เจ้าหน้าที่ดูแลรับทราบผ่านทางสถาปัตยกรรมเครือข่ายแบบไร้สาย ผลการศึกษาพบว่า การเปลี่ยนแปลงค่าแรงดันไฟฟ้าเป็นผลมาจากการแสดงกิจกรรมต่างๆ ของผู้สูงอายุที่ได้รับการตรวจสอบจากเซ็นเซอร์ทั้ง 2 ประเภท มีประสิทธิภาพในการ

ตรวจสอบสูงกว่า 99% นอกจากนี้ระบบสามารถแยกความแตกต่างของผู้สูงอายุได้แต่ละคนแม้ว่าจะมีน้ำหนักเท่ากัน

### 1.2.11 RGBD-camera based get-up event detection for hospital fall prevention

[19]

บทความนี้นำเสนอระบบการพัฒนาและป้องกันการตกจากเตียงของผู้ป่วยสูงอายุ โดยติดตั้งเซ็นเซอร์ RGBD ที่ตำแหน่งด้านข้างของเตียงนอนผู้ป่วย ซึ่งเว้นระยะห่างจากเตียงนอนประมาณ 3 เมตร ร่วมกับการใช้กล้องบันทึกวิดีโอที่แสดงผลในส่วนของรูปภาพ มีการรับข้อมูลเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยจากเซ็นเซอร์ RGBD จากนั้นมีการแสดงผลตามลำดับด้วยภาพสีจากกล้องและ Depth sensor สกัดลักษณะบนใบหน้าของผู้ป่วยเพื่อบ่งชี้ว่าเป็นผู้ป่วยรายใด และตรวจจับด้วย Multiple kernel detector ประมวลผลอย่างเป็นระบบด้วยคอมพิวเตอร์ 64 บิต หน่วยความจำ 6 GB หากมีความผิดปกติสัญญาณเตือนภัยจะดังขึ้นเพื่อแจ้งเตือนไปยังเจ้าหน้าที่ผู้ดูแล ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าระบบสามารถแสดงผลด้วยภาพ 10 เฟรมต่อวินาทีในรูปแบบเรียลไทม์

### 1.2.12 Differentiating assisted and unassisted bed exits using ultrasonic sensor

[20]

บทความนี้นำเสนอระบบตรวจสอบและระบุความแตกต่างในการจำกัดพื้นที่ 2 โซน คือ โซนที่สามารถช่วยผู้ป่วยในการลุกออกจากเตียง และ โซนธรรมดา ซึ่งจะมีการบ่งชี้ถึงโซนให้ความช่วยเหลือแก่ผู้ป่วย ที่บุคคลที่สามหรือผู้ดูแลสามารถเข้าไปให้การช่วยเหลือได้ โดยมีการติดตั้งเซ็นเซอร์ชนิดเสียงหรือเซ็นเซอร์อัลตราโซนิก (Ultrasonic sensor) ไว้ข้างเตียง เนื่องจากมีมุมของลำแสงกว้าง มีการทดสอบโดยการจำลองสถานการณ์ในห้องปฏิบัติการเพื่อทดสอบระบบ ซึ่งติดตั้งเซ็นเซอร์อัลตราโซนิกแตกต่างกัน 2 รูปแบบ เพื่อพิสูจน์ว่าความสามารถของบุคคลที่สาม ที่จะทำการตรวจสอบได้อย่างแม่นยำระดับสูงสุดภายในโซนช่วยเหลือระหว่างที่มีการเปลี่ยนแปลงจากทำนองเป็นทำขึ้น ผลการศึกษาพบว่าขอบเขตของโซนให้ความช่วยเหลือมีความสอดคล้องกับระยะทางสูงสุดที่บุคคลที่สามสามารถเข้าถึงได้ในระหว่างที่ผู้ป่วยอยู่ในทำนอง และบุคคลที่สามอยู่ในทำขึ้น หรืออยู่ภายในระยะ 0.80 เมตรจากขอบเตียง ผลการทดสอบ 86.2% คิดเป็นอัตราการให้ความช่วยเหลือภายในห้องพักของโรงพยาบาลที่ครอบคลุม และอัตราการตรวจสอบที่ประสบความสำเร็จของบุคคลที่สาม 80% ซึ่งเป็นผลจากการติดตั้งอุปกรณ์แสดงให้เห็นว่าการตรวจสอบในโซนให้ความช่วยเหลือเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงจากทำนองเป็นทำขึ้น บุคคลที่สามต้องอยู่ในโซนการช่วยเหลือเพื่อสามารถช่วยเหลือผู้ป่วยได้ทันที

### 1.2.13 Lying and sitting posture recognition and transition detection using a pressure sensor array [21]

บทความนี้นำเสนอระบบการจำแนกท่าทางระหว่างการนอนเหยียดยาวบนที่นอนและทำนังกับบุคคลทั่วไปจนถึงผู้ป่วยหลังพ้นสภาพของโรคหลอดเลือดสมอง และผู้ที่มีภาวะกระดูกสะโพกหัก โดยใช้เซ็นเซอร์วัดความดันแบบเป็นแถวติดตั้งไว้บริเวณใต้เตียงร่วมกับการใช้กล้องวิดีโอบันทึกภาพ มีการทดสอบโดยเก็บข้อมูลจากเซ็นเซอร์และภาพจากกล้องวิดีโอ จากนั้นนำมาวิเคราะห์ท่าทางการนอนเหยียดยาวและทำนัง แล้ววิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงท่าทางด้วยระบบโดยเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยกล้องวิดีโอ ทดสอบด้วยสัญญาณแสดงความดันทั้งหมด 8 แบบ และเทคนิคในการจำแนก 3 เทคนิค นำมาเปรียบเทียบกันซึ่งการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงท่าทางมีการนำอัลกอริทึมมาใช้เป็นระบบเพื่อบ่งชี้ท่าทาง ผลการตรวจสอบพบว่าการเปลี่ยนแปลงท่าทางมีความแม่นยำ 100% แสดงให้เห็นถึงผลสำเร็จจากการใช้อุปกรณ์แบบผสมผสานเหล่านี้ นอกจากนี้ยังมีความคลาดเคลื่อนต่ำมาก ความแตกต่างในการวัดระยะเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลงท่าทางระหว่างระบบและการวิเคราะห์ด้วยกล้องวิดีโอพบว่าไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

### 1.2.14 Computer vision applications for patients monitoring system [22]

บทความนี้นำเสนอการติดตามกิจกรรมของผู้ป่วยภายในห้องพักฟื้นในโรงพยาบาล โดยใช้กล้องวิดีโอติดตั้งไว้ 2 ส่วน คือ ส่วนฝ้าดูเตียงผู้ป่วยซึ่งอยู่นอกราวม่านของเตียง และส่วนที่มองเห็นภาพรวมของทั้งห้อง จากนั้นใช้แอปพลิเคชันประมวลผลภาพจากกล้องวิดีโอทั้ง 2 เพื่อตรวจสอบการเข้าพักที่เตียงของผู้ป่วย ตรวจสอบกรณี que ผู้ป่วยมีการถอดท่อช่วยหายใจเอง รวมทั้งตรวจสอบการล้มของผู้ป่วย และสร้างระบบเตือนภัย ผลการทดสอบพบว่าสามารถตรวจสอบกิจกรรมของผู้ป่วยได้แก่ การตรวจสอบการพักฟื้นอยู่ที่เตียงของผู้ป่วย สามารถตรวจสอบได้จากการตรวจจับการเคลื่อนไหวของผ้าม่าน การตรวจจับจากเตียง การตรวจจับจากบริเวณส่วนศีรษะของผู้ป่วย และตรวจสอบจากพื้นที่ที่มีการคลุมของผ้าห่ม นอกจากนี้ยังสามารถตรวจสอบการถอดท่อช่วยหายใจของผู้ป่วยจากการเคลื่อนไหวอย่างแรงบริเวณช่วงแขน และตรวจสอบการล้มผ่านแนวทางในการวิเคราะห์การล้ม 9 รูปแบบ

### 1.2.15 Activity monitoring system for elderly in a context of smart home [23]

บทความนี้นำเสนอระบบเฝ้าสังเกตการณ์ผู้สูงอายุที่อยู่ที่บ้านหรือสถานที่พักพิงที่มีอาการป่วยด้วยโรคอัลไซเมอร์ โดยติดตั้งเซ็นเซอร์อินฟราเรดไว้ในบริเวณบ้าน มีการเชื่อมโยงกันเป็นเครือข่ายผ่านเครือข่ายไร้สายโดยเฉพาะบริเวณเตียง ห้องพัก สวนหย่อมหน้าบ้าน เป็นต้น การทดสอบโดยการติดตั้งคอมพิวเตอร์ไว้ 2 ส่วน คือ ที่บ้าน (Local) และส่วนที่เฝ้าติดตาม (Remote) พร้อมติดตั้งแอปพลิเคชันแบบเรียลไทม์เพื่อใช้กับเซ็นเซอร์อินฟราเรด แล้วสร้างข้อความฉุกเฉินกรณีเกิดเหตุอันตราย ผลการทดลองพบว่าระหว่างการเฝ้าติดตามทำให้ทราบถึงข้อมูลจำเพาะเกี่ยวกับลักษณะเฉพาะส่วนบุคคล เช่น ค่าเฉลี่ย ความเร็วในการเคลื่อนไหว ระยะทางในการเคลื่อนที่ และระดับของกิจกรรมที่ทำได้

### 1.2.16 Sensor enabled wearable RFID technology for mitigating the risk of falls near beds [24]

บทความนี้นำเสนอระบบการลดความเสี่ยงจากการตกเตียงสำหรับผู้ป่วยที่พักรักษาตัวในโรงพยาบาล โดยมุ่งใช้อุปกรณ์ที่มีราคาไม่แพง มีความเป็นส่วนตัว ซึ่งใช้เซ็นเซอร์แบบ RFID ติดตั้งไว้ที่ชุดของผู้ป่วย ดำเนินการศึกษาโดยจำแนกตามปัญหาที่เกิดขึ้นเป็น 3 ส่วน ได้แก่ การไถล การนั่งบนเตียง และการลุกออกจากเตียง ตรวจสอบและจดจำกิจกรรมที่มีการเคลื่อนไหว กระบวนการนี้ใช้อัลกอริทึมเพื่อแยกกิจกรรมออกเป็นขั้นตอนและใช้ระบบการเตือนกรณีที่มีการลุกออกจากเตียง ผลการศึกษาพบว่าระบบสามารถวิเคราะห์ได้ผลดีเมื่อเทียบกับระบบที่ต้องลงทุนค่าใช้จ่ายสูง หรือระบบที่ติดตั้งกับเตียงขนาดใหญ่

### 1.2.17 Design and assessment of a real-time accelerometer-based lying-to-sit-sensing system for bed fall prevention [25]

บทความนี้เสนอการออกแบบประเมินเครื่องวัดความเร่งแบบเรียลไทม์กับผู้ป่วยทั่วไปที่พักรักษาตัวในโรงพยาบาล โดยการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดความเร่งแบบถอดได้ไว้บนหน้าอกของผู้ป่วยเพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงจากท่านอนเหยียดขาเป็นท่านั่ง จากนั้นใช้อัลกอริทึมเพื่อคำนวณมุมลาดเอียงของร่างกายท่านอน ซึ่งจะส่งผลต่อการประเมินความเสี่ยงในการตกเตียงกรณีผู้ป่วยมีการเปลี่ยนแปลงท่าทางหรือมีความพยายามลุกออกจากเตียง จากนั้นจะมีการส่งสัญญาณเตือนไปยังเจ้าหน้าที่ผู้ดูแล ผลการศึกษาพบว่าจากการประเมินมุมลาดเอียงระหว่างหน้าอกและเตียงนอนทุก 10 นาที มีการเปลี่ยนแปลงท่านอนเป็นท่านั่ง มุมที่ได้จะเกิน 30 องศาและ



มีการส่งสัญญาณเตือนภัยออกไป แต่หากมุมที่ได้น้อยกว่า 25 องศาแสดงว่าผู้ป่วยอยู่ในท่านอนและระบบจะไม่มี การส่งสัญญาณเตือนภัย

### **1.2.18 Low cost and battery less sensor-enabled radio frequency identification tag based approaches to identify patient bed entry and exit posture transitions [26]**

บทความนี้แนะนำเสนอการตรวจสอบความแม่นยำของอุปกรณ์ที่สามารถสวมใส่ได้อย่างต่อเนื่อง ไม่ต้องใช้แบตเตอรี่ ใช้พลังงานต่ำและใช้ต้นทุนต่ำในการทำหน้าที่ตรวจสอบ โดยใช้กับผู้สูงอายุในโรงพยาบาล ใช้อุปกรณ์เซ็นเซอร์แบบจลศาสตร์เชิงเดียว (Wearable Wireless Identification and Sensing Platform, WISP) ติดตั้งบนผิวหนังเหนือกระดูกสันอกของผู้ป่วย มีการใช้ตัวอ่านอัตราเร่งแบบ 3 ทิศทางและความแรงของสัญญาณที่ถูกส่งผ่านเข้ามาจาก WISP จะถูกนำมาแปลผลเพื่อระบุถึงกรณีที่มีการลุกออกจากเตียง โดยพิจารณาค่าความไว ค่าความจำเพาะ และกราฟ (Receiving Operator Curves, ROC) ผลการตรวจสอบพบว่าเซ็นเซอร์ที่วางเหนือตำแหน่งกระดูกสันอกถูกระบุว่า ค่าความไวและค่าความจำเพาะในระดับที่ดีที่สุดมีค่าเท่ากับ 92.8% และ 97.5% ตามลำดับ ซึ่งเป็นค่าที่ตรวจสอบได้จากการขึ้นมานอนเตียง ส่วนค่าความไวและค่าความจำเพาะเท่ากับ 90.4% และ 93.8% ตามลำดับเป็นค่าที่ตรวจสอบได้ในกรณีที่มีการลุกออกจากเตียง ในทางกลับกันเซ็นเซอร์ที่วางอยู่บนที่นอนแสดงค่าความไวและค่าความจำเพาะสำหรับการค้นหา ในกรณีที่มีการผ่านเข้ามาบนที่นอนเท่ากับ 84.2% และ 97.4% ตามลำดับ ส่วนค่าที่เท่ากับ 79% และ 97.4% เป็นการค้นหาในกรณีที่มีการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วย

### **1.2.19 Intelligent bed sensor system: design, experimentation and results [27]**

บทความนี้แนะนำเสนอระบบย่อยของการออกแบบของเตียงอัจฉริยะที่ใช้ในการตรวจสอบการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุ โดยใช้เซ็นเซอร์วัดแรงกด (FlexiForce Sensor) ติดตั้งไว้บริเวณใต้ขาโต๊ะทั้ง 4 ขา การทดสอบเบื้องต้นใช้โหลด 25 ปอนด์ วางบนโต๊ะและเปลี่ยนตำแหน่งต่างๆ ได้แก่ ตรงกลาง บนซ้าย ล่างซ้าย และบนขวา ล่างขวาของโต๊ะ จากการทดสอบมีแนวโน้มจากการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้าที่เกิดจากเซ็นเซอร์ซึ่งมีความผิดปกติในรูปแบบต่างๆ ผลการศึกษพบว่าการใช้โหลดวางบนโต๊ะเปรียบเสมือนผู้ป่วยที่อยู่บนเตียง การเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นนั้นสามารถระบุตำแหน่งของผู้ป่วยได้อย่างแม่นยำเช่นกัน

### 1.2.20 Measuring nightly activity, body weight and body weight change rate with a sensor equipped bed [28]

บทความนี้แนะนำเสนอระบบการตรวจสอบกิจกรรมขณะหลับยามค่ำคืนจากการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักของผู้สูงอายุที่นอนพักที่บ้าน โดยใช้เซ็นเซอร์วัดแรงกดติดตั้งไว้บริเวณใต้ขาเตียงทั้ง 4 ขา การทดลองมีวิธีการคำนวณแบบจุดศูนย์กลางของมวล (Center Of Mass, COM) เมื่อมีผู้ป่วยมานอนบนเตียงเซ็นเซอร์ที่ถูกติดตั้งจะมีการเปลี่ยนแปลงทำให้ผลรวมของน้ำหนักถูกคำนวณด้วย COM ช่วยให้การคำนวณตำแหน่งกิจกรรมของบุคคลบนเตียงสอดคล้องกับช่วงน้ำหนักของร่างกายช่วงเวลาระยะยาวในตอนกลางคืน การเปลี่ยนแปลงหรือการเคลื่อนไหวของบุคคลเป็นเพียงการตรวจสอบว่าคนที่อยู่บนเตียงหรือไม่ ผลการทดสอบพบว่าการตรวจสอบในตอนกลางคืนที่แสดงการระบุตำแหน่งของบุคคลที่นอนบนเตียงตรงกลาง ซ้ายและขวา สามารถตรวจสอบได้อย่างถูกต้อง และตรวจพบระดับกิจกรรมของบุคคลเป็นตัวบ่งชี้แนวโน้มการนอนหลับ และทั้งนี้น้ำหนักตัวขณะที่มีการเปลี่ยนแปลงของน้ำหนักยามค่ำคืนสามารถกำหนดได้อย่างชัดเจนเนื่องจากช่วงเวลาหลับมีการเคลื่อนไหวเพียงเล็กน้อย

ตารางที่ 1-3 สรุปบทความวิจัยเกี่ยวกับการใช้อุปกรณ์ตรวจสอบการลุกออกจากเตียง

Device Type	Ref.	Advantage	Disadvantage
Pressure sensor	[9-10], [11-12], [14], [16-17], [21], [27-28]	ผลจากการตอบสนองของเซ็นเซอร์เหมาะสำหรับใช้ในการตรวจสอบและระบุตำแหน่งการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยได้	สำหรับเซ็นเซอร์ที่ถูกวางไว้บริเวณใต้เบาะจำเป็นต้องใช้เซ็นเซอร์จำนวนมากเพื่อติดตั้งให้ครอบคลุมการนอนกอดทับของผู้ป่วย
Infrared sensor	[11], [18], [23]	เซ็นเซอร์เหมาะสำหรับการตรวจจับการเคลื่อนไหวและท่าทางของผู้ป่วยที่มีการขยับตัวอย่างรวดเร็ว	มีโอกาสเตือนการตกเตียงผิดพลาดจึงจำเป็นต้องติดตั้งเซ็นเซอร์หรือใช้กล้องวิดีโอบันทึกภาพจริงของผู้ป่วยในทุกขณะนำไปประมวลผลรวม

ตารางที่ 1-3 สรุปบทความวิจัยเกี่ยวกับการใช้อุปกรณ์ตรวจสอบการลุกออกจากเตียง (ต่อ)

Device Type	Ref.	Advantage	Disadvantage
Ultrasonic sensor	[20]	เนื่องจากเซ็นเซอร์มีมุมของลำแสงกว้าง การติดตั้งที่ทำให้เกิดจุดตัดของลำแสงเหมาะสำหรับใช้ในการแยกแยะระหว่างผู้ป่วยกับบุคคลที่สามหรือผู้ดูแล	ในการส่งคลื่นของเซ็นเซอร์มีทิศทางที่เจาะจงไม่มีการเลี้ยวเบนของคลื่นจึงมีข้อจำกัดในการติดตั้งหากต้องนำไปใช้งานในสถานที่จริง
Radio-frequency sensor	[13], [15], [24]	สามารถออกแบบและติดตั้งเซ็นเซอร์ได้หลายตำแหน่งโดยขึ้นอยู่กับการนำไปใช้ตรวจสอบในกรณีต่าง ๆ	เนื่องจากเป็นเซ็นเซอร์ที่ใช้คลื่นวิทยุ วัสดุที่นำมาใช้บางอย่างอาจส่งผลต่อการนำไปใช้งานอย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้
Accelerometer	[18], [25-26]	เนื่องจากเซ็นเซอร์ใช้วัดการเคลื่อนที่ด้วยความเร็วมีผลต่อการเกิดอัตราความเร่งที่เปลี่ยนแปลงจึงเหมาะกับการตรวจจับการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย	การตรวจจับการเคลื่อนไหวด้วยเซ็นเซอร์วัดความเร่งมีข้อจำกัดในการติดตั้งไว้เฉพาะที่ร่างกายหรือเสื้อผ้าของผู้ป่วยเท่านั้น
Image	[16-17], [19], [21-22]	การใช้กล้องบันทึกภาพมีความเหมาะสมในตรวจจับการเคลื่อนไหวและเฝ้าสังเกตพฤติกรรมของผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ	เนื่องจากการใช้กล้องบันทึกวิดีโอในการตรวจสอบการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยอาจส่งผลให้ผู้ป่วยขาดความเป็นส่วนตัว

ตารางที่ 1-4 สรุปชนิดของอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียง

Ref.	Pressure sensor	Infrared sensor	Ultrasonic sensor	Radio-frequency sensor	Accelerometer	Image
[9]	✓					
[10]	✓					
[11]	✓	✓				
[12]	✓					
[13]				✓		
[14]	✓					
[15]				✓		
[16]	✓					✓
[17]	✓					✓
[18]		✓			✓	
[19]						✓
[20]			✓			
[21]	✓					✓
[22]						✓
[23]		✓				
[24]				✓		
[25]					✓	
[26]					✓	
[27]	✓					
[28]	✓					

จากการสรุปทบทวนบทความวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยมี 2 ประเด็นสำคัญที่สามารถนำมาพัฒนาใช้สำหรับระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียง

ประเด็นที่ 1 อุปกรณ์ที่ใช้ในระบบตรวจสอบลุกออกจากเตียงดังตารางที่ 1-3 จากข้อมูลสรุปในตารางพบว่ามีหลายอุปกรณ์ที่ใช้ระบบ ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ การใช้กล้องวิดีโอแบบนิ่งที่ภาพผู้ป่วย [16-17, 19, 21-22] จากนั้นประมวลผลจากภาพวิเคราะห์การ

ตรวจสอบโดยใช้อัลกอริทึมต่างๆ หลายบทความวิจัยพบว่าสามารถเฝ้าสังเกตพฤติกรรมของผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่องและมีประสิทธิภาพ แต่ทั้งนี้ส่งผลต่อความเป็นส่วนตัวของผู้ป่วยขณะที่นอนพักฟื้นอยู่ที่โรงพยาบาล เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงทุกอริยะบของของผู้ป่วยถูกบันทึกด้วยกล้องวิดีโอ อาจเป็นสาเหตุที่ก่อให้เกิดปัญหาด้านจิตใจ ภาวะเครียด ความวิตกกังวล และขาดความเชื่อมั่นในตนเอง ส่งผลให้ผู้ป่วยไม่ได้เคลื่อนไหวเกิดข้อจำกัดในการทำกิจกรรม และการใช้อุปกรณ์จำพวกเซ็นเซอร์ พบว่ามีการใช้เซ็นเซอร์หลายประเภทดังที่กล่าวสรุปมาแล้วข้างต้น เช่น เซ็นเซอร์ที่นิยมนำมาใช้ในระบบการตรวจสอบการลุกออกจากเตียงคือ เซ็นเซอร์วัดความดันหรือเซ็นเซอร์วัดแรงกด [9-12, 14, 16-17, 21, 27-28] ซึ่งมีการติดตั้งเซ็นเซอร์ในตำแหน่งต่างๆ เช่น ติดตั้งไว้ใต้เบาะ ใต้ขาเตียง หรือบนพื้นข้างเตียงอยู่ในระยะที่สามารถตรวจสอบได้ จากบทความวิจัย [27-28] พบว่าการติดตั้งเซ็นเซอร์วัดแรงกดไว้ใต้ขาเตียง ใช้จำนวนเซ็นเซอร์จำนวนน้อยเพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลง ไม่ก่อให้เกิดความรำคาญแก่ผู้ป่วยและทำให้ผู้ป่วยมีความเป็นส่วนตัว การติดตั้งเซ็นเซอร์ในลักษณะนี้จึงมีความเหมาะสมสำหรับการนำไปใช้ในตรวจสอบการลุกออกจากเตียง

ประเด็นที่ 2 จากตารางที่ 1-4 สรุปชนิดของอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียง จากบทความวิจัยพบว่ามีการใช้อุปกรณ์ร่วมกันมากกว่าหนึ่งประเภท [16-17, 21] และประเภทเดียวกันมากกว่าหนึ่งชนิด [11, 18] ซึ่งการใช้อุปกรณ์หลากหลายถูกนำไปใช้กับผู้ป่วยที่ต้องเฝ้าระวังเป็นพิเศษ เนื่องจากมีความเสี่ยงสูงที่จะเกิดการพลัดตกจากเตียง ดังนั้นระบบการตรวจสอบจำเป็นต้องมีความแม่นยำสูงมาก แต่ในทางกลับกัน โดยส่วนใหญ่พบว่ามีโอกาสที่สัญญาณจะเตือนการตกจากเตียงของผู้ป่วยผิดพลาด เนื่องจากมีการใช้อุปกรณ์หลายประเภทซึ่งอาจก่อให้เกิดความสับสนในการใช้งาน และบทความวิจัยจำนวนมากที่มีการใช้เพียงอุปกรณ์ประเภทเดียวในการตรวจสอบการลุกออกจากเตียง [9-10, 12-15, 19-20, 22-28] พบว่าถูกนำมาใช้ในการตรวจสอบการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วยสูงอายุ เนื่องจากจำผู้สูงอายุจำนวนมากที่เจ็บป่วยส่งผลให้ต้องเข้ารับการรักษาตัวพักฟื้นที่โรงพยาบาล [4] และจำนวนเจ้าหน้าที่ที่คอยดูแลผู้ป่วยอาจไม่เพียงพอต่อการดูแลผู้ป่วยได้อย่างเต็มประสิทธิภาพ จึงจำเป็นต้องมีการพัฒนาระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียงเพื่อเป็นทางเลือกหนึ่งที่ใช้ในการดูแลผู้ป่วย

จากการทบทวนบทความวิจัยที่กล่าวมาแล้วข้างต้นพบว่าจำนวนหลายบทความวิจัยที่พัฒนาระบบตรวจสอบการลุกออกจากเตียงส่วนใหญ่สามารถตรวจสอบได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ แต่การตรวจสอบยังไม่ครอบคลุมพฤติกรรมของผู้ป่วย ทำให้ไม่สามารถช่วยเหลือผู้ป่วยได้ทันทั่วทั้งที่เนื่องจากการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วยเป็นช่วงเวลาเดียวกันกับการส่งสัญญาณเตือนไปยังผู้ดูแล ซึ่งเป็นช่วงระยะเวลาสั้นๆ ที่มีความเสี่ยงตกจากเตียง ดังนั้นงานวิจัยฉบับนี้จึงนำเสนอการศึกษาและพัฒนาระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงเพื่อติดตาม

สวัสดีภาพของผู้ป่วยทั้งในขณะนอนและลุกออกจากเตียง โดยใช้เซ็นเซอร์วัดแรงกดติดตั้งไว้บริเวณใต้ขาเตียงทั้ง 4 ขา ถูกแสดงผลบันทึกเป็นแรงดันไฟฟ้า มีการประมวลผลวิเคราะห์การตรวจสอบการนอนบนเตียงในพื้นที่ 3 ส่วน ได้แก่ ตรงกลาง ด้านซ้ายและด้านขวา ซึ่งประมวลผลด้วยซัพพอร์ทเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machine, SVM)

### 1.3 วัตถุประสงค์

- 1.3.1 เพื่อสร้างระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนที่ใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง
- 1.3.2 เพื่อศึกษาและพัฒนาระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนที่ใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงซึ่งสามารถนำไปใช้ในชีวิตประจำวันได้

### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

- 1.4.1 ระบบตรวจสอบผู้นอนสามารถตรวจจับได้ทั้งในขณะนอนและลุกออกจากเตียง
- 1.4.2 ระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนที่ใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงใช้ทดสอบกับเตียงที่มีขนาดความกว้าง 95 เซนติเมตร ความยาว 207 เซนติเมตร และความสูง 40 เซนติเมตร
- 1.4.3 ระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนที่ใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง ทดสอบกับกลุ่มอาสาสมัครที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วงประมาณ 40-75 กิโลกรัม

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ระบบที่ถูกพัฒนาสามารถนำไปประยุกต์ใช้ตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนได้ทั้งในขณะนอนและลุกออกจากเตียง เพื่อความสะดวกมากยิ่งขึ้นในการนำไปใช้งาน และสามารถติดตามสวัสดีภาพของผู้ป่วยได้ในชีวิตประจำวัน

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและหลักการ

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีและหลักการต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยซึ่งประกอบไปด้วยหลักการของผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการเกิดการพลัดตกหกล้ม บริเวณที่ผู้ป่วยเกิดการพลัดตกหกล้ม การประเมินปัจจัยเสี่ยงของการพลัดตกหกล้ม การปฏิบัติสำหรับการป้องกันการพลัดตกหกล้ม ทฤษฎีเกี่ยวกับเกี่ยวข้องกับตัวตรวจจับค่าแรงกด การเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์ และการวัดประสิทธิภาพ ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 2.1 ผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการเกิดการพลัดตกหกล้ม

ผู้ที่มานอนรักษาในโรงพยาบาลมีความเสี่ยงในการพลัดตกหกล้ม ปัจจัยที่ทำให้มีความเสี่ยงสูงได้แก่ อายุ สภาพจิตใจ ประวัติการหกล้ม การได้รับยาหลายชนิด การถูกจำกัดการเคลื่อนไหว และผู้ที่ต้องการไปห้องน้ำบ่อยๆ ข้อมูลดังกล่าวมีผลการศึกษาบางเรื่องเสนอแนะว่า ผู้สูงอายุที่อายุมากกว่า 65 ปี มีความเสี่ยงสูงในการพลัดตกหกล้ม [1] แต่ก็มีบางการศึกษาที่รายงานว่าอายุของผู้ป่วยไม่ใช่ปัจจัยที่ทำให้เกิดการพลัดตกหกล้ม ซึ่งอาจเกิดการเปลี่ยนแปลงหน้าที่ของสมอง เช่น อาการสับสน การไม่รับรู้วัน เวลา สถานที่ และการสูญเสียความทรงจำ เป็นปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญที่ทำให้เกิดการพลัดตกหกล้มในโรงพยาบาล [2] ผู้ป่วยที่มีประวัติเคยพลัดตกหกล้มในโรงพยาบาลมาก่อน เสี่ยงต่อการเกิดซ้ำมากขึ้นซึ่งจากการศึกษาพบว่า ผู้ป่วยที่เคยพลัดตกหกล้มในโรงพยาบาลมากกว่า 1 ครั้ง มีประมาณร้อยละ 16 ถึงร้อยละ 52 ผู้วิจัยให้ข้อเสนอแนะว่าผู้ป่วยเหล่านี้มีโอกาสเกิดอุบัติเหตุดังกล่าวได้ [4] ยาในกลุ่มที่ออกฤทธิ์ต่อระบบประสาทส่วนกลาง เช่น ยานอนหลับและยากล่อมประสาท ทำให้ผู้ป่วยเสี่ยงต่อการเกิดการพลัดตกหกล้ม ปัจจัยทางด้านร่างกาย เช่น ภาวะอ่อนเพลีย เคลื่อนไหวไม่ได้ หรือกล้ามเนื้อทำงานไม่ประสานงาน เป็นสิ่งที่ทำให้เกิดการพลัดตกหกล้ม การกลั้นปัสสาวะไม่อยู่ ถ่ายเหลว เป็นปัจจัยที่เพิ่มอุบัติการณ์การพลัดตกหกล้ม ปัจจัยเสี่ยงอื่นๆ ที่พบว่าทำให้เกิดการพลัดตกหกล้ม ได้แก่ โรคที่ได้รับการวินิจฉัยจากแพทย์ สภาพแวดล้อมของหอผู้ป่วย และจากการศึกษาพบว่าผู้ป่วยที่มีภาวะหัวใจล้มเหลว โรคมะเร็ง และโรคหลอดเลือดสมอง เป็นปัจจัยที่สำคัญที่ทำให้เกิดอุบัติเหตุดังกล่าว นอกจากนี้ผู้ป่วยที่อยู่ในหอผู้ป่วยบางแห่ง เช่น หอผู้ป่วยฟื้นฟู หอผู้ป่วยผู้สูงอายุจะมีอุบัติการณ์มากกว่า

## 2.2 บริเวณที่ผู้ป่วยเกิดการพลัดตกหกล้ม

การพลัดตกหกล้มมักเกิดบริเวณเตียงผู้ป่วย นอกจากนั้นยังเกิดบริเวณระเบียงห้องน้ำและห้องส้วม ส่วนระยะเวลานั้นมีข้อมูลจากการศึกษาบางฉบับรายงานว่าเหตุการณ์นี้จะเกิดขึ้นในช่วงแรกของการรักษาตัวในโรงพยาบาล แต่ก็มีผลการศึกษานี้ๆ ที่มีความเห็นต่างกันว่าเกิดทั้งระยะเริ่มแรกและระยะท้ายของการรักษาตัวในโรงพยาบาล การเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากเตียงไปสู่เก้าอี้เป็นสาเหตุที่ทำให้ผู้ป่วยเกิดการตกเตียงมากที่สุด แต่ก็จะพบในขณะที่เดิน เข้าห้องน้ำ และการนั่งเก้าอี้ ล้อเข็น และกระโถนชนิดเก้าอี้ (Commode) มีการรายงานของงานวิจัยฉบับหนึ่งพบว่า การพลัดตกในศูนย์ฟื้นฟูสภาพมีสาเหตุจากล้อเข็นมากกว่าครึ่งหนึ่งของสาเหตุ [6]

## 2.3 การประเมินปัจจัยเสี่ยงของการพลัดตกหกล้ม

วิธีการที่จะช่วยลดอัตราการพลัดตกหกล้มในโรงพยาบาล ได้แก่ การใช้เครื่องมือประเมินปัจจัยที่ทำให้เกิดเหตุการณ์นี้ ถ้าผู้ป่วยมีปัจจัยเสี่ยงสูงจะสามารถช่วยวางแผนการพยาบาลผู้ป่วยเพื่อลดอุบัติการณ์การเกิดลง การใช้เครื่องมือประเมินปัจจัยเสี่ยงซึ่งสรุปได้จากการศึกษาหลายฉบับพบว่ามีความเที่ยงตรงแต่เครื่องมือเหล่านี้อาจไม่มีความแม่นยำเพียงพอ ทำให้ผลการประเมินแตกต่างกัน เช่น บางเครื่องมือสามารถพยากรณ์ผู้ป่วยที่รักษาในโรงพยาบาลถึงร้อยละ 80 ว่ามีปัจจัยเสี่ยง แต่ในขณะที่เครื่องมืออื่นๆ อาจจะไม่ได้ผลเช่นนี้ มีข้อจำกัดของเครื่องมือด้านอื่นไม่สามารถประเมินปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับสิ่งแวดล้อมที่อาจจะมีผลกระทบได้ เช่น เจ้าหน้าที่ใหม่ ความสามารถของผู้ป่วย และอัตราการครองเตียงในแต่ละแผนก เป็นต้น [8]

## 2.4 การปฏิบัติสำหรับการป้องกันการพลัดตกหกล้ม

### 2.4.1 วิธีเฉพาะ

วิธีการปฏิบัติที่ป้องกันการพลัดตกหกล้ม 2 แบบ โดยใช้วิธี (Randomized Controlled Trials, RCT) ได้แก่การใช้เตียงที่มีสัญญาณเตือน (Bed alarms) และการใช้ติดเครื่องหมายเตือน (Identifications Bracelets) การใช้เตียงที่มีสัญญาณเตือนนั้น พบว่าการใช้ตัวสัญญาณเตือนติดระหว่างตัวผู้ป่วยกับที่นอนไม่มีประโยชน์ แต่จะมีประสิทธิผลดีหากใช้สัญญาณเตือนนี้ผู้ป่วยที่มีการเคลื่อนไหว ส่วนการใช้เครื่องหมายเตือนจะใช้สติ๊กเกอร์สี และสัญลักษณ์ติดไว้ที่รายงานของเตียงผู้ป่วย หรือประตูห้อง อย่างไรก็ตามวิธีนี้ก็ยังไม่สามารถบอกได้อย่างชัดเจนว่าจะสามารถลดจำนวนครั้งของการพลัดตกหกล้มได้ [7]



## 2.4.2 วิธีการหลายรูปแบบ

จากการทบทวนพบว่ามีการใช้วิธีการหลายรูปแบบซึ่งประกอบด้วย การประเมินปัจจัยเสี่ยงทดลองใช้วิธีปฏิบัติข้อมูลที่ได้จากความคิดเห็นของผู้เชี่ยวชาญมีส่วนประกอบ ดังนี้ [6]

1) การประเมิน เนื่องจากการศึกษาหลายฉบับได้กล่าวถึงจึงเป็นขั้นตอนที่จะช่วยให้ทราบถึงแนวทางสำหรับเลือกวิธีปฏิบัติที่เหมาะสม

2) การให้ความรู้ เป็นวิธีการที่พบในการศึกษาหลายฉบับ การให้ความรู้จะกระทำทั้งในกลุ่มพยาบาล ผู้ป่วยและญาติ โดยมีเป้าหมายที่จะทำให้ทุกกลุ่มมีความตระหนักในการป้องกันการพลัดตกหกล้มขณะที่ผู้ป่วยรักษาตัวในโรงพยาบาล

3) การให้ข้อวินิจฉัยภาวะเสี่ยง จากการศึกษบางฉบับระบุว่ามีการให้ข้อวินิจฉัย เช่น เสี่ยงต่อการเกิดพลัดตกหกล้ม หรือเสี่ยงต่อการเกิดอุบัติเหตุ บางฉบับระบุถึงการทำมาตรฐานการพยาบาลผู้ป่วยที่เสี่ยงต่อการเกิดพลัดตกหกล้มสูง ในขณะที่บางแห่งจะมีการสัมภาษณ์ผู้ป่วยเพื่อประเมินปัจจัยเสี่ยงและวางแผนการพยาบาล เป็นต้น

4) ประเด็นเกี่ยวกับสิ่งแวดล้อม การปรับปรุงเกี่ยวกับสิ่งแวดล้อมรอบเตียง เช่น แสง เฟอร์นิเจอร์ต่างๆ และอุปกรณ์ที่ช่วยในการทรงตัวของผู้ป่วย จะช่วยลดภาวะเสี่ยงต่อการเกิดการพลัดตกหกล้ม

5) การจับถ่าย ความต้องการการใช้ห้องน้ำเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อการหกล้มดังนั้นจึงควรจัดให้ผู้ป่วยเหล่านี้อยู่ใกล้ห้องน้ำ และควรตรวจสอบผู้ป่วยที่ได้รับขาระบายและยาขับปัสสาวะเป็นประจำ

6) การเคลื่อนย้าย แม้ว่าการจำกัดการเคลื่อนไหวจะช่วยให้เกิดการพลัดตกหกล้ม ก็ควรแนะนำให้ผู้ป่วยเปลี่ยนท่าช้าๆ เวลาจะลุกจากเตียงสวมรองเท้าที่ไม่ลื่น

7) สภาพสมอง การเปลี่ยนแปลงหน้าที่ของสมองเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้เกิดการพลัดตกหกล้ม ซึ่งยากที่จะจัดการป้องกันได้ในขณะที่การปฏิบัติทางโรงพยาบาลมักจะผูกมัดผู้ป่วยและใส่เหล็กกันเตียง มีการทดลองให้ญาติมาช่วยดูแลแนะนำเกี่ยวกับสิ่งแวดล้อมในโรงพยาบาลรวมถึงการจัดให้ผู้ป่วยนอนบนเตียงเดี่ยว

8) การพักผ่อนเพียงพอ เนื่องจากการพลัดตกหกล้มมักจะเกิดใกล้เตียงของผู้ป่วย ดังนั้นในการศึกษาหลายฉบับจึงได้ทดลองวิธีการที่จะช่วยลดอุบัติเหตุดังกล่าว เช่น จัดเตียงให้ต่ำ มีการล็อกเบรคที่ติดอยู่ที่ขาเตียงเสมอ การศึกษาบางฉบับเสนอให้ใช้เตียงที่มีเหล็กกันชนิดครึ่งเตียงเพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยปีนข้ามเตียงลงมา นอกจากนั้นยังมีการแนะนำให้จัดเตียงให้เรียบร้อยไม่มีสิ่งกีดขวางหรือกรงรั้ง

9) การใช้ยา การศึกษาบางฉบับระบุว่ามีการทบทวนการใช้ยาของผู้ป่วยอย่างสม่ำเสมอ และจำกัดการใช้ยาร่วมกันเพื่อลดการเกิดผลข้างเคียงของยา

10) การใช้ลือเซ็นและเก้าอี้ การปลัดตกหกล้มที่เกิดขณะใช้ลือเซ็น และเก้าอี้วิธีการลดอุบัติเหตุการนี้ประกอบด้วยการใช้อุปกรณ์สำหรับรัด หรือเข็มขัดรัด การใช้เบาะรองนั่งที่ทำด้วยยางจะช่วยไม่ให้ผู้ป่วยลื่น การใช้เก้าอี้แบบมีที่พักแขนและความสูงที่พอเหมาะสำหรับลูกนั่งจะช่วยลดการเกิดการปลัดตกหกล้มได้

#### 2.4.3 การผูกมัดและการใช้เหล็กกั้นเตียง

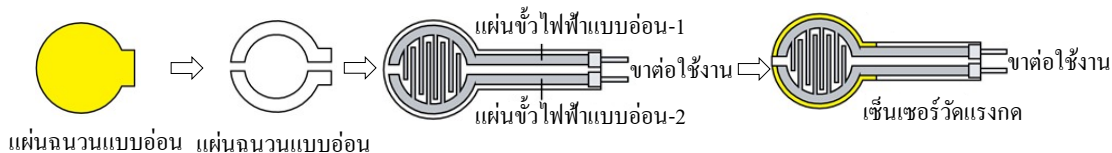
แม้ว่าการใช้อุปกรณ์ผูกมัดจะช่วยป้องกันการปลัดตกหกล้ม แต่ก็จำกัดการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยเหล่านี้ อุปกรณ์ที่ใช้มักได้แก่ เสื้อแจ็กเก็ต ผ้ารัดแขนขา ข้อมือ ข้อเท้า อุปกรณ์ผูกมัดลือเซ็น และการใช้เหล็กกั้นเตียง เป็นต้น

#### 2.4.4 การรณรงค์ปลูกจิตสำนึก

การป้องกันการเกิดปลัดตกหกล้มมีเจ้าหน้าที่ในทีมสุขภาพได้มีการตระหนักถึงปัจจัยเสี่ยง และวิธีการป้องกันมากขึ้น จิตสำนึกของเจ้าหน้าที่จึงถือเป็นบทบาทสำคัญที่จะช่วยลดอุบัติเหตุการดังกล่าว

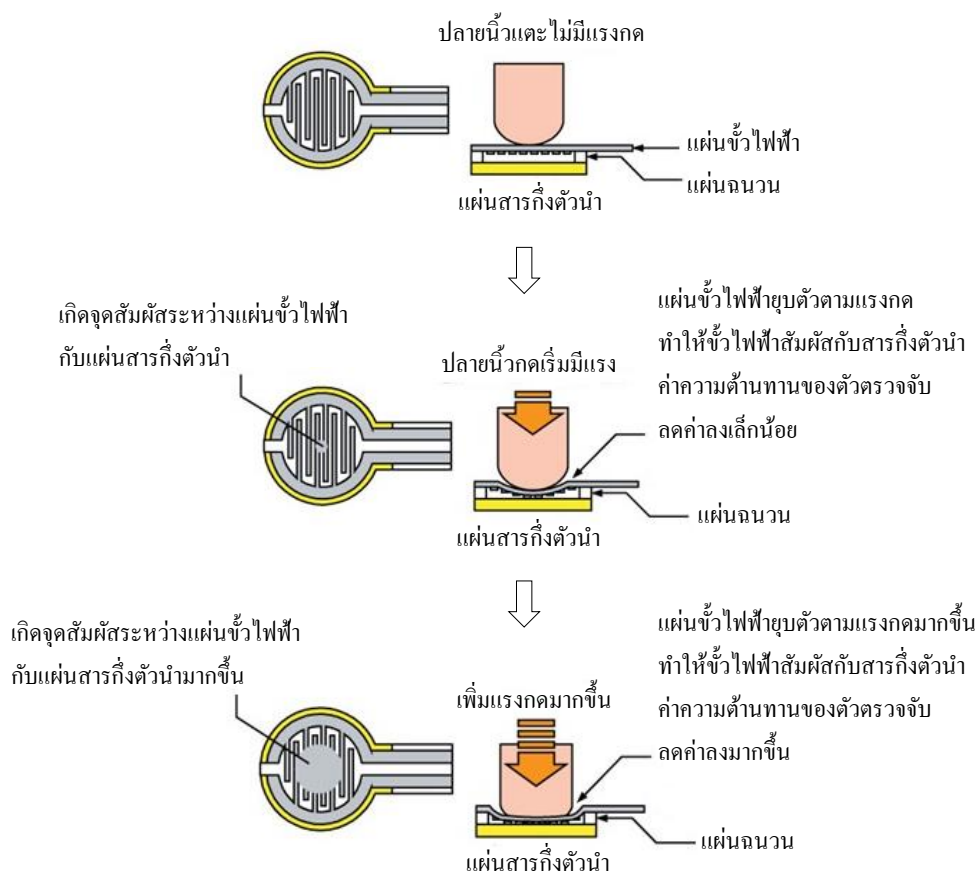
### 2.5 เซ็นเซอร์วัดแรงกด

เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกด (Force sensor) [29] มีหลายประเภท สำหรับงานวิจัยนี้ใช้เป็นเซ็นเซอร์วัดแรงกดแบบค่าความต้านทาน (Force Sensing Resistor, FSR) ที่ใช้เทคโนโลยีฟิล์มโพลีเมอร์แบบหนา (Polymer Thick Film) โดยแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวตรวจจับจะลดลง เมื่อมีแรงกดมากระทำบนแผ่นตรวจจับ มีโครงสร้างของตัวตรวจจับแรงกดแสดงดังภาพประกอบที่ 2-1 ซึ่งประกอบด้วยแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อนที่เป็นตัวกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าประกบเข้ากับแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน โดยมีแผ่นฉนวนแบบอ่อนกั้นกลางทำให้เกิดค่าความต้านทานไฟฟ้าขึ้นระหว่างขาคือใช้งาน



ภาพประกอบที่ 2-1 ลักษณะ โครงสร้างของเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดแบบค่าความต้านทาน

เมื่อมีการกดลงบนแผ่นขั้วนำไฟฟ้าจะทำให้เกิดการสัมผัสระหว่างสารกึ่งตัวนำกับขั้วไฟฟ้าส่งผลให้ค่าความต้านทานไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลงดังแสดงกระบวนการทำงานในภาพประกอบที่ 2-2



ภาพประกอบที่ 2-2 การทำงานของเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดแบบค่าความต้านทาน

ดังนั้นเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดแบบนี้จึงเหมาะกับการใช้งานที่ต้องการรับรู้ว่ามีแรงกดเกิดขึ้นหรือไม่ เนื่องจากค่าที่ได้จากตัวตรวจจับเป็นการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานไฟฟ้าที่สัมพันธ์กับพื้นที่ของการกด สำหรับงานวิจัยนี้ใช้เซ็นเซอร์วัดแรงกด ซึ่งสามารถอธิบายรายละเอียดได้ดังต่อไปนี้

### 2.5.1 ลักษณะโครงสร้าง

เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกด (FlexiForce Sensor) [30] เป็นเซ็นเซอร์ที่มีขนาดบางมากและอยู่ในกระบวนการผลิตวงจรพิมพ์ชนิดงอได้ จึงสามารถนำไปใช้งานร่วมกับแอปพลิเคชันส่วนใหญ่ได้อย่างง่ายดาย ถูกนำมาใช้กับอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นโดยมีความบางเทียบเท่ากระดาษ สามารถโค้งงอได้ และมีความสามารถในการวัดค่าแรง ดังนั้น เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดจึงสามารถวัดค่าแรงที่เกิดขึ้นระหว่างสองพื้นผิว ไม่ว่าจะพื้นผิวแบบใดก็ตาม และยังมีความทนทานต่อการใช้งานในแทบทุกสภาพแวดล้อม เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดมีคุณสมบัติแสดงดังตารางที่ 2-1 ซึ่งคุณสมบัติของเซ็นเซอร์นี้ดีกว่าในการตรวจจับแรง ตรวจจับค่าความเป็นเส้นตรง (Linearity) ค่าฮิสเทอรีซิส (Hysteresis) หรือค่าผลต่างสูงสุดของค่าที่แท้จริง ค่าครีปท์ (Drift) และค่าความไวต่ออุณหภูมิ (Temperature sensitivity) เมื่อเทียบกับเซ็นเซอร์ตรวจจับค่าแรงกดแบบฟิล์มที่มีความบางรูปแบบอื่นๆ โดยขอบเขตพื้นที่ที่สามารถตรวจจับแรงที่เกิดขึ้น คือ ในรัศมีเส้นผ่าศูนย์กลางวงกลม ซึ่งเป็นช่วงสุดท้ายของเซ็นเซอร์จะสามารถตรวจจับได้ ในการใช้งานเซ็นเซอร์นั้น จะมีการสร้างซับสเตรท (Substrate) ที่มีชั้นเลเยอร์สองชั้น ซึ่งซับสเตรทนี้จะประกอบด้วยฟิล์มพอลิเอสเตอร์ (Polyester film) หรือพอลิไมด์ (Polyimide) ในกรณีที่เป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับที่อุณหภูมิสูง ในชั้นเลเยอร์แต่ละชั้น จะมีการใช้วัสดุตัวนำไฟฟ้า (เงิน) ตามมาด้วยชั้นเลเยอร์ของหมึกที่ไวต่อแรงกด จากนั้นทำให้สองเลเยอร์ของซับสเตรทยึดติดเข้าด้วยกันโดยใช้ลามิเนต จึงจะถือว่าเสร็จสิ้นในการสร้างเซ็นเซอร์ ในส่วนของเส้นวงกลมที่ทำจากเงิน จะถูกวางไว้ด้านบนชั้นเลเยอร์ของหมึกที่ไวต่อแรงกด เพื่อกำหนดขอบเขตของ “พื้นที่ในการตรวจจับแรงกด” ซึ่งเงินจะทำหน้าที่ขยายพื้นที่ที่ตรวจจับแรงกดไปยังตัวเชื่อมต่อด้านอื่นๆ ที่อยู่ในตำแหน่งส่วนท้ายของเซ็นเซอร์ เพื่อเป็นการสร้างสภาพการนำไฟฟ้า ลักษณะโครงสร้างของเซ็นเซอร์แสดงดังภาพประกอบที่ 2-3



ภาพประกอบที่ 2-3 ลักษณะโครงสร้างของ FlexiForce Sensor

มีหลายวิธีที่ทำให้เซ็นเซอร์เพล็กซีฟอร์ซสามารถใช้งานร่วมกับแอปพลิเคชันต่างๆ ได้ ซึ่งหนึ่งในนั้นคือการรวมเข้าไว้ในวงจรไฟฟ้าที่มีการแปลงแรงกดเป็นแรงดันไฟฟ้า ดังนั้น จึงต้องนำการสอบเทียบเครื่องมือวัดเพื่อแปลงเอาท์พุทไปเป็นหน่วยทางวิศวกรรมที่

เหมาะสม ขึ้นอยู่กับการตั้งค่าในส่วนของการปรับเปลี่ยนค่าสามารถทำได้เมื่อมีเป้าหมายเพื่อเพิ่มหรือลดความไวของเซ็นเซอร์

ตารางที่ 2-1 คุณสมบัติเฉพาะของ FlexiForce Sensor

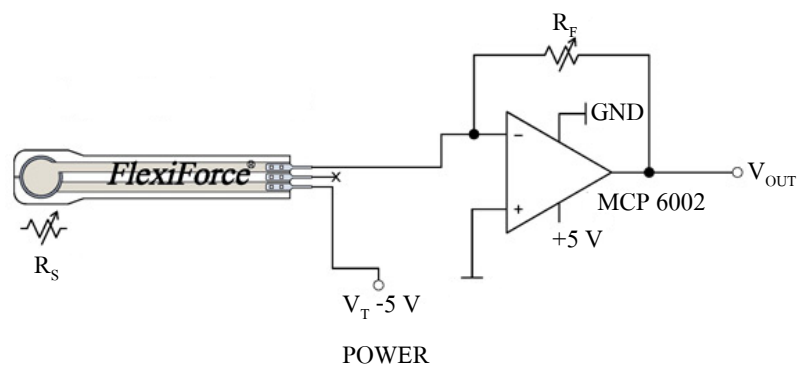
<b>Sensor Properties</b>	
Thickness	0.208 mm
Length	152 mm
Width	14 mm
Sensing Area	9.53 mm (diameter)
Connector	Connector 3-pin male square pin (center pin is inactive)
<b>Typical Performance</b>	
Force Ranges	0-100 lbs (440 N)
Operating Temperature	Range 15°F to 140°F (-9°C to 60°C)
Linearity (Error)	+/- 3%
Repeatability	+/- 2.5% of full scale (conditioned sensor, 80% force applied)
Hysteresis	<4.5% of full scale (conditioned sensor, 80% force applied)
Drift	<5% per logarithmic time scale (constant load of 90% sensor rating)
Response Time	<5 microseconds

### 2.5.2 วงจรไฟฟ้า

วงจรไฟฟ้าแสดงดังภาพประกอบที่ 2-4 ซึ่งในกรณีนี้จะเป็นการขับเคลื่อนด้วยแรงดันไฟฟ้ากระแสตรง 5 โวลต์ วงจรไฟฟ้านี้จะใช้วงจรขยายเชิงดำเนินการแบบกลับเฟส ในการเตรียมการเพื่อสร้างเอาต์พุตที่แปลงสัญญาณออกมาเป็นแบบแอนะล็อก โดยยึดตามเซ็นเซอร์ค่าความต้านทานและค่าความต้านทานอ้างอิง ( $R_F$ ) แบบคงที่ การแปลงสัญญาณจากแอนะล็อกเป็นดิจิทัลสามารถนำมาใช้เพื่อเปลี่ยนค่าโวลต์ไปเป็นเอาต์พุตแบบดิจิทัล ซึ่งในวงจรไฟฟ้านี้สามารถปรับเปลี่ยนความไวของเซ็นเซอร์ได้โดยการเปลี่ยนค่าความต้านทานอ้างอิง หรือ แรงเคลื่อนไฟฟ้า ( $V_T$ ) ค่าความต้านทานอ้างอิง หรือแรงเคลื่อนไฟฟ้าที่น้อยลงจะทำให้เซ็นเซอร์ลดความไวลงและเป็นการเพิ่มขอบเขตที่เกิดแรงกระทำดังสมการที่ (2-1)

$$V_{OUT} = -V_T \cdot (R_F/R_S) \quad (2-1)$$

สถานะที่แรงเกิดความอึดตัว คือ จุดที่อุปกรณ์เอาท์พุทแสดงค่าคงที่กับแรงที่ถูกนำไปประยุกต์ใช้ การที่เซ็นเซอร์แต่ละตัวแสดงสถานะที่แรงมีความอึดตัวจึงเป็นการยึดตามค่าแรงสูงสุดที่ผ่านการรับรองโดย Tekscan ที่จะระบุถึงค่าความไว ค่าความอึดตัวจึงยึดตามการใช้งานของวงจรไฟฟ้า ซึ่งจากตัวอย่างวงจรไฟฟ้าดังภาพประกอบที่ 2-4 เมื่อเซ็นเซอร์แต่ละตัวแสดงสถานะที่แรงเกิดความอึดตัว (มีค่าแรงสูงสุด) จึงมีความสัมพันธ์กับค่าความต้านทานอ้างอิง ( $R_F$ ) และสามารถปรับเปลี่ยนได้เมื่อค่าความไวไม่มีการเปลี่ยนแปลง ดังนั้น ความไวของเซ็นเซอร์จะถูกปรับเปลี่ยนโดยการเปลี่ยนค่าความต้านทานอ้างอิง ( $R_F$ ) ค่าความต้านทานอ้างอิงที่น้อยลงจะทำให้ระบบมีความไวลดลง และเพิ่มขอบเขตที่เกิดแรงกระทำ

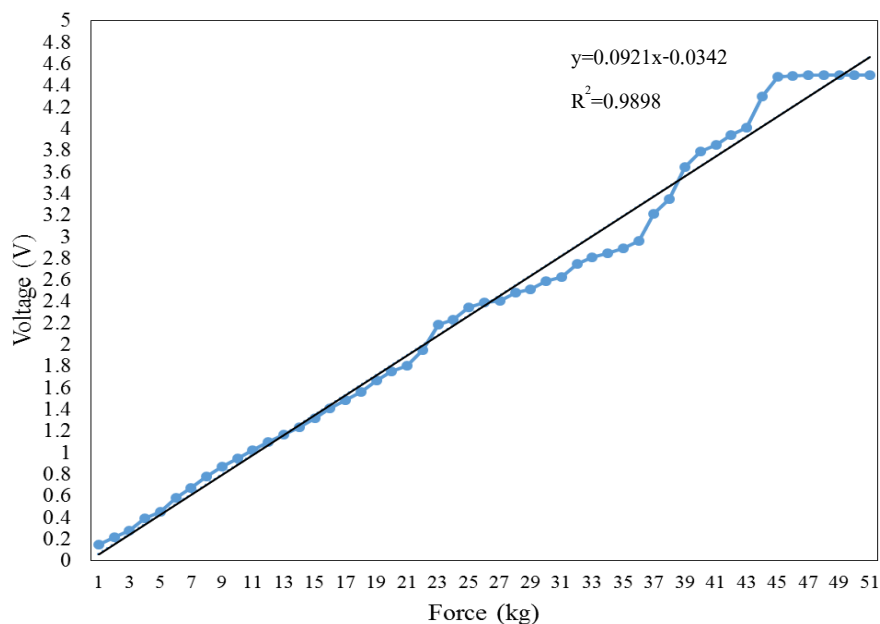


ภาพประกอบที่ 2-4 วงจรไฟฟ้า

### 2.5.3 การสอบเทียบเครื่องมือวัด

การสอบเทียบเครื่องมือวัด เป็นวิธีการที่ทำให้ค่าเอาท์พุทของเซ็นเซอร์ที่ถูกแปลงสัญญาณออกมาเป็นแบบไฟฟ้าตรงกับหน่วยทางวิศวกรรมที่ใช้ในขณะนั้น เช่น ปอนด์ นิวตัน หรือ กิโลกรัม ซึ่งในการสอบเทียบเครื่องมือวัดสำหรับงานวิจัยนี้มีการสอบเทียบเครื่องมือวัดด้วยลูกน้ำหนักที่มีน้ำหนักประมาณ 1 กิโลกรัม จำนวน 50 กิโลกรัม จะมีการวางที่ทำให้เกิดแรงกดลงไปยังเซ็นเซอร์ และให้ค่าเอาท์พุทที่ได้จากเซ็นเซอร์เป็นแรงดันไฟฟ้ามีค่าเท่ากับแรงกดที่ส่งลงไปนี้ ทำขั้นตอนนี้ซ้ำจนจำนวนของแรงกดใกล้เคียงกับค่าพิคคาน้ำหนัก (load range) เพื่อใช้ในการทดสอบ จากนั้นพล็อตค่าแรงเปรียบเทียบกับค่าน้ำหนัก ทำให้ได้เส้นตรงที่ลากระหว่างจุดสองจุดคือ ค่าน้ำหนักที่เท่ากับศูนย์ และค่าน้ำหนักทดสอบสูงสุดในการสอบเทียบเครื่องมือวัดที่ทราบ

ตัวเลข เพื่อหาช่วงของแรงที่เกิดขึ้นในขณะนั้นที่ตรงกับช่วงเอาท์พุทของเซ็นเซอร์ แสดงดังภาพประกอบที่ 2-5



ภาพประกอบที่ 2-5 ความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักกับค่าแรงดันไฟฟ้า  
ที่ได้จากการสอบเทียบของ FlexiForce Sensor

## 2.6 การเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์

การเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์ เป็นสาขาหนึ่งของปัญญาประดิษฐ์ (Artificial Intelligent) ที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบพัฒนาอัลกอริทึมและวิธีการที่จะทำให้คอมพิวเตอร์มีความสามารถในการเรียนรู้ การเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์เชิงอุปนัย เป็นการค้นหากฎ ลักษณะแบบแผน หรือข้อสรุปต่างๆ จากการสังเกตกลุ่มข้อมูลขนาดใหญ่ ส่วนการเรียนรู้เชิงอนุมาน เป็นการหาข้อสรุปจากหลักฐานหรือข้อเท็จจริงที่มีอยู่ หลักสำคัญของการวิจัยทางด้านการเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์ คือ การสกัดเอาความรู้หรือสารสนเทศจากข้อมูลโดยอัตโนมัติด้วยวิธีการคำนวณหรือวิธีการทางสถิติ ดังนั้นการเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์นั้นจึงมีความสัมพันธ์อย่างใกล้ชิดกับการทำเหมืองข้อมูล (Data Mining) และสถิติอัลกอริทึมสำหรับการเรียนรู้ด้วยคอมพิวเตอร์ถูกจัดให้อยู่ในกลุ่มของวิทยาศาสตร์หรือวิธีการที่เกี่ยวข้องกับการแบ่งแยกประเภท (Taxonomy) ซึ่งมีที่มาจากผลลัพธ์ที่ได้จากอัลกอริทึมประเภทของอัลกอริทึมอาจแบ่งได้คือ การเรียนรู้โดยอาศัยตัวอย่าง (Supervised Learning) การเรียนรู้โดยไม่อาศัยตัวอย่าง (Unsupervised Learning) และการเรียนรู้กึ่ง

อาศัยตัวอย่าง (Semi-supervised Learning) สำหรับงานวิจัยใช้อัลกอริทึมแบบการเรียนรู้โดยอาศัยตัวอย่าง ซึ่งการทดสอบประสิทธิภาพมีการเปรียบเทียบประเภทอัลกอริทึมก่อนนำไปใช้ในการวิเคราะห์การตรวจสอบการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วยมีดังนี้

#### 1) ทฤษฎีของซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน

ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน (Support Vector Machine) จัดเป็นการเรียนรู้ของประเภทแบบการเรียนรู้โดยอาศัยตัวอย่างประเภทหนึ่ง ซึ่งมีความสามารถในการจัดหมวดหมู่และการทำนาย (Regression) โดยซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนพื้นฐานจะมีการคำนวณแบบเชิงเส้น (Linear) ซึ่งจัดอยู่ในประเภทมุ่งหาผลลัพธ์ที่ดีที่สุดของการเรียนรู้ (Discriminative Training) บนการเรียนรู้จากสถิติของข้อมูล ซึ่งทำงานโดยการหาระยะขอบที่มากที่สุด (Maximum Margin) ของระนาบตัดสินใจ (Decision Hyperplane) ในการแบ่งแยกกลุ่มข้อมูลที่ใช้ฝึกฝนออกจากกัน วิธีการนี้มีชื่อเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า จัดหมวดหมู่โดยค่าระยะขอบที่มากที่สุด (Maximum Margin Classifier) [31]

หลักการทำงานของซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน ข้อมูลจะถูกเขียนในรูปสมาชิกคู่อันดับดังนี้

$$\{(x_1, c_1), (x_2, c_2), (x_3, c_3), \dots, (x_n, c_n)\} \quad (2-2)$$

เมื่อ  $c_i$  มีค่าเป็น 1 หรือ -1 ซึ่งกำหนดให้เป็นข้อมูลแบ่งกลุ่มของข้อมูล  $x_i$  ที่มีค่า  $c_i$  เป็น 1 และ  $x_i$  ที่มีค่า  $c_i$  เป็น -1 โดยที่แต่ละ  $x_i$  เป็นค่าข้อมูลมิติของเวกเตอร์จริง เมื่อกำหนดให้ข้อมูลนี้เป็นข้อมูลสำหรับฝึกฝน ซึ่งหมายความว่า การแบ่งกลุ่มของข้อมูลนี้มีความถูกต้อง ดังนั้นเส้นแบ่งกลุ่มข้อมูลที่ถูกสร้างขึ้นเป็นสมการเส้นตรงทั่วไปคือ  $y = mx + b$  โดยในที่นี้จะแทน  $m$  ด้วย  $w^T$  เพื่อกำหนดเป็นสมการ (2-3)

$$w^T \cdot x + b = 0 \quad (2-3)$$

เมื่อ  $w^T$  คือ เวกเตอร์ตั้งฉากของค่าความชัน  $m$  ของเส้นแบ่ง

$b$  คือ ค่าคงที่ที่ได้จากค่าของแกน  $y$  ของแต่ละข้อมูล  $x$

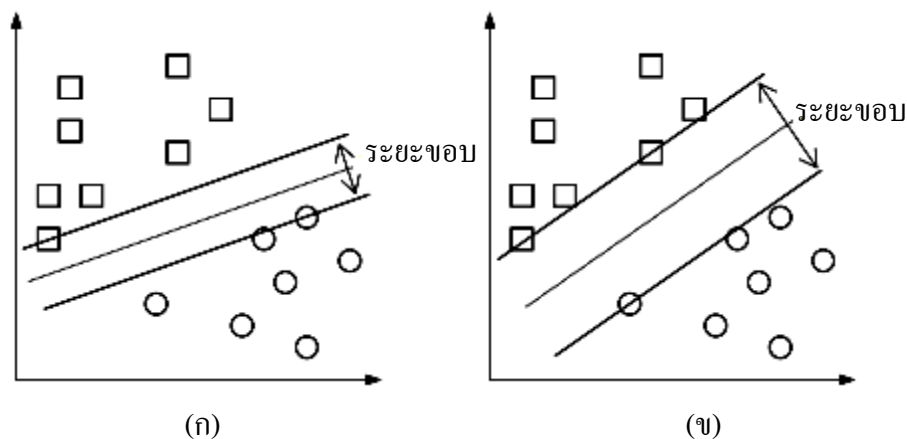
ในทางอุดมคติเส้นแบ่งกลุ่มที่ดีที่สุดคือเส้นแบ่งกลุ่มที่ทำให้มีระยะขอบ (Margin) มากที่สุดของเส้นคู่ขนานที่ขยายออกจากเส้นแบ่งไปสัมผัสจุดข้อมูลทั้งสองกลุ่มที่ใกล้



ที่สุด หรือกล่าวได้ว่าเป็นเส้นแบ่งที่มีระยะขอบกว้างที่สุด เรียกจุดข้อมูลอย่างน้อยหนึ่งจุดจากทั้งสองกลุ่มที่สัมผัสกับเส้นขนานที่ขยายออกได้มากที่สุดว่า ซัพพอร์ตเวกเตอร์ โดยค่าของเส้นขอบทั้งสองที่ใช้แบ่งกลุ่มข้อมูลเป็นสองกลุ่มคำนวณได้จากสมการ (2-4) และสมการ (2-5)

$$w^T \cdot x + b = 1 \tag{2-4}$$

$$w^T \cdot x + b = -1 \tag{2-5}$$



ภาพประกอบที่ 2-6 การปรับความชันของเส้นแบ่งแล้วทำให้ได้ระยะขอบที่มากที่สุด

เมื่อข้อมูลที่ใช้ฝึกฝนเป็นข้อมูลที่สามารถแบ่งกลุ่มได้ด้วยเส้นตรงใดๆ ระยะที่กว้างที่สุดของไฮเปอร์เพลน (Hyper Plane) ทั้งสองที่ขยายออกไปจนกว่าจะพบจุดข้อมูลของทั้งสองกลุ่มคือ  $2/|w|$  โดยค่า  $|w|$  มีค่าน้อยที่สุด ค่าข้อมูลแต่ละ  $x_i$  จุดจำแนกอยู่ในกลุ่มใดสามารถพิจารณาได้จากเงื่อนไขดังนี้ ถ้า  $w^T \cdot x + b \geq 1$  แสดงว่า  $x_i$  เป็นกลุ่มที่ 1 และถ้า  $w^T \cdot x + b \leq -1$  แสดงว่า  $x_i$  เป็นกลุ่มที่ 2

ในการคัดแยกจุดข้อมูลใดๆ ที่นำมาฝึกฝนเพื่อกรองว่าเป็นกลุ่ม 1 สามารถตรวจสอบได้จากสมการที่ (2-6)

$$c_i (w \cdot x_i - b) \geq 1 \text{ เมื่อ } 1 \leq i \leq n \tag{2-6}$$

ดังนั้นสามารถเขียนเป็นรูปสั้นเพื่อหาระยะขอบที่น้อยที่สุด โดยที่สามารถคำนวณการแบ่งกลุ่มได้ดังสมการที่ (2-7)

$$\text{Minimize}_{w,b} |w| \text{ โดยตรวจสอบ } c_i (w \cdot x_i - b) \geq 1 \text{ เมื่อ } 1 \leq i \leq n \quad (2-7)$$

2) ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนกับข้อมูลแบบไม่เชิงเส้น พื้นฐานของซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนเริ่มใช้ในการคัดแยกกลุ่มข้อมูลในลักษณะเชิงเส้น (Linear Classifier) แต่ในบางครั้งข้อมูลจริงอาจจะมีคุณลักษณะที่ไม่เป็นเชิงเส้น เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวจึงมีวิธีจำลองข้อมูลโดยเพิ่มมิติของข้อมูล (Higher Dimensional) มากขึ้น เช่น ข้อมูลเดิมมีขนาด 2 มิติ คือ แกน x และ แกน y จะจำลองมิติที่สามขึ้นมา เพื่อเป็นการยกข้อมูลให้ไปอยู่บนโครงผิวที่สร้างขึ้น หลังจากนั้นจึงคำนวณหาเส้นระนาบใดๆ ที่สามารถใช้แบ่งข้อมูลผิวเป็นสองกลุ่ม จากนั้นจึงทำการลดมิติกลับไปเป็น 2 มิติ สิ่งที่ได้คือขอบเขตของการแบ่งข้อมูลออกเป็นสองกลุ่ม ฟังก์ชันที่ใช้ในการคำนวณเพื่อเพิ่มเติมมิติขงข้อมูลเรียกว่า ฟังก์ชันแกน (Kernel Function)

เมื่อข้อมูลแต่ละ  $x_i$  ถูกคำนวณใหม่มิติสูงขึ้นด้วยฟังก์ชันแกน  $\Phi$  จากสมการที่ (2-6) สามารถเขียนใหม่เป็นสมการที่ (2-8)

$$\text{Minimize}_{w,b} |w| \text{ โดยตรวจสอบ } c_i (w \cdot \Phi x - b) \geq 1 \text{ เมื่อ } 1 \leq i \leq n \quad (2-8)$$

กำหนดผลของฟังก์ชันแกน  $k(x, x')$  ให้เป็นบวกเพื่อใช้ยกข้อมูลให้อยู่ในมิติที่สูงกว่าซึ่งคำนวณได้จากอินเนอร์โปรดักต์ของพื้นที่คุณลักษณะ (Feature Space) ดังสมการ (2-9)

$$k(x, x') = \Phi x \cdot \Phi x' \quad (2-9)$$

สมการ (2-9) สามารถเขียนใหม่ในรูปของการรวมฟังก์ชันแกน ดังสมการที่ (2-10)

$$\text{Minimize}_{w,b} |w| \text{ โดยตรวจสอบ } c_i (w \cdot k(x, x') - b) \geq 1 \text{ เมื่อ } 1 \leq i \leq n \quad (2-10)$$

โดยที่ฟังก์ชันแกนพื้นฐาน ที่ใช้ในการเพิ่มมิติข้อมูลสำหรับประมวลผลข้อมูลแสดงดังตารางที่ 2-2

ตารางที่ 2-2 ฟังก์ชันแกนพื้นฐานสำหรับซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน

ชนิดของฟังก์ชัน	รูปสมการ
Linear	$k(x, x') = (x^T x')$
Polynomial	$k(x, x') = (\gamma x^T x' + r)^d, \gamma > 0$
Radius Basic Function	$k(x, x') = \exp(-\gamma \ x - x'\ ^2), \gamma > 0$
Sigmoid	$k(x, x') = \tanh(\gamma x^T x' + r)$

โดยที่  $\gamma$ ,  $r$  และ  $d$  เป็นพารามิเตอร์ของฟังก์ชันแกน

ดังนั้นสมการพื้นฐานของซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนเมื่อรวมฟังก์ชันการคำนวณเพิ่มมิติและการกำหนดเวกเตอร์อนุโลมเข้าด้วยกันสามารถเขียนใหม่ได้ดังสมการ (2-11)

$$\text{minimize}_{w,b} |w| + C \sum_{i=1}^n \xi_i \quad (2-11)$$

$$\text{โดยตรวจสอบ } c_i (w \cdot k(x, x') - b) \geq 1$$

$$\xi_i \geq 0$$

$$C > 0$$

$$\text{เมื่อ } 1 \leq i \leq n$$

3) การใช้ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนคัดแยกข้อมูลมากกว่าสองกลุ่ม (Multiclass Classification) ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนมีพื้นฐานการคัดแยกแบบสองกลุ่ม (Binary Classification) ด้วยการสร้างระนาบตัดสินใจ สำหรับการประยุกต์ใช้ซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีนในการคัดแยกกลุ่มข้อมูลมากกว่าสองกลุ่มทำได้โดยการเปรียบเทียบคัดแยกทีละคู่ ๆ หลังจากนั้นจึงหาข้อสรุปเพื่อคัดแยกว่าแต่ละข้อมูลอยู่กลุ่มใด วิธีที่นิยมประยุกต์ใช้มี 2 วิธี คือ การคัดแยกทีละหนึ่งเปรียบเทียบกับส่วนที่เหลือทั้งหมด (One-against-The Rest) และการคัดแยกทีละหนึ่งต่อหนึ่ง (One-against-One) โดยรายละเอียดแต่ละวิธีมีดังนี้

- วิธีการคัดแยกทีละหนึ่งเปรียบเทียบกับส่วนที่เหลือทั้งหมด หรือบางครั้งเรียกว่า One-against-All เป็นการเลือกกลุ่มใด ๆ มาเปรียบเทียบกับกลุ่มอื่น ๆ ทีละคู่จนครบทุกกลุ่ม

เมื่อมีจำนวนกลุ่มเท่ากับ  $k$  กลุ่ม วิธีการนี้จะทำการเรียนรู้การตัดแยกแบบสองกลุ่มจำนวน  $k$  รอบ โดยการเปรียบเทียบวนกลุ่มที่เลือกกับกลุ่มที่เหลือ แสดงตัวอย่างดังตารางที่ 2-3

ตารางที่ 2-3 การเปรียบเทียบแบ่งกลุ่มแบบการตัดแยกทีละหนึ่งเปรียบเทียบกับส่วนที่เหลือทั้งหมด

กลุ่มที่เลือก		กลุ่มที่เหลือ
1	เปรียบเทียบกับ	2 จนถึงกลุ่มที่ $k$
2	เปรียบเทียบกับ	1, 3 จนถึงกลุ่มที่ $k$
3	เปรียบเทียบกับ	1, 2, 4 จนถึงกลุ่มที่ $k$
$\vdots$	$\vdots$	$\vdots$
$k$	เปรียบเทียบกับ	1 จนถึงกลุ่มที่ $(k-1)$

การเปรียบเทียบวนทีละกลุ่มแบบนี้ทำให้ได้ฟังก์ชันตัดสินใจในการแบ่งกลุ่มจำนวน  $k$  ฟังก์ชัน คือ

$$\begin{aligned} & (W^1)^T x + b_1 \\ & (W^2)^T x + b_2 \\ & \vdots \\ & (W^k)^T x + b_k \end{aligned}$$

ในการตัดสินใจแบ่งข้อมูลออกเป็นกลุ่มใด ใช้วิธีการตัดกรองกลุ่มที่เหลือ ออก ยกตัวอย่าง เช่นในการตัดสินใจแบ่งข้อมูลเป็นกลุ่มที่ 1 จากจำนวน  $k$  กลุ่ม มีการตัดกรองกลุ่มที่เหลือออกคือ กลุ่มที่ 2 จนถึงกลุ่มที่  $k$  ด้วยฟังก์ชันตัดสินใจดังนี้

$$\begin{aligned} & (W^1)^T x + b_1 \geq +1 \\ & (W^2)^T x + b_2 \geq -1 \\ & \vdots \\ & (W^k)^T x + b_k \leq -1 \end{aligned}$$

ผลที่ได้คือการคัดแยกข้อมูลออกเป็นกลุ่มต่างๆ ตามลักษณะฟังก์ชันตัดสินใจที่สร้างขึ้นในแต่ละรอบ

• วิธีการคัดแยกทีละหนึ่งต่อหนึ่ง เป็นการเปรียบเทียบกลุ่มข้อมูลจำนวน  $k$  กลุ่มด้วยการ เปรียบเทียบเพื่อคัดแยกแบบสองกลุ่มทีละคู่แบบไม่ซ้ำกันจนครบทุกกลุ่ม ตัวอย่างเช่น

$$(1,2), (1,3), (1,4), \dots, (1,k)$$

$$(2,3), (2,4), \dots, (2,k)$$

$$(3,4), \dots, (2,k)$$

$$(k-1,k)$$

โดยจำนวนครั้งในการเปรียบเทียบของการเรียนรู้เท่ากับ  $k(k-1)/2$  ครั้ง ดังนั้น ฟังก์ชันตัดสินใจมีจำนวน  $k(k-1)/2$  ฟังก์ชัน เช่นกัน ตัวอย่างเช่น หากมีจำนวนกลุ่ม 4 กลุ่ม จำนวนฟังก์ชันตัดสินใจเท่ากับ  $4(4-1)/2 = 6$  ฟังก์ชัน แสดงตัวอย่างดังตารางที่ 2-4

ตารางที่ 2-4 ตัวอย่างฟังก์ชันตัดสินใจของวิธีการคัดแยกทีละหนึ่งต่อหนึ่ง

$y_i = 1$	$y_i = -1$	ฟังก์ชันตัดสินใจ
กลุ่ม 1	กลุ่ม 2	$f^{12}(x) = (w^{12})^T x + b^{12}$
กลุ่ม 1	กลุ่ม 3	$f^{13}(x) = (w^{13})^T x + b^{13}$
กลุ่ม 1	กลุ่ม 4	$f^{14}(x) = (w^{14})^T x + b^{14}$
กลุ่ม 2	กลุ่ม 3	$f^{23}(x) = (w^{23})^T x + b^{23}$
กลุ่ม 2	กลุ่ม 4	$f^{24}(x) = (w^{24})^T x + b^{24}$
กลุ่ม 3	กลุ่ม 4	$f^{34}(x) = (w^{34})^T x + b^{34}$

ในการตัดสินใจว่าข้อมูลที่คัดแยกอยู่กลุ่มใด ใช้วิธีพิจารณาผลการโหวตสูงสุดจากการเปรียบเทียบทีละคู่ โดยแต่ละกลุ่มมีโอกาสเปรียบเทียบ จำนวน  $k-1$  ครั้งเท่าๆ กัน ยกตัวอย่างเช่น ตารางที่ 2-5

ตารางที่ 2-5 ตัวอย่างผลการเปรียบเทียบที่ละคู่แบบไม่ซ้ำกัน

คู่เปรียบเทียบ		ผลการเปรียบเทียบ
กลุ่ม 1	กลุ่ม 2	กลุ่ม 1
กลุ่ม 1	กลุ่ม 3	กลุ่ม 1
กลุ่ม 1	กลุ่ม 4	กลุ่ม 1
กลุ่ม 2	กลุ่ม 3	กลุ่ม 2
กลุ่ม 2	กลุ่ม 4	กลุ่ม 4
กลุ่ม 3	กลุ่ม 4	กลุ่ม 3

รวมผลเปรียบเทียบแล้วนำมาพิจารณาตัดสินใจเลือกกลุ่ม ตัวอย่างดังตารางที่ 2-6 ดังนั้นการแบ่งกลุ่ม ครั้งนี้จึงถูกจัดให้เป็นกลุ่มที่ 1 ด้วยผลรวมการเปรียบเทียบที่ละคู่ สูงสุดคือ 3 ครั้ง

ตารางที่ 2-6 ผลการตัดสินใจเลือกกลุ่มของการคัดแยก

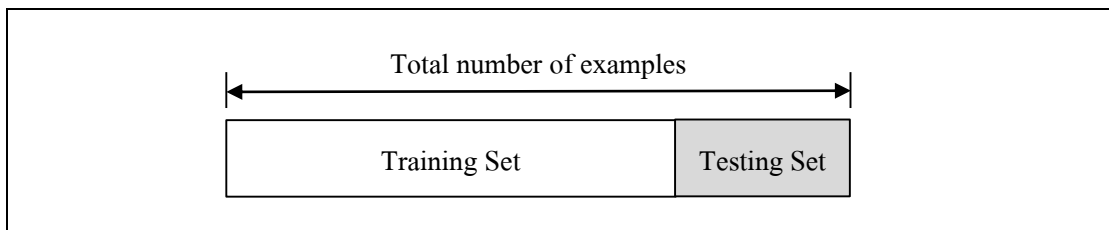
	กลุ่ม 1	กลุ่ม 2	กลุ่ม 3	กลุ่ม 4
ผลรวมการเปรียบเทียบ	3	1	1	1

## 2.7 การวัดประสิทธิภาพ

### 2.7.1 ครอสวาไลเดชัน (Cross Validation)

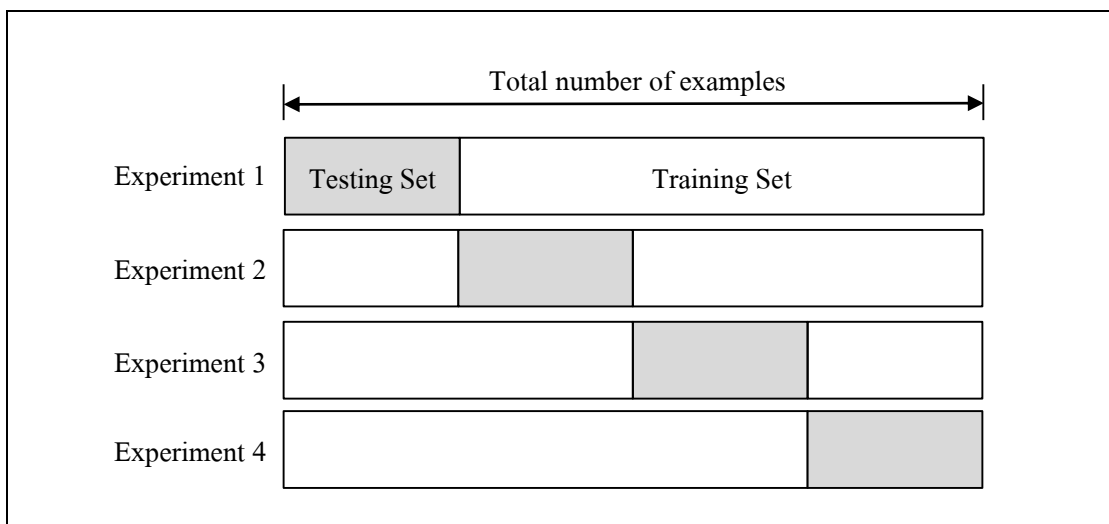
การตรวจสอบความถูกต้องของการเรียนรู้ สามารถสังเกตได้จากค่าความแม่นยำหรือค่าความผิดพลาดที่ได้จากการทำครอสวาไลเดชัน (Cross Validation) ซึ่งการทำครอสวาไลเดชันมีรูปแบบการทดลองเพื่อประเมินหลายวิธีดังนี้ [32]

1) การเลือกกลุ่มข้อมูลแบบร้อยละ (Percentage) จะเลือกกลุ่มข้อมูลชุดสอนตามร้อยละที่กำหนด สำหรับข้อมูลที่เหลือจะเป็นข้อมูลชุดทดสอบ ดังภาพประกอบที่ 2-7 ข้อดีของการเลือกกลุ่มข้อมูลแบบร้อยละคือเป็นวิธีการเลือกกลุ่มข้อมูลที่ง่าย แต่ข้อเสียคือข้อมูลทุกตัวไม่ได้ถูกนำมาเป็นข้อมูลชุดสอนและชุดทดสอบ



ภาพประกอบที่ 2-7 การเลือกสุ่มข้อมูลแบบร้อยละ

2) เลือกสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม (K-Fold Cross Validation)

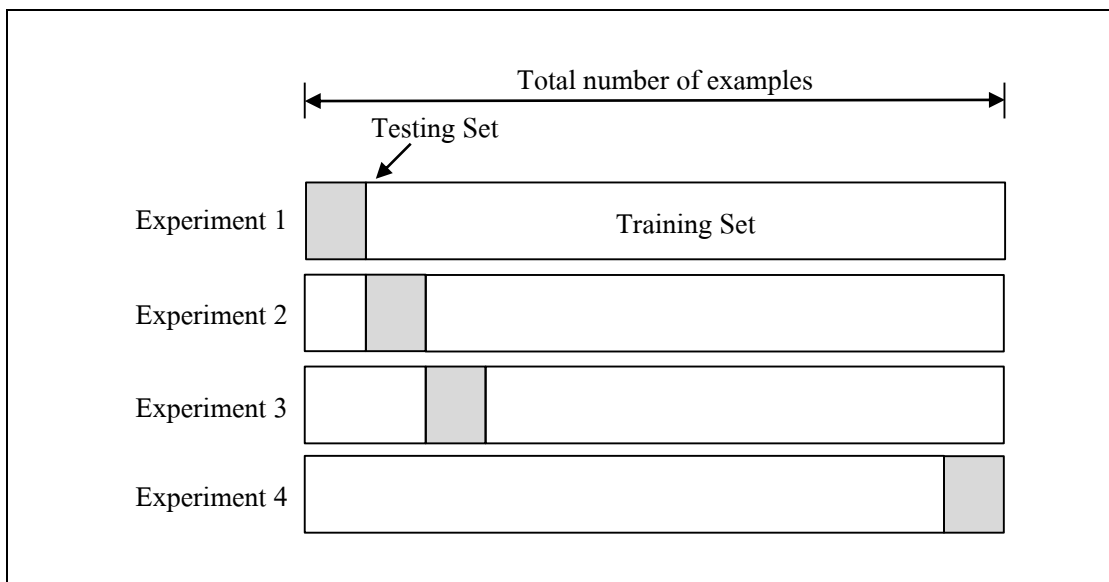


ภาพประกอบที่ 2-8 การเลือกสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม เมื่อ  $K = 4$

จากภาพประกอบที่ 2-8 จะเลือกสุ่มข้อมูลออกเป็น K ชุดเท่ากัน ในการทดลองครั้งแรกข้อมูลชุดที่ 1 เป็นข้อมูลชุดทดสอบ และข้อมูลชุดที่เหลือเป็นข้อมูลชุดสอน ในการทดลองครั้งแรกข้อมูลชุดที่ 2 เป็นข้อมูลชุดทดสอบ และข้อมูลชุดที่เหลือเป็นข้อมูลชุดสอน ทำจนกระทั่งข้อมูลทุกชุดได้ถูกนำมาเป็นข้อมูลชุดทดสอบ ซึ่งมีการทดลองทั้งหมด K ครั้ง ตัวอย่างการเลือกสุ่มข้อมูลแบบ K กลุ่ม เมื่อ  $K = 5$  ข้อดีของการเลือกสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่มคือข้อมูลทุกตัวจะถูกนำมาเป็นข้อมูลชุดสอนและข้อมูลชุดทดสอบ แต่ข้อเสียคือใช้เวลานานในการทดลองเนื่องจากต้องทดลองข้อมูลทั้งหมด K ครั้ง

3) เลือกสุ่มข้อมูลแบบ Leave-one-out Cross Validation คือการสุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง K กลุ่ม เมื่อกำหนดให้ K มีค่าเท่ากับจำนวนแถวข้อมูลทั้งหมด (N) ดัง

ภาพประกอบที่ 2-9 ข้อดีของการเลือกกลุ่มข้อมูลแบบ Leave-one-out Cross Validation คือเหมาะสำหรับข้อมูลขนาดเล็ก แต่ข้อเสียคือไม่เหมาะสำหรับข้อมูลขนาดใหญ่เนื่องจากต้องทดลองหลายครั้ง ทำให้ใช้เวลาในการทดลองนาน



ภาพประกอบที่ 2-9 การเลือกกลุ่มข้อมูลแบบ Leave-one-out Cross Validation

### 2.7.2 คอนฟิวชันเมทริกซ์ (Confusion Matrix)

คอนฟิวชันเมทริกซ์ คือการประเมินผลลัพธ์การทำนายของโมเดล หรือผลลัพธ์จากโปรแกรมเปรียบเทียบกับผลลัพธ์จริงๆ หรือจากผลเฉลยที่ทราบค่าแท้จริงอยู่ก่อนแล้ว การประเมินผลลัพธ์การทำนายของโมเดล สามารถวัดจากผลลัพธ์การจัดกลุ่มข้อมูล (Classification) ค่าของผลลัพธ์ที่ได้จากการจัดกลุ่มคือ ค่า True Positive (TP), ค่า True Negative (TN) , ค่า False Positive (FP) , และ ค่า False Negative (FN) ตามลำดับ แสดงดังตารางที่ 2-7

ตารางที่ 2-7 คอนฟิวชันเมทริกซ์ (Confusion Matrix) แบบ 2 กลุ่ม

ค่าที่แท้จริง (Actual Class)	ค่าที่ทำนายได้ (Predicted Class)	
	Class YES	Class NO
Class YES	True Positive (TP)	False Negative (FN)
Class NO	False Positive (FP)	True Negative (TN)



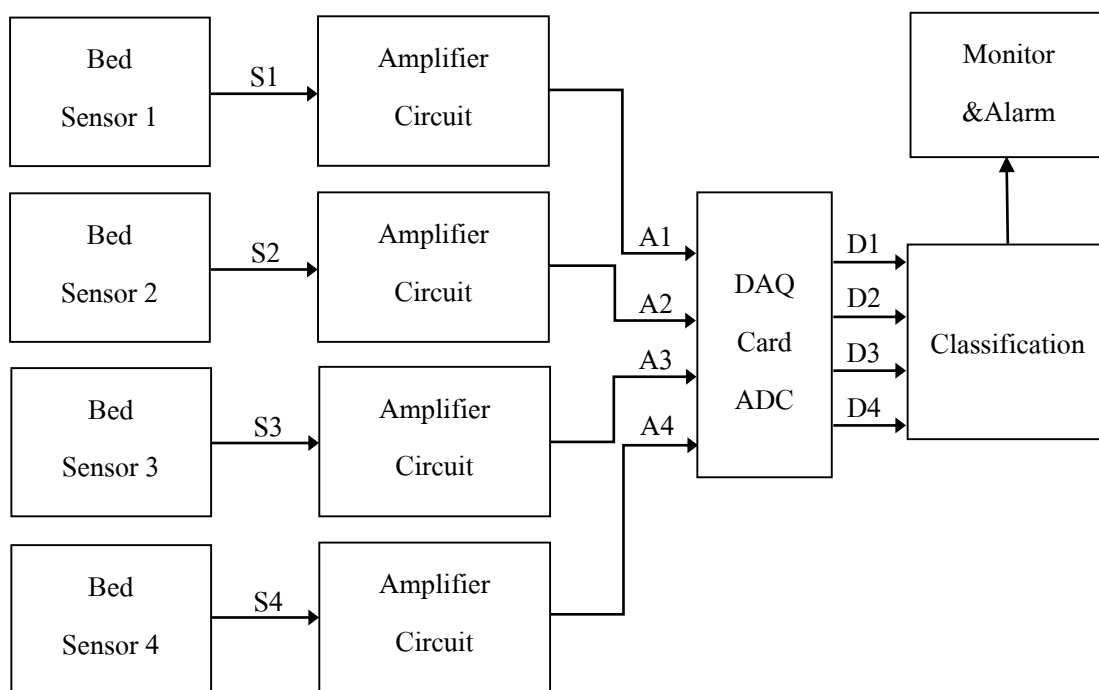
ค่าที่ได้จากการทำนาย (Prediction) ในตารางที่ 2-7 อธิบายรายละเอียดได้ดังนี้

- 1) ค่า True Positive (TP) คือ ค่าที่บอกความถูกต้องในการจำแนกข้อมูลซึ่งมีค่าที่แท้จริงอยู่ใน Class YES และมีการทำนายว่าอยู่ใน Class YES (ทำนายถูกต้อง)
- 2) ค่า False Negative (FN) คือ ค่าที่บอกความถูกต้องในการจำแนกข้อมูลซึ่งมีค่าที่แท้จริงอยู่ใน Class YES และมีการทำนายว่าอยู่ใน Class NO (ทำนายผิด)
- 3) ค่า False Positive (FP) คือ ค่าที่บอกความถูกต้องในการจำแนกข้อมูลซึ่งมีค่าที่แท้จริงอยู่ใน Class NO และมีการทำนายว่าอยู่ใน Class Yes (ทำนายผิด)
- 4) ค่า True Negative (TN) คือ ค่าที่บอกความถูกต้องในการจำแนกข้อมูลซึ่งมีค่าที่แท้จริงอยู่ใน Class NO และมีการทำนายว่าอยู่ใน Class NO (ทำนายถูกต้อง)

### บทที่ 3

#### อุปกรณ์และวิธีดำเนินการ

บทนี้กล่าวถึงอุปกรณ์และวิธีการที่ใช้ในงานวิจัย ซึ่งประกอบไปด้วยขั้นตอนการดำเนินการ ได้แก่ การตรวจสอบตำแหน่งผู้นอน การติดตั้งเซ็นเซอร์ การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล การเก็บข้อมูล การประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น การจำแนกการตรวจสอบ และการประเมินประสิทธิภาพของระบบ ได้แสดงรายละเอียดของวิธีดำเนินการในแต่ละขั้นตอนดังนี้



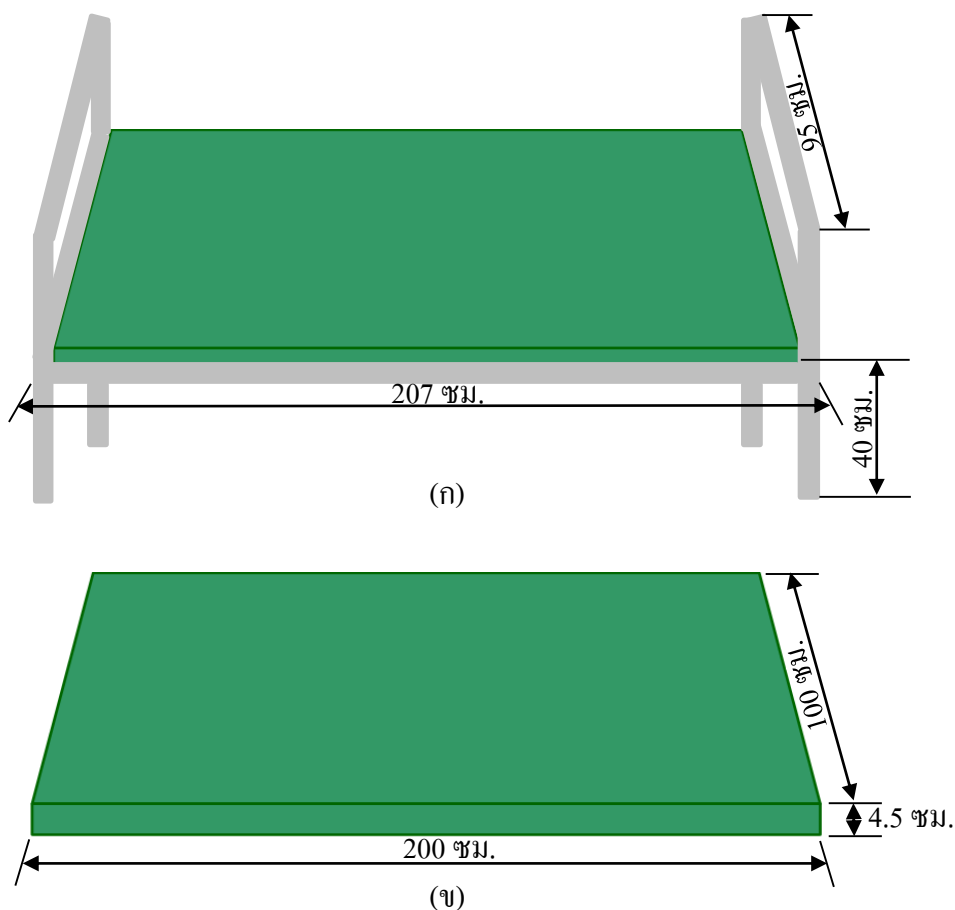
ภาพประกอบที่ 3-1 ลำดับขั้นตอนของระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง

ภาพประกอบที่ 3-1 แสดงลำดับขั้นตอนการทำงานระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง เริ่มต้นจากการตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณแรงดันไฟฟ้า ซึ่งถูกตรวจพบเมื่อมีการเคลื่อนไหวขณะอยู่บนเตียง โดยเซ็นเซอร์ติดตั้งไว้บริเวณใต้ขาเตียงทั้ง 4 ขา (Bed sensor) ประกอบด้วย S1 ถึง S4 ถูกขยายสัญญาณแรงดันไฟฟ้าด้วยวงจรขยาย (Amplifier circuit) ได้เอาที่พิกของการขยายสัญญาณแรงดันไฟฟ้าเป็นค่าแอนะล็อก A1 ถึง A4

จากนั้นถูกแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล ได้เอาท์พุท D1 ถึง D4 เพื่อเป็นอินพุทเข้าสู่ขั้นตอนการประมวลผลสัญญาณ ใช้สำหรับตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง โดยรายละเอียดของขั้นตอนต่างๆ ที่ได้กล่าวมาแล้วมีดังต่อไปนี้

### 3.1 การตรวจสอบตำแหน่งผู้นอน

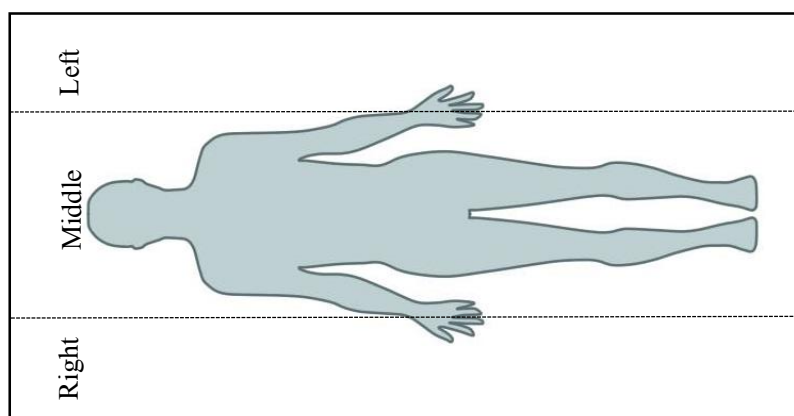
การตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง สำหรับงานวิจัยนี้ใช้เตียงนอนขนาดเล็กส่วนบุคคลดังภาพประกอบที่ 3-2 ในการทดสอบเบื้องต้นใช้เตียงเหล็กที่มีขนาดความกว้าง 95 เซนติเมตร ยาว 207 เซนติเมตร และความสูงจากพื้น โดยประมาณ 40 เซนติเมตร ใช้เบาะยิมนาสติกอัดด้วยโฟมหุ้มหนังเทียมที่มีความกว้าง 100 เซนติเมตร ยาว 200 เซนติเมตร และหนา 4.5 เซนติเมตร



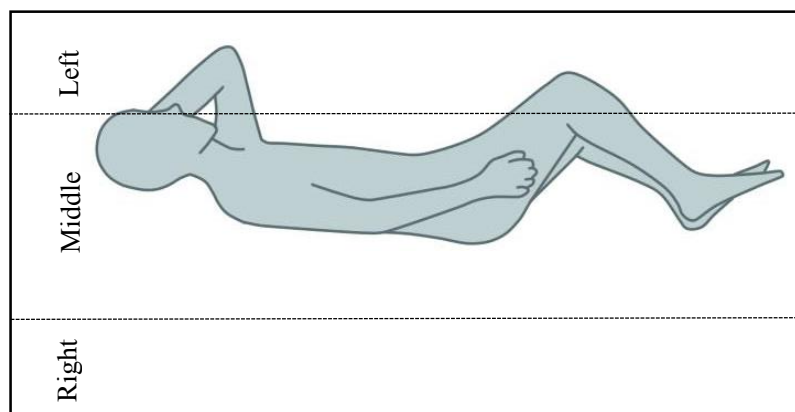
ภาพประกอบที่ 3-2 เตียงนอนสำหรับตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง

(ก) ขนาดของเตียง (ข) ขนาดของเบาะ

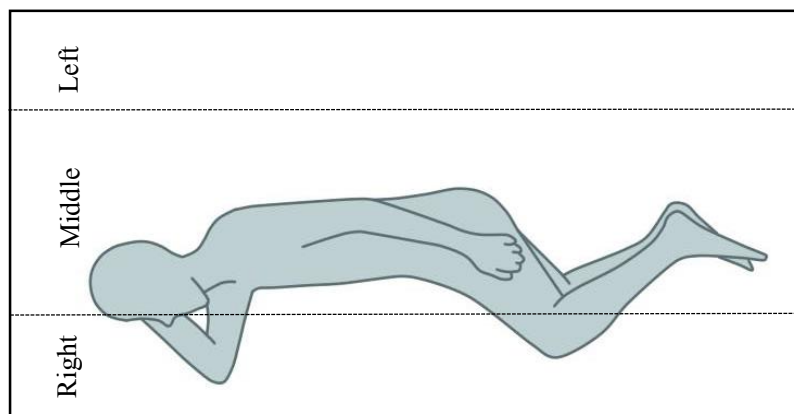
การตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนได้แบ่งพื้นที่สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ออกเป็น 3 ส่วนหลักเพื่อบ่งชี้สถานะตำแหน่งของผู้ป่วย ได้แก่ ส่วนตรงกลาง (Middle) ด้านซ้าย (Left) และด้านขวา (Right) ซึ่งท่าทางการนอนหรือการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยขณะอยู่บนเตียงโดยทั่วไปมีลักษณะดังภาพประกอบที่ 3-3 (ก) (ข) และ (ค) เป็นท่าทางการนอนปกติทั่วไป แต่เมื่อผู้ป่วยพยายามลุกออกจากเตียงซึ่งเป็นช่วงที่อยู่ใกล้บริเวณด้านข้างไปจนถึงขอบเตียงจะมีความเสี่ยงในการพลัดตกจากเตียง แสดงดังภาพประกอบที่ 3-3 (ง) และ (จ)



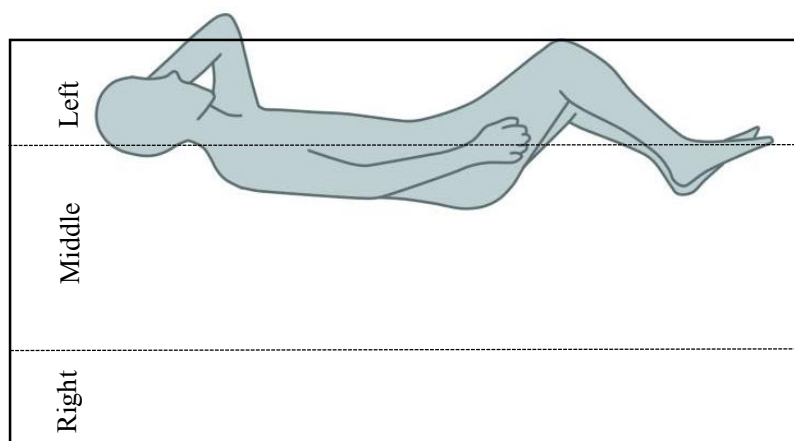
(ก) การนอนหงายในตำแหน่งตรงกลางของเตียง



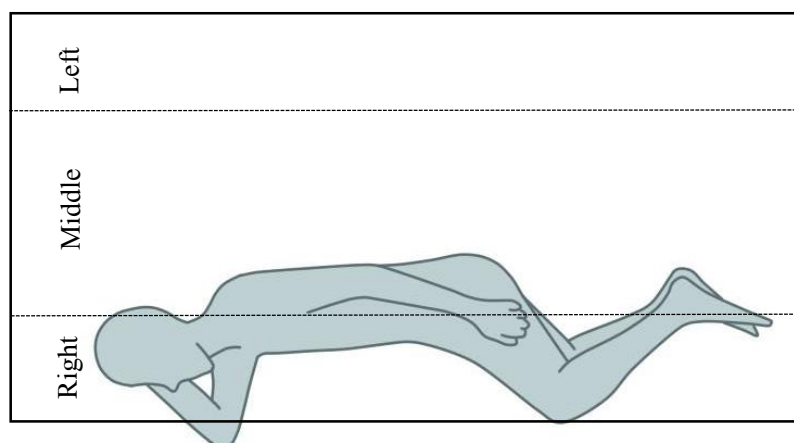
(ข) การนอนตะแคงด้านซ้าย



(ค) การนอนตะแคงด้านขวา



(ง) การนอนตะแคงหรือพลิกตัวลูกออกจากเตียงด้านซ้าย

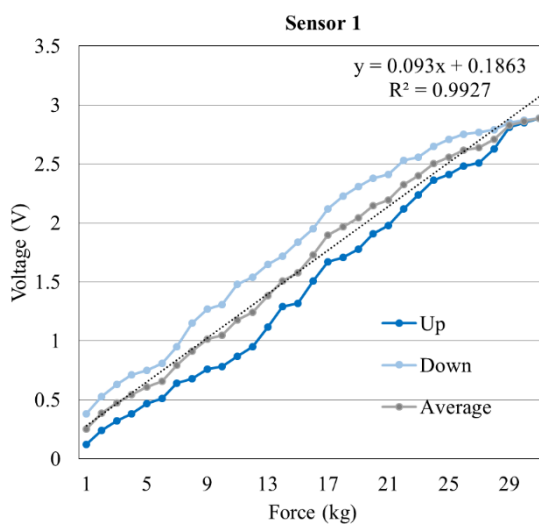


(จ) การนอนตะแคงหรือพลิกตัวลูกออกจากเตียงด้านขวา

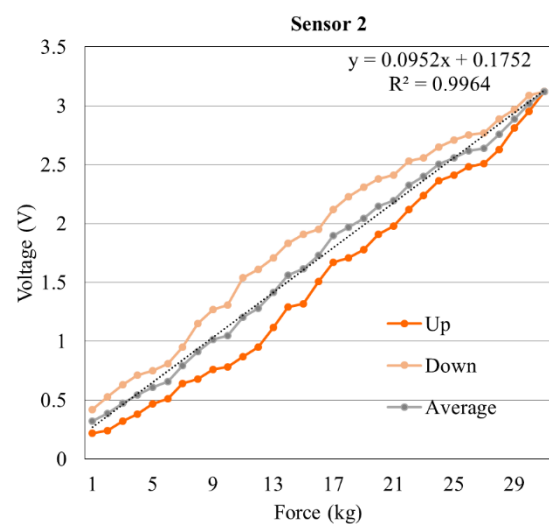
ภาพประกอบที่ 3-3 ทำทางการนอนหรือการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยขณะอยู่บนเตียงโดยทั่วไป

### 3.2 การติดตั้งเซ็นเซอร์

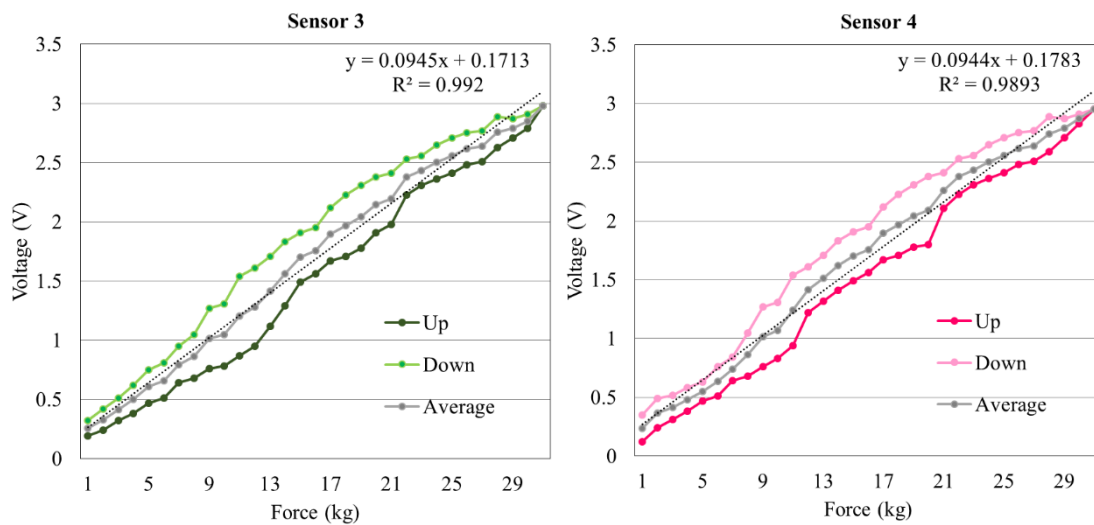
ในงานวิจัยนี้ใช้เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 การสอบเทียบอุปกรณ์จำเป็นต่อการนำไปใช้งาน ซึ่งการทดสอบรับโหลดของเซ็นเซอร์ถูกกำหนดด้วยอัตราการขยายกำลังไฟฟ้าที่ปรับค่าไว้เหมาะสมแล้ว จากนั้นทดสอบโดยการเพิ่มโหลดครั้งละ 1 กิโลกรัม จากโหลดทั้งหมด 30 กิโลกรัม เพื่อหาค่าความสัมพันธ์ระหว่างโหลดและแรงดันไฟฟ้า และไม่อยู่ในช่วงสภาวะอิ่มตัวของเซ็นเซอร์ จากภาพประกอบที่ 3-4 จะเห็นได้ว่าเมื่อโหลดเพิ่มจะส่งผลให้ค่าแรงดันเพิ่มขึ้นอย่างเป็นเชิงเส้น และเมื่อลดโหลดลงครั้งละ 1 กิโลกรัม จนครบ 30 กิโลกรัม จะเห็นได้ว่าค่าความสัมพันธ์ระหว่างโหลดและค่าแรงดันไฟฟ้านั้นลดลงซึ่งมีค่าต่างไปจากเดิม ซึ่งความสัมพันธ์แบบนี้แสดงให้เห็นถึงการเกิดค่าฮิสเทอรีซิสจากเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกด กล่าวคือ เมื่อเซ็นเซอร์ได้รับโหลดหรือภาระจะมีพลังงานสะสมอยู่ภายในเซ็นเซอร์ และเมื่อนำโหลดออกจะพบว่ายังคงมีพลังงานบางส่วนสะสมอยู่ภายใน จากการทดสอบเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว จะเห็นได้ว่าค่าเอาต์พุตที่ได้จากการเพิ่มและการลดโหลดที่มีค่าไม่เท่าเดิม ดังภาพประกอบที่ 3-4 ซึ่งเป็นผลมาจากพลังงานภายในเซ็นเซอร์ เช่น ความเสียดทานภายใน หรือผลจากพลังงานภายนอก เช่น ความเสียดทานระหว่างชิ้นส่วนต่างๆ ของเซ็นเซอร์ โดยผลของฮิสเทอรีซิสจะสัมพันธ์กับค่าความคลาดเคลื่อนและค่าความแม่นยำของเซ็นเซอร์



(ก) เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดตัวที่ 1



(ข) เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดตัวที่ 2

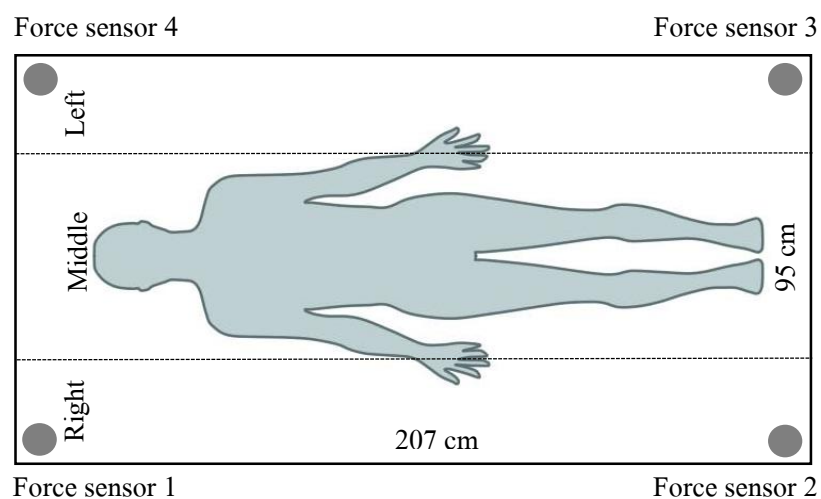


(ค) เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดตัวที่ 3

(ง) เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดตัวที่ 4

ภาพประกอบที่ 3-4 การทดสอบรับ โหลดของเซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดทั้ง 4 ตัว

จากการทดสอบการรับ โหลดของเซ็นเซอร์ที่เหมาะสมแล้ว ในการติดตั้งเซ็นเซอร์ 4 ตัว จะถูกติดตั้งไว้บริเวณใต้ขาเตียงทั้ง 4 ขา แสดงดังภาพประกอบที่ 3-5



ภาพประกอบที่ 3-5 ตำแหน่งที่ใช้ในการติดตั้งเซ็นเซอร์

เนื่องจากคุณสมบัติของเซ็นเซอร์มีหน้าสัมผัสในการวัดแรงกดขนาดเล็กและบาง จึงจำเป็นต้องมีการออกแบบการติดตั้งกับขาเตียงซึ่งมีขนาดหน้าสัมผัสใหญ่กว่า โดยเลือกใช้แผ่น อะคริลิก เป็นวัสดุที่มีความแข็งแรงและไม่ยืดหยุ่นใช้สำหรับเป็นฐานรองและประกบกันระหว่าง

แผ่นซึ่งมีเซ็นเซอร์อยู่ตรงกลาง เพื่อให้สามารถวัดแรงหรือน้ำหนักที่ถูกกระทำต่อเซ็นเซอร์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ แสดงดังภาพประกอบที่ 3-6 (ก) และใช้ยางรองขาเตียงสวมกันเตียงเลื่อนหรือขยับขณะมีการเคลื่อนไหวยานเตียง แสดงดังภาพประกอบที่ 3-6 (ข)



(ก)



(ข)

ภาพประกอบที่ 3-6 การติดตั้งเซ็นเซอร์

### 3.3 การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล

จากการติดตั้งเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว ถูกนำมาเชื่อมต่อด้วยวงจรมัลติเพล็กซ์สัญญาณดังกล่าวมาแล้วในบทที่ 2 และสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์จะถูกแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลด้วยอุปกรณ์ (Data acquisition, DAQ) รุ่น NI USB-6210 16 อินพุต 16 บิต 250 KS/S เพื่อตรวจจับสัญญาณจากเซ็นเซอร์แปลงเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์เป็นรูปแบบในลักษณะสัญญาณทางไฟฟ้า เข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ผ่านซอฟต์แวร์ในลักษณะเวลาจริง

### 3.4 การประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น

การกำจัดสัญญาณรบกวน โดยทั่วไปแล้วสัญญาณจากเซ็นเซอร์จะมีสัญญาณรบกวนจากสิ่งต่างๆ ซึ่งสัญญาณรบกวนจะทำให้ผลการวิเคราะห์เกิดความผิดพลาดได้ โดยใช้การกำจัดสัญญาณรบกวนวิธีการหาค่าเฉลี่ยโดยใช้ข้อมูลย้อนหลัง 4 ค่า ตัวอย่างแสดงดังตารางที่ 3-1

ตารางที่ 3-1 ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ย

...	$t = n-4$	$t = n-3$	$t = n-2$	$t = n-1$	$t = n$	$t = n+1$	...
2.0368	2.2645	2.2834	1.5809	1.3672	2.01	-	-



สมมุติว่าที่เวลา  $t = n$  คือเวลาปัจจุบัน (ดังนั้น  $t = n+1$  จึงยังไม่ทราบค่าเพราะเป็นค่าในอนาคต) สมมุติว่าอ่านค่าได้ 2.01 ค่านี้จะยังไม่ถูกเก็บไว้แต่จะถูกนำมาหาค่าเฉลี่ยก่อน โดยใช้ 4 ค่าย้อนหลังรวมกับค่าปัจจุบันซึ่งจะได้ค่าโวลต์ที่อ่านได้ในเวลา  $t = n$  คือ 1.8166 โวลต์ และค่านี้จะถูกเก็บรวมไว้กับชุดข้อมูลก่อนหน้าเพื่อนำไปคำนวณในรอบถัดไป ดังนั้นค่าที่เก็บไว้จึงแสดงดังตารางที่ 3-2

ตารางที่ 3-2 ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ยได้ค่า  $t = n$

...	$t = n-4$	$t = n-3$	$t = n-2$	$t = n-1$	$t = n$	$t = n+1$	...
2.0368	2.2645	2.2834	1.5809	1.3672	1.8166	-	-

และถ้าสมมุติว่าเวลาที่  $t = n+1$  อ่านค่าได้ 1.1 โวลต์ แสดงดังตารางที่ 3-3 หลังจากกรองสัญญาณโดยวิธีการหาค่าเฉลี่ยก็จะได้ดังตารางที่ 3-4

ตารางที่ 3-3 ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ยได้ค่า  $t = n+1$  ก่อนหาค่าเฉลี่ย

...	$t = n-4$	$t = n-3$	$t = n-2$	$t = n-1$	$t = n$	$t = n+1$	...
2.0368	2.2645	2.2834	1.5809	1.3672	2.01	1.1	-

ตารางที่ 3-4 ค่าตัวอย่างในการกำจัดสัญญาณรบกวนโดยวิธีหาค่าเฉลี่ยได้ค่า  $t = n+1$  หลังหาค่าเฉลี่ย

...	$t = n-4$	$t = n-3$	$t = n-2$	$t = n-1$	$t = n$	$t = n+1$	...
2.0368	2.2645	2.2834	1.5809	1.3672	1.8166	1.6296	-

หลังจากการกำจัดสัญญาณรบกวน จะเป็นวิธีการลดความซ้ำซ้อนของข้อมูลหรือโอกาสที่จะเกิดความผิดพลาดกับข้อมูลได้ (Normalization) ทุกครั้งก่อนนำข้อมูลไปวิเคราะห์

### 3.5 การเก็บข้อมูล

ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอน มาจากกลุ่มอาสาสมัคร 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 มีจำนวน 20 คน ประกอบด้วยเพศชาย 14 คน เพศหญิงจำนวน 6 คน มีอายุระหว่าง 20-27 ปี และกลุ่มที่ 2 มีจำนวน 7 คน ประกอบด้วยเพศชาย 2 คน และเพศหญิง 5 คน มีอายุระหว่าง 24-60 ปี ทั้งสองกลุ่มมีช่วงน้ำหนักประมาณ 40-75 กิโลกรัม แสดงดังตารางที่ 3-5 และตารางที่ 3-6

ตารางที่ 3-5 กลุ่มอาสาสมัครที่ทดสอบในขณะนอนและลุกออกจากเตียง (กลุ่มที่ 1)

No.	Sex	Age(yr.)	Weight (Kg.)
1	หญิง	24	40
2	หญิง	24	42
3	ชาย	22	42
4	หญิง	25	45
5	หญิง	26	48
6	ชาย	20	53
7	หญิง	27	55
8	ชาย	26	56
9	ชาย	25	58
10	ชาย	25	62
11	ชาย	22	62
12	ชาย	24	65
13	ชาย	26	66
14	ชาย	24	69
15	หญิง	24	70
16	ชาย	27	71
17	ชาย	24	72
18	ชาย	25	74
19	ชาย	22	74
20	ชาย	22	75

ตารางที่ 3-6 กลุ่มอาสาสมัครที่ทดสอบในขณะนอนและลุกออกจากเตียง (กลุ่มที่ 2)

No.	Sex	Age(yr.)	Weight (Kg.)
1	หญิง	24	44
2	ชาย	26	54
3	หญิง	38	61
4	ชาย	60	63

ตารางที่ 3-6 กลุ่มอาสาสมัครที่ทดสอบในขณะนอนและลุกออกจากเตียง (กลุ่มที่ 2) ต่อ

No.	Sex	Age(yr.)	Weight (Kg.)
5	หญิง	56	65
6	หญิง	58	70
7	หญิง	32	72

หลังจากนั้นอาสาสมัครทำการทดสอบ โดยมีท่าทางตั้งแต่การนอนและลุกออกจากเตียงดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น

### 3.6 การจำแนกการตรวจสอบ

จากการเปรียบเทียบการทำงานของทั้งสองวิธีในการคัดแยกข้อมูลมากกว่าสองกลุ่มโดยใช้ซอฟต์แวร์แมชชีน พบว่าผลที่ได้มีความถูกต้องใกล้เคียงกัน แต่วิธีการคัดแยกทีละหนึ่งต่อหนึ่งใช้เวลาในการประมวลผลน้อยกว่าเพราะฉะนั้นวิธีการคัดแยกทีละหนึ่งต่อหนึ่งจะใช้เวลาในการประมวลผลน้อยกว่าวิธีการคัดแยกทีละหนึ่งเปรียบเทียบกับส่วนที่เหลือทั้งหมด ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงเลือกซอฟต์แวร์แมชชีนที่มีความสามารถคัดแยกข้อมูลมากกว่าสองกลุ่ม โดยใช้วิธีการเปรียบเทียบแบบวิธีการคัดแยกทีละหนึ่งต่อหนึ่ง ซึ่งมีการประมวลผลที่เร็วกว่าในขณะที่ประสิทธิภาพของทั้งสองวิธีไม่แตกต่างกัน

### 3.7 การประเมินประสิทธิภาพของระบบ

หลังจากขั้นตอนการจำแนกการตรวจสอบขั้นตอนต่อไปคือการประเมินผลเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพในการทำงานของระบบ สำหรับงานวิจัยนี้ได้ทำการตรวจสอบในขณะนอนบนเตียงกับอาสาสมัคร 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 จำนวนอาสาสมัคร 20 คน ผู้วิจัยทำการตรวจสอบความถูกต้องของการเรียนรู้เลือกข้อมูลแบบความเที่ยงตรง 10-Fold Cross Validation เนื่องจากกลุ่มข้อมูลมีขนาดจำนวนมาก และกลุ่มที่ 2 จำนวนอาสาสมัคร 7 คน ผู้วิจัยทำการตรวจสอบความถูกต้องโดยใช้เป็นชุดข้อมูลในการทดสอบระบบ ทั้ง 2 กลุ่มนี้ใช้คอนฟิวชันเมตริกซ์แบบ 3 กลุ่มในการประเมินความสามารถของระบบในการแยกแยะระหว่าง กลุ่มตรงกลาง (Middle) กลุ่มด้านซ้าย (Left) และกลุ่มด้านขวา (Right)

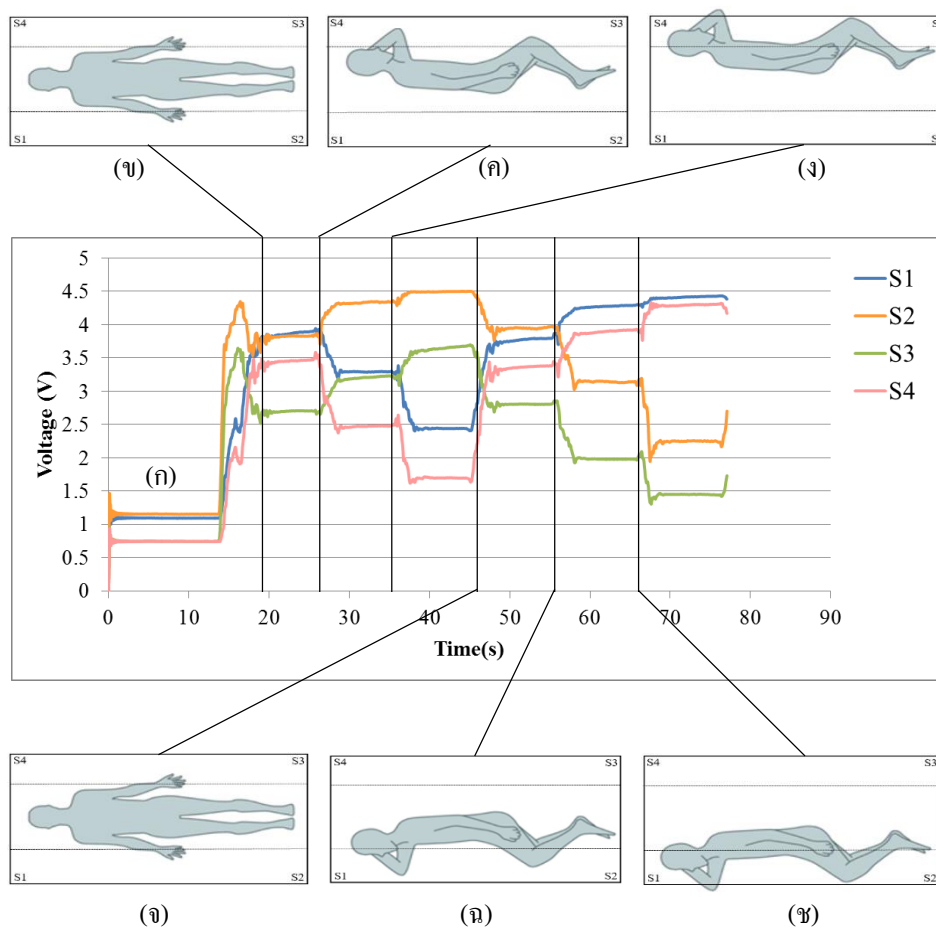
## บทที่ 4

### ผลการวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ การประเมินประสิทธิภาพของระบบด้วยการเลือกข้อมูล และผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบด้วยชุดข้อมูลทดสอบ ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

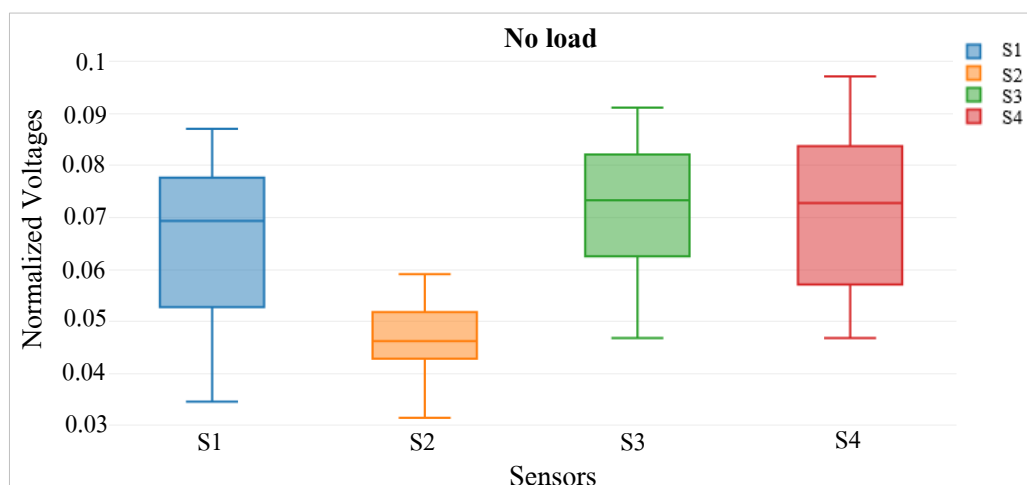
#### 4.1 ผลการวิเคราะห์สัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์

ผลการวิเคราะห์สัญญาณจากกลุ่มผู้ทดสอบที่ได้จากเซ็นเซอร์ในงานวิจัยนี้ได้แสดงดังภาพประกอบที่ 4-1



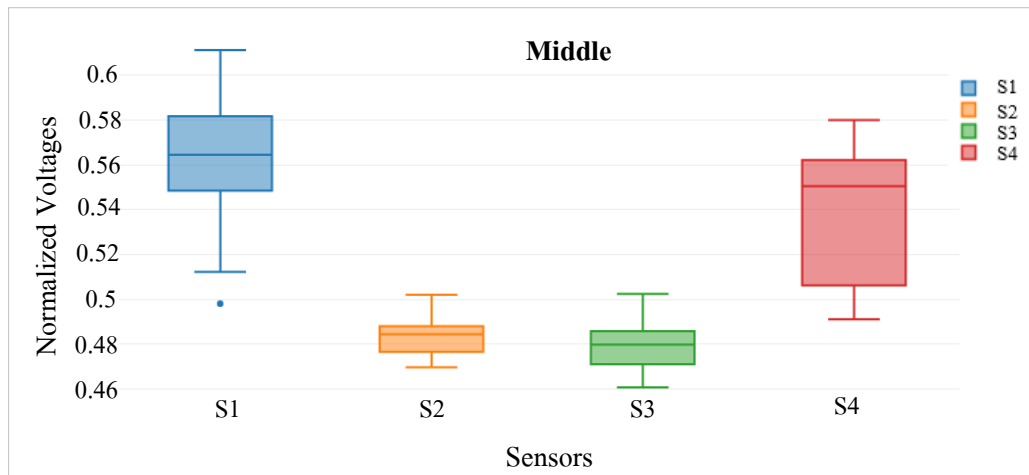
ภาพประกอบที่ 4-1 ลักษณะสัญญาณที่ได้จากการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอน

ซึ่งข้อมูลสัญญาณจากการวิเคราะห์เป็นกลุ่มข้อมูลที่มีความแตกต่างทั้งค่าเฉลี่ยและความผันแปร ในงานวิจัยนี้จึงแสดงข้อมูลดังกล่าวไว้ในรูปแบบ Box Plot ดังนั้นกลุ่มผลการวิเคราะห์ที่สัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์จะมีด้วยกันทั้งหมด 6 กลุ่ม ได้แก่ (1) ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะไม่มีผู้ทดสอบนอนบนเตียง (2) ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งตรงกลางของเตียง (3) ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านซ้ายของเตียง (4) ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านขวาของเตียง (5) ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านซ้าย และ (6) ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านขวา



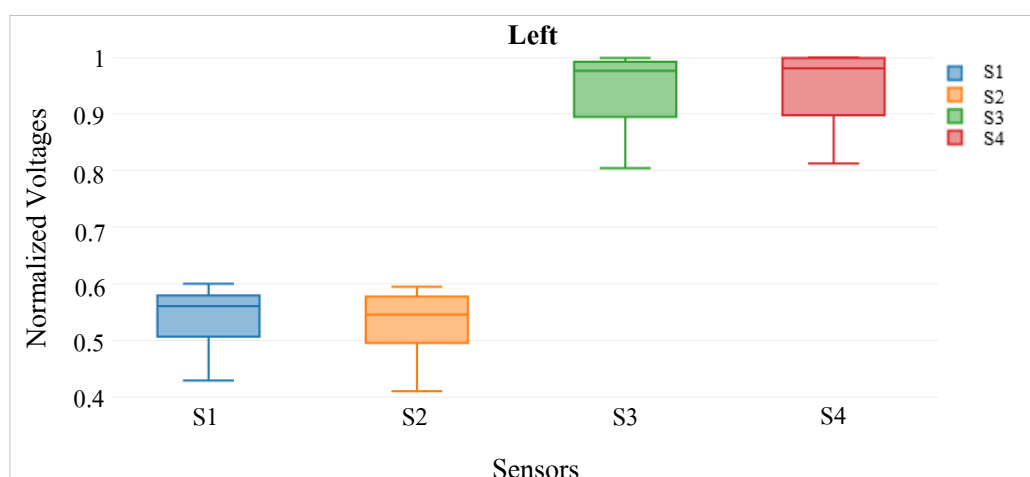
ภาพประกอบที่ 4-2 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะไม่มีผู้ทดสอบนอนบนเตียง

จากภาพประกอบที่ 4-2 แสดงข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะไม่มีผู้ทดสอบนอนบนเตียง ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว (S1-S4) ไม่มีนัยสำคัญแตกต่างกันมาก แต่ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2) มีนัยสำคัญแตกต่างจากเซ็นเซอร์ตัวอื่น เนื่องจากการวางตำแหน่งของเตียงบนพื้นที่ไม่เรียบเสมอกันทำให้ขาเตียงที่ติดตั้งเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2) ลอยขึ้นจากพื้นเล็กน้อย เป็นผลทำให้มีการกดทับของเซ็นเซอร์ด้วยแรงกดที่น้อยเซ็นเซอร์ตัวอื่นๆ



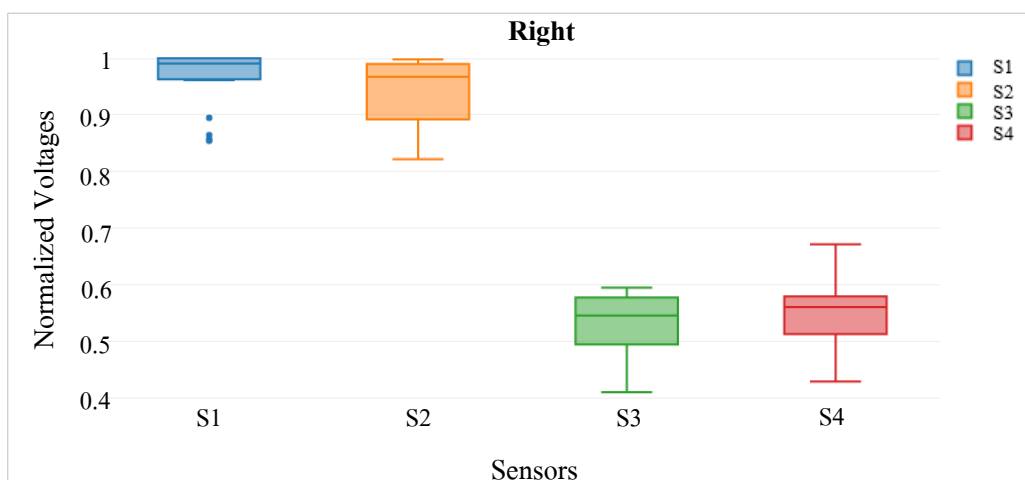
ภาพประกอบที่ 4-3 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งตรงกลางของเตียง

จากภาพประกอบที่ 4-3 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งตรงกลางของเตียง ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว (S1-S4) มีนัยสำคัญแตกต่างกัน เนื่องจากขณะที่ผู้ทดสอบนอนนั้น พบว่าในส่วนร่างกายตั้งแต่สะโพกจนถึงศีรษะมีช่วงน้ำหนักกระจายกดทับเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 (S1) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 (S4) ส่งผลให้ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 (S1) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 (S4) มีค่าการกดทับของน้ำหนักมากกว่าข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 3 (S3)



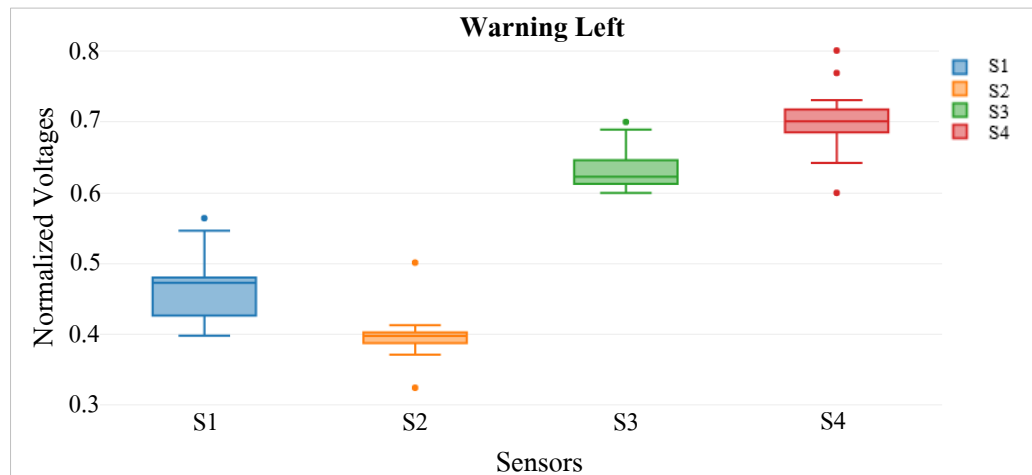
ภาพประกอบที่ 4-4 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านซ้ายของเตียง

จากภาพประกอบที่ 4-4 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะและผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านซ้ายของเตียง ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว (S1-S4) มีนัยสำคัญแตกต่างกัน เนื่องจากขณะที่ผู้ทดสอบนอนบนพื้นที่เตียงด้านซ้ายนั้น พบว่ามีช่วงน้ำหนักระบายกดทับเซ็นเซอร์ตัวที่ 3 (S3) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 (S4) ส่งผลให้ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 3 (S3) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 (S4) มีค่าการกดทับของน้ำหนักมากกว่าข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 (S1) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2)



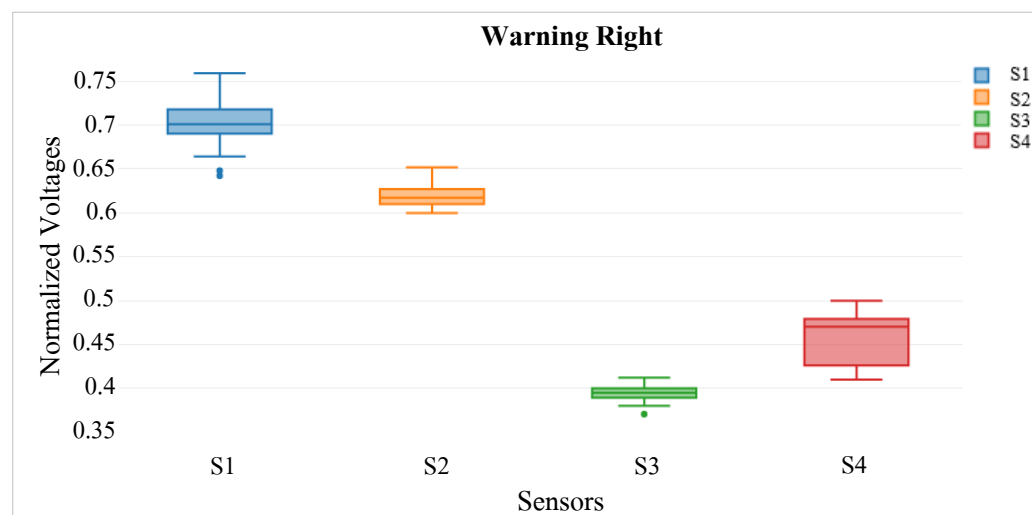
ภาพประกอบที่ 4-5 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านขวาของเตียง

จากภาพประกอบที่ 4-5 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะและผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านขวาของเตียง ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว (S1-S4) มีนัยสำคัญแตกต่างกัน เนื่องจากขณะที่ผู้ทดสอบนอนบนพื้นที่เตียงด้านขวานั้น พบว่ามีช่วงน้ำหนักระบายกดทับเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 (S1) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2) ส่งผลให้ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 (S1) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2) มีค่าการกดทับของน้ำหนักมากกว่าข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 3 (S3) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 (S4)



ภาพประกอบที่ 4-6 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านซ้าย

จากภาพประกอบที่ 4-6 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านซ้าย ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว (S1-S4) มีนัยสำคัญแตกต่างกันไม่มาก เนื่องจากขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านซ้ายนั้น พบว่ายังคงมีพลังงานบางส่วนสะสมอยู่ในเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว แต่พลังงานสะสมบางส่วนถูกตรวจสอบได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 3 (S3) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 (S4) มีค่าพลังงานสะสมมากกว่าข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 (S1) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2)

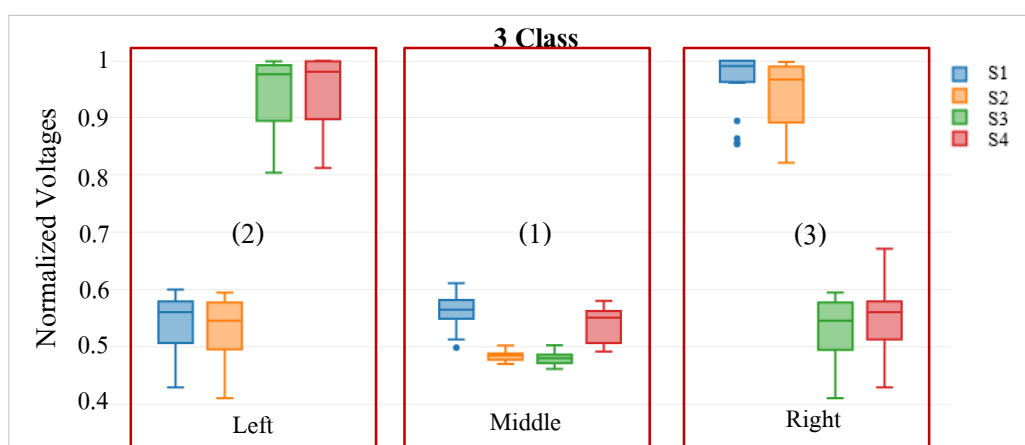


ภาพประกอบที่ 4-7 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ (S1-S4) ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านขวา

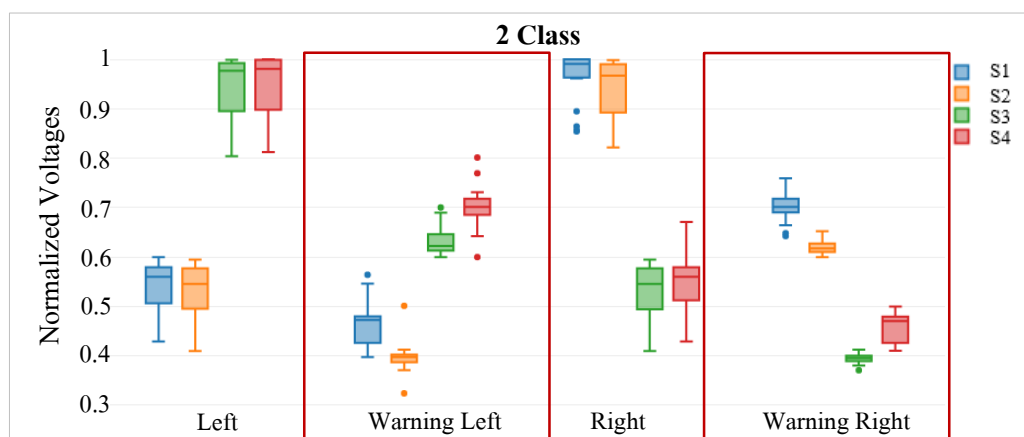


จากภาพประกอบที่ 4-7 ข้อมูลสัญญาณจากเซ็นเซอร์ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านขวา ข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว (S1-S4) มีนัยสำคัญแตกต่างกันไม่มาก เนื่องจากขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านขวานั้น พบว่ายังคงมีพลังงานบางส่วนสะสมอยู่ในเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว แต่พลังงานสะสมบางส่วนถูกตรวจสอบได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 1 (S1) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 2 (S2) มีค่าพลังงานสะสมมากกว่าข้อมูลสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์ตัวที่ 3 (S3) และเซ็นเซอร์ตัวที่ 4 (S4)

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากเซ็นเซอร์ในกลุ่มต่างๆ สามารถนำไปวิเคราะห์และประมวลผลสัญญาณ เพื่อประเมินประสิทธิภาพของระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง ซึ่งได้แบ่งการวิเคราะห์ทั้งหมดออกเป็น 5 กลุ่ม คือ (ก) วิเคราะห์ในกรณีที่อยู่บนเตียงแยกออกเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ (1) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งตรงกลางของ (2) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่งด้านซ้ายของเตียง และ (3) ขณะที่ผู้ทดสอบนอนอยู่ในตำแหน่ง (ข) วิเคราะห์ในกรณีลุกออกจากเตียงแยกออกเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ (4) ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านซ้าย และ (5) ขณะที่ผู้ทดสอบลุกออกจากเตียงด้านขวา ดังภาพประกอบที่ 4-8



(ก)



(จ)

ภาพประกอบที่ 4-8 การวิเคราะห์กลุ่มข้อมูล 5 กลุ่ม ที่นำไปใช้ในระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอน เพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง

#### 4.2 ผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบด้วยการเลือกสุ่มข้อมูล

จากการศึกษาวิจัยและทดสอบประสิทธิภาพของระบบด้วยการเลือกสุ่มข้อมูลแบบเที่ยงตรง 10-Fold Cross Validation ที่ใช้ในงานวิจัยนี้พบว่า ผลลัพธ์ของการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง แบ่งเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ ตรงกลาง 91.10% ด้านซ้าย 96.13% และด้านขวา 95.18% ตามลำดับ ซึ่งค่าความถูกต้องรวมทั้งระบบคือ 94.12% แสดงดังตารางที่ 4-1

ตารางที่ 4-1 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบ โดยกลุ่มข้อมูลจากอาสาสมัครที่นำมาทดสอบทั้งหมดคือ 12,000 ชุดข้อมูล จากจำนวนอาสาสมัครทั้งหมด 20 คน พบว่าชุดข้อมูลจากอาสาสมัครที่ทดสอบในกรณีลุกออกจากเตียงด้านซ้ายมือทั้งหมด 4,000 ชุดข้อมูล จำแนกกลุ่มลุกออกจากเตียงด้านซ้ายมือได้ถูกต้องจำนวน 3,845 ชุดข้อมูล และจำแนกเป็นกลุ่มนอนตรงกลางจำนวน 155 ชุดข้อมูล ชุดข้อมูลจากอาสาสมัครที่ทดสอบในกรณีลุกออกจากเตียงด้านขวามือทั้งหมด 4,000 ชุดข้อมูล สามารถจำแนกกลุ่มลุกออกจากเตียงด้านขวามือได้ถูกต้องจำนวน 3,807 ชุดข้อมูล และถูกจำแนกเป็นกลุ่มนอนตรงกลางจำนวน 193 ชุดข้อมูล และชุดข้อมูลจากอาสาสมัครที่ทดสอบในขณะนอนตรงกลางทั้งหมด 4,000 ชุดข้อมูล สามารถจำแนกกลุ่มนอนตรงกลางได้ถูกต้องจำนวน 3,642 ชุดข้อมูล และถูกจำแนกเป็นกลุ่มลุกออกจากเตียงด้านซ้าย 193 ชุดข้อมูล ด้านขวามือจำนวน 165 ชุดข้อมูล ตามลำดับ

จากผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบดังที่กล่าวมาข้างต้น หากพิจารณาจากกลุ่มผู้ทดสอบในจำนวนอาสาสมัครจากข้อมูลตารางที่ 3-5 พบว่ากลุ่มผู้ทดสอบทั้งหมดจำนวน 20 คน ที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วงประมาณ 40-75 กิโลกรัม พบว่าจำนวนชุดข้อมูลของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก

40 กิโลกรัม และน้ำหนักมากกว่า 70 กิโลกรัม จะมีผลให้ระบบจำแนกผิดพลาด นอกจากนี้วิธีการในการนอนของผู้ทดสอบที่แตกต่างกัน และขนาดของเตียงที่ใช้ในการทดสอบยังส่งผลต่อผลการจำแนกอีกด้วย

ตารางที่ 4-1 คอนฟิวชันเมทริกซ์ของการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงด้วยการเลือกสุ่มข้อมูลแบบเที่ยงตรง 10-Fold Cross Validation

Classification class	Actual class			
	Left	Middle	Right	Accuracy
Left	3,845	155	0	96.13%
Middle	193	3,642	165	91.10%
Right	0	193	3,807	95.18%
<b>Total Accuracy</b>				<b>94.12%</b>

#### 4.3 ผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบด้วยชุดข้อมูลทดสอบ

จากการศึกษาวิจัยและทดสอบประสิทธิภาพของระบบด้วยชุดข้อมูลทดสอบที่ใช้ในงานวิจัยนี้พบว่า ผลลัพธ์ของการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงแบ่งเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ ตรงกลาง 87.43% ด้านซ้าย 93.71% และด้านขวา 92.71% ตามลำดับ ซึ่งค่าความถูกต้องรวมทั้งระบบคือ 91.29% แสดงดังตารางที่ 4-2

ตารางที่ 4-2 แสดงผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบ โดยกลุ่มข้อมูลจากอาสาสมัครที่นำมาทดสอบทั้งหมดคือ 2,100 ชุดข้อมูล จากจำนวนอาสาสมัครทั้งหมด 7 คน พบว่าชุดข้อมูลจากอาสาสมัครที่ทดสอบในกรณีลุกออกจากเตียงด้านซ้ายมือทั้งหมด 700 ชุดข้อมูล จำแนกกลุ่มลุกออกจากเตียงด้านซ้ายมือได้ถูกต้องจำนวน 656 ชุดข้อมูล และจำแนกเป็นกลุ่มนอนตรงกลางจำนวน 44 ชุดข้อมูล ชุดข้อมูลจากอาสาสมัครที่ทดสอบในกรณีลุกออกจากเตียงด้านขวามือทั้งหมด 700 ชุดข้อมูล สามารถจำแนกกลุ่มลุกออกจากเตียงด้านขวามือได้ถูกต้องจำนวน 649 ชุดข้อมูล และถูกจำแนกเป็นกลุ่มนอนตรงกลางจำนวน 51 ชุดข้อมูล และชุดข้อมูลจากอาสาสมัครที่ทดสอบในขณะนอนตรงกลางทั้งหมด 700 ชุดข้อมูล สามารถจำแนกกลุ่มนอนตรงกลางได้ถูกต้องจำนวน 612 ชุดข้อมูล และถูกจำแนกเป็นกลุ่มลุกออกจากเตียงด้านซ้าย 49 ชุดข้อมูล ด้านขวามือจำนวน 39 ชุดข้อมูล ตามลำดับ

จากผลการประเมินประสิทธิภาพของระบบดังที่กล่าวมาข้างต้น หากพิจารณาจากกลุ่มผู้ทดสอบในจำนวนอาสาสมัครจากข้อมูลตารางที่ 3-6 พบว่ากลุ่มผู้ทดสอบทั้งหมดจำนวน 7

คน ที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วงประมาณ 44-72 กิโลกรัม พบว่าจำนวนชุดข้อมูลของผู้ทดสอบที่มีน้ำหนัก 44 กิโลกรัม และน้ำหนักมากกว่า 65 กิโลกรัม จะมีผลให้ระบบจำแนกผิดพลาด รวมถึงอิริยาบถในการนอนของผู้ทดสอบที่แตกต่างกัน และขนาดของเตียงที่ใช้ในการทดสอบยังส่งผลต่อผลการจำแนกอีกด้วย นอกจากนี้อาสาสมัครทั้งหมดจากข้อมูลตารางที่ 3-6 เป็นกลุ่มผู้ทดสอบที่ไม่ถูกนำไปใช้เป็นกลุ่มการเรียนรู้ของระบบ

ตารางที่ 4-2 คอนฟิวชันเมทริกซ์ของการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงด้วยชุดข้อมูลทดสอบ

Classification class	Actual class			
	Left	Middle	Right	Accuracy
Left	656	44	0	93.71%
Middle	49	612	39	87.43%
Right	0	649	51	92.71%
<b>Total Accuracy</b>				<b>91.29%</b>

## บทที่ 5

### บทสรุปและข้อเสนอแนะ

ในบทนี้จะกล่าวถึงบทสรุปของวิทยานิพนธ์ และข้อเสนอแนะสำหรับผู้ต้องการนำงานวิจัยนี้ไปศึกษาอ้างอิงหรือพัฒนาต่อไปซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 5.1 บทสรุป

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นศึกษาและพัฒนาระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงที่สามารถนำไปใช้งานได้ในชีวิตประจำวัน ซึ่งประกอบไปด้วยขั้นตอนหลักทั้งหมดที่ใช้ในระบบ 7 ขั้นตอน ได้แก่ (1) การติดตั้งเซ็นเซอร์ งานวิจัยนี้ใช้เซ็นเซอร์วัดค่าแรงกดซึ่งถูกติดตั้งไว้บริเวณใต้ขาเตียงทั้ง 4 ขา ปราศจากการติดตั้งเซ็นเซอร์ไว้ที่ตัวของผู้ป่วย (2) การแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล จากการติดตั้งเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว นำมาเชื่อมต่อกับวงจรขยายสัญญาณ และสัญญาณที่ได้จากเซ็นเซอร์จะถูกแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัลด้วยอุปกรณ์ DAQ มีการสอบเทียบเครื่องมือวัดด้วยลูกน้ำหนักที่มีน้ำหนักประมาณ 1 กิโลกรัม จำนวน 50 กิโลกรัม เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างแรงดันไฟฟ้ากับน้ำหนักที่มีช่วงเหมาะสมนำไปใช้ในการตรวจสอบ (3) การตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียง สำหรับงานวิจัยนี้ใช้เตียงนอนขนาดเล็กมีขนาดความกว้าง 95 เซนติเมตร ยาว 207 เซนติเมตร และความสูงจากพื้นโดยประมาณ 40 เซนติเมตร ใช้เบาะยิมนาสติกอัดด้วยโฟมหุ้มหนังเทียมที่มีความกว้าง 100 เซนติเมตร ยาว 200 เซนติเมตร และหนา 4.5 เซนติเมตร ซึ่งทำทางการนอนหรือการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยขณะอยู่บนเตียงเป็นทำทางการนอนปกติทั่วไป แต่เมื่อผู้ป่วยพยายามลุกออกจากเตียงซึ่งเป็นช่วงที่อยู่ใกล้บริเวณด้านข้างไปจนถึงขอบเตียงจะมีความเสี่ยงในการพลัดตกจากเตียง (4) การประมวลผลสัญญาณเบื้องต้น งานวิจัยนี้มีการกำจัดสัญญาณรบกวน โดยใช้การกำจัดสัญญาณรบกวนวิธีการหาค่าเฉลี่ยโดยใช้ข้อมูลย้อนหลัง 4 ค่า (5) การเก็บข้อมูล งานวิจัยนี้มีการเก็บข้อมูลจากอาสาสมัครที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 40-75 กิโลกรัม ทั้งหมด 2 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 มีจำนวน 20 คน มีอายุอยู่ในช่วง 20-27 ปี และกลุ่มที่ 2 มีจำนวน 7 คน มีอายุอยู่ในช่วง 24-60 ปี (6) การจำแนกการตรวจสอบ งานวิจัยนี้มีการตรวจสอบทั้งในขณะที่นอนและลุกออกจากเตียงได้แบ่งพื้นที่สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ออกเป็น 3 ส่วนหลักเพื่อบ่งชี้สถานะตำแหน่งของผู้ป่วย ได้แก่ ส่วนตรงกลาง (Middle) ด้านซ้าย (Left) และด้านขวา (Right) และ (7) การประเมินประสิทธิภาพของระบบ

งานวิจัยนี้ประเมินประสิทธิภาพของระบบจากการตรวจสอบความถูกต้องด้วยการเรียนรู้เลือกกลุ่มข้อมูลแบบความเที่ยงตรง 10-Fold Cross Validation และแสดงผลการตรวจสอบของระบบด้วยคอนฟิวชันเมตริกซ์ พบว่าผลลัพธ์ของการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงแบ่งเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ ตรงกลาง 91.10% ด้านซ้าย 96.13% และด้านขวา 95.18% ตามลำดับ ซึ่งค่าความถูกต้องรวมทั้งระบบคือ 94.12% นอกจากนี้ได้ทดสอบประสิทธิภาพของระบบด้วยชุดข้อมูลทดสอบที่ใช้ในงานวิจัยนี้พบว่า ผลลัพธ์ผลลัพธ์ของการตรวจสอบตำแหน่งผู้นอนเพื่อใช้ตรวจจับการลุกออกจากเตียงแบ่งเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ ตรงกลาง 87.43% ด้านซ้าย 93.71% และด้านขวา 92.71% ตามลำดับ ซึ่งค่าความถูกต้องรวมทั้งระบบคือ 91.29%

## 5.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.1 เนื่องจากงานวิจัยนี้มีการจำกัดขนาดของเตียงที่ใช้ในการทดสอบ โดยขนาดของเตียงมีความกว้าง 95 เซนติเมตร ยาว 207 เซนติเมตร และความสูงจากพื้น โดยประมาณ 40 เซนติเมตร ซึ่งมีผลต่อผู้ทดสอบที่มีน้ำหนักมากกว่า 70 กิโลกรัม ทำให้เกิดโอกาสการจำแนกกลุ่มข้อมูลผิดพลาด

5.2.2 พื้นที่ที่เหมาะสมที่ใช้สำหรับวางเตียงสำหรับติดตั้งเซ็นเซอร์ไว้บริเวณใต้ขาเตียงทั้ง 4 ขา เพื่อใช้ตรวจสอบทั้งในขณะนอนและลุกออกจากเตียง ควรเป็นพื้นที่ราบเรียบ ไม่ขรุขระ

5.2.3 หากสามารถจำกัดพื้นที่ในการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วย ทำได้โดยการวางเตียงข้างใดข้างหนึ่งให้ชิดกับฝาผนังของห้อง จะช่วยลดความเสี่ยงจากการพลัดตกหกล้มในการลุกออกจากเตียงของผู้ป่วยได้

5.2.4 งานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์สัญญาณจากเซ็นเซอร์ทั้ง 4 ตัว ในทุกกลุ่มข้อมูลที่นำมาวิเคราะห์เป็นข้อมูลที่มีความเสถียร หากมีการนำไปพัฒนาต่อไปสามารถวิเคราะห์ข้อมูลในช่วงที่เกิดการเปลี่ยนแปลงเพื่อคุณแนวโน้มการเคลื่อนไหว ประกอบการพิจารณาความเสี่ยงในการพลัดตกจากเตียงได้

5.2.5 ในขั้นตอนการจำแนกประเภทด้วยซัพพอร์ตเวกเตอร์แมชชีน การเลือกฟังก์ชันแกนที่เหมาะสม งานวิจัยส่วนใหญ่มักกำหนดฟังก์ชันแกนไว้ก่อน แล้วจึงปรับพารามิเตอร์ของฟังก์ชันแกนเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด ดังนั้นหากต้องการเลือกฟังก์ชันแกนที่เหมาะสมกับข้อมูลก็ยังคงต้องมีการวิจัยเพิ่มเติม

5.2.6 ความเร็วและขนาดของข้อมูลในการเรียนรู้และทดสอบ โดยเฉพาะเมื่อใช้กับข้อมูลที่มีจำนวนซัพพอร์ตเวกเตอร์จำนวนมาก เช่น มากกว่าล้านซัพพอร์ตเวกเตอร์ เป็นต้น จะทำให้ระบบไม่สามารถทำงานได้

### บรรณานุกรม

- [1] The Joanna Briggs Institute, “Best practice: Evidence based practice information sheets for health professionals,” 2(2) p1-6, 1998.
- [2] กมลทิพย์ ภูมิศรี, “ผู้ป่วยในตกเตียงแยกตามระดับความรุนแรง,” หาดใหญ่ สงขลา, สำนักงานคุณภาพ,โรงพยาบาลสงขลานครินทร์, มิถุนายน 2554.
- [3] ทิพนตร งามกาละ, “การสังเคราะห์องค์ความรู้เกี่ยวกับการป้องกันและจัดการการหกล้มในผู้ป่วยที่รักษาไว้ในโรงพยาบาล,” คณะแพทยศาสตร์, โรงพยาบาลรามาชิปดี , มหาวิทยาลัยมหิดล, หน้า 108-125.
- [4] มนต์บงกช กนกนันทวงศ์, “ปัจจัยเสี่ยงและระดับความเสี่ยงต่อการพลัดตกหกล้มของผู้ป่วยสัลยกรรม,” วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต (การพยาบาลผู้ใหญ่), มหาวิทยาลัยมหิดล, พฤศจิกายน 2556.
- [5] พิมพ์วรินทร์ ลีสุขสันต์, “ปัจจัยทำนายการพลัดตกหกล้มของผู้สูงอายุ,” วิทยานิพนธ์พยาบาลศาสตร์, มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์, กรกฎาคม 2552.
- [6] โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์, “สถิติโรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์,” โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์, พฤศจิกายน 2555.
- [7] ศิริพร พรพุกทษา, “ความรู้ ทักษะ และพฤติกรรมในการป้องกันการพลัดตกหกล้มของผู้สูงอายุ,” วิทยานิพนธ์พยาบาลศาสตร์มหาบัณฑิต, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, สิงหาคม 2541.
- [8] กมลทิพย์ ภูมิศรี, “ผลของระบบการพยาบาลแบบสนับสนุนและให้ความรู้ต่อการดูแลตนเองเพื่อป้องกันการหกล้มของผู้สูงอายุ,” วิทยานิพนธ์พยาบาลศาสตร์มหาบัณฑิต, คณะพยาบาลศาสตร์, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, ตุลาคม 2547.
- [9] T. Harada et al., “Estimation of bed-ridden human’s gross and slight movement based on pressure sensors distribution bed,” *Proc. IEEE* vol. 4, pp. 3795-3800, May 2002.
- [10] M. H. Jones et al., “Identifying movement onset times for a bed-based pressure sensor array,” in *Proc. IEEE MeMeA*, pp. 111-114, April 2006.
- [11] P. Bustamante et al., “In-bed patients behaviour monitoring system,” in *Proc. IEEE BIOTECHNO*, pp.1-6, July 2008.
- [12] A.A. Phyto Wai et al., “Sleeping patterns observation for bedsores and bed-side falls prevention,” in *Proc. IEEE EMBS*, pp. 6087-6090, September 2009.



### บรรณานุกรม (ต่อ)

- [13] H. Ogawa et al., “A new bed-exiting alarm system for welfare facility residents,” in *Proc. IEEE EMBS*. pp. 1734-1737, September 2009.
- [14] A. Arcelus et al., “Determination of sit-to-stand transfer duration using bed and floor pressure sequences,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 56, no.10, pp. 2485-2492, October 2009.
- [15] K. Ota et al., “Elderly-care motion sensor using uwb-ir,” in *IEEE SENSORS. J.* pp. 159-162, February 2011.
- [16] A. Arcelus et al., “Measurement of sit-to-stand timing and symmetry from bed pressure sensors,” in *IEEE Trans. Instrum. Meas.* pp.1732-1740, May 2011.
- [17] A. Arcelus et al., “Detection of bouncing during sit-to-stand transfers with sequential pressure images,” in *Proc. IEEE MeMeA.* pp. 158-161, May 2011.
- [18] V. S. Nithya Selvabala and A. B. Ganesh, “Implementation of wireless sensor network based human fall detection system,” ELSEVIER. *Proc Eng.* vol. 30, pp. 767-773, March 2012.
- [19] B. Ni et al., “RGBD-camera based get-up event detection for hospital fall prevention,” in *Proc. IEEE ICASSP.* pp. 1405-1408, March 2012.
- [20] M. Pouliot et al., “Differentiating assisted and unassisted bed exits using ultrasonic sensor,” in *IEEE Trans. Instrum. Meas.* pp.1104-1108, May 2012.
- [21] N. Foubert et al., “Lying and sitting posture recognition and transition detection using a pressure sensor array,” in *Proc. IEEE MeMeA.* pp. 1-6, May 2012.
- [22] P. Kittipanya-Ngam et al., “Computer vision applications for patients monitoring system,” in *Proc. IEEE FUSION.* pp. 2201-2208, July 2012.
- [23] Y. Charlon et al., “Activity monitoring system for elderly in a context of smart home,” ELSEVIER. *Digital technologies for healthcare.* vol. 34, no.1, pp. 60-63, February 2013.
- [24] R.L. Shinmoto Torres et al., “Sensor enabled wearable RFID technology for mitigating the risk of falls near beds,” in *Proc. IEEE RFID.* pp. 191-198, May 2013.
- [25] W.C. Chou et al., “Design and assessment of a real-time accelerometer-based lying-to-sitting sensing system for bed fall prevention,” in *Proc. IEEE SMC.* pp. 1471-1475, October 2013.

**บรรณานุกรม (ต่อ)**

- [26] D.C. Ranasinghe et al., “Low cost and batteryless sensor-enabled radio frequency identification tag based approaches to identify patient bed entry and exit posture transitions,” ELSEVIER. *Gait & Posture*. vol. 39, pp. 118-123, January 2014.
- [27] A. Arcelus et al., “Intelligent bed sensor system: design, experimentation and results,” in *IEEE Trans. Instrum. Meas.* pp.1732-1740, May 2011.
- [28] A. Arcelus et al., “Measuring nightly activity, body weight and body weight change rate with a sensor equipped bed,” in *Proc. IEEE MeMeA*. pp. 158-161, May 2011.
- [29] K.B. Larry., “Force sensors,” IEEE Press, Piscataway N.J., 1997.
- [30] FlexiForce Sensor, “<http://www.tekscan.com/flexiforce/flexiforce.html>,” Mar. 12, 2014.
- [31] A.K. Jain and R.C. Dubes, “Algorithms for Clustering Data,” 1988.
- [32] C. Cortes and V. Vapnik, “Support-vector network,” *Machine Learning*, vol. 20, pp. 273-297, 1995.

**ภาคผนวก**

**Proceedings' title**

**“Real-Time Intelligent Bed-Exit Monitoring System  
Using Support Vector Machine”**

**Presented in**

**International Conference on “Modern Trend in Engineering & Technology”  
(MTET-16)**

**12<sup>th</sup>–13<sup>th</sup> December 2016 at Phuket, Thailand**



AE1216702

International Association of Engineering & Technology Researchers

## Certificate of Participation

*This Certificate is awarded to*  
**Sunisa Kamonwan**  
*Master Student, Department of Electrical Engineering,  
Prince of Songkla University, Thailand*  
**Real-Time Intelligent Bed-Exit Monitoring System  
Using Support Vector Machine**  
*in technical presentation, recognition and appreciation of  
research contributions to*  
**International Conference on “Modern Trends in Engineering and  
Technology” (MTET-16)**



URUAE Chair

Dec. 12-13, 2016  
Phuket (Thailand)



International Association of Engineering & Technology Researchers

## Session Best Paper Certificate

*This is to certify that the paper titled*  
*Real-Time Intelligent Bed-Exit Monitoring System using Support*  
*Vector Machine*  
*presented by*  
*Susisa Kamonwan*

*was adjudged the best session paper in*  
*International Conference on "Modern Trends in Engineering*  
*and Technology" (MTET-16)*



URUAE Chair

Dec. 12-13, 2016  
Phuket (Thailand)



## Real-Time Intelligent Bed-Exit Monitoring System Using Support Vector Machine

S. Kamonwan, B. Wongkittisuksa and S. Tanthanuch

**Abstract**— Bed-exit monitoring is critical for establishing the mobility trend of patients. The development of an intelligent bed system can be designed to monitor and prevent the bed-exit and to help immediately, especially for the elderly patients. In this paper, the detection of the patient using 100 lbs FlexiForce sensors based on the basic amplifier was focused. Four sensors were installed at the base of the bed to produce a voltage output and investigate the signs of emerging changes. An analyzed mattress was divided into three parts (middle, left, right) to detect the patient motions in a full coverage area before and after leaving the bed. In this case, the voltage variation would be inputs of Support Vector Machine (SVM) classifier to identify the bed-exit mode, i.e., exit or not, which would then be shown on the monitor in real-time mode and the accompanied with an alarm sound. This indicates that the system can be used for the bed-exit monitoring to help the patients in time.

**Keywords**—monitoring, bed sensor, real-time, Support Vector Machine

### I. INTRODUCTION

The major problem of injury in elderly persons is the bed-exit. Hospitalized elderly patients have a risk for bed-exit that significantly leads to the minor injury during hospital stay as well as the additional treatment costs or directly results in death [1]. Therefore, restraint in a medical setting for patient movement limitation is important to reduce the risk of bed exits in elderly patients with prolonged hospitalization. In addition, the 24 hours observation by hospital caregiver is also necessary for hospitalized elderly patients. However, the hospital caregiver cannot be available to observe the patient behaviors. Hence, behavioral sensing system is required to identify the patient movement before and during getting out of bed [2].

The bed-exit alarm system has been extensively developed that is used for monitoring the appearance of patient in the bed. In [3], [4], the monitoring system using image processing is applied to observe the behavior of patient bed-exit continuously, but it leads to the loss of patient privacy. The use of bed surrounding sensors such as infrared sensors [5], [6] and ultrasonic sensors [7] were used to avoid the loss of patient privacy problem. The ability of sensor detection and response depends on equipment set up. However, this method difficultly detects between patient and others. Thus, some researchers proposed the under mattress bed pressure sensors for determining patient movement [8-10]. The number of sensors covering the expected areas should be considered. In addition, measurement of the resident weight in bed and the distribution

of a magnetic wave around the bed have been proposed in [11]. The weight was measured by four weight sensors attached under the four legs of the bed frame. The magnetic system, which is considered to have no biological effects, is emitted a magnetic wave to the patient. The distributions of the magnetic field indicate the location and movement of the resident in the bed. However, the system can affect both the resident and the hospital caregiver. Thus, this purpose of this study is to improve the monitoring system for user acceptance. The proposed method is a real-time intelligent bed-exit monitoring system to automatically observe the patient welfare using four force sensors installed under four legs of a bed. Our system can monitor the change of area on the small bed and does not affect to the patient privacy. The patient movement can be recorded in voltage unit as the real-time application, which can be observed by the hospital caregiver.

This paper is divided into three remaining sections including introduction in Section I. Section II describes the details of proposed system. The proposed system was composed of 5 parts consisting of data collecting, force sensor circuit, analog to digital conversion, support vector machine classifier, and monitoring alarm. Section III presents the results of bed-exit monitoring system. Finally, the conclusions of the paper and the future work are described in Section IV.

### II. PROPOSED SYSTEM

The functional block diagram of the proposed bed-exit monitoring system and bed sensor circuit are shown in Fig. 1 and Fig. 2, respectively. The system consists of four parts: bed sensor, amplifier circuit, Data Acquisition card (DAQ), and classification. Firstly, the output of each bed sensor (S1-S4) was obtained and amplified by bed sensor circuit as shown in Fig. 2. Subsequently, the output analogue obtained from amplifier circuit (A1-A4) was converted to digital signal by DAQ, the output voltage from the DAQ (D1-D4) was classified by SVM classifier. Finally, the classification result was shown on the online monitor. The program was set to real-time alarm mode when the subject was in warning zones.

S. Kamonwan, B. Wongkittisuksa and S. Tanthanuch are with Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University, Thailand

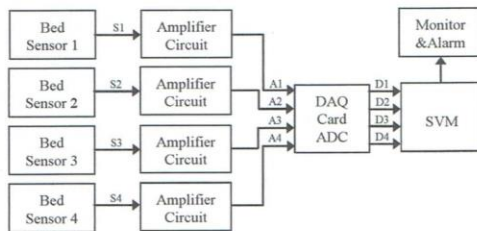


Fig. 1. Functional block diagram of a bed-exit monitoring system.

#### A. Data Collecting

The main parts for monitoring are as follows:

- Middle is center position of the person on the bed
- Right and left is warning zones while the weight of the person was transferred to either side.

Seven subjects participated in the experiments, which their weights ranged from 40 kg to 70 kg.

#### B. Force Sensor Circuit

The Tekscan's FlexiForce Sensors were used in bed-exit monitoring system [12], which can measure force rang up to 100 lbs. Application of an external force to the "active sensing area" of the sensor results in a change in the resistance of the sensing element which is inversely proportional to the force applied on the sensor. This force sensor will be accomplished by setting up a force-to-voltage and in order to get the analogue voltage signals from the sensors, an inverting operational amplifier circuit is used, as shown in figure 2. In this circuit, the force range can be extended by reducing the drive voltage,  $V_T$ , or the resistance value of the feedback resistor,  $R_F$ . Conversely, the sensitivity can be increased for measurement of lower forces by increasing  $V_T$  or  $R_F$ .  $R_S$  is the FlexiForce sensor. Figure 2 shows the circuitry for one sensor only; the same is required for the other three sensors.

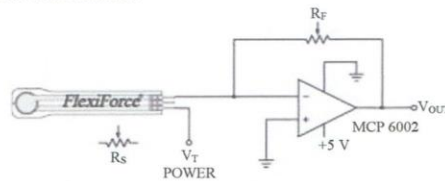


Fig. 2 Bed sensor circuit.

In this study, the 100 lbs FlexiForce sensor was used in the monitoring system. The force to voltage characteristic was measured that the relationship between force and voltage is shown in Fig. 3. The load levels were applied from 1 kg to 30 kg with an increment of 1 kg. Testing the voltage changed when the load levels was changed, so this characteristic was used for the system analysis. The maximum average weight of the subject and the bed was the total weight that was distributed from bed center about 30 kg to each sensor, corresponding to the voltage of 2.45V as shown in Fig 3. Since, the changing in position

affected to the activity of the person, the voltage also changed either increasing or decreasing due to the unequal weight transfer. The test was designed by adjusting the appropriate  $R_F$  for applying to the system.

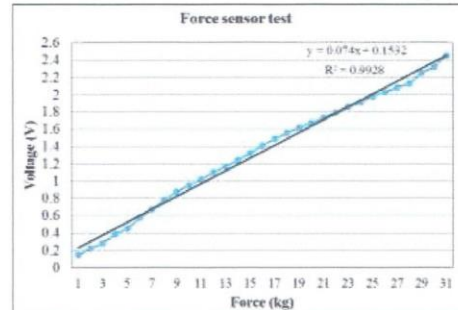


Fig.3. Force to voltage characteristics of the sensor.

The four force sensors were installed under four legs of the bed [13-15], which are strategically placed underneath the bed posts to determine if a force is being exerted on the bed. The sensors were sandwiched between flat acrylic plates with the same diameter as the sensing part of the sensor. These plates were used to ensure that equal amount of force was distributed to every point in the sensing head of the sensor. The bed sizes and zones used for monitoring are shown in Fig. 4.

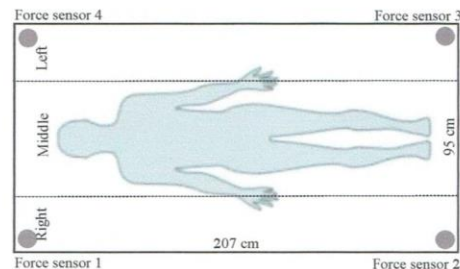


Fig.4. Experimental setup using a bed.

#### C. Analog-to-Digital Conversion

The voltage of the ADC converter of the DAQ NI USB-6009 (8 inputs, 14-bit, multifunction I/O) was 5V. Therefore, the maximum output response of the sensor should be below or equal to 5V. This was done by adjusting the  $R_F$  potentiometer (Fig. 2) as the driven voltage fixed at 5V.

#### D. Support Vector Machine

Data from analog to digital were normalized before fed to Support Vector machine (SVM). SVM is a supervised classification method. The basic idea is to find a hyperplane which separates the d-dimensional data perfectly into its two classes [16]. A set of known objects is called training set. Each



object of the training set consists of a feature vector and a belonging class value. Based on the training data, the learning algorithm extracts a decision function to classify the unknown input data [17] SVM are binary classifiers. However, in real cases, data is to be classified into more than 2 classes. This is done by using multiclass SVM. Multiclass SVM is implemented using bed-exit monitoring system.

For evaluating the performance of the proposed system, the voltage signal record from four force sensors was analyzed. It consisted of three parts of voltage signal acquired at a sampling for activity of subjects shown in figure 5, we used three statistical values: the sensitivity (SEN), the positive predictive rate (PPR), and the error rate (ER). These values can be computed as follows:

$$SEN = \frac{TP}{TP+FN} \times 100\% \quad (1)$$

$$PPR = \frac{TP}{TP+FP} \times 100\% \quad (2)$$

$$ER = \frac{FN+FP}{TP+FN} \times 100\% \quad (3)$$

where true-positive (TP) is the number of correct bed-exit monitoring by the SVM, false-negative (FN) is the number of mistake bed-exit monitoring, and false-positive (FP) is the number of incorrect bed-exit monitoring by the SVM.

#### E. Monitoring alarm

The classification result was shown on the online monitor. The program was set to real-time alarm mode when the subject was in warning zones.

### III. RESULTS AND DISCUSSIONS

The test case with the subjects were detecting the presence in different zones and ensured that the detection algorithm was working properly. We devised a lot of different test cases to detect. There are 7 different possible stages for each of the subject test case as shown in figure 5.

The first transition shows stage (a) is no load or no subject on the bed, (b) and (c) shows the subject on the bed on middle zone, (c) and (f) shows the subject sleep on left (c) and right (f) side, and finally (d) and (g) shows the subject moving left (d) and right (g) on warning zones.

This is an activity of the subject being tested, the trend changed to the voltage of four force sensors were tested in the weight range mentioned of the above. This system is designed for monitoring into three parts: the middle (b), (c), (e) and (f) this activity of these were predicted to be on the middle of the bed. The system would be alarm when the subject was in warning zones, such as (d) and (g).

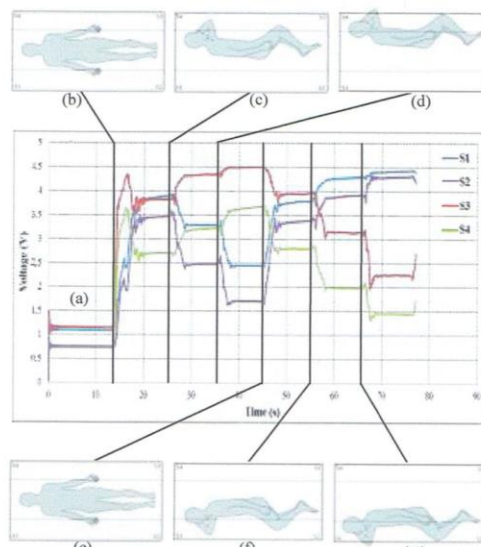


Fig.5. Experimental result on real time mode: (a) no load, (b) and (c) middle, (c) and (f) sleep on left and right side, (d) and (g) warning zones left and right.

TABLE I  
PERFORMANCE EVALUATION OF THE PROPOSED SYSTEM

Weight (kg.)	TP	FN	FP	SEN (%)	PPR (%)	ER (%)
41	458	19	23	96.02	95.22	8.81
48	450	14	36	96.98	92.59	10.78
54	439	13	48	97.12	90.14	13.50
56	437	12	51	97.33	89.55	14.03
67	440	12	48	97.35	90.16	13.27
69	440	11	49	97.56	89.98	13.30
72	439	8	53	98.21	89.23	13.65
Total	3103	89	308	97.22	90.98	12.48

TABLE I shows the performance evaluation from all subjects. In this study, we have shown that multiclass classification of activity with different weight. The performance evaluation results show that, the minimum weight we found SEN, PPR, and ER values are 96.02%, 89.23%, and 8.81% respectively. Furthermore, the maximum weight shows that SEN and PPR values are 97.22% and 95.22%. In the part of ER value is maximum as the weight is 56 kg. However, when the weight of subject increases, the number of FN will decrease, in the other hand, the number of FP will increase. The voltage output while subject sleep on one side is close to the voltage warning zone limit. It is difficult to distinguish.

In this study, we used small size bed at width 95 cm and length 207 cm, when the weight of the subject is high, then the weight distribution will be higher than the subject is low weight. The present study has some limitations, the results obtained

need to use bed with a larger size.

#### IV. CONCLUSIONS

This paper presents a real-time intelligent bed-exit monitoring system using SVM. The sensors were successfully tested for various conditions and weights. It has been observed from this real-time testing that the classification between the weight and the activity was very reliable.

However, in this study must have been two force sensors were installed under two legs of the bed. The bed was placed at either edge of the wall. This pattern helps us to identify the lifestyle of the person effectively. The developed system is not only applicable to welfare facility residents, but could also be useful for at-home elderly people and hospital patients.

In the future, we can apply another classifier i.e., Decision Tree or Neural Network for comparison this results.

#### ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by Prince of Songkla University Graduate Studies Grant well as by Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University

#### REFERENCES

- [1] The Joanna Briggs Institute, "Best practice: Evidence based practice information sheets for health professionals," 2(2) p1-6, 1998.
- [2] ECRI. Bed-exit alarms a component (but only a component) of fall prevention. *Health Devices* 2004; 33(5):157-168.
- [3] A. Arcelus, R. Goubarn, F. Knoefel, H. Sveistrup and M. Bilodeau, "Detection of bouncing during sit-to-stand transfers with sequential pressure images," in *Proc. IEEE MeMeA*. pp. 158-161, 2011.
- [4] B. Ni, N.C. Dat and P. Moulin, "RGBD-camera based get-up event detection for hospital fall prevention," in *Proc. IEEE ICASSP*. pp. 1405-1408, 2012.
- [5] P. Bustamante, N. Guarretxena, G. Solas and U. Bilbao, "In-bed patient's behaviour monitoring system," in *Proc. IEEE BIOTECHNO*. pp. 1-6, 2008.
- [6] Y. Charlon, W. Bourennane, F. Bettaher and E. Campo, "Activity monitoring system for elderly in a context of smart home," *ELSEVIER. Digital technologies for healthcare*. vol. 34, no.1, pp. 60-63, 2013.
- [7] M. Pouliot, V. Joshi, J. Chauvin, R. Goubran and F. Knoefel, "Differentiating assisted and unassisted bed exits using ultrasonic sensor," in *Proc. IEEE Trans. Instrum. Meas.* pp.1104-1108, 2012.
- [8] T. Harada, T. Sato and T. Mori, "Estimation of bed-ridden human's gross and slight movement based on pressure sensors distribution bed," in *Proc. IEEE*. vol. 4, pp. 3795-3800, 2002.
- [9] A.A. Phyto Wai, K. Yuan-Wei, F.S. Fook, M. Jayachandran J. Biswas and J.J. Cabibihan, "Sleeping patterns observation for bedsores and bed-side falls prevention," in *Proc. IEEE EMBS*, pp. 6087-6090, 2009.
- [10] A. Arcelus, L. Herry, A. Goubran, F. Knoefel and M. Bilodeau, "Determination of sit-to-stand transfer duration using bed and floor pressure sequences," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 56, no.10, pp. 2485-2492, 2009.
- [11] H. Ogawa, Y. Yonezawa, H. Maki and W.M. Caldwell, "A new bed-exiting alarm system for welfare facility residents," in *Proc. IEEE EMBS*. pp. 1734-1737, 2009.
- [12] A. Gaddam, S.C. Mukhopadhyay and G.S. Gupta, "Intelligent bed sensor system: design experimentation and results," in *Proc. IEEE EMBS*. 2009.
- [13] A. Schrempf, G. SchoBleitner, A. Blaha and S. Leipold, "Measuring nightly activity, body weight and body weight change rate with a sensor equipped bed," in *Proc. IEEE EMBS*. 2010.
- [14] A. Gaddam, S.C. Mukhopadhyay and G.S. Gupta, "Elder care based on cognitive sensor network," *IEEE SENSORS*, vol. 11, no.3, pp 574-581, 2011.

[15] <http://www.tekscan.com/flexiforce/flexiforce.html>

[16] A. K. Jain, R. Duin, and J. Mao, "Statistical Pattern Recognition: A Review," *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 22, pp. 4-37, 2000.

[17] S. Lloyd, "Least Squares Quantization in PCM," *IEEE Trans. on Information Theory*, vol. 28, No. 2, pp. 129-137, 1982.



**S. Kamonwan** received the B.Eng. degree in electronic engineering from Rajamangala University of Technology Srivijaya, Songkhla, Thailand, from 2008 to 2012. She is currently study in M.Eng. degree in electrical engineering at the department of electrical engineering, Prince of Songkla University, Songkhla, Thailand.

Her current research interests include biomedical engineering, and digital signal processing.



**B. Wongkittisuksa** received the B.Eng. degree in electrical engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand, in 1981. And the M.S. degree in biomedical instrumentation at Mahidol University, Bangkok, Thailand, in 1986. He is currently an Associate Professor in the Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University.



**S. Tanthanuch** received the B.Eng. and M.Eng. degree in electrical engineering from Prince of Songkla University, Songkhla, and Thailand in 1996 and 2001 respectively. He is currently an Assistant Professor in the Department of Electrical Engineering, Prince of Songkla University.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นางสาวสุณิษา กมลวัลด์		
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5710120054		
วุฒิการศึกษา			
	วุฒิ	ชื่อสถาบัน	ปีที่สำเร็จการศึกษา
	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์)	มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลศรีวิชัย	2554

## ทุนการศึกษา

ทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อวิทยานิพนธ์ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

## การตีพิมพ์เผยแพร่ผลงาน

[1] S. Kamonwan, B. Wongkittisuksa, and S. Tanthanuch, "Real-Time Intelligent Bed-Exit Monitoring System Using Support Vector Machine" in *Proceedings of the International Conference on "Modern Trends in Engineering & Technology" (MTET-16)*, Phuket, Thailand, December 12<sup>th</sup>-13<sup>th</sup>, 2016.