



กทปส

## รายงานฉบับสมบูรณ์

โครงการขอรับการส่งเสริมและสนับสนุนจากเงินกองทุนวิจัยและพัฒนา  
กิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ

การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ  
Development of an artificial intelligence for Body Pressure sensing mat  
for pressure sore prevention

นายสิริชัย ธรรมารักษ์วัฒน์

มิถุนายน 2567

ได้รับทุนอุดหนุนจาก  
กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ  
(สำนักงาน กสทช.)

## รายงานฉบับสมบูรณ์

ทุนส่งเสริมและสนับสนุนการวิจัยและพัฒนา  
สัญญารับทุนเลขที่ A63-1-(2)-013

การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ

Development of an artificial intelligence for Body Pressure sensing mat for pressure sore prevention

### คณะนักวิจัย

- |                                  |                        |
|----------------------------------|------------------------|
| 1. นาย สิริชัย ธรรมารักษ์วัฒน์   | นักวิจัยหัวหน้าโครงการ |
| 2. นาย วันชัย ธีรจุฑา            | นักวิจัยร่วม           |
| 3. นางสาว วรณดี เพชรมณีล้ำค่า    | นักวิจัยร่วม           |
| 4. นาย อภินัย ฤกษ์รัตน์          | นักวิจัยร่วม           |
| 5. นาย นรินทร์ ธรรมารักษ์วัฒน์   | นักวิจัยร่วม           |
| 6. นาย ณัฐชนน ศุภอติเรก          | นักวิจัยร่วม           |
| 7. นาย นพคุณ แสงสุวรรณ           | นักวิจัยร่วม           |
| 8. นาย ทศพร พิชัยยา              | นักวิจัยร่วม           |
| 9. นางสาว นवलล่อ อวินชัย         | นักวิจัยร่วม           |
| 10. นาย ณรงค์รัตน์ สวัสดิ์กานนท์ | นักวิจัยร่วม           |
| 11. นางสาว ปวีณา อินตารักษา      | นักวิจัยร่วม           |
| 12. นางสาว นพมล เวฬุคามกุล       | นักวิจัยร่วม           |

ได้รับทุนอุดหนุนจาก

กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ  
(สำนักงาน กสทช.)

มิถุนายน 2567

การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์ผ่านวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ  
มิถุนายน 2567

รายงานการวิจัยฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจาก ผู้ร่วมวิจัยและผู้ช่วยวิจัยทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ ข้าพเจ้า ได้นำเนื้อหาสาระของงานวิจัยที่เคยนำเสนอในอดีตมาเป็นเนื้อหาในการอธิบายเพื่อให้เกิดความเข้าใจในการทำงานและศึกษางานวิจัย

ขอขอบพระคุณ อาสาสมัครที่เข้าร่วมทดสอบอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์ผ่านวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ ที่เสียสละเวลาและเป็นแรงกำลังใจสนับสนุนงานวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ (สำนักงาน กสทช.) ที่ช่วยสนับสนุนงบประมาณในการศึกษาวิจัยนี้

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังที่ได้ให้โอกาสและ มอบสถานที่ในการศึกษาวิจัย ตลอดจนเหล่าคณาจารย์ในภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม ที่เป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนเสมอมา

ขอขอบพระคุณ คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่ได้ให้โอกาสและ มอบสถานที่ในการศึกษาวิจัย ตลอดจนเหล่าคณาจารย์ในภาควิชากายภาพบำบัด ที่เป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนเสมอมา

ขอขอบพระคุณ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่ได้ให้โอกาสและ มอบสถานที่ในการศึกษาวิจัย ตลอดจนเหล่าคณาจารย์ในภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู ที่เป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนเสมอมา

ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย ชุดที่ 5 คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่ได้ให้โอกาสและ มอบใบรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ในการศึกษาวิจัยนี้

สุดท้ายต้องขอขอบคุณบิดามารดา และบุคคลในครอบครัวที่คอยเป็นกำลังใจ เป็นแรงสนับสนุนตลอดมา

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากรายงานวิจัยฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบุคคลผู้เกี่ยวข้องที่กล่าวมาข้างต้น ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

สิริชัย ธรรมรักษ์วัฒน์

การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์ผ่านวัตต์แรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ

นาย สิริชัย ธรรมารักษ์วัฒน์

มิถุนายน 2567

งานวิจัยนี้เสนอการพัฒนาปัญญาประดิษฐ์เพื่อป้องกันแผลกดทับ โดยมีการออกแบบแผ่น เซนเซอร์วัดแรงกดและอุปกรณ์ลดแรงกดอัตโนมัติ. เซนเซอร์ถูกจัดเรียงเป็นอาร์เรย์เพื่อตรวจจับการ กระจายตัวของแรงกด และส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านเครือข่ายไร้สาย. ข้อมูลที่ได้จะถูกวิเคราะห์ ด้วยอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นและควบคุมแอโรบอลเพื่อปรับแรงกดที่ตำแหน่งที่เสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ. อุปกรณ์มีราคาต่ำแต่ประสิทธิภาพสูง ช่วยลดค่าใช้จ่ายของรัฐและภาระของครอบครัวและทีมแพทย์ มีน้ำหนักเบาและสามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก.

# Development of an artificial intelligence for Body Pressure sensing mat for pressure sore prevention

MR. sirichai Tammaruckwattana

July 2024

The study proposes the development of an AI-powered pressure measurement system to prevent pressure ulcers. The system consists of pressure sensors connected in an array to detect pressure distribution in various directions. These sensors are integrated with electronic circuits and control units. The collected data is wirelessly transmitted to a computer for processing and analysis. Algorithms developed by the research team control airbags to automatically adjust pressure at different positions, preventing pressure ulcers. The low-cost system can be customized for bedridden patients, reducing healthcare costs and easing the burden on caregivers and medical staff. The design also prioritizes portability and ease of installation.

## สารบัญ

	หน้า
บทสรุปผู้บริหาร	3
บทคัดย่อภาษาไทย	4
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	5
สารบัญตาราง	10
สารบัญรูป	11
<b>บทที่ 1 บทนำ</b>	16
1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ	17
1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ	17
1.3 ขอบเขตของโครงการ	17
1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	17
<b>บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง</b>	18
2.1 ส่วนของแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย	20
2.1.1 เติงผู้ป่วย	23
2.1.2 แผลกดทับ	23
2.1.2.1 ปัจจัยเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ	23
2.1.2.2 ตำแหน่งที่ปุ่มกระดูกกดทับได้บ่อย	25
2.1.2.3 การแบ่งระดับของแผลกดทับ	25
2.1.3 แผลกดทับกับผู้ป่วยติดเตียง	28
2.1.3.1 การป้องกันแผลกดทับ	28
2.1.4 เบาะรองนอน (air mattress)	29
2.1.5 เซนเซอร์ตรวจวัดแรง (Force Sensor)	29
2.1.5.1 Strain Gauge	29
2.1.5.2 Pressure	31
2.1.5.3 Piezoelectric	31
2.1.5.4 เซนเซอร์แบบอื่นๆ	32
2.1.6 เซนเซอร์วัดแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน (Force Sensor Resister)	32
2.1.7 Arduino	33
2.1.8 โปรแกรม Arduino IDE	34
2.2 ส่วนของชุดอุปกรณ์วัดแรงกด	35

## สารบัญต่อ

	หน้า
2.2.1 การออกแบบวงจร	38
2.2.1.1 ปุ่มลม	38
2.2.1.2 ชุดถุงลม	39
2.2.1.3 โซลินอยด์วาล์ว	40
2.2.1.4 ท่อลม	40
2.2.2 การพัฒนาเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติ	41
2.2.3 การออกแบบวงจร	41
2.2.3.1 วงจรเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด	41
2.2.4 การทำงานอัตโนมัติ AI	44
2.2.5 วงจรของระบบลม	48
2.2.5.1 ทรานซิสเตอร์	48
2.2.5.2 ตัวต้านทาน	49
2.2.5.3 ไดโอด	50
2.2.5.4 รีเลย์	51
2.2.5.5 สวิตช์ฉุกฉิน	51
2.2.5.6 ฟิวส์	51
2.2.5.7 สวิตช์ไฟฟ้า	52
2.2.5.8 บัคคอนเวอร์เตอร์	52
2.2.5.9 อุปกรณ์แปลงไฟฟ้า	53
2.2.5.10 แบบวงจรระบบลม	54
2.2.6 การออกแบบโปรแกรม	55
2.2.6.1 โปรแกรม Arduino IDE	55
2.2.6.2 การออกแบบโปรแกรม Arduino IDE	56
2.2.7 โปรแกรม Processing	58
2.2.8 การออกแบบโปรแกรม Arduino IDE	58
2.3 ส่วนของการออกแบบเตียงนอนสำหรับผู้ป่วยติดเตียง	60
2.3.1 การปรับท่าทางของเตียงในลักษณะต่างๆ	64
<b>บทที่ 3 ขั้นตอนการดำเนินงาน</b>	66
3.1 ส่วนของแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย	66

## สารบัญต่อ

	หน้า
3.1.1 การออกแบบวงจร	66
3.1.2 การพัฒนาระบบไดอะแกรมสามมิติ	67
3.1.3 ขั้นตอนการทดลอง	69
3.1.3.1 ขั้นตอนการทำงานของเซนเซอร์	69
3.2 ผลการทดลองแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย	69
3.2.1 ผลการทดลองการทำงานของเซนเซอร์	69
3.2.1.1 การทดสอบบริเวณ A	70
3.2.1.2 การทดสอบบริเวณ B	71
3.2.1.3 การทดสอบบริเวณ C	71
3.2.1.4 การทดสอบบริเวณ D	72
3.2.1.5 การทดสอบบริเวณ E	72
3.2.1.6 การทดสอบบริเวณ F	73
3.2.1.7 การทดสอบบริเวณ G	73
3.2.1.8 การทดสอบบริเวณ H	74
3.2.1.9 การทดสอบบริเวณ I	74
3.2.2 สรุปผลการทดลองการทำงานของเซนเซอร์	75
3.3 ส่วนของชุดอุปกรณ์วัดแรงกดของร่างกาย	75
3.3.1 ขั้นตอนการสร้างระบบป้อนลม	75
3.3.2 ขั้นตอนการต่อวงจร	76
3.4 ผลการทดลองเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติในห้องปฏิบัติการ	79
3.4.1 การทดลองการทำงานของเครื่องวัดแรงกด	79
3.4.1.1 ท่านอนหงาย	80
3.4.1.2 ท่านอนตะแคงข้าง	81
3.4.1.3 ท่านอนเอามือไหล่และสะทอนกันรองศีรษะ	82
3.4.1.4 ท่านอนคว่ำเอนลำตัวด้านหน้าแนบไปกับที่นอน	83
3.4.2 การทดลองการทำงานของเครื่องลดแรงกด	84
3.4.3 สรุปผลการทดลองเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติในห้องปฏิบัติการ	86
3.4.4 ปรับปรุงเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติหลังทดสอบในห้องปฏิบัติการ	87
3.4.4.1 ส่วนทางด้านอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์	87

## สารบัญต่อ

	หน้า
3.4.4.2 ส่วนทางด้านโปรแกรม	88
<b>บทที่ 4 การทดสอบในกลุ่มเป้าหมาย</b>	<b>94</b>
4.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการทำวิจัย	94
4.2 วัตถุประสงค์การวิจัย สมมุติฐาน	94
4.3 รูปแบบการวิจัยและวิธีวิจัย	94
4.4 ผลการศึกษา	95
4.5 ความสำคัญของโครงการวิจัยและความเกี่ยวข้องกับการนำไปใช้ทางสาธารณสุข	95
4.6 การขอรับการพิจารณาจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์	95
4.7 การนำเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติไปทดสอบในกลุ่มเป้าหมาย	96
4.7.1 ความสำคัญของปัญหาและที่มาของปัญหาที่ทำการทำวิจัยต่อสุขภาพของกลุ่มประชากรที่ศึกษา	96
4.7.2 คำถามวิจัย	97
4.7.3 ประเภทและรูปแบบการวิจัย	97
4.7.4 ประชากรที่ศึกษา	97
4.8 วิธีการวิจัย	99
<b>บทที่ 5 การอภิปรายผลการศึกษาทดลอง สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ</b>	<b>104</b>
5.1 สรุปผลการศึกษาทดลองนำเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ	104
5.2 สรุปผลการวิจัย	106
5.3 ข้อเสนอแนะ	107
5.3.1 ปรับโปรแกรมตั้งค่าแรงกดทับ	107
5.3.2 สร้างระบบตัดน้ำหนักร และทำการทดสอบ	109
5.3.3 การใช้ ผ้าคลุม PU ที่มีความสามารถกันน้ำและลดการเสียดสีสูงลม	110
บรรณานุกรม	111
<b>ภาคผนวก</b>	<b>114</b>
ภาคผนวก ก. เอกสารผลการตอบรับการพิจารณาจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์	115
ภาคผนวก ข. เอกสารคู่มือการใช้ระบบควบคุมเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ	119
ภาคผนวก ค. ตัวอย่างเอกสารข้อมูลและขอความยินยอมสำหรับการวิจัยทางคลินิก(สำหรับญาติผู้ป่วย)	134
ภาคผนวก ง. รายงานผลการดำเนินงานฉบับย่อสำหรับตีพิมพ์ในวารสารสำนักงาน กสทช.	137
<b>ประวัติผู้วิจัย</b>	

## สารบัญตาราง

ตาราง	หน้า
2.1 ค่า BMI	37
2.2 การต่อสายไฟของเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด	44
5.1 คุณลักษณะของผู้เข้าร่วมการศึกษาจำนวน 8 คน	104
5.2 แรงกดทับที่วัดได้จากเตียงปรับแรงอัตโนมัติในท่านอนหงาย	104
5.3 แรงกดทับที่วัดได้จากเตียงปรับแรงอัตโนมัติในท่านอนตะแคงขวา	105

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงผลของเครื่องวัดเท้า	19
2.2 ตัวอย่างของเซนเซอร์และความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดและค่าความต้านทานของเซนเซอร์	20
2.3 การนำเซนเซอร์มาต่อกันในลักษณะของอาร์เรย์	21
2.4 โครงสร้างการพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ	22
2.5 เติยงนอนผู้ป่วย	23
2.6 ตำแหน่งที่ปุ่มกดกดทับในท่านอนหงาย	25
2.7 ตำแหน่งที่ปุ่มกดกดทับในท่านอนตะแคง	25
2.8 แผลกดทับระดับ 1	26
2.9 แผลกดทับระดับ 2	26
2.10 แผลกดทับระดับ 3	27
2.11 แผลกดทับระดับ 4	27
2.12 แผลกดทับที่ไม่สามารถระบุระดับได้	27
2.13 แผลกดทับที่มีการบาดเจ็บเนื้อเยื่อชั้นลึก	28
2.14 เบาะรองนอน (air mattress)	29
2.15 Strain gauge	30
2.16 Strain Gauge Load cell	30
2.17 Hydraulic Load Cell	31
2.18 Pneumatic Load Cell 14	31
2.19 Piezoelectric ที่เปลี่ยนแรงกดเป็นพลังงานไฟฟ้า	32
2.20 ลักษณะโครงสร้างของตัวตรวจจับแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน	32
2.21 การทำงานของตัวตรวจจับแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน	33
2.22 เซนเซอร์ตรวจจับแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย	33
2.23 การเชื่อมต่อบอร์ด Arduino กับ LED	34
2.24 การเชื่อมต่อบอร์ด Arduino กับ XBee Shield	34
2.25 โปรแกรม Arduino IDE	35
2.26 ตำแหน่งการเกิดแผลกดทับ	37
2.27 บั้มลม	39
2.28 แบบจำลองชุดถุงเบาะลมที่ได้ออกแบบ	39
2.29 โซลินอยด์วาล์ว	40

## สารบัญรูปต่อ

รูปที่	หน้า
2.30 ท่อลม	40
2.31 การออกแบบเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติ	41
2.32 Arduino mega 2560 wifi	42
2.33 บอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067	43
2.34 ไดอะแกรมวงจรของเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดในโปรแกรม Proteus 8 Professional	43
2.35 ทรานซิสเตอร์ชนิด NPN	48
2.36 ทรานซิสเตอร์ชนิด PNP	49
2.37 ตัวต้านทานชนิดค่าคงที่	49
2.38 โปเทนชิโอมิเตอร์	50
2.39 ไดโอด	50
2.40 รีเลย์	51
2.41 สวิตช์ฉุกฉิน	51
2.42 ฟิวส์	52
2.43 สวิตซ์ไฟฟ้า	52
2.44 บัคคอนเวอร์เตอร์	53
2.45 อุปกรณ์แปลงไฟฟ้า	54
2.46 แบบวงจรโซลินอยด์วาล์ว	55
2.47 แบบวงจรปั้มลม	55
2.48 โปรแกรม Arduino IDE	56
2.49 กระบวนการทำงานของโปรแกรม Arduino IDE	57
2.50 ออกแบบผังการเชื่อมต่อของระบบ	58
2.51 กระบวนการทำงานของโปรแกรม Processing	59
2.52 เตียงปรับระดับ	60
2.53 แสดงขนาดโดยรวมทั้งหมดของเตียง	61
2.54 ชิ้นส่วนหลักของเตียงปรับระดับทั้งหมด 4 ส่วน	61
2.55 ขนาดส่วนที่ 1 ของเตียงปรับระดับ	62
2.56 ขนาดส่วนที่ 2 ของเตียงปรับระดับ	62
2.57 ขนาดส่วนที่ 3 ของเตียงปรับระดับ	63
2.58 ขนาดส่วนที่ 4 ของเตียงปรับระดับ	64

## สารบัญรูปรูปต่อ

รูปที่	หน้า
2.59 ทำปรับนอนศีรษะสูงหรือทำนั่ง	64
2.60 ทำปรับเอียงตัวพลิกซ้ายขวา	65
3.1 เซนเซอร์เมทริกซ์ต่อเข้าวงจรอิเล็กทรอนิกส์และการรับ-ส่งข้อมูล	66
3.2 วงจรเชื่อมต่อการทำงาน	67
3.3 ผังการเชื่อมต่อของระบบ	67
3.4 การแสดงผลของโปรแกรมที่สร้างขึ้น	68
3.5 การแสดงผลการไล่เฉดสี RGB ตามแรงกด	68
3.6 พื้นที่ที่ถูกแบ่งออกเป็น 9 ส่วนของเซนเซอร์เมทริกซ์	69
3.7 ค่า Analog Read ขณะที่ยังไม่มีแรงกดมากกระทำของเซนเซอร์เมทริกซ์	70
3.8 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ A	70
3.9 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ B	71
3.10 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ C	71
3.11 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ D	72
3.12 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ E	72
3.13 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ F	73
3.14 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ G	73
3.15 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ H	74
3.16 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ I	74
3.17 ต่อท่อลมกับโซลินอยด์วาล์ว	75
3.18 ต่อท่อลมกับชุดถุงเบาะลม	76
3.19 วงจรตรวจจับแรงกด	76
3.20 วงจรโซลินอยด์วาล์ว	77
3.21 วงจรปั๊มลม	78
3.22 แสดงผลแรงกดทับแบบสีและตัวเลขแรงกด (ตำแหน่งซ้าย)	78
3.23 แสดงผลแรงกดทับแบบสีและตัวเลขแรงกด กด (ตำแหน่งตรงกลาง)	78
3.24 แสดงผลแรงกดทับแบบสีและตัวเลขแรงกด กด (ตำแหน่งขวา)	79
3.25 อุปกรณ์เมื่อระบบเริ่มทำงาน	79
3.26 คนนอนในลักษณะนอนหงาย	80
3.27 แสดงผลแรงกดทับลักษณะนอนหงาย	80

## สารบัญรูปรต่อ

รูปที่	หน้า
3.28 คนนอนในลักษณะท่านอนตะแคงข้าง	81
3.29 แสดงผลแรงกดทับลักษณะท่านอนตะแคงข้าง	81
3.30 คนนอนในลักษณะท่านอนเอามือโพล่ประสานกันรองศรีษะ	82
3.31 แสดงผลแรงกดทับลักษณะท่านอนเอามือโพล่ประสานกันรองศรีษะ	82
3.32 คนนอนในลักษณะท่านอนคว่ำ	83
3.33 แสดงผลแรงกดทับลักษณะท่านอนคว่ำ	83
3.34 แสดงผลแรงกดทับลักษณะนอนหงาย	84
3.35 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณศรีษะ	84
3.36 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณแผ่นหลัง	85
3.37 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณสะโพก	85
3.38 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณน่องขาและสันเท้า	85
3.39 แสดงผลแรงกดทับลดน้อยลงลักษณะนอนหงาย	86
3.40 ช่วงของสี่ชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกายที่สร้างขึ้น	89
3.41 ช่วงของสี่ชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกายมาตรฐาน (X-Sensor)	89
3.42 แสดงผลอธิบายกราฟแยกเป็นส่วนต่างๆพร้อมแสดงค่าแรงกด	91
3.43 แสดงผลหน้าจอแบบ 2 มิติ และแบบ 3 มิติ	92
3.44 หน้าจอแสดงผลในการเปิด-ปิดเส้นตาราง	92
3.45 แสดงผลข้อมูลแรงกดทับจะถูกบันทึกอัตโนมัติเป็นค่าตัวเลขแรงกด	93
4.1 แสดงการคำนวณกลุ่มตัวอย่าง	98
4.2 การประเมินแรงกดทับในท่านอนหงายและนอนตะแคง	100
4.3 แสดงข้อมูลที่เซนเซอร์ตรวจพบแรงกดทับ ตำแหน่งสีแดง	101
4.4 แสดงข้อมูลที่ถูกลดแรงกดทับ ตำแหน่งสีแดงเดิมเปลี่ยนเป็นสีเหลืองและเขียว	101
4.5 แสดงภาพผลกดทับที่เกิดขึ้น	102
4.6 Flow chart แสดงภาพรวมการแบ่งกลุ่ม วิจัยและค่าตัวแปรต่างๆ	103
<b>4.7 แสดงกระบวนการตรวจวัดแรงกดทับ วิธีการ Deep Learning</b>	<b>103</b>
5.1 คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยและผู้ดูแลที่เข้าร่วมการศึกษา	106
5.2 ผลการเกิดแผลกดทับหลังจากนอนหงายและตะแคงขวาเป็นระยะเวลา 4 ชั่วโมง	106
5.3 แสดงการทดสอบกับตุ้มน้ำหนัก	108
5.4 แสดงการสอบเทียบแผ่นเซนเซอร์ที่สร้างขึ้นกับแผ่น sensor มาตรฐาน	108

## สารบัญรูปต่อ

รูปที่	หน้า
5.5 แสดงการติดตั้งแผ่นเสริมรองนอน	109
5.6 แสดงหน้าจอแสดงผลการติดตั้งแผ่นเสริมรองนอน	109
5.7 แสดงภาพการทดสอบโดยติดตั้ง PU ที่มีความสามารถกั้นน้ำและลดการเสียดสีสูงลม	110

# บทที่ 1

## บทนำ

ภายในปี 2563 ประเทศไทยจะมีประชากรอายุ 60 ปีขึ้นไปมากกว่าร้อยละ 19 ของประชากรทั้งหมด จนถึงปี 2583 ประเมินการณ์ว่าตัวเลขนี้จะสูงถึงร้อยละ 32.2 ขณะที่วัยแรงงานก็จะลดลงเรื่อยๆ จาก 1 ต่อ 6.8 ในปัจจุบัน เป็น 1 ต่อ 2 ในปี 2593 หรืออีก 30 ปีข้างหน้า ยิ่งไปกว่านั้น ประชากรสูงวัยมีความเสี่ยงสูงที่จะมีโรคต่างๆ หรือเกิดอุบัติเหตุหกล้มที่ทำให้มีโอกาสเป็นผู้ป่วยติดบ้าน-ติดเตียงสูง ดังนั้น การมีประชากรสูงวัยจำนวนมาก แปลความในด้านกลับกันว่า จะต้องเตรียมพร้อมสำหรับค่าใช้จ่ายด้านการรักษาพยาบาล การดูแลสุขภาพ โดยเฉพาะการดูแลผู้สูงวัยที่ป่วยติดบ้านติดเตียงที่ไม่มีครอบครัว หรือครอบครัวดูแลไม่ได้ ซึ่งประชากรกลุ่มนี้จะเพิ่มมากขึ้นทุกปี และเป็นกลุ่มที่เสี่ยงต่อการถูกทอดทิ้ง ไม่ได้รับการช่วยเหลือดูแลอย่างเหมาะสม ในงานสมัชชาเฉพาะประเด็นว่าด้วยนโยบายรองรับสังคมสูงวัย จัดโดยสำนักงานคณะกรรมการสุขภาพแห่งชาติ (สช.) และภาคีเครือข่าย เมื่อต้นเดือนกรกฎาคมที่ผ่านมา มีการศึกษาและนำเสนอโยบายในหลายเรื่องหลายมิติ หนึ่งในนั้นคือ มิติสุขภาพ ซึ่งมีสาระสำคัญ 2 ประเด็น นั่นคือ การดูแลระยะยาว กับ การเท่าทันหรือความรู้ด้านสุขภาพ ซึ่งทั้งสองประเด็นนี้สัมพันธ์กันอย่างแนบชิด

ประเด็นการดูแลระยะยาว ข้อมูลจากคณะทำงานฯ ระบุถึงตัวเลขประชากรที่ป่วยติดบ้าน-ติดเตียงในประเทศไทย พบว่า ปี 2560 ไทยมีผู้ป่วยติดบ้าน 235,301 ราย ผู้ป่วยติดเตียง 136,677 ราย และคาดการณ์อนาคตว่า ในปี 2580 ผู้ป่วยติดบ้านจะเพิ่มเป็น 526,228 ราย ผู้ป่วยติดเตียงเป็น 311,256 ราย และในปี 2590 ผู้ป่วยติดบ้านจะเพิ่มเป็น 727,103 ราย ผู้ป่วยติดเตียงเป็น 434,694 ราย ในงานศึกษาดังกล่าว มีการนำเสนอเกี่ยวกับการคำนวณตัวเลขงบประมาณในการจัดบริการดูแลระยะยาวในประเทศไทย แบ่งเป็น 1. รัฐดูแลทั้งหมด, 2. การดูแลแบบผสมผสาน

โดยกรณีที่รัฐจะทุ่มงบดูแลทั้งหมดนั้น พบว่า

**ต่ำสุด** - หากจะทำให้ผู้ป่วยติดเตียงติดบ้านได้รับการดูแลแบบคงศักดิ์ศรีความเป็นมนุษย์ไว้ได้ จะต้องใช้งบ 1,080 ล้านบาทต่อปี เพื่อจ้างผู้ดูแลมืออาชีพ 1 คนให้ดูแลผู้ป่วยประมาณ 25 คน โดยให้ค่าตอบแทนผู้ดูแลคนละ 6,000 บาทต่อเดือน.

**ปานกลาง** - หากจะให้การดูแลที่ทำให้ผู้ป่วยติดเตียงมีคุณภาพเพิ่มขึ้น ต้องใช้งบ 8,640 ล้านบาทต่อปี เพื่อจ้างผู้ดูแล 1 คนให้ดูแลผู้ป่วยประมาณ 6 คน โดยให้ค่าตอบแทนผู้ดูแลคนละ 12,000 บาทต่อเดือน.

**สูง** - หากจะให้มีการดูแลอย่างเต็มที่ มีทั้งผู้ดูแลมืออาชีพและค่าวัสดุอุปกรณ์จำเป็นต่างๆ จะต้องใช้ต้นทุนสูงถึง 30,000 ล้านบาทต่อปี สำหรับผู้ดูแลผู้ป่วยติดเตียงราว 372,000 คน โดยจ้างผู้ดูแลมืออาชีพ 1 คน ดูแลผู้ป่วย 3 คนโดยให้ค่าตอบแทนผู้ดูแลคนละ 21,150 บาทต่อเดือน

ในกรณีการดูแลแบบผสมผสาน คือมีทั้งการดูแลที่บ้าน ที่ชุมชน รวมถึงการดูแลแบบเข้าไปอยู่ใน nursing home หรือ day care มีการประมาณการงบประมาณอยู่ที่ประมาณ 30,000 ล้านบาทต่อปี เช่นกัน.

## 1.1 ที่มาและความสำคัญของโครงการ

ประเทศไทยเข้าสู่สังคมผู้สูงวัย ปัจจุบันมีรายงานถึงผู้สูงอายุที่ป่วยติดเตียงประมาณ 2 แสนราย และมีผู้สูงอายุติดบ้านที่มีโอกาสพัฒนาเป็นผู้ป่วยติดเตียงในอนาคตอีกกว่า 3 แสนราย รัฐบาลเล็งเห็นถึงวิกฤตดังกล่าวว่าผู้สูงอายุกลุ่มนี้จำเป็นต้องมีคนดูแล จึงได้มีมติให้มีการปรับแก้กฎระเบียบต่างๆ รวมถึงการจัดสรรงบประมาณให้เหมาะสมในการสร้างนักบริบาลทั่วประเทศไทยเข้าไปดูแลประชาชนตามชุมชนต่างๆ รวมทั้งเปิดโอกาสให้องค์กรปกครองส่วนท้องถิ่นสามารถเข้ามาช่วยเหลือที่มสุขภาพได้อย่างถูกต้องและมีระเบียบรองรับ ซึ่งคาดว่าจะใช้งบประมาณเฉลี่ยปีละ 2,000 ล้านบาท ครอบครัวยุคใหม่จะมีลักษณะเป็นครอบครัวขยายและมีผู้สูงอายุอยู่ในครอบครัว มักพบปัญหาผู้สูงอายุต้องดูแลกันเองหรืออยู่คนเดียว เนื่องจากบุตรหลานต้องออกไปทำงานในเมืองหรือนอกพื้นที่ ดังนั้น หากผู้สูงอายุรายใดเป็นผู้ป่วยติดเตียงจะพบปัญหาต่อครอบครัวและคุณภาพชีวิตเป็นอย่างมาก โดยเฉพาะหากผู้สูงอายุที่นอนติดเตียงนั้นเกิดแผลกดทับ การเกิดแผลกดทับทำให้ประเทศสูญเสียงบประมาณในการรักษาแผลกดทับ รวมถึงภาวะแทรกซ้อนจากแผลกดทับต่างๆ รวมถึงความเสี่ยงต่อการเสียชีวิตจากการติดเชื้อจากแผลกดทับ การรักษาแผลกดทับมีต้นทุนอยู่ที่ 1,167,926.46 บาท แต่ภาครัฐสามารถเรียกเก็บได้จริง 471,753 บาท ดังนั้น โครงการวิจัยนี้มีเป้าหมายเพื่อช่วยป้องกันการเกิดแผลกดทับในผู้ป่วยติดเตียงหรือแม้กระทั่งในผู้ที่เคลื่อนไหวตัวเองลำบาก โดยคาดหวังว่าจะช่วยแบ่งเบาภาระสำหรับครอบครัว ผู้ดูแล เจ้าหน้าที่และทีมแพทย์ รวมถึงช่วยลดงบประมาณในการรักษาแผลกดทับและทดแทนการนำเข้าเครื่องมือที่มีราคาแพงมากจากต่างประเทศได้

## 1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. ตรวจสอบแรงกดในผู้สูงอายุและผู้ป่วยติดเตียงขณะนั่งและนอน
2. ลดแรงกดได้อัตโนมัติเพื่อช่วยป้องกันการเกิดแผลกดทับในผู้สูงอายุและผู้ป่วยติดเตียง

## 1.3 ขอบเขตของโครงการ

1. สร้างเครื่องต้นแบบตรวจสอบแรงกดและลดแรงกดได้อัตโนมัติเพื่อป้องกันแผลกดทับ
2. สร้างระบบรับ-ส่งข้อมูลอย่างชาญฉลาด

## 1.4 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1. สามารถนำไปใช้เป็นอุปกรณ์ในการป้องกันแผลกดทับในกลุ่มผู้สูงอายุ, ผู้ป่วยติดเตียง ผู้ป่วยกระดูกสันหลังได้รับบาดเจ็บ และผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ
2. กระตุ้นให้เกิดการทำวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์ตรวจวัด โดยใช้เทคโนโลยีและวัสดุภายในประเทศ

## บทที่ 2

### ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี 2014 รองศาสตราจารย์ ดร.นิพนธ์ อีระอาพน ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ ธนวัฒน์ วะสินนท์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ศันสนีย์ เอื้อพันธ์วิริยะกุล (อุปกรณ์แปลงภาพพิมพ์ เท้าแฮริสสู่สภาพแรงกด ในรูปดิจิทัล) และในปีเดียวกัน ผศ.ดร.ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์ (ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกาย) ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกด มีลักษณะเป็นแผ่นรองรับแรง (force plate) ใช้ตรวจสอบความสมดุลของร่างกาย ใช้ในทางวิทยาศาสตร์กายภาพทางการแพทย์ในเชิงกายภาพบำบัด การฟื้นฟูสมรรถภาพ โดยใช้วัดการกระจายการทิ้งน้ำหนักตัวบนฝ่าเท้าสำหรับผู้ป่วยที่มีปัญหาการทรงตัวในการเดิน การยืน อาจเนื่องมาจากอุบัติเหตุ ความพิการ หรือการเสื่อมสภาพตามวัยของผู้สูงอายุ หรือ ทางวิทยาศาสตร์การกีฬา ใช้ในการตรวจวิเคราะห์จับภาพการเคลื่อนไหวของการทิ้งและกระจายน้ำหนักบนฝ่าเท้าของนักกีฬา เพื่อพัฒนาการด้านกีฬา หลายหน่วยงานจำเป็นต้องใช้ แต่มีข้อจำกัดของงบประมาณ เพราะมีราคาแพง ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ บางครั้งการซ่อมบำรุงไม่สามารถหาอะไหล่ทดแทนได้ ผศ.ดร.ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์ อาจารย์ประจำภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ จึงได้ออกแบบและสร้างต้นแบบชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกาย ในราคาต้นทุนที่ต่ำกว่าท้องตลาด มีประสิทธิภาพสูง ใช้วัสดุที่มีอยู่ในท้องตลาดในประเทศให้สะดวกต่อการซ่อมบำรุงรักษา ออกแบบเพื่อคนไทยให้ใช้งานได้ง่าย ขนาดเหมาะสม รูปแบบทันสมัย น้ำหนักเบา มีหูหิ้วเคลื่อนย้ายได้สะดวก เพื่อการนำไปใช้งานภาคสนาม เช่น การตัดวัดท่าขาเทียม และยังสามารถเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์พีซี หรือ โน้ตบุ๊กก็ได้ มุ่งหวังให้มีการนำไปใช้งานให้เกิดประโยชน์ เพื่อคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นของคนไทย ผลงานชุดอุปกรณ์แผ่นรองรับแรงนี้ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ 1) ส่วนทางกล (mechanical) เป็นการออกแบบ วิเคราะห์ และสร้างอุปกรณ์แผ่นรองรับน้ำหนัก ด้านบนสำหรับวางเท้าเป็นแผ่นอะคริลิก ขนาด 60 x 60 ซม.หนา 2.5 ซม. แผ่นปิดด้านล่างหนา 0.5 ซม.ใช้อลูมิเนียมโพรไฟล์ทำเป็นกรอบ ยึดติดกับ Bracket ซึ่งเป็นส่วนที่ใช้รับน้ำหนักเมื่อมีการเหยียบลงบนอุปกรณ์ ทำด้วยสแตนเลส 304 ซึ่งแข็งแรงทนทานไม่เป็นสนิม ขนาดกว้าง 5 ซม.ยาว 12 ซม.โดยออกแบบให้สามารถรับน้ำหนักได้ถึง 120 กิโลกรัม และใช้ load cell สำเร็จรูปขนาด 15x4 ซม.วัสดุเป็นอลูมิเนียม เป็นชนิดที่วัดน้ำหนักที่จุดเดียวที่ส่วนปลายและเป็นแบบคาน ซึ่งในขณะรับน้ำหนัก คานจะขยับเปลี่ยนตามน้ำหนักที่มากระทำ 2) ส่วนทางไฟฟ้า (electrical) เป็นการออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณเอาท์พุท (instrument amplifier) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (low pass filter) มีการคำนวณค่าตัวต้านทาน และค่าตัวเก็บประจุที่เหมาะสม และ 3) ส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้งาน (interface) เป็นการออกแบบโปรแกรมเพื่อรับค่าสัญญาณและแสดงผลออกทางคอมพิวเตอร์ ในภาพรวมของผลงานวิจัย พบว่าสามารถรองรับน้ำหนักได้มากกว่า 120 กิโลกรัม และเมื่อเหยียบลงบนแผ่นรองรับน้ำหนัก Force Plate จะสามารถบอกได้ว่าขณะยืน มีการถ่ายน้ำหนักไปที่เท้าข้างไหนหรือที่ตำแหน่งปลายเท้าหรือสันเท้ามากกว่ากัน โดยจะแสดงผลออกมาในรูปแบบกราฟให้เห็นทิศทางการเอนตัวและการกระจายน้ำหนัก โดยสามารถพัฒนาต่อให้แสดงผลแบบการไล่ลำดับความเข้มของสี เพื่อเพิ่มความน่าสนใจยิ่งขึ้นด้วย

ต่อมาปี 20015 เครื่องวัดแรงกดของฝ่าเท้า ในคนไข้ที่มีความผิดปกติของกระดูกส่วนเท้าเช่นกระดูกงอก ใต้ฝ่าเท้า เวลาเดินจะมีความเดินจะเจ็บปวดมาก ทำให้การเดินผิดรูปแบบไป การรักษาทำได้โดยการผ่าตัดหรือการ ออกแบบรองเท้าพิเศษเฉพาะสำหรับคนไข้ เพื่อให้การรักษาคนไข้มีประสิทธิภาพ การรู้ตำแหน่งของฝ่าเท้าที่มีแรงกด มากมีความจำเป็น เพื่อให้สามารถรู้ตำแหน่งของกระดูกที่ต้องการตัดออก หรือเพื่อออกแบบรองเท้าให้รองรับส่วน กระดูกที่งอกได้ดี เครื่องวัดแรงกดของฝ่าเท้าเพื่อวัดแรงกดของเท้ามีความจำเป็น เครื่องวัดแรงกดของฝ่าเท้ามีหลาย รูปแบบ เช่นรูปแบบที่คล้ายเครื่องสแกน รูปแบบที่ใช้กล้องถ่ายภาพถ่ายใต้ฝ่าเท้าของคนไข้ที่ยืนบนกระจก หรือ รูปแบบที่ผ่านเซนเซอร์วัดแรงกด เครื่องเหล่านี้มีราคาแพงหลายแสนบาท หรือบางรุ่นที่สามารถวัดแรงกดแบบ Real time มีราคาเป็นหลักล้าน

ล่าสุดปี 2017 มีเทคโนโลยีที่รักษาโรคที่เกิดจากโครงสร้างเท้าผิดปกติ โดยเครื่องวัดเท้า ใช้ในการวัดเพื่อ หาจุดที่รับน้ำหนักและแรงกดของฝ่าเท้า โดยจะวัดเท้าของผู้ป่วยเพื่อทำการวิเคราะห์ผลซึ่งทำให้ได้ผลลัพธ์ที่ถูกต้อง และแม่นยำ Force Plate เป็นเครื่องวัดเท้า ที่ใช้วัดเท้าได้ใกล้เคียงกับการเดินปกติ เครื่องวัดจะแสดงผลออกมาใน รูปแบบของสีและตัวเลขตามแรงกดและการกระจายน้ำหนักบนฝ่าเท้า เครื่องวัดเท้านั้นทำมาจากแก้วซึ่งมีความหนา ทนทาน ได้มาตรฐาน การวัดเท้านั้นจะช่วยให้ผู้ป่วยกลับมามีบุคลิกภาพที่ดี ซึ่งมีราคาแพงมากและต้องใช้ผู้เชี่ยวชาญ ควบคุมการทดสอบ



รูปที่ 2.1 แสดงผลของเครื่องวัดเท้า

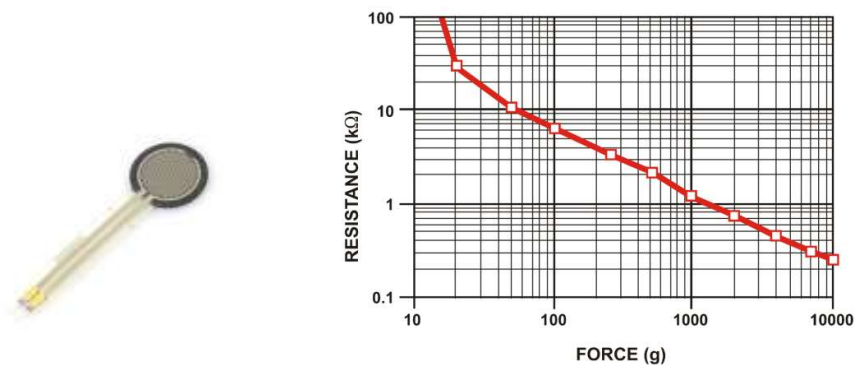
การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ โดยในโครงสร้างของระบบจะใช้ เซนเซอร์วัดแรงกดเพื่อนำสัญญาณไปวิเคราะห์ที่ตัวควบคุมเพื่อควบคุมการทำงานการลดแรงกดทับได้ โครงสร้างของโครงการพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ โดยในภาพรวมโครงสร้างระบบแบ่งออกเป็นสามส่วนใหญ่ๆ ดังรูปที่ 2.4 แสดงโครงสร้างการพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ

- 2.1 ส่วนของแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย
- 2.2 ส่วนของชุดอุปกรณ์ลดแรงกด
- 2.3 ส่วนของการออกแบบเตียงนอน

## 2.1 ส่วนของแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย

ประกอบด้วยชุดอุปกรณ์ควบคุมและเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย โดยมีกรอบแนวคิด หรือรายละเอียดด้านเทคนิคดังต่อไปนี้

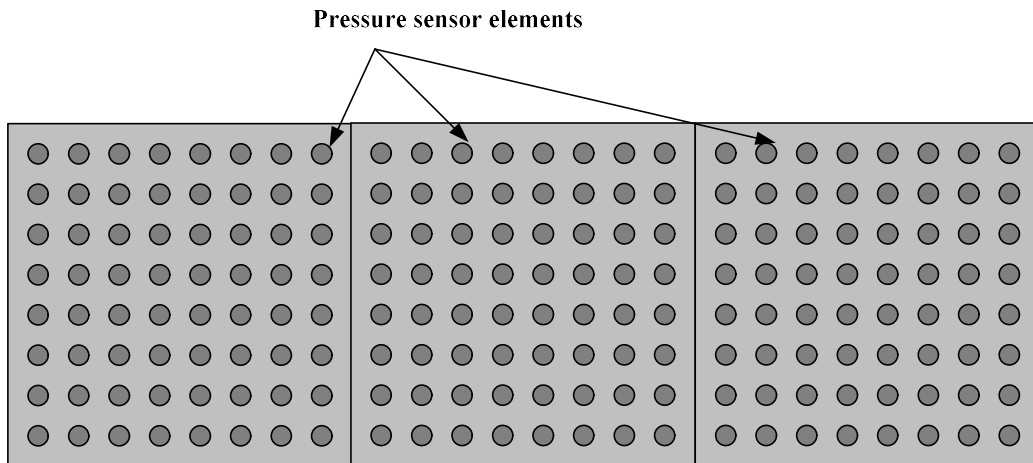
สำหรับระบบที่นำเสนอจะประกอบด้วยเซนเซอร์ตรวจวัดแรงกดแบบความต้านทาน (Resistive Pressure sensor) ซึ่งค่าความต้านทานของเซนเซอร์จะเปลี่ยนไปตามแรงกดดังรูปที่ 2



รูปที่ 2.2 ตัวอย่างของเซนเซอร์และความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดและค่าความต้านทานของเซนเซอร์

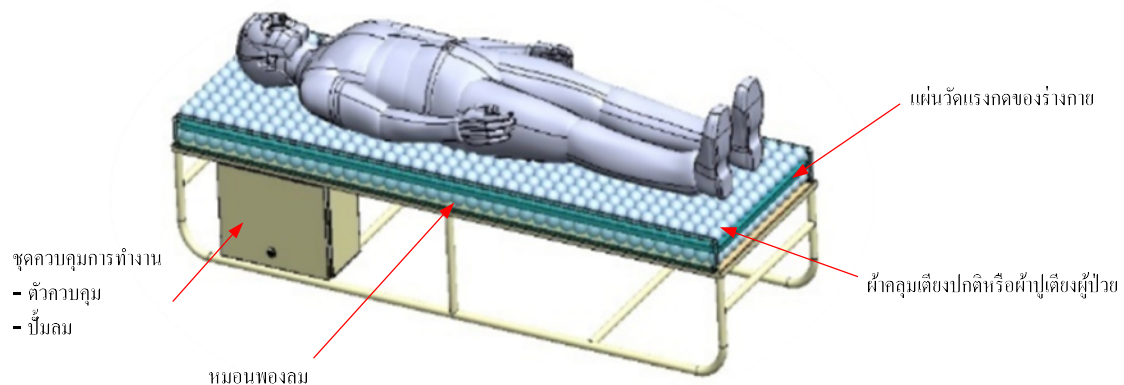
: [FSR Integration Guide](#)

จากเซอร์เซอร์ในรูปที่ 2.2 เราจะนำเซนเซอร์มาต่อกันในลักษณะของอาร์เรย์สำหรับการตรวจจับการกระจายตัวของแรงกดในทิศทางต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 2.3

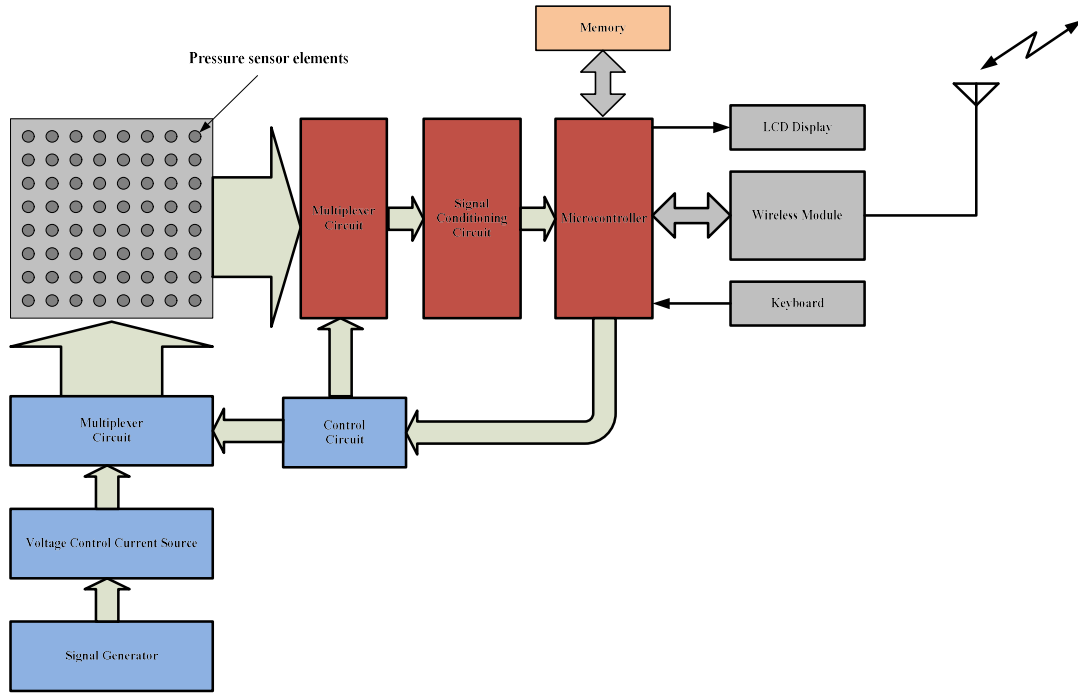


รูปที่ 2.3 การนำเซนเซอร์มาต่อกันในลักษณะของอาร์เรย์

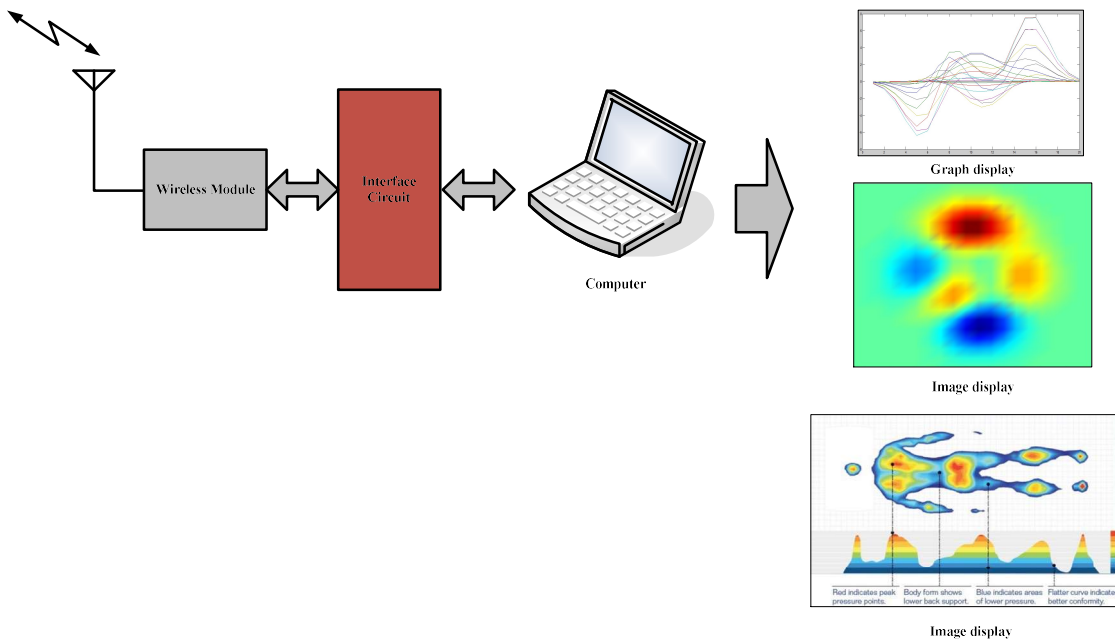
จากอาร์เรย์เซนเซอร์ในรูปที่ 2.3 จะถูกต่อเข้ากับวงจรอิเล็กทรอนิกส์และชุดควบคุมดังรูปที่ 2.4 เพื่อใช้ในการวัดสัญญาณจากเซนเซอร์แต่ละตัวก่อนที่จะส่งผ่านเครือข่ายไร้สายไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อเก็บข้อมูลและประมวลผลสัญญาณที่ได้เพื่อแสดงผลออกบนจอคอมพิวเตอร์ในรูปแบบของกราฟและรูปภาพเพื่อแสดงการกระจายตัวของแรงกด ณ ตำแหน่งต่างๆ จากนั้นนำข้อมูลที่ประมวลผลได้มาวิเคราะห์ด้วยอัลกอริทึมที่ทีมวิจัยได้พัฒนาและส่งสัญญาณเข้าไปควบคุมการทำงานที่แอร์บอลเพื่อเพิ่มและลดแรงกดณะตำแหน่งที่ก่อให้เกิดแผลกดทับโดยอัตโนมัติ



ก. เครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ



ข. เซนเซอร์ต่อเข้าวงจรอิเล็กทรอนิกส์และการรับ-ส่งข้อมูล



ค. วงจรอิเล็กทรอนิกส์และการรับ-ส่งข้อมูลและชุดประมวลผล

รูปที่ 2.4 โครงสร้างการพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ

### 2.1.1 เตียงผู้ป่วย

เตียงผู้ป่วย คือ เตียงนอนผู้ป่วยที่สำหรับการอำนวยความสะดวกแก่ผู้ป่วย และคนดูแลผู้ป่วยได้ง่ายขึ้น ซึ่งต่างจากเตียงนอนธรรมดาทั่วไป เพราะเตียงสำหรับผู้ป่วยนั้นสามารถปรับระดับส่วนนั่งพิงหลังของผู้ป่วยเพื่อลุกขึ้นนั่งทำกิจกรรมต่างๆ การปรับระดับความสูง-ต่ำของเตียงผู้ป่วย หรือว่าจะเป็นการปรับขาหรือเข้าได้ ซึ่งจะง่ายต่อการดูแลผู้ป่วย และมีความปลอดภัยมากขึ้นต่างจากเตียงแบบธรรมดาทั่วไป ซึ่งเตียงผู้ป่วยนั้นจะแบ่งออกเป็น 2 แบบ คือ

1.เตียงผู้ป่วยแบบมือหมุน มีกลไกการทำงานโดยการใช้มือหมุน สามารถปรับระดับพนักพิงหลังหรือขาและเข้า หรืออาจจะเป็นความสูงของเตียงได้

2.เตียงผู้ป่วยแบบไฟฟ้า มีกลไกการทำงานด้วยระบบไฟฟ้า ควบคุมการทำงานด้วยรีโมท สามารถปรับระดับความสูง - ต่ำของเตียงได้ หรือจะเป็นพนักพิงหลัง หรือขาและเข้าได้ตามความต้องการ ซึ่งเตียงผู้ป่วยแบบไฟฟ้า ผู้ป่วยสามารถควบคุมการใช้งานเตียงได้ด้วยตนเอง นั่นคือจะช่วยลดภาระของผู้ดูแลผู้ป่วยได้บ้าง

โดยขนาดเตียงผู้ป่วย ส่วนมากจะมีขนาดมาตรฐานจะอยู่ที่ 90 เซนติเมตร หรือ 3 ฟุต ซึ่งถือว่าความกว้างเพียงพอแล้ว สำหรับคนไข้ ส่วนความยาวจะอยู่ที่ 200 เซนติเมตร หรือ 2 เมตร ขนาดเฉพาะพื้นเตียง



รูปที่ 2.5 เตียงนอนผู้ป่วย

### 2.1.2 แผลกดทับ (Pressure Injury)

แผลกดทับ หมายถึง การถูกทำลายเฉพาะที่ของผิวหนังหรือเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังโดยเฉพาะบริเวณปุ่มกระดูก ซึ่งอาจเป็นผลมาจากความรุนแรงของแรงกดหรือการถูกกดเป็นระยะเวลาานาน และอาจจะเกิดขึ้นจากแรงกดร่วมกับแรงไถล โดยความทนของเนื้อเยื่อต่อแรงกดและแรงไถลขึ้นอยู่กับระดับความชื้นบริเวณผิวหนัง ภาวะโภชนาการ ระบบไหลเวียนของเลือดสู่เนื้อเยื่อ ภาวะโรคร่วม และสภาพของเนื้อเยื่อ ลักษณะการบาดเจ็บอาจจะแสดงในรูปแบบของผิวหนังไม่ฉีกขาดหรือเกิดเป็นแผลและอาจมีอาการเจ็บปวดร่วมด้วย

#### 2.1.2.1 ปัจจัยเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ

##### 1. ปัจจัยภายนอก

**แรงกด (Pressure)** คือแรงต่อหน่วยพื้นที่ที่กระทำ ตั้งฉากกับพื้นผิว แรงกดที่มากกว่าความดันปิดของหลอดเลือดฝอยในเนื้อเยื่อเป็นระยะเวลานาน ส่งผลให้เนื้อเยื่อภายใต้แรงกดนั้นเกิดการขาดเลือด(ischemia) แรงกดมากในระยะเวลาสั้นอาจทำให้เกิดแผลกดทับที่รุนแรงได้เท่ากับแรงกดน้อยแต่คงอยู่นานเนื้อเยื่อใต้ผิวหนังบริเวณปุ่มกระดูกมีความอดทนของเนื้อเยื่อต่อแรงกดน้อยกว่าตำแหน่งอื่นจึงมีโอกาสเกิดแผลกดทับสูง ดังนั้นสิ่งที่ต้องคำนึงถึงเกี่ยวกับแรงกด ได้แก่ น้ำหนักที่กด ระยะเวลา ความทนของเนื้อเยื่อต่อแรงกด

**แรงเฉือน (Shear)** คือแรงต่อหน่วยพื้นที่ที่กระทำ ในแนวขนานกับพื้นผิว เกิดขึ้นในขณะที่ผิวหนังอยู่นิ่ง แต่เนื้อเยื่อใต้ผิวหนังมีการเคลื่อนที่ การที่มีแรงกดร่วมกับแรงเฉือนจะเพิ่มโอกาสเกิดแผลกดทับสูงขึ้นถึง 6 เท่า

**แรงเสียดสี (Friction)** คือแรงต้านการเคลื่อนที่ที่ขนานกับทิศทางที่สัมผัสกับพื้นผิวทั้งสอง แรงเสียดสีเป็นสาเหตุทำให้เกิดแรงเฉือนบริเวณเนื้อเยื่อชั้นลึก ทำให้เนื้อเยื่อบาดเจ็บ ไปสู่การเกิดแผลกดทับได้ แรงเสียดสีจึงถือเป็นปัจจัยเสี่ยงไม่ใช่สาเหตุโดยตรงของการเกิดแผลกดทับ

## 2. ปัจจัยภายใน

**ผู้สูงอายุ (Aging)** ผิวหนังมีการเปลี่ยนแปลง ได้แก่ เซลล์ไขมันใต้ผิวหนัง ต่อมเหงื่อ หลอดเลือด มีจำนวนลดลง ส่งผลต่อการควบคุมอุณหภูมิของร่างกาย ผิวหนังบางลงและมีความยืดหยุ่นลดลง ทำให้มีโอกาสได้รับบาดเจ็บได้ง่ายขึ้นและกระบวนการซ่อมแซมผิวหนังใช้เวลานานขึ้น

**การไม่เคลื่อนไหว (Immobility)** มักเกิดในผู้ป่วยที่มีระดับความรู้สึกตัวบกพร่อง อ่อนแรง อัมพาต เช่น ผู้ป่วยบาดเจ็บไขสันหลัง บาดเจ็บสมอง หลอดเลือดสมองตีบหรือแตก เป็นต้น ทำให้จำกัดความสามารถในการเคลื่อนย้ายตัว เพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ

**สูญเสียการรับรู้ความรู้สึก (Impaired sensation)** เช่น ความรู้สึกสัมผัส เจ็บ

**ภาวะทุโภชนาการ (Malnutrition)** ได้แก่

- ระดับแอลบูมินต่ำ และระดับโปรตีนในเลือดต่ำ มีความสัมพันธ์กับการเกิดแผลกดทับ
- การได้รับสารอาหารหรือเกลือแร่ไม่เพียงพอ เช่น โปรตีน สังกะสี แคลเซียม แมกนีเซียม
- การขาดวิตามิน เช่น วิตามินซี วิตามินดี วิตามินอี
- ภาวะขาดน้ำ ระดับไขมันในเลือดต่ำ
- น้ำหนักตัวต่ำกว่าปกติ ภาวะผอมหนังหุ้มกระดูก

**ภาวะเลือดจาง (Anemia)** ทำให้ออกซิเจนไปเลี้ยงบริเวณผิวหนังลดลง

**การสูบบุหรี่ (Smoking)** carbon monoxide และ nicotinic acid ในบุหรี่ เป็นสารที่ทำให้หลอดเลือดหดตัว กระตุ้นการสร้างเม็ดเลือดแดง ทำให้เลือดมีความหนืดเพิ่มขึ้น ลดการไหลเวียนเลือดบริเวณแผล ทำให้แผลขาดเลือด

**อุณหภูมิร่างกายสูง (High body temperature)** เพิ่มเมตาบอลิซึมความต้องการออกซิเจนของเซลล์

**ผิวหนังเปียกชื้นและกลั่นแฉะจนระปัสสาวะไม่ได้ (Moisture and Incontinence)** ความชื้นที่มากเกินไปทำให้เนื้อเยื่อชั้นลึกของผิวหนังอ่อนแอ

ยา (Medication) เช่น ยาระงับประสาท ยาแก้ชักเสบ ยาสแตียรอยด์ ยาชา เป็นต้น

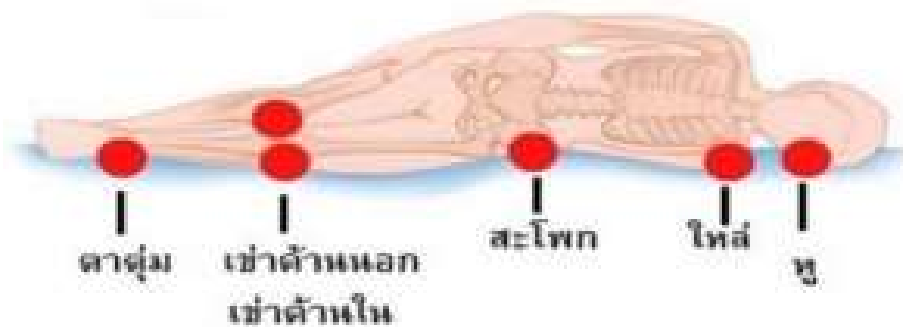
### 2.1.2.2 ตำแหน่งที่ปุ่มกระดูกกดทับได้บ่อย

1. ท่านอนหงาย ได้แก่ บริเวณกระดูกก้นกบ สันเท้า ข้อศอก กระดูกสันหลัง สะบัก และท้ายทอย ดังรูปที่ 2.6 และ 2.7



รูปที่ 2.6 ตำแหน่งที่ปุ่มกระดูกกดทับในท่านอนหงาย

2. ท่านอนตะแคง ได้แก่ บริเวณกระดูกสะโพก ตาตุ่ม เข่า ไหล่ หัวดังรูปที่ 2.3

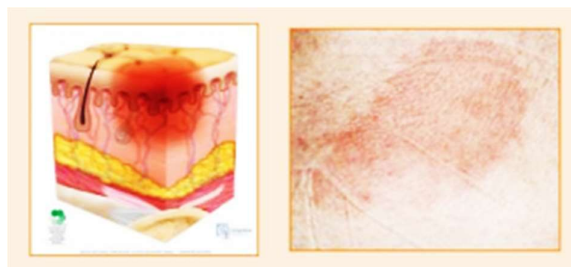


รูปที่ 2.7 ตำแหน่งที่ปุ่มกระดูกกดทับในท่านอนตะแคง

### 2.1.2.3 การแบ่งระดับของแผลกดทับ

#### แผลกดทับระดับ 1 (Stage 1 Pressure Injury)

ผิวหนังยังไม่เกิดการฉีกขาด เกิดรอยแดงเฉพาะที่และรอยแดงยังคงอยู่เมื่อนิ้วมือกดบริเวณผิวหนังที่เป็นรอยแดง ในผู้ที่มีผิวคล้ำ ลักษณะที่แสดงให้เห็นจะแตกต่างออกไป อาจพบผิวหนังมีรอยแดงและรอยแดงจางลงเมื่อนิ้วมือกด หรือมีการเปลี่ยนแปลงของการรับความรู้สึก การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ หรือผิวหนังมีความแข็ง การเปลี่ยนแปลงของสีผิวไม่รวมผิวหนังที่เปลี่ยนเป็นสีม่วงหรือสีแดงซี ้ ซึ่งลักษณะดังกล่าวอาจเป็นการบาดเจ็บเนื้อเยื่อชั้นลึก ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แผลกดทับระดับ 1

### แผลกดทับระดับ 2 (Stage 2 Pressure Injury)

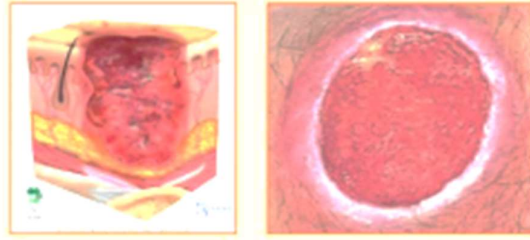
มีการสูญเสียชั้นผิวหนังบางส่วนจนมองเห็นชั้นหนังแท้ ลักษณะพื้นแผลมีสีชมพูหรือสีแดง มีความชุ่มชื้นหรืออาจพบลักษณะของตุ่มน้ำ ใสหรือเป็นตุ่มน้ำ ใสที่แตก มองไม่เห็นชั้นไขมันหรือชั้นของเนื้อเยื่อที่อยู่ลึก ไม่พบลักษณะของเนื้อเยื่อใหม่สีแดง เนื้อตายเปื่อยยุ่ย และเนื้อตายแห้งแข็ง โดยทั่วไปถ้าพบการบาดเจ็บของแผลลักษณะนี้บริเวณผิวหนังเหนือกระดูกเชิงกรานมักเกิดจากความชื้นและแรงไถล และถ้าพบบริเวณสันเท้ามักเกิดจากแรงไถล การระบุงระดับของแผลกดทับระดับ 2 จะไม่ใช้ในการอธิบายแผลที่เกิดจากภาวะผิวหนังถูกทำลายจากความเปียกชื้น เช่น ผิวหนังอักเสบจากการควบคุมการขับถ่ายไม่ได้ ผิวหนังอักเสบจากภาวะความเปียกชื้น ผิวหนังถูกทำลายจากวัสดุยึดติดทางการแพทย์หรือแผลที่เกิดการบาดเจ็บจากอุบัติเหตุ เช่น ผิวหนังฉีกขาด แผลไหม้ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 แผลกดทับระดับ 2

### แผลกดทับระดับ 3 (Stage 3 Pressure Injury)

มีการสูญเสียของชั้นผิวหนังทั้งหมด มองเห็นชั้นไขมันในแผล มีเนื้อเยื่อใหม่สีแดงและลักษณะขอบแผลมีวนอาจพบเนื้อตายเปื่อยยุ่ยหรือเนื้อตายแห้งแข็ง ระดับความลึกของเนื้อเยื่อที่เสียหายแตกต่างกันตามตำแหน่งทางกายวิภาคที่เกิดแผล บริเวณที่มีไขมันมากมักจะเกิดเป็นแผลลึก อาจพบโพรงใต้ขอบแผลหรือโพรงแผล มองไม่เห็นชั้นพังผืด กล้ามเนื้อ เส้นเอ็น กระดูกอ่อนหรือกระดูก ถ้าพื้นแผลถูกปกคลุมด้วยเนื้อตายเปื่อยยุ่ยหรือเนื้อตายแห้งแข็งทั้งหมด จะเป็นลักษณะของแผลกดทับที่ไม่สามารถระบุระดับได้ดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 แผลกดทับระดับ 3

#### แผลกดทับระดับ 4 (Stage 4 Pressure Injury)

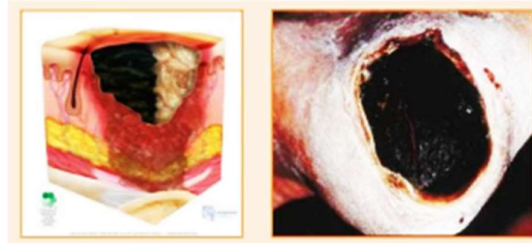
สูญเสียชั้นผิวหนังทั้งหมดและชั้นเนื้อเยื่อใต้ผิวหนัง มองเห็นหรือสัมผัสได้โดยตรงของชั้นเนื้อเยื่อพังผืด กล้ามเนื้อ เส้นเอ็น กระดูกอ่อน หรือกระดูกในบริเวณพื้นแผล อาจพบเนื้อตายเปื่อยยุ่ย หรือเนื้อตายแห้งแข็ง มักพบขอบแผลมีลักษณะม้วน มีโพรงใต้ขอบแผลหรือโพรงแผล ระดับความลึกแตกต่างกันตามตำแหน่งทางกายวิภาคที่เกิดแผล ถ้าพื้นแผลถูกปกคลุมด้วยเนื้อตายเปื่อยยุ่ยหรือเนื้อตายแห้งแข็งทั้งหมด จะเป็นลักษณะของแผลกดทับที่ไม่สามารถระบุระดับได้ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 แผลกดทับระดับ 4

#### แผลกดทับที่ไม่สามารถระบุระดับได้ (Unstageable Pressure Injury)

สูญเสียชั้นผิวหนังทั้งหมดและชั้นเนื้อเยื่อใต้ผิวหนัง ไม่สามารถระบุความลึกของชั้นเนื้อเยื่อที่ถูกทำลายได้ เนื่องจากถูกปกคลุมด้วยเนื้อตายเปื่อยยุ่ยหรือเนื้อตายแห้งแข็ง หากมีการตัดเนื้อตายออกจากแผลจะสามารถระบุว่าเป็นแผลกดทับระดับ 3 หรือระดับ 4 ได้ เนื้อตายแห้งแข็ง (แห้ง ยึดติดแน่น ไม่มีรอยแดง หรือไม่มีลักษณะหยุ่นๆ คล้ายน้ำขังอยู่ใต้แผล) ที่บริเวณสันเท้าหรือบริเวณอวัยวะส่วนปลายที่เกิดเนื้อตายจากการขาดเลือดไม่ควรท าให้อ่อนตัวหรือตัดออก ดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 แผลกดทับที่ไม่สามารถระบุระดับได้

## แผลกดทับที่มีการบาดเจ็บเนื้อเยื่อชั้นลึก (Deep Tissue Pressure Injury)

ผิวหนังยังไม่เกิดการฉีกขาด หรือผิวหนังฉีกขาดเกิดเป็นแผล มีรอยแดงคล้ำ เฉพาะที่และรอยแดงยังคงอยู่ เมื่อใช้นิ้วมือกดบริเวณผิวหนังที่เป็นรอยแดงคล้ำ มีการเปลี่ยนแปลงสีผิวเป็นสีแดงช้ำ หรือสีม่วง หรือผิวหนังชั้นหนังกำพร้าฉีกขาดเห็นพื้นแผลเป็นสีดำ หรือพบเป็นลักษณะของตุ่มน้ำที่มีเลือดอยู่ข้างใน มักพบว่ามีความเจ็บปวดและการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของผิวหนังเกิดขึ้นก่อนมีการเปลี่ยนแปลงของสีผิว ในบุคคลที่มีผิวคล้ำการเปลี่ยนแปลงของสีผิวจะมีลักษณะที่แสดงให้เห็นจะแตกต่างออกไป การบาดเจ็บเนื้อเยื่อชั้นลึกนี้เกิดจากความรุนแรงของแรงกดหรือการถูกกดทับเป็นระยะเวลาาน ร่วมกับแรงเสียดสีในบริเวณส่วนเชื่อมต่อระหว่างกระดูกและกล้ามเนื้อ การเกิดแผลอาจลุกลามเข้าสู่เนื้อเยื่อที่มีบาดเจ็บอย่างรวดเร็วหรือการบาดเจ็บอาจหายโดยไม่เกิดเป็นแผลก็ได้ ถ้าพบเนื้อตาย ชั้นไขมัน เนื้อเยื่อใหม่สีแดงชั้นพังผืดกล้ามเนื้อ หรืออวัยวะอื่น ๆ จะเป็นลักษณะของแผลกดทับที่มีการสูญเสียเนื้อเยื่อ (แผลกดทับที่ไม่สามารถระบุงระดับ, แผลกดทับระดับ 3, หรือแผลกดทับระดับ 4) ดังรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 แผลกดทับที่มีการบาดเจ็บเนื้อเยื่อชั้นลึก

### 2.1.3 แผลกดทับกับผู้ป่วยติดเตียง

แผลกดทับมักพบเจอบ่อยในผู้ป่วยที่มีข้อจำกัดการเคลื่อนไหว ผู้ป่วยติดเตียง แผลกดทับเกิดขึ้นจากการได้รับบาดเจ็บบริเวณผิวหนังหรือเนื้อเยื่อที่โดนแรงกดและแรงเสียดสีจากการนั่ง รถเข็น การนอนติดเตียง หรือการสวมใส่เสื้อผ้าเป็นเวลานาน การดูแลผู้ป่วยนับเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลให้เกิดปัญหาร้ายแรงจากแผลกดทับ โดยเฉพาะในผู้สูงอายุที่มีร่างกายที่อ่อนแอ หากผู้ป่วยติดเตียงถูกจัดอยู่ในท่าที่ไม่ถูกต้อง ถูกพลิกตัวบ่อยครั้ง ได้รับโภชนาการที่ไม่ดีหรือครีมบำรุงผิวที่ไม่เหมาะสม อาจก่อให้เกิดแผลกดทับได้ ผู้ที่มีความเสี่ยงสูงในเกิดการแผลกดทับ ได้แก่ ผู้ที่มีปัญหาการรับรู้ทางประสาทสัมผัส การไหลเวียนโลหิต โรคเบาหวาน และโรคขาดสารอาหาร

#### 2.1.3.1 การป้องกันแผลกดทับ

1. หมั่นพลิกตะแคงตัว เปลี่ยนท่านอนอย่างน้อยทุกๆ 2 ชั่วโมง
2. ดูแลที่นอนให้สะอาด แห้ง อากาศถ่ายเทอยู่เสมอ เพื่อไม่ให้เกิดความอับชื้น
3. การเคลื่อนย้ายผู้ป่วยควรมีผู้ช่วย
4. ดูแลผิวหนังผู้ป่วยไม่ให้อับชื้นหรือแห้งเกินไปอยู่เสมอ
5. ออกกำลังกาย ขยับแขน, ขา และข้อต่อต่างๆ ให้ผู้ป่วยเป็นประจำ
6. ผู้ป่วยจะต้องได้รับสารอาหารที่ครบถ้วน โดยเฉพาะโปรตีน, วิตามิน, ธาตุเหล็ก และน้ำ

#### 2.1.4 เบาะรองนอน (air mattress)

เพราะที่นอนคือที่ที่ผู้ป่วยติดเตียงจะต้องใช้เวลาส่วนใหญ่ด้วย และด้วยสถานะของผู้ป่วยติดเตียงที่อาจจะไม่สามารถเคลื่อนไหวได้ หรือเคลื่อนไหวได้ไม่มาก ทำให้ผู้ป่วยติดเตียงมีความเสี่ยงในการเกิดแผลกดทับได้มาก หากไม่ได้นอนบนที่นอนที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยติดเตียง และไม่ได้รับการดูแลที่ถูกต้องสำหรับผู้ป่วยติดเตียง ไม่ว่าจะเป็นการพลิกตัว นวดตัว หรือการทำกายภาพ กายบริหารสำหรับผู้ป่วยติดเตียงอย่างง่าย ๆ หรือแม้แต่เรื่องการรักษาความสะอาดให้กับผู้ป่วย และอาหารการกินของผู้ป่วย ก็อาจทำให้เกิดแผลกดทับในผู้ป่วยติดเตียงได้

สถานการณ์ที่มีผู้ป่วยติดเตียง หรือผู้ป่วยที่มีภาวะพึ่งพิง ถือเป็นสถานการณ์ที่เราอาจไม่คาดคิดและไม่อยากให้เกิดขึ้น แต่หากเกิดขึ้นแล้ว เราในฐานะผู้ดูแลจำเป็นต้องเตรียมพร้อม ทั้งเตรียมความพร้อมในเรื่องการดูแลร่างกายและจิตใจของผู้ป่วย และการเตรียมสถานที่ อุปกรณ์การดูแลที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยติดเตียง ซึ่งหนึ่งในอุปกรณ์ที่สำคัญเป็นอันดับต้นๆของการดูแลผู้ป่วยติดเตียงคือที่นอนที่เหมาะสม

ถึงแม้ว่าผู้ป่วยอาจจะคุ้นเคยกับที่นอนหลังเดิม แต่ด้วยสภาวะสุขภาพที่อาจจะไม่เอื้ออำนวยให้ผู้ป่วยสามารถพลิกตัวได้เอง หรือสามารถพลิกตัวได้แต่ด้วยความลำบาก จึงทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถที่จะพลิกตัวยามที่รู้สึกเมื่อย เจ็บ ไม่สบายตัว จากแรงกดทับที่มากเกินไปแรงดันที่เส้นเลือดฝอยจะไหลผ่านได้ ซึ่งเป็นสาเหตุหลักของการเกิดแผลกดทับ ดังนั้นที่นอนที่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยติดเตียงจึงถือได้ว่าเป็นหนึ่งในอุปกรณ์หลักที่ผู้ดูแลมักจะมองหา



รูปที่ 2.14 เบาะรองนอน (air mattress)

#### 2.1.5 เซนเซอร์ตรวจวัดแรง (Force Sensor)

เซนเซอร์ตรวจวัดแรงกมีหลายประเภท สามารถเลือกใช้ให้เหมาะสมกับการท างานโดยสามารถ แบ่งเซนเซอร์ตรวจจับแรงในเบื้องต้นได้เป็น 4 ประเภทหลัก ดังนี้

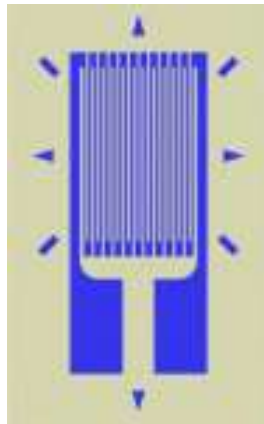
##### 2.1.5.1 Strain Gauge

Strain Gauge เป็นกลุ่มเซนเซอร์ตรวจวัดแรงที่มีการใช้งานมากที่สุด มีความเรียบง่ายในการท างาน มีความเที่ยงตรงอยู่ในระดับใช้งานได้ และมีราคาต่ำ Strain gauge จะท าจจากเส้นลวดโลหะขนาดเล็ก ขดเป็นรูปร่างต่าง ๆ อยู่บนแผ่นฉนวน หรือแบบอุปกรณ์กึ่งตัวน าด้วย ซึ่งมีความไวสูงกว่าและขนาดเล็กกว่าแบบลวดโลหะ

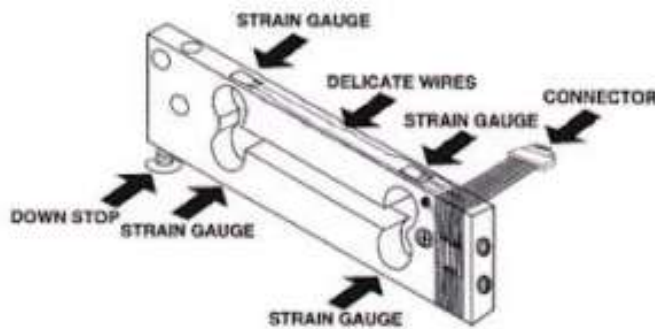
หลักการของ strain gauge คือ เมื่อถูกแรงกระทำจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างไป (ยืด หด บิด งอ) ทำให้ความต้านทานของวัตถุนั้นเปลี่ยนไปตามแรงที่กระทำ การนำไปใช้จะใช้การต่อวงจร Wheatstone bridge เพื่อหา ความแตกต่างของแรงดันไฟฟ้าเมื่อความต้านทานเปลี่ยนแปลงไป

Strain Gauge Load cell หลักการคือ เมื่อมีน้ำหนักมากระทำ ความเครียด (Strain) จะเปลี่ยนเป็นความต้านทานทางไฟฟ้าในสัดส่วนโดยตรงกับแรงที่กระทำ ปกติแล้วมักจะใช้ Gauge วัดความเครียด 4 ตัว (วงจร Wheatstone Bridge Circuit) ในการวัดโดย Gauge ตัวต้านทานทั้งสี่จะเชื่อมต่อเข้าด้วยกันเพื่อใช้แปลงแรงที่กระทำ กับตัวของมันไม่ว่าจะเป็นแรงกดหรือแรงดึงส่ง สัญญาณออกมาเป็นแรงดันไฟฟ้า โดยที่แรงดันไฟฟ้าที่ได้จะมีหน่วยเป็น mV/V มักพบ 2 รูปแบบ ได้แก่

1. Load Cell แบบแกนเดียว เป็นรูปแบบที่พบได้บ่อย มักใช้ในการตรวจค่าความเครียดที่เกิดขึ้นในทิศทาง 1 แกน ดังรูปที่ 2.15
2. Load Cell แบบหลายแกน นิยมใช้ในกิจกรรมเกี่ยวกับหุ่นยนต์สามารถตรวจวัดแรงเครียดพร้อมกันได้ 6 แกน ดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.15 Strain gauge



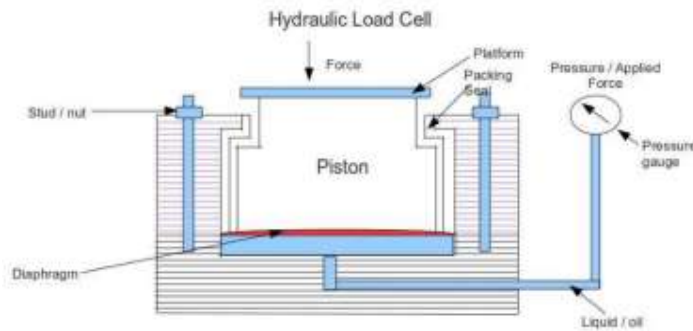
รูปที่ 2.16 Strain Gauge Load cell

### 2.1.5.2 Pressure

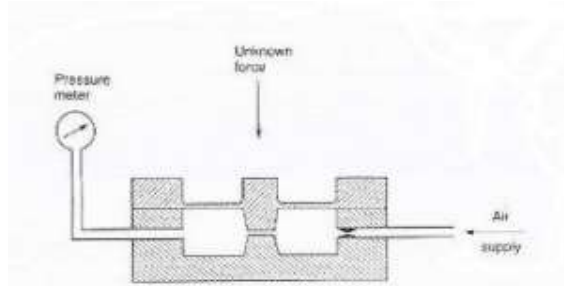
Pressure เป็นการตรวจวัดด้วยแรงดัน นิยมท าขึ้นมาในรูปแบบชิ้นส่วนปิด ท ำให้มีความทนทานสูง และมีปัญหาด้านการปนเปื้อนน้อย พบได้ 2 รูปแบบ ได้แก่

1. Hydraulic Load Cell เป็นโหลดเซลล์ที่อาศัยหลักการท างานของแรงดันน้ ำมัน เมื่อมีน้ ำหนักมากระทำ จะท ำให้ เกิดแรงดันภายในดันทัน น้ ำมันเราจะเอาแรงที่วัดแรงดันจาก Gauge นี้เพื่อเทียบออกมาเป็นน้ ำหนัก แรงกด โหลดเซลล์ ชนิดนี้ใช้กับงานชั่งน้ ำหนักชั่งถัง โหลดเซลล์ชนิดนี้ไม่นิยมใช้งานท้ ำ ำไปเนื่องจากมีความยุ่งยากในการติดตั้งและ ราคาค่อนข้างสูงมาก เหมาะกับการใช้งานในพื้นที่อันตรายเนื่องจากไม่ต้องใช้ไฟฟ้าในการ Operate ดังรูปที่ 2.17

2. Pneumatic Load Cell เป็นโหลดเซลล์ที่อาศัยหลักการท างานของแรงดันลม โดยท้ ำไปจะใช้กับการชั่งน้ ำหนัก แบบน้อย ๆ ดังรูปที่ 2.18



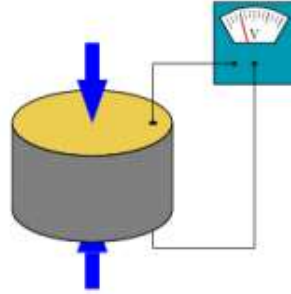
รูปที่ 2.17 Hydraulic Load Cell



รูปที่ 2.18 Pneumatic Load Cell 14

### 2.1.5.3 Piezoelectric

Piezoelectric เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกลต่าง ๆ เช่น แรงดัน ความเร่ง การสั่น แรงเครียด หรือ แรงกระทำ อื่น ๆ โดยเปลี่ยนพลังงานกลต่าง ๆ เหล่านี้ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า ในทางกลับกันเมื่อให้พลังงานไฟฟ้าแก่ วัสดุที่มีคุณสมบัติเป็น Piezoelectric วัสดุนั้นก็จะเปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าเป็นพลังงานกลได้ วัสดุที่มีสมบัติ Piezoelectric มีหลายชนิด เช่น คริสตัล (gallium phosphate, quartz, tourmaline) เซรามิก โพลีเมอร์ เป็นต้น ดังรูปที่ 2.19



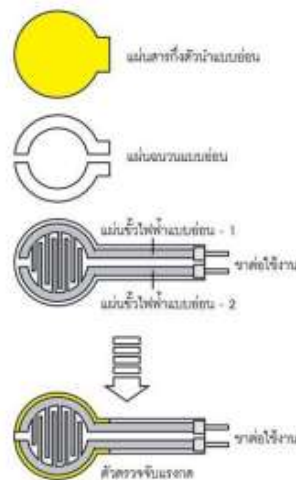
รูปที่ 2.19 Piezoelectric ที่เปลี่ยนแรงกดเป็นพลังงานไฟฟ้า

#### 2.1.5.4 อื่นๆ

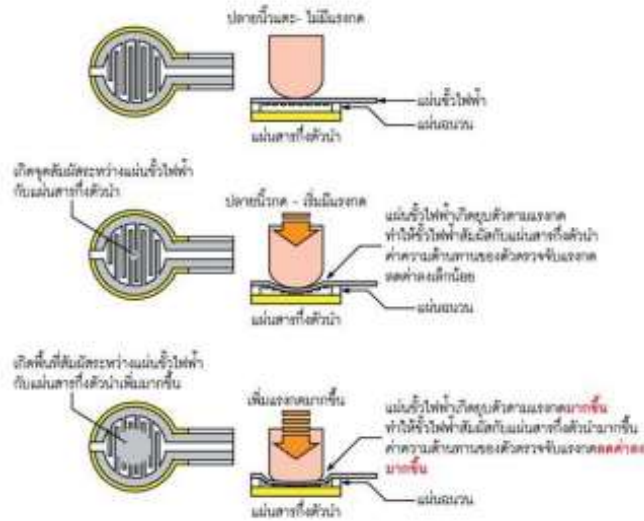
การตรวจวัดในรูปแบบที่นอกเหนือจากรูปแบบที่นิยมใช้ 3 รูปแบบหลัก จะมีลักษณะส าหรับการใช้งานที่เฉพาะเจาะจง เช่น Optical, Ultrasound, Magnetic, Capacitive, Inductive หรือ Magneto-Elastic ซึ่งการใช้งานการวัดอาจต้องการคุณสมบัติเฉพาะของวัสดุเพื่อให้เกิดการทำงาน เป็นต้น

#### 2.1.6 เซนเซอร์วัดแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน (Force Sensor Resister)

Force Sensor Resister (FSR) ที่ใช้เทคโนโลยีฟิล์มโพลีเมอร์แบบหนา (Polymer Thick Film) โดยแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวตรวจจับจะลดลง เมื่อมีแรงกดมากกระทำบนแผ่นตรวจจับ มีโครงสร้างของตัวตรวจจับแสดงในรูปที่ 2.20 ประกอบด้วยแผ่นสารกึ่งตัวนำแบบอ่อนที่เป็นตัวกำหนดค่าความต้านทานไฟฟ้าประกบเข้ากับแผ่นขั้วไฟฟ้าแบบอ่อน โดยมีแผ่นฉนวนแบบอ่อนคั่นกลาง ทำให้เกิดค่าความต้านทานไฟฟ้าขึ้นระหว่างขาต่อใช้งาน เมื่อมีการกดลงบนแผ่นขั้วนำไฟฟ้า จะทำให้เกิดการสัมผัสระหว่างสารกึ่งตัวนำกับขั้วไฟฟ้า ส่งผลให้ค่าความต้านทานไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนแปลง ดังแสดงกระบวนการทำงานในรูปที่ 2.21



รูปที่ 2.20 ลักษณะโครงสร้างของตัวตรวจจับแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน



รูปที่ 2.21 การทำงานของตัวตรวจจับแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน

โดยเมื่อออกแรงกดมากค่าความต้านทานที่เซนเซอร์ก็จะลดลงและเมื่อออกแรงกดน้อยค่าความต้านทานที่เซนเซอร์ก็จะเพิ่มขึ้น ดังนั้น เซนเซอร์ตรวจจับแรงกดนี้จึงเหมาะกับการใช้งานที่ต้องการรับรู้ว่ามีแรงกดเกิดขึ้นหรือไม่ เนื่องจากค่าที่ได้จากตัวตรวจจับเป็นการเปลี่ยนแปลงของค่าความต้านทานไฟฟ้าที่สัมพันธ์กับพื้นที่ของการกดตัว ตรวจจับแรงกด FSR ที่มีจำหน่ายหลักๆ มี 3 ขนาดดังรูปที่ 2.22

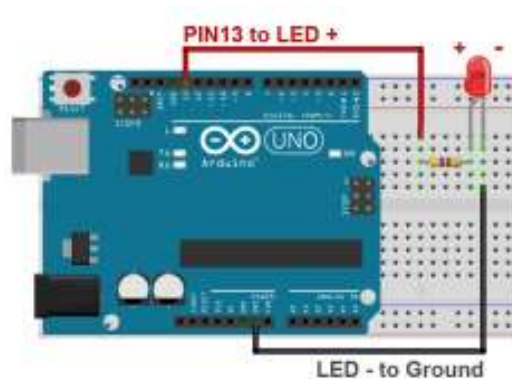


รูปที่ 2.22 เซนเซอร์ตรวจจับแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทาน ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย

### 2.1.7 Arduino

Arduino อ่านว่า (อา-ดู-อิ-โน้ หรือ อา-ดู-ย-โน้) เป็นภาษาอิตาลี โดยเป็นชื่อโครงการพัฒนาไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ในรูปแบบ Open Source คือมีการเปิดเผยข้อมูลทั้งด้าน Hardware และ Software ตัวบอร์ด Arduino ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย ดังนั้นจึงเหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นศึกษา ทั้งนี้ผู้ใช้งานยัง

สามารถดัดแปลงเพิ่มเติม และพัฒนาต่อยอดทั้งตัวบอร์ดหรือโปรแกรมต่อได้ ความง่ายของบอร์ด Arduino ในการต่ออุปกรณ์เสริมต่างๆ คือผู้ใช้งานสามารถต่อวงจรถอนิกส์จากภายนอกแล้วเชื่อมต่อเข้ามาที่ขา I/O ของบอร์ด ดังรูปที่ 2.23 หรือเพื่อความสะดวกสามารถเลือกต่อกับบอร์ดเสริมประเภทต่าง ๆ เช่น Arduino XBee Shield, Arduino Music Shield, Arduino Relay Shield, Arduino GPRS Shield เป็นต้น นำมาเปรียบกับบอร์ดบนบอร์ด Arduino แล้วเขียนโปรแกรมพัฒนาต่อไปได้ ดังรูปที่ 2.23 และรูปที่ 2.24



รูปที่ 2.23 การเชื่อมต่อบอร์ด Arduino กับ LED



รูปที่ 2.24 การเชื่อมต่อบอร์ด Arduino กับ XBee Shield

### 2.1.8 โปรแกรม Arduino IDE

Arduino IDE คือ ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการพัฒนางานสำหรับบอร์ด Arduino ในการเขียนโปรแกรมและคอมไพล์ลงบอร์ด Arduino โดยปกติแล้วจะใหญ่กว่าโค้ด AVR ปกติเนื่องจากโค้ด AVR เป็นการเข้าถึงจากรีจิสเตอร์โดยตรง แต่โค้ด Arduino เข้าถึงผ่านฟังก์ชัน เพื่อให้สามารถเขียนโค้ดได้ง่ายมากกว่าการเขียนโค้ดแบบ AVR หรือเวอร์ชันอื่น ๆ ของ Arduino IDE ย่อมาจาก (Integrated Development Environment) คือ ส่วนเสริมของระบบการพัฒนาหรือตัวช่วยต่างๆ ที่จะคอยช่วยเหลือ Developer หรือช่วยเหลือคนที่พัฒนา Application เพื่อเสริมให้เกิดความรวดเร็ว ถูกต้อง แม่นยำ ตรวจสอบระบบที่จัดทำได้ ทำให้การพัฒนางานต่างๆ เร็วมากขึ้น



รูปที่ 2.25 โปรแกรม Arduino IDE

## 2.2 ส่วนของชุดอุปกรณ์ลดแรงกด

ในการออกแบบเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติที่ติดตั้งบนเตียงนอนหรือเตียงนอนผู้ป่วย จะประกอบด้วยส่วนที่เป็นระบบลม ทั้งนี้ก็เพื่อความสามารถในการตรวจจับแรงกดเพื่อหาและป้องกันบาดแผลกดทับของผู้ป่วยติดเตียง และนอกจากนี้ระบบจะแสดงผลลัพธ์ออกมาในรูปแบบของไดอะแกรม ณ ตำแหน่งต่างๆ ที่ได้รับแรงกดผ่านหน้าจอแสดงผลผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ตได้อีกด้วย จากรูปที่ 1 แสดงโครงสร้างของระบบตำแหน่งที่ติดตั้งชุดอุปกรณ์ลดแรงกดของร่างกายพบว่าด้านล่างของชุดอุปกรณ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายนั้นจะมีชุดอุปกรณ์ลดแรงกดของร่างกายวางเรียงกันเป็นแนวยาวตามรูป ซึ่งชุดอุปกรณ์ลดแรงกดจะช่วยในการกระจายแรงกดไม่ให้ผิวหนังของผู้ป่วยติดเตียงถูกกดทับมากเกินไปเพื่อป้องกันโอกาสเกิดแผลกดทับได้

ในปี 2018 มีนักวิจัยชื่อ Chunhu Shi และทีมงานทำวิจัยเกี่ยวกับพื้นรองรับเพื่อป้องกันแผลกดทับ เพื่อวิเคราะห์ผลกระทบของพื้นผิวรองรับที่แตกต่างกันเพื่อช่วยในการลดการเกิดแผลกดทับและจัดลำดับพื้นผิวรองรับตามลำดับประสิทธิภาพ

ในปี 2019 นักวิจัยชื่อ Dimitri Baeckman และทีมงานวิจัยทำการทดลองทางคลินิกเพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพและราคาของที่นอนลมแบบคงที่และที่นอนแรงดันสลับกันเพื่อป้องกันแผลกดทับในการรักษาพยาบาลผู้ป่วยอาศัยในบ้าน

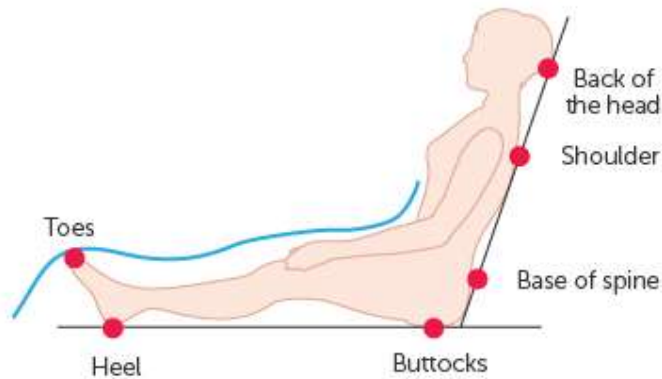
ในปี 2022 นักวิจัยชาวเกาหลีชื่อ Soo-Yeon Kim และทีมงานทำการทดลองผลของที่นอนลมแบบแรงดันสลับต่อการบาดเจ็บจากแรงกดทับ

ปัจจุบันในประเทศของเรานั้นมีการขาย ฟูกแบบโฟม หรือยางพารา ซึ่งไม่ใช่อุปกรณ์ช่วยพลิกตัวอัตโนมัติ มีเพียงสามารถปรับเปลี่ยนท่าตะแคงโดยการกดสั่งงานที่รีโมทได้ แต่พบว่าจะต้องพลิกตัวขณะหัวราบเท่านั้น ปัจจุบันสามารถสั่งการผ่านแอปพลิเคชันให้ช่วยสั่งพลิกตัวอัตโนมัติได้ โดยมีราคาประมาณ 1 แสนบาท ส่วนฟูกที่เป็นโฟมมีทั้งถูกและแพง ฟูกที่เป็น Resilience foam จะแพงหน่อย ราคา 2 หมื่น ลดแรงกดทับได้ แต่มีข้อเสียคือยุบตัวง่าย คนใช้เคลื่อนไหวบนเตียงลำบาก โฟมทั่วไปไม่ช่วยลดแรงกดเลยราคาถูกใช้เป็นที่นอนผู้ป่วย ที่นอนน้ำและเจลไม่ใช่เป็นอุปกรณ์ทางการแพทย์เนื่องจากมีน้ำหนักมาก

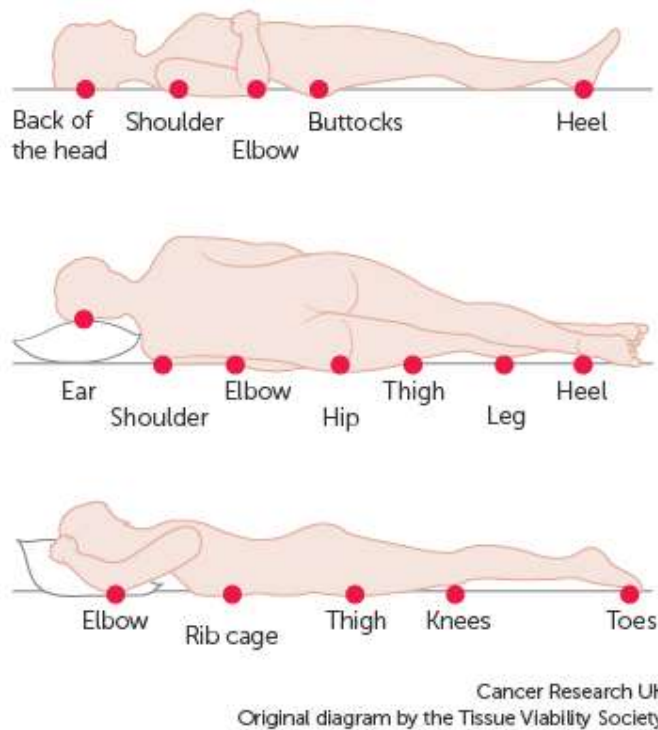
แผลกดทับคือแผลที่เกิดขึ้นเมื่อแรงกดหรือแรงเสียดทานอย่างต่อเนื่องที่บริเวณใดส่วนหนึ่งของร่างกาย ทำลายผิวหนัง แรงกดอย่างต่อเนื่องที่บริเวณผิวหนังจะหยุดเลือดไม่ให้ไหลเวียนตามปกติ เซลล์จึงตายและผิวหนังจะ แตกสลาย.

สาเหตุของแผลกดทับ คือ แผลกดทับจะเกิดขึ้นหากคุณไม่สามารถเคลื่อนไหวไปมาได้ และอยู่ในท่าเดียว เป็นเวลานาน ปกติแล้วเราเคลื่อนไหวอยู่ตลอดเวลาแม้ในยามหลับไหล สิ่งนี้จะหยุดการพัฒนาของแผลกดทับ ผู้ที่ไม่สามารถเคลื่อนไหวไปมาได้มักจะมีแรงกดดันบริเวณเดียวกันของร่างกายเป็นเวลานาน หากเจ็บป่วย ล้มหมอนนอนเสื่อหรือนั่งรถเข็นจะมีความเสี่ยงที่จะเป็นแผลกดทับและยังมีอีกหลายสิ่งหลายอย่างสามารถเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับได้.

ป้องกันแผลกดทับ คือ การป้องกันแผลกดทับดีกว่าการรักษา The National Institute for Health and Care Excellence (NICE) มีแนวปฏิบัติเกี่ยวกับแผลกดทับ หลักเกณฑ์แยกต่างหากยังมีให้ใช้งานในเวลส์ สกอตแลนด์ และไอร์แลนด์เหนือ โดยพวกเขาทั้งหมดแนะนำว่าสมาชิกของทีมดูแลสุขภาพที่ดูแลควรประเมินความเสี่ยงในการเกิดแผลกดทับและควรจัดทำแผนป้องกันด้วยโดยพบว่าพื้นที่ของผิวหนังที่เสี่ยงต่อการเจ็บมากที่สุด ขึ้นอยู่กับว่านอนราบหรือนั่ง แผนภาพต่อไปนี้แสดงพื้นที่ที่มีความเสี่ยงมากที่สุด



Cancer Research UK  
Original diagram by the Tissue Viability Society



รูปที่ 2.26 ตำแหน่งการเกิดแผลกดทับ

จะใช้น้ำหนักตัวผู้ป่วยที่เกี่ยวข้องกับแรงกด โดยค่า BMI มากเกิดแผลกดทับน้อย คนผอมๆ เกิดแผลกดทับง่าย แผลกดทับเกิดบริเวณปุ่มกระดูกเท่านั้น ดังนั้นจึงเกิดซ้ำๆ ตำแหน่งเดียวกันของมนุษย์ทุกคน

ค่า BMI คือค่าดัชนีที่ใช้ชี้วัดความสมดุลของน้ำหนักตัว (กิโลกรัม) และส่วนสูง (เซนติเมตร) ซึ่งสามารถระบุได้ว่า ตอนนีรูปร่างของคนคนนั้นอยู่ในระดับใด ตั้งแต่อ้วนมากไปจนถึงผอมเกินไป

Body Mass Index (BMI) มีสูตรการคำนวณ = น้ำหนักตัว [Kg] / (ส่วนสูง[m] ยกกำลังสอง) สูตรคำนวณเหมาะสำหรับใช้ประเมินผู้ที่มีอายุตั้งแต่ 20 ปีขึ้นไป ประโยชน์ของการวัดค่า BMI เพื่อดูอัตราเสี่ยงต่อการเกิดโรคต่างๆ ตรวจสอบภาวะไขมันและความอ้วน ดังนั้นการทำให้ร่างกายอยู่ในเกณฑ์ปกติจึงมีความสำคัญอย่างยิ่งกับผู้ที่ต้องการรักษาสุขภาพ

ตารางที่ 2.1 ค่า BMI

BMI kg/m <sup>2</sup>	อยู่ในเกณฑ์	ภาวะเสี่ยงต่อโรค
น้อยกว่า 18.50	น้ำหนักน้อย / ผอม	มากกว่าคนปกติ
ระหว่าง 18.50 - 22.90	ปกติ (สุขภาพดี)	เท่าคนปกติ
ระหว่าง 23 - 24.90	ท้วม / โรคอ้วนระดับ 1	อันตรายระดับ 1

ระหว่าง 25 - 29.90	อ้วน / โรคอ้วนระดับ 2	อันตรายระดับ 2
มากกว่า 30	อ้วนมาก / โรคอ้วนระดับ 3	อันตรายระดับ 3

BMI น้อยกว่า 18.50

น้ำหนักน้อยกว่ามาตรฐาน

คุณมีน้ำหนักน้อยหรือผอม โดยทั่วไป ค่าดัชนีมวลกายปกติมีค่าน้อยกว่า 18.50

BMI ระหว่าง 18.50 - 22.90

น้ำหนักปกติ

คุณมีน้ำหนักอยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน ค่าดัชนีมวลกายมีค่าระหว่าง 18.50 - 22.90

BMI ระหว่าง 23 - 24.90

ท้วม / อ้วนระดับ 1

คุณเริ่มมีน้ำหนักเกินมาตรฐาน หรือมีรูปร่างท้วม ค่าดัชนีมวลกายมีค่าระหว่าง 23 - 24.90

BMI ระหว่าง 25 - 29.90

อ้วน / อ้วนระดับ 2

คุณเข้าเกณฑ์อ้วนแล้ว (อ้วนระดับ 2) ค่าดัชนีมวลกายมีค่าระหว่าง 25 - 29.90

BMI มากกว่า 30

อ้วนมาก / อ้วนระดับ 3

คุณอ้วนมากแล้ว (อ้วนระดับ 3) ค่าดัชนีมวลกายมีค่ามากกว่า 30

จากหลักการและเหตุผลดังกล่าวมาแล้วจึงทำการออกแบบเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติเพื่อป้องกันการเกิดแผลกดทับดังต่อไปนี้

## 2.2.1 การออกแบบระบบลม

เมื่อเซนเซอร์เครื่องวัดแรงกดตรวจจับแรงกดเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ ระบบจะสามารถลดแรงกดที่มากเกินไปในจุดบริเวณนั้น ด้วยการสั่งให้เติมลมเข้าไปในชุดถุงเบาะลมบริเวณนั้น เพื่อลดแรงกดที่มากเกินไปได้ และสามารถป้องกันการเกิดแผลกดทับที่จะตามมาในภายหลังได้ ในการออกแบบเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติจากระบบลมจะประกอบด้วยปั๊มลม ชุดถุงเบาะลม โซลินอยด์วาล์ว และท่อลม

### 2.2.1.1 ปั๊มลม

ปั๊มลม เป็นเครื่องสูบลมไฟฟ้าขนาดเล็กใช้มอเตอร์ไฟฟ้าในการอัดอากาศและปั๊มเข้าไปในชุดถุงลม โดยทั่วไปจะติดตั้งปั๊มลมเข้ากับชุดถุงเบาะลมโดยใช้หัวฉีด เมื่อเปิดปั๊มลมอากาศจะเข้าไปขยายชุดถุงเบาะลมตามขนาดที่ต้องการอย่างรวดเร็ว โดยผู้ใช้สามารถปิดปั๊มและถอดหัวฉีดออกจากชุดถุงเบาะลม และทำการปิดจุกยางเพื่อกักเก็บอากาศไว้ข้างในได้ การออกแบบที่กะทัดรัดและพกพาได้ของเครื่องสูบลมไฟฟ้าขนาดเล็กทำให้เหมาะ

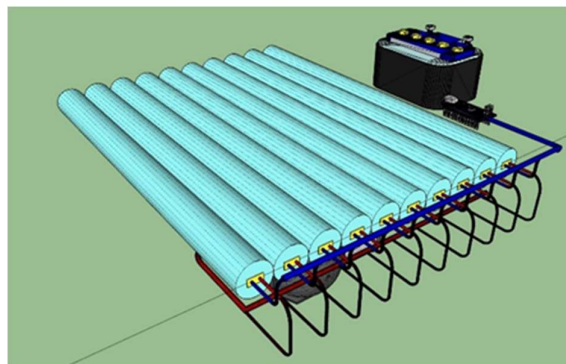
สำหรับงานกิจกรรมขนาดเล็ก และการทำงานด้วยไฟฟ้าทำให้ไม่จำเป็นต้องสูบลมเข้าด้วยมือ โดยทั่วไปแล้วปั๊มลมไฟฟ้าขนาดเล็กจะใช้ไฟฟ้าจากเต้ารับที่ผนังหรือแบตเตอรี่ บางรุ่นอาจมาพร้อมกับการตั้งค่าแรงดันที่ปรับได้ ทำให้ผู้ใช้สามารถควบคุมปริมาณอากาศที่สูบเข้าไปในเบาะลมและปรับอัตราการพองลมได้ตามต้องการ เครื่องสูบลมสามารถใช้เพื่อขยายชุดถุงเบาะลมต่างๆ ได้หลายแบบรวมถึงยางลาเท็กซ์ ฟอยล์ และประเภทอื่นๆ และสามารถขยายชุดถุงเบาะลมหลายๆใบในระยะเวลาอันสั้น ทำให้เป็นตัวเลือกที่สะดวกและมีประสิทธิภาพสำหรับงานกิจกรรมที่ต้องการใช้เติมลมในขนาดเล็กถึงปานกลาง



รูปที่ 2.27 ปั๊มลม

### 2.2.1.2 ชุดถุงเบาะลม

เป็นชุดถุงเบาะลม โดยทั่วไปทำจากวัสดุ Nylon PVC คุณภาพสูง ผิวสัมผัสนุ่มกว่า PVC ทั่วไปสามารถเติมลมเพื่อปรับความแน่นได้ ทำให้เป็นวิธีแก้ปัญหาการนอนที่หลากหลายและสะดวกสบาย เช่น ทริปตั้งแคมป์หรือการเตรียมการนอนแบบอื่นๆ ตัวลอนสามารถถอดเปลี่ยนได้ ระบายอากาศได้ดี ไม่ทำให้อับชื้น และสามารถรองรับน้ำหนักได้ 130 กิโลกรัม โดยชุดถุงเบาะลมสามารถนำมาใช้เพื่อช่วยป้องกันแผลกดทับในผู้ป่วยที่ต้องนอนติดเตียง โดยแผลกดทับคือการบาดเจ็บที่ผิวหนังซึ่งเจ็บปวดที่อาจเกิดขึ้นได้เมื่อคนๆ หนึ่งต้องอยู่บนเตียงหรือรถเข็นเป็นระยะเวลานาน ที่นอนลมทำงานโดยการกระจายน้ำหนักและจุดกดทับของบุคคล เพื่อให้รองรับได้มากขึ้นและลดความเสี่ยงในการเกิดแผลกดทับ



รูปที่ 2.28 แบบจำลองชุดถุงเบาะลมที่ได้ออกแบบ

### 2.2.1.3 โซลินอยด์วาล์ว

โซลินอยด์วาล์วเป็นอุปกรณ์เครื่องกลไฟฟ้าที่ใช้ในการควบคุมการไหลของของเหลวหรือก๊าซ ประกอบด้วยขดลวดที่สร้างสนามแม่เหล็กเมื่อมีกระแสไฟฟ้าผ่านเข้าไป ซึ่งจะไปกระตุ้นลูกสูบหรือกระดองเพื่อเปิดหรือปิดวาล์ว โซลินอยด์วาล์วมักใช้ในงานอุตสาหกรรมและครัวเรือนต่างๆ รวมถึงระบบบำบัดน้ำ เครื่องปรับอากาศ และระบบทำความเย็น

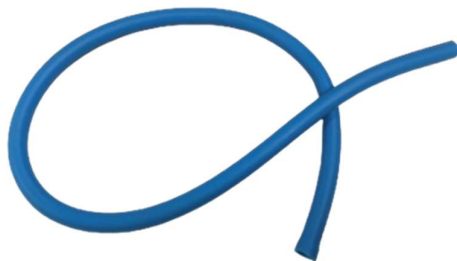
ในการควบคุมโซลินอยด์วาล์วสามารถควบคุมได้ด้วยตนเองหรือโดยอัตโนมัติ ด้วยการควบคุมจากสวิตช์ ตัวจับเวลา คอมพิวเตอร์ หรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อื่นๆ ทำให้เหมาะสำหรับใช้ในระบบอัตโนมัติที่ต้องการควบคุมที่แม่นยำ มีการทำงานที่รวดเร็วและเชื่อถือได้ การใช้พลังงานต่ำ และความสะดวกในการติดตั้ง นอกจากนี้ยังอนุญาตให้มีการควบคุมระยะไกลและระบบอัตโนมัติ ทำให้เหมาะสำหรับการใช้งานในอุตสาหกรรมและเชิงพาณิชย์



รูปที่ 2.29 โซลินอยด์วาล์ว

### 2.2.1.4 ท่อลม

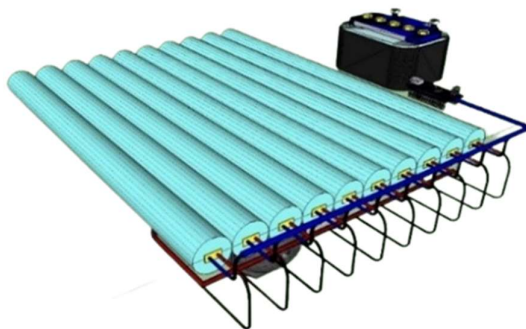
ท่อลมหรือท่ออากาศเป็นทางเดินที่ใช้ในการขนส่งอากาศจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง โดยทั่วไปเป็นส่วนหนึ่งของระบบ HVAC (การทำความร้อน การระบายอากาศ และการปรับอากาศ) สามารถทำจากโลหะ ไฟเบอร์กลาส หรือวัสดุที่ยืดหยุ่นได้ และมีรูปร่างและขนาดต่างๆ กัน



รูปที่ 2.30 ท่อลม

## 2.2.2 การพัฒนาเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติ

ในการทำงานโดยรวมของระบบจะมีปั๊มลมเป็นแหล่งกำเนิดลมที่จะอัดอากาศเข้าไปในชุดถุงเบาะลมแต่ละอันผ่านท่อลมที่ต่อไว้ และชุดถุงเบาะลมจะมีโซลินอยด์วาล์วไว้เพื่อให้เติมลมได้หลายๆชุดถุงเบาะลมหรือเฉพาะบางชุดถุงเบาะลมตามที่ต้องการเติมได้ โดยการทำงานของเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติจะทำงานคู่กับเครื่องวัดแรงกดซึ่งภายในจะมีเซนเซอร์ที่ได้รับการออกแบบไว้คอยตรวจจับแรงกดของร่างกายไปด้วย โดยมีการออกแบบเซนเซอร์จำนวน 968 ตำแหน่งทั่วบริเวณร่างกายขณะนอน



รูปที่ 2.31 การออกแบบเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติ

## 2.2.3 การออกแบบวงจร

### 2.2.3.1 วงจรเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด

การออกแบบวงจรเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดจะประกอบด้วยบอร์ด Arduino mega 2560 wifi เป็นตัวประมวลผลหลักของวงจร และบอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067 ทำหน้าที่ในการขยายอินพุตและเอาต์พุต

#### บอร์ด Arduino mega 2560 wifi

เป็นแพลตฟอร์มอิเล็กทรอนิกส์โอเพ่นซอร์สที่ใช้ฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ที่ใช้งานได้ง่าย สามารถอ่านอินพุตและเปลี่ยนเป็นเอาต์พุตได้ เช่น การเปิดใช้งานมอเตอร์ เปิด LED เผยแพร่ข้อมูลแบบออนไลน์ เป็นต้น สามารถให้บอร์ดทำงานตามส่งชุดคำสั่งในไมโครคอนโทรลเลอร์บนบอร์ด โดยการใช้ภาษาการเขียนโปรแกรม Arduino และซอฟต์แวร์ Arduino (IDE) ตามการประมวลผล ช่วยให้ผู้ใช้สามารถสร้างบอร์ดเหล่านี้ได้อย่างอิสระและปรับให้เข้ากับความต้องการเฉพาะ บอร์ด Arduino mega 2560 wifi จะประกอบไปด้วย 2 โมดหลักๆ คือ โมด Arduino mega 2560 และ โมด ESP8266

- โมด Arduino mega 2560 จะใช้ชิป ATmega2560 มีพินอินพุต/เอาต์พุตดิจิทัล 54 พิน อินพุตอะนาล็อก 16 อินพุต UART 4 พอร์ต (พอร์ตอนุกรมของฮาร์ดแวร์) คริสตัลควอตซ์ 16 MHz การเชื่อมต่อ USB และแจ๊คไฟ Mega 2560 เข้ากันได้กับ Shield ส่วนใหญ่ที่ออกแบบมาสำหรับ Uno และบอร์ดรุ่นก่อนหน้า โดยทั่วไปจะใช้สำหรับโครงการที่ต้องการพิน I/O และหน่วยความจำที่มากกว่าเมื่อเทียบกับ Arduino

Uno และชิป ESP8266 เป็นโมดูลไมโครคอนโทรลเลอร์ Wi-Fi ราคาประหยัดที่มักใช้กับแพลตฟอร์ม Arduino เพื่อเพิ่มการเชื่อมต่อไร้สายให้กับโครงการ ESP8266 สามารถตั้งโปรแกรมโดยใช้ Arduino IDE และสามารถเชื่อมต่อ กับเครือข่าย Wi-Fi ส่งและรับข้อมูล และโต้ตอบกับบริการคลาวด์

- โหมด ESP8266 มีประโยชน์หลายประการ พอร์มแพ็คเกจขนาดเล็ก และความสามารถ ในการประมวลผลที่ทรงพลัง นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ต่อพ่วงที่หลากหลาย เช่น GPIO, ADC, PWM และ I2C ทำให้ เหมาะสำหรับการใช้งานที่หลากหลาย นอกจากนี้ ESP8266 ยังเข้ากันได้กับเครือข่าย Wi-Fi ที่มีอยู่มากมาย ทำให้ ง่ายต่อการใช้งานในโครงสร้างพื้นฐานที่มีอยู่ ช่วยให้ Mega 2560 เชื่อมต่อกับเครือข่าย Wi-Fi ทำให้สามารถส่งและ รับข้อมูลผ่านอินเทอร์เน็ตได้ โดยรวมแล้ว ESP8266 เป็นโซลูชันที่ยืดหยุ่นและใช้งานง่ายสำหรับการเพิ่มการ เชื่อมต่อ Wi-Fi ในสร้างระบบบันทึกข้อมูลอย่างง่ายหรือแอปพลิเคชัน Internet of Things การใช้ ESP8266 กับ Arduino Mega 2560 สามารถเชื่อมต่อโดยใช้อินเทอร์เฟซการสื่อสารที่มีอยู่ เช่น อนุกรม I2C หรือ SPI จากนั้นคุณ สามารถใช้ไลบรารีและตัวอย่างที่ผู้ผลิตให้มาเพื่อเพิ่มฟังก์ชัน Wi-Fi ในโครงการของคุณ ไลบรารียอดนิยมบาง ไลบรารี ได้แก่ ไลบรารี ESP8266WiFi และไลบรารี PubSubClient สำหรับการสื่อสาร MQTT



รูปที่ 2.32 Arduino mega 2560 wifi

### บอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067

บอร์ดแยกมัลติเพล็กซ์เซอร์ (MUX) CD74HC4067 เป็นส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์ที่ช่วยให้ สามารถเลือกหนึ่งในหลายอินพุตและกำหนดเส้นทางไปยังเอาต์พุตเดียว CD74HC4067 เป็นมัลติเพล็กซ์เซอร์ CMOS ความเร็วสูงที่สามารถสลับอินพุตได้สูงสุด 16 อินพุตไปยังเอาต์พุตเดียว

โดยทั่วไปแล้ว MUX breakout board จะมีชุดพินสำหรับเชื่อมต่ออินพุตและเอาต์พุต เช่นเดียวกับพินควบคุมสำหรับเลือกอินพุตที่ต้องการ พินควบคุมมักจะเชื่อมต่อกับเอาต์พุตดิจิตอลบน ไมโครคอนโทรลเลอร์ เช่น Arduino และสถานะของเอาต์พุตเหล่านี้จะกำหนดว่าอินพุตใดถูกส่งไปยังเอาต์พุต

CD74HC4067 MUX breakout board มักใช้ในโครงการที่จำเป็นต้องกำหนดเส้นทางสัญญาณ หลายตัวไปยังอินพุตเดียว เช่น ตัวแปลงแอนะล็อกเป็นดิจิทัล เครือข่ายเซ็นเซอร์ และระบบเก็บข้อมูล มีโซลูชัน

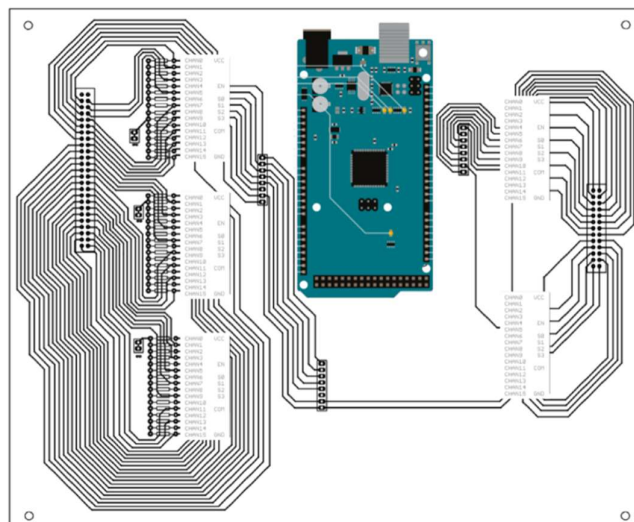
ขนาดกะทัดรัดและต้นทุนต่ำสำหรับสัญญาณมัลติเพล็กซ์ และการออกแบบ CMOS ความเร็วสูงทำให้เหมาะสำหรับการใช้งานความเร็วสูง



รูปที่ 2.33 บอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067

ในการออกแบบวงจรบอร์ด Arduino mega 2560 wifi จะถูกใช้เป็นประมวลผลหลักในวงจร และบอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067 จะทำหน้าที่ขยายจำนวนอินพุตหรือเอาต์พุตจากบอร์ดประมวลผลเพื่อกำหนดเส้นทางของสัญญาณไฟฟ้าให้มีมากขึ้น

โดยภายในวงจรที่ออกแบบบอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067 จะแบ่งออกเป็นสองชุดที่ทำหน้าที่ต่างกัน โดยชุดที่ 1 ทำหน้าที่เป็นอินพุตในการอ่านสัญญาณไฟฟ้าจากเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดจำนวน 2 บอร์ด และชุดที่ 2 ทำหน้าที่ในการส่งสัญญาณไฟฟ้าให้กับเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดจำนวน 3 บอร์ด โดยภายในวงจรของเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดทั้งหมดจะถูกออกแบบด้วยโปรแกรม Proteus 8 Professional และปริ้นลงแผ่น PCB



รูปที่ 2.34 ไดอะแกรมวงจรของเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดในโปรแกรม Proteus 8 Professional

ตารางที่ 2.2 การต่อสายไฟของเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด

ลำดับ	บอร์ด Arduino mega 2560 wifi	บอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067
1	5V	VCC
2	GND	GND
3	A0	SIG
4	A1	S3 ชุดที่ 1
5	A2	S2 ชุดที่ 1
6	A3	S1 ชุดที่ 1
7	A4	S0 ชุดที่ 1
8	D3	S3 ชุดที่ 2
9	D4	S2 ชุดที่ 2
10	D5	S1 ชุดที่ 2
11	D6	S0 ชุดที่ 2
12	D7	EN ชุดที่ 1 ตัวที่ 1
13	D8	EN ชุดที่ 1 ตัวที่ 2
14	D9	EN ชุดที่ 2 ตัวที่ 1
15	D10	EN ชุดที่ 2 ตัวที่ 2
16	D11	EN ชุดที่ 2 ตัวที่ 3

#### 2.2.4 การทำงานอัตโนมัติ AI

การใช้เทคโนโลยีปัญญาประดิษฐ์ (AI) ที่พัฒนาอย่างต่อเนื่อง เพื่อสร้างระบบการรับรู้อัจฉริยะที่เลียนแบบกระบวนการรับรู้ของมนุษย์ เป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพในการตระหนักถึงความเป็นอัจฉริยะที่แท้จริง ไม่เพียงแต่การรับรู้อัจฉริยะรวมไปถึงความสามารถของเซนเซอร์ที่ยืดหยุ่นต่างๆ ในการรวบรวมข้อมูลและข้อมูลภายนอก การรับรู้สภาพแวดล้อม หมวดยุทธศาสตร์และคุณลักษณะของวัตถุผ่านกระบวนการของหน่วยความจำ การเรียนรู้ การตัดสินใจ และการให้เหตุผล ดังเช่นเซนเซอร์ที่มีความยืดหยุ่นประสิทธิภาพสูงจะรวบรวมข้อมูลจำนวนมาก จากนั้นนำไปวิเคราะห์และประมวลผลโดยใช้อัลกอริธึมการเรียนรู้ของเครื่อง (ML) แตกต่างจากอัลกอริธึมแบบเดิม คือหมวดยุทธศาสตร์ของอัลกอริธึมที่วิเคราะห์กฎจากข้อมูลโดยอัตโนมัติ และใช้กฎหมายเพื่อทำนายข้อมูลที่โมเดลไม่รู้จักตัวอย่างของอัลกอริธึม ML ได้แก่ multilayer perceptron (MLP), support vector machine (SVM), convolutional neural network (CNN) และ Artificial Neural Network (ANN) ซึ่งอัลกอริธึมเหล่านี้มักจะให้การคาดการณ์ที่ดีกว่าในระบบการรับรู้อัจฉริยะ จนถึงขณะนี้การทบทวนวรรณกรรมจำนวนมากได้สรุปความซับซ้อนของการวิจัยของเซนเซอร์แบบยืดหยุ่น ซึ่งบางส่วนมุ่งเน้นไปที่คำอธิบายของวัสดุเดี่ยวหรือโครงสร้างที่คล้ายกัน[22-25] ในขณะที่

บางส่วนมุ่งเน้นไปที่ ในการอภิปรายเกี่ยวกับการรับรู้ทั่วไปและความฉลาด อย่างไรก็ตาม วัสดุการทำงานทุกประเภทและโครงสร้างที่เป็นนวัตกรรมใหม่สำหรับการสร้างเซ็นเซอร์ที่มีความยืดหยุ่นประสิทธิภาพสูง ตลอดจนการประยุกต์ใช้งานกับระบบการรับรู้อัจฉริยะในความหมายที่แท้จริง ยังไม่ได้รับการสรุปและจำแนกการครอบคลุมอย่างเป็นระบบ และข้อดีและคุณลักษณะของระบบต่างๆ ยังไม่ค่อยมีการกล่าวถึง

การตรวจสอบนี้เน้นย้ำถึงความก้าวหน้าที่สำคัญล่าสุดในเซ็นเซอร์แบบยืดหยุ่น และการใช้งานในระบบการรับรู้อัจฉริยะโดยเฉพาะอย่างยิ่ง เราได้ตรวจสอบวัสดุเชิงหน้าที่เป็นตัวแทนมากที่สุดและโครงสร้างที่เป็นนวัตกรรมใหม่อย่างครอบคลุมสำหรับการสร้างเซ็นเซอร์ที่ยืดหยุ่น และหารือเกี่ยวกับระบบการรับรู้อัจฉริยะที่ใช้อัลกอริทึม ML ต่างๆ โดยอิงจากข้อมูลด้านสิ่งแวดล้อมที่แตกต่างกันวัสดุที่ใช้งานได้ ได้แก่ โพลีเมอร์นำไฟฟ้า โลหะเหลวของเหลวไอออนิก มิติเดียว (1D) วัสดุนาโน วัสดุนาโนสองมิติ (2D) และวัสดุนาโนสามมิติ (3D) โดยทั้งหมดนี้เป็นนวัตกรรมทางโครงสร้าง ที่รวมถึงโครงสร้างแบบด้านเดียว, รวมถึงโครงสร้างแบบตรงกันข้าม, โครงสร้างพอร์ส 3 มิติ, โครงสร้างรอยแตก, ผ้า, คลื่น/รอยยับ, ซาโพเทินไทน์, และโครงสร้างของการพับกระดาษ และระบบทราบของอัจฉริยะรวมถึงการรับรู้ท่าทางด้วยมือ, การรับรู้ท่าทางร่างกาย, การรับรู้การจับวัตถุ, การรับรู้พื้นผิว, การรับรู้เสียง และการรับรู้วัสดุ

การแพทย์ (Healthcare) อุตสาหกรรมการแพทย์ได้มีการเล็งเห็นความสำคัญของการนำปัญญาประดิษฐ์ และ Machine Learning เข้ามาใช้ในด้านต่างๆมากขึ้น เช่น การวินิจฉัยหรือประเมินสุขภาพ อีกทั้งนำมาใช้กับการวิจัยทางการแพทย์ต่างๆ ซึ่งบุคลากรทางการแพทย์สามารถเพิ่มศักยภาพในการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยเทคโนโลยีมากขึ้น

การทำให้โครงข่ายประสาทเทียม AI เป็นอัตโนมัติโดยทั่วไปเกี่ยวข้องกับการพัฒนาเครื่องมือซอฟต์แวร์และอัลกอริทึมที่สามารถออกแบบฝึก และปรับโมเดลโครงข่ายประสาทเทียมให้เหมาะสมโดยอัตโนมัติโดยไม่ต้องมีการแทรกแซงจากมนุษย์อย่างมีนัยสำคัญ เป้าหมายของการทำให้โครงข่ายประสาทเทียมเป็นอัตโนมัติคือการลดเวลาและความเชี่ยวชาญที่จำเป็นในการสร้างและปรับโมเดลประสิทธิภาพสูงให้เหมาะสม และเพื่อให้ผู้ที่ไม่ใช่ผู้เชี่ยวชาญสามารถสร้างโครงข่ายประสาทเทียมที่สามารถแก้ปัญหาที่ซับซ้อนได้ มีหลายวิธีในการทำให้โครงข่ายประสาทเป็นอัตโนมัติ ได้แก่

การค้นหาสถาปัตยกรรมประสาท (NAS): สิ่งนี้เกี่ยวข้องกับการใช้อัลกอริทึมการเรียนรู้ของเครื่องเพื่อสร้างและเพิ่มประสิทธิภาพสถาปัตยกรรมของโครงข่ายประสาทเทียมโดยอัตโนมัติ รวมถึงจำนวนและการจัดเรียงของเลเยอร์ ประเภทของฟังก์ชันการเปิดใช้งาน และพารามิเตอร์อื่นๆ

การเพิ่มประสิทธิภาพพารามิเตอร์ไฮเปอร์พารามิเตอร์: สิ่งนี้เกี่ยวข้องกับการใช้อัลกอริทึมการเรียนรู้ของเครื่องเพื่อค้นหาค่าที่ดีที่สุดโดยอัตโนมัติสำหรับไฮเปอร์พารามิเตอร์ เช่น อัตราการเรียนรู้ ขนาดแบทช์ และพารามิเตอร์การทำให้เป็นมาตรฐาน ซึ่งใช้ระหว่างการฝึกอบรมเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพประสิทธิภาพของโครงข่ายประสาทเทียม

AutoML: คำนี้ครอบคลุมทั้ง NAS และการปรับพารามิเตอร์ไฮเปอร์พารามิเตอร์ ตลอดจนเทคนิคอื่นๆ เช่น วิศวกรรมฟีเจอร์และการเลือกโมเดล เครื่องมือ AutoML ทำให้กระบวนการแมชชีนเลิร์นนิงทั้งหมดเป็นไปโดยอัตโนมัติ ตั้งแต่การเตรียมข้อมูลและการดึงคุณลักษณะ ไปจนถึงการฝึกโมเดลและการประเมิน

การทำให้โครงข่ายประสาทเทียมเป็นอัตโนมัติมีประโยชน์มากมาย รวมถึงการพัฒนาและเพิ่มประสิทธิภาพแบบจำลองที่รวดเร็วยิ่งขึ้น ความแม่นยำและประสิทธิภาพที่เพิ่มขึ้น และความสามารถในการสร้างแบบจำลองที่สามารถตีความและอธิบายได้มากขึ้น อย่างไรก็ตาม ยังมีความท้าทายบางประการ เช่น ความยากในการสร้างอัลกอริทึมที่สามารถสร้างสถาปัตยกรรมที่มีประสิทธิภาพและประสิทธิภาพ และความต้องการข้อมูลและทรัพยากรคอมพิวเตอร์จำนวนมากเพื่อฝึกฝนและประเมินโมเดลที่ซับซ้อน

Machine Learning คืออะไร

Machine Learning คือ การทำให้คอมพิวเตอร์ สามารถเรียนรู้สิ่งต่างๆ และพัฒนาการทำงานให้ดีขึ้นได้ด้วยตัวเองจากข้อมูลและสภาพแวดล้อมที่ได้รับจากการเรียนรู้ของระบบ โดยไม่ต้องมีมนุษย์คอยกำกับหรือเขียนโปรแกรมเพิ่มเติม และไม่ว่าในอนาคตมันจะมีข้อมูลรูปแบบใหม่ๆ ที่เกิดขึ้นมา มนุษย์ก็ไม่จำเป็นต้องไปนั่งเขียนโปรแกรมใหม่ เพราะคอมพิวเตอร์สามารถตีความและตอบสนองได้ด้วยตัวเอง

Machine Learning ต่างกับ AI และ Automation อย่างไร บางคนอาจกำลังสงสัยว่าแล้วคำนิยามของ Machine Learning กับ AI และ Automation ต่างกันอย่างไรและเพื่อไม่ให้เป็นการสับสนขออธิบายคำนิยามของ AI และ Automation ดังนี้

AI คืออะไร คำว่า AI ย่อมาจากคำว่า Artificial Intelligence เรียกชื่อไทย AI คือ ปัญญาประดิษฐ์ที่มีฟังก์ชันการเรียนรู้ ทำความเข้าใจ มีความสามารถคิด วิเคราะห์ วางแผน และช่วยตัดสินใจ รวมทั้งทำนายผลลัพธ์ได้ โดยทำการคำนวณจากประสบการณ์ของระบบเป็นหลัก ตัวอย่างที่ทำให้เข้าใจง่ายขึ้น เช่น ผู้ช่วยเสมือนจริงอย่าง Siri หรือ Alexa มาช่วยตอบคำถามและโต้ตอบได้เสมือนกับเป็นคนจริงๆ ซึ่งสิ่งที่ทำให้ผู้ช่วยเสมือนจริงอย่าง Siri หรือ Alexa มีความฉลาดอัจฉริยะ นั้นก็มาจาก Machine Learning ซึ่งหากจะให้เข้าใจขึ้น ก็คงพูดง่ายๆ ว่า Machine Learning คือฟันเฟืองตัวหนึ่งที่ใช้ในการเรียนรู้ของ AI เพื่อให้เครื่องจักรมีความชาญฉลาดนั่นเอง

Automation คืออะไร ในส่วน Automation คือ ระบบการทำงานอัตโนมัติ ที่มีโปรแกรมตั้งเอาไว้ เน้นเอาไว้คุมงาน สั่งงาน และกำหนดคำสั่งเอาไว้ โดยจะไม่สามารถคิดหรือวิเคราะห์สิ่งใหม่ๆ ได้เมื่อเปรียบเทียบกับ AI รวมทั้งต้องมีมนุษย์คอยดูแลควบคุมทำงาน จึงเหมาะกับการทำระบบโทรศัพท์ตอบกลับอัตโนมัติ หรือระบบรดน้ำอัตโนมัติ เป็นต้น

หลักการการทำงานของ Machine Learning การเรียนรู้ของ Machine Learning นั้นจะมีหลักการคล้ายๆ กับของมนุษย์ที่จำเป็นต้องเรียนรู้จากประสบการณ์ โดยให้เราลองนึกภาพถึงการสอนเด็กคนหนึ่งให้แยกความแตกต่างระหว่าง ดินสอและปากกา เราจำเป็นต้องสอนเด็กคนนั้นก่อน ว่าดินสอเป็นอย่างไร และปากกาเป็นอย่างไร เพื่อให้เด็กเรียนรู้และแยกแยะความแตกต่างระหว่างของสองสิ่งได้

Machine Learning เองก็ทำงานในลักษณะเดียวกัน ด้วยการป้อนชุดข้อมูลพื้นฐานและชุดคำสั่งต่างๆ เพื่อให้คอมพิวเตอร์ “เรียนรู้” และจำแนกแยกแยะวัตถุต่างๆ รวมถึงบุคคล สิ่งของ เป็นต้น และเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่

แม่นยำมากขึ้น โปรแกรมเมอร์จึงมีการป้อนชุดข้อมูลใหม่ๆ และต้องฝึกฝนระบบอย่างสม่ำเสมอ เพื่อให้เกิดวิวัฒนาการของระบบ ทำให้ระบบคิดได้ด้วยตัวเองในเวลาต่อมา

การทำงานของระบบ Machine Learning มี 3 รูปแบบ โดยหลักการของ Machine Learning จะแบ่งออกเป็น 3 ประเภทตามรูปแบบการเรียนรู้ด้วยกัน นั่นก็คือ supervised learning, unsupervised learning และ Reinforcement Learning

Supervised Learning หรือการเรียนรู้แบบมีผู้สอน

เป็นการทำให้คอมพิวเตอร์สามารถหาคำตอบของปัญหาได้ด้วยตัวเอง หลังจากเรียนรู้จากชุดข้อมูลตัวอย่างไปแล้วระยะหนึ่ง ยกตัวอย่างเวลาเราป้อนข้อมูลให้กับคอมพิวเตอร์ (Input) เช่น รูปปากกา เบื้องต้นคอมพิวเตอร์จะยังไม่รู้ว่ารูปที่เราป้อนเข้าไป คือรูปปากกา เราจึงต้องสอนให้คอมพิวเตอร์รู้จักเพื่อนำไปวิเคราะห์ (Feature Extraction) ว่า ปากกาจะมีปลายด้ามเป็นปุ่ม และใช้หมึกในการเขียน เป็นต้น จากนั้นคอมพิวเตอร์ก็นำข้อมูลดังกล่าวไปประมวล/จัดหมวดหมู่ (Classification) เพื่อให้หลังจากนี้มันสามารถแยกออกได้ว่าอะไรคือปากกา อะไรไม่ใช่ปากกา

Unsupervised Learning หรือ การเรียนรู้โดยไม่มีผู้สอน

เป็นการเรียนรู้ที่เครื่องจักรนั้นสามารถเรียนรู้ได้ด้วยตนเอง โดยไม่ต้องมีค่าเป้าหมายของแต่ละข้อมูล ซึ่งวิธีการคือมนุษย์จะเป็นผู้ใส่ข้อมูลต่าง ๆ และกำหนดสิ่งที่ต้องการจากข้อมูลเหล่านั้น ทำให้เครื่องจักรวิเคราะห์จากการจำแนกและสร้างแบบแผนจากข้อมูลที่ได้รับมา เรียกได้ว่าตรงกันข้ามกับรูปแบบแรกเลย ตัวอย่างเช่น การที่เราป้อนข้อมูล (Input) รูปปากกาเข้าไป แต่ไม่ได้บอกว่ารูปที่ป้อนเข้าไปเป็นรูปปากกา เมื่อคอมพิวเตอร์นำไปวิเคราะห์ (Feature Extraction) ก็ยังสามารถวิเคราะห์ได้ว่ารูปที่ใส่เข้าไปมีลักษณะยังไง แต่คราวนี้มันไม่สามารถเอาไปประมวล/จัดหมวดหมู่ (Classification) ได้แล้ว มันจะใช้วิธีการแบ่งกลุ่มแทน (Clustering) ซึ่งคอมพิวเตอร์ก็อาจเอารูปปากกาไปจัดกลุ่มกับปากกาไฮไลท์ หรือเครื่องเขียนอื่นๆ ที่มี ปลายด้ามเป็นปุ่ม และใช้หมึกในการเขียนเหมือนกัน เป็นต้น

Reinforcement Learning หรือ การเรียนรู้แบบเสริมกำลัง.

เป็นวิธีการเรียนรู้แบบหนึ่งที่ใช้การเรียนรู้เกิดมาจากการปฏิสัมพันธ์ (interaction) ระหว่างผู้เรียนรู้ (agent) กับสิ่งแวดล้อม (environment) ที่มีการเรียนรู้สิ่งต่าง ๆ จาก Agent ภายใต้การเลือกกระทำสิ่งต่าง ๆ ให้ได้ผลลัพธ์ที่มากที่สุด ผ่านการลองผิดลองถูกภายใต้สถานการณ์หรือระบบจำลอง ที่พัฒนาระบบการตัดสินใจให้ดีขึ้นเรื่อยๆ หรือพูดให้ง่ายขึ้น มันคือการที่เรากำหนดเงื่อนไขบางอย่างให้กับคอมพิวเตอร์ แล้วทำให้คอมพิวเตอร์บรรลุหรือทำตามเงื่อนไขนั้นให้ได้ ผ่านการลองผิดลองถูก โดยผู้พัฒนาอาจตั้งเป้าหมาย Feedback Loop และเงื่อนไขในการได้รับรางวัล ยกตัวอย่างเช่น Alpha Go เงื่อนไขของการเล่นหมากล้อมให้ชนะคือ ไข่หมากของตนล้อมพื้นที่บนกระดาน ให้ครอบคลุมดินแดนมากกว่าคู่ต่อสู้ ที่นี้ Alpha Go ก็จะเรียนรู้ว่าหากคู่ต่อสู้เดินหมากนี้ ตัวมันเองจะเดินหมากไหนเพื่อให้บรรลุเงื่อนไขที่กำหนดไว้ให้ นั่นคือการยึดพื้นที่บนกระดานให้ได้มากที่สุด

ประโยชน์ของ Machine Learning ในเชิงปฏิบัติแล้ว Machine Learning สามารถนำมาใช้ทำประโยชน์ได้มากมาย ขึ้นอยู่กับจินตนาการของผู้พัฒนา ตัวอย่างเช่น บริษัท Google ที่ได้มีการพัฒนา Google Map ก็เพื่อ

ช่วยอำนวยความสะดวกบนท้องถนนให้กับพวกเราในปัจจุบัน เพื่อช่วยค้นหาเส้นทางที่ประหยัดเวลาการเดินทางมากที่สุด นอกจากนี้ยังมี Google Translation ที่นำเอาประโยชน์ของ Automation มาทำงานร่วมกับ Machine Learning เป็นตัวช่วยทางการแปลให้กับหลายๆ คนหรือแม้แต่โปรแกรมแชทสุดฮิตอย่าง LINE นำ Speech-to-text technology มาปรับใช้ เพื่อช่วยประหยัดเวลาในการพิมพ์

## 2.2.5 วงจรของระบบลม

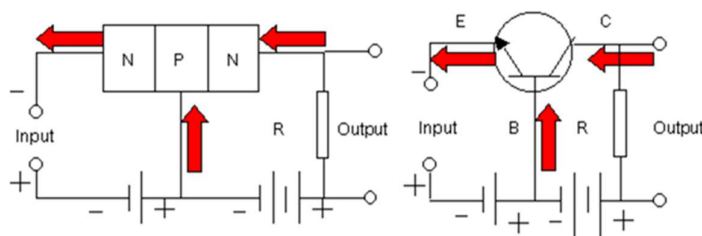
วงจรของระบบลมจะเป็นวงจรที่จะทำหน้าที่ในการสั่งเปิดและปิดการทำงานของปั๊มลมและโซลินอยด์วาล์ว โดยจะมีบอร์ด Arduino mega 2560 Wi-Fi เป็นตัวประมวลผลในการสั่งการ

### 2.2.5.1 ทรานซิสเตอร์

เป็นอุปกรณ์ที่พัฒนาจากไดโอด มีคุณสมบัติในด้านขยายสัญญาณให้มีขนาดใหญ่ขึ้น โดยการป้อนสัญญาณที่มีขนาดเล็กให้ทรานซิสเตอร์ ทรานซิสเตอร์ก็จะนำกระแสที่สามารถทำให้เกิดสัญญาณขนาดใหญ่ทางขาออกได้ และทรานซิสเตอร์ยังเป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำที่สามารถทำหน้าที่ขยายสัญญาณไฟฟ้า เปิด/ปิดสัญญาณไฟฟ้า คงค่าแรงดันไฟฟ้า และกัล้าสัญญาณไฟฟ้า เป็นต้น การทำงานของทราสซิสเตอร์เปรียบได้กับวาล์วที่ถูกควบคุมด้วยสัญญาณไฟฟ้าขาเข้า เพื่อปรับขนาดกระแสไฟฟ้าขาออกที่มาจากแหล่งจ่ายแรงดัน รูปร่างของทรานซิสเตอร์มีหลายรูปแบบ ซึ่งแต่ละแบบก็มีชื่อเรียกต่างกันไป และถ้าทรานซิสเตอร์มีขนาดใหญ่ แสดงว่าทรานซิสเตอร์นั้นสามารถนำกระแส หรือมีกำลังมาก โครงสร้างภายในของทรานซิสเตอร์นั้นจะประกอบด้วยสารกึ่งตัวนำ P และ N มาต่อกัน 3 ตัว และมีรอยต่อ 2 รอยต่อมีขา 3 ขา ยื่นมาจากสารกึ่งตัวนำนั้นๆ โดยจะแบ่งชนิดทรานซิสเตอร์ตามโครงสร้างพื้นฐานในการทำงานของทรานซิสเตอร์คือ ทรานซิสเตอร์จะทำงานได้ ต่อเมื่อมีกระแสไหลเข้ามาที่ขา B เท่านั้นหากไม่มีกระแสไหลเข้ามา ทรานซิสเตอร์จะไม่ทำงาน ทรานซิสเตอร์สามารถแบ่งตามโครงสร้างได้ 2 ประเภทคือ

#### 1. ทรานซิสเตอร์ชนิด NPN

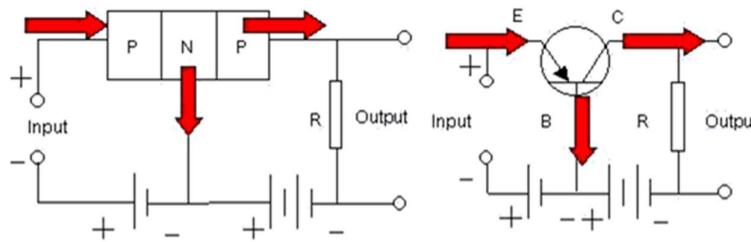
การป้อนแรงดันไฟฟ้าให้กับทรานซิสเตอร์ชนิด NPN คือ การจ่ายไฟลบให้ขา E เมื่อเทียบกับ ที่จ่ายให้ขา B และจ่ายไฟบวกให้ขา C เมื่อเทียบกับไฟลบที่จ่ายให้ขา B มีทั้งไฟบวกและไฟลบ แต่การ เทียบศักย์ Forward นั้น จะเทียบระหว่างขา B กับขา E เท่านั้น ทำให้ขา B ซึ่งเป็นสาร P ได้รับแรงไฟ Forward คือเป็นไฟบวกเมื่อเทียบกับขา E เท่านั้น



รูปที่ 2.35 ทรานซิสเตอร์ชนิด NPN

## 2. ทรานซิสเตอร์ชนิด PNP

การป้อนแรงดันไฟฟ้าให้กับทรานซิสเตอร์ชนิด PNP โดยการจ่ายไฟบวกให้ขา E เมื่อเทียบกับไฟลบที่จ่ายให้ขา B และจ่ายไฟลบให้ขา C เมื่อเทียบกับไฟบวกที่จ่ายให้ขา B ทำให้ขา B มีทั้ง ไฟลบและไฟบวก ทำให้ขา B ซึ่งเป็นสาร N ได้รับ Forward Bias คือ เป็นลบเมื่อเทียบกับขา E เท่านั้น

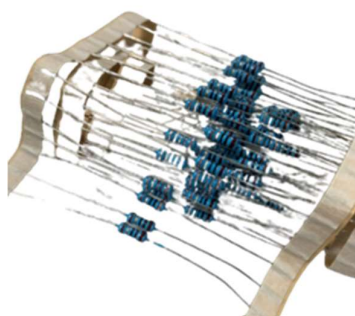


รูปที่ 2.36 ทรานซิสเตอร์ชนิด PNP

### 2.2.5.2 ตัวต้านทาน

เป็นตัวต้านทานที่ต่ออยู่ในวงจรไฟฟ้าทำหน้าที่ในการต้านการไหลของกระแสไฟฟ้าไหลผ่าน ทำด้วยวัสดุต้านทานหรือถ่านคาร์บอน ในกรณีที่มีความต้านทานมากจะยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านได้น้อยลง หากมีความต้านทานน้อยจะยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านได้มาก ลดแรงดันและจำกัดการไหลของกระแสไฟฟ้าในวงจรตัวต้านทานมีรูปแบบและขนาดแตกต่างกันตามลักษณะของการใช้งาน นอกจากนี้ยังแบ่งออกเป็นชนิดค่าคงที่ และชนิดปรับค่าได้

1. ตัวต้านทานชนิดค่าคงที่ เป็นตัวความต้านทานที่มีลักษณะของโครงสร้างคล้ายคลึงกับแบบฟิล์มคาร์บอน แต่จะใช้ตัวที่ทำให้เกิดค่าความต้านทานเป็นสารจำพวกฟิล์มโลหะแทน เหมาะสำหรับงานซึ่งต้องการเสถียรภาพและความเที่ยงตรงสูงกว่าแบบคาร์บอน สามารถใช้กับงานที่เป็นกระแสไฟสลับได้ดี จะมีย่านความถี่ต่ำไปจนถึงความถี่สูงเป็นเมกกะเฮิรตซ์ได้ และจะมีค่าสัมประสิทธิ์ทางอุณหภูมิต่ำ ตัวต้านทานจะมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยมากโดยจะมีค่าความ คลาดเคลื่อน  $\pm 1\%$  และยังทนต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิภายนอกได้ดี นอกจากนี้ยังเกิดสัญญาณรบกวนที่น้อยเมื่อเทียบกับตัวต้านทานชนิดคาร์บอนฟิล์ม



รูปที่ 2.37 ตัวต้านทานชนิดค่าคงที่

2. ตัวต้านทานปรับค่าได้ ตัวต้านทานปรับค่าได้คือส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์ที่ช่วยให้สามารถปรับค่าความต้านทานในวงจรได้ สามารถใช้เป็นตัวแบ่งแรงดันเพื่อควบคุมความสว่างของแสง หรือเพื่อปรับเกนของเครื่องขยายเสียง ความต้านทานสามารถเปลี่ยนแปลงได้โดยการหมุนปุ่มหรือเลื่อนคันโยก ซึ่งจะเคลื่อนหน้าสัมผัสแบบเลื่อนไปตามองค์ประกอบตัวต้านทาน ตัวต้านทานแบบแปรผันที่พบมากที่สุดคือโพเทนซิโอมิเตอร์ โดยโพเทนซิโอมิเตอร์ใช้ควบคุมแรงดันในวงจรและใช้ปรับสัญญาณต่าง ๆ ในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เช่น ความดังของเสียง ความทึบ-แหลม ความสว่าง โดยการปรับปุ่มหมุนรอบแกนหมุนหน้าสัมผัสจะเปลี่ยนตำแหน่งสัมผัสทำให้ความต้านทานเปลี่ยนไป ซึ่งส่งผลให้กระแสไฟฟ้าในวงจรเปลี่ยนไป และกระแสไฟฟ้าที่เปลี่ยนไปทำให้แรงดันไฟฟ้าและระดับของสัญญาณเปลี่ยนไป



รูปที่ 2.38 โพเทนซิโอมิเตอร์

### 2.2.5.3 ไดโอด

คืออุปกรณ์สารกึ่งตัวนำที่ได้จากการนำสารกึ่งตัวนำชนิดพี และสารกึ่งตัวนำชนิดเอ็นมาต่อชนกันเรียกว่ารอยต่อพีเอ็น คุณสมบัติของไดโอดคือยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านได้ในทิศทางเดียว วิธีการกระตุ้นให้ไดโอดทำงานจะเรียกว่าการไบแอส ได้แก่ การให้ไบแอสตรง โดยกระแสไฟฟ้าจะไหลผ่านไดโอดได้ และการให้ไบแอสกลับ จะทำให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านไดโอดไม่ได้ จากคุณสมบัติที่นำกระแสไฟฟ้าในทิศทางเดียว จึงนิยมนำไดโอดมาทำเป็นตัวเรียงกระแสไฟฟ้า หรือเรกติไฟเออร์ ทำหน้าที่เปลี่ยนแปลงกระแสไฟฟ้าสลับให้เป็นไฟฟ้ากระแสตรง และใช้เป็นตัวแยกสัญญาณในเครื่องรับวิทยุ เป็นต้น ไดโอดมี 2 ขา คือ ขาแอนโนด หรือขาหัวบวก และขาแคโทด หรือขาหัวลบ



รูปที่ 2.39 ไดโอด

#### 2.2.5.4 รีเลย์

เป็นอุปกรณ์ที่เปลี่ยนพลังงานไฟฟ้าให้เป็นพลังงานแม่เหล็ก เพื่อใช้ในการดึงดูดหน้าสัมผัสของคอนแทคให้เปลี่ยนสถานะ โดยการป้อนกระแสไฟฟ้าให้กับขดลวด เพื่อทำการปิดหรือเปิดหน้าสัมผัสคล้ายกับสวิทช์อิเล็กทรอนิกส์ ทำให้สามารถไปประยุกต์ใช้ในการควบคุมวงจรต่างๆ ได้ ภายในรีเลย์ 2 จุดต่อ คือ จุดต่อ NC และจุดต่อ NO

1. จุดต่อ NC ย่อมาจาก normal close หมายความว่าปกติปิด หรือ หากยังไม่จ่ายไฟให้ขดลวดเหนี่ยวนำหน้าสัมผัสจะติดกัน โดยทั่วไปเรามักต่อจุดนี้เข้ากับอุปกรณ์หรือเครื่องใช้ไฟฟ้าที่ต้องการให้ทำงานตลอดเวลาเช่น

2. จุดต่อ NO ย่อมาจาก normal open หมายความว่าปกติเปิด หรือหากยังไม่จ่ายไฟให้ขดลวดเหนี่ยวนำหน้าสัมผัสจะไม่ติดกัน โดยทั่วไปเรามักต่อจุดนี้เข้ากับอุปกรณ์หรือเครื่องใช้ไฟฟ้าที่ต้องการควบคุมการเปิดปิด



รูปที่ 2.40 รีเลย์

#### 2.2.5.5 สวิตช์ฉุกเฉิน

สวิตช์หยุดฉุกเฉิน หรือที่เรียกว่า Emergency Stop Push Buttons เป็นสวิตช์ที่มีขนาดใหญ่กว่าสวิทช์แบบธรรมดา นิยมใช้กับปุ่มหยุดเครื่องจักรกลต่างๆ เพื่อรองรับกับเหตุการณ์ฉุกเฉินที่อาจเกิดขึ้น และเมื่อถึงเวลาใช้งาน ทันทีที่เรากดที่ปุ่ม Emergency Switch เครื่องจักรกลทุกอย่างจะหยุดการทำงานในทันที เพื่อป้องกันการเกิดอุบัติเหตุต่างๆ



รูปที่ 2.41 สวิตช์ฉุกเฉิน

#### 2.2.5.6 ฟิวส์

เป็นอุปกรณ์นิรภัยชนิดหนึ่งโดยจะป้องกันการลัดวงจร และการใช้กระแสเกินในวงจรไฟฟ้า โดยจะหลอมละลาย และตัดกระแสไฟออกจากวงจรเพื่อป้องกันการอุปกรณ์เสียหาย มีหลายชนิดให้เลือกใช้ตามความเหมาะสมของการใช้งาน มีคุณสมบัติของฟิวส์ ฟิวส์มีจุดหลอมเหลวต่ำ ขณะที่กระแสไฟฟ้าผ่านฟิวส์ พลังงานไฟฟ้าจะ

เปลี่ยนเป็นพลังงานความร้อนให้กับพิวส์เล็กน้อยแต่เมื่อมีการใช้กระแสไฟฟ้าเกินกำหนด หรือเกิดไฟฟ้าลัดวงจร กระแสไฟฟ้าปริมาณมากจะผ่านพิวส์ พลังงานไฟฟ้าจะเปลี่ยนเป็นพลังงานความร้อนให้กับพิวส์มากขึ้น จนพิวส์ หลอมละลาย ทำให้วงจรไฟฟ้า ในบ้าน ถูกตัดกระแสไฟฟ้าไหลผ่านอีกไม่ได้ และการหลอมละลายของพิวส์ไม่ทำให้เกิดประกายไฟ หรือเปลวไฟ หรือเปลวไฟหรือเกิดการหลอมละลายใดๆที่ทำให้อุปกรณ์เสียหาย

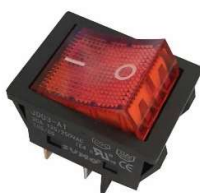


รูปที่ 2.42 พิวส์

#### 2.2.5.7 สวิตช์ไฟฟ้า

สวิตช์ไฟฟ้าใช้ในการเปิด-ปิดอุปกรณ์ไฟฟ้าต่างๆ โดยใช้หลักการที่สวิตช์เปิดหรือปิดหน้าสัมผัสซึ่งคล้ายกับสะพานที่เชื่อมให้กระแสสามารถไหลได้ในวงจรไฟฟ้า หน้าสัมผัสปิด คือหน้าสัมผัสเชื่อมต่อกันทำให้กระแสไหลผ่านได้ หน้าสัมผัสเปิด คือหน้าสัมผัสแยกออกจากกันทำให้กระแสไม่สามารถไหลผ่านได้

สวิตช์มีหลายประเภท และถูกควบคุมด้วยวิธีต่างๆ กัน พวกที่ถูกควบคุมด้วยแรงจากมนุษย์ ได้แก่ Push-button Switch, Toggle Switch, Foot Switch พวกที่ถูกควบคุมด้วยแรงดันไฟฟ้าหรือความต่างศักย์ ได้แก่ Relay, Magnetic Contactor หรือพวกที่ถูกควบคุมด้วยแรงอื่นๆ เช่น Pressure Switch, Photoelectric Switch, Level Switch เป็นต้น

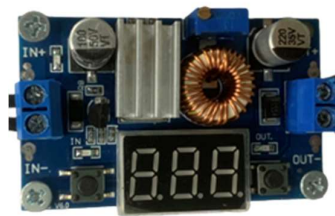


รูปที่ 2.43 สวิตช์ไฟฟ้า

#### 2.2.5.8 บัคคอนเวอร์เตอร์

เป็นวงจรชนิดหนึ่งที่ถูกออกแบบมาเพื่อใช้สำหรับลดค่าแรงดันไฟฟ้าให้มีค่าที่ต่ำลง เพื่อให้ค่าไฟฟ้ามีความเหมาะสมสำหรับการนำไฟฟ้าไปใช้ในงานอื่น ๆ โดยโครงสร้างของวงจรนี้ จะประกอบไปด้วย สวิตช์ที่สามารถสั่งการให้ ON หรือ OFF ได้ทุกเมื่อตามที่เราต้องการ

อีกทั้งยังเป็นส่วนประกอบที่สำคัญของอุปกรณ์อย่างสวิตช์ซึ่งเพาเวอร์ซัพพลาย ทำให้บัคคอนเวอร์เตอร์มีส่วนประกอบอื่นๆ ที่สำคัญอีก ได้แก่ C = ตัวเก็บประจุ, L = ตัวเหนี่ยวนำ และ D = ไดโอด ซึ่งส่งผลให้บัคคอนเวอร์เตอร์มีหลักการในการทำงานโดยทรานซิสเตอร์จะทำหน้าที่ในการตัดต่อวงจรไดโอด ที่ทำหน้าที่เป็นทางไหลของกระแสในช่วงที่สวิตช์ทำการเปิดวงจร ตัวเก็บประจุจะทำหน้าที่ในการกรองแรงดันของเอาต์พุตให้มีความเรียบมากขึ้น และตัวเหนี่ยวนำจะทำหน้าที่ในการสะสมและจ่ายพลังงานในช่วงที่สวิตช์ปิดและเปิดวงจรตามลำดับ



รูปที่ 2.44 บัคคอนเวอร์เตอร์

#### 2.2.5.9 อุปกรณ์แปลงไฟฟ้า

ในระบบจ่ายไฟฟ้าจะมีการแปลงแรงดันไฟฟ้าสลับให้มีขนาดสูงมากๆ ให้มีขนาดไฟที่ลดลง โดยลดขนาดของลวดตัวนำที่ต้องใช้ในการจ่ายไฟฟ้าเป็นระยะทางไกลๆ เมื่อถึงปลายทางก่อนที่จะจ่ายไฟฟ้าไปให้แก่บ้านเรือนต่างๆ ก็จะแปลงระดับแรงดันไฟฟ้าให้ลดลงเป็น 220 โวลต์ เพื่อลดอันตรายที่จะเกิดแก่ผู้ใช้ไฟฟ้า และเมื่อต้องการใช้กับอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ระดับแรงดันต่ำๆ เช่น 9 โวลต์ หรือ 24 โวลต์ ก็จะต้องมีการแปลงดันไฟฟ้า ตามบ้านจาก 220 โวลต์ เป็นระดับแรงดันไฟฟ้าตามที่ต้องการ

การทำงานของหม้อแปลงไฟฟ้านั้นอาศัยหลักการความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้ากับเส้นแรงแม่เหล็กในการสร้างแรงเคลื่อนเหนี่ยวนำให้กับตัวนำ คือ เมื่อมีกระแสไหลผ่านขดลวดตัวนำ ก็จะทำให้เกิดเส้นแรงแม่เหล็กรอบๆตัวนำนั้น และถ้ากระแสที่ป้อนมีขนาดและทิศทางที่เปลี่ยนแปลงไปมา ก็จะทำให้สนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นมีการเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ถ้าสนามแม่เหล็กที่มีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวตัดผ่านตัวนำ ก็จะทำให้เกิดแรงเคลื่อนเหนี่ยวนำขึ้นที่ตัวนำนั้น โดยขนาดของแรงเคลื่อนเหนี่ยวนำจะสัมพันธ์กับความเข้มของสนามแม่เหล็ก และความเร็วในการตัดผ่านตัวนำของสนามแม่เหล็ก

หม้อแปลงแบ่งออกตามการใช้งานของระบบไฟฟ้ากำลังได้ 2 แบบคือ หม้อแปลงไฟฟ้าชนิด 1 เฟส และหม้อแปลงไฟฟ้าชนิด 3 เฟสแต่ละชนิดมีโครงสร้างสำคัญประกอบด้วย

1. ขดลวดตัวนำปฐมภูมิ ทำหน้าที่รับแรงเคลื่อนไฟฟ้า
2. ขดลวดทุติยภูมิ ทำหน้าที่จ่ายแรงเคลื่อนไฟฟ้า
3. ขั้วต่อสายไฟ ทำหน้าที่เป็นจุดต่อสายไฟกับขดลวด
4. แผ่นป้าย ทำหน้าที่บอกรายละเอียดประจำตัวหม้อแปลง

5. อุปกรณ์ระบายความร้อน ทำหน้าที่ระบายความร้อนให้กับขดลวด เช่น อากาศ, พัดลม, น้ำมัน หรือใช้ทั้งพัดลมและน้ำมันช่วยระบายความร้อน เป็นต้น

6. โครงหรือตัวถังของหม้อแปลง ทำหน้าที่บรรจุขดลวด แกนเหล็กรวมทั้งการติดตั้งระบบระบายความร้อนให้กับหม้อแปลงขนาดใหญ่

7. สวิตช์และอุปกรณ์ควบคุม ทำหน้าที่ควบคุมการเปลี่ยนแปลงขนาดของแรงเคลื่อนไฟฟ้า และมีอุปกรณ์ป้องกันไฟฟ้าชนิดต่างๆ รวมอยู่ด้วย

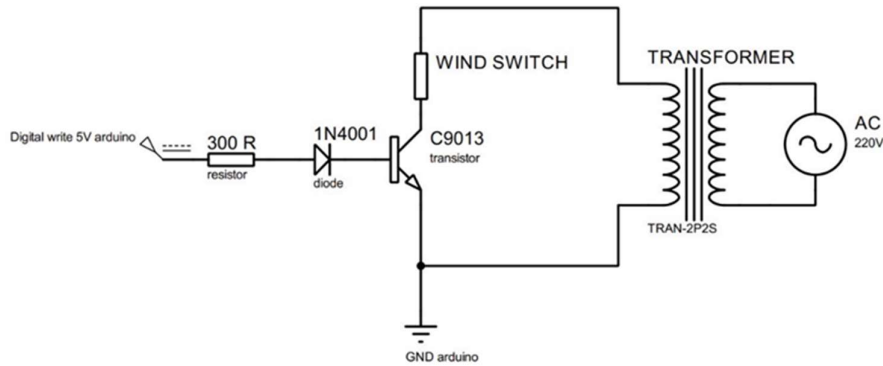
วัสดุที่ใช้ทำขดลวดหม้อแปลงโดยทั่วไปทำมาจากสายทองแดงเคลือบน้ำยาฉนวน มีขนาดและลักษณะลวดเป็นทรงกลมหรือแบนขึ้นอยู่กับขนาดของหม้อแปลง ลวดเส้นโตจะมีความสามารถในการจ่ายกระแสได้มากกว่าลวดเส้นเล็ก



รูปที่ 2.45 อุปกรณ์แปลงไฟฟ้า

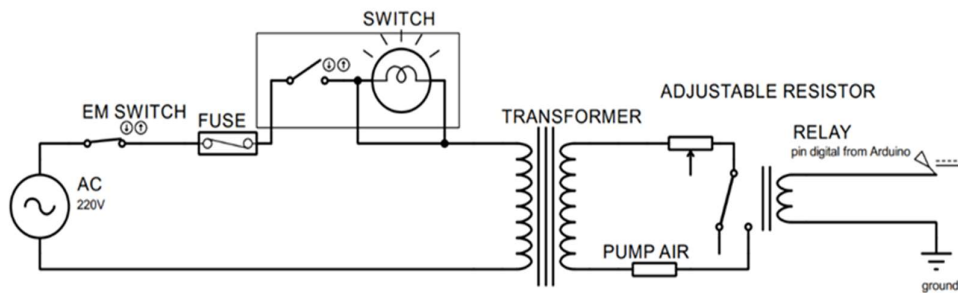
#### 2.2.5.10 ออกแบบวงจรของระบบลม

ในการออกแบบวงจรของระบบลมจะใช้อุปกรณ์แปลงไฟฟ้าเป็นแหล่งจ่ายไฟหลักแปลงไฟฟ้าจากแรงดันไฟบ้าน 220 โวลต์ เป็นแรงดันไฟ 12 โวลต์ และจะถูกลดลงด้วยตัวต้านทานหรือตัวเก็บประจุเพื่อลดแรงดันไฟเหลือ 7.5 โวลต์ เพื่อเป็นไฟเลี้ยงกับโซลินอยด์วาล์วในการสั่งการเปิด/ปิดการทำงานของโซลินอยด์วาล์วจะถูกควบคุมด้วยทรานซิสเตอร์ C9013 ชนิด PNP เป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำที่สามารถเปิด/ปิดด้วยสัญญาณไฟฟ้าจากพินดิจิตอลของบอร์ด Arduino mega 2560 wifi ส่งผ่านพินดิจิตอลด้วยแรงดันไฟ 5 โวลต์ ผ่านตัวต้านทานขนาด 300 โอห์ม เพื่อลดแรงดันไฟ และไดโอด 1N4001 เพื่อป้องกันไฟฟ้าไหลกลับบอร์ด Arduino mega 2560 wifi ที่อาจทำให้บอร์ดประมวลผลทำงานผิดพลาด หรือเสี่ยงต่อการได้รับความเสียหายได้



รูปที่ 2.46 แบบวงจรโซลินอยด์วาล์ว

ในวงจรที่จะสั่งการการให้ปั๊มลมทำงานจะใช้รีเลย์ที่มีแหล่งจ่ายไฟจากหม้อแปลงไฟฟ้าแรงดันไฟ 12 โวลต์ และผ่านตัวต้านทานปรับค่าได้ที่สามารถกำหนดแรงดันลมของปั๊มลมให้มากหรือน้อยได้ตามต้องการ ด้วยการปรับปุ่มหมุนรอบแกนหมุนหน้าสัมผัสจะเปลี่ยนตำแหน่งสัมผัสทำให้ความต้านทานของตัวต้านทานปรับค่าเปลี่ยนไป



รูปที่ 2.47 แบบวงจรปั๊มลม

## 2.2.6 การออกแบบโปรแกรม

### 2.2.6.1 โปรแกรม Arduino IDE

Arduino IDE คือซอฟต์แวร์ที่มีอินเทอร์เฟซการเขียนโปรแกรมสำหรับเขียน อัปโหลด และทดสอบโค้ดสำหรับบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ที่ใช้แพลตฟอร์ม Arduino มีอินเทอร์เฟซแบบกราฟิกที่ใช้งานง่ายสำหรับเขียนและอัปโหลดโค้ดไปยังบอร์ด Arduino รวมถึงเครื่องมือสำหรับการดีบั๊กและทดสอบโค้ด Arduino IDE รองรับภาษาการเขียนโปรแกรมหลายภาษา รวมถึง C++ และเวอร์ชันง่ายที่เรียกว่า Arduino Sketch

นอกเหนือจากการเขียนและอัปโหลดโค้ดแล้ว Arduino IDE ยังมีไลบรารีและตัวอย่างจำนวนหนึ่งที่ให้โค้ดที่เขียนไว้ล่วงหน้าซึ่งสามารถใช้เพื่อโต้ตอบกับส่วนประกอบฮาร์ดแวร์ต่างๆ เช่น เซ็นเซอร์ แอคทูเอเตอร์ และจอแสดงผล ชุมชน Arduino ได้พัฒนาไลบรารีจำนวนมากเพื่อวัตถุประสงค์ต่างๆ ทำให้ผู้ใช้สามารถเพิ่มฟังก์ชันการ

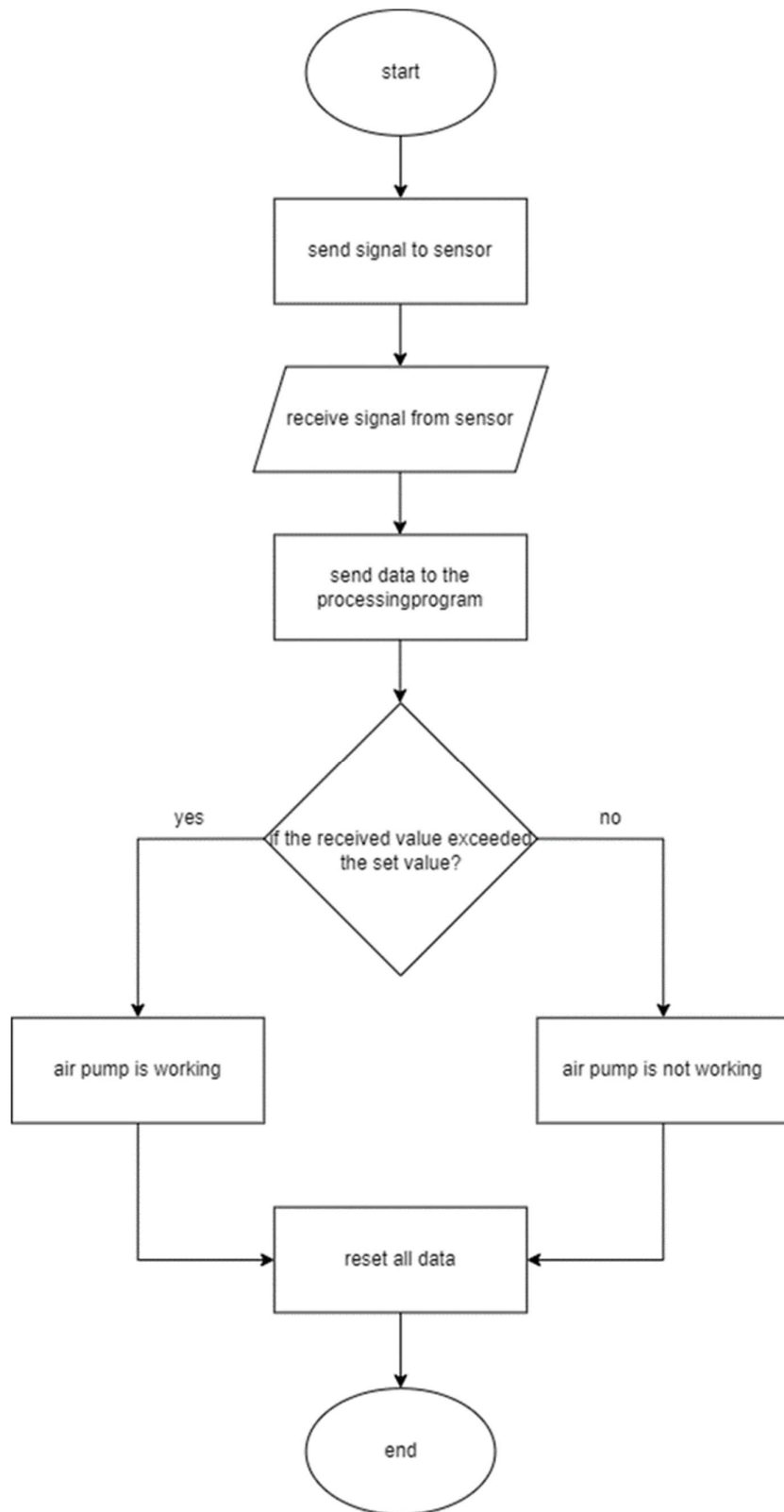
ทำงานในโครงการได้ง่ายขึ้น Arduino IDE สามารถใช้กับระบบปฏิบัติการหลายระบบ รวมถึง Windows, macOS และ Linux และสามารถดาวน์โหลดได้ฟรีจากเว็บไซต์ Arduino โดยรวมแล้ว Arduino IDE เป็นเครื่องมือที่สะดวกและเป็นมิตรกับผู้ใช้สำหรับนักพัฒนาในการเริ่มต้นใช้งานแพลตฟอร์ม Arduino และสร้างโครงการเชิงโต้ตอบได้อย่างง่ายดาย



รูปที่ 2.48 โปรแกรม Arduino IDE

#### 2.2.6.2 การออกแบบโปรแกรม Arduino IDE

ในการออกแบบโปรแกรมจะเป็นการเขียนโลจิกต่างๆ ให้กับระบบเป็นส่วนใหญ่ โดยการให้มีการทำงาน คือ การส่งสัญญาณไฟให้กับเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด และรับสัญญาณไฟกลับมา จากนั้นจะทำการส่งข้อมูลต่อให้กับโปรแกรม Processing เพื่อนำไปแสดงผลเป็นไดอะแกรมกราฟสีต่างๆ จากนั้นโปรแกรมจะทำการเปรียบเทียบค่าข้อมูลที่รับมาจากเซนเซอร์ว่ารับมาเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้หรือ หากค่าที่รับมาเกินเกณฑ์จะสั่งการให้ปั๊มลมและสวิตช์ลมมีการทำงาน หากไม่ก็จะไม่มีการทำงานของปั๊มลมและสวิตช์ลม จากนั้นเมื่อเสร็จขั้นตอนทุกอย่าง โปรแกรมจะทำการรีเซ็ตทุกค่าเพื่อเริ่มต้นลูบใหม่ต่อไป



รูปที่ 2.49 กระบวนการทำงานของโปรแกรม Arduino IDE

## 2.2.7 โปรแกรม Processing

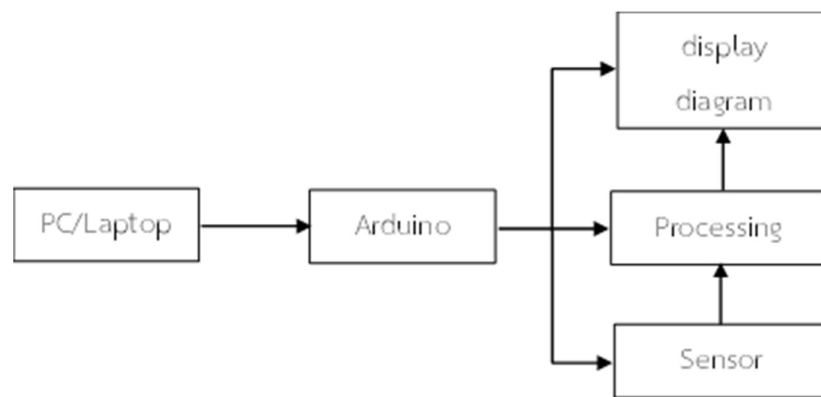
การประมวลผลเป็นภาษาโปรแกรมแบบโอเพ่นซอร์สและสภาพแวดล้อมการพัฒนาแบบรวมที่ออกแบบมา โดยเฉพาะสำหรับศิลปิน นักออกแบบ และผู้ที่ไม่ใช่โปรแกรมเมอร์อื่นๆ เพื่อสร้างกราฟิกแบบโต้ตอบ ภาพเคลื่อนไหว และการจำลอง มันขึ้นอยู่กับภาษาโปรแกรม Java และเป็นวิธีที่ง่ายและสะดวกในการสร้างเนื้อหา ภาพและโต้ตอบ ด้วยการประมวลผล ผู้ใช้สามารถสร้างกราฟิกและแอนิเมชันที่ซับซ้อนได้โดยใช้ฟังก์ชันและไลบรารี ที่เขียนไว้ล่วงหน้า หรือโดยการเขียนโค้ดของตนเอง Processing IDE ประกอบด้วยตัวแก้ไขโค้ด หน้าต่างกราฟิก สำหรับดูตัวอย่างเอาต์พุต และเครื่องมือสำหรับการดีบั๊กและทดสอบโค้ด เช่นเดียวกับ Arduino การประมวลผล เป็นซอฟต์แวร์โอเพ่นซอร์สฟรี และพร้อมใช้งานสำหรับระบบปฏิบัติการหลายระบบ รวมถึง Windows, macOS และ Linux

นอกจากความสามารถในการแสดงภาพและการโต้ตอบแล้ว การประมวลผลยังมีคุณสมบัติอื่นๆ อีก มากมายที่ทำให้มันเป็นเครื่องมืออันทรงพลังสำหรับศิลปินและนักออกแบบ ตัวอย่างเช่น มีการรองรับกราฟิก 2D และ 3D เช่นเดียวกับความสามารถในการทำงานกับวิดีโอ เสียง และสื่อดิจิทัลในรูปแบบอื่นๆ

ข้อดีอีกประการของการประมวลผลคือความเรียบง่ายและใช้งานง่าย มีสภาพแวดล้อมที่เป็นมิตรและเข้าถึง ได้สำหรับผู้ที่ยังใหม่กับการเขียนโปรแกรม โดยเน้นที่แอปพลิเคชันที่สร้างสรรค์และการแสดงภาพ ด้วยเหตุนี้ จึงมี การใช้กันอย่างแพร่หลายในด้านการศึกษา ทั้งในมหาวิทยาลัยและในโรงเรียน เพื่อเป็นแนวทางในการแนะนำ นักเรียนเกี่ยวกับการเขียนโปรแกรมและสื่อดิจิทัล

## 2.2.8 การออกแบบโปรแกรม Arduino IDE

เป็นการวิเคราะห์แรงกดที่มากระทำบนเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด และตำแหน่งบริเวณที่โดนกด โดยเป็นการ วิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างก่อนที่เซนเซอร์จะได้รับแรงกด และหลังได้รับแรงกด และนำค่าที่ได้มาตรวจสอบว่า มีประสิทธิภาพ สามารถตรวจจับแรงกดได้หรือไม่ และสามารถเห็นและเข้าใจได้ง่ายของน้ำหนักของตนเองที่ได้ กระทบบนเซนเซอร์เมทริกซ์ว่ามีลักษณะที่มีการลงน้ำหนักในส่วนใด และมีการลงน้ำหนักที่มากหรือน้อยเพียงเพื่อ ไปประกอบการพิจารณาในการเปลี่ยนท่าทางขณะนั่งได้



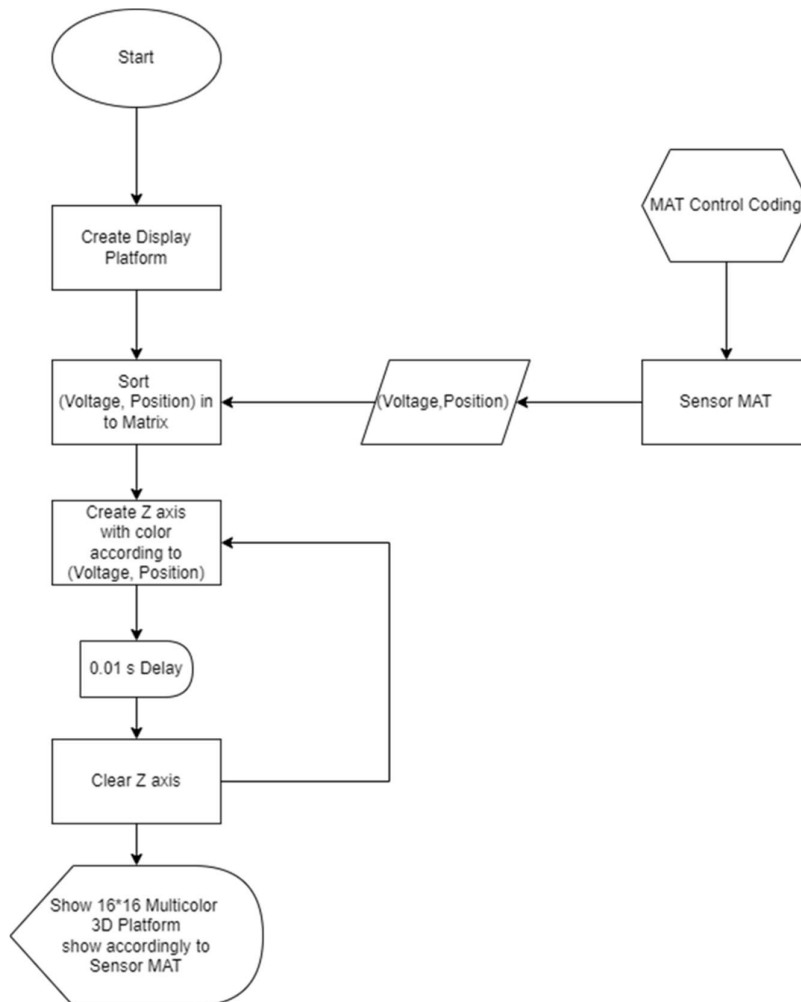
รูปที่ 2.50 ออกแบบผังการเชื่อมต่อของระบบ

การทำงานของแสดงผลในโปรแกรม Processing จะประกอบด้วย Library Code ดังนี้

1. background เปลี่ยนพื้นหลังเป็นสีชมพู และพื้นไดอะแกรมของเซนเซอร์เมทริกซ์เป็นสีดำ
2. ตัวแปร xpos, ypos, zpos เพื่อแสดงผลตำแหน่งแกน x, แกน y และแกน z ของแต่ละช่อง
3. Isolate ตัวแปร zpos และแบ่งเป็นช่องแล้วสร้างบรรทัดใหม่สร้างเมทริกซ์แสดงผลในรูปตารางใน

Processing JAVA โดยยึดจาก ตัวแปร zpos

ระบบส่วนนี้เป็นการพัฒนาเพื่อให้แสดงผลจากตัวเลขเปลี่ยนเป็นไดอะแกรมที่มีแรงกดบนเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด ในกรณีที่มีแรงกดมากกระทำบนพื้นผิวของเซนเซอร์จะมีการแสดงไล่สีเป็นกราฟ 3 มิติ โดยใช้ระบบการเติมสีใหม่จะใช้การเติมครั้งเดียว และใช้การผสมสีแทนที่จะเป็นการเลือกสีไล่เป็น condition ทำให้การแสดงผลเข้าใจได้ง่ายยิ่งขึ้น เมื่อเซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับน้ำหนักจะมีการแสดงผลออกทางโปรแกรม Processing ออกมาเป็นไดอะแกรมที่เป็น 3 มิติ และมีการไล่เฉดสี RGB ตามน้ำหนักที่ได้กด เช่น มีน้ำหนักอยู่ในระดับน้อยจะมีน้ำเงิน มีน้ำหนักอยู่ในระดับกลางจะมีเขียว และมีน้ำหนักอยู่ในระดับมากจะมีสีแดง



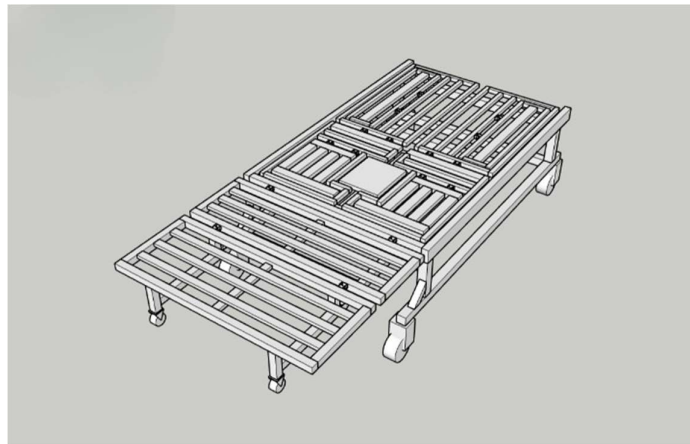
รูปที่ 2.51 กระบวนการทำงานของโปรแกรม Processing

## 2.3 ส่วนของการออกแบบเตียงนอนสำหรับผู้ป่วยติดเตียง

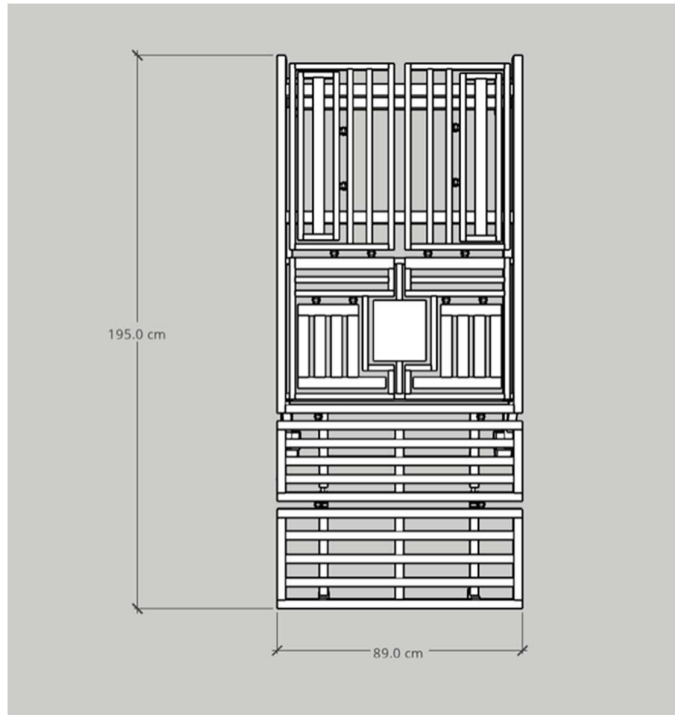
การออกแบบเตียงมีไว้เพื่อผู้ป่วยและผู้สูงอายุที่เคลื่อนไหวร่างกายได้ยากลำบากหรือไม่ได้เลยนั้น ทำให้ต้องนอนบนเตียงเป็นเวลานาน ส่งผลให้การปรับเปลี่ยนท่าทางเพื่อใช้ในการทำกิจกรรมในชีวิตประจำวันเป็นไปได้ด้วยความยากลำบาก ดังนั้นเตียงปรับระดับจึงเป็นตัวเลือกที่เหมาะสมสำหรับการเอื้ออำนวยต่อความสะดวกในการเคลื่อนไหวของร่างกาย โดยสามารถปรับระดับยกขึ้นหรือลงได้ในตำแหน่งต่างๆ เพื่อเพิ่มความสะดวกสบายให้กับผู้ใช้ และใช้ในการทำกิจกรรมต่างๆ ในชีวิตประจำวันของผู้ป่วยและผู้สูงอายุได้ขณะอยู่บนเตียง เช่น ทำปรับศีรษะนอนสูงเพื่อใช้เป็นท่าใช้ในการรับประทานอาหาร อ่านหนังสือ และอื่นๆ ได้สะดวกยิ่งขึ้น ทำปรับการพลิกตะแคงตัวซ้าย-ขวาเพื่อปรับเปลี่ยนท่านอนได้สะดวกยิ่งขึ้น การปรับให้เตียงมีระดับที่ต่ำลงสำหรับผู้ที่มีปัญหาในการขึ้นและลงจากเตียง เป็นต้น และนอกจากนี้ยังสามารถบรรเทาแรงกดที่เกิดจากการนอนท่าเดิมเป็นเวลานานได้

### ประโยชน์ของเตียงปรับระดับ

- 1.1. สามารถปรับเปลี่ยนท่าทางและการเคลื่อนไหวต่างๆ ของผู้ใช้งานได้สะดวกยิ่งขึ้น
- 1.2. สามารถช่วยบรรเทาอาการทางการแพทย์บางอย่างได้ เช่น กรดไหลย้อน หายใจขณะหลับ และนอนกรน เป็นต้น
- 1.3. สามารถเพิ่มความสะดวกสบายให้กับผู้ใช้งานได้
- 1.4. สามารถช่วยบรรเทาแรงกดบนข้อต่อได้

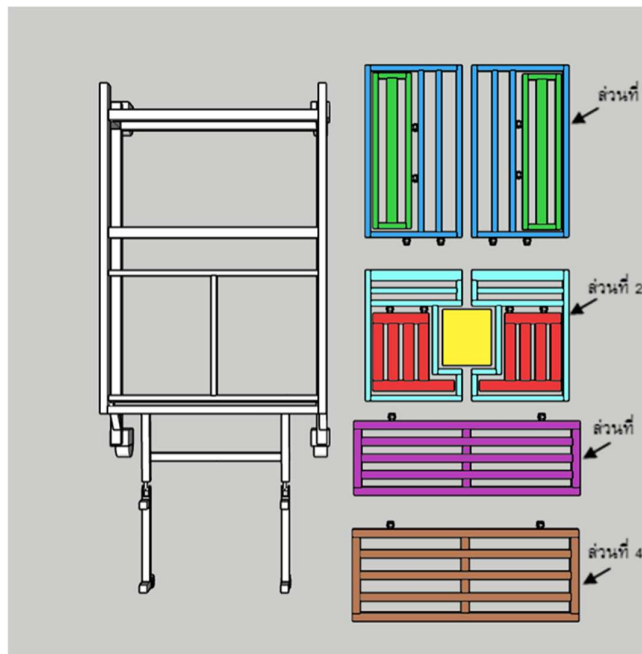


รูปที่ 2.52 เตียงปรับระดับ



รูปที่ 2.53 แสดงขนาดโดยรวมทั้งหมดของเตียง

ขนาดโดยรวมทั้งหมดของเตียงปรับระดับจะมีขนาดกว้าง 89 เซนติเมตร และความยาว 195 เซนติเมตร ซึ่งด้วยขนาดเตียงที่ใหญ่ ผู้ใช้งานไม่ว่าจะเป็นคนที่มีขนาดตัวเล็กหรือขนาดตัวใหญ่ก็สามารถใช้เตียงปรับระดับนี้ได้



รูปที่ 2.54 ชิ้นส่วนหลักของเตียงปรับระดับทั้งหมด 4 ส่วน

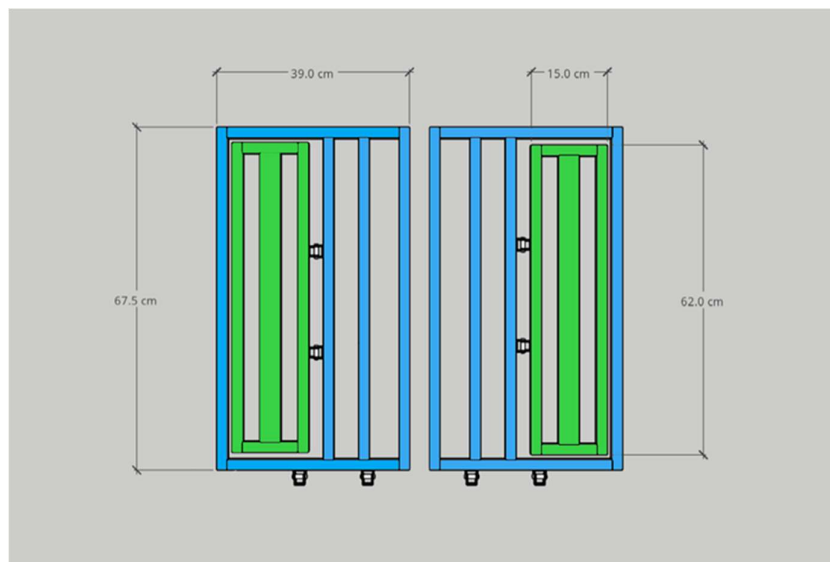
สำหรับผู้ป่วยที่มีภาวะเคลื่อนไหวร่างกายได้น้อยหรือไม่ได้เลย จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการปรับท่าทางหรือจัดทำผู้ป่วย เพราะการที่ถูกจำกัดการเคลื่อนไหวจะทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนต่างๆ ตามมา และอาจทำให้อาการป่วยที่เป็นอยู่รุนแรงขึ้นได้ ซึ่งฟังก์ชันของเตียงปรับระดับถูกออกแบบมาเพื่อการปรับท่าทางผู้ป่วยโดยโครงสร้างของเตียงปรับระดับจะทำมาจากเหล็กหนาที่มีความแข็งแรง ทนทาน และจะประกอบไปด้วยชิ้นส่วนหลักๆ 4 ส่วน ซึ่งจะแบ่งแต่ละส่วนตามสีต่างๆ เพื่อบ่งบอกขนาดและตำแหน่งของแต่ละชิ้นส่วนได้ชัดเจนมากขึ้น ดังนี้

ส่วนที่ 1 ประกอบด้วยสีน้ำเงิน และสีเขียว

ส่วนที่ 2 ประกอบด้วยสีฟ้า สีแดง และสีเหลือง

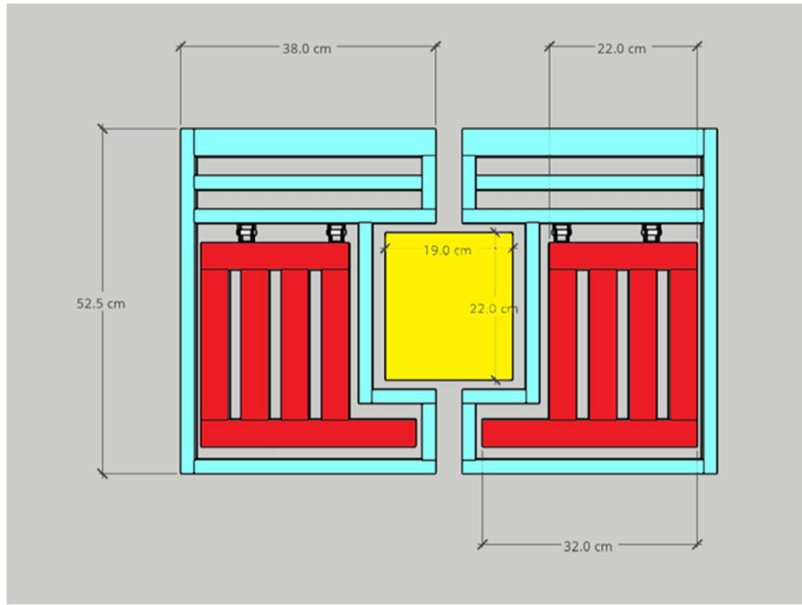
ส่วนที่ 3 สีม่วง

ส่วนที่ 4 สีน้ำตาล



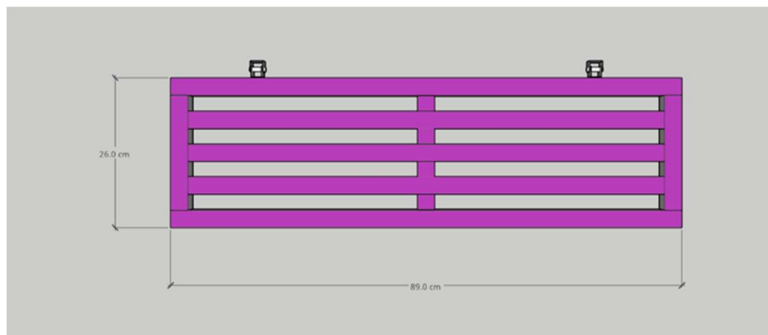
รูปที่ 2.55 ขนาดส่วนที่ 1 ของเตียงปรับระดับ

เป็นส่วนที่อยู่บนสุดของเตียงปรับระดับที่จะทำหน้าที่ในการพลิกลำตัวของผู้ป่วยและผู้สูงอายุให้ตะแคงซ้าย-ขวา และสามารถปรับให้ลำตัวเอียงตัวขึ้นมาอยู่ในท่านั่งได้ โดยส่วนสีน้ำเงินในแต่ละฝั่งจะมีขนาดความกว้าง 39 เซนติเมตร และความยาว 67.5 เซนติเมตร และขนาดของส่วนสีเขียวจะมีความกว้าง 15 เซนติเมตร และความยาว 62 เซนติเมตร



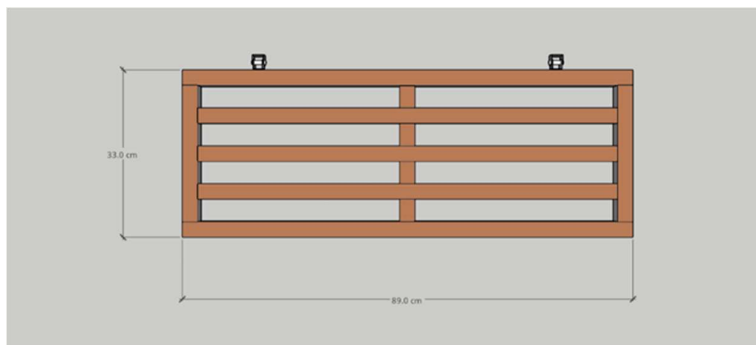
รูปที่ 2.56 ขนาดส่วนที่ 2 ของเตียงปรับระดับ

เป็นส่วนที่อยู่ลำดับที่ 2 จากบนสุดของเตียงปรับระดับที่จะทำหน้าที่ในการพลิกลำตัวของผู้ป่วยและผู้สูงอายุให้ตะแคงซ้าย-ขวาได้ และสามารถปรับทำบริเวณสะโพกที่สามารถยกขึ้นมาได้ และที่ขั้วถ่ายของเสียจะเป็นบริเวณตรงกลางของชิ้นส่วนนี้ โดยส่วนสีฟ้าในแต่ละฝั่งจะมีความกว้าง 38 เซนติเมตร และความยาว 52.5 เซนติเมตร ขนาดของส่วนสีแดงจะมีความกว้าง 15 เซนติเมตร และความยาว 30 เซนติเมตร และขนาดส่วนสีเหลืองจะเป็นช่องให้ขั้วถ่ายของเสียมีความกว้าง 19 เซนติเมตร และความยาว 22 เซนติเมตร



รูปที่ 2.57 ขนาดส่วนที่ 3 ของเตียงปรับระดับ

เป็นส่วนที่อยู่ลำดับที่ 3 ของเตียงปรับระดับ จะเป็นส่วนที่รองรับบริเวณน่องถึงหัวเข่าเป็นหลัก มีขนาดความกว้าง 26 เซนติเมตร และความยาว 89 เซนติเมตร



รูปที่ 2.58 ขนาดส่วนที่ 4 ของเตียงปรับระดับ

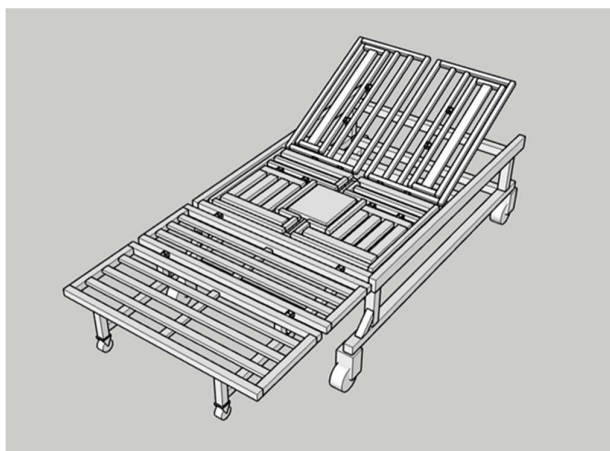
เป็นส่วนที่อยู่ลำดับสุดท้ายเตียงปรับระดับ จะเป็นส่วนที่รองรับบริเวณหัวเข่าถึงรองรับเท้า สามารถปรับระดับให้มีการวางเท้าให้อยู่ระดับต่ำในท่านั่งได้ มีขนาดความกว้าง 33 เซนติเมตร และความยาว 89 เซนติเมตร

### 2.3.1 การปรับท่าทางของเตียงในลักษณะต่างๆ

เป็นการอำนวยความสะดวกต่างในการเคลื่อนไหวต่างๆ ที่ให้ผู้ป่วยที่สามารถปรับท่าทางต่างๆ ได้ตามอริยาบทนั้นๆ ไม่ว่าจะเป็นการรับประทานอาหาร พลิกตัวในท่านอนตะแคงซ้าย-ขวา หรือทำอื่นๆ ได้ง่ายยิ่งขึ้น ซึ่งจะมี 2 ท่าทางหลักๆ คือ

#### 1. ท่าปรับนอนศีรษะสูงหรือท่านั่ง

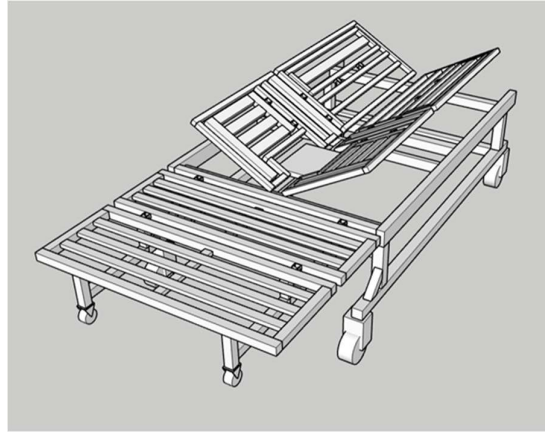
ท่าทางนี้จะช่วยให้ผู้ป่วยหายใจสะดวกขึ้น ปอดสามารถขยายตัวได้ดีขึ้น บรรเทาอาการกรดไหลย้อน หรือผู้ป่วยที่มีแผลผ่าตัด บริเวณหน้าท้อง ท่าทางนี้จะช่วยระบายหนองออกจากแผลหรือท่อระบายได้ดียิ่งขึ้น จึงช่วยลดอาการอักเสบภายในช่องท้องได้ นอกจากนี้สำหรับผู้ป่วย หรือผู้สูงอายุสามารถใช้ท่านั่งในการอำนวยความสะดวกในกิจกรรมต่างๆ ได้ เช่น การรับประทานอาหาร ยา อ่านหนังสือ และอื่นๆ เป็นต้น



รูปที่ 2.59 ท่าปรับนอนศีรษะสูงหรือท่านั่ง

## 2. ทำปรับเอียงตัวพลิกซ้ายขวา

เป็นท่าที่จะช่วยให้ผู้ป่วยหรือผู้สูงอายุสามารถพลิกตะแคงซ้าย-ขวาได้สะดวกยิ่งขึ้น ใช้ในการปรับเปลี่ยนท่านอนเป็นการนอนหันซ้าย-ขวา และช่วยไม่ให้ผู้ป่วยหรือผู้สูงอายุนอนในท่าเดิมนานเกินไป ซึ่งจะเป็นการป้องกันแผลกดทับได้



รูปที่ 2.60 ทำปรับเอียงตัวพลิกซ้ายขวา

เตียงปรับระดับได้รับการออกแบบมาเพื่อปรับปรุงคุณภาพการนอนหลับให้ดียิ่งขึ้นและสามารถทำกิจกรรมต่างๆ ขณะอยู่บนเตียงได้ ทั้งการเคลื่อนไหวทั้งท่านั่งและนอนได้สะดวกยิ่งขึ้น ส่งเสริมสุขภาพที่ดีขึ้น โดยผู้ใช้สามารถปรับเตียงให้อยู่ในตำแหน่งที่สบายที่สุดได้ตามความต้องการ

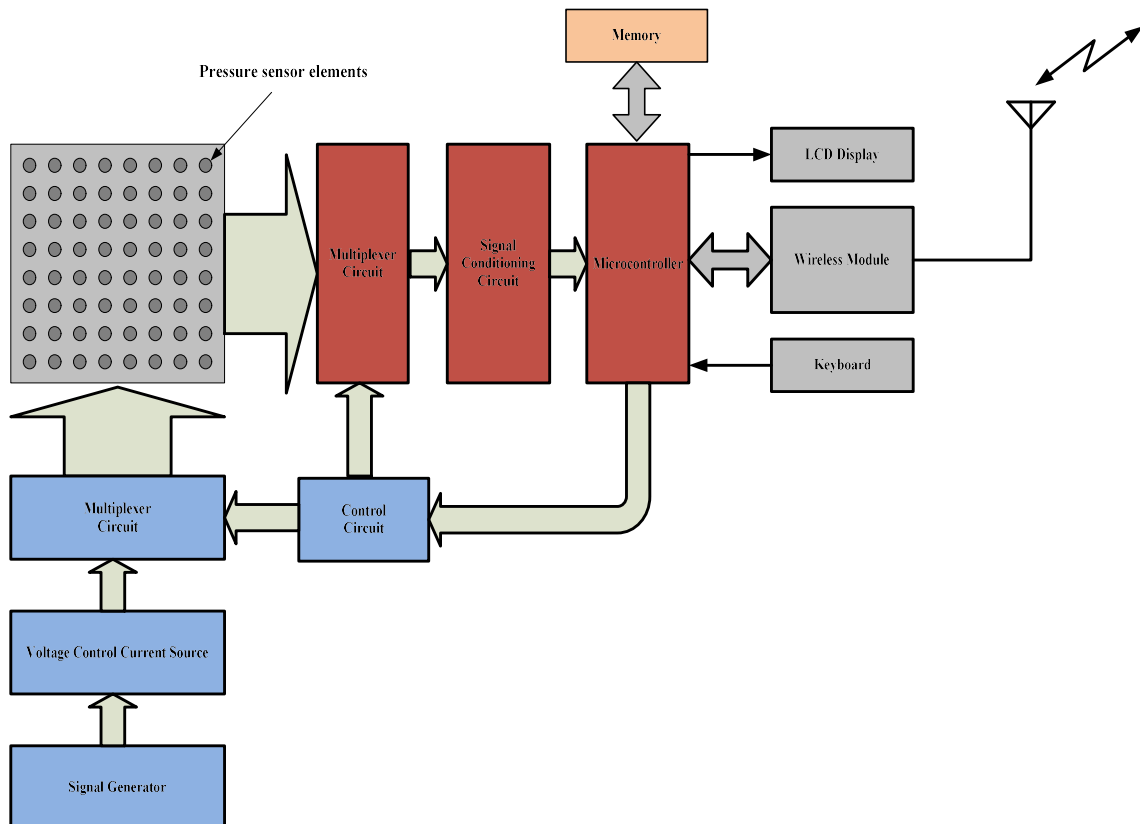
### บทที่ 3

## ขั้นตอนการดำเนินงาน

ในบทนี้จะกล่าวถึงขั้นตอนการดำเนินงานส่วนของแผ่นวัดแรงกดของร่างกายและส่วนของชุดอุปกรณ์ลดแรงกดของร่างกาย มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

#### 3.1 ส่วนของแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย

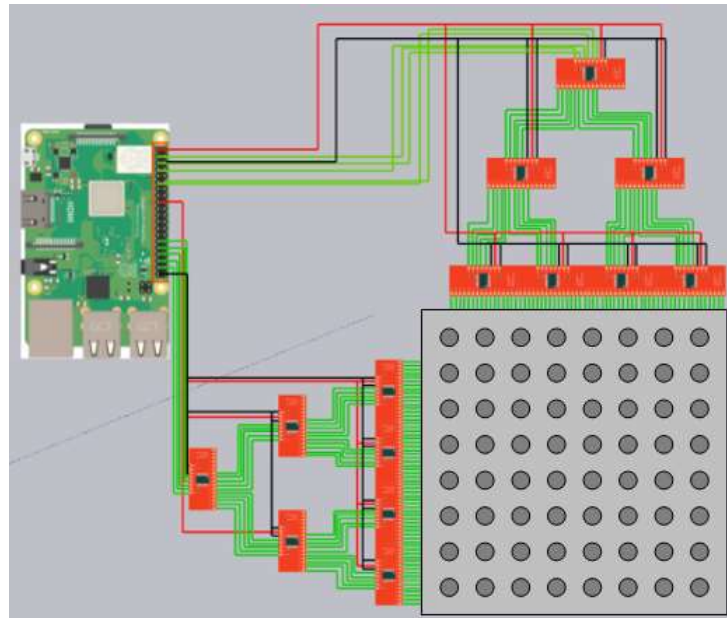
การพัฒนาแผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ โดยในโครงสร้างระบบจะใช้เซนเซอร์วัดแรงกดแบบใช้ค่าความต้านทานต่อแบบเมทริกซ์ ต่อไปนี้ในรายงานจะเรียกว่า เซนเซอร์เมทริกซ์ วัดแรงกดเพื่อนำสัญญาณไปวิเคราะห์ที่ตัวควบคุมเพื่อควบคุมการทำงานและแสดงผลตำแหน่งที่ถูกกดทับ แผ่นเซนเซอร์เมทริกซ์ทำจากวัสดุที่มีความแข็งแรงไม่ติดไฟสามารถทำความสะอาดได้ง่าย เช่น น้ำสะอาด, น้ำสบู่, น้ำยาฆ่าเชื้อโรค เป็นต้น



รูปที่ 3.1 เซนเซอร์เมทริกซ์ต่อเข้าวงจรอิเล็กทรอนิกส์และการรับ-ส่งข้อมูล

##### 3.1.1 การออกแบบวงจร

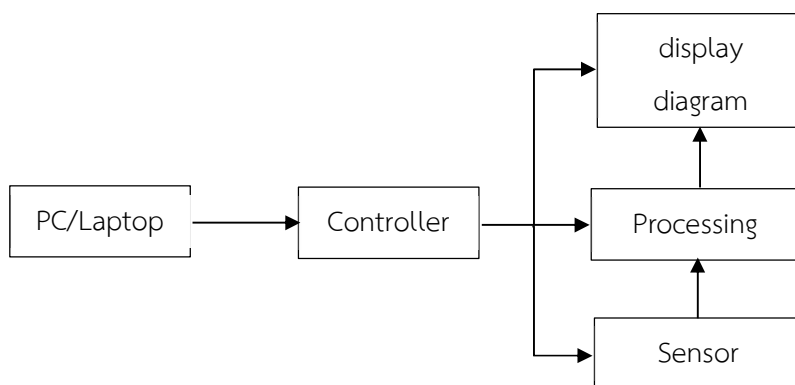
การออกแบบวงจรที่เชื่อมต่อกับตัวควบคุม จะให้มีการทำงานโดยการให้บอร์ดของตัวควบคุมจ่าย สัญญาณอะนาล็อกและดิจิตอลเข้าบอร์ดควบคุม เพื่อให้สามารถจ่ายและรับสัญญาณจากเซนเซอร์เมทริกซ์ได้โดยใช้ ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมกระบวนการทำงานทั้งหมด



รูปที่ 3.2 วงจรเชื่อมต่อการทำงาน

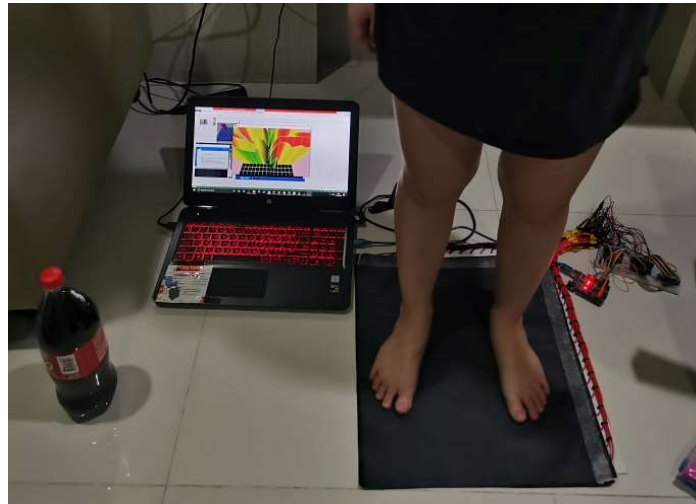
### 3.1.2 การพัฒนาระบบไดอะแกรม 3 มิติ

ภาพพัฒนาระบบไดอะแกรมแบบ 3 มิติจะถูกพัฒนาขึ้นบนโปรแกรม Arduino และโปรแกรมที่สร้างขึ้นบน คอมพิวเตอร์แบบพกพา โดยการพัฒนาระบบวิเคราะห์แรงที่มากระทำบนเซนเซอร์เมทริกซ์และตำแหน่งบริเวณที่ โดนกด โดยเป็นการวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างก่อนที่เซนเซอร์จะได้รับแรงกด และหลังจากเซนเซอร์ได้รับแรง กด และนำค่าที่ได้มาประมวลผลตามอัลกอริทึมที่ได้ออกแบบเพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพการทำงานนั้นสามารถ ตรวจสอบแรงกดได้และทำการตรวจสอบหาข้อผิดพลาดที่ต้องได้รับการปรับปรุง แก้ไข และพัฒนาต่อไป

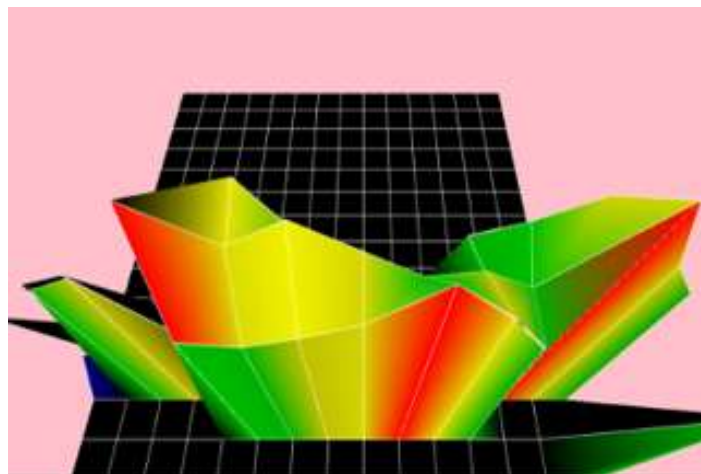


รูปที่ 3.3 ผังการเชื่อมต่อของระบบ

การทำงานของแสดงผลในโปรแกรมที่สร้างขึ้นนั้นจะประกอบด้วย Library Code. ระบบส่วนนี้เป็นการพัฒนาเพื่อให้แสดงผลจากตัวเลขเปลี่ยนเป็นไดอะแกรมที่มีแรงกดบนเซนเซอร์เมทริกซ์ ในกรณีที่มีแรงกดมากระทำบนพื้นผิวของเซนเซอร์ จะมีการแสดงไล่สีเป็นกราฟ 3 มิติ โดยใช้ระบบการเติมสีใหม่จะใช้การเติมครั้งเดียว และใช้การผสมสีแทนที่จะเป็นการเลือกสีใส่เป็น Condition ทำให้การแสดงผลเข้าใจได้ง่ายยิ่งขึ้น



รูปที่ 3.4 การแสดงผลของโปรแกรมที่สร้างขึ้น



รูปที่ 3.5 การแสดงผลการไล่เฉดสี RGB ตามแรงกด

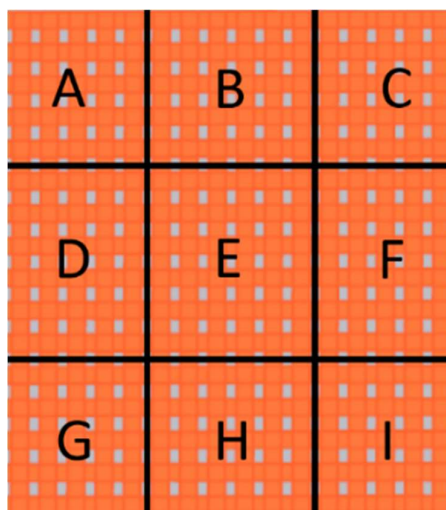
เพื่อให้เซนเซอร์เมทริกซ์ตามที่ออกแบบนั้นสามารถรับน้ำหนักและแสดงผลออกมาเป็นไดอะแกรม 3 มิติ ดังรูปที่ 3.4 และ รูปที่ 3.5 ผ่านโปรแกรมที่ได้สร้างขึ้นไว้สำหรับการทำไดอะแกรม กราฟ ภาพเคลื่อนไหว หรือการแสดงผลต่างๆ ตามที่ผู้พัฒนาได้ออกแบบ โดยโปรแกรมนี้สามารถใช้ร่วมกับบอร์ดตัวควบคุมได้เป็นอย่างดี ทำให้มีการรับ-ส่งข้อมูลระหว่างโปรแกรมที่สร้างขึ้นและบอร์ดตัวควบคุมได้ ซึ่งจะทดลองการใช้ระบบควบคุมโดยเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์และเปิดโปรแกรมที่สร้างขึ้นเอาไว้ขณะทดลองให้เซนเซอร์เมทริกซ์รับน้ำหนัก เมื่อเซนเซอร์เมทริกซ์

ได้รับน้ำหนักจะมีการแสดงผลออกทางโปรแกรมที่สร้างขึ้นออกมาเป็นไดอะแกรมที่เป็น 3 มิติ และมีการไล่เฉดสี RGB ตามน้ำหนักที่ได้กด เช่น มีน้ำหนักอยู่ในระดับน้อยจะมีน้ำเงิน มีน้ำหนักอยู่ในระดับกลางจะมีเขียว และมีน้ำหนักอยู่ในระดับมากจะมีสีแดง ทั้งนี้เพื่อให้ผู้สูงอายุและผู้พิการสามารถเห็นและเข้าใจได้ง่ายของน้ำหนักของตนเองที่ได้กระทบบนเซนเซอร์เมทริกซ์ว่ามีลักษณะที่มีการลงน้ำหนักในส่วนใด และมีการลงน้ำหนักที่มากหรือน้อยเพียงเพื่อนำไปใช้ประกอบการพิจารณาในการป้องกันแผลกดทับต่อไปได้

### 3.1.3 ขั้นตอนการทดลอง

#### 3.1.3.1 ขั้นตอนการทดลองการทำงานของเซนเซอร์เมทริกซ์

เป็นขั้นตอนการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของเซนเซอร์เมทริกซ์ที่สามารถตรวจวัดแรงกดได้ตามแต่ละจุดที่ได้ออกแบบไว้หรือไม่ ซึ่งจะมีลักษณะการทดลองที่ต้องลงน้ำหนักไปในแต่ละจุดของเซนเซอร์เมทริกซ์ และข้อมูลแต่ละจุดจะถูกส่งไปยังบอร์ดควบคุมเพื่อแสดงผลบริเวณตำแหน่งที่ถูกกดและอ่านค่าที่มีแรงกดบนเซนเซอร์เมทริกซ์ ว่ามีผลตอบสนองของการแสดงตำแหน่งบริเวณของน้ำหนักที่กดลงไป รวมถึงการเปลี่ยนแปลงของค่า Analog Read ที่เพิ่มขึ้นและลดลงตามน้ำหนักแรงกดที่ได้กดลงไปบนจุดเซนเซอร์เมทริกซ์นั้นๆ ทั้งนี้การทดลองได้กำหนดจุดบริเวณการทดลองทั้งหมดแบ่งออกเป็น 9 บริเวณบนเซนเซอร์เมทริกซ์ ได้แก่ บริเวณ A, บริเวณ B, บริเวณ C, บริเวณ D, บริเวณ E, บริเวณ F, บริเวณ G, บริเวณ H และบริเวณ I ดังรูปที่ 3.6 โดยการทดลองจะทำการวางน้ำหนักไปบนบริเวณตำแหน่งที่ได้แบ่งพื้นที่ในแต่ละส่วน และบันทึกค่าที่ได้จากข้อมูลที่ถูกส่งไปยังบอร์ดควบคุม



ปที่ 3.6 พื้นที่ที่ถูกแบ่งออกเป็น 9 ส่วนของเซนเซอร์เมทริกซ์

ขั้นตอนการดำเนินงานระบบลม ระบบวงจรไฟฟ้า ในส่วนของชุดอุปกรณ์ลดแรงกดของร่างกาย โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

## 3.2 ผลการทดลองแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย

### 3.2.1 ผลการทดลองการทำงานของเซนเซอร์

จากการทดลองเซนเซอร์เมทริกซ์โดยจ่ายสัญญาณอะนาล็อก 128 และใช้ตัวต้านทาน 330 โอห์มในการทดลองและทำการแบ่งพื้นที่ของเซนเซอร์เมทริกซ์ออกเป็น ทั้งหมดเป็น 9 บริเวณ แล้วใช้มือมนุษย์กดลงไปใแนวดิ่ง 90 องศาับพื้นผิวของเซนเซอร์เมทริกซ์ ทำการทดลองของทั้ง 9 บริเวณ พบว่าค่า Analog Read ที่ได้เซนเซอร์เมทริกซ์ขณะที่ยังไม่มีแรงกดมากกระทำ จะมีค่าอยู่ที่ประมาณ 1-55 ดังรูปที่ 4.1 เกินมาขณะไม่ได้รับแรงกดจะนับว่าเป็นความผิดพลาดของเซนเซอร์เมทริกซ์

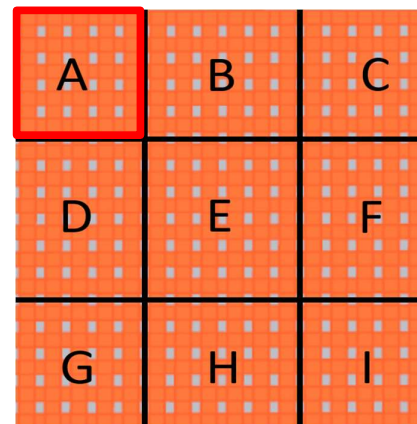
```
COM3
5 14 14 0 4 6 7 5 0 0 0 5 4 33 16 11
4 11 8 0 6 11 11 10 0 0 0 8 7 55 10 23
9 13 11 0 11 13 18 15 0 0 1 11 8 33 14 22
6 7 6 0 9 9 14 10 0 0 0 7 5 17 7 7
7 5 3 0 7 8 22 8 0 0 0 4 3 13 5 4
0 1 0 0 1 3 14 2 0 0 0 3 0 3 0 0
1 3 1 0 2 3 16 4 0 0 1 9 4 9 4 2
1 3 0 0 2 2 8 4 0 0 1 11 4 10 4 1
0 0 0 0 2 3 7 1 0 0 0 0 0 0 0 0
9 16 4 0 4 3 10 6 0 2 2 8 2 8 16 1
4 14 2 0 3 2 6 4 0 1 0 5 2 5 15 0
2 5 1 0 3 2 8 8 0 0 0 5 2 4 5 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
```

รูปที่ 3.7 ค่า Analog Read ขณะที่ยังไม่มีแรงกดมากกระทำของเซนเซอร์เมทริกซ์

เมื่อทำการทดลอง โดยการใช้มือมนุษย์กดลงบนเซนเซอร์เมทริกซ์ พบว่าค่า Analog Read ที่ได้จากเซนเซอร์เมทริกซ์มีค่าอยู่ที่ 100 ขึ้นไป ซึ่งได้ผลการทดลองดังนี้

### 3.2.1.1 การทดสอบบริเวณ A

```
COM3
10 24 46 68 108 309 95 8 4 0 0 2 2 2 24 0
18 50 81 101 126 384 5 9 12 1 1 4 4 3 50 0
39 117 116 163 40 73 1 5 2 0 0 3 2 3 113 0
51 138 113 237 47 68 1 7 3 1 1 5 4 7 134 0
28 75 304 183 60 91 13 7 8 1 1 7 4 6 75 0
14 34 104 165 126 201 2 8 11 0 1 5 2 3 35 0
14 35 65 137 383 321 4 13 13 1 2 8 5 4 34 1
0 1 3 5 13 15 9 6 4 0 0 6 1 0 1 0
0 1 2 3 3 3 1 2 2 0 0 13 8 1 1 0
0 1 2 2 2 2 0 3 4 0 1 17 3 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 1 2 0 0 0
7 13 9 6 6 7 2 6 2 0 2 3 2 0 14 0
3 10 6 5 3 5 1 4 0 0 2 4 4 0 8 0
0 1 0 1 1 1 1 4 0 0 0 2 1 0 1 0
0 1 1 1 0 0 0 1 0 0 0 0 0 0 1 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
```

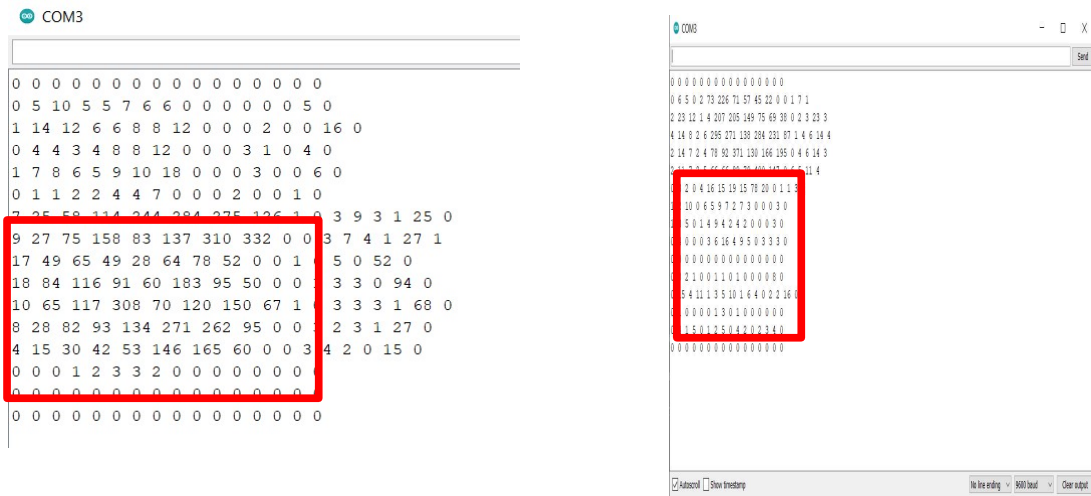


รูปที่ 3.8 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ A

เมื่อได้รับแรงกดบริเวณ A พบว่าค่า Analog Read มีที่บริเวณ A มากกว่าบริเวณอื่นๆ ที่ไม่ได้รับแรงกด และมีช่วงของค่า Analog Read ที่ได้อยู่ที่ 104 - 384 ดังรูปที่ 3.8



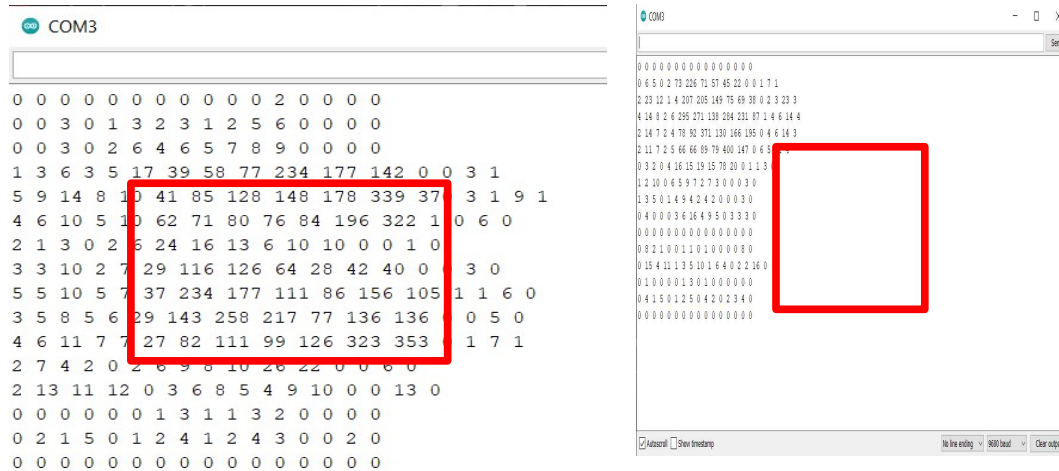
### 3.2.1.4 การทดสอบบริเวณ D



รูปที่ 3.11 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ D

เมื่อได้รับแรงกดบริเวณ D พบว่าค่า Analog Read มีที่บริเวณ D มากกว่าบริเวณอื่นๆ ที่ไม่ได้รับแรงกด และมีช่วงของค่า Analog Read ที่ได้อยู่ที่ 93 – 332 ดังรูปที่ 3.11

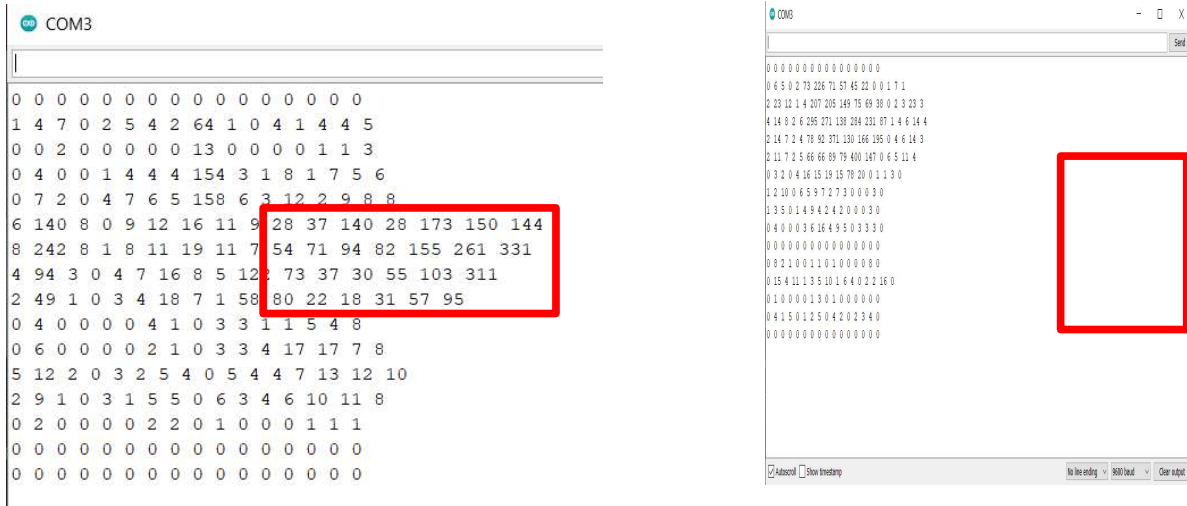
### 3.2.1.5 การทดสอบบริเวณ E



รูปที่ 3.12 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ E

เมื่อได้รับแรงกดบริเวณ E พบว่าค่า Analog Read มีที่บริเวณ E มากกว่าบริเวณอื่นๆ ที่ไม่ได้รับแรงกด และมีช่วงของค่า Analog Read ที่ได้อยู่ที่ 99 – 353 ดังรูปที่ 3.12

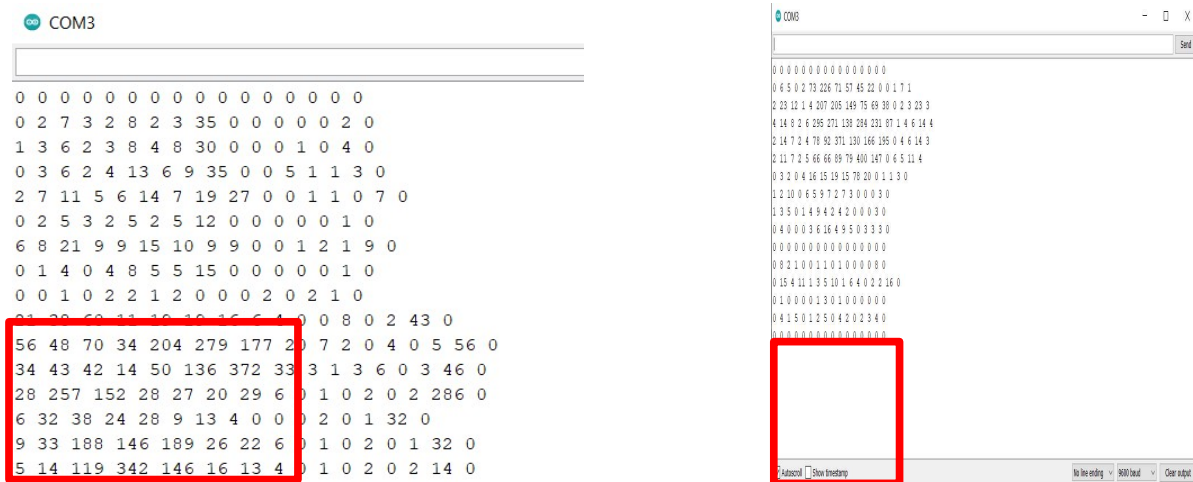
### 3.2.1.6 การทดสอบบริเวณ F



รูปที่ 3.13 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ F

เมื่อได้รับแรงกดบริเวณ F พบว่าค่า Analog Read มีที่บริเวณ F มากกว่าบริเวณอื่นๆ ที่ไม่ได้รับแรงกด และมีช่วงของค่า Analog Read ที่ได้อยู่ที่ 94 – 311 ดังรูปที่ 3.13

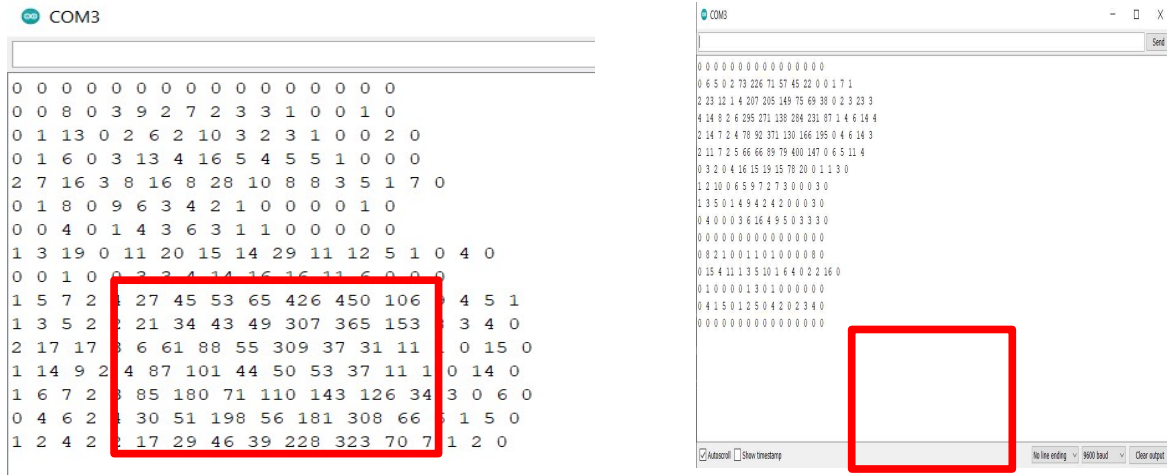
### 3.2.1.7 การทดสอบบริเวณ G



รูปที่ 3.14 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ G

เมื่อได้รับแรงกดบริเวณ G พบว่าค่า Analog Read มีที่บริเวณ G มากกว่าบริเวณอื่นๆ ที่ไม่ได้รับแรงกด และมีช่วงของค่า Analog Read ที่ได้อยู่ที่ 119 – 372 ดังรูปที่ 3.14

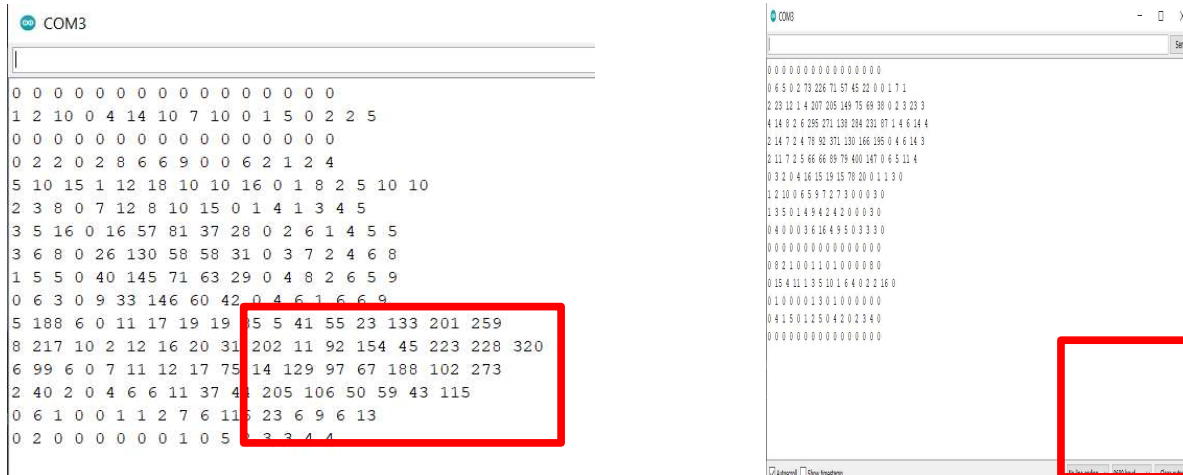
### 3.2.1.8 การทดสอบบริเวณ H



รูปที่ 3.15 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ H

เมื่อได้รับแรงกดบริเวณ H พบว่าค่า Analog Read มีที่บริเวณ H มากกว่าบริเวณอื่นๆ ที่ไม่ได้รับแรงกด และมีช่วงของค่า Analog Read ที่ได้อยู่ที่ 70 – 450 ดังรูปที่ 3.15

### 3.2.1.9 การทดสอบบริเวณ I



รูปที่ 3.16 เซนเซอร์เมทริกซ์ได้รับแรงกดบริเวณ I

เมื่อได้รับแรงกดบริเวณ H พบว่าค่า Analog Read มีที่บริเวณ I มากกว่าบริเวณอื่นๆ ที่ไม่ได้รับแรงกด และมีช่วงของค่า Analog Read ที่ได้อยู่ที่ 92 – 320 ดังรูปที่ 3.16

### 3.2.2 สรุปผลการทดลองการทำงานของเซนเซอร์

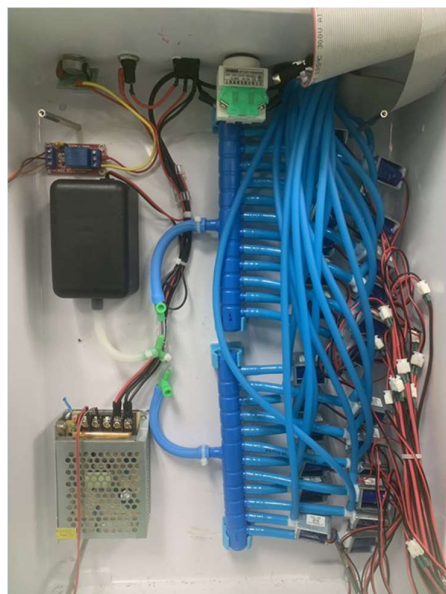
จากการทดลองทดสอบการทำงานของเซนเซอร์เมทริกซ์ที่ทำขึ้นพบว่า การทำงานของเซนเซอร์เมทริกซ์ในการรับค่า Analog Read ได้ตรงตำแหน่งตามที่วัดได้กดลงบนแผ่นเซนเซอร์ และค่า Analog Read ยังสามารถเพิ่มขึ้นและลดลงตามน้ำหนักของแรงกดที่กดลงได้ แต่ขณะที่ยังไม่มีการวัดกดลงบนแผ่นของเซนเซอร์เมทริกซ์ จะได้ค่า Analog Read ที่มีขึ้นอยู่ในช่วงประมาณ 1-55 ซึ่งเป็นข้อผิดพลาดที่ต้องรับการปรับปรุงและแก้ไข เพื่อให้การทำงานของเซนเซอร์เมทริกซ์มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น เมื่อทราบปัญหาข้อผิดพลาดที่ผู้วิจัยจึงทำการปรับปรุงแก้ไขแผ่นเซนเซอร์เมทริกซ์ ซึ่งให้ผลเป็นน่าพอใจ ดังแสดงในรูปที่ 4.11 และ รูปที่ 4.12 ตามลำดับ. ในส่วนของการพัฒนาหน้าจอให้มีลูกเล่นหลายๆแบบนั้นจะทำหลังจากนำระบบทั้งหมดมาประกอบรวมเข้าด้วยกันแล้ว. .

### 3.3 ส่วนของชุดอุปกรณ์ลดแรงกดของร่างกาย

ในการออกแบบเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติที่ติดตั้งบนเตียงนอนหรือเตียงนอนผู้ป่วย จะประกอบด้วยส่วนที่เป็นระบบลม ทั้งนี้ก็เพื่อความสามารถในการตรวจจับแรงกดเพื่อหาและป้องกันบาดเจ็บกดทับของผู้ป่วยติดเตียง และนอกจากนี้ระบบจะแสดงผลลัพธ์ออกมาในรูปของไอคอนแอมม ณ ตำแหน่งต่างๆ ที่ได้รับแรงกดผ่านหน้าจอแสดงผลผ่านเครือข่ายอินเทอร์เน็ต

#### 3.3.1 ขั้นตอนการสร้างระบบปั๊มลม

1. ทำการต่อปั๊มลมเข้ากับท่อลมของโซลินอยด์วาล์ว
2. ทำการต่อท่อลมออกจากโซลินอยด์วาล์วเข้ากับชุดถุงเบาะลม
3. ใช้สายเคเบิลไทม์ตรอยต่อระหว่างท่อลมให้แน่น



รูปที่ 3.17 ต่อท่อลมกับโซลินอยด์วาล์ว

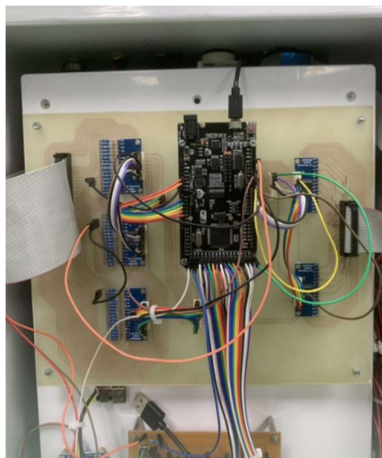


รูปที่ 3.18 ต่อท่อลมกับชุดถุงเบาะลม

### 3.3.2 ขั้นตอนการสร้างวงจร

#### 1. ขั้นตอนการสร้างวงจรตรวจจับแรงกด

- 1.1. ทำการวาดวงจรที่ออกแบบในโปรแกรม Proteus 8 Professional เพื่อปริ้นวงจรออกมาบนแผ่น PCB
- 1.2. เมื่อได้แผ่นปริ้น PCB แล้ว ทำการติดตั้งบอร์ด Arduino mega 2560 wifi กับบอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067 ลงบนแผ่น PCB
- 1.3. ทำการเชื่อมต่อพินไฟเลี้ยง พินกราวด์ และพินดิจิตอล/อะนาล็อกต่างๆ จากบอร์ด Arduino mega 2560 wifi เข้ากับบอร์ด Mux Breakout Cd74Hc4067 ด้วยสายไฟผู้ผู้ตามที่ได้ออกแบบไว้
- 1.4. ติดคอนเนคเตอร์ตัวผู้ลงบนแผ่น PCB
- 1.5. ทำการติดตั้งแผ่นวงจรลงในกล่อง



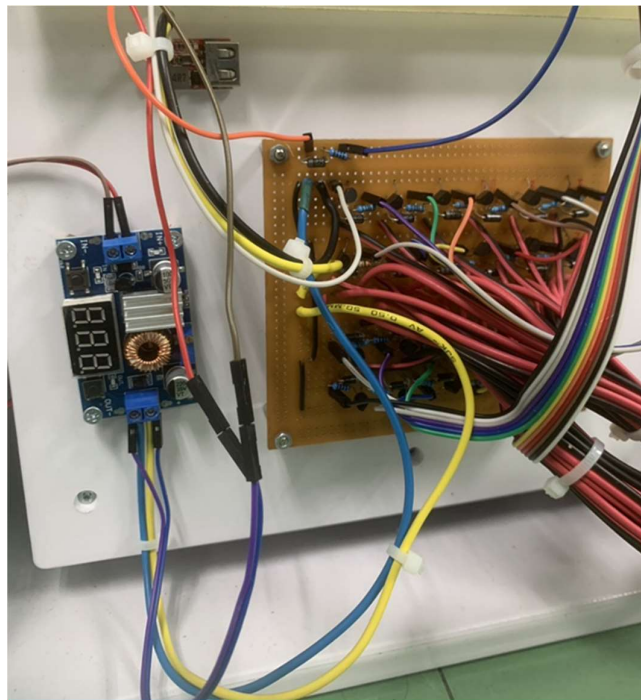
รูปที่ 3.19 วงจรตรวจจับแรงกด

## 2. ขั้นตอนการสร้างวงจรโซลินอยด์วาล์ว

2.1. ทำการเชื่อมต่อพินดิจิตอลจากบอร์ด Arduino mega 2560 Wi-Fi เข้ากับตัวต้านทาน 300 โอห์ม ไดโอด และขาเบสของทรานซิสเตอร์เข้าด้วยกันแบบอนุกรมลงบนบอร์ดไข่ปลา

2.2. ทำการเชื่อมต่อขดลวดทุติยภูมิของแหล่งจ่ายไฟจากหม้อแปลงไฟฟ้าแรงดันไฟ 12 โวลต์ เข้ากับบัคคอนเวอร์เตอร์ โซลินอยด์วาล์ว และขาโคเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์เข้าด้วยกันแบบอนุกรมลงบนบอร์ดไข่ปลา

2.3. ทำการเชื่อมต่อขามิตเตอร์ของทรานซิสเตอร์เข้ากับกราวด์ของบอร์ด Arduino mega 2560 Wi-Fi และกราวด์ของหม้อแปลงไฟฟ้า



รูปที่ 3.20 วงจรโซลินอยด์วาล์ว

## 3. ขั้นตอนการสร้างวงจรปั้มลม

3.1. ทำการเชื่อมต่อปลั๊กไฟเข้ากับสวิตช์ฉุกเฉิน พิวส์ สวิตซ์ไฟฟ้า และขดลวดตัวนำปฐมภูมิ ของหม้อแปลงไฟฟ้าเข้าด้วยกันแบบอนุกรม

3.2. ทำการเชื่อมต่อขดลวดทุติยภูมิของแหล่งจ่ายไฟจากหม้อแปลงไฟฟ้าเข้ากับตัวต้านทานปรับค่าได้ จุดต่อ NO ของรีเลย์ และปั้มลมแบบอนุกรมเข้าด้วยกัน

3.3. ทำการเชื่อมต่อกราวด์ของปั้มลมเข้ากับกราวด์ของอุปกรณ์แปลงไฟฟ้า

3.4. ทำการเชื่อมต่อพินดิจิตอลของบอร์ดอาร์ดูโน้เข้าตัวกับขดลวดของรีเลย์ เพื่อทำการปิดหรือเปิดหน้าสัมผัส

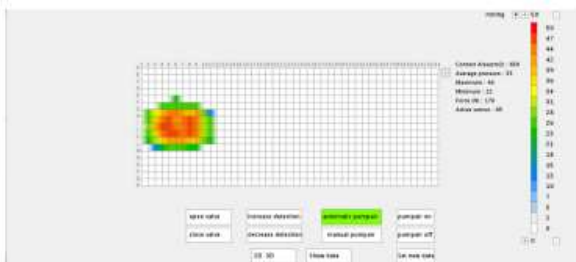
3.5. ทำการเชื่อมต่อกราวด์ของรีเลย์เข้ากับกราวด์ของบอร์ด Arduino mega 2560 Wi-Fi



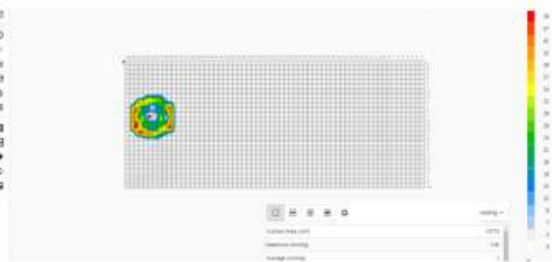
รูปที่ 3.21 วงจรปั๊มลม

4. ขั้นตอนการแสดงผลการสอบเทียบเครื่องวัดแรงกดที่สร้างขึ้นกับเครื่องมาตรฐาน (X-Sensor) ในห้องปฏิบัติการ

การแสดงผลการสอบเทียบ เครื่องวัดแรงกดที่สร้างขึ้นกับเครื่องมาตรฐาน (X-Sensor) โดยทำการใช้ลูกตุ้มเหล็กกลมมีน้ำหนัก 4 กิโลกรัม ทำการทดสอบแรงกดแต่ละจุดเพื่อสอบเทียบเครื่องวัดแรงกด

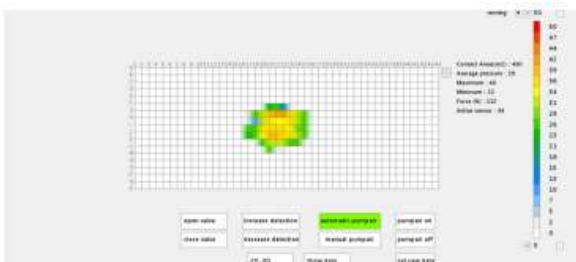


ก. เซนเซอร์ที่ออกแบบ



ข. เซนเซอร์มาตรฐาน (X-Sensor)

รูปที่ 3.22 แสดงผลแรงกดทับแบบสี่และตัวเลขแรงกด (ตำแหน่งซ้าย)

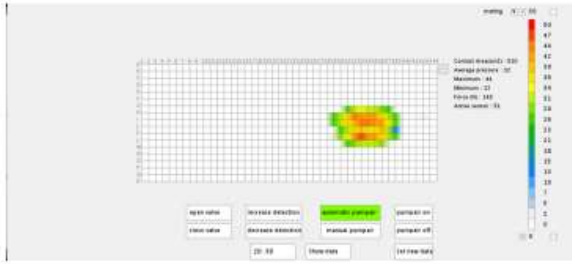


ก. เซนเซอร์ที่ออกแบบ



ข. เซนเซอร์มาตรฐาน (X-Sensor)

รูปที่ 3.23 แสดงผลแรงกดทับแบบสี่และตัวเลขแรงกด กด (ตำแหน่งตรงกลาง)



ก. เซนเซอร์ที่ออกแบบ



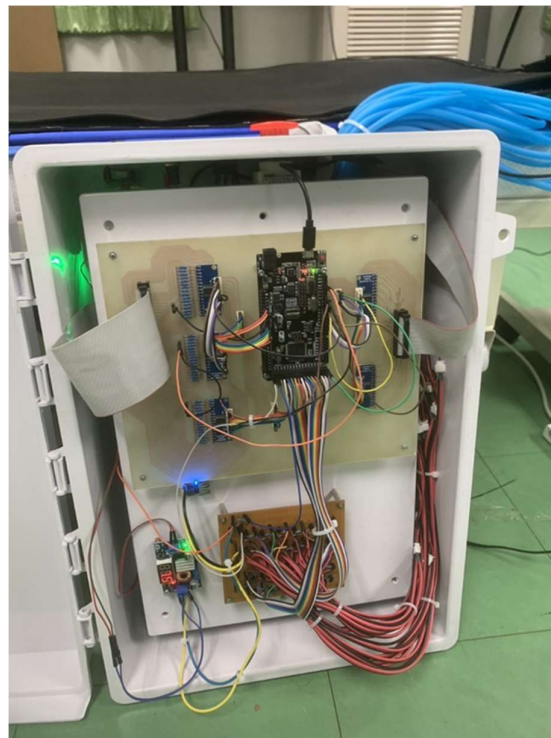
ข. เซนเซอร์มาตรฐาน (X-Sensor)

รูปที่ 3.24 แสดงผลแรงกดทับแบบสีและตัวเลขแรงกด กด (ตำแหน่งขวา)

### 3.4 ผลการทดลองเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติในห้องปฏิบัติการ

#### 3.4.1 การทดลองการทำงานของเครื่องวัดแรงกด

จากการทดลองเปิดระบบควบคุมเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ และเริ่มต้นการใช้งานเพื่อดูผลการทำงานของระบบที่ได้ออกมา เมื่อเริ่มให้คนเข้าไปนอนบนแผ่นเซนเซอร์ตรวจจับในแต่ละท่านอน ตั้งแต่ท่านอนหงาย ท่านอนตะแคงข้าง ท่านอนเอามือโพล่ประสานกันรองศรีษะ และท่านอนคว่ำ เพื่อดูแรงกดทับที่มากเกินไปที่เกิดขึ้น โดยหากเซนเซอร์ตรวจพบจะแสดงลักษณะของแรงกดนั้นเป็นสีแดง แต่หากมีแรงกดทับที่น้อยจะแสดงสีที่อ่อนลงมาเป็นสีส้มจนถึงสีฟ้า และดูลักษณะแรงกดทับของแต่ละท่านอนที่จะมีแรงกดทับเกิดขึ้นในบริเวณต่างๆ ที่แตกต่างกันออกไป

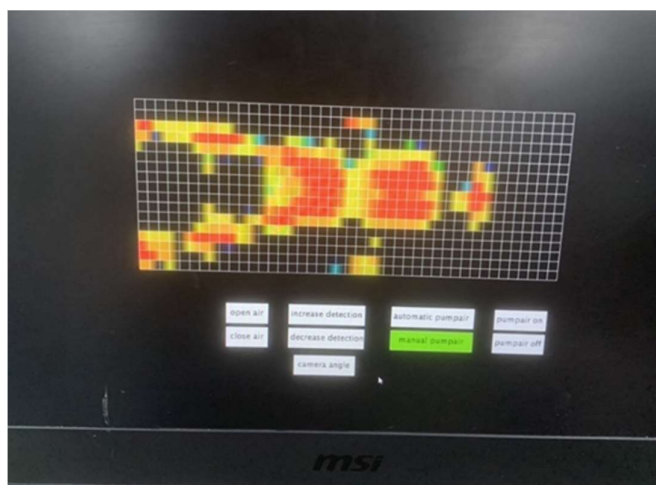


รูปที่ 3.25 อุปกรณ์เมื่อระบบเริ่มทำงาน

3.4.1.1 ทำนอนหงาย เป็นการนอนเอาแผ่นหลังแนบไปที่นอน เหยียดขาตรง แขนแนบข้างลำตัว สรีระร่างกายอยู่ในแนวตรง ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณศีรษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า ในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้าจะ เป็นส่วนที่ได้มีแรงกดทับน้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 3.26 คนนอนในลักษณะนอนหงาย

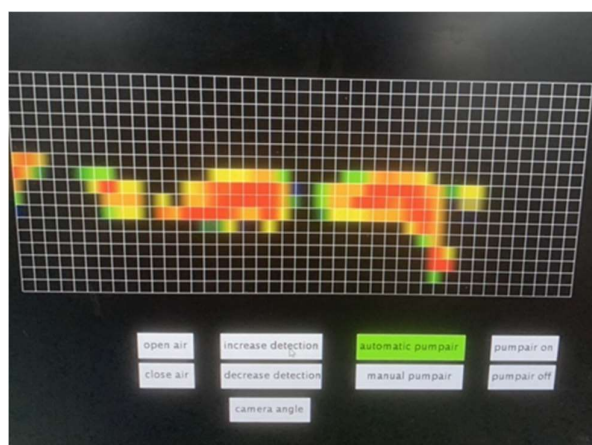


รูปที่ 3.27 แสดงผลแรงกดทับลักษณะนอนหงาย

3.4.1.2 ท่านอนตะแคงข้าง จะเป็นท่านอนตะแคงหันลำตัวไปทางเดียว โดยด้านข้างลำตัวแนบไปกับที่นอน ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณต้นแขน ซี่โครง ต้นขา และบริเวณเท้าเล็กน้อย ในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้าจะเป็นส่วนที่ได้มีแรงกดทับน้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 3.28 คนนอนในลักษณะท่านอนตะแคงข้าง

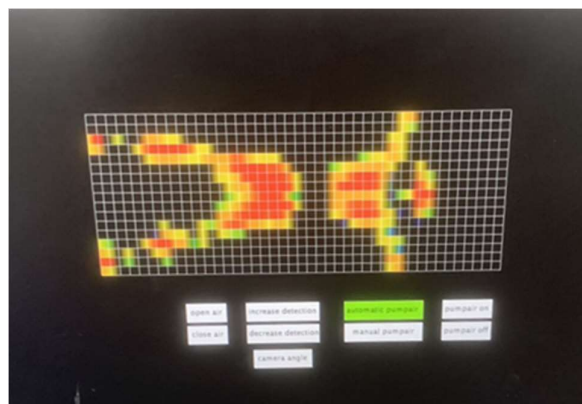


รูปที่ 3.29 แสดงผลแรงกดทับลักษณะท่านอนตะแคงข้าง

3.4.1.3 ท่านอนเอามือไพล่ประสานกันรองศรีษะ เป็นการนอนเอาแผ่นหลังแนบไปที่นอน เหยียดขาตรง มือทั้งสองข้างจะประสานและรองศรีษะ ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณบริเวณศรีษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า ในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้าจะเป็นส่วนที่ได้มีแรงกดที่น้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 3.30 คนนอนในลักษณะท่านอนเอามือไพล่ประสานกันรองศรีษะ

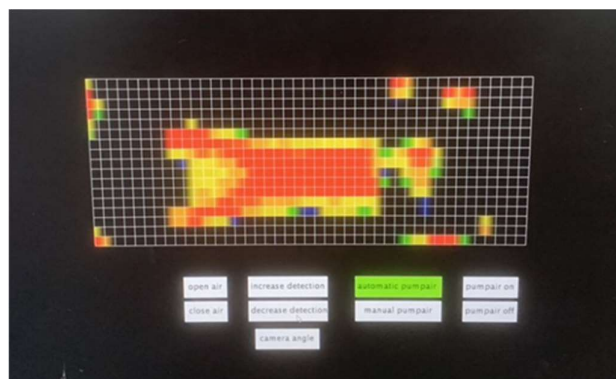


รูปที่ 3.31 แสดงผลแรงกดที่บัลลัษณะท่านอนเอามือไพล่ประสานกันรองศรีษะ

3.4.1.4 ท่านอนคว่ำเอากลำตัวด้านหน้าแนบไปกับที่นอน มีการบิดคอไปทางซ้ายหรือทางขวา ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณบริเวณศรีษะ ออก เอว มือ ปลายแขน ต้นขา และเท้า และในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้าจะเป็นส่วนที่ได้มีแรงกดทับน้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 3.32 คนนอนในลักษณะท่านอนคว่ำ

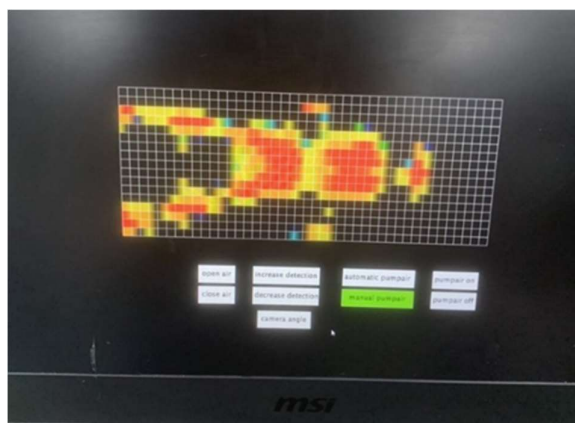


รูปที่ 3.33 แสดงผลแรงกดที่ลักษณะท่านอนคว่ำ

### 3.4.2 การทดลองการทำงานของเครื่องลดแรงกด

เมื่อเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดได้รับแรงกดที่มากเกินไปเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ในโปรแกรม ระบบจะเติมลมเข้าไปในเบาะลมโดยสั่งการให้มีการทำงานของปั๊มลมและโซลินอยด์วาล์วในบริเวณนั้น จนส่งผลให้น้ำหนักที่กดลงบริเวณนั้นกระจายไปส่วนต่างๆ ของร่างกาย และลดแรงกดทับที่เกิดขึ้นได้ และเมื่อเติมลมจนกระทั่งแรงกดทับบริเวณนั้นน้อยลงกว่าเกณฑ์ที่ตั้งไว้ในโปรแกรมแล้ว ระบบจะสั่งให้หยุดการทำงานของปั๊มลมและโซลินอยด์วาล์วในบริเวณนั้น

ในการทดลองจะใช้ท่านอนหงายที่ได้รับแรงกดที่มากเกินไปเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณศรีษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า



รูปที่ 3.34 แสดงผลแรงกดทับลักษณะนอนหงาย

หลังจากนั้นระบบจะทำการเติมลมเข้าไปในชุดถุงเบาะลมโดยสั่งการให้มีการทำงานของปั๊มลมและโซลินอยด์วาล์วในบริเวณนั้น



รูปที่ 3.35 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณศรีษะ



รูปที่ 3.36 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณแผ่นหลัง

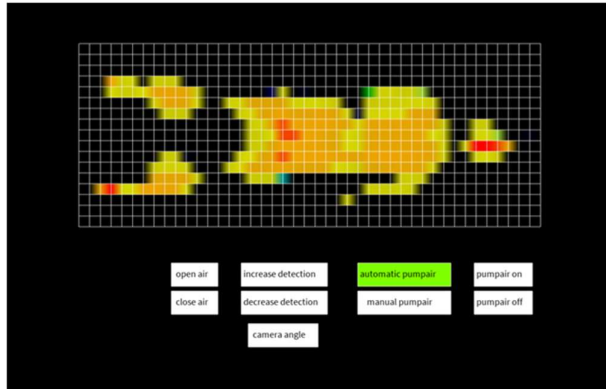


รูปที่ 3.37 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณสะโพก



รูปที่ 3.38 การเติมลมเข้าเบาะลมบริเวณน่องขาและสันเท้า

จากการเติมลมเข้าไปในเบาะลมจนส่งผลให้น้ำหนักที่กดลงบริเวณกระจายไปส่วนต่างๆ ของร่างกาย การแสดงผลเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดจะมีลักษณะแรงกดที่เป็นสีแดงจะมีขนาดน้อยลงตามบริเวณที่ได้เติมลมเข้าไป จนแรงกดนั้นน้อยเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ได้



รูปที่ 3.39 แสดงผลแรงกดที่ลดลงลักษณะนอนหงาย

### 3.4.3 สรุปผลการทดลองเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติในห้องปฏิบัติการ

#### 1. ผลการทดลองการทำงานของเครื่องวัดแรงกด

การทดลองการทำงานของเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดเป็นการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพ และหาข้อผิดพลาดของการทำงานของแต่ละเมทริกซ์ของเซนเซอร์ตรวจจับแรงกด ซึ่งสามารถแบ่ง ออกได้เป็น 2 ส่วน ดังนี้

1. การทดลองเพื่อตรวจสอบว่าเซนเซอร์เซนเซอร์ตรวจจับแรงกดสามารถแสดงผลของ บริเวณตำแหน่งตามวัตถุที่ได้กดลงไปได้จากการทดลองพบว่ามีความแม่นยำและมีประสิทธิภาพ

2. การทดลองเพื่อตรวจสอบว่าเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดสามารถแสดงผลของน้ำหนักที่เพิ่มขึ้น และลดลงของตามแต่น้ำหนักที่กดลงไปได้จากการทดลองพบที่สามารถบอกถึงค่าน้ำหนักที่ เพิ่มขึ้นและลดลง

3. การทดสอบในท่าต่างๆ 4 ท่า (ท่านอนหงาย/ท่านอนตะแคง/ท่านอนเอามือประสานกันรองศีรษะ/ท่านอนคว่ำเอาลำตัวด้านหน้าแนบไปกับที่นอน) เป็นการแสดงให้เห็นแรงกดของแต่ละท่าที่เราจะสามารถลดแรงกดทับได้

#### 2. ผลการทดลองการทำงานของเครื่องลดแรงกด

การทดลองเมื่อเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดได้รับแรงกดที่มากเกินไปเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ในบริเวณศีรษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า ระบบจะเติมลมเข้าไปในชุดถุงเบาะลมโดยสั่งการให้มีการทำงานปั๊มลมและโซลินอยด์วาล์วในบริเวณนั้นๆจนส่งผลให้น้ำหนักที่กดลงบริเวณนั้นๆกระจายไปส่วนต่างๆ ของร่างกาย และลดแรงกดทับที่เกิดขึ้นได้ กระบวนการทดลองนี้ใช้คนปกติในการทดสอบเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติเท่านั้น

### 3.4.4 ปรับปรุงเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติหลังทดสอบในห้องปฏิบัติการ

#### 3.4.4.1 ส่วนทางด้านอุปกรณ์ฮาร์ดแวร์

การปรับปรุงคุณภาพของเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติหลังทำการทดสอบการทำงานทั้งระบบในห้องปฏิบัติการและพบสาเหตุที่ต้องปรับปรุงแก้ไขโดยจะเป็นในส่วนของอุปกรณ์ด้านฮาร์ดแวร์ดังต่อไปนี้

โดยขั้นตอนการสร้างระบบบีมลมนี้อุปกรณ์ที่พบและได้ทำการปรับปรุงแก้ไขคือ

1. แหล่งจ่ายไฟแรงดันไม่คงที่มีผลทำให้วาร์วทำงานผิดพลาด และได้ทำการปรับปรุงแก้ไขโดยการแบ่งชุดอุปกรณ์ให้มีจำนวนลดน้อยลง
2. การเชื่อมต่อสายท่อลมไม่แน่น และได้ทำการปรับปรุงแก้ไขโดยการหาขนาดสายท่อลมที่เหมาะสมและทำการทดสอบความทนทานของท่อลมด้วยการอัดแรงดันเข้าไปในท่อก่อนนำมาติดตั้งจริง
3. ไม่มีระบบป้องกันฟ้าผ่าตัวจริง และได้ทำการติดตั้งระบบป้องกันฟ้าผ่าตัวจริงเพื่อป้องกันการเกิดเหตุได้ทันที

โดยขั้นตอนการสร้างวงจรตรวจจับแรงกดนี้ปัญหาที่พบและได้ทำการปรับปรุงแก้ไขคือ

4. ในส่วนของการออกแบบวงจรพบว่าเป็นการออกแบบวงจรบนกระดาษ และแก้ไขด้วยการใช้โปรแกรมออกแบบเพื่อให้ง่ายต่อการเชื่อมวงจร
5. บอร์ดวงจรใช้เป็นบอร์ดไข่ปลาการเชื่อมต่อสายสัญญาณไม่แน่น และแก้ไขด้วยการให้บริษัทมืออาชีพทำการสร้างแผ่นปริ้น PCB ขึ้นมา
6. การเชื่อมต่อสายไฟ และสายกราวด์ทำให้เกิดกราวด์วนลูป

การปรับปรุงคุณภาพของเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ

การปรับปรุงคุณภาพในส่วนของเครื่องวัดแรงกด มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1. ทำการจัดวางตำแหน่งเซนเซอร์ให้มีความระเอียดมากขึ้นเป็นจาก 198 จุดเป็น 968 จุด
2. สร้างช่องตำแหน่งจัดวางเซนเซอร์เพื่อการคืนตำแหน่งค่าเดิมเมื่อไม่มีแรงกด
3. สร้างวงจรแบบภาพพิมพ์เพื่อการยึดหยุ่นที่ติดตั้งในขณะใช้งานเซนเซอร์

การปรับปรุงคุณภาพในส่วนของเครื่องลดแรงกดอัตโนมัติ มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

1. ทำการเปลี่ยนถุงลมจากถุงลมพลาสติกทั่วไปเป็นถุงลม PVC ที่มีความเหนียวทนทานรับแรงอัดได้มาก และมีความแข็งแรงทั้งยังกันน้ำกันเชื้อราและระบายอากาศได้ดี
2. เปลี่ยนถุงลมจากหนึ่งถุงใหญ่เป็นถุงลมขนาดเล็กหลายๆถุงเพื่อช่วยเพิ่มเวลาการลดแรงกดทับได้รวดเร็วขึ้น

### 3.4.4.2 ส่วนทางด้านโปรแกรม

#### 1. การสเกลข้อมูลและกำหนดช่วงสีในการแสดงผล

ก่อนการทดลองกับผู้ป่วย ทีมงานได้ทำการสอบเทียบชุดอุปกรณ์แผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดที่สร้างขึ้นกับแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดที่ได้มาตรฐาน (X-sensor) เพื่อหาค่าสเกลให้ได้ตามแบบมาตรฐาน

#### ข้อมูลที่ใช้ในการสเกล

ชุดอุปกรณ์แผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกายที่สร้างขึ้นจะใช้ผู้ทดสอบขึ้นนอนและทำการจับช่วงของค่าดิจิตอลดิบ ในที่นี้จะอยู่ที่ 150-190 จากนั้นใช้ผู้ทดสอบคนเดียวกันขึ้นนอนบนแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดที่ได้มาตรฐาน ในที่นี้จะอยู่ที่ 11-96 mmHg.

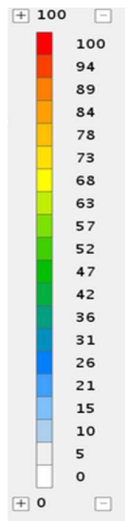
#### ขั้นตอนการสเกลข้อมูล

1. ทำการเลื่อนค่าจากช่วง 150-190 เป็น 0-40 โดยการลบ 150 จากทุกระดับค่าดิจิตอลดิบ
2. ทำการสเกลค่า 0-40 เป็นช่วง 11-96 mmHg โดยใช้สมการเส้นตรง  $y = mx + b$  จะได้  $m = 2.1$  และ  $b = 11$  จะได้ค่า  $mmHg = (2.1 * x + 11)$

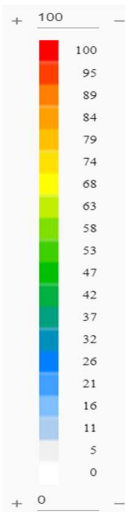
ด้วยเทคนิคนี้การเลื่อนค่าจากช่วง 150-190 ให้เป็น 0-40 โดยการลบ 150 จากนั้นแล้วทำการสเกลค่า 0-40 ให้เป็น 11-96 โดยการหาสมการเส้นตรง จะได้  $y = m * x + b$  โดย  $m$  จะได้ประมาณ 2.1 และ  $b = 11$  จทำให้ได้สเกลของชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกายที่สร้างขึ้นมาเทียบเท่ากับชุดมาตรฐาน ต่อไปจะเป็นการกำหนดช่วงสีการแสดงผลเพื่อให้สอดคล้องกับชุดมาตรฐาน

#### การปรับช่วงสี

การปรับช่วงของสีเพื่อให้มีมากขึ้น 20 ช่วงสี เพื่อเพิ่มความชัดเจนและความเข้าใจในกราฟหรือข้อมูลที่แสดงผล การปรับช่วงสีสามารถทำได้โดยการแบ่งช่วงของค่าตัวเลขหรือข้อมูลในกราฟออกเป็นกลุ่ม แล้วกำหนดสีให้แต่ละกลุ่มด้วยช่วงสีที่แตกต่างกัน โดยการเพิ่มฟังก์ชันการปรับช่วงสีสามารถทำได้โดยการเพิ่มตัวควบคุมหรืออินเทอร์เฟซที่ช่วยให้ผู้ใช้สามารถปรับช่วงสีได้ตามต้องการ แสดงตัวอย่างของฟังก์ชันการปรับช่วงแรงกดและช่วงสีกับแผ่นเซนเซอร์มาตรฐานดังแสดงในรูปที่ 3.40 ช่วงของสีชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดทับ อธิบายได้ดังนี้สีขาวแสดงว่าไม่มีแรงกดทับ ต่อมาสีฟ้าถึงสีน้ำเงินมีแรงกดทับน้อย ต่อมาสีเขียวมีแรงกดปานกลาง ต่อมาสีเหลืองถึงสีส้มมีแรงกดสูง(ช่วงเฝ้าระวัง) ต่อมาสีแดงมีแรงกดอันตรายเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ



รูปที่ 3.40 ช่วงของสีชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกายที่สร้างขึ้น



รูปที่ 3.41 ช่วงของสีชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกายมาตรฐาน (X-Sensor)

## 2. สร้างปุ่มการเปลี่ยนหน่วยของชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกด

โดยปุ่มการเปลี่ยนหน่วยมีความจำเป็นมากสำหรับผู้ใช้งาน ซึ่งชุดแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดจะสามารถเปลี่ยนหน่วยความดันทั้งหมดได้ 10 หน่วย ดังต่อไปนี้

1). kPa กิโลปาสคาล: ซึ่งเป็นหน่วยของแรงบังคับหรือแรงต่อหน่วยพื้นที่ในระบบเมตริก ใช้ในการวัดแรงที่มีผลกระทบท่อพื้นที่เพื่อสร้างความกดทับหรือเอียงทับบนพื้นผิว กิโลปาสคาลมีขนาด 1,000 นิวตันต่อตารางเมตร หรือ 1,000,000 นิวตันต่อตารางเซนติเมตร หน่วย kPa มักถูกใช้ในการวัดแรงบีบอัดของวัสดุหรือการทดสอบความแข็งแรงของโครงสร้าง แรงบีบอัดคือแรงที่มีผลกระทบท่อพื้นที่เมื่อมีการบีบอัดวัสดุ การบีบอัดใช้หน่วย kPa เพื่อวัดแรงที่มีผลกระทบท่อพื้นที่ในหน่วยที่ใกล้เคียงกับความแข็งแรงของวัสดุ

2). mmHg มิลลิเมตรของปรอท: เป็นหน่วยของความดันอากาศหรือความดันในการวัดความสูงของเหลวในท่อเลือดหรือระบบปรอท เช่น เลือดในร่างกายของมนุษย์ การใช้หน่วย mmHg มักถูกนำมาใช้ในการวัดความดันโลหิต โดยการวัดความสูงของเส้นทแยงมุมระหว่างระดับของของเหลวในท่อเลือดกับระดับของเหลวบริเวณพื้นผิวของปรอทเกอร์ในหน่วยมิลลิเมตร โดยใช้อุปกรณ์วัดความดันอากาศที่เรียกว่า "สปรกโตมิเตอร์" หรือในการตรวจวัดความดันโลหิต ซึ่งแสดงค่าความดันโลหิตด้วยหน่วย mmHg ส่วนปรอทเกอร์ในที่นี้เป็นช่องเล็กที่เป็นท่อเล็กน้อยที่มีน้ำเลือดไหลผ่าน

3). psi ปอนด์ต่อตารางนิ้ว: เป็นหน่วยของความดันในระบบสหรัฐอเมริกา โดยเฉพาะในการวัดความแข็งแรงของวัสดุหรือส่วนประกอบต่าง ๆ ในบริบททางเศรษฐศาสตร์ เทคนิค และอุตสาหกรรม ที่แสดงถึงความดันต่อพื้นที่

4).  $N/cm^2$  นิวตันต่อตารางเซนติเมตร: มักถูกใช้ในการวัดความดันหรือแรงบังคับในการประยุกต์ใช้ในสิ่งต่าง ๆ เช่น การวัดความแข็งแรงของวัสดุ การควบคุมแรงกระทำต่อพื้นผิว หรือการประยุกต์ใช้ในงานอุตสาหกรรม การใช้หน่วย  $N/cm^2$  ช่วยในการวัดแรงบังคับหรือแรงกดในหน่วยที่สัมพันธ์กับพื้นที่เพื่อให้ง่ายต่อการเปรียบเทียบและประยุกต์ใช้ในงานต่างๆ

5).  $kg/cm^2$  กิโลกรัมต่อตารางเซนติเมตร: เป็นหน่วยของความหนาแน่นหรือมวลปริมาณบนพื้นที่ในระบบเมตริก ซึ่งแสดงถึงมวลของสิ่งของในแนวแกนแนวตั้งต่อหน่วยพื้นที่ ใช้ในการวัดความหนาแน่นของสิ่งของ แสดงถึงมวลที่กระจายอยู่บนพื้นที่และมีการใช้งานในสถานการณ์ที่เกี่ยวข้องกับมวลปริมาณ หรือความหนาแน่นของวัตถุหรือสิ่งของในพื้นที่นั้นๆ และมักนำมาใช้ในงานที่เกี่ยวข้องกับวัสดุ สถานการณ์ธรณีวิทยา หรือการจัดการสิ่งแวดล้อม

6).  $g/cm^2$  กรัมต่อตารางเซนติเมตร: เป็นหน่วยของความหนาแน่นหรือมวลปริมาณบนพื้นที่ในระบบเมตริก แสดงถึงมวลของสิ่งของในแนวแกนแนวตั้งต่อหน่วยพื้นที่

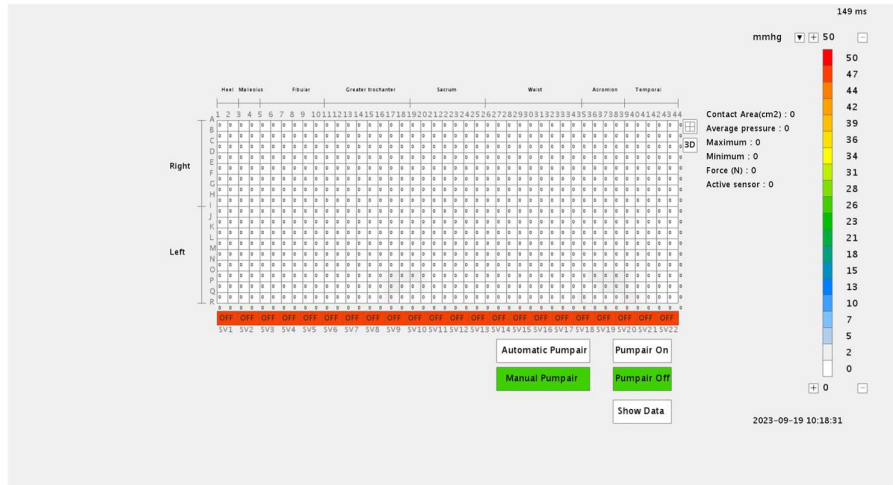
7). N นิวตัน เป็นหน่วยของแรงในระบบเมตริก: แสดงถึงมวลที่มีผลกระทำต่อการเคลื่อนที่ของวัตถุ หรือความกระทบต่อวัตถุ ใช้ในการวัดแรงในหลายสถานการณ์ เช่น การวัดแรงยกสิ่งของ การวัดแรงบีบอัดของวัสดุ การวัดแรงกระทบ และอื่น ๆ นิวตันเป็นหน่วยที่มักถูกใช้ในศาสตร์และวิศวกรรมที่เกี่ยวข้องกับการวัดแรงและการกระทำกำลัง หน่วยนิวตันเท่ากับแรงที่ทำให้มวล 1 กิโลกรัมมีความเร่งเป็น 1 เมตรต่อวินาทีกำลังสอง

8). g กรัม เป็นหน่วยพื้นฐานของมวลในระบบเมตริก: มีจุดกำเนิดจากประเทศฝรั่งเศส และต่อมา คือระบบหน่วยเซนติเมตร-กรัมที่สอง (centimeter-gram-second หรือ CGS)

9). kgf กิโลกรัมแรง: ซึ่งเป็นหน่วยของแรงในระบบที่ใช้หน่วยเมตริก แสดงถึงแรงที่มีผลกระทำต่อวัตถุโดยใช้มวลหน่วยของกิโลกรัม จะเป็นการใช้หน่วยมวลของกิโลกรัมเพื่อแสดงค่าแรง นั่นคือ เมื่อมวลของวัตถุหรือสิ่งของเป็น 1 กิโลกรัม แรงที่มีผลกระทำต่อวัตถุนั้นจะเท่ากับ 1 กิโลกรัมแรง

10). lbf แรงปอนด์: ซึ่งเป็นหน่วยของแรงในระบบที่ใช้หน่วยสหรัฐอเมริกา (Imperial system) แสดงถึงแรงที่มีผลกระทำต่อวัตถุโดยใช้หน่วยมวลของปอนด์ (pound) ในหน่วย "lbf" ถ้ามวลของวัตถุหรือสิ่งของเป็น 1 ปอนด์ แรงที่มีผลกระทำต่อวัตถุจะมีค่าเท่ากับ 1 แรงปอนด์

### 3. การแสดงผลอธิบายกราฟแยกเป็นส่วนๆ



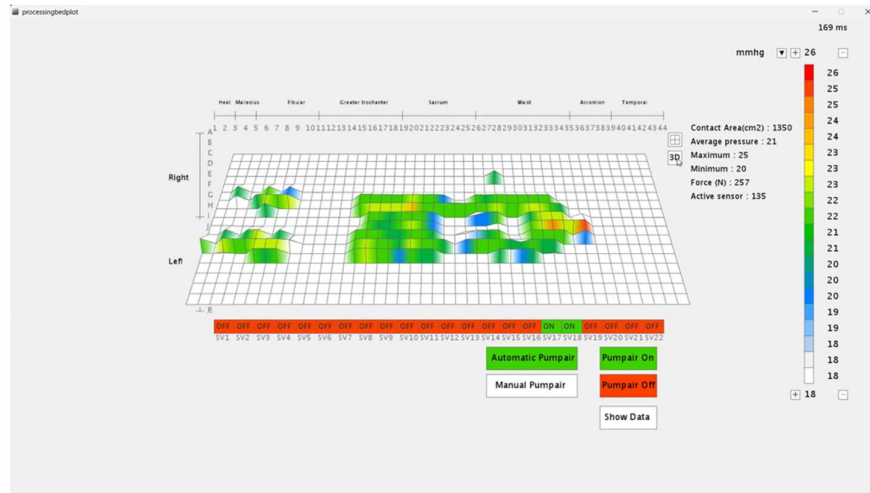
รูปที่ 3.42 แสดงผลอธิบายกราฟแยกเป็นส่วนต่างๆพร้อมแสดงค่าแรงกด

จากรูปที่ 3.42 แสดงการสร้างแบบจำลองการแสดงผลอธิบายกราฟแยกเป็นส่วนต่างๆพร้อมแสดงค่าตัวเลขแรงกด โดยจะมีการแสดงผลข้อความระบุไว้อย่างช่วงของกระดูกต่างๆ ในร่างกายที่สำคัญที่อาจส่งผลกระทบต่อ การเกิดแผลกดทับได้ ได้แก่ temporal (กระดูกขมับ), Acromion (ปุ่มกระดูกหัวไหล่), Waist (กระดูกสันหลังส่วนเอว), Sacrum (กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ), Greater trochanter (กระดูกต้นขา), Fibular (กระดูกน่อง), Malleolus (กระดูกตาตุ่ม) และ Heel (กระดูกส้นเท้า) ซึ่งจะเรียงจากส่วนหัวไปจนถึงส่วนเท้าตามลำดับ ในการอธิบายส่วนต่างๆ ใหม่นี้มีให้หมอ พยาบาล หรือบุคลากรทางการแพทย์ตลอดจนผู้ดูแลเป็นผู้ใช้งาน เพื่อให้เข้าใจใน ข้อมูลได้ง่ายมากขึ้น

ส่วนข้อความระบุเกี่ยวกับซ้าย-ขวา จะเป็นการระบุเพื่อให้สามารถแยกด้านซ้ายและด้านขวาของเตียงนอน ได้อย่างชัดเจนมากขึ้น และหากเปิดหน้าจอแสดงผลผ่านอุปกรณ์อื่นๆ อย่างเช่น iPad หรือ tablet อาจทำให้ภาพ กลับซ้าย-ขวาได้

ส่วนตัวเลขแสดงผลวัดแรงกดมีไว้เพื่อช่วยให้หมอ พยาบาล หรือบุคลากรทางการแพทย์ตลอดจนผู้ดูแลเป็นผู้ ใช้งาน เพื่อตรวจสอบวิเคราะห์ผลได้อย่างชัดเจนมากขึ้น

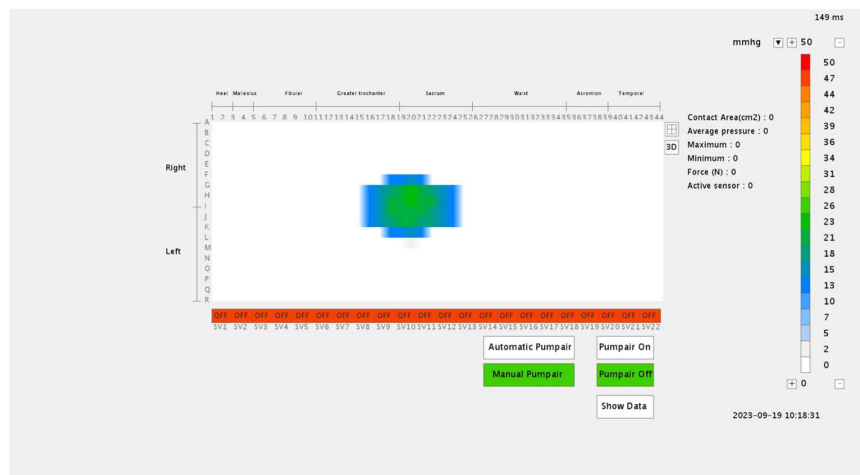
#### 4. การแสดงผลหน้าจอแบบ 2 มิติ และแบบ 3 มิติ



รูปที่ 3.43 แสดงผลหน้าจอแบบ 2 มิติ และแบบ 3 มิติ

จากรูปที่ 3.43 สร้างปุ่มหน้าจอแสดงผลแบบ 2 มิติ และแบบ 3 มิติ ซึ่งมีไว้ต่อการใช้งานที่สามารถเห็นมุมมองของกราฟในลักษณะของ 3 มิติได้อย่างชัดเจน โดยจะปรากฏความสูงของภาพสีแรงกดตามค่าของน้ำหนัก ณ จุดนั้นๆ หากน้ำหนักมีค่ามาก ภาพสีก็จะสูงขึ้น หากน้ำหนักมีค่าน้อย ภาพสีก็จะสูงน้อย นอกจากนี้ยังสามารถปรับมุมมองของแผ่นกราฟเซนเซอร์ได้ 360 องศา เพื่อให้เห็นความแตกต่างของข้อมูลในลักษณะอื่นได้ชัดเจน ในด้านการแพทย์ภาพกราฟ 3 มิติสามารถใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลทางการแพทย์เพื่อช่วยในการวินิจฉัย

#### 5. หน้าจอแสดงผลส่วนในการเปิด-ปิดเส้นตาราง



รูปที่ 3.44 หน้าจอแสดงผลในการเปิด-ปิดเส้นตาราง



## บทที่ 4

### การทดสอบในกลุ่มเป้าหมาย

#### 4.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหาที่นำไปสู่โครงการวิจัย (A brief background of the project)

แผลกดทับ (Pressure ulcer) เป็นปัญหาสำคัญที่รบกวนผู้ป่วยและผู้ดูแล รวมถึงต้องเสียค่าใช้จ่ายในการรักษาเป็นจำนวนมาก การป้องกันการเกิดแผลกดทับที่สำคัญและจำเป็นอย่างยิ่งคือ การจัดทำทางและการเปลี่ยนท่าทางของผู้ป่วยอย่างสม่ำเสมอ ถึงแม้จะมีอุปกรณ์ช่วยพลิกตัวสำหรับช่วยป้องกันแผลกดทับแบบอัตโนมัติ แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของระยะเวลา และตำแหน่งของปุ่มกระดูกของผู้ป่วยที่หากนอนนาน ๆ ผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการทำเครื่องต้นแบบอุปกรณ์วัดแรงกดแบบไร้สายสำหรับที่นอนร่วมกับการลดแรงกดอัตโนมัติโดยไม่ต้องเปลี่ยนท่าทาง ขณะนี้เครื่องต้นแบบได้พัฒนาจนถึงขั้นต้องนำมาประเมินผลการใช้กับอาสาสมัครที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ ดังนั้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคงขวา

#### 4.2 วัตถุประสงค์การวิจัย สมมติฐาน (Objectives, or hypotheses)

เพื่อประเมินแรงกดบนปุ่มกระดูกต่าง ๆ ของส่วนของร่างกายของผู้ป่วย ความพึงพอใจของผู้ใช้งาน และการเกิดแผลกดทับ ขณะใช้งานอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคงขวา

#### 4.3 รูปแบบการวิจัยและวิธีวิจัย (The research design and methodology (action steps) to be used) ประกอบด้วย

- รูปแบบการวิจัยของการศึกษานี้เป็น validation study แบบ cross sectional study design
- กลุ่มประชากรหรือผู้ป่วยที่เป็นเป้าหมาย (target population or patients) เป็นผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาที่หอผู้ป่วยฟื้นฟู โรงพยาบาลมหาสารนครเชียงใหม่ จำนวน 8 คน
- วิธีวิจัย (research methodology)
  - หลังจากอาสาสมัครลงนามในหนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย
  - บันทึกข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัคร เกี่ยวกับ น้ำหนักตัว อายุ ส่วนสูง เพศ การวินิจฉัยโรค
  - ให้อาสาสมัครนอนบนเตียงที่เตรียมไว้ โดยมีอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายร่วมใช้งานกับเตียงผู้ป่วย ซึ่งจะมีการบันทึกผลแรงกดตลอด
  - อาสาสมัครอยู่ในท่านอนหงาย และนอนตะแคง ท่าละ 2 ชั่วโมง รวมเป็น 4 ชั่วโมง

- อาสาสมัครจะได้รับการตรวจผิวหนังเพื่อสำรวจการเกิดแผลกดทับหลังเสร็จสิ้นการใช้งานอุปกรณ์
- ผลลัพธ์ที่ใช้วัด (outcome measures/ endpoints)
  - ค่าแรงกดทับบนศีรษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า ขณะนอนหงายและนอนตะแคง มีหน่วยเป็นมิลลิเมตรปรอท (mmHg)
  - คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยและผู้ดูแล
  - การเกิดแผลกดทับหลังจากนอนไปแล้ว 4 ชั่วโมง
- การวิเคราะห์ข้อมูลและวิธีทางสถิติ (data analysis and statistical methods)
  - ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัคร และค่าแรงกดทับ (mmHg) บนศีรษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า ขณะนอนหงายและนอนตะแคงรายงานโดยใช้สถิติเชิงพรรณนา
  - คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยและผู้ดูแล รายงานโดยใช้สถิติ independent t-test เพื่อเปรียบเทียบคะแนนความพึงพอใจระหว่างผู้ป่วยและผู้ดูแล
  - ผลการเกิดแผลกดทับหลังจากนอนไปแล้ว 4 ชั่วโมง รายงานโดยใช้สถิติ chi-square test
  - ระดับนัยสำคัญทางสถิติคือ 0.05

#### 4.4 ผลการศึกษา

แรงกดทับที่พบค่ามากที่สุดเกิดที่บริเวณปุ่มกระดูก sacrum ในท่านอนหงาย และปุ่มกระดูกข้อสะโพกในท่านอนตะแคงขวา ผู้ดูแลมีความพึงพอใจมากกว่าผู้ป่วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.001$ ) และร้อยละ 88 ไม่เกิดรอยแผลกดทับหลังจากนอนครบ 4 ชั่วโมง ( $p < 0.034$ )

#### 4.5 ความสำคัญของข้อเสนอโครงการวิจัยและความเกี่ยวข้องกับการนำไปใช้ทางสาธารณสุข (the significance of the proposed research and relevance to public health)

การวิจัยที่เสนอมีความสำคัญและเกี่ยวข้องับสาธารณสุขสาธารณะเนื่องจากแผลกดทับเป็นปัญหาที่สำคัญที่สุดที่รบกวนผู้ป่วยและผู้ดูแลทางการแพทย์ในสถานพยาบาล ซึ่งการรักษาแผลกดทับต้องใช้ทรัพยากรและค่าใช้จ่ายสูง หากอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายได้รับการประเมินว่ามีประสิทธิภาพสูง ก็จะสามารถนำไปใช้ป้องกันการเกิดแผลกดทับ และลดค่าใช้จ่ายในการรักษา ซึ่งจะส่งผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยและครอบครัวต่อไป

#### 4.6 การขอรับการพิจารณาจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

ดังแสดงเอกสารหนังสือได้รับอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (ภาคผนวก ก.)

#### 4.7 การนำเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติไปทดสอบในกลุ่มเป้าหมาย

##### 4.7.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาที่ทำการทำวิจัย ความสำคัญของงานวิจัยต่อการพัฒนา และต่อสุขภาพของกลุ่มประชากรที่ศึกษา (Background and rationale)

แผลกดทับ (Pressure ulcer) เป็นปัญหาสำคัญที่รบกวนผู้ป่วยและผู้ดูแล การศึกษาวิเคราะห์อภิมาน (meta-analysis study) พบว่าความชุกของแผลกดทับทั่วโลกอยู่ที่ 12.8% หรือมากกว่า 1 ใน 10 คน โดยมีอุบัติการณ์การบาดเจ็บจากแรงกดทับในโรงพยาบาล (HAPI) อยู่ที่ 8.4%(1, 2) ในประเทศสหรัฐอเมริกา พบมีผู้ป่วยเกิดแผลกดทับ 2.5 ล้านคน ใช้งบประมาณในการรักษาแผลกดทับในโรงพยาบาล 26.8 พันล้านดอลลาร์สหรัฐ ซึ่งใช้งบประมาณเฉลี่ยในการรักษาต่อคนประมาณ 10,708 ดอลลาร์สหรัฐ(3) สำหรับหอผู้ป่วยฟื้นฟูสภาพ โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ ผู้ป่วยส่วนใหญ่มีแผลกดทับที่กระเบนเหน็บ และก้นกบ ซึ่งเกิดจากท่านอนหงาย และค่ารักษาแผลกดทับกรณีผ่าตัดต่อแผลประมาณ 55,261 บาท ใช้การรักษาเฉลี่ย 35 วัน และเรียกเก็บเงินจากสำนักงานหลักประกันสุขภาพแห่งชาติ (สปสช.) ได้ร้อยละ 88.5(4) ดังนั้นจะเห็นได้ว่า แผลกดทับจึงเป็นปัญหาที่จำเป็นต้องได้รับการป้องกันและดูแลรักษาเป็นอย่างยิ่ง

แผลกดทับเกิดขึ้นได้ขึ้นอยู่กับแรงกดและระยะเวลาที่รับแรงกดอย่างต่อเนื่อง แรงกดทับ 35 มิลลิเมตรปรอทเป็นระยะเวลา 2 ชั่วโมงคาดว่าจะทำให้เกิดแผลกดทับ(5) นอกจากนี้ ถ้าแรงกดมากกว่าความดันหัวใจขณะคลายตัว (diastolic pressure) จะเกิดแผลกดทับได้ภายใน 6 ชั่วโมง ส่วนถ้าแรงกดทับมากกว่าแรงดันขณะหัวใจบีบตัว 4 เท่า จะเกิดแผลกดทับได้ภายใน 1 ชั่วโมง(6) ส่วนในทางคลินิก การศึกษาก่อนหน้าได้รายงานไว้ว่า ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดในท่านอนหงายบนแผ่นโฟมหนา 2 นิ้วกิน 3 ชั่วโมง มักพบแผลกดทับได้(7) และยังสอดคล้องกับการผ่าตัดที่ประเทศเนเธอร์แลนด์ที่พบการเกิดแผลกดทับเป็นร้อยละ 21 ของผู้ป่วยที่นอนหงายผ่าตัดบนแผ่นเจลหนา 2 เซนติเมตร หากผ่าตัดเกิน 4 ชั่วโมง(8) ดังนั้น การป้องกันการเกิดแผลกดทับที่สำคัญและจำเป็นอย่างยิ่งคือการจัดทำทางและการเปลี่ยนท่าทางของผู้ป่วยอย่างสม่ำเสมอ การช่วยให้ผู้ป่วยเลี่ยงแรงกดทับจากการนอนหรือนั่งไปที่อวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งเป็นเวลานานที่ใช้แพร่หลายคือ ปรับเปลี่ยนท่าทางขณะนั่งบนรถเข็นทุก ๆ 15 นาที และการเปลี่ยนท่านอนหงาย นอนตะแคงซ้าย และนอนตะแคงขวา โดยที่ท่านอนตะแคงควรทำมุม 30 องศาเนื่องจากไม่มีแรงกดทับมากบริเวณปุ่มกระดูก greater trochanter ซึ่งช่วยให้ออกซิเจนมาเลี้ยงบริเวณดังกล่าวได้ดีกว่านอนตะแคง 60 และ 90 องศา(9) โดยพลิกตัวให้ผู้ป่วยทุก ๆ 2 ชั่วโมง จากการพลิกตัวนี้จะต้องใช้แรงผู้ช่วยเหลือ 1-2 คน ช่วยในการพลิกตัว และใช้เวลาต่อครั้งประมาณ 3.5 นาที ต่อผู้ป่วย 1 คน ซึ่งต้องทำทุก ๆ 2 ชั่วโมง ตลอดระยะเวลาที่ผู้ป่วยนอนโรงพยาบาล(10) สำหรับแนวปฏิบัติสำหรับการพลิกตะแคงตัวผู้ป่วย ในโรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ 1) ผู้ป่วยทั่วไปที่พลิกตัวเองได้ ไม่ใช้แรงงานคนเปลี่ยนท่าให้ 2) ผู้ป่วยที่พลิกตัวเองไม่ได้ เปลี่ยนท่านอนทุก ๆ 2 ชั่วโมง และ 3) ผู้ป่วย covid 19 ในหอผู้ป่วย Cohort ward พลิกตัวทุก ๆ 2-4 ชั่วโมง ตามมาตรการ physical distancing(11) ดังนั้น จึงทำให้บุคลากรและผู้ดูแลผู้ป่วยมีความพยายามและยากลำบากเป็นอย่างมากในการปรับเปลี่ยนท่าทางของผู้ป่วยเพื่อป้องกันแผลกดทับ

อุปกรณ์ช่วยพลิกตัวสำหรับช่วยป้องกันแผลกดทับแบบอัตโนมัติ(11-13) มีหลักการควบคุมการเปลี่ยนท่านอนได้ 3 ท่า คือท่านอนหงาย ท่านอนตะแคงซ้ายและขวา 30 องศา โดยใช้ชุดถ่วงมวลวางไว้ใต้ที่นอน ตั้งเวลาแต่ละ

ทำได้ไม่เกิน 120 นาที เมื่อนำมาทดสอบกับผู้ป่วยอัมพาตขาดเจ็บไขสันหลังส่วนคอ ที่ไม่สามารถพลิกตัวเอง ได้จำนวน 6 ราย โดยให้นอนหงายนาน 24 ชั่วโมง พบว่าอุปกรณ์ดังกล่าวช่วยพลิกตัวแทนแรงงานคนได้และผู้ป่วยมีความพึงพอใจในการพลิกตัว แต่อย่างไรก็ตามยังมีข้อจำกัดในเรื่องของเวลา และตำแหน่งของปุ่มกระดูกของผู้ป่วยที่หากนอนนาน ๆ หากปุ่มกระดูกเหล่านี้ยังมีแรงกดทับอยู่ ก็จะทำให้เกิดแผลกดทับตามมาได้เช่นกัน ผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการทำเครื่องต้นแบบเครื่องวัดแรงกดแบบไร้สายสำหรับที่นอนร่วมกับการลดแรงกดอัตโนมัติโดยที่ไม่ต้องเปลี่ยนท่าทาง เพื่อช่วยอำนวยความสะดวกในการระบุตำแหน่งและปรับผู้ป่วยที่นอนเป็นเวลานาน ๆ ให้มีการหลีกเลี่ยงแรงกดทับที่อวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายโดยอัตโนมัติ เครื่องต้นแบบนี้ได้รับแนวคิดมาจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกายของ ผศ.ดร.ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์(14) ขณะนี้เครื่องต้นแบบได้พัฒนาจนถึงขั้นต้องนำมาประเมินผลการใช้กับอาสาสมัครที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ ดังนั้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคง

#### 4.7.2 วัตถุประสงค์การวิจัย สมมติฐาน หรือคำถามวิจัย (The objectives of the trial or study, its hypotheses or research questions, its assumptions, and its variables)

วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้คือเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ต้นแบบตรวจวัดแรงกดเพื่อป้องกันแผลกดทับ (proof of validation) โดยมีวัตถุประสงค์เฉพาะเพื่อประเมินแรงกดบนปุ่มกระดูกต่าง ๆ ของส่วนองร่างกายของผู้ป่วย ความพึงพอใจของผู้ใช้งาน และการเกิดแผลกดทับ ขณะใช้งานอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคงขา

#### 4.7.3 ประเภทและรูปแบบการวิจัย (Study type)

รูปแบบการวิจัยของการศึกษานี้เป็นแบบ cross sectional study design เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ต้นแบบตรวจวัดแรงกดเพื่อป้องกันแผลกดทับ (proof of validation)

#### 4.7.4 ประชากรที่ศึกษา (Study population)

##### 4.7.4.1 แหล่งที่มาของตัวอย่างหรือผู้ป่วย (source of participants)

ผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาที่หอผู้ป่วยฟื้นฟู โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่

##### 4.7.4.2 จำนวนผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยที่ต้องการและวิธีการคำนวณทางสถิติ (number of participants and sample size calculation)

คำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างจากการศึกษาก่อนหน้าที่พัฒนาอุปกรณ์ช่วยพลิกตัวสำหรับช่วยป้องกันแผลกดทับแบบอัตโนมัติ(12) โดยใช้ G\*Power3.19.4, F tests: ANOVA: Repeated measures, within factors, A priori: Compute required sample size- given  $\alpha = 0.05$ , power = 0.8, and effect size = 0.65(12) ได้กลุ่มตัวอย่าง 3 คน แต่อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ข้อกำหนดที่ 8 คน

Test family		Statistical test	
F tests		ANOVA: Repeated measures, within factors	
Type of power analysis			
A priori: Compute required sample size - given $\alpha$ , power, and effect size			
Input Parameters		Output Parameters	
Determine =>	Effect size f	0.65	Noncentrality parameter $\lambda$
	$\alpha$ err prob	0.05	Critical F
	Power ( $1 - \beta$ err prob)	0.8	Numerator df
	Number of groups	1	Denominator df
	Number of measurements	12	Total sample size
	Corr among rep measures	0.5	Actual power
	Nonsphericity correction $\epsilon$	1	

รูปที่ 4.1 แสดงการคำนวณกลุ่มตัวอย่าง

#### 4.7.4.3 เกณฑ์การคัดเลือก (eligibility criteria)

ผู้ป่วยที่จะถูกเชื้อเชิญเข้าร่วมงานวิจัย จะต้องได้รับการวินิจฉัยจากแพทย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู ไม่เกิน 24 ชั่วโมง เกี่ยวกับระดับการบาดเจ็บไขสันหลัง และระดับความรุนแรง รวมถึงการประเมินว่าไม่มีแผลกดทับ และภาวะหลอดเลือดดำอุดตัน ก่อนเข้าร่วมการศึกษาทุกราย

เกณฑ์คัดเข้า (inclusion criteria)

1. ผู้ป่วย tetraplegia ระดับ C3, C4, และ C5 ที่จัดอยู่ในระดับ ASIA group A, B หรือ C (Motor useless)
2. อายุ 20 ปีขึ้นไป
3. ไม่สามารถพลิกตะแคงตัวเองได้
4. ทำตามสั่งและนอนนิ่งๆ ได้
5. ปัสสาวะทางสาย urine catheter with bag

เกณฑ์คัดออก (exclusion criteria)

1. มีแผลกดทับ

2. มีภาวะหลอดเลือดดำอุดตัน
3. นอนหงายและนอนตะแคงหัวราบได้น้อยกว่า 2 ชั่วโมง

#### 4.7.4.4 เกณฑ์ถอนผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยออกจากการวิจัย (withdrawal criteria)

ผู้ป่วยไม่ได้รับความสุขสบายขณะนอนทดสอบ

#### 4.7.4.5 ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย/ผู้ป่วยต้องอยู่ในโครงการวิจัย (The expected duration of subject participation)

4 ชั่วโมง

### 4.8 วิธีการวิจัย (methods)

#### 4.8.1 ผลิตภัณฑ์/เครื่องมือ ที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

เครื่องต้นแบบที่ได้รับแนวคิดมาจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกายของ ผศ.ดร.ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์(13) ประกอบด้วย

1) ส่วนทางกล (mechanical) เป็นการออกแบบ วิเคราะห์ และสร้างอุปกรณ์แผ่นรองรับน้ำหนัก ด้านบนสำหรับวางเท้าเป็นแผ่นอะคริลิก ขนาด 60 x 60 ซม.หนา 2.5 ซม. แผ่นปิดด้านล่างหนา 0.5 ซม.ใช้ลูมิเนียมโพโรไฟล์ทำเป็นกรอบ ยึดติดกับ Bracket ซึ่งเป็นส่วนที่รับน้ำหนักเมื่อมีการเหยียบลงบนอุปกรณ์ ทำด้วยสแตนเลส 304 ซึ่งแข็งแรงทนทานไม่เป็นสนิม ขนาดกว้าง 5 ซม.ยาว 12 ซม.โดยออกแบบให้สามารถรับน้ำหนักได้ถึง 120 กิโลกรัม และใช้ load cell สำเร็จรูปขนาด 15x4 ซม.วัสดุเป็นอลูมิเนียม เป็นชนิดที่วัดน้ำหนักที่จุดเดียวที่ส่วนปลายและเป็นแบบคาน ซึ่งในขณะรับน้ำหนัก คานจะขยับเปลี่ยนตามน้ำหนักที่มากระทำ

2) ส่วนทางไฟฟ้า (electrical) เป็นการออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณเอาต์พุต (instrument amplifier) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (low pass filter) มีการคำนวณค่าตัวต้านทาน และค่าตัวเก็บประจุที่เหมาะสม และ

3) ส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้งาน (interface) เป็นการออกแบบโปรแกรมเพื่อรับค่าสัญญาณ บันทึกข้อมูล และแสดงผลออกทางคอมพิวเตอร์ โดยมีรายละเอียดของการทำงานดังนี้

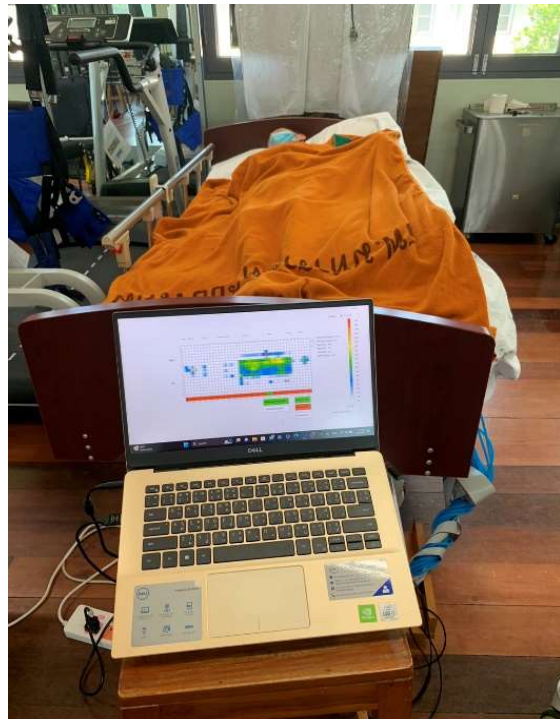
- ชุดอุปกรณ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกาย จะถูกวางไว้บนฟูก เมื่อแผ่นวัดแรงกดของร่างกายตรวจจับตำแหน่งที่เสี่ยงจะเกิดแผลกดทับ จะทำการส่งข้อมูลตำแหน่งนั้นไปที่ชุดอุปกรณ์ลดแรงกด

- ชุดอุปกรณ์ลดแรงกด มีลักษณะเป็นที่นอนลมที่ใช้งานทั่วไป จะถูกวางไว้ใต้ชุดแผ่นวัดแรงกดของร่างกาย เมื่อชุดอุปกรณ์ลดแรงกดทำงานถูกลมจะปล่อยลมออกเฉพาะตำแหน่งที่ตรวจพบแรงกดที่เสี่ยงจะเกิดแผลกดทับ

- ชุดควบคุม สามารถจะรักษาสมดุลแรงกดขณะนอนเพื่อป้องกันการเกิดแผลกดทับ ชุดควบคุมนี้จะทำงานโดยอัตโนมัติตลอดเวลา การทำงานของอุปกรณ์ทั้งหมดไม่ต้องใช้แรงงานคน และท่านไม่ต้องทำอะไรเพิ่มเติมขณะนอนอยู่บนเตียง

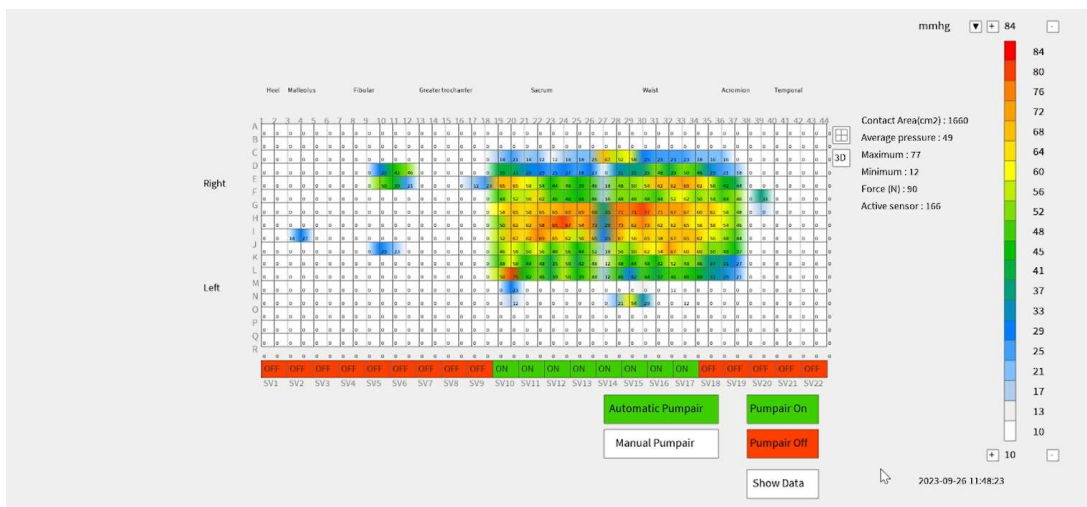
#### 4.8.2 วิธีศึกษาวิจัย

- หลังจากอาสาสมัครลงนามในหนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย
- บันทึกข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัคร เกี่ยวกับ น้ำหนักตัว อายุ ส่วนสูง เพศ การวินิจฉัยโรค
- ให้อาสาสมัครนอนบนเตียงที่เตรียมไว้ โดยมีอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายร่วมใช้งานกับเตียงผู้ป่วย ซึ่งจะมีการบันทึกผลแรงกดตลอด
- อาสาสมัครอยู่ในท่านอนหงาย และนอนตะแคงขวา (ภาพที่ 1) ท่าละ 2 ชั่วโมง รวมทั้งสิ้น 4 ชั่วโมง
- อาสาสมัครจะได้รับการประเมินการเกิดแผลกดทับทำได้โดยการสังเกตผิวหนังที่สมบูรณ์รอบ ๆ เพื่อดูรอยแดง (redness) ความอบอุ่น (warmth) ความขุ่นขึ้น (induration) หรือความแข็ง (hardness) ในบริเวณปุ่มกระดูกของส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย หลังเสร็จสิ้นการใช้งานอุปกรณ์
- อาสาสมัครและผู้ดูแลให้คะแนนความพึงพอใจ

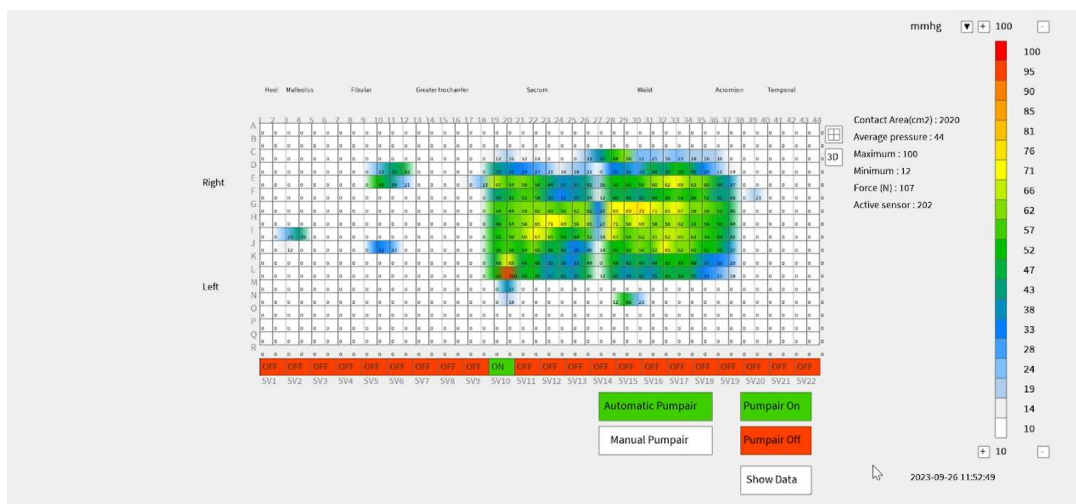


รูปที่ 4.2 การประเมินแรงกดทับในท่านอนหงายและนอนตะแคง

จากรูปที่ 4.3 เมื่อเซนเซอร์ตรวจพบแรงกดทับตำแหน่งสีแดง (เวลา 11.48น.) ในขณะที่เดียวกันสัญญาณจะถูกส่งเข้าไปที่ชุดควบคุมและประมวลผลที่ทางทีมผู้วิจัยได้สร้างอัลกอริทึมแบบปัญญาประดิษฐ์ไว้คอยวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณจากนั้นสัญญาณจะถูกส่งผ่านไปเพื่อสั่งการชุดอุปกรณ์ลดแรงกดทับให้ทำงานลดแรงกดทับตามตำแหน่งที่เซนเซอร์ได้ตรวจจับไว้ ดังแสดงในรูปที่ 4.4 จะพบว่าตำแหน่งสีแดงที่ถูกตรวจจับจะค่อยๆเปลี่ยนสีจากสีแดงไปเป็นเหลืองและเขียวตามลำดับ โดยจะกระจายแรงกดทับและรักษาความสมดุลนั้นไว้ เพื่อช่วยผู้ป่วยและป้องกันการเกิดแผลกดทับได้ ดังแสดงเวลาในการลดแรงกดทับได้ดังนี้ (เวลา 11.52น)



รูปที่ 4.3 แสดงข้อมูลที่เซนเซอร์ตรวจพบแรงกดทับ ตำแหน่งสีแดง



รูปที่ 4.4 แสดงข้อมูลที่ถูกลดแรงกดทับ ตำแหน่งสีแดงเดิมเปลี่ยนเป็นสีเหลืองและเขียว

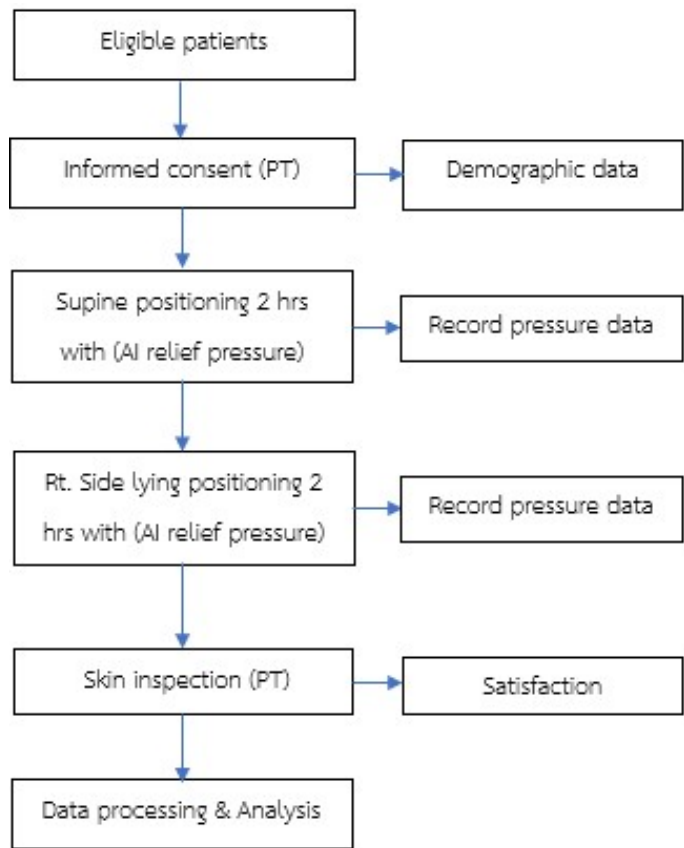


รูปที่ 4.5 แสดงภาพแผลกดทับที่เกิดขึ้น

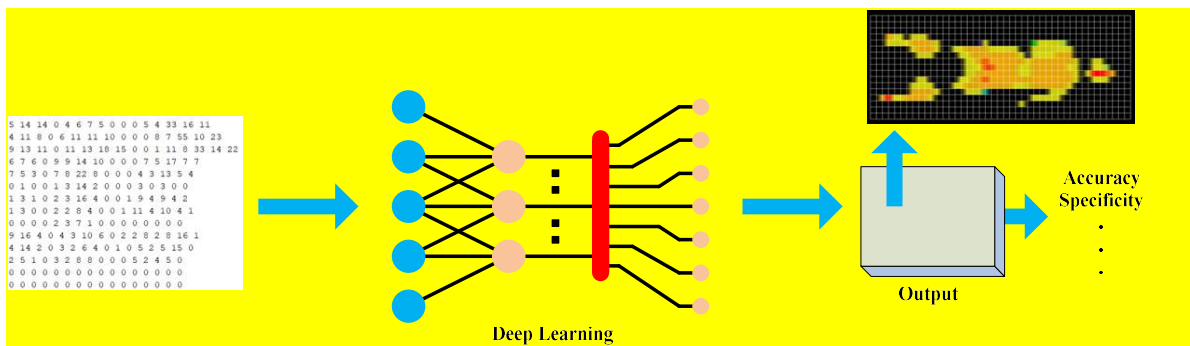
#### 4.8.3 วิธีการวิเคราะห์ทางสถิติ

- ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัคร และค่าแรงกดทับบนปุ่มกระดูกของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายขณะนอนหงายและนอนตะแคงขวา รายงานโดยใช้สถิติเชิงพรรณนา
- คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยและผู้ดูแล รายงานโดยใช้สถิติ independent t-test เพื่อเปรียบเทียบคะแนนความพึงพอใจระหว่างผู้ป่วยและผู้ดูแล
- ผลการเกิดแผลกดทับหลังจากนอนไปแล้ว 4 ชั่วโมง รายงานโดยใช้สถิติ chi-square test
- ระดับนัยสำคัญทางสถิติคือ 0.05

#### 4.8.4 Flow chart แสดงภาพรวมการแบ่งกลุ่ม วิธีวิจัย และตัวแปรที่ต้องการเก็บในการวิเคราะห์ตอบวัตถุประสงค์



รูปที่ 4.6 Flow chart แสดงภาพรวมการแบ่งกลุ่ม วิธีวิจัยและค่าตัวแปรต่างๆ



รูปที่ 4.7 แสดงกระบวนการตรวจวัดแรงกดทับ วิธีการ Deep Learning

รูปที่ 4.7 แสดงกระบวนการตรวจวัดแรงกดทับ หลังจากการประมวลผลเบื้องต้นแรงกดทับถูกใช้เป็นอินพุตให้กับเครื่องจำแนกประเภทสำหรับการฝึกการเรียนรู้และเพิ่มประสิทธิภาพของแบบจำลองสำหรับวิธีการ Deep Learning กระบวนการของการระบุคุณลักษณะตำแหน่งแรงกดและการเพิ่มประสิทธิภาพเครือข่ายจะเกิดขึ้นระหว่างการทดสอบเครือข่าย โดยวิธีการทั้งหมดได้รับการประเมินบนข้อมูลการทดสอบเดียวกันโดยใช้อัลกอริทึมที่ใช้ปัญญาประดิษฐ์ (AI) ที่พัฒนาขึ้นนี้จะวิเคราะห์ผลลัพธ์ของการจำแนกประเภทเป็นชุดของชื่อคลาส เพื่อแยกตำแหน่งที่ละเอียด

## บทที่ 5

### การอภิปรายผลการศึกษาดลอง สรุปผลการวิจัย และข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปผลการศึกษาดลองนำเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ

การศึกษาดลองนี้มีผู้เข้าร่วมการศึกษาทั้งหมด 8 คน เป็นผู้ป่วยที่ไขสันหลังได้รับบาดเจ็บประเภท tetraplegia ระดับกระดูกสันหลังคอที่ขยับร่างกายได้ลำบาก เป็นเพศหญิง 1 คน และเพศชาย 7 คน อายุระหว่าง 26-78 ปี น้ำหนักระหว่าง 38-75 กิโลกรัม และส่วนสูงระหว่าง 158-180 เซนติเมตร คุณลักษณะของผู้เข้าร่วมการศึกษาแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 5.1 คุณลักษณะของผู้เข้าร่วมการศึกษาจำนวน 8 คน

คุณลักษณะของผู้เข้าร่วมการศึกษา	จำนวนคน (ร้อยละ) / ค่าเฉลี่ย±ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
เพศ หญิง : ชาย	1 (12.5) : 7 (87.5)
ประเภท C3A : C4A : C4C : C5A : C5C	1 (12.5) : 2 (25.0) : 2 (25.0) : 2 (25.0) : 1 (12.5)
อายุ (ปี)	46.75±16.64
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	57.38±14.43
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	167±7.45

ค่าแรงกดทับบนปุ่มกระดูกของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายขณะนอนหงายและนอนตะแคงแสดงในตารางที่ 2 และ 3

ในขณะนอนหงาย (ตารางที่ 2) ผลการศึกษาพบว่า ค่าแรงกดทับที่วัดได้สูงสุดคือปุ่มกระดูก sacrum มีค่าแรงกดทับระหว่าง 12-272 มิลลิเมตรปรอท รองลงมาคือ กระดูกสะบัก (scapular) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 12-120 มิลลิเมตรปรอท ลำดับถัดไปคือ ปุ่มกระดูกสันหลังซ้ายมีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-88 มิลลิเมตรปรอท ปุ่มกระดูก occiput มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-80 มิลลิเมตรปรอท ปุ่มกระดูกสันหลังขวามีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-98 มิลลิเมตรปรอท

ตารางที่ 5.2 แรงกดทับที่วัดได้จากเตียงปรับแรงอัตโนมัติในท่านอนหงาย

ตำแหน่งปุ่มกระดูก	แรงกดทับ (มิลลิเมตรปรอท)		
	ค่าเฉลี่ยต่ำสุด	ค่าเฉลี่ย	ค่าเฉลี่ยสูงสุด
occiput	0	15.89±9.17	53.88±15.25
Rt Spine of scapular	30.50±15.77	50.90±12.84	77.50±20.30
Lt Spine of scapular	40.13±10.62	56.47±6.56	77.13±10.26

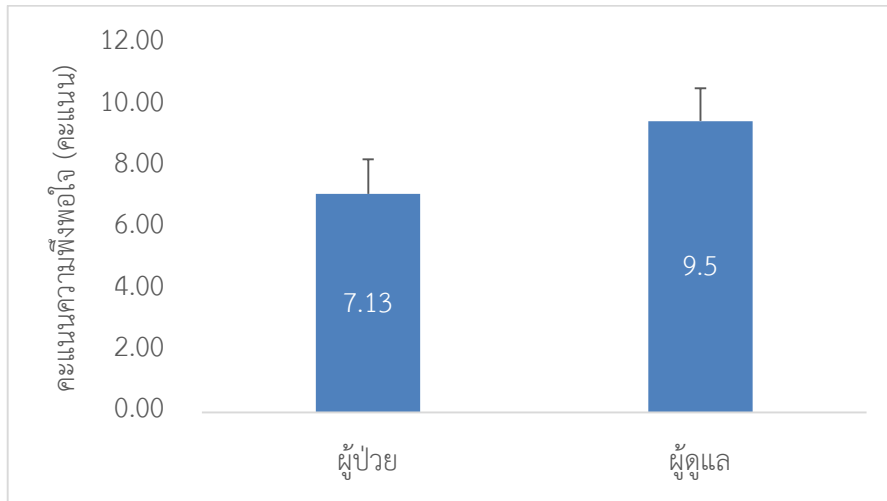
sacrum	31.75±13.36	65.10±24.10	126.88±64.99
Rt heel	4.25±8.03	14.03±15.58	53.38±25.87
Lt heel	6.88±12.73	31.12±16.62	62.88±17.15

ในขณะนอนตะแคงขวา (ตารางที่ 3) ผลการศึกษาพบว่า ค่าแรงกดทับที่วัดได้สูงสุดคือปุ่มกระดูก สะโพก (greater trochanter) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 10-219 มิลลิเมตรปรอท รองลงมาคือ กระดูกหัวไหล่ (acromion) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 10-116 มิลลิเมตรปรอท ลำดับถัดไปคือ หู มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-92 มิลลิเมตรปรอท ปุ่มกระดูกตาตุ่ม (malleolus) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-104 มิลลิเมตรปรอท และปุ่มกระดูกหน้าแข้ง มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-73 มิลลิเมตรปรอท

ตารางที่ 5.3 แรงกดทับที่วัดได้จากเตียงปรับแรงอัตโนมัติในท่านอนตะแคงขวา

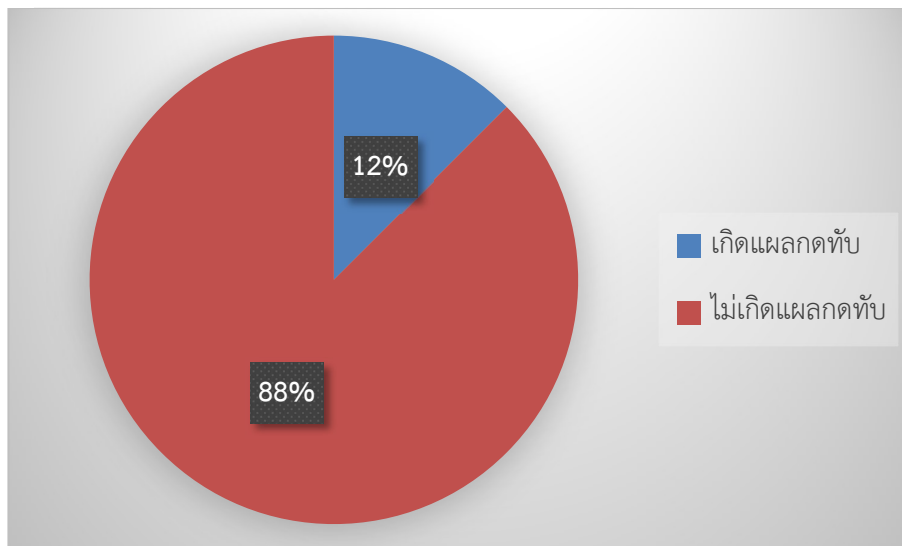
ตำแหน่งปุ่มกระดูก	แรงกดทับ (มิลลิเมตรปรอท)		
	ค่าเฉลี่ยต่ำสุด	ค่าเฉลี่ย	ค่าเฉลี่ยสูงสุด
temporal	0	14.24±8.12	40.00±16.13
Rt ear	13.25±14.61	30.20±15.49	58.38±22.19
Rt acromion	23.25±9.95	47.29±7.37	73.50±19.32
Rt greater trochanter	23.50±12.44	54.12±5.39	123.00±46.60
Rt fibular	2.88±8.13	16.24±13.82	42.13±21.16
Rt malleolus	0	15.59±12.74	45.00±26.27

คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 7.13±1.13 คะแนน และผู้ดูแลมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 9.5±1.07 คะแนน (รูปที่ 5.1) จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วย independent t-test พบว่า ผู้ดูแลมีความพึงพอใจมากกว่าผู้ป่วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.001$ )



รูปที่ 5.1 คะแนนความพึงพอใจของผู้ปวยและผู้ดูแลที่เข้าร่วมการศึกษา

หลังจากนอนครบ 4 ชั่วโมง จากผู้เข้าร่วมการศึกษาทั้งหมด 8 คน มีผู้เข้าร่วมการศึกษา 1 คน ที่พบว่าเกิดรอยแผลกดทับ (รูปที่ 5.2) โดยเกิดรอยแดง (redness) ที่บริเวณปุ่มกระดูก sacrum จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วย Chi-square test พบว่า ผู้เข้าร่วมอาสาสมัครไม่เกิดแผลกดทับอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.034$ )



รูปที่ 5.2 ผลการเกิดแผลกดทับหลังจากนอนหงายและตะแคงขวาเป็นระยะเวลา 4 ชั่วโมง

## 5.2 สรุปผลการวิจัย

การศึกษาทดลองนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคงสำหรับป้องกันแผลกดทับ แรงกดทับที่ได้จากการศึกษานี้มีค่าตั้งแต่ 0-272 มิลลิเมตรปรอท ในท่านอนหงาย โดยมีค่ามากที่สุดที่ปุ่มกระดูก sacrum (10-272 มิลลิเมตรปรอท)

และ 0-219 มิลลิเมตรปรอท ในท่านอนตะแคงขวา โดยมีค่ามากที่สุดที่ปุ่มกระดูกข้อสะโพก (10-219 มิลลิเมตรปรอท) ผลการศึกษานี้สอดคล้องกับผลการศึกษาก่อนหน้าที่พบบริเวณที่ทำให้เกิดผลกดทับได้บ่อยที่สุดคือบริเวณปุ่มกระดูก sacrum และข้อสะโพกเช่นกัน(12,14) ดังนั้น เครื่องต้นแบบอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายสามารถวัดแรงกดทับได้ตามการศึกษาก่อนหน้า แต่อย่างไรก็ตาม ค่าเฉลี่ยแรงกดทับของการศึกษานี้ยังคงมีค่ามากกว่า 35 มิลลิเมตรปรอท(5) ดังนั้น อาจจะต้องมีการปรับการตั้งค่าแรงกดให้ได้ค่าเฉลี่ยน้อยกว่า 35 มิลลิเมตรปรอท

ผลกดทับเกิดขึ้นเนื่องจากแรงกดและระยะเวลาที่รับแรงกดอย่างต่อเนื่อง อุปกรณ์ต้นแบบในการศึกษานี้มีกลไกในการประเมินแรงกดทับของผู้เข้าร่วมการศึกษาตลอดเวลา จึงทำให้มีการเปลี่ยนแปลงแรงกดตลอดเวลา ส่งผลให้มีแรงกดบนปุ่มกระดูกไม่สม่ำเสมอ จึงทำให้มีโอกาสเกิดผลกดทับน้อยลง ดังผลการศึกษาที่พบว่า จากผู้เข้าร่วมการศึกษา 8 คน มีเพียงผู้เข้าร่วมการศึกษา 1 คน (ร้อยละ 12) ที่เกิดรอยผลกดทับหลังจากนอนหงายและนอนตะแคงเป็นระยะเวลา 4 ชั่วโมง โดยเกิดรอยแดง (redness) ที่บริเวณปุ่มกระดูก sacrum อาจจะเป็นความผิดปกติของเครื่องก็ได้ เพราะหากจากน้ำหนักตัวก็อยู่ในเกณฑ์ที่น้อยกว่าค่าเฉลี่ยของน้ำหนักตัวของกลุ่มอาสาสมัครที่เข้าร่วมการศึกษานี้ (น้ำหนักตัวของอาสาสมัครเท่ากับ 52 กิโลกรัม น้ำหนักเฉลี่ยของกลุ่ม 57.38+14.43 กิโลกรัม) ดังนั้นการศึกษาในครั้งต่อไปต้องมีการสอบเทียบเครื่องมือและเพิ่มจำนวนกลุ่มตัวอย่าง

การใช้งานของอุปกรณ์ต้นแบบนี้ ยังพบว่า ผู้ป่วยมีคะแนนความพึงพอใจน้อยกว่าผู้ดูแล ทั้งนี้ น่าจะเนื่องมาจากที่นอนที่มีลักษณะเป็นรอนกระเปาะเพื่อที่ใส่ลมสำหรับปรับแรงกด จึงทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่ราบเรียบ และไม่สะดวกสบาย ส่วนผู้ดูแลไม่ต้องช่วยเหลือในการพลิกตัวผู้ป่วย จึงคาดว่าน่าจะทำให้ผู้ดูแลมีความพึงพอใจมาก ถึงแม้ว่าจะมีคู่มือในการติดตั้งและจัดการอุปกรณ์ แต่การศึกษานี้ได้กำหนดให้นักกายภาพบำบัดเป็นผู้ดำเนินการทั้งหมด จึงจำเป็นต้องมีการศึกษาต่อโดยให้ผู้ดูแลเป็นผู้ดำเนินการเอง

### 5.3 ข้อเสนอแนะ

จากผลสรุปการวิจัย ทีมผู้วิจัยพบว่าผู้ป่วยมีคะแนนความพึงพอใจน้อยทั้งนี้ น่าจะเนื่องมาจากที่นอนที่มีลักษณะเป็นรอนกระเปาะนอนไม่สบาย จึงทำให้ผู้ป่วยรู้สึกนอนไม่ราบเรียบ และไม่สะดวกสบาย ด้วยสาเหตุต่างๆที่กล่าวมาข้างต้นนั้น ทีมผู้วิจัยได้สรุปแนวทางการปรับปรุงเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ ดังต่อไปนี้

1. ปรับโปรแกรมตั้งค่าแรงกดทับให้ต่ำกว่า 35 mmHg
2. สร้างระบบตัดน้ำหนัก แผ่นรองนอนเสริม
3. ใช้ผ้าคลุม PU ที่มีความสามารถกั้นน้ำและลดการเสียดสีถูกลมนำมาติดตั้ง

#### 5.3.1 ปรับโปรแกรมตั้งค่าแรงกดทับ

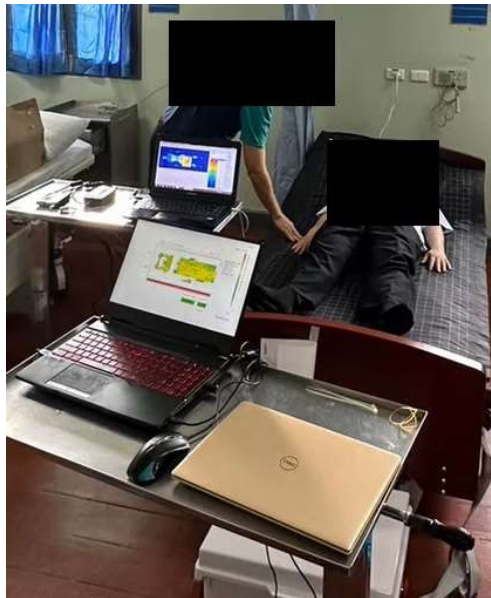
โดยได้ทำการปรับปรุงแก้ไขโปรแกรมตั้งค่าแรงกดทับให้ต่ำกว่า 35 mmHg โดยทดสอบกับตุ้มน้ำหนักที่มีความหนักแตกต่างกัน และจึงได้ทำการทดสอบในห้องปฏิบัติการ

1. โดยเริ่มทำการปรับโปรแกรมตั้งค่าแรงกดทับให้น้อยกว่า 35 mmHg โดยทดสอบกับตุ้มน้ำหนักที่มีความหนักแตกต่างกันไป ดังแสดงในรูปที่ 5.3 ซึ่งให้ผลการทดสอบที่สามารถทำงานได้อย่างถูกต้อง



รูปที่ 5.3 แสดงการทดสอบกับตุ้มน้ำหนัก

2. จากนั้นทำการสอบเทียบแผ่นเซนเซอร์ที่สร้างขึ้นกับแผ่น sensor มาตรฐาน โดยทดสอบกับคนที่มีสุขภาพดีก่อน จากผลการสอบเทียบแผ่นเซนเซอร์ที่สร้างขึ้นกับแผ่น sensor มาตรฐานได้ผลตรงกัน ดังแสดงในรูปที่ 5.4



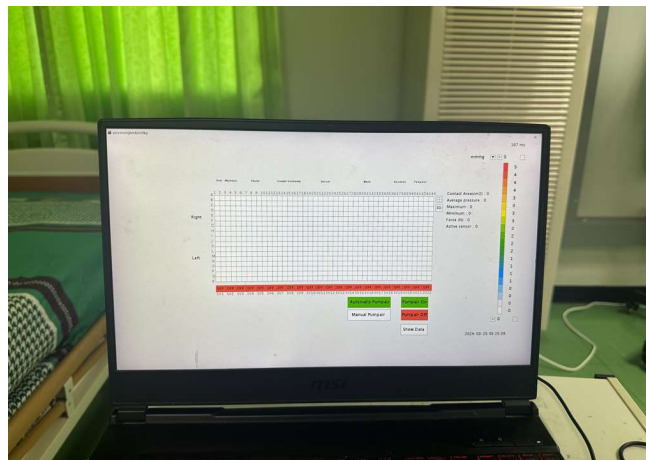
รูปที่ 5.4 แสดงการสอบเทียบแผ่นเซนเซอร์ที่สร้างขึ้นกับแผ่น sensor มาตรฐาน

### 5.3.2 สร้างระบบตัดน้ำหนักรวม และทำการทดสอบ

ทำการออกแบบระบบตัดน้ำหนักรวมเมื่อเสริมแผ่นรองนอนบนชุดอุปกรณ์ต้นแบบและทดสอบการทำงานในห้องปฏิบัติการ ดังรูปที่ 5.5 แสดงการติดตั้งแผ่นเสริมรองนอน และ รูปที่ 5.6 แสดงหน้าจอแสดงผลการติดตั้งแผ่นเสริมรองนอน ตามลำดับ



รูปที่ 5.5 แสดงการติดตั้งแผ่นเสริมรองนอน

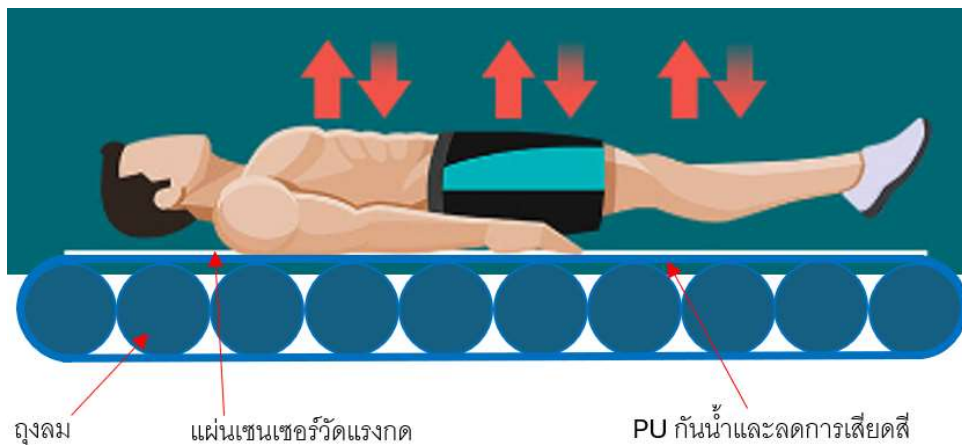


รูปที่ 5.6 แสดงหน้าจอแสดงผลการติดตั้งแผ่นเสริมรองนอน

โดยสามารถสรุปผลการทดสอบระบบตัดน้ำหนักรวมแผ่นรองนอนเสริมนี้ สามารถทำงานได้ดังที่จะเห็นได้จากรูปที่ 5.5 เมื่อทีมงานเสริมแผ่นรองนอนจะพบว่าค่าแรงกดของแผ่นรองนอนจะถูกตัดน้ำหนักรวมออกดังแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ รูปที่ 5.6 จากนั้นเมื่อมีคนนอนแผ่นเซนเซอร์จะตรวจพบแรงกดที่เกิดขึ้นทันที แต่อย่างไรก็ตาม

จากการทดสอบซ้ำๆการใช้แผ่นเสริมรองนอนหลายๆแบบและหลายๆขนาด พบว่าการนำแผ่นเสริมรองนอนทำให้การนอนมีความสบายมากขึ้นแต่ความเมื่อยในในการวัดค่าแรงกดจากเซนเซอร์นั้นลดน้อยลงตามความหนาของแผ่นเสริมรองนอน หมายถึง ค่าแรงกดที่ได้จะไม่ถูกต้องเป็นผลให้ระบบควบคุมที่ช่วยลดแรงกดที่พัฒนาขึ้นทำงานผิดพลาดไปได้ เพื่อจะแก้ปัญหาเพื่อทำให้ผู้ป่วยนอนสบายมากขึ้น ผู้วิจัยจึงทำการทดสอบโดยการใช้ ผ้าคลุม PU ซึ่งสามารถช่วยลดช่องว่างระหว่างถุงลมได้ทำให้ผู้ป่วยนอนสบายมากขึ้น ดังแสดงในหัวข้อที่ 5.3.3

5.3.3 ทำการทดสอบโดยการใช้ ผ้าคลุม PU ที่มีความสามารถกั้นน้ำและลดการเสียดสีถุงลมได้นำมาติดตั้งที่ถุงลม แสดงรูปที่ 5.7 และผลการทดสอบ



สรุปผลการทดสอบ พบว่าการนอนมีความสบายมากขึ้น เนื่องจากลดผลกระทบจากลอนของถุงลมแอร์บอล จากภาพเมื่อถุงลมแอร์บอลทำงานจะทำให้ผ้าคลุม PU มีความตึงช่วยลดช่องว่างระหว่างลอนของถุงลมได้ อีกทั้งไม่ก่อผลกระทบกับเซนเซอร์วัดแรงกดจึงทำให้การลดแรงกดได้แม่นยำและตรงตำแหน่ง

5.3.4 แนวทางในการพัฒนาเพื่อนำไปใช้จริง

จากการศึกษาวิจัยโครงการการพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ ทีมวิจัยเริ่มทำตั้งแต่ TRL1 ปัจจุบันถึง TRL7 ทางทีมวิจัยมีความมุ่งหวังพัฒนาต่อยอดเพื่อผลิตผลิตภัณฑ์จากงานวิจัยนี้ให้กับประชาชนชาวไทยได้ใช้จริงในราคาที่ถูกลง จึงมีความเห็นว่าหลังจากปิดโครงการวิจัยนี้ จะจัดทำแผนและต้นทุนจริงของเครื่องเพื่อนำเสนอขึ้นตอนและแผนการผลิตผลิตภัณฑ์นี้ต่อ กสทช. ต่อไป โดยในขณะนี้ทางทีมวิจัยได้พัฒนาตัวเครื่องเวอร์ชันใหม่สำหรับใช้งานจริงเพื่อนำไปขอ อย. (TRL8) และเพื่อนำไปผลิตผลิตภัณฑ์ (TRL9) นี้ต่อไปได้

## เอกสารอ้างอิง

1. Afzali Borojeny L, Albatineh AN, Hasanpour Dehkordi A, Ghanei Gheshlagh R. The Incidence of Pressure Ulcers and its Associations in Different Wards of the Hospital: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prev Med.* 2020;11.
2. Li Z, Lin F, Thalib L, Chaboyer W. Global prevalence and incidence of pressure injuries in hospitalised adult patients: A systematic review and meta-analysis. *Int J Nurs Stud.* 2020;105:103546.
3. Padula WV, Delarmente BA. The national cost of hospital-acquired pressure injuries in the United States. *Int Wound J.* 2019;16(3):634-40.
4. Kammuang-lue P, Kovindha A. 3-year retrospective study on total admission charge of spinal cord injured patients with pressure ulcer at Rehabilitation Ward, Maharaj Nakorn Chiang Mai Hospital. *J Thai Rehabil Med.* 2012;22(2):58-63.
5. Reswick JB, Rogers JE. Experience at Rancho Los Amigos Hospital With Devices and Techniques to Prevent Pressure Sores. In: Kenedi RM, Cowden JM, editors. *Bed Sore Biomechanics: Proceedings of a seminar on Tissue Viability and Clinical Applications* organised in association with the Department of Biomedical Engineering, the Institute of Orthopaedics (University of London), Royal National Orthopaedic Hospital, Stanmore, London, and held at the University of Strathclyde, Glasgow, in August, 1975. London: Macmillan Education UK; 1976. p. 301-10.
6. Aronovitch SA. Intraoperatively acquired pressure ulcers: are there common risk factors? *Ostomy Wound Manage.* 2007;53(2):57-69.
7. Schoonhoven L, Defloor T, Grypdonck MH. Incidence of pressure ulcers due to surgery. *J Clin Nurs.* 2002;11(4):479-87.
8. Defloor T. The effect of position and mattress on interface pressure. *Appl Nurs Res.* 2000;13(1):2-11.
9. Xakellis GC, Frantz R, Lewis A. Cost of pressure ulcer prevention in long-term care. *J Am Geriatr Soc.* 1995;43(5):496-501.
10. Sawattikanon N, Uttrarachon K, Pongvuthithum R, Sucharitakul T, Rangsi W. A prototype of automatic mattress turning device for pressure ulcer prevention. *Journal of Associated Medical Sciences.* 2019;52(1):88-91.

11. Sawattikanon N., Uttarachon K., Kovindha A. Does a prototype of an automatic mattress turning device work with various types of hospital mattresses? *J Thai Rehabil Med.* 2018;28:101-5.
12. Uttarachon K, Sawattiganont N, Kovindha A. A prototype of an automatic mattress turning device: a study of interface pressure at bony prominences in normal subjects. *Asia-Pacific Journal of Science and Technology.* 2019;24(2).
13. ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์. ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกาย: สถาบันวิจัยและพัฒนา แห่งมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์; 2559 [cited 23 พฤษภาคม 2566]. Available from: <https://www3.rdi.ku.ac.th/?p=23830>.
14. Medical Advisory Secretariat. Management of chronic pressure ulcers: an evidence-based analysis. *Ont Health Technol Assess Ser.* 2009;9(3):1-203.
15. Physical Therapy Association of Thailand (P.T.A.T)
16. Philips JW. The functional foot orthosis. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1995
17. Moss SE, Klein R, Klein BE. The prevalence and incidence of lower extremity Amputation in a diabetic population. *Arch Intern Med* 1992 Mar; 152
18. Janisse DJ. Prescription insoles and footwear. *ClinPodiatr Med Surg* 1995 Jan; 12
19. Randolph AL, Nelson M, Akkapeddi S, Levin A, Alexandrescu R. Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system. *Arch Phys Med Rehabil* 2000 May; 81(5): 573-8
20. Ronconi P, Ronconi S. The Foot: Biomechanics, Pathomechanics and Kinetics: Planning of Podiatric orthotic devices, and the Mathematical approach to Osteotomies of the First Ray. 3rd ed. Bologna: Timeo, 2008
21. Yu CY, Tu HH. Foot surface area database and estimation formula. *Appl Ergon* 2009 Jul; 40(4):767-74
22. วุฒิชัย เพิ่มศิริวานิชย์, ดารณี สุวพันธ์: ก้าวทันการรักษาโรคหลอดเลือดสมอง 1, สงขลา: ชาน เมืองการพิมพ์ 2551
23. บรรณทวารณ หิรัญเคราะห์ และคณะ: คู่มือการฟื้นฟูสมรรถภาพผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง สำหรับญาติที่ดูแลผู้ป่วยที่บ้าน. สำนักงานกองทุนสนับสนุนการส่งเสริมสุขภาพ (สสส.)
24. ผศ.ดร.มนสภรณ์ วิฑูรเมธา: การดูแลแผลกดทับ (Taking care of bed sore) การพยาบาลผู้ใหญ่ และผู้สูงอายุ

25. เก่งกาจ วินัยโกศล Pressure Ulcer Management ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น
26. รุ่งทิวา ซอบชื่น Nursing Care in Pressure Sore ผู้ปฏิบัติการพยาบาลชั้นสูงสาขาการพยาบาล ผู้สูงอายุ หอผู้ป่วยเวชศาสตร์ฟื้นฟู แผนกการพยาบาลบำบัดพิเศษ งานบริการพยาบาล โรงพยาบาลศรีนครินทร์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น
27. Published by Cambridge Media on behalf of National Pressure Ulcer Advisory Panel, European Pressure Ulcer Advisory Panel and Pan Pacific Pressure Injury Alliance Prevention and Treatment of Pressure Ulcers: Quick Reference Guide First published 2009, Second edition published 2014
28. สถาบันวิจัยเพื่อการพัฒนาประเทศไทย. 2560. ระบบประกันการดูแลระยะ ยาว: ระบบที่เหมาะสมกับประเทศไทย.

## ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.

เอกสารผลการตอบรับการพิจารณาจากคณะกรรมการจริยธรรม  
การวิจัยในมนุษย์



ใบรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

ชื่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย : คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย ชุดที่ 5 คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	
ที่อยู่ : 110 ถนนอินทวิโรส ตำบลศรีภูมิ อำเภอเมือง จังหวัดเชียงใหม่ 50200	
ชื่อหัวหน้าโครงการวิจัย : ผศ.ดร.นवलลือ ธวินชัย	
สังกัด : คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	
ชื่อโครงการวิจัย : การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ	
Study Code (ถ้ามี) : NONE-2566-0243                      Research ID: 0243	
ผู้ให้ทุนวิจัย : กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ (สำนักงาน กสทช.)	
เอกสารที่รับรอง	ฉบับที่รับรอง
โครงการวิจัย	ฉบับที่ 2 วันที่ 8 สิงหาคม 2566
ส่วนแก้ไขเพิ่มเติม	-
เอกสารให้ข้อมูลและหนังสือแสดงความยินยอม -เอกสารให้ข้อมูลและขอความยินยอมสำหรับการวิจัย ทางคลินิก (สำหรับญาติ)	ฉบับที่ 1 วันที่ 6 กรกฎาคม 2566
แบบบันทึกข้อมูล	ฉบับรับรอง วันที่..... <u>25</u> .....สิงหาคม 2566
บัตรประจำตัวและเอกสารอื่นที่กำกับผู้เข้าร่วมการวิจัย	-
เอกสารประกอบการพิจารณา	
เอกสารคู่มือผู้วิจัย -	
อดีตประวัติหัวหน้าโครงการวิจัย	
- ผศ.ดร.นवलลือ ธวินชัย	ฉบับ วันที่ 2 มิถุนายน 2566
อดีตประวัติผู้วิจัยร่วม	
-นายณรงค์รัตน์ สวัสดิทานนท์	ฉบับ วันที่ 2 กรกฎาคม 2566
-ผศ.ดร.สิริชัย ธรรมารักษ์วัฒน์	ฉบับ วันที่ 31 พฤษภาคม 2566
-ผศ.ทศพร พิชัยยา	ฉบับ วันที่ 30 พฤษภาคม 2566
เอกสารประกันการชดเชย -	

การวิจัยได้รับความเห็นชอบโดยวิธีเร่งด่วน (Expedited review)



ความเห็นชอบ มีผลตั้งแต่วันที่ 25 เดือน สิงหาคม พ.ศ. 2566 ถึงวันที่ 24 เดือน สิงหาคม พ.ศ. 2567

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จัดตั้งและ  
ดำเนินการตามแนวทางการปฏิบัติการวิจัยทางคลินิกที่ดี (ICH GCP) และแนวทาง  
จริยธรรมสากล กฎหมายและข้อบังคับที่เกี่ยวข้อง

ลงชื่อ : .....  
(ศาสตราจารย์เกียรติคุณ นายแพทย์ปัญญา กุลพงษ์)  
ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย

#### การปฏิบัติหลังจากรับรอง

- ผู้วิจัยควรขอความเห็นชอบต่ออายุใบรับรองภายใน 1 เดือน ก่อนใบรับรองหมดอายุหากจะดำเนินการวิจัยต่อ
- หากจะแก้ไขเปลี่ยนแปลงใด ๆ ในโครงการวิจัย เอกสารข้อมูลและขอความยินยอม ต้องขอความเห็นชอบจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยก่อน เว้นแต่ (ก) เป็นเรื่องจำเป็นเพื่อสวัสดิภาพของผู้เข้าร่วมการวิจัย (ข) เป็นเรื่องเล็กน้อยเกี่ยวกับทางโลจิสติกส์หรือการบริหารโครงการวิจัย เช่น เปลี่ยนหมายเลขโทรศัพท์ เปลี่ยนกำกับดูแลการวิจัย
- หากมีข้อมูลใหม่หรือเหตุการณ์ใด ๆ ที่อาจมีผลต่อความปลอดภัยของผู้เข้าร่วมการวิจัยหรือการดำเนินการของการศึกษาวิจัย ให้รายงานต่อคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยโดยรีบด่วน
- การเบี่ยงเบนไปจากโครงการวิจัย ต้องแจ้งคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยทุกครั้ง
- หากพบเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์ที่ร้ายแรงต้องรายงานให้คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยโดยเร็วตามประกาศคณะ



## บันทึกข้อความ

ส่วนงาน งานบริหารงานวิจัย คณะแพทยศาสตร์ โทร. 36641

ที่ อว 8393(8).3 บจ.จธ/ 9096

วันที่ 28 ส.ค. 2566

เรื่อง แจ้งผลการพิจารณาให้การรับรองเชิงจริยธรรม (แบบเร่งด่วน)

เรียน คณะบดีคณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

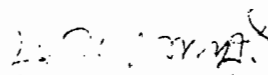
ตามบันทึกที่ อว 8393(4).1/จธ202 ลงวันที่ 13 มิถุนายน 2566 ภาควิชาฯ ได้เสนอโครงการวิจัย เรื่อง “การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ” Research ID: 0243 / Study Code: NONE-2566-0243 ของ ผศ.ดร.นवलลอ ธวินชัย มาเพื่อขอรับการพิจารณารับรองเชิงจริยธรรม (แบบเร่งด่วน) นั้น

คณะแพทยศาสตร์ ขอแสดงความยินดีที่งานวิจัยอันมีค่าของท่านได้ผ่านการพิจารณาจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย โดยคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย ได้พิจารณาแล้ว มีมติเห็นชอบให้ดำเนินการวิจัยได้ ทั้งนี้ ตั้งแต่วันที่ระบุในเอกสารรับรองโครงการเป็นต้นไป ดังได้แนบเอกสารรับรองฯ มาพร้อมนี้ อนึ่งหลังผู้วิจัยได้รับเอกสารรับรองฯ แล้ว ขอให้ผู้วิจัยปฏิบัติ ดังนี้

1. ส่งรายงานผลการวิจัยเมื่อสิ้นสุดโครงการ

2. หากใกล้ระยะเวลาสิ้นสุดการอนุมัติแล้ว แต่ผู้วิจัยยังดำเนินการไม่แล้วเสร็จ ขอให้ผู้วิจัยส่งรายงานความก้าวหน้าโครงการวิจัย พร้อมบันทึกขอขยายระยะเวลาการดำเนินการวิจัย โดยระบุเหตุผลความจำเป็นในการขอขยายระยะเวลา พร้อมทั้งระบุระยะเวลาที่จะขอขยายให้ชัดเจน ทั้งนี้ ขอให้ผู้วิจัยรายงานความก้าวหน้าและขอขยายระยะเวลาก่อนที่จะสิ้นสุดระยะเวลาการอนุมัติตามที่ระบุในเอกสารรับรอง อย่างน้อย 1 เดือน ทั้งนี้สามารถ Download แบบฟอร์ม version 6.0 ได้จากเว็บไซต์จริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ดังนี้ <https://w1.med.cmu.ac.th/research/ethics/default.html> และสร้างรายการร้องขอรายงานความก้าวหน้าและต่ออายุ (Progress Report) ที่เว็บไซต์ <http://ras.med.cmu.ac.th>

จึงเรียนมาเพื่อทราบ และเพื่อแจ้งผู้ที่เกี่ยวข้องที่ได้รับทราบต่อไปด้วย จักเป็นพระคุณยิ่ง

  
(ศาสตราจารย์เกียรติคุณ นายแพทย์ปัญญาจะ กุลพงษ์)  
ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย

ภาคผนวก ข.

User Manual

CONTROL SYSTEM PRESSURE SENSING MAT AND  
REDUCE PRESSURE AUTOMATIC

(คู่มือการใช้ระบบควบคุมเครื่องวัดแรงกดและลดแรงกด  
อัตโนมัติ)

## สารบัญ

	หน้า
ข้อมูลความปลอดภัย	1
ส่วนประกอบของระบบ	2
รายละเอียดของอุปกรณ์	3
การติดตั้งอุปกรณ์	4
ปุ่มและการทำงานของอุปกรณ์	6
การใช้งานโปรแกรมหน้าจอแสดงผล	8
ตัวอย่างการแสดงผลในท่าต่าง ๆ	10
ตัวอย่างผลการทดลองการทำงานของเครื่องลดแรงกด	14

## ข้อมูลความปลอดภัย

### ข้อควรระวังเกี่ยวกับสายไฟ

หากมีความเสียหายต่อสายไฟ สายไฟแตกหรือฉนวนขาด ล้วนทำให้เกิดอันตรายได้ หากใช้ในสภาวะที่กล่าวข้างต้นจะส่งผลให้ เกิดไฟฟ้าช็อต หรือไฟไหม้ได้ ตรวจสอบอุปกรณ์หรือสายไฟของคุณเป็นระยะ ๆ และถ้าหากพบเห็นความเสียหายหรือการเสื่อมสภาพใด ๆ ให้ถอดปลั๊กออกแล้ว หยุดการใช้เครื่อง ป้องกันสายไฟจากการละเมิดทางกายภาพหรือเชิงกลใช้สายไฟให้ถูกต้อง อย่าบิด งอ โยน หรือถูกประตูทับข้างบน

### ข้อควรระวัง

1. ไม่ควรวางอุปกรณ์และเซนเซอร์ในบริเวณที่จะสัมผัสกับน้ำ (หยดน้ำหรือน้ำที่กระเด็นใส่)
2. ห้ามวางวัตถุใกล้กับบริเวณที่เป็นแหล่งกำเนิดเปลวไฟ
3. เพื่อลดความเสี่ยงในการถูกไฟฟ้าช็อต ห้ามถอดฝาครอบเครื่องอุปกรณ์ออก

## ส่วนประกอบของระบบ

1. อุปกรณ์แผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย
2. อุปกรณ์ลดแรงกดของร่างกาย
3. ชุดควบคุมการทำงาน
4. คอมพิวเตอร์/โน้ตบุ๊ก

## รายละเอียดของอุปกรณ์

1. เตียงผู้ป่วย
2. ชุดอุปกรณ์ลดแรงกดของร่างกาย
3. ชุดอุปกรณ์เซนเซอร์วัดแรงกดของร่างกาย
4. ชุดควบคุมการทำงาน
5. คอมพิวเตอร์หรือโน้ตบุ๊กหรือแท็บเล็ตใช้แสดงผล



รูปที่ 1. โครงสร้างระบบ

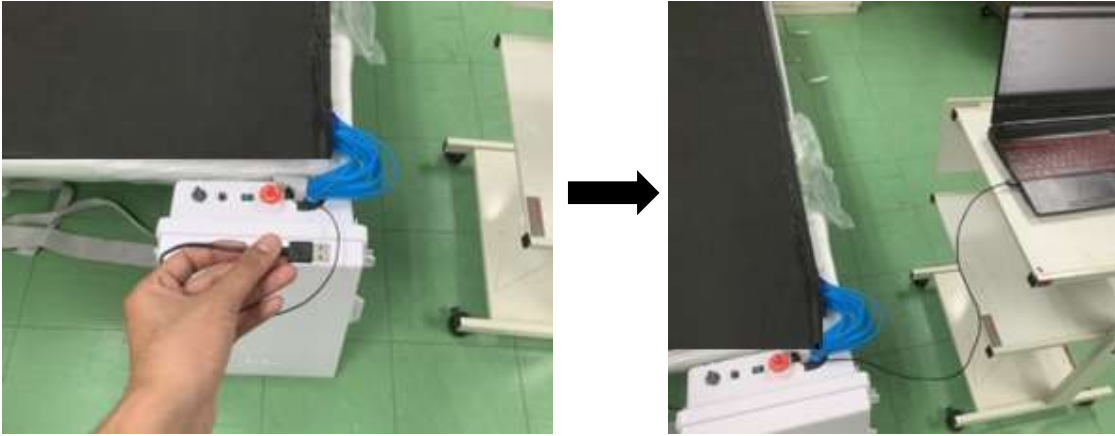
## การติดตั้งอุปกรณ์

1. วางอุปกรณ์แผ่นเซนเซอร์ไว้บนชุดอุปกรณ์ลดแรงกดบนเตียงนอนที่ต้องการใช้งาน



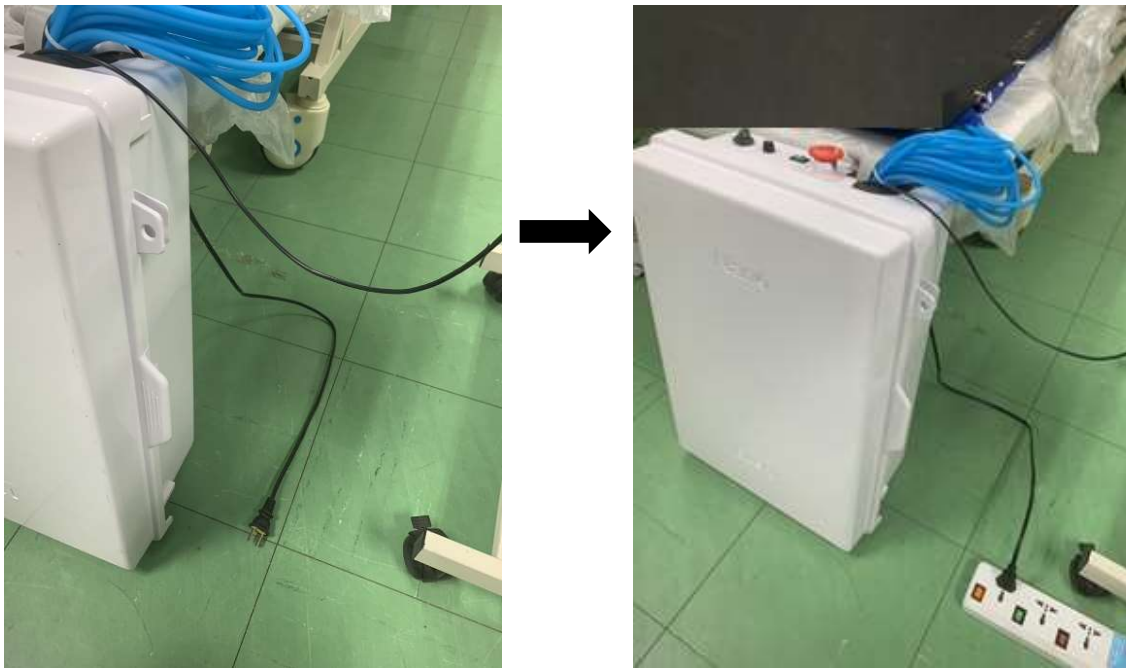
รูปที่ 2. การวางเซนเซอร์และเบาะลมบนเตียงที่ต้องการใช้งาน

2. ต่อสาย USB จากกล่องเข้ากับคอมพิวเตอร์หรือโน้ตบุ๊ก



รูปที่ 3. การต่อสาย USB จากกล่องเข้ากับคอมพิวเตอร์หรือโน้ตบุ๊ก

3. เสียบปลั๊กสายไฟจากกล่องเพื่อให้อุปกรณ์ต่างๆ ภายในกล่องทำงาน



รูปที่ 4. การเสียบปลั๊กสายไฟจากกล่องเพื่อให้อุปกรณ์ต่างๆ ภายในกล่องทำงาน

## ปุ่มและการทำงานของอุปกรณ์

1. สวิตช์ฉุกเฉิน กดเมื่อต้องการหยุดเครื่องฉุกเฉิน



รูปที่ 5. สวิตช์ฉุกเฉิน กดเมื่อต้องการหยุดเครื่องฉุกเฉิน

2. สวิตช์ ใช้ในการเปิด-ปิดการทำงานของปั๊มลม



รูปที่ 6. สวิตช์ ใช้ในการเปิด-ปิดการทำงานของปั๊มลม

3. ฟิวส์ ป้องกันไฟฟ้าลัดวงจร



รูปที่ 7. ฟิวส์ป้องกันไฟฟ้าลัดวงจร

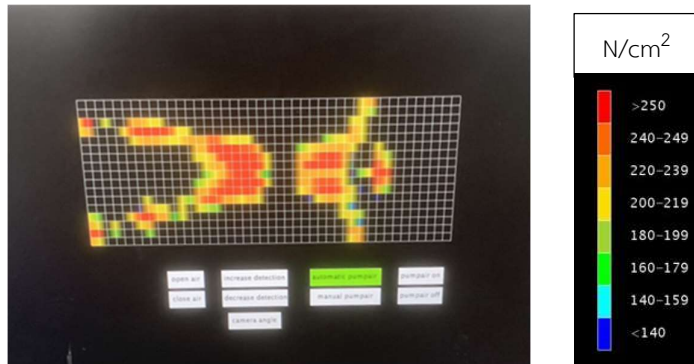
4. ตัวปรับแรงดันลม หมุนตัวปรับแรงดันเพื่อปรับแรงดันลมจากน้อยไปมาก



รูปที่ 8. ตัวปรับแรงดันลม หมุนตัวปรับแรงดันเพื่อปรับแรงดันลมจากน้อยไปมาก

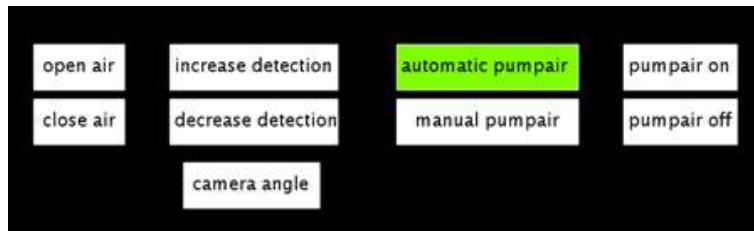
### การใช้งานโปรแกรมหน้าจอแสดงผล

1. ให้ทำการติดตั้งโปรแกรมที่มาด้วย
2. ส่วนการแสดงผลของแรงกดที่กระทำลงบนตัวเซนเซอร์ จะมีการแสดงออกมาในรูปของสี โดยจะไล่ตั้งแต่สีฟ้าไปจนถึงสีแดง ตามน้ำหนักที่น้อยไปมาก



รูปที่ 9. ผลแรงกดที่กระทำลงบนตัวเซนเซอร์

3. ปุ่มสำหรับการทำงานต่าง ๆ (รูปที่ 11) ดังนี้



รูปที่ 10. ปุ่มสำหรับการทำงานต่าง ๆ

- 3.1. camera angle เปลี่ยนมุมมองจาก 2D เป็น 3D
- 3.2. ปุ่ม open air เปิดสวิตช์ลมเพื่อให้ลมออกจากเบาะลม
- 3.3. ปุ่ม close air ปิดสวิตช์ลมเพื่อไม่ให้ลมออกจากเบาะลม
- 3.4. ปุ่ม increase detection เซนเซอร์มีการตรวจจับแรงกดมากขึ้น
- 3.5. ปุ่ม decrease detection เซนเซอร์มีการตรวจจับแรงกดน้อยลง
- 3.6. ปุ่ม automatic pump air เปิดโหมดเติมลมเข้าเบาะลมโดยอัตโนมัติ เมื่อตรวจจับเจอแรงกดที่มากเกินไปเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้
- 3.7. ปุ่ม manual pump air เปิดโหมดการสั่งการทำงานของปั๊มลมด้วยตนเอง
- 3.8. ปุ่ม pump air on สั่งให้ปั๊มลมทำงานขณะอยู่ในโหมดการสั่งการทำงานของปั๊มลมด้วยตนเอง
- 3.9. ปุ่ม pump air off สั่งให้ปั๊มลมหยุดการทำงานขณะอยู่ในโหมดการสั่งการทำงานของปั๊มลมด้วยตนเอง

การแสดงผลในท่านอนต่างๆ ที่แผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดตรวจพบได้

1. ตัวอย่างการแสดงผลท่านอนหงาย เป็นการนอนเอาแผ่นหลังแนบไปที่นอน เหยียดขาตรง แขนแนบข้าง ลำตัว สรีระร่างกายอยู่ในแนวตรง ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณศรีษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า ในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้าจะเป็นส่วนที่ได้มีแรงกดที่น้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 11 คนนอนในลักษณะนอนหงาย

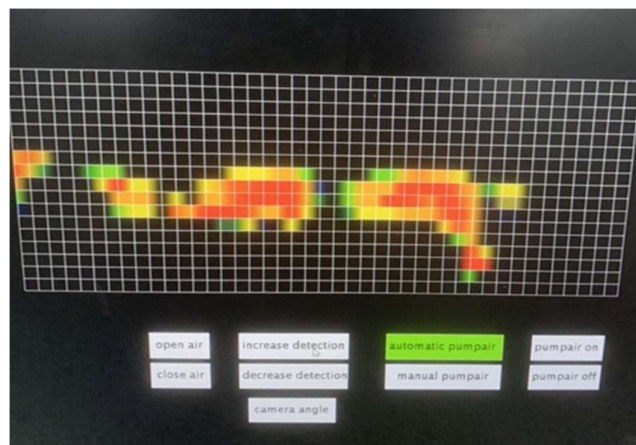


รูปที่ 12 ผลแรงกดที่ลักษณะนอนหงาย

2. ตัวอย่างการแสดงผลท่านอนตะแคงข้าง จะเป็นท่านอนตะแคงหันลำตัวไปทางเดียว โดยด้านข้างลำตัวแนบไปกับที่นอน ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณต้นแขน ซี่โครง ต้นขา และบริเวณเท้าเล็กน้อย ในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้าจะเป็นส่วนที่ได้มีแรงกดทับน้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 13 คนนอนในลักษณะท่านอนตะแคงข้าง

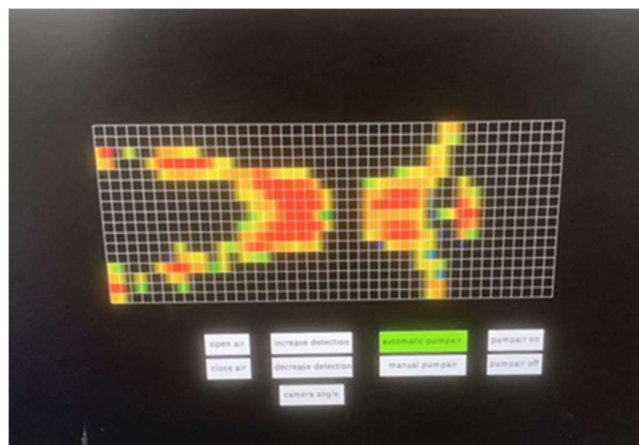


รูปที่ 14 ผลแรงกดทับลักษณะท่านอนตะแคงข้าง

3. ตัวอย่างการแสดงผลท่านอนเอามือไหล่ประสานกันรองศรีษะ เป็นการนอนเอาแผ่นหลังแนบไปที่นอนเหยียดขาตรง มือทั้งสองข้างจะประสานและรองศรีษะ ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณบริเวณศรีษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า ในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้าจะเป็นส่วนที่ได้มีแรงกดที่น้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 15 คนนอนในลักษณะท่านอนเอามือไหล่ประสานกันรองศรีษะ

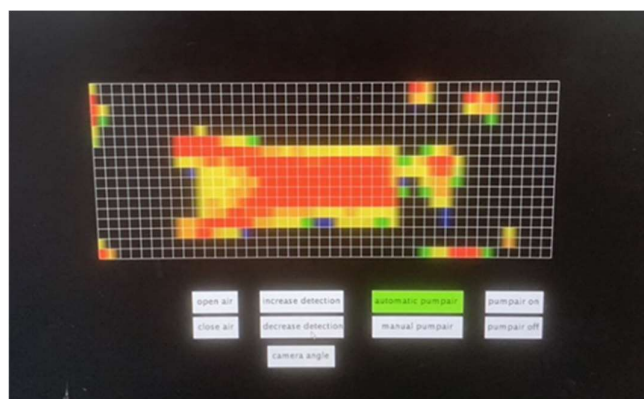


รูปที่ 16 ผลแรงกดทับลักษณะท่านอนเอามือไหล่ประสานกันรองศรีษะ

4. ตัวอย่างการแสดงผลท่านอนคว่ำเอาลำตัวด้านหน้าแนบไปกับที่นอน มีการบิดคอไปทางซ้ายหรือทางขวา ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณบริเวณศรีษะ ออก เอว มือ ปลายแขน ต้นขา และเท้า และในส่วนอื่นๆ แสดงในลักษณะที่เป็นสีส้ม เหลือง เขียว และฟ้า จะเป็นส่วนที่ได้มีแรงกดที่น้อยกว่าแรงกดสีแดง



รูปที่ 17 คนนอนในลักษณะท่านอนคว่ำ

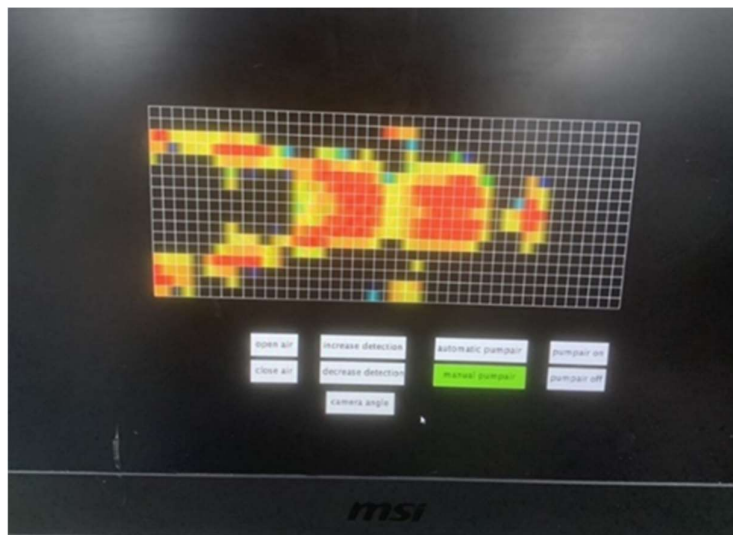


รูปที่ 18 ผลแรงกดทับลักษณะท่านอนคว่ำ

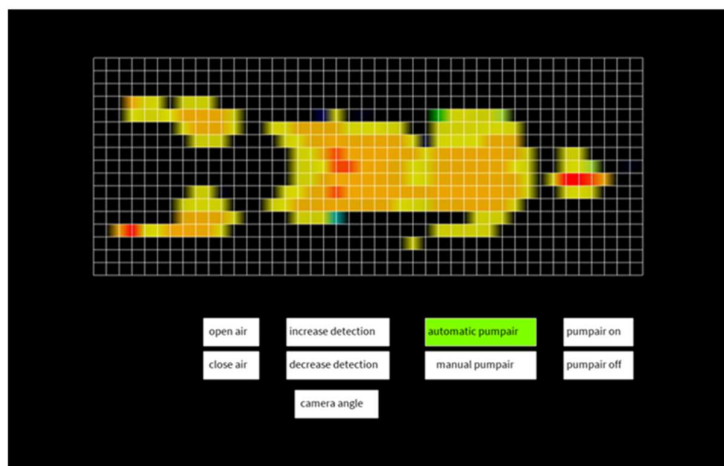
## ผลการทดลองการทำงานของเครื่องลดแรงกด

เมื่อเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดได้รับแรงกดที่มากเกินไปเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ เครื่องลดแรงกดจะปรับสมดุลบริเวณนั้นกระจายไปส่วนต่างๆ ของร่างกายเพื่อลดแรงกดทับที่เกิดขึ้นได้

ในการทดลองจะใช้ท่านอนหงายที่ได้รับแรงกดที่มากเกินไปเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ ในการแสดงผลของเซนเซอร์จะตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปในลักษณะที่เป็นสีแดง คือ บริเวณศรีษะ แผ่นหลัง สะโพก น่องขา และส้นเท้า (รูปที่ 19) เมื่อเซนเซอร์ตรวจจับแรงกดที่มากเกินไปเกินเกณฑ์ที่ตั้งไว้ได้ ก็จะทำการลดแรงกดลง จากสีแดงเปลี่ยนเป็นสีส้มและเหลือง (รูปที่ 20)



รูปที่ 19 ผลแรงกดทับลักษณะนอนหงาย



รูปที่ 20 ผลแรงกดทับที่ลดลง

ภาคผนวก ค.

ตัวอย่างเอกสารข้อมูลและขอความยินยอมสำหรับ  
การวิจัยทางคลินิก (สำหรับญาติผู้ป่วย)

## เอกสารข้อมูลและขอความยินยอมสำหรับการวิจัยทางคลินิก (สำหรับญาติผู้ป่วย)

ชื่อโครงการวิจัย : การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ

ผู้วิจัยหลัก :

สังกัด :

แหล่งทุนวิจัย/ผู้สนับสนุนการวิจัย : กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ (สำนักงาน กสทช.)

### บทนำส่วนต้นสรุปสาระสำคัญของโครงการวิจัย

โครงการนี้เป็นโครงการวิจัย และการเข้าร่วมการวิจัยนี้เป็นไปโดยความสมัครใจ โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาแรงกดบนผิวหนังได้ป้อนกระดูกของผู้ป่วยขณะใช้งานอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงาย และนอนตะแคง ทั้งนี้คณะผู้วิจัยต้องการพัฒนาอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์เพื่อป้องกันแผลกดทับ ที่มาของการศึกษา คืออุบัติการณ์แผลกดทับพบได้มากในผู้ป่วยที่ต้องนอนอยู่กับเตียงเป็นเวลานาน เนื่องจากบุคลากรทางการแพทย์ที่มีอยู่อย่างจำกัดมี และมีภาระงานในการดูแลผู้ป่วยหลากหลายด้าน การพลิกตัวในท่านอนเป็นภาระงานหนึ่งที่ต้องทำเป็นประจำอย่างต่อเนื่องทุก ๆ 2 ชั่วโมง ดังนั้นคณะผู้วิจัยจึงได้พัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับที่จะช่วยลดแรงงานคน โครงการนี้จะใช้ระยะเวลาศึกษาผู้ป่วยแต่ละรายในท่านอนแต่ละท่าไม่เกิน 2 ชั่วโมง ท่านเป็นผู้ที่มีความเหมาะสมในการศึกษารั้งนี้ ท่านแทบไม่มีความเสี่ยงจากการเข้าร่วมการศึกษาวินิจฉัยนี้ แต่ร่างกายท่านอาจจะไม่ได้รับความสะดวกสบายเนื่องจากต้องนอนนิ่ง ๆ ในท่านอนหงาย นอนตะแคง ท่าละ 2 ชั่วโมง ขณะใช้อุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์วัดแรงกดของร่างกาย ท่านจะไม่ได้ประโยชน์ใด ๆ และไม่เสียผลประโยชน์ใด ๆ จากการวิจัยครั้งนี้ แต่ผลการศึกษาอาจนำไปใช้ประกอบการพัฒนาอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อสังคมโดยรวม กรณีที่ท่านตัดสินใจไม่เข้าร่วมการวิจัย จะไม่ส่งผลกระทบต่อการศึกษาใด ๆ ซึ่งทีมดูแลรักษาผู้ป่วยจะปฏิบัติต่อท่านโดยใช้หลักมาตรฐานดูแลผู้ป่วยขณะนอนโรงพยาบาล

### ข้อมูลเกี่ยวกับการวิจัย

ท่านได้รับเชิญให้เข้าร่วมการวิจัย โปรดใช้เวลาในการอ่านเอกสารฉบับนี้ ซึ่งจะช่วยให้ท่านรับทราบสิ่งต่าง ๆ ท่านจะมีส่วนร่วมในการวิจัยนี้ การตัดสินใจเข้าร่วมการวิจัยนี้ขึ้นอยู่กับความสมัครใจของท่าน หากท่านไม่สมัครใจ จะไม่มีผลใด ๆ ต่อการดูแลรักษาหรือสิทธิของท่านพียงมี

#### การเข้าร่วมการวิจัยนี้ขึ้นอยู่กับความสมัครใจ

- ท่านสามารถตัดสินใจได้อย่างอิสระว่าท่านจะเข้าร่วมหรือไม่เข้าร่วมการวิจัยนี้
- ท่านสามารถปรึกษาครอบครัวหรือแพทย์ผู้รักษาก่อนตัดสินใจ และสามารถซักถามข้อสงสัยเกี่ยวกับโครงการวิจัยได้ ซึ่งผู้วิจัยจะอธิบายเพิ่มเติมแก่ท่านและตอบข้อซักถามจนท่านเข้าใจ
- หากท่านสมัครใจเข้าร่วมการวิจัยนี้แล้ว ท่านยังคงสามารถถอนตัวออกจากการศึกษาได้ทุกเมื่อ

ท่านเป็นผู้ป่วยที่ไม่สามารถเปลี่ยนท่านเองได้ ทางทีมพยาบาลต้องพลิกตัวท่าน เพื่อเปลี่ยนท่านนอนทุก ๆ 2 ชั่วโมง เป็นหลักมาตรฐานตามหลักการป้องกันการเกิดแผลกดทับ แต่บางกรณีที่ใช้แรงงานคนในการพลิกตัว อาจส่งผลทำให้ผู้ที่ต้องมามีหน้าที่ปฏิบัติต่อท่านตลอดเวลา เกิดการหลงลืมการพลิกตัวตามเวลาที่กำหนดส่งผลให้ท่านเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ อุปกรณ์ที่กำลังพัฒนาขึ้นนี้สามารถทดแทนแรงงานคนในการพลิกตัวได้ จึงต้องการนำมาทดสอบกับผู้ป่วยผู้ป่วยเพื่อทำการศึกษเพิ่มเติม

การวิจัยนี้จะคัดเลือก ผู้ป่วยอัมพาตไขสันหลังระดับคอ อ่อนแรงแขน ขา และลำตัวที่ไม่สามารถพลิกตัวเองได้

โครงการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาแรงกดบนผิวหนังใต้ปุ่มกระดูกของผู้ป่วยขณะใช้งานอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงาย และนอนตะแคง

#### รูปแบบการวิจัย

เป็นการทดสอบทางคลินิกแบบกลุ่มเดียว ที่จะใช้อุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอน

#### ขั้นตอนการวิจัย

หลังจากท่านเซ็นลงนามและลงวันที่ในหนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมงานวิจัยแล้ว ท่านจะถูกเข้าร่วมโครงการวิจัยครั้งนี้เราจะดำเนินการดังนี้

- บันทึกข้อมูลทั่วไปของท่าน
- ท่านจะได้ใช้งานอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในขณะนอนหงาย และนอนตะแคง ท่าละ 2 ชั่วโมง
- ระหว่างที่ท่านนอน อุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดจะช่วยรักษาสมดุลแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับตลอดการนอน
- ใช้อุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกาย อุปกรณ์ประกอบไปด้วยชุดแผ่นวัดแรงกดของร่างกาย ชุดอุปกรณ์ลดแรงกด และชุดควบคุม

ชุดแผ่นวัดแรงกดของร่างกาย จะถูกวางไว้บนที่นอน เมื่อแผ่นวัดแรงกดของร่างกายตรวจจับตำแหน่งที่เสี่ยงจะเกิดแผลกดทับ จะทำการส่งข้อมูลตำแหน่งนั้นไปที่ชุดอุปกรณ์ลดแรงกด

ชุดอุปกรณ์ลดแรงกด มีลักษณะเป็นที่นอนลมที่ใช้งานทั่วไป จะถูกวางไว้ใต้ชุดแผ่นวัดแรงกดของร่างกาย เมื่อชุดอุปกรณ์ลดแรงกดทำงานถูกลมจะปล่อยลมออกเฉพาะ ตำแหน่งที่ตรวจพบแรงกดที่เสี่ยงจะเกิดแผลกดทับ

ชุดควบคุม สามารถจะรักษาสมดุลแรงกดขณะนอนเพื่อป้องกันการเกิดแผลกดทับ ชุดควบคุมนี้จะทำงานโดยอัตโนมัติตลอดเวลา การทำงานของอุปกรณ์ทั้งหมดไม่ต้องใช้แรงงานคน และท่านไม่ต้องทำอะไรเพิ่มเติมขณะนอนอยู่บนเตียง

การใช้อุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ จะใช้ตลอดระยะเวลาที่ท่านนอนหงาย และนอนตะแคง ท่าละ 2 ชั่วโมง โดยทีมวิจัยจะเก็บข้อมูลเกี่ยวกับแรงกด ข้อมูลการทำงานของอุปกรณ์ และความพึงพอใจต่อการใช้งานของท่าน

- ท่านจะได้รับการตรวจผิวหนังเพื่อสำรวจการเกิดแผลกดทับหลังเสร็จสิ้นการใช้งานอุปกรณ์

คณะผู้วิจัยได้สรุปความเสี่ยงและประโยชน์จากการเข้าร่วมการวิจัยไว้ ดังนี้

### ความเสี่ยงและความไม่สะดวกสบายจากการเข้าร่วมการวิจัย

ท่านแทบไม่มีความเสี่ยงจากการเข้าร่วมการศึกษาวิจัยนี้นอกจาก รู้สึกไม่สบายขณะนอนนิ่ง ๆ ค้างอยู่ในท่านอนหงาย และนอนตะแคง ท่าละ 2 ชั่วโมง หรือมีเสียงรบกวนบ้างขณะชุดอุปกรณ์ลดแรงกดทำงาน

### ประโยชน์ที่คาดว่าจะเกิดขึ้นจากการเข้าร่วมการวิจัย

อุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ อาจจะช่วยลดการเกิดแผลกดทับได้ ทั้งนี้ท่านจะไม่ได้ประโยชน์ใดๆ และไม่เสียผลประโยชน์ใดๆ จากการวิจัยครั้งนี้ แต่ผลการศึกษาอาจนำไปใช้ประกอบการพัฒนาอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อสังคมโดยรวม

ทั้งนี้ หากท่านไม่สมัครใจเข้าร่วมการวิจัยนี้ ท่านยังคงมีทางเลือกอื่นในการดูแลรักษา ดังนี้

### ทางเลือกอื่นในกรณีที่ท่านไม่เข้าร่วมการวิจัย

หากท่านไม่สมัครใจเข้าร่วมการวิจัย จะไม่มีผลใด ๆ ต่อการดูแลรักษาหรือสิทธิของท่านที่พึงมี ท่านจะมีพยาบาลช่วยเปลี่ยนท่าพลิกตะแคงตัว ทุก ๆ 2 ชั่วโมง เพื่อป้องกันการเกิดแผลกดทับ

ผู้วิจัยสรุปแนวทางการปฏิบัติหรือการดูแลสถานการณ์ต่าง ๆ ที่อาจเกิดขึ้นระหว่างการวิจัยไว้ ดังนี้

### สถานการณ์ที่อาจเกิดขึ้นระหว่างการวิจัย

สถานการณ์	แนวทางการปฏิบัติ
▪ หากท่านต้องการถอนตัวระหว่างการวิจัย	สามารถโทรแจ้งให้ผู้วิจัยทราบได้ทุกเวลา
▪ หากมีข้อมูลใหม่ที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยหรือความปลอดภัยของท่าน	ผู้วิจัยจะแจ้งให้ท่านทราบโดยเร็ว และท่านสามารถตัดสินใจได้ว่าท่านจะร่วมอยู่ในการวิจัยนี้ต่อหรือไม่
▪ การยุติการเข้าร่วมวิจัย เมื่อท่านรู้สึกไม่สะดวกสบายขณะวิจัย	แจ้งให้ผู้วิจัยทราบได้ทุกเวลา

หลังจากเสร็จสิ้นการวิจัยข้อมูลที่ได้จากการวิจัยจะนำไปสรุปผลและรายงานทางวิชาการ โดยจะไม่มี การอ้างถึงชื่อของท่าน หรือสิ่งใด ๆ ที่บ่งชี้ถึงตัวท่าน อย่างไรก็ตาม วารสารบางฉบับมีข้อกำหนดให้นำข้อมูลรายบุคคลลงในฐานข้อมูลสาธารณะที่ให้นักวิจัยอื่นเข้าถึงได้ แต่เราขอให้ท่านมั่นใจว่าข้อมูลที่นำไปแบ่งปันจะไม่ปรากฏสิ่งบ่งชี้

รายบุคคลที่จะบอกถึงตัวของท่าน ท่านจะไม่ทราบผลการวิจัยโดยรวมเพราะต้องรอการตีพิมพ์ซึ่งอาจใช้ระยะเวลา

ข้อมูลของท่านที่เกี่ยวข้องกับการวิจัยนี้จะถูกเก็บเป็นความลับ ตามมาตรฐานจริยธรรมการวิจัยในคนระดับสากลและพระราชบัญญัติคุ้มครองข้อมูลส่วนบุคคล พ.ศ. 2562 การเผยแพร่ผลการวิจัยในการประชุมวิชาการหรือในวารสารวิชาการจะไม่มีข้อมูลที่ระบุตัวตนหรือเชื่อมโยงถึงตัวของท่านได้ หากข้อมูลบางส่วนจะมีการนำไปลงในระบบฐานข้อมูลที่วารสารวิชาการกำหนด เพื่อแบ่งปันให้นักวิจัยอื่นได้ทราบ ข้อมูลเหล่านี้จะอยู่ในรูปแบบที่ไม่สามารถระบุตัวตนหรือเชื่อมโยงถึงตัวท่านได้ อย่างไรก็ตาม อาจมีบุคคลบางกลุ่มที่ขอเข้าถึงข้อมูลส่วนบุคคลของท่านได้ ได้แก่ คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน ผู้ประสานงานวิจัย ผู้กำกับดูแลการวิจัย และเจ้าหน้าที่จากสถาบันหรือองค์กรของรัฐที่มีหน้าที่ตรวจสอบ เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของข้อมูลและขั้นตอนการวิจัย

ข้อมูลของผู้ที่อยู่ในความดูแลของท่านจะเก็บรักษาไว้ที่ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย มหาวิทยาลัยเชียงใหม่และจะถูกทำลาย หลังการศึกษาวิจัยเสร็จสิ้นสมบูรณ์และผลงานวิจัยได้รับการตีพิมพ์ในวารสารไปแล้ว 5 ปี การเก็บรักษาไว้ระยะเวลาดังกล่าวจำเป็นในกรณีต้องการยืนยันความถูกต้องของข้อมูลในภายหลังหรือจำเป็นต้องวิเคราะห์ซ้ำยืนยันความถูกต้องของผลการศึกษาวินิจฉัย

ผู้วิจัยมีค่าตอบแทน ในการเข้าร่วมการวิจัยครั้งนี้

และไม่มีค่าใช้จ่ายที่ผู้เข้าร่วมการวิจัยต้องรับผิดชอบในการเข้าร่วมวิจัย

กรณีที่ท่านเกิดผลข้างเคียงหรือเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์จากการเข้าร่วมการวิจัยนี้ หากได้รับบาดเจ็บจากการวิจัย ผู้วิจัยจะดูแลรักษาตามมาตรฐานของสิทธิของอาสาสมัคร

หากท่านมีข้อสงสัยเกี่ยวกับการวิจัยหรือความปลอดภัยระหว่างเข้าร่วมการวิจัย ท่านสามารถสอบถามผู้วิจัยได้โดยตรง หรือติดต่อได้ที่ (ในเวลาราชการ) โทรศัพท์มือถือ (ในและนอกเวลาราชการ)

**บุคคลที่ท่านสามารถติดต่อเพื่อสอบถามรายละเอียดเพิ่มเติม แจ้งผลข้างเคียงหรือเหตุการณ์ไม่พึงประสงค์**

- 1.
- 2.
- 3.
- 4.

หากท่านมีข้อสงสัยเกี่ยวกับสิทธิของท่าน ท่านสามารถติดต่อสอบถามได้ที่ สำนักงานจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 110 ถ.อินทวโรรส ต.ศรีภูมิ อ.เมือง จ.เชียงใหม่ 50200 (ในเวลาราชการ) เพื่อให้มั่นใจว่า สิทธิ ความปลอดภัย และความเป็นอยู่ที่ดีของท่าน ได้รับความคุ้มครองตามมาตรฐานจริยธรรมการวิจัยในคนระดับสากล

## หนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมการวิจัย

ข้าพเจ้านาย/นาง/นางสาว \_\_\_\_\_ ตัดสินใจเข้าร่วมการวิจัยเรื่อง การพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นดินไหวของร่างกายเพื่อป้องกันแผ่นดินไหว ซึ่งข้าพเจ้าได้รับข้อมูลและคำอธิบายเกี่ยวกับการวิจัยนี้แล้ว และได้มีโอกาสซักถามและได้รับคำตอบเป็นที่พอใจแล้ว ข้าพเจ้ามีเวลาเพียงพอในการอ่านและทำความเข้าใจข้อมูลในเอกสารให้ข้อมูลสำหรับผู้เข้าร่วมการวิจัยอย่างถี่ถ้วน และได้รับเวลาเพียงพอในการตัดสินใจว่าจะเข้าร่วมการวิจัยนี้

ข้าพเจ้ารับทราบว่าข้าพเจ้าสามารถปฏิเสธการเข้าร่วมการวิจัยนี้ได้โดยอิสระ และระหว่างการเข้าร่วมการวิจัย ข้าพเจ้ายังสามารถถอนตัวออกจากกรวิจัยได้ทุกเมื่อ โดยไม่ส่งผลกระทบต่อการศึกษา หรือสิทธิที่ข้าพเจ้าพึงมี

โดยการลงนามนี้ ข้าพเจ้าไม่ได้สละสิทธิใด ๆ ของข้าพเจ้าพึงมีตามกฎหมาย และหลังจากลงนามแล้ว ข้าพเจ้าจะได้รับเอกสารข้อมูลและขอความยินยอมไว้จำนวน 1 ชุด

ลายมือผู้เข้าร่วมการวิจัย \_\_\_\_\_ วัน-เดือน-ปี \_\_\_\_\_  
( \_\_\_\_\_ )

.....(กรณีที่ผู้เข้าร่วมการวิจัยอ่านหนังสือไม่ออกแต่ฟังเข้าใจ).....

ข้าพเจ้าไม่สามารถอ่านหนังสือได้ แต่ผู้วิจัยได้อ่านข้อความในเอกสารข้อมูลและขอความยินยอมนี้ให้แก่ข้าพเจ้าฟังจนเข้าใจดีแล้ว ข้าพเจ้าจึงลงนามหรือพิมพ์ลายนิ้วมือของข้าพเจ้าในหนังสือนี้ด้วยความเต็มใจ

ลงนาม/พิมพ์ลายนิ้วมือผู้เข้าร่วมการวิจัย \_\_\_\_\_ วัน-เดือน-ปี \_\_\_\_\_  
( \_\_\_\_\_ )

ลายมือชื่อผู้ขอความยินยอม \_\_\_\_\_ วัน-เดือน-ปี \_\_\_\_\_  
( \_\_\_\_\_ )

คำรับรองของพยานผู้ไม่มีส่วนได้เสียกับการวิจัย

ข้าพเจ้าได้อยู่ร่วมในกระบวนการขอความยินยอมและยืนยันว่า ผู้ขอความยินยอมได้อ่าน/อธิบายเอกสารข้อมูลให้แก่ \_\_\_\_\_ ซึ่งผู้มีชื่อข้างต้นมีโอกาสดูถามข้อสงสัยต่าง ๆ และได้ให้ความยินยอมเข้าร่วมการวิจัยโดยอิสระ หลังจากได้รับทราบข้อมูลที่มีอยู่ตรงตามที่ปรากฏในเอกสารนี้แล้ว

ลายมือชื่อพยาน \_\_\_\_\_ วัน-เดือน-ปี \_\_\_\_\_  
( \_\_\_\_\_ )

ภาคผนวก ง.

รายงานผลการดำเนินงานฉบับย่อสำหรับตีพิมพ์ในวารสาร  
สำนักงาน กสทช.

**การพัฒนาแผ่นตรวจวัดแรงกดทับร่างกายด้วยปัญญาประดิษฐ์เพื่อป้องกันแผลกดทับ**  
**Development of an artificial intelligence body pressure sensing mat for pressure sore prevention**

**บทคัดย่อ**

งานวิจัยนี้นำเสนอการพัฒนาแผ่นตรวจวัดแรงกดทับร่างกายด้วยปัญญาประดิษฐ์เพื่อป้องกันแผลกดทับและประเมินประสิทธิภาพการใช้งาน มีการพัฒนาแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกดพร้อมอุปกรณ์ลดแรงกดอัตโนมัติเพื่อประเมินแรงกดบนปุ่มกระดูกต่างๆ ของร่างกาย การเกิดแผลกดทับ และความพึงพอใจของผู้ป่วย ผู้เข้าร่วมที่มีอาการ Tetraplegia ระดับ C3-5 ใน ASIA ระดับ A-C ถูกวางในท่านอนหงายและท่านอนตะแคงขวาเป็นเวลา 2 ชั่วโมงต่อท่า รวมเป็นเวลา 4 ชั่วโมง การวิเคราะห์ดำเนินการโดยใช้อัลกอริทึมที่ใช้ปัญญาประดิษฐ์ (AI) ที่พัฒนาขึ้นเพื่อควบคุมอุณหภูมิในการปรับแรงกดที่ตำแหน่งที่เสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ ผลการศึกษาพบว่าแรงกดสูงสุดอยู่ที่กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (sacrum) ในท่านอนหงายและที่กระดูกสะโพกในท่านอนตะแคงขวา ผลการประเมินด้วยแบบสอบถามความพึงพอใจของการใช้งานระบบที่พัฒนาขึ้นพบว่าผู้ดูแลมีความพึงพอใจมากกว่าผู้ป่วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.001$ ) และร้อยละ 88 ของผู้ป่วยไม่เกิดแผลกดทับหลังจากนอนครบ 4 ชั่วโมง ( $p < 0.034$ ) การศึกษานี้มีนักกายภาพบำบัดดำเนินการทั้งหมด แสดงให้เห็นถึงความจำเป็นในการศึกษาต่อโดยให้ผู้ดูแลดำเนินการเอง

**คำสำคัญ:** แผลกดทับ ปัญญาประดิษฐ์ เซนเซอร์วัดแรงกด อุปกรณ์ลดแรงกด

**Abstract**

This research presents the development of an artificial intelligence body pressure sensing mat for pressure sore prevention and evaluates its effectiveness. A designed pressure sensor mat with an automatic pressure relief device is developed to evaluate the pressure on various bony prominences of the body, the presence of pressure ulcers, and patient satisfaction. Participants with tetraplegia C3-5 in ASIA grade A-C were placed in a supine position and a right lateral position for 2 hours each, totaling 4 hours. The analysis was conducted using an artificial intelligence (AI)-based a developed algorithm that controlled air bags to adjust pressure at positions at risk of developing pressure ulcers. The results showed that the highest pressure was found on the sacral spine in the supine position and the hip bone in the right lateral position. Caregivers were significantly more satisfied than patients ( $p < 0.001$ ), and 88%

did not develop pressure ulcers after lying down for 4 hours ( $p < 0.034$ ). The study involved physical therapists conducting all procedures, indicating the need for further study with caregivers performing the procedures themselves.

**Keywords:** Pressure ulcer, Artificial intelligence (AI), pressure sensor, pressure-reducing device

## 1. บทนำ

พ.ศ. 2573 (ค.ศ.2030) ประเทศไทยมีประชากรสูงวัยมากกว่าร้อยละ 20 ของจำนวนประชากรทั้งหมดในประเทศ ประชากรสูงวัยมีความเสี่ยงสูงที่จะมีโรคต่าง ๆ หรือเกิดอุบัติเหตุหกล้มที่ทำให้มีโอกาสเป็นผู้ป่วยติดบ้าน-ติดเตียงสูง ดังนั้น การมีประชากรสูงวัยจำนวนมาก กล่าวคือ ต้องมีการเตรียมพร้อมสำหรับค่าใช้จ่ายด้านการรักษาพยาบาล การดูแลสุขภาพ โดยเฉพาะการดูแลผู้สูงวัยที่ป่วยติดบ้านติดเตียงที่ไม่มีครอบครัว หรือครอบครัวดูแลไม่ได้ ซึ่งประชากรกลุ่มนี้มีอัตราเพิ่มมากขึ้นทุกปี และเป็นกลุ่มที่เสี่ยงต่อการถูกทอดทิ้ง ไม่ได้รับการช่วยเหลือดูแลอย่างเหมาะสม ในงานสัมมนาเฉพาะประเด็นว่าด้วยนโยบายรองรับสังคมสูงวัย จัดโดยสำนักงานคณะกรรมการสุขภาพแห่งชาติ (สช.) และภาคีเครือข่าย เมื่อต้นเดือนกรกฎาคม พ.ศ. 2566 มีการศึกษาและนำเสนอนโยบายในหลายเรื่องหลายมิติ หนึ่งในนั้นคือ มิติสุขภาพ ซึ่งมีสาระสำคัญ 2 ประเด็น ได้แก่ การดูแลระยะยาว และการเท่าทันหรือความรู้ด้านสุขภาพ ซึ่งทั้งสองประเด็นมีความสัมพันธ์กันอย่างแนบชิด ในงานศึกษาดังกล่าว ยังได้นำเสนอเกี่ยวกับการคำนวณตัวเลขงบประมาณในการจัดบริการดูแลระยะยาวในประเทศไทย แบ่งออกเป็น 1) รัฐดูแลทั้งหมด 2) การดูแลแบบผสมผสาน

โดยกรณีที่รัฐจะทุ่มงบดูแลทั้งหมด พบว่า

การใช้งบประมาณน้อย กรณีต้องการผลักดันให้ผู้ป่วยติดเตียงได้รับการดูแลขั้นพื้นฐานจะต้องใช้งบ 1,080 ล้านบาทต่อปี เพื่อจ้างผู้ดูแลมีอาชีพ 1 คนให้ดูแลผู้ป่วยประมาณ 25 คน โดยให้ค่าตอบแทนผู้ดูแลคนละ 6,000 บาทต่อเดือน

การใช้งบประมาณปานกลาง กรณีต้องการจะให้การดูแลที่ทำให้ผู้ป่วยติดเตียงมีคุณภาพเพิ่มขึ้น ต้องใช้งบ 8,640 ล้านบาทต่อปี เพื่อจ้างผู้ดูแล 1 คนให้ดูแลผู้ป่วยประมาณ 6 คน โดยให้ค่าตอบแทนผู้ดูแลคนละ 12,000 บาทต่อเดือน

การใช้งบประมาณสูง กรณีต้องการจะให้มีการดูแลอย่างเต็มที่ มีทั้งผู้ดูแลมีอาชีพและค่าวัสดุอุปกรณ์จำเป็นต่าง ๆ จะต้องใช้ต้นทุนสูงถึง 30,000 ล้านบาทต่อปี สำหรับผู้ดูแลผู้ป่วยติดเตียงราว 372,000 คน โดยจ้างผู้ดูแลมีอาชีพ 1 คน ดูแลผู้ป่วย 3 คนโดยให้ค่าตอบแทนผู้ดูแลคนละ 21,150 บาทต่อเดือน

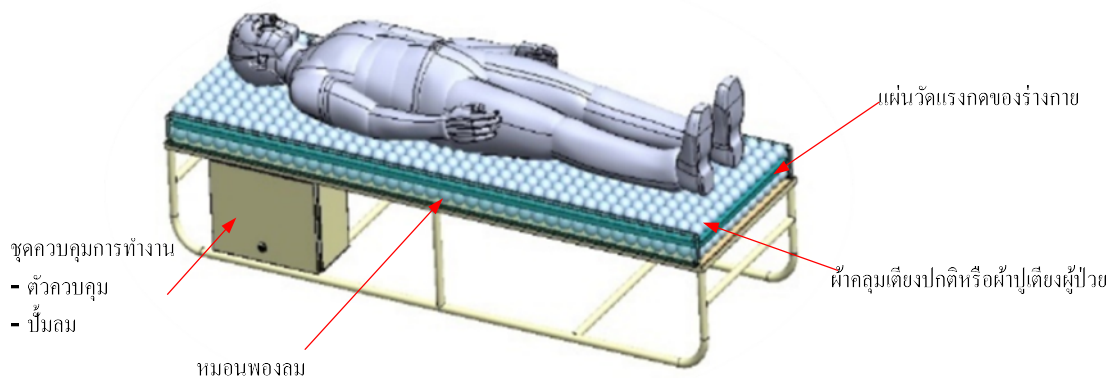
ในกรณีการดูแลแบบผสมผสาน คือมีทั้งการดูแลที่บ้าน ที่ชุมชน รวมถึงการดูแลแบบเข้าไปอยู่ในบ้านพักคนชรา (nursing home) หรือ สถานที่ดูแลผู้สูงอายุตอนกลางวัน (day care) มีการประมาณการงบประมาณอยู่ที่ประมาณ 30,000 ล้านบาทต่อปี เช่นกัน

แผลกดทับ (pressure ulcer) เป็นปัญหาสำคัญที่รบกวนผู้ป่วยและผู้ดูแล รวมถึงต้องเสียค่าใช้จ่ายในการรักษาเป็นจำนวนมาก การป้องกันการเกิดแผลกดทับที่สำคัญและจำเป็นอย่างยิ่ง คือ การจัดท่าทางและ

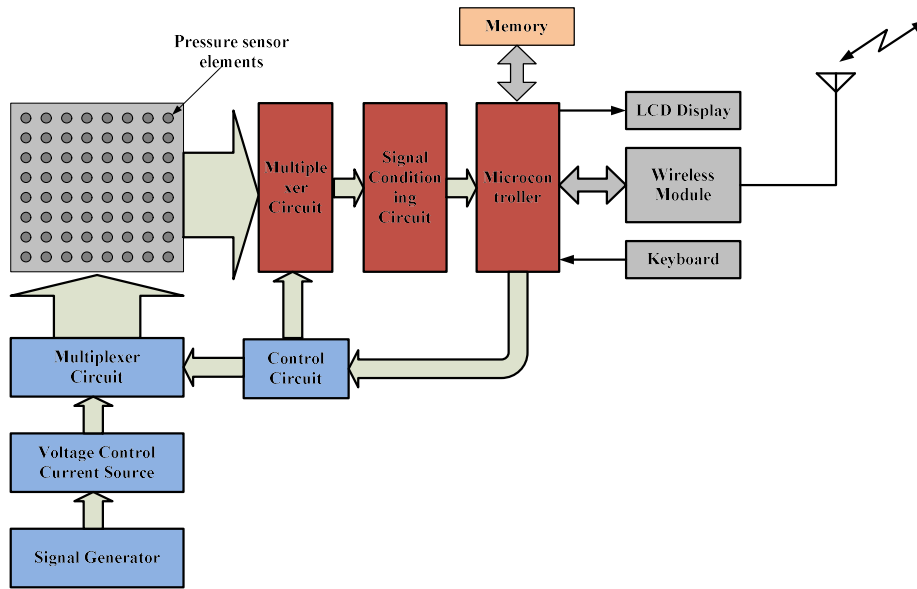
การเปลี่ยนท่าทางของผู้ป่วยอย่างสม่ำเสมอ ถึงแม้จะมีอุปกรณ์ช่วยพลิกตัวสำหรับช่วยป้องกันแผลกดทับแบบอัตโนมัติ แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของระยะเวลา และตำแหน่งของปุ่มกระดุกของผู้ป่วยที่หากนอนนาน ๆ ผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการทำเครื่องต้นแบบอุปกรณ์วัดแรงกดแบบไร้สายสำหรับที่นอนร่วมกับการลดแรงกดอัตโนมัติโดยที่ไม่ต้องเปลี่ยนท่าทาง ขณะนี้เครื่องต้นแบบได้พัฒนาจนถึงขั้นต้องนำมาประเมินผลการใช้กับอาสาสมัครที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ ดังนั้น การศึกษาวิจัยจึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคงขวา

การศึกษาวินิจฉัยที่เสนอมีความสำคัญและเกี่ยวข้องกับสาธารณสุขสาธารณสุขเนื่องจากแผลกดทับเป็นปัญหาที่สำคัญที่สุดที่รบกวนผู้ป่วยและผู้ดูแลทางการแพทย์ในสถานพยาบาลโดยปัจจุบันตามสถานพยาบาลใหญ่ของรัฐและเอกชนใช้เครื่อง (XSENSOR) ที่มีจำนวนจำกัดเนื่องจากต้องนำเข้าจากต่างประเทศและมีราคาแพงเพื่อใช้ในการตรวจสอบระบุจุดที่เกิดแรงกดทับได้อย่างละเอียดและแม่นยำนั้นยังไม่เพียงพอต่อผู้ป่วย ซึ่งการรักษาแผลกดทับต้องใช้ทรัพยากรและค่าใช้จ่ายสูง หากอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายได้รับการประเมินว่ามีประสิทธิภาพสูง ก็จะสามารถนำไปใช้ป้องกันการเกิดแผลกดทับ และลดค่าใช้จ่ายในการรักษา ซึ่งจะส่งผลต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยและครอบครัวต่อไป

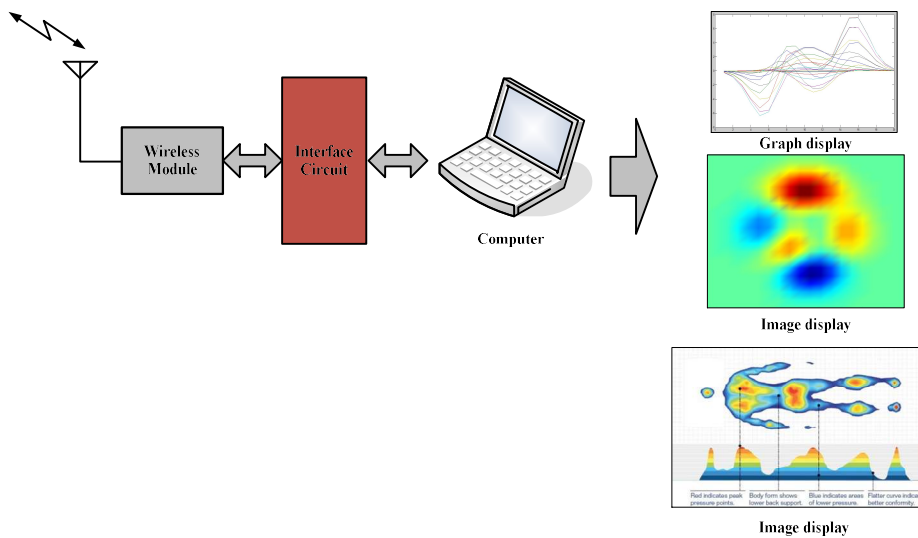
โครงสร้างการพัฒนาปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายเพื่อป้องกันแผลกดทับ เมื่อแผ่นเซนเซอร์วัดแรงกด (pressure sensor) ตรวจพบแรงกด ข้อมูลจะส่งไปประมวลผลและวิเคราะห์อัลกอริทึม (algorithm) ที่พัฒนาขึ้นและส่งสัญญาณไปควบคุมการทำงานที่ถูกลบเพื่อเพิ่มและลดแรงกด ณ ตำแหน่งที่ก่อให้เกิดแผลกดทับนั้นได้ ดังภาพที่ 1 ถึงภาพที่ 3 ตามลำดับ



ภาพที่ 1 เครื่องวัดแรงกดและลดแรงกดอัตโนมัติ



ภาพที่ 2 เซนเซอร์วัดแรงกดต่อเข้าวงจรถอนิกส์และการรับ-ส่งข้อมูล



ภาพที่ 3 วงจรถอนิกส์และการรับ-ส่งข้อมูลและชุดประมวลผล

## 2. วัตถุประสงค์

- 2.1 เพื่อแผ่นตรวจวัดแรงกดทับร่างกายด้วยปัญญาประดิษฐ์เพื่อป้องกันแผลกดทับ
- 2.2 เพื่อทดสอบประสิทธิภาพการใช้งาน โดยประเมินจากแรงกดบนปุ่มกระดูกต่าง ๆ ของร่างกาย  
แผลกดทับ รวมถึงความพึงพอใจของผู้ป่วย

## 3. วิธีการศึกษา

- 3.1 ประเภทและรูปแบบการวิจัย

รูปแบบการวิจัยของการศึกษานี้เป็นแบบการตัดขวาง (cross sectional study design) เพื่อทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ต้นแบบตรวจวัดแรงกดเพื่อป้องกันแผลกดทับ (proof of validation)

### 3.2 ประชากรที่ศึกษา

3.2.1 แหล่งที่มาของตัวอย่างหรือผู้ป่วย ผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาที่หอผู้ป่วยฟื้นฟู โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ จังหวัดเชียงใหม่ ณ วันที่ 25 สิงหาคม 2566 ถึง วันที่ 24 สิงหาคม 2567

3.2.2 จำนวนผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยที่ต้องการและวิธีการคำนวณทางสถิติ ดังภาพที่ 4 แสดงคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างจากการศึกษาก่อนหน้าที่พัฒนาอุปกรณ์ช่วยพลิกตัวสำหรับช่วยป้องกันแผลกดทับแบบอัตโนมัติ (Uttarachon et al., 2019) เป็นการศึกษาที่มีวัตถุประสงค์เพื่อทดสอบแรงกดที่ส่วนต่อประสานของกระดูกที่ยื่นออกมาเมื่อใช้ต้นแบบของอุปกรณ์พลิกที่นอนอัตโนมัติ โดยใช้ G\*Power3.19.4, F tests: ANOVA: Repeated measures, within factors, A priori: Compute required sample size - given  $\alpha = 0.05$ , power = 0.8, and effect size = 0.65 (Uttarachon et al., 2019) ได้กลุ่มตัวอย่าง 3 คน อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ข้อกำหนดที่ 8 คน

Test family		Statistical test	
F tests		ANOVA: Repeated measures, within factors	
Type of power analysis			
A priori: Compute required sample size - given $\alpha$ , power, and effect size			
Input Parameters		Output Parameters	
Determine =>	Effect size f	0.65	Noncentrality parameter $\lambda$
	$\alpha$ err prob	0.05	Critical F
	Power (1 - $\beta$ err prob)	0.8	Numerator df
	Number of groups	1	Denominator df
	Number of measurements	12	Total sample size
	Corr among rep measures	0.5	Actual power
	Nonsphericity correction $\epsilon$	1	

ภาพที่ 4 การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง

3.2.3 เกณฑ์การคัดเลือก ผู้ป่วยที่จะถูกเชื้อเชิญเข้าร่วมงานวิจัย จะต้องได้รับการวินิจฉัยจากแพทย์เวชศาสตร์ฟื้นฟู ไม่เกิน 24 ชั่วโมง เกี่ยวกับระดับการบาดเจ็บไขสันหลัง และระดับความรุนแรง รวมถึงการประเมินว่าไม่มีแผลกดทับ และภาวะหลอดเลือดดำอุดตัน ก่อนเข้าร่วมการศึกษาทุกราย

เกณฑ์คัดเข้า

- 1) ผู้ป่วยอัมพาต แบบ tetraplegia ระดับ C3, C4, และ C5 ที่จัดอยู่ในระดับ ASIA group A, B หรือ C (Motor useless)
- 2) อายุ 20 ปีขึ้นไป
- 3) ไม่สามารถพลิกตะแคงตัวเองได้
- 4) ทำตามสั่งและนอนนิ่ง ๆ ได้

## 5) ปัสสาวะทางสาย urine catheter with bag

เกณฑ์คัดออก (exclusion criteria)

- 1) มีแผลกดทับ
- 2) มีภาวะหลอดเลือดดำอุดตัน
- 3) นอนหงายและนอนตะแคงหัวราบได้น้อยกว่า 2 ชั่วโมง

## 3.3 เกณฑ์ถอนผู้เข้าร่วมโครงการวิจัยออกจากการวิจัย

ผู้ป่วยไม่ได้รับความสุขสบายขณะนอนทดสอบ

## 3.4 ระยะเวลาที่ผู้เข้าร่วมโครงการวิจัย หรือผู้ป่วยต้องอยู่ในโครงการวิจัย

คนละ 4 ชั่วโมง

## 3.5 ผลิตภัณฑ์หรือเครื่องมือ ที่ใช้ในการศึกษาวิจัย

เครื่องต้นแบบที่ได้รับแนวคิดมาจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกายของ ผศ.ดร.ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์ (ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์, 2559) ประกอบด้วย 1) ส่วนทางกล (mechanical) เป็นการออกแบบ วิเคราะห์ และสร้างอุปกรณ์แผ่นรองรับน้ำหนัก ด้านบนสำหรับวางเท้าเป็นแผ่นอะคริลิก ขนาด 60 x 60 ซม.หนา 2.5 ซม. แผ่นปิดด้านล่างหนา 0.5 ซม.ใช้อะลูมิเนียมโพรไฟล์ทำเป็นกรอบ ยึดติดกับ Bracket ซึ่งเป็นส่วนที่ใช้น้ำหนักเมื่อมีการเหยียบลงบนอุปกรณ์ ทำด้วยสแตนเลส 304 ซึ่งแข็งแรงทนทานไม่เป็นสนิม ขนาดกว้าง 5 ซม.ยาว 12 ซม.โดยออกแบบให้สามารถรับน้ำหนักได้ถึง 120 กิโลกรัม และใช้ load cell สำเร็จรูปขนาด 15x4 ซม.วัสดุเป็นอะลูมิเนียม เป็นชนิดที่วัดน้ำหนักที่จุดเดียวที่ส่วนปลายและเป็นแบบคาน ซึ่งในขณะรับน้ำหนัก คานจะขยับเปลี่ยนตามน้ำหนักที่มากระทำ 2) ส่วนทางไฟฟ้า (electrical) เป็นการออกแบบและสร้างวงจรขยายสัญญาณเอาต์พุต (instrument amplifier) วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (low pass filter) มีการคำนวณค่าตัวต้านทาน และค่าตัวเก็บประจุที่เหมาะสม และ 3) ส่วนเชื่อมต่อกับผู้ใช้งาน (interface) เป็นการออกแบบโปรแกรมเพื่อรับค่าสัญญาณ บันทึกข้อมูล และแสดงผลออกทางคอมพิวเตอร์ โดยมีรายละเอียดของการใช้งานดังนี้

3.5.1 ชุดแผ่นวัดแรงกดของร่างกาย จะถูกวางไว้บนพุก เมื่อแผ่นวัดแรงกดของร่างกายตรวจจับตำแหน่งที่เสี่ยงจะเกิดแผลกดทับ จะทำการส่งข้อมูลตำแหน่งนั้นไปที่ชุดอุปกรณ์ลดแรงกด

3.5.2 ชุดอุปกรณ์ลดแรงกด มีลักษณะเป็นที่นอนลมที่ใช้งานทั่วไป จะถูกวางไว้ใต้ชุดแผ่นวัดแรงกดของร่างกาย เมื่อชุดอุปกรณ์ลดแรงกดทำงานถูกลมจะปล่อยลมออกเฉพาะตำแหน่งที่ตรวจพบแรงกดที่เสี่ยงจะเกิดแผลกดทับ

3.5.3 ชุดควบคุม สามารถจะรักษาสมดุแรงกดขณะนอนเพื่อป้องกันการเกิดแผลกดทับ ชุดควบคุมนี้จะทำงานโดยอัตโนมัติตลอดเวลา การทำงานของอุปกรณ์ทั้งหมดไม่ต้องใช้แรงงานคน และท่านไม่ต้องทำอะไรเพิ่มเติมขณะนอนอยู่บนเตียง

## 3.6 วิธีศึกษาวิจัย

3.6.1 หลังจากอาสาสมัครลงนามในหนังสือแสดงความยินยอมเข้าร่วมงานวิจัย

3.6.2 บันทึกข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัคร เกี่ยวกับ น้ำหนักตัว อายุ ส่วนสูง เพศ การ

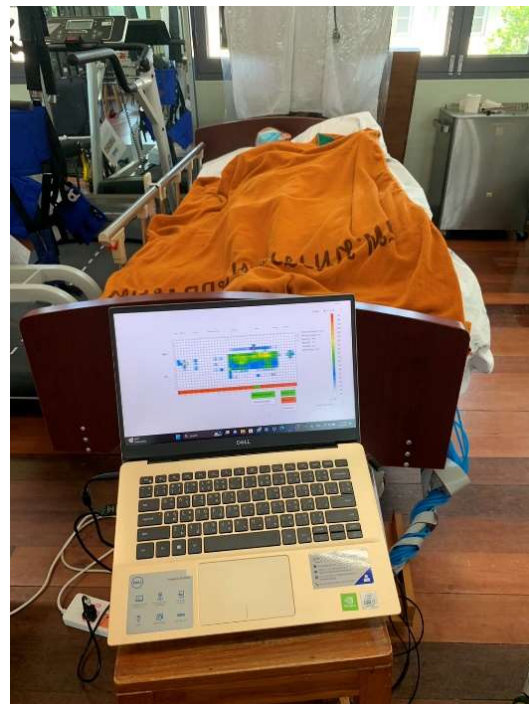
วินิจฉัยโรค

3.6.3 ให้อาสาสมัครนอนบนเตียงที่เตรียมไว้ โดยมีอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายร่วมใช้งานกับเตียงผู้ป่วย ซึ่งจะมีการบันทึกผลแรงกดตลอด

3.6.4 อาสาสมัครอยู่ในท่านอนหงาย และนอนตะแคงขวา ดังภาพที่ 5 ทำละ 2 ชั่วโมง รวมทั้งสิ้น 4 ชั่วโมง

3.6.5 อาสาสมัครจะได้รับการประเมินการเกิดแผลกดทับทำได้โดยการสังเกตผิวหนังที่สมบูรณ์รอบ ๆ เพื่อดูรอยแดง (redness) ความอบอุ่น (warmth) ความชุ่มชื้น (induration) หรือความแข็ง (hardness) ในบริเวณปุ่มกระดูกของส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย หลังเสร็จสิ้นการใช้งานอุปกรณ์

3.6.6 อาสาสมัครและผู้ดูแลให้คะแนนความพึงพอใจ



ภาพที่ 5 การประเมินแรงกดทับในท่านอนหงายและนอนตะแคง

### 3.7 วิธีการวิเคราะห์ทางสถิติ

3.7.1 ข้อมูลทั่วไปของอาสาสมัคร และค่าแรงกดทับบนปุ่มกระดูกของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายขณะนอนหงายและนอนตะแคงขวา รายงานโดยใช้สถิติเชิงพรรณนา

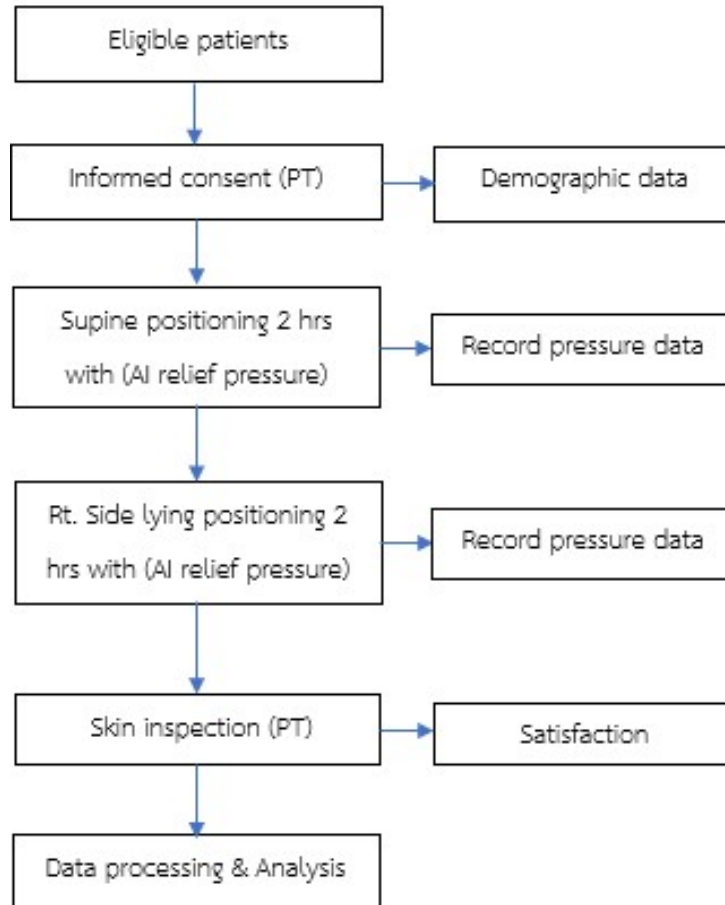
3.7.2 คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยและผู้ดูแล รายงานโดยใช้สถิติ independent t-test เพื่อเปรียบเทียบคะแนนความพึงพอใจระหว่างผู้ป่วยและผู้ดูแล

3.7.3 ผลการเกิดแผลกดทับหลังจากนอนไปแล้ว 4 ชั่วโมง รายงานโดยใช้สถิติ chi-square test

3.7.4 ระดับนัยสำคัญทางสถิติคือ 0.05

### 3.8 โฟชาร์ต

โฟชาร์ตภาพรวมการแบ่งกลุ่ม วิธีวิจัย และตัวแปรที่ต้องการเก็บในการวิเคราะห์ตอบ  
วัตถุประสงค์ ดังภาพที่ 6



ภาพที่ 6 ภาพรวมการแบ่งกลุ่ม วิธีวิจัย และค่าตัวแปรที่ต้องการเก็บ

### 4. การทบทวนวรรณกรรม

แผลกดทับ เป็นปัญหาสำคัญที่รบกวนผู้ป่วยและผู้ดูแล การศึกษาวิเคราะห์อภิมาน (meta-analysis study) พบว่า ความชุกของแผลกดทับทั่วโลกอยู่ที่ร้อยละ 12.8 หรือมากกว่า 1 ใน 10 คน โดยมีอุบัติการณ์การบาดเจ็บจากแรงกดทับในโรงพยาบาล (HAPI) อยู่ที่ร้อยละ 8.4 (Afzali Borojeny et al., 2020; Li et al., 2020) ในสหรัฐอเมริกา พบว่ามีผู้ป่วยเกิดแผลกดทับ 2.5 ล้านคน ใช้งบประมาณในการรักษาแผลกดทับในโรงพยาบาล 26.8 พันล้านดอลลาร์สหรัฐ ซึ่งใช้งบประมาณเฉลี่ยในการรักษาต่อคนประมาณ 10,708 ดอลลาร์สหรัฐ (Padula & Delarmente, 2019) สำหรับหอผู้ป่วยฟื้นฟูสภาพ ณ โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ ผู้ป่วยส่วนใหญ่มีแผลกดทับที่กระเบนเหน็บและก้นกบ ซึ่งเกิดจากท่านอนหงาย และค่ารักษาแผลกดทับกรณีผ่าตัดต่อแผลประมาณ 55,261 บาท ใช้งารรักษาเฉลี่ย 35 วัน และเรียกเก็บเงินจาก สำนักงานหลักประกัน

สุขภาพแห่งชาติ (สปสช.) ได้ร้อยละ 88.5 (Kammuang-lue & Kovindha, 2012) ดังนั้น จะเห็นได้ว่า ผลกตทับจึงเป็นปัญหาที่จำเป็นต้องได้รับการป้องกันและดูแลรักษาเป็นอย่างยิ่ง

ผลกตทับเกิดขึ้นได้ขึ้นอยู่กับแรงกดและระยะเวลาที่รับแรงกดอย่างต่อเนื่อง แรงกดทับ 35 มิลลิเมตรปรอทเป็นระยะเวลา 2 ชั่วโมงคาดว่าจะทำให้เกิดผลกตทับ (Reswick & Rogers, 1976) นอกจากนี้ ถ้าแรงกดมากกว่าความดันหัวใจขณะคลายตัว (diastolic pressure) จะเกิดผลกตทับได้ภายใน 6 ชั่วโมง ส่วนถ้าแรงกดทับมากกว่าแรงดันหัวใจบีบตัว 4 เท่า จะเกิดผลกตทับได้ภายใน 1 ชั่วโมง (Aronovitch, 2007) ส่วนในทางคลินิก การศึกษาก่อนหน้านี้ได้รายงานไว้ว่า ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดในท่านอนหงายบนแผ่นโฟมหนา 2 นิ้วเกิน 3 ชั่วโมง มักพบผลกตทับได้ (Schoonhoven et al., 2002) และยังสอดคล้องกับการผ่าตัดที่เนเธอร์แลนด์ที่พบการเกิดผลกตทับเป็นร้อยละ 21 ของผู้ป่วยที่นอนหงายผ่าตัดบนแผ่นเจลหนา 2 เซนติเมตร หากผ่าตัดเกิน 4 ชั่วโมง (Defloor, 2000) ดังนั้น การป้องกันการเกิดผลกตทับที่สำคัญและจำเป็นอย่างยิ่งคือ การจัดทำทางและการเปลี่ยนท่าทางของผู้ป่วยอย่างสม่ำเสมอ การช่วยให้ผู้ป่วยเลี่ยงแรงกดทับจากการนอนหรือนั่งไปที่อวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งเป็นเวลานานที่ใช้แพร่หลายคือ ปรับเปลี่ยนท่าทางขณะนั่งบนรถเข็นทุก ๆ 15 นาที และการเปลี่ยนท่านอนหงาย นอนตะแคงซ้าย และนอนตะแคงขวา โดยที่ท่านอนตะแคงควรทำมุม 30 องศาเนื่องจากไม่มีแรงกดทับมากบริเวณปุ่มกระดูก greater trochanter ซึ่งช่วยให้ออกซิเจนมาเลี้ยงบริเวณดังกล่าวได้ดีกว่านอนตะแคง 60 และ 90 องศา (Xakellis et al., 1995) โดยพลิกตัวให้ผู้ป่วยทุก ๆ 2 ชั่วโมง จากการพลิกตัวนี้จะต้องใช้แรงผู้ช่วยเหลือ 1-2 คน ช่วยในการพลิกตัว และใช้เวลาต่อครั้งประมาณ 3.5 นาที ต่อผู้ป่วย 1 คน ซึ่งต้องทำทุก ๆ 2 ชั่วโมง ตลอดระยะเวลาที่ผู้ป่วยนอนโรงพยาบาล (Sawattikanon et al., 2018b) สำหรับแนวปฏิบัติสำหรับการพลิกตะแคงตัวผู้ป่วย ในโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนครเชียงใหม่ 1) ผู้ป่วยทั่วไปที่พลิกตัวเองได้ ไม่ใช้แรงงานคนเปลี่ยนท่าให้ 2) ผู้ป่วยที่พลิกตัวเองไม่ได้ เปลี่ยนท่านอนทุก ๆ 2 ชั่วโมง และ 3) ผู้ป่วย covid 19 ในหอผู้ป่วย Cohort ward พลิกตัวทุก ๆ 2-4 ชั่วโมง ตามมาตรการการเว้นระยะห่างทางสังคม (physical distancing) (Sawattikanon et al., 2018a) ดังนั้น จึงทำให้บุคลากรและผู้ดูแลผู้ป่วยมีความพยายามและยากลำบากเป็นอย่างมากในการปรับเปลี่ยนท่าทางของผู้ป่วยเพื่อป้องกันผลกตทับ

อุปกรณ์ช่วยพลิกตัวสำหรับช่วยป้องกันผลกตทับแบบอัตโนมัติ (ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์, 2559; Sawattikanon et al., 2018a; Uttarachon et al., 2019) มีหลักการควบคุมการเปลี่ยนท่านอนได้ 3 ท่า คือ ท่านอนหงาย ท่านอนตะแคงซ้ายและขวา 30 องศา โดยใช้ชุดถุงลมวางไว้ใต้ที่นอน ตั้งเวลาแต่ละท่าได้ไม่เกิน 120 นาที เมื่อนำมาทดสอบกับผู้ป่วยอัมพาตบาดเจ็บไขสันหลังส่วนคอ ที่ไม่สามารถพลิกตัวเอง ได้จำนวน 6 ราย โดยให้นอนหงายนาน 24 ชั่วโมง พบว่า อุปกรณ์ดังกล่าวช่วยพลิกตัวแทนแรงงานคนได้และผู้ป่วยมีความพึงพอใจในการพลิกตัว อย่างไรก็ตาม ยังมีข้อจำกัดในเรื่องของเวลา และตำแหน่งของปุ่มกระดูกของผู้ป่วยที่หากนอนนาน ๆ หากปุ่มกระดูกเหล่านี้ยังมีแรงกดทับอยู่ ก็จะทำให้เกิดผลกตทับตามมาได้เช่นกัน ผู้วิจัยจึงมีแนวคิดในการทำเครื่องต้นแบบเครื่องวัดแรงกดแบบไร้สายสำหรับที่นอนร่วมกับการลดแรงกดอัตโนมัติโดยไม่ต้องเปลี่ยนท่าทาง เพื่อช่วยอำนวยความสะดวกในการระบุตำแหน่งและปรับผู้ป่วยที่นอนเป็นเวลานาน ๆ

ให้มีการหลีกเลี่ยงแรงกดทับที่อวัยวะส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายโดยอัตโนมัติ เครื่องต้นแบบนี้ได้รับแนวคิดมาจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกายของ ผศ.ดร.ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์ (Medical

Advisory Secretariat, 2009) ต่อมา (Giovanni Acampora et al., 2013) ได้ใช้เทคโนโลยี Aml คือแนวคิดใหม่ในเทคโนโลยีสารสนเทศที่มุ่งเป้าไปที่การเพิ่มขีดความสามารถของผู้คนโดยใช้สภาพแวดล้อมดิจิทัลที่มีความอ่อนไหว ปรับตัวได้ และตอบสนองต่อความต้องการ นิสัย ท่าทาง และอารมณ์ของมนุษย์ วิทยาศาสตร์ในอนาคตของสภาพแวดล้อมในชีวิตประจำวันนี้จะทำให้เกิดการโต้ตอบระหว่างมนุษย์กับเครื่องจักรที่สร้างสรรค์ซึ่งมีลักษณะการสื่อสารที่แพร่หลาย สรุปวิธีการปัญญาประดิษฐ์ (AI) ที่ทันสมัยซึ่งใช้สำหรับการพัฒนาระบบ Aml ในโดเมนการดูแลสุขภาพ. (Parisa Rashidi & Alex Mihailidis., 2013) ในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมาเทคโนโลยีช่วยเหลือผู้สูงอายุเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วเนื่องจากสังคมผู้สูงอายุมีจำนวนผู้สูงอายุเพิ่มมากขึ้น ประชากรผู้สูงอายุค่าใช้จ่ายด้านการดูแลสุขภาพอย่างเป็นทางการที่เพิ่มขึ้น ภาระของผู้ดูแล และความสำคัญของการใช้ชีวิตอย่างอิสระที่แต่ละคนมอบให้ ล้วนเป็นแรงผลักดันให้เกิดการพัฒนาเทคโนโลยีช่วยเหลือผู้สูงอายุที่สร้างสรรค์เพื่อความปลอดภัยและเป็นอิสระ ในการสำรวจครั้งนี้ เราจะสรุปการเกิดขึ้นของเครื่องมือ "การช่วยเหลือผู้สูงอายุด้วยสภาพแวดล้อม" (AAL) สำหรับผู้สูงอายุโดยอิงตามแนวคิดของปัญญาประดิษฐ์ โดยสรุปเทคโนโลยีเครื่องมือ และเทคนิค AAL ที่ทันสมัย และเราจะพิจารณาถึงความท้าทายในปัจจุบันและอนาคต (Jin-Chen Chiou et al., 2023) การระบาดของ COVID-19 ทำให้มีการตระหนักรู้ถึงการหลีกเลี่ยงการสัมผัสกับอุปกรณ์ที่ใช้ร่วมกันหรืออุปกรณ์สาธารณะ เช่น อุปกรณ์ที่ใช้ในระบบไบโอเมตริกซ์แบบดั้งเดิม ระบบไบโอเมตริกซ์ทั่วไป เช่น การจดจำลายนิ้วมือ ลายมือ และม่านตา จำเป็นต้องมีการสัมผัสอุปกรณ์โดยตรง ซึ่งเพิ่มความเสี่ยงในการติดโรคติดเชื้อ ดังนั้น ระบบไบโอเมตริกซ์ที่ไม่ต้องสัมผัส เช่น การจดจำการเดิน อาจมีความสำคัญเพิ่มมากขึ้นในอนาคต ในบทความนี้ เราจะเสนอระบบการจดจำการเดินที่แม่นยำซึ่งใช้แผ่นรองตรวจจับแรงกดระบบที่เราเสนอใช้แผ่นรองตรวจจับแรงกดที่มีความหนาแน่นสูงซึ่งช่วยลดความซับซ้อนในการคำนวณได้อย่างมากเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการจดจำการเดินแบบดั้งเดิมที่ใช้กล้อง เราได้ข้อมูลการกระจายแรงกดจากผู้เข้าร่วม 30 คน ซึ่งรวมถึงผู้ชาย 19 คนและผู้หญิง 11 คน และพัฒนารอบงานอัลกอริธึมที่เกี่ยวข้องกับการประมวลผลข้อมูลเบื้องต้นและการจำแนกประเภทเพื่อระบุผู้เข้าร่วมที่แตกต่างกัน เราได้นำแบบจำลองการเรียนรู้ของเครื่องจักรที่มีการดูแลห้าแบบมาใช้เป็นตัวจำแนกประเภท และผลลัพธ์ของเราบ่งชี้ว่าแบบจำลอง Convolutional Neural Networks (CNN) มีประสิทธิภาพที่ดีที่สุด โดยมีความแม่นยำในการจำแนกประเภทที่ 92.08% การศึกษาของเราแสดงให้เห็นว่าระบบการจดจำการเดินที่เสนอเป็นระบบไบโอเมตริกซ์แบบไม่ต้องสัมผัสที่มีประสิทธิภาพซึ่งสามารถแยกแยะบุคคลต่างๆ ได้อย่างแม่นยำ. ขณะนี้เครื่องต้นแบบได้พัฒนาจนถึงขั้นต้องนำมาประเมินผลการใช้กับอาสาสมัครที่มีความเสี่ยงต่อการเกิดแผลกดทับ ดังนั้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคง

## 5. สมมติฐานการวิจัย

เพื่อประเมินแรงกดบนปุ่มกระดูกต่าง ๆ ของส่วนของร่างกายของผู้ป่วย ความพึงพอใจของผู้ใช้งาน และการเกิดแผลกดทับ ขณะใช้งานอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคงขวา

## 6. ผลการศึกษา

การศึกษาวิจัยนี้มีผู้เข้าร่วมการศึกษาทั้งหมด 8 คน เป็นผู้ป่วยที่ไขสันหลังได้รับบาดเจ็บอัมพาตประเภท tetraplegia ระดับกระดูกสันหลังคอที่ขยับร่างกายได้ลำบาก เป็นเพศหญิง 1 คน และเพศชาย 7 คน อายุระหว่าง 26-78 ปี น้ำหนักระหว่าง 38-75 กิโลกรัม และส่วนสูงระหว่าง 158-180 เซนติเมตร คุณลักษณะของผู้เข้าร่วมการศึกษาแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ตารางแสดงคุณลักษณะของผู้เข้าร่วมการศึกษาจำนวน 8 คน

คุณลักษณะของผู้เข้าร่วมการศึกษา	จำนวนคน (ร้อยละ) / ค่าเฉลี่ย±ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
เพศ หญิง : ชาย	1 (12.5) : 7 (87.5)
ประเภท C3A : C4A : C4C : C5A : C5C	1 (12.5) : 2 (25.0) : 2 (25.0) : 2 (25.0) : 1 (12.5)
อายุ (ปี)	46.75±16.64
น้ำหนัก (กิโลกรัม)	57.38±14.43
ส่วนสูง (เซนติเมตร)	167±7.45

ค่าแรงกดทับบนปุ่มกระดูกของส่วนต่าง ๆ ของร่างกายขณะนอนหงายและนอนตะแคงแสดงในตารางที่ 2 และ 3

ในขณะที่นอนหงาย ดังตารางที่ 2 ผลการศึกษาพบว่า ค่าแรงกดทับที่วัดได้สูงสุดคือปุ่มกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (sacrum) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 12-272 มิลลิเมตรปรอท รองลงมาคือ กระดูกสะบัก (scapular) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 12-120 มิลลิเมตรปรอท ลำดับถัดไปคือ ปุ่มกระดูกสันหลังเท้าซ้ายมีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-88 มิลลิเมตรปรอท ปุ่มกระดูก occiput มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-80 มิลลิเมตรปรอท ปุ่มกระดูกสันหลังเท้าขวามีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-98 มิลลิเมตรปรอท

ตารางที่ 2 แรงกดทับที่วัดได้จากเตียงปรับแรงอัตโนมัติในท่านอนหงาย

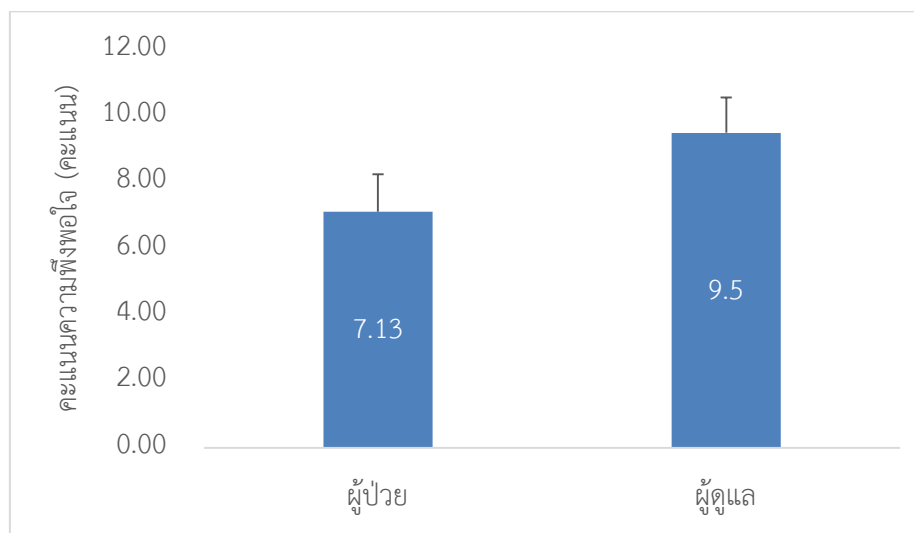
ตำแหน่งปุ่มกระดูก	แรงกดทับ (มิลลิเมตรปรอท)		
	ค่าเฉลี่ยต่ำสุด	ค่าเฉลี่ย	ค่าเฉลี่ยสูงสุด
occiput	0	15.89±9.17	53.88±15.25
Rt Spine of scapular	30.50±15.77	50.90±12.84	77.50±20.30
Lt Spine of scapular	40.13±10.62	56.47±6.56	77.13±10.26
sacrum	31.75±13.36	65.10±24.10	126.88±64.99
Rt heel	4.25±8.03	14.03±15.58	53.38±25.87
Lt heel	6.88±12.73	31.12±16.62	62.88±17.15

ในขณะนอนตะแคงขวา ดังตารางที่ 3 ผลการศึกษาพบว่า ค่าแรงกดทับที่วัดได้สูงสุดคือปุ่มกระดูกสะโพก (greater trochanter) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 10-219 มิลลิเมตรปรอท รองลงมาคือ กระดูกหัวไหล่ (acromion) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 10-116 มิลลิเมตรปรอท ลำดับถัดไปคือ หู มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-92 มิลลิเมตรปรอท ปุ่มกระดูกตาตุ่ม (malleolus) มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-104 มิลลิเมตรปรอท และปุ่มกระดูกหน้าแข้ง มีค่าแรงกดทับระหว่าง 0-73 มิลลิเมตรปรอท

ตารางที่ 3 แรงกดทับที่วัดได้จากเตียงปรับแรงอัตโนมัติในท่านอนตะแคงขวา

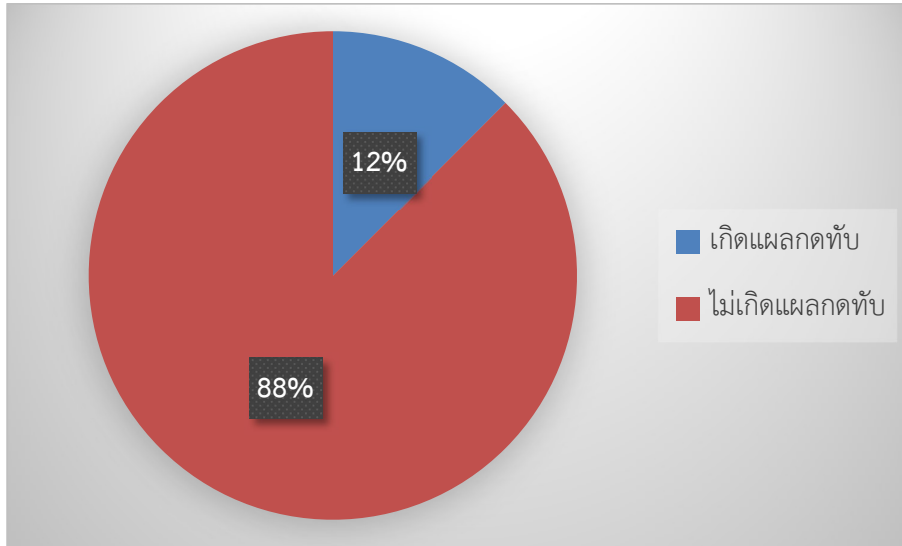
ตำแหน่งปุ่มกระดูก	แรงกดทับ (มิลลิเมตรปรอท)		
	ค่าเฉลี่ยต่ำสุด	ค่าเฉลี่ย	ค่าเฉลี่ยสูงสุด
temporal	0	14.24±8.12	40.00±16.13
Rt ear	13.25±14.61	30.20±15.49	58.38±22.19
Rt acromion	23.25±9.95	47.29±7.37	73.50±19.32
Rt greater trochanter	23.50±12.44	54.12±5.39	123.00±46.60
Rt fibular	2.88±8.13	16.24±13.82	42.13±21.16
Rt malleolus	0	15.59±12.74	45.00±26.27

คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 7.13±1.13 คะแนน และผู้ดูแลมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 9.5±1.07 คะแนน ดังภาพที่ 7 จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วย independent t-test พบว่า ผู้ดูแลมีความพึงพอใจมากกว่าผู้ป่วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p<0.001$ )



ภาพที่ 7 คะแนนความพึงพอใจของผู้ป่วยและผู้ดูแลที่เข้าร่วมการศึกษา

หลังจากนอนครบ 4 ชั่วโมง จากผู้เข้าร่วมการศึกษาทั้งหมด 8 คน มีผู้เข้าร่วมการศึกษา 1 คน ที่พบว่าเกิดรอยแผลกดทับ ดังภาพที่ 8 โดยเกิดรอยแดง (redness) ที่บริเวณปุ่มกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (sacrum) จากการวิเคราะห์ทางสถิติด้วย Chi-square test พบว่า ผู้เข้าร่วมอาสาสมัครไม่เกิดแผลกดทับอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.034$ )



ภาพที่ 8 ผลการเกิดแผลกดทับหลังจากนอนหงายและตะแคงขวาเป็นระยะเวลา 4 ชั่วโมง

## 7. การอภิปรายผล

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของเครื่องต้นแบบอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายในท่านอนหงายและนอนตะแคงสำหรับป้องกันแผลกดทับ แรงกดทับที่ได้จากการศึกษานี้มีค่าตั้งแต่ 0-272 มิลลิเมตรปรอท ในท่านอนหงาย โดยมีค่ามากที่สุดที่ปุ่มกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (sacrum) (10-272 มิลลิเมตรปรอท) และ 0-219 มิลลิเมตรปรอท ในท่านอนตะแคงขวา โดยมีค่ามากที่สุดที่ปุ่มกระดูกข้อสะโพก (10-219 มิลลิเมตรปรอท) ผลการศึกษานี้สอดคล้องกับผลการศึกษาก่อนหน้าที่พบบริเวณที่ทำให้เกิดแผลกดทับได้บ่อยที่สุดคือบริเวณปุ่มกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (sacrum) และข้อสะโพกเช่นกัน (Uttarachon et al., 2019; Medical Advisory Secretariat, 2009) ดังนั้น เครื่องต้นแบบอุปกรณ์ปัญญาประดิษฐ์แผ่นวัดแรงกดของร่างกายสามารถวัดแรงกดทับได้ตามการศึกษาก่อนหน้า แต่อย่างไรก็ตาม ค่าเฉลี่ยแรงกดทับของการศึกษานี้ยังคงมีค่ามากกว่า 35 มิลลิเมตรปรอท (Reswick & Rogers, 1976) ดังนั้น อาจจะต้องมีการปรับการตั้งค่าแรงกดให้ได้ค่าเฉลี่ยน้อยกว่า 35 มิลลิเมตรปรอท

แผลกดทับเกิดขึ้นเนื่องจากแรงกดและระยะเวลาที่รับแรงกดอย่างต่อเนื่อง อุปกรณ์ต้นแบบในการศึกษานี้มีกลไกในการประเมินแรงกดทับของผู้เข้าร่วมการศึกษาตลอดเวลา จึงทำให้มีการเปลี่ยนแปลงแรงกดตลอดเวลา ส่งผลให้มีแรงกดบนปุ่มกระดูกไม่สม่ำเสมอ จึงทำให้มีโอกาสเกิดแผลกดทับน้อยลง ดังผลการศึกษาที่พบว่า จากผู้เข้าร่วมการศึกษา 8 คน มีเพียงผู้เข้าร่วมการศึกษา 1 คน (ร้อยละ 12) ที่เกิดรอยแผลกดทับหลังจากนอนหงายและนอนตะแคงเป็นระยะเวลา 4 ชั่วโมง โดยเกิดรอยแดง (redness) ที่บริเวณปุ่ม

กระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (sacrum) อาจจะเป็นความผิดพลาดของเครื่องก็ได้ เพราะหากดูจากน้ำหนักตัวก็อยู่ในเกณฑ์ที่น้อยกว่าค่าเฉลี่ยของน้ำหนักตัวของกลุ่มอาสาสมัครที่เข้าร่วมการศึกษาครั้งนี้ (น้ำหนักตัวของอาสาสมัครเท่ากับ 52 กิโลกรัม น้ำหนักเฉลี่ยของกลุ่ม 57.38+14.43 กิโลกรัม) ดังนั้น การศึกษาในครั้งต่อไปต้องมีการสอบเทียบเครื่องมือ (calibration) ต่อไป

การใช้งานของอุปกรณ์ต้นแบบนี้ ยังพบว่า ผู้ป่วยมีคะแนนความพึงพอใจน้อยกว่าผู้ดูแล ทั้งนี้เนื่องจากที่นอนที่มีลักษณะเป็นลอนกระเปาะเพื่อที่ใส่ลมสำหรับปรับแรงกด จึงทำให้ผู้ป่วยรู้สึกไม่ราบเรียบและไม่สะดวกสบาย ส่วนผู้ดูแลไม่ต้องช่วยเหลือในการพลิกตัวผู้ป่วย จึงคาดว่าน่าจะทำให้ผู้ดูแลมีความพึงพอใจมาก ถึงแม้ว่าจะมีคู่มือในการติดตั้งและจัดการอุปกรณ์ แต่การศึกษานี้ได้กำหนดให้นักกายภาพบำบัดเป็นผู้ดำเนินการทั้งหมด จึงจำเป็นต้องมีการศึกษาต่อโดยให้ผู้ดูแลเป็นผู้ดำเนินการเอง

## 8. ข้อสรุป

ผลการศึกษา แรงกดทับที่พบค่ามากที่สุดเกิดที่บริเวณปุ่มกระดูกสันหลังส่วนกระเบนเหน็บ (sacrum) ในท่านอนหงาย และปุ่มกระดูกข้อสะโพกในท่านอนตะแคงขวา ผู้ดูแลมีความพึงพอใจมากกว่าผู้ป่วยอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.001$ ) และร้อยละ 88 ของผู้ป่วยไม่เกิดรอยแผลกดทับหลังจากนอนครบ 4 ชั่วโมง ( $p < 0.034$ ) โดยในการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้มีการขอจริยธรรมวิจัยในมนุษย์ตั้งรหัสเอกสารที่แสดงดังต่อไปนี้ Study Code: NONE-2566-0243

## 9. ข้อเสนอแนะ

### 9.1 ข้อเสนอแนะสำหรับการศึกษาในอนาคต

การปรับการตั้งค่าแรงกดให้ได้อ่านน้อยกว่า 35 มิลลิเมตรปรอทและการศึกษาในครั้งต่อไปต้องมีการสอบเทียบเครื่องมือ เนื่องจากการศึกษานี้ได้กำหนดให้นักกายภาพบำบัดเป็นผู้ดำเนินการทั้งหมด จึงจำเป็นต้องมีการศึกษาต่อโดยให้ผู้ดูแลเป็นผู้ดำเนินการเอง

### 9.2 ข้อเสนอแนะเชิงนโยบายสำหรับกิจการสื่อสารดิจิทัล

ระดับความพร้อมทางเทคโนโลยีแบ่งออกเป็น 9 ระดับ (TRL1-TRL9) ปัจจุบันโครงการวิจัยนี้อยู่ที่ TRL7 หากได้รับทุนสนับสนุนเพิ่มเติมเพื่อต่อยอดงานวิจัยให้สามารถพัฒนาไปสู่การผลิตผลิตภัณฑ์ในกระบวนการผลิตที่ได้มาตรฐานสากล (TRL9) ทดแทนการนำเข้าจากต่างประเทศที่มีราคาแพงและผู้ป่วยที่มีรายได้น้อยที่มีจำนวนมากในประเทศสามารถเข้าถึงเครื่องมืออุปกรณ์นี้ได้

## 10. กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจาก กองทุนวิจัยและพัฒนากิจการกระจายเสียง กิจการโทรทัศน์ และกิจการโทรคมนาคม เพื่อประโยชน์สาธารณะ (สำนักงาน กสทช.) และภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนสถานที่ในการศึกษาวิจัย

## รายการเอกสารอ้างอิง

- ทวีเดช ศิริธนาพิพัฒน์. (2559). ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุร่างกาย. สถาบันวิจัยและพัฒนา  
แห่งมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์. <https://www3.rdi.ku.ac.th/?p=23830>
- Afzali Borojeny, L., Albatineh, A. N., Hasanpour Dehkordi, A., & Ghanei Gheshlagh, R. (2020).  
The Incidence of Pressure Ulcers and its Associations in Different Wards of the Hospital:  
A Systematic Review and Meta-Analysis. *International journal of preventive medicine*,  
11, 171. [https://doi.org/10.4103/ijpvm.IJPVM\\_182\\_19](https://doi.org/10.4103/ijpvm.IJPVM_182_19)
- Aronovitch, S. A. (2007). Intraoperatively acquired pressure ulcers: are there common risk  
factors?. *Ostomy/wound management*, 53(2), 57–69.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17293630/>
- Defloor T. (2000). The effect of position and mattress on interface pressure. *Applied nursing  
research : ANR*, 13(1), 2–11. [https://doi.org/10.1016/s0897-1897\(00\)80013-0](https://doi.org/10.1016/s0897-1897(00)80013-0)
- Kammuang-lue, P., & Kovindha, A. (2012). 3-year retrospective study on total admission  
charge of spinal cord injured patients with pressure ulcer at Rehabilitation Ward,  
Maharaj Nakorn Chiang Mai Hospital. *The ASEAN Journal of Rehabilitation Medicine*,  
22(2), 58-63. <https://he01.tci-thaijo.org/index.php/aseanjrm/article/view/42349>
- Li, Z., Lin, F., Thalib, L., & Chaboyer, W. (2020). Global prevalence and incidence of pressure  
injuries in hospitalised adult patients: A systematic review and meta-analysis.  
*International journal of nursing studies*, 105, 103546.  
<https://doi.org/10.1016/j.ijnurstu.2020.103546>
- Medical Advisory Secretariat. (2009). Management of chronic pressure ulcers: an evidence-  
based analysis. *Ontario health technology assessment series*, 9(3), 1–203.  
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23074533/>
- Padula, W. V., & Delarmente, B. A. (2019). The national cost of hospital-acquired pressure  
injuries in the United States. *International wound journal*, 16(3), 634–640.  
<https://doi.org/10.1111/iwj.13071>
- Reswick, J. B., & Rogers, J. E. (1976). Experience at Rancho Los Amigos Hospital With Devices  
and Techniques to Prevent Pressure Sores. In R. M. Kenedi, & J. M. Cowden (Eds.), *Bed  
Sore Biomechanics Strathclyde Bioengineering Seminars* (pp. 301-310). London:  
Palgrave Macmillan. [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-349-02492-6\\_38](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-349-02492-6_38)
- Sawattikanon, N., Uttrarachon, K., & Kovindha, A. (2018a). Does a prototype of an automatic  
mattress turning device work with various types of hospital mattresses?. *The ASEAN  
Journal of Rehabilitation Medicine*, 28(3). 101-105.  
<https://he01.tci-thaijo.org/index.php/aseanjrm/article/view/143070>

- Sawattikanon, N., Uttrarachon, K., Pongvuthithum, R., Sucharitakul, T., & Rangsi, W. (2018b). A prototype of automatic mattress turning device for pressure ulcer prevention. *Journal of Associated Medical Sciences*, 52(1), 89–92.  
<https://he01.tci-thaijo.org/index.php/bulletinAMS/article/view/119291>
- Schoonhoven, L., Defloor, T., & Grypdonck, M. H. (2002). Incidence of pressure ulcers due to surgery. *Journal of clinical nursing*, 11(4), 479–487. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2702.2002.00621.x>
- Uttrarachon, K., Sawattiganont, N., & Kovindha, A. (2019). A prototype of an automatic mattress turning device: a study of Interface pressure at bony prominences in normal subjects. *Asia-Pacific Journal of Science and Technology*, 24(2), APST–24.  
<https://doi.org/10.14456/apst.2019.11>
- Xakellis, G. C., Frantz, R., & Lewis, A. (1995). Cost of pressure ulcer prevention in long-term care. *Journal of the American Geriatrics Society*, 43(5), 496–501.  
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1995.tb06095.x>
- Giovanni Acampora; Diane J. Cook; Parisa Rashidi; Athanasios V. Vasilakos (2013). A Survey on Ambient Intelligence in Healthcare. *Proceedings of the IEEE*, 2470-2494  
<https://doi.org/10.1109/JPROC.2013.2262913>
- Parisa Rashidi; Alex Mihailidis (2013). A Survey on Ambient-Assisted Living Tools for Older Adults. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 579-590  
<https://doi.org/10.1109/JBHI.2012.2234129>
- Jin-Chern Chiou; Ching Yen; Fei-En Wu (2023). Gait-based Biometric System Using Pressure Sensing Mats and Machine Learning Algorithms. *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*.  
<https://doi.org/10.1109/MeMeA57477.2023.10171858>.

ประวัติคณะผู้วิจัย 1

## ผศ.ดร.สิริชัย ธรรมารักษ์วัฒน์

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

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

## ประวัติการศึกษา

---

วศ.ด. (วิศวกรรมวัสดุและการผลิต)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วศ.ม. (วิศวกรรมวัดคุม)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
อส.บ. (เทคโนโลยีโทรคมนาคม)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

## โครงการวิจัย

---

โครงการ “การพัฒนากระบวนการสร้างภาพตัดขวางภายในวัตถุด้วยแสงสำหรับประยุกต์ใช้ในงานอุตสาหกรรม”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

งบประมาณแผ่นดิน คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปีงบประมาณ 2553

โครงการ “ศึกษาความเป็นไปได้ในการผลิตกระแสไฟฟ้าจากท่อน้ำบนอาคารสูง”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

งบประมาณเงินรายได้คณะ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปีงบประมาณ 2560

โครงการ “อุโมงค์ลมจำลองเพื่อทดสอบกังหันลมด้วยความเร็วลมที่ปรับค่าได้ตามพื้นที่ของประเทศไทย”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

งบประมาณเงินรายได้คณะ คณะวิศวกรรมศาสตร์ ประจำปีงบประมาณ 2560

## ความชำนาญ

---

วงจรอิเล็กทรอนิกส์กำลัง, ระบบควบคุม, การสื่อสารไร้สาย, และการเขียนโปรแกรมจำลองระบบการทำงาน, converter, Inverter, และ สายส่งไฟฟ้า.

ประวัติคณะผู้วิจัย 2

## ศ.ดร.วัยชัย ธีวรุจา

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

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

## ประวัติการศึกษา

---

วศ.ด. (วิศวกรรมไฟฟ้า)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วศ.ม. (วิศวกรรมไฟฟ้า)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วศ.บ. (วิศวกรรมไฟฟ้า)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

## โครงการวิจัย

---

โครงการ “การปรับปรุงประสิทธิภาพของซีเอ็นซี 3 แกน”  
สถานภาพในการทำวิจัย “ผู้ร่วมวิจัย”  
งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ประจำปี 2555

## ความชำนาญ

---

การประยุกต์ใช้งานวงจรอิเล็กทรอนิกส์ในงานอุตสาหกรรม, ระบบควบคุมแบบแอนะล็อก, เครื่องจักรซีเอ็นซี

ประวัติคณะผู้วิจัย 3

## รศ.ดร.วรรณคดี เพชรมณีล้ำค่า

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

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

## ประวัติการศึกษา

---

วศ.ด. (วิศวกรรมไฟฟ้า)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วศ.ม. (วิศวกรรมระบบควบคุม)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วท.บ. (ฟิสิกส์ประยุกต์)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

## โครงการวิจัย

---

โครงการ “การพัฒนาเครื่องซีเอ็นซี 4 แกน”  
สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”  
งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ประจำปี 2555

## ความชำนาญ

---

การออกแบบวงจรรวมขนาดใหญ่มาก, Post-processor, เครื่องจักรซีเอ็นซี

ประวัติคณะผู้วิจัย 4

## ผศ.ดร.อภิไญย์ ฤกษ์รัตน์

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

E-mail: [apinai@yahoo.com](mailto:apinai@yahoo.com)

## ประวัติการศึกษา

---

วศ.ด. (วิศวกรรมไฟฟ้า)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วศ.ม. (วิศวกรรมไฟฟ้า)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วท.บ. (วิศวกรรมโทรคมนาคม)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

## โครงการวิจัย

---

โครงการ “การพัฒนาระบบตรวจสอบการตกค้างของกระดูกในเนื้อไก่โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ประจำปี 2556

โครงการ “การพัฒนาระบบตรวจสอบคุณภาพเนื้อปลาโดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ประจำปี 2555

โครงการ “การพัฒนาระบบตรวจสอบคุณภาพเนื้อสัตว์โดยใช้เทคนิคการประมวลผลภาพ”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

งบประมาณเงินรายได้คณะวิศวกรรมศาสตร์ประจำปี 2554

## ความชำนาญ

---

วงจรอิเล็กทรอนิกส์, ระบบเครื่องมือวัดและควบคุม

ประวัติคณะผู้วิจัย 5

## ผศ.ดร.นรินทร์ ธรรมารักษ์วัฒน์

ภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

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

## ประวัติการศึกษา

---

ปร.ด. (นาโนเทคโนโลยี)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วศ.ม. (วิศวกรรมไฟฟ้า)	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
วท.บ. (สถิติ-คอมพิวเตอร์)	มหาวิทยาลัยรามคำแหง

## ประวัติการทำงาน

---

2557-ปัจจุบัน	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ประจำภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง
2546-2556	อาจารย์ ประจำภาควิชาวิศวกรรมการวัดและควบคุม คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง
2545-2548	หัวหน้าฝ่ายระบบสารสนเทศฯ สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าฯ ลาดกระบัง
2542-2545	หัวหน้าฝ่ายระบบและโปรแกรม สำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
2537-2542	นักวิชาการคอมพิวเตอร์ สำนักวิจัยบริการคอมพิวเตอร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

## ความชำนาญ

---

การบริหารจัดการโครงการ Information System Analysis and Design, Database Management System, Data communications and networks

ประวัติคณะผู้วิจัย 6

**นาย นพคุณ แสงสุวรรณ**

นักศึกษา วิศวกรรมมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

E-mail: [62601255@kmitl.ac.th](mailto:62601255@kmitl.ac.th)

## ประวัติการศึกษา

---

วศ.บ. (วิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์)

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

## ความชำนาญ

---

วงจรอิเล็กทรอนิกส์, ชำนาญการใช้เครื่องช่างและเซนเซอร์วัดแรง

ประวัติคณะผู้วิจัย 7

## นาย อนุรักษ์น คุภอติเรก

นักศึกษา วิศวกรรมมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมระบบควบคุม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

E-mail: [62601186@kmitl.ac.th](mailto:62601186@kmitl.ac.th)

## ประวัติการศึกษา

---

วท.บ. (วิศวกรรมเมคคาทรอนิกส์)

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหาร

ลาดกระบัง

## ความชำนาญ

---

โปรแกรมมิ่ง, ออกแบบด้วยโปรแกรมจำลองการทำงาน

ประวัติคณะผู้วิจัย 8

**ผศ.ดร.ทศพร พิชัยยา**

ภาควิชากายภาพบำบัด

คณะเทคนิคการแพทย์

มหาวิทยาลัย

E-mail: [todsaporn.p@cmu.ac.th](mailto:todsaporn.p@cmu.ac.th)

**ประวัติการศึกษา**

---

M.Sc. (Physiotherapy)	Curtin University of Technology Commonwealth of Australia
Post Selected Therapy Unit	Curtin University of Technology & Australian International Development Assistance Bureau (AIDAB), Commonwealth of Australia
วท.บ. (กายภาพบำบัด)	มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

**ความชำนาญ**

---

กายภาพบำบัดในผู้ป่วยระบบประสาท, การประดิษฐ์เครื่องยกผู้ป่วย การใช้เทคโนโลยีและสิ่งอำนวยความสะดวกสำหรับผู้พิการ

ประวัติคณะผู้วิจัย 9

## ผศ.ดร.นวลลออ ธวินชัย

ภาควิชากายภาพบำบัด

คณะเทคนิคการแพทย์

มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

E-mail: [nuanlaor.thawinchai@cmu.ac.th](mailto:nuanlaor.thawinchai@cmu.ac.th)

## ประวัติการศึกษา

---

วท.ด. (กายภาพบำบัดในเด็ก) Drexel University, USA

วท.ม. (กายภาพบำบัดในเด็ก) Drexel University, USA

วท.บ. (กายภาพบำบัด) มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

## โครงการวิจัย

---

โครงการ “A survey of smartphone addiction and factors associated with smartphone usage and upper body posture in university student of Chiang Mai University, Faculty of Associated Medical Sciences Grant, Chiang Mai University, Chiang Mai, THAILAND”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

โครงการ “Pilot study of the 21st century learning management for research methodology for physical therapy course”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

โครงการ “Coordination between pelvis and trunk and lower extremity in horseback rider, Faculty of Associated Medical Sciences Grant, Chiang Mai University, Chiang Mai, THAILAND”

สถานภาพในการทำวิจัย “หัวหน้าโครงการวิจัย”

โครงการ “Balance measurement in sitting position by using the Sway meter in children with cerebral palsy”

สถานภาพในการทำวิจัย “ผู้ร่วมวิจัย”

โครงการ “Comparison of range of motion and electromyography in adults’ riders”

สถานภาพในการทำวิจัย “ผู้ร่วมวิจัย”

ประวัติคณะผู้วิจัย 10

## นาย ณรงค์รัตน์ สวัสดิ์กานนท์

นักกายภาพบำบัดชำนาญการ

สังกัด หน่วยกายภาพบำบัด ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู

E-mail: [narongrat.s@cmu.ac.th](mailto:narongrat.s@cmu.ac.th)

## ประวัติการศึกษา

---

วท.ม. (วิทยาศาสตร์การกีฬา) มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

วท.บ. (กายภาพบำบัด) มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

## ประวัติการทำงาน

---

1. หัวหน้าหน่วยกายภาพบำบัด ภาควิชาเวชศาสตร์ฟื้นฟู คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
2. กรรมการส่งเสริมและจัดการสิ่งประดิษฐ์ และนวัตกรรมทางการแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
3. ปริญญาโครงการขับเคลื่อนการพัฒนานวัตกรรมเครื่องมือและอุปกรณ์การแพทย์ ศูนย์บริการ วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ (ศวท. มช.)
4. ที่ปรึกษานวัตกรรมอุปกรณ์การแพทย์ สมาคมผู้ประกอบการผลิตเครื่องจักรชิ้นส่วนโลหะและ อุตสาหกรรมสนับสนุนไทย
5. ที่ปรึกษากิจการรณพัฒนาผลิตภัณฑ์หรือกระบวนการด้วยนวัตกรรมและเทคโนโลยีเพื่อเตรียมความพร้อมสู่เชิงพาณิชย์หรือสู่บัญชีนวัตกรรม

## จดอนุสิทธิบัตร

---

อุปกรณ์เสริมเตียงผู้ป่วยช่วยพลิกตัวอัตโนมัติ ออกแบบสิ่งประดิษฐ์ ถูกลง, เบาะรองนอน, อุปกรณ์ ล้อควิลแชร์ให้ติดอยู่กับพื้น, ทางลาดขึ้นรถยนต์ ลิขสิทธิ์ แอปพลิเคชัน panyadee+

ประวัติคณะผู้วิจัย 11

## นางสาว ปวีณา อินตารักษา

บริษัท ศูนย์พัฒนาบุคลากร บำรุงราษฎร์ จำกัด

E-mail: [pavena@bumrungrad.com](mailto:pavena@bumrungrad.com)

## ประวัติการศึกษา

---

วท.ม. (เวชศาสตร์การกีฬา) จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วท.บ. (กายภาพบำบัด) มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

## ประวัติการทำงาน

---

1. วิทยากรฝึกอบรมทางคลินิกสายงานสนับสนุนบริการทางด้านการแพทย์ (Clinical Professional Educator), ฝ่ายการเรียนรู้ทางคลินิก บริษัท ศูนย์พัฒนาและฝึกอบรมบุคลากร บำรุงราษฎร์ จำกัด 1 เมษายน 2562 – ปัจจุบัน
2. นักกายภาพบำบัด ตำแหน่งสุดท้าย Physical Therapy Specialist แผนกกายภาพบำบัด โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ อินเตอร์เนชั่นแนล กรุงเทพฯ 1 พฤศจิกายน 2551-31 มีนาคม 2562
3. อาจารย์ประจำแขนงระบบหายใจและไหลเวียน ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 1 พฤศจิกายน 2549 – 16 ตุลาคม 2551
4. นักกายภาพบำบัดเต็มพื้นที่ผู้ป่วยโรคหัวใจและหลอดเลือด (Full time) โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ กรุงเทพฯ 1 มกราคม 2549 – 31 ตุลาคม 2549
5. นักกายภาพบำบัดเต็มพื้นที่ผู้ป่วยโรคหัวใจและหลอดเลือด (Part time) โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ กรุงเทพฯ ปี 2547-2548
6. นักกายภาพบำบัดพิเศษในกลุ่มเด็กพิเศษ ปี พ.ศ.2546-2548

ประวัติคณะผู้วิจัย 12

นางสาว นพมล เวฬุคามกุล

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

## ประวัติการศึกษา

---

บธ.บ. (การบัญชี)

มหาวิทยาลัยหัวเฉียวเฉลิมพระเกียรติ

## ความชำนาญ

---

การบัญชี, ทำรายรับ-รายจ่าย

## ประสบการณ์ทำงาน

---

ประสบการณ์ทำงาน 20 ปี ทางด้านบัญชี, เบิกจ่ายพัสดุ, จัดซื้อ, จัดจ้าง, ประมาณการรายจ่าย.