ระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินแสดงผลผ่านมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

GAIT ANALYSIS SYSTEM ON ANDROID PHONE

โดย

นายธนาธิป บัวเขียว

นายเสริมศักดิ์ ศรีเวช

นายอุปการ เธียรมนตรี

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2557

ระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินแสดงผลผ่านมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

Gait Analysis System on Android Phone

โดย

นายธนาธิป	บัวเขียว	54010586
นายเสริมศักดิ์	ศรีเวช	54011443
นายอุปการ	เธียรมนตรี	54011571

อาจารย์ที่ปรึกษา

ผศ.ดร.ตุลยา ลิมปิติ

อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม

ดร.ณัฐกานต์ พุทธรักษ์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2557

ผ่านการตรวจรูปเล่มแล้ว

(Tulaya Limpiti)

อาจารย์ที่ปรึกษา

11/5/58

ผ่านการตรวจชิ้นงานแล้ว

(.....)

กรรมการผู้ตรวจชิ้นงาน

14/5/58

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ปีการศึกษา 2557
ภาควิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
เรื่อง ระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินแสดงผลผ่านมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์
GAIT ANALYSIS SYSTEM ON ANDROID PHONE

ผู้จัดทำ

1. นายธนาธิป บัวเขียว รหัสนักศึกษา 54010586
2. นายเสริมศักดิ์ ศรีเวช รหัสนักศึกษา 54011443
3. นายอุปการ เธียรมนตรี รหัสนักศึกษา 54011571

Tulaya Limpiti
..... อาจารย์ที่ปรึกษา
(ผศ.ดร.ตุลยา ลิมปิติ)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม
(ดร.ณัฐกานต์ พุทธรักษ์)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณบิดาและมารดาที่คอยให้คำปรึกษาในปัญหาทุกๆด้านอีกทั้งยังคอยสนับสนุนอุปการะ ทางด้านเงินทุน ปัจจัยต่างๆ และเป็นกำลังใจสำคัญในการทำปริญญานิพนธ์นี้

ขอขอบพระคุณผศ.ดร.ตุลยา ลิมปิติ ดร.ณัฐกานต์ พุทธรักษ์ อาจารย์ที่ปรึกษาและอาจารย์ที่ปรึกษาร่วมที่คอยให้คำปรึกษาและแนะนำแนวทางในการดำเนินงานต่างๆ รวมทั้งอนุเคราะห์เครื่องมืออุปกรณ์ต่างๆ และสถานที่ในการทดลอง รวมถึงสิ่งของที่จำเป็นในปริญญานิพนธ์นี้ให้ปริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบพระคุณนายนคร เมืองบุญมา นางสาวจิรัชญา พูลสวัสดิ์ พี่ปริญญาโทคอยให้คำปรึกษา คอยตรวจอักษรคอยสอนให้ความรู้คอยแนะนำเมื่อมีปัญหาในการทำปริญญานิพนธ์ในเรื่องต่างๆ รวมทั้งขอบคุณเพื่อนๆ นายปุณณวิช พิศเพ็ง นางสาวปิยาณี เกียรติชัยวณิชย์ นายอานันต์ เจริญรัตน์ ที่คอยแบ่งปันและให้คำแนะนำต่างๆ ในการทำปริญญานิพนธ์

นายธนาธิป บัวเขียว
นายเสริมศักดิ์ ศรีเวช
นายอุปการ เธียรมนตรี
ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินแสดงผลผ่านมือถือ
ระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์
GAIT ANALYSIS SYSTEM ON ANDROID PHONE

โดย นายธนาธิป บัวเขียว 54010586
นายเสริมศักดิ์ ศรีเวช 54011443
นายอุปการ เธียรมนตรี 54011571

อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ตุลยา ลิมปิติ
อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ดร.ณัฐกานต์ พุทธรักษ์

บทคัดย่อ

เวชศาสตร์การกีฬา เป็นการนำความรู้และวิทยาการทางการแพทย์มาประยุกต์ใช้กับการเล่นกีฬาและการออกกำลังกาย เพื่อศึกษาสาเหตุของการบาดเจ็บ วิธีการป้องกันการบาดเจ็บ การวินิจฉัยและรักษา บำบัดฟื้นฟูรักษาร่างกาย การเดินเป็นวิวัฒนาการที่เป็นไปตามธรรมชาติและเป็นพื้นฐานของการพัฒนาสมรรถภาพทางกาย ซึ่งเมื่อเกิดความผิดปกติ อันเนื่องมาจากสาเหตุต่างๆ แล้วคนทั่วไปจึงจะรู้สึกว่าเป็นปัญหาที่ต้องการบำบัดรักษาและการฝึกหัดเดิน ซึ่งปัญหาดังกล่าวจำเป็นต้องใช้เครื่องมือในการช่วยวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน เพื่อให้การบำบัดรักษาสามารถทำได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว ปริญญานิพนธ์นี้จัดทำขึ้นเพื่อสร้างระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์ โดยมีส่วนประกอบของระบบคือ ชุดเซนเซอร์วัดแรงกด ซึ่งจะส่งข้อมูลไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งเป็นส่วนกลางควบคุมการทำงานและทำการประมวลผลแล้วส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่านโมดูลไร้สายไปจัดเก็บในฐานข้อมูลและนำไปแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้และ มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ABSTRACT

Sports Medicine applies knowledge in medical science to sports and exercise, including physical therapy and rehabilitation. Walking is a natural evolution and is fundamental for the development of physical ability. Various injuries may affect the way we walk. There is a need for tools to help diagnose disorders of gait, so that proper treatment can be done accurately and quickly. This project aims to develop a system for gait analysis. The system consists of load cells which measure foot pressure at different locations on the feet. The sensor data is transferred to the microcontroller to process and sent to the database on the server via wireless module. The results are displayed on a graphic user interface and android phone.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

		หน้า
กิตติกรรมประกาศ		I
บทคัดย่อ		II
สารบัญ		IV
สารบัญรูป		VI
สารบัญตาราง		XI
บทที่ 1	**บทนำ**	1
	1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
	1.2 วัตถุประสงค์	1
	1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์	2
บทที่ 2	**ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง**	3
	2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดินของมนุษย์	3
	2.2 การตรวจการเดินปกติ	5
	2.3 ลักษณะการเดินที่ผิดปกติ	6
	2.4 โหลดเซลล์	7
	2.5 วงจรบริดจ์	8
	2.6 วงจรขยายสัญญาณการวัดแบบปรับอัตราขยายได้	9
	2.7 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส	10
	2.8 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน	11
	2.9 การทำงานของเซิร์ฟเวอร์	11
	2.10 ระบบฐานข้อมูล	13
	2.11 ไมโครคอนโทรลเลอร์	13
	2.12 ภาษา C#	18
	2.13 การเขียนแอพพลิเคชันสำหรับระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์	22
	2.14 ภาษา PHP	23
	2.15 โมดูล WiFi	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

		หน้า
บทที่ 3	**การออกแบบและการจัดทำปริญญานิพนธ์**	28
	3.1 การออกแบบ	28
	3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง	55
	3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง	55
บทที่ 4	**ผลการทดลอง**	56
	4.1 การทดสอบวงจรวัดแรงกดที่ฝ่าเท้า	56
	4.2 การทดสอบรับ-ส่งข้อมูลระหว่างคอมพิวเตอร์ผ่านโมดูลสื่อสารไร้สาย	63
	4.3 การทดสอบการรับค่าอนาล็อกอินพุตจากเซนเซอร์และการส่งข้อมูลไปยังฐานข้อมูล	64
	4.4 การทำงานของส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้	74
	4.5 การทดสอบการทำงานของแอนดรอยด์แอพพลิเคชัน	83
	4.6 ตัวอย่างการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน	88
บทที่ 5	**สรุปผลและข้อเสนอแนะ**	96
	5.1 สรุปผล	96
	5.2 ข้อเสนอแนะ	96
บรรณานุกรม		97

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่		หน้า
1.1	บล็อกไดอะแกรมรวมของระบบ	2
2.1	วงจรการเดิน	3
2.2	โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ	7
2.3	โหลดเซลล์ชนิด Single point	7
2.4	โหลดเซลล์ชนิด S Type	8
2.5	โหลดเซลล์ชนิด Truck scale	8
2.6	ลักษณะการต่อโหลดเซลล์กับวงจรบริดจ์	9
2.7	วงจรขยายแรงดันแบบ Instrumentation Amplifier	10
2.8	วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส	11
2.9	วงจร Low pass filter	11
2.10	ลำดับขั้นตอนการใช้งาน PIC	16
2.11	หน้าต่างโปรแกรม CCS 'C' compiler	16
2.12	ส่วนประกอบของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010	21
2.13	โมดูลไร้สาย	26
2.14	การเชื่อมต่อของโมดูล WiFi	27
3.1	Block Diagram ของระบบที่ได้ออกแบบขึ้น	28
3.2	แผนผังการทำงานระบบแสดงลักษณะการเดินของมนุษย์	29
3.3	การทำงานของวงจรวัดแรงกดบนฝ่าเท้า	30
3.4	วงจรบริดจ์ต่อกับโหลดเซลล์	30
3.5	วงจร Instrumentation Amplifier	31
3.6	วงจร Non-inverting Amplifier	32
3.7	วงจร Low pass filter	32
3.8	Schematic วงจรวัดแรงกดฝ่าเท้า	33
3.9	PCB วงจรแรงวัดกดฝ่าเท้า	34
3.10	วงจรรวมที่กัดปริ้นท์เสร็จสมบูรณ์แล้ว	34
3.11	การจัดวางโหลดเซลล์บนแผ่นรองรองเท้า	35
3.12	ชิ้นงานติดตั้งกับผู้ทดสอบ	36
3.13	การใช้งานขาต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์	37
3.14	แผนผังการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์	38
3.15	schematic วงจรลดระดับสัญญาณแรงดันในการสื่อสารแบบอนุกรม	39

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
3.16	วงจรลดระดับสัญญาณแรงดันในการสื่อสารแบบอนุกรม	39
3.17	ส่วนประกอบของตาราง Patient	40
3.18	ส่วนประกอบของตาราง year	40
3.19	โปรแกรม PuTTY	41
3.20	การตั้งค่าโมดูลสื่อสารไร้สาย	42
3.21	ไฟล์ test-test.PHP ที่ใช้ในการตัดข้อมูลและบันทึกลงในฐานข้อมูล	43
3.22	แผนผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บน GUI	44
3.23	หน้าต่างการลงชื่อใช้งาน	45
3.24	หน้าต่างข้อมูลของคนไข้	45
3.25	หน้าต่างแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าและตารางความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักต่อเวลา	46
3.26	แผนผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์	47
3.27	หน้าต่างแอพพลิเคชันการลงชื่อใช้งาน	48
3.28	หน้าต่างแอพพลิเคชันข้อมูลของคนไข้	49
3.29	หน้าต่างแอพพลิเคชันแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าเป็นแถบสี	49
3.30	ตำแหน่งของโหลดเซลล์บนฝ่าเท้า	50
3.31	วงจรการเดินกับพื้นที่การลงน้ำหนัก	50
3.32	การแปลงสัญญาณเป็นบิต 0 และบิต 1	52
3.33	Gait cycle template	53
3.34	กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Threshold และเปอร์เซนต์ความผิดพลาดในการวิเคราะห์	54
4.1	วงจรรวมขยายโหลดเซลล์	56
4.2	การทดสอบโดยการกดและไม่กดโหลดเซลล์	57
4.3	(ก) สัญญาณเอาต์พุตที่ตำแหน่ง v2 (ข) สัญญาณเอาต์พุตที่ตำแหน่ง v1	57
4.4	สัญญาณเอาต์พุตที่ตำแหน่ง v1 เมื่อกดโหลดเซลล์	58
4.5	(ก) สัญญาณเอาต์พุตของ Instrumentation Amplifier เมื่อไม่กดโหลดเซลล์ (ข) สัญญาณเอาต์พุตของ Instrumentation Amplifier เมื่อกดโหลดเซลล์	58
4.6	ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Instrumentation Amplifier	59
4.7	(ก) สัญญาณเอาต์พุตของ Amplifier เมื่อไม่กดโหลดเซลล์ (ข) สัญญาณเอาต์พุตของ Amplifier เมื่อกดโหลดเซลล์	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.8	ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Amplifier	60
4.9	(ก) สัญญาณเอาต์พุตของ Low pass filter เมื่อไม่กดโหลดเซลล์ (ข) สัญญาณเอาต์พุตของ Low pass filter เมื่อกดโหลดเซลล์	61
4.10	ขนาดของผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Low pass filter	62
4.11	เฟสของวงจรผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Low pass filter	63
4.12	รูปแบบข้อมูลที่ใช้ส่งไปยังโมดูลสื่อสารไร้สาย	63
4.13	การตอบสนองของโมดูลสื่อสารไร้สายเมื่อมีการส่งข้อมูล	64
4.14	ข้อมูลที่รับได้ในฐานข้อมูลของเครื่องคอมพิวเตอร์ฝั่งรับ	64
4.15	การเดินในช่วง Swing phase	65
4.16	ข้อมูลจากการเดินในช่วง Swing phase	65
4.17	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Swing phase	65
4.18	การเดินในช่วง Heel strike	66
4.19	ข้อมูลจากการเดินในช่วง Heel strike	67
4.20	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Heel strike	67
4.21	การเดินในช่วง Foot flat	68
4.22	ข้อมูลจากการเดินในช่วง Foot flat	68
4.23	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Foot flat	69
4.24	การเดินในช่วง Mid-stance	69
4.25	ข้อมูลจากการเดินในช่วง Mid-stance	70
4.26	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Mid-stance	70
4.27	การเดินในช่วง Heel off	71
4.28	ข้อมูลจากการเดินในช่วง Heel off	71
4.29	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Heel off	72
4.30	การเดินในช่วง Toe off	72
4.31	ข้อมูลจากการเดินในช่วง Toe off	73
4.32	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Toe off	73
4.33	หน้าต่างลงชื่อเข้าใช้งาน	74
4.34	การลงชื่อเข้าใช้ผิดพลาด	75
4.35	ข้อมูลของคนไข้ในฐานข้อมูล	75
4.36	หน้าต่างข้อมูลของคนไข้บน GUI	76

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.37	หน้าต่างการลบข้อมูลบนฐานข้อมูล	76
4.38	ข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าของผู้ใช้บนฐานข้อมูล	77
4.39	การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 1	77
4.40	การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 2	78
4.41	การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 3	78
4.42	การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 4	79
4.43	การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 5	79
4.44	ข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าที่เก็บผลการทดสอบมาจากเซนเซอร์จริงบนฐานข้อมูล	80
4.45	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Heel off)	81
4.46	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Mid-stance)	81
4.47	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Heel strike)	82
4.48	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Foot flat)	82
4.49	หน้าจอแอพพลิเคชันการลงชื่อเข้าใช้งาน	83
4.50	ข้อมูลของคนไข้ในฐานข้อมูล	83
4.51	หน้าต่างข้อมูลของคนไข้	84
4.52	ข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าของผู้ใช้บนฐานข้อมูล	84
4.53	การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้า	85
4.54	ข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าที่เก็บผลการทดสอบมาจากเซนเซอร์จริงบนฐานข้อมูล	86
4.55	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Heel off)	86

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.56	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Mid-stance)	87
4.57	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Heel Strike)	87
4.58	การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Foot flat)	88
4.59	ข้อมูลของการเดินแบบ Normal	89
4.60	สัญญาณการเดินปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านซ้าย (เซนเซอร์ 1-7) เปรียบเทียบกับ Template	89
4.61	สัญญาณการเดินปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านขวา (เซนเซอร์ 8-14) เปรียบเทียบกับ Template	90
4.62	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ที่แสดงผลการเดินแบบ Normal	90
4.63	แอนดรอยด์แอพพลิเคชันที่แสดงผลการเดินแบบ Normal	91
4.64	ข้อมูลของการเดินแบบ Abnormal	92
4.65	สัญญาณการเดินผิดปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านซ้าย (เซนเซอร์ 1-7) เปรียบเทียบกับ Template	92
4.66	สัญญาณการเดินผิดปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านขวา (เซนเซอร์ 8-14) เปรียบเทียบกับ Template	93
4.67	ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ที่แสดงผลการเดินแบบ Abnormal	94
4.68	แอนดรอยด์แอพพลิเคชันที่แสดงผลการเดินแบบ Abnormal	94

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่

3.1 Phase ของการเดินเปรียบเทียบกับการทำงานของโหลดเซลล์ 51
4.1 เปอร์เซนต์ความผิดพลาดของระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดิน 95

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การศึกษาเรื่อง เวชศาสตร์การกีฬา (Sports Medicine) เป็นการนำความรู้และวิทยาการทางการแพทย์มาประยุกต์ใช้กับการเล่นกีฬาและการออกกำลังกาย ซึ่งไม่ได้กำหนดว่าเกี่ยวข้องกับกีฬาเพื่อการแข่งขัน หรือเพื่อความเป็นเลิศเท่านั้น ผู้ที่เล่นกีฬาหรือออกกำลังกายเพื่อสุขภาพล้วนมีส่วนเกี่ยวข้องกับเวชศาสตร์การกีฬาด้วยกันทั้งสิ้น กล่าวได้ว่า เวชศาสตร์เป็นการศึกษาสาเหตุของการบาดเจ็บ วิธีการป้องกันการบาดเจ็บ การวินิจฉัยและรักษา รวมทั้งการบำบัดฟื้นฟูรักษาร่างกาย มุ่งเน้นการดูแลและส่งเสริมสุขภาพของนักกีฬา ตลอดจนประชาชนทั่วไป ให้มีความสมบูรณ์ทางกายมากที่สุด การเดินเป็นวิวัฒนาการที่เป็นไปตามธรรมชาติและเป็นพื้นฐานของการพัฒนาสมรรถภาพทางกาย ซึ่งคนทั่วไปจะเห็นความสำคัญเมื่อเกิดความผิดปกติ อันเนื่องมาจากสาเหตุต่างๆ แล้ว จึงจะรู้สึกว่าการเดิน เป็นปัญหาที่ต้องการบำบัดรักษาและการฝึกหัดเดิน ซึ่งปัญหาดังกล่าวจำเป็นต้องใช้เครื่องมือในการช่วยวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน เพื่อให้การบำบัดรักษาสามารถทำได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว

ปริญญานิพนธ์นี้จัดทำขึ้นเพื่อสร้างระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์ โดยมีส่วนประกอบของระบบคือ เซนเซอร์วัดแรงกด (Load cell) ที่จะส่งข้อมูลไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ซึ่งเป็นส่วนกลางควบคุมการทำงานและทำการประมวลผลส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่านโมดูลไร้สาย (Wi-Fi module) เพื่อนำไปแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (GUI) และมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ บล็อกไดอะแกรมของระบบแสดงในรูปที่ 1.1

1.2 วัตถุประสงค์

1) เพื่อศึกษาลักษณะการเดินของมนุษย์
2) เพื่อศึกษาและพัฒนาการใช้เซนเซอร์วัดแรงกดบนฝ่าเท้าอันเนื่องมาจากการเดิน
3) เพื่อศึกษาการส่งข้อมูลแบบไร้สายและการจัดการฐานข้อมูลบนเซิร์ฟเวอร์
4) เพื่อพัฒนาอุปกรณ์และระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินแสดงผลผ่านส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้และมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

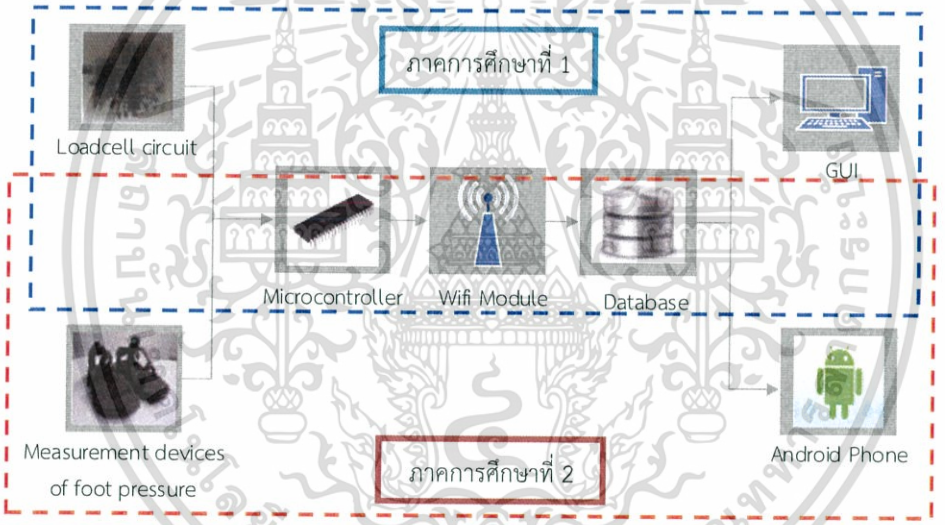
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของปริญญานิพนธ์

พัฒนาระบบวิเคราะห์เพื่อแสดงลักษณะการเดินของมนุษย์ เพื่อช่วยให้แพทย์วินิจฉัยและวิเคราะห์การเดินที่อาจมีความผิดปกติอันเนื่องมาจากการบาดเจ็บหรือความผิดปกติทางพันธุกรรม โดยใช้ข้อมูลการลงน้ำหนักบนส่วนต่างๆ ของฝ่าเท้าจากเซนเซอร์ที่เชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นข้อมูลจะถูกส่งผ่านโมดูลไร้สายไปยังเซิร์ฟเวอร์เพื่อประมวลผลและนำไปแสดงผลผ่านส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (GUI) และมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

ภาคการศึกษาที่1: จัดทำฮาร์ดแวร์ระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์และศึกษาการเชื่อมต่อข้อมูลกับเซิร์ฟเวอร์และแสดงผลจำลองบนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

ภาคการศึกษาที่2: จัดทำระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์และแจ้งเตือนความผิดปกติโดยใช้ผลจากเซนเซอร์ในการวัดจริงส่งข้อมูลไปยังเซิร์ฟเวอร์และแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้และบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์



รูปที่ 1.1 บล็อกไดอะแกรมรวมของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีเกี่ยวกับการเดินของมนุษย์

การเดินเป็นวิวัฒนาการที่เป็นไปตามธรรมชาติจึงทำให้คนทั่วไปไม่เห็นความสำคัญ จนกระทั่งเมื่อมีความผิดปกติของการเดินอันเนื่องมาจากสาเหตุต่างๆ เกิดขึ้นแล้ว จึงจะรู้สึกว่าการเดินนี้ เป็นปัญหาที่ใหญ่มากต้องมีบำบัดรักษาและการฝึกหัดเดิน ซึ่งปัญหาดังกล่าว จำเป็นต้องใช้เครื่องมือในการช่วยวิเคราะห์ความผิดปกติ เพื่อให้การบำบัดรักษาสามารถทำได้อย่างถูกต้องและรวดเร็ว ซึ่งเครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์การเดินมีด้วยกันหลายชนิดและหลายวิธีการ ในการได้มาซึ่งค่าที่สามารถใช้ในการวิเคราะห์การเดินเกิดจากวงจรการเคลื่อนไหวของขาทั้ง 2 อย่างเป็นจังหวะและมีการเคลื่อนไหวของลำตัวเพื่อให้จุดศูนย์ถ่วงของร่างกายเคลื่อนไปข้างหน้า การเดินจะต้องเป็นวงจรหรือเรียกว่า "Gait cycle" ซึ่งครอบคลุมระยะต่างๆ คือ

(1) Stance phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยังคงวางอยู่บนพื้น

(2) Swing phase คือ ระยะที่ขาข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้น

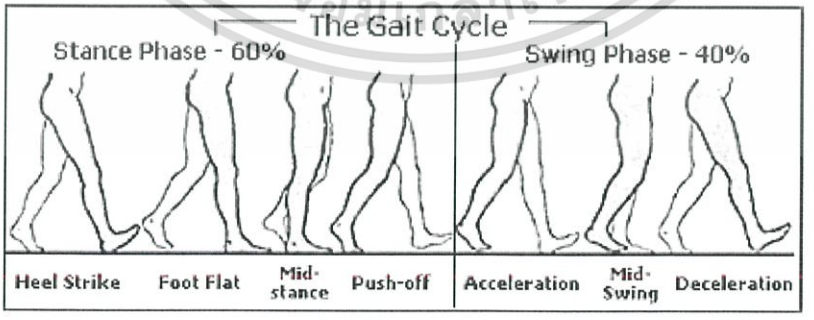
(3) Double support คือ ช่วงเวลาที่เท้าทั้งสองแตะพื้นเวลาเดียวกัน โดยที่ขาข้างหนึ่งอยู่ในระหว่างการยกส้นเท้า (Heel-off) และการยกนิ้วเท้า (Toe-off) ส่วนขาอีกข้างอยู่ในระหว่างการลงส้นเท้า (Heel strike) และ การวางเท้าแตะพื้น (Foot flat) ซึ่งจะพบช่วง Double support นี้ในการเดิน แต่จะไม่พบในการวิ่ง

ระยะเวลาที่ใช้ในช่วงการเดินต่างๆ มีรายละเอียดดังต่อไปนี้

(1) Stance phase ใช้เวลา 60 % ของวงจรการเดิน

(2) Swing phase ใช้เวลา 40 % ของวงจรการเดิน

(3) Double support ใช้เวลา 20-25% ของวงจรการเดิน



รูปที่ 2.1 วงจรการเดิน [1]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 2.1 เมื่อก้าวออกเดินด้วยเท้าขวา ในช่วงแรก เท้าขวาจะยันพื้นรับน้ำหนักตัว (Stance phase) ลำตัวจะเคลื่อนไปข้างหน้า โดยเท้าซ้ายจะดันตัวไป เมื่อลำตัวเคลื่อนไปข้างหน้า เท้าซ้ายซึ่งลอยก็จะมาแตะพื้นเพื่อจะรับน้ำหนัก เท้าขวาก็จะกลายเป็นตัวดันลำตัวให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า แล้วตัวเท้าเองก็จะลอยจากพื้น (Swing phase) เพื่อจะไปคอยรับน้ำหนักตัวต่อไป ช่วงการเดินที่กล่าวถึงนี้ คือการศึกษาขาข้างใดข้างหนึ่ง ซึ่งจะเห็นว่าขาขวาจะมี Stance phase และ Swing phase ตามกันไป เมื่อขาขวาเป็น Swing phase ขาซ้ายต้องเป็น Stance phase สลับกันไป จึงทำให้การเดินเป็นไปตามธรรมชาติ ซึ่งถ้าศึกษาให้ละเอียดแล้วจะเห็นว่าช่วงต่างๆ ยังแบ่งออกได้เป็นขั้นตอนดังนี้

2.1.1 Stance phase ประกอบไปด้วยขั้นตอนต่างๆ 5 ขั้นตอนดังนี้

(1) Heel strike คือ ขั้นตอนที่ส้นเท้ากระทบกับพื้น กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ให้เข่าเหยียด
- กล้ามเนื้อ Gluteu maximus ทำหน้าที่เหยียดสะโพกให้ส้นเท้ากดกับพื้น
- กล้ามเนื้อ Hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
- กล้ามเนื้อกลุ่มกระดูกข้อเท้า ทำให้เท้ากระดกพ้นพื้น

(2) Foot flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ใช้กล้ามเนื้อเหมือนกับระยะ Heel strike เว้นแต่ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดกลง 15 องศา

(3) Mid-stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้นน้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลังข้อสะโพกหน้าข้อเข่าและข้อเท้า กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ให้ข้อสะโพกงอ กันไม่ให้เกิดการยืดกล้ามเนื้อมากเกินไป
- กล้ามเนื้อ Gluteus medius, Gluteus minimus และ Tensor fascia lata ทำหน้าที่ให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับ ไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่งและไม่ให้เสียหลักง่าย
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้า ทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแนบพื้น

(4) Heel off เป็นระยะที่ส้นเท้ายกสูงจากพื้น ลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพกเกิดการยืดมากเกินไป
- กล้ามเนื้อ Hamstring ทำหน้าที่งอเข่า
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลงทำหน้าที่กระดูกข้อเท้าลง

(5) Toe off เป็นระยะที่นิ้วเท้าดันให้ขาไปข้างหน้า เพื่อเข้าสู่ระยะ Swing phase กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่งอข้อสะโพกเพื่อเหวี่ยงขาไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- กล้ามเนื้อกระดกเท้าลงทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

2.1.2 Swing phase

กินเวลาประมาณ 1/3 ของวงจรการเดิน แสดงได้ดังรูปที่ 2.2 แบ่งเป็น 3 ระยะดังนี้

(1) Acceleration คือระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยมาเร่ง กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ Iliopsoas ทำหน้าที่เหวี่ยงและงอข้อสะโพกไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ Quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดกเท้าขึ้นทำให้ข้อเท้ากระดกขึ้นเพื่อไม่ให้ปลายเท้าแตะพื้นกันล้ม

(2) Mid swing เป็นระยะที่ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้เหมือนระยะ acceleration

(3) Deceleration คือ ระยะการเดินที่ขาที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรงกล้ามเนื้อที่กล่าวมา ถูกชะลอให้ช้าลงเพื่อเข้าสู่ Stance phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป

2.2 การตรวจการเดินปกติ

ในช่วงการเดินปกติ ทุกคนจะมีความเป็นอิสระและการเคลื่อนไหว แขน ขา ลำตัว ใบหน้าจะเป็นไปโดยธรรมชาติ มีการลงน้ำหนักของขาข้างหนึ่งเพื่อให้ขาอีกข้างหนึ่งก้าวไปข้างหน้า และเชิงกรานจะทำมุมใกล้เคียง 90 องศากับขาข้างที่ลงน้ำหนัก ขณะเดียวกันแขนด้านตรงข้ามจะขยับไปข้างหน้าโดยอัตโนมัติ หัวไหล่ข้างเดียวกันก็จะไปข้างหน้าด้วยรูปท่าทางของลำตัวจะแตกต่างกันไปแต่ละคน แต่ทั่วๆ ไปลำตัวจะตั้งตรง โดยทั่วไปการทดสอบลักษณะการเดินจะกระทำได้ตามขั้นตอน ดังนี้

1. ให้สังเกตตั้งแต่ผู้ป่วยเดินมาหาผู้สังเกตทางด้านหน้า สังเกตว่าการเอียงตัวซ้ายและขวาเท่ากันหรือไม่ การวางแขนและการเหวี่ยงแขนได้จังหวะและเท่ากันหรือไม่ ลักษณะของวงจรการเดินเป็นปกติหรือไม่

2. ให้สังเกตทางด้านหลังของผู้ป่วย สังเกตการเอียงตัวซ้ายและขวาเท่ากันหรือไม่ การวางแขนและการเหวี่ยงแขนได้จังหวะเท่ากันหรือไม่ วงจรการเดินของขาเป็นปกติหรือไม่

3. ให้สังเกตด้านข้างของผู้ป่วย ด้วยลักษณะเดียวกัน

4. ให้ดูทั้งตัวตามที่ให้ไว้ข้างบน ตลอดจนฝีก้าว การเคลื่อนสะโพก ความกว้างของฐาน ฯลฯ

5. ให้ผู้ป่วยเดินบนส้นเท้าและบนปลายเท้า ความผิดปกติของการเดินขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายๆ อย่างที่ทำให้เบี่ยงเบนจากปกติ ดังนี้

- มีการจำกัดการเคลื่อนไหวของข้อ (Restrict of joint motions) ซึ่งรวมถึงการที่ข้อถูกดึงรั้ง (Contracture)
- ความปวด (Pain) ทำให้เคลื่อนไหวได้ไม่คล่องตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- กล้ามเนื้ออ่อนแรง (Muscle weakness)

- มีความผิดปกติของการรับรู้ (Sensation) เช่น มีความเจ็บปวดมากขึ้นหรือลดลงหรือสูญเสียความรู้สึกเกี่ยวกับการรับรู้ตำแหน่งของร่างกาย (Joint position sense)

- สูญเสียการทำงานที่ประสานกันของกล้ามเนื้อ (Coordination)

- มีการสูญเสียอวัยวะ เช่น ถูกตัดแขนหรือขา ด้วยสาเหตุหลายๆ อย่างนี้ ผู้สังเกตจำเป็นต้องประเมินดูว่าการสูญเสียจะมีผลมากหรือน้อยเพียงใด

2.3 ลักษณะการเดินที่ผิดปกติ (Gait Abnormality)

ความผิดปกติของลักษณะการเดินอาจมีผลมาจากบุคลิกของแต่ละบุคคลหรืออาจมาจากความผิดปกติของร่างกาย

โดยลักษณะการเดินที่ผิดปกติดังกล่าวสามารถแบ่งออกได้ดังนี้

- Spastic hemiparesis โดยมีลักษณะเดินขาหนึ่งเหยียดและเหวี่ยงออกร่วมกับแขนเกร็งงอข้อศอก โดยมีสาเหตุมาจากอัมพฤกษ์ครึ่งซีก

- Cerebellar ataxta หรือ wide-based gait โดยมีลักษณะเดินขากางพร้อมทั้งโอนไปมา อาจพบศีรษะสั่นๆ ขึ้นๆ ลงๆ หรืออาจเซไปข้างหน้า โดยมีสาเหตุมาจาก ผลของแอลกอฮอล์หรือยาบาร์บิทูเรต (barbiturate) ต่อมสมองน้อย (Cerebellum)

- Parkinsonion หรือ Festinating โดยมีลักษณะเดินตัวแข็ง หลังโกงโค้งไปข้างหน้า เริ่มเดินด้วยปลายเท้าก้าวสั้นๆ ถี่ๆ ศีรษะพุ่งไปข้างหน้าเหมือนไล่ตามจุดศูนย์ถ่วงของตัวเอง อาจพบแขนไม่แกว่ง มือสั่นรวมด้วย โดยมีสาเหตุมาจาก โรคพาร์กินสัน (Parkinson's disease)

- Scissors โดยมีลักษณะเดินลากปลายเท้าเข่าสองข้างจะไขว้กันเดินก้าวสั้นๆ ต้องใช้ความพยายามในการเดินมาก สาเหตุมาจากขาอ่อนแรงทั้งสองข้างหรือโรคมัลทิเพิล สเคลอโรซีส (Multiple sclerosis)

- Foot drop หรือ Stappage โดยมีลักษณะการเดินยกเท้าสูงปลายเท้าทิ่มพื้น (foot drop) สาเหตุมาจากการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อปลายขาหรือกล้ามเนื้อที่ช่วยกระดกเท้า หรือเป็นโรคโปลิโอ

- Waddling โดยมีลักษณะการเดินยกสะโพกสูงเวลาลงน้ำหนักที่เท้าสะโพกข้างเดียวกันจะกระดกขึ้น (Trendelenberg's sign) สาเหตุมาจากการอ่อนแรงของกล้ามเนื้อสะโพกโดยเฉพาะกล้ามเนื้อที่ก้น (Gluteus medius)

- Short leg โดยมีลักษณะการเดินยกขาเนื่องจากความยาวของขาไม่เท่ากันโดยความแตกต่างกันมากกว่า 2.5 เซนติเมตร (1 นิ้ว) สาเหตุจากสะโพกเคลื่อนแต่กำเนิดหรือขาสั้นลงจากโรคหรือบาดเจ็บ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 โหลดเซลล์

โหลดเซลล์ (Load cell) คือ อุปกรณ์ที่ใช้วัดค่าแรง หรือน้ำหนักที่กระทำโหลดเซลล์ โดยที่โหลดเซลล์จะเปลี่ยนแรงกดหรือน้ำหนักให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า (mV/V) ซึ่งจะมีทั้งแบบ 1, 2, 3 mV/V แต่ในบ้านเราที่มีใช้กันอยู่ส่วนใหญ่จะเป็นแบบ 2mV/V หรือ 3mV/V โหลดเซลล์เหมาะสำหรับการทดสอบคุณสมบัติทางกลของชิ้นงาน (Mechanical Properties of Parts) จึงถูกนำไปใช้ในอุตสาหกรรมหลากหลายประเภท ได้แก่ การชั่งน้ำหนัก การทดสอบแรงกดของชิ้นงาน การทดสอบความแข็งแรงของชิ้นงาน การทดสอบการเข้ารูปชิ้นงาน ใช้สำหรับงานทางด้านวัสดุโลหะ ทดสอบโลหะชิ้น ส่วนรถยนต์ วิศวกรรมโยธา ทดสอบคอนกรีต ทดสอบไม้ ฯลฯ

2.4.1 โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ (Strain Gauge Load cell) ดังรูปที่ 2.2 หลักการของโหลดเซลล์ประเภทนี้ก็คือ เมื่อมีน้ำหนักหรือแรงกดมากระทำ ความเครียด (Strain) จะเปลี่ยนเป็นค่าความต้านทานทางไฟฟ้า ทำให้ค่าสัญญาณที่ออกมามีค่าแตกต่างตามน้ำหนักหรือแรงกดที่มากระทำ

รูปที่ 2.2 โหลดเซลล์แบบสเตรนเกจ [2]

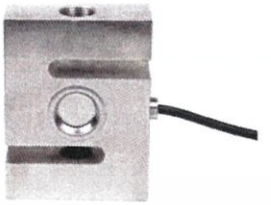
2.4.2 ชนิดของโหลดเซลล์

โหลดเซลล์มีหลากหลายชนิดขึ้นอยู่กับการนำไปใช้งานที่เหมาะสมกับความต้องการของผู้ใช้ ดังรูปที่ 2.3–2.5

รูปที่ 2.3 โหลดเซลล์ชนิด Single point [3]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.3 เป็นโหลดเซลล์ชนิด Single point สำหรับใช้งานติดตั้งบน Platform ได้เอาต์พุตที่ได้เป็น mV เหมาะสำหรับการวัดแรงกดที่มีน้ำหนักไม่สูงมากนักคือช่วง 6–200 kg



รูปที่ 2.4 โหลดเซลล์ชนิด S Type [3]

จากรูปที่ 2.4 เป็นโหลดเซลล์ชนิด S Type สำหรับการใช้งานแบบแรงดึง หรือแรงกดเอาต์พุตที่ได้เป็น mV เหมาะสำหรับการวัดแรงกดที่มีน้ำหนักสูงอยู่ในช่วง 100–5000 kg

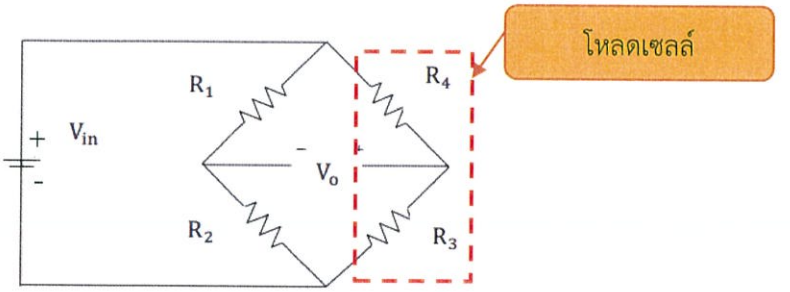
รูปที่ 2.5 โหลดเซลล์ชนิด Truck scale [3]

รูปที่ 2.5 เป็นโหลดเซลล์ชนิด Truck scale สำหรับการใช้งานตาชั่งรถบรรทุกย่านวัดตั้งแต่ 5,000–50,000 kg เอาต์พุตที่ได้เป็น mV

2.5 วงจรบริดจ์

เนื่องจากค่าความต้านทานที่เปลี่ยนไปในโหลดเซลล์เมื่อได้รับแรงกดมีค่าค่อนข้างต่ำ ดังนั้นในทางปฏิบัติจึงนิยมนำโหลดเซลล์มาใช้งานโดยต่อวงจรแบบบริดจ์ดังรูปที่ 2.6 โดยโหลดเซลล์ต่ออยู่ในตำแหน่ง R_3 และ R_4 ดังแสดงด้วยเส้นประ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ลักษณะการต่อโหลดเซลล์กับวงจรบริดจ์ [4]

เมื่อทำการป้อนแรงดันให้แก่วงจรบริดจ์ระหว่างขั้วอินพุตบวกและอินพุตลบ ในสภาวะที่ไม่มีแรงมากระทำหรือยังไม่มีน้ำหนักมากระทำต่อโหลดเซลล์ ค่าความต้านทานของโหลดเซลล์ภายในจะมีค่าเท่ากันทำให้วงจรบริดจ์อยู่ในสภาวะสมดุล แรงดันเอาต์พุตที่ออกมาระหว่างขั้วเอาต์พุตบวกและเอาต์พุตลบจะมีค่าเป็นศูนย์และเมื่อมีแรงมากระทำหรือมีน้ำหนักมากระทำต่อโหลดเซลล์จะทำให้ค่าความต้านทานภายในโหลดเซลล์เปลี่ยนค่าไป ทำให้วงจรบริดจ์อยู่ในสภาวะที่ไม่สมดุล ทำให้สามารถวัดแรงดันที่เอาต์พุตออกมาได้ ยิ่งมีน้ำหนักหรือวัตถุที่มากระทำต่อโหลดเซลล์มากเพียงใดก็จะทำให้ค่าความต้านทานของโหลดเซลล์นั้นเปลี่ยนค่าไปมากขึ้นและยังทำให้แรงดันเอาต์พุตมีค่ามากขึ้นด้วย อย่างไรก็ตามแรงดันเอาต์พุตที่ได้จากวงจรบริดจ์นั้น มีค่าน้อยมากจึงต้องอาศัยวงจรขยายสัญญาณเพื่อให้แรงดันเอาต์พุตนั้นมีค่าเพิ่มมากขึ้นเพื่อที่จะนำแรงดันที่ได้ไปประมวลผลในกระบวนการต่อไป โดยสามารถคำนวณสัญญาณเอาต์พุตของวงจรบริดจ์ได้ดังสมการที่ 2.1

$$V_O = V_{in}\left[\frac{R_3}{R_3+R_4} - \frac{R_1}{R_1+R_2}\right] \quad (2.1)$$

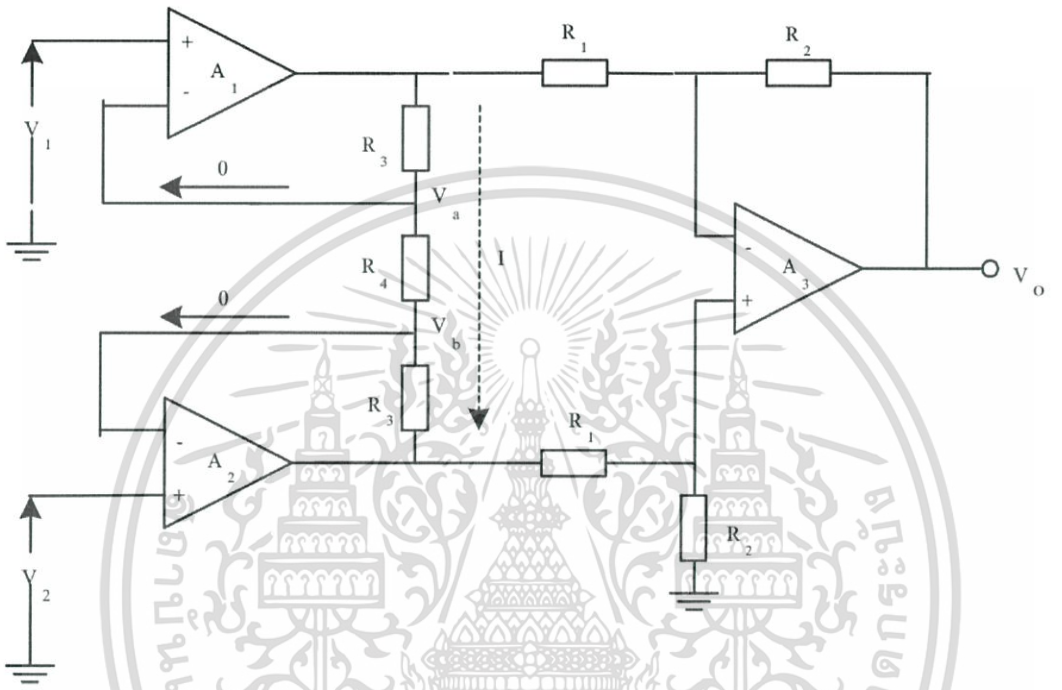
2.6 วงจรขยายสัญญาณการวัดแบบปรับอัตราขยายได้ (Instrumentation Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณการวัดแบบปรับอัตราขยายได้ เป็นวงจรขยายอุปกรณ์วัดมาตรฐานที่นิยมใช้กันมากในระบบการวัดและระบบการควบคุม ทั้งนี้เนื่องจากในระบบการวัดระบบหนึ่งอาจมีการเชื่อมต่อเพื่อรับสัญญาณจากตัวตรวจจับที่ต่างชนิดกัน ซึ่งสัญญาณที่ได้ตัวตรวจจับหลายประเภทมักจะมีช่วงของระดับที่แตกต่างกันไป ดังนั้นการปรับอัตราขยายได้จะทำให้ทุกๆ ช่องสัญญาณถูกปรับให้เอาต์พุตมีระดับแรงดันที่เท่ากันทำให้สะดวกในการนำไปเชื่อมต่อกับวงจรส่วนอื่นต่อไปดังรูปที่ 2.7 โดยมีสมการในการคำนวณค่าของอัตราขยาย ดังสมการที่ 2.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$A_v = \frac{R_2}{R_1}\left(1 + \frac{2R_3}{R_4}\right) \qquad (2.2)$$

โดย R_4 คือ แรงต้านทานภายนอก



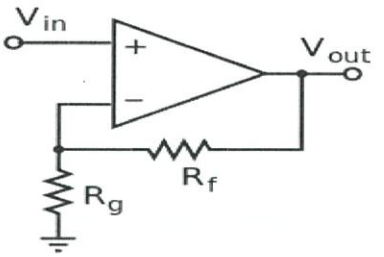
รูปที่ 2.7 วงจรขยายแรงดันแบบ Instrumentation Amplifier [5]

2.7 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amplifier)

วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส คือวงจรออปแอมป์ที่ออกแบบมาเพื่อให้อัตราขยายแรงดัน (Gain) มีค่าเป็นบวก หรือให้ค่าเอาต์พุตคงค่าเครื่องหมายเหมือนเดิมดังรูปที่ 2.8 โดยมีสมการในการคำนวณค่าของอัตราขยาย (Gain) ดังสมการที่ 2.3

$$\text{Gain} = \frac{R_f}{R_g} \qquad (2.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

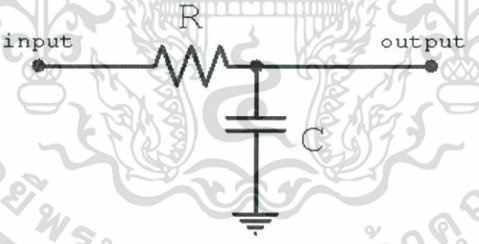


รูปที่ 2.8 วงจรขยายสัญญาณแบบไม่กลับเฟส [6]

2.8 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter)

วงจร Low pass filter คือวงจรกรองความถี่ต่ำที่ยอมให้สัญญาณใดๆ ที่มีความถี่ตั้งแต่ 0 Hz จนถึงความถี่ที่กำหนดซึ่งเรียกว่าความถี่ตัดผ่าน (Cutoff Frequency) ผ่านไปได้โดยไม่มีการลดทอนของสัญญาณ และถ้าความถี่ของสัญญาณเข้ามีค่าเกินที่กำหนดไว้ สัญญาณจะถูกลดทอนดังรูปที่ 2.9 โดยสามารถคำนวณค่าความถี่ได้จากสมการที่ 2.4

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \text{ Hz} \qquad (2.4)$$



รูปที่ 2.9 วงจร Low pass filter [7]

2.9 การทำงานของเซิร์ฟเวอร์

เซิร์ฟเวอร์ (Server) คือ เครื่องคอมพิวเตอร์หรือระบบปฏิบัติการหรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ที่ทำหน้าที่ให้บริการอย่างใดอย่างหนึ่งหรือหลายอย่างแก่เครื่องคอมพิวเตอร์หรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่เป็นลูกข่ายในระบบเครือข่าย มี 3 ความหมายคือ

- เครื่องคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่ให้บริการอะไรบางอย่างแก่คอมพิวเตอร์หรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์อื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ระบบปฏิบัติการคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่ให้บริการอะไรบางอย่างแก่คอมพิวเตอร์หรือ โปรแกรมคอมพิวเตอร์อื่น

- โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ทำหน้าที่ให้บริการอะไรบางอย่างแก่คอมพิวเตอร์หรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์อื่น

โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่เป็น เซิร์ฟเวอร์จะทำงานบนระบบปฏิบัติการ Linux หรือ Windows หรือ Unix โดยปกติประเภทของเซิร์ฟเวอร์จะแบ่งได้เป็น 4 ประเภท คือ ไฟล์เซิร์ฟเวอร์, ปริ้นท์เซิร์ฟเวอร์, ฐานข้อมูลเซิร์ฟเวอร์ และ แอพพลิเคชันเซิร์ฟเวอร์ การแบ่งออกเป็น 4 ประเภทนั้น แบ่งตามลักษณะการใช้งาน คือ เก็บ-บริการไฟล์, บริการ/บริหาร, งานพิมพ์, เก็บและบริการฐานข้อมูลและบริการ/บริหารซอฟต์แวร์ประยุกต์

1. ไฟล์เซิร์ฟเวอร์ เป็นเซิร์ฟเวอร์ที่มีหน้าที่จัดเก็บไฟล์ โดยการจัดเก็บไฟล์จะทำเสมือนเป็นฮาร์ดดิสก์รวมศูนย์ (Centerized disk storage) เสมือนว่าผู้ใช้งานทุกคนมีที่เก็บข้อมูลอยู่ที่เดียวเพราะควบคุม - บริหารง่าย การสำรองข้อมูล การ Restore ง่าย ข้อมูลดังกล่าวสามารถ แชร์ให้กับไคลเอนต์ (Client) ได้ โดยส่วนมากข้อมูลที่อยู่ใน ไฟล์เซิร์ฟเวอร์ คือ โปรแกรมและข้อมูล (Personal Data File) โดยปกติแล้วเซิร์ฟเวอร์ไม่มีหน้าที่ต้องประมวลข้อมูลเหล่านี้ เป็นเพียงแหล่งเก็บข้อมูล ไฟล์เซิร์ฟเวอร์ทำหน้าที่เสมือน Input/Output สำหรับไฟล์การทำงานของเซิร์ฟเวอร์ที่เป็นไฟล์เซิร์ฟเวอร์นั้นยังไม่เรียกว่าเป็น “ไคลเอ็นต์/เซิร์ฟเวอร์” เพราะไม่มีการแบ่งโหลดการทำงานระหว่างไคลเอ็นต์กับเซิร์ฟเวอร์ แต่หน้าที่ที่ไฟล์เซิร์ฟเวอร์จะต้องจัดการคือ มีระบบปฏิบัติการเครือข่าย NOS (Network Operating System) ที่ดูแลเกี่ยวกับการเข้าถึงไฟล์ ต้องมีกระบวนการ Lock ไว้ ไม่ให้เกิดความซ้ำซ้อนในการแก้ไขไฟล์ เช่น ขณะที่ผู้ใช้งานคนที่ 1 เปิด ไฟล์ A และกำลังแก้ไขอยู่ ผู้ใช้งานคนที่สองจะเปิดไฟล์ A เพื่อแก้ไขไม่ได้ แต่เปิดเพื่ออ่าน ได้อย่างเดียว (Read Only) แต่ถ้าหากข้อมูลนั้นเป็นฐานข้อมูล แทนที่ไฟล์หรือฐานข้อมูลทั้งฐานข้อมูลจะถูก Lock กระบวนการ Lock ก็อาจจะเกิดเฉพาะ Record นี้เป็นหน้าที่ของ NOS และ Application ที่ใช้งาน

2. ปริ้นท์เซิร์ฟเวอร์ คือเซิร์ฟเวอร์ที่มีไว้แบ่งให้ปริ้นท์เตอร์ราคาแพงบางรุ่นที่ออกแบบมาสำหรับการทำงานมากๆ

3. ฐานข้อมูลเซิร์ฟเวอร์ คือกลุ่มของข้อมูลที่ถูกเก็บรวบรวมไว้ โดยมีความสัมพันธ์ซึ่งกันและกัน โดยไม่ได้บังคับว่าข้อมูลทั้งหมดนี้จะต้องเก็บไว้ในแฟ้มข้อมูลเดียวกันหรือแยกเก็บหลายแฟ้มข้อมูล

4. แอฟพลิเคชันเซิร์ฟเวอร์ คือเซิร์ฟเวอร์ที่รันโปรแกรมประยุกต์ได้ด้วย โดยการทำงานสอดคล้องกับไคลเอ็นต์ เช่น Mail Server (รัน MS Exchange Server), Proxy Server (รัน Proxy Server) หรือ Web Server (รัน Web Server Program เช่น Xitami, Apache)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10 ระบบฐานข้อมูล (Database System)

ระบบฐานข้อมูล (Database System) คือ ระบบที่รวบรวมข้อมูลต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกันเข้าไว้ด้วยกันอย่างมีระบบ มีความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลต่างๆ ที่ชัดเจน ในระบบฐานข้อมูลจะประกอบด้วยแฟ้มข้อมูลหลายแฟ้มที่มีข้อมูลเกี่ยวข้องสัมพันธ์กันเข้าไว้ด้วยกันอย่างเป็นระบบและเปิดโอกาสให้ผู้ใช้สามารถใช้งานและดูแลรักษาป้องกันข้อมูลเหล่านี้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยมีซอฟต์แวร์ที่เปรียบเสมือนสื่อกลางระหว่างผู้ใช้และโปรแกรมต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการใช้ฐานข้อมูล เรียกว่า ระบบจัดการฐานข้อมูล หรือ DBMS (Data base management system) มีหน้าที่ช่วยให้ผู้ใช้เข้าถึงข้อมูลได้ง่ายสะดวกและมีประสิทธิภาพ การเข้าถึงข้อมูลของผู้ใช้อาจเป็นการสร้างฐานข้อมูล, การแก้ไขฐานข้อมูล หรือการตั้งคำถามเพื่อให้ได้ข้อมูลมา โดยผู้ใช้ไม่จำเป็นต้องรับรู้เกี่ยวกับรายละเอียดภายในโครงสร้างของฐานข้อมูล

2.10.1 ประโยชน์ของฐานข้อมูล

1. ลดการเก็บข้อมูลที่ซ้ำซ้อน ข้อมูลบางชุดที่อยู่ในรูปของแฟ้มข้อมูลอาจมีปรากฏอยู่หลายๆ แห่ง เพราะมีผู้ใช้ข้อมูลชุดนี้หลายคน เมื่อใช้ระบบฐานข้อมูลแล้วจะช่วยให้ความซ้ำซ้อนของข้อมูลลดน้อยลง

2. รักษาความถูกต้องของข้อมูล เนื่องจากฐานข้อมูลมีเพียงฐานข้อมูลเดียว ในกรณีที่มีข้อมูลชุดเดียวกันปรากฏอยู่หลายแห่งในฐานข้อมูล ข้อมูลเหล่านี้จะต้องตรงกัน ถ้ามีการแก้ไขข้อมูลนี้ทุกๆ แห่งที่ข้อมูลปรากฏอยู่จะแก้ไขให้ถูกต้องตามกันหมดโดยอัตโนมัติด้วยระบบจัดการฐานข้อมูล

3. การป้องกันและรักษาความปลอดภัยให้กับข้อมูลทำได้อย่างสะดวก การป้องกันและรักษาความปลอดภัยกับข้อมูลระบบฐานข้อมูลจะให้เฉพาะผู้ที่เกี่ยวข้องเท่านั้น ซึ่งก่อให้เกิดความปลอดภัย (security) ของข้อมูลด้วย Application Server

2.11 ไมโครคอนโทรลเลอร์

ไมโครคอนโทรลเลอร์ มาจากคำ 2 คำ คำหนึ่งคือ ไมโคร (Micro) หมายถึงขนาดเล็ก และคำว่า คอนโทรลเลอร์ (Controller) หมายถึงตัวควบคุมหรืออุปกรณ์ควบคุม ดังนั้น ไมโครคอนโทรลเลอร์ จึงหมายถึงอุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็ก แต่ในตัวอุปกรณ์ควบคุมขนาดเล็กนี้ได้บรรจุความสามารถที่คล้ายคลึงกับระบบคอมพิวเตอร์ที่คนโดยส่วนใหญ่คุ้นเคย กล่าวคือภายในไมโครคอนโทรลเลอร์ได้รวมเอาซีพียูหน่วยความจำ และพอร์ตซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักสำคัญของระบบคอมพิวเตอร์เข้าไว้ด้วยกัน โดยทำการบรรจุเข้าไว้ในตัวถังเดียวกัน ความแตกต่างของไมโครคอนโทรลเลอร์กับไมโครคอมพิวเตอร์ คือ ไมโครคอนโทรลเลอร์นั้นมีความสมบูรณ์ภายในตัวของมันเอง คือ มีส่วนประกอบต่างๆ ครบถ้วน ส่วนไมโครคอมพิวเตอร์นั้นต้องทำงานร่วมกับอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้างเคียงที่เชื่อมต่อจากภายนอก เช่น แป้นพิมพ์ เครื่องอ่านเขียนแผ่นบันทึก หน่วยความจำ I/O ฯลฯ ไมโครคอนโทรลเลอร์มีโครงสร้างใกล้เคียงกับคอมพิวเตอร์ คือ ภายในประกอบด้วยหน่วยรับข้อมูลและโปรแกรมหน่วยประมวลผล หน่วยความจำ หน่วยแสดงผล ซึ่งส่วนประกอบเหล่านี้มีความสมบูรณ์ในตัวของมันเอง ทำให้มีขนาดเล็ก และสามารถเขียนโปรแกรมควบคุมการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆ ที่เชื่อมต่อกับตัวมันง่ายต่อการนำไปประยุกต์ใช้งาน

ในปัจจุบันเครื่องใช้ไฟฟ้า อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ตลอดจนระบบโรงงานอุตสาหกรรม จะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ซึ่งติดตั้งอยู่ภายในเป็นตัวควบคุมเกือบทั้งหมด ทำให้ไมโครคอนโทรลเลอร์กลายเป็นอีกหนึ่งอุปกรณ์ที่ผู้ผลิตสารกึ่งตัวนำหลายๆ บริษัทให้ความสนใจและมีการแข่งขันสูงมาก อุปกรณ์ที่ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุมมีมากมายหลายชนิด เช่น อุปกรณ์เครื่องใช้ภายในบ้าน สัญญาณไฟจราจรรถยนต์ตลอดจนระบบอุตสาหกรรม PLC, CNC, Robot เป็นต้น

โครงสร้างโดยทั่วไปของไมโครคอนโทรลเลอร์นั้น สามารถแบ่งออกมาได้เป็น 4 ส่วนใหญ่ๆ ดังต่อไปนี้

- หน่วยประมวลผลกลางหรือซีพียู (CPU : Central Processing Unit) หน่วยความจำ (Memory) สามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือ หน่วยความจำที่มีไว้สำหรับเก็บโปรแกรมหลัก (Program Memory) เปรียบเสมือนฮาร์ดดิสก์ของเครื่องคอมพิวเตอร์ตั้งโต๊ะ คือข้อมูลใดๆ ที่ถูกเก็บไว้ในนี้จะไม่สูญหายไปแม้ไม่มีไฟเลี้ยง อีกส่วนหนึ่งคือหน่วยความจำข้อมูล (Data Memory) ใช้เป็นเหมือนกระดาษทดในการคำนวณของซีพียู และเป็นที่พักข้อมูลชั่วคราวขณะทำงาน แต่หากไม่มีไฟเลี้ยง ข้อมูลก็จะหายไปคล้ายกับหน่วยความแรม (RAM) ในเครื่องคอมพิวเตอร์ทั่วๆ ไป แต่สำหรับไมโครคอนโทรลเลอร์สมัยใหม่ หน่วยความจำข้อมูลจะมีทั้งที่เป็นหน่วยความจำแรม ซึ่งข้อมูลจะหายไปเมื่อไม่มีไฟเลี้ยง และเป็นอีอีพรอม (EEPROM : Erasable Electrically Read-Only Memory) ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลได้แม้ไม่มีไฟเลี้ยง

- ส่วนติดต่อกับอุปกรณ์ภายนอก หรือพอร์ต (Port) มี 2 ลักษณะคือ พอร์ตอินพุต (Input Port) และพอร์ตส่งสัญญาณหรือพอร์ตเอาต์พุต (Output Port) ส่วนนี้จะใช้ในการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอก ถือว่าเป็นส่วนที่สำคัญมาก ใช้ร่วมกันระหว่างพอร์ตอินพุต เพื่อรับสัญญาณอาจจะด้วยการกดสวิตช์ เพื่อนำไปประมวลผลและส่งไปพอร์ตเอาต์พุต เพื่อแสดงผลเช่น การติดสว่างของหลอดไฟ เป็นต้น

- ช่องทางเดินของสัญญาณหรือบัส (BUS) คือเส้นทางการแลกเปลี่ยนสัญญาณข้อมูลระหว่าง ซีพียู, หน่วยความจำและพอร์ต เป็นลักษณะของสายสัญญาณ จำนวนมากอยู่ภายในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยแบ่งเป็นบัสข้อมูล (Data Bus), บัสแอดเดรส (Address Bus) และบัสควบคุม (Control Bus)

- วงจรกำเนิดสัญญาณนาฬิกา นับเป็นส่วนประกอบที่สำคัญมากอีกส่วนหนึ่ง เนื่องจากการทำงานที่เกิดขึ้นในตัวไมโครคอนโทรลเลอร์ จะขึ้นอยู่กับการกำหนดจังหวะ หากสัญญาณนาฬิกา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มีความถี่สูง จังหวะการทำงานก็จะสามารถทำได้ถี่ขึ้นส่งผลให้ไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวนั้น มีความเร็วในการประมวลผลสูงตามไปด้วย

ไมโครคอนโทรลเลอร์จะมีให้เลือกมากมายหลายตระกูลและหลายบริษัท เช่น ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล MCS-51 ของบริษัท Philips ไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ของบริษัท ATMEL และไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ที่บริษัท Micro chip เป็นผู้ผลิต

2.11.1 Pic microcontroller

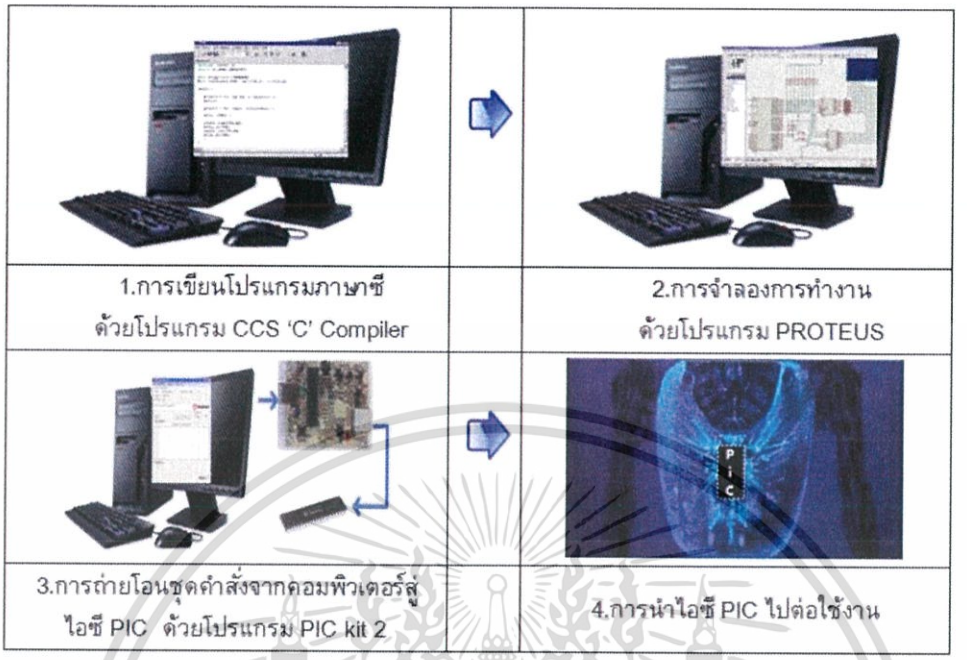
ในปี ค.ศ. 1977 บริษัท General Instrument หรือบริษัทไมโครชิพในปัจจุบัน ได้มีการผลิตไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC (Peripheral Interface Controller) ออกมาวางจำหน่าย PIC เบอร์แรกที่ผลิตออกมาก็คือ PIC1650

หลังจากนั้นไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล PIC ได้ถูกพัฒนามาอย่างต่อเนื่อง จนสามารถนำมาใช้งานในการควบคุมได้อย่างหลากหลาย เนื่องจากมีคุณสมบัติที่ครบครัน อีกทั้งยังง่ายต่อผู้ที่เริ่มเรียน คือสามารถที่จะเรียนรู้ได้ง่ายและสามารถนำไปใช้งานได้จริง เนื่องจากมีประสิทธิภาพที่สูง ราคาถูก เป็นที่นิยม และมีให้เลือกมากมายหลายเบอร์

การออกแบบ PIC จะยึดถือการออกแบบที่ว่ารวมทุกอย่างไว้ใน chip ตัวเดียวโดยไม่ต้องต่ออุปกรณ์ใดๆ เพิ่มเติม ได้แก่ หน่วยประมวลผลกลาง (CPU) หน่วยความจำโปรแกรม, หน่วยความจำข้อมูล, Timer, EEPROM, Feedback Control, CCP, ADC (Analog to Digital convertor) เป็นต้น ผลที่ตามมาก็คือแผ่นวงจรจะมีขนาดเล็ก และอุปกรณ์ที่ใช้จะไม่มาก บางงานอาจจะใช้แค่ PIC เพียงตัวเดียวโดยไม่ต้องใช้ chip อื่นมาเพิ่มเติมเลย เนื่องจาก concept ที่จะรวมทุกอย่างไว้ใน chip เดียว ทำให้ program memory และ data memory ไม่สามารถขยายโดยใช้กับ memory ภายนอกได้ ในทางทฤษฎี PIC จึงเหมาะสำหรับงานเล็กๆ ไม่ใช่งานใหญ่ๆ ที่ต้องใช้การคำนวณ memory เยอะๆ ปัจจุบันสัญญาณนาฬิกาสูงสุดของ PIC มีค่าเท่ากับ 20 MHz ดังนั้นหนึ่งคำสั่งของ PIC ใช้เวลาเพียง 0.25 μs

ในปัจจุบันนี้ PIC ได้ ถูกนำมาประยุกต์ใช้งานกันอย่างแพร่หลายในเครื่องมือต่างๆ ตัวอย่างเช่น การนำมาควบคุมการแสดงผลของจอแสดงผล, การนำมาส่งสัญญาณเพื่อสร้างคลื่นพาห์สำหรับการส่งอินฟราเรด, การนำมาควบคุมการปิด-เปิดสวิตช์ด้วยสัญญาณคลื่นวิทยุ, การนำมาควบคุมในเตาหุงต้มเหนี่ยวนำความร้อน, การนำมาควบคุมวงจรจุดชนวนอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์กำลัง, การนำมาควบคุมหุ่นยนต์ เป็นต้น

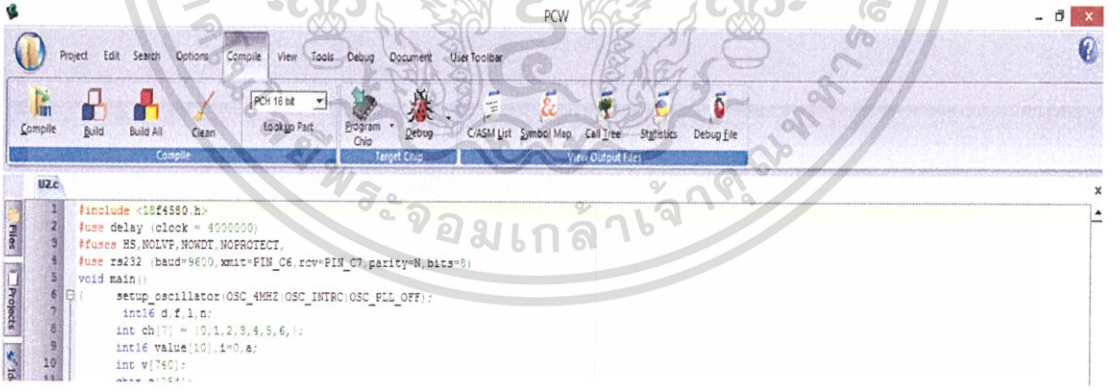
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.10 ลำดับขั้นตอนการใช้งาน PIC [8]

2.11.1.1 ลำดับขั้นตอนการใช้งาน PIC

รูปที่ 2.10 อธิบายลำดับขั้นตอนการสร้าง PIC เพื่อ นำไปใช้งานในการควบคุมต่างๆ โดยสังเขป โดยมีรายละเอียดลำดับขั้นตอนดังนี้



รูปที่ 2.11 หน้าต่างโปรแกรม CCS 'C' compiler [9]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนที่1 การเขียนโปรแกรมภาษาซี

การเขียนโปรแกรมภาษาซีสำหรับ PIC จะมีหลากหลายโปรแกรมให้เลือกใช้ ตัวอย่างเช่นโปรแกรม MikroC for PIC, โปรแกรม PIC Basic PRO, โปรแกรม C Compiler และโปรแกรม CCS 'C' Compiler (รูปที่ 2.11) ซึ่งจะเป็นภาษาซีที่แตกต่างกันไม่มากนัก โปรแกรม CCS 'C' Compiler ใช้ภาษาซีที่ผู้อ่านสามารถทำความเข้าใจได้ง่ายมากกว่าโปรแกรมอื่นๆ มีการพัฒนาโปรแกรมมาอย่างต่อเนื่อง มีฟังก์ชันต่างๆ ให้เลือกใช้งานมากมาย จึงเหมาะสมกับผู้เริ่มต้น เช่น ฟังก์ชัน LCD.C ที่ผู้ออกแบบโปรแกรมได้เขียนเอาไว้ในไฟล์ driver มาอ้างอิง เพื่อที่จะเป็นการอำนวยความสะดวกให้ผู้ศึกษาสามารถดึงไฟล์ driver ตัวดังกล่าวมาใช้ได้เลย อีกทั้งโปรแกรมนี้เป็นที่นิยมเป็นอย่างมาก จึงทำให้เกิดการแชร์ประสบการณ์ของนักเขียนโปรแกรมต่างๆ มีการแลกเปลี่ยนความคิดร่วมกันปรึกษาปัญหาในการออกแบบและแก้ไขโปรแกรม และทำให้เกิดกระบวนการเรียนรู้ที่พัฒนามากยิ่งขึ้นไป

ขั้นตอนที่ 2 การจำลองการทำงาน (Simulation)

การจำลองการทำงานบนคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม PROTEUS เป็นโปรแกรมจำลองการทำงานของวงจรไฟฟ้าและสามารถออกแบบแผ่นปริ้นท์ได้อีกด้วย โปรแกรมนี้จะช่วยให้ผู้เขียนโปรแกรมสามารถดูผลการทำงานของโปรแกรม ก่อนที่จะทำการอัดโปรแกรมลงในตัวชิพ จึงช่วยให้ผู้เขียนโปรแกรมสามารถตรวจสอบข้อผิดพลาดของโปรแกรมได้ ในโปรแกรมจะประกอบไปด้วยอุปกรณ์ต่างๆ ให้เลือกใช้มากมายตัวอย่างเช่น หลอด LED สีต่างๆ สวิตซ์ปุ่มกด ตัวต้านทาน ตัวเหนี่ยวนำ ตัวเก็บประจุ แบตเตอรี่ 7-Segment จอแอลซีดี มอเตอร์ต่างๆ รวมไปถึงเครื่องมือวัดต่างๆ เช่น oscilloscope, volt meter, Amp meter

ขั้นตอนที่ 3 การถ่ายโอนชุดคำสั่งจากคอมพิวเตอร์สู่ PIC (Compiler)

การถ่ายโอนชุดคำสั่งหรือคอมไพเลอร์นั้น มีอยู่ 2 วิธีคือ

1) โปรแกรมผ่านพอร์ตอนุกรม

2) โปรแกรมผ่านพอร์ต USB ซึ่งการเลือกใช้ว่าจะโปรแกรมด้วยวิธีไหนนั้นขึ้นอยู่กับความสะดวกของผู้ใช้ เนื่องจากคอมพิวเตอร์ Notebook รุ่นใหม่ๆจะไม่มีพอร์ตอนุกรม การโปรแกรมผ่านพอร์ต USB จึงง่ายกว่าและสะดวกกว่าสำหรับคอมพิวเตอร์ Notebook การโปรแกรมผ่านพอร์ต USB นั้น จะใช้บอร์ด Pic kit 2 และจะต้องใช้ควบคู่กันกับโปรแกรม Pic Kit 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขั้นตอนที่ 4 การนำ PIC ไปต่อใช้งาน

การต่อใช้งานไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC นั้น การต่อเพิ่มเติมมีเพียงจ่ายไฟเลี้ยง ต่อวงจรสร้างสัญญาณนาฬิกา และวงจรรีเซ็ตเป็นวงจรพื้นฐานเท่านั้น อาจจะมีการเชื่อมต่อหน่วยความจำจากภายนอกก็ต่อเมื่อใช้งานมากขึ้นเท่านั้น เช่นการเชื่อมต่อกับไอซีที่บอก วัน/เดือน/ปี ในงานที่จำเป็นต้องเชื่อมต่อ เช่น การสร้างนาฬิกาดิจิตอล เป็นต้น

2.12 ภาษา C#

โปรแกรมภาษา C# เป็นโปรแกรมภาษารุ่นล่าสุดของบริษัทไมโครซอฟต์ พัฒนามาจากภาษา C++ และ Java จุดประสงค์เพื่อให้สามารถเขียนโปรแกรมได้อย่างมีประสิทธิภาพ จึงทำให้ C# สามารถเขียนโปรแกรมได้หลายรูปแบบ มีคำสั่งต่างๆ มากมายให้เรียกใช้ ภาษานี้เป็นหนึ่งในภาษาโปรแกรมที่เป็นที่นิยมสำหรับโปรแกรมที่ใช้ในด้านธุรกิจ ซึ่งเป็นภาษาคอมพิวเตอร์ระดับสูง ใช้งานง่าย เหมาะสำหรับผู้เริ่มต้นเพราะใช้คำในภาษาอังกฤษที่เข้าใจง่าย และเมื่อเป็น Visual Basic ซึ่งใช้ลักษณะของการมองเห็นได้ (Visual) ที่เป็นการติดต่อกับผู้ใช้ด้วยกราฟิก หรือ รูปภาพ (GUI: Graphical User Interface) จึงทำให้การพัฒนาโปรแกรมใช้งานได้สะดวกและรวดเร็วขึ้น ถึงแม้จะใช้งานง่าย แต่ก็มีความสามารถสูง เหมาะสำหรับการพัฒนาโปรแกรมใช้งานได้หลายด้าน เช่น งานคำนวณทั่วไป, งานด้านฐานข้อมูล, เกม ฯลฯ และยังได้พัฒนาต่อเป็นภาษา VB.NET อีกด้วย

ความหมายของ .NET (ดอทเน็ต) เป็นกลุ่มของเทคโนโลยีทางซอฟต์แวร์ที่เชื่อมโยงข้อมูล, ข่าวสาร, คน, ระบบ และอุปกรณ์ต่างๆ เข้าด้วยกัน การเขียนโปรแกรมดอทเน็ต (.NET Framework) คือ สภาพแวดล้อมที่สนับสนุนการพัฒนาและรันโปรแกรมในรูปแบบของ .NET Framework จะทำหน้าที่ควบคุมการรันโปรแกรมและให้บริการทรัพยากรต่างๆ แก่โปรแกรมที่รัน เช่น การโหลดโปรแกรมขึ้นมาทำงาน การจัดการหน่วยความจำ การจัดเตรียมไลบรารีให้โปรแกรมเรียกใช้งาน

ภาษาซีเป็นภาษาที่ใช้ในการมีปฏิสัมพันธ์ เช่น เชิงคำสั่ง (หรือเชิงกระบวนงาน) ถูกออกแบบขึ้นเพื่อใช้แปลด้วยตัวโปรแกรมแบบการเชื่อมโยงที่ตรงไปตรงมา สามารถเข้าถึงหน่วยความจำในระดับล่าง เพื่อสร้างภาษาที่จับคู่อย่างมีประสิทธิภาพกับชุดคำสั่งเครื่อง และแทบไม่ต้องการการสนับสนุนใดๆ ขณะทำงาน ภาษาซีจึงเป็นประโยชน์สำหรับหลายโปรแกรม จุดเด่นของภาษา C# คือ การที่สามารถนำไปคอมไพล์ใช้ในอุปกรณ์ได้หลากหลายระบบปฏิบัติการ เช่น โทรศัพท์มือถือ โดยไม่ต้องเขียนโปรแกรมขึ้นมาใหม่อีกรอบ

ภาษา C# เป็นภาษาโปรแกรมเชิงวัตถุ (object-oriented programming language) โดยการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ด้วยภาษา C# นั้นจะประกอบด้วยขั้นตอนดังนี้

- วิเคราะห์ปัญหาและความต้องการในการพัฒนาโปรแกรม เช่น โปรแกรมจะติดต่อกับผู้ใช้อย่างไร ข้อมูลที่ผู้ใช้จะป้อนให้กับโปรแกรมเป็นอย่างไรและผลลัพธ์จะถูกแสดงผลอย่างไร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ออกแบบขั้นตอนวิธี โดยแสดงการทำงานของโปรแกรมในภาพรวมออกมาเป็นลำดับขั้นตอน แต่ละขั้นตอนมีความชัดเจนและสามารถเปลี่ยนให้อยู่ในรูปคำสั่งภาษา C# ได้โดยง่าย

- นำขั้นตอนวิธีที่ออกแบบไว้มาสร้างเป็นไฟล์โปรแกรมรหัสต้นฉบับ (source code) ที่ถูกต้องตามโครงสร้างและไวยากรณ์ของตัวภาษา C# ทั้งนี้ไฟล์รหัสต้นฉบับต้องมีนามสกุล .cs เสมอ เช่น prog1.cs

- แปลงรหัสต้นฉบับให้อยู่ในรูปรหัสภาษาเครื่องที่คอมพิวเตอร์เข้าใจและทำงานตามคำสั่งได้ ขั้นตอนนี้ต้องใช้โปรแกรมที่เรียกว่า คอมไพเลอร์ (compiler) ไฟล์รหัสภาษาเครื่องที่ถูกสร้างขึ้นจากคอมไพเลอร์จะมีนามสกุล .exe ซึ่งย่อมาจาก executable หมายถึงไฟล์ที่ถูกเรียกทำงานได้

- ทดสอบการทำงานของโปรแกรม หากพบข้อผิดพลาดให้ตรวจสอบความถูกต้องในขั้นตอนที่ผ่านมา ซึ่งอาจหมายถึงการแก้ไขโปรแกรม ขั้นตอนวิธี หรือแม้กระทั่งวิเคราะห์ปัญหาและความต้องการใหม่ขั้นตอนการพัฒนาโปรแกรมดังกล่าวนี้นอกจากจะสามารถจะใช้กับภาษา C# แล้วยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับภาษาอื่นๆ ได้ด้วยเครื่องมือสำหรับพัฒนาโปรแกรมด้วย C# ในปัจจุบันได้มีซอฟต์แวร์สำหรับช่วยพัฒนาโปรแกรมภาษา C# อยู่มากมายให้เลือกใช้ซึ่งเพิ่มความสะดวกและลดข้อผิดพลาดลงได้เป็นอย่างมาก ซอฟต์แวร์หลายตัวถูกแจกจ่ายให้นำไปใช้งานได้โดยไม่ต้องเสียค่าใช้จ่าย หนึ่งในซอฟต์แวร์ที่นำมาใช้ในปริญญานิพนธ์นี้ คือ Microsoft Visual C# 2010 Express Edition MS Visual C# มีคุณสมบัติคร่าวๆ ดังต่อไปนี้

- สร้าง/แก้ไข/บันทึก โปรแกรมที่เขียนด้วยภาษา C# ได้
- คอมไพล์และทดสอบโปรแกรมที่เขียนขึ้นได้ทันที
- เพิ่มความง่ายในการเขียนโปรแกรมด้วยคุณสมบัติการเติมเต็มคำสั่ง (Code Completion)
- สนับสนุนการพัฒนาโปรแกรมทั้งประเภทที่ติดต่อกับผู้ใช้ผ่านคอนโซล (Console Application) ซึ่งรับข้อมูลผ่านแป้นพิมพ์และแสดงผลข้อมูลในรูปตัวอักษรเพียงอย่างเดียว

2.12.1 หลักการเขียนโปรแกรมกับ Microsoft Visual C#

การเขียนโปรแกรมด้วยภาษา C หรือ Pascal นั้นจะต้องมองขั้นตอนการทำงานให้ได้เสียก่อน แล้วจึงเขียนโปรแกรมให้ครอบคลุมการทำงานเหล่านั้นให้หมดตั้งแต่ต้นจนจบ ซึ่งถือว่าใช้ได้ดีถ้าโปรแกรมนั้นมีขนาดเล็กหรือไม่ซับซ้อนมากนัก โดยแนวคิดการเขียนโปรแกรมแบบนี้เรียกว่าการเขียนโปรแกรมแบบ Structure Programming แต่หากโปรแกรมที่มีขนาดใหญ่ขึ้นซับซ้อนขึ้น (เช่น โปรแกรม MS Word) หรือกลายเป็นระบบงานที่มีความหลากหลาย (เช่น ซอฟต์แวร์ระบบบัญชี) หากใช้วิธีคิดแบบ Structure Programming แล้วจะทำให้การเขียนโปรแกรมยุ่งยากมาก และปรับปรุงแก้ไขยากขึ้นอีกด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อโปรแกรมนั้นทำงานบน Windows ดังนั้น ไมโครซอฟท์จึงมีวิธีคิดที่เรียกว่า Event Driven Programming ขึ้นมาสำหรับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การเขียนโปรแกรมทำงานบน Windows, อินเตอร์เน็ตหรือ โทรศัพท์มือถือ ฯลฯ Event Driven Programming คือ การเขียนคำสั่งกำหนดให้โปรแกรมทำงานในเหตุการณ์ที่สนใจหรือเรียกว่าตอบสนองต่อเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นก็ได้ จะเห็นว่าการเขียนโปรแกรมแบบ Event Driven สอดคล้องกับการทำงาน Windows เช่น ส่วนติดต่อกับผู้ใช้ที่เป็นปุ่ม, เมนู, ตัวเลือก (หรือออบเจ็กต์ชนิดต่างๆ) โดยเหตุการณ์ (Event) จะเกิดได้หลายทาง เช่น ผู้ใช้งานคลิก, กดปุ่มคีย์บอร์ด รวมทั้งตัวเครื่องเองได้รับสัญญาณจากภายนอกเข้ามา ก็ทำให้ Event เกิดขึ้นมาได้ ซึ่งสามารถเขียนโค้ดกำหนดการทำงานของโปรแกรมเฉพาะเหตุการณ์ที่เราต้องการให้โปรแกรมทำงานเท่านั้น

2.12.1.1 ออบเจ็กต์ (Object)

สิ่งที่ควรรู้เมื่อต้องการเขียนโปรแกรม หรือพัฒนาแอพพลิเคชันเพื่อใช้งานบน Windows ก็คือ ออบเจ็กต์ ซึ่งจะสอดคล้องกับแนวคิดของ Event Driven Programming โดยที่ผ่านมาเราจะเห็นว่าแอพพลิเคชันนั้นจะประกอบกันมาจากสิ่งต่างๆ เช่น ปุ่มกด, วินโดว์ ซึ่งเราจะเรียกแต่ละสิ่งที่ประกอบเป็นแอพพลิเคชันว่า ออบเจ็กต์

2.12.1.2 พร็อพเพอร์ตี (Properties)

ออบเจ็กต์แต่ละตัวจะมีคุณสมบัติเป็นของตัวเอง เช่น ฟอร์ม (Form) ก็จะมีคุณสมบัติของฟอร์ม เช่น ความกว้างของฟอร์ม, ความสูงของฟอร์ม, สีพื้นหลังของฟอร์ม เป็นต้น ซึ่งแต่ละคุณสมบัติจะสามารถกำหนดค่าได้ เช่น กำหนดให้ฟอร์มมีสีพื้นหลังเป็นสีขาว เป็นต้นโดยจะเรียกคุณสมบัติต่างๆ ของออบเจ็กต์ในแอพพลิเคชันเหล่านี้ว่า พร็อพเพอร์ตี

2.12.1.3 เมธอด (Method)

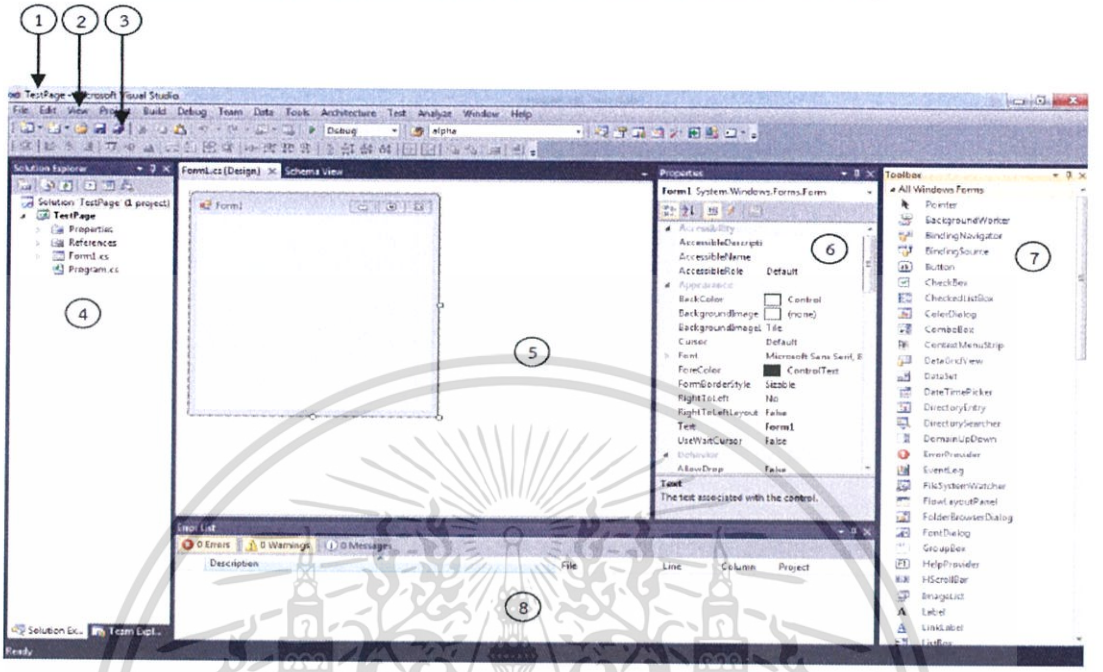
นอกจากจะมีคุณสมบัติแล้ว ออบเจ็กต์ยังมีความสามารถที่ทำให้ออบเจ็กต์ทำงานได้ เช่น ออบเจ็กต์ฟอร์มสามารถแสดงฟอร์มได้ (Show), สามารถซ่อนฟอร์มได้ (Hide) เป็นต้น ซึ่งเราเรียกความสามารถของออบเจ็กต์นี้ว่า เมธอด (Method)

2.12.1.4 อีเวนต์ (Event)

การทำงานของแอพพลิเคชันบน Windows นั้นเป็นการทำงานแบบ User Interface ทำให้มีเหตุการณ์มากมายที่จะเกิดขึ้นจากการใช้งานแอพพลิเคชันของผู้ใช้ ไม่ว่าผู้ใช้จะคลิก ป้อนข้อมูล เลือกข้อมูลจากตัวเลือกหรือเหตุการณ์อื่นๆ อีกมากมายที่อาจจะเกิดขึ้น เราเรียกเหตุการณ์ต่างๆ ที่เกิดขึ้นกับออบเจ็กต์นั้นว่า อีเวนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.12.2 ส่วนประกอบหลักของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010



รูปที่ 2.12 ส่วนประกอบของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010 [12]

จากรูปที่ 2.12 สามารถอธิบายภาพส่วนประกอบหน้าต่างของโปรแกรม Microsoft Visual C# 2010 ดังนี้

หมายเลข 1 เรียกว่า Title Bar เป็นแถบแสดงชื่อเรื่องที่กำลังเปิดอยู่หรือเป็นส่วนบอกชื่อโปรแกรมและชื่อโปรเจค

หมายเลข 2 เรียกว่า Menu Bar เป็นแถบเมนูที่แสดงรายการคำสั่งต่างๆ ของโปรแกรม เช่น เปิดโปรเจค สร้างโปรเจคใหม่ การบันทึกโปรเจค เป็นต้น

หมายเลข 3 เรียกว่า Tools Bar เป็นแถบเครื่องมือสำหรับจัดการกับโปรเจคที่กำลังเปิดอยู่หรือใช้เรียกแทน Menu Bar

หมายเลข 4 Solution Explorer เป็นส่วนสำหรับแสดงโซลูชันและโปรเจคต่างๆ ที่กำลังเปิดอยู่ และเป็นส่วนที่ควบคุมการทำงานของหน้าจอของส่วนที่ 5

หมายเลข 5 เป็นพื้นที่สำหรับการเขียนโปรแกรมและการออกแบบ เช่น การนำปุ่มมาวาง เป็นต้น

หมายเลข 6 Properties Windows เป็นส่วนสำหรับการกำหนดคุณสมบัติให้กับ Control ต่างๆ ที่นำมาวาง เช่น การกำหนดสีให้กับปุ่ม Button การกำหนดสีพื้นหลังให้กับ Form เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หมายเลข 7 เรียกว่า Tool Box เป็นกลุ่มของเครื่องมือที่มี Control ต่างๆ ใช้ในการออกแบบวัตถุลงในส่วนที่เป็นแบบฟอร์ม ตัวอย่างเช่น Button, Text Box, Label เป็นต้น

หมายเลข 8 เรียกว่า Output เป็นส่วนสำหรับแสดงผลการรันโปรแกรมว่า Build โปรแกรมสำเร็จหรือไม่ มีข้อผิดพลาดอะไรบ้าง และเมื่อการรันโปรแกรมพบจุดที่โค้ดผิดโปรแกรมจะแสดง Error List ขึ้นมาแทนซึ่งเป็นการแจ้งเตือนผลการ Compile โปรแกรมที่ทำการพัฒนา

2.13 การเขียนแอพพลิเคชันสำหรับระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

SDK ซึ่งย่อมาจาก Software Development Kit คือเครื่องมือที่เอาไว้สำหรับพัฒนาโปรแกรมหรือแอพพิเคชันบนระบบ Android OS ซึ่งทาง Google พัฒนาออกมาเพื่อแจกจ่ายให้นักพัฒนาแอพพลิเคชัน หรือผู้สนใจทั่วไปดาวน์โหลดไปใช้กันโดยไม่มีค่าใช้จ่าย และนี่ก็เป็นหนึ่งในปัจจัยที่ทำให้แอพพลิเคชันบนแอนดรอยด์นั้นเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ซึ่งในชุด SDK นั้นจะมีโปรแกรมและไลบรารีต่างๆ ที่จำเป็นต่อการพัฒนาแอพพลิเคชันบนแอนดรอยด์ อย่างเช่น Emulator ซึ่งทำให้ผู้ใช้สามารถสร้างแอพพลิเคชันและนำมาทดลองรันบนตัวอีมูเลเตอร์ก่อน โดยมีสภาวะแวดล้อมเหมือนมือถือที่รันระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์จริงๆ

ADT ย่อมาจาก Android Development Tools คือ เครื่องมือที่ใช้พัฒนาแอนดรอยด์ ในการพัฒนา Application บนระบบ Android OS จะใช้ภาษา Java โดยต้องติดตั้งส่วนเสริม ซึ่งก็คือ ADT หรือ Android Development Tools ซึ่งเป็นส่วนเสริมของ IDE ที่ ซึ่งใช้ในการเขียนโปรแกรม และ ADT นี้ก็รวมอยู่เป็นส่วนหนึ่งของ Android SDK

2.13.1 โครงสร้างไฟล์ Android Application Developer

เป็นโครงสร้างของไฟล์ ที่ developer จะมองเห็น ส่วน user เวลาติดตั้ง application จะเห็นแค่ .apk เพียงไฟล์เดียวเท่านั้น โดยโครงสร้างไฟล์และหน้าที่ มีดังนี้

- /src/PACKAGENAME/ACTIVITY.java - เป็นไฟล์ที่จะต้อง program ลงไป เพื่อให้เริ่มต้นทำงาน โดย PACKAGENAME ก็คือชื่อ package ที่เราสร้างและ ACTIVITY คือชื่อ class ที่จะระบุในตอนที่สร้าง (ซึ่งจะ match ในที่ในไฟล์ AndroidManifest.xml)
- /assets - เอาไว้เก็บไฟล์ multimedia หรือ อื่นๆ เช่น ภาพ เพลง ฯลฯ
- /res/drawable - เก็บภาพ , icon
- /res/layout - เอาไว้เก็บ XML ไฟล์ที่บ่งบอกการแสดงผล ถ้าเปรียบกับการทำเว็บก็คือเอาไว้เก็บ HTML โค้ด ที่ไม่มีส่วนเกี่ยวกับ program เลย เอาไว้จัด layout อย่างเดียว
- /res/value – เอาไว้เก็บค่าต่างๆ ที่ประกาศขึ้นมา ซึ่งประกอบด้วย
- /res/value/arrays.xml - เป็นการประกาศค่า array
- /res/value/colors.xml - เป็นการประกาศค่าสี
- /res/value/dimens.xml - เป็นการประกาศขนาดวัตถุต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

• /res/value/strings.xml - เป็นการประกาศข้อความหรือตัวหนังสือ (ซึ่งจะเอามาประยุกต์การทำหลายภาษาได้อีก)

• /res/value/styles.xml - เป็นการประกาศ object style

• /gen/PACKAGENAME - R.java เป็นการกำหนดค่าของ object ต่างๆ โดยไม่ควรแก้ไขไฟล์นี้เพราะว่า Eclipse จะทำการ compile ไฟล์นี้ใหม่ทุกครั้งที่มีการแก้ไขอยู่แล้ว

โดยไฟล์ที่สำคัญที่จะต้องพิจาณาเป็นพิเศษก็คือ ACTIVITY.java (ACTIVITY คือชื่อที่ตั้งขึ้นมา) ซึ่ง program และการทำงานเริ่มต้นและอีกไฟล์ที่ทำงานคู่กันก็คือ /res/layout/XXX.xml (XXX คือชื่อที่ตั้ง เพื่อทำงานคู่กับ java) โดยสองไฟล์นี้ทำงานร่วมกันในแบบที่ XXX.xml เป็นตัวจัดส่วนแสดงผลว่าจะให้ปุ่มๆนี้ แสดงตรงนี้ text box แสดงตรงนี้ แล้ว .java ก็ทำหน้าที่เอา content มาใส่เข้าไป ตามที่ xml ระบุ โดย content อาจจะได้มาจากการคำนวณของโปรแกรม, database, strings.xml ก็ได้ ขึ้นอยู่กับการเขียน java เพื่อส่งค่าให้ไปแสดงผลนั่นเอง

AndroidManifest.xml เปรียบเสมือน configuration ของ application โดยจะเก็บค่าที่บ่งบอกคุณลักษณะของ application เอาไว้ทั้งหมดตั้งแต่ version ที่อนุญาตให้ใช้งานไปจนถึงการขอ permission ว่าจะมีอะไรบ้าง

ประเภทของ android application developer แบ่งตามการพัฒนาและการใช้งาน application นั้นๆ

• Activity - แบบนี้เป็นแบบเรียบง่ายที่สุด และเห็นบ่อยที่สุด คือ โปรแกรมที่มีหน้าจอแสดงผลเพื่อให้ user เห็นไม่ว่าจะเป็นเกม, application ที่มีการตอบสนองต่อผู้ใช้ โดย activity นี้จะทำงานเฉพาะเมื่อมีการตอบสนองจากผู้ใช้เท่านั้นหากเราออก ก็จะหยุดทันที

• Service - คือการทำงานแบบที่ไม่มีหน้าตาและไม่ต้องการการโต้ตอบกับผู้ใช้ เช่น service การนับจำนวน download ข้อมูลผ่าน WIFI ระบบสามารถทำงานได้ โดยไม่ต้องมีหน้าจออะไรแสดงเลย (แต่คนเขียนโปรแกรม ก็ต้องสร้าง activity เพื่อดึง report มาแสดงที่หน้าจอ)

• Broadcast receivers - จะเป็นลักษณะเหมือนการแจ้ง state ส่วนต่างๆของเครื่องออกมา (ส่งค่าออกมาเฉยๆ แต่ไม่ส่งให้ user โดยตรงจะส่งให้กับ application กันเอง) เช่น battery low แล้ว และจะมีตัวมารับเพื่อเอาไปแสดงผลต่อ เช่น แสดงเสียง หรือ LED กระพริบ

• Content providers - เป็นเหมือนสะพานการเชื่อมรับส่งข้อมูลเนื้อหากัน เพื่อใช้ในการ อ่าน หรือ เก็บเข้าส่วนที่จัดเก็บต่อไป

2.14 ภาษา PHP

PHP (Professional Home Page) เป็นภาษาสคริปต์ (Script language) อีกประเภทหนึ่งที่กำลังได้รับความนิยมจากผู้พัฒนา Website โดยเฉพาะและ PHP ยังเป็นภาษาที่เรียกว่า Server –side include (SSL) หรือ HTML-embedded scripting language ซึ่งเป็นเครื่องมือ ที่สำคัญทำให้สามารถใส่สคริปต์ของ PHP ไว้ในเอกสาร (file) HTML ได้เลย เมื่อเอกสารของ HTML

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นั้นถูกเรียกขึ้นมา web server ก็จะตรวจสอบก่อนที่จะส่ง เอกสารนั้นออกไปว่า ภายในเอกสารมีสคริปต์ของ PHP อยู่หรือไม่ ถ้ามี Web server ก็จะทำงานในส่วนของสคริปต์ PHP ให้เสร็จก่อน แล้วเอาผลลัพธ์ที่ได้รวมกับเนื้อหาของเอกสาร HTML แล้วส่งออกไปแสดงผล

PHP เป็นทางเลือกใหม่ในวงการอินเตอร์เน็ต ซึ่งผู้สร้าง PHP มุ่งหมายที่จะให้นักพัฒนาโฮมเพจทั่วโลกหันมานิยมใช้ PHP ทดแทนการใช้ ASP แม้ว่าการเขียนสคริปต์ PHP จะเป็นวิธีการสร้างโฮมเพจอีกวิธีหนึ่งที่แตกต่างไปจากการเขียนสคริปต์ ASP และสคริปต์ CGI/Perl นั่น คือ สามารถนำไปประยุกต์ใช้สร้างโฮมเพจแบบไดนามิกและอินเตอร์แอคทีฟในลักษณะต่างๆ รวมทั้งการประยุกต์ใช้งานร่วมกับโปรแกรมจัดการฐานข้อมูลหรือโปรแกรมจำพวก Database Server อันเป็นเป้าหมายสำคัญของการสร้างโฮมเพจให้เกิดประโยชน์อย่างเต็มประสิทธิภาพ

2.14.1 PHP กับ MySQL Database

Database Server เป็นโปรแกรมอีกจำพวกหนึ่งทางด้านฐานข้อมูล ซึ่ง PHP มีฟังก์ชันต่างๆ ให้เรียกใช้งานได้อยู่แล้ว โดยฟังก์ชันของ PHP จะสั่งให้ Database Server ทำงาน แล้วส่งเฉพาะผลลัพธ์ออกมาดังนั้นประสิทธิภาพการทำงานจะขึ้นอยู่กับความสามารถของโปรแกรม Database Server โดยตรง PHP มีฟังก์ชันที่จะติดต่อกับโปรแกรม Database Server ได้หลายหลากตระกูล ซึ่ง Database Server แต่ละโปรแกรมก็จะใช้ฟังก์ชันในการติดต่อทำงานที่แตกต่างกันออกไป โดยที่ MySQL เป็นโปรแกรมด้าน Database Server ที่ทำงานภายใต้ระบบปฏิบัติการหลายระบบ มีทั้ง Linux หรือ Unix และ Windows NT ผู้ใช้งาน Database Server ของ MySQL มีอยู่เป็นจำนวนมากนับว่าเป็น Database Server ที่มีผู้ใช้งานมากที่สุดโปรแกรมหนึ่งในบรรดา Database Server ที่มีใช้กันอยู่ทั้งนี้นอกเหนือจากเพราะว่าเป็นโปรแกรมแจกจ่ายฟรีแล้ว ประสิทธิภาพก็ไม่ด้อยไปกว่า Database Server อื่นๆ ที่ทำงานในระดับเดียวกันหรือเหมือนๆ กันแต่ต้องใช้งบประมาณซื้อหามาในราคาที่ค่อนข้างสูงและหากเครื่องที่เป็นเซิร์ฟเวอร์มีศักยภาพที่สูง เช่น มีความจุหน่วยความจำมาก, มีซีพียูความเร็วสูงๆ, มีฮาร์ดดิสก์ที่ทำงานค้นหาข้อมูลได้เร็วๆ แล้ว เราจะได้ประโยชน์จาก Database Server มากยิ่งขึ้น

2.14.2 รูปแบบการเขียน PHP

รูปแบบการเขียน PHP เขียนได้ 4 แบบดังตัวอย่าง ที่นิยมคือแบบที่ 1 และ 2 แบบที่ 3 ใช้งานคล้ายกับ Java script ส่วนแบบที่ 4 ตัว tag <% จะเหมือนกับ ASP โดยเมื่อรันจะได้ผลลัพธ์เหมือนกัน และสามารถแทรกลงในส่วนของภาษา HTML ส่วนใดก็ได้

1) การเขียนโค้ดในรูปแบบภาษา SGML จะมีรูปแบบดังนี้

<?

คำสั่งในภาษา PHP ;

?>

2) การเขียนโค้ดเพื่อใช้ร่วมกับภาษา XHTML หรือ XML (แต่สามารถใช้ใน HTML แบบปกติได้) จะมีรูปแบบดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
<?php
คำสั่งในภาษา PHP ;
?>
```

3) การเขียนโค้ดในรูปแบบ JavaScript จะมีรูปแบบดังนี้

```
<Script Language="php">
คำสั่งในภาษา PHP ;
</Script>
```

4) การเขียนโค้ดในรูปแบบ ASP จะมีรูปแบบดังนี้

```
<%
คำสั่งในภาษา PHP ;
%>
```

การเขียนสคริปต์ PHP ในรูปแบบใดก็ตามจะต้องมีเครื่องหมาย semicolon (;) ลงท้ายคำสั่งเสมอเหมือนกับการเขียนภาษา C กับภาษา Perl และคำสั่งหรือฟังก์ชั่นในภาษา PHP จะเขียนด้วยตัวพิมพ์เล็กหรือพิมพ์ใหญ่ก็ได้ (case-insensitive) การจบ statement หรือสิ้นสุด script เราจะปิดท้ายสคริปต์ด้วยแท็ก (?>) และคำสั่งสุดท้ายในสคริปต์นั้นจะลงท้ายด้วย semicolon (;) หรือไม่ก็ได้เพราะจะถูกปิดด้วยแท็ก (?>) อยู่แล้ว

นอกจากรูปแบบแล้ว การวาง code ผสมกับ HTML ก็เป็นวิธีหนึ่ง

```
<html>
<head>
<title>Example</title>
</head>
<body>
<?php
echo "Hi, I'm a PHP script!";
?>
</body>
</html>
```

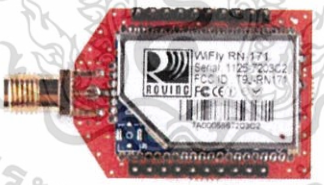
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.15 โมดูล WiFi

สำหรับปริญญานิพนธ์นี้ได้เลือกใช้โมดูลไร้สาย คือ RN-XV WiFly Module - SMA Connector ดังแสดงในรูปที่ 2.13 รองรับ protocol TCP/IP , HTTP และมี SMA Connector ซึ่งทำให้สัญญาณมีความแรงและเสถียรกว่ารุ่นอื่น พอร์ตการเชื่อมต่อของโมดูล wifi แสดงดังรูปที่ 2.14 โดยมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

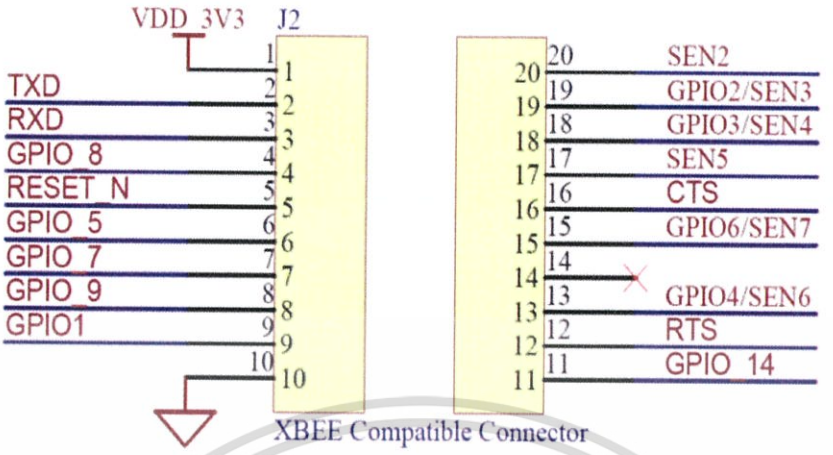
Features:

- Based on common 802.15.4 XBee footprint
- Ultra low power: 4uA sleep mode, 38mA active
- Onboard TCP/IP stack includes DHCP, UDP, DNS, ARP, ICMP, HTTP client, FTP client and TCP
- Firmware configurable transmit power: 0dBm to 12dBm
- Hardware interfaces:TTL UART
- Host data rate up to 464Kbps over UART
- Supports Adhoc and infrastructure networking
- 8 general purpose digital I/O
- 3 analog sensor inputs
- Real-time clock for time-stamping, auto-sleep, and auto-wakeup modes
- Accepts 3.3VDC regulated power supply
- SMA connector



รูปที่ 2.13 โมดูลไร้สาย (RN-XV WiFly Module - SMA Connector)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.14 การเชื่อมต่อของโมดูล WiFi [13]

โดยส่วนใหญ่ขาที่สำคัญในการใช้งานของโมดูล WiFi มีอยู่ 4 ขา ประกอบไปด้วย ขาที่ 1 VDD เป็นขาไฟเลี้ยงของตัวโมดูล รับแรงดัน 3.3 โวลต์ ขาที่ 2 TXD เป็นขาที่ใช้ในการส่งข้อมูล (พอร์ตสื่อสารอนุกรม) ขาที่ 3 เป็นขาที่ใช้รับข้อมูล (พอร์ตสื่อสารอนุกรม) และขาที่ 10 กราวน์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การออกแบบและการจัดทำวิทยานิพนธ์

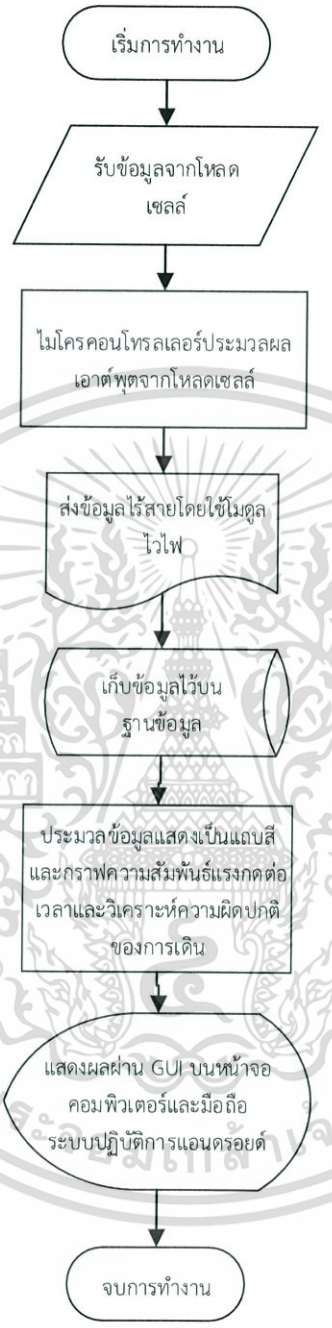
ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการออกแบบและจัดทำระบบสำหรับวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกดูข้อมูลของคนไข้ ผลการทดสอบการลงน้ำหนักเท้าในรูปของแถบสีและกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับเวลา และผลการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดินบนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้และบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ซึ่งโครงสร้างหลักของระบบในส่วนของฮาร์ดแวร์จะประกอบไปด้วย วงจรโหลดเซลล์วัดแรงกดบนฝ่าเท้าส่งข้อมูลไปประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งจะส่งข้อมูลที่ผ่านการประมวลผลแล้วผ่านโมดูลสื่อสารไร้สาย เข้าสู่ฐานข้อมูลเพื่อวิเคราะห์และแสดงผลผ่านส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (GUI) บนคอมพิวเตอร์และบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

3.1 การออกแบบ

ระบบแสดงลักษณะการเดินของมนุษย์ มีจุดประสงค์ช่วยให้แพทย์วินิจฉัยและวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ที่อาจมีความผิดปกติอันเนื่องมาจากการบาดเจ็บหรือความผิดปกติทางพันธุกรรม โดยการจัดทำฮาร์ดแวร์ระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์ที่เชื่อมต่อกับฐานข้อมูลและแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้ (GUI) และมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ โดยมีบล็อกไดอะแกรมการทำงานของระบบดังรูปที่ 3.1 และแผนผังการทำงานของระบบในรูปที่ 3.2

รูปที่ 3.1 Block Diagram ของระบบที่ได้ออกแบบขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.2 แผนผังการทำงานระบบแสดงลักษณะการเดินของมนุษย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

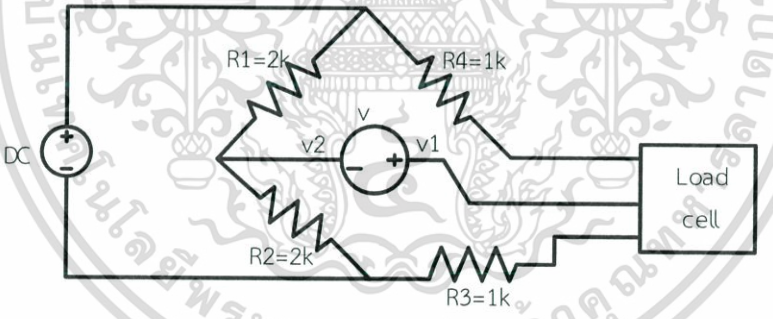
3.1.1 การออกแบบอุปกรณ์วัดแรงกดบนฝ่าเท้า

การทำงานของอุปกรณ์ประกอบไปด้วยวงจรย่อยคือ วงจรบริดจ์และโหลดเซลล์ส่งผ่านไปยังวงจร Instrumentation Amplifier, วงจร Amplifier และวงจร Low pass filter ตามลำดับ ดังแสดงในรูปที่ 3.3

รูปที่ 3.3 การทำงานของวงจรวัดแรงกดบนฝ่าเท้า

3.1.1.1 วงจรบริดจ์และโหลดเซลล์

ทำการต่อวงจรบริดจ์กับโหลดเซลล์โดยตัวต้านทาน R3 และ R4 คือตัวต้านทานภายในโหลดเซลล์และตัวต้านทาน R1 และ R2 คือตัวต้านทานภายนอก จากนั้นทำการจ่ายไฟให้กับวงจร + 5 โวลต์และ – 5 โวลต์ดังรูปที่ 3.4 สามารถคำนวณสัญญาณเอาต์พุตของวงจรบริดจ์ได้โดยใช้สมการที่ 2.1



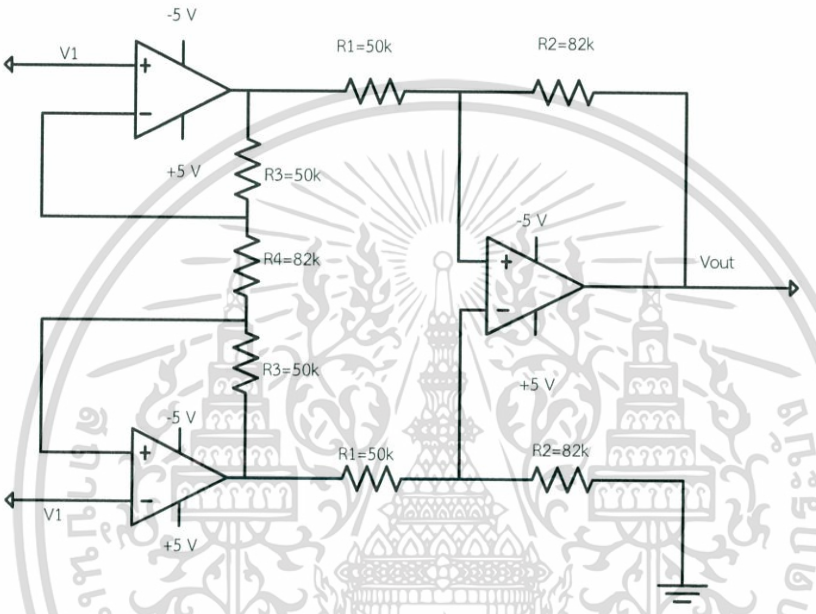
รูปที่ 3.4 วงจรบริดจ์ต่อกับโหลดเซลล์

จากสมการที่ 2.1 คำนวณสัญญาณเอาต์พุตเมื่อไม่มีแรงกระทำต่อโหลดเซลล์ เมื่อ R3 = R4 เท่ากับ 1 กิโลโอห์ม และ R1 = R2 เท่ากับ 2 กิโลโอห์มจะได้ $v_o = v_{in}[\ \frac{1}{2} - \frac{2}{4}\ ] = 0$ โวลต์ แต่เมื่อมีแรงมากระทำต่อโหลดเซลล์ค่าเอาต์พุตของวงจรจะไม่เท่ากับ 0 โวลต์ เนื่องจากมีการเปลี่ยนแปลงค่าความต้านที่ R3 และ R4 ซึ่งเป็นค่าความต้านทานภายในโหลดเซลล์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1.2 วงจร Instrumentation Amplifier

เนื่องจากค่าเอาต์พุตที่มาจากวงจรบริดจ์มีระดับค่าการเปลี่ยนแปลงที่น้อยมาก ดังนั้น จึงทำการรับค่าสัญญาณเอาต์พุตจากวงจรบริดจ์เข้าวงจร Instrumentation Amplifier เพื่อทำการขยายสัญญาณเอาต์พุตออกโดยใช้ออปแอมป์เบอร์ OP07 โดยจ่ายไฟ + 5 โวลต์ที่ขา 7 และ – 5 โวลต์ที่ขา 4 ดังรูปที่ 3.5 โดยสามารถคำนวณหาอัตราขยายของวงจรได้จากสมการที่ 2.2



รูปที่ 3.5 วงจร Instrumentation Amplifier

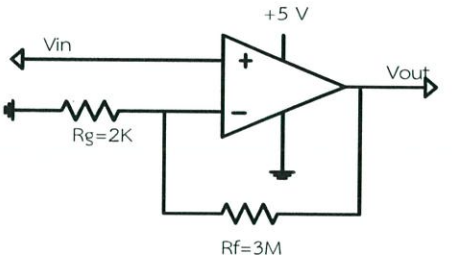
เมื่อ Rg คือ ความต้านทานภายนอก มีค่าเท่ากับ 82 กิโลโอห์ม ค่าอัตราขยายของวงจร Instrumentation Amplifier จะมีค่าเท่ากับ

$$A_V = \frac{82k}{50k}(1+\frac{100k}{82k}) = 3.64 \text{ เท่า}$$

3.1.1.3 วงจร Non-inverting Amplifier

วงจรขยายแบบไม่กลับเฟสเป็นวงจรขยายในส่วนที่สองต่อจากวงจร Instrumentation Amplifier ออกแบบโดยใช้ออปแอมป์ LM324N โดยจ่ายไฟ + 5 โวลต์ให้ที่ขา 4 และกราวน์ขา 11 ดังรูปที่ 3.6 และสามารถคำนวณหาอัตราขยายของวงจรได้จากสมการที่ 2.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

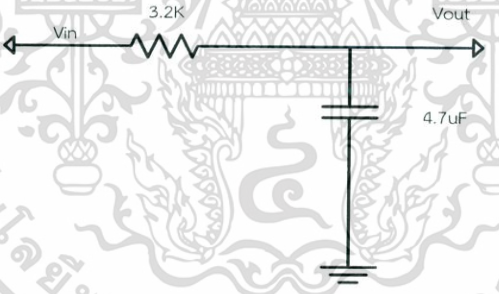


รูปที่ 3.6 วงจร Non-inverting Amplifier

สำหรับการออกแบบวงจร Non-inverting Amplifier กำหนดให้ Rg มีค่าเท่ากับ 2000 โอห์ม และ Rf มีค่าเท่ากับ 3 เมกกะโอห์ม ดังนั้น Gain = $\frac{R_f}{R_g}$ = 1500 เท่า

3.1.1.4 วงจร Low pass filter

เนื่องจากสัญญาณเอาต์พุตที่ได้มีสัญญาณรบกวนที่ความถี่ต่างๆ ปะปนอยู่ด้วยดังนั้น จึงจำเป็นที่ต้องขจัดสัญญาณรบกวนที่ความถี่สูงออกจากสัญญาณเอาต์พุตของวงจร โดยมีวงจร Low pass filter ดังรูปที่ 3.7 โดยได้ออกแบบวงจรตามสมการที่ 2.4 เพื่อกรองความถี่ที่มากกว่า 10.58 Hz ออกไป



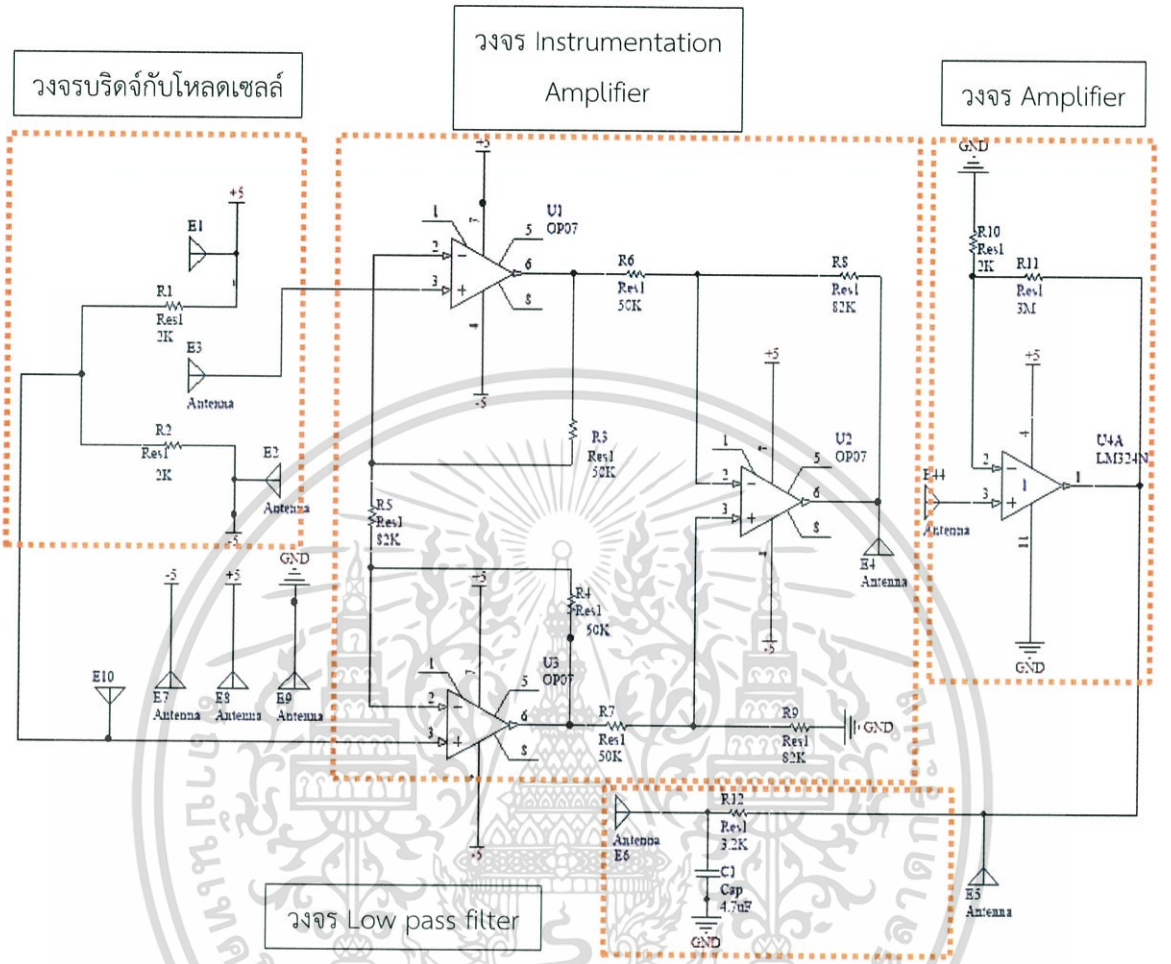
รูปที่ 3.7 วงจร Low pass filter

จากสมการที่ 2.4 กำหนดค่าตัวเก็บประจุ C เท่ากับ 4.7 ไมโครฟารัด และตัวต้านทาน R มีค่าเท่ากับ 3.2 กิโลโอห์ม จะได้ความถี่ตัดผ่านในอุดมคติเท่ากับ 10.58 Hz

3.1.1.5 การออกแบบและจัดทำวงจรรวม

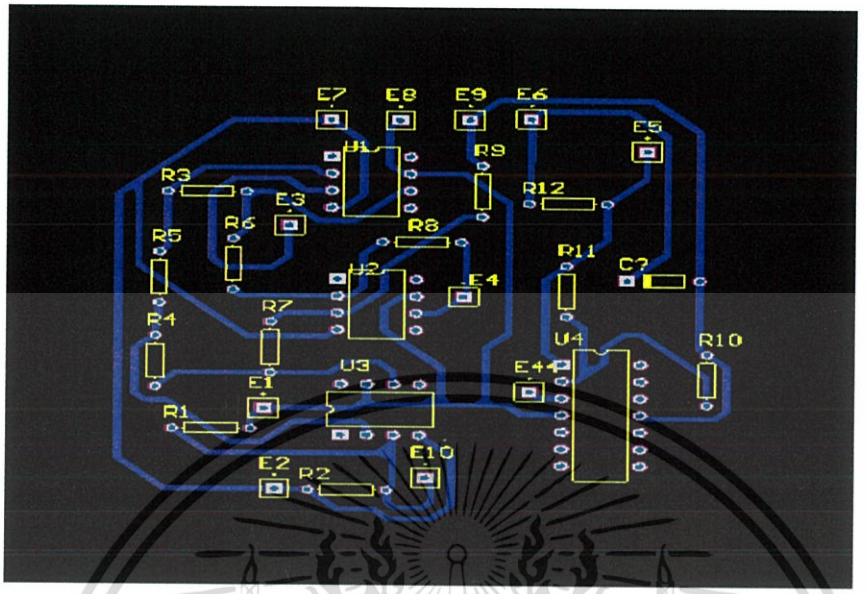
ทำการออกแบบวงจรด้วยโปรแกรม Altium Designer และกัดปริ้นท์วงจรรวมทั้งหมด 14 วงจร โดยออกแบบให้เท้า 1 เท้าใช้ 7 วงจร รูปที่ 3.8 แสดง schemetic ของวงจรรวม รูปที่ 3.9 แสดง PCB ของวงจร และรูปที่ 3.10 แสดงวงจรที่ได้กัดปริ้นท์เรียบร้อยแล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

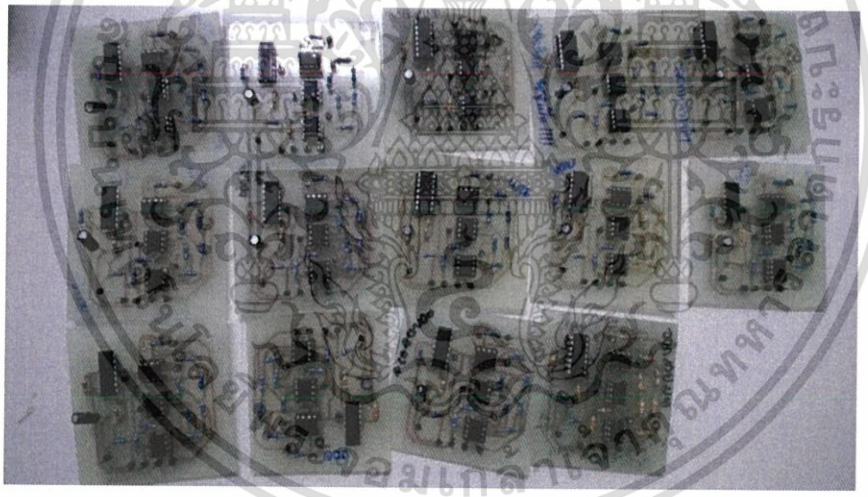


รูปที่ 3.8 Schematic วงจรวัดแรงกดบนฝ่าเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.9 PCB วงจรรวมวัดแรงกดบนฝ่าเท้า



รูปที่ 3.10 วงจรรวมที่กัดปริ้นท์เสร็จสมบูรณ์แล้ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.1.6 การออกแบบจัดวางโหลดเซลล์บนแผ่นรองรองเท้า

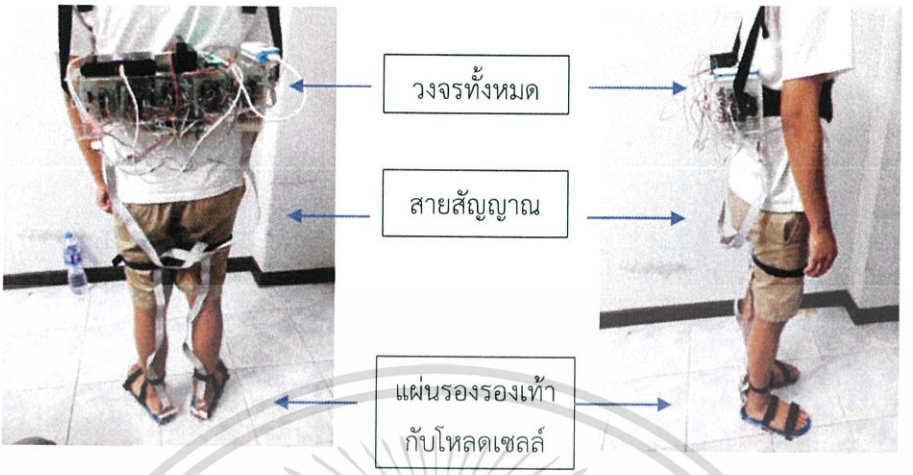
ออกแบบการจัดวางโหลดเซลล์ 7 ตำแหน่งบนฝ่าเท้าแต่ละข้าง โดยตำแหน่งที่จัดวางจะครอบคลุมพื้นที่การลงน้ำหนักบริเวณฝ่าเท้า โดยกำหนดให้โหลดเซลล์ตำแหน่งที่ 1 และตำแหน่ง 2 คงที่อยู่ที่นิ้วเท้า โหลดเซลล์ตำแหน่งที่ 3 และ 4 อยู่ใต้นิ้วเท้า โหลดเซลล์ตำแหน่งที่ 5 และ 6 อยู่กลางฝ่าเท้าและโหลดเซลล์ตำแหน่งที่ 7 อยู่ตรงส้นเท้า โดยโหลดเซลล์ตำแหน่งที่ 3-7 สามารถขยับขึ้นลงได้ตามลักษณะและขนาดเท้าของแต่ละบุคคล ในที่นี้ได้ออกแบบให้สามารถรองรับขนาดของเท้าไว้ที่ขนาด 5 – 10.5 US Men ดังรูปที่ 3.11

รูปที่ 3.11 การจัดวางโหลดเซลล์บนแผ่นรองรองเท้า

3.1.1.7 การออกแบบชิ้นงาน

ผู้จัดทำได้ทำการออกแบบชิ้นงานโดยให้โหลดเซลล์ติดตั้งอยู่ในแผ่นรองรองเท้าและมีสายรัดคาดบนหลังเท้าเพื่อให้ผู้ทดสอบรู้สึกเสมือนว่าใส่รองเท้าปกติ จากนั้นเชื่อมสายสัญญาณของโหลดเซลล์เข้ากับวงจรตั้งแต่บริเวณส้นเท้าขึ้นไปถึงบริเวณแผ่นหลัง ซึ่งวงจรทั้งหมดอยู่ในกล่องที่ติดตั้งอยู่บริเวณแผ่นหลังของผู้ทดสอบ โดยจะใช้วิธีรัดติดบริเวณรอบเอวและมีสายสะพายเพื่อป้องกันการตกหล่นดังรูปที่ 3.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



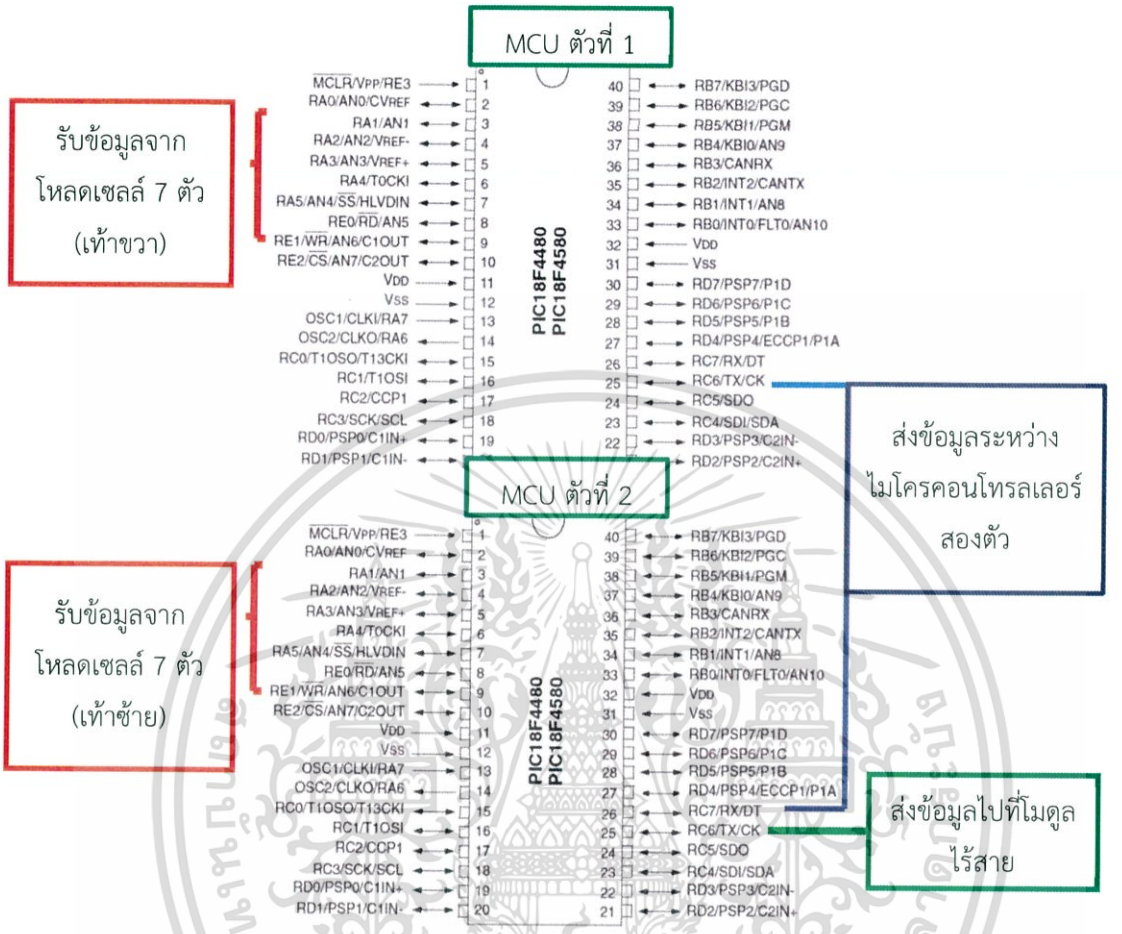
รูปที่ 3.12 ชิ้นงานติดตั้งกับผู้ทดสอบ

3.1.2 การออกแบบการรับส่งข้อมูล

3.1.2.1 ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 18F4580

ปริญญานิพนธ์นี้เลือกใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ PIC 18F4580 จำนวน 2 ตัว เนื่องจากต้องการขา analog pin จำนวน 14 ขา เพื่อรับอินพุตจากโหลดเซลล์ ขา Tx, Rx ในการรับส่งข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้งสองตัวและขา Tx ในการส่งข้อมูลให้โมดูลไร้สาย โดยการใช้งานขาต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์ (MCU) ทั้ง 2 ตัวสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.13

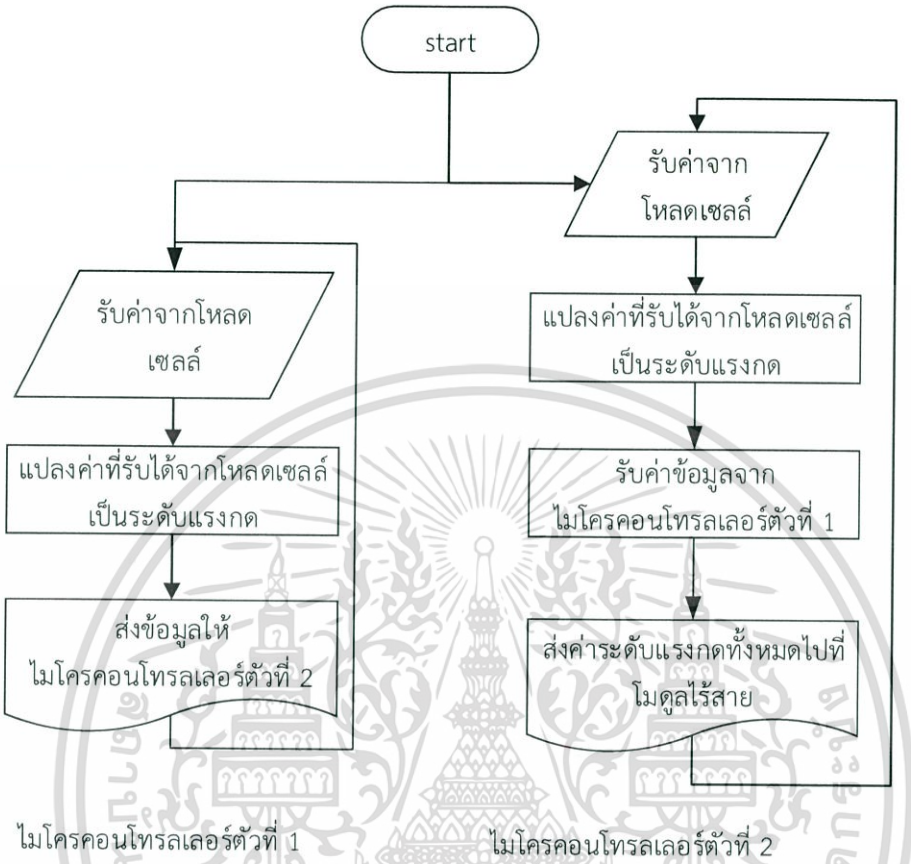
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.13 การใช้งานขาต่างๆ ของไมโครคอนโทรลเลอร์

จากรูปที่ 3.13 ผู้จัดทำใช้ขาที่ 2-6 และ 8-9 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ทั้งสองเป็นขารับข้อมูลจากโหลดเซลล์ ขาที่ 25 ของ MCU ตัวที่ 1 และ ขาที่ 26 ของ MCU ตัวที่ 2 เป็นขารับส่งข้อมูลระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์ และขาที่ 25 ของไมโครคอนโทรลเลอร์ตัวที่ 2 เป็นขาส่งข้อมูลไปยังโมดูลไร้สาย โดยไมโครคอนโทรลเลอร์ถูกโปรแกรมให้ทำงานดังรูปที่ 3.14

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

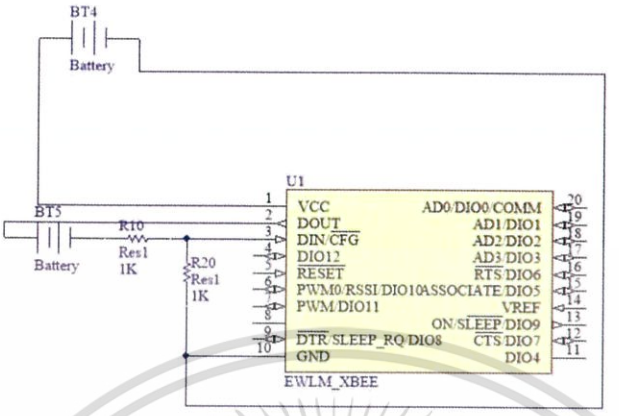


รูปที่ 3.14 แผนผังการทำงานของไมโครคอนโทรลเลอร์

3.1.2.2 วงจรลดระดับสัญญาณแรงดันในการสื่อสารแบบอนุกรม

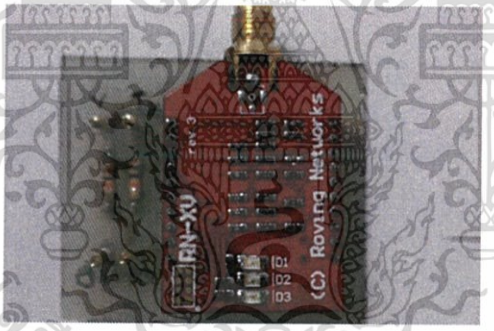
การใช้ช่องทางการสื่อสารแบบอนุกรม เพื่อเชื่อมต่อระหว่างไมโครคอนโทรลเลอร์กับโมดูลไร้สาย พบว่าระดับสัญญาณแรงดันของไมโครคอนโทรลเลอร์ในการสื่อสารแบบอนุกรมเป็นแบบ TTL จึงจำเป็นต้องมีการปรับระดับแรงดันของสัญญาณให้อยู่ในระดับเดียวกัน (LVTTL) โดยลดระดับสัญญาณแรงดันด้วยวงจรแบ่งแรงดัน (Voltage Divider) ดัง Schematic ในรูปที่ 3.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 schematic วงจรแบ่งระดับสัญญาณแรงดันในการสื่อสารแบบอนุกรม

โดยได้จัดทำวงจรดังกล่าวสำหรับใช้ในการสื่อสารของไมโครคอนโทรลเลอร์และโมดูลไร้สายดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 วงจรแบ่งระดับสัญญาณแรงดันในการสื่อสารแบบอนุกรม

3.1.2.3 รูปแบบข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์

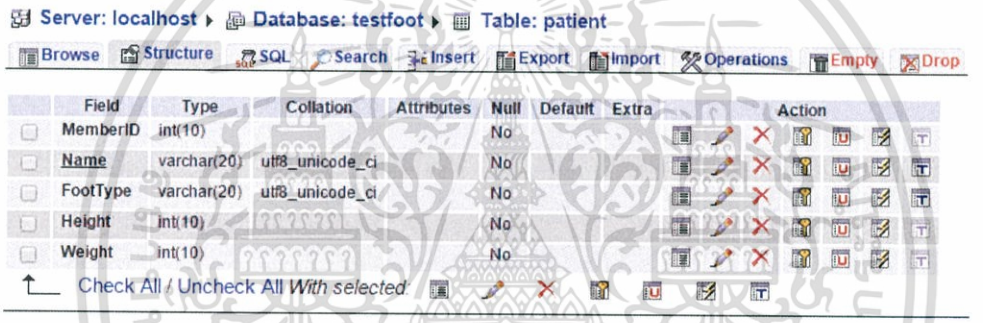
ในการส่งข้อมูล 1 ครั้งจากไมโครคอนโทรลเลอร์ กำหนดระยะเวลาในการเก็บข้อมูล 10 วินาที จากนั้นจะเริ่มส่งข้อมูลจากไมโครคอนโทรลเลอร์ครั้งละ 9 ชุดข้อมูล โดยแต่ละชุดข้อมูลจะคั่นด้วยอักษร “A” และในแต่ละชุดข้อมูลจะประกอบไปด้วยข้อมูลที่ได้จากวงจรโหลดเซลล์ 14 ข้อมูล โดยแต่ละข้อมูลจะคั่นด้วยเครื่องหมาย “:”

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

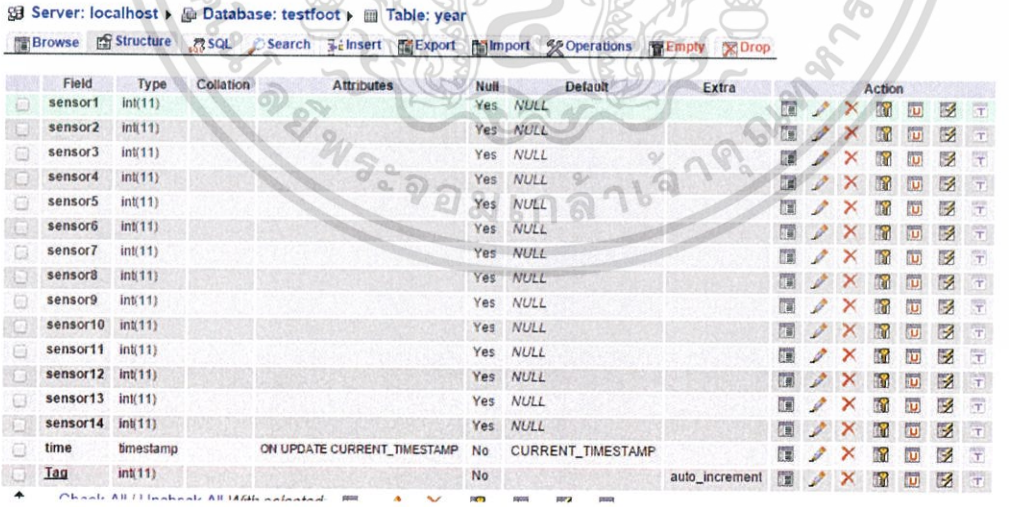
3.1.3 การออกแบบการจัดเก็บข้อมูล

3.1.3.1 การสร้างฐานข้อมูล

ในส่วนการสร้างฐานข้อมูลได้ทำการสร้างบน localhost ด้วยโปรแกรม phpMyAdmin โดยสร้างตารางที่ใช้เก็บข้อมูลของคนไข้ (Patient) ในส่วนตารางในฐานข้อมูลประกอบไปด้วยส่วนของข้อมูลของผู้ใช้งานและจากโหลดเซลล์โดยจะเก็บข้อมูล MemberID, ชื่อ (Name), น้ำหนัก (Weight), ส่วนสูง (Height), และลักษณะเท้า (Foot Type) ดังรูปที่ 3.17 ส่วนของข้อมูลจากโหลดเซลล์จะถูกเก็บไว้ในตารางของชื่อคนไข้แต่ละคนที่ใช้ทดสอบ โดยเก็บข้อมูลของเซนเซอร์แต่ละตำแหน่งรวม 14 ตำแหน่ง (sensor1-sensor14), เวลาของข้อมูล (time), และลำดับข้อมูล ดังรูปที่ 3.18 เป็นตารางข้อมูลของคนไข้ชื่อ year



รูปที่ 3.17 ส่วนประกอบของตาราง Patient

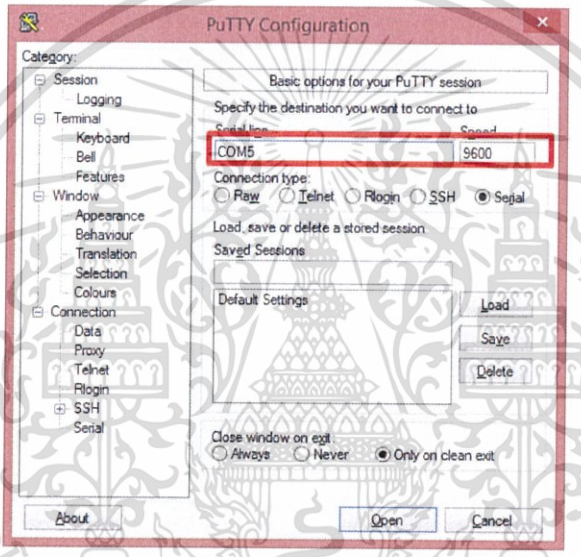


รูปที่ 3.18 ส่วนประกอบของตาราง year

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.3.2 การส่งข้อมูลแบบไร้สายไปจัดเก็บบนเซิร์ฟเวอร์

การส่งข้อมูลไปยังเซิร์ฟเวอร์นั้นจะเริ่มจากการนำข้อมูลที่ได้จากโหลดเซลล์ผ่านเข้าไมโครคอนโทรลเลอร์จากนั้นส่งไปที่โมดูลไร้สาย ก่อนจะเก็บข้อมูลบนเซิร์ฟเวอร์จึงต้องมีการตั้งค่าโมดูลไร้สายก่อนการใช้งาน การตั้งค่าเพื่อเชื่อมต่อนั้นจำเป็นต้องใช้โปรแกรมที่สามารถสื่อสารติดต่อโมดูลไร้สายผ่านพอร์ตสื่อสารอนุกรมได้ ในที่นี้เราได้ใช้โปรแกรม PuTTY โดยจะต้องใส่เลขพอร์ตอนุกรมและอัตราการส่งข้อมูลให้เท่ากับโมดูลไร้สาย ซึ่งได้ใช้อัตราการส่งข้อมูล 9600 บิตต่อวินาที เมื่อตั้งค่าเสร็จแล้วทำการเลือกที่ปุ่ม Open เพื่อติดต่อกับโมดูลไร้สายในพอร์ตนั้นได้ ดังรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 โปรแกรม PuTTY

จากนั้นจะตั้งค่าโมดูลไร้สายโดยพิมพ์คำสั่งต่างๆ เพื่อให้โมดูลไร้สายเชื่อมต่อกับเครือข่ายไร้สาย และสามารถส่งข้อมูลไปยังเซิร์ฟเวอร์ได้ โดยคำสั่งต่างๆ ที่ใช้ในการเชื่อมต่อมีค่าดังต่อไปนี้

$$$	(เพื่อเปิดโหมดการใช้คำสั่ง CMD)
set wlan auth 4	(Security Type : WPA2-PSK)
set ip dhcp 1	(DHCP IP)
set wlan ssid CISCOSS	(เชื่อมต่อ WLAN name : T213)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

set wlan phrase 123456789 (รหัสผ่านของ WLAN)

set ip protocol 18 (ตั้งค่าโปรโตคอล HTTP)

set ip host 192.168.10.150 (ตั้งค่า IP ปลายทางที่ต้องการจะส่งข้อมูลไป)

set ip remote 80 (ตั้งค่าพอร์ตที่ใช้ติดต่อปลายทาง)

set com remote GET$/test-test.php?DATA=

(ตั้งค่าข้อมูลที่ใช้ส่งและส่งไปยังไฟล์ .PHP ชื่อ test-test.php)

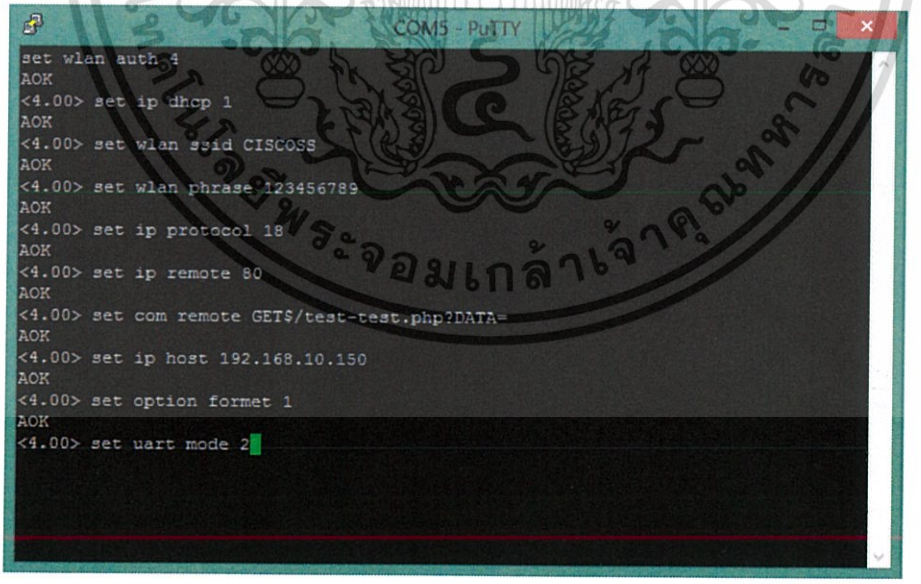
set option formet 1 (ส่ง HTML Header เมื่อมีการเชื่อมต่อ)

set uart mode 2 (เชื่อมต่อโดยใช้ TRIGGER mode)

save (บันทึกค่าตัวแปรต่างๆ)

reboot

โดยแสดงวิธีการตั้งค่าดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 การตั้งค่าโมดูลสื่อสารไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

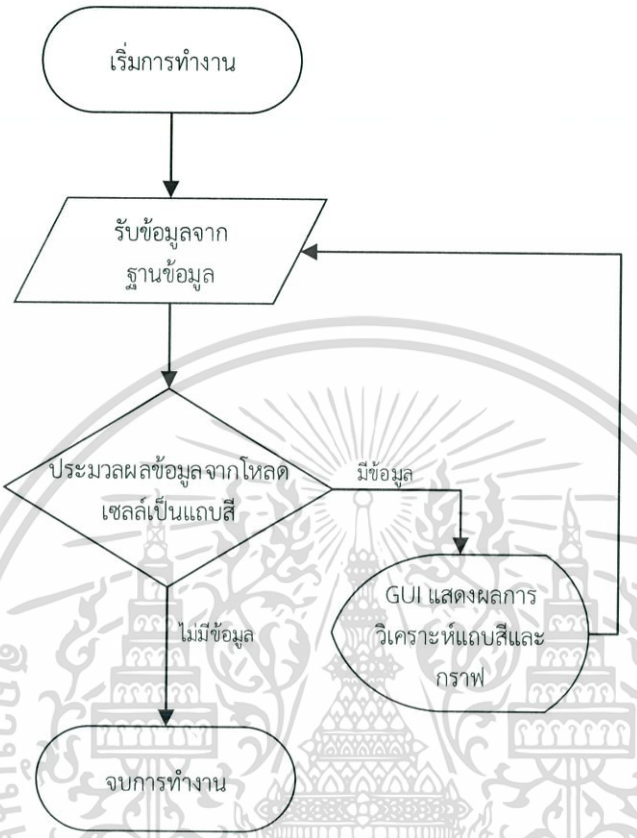
การส่งข้อมูลเข้าสู่เซิร์ฟเวอร์และฐานข้อมูลบนคอมพิวเตอร์ ในส่วนของการส่งข้อมูลโมดูลไร้สายจะส่งข้อมูลไปที่คอมพิวเตอร์ที่เป็นเครื่องโฮส (IP ที่ตั้งค่าไว้จากโมดูลไร้สาย) โดยรับข้อมูลผ่านโปรโตคอล HTTP ที่มีการเขียนโปรแกรมโดยใช้ภาษา PHP รับค่าจากโมดูลสื่อสารไร้สาย และส่งต่อไปยังส่วนบันทึกข้อมูล ซึ่งการทำงานของโปรแกรมการรับข้อมูลจากโมดูลไร้สาย ข้อมูลที่ได้รับมามีรูปแบบของข้อมูลดังอธิบายในหัวข้อที่ 3.1.2.3 ต้องทำการตัดอักษร “A” ที่คั่นระหว่างชุดข้อมูลและทำการตัดเครื่องหมาย “:” ที่คั่นระหว่างข้อมูลจากวงจรโหลดเซลล์จึงจะสามารถบันทึกลงเซิร์ฟเวอร์ได้ ในที่นี้จะใช้ไฟล์ test-test.php ที่เขียนคำสั่งตัด “A” และ “:” ออกแล้วบันทึกลงเซิร์ฟเวอร์ได้ดังรูปที่ 3.21 และออกแบบให้ทำการบันทึกผลลงบนฐานข้อมูลบนคอมพิวเตอร์ ซึ่งสามารถเรียกดูข้อมูล ได้โดยใช้โปรแกรม AppServ ในการเปิดแฟ้มข้อมูล

รูปที่ 3.21 ไฟล์ test-test.PHP ที่ใช้ในการตัดข้อมูลและบันทึกลงในฐานข้อมูล

3.1.4 การออกแบบโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้

ในการออกแบบโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บนส่วนต่อประสานกราฟิกกับผู้ใช้จะออกแบบโดยใช้โปรแกรม Microsoft Visual Studio 2010 ซึ่งใช้ภาษา C# ในการเขียน แผนผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บน GUI แสดงในรูปที่ 3.22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

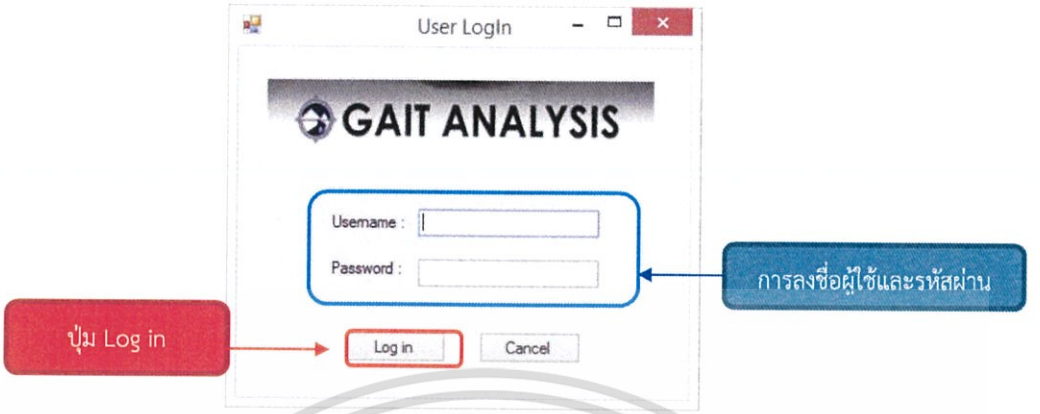


รูปที่ 3.22 แผนผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บน GUI

จากรูปที่ 3.22 เมื่อโปรแกรมเริ่มทำงานจะรอรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ต้องการ เมื่อผู้ใช้สั่งเริ่มการทำงานโปรแกรมจะประมวลผลข้อมูลที่รับมาจากฐานข้อมูลและแสดงค่าแรงกดบนฝ่าเท้าในรูปของแถบสี และทำการพล็อตกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างแรงกดกับเวลา พร้อมทั้งแสดงผลลัพธ์การวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน

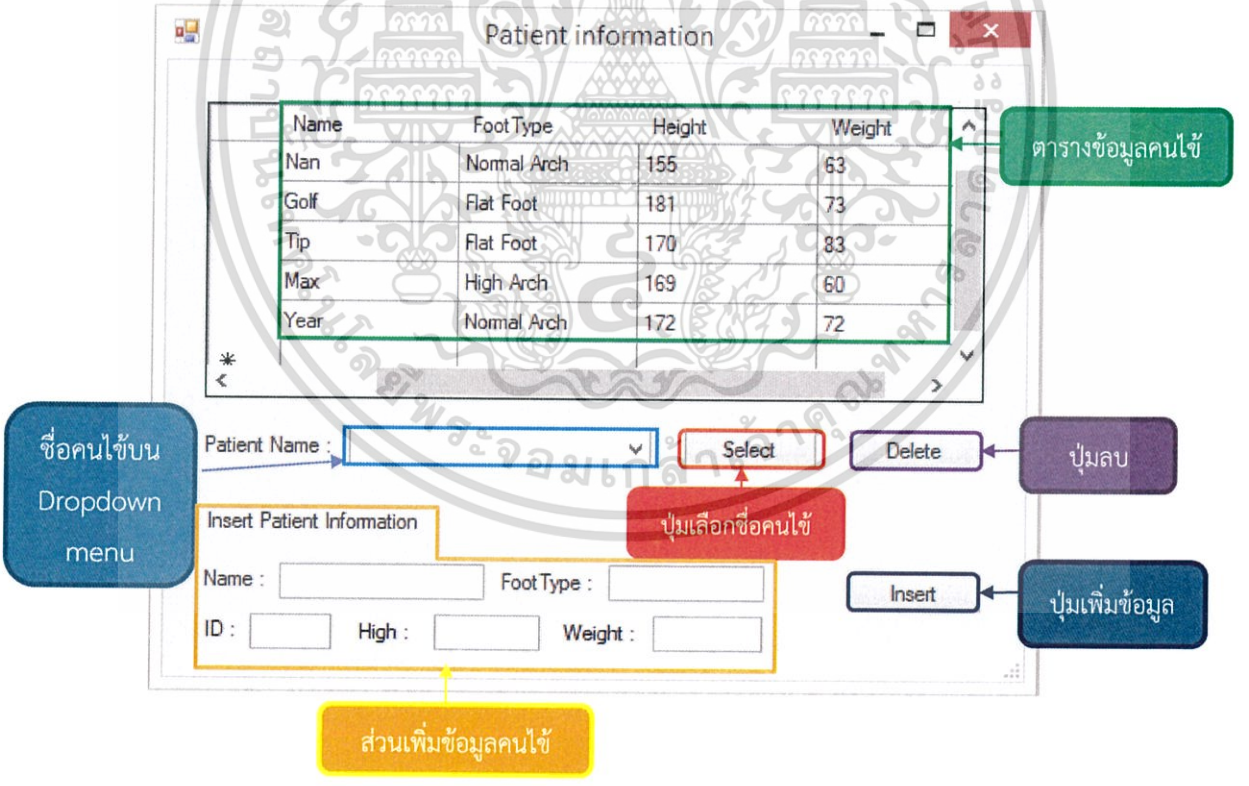
GUI ที่ได้ออกแบบด้วยโปรแกรม Visual Basic C# จะมีหน้าต่างแสดงผล 3 หน้าต่างการทำงาน โดยหน้าต่างแรกจะเป็นการลงชื่อเข้าใช้งานของผู้ใช้งาน หน้าต่างที่สอง จะเป็นการเลือกข้อมูลของคนไข้ การลบข้อมูลผลการทดสอบของคนไข้ในฐานข้อมูลและการเพิ่มชื่อคนไข้ลงในฐานข้อมูล หน้าต่างสุดท้ายจะเป็นการแสดงผลการลงน้ำหนักเท้า ตารางความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักต่อเวลาและการบอกความผิดปกติของการเดิน ดังรูปที่ 3.23, รูปที่ 3.24 และรูปที่ 3.25 ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.23 หน้าต่างการลงชื่อใช้งาน

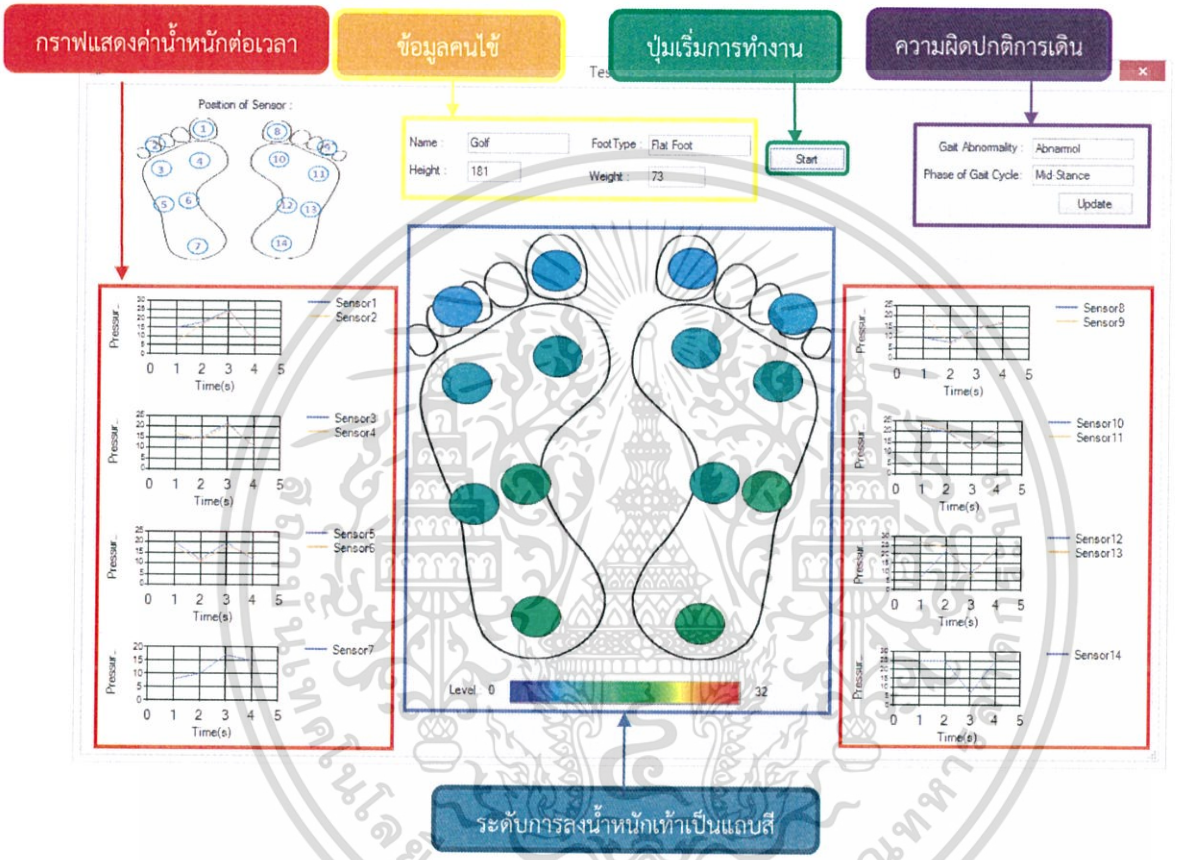
จากรูปที่ 3.23 เป็นหน้าต่าง GUI ที่ออกแบบมาใช้สำหรับการลงชื่อใช้งาน ถ้ามีการลงชื่อผู้ใช้และรหัสผ่านที่ถูกต้องจะสามารถทำงานในหน้าต่างต่อไปได้ หากชื่อผู้ใช้และรหัสผ่านผิดจะไม่สามารถทำงานต่อได้



รูปที่ 3.24 หน้าต่างข้อมูลของคนไข้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.24 เป็นหน้าต่าง GUI ที่ออกแบบสำหรับการเลือกชื่อคนไข้ที่จะนำมาใช้จากฐานข้อมูล โดยจะแสดงตารางข้อมูลชื่อคนไข้, ลักษณะเท้า, ส่วนสูง และน้ำหนัก โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกคนไข้จาก Dropdown menu แล้วกดปุ่ม Select หรือกดปุ่ม Delete เพื่อใช้ลบข้อมูลผลการทดสอบที่ไม่ต้องการนอกจากนั้นยังสามารถเพิ่มข้อมูลคนไข้ลงในฐานข้อมูลเพื่อใช้สำหรับเพิ่มข้อมูลได้อีกด้วย



รูปที่ 3.25 หน้าต่างแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าและตารางความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักต่อเวลา

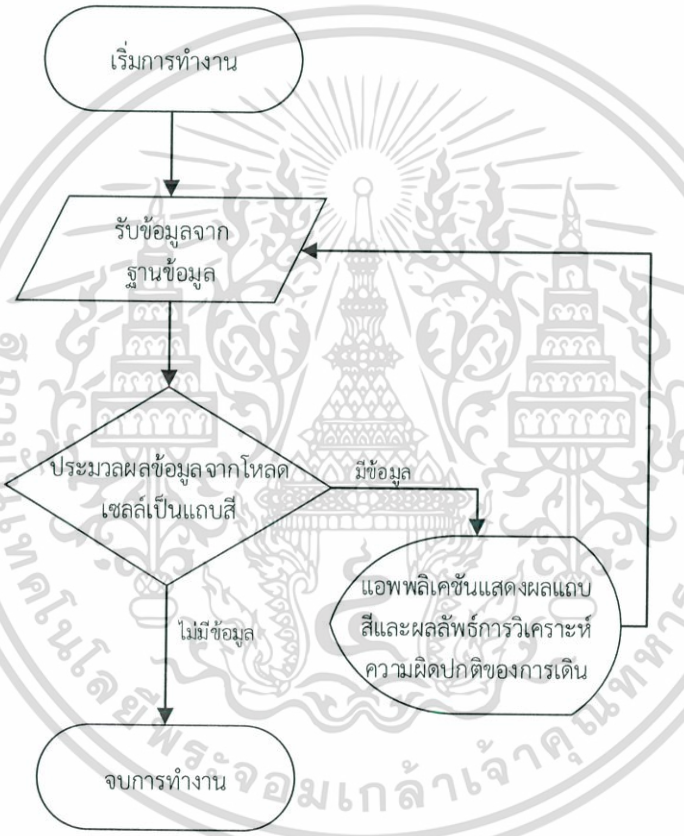
จากรูปที่ 3.25 หน้าต่าง GUI ที่ออกแบบขึ้นจะแสดงการลงน้ำหนักเท้าในรูปแบบแถบสีในตำแหน่งของเท้าทั้งหมด 14 ตำแหน่ง นอกจากนี้จะแสดงกราฟของแรงกดทั้ง 14 ตำแหน่งเป็นฟังก์ชันของเวลา รวมถึงระบุผลการวิเคราะห์ว่าการเดินที่ทดสอบมีความผิดปกติหรือไม่ พร้อมทั้งแสดง Phase การเดินที่กำลังเกิดขึ้นในขณะเวลานั้นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.5 แอพพลิเคชันแสดงผลบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

ในการออกแบบโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์จะออกแบบโดยใช้โปรแกรม Android Studio ซึ่งใช้ภาษา Java ในการเขียน

แผนผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ ที่ออกแบบขึ้นแสดงในรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 แผนผังการทำงานของโปรแกรมแสดงผลลักษณะการเดินของมนุษย์บนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

จากรูปที่ 3.26 เมื่อโปรแกรมเริ่มทำงานจะรอรับค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ที่ต้องการ เมื่อผู้ใช้สั่งเริ่มการทำงานโปรแกรมจะประมวลผลข้อมูลที่รับมาจากฐานข้อมูลและแสดงค่าแรงกดในรูปของแถบสี พร้อมทั้งแสดงผลการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน

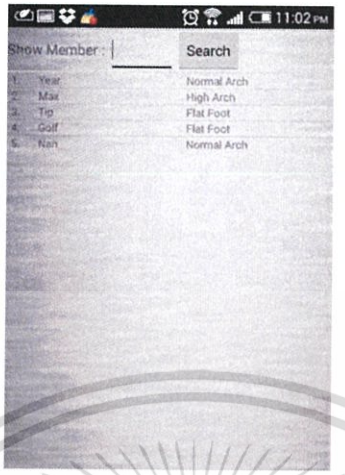
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แอพพลิเคชันบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ออกแบบด้วยโปรแกรม Android Studio จะมีหน้าต่างแสดงผล 3 หน้าต่างการทำงาน โดยหน้าต่างแรกจะเป็นการลงชื่อเข้าใช้งานของผู้ใช้งาน หน้าต่างที่สองจะเป็นการเลือกข้อมูลของคนไข้ หน้าต่างสุดท้ายจะเป็นการแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าและผลการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน ดังรูปที่ 3.27, รูปที่ 3.28 และรูปที่ 3.29 ตามลำดับ

รูปที่ 3.27 หน้าต่างแอพพลิเคชันการลงชื่อใช้งาน

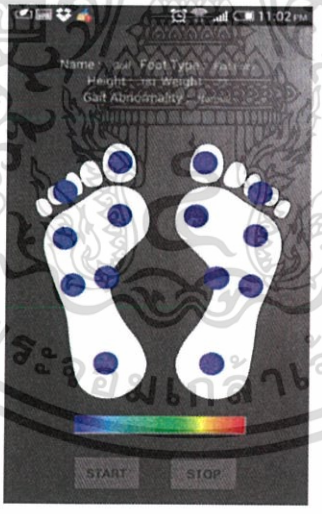
จากรูปที่ 3.27 เป็นหน้าต่างแอพพลิเคชันบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่ออกแบบมาใช้สำหรับการลงชื่อใช้งาน ถ้ามีการลงชื่อผู้ใช้และรหัสผ่านที่ถูกต้องจะสามารถทำงานในหน้าต่างต่อไปได้ หากชื่อผู้ใช้และรหัสผ่านผิดจะไม่สามารถทำงานต่อได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.28 หน้าต่างแอพพลิเคชันข้อมูลของคนไข้

จากรูปที่ 3.28 แอพพลิเคชันบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่ออกแบบสำหรับการเลือกชื่อคนไข้ที่จะนำมาใช้จากฐานข้อมูล โดยจะแสดงชื่อคนไข้และลักษณะเท้า โดยผู้ใช้งานสามารถเลือกคนไข้จากการพิมพ์ค้นหาชื่อในส่วนค้นหาได้และเมื่อกดบนชื่อคนไข้ที่ต้องการก็สามารถไปยังหน้าต่างแสดงผลต่อไปได้



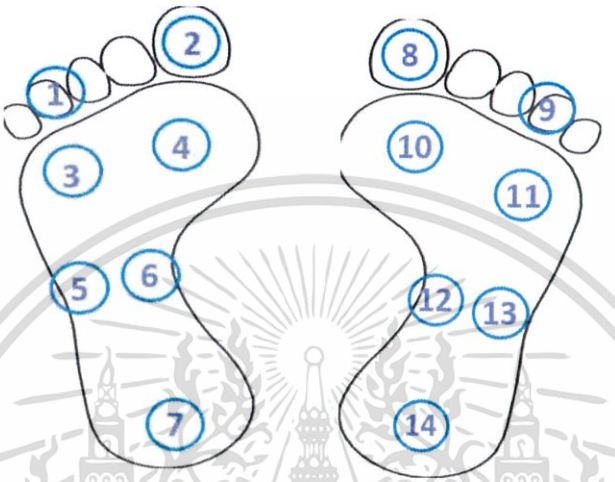
รูปที่ 3.29 หน้าต่างแอพพลิเคชันแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าเป็นแถบสี

จากรูปที่ 3.29 แอพพลิเคชันบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ที่ออกแบบขึ้นจะแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าในรูปแถบสีบนตำแหน่งของเท้าทั้งหมด 14 ตำแหน่ง รวมถึงแสดงผลลัพธ์ว่าการเดินที่ทดสอบมีความผิดปกติการเดินหรือไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.6 การวิเคราะห์ความผิดปกติของลักษณะการเดิน

ออกแบบการวิเคราะห์เงื่อนไขความผิดปกติของการเดิน โดยศึกษาการเดินในแต่ละ Phase ของการเดินเปรียบเทียบกับการทำงานของเซนเซอร์แต่ละตำแหน่งบนเท้าดังรูปที่ 3.30 และตารางที่ 3.1



รูปที่ 3.30 ตำแหน่งของโหลดเซลล์บนฝ่าเท้า

รูปที่ 3.31 วงจรการเดินกับพื้นที่การลงน้ำหนัก

ในวงจรการเดินแต่ละครั้งจะมีการลงน้ำหนักบนเท้าตาม Phase ของการเดิน ดังรูปที่ 3.31 จากรูปนำข้อมูลการลงน้ำหนักเท้ามาเปรียบเทียบกับตำแหน่งของโหลดเซลล์ในรูปที่ 3.30 ทำให้ได้ตารางความสัมพันธ์ระหว่าง Phase ของการเดินเปรียบเทียบกับการทำงานของอุปกรณ์วัดแรงกดบนฝ่าเท้าดังตารางที่ 3.1

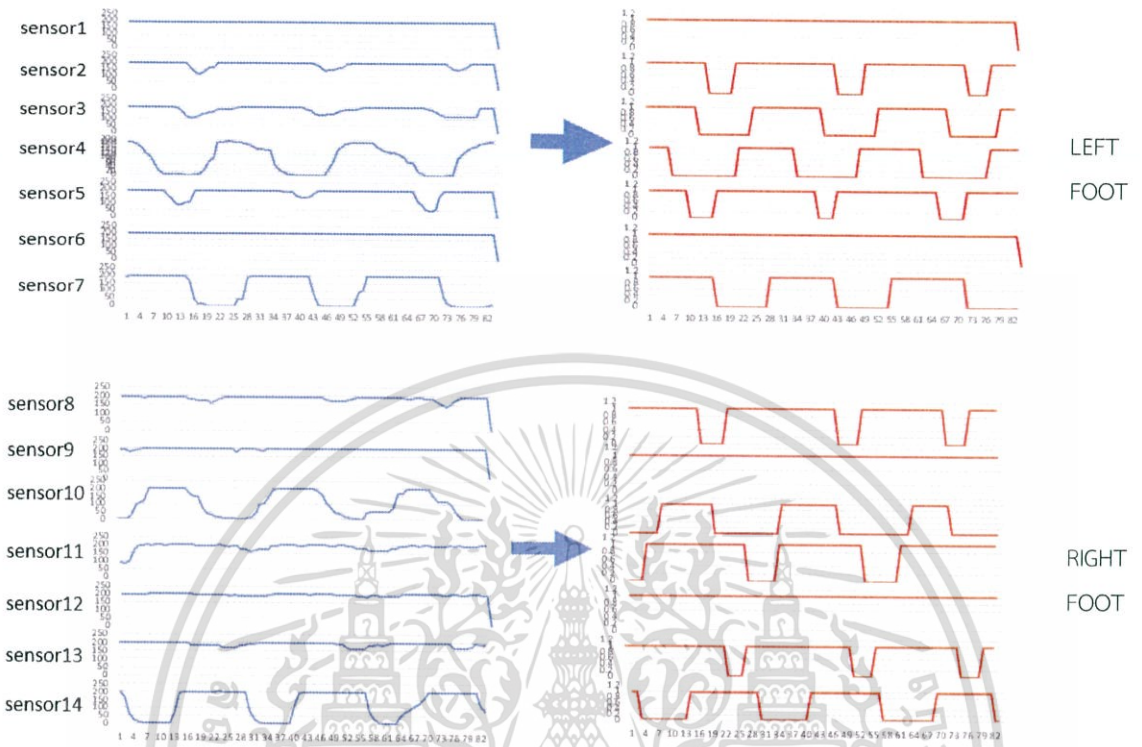
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 Phase ของการเดินเปรียบเทียบกับการทำงานของโหลดเซลล์

ตำแหน่งของโหลดเซลล์	Gait Cycle					
	Stance phase					Swing phase
	Heel strike	Foot flat	Mid-stance	Heel off	Toe off	
ตำแหน่งที่ 1 และตำแหน่งที่ 9	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ ทำงาน
ตำแหน่งที่ 2 และตำแหน่งที่ 8	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ทำงาน	ทำงาน	ทำงาน	ไม่ทำงาน
ตำแหน่งที่ 3 และตำแหน่งที่ 11	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน
ตำแหน่งที่ 4 และตำแหน่งที่ 10	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ทำงาน	ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน
ตำแหน่งที่ 5 และตำแหน่งที่ 13	ไม่ทำงาน	ทำงาน	ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน
ตำแหน่งที่ 6 และตำแหน่งที่ 12	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน
ตำแหน่งที่ 7 และตำแหน่งที่ 14	ทำงาน	ทำงาน	ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน	ไม่ทำงาน

ข้อมูลจากตารางที่ 3.1 สามารถนำมาสร้างเงื่อนไขเพื่อวิเคราะห์การเดินได้ โดยทำการเก็บข้อมูลจากการเดินหลายๆ ครั้งและนำข้อมูลการเดินมาเฉลี่ย จากนั้นนำข้อมูลการทำงานของโหลดเซลล์แต่ละตัวมาพล็อตกราฟเพื่อสร้างเทมเพลตการเดิน (Gait cycle template) แสดงดังรูปที่ 3.32

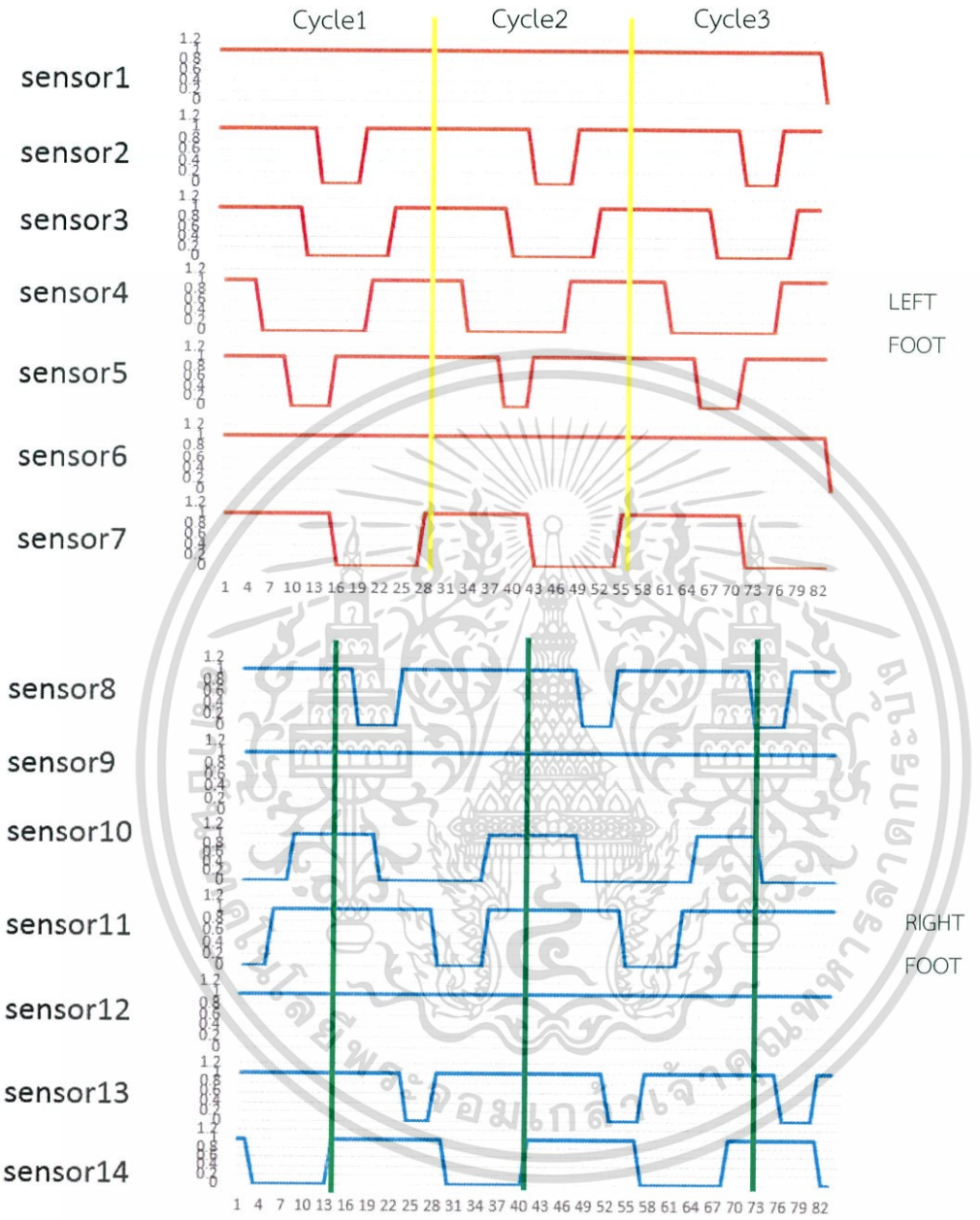
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.32 การแปลงสัญญาณเป็นบิต 0 และบิต 1

จากรูปที่ 3.32 แปลงสัญญาณที่ได้รับจากโหลดเซลล์ตัวที่ 1-14 เป็นสัญญาณบิต 0 กับ 1 และสร้าง Gait cycle template เพื่อใช้ในการตัดสินใจว่าในการเดินมีความผิดปกติหรือไม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.33 Gait cycle template

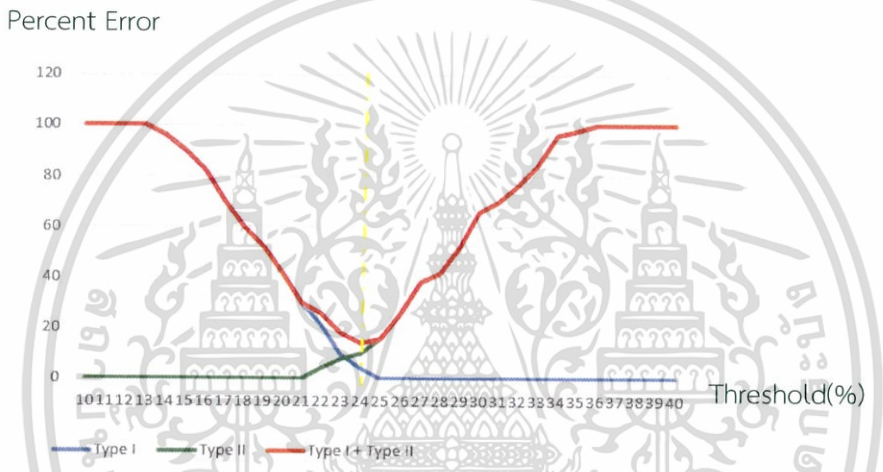
นำข้อมูลเทมเพลตการเดิน จากรูปที่ 3.33 มาเป็นเกณฑ์ตัดสินใจว่าการเดินมีลักษณะผิดปกติหรือไม่ โดยเปรียบเทียบความผิดพลาดแบบบิตต่อบิต โดยเริ่มจาก swing phase ของเท้าซ้าย จากนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิเคราะห์ว่าข้อมูลการเดินที่วัดได้มาเปรียบเทียบความแตกต่างจาก gait cycle template โดยจะเปรียบเทียบออกมาในรูปของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด

3.1.7 การกำหนดเงื่อนไขการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน

ทำการกำหนดเงื่อนไขโดยใช้ข้อมูลตัวอย่าง 100 ชุดข้อมูลแบ่งเป็นการเดินแบบ Normal 50 ครั้งและ Abnormal 50 ครั้ง ทำการเปลี่ยนค่าเทรสโฮลด์ (threshold) ของการตัดสินใจตั้งแต่ 10% - 40% (เพิ่มขึ้นทีละ 2% สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า Threshold และเปอร์เซนต์ความผิดพลาดในการวิเคราะห์ได้) ดังรูปที่ 3.34



รูปที่ 3.34 กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง Threshold และเปอร์เซนต์ความผิดพลาดในการวิเคราะห์

จากรูปที่ 3.34 แสดงค่าความผิดพลาดในการวิเคราะห์ความผิดปกติในการเดินแบบ Type I Error นั่นคือการตัดสินใจว่ามีการเดินแบบ Abnormal เมื่อข้อมูลเป็นแบบ Normal (False alarm) ด้วยเส้นสีฟ้า, ความผิดพลาดแบบ Type II Error นั่นคือ การตัดสินใจว่าการเดินเป็นแบบ Normal แต่ในความเป็นจริงแล้วข้อมูลเป็นแบบ Abnormal (Miss) ด้วยเส้นสีเขียวและค่าความผิดพลาดรวม (Type I + Type II) ด้วยเส้นสีแดง สำหรับค่า Threshold ต่างๆ พบว่า ค่า threshold ที่ทำให้เกิดความผิดพลาดน้อยที่สุดเท่ากับ 24% ซึ่งจะถูกนำไปใช้ในระบบต่อไป โดยหากมีความแตกต่างระหว่างข้อมูลการเดินกับ gait cycle template มากกว่า 24% จะตัดสินใจว่าการเดินดังกล่าวเป็นการเดินแบบผิดปกติ (Abnormal) ในทางกลับกันหากมีความแตกต่างน้อยกว่า 24% จะตัดสินใจว่าการเดินเป็นแบบปกติ (Normal) ซึ่งค่า threshold ดังกล่าวอาจจะมีการปรับเปลี่ยนแก้ไขตามความเหมาะสมของผู้ใช้งานแต่ละบุคคลได้ หากมีการทดสอบทางการแพทย์ที่ถูกต้องมารองรับ”

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการทดลอง

3.2.1 โมดูลสื่อสารไร้สาย (RN-XV WiFly Module) 1 โมดูล

3.2.2 ไมโครคอนโทรลเลอร์ (PIC) ตระกูล PIC เบอร์ 18F4580 2 ตัว

3.2.3 วงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้า 14 วงจร

3.2.4 เครื่องจ่ายไฟ 1 เครื่อง

3.2.5 ออสซิโลสโคป (Oscilloscope) 1 เครื่อง

3.3 การจัดเก็บผลการทดลอง

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการออกแบบและจัดทำระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์ เพื่อให้สามารถแสดงผลการลงน้ำหนักการเดินบนฝ่าเท้าและบ่งบอกความผิดปกติของการเดิน ทั้งนี้การออกแบบการจัดเก็บผลการทดลองของระบบดังกล่าวมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

3.3.1 การทดสอบวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้า

3.3.1.1 วงจรบริดจ์เมื่อต่อกับโหลดเซลล์

3.3.1.2 วงจร Instrumentation Amplifier

3.3.1.3 วงจร Amplifier

3.3.1.4 วงจร Low pass filter

3.3.2 การทดสอบรับ-ส่งข้อมูลระหว่างคอมพิวเตอร์ผ่านโมดูลสื่อสารไร้สาย

3.3.3 การทดสอบการรับค่าอนาล็อกอินพุตจากเซนเซอร์และการส่งข้อมูลไปยังฐานข้อมูล

3.3.4 การทดสอบส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้

3.3.4.1 การทดสอบส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้โดยใช้ข้อมูลจำลอง

3.3.4.2 การทดสอบส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้โดยใช้ข้อมูลจริงจากเซนเซอร์ 1 ตำแหน่ง ที่ส่งมายังฐานข้อมูล

3.3.5 การทดสอบแอพพลิเคชันบนระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์

3.3.6 การวิเคราะห์ความผิดปกติของลักษณะการเดิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

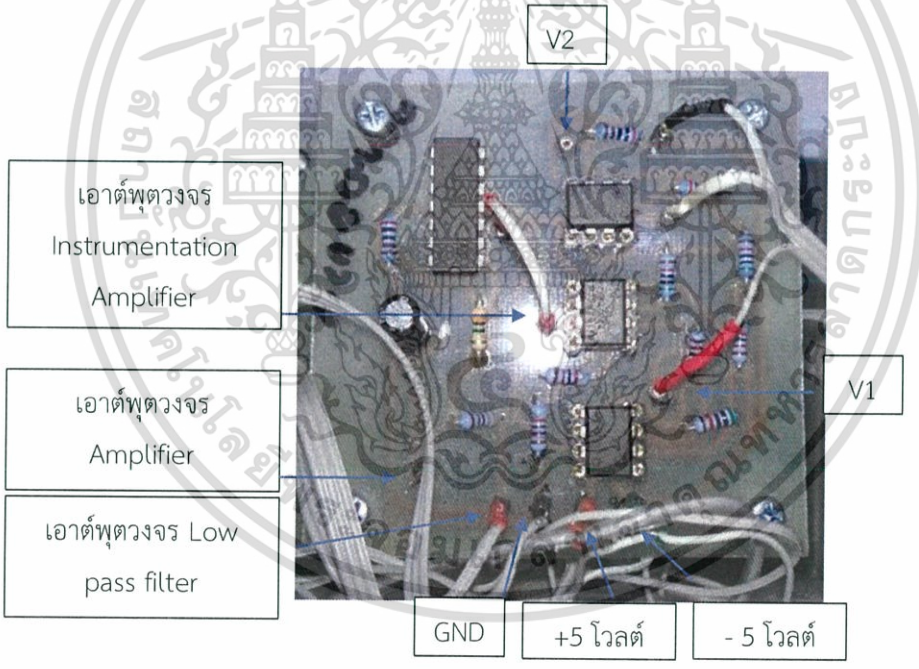
บทที่ 4

ผลการทดลอง

สำหรับการทดสอบระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์ ได้จัดเก็บผลการทำงานของระบบ โดยแบ่งการทดลองและจัดเก็บผลการทดลองออกเป็นส่วนต่างๆ ดังต่อไปนี้

4.1 การทดสอบวงจรวัดแรงกดที่ฝ่าเท้า

ผู้จัดทำได้ทดสอบสัญญาณวงจรย่อย ซึ่งประกอบไปด้วยวงจรบริดจ์กับโหลดเซลล์, วงจร Instrumentation Amplifier, วงจร Amplifier และวงจร Low pass filter ดังรูปที่ 4.1 และวัดสัญญาณของวงจรย่อย โดยเปรียบเทียบกันระหว่างการกดโหลดเซลล์และไม่กดโหลดเซลล์ ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.1 วงจรรวมวัดแรงกดจากฝ่าเท้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.2 การทดสอบโดยการกดและไม่กดโหลดเซลล์

4.1.1 วงจรบริดจ์กับโหลดเซลล์

จาก schematic ของวงจรในรูปที่ 3.4 ทำการวัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรบริดจ์กับโหลดเซลล์ที่ตำแหน่ง V1 และ V2 ดังรูปที่ 4.1 และเปรียบเทียบสัญญาณเอาต์พุตระหว่างการกดโหลดเซลล์และไม่กดโหลดเซลล์แล้วสังเกตการเปลี่ยนแปลงสัญญาณเอาต์พุตดังรูปที่ 4.2 และรูปที่ 4.3

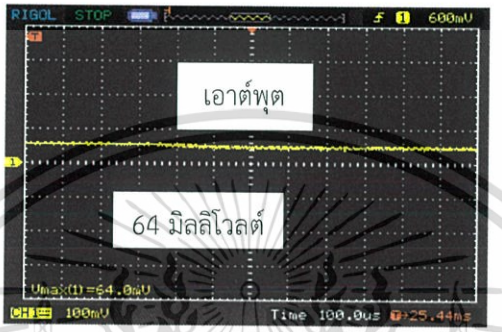
(ก) (ข)

รูปที่ 4.3 (ก) สัญญาณเอาต์พุตที่ตำแหน่ง v2 (ข) สัญญาณเอาต์พุตที่ตำแหน่ง v1

จากรูปที่ 4.3 (ก) วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจรบริดจ์กับโหลดเซลล์ที่ตำแหน่ง v2 พบว่าสัญญาณเอาต์พุตมีค่าเท่ากับ 60 มิลลิโวลต์ และเมื่อกดโหลดเซลล์สัญญาณเอาต์พุตจะไม่มีการเปลี่ยนแปลง เนื่องจากกำหนดค่าความต้านทานคงที่เท่ากับ 2 กิโลโอห์ม ในรูปที่ 4.3 (ข) วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

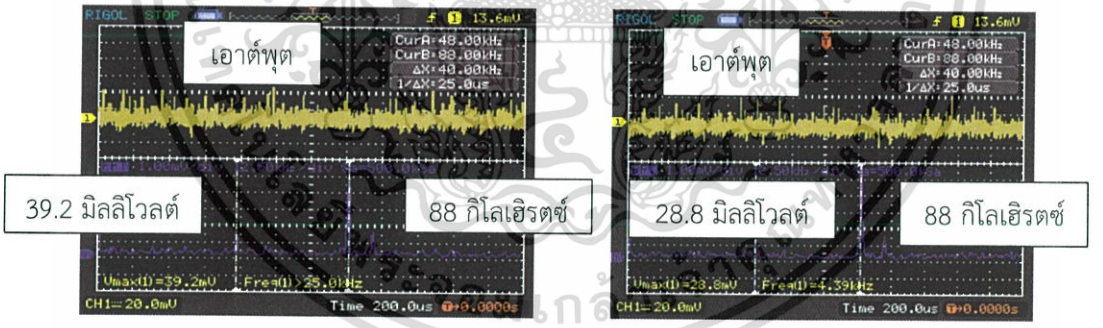
บริดจ์กับโหลดเซลล์ที่ตำแหน่ง v1 เมื่อไม่กดโหลดเซลล์ พบว่าสัญญาณเอาต์พุตมีค่าเท่ากับ 72 มิลลิโวลต์ และเมื่อกดโหลดเซลล์สัญญาณเอาต์พุตจะเปลี่ยนแปลงไปตามแรงกดในที่นี้เท่ากับ 64 มิลลิโวลต์ ดังรูปที่ 4.4 จะเห็นว่ามีการเปลี่ยนแปลงเอาต์พุตลดลง จากนั้นสัญญาณจะถูกส่งผ่านไปยังวงจร Instrumentation Amplifier



รูปที่ 4.4 สัญญาณเอาต์พุตที่ตำแหน่ง v1 เมื่อกดโหลดเซลล์

4.1.2 วงจร Instrumentation Amplifier

ผู้จัดทำได้วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Instrumentation Amplifier หลังจากได้รับสัญญาณจากวงจรบริดจ์กับโหลดเซลล์ ดังรูปที่ 4.5 และทำการคำนวณหาค่าผลตอบสนองทางความถี่ดังรูปที่ 4.6



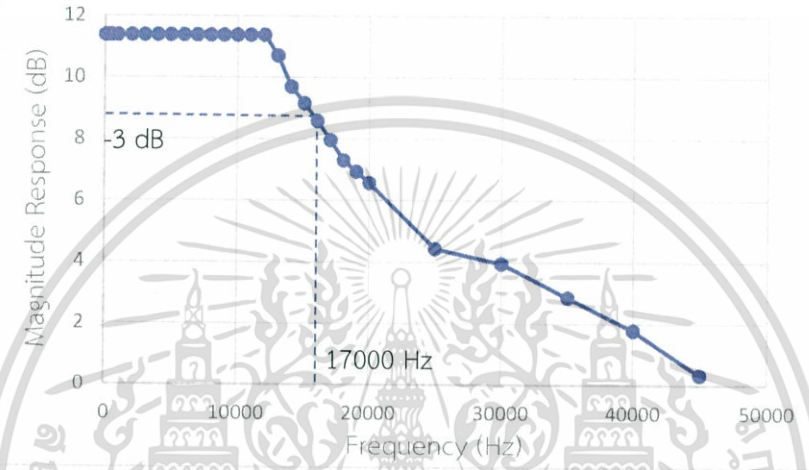
(ก) (ข)

รูปที่ 4.5 (ก) สัญญาณเอาต์พุตของ Instrumentation Amplifier เมื่อไม่กดโหลดเซลล์
(ข) สัญญาณเอาต์พุตของ Instrumentation Amplifier เมื่อกดโหลดเซลล์

จากรูปที่ 4.5 วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Instrumentation Amplifier เมื่อไม่กดโหลดเซลล์ พบว่ามีค่าสัญญาณเอาต์พุตเท่ากับ 39.2 มิลลิโวลต์ เมื่อกดโหลดเซลล์ พบว่าสัญญาณเอาต์พุตของวงจรลดลงมีค่าเท่ากับ 28.8 มิลลิโวลต์ และพบว่ามีองค์ประกอบความถี่ที่ 88 กิโลเฮิรตซ์ออกมาจากวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้วย จากเอาต์พุตของวงจรมีการเปลี่ยนแปลงแอมปลิจูดของสัญญาณน้อยจึงต้องส่งสัญญาณผ่านวงจร Amplifier เพื่อขยายสัญญาณอีกครั้ง



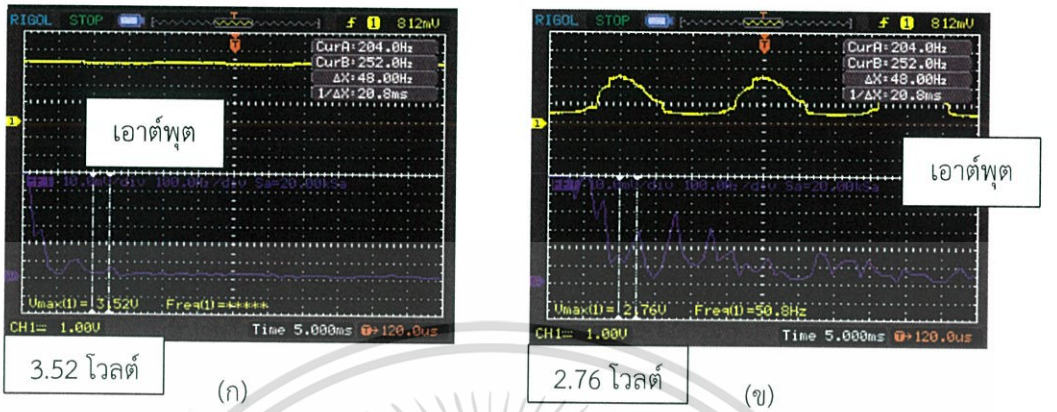
รูปที่ 4.6 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Instrumentation Amplifier

จากรูปที่ 4.6 เป็นผลตอบสนองความถี่ของวงจร Instrumentation Amplifier จากกราฟจะเห็น Gain = 10.98 dB เท่ากับ 3.64 เท่าตามที่ได้ออกแบบไว้ โดยมีความถี่ตัดผ่าน (cut-off frequency) ของวงจรอยู่ที่ 17 kHz

4.1.3 วงจร Amplifier

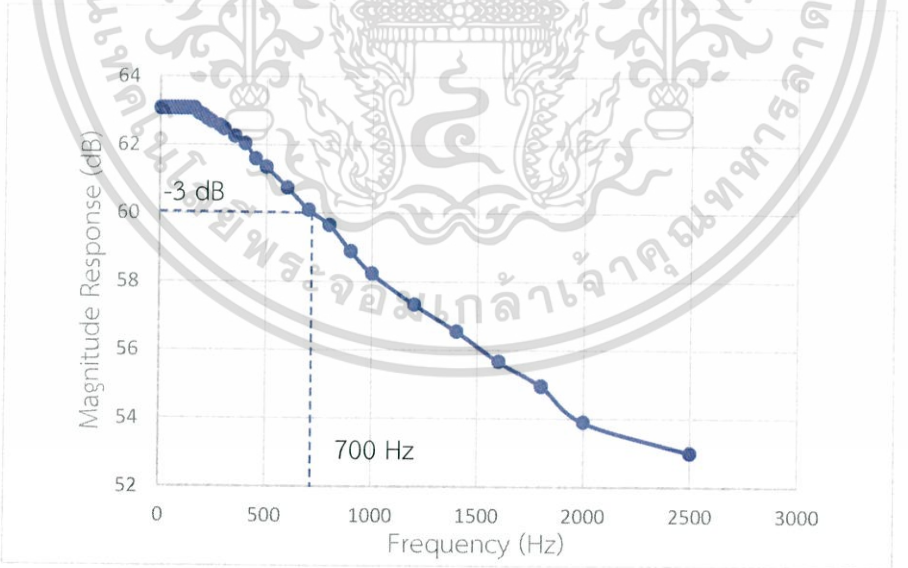
ผู้จัดทำได้วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Amplifier หลังจากได้รับสัญญาณจากวงจร Instrumentation Amplifier ดังรูปที่ 4.7 และทำการคำนวณหาค่าผลตอบสนองทางความถี่ดังรูปที่ 4.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.7 (ก) สัญญาณเอาต์พุตของ Amplifier เมื่อไม่กดโหลดเซลล์
(ข) สัญญาณเอาต์พุตของ Amplifier เมื่อกดโหลดเซลล์

จากรูปที่ 4.7 ทำการทดสอบสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Amplifier เมื่อไม่กดโหลดเซลล์ พบว่ามีค่าสัญญาณเอาต์พุตเท่ากับ 3.52 โวลต์ เมื่อกดโหลดเซลล์พบว่าเมื่อมีการกดโหลดเซลล์สัญญาณเอาต์พุตของวงจรมีค่าเท่ากับ 2.76 โวลต์ โดยสัญญาณจะลดลงตามแรงกดและจะเห็นว่าสัญญาณถูกรบกวนด้วยค่าความถี่ต่างๆ ทำให้สัญญาณมีลักษณะไม่เรียบจึงทำการส่งสัญญาณผ่านไปยังวงจร Low pass filter เพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน



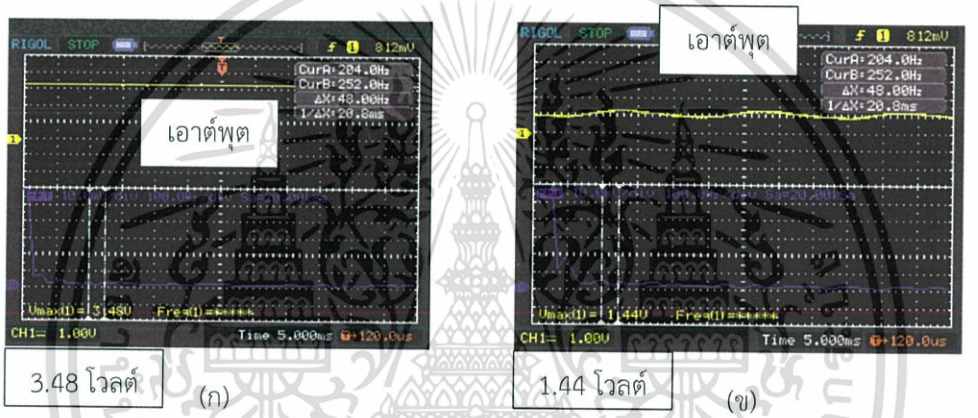
รูปที่ 4.8 ผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Amplifier

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.8 ผลตอบสนองความถี่ของวงจร Amplifier จากกราฟจะเห็น Gain = 63.07 dB เท่ากับ 1500 เท่าตามที่ได้ออกแบบไว้และมีความถี่ตัดผ่าน (cut-off frequency) ของวงจรอยู่ที่ 700 Hz

4.1.4 วงจร Low pass filter

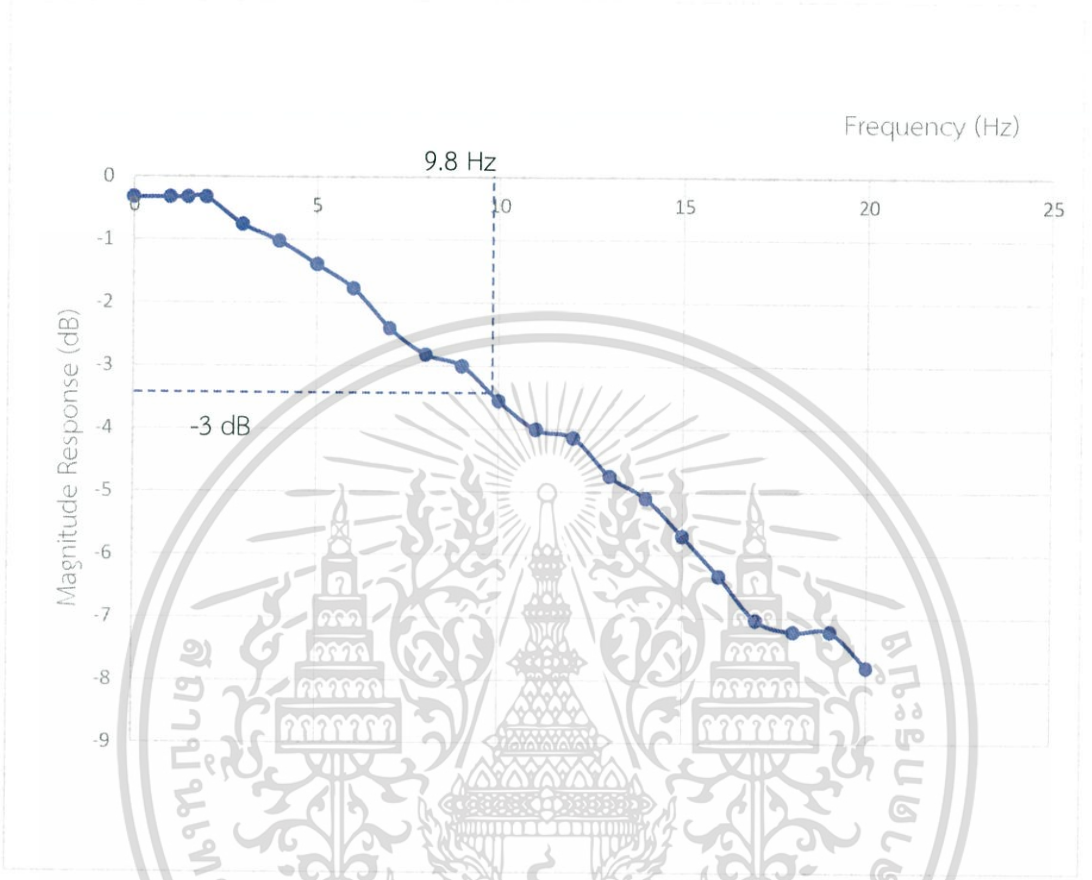
ผู้จัดทำได้วัดสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Low pass filter ซึ่งเป็นส่วนสุดท้ายของวงจรวัดแรงกดบนฝ่าเท้า เมื่อส่งสัญญาณจากวงจร Amplifier ผ่านวงจร Low pass filter จะได้สัญญาณ ดังรูปที่ 4.9 7 และทำการคำนวณหาค่าผลตอบสนองทางความถี่ดังรูปที่ 4.10 และ 4.11



รูปที่ 4.9 (ก) สัญญาณเอาต์พุตของ Low pass filter เมื่อไม่กดโหลดเซลล์
(ข) สัญญาณเอาต์พุต Low pass filter เมื่อกดโหลดเซลล์

จากรูปที่ 4.9 ทำการทดสอบสัญญาณเอาต์พุตของวงจร Low pass filter เมื่อไม่กดโหลดเซลล์ พบว่ามีค่าสัญญาณเอาต์พุตเท่ากับ 3.48 โวลต์ เมื่อมีการกดโหลดเซลล์สัญญาณเอาต์พุตของวงจรมีค่าเท่ากับ 1.44 โวลต์และสัญญาณจะลดลงตามแรงที่กด พบว่าสัญญาณมีลักษณะที่เรียบขึ้นเมื่อถูกกรองด้วยวงจร Low pass filter และเมื่อเปรียบเทียบสเปกตรัมของสัญญาณกับรูปที่ 4.6 พบว่าสัญญาณรบกวนที่ความถี่สูงถูกกำจัดตามต้องการ

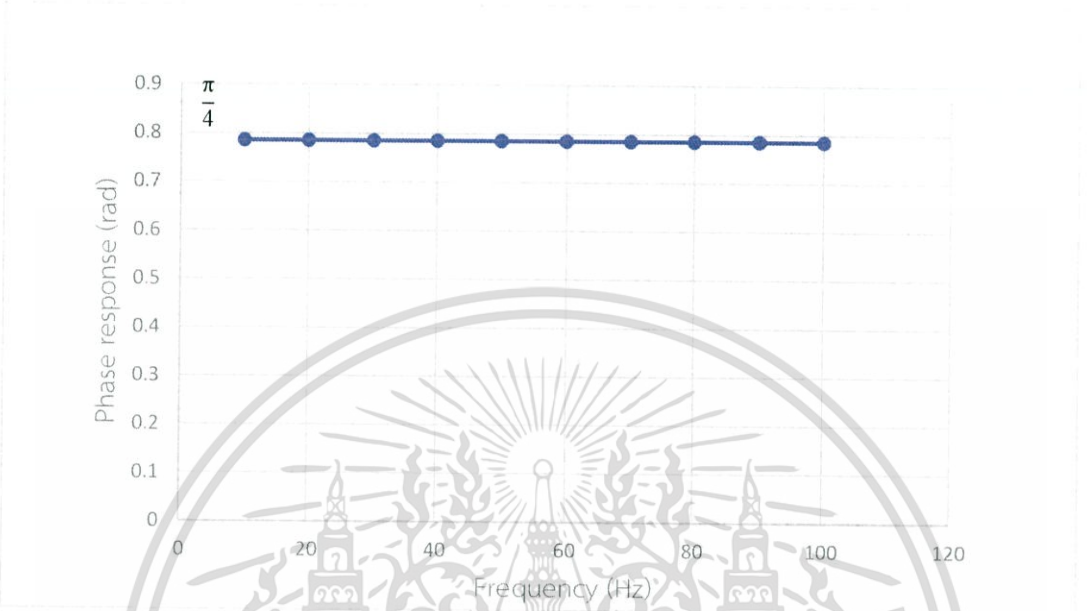
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 ขนาดสนองเชิงความถี่ของวงจร Low pass filter

จากรูปที่ 4.10 ขนาดของผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร low pass filter จากกราฟช่วงความถี่ตัดผ่าน (cut-off frequency) ของวงจรอยู่ที่ 9.8 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

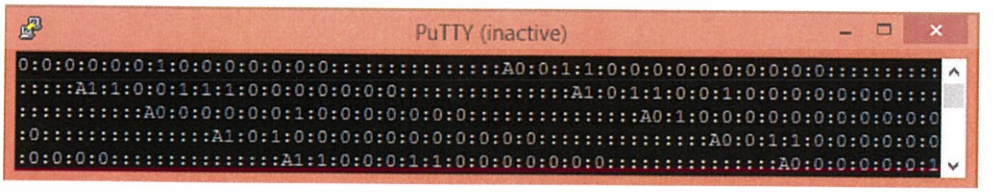


รูปที่ 4.11 เฟสของผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Low pass filter

จากรูปที่ 4.11 Phase response ของวงจรผลตอบสนองเชิงความถี่ของวงจร Low pass filter มีการเลื่อนของเฟสที่ความถี่ 10 Hz โดยถูกเลื่อนไป 45 องศา

4.2 การทดสอบรับ-ส่งข้อมูลระหว่างคอมพิวเตอร์ผ่านโมดูลสื่อสารไร้สาย

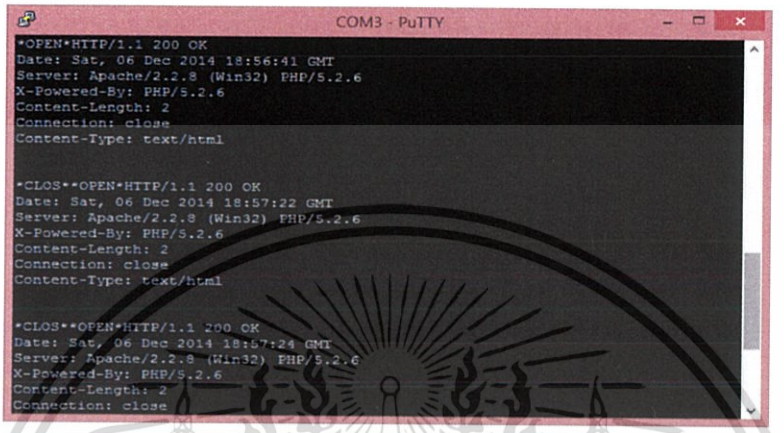
ผู้จัดทำได้ทำการทดลองส่งข้อมูลผ่านโมดูลสื่อสารไร้สายโดยใช้ซอฟต์แวร์ PuTTY ในการส่งและรับข้อมูล โดยใช้ฐานข้อมูลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ฝั่งรับ รูปแบบของข้อมูลที่ใช้ส่งเป็นดังรูปที่ 4.12 โดยจะประกอบไปด้วยข้อมูลจากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าทั้งหมด 14 ตัว แต่ละตัวจะคั่นด้วยเครื่องหมาย ":" และระหว่างชุดข้อมูลจะคั่นด้วยอักษร "A"



รูปที่ 4.12 รูปแบบข้อมูลที่ใช้ส่งไปยังโมดูลสื่อสารไร้สาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผลตอบสนองของการส่งข้อมูลผ่านโปรแกรม PuTTY และข้อมูลที่แสดงบนฐานข้อมูลในคอมพิวเตอร์ฝั่งรับ แสดงได้ดังรูปที่ 4.13 และ 4.14 ตามลำดับ



รูปที่ 4.13 การตอบสนองของโมดูลสื่อสารไร้สายเมื่อมีการส่งข้อมูล

←T→	sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7	sensor8	sensor9	sensor10	sensor11	sensor12	sensor13	sensor14
	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	1	1	0	0	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0
	1	0	1	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	1	1	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0

รูปที่ 4.14 ข้อมูลที่รับได้ในฐานข้อมูลของเครื่องคอมพิวเตอร์ฝั่งรับ

4.3 การทดสอบการรับค่าอนาล็อกอินพุตจากเซนเซอร์และการส่งข้อมูลไปยังฐานข้อมูล

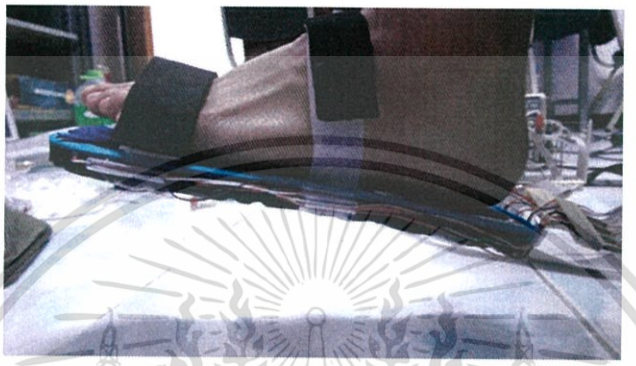
ผู้จัดทำได้ทำการทดสอบการวิเคราะห์ gait cycle และความผิดปกติของการเดิน (abnormality) จากข้อมูลที่วัดได้ โดยทำการทดสอบด้วยการเดินตาม gait cycle เก็บผลผ่านไมโครคอนโทรลเลอร์และส่งไปยังฐานข้อมูล แบ่งออก ดังต่อไปนี้

4.3.1 Swing phase

การทดสอบขั้นตอนการเดินในช่วง Swing phase เป็นการเดินที่เท้ายกสูงขึ้นจากพื้นแสดงดังรูปที่ 4.15 โดยข้อมูลที่ได้จากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้า ขณะที่ทำการเดินจะถูกเก็บผลด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งต่อไปยังโมดูลไร้สาย จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าลงฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.16 และแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.17

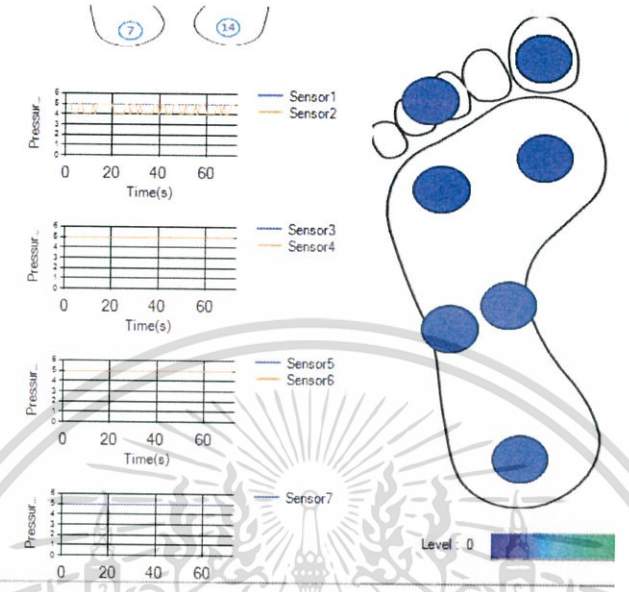


รูปที่ 4.15 การเดินในช่วง Swing phase

sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7
191	195	190	192	191	192	191
192	195	191	193	193	193	193
192	198	191	195	194	192	193
192	198	193	194	192	192	194
192	198	191	195	194	192	193
191	195	192	193	192	192	193
192	195	191	192	194	192	192
192	196	192	192	192	191	192
192	196	192	192	192	191	192
193	198	191	194	194	192	193
192	198	193	194	192	192	194
194	195	191	193	193	194	192
193	198	191	194	194	192	193
192	195	192	193	193	192	192
191	195	192	193	193	194	193
192	195	191	192	194	192	194
191	195	191	193	194	192	193
191	195	191	193	194	192	193
192	195	190	192	194	194	192
192	195	191	192	194	194	192

รูปที่ 4.16 ข้อมูลจากการเดินในช่วง Swing phase

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.17 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Swing phase

จากการทดลองพบว่า ในช่วง swing phase จะไม่มีแรงกดบนเซนเซอร์ เนื่องจากฝ่าเท้าถูกยกลอยจากพื้น

4.3.2 Heel strike

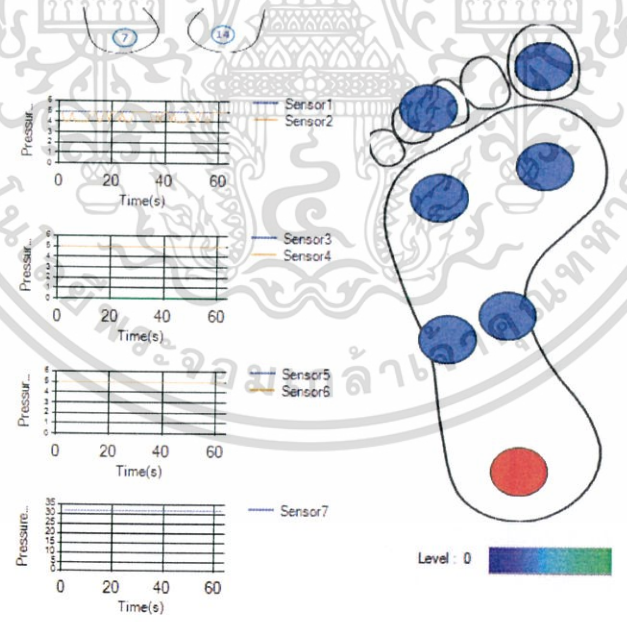
การทดสอบขั้นตอนการเดินในช่วง Heel strike เป็นการเดินที่เท้าลงน้ำหนักไปที่ส้นเท้าเป็นส่วนใหญ่แสดงดังรูปที่ 4.18 โดยข้อมูลที่ได้จากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าในขณะที่ทำการเดินจะถูกเก็บผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งต่อไปยังโมดูลไร้สาย จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าลงฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.19 และแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.20

รูปที่ 4.18 การเดินในช่วง Heel strike

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7
191	194	191	191	192	191	0
192	198	192	194	192	192	1
194	196	192	194	193	194	0
193	196	192	194	193	191	0
194	195	191	193	193	191	0
193	196	192	194	193	191	0
192	198	193	194	192	192	0
192	198	191	193	194	192	0
192	198	191	193	194	192	0
192	198	191	195	194	192	0
192	196	193	194	192	193	1
192	195	191	192	193	194	0
194	195	191	192	193	191	0
192	195	191	192	193	191	0
193	196	192	194	193	191	0
192	198	191	193	194	192	0
192	195	191	192	193	191	0
192	195	191	192	193	191	0
194	196	191	193	194	192	0
192	195	191	193	193	191	0

รูปที่ 4.19 ข้อมูลจากการเดินในช่วง Heel strike



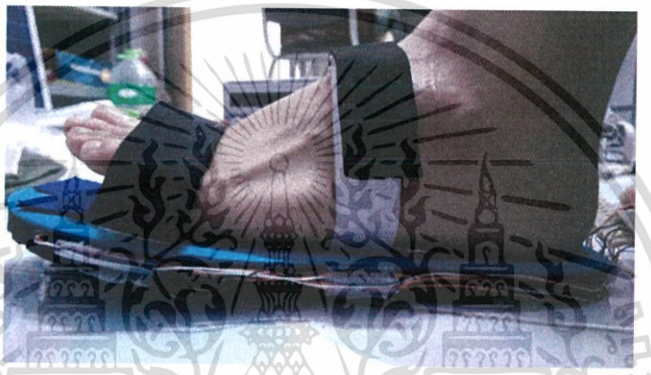
รูปที่ 4.20 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Heel strike

จากรูปที่ 4.20 จะเห็นว่ามีแรงกดบนโหลดเซลล์ตัวที่ 7 ซึ่งอยู่ในตำแหน่งส้นเท้าตามที่คาดไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 Foot flat

การทดสอบวงจรการเดินในช่วง Foot flat เป็นการเดินที่เท้าลงน้ำหนักไปที่ส้นเท้าและบริเวณกลางเท้าแสดงดังรูปที่ 4.21 โดยข้อมูลที่ได้จากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าในขณะที่ทำการเดินจะถูกเก็บผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งต่อไปยังโมดูลไร้สาย จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าลงฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.21 และแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.22

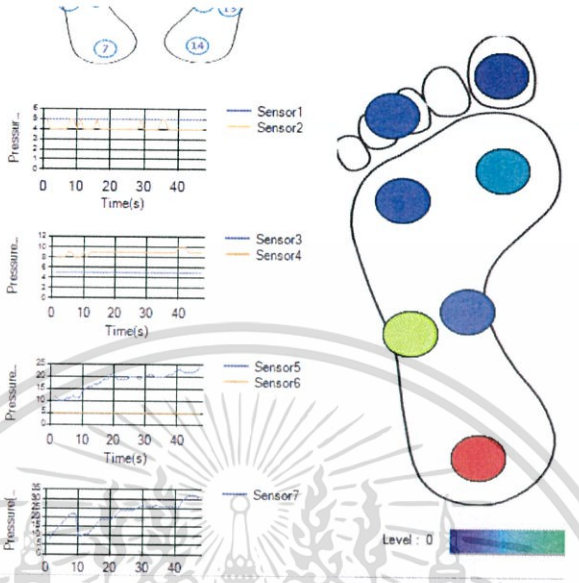


รูปที่ 4.21 การเดินในช่วง Foot flat

sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7
192	196	3	0	191	193	1
194	195	3	0	190	193	0
192	195	3	0	190	194	32
192	195	2	0	192	194	25
192	198	3	0	191	193	12
192	198	3	0	192	193	1
193	196	3	0	194	192	0
193	198	3	0	194	192	0
193	198	3	0	194	192	0
193	198	3	0	194	192	0
193	196	2	0	193	194	0
192	195	3	0	192	194	0
193	196	3	0	192	192	0
193	196	3	0	194	192	0
193	196	2	0	193	194	0
194	195	3	0	194	193	0
194	195	2	0	193	194	0
194	195	2	0	193	194	0
193	198	3	0	194	192	0

รูปที่ 4.22 ข้อมูลจากการเดินในช่วง Foot flat

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

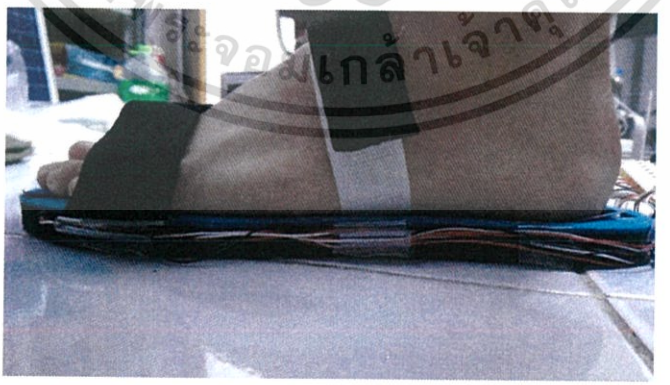


รูปที่ 4.23 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Foot flat

จากรูปที่ 4.23 พบว่ามีแรงกดบนเซนเซอร์ตัวที่ 4, 6, 7 ซึ่งอยู่ในตำแหน่งส้นเท้า กลางเท้าด้านนอกและใต้นิ้วเท้าด้านใน ตามที่คาดไว้

4.3.4 Mid-stance

การทดสอบวงจรการเดินในช่วง Mid-stance เป็นการเดินที่เท้าลงน้ำหนักทั่วทั้งฝ่าเท้าแสดงดังรูปที่ 4.24 โดยข้อมูลที่ได้จากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าในขณะที่ทำการเดินจะถูกเก็บผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งต่อไปยังโมดูลไร้สาย จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าลงฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.25 และแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.26

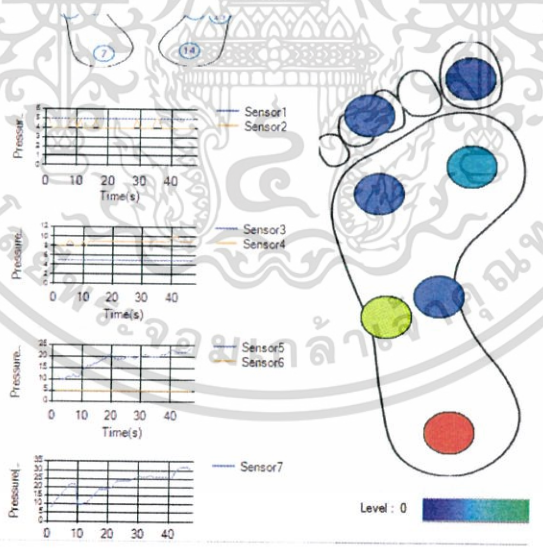


รูปที่ 4.24 การเดินในช่วง Mid-stance

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7
192	197	191	167	95	194	72
192	197	191	166	97	194	60
192	197	192	164	93	194	57
192	197	191	163	86	194	62
192	197	191	163	85	194	62
192	197	191	163	85	194	62
192	197	191	165	92	194	49
192	195	192	165	90	194	42
194	196	192	166	84	194	41
193	198	191	167	83	192	42
193	198	191	167	82	192	46
193	198	191	167	86	192	42
193	198	191	167	86	192	41
192	195	191	165	84	192	42
192	195	191	165	84	192	42
192	197	191	164	82	194	46
192	198	192	164	79	193	47
193	198	191	163	75	192	44
192	196	191	159	69	192	46
194	197	191	159	68	194	42
192	197	190	160	70	194	27

รูปที่ 4.25 ข้อมูลจากการเดินในช่วง Mid-stance



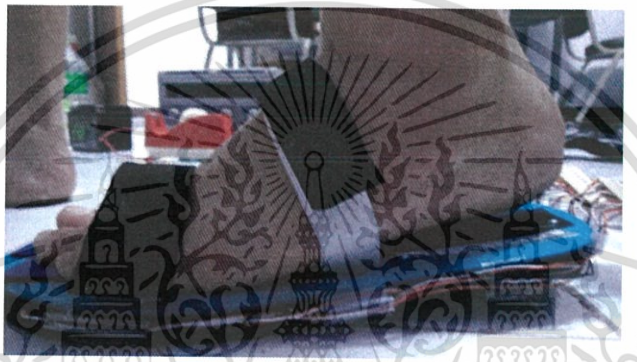
รูปที่ 4.26 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Mid-stance

จากรูปที่ 4.26 พบว่ามีแรงกดบนเซนเซอร์ตัวที่ 4, 6, 7 ซึ่งอยู่ในตำแหน่งส้นเท้า กลางเท้าด้านนอกและใต้นิ้วเท้าด้านใน ตามที่คาดไว้ แต่เริ่มมีการกดน้ำหนักลงกลางฝ่าเท้ามากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.5 Heel off

การทดสอบวงจรการเดินในช่วง Heel off เป็นการเดินที่เท้าลงน้ำหนักที่ปลายเท้าและบริเวณกลางเท้าแสดงดังรูปที่ 4.27 โดยข้อมูลที่ได้จากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าในขณะที่ทำการเดินจะถูกเก็บผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งต่อไปยังโมดูลไร้สาย จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าลงฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.28 และแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.29

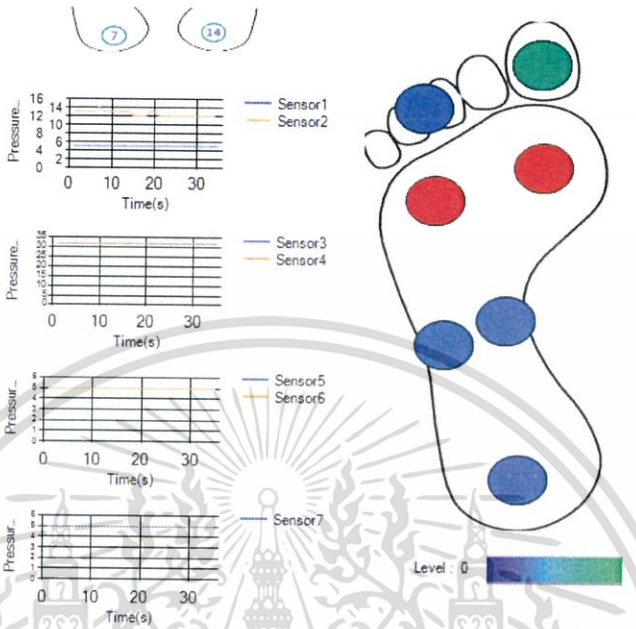


รูปที่ 4.27 การเดินในช่วง Heel off

sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7
191	134	2	0	192	192	194
192	134	2	0	192	193	193
193	134	2	0	193	192	193
192	134	2	0	194	194	193
191	134	2	0	193	194	193
192	134	2	0	193	192	193
193	132	1	0	193	192	193
192	133	2	0	193	194	193
192	133	2	0	193	194	193
193	134	2	0	194	192	193
193	134	2	0	194	192	193
193	135	2	0	194	192	193
194	135	2	0	194	194	193
192	139	2	0	193	194	193
193	143	2	0	193	192	193
192	145	2	0	193	194	193
192	143	2	0	193	194	193
192	143	2	0	193	194	193
193	137	2	0	193	194	193
193	136	2	0	193	194	193
193	140	2	0	193	194	193

รูปที่ 4.28 ข้อมูลจากการเดินในช่วง Heel off

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

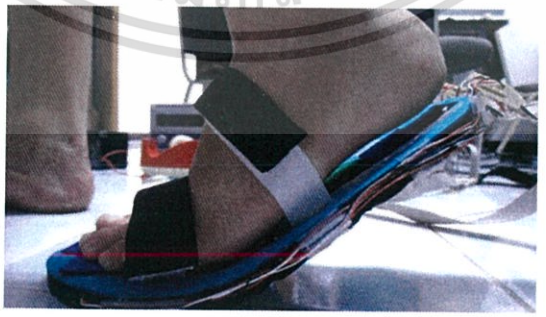


รูปที่ 4.29 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Heel off

จากรูปที่ 4.29 พบว่ามีแรงกดบนเซนเซอร์ตัวที่ 2, 3, 4 ซึ่งอยู่ในตำแหน่งใต้นิ้วเท้าและนิ้วเท้าด้านนอก

4.3.6 Toe off

การทดสอบวงจรการเดินในช่วง Toe off เป็นการเดินที่เท้าลงน้ำหนักที่ปลายเท้าเป็นส่วนใหญ่แสดงดังรูปที่ 4.30 โดยข้อมูลที่ได้จากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าในขณะที่ทำการเดินจะถูกเก็บผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งต่อไปยังโมดูลไร้สาย จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าลงฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.31 และแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.32

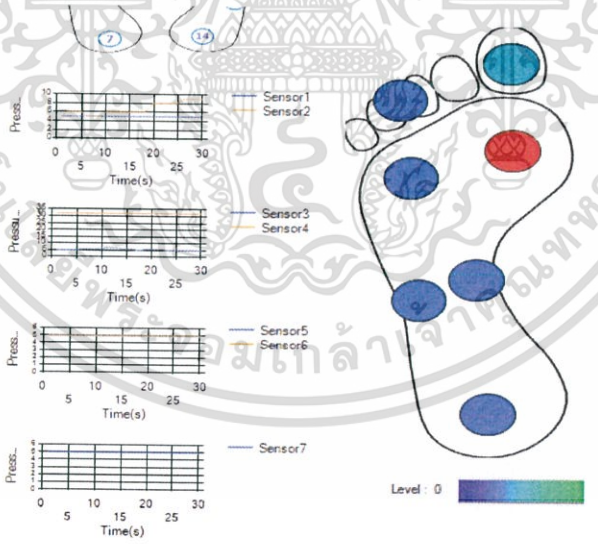


รูปที่ 4.30 การเดินในช่วง Toe off

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7
191	189	190	0	192	191	192
193	187	190	0	194	194	193
193	186	189	0	194	194	193
193	187	189	0	195	194	194
192	187	189	0	193	194	193
193	194	187	0	193	193	194
193	195	185	0	194	194	193
194	192	186	0	194	193	194
194	192	186	0	194	193	194
194	188	183	0	193	194	193
193	188	181	0	194	193	193
193	186	179	0	194	193	193
193	186	181	0	193	193	193
193	183	182	0	195	194	193
193	182	187	0	193	193	194
194	182	188	0	194	193	194
193	183	189	0	193	193	194
193	183	189	0	193	193	194
193	180	187	0	194	193	193
193	174	186	0	194	193	193
193	174	187	0	194	193	193

รูปที่ 4.31 ข้อมูลจากการเดินในช่วง Toe off



รูปที่ 4.32 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ในช่วง Toe off

จากรูปที่ 4.32 พบว่ามีแรงกดบนเซนเซอร์ตัวที่ 2, 4 ซึ่งอยู่ในตำแหน่งหัวแม่เท้าและใต้นิ้วเท้าด้านใน

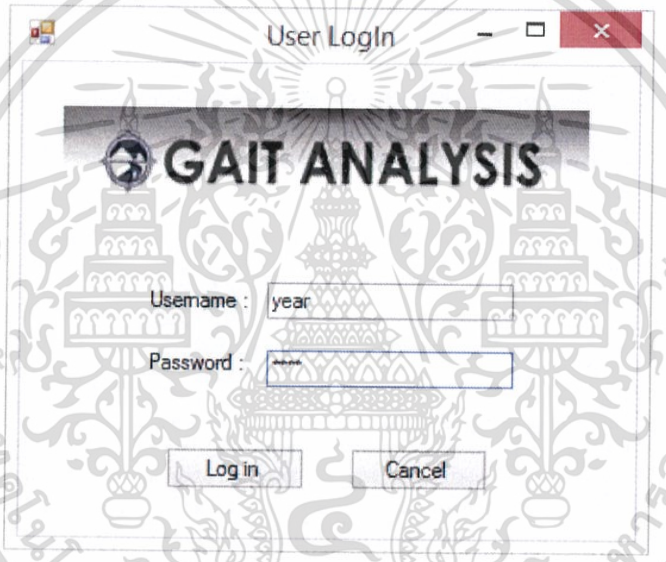
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4 การทำงานของส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ (Graphic User Interface : GUI)

4.4.1 การทำงานของส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ (Graphic User Interface : GUI) โดยใช้ข้อมูลจำลอง

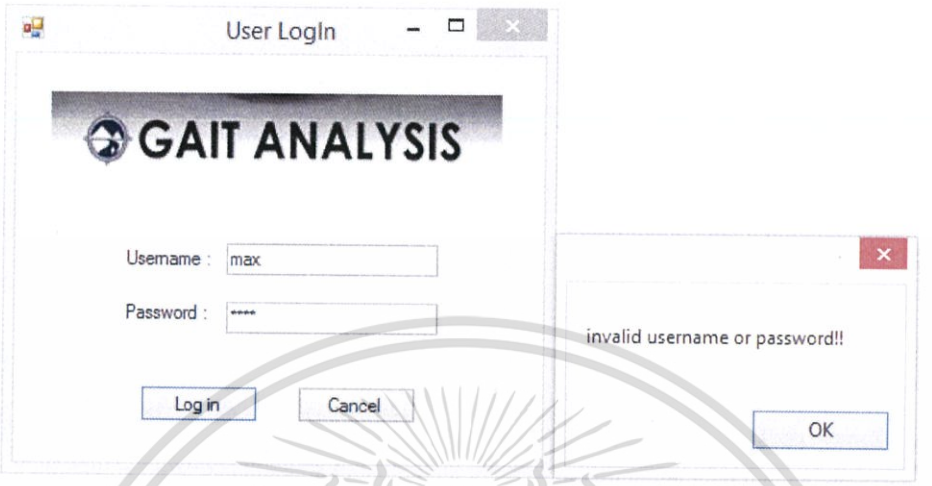
4.4.1.1 การลงชื่อเข้าใช้งานระบบ

สำหรับการใช้งาน GUI จะมีการลงชื่อเข้าใช้บนโปรแกรมเพื่อจำกัดการเข้าถึงข้อมูลของคนไข้ ดังรูปที่ 4.33 และมีแจ้งเตือนการลงชื่อเข้าหรือรหัสผ่านผิดพลาดทำให้ไม่สามารถใช้งานส่วนต่อไปของโปรแกรม



รูปที่ 4.33 หน้าต่างลงชื่อเข้าใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.34 การลงชื่อเข้าใช้ผิดพลาด

จะต้องลงชื่อเข้าใช้และรหัสผ่านให้ถูกต้องเพื่อจะเข้าใช้ข้อมูลในส่วนต่อไป หากลงชื่อเข้าใช้ หรือ รหัสผ่านผิด จะไม่สามารถเข้าถึงส่วนต่อไปของโปรแกรมได้ ดังรูปที่ 4.34

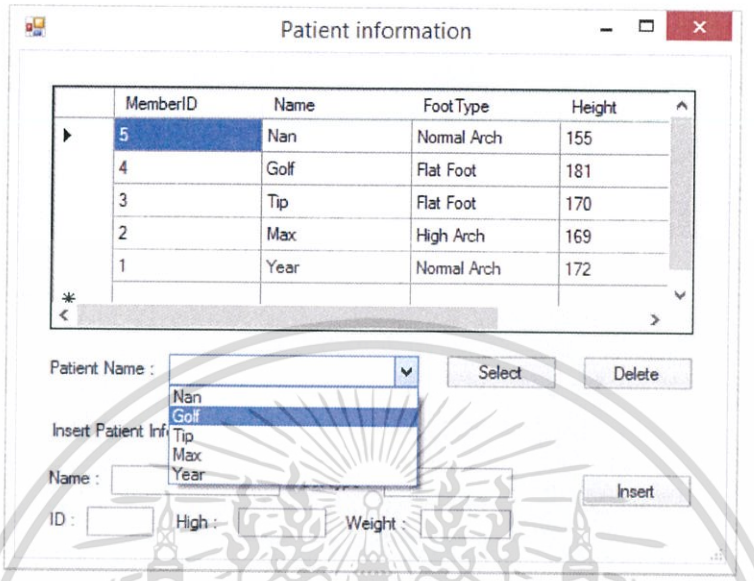
4.4.1.2 การเลือกคนไข้จากหน้าต่างข้อมูลของคนไข้

หน้าต่างที่สองของ GUI เป็นการเลือกข้อมูลของคนไข้โดยผู้ใช้งานโปรแกรม โดยข้อมูลจะดึงมาจากตารางเก็บข้อมูลในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.35 เพื่อส่งไปยังหน้าต่างการทำงานเพื่อเลือกชื่อคนไข้และใช้งานโปรแกรมในส่วนต่อไปดังรูปที่ 4.36 และสามารถลบข้อมูลในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.37

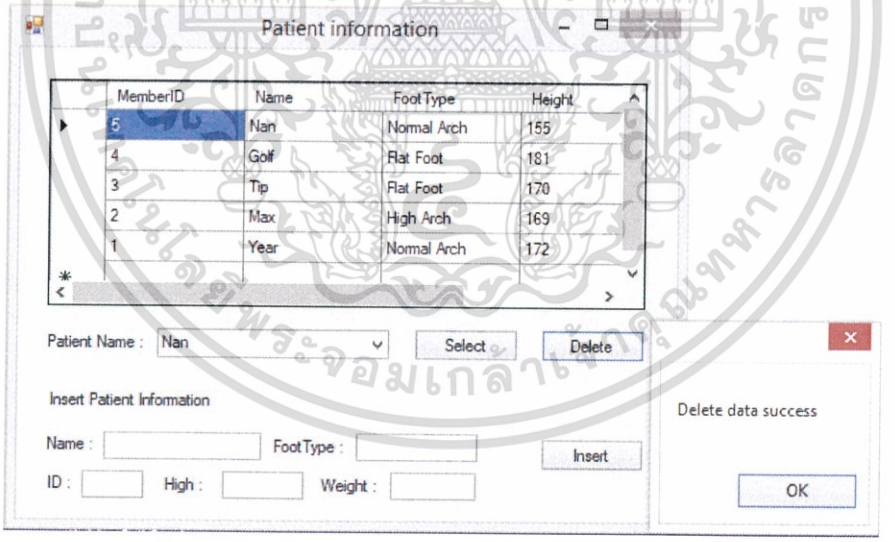
	MemberID	Name	FootType	Height	Weight
	5	Nan	Normal Arch	155	63
	4	Golf	Flat Foot	181	73
	3	Tip	Flat Foot	170	83
	2	Max	High Arch	169	60
	1	Year	Normal Arch	172	72

รูปที่ 4.35 ข้อมูลของคนไข้ในฐานข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.36 หน้าต่างข้อมูลของคนไข้บน GUI



รูปที่ 4.37 หน้าต่างการลบข้อมูลบนฐานข้อมูล

จากรูปที่ 4.35 หน้าต่างการทำงานมี Drop-down menu เพื่อให้ผู้ใช้สามารถเลือกชื่อคนไข้ ในการใช้งานส่วนต่อไป หรือกดปุ่ม Delete เพื่อลบข้อมูลดังรูปที่ 4.37

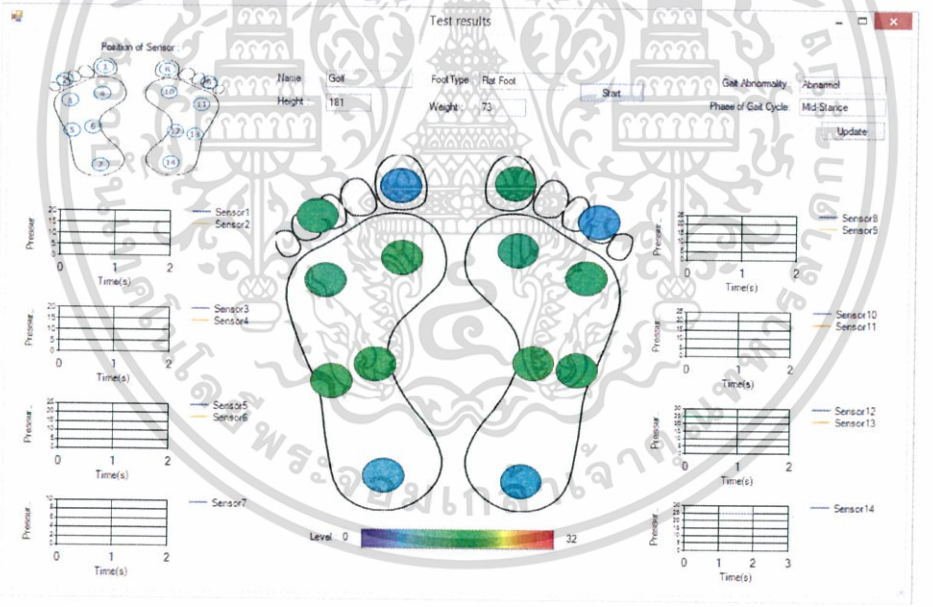
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.1.3 การแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักต่อเวลา

หน้าต่างสุดท้ายเป็นการแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักต่อเวลา โดยข้อมูลจะดึงมาจากตารางเก็บข้อมูลจำลองผลที่วัดได้จากเซนเซอร์ในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.38 โดยสามารถแสดงผลแบบเวลาจริง (Real time) ทุกๆ 1 วินาทีได้ ดังตัวอย่างในรูปที่ 4.39 - 4.43 ตามลำดับ

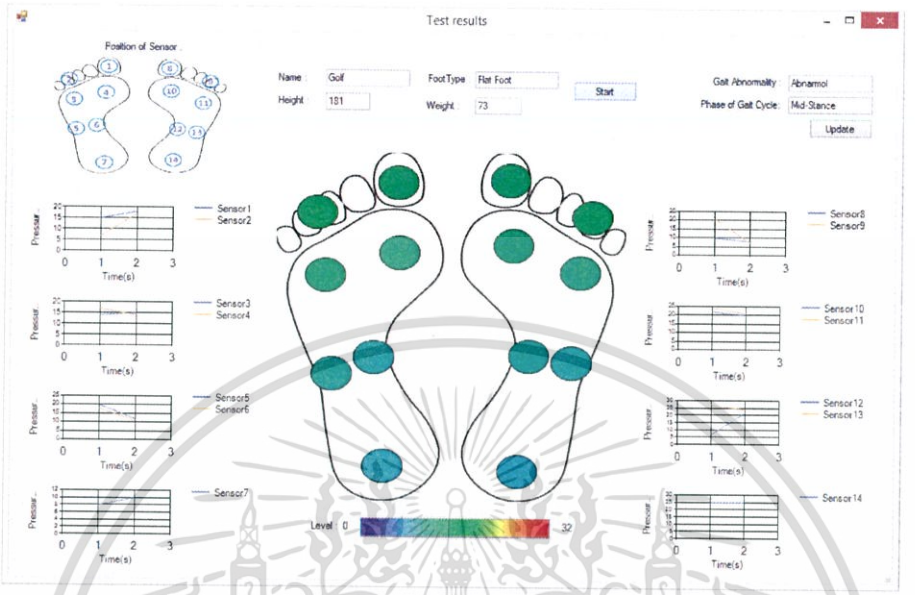
	sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7	sensor8	sensor9	sensor10	sensor11	sensor12	sensor13	sensor14	time	Tag
	120	180	130	110	90	100	170	160	80	70	60	175	40	50	2015-03-29 21:48:46	1
	100	110	120	130	140	150	160	170	180	90	80	70	60	50	2015-03-29 21:48:46	2
	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	2015-03-29 21:50:43	3
	180	170	160	150	140	130	120	110	100	90	80	70	60	50	2015-03-29 21:50:43	4
	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	2015-04-02 00:26:34	5

รูปที่ 4.38 ข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าของผู้ใช้บนฐานข้อมูล

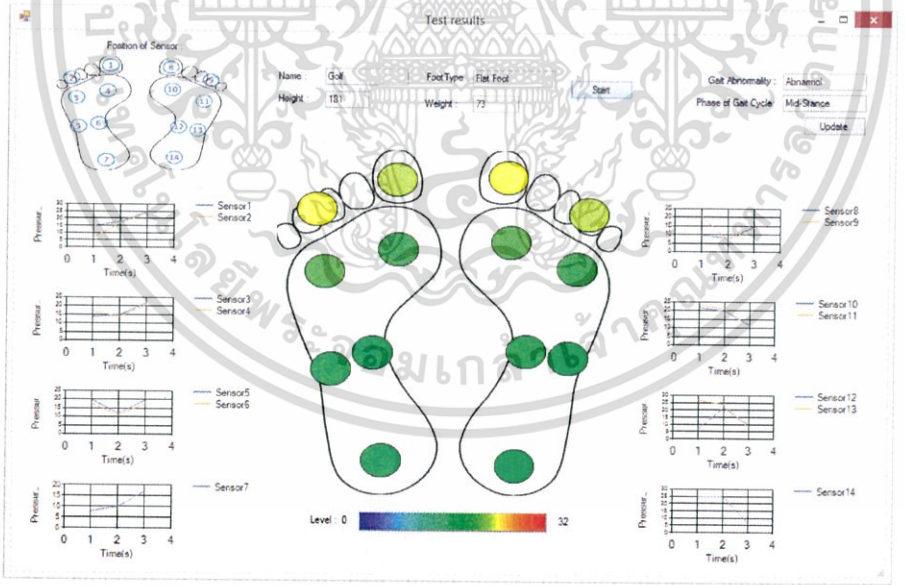


รูปที่ 4.39 การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

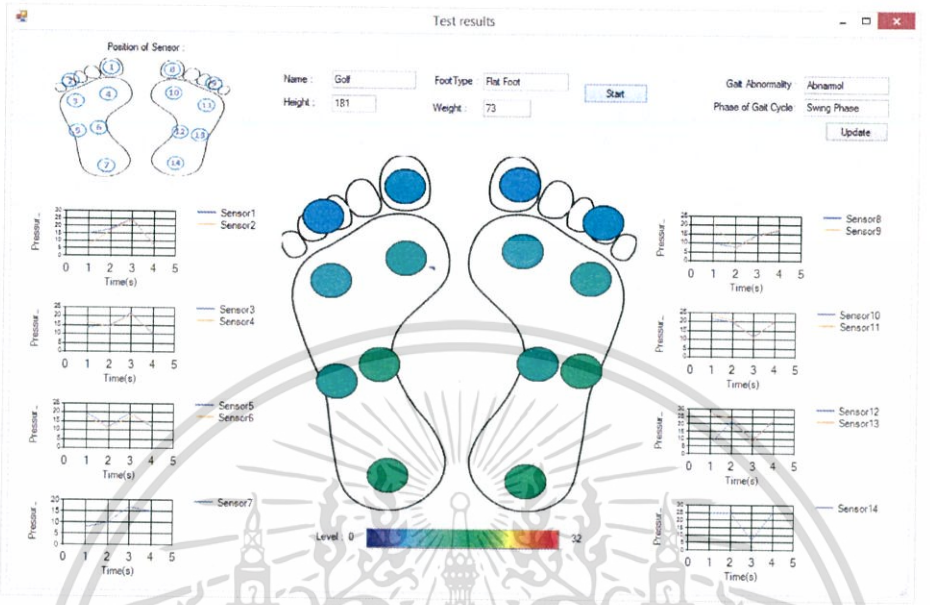


รูปที่ 4.40 การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 2

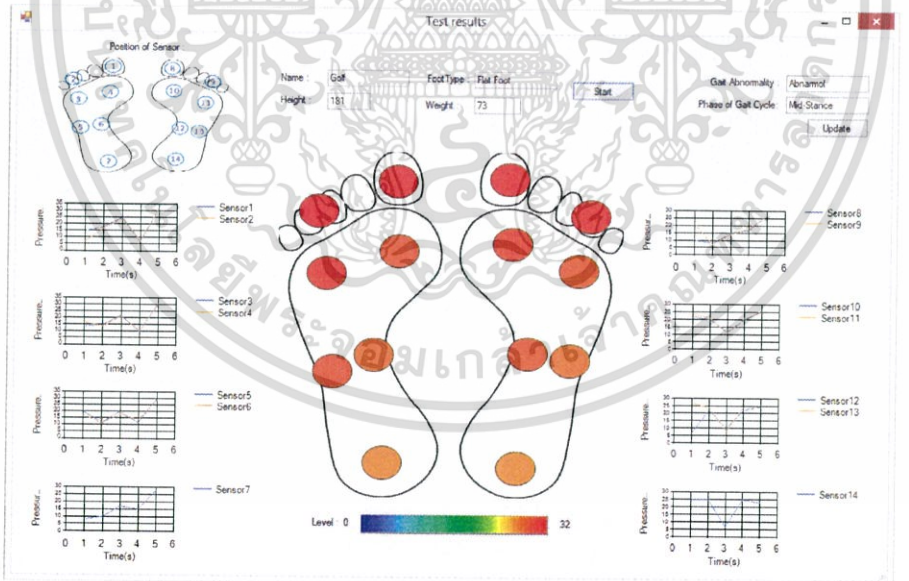


รูปที่ 4.41 การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.42 การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 4



รูปที่ 4.43 การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา ณ วินาทีที่ 5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.39 - 4.43 ข้อมูลจากตารางข้อมูลจำลองที่เก็บไว้ในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.38 จะถูกนำมาแสดงผลในรูปของแถบสีและพล็อตกราฟบน GUI ในช่วงเวลา 1, 2, 3, 4 และ 5 วินาที ตามลำดับ โดยความเข้มของแถบสีที่จะแสดงจะแบ่งเป็น 32 ระดับ เริ่มจากระดับที่ต่ำสุดคือสีน้ำเงิน ไปถึงระดับสูงสุดคือสีแดง

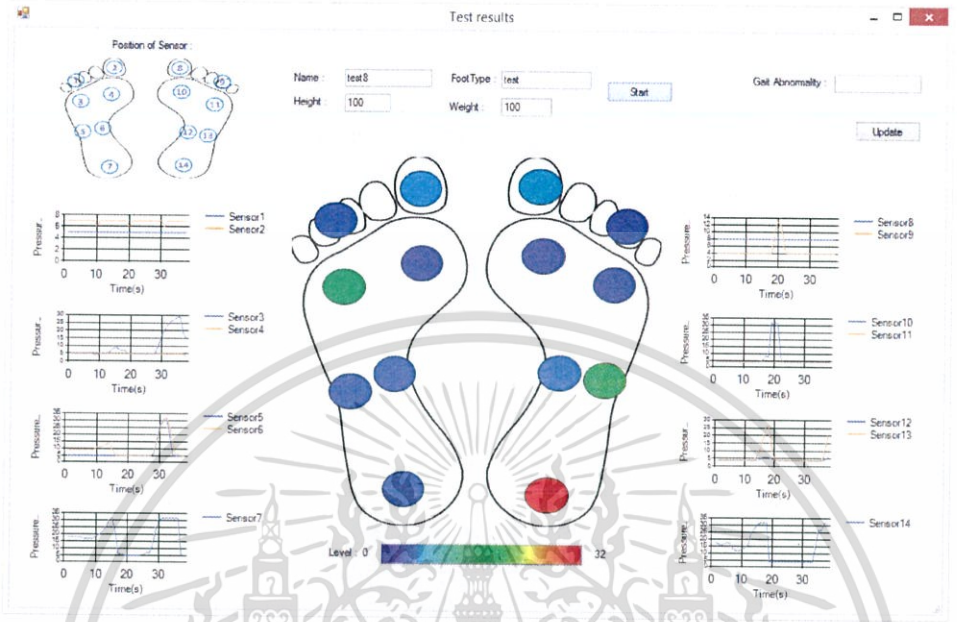
4.4.2 การทดสอบส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ (Graphic User Interface : GUI) โดยใช้ข้อมูลจริงจากเซนเซอร์ 14 ตำแหน่งที่ส่งมาบนฐานข้อมูล

การแสดงผลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักต่อเวลา โดยใช้ข้อมูลที่เก็บผลการทดสอบมาจากเซนเซอร์จริงในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.44 สามารถแสดงผลแบบเวลาจริง (Real time) โดยจะหน่วงเวลาในการแสดงข้อมูลใน ทุกๆ 1 วินาที เพื่อให้สังเกตผลได้ทันเวลา โดยจะแสดงช่วงการเดินต่างๆ ดังรูปที่ 4.45-4.48 ตามลำดับ

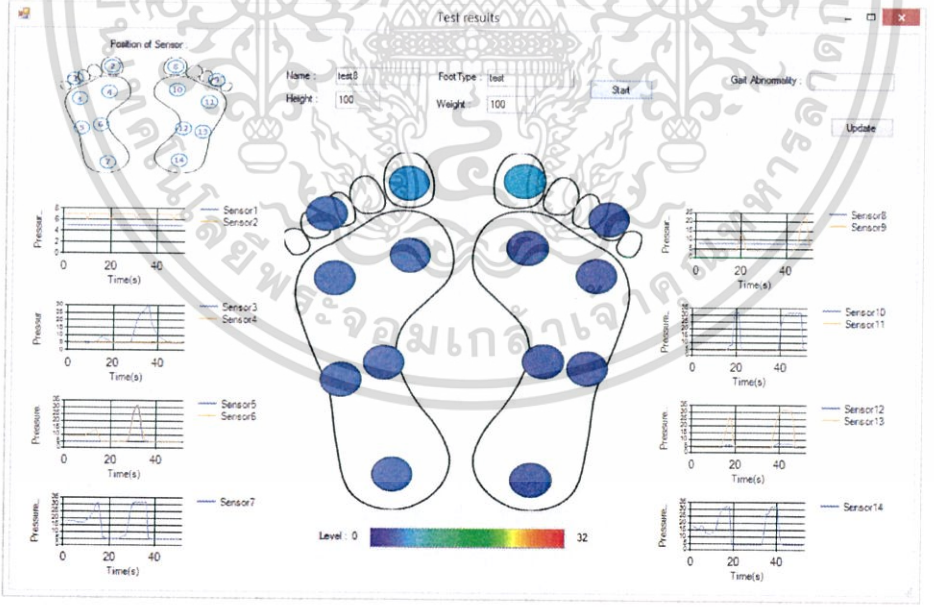
sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7	sensor8	sensor9	sensor10	sensor11	sensor12	sensor13	sensor14	time	Tag
194	180	97	194	193	193	188	194	198	197	197	192	145	3	2015-04-12 03:36:41	37
193	180	124	196	194	194	193	195	198	198	197	186	80	1	2015-04-12 03:36:41	38
194	180	143	195	194	194	193	194	198	184	197	181	36	0	2015-04-12 03:36:41	39
193	180	157	195	194	194	193	194	198	63	198	179	16	0	2015-04-12 03:36:41	40
193	180	166	195	195	193	193	195	198	29	198	178	3	144	2015-04-12 03:36:41	41
193	180	174	195	194	195	193	195	198	9	198	177	1	165	2015-04-12 03:36:41	42
194	180	178	194	194	194	194	194	197	2	199	177	0	198	2015-04-12 03:36:41	43
193	180	182	195	195	195	194	194	180	1	198	177	0	199	2015-04-12 03:36:41	44
193	180	182	195	195	195	194	194	160	1	198	177	0	199	2015-04-12 03:36:41	45
193	180	187	194	194	194	193	194	114	1	197	183	59	199	2015-04-12 03:36:44	46
194	182	190	194	194	193	193	194	78	1	197	196	185	199	2015-04-12 03:36:44	47
194	181	190	195	193	194	193	194	59	1	197	197	197	199	2015-04-12 03:36:44	48
194	180	190	194	194	194	194	194	81	1	197	197	197	199	2015-04-12 03:36:44	49
194	181	191	194	194	193	194	193	157	175	197	197	198	199	2015-04-12 03:36:44	50
194	181	191	194	194	194	194	195	196	196	197	198	198	199	2015-04-12 03:36:44	51
194	181	193	195	194	192	192	194	198	197	200	198	197	199	2015-04-12 03:36:44	52
193	180	193	194	194	191	173	194	199	197	198	197	197	198	2015-04-12 03:36:44	53
193	180	193	194	194	191	173	194	199	197	198	197	197	198	2015-04-12 03:36:44	54
193	181	186	195	191	170	116	195	199	197	200	199	197	199	2015-04-12 03:36:47	55
192	180	161	195	141	140	64	194	199	198	198	197	198	199	2015-04-12 03:36:47	56
193	180	124	194	70	98	23	193	199	198	199	198	198	199	2015-04-12 03:36:47	57
193	180	92	194	26	51	4	196	199	198	198	197	198	199	2015-04-12 03:36:47	58

รูปที่ 4.44 ข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าที่เก็บผลการทดสอบมาจากเซนเซอร์จริงบนฐานข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

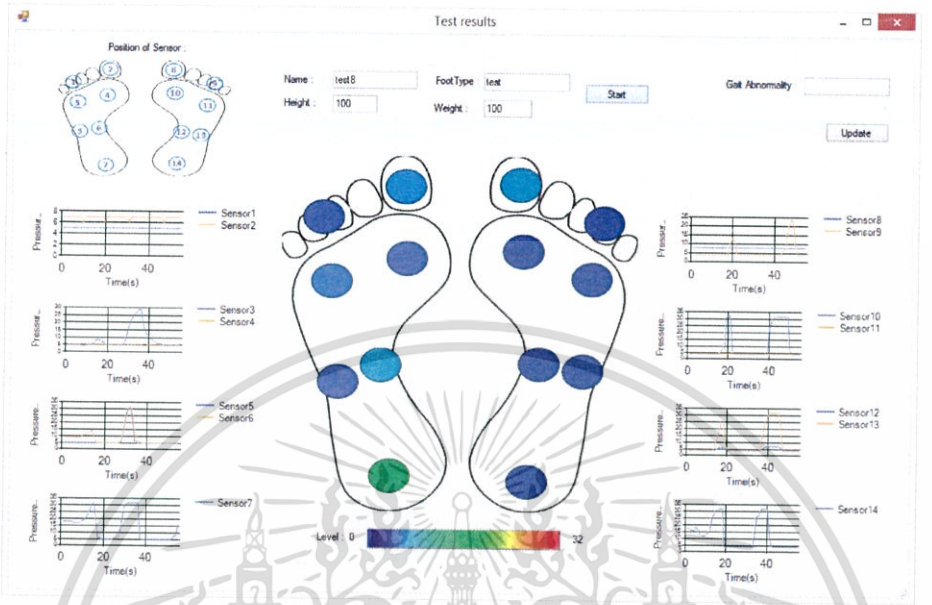


รูปที่ 4.45 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Heel off)

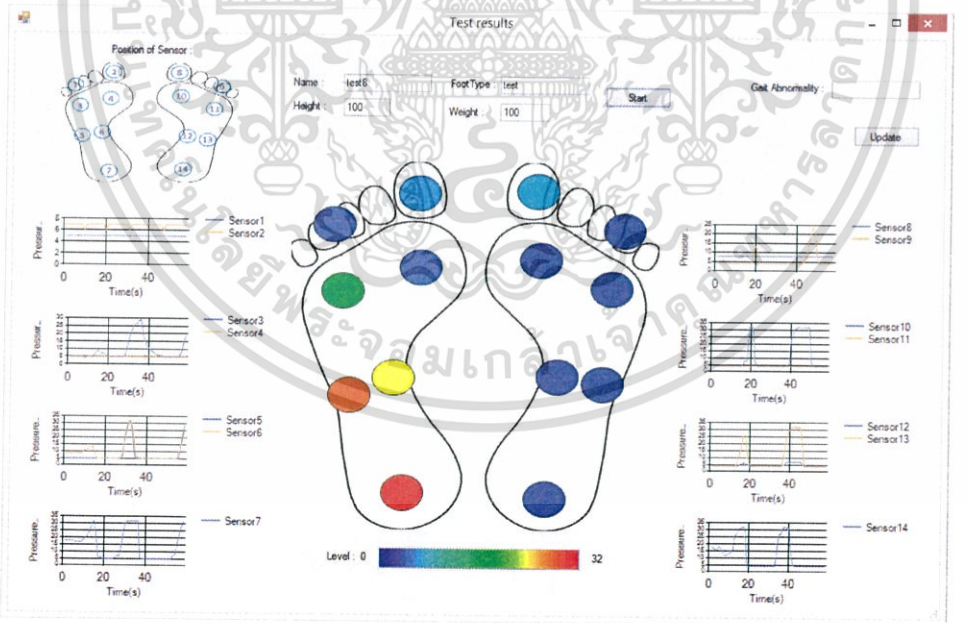


รูปที่ 4.46 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Mid-stance)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.47 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Heel strike)



รูปที่ 4.48 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าและกราฟความสัมพันธ์ของการลงน้ำหนักเทียบกับเวลา (Foot flat)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 การทดสอบการทำงานของแอนดรอยด์แอพพลิเคชัน

4.5.1 การทำงานของแอนดรอยด์แอพพลิเคชันโดยใช้ข้อมูลจำลอง

4.5.1.1 การลงชื่อเข้าใช้งานระบบ

สำหรับหน้าแรกของการใช้งานแอนดรอยด์แอพพลิเคชันจะมีการลงชื่อเข้าใช้บนโปรแกรมเพื่อจำกัดการเข้าถึงข้อมูลของคนไข้ ดังรูปที่ 4.49 และหากการลงชื่อเข้าใช้หรือรหัสผ่านผิดพลาดจะทำให้ไม่สามารถใช้งานส่วนต่อไปของโปรแกรม

รูปที่ 4.49 หน้าจอแอพพลิเคชันการลงชื่อเข้าใช้งาน

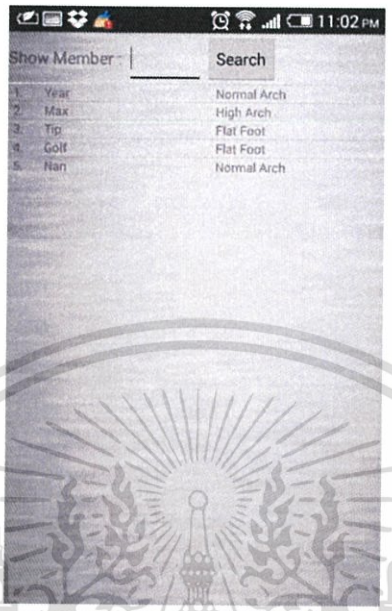
4.5.1.2 การเลือกคนไข้จากหน้าต่างข้อมูลของคนไข้

หน้าต่างที่สองของการใช้งานแอนดรอยด์แอพพลิเคชันเป็นการเลือกข้อมูลของคนไข้โดยผู้ใช้งานโปรแกรม โดยข้อมูลจะดึงมาจากตารางเก็บข้อมูลในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.50 เพื่อส่งไปยังหน้าต่างการทำงานเพื่อเลือกชื่อคนไข้และใช้งานแอพพลิเคชันในส่วนต่อไปดังรูปที่ 4.51

←T→	MemberID	Name	FootType	Height	Weight
	5	Nan	Normal Arch	155	63
	4	Golf	Flat Foot	181	73
	3	Tip	Flat Foot	170	83
	2	Max	High Arch	169	60
	1	Year	Normal Arch	172	72

รูปที่ 4.50 ข้อมูลของคนไข้ในฐานข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.51 หน้าต่างข้อมูลของคนไข้

จากรูปที่ 4.51 หน้าต่างการทำงานมีแถบค้นหาเพื่อให้ผู้ใช้สามารถพิมพ์ค้นหาชื่อคนไข้และสามารถแตะที่ชื่อที่ต้องการดูข้อมูลเพื่อใช้งานในส่วนต่อไป

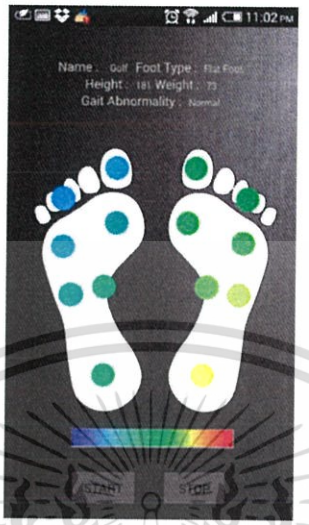
4.5.1.3 การแสดงผลการลงน้ำหนักเท้า

หน้าต่างสุดท้ายเป็นการแสดงผลการลงน้ำหนักเท้า โดยข้อมูลจะดึงมาจากตารางเก็บข้อมูลจำลองผลที่วัดได้จากเซนเซอร์ในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.52 โดยสามารถแสดงผลแบบเวลาจริง (Real time) ทุกๆ 1 วินาทีได้ ดังรูปที่ 4.53

	sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7	sensor8	sensor9	sensor10	sensor11	sensor12	sensor13	sensor14	time	Tag
	120	180	130	110	90	100	170	160	80	70	60	175	40	50	2015-03-29 21:48:46	1
	100	110	120	130	140	150	160	170	180	90	80	70	60	50	2015-03-29 21:48:46	2
	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	2015-03-29 21:50:43	3
	180	170	160	150	140	130	120	110	100	90	80	70	60	50	2015-03-29 21:50:43	4
	0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	2015-04-02 00:26:34	5

รูปที่ 4.52 ข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้าของผู้ใช้บนฐานข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.53 การแสดงผลข้อมูลจำลองการลงน้ำหนักเท้า

รูปที่ 4.52 ทดสอบการแสดงผลข้อมูลจากตารางข้อมูลจำลองที่เก็บไว้ในฐานข้อมูล ดังรูปที่ 4.53 มาแสดงแถบสี โดยความเข้มของแถบสีที่จะแสดงจะแบ่งเป็น 32 ระดับ เริ่มจากระดับที่ต่ำสุด คือสีน้ำเงิน ไปถึงระดับสูงสุดคือสีแดง

4.5.2 การทำงานของแอนดรอยด์แอพพลิเคชัน โดยใช้ข้อมูลจริงจากเซนเซอร์ 14 ตำแหน่งที่ส่งมาบนฐานข้อมูล

ทดสอบการแสดงผลการลงน้ำหนักเท้า โดยใช้ข้อมูลจากเซนเซอร์จริงที่เก็บไว้ในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.54 โดยสามารถแสดงผลแบบเวลาจริง (Real time) โดยจะหน่วงเวลาในการแสดงข้อมูลในทุกๆ 1 วินาทีได้ ดังรูปที่ 4.55-4.58

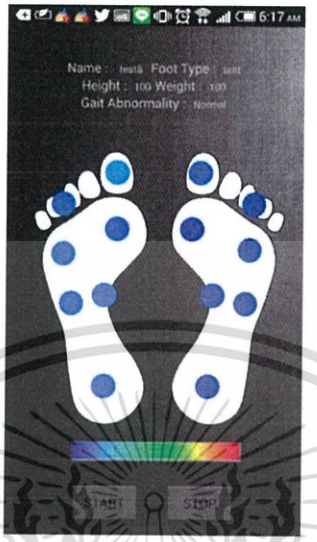
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7	sensor8	sensor9	sensor10	sensor11	sensor12	sensor13	sensor14	time	Tag
194	180	97	194	193	193	188	194	198	197	197	192	145	3	2015-04-12 03:36:41	37
193	180	124	196	194	194	193	195	198	198	197	186	80	1	2015-04-12 03:36:41	38
194	180	143	195	194	194	193	194	198	184	197	181	36	0	2015-04-12 03:36:41	39
193	180	157	195	194	194	193	194	198	63	198	179	16	0	2015-04-12 03:36:41	40
193	180	166	195	195	193	193	195	198	29	198	178	3	144	2015-04-12 03:36:41	41
193	180	174	195	194	195	193	195	198	9	198	177	1	195	2015-04-12 03:36:41	42
194	180	178	194	194	194	194	194	197	2	199	177	0	198	2015-04-12 03:36:41	43
193	180	182	195	195	195	194	194	180	1	198	177	0	199	2015-04-12 03:36:41	44
193	180	182	195	195	195	194	194	180	1	198	177	0	199	2015-04-12 03:36:41	45
193	180	187	194	194	194	193	194	114	1	197	183	59	199	2015-04-12 03:36:44	46
194	182	190	194	194	193	193	194	78	1	197	196	185	199	2015-04-12 03:36:44	47
194	181	190	195	193	194	193	194	59	1	197	197	197	199	2015-04-12 03:36:44	48
194	180	190	194	194	194	194	194	81	1	197	197	197	199	2015-04-12 03:36:44	49
194	181	191	194	194	193	194	193	167	175	197	197	198	199	2015-04-12 03:36:44	50
194	181	191	194	194	194	194	195	196	196	197	198	198	199	2015-04-12 03:36:44	51
194	181	193	195	194	192	192	194	198	197	200	198	197	199	2015-04-12 03:36:44	52
193	180	193	194	194	191	173	194	199	197	198	197	197	198	2015-04-12 03:36:44	53
193	180	193	194	194	191	173	194	199	197	198	197	197	198	2015-04-12 03:36:44	54
193	181	186	195	191	170	116	195	199	197	200	199	197	199	2015-04-12 03:36:47	55
192	180	161	195	141	140	64	194	199	198	198	197	198	199	2015-04-12 03:36:47	56
193	180	124	194	70	98	23	193	199	198	199	198	198	199	2015-04-12 03:36:47	57
193	180	92	194	26	51	4	196	199	198	198	197	198	199	2015-04-12 03:36:47	58

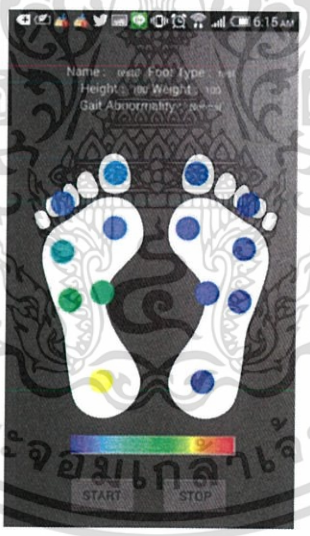
รูปที่ 4.54 ข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าที่เก็บผลการทดสอบมาจากเซนเซอร์จริงบนฐานข้อมูล

รูปที่ 4.55 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Heel off)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

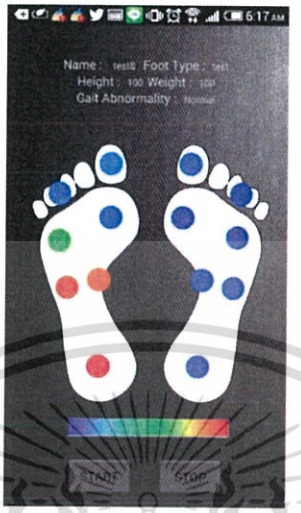


รูปที่ 4.56 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Mid-stance)



รูปที่ 4.57 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Heel Strike)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.58 การแสดงผลข้อมูลการลงน้ำหนักเท้าบนมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ (Foot flat)

จากรูปที่ 4.55-4.58 แสดงผลข้อมูลจากตารางข้อมูลที่เก็บผลการทดสอบมาจากเซนเซอร์จริงในฐานข้อมูลดังรูปที่ 4.54 มาแสดงแถบสี โดยความเข้มของแถบสีที่จะแสดงจะแบ่งเป็น 32 ระดับ เริ่มจากระดับที่ต่ำสุดคือสีน้ำเงิน ไปถึงระดับสูงสุดคือสีแดง

4.6 ตัวอย่างการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน

ผู้จัดทำได้ทดสอบการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดินที่ได้พัฒนาขึ้นโดยแบ่งออกเป็น การเดินแบบปกติ (Normal) และผิดปกติ (Abnormal) โดยการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดินนั้นผู้จัดทำจะใช้เงื่อนไขที่ได้เขียนไว้ในบทที่ 3

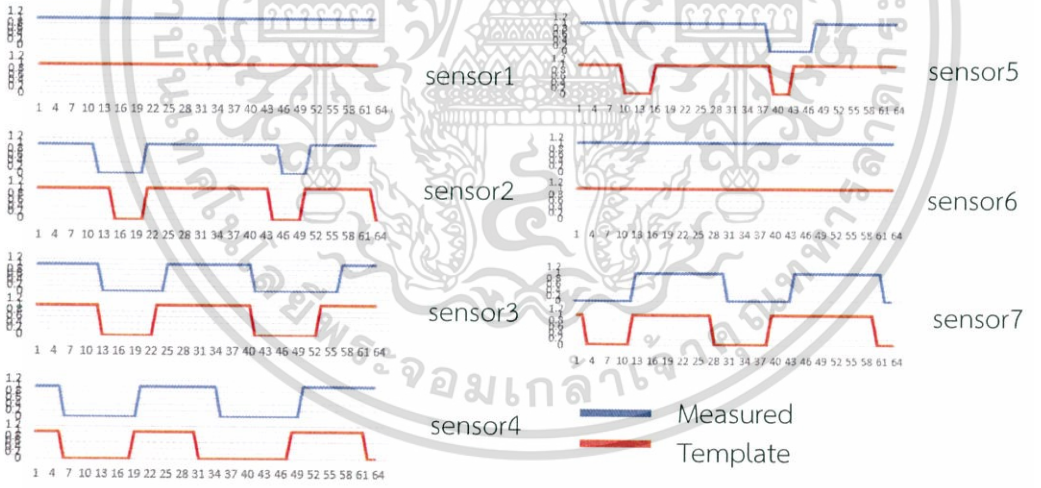
4.6.1 ตัวอย่างการวิเคราะห์การเดินแบบปกติ (Normal)

ทดสอบการวิเคราะห์การเดินแบบปกติ โดยเก็บผลข้อมูลการเดินจากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าส่งไปบันทึกในฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.59 สามารถพล็อตสัญญาณการเดินที่วัดได้จากเซนเซอร์บนฝ่าเท้าด้านซ้ายและด้านขวา เปรียบเทียบกับ Template ของการเดินปกติ ดังรูปที่ 4.60 และรูปที่ 4.61 ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

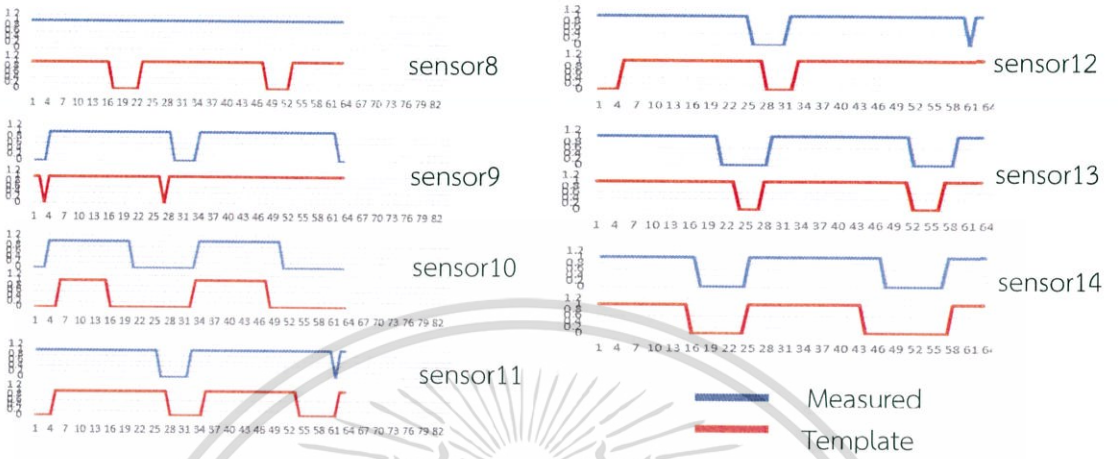
sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7	sensor8	sensor9	sensor10	sensor11	sensor12	sensor13	sensor14
192	196	191	76	193	192	0	192	196	164	197	194	196	132
193	196	191	75	194	193	0	193	197	159	197	198	196	129
193	197	193	73	193	193	0	195	197	162	198	195	196	118
193	197	192	71	194	194	0	194	197	174	198	196	196	108
193	198	191	71	194	193	0	195	198	170	198	197	196	116
193	196	191	71	193	193	0	193	198	162	197	196	196	131
193	195	192	70	194	192	0	193	198	162	198	195	196	128
193	196	192	71	194	193	0	193	197	167	198	193	198	122
193	196	192	71	194	193	0	193	197	167	198	193	198	122
193	196	192	73	192	193	19	193	198	151	198	194	197	87
191	198	192	83	193	192	60	193	198	143	198	195	196	46
193	197	191	110	194	193	98	193	198	127	197	197	197	23
193	197	192	136	194	193	181	193	198	96	197	196	197	6
193	196	192	150	193	193	193	196	199	61	197	196	194	1
193	198	191	173	194	194	193	193	198	33	197	193	146	0
193	196	191	190	194	193	192	196	199	13	197	192	114	0
192	196	192	193	193	193	193	194	199	3	197	190	100	0
192	196	192	193	193	193	193	194	199	3	197	190	100	0
193	196	192	194	194	193	193	194	198	1	197	188	65	0
193	197	192	192	193	193	193	192	198	1	197	188	64	0
193	197	193	192	193	193	193	196	199	1	197	190	72	0
193	198	192	193	193	192	193	192	199	1	197	188	71	13
194	196	192	193	193	192	192	194	197	1	197	188	72	74
193	195	192	193	194	193	192	193	183	0	198	188	84	180
193	196	192	192	193	192	194	193	166	1	197	189	106	196

รูปที่ 4.59 ข้อมูลของการเดินแบบ Normal



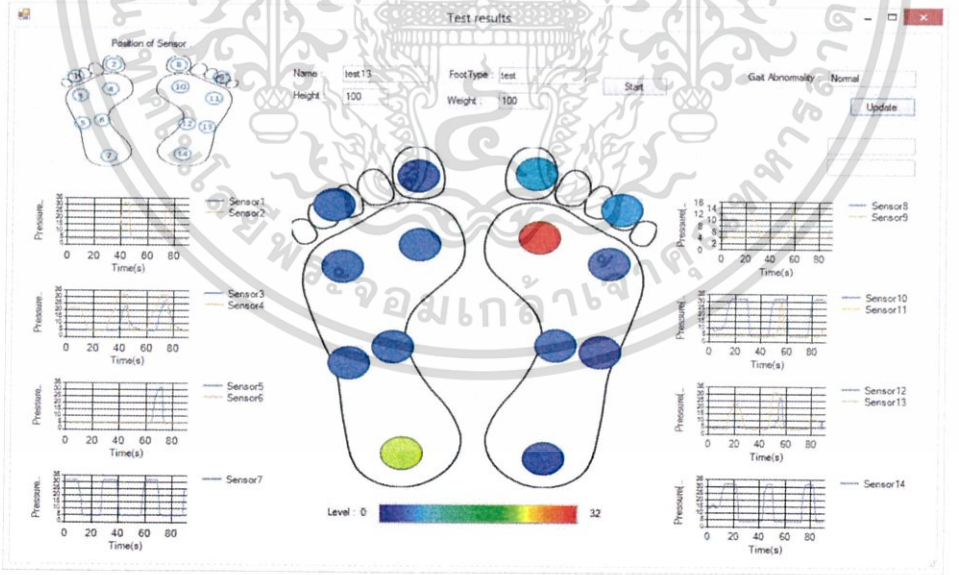
รูปที่ 4.60 สัญญาณการเดินปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านซ้าย (เซนเซอร์ 1-7) เปรียบเทียบกับ Template

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



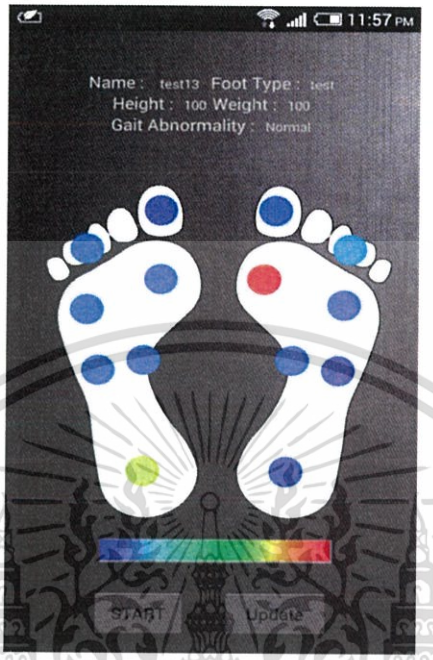
รูปที่ 4.61 สัญญาณการเดินปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านขวา (เซนเซอร์ 8-14) เปรียบเทียบกับ Template

จากรูปที่ 4.60 และรูปที่ 4.61 พบว่าข้อมูลการเดินมีความแตกต่างจาก template เพียง 12.7% ซึ่งยังไม่เกิน 24% ดังนั้นในการวิเคราะห์ลักษณะการเดินจึงให้ผลลัพธ์เป็น Normal จากนั้นดึงข้อมูลการเดินแบบ Normal มาแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.62 และแสดงผลบนแอนดรอยด์แอพพลิเคชันแสดงดังรูปที่ 4.63



รูปที่ 4.62 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ที่แสดงผลการเดินแบบ Normal

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.63 แอนดรอยด์แอพพลิเคชันที่แสดงผลการเดินแบบ Normal

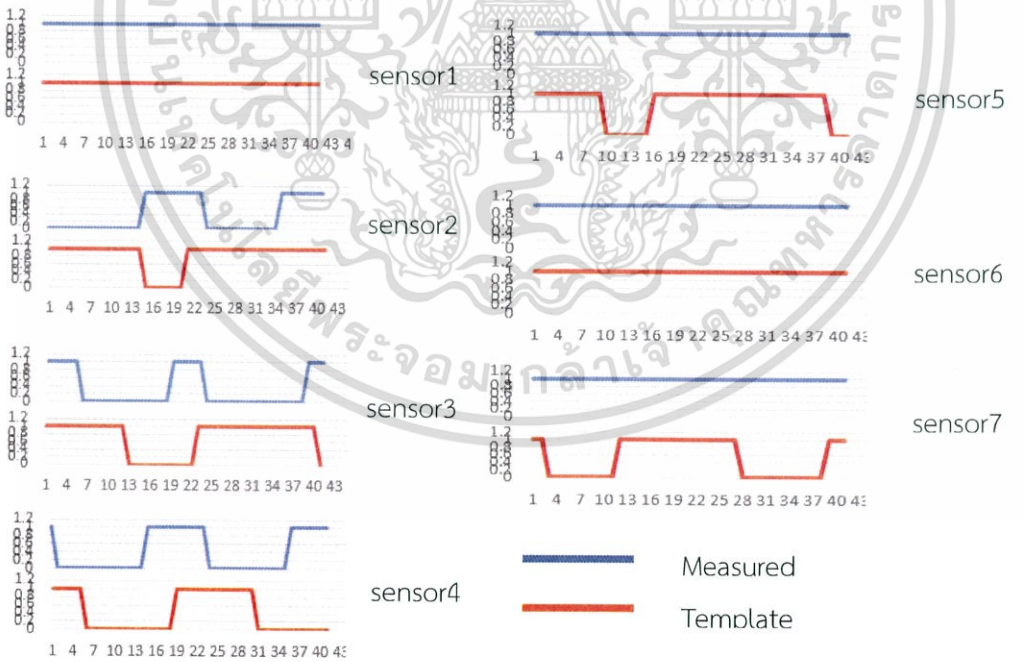
4.6.2 ตัวอย่างการวิเคราะห์การเดินแบบผิดปกติ (Abnormal)

ทดสอบการวิเคราะห์การเดินแบบผิดปกติ โดยเก็บผลข้อมูลการเดินจากวงจรวัดแรงกดจากฝ่าเท้าส่งไปบันทึกในฐานข้อมูลแสดงดังรูปที่ 4.64 สามารถพล็อตสัญญาณการเดินที่วัดได้จากเซนเซอร์บนฝ่าเท้าด้านซ้ายและด้านขวา เปรียบเทียบกับ Template ของการเดินปกติ ดังรูปที่ 4.65 และรูปที่ 4.66 ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

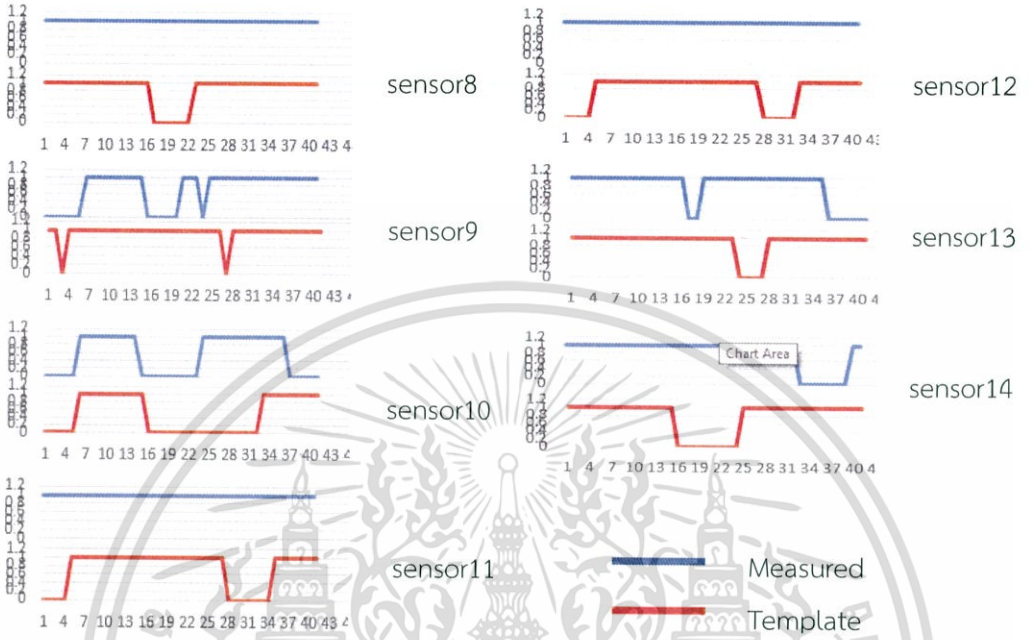
sensor1	sensor2	sensor3	sensor4	sensor5	sensor6	sensor7	sensor8	sensor9	sensor10	sensor11	sensor12	sensor13	sensor14
192	195	191	108	193	192	115	192	197	87	198	194	196	159
193	197	192	104	194	193	91	193	197	89	198	196	197	187
194	196	192	103	193	192	83	193	198	92	196	196	197	194
193	197	192	104	193	193	88	196	198	86	198	195	197	195
193	196	192	104	194	193	111	193	198	74	198	195	196	193
193	196	192	106	195	193	138	196	198	66	198	194	198	175
194	197	193	115	193	193	168	194	199	57	197	196	198	138
193	197	192	130	194	193	192	193	198	48	197	196	198	61
193	197	192	130	194	193	192	193	198	48	197	196	198	61
193	196	191	158	193	192	194	193	198	23	197	192	127	8
193	196	192	184	193	193	194	194	200	10	196	190	104	2
194	197	193	192	193	193	194	194	198	2	196	192	95	0
194	197	192	193	194	194	193	194	200	1	196	190	97	0
193	197	192	194	193	193	193	194	197	1	197	190	103	0
194	196	192	193	193	194	194	195	197	1	198	190	100	0
194	197	192	194	193	193	194	194	200	1	196	189	93	9
194	197	193	193	194	193	192	194	200	1	198	192	91	95
194	197	193	193	194	193	192	194	200	1	198	192	91	95
194	197	194	194	194	193	194	194	171	0	198	193	116	196
193	196	192	193	194	194	193	195	144	0	198	194	163	197
193	197	192	192	193	192	193	194	130	0	196	194	195	198
193	197	192	191	194	193	193	194	128	1	196	195	196	198
193	107	192	150	192	193	193	194	129	0	198	197	196	199
194	36	192	113	194	193	193	194	123	1	196	195	197	198
193	17	191	103	192	193	193	195	108	0	198	195	196	198
194	4	191	70	194	193	193	193	107	19	198	196	197	198
194	4	191	70	194	193	193	193	107	19	198	196	197	198

รูปที่ 4.64 ข้อมูลของการเดินแบบ Abnormal



รูปที่ 4.65 สัญญาณการเดินผิดปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านซ้าย (เซนเซอร์ 1-7) เปรียบเทียบกับ Template

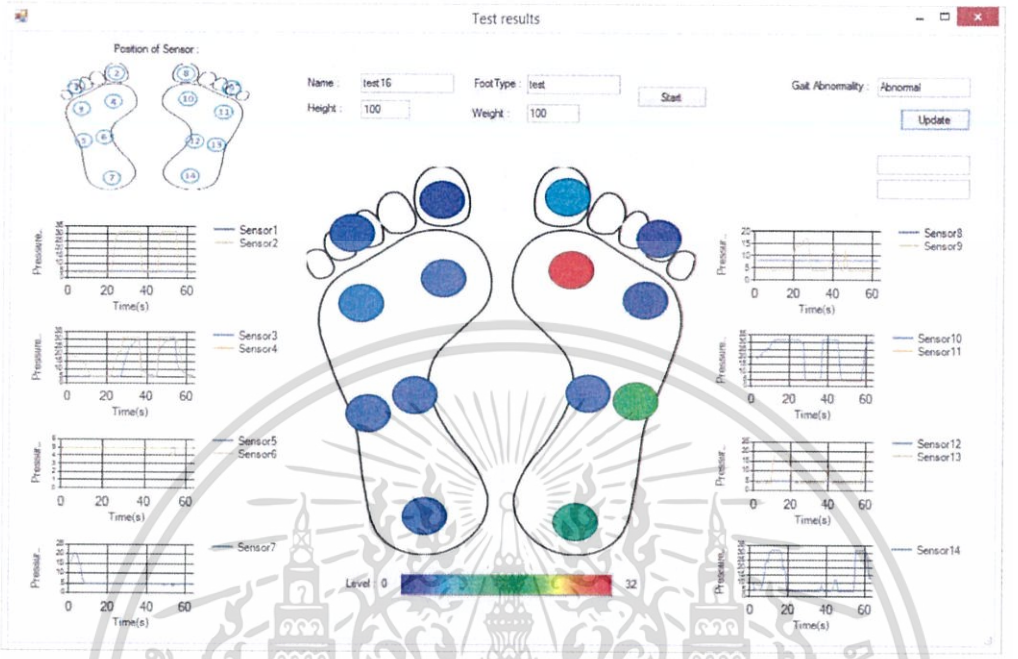
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



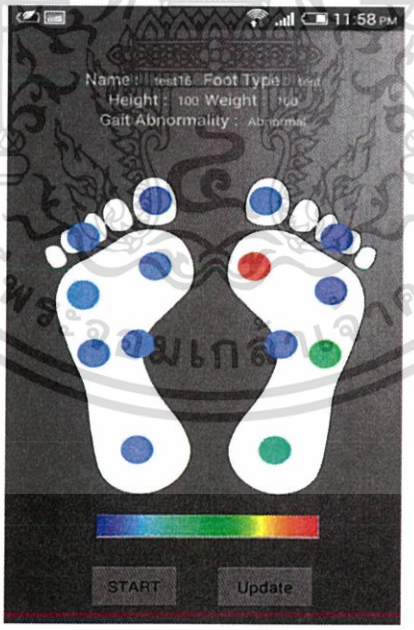
รูปที่ 4.66 สัญญาณการเดินผิดปกติที่วัดได้บนฝ่าเท้าด้านขวา (เซนเซอร์ 8-14) เปรียบเทียบกับ Template

จากรูปที่ 4.65 และรูปที่ 4.66 พบว่าข้อมูลการเดินมีความแตกต่างจาก template 31.35% ซึ่งเกิน 24% ดังนั้นในการวิเคราะห์ลักษณะการเดินจึงให้ผลลัพธ์เป็น Abnormal จากนั้นผู้จัดทำจะดึงข้อมูลการเดินแบบ Abnormal มาแสดงผลบนส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้แสดงดังรูปที่ 4.67 และแสดงผลบนแอนดรอยด์แอพพลิเคชันแสดงดังรูปที่ 4.68

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.67 ส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ที่แสดงผลการเดินแบบ Abnormal



รูปที่ 4.68 แอนดรอยด์แอพพลิเคชันที่แสดงผลการเดินแบบ Abnormal

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.3 การทดสอบประสิทธิภาพของการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดิน

ทำการทดสอบประสิทธิภาพของระบบวิเคราะห์ โดยใช้ข้อมูลตัวอย่าง 100 ชุดข้อมูลแบ่งเป็นการเดินแบบ Normal 50 ครั้งและ Abnormal 50 ครั้ง ได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 เปอร์เซนต์ความผิดพลาดของระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดิน

ข้อมูลตัวอย่าง	ผลการวิเคราะห์ (%)	
	Normal	Abnormal
Normal	84	16
Abnormal	12	88

จากตารางที่ 4.1 ระบบสามารถวิเคราะห์การเดินแบบปกติได้ถูกต้อง 84%และวิเคราะห์การเดินแบบผิดปกติได้ถูกต้อง 88% โดยมีความผิดพลาดแบบ Type I Error 16% และ Type II Error 12% จะเห็นได้ว่าระบบมีความสามารถในการวิเคราะห์ลักษณะการเดินค่อนข้างดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผล

ปริญญานิพนธ์นี้ประสบความสำเร็จในการออกแบบและจัดทำระบบวิเคราะห์ลักษณะการเดินของมนุษย์ เพื่อให้สามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดินและแสดงผลการลงน้ำหนักการเดิน ผ่านทางระบบแสดงผลอัตโนมัติผ่านส่วนต่อประสานกราฟิกผู้ใช้ (GUI) และมือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ โดยปริญญานิพนธ์นี้ได้ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นส่วนกลางการควบคุมการทำงานของระบบ ค่าแรงกดที่วัดได้มาจากอุปกรณ์เซนเซอร์วัดการลงน้ำหนักที่ฝ่าเท้าเป็นพารามิเตอร์ในการวิเคราะห์ลักษณะการเดิน ส่งผ่านทำการประมวลผลและส่งข้อมูลแบบไร้สายผ่านโมดูลไร้สาย เข้าสู่ฐานข้อมูลเพื่อนำไปแสดงผลบน GUI และ มือถือระบบปฏิบัติการแอนดรอยด์ต่อไป

ความสำเร็จในปริญญานิพนธ์นี้ คือสามารถพัฒนาอุปกรณ์เพื่อรับข้อมูลจากโหลดเซลล์ 14 ตัว เพื่อมาประมวลผลด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ส่งข้อมูลผ่านโมดูลไร้สายเข้าสู่ฐานข้อมูลได้ และสามารถดึงข้อมูลในฐานข้อมูลของเซนเซอร์ทั้ง 14 ตำแหน่ง มาแสดงผลเป็นแถบสี พล็อตกราฟบน GUI แสดงผลเป็นแถบสีบนแอนดรอยด์แอพพลิเคชัน และบนส่วนแสดงผลทั้ง 2 รูปแบบนี้สามารถวิเคราะห์และแจ้งเตือนความผิดปกติของการเดินเบื้องต้นได้โดยมีความถูกต้องในการวิเคราะห์ความผิดปกติของการเดินอยู่ในระดับค่อนข้างดี

5.2 ข้อเสนอแนะ

1) ระบบวัดลักษณะการเดินของมนุษย์ ต้องใช้เซนเซอร์ในการวัดการลงน้ำหนักบนฝ่าเท้า ซึ่งความหลากหลายของเซนเซอร์ที่จะนำมาประยุกต์ใช้น้อยและมีราคาแพง ผู้จัดทำได้เลือกใช้โหลดเซลล์ขนาดเล็กที่มีราคาพอเหมาะกับงบประมาณที่ได้รับจึงได้ผลการทดลองที่มีความเสถียรต่ำและยังไม่สามารถนำมาใช้งานได้ในทันที ต้องใช้คู่กับวงจรขยายและการกรองสัญญาณประเภทต่างๆ ร่วมด้วยหลายวงจร

2) เนื่องจากไมโครคอนโทรลเลอร์ต้องการรับข้อมูลแบบอนาลอก และรับข้อมูลจากเซนเซอร์หลายตัวทำให้ขารับค่าอนาลอกของไมโครคอนโทรลเลอร์ไม่เพียงพอ จึงต้องทำให้ต้องใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ 2 ตัว อาจทำให้การรับส่งข้อมูลทำงานไม่เร็วพอกับความต้องการในการอ่านค่าเซนเซอร์ที่ต้องการใช้งาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

[1] Ferguson SA, Marras WS, Burr DL."Different Speed have Different Meaning in our Bodie's Performance in Pain ." http://www.begin2dig.com/2011/03/different-speeds-have-different.html. [สืบค้นวันที่ 12 กันยายน 2557]

[2] AliExpress. "โหลดเซลล์ความเครียดเซ็นเซอร์วัดความดัน50kgmicro- ขนาด- ครึ่งสะพานชั่งน้ำหนักขนาดอิเล็กทรอนิกส์เซ็น." http://th.aliexpress.com/item/load-cell-strain-gauge-sensor-50kg-pressure-micro-scale-half-bridge-Weighing-Sensor-Electronic-Scale/1649072998.html. [สืบค้นวันที่ 14 กันยายน 2557]

[3] บริษัท คอมโพแม็ก จำกัด. "Loadcell." http://www.compomax.co.th/product/load-cell/. [สืบค้นวันที่ 10 กันยายน 2557]

[4] ออนไลน์. https://app.enit.kku.ac.th/mis/administrator/doc_upload/20120305114609.pdf [สืบค้นวันที่ 12 กันยายน 2557]

[5] ออนไลน์."ออปแอมป์." http://www.rmuti.ac.th/user/kittiwut/company_files/measure_pdf/unit_7.pdf. [สืบค้นวันที่ 12 กันยายน 2557]

[6] Namwa lab. "Op Amp พระเอกของ Analog." http://www.namwalab.com/2014/05/09/opamp-พระเอกของ-analog/. [สืบค้นวันที่ 25 ตุลาคม 2557]

[7] ARIS-NC AT. "วงจรกรองความถี่." http://ekglism.blogspot.com/2007/08/blog-post_25.html. [สืบค้นวันที่ 12 ธันวาคม 2557]

[8] Electrical Engineering Thonburi University. "PIC microcontroller." https://sites.google.com/site/electricaltru/pic-microcontroller. [สืบค้นวันที่ 12 มกราคม 2557]

[9] Microdoft. "คำอธิบายของ Visual Studio 2010 Service Pack 1." https://support.microsoft.com/en-us/kb/983509/th. [สืบค้นวันที่ 20 มกราคม 2557]

[10] ThaiEasyElec. "RN-XV WiFly Module - SMA Connector." http://www.thaieasyelec.com/products/wireless-modules/wifi-modules/rn-xv-wifly-module-sma-connector-detail.html\. [สืบค้นวันที่ 12 กุมภาพันธ์ 2557]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม(ต่อ)

[11] นายสุนทร กิมฮง. "เครื่องชั่งน้ำหนักแบบคิดราคาของที่ชั่งในตัว." วิทยานิพนธ์ปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต, สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, 2542.

[12] สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา, "กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว (Anatomy of the Locomotors System)", คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่, พิมพ์ครั้งที่ 2, 2533.

[13] Omegadyne Pressure, Force, Load, Torque Databook, OMEGADYNE, Inc., 1996

[14] The Pressure, Strain, and Force Handbook, Omega Press LLC, 1996.

[15] Project elecshop. "รวมเซนเซอร์ทุกประเภท." http://www.projectelec.com/สินค้า-38-sensor_loadcell_วัดน้ำหนัก_100kg_แบบประหยัด.html. [สืบค้นวันที่ 3 กุมภาพันธุ์ 2557]

[16] Jwatte. "Arduino ICSP programming header pinout." http://www.enchantedage.com/node/244. [สืบค้นวันที่ 19 กุมภาพันธ์ 2557]

[17] Julaphak. "PHP: PHP Hypertext Preprocessor". http://www.widebase.net/internet/php/phpbasic/phpbasic0001.shtml. [สืบค้นวันที่ 11 มีนาคม 2557]

[18] ElectronicPro. "PIC18F4620." http://electronicpro.tarad.com/product.detail_453443_th_2552831?hc_location=ufi\. [สืบค้นวันที่ 20 กุมภาพันธ์ 2557]

[19] มาสเตอร์ อึ่ง. "การติดตั้ง android Studio ทีละ Step." http://androidthai.in.th/home.html. [สืบค้นวันที่ 1 มีนาคม2557]

[20] ThaiEasyElec. "Arduino Uno R3." http://www.thaieasyelec.com/products/development-boards/arduino-uno-r3-detail.html%20(??????[8]%20ardunio). [สืบค้นวันที่ 1 มีนาคม 2557]

[21] BoonbunchaSun. "ทฤษฎีหลักการทำงานของ Loadcell." http://archive.wunjun.com/boon/5/1227.html. [สืบค้นวันที่ 1 ตุลาคม 2557]

[22] Jason Starck. "Strain gauges." http://www.allaboutcircuits.com/vol_1/chpt_9/7.html. [สืบค้นวันที่ 11 ตุลาคม 2557]

[23] "วงจรกรองความถี่ Filter Circuit." http://www.kmitl.ac.th/~kpteeraw/data_com/datacom_52/Filter.htm. [สืบค้นวันที่ 11 ตุลาคม 2557]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้