สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

รายงานการวิจัย

ระบบดูแลสุขภาพผู้สูงอายุทางไกลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่

A Remote Healthcare System for Elderly People by using Mobile Telephone

ดร.เทอดศักดิ์ ลิ่วหาทอง

RCH
TK
6570
.M6
ท668ร
ฉ.1
เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....121358
วัน, เดือน, ปี.....4 ก.ค. 2555
b.....12140076
i.....

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณแผ่นดินหรือรายได้ ประจำปีงบประมาณ 2554

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี เนื่องจากผู้วิจัยได้รับความช่วยเหลือ ดูแลเอาใจใส่เป็นอย่างดีจากหลายๆฝ่าย โดยเฉพาะอย่างยิ่ง รองศาสตราจารย์ ดร. มนัส สังวรศิลป์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น รองศาสตราจารย์ ดร. สมศักดิ์ ชุมช่วย และ รองศาสตราจารย์ ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ในความช่วยเหลือและให้คำแนะนำเกี่ยวกับงานทางด้านวิศวกรรมทางการแพทย์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ประภากร สุวรรณะ ในการให้คำปรึกษาเกี่ยวกับวงจรอิเล็กทรอนิกส์ต่างๆในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาของอาจารย์ทั้งห้าท่านนี้เป็นอย่างยิ่ง และขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ ที่ได้สนับสนุนทุนวิจัยสำหรับงานวิจัยนี้

ขอขอบคุณนักศึกษา สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ ที่ได้ให้ความร่วมมือในการดำเนินการทดลอง

นอกจากนี้ผู้วิจัยยังได้รับกำลังใจจากคุณพ่อ คุณแม่ และเพื่อนๆ ตลอดจนบุคคลต่างๆที่ให้ความช่วยเหลืออีกมาก ที่ผู้วิจัยไม่สามารถกล่าวนามได้หมดในที่นี้ ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความกรุณาและความปรารถนาดีของทุกท่านเป็นอย่างยิ่ง จึงกราบขอบพระคุณและขอบคุณไว้ในโอกาสนี้

เทอดศักดิ์ ลิ่วหาทอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) ระบบดูแลสุขภาพผู้สูงอายุทางไกลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่

ชื่อโครงการ(ภาษาอังกฤษ) A Remote Healthcare System for Elderly People by using Mobile Telephone

แหล่งเงิน งบประมาณเงินรายได้ประจำปี

ประจำปีงบประมาณ 2554 จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 66,000 บาท

ระยะเวลาทำการวิจัย 1 ปี ตั้งแต่ 1 ต.ค. 2553 ถึง 30 ก.ย. 2554

ดร. เทอดศักดิ์ ลิ่วหาทอง

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

Email : klthurds@kmitl.ac.th

คำสำคัญ (Keywords) ระบบดูแลสุขภาพทางไกล, ผู้สูงอายุ, เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ, เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอล และเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทคัดย่อ

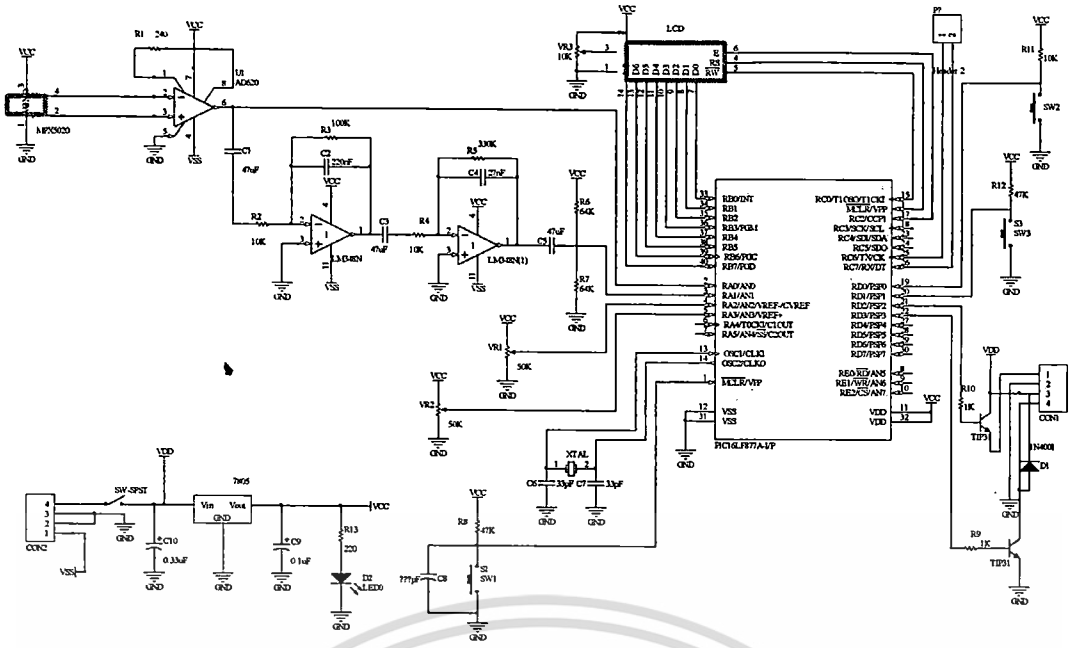
ปัจจุบันประเทศไทยมีผู้สูงอายุคิดประมาณเจ็ดล้านหกแสนคน ผู้สูงอายุเหล่านี้มักเจ็บป่วยจากโรคภัยต่างๆ อาทิเช่น โรคเบาหวาน โรคความดันโลหิตสูง โรคหัวใจ เป็นต้น ซึ่งจำเป็นจะต้องเสียเวลาไปทำการตรวจร่างกายเป็นประจำที่โรงพยาบาล เพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตและลดค่าใช้จ่ายของผู้สูงอายุเหล่านี้ งานวิจัยชิ้นนี้จึงพัฒนาระบบดูแลสุขภาพทางไกลของผู้สูงอายุผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่ ซึ่งประกอบด้วยเครื่องมือวัดสุขภาพพื้นฐาน 3 ชนิด คือ เครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ เครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอล และเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม ผู้สูงอายุสามารถวัดอัตราการเต้นหัวใจ และความดันโลหิตที่บ้านได้ทุกวัน และส่งข้อมูลไปที่คอมพิวเตอร์ของโรงพยาบาลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่ระบบ Pocket PC แพทย์สามารถติดตามอาการของผู้สูงอายุได้ตลอดเวลา โดยที่ผู้สูงอายุไม่จำเป็นต้องเดินทางไปโรงพยาบาล ทำให้ผู้สูงอายุมีความสะดวก, ประหยัดเวลาและลดค่าใช้จ่ายในการเดินทาง นอกจากนี้เครื่องตรวจจับการหกล้มทำหน้าที่วัดสัญญาณการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุและแจ้งเตือนการล้มไปที่โรงพยาบาลเพื่อส่งความช่วยเหลือมาได้อย่างทันท่วงที ทำให้ผู้สูงอายุมีความมั่นใจที่จะดำรงชีวิตได้ตามลำพังโดยไม่ต้องพึ่งพาผู้อื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

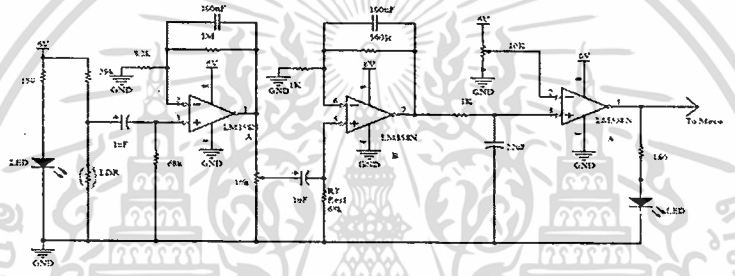
Abstract

Nowadays in Thailand, the number of elderly people becomes greater than 7 million. These people always have many diseases such as diabetes, hypertension, and heart diseases. The elderly people always have a check-up at a hospital, which cost a lot of time and money. In order to increase their quality of life and reduce cost in the health care, this research develops a remote healthcare for elderly people by using mobile telephone. The system consists of three basic equipments, heart rate measurement, blood pressure measurement, and falling detection and alert. The elderly people can measure the heart rate and blood pressure in their home and then send the data to hospitals by using mobile telephones. Doctors can check the disease state every time, and the elderly people need not to go to the hospitals. Then the elderly people are convenient and can save time and money. Additionally, the falling detection measures the motion signal of the elderly people and sends the assistant message to the hospital if it detects the falling signal. Then it make the elderly people feel confidence to live alone without the assistance from their families.

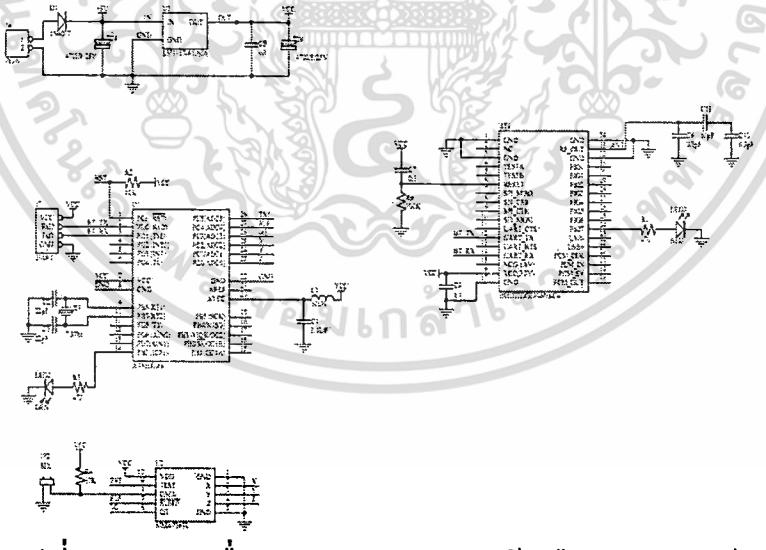
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1. วงจรเครื่องวัดความดันโลหิต



รูปที่ 2. วงจรเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ



รูปที่ 3. วงจรเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

กิตติกรรมประกาศ 2
รายละเอียดโครงการวิจัย 3
บทคัดย่อ 4
Abstract 5
รูปผลงาน 6
สารบัญตาราง 10
สารบัญภาพ 11
บทที่ 1. บทนำ ..... 1ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
บทที่ 2. ทฤษฎีของการวัดความดันโลหิตและการวัดอัตราการเต้นหัวใจ 16
2.1 ความดันโลหิต 16
2.1.1 ความดันโลหิตสูง (Hypertension) 17
2.1.2 ความดันโลหิตต่ำ (Hypotension) 18
2.1.3 ข้อควรปฏิบัติก่อนการวัดความดันโลหิต 19
2.1.4 ท่าที่ใช้วัดความดันโลหิตมีผลต่อค่าที่วัดได้ดังนี้ 21
2.1.5 การวัดความดันหลายครั้ง 22
2.1.6 การวัดความดันที่บ้านด้วยตัวเอง 22
2.2 อัตราการเต้นของชีพจร 22
2.2.1 ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร 22
2.2.2 กลไกการควบคุมชีพจร ..... 2ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
2.2.3 สิ่งที่ต้องสังเกตในการจับชีพจร ..... 2ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
2.2.4 จังหวะชีพจร 24
2.2.5 ปริมาตรแรงชีพจร 24
2.2.6 ความยืดหยุ่นของผนังของหลอดเลือด 25
2.2.7 วิธีประเมินชีพจร 25
2.2.8 ตำแหน่งชีพจร 25
2.2.9 ข้อควรจำในการวัดชีพจร 26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.10 การเต้นของชีพจรที่ผิดปกติ.....26
บทที่ 3. บลูทูธและเซนเซอร์วัดความเร่ง.....29
3.1 บลูทูธ.....29
3.1.1 การกำเนิด Bluetooth.....29
3.1.2 การทำงาน.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า10
3.2 เซนเซอร์วัดความเร่ง.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า12
3.2.1 G-Cell.....13ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
3.2.2 C to V Converter.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า14
บทที่ 4. ระบบดูแลสุขภาพผู้สูงอายุทางไกลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า15
4.1 วงจรเครื่องวัดความดันโลหิต.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า15
4.1.1 Pressure Sensor และ Instrument Amplifierผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า16
4.1.2 Bandpass Filter.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า18
4.1.3 AC Coupling Stage.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า19
4.1.4 Power Supply 5V.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า19
4.1.5 Driver Motor Circuit.....40
4.1.6 Solenoid Valve Circuit.....40
4.2 การออกแบบวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจ.....40
4.2.1 วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier).....41
4.2.2 การคำนวณการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ.....42
4.2.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass Filter).....42
4.2.4 วงจรเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator)14ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
4.3 การเลือกใช้ Bluetooth Module.....44
4.3.1 คุณสมบัติทางเทคนิค.....44
4.4 การออกแบบโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกลบน Pocket PC Phone.....46
4.4.1 กรอบงานในส่วนของ Pocket PC Phone.....46
4.4.2 ขั้นตอนในการออกแบบโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล.....47

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5เครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม 49
4.5.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง 49
4.5.2 การคำนวณ.....50
บทที่ 5. ผลการทดลอง 52
5.1การวัดความดันโลหิต.....52
5.1.1 วัดค่าความดันเทียบกับค่าแรงดันที่ออกจาก Instrument Amplifier 52
5.1.2 วัดสัญญาณออสซิโลเมทริกที่ผ่านวงจร Bandpass Filter.....54
5.2การวัดอัตราการเต้นของชีพจร 55
5.3การทดสอบโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล.....57
5.4การทดลองเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม 61
5.4.1 การทดลองเพื่อสังเกตค่าความเร่งที่อิริยาบทต่างๆ 61
5.4.1.1 การเดินแบบปกติ.....62
5.4.1.2 การเดินแบบขึ้นบันได .....6ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
5.4.1.3 การนั่ง 64
5.4.1.4 การนอน 65
5.4.1.5 การลื่นล้มแบบหงายหลัง.....66
5.4.1.6 การลื่นล้มแบบหงายหน้า.....67
5.4.2 การทดลองเพื่อหาค่าความเร่งที่จะใช้ในการกำหนดเงื่อนไขการ....67
ลื่นล้ม
5.4.3 การทดลองเพื่อสังเกตความแม่นยำของวงจร 69
บทที่ 6. สรุปผลและวิจารณ์.....70
เอกสารอ้างอิง 71

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่ 1. การประมาณแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงประชากรไทย 2533-2563..10
ตารางที่ 2. ความดันโลหิตในระดับต่างๆ.....19
ตารางที่ 3. ความดันโลหิตปกติตามช่วงอายุ.....19
ตารางที่ 4. ความสัมพันธ์ระหว่างความดันและแรงดันที่เอาท์พุทของ 52
Instrument Amplifier
ตารางที่ 5. การทดลองความเร่งของการลื่นล้ม 68
ตารางที่ 6. การทดสอบการแจ้งเตือนการลื่นล้ม.....69

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ

รูปที่ 1. วงจรเครื่องวัดความดันโลหิต.....6
รูปที่ 2. วงจรเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ.....6
รูปที่ 3. วงจรเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม.....6
รูปที่ 4. การทำงานของหัวใจ 17
รูปที่ 5. ตำแหน่งของชีพจรในร่างกาย 22
รูปที่ 6. ลักษณะการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธ 29
รูปที่ 7. กลุ่มบริษัทที่พัฒนาวิจัยระบบบลูทูธ (SIG)ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า0
รูปที่ 8. การใช้บลูทูธในการเชื่อมต่อเพื่อส่งผ่านข้อมูลผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า0
รูปที่ 9. หลักการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร่งผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า2
รูปที่ 10. โครงสร้างของ G-Cell.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า3
รูปที่ 11. หลักการทำงานของ G-Cell.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า3
รูปที่ 12. ระบบดูแลสุขภาพทางไกล.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า5
รูปที่ 13. ผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตแบบดิจิตอลผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า6
รูปที่ 14. กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Output Voltage กับผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า7
Differential Input Pressure
รูปที่ 15. วงจรขยายสัญญาณที่ออกจาก Pressure Sensorผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า7
รูปที่ 16. Bandpass Filter.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า8
รูปที่ 17. AC Coupling Stage.....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า9
รูปที่ 18. Power Supply 5V .....ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า9
รูปที่ 19. Motor Driver Circuit 40
รูปที่ 20. Solenoid Valve Circuit 40
รูปที่ 21. การวาง LDR เพื่อวัดอัตราการเต้นหัวใจ.....41
รูปที่ 22. แผนผังการทำงานของเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ 41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 23. วงจรขยายสัญญาณ 41
รูปที่ 24. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน.....42
รูปที่ 25. วงจรเปรียบเทียบแรงดัน .....4ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
รูปที่ 26. วงจร ZX-BLUETOOTH 44
รูปที่ 27. องค์ประกอบต่างๆของ ZX-BLUETOOTH 45
รูปที่ 28. วงจรภายในของ ZX-BLUETOOTH.....46
รูปที่ 29. แผนผังการทำงานของโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล.....46
รูปที่ 30. ส่วนติดต่อผู้ใช้ของโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล 47
รูปที่ 31. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form1 และ Flowchart.....47
รูปที่ 32. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form2 และ Flowchart.....48
รูปที่ 33. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form3 และ Flowchart.....48
รูปที่ 34. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form4 และ Flowchart.....49
รูปที่ 35. แสดงลักษณะและขาต่างๆของเซนเซอร์วัดความเร่ง MMA7361L ...50
รูปที่ 36. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันและค่าความดัน5ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
รูปที่ 37. สัญญาณออสซิโลเมทริกในการตรวจจับความดัน Systolic 54
รูปที่ 38. สัญญาณออสซิโลเมทริกในการตรวจจับความดัน Diastolic.....54
รูปที่ 39. สัญญาณที่ออกมาจากขา LDR.....55
รูปที่ 40. สัญญาณจากการขยายสัญญาณครั้งที่ 1.....55
รูปที่ 41. สัญญาณจากการขยายสัญญาณครั้งที่ 2.....56
รูปที่ 42. สัญญาณจากการกรองความถี่ต่ำผ่านที่มาจากการขยายสัญญาณ 56
รูปที่ 43. สัญญาณจากการเปรียบเทียบระดับแรงดัน 57
รูปที่ 44. โปรแกรมสังเกตผลสัญญาณการเคลื่อนไหว.....62
รูปที่ 45. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการเดินแบบปกติ..62
รูปที่ 46. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการเดินขึ้นบันได6ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
รูปที่ 47. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการนั่ง 64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 48. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการนอน 65
รูปที่ 49. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการลื่นล้มแบบ6ผิดพลาด! ไม่ได้กำหนดที่คั่นหน้า
หงายหลัง
รูปที่ 50. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการลื่นล้มแบบ 64
หงายหน้า

บทที่ 1.

บทนำ

จากข้อมูลเชิงสถิติด้านประชากรพบว่า แนวโน้มของจำนวนผู้สูงอายุจะมีค่าสูงขึ้น ทำให้ในศตวรรษนี้สัดส่วนของจำนวนผู้สูงอายุมีค่ามากกว่าประชากรในวัยทำงาน จากการประมาณจำนวนผู้สูงอายุในประเทศไทย โดยสำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ [1] พบว่าสัดส่วนผู้สูงอายุที่มีอายุ 60 ปีขึ้นไปจะเพิ่มจากร้อยละ 7.2 ในปี 2533 เป็นร้อยละ 15.3 ในปี 2563 ดังแสดงในตารางที่ 1. ซึ่งเป็นการเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว จึงคาดการณ์ได้ว่า การดูแลผู้สูงอายุในแง่ของจำนวนบุคลากรทางด้านสาธารณสุข และสถานพยาบาล จะไม่เพียงพอต่อความต้องการในอนาคต

ตารางที่ 1. การประมาณแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงประชากรไทย 2533-2563

จำนวน/พ.ศ.	2533	2538	2543	2548	2553	2558	2563
จำนวน (ล้านคน)	4.034	4.816	5.733	6.617	7.639	9.104	10.776
%ประชากร	7.2	8.1	9.2	10.2	11.5	13.2	15.3

จากแนวโน้มของกลุ่มผู้สูงอายุที่เพิ่มมากขึ้นนี้จะนำมาซึ่งภาวะเสี่ยง และปัญหาด้านสุขภาพ โดยเฉพาะการเจ็บป่วยด้วยโรคเรื้อรัง เนื่องจากวัยสูงอายุมีการเปลี่ยนแปลงในทางที่ถดถอยทั้งทางด้านร่างกาย จิตใจ เศรษฐกิจ และสังคม จากปัญหาดังกล่าวสะท้อนให้เห็นถึงความจำเป็นที่จะต้องเตรียมความพร้อม ในระบบบริการทางสังคมและสุขภาพ เพื่อให้ผู้สูงอายุเข้าสู่สภาวะวัยสูงอายุอย่างมีคุณภาพชีวิตที่ดี และคงไว้ซึ่งภาวะสุขภาพที่ดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการสำรวจในปี 2542 [1] พบว่าร้อยละ 85.2 ของผู้สูงอายุเป็นโรคที่ไม่ติดต่อ ซึ่งโรคที่พบบ่อยคือ ปวดข้อ(ข้อเสื่อม) นอนไม่หลับ เวียนศรีษะ โรคเกี่ยวกับตา ความจำเสื่อม ความดันโลหิตสูง/ต่ำ และโรคที่เป็นสาเหตุการตายมากที่สุดเรียงตามลำดับคือ โรคมะเร็ง หัวใจ เบาหวาน ตับ ไต อัมพาต ปอดอักเสบ และอุบัติเหตุจากการขนส่ง ซึ่งโรคเหล่านี้เป็นโรคเรื้อรัง ที่จำเป็นต้องมีการดูแลอย่างใกล้ชิด ทั้งด้านการใช้ชีวิตประจำวันและการตรวจวัดข้อมูลสุขภาพอย่างสม่ำเสมอ ทำให้ค่าใช้จ่ายในการดูแลรักษาผู้สูงอายุมีค่าสูงและมีผลกระทบต่อเศรษฐกิจโดยรวมของประเทศ

เพื่อเป็นการเพิ่มคุณภาพชีวิต, คุณภาพของการดูแลผู้สูงอายุ, และลดค่าใช้จ่ายของการดูแลรักษาอาการเจ็บป่วยที่อาจจะเกิดขึ้นกับผู้สูงอายุ จึงมีความจำเป็นต้องพัฒนาเทคโนโลยีที่สามารถดูแลผู้สูงอายุในเชิงรุก หรือในเชิงป้องกันได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ซึ่งเทคโนโลยีดังกล่าวจะต้องช่วยให้ ผู้สูงอายุสามารถดูแลตนเอง หรือได้รับการดูแลโดยคนใกล้ชิดที่บ้านได้ (home-based healthcare) และมีส่วนสนับสนุนให้แพทย์สามารถวิเคราะห์อาการเจ็บป่วยได้อย่างรวดเร็วโดยไม่จำเป็นต้องอยู่ใกล้ตัวผู้ป่วย การดูแลผู้สูงอายุในเชิงรุกหรือเชิงป้องกันจะเกี่ยวข้องกับ การพัฒนาเทคโนโลยีที่เปลี่ยน หรือลดพฤติกรรมที่เสี่ยงต่อการเจ็บป่วยของผู้สูงอายุ เทคโนโลยีการตรวจจับก่อนเกิดโรค (early disease detection) เทคโนโลยีที่สนับสนุนการพักฟื้นผู้สูงอายุที่บ้านหรือขณะใช้ชีวิตประจำวัน เทคโนโลยีดังกล่าวจำเป็นต้องมีการเก็บข้อมูลเชิงสุขภาพ หรือเชิงพฤติกรรมของผู้สูงอายุอย่างเป็นประจำและต่อเนื่อง ผ่านระบบวัดที่ต่อเชื่อมกับระบบสื่อสารข้อมูลทางการแพทย์ (telemedicine) ระบบสื่อสารข้อมูลทางการแพทย์เป็นการใช้เทคโนโลยีทางด้านการสื่อสารเพื่อส่ง หรือแลกเปลี่ยนข้อมูลทางการแพทย์ หรือคำปรึกษาโดยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญระหว่างสถานที่ที่ห่างไกลกัน โดยในหลายประเทศได้มีการนำระบบสื่อสารทางการแพทย์มาใช้ในการดูแลผู้ป่วยสูงอายุโดยไม่จำเป็นต้องมาพบแพทย์มากเกินความจำเป็น

เนื่องจากในปัจจุบัน มีผู้ป่วยที่เจ็บป่วยจากโรคภัยต่างๆเป็นจำนวนมาก อาทิเช่น โรคเบาหวาน โรคความดันโลหิตสูง โรคหัวใจ เป็นต้น จำเป็นต้องทำการตรวจวัดร่างกายอยู่เป็นประจำ ทำให้ผู้ป่วยต้องเสียเวลาไปทำการตรวจวัดร่างกายตามโรงพยาบาลหรือคลินิก งานวิจัยนี้จึงได้พัฒนาเครื่องวัดความดันโลหิต เครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจร ที่ผู้สูงอายุสามารถวัดได้เองที่บ้าน และส่งข้อมูลที่วัดได้ไปยังโรงพยาบาลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ผู้สูงอายุสามารถนำเครื่องวัดความดันและเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจไปวัดที่ใดก็ได้ ทำให้เพิ่มความสะดวกในการใช้งาน

นอกจากนี้งานวิจัยชิ้นนี้ยังได้พัฒนาเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการล้ม เนื่องจากการลื่นล้มเป็นอุบัติเหตุที่มักเกิดขึ้นเสมอในผู้สูงอายุ ส่งผลทำให้ผู้สูงอายุหวาดกลัวและขาดความมั่นใจ อีกทั้งยังทำให้รู้สึกว่าไม่มีอิสระในการเคลื่อนไหวและอาจจะต้องพึ่งพาจากญาติผู้ใกล้ชิดหรือว่าจ้างผู้ดูแลคอยให้ความช่วยเหลือตลอดเวลา จึงทำให้ไม่สามารถอยู่ตามลำพังได้ เครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการล้มนี้จะวัดสัญญาณการเคลื่อนที่ของผู้สูงอายุตลอดเวลา และเมื่อตรวจพบการล้ม ก็จะส่งสัญญาณขอความช่วยเหลือผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่ไปยังโรงพยาบาลทันที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2.

ทฤษฎีของการวัดความดันโลหิตและการวัดอัตราการเต้นหัวใจ

2.1 ความดันโลหิต

ความดันโลหิต คือ แรงดันเลือดที่เกิดจากการบีบและคลายตัวของหัวใจ ซึ่งจะแบ่งออกเป็น 2 ระบบ คือ

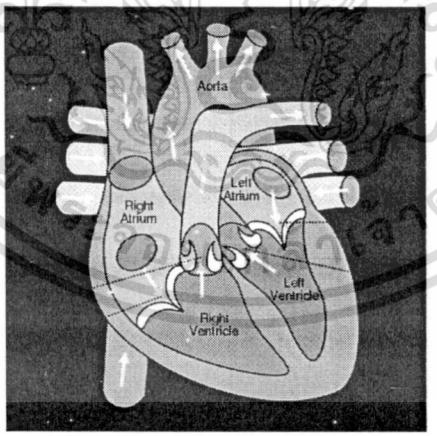
1. หัวใจห้องล่างขวา โดยหัวใจบีบตัวเพื่อนำเลือดดำไปปอด เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังเส้นเลือดแดงที่จะไปปอด pulmonary arteries เพื่อไปรับออกซิเจน เมื่อเลือดได้รับออกซิเจนแล้ว ก็จะเปลี่ยนจากเลือดดำ เป็นเลือดแดง ไหลกลับมายังหัวใจด้านซ้าย ทางเส้นเลือดดำจากปอดสู่หัวใจห้องบนซ้าย pulmonary veins เมื่อวัดความดันในหลอดเลือดแดงที่ไปปอดจะได้ค่าตัวเลข 2 ค่า เช่น 25/10 มิลลิเมตรปรอท ค่าตัวบนเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจบีบ (ความดันซิสโตลิก:systolic) หมายถึงความดันเมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัว จากตัวอย่างวัดได้ค่าเท่ากับ 25 มิลลิเมตรปรอท ส่วนค่าตัวล่างเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจคลาย (ความดันไดแอสโตลิก:diastolic) หมายถึง ความดันเมื่อหัวใจคลายตัว ซึ่งจากตัวอย่างจะมีค่าเท่ากับ 10 มิลลิเมตรปรอทนั่นเอง

2. หัวใจ ห้องล่างซ้าย โดยหัวใจบีบตัวเพื่อนำเลือดแดงไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย เลือดจะถูกส่งผ่านไปยังเส้นเลือดแดงใหญ่ Aorta และกระจายไปตามหลอดเลือดแดงไปสู่อวัยวะสำคัญต่างๆ รวมถึงแขนและขา ซึ่งโลหิตจะมีแรงกระทำต่อผนังเส้นเลือดเมื่อเวลาวัดความดันที่หลอดเลือดแดงที่แขนหรือขาจะได้ค่าตัวเลข 2 ค่า เช่น 120/80 มิลลิเมตรปรอท ค่าตัวบนเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจบีบ (ความดันซิสโตลิก:systolic) หมายถึงความดันเมื่อหัวใจห้องล่างซ้ายบีบตัว จากตัวอย่างวัดได้ค่าเท่ากับ 120 มิลลิเมตรปรอทส่วนค่าตัวล่างเรียกว่า ความดันช่วงหัวใจคลาย (ความดันไดแอสโตลิก:diastolic) หมายถึง ความดันเมื่อหัวใจคลายตัว ซึ่งจากตัวอย่างจะมีค่าเท่ากับ 80 มิลลิเมตรปรอท นั่นเอง เมื่อหัวใจบีบตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

Systolic แรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดงจะมีแรงดันน้อยกว่าแรงที่หัวใจบีบตัวเล็กน้อย เนื่องจากหลอดเลือดแดงมีความยืดหยุ่น (Elasticity) ทำให้หลอดเลือดแดงขยายตัวออกได้เล็กน้อย แรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดงจึงต่ำลง และเมื่อหัวใจคลายตัว Diastolic แรงดันโลหิตในหัวใจห้องล่างจะลดลงเป็น ศูนย์ มิลลิเมตรปรอท หรือต่ำกว่าเล็กน้อย แต่แรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดง จะไม่ลดลงเป็น ศูนย์ มิลลิเมตรปรอท เนื่องจากหัวใจมีลิ้นหัวใจที่กั้นระหว่างหัวใจห้องล่าง และหลอดเลือดแดง ลิ้นหัวใจจะทำหน้าที่เป็นประตูเปิด-ปิด ให้เลือดไหลได้ไปในทิศทางเดียว ไม่สามารถไหลย้อนกลับได้ เมื่อหัวใจห้องล่างคลายตัว ลิ้นหัวใจก็จะปิดลง ทำให้เลือดยังคงค้างอยู่ในหลอดเลือดแดง ไม่ไหลย้อนกลับเข้าไปในหัวใจห้องล่าง ดังนั้นจึงยังมีแรงดันโลหิตในหลอดเลือดแดงในช่วงหัวใจห้องล่างคลายตัวได้ นอกจากนี้ หลอดเลือดแดงที่ขยายตัวออกในช่วงหัวใจบีบตัว ก็จะมีแรงจากหลอดเลือดแดงบีบตัวในช่วงแรงดันโลหิตลดลงนี้ Diastolic vascular recoil ดังจะสังเกตได้ว่า คนที่มีอายุน้อย หลอดเลือดยังมีความยืดหยุ่นอยู่มาก ความดันโลหิตที่ไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย มักจะวัดค่าตัวบน systolic ได้ต่ำ และวัดค่าตัวล่าง diastolic ได้สูง เช่น วัดได้ 100/80 มิลลิเมตรปรอท ในขณะที่ คนที่มีอายุมาก หลอดเลือดมักจะแข็ง และมีความยืดหยุ่นน้อยลง ความดันโลหิตที่ไปเลี้ยงส่วนต่างๆของร่างกาย มักจะวัดค่าตัวบน systolic ได้สูง และวัดค่าตัวล่าง diastolic ได้ต่ำ เช่น วัดได้ 140/60 มิลลิเมตรปรอท



รูปที่ 4. การทำงานของหัวใจ

2.1.1 ความดันโลหิตสูง (Hypertension)

121358

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความดันช่วงบน ถ้าวัดได้ตั้งแต่ 140 มิลลิเมตรปรอทลงมาหมายถึงความดันปกติ ถ้าวัดได้ระหว่าง 141-159 มิลลิเมตรปรอทหมายถึงระดับความดันก้ำกึ่ง ถ้าวัดได้ตั้งแต่ 160 มิลลิเมตรปรอทขึ้นไปหมายถึงระดับความดันสูง

ความดันช่วงล่าง ถ้าวัดได้ตั้งแต่ 90 มิลลิเมตรปรอทลงมาหมายถึงความดันปกติ ถ้าวัดได้ระหว่าง 91-94 มิลลิเมตรปรอทหมายถึงระดับความดันก้ำกึ่ง ถ้าวัดได้ตั้งแต่ 95 มิลลิเมตรปรอทขึ้นไปหมายถึงระดับความดันสูง

ความดันโลหิตสูง จึงหมายถึง ความดันช่วงบนเท่ากับหรือมากกว่า 160 มิลลิเมตรปรอทขึ้นไป (เช่น ความดันช่วงบน 180 ความดันช่วงล่าง 90 ซึ่งนิยมเขียนเป็น 180/90) หรือความดันช่วงล่างเท่ากับหรือมากกว่า 95 มิลลิเมตรปรอทขึ้นไป (เช่น 150/110) หรือทั้งสองอย่างร่วมกัน เช่น 170/100, 180/130)

เราจะวินิจฉัยโรคนี้แน่นอนและให้การรักษา ต่อเมื่อวัดความดันได้สูงกว่าปกติ เป็นจำนวน 3 ครั้ง ในวาระที่ต่างกันอย่างน้อย 2 คราว (ยกเว้นในรายที่สูงผิดปกติ อย่างมาก) ในการวัดแต่ละครั้ง ควรให้ผู้ป่วยได้พักสัก 5-10 นาทีเสียก่อน

โรคความดันโลหิตสูง พบได้ประมาณ 5-10% ของคนทั่วไป ส่วนมากจะเริ่มเป็นในคนที่มีอายุมากกว่า 30 ปี ขึ้นไป โดยไม่ทราบสาเหตุแน่ชัด ส่วนน้อยที่อาจเป็นในคนอายุต่ำกว่า 30 ปี ซึ่งมักจะมีความผิดปกติอื่น ๆ ร่วมด้วย

2.1.2 ความดันโลหิตต่ำ(Hypotension)

โรคความดันโลหิตต่ำพบน้อยกว่าโรคความดันโลหิตสูงผู้ที่มีความดันโลหิตต่ำมีอันตรายน้อยกว่าผู้ที่ความดันโลหิตสูง และมีการดำเนินชีวิตที่สบายกว่า ผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตต่ำจะวัดได้ดังนี้ สำหรับชายและผู้หญิง Systolic Pressure 80-100 มิลลิเมตรปรอท Diastolic Pressure 50-60 มิลลิเมตรปรอท สาเหตุของความดันโลหิตต่ำ ยังไม่มีคำอธิบายที่แน่นอน แต่ส่วนใหญ่เป็นพันธุกรรมหรือเป็นมาแต่กำเนิดหรือไม่ทราบสาเหตุแน่นอน เรียกว่า Idiopathic Hypotension

อาการ ส่วนใหญ่ของผู้ป่วยที่มีความดันโลหิตต่ำ มักไม่มีอาการอะไรมากนัก อาการสำคัญคือ จะมีอาการเวียนหัวง่าย เวลาลุกขึ้นยืนเร็วๆ เช่นเวลานั่งยองๆ แล้วลุกขึ้นยืน หรือกำลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอนอยู่แล้วลุกขึ้นเร็วๆ จะเกิดอาการเวียนหัวเป็นครั้งคราวชั่วระยะหนึ่ง แล้วบางครั้งก็ดูปกติดีแต่ถ้าอดนอนหรือนอนไม่พอก็จะมีอาการเวียนหัวและอ่อนเพลียด้วย เมื่อเปลี่ยนจากท่านอนเป็นลุกขึ้นนั่งหรือยืน จะมีอาการหน้ามืดวิงเวียนจะเป็นลมเนื่องจากเลือดไปเลี้ยงสมองไม่พอ อาจมีคลื่นไส้ อาเจียน ตาพร่า ตาลายร่วมด้วย แต่สักครู่หนึ่งก็หายเป็นปกติ การวัดความดันโลหิต มักพบว่าความดันซิสโตลิก (ช่วงบน) ที่วัดในท่ายืนต่ำกว่า ท่านอนมากกว่า 30 มิลลิเมตรปรอท เช่น ในท่านอนวัดได้ 130/80 แต่ในท่ายืนจะวัดได้ 90/60

ตารางที่ 2. ความดันโลหิตในระดับต่างๆ

ระดับ	Systolic (มิลลิเมตรปรอท)	Diastolic (มิลลิเมตรปรอท)
เหมาะสม	<120	<80
ปกติ	<130	<85
เกือบสูง	130-139	85-89
ความรุนแรงอันดับ 1	140-159	90-99
ความรุนแรงอันดับ 2	160-179	100-109
ความรุนแรงอันดับ 3	>=180	>=110
Isolate Systolic Hypertension	>=140	<90

ตารางที่ 3. ความดันโลหิตปกติตามช่วงอายุ

อายุ	ความดัน(มิลลิเมตรปรอท)
3-6 ปี	90/60
7-17 ปี	110/70
18-44 ปี	120/80
45-64 ปี	150/90
64 ปีขึ้นไป	160/90

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.3 ข้อควรปฏิบัติก่อนการวัดความดันโลหิต

1. การจัดสิ่งแวดล้อม

   สถานที่ใช้ตรวจต้องเงียบและเป็นส่วนตัว และต้องไม่มีปัจจัยที่จะทำให้ความดันโลหิตผันแปร ดังต่อไปนี้

   - เครื่องวัดต้องอยู่ในแนวสายตาหากสูงหรือต่ำไปจะทำให้การวัดคลาดเคลื่อน
   - ความสูงของโต๊ะ เมื่อผู้ป่วยนั่งบนเก้าอี้และวางมือบนโต๊ะ แขนควรอยู่ในระดับหัวใจ ควรปรับความสูงของโต๊ะเพื่อให้ได้ตำแหน่งดังกล่าว
   - ผู้ป่วยนั่งบนเก้าอี้ แขนที่จะวัดอยู่ในระดับหัวใจ

2. การเตรียมการวัดและการพัก

   เพื่อจัดการกับสิ่งที่จะทำให้การวัดความดันโลหิตผิดพลาดควรจะแนะนำผู้ป่วยดังนี้

   - อุณหภูมิห้องต้องไม่ร้อนหรือหนาวเกินไป
   - ไม่ควรใส่เสื้อแขนยาวขณะวัดความดันโลหิต
   - ขณะวัดไม่ควรมีความเครียด อาการเจ็บปวด ไม่ปวดปัสสาวะ
   - ไม่ควรวัดความดันหลังอาหาร
   - ต้องงดบุหรี่และกาแฟก่อนวัดความดันโลหิต 30 นาที
   - ให้นั่งพัก 5 นาทีห้ามนั่งไขว่ห้าง หลังพิงพนัก เท้าอยู่บนพื้น

3. การเลือกขนาดของผ้าพันรัดแขน

   ขนาดของผ้าพันรอบแขนจะมีผลต่อความดันขนาดที่เหมาะสมคือ ความกว้างต้องประมาณ40% ของเส้นรอบวงแขน ความยาวต้องอย่างน้อย 80% หากขนาดผ้าเล็กไปจะทำให้ค่าความดันโลหิตสูงเกินไป ปกติจะให้วัดแขนขวาเสมอ

   - รอบแขน 22–26 cm, ใช้ผ้าขนาด "small adult" ขนาด—12 - 22 cm.
   - รอบแขน 27–34 cm, ใช้ผ้าขนาด"adult" ขนาด—16 - 30 cm.
   - รอบแขน 35–44 cm, ใช้ผ้าขนาด"large adult" ขนาด—16 - 36 cm.
   - รอบแขน 45–52 cm, ใช้ผ้าขนาด"adult thigh" ขนาด—16 - 42 cm.

4. การพันผ้ารัดแขน

   - ควรจะแนะนำให้ผู้ป่วยใส่เสื้อแขนสั้นเมื่อมาวัดความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- หากจะใส่เสื้อแขนยาวให้เป็นเสื้อคลุมที่สามารถถอดออกได้ง่าย
- ไม่ควรใช้วิธีรูดแขนเสื้อขึ้นไปเพราะจะทำให้ค่าความดันโลหิตที่วัดได้ไม่ถูกต้อง
- ให้คลำหลอดเลือดแดงที่แขนแล้วพันผ้าโดยให้ศูนย์กลางของผ้ากดทับเส้นเลือด
- ขณะพันต้องพันอย่างสม่ำเสมอไม่พันแน่นหรือหลวมเกินไป ปลายผ้าจะอยู่เหนือข้อศอก 2.5 ซม
- ระหว่างการใช้หูฟังระวังสัมผัสกับผ้าจะทำให้เกิดเสียงหลอก

5. การเพิ่มความดันเข้าในผ้าก่อนที่จะวัดความดันโลหิตเรายังไม่ทราบว่าผู้ป่วยมีความดันโลหิตสูงหรือต่ำ

- เราจะใช้วิธีคลำหลอดเลือดแดงที่แขน
- พันผ้าให้ตรงกลางของผ้าตรงกับแนวทางของหลอดเลือดแดง
- แล้วบีบจนกระทั่งความดันไปอยู่ที่60 มิลิเมตรปรอท แล้วบีบลมเข้าไปทีละ 10 มิลิเมตรปรอทจนกระทั่งคลำชีพขจรไม่ได้
- แล้วจึงปล่อยลมออกด้วยอัตรา 2 มิลิเมตรปรอท
- จดค่าความดันที่เริ่มคลำได้ชีพขจร
- หลังจากนั้นจึงใช้หูฟังวางบนเส้นเลือดและบีบลมจนความดันสูงกว่าค่าที่จดไว้ 30 มิลิเมตรปรอทแล้วจึงปล่อยลมด้วยอัตราเร็ว 2 มิลิเมตรปรอท/วินาที
- เสียงแรกที่ได้ยินคือค่าความดันโลหิตขณะหัวใจบีบตัว(systolic) อีกค่าหนึ่งให้จดค่าความดันที่เสียงการเต้นหายไปเรียก (diastolic)
- ให้วัดความดันโลหิตค่า systolic/diastolic
- อีก 2 นาทีให้วัดความดันโลหิตซ้ำ ถ้าครั้งแรกและครั้งที่สองห่างกันเกิน 5 มม. ปรอทให้วัดครั้งที่ สาม
- ระหว่างการวัดความดันโลหิตไม่ควรจะมีการพูดคุย

2.1.4 ท่าที่ใช้วัดความดันโลหิตมีผลต่อค่าที่วัดได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เมื่อวัดความดันท่านั่ง ความดัน diastolic จะสูงกว่าท่านอน 5 มม.ปรอท
- เมื่อวัดความดันท่านั่ง ความดัน systolic จะสูงกว่าท่านอน 8 มม.ปรอท
- ความดันท่านั่งโดยที่ไม่ได้พิงพนักความดัน diastolic จะสูงขึ้น 6 มม.ปรอท
- การวัดความดันโลหิตเมื่อนั่งไขว้เท้า ความดัน systolic จะสูงขึ้น6-8 มม.ปรอท
- แขนต่ำกว่าหัวใจ(ระดับกลางหน้าอก) เช่นการห้อยแขน ความดันที่วัดได้จะสูงกว่าปกติ
- แขนสูงกว่าหัวใจ ค่าความดันโลหิตที่วัดได้จะต่ำกว่าปกติ

2.1.5 การวัดความดันหลายครั้ง

การวัดความดันหลายครั้งจะมีความแม่นยำมากกว่าการวัดความดันเพียงครั้งเดียว ค่าที่วัดได้ครั้งแรกจะสูงสุด ให้วัดซ้ำ อีกหนึ่งนาทีต่อมา หากทั้งสองค่าห่างกันมากกว่า 5 มม.ปรอทก็ให้วัดครั้งที่ 3 แล้วหาค่าเฉลี่ย

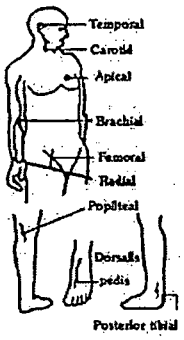
2.1.6 การวัดความดันที่บ้านด้วยตัวเอง

การวัดความดันด้วยตัวเองที่บ้านได้รับความนิยมเพิ่มขึ้น เนื่องจากเครื่องวัดความดันโลหิตได้มาตรฐานเพิ่มขึ้น ราคาไม่แพงมาก การวัดก็สามารถทำได้ง่าย ปัจจุบันเครื่องเหล่านี้เป็นแบบ oscillometric device การวัดให้วัด 3 ค่าแล้วหาค่าเฉลี่ย เครื่องที่ดีควรจะมีหน่วยความจำและสามารถพิมพ์รายงานเพื่อป้องกันคนไข้ที่จะ บอกเฉพาะค่าความดันที่ดี ค่าความดันโลหิตที่วัดที่บ้านจะต่ำกว่าค่าที่วัดจากโรงพยาบาล จากการศึกษาพบว่าค่าความดันโลหิตที่วัดจากบ้านมีความสัมพันธ์โรคแทรกซ้อน ประโยชน์ที่ได้รับจากการวัดความดันโลหิตที่บ้าน

2.2 อัตราการเต้นของชีพจร

ชีพจรเป็นแรงสะเทือนของกระแสโลหิต ซึ่งเกิดจากการบีบตัวของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย ทำให้ผนังของหลอดโลหิตแดงขยายออกเป็นจังหวะ เป็นผลให้สามารถจับชีพจรได้ตลอดเวลาบริเวณที่สัมผัสได้ คือส่วนผิวของร่างกายที่มีหลอดโลหิตแดงผ่านเหนือหรือข้างๆ กระดูก โดยมากเรียกชื่อชีพจรตามตำแหน่งของหลอดโลหิตที่จับได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5. ตำแหน่งของชีพจรในร่างกาย

2.2.1 ปัจจัยที่มีอิทธิพลต่อชีพจร

- **อายุ** เมื่ออายุเพิ่มขึ้นอัตราการเต้นของชีพจรจะลดลง ในผู้ใหญ่อัตราการเต้นของชีพจร 60-100 (เฉลี่ย 80 b/m)
- **เพศ** หลังวัยรุ่น ค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของชีพจรของผู้ชายจะต่ำกว่าหญิงเล็กน้อย
- **การออกกำลังกาย** อัตราการเต้นของชีพจรจะเพิ่มขึ้นเมื่อออกกำลังกาย
- **ไข้** อัตราการเต้นของชีพจรเพิ่มขึ้น เพื่อปรับตัวให้เข้ากับความดันเลือดที่ต่ำลงซึ่งเป็นผลมาจากเส้นเลือดส่วนปลายขยายตัวทำให้อุณหภูมิร่างกายสูงขึ้น (เพิ่ม metabolic rate)
- **ยา** ยาบางชนิด ลดอัตราการเต้นของชีพจร เช่น ยาโรคหัวใจ เช่น digitalis ลดอัตราการเต้นของชีพจร (กระตุ้น parasympathetic)
- **Hemorrhage** การสูญเสียเลือดจะมีผลทำให้เพิ่มการกระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิติค ทำให้อัตราการเต้นของชีพจรสูงขึ้น, ในผู้ใหญ่มีเลือดประมาณ 5 ลิตร การสูญเสียเลือดไป <10% จึงจะปราศจากผลข้างเคียง
- **ความเครียด** เมื่อเครียดจะกระตุ้น sympathetic nervous เพิ่ม การเต้นของชีพจร ความกลัว, ความวิตกกังวล และอาการเจ็บปวด กระตุ้นระบบประสาทซิมพาธิติค
- **ท่าทาง** เมื่ออยู่ในท่ายืนหรือนั่งชีพจรจะเต้นเพิ่มขึ้น (เร็วขึ้น) ท่านอนชีพจรจะลดลง (ช้า)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 กลไกการควบคุมชีพจร

อัตราการเต้นของชีพจรขึ้นอยู่กับระบบประสาทอัตโนมัติ 2 ส่วน คือ

1. **parasympathetic nervous system** ถูกกระตุ้น อัตราการเต้นของชีพจรลดลง
2. **sympathetic nervous system** ถูกกระตุ้น เพิ่มอัตราการเต้นของชีพจร

2.2.3 สิ่งที่ต้องสังเกตในการจับชีพจร

1. อัตราการเต้นของชีพจร จำนวนครั้งของความรู้สึกที่ได้จากคลื่นบนเส้นเลือดแดงกระทบนิ้วหรือการฟังที่ apex ของหัวใจในเวลา 1 นาที หน่วยเป็นครั้งต่อวินาที (bpm)

1.1 อัตราการเต้นของชีพจรปกติ

ทารกแรกเกิด ถึง 1 เดือน	ประมาณ	120-160 bpm
1-12 เดือน	ประมาณ	80 – 140 bpm
12-2 ปี	ประมาณ	80 – 130 bpm
2 – 6 ปี	ประมาณ	75 – 120 bpm
6 – 12 ปี	ประมาณ	75 – 110 bpm
วัยรุ่น-วัยผู้ใหญ่	ประมาณ	60 – 100 bpm

1.2 ภาวะอัตราการเต้นของชีพจรผิดปกติ

Tachycardia: ภาวะที่อัตราการเต้นของหัวใจในผู้ใหญ่มากกว่า 100 b/m

Bradycardia: ภาวะที่อัตราการเต้นของหัวใจในผู้ใหญ่น้อยกว่า 60 b/m

2.2.4 จังหวะชีพจร (pulse rhythm)

จังหวะและช่วงพักของชีพจร ชีพจรจะเต้นเป็นจังหวะ และมีช่วงพักระหว่างจังหวะ

2.1 จังหวะของชีพจรปกติ จะมีช่วงพักระหว่างจังหวะเท่ากัน เรียกว่าชีพจรสม่ำเสมอ (pulse regularis)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 จังหวะของชีพจรผิดปกติ (dysrhythmias , arrhythmia, irregular) ชีพจรที่เต้นไม่เป็นจังหวะแต่ละช่วงพักไม่สม่ำเสมอ เรียกว่า ชีพจรไม่สม่ำเสมอ หรืออาจจะมีจังหวะการเต้นสม่ำเสมอสลับกับไม่สม่ำเสมอ

ถ้าพบว่าผู้ป่วยมีจังหวะของชีพจรไม่สม่ำเสมอ

ประเมิน apical pulse 1 นาที

ประเมิน apical - radial pulse เพื่อประเมินชีพจรที่ผิดปกติ

และวัดคลื่น electrocardiogram (EKG)

2.2.5 ปริมาตรแรงชีพจร (Pulse volume)

ขึ้นอยู่กับความแรงของเลือดในการกระทบ ชีพจรปกติรู้สึกได้ด้วยการกดนิ้วลงตรงบริเวณที่จะวัดด้วยแรงพอประมาณแต่ถ้ากดแรงมากเกินไปจะไม่ได้รับความรู้สึก ถ้าแรงดันเลือดดี ชีพจรจะแรง แรงดันเลือดอ่อนชีพจรจะเบา

เราสามารถแบ่งปริมาตรของชีพจร ออกเป็นระดับ 0 ถึง 4

ระดับ 0 ไม่มีชีพจร หมายถึงคลำชีพจรไม่ได้

ระดับ 1 (thready) หมายถึงคลำชีพจรยาก

ระดับ 2 weak หมายถึงชีพจรแรงกว่า threedy pulse คลำชีพจรยาก

ระดับ 3 ปกติ

ระดับ 4 bounding pulse หมายถึงชีพจรเต้นแรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.6 ความยืดหยุ่นของผนังของหลอดเลือด

ปกติผนังหลอดเลือดจะตรงและเรียบมีความยืดหยุ่นดี ในผู้สูงอายุผนังหลอดเลือดแดงมีความยืดหยุ่นน้อยขรุขระและไม่สม่ำเสมอ

2.2.7 วิธีประเมินชีพจร

1. peripheral
   - ใช้นิ้วชี้ นิ้วกลาง และนิ้วนาง วางตรงตำแหน่งเส้นเลือดแดง กดแรงพอประมาณให้ความรู้สึกของการขยายและหดตัวของผนังหลอดเลือดได้ ไม่ใช้นิ้วหัวแม่มือสัมผัส เพราะ หลอดเลือดที่นิ้วหัวแม่มือเต้นแรง อาจทำให้สับสนกับชีพจรของตนเองได้
2. apical
   - ฟังด้วยหูฟัง (stethoscope)
   - ใช้ doppler ultrasound
   - electrocardiogram (EKG)

2.2.8 ตำแหน่งชีพจร

1. peripheral

   1.1 Temporal เส้นเลือดเท็มพอรัสทอดผ่านเหนือกระดูก เท็มพอรัลของศีรษะ

   1.2 Carotid อยู่ด้านข้างของคอ คลำได้ชัดเจนจุดบริเวณมุมขากรรไกรล่าง

   1.3 Brachial อยู่ด้านในของกล้ามเนื้อ biceps ของแขน

   1.4 Radial อยู่ข้อมือด้านในบริเวณกระดูกปลายแขนด้านนอกหรือด้านหัวแม่มือ เป็นตำแหน่งที่นิยมจับชีพจรมากที่สุด เพราะเป็นที่ที่จับได้ง่ายและไม่รบกวนผู้ป่วย

   1.5 Femoral อยู่บริเวณขาหนีบ

   1.6 Popliteal อยู่บริเวณข้อพับเข่า อยู่ตรงกลางข้อพับเข่า, หาค่อนข้างยาก แต่ถ้างอเข่าก็สามารถคลำได้ง่ายขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.7 Posterior tibial อยู่บริเวณหลังปุ่มกระดูกข้อเท้าด้านใน

1.8 Dorsalis pedis อยู่บริเวณหลังเท้าให้ดูตามแนวกลางตั้งแต่หัวเข่าลงไป ชีพจรที่จับได้จะอยู่กลางหลังเท้าระหว่างนิ้วหัวแม่เท้ากับนิ้วชี้

1.9 Apical pulse ฟังที่ยอดหัวใจ (Apex) ในผู้ใหญ่จะอยู่ที่ 5th intercostal space, left mid clavicular line

2.2.9 ข้อควรจำในการวัดชีพจร

1. ไม่ใช้นิ้วหัวแม่มือคลำชีพจร เพราะหลอดเลือดที่นิ้วหัวแม่มือเต้นแรงอาจทำให้สับสนกับชีพจรของตนเอง
2. ไม่ควรวัดชีพจรหลังผู้ป่วยมีกิจกรรม ควรให้พัก 5-10 นาที
3. อธิบายผู้ป่วยว่าไม่ควรพูดขณะวัดชีพจร เพราะจะรบกวนการได้ยินเสียงชีพจรและอาจทำให้สับสน

2.2.10 การเต้นของชีพจรที่ผิดปกติ

การเต้นของชีพจรที่ผิดปกติ เกิดจากสาเหตุต่างๆ ได้หลายสาเหตุ การเต้นผิดปกติอาจเกิดขึ้นเป็นครั้งเป็นคราว นานๆ ครั้ง หรือเกิดขึ้นเป็นประจำ

เราลองมาพิจารณาการเต้นของชีพจรลักษณะต่างๆ ดังนี้

1. ชีพจรที่เต้นแรงและเร็วกว่าปกติ เช่น ผู้ใหญ่เต้นนาทีละ 100-120 ครั้ง ชีพจรแบบนี้จะพบได้ในคนที่เป็นโรคและไม่เป็นโรคก็ได้

ถ้าการเต้นนั้นเกี่ยวข้องกับอาการเหนื่อยง่าย เวลาออกกำลังกายเพียงเล็กน้อยหรือว่าอยู่เฉยๆ หัวใจก็เต้นแรงผิดปกติ รู้สึกเจ็บหน้าอกบ่อยๆ เหนื่อยง่าย อาการที่เกิดขึ้นนี้มักพบในคนที่เป็นโรคหัวใจ

ถ้ามีอาการเหนื่อยง่าย กินจุ แต่ผอมลง คลื่นไส้อาเจียน คอโต หรือตาโปน ก็อาจเป็นโรคต่อมทัยรอยด์ (คอพอกเป็นพิษ)

คนที่มีไข้ตัวร้อน ก็อาจมีชีพจรเต้นแรงและเร็วได้ ตามปกติถ้าไข้ขึ้น 1 ฟ. (องศาฟาเรนไฮท์) ชีพจรจะเต้นเร็วขึ้นอีกนาทีละ 10 ครั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คนที่ซีดโลหิตจาง หรือได้รับยาบางตัว (เช่น ฮะดรีนาลีน ฉีดแก้หืด) ก็มีชีพจรที่เต้นเร็วได้

ในคนที่ร่างกายเป็นปกติ ชีพจรก็อาจเต้นเร็วได้ แต่มักจะมาจากสาเหตุต่างๆ เช่น ออกกำลังอายมาใหม่ๆ ตื่นเต้น ตกใจกลัว แต่เมื่อได้พักหัวใจก็จะเต้นเป็นปกติเหมือนเดิม

2. ชีพจรที่เต้าช้ากว่า 60 ครั้งต่อนาที บางรายอาจไม่แสดงอาการ แต่บางรายก็มีอาการหน้ามืด วิงเวียนเป็นลมได้ มักพบในคนที่มีความผิดปกติของหัวใจ

คนไข้ที่มีก้อนเลือดในสมอง (เช่น ได้รับบาดเจ็บที่ศีรษะ) หรือมีสาเหตุอะไรก็ตามที่ทำให้ความดันภายในกะโหลกศีรษะเพิ่มขึ้น ก็อาจมีชีพจรเต้นช้าลงได้

ในคนที่เป็นนักกีฬาที่มีร่างกาย "ฟิต" เต็มที่ก็จะพบว่าชีพจรเต้นค่อนข้างช้า แต่มีแรงและสม่ำเสมอดีชีพจรแบบนี้เราถือเป็นสิ่งที่ดีมาก

3. ชีพจรเต้นเบาและเร็ว พบในคนที่เป็นลม ช็อค ท้องเดินมากๆ ท้องนอกมดลูกกระเพาะทะลุ ถ้าชีพจรในลักษณะนี้รีบให้การปฐมพยาบาลแล้วส่งโรงพยาบาลโดยด่วน

4. ชีพจรที่เต้นไม่สม่ำเสมอ ถ้าเป็นตลอดเวลา จะพบในคนที่เป็นโรคหัวใจ คอพอกเป็นพิษ

ในคนปกติ บางครั้งชีพจรก็เต้นไม่สม่ำเสมอเป็นครั้งเป็นคราวได้ ซึ่งเป็นผลมาจากร่างกายได้รับยาและสารเคมีบางชนิดเข้าไปในร่างกาย เช่น เหล้า บุหรี่ กาแฟ หรือแม้แต่ถ้าพักผ่อนไม่เพียงพอเคร่งเครียด ก็ทำให้ชีพจรเต้นไม่สม่ำเสมอได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

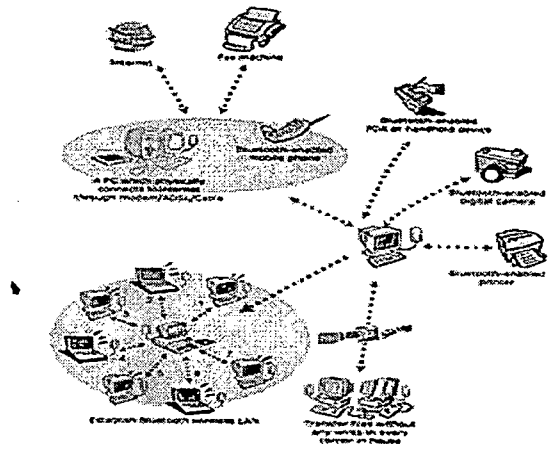
บทที่ 3.

บลูทูธ และเซนเซอร์วัดความเร่ง

3.1 บลูทูธ

BLUETOOTH คือระบบสื่อสารของอุปกรณ์อิเล็คโทรนิคแบบสองทาง ด้วยคลื่นวิทยุระยะสั้น (Short-Range Radio Links) โดยปราศจากการใช้สายเคเบิ้ล หรือ สายสัญญาณเชื่อมต่อ และไม่จำเป็นจะต้องใช้การเดินทางแบบเส้นตรง เหมือนกับอินฟราเรด BLUETOOTH มีความสะดวกมากกว่าการเชื่อมต่อแบบอินฟราเรด ที่ใช้ในการเชื่อมต่อระหว่างโทรศัพท์มือถือ กับอุปกรณ์ ในโทรศัพท์เคลื่อนที่รุ่นก่อนๆ และในการวิจัย ไม่ได้มุ่งเฉพาะการส่งข้อมูลเพียงอย่างเดียว แต่ยังศึกษาถึงการส่งข้อมูลที่เป็นเสียง เพื่อใช้สำหรับ Headset บนโทรศัพท์มือถือด้วย

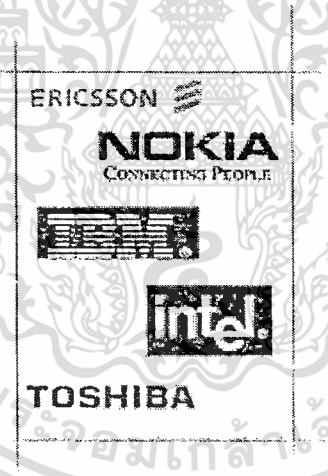
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6. ลักษณะการเชื่อมต่อข้อมูลของบลูทูธ

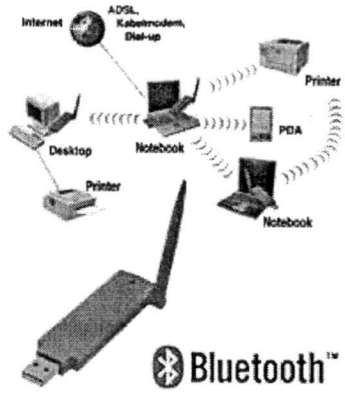
3.1.1 การกำเนิด Bluetooth

ปี 1994 บริษัท อีริคสัน โมบาย คอมมูนิเคชั่น เริ่มต้นที่จะค้นคว้าวิจัยความเป็นไปได้ในการนำคลื่นสัญญาณวิทยุ มาใช้ระหว่างโทรศัพท์มือถือและอุปกรณ์ต่างๆ และเป็นผู้นำชื่อ Bluetooth มาใช้



รูปที่ 7. กลุ่มบริษัทที่พัฒนาวิจัยระบบบลูทูธ (SIG)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8. การใช้บลูทูธในการเชื่อมต่อเพื่อส่งผ่านข้อมูล

ปี 1998 กลุ่มผู้พัฒนาวิจัยระบบ Bluetooth ได้ถูกก่อตั้งขึ้น โดยเกิดจากการรวมตัวของบริษัทยักษ์ใหญ่อย่าง Ericsson, Nokia, IBM, Toshiba และ Intel ในกลุ่มที่ใช้ชื่อว่า Special Interest Group (SIG) ซึ่งในกลุ่มจะประกอบด้วย กลุ่มผู้นำทางด้านโทรศัพท์มือถือ, คอมพิวเตอร์ ฯลฯ ซึ่งกลุ่มเหล่านี้ได้ประเมินว่า ภายในปี 2002 ในอุปกรณ์การสื่อสาร, เครื่องใช้, คอมพิวเตอร์ จะถูกติดตั้ง Bluetooth ที่จะใช้เชื่อมต่อระหว่างอุปกรณ์ต่างๆ อย่างแพร่หลายโดยในปีเดียวกัน บริษัทเหล่านี้ ได้ประกาศ การรวมตัวกัน และเชิญชวนบริษัทอื่นๆ ให้เข้าร่วม ในลักษณะของการนำเทคโนโลยีนี้ไปใช้ โดยในปี 1999 ได้ทำการเผยแพร่ Bluetooth specification Version 1.0 และได้สมาชิกเพิ่มขึ้น ดังนี้ Microsoft, Lucent, 3Com, Motorola

3.1.2 การทำงาน

Bluetooth จะใช้สัญญาณวิทยุความถี่สูง 2.4 GHz. แต่จะแยกย่อยออกไป ตามแต่ละประเทศ อย่างในแถบยุโรปและอเมริกา จะใช้ช่วง 2.400 ถึง 2.4835 GHz. แบ่งออกเป็น 79 ช่องสัญญาณ และจะใช้ช่องสัญญาณที่แบ่งนี้ เพื่อส่งข้อมูลสลับช่องไปมา 1,600 ครั้งต่อ 1 วินาที ส่วนที่ญี่ปุ่นจะใช้ความถี่ 2.402 ถึง 2.480 GHz. แบ่งออกเป็น 23 ช่อง ระยะทำการของ Bluetooth จะอยู่ที่ 5-10 เมตร โดยมีระบบป้องกันโดยใช้การป้อนรหัสก่อนการเชื่อมต่อ และป้องกันการดักสัญญาณระหว่างสื่อสาร โดยระบบจะสลับช่องสัญญาณไปมา จะมีความสามารถในการเลือกเปลี่ยนความถี่ที่ใช้ในการติดต่อเองอัตโนมัติ โดยที่ไม่จำเป็นต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เรียงตามหมายเลขช่อง ทำให้การดักฟังหรือลักลอบขโมยข้อมูลทำได้ยากขึ้น โดยหลักของบลูทูธจะถูกออกแบบมาเพื่อใช้กับอุปกรณ์ที่มีขนาดเล็ก เนื่องจากใช้การขนส่งข้อมูลในจำนวนที่ไม่มาก อย่างเช่น ไฟล์ภาพ, เสียง, แอพพลิเคชั่นต่างๆ และสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่าย ขอให้อยู่ในระยะที่กำหนดไว้เท่านั้น (ประมาณ 5-10 เมตร) นอกจากนี้ยังใช้พลังงานต่ำ กินไฟน้อย และสามารถใช้งานได้นาน โดยไม่ต้องนำไปชาร์จไฟบ่อยๆ ด้วย

ส่วนความสามารถการส่งถ่ายข้อมูลของ Bluetooth จะอยู่ที่ 1 Mbps (1 เมกกะบิตต่อวินาที) และคงจะไม่มีปัญหาอะไรมากกับขนาดของไฟล์ที่ใช้กันบนโทรศัพท์มือถือ หรือการใช้งานแบบทั่วไป ซึ่งถือว่าเหลือเฟือมาก แต่ถ้าเป็นข้อมูลที่มีขนาดใหญ่ล่ะก็ คงจะช้าเกินไป และถ้าถูกนำไปเปรียบกับ Wireless LAN (WLAN) แล้ว ความสามารถของ Bluetooth คงจะห่างชั้นกันเยอะ ซึ่งในส่วนของ WLAN ก็ยังมีระยะการรับ-ส่งที่ไกลกว่า แต่ขอได้เปรียบของ Bluetooth จะอยู่ที่ขนาดที่เล็กกว่า การติดตั้งทำได้ง่ายกว่า และที่สำคัญ การใช้พลังงานก็น้อยกว่ามาก อยู่ที่ 0.1 วัตต์ หากเทียบกับคลื่นมือถือแล้ว ยังห่างกันอยู่หลายเท่าเหมือนกันครับ

เทคโนโลยีการเชื่อมโยงหรือการสื่อสารแบบใหม่ที่ถูกคิดค้นขึ้น เป็นเทคโนโลยีของอินเตอร์เฟซทางคลื่นวิทยุ ตั้งอยู่บนพื้นฐานของการสื่อสารระยะใกล้ที่ปลอดภัยผ่านช่องสัญญาณความถี่ 2.4 GHz โดยที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อลดข้อจำกัดของการใช้สายเคเบิลในการเชื่อมโยงโดยมีความเร็วในการเชื่อมโยงสูงสุดที่ 1 MBP ระยะครอบคลุม 10 เมตร เทคโนโลยีการส่งคลื่นวิทยุของบลูทูธจะใช้การกระโดดเปลี่ยนความถี่ (Frequency hop) เพราะว่าเทคโนโลยีนี้เหมาะที่จะใช้กับการส่งคลื่นวิทยุที่มีกำลังส่งต่ำและราคาถูก โดยจะแบ่งออกเป็นหลายช่องความถี่ขนาดเล็ก ในระหว่างที่มีการเปลี่ยนช่องความถี่ที่ไม่แน่นอน ทำให้สามารถหลีกหนีสัญญาณรบกวนที่เข้ามาแทรกแซงได้ ซึ่งอุปกรณ์ที่จะได้รับการยอมรับว่าเป็นเทคโนโลยีบลูทูธ ต้องผ่านการทดสอบจาก Bluetooth SIG (Special Interest Group) เสียก่อนเพื่อยืนยันว่ามันสามารถที่จะทำงานร่วมกับอุปกรณ์บลูทูธตัวอื่นๆ และอินเตอร์เน็ตได้

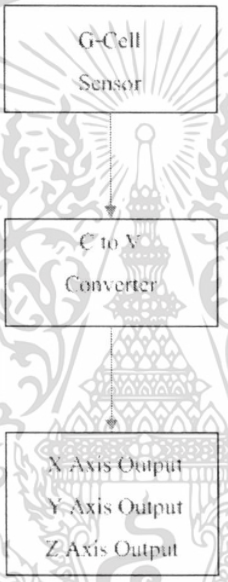
BLUETOOTH เป็นเทคโนโลยีสำหรับการเชื่อมต่ออุปกรณ์แบบไร้สายที่น่าจับตามองเป็นอย่างยิ่งในปัจจุบัน ทั้งในเรื่องความสะดวกในการใช้งานสำหรับผู้ใช้ทั่วไป และประสิทธิภาพในการทำงาน เนื่องจาก เทคโนโลยี บลูทูธ มีราคาถูก ใช้พลังงานน้อย และใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เทคโนโลยี short – range ซึ่งในอนาคต จะถูกนำมาใช้ในการพัฒนา เพื่อนำไปสู่การแทนที่อุปกรณ์ต่างๆ ที่ใช้สาย เคเบิล เช่น Headset สำหรับโทรศัพท์เคลื่อนที่ เป็นต้น

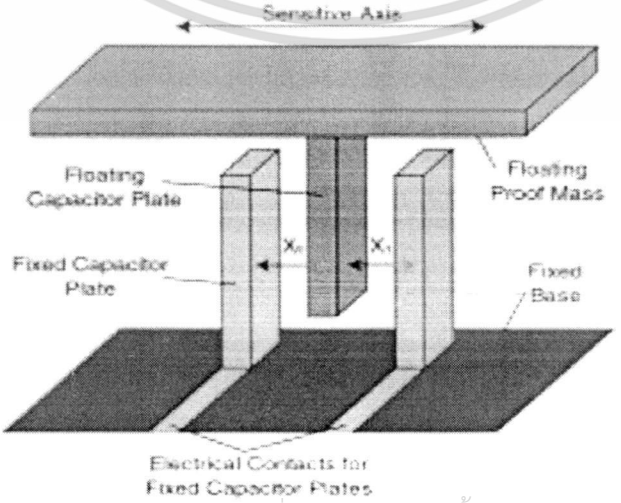
3.2 เซนเซอร์วัดความเร่ง

Accelerometer Sensor คือ เซนเซอร์ที่ใช้วัดความเร่งหรือการสั่นสะเทือนสำหรับการตรวจวัดข้อมูลการเคลื่อนที่ ในระบบควบคุมตัวทำงานแบบเชิงเส้นหรือใช้วัดการสั่นสะเทือนในเครื่องจักรต่างๆ โดยมีการตอบสนองต่อความเร่งด้วยการส่งสัญญาณไฟฟ้าออกมา ซึ่งแปรผันตามค่าความเร่งที่ตรวจวัดได้ ตามรูปที่ 9.



รูปที่ 9. หลักการทำงานของเซนเซอร์วัดความเร่ง

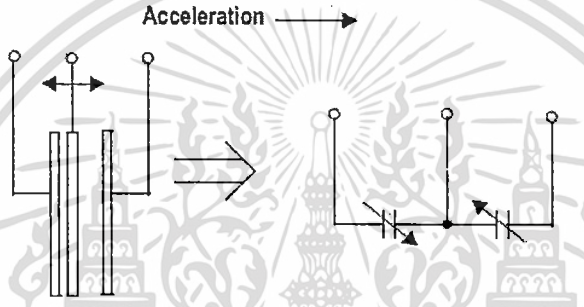
3.2.1 G-Cell



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 10. โครงสร้างของ G-Cell

จากรูปที่ 10. เป็นโครงสร้างเชิงกลที่สร้างขึ้นจากวัสดุสารกึ่งตัวนำ (Polysilicon) ตามกระบวนการทางเซมิคอนดักเตอร์ โดยสามารถจำลองได้เป็นชุดคานติดมวลกลางและสามารถเคลื่อนที่ไปมาระหว่างคานถาวรได้ ในกรณีที่คานติดมวลกลางเคลื่อนที่ของเข้าหาคานถาวรด้านใดด้านหนึ่ง จะทำให้ระยะทางห่างระหว่างคานถาวรด้านนั้นกับคานติดมวลกลางลดลง ในขณะเดียวกันก็จะทำให้คานถาวรด้านอื่นๆมีระยะห่างเพิ่มมากขึ้น ซึ่งการเปลี่ยนแปลงของระยะห่างจะเป็นตัวชี้วัดถึงความเร่งที่เกิดขึ้นและเปลี่ยนแปลงไป



รูปที่ 11. หลักการทำงานของ G-Cell

จากรูปที่ 11. คานถาวรของ G-Cell จะอยู่ในรูปแบบของ Capacitors back-to-back ซึ่งระยะห่างของคานถาวรกับคานติดมวลกลางที่เปลี่ยนแปลงไป จะมีผลทำให้ค่าการเก็บประจุเปลี่ยนแปลงตามสมการที่ (1)

$$C = \frac{\varepsilon A}{D} \qquad (1)$$

โดยที่

A คือ พื้นที่คาน มีหน่วยเป็น (m^2)

ε คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก มีหน่วยเป็น (F/m)

D คือ ระยะทางระหว่างคาน มีหน่วยเป็น (μm)

3.2.2 C to V Converter

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะทำการแปลงค่าการเก็บประจุที่ได้รับจาก G-Cell เป็นค่าแรงดัน ตามสมการที่ (2)

$$V = \frac{Q}{C} \tag{2}$$

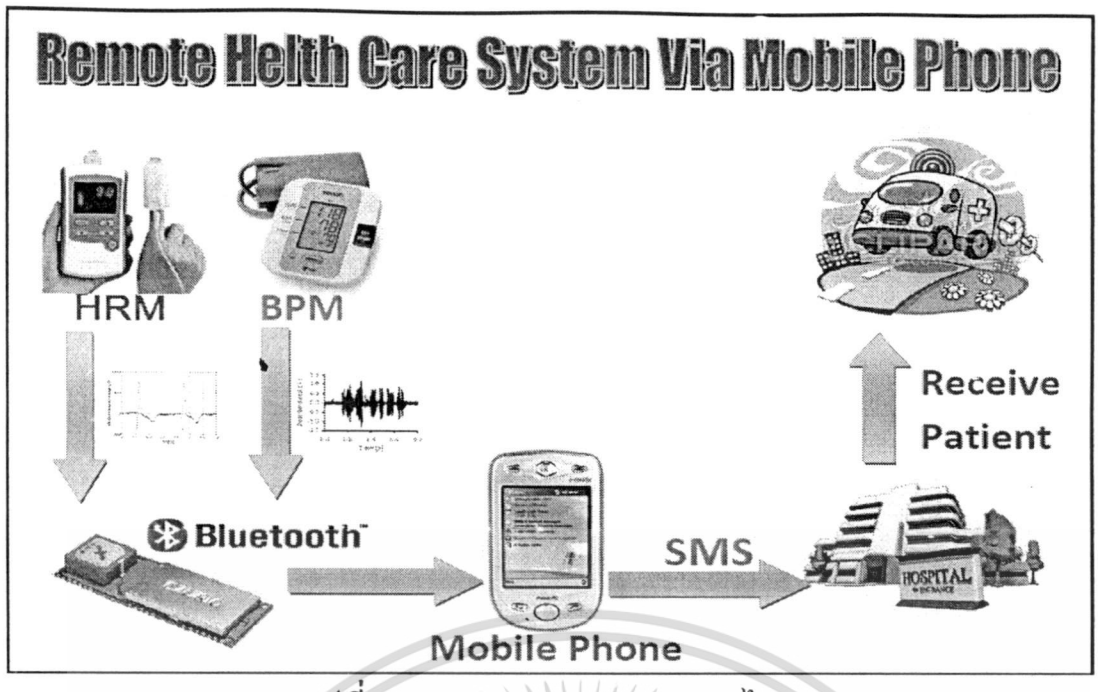
โดยที่

C คือ ค่าการเก็บประจุ มีหน่วยเป็น (F)

Q คือ ประจุไฟฟ้าของอิเล็กตรอน มีหน่วยเป็น (C)

บทที่ 4.
ระบบดูแลสุขภาพผู้สูงอายุทางไกลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



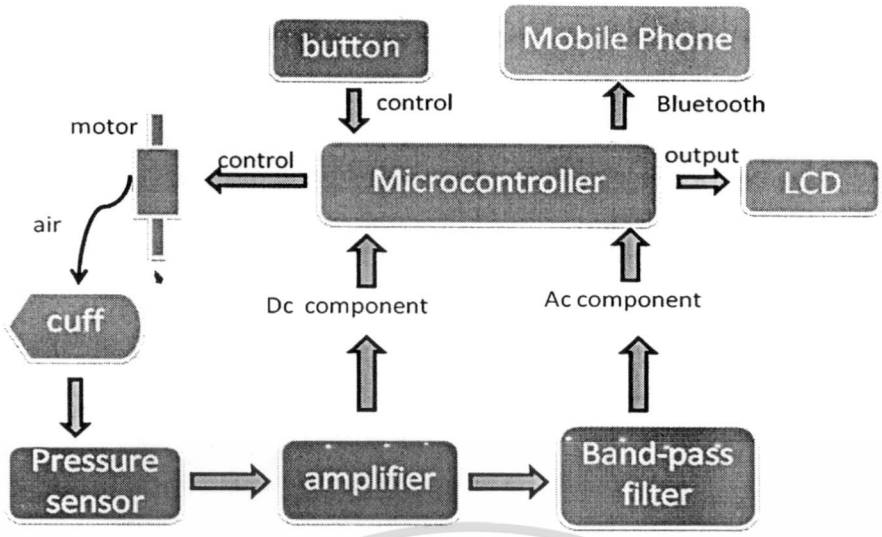
รูปที่ 12. ระบบดูแลสุขภาพทางไกล

ระบบดูแลสุขภาพผู้สูงอายุทางไกลผ่านโทรศัพท์เคลื่อนที่ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 12. ซึ่งมีหลักการทำงานดังนี้ หลังจากที่ผู้สูงอายุใช้เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ (Heart Rate Measurement : HRM) หรือเครื่องวัดความดันโลหิต (Blood Pressure Measurement : BPM) ทำการวัดข้อมูลสุขภาพแล้ว เครื่องทั้ง 2 จะส่งข้อมูลที่วัดได้ไปยังโทรศัพท์เคลื่อนที่ระบบ Pocket PC ผ่านการสื่อสารแบบ Bluetooth จากนั้นโปรแกรมประยุกต์ที่อยู่ในโทรศัพท์ จะส่งข้อมูลที่วัดได้ไปยังโรงพยาบาล เพื่อให้แพทย์ได้วินิจฉัยข้อมูลต่อไป

4.1 วงจรเครื่องวัดความดันโลหิต

เครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิตอลที่ได้ออกแบบนั้น จะแสดงค่าที่ได้ออกไปที่จอ LCD และอีกส่วนจะถูกส่งผ่าน Bluetooth ไปยัง Pocket PC เพื่อนำค่าที่ได้ไปประมวลผลตรวจสอบความผิดปกติของผู้ป่วย เครื่องวัดความดันโลหิตนี้ใช้หลักการของ Oscillometric การทำงานของระบบคือ ระบบจะเพิ่มค่าความดันภายในคัฟให้สูงขึ้น จนค่าความดันภายในคัฟสูงกว่าความดันโลหิตในเส้นเลือด ทำให้เส้นเลือดตีบลงจนเลือดไม่สามารถไหลผ่านไปได้ จากนั้นระบบจะค่อยๆลดค่าความดันภายในคัฟลง ทำให้สามารถตรวจสอบค่าความดัน systolic และ ค่าความดัน diastolic ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



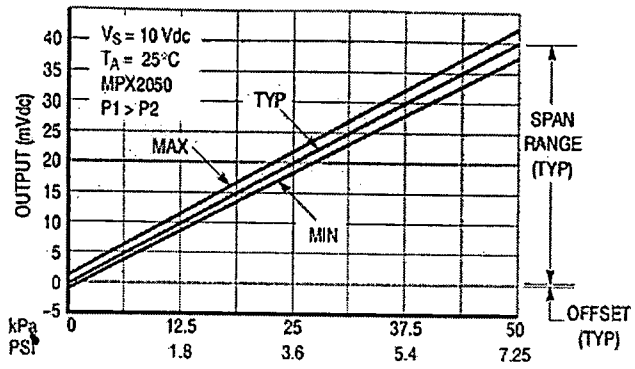
รูปที่ 13. ผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิตอล

แผนผังการทำงานของเครื่องวัดความดันโลหิตระบบดิจิตอล สามารถอธิบายได้ดังรูปที่ 13. ซึ่งสามารถอธิบายหลักการทำงานในแต่ละส่วนของวงจรได้ดังนี้ เครื่องวัดความดันที่ออกแบบนั้นจะประกอบไปด้วยปุ่มกด 3 ปุ่ม ประกอบไปด้วย ปุ่มเปิด-ปิดการทำงาน ปุ่มเริ่มต้นการทำงาน และปุ่มฉุกเฉิน (กรณีที่คัฟรัดแน่นจนเกินไป) โดยเมื่อกดปุ่มเริ่มต้นการทำงานไมโครคอนโทรเลอร์ จะไปควบคุมการทำงานของมอเตอร์เพื่อเพิ่มความดันภายในคัฟ จากนั้นเซ็นเซอร์ความดันจะส่งสัญญาณที่ได้ไปยังวงจรขยายแรงดัน และวงจร Band-pass Filter เพื่อส่งไปยังไมโครคอนโทรเลอร์ให้ประมวลผล เมื่อไมโครคอนโทรเลอร์ประมวลผลเรียบร้อย ระบบจะแสดงผลที่หน้าจอและข้อมูล อีกส่วนหนึ่งจะถูกส่งออกทาง Bluetooth

4.1.1 Pressure Sensor และ Instrument Amplifier

Pressure sensor ที่ใช้คือ MPX2050 ซึ่งทำหน้าที่ในการแปลงค่าความดันให้อยู่ในรูปของแรงดัน สาเหตุที่เลือกใช้ MPX2050 เนื่องจากเราต้องการวัดค่าความดันที่อยู่ในช่วงระหว่าง 0-240 mmHg ซึ่ง MPX2050 นั้นสามารถวัดความดันได้ในช่วงระหว่าง 0-375 mmHg โดยค่าคุณสมบัติของ MPX2050 นั้น แสดงดังรูป 15.

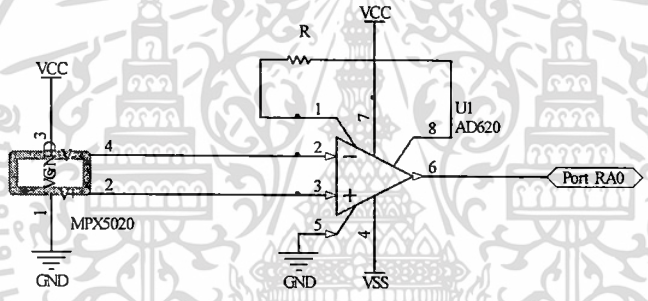
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 14. กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Output Voltage กับ Differential Input Pressure

เนื่องจากค่าแรงดันที่ออกจาก Pressure sensor มีขนาดเล็กมากจึงจำเป็นต้องมีการขยายสัญญาณ โดยใช้ Instrument amplifier ซึ่งเราสามารถปรับอัตราขยายได้จากความสัมพันธ์

$$G=1+(49K/R_1)$$



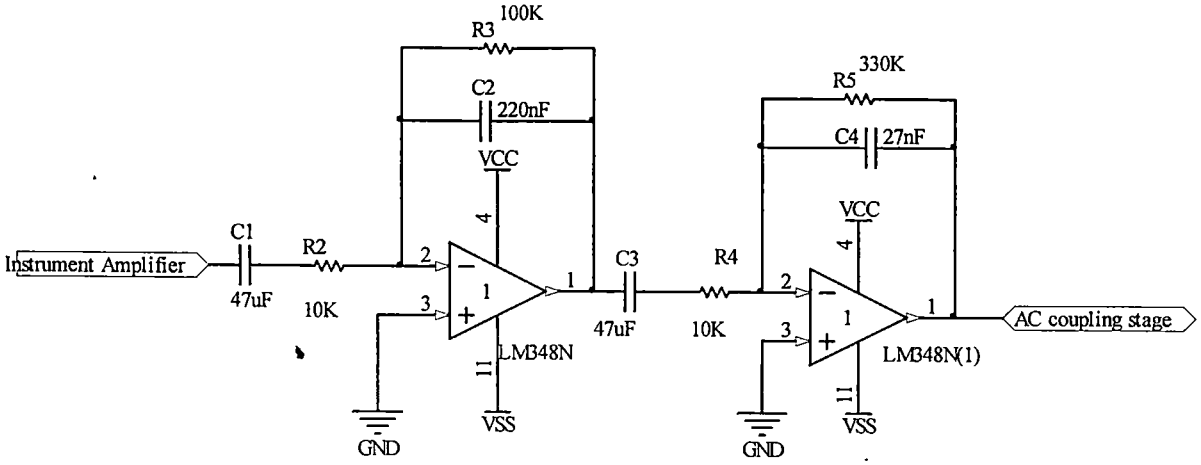
รูปที่ 15. วงจรขยายสัญญาณที่ออกจาก Pressure sensor

ค่าแรงดันที่ออกที่ออกจาก Pressure sensor มีค่าประมาณ 0-25 mV ช่วงแรงดันที่ใช้งานอยู่ที่ประมาณ 0-5 V ดังนั้นจึงต้องออกแบบให้ Instrument amplifier มีอัตราขยายประมาณ 200 ดังนั้นต้องใช้ความต้านทานที่ต่อกับ Instrument amplifier ประมาณ 240 โอห์ม

4.1.2 Bandpass Filter

เนื่องจากต้องการอัตราขยาย และการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมจึงออกแบบให้ Band-pass Filter มีการต่อแบบแคสเคด (**Cascaded**) 2 stages

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 16. Bandpass Filter

วงจร Band-pass Filter ที่ออกแบบนั้น แบ่งออกเป็น 2 stages ดังนี้

stage 1 :

Low frequency cutoff $F_{high} = \frac{1}{2\pi(47\mu)(10k)} = 0.338Hz$

High frequency cutoff $F_{high} = \frac{1}{2\pi(220n)(100k)} = 17.87Hz$

อัตราขยาย $A = -12$

stage 2 :

Low frequency cutoff $F_{high} = \frac{1}{2\pi(47\mu)(10k)} = 0.338Hz$

High frequency cutoff $F_{high} = \frac{1}{2\pi(27n)(330k)} = 17.87Hz$

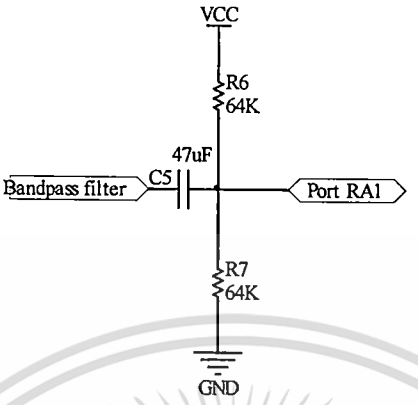
อัตราขยาย $A = -33$

จากการคำนวณพบว่า อัตราขยายรวมของทั้ง 2 stages มีค่าประมาณ 396

4.1.3 AC Coupling Stage

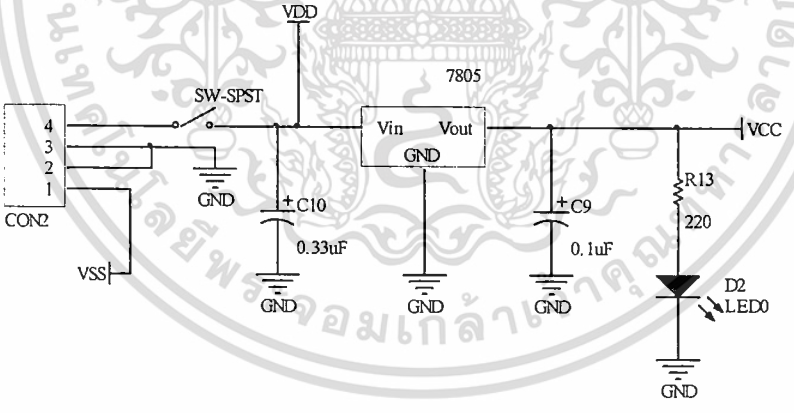
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณ Output ที่ออกจาก Band-pass Filter นั้นจะมีการแกว่ง (swing) อยู่ระหว่างค่า -2.5V จนถึง +2.5V จึงออกแบบให้มี offset =2.5V เพื่อให้สัญญาณมีการแกว่งอยู่ระหว่าง 0-5 V เพื่อส่งสัญญาณให้ไมโครคอนโทลเลอร์เพื่อประมวลผลต่อไป



รูปที่ 17. AC Coupling Stage

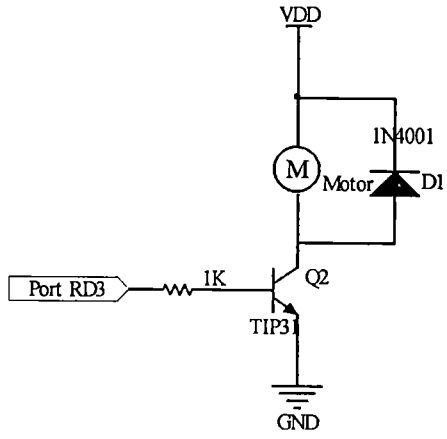
4.1.4 Power Supply 5V



รูปที่ 18. Power Supply 5V

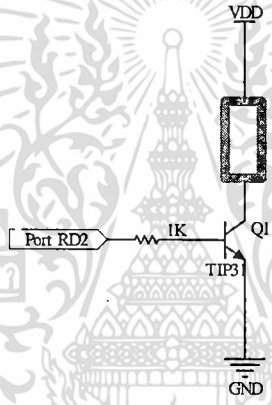
4.1.5 Driver Motor Circuit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 19. Motor Driver Circuit

4.1.6 Solenoid Valve Circuit

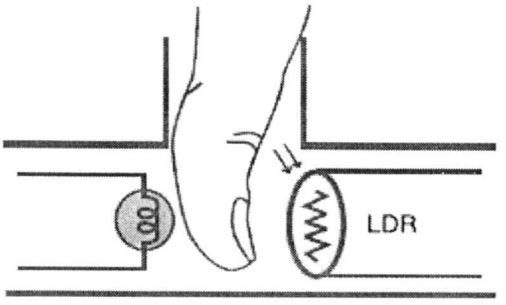


รูปที่ 20. Solenoid Valve Circuit

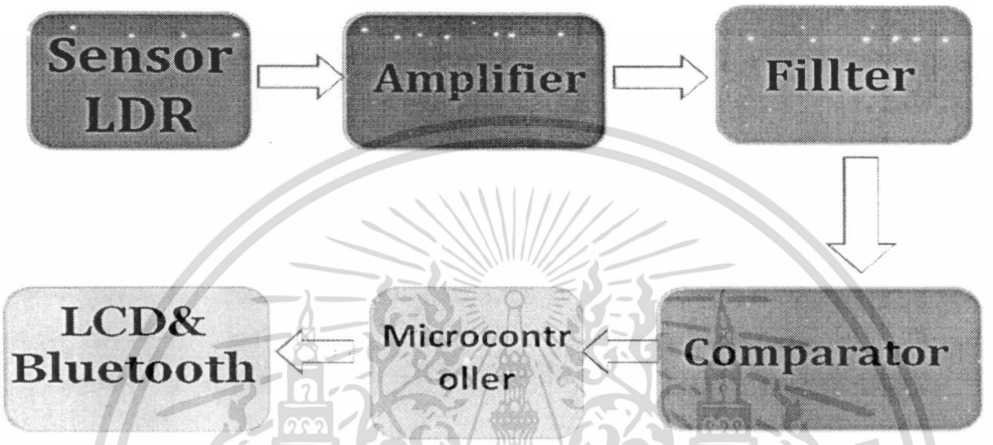
4.2 การออกแบบวงจรวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

ในการตรวจวัดค่าของอัตราการเต้นของหัวใจ เราจะมีการวางรูปแบบของตัว LDR ซึ่งเป็นตัวต้านทานเปลี่ยนแปลงจามความเข้มแสง และหลอด LED ซึ่งจะส่องมาลงที่นิ้วของเรา ตามรูปที่ 21. เมื่อเราทำการตรวจวัดค่าของข้อมูลของอัตราการเต้นของหัวใจได้เราก็จะส่งค่าไปยังวงจรขยายสัญญาณและวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



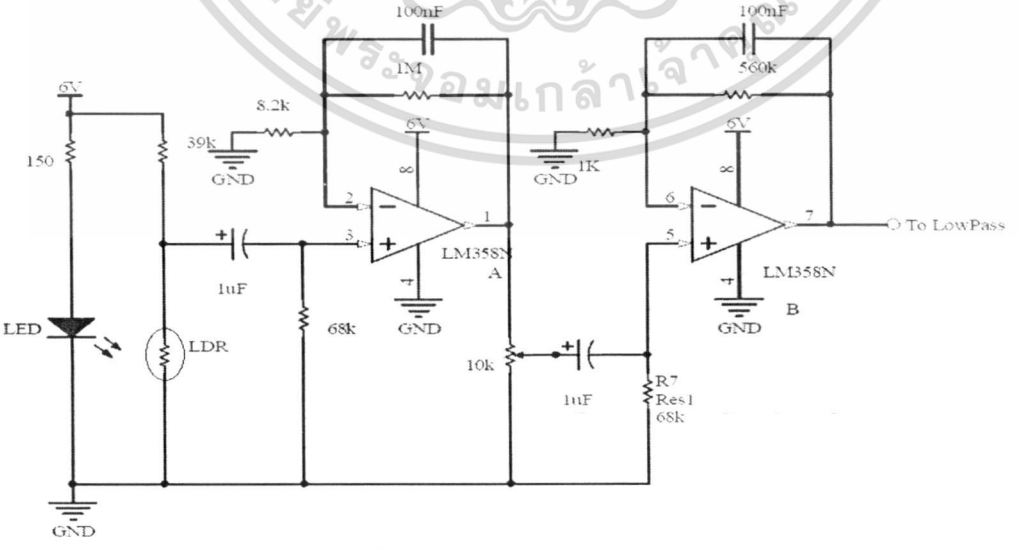
รูปที่ 21. การวาง LDR เพื่อวัดอัตราการเต้นหัวใจ



รูปที่ 22. แผนผังการทำงานของเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

แผนผังการทำงานของเครื่องวัดอัตราการเต้นของชีพจรหัวใจแสดงในรูปที่ 22.

4.2.1วงจรขยายสัญญาณ (Amplifier)



รูปที่ 23. วงจรขยายสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำหรับวงจรขยายสัญญาณออกแบบโดยใช้วงจร Non-Inverting Amp ที่ใช้แหล่งจ่ายไฟเลี้ยงเดี่ยวขนาด 6 V การออกแบบจะใช้วงจรขยายสัญญาณ 2 วงจร โดยวงจรแรก จะใช้อัตราขยาย 120 เท่า และวงจรที่สองจะใช้อัตราขยาย 560 เท่า จึงทำให้ได้อัตราขยายรวม 67200 เท่า ตามสูตรคำนวณตามสมการด้านล่าง และจะมีตัวต้านทานแบบปรับค่าได้ 10k เป็นตัวปรับสัญญาณให้มีค่าที่แม่นยำขึ้น เนื่องจากความหนาของนิ้วคนแต่ละคนไม่เท่ากัน สัญญาณที่ได้ก็จะมีความแรงของสัญญาณที่แตกต่างกันไปด้วย

4.2.2 การคำนวณการออกแบบวงจรขยายสัญญาณ

$$\frac{V_1}{R_1}=\frac{V_0-V_1}{R_f}$$

$$\frac{V_0}{V_1}=\frac{R_f}{R_1}+1 \qquad (3)$$

Stage 1:

$R_f = 1M\Omega$

$R_1 = 8.2k\Omega$

$$\frac{V_0}{V_1}=\frac{10^6}{8.2\times10^3}+1=121.95$$

Stage 2:

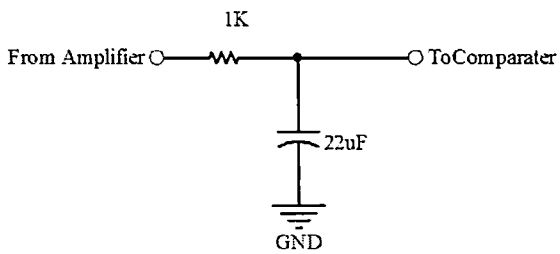
$R_f = 560k\Omega$

$R_1 = 1k\Omega$

$$\frac{V_0}{V_1}=\frac{560\times10^3}{10^3}+1=561$$

เพราะฉะนั้นอัตราขยายของวงจรเท่ากับ 120X560=67200 เท่า

4.2.3 วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass fiter)



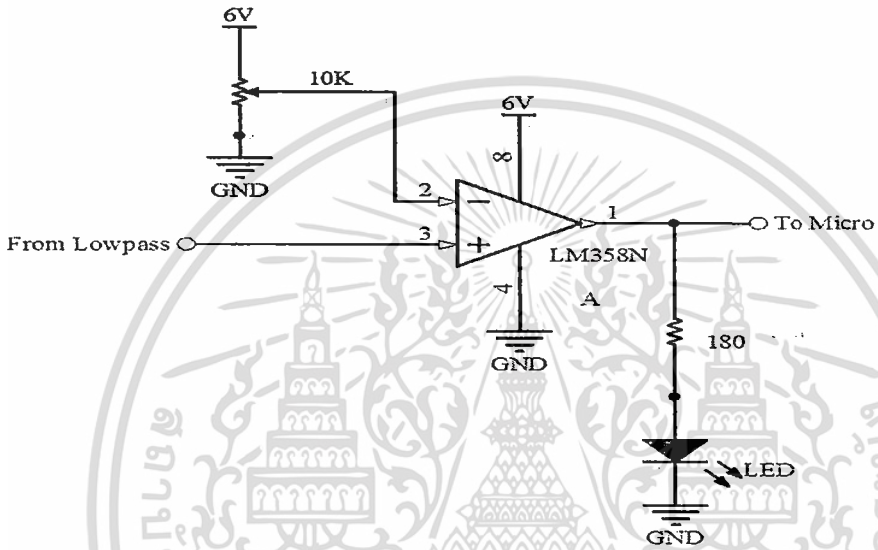
รูปที่ 24. วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรกรองความถี่ต่ำ จะทำหน้าที่กรองความถี่ของอัตราการเต้นของหัวใจเท่านั้น เนื่องจากความถี่ของการเต้นของหัวใจมีค่าไม่เกิน 5 Hz ความถี่ที่เกินกว่านี้เป็นความถี่รบกวนที่ไม่ต้องการ โดยวงจรนี้จะกำหนดกรองความถี่ต่ำผ่านไว้ที่ประมาณ 7 Hz โดยใช้ค่า R 1k และ C 22uF จากสูตรคำนวณ

$$\text{Low frequency cutoff } f_{low} = \frac{1}{2\pi(22\mu)1k} = 7.2Hz$$

4.2.4 วงจรเปรียบเทียบแรงดัน (Comparator)



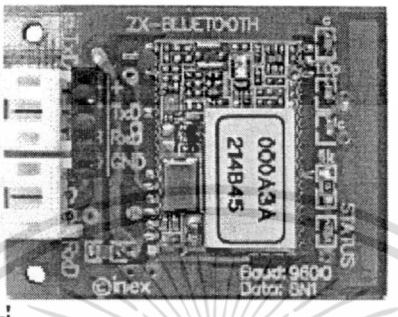
รูปที่ 25. วงจรเปรียบเทียบแรงดัน

ในส่วนของวงจร Comparator การทำงานของวงจรภาคนี้ก็คือ เราจะนำสัญญาณจากส่วนของภาคขยาย มาทำการเปรียบเทียบกับแรงดันอ้างอิง คือแรงดันที่เราทำการ Voltage Divider มาจากแหล่งจ่าย ถ้าแรงดันที่เราได้มาจากวงจรขยายในช่วงที่มันเกิดการเปลี่ยนแปลงสูงกว่าระดับอ้างอิง เอาต์พุตที่ออกมาจากวงจร Comparator จะมีค่าเท่ากับแหล่งจ่าย ในจังหวะที่การเปลี่ยนแปลงของแรงดันจากวงจรขยายมีค่า น้อยกว่าหรือเท่ากับแรงดันอ้างอิง เอาต์พุตที่ออกมาจากวงจร Comparator จะมีต่ำเท่ากับศูนย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 การเลือกใช้ Bluetooth Module

โดยทั่วไปแล้วนั้นการออกแบบวงจรที่มีความถี่สูงจะต้องคำนึงถึงองค์ประกอบต่าง ๆ ด้วยไม่งั้นการส่งผ่านข้อมูลผ่านบลูทูธจะเกิดสัญญาณรบกวนเข้ามาในวงจรทำให้การส่งข้อมูลนั้นมีความผิดพลาด เราจึงเลือกใช้เป็นโมดูลสำเร็จ โดยในที่นี้โมดูลสำเร็จรูปที่เราจะเลือกใช้ คือ ZX-BLUETOOTH



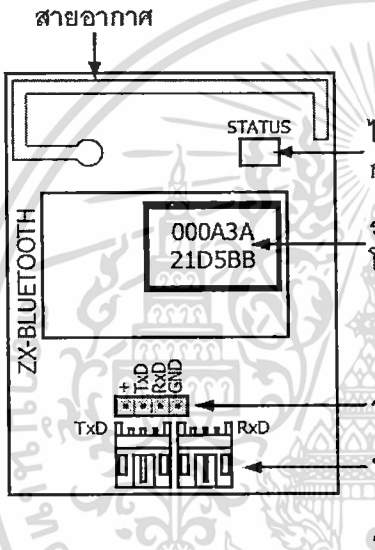
รูปที่ 26. วงจร ZX-BLUETOOTH

4.3.1 คุณสมบัติทางเทคนิค

- ใช้โมดูล MB-CB04 บลูทูธแบบสเลฟ (เป็นตัวลูก) คลาส 2 มีรหัสประจำตัวเฉพาะ
- มีเสาอากาศในตัว
- รัศมีทำการสูงสุด 30 เมตร
- รองรับการทำงานแบบพอร์ตอนุกรมหรือ SPP (Serial Port Profile)
- อัตราเร็วในการถ่ายทอดข้อมูลหรืออัตราบอด 9600 บิตต่อวินาที รูปแบบข้อมูล 8N1 (ไม่มีการตรวจสอบพาริตี้ และหนึ่งบิตหยุด)
- มีจุดต่อ TxD สำหรับส่งข้อมูลออก และ RxD สำหรับรับข้อมูลอนุกรม
- ใช้งานได้กับไมโครคอนโทรลเลอร์ได้ทุกตระกูล โดยแนะนำให้ติดต่อผ่านทางโมดูล UART ของ ไมโครคอนโทรลเลอร์ (ต่อ TxD ของ ZX-BLUETOOTH เข้ากับ RxD ของไมโครคอนโทรลเลอร์ และต่อ RxD ของ ZX-BLUETOOTH เข้ากับ TxD ของไมโครคอนโทรลเลอร์)
- มีขั้วต่อแบบ JST สามารถเชื่อมต่อกับแผงวงจรไมโครคอนโทรลเลอร์ของ inex ได้ทันที
- มีจุดต่อแบบอิสระเพื่อรองรับกับแผงวงจรที่ผู้ใช้งานทำขึ้นเอง

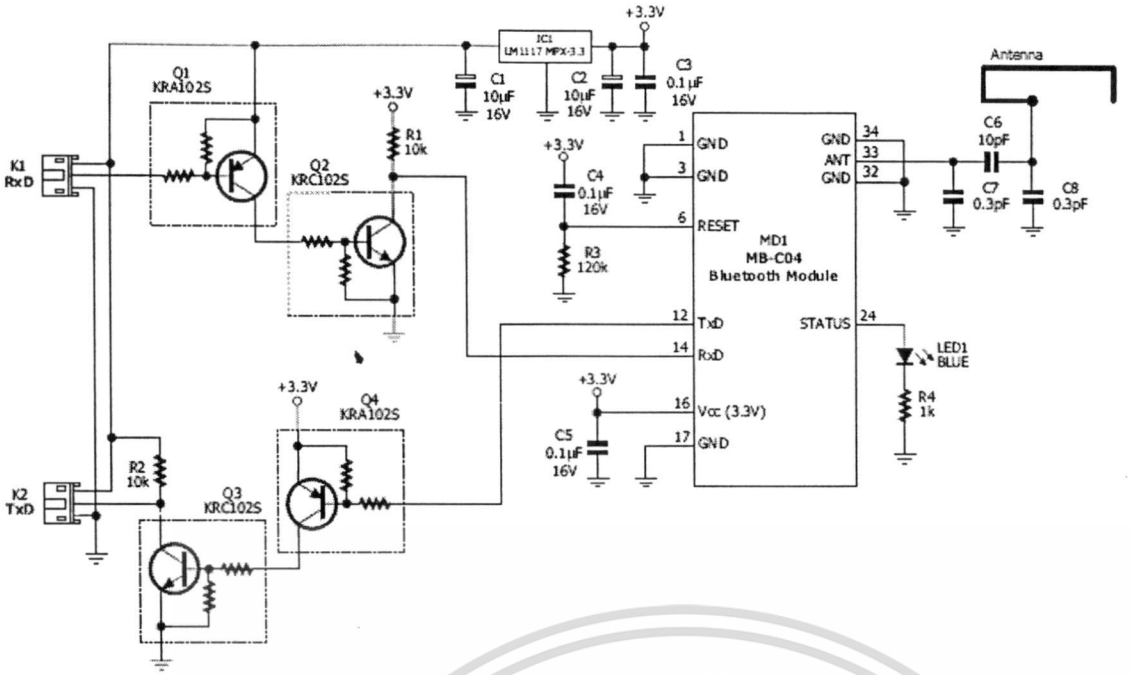
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ใช้ไฟเลี้ยง +5V บนแผงวงจรมีวงจรควบคุมไฟเลี้ยงคงที่ที่ +3.3V สำหรับเลี้ยงโมดูลบลูทูธ
- สามารถใช้งานร่วมกับบลูทูธของคอมพิวเตอร์ที่รองรับการทำงานแบบ SPP โดยกำหนดให้บลูทูธของคอมพิวเตอร์เป็นอุปกรณ์มาสเตอร์ (ใช้ได้ทั้งกับบลูทูธแบบติดตั้งในคอมพิวเตอร์และ USB บลูทูธ)
- สามารถใช้งานร่วมกับโมดูลบลูทูธ ESD02 และ ESD100 โดยกำหนดให้ ESD02 หรือ ESD100 เป็นมาสเตอร์
- ขนาด 3x4 เซนติเมตร



รูปที่ 27. องค์ประกอบต่างๆของZX-BLUETOOTH

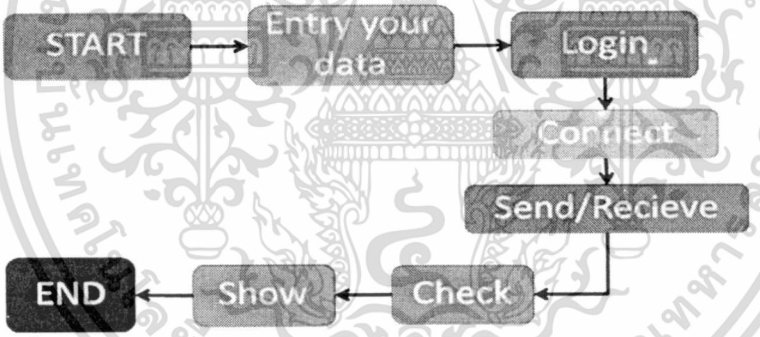
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 28. วงจรภายในของ ZX-BLUETOOTH

4.4 การออกแบบโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกลบน Pocket PC Phone

4.4.1 กรอบงานในส่วนของ Pocket PC Phone



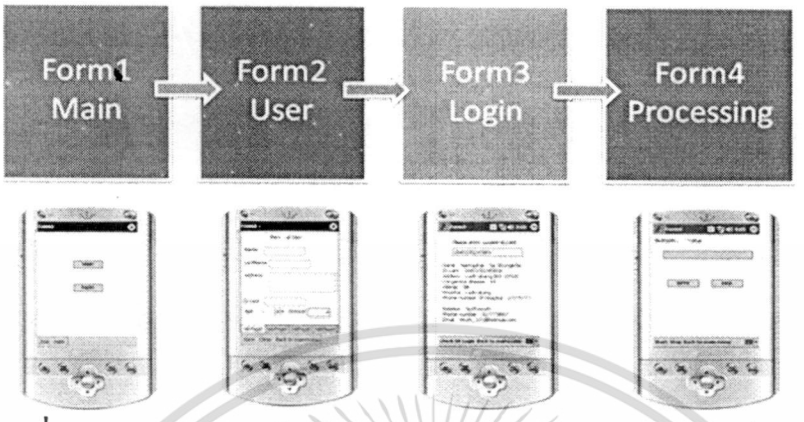
รูปภาพที่ 29. แผนผังการทำงานของโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล

จากบล็อกไดอะแกรมอธิบายได้ว่า Pocket PC Phone จะต้องมีการเปิดแอปพลิเคชันที่ใช้งาน เพื่อทำการกรอกข้อมูลของผู้ป่วย และทำการลงทะเบียนเข้าสู่ระบบ ก่อนทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ชนิดอื่น เพื่อที่จะเริ่มทำงานตามวัตถุประสงค์ในการจัดทำ เช่น การรับข้อมูลที่วัดได้จากทั้ง เครื่องวัดความดันหัวใจและเครื่องวัดอัตราการเต้นของหัวใจ มาประมวลผล แล้วแสดงเป็นกราฟ ออกทางหน้าจอ เป็นต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.4.2 ขั้นตอนในการออกแบบโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล

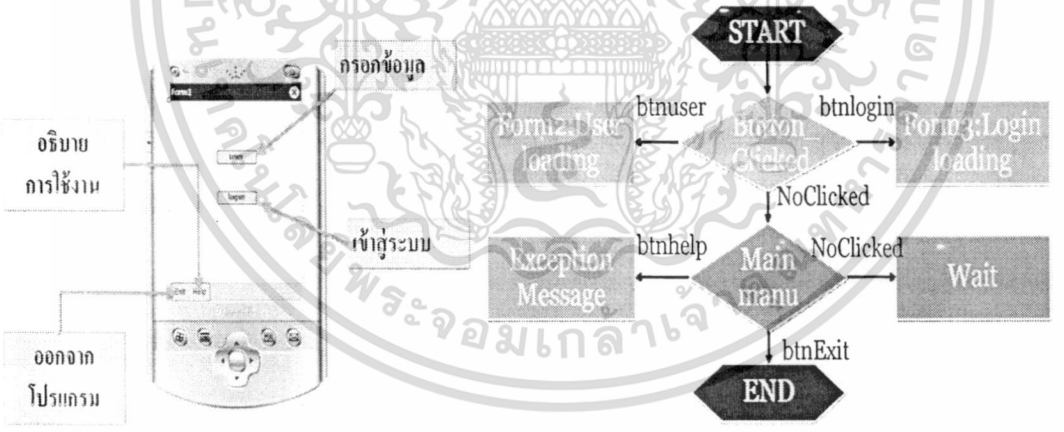
จากภาพ Block Diagram ที่ได้กล่าวมาแล้วเราจะสามารถนำมาออกแบบหน้าตาของแอปพลิเคชันได้ดังนี้



รูปที่ 30. ส่วนติดต่อผู้ใช้ของโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล

โดย แต่ละหน้าฟอร์ม นั้น จะมีการทำงานดังนี้

Form1 : Main: เป็นหน้าแรกที่ผู้ใช้งานจะพบ และเริ่มเข้าสู่โหมดการทำงาน โดยหากต้องการความช่วยเหลือ สามารถกดปุ่ม Help เพื่ออ่านวิธีใช้งานได้

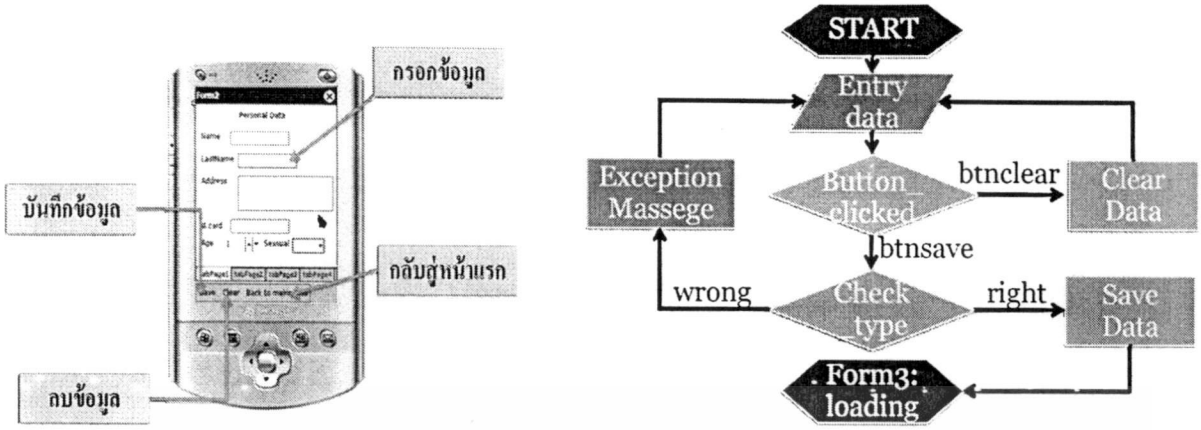


รูปที่ 31. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form1 และ Flowchart

Form2 : User: เป็นส่วนของการกรอกข้อมูลรายละเอียดของผู้ใช้งาน โดยผู้ใช้งานต้องทำการกรอกข้อมูลให้ครบถ้วน ทั้งข้อมูลในส่วนของผู้ป่วยเอง ประวัติทางการรักษา และข้อมูลของผู้ที่เราจะสามารถติดต่อได้ในกรณีที่เกิดเหตุฉุกเฉิน อย่างน้อย 1 ท่าน หรือ 2 ท่าน ก่อนที่

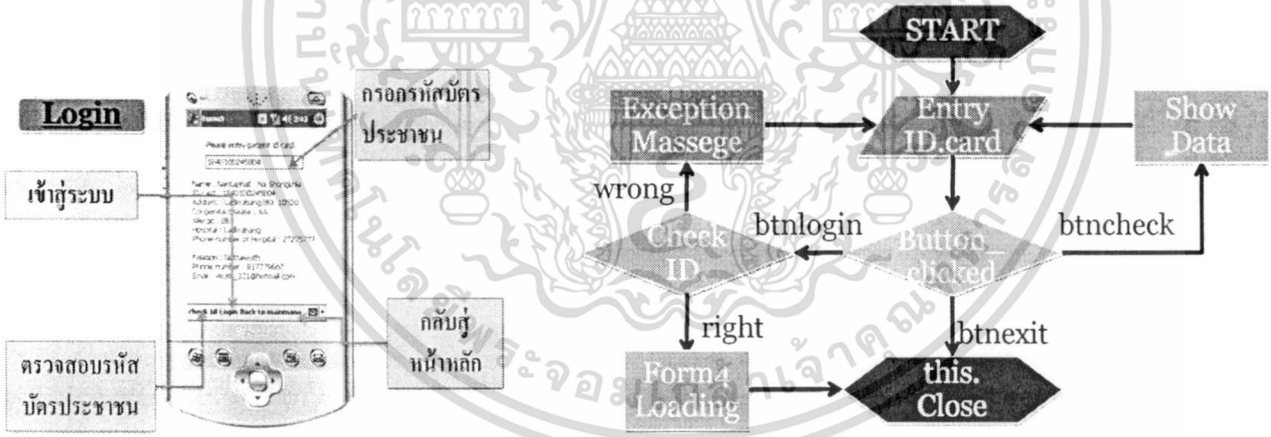
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะทำการบันทึกข้อมูลนั้น และข้อมูลที่กรอกต้องถูกต้องตามชนิดของข้อมูล เช่น เบอร์โทรศัพท์ เป็นต้น



รูปที่ 32. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form2 และ Flowchart

Form3 : login เป็นหน้าสำหรับลงทะเบียนเพื่อเข้าใช้งานระบบจริงๆ โดยผู้ใช้งานจะต้องกรอกรหัสบัตรประชาชนให้ตรงกับที่ได้ทำการกรอกไว้ในหน้า กรอกประวัติข้อมูลนั้น หากลืม สามารถกดดูได้ที่ปุ่มกด ตรวจสอบข้อมูล ก่อนทำการลงทะเบียนที่ปุ่ม login

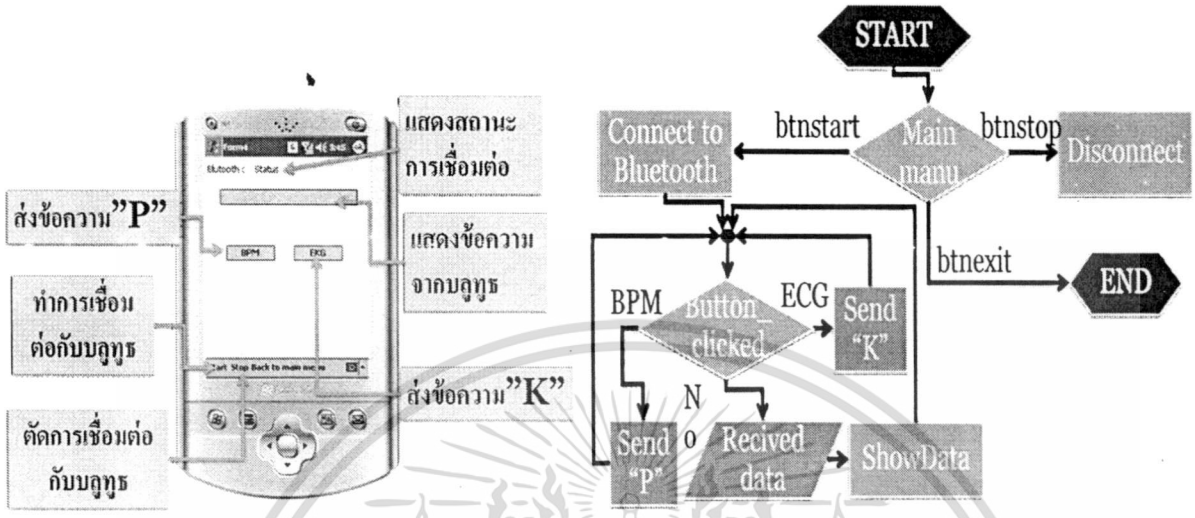


รูปที่ 33. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form3 และ Flowchart

Form4 : Processing: เป็นส่วนของการทำการของระบบ โดยหน้าที่หลักของ form นี้คือ ทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธภายในผ่านพอร์ตอนุกรม และทำการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธภายนอกผ่านบลูทูธภายใน และทำการรับค่าที่ได้จากการเชื่อมต่อมาประมวลผลว่าเป็นบูลทูธตัวที่ต้องการเชื่อมต่อด้วยหรือไม่ ถ้าไม่ก็จะทำการแจ้งเตือนไปด้วย กล่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อความว่า มีการเชื่อมต่อผิดพลาด แต่หากถูกต้องก็จะทำการรอการกดปุ่ม BPM หรือ HRM เพื่อเลือกอุปกรณ์การตรวจวัดว่าจะทำการตรวจวัดอะไรระบบจะทำการต่อไปเรื่อยๆ จนกระทั่งมีการกด Stop เพื่อทำการยกเลิกการเชื่อมต่อ



รูปที่ 34. แสดงส่วนติดต่อผู้ใช้ของ Form4 และ Flowchart

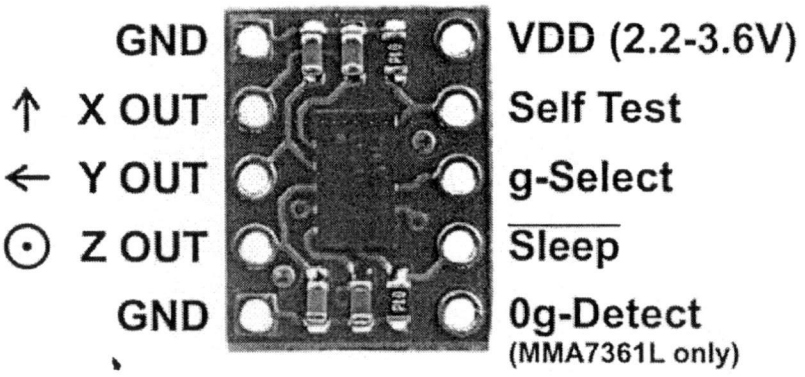
4.5 เครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม

4.5.1 เซนเซอร์วัดความเร่ง

เซนเซอร์วัดความเร่งที่ใช้วัดการเคลื่อนไหวของผู้สูงอายุที่ใช้ในงานวิจัยนี้ คือเบอร์ MMA7361L โดยมีรายละเอียดของเซนเซอร์ดังต่อไปนี้

1. Low Current Consumption: 400 μA
2. Sleep Mode: 3 μA
3. Low Voltage Operation: 2.2 V – 3.6 V
4. High Sensitivity (800 mV/g @ 1.5g ,)
5. Selectable Sensitivity (±1.5g, ±6g)
6. Fast Turn On Time (0.5 ms Enable Response Time)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 35. แสดงลักษณะและขาต่างๆของเซนเซอร์วัดความเร่ง MMA7361L

4.5.2 การคำนวณ

เซนเซอร์เบอร์ MMA7361L สามารถเลือกวัดค่าความเร่งได้ทั้งที่ ± 1.5g หรือ ± 6g โดยในวิจัยนี้ได้เลือกใช้ค่าความเร่งที่ ± 6g ซึ่งมีค่าความไว (Sensitivity: S) เท่ากับ 206 mV/g และมีระดับแรงดันที่ 0 g (zero g Voltage level: V_{ZG}) ตามสมการที่ (4)

$$V_{ZG} = \frac{V_{DD}}{2} \tag{4}$$

ซึ่งในวิจัยนี้ได้ทำการป้อนแรงดันไฟเลี้ยง 3.3 โวลท์ ให้กับวงจรตรวจจับ จึงสามารถคำนวณหาค่าระดับแรงดันที่ 0 g (V_{ZG}) ได้เท่ากับ

$$V_{ZG} = \frac{V_{DD}}{2} = \frac{3.6}{2} = 1.65V$$

ในการหาค่าความเร่ง (g) สามารถหาได้จากสมการที่ (5)

$$g = \left[\frac{(B \times R_{ADV}) - V_{ZG}}{S} \right] \tag{5}$$

โดยที่

R_{ADV} คือ ค่าความละเอียดของแรงดันในการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

V_{ZG} คือ ค่าระดับแรงดันที่ 0 g

B คือ ค่าเอาท์พุตของเซนเซอร์ที่ผ่านการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล

S คือ ค่าความไวของเซนเซอร์วัดความเร่ง

โดยที่ค่าความละเอียดของแรงดันในการแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (R_{ADV}) สามารถคำนวณได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$R_{ADV} = \frac{V_{DD} - V_{SS}}{2^N - 1} = \frac{3.3 - 0}{2^{10} - 1} = \frac{3.3}{1023}$$

$$\therefore R_{ADV} = 0.0032$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5.

ผลการทดลอง

5.1 การวัดความดันโลหิต

ลำดับขั้นการทดลอง

1.1 นำลูกยางปั๊มลมต่อกันสายท่อลมของ cuff พันแขน และ นำเกจวัดความดันต่อเข้ากับท่อลมของคัฟ

1.2 จ่ายแรงดันจาก Power Supply ให้กับวงจร

1.3 นำ DVM (Digital Volt Meter) ตั้งย่านวัดที่แรงดันไฟตรง วัดค่าเอาท์พุตที่ออกจาก Instrument Amplifier

1.4 เพิ่มความดันให้กัน cuff โดยการบีบลูกยาง แล้วอ่านค่าความดันที่เกจวัดความดันและอ่านค่าแรงไฟตรงที่มัลติมิเตอร์ บันทึกผลลงในตารางที่ 4.

1.5 นำ Oscilloscope วัดสัญญาณออสซิเลตที่ออกมาจาก Band-Pass Filter

5.1.1 วัดค่าความดันเทียบกับค่าแรงดันที่ออกจาก Instrument Amplifier

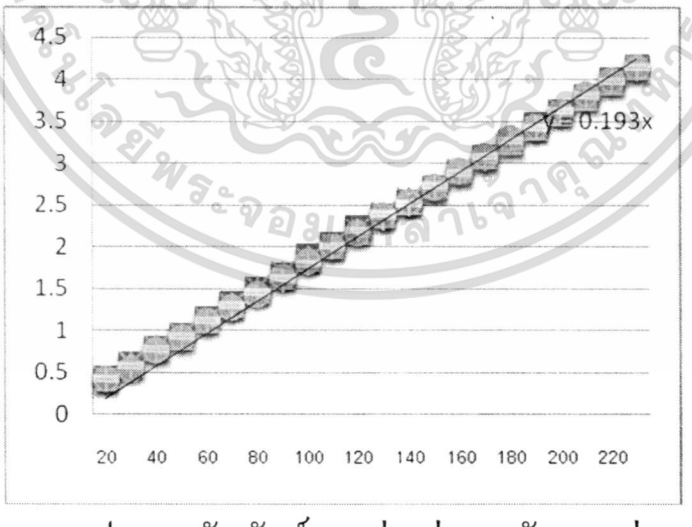
ตารางที่ 4. ความสัมพันธ์ระหว่างความดันและแรงดันที่เอาท์พุทของ Instrument Amplifier

ความดัน (mmHg)	แรงดันเอาท์พุทของ Instrument Amplifier (V)
0	0
20	0.42
30	0.59
40	0.78
50	0.93
60	1.12
70	1.29
80	1.46
90	1.64
100	1.83

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4. (ต่อ)

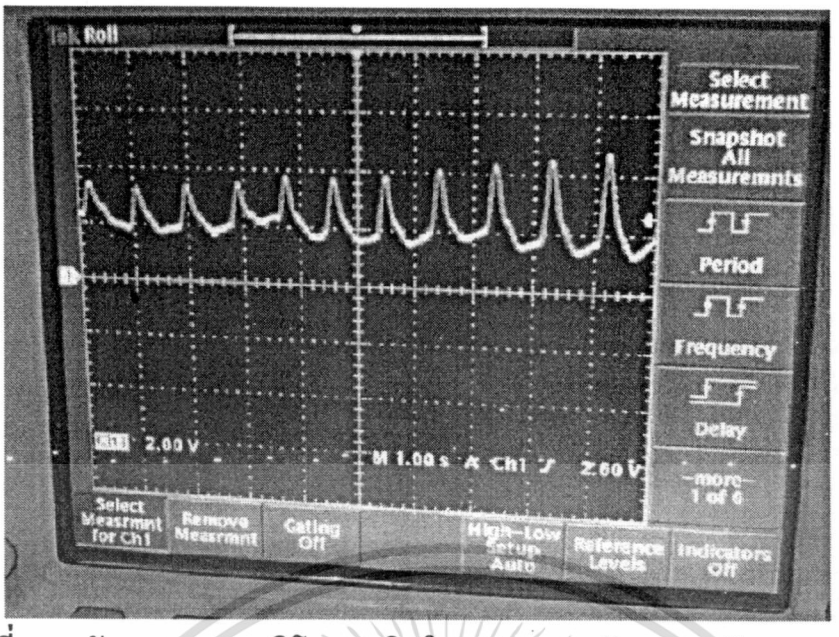
ความดัน (mmHg)	แรงดันเอ้าพุทของ Instrument Amplifier (V)
110	2.00
120	2.19
130	2.37
140	2.53
150	2.72
160	2.90
170	3.08
180	3.25
190	3.43
200	3.61
210	3.79
220	3.98
230	4.14



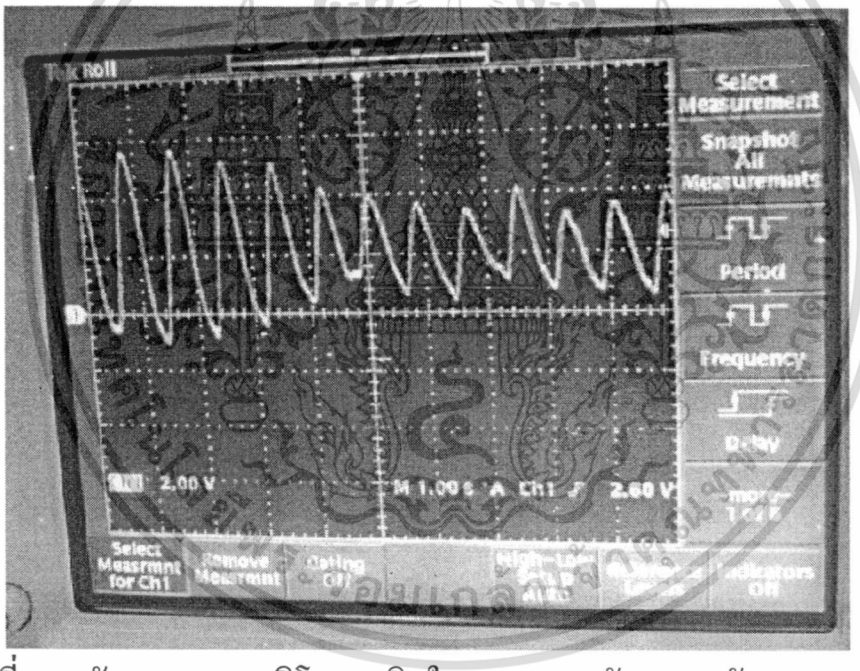
รูปที่ 36. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าแรงดันและค่าความดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1.2 วัดสัญญาณออสซิโลเมทริกที่ผ่านวงจร Bandpass Filter



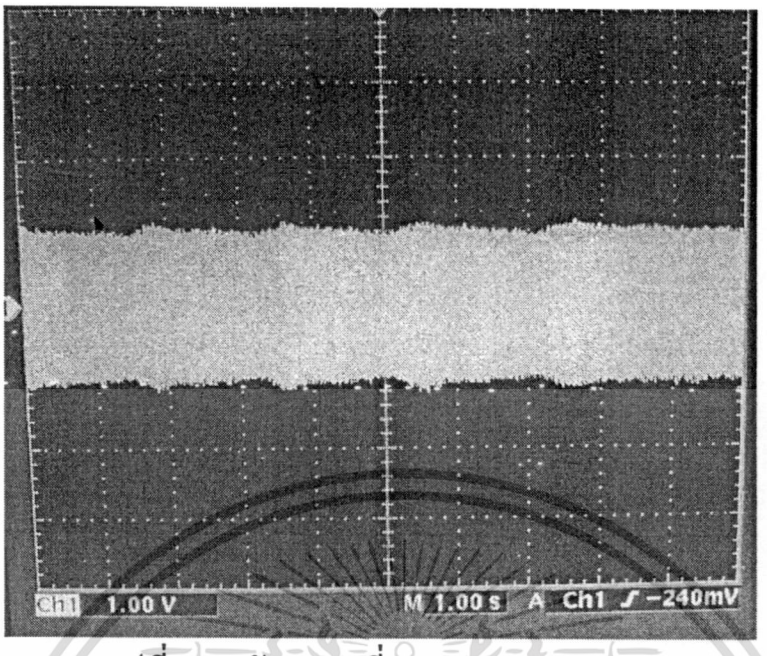
รูปที่ 37. สัญญาณออสซิโลเมทริกในการตรวจจับความดัน Systolic



รูปที่ 38. สัญญาณออสซิโลเมทริกในการตรวจจับความดัน Diastolic

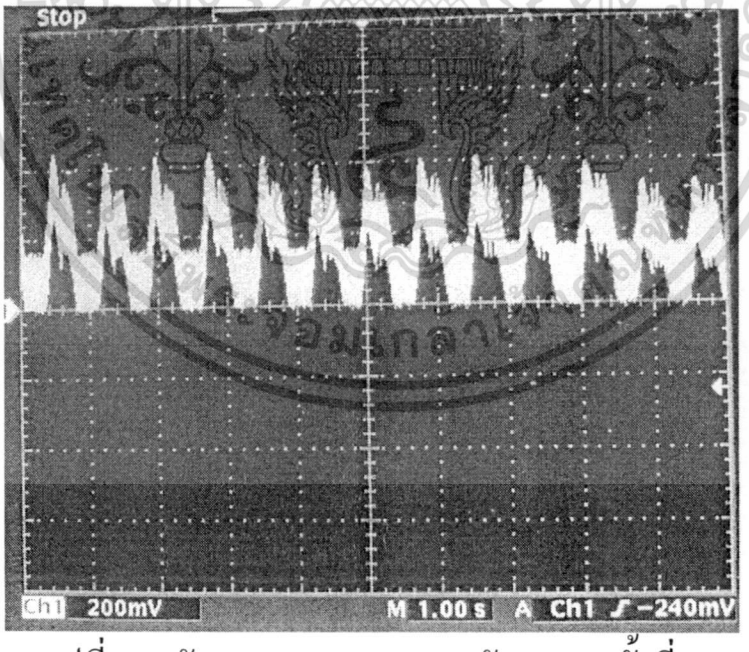
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 การวัดอัตราการเต้นของชีพจร



รูปที่ 39. สัญญาณที่ออกมาจากขา LDR

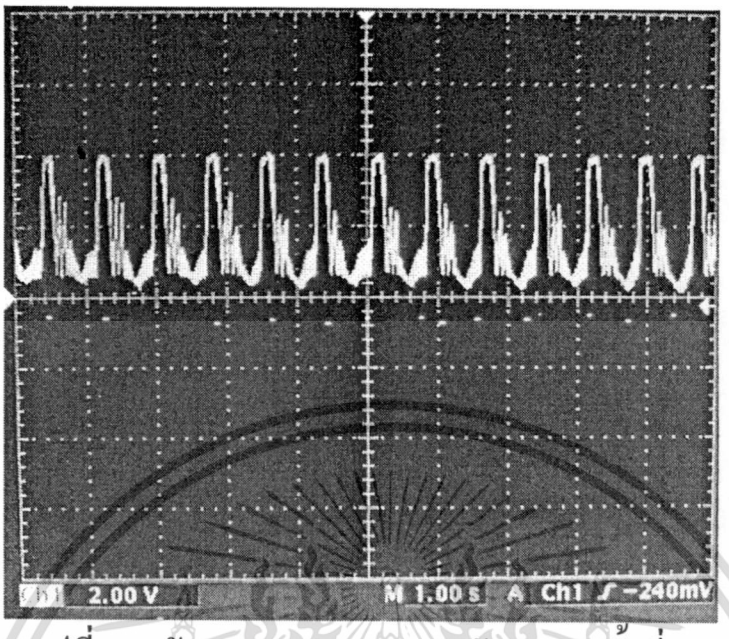
จากรูปจะเห็นได้ว่าสัญญาณมีค่าการเปลี่ยนแปลงอยู่แต่แถบจะมองไม่เห็นจึงต้องนำสัญญาณที่ได้ไปขยาย และกรองความถี่ต่ำต่อไป



รูปที่ 40. สัญญาณจากการขยายสัญญาณครั้งที่ 1

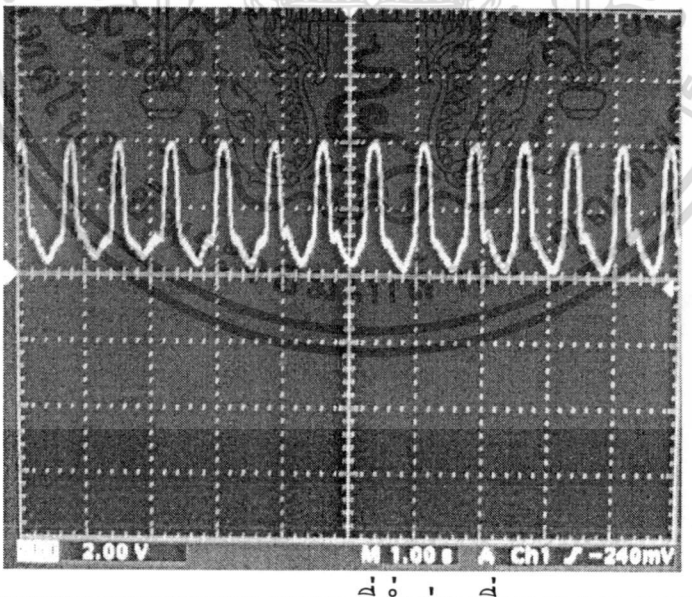
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปจะเห็นได้ว่าระดับสัญญาณมีการขยายแต่สัญญาณยังขยายได้ไม่มากเพียงพอ จึงต้องเข้าสู่วงจรขยายครั้งที่ 2



รูปที่ 41. สัญญาณจากการขยายสัญญาณครั้งที่ 2

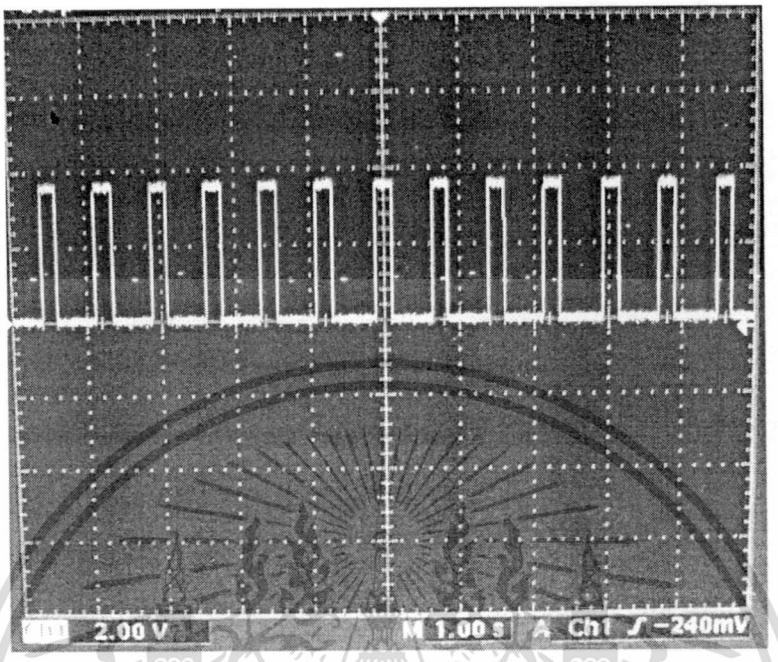
จากรูปจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ได้การขยายแล้วเห็นการเต้นของชีพจรที่ชัดมากขึ้นแต่ยังมีความถี่ไม่ต้องการอยู่จึงจะเข้าไปสู่วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านต่อไป



รูปที่ 42. สัญญาณจากการกรองความถี่ต่ำผ่านที่มาจากการขยายสัญญาณ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปจะเห็นได้ว่าสัญญาณที่ผ่านการกรองความถี่ต่ำผ่านแล้วสัญญาณที่ไม่ต้องการได้หายไปเหลือแต่สัญญาณการเต้นของชีพจรอย่างเดียวก่อนเข้าสู่วงจรการเปรียบเทียบแรงดัน

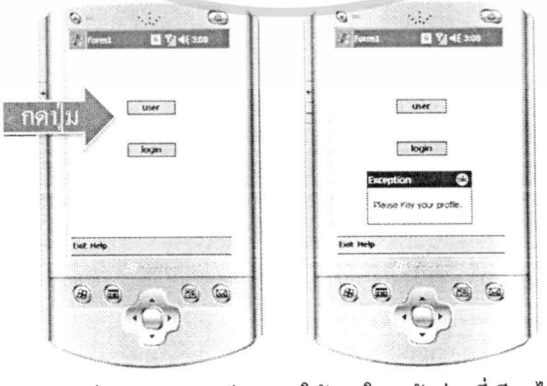


รูป 43. สัญญาณจากการเปรียบเทียบระดับแรงดัน

จากรูปสัญญาณที่ได้จากการตรวจวัดกับแรงดันอ้างอิง ถ้าแรงดันจากการตรวจวัดมีค่ามากกว่าแรงดันอ้างอิงค่าของแรงดันที่ออกมาจะมีค่าเท่ากับแรงดันอ้างอิง แต่ถ้าค่าของแรงดันจากการตรวจวัดมีค่าน้อยกว่าค่าที่ได้จะออกมาเท่ากับ ศูนย์

5.3 การทดสอบโปรแกรมดูแลสุขภาพทางไกล

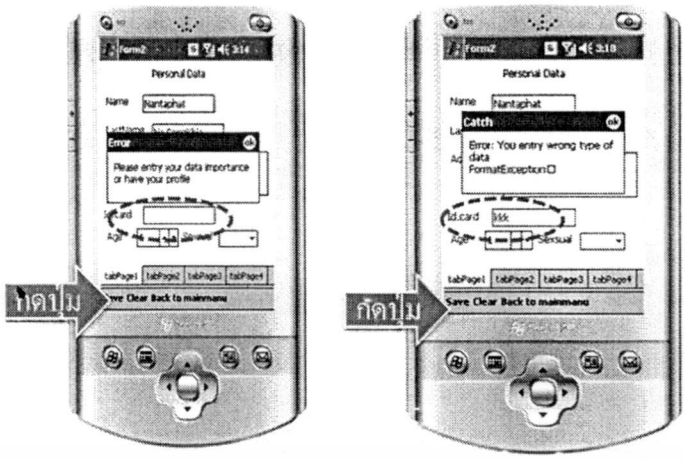
<u>ตอนที่ 1</u>



ทดลองกดปุ่ม user ดูว่าจะสามารถเรียกการใช้งานในหน้าต่างที่เรียกได้หรือไม่
ผลคือได้ โดยจะมีกล่องข้อความเพื่อบอกให้กรอกข้อมูลด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

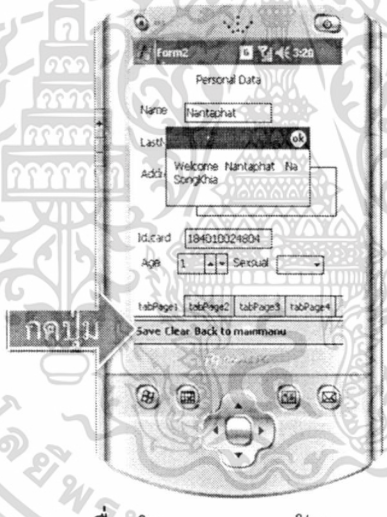
ตอนที่ 2



ทดลองกดปุ่ม Save ดูว่าจะทำการบันทึกข้อมูลที่กรอกได้หรือไม่หากกรอกผิด หรือกรอกข้อมูลไม่ครบ

ผลคือ ทำการบันทึกข้อมูลไม่ได้โดยจะมีกล่องข้อความเพื่อบอกว่ากรอกข้อมูลผิดหรือไม่ครบ

ตอนที่3

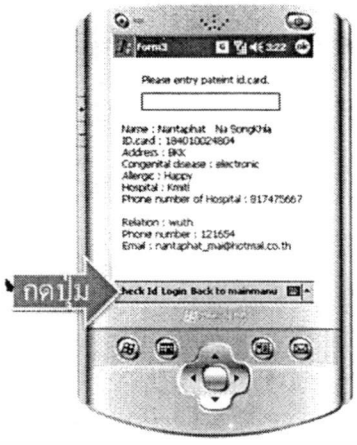


ทดลอง กดปุ่มSave เมื่อทำการกรอกข้อมูลครบถ้วนและถูกต้องแล้ว

ผลคือ ทำการบันทึกได้ โดยจะมีกล่องข้อความเพื่อ แสดงการต้องรับด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

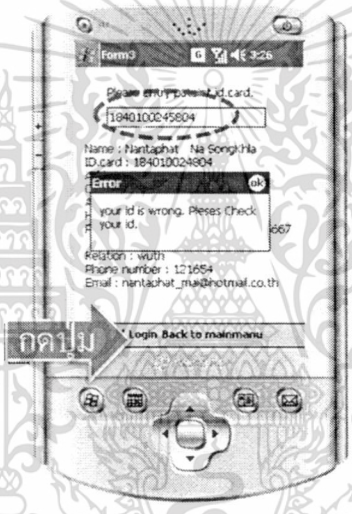
ตอนที่4



ทดลองกดปุ่ม CheckID ดูว่าจะสามารถเรียกข้อมูลจากหน้าต่างอื่นมาได้หรือไม่

ผลคือ ได้

ตอนที่5

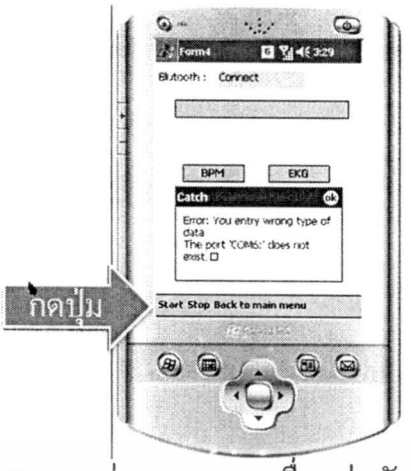


ทดลองกดปุ่ม Login ดูว่าจะสามารถลงทะเบียนใช้งานได้หรือไม่หากกรอกIDผิด

ผลคือ ไม่ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตอนที่6



ทดลองกดปุ่ม Start ดูว่าจะสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธได้หรือไม่ หากไม่มีบลูทูธ

ผลคือ ไม่ได้

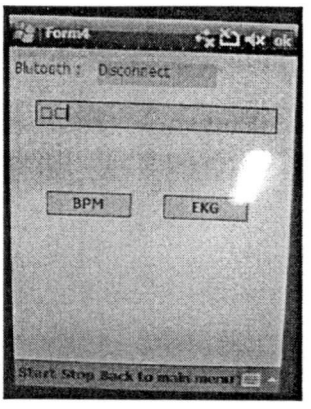
ตอนที่7

ทดลองกดปุ่ม Start ดูว่าจะสามารถเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธได้หรือไม่

ผลคือ ได้ แต่ค่าที่อ่านได้นั้นไม่เป็นอย่างที่ควร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตอนที่8



ทดลองกดปุ่ม Stop ดูว่าจะสามารถตัดการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์บลูทูธได้หรือไม่

ผลคือ ได้

5.4 การทดลองเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้ม

งานวิจัยนี้ ได้ออกแบบการทดลองเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการหกล้มออกเป็น 3 ตอน ดังนี้

5.4.1 การทดลองเพื่อสังเกตค่าความเร่งที่อิริยาบทต่างๆ

ทำการทดลองเพื่อวิเคราะห์ลักษณะกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาที่ได้จากการแสดงอิริยาบถ ท่าทางที่แตกต่างกัน ซึ่งจะทำการทดลอง 6 อิริยาบถ ดังนี้

1) การเดินแบบปรกติ

2) การเดินขึ้นบันได

3) การนั่ง

4) การนอน

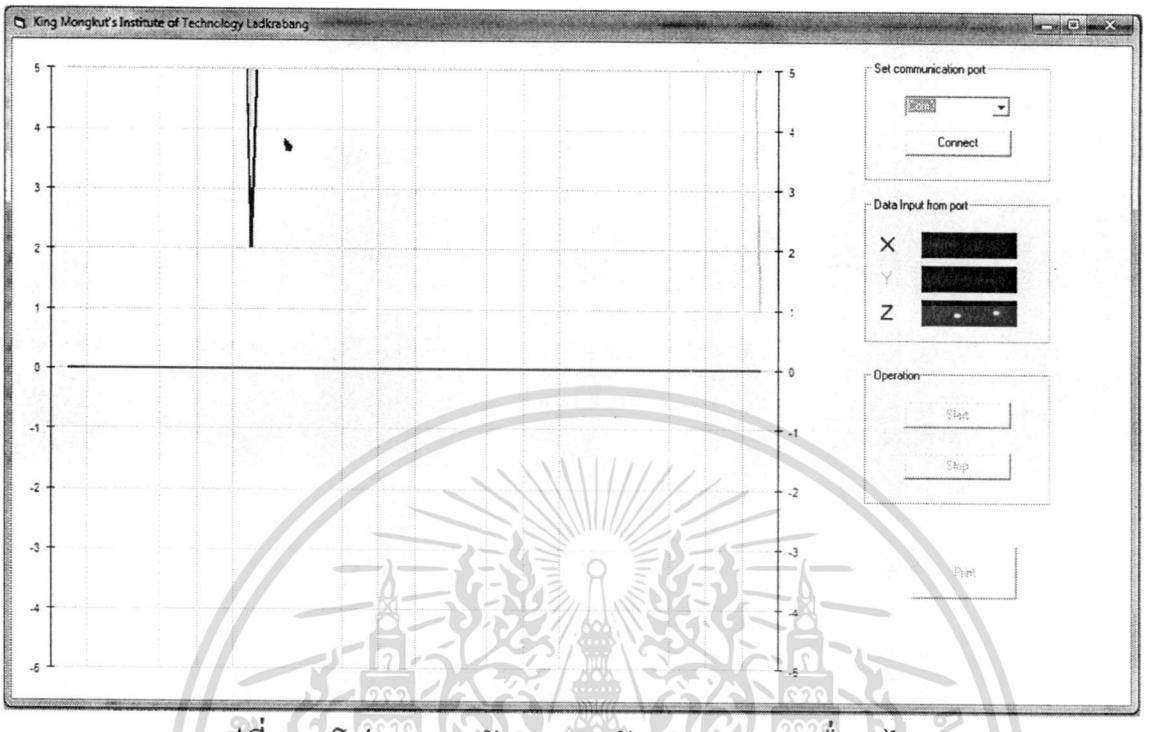
5) การลื่นล้มแบบหงายหลัง

6) การลื่นล้มแบบหงายหน้า

โดยจะทำการติดตั้งวงจรวัดความเร่งไว้ที่บริเวณเอว ซึ่งแกน Y จะอยู่ในตำแหน่งพุ่งลงพื้นดิน ส่วนแกน X และแกน Z จะอยู่ในตำแหน่งขนานกับพื้นดิน จากนั้นจึงทำการบันทึกค่าความเร่งของเซนเซอร์ที่ได้จากทั้ง 3 แกน หลังจากนั้นจะนำค่าความเร่งที่วัดได้จากแต่ละแกนในอิริยาบถต่างๆ ไปพล็อตกราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลา เพื่อทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์และสังเกตลักษณะของกราฟที่ได้จากการแสดงอิริยาบถที่แตกต่างกัน โดยใช้โปรแกรมสังเกตผลสัญญาณการเคลื่อนไหวที่พัฒนาโดยภาษา VB 6.0 ดังรูปที่ 43.



รูปที่ 44. โปรแกรมสังเกตผลสัญญาณการเคลื่อนไหว

5.4.1.1 การเดินแบบปรกติ

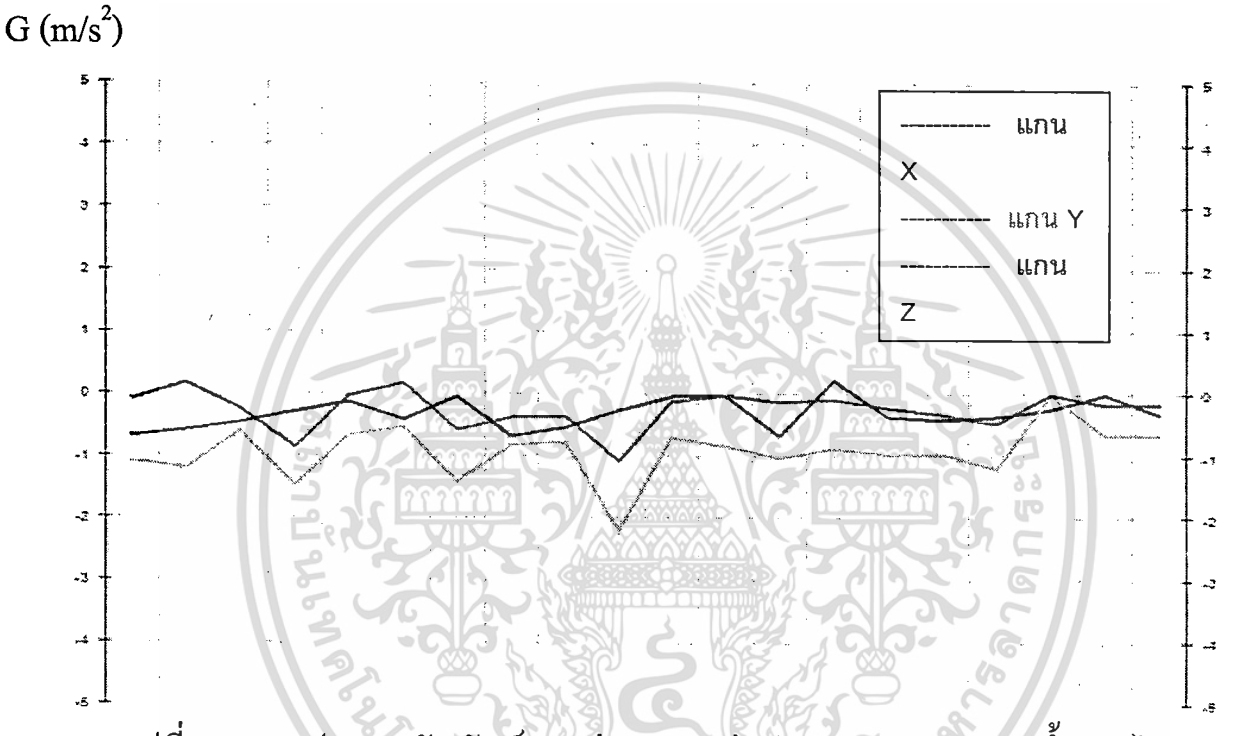
G (m/s^2)

รูปที่ 45. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการเดินแบบปรกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปกราฟดังที่แสดงในรูปที่ 45. จะเห็นได้ว่า แกน Y ซึ่งอยู่ในตำแหน่งพุ่งลงพื้นดิน จะมีค่าความเร่งประมาณ 1 g เนื่องจากการเดินแบบปรกตินั่นเป็นการเดินบนพื้นราบ จึงทำให้ค่าความเร่งของทั้ง 3 แกน เปลี่ยนแปลงจากค่าเริ่มต้นไม่มากนัก โดยสามารถสังเกตได้จากแกน Y

5.4.1.2 การเดินแบบขึ้นบันได



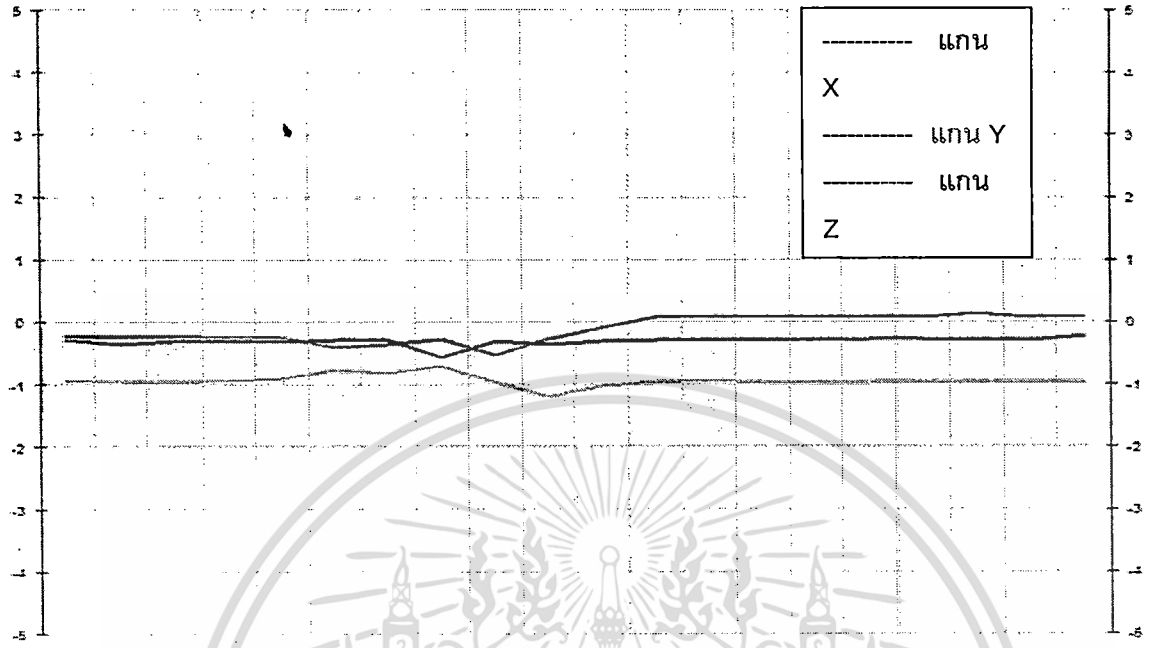
รูปที่ 46. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการเดินขึ้นบันได

จากรูปกราฟดังที่แสดงในรูปที่ 46. จะเห็นได้ว่า แกน Y ซึ่งอยู่ในตำแหน่งพุ่งลงพื้นดิน จะมีค่าความเร่งประมาณ 1 g แต่สังเกตได้ว่าค่าความเร่งทั้ง 3 แกน มีการสั่นไหวมากกว่าการเดินแบบปกติ เนื่องจากเป็นการเดินขึ้นบันไดจึงทำให้แกน Y มีการสั่นไหวค่อนข้างมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.1.3 การนั่ง

G (m/s^2)



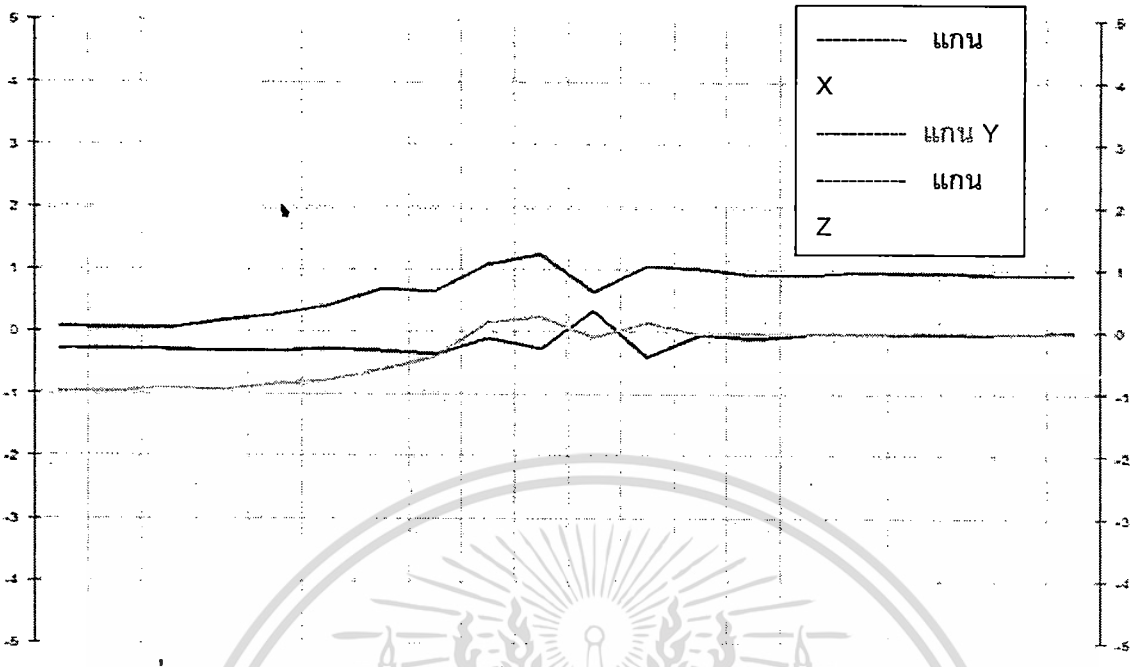
รูปที่ 47. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการนั่ง

จากรูปกราฟดังที่แสดงในรูปที่ 47. จะเห็นได้ว่า แกน Y ซึ่งอยู่ในตำแหน่งพุ่งลงพื้นดิน ยังคงมีค่าความเร่งประมาณ 1 g เช่นเดิม เนื่องจากเป็นการนั่ง ลักษณะของกราฟจึงมีการสั่นไหวไม่มากนัก แต่จะสังเกตได้ว่าระดับค่าความเร่งของแกน X และแกน Z จะเปลี่ยนแปลงไปเล็กน้อย ตามรูปร่างของบุคคลและลักษณะพนักพิงของเก้าอี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.1.4 การนอน

G (m/s^2)



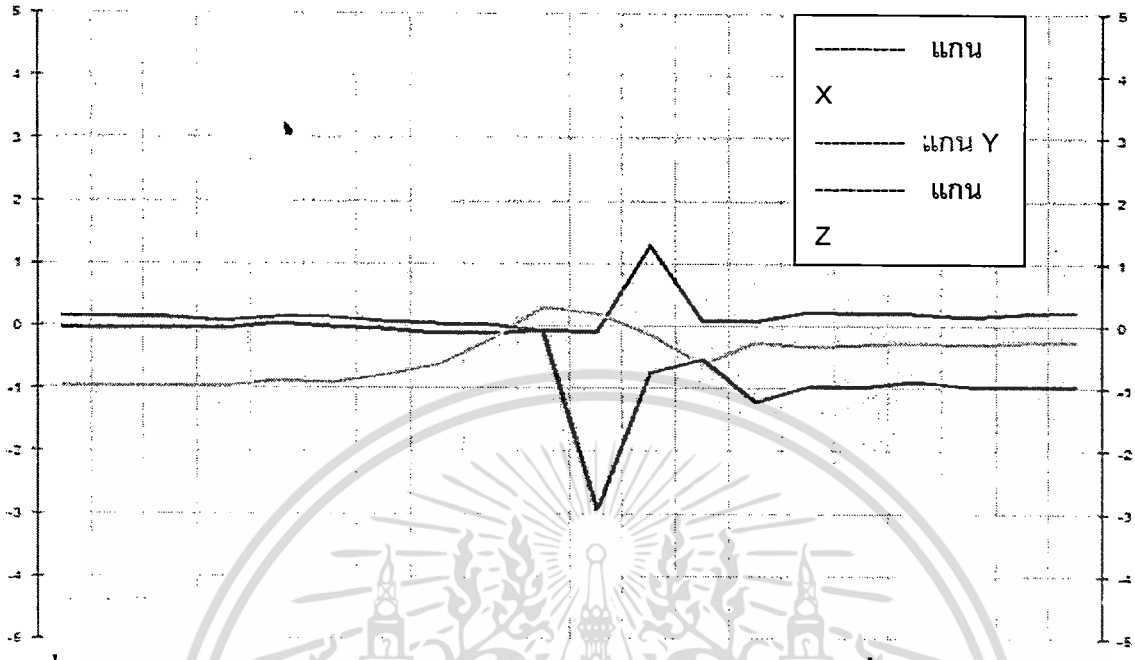
รูปที่ 48. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการนอน

จากรูปกราฟดังที่แสดงในรูปที่ 48. จะเห็นได้ว่า กราฟของการนอนจะมีส่วนคล้ายกับการนั่งในช่วงเริ่มแรกเนื่องจากได้มีการนั่งก่อน แต่เมื่อสังเกตที่แกน Y ซึ่งเคยอยู่ในตำแหน่งพุ่งลงพื้นดิน จะมีการเปลี่ยนตำแหน่งไปขนานกับพื้นแทน จึงส่งผลให้ค่าความเร่งของแกนส่วนแกน Y มีค่าลดลงเข้าใกล้ 0 g ในขณะเดียวกันแกน X ซึ่งอยู่ในตำแหน่งขนานกับพื้นเมื่อมีการเอนตัวลงนอน จะทำให้ตำแหน่งเปลี่ยนไปเป็นอยู่ในตำแหน่งพุ่งลงพื้นดินแทน จึงทำให้ค่าความเร่งมีค่าเพิ่มขึ้นไปอยู่ที่ประมาณ 1 g และเนื่องจากเป็นการนอนจึงทำให้ลักษณะของกราฟมีการสั่นไหวไม่มากและค่อนข้างนิ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.1.5 การลื่นล้มแบบหงายหลัง

G (m/s^2)

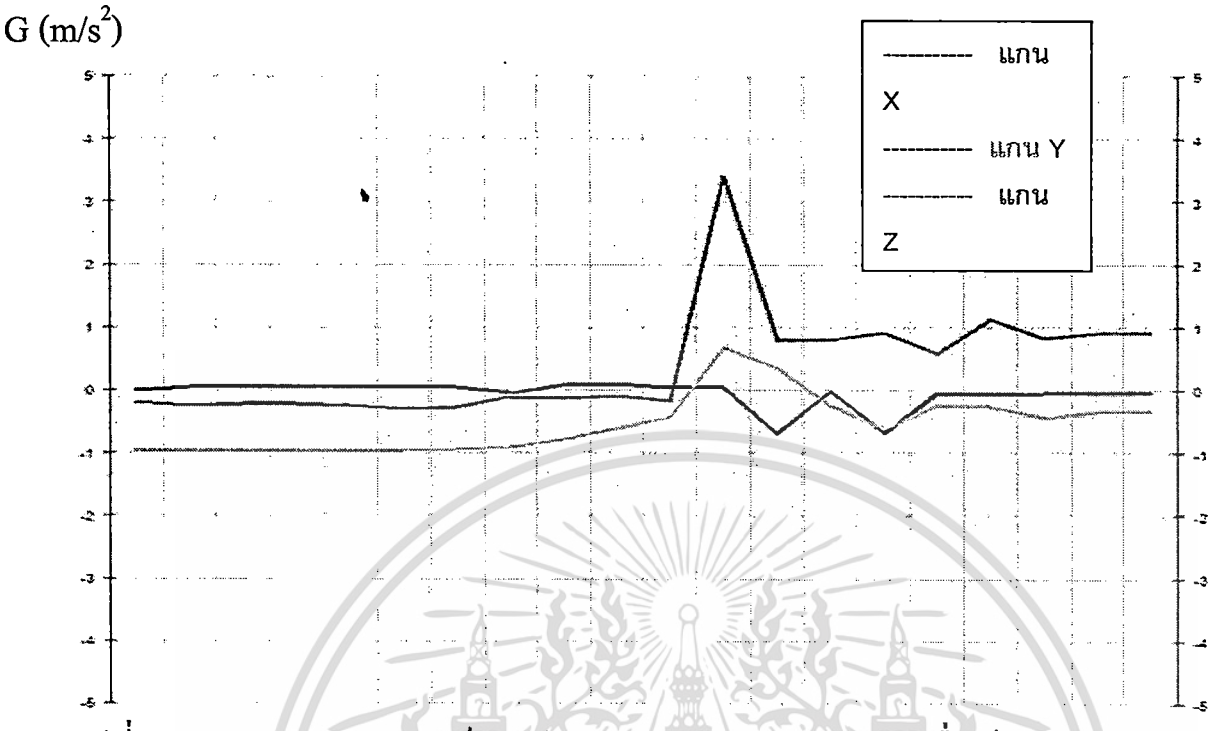


รูปที่ 49. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการลื่นล้มแบบหงายหลัง

จากรูปกราฟดังที่แสดงในรูปที่ 49. จะเห็นได้ว่า เมื่อเกิดการลื่นล้มแบบหงายหลังขึ้น ค่าความเร่งของทั้ง 3 แกน จะเกิดการแกว่งจากจุดสูงสุดไปต่ำสุดอย่างรวดเร็ว โดยค่าความเร่งในแกน Y ซึ่งอยู่ในตำแหน่งพุ่งลงพื้นดินจะลดลงอย่างรวดเร็ว ในขณะที่ค่าความเร่งของแกน X จะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วเช่นกัน เนื่องจากแกน X ได้เปลี่ยนตำแหน่งจากขนานกับพื้นมาเป็นตำแหน่งพุ่งลงพื้นดินแทน ซึ่งจะอยู่ที่ค่าประมาณ 1 g เมื่อได้เกิดการล้มลงไปแล้ว ในส่วนของค่าความเร่งของแกน Z จะมีการเปลี่ยนแปลงค่าไปไม่มากนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.1.6 การลื่นล้มแบบหงายหน้า



รูปที่ 50. กราฟความสัมพันธ์ระหว่างความเร่งกับเวลาของการลื่นล้มแบบหงายหน้า

จากรูปกราฟดังที่แสดงในรูปที่ 50. จะเห็นได้ว่า ลักษณะของกราฟจะมีความคล้ายคลึงกันกับการลื่นล้มแบบหงายหลัง ซึ่งเมื่อเกิดการลื่นล้มแบบหงายหน้าขึ้น ค่าความเร่งของทั้ง 3 แกน จะเกิดการแกว่งจากจุดสูงสุดไปต่ำสุดอย่างรวดเร็วเช่นเดียวกัน เพียงแต่จะมีทิศทางที่ตรงข้ามกันเท่า โดยค่าความเร่งของแกน Y จะมีค่าลดลงจนเข้าใกล้ 0 g แต่ค่าความเร่งของแกน X จะมีค่าความเร่งเพิ่มขึ้นจนกลับเข้าสู่ระดับปกติที่ประมาณ 1 g ส่วนค่าความเร่งของแกน Z ยังคงไม่มีการเปลี่ยนแปลงไปมากนัก

5.4.2 การทดลองเพื่อหาค่าความเร่งที่จะใช้ในการกำหนดเงื่อนไขการลื่นล้ม

โดยจะทำการติดตั้งอุปกรณ์ไว้ที่บริเวณเอวแล้วจึงทำการลื่นล้มหลายๆครั้ง หลายๆ แบบ แล้วจึงบันทึกค่าความเร่งสูงสุดที่ได้ในแต่ละครั้ง จากนั้นจึงพิจารณาหาค่าความเร่งในการลื่นล้มต่ำสุด เพื่อใช้เป็นเงื่อนไขในการกำหนดว่าได้เกิดเหตุการณ์การลื่นล้มขึ้นต่อไป

จากการทดลองลื่นล้มหลายๆครั้ง เพื่อหาค่าความเร่งที่จะใช้ในการกำหนดเงื่อนไขการลื่นล้มในส่วนการวิเคราะห์และตัดสินใจ สามารถบันทึกค่าความเร่งได้ดังตารางที่ 5.

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5. การทดลองความเร่งของการลื่นล้ม

ครั้งที่	ค่าความเร่ง เมื่อเกิดการลื่นล้ม (m/s^2)	ครั้งที่	ค่าความเร่ง เมื่อเกิดการลื่นล้ม (m/s^2)
1	3.0	11	3.2
2	3.2	12	3.0
3	3.4	13	2.9
4	2.9	14	3.1
5	3.5	15	3.2
6	3.1	16	3.4
7	3.3	17	3.1
8	3.0	18	3.5
9	3.2	19	3.1
10	3.6	20	3.2

จากผลการทดลองตามตารางที่ 5. จะเห็นได้ว่าช่วงความเร่งในการล้มอยู่ในช่วง 2.9 – 3.6 m/s^2 ซึ่งค่าความเร่งต่ำสุดที่ได้จากการทดลอง คือ 2.9 m/s^2 ด้วยเหตุนี้การกำหนดเงื่อนไขในการลื่นล้มจึงควรอยู่ที่ค่าความเร่งดังกล่าว แต่เพื่อการความปลอดภัยจึงได้ทำการเผื่อค่าความเร่งไว้ โดยจะกำหนดค่าความเร่งที่ใช้ในการวิเคราะห์และตัดสินใจ ว่าเกิดเหตุการณ์ลื่นล้มหรือไม่ ไว้ที่ค่าความเร่ง เท่ากับ 2.8 m/s^2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.4.3 การทดลองเพื่อสังเกตความแม่นยำของวงจร

โดยจะทำการติดตั้งอุปกรณ์ไว้ที่บริเวณเอวแล้วจึงทำการลื่นล้มหลายๆครั้ง เพื่อสังเกตว่า เมื่อเกิดเหตุการณ์การลื่นล้มขึ้น อุปกรณ์มีการตอบสนองต่อเหตุการณ์ ด้วยการส่งสัญญาณขอความช่วยเหลือได้ถูกต้อง ตามจำนวนเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นหรือไม่

จากการทดลองเพื่อสังเกตความแม่นยำของอุปกรณ์ในการตอบสนองต่อเหตุการณ์การลื่นล้ม ซึ่งในกรณีที่เกิดการลื่นล้มจะมีสัญญาณไฟติดและส่งเสียงเพื่อขอความช่วยเหลือ โดยได้ผลการทดลองดังตารางที่ 6.

ตารางที่ 6. การทดสอบการแจ้งเตือนการลื่นล้ม

ครั้งที่	แจ้งเตือนการลื่นล้ม	ครั้งที่	การตอบสนองต่อเหตุการณ์
1	แจ้ง	6	แจ้ง
2	ไม่แจ้ง	7	แจ้ง
3	แจ้ง	8	แจ้ง
4	แจ้ง	9	แจ้ง
5	แจ้ง	10	แจ้ง

จากตารางที่ 6. เมื่อนำมาคำนวณหาค่าเปอร์เซ็นต์ในการตอบสนองต่อเหตุการณ์การลื่นล้มเทียบกับจำนวนครั้งในการลื่นล้ม จะได้ค่าเท่ากับ 90% จาก 100%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6.

สรุปผลและวิจารณ์

จากการทดลองวัดความดันโลหิตที่พัฒนาในงานวิจัยนี้ มีค่าใกล้เคียงกับค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันโลหิตด้วยมือ ค่าผิดพลาดนี้เกิดได้จากหลายสาเหตุ เช่น ความดันโลหิตมีการเปลี่ยนแปลงในการวัดแต่ละครั้ง ความผิดพลาดเนื่องจากการทำงานของวงจรวัดความดันเช่นจากสัญญาณรบกวนในวงจร เป็นต้น แต่เนื่องจากค่าที่วัดได้จากเครื่องวัดความดันมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่วัดด้วยมือ จึงสามารถนำเครื่องวัดความดันโลหิตที่พัฒนาขึ้นไปใช้งานได้ ปัญหาที่ต้องปรับปรุงแก้ไขในอนาคต คือปรับปรุงขนาดของเครื่องวัดความดันให้มีขนาดเล็กลงเพื่อให้ใช้งานได้สะดวก และตรวจสอบความแม่นยำของค่าความดันที่วัดได้ โดยเปรียบเทียบกับเครื่องวัดค่าความดันโลหิตที่มีความแม่นยำกว่านี้

เครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ สามารถวัดอัตราการเต้นหัวใจได้อย่างแม่นยำ แต่มีปัญหาเรื่องขนาด ทำให้ใช้งานได้ไม่สะดวก แนวทางในอนาคตคือจะต้องลดขนาดของวงจรให้มีขนาดใกล้เคียงกับนิ้วมือ เพื่อทำให้สามารถใช้งานได้อย่างสะดวก

การใช้งานโมดูลบลูทูธ ZX-BLUETOOTH ร่วมกับโทรศัพท์ Pocket PC มีความไม่สะดวกหลายๆอย่าง คือมีการใช้งานที่ยุ่งยาก จำเป็นต้องฝึกการใช้งานให้กับผู้สูงอายุ ทำให้ไม่เหมาะสมที่จะนำไปใช้กับผู้สูงอายุ แนวทางในอนาคต ควรเปลี่ยนไปใช้โมดูล GSM ซึ่งสามารถรับข้อมูลจากเครื่องวัดความดันโลหิต และเครื่องวัดอัตราการเต้นหัวใจ และส่งไปที่โรงพยาบาลได้ทันที ไม่จำเป็นต้องส่งข้อมูลผ่านโทรศัพท์ Pocket PC ทำให้ผู้สูงอายุสามารถใช้งานได้ง่ายยิ่งขึ้น

เครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการล้ม สามารถตรวจจับการล้มได้อย่างแม่นยำ แนวทางในอนาคตคือจะต้องนำเครื่องตรวจสอบและแจ้งเตือนการล้ม ไปทดสอบกับผู้สูงอายุเพื่อทดสอบความแม่นยำก่อนนำไปใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] สำนักงานคณะกรรมการพัฒนาการเศรษฐกิจและสังคมแห่งชาติ www.m-society.go.th/document/edoc/edoc_892.pdf

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้