สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เครื่องวัดและเก็บข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

HEART PULSE RATE DETECTOR AND RECORDER

T 0 5 5 1 2 3

นายประสิทธิ์ ใจยายอง
น.ส.ปัทมา เรืองขจร

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2546

เลขหมู่
เลขทะเบียน 55123
วัน,เดือน,ปี - 8 มิ.ย. 2548

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องวัดและเก็บข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

HEART PULSE RATE DETECTOR AND RECORDER

โดย

นายประสิทธิ์ ใจยายอง

น.ส.ปัทมา เรืองขจร

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.สมศักดิ์ มิตะถา

อ.เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2546

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ ปีการศึกษา 2546

ภาควิชาวิศวกรรมคอมพิวเตอร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง เครื่องวัดและเก็บข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

HEART PULSE RATE DETECTOR AND RECORDER

คณะผู้จัดทำ นายประสิทธิ์ ใจขายอง รหัส 43010249

น.ส.ปิยนา เรืองขจร รหัส 43010266

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(รศ.สมศักดิ์ มิตะถา)

..... อาจารย์ที่ปรึกษา

(อ.เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องมือวัดและเก็บข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพา

นายประสิทธิ์ ใจยายอง
น.ส.ปัทมา เรืองขจร
รศ.สมศักดิ์ มิตะถา อาจารย์ที่ปรึกษา
อ.เจริญ วงษ์ชุ่มเย็น อาจารย์ที่ปรึกษา
ปีการศึกษา 2546

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการศึกษาการออกแบบและสร้างเครื่องมือวัดอัตราการเต้นของหัวใจแบบพกพาที่จะติดตัวกับผู้ใช้งานไปตลอดเวลาเพื่อทำการเก็บข้อมูลของอัตราการเต้นของหัวใจไว้ในหน่วยความจำเพื่อที่จะได้นำข้อมูลเหล่านี้มาให้แพทย์ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการวินิจฉัยโรค โดยอุปกรณ์ชิ้นนี้นอกจากจะทำการเก็บข้อมูลแล้วยังสามารถที่จะแสดงค่าของอัตราการเต้นของหัวใจในขณะนั้นๆ ออกมาทางหน้าจอให้ผู้ใช้ได้ทราบอีกด้วย อีกทั้งยังมีการแจ้งเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงกว่าที่เกินจะเป็นในรูปแบบการแจ้งเตือนทางหน้าจอและแจ้งเตือนทางเสียงด้วย และขอบเขตของปริญญานิพนธ์ยังรวมไปถึงการสร้างซอฟแวร์ที่รองรับกับการใช้งานอุปกรณ์นี้ด้วยซึ่งมีฟังค์ชั่นที่ช่วยให้แพทย์ทำการวิเคราะห์ข้อมูลของคนไข้แต่ละรายได้อย่างสะดวกและง่ายดาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

HEART PLUSE RATE DETECTOR AND RECORDER

Mr. Prasit Jaiyayong

Miss Pattma Reuengkachorn

Assoc.Prof. Somsak Mitatha Advisor

Mr. Charuen Wongchumyen Advisor

Academic Year 2003

ABSTRACT

This thesis is about to study how to design and building up the heart pulse rate detector and recorder instrument that user can take it everywhere the purpose for detecting heart pulse rate and keep recording the value in the memory for doctor reorganization how the user's health, This instrument is not only recording the value of heart pulse rate but also showed that value to user by display, feature more it can alarm user if user's heart pulse rate is over than the base rate that it should be by display and sound alarm, this thesis is including the software to work with the instrument that could be help doctor reorganization

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	II
สารบัญ	III
สารบัญตาราง	IV
สารบัญรูปภาพ	V
บทที่1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มา	1
1.2 วัตถุประสงค์	1
1.3 ผลที่คาดว่าจะได้รับ	1
1.4 ขอบเขตของการพัฒนา	2
1.5 คุณสมบัติของอุปกรณ์ Hardware	2
1.6 คุณสมบัติของ Software	2
บทที่2 ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)	3
2.2 ศักดาไฟฟ้ารวมของการทำงานของหัวใจ	6
2.3 การกระจายคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง	7
2.4 อุปกรณ์ตรวจจับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอิเล็คโทรด (Electrode)	8
2.5 การตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	9
2.5.1 ลีดเพิ่มเติมมาตรฐาน (Standard limb leads)	9
2.6 ตำแหน่งสำหรับการวัด	10
2.7 ปัญหาที่เกิดขึ้นจากการตรวจวัดสัญญาณ	11
2.7.1 ความเพี้ยนเนื่องจากความถี่ (Frequency distortion)	11
2.7.2 ความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ (Saturation or cutoff distortion)	12
2.7.3 กราวด์ลูป (Ground Loop)	13
2.7.4 การแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า	15
บทที่3 การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและอาการผิดปกติของการเต้นของหัวใจ	16
3.1 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
3.2 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)	16
3.2.1 Varying Rhythm	17
3.2.2 Extra Beats and Skips	17
3.2.3 Rapid Rhythm	17

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.4 Heart Block 17
3.3 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า 17
3.3.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า 18
3.3.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า 20
บทที่4 เทคโนโลยีและ อุปกรณ์ที่มีใช้ในปัจจุบัน 21
4.1 อุปกรณ์ที่สามารถใช้วัดอัตราการเต้นของหัวใจ ที่มีการใช้กันในปัจจุบัน 21
4.1.1 เครื่องมือวัดความดัน 21
4.1.2 O_2 Saturation Meter 21
4.1.3 Defibrillator 22
4.1.4 Holter 22
4.1.5 เครื่องวัด EKG 23
4.1.6 Stethoscope 23
4.1.7 Dop tone 24
4.1.8 NST (Non Stress Test) 24
4.2 ข้อดี ข้อเสีย ของเทคโนโลยีแต่ละแบบ 24
4.3 เทคโนโลยี ที่เลือกใช้ และเหตุผลที่เลือกใช้ 25
บทที่5 หลักการและขั้นตอนการออกแบบโครงงาน 26
5.1 หลักการในการออกแบบ 26
5.2 โครงสร้างการทำงานโดยรวมของอุปกรณ์ 26
5.3 PC Software 27
บทที่6 รายละเอียดและวิธีการทำงานของอุปกรณ์ 29
6.1 ส่วนตรวจจับสัญญาณ 29
6.2 ส่วนวงจรขยาย 31
6.3 วงจรคอมพาราเตอร์ 32
6.4 วิธีการนับสัญญาณ 32
6.5 การติดต่อกับหน้าจอแสดงผล 33
6.6 การติดต่อกับหน่วยความจำ 33
6.7 การเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเกินกว่าที่กำหนดไว้ 34
6.8 PC Software 35
บทที่7 การทดสอบและผลการทดลอง 36
บทที่8 สรุปและวิจารณ์ 37
ภาคผนวก ก 38
ก.1 การสร้างฐานข้อมูล 39
ก.2 การเพิ่มคนไข้คนใหม่ (Add new patient) 41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก.3 การเปลี่ยนแปลงข้อมูลรายละเอียดของคนไข้และการลบข้อมูลคนไข้ 42
ก.4 การตั้งค่าฐานในการแจ้งเตือนจากคอมพิวเตอร์ 44
ก.5 การดึงข้อมูลเข้ามาจากอุปกรณ์ HRDR 45
ก.6 การเลือกดูข้อมูลและการใช้กราฟ 47
บรรณานุกรม 49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ

หน้า

รูปที่ 2-1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็คทริกไดโพล ก 3

รูปที่ 2-2 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็คทริคไดโพล ข 4

รูปที่ 2-3 แสดงทางเดินของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 4

รูปที่ 2-4 แสดงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 6

รูปที่ 2-5 แสดงศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ 7

รูปที่ 2-6 แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็คโทรด 8

รูปที่ 2-7 แสดงตำแหน่งการวัดอิเล็คโทรดในการวัดแบบลีดเพิ่มเติมมาตรฐาน 9

รูปที่ 2-8 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)ก 10

รูปที่ 2-9 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)ข 10

รูปที่ 2-10 แสดงภาพตัดขวางของหน้าอกซึ่งจะแสดงจุดวัด 6 ตำแหน่ง
ซึ่งสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ 11

รูปที่ 2-11 แสดงการวางสายสำหรับการตรวจวัดตำแหน่ง บนแขนและขาด้านซ้าย
จะใช้เป็นจุดสร้างแรงดันอ้างอิง 11

รูปที่ 2-12 แสดงผลของความถี่ที่รบกวนคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 12

รูปที่ 2-13 แสดงความเพี้ยนที่ สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ 13

รูปที่ 2-14 แสดงกราวนด์ลูป 14

รูปที่ 2-15 แสดงการแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า 15

รูปที่ 3-1 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ป่วยชายประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ที่ทำ
การทดลองไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็คโตรดได้ 19

รูปที่ 4-1 เครื่องมือวัดความดัน 21

รูปที่ 4-2 เครื่องมือวัดแบบ O_2 Saturation Meter 22

รูปที่ 4-3 เครื่องมือวัดแบบ Defibrillator 22

รูปที่ 4-4 เครื่องมือวัดแบบ Holter 23

รูปที่ 4-5 เครื่องมือวัด EKG 23

รูปที่ 4-6 เครื่องมือวัด Stethoscope 24

รูปที่ 4-7 เครื่องมือวัด Dop tome 24

รูปที่ 5-1 ภาพหลักการทำงานโดยรวมของระบบ 26

รูปที่ 5-2 Block Diagram ของอุปกรณ์ Hardware 27

รูปที่ 5-3 โครงสร้างการทำงานโดยรวมของอุปกรณ์ HRDR 28

รูปที่ 5-4 การทำงานในส่วนของ PC Software 28

รูปที่ 6-1 หลักการในการตรวจจับสัญญาณ 29

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 6-2 หลักการทำงานของการตรวจจับการสะท้อนแสงอินฟาเรดจากเม็ดเลือด 29
รูปที่ 6-3 การใช้คลิปกับนิ้ว 30
รูปที่ 6-4 การใช้คลิปกับหู 30
รูปที่ 6-5 โครงสร้างของคลิปหนีบ 30
รูปที่ 6-6 วงจรขยายสัญญาณ 31
รูปที่ 6-7 วงจรคอมพาราเตอร์ 32
รูปที่ 6-8 การคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ 33
รูปที่ 6-9 หน้าจอแสดงผลที่ใช้ 33
รูปที่ 6-10 แสดงลักษณะทางการจัดเก็บข้อมูลในหน่วยความจำ 34

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่1
บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มา

เนื่องจากในปัจจุบันสุขภาพเป็นเรื่องที่ผู้คนได้ให้ความสำคัญเป็นอย่างมากและในขณะเดียวกันโรคร้ายต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการทำงานของหัวใจก็เป็นโรคที่ยังเป็นอันตรายและเป็นโรคที่พบมากในบุคคลอยู่เสมอ อีกทั้งในการตรวจสุขภาพแต่ละครั้งนั้นความแม่นยำในการวินิจฉัยโรคนั้นก็ยังขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายๆประการ โดยเฉพาะเรื่องของสภาพของหัวใจในขณะที่เข้ารับการตรวจ ซึ่งในขณะเข้ารับการตรวจนั้นอาจจะไม่แสดงอาการของโรคออกมาอย่างชัดเจนซึ่งอาจจะทำให้การวินิจฉัยโรคของแพทย์นั้นเกิดความผิดพลาดได้

ดังนั้นจึงจะเป็นการดีกว่าหากว่าเรามีเครื่องมือที่สามารถคอยทำการเก็บข้อมูลของสภาพหัวใจไว้ในช่วงเวลาสักระยะหนึ่ง ให้ผู้ป่วยได้นำไปใช้ติดตัวไว้แล้วนำข้อมูลเหล่านั้นมาให้แพทย์วิเคราะห์ ซึ่งจะทำให้การวินิจฉัยนั้นมีความแม่นยำและถูกต้องมากยิ่งขึ้น อีกทั้งอุปกรณ์นี้ยังมีส่วนที่ช่วยบอกให้ผู้ใช้ได้ทราบถึงอัตราการเต้นหัวใจของตนเอง และยังมีการแจ้งเตือนหากว่าผู้ใช้ได้กระทำกิจกรรมใดๆที่ส่งผลให้หัวใจเต้นเร็วกว่าที่ควรจะเป็นเพื่อที่ผู้ใช้จะได้หยุดการกระทำที่อาจจะเป็นอันตรายต่อร่างกายเหล่านั้น

1.2 วัตถุประสงค์

1. เพื่อศึกษาและเรียนรู้การใช้งานไมโครคอนโทรเลอร์และสามารถนำไปประยุกต์ใช้กับงานต่างๆได้
2. เพื่อพัฒนาอุปกรณ์ให้มีประสิทธิภาพและมีฟังก์ชั่นให้ใช้สูงกว่าอุปกรณ์ที่มีขายในท้องตลาด
3. เพื่อพัฒนารูปแบบของผลิตภัณฑ์ให้มีรูปแบบที่น่าใช้งานและขนาดกะทัดรัด
4. เพื่อพัฒนาและเสริมทักษะในการพัฒนาอุปกรณ์ทางด้าน Hardware
5. เพื่อพัฒนาและเสริมทักษะในการพัฒนา Software ให้เหมาะสมกับการใช้งาน
6. เพื่อพัฒนาความคิดสร้างสรรค์ในการทำงานและการออกแบบ

1.3 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้รับความรู้ความสามารถในการใช้งานไมโครคอนโทรเลอร์ในการนำไปใช้งานควบคุมอุปกรณ์ต่างๆ
2. ได้รับความรู้ในด้านการออกแบบและการวางแผนในการทำงาน
3. ได้รับความรู้ในด้านการพัฒนาทั้งทางด้าน Software และ Hardware

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.4 ขอบเขตของการพัฒนา

ในการพัฒนาปริญญานิพนธ์ฉบับนี้จะประกอบไปด้วยทั้งส่วนของ Hardware และ Software โดยในส่วนของ Hardware นั้นจะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์เป็นตัวหลักในการควบคุม โดยทำการเขียนโปรแกรมด้วยภาษา assembly , ส่วนทางด้านของ Software บนคอมพิวเตอร์นั้น จะทำการ Implement ด้วย Microsoft Visual Basic 6 และใช้ Microsoft Access เป็น DBMS ในการจัดการฐานข้อมูล

1.5 คุณสมบัติของอุปกรณ์ Hardware

- สามารถทำการตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจได้
- สามารถแสดงผลของอัตราการเต้นหัวใจผ่านทางหน้าจอแสดงผลได้
- สามารถแจ้งเตือนถ้าหากอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงเกินกว่าที่ตั้งไว้ทั้งทางหน้าจอแสดงผล และการแจ้งเตือนทางเสียงผ่านลำโพงได้
- สามารถทำการเก็บข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจลงบนหน่วยความจำได้
- สามารถถ่ายข้อมูลที่เก็บไว้บนหน่วยความจำไปยังฐานข้อมูลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ได้
- สามารถรับคำสั่งในการตั้งค่าอัตราการเต้นของหัวใจพื้นฐาน เพื่อใช้ในการแจ้งเตือนได้

1.6 คุณสมบัติของ Software

- สามารถรองรับการเก็บข้อมูลของคนไข้หลายๆคนได้
- สามารถทำการเพิ่มเติม, เปลี่ยนแปลงแก้ไข, ลบทิ้ง ข้อมูลของคนไข้ได้
- สามารถทำการตั้งค่าอัตราการเต้นหัวใจพื้นฐานเพื่อใช้ในการแจ้งเตือนไปยังอุปกรณ์ Hardware ได้
- สามารถทำการดึงข้อมูลจากอุปกรณ์ Hardware เข้ามาเก็บไว้ในฐานข้อมูลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ได้
- สามารถทำการเลือกดูข้อมูลอัตราการเต้นหัวใจของคนไข้แต่ละคน ในแต่ละช่วงเวลาที่ต้องการได้
- สามารถทำการแสดงผลแบบกราฟเพื่อช่วยให้แพทย์ทำการวินิจฉัยได้ง่ายขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
ทฤษฎีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

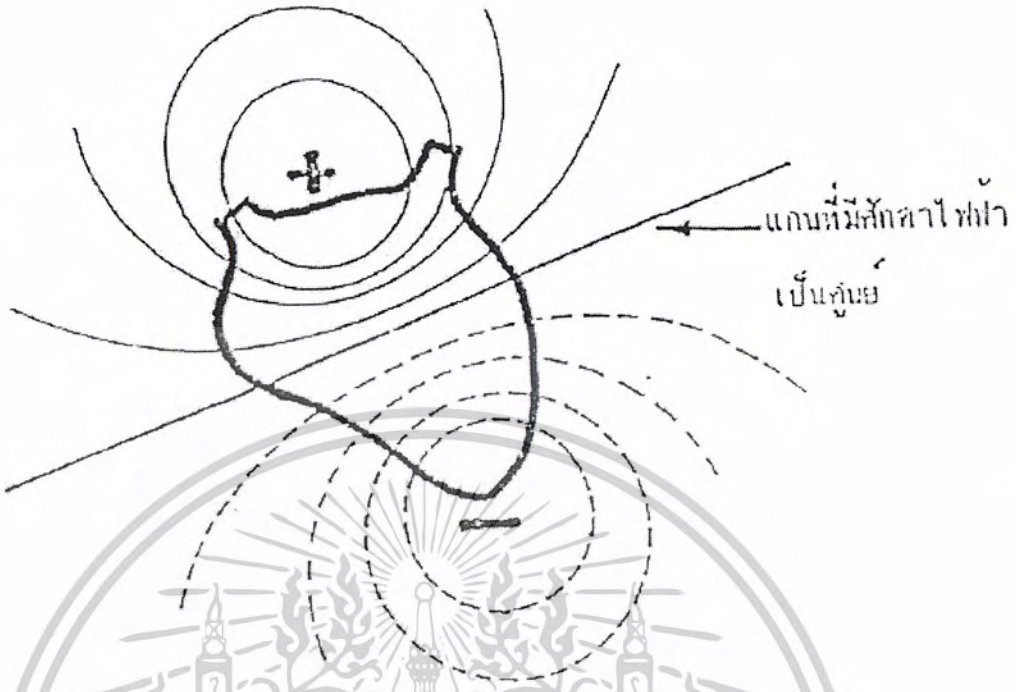
หัวใจเป็นอวัยวะที่สำคัญที่มากที่สุดอย่างหนึ่งของร่างกาย ทำหน้าที่สูบฉีดโลหิตให้หมุนเวียนไปทั่วร่างกายโดยที่การหดตัวหรือพองตัวอย่างสม่ำเสมอของหัวใจเพื่อส่งโลหิตไปทั่วร่างกายนั้น จะถูกควบคุมการทำงานด้วยกล้ามเนื้อพิเศษที่เรียกว่า กล้ามเนื้อหัวใจ (Myocardium) การหดตัวและพองตัวดังกล่าวนี้ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้า (electric potential) กระจายไปสู่ส่วนต่างๆ ของร่างกาย ดังรูปที่ 2.1

รูปที่ 2-1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล1

2.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram)

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งมีเซลล์ประสาทและเซลกล้ามเนื้ออยู่ พิจารณาหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำคือ ร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะกระจายออกจากขั้วบวกไปตามส่วนต่างๆ ที่บนผิวหนังของร่างกายและเข้าที่ขั้วลบเสมือนเป็นอิเล็คตริกไดโพล (electric dipole) สามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใดๆ ที่ อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ศักดาไฟฟ้าจากหัวในที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) หรือ ECG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-2 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล2

ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่า การทำงานของหัวใจจะเกี่ยวเนื่องกับศักดาไฟฟ้าขั้นตอนต่อไปนี้เป็นการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

รูปที่ 2-3 แสดงทางเดินของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. การกระตุ้นจะเกิดจากจุด ซายนาวเทรียลโหนด หรือ เอสเอโหนด (sino/atrial node: S/A node)

กล้ามเนื้อหัวใจจะเป็นแบบที่มี ลักษณะต่างจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนอื่นๆ มันจะปันทั้งกล้ามเนื้อและเหมือนกับกล้ามเนื้อลาย (skeletal muscle) กล้ามเนื้อลายเป็นส่วนที่ใช้ในการเคลื่อนไหว ซึ่งมีคุณสมบัติคล้ายกับเส้นประสาท คือมีความสามารถมีการกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ เอสเอโหนด เป็นชิ้นของเนื้อเยื่อหัวใจที่สามารถให้การกระตุ้นได้อย่างแรงและเป็นเสมือนเพสเมคเกอร์ (pacemaker) คือนำไปสู่การบีบตัวของหัวใจและศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นนี้ก็จะเกิดจากการทำงานของ เอสเอโหนด

2. การบีบตัวของหัวใจห้องบน

ดังที่ทราบมาแล้วว่ากล้ามเนื้อหัวใจสามารถกระตุ้นทางไฟฟ้าได้ เมื่อเอสเอโหนดเกิดการดีโพลาไรซ์(depolarize) คลื่นของการกระตุ้นก็จะกระจายไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องบน (atrial muscle) และมันก็จะบีบตัวส่งแรงของโลหิตไปยังหัวใจห้องล่าง เพื่อให้หัวใจห้องล่างมีโลหิตบรรจุอยู่เต็ม

3. การกระตุ้นของ เอทรีโอเวนทรีกูล่าโหนด หรือ เอวีโหนด (Atrio/ventricular: A/V node)

ณ บริเวณตอนใต้ของหัวใจห้องบนขวา (Right atrium) จะเป็นส่วนของเนื้อเยื่อหัวใจอีกอันหนึ่งที่สามารถมี การเกิดการกระตุ้นได้อย่างสูง คือ เอวีโหนด เมื่อคลื่นของการกระตุ้นห้องบนมาถึงที่จุด เอวีโหนด มันก็จะถูกดีโพลาไรซ์ อีก และการดีโพลาไรซ์นี้จะแยกไปยังแขนงของโปรตีนชนิดหนึ่งที่เรียกว่า บันเดิล ออฟ ฮีส (Bundle of his)

4. การแพร่กระจายลงสู่ด้านล่างของบันเดิลออฟฮีส

นั่นคือการไหลผ่านของกระแสกระตุ้นจากหัวใจห้องบนไปสู่ห้องล่าง และจะผ่านการกระตุ้นลงไปเริ่มทางด้านล่างของหัวใจห้องล่าง การบีบตัวก็จะเริ่มจากส่วนล่างของหัวใจห้องล่าง

5. ระบบเพอร์กิ้นไฟเบอร์ (Purkinje system fibers)

เป็นส่วนต่อเชื่อมระหว่างการกระจายลงมาทางด้านล่างของ บันเดิลออฟฮีส และการบีบตัวของหัวใจห้องล่างซึ่งใช้ระบบเพอร์กิ้นไฟเบอร์

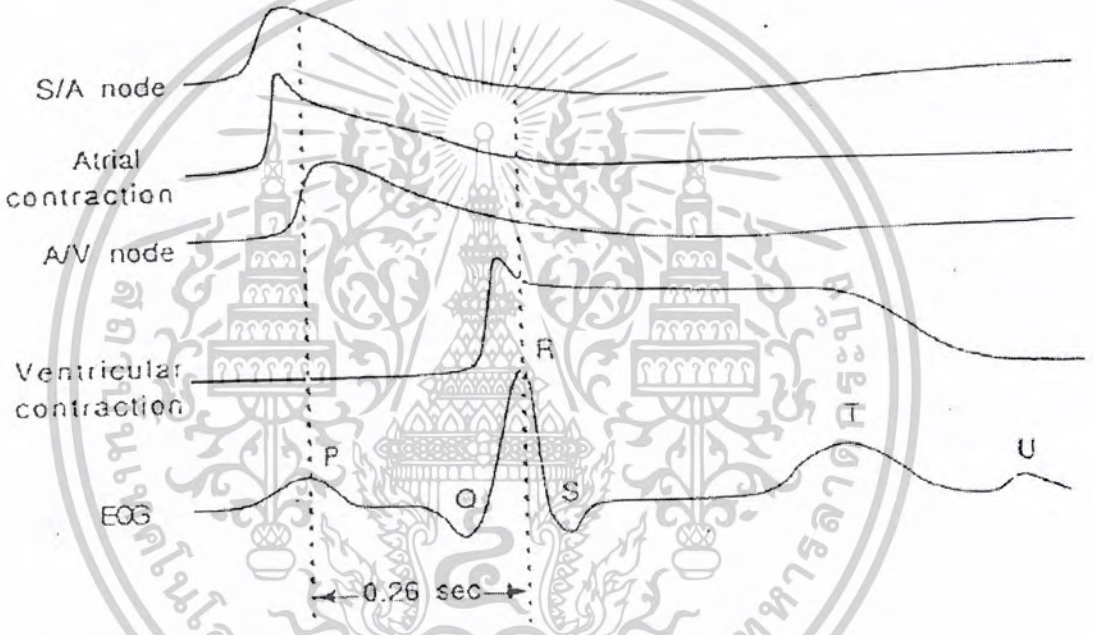
6. การบีบตัวของหัวใจห้องล่าง

เป็นเฟสสุดท้ายของการทำงานของหัวใจ (Cardiac cycle) หัวใจห้องล่างจะเป็นเครื่องสูบฉีดโลหิตในระบบหลอดโลหิตหัวใจ ทำหน้าที่ส่งโลหิตไปยังปอด (จากหัวใจห้องล่างขวา) และส่งไปเลี้ยงอวัยวะของร่างกาย (จากหัวใจห้องล่างซ้าย) ดังนั้นโหลดของหัวใจห้องล่างซ้ายจะมากกว่าห้ องล่างขวา ผนังของหัวใจห้องล่างซ้ายก็จะมีขนาดใหญ่และแข็งแรงกว่าห้องล่างขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ศักดาไฟฟ้ารวมของการทำงานของหัวใจ

ศักดาไฟฟ้ารวมที่เกิดขึ้นในรอบการทำงานของหัวใจนั้นสามารถวัดได้โดยใช้อิเล็กโทรดที่ติดต่อบริเวณผิวหนังของร่างกายได้ทุกๆแห่งโดยในรูปที่ 2-4 แสดงให้เห็นถึงได้อะแกรมของศักดาในแต่ละเฟสของการทำงานของหัวใจ กราฟเส้นล่างจะเป็นผลของการวัดที่ผิวหนังโดยใช้อิเล็กโทรดซึ่งเป็นผลรวมของการทำงานทั้งหมดใน 1 รอบการทำงานของหัวใจ โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุกต่างๆจะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่การวัดกระทำต่อหัวใจ (Heart axis) สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากคนปกติ ในแต่ละช่ วงสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้ วยตัวอักษร P, Q, R, S, T, U ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำ างานของหัวใจในช่วงต่างๆ ภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ ซึ่งแต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายต่อไปนี้



รูปที่ 2-4 แสดงส่วนประกอบของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณ P: เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบนจะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที

สัญญาณ QRS: เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่างจะมีคาบเวลาประมาณ 80-100 มิลลิวินาที และ

สัญญาณ R: จะมีขนาดใหญ่ที่สุ ด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยัง ทุกส่วนของร่างกายผ่านผนังของหัวใจห้องล่าง จึงมีความหมายมากกว่าส่วนอื่น

สัญญาณ T: เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่างจะมีคาบเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาที และมีขนาดประมาณ 30 เปอร์เซ็นต์ของขนาดสัญญาณ R

สัญญาณ U: ยังไม่ทราบสาเหตุการเกิดที่แน่นอน แต่สันนิษฐานว่าน่าจะเกิ ดจากการกลับคืนสู่ระดั บศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งอย่างช้าๆ ของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างหรือที่ เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง (After Potential)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 การกระจายคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนผิวหนัง

การเคลื่อนที่ ของอิออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศั กดาไฟฟ้ าทำงาน (Action Potentials) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของอิออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ จะรวมกันเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้ า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น เช่น ในช่วงของคลื่น QRS หรือ ในระหว่างที่เซลล์กลับคืนสู่สภาพอยู่นิ่ง เช่น ในช่วงคลื่น T

รูปที่ 2-5 แสดงศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ

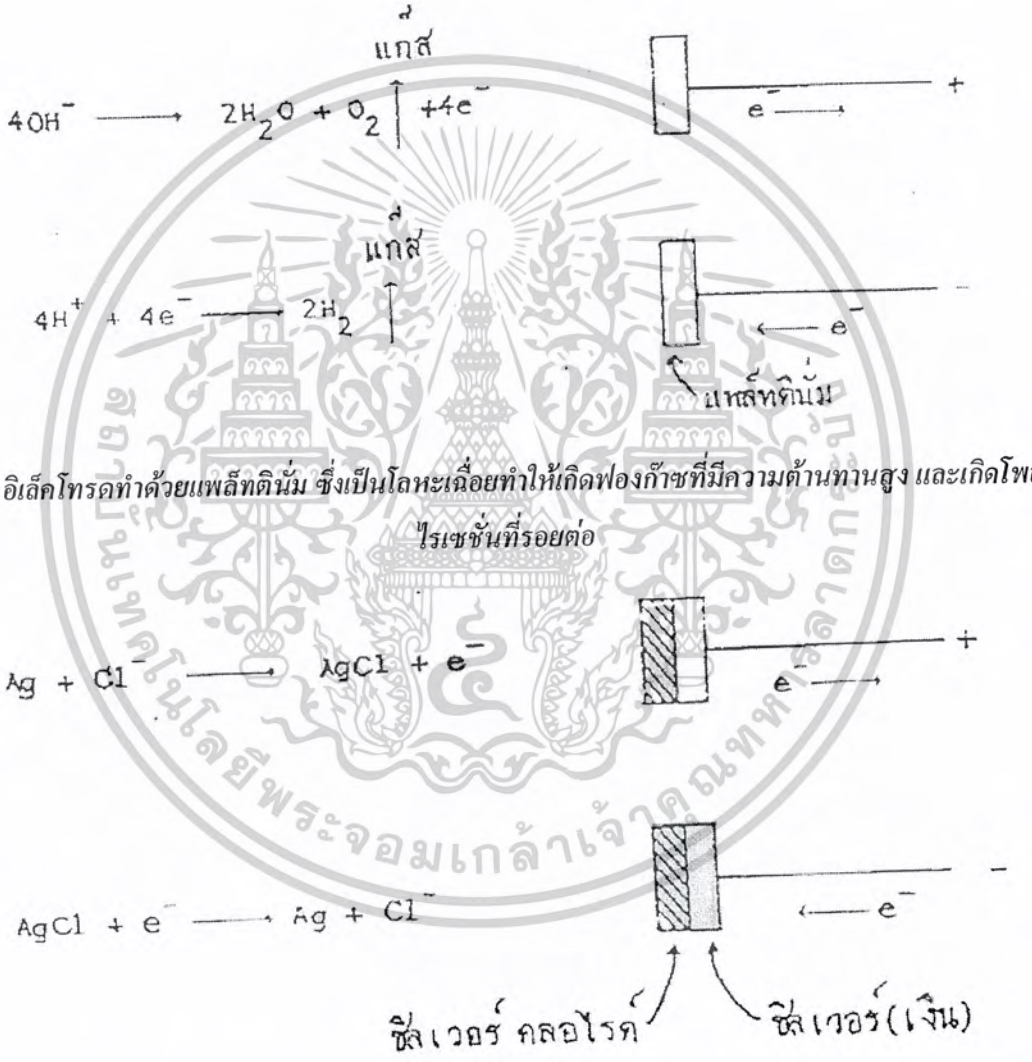
ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจกระจายลงล่าง โซเดียมอิออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรเงา เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก –70 มิลลิโวลต์ ในขณะที่เซลล์อยู่นิ่งเป็น 20 มิลลิโวลต์ การเคลื่อนที่ ของอิออนเหล่านั้นรวมกันเป็ นกระแสไฟฟ้ าไหลเป็ นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอกทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกคร่อม และมีขั้วดังรูป บริเวณที่ อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักดาไฟฟ้าทำงานจะเป็นบวก เมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

การกระจายของศั กดาไฟฟ้ าของคลื่น R บนผิวหนังของร่างกาย วัดความต่างศักดาไฟฟ้าเหล่านี้บนผิวหนังของร่างกายโดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนัง ทำการขยายศักดาไฟฟ้าแล้วแสดงผลออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนย้ายอิเล็กโทรดไปที่ตำแหน่งต่างๆ บนร่างกายจะมีผลทำให้ขนาดของศักดาไฟฟ้าที่วัดเปลี่ยนแปลง หรือสัญญาณอาจจะกลับหัวกันได้ ด้วยเหตุนี้เอง การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องกำหนดตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนร่างกายให้ได้เหมาะสม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 อุปกรณ์ตรวจจับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ อิเล็คโทรด (Electrode)

การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ ได้ ผลดี โดยไม่ เกิดสัญญาณรบกวนเนื่ องจากความไม่ เสถียรทาง สัญญาณไฟฟ้า ก็โดยการใช้อิเล็คโทรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ (silver-silver chloride) ดังแสดงใน รูป 2.2 อิเล็คโทรดเหล่านี้สามารถทำขึ้นได้ ง่ายโดยการเคลือบซิลเวอร์คลอไรด์ลงบนอิเล็คโทรดที่ เป็นเงิน บริสุทธิ์ด้ วยกระบวนการทางไฟฟ้า กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอิเล็คโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ได้ รวดเร็ว ซิลเวอร์คลอไรด์ที่เคลือบบนอิเล็คโทรดในขณะใช้งานที่ขั้วหนึ่งจะบางลงส่วนอีกด้านหนึ่งจะหนา ขึ้นซึ่งจะไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้นและไม่มีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นที่รอยต่อของสารละลายกับอิเล็คโทรด



(ก) อิเล็คโทรดทำด้วยแพล็ทตินั่ม ซึ่งเป็นโลหะเฉื่อยทำให้เกิดฟองก๊าซที่มีความต้านทานสูง และเกิดโพลาไรเซชั่นที่รอยต่อ

(ข) อิเล็คโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ ซึ่งไวต่อปฏิกิริยาเคมีดังนั้นจึงไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้น ความต้านทานที่รอยสัมผัสมีความต้านทานต่ำและไม่เกิดโพลาไรเซชั่นที่รอยต่อ

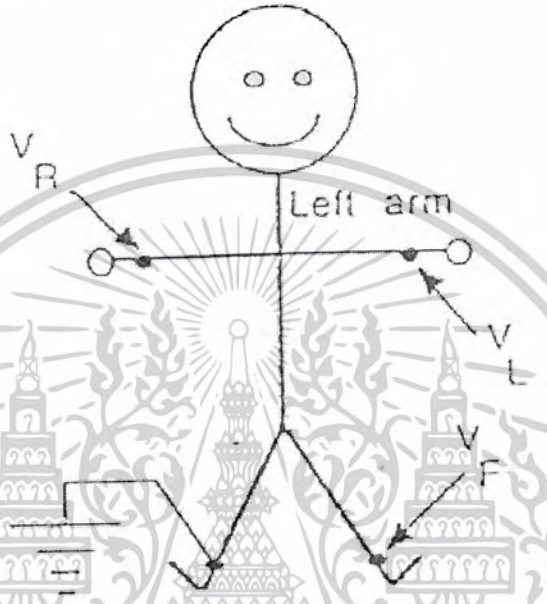
รูปที่ 2-6 แสดงปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็คโทรด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5 การตรวจวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.5.1 ลีดเพิ่มเติมมาตรฐาน (Standard limb leads)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นมีขนาดใหญ่เพียงพอที่จะสามารถวัด ณ จุดใดๆก็ ได้บนร่างกายแบบมาตรฐานมาจากการวั ด โดยการเปรียบเทียบหลายๆคน ตำแหน่งมาตรฐาน จะใช้ในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากบริเวณแขนและขาของผู้ป่วย โดยใช้อิเลคโทรดแบบซิลเวอร์ -ซิลเวอร์คลอไรด์ (Silver-Silver Chloride) จำนวน 4 อันคือ ที่ข้อมือและข้อเท้า ดังแสดงในรูป



รูปที่ 2-7 แสดงตำแหน่งการวัดอิเล็คโทรดในการวัดแบบลีดเพิ่มเติมมาตรฐาน

คำว่า "ลีด (lead)" ในที่นี้ไม่ได้หมายถึงสายสัญญาณ แต่หมายถึงลักษณะการต่อสัญญาณอินพุ ท ซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะทางของเรื่องการวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

การวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามมาตรฐานแล้วมีวิธีวัดอยู่ 2 แบบคือ

แบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด **(Bipolar Limb Lead)**

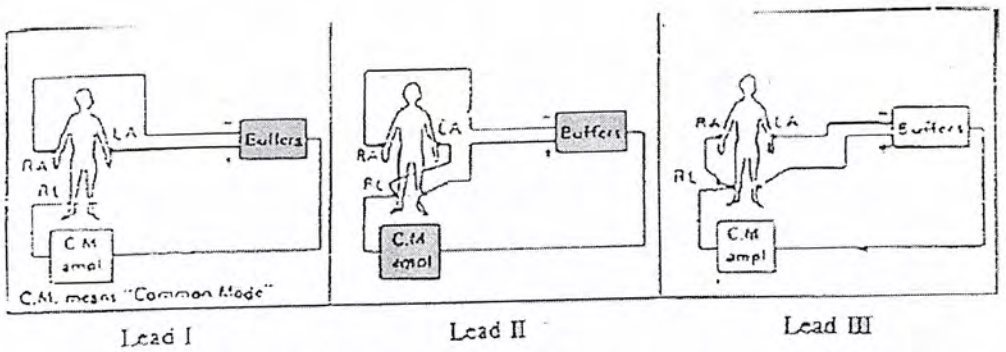
วิธีนี้จะวางขั้วไฟฟ้า (Electrode) ระหว่างแขนและขา ซึ่งเป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงระหว่างจุด 2 จุดซึ่งมีมาตรฐานของตำแหน่งที่จะวางขั้วไฟฟ้า 3 แบบ ดังรูป 2.8

ลีด I (Lead I) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกันโดยใช้ศักดาไฟฟ้าจากแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

ลีด II (Lead II) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนขวาและแขนซ้ายเทียบกันโดยใช้ศักดาไฟฟ้าจากแขนขวาและแขนซ้ายเป็นสัญญาณอ้างอิง

ลีด III (Lead III) จะใช้ขั้วไฟฟ้าวัดศักดาที่แขนซ้ ายและแขนซ้ายเทียบกันโดยใช้ศักดาไฟฟ้าจากแขนขวาและแขนขวาเป็นสัญญาณอ้างอิง

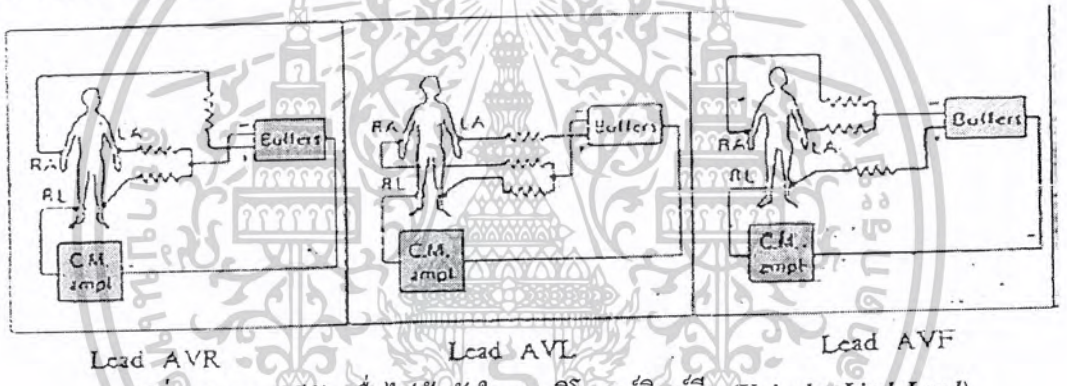
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-8 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead)

แบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)

วิธีนี้สามารถตรวจสอบบริเวณหัวใจได้อย่างสะดวกดังในรู ป 2.8 ที่ ขั้วไฟฟ้าของแขนและขาจะรวมความต้านทานเข้าด้วยกันเป็ นจุดหนึ่ง และบันทึกการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้ง 6 อันที่วางไว้บนหน้าอก

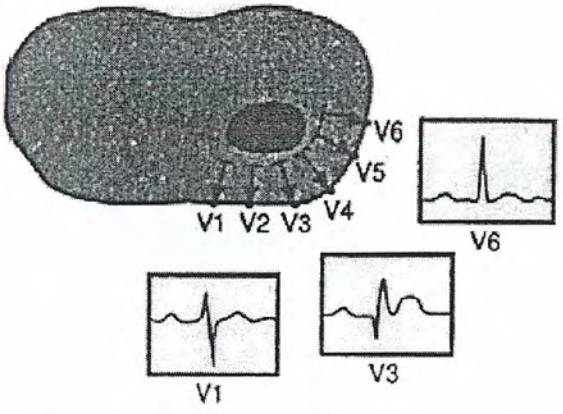


รูปที่ 2-9 แสดงวิธีวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบยูนิโพลาร์ลิมบ์ลีด (Unipolar Limb Lead)

2.6 ตำแหน่งสำหรับการวัด

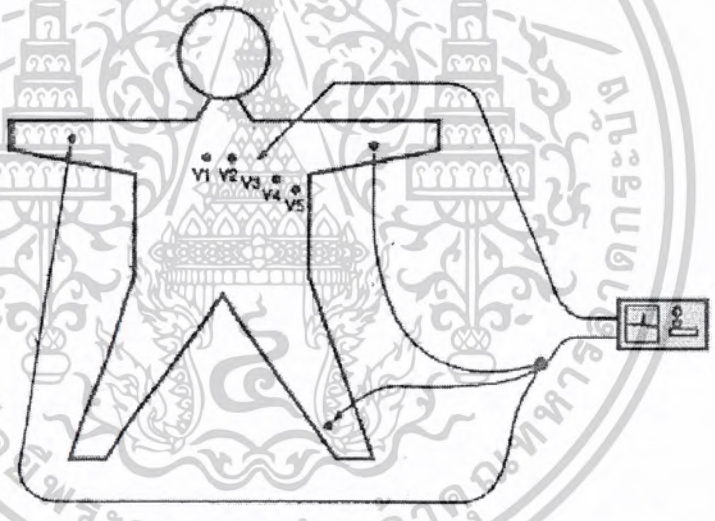
สำหรับการวัดสัญญาณการเต้นของหัวใจสามารถอ่านได้จากหลายๆ จุดบริเวณหน้ าอก ในรูป 2.9 จะแสดงตำแหน่งบนหน้าอก 6 ตำแหน่งซึ่งใช้เป็นขั้วสำหรับการวัด การเปลี่ยนตำแหน่งของขั้ววัดเพียงเล็กน้อยก็ ทำให้รูปคลื่นที่ได้ มีความเปลี่ยนแปลงไปค่อนข้างมาก เนื่องจากว่าแรงดันที่ผลิ ตออกมาจากกล้ามเนื้อนั้นเดินทางออกมาในลั กษณะ 3 มิติและเครื่ องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นจะทำการตรวจนับเฉพาะผลรวมของเวกเตอร์ของแรงดันในทิศทางระหว่างขั้วอิเล็กโทรด 2 อันหรือพูดอีกอย่างหนึ่งว่าการวาดรู ปคลื่นสัญญาณเป็นเพียงการดูเพียงมิติเดียวของรูปคลื่นที่เดินทางผ่านหัวใจซึ่งการเลื่อนตำแหน่งของจุดวัดที่ต่างกันออกไปก็เหมือนกับการดูรูปคลื่นเดิมในมุมมองที่ต่างออกไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2-10 แสดงภาพตัดขวางของหน้าอกซึ่งจะแสดงจุดวัด 6 ตำแหน่งซึ่งสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจ

ในรูป 2.11 เป็นตำแหน่งจุดวัดที่เหมาะสมซึ่งขั้วอิเล็คโทรดด้านหนึ่งจะต้องต่อบริเวณแขนหรือขาด้านซ้าย ส่วนขั้วอิเล็คโทรดอีกด้านจะต่อกับจุดต่อบริเวณหน้าอก การปรับตำแหน่งของขั้วอิเล็คโทรดเพียงเล็กน้อยจะทำให้สัญญาณที่ได้ออกมาเปลี่ยนแปลงไปมาก



รูปที่ 2-11 แสดงการวางสายสำหรับการตรวจวัดตำแหน่ง บนแขนและขาด้านซ้าย จะใช้เป็นจุดสร้างแรงดันอ้างอิง

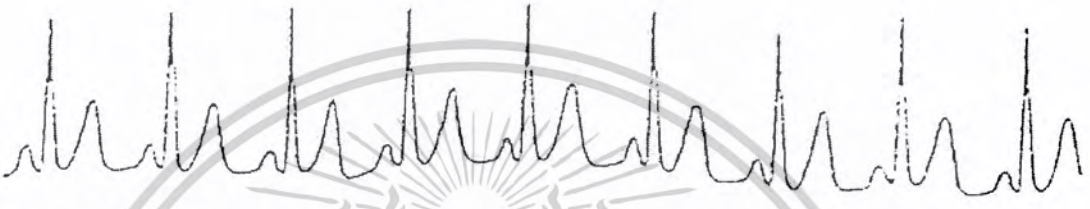
2.7 ปัญหาที่เกิดขึ้นจากการตรวจวัดสัญญาณ

2.7.1 ความเพี้ยนเนื่องจากความถี่ (Frequency distortion)

อิเล็คโตรคาดิโอแกรมจะไม่พบผลตอบสนองความถี่ที่เป็นมาตรฐานแต่จะมีคามเพี้ยนเนื่องจากความถี่ นั้นจะเกิดขึ้นบ่อยใน EKG ดังแสดงในรูป 2.12 ซึ่งแสดงลั กษณะของความถี่ ที่ รบกวนในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(ก) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ของคนปกติในช่วงความถี่ 0.02 – 150 Hz



(ข) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกในช่วงความถี่ 0.02 – 25 Hz ในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่สูง ทำให้องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ความถี่สูงกว่า 25 Hz หายไปและมีการลดลงของแอมปลิจูดที่มุมของคลื่น QRS

(ค) แสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกในช่วงความถี่ 1 – 150 Hz ในกรณีมีความเพี้ยนที่ความถี่ต่ำทำให้องค์ประกอบของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ความถี่ต่ำกว่า 1 Hz หายไป

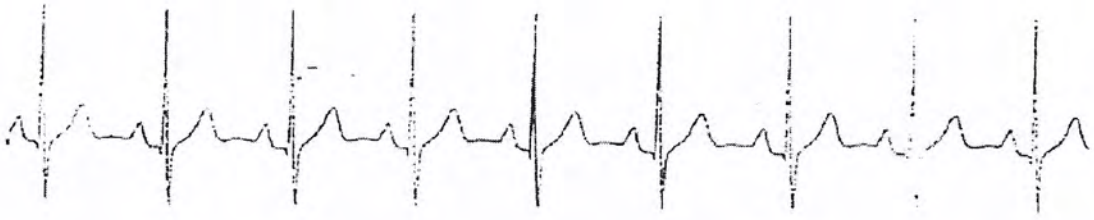
รูปที่ 2-12 แสดงผลของความถี่ที่รบกวนคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

2.7.2 ความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ (Saturation or cutoff distortion)

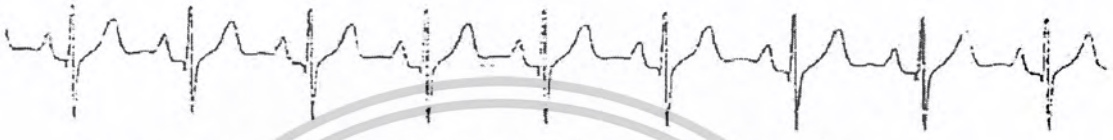
ค่าออฟเซตโวลท์ เตจหรือส่วนขยายที่ไม่เหมาะสมในอิเล็คโตรคาดิ โอกราฟจะทำให้ เกิดความเพี้ยนปรากฏในคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ดังรู ป 2.13 (ก) ซึ่งแสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวในปกติ รูป (ข) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในกรณีการรวมค่าแอมปลิ จูดของสัญญาณอินพุท และส่วนขยายที่อิ่มตัว (ด้านที่เป็ นซีกบวก) ทำให้แอมปลิจูดของคลื่น QRS หรือ พีค (peak) ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวในถูกตัดออกไปเพราะเอาท์พุทของส่วนขยายไม่สามารถเกินค่าโวลท์เตจอิ่มตั ว รู ป (ค) แสดงลักษณะรูปคลื่นที่ มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัว (ในด้านที่เป็นซีกลบ) ทำให้แอมปลิจูดของคลื่น QRS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

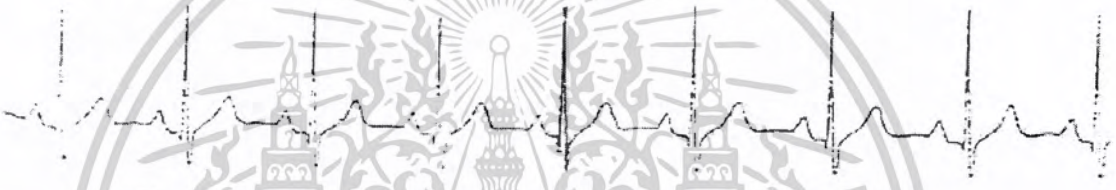
หรือ พีค (Peak) ของสัญญาณคลื่นหัวใจที่ถูกตัดออกไปดังรูป



(ก) แสดงรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เป็นปกติ



(ข) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซีกบวก



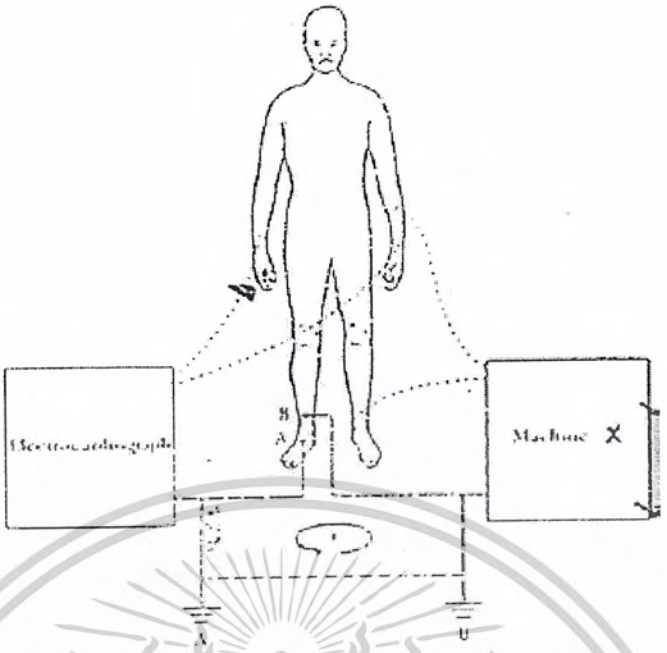
(ค) แสดงลักษณะรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความเพี้ยนที่สภาวะอิ่มตัวในซีกลบ

รูปที่ 2-13 แสดงความเพี้ยนที่ สภาวะอิ่มตัวหรือคัทออฟ

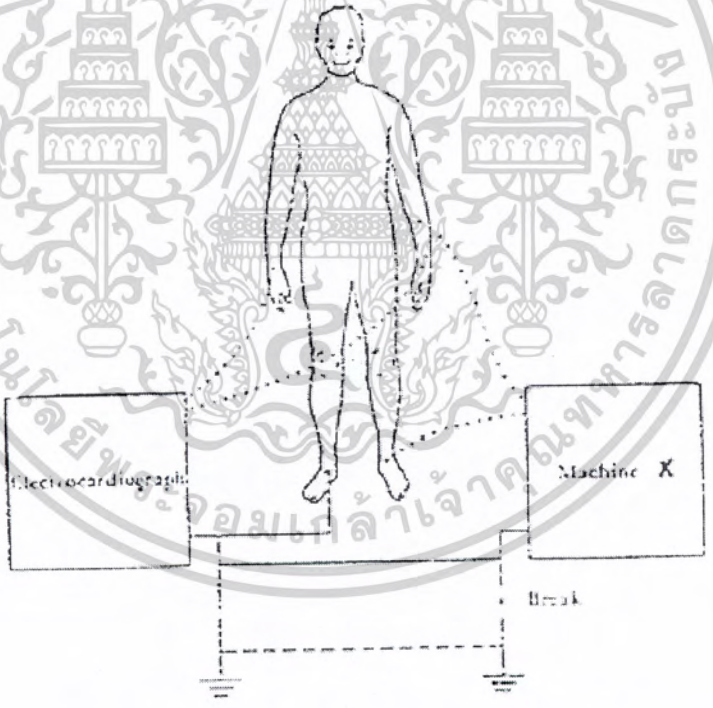
2.7.3 กราวด์ลูป (Ground Loop)

กราวด์ลูปเกิดจากการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบลายวงจรไม่ดีทำให้ศักดาที่จุดกราวด์มีค่าศักดาไม่เท่ากัน ทำให้ กระแสไหลจากกราวด์ของวงจรที่มีศักดาสูงกว่าไปยังกราวด์ของวงจรที่มีศักดาต่ำกว่าดังแสดงในรูป 2.14 (ก) เป็นผลทำให้เกิดการรบกวนขึ้นภายในระบบซึ่งแก้ไขได้โดยการเดินสายภายในวงจรหรือการออกแบบลายวงจรซึ่งให้กราวด์แต่ละวงจรไปรวมกันที่จุ ดๆเดียวกันกับกราวด์ของแหล่งจ่ายไฟดังรูป 2.14 (ข) ทำให้ศักดาของกราวด์เท่ากันหรือใกล้เคียงกันมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ก) แสดงตัวอย่างกราวด์ลูปที่เกิดระหว่างเครื่องอิเล็คโตรคาดิโอกราฟกับเครื่องมือทางอิเล็คโทรนิกส์



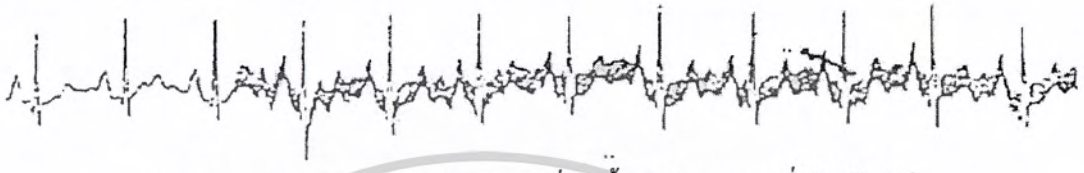
(ข) แสดงตัวอย่างการแก้การเกิดกราวด์ลูปของวงจรทั้งสอง

รูปที่ 2-14 แสดงกราวนด์ลูป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.4 การแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า

สัญญาณทางไฟฟ้า 50 Hz ที่มีอยู่ในอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ไฟบ้าน 220 โวลต์ จะถูกขยายออกแบบคอมมอนโหมด (common mode) ทำให้ได้สัญญาณดังรู ป 2.15 (ก) ซึ่งถ้าหากวงจรส่วนขยายความแตกต่างมีคอมมอนรีเจ็คชั่นเรโช (Common-mode-rejection ratio: CMRR) ก็จะทำให้สัญญาณรบกวนมีขนาดเล็กลงไปอีกก็สามารถกระทำได้โดยต่อสัญญาณคลื่นหัวใจผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ที่ 50 Hz ก็จะทำให้สัญญาณรบกวนน้อยลงไปดังในรูป (ข)



(ก) แสดงสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้า 50 Hz ที่เกิดขึ้นกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(ข) แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเมื่อผ่านวงจรกรองความถี่แบบลดทอนความถี่ 50 Hz

รูปที่ 2-15 แสดงการแทรกสอดจากสัญญาณไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
การวิเคราะห์สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจและ อาการผิดปกติของการเต้นของหัวใจ

3.1 การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจ ที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องวัดและแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) จึงถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการ ความผิดปกติและประเมินสภาวะของหัวใจได้เป็นอย่างดี การวิเคราะห์และแปรผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆ ของผู้ป่วย โดยเฉพาะเกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด การวิเคราะห์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟ ซึ่งมีแกนนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้งเป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาในช่วงต่างๆ ระดับของเส้นสันนิษฐาน เป็นต้น แล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสภาวะของหัวใจเป็นเช่นใด โดยอาจทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 หลีดมาตรฐาน หรือเพียงหลีดใดหลีดหนึ่ง ขึ้นอยู่กับความสามารถและความเชี่ยวชาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้ อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากภารกิจประจำของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการดูแลรักษาผู้ป่วย ดังนั้นในปัจจุบัน ด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์ เข้าช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนคน โดยการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปข้อมูลดิจิตอล แล้วส่งไปยังคอมพิวเตอร์ซึ่งมีโปรแกรมที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลดิจิตอลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามา เพื่อทำการแปลผลและรายงานผลให้ทราบ ซึ่งวิธีนี้เป็นการแก้ปัญหาส่วนของวิธีการวิเคราะห์ ในแบบเดิมได้เช่น กรณี ไม่ มีแพทย์ หรือผู้เชี่ยวชาญมีภารกิจที่ ไม่ สามารถทำการวิเคราะห์ผลได้ ทั้งยังให้ผลลัพธ์ที่รวดเร็ว แม่นยำและถูกต้อง ทันต่อการรักษาอาการของผู้ป่วย ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมี บทบาทสำคัญที่เข้ามาช่วยลดภาระของบุคลากรหรือทดแทนการขาดบุคลากร โดยที่ผลการวิเคราะห์ยังความเชื่อถือได้อยู่ การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้

3.2 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)

จังหวะการเต้น (Rhythm) เป็นคุณสมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงถึง ความสามารถในการทางานของหัวใจอย่างสม่ำเสมอตลอดเวลา ซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงความเป็นปกติของหัวใจ โดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั่นเอง๗) จังหวะการเต้นของหัวใจปกติเป็นไปอย่างสม่ำเสมอแน่ นอน ตามความถี่ของ SA node ที่กระตุ้นเซลล์ของหัวใจเพราะว่าทุกๆส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้าทำงานอย่างเป็นปกติ แต่เมื่อบางส่วนของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติขึ้นในบางสถานการณ์ ก็จะทำให้จังหวะการเต้นของหัวใจผิดแปลกไปจากจังหวะปกติ ซึ่งผลของความถี่ ปกตินี้ก็จะสะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เห็นได้ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นมีศัพท์ทางการแพทย์ เรียกว่า Arrhythmia หมายถึง ความผิดปกติของจังหวะ (Abnormal rhythm) ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจจะแบ่งเป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆ ทำให้สามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกของความผิดปกที่เกิดขึ้นได้โดยง่ายและรวดเร็ว ดังต่อไปนี้

3.2.1 Varying Rhythm

เป็นลักษณะ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ซึ่งมีลำดับสัญญาณ คือ PQRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้ น (คือช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้น เกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่ องไม่สม่ำเสมอ ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในประเภทนี้ จะมีข้อสังเกตได้ คือสัญญาณ P-QRS-T มีลักษณะเป็ นปกติทั้งขนาดและรูปร่าง แต่ช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้จะไม่สม่ำเสมอ ซึ่งเป็นลักษณะที่ผิดปกติไปจากธรรมดา

3.2.2 Extra Beats and Skips

เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่งที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกตินั้นด้วยสายตาได้โดยง่าย ศัพท์คำว่า Extra Beats หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ เกิดขึ้นก่อนกำหนดที่คาดไว้ ส่ วนศัพท์คำว่า Skips หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติในลักษณะนี้ สามารถสังเกตความแตกต่างระหว่ างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่ วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่งไปอีกลูกหนึ่ง (Pulse)

3.2.3 Rapid Rhythm

เป็นลักษณะความผิดปกติที่มีสาเหตุจากการมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วมาก โดยมีรูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจจะผิดปกติหรือไม่นั้น ขึ้นอยู่ กับบริเวณที่เกิดความผิดปกตินั้น ซึ่งลักษณะความผิดปกติประเภทนี้มี ความแตกต่างกันในเรื่องของรูปร่างของสัญญาณ เนื่องจากบริเวณที่เกิดความผิดปกติต่างกัน แต่ข้อสังเกตหลักอยู่ที่การมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็ว

3.2.4 Heart Block

เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจซึ่งพื้นที่ ภายในหัวใจที่ จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้นได้มีด้วยกัน 3 บริเวณคือ SA node, AV node และ Bundle Branch

3.3 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

ในการนำอุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์ มาใช้งานกับผู้ป่วยนั้น สิ่งสำคัญที่จะต้องพิจารณาคืออันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่จะมีต่อผู้ป่วย เป็นอาการช็อกที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
55123

ปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนในที่ กระแสไหลผ่ านมีอาการเกร็งจนไม่สามารถควบคุมได้ และสิ่งที่สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านเป็นกลามเนื้อหัวใจ ก็อาจทำให้หัวใจหยุดเต้น และตายได้ ดังนั้นจึงต้องนึกถึงอันตรายที่มีต่อผู้ป่วย และวิธีที่จะป้องกันอันตรายดังกล่าว

3.3.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

อาการช็อกที่จะเกิ ดขึ้นกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้านั้น จะแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ มาโครช็อค (Macroshock) เป็นอาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลเข้าร่างกายผ่านผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง อีกแบบหนึ่งคือ ไมโครช็อค (Micro shock) เป็ นอาการที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรง โดยไม่ได้ผ่านผิวหนัง จึงทำให้ทางเดินของกระแสไฟฟ้ามีค่าความต้านทานต่ำ

กระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดมาโครช็อคมีค่ามากกว่ากระแสไฟฟ้าที่ทำให้เกิดไมโครช็อคหลายเท่า ได้เคยมีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อค โดยผู้ทำการทดลองถือ อิเล็คโตรดสองอัน โดยมือถือคนละอัน แล้วปล่อยกระแสสลับที่ความถี่ 60 Hz ให้ไหลผ่านร่างกายค่าต่างๆกัน โดยเริ่มปรับค่ากระแสตั้งแต่ศูนย์ขึ้นไปเรื่อยๆ ปรากฏว่าจะเกิดอาการต่ างๆ ของผู้ทดลองที่ค่าของกระแสต่างๆกัน คือเริ่มกระแสจากศูนย์ขึ้นไปจนถึงค่าหนึ่ง จะเริ่มมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้าค่าของกระแสที่ระดับนี้ จะเรียกว่า Perception level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ ของผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกที่กระแสประมาณ 1 มิลลิแอมป์ ส่วนผู้ใหญ่หญิงจะเริ่มรู้สึกในระดั บกระแสที่ต่ำกว่าผู้ชายประมาณ 1 ใน 3 เท่า ถ้าความถี่ของกระแสเปลี่ยนแปลงไปจะทำให้ระดับที่ เริ่มรู้สึกเปลี่ยนค่าไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นมากกว่า 100 Hz

เมื่อเพิ่มกระแสขึ้นไปอีกจนถึง 100 มิลลิแอมป์ ผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกปวดและบางคนถึงกับสิ้นสติ ค่ากระแสระดับนี้ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่จะทำให้เกิด Ventricular fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็วเบา และไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation จะมีค่าต่ำลงถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจนานขึ้น ในการทดลองกับแกะปรากฏว่าการใช้กระแส 1000 มิลลิแอมป์ เป็นเวลา 0.03 วินาที กับการใช้กระแส 100 มิลลิแอมป์ เป็นเวลานาน 3 วินาที ทั้งคู่ต่ างก็ทำให้เกิด fibrillation ข้อมูลจากการทดลองจากสัตว์หลายๆชนิด สามารถนำมาประเมินค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์ได้ สำหรับความถี่ 60 Hz ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด Fibrillation กับมนุษย์ มีค่าประมาณ 116/t มิลลิแอมป์ เมื่อ t คือช่วงเวลาที่ กระแสไหลผ่านร่างกายเป็นวินาที ตัวอย่างเช่น ถ้าปล่อยกระแสนาน 1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดทียังปลอดภัยคือ 116 มิลลิแอมป์ ถ้าปล่อยนาน 4 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ปลอดภัยคือ 58 มิลลิแอมป์

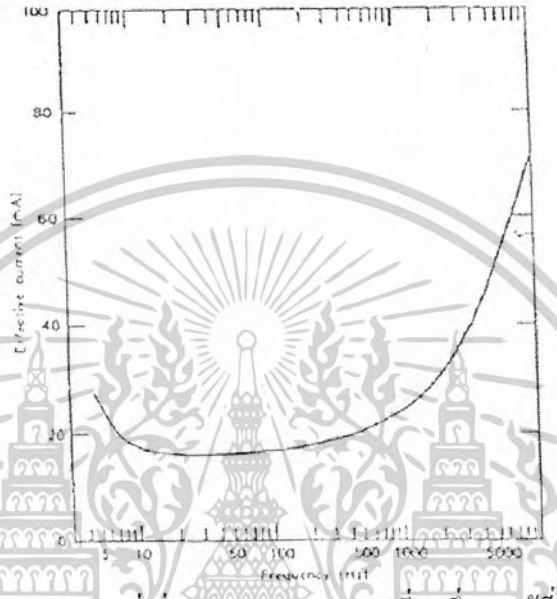
ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสจนถึง 6 แอมป์ หรือมากกว่านี้ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมี อาการคล้ายกับการเกร็งที่มือจนไม่สามารถปล่อยมือออกจากอิเล็คโตรดได้ ถ้าเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ อาจทำให้การหายใจเป็นอัมพาตชั่วคราว และผิดหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงกดของอิเล็คโตรดต่อผิดหนัง และการสัมผัสกับอิเล็คโตรด

ในกรณีของไมโครช็อค กระแสไม่ได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมี ความต้านทานสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าตามเส้นโลหิตแดงใหญ่สู่หัวใจโดยตรง จะเห็นได้ ว่า Ventricular Fibrillation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถเกิดจากไมโครช็อคได้ง่าย เนื่องจากระดับกระต่ำกว่ากรณีของมาโครช็อคมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่า ถ้าป้อนกระแสเพียง 17 ไมโครแอมป์ เข้าหัวใจโดยตรงจะสามารถทำให้เกิด Ventricular fibrillation ได้ จากผลอันนี้นำมาประเมินกับมนุษย์ได้ว่าค่ากระแสที่ทำให้เกิด Ventricular fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงมีค่าประมาณ 30 ไมโครแอมป์

จากการทดลองเหล่ านี้ใช้แหล่งจ่ ายไฟที่มีความถี่ 60 Hz แต่ผลที่เกิดต่อร่างกายก็ใกล้เคียงกันกับแหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 50 Hz ดังในกราฟรูป 3.1



รูปที่ 3-1 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ป่วยชายประมาณครึ่งหนึ่งของผู้ที่ทำการทดลองไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็คโตรดได้

ไมโครช็อคมีโอกาสเกิดขึ้นได้มาก เนื่องจากปัจจุบันในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์มาก ในบรรดาผู้ป่วยต่างๆ มีหลายคนที่จำเป็นต้องใช้หลอดสวน (Catheter) เข้าไปตามเส้นโลหิต ผู้ป่วยในห้องบำบัดพิเศษบางคนต้องใช้เครื่องมือควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (pacemaker) โดยใช้หลอดสวนเข้าไปตามเส้นโลหิตจนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรง ในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว หลอดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวด หรือของเหลวที่นำกระแสไฟฟ้าได้ ดังนั้นจะเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำไปยังหัวใจ ซึ่งจะช่วยเพิ่มความเป็นไปได้ในการเกิดไมโครช็อค

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากช่องเสียบไฟชำรุด หรือสายไฟที่ ฉนวนชำรุด หรือขั้วต่อสายไฟแตก มักจะค้นพบและแก้ไฟได้ง่าย แต่อันตรายที่ค้นพบยากอาจจะเกิ ดจากในสายจ่ายไฟของเครื่องมือ สายจ่ายไฟมักจะถูกละเลยจากการดูแลรักษา สายประเภทนี้ อาจจะถูกดึงมาจากผนังห้องหรือล้อเลื่อนสำหรับวางเครื่องมือหรือเตียง แล้วพาดไปตามพื้น มีหลายครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายไฟที่ทันสมัยจะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้น เป็นเส้นที่มีกระแสไฟฟ้า 2 เส้น และอีกเส้นหนึ่งเป็นสายดิน (Ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟฟ้าเส้นใดเส้นหนึ่งขาดเครื่องมือก็ จะไม่ทำงานและถ้าสายทั้งสองสัมผัสกันหรือลัดวงจร จะทำให้ฟิวส์ขาดซึ่งทั้งสองกรณีสังเกตได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาดจะไม่สามารถรู้ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เลยและเครื่องมือก็ยังทำงานปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายกับผู้ป่วยที่ใช้อิเล็คโทรดภายในร่างกายได้ง่าย อันตรายจากกระแสไฟฟ้ า อาจจะเกิดขึ้นได้จากสาเหตุ อีกอย่ างหนึ่งคือ ระบบไฟฟ้ าของโรงพยาบาลไม่มีสายดิน และเมื่อเครื่องมือที่มีปลั๊กเสียบแบบ 3 ขา เจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลอาจจะตัดขาที่ 3 (สายดิน) ออก หรือมิฉะนั้นก็ใช้วิธีแปลงที่เสียบ บางทีสายดินอาจจะต่อไม่ดีพอ และเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้นก็จะต้องทำจุดต่อสายดินเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจจะอยู่กระจายในบริเวณต่างๆ เมื่อต้องใช้เครื่องมือ 2 เครื่องมือพร้อมกันกับผู้ป่ วยคนเดียวกัน โดยที่เครื่องทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่ จะเกิดความต่างศักดาไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าหากเครื่องหนึ่งต่อยู่กับ อิเล็คโทรดภายในร่างกาย กระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านผู้ป่วยจากจุดดินจุดหนึ่งไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย

3.3.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาล ทำได้โดยการตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมออย่างไรก็ตามอันตรายจากกระแสไฟฟ้ าอาจเกิดขึ้นได้หลายทาง ถึงแม้ว่าจะไม่มีการชำรุดของอุปกรณ์เครื่องใช้

ร่างกายของคนเรามีความรู้สึกต่อไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่าไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz และเนื่องจากที่ความถี่ f = 0 (ไฟฟ้ากระแสตรง) ดังนั้นไฟฟ้ ากระแสตรงจึงไม่ ทำให้เกิดกระแสรั่ว อันเนื่องมาจากค่าความจุของการเก็บประจุระหว่างสายไฟ (Stray Capacitance) อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่ง โดยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงานโดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 60 Hz มากๆ ซึ่งหัวใจมีความไวต่อการเกิด Ventricular fibrillation น้อยมาก

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจทำได้โดยการใช้ เครื่องมืออุปกรณ์ ที่ ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้ แบตเตอรี่ชนิดที่สามารถชาร์จไฟเข้าไปใหม่ได้ (Rechargeable battery) แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องทำงานต่อเนื่องเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอนิเตอร์หัวใจที่ใช้ในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษ จึงไม่เหมาะที่จะใช้กับแบตเตอรี่ ในกรณีนี้จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟให้สูงกว่า 60 Hz มากๆ ให้อยู่ในช่วงที่ มีความไวของหัวใจต่อการเกิด Ventricular fibrillation น้อยมาก แล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่4
เทคโนโลยีและ อุปกรณ์ที่มีใช้ในปัจจุบัน

เทคโนโลยี ที่ใช้ในการบนับอัตราการเต้นของหัวใจ ในปัจจุบันที่มีใช้กันอยู่ได้แก่

- **การใช้คุณสมบัติของคลื่นไฟฟ้า** ซึ่งสามารถวัดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าของหัวใจได้
- **การใช้คุณสมบัติของคลื่นเสียง** เราอาศัยคุณสมบัติของคลื่นเสียงเพื่อฟังอัตราการเต้นของหัวใจ ทำให้เราทราบอัตราการเต้นของหัวใจได้เช่นกัน
- **การใช้คุณสมบัติของคลื่นแสง** จากคลักการสะท้อนของแสง และจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้เราได้ค่าความเข้มข้นของสัญญาณแสงที่แตกต่างกัน เมื่อแสงสะท้อนเม็ดเลือด ซึ่งสามารถหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจได้

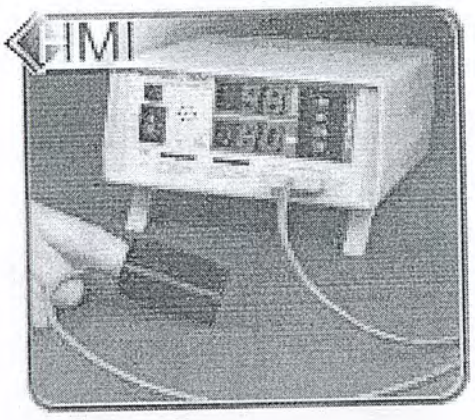
4.1 อุปกรณ์ที่สามารถใช้วัดอัตราการเต้นของหัวใจ ที่มีการใช้กันในปัจจุบัน

4.1.1 เครื่องมือวัดความดัน เป็นอุปกรณ์ซึ่งใช้หลักการของคลื่นไฟฟ้า และเป็นอุปกรณ์พื้นฐานที่มีใช้ทั่วไปตามสถานพยาบาลต่างๆ จุดประสงค์ของการใช้งานก็คือเพื่อทำการวัดหาค่าความดัน แต่อุปกรณ์ดังกล่าวก็สามารถบอกค่า อัตราการเต้นของหัวใจได้ด้วย

รูปที่ 4-1 เครื่องมือวัดความดัน

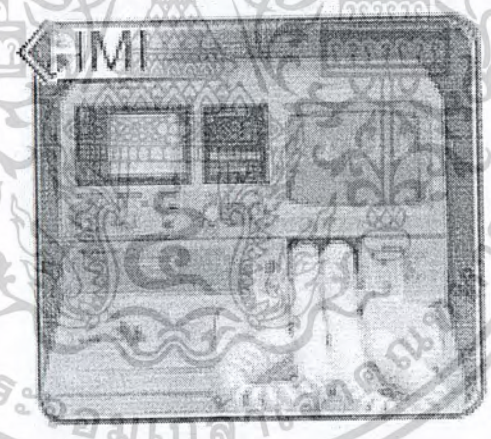
4.1.2 O_2 Saturation Meter ซึ่งใช้หลักการของคลื่นแสง โดยจะเป็น Sensor ยิงเข้าไปที่ปลายนิ้ว แล้วได้ ค่ามาเพื่อคำนวณหา ค่าอัตราการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4-2 เครื่องมือวัดแบบ O_2 **Saturation Meter**

4.1.3 Defibrillator เป็นอุปกรณ์อาศัยหลักการของคลื่นไฟฟ้า และเป็นอุปกรณ์ที่ใช้มีการใช้งานที่หลากหลาย โดยที่เราสามารถพบเห็นการใช้งานอุปกรณ์ตัวนี้ได้ในห้องผ่าตัด ห้องฉุกเฉิน เนื่องจาก Defibrillator สามารถใช้ไฟฟ้ากระตุ้นให้ผู้ที่หัวใจหยุดการทำงานกลับมาทำงานใหม่อีกครั้งได้ และ อุปกรณ์ตัวนี้ก็สามารถให้ค่า อัตราการเต้นของหัวใจได้อีกด้วย



รูปที่ 4-3 เครื่องมือวัดแบบ **Defibrillator**

4.1.4 Holter เป็นอุปกรณ์ตรวจวัดอัตราการเต้นของหัวใจที่สามารถพกพาได้ โดยอาศัยหลักการของคลื่นไฟฟ้า ซึ่งจะใช้แผ่นอิเล็กโทรดจำนวน 6 แผ่น เป็นตัวรับสัญญาณ แล้วส่งสัญญาณไปที่ตัวอุปกรณ์ ตัว Holter เองจะทำการเก็บข้อมูลลงในเทป เมื่อแพทย์ต้องการดูผลของการตรวจวัด ก็เอาเทปที่อยู่ในตัวอุปกรณ์ ไปทำการถอดรหัสเพื่อดูค่าที่เทปบันทึกไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4-4 เครื่องมือวัดแบบ Holter

4.1.5 เครื่องวัด EKG อาศัยหลักการทำงานของคลื่นไฟฟ้า โดยใช้แผ่นอิเล็กโทรดในการรับสัญญาณจากร่างกาย ตัวอุปกรณ์จะรายงานผลเป็น กราฟคลื่นหัวใจ และ สามารถหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจได้ด้วย

รูปที่ 4-5 เครื่องมือวัด EKG

4.1.6 Stethoscope เป็นอุปกรณ์ที่อาศัยหลักการของคลื่นเสียง คือ นับจังหวะการเต้นของหัวใจโดยตรง โดยที่เครื่องจะทำการรับสัญญาณ และมีสัญญาณเอาท์พุตออกมาเป็นคลื่นเสียงที่ดังพอเพื่อที่จะให้ผู้ทำการตรวจวัดสามารถนับได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4-6 เครื่องมือวัด Stethoscope

4.1.7 **Dop tone หรือ Dopper** เป็นอุปกรณ์ที่อาศัยหลักการทำงานของคลื่นเสียงด้วยเช่นกัน โดยอุปกรณ์ตัวนี้ใช้วัดอัตราการเต้นของหัวใจสำหรับเด็กในครรภ์มารดา

รูปที่ 4-7 เครื่องมือวัด Dop tone

4.1.8 **NST (Non Stress Test)** เป็นอุปกรณ์ที่ใช้หลักการทำงานของคลื่นเสียง ใช้วัดอัตราการเต้นหัวใจของเด็กในครรภ์มารดา โดยที่

- วัดค่าอัตราการเต้นของหัวใจ หน่วยเป็นจำนวนครั้งต่อนาที
- แสดงผลผ่าน monitor
- แสดงผลทางกระดาษกราฟ

4.2 ข้อดี ข้อเสีย ของเทคโนโลยีแต่ละแบบ

แผ่นอิเล็กโทรด ซึ่งอาศัยหลักการของคลื่นไฟฟ้า

– ข้อดี

- สัญญาณที่ได้มีความเสถียร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ไม่มีสัญญาณรบกวน

— ข้อเสีย

- ราคาแพง
- อายุการใช้งานสั้น

ไมโครโฟน ลำโพง ซึ่งอาศัยหลักการการทำงานของเสียงนั่นเอง

- ข้อดี

- อุปกรณ์หาได้ง่าย
- ราคาไม่แพง

- ข้อเสีย

- เกิดสัญญาณรบกวนได้ง่าย

Sensor ซึ่งอาศัยหลักการการสะท้อนของแสง

- ข้อดี

- ราคาถูก
- หาซื้อได้ง่าย
- ขนาดเล็ก

- ข้อเสีย

- ยากต่อการหามุมสะท้อนที่เหมาะสม

4.3 เทคโนโลยี ที่เลือกใช้ และเหตุผลที่เลือกใช้

- สิ่งที่เลือกใช้

— การสะท้อนของแสง

- เหตุผล

— อุปกรณ์ที่เราต้องการพัฒนาต้องสามารถพกพาได้

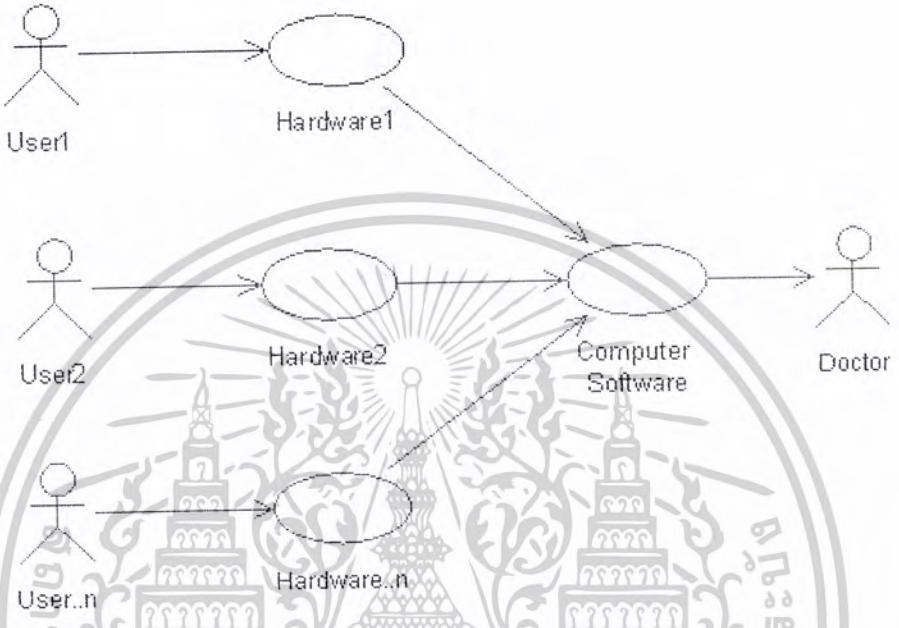
— ราคาถูก

ซึ่งล้วนเป็นข้อดีของการใช้หลักการของแสงทั้งสิ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
หลักการและขั้นตอนการออกแบบโครงงาน

5.1 หลักการในการออกแบบ



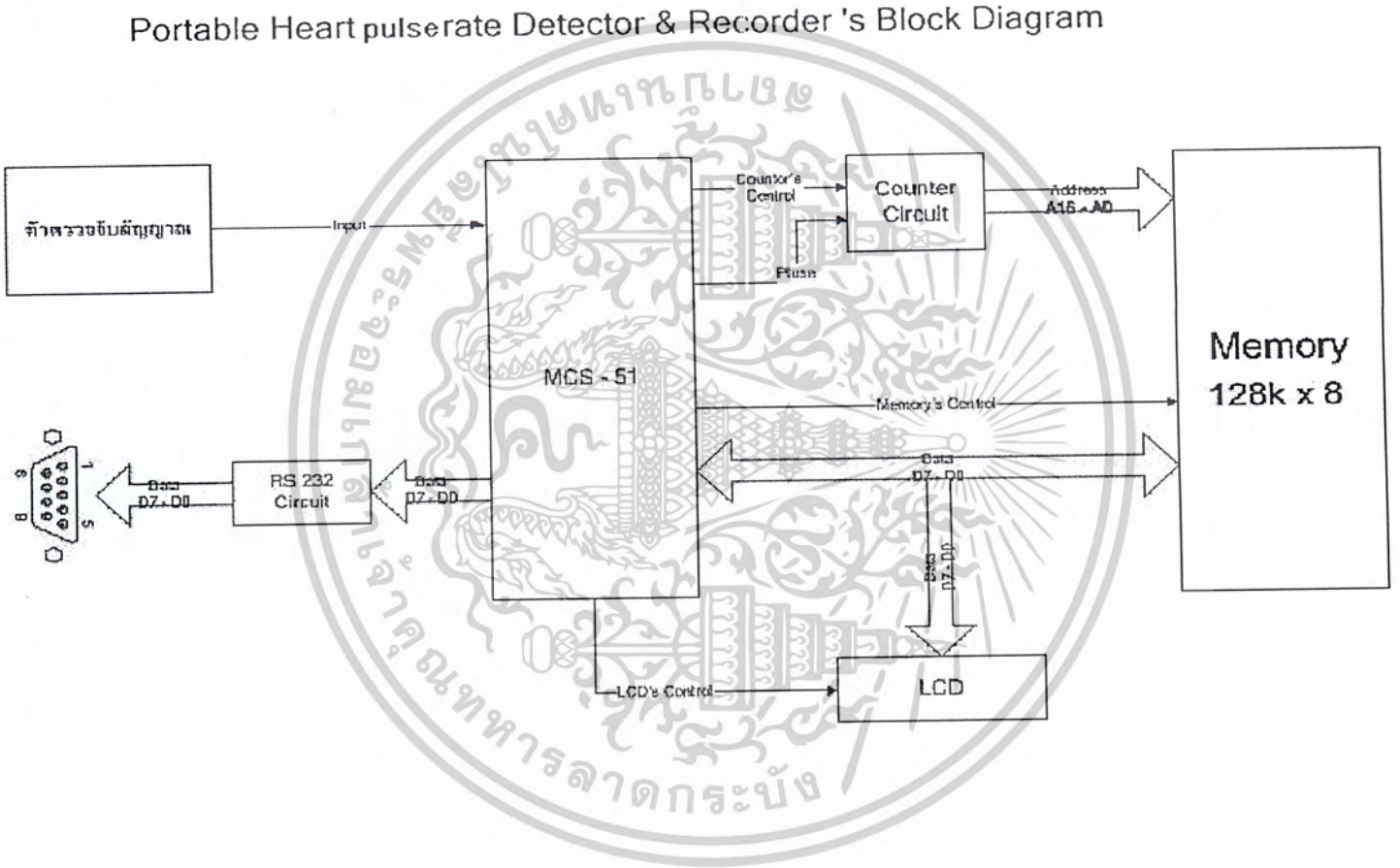
รูปที่ 5-1 ภาพหลักการทำงานโดยรวมของระบบ

มีการออกแบบให้ระบบรองรับการทำงานให้สามารถรองรับข้อมูลของคนไข้หลายๆคนได้ โดยที่คนไข้แต่ละคนนั้นจะมีอุปกรณ์เป็นของตัวเอง (แพทย์อาจให้คนไข้ยืมไปใช้) หลังจากนั้นเมื่อครบกำหนดเวลาตามที่แพทย์นัดหรือเมื่อคนไข้ต้องการมาเก็บข้อมูล ก็จะสามารถนำอุปกรณ์นี้มาให้แพทย์ทำการถ่ายข้อมูลลง Software ที่ติดตั้งอยู่บนเครื่อง computer ของแพทย์ แล้วเก็บลงไว้ในฐานข้อมูลของคนไข้คนนั้นๆ

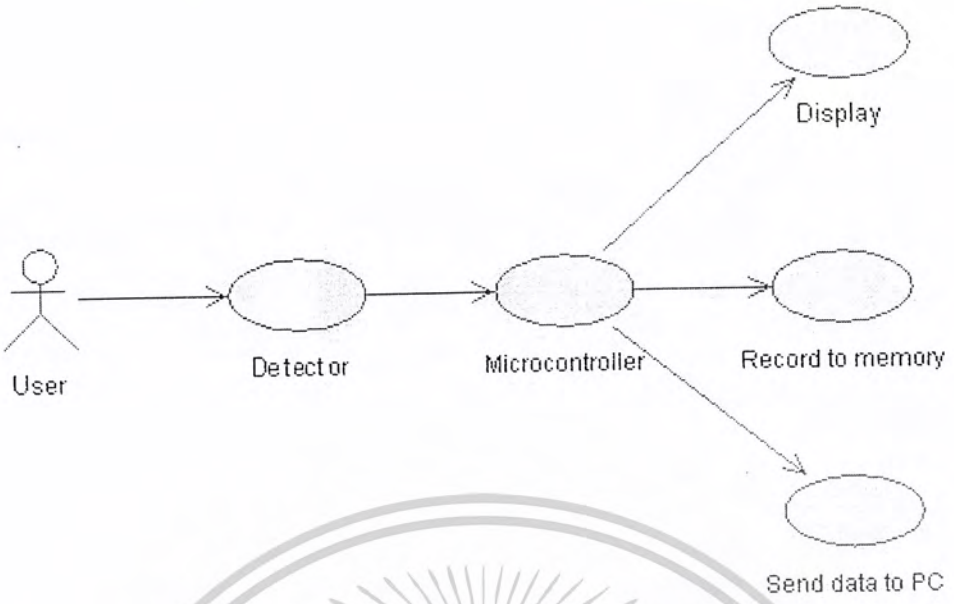
5.2 โครงสร้างการทำงานโดยรวมของอุปกรณ์

ในส่วนของอุปกรณ์ นั้นจะประกอบด้วยส่วนประกอบต่างๆดังภาพ โดยที่เริ่มแรก เมื่อนำคลิปจับมาจับที่ปลายนิ้วของคนไข้ สัญญาณที่ได้จะถูกส่งต่อมายัง ส่วนของวงจร Detectorเพื่อนำมาวิเคราะห์ว่าสัญญาณไหนเป็นสัญญาณของจังหวะการเต้นของหัวใจ เมื่อจับจังหวะได้แล้ว สัญญาณนั้นจะถูกแปลงให้มาอยู่ในรูปของ pulse สัญญาณแล้วถูกส่งต่อมายัง Microcontroller, จากนั้น Microcontroller จะทำการตรวจจับสัญญาณที่ถูกส่งมาแล้วทำการคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อได้ตัวเลขอัตราการเต้นของหัวใจที่แน่นอนแล้วก็จะส่งข้อมูลตัวเลขนั้นมาแสดงผลที่หน้าจอแสดงผล และนำไปการเก็บข้อมูลลง Memory ต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

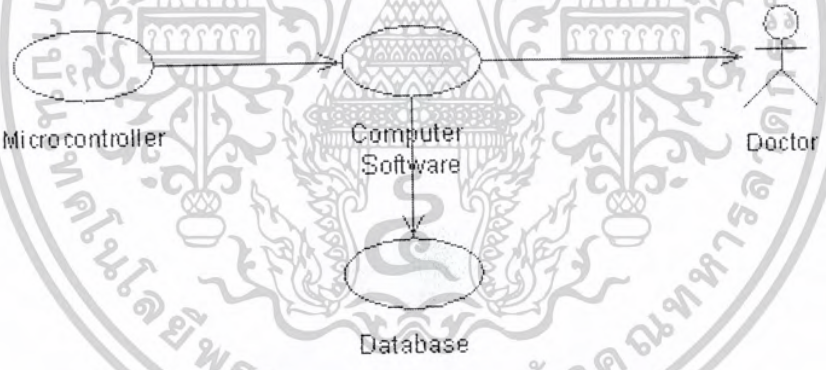


รูปที่ 5-2 Block Diagram ของอุปกรณ์ Hardware



รูปที่ 5-3 โครงสร้างการทำงานโดยรวมของอุปกรณ์ HRDR

5.3 PC Software



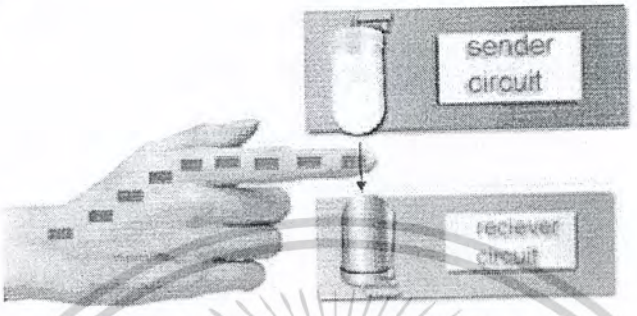
รูปที่ 5-4 การทำงานในส่วนของ PC Software

ในการติดต่อในส่วนของ PC Software นั้นจะเริ่มจากที่เมื่อแพทย์การสั่งให้ PC Software ทำการส่งข้อมูลที่เก็บอยู่ใน Memory เข้ามา เมื่อ Microcontroller ได้รับคำสั่งให้ส่งข้อมูลดังนั้นแล้วก็จะทำการดึงข้อมูลจาก Memory ส่งไปยัง Computer, เมื่อ computer ได้รับข้อมูลแล้วก็จะทำการเก็บข้อมูลเหล่านั้นลงยัง database. จากนั้นเมื่อแพทย์ต้องการที่จะดูข้อมูลของคนไข้รายใดแล้วก็จะทำการ access ฐานข้อมูลผ่านทาง PC Software ซึ่งจะมีองค์ประกอบที่ช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ข้อมูลของคนไข้คนนั้นๆได้ง่ายขึ้น **ในส่วนของการติดต่อ microcontroller กับ PC Software นั้นยังมีการติดต่อในการตั้งค่า alert rate ด้วยซึ่งจะอธิบายรายละเอียดในส่วนของการใช้งานโดยละเอียดต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่6
รายละเอียดและวิธีการทำงานของอุปกรณ์

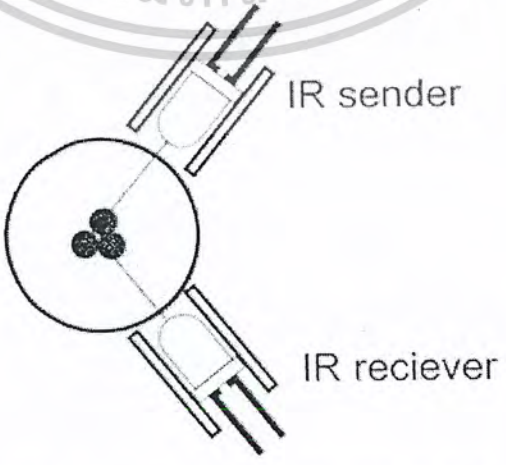
6.1 ส่วนตรวจจับสัญญาณ



รูปที่ 6-1 หลักการในการตรวจจับสัญญาณ

ในการตรวจจับอัตราการเต้นของหัวใจนั้นจะทำโดยการอาศัยหลักการที่ว่าในการเต้นแต่ละครั้งของหัวใจมนุษย์นั้นจะทำการสูบฉีดเลือดไปหล่อเลี้ยงอวัยวะต่างๆของร่างกาย โดยในการสูบฉีดแต่ละครั้งนั้นหัวใจจะทำการปั๊มกลุ่มของเม็ดเลือดที่มีแรงดันสูงและมีความหนาแน่นของเม็ดเลือดมาก ไปยังส่วนต่างๆของร่างกาย เป็นจังหวะๆ ไม่ตามอัตราการเต้นของหัวใจ ดังนั้นเราจึงอาศัยกลไกของร่างกายมนุษย์ที่ว่านี้ มาทำการประยุกต์กับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ โดยจะนำเอาหลักทฤษฎีของการสะท้อนของแสงมาใช้ โดยจะใช้การยิงแสงอินฟาเรดไปยังอวัยวะของร่างกายที่สามารถจับการสะท้อนของเม็ดเลือดได้ง่ายเช่น นิ้ว หรือใบหู แล้วทำการรับแสงที่สะท้อนกลับมา แล้วนำสัญญาณที่ได้นั้นมาทำการแปลงให้อยู่ในรูปของ pulse สัญญาณเพื่อส่งให้ microcontroller ทำการคำนวณต่อไป

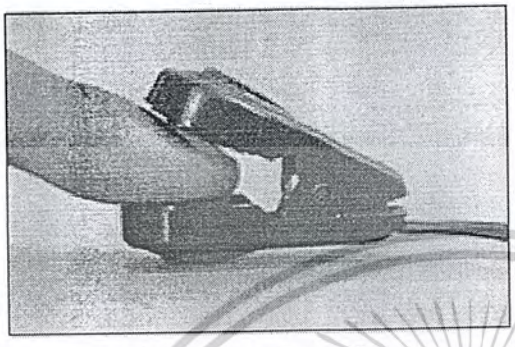
โดยเราจะทำการวางอุปกรณ์ตรวจจับ ซึ่งก็คือ ตัวส่งแสงอินฟาเรด และตัวรับสัญญาณอินฟาเรด โดยต้องวางให้ทำมุมสะท้อนกับนิ้ว ซึ่งมุมสะท้อนนี้เราต้องทำการทดลองเพื่อหาจุดที่สามารถรับสัญญาณได้ดีที่สุด โดยลักษณะการวางอุปกรณ์นั้นจะเป็นไปตามหลักการดังรูป



รูปที่ 6-2 หลักการทำงานของการตรวจจับการสะท้อนแสงอินฟาเรดจากเม็ดเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

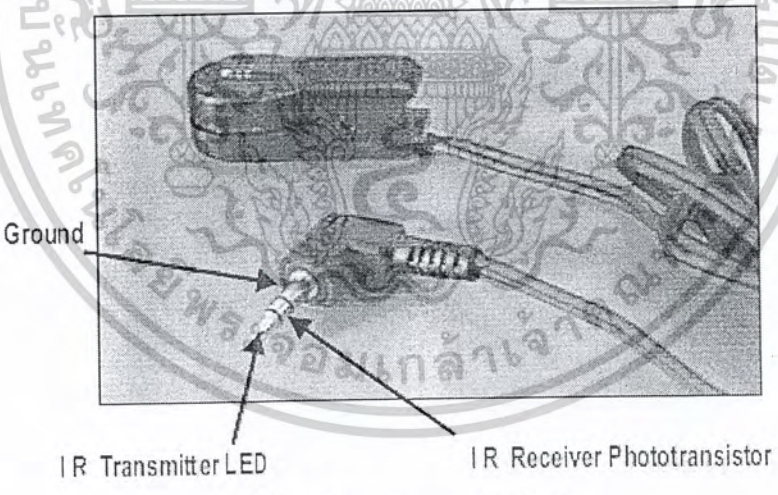
สำหรับตัวส่งอินฟาเรด และตัวรับอินฟาเรดนั้นเราจะทำการรวมให้อยู่ในอุปกรณ์เดียวกันเพื่อความสะดวกในการใช้งาน โดยจะนำตัวส่งและตัวรับนั้นมาบรรจุอยู่ในคลิปหนีบเพื่อความสะดวกในการใช้งานซึ่งลักษณะการใช้งานนั้นจะเป็นไปดังรูป



รูปที่ 6-3 การใช้คลิปกับหู

รูปที่ 6-4 การใช้คลิปกับหู

สำหรับตัวอุปกรณ์คลิปหนีบนั้นจะมีโครงสร้างดังรูป ซึ่งเราจะต้องส่งสัญญาณอินฟาเรดไปยังขั้ว IR transmitter และต้องทำการรับสัญญาณจากขั้ว IR receiver transistor เข้ามาเพื่อทำการวิเคราะห์สัญญาณต่อไป



รูปที่ 6-5 โครงสร้างของคลิปหนีบ

หลังจากที่เราได้ยิงสัญญาณอินฟาเรดเพื่อไปสะท้อนยังกลุ่มของเม็ดเลือดแล้ว และได้รับสัญญาณกลับมาจากขั้ว IR Receiver Phototransistor จากคลิปแล้วเราจะนำสัญญาณที่ได้นี้มาทำการขยายและแปลงเพื่อที่จะให้ microcontroller สามารถทำการตรวจจับได้

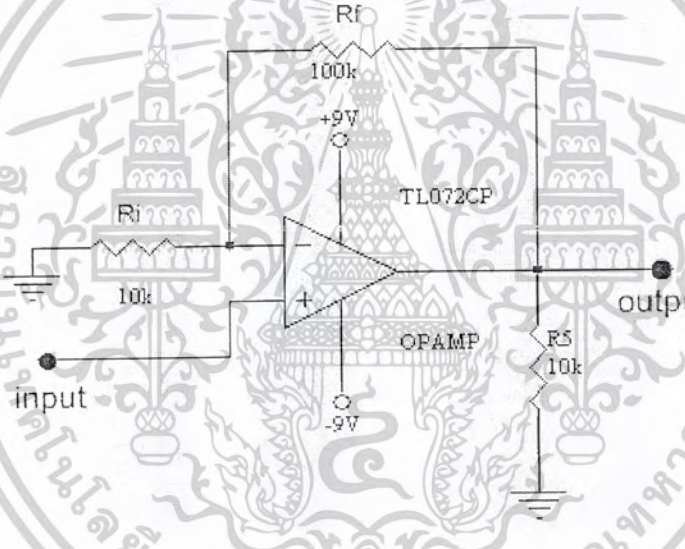
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.2 ส่วนวงจรขยาย

ในส่วนนี้จะทำหน้าที่ในการขยายสัญญาณที่ได้รับมาจากขั้ว IR Receiver Phototransistor จากคลิป เพื่อนำมาทำการขยายสัญญาณที่ได้ให้เป็นสัญญาณที่แรงขึ้น โดยเปลี่ยนจากสัญญาณอินพุตน้อยๆ มาเป็นสัญญาณเอาท์พุตที่มีขนาดสูงกว่าเดิม โดยไอซีออปแอมป์ที่มีอัตราในการขยายสัญญาณที่สูง และยังมีลักษณะของการขยายเป็นเส้นตรง ซึ่งหมายความว่าอัตราส่วนระหว่างเอาท์พุตต่ออินพุตจะคงที่เสมอ นอกจากนั้นแล้วเรายังสามารถควบคุมอัตราการขยายได้โดยใช้อุปกรณ์ภายนอก ซึ่งก็คืออัตราส่วนของความต้านทานที่นำมาต่อเข้ากับออปแอมป์นั่นเอง ดังสมการต่อไปนี้

$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_f}{R_{in}} + 1$$

หรือ $$V_{out} = \left(\frac{R_f}{R_{in}} + 1\right) V_{in}$$



รูปที่ 6-6 วงจรขยายสัญญาณ

จากรูปข้างต้นเป็นรูปที่ได้นำไปใช้จริงในวงจร โดยเมื่อทำการขยายจากสมการข้างต้นจะเห็นว่ามีอัตราการขยายเป็น

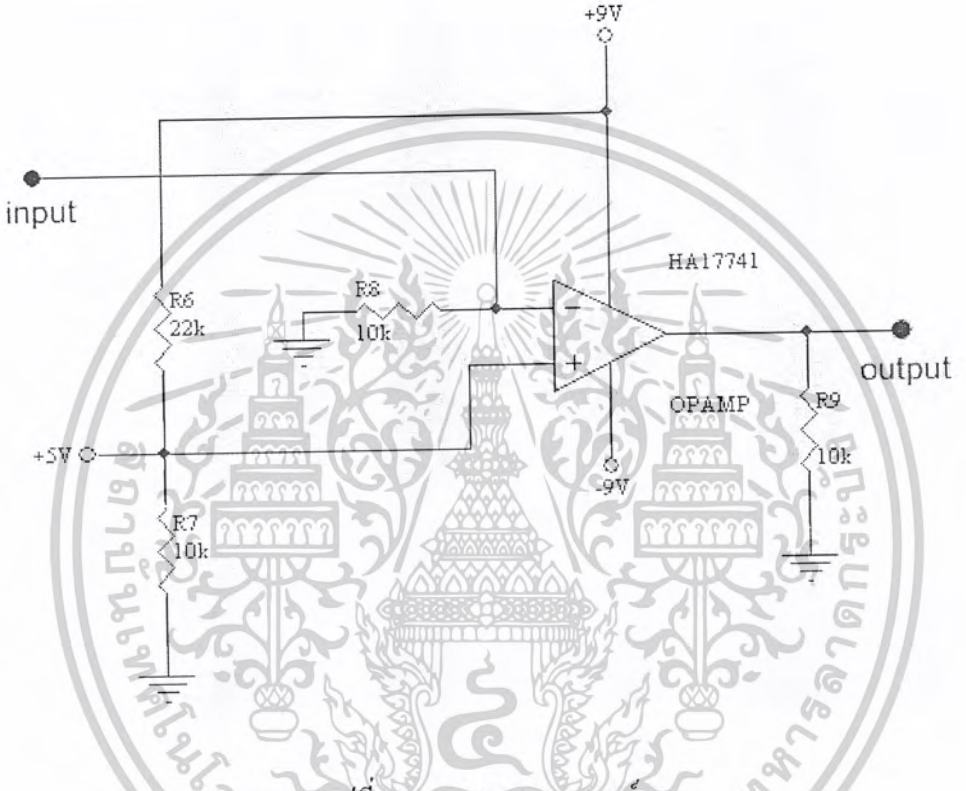
$$A_v = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{100k}{10k} + 1$$

ซึ่งจะได้กำลังการขยายเป็น 11 เท่าของสัญญาณอินพุตที่รับเข้ามา ซึ่งสามารถขยายได้เพียงพอต่อวงจรซึ่งจะนำไปใช้ เพราะว่าในการขยายนั้นจะต้องอยู่ในข้อกำหนดที่ว่าแรงดัน เอาท์พุตที่ขยายออกมาได้นั้นจะต้องมีค่าไม่เกินอัตราการสวิงของแรงดันสูงสุดของออปแอมป์ ซึ่งออปแอมป์ TL072 ที่ใช้นี้จะมีอัตราการสวิงของแรงดันสูงสุดอยู่ที่ อยู่ในค่าที่ไม่เกิน +12V และไม่เกิน -12V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.3 วงจรคอมพาราเตอร์

วงจรคอมพาราเตอร์นั้นมีหน้าที่ในการตรวจจับระดับสัญญาณว่ามีค่าเกินกว่าระดับแรงดันที่ใช้ในการอ้างอิงหรือยัง โดยที่ถ้าหากว่าระดับสัญญาณที่เข้ามามีค่าสูงกว่าระดับแรงดันอ้างอิงที่เราได้ตั้งไว้วงจรก็จะปัดช่วงของสัญญาณที่มีค่าสูงกว่านั้นให้กลายไปเป็นแรงดันอีกค่าหนึ่งได้ เหตุผลที่เราต้องใช้วงจรคอมพาราเตอร์ก็เพราะว่าเราต้องทำให้สัญญาณที่ได้มาจากวงจรขยายนั้นมาแปลงให้เป็นสัญญาณพัลส์ที่ไมโครคอนโทรลเลอร์สามารถอ่านได้



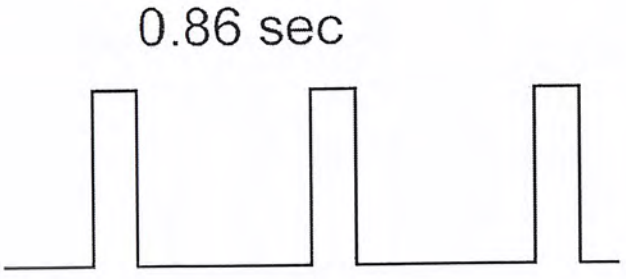
รูปที่ 6-7 วงจรคอมพาราเตอร์

6.4 วิธีการนับสัญญาณ

หลักการทั่วไปในการวัดอัตราการเต้นของหัวใจนั้น แพทย์หรือผู้ทำการวัดจะทำการจับชีพจรโดยใช้เวลานาน 15 วินาที แล้วทำการนำค่าที่ตรวจนับได้คูณด้วย 4 จะได้ค่าจำนวนการเต้นของหัวใจเป็นจำนวนครั้งต่อนาที จากหลักการดังกล่าว เราได้นำมาใช้เพื่อทำการนับอัตราการเต้นของหัวใจในโครงงานนี้โดยเราได้ใช้การทำงานของไทเมอร์/เคาน์เตอร์ 0 ในการทำงาน โดยเราต้องกำหนดให้ทำงานเป็นเคาน์เตอร์โหมด 2 ซึ่งเป็นเคาน์เตอร์ขนาด 8 บิต แนวความคิดในการนับสัญญาณคือ เราจะทำการเปิดเกตนับเวลา 15 วินาที ซึ่งคือเวลาที่แพทย์ได้ใช้ทั่วไปในการนับอัตราการเต้นของหัวใจ โดยการเซตบิต TR0 ในรีจิสเตอร์ TCON แล้วทำการวนลูปเป็นเวลา 15 วินาทีจากนั้นจึงทำการปิดเกต แล้วนำค่าที่ได้จากเคาน์เตอร์ มาทำการคูณด้วย 4 เพื่อให้ได้จำนวนอัตราการเต้นของหัวใจเป็น จำนวนครั้งต่อนาที จากนั้นก็ทำการแสดงผล ค่าอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งเป็นจำนวนครั้งต่อนาที บนจอผลึกเหลว ถ้าหากค่าอัตราการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เต้นของหัวใจสูงกว่าค่าที่กำหนด ก็จะเกิดการโอเวอร์โฟลว์ขึ้น และทำการแสดงผลที่จอผลึกเหลวด้วยข้อความว่า "Input Over Range"



รูปที่ 6-8 การคำนวณอัตราการเต้นของหัวใจ

6.5 การติดต่อกับหน้าจอแสดงผล

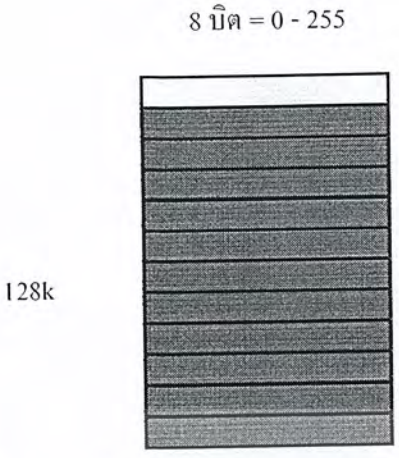
รูปที่ 6-9 หน้าจอแสดงผลที่ใช้

ในการแสดงผลของการวัดอัตราการเต้นของหัวใจนั้น เราเลือกใช้การแสดงผลแบบผลึกเหลว (LCD) 16 ตัวอักษร 1 บรรทัด ซึ่งง่ายต่อการใช้งาน โดยที่จะแสดงผลตลอดเวลา ตามค่าที่ได้จากการนับ ซึ่งการแสดงผลดังกล่าว จะเป็นจำนวนการเต้นของหัวใจ ต่อนาที

6.6 การติดต่อกับหน่วยความจำ

ในการเก็บอัตราการเต้นของหัวใจลงหน่วยความจำนั้นจะทำการเก็บตัวเลขเป็นจำนวนครั้ง/นาที โดยที่จะใช้หน่วยความจำขนาด 128k x 8 bits เหตุที่ใช้หน่วยความจำขนาดเท่านี้ก็เพราะว่าอัตราการเต้นหัวใจของมนุษย์นั้นจะอยู่ในช่วงระหว่าง 40 – 210 ครั้งต่อนาที ซึ่งหน่วยความจำขนาดที่มีความกว้าง 8 bits นั้นมีความสามารถที่จะบรรจุตัวเลขขนาดนี้ได้ เพราะว่า 8 บิตนั้นจะสามารถบันทึกค่าที่อยู่ในช่วง 0 – 255 ได้ (2 ยกกำลัง 8 เท่ากับ 255)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6-10 แสดงลักษณะทางการจัดเก็บข้อมูลในหน่วยความจำ

และภายในเวลา 1 วันนั้นมีค่าเท่ากับ 1,440 นาที ดังนั้นเมื่อใช้หน่วยความจำขนาด 128k แล้วจะสามารถเก็บข้อมูลได้ถึง 89 วันเลยทีเดียว (128,000 / 1,440 เท่ากับ 89 วัน)

6.7 การเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเกินกว่าที่กำหนดไว้

อุปกรณ์ HRDR นี้จะมีระบบในการเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงเกินกว่าที่ควรจะเป็นสำหรับบุคคลนั้นๆ โดยจะมีการแจ้งเตือนทั้งในส่วนของตัวอักษรที่แสดงบนหน้าจอคลีกทั้งยังมีการเตือนในแบบเสียงเตือนให้ผู้ใช้ทราบอีกด้วยในกรณีที่ผู้ป่วยไม่ต้องการที่จะสังเกตที่หน้าจอตลอดเวลา เหตุที่จำเป็นต้องมีระบบการแจ้งเตือนนี้ก็เพราะว่าต้องการให้ผู้ใช้หยุดการกระทำกิจกรรมใดๆที่ทำให้หัวใจเต้นเร็วกว่าที่ควรจะเป็นเพราะการกระทำกิจกรรมใดๆเหล่านั้นอาจจะก่อให้เกิดอันตรายแก่ผู้ใช้ได้ เพื่อสุขภาพของผู้ใช้เอง

การสร้างวงจรการเตือนเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงเกินไปนั้นอาศัยหลักการง่ายๆ โดยจะมีการเก็บค่าที่เป็นฐานในการเปรียบเทียบไว้ในหน่วยความจำของไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นเมื่อได้ค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณออกมาแล้วจากการตรวจจับของวงจรตรวจจับและผ่านการคำนวณจากไมโครคอนโทรลเลอร์ ก็จะนำค่าที่ได้มานั้นมาเปรียบเทียบกับค่าตัวเลขพื้นฐานที่ได้กำหนดไว้ ถ้าหากว่าตัวเลขของอัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงกว่าค่าพื้นฐานไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะทำการส่งสัญญาณไปยังวงจรในการสร้างเสียงเพื่อให้วงจรทำการส่งเสียงเตือนออกมา และในพร้อมๆกันนั้นก็จะทำการเปลี่ยนแปลงรูปแบบในการแสดงผลที่หน้าจอด้วยจากปกติที่จะแสดงเพียงแค่ตัวเลขของอัตราการเต้นของหัวใจเท่านั้น เปลี่ยนไปเป็นการแสดงผลที่มีตัวอักษรแจ้งเตือนพร้อมกับตัวเลขค่าของอัตราการเต้นของหัวใจพร้อมๆกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6.8 PC Software

ในส่วนของรายละเอียดภายในโปรแกรมที่ติดตั้งอยู่บนคอมพิวเตอร์นั้นมีความสามารถทำงานได้หลากหลายรูปแบบตามความต้องการของแพทย์ผู้ซึ่งจะต้องใช้โปรแกรมนี้ โดยความสามารถของโปรแกรมนั้นมีดังนี้

- มีการเก็บฐานข้อมูลรายละเอียดของคนไข้แต่ละคนทั้งรายละเอียดส่วนตัวและรายละเอียดของอัตราการเต้นของหัวใจด้วย
- สามารถเพิ่มคนไข้คนใหม่ๆเข้าไปได้
- สามารถเปลี่ยนแปลงแก้ไขรายละเอียดส่วนตัวของคนไข้ได้
- สามารถดึงข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจของคนไข้แต่ละคนโดยสามารถเลือกเป็นช่วงเวลาได้ รวมทั้งยังสามารถเลือกดูเฉพาะช่วงที่อัตราการเต้นของหัวใจมีการเต้นสูงผิดปกติได้
- สามารถแสดงผลแบบกราฟเพื่อช่วยให้แพทย์สามารถวิเคราะห์ข้อมูลได้ง่ายขึ้นได้
- สามารถตั้งค่าตัวเลขพื้นฐานของอัตราการเต้นของหัวใจที่จะทำการแจ้งเตือนไปยังอุปกรณ์ HRDR ได้
- สามารถดึงข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจที่เก็บอยู่ในหน่วยความจำจากอุปกรณ์ HRDR มาเก็บไว้ในฐานข้อมูลบนโปรแกรมคอมพิวเตอร์ได้

** รายละเอียดในการใช้งานของส่วนต่างๆนั้นจะถูกกล่าวไว้ในวิธีการใช้งานในภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่7

การทดสอบและผลการทดลอง

วิธีการทดลอง

1. นำอุปกรณ์มาติดตั้งให้กับผู้ป่วย โดยการนำคลิปมาจับที่นิ้วมือ
2. เปิดสวิทช์ไฟเพื่อเริ่มการทำงาน รวมทั้งเปิดสวิทช์ลำโพงเพื่อให้ส่งเสียงเตือนเมื่ออัตราการเต้นหัวใจสูงเกินค่าที่ตั้งไว้
3. จดบันทึกวันเวลาที่เริ่มทำการทดลอง
4. สังเกตผลที่ได้รับจากการทดลองที่หน้าจอแสดงผล
5. ทำการต่อสาย Serial Port จากอุปกรณ์สู่คอมพิวเตอร์ จากนั้นทำการเปิดโปรแกรม HRDR.exe และเลือกเข้าสู่โหมดการตั้งค่าอัตราการเต้นพื้นฐานเพื่อทำการตั้งค่าอัตราการเต้นของหัวใจพื้นฐานที่จะทำการแจ้งเตือน
6. ทำการเก็บข้อมูลเป็นเวลาประมาณ 1 ชั่วโมง
7. ทำการต่อสาย Serial Port อีกครั้งเพื่อทำการถ่ายโอนข้อมูลจากหน่วยความจำไปเก็บยังฐานข้อมูลภายในคอมพิวเตอร์
8. ทำการทดลองใช้งานโปรแกรมโดยการเลือกบุคคล, ช่วงเวลา, และเลือกการแสดงผลแบบกราฟ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 8
สรุปและวิจารณ์

สรุปผลการทดลอง

จากการทำงานทั้งหมดที่ผ่านมานั้นเริ่มแรกนั้นจำเป็นที่จะต้องเริ่มที่การทำวงจรตรวจจับซึ่งถือได้ว่าเป็นปัญหาหลักเลยทีเดียว โดยเริ่มตั้งแต่ปัญหาเกี่ยวกับตัวตรวจจับ ซึ่งเสียเวลาไปมากกับการสร้างอุปกรณ์ตรวจจับเอง (คลิปหนีบ) ซึ่งได้ทำการทดลองทำการสร้างเองและได้ผลไม่ค่อยเป็นที่น่าพอใจเนื่องจากไม่สามารถหาอุปกรณ์ที่เหมาะสมมาประยุกต์ใช้ได้อีกทั้งการตรวจจับสัญญาณก็ได้ผลที่ไม่แน่นอนเพราะบางครั้งผลก็น่าพอใจแต่บางครั้งก็ไม่สามารถตรวจจับได้เลยอันเป็นผลเนื่องมาจากตัวอุปกรณ์และมุมในการตรวจจับ ซึ่งได้แก้ปัญหาโดยการไปซื้อคลิปหนีบที่ใช้ในการตรวจจับจากร้านขายอุปกรณ์ออกกำลังกายมาใช้แทนซึ่งมีราคาแพง จากนั้นการสร้างวงจรตรวจจับซึ่งก็เป็นปัญหาใหญ่ที่ต้องทำการทดลองเปลี่ยนวงจรที่ใช้ไปเรื่อยๆทำให้เสียเวลากับส่วนนี้ไปมาก เมื่อตัดสินใจเลือกวงจรที่คิดว่าดีที่สุดได้แล้ว ก็ได้ทำการขั้นต่อไปคือการเขียนโปรแกรมให้กับไมโครคอนโทรลเลอร์และโปรแกรมที่ใช้บนคอมพิวเตอร์ ซึ่งก็สามารถแก้ไขปัญหาต่างๆไปได้ด้วยดี

อย่างไรก็ตามภาพรวมของทั้งงานนี้ได้ผลออกมาครบตามแนวทางที่ได้วางไว้แต่ต้น แต่จะมีปัญหาอยู่ที่การตรวจวัดในบางครั้งนั้นผลที่ได้ออกมาคลาดเคลื่อนกับความเป็นจริงอันเนื่องมาจากมุมที่ทำการตรวจวัดนั่นเอง

แนวทางการพัฒนาต่อ

1. ปรับปรุงตัวตรวจจับให้มีคุณภาพที่ดียิ่งขึ้นให้มีการตรวจจับได้อย่างแม่นยำไม่คลาดเคลื่อนแม้จะมีการเปลี่ยนแปลงมุมในการตรวจจับอันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวร่างกายของผู้ใช้
2. ปรับปรุงให้มีการใช้วงจร Real time clock เพื่อใช้ในการบันทึกเวลาในการเปิดปิดของอุปกรณ์โดยอัตโนมัติ
3. ปรับปรุงให้มีการใช้หน้าจอแสดงผลที่เล็กลงและราคาถูกกว่าเช่นหน้าจอแสดงผลที่ใช้ในเครื่องคิดเลข

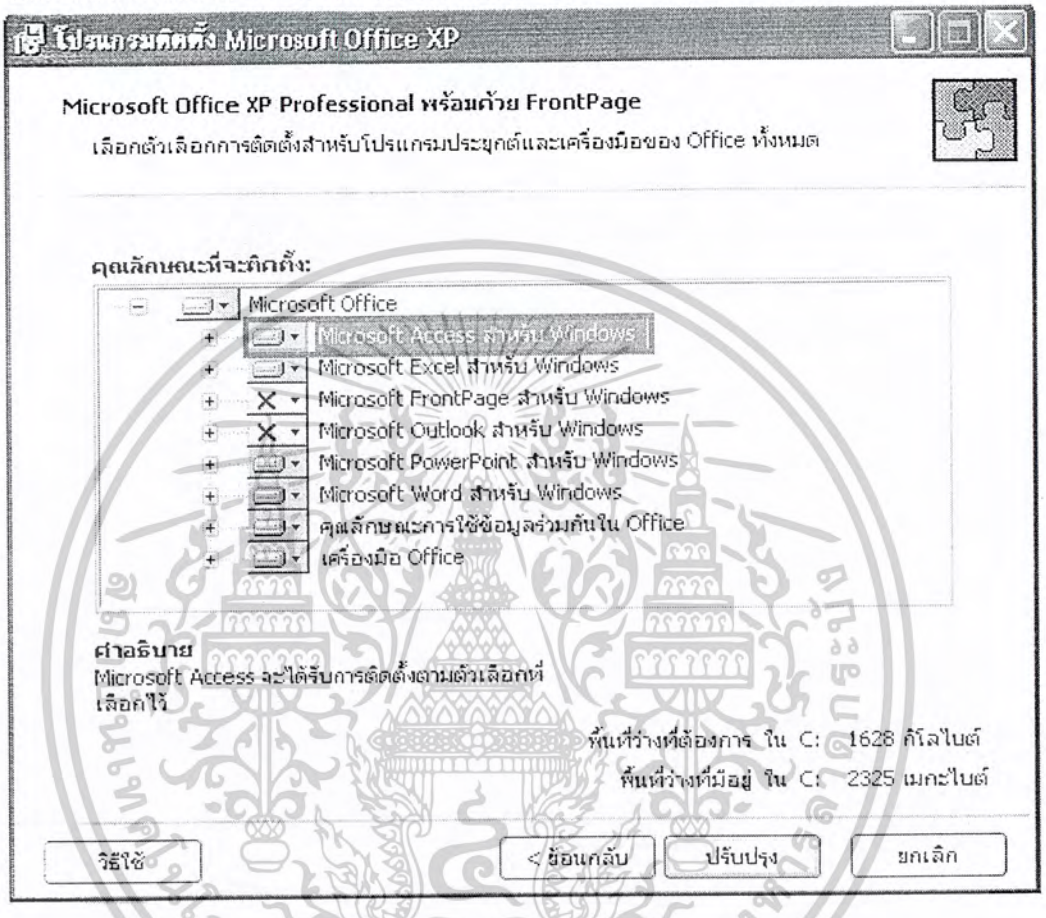
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก.1 การสร้างฐานข้อมูล

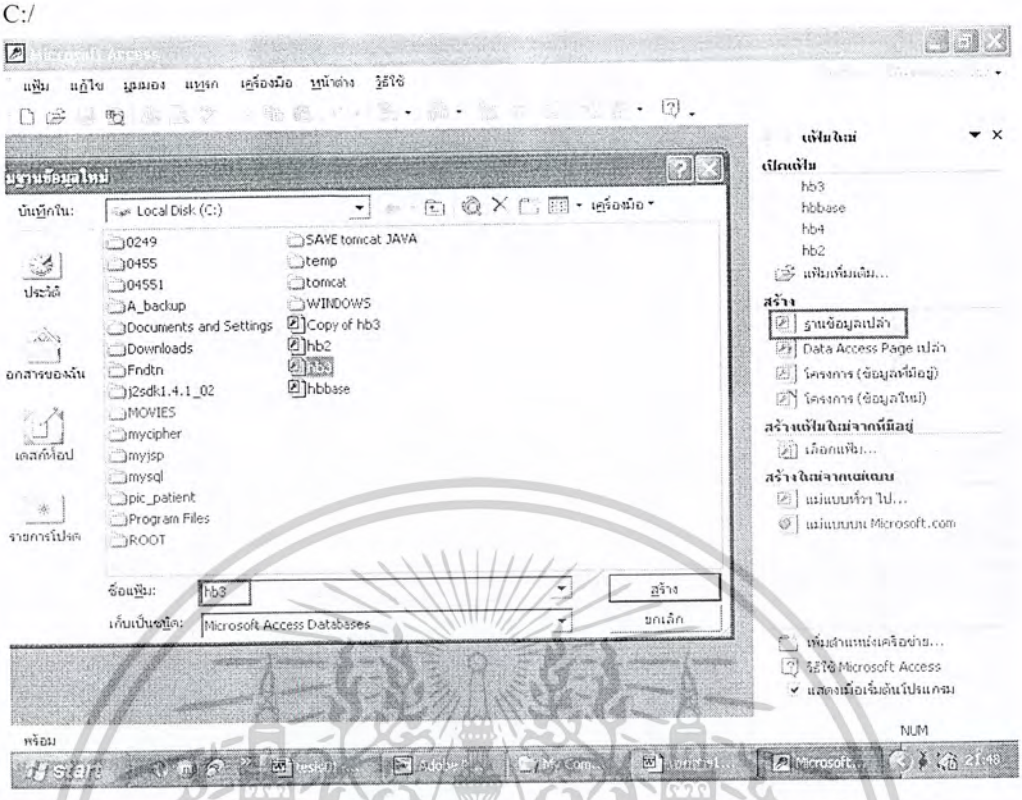
1. ขั้นแรกนั้นที่เครื่องคอมพิวเตอร์ของผู้ใช้งานจะต้องมีโปรแกรม Microsoft Access ก่อนเพื่อให้ในการสร้างและเก็บฐานข้อมูล ถ้าหากที่เครื่องคอมพิวเตอร์ของผู้ใช้งานที่ยังไม่มีโปรแกรม Microsoft Access ก็สามารถทำการติดตั้งได้โดยเลือกการติดตั้งจากแผ่น Microsoft Office โดยเลือกให้มีการติดตั้งโปรแกรม Microsoft Access ด้วยดังนี้



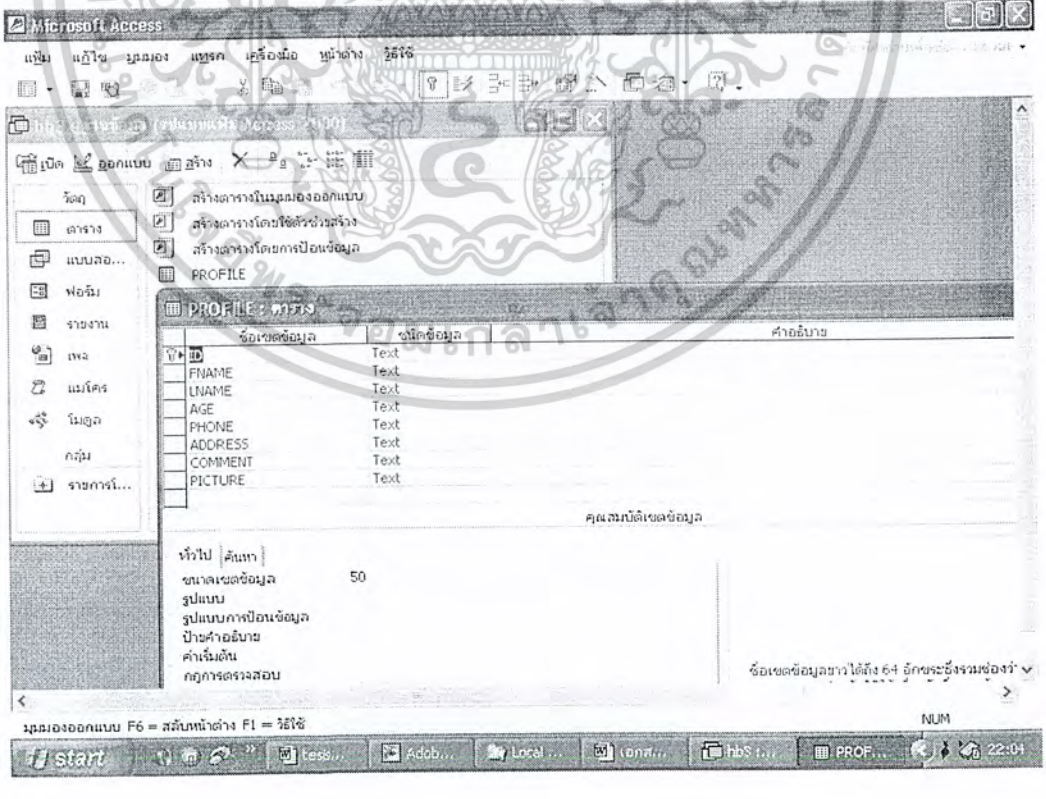
2. เมื่อทำการติดตั้งโปรแกรม Microsoft Access เสร็จแล้ว ให้ทำการเปิดโปรแกรมขึ้นมา จากนั้นให้ทำการสร้างฐานข้อมูลขึ้นมาใหม่โดยทำการเลือกที่ แฟ้ม -> สร้าง -> ฐานข้อมูลเปล่า ขึ้นมาแล้วทำการบันทึกไว้ในชื่อ hb3 โดยบันทึกไว้ที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

C:/

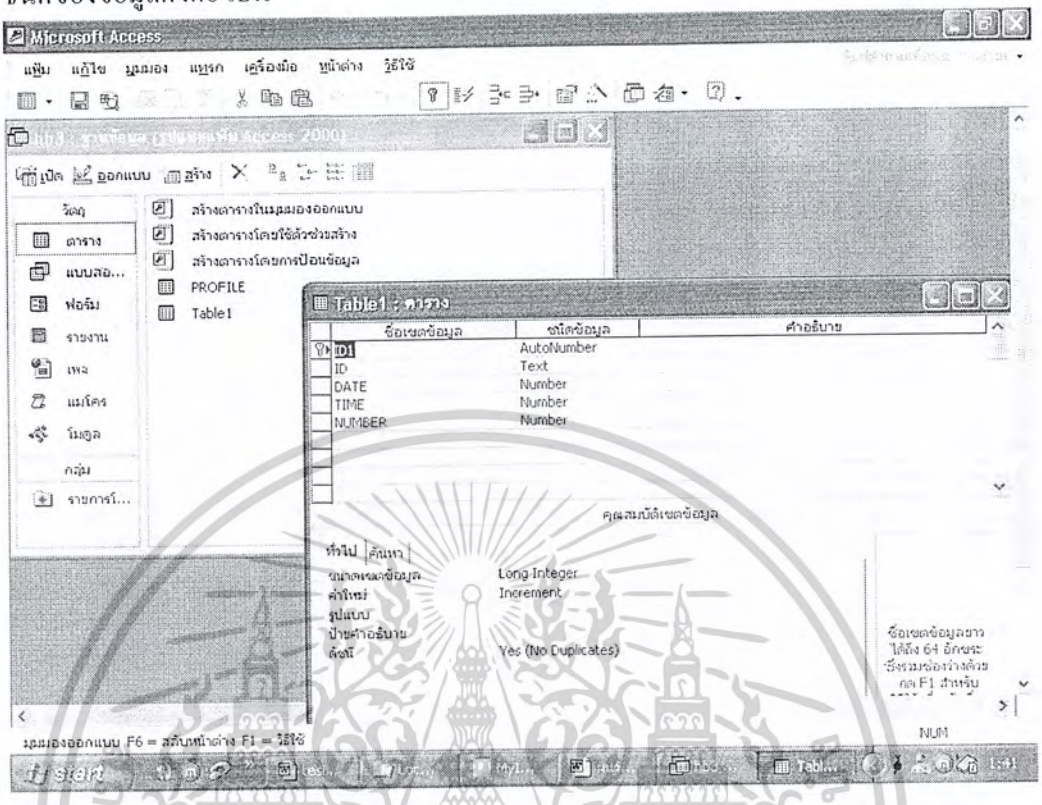


3. เมื่อได้สร้างฐานข้อมูลขึ้นมาแล้ว ในขั้นตอนต่อไปให้ทำการสร้างตารางขึ้นมาใหม่ชื่อว่า profile โดยที่จะมีโครงสร้างและชนิดของข้อมูลดังต่อไปนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

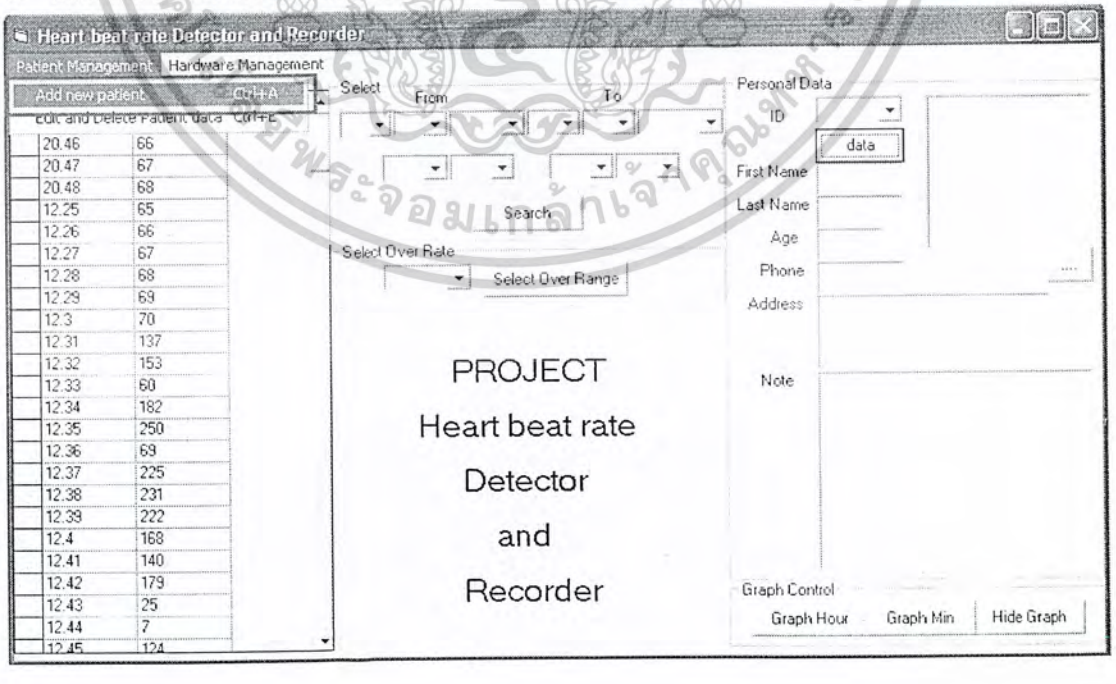
4. จากนั้นทำการสร้างตารางขึ้นมาใหม่อีกหนึ่งตารางโดยให้ชื่อว่า table1 โดยที่จะมีโครงสร้างและชนิดของข้อมูลดังต่อไปนี้



ก.2 การเพิ่มคนไข้คนใหม่ (Add new patient)

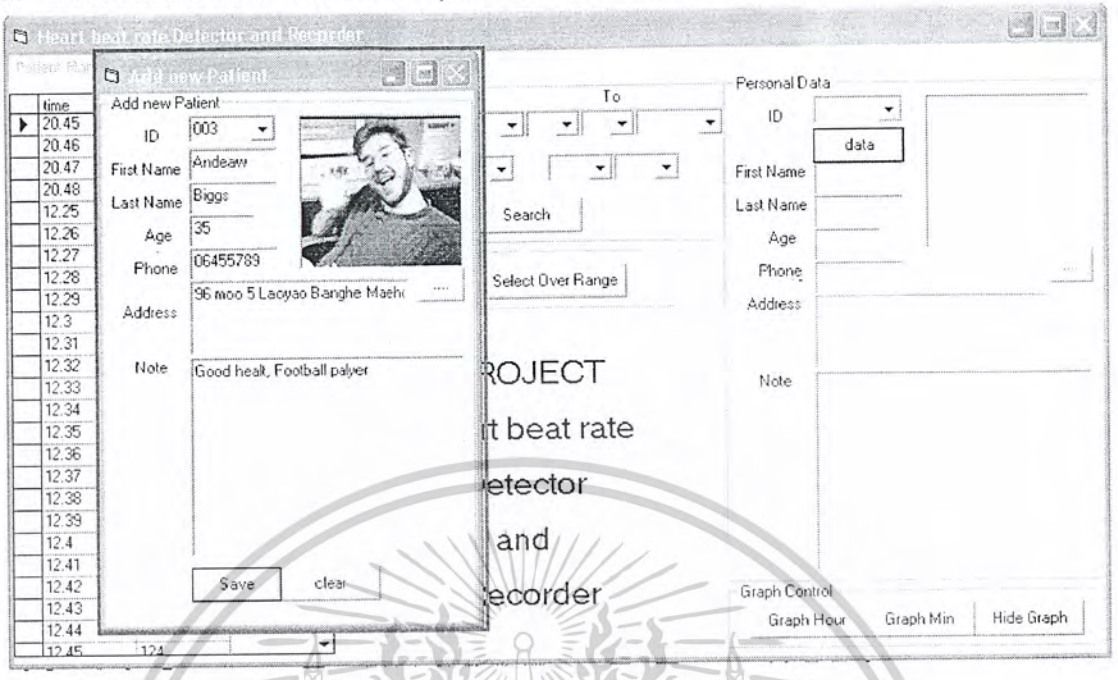
เป็นการเพิ่มคนไข้คนใหม่เข้าไปในฐานข้อมูล โดยจะต้องกรอกรายละเอียดของคนไข้เข้าไปด้วย

1. คลิกเลือกที่โหมดของการเพิ่มคนไข้คนใหม่ (Add new Patient)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

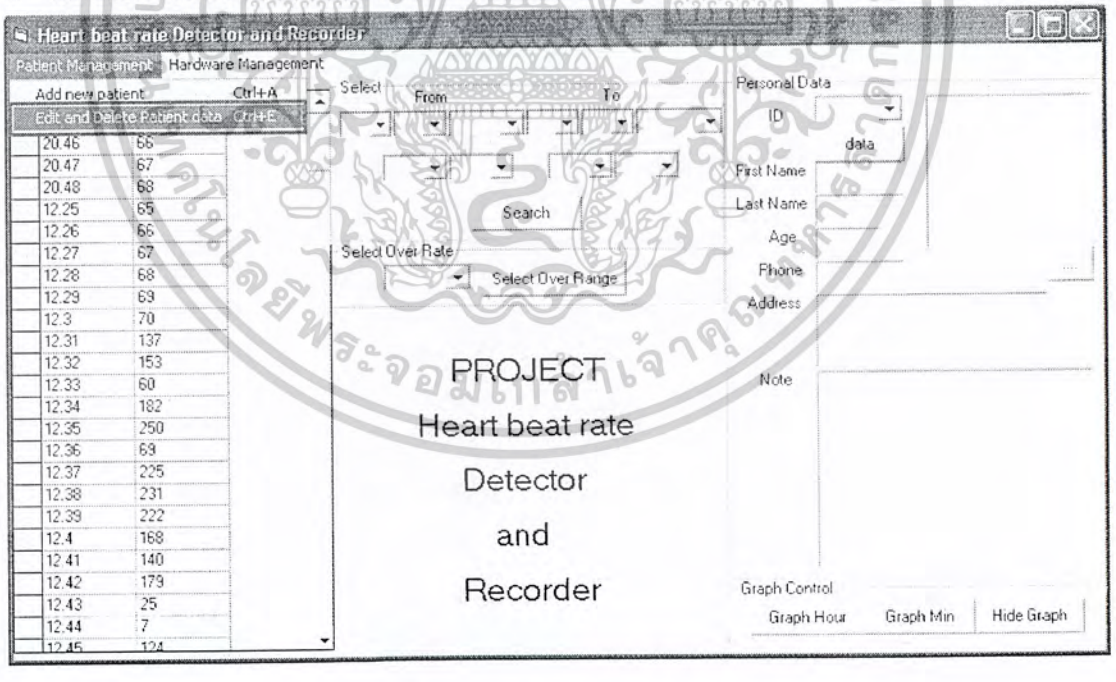
2. จากนั้นให้ทำการเพิ่มรายละเอียดต่างๆของคนไข้ใหม่ลงไปแล้วเลือก Save



ก.3 การเปลี่ยนแปลงข้อมูลรายละเอียดของคนไข้และการลบข้อมูลคนไข้

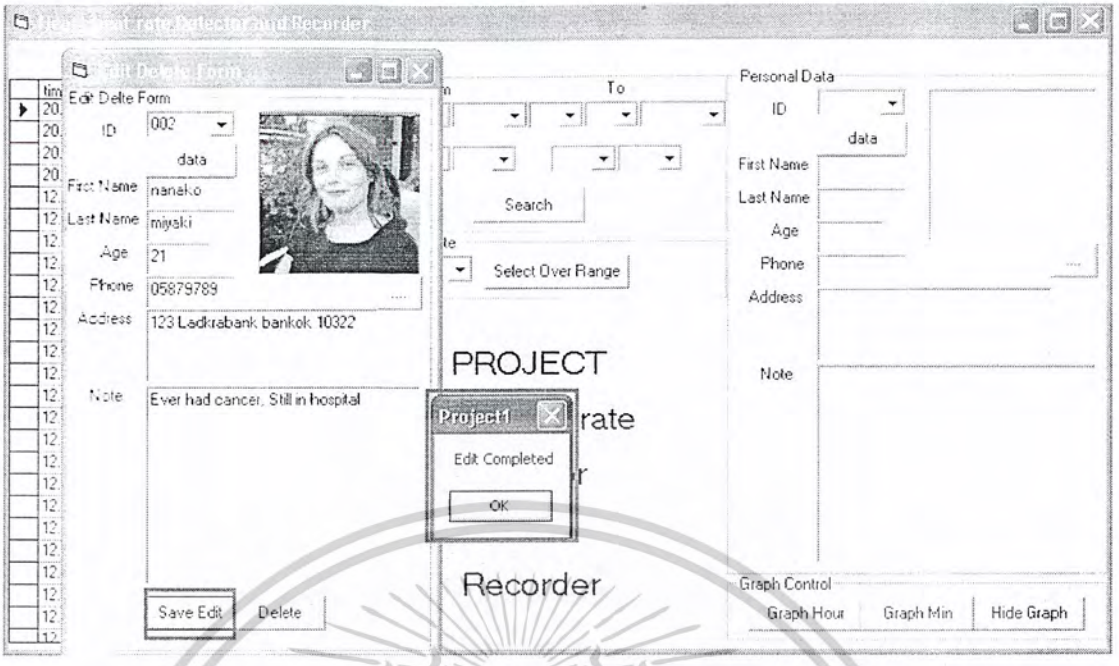
เป็นการเปลี่ยนแปลงรายละเอียดต่างๆของคนไข้ที่มีฐานข้อมูลเก็บไว้อยู่แล้ว โดยมีขั้นตอนดังนี้

1. คลิกเลือกที่โหมดของการเปลี่ยนแปลงรายละเอียดของคนไข้ (Edit and Delete Patient Data)

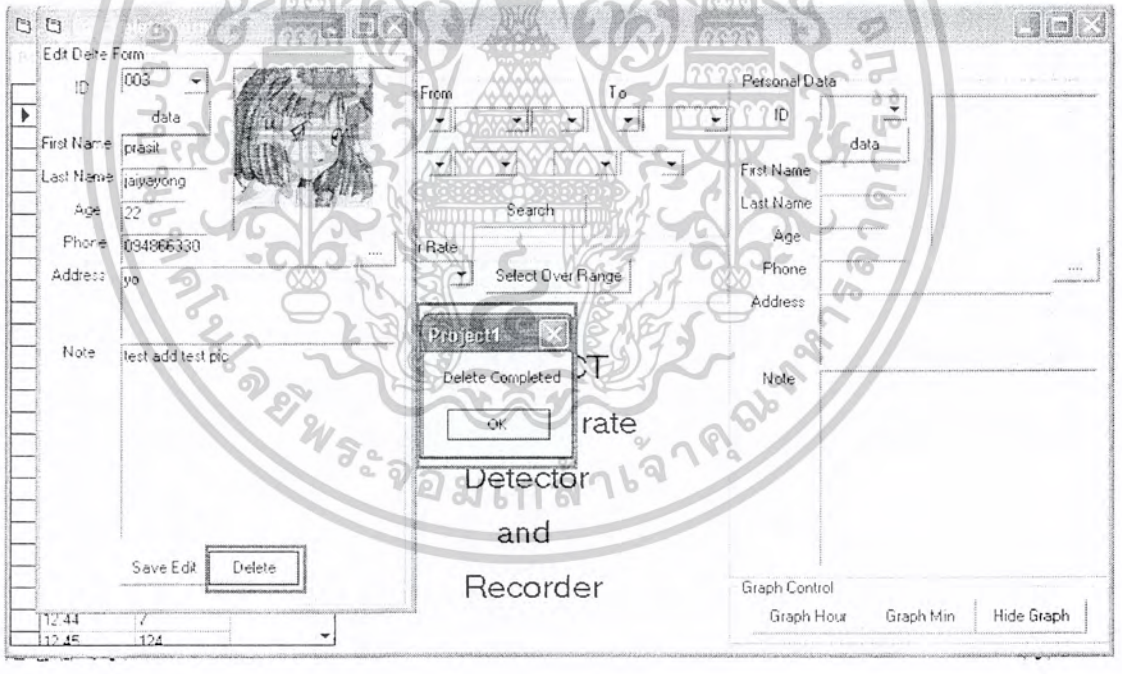


2. พิมพ์หมายเลข IDของคนไข้ลงไปแล้วคลิกที่ปุ่ม data จากนั้นก็จะสามารถทำการเปลี่ยนแปลงรายละเอียดได้ และเมื่อทำการเปลี่ยนแปลงเสร็จเรียบร้อยแล้วให้ทำการคลิกเลือกที่ Save edit

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



3. และในหน้าจอเดียวกันนี้ก็สามารถทำการลบข้อมูลของคนไข้ที่ไม่ใช้แล้วได้ โดยคลิกที่ปุ่ม Delete

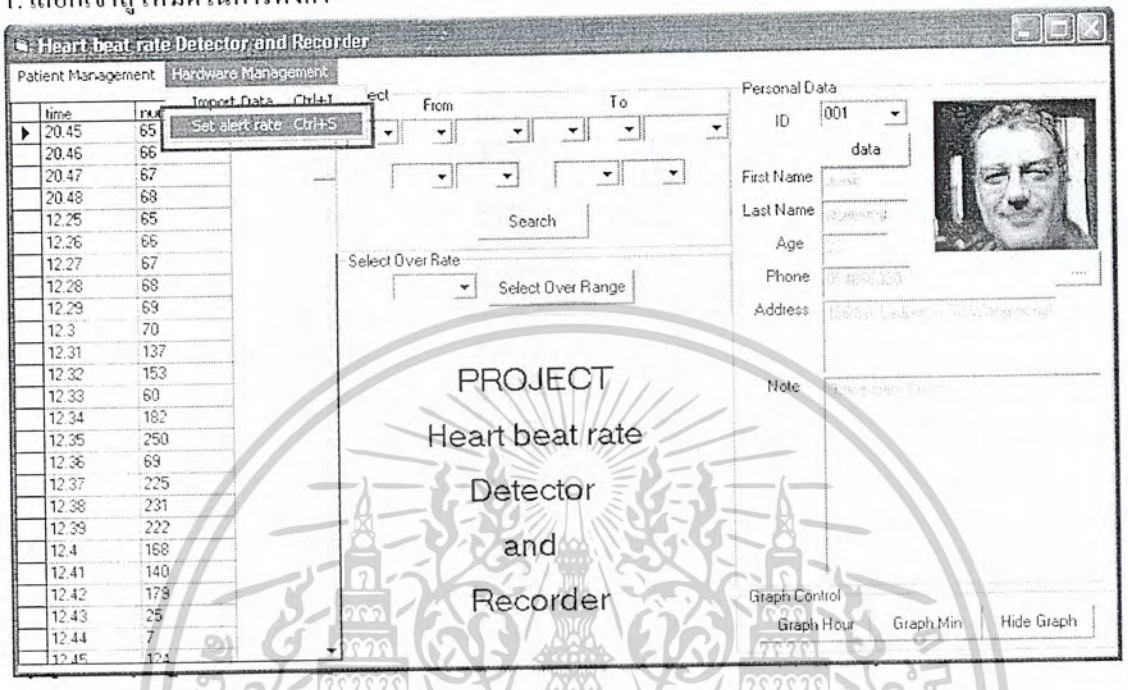


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

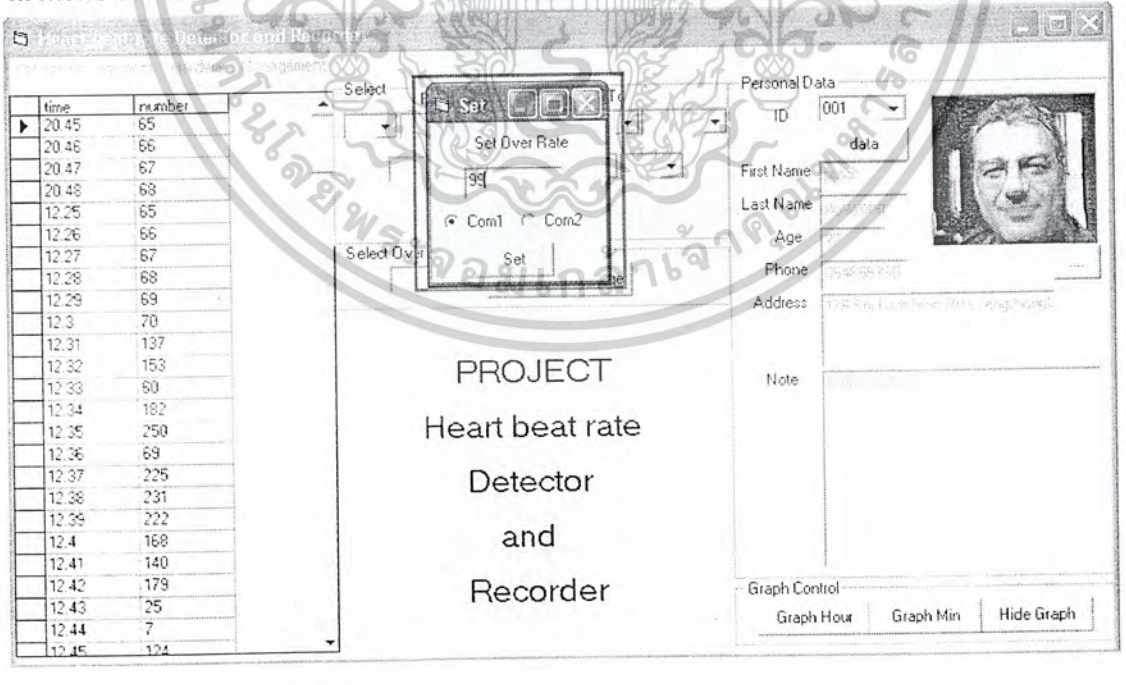
ก.4 การตั้งค่าฐานในการแจ้งเตือนจากคอมพิวเตอร์

ในการตั้งค่าที่เป็นพื้นฐานในการเปรียบเทียบการแจ้งเตือนนั้นจะสามารถตั้งค่าได้โดยผ่านทางโปรแกรมส่งค่าผ่านไปทาง Serial port ไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยมีวิธีในการส่งค่าดังนี้

1. เลือกเข้าสู่โหมดในการตั้งค่า



2. ทำการเติมตัวเลขในการตั้งค่า และเลือกพอร์ตที่ต้องการส่ง จากนั้นกดปุ่ม Set ทำการส่งค่านั้นไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์

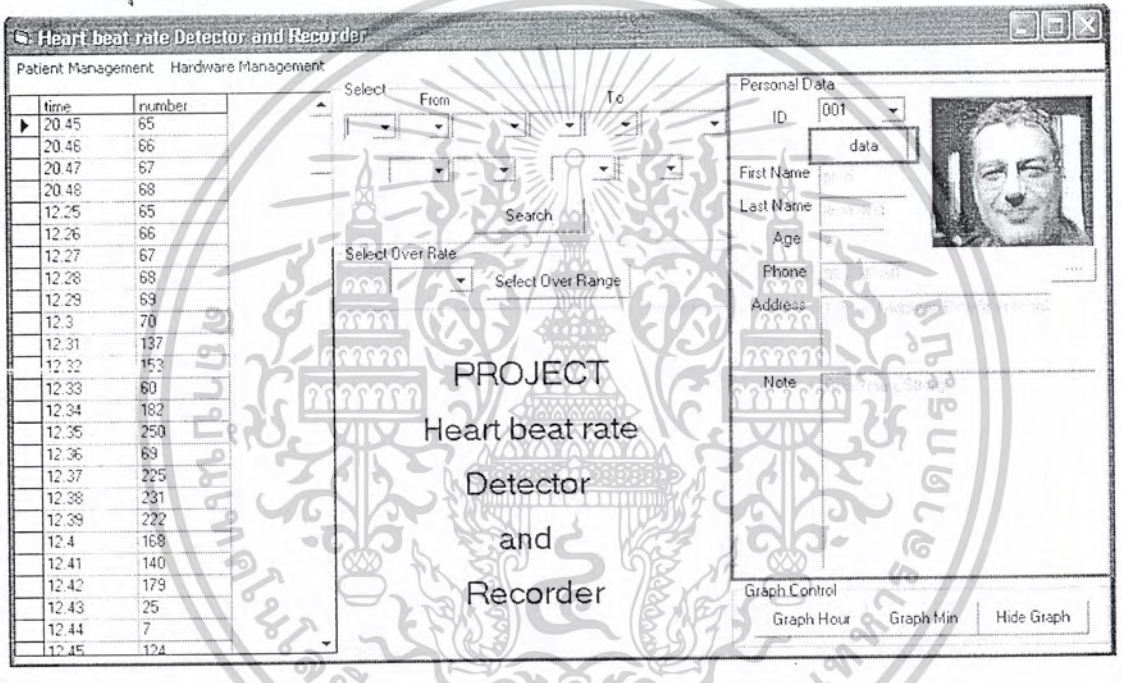


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก.5 การดึงข้อมูลเข้ามาจากอุปกรณ์ HRDR

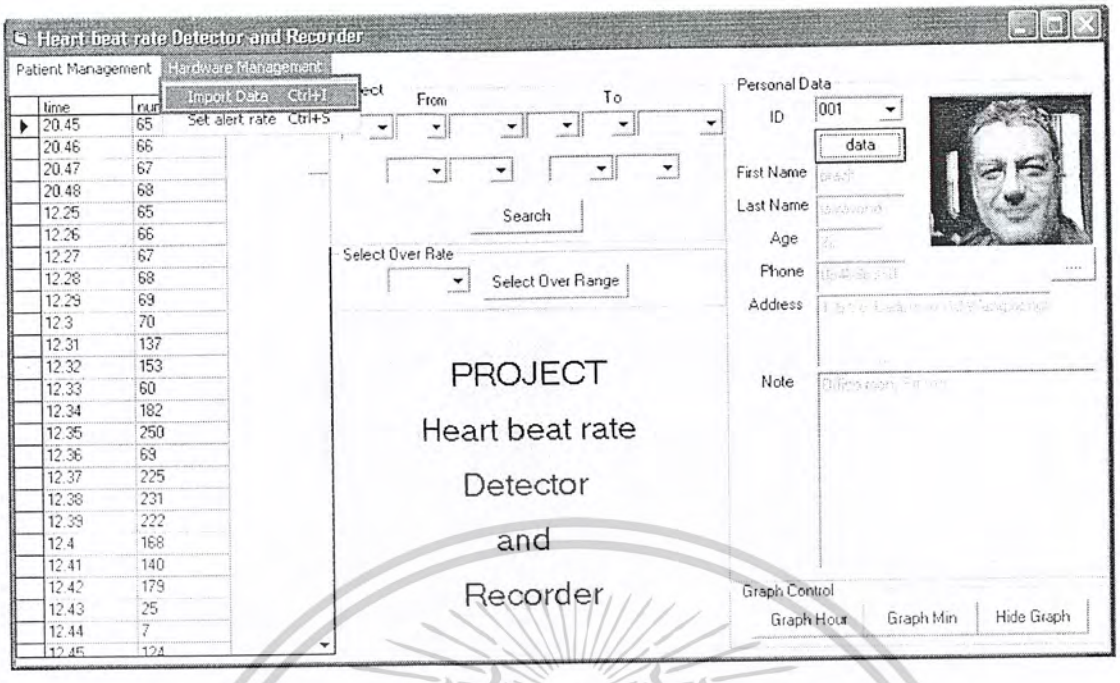
ในการดึงข้อมูลจากอุปกรณ์ HRDR เข้ามาเก็บในฐานข้อมูลนั้นจะทำโดยอาศัยหลักการที่ว่าโปรแกรมในการดึงข้อมูลจะส่งสัญญาณไปยังไมโครคอนโทรลเลอร์ จากนั้นเมื่อไมโครคอนโทรลเลอร์จับอินเทอรัปท์ในการบ่งบอกให้ส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ได้แล้ว ไมโครคอนโทรลเลอร์ก็จะทำการดึงข้อมูลจากหน่วยความจำส่งไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อให้คอมพิวเตอร์ทำการบันทึกลงฐานข้อมูลต่อไป และวิธีในการดึงข้อมูลจากอุปกรณ์ HRDR เข้ามายังคอมพิวเตอรีมีวิธีการใช้ดังนี้

1. ทำการต่อสายในการส่งข้อมูลจากอุปกรณ์ HRDR มายังเครื่องคอมพิวเตอร์ดังเช่นได้กล่าวมาแล้วในการตั้งค่าการแจ้งเตือน
2. ทำการเลือกก่อนว่าต้องการดึงข้อมูลเข้ามาสู่ฐานข้อมูลของคนไข้คนไหน โดยพิมพ์ ID แล้วคลิกที่ปุ่ม Data

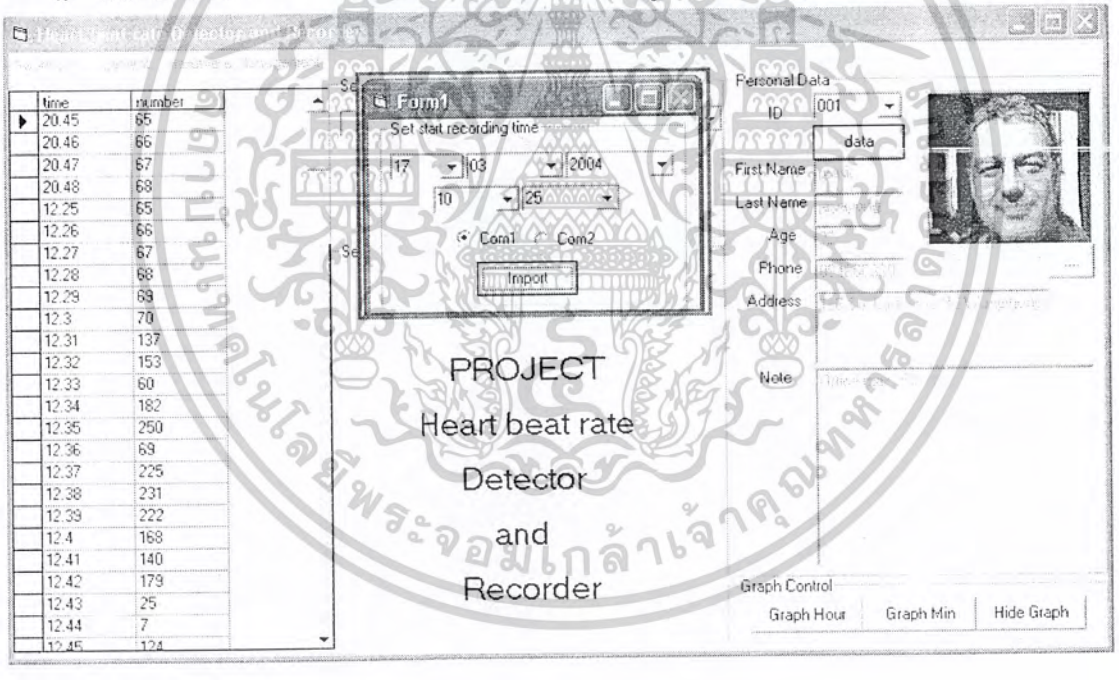


3. ทำการเลือกเข้าสู่โหมดในการดึงข้อมูล โดยเลือกที่ Import data

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



4. ทำการตั้งค่าเวลาเริ่มต้น และเลือกพอร์ตในการส่งข้อมูล แล้วคลิกที่ปุ่ม Import



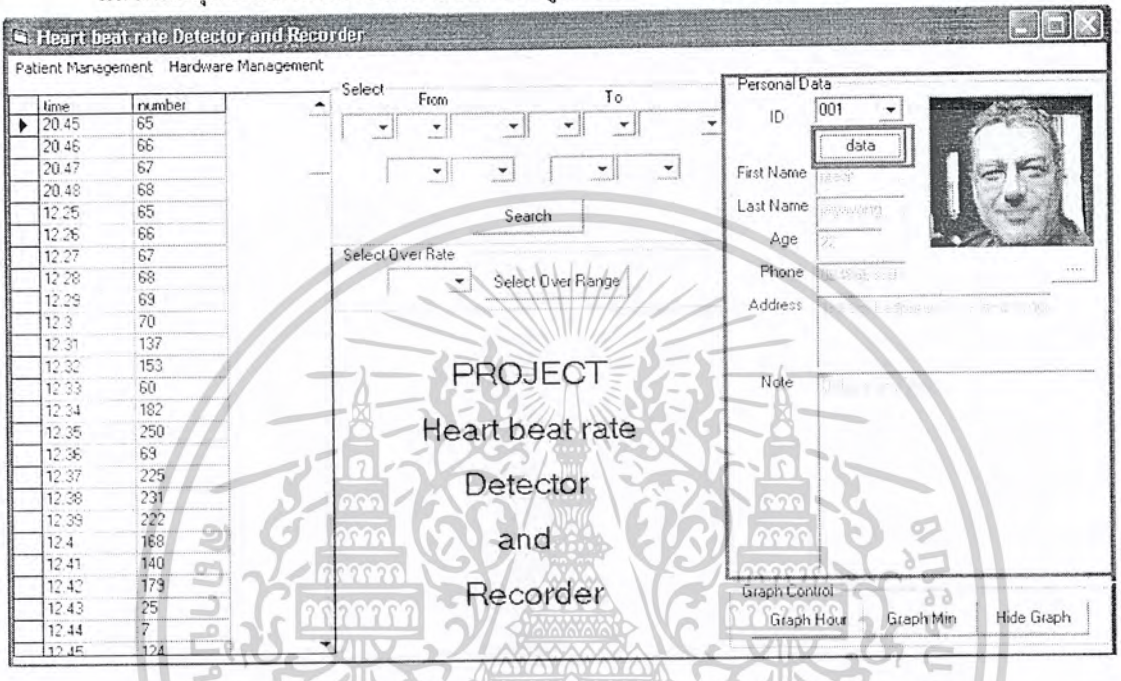
5. จากนั้นโปรแกรมจะเริ่มทำการรับข้อมูลเข้ามาจากอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

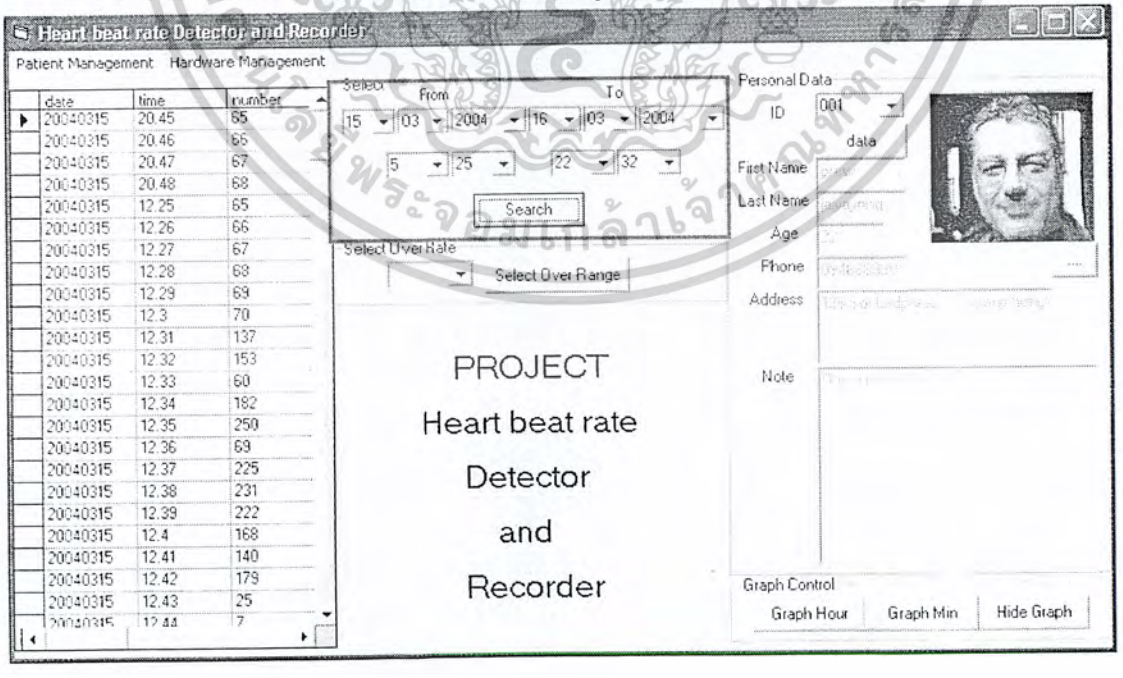
ก.6 การเลือกดูข้อมูลและการใช้กราฟ

การควบคุมในส่วนนี้จะเป็นการดึงข้อมูลที่ได้ทำการเก็บไว้ในฐานข้อมูลออกมาแสดงผล โดยสามารถแสดงผลได้ทั้งในแบบที่เป็นตารางและยังสามารถแสดงผลในรูปแบบของกราฟได้ด้วยเพื่อความสะดวกในการวิเคราะห์ข้อมูลของแพทย์ โดยจะมีรายละเอียดวิธีการใช้งานดังนี้

1. ทำการเลือกคนไข้ก่อนว่าจะทำการดูข้อมูลของคนไข้รายใด โดยพิมพ์หมายเลข ID ของคนไข้แล้วคลิกปุ่ม Data ระบบจะทำการแสดงข้อมูลของคนไข้รายนั้นๆออกมา

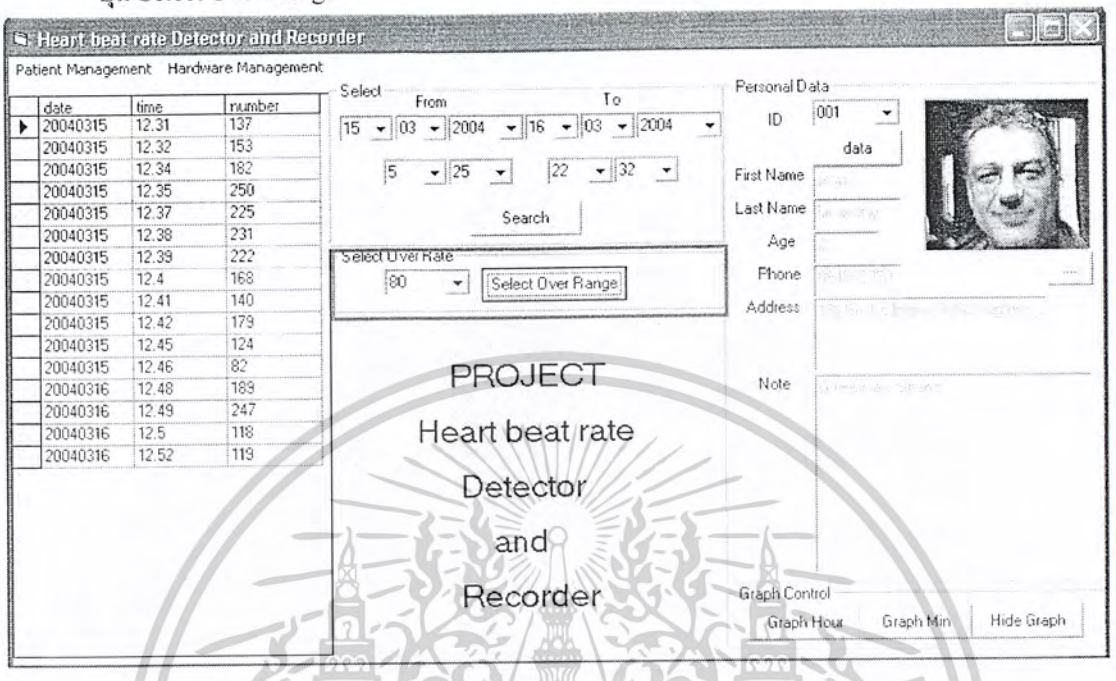


2. จากนั้นทำการเลือกช่วงเวลาที่ต้องการทราบข้อมูลอัตราการเต้นของหัวใจ แล้วคลิกปุ่ม Search

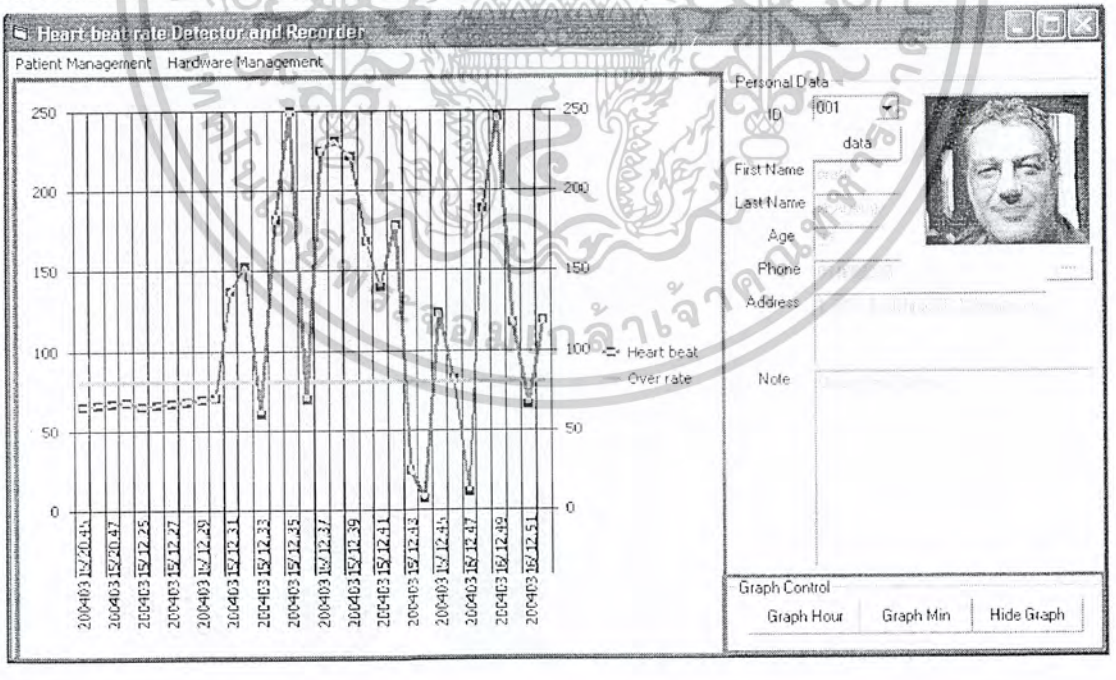


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. นอกจากนี้แล้วเรายังสามารถเลือกให้มีการแสดงผลเฉพาะช่วงเวลาที่อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าสูงเกินกว่าที่กำหนดได้อีกด้วย โดยพิมพ์ค่าพื้นฐานที่ต้องการให้แสดงผลแล้วทำการคลิกเลือกที่ปุ่ม Select Over Range



4. การแสดงผลแบบกราฟนั้นจะสามารถแสดงผลได้ 2 แบบคือแบบที่แสดงผลเป็นค่าจำนวนครั้งต่อนาที และแบบที่เป็นจำนวนครั้งต่อชั่วโมง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

หนังสืออ้างอิง

(1) Carr, Joseph J.: "Introduction to Biomedical Equipment Technology" Prentice Hall,2001

(2) Cromwell, Leslie : "Biomedical Instrumentation and Measurements" Prentice Hall,1998

(3) อ.นรินทร์ เนาวประทีป :"ออปแอมป์", Physics center,

เว็บไซต์อ้างอิง

(1) http://www.thaiio.com

(2) http://www.es.co.th

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้