ปีการศึกษา 2538

ปริญญานิพนธ์เรื่อง

การตรวจจับและวิเคราะห์ความผิดปกติของสัญญาณหัวใจไฟฟ้า

(Arrythmia detection)

ผู้จัดทำ

นายกฤษฎพงศ์ มานิชเจริญ รหัส 301004

นายสิริ นีละวัฒนาศุข รหัส 301308

อาจารย์ที่ปรึกษา

อ.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง

028781

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

12 มิ.ย. 2539

ARRHYTHMIA DETECTION

Mr.Kissanapong Parnitchareon 301004

Mr.Siri Neelawattanasuk 301308

ADVISOR:

Mr.Surapun Auepiboon

Abstract

These papers deal with application computer. We apply computer to detect and analyse ECG. We use only a prototype card for interfacing to the IBM PC XT/AT,so it's a simple way to use this. ECG from patients will be displayed on PC monitor and analysed. This system provides us to record ECG data on diskette. This invention is proper to use in the hospital which has few physicians.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

สารบัญ

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมา 1

1.2 จุดประสงค์ 2

1.3 เกี่ยวกับเครื่อง Arrhythmia detection 2

บทที่ 2 คลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่างๆ 3

2.1 การทำงานของหัวใจและการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3

2.2 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ 11

2.2.1 Varying rhythm 12

2.2.2 Extra beats and skips 13

2.2.2.1 Premature beats 14

2.2.2.2 Escape beats 21

2.2.2.3 Sinus arrest 23

2.2.3 Rapid rhythm 25

2.2.4 Heart blocks 25

2.2.4.1 SA block 25

2.2.4.2 AV block 26

2.2.4.3 Bundle branch block 28

บทที่ 3 Arrhythmia detection card 31

3.1 จุดมุ่งหมายและแนวทางการออกแบบ 31

3.2 รายละเอียดและการทำงานของการ์ด 32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 ARRHYTHMIA DETECTION SOFTWARE 34
4.1 Arrythmia detection algorithm 34
4.2 การลดจำนวนข้อมูลด้วยวิธี Turning-point สำหรับการแสดงผล 38

บทที่ 5 วิธีการทดลองและผลการทดลอง 41
5.1 วิธีการทดลอง 41
5.2 ผลการทดลอง 42

บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง 43
6.1 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง..... 43

กิตติกรรมประกาศ

หนังสืออ้างอิง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมา

ในปัจจุบันนี้เมื่อคุณก้าวเข้าไปในโรงพยาบาลต่างๆ นอกจากจะพบหมอ, ยา, เข็มฉีดยา และห้องต่างๆแล้วคุณยังจะเห็นอุปกรณ์อิเลคทรอนิคส์ทางการแพทย์ต่างๆมากมายและอุปกรณ์พวกนี้ล้วนทำหน้าที่สำคัญมากๆเสียด้วย ซึ่งในการรักษาสมัยใหม่นั้นแพทย์จะวิเคราะห์ได้อย่างรวดเร็วถ้ามีเครื่องมือทางแพทย์เหล่านี้ช่วย ตัวอย่างของเครื่องมือเหล่านี้เช่น เครื่องเช็คสมอง เครื่องตรวจทารกในครรภ์ และในการวิเคราะห์โรคบางโรคจะขาดเครื่องมือเหล่านี้ไม่ได้เสียเลย ซึ่งเครื่องมือแพทย์เหล่านี้ส่วนใหญ่จะผลิตขึ้นในต่างประเทศ ดังนั้นเมื่อเกิดการชำรุดขึ้นมาแล้ว เราต้องส่งกลับไปซ่อมที่ต่างประเทศหรือต้องจ้างช่างจากต่างประเทศเข้ามาซ่อม และถ้าเครื่องมือนั้นไม่ซับซ้อนนักก็สามารถซ่อมในประเทศเราได้ จากจุดนี้เราจะเห็นได้ว่าประเทศเราขาดแคลนทั้งบุคคลากรที่มีประสิทธิภาพและเทคโนโลยีทางด้านนี้ ดังนั้นเพื่อเป็นการสะสมเทคโนโลยีชั้นสูงต่างๆภายในประเทศเพื่อให้ประเทศของเรามีความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยีทัดเทียมกับประเทศที่เจริญแล้วอื่นๆ และเพื่อลดการนำเข้าเครื่องมือแพทย์ที่มีค่าสูงๆเหล่านี้ จึงได้เริ่มมีการวิจัยและพัฒนาด้านเครื่องมือแพทย์ขึ้นมาที่ภาควิชาอิเลคทรอนิคส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า ลาดกระบัง ซึ่งนำทีมโดย รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ (แห่งห้องวิจัยอิเลคทรอนิคส์ทางการแพทย์) ซึ่งมีประวัติการพัฒนาเครื่องมือชนิดต่างโดยย่อดังนี้

1. เครื่องวัดคลื่นหัวใจไฟฟ้า, แรงดันเลือด, อัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจ (ช่วงเวลาที่ใช้พัฒนาคือปี พ.ศ. 2528-2529)
2. เครื่องต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ, อัตราการเต้นของหัวใจและอัตราการหายใจแบบแสดงบนจอภาพใช้ในสนาม (ช่วงเวลาที่ใช้พัฒนาคือปี พ.ศ. 2529-2530)

และโครงงานนี้ก็เป็นโครงงานเกี่ยวกับเครื่องมือแพทย์ที่ชื่อ เครื่อง Arrhythmia detection ซึ่งมีรายละเอียดต่างๆดังที่จะกล่าวต่อไป.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.2 จุดประสงค์

โครงงานนี้มีจุดประสงค์เพื่อสะสมเทคโนโลยีทางด้านเครื่องมือแพทย์ เพื่อที่ประเทศของเรามีเทคโนโลยีสูงขึ้นจนถึงวันหนึ่งที่เราสามารถผลิตเครื่องมือราคาแพงเหล่านี้ขึ้นเองได้จะทำให้เราสามารถลดการนำเข้าเครื่องมือเหล่านี้และยังตัดปัญหาเรื่องการซ่อมบำรุงเครื่องมืออีกด้วยซึ่งเมื่อมองในระยะยาวแล้วจะเห็นว่าเป็นการคุ้มค่าอีกที่จะพัฒนาต่อๆไป เพราะถ้าไม่พัฒนาเทคโนโลยีด้านนี้และด้านอื่นๆให้ประเทศของเราแล้ว เราคงจะต้องสั่งซื้อสินค้าอื่นๆไม่แต่เฉพาะเครื่องมือแพทย์ไปอีกนานแสนนาน ซึ่งประเทศเราเสียเงินให้ต่างประเทศปีหนึ่งเป็นจำนวนไม่ใช่น้อยเลย

1.3 เกี่ยวกับเครื่อง Arrhythmia detection

ฮาร์ดแวร์ของเครื่อง Arrhythmia detection ทั้งหมดอยู่บนการ์ดแบบยาวเพียงการ์ดเดียวเท่านั้น เมื่อเสียบลงไปใน slot ของ IBM PC XT หรือ AT ก็ทำงานได้ทันที โดยเครื่อง Arrhythmia detection จะทำหน้าที่แสดงคลื่นสัญญาณหัวใจไฟฟ้าและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ ออกจอ monochrome monitor ของ IBM computer และวิเคราะห์สัญญาณหัวใจไฟฟ้าโดยถ้าเกิดการผิดปกติของสัญญาณหัวใจไฟฟ้าผิดปกติก็จะมีเสียงเตือน โดยสามารถจะวิเคราะห์ได้ถึง 3 channel ดังนั้นอุปกรณ์ที่ต้องใช้ทั้งหมดจึงมี...

1. สัญญาณหัวใจไฟฟ้าที่ถูกขยายแล้ว(มีขนาดประมาณ 2-3 V)เป็นอินพุทเข้ามาที่การ์ด Arrhythmia detection
2. การ์ด Arrhythmia detection 1 การ์ด
3. Software Arrhythmia detection
4. IBM PERSONAL COMPUTER(PC XT/AT) INCLUDES MONOCHROME MONITOR AND HERCULES CARD

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

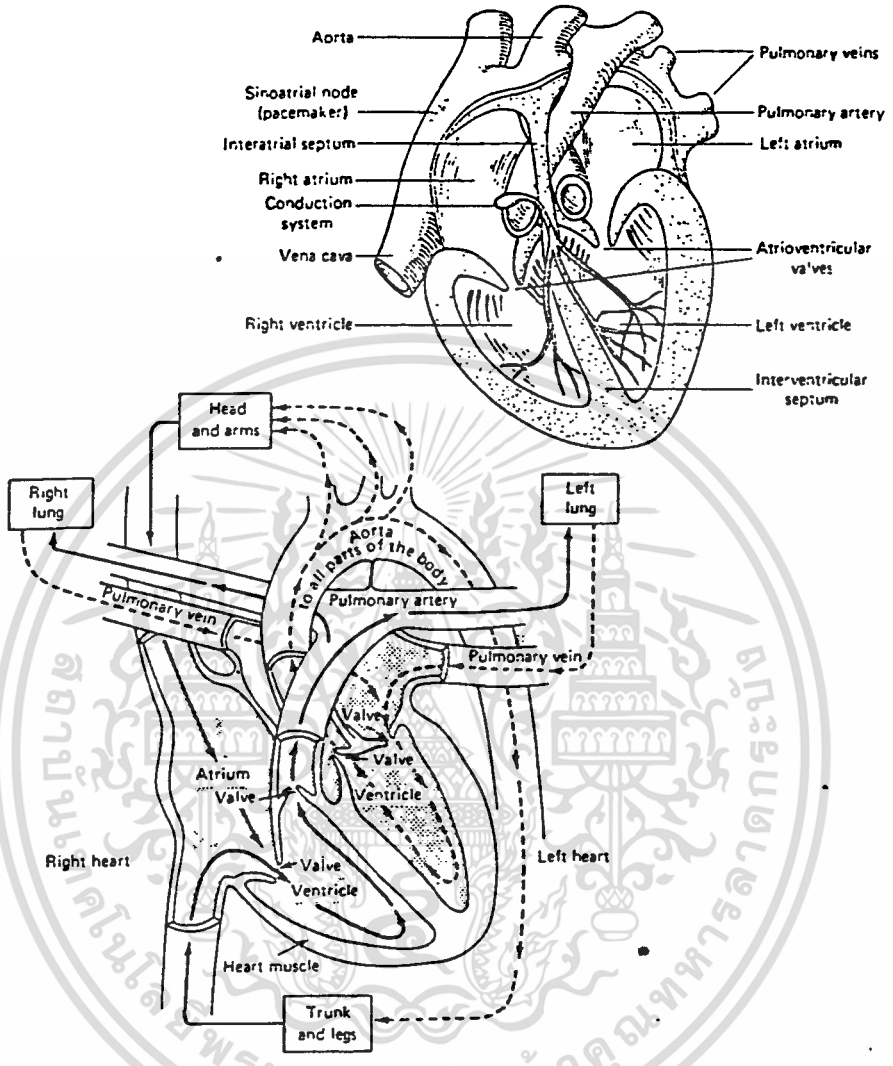
บทที่ 2

คลื่นไฟฟ้าหัวใจและความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่างๆ

2.1 การทำงานของหัวใจและการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

หัวใจเป็นอวัยวะที่มีความสำคัญมากที่สุดของร่างกาย มีการทำงานและส่วนที่สำคัญดังที่จะกล่าวนี้ หัวใจของคนจะมีขนาดเท่ากำปั้นของเจ้าของทำหน้าที่คล้ายๆกับปั๊มน้ำที่คอยปั๊มเลือดให้ไหลไปตามส่วนต่างๆของร่างกาย ผ่านไปทางหลอดเลือดต่างๆไปจนถึงเส้นเลือดฝอยเพื่อที่จะให้โลหิตเหล่านี้หล่อเลี้ยงเซลต่างๆของร่างกายซึ่งรวมทั้งเซลของกล้ามเนื้อหัวใจด้วย ตำแหน่งของหัวใจนั้นจะอยู่ที่ช่างในทรวงอกอยู่เหนือกระบังลมและค่อนมาทางซ้ายของหน้าอก ภายในหัวใจจะแบ่งออกเป็นสี่ห้อง มีผนังกั้นระหว่างซีกซ้ายและขวาเรียกว่า เซปตั้ม(septum) โดยห้องของหัวใจที่อยู่ทางด้านขวาจะทำหน้าที่รับโลหิตดำจากส่วนต่างๆของร่างกาย และการบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อส่งโลหิตออกไปจะกระทำพร้อมๆกันทั้งซีกขวาและซีกซ้าย เราเรียกหัวใจห้องบนว่า เอเตรียม(atrium) และหัวใจห้องล่างว่า เวนตริเคิล(ventricle) โลหิตดำจากร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจทางหลอดโลหิตดำใหญ่ที่ชื่อซุปปีเรีย เวนา คาวา(superior vena cava)และอินฟีเรีย เวนา คาวา(inferior vena cava)เข้าสู่หัวใจห้องบนขวา โลหิตแดงที่ได้รับออกซิเจนจากปอดแล้วจะไหลเข้าสู่หัวใจโดยเข้าทางหลอดเลือดแดงพัลโมนารี่(pulmonary veins)เข้าสู่หัวใจห้องบนซ้าย หัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวาจะบีบตัวส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่างซึ่งมีลิ้นหัวใจกั้นอยู่ หลังจากที่หัวใจห้องบนหดตัวส่งโลหิตลงมายังหัวใจห้องล่างเรียบร้อยแล้วหัวใจห้องล่างก็จะหดตัวส่งโลหิตออกไปพร้อมกันทั้งซ้ายและขวา โดยที่หัวใจห้องล่างขวาจะส่งโลหิตดำไปยังปอดเพื่อรับออกซิเจน โดยผ่านหลอดเลือดดำใหญ่พัลโมนารี อาเทอรี่(pulmonary artery)และหัวใจห้องล่างซ้ายจะส่งโลหิตไปเลี้ยงร่างกาย โดยผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่เอออตาร์(aorta)ดังรูปที่ 2.1

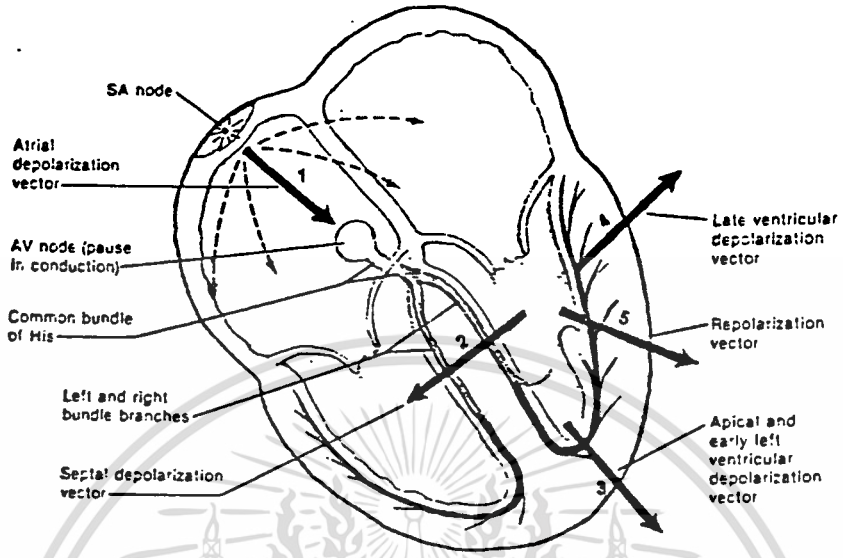
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.1 แสดงส่วนต่างๆและการทำงานของหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจก็เหมือนกับกล้ามเนื้ออื่นๆนั่นคือจะต้องถูกกระตุ้นด้วยศักดาไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้ไม่ได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางหรือสมองแต่เป็นการกระตุ้นที่เกิดขึ้นภายในหัวใจเองโดยจะมีเซลกลุ่มหนึ่งที่ทำหน้าที่ผลิตพัลส์ไฟฟ้าออกมากระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจเองดังที่แสดงในรูปที่ 2.2

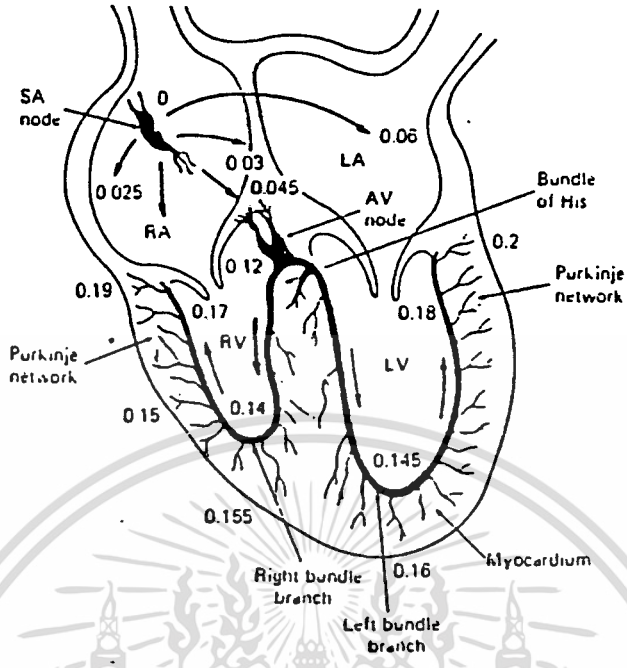
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.2 แสดงการกระตุ้นหัวใจของพัลส์ที่กล้ามเนื้อหัวใจผลิตขึ้น

ในบริเวณผนังด้านในของหัวใจระหว่างหลอดโลหิตดำใหญ่ซุปพีเรีย เวนา คาวา และอินฟีเรีย เวนา คาวาจะมีเซลอยู่กลุ่มหนึ่งที่มีคุณสมบัติพิเศษ เซลกลุ่มนี้จะทำหน้าที่สร้างพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ เราเรียกเซลกลุ่มนี้ว่า SA node(Sinoatrial node , Sinus node)หรือ Pacemaker โดยความถี่ของพัลส์ที่ SA node สร้างขึ้นจะมีอิทธิพลในการกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งโดยปกติแล้วค่าของอัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับความถี่ของพัลส์ที่ SA node ปล่อยออกมา พัลส์ไฟฟ้านี้จะแผ่กระจายจาก SA node ผ่านหัวใจห้องบนทั้งด้านซ้ายและขวาไปสู่ AV node(Atrioventricular node) โดยที่ AV node นี้จะอยู่ที่ผนังกั้นหัวใจทางด้านขวาระหว่างหัวใจห้องบนขวาและห้องล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนขวาจะทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมายังห้องล่าง เส้นทางนำไฟฟ้าจาก SA node ไปยัง AV node ประกอบด้วยเส้นทางนำไฟฟ้า 3 เส้นทางซึ่งแต่ละเส้นทางจะนำพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ดังรูปที่ 2.3

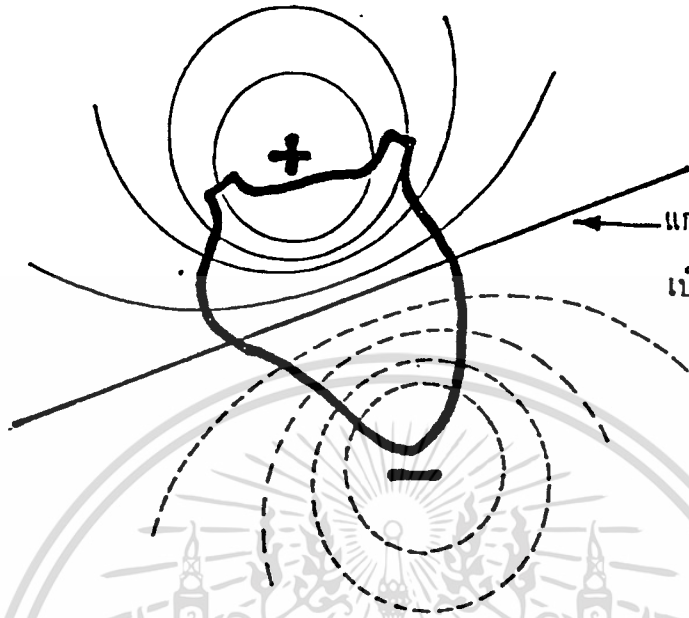
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.3 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ

ที่ AV node นี้จะประกอบด้วยเซลประสาทที่ทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 มธเพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กัน จาก AV node จะมีระบบนำไฟฟ้าที่ใช้นำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา ระบบนำไฟฟ้าจาก AV node ไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของ bundle of his ซึ่งจะแยกออกเป็น 3 ทาง โดยจะไปทางห้องล่างซ้ายสองทางและห้องล่างขวาอีกหนึ่งทาง ซึ่งแต่ละทางก็จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างโดยผ่านกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของ purkinje fibers รูปที่ 2.3 ได้แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจากจุดกำเนิดที่ SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ ซึ่งที่ AV node นี้มีการผลิตพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SA node แต่ความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node ผลิตขึ้นจะมีอัตราต่ำกว่าของ SA node สำหรับคนปกติแล้ว AV node จะถูกกระตุ้นด้วยพัลส์จาก SA node ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเท่ากับความถี่ของ SA node แต่ถ้าเส้นทางนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ผิดปกติหรือถูกสกัดกั้น หัวใจก็จะเต้นด้วยอัตราของพัลส์ที่ AV node สร้างขึ้น ซึ่งจะมีค่าประมาณ 40-55 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

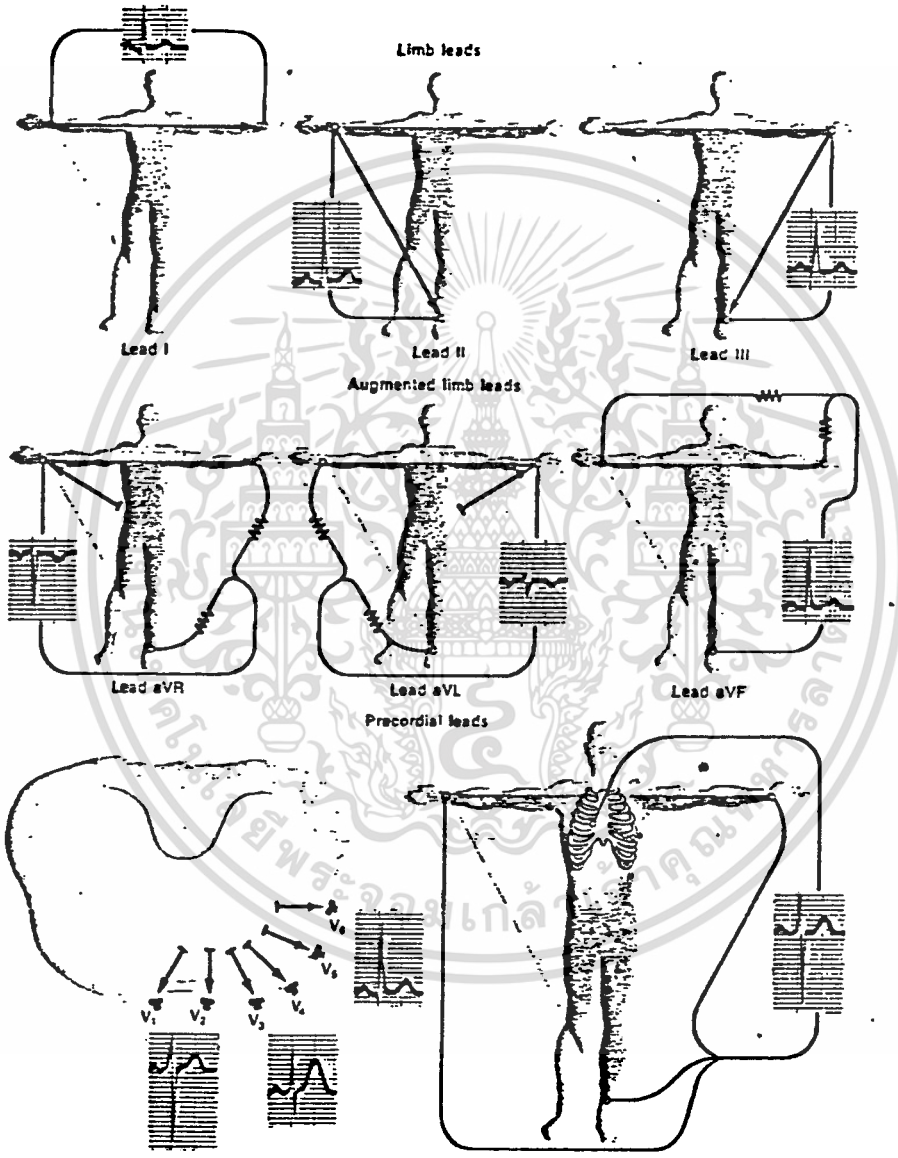


รูปที่2.4 การกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง

ตามที่ได้กล่าวมาแล้วว่า การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่มีพัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้น ทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและเกิดศักดาไฟฟ้าทำงานขึ้นด้วย ซึ่งที่กล้ามเนื้อหัวใจก็เหมือนกัน การเคลื่อนที่ของอิออนภายในเซลกล้ามเนื้อทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานและทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของอิออนภายในเซลกล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าที่ภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น ดังนั้นเราอาจจะพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้าซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะมีการกระจายออกจากขั้วบวกและขั้วลบไปตามส่วนต่างๆของร่างกายเหมือนกับเป็นอิเลคทริคไดโพล(electric dipole) ดังที่แสดงในรูปที่ 2.4 และสามารถวัดศักดาไฟฟ้าที่ตกคร่อมระหว่างจุดใดๆที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ซึ่งศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เราจะเรียกมันว่าสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ(Electrocardiogram)เรียกย่อๆว่า ECG โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

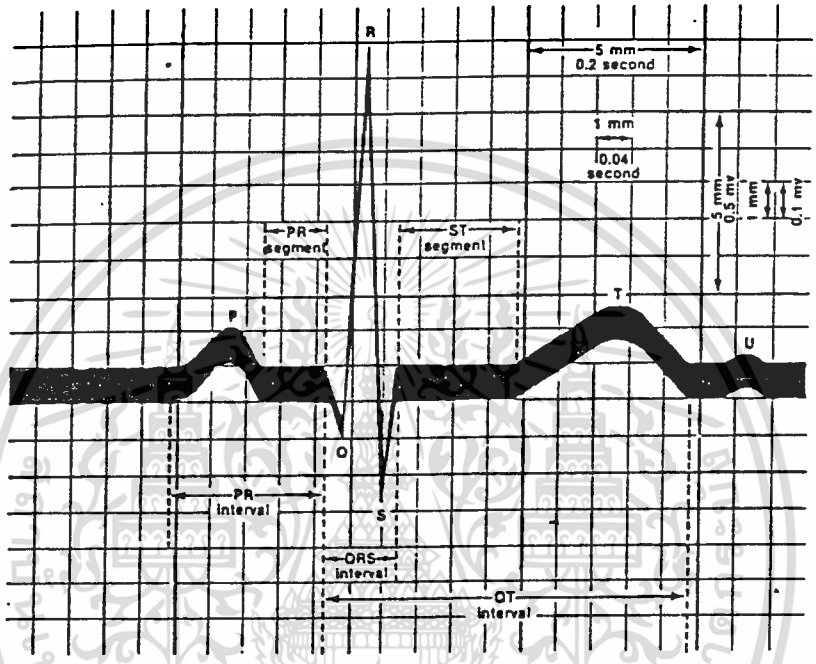
ได้ระหว่างจุดต่างๆจะไม่เหมือนกัน ขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนของหัวใจ(heart axis)ดังรูปที่ 2.5



รูปที่2.5 แสดงตำแหน่งการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจทั้ง 12 ลีดมาตราฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยการนำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้ายหรือที่เรียกว่า ลีด I (Lead I) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากคนปกติจะเป็นดังรูปที่ 2.6



รูปที่2.6 แสดงองค์ประกอบต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ลีด I).

แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P,Q,R,S,T และ U ซึ่งมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายดังต่อไปนี้

- สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน จะมีช่วงเวลาประมาณ 80-120 ms
- สัญญาณรวม QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่างจะมีช่วงเวลาประมาณ 80-100 ms และสัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายดังนั้นผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนามากกว่าส่วนอื่นๆ และการที่สัญญาณ R มีขนาดสูงเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
028781

- สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง มีช่วงเวลาประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30% ของสัญญาณ R
- สัญญาณ U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่นอน แต่สันนิษฐานกันว่าเกิดจากการกลับคืนสู่ระดับศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งอย่างช้าๆของเซลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างหรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง(after potention)

เวลาในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงถึงการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าไปยังเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อหัวใจที่จุดต่างๆซึ่งเวลาในแต่ละช่วงของสัญญาณปกติได้สรุปไว้ในตารางข้างล่างนี้

ช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ค่าเฉลี่ย (วินาที)	ช่วงเวลา (วินาที)
ช่วงเวลาของ PR	0.18	0.12-0.20
ช่วงเวลาของ QRS	0.08	ถึง 0.10
ช่วงเวลาของ QT	0.40	ถึง 0.43
ช่วงเวลาของ ST (คือ QT–QRS)	0.32	-

ตารางแสดงช่วงเวลาต่างๆของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ(Arrythmia)

จังหวะการเต้น(rhythm) เป็นคุณสมบัติที่สำคัญอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงถึงความสามารถในการทำงานของหัวใจอย่างสม่ำเสมอตลอดเวลา ซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงถึงความปกติของหัวใจ โดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั่นเอง) จังหวะการเต้นของหัวใจปกติเป็นไปอย่างสม่ำเสมอและแน่นอนตามความถี่ของ SA node ที่กระตุ้นเซลหัวใจ เพราะว่าทุกๆส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจและระบบนำไฟฟ้าทำงานอย่างเป็นปกติ ดังรูปที่ 2.7

รูปที่2.7 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีจังหวะการเต้นเป็นปกติ

เมื่อบางส่วนของหัวใจเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติขึ้นในบางสถานการณ์ ก็จะทำให้จังหวะการเต้นผิดแปลกไปจากจังหวะปกติ ซึ่งผลของความผิดปกตินี้ก็จะสะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เห็นได้ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจมีศัพท์ทางการแพทย์เรียกว่า Arrythmia โดยความหมายของศัพท์คำนี้แปลว่า "ไม่มีจังหวะ" แต่ที่ใช้กันอยู่นั้นหมายถึง "ความผิดปกติของจังหวะ(abnormal rhythm)" ซึ่งมีศัพท์ที่มีความหมายในทำนองนี้ที่พบบ่อยๆก็คือ rhythm disturbance และ dysrhythmia

การพิจารณาความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ อันดับแรกต้องทำความเข้าใจเกี่ยวกับปรากฏการณ์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยเฉพาะทิศทางการนำไฟฟ้าปกติภายในหัวใจซึ่งได้กล่าวมาแล้วทำให้สามารถเข้าใจถึงสาเหตุของความผิดปกติที่จะเกิดขึ้น จากนั้นก็จึงทำการวิเคราะห์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความผิดปกติของจังหวะการเต้นและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงถึงความผิดปกตินั้น ทำให้สามารถแยกแยะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยวิเคราะห์ได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แล้วสรุปรวบรวมการวิเคราะห์นี้ เมื่อใช้ในการตรวจสอบความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้เครื่องสามารถแสดงความผิดปกตินี้ได้ เครื่องที่ทำหน้าที่เหล่านี้เรียกว่า เครื่องแสดงความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ(Arrythmia monitor)

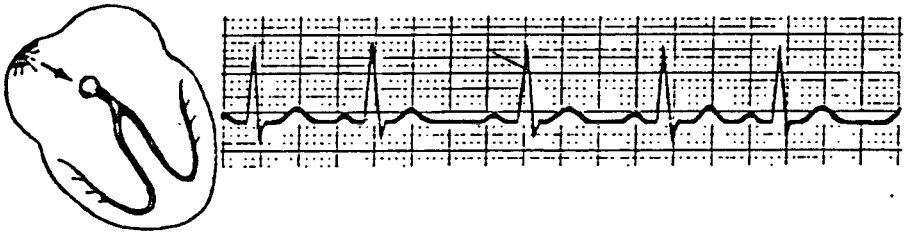
ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจแบ่งออกเป็น 4 กลุ่มใหญ่ๆซึ่งทำให้เราสามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกของความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ง่ายและรวดเร็ว ดังนี้

2.2.1 Varying rhythm

เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะของการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่งที่มีลำดับของสัญญาณ P-QRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้น(ช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างค่อเนื่องไม่สม่ำเสมอ ลักษณะอาการที่จัดอยู่ในกลุ่มดังกล่าวนี้มีดังนี้

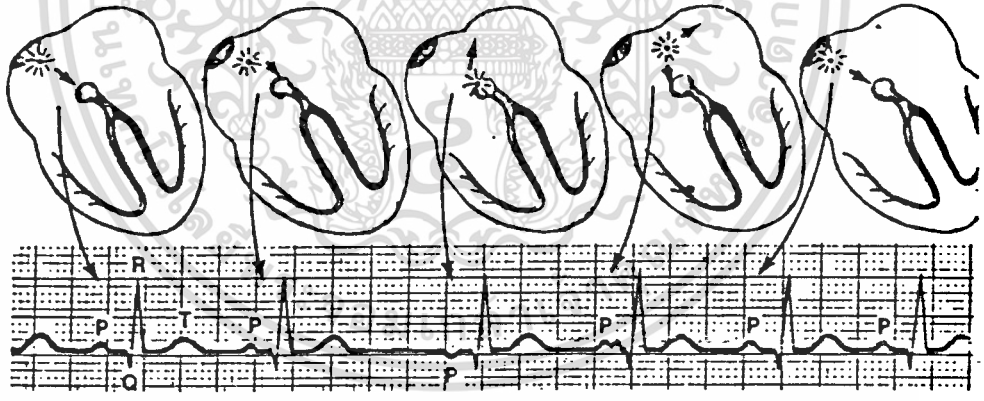
- Sinus arrhythmia เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นที่จัดอยู่ในกลุ่มของ varying rhythm ซึ่งบ่อยครั้งที่สาเหตุมาจากโรคหัวใจ(Sick SA node disease) ลักษณะความผิดปกติของคลื่นหัวใจในประเภทนี้จะมีข้อสังเกตได้คือ สัญญาณ P-QRS-T มีลักษณะเป็นปกติทั้งขนาดและรูปร่าง แต่ช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้ไม่สม่ำเสมอ ซึ่งเป็นลักษณะที่ผิดปกติไปจากธรรมดาดังรูปที่ 2.8 เนื่องจากการกระตุ้น(pacemaker)ทุกครั้งจะเกิดขึ้นที่บริเวณ SA node(สังเกตุได้จากสัญญาณ P)แต่การกระตุ้นที่เกิดขึ้นจะไม่สม่ำเสมอ ทำให้สัญญาณที่ส่งออกไปกระตุ้นเซลอื่นคลาดเคลื่อนจากช่วงเวลาปกติ เป็นผลให้จังหวะการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอเหมือนปกติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.8 Sinus arrhythmia

- Wandering pacemaker เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจประเภทหนึ่งในกลุ่มของvarying rhythm ที่มีสาเหตุมาจากการเปลี่ยนตำแหน่งของการกระตุ้นภายในหัวใจซึ่งสังเกตได้จากการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของสัญญาณ P การเปลี่ยนตำแหน่งของการกระตุ้นนี้ส่งผลให้ผลรวมของจังหวะการเต้นของหัวใจผิดปกติไปเนื่องจากตำแหน่งของการกระตุ้นเปลี่ยนจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งในบริเวณหัวใจห้องบน ดังรูปที่ 2.9



รูปที่2.9 Wandering pacemaker

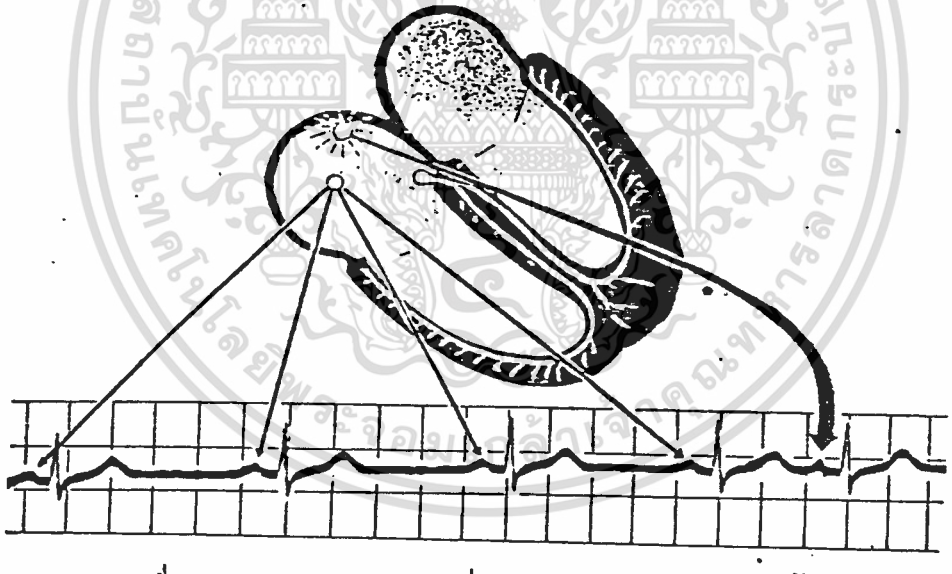
2.2.2 Extra beats and skips

เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจแบบหนึ่งที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกตินั้นด้วยสายตาได้โดยง่าย ศัพท์คำว่า "extra beats" หมายถึงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่เกิดขึ้นก่อนกำหนดที่คาดไว้ ส่วนศัพท์คำว่า "skips" หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติในลักษณะนี้ สามารถสังเกตความแตกต่างระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่งไปอีกลูกหนึ่ง(pause)

2.2.2.1 Premature beats เนื่องจากการเกิดสัญญาณกระตุ้นก่อนจะถึงรอบการทำงานของหัวใจ ทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏขึ้นก่อนเวลาปกติในแต่ละรอบการทำงานดังรูปที่ 2.10 ซึ่งความผิดปกติในลักษณะนี้ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจดูเหมือนสัญญาณปกติหรือมีรูปแบบที่ผิดแปลกแตกต่างออกไป แต่สัญญาณที่ผิดปกตินี้จะเกิดก่อนเวลาในแต่ละรอบของการทำงานของหัวใจ โดยความผิดปกติในลักษณะนี้สามารถจำแนกย่อยตามบริเวณที่เกิดการกระตุ้นได้ดังนี้

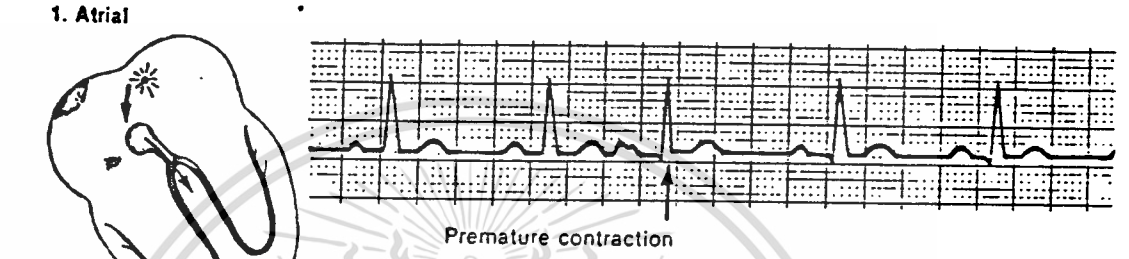


รูปที่2.10 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มี premature beat เกิดขึ้น

- Atrial Premature เป็นลักษณะความผิดปกติของการเต้นของหัวใจที่เกิดขึ้นบริเวณหัวใจห้องบน เนื่องจากการกระตุ้นก่อนกำหนดในบริเวณนี้ ทำให้เกิดสัญญาณ P ก่อน

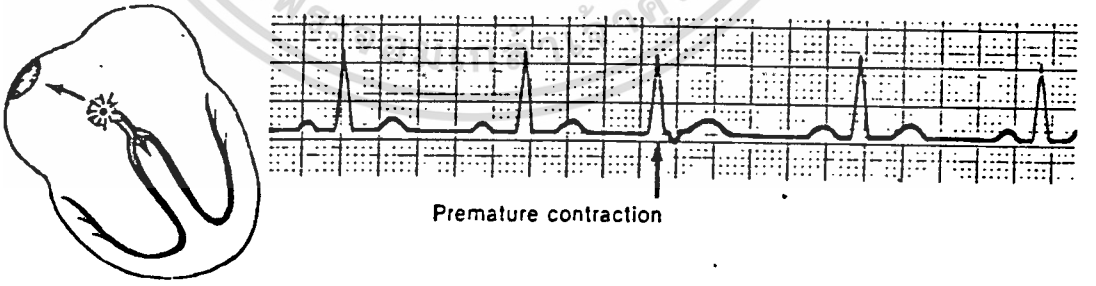
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เวลานี้และสัญญาณ P นี้จะมีรูปร่างผิดแปลกไม่เหมือนสัญญาณ P ที่วัดได้ด้วยลีดเดียวกันเนื่องจากสัญญาณกระตุ้นไม่ได้เกิดจากบริเวณ SA node แต่ก็จะเกิดการนำไฟฟ้าภายในหัวใจเช่นเดียวกับการกระตุ้นที่บริเวณ SA node ปกติ ดังรูปที่ 2.11



รูปที่2.11 Atrial Premature contraction

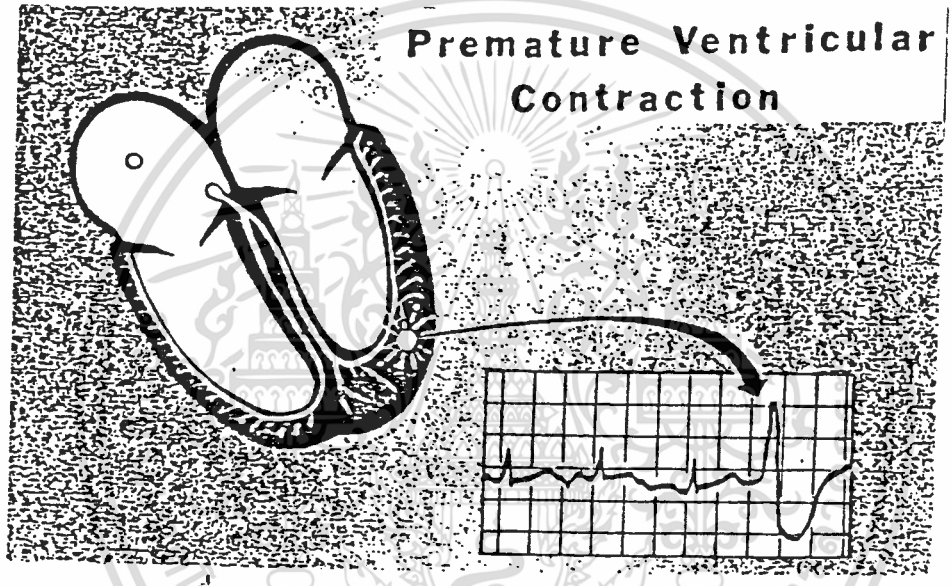
- AV Nodal premature เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นเนื่องมาจากเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติบริเวณ AV node ก่อนที่จะเริ่มรอบการทำงานของหัวใจ ลักษณะเช่นนี้ทำให้เกิดสัญญาณรวม QRS ขึ้นก่อนโดยไม่มีสัญญาณ P ปรากฏขึ้นก่อน หรืออาจจะเกิดหลังจากสัญญาณรวม QRS เนื่องจากเกิดการกระตุ้นย้อนกลับไปยังบริเวณหัวใจห้องบนได้ดังรูปที่2.12



รูปที่2.12 AV Nodal premature contraction

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Premature ventricular contraction(PVCs หรือ PVC) เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้น เนื่องจากเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติที่บริเวณหนึ่งบริเวณใดของหัวใจห้องล่าง ซึ่งลักษณะการเกิดสัญญาณผิดปกติก็จะเกิดก่อนกำหนดของรอบการทำงานของหัวใจที่คาดไว้ โดยสังเกตจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้โดยง่ายที่บริเวณสัญญาณรวม QRS ดังรูปที่2.13

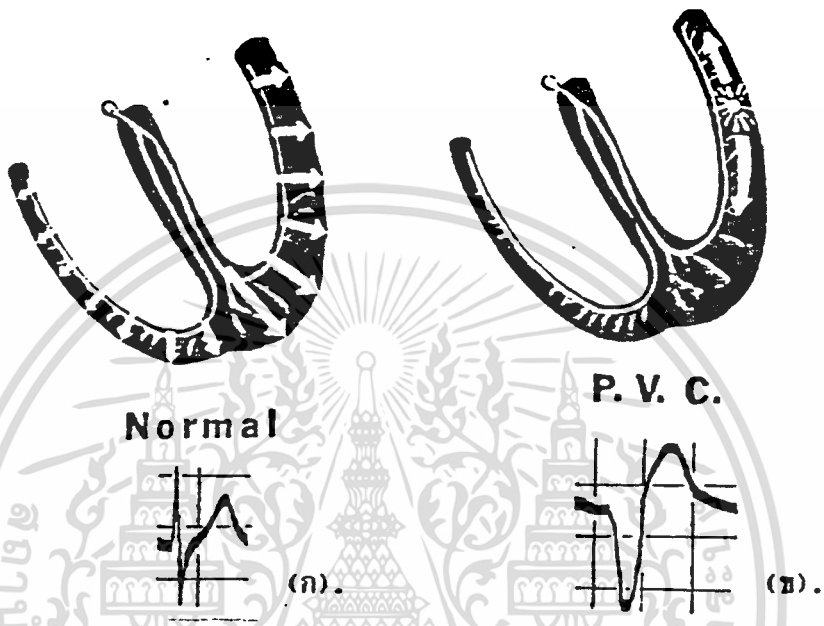


รูปที่2.13 Premature ventricular contraction

เราจะเห็นลักษณะที่แตกต่างจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปกติได้อย่างชัดเจน เนื่องมาจากการกระตุ้นก่อนกำหนดของ PVC ทำให้การนำไฟฟ้าต่อไปยังระบบนำไฟฟ้าของ bundle branch ช้าลงจึงเป็นผลให้ช่วงกว้างของสัญญาณรวม QRS เพิ่มมากขึ้นดังรูปที่ 2.14 ในระหว่างการนำไฟฟ้าปกติบริเวณหัวใจห้องล่างนั้นจะเกิดการ depolarization ทันทีทั้งทางด้านซ้ายและขวา โดยมีทิศทางพุ่งออกตามทิศทางของด้านนั้นหรือตามทิศทางของลูกศร ดังรูปที่ 2.14ก เป็นผลให้ช่วงกว้างของสัญญาณรวม QRS แคบมาก แต่ถ้าเกิด PVC ขึ้นบริเวณด้านหนึ่งด้านใดของหัวใจห้องล่าง จะทำให้เกิด depolarization ก่อนอีกด้านหนึ่งเป็นผลให้สัญญาณรวม QRS มีขนาดใหญ่และกว้างมากขึ้นดังรูปที่ 2.14ข หลังจากเกิด PVC แล้วจะมีเวลาช่วงหนึ่งที่หัวใจจะหยุดการนำไฟฟ้าชั่ว

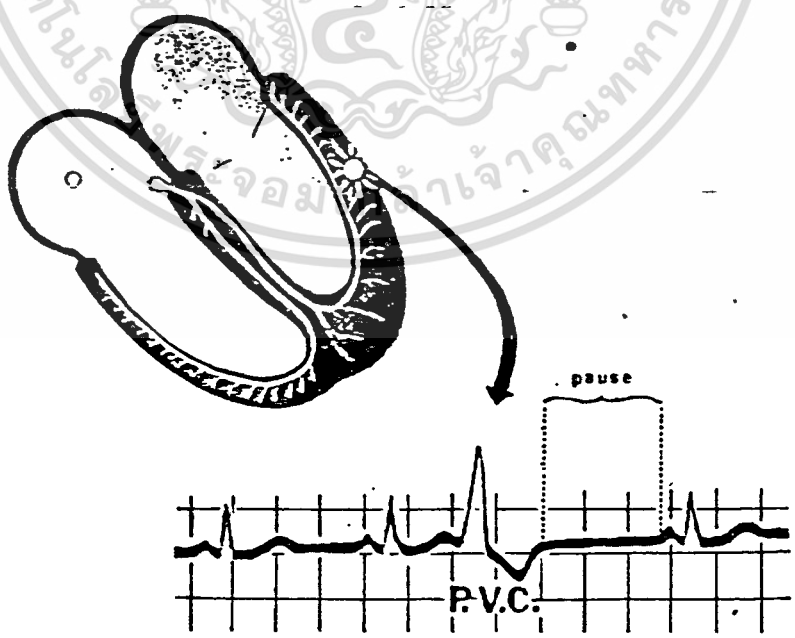
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขณะหนึ่งเรียกว่า compensatory pause ดังรูปที่ 2.15



ก. สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ ข. สัญญาณที่เกิด PVC

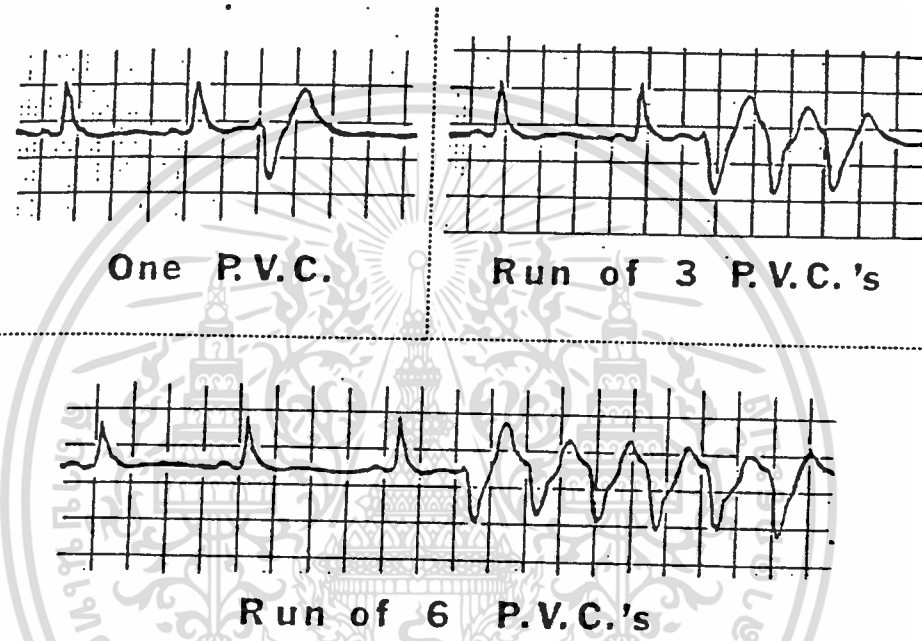
รูปที่2.14 เปรียบเทียบสัญญาณ QRS ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติกับสัญญาณที่เกิด PVC



รูปที่2.15 ลักษณะของ compensatory pause หลังจากเกิด PVC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4. Run of n. PVC เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดจากการกระตุ้นก่อนกำหนดหนึ่งครั้งจึง
เป็นผลให้การกระตุ้นตามมาอีกหลายครั้ง (n = จำนวนครั้งที่เกิด
ความผิดปกติ) ดังรูปที่ 2.19



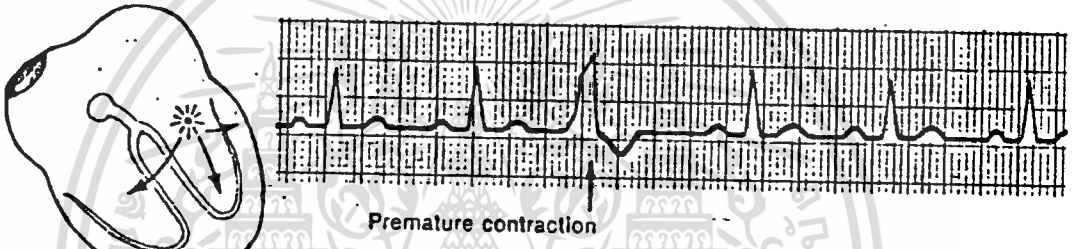
รูปที่2.19 Run of n. PVC

5. Multifocal PVC เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดจากการกระตุ้นก่อนกำหนดที่บริเวณหัว
ใจห้องล่างหลายๆจุด เป็นผลให้เกิดการกระตุ้นลุกลามต่อไปจนถึง
ขั้น ventricular tachycardia หรือ ventricular fibr-
illation ดังรูปที่ 2.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะของ PVC ที่เกิดขึ้นนั้นมีหลายรูปแบบ ซึ่งแต่ละรูปแบบก็จะมีศัพท์ทางการแพทย์ที่ใช้เรียกชื่อแตกต่างกันไปตามรูปแบบนั้นๆ ได้แก่

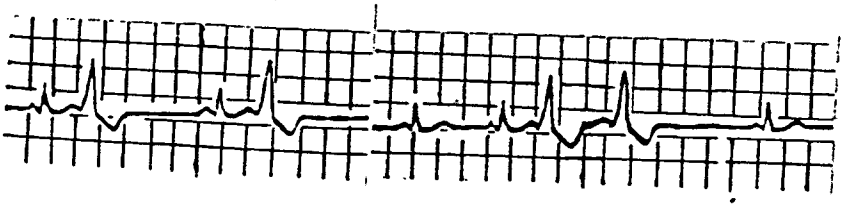
1. Interpolated PVC เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดควบคู่กับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ แต่ที่ลักษณะของ PVC นี้จะไม่มี Compensatory pause เกิดขึ้น และไม่รบกวนจังหวะการเต้นของหัวใจปกติด้วย ดังรูปที่ 2.16



รูปที่2.16 Interpolated PVC

2. Bigeminy เป็นPVC ประเภทหนึ่งที่เกิดสัญญาณไฟฟ้าปกติหนึ่งลูกควบคู่กับสัญญาณ premature beat หนึ่งลูกและเกิดลักษณะเช่นนี้ซ้ำๆกันไป ดังที่ได้แสดงในรูปที่ 2.17

3. Trigeminy เป็นPVC ประเภทหนึ่งที่เกิดสัญญาณไฟฟ้าปกติหนึ่งลูกควบคู่กับสัญญาณ premature beat สองลูกติดกันและเกิดลักษณะเช่นนี้ซ้ำๆกันไปดังรูปที่ 2.18

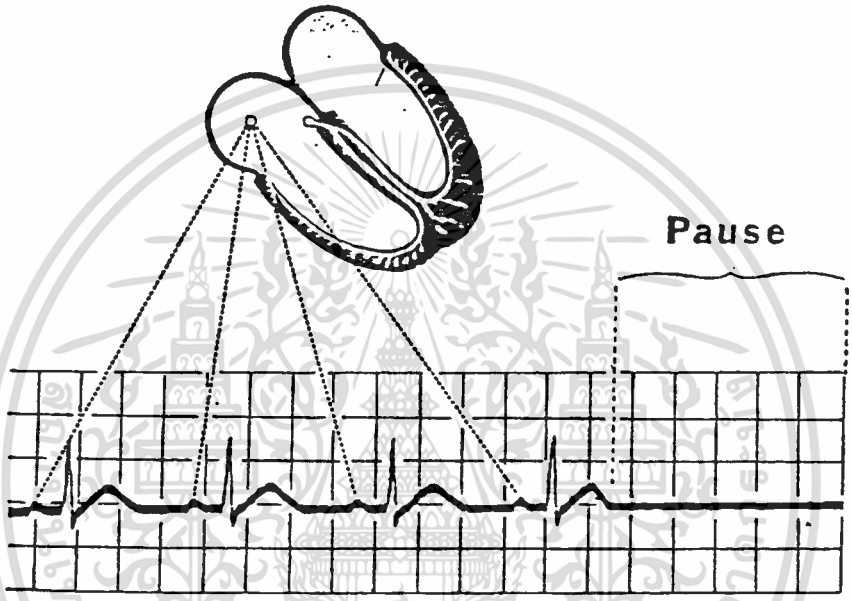


รูปที่2.17 Bigeminy

รูปที่2.18 Trigeminy

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2.2 Escape beats เกิดขึ้นเมื่อการกระตุ้นปกติล้มเหลว ทำให้การกระตุ้นหยุดไปหนึ่งหรือมากกว่าหนึ่งรอบการทำงาน เป็นผลให้เกิดการขาดช่วงของสัญญาณไปดังรูป2.22 ความผิดปกติในลักษณะนี้สามารถจำแนกตามบริเวณที่เกิดความผิดปกติได้ดังนี้



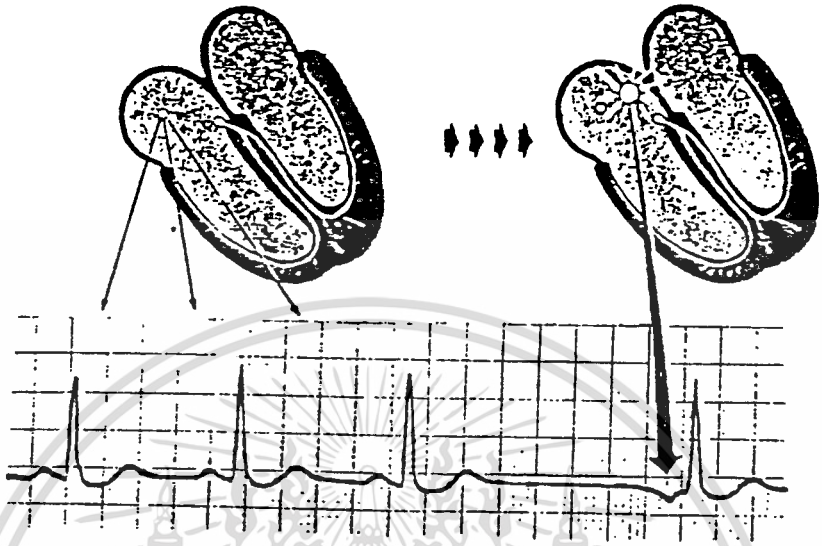
รูปที่2.22 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิด Escape beat ขึ้น

- Atrial escape เป็นความผิดปกติที่มีลักษณะเหมือนกับ Atrial premature แต่เกิดขึ้นหลังจากการขาดช่วงสัญญาณ(pause)มาแล้วดังรูปที่ 2.23

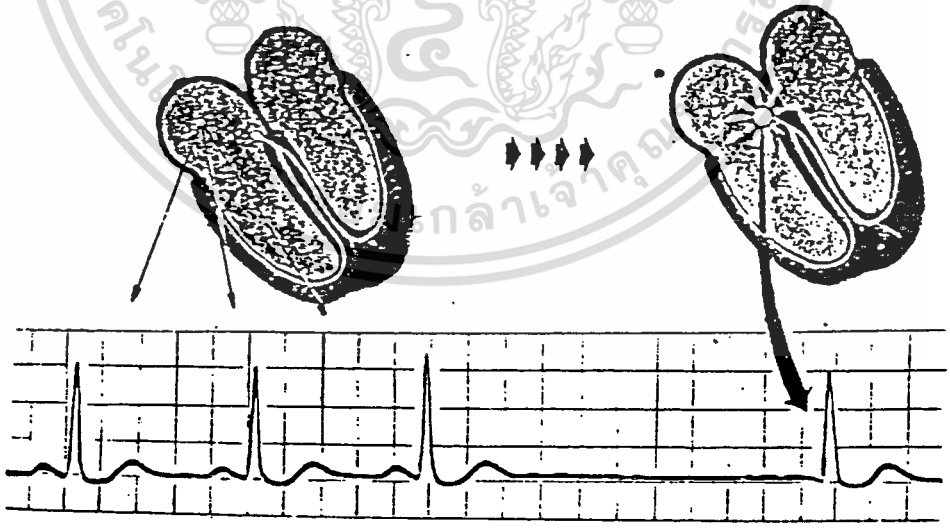
- AV Nodal escape เป็นความผิดปกติที่มีลักษณะเหมือนกับ AV Nodal premature แต่เกิดขึ้นหลังจากการขาดช่วงสัญญาณ(pause)มาแล้วดังรูปที่ 2.24

- Ventricular escape เป็นความผิดปกติที่มีลักษณะเหมือน Premature ventricular contraction แต่เกิดขึ้นหลังจากการขาดช่วงสัญญาณ(pause)มาแล้ว ดังที่แสดงในรูป 2.25

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

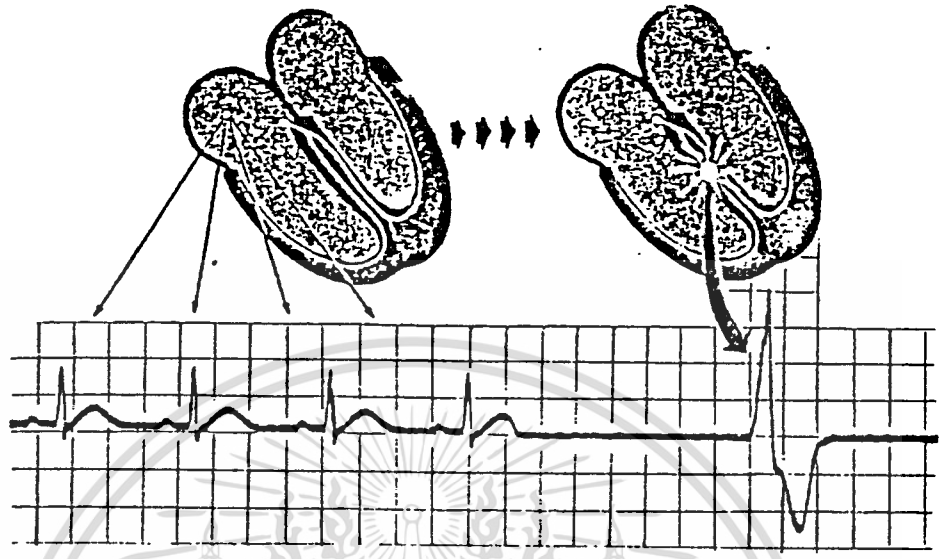


รูปที่2.23 Atrial escape



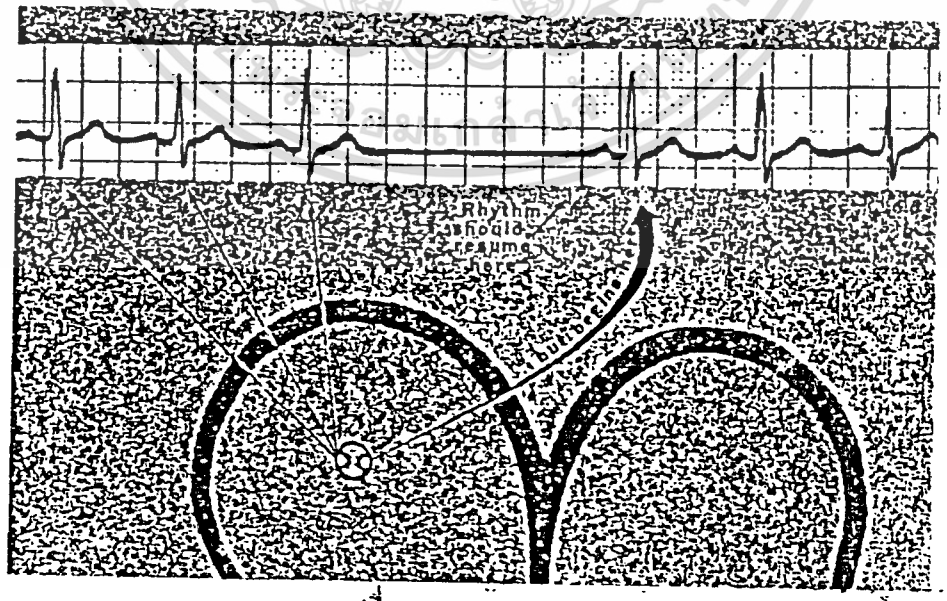
รูปที่2.24 AV Nodal escape

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



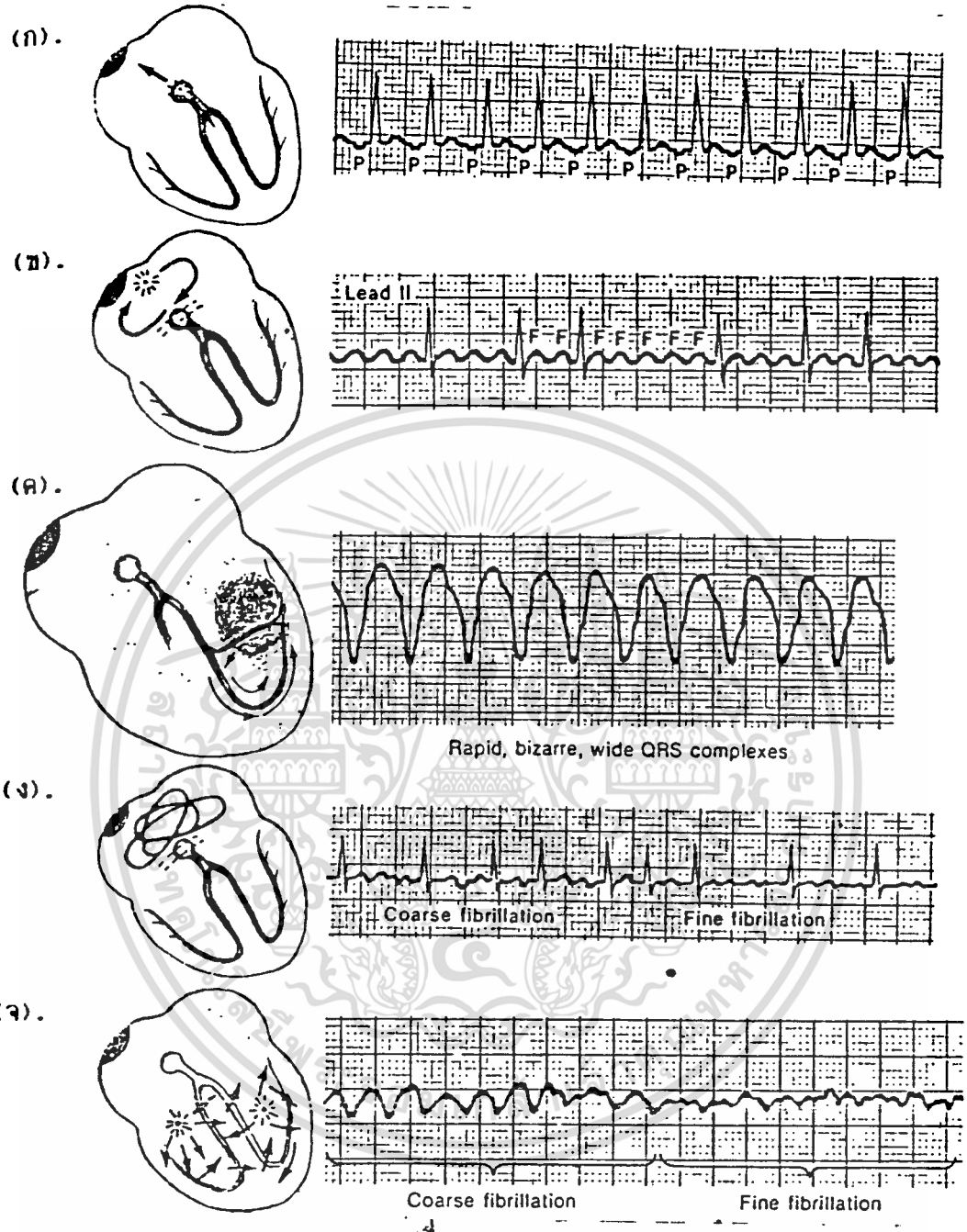
รูปที่2.25 Ventricular escape

2.2.2.3 Sinus arrest เกิดขึ้นเมื่อบริเวณกระตุ้นของSA nodeหยุดการทำงานไปชั่วขณะหนึ่ง ทำให้ไม่สามารถส่งสัญญาณกระตุ้นออกมาได้ หลังจากการขาดช่วงการกระตุ้นนี้ก็จะเกิดการกระตุ้นของบริเวณ SA Node ใหม่ทำให้เกิดการเต้นของหัวใจด้วยอัตราการเต้นของหัวใจใหม่ดังรูปที่ 2.26



รูปที่2.26 Sinus arrest

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.27 Rapid rhythm

ก. Paroxysmal tachycardia
ข. Atrial flutter
ค. Ventricular flutter
ง. Atrial fibrillation
จ. Ventricular fibrillation

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

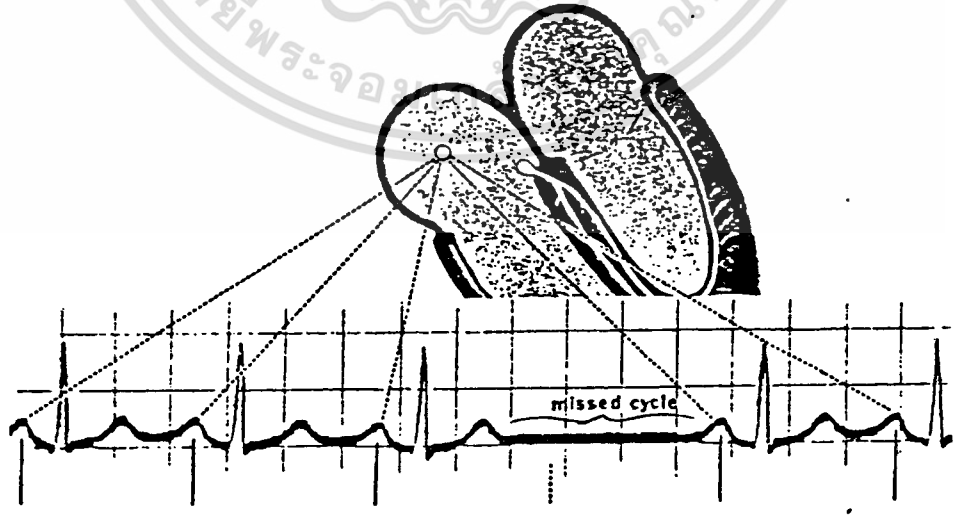
2.2.3 Rapid rhythm

เป็นลักษณะความผิดปกติที่มีสาเหตุจากการมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วมาก โดยที่รูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจจะผิดปกติหรือไม่ขึ้นอยู่กับบริเวณที่เกิดความผิดปกตินั้น ซึ่งลักษณะความผิดปกติประเภทนี้มีความแตกต่างกันในเรื่องของรูปร่างของสัญญาณ และเนื่องจากบริเวณที่เกิดความผิดปกติต่างกัน แต่ข้อสังเกตหลักอยู่ที่การมีอัตราการเต้นของหัวใจที่เร็วมาก ซึ่งลักษณะความผิดปกติในแต่ละประเภทสามารถจำแนกได้จากรูปที่ 2.27

2.2.4 Heart blocks

เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจ ซึ่งพื้นที่ภายในหัวใจที่จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้นได้มีด้วยกัน 3 บริเวณคือ SA node , AV node และ bundle branch

2.2.4.1 SA block มีสาเหตุมาจากการที่ SA node หยุดทำการกระตุ้นชั่วคราวเป็นเวลาอย่างน้อยหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ แล้วกลับมาทำงานเป็นปกติเหมือนเดิม ดังรูปที่ 2.28 ซึ่งจะเห็นได้ว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดขาดช่วงขึ้น โดยจะปรากฏให้เห็นเพียง baseline เท่านั้น

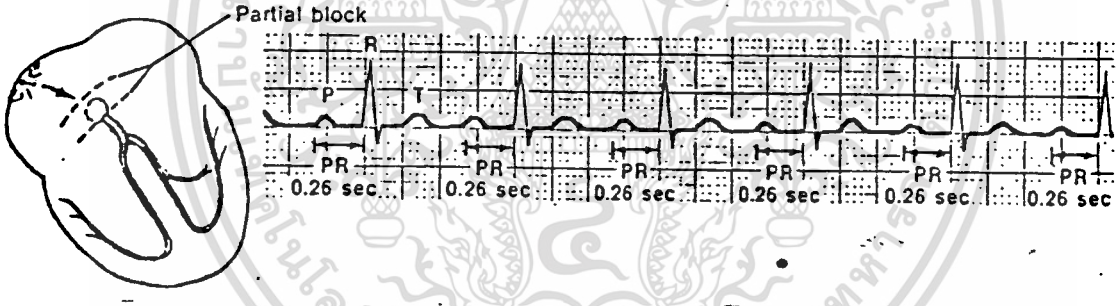


รูปที่2.28 SA block

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.4.2 AV block เป็นความผิดปกติของจังหวะการเต้นที่จะทำให้เกิดการหน่วงเวลาของสัญญาณกระตุ้นจากหัวใจห้องบนที่บริเวณ AV node ให้นานยิ่งขึ้นก่อนที่จะส่งต่อไปยังหัวใจห้องล่าง เวลาที่หน่วงนี้สามารถสังเกตได้จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลา PR ซึ่งเป็นเวลาตั้งแต่เริ่มต้นของสัญญาณ P (เริ่มเกิดการกระตุ้นบริเวณ SA node) จนกระทั่งถึงเวลาเริ่มต้นของสัญญาณรวม QRS (สัญญาณถึงหัวใจห้องล่าง) โดยมีค่าเฉลี่ยอยู่ระหว่าง 0.12-0.20 วินาที ถ้าช่วงเวลา PR มากกว่า 0.20 วินาทีแล้วเราสามารถสันนิษฐานได้ว่าเกิด AV block ขึ้นอย่างแน่นอน ลักษณะของ AV block สามารถจำแนกเป็น 3 ลักษณะดังนี้

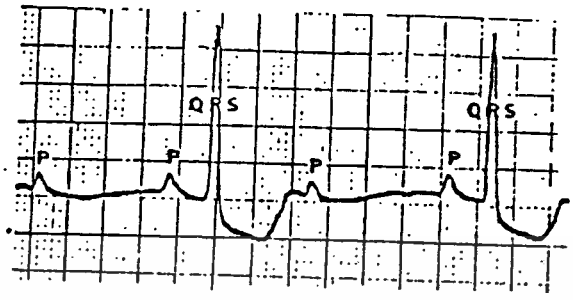
1. First degree AV block มีลักษณะความผิดปกติที่สังเกตได้จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คือช่วงเวลา PR มากกว่า 0.20 วินาที ดังรูปที่ 2.29



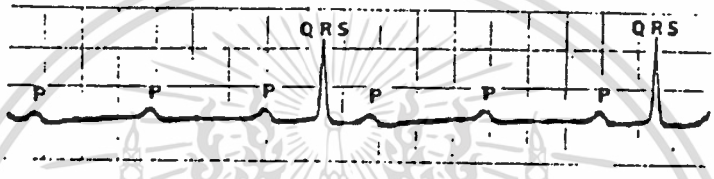
รูปที่2.29 First degree block

2. Second degree AV block มีลักษณะความผิดปกติที่สังเกตได้จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คือจะเกิดสัญญาณ P หนึ่งหรือสองครั้งก่อนที่จะมีสัญญาณรวม QRS เนื่องครั้งเดียว (2:1 หรือ 3:1 AV block)ดังรูปที่2.30 ซึ่งมีลักษณะความผิดปกติที่สำคัญ2อาการคือ wenckebach phenomenon(Mobitz I) เกิดขึ้นเมื่อช่วงเวลา PR มีความกว้างเพิ่มมากขึ้นจนกระทั่ง AV node ไม่เกิดการกระตุ้นขึ้น ซึ่งทำให้ไม่เกิดสัญญาณรวม QRS ดังรูปที่ 2.31 และ Mobitz II เกิดขึ้นเมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดการขาดหาย(dropped beat)ไปของสัญญาณรวม QRS โดยที่ช่วงเวลา PR ยังคงมีความกว้างเป็นปกติ ดังรูปที่ 2.32

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

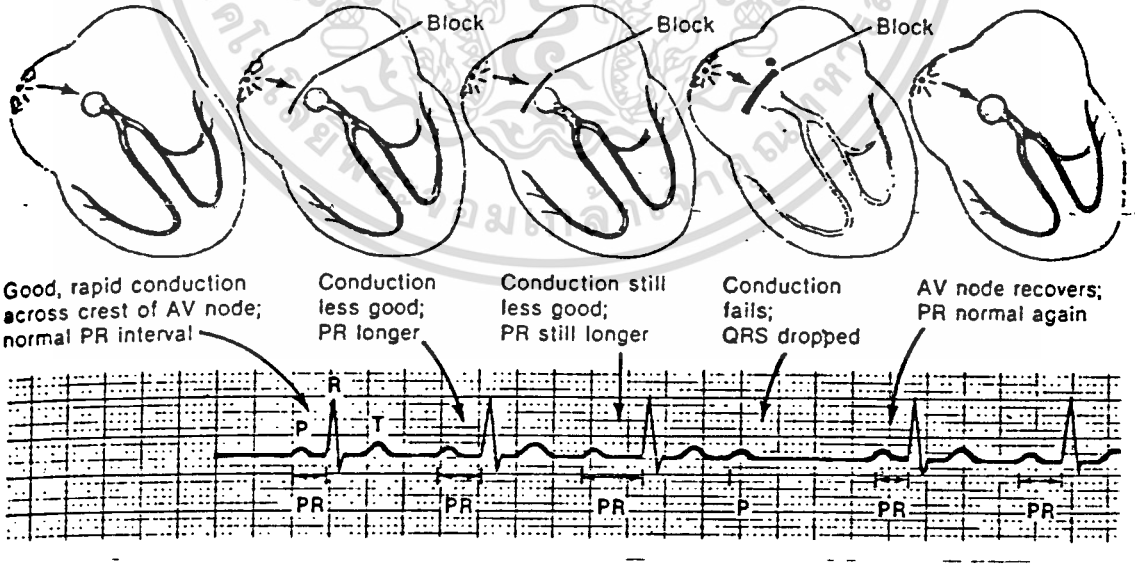


2:1 AV Block



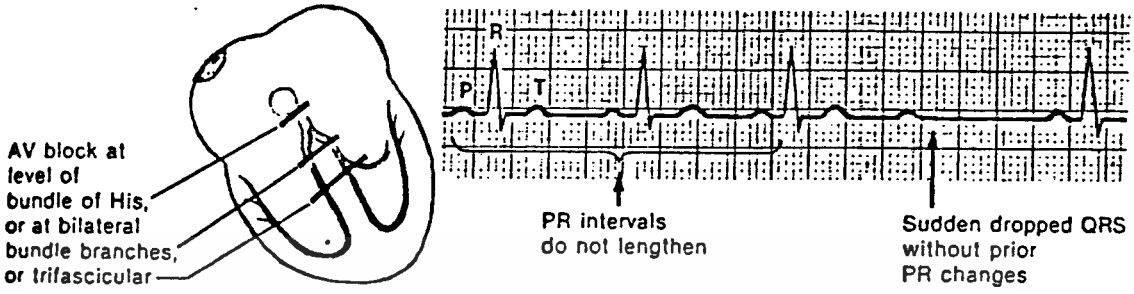
3:1 AV Block

รูปที่2.30 2:1 และ 3:1 AV block



รูปที่2.31 Wenckebach phenomenon(Mobitz I)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



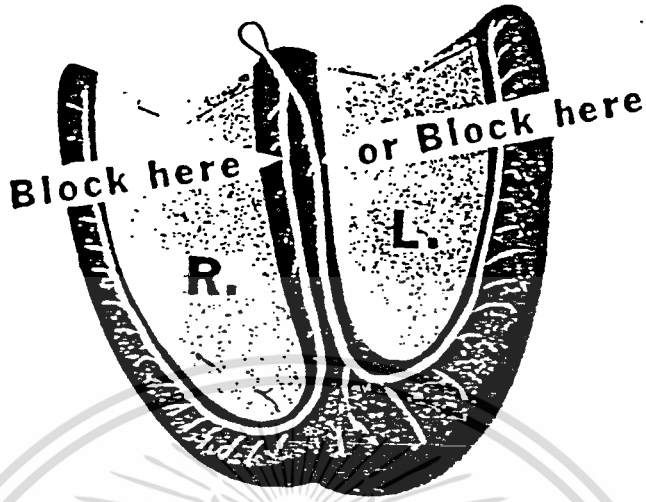
รูปที่2.32 Mobitz II

3. Third degree AV block(complete AV block) เกิดขึ้นเมื่อไม่มีสัญญาณกระตุ้นจากหัวใจห้องบนมายัง AV node ทำให้ไม่เกิดการคอบสนองของหัวใจห้องล่างและบริเวณหัวใจห้องล่างจะเกิดการกระตุ้นขึ้นเองอย่างอิสระดังรูปที่ 2.33 ซึ่งมีข้อสังเกตได้ว่าความถี่ของหัวใจห้องบน(สัญญาณ P)มีค่าค่อนข้างแน่นอนและความถี่ของหัวใจห้องล่าง(สัญญาณรวม QRS) เป็นไปอย่างอิสระและมีค่าช้าลงไปมาก

รูปที่2.33 Third degree AV block (complete AV block)

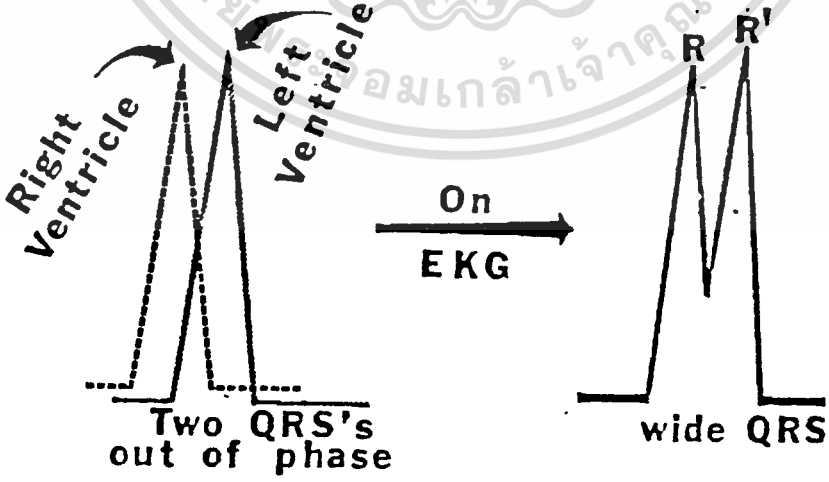
2.2.4.3 Bundle branch block มีสาเหตุมาจากการปิดกั้นการนำไฟฟ้าบริเวณด้านซ้ายและด้านขวาของ bundle branch ดังรูปที่2.34 โดยปกติแล้วการนำไฟฟ้าไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งด้านซ้ายและด้านขวาโดยผ่าน bundle branch จะใช้เวลาเท่าๆกัน ถ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



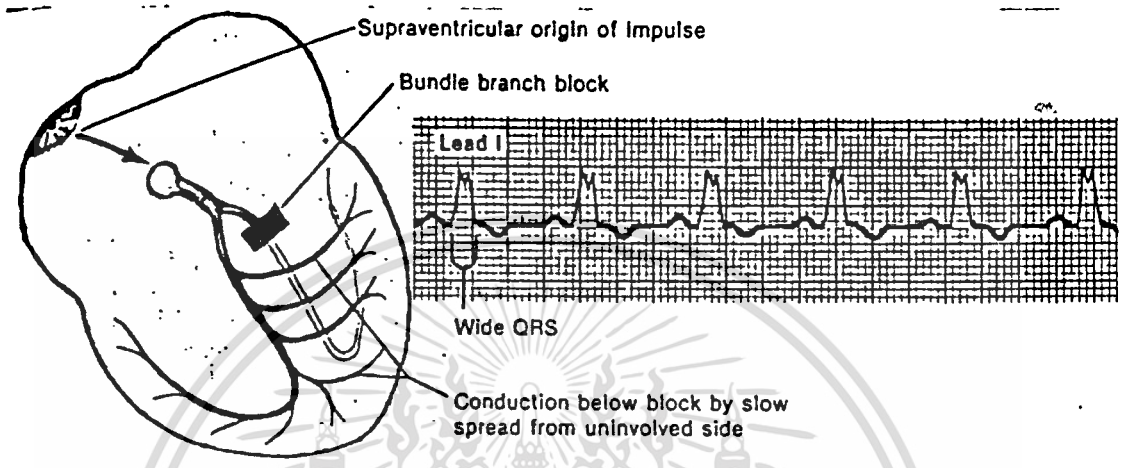
รูปที่2.34 ลักษณะการปิดกั้นการนำไฟฟ้าบริเวณ bundle branch

เกิดการปิดกั้นการนำไฟฟ้าขึ้นด้านใดด้านหนึ่ง ก็จะทำให้เกิดการหน่วงของสัญญาณด้านนั้นออกไป เป็นผลให้สัญญาณQRSรวมแตกออกเป็น 2 ส่วนดังรูปที่ 2.35 โดยให้สัญญลักษณ์เป็น R และ R' แทนจุดสูงสุดของสัญญาณ QRS ที่เกิดจากการนำไฟฟ้าของหัวใจห้องล่างแต่ละด้าน ซึ่งผลรวมของสัญญาณ QRS นี้จะทำให้ความกว้างของสัญญาณ QRS รวมกว้างมากขึ้น รูปที่ 2.36 แสดงลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิด bundle branch block



รูปที่2.35 ลักษณะของสัญญาณ QRS รวมที่เกิด bundle branch ที่แยกเป็น 2 ส่วน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่2.36 ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิด bundle branch block

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

Arrhythmia detection card

3.1 จุดมุ่งหมายและแนวทางการออกแบบ

การออกแบบเครื่อง arrhythmia detection (card + software)นั้น เพื่อเป็นการหลีกเลี่ยงความแตกต่างกันระหว่างระบบไมโครคอมพิวเตอร์หลายๆรุ่นซึ่งแต่ละรุ่นก็มีส่วนประกอบทางฮาร์ดแวร์แตกต่างกันออกไป เพื่อให้การ์ดของเราสามารถใช้กับเครื่องได้หลายๆรุ่น การ์ดของเราจึงควรจะซับซ้อนน้อยที่สุด ซึ่งการ์ดที่เราออกแบบนั้นสามารถใช้เสียบลงไปในslot ของ เครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ได้ 3 รุ่นคือ IBM PC , IBM PC XT , IBM PC AT จะไม่สามารถนำไปใช้ในเครื่องรุ่นใหม่ๆ เช่น PS/1 , PS/2 เพราะสัญญาณต่างๆตรง slot ของเครื่องเหล่านี้จะแตกต่างกันไปและระบบบัสก็แตกต่างกันด้วย ที่เราเลือกออกแบบให้ใช้กับเครื่องในตระกูล PC ก็เพราะว่าเครื่องเหล่านี้มีราคาถูก,หาได้ง่ายอีกทั้งยังมีอยู่ในประเทศเป็นจำนวนมาก ส่วนซอฟแวร์ที่เราได้วางแผนไว้นั้นเราวางแผนไว้ให้แสดงผลบนจอโมโนโครมเนื่องจากจอภาพแบบโมโนโครมนั้นหาได้ง่ายและมีใช้กันเป็นส่วนมากอีกทั้งเมื่อแสดงผลทางด้านกราฟฟิคโหมดด้วยเฮอร์คิวลิสการ์ดจะมีความละเอียดพอสมควร ดังนั้นระบบที่สามารถใช้ทำงานได้จะประกอบไปด้วยอุปกรณ์ดังนี้

1. IBM PC , IBM PC XT/AT
2. MONOCHROME MONITOR + HERCULES CARD
3. ARRHYTHMIA DETECTION CARD + SOFTWARE

และในบทนี้เราจะอธิบายเฉพาะส่วนของการ์ดเท่านั้น ทางด้านซอฟแวร์นั้นเราแยกออกไปอธิบายในบทที่ 4 ซึ่งจะกล่าวเกี่ยวกับรูปแบบการวิเคราะห์ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจในแบบต่างๆและการลดจำนวนข้อมูลกับโปรแกรมที่ใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 รายละเอียดและการทำงานของการ์ด

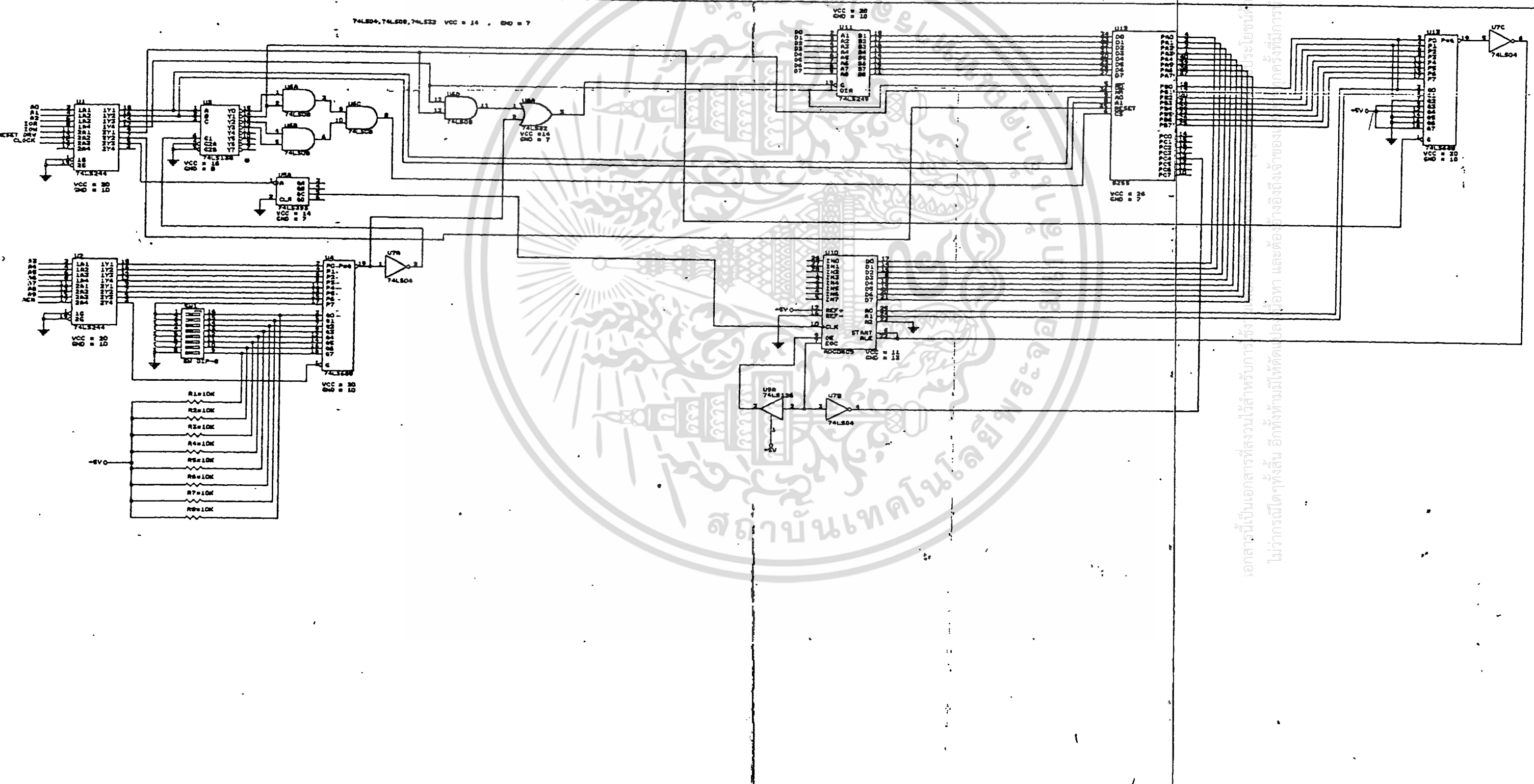
จากการออกแบบและทดลองหลายๆครั้ง ทำให้ผู้จัดทำเกิดแนวความคิดที่ดีและประหยัดอุปกรณ์มากที่สุดก็คือ ให้สัญญาณ ECG ซึ่งเป็นสัญญาณ analog ทั้ง 3 channel เข้ามายังการ์ด หลังจากนั้นก็จะถูก convert ให้เป็นสัญญาณ digital แล้วส่งออกไปทาง slot ของIBM PC เรียงกันไปทีละ channel คือ CH1 , CH2 , CH3 , CH1 , CH2 ,... จากนั้นก็เริ่มออกแบบจนเป็นวงจรที่ใช้งานได้จริงดังรูป

จากวงจรเราได้ใช้ buffer ต่อไว้กับสัญญาณส่วนที่จะติดต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ทุกสัญญาณ เพราะกันการไม่ match กันระหว่างการ์ดกับเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งในการที่เราจะ interface กับเครื่องคอมพิวเตอร์นั้นเราควรที่จะใส่ไว้ทุกครั้ง โดยเราใช้ไอซีเบอร์74LS244 2 ตัวทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ให้กับสัญญาณ A0 - A9 , IOR , IOW , RESET DRV , CLOCK และ AEN ส่วนทางด้าน DATA BUS นั้นเราใช้ไอซีเบอร์ 74LS245 เป็นบัฟเฟอร์ด้วยเหตุผลเดียวกัน ในการส่งข้อมูลเข้าไปที่เครื่องคอมพิวเตอร์นั้นเรากำหนดให้portที่ 300 เป็นตำแหน่งเราใช้ ซึ่งเราใช้ 74LS688 (8=bit comparator) ทำหน้าที่เปรียบเทียบแอดเดรสดูว่าตรงกับ port 300 หรือเปล่าเราอาจกำหนดค่า port อื่นๆได้โดยการเซตที่ DIP-SW ไปตามค่าที่เราต้องการได้ เมื่อเราตรวจพบว่าค่าที่แอดเดรสบัสตรงกับค่า port ที่เราตั้งไว้74LS688 ก็จะให้เอาท์พุทออกมาผ่าน OR GATE ไปเข้าขา 19 ของ 74LS245 (data buffer) ซึ่งถ้ามีข้อมูลอยู่ที่ 74LS245 มันก็จะส่งลงไปบนดาต้าบัสของเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งเราก็จะอ่านข้อมูลเหล่านี้(โดยซอฟแวร์)ไปวิเคราะห์และทำprocessต่างๆเพื่อที่จะให้แสดงผลออกมาทางจอภาพด้วย ส่วนทางด้าน ADC 0809 นั้นเราป้อนสัญญาณ ECG ทั้ง 3 CHANNEL เข้ามาทางขา IN0 , IN1 , IN2 หรือขา 26 , 27 , 28 ตามลำดับ และ clock ที่ป้อนให้ ADC 0809 เรานำมาจาก clock ของเครื่อง IBM ที่ต่อออกมาที่ slot ซึ่งมีความถี่ 4.77 MHz ผ่านวง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จร counter นับแปด ดังนั้นความถี่ที่ได้หลังจากผ่านวงจร counter เท่ากับ 4.77 MHz/8 เท่ากับ 596 KHz เราใช้ 74LS393 ทำหน้าที่เป็นวงจรนับดังกล่าว ส่วนการเลือก channel นั้นเราสามารถควบคุมที่ขา A0,A1,A2 ของ ADC0809 ที่ขา A2 ต่อลงกราวน์ไปก็เพราะเราต้องการควบคุมเพียงแค่ 3 channel เท่านั้น ข้อมูลที่ถูก convert แล้วจะถูกส่งออกมาทางขา D0-D7 ของ ADC0809 ไปเข้าขา PA0-PA7 ของ 8255 และเมื่อมีสัญญาณ IOR มาก็จะทำให้ข้อมูลนี้มา LATCH อยู่ที่ B1-B8 ของ 74LS245 และถ้า detect ได้ค่า port ตรงกับ 300 ข้อมูลเหล่านี้ก็จะส่งไปบนดาต้าบัส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้


74LS04,74LS08,74LS32 VCC = 14 , GND = 7
74LS244
74LS138
74LS08
74LS32
74LS245
74LS04
74LS373
74LS374
74LS139
74LS00
74LS86
74LS125
74LS126
R1=10K
R2=10K
R3=10K
R4=10K
R5=10K
R6=10K
R7=10K
R8=10K
+5V

บทที่ 4

ARRHYTHMIA DETECTION SOFTWARE

4.1 ARRHYTHMIA DETECTION ALGORITHM

จากการศึกษาความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ เราสามารถวิเคราะห์ความผิดปกติต่างๆเหล่านี้ได้โดยอาศัยข้อมูลพื้นฐานตัวหนึ่งคือ ช่วงเวลา R-R (R-R interval) ซึ่งช่วงเวลา R-R นี้เป็นช่วงเวลาของสัญญาณRลูกหนึ่งไปยังสัญญาณRลูกถัดไป (ก็คือช่วงปลายที่แหลมและสูงที่สุดของ ECG ลูกหนึ่งกับปลายแหลมที่สูงที่สุดของ ECG ลูกถัดไป)ในการวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้เราจะอาศัยพารามิเตอร์นี้เป็นตัวแปรสำคัญในการวิเคราะห์ผล ซึ่งเราสรุปออกมาได้ดังนี้

1. Asystole and ventricular fibrillation

เป็นลักษณะที่ไม่สามารถตรวจสอบสัญญาณ R ได้เป็นเวลานาน โดยเรากำหนดว่าถ้าไม่พบสัญญาณ R เป็นเวลานานกว่า 1.72 วินาที(35 ครั้งต่อนาที)ก็จะส่งเสียงเตือน

2. Bradycardia

เป็นอาการที่หัวใจมีการทำงานที่ช้าลง เป็นผลให้อัตราการเต้นของหัวใจช้าลงด้วยซึ่งตรวจสอบอาการนี้ได้โดยถ้าพบว่าช่วงเวลา R-R มากกว่า 1.5 วินาที(40 ครั้งต่อนาที)หรือช่วงเวลาเฉลี่ย R-R มากกว่า 1.2 วินาที(50 ครั้งต่อนาที)ก็จะส่งเสียงเตือน (ช่วงเวลา R-R หมายถึงการเฉลี่ยช่วงเวลา R-R ทุกๆ 16 beat)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. Tachycardia

เป็นอาการที่หัวใจเต้นเร็วมากกว่าปกติ สามารถตรวจสอบด้วยการวิเคราะห์จากจังหวะการเต้นธรรมดาได้ โดยช่วงเวลา R-R น้อยกว่า 0.5 วินาที(120 ครั้งต่อนาที)ก็จะส่งเสียงเตือน

4. Dropped beat หรือ Skipped beat

เป็นอาการที่เกิดจากการขาดช่วงของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ แต่ไม่นานเกินกว่าค่านิยัด Asystole ซึ่งสามารถตรวจสอบได้จากช่วงเวลา R-R ประมาณเท่ากับสองเท่าของช่วงเวลาเฉลี่ย R-R ที่ผ่านมาและไม่เกิด premature beat ตามมา

5. Premature Ventricular Contraction (PVC)

เราตรวจสอบโดยกำหนดว่าถ้าช่วงเวลา R-R น้อยกว่า 0.9เท่าของช่วงเวลาเฉลี่ย R-R ซึ่งไม่รวมสัญญาณลูกปัจจุบันแล้วแสดงว่าเกิด premature beat ขึ้น ส่วน full compensatory pause นิยามได้จากช่วงเวลา R-R ของลูกต่อไปรวมกับช่วงเวลา R-R ของลูกที่เป็น premature beat จะประมาณเท่ากับช่วงเวลาเฉลี่ย R-R ก่อนเกิด premature beat

6. R-on-T Phenomenon

เป็นอาการความผิดปกติของการเต้นของหัวใจที่รุนแรงและเป็นอันตรายมาก เนราะเกิด PVC ขึ้นในช่วงเวลา ventricular repolarization (T wave)เนื่องจากเราไม่สามารถตรวจจับสัญญาณ T ได้จึงต้องขึ้นอยู่กับการวิเคราะห์จังหวะการเต้นเท่านั้น โดยที่สัญญาณ T จะเกิดภายในหนึ่งในสามของช่วงเวลา R-R ถ้าช่วงเวลา R-R น้อยกว่าหนึ่งในสามของช่วงเวลาเฉลี่ย R-R ที่ผ่านมาและตามด้วย full compensatory pause แล้วจะสามารถตรวจสอบการเกิด R-on-T Phenomenon ได้และจะส่งเสียงเตือน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7. Bigeminy

เป็นอาการที่มีเงื่อนไขเดียวกับ PVC โดยจะเกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติคู่กับ PVC ในการตรวจสอบถ้าพบ PVC 2 ครั้งระหว่างสัญญาณปกติก็จะส่งเสียงเตือน

8. Trigeminy

เป็นอาการที่มีเงื่อนไขคล้ายๆกับ Bigeminy คือจะมีสัญญาณปกติตามด้วย PVC 2ครั้งติดกันมาและตามด้วย full compensatory pause ซึ่งนิยามในรูปของ R-R ได้ว่าช่วงเวลาที่ผ่านมา(RR_{t-2} และ RR_{t-1})น้อยกว่า 0.9 เท่าของช่วงเวลาเฉลี่ย R-R (ก่อน premature beat แรก)และช่วงเวลา R-R ปัจจุบันกับช่วงเวลา R-R ที่ผ่านมาทั้งสองจะประมาณเท่ากับ 2 เท่าของช่วงเวลาเฉลี่ย ถ้าเป็นจริงตามเงื่อนไขนี้แสดงว่าเกิดอาการนี้ขึ้น ก็จะส่งเสียงเตือน

9. Interpolated PVC

เป็นอาการของ PVC ที่ไม่ได้ตามด้วย compensatory pause ดังนั้นช่วงเวลาของ premature beat รวมกับช่วงเวลา R-R ของลูกถัดไปประมาณเท่ากับช่วงเวลาเฉลี่ย R-R ก่อนเกิด premature beat ถ้าเป็นจริงตามเงื่อนไขดังกล่าวนี้มากกว่า 10 ครั้งต่อนาทีก็จะส่งเสียงเตือน

10. Atrial Premature Beat(APB)

เป็นอาการของ PVC ที่ตามด้วย compensatory pause ที่ไม่ใช่ full compensatory pause ความแตกต่างของทั้งสองกรณีเป็นสิ่งที่ยากในการวิเคราะห์ได้ถูกต้อง ดังนั้นกรณีของ APB นี้จะอยู่ระหว่าง PVC และ Interpolated PVC โดยการตรวจสอบพบ APB นี้มากกว่า 10 ครั้งต่อนาที ก็จะส่งเสียงเตือน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากที่กล่าวมาเราเขียนสรุปเป็นเงื่อนไขการตรวจสอบความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจได้ตามตารางข้างล่างนี้

Arrhythmia	เงื่อนไขที่ใช้ในการตรวจสอบความผิดปกติ
Asystole, Ventricular Fibrillation	ไม่มีสัญญาณ R เป็นเวลานานมากกว่า 1.6 s
Bradycardia	$RR_t > 1.5$ s $AR_t > 1.2$ s
Tachycardia	$AR_t < 0.5$ s
Dropped Beat , Skipped Beat	$RR_t > 1.9AR_{t-1}$ ไม่มี premature beat ตามมา
Premature Ventricular Contractions (PVCs)	$RR_{t-1} < 0.9AR_{t-2}$ $RR_{t-1}+RR_t \cong 2AR_{t-2}$ เกิดมากกว่า 10 ครั้งต่อนาที
R-on-T Phenomenon	$RR_t < 0.33AR_{t-2}$ $RR_{t-1}+RR_t \cong 2AR_{t-2}$
Bigeminy	$RR_{t-3} < 0.9AR_{t-4}$ $RR_{t-3}+RR_{t-2} \cong 2AR_{t-4}$ $RR_{t-1} < 0.9AR_{t-4}$ $RR_{t-1}+RR_t \cong 2AR_{t-4}$
Trigeminy	$RR_{t-2} < 0.9AR_{t-3}$ $RR_{t-1} < 0.9AR_{t-3}$ $RR_{t-2}+RR_{t-1}+RR_t \cong 2AR_{t-3}$
Interpolated PVCs	$RR_{t-1} < 0.9AR_{t-2}$ $RR_{t-1}+RR_t \cong AR_{t-2}$ เกิดมากกว่า 10 ครั้งต่อนาที
Atrial Premature Beats (APBs)	$RR_{t-1} < 0.9AR_{t-2}$ $AR_{t-2} < RR_{t-1}+RR_t < 2AR_{t-2}$ เกิดมากกว่า 10 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2 การลดจำนวนข้อมูลด้วยวิธี Turning-point สำหรับการแสดงผล

เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากการสุ่มมามีมากซึ่งทำให้สิ้นเปลืองเนื้อที่ในการเก็บข้อมูลพวกนี้ และทำให้เกิดความลำบากในการแสดงผลบนจอภาพ ดังนั้นเราได้ใช้วิธีการลดข้อมูลเข้ามาช่วย และวิธีการลดข้อมูลที่เราใช้คือวิธี turning point

การลดจำนวนข้อมูลด้วยวิธี turning point จะทำการวิเคราะห์แนวโน้มของข้อมูลที่สุ่มมากับข้อมูลที่สุ่มมาคิดกันแล้วทำการตัดสินว่าจะคงข้อมูลตัวใดไว้ และใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงใหม่กับข้อมูลที่สุ่มเข้ามาใหม่ ศัพท์คำว่า " turning point " มาจากจุดเปลี่ยนของข้อมูลหรือจุดที่ความลาดชันของข้อมูลที่เกิดการเปลี่ยนแปลง ดังนั้นการลดจำนวนข้อมูลด้วยวิธีนี้จะทำให้จำนวนข้อมูลลดลงไปครึ่งหนึ่ง โดยทุกๆสองข้อมูลเมื่อทำการเปรียบเทียบกับข้อมูลอ้างอิงแล้วจะคงข้อมูลไว้เพียงข้อมูลเดียว และจะเป็นข้อมูลอ้างอิงใหม่ของทุกๆสองข้อมูลในกระบวนการลดจำนวนข้อมูลต่อไป ซึ่งกระบวนการนี้จะถูกดำเนินการซ้ำกันไปเรื่อยๆ

ขั้นตอนการลดจำนวนข้อมูลเริ่มจากการสุ่มข้อมูลเข้ามาเก็บไว้เป็นข้อมูลแรก ซึ่งถูกกำหนดให้เป็นข้อมูลอ้างอิง ซึ่งเขียนแทนด้วยสัญญลักษณ์ X_0 จากนั้นก็สุ่มข้อมูลที่อยู่ติดกันเข้ามาอีก 2 ข้อมูลเขียนแทนได้ด้วย X_1 และ X_2 ตามลำดับ รูปที่ 4.1 แสดงความเป็นไปได้ทั้งหมดของการเรียงตัวของข้อมูล 3 ข้อมูล โดยข้อมูลที่ได้ทำเครื่องหมายวงกลมไว้นี้จะทำการเก็บไว้ และกำหนดให้เป็นข้อมูลอ้างอิง X_0 ใหม่ของขั้นตอนการลดจำนวนของข้อมูล2ข้อมูลใหม่ที่จะเข้ามา ส่วนข้อมูลที่ไม่ได้วงกลมไว้ไม่ว่าจะเป็น X_1 หรือ X_2 จะไม่สนใจ จากนั้นข้อมูล X_1 และ X_2 ใหม่ก็จะถูกสุ่มเข้ามาในครั้งต่อไป ซึ่งขั้นตอนการทำงานก็จะวนซ้ำกันอยู่ในลักษณะเช่นนี้ จากรูปจะเห็นได้ว่าข้อมูลที่เก็บไว้เป็นข้อมูลอ้างอิงในขั้นต่อไปนั้น ข้อมูล X_2 จะเป็นข้อมูลที่ถูกตัดสินใจเลือกในทุกๆกรณี ยกเว้นในกรณีของข้อมูลที่เป็น turning point เท่านั้น ที่ข้อมูล X_1 จะเป็นข้อมูลที่ถูกตัดสินใจเลือกแทน

เนื่องจากคอมพิวเตอร์ไม่สามารถตัดสินใจที่จะเลือกเก็บข้อมูลใดเป็นข้อมูลอ้างอิงได้จากการมองข้อมูลเหล่านี้ ดังนั้นการทำให้คอมพิวเตอร์เข้าใจในลักษณะการเรียงตัวของข้อมูลทั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามอันได้ โดยการแปลงลักษณะดังกล่าวให้อยู่ในรูปของสมการคณิตศาสตร์หรือตัวเลขที่สามารถคำนวณและเปรียบเทียบกันได้จากความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลทั้งสาม ซึ่งก็คือ $(X_2 - X_1)$ และ $(X_1 - X_0)$ ซึ่งเป็นความลาดชันของคู่ข้อมูลที่อยู่ติดกัน รูปที่ 4.2 แสดงเครื่องหมายของความลาดชันทั้งสองนี้และเครื่องหมายผลคูณของความลาดชันทั้งสอง ตามลักษณะการเรียงตัวของข้อมูลทั้งสามที่เป็นไปได้ทั้งหมด รวมทั้งข้อมูลที่ตัดสินใจเลือกไว้โดยการตัดสินใจเลือกข้อมูลจากลักษณะการเรียงตัวของข้อมูลที่เป็นไปได้ทั้งหมดในรูปของสมการทางคณิตศาสตร์ ที่คอมพิวเตอร์สามารถเข้าใจได้นั้น สามารถสรุปและเขียนเป็นเงื่อนไขง่ายๆดังนี้

ถ้า $(X_2 - X_1)(X_1 - X_0) < 0$ แล้วตัดสินใจเลือก $X_0 = X_1$

ถ้า $(X_2 - X_1)(X_1 - X_0) \geq 0$ แล้วตัดสินใจเลือก $X_0 = X_2$

รูปที่ 4.3 คือ flowchart แสดงขั้นตอนการลดจำนวนข้อมูลด้วยวิธี Turning-point

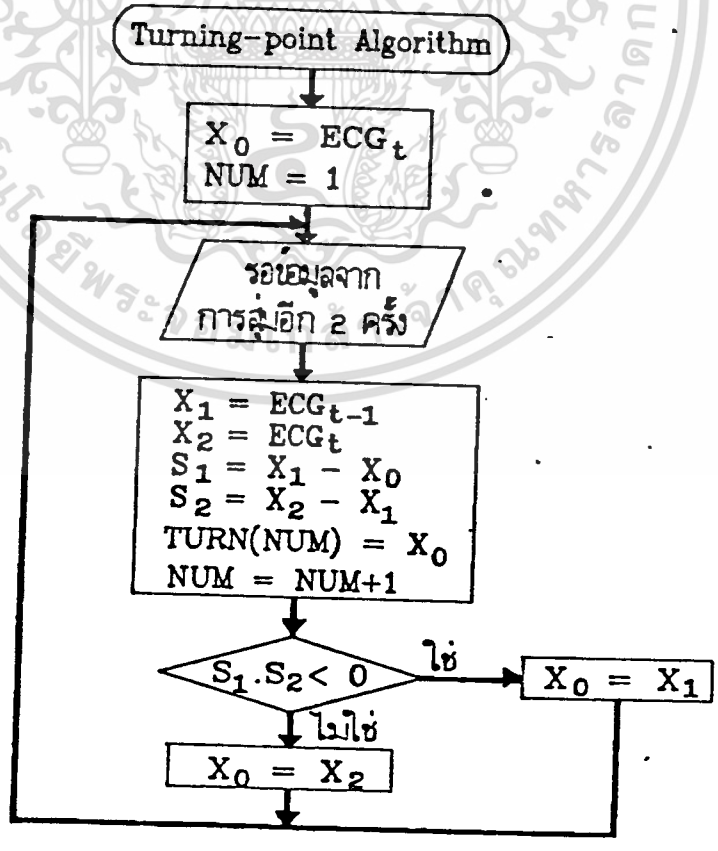
รูปแบบที่เป็นไปได้ทั้งหมด	X_0	X_1	X_2
1	•	•	◉
2	•	◉	•
3	•	•	◉
4	•	◉	•
5	•	•	◉
6	•	•	◉
7	•	•	◉
8	•	•	◉
9	•	•	◉

รูปที่4.1 ความเป็นไปได้ในการเลือกข้อมูลจากลักษณะการเรียงตัวของข้อมูล 3 ข้อมูลติดกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปแบบที่เป็นไปได้ทั้งหมด	เครื่องหมายของ (X_1-X_0)	เครื่องหมายของ (X_2-X_1)	เครื่องหมายของ $(X_1-X_0)(X_2-X_1)$	จุดที่ตัดสินใจเลือก
1	+	+	+	X_2
2	+	−	−	X_1
3	+	0	0	X_2
4	−	+	−	X_1
5	−	−	+	X_2
6	−	0	0	X_2
7	0	+	0	X_2
8	0	−	0	X_2
9	0	0	0	X_2

รูปที่4.2 สรุปการตัดสินใจเลือกข้อมูลจากความลาดชันของข้อมูล (X_2-X_1) และ (X_1-X_0)



รูปที่4.3 Flowchart แสดงขั้นตอนการลดจำนวนข้อมูลด้วยวิธี Turning-point

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

วิธีการทดลองและผลการทดลอง

5.1 วิธีการทดลอง

1.นำการ์ดเสียบลงในสล็อตแล้วป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่หัวใจปกติเข้าที่ channel 1 จากนั้นก็ boot เครื่องคอมพิวเตอร์แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วตามด้วยกดแป้น ENTER แล้วสังเกตและบันทึกผล

2.ปิดเครื่องคอมพิวเตอร์แล้ว ป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่หัวใจปกติเข้าทั้ง 3 channel จากนั้นก็ boot เครื่องคอมพิวเตอร์แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วตามด้วยกดแป้น ENTER แล้วสังเกตและบันทึกผล

3.ปิดเครื่องคอมพิวเตอร์แล้ว ป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่เป็นโรคหัวใจ Bradycardia เข้าที่ channel 1 จากนั้นก็ boot เครื่องคอมพิวเตอร์แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วกดปุ่ม ENTER จากนั้นสังเกตและบันทึกผล

4.กดปุ่ม F9 แล้วป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่เป็นโรคหัวใจ Bradycardia เข้าทั้งสาม channel แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วกดปุ่ม ENTER จากนั้นบันทึกผล

5.ปิดเครื่องคอมพิวเตอร์แล้ว ป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่เป็นโรคหัวใจ Tachycardia เข้าที่ channel 1 จากนั้นก็ boot เครื่องคอมพิวเตอร์แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วกดปุ่ม ENTER จากนั้นสังเกตและบันทึกผล

6.กดปุ่ม F9 แล้วป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่เป็นโรคหัวใจ Tachycardia เข้าทั้งสาม channel แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วกดปุ่ม ENTER จากนั้นบันทึกผล

7.ปิดเครื่องคอมพิวเตอร์แล้วป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่เป็นโรคหัวใจ Asystole เข้าที่ channel 1 จากนั้นก็ boot เครื่องคอมพิวเตอร์แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วกดปุ่ม ENTER จากนั้นสังเกตและบันทึกผล

8.กดปุ่ม F9 แล้วป้อนสัญญาณ ECG ของคนที่เป็นโรคหัวใจ Asystole เข้าทั้งสาม channel แล้วรันไฟล์ที่ชื่อ ECG.EXE โดยการกด ECG แล้วกดปุ่ม ENTER จากนั้นบันทึกผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 ผลการทดลอง

1.เราจะเห็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ(ECG)บนจอคอมพิวเตอร์ที่ channel 1 และเราจะเห็นอัตราการเต้นของหัวใจบนจอคอมพิวเตอร์ด้วย

2.เราจะเห็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทั้งสาม channel และอัตราการเต้นของหัวใจทั้งสาม channel บนจอคอมพิวเตอร์ แต่รูปที่ได้ไม่ค่อยสวยงามงามเท่าที่ควร

3.เราจะเห็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติและจะมีเสียงเตือนออกมาทางลำโพงและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่ channel 1 ด้วย สัญญาณหัวใจที่ผิดปกตินี้จะเป็นอาการของโรคหัวใจที่ Bradycardia

4.ผลจะเหมือนกับข้อสาม แต่จะแสดงออกมาทางจอคอมพิวเตอร์ 3 channel พร้อมกัน

5.เราจะเห็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติและจะมีเสียงเตือนออกมาทางลำโพงและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่ channel 1 ด้วย สัญญาณหัวใจที่ผิดปกตินี้จะเป็นอาการของโรคหัวใจที่ Tachycardia

6.ผลจะเหมือนกับข้อห้า แต่จะแสดงออกมาทางจอคอมพิวเตอร์ 3 channel พร้อมกัน

7.เราจะเห็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผิดปกติและจะมีเสียงเตือนออกมาทางลำโพงและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจที่ channel 1 ด้วย สัญญาณหัวใจที่ผิดปกตินี้จะเป็นอาการของโรคหัวใจที่ Asystole

8.ผลจะเหมือนกับข้อเจ็ด แต่จะแสดงออกมาทางจอคอมพิวเตอร์ 3 channel พร้อมกัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

6.1 สรุปและวิจารณ์ผลการทดลอง

Project ชิ้นนี้แสดงถึงการนำไมโครคอมพิวเตอร์เข้ามาใช้ในการวิเคราะห์โรคโดยที่ได้นำ algorithm ในการวิเคราะห์โรคมาจาก Thesis ปริญญาโท ส่วนวงจรอินเตอร์เฟสกับตัวคอมพิวเตอร์และซอฟแวร์เราได้พัฒนาขึ้นมาเองทั้งหมดซึ่งต้องใช้เวลาพอสมควร เราสามารถจะวิเคราะห์โรคได้ 3 โรคและแสดงอัตราการเต้นของหัวใจได้ทั้ง 3 channel ซึ่งก็พอจะเป็นแนวทางให้แก่ผู้ที่สนใจจะศึกษาทางด้านนี้ต่อไปได้ แต่การแสดงผลออกมาทางจอภาพของคอมพิวเตอร์อาจจะไม่สวยงามมากนัก ส่วนทางด้านการวิเคราะห์โรคนั้นเราได้ผลตามที่เราต้องการซึ่งส่วนนี้นับว่าเป็นส่วนสำคัญที่สุดของวงจรที่เดียว.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
;-------- -- ------------ ------------
;        <INTERFACE I/O PROGRAMING>
;-----------------------------------------
;    Real-time computer system
;    Project  name : Arrythmia
;    Input    port : 300H
;       Capability : 3 CH.MULTIPLEX
;        Processor : 8088-80286
;    Include : One lib files
;              Graphic  routine
;    LAST UPDATE: 20/03/91
;    AUTHOR  ---> KISSAP
;-----------------------------------------
   PRINT  EQU     09H  ;Print string funct
   REST   EQU     40H  ;SEG. OF RESET FLAG
   KBF    EQU    417H  ;Keyboard flags
   ALT    EQU     08H  ;Alt pressed
   BOOT   EQU  0FFFFH  ;SEG. OF BOOTSTRAP
   TIME   EQU   174DH  ;TI = 5 Ms
   IPP    EQU    300H  ;INPUT PORT
   OPP    EQU    301H  ;OUTPUT PORT
   STP    EQU    302H  ;STATUS PORT
   CTP    EQU    303H  ;CONTROL PORT
   Xe     EQU      45  ;Scan code
;-----------------------------------------
; MACRO SECTION
;-----------------------------------------
  plot   macro x,y,z
         mov dx,z     ;CH
         mov cx,x     ;X
         mov ax,y     ;data
         push dx
         push cx
         push ax
         call dot
         endm
;-----------------------------------------
  dgroup group data
  data   segment public 'data'
   oldvect  dd  ?     ;1CH
   count    dw  0 ;buffer index
     p1     dw  4
     p2     dw  5
     p3     dw  3
     x      db  ?,?,?
   mem      db  1200  dup (0)
  data    ends
;-----------------------------------------
  pgroup group code
  code   segment public 'code'
         assume cs:pgroup,ds:dgroup
;-----------------------------------
; procedure in GRAPH.OBJ
;-----------------------------------
  extrn  gmode:near
  extrn  tmode:near
  extrn  sound:near
  extrn  dot:near
;-----------------------------------
  start:
  main   proc far
         push ds
         xor ax,ax
         push ax
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        mov ax, group
        mov ds,ax
        call gmode
        mov dx,CTP
        mov al,0B0h
        out dx,al
        call sint
del:    cmp [count],490h
        jg  beg
        jmp del

beg:    xor cx,cx
        xor ah,ah
        mov al,mem[1]
        mov x[0],al
        mov al,mem[2]
        mov x[1],al
        mov al,mem[0]
        mov x[3],al

firt:   mov bx,[p1]
        mov al,x[0]
        plot cx,ax,1
        mov al,mem[bx]
        mov dl,mem[bx+3]
        cmp al,x[0]
        jz  a1
        jg  a2
        cmp dl,al
        jna a1
        mov x[0],al
        jmp ext
a2:     cmp dl,al
        jnl a1
        mov x[0],al
        jmp ext
a1:     mov x[0],dl
ext:    add bx,6
        mov [p1],bx
        mov bx,[p2]
        mov al,x[1]
        plot cx,ax,2
        mov al,mem[bx]
        mov dl,mem[bx+3]
        cmp al,x[1]
        jz  a3
        jg  a4
        cmp dl,al
        jna a3
        mov x[1],al
        jmp ext1
a4:     cmp dl,al
        jnl a3
        mov x[1],al
        jmp ext1
a3:     mov x[1],dl
ext1:   add bx,6
        mov [p2],bx
        mov bx,[p3]
        mov al,x[2]
        plot cx,ax,3
        mov al,mem[bx]
        mov dl,mem[bx+3]
        cmp al,x[2]
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งไม่อนุญาตให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        mov ax,dgroup
        mov ds,ax
        call gmode
        mov dx,CTP
        mov al,0B0h
        out dx,al
        call sint
del:    cmp [count],490h
        jg  beg
        jmp del

beg:    xor cx,cx
        xor ah,ah
        mov al,mem[1]
        mov x[0],al
        mov al,mem[2]
        mov x[1],al
        mov al,mem[0]
        mov x[3],al

firt:   mov bx,[p1]
        mov al,x[0]
        plot cx,ax,1
        mov al,mem[bx]
        mov dl,mem[bx+3]
        cmp al,x[0]
        jz  a1
        jg  a2
        cmp dl,al
        jna a1
        mov x[0],al
        jmp ext
a2:     cmp dl,al
        jnl a1
        mov x[0],al
        jmp ext
a1:     mov x[0],dl
ext:    add bx,6
        mov [p1],bx
        mov bx,[p2]
        mov al,x[1]
        plot cx,ax,2
        mov al,mem[bx]
        mov dl,mem[bx+3]
        cmp al,x[1]
        jz  a3
        jg  a4
        cmp dl,al
        jna a3
        mov x[1],al
        jmp ext1
a4:     cmp dl,al
        jnl a3
        mov x[1],al
        jmp ext1
a3:     mov x[1],dl
ext1:   add bx,6
        mov [p2],bx
        mov bx,[p3]
        mov al,x[2]
        plot cx,ax,3
        mov al,mem[bx]
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        jz  a5
        jg  a6
        cmp dl,al
        jna a5
        mov x[2],al
        jmp ext2
  a6:   cmp dl,al
        jnl a5
        mov x[2],al
        jmp ext2
  a5:   mov x[2],dl
  ext2: add bx,6
        mov [p3],bx
        inc cx
        inc cx
        cmp bx,4AAh
        jg  bb
        jmp far ptr del
        jmp firt
    bb: ret
  main endp
;-----------------------------------
  sint  proc near
        push ds
        push ax
        push dx
        push di
        push es

        mov ax,351Ch
        int 21h
        mov ax,es
        lea di,oldvect
        mov ds:[di],bx
        mov ds:[di+2],ax
        lea dx,isamp
        mov ax,pgroup
        mov ds,ax
        mov ax,251Ch
        int 21h
        mov al,30h
        mov dx,43h
        out dx,al
        cli
        mov dx,40h
        mov ax,time
        out dx,al
        mov al,ah
        out dx,al
        sti
        pop es
        pop di
        pop dx
        pop ax
        pop ds
        ret
 sint   endp
;---------------------------------
 cint   proc near
        push ds
        push ax
        push dx
        push si
        cli
        mov dx,40h
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
          xor al,al
          out dx,al
          out dx,al
          sti
          lea si,oldvect
          mov ax,[si+2]
          mov dx,[si]
          mov ds,ax
          mov ax,251Ch
          int 21h
          mov dx,OPP
          xor al,al
          out dx,al
          pop si
          pop dx
          pop ax
          pop ds
          ret
 cint     endp
;---------------------------------
 delay    proc near
          push bp
          mov bp,sp
          push cx
          mov cx,3A9h
    dey:  nop
          loop dey
          pop cx
          mov sp,bp
          pop bp
          ret
 delay    endp
;---------------------------------
 keypes   proc near
          push bp
          mov bp,sp
          push ax
          push di
          push ds
          push bx

          assume es:nothing
          xor ax,ax
          mov es,ax
          mov di,kbf
          mov ah,es:[di]
          test ah,alt
          jz  lud
          in  al,60h
          cmp al,xe
          jnz  lud
          call cint
          call tmode
 ;Warmboot & time-based set
          mov ax,REST
          mov ds,ax
          mov bx,72h
          mov word ptr[bx],1234h
          xor bx,bx
          mov word ptr [bx],0
          mov word ptr [bx+2],boot
          jmp dword ptr [bx]
    lud:  pop bx
          pop ds
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น พร้อมทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        pop di
        pop ax
        mov sp,bp
        pop bp
        ret
 keypes endp
;---------------------------------
;  INTERUPT ROUTINE NUMBER 1CH
;  READ DATA FROM INPUT PORT TO
;  STORE IN ECG BUFFERS
;---------------------------------
 Isamp  proc near
        push ds
        push ax
        push bx
        push dx
        push cx
        push es

        mov ax,dgroup
        mov ds,ax
        cli
        mov ax,time
        mov dx,40h
        out dx,al
        mov al,ah
        out dx,al
        sti
 ;Start & Get data
        mov bx,[count]
        cmp bx,4B0h
        jnz  ot
        xor bx,bx
   ot: mov cl,98h
  sum: mov al,cl
       mov dx,OPP
       out dx,al
       mov dx,stp
  aga: in  al,dx
       test al,10h
       jnz aga
       mov dx,ipp
       in  al,dx
       mov mem[bx],al
       inc bx
       inc cx
       cmp cx,9Bh
       jl  sum
       mov [count],bx

       pop es
       pop cx
       pop dx
       pop bx
       pop ax
       pop ds
       iret
 Isamp endp
;---------------------------------
code ends
     end start
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
;-------------------------
; Arrythmia project      ¦
; Library file support   ¦
; - HGC                  ¦
; - V. 3.0 (20/03/91)    ¦
;-------------------------
 INDEX EQU 03B4h
 CTRL  EQU 03B8h
 CONS  EQU 03BFh
 GRPH  EQU 82h
 TEXT  EQU 20h
 PAGE1 EQU 0B800h
 SCRN_ON EQU 8h
;--------------------
data  segment  public 'data'
gtable db 35h,2dh,2eh,07h
       db 5bh,02h,57h,57h
       db 02h,03h,00h,00h

ttable db 61h,50h,52h,0fh
       db 19h,06h,19h,19h
       db 02h,0dh,0bh,0ch
data  ends
;-----------------------------
code  segment  public 'code'
      assume cs:code,ds:data
;-----------------------------
;  HGC supported routine
;   - gmode
;   - tmode
;   - sound
;   - dot
;-----------------------------
gmode  proc near
       public gmode
       push ds
       push ax
       push dx
       push si
       push bx
       push cx
       mov ax,data
       mov ds,ax
       mov dx,cons
       mov al,3h
       out dx,al
       mov al,grph
       lea si,gtable
       mov bx,0h
       mov cx,8000h
       call setmd
       pop cx
       pop bx
       pop si
       pop dx
       pop ax
       pop ds
       ret
gmode  endp
;-----------------------------
tmode  proc near
       public tmode
       push ds
       push ax
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        push di
        push dx
        push si
        push cx
        mov ax,data
        mov ds,ax
        mov al,text
        mov dx,ctrl
        out dx,al
        lea si,ttable
        mov dx,index
        mov cx,12d
        xor ah,ah
 smt:   mov al,ah
        out dx,al
        inc dx
        lodsb
        out dx,al
        inc ah
        dec dx
        loop smt
        mov al,text
        add al,scrn_on
        mov dx,ctrl
        out dx,al
        pop cx
        pop si
        pop dx
        pop di
        pop ax
        pop ds
        ret
tmode   endp
;--------------------------------
setmd proc near
        public setmd
        push ds
        push es
        push di
        push ax
        push bx
        push cx
        push si
;blank the scr
        mov dx,ctrl
        out dx,al
        pop si
        mov dx,index
        mov cx,12d
        xor ah,ah
sma:    mov al,ah
        out dx,al
        inc dx
        lodsb
        out dx,al
        inc ah
        dec dx
        loop sma
;clear scr buffer
        pop cx
        mov ax,page1
        cld
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น และห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        xor di,di
        pop ax
        rep stosb
  ;activated screen (0)
        mov dx,ctrl
        pop ax
        add al,scrn_on
        out dx,al
        pop di
        pop es
        pop ds
        ret
setmd   endp
;-------------------------------------
; Create dots on screen
; - select channel
; - 3 refference lines
;-------------------------------------
dot   proc   near
      public dot
      push bp
      mov  bp,sp

      push ax
      push bx
      push cx
      push dx
      push si
      push di

      mov  cx,[bp+8]    ;CHS
      cmp  cx,1
      jnz  c1
      mov  ax,85d
      jmp  aa
c1:   cmp  cx,2
      jnz  c2
      mov  ax,185d
      jmp  aa
c2:   cmp  cx,3
      jnz  stop
      mov  ax,285d
aa:   mov  dx,[bp+4]    ;8-bit data
      shr  dx,1
      shr  dx,1         ;64 levels
      sub  ax,dx
      mov  dx,ax
      and  dx,3         ;y mod 4

      ror  dx,1
      ror  dx,1
      ror  dx,1         ;2000h*dx

      mov  bx,dx        ;save on bx

      mov  dx,ax
      shr  dx,1
      shr  dx,1         ;y div 4
      shl  dx,1
      mov  ax,dx        ;2x

      shl  dx,1
      shl  dx,1         ;8x
      add  ax,dx
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        shl   dx,1          ;16x
        add   ax,dx
        shl   dx,1
        shl   dx,1          ;64x
        add   ax,dx

        add   bx,ax

        mov   ax,[bp+6]     ;Get X
        shr   ax,1
        shr   ax,1
        shr   ax,1          ;X/8

        add   ax,bx         ;Offset
        push  di
        mov   di,ax
        push  es
        mov   ax,page1
        mov   es,ax
        assume es:nothing

        mov   cx,[bp-6]
        and   cx,7
        sub   cx,7
        neg   cx

        mov   ax,1
        shl   ax,cl

        mov   dx,ax
        mov   al,es:[di]
        or    al,dl
        mov   es:[di],al
        pop   es
        pop   di

        pop   di
        pop   si
        pop   dx
        pop   cx
        pop   bx
        pop   ax

        mov   sp,bp
        pop   bp
        ret   06
stop:
dot     endp
;-------------------------------
;  ALARM SECTION OF ARRYTHMIA
;-------------------------------
sound   proc near
        public sound
        push bp
        mov bp,sp
        push ax
        push bx
        push cx

        mov bx,12d
return: mov al,0b6h
        out 43h,al
        mov ax,120h
        out 42h,al
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
        mov al,ah
        out 42h,al
        in al,61h
        or al,3
        out 61h,al
        mov cx,0ffffh
   wa: loop wa
        in al,61h
        and al,0fch
        out 61h,al
        dec bx
        jnz return
        pop cx
        pop bx
        pop ax
        mov sp,bp
        pop bp
        ret
 sound endp
;--------------------------------
 code ends
        end
```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำปริญญานิพนธ์เรื่อง การตรวจจับและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจนี้ ผู้จัดทำได้รับคำปรึกษาและแนวทางมาจากผู้ทรงความรู้หลายท่านอาทิเช่น รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ , อ.สุรพันธ์ เอื้อไพบูลย์ และ คุณวิสุทธิ์ พิบูลวรางกูร ผู้ซึ่งให้การช่วยเหลือสนับสนุนจนสำเร็จเป็นวิทยานิพนธ์ด้วยดี และยังรวมทั้งการอำนวยความสะดวกจากน้องๆในห้องวิจัยอิเลคทรอนิคส์ทางการแพทย์ที่ให้ความร่วมมือเป็นอย่างดี

จึงขอแสดงความขอบคุณเป็นอย่างมากมา ณ ที่นี้ด้วย

กฤษณพงศ์ นานิชเจริญ

สิริ นีละวัฒนาศุข

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หนังสืออ้างอิง

1. Allen L. Wyatt , "Using Assembly Language" , Authorised Edition , QUE Corporation , 1987.
2. Doyglas V. Hall , "Microprocessors And Digital System" , Second Edition , Mc Graw Hill , 1983.
3. Julio Sanchez , "Assembly Language Tools & Techniques For The IBM Microcomputer" , Prentice Hall , 1990.
4. Yu-Cheng Liu , "Microcomputer Systems : The 8086/8088 Family Architecture , Programming And Design" , Second Edition , Prentice Hall , 1986.
5. Microsoft Macro Assembler , Microsoft Corporation , 1988.
6. Brendan Phibbs , Gordon A. Ewy , "The Cardiac Arrhythmias" , Third Edition , The C.V. Mosby Company , 1978.
7. วิสุทธิ์ พิบูลวรางกูร , "เครื่องแสดงความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ" , 1990.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้