



การวิเคราะห์ข้อมูลปากสัญญาณหัวใจ

ECG DATA ANALYSIS



โดย

นายศุภชัย मुखแก้ว

นายอุดมพร ภูมิศิริเจริญ

16.๕.๒/๒541
วัน เดือน ปี..... 039176
เลขทะเบียน.....
เลขเรียกหนังสือ... T401๒๑ ๕๖8๖ก.

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต
 สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์
 สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
 ปีการศึกษา 2540

การวิเคราะห์ข้อมูลจากสัญญาณหัวใจ

ECG Data Analysis



ปริญญาานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2540

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาบัตร ปีการศึกษา 2540

เรื่อง การวิเคราะห์ข้อมูลจากสัญญาณหัวใจ
(ECG Data Analysis)

ผู้จัดทำ นาย ศุภชัย มุขแก้ว 38013247
นาย อุดมพร ภูมิศิริเจริญ 38013263



(ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์)
อาจารย์ที่ปรึกษา

กิตติกรรมประกาศ

รายงานฉบับนี้สำเร็จขึ้นมาได้เนื่องด้วยได้รับความช่วยเหลือจากเพื่อนๆ และพี่ๆ หลายคน
ผู้จัดทำจึงขอแสดงความขอบคุณทุกท่าน โดยเฉพาะอาจารย์ สุรพันธ์ เอื้อไพบูรณ์ อาจารย์ที่ปรึกษา
ที่ให้คำแนะนำและความสะดวกและจัดหาอุปกรณ์ในการจัดทำ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวิเคราะห์ข้อมูลจากสัญญาณหัวใจ

นาย สุภชัย มุขแก้ว

นาย อุดมพร ภูมิศิริเจริญ

ดร. สุรพันธุ์ เอื้อไพบูรณ์ (อาจารย์ที่ปรึกษา)

ปีการศึกษา 2540

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้ เป็นการนำเสนอการออกแบบและสร้างเครื่องวิเคราะห์และแสดงความคิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยใช้คอมพิวเตอร์เป็นตัวควบคุมการทำงาน เครื่องแสดงความคิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจที่สร้างขึ้นมานี้ สามารถเก็บและวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตรวจสอบความคิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจในลักษณะ beat to beat รวมทั้งแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG) อัตราการเต้นของหัวใจ และรายงานความคิดปกติที่ตรวจสอบได้บนจอภาพ เมื่อตรวจสอบพบความคิดปกติ นอกจากนี้ยังสำรองข้อมูลของสัญญาณในช่วงเวลาที่พบความคิดปกตินั้นไว้เพื่อเป็นข้อมูลทางการแพทย์ในการประกอบการวินิจฉัยและรักษาโรคต่อ

ECG Data Analysis

Mr. Supachai Mookkaew

Mr. Udornporn Pumisiricharoen

Mr. Surapun Airphaiboon (Advisor)

1997

ABSTRACT

In this thesis, the design and construction of a computer-based device for monitoring and rhythm analyzing of electrocardiogram are presented. The device identifies significant components of ECG waveform, detects arrhythmias, and can display ECG wave, heart rate, arrhythmia messages, and audible alarm if an abnormal beat take place. After the abnormal rhythm is found, this device will store the ECG information into data buffer.



สารบัญ

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ	I
บทคัดย่อ	II
Abstract	III
สารบัญ	IV
สารบัญรูป	V
สารบัญตาราง	VI
บทที่ 1 บทนำ	1
วัตถุประสงค์	2
ขอบเขต	2
เนื้อหา	3
บทที่ 2 ทฤษฎี	4
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	4
การทำงานของหัวใจ	7
ระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ	9
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG)	11
การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	13
บทที่ 3 ทฤษฎีการออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	32
3.1 วงจรขยายความแตกต่าง	32
3.2 วงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชัน	33
3.2.1 วงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชันขั้นมูลฐาน	33
3.2.2 สัญญาณแบบคอมมอน โหมด	33
3.2.3 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยายแบบผลต่างขั้นมูลฐาน	34
3.2.4 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน	36
3.3 วงจรปรับศูนย์	37
3.4 วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟน็อค	38
3.5 วงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง	40
3.6 วงจรมอดคูเลเตอร์	40
3.7 วงจรดีมอดคูเลเตอร์	41

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

	หน้า
รูป 2.1 คัดคาไฟฟ้าที่ทำงาน	6
รูป 2.2 ช่วงเวลาของการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ	7
รูป 2.3 แผนผังของหัวใจและระบบการสูบฉีดโลหิตของหัวใจ	8
รูป 2.4 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ	9
รูป 2.5 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SANode ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ	10
รูป 2.6 การกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนังมีลักษณะเสมือนเป็นอิเล็กทรอนิกส์โคโพล	11
รูป 2.7 องค์ประกอบต่างๆ ของคลื่นหัวใจไฟฟ้า (ลีด I)	12
รูป 2.8 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะรูปร่างและจังหวะการเต้นเป็นปกติ	14
รูป 2.9 Sinus Arrhythmia	15
รูป 2.10 Wandering Pacemaker	16
รูป 2.11 สัญญาณหัวใจที่มี premature beat	17
รูป 2.12 Atrial Premature Contraction	17
รูป 2.13 AV Nodal Premature Contraction	18
รูป 2.14 Premature Ventricular Contraction	18
รูป 2.15 เปรียบเทียบสัญญาณ QRS รูป ก.) สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ ข.) สัญญาณที่เกิด PVC	19
รูป 2.16 ลักษณะของ Compensatory pause หลังจากเกิด PVC	19
รูป 2.17 Interporated PVCS	20
รูป 2.18 ก.) Bigeminy ข.) Trigemint	20
รูป 2.19 Run of n. PVCs	21
รูป 2.20 Multifocal PVCs	21
รูป 2.21 R-on-T phenomenon	22
รูป 2.22 สัญญาณหัวใจที่เกิด Escape Beat ขึ้น	22
รูป 2.23 Atrial Escape	23
รูป 2.24 AV Nodal Escape	23
รูป 2.25 Ventricular Escape	24
รูป 2.26 Sinus Arrest	24
รูป 2.27 Rapid Rhythm	25
รูป 2.28 SA Block	26

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ทางการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
รูป 2.29 First degree AV Block	27
รูป 2.30 2:1 และ 3:1 AV Blocc	27
รูป 2.31 Wenckebach Phenomenon (Mobitz I)	28
รูป 2.32 Mobitz II	28
รูป 2.33 Third degree AV Block (Complete AV Block)	29
รูป 2.34 ลักษณะการปิดกั้นการนำไฟฟ้า (Block) บริเวณ Bundle Branch	29
รูป 2.35 ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิด Bundle Branch Block	30
รูป 3.1 วงจรขยายสัญญาณแบบคิฟเฟอร์เร็นเชียล โหมด	32
รูป 3.2 ค่าขยายแบบคอมมอน โหมด (Common Mode) จะเท่ากับศูนย์	34
รูป 3.3 การปรับปรุงคุณสมบัติของคิฟเฟอร์แอมป์ขั้นมูลฐาน	35
รูป 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน	36
รูป 3.5 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิเล็กโตรดถูกรบกวน	37
รูป 3.6 วงจรปรับศูนย์	36
รูป 3.7 แสดงผลตอบสนองของความถี่ของวงจร ไม่ผ่านสัญญาณความถี่เดียว	39
รูป 3.8 วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟน็อคฟิลเตอร์	39
รูป 3.9 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง	40
รูป 3.10 วงจร Modulator	40
รูป 3.11 วงจรกรองความถี่ต่ำ	41
รูป 3.12 วงจรปรับแรงดันออฟเซต	42
รูป 3.13 ECG AMPLIFIER	42
รูป 4.1 Block Diagram	43
รูปที่ 4.2 แสดง card PCL-812PG	43
รูป 4.3 การเลือกใช้ DMA	45
รูป 4.4 การเลือกแหล่งกำเนิดสัญญาณทริกเกอร์	46
รูป 4.5 การเลือกใช้ IRQ	47
รูป 4.6 การเลือกค่าของระดับแรงดัน A/D	47
รูป 4.7 แสดงอนาล็อกอินพุตต่างๆ ที่สามารถนำไปใช้งาน	47
รูป 4.8 แสดงการต่อสัญญาณอินพุตกับคาร์ด (Analog Input Connection)	48

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
3.8 วงจรปรับแรงดันออฟเซต	41
3.9 ECG AMPLIFIER	42
บทที่ 4 PC-Labcard (PCL-812PG)	43
4.1 การใช้งานการ์ด	44
4.1.1 A/D Converter	44
4.1.2 การกำหนดตำแหน่งใช้งาน	44
4.1.3 การเลือกใช้ DMA	45
4.1.4 การเลือก Trigger	45
4.1.5 การเลือกระดับ IRQ	45
4.1.6 การเลือกระดับแรงดัน A/D	46
4.1.7 การต่อสัญญาณอนาล็อกอินพุท	46
4.2 ซอฟต์แวร์ตัวอย่างในการติดต่อกับการ์ด	47
บทที่ 5 การทดลองและผลการทดลอง	51
5.1 ค่าคอมมอน โหมดรีเจคชั่นเรโซ	51
5.2 การทดสอบวงจรปรับศูนย์	53
5.3 การทดสอบแรงดันปรับออฟเซต	54
5.4 การทดสอบเครื่องขยายสัญญาณหัวใจ	54
5.5 การทดสอบเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบเลือกลักษณะได้	56
5.6 การทดสอบการวิเคราะห์อาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจโดยภาษา C	67
บทที่ 6 สรุปและวิจารณ์	73
ภาคผนวก	74
เอกสารอ้างอิง	80

	หน้า
รูป 5.1 การปรับระดับแรงคั่นออฟเซต	54
รูป 5.2 แสดงรูปสัญญาณหัวใจที่วัดได้จากร่างกายมนุษย์โดยเครื่อง ECG AMPLIFIER	55
รูป 5.3 แสดงเครื่องขยายสัญญาณหัวใจ (ECG AMPLIFIER)	55
รูป 5.4 วงจรจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบเลือกสัญญาณได้	56
รูป 5.5 เครื่องจำลองสัญญาณสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบเลือกสัญญาณได้	57
รูป 5.6 Normal Sinus Rhythm	58
รูป 5.7 Bradycardia	58
รูป 5.8 Tachycardia	59
รูป 5.9 Asystole	59
รูป 5.10 Dropped Beat	60
รูป 5.11 PVCs	60
รูป 5.12 R-on-T Phenomenon	61
รูป 5.13 Bigeminy	61
รูป 5.14 Trigeminy	62
รูป 5.15 APBs	62
รูป 5.16 Interpolated PVCs	63
รูป 5.17 ลักษณะเมนูการใช้งาน Software	63
รูป 5.18 แสดงลักษณะหน้าจอเมื่อกดปุ่ม ABOUT	64
รูป 5.19 แสดงหน้าจอเมื่อกดปุ่ม SAVE	65
รูป 5.20 ลักษณะหน้าจอเมื่อกดปุ่ม SET	65
รูป 5.21 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 1 คือ Normal Sinus Rhythm	67
รูป 5.22 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 2 คือ Bradycardia	68
รูป 5.23 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 3 คือ Tachycardia	68
รูป 5.24 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 4 คือ Asystole	69

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 2.1 ช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ	13
ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงตำแหน่งที่สามารถนำมาใช้งาน	44
ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคิฟเฟอร์เรนเซียลโหมค	52
ตารางที่ 5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอนโหมค	53
ตารางที่ 5.3 การกำหนดข้อมูลของสัญญาณที่มีความผิดปกติของจังหวะการเต้นตามรหัสไบนารี	57



บทที่ 1

บทนำ

ปัจจุบันประเทศเราได้นำเข้าเทคโนโลยีและอุปกรณ์เครื่องมือต่างๆ จากต่างประเทศเป็นจำนวนมาก เครื่องมือทางการแพทย์ก็เป็นส่วนหนึ่งที่มีความจำเป็นต้องสั่งซื้อเพื่อใช้ในการบำบัดรักษาผู้ป่วยตามโรงพยาบาลต่างๆ ภายในประเทศ ด้วยมูลค่าของเครื่องมือที่สูงมาก ทำให้ในปีหนึ่งๆ ประเทศชาติต้องสูญเสียเงินตราต่างประเทศเป็นจำนวนมาก ในการนำเข้าเครื่องมือต่างๆ เหล่านี้ ยิ่งไปกว่านั้นยังประสบปัญหาการซ่อมแซมบำรุงรักษาเครื่องมือเหล่านี้ ให้คงสภาพการใช้งานอยู่ได้สมกับมูลค่าของเครื่องมือที่สูญเสียไป เนื่องจากการขาดแคลนบุคลากรที่มีความรู้ความชำนาญในสาขานี้ ด้วยเหตุผลดังกล่าวมาเป็นการส่งเสริมให้มีการสร้างเทคโนโลยี และบุคลากรในสาขานี้ จึงเป็นหนทางในการแก้ปัญหาที่เกิดขึ้น ซึ่งในขณะนี้ได้มีการริเริ่มทำการวิจัยและพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ขึ้นภายในประเทศโดยหน่วยงานต่างๆ หลายแห่ง ซึ่งทางภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ก็เป็นส่วนหนึ่งที่ได้มีการวิจัยและพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ เครื่องมือทางการแพทย์ที่เกี่ยวข้องกับหัวข้อนี้ ก็คือ เครื่องวัดและแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph)

จากระบบของเครื่องวัดและแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้พัฒนามาแล้วนั้น การทำงานของเครื่องมุ่งเน้นในการแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นหลัก แต่เมื่อความเจริญทางเทคโนโลยีก้าวหน้าขึ้น ก็ได้มีการพัฒนาเครื่องให้มีขีดความสามารถเพิ่มขึ้น โดยระบบของเครื่องรุ่นใหม่ ๆ นี้สามารถที่จะทำการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงอยู่ และให้ข้อมูลทางการแพทย์ที่ช่วยในการวินิจฉัยอาการและรักษาผู้ป่วยได้อีกด้วย

แนวทางนี้เป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องวัดและแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ให้มีศักยภาพในการวิเคราะห์จังหวะการเต้นจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงผลอยู่ได้ โดยเมื่อพบความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจขึ้น ก็จะเตือนให้แพทย์หรือพยาบาลทราบถึง ลักษณะอาการที่เกิดขึ้น พร้อมทั้งบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วงที่ผิดปกตินั้นไว้เพื่อประกอบการวินิจฉัยหรือทำนายอาการผู้ป่วย และใช้ในการบำบัดรักษาได้อย่างถูกต้อง

โดยหลักการเริ่มจากการนำคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ โดยผ่านทางอิเล็กโทรด (electrode) ป้อนเข้าสู่วงจรขยาย (Amplifier) เพื่อให้ค่าของสัญญาณสูงขึ้นจนมีค่ามากพอที่จะนำไปแสดงผลได้อย่างชัดเจน โดยที่ในภาคแสดงผลสำหรับโครงการนี้ จะใช้การแสดงผลบนจอภาพของเครื่องคอมพิวเตอร์ สัญญาณที่ได้จากวงจรขยายซึ่งเป็นสัญญาณในรูปแบบอนาล็อก (Analog) จะต้องถูกนำมาเปลี่ยนให้เป็นสัญญาณในรูปแบบดิจิทัล (digital) ก่อนที่จะนำไปประมวลผล และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แสดงภาพออกทางจอคอมพิวเตอร์โดยวิธีการเปลี่ยนรูปแบบของสัญญาณจะใช้วิธีเขียนซอฟต์แวร์ (Software) ควบคุมการ์ด PCL-812PG ซึ่งเราจะเลือกเอาคุณสมบัติบางประการของการ์ดมาใช้งาน คือ ใช้งานในด้านการแปลงรูปแบบของสัญญาณระหว่างสัญญาณอนาล็อกและสัญญาณดิจิทัล เพื่อให้ทำการแปลงลักษณะสัญญาณตามที่ต้องการ หลังจากนั้นก็จะใช้ซอฟต์แวร์ควบคุมให้มีการนำข้อมูลทางดิจิทัลที่ได้จากการแปลงออกแสดงผลรวมซึ่งมีการคำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) ในเบื้องต้นด้วย

วัตถุประสงค์

1. ศึกษาลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจและการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีมาแต่เดิมเพื่อพัฒนาการนำคอมพิวเตอร์มาช่วย ในการวิเคราะห์ความผิดปกติ
2. ออกแบบและสร้างเครื่องแสดงความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ ตามแนวทางที่กำหนดไว้
3. เป็นการเพิ่มศักยภาพของระบบเครื่องมือทางการแพทย์ในห้องไอซียูขึ้น เพื่อใช้กันภายในประเทศ
4. เป็นการเสริมสร้างงานวิจัยและพัฒนาเทคโนโลยีของเครื่องมือทางการแพทย์ ให้เจริญก้าวหน้าต่อไป

ขอบเขต

ขอบเขตของโครงการ แบ่งออกได้เป็น 2 ส่วน ดังนี้

1. ส่วนฮาร์ดแวร์ (Hardware) เป็นส่วนของวงจรที่ใช้วัด และขยายสัญญาณที่วัดได้จากร่างกายเนื่องจากสัญญาณที่ต้องการวัดมีขนาดเล็กและมีความถี่ต่ำดังนั้นจะต้องพิจารณาให้วงจรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

- 1.1 มีค่าอัตราการขยายสัญญาณสูง
- 1.2 มีความสามารถในการลดค่าสัญญาณรบกวนสูง
- 1.3 ค่าความต้านทานขาเข้า (Input Impedance) ของวงจรต้องมีค่าสูง เมื่อทำการเปรียบเทียบกับค่าความต้านทานของอิเล็กโทรด
- 1.4 มีการตอบสนองความถี่ที่เหมาะสมต่อสัญญาณที่ป้อนเข้าไป

2. ส่วนซอฟต์แวร์ (Software) ซึ่งเขียนโดยใช้ภาษาซีเพื่อกำหนดให้โปรแกรมทำงานดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1 ควบคุมให้การ์ด PCL-812PG ทำการแปลงรูปแบบของสัญญาณที่วัดได้จาก ร่างกายซึ่งได้รับการขยายแล้วให้เป็นสัญญาณแบบดิจิทัลเพื่อจะนำข้อมูลป้อนเข้าสู่คอมพิวเตอร์

2.2 แสดงผลของสัญญาณออกทางจอภาพ

2.3 คำนวณค่าอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งเป็นค่าจำนวนครั้งของการเต้นใน เวลา 1 นาที พร้อมทั้งตั้งขอบเขตสูงสุดและต่ำสุดของสัญญาณ เพื่อให้มีการแสดงสัญญาณเตือน เมื่อค่าอัตราการเต้นของหัวใจที่คำนวณได้ในขณะทำการวัดอยู่มีค่าสูงหรือต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้

อาจกล่าวได้โดยรวม คือ เป็นการออกแบบและสร้างเครื่องเตือนความผิดปกติของจังหวะ การเต้นของหัวใจ โดยได้ทดลองสร้างวงจรตรวจวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เพื่อใช้ในการวิเคราะห์ คลื่นไฟฟ้าหัวใจ และ พัฒนาโปรแกรมการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ ประกอบกับ สัญญาณจากวงจรที่วัดได้ โดยมุ่งเน้นถึงวิธีการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจในส่วนของจังหวะการ เต้นของหัวใจ ให้สามารถทำการวิเคราะห์ในลักษณะของ beat to beat

เนื้อหา

สำหรับรายละเอียดของ โครงสร้างแต่ละส่วนใน โครงการจะได้นำไปกล่าวถึงในบทต่อ ๆ ไปดังนี้

บทที่ 2 เป็นการศึกษาทฤษฎีปรากฏการณ์ไฟฟ้าและการนำไฟฟ้าของเซลซึ่งเป็นที่มาของ สัญญาณไฟฟ้าภายในร่างกายของมนุษย์ และนำไปถึงระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ ซึ่งเป็นจุดกำเนิด ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อมากล่าวถึงลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ แนวทางที่ใช้พิจารณาและ วิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

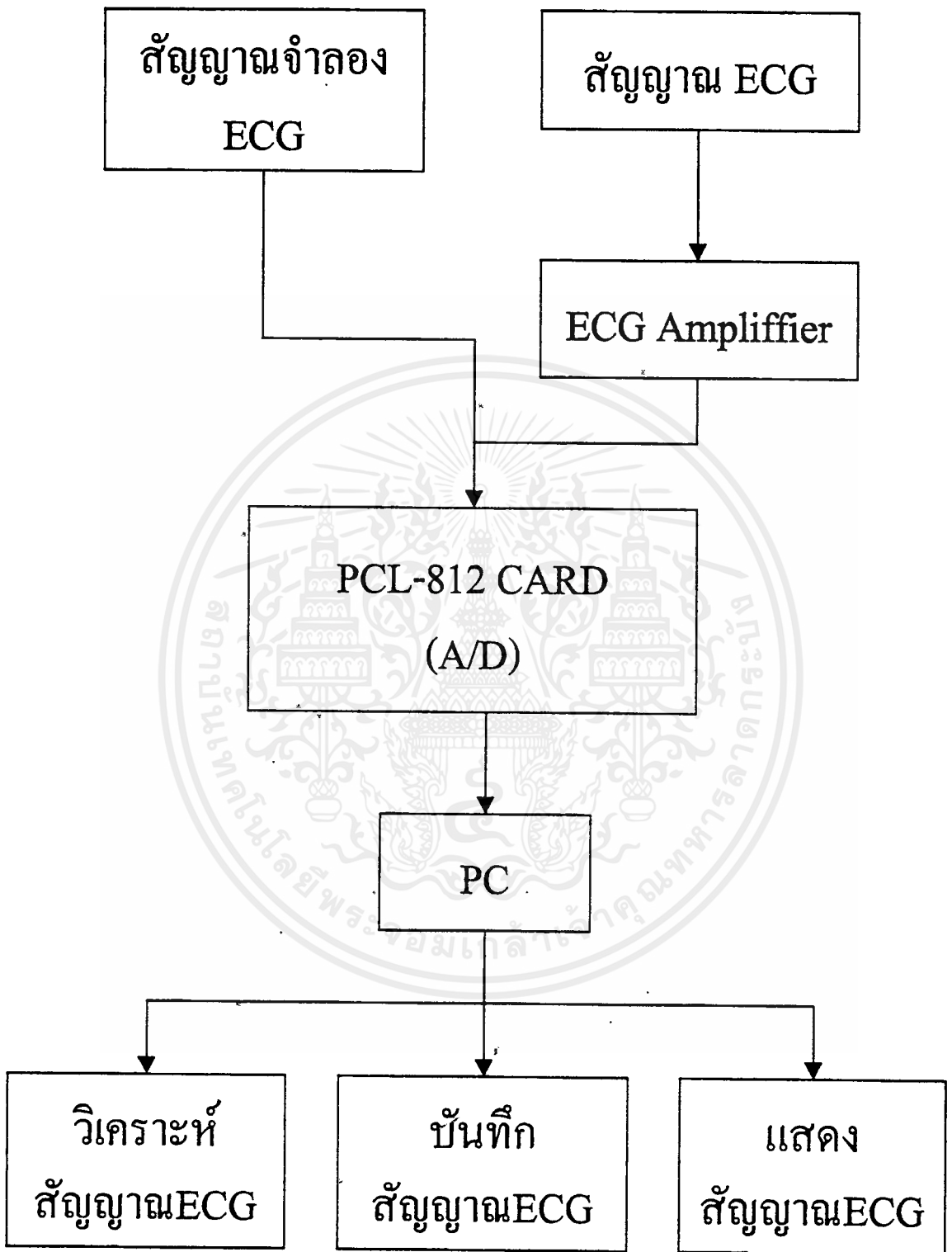
บทที่ 3 เป็นเนื้อหาเกี่ยวกับวงจรพื้นฐานที่ใช้ในเครื่องวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ การ ออกแบบ และการทำงานของวงจรในแต่ละส่วน

บทที่ 4 กล่าวถึงการนำเอา PC-Labcard(PCL-812PG) มาใช้งาน

บทที่ 5 เป็นการทดลอง ผลการทดลอง ผลการทดสอบการทำงานของเครื่องวัดสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจ และเนื้อหาในส่วนของ การแสดงผล การคำนวณผล โดยใช้โปรแกรมภาษาซีในการ ควบคุมการทำงาน

บทที่ 6 เป็นการสรุปผลการทดสอบและแนวทางที่จะพัฒนาในลำดับขั้นต่อไป

ขอบข่ายโครงการงาน



บทที่ 2

ทฤษฎี

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ เกิดจากปรากฏการณ์ไฟฟ้าภายในเซลล์ การทำงานของหัวใจ การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ และลักษณะของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้ ตลอดจนแนวทางการพิจารณาและวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ ส่วนของความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจเป็นการศึกษาลักษณะและรูปแบบของความผิดปกติของจังหวะการเต้นต่างๆ จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้ถูกบันทึกไว้

การทำงานของอวัยวะต่างๆ ในร่างกายของมนุษย์ อยู่ภายใต้การควบคุมของระบบประสาท โดยคำสั่งจากระบบประสาทจะถูกส่งไปตามเส้นประสาทต่างๆ เข้าสู่เซลล์ของกล้ามเนื้อหรือจากอวัยวะรับความรู้สึกซึ่งถูกกระตุ้นจากภายนอกผ่านเส้นประสาทกลับเข้าสู่ระบบประสาท การส่งข้อมูลของคำสั่งจากระบบประสาทไปยังกล้ามเนื้อ หรือจากอวัยวะรับความรู้สึกกลับเข้าสู่ระบบประสาทนี้ เป็นการส่งในรูปของสัญญาณไฟฟ้าและเคมี โดยข้อมูลที่ส่งผ่านเซลล์จะเป็นการส่งผ่านด้วยไฟฟ้าและที่จุดต่อระหว่างเซลล์จะเป็นการส่งผ่านแบบเคมี สัญญาณไฟฟ้าในการส่งผ่านข้อมูลนี้เกิดจากการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์ ดังนั้นศักดาไฟฟ้าของสิ่งมีชีวิต จึงกำเนิดมาจากเซลล์ หรืออาจกล่าวได้ว่า เซลล์เป็นเสมือนจุดกำเนิดของศักดาไฟฟ้าทั้งหมดภายในร่างกาย

การเกิดศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์ เนื่องจากบริเวณรอบๆ เซลล์ประกอบด้วยของเหลว ซึ่งมีไอออนต่างๆ ปะปนอยู่ ไอออนที่มีบทบาทสำคัญต่อกลไกการเกิดศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์ ก็คือ โซเดียมไอออน (Na^+) โพแทสเซียมไอออน (K^+) และ คลอไรด์ไอออน (Cl^-) โดยแต่ละเซลล์จะมีผนังเซลล์หรือเซลล์เมมเบรน (Cell Membrane) ซึ่งมีคุณสมบัติต่อไอออนเป็นแบบเซมิเพอร์เมเบิล (Semipermeable) คือ จะยอมให้น้ำหรือไอออนบางชนิดผ่านผนังเซลล์ได้ ในขณะที่ไอออนอีกส่วนหนึ่งไม่สามารถผ่านไปได้ โดยปกติแล้วผนังเซลล์จะยอมให้เฉพาะ โพแทสเซียมไอออนและคลอไรด์ไอออนผ่านไปได้ ส่วนโซเดียมไอออนจะไม่สามารถผ่านผนังเซลล์ได้

เมื่อความเข้มข้นของไอออนที่รอยต่อของผนังเซลล์เกิดความลาดเอียงของความเข้มข้น (Concentration gradient) คือ ไอออนบริเวณด้านใดด้านหนึ่งของผนังเซลล์มีความเข้มข้นมากกว่าอีกด้านหนึ่งก็จะมีการแพร่ของไอออนจากด้านที่มีความเข้มข้นมากกว่าไปยังด้านที่มีความเข้มข้นน้อยกว่า เมื่อไอออนผ่านผนังเซลล์ไปแล้ว ก็จะทำให้เกิดความไม่สมดุลย์ของประจุไฟฟ้า เป็นผล

ให้เกิดสนามไฟฟ้าด้านการแพร่ของไอออน ทำให้ไอออนเคลื่อนผ่านผนังเซลล์ลง จนกระทั่งถึงสภาวะสมดุล (Equilibrium) เมื่อแรงด้านการเคลื่อนที่ของไอออนเนื่องจากสนามไฟฟ้า และแรงที่เกิดจากความแตกต่างของปริมาณความเข้มข้นของ ไอออนมีค่าเท่ากันก็จะทำให้ไอออนหยุดการแพร่ผ่านผนังเซลล์

ในเซลล์ของสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนม นั้น ปริมาณความเข้มข้นของโปรตัสเซียมไอออนภายในเซลล์ จะมีค่ามากกว่าความเข้มข้นของไอออนภายนอกเซลล์อยู่ประมาณ 30 เท่า และความเข้มข้นของโซเดียมไอออนภายนอกเซลล์ จะมีค่ามากกว่าความเข้มข้นภายในเซลล์อยู่ประมาณ 10 เท่า เนื่องจากคุณสมบัติของผนังเซลล์ที่ยอมให้โปรตัสเซียมไอออนผ่านไปได้ จึงทำให้เกิดการแพร่ของโปรตัสเซียมไอออนจากภายในออกสู่ภายนอกเซลล์ส่วนคลอไรด์ไอออนจะมีอัตราการแพร่น้อยกว่าโปรตัสเซียมไอออน เนื่องจากแรงดึงดูดของประจุไฟฟ้าภายในเซลล์ ทำให้เกิดการสูญเสียประจุไฟฟ้าบวกขึ้นภายในเซลล์ทำให้ศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์เป็นลบเมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ เมื่อสภาวะสมดุลมาถึงความต่างศักย์ระหว่างภายในเซลล์กับภายนอกเซลล์ มีค่าระหว่าง -50 มิลลิโวลต์ ถึง -100 มิลลิโวลต์ โดยขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ ค่าของความต่างศักย์นี้ เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (Resting Potential) ซึ่งศักดาไฟฟ้านี้จะมีค่าคงที่อยู่เสมอตราบที่เซลล์นั้นยังไม่ถูกกระตุ้นเซลล์ที่อยู่ในสภาวะนี้ เรียกว่า เซลล์อยู่ในสภาวะโพลาไรซ์ (polarized) และการสูญเสียสภาวะของศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง เรียกปรากฏการณ์นี้ว่า ดีโพลาไรเซชัน (Depolarization) ที่สภาวะสมดุลนี้ ค่าของศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งสามารถประมาณค่าได้ตามสมการของ เนิร์สต์ (Nernst Equation) ซึ่งเป็นฟังก์ชันของความเข้มข้นของไอออนในแต่ละด้านของเซลล์ได้ดังนี้

$$E = (RT/ZF) \ln (C_0/C_1)$$

โดยที่ E คือ ค่าความต่างศักย์ของเซลล์ (โวลต์)

R คือ ค่าคงที่ของก๊าซ (8.314 จูล/โมล-เคลวิน)

T คือ ค่าของอุณหภูมิสัมบูรณ์ (องศาเคลวิน)

Z คือ ค่าวาเลนซ์ของไอออน

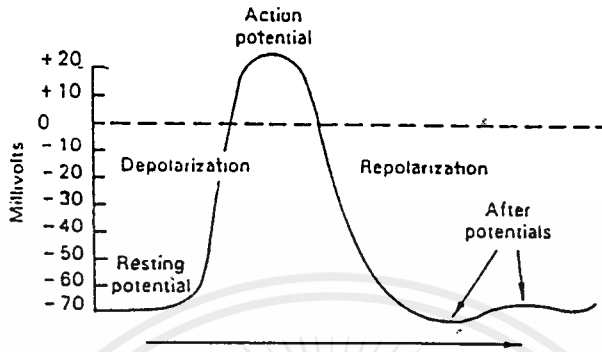
F คือ ค่าคงที่ของฟาราเดย์ (1 ฟาราเดย์ หรือ 96,500 คูลอมป์/โมล)

C_0, C_1 คือ ค่าความเข้มข้นของไอออนภายนอกและภายในเซลล์ตามลำดับ (โมล)

เซลล์ที่อยู่ในสภาวะโพลาไรซ์สามารถถูกกระตุ้นด้วยสิ่งเร้าหลายประเภท ขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์นั้น เช่น ความร้อน แสง และรูปแบบอื่น ๆ ซึ่งการกระตุ้นของสิ่งเร้าอย่างน้อยต้องมีแรงกระตุ้นเพียงพอที่จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์ โดยไม่คำนึงถึงระยะเวลา

เอกของการกระตุ้นว่านานเพียงใดรับกับคุณสมบัติของเซลล์ในลักษณะนี้เป็นไปตามกฎการเกิดขึ้นหรือไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

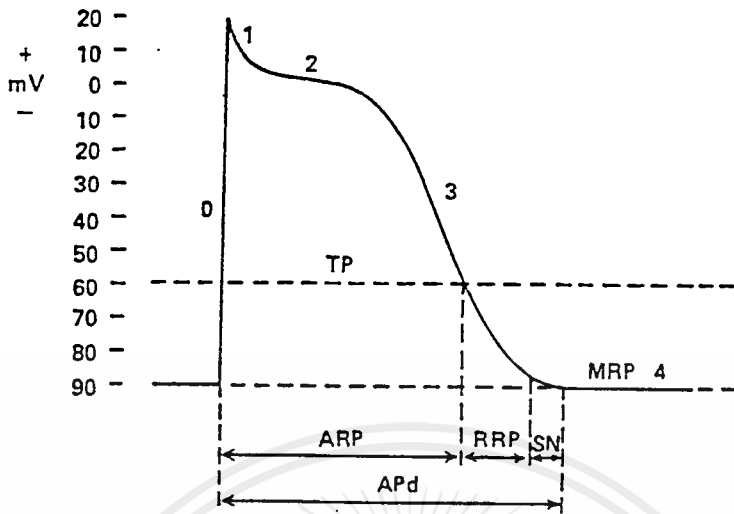
ไม่เกิดขึ้น (All-or-Nothing Law) ค่าของแรงกระตุ้นน้อยที่สุดที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงภายในเซลล์ เรียกว่า ค่าวิกฤตของการกระตุ้น (Threshold Value)



รูป 2.1 ศักคาไฟฟ้าที่ทำงาน

เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นคุณสมบัติของผนังเซลล์จะเปลี่ยนแปลงไปชั่วขณะ โดยจะยอมให้โซเดียมไอออนผ่านเข้าภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ทำให้ความต่างศักย์ระหว่างภายในเซลล์กับภายนอกเซลล์มีค่าเพิ่มขึ้นจนถึงค่าประมาณ +20 มิลลิโวลต์ ศักคาไฟฟ้าขณะนี้ เรียกว่า ศักคาไฟฟ้าทำงาน (Action Potential) และจะกลับคืนสู่ศักคาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง ดังรูป 2.1 ขณะที่เกิดศักคาไฟฟ้าทำงานนี้ เซลล์จะอยู่ในสภาวะดีโพลาไรซ์ (depolarized) และการเปลี่ยนแปลงของศักคาไฟฟ้าจากศักคาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง ไปเป็นศักคาไฟฟ้าทำงาน เรียกว่า ดีโพลาไรเซชัน (Depolarization) หลังจากนั้นคุณสมบัติของผนังเซลล์จะกลับคืนสู่สภาวะเดิม ก็คือ ยอมให้โปรตีนโซเดียมไอออนผ่านผนังเซลล์ไปได้ ส่วนโซเดียมไอออนก็จะถูกขบวนการที่เรียกว่า โซเดียมปั๊ม (Sodium Pump) นำออกจากเซลล์อย่างช้า ๆ ซึ่งขบวนการนี้จะใช้พลังงานจากการสลายตัวของเซลล์ (Metabolism) เพื่อนำโซเดียมไอออนออกจากเซลล์ ศักคาไฟฟ้าของเซลล์ก็จะกลับคืนสู่ศักคาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งตามเดิม ซึ่งเรียกปรากฏการณ์นี้ว่า รีโพลาไรเซชัน (Repolarization) เซลล์ก็จะกลับสู่สภาวะปกติ จนกว่าจะมีการกระตุ้นใหม่ ช่วงเวลาที่ศักคาไฟฟ้าของเซลล์เปลี่ยนจากศักคาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง ไปเป็นศักคาไฟฟ้าทำงาน แล้วกลับสู่ศักคาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งตามเดิมนั้นจะมีระยะเวลาแตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ ดังรูป 2.2 แสดงช่วงเวลาต่างๆ ของการเปลี่ยนแปลงศักคาไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจเมื่อถูกกระตุ้น โดยที่แนวแกนตั้งเป็นขนาดของศักคาไฟฟ้า และแนวแกนนอนเป็นเวลาตัวอักษรย่อต่างๆ ใช้อธิบายการเปลี่ยนแปลงของศักคาไฟฟ้าที่เกิดขึ้นดังนี้ คือ

- | | |
|----------------------------------|-------------------------------------|
| 0 - Depolarization; | 1,2,3 - Phases of Repolarization; |
| 4 - Diastolic Phases; | MRP - Membrane Resting Potential; |
| TP - Threshold Potential; | Apd - Duration of Action Potential; |
| SN - Supernormalm Period; | ARP - Absolute Refractory Period; |
| RRP - Relative Refractory Period | |



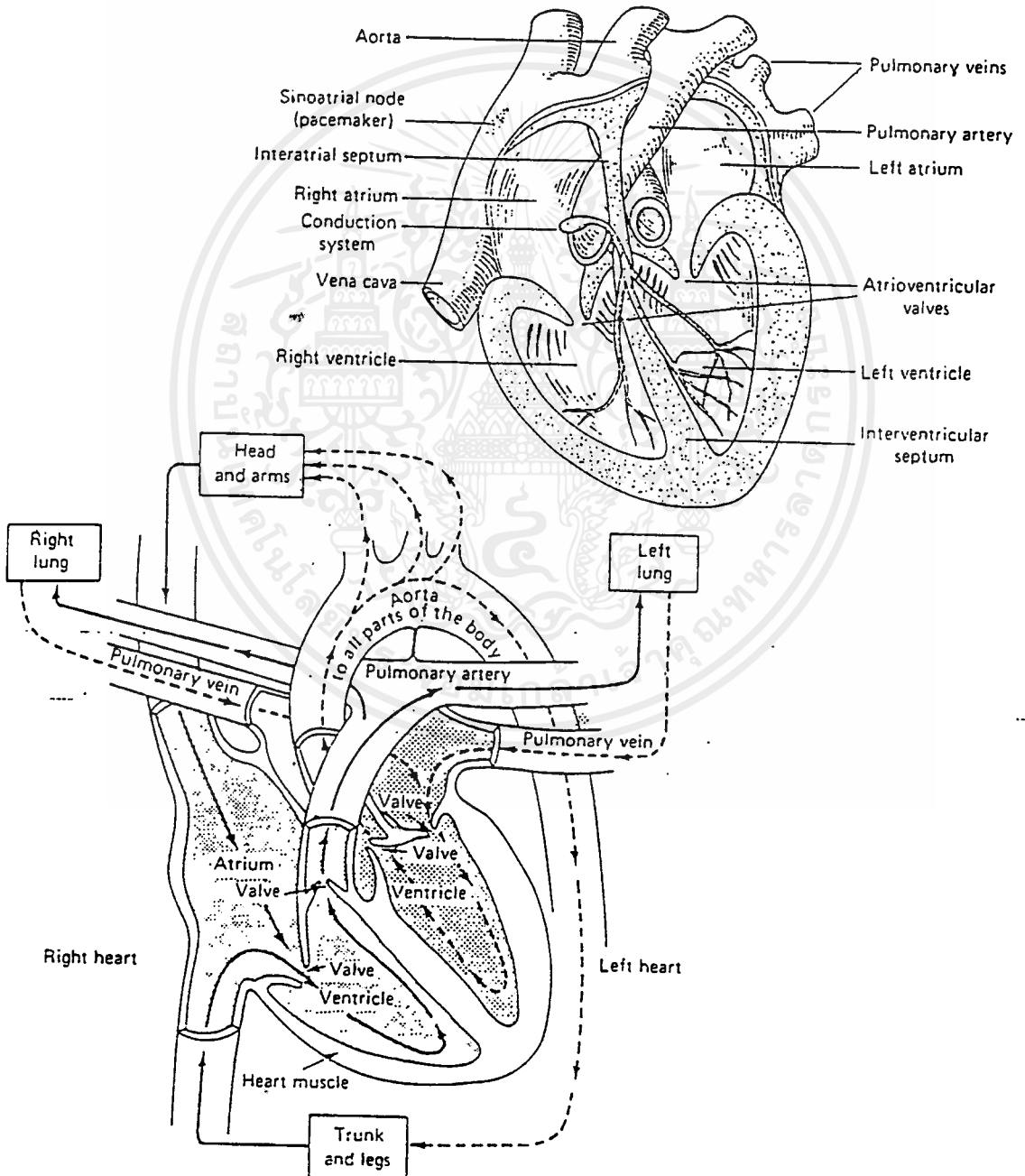
รูป 2.2 ช่วงเวลาของการเปลี่ยนแปลงศักย์ไฟฟ้าของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

ศักย์ไฟฟ้าทำงานของเซลล์ที่ถูกระตุ้น ทำให้เกิดความลาดเอียงของศักย์ไฟฟ้า (Potential gradient) เป็นผลให้เกิดกระแสไหลไปกระตุ้นเซลล์อื่นๆ ที่อยู่ใกล้เคียง ซึ่งถ้าการกระตุ้นเป็นไปตามกฎการเกิดขึ้นและไม่เกิดขึ้นของเซลล์ ก็จะทำให้เกิดศักย์ไฟฟ้าทำงานต่อกันไปเรื่อย ๆ ลักษณะเช่นนี้เป็นกรนำไฟฟ้าของศักย์ไฟฟ้าทำงาน ถ้ากรนำไฟฟ้านี้เกิดขึ้นที่เซลล์ประสาท ศักย์ไฟฟ้าทำงานของเซลล์ประสาทก็คือคำสั่งของระบบประสาทต่อเซลล์กล้ามเนื้อ ซึ่งศักย์ไฟฟ้าทำงานนี้จะส่งจากเซลล์ประสาทเซลล์หนึ่งไปยังเซลล์ที่อยู่ถัดไปเรื่อย ๆ ตามเส้นประสาท จนถึงเซลล์กล้ามเนื้อ ซึ่งจะทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อและเกิดศักย์ไฟฟ้าทำงานขึ้นด้วย ในทางตรงข้าม เมื่อเซลล์ของอวัยวะรับความรู้สึกถูกระตุ้นจากพลังงานภายนอก จะเกิดศักย์ไฟฟ้าทำงานขึ้นแล้วส่งผ่านเส้นประสาทกลับไปยังระบบประสาท

การทำงานของหัวใจ

หัวใจทำหน้าที่เสมือนลูกสูบที่จะสูบจ่ายโลหิตไปเลี้ยงเซลล์ต่างๆ ในร่างกาย รวมทั้งเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจเอง หัวใจตั้งอยู่ในทรวงอกเหนือกระบังลมก่อนมาทางด้านซ้าย ภายในหัวใจแบ่งเป็น 4 ห้องมีผนังกันระหว่างซีกซ้ายและซีกขวา เรียกว่า เซปตัม (Septum) โดยห้องหัวใจที่อยู่ทางด้านขวาจะทำหน้าที่รับโลหิตดำจากส่วนต่างๆ ของร่างกาย การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อส่งโลหิตออกไป จะกระทำพร้อมกันทั้งทางซีกขวาและซีกซ้าย ห้องหัวใจที่อยู่ด้านบน เรียกว่า หัวใจห้องบน (Atrium) และห้องหัวใจที่อยู่ด้านล่าง เรียกว่า หัวใจห้องล่าง (Ventricle) โลหิตดำจากร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดดำใหญ่ ซุปที่เรียเวนคาวา (Superior vena cava) และ อินฟีเรียเวนคาวา (Inferior vena cava) เข้าสู่ห้องหัวใจบนขวา โลหิตแดงที่ได้รับออกซิเจนจากปอดจะเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดแดงพัลโมนารีเวน (Pulmonary veins) เข้าสู่ห้อง

หัวใจบนซ้าย หัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้ายจะบีบตัวส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่างซึ่งมีลิ้นหัวใจกันอยู่ หลังจากหัวใจห้องบนหดตัวส่งโลหิตมายังหัวใจห้องล่างซ้าย หัวใจห้องล่างจะหดตัวส่งโลหิตออกไปพร้อมกันทั้งซ้ายและขวา หัวใจห้องล่างขวจะส่งโลหิตดำไปยังปอด เพื่อรับออกซิเจน โดยผ่านหลอดเลือดดำใหญ่พัลโมนารีอาเตอรี (Pulmonary Artery) และ ห้องล่างซ้ายจะส่งโลหิตไปเลี้ยงร่างกาย โดยผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่เอออร์ตา (Aorta) ซึ่งการทำงานทั้งหมดที่ได้กล่าวมานี้แสดงในรูป 2.3

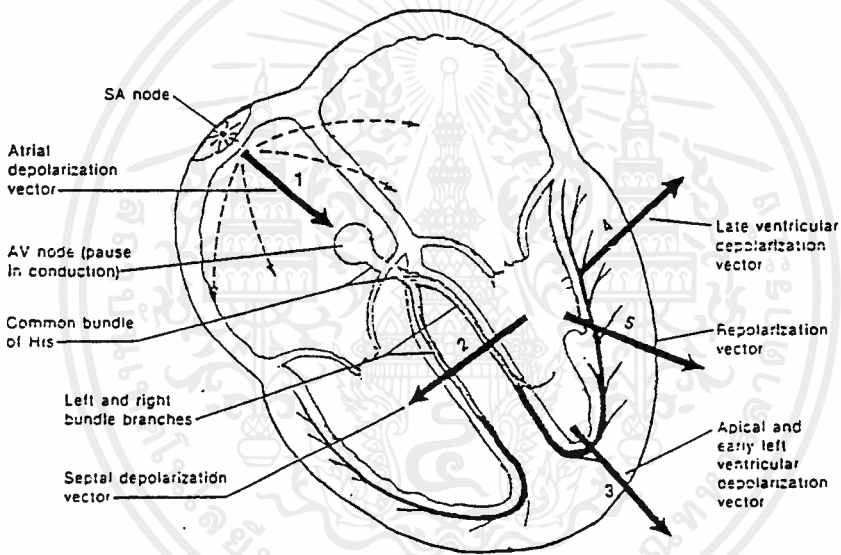


รูป 2.3 แผนผังของหัวใจและระบบการสูบฉีดโลหิตของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิใช่ผู้จัดทำเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจก็จะเป็นไปในลักษณะเดียวกันกับกล้ามเนื้ออื่นๆ คือ จะถูกกระตุ้นด้วยศักย์ไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้มีได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางหรือสมอง เป็นการกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจที่เกิดขึ้นจากภายในตัวหัวใจเอง โดยประกอบด้วยกลุ่มหนึ่งที่ทำหน้าที่ผลิตพัลส์ไฟฟ้า เพื่อกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้า (Conduction System) ของหัวใจเอง ซึ่งทำหน้าที่คล้ายกับเวินประสาท โดยระบบนำไฟฟ้านี้จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ดังรูป 2.4

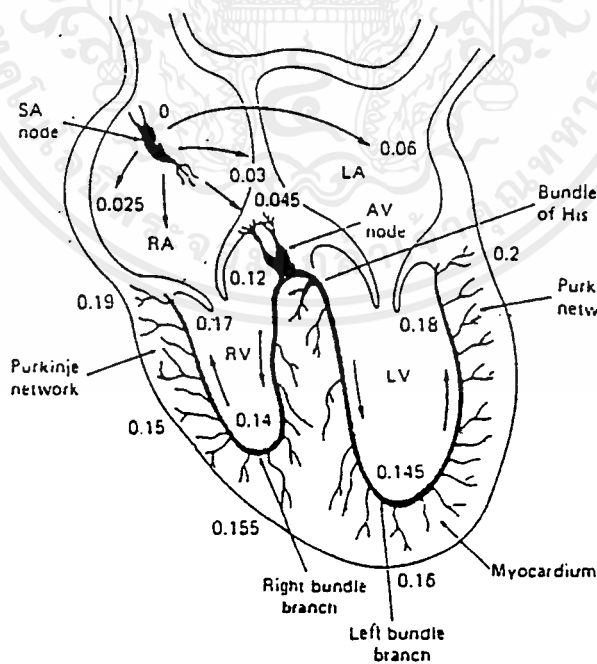


รูป 2.4 การนำไฟฟ้าภายในหัวใจ

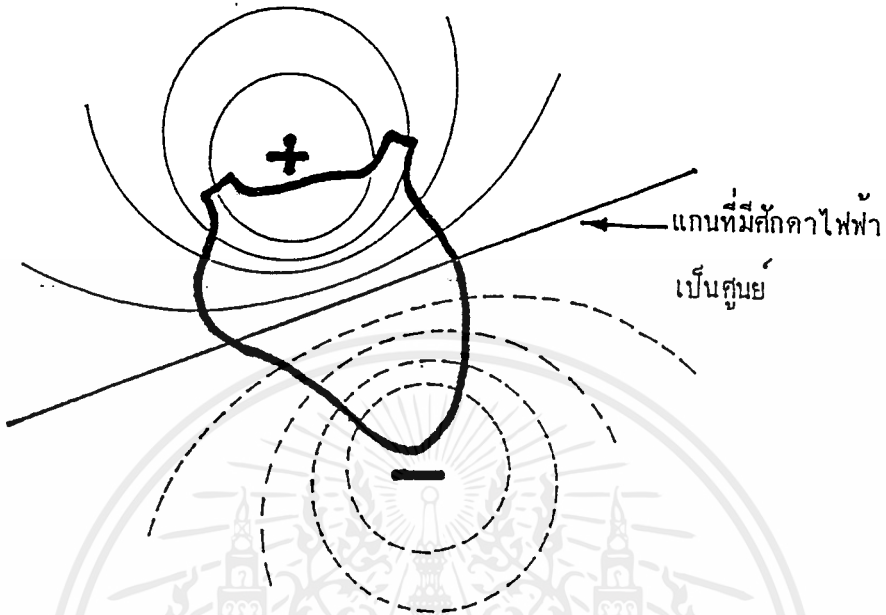
บริเวณผนังด้านในของหัวใจ ระหว่างหลอดเลือดหัวใจดำใหญ่ ซุปพีเรียเวนาคาวา และ อินพีเรียเวนาคาวาจะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งที่มีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งเซลล์กลุ่มนี้ เรียกว่า SA node (Sinoatrial node) หรือไซนัส โหนด (Sinus node) หรือ แพสมะกเกอร์ (Pacemaker) โดยความถี่ของพัลส์ที่ SA node สร้างขึ้นจะมีอิทธิพลในการกำหนดอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งโดยปกติแล้วค่าของอัตราการเต้นของหัวใจจะเท่ากับ ความถี่ของพัลส์ที่ SA node นี้ปล่อยออกมา พัลส์ไฟฟ้านี้จะแผ่กระจายจาก SA node ผ่านหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวาไปสู่ AV node (Atrioventricular node) โดยที่ AV node นี้จะอยู่ที่ผนังกันหัวใจทางด้านขวา ระหว่างห้องบนขวาและห้องล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนจะทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมายังห้องล่าง เส้นทางการนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

AV node ดังรูป 2.4 ที่ AV node นี้ ประกอบด้วยเซลล์ประสาทที่ทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 ms เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กันจาก AV node จะมีระบบนำไฟฟ้าในการนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา ระบบนำไฟฟ้าจาก AV node ไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของบันเดิลออฟฮิส (Bundle of His) ซึ่งจะแยกออกเป็น 3 เส้นทาง โดยจะไปสู่ห้องล่างซ้ายสองสาขาและห้องล่างขวาก็อีกหนึ่งสาขา แต่ละสาขาก็จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง โดยผ่านกล้ามเนื้อหัวใจในส่วนของเพอร์กินเจไฟเบอร์ (Purkinje fibers) รูป 2.5 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจากจุดกำเนิดที่ SA node ไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ ซึ่งที่ AV node นี้มีการผลิตพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SA node แต่ความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node ผลิตขึ้นจะมีอัตราต่ำกว่าของ SA node สำหรับคนปกติแล้ว AV node จะถูกกระตุ้นด้วยพัลส์จาก SA node ทำให้อัตราการเต้นของหัวใจมีค่าเท่ากับความเร็วของ SA node แต่ถ้าเส้นทางนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ผิดปกติหรือถูกสกัดกั้น (AV Block) หัวใจก็จะเต้นด้วยพัลส์ที่ AV node สร้างขึ้น ซึ่งจะมีค่าประมาณ 40-55 ครั้งต่อนาที



รูป 2.5 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ

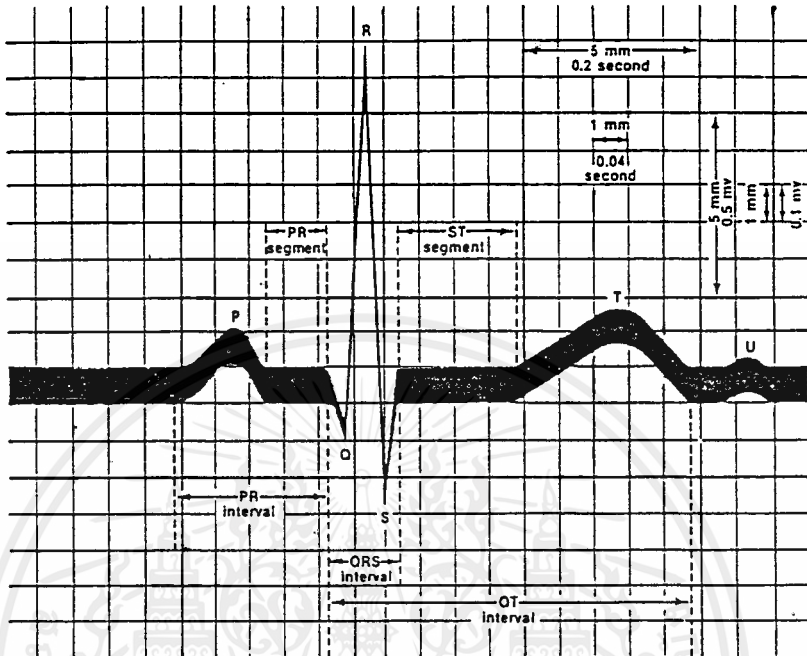


รูป 2.6 การกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนังมีลักษณะเสมือนเป็นอิเล็กทริกไดโพล

คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG)

การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่มีพัลส์ไฟฟ้ามากระตุ้นทำให้กล้ามเนื้อเกิดการหดตัวและเกิดศักดาไฟฟ้าขึ้น ซึ่งกล้ามเนื้อหัวใจก็เป็นเช่นเดียวกันการเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานและทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้าและเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น ดังนั้นเราพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ในก้อนตัวนำร่างกาย เหมือนกับเป็นอิเล็กทริกไดโพล (Electric dipole) ดังแสดงในรูป 2.6 และสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใด ๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ซึ่งศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้ เรียกว่า สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram) เรียกย่อ ๆ ว่า ECG โดยคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่างๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (Heart axis)

โดยการนำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย หรือที่เรียกว่า ลีด I (Lead I) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากคนปกติจะเป็นดังในรูป 2.7 แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P, Q, R, S, T, U ซึ่งจะมีความสัมพันธ์กับการทำงานของหัวใจในช่วงต่างๆ ภายในหนึ่งรอบของการเต้นของหัวใจ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายดังต่อไปนี้



รูป 2.7 องค์ประกอบต่างๆ ของคลื่นหัวใจไฟฟ้า (ลีด I)

- สัญญาณ P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 ms
- สัญญาณรวม QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80 - 100 ms
- สัญญาณ R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนาแน่นกว่าส่วนอื่นๆ การที่สัญญาณ R มีขนาดสูงเป็นเพราะผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์เป็นจำนวนมาก
- สัญญาณ T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบเวลาประมาณ 200 ms และมีขนาดประมาณ 30% ของสัญญาณ R
- สัญญาณ U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่นอน แต่สันนิษฐานกันว่าเกิดจากการกลับคืนสู่ระดับศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งอย่างช้า ๆ ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง หรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง (after potential)

เวลาในแต่ละช่วงของคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงถึงการส่งผ่านสัญญาณไฟฟ้าไปยังเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจที่จุดต่างๆ ซึ่งเวลาในแต่ละช่วงของสัญญาณปกติได้สรุปไว้ในตาราง 2.1

ตาราง 2.1 ช่วงเวลาต่างๆ ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ช่วงเวลาต่างๆ ของ	ช่วงเวลาปกติ (วินาที)	
คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ค่าเฉลี่ย	ช่วงเวลา
ช่วงเวลาของ PR*	0.18	0.12 - 0.20
ช่วงเวลาของ QRS	0.08	ถึง 0.10
ช่วงเวลาของ QT	0.40	ถึง 0.43
ช่วงเวลาของ ST (QT-QRS)	0.32	-

หมายเหตุ

* ช่วงเวลาของ PR วัดได้จากเวลาของสัญญาณ P ถึงเวลาเริ่มของสัญญาณรวม QRS

การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจ

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นการบันทึกสภาพการทำงานของหัวใจที่วัดได้บนผิวหนังของร่างกายด้วยเครื่องวัด และแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph) จึงถือได้ว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นพารามิเตอร์ของร่างกาย (Physiological parameter) ที่นำมาใช้ประโยชน์ในการวินิจฉัยอาการ ความผิดปกติและประเมินสถานะของหัวใจได้เป็นอย่างดี การวิเคราะห์และแปลผลคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จึงเป็นข้อมูลที่สำคัญในการประกอบการรักษาโรคต่างๆ ของผู้ป่วย โดยเฉพาะโรคที่เกี่ยวกับหัวใจและหลอดเลือด แต่เดิมนั้นการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจจะทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงบนกระดาษกราฟ ซึ่งมีแกนนอนเป็นฐานเวลา (หน่วยเป็นวินาที) ส่วนแกนตั้ง เป็นความสูงของคลื่น (หน่วยเป็นมิลลิโวลต์) แล้วอาศัยแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญในการแปลผลมาทำการอ่านและวัดพารามิเตอร์ต่างๆ เช่น รูปคลื่นความสูงของคลื่น ระยะเวลาในช่วงต่างๆ ระดับของเส้นฐาน เป็นต้น แล้วทำการสรุปรวบรวมวิเคราะห์ และคาดคะเนว่าผู้ป่วยมีสถานะของหัวใจเป็นเช่นใด โดยอาจทำการวิเคราะห์ทั้ง 12 ลีด มาตรฐาน หรือเพียงลีดใดลีดหนึ่งขึ้นอยู่กับความสามารถและความชำนาญในการวิเคราะห์ผลของผู้เชี่ยวชาญนั้น ข้อจำกัดของวิธีการแบบนี้อยู่ที่เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลเนื่องจากภาระกิจประจำของแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญ ทำให้การทราบผลที่วิเคราะห์ไม่ทันต่อการดูแลรักษาผู้ป่วย ดังนั้นในปัจจุบันด้วยความเจริญก้าวหน้าทางเทคโนโลยี ทำให้สามารถนำคอมพิวเตอร์เข้ามาช่วยในการวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจแทนคน โดยการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้อยู่ในรูปของข้อมูลดิจิทัลแล้วส่งต่อไปยังคอมพิวเตอร์ ซึ่งมีโปรแกรมที่ทำหน้าที่วิเคราะห์ข้อมูลดิจิทัลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามา เพื่อทำแปลผลและรายงานผลให้ทราบ ซึ่งวิธีนี้เป็นการแก้ปัญหามางส่วนของวิธีการวิเคราะห์ในแบบเดิมได้ เช่น กรณีไม่มีแพทย์หรือผู้เชี่ยวชาญมีภาระกิจที่ไม่สามารถทำการวิเคราะห์ผลได้ ทั้งยังให้ผลลัพธ์ที่รวดเร็ว

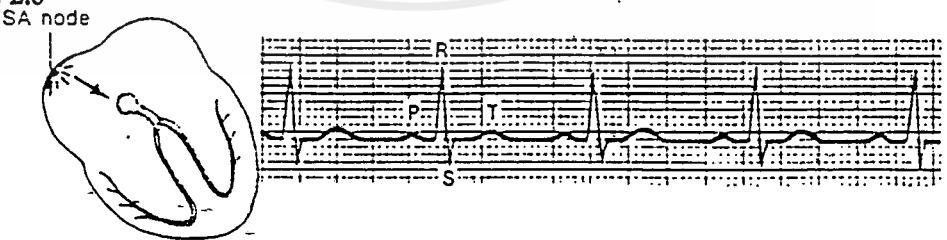
แม่นยำ และถูกต้องทันต่อการรักษาอาการของผู้ป่วย ดังนั้นคอมพิวเตอร์จึงมีบทบาทสำคัญที่เข้ามาช่วยผลการของบุคคลากรหรือทดแทนการขาดแคลนบุคคลากร โดยที่ผลการวิเคราะห์ยังคงความเชื่อถือได้อยู่

การวิเคราะห์คลื่นไฟฟ้าหัวใจสามารถพิจารณาได้ 5 หัวข้อ คือ

1. อัตราการเต้นของหัวใจ (Rate)
2. จังหวะการเต้นของหัวใจ (Rhythm)
3. แนวแกนของหัวใจ (Axis)
4. กล้ามเนื้อของหัวใจพองโต (Hypertrophy)
5. กล้ามเนื้อหัวใจตาย (Infarction)

การวิเคราะห์ทั้ง 5 หัวข้อนี้เป็นการพิจารณาความผิดปกติที่เกิดขึ้นกับหัวใจ โดยสามารถสังเกตได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยแต่ละหัวข้อจะมีวิธีการสังเกตที่แตกต่างกันไป การวิเคราะห์ในหัวข้อของจังหวะการเต้นของหัวใจ จะพิจารณากลิ่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจว่ามีลักษณะอาการเป็นเช่นใด ข้อสังเกตที่พบของลักษณะอาการเช่นนั้น แล้วนำมาสรุปรวบรวม เพื่อแปลงให้อยู่ในรูปแบบทางคณิตศาสตร์ (algorithm) หรือ โปรแกรมที่ใช้ในการตรวจสอบความผิดปกติที่เกิดขึ้นของความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia)

จังหวะการเต้น (Rhythm) เป็นคุณสมบัติสำคัญอย่างหนึ่งของหัวใจที่แสดงถึงความสามารถในการทำงานของหัวใจอย่างสม่ำเสมอตลอดเวลา ซึ่งคุณสมบัตินี้เองจะเป็นสิ่งที่แสดงความเป็นปกติของหัวใจโดยจะสามารถทราบได้จากการบันทึกสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (หรือคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั่นเอง) จังหวะการเต้นของหัวใจปกติเป็นไปอย่างสม่ำเสมอแน่นอนตามความถี่ของ SA node ที่กระตุ้นเวลาของหัวใจ เพราะว่าทุก ๆ ส่วนของกล้ามเนื้อหัวใจและระบบนำไฟฟ้าทำงานอย่างเป็นปกติ ดังรูป 2.8



รูป 2.8 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีลักษณะรูปร่างและจังหวะการเต้นเป็นปกติ

เมื่อบางส่วนของหัวใจเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติขึ้นในบางสถานการณ์ ก็จะทำให้จังหวะการเต้นผิดแปลกไปจากจังหวะปกติ ซึ่งผลของความผิดปกตินี้ ก็จะสะท้อนออกมาทางคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้เห็นได้ ความผิดปกติของจังหวะการเต้นมีศัพท์ทางการแพทย์ เรียกกันว่า "Arrhythmia"

โดยความหมายของศัพท์คำนี้ แปลว่า ไม่มีจังหวะ แต่ที่ใช้กันอยู่นี้ หมายถึง ความผิดปกติของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

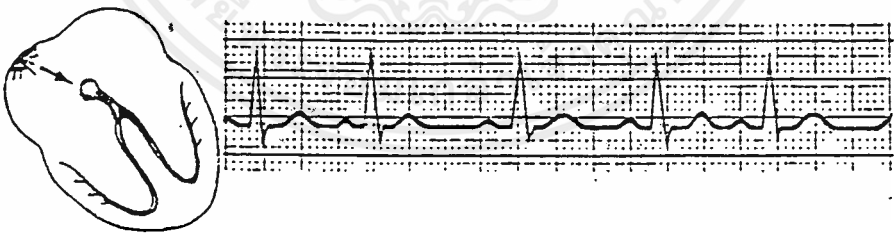
จังหวะ (abnormal rhythm) ซึ่งมีศัพท์ที่มีความหมายในทำนองเดียวกันนี้พบบ่อย ๆ เช่น rhythm disturbance และ dysrhythmia

การพิจารณาความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ อันดับแรกต้องทำความเข้าใจเกี่ยวกับปรากฏการณ์ไฟฟ้าของหัวใจ โดยเฉพาะทิศทางการนำไฟฟ้าปกติภายในหัวใจ ซึ่งในส่วนนี้ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ผ่านมา ทำให้สามารถเข้าใจถึงสาเหตุของความผิดปกติที่จะเกิดขึ้น จากนั้นทำการศึกษาวิธีการวิเคราะห์ความผิดปกติของจังหวะการเต้นและลักษณะของคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่แสดงถึงความผิดปกตินั้น ทำให้สามารถแยกแยะความผิดปกติของจังหวะการเต้น โดยวิเคราะห์ได้จากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แล้วสรุปรวบรวมการวิเคราะห์นี้ เพื่อใช้ในการตรวจสอบความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้เครื่องสามารถทำการแสดงผิดปกตินี้ได้ เครื่องที่ทำหน้าที่เหล่านี้เรียกว่า เครื่องแสดงความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ (Arrhythmia Monitor)

ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาจจะแบ่งเป็น 4 กลุ่มใหญ่ ๆ ทำให้สามารถจำแนกลักษณะอาการและเข้าใจกลไกของความผิดปกติที่เกิดขึ้นได้ง่ายและรวดเร็วขึ้น ดังต่อไปนี้

1. Varying Rhythm เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่ง ซึ่งมีลำดับของสัญญาณ คือ P-QRS-T เป็นปกติธรรมดา แต่จังหวะการเต้น (คือช่วงเวลาระหว่างสัญญาณ P-QRS-T ในแต่ละรอบ) นั้นเกิดการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่องไม่สม่ำเสมอ ลักษณะอาการที่จัดอยู่ในกลุ่มดังกล่าวนี้ ได้แก่

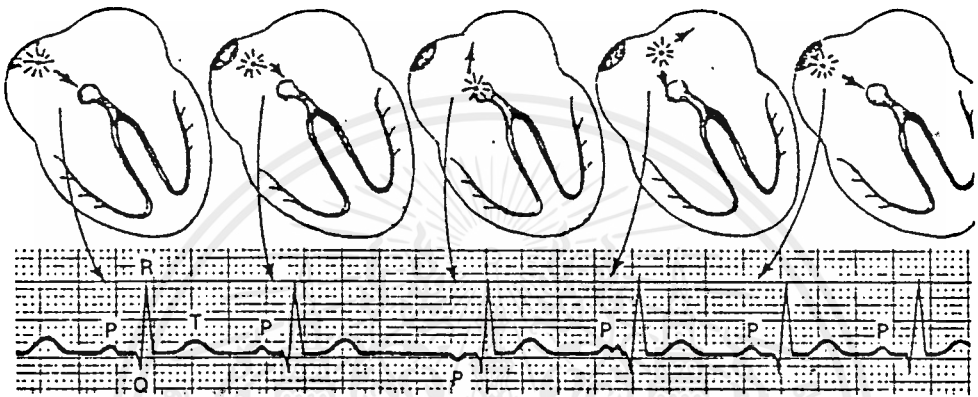
- Sinus Arrhythmia เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นที่จัดอยู่ในกลุ่มของ Very Rhythm ซึ่งบ่อยครั้งที่สาเหตุมาจากโรคหัวใจ Sick SA node disease



รูป 2.9 Sinus Arrhythmia

ลักษณะความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจในประเภทนี้ จะมีข้อสังเกตได้ คือ สัญญาณ P-QRS-T มีลักษณะเป็นปกติทั้งหมดและรูปร่าง แต่ช่วงเวลาระหว่างแต่ละรอบของสัญญาณเหล่านี้จะไม่สม่ำเสมอ ซึ่งเป็นลักษณะที่ผิดปกติไปจากธรรมดา ดังรูป 2.9 เนื่องจากการกระตุ้น (Pacemaker) ทุกครั้งจะเกิดขึ้นที่บริเวณ SA node (สังเกตได้จากสัญญาณ P) แต่การกระตุ้นที่เกิดขึ้นจะไม่สม่ำเสมอ ทำให้สัญญาณที่ส่งออกไปกระตุ้นเซลล์อื่นคลาดเคลื่อนจากช่วงเวลาปกติ เป็นผลให้จังหวะการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอเหมือนปกติ

1.1 Wandering Pacemaker เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นประเภทหนึ่งในกลุ่มของ Very Rhythm ที่มีสาเหตุมาจากการเปลี่ยนตำแหน่งของการกระตุ้นภายในหัวใจ ซึ่งสามารถสังเกตได้จากการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของสัญญาณ P การเปลี่ยนตำแหน่งของการกระตุ้นนี้ส่งผลให้ผลรวมของจังหวะการเต้นของหัวใจผิดปกติไป ดังรูป 2.10 เนื่องจากตำแหน่งของการกระตุ้นเปลี่ยนจากจุดหนึ่งไปยังอีกจุดหนึ่งในบริเวณหัวใจห้องบน

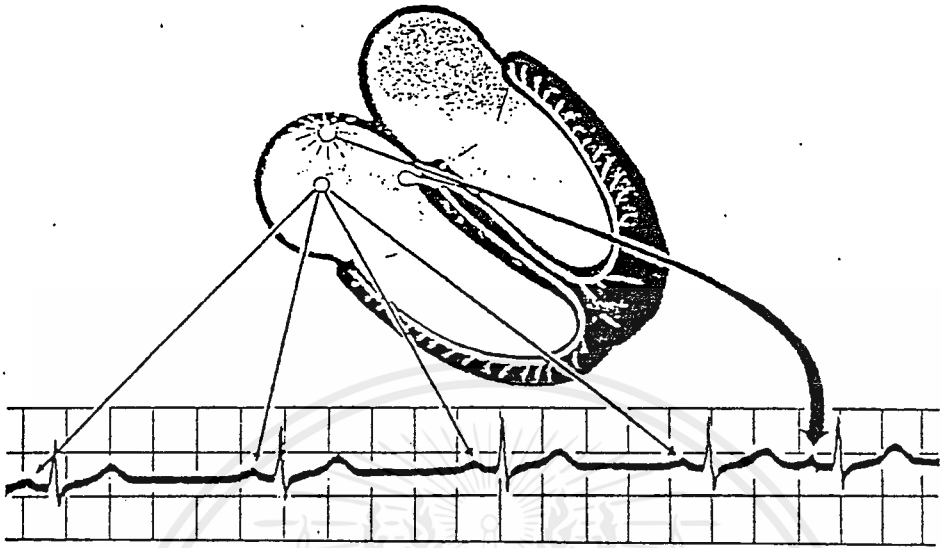


รูป 2.10 Wandering Pacemaker

1.2 Extra Beats and skips เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจกลุ่มหนึ่งที่สามารถจำแนกลักษณะความผิดปกตินั้นด้วยสายตาได้โดยง่าย ศัพท์คำว่า “Extra Beats” หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก่อนกำหนดที่คาดไว้ ส่วนศัพท์คำว่า “Skips” หมายถึง สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาดหายไปจากเวลาที่คาดว่าจะพบสัญญาณนี้ ทำให้เกิดพื้นที่ของ baseline ที่ว่างไว้ การจำแนกความผิดปกติในลักษณะนี้ สามารถสังเกตความแตกต่างระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติและผิดปกติได้จากสัญญาณรวม QRS และช่วงเวลาระหว่างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลูกหนึ่งไปอีกลูกหนึ่ง (pause)

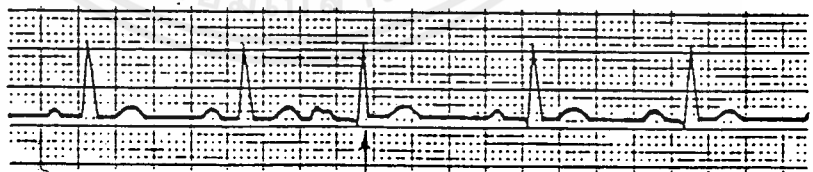
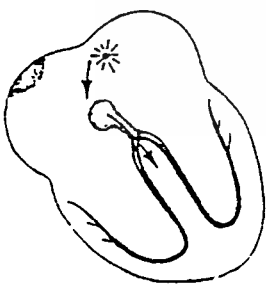
- Premature Beats เป็นผลเนื่องจากการเกิดสัญญาณกระตุ้นก่อนที่จะถึงรอบการทำงานของหัวใจ ทำให้เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏขึ้นก่อนเวลาปกติในแต่ละรอบการทำงาน ดังรูป 2.11

ซึ่งความผิดปกติในลักษณะนี้ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจดูเหมือนสัญญาณปกติหรือมีรูปแบบที่ผิดแปลกแตกต่างออกไป แต่สัญญาณที่ผิดปกตินี้จะเกิดก่อนเวลาในแต่ละรอบการทำงานของหัวใจ โดยความผิดปกติในลักษณะดังรูป 2.11 สามารถจำแนกย่อยตามบริเวณที่เกิดการกระตุ้นได้ดังต่อไปนี้



รูป 2.11 สัญญาณหัวใจที่มี premature beat

Atrial Premature เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจที่เกิดขึ้นบริเวณหัวใจที่เกิดขึ้นบริเวณหัวใจห้องบน เนื่องจากเกิดการกระตุ้นก่อนกำหนดในบริเวณนี้ ทำให้เกิดสัญญาณ P ก่อนเวลาปกติและสัญญาณ P นี้จะมีรูปร่างผิดปกติไปไม่เหมือนสัญญาณ P ที่วัดได้ด้วยสถิติเดียวกัน เนื่องจากสัญญาณกระตุ้นไม่ได้เกิดจากบริเวณ SA node แต่ก็เกิดการนำไฟฟ้าภายในหัวใจเช่นเดียวกับการกระตุ้นที่บริเวณ SA node ปกติ ดังรูป 2.12

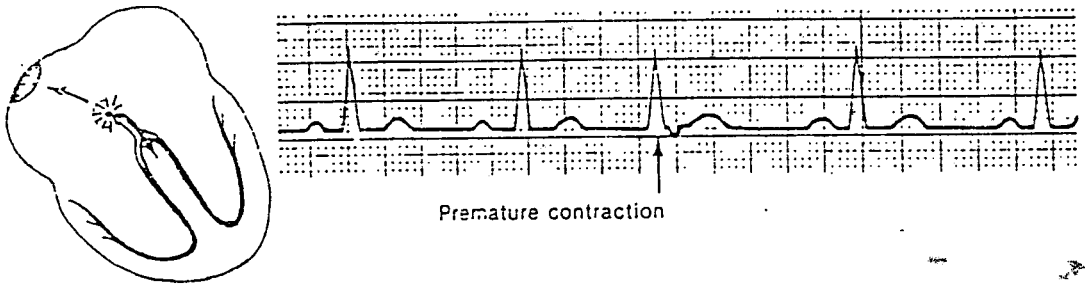


Premature contraction

รูป 2.12 Atrial Premature Contraction

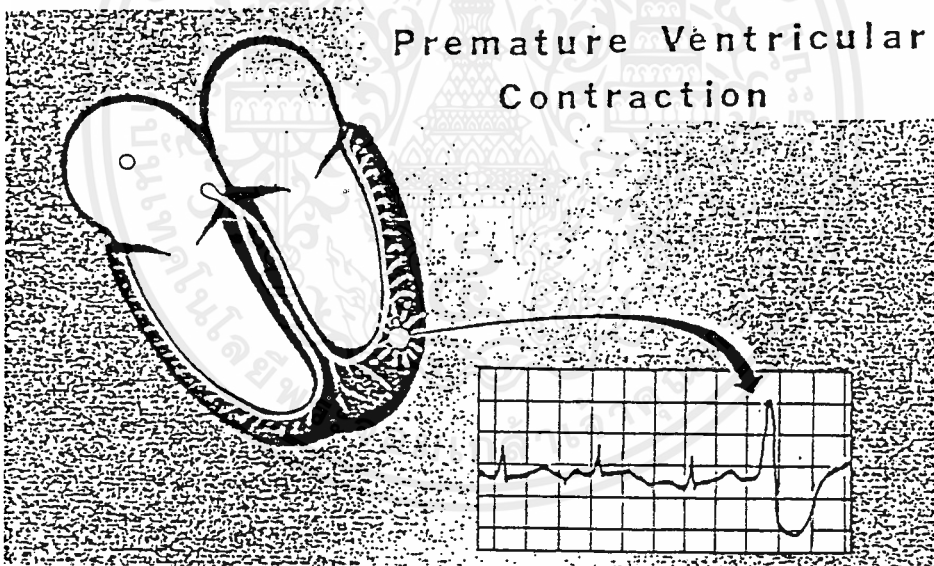
AV Nodal Premature เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นเนื่องจากเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติบริเวณ AV node ก่อนที่จะเริ่มรอบการทำงานของหัวใจ ลักษณะเช่นนี้ทำให้เกิดสัญญาณ QRS ขึ้นก่อน โดยไม่มีสัญญาณ P ปรากฏขึ้นก่อน หรืออาจจะเกิดหลังจากสัญญาณรวม QRS เนื่องจากเกิดการกระตุ้นย้อนกลับไปยังบริเวณหัวใจห้องบนได้ ดังรูป 2.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีที่ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.13 AV Nodal Premature Contraction

Premature Ventricular Contractions (ใช้ชื่อย่อว่า PVCs หรือ PVC) เป็นลักษณะความผิดปกติของจังหวะการเต้นเนื่องจากการเกิดการกระตุ้นที่ผิดปกติบริเวณหนึ่งบริเวณใดของหัวใจห้องล่าง ซึ่งลักษณะการเกิดสัญญาณผิดปกติก็จะเกิดก่อนกำหนดของรอบการทำงานของหัวใจที่คาดไว้ โดยจะสังเกตจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้โดยง่ายที่บริเวณสัญญาณรวม QRS ดังรูป 2.14

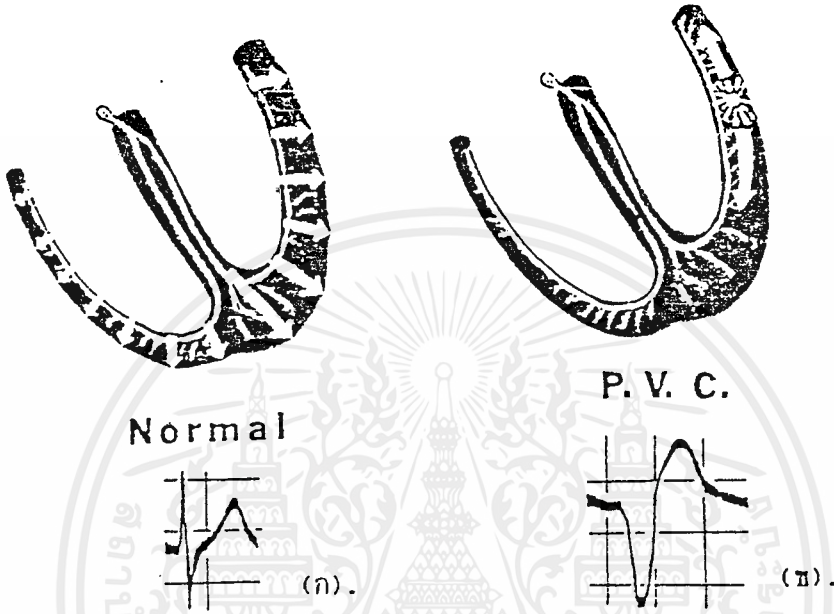


รูป 2.14 Premature Ventricular Contraction

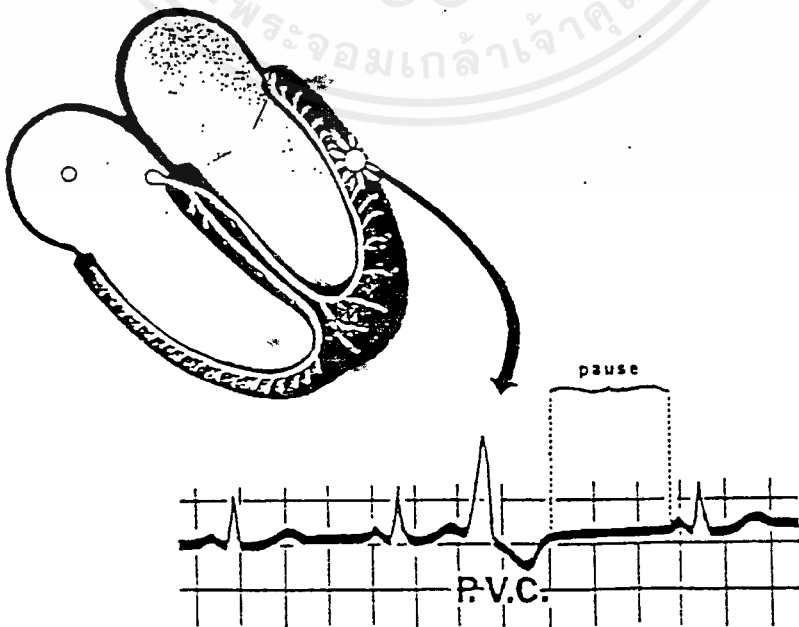
จากรูปมีลักษณะแตกต่างจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอย่างเห็นได้ชัด เนื่องจากการกระตุ้นก่อนกำหนดของ PVC ทำให้การนำไฟฟ้าต่อไปยังระบบนำไฟฟ้าของ Bundle Branch ช้าลง เป็นผลให้ช่วงกว้างของสัญญาณรวม QRS เพิ่มมากขึ้น ดังรูป 2.15 และในระหว่างการนำไฟฟ้าปกติบริเวณหัวใจห้องล่างนั้น จะเกิดการ depolarization ทันทีทั้งด้านซ้ายและด้านขวา โดยมีทิศทางพุ่งออกตามทิศทางของด้านนั้นหรือตามทิศทางของตุ๊กตร ดังรูป 2.15 (ก) เป็นผลให้ช่วงกว้างของสัญญาณรวม QRS



แถมมาก แต่ถ้าเกิด PVC ขึ้นบริเวณด้านหนึ่งด้านใดของหัวใจห้องล่าง จะทำให้เกิด depolarization ก่อนอีกด้านหนึ่ง เป็นผลให้สัญญาณรวม QRS มีขนาดใหญ่และกว้างมากขึ้น ดังรูป 2.15 (ข)

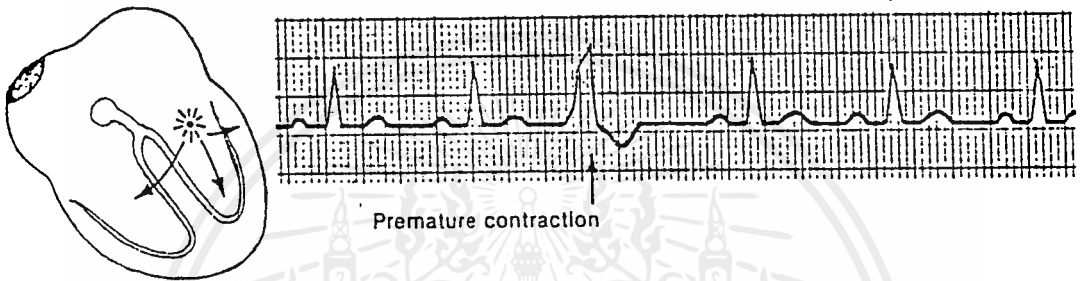


รูป 2.15 เปรียบเทียบสัญญาณ QRS รูป ก.) สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ ข.) สัญญาณที่เกิด PVC หลังจากเกิด PVC ขึ้นแล้วจะมีช่วงเวลาหนึ่งที่หัวใจจะหยุดการนำไฟฟ้าชั่วขณะหนึ่ง เรียกว่า Compensatory pause ดังรูป 2.16



ลักษณะของ PVC ที่เกิดขึ้นนั้นมีหลายรูปแบบ ซึ่งแต่ละรูปแบบก็จะมีศัพท์ทางการแพทย์ที่ใช้เรียกแตกต่างกันไปตามรูปแบบนั้น ๆ ที่เกิดขึ้น ได้แก่

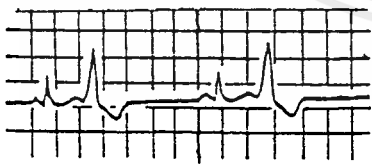
Interpolated PVCs เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดควบคู่กับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ แต่ลักษณะของ PVC นี้จะไม่มี Compensatory pause เกิดขึ้น และไม่รบกวนจังหวะการเต้นของหัวใจปกติด้วย ดังรูป 2.17



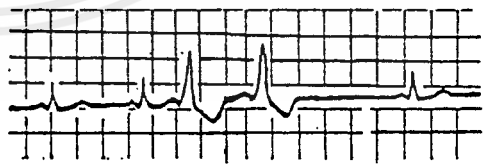
รูป 2.17 Interpolated PVCs

Bigeminy เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติหนึ่งลูกควบคู่กับสัญญาณ Premature beat หนึ่งลูก และเกิดลักษณะเช่นนี้ซ้ำ ๆ กันขึ้น ดังรูป 2.18 (ก)

Trigeminy เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติหนึ่งลูกควบคู่กับสัญญาณ premature beats สองลูกติดกัน และเกิดลักษณะเช่นนี้ซ้ำ ๆ กันขึ้น ดังรูป 2.18 (ข)



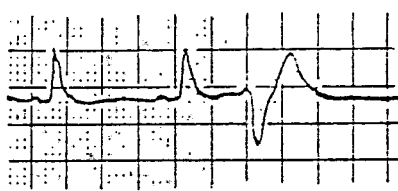
(ก).



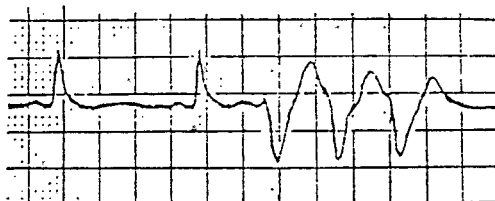
(ข).

รูป 2.18 ก.) Bigeminy ข.) Trigeminy

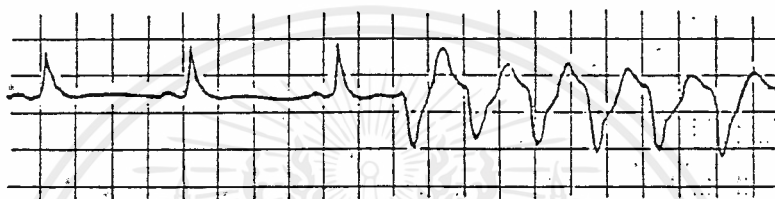
Run of n. PVCs เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดจากการกระตุ้นก่อนกำหนดหนึ่งครั้ง เป็นผลให้การกระตุ้นตามมาอีกหลายครั้ง ($n =$ จำนวนครั้งที่เกิดความผิดปกติ) ดังรูป 2.19



One P.V.C.



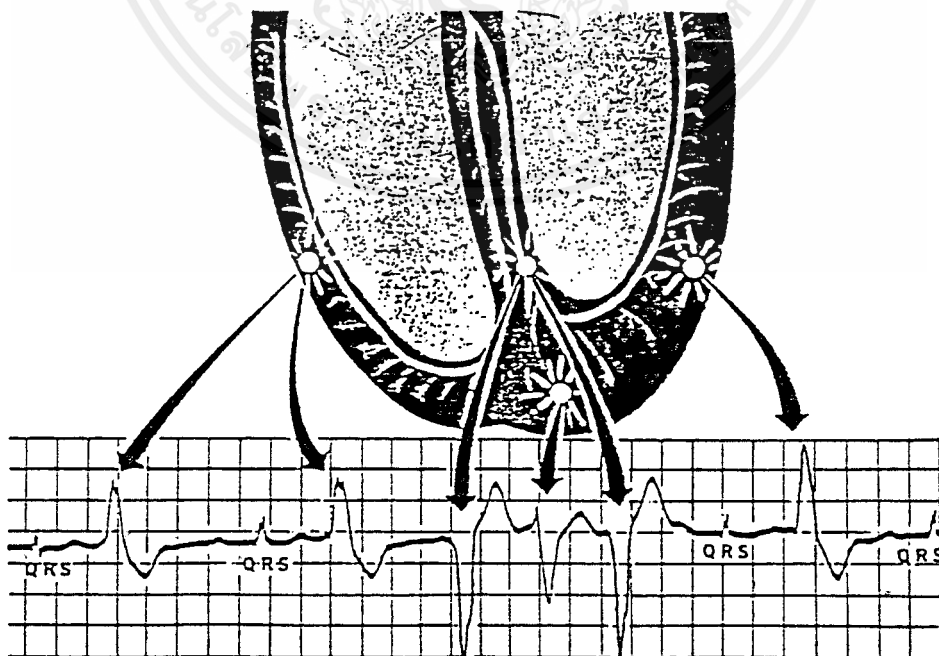
Run of 3 P.V.C.'s



Run of 6 P.V.C.'s

รูป 2.19 Run of n. PVCs

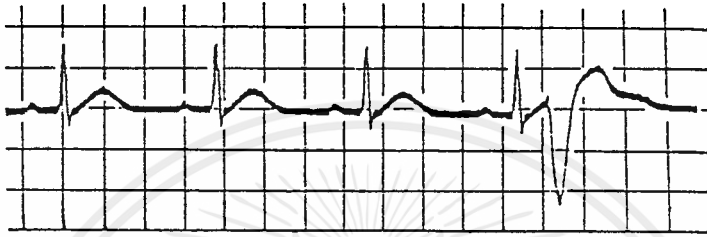
Multifocal PVCs เป็น PVC ประเภทหนึ่ง ที่เกิดจากการกระตุ้นก่อนกำหนดที่บริเวณหัวใจห้องล่างหลาย ๆ จุด เป็นผลให้เกิดการกระตุ้นลูกตามต่อไปจนถึงขั้น Ventricular Tachycardia หรือ Fibrillation ดังรูป 2.20



รูป 2.20 Multifocal PVCs

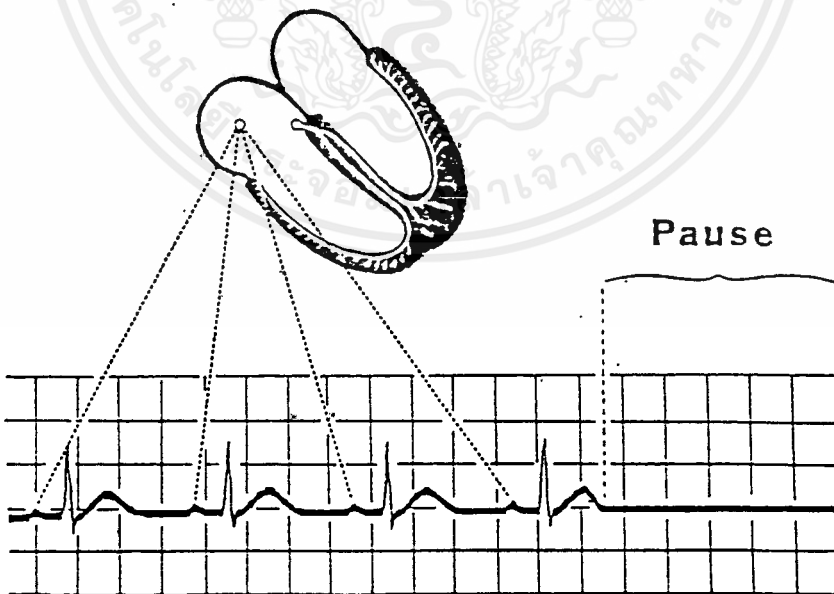
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

R-on-T phenomenon เป็น PVC ประเภทหนึ่งที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาที่เกิดสัญญาณ T ซึ่งเป็นช่วงเวลาที่หัวใจเกิด repolarization ดังรูป 2.21 ซึ่งถือได้ว่าเป็นลักษณะความผิดปกติที่รุนแรงอีกประเภทหนึ่ง



รูป 2.21 R-on-T phenomenon

- **Escape Beats** เกิดขึ้นเมื่อการกระตุ้นปกติล้มเหลว ทำให้การกระตุ้นหยุดไปหนึ่งหรือมากกว่าหนึ่งรอบการทำงาน เป็นผลให้เกิดการขาดช่วงของสัญญาณไป ดังรูป 2.22 ความผิดปกติในลักษณะนี้สามารถจำแนกตามบริเวณที่เกิดความผิดปกติได้ ดังนี้

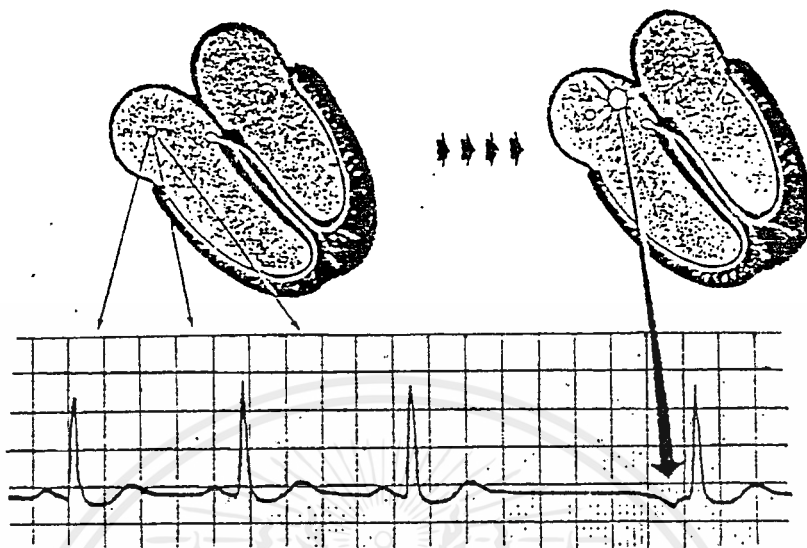


รูป 2.22 สัญญาณหัวใจที่เกิด Escape Beat ขึ้น

Atrial Escape เป็นความผิดปกติที่มีลักษณะเหมือนกัน Atrial Premature แต่เกิดขึ้น

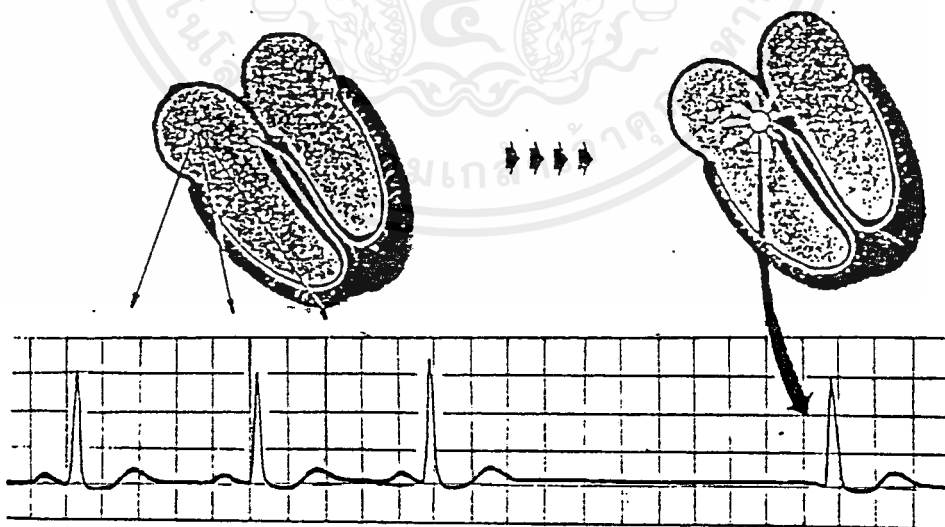
หลังจากการขาดช่วงสัญญาณ (pause) มาแล้ว ดังรูป 2.23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการแข่งขันเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



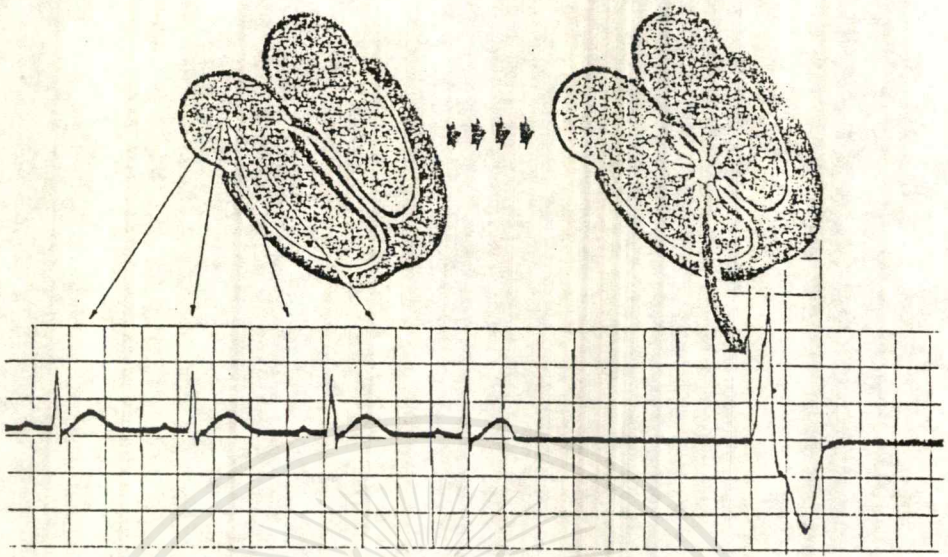
รูป 2.23 Atrial Escape

AV nodal Escape เป็นความผิดปกติที่มีลักษณะเหมือนกับ AV nodal Premature แต่เกิดขึ้นหลังจากการขาดช่วงสัญญาณ (pause) มาแล้ว ดังรูป 2.24



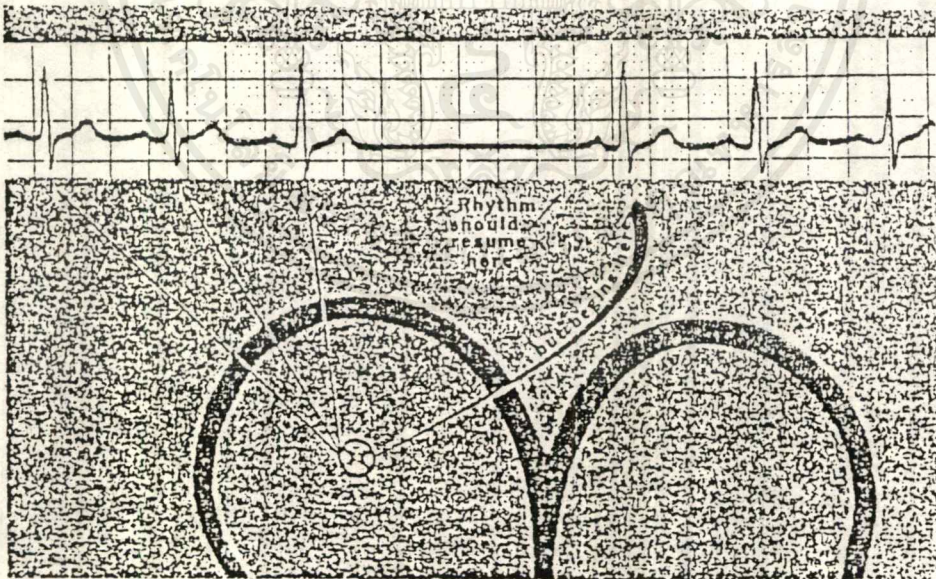
รูป 2.24 AV Nodal Escape

Ventricular Escape เป็นความผิดปกติที่มีลักษณะเหมือนกับ Premature Ventricular Contractions แต่เกิดขึ้นหลังจากการขาดช่วงสัญญาณ (pause) มาแล้ว ดังรูป 2.25



รูป 2.25 Ventricular Escape

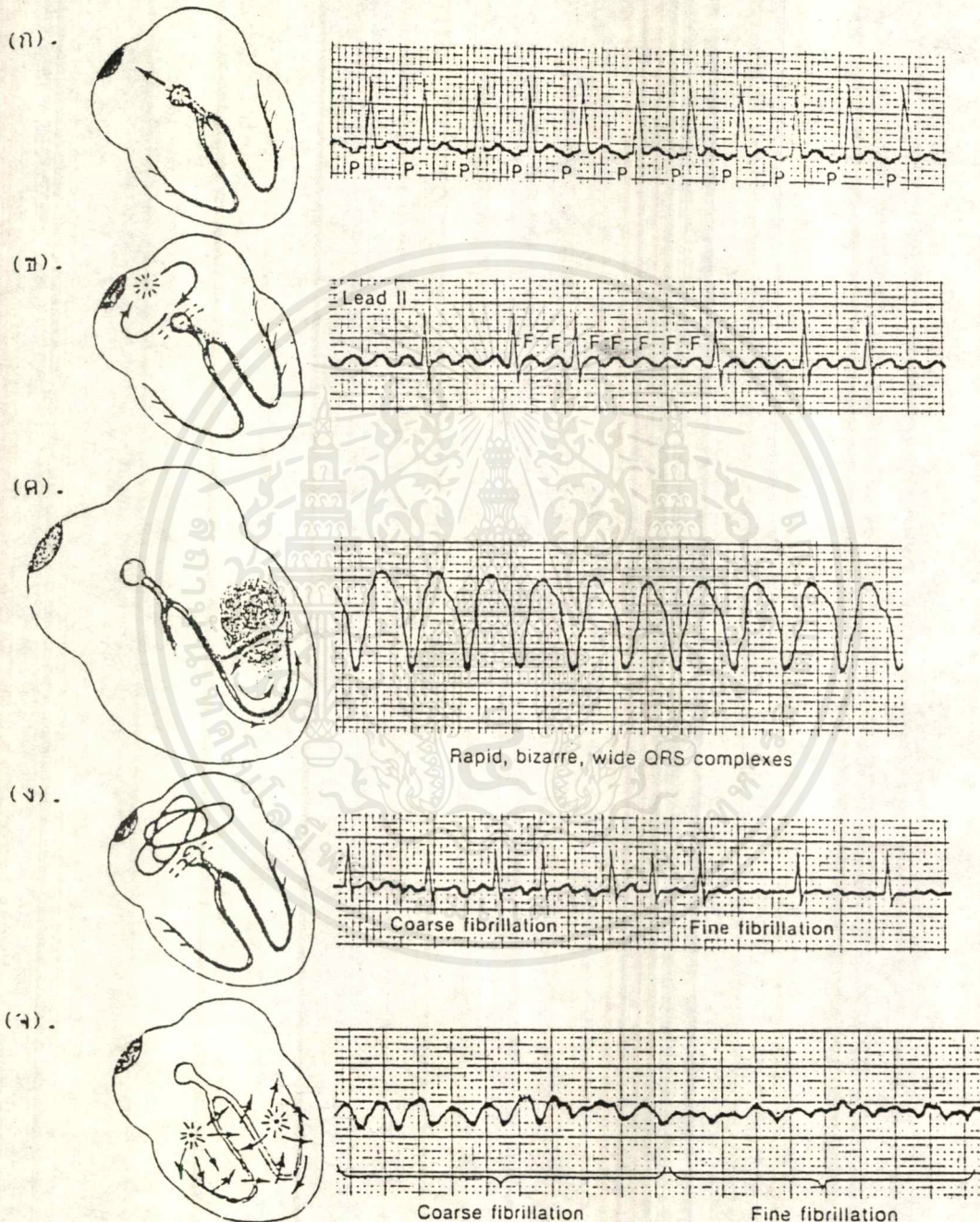
- Sinus Arrest เกิดขึ้นเมื่อบริเวณกระตุ้นของ SA node หยุดการทำงานไปชั่วขณะหนึ่ง ทำให้ไม่สามารถส่งสัญญาณกระตุ้นออกมาได้ หลังจากการขาดช่วงการกระตุ้นนี้ก็จะเกิดการกระตุ้นของบริเวณ SA node ใหม่ ทำให้เกิดการเต้นของหัวใจด้วยอัตราการเต้นของหัวใจใหม่ ดังรูป 2.26



รูป 2.26 Sinus Arrest

1.3 Rapid Rhythm เป็นลักษณะความผิดปกติที่มีสาเหตุจากการมีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วมาก โดยที่รูปร่างและลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจอาจจะผิดปกติหรือไม่ขึ้นอยู่กับบริเวณที่เกิดความผิดปกตินั้น ซึ่งลักษณะความผิดปกติต่างกัน แต่ข้อสังเกตหลักอยู่ที่การมีอัตราการเต้นของ

หัวใจที่เร็วมาก ดังนั้นจึงจะขอขนานความในบางหัวข้อเท่านั้น ซึ่งลักษณะความผิดปกติในแต่ละประเภทสามารถจำแนกได้จากรูป 2.27 โดยมีหัวข้อย่อยดังรูปต่อไปนี้



รูป 2.27 Rapid Rhythm

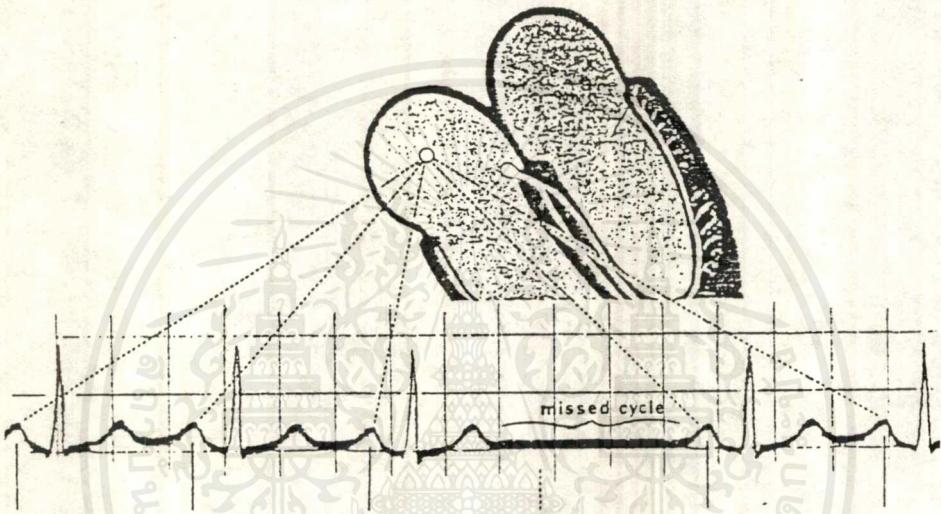
(ก) Paroxysmal (Sudden) tachycardia (ข) Atrial Flutter

(ค) Ventricular Flutter

(ง) Atrial Fibrillation

(จ) Ventricular Fibrillation

1.4 Heart Blocks เป็นการปิดกั้นการนำไฟฟ้าภายในหัวใจ ซึ่งพื้นที่ภายในหัวใจที่จะเกิดการปิดกั้นของสัญญาณกระตุ้นได้มีด้วยกัน 3 บริเวณ คือ SA node , AV node และ Bundle Branch - SA Block มีสาเหตุมาจากการที่ SA node หยุดการกระตุ้นชั่วคราวเป็นเวลานานอย่างหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจ แล้วกลับมาทำงานเป็นปกติเหมือนเดิมดังรูป 2.28 ซึ่งจะเห็นได้ว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดขาดช่วงขึ้น โดยจะปรากฏให้เห็นเพียง baseline เท่านั้น

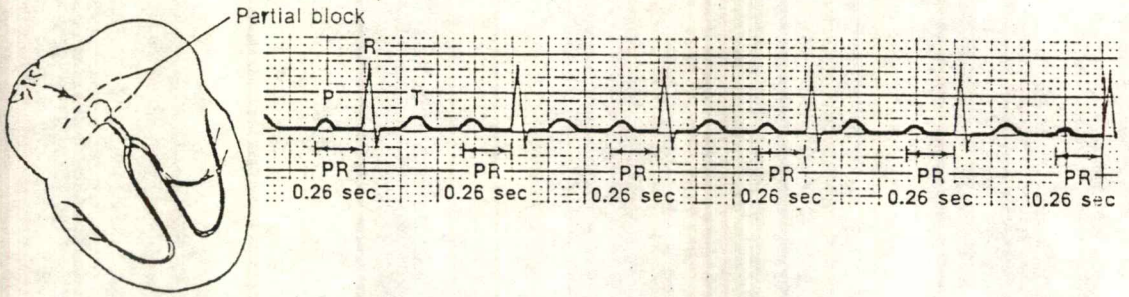


รูป 2.28 SA Block

- AV Block เป็นความผิดปกติของจังหวะการเต้นที่จะทำให้เกิดการหน่วงเวลาของสัญญาณกระตุ้นจากหัวใจห้องบนที่บริเวณ AV node ให้นานยิ่งขึ้น ก่อนที่จะส่งต่อไปยังหัวใจห้องล่าง เวลาที่หน่วงนี้สามารถสังเกตได้จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในช่วงเวลา PR ซึ่งเป็นเวลาดั้งแต่เริ่มต้นของสัญญาณ P (เริ่มเกิดการกระตุ้นบริเวณ SA node) จนกระทั่งถึงเวลาเริ่มต้นของสัญญาณรวม QRS (สัญญาณถึงหัวใจห้องล่าง) โดยมีค่าเฉลี่ยอยู่ระหว่าง 0.12-0.20 วินาที ถ้าช่วงเวลา PR มากกว่า 0.20 วินาทีแล้ว ก็สามารถสันนิษฐานได้ว่าเกิด AV Block ขึ้นอย่างแน่นอน ลักษณะของ AV Block สามารถจำแนกเป็น 3 ลักษณะดังนี้ คือ

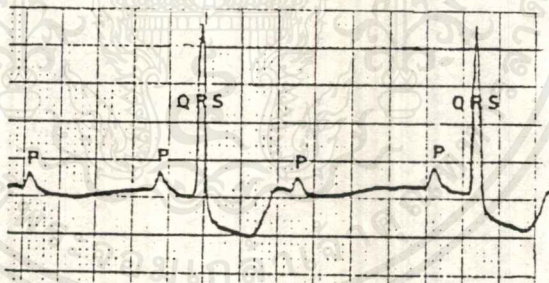
1. First degree AV Block
2. Second degree AV Block
3. Third degree AV Block (Complete AV Block)

First degree AV Block มีลักษณะความผิดปกติที่สังเกตได้จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คือ ช่วงเวลา PR มากกว่า 0.20 วินาที ดังรูป 2.29

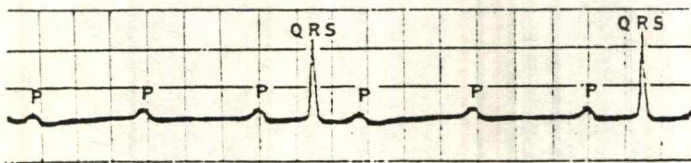


รูป 2.29 First degree AV Block

Second degree AV Block มีลักษณะความผิดปกติที่สังเกตได้จากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ คือ จะเกิดสัญญาณ P หนึ่งหรือสองครั้งก่อนที่จะมีสัญญาณรวม QRS เพียงครั้งเดียว (2:1 หรือ 3:1 AV Block) ดังรูป 2.30 ซึ่งมีลักษณะความผิดปกติ 2 อาการที่สำคัญ คือ Wenckebach Phenomenon (หรือ Mobitz I) และ Mobitz II



2:1 AV Block



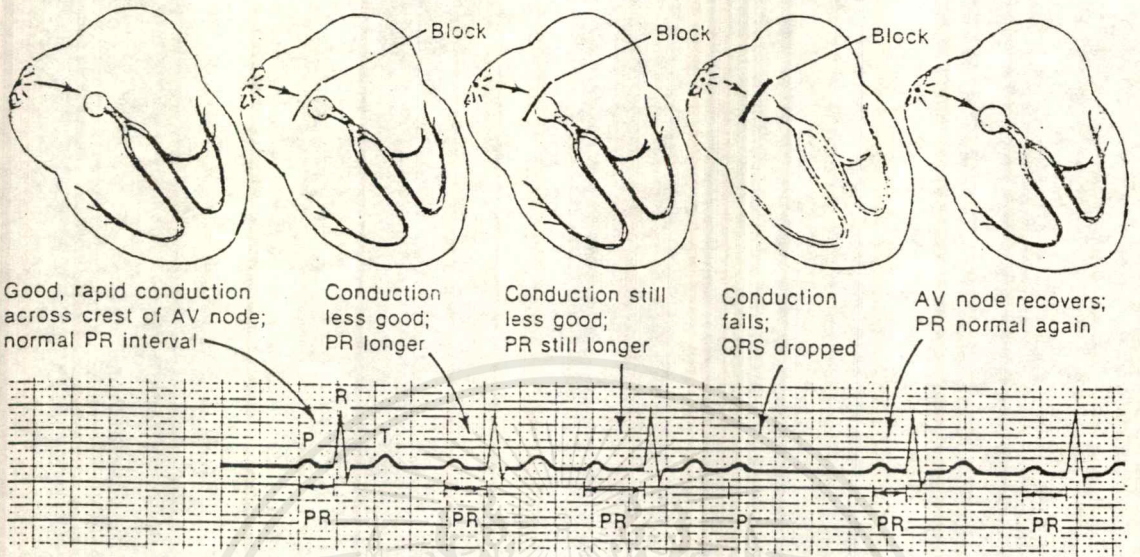
3:1 AV Block

รูป 2.30 2:1 และ 3:1 AV Block

Wenckebach Phenomenon (หรือ Mobitz I) เกิดขึ้นเมื่อช่วงเวลา PR มีความกว้างเพิ่มมากขึ้น จนกระทั่ง AV node ไม่เกิดการกระตุ้นขึ้น ซึ่งทำให้ไม่เกิดสัญญาณรวม QRS ดังรูป 2.31

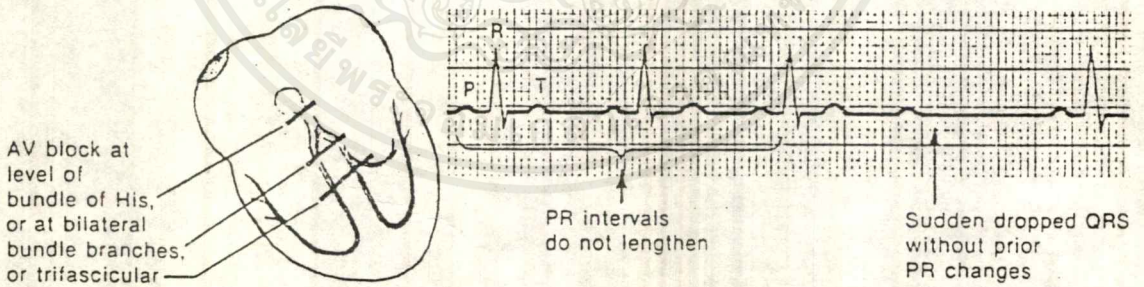
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



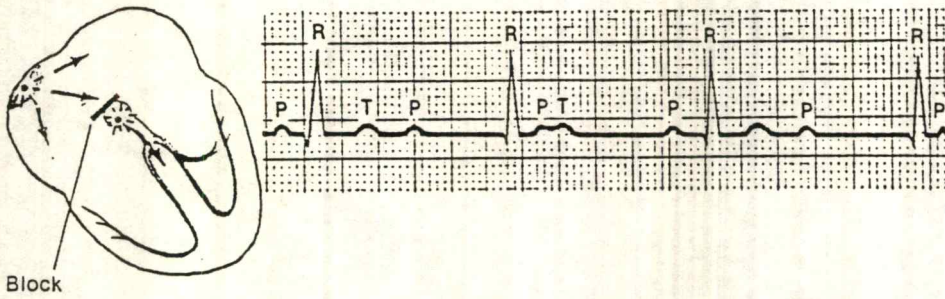
รูป 2.31 Wenckebach Phenomenon (Mobitz I)

Mobitz II เกิดขึ้นเมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดการขาดหาย (Dropped Beat) ไปของสัญญาณรวม QRS โดยที่ช่วงเวลา PR ยังคงมีความกว้างเป็นปกติ ดังรูป 2.32



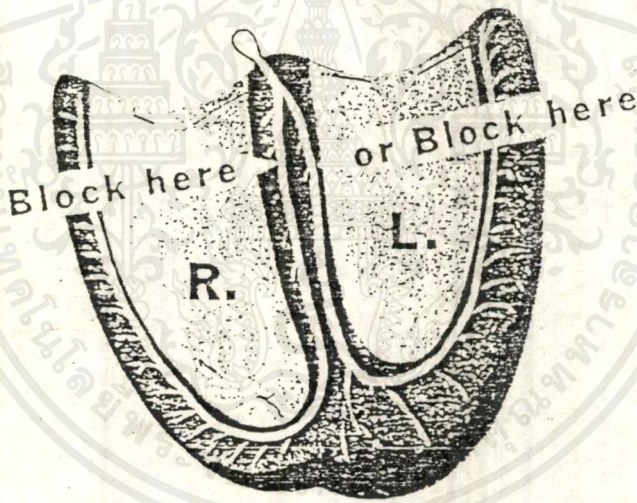
รูป 2.32 Mobitz II

Third degree AV Block (Complete AV Block) เกิดขึ้นเมื่อ ไม่มีสัญญาณกระตุ้นจากหัวใจห้องบนมายัง AV node ทำให้ไม่เกิดการตอบสนองของหัวใจห้องล่างและบริเวณหัวใจห้องล่างจะเกิดการกระตุ้นขึ้นเองอย่างอิสระ ดังรูป 2.35 ซึ่งมีข้อสังเกตได้ว่าความถี่ของหัวใจห้องบน (สัญญาณ P) มีค่าค่อนข้างแน่นอน และความถี่ของหัวใจห้องล่าง (สัญญาณรวม QRS) เป็นไปอย่างอิสระและมีค่าช้าลงไปมาก



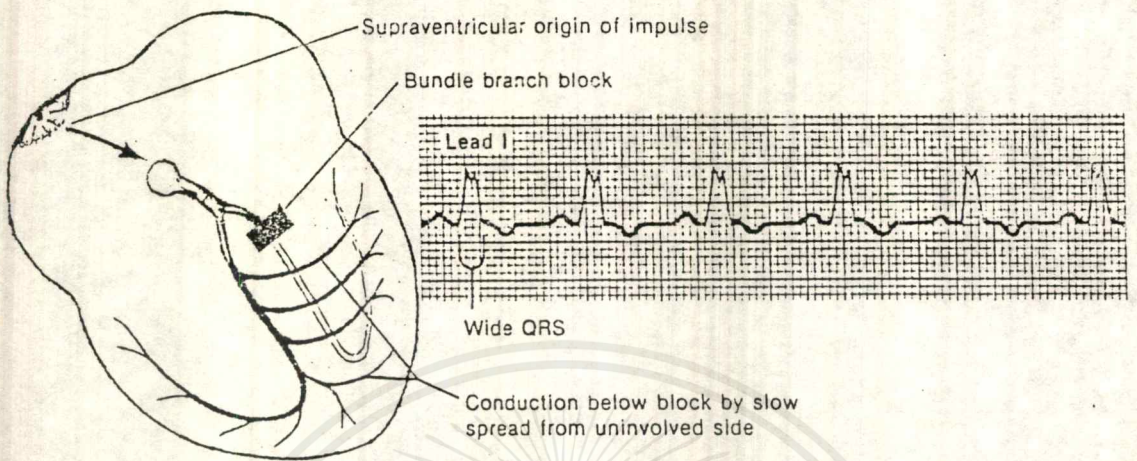
รูป 2.33 Third degree AV Block (Complete AV Block)

- **Bundle Branch Block** มีสาเหตุจากการปิดกั้นการนำไฟฟ้าบริเวณด้านซ้ายและด้านขวาของ Bundle Branch ดังรูป 2.34



รูป 2.34 ลักษณะการปิดกั้นการนำไฟฟ้า (Block) บริเวณ Bundle Branch

โดยปกติแล้ว การนำไฟฟ้าไปยังกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งด้านซ้ายและด้านขวา โดยผ่าน bundle Branch จะใช้เวลาเท่า ๆ กัน ถ้าเกิดการปิดกั้นการนำไฟฟ้าขึ้นด้านใดด้านหนึ่ง ก็จะทำให้เกิดการหน่วงเวลาของสัญญาณด้านนั้นออกไป เป็นผลให้สัญญาณ QRS รวมแตกออกเป็น 2 ส่วน โดยให้สัญลักษณ์เป็น R และ R' แทนจุดสูงสุดของสัญญาณ QRS ที่เกิดจากการนำไฟฟ้าของหัวใจห้องล่างแต่ละด้าน ซึ่งผลรวมของสัญญาณ QRS นี้ จะทำให้ความกว้างของสัญญาณ QRS รวมกว้างมากขึ้น (widened QRS) รูป 2.35 แสดงลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิด Bundle Branch Block



รูป 2.35 ลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิด Bundle Branch Block

ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้การวิเคราะห์ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจจะพิจารณาจากพารามิเตอร์ของช่วงเวลา R-R เป็นหลัก ดังนั้น การตรวจสอบลักษณะความผิดปกติที่จะเกิดขึ้นในหนึ่งรอบการทำงานของหัวใจนั้น ไม่สามารถพิจารณาลักษณะความผิดปกติทั้งหมดได้ จึงได้พิจารณาลักษณะความผิดปกติที่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วยและเป็นอาการที่เตือนถึงความผิดปกติรุนแรงที่จะตามมาได้ดังนี้

Asystole และ Ventricular Fibrillation

มีลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดการขาดหายของสัญญาณเป็นระยะเวลา นานในกรณีของ Asystole ส่วน Ventricular fibrillation มีลักษณะของสัญญาณที่มีรูปร่างไม่แน่นอน ซึ่งทั้งสองนี้ไม่สามารถที่จะตรวจสอบสัญญาณ R ได้

Bradycardia มีลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้นของหัวใจช้ากว่าค่าพิสัยมาตรฐาน

Tachycardia มีลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่าค่าพิสัยมาตรฐาน

Dropped Beat มีลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดการขาดช่วงของสัญญาณไป ซึ่งช่วงเวลานี้จะไม่เกินค่าพิสัยของ Asystole และ ไม่เกิด premature beat ตามมา

Premature Ventricular Contractions (PVCs)

เป็นลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดก่อนกำหนดเวลาที่คาดไว้ และตามด้วย compensatory pause R-on-T Phenomenon เป็นลักษณะของ PVCs ที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาที่เกิดสัญญาณ T

Bigeminy เป็นลักษณะของ PVCs ที่เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติหนึ่งลูก ควบคู่กับ premature beat หนึ่งลูก

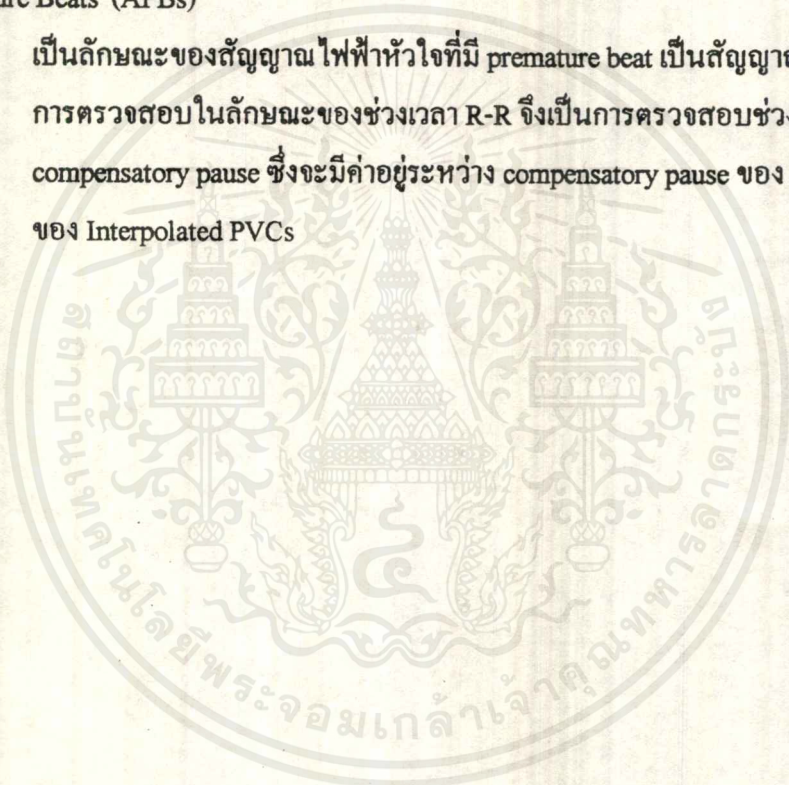
Trigeminy เป็นลักษณะของ PVCs ที่เกิดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติหนึ่งลูก ควบคู่กับ Premature beat 2 ลูกติดกัน

Interpolated PVCs

เป็นลักษณะของ PVCs ที่ไม่ได้ตามด้วย compensatory pause

Atrial Premature Beats (APBs)

เป็นลักษณะของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มี premature beat เป็นสัญญาณ P ดังนั้น การตรวจสอบในลักษณะของช่วงเวลา R-R จึงเป็นการตรวจสอบช่วงเวลาของ compensatory pause ซึ่งจะมีค่าอยู่ระหว่าง compensatory pause ของ PVCs กับ ของ Interpolated PVCs



บทที่ 3

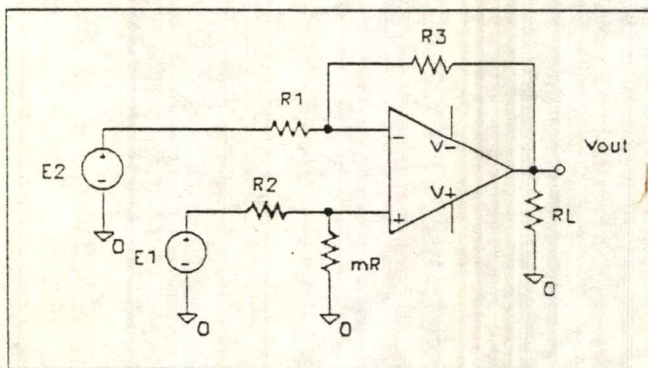
ทฤษฎีการออกแบบและสร้างเครื่องแสดงคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

3.1 วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier)

วงจขยายที่จะนำมาใช้ต้องมีคุณสมบัติพิเศษดังต่อไปนี้

- ค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูง ในการวัดใช้ขั้วอิเล็กโทรดติดที่ผิวหนังจึงทำให้เกิดความต้านทานขึ้นตรงบริเวณรอยสัมผัสของขั้วไฟฟ้ากับผิวหนัง ดังนั้นวงจขยายจึงต้องมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูง เพื่อป้องกันการเสียดสมมูลย์ของวงจและการบั่นทอนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุท การเสียดสมมูลย์ของวงจจะมีผลเสียดต่อวงจขยายคือสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Commonmode signal) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท (Offset voltage) ซึ่งจะถูกขยายให้มีค่ามากขึ้นที่เอาต์พุทถ้าศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทมีค่ามาก จะทำให้วงจขยายอิมตัวมีศักดาไฟฟ้าเอาต์พุทค้างอยู่ที่ค่าเกือบเท่ากับศักดาไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) และวงจไม่สามารถทำงานได้

- ค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง CMRR คือ อัตราส่วนระหว่างกำลังขยายของสัญญาณที่เป็น differential Mode ต่อกำลังขยายของวงจที่เป็น common mode โดยค่า CMRR เป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวงจขยายความแตกต่างที่สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนได้ คุณสมบัติอันนี้ก็ถือการมีอัตราขยายของ สัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode Signal) สูงและมีอัตราขยายของสัญญาณคอมมอนโหมดต่ำ ทั้งนี้เนื่องจากสัญญาณที่ต้องการขยาย (ECG) จะเข้าไปที่อินพุท ในลักษณะของสัญญาณดิฟเฟอเรนเชียลโหมด ส่วนสัญญาณรบกวนจะเข้าไปที่อินพุทในลักษณะของสัญญาณคอมมอนโหมด



3.2 วงจรขยายสัญญาณแบบผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชัน

วงจขยายแบบอินสตรูเมนเตชันประกอบด้วย ออปแอมป์ และ ความต้านทาน มีค่าแน่นอน ยังผลให้ได้วงจขยายสัญญาณซึ่งมีเสถียรภาพสูงมีประโยชน์มากในการวัดค่าต่าง ๆ ที่ต้องการความแน่นอนมาก

วงจขยายอีกแบบ ซึ่งจะมีคุณภาพคล้ายคลึงกับวงจขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน คือ วงจขยายผลต่าง ๆ ซึ่งจากวงจขยายแบบผลต่าง (DIFFERENTIAL AMPLIFIER) เราสามารถจะพิจารณาถึงวงจขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน หรือ อินแอมได้

3.2.1 วงจขยายสัญญาณผลต่างแบบอินสตรูเมนเตชันขั้นมูลฐาน

คุณสมบัติบางประการสำคัญของวงจขยายผลต่าง คือ สามารถที่จะวัด หรือ ขยายสัญญาณระดับต่ำ ซึ่งจมอยู่ในสัญญาณรบกวนระดับสูงกว่าได้มาก ดังนั้นในหัวข้อนี้เราจะพิจารณาวงจขยายแบบผลต่างเพื่อที่จะได้วิเคราะห์ถึงคุณสมบัติเบื้องต้นก่อน

เราอาจจะสร้างวงจขยายผลต่างได้จากออปแอมป์หนึ่งตัว และความต้านทานค่าแน่นอน (1%) อีก 4 ตัวได้ ดังเช่นแสดงในรูปที่ 3.1 ซึ่งจะเห็นได้ว่าประกอบด้วยจุดสัญญาณเข้าสองจุด เขียนแทนด้วยสัญลักษณ์ (+) และ (-) โดยถือเอาขาสัญญาณเข้า (+) หรือ (-) ของออปแอมป์อันใกล้ที่สุดเป็นหลัก ถ้าเราใส่วงจรศักดา E_1 ศักดา E_2 จะกลายเป็นสัญญาณเข้าของวงจขยายศักดาสัญญาณแบบกลับศักดา ซึ่งจะมีค่าขยายเท่ากับ m นั่นคือศักดาสัญญาณออกจะเท่ากับ mE_2 แต่ถ้าเราใส่วงจรศักดา E_1 เราจะได้ศักดาที่ขาสัญญาณเข้า (+) ของออปแอมป์เป็น $E_1 m / (m+1)$ ซึ่งจะกลายเป็นศักดาสัญญาณเข้าของวงจขยายศักดาสัญญาณแบบไม่กลับศักดาและมีค่าขยายเท่ากับ $(m+1)$ ดังนั้น ศักดาสัญญาณออกจะมีค่าเท่ากับ mE_1 นั่นคือค่าขยายสัญญาณจะเท่ากับ m ในกรณีนี้ทั้ง E_1 และ E_2 มีค่าไม่เท่ากับศูนย์ เราจะได้ศักดาสัญญาณออก V_o เท่ากับ

$$V_o = mE_1 - mE_2 = M (E_1 - E_2)$$

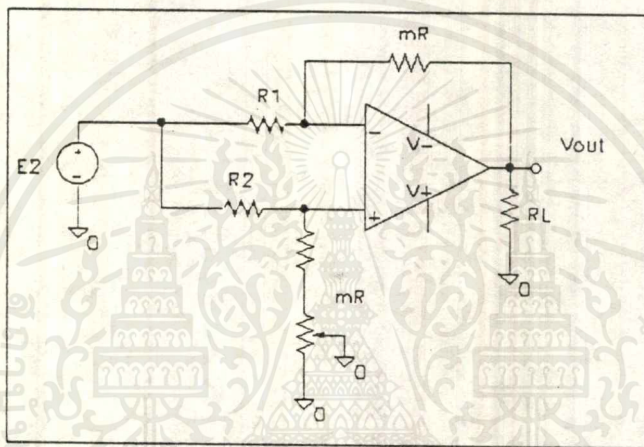
ศักดาสัญญาณออกของวงจขยายแบบผลต่างจะมีค่าแปรผันโดยตรงกับผลต่างของศักดาสัญญาณเข้า ซึ่งง่ายที่จุดสัญญาณเข้า (+) และ (-) ตัวคูณ m จะเรียกว่าค่าขยายแบบผลต่างจะถูกกำหนดโดยอัตราส่วนของค่าความต้านทาน

3.2.2 สัญญาณแบบคอมมอนโหมด

สัญญาณออกของวงจขยายแบบผลต่างเมื่อสัญญาณเข้า ทั้งสองมีค่าเท่ากันจะเท่ากับศูนย์ ดังแสดงในรูปที่ 3.2 สัญญาณเข้าในลักษณะเช่นนี้เราเรียกว่าเป็นสัญญาณเข้าแบบคอมมอนโหมด (COMMON-MODE input-voltage). E_{CM} ศักดาสัญญาณออกจะเท่ากับศูนย์ก็ต่อเมื่ออัตราส่วนของ

ความต้านทานคู่บนและคู่ล่างเท่ากันพอดี ในทางปฏิบัติเราอาจจะปรับความคลาดเคลื่อนของอัตราส่วนความต้านทานของทั้งคู่ได้ โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้ จนกระทั่งไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุเปลี่ยนแปลงเงื่อนไขและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ระดับคักคาสัญญาณออกเท่ากับศูนย์ให้มากที่สุดดังนั้นค่าขยายคักคาคอมมอนโหมด (V_o / E_{cm}) ก็จะมีค่าใกล้เคียงศูนย์ด้วย คุณสมบัติดังกล่าวนี้เป็นคุณสมบัติสำคัญของวงจรขยายแบบผลต่าง ซึ่งจะทำให้สามารถเลือกขยายสัญญาณระดับต่ำ ซึ่งยังอยู่ในสัญญาณระดับสูงได้ ถ้าสัญญาณระดับต่ำที่ปรากฏที่จุดสัญญาณเข้าทั้งสองเป็นสัญญาณแบบโหมคผลต่าง ส่วนสัญญาณระดับสูงเป็นแบบคอมมอนโหมค จะทำให้คักคาสัญญาณออกเป็นค่าขยายของคักคาสัญญาณเข้าแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมค



รูป 3.2 ค่าขยายแบบคอมมอนโหมค (Common Mode) ควรจะเท่ากับศูนย์

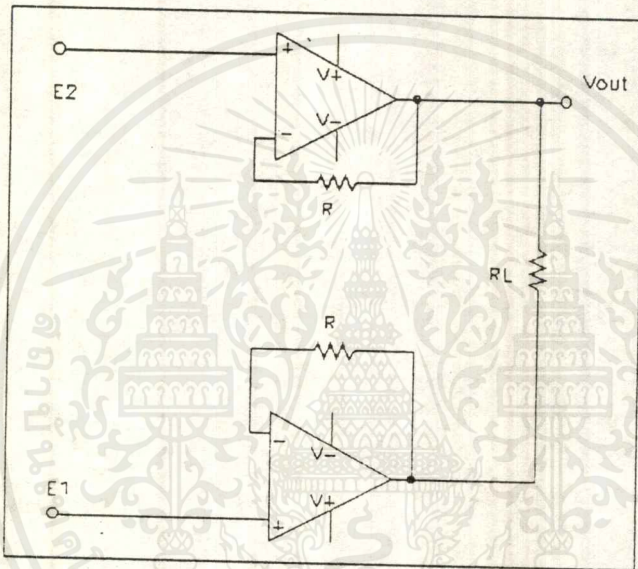
3.2.3 การปรับปรุงประสิทธิภาพของวงจรขยายแบบผลต่างขั้นมูลฐาน

- การเพิ่มความต้านทานจุดสัญญาณเข้า

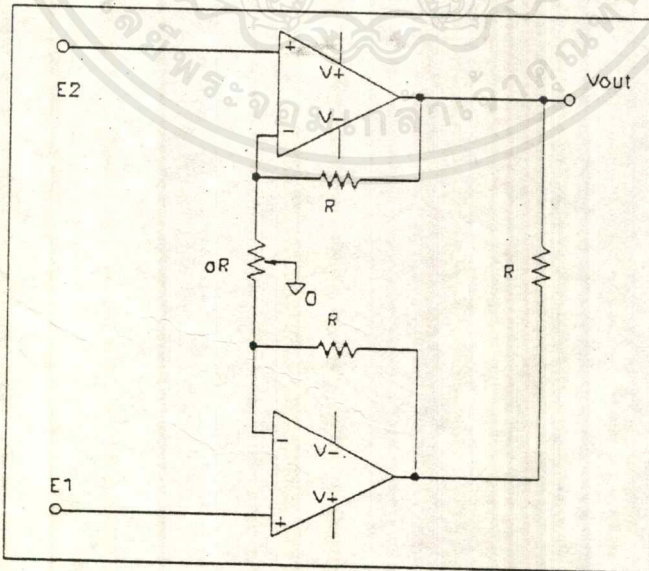
ข้อเสียใหญ่สองประการของวงจรขยายแบบผลต่าง ซึ่งเราได้พิจารณามาแล้ว มีดังนี้คือ ประการแรกความต้านทานจุดสัญญาณเข้ามีค่าต่ำ และประการที่สองการเปลี่ยนค่าขยายคักคาสัญญาณทำได้ยาก ข้อเสียประการแรกอาจแก้ไขได้โดยการบัพเฟอร์จุดสัญญาณเข้าทั้งสองด้วยวงจรตามสัญญาณ โดยอาศัยออปแอมป์สองตัวดังที่แสดงในรูปที่ 3.3 (ก) คักคาสัญญาณออกของออปแอมป์ A_1 เมื่อเทียบกับกราวด์จะเท่ากับ E_1 ส่วนคักคาสัญญาณออกของออปแอมป์ A_2 เมื่อเทียบกับกราวด์จะเท่ากับ E_2 สัญญาณออกแบบผลต่างตกร่อม R_L นั่นคือคักคาคกร่อม R_L หรือ V_o จะเท่ากับผลต่างของ E_1 และ E_2 ($V_o = E_1 - E_2$) จะสังเกตได้ว่าสัญญาณออกของวงจรขยายแบบผลต่างแบบมูลฐานมีลักษณะเป็นสัญญาณเดี่ยว นั่นคือด้านหนึ่งของ R_L ได้ต่อยู่ ณ จุดกราวด์ ส่วนสัญญาณออกของวงจร ในรูปที่ 3.3 (ก) ซึ่งมีลักษณะเป็นสัญญาณออกแบบผลต่าง นั่นคือขาของ R_L จะไม่ต่อกับกราวด์เลยทั้งสองขาและ V_o จะเป็นคักคาคกร่อม R_L นั่นคือจะเป็นคักคาคที่วัดจากขาใดขาหนึ่งของ R_L เมื่อเทียบกับคักคาคที่อีกขาหนึ่งของ R_L ไม่ว่างานใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ค่าขยายปรับค่าได้

ข้อเสียประการที่สองของวงจรขยายแบบผลต่างขั้นมูลฐาน คือการปรับค่าขยายทำได้ยาก ปัญหานี้อาจจะแก้ไขได้ง่าย โดยการเพิ่มความต้านทานอีก 3 ตัว กับคิฟแอมป์แบบบัพเฟอร์ดังแสดงในรูปที่ 2.3 (ข) ซึ่งจะได้อวงจรขยายผลต่างแบบความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูง พร้อมกับการปรับค่าขยายจะกระทำได้ง่ายขึ้น



ก)



ข)

รูป 3.3 การปรับปรุงคุณสมบัติของคิฟแอมป์ขั้นมูลฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

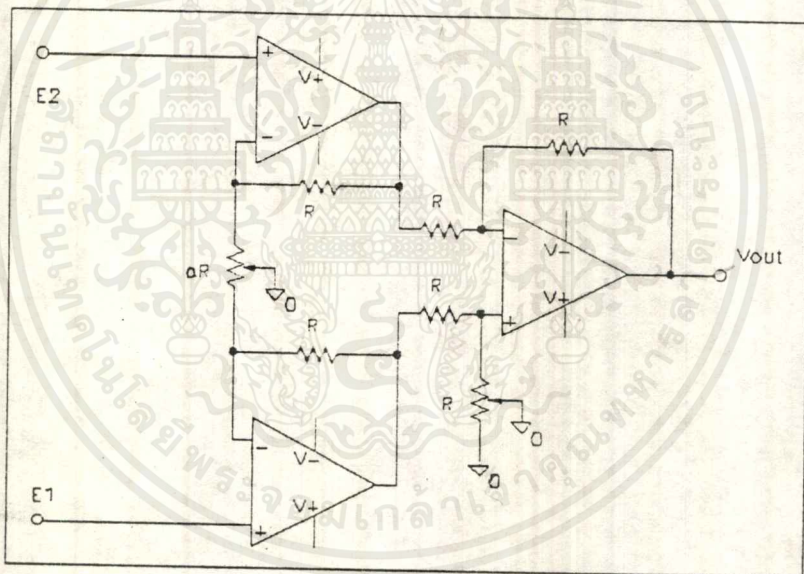
เนื่องจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างของออปแอมป์ แต่ละตัวเท่ากับศูนย์ ดังนั้นศักดา สัญญาณที่จุด 1 และ 2 จะเท่ากับ E_1 และ E_2 ตามลำดับ ทำให้ศักดาคงคร่อม aR เท่ากับ $E_1 - E_2$ ความต้านทาน aR จะเป็นความต้านทานปรับค่าได้ใช้ในการปรับค่าขยาย กระแสไหลผ่าน aR เท่ากับ

$$I = \frac{E_1 - E_2}{aR}$$

ทิศทางกระแสของกระแส I จะเป็นตามเช่นที่แสดงในรูปที่ 3.3 (ข) ระดับศักดา E_1 สูง กว่าระดับศักดา E_2 กระแส I ดังกล่าวนี้อจะไหลผ่านความต้านทาน R ทั้งสองตัว ศักดาซึ่งตกคร่อม ความต้านทานทั้งสามตัวจะกำหนดค่าของ V_o ซึ่งอาจจะเขียนได้เป็นสมการ

$$V_o = I(aR + 2R) = \frac{(E_1 - E_2)}{aR} \times (aR + 2R)$$

$$V_o = \left(1 + \frac{2}{a}\right) \times (E_1 - E_2)$$



รูป 3.4 วงจรขยายสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน

3.2.4 วงจรขยายแบบสัญญาณแบบอินสตรูเมนเตชัน

วงจรอินแอมป์ เป็นวงจรขยายสัญญาณแบบผลต่าง ซึ่งมีประโยชน์มาก มีความแน่นอน และใช้งานได้มากที่สุดแบบหนึ่งในปัจจุบัน เราอาจจะคิดอินแอมป์ ได้จากออปแอมป์ 3 ตัว และความต้านทานอีก 7 ตัว ดังเช่นแสดงในรูปที่ 3.4 ซึ่งจะประกอบด้วยวงจรขยายแบบผลต่างแบบ บัฟเฟอร์เป็นภาคแรกตามด้วยคิฟแอมป์แบบสัญญาณออกเดี่ยวเป็นภาคที่สอง ออปแอมป์ A_3 และความต้านทาน R อีก 4 ตัว จะทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแบบผลต่างมีค่าขยายสัญญาณผลต่างเท่ากับ

หนึ่ง ความต้านทาน R เป็นแบบปรับค่าได้เพื่อที่จะได้ปรับค่าชดเชยคอมมอน โหมดให้เท่ากับศูนย์ ส่วนค่าชดเชยจะปรับได้โดยอาศัยความต้านทานปรับค่าได้ aR เป็นผลทำให้ค่าชดเชยศักคาสัญญาณเท่ากับ

$$\frac{V_o}{E_1 - E_2} = 1 + \frac{2}{a}$$

คุณสมบัติของอินแอมป์จะสรุปได้ดังนี้ คือ

1. ค่าชดเชยศักคาสัญญาณจากสัญญาณเข้าแบบผลต่างไปเป็นสัญญาณเดี่ยว จะถูกกำหนดโดยความต้านทานเพียงตัวเดียว
2. ค่าความต้านทานจุดสัญญาณเข้าสูงมาก และไม่เปลี่ยนไปตามค่าชดเชยศักคาสัญญาณ
3. V_o จะไม่ขึ้นกับสัญญาณเข้าส่วนที่เป็นสัญญาณคอมมอน โหมดของ E_1 และ E_2 แต่จะขึ้นกับผลต่างของ E_1 และ E_2 เท่านั้น

ในโครงการนี้เราจะใช้วงจรขยายสัญญาณแบบอินสทรูเมนเตชัน เป็นวงจรส่วนแรกของไบโอแอมป์ฟลิฟายด์(bioamplifier) เพื่อใช้ขยายสัญญาณอินพุต



รูป 3.5 แสดงคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิเล็กโตรคอร์ดกรบกวอน

3.3 วงจรปรับศูนย์ (Autozero Circuit)

เมื่อสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรถ่ายความแตกต่างมักจะมีศักคไฟฟ้าวอเฟรตถูกขยายมาด้วย ศักคไฟฟ้าวอเฟรตนี้เป็นไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่น ไฟฟ้าหัวใจได้โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่น ไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.5 เฮิรซ์ ถึง 100 เฮิรซ์ ดังนั้น ตัวเก็บประจุที่ใช้จึงมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ ปัญหาที่ตามมาคือ ถ้ามีการรบกวนที่อิเล็กโตรคอร์ด เช่น เมื่อคนไข้ขยับตัวจะทำให้ความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิเล็กโตรคอร์ดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลงและวงจรเสียสมดุล

เกิดเป็นศักคไฟฟ้าวอเฟรต ที่เอาท์พุทของวงจรถ่ายความแตกต่างคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ ที่ผ่านตัวเก็บ

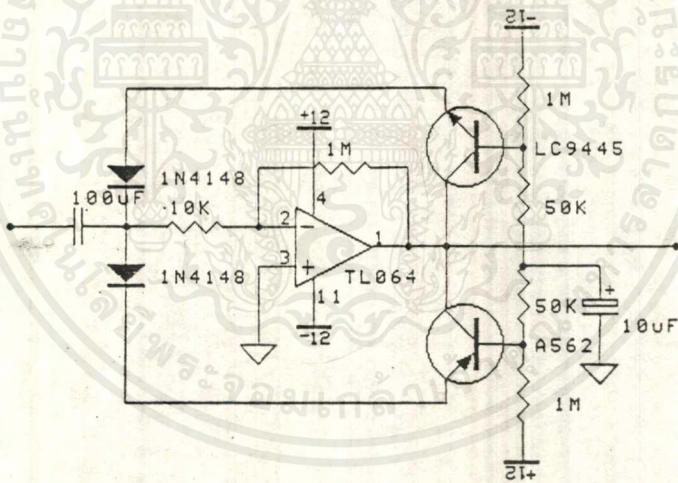
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประจุจะทยอยตัวออกห่างจากระดับศูนย์และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าเวลาคงที่ (Time constant) ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก ดังรูปที่ 3.5

หลักการของวงจรถับศูนย์คือ จะช่วยลดค่าเวลาคงที่ (Time constant) ให้เหลือน้อยมาก เมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูปที่ 3.6 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทค่าเวลาคงที่ (Time constant) จะมีค่าเท่ากับผลคูณของ $C1$ กับ $R2$ และเมื่อมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทประมาณ $+1.2$ โวลต์ หรือ -1.2 โวลต์ (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด $D1$ หรือ $D2$ กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ $Q1$ หรือ $Q2$) ทรานซิสเตอร์ก็จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านของสัญญาณลงกราวด์ทำให้ค่า Time constant มีค่าลดลงเหลือเพียงเท่ากับผลคูณของ $C1$ กับความต้านทานภายในของทรานซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย ส่วนออปแอมป์ต่อเป็นวงจรถายแบบกลับเฟส (Inverting amplifier) มีอัตราขยายศักดาไฟฟ้าคือ

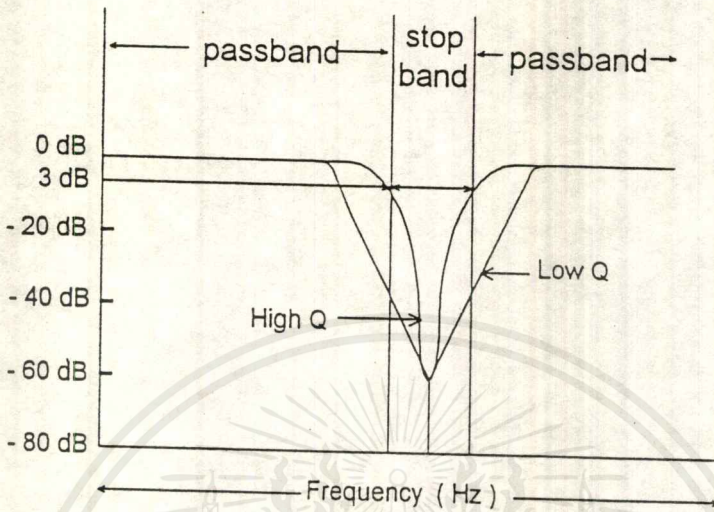
$$\text{อัตราขยายศักดาไฟฟ้ามีค่า } R_1/R_2 = 1M/10k = 100$$



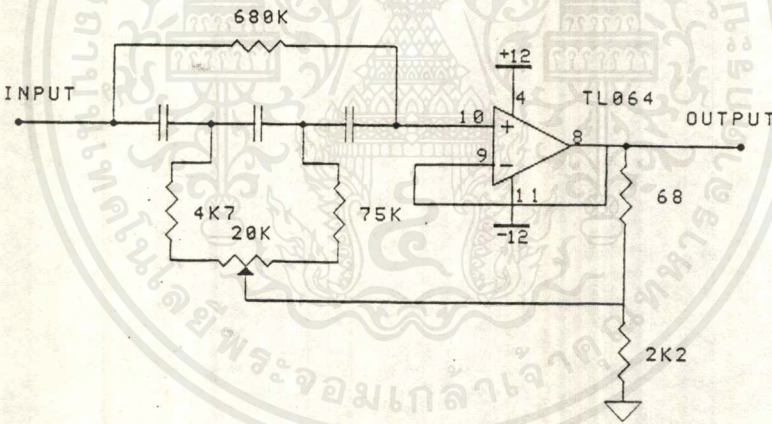
รูป 3.6 วงจรถับศูนย์

3.4 วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟน็อค (Active Notch filter)

ในโครงงานนี้จะใช้วงจรกรองความถี่น็อค 50 เฮิรท์ ซึ่งเป็นวงจรไม่ผ่านสัญญาณความถี่เดียว (Band Reject Filter) เพื่อลดสัญญาณรบกวน 50 เฮิรท์ของวงจร โดยยินยอมให้ความถี่ต่ำและสูงกว่านี้ผ่านไปได้



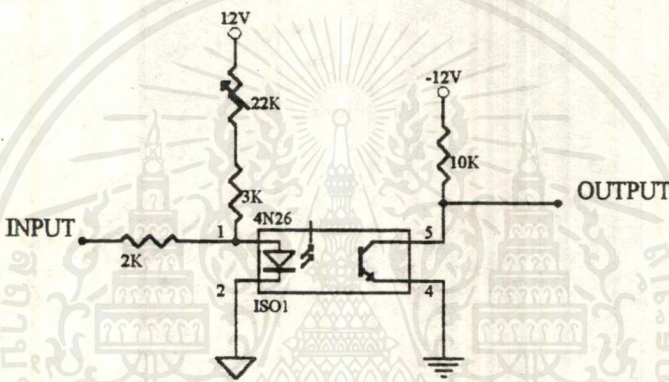
รูป 3.7 แสดงผลตอบสนองความถี่ของวงจรไม่ผ่านสัญญาณความถี่เดียว



รูป 3.8 วงจรกรองความถี่แบบแอกทีฟชนิดฟิลเตอร์

3.5 วงจรผ่านสัญญาณด้วยแสง (Optoisolate)

เป็นวงจรส่งผ่านสัญญาณแสงเพื่อทำการแยกจุดคินระหว่างวงจรส่วนหน้าที่สัมผัสร่างกายกับวงจรถัดไป เพื่อป้องกันกระแสรั่วไหลจากเครื่องไปทำอันตรายต่อคนไข้ได้ จากวงจรในรูป 3.8 ความต้านทาน R1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้า เพื่อป้อนให้กับตัวส่งสัญญาณแสง ซึ่งเป็นไดโอดความต้านทาน R2 และ VR จะเป็นตัวป้อนกระแสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการปรับความต้านทานเปลี่ยนค่าได้ VR จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่คอลเลกเตอร์ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณ 1/2 ของศักดาไฟฟ้าจากแหล่งจ่ายไฟ +V

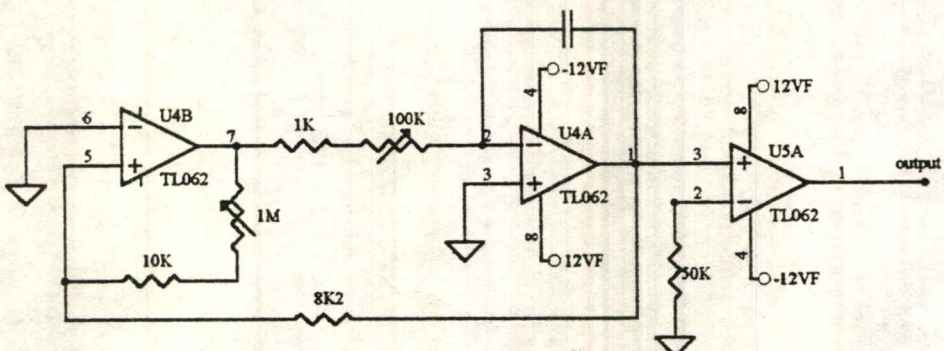


รูป 3.9 วงจรส่งผ่านสัญญาณด้วยแสง

การไบอัสดังกล่าวเป็นการไบอัสให้ตัวสัญญาณแสงซึ่งเป็นไดโอด ทำงานอยู่ในช่วงลิเนียร์ ซึ่งการปรับกระแสไบอัสให้อยู่ในช่วงลิเนียร์นี้กระทำได้ยากและตัวส่งสัญญาณแสงแต่ละตัวก็มีคุณสมบัติแตกต่างกันไป เราจึงทำการปรับไบอัสทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนตัวส่งสัญญาณ (แม้ว่าตัวส่งสัญญาณจะเป็นเบอร์เดียวกันก็ตาม) อาจจะต้องมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุปกรณ์ของวงจรถัดไป

3.6 วงจร มอดูเลเตอร์ (Modulator Circuit)

เราจึงแก้ปัญหาดังกล่าว โดยการมอดูเลตสัญญาณก่อนจะส่งผ่านไปยังตัวส่งสัญญาณแสง โดยเราจะใช้วงจร มอดูเลเตอร์ ดังแสดงใน รูปที่ 3.10

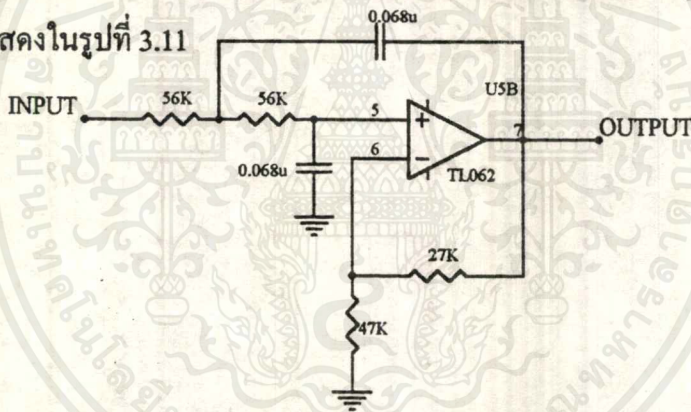


รูป 3.10 วงจร Modulator

จากรูปที่ 3.10 U4A และ U4B ทำหน้าที่สร้างสัญญาณสามเหลี่ยม (Triang Signal) ความถี่ 3 KHz เพื่อเป็นสัญญาณเปรียบเทียบ (Reference Signal) เข้าที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส (Non-Inverting Input) ของ U5A ซึ่งทำหน้าที่เปรียบเทียบสัญญาณ (Comparator) โดยสัญญาณที่ออกจากวงจรกรองความถี่ต่ำ จะถูกนำเข้ามาที่ขาอินพุทกลับเฟส (Inverting Input) ของ IC3 สัญญาณที่เอาท์พุทของ IC3 จะมีลักษณะเป็นพัลส์ โดยที่ความกว้างของพัลส์ (Pulse Width) จะแปรเปลี่ยนตามสัญญาณที่ขาอินพุทไม่กลับเฟส

3.7 วงจรคีมอดคูเลเตอร์ (Demodulator Circuit)

หลังจากที่เราได้รับสัญญาณจากตัวรับสัญญาณแสงซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์แล้วจะต้องแปลงสัญญาณดังกล่าวให้เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจตามเดิม โดยการใช้วงจรคีมอดคูเลเตอร์ ซึ่งวงจรที่ทำหน้าที่ดังกล่าวคือ วงจรกรองความถี่ต่ำ ที่ยอมให้ความถี่ในช่วงความถี่ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจผ่านได้ ดังแสดงในรูปที่ 3.11

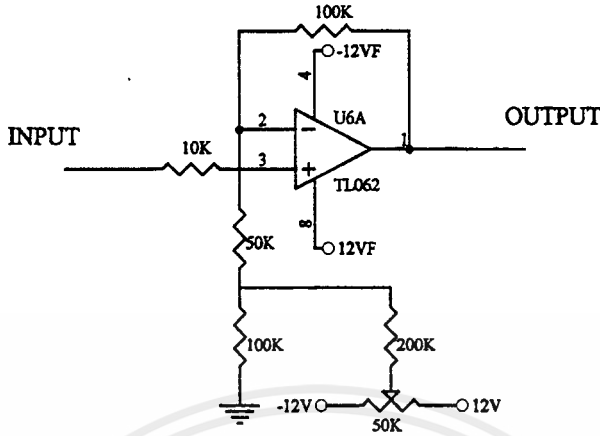


รูป 3.11 วงจรกรองความถี่ต่ำ

วงจรในรูปที่ 3.11 เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low-Pass Filter) แบบ SALLEN AND KEY CIRCUIT (DESIGN 2) ซึ่งมีค่าความถี่คัทออฟ Cut-Off Frequency or Passband Edge Frequency หรือ $\omega_p = 262$ Hz และ Pole $Q = 0.7$

3.8 วงจรปรับแรงดันออฟเซต (Offset Adjust)

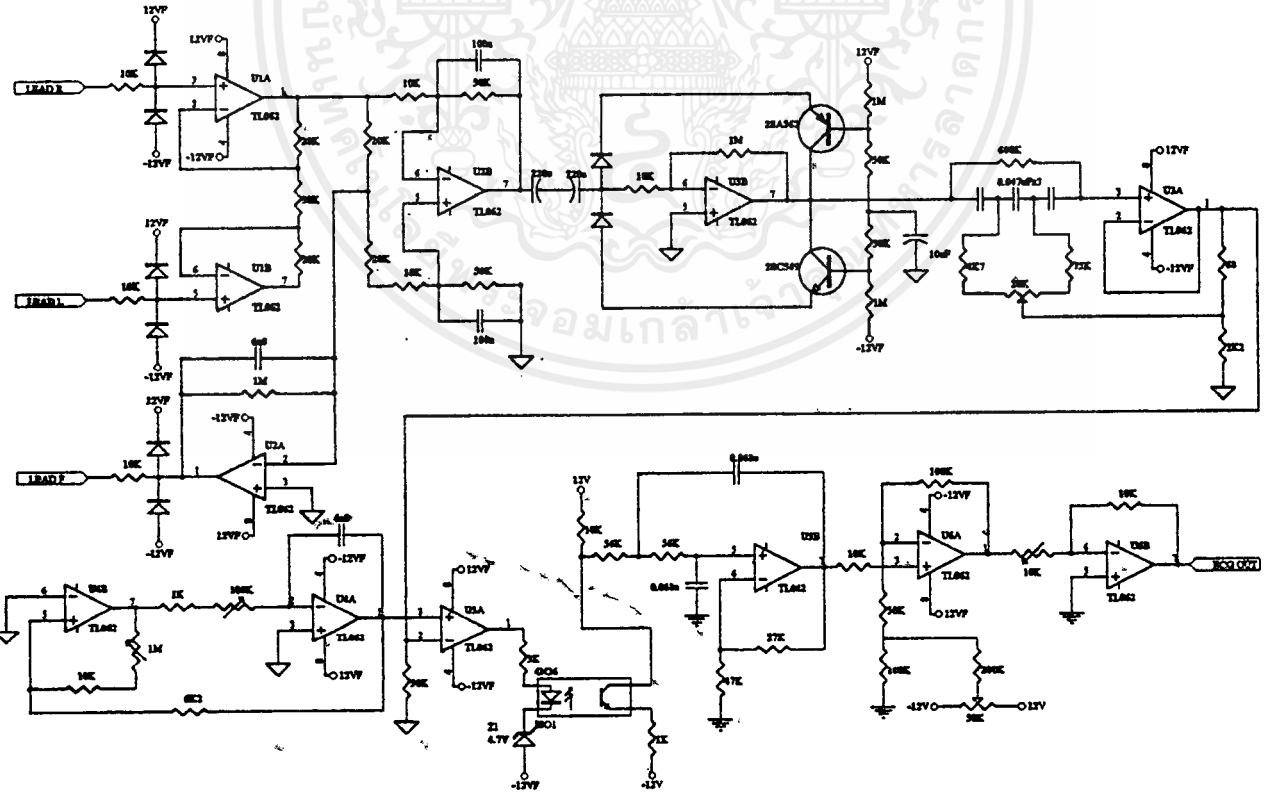
สร้างขึ้นเพื่อใช้ขจัดระดับแรงดันสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เดิมมันมีทั้งค่าลบและค่าบวกให้เลื่อนขึ้นไปจนมีระดับแรงดันที่เป็นบวกเท่าเท่านั้น ในการใช้งานจริงนั้นเราต้องปรับแรงดันออฟเซตให้มีค่าประมาณ 1 โวลต์ (เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจนั้นถูกวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติบิบบให้มีรูปคลื่นซิกตอปได้ไม่เกิน 1 โวลต์ ซึ่งวงจรที่ใช้งานสามารถแสดงดังรูป 3.12



รูป 3.12 วงจรปรับแรงดันอินพุต

3.9 ECG AMPLIFIER

รูปวงจรที่ใช้ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแสดงดังรูป 3.13 และในการสร้างลายวงจรพิมพ์ของวงจรต่างๆ นั้นแสดงไว้ในภาคผนวก



รูป 3.13 ECG AMPLIFIER

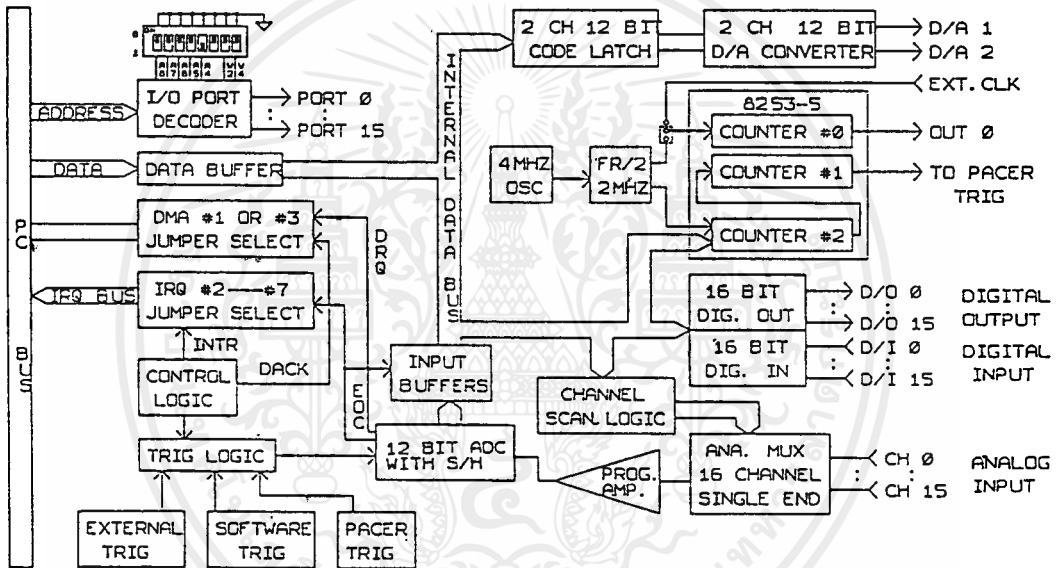
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

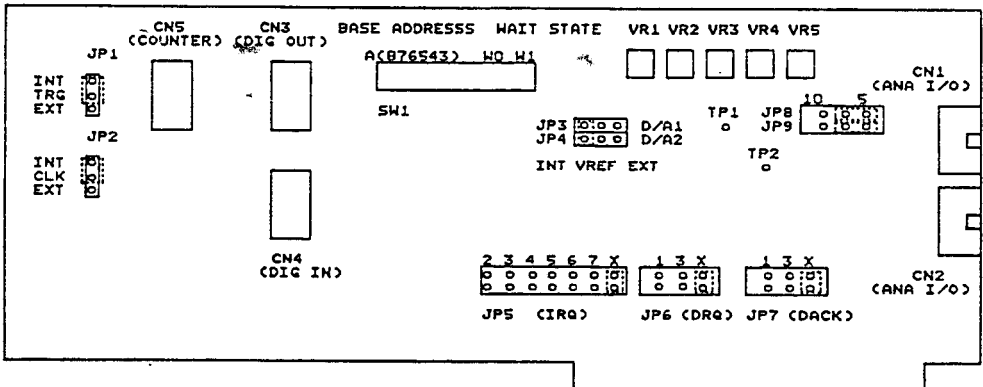
PC-Labcard (PCL-812PG)

ในบทนี้จะกล่าวถึงคุณสมบัติเฉพาะที่ใช้งานเท่านั้น คุณสมบัติต่างๆ สามารถดูได้จากภาคผนวก

PCL-812PG BLOCK DIAGRAM



รูป 4.1 Block Diagram



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับรูปที่ 4.2 แสดง card PCL-812PG อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีให้นำไปใช้

4.1 การใช้งาน card

4.1.1 A/D Converter

1. ช่องสัญญาณที่สามารถใช้งานได้มีทั้งหมด 16 แชนแนล
2. ให้เอาท์พุท ได้ที่ 12 บิต
3. ช่วงระดับสัญญาณอินพุทที่เข้ามามีให้เลือกหลายระดับอยู่ที่การเซ็ทจัมเปอร์คือ
+/- 5 V , +/- 2.5 V , +/- 1.25 V , +/- 0.625 V , +/- 0.3125 V
4. ค่าแรงดันสูงสุดที่สามารถทนได้คือ +/- 30 V max
5. ความเร็วในการทำงานที่ 30 KHz max.
6. ค่าผิดพลาด 0.015 % ต่อการอ่านค่า +/- 1 บิต

4.1.2 การกำหนดตำแหน่งที่ใช้งาน

ในการกำหนดตำแหน่งที่ใช้งานสามารถกำหนดได้ดังตารางที่ 4.1 คือกำหนดโดยการปรับสวิตช์ A3 - A8

ตารางที่ 4.1 ตารางแสดงตำแหน่งที่สามารถนำมาใช้งาน

I/O Address Range (hex)	Switch Position					
	1	2	3	4	5	6
	A8	A7	A6	A5	A4	A3
200 - 20F	0	0	0	0	0	X
210 - 21F	0	0	0	0	1	X
220 - 22F*	0	0	0	1	0	X
230 - 23F	0	0	0	1	1	X
240 - 24F	1	0	0	0	0	X
250 - 25F	1	1	1	1	1	X

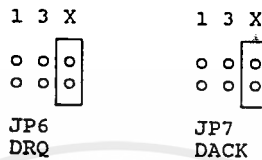
หมายเหตุ

- * โรงงานกำหนดมาคือ I/O Address ที่ 220-22F
- ON = 0 , OFF = 1.

4.1.3 การเลือกใช้ DMA

หมายเลข จัมเปอร์ JP6, JP7 DMA ระดับ 1 หรือ 3 หรือไม่ใช่ ซึ่งในโรงงานนี้ไม่ได้ใช้แบบ DMA เลยเซตที่ NO DMA

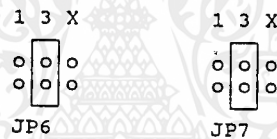
No DMA :



DMA 1 :



DMA 3 :

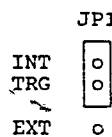


รูป 4.8 การเลือกใช้ DMA

4.1.4 การเลือกการ Trigger

หมายเลข จัมเปอร์ JP1 เป็นการเลือกว่าจะใช้ความถี่ที่ใช้ในการทริกว่าจะนำสัญญาณทริกจากภายนอกหรือจากภายในที่การ์ดผลิตขึ้น โดยในการใช้งานในโรงงานนี้เลือกใช้สัญญาณทริกเกอร์จากภายใน

Internal pacer trigger :



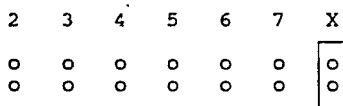
รูป 4.4 การเลือกแหล่งกำเนิดสัญญาณทริกเกอร์

4.1.5 การเลือกระดับ IRQ

หมายเลข จัมเปอร์ JP5 มีระดับ 2-7 ในการใช้งานใช้ที่ IRQ level 2 ดังรูป

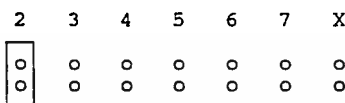
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

No interrupt :



JP5 (IRQ)

IRQ level 2 :



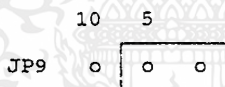
JP5 (IRQ)

รูป 4.5 การเลือกใช้ IRQ

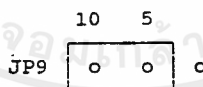
4.1.6 การเลือกระดับแรงดัน A/D

หมายเลข จัมเปอร์ JP9 มี 2 ระดับให้เลือกคือ +/- 5 และ +/- 10 โวลต์ ในการเลือกใช้ระดับแรงดันที่ +/- 10 โวลต์ควรเลือกที่แหล่งจ่ายมีค่าคงที่หรือมีสัญญาณกระแสเพื่อม่น้อยๆก็ต้องการแหล่งจ่ายที่ดีมีเสถียรภาพ

A/D converter maximum input range is +/- 5V :



A/D converter maximum input range is +/- 10V



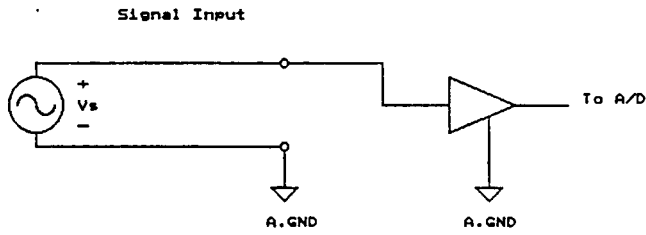
รูป 4.6 การเลือกค่าของระดับแรงดัน A/D

4.1.7 การต่อสัญญาณอนาล็อกอินพุท

ใช้ จุดต่อที่ 1 (CN1) ตามรูปที่ 4.2 โดยการเลือกใช้งานเราเลือกใช้เพียง 1 แชนแนล โดยเลือกที่ขา 1 (A/D) และ ขา 2 (A.GND)

A/D	0	1	2	A.GND
A/D	1	3	4	A.GND
A/D	2	5	6	A.GND
A/D	3	7	8	A.GND
A/D	4	9	10	A.GND
A/D	5	11	12	A.GND
A/D	6	13	14	A.GND
A/D	7	15	16	A.GND
A/D	8	17	18	A.GND
A/D	9	19	20	A.GND

รูป 4.7 แสดงอนาล็อกอินพุทขาต่างๆ ที่สามารถนำไปใช้งาน



รูป 4.8 แสดงการต่อสัญญาณอินพุตกับการ์ด (Analog Input Connection)

4.2 ซอฟต์แวร์

ในการใช้งานการ์ดนี้เราใช้ซอฟต์แวร์ในการควบคุมนั้น สามารถเลือกใช้ คือ ภาษา C , BASIC , PASCAL ในโครงการนี้ที่เลือกใช้คือ ภาษา C ตัวอย่างโปรแกรมในการติดต่อแสดงได้ดังตัวอย่างต่อไปนี้คือ

```
#include <stdio.h>
#include <conio.h>
#include <stdlib.h>
#include <dos.h>

extern pcl812(int, unsigned int *);
unsigned int param[60];          /* Parameter Table */
unsigned int data[100];         /* A/D data buffer */
unsigned int far * dat;

main()
{
    unsigned int i;
    float      DataBuf;
    char       y;

    printf("\n");
    printf("This demo program needs PCL-812/812PG jumper setting");
    printf(" as following: \n");
    printf("I/O PORT BASE ADDRESS (SW1)           : HEX 220 \n");
    printf("A/D INPUT RANGE (812 SW2)                   : +/- 5V\n");
```

```

printf("TRIGGER MODE (JP1)                : INTERNAL\n");
printf("IRQ LEVEL (812 JP4)/(812PG JP5)    : 2\n");
printf("Is the setting correct?(Y/N) ");
y=getch();
printf("\n\n");
if ((y != 'Y') && (y != 'y' ))
{
    printf("Set the PCL-812/812PG card to correct configuration before \n");
    printf("running this program.\n");
    exit(0);
}

dat = data;
clrscr();
param[0] = 0;                /* Board number */
param[1] = 0x220;           /* Base I/O address */
param[4] = 2;                /* IRQ level : IRQ2 */
param[5] = 50;              /* Pacer rate = 2M / (50 * 100) = 400 Hz */
param[6] = 100;
param[7] = 0;                /* Trigger mode, 0 : pacer trigger */
param[8] = 0;                /* Non-cyclic */
param[10] = FP_OFF(dat);    /* Offset of A/D data buffer A */
param[11] = FP_SEG(dat);    /* Segment of A/D data buffer A */
param[12] = 0;              /* Data buffer B address, if not used, */
param[13] = 0;              /* must set to 0. */
param[14] = 50;             /* A/D conversion number */
param[15] = 0;              /* A/D conversion start channel */
param[16] = 0;              /* A/D conversion stop channel */
param[17] = 0;              /* Overall gain code, 0 : +/- 5V */

```

```

if (param[45] != 0) {
    printf("\nDRIVER INITIALIZATION FAILED !");
    exit(1);
}

pcl812(4, param);          /* Func 4 : A/D initialization */
if (param[45] != 0) {
    printf("\nA/D INITIALIZATION FAILED !");
    exit(1);
}

pcl812(9, param);          /* Func 9 : Pacer trigger A/D conversion */
if (param[45] != 0) {      /* with interrupt data transfer */
    printf("\nA/D PACER TRIGGER WITH INTERRUPT DATA TRANSFER
    FAILED !");
    exit(1);
}
do {
    pcl812(10, param);      /* Func 10 : Check interrupt status */
}while((param[46] & 1) != 0); /* 0 : not active, 1 : active */

for (i = 0; i < param[14]; i++) /* Display data */
{
    DataBuf = data[i] & 0xFFF;

    DataBuf = ((5 - (-5)) * DataBuf / 4096) + (-5);
    /*
    (5 - (-5)) : A/D input range (-5V to 5V)
    4096       : Full scale 12 bit A/D data
    DataBuf    : A/D input data
    (-5)      : A/D input range "-5" V

```

```

printf("\ndata[%3d] = % 1.2f V ". i, DataBuf);
}
}

```

การสำรองข้อมูลมี 2 buffer คือ A และ B และความถี่ที่เลือกในการใช้งานโดยการกำหนด param[5] และ param[6] โดยสามารถดูรายละเอียดที่ใช้ในการเขียน โปรแกรมได้จากภาคผนวกที่จะบอกถึงการใช้งาน parameter และ function ต่างๆ



บทที่ 5

การทดลองและผลการทดลอง

ในการทดลองสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน คือในส่วนของ การเขียน โปรแกรมภาษาซี และ ส่วนของ เครื่องวัดสัญญาณหัวใจ ซึ่งจะแสดงผลการทดลองในส่วนต่าง ๆ คือ ไป

- ผลการทดลองของเครื่องวัดสัญญาณหัวใจ (ECG AMPLIFIER)

5.1 ค่าคอมมอนโหมดรีเจคชันเรโซของวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมพลิฟายเออร์

ค่าคอมมอนโหมดรีเจคชันเรโซนี้เป็นค่าที่บอกถึงความสามารถในการกำจัดสัญญาณรบกวนที่เข้าไปในอินพุตของวงจรอินสตรูเมนเตชันแอมป์แบบคอมมอนโหมด โดยที่

$$CMRR = 10\log(A_d/A_c)$$

โดย A_d คืออัตราขยายของวงจรแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

A_c คืออัตราขยายของวงจรแบบคอมมอนโหมด

เมื่อ $A = V_o/V_{in}$

โดย A คืออัตราขยาย

V_o คือแรงดันเอาต์พุต

V_{in} คือแรงดันอินพุต

ซึ่งการหาค่าคอมมอนโหมดรีเจคชันเรโซนั้นต้องทำการหาค่าอัตราขยายทั้งดิฟเฟอเรนเชียลโหมดและคอมมอนโหมด ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

5.1.1 การทดลองหาอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลโหมด

1. นำขาอินพุตลบของอินสตรูเมนเตชันแอมป์ ต่อลงกราวด์ของวงจร
2. ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด 100 mVp-p ที่ค่าความถี่ต่าง ๆ จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ เข้าที่ขาอินพุตบวกของอินสตรูเมนเตชันแอมป์
3. วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนเตชันแอมป์ แล้วบันทึกผลลงในตาราง 5.1 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายแล้วบันทึกลงในตาราง
4. คำนวณหาอัตราขยายเฉลี่ย

ตารางที่ 5.1 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคิฟเฟอร์เรนเซียล โหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (mVp-p)	อัตราขยาย
1	910	9.1
10	910	9.1
20	915	9.15
30	915	9.15
40	915	9.15
50	915	9.15
60	915	9.15
70	910	9.1
80	910	9.1
90	915	9.15
100	918	9.18
150	920	9.20
200	920	9.20

ตารางที่ 5.1 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบคิฟเฟอร์เรนเซียล โหมดที่ความถี่ค่าต่าง ๆ จากตารางที่ 5.1 สามารถหาอัตราขยายเฉลี่ยแบบคิฟเฟอร์เรนเซียล โหมด (A_v) = 9.146

5.1.2 การทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด

- นำขาอินพุตทั้งอินพุตลบและอินพุตบวกของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ ต่อเข้าด้วยกัน
- ป้อนคลื่นไซน์ (Sine Wave) ขนาด 5 Vp-p ที่ค่าความถี่ต่าง ๆ จากฟังก์ชันเจนเนอเรเตอร์ เข้าที่ขาอินพุตบวกของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์
- วัดขนาดแรงดันเอาต์พุตของอินสตรูเมนต์เซ็นแอมป์ แล้วบันทึกผลลงในตาราง 5.2 พร้อมทั้งคำนวณหาอัตราขยายแล้วบันทึกลงในตาราง
- คำนวณหาอัตราขยายเฉลี่ย

ตารางที่ 5.2 ผลการทดลองหาอัตราขยายแบบคอมมอน โหมด

ความถี่ (Hz)	แรงดันเอาต์พุต (mVp-p)	อัตราขยาย
1	27.0	5.4×10^{-3}
10	26.5	5.3×10^{-3}
20	25.0	5.0×10^{-3}
30	26.0	5.2×10^{-3}
40	26.0	5.2×10^{-3}
50	26.0	5.2×10^{-3}
60	26.0	5.2×10^{-3}
70	26.0	5.2×10^{-3}
80	26.5	5.3×10^{-3}
90	26.0	5.2×10^{-3}
100	26.0	5.2×10^{-3}
150	25.5	5.1×10^{-3}
200	25.5	5.1×10^{-3}

ตารางที่ 5.2 แสดงค่าแรงดันเอาต์พุตและอัตราขยายแบบคอมมอน โหมดที่ความถี่ค่าต่าง ๆ

จากตารางที่ 5.2 สามารถหาอัตราขยายเฉลี่ยแบบคอมมอน เซลล์ โหมด (A_c) = 5.2×10^{-3}

จากผลการทดลองในตารางที่ 5.1 และ ตารางที่ 5.2 นั้นเราสามารถคำนวณหาค่าคอมมอน โหมดรีเจกชันเรโซได้ดังนี้

$$\begin{aligned}
 \text{CMRR} &= 10\log(A_d/A_c) \\
 &= 10\log(9.146/5.2 \times 10^{-3}) \\
 &= 64.9 \text{ เดซิเบล}
 \end{aligned}$$

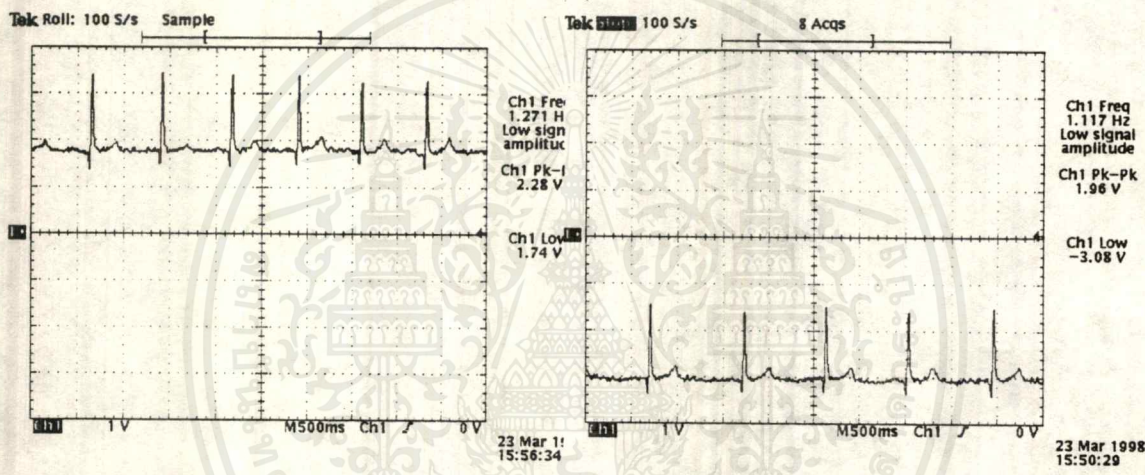
5.2 การทดสอบวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Circuit)

การทดสอบวงจรนั้นสามารถทำได้โดยทำการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายมนุษย์ ด้วยเครื่องขยายสัญญาณหัวใจไฟฟ้า (ECG AMPLIFIER) ที่ได้สร้างไว้ซึ่งมีรายละเอียดในการสร้างวงจรอยู่ในส่วนภาคผนวก ทำการวัดผลด้วยออสซิลโลสโคป แล้วสังเกตที่หน้าจ้อออสซิลโลสโคปเป็นเอกสารที่ส่งมอบไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โลสโคป ว่าขณะที่เรามีการขยับร่างกายซึ่งจะมีส่วนทำให้หัวใจเล็กโทรคขยับ ทำให้เกิดค่าอาร์ซีไทม์ คอนสแตนท์ แต่ในผลการทดสอบวงจรซึ่งได้ต่อวงจรปรับศูนย์อัตโนมัติ (Auto Zero Circuit) จะเห็นว่าสัญญาณหัวใจไฟฟ้าจะเลื่อนกลับมาสู่สภาวะปกติได้อย่างรวดเร็ว

5.3 การทดสอบวงจรปรับแรงดันออฟเซต

การทดสอบวงจรปรับแรงดันออฟเซตดังวงจรในรูป 3.12 นั้นเราสามารถปรับ VR 50 K เพื่อเพิ่มหรือลดระดับของสัญญาณหัวใจไฟฟ้าสามารถแสดงผลการทดลองได้ดังรูป 5.1 ก และ 5.1 ข โดยจะเปรียบเทียบการปรับแรงดันให้เห็นดังรูป



รูป 5.1 การปรับระดับแรงดันออฟเซต

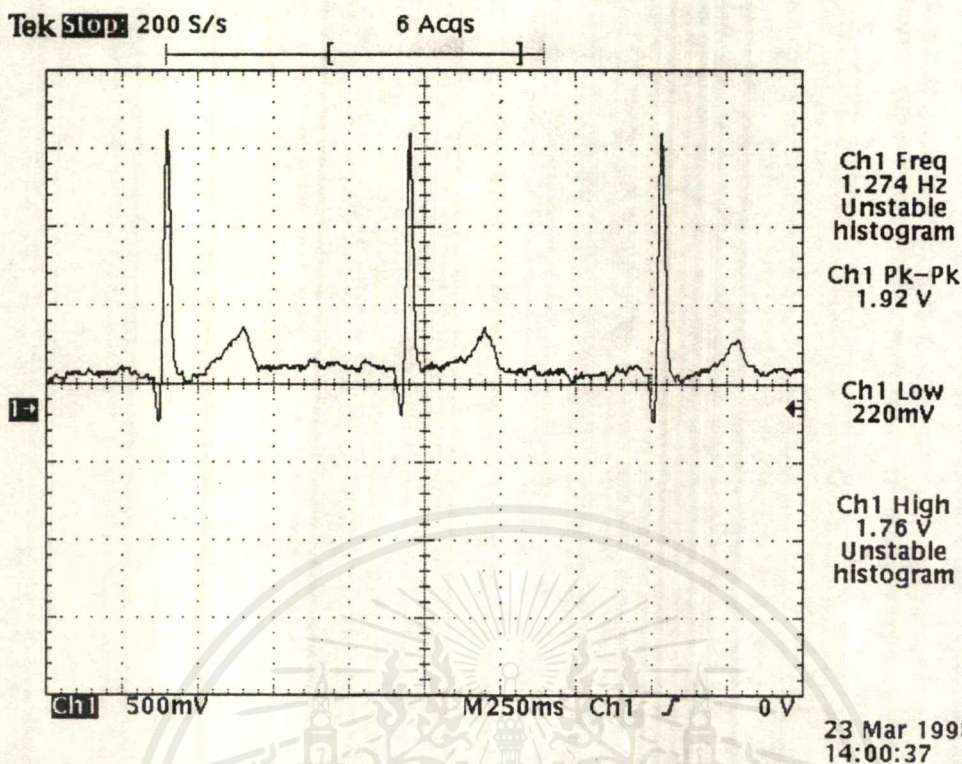
รูป 5.1 ก แสดงการยกระดับแรงดันออฟเซต

รูป 5.1 ข แสดงการลดระดับแรงดันออฟเซต

5.4 การทดสอบเครื่องขยายสัญญาณหัวใจไฟฟ้า (ECG AMPLIFIER)

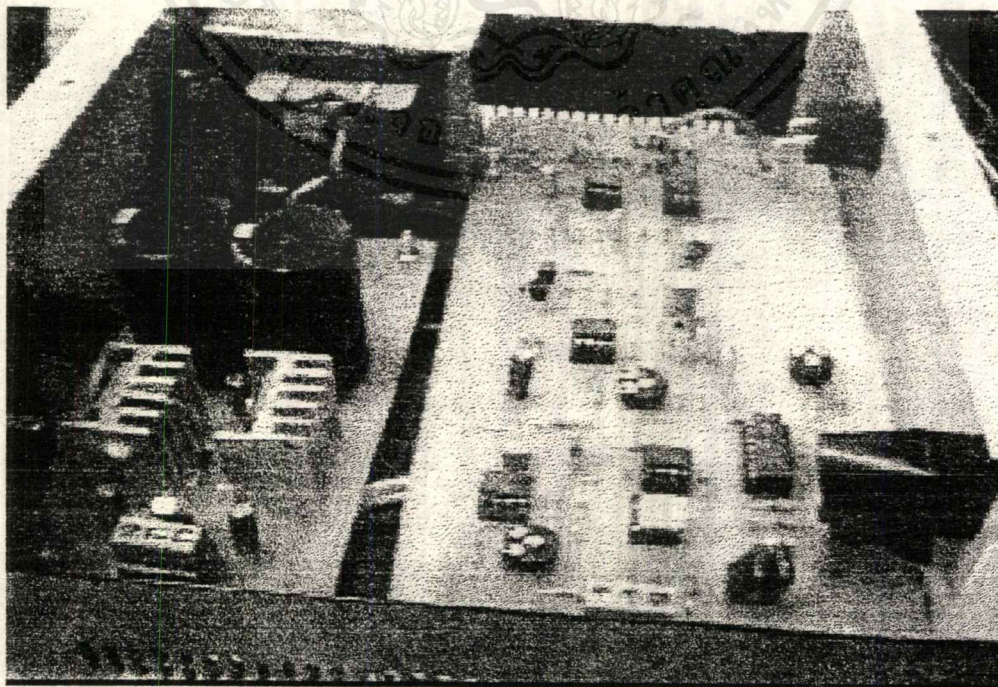
เป็นการนำวงจรส่วนต่าง ๆ ที่ได้ออกแบบไว้มาต่อรวมเป็นวงจร ECG AMPLIFIER โดยได้สร้างลงบนแผ่นวงจรพิมพ์โดยใช้โปรแกรม Protel ในการออกแบบลายวงจรพิมพ์ เพื่ออำนวยความสะดวกนำมาใช้งานและสะดวกต่อการซ่อมบำรุง โดยแสดงลายวงจรไว้ในภาคผนวก การทดสอบสามารถทำได้โดยนำหัวใจเล็กโทรค มาติดที่บริเวณหน้าอกแล้วทำการวัดซึ่งในส่วนของฮาร์ดแวร์ เราจะวัดผลออกมาทาง ออสซิลโลสโคป แล้วอ่านค่าที่หน้าจอออสซิลโลสโคป จากการทดสอบแล้วสามารถแสดงผลการวัดได้ดังรูป 5.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.2 แสดงรูปสัญญาณหัวใจที่วัดได้จากร่างกายมนุษย์โดยเครื่อง ECG AMPLIFIER

จะเห็นได้ว่าเราสามารถวัดสัญญาณหัวใจไฟฟ้าได้อย่างง่ายมากเพียงนำขั้วอิเล็กโทรด มาติดที่บริเวณหน้าอกเราก็สามารถคุณลักษณะของสัญญาณหัวใจของผู้ป่วยได้ เครื่องขยายสัญญาณหัวใจที่สร้างขึ้นนั้นแสดงในรูป 5.3 โดยออกแบบไว้เพื่อสะดวกต่อการใช้งานจริง

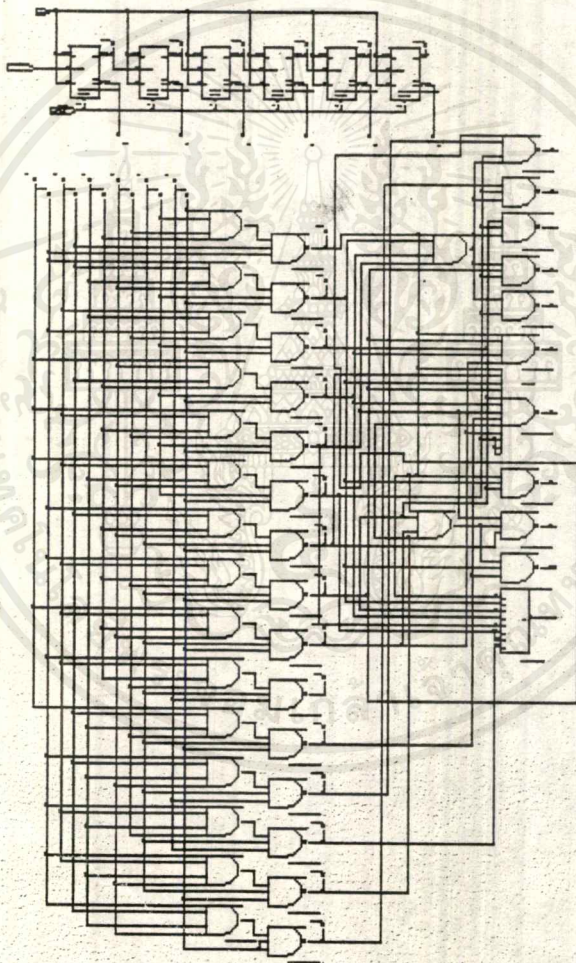


รูป 5.3 แสดงเครื่องขยายสัญญาณหัวใจ (ECG AMPLIFIER)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.5 การทดสอบเครื่องจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบเลือกลักษณะสัญญาณได้

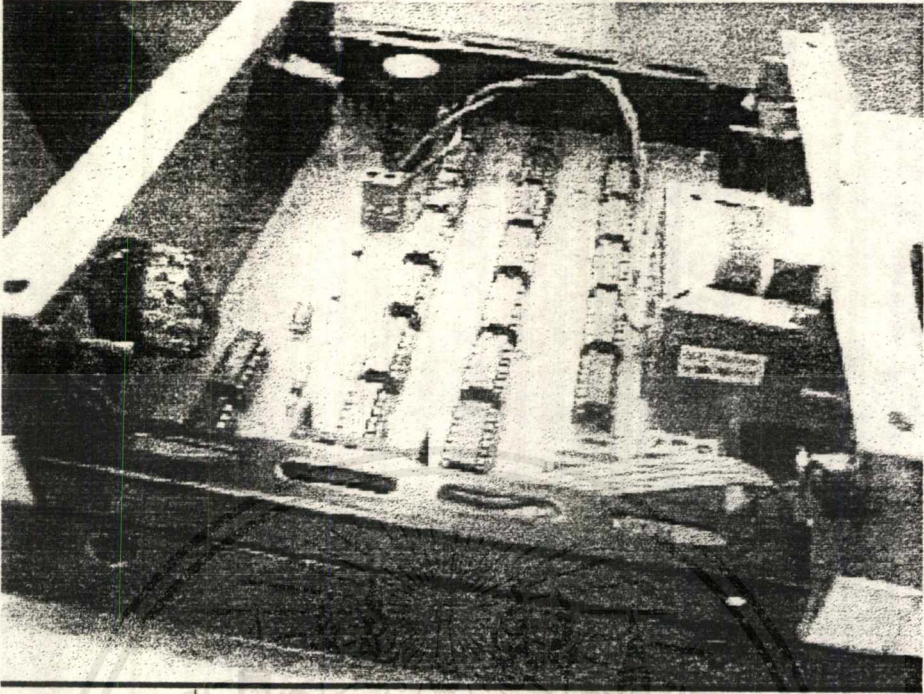
เป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่สร้างขึ้นเพื่อทดสอบวงจรส่วนต่าง ๆ และเพื่อทดสอบในส่วนของโปรแกรมที่ใช้วิเคราะห์ความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยเลียนแบบลักษณะของสัญญาณหัวใจตามความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยออกแบบและสร้างวงจรด้วยวงจรรีเลย์ทรอนิกส์เป็นวงจรทางดิจิทัลแบบง่าย ๆ ซึ่งสามารถเลียนแบบจังหวะการเต้นของสัญญาณหัวใจได้ถึง 11 อาการซึ่งได้กล่าวไว้ในบทที่ 2 สามารถเลือกสัญญาณเอาต์พุตได้ตามต้องการเพียงปรับ DIP SWITCH มีวงจรดังรูป 5.4



รูป 5.4 วงจรจำลองสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบเลือกสัญญาณได้

การทำงานของวงจรเป็นการทำงานโดยใช้หลักการทางดิจิทัลมาดัดแปลงในการออกแบบวงจร สามารถเลือกสัญญาณเอาต์พุตได้ตามต้องการเพียงปรับ DIP SWITCH ลักษณะของเครื่องดังรูป 5.5 โดยลักษณะของอาการแต่ละแบบจะแสดงในผลการทดลองโดยการวัดสัญญาณด้วย ออสซิลโลสโคป จะสังเกตเห็นถึงลักษณะของอาการที่ผิดปกติได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

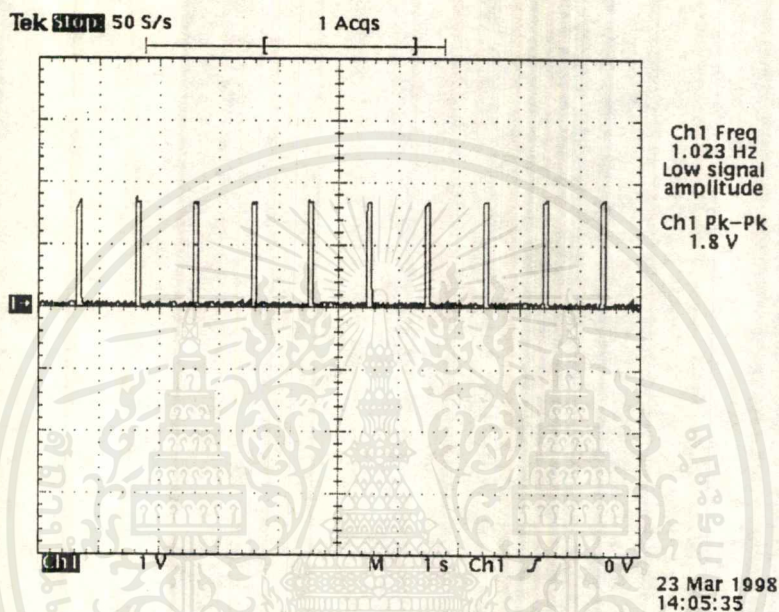


รูป 5.5 เครื่องจำลองสัญญาณสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแบบเลือกสัญญาณได้ การเลือกลักษณะของอาการผิดปกติของสัญญาณต่าง ๆ สามารถเลือกได้โดยปรับ Dip Switch และ Selector ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ดังตารางที่ 5.3

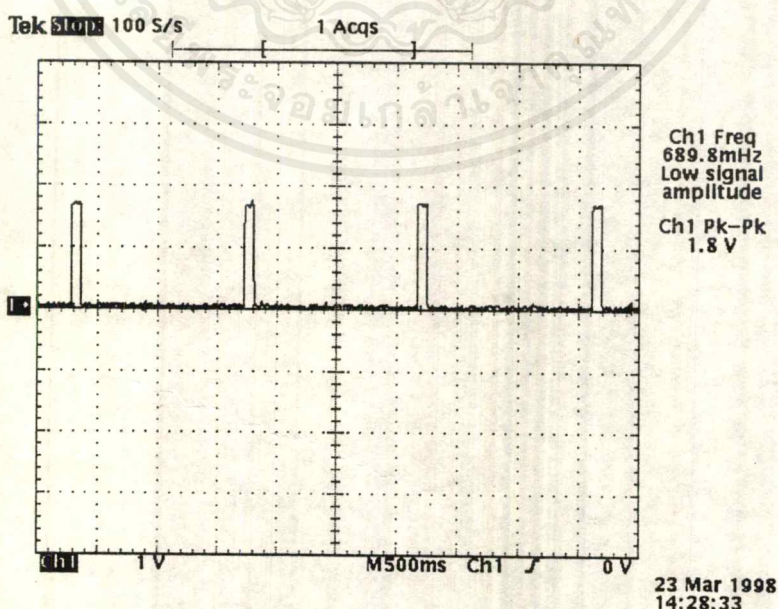
รหัสไบนารี DCBA	ตำแหน่ง Selector	ลักษณะความผิดปกติของจังหวะ การเต้นของหัวใจ
0000	1	Normal Sinus Rhythm
0001	2	Bradycardia
0010	1	Tachycardia
0011	4	Asystole
0100	1	Dropped Beat
0101	1	PVCs
0110	1	R-on-T Phenomenon
0111	3	Bigeminy
1000	1	Trigeminy
1001	2	APBs
1010	1	Interpolated PVCs
1011	-	-

ตารางที่ 5.3 การกำหนดข้อมูลของสัญญาณที่มีความผิดปกติของจังหวะการเต้นตามรหัสไบนารี เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

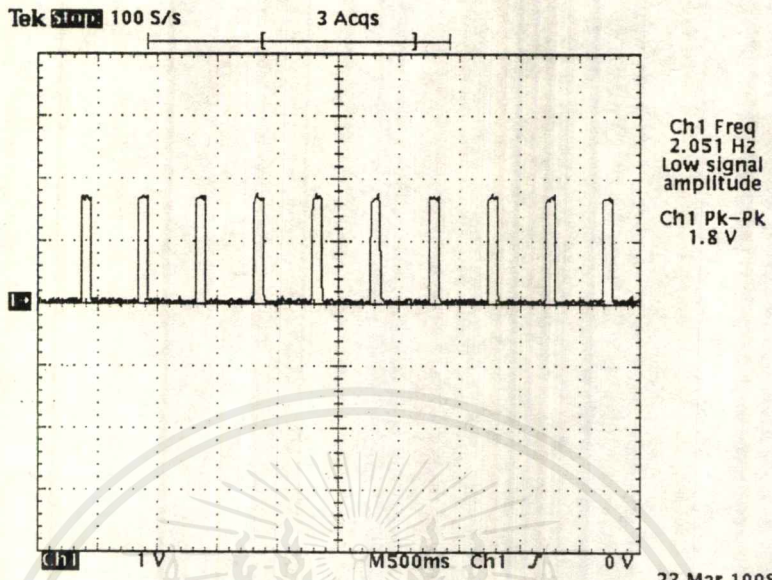
การทดสอบเครื่องจำลองความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจเพื่อให้แน่ใจว่าได้จำลองสัญญาณได้ถูกต้องตามอาการที่มีความผิดปกติทั้งนี้เนื่องจากเราไม่สามารถที่จะมีโอกาสได้พบผู้ป่วยที่มีอาการดังกล่าวได้ง่ายนัก เนื่องจากผู้ป่วยที่มีอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจนั้นจะต้องได้รับการดูแลจากแพทย์อย่างใกล้ชิด จึงได้เขียนแบบอาการดังกล่าวให้เหมือนจริงให้มากที่สุด ซึ่งมีผลการทดลองดังรูปต่อไปนี้



รูป 5.6 Normal Sinus Rhythm

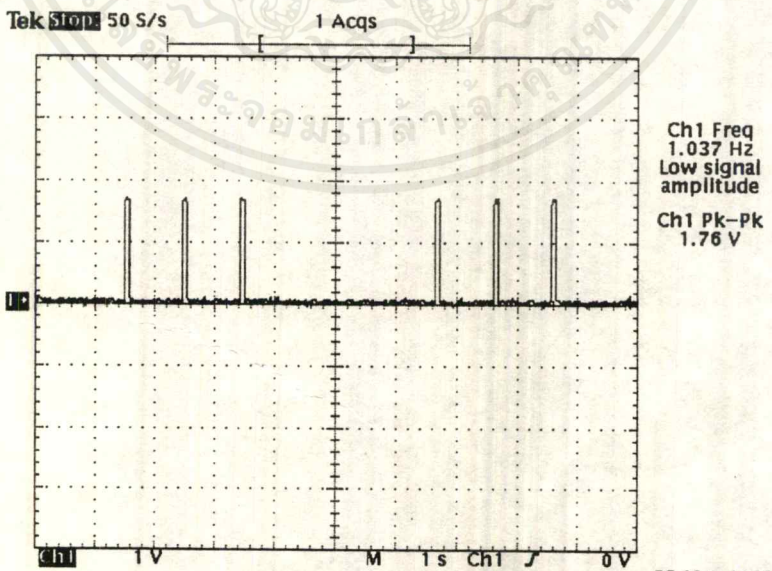


รูป 5.7 Bradycardia



23 Mar 1998
14:25:20

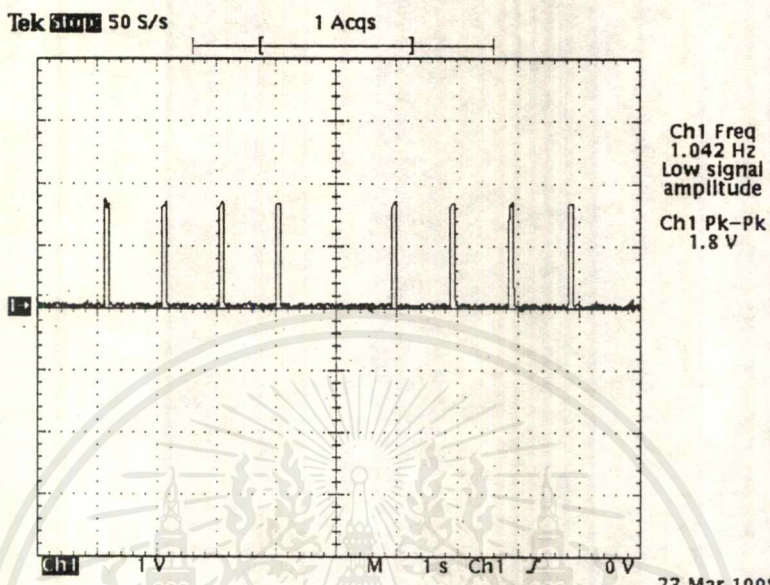
รูป 5.8 Tachycardia



23 Mar 1998
14:32:00

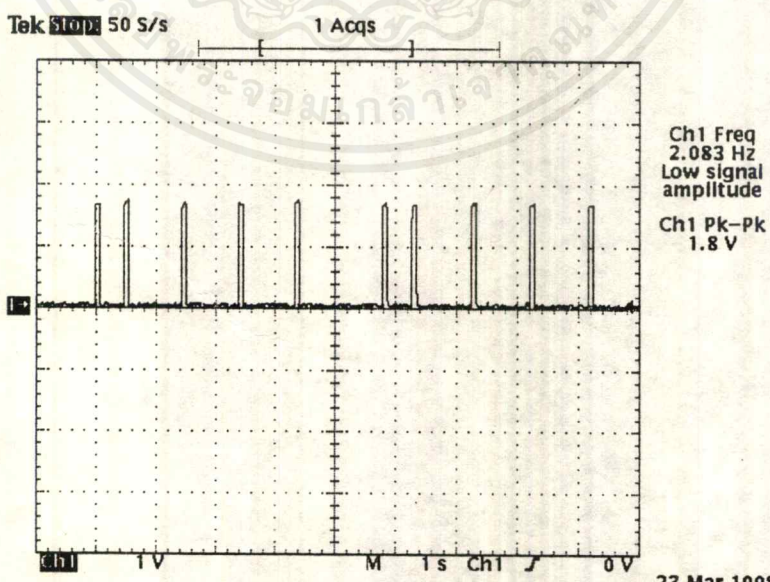
รูป 5.9 Asystole

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



23 Mar 1998 14:34:29

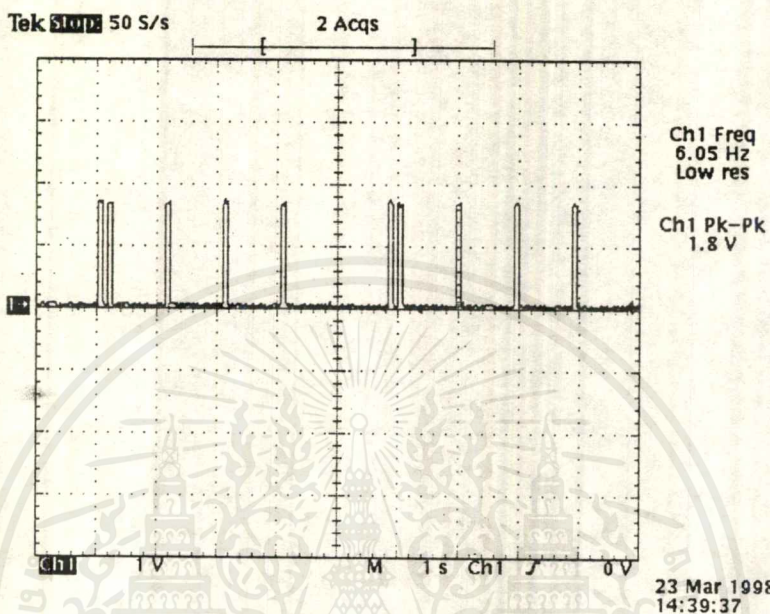
รูป 5.10 Dropped Beat



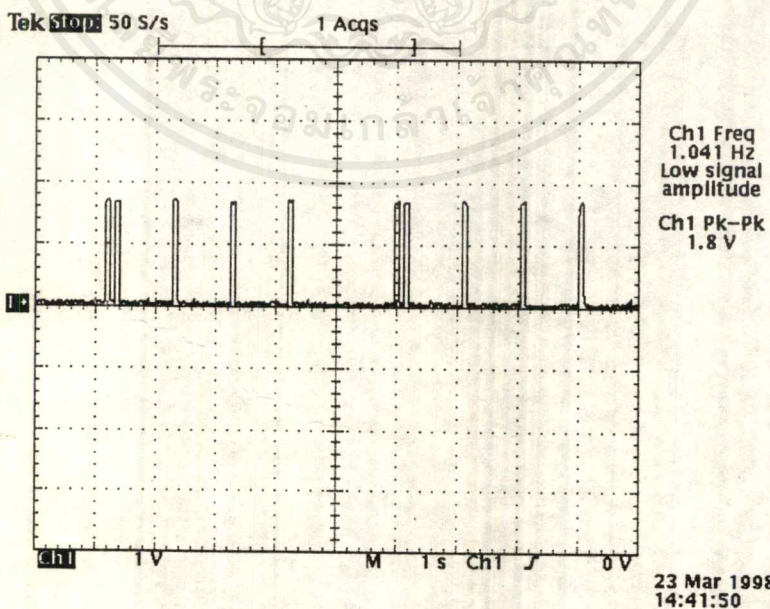
23 Mar 1998 14:36:56

รูป 5.11 PVCs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

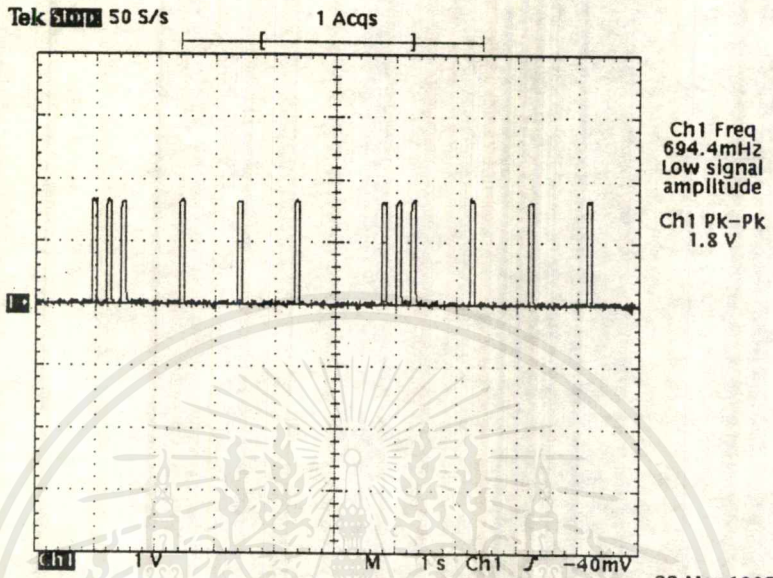


รูป 5.12 R-on-T Phenomenon



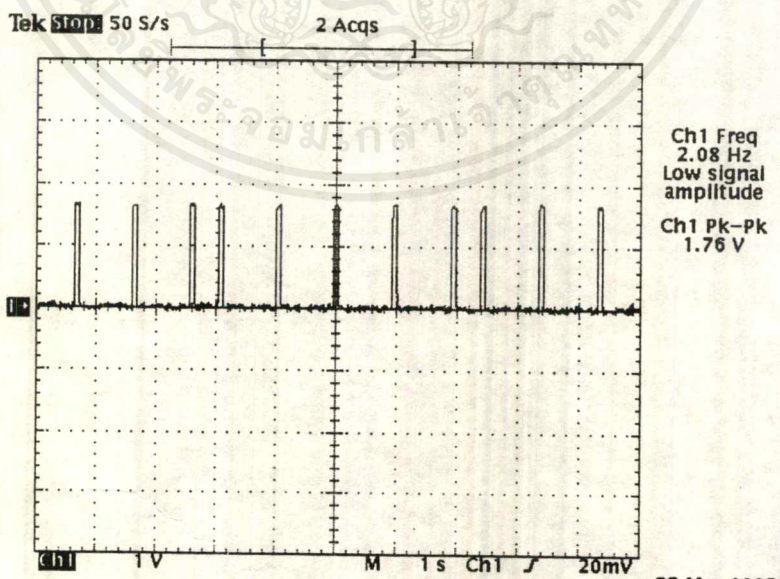
รูป 5.13 Bigeminy

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



23 Mar 1998
22:41:02

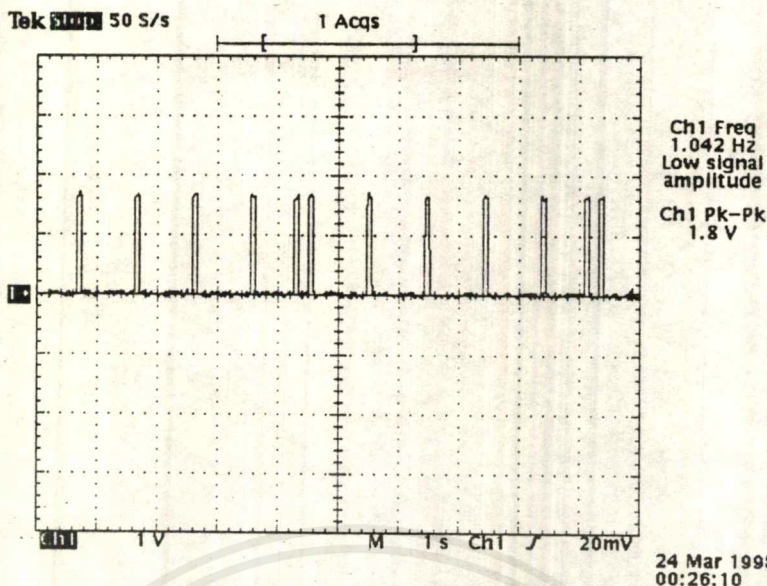
รูป 5.14 Trigeminy



23 Mar 1998
22:53:14

รูป 5.15 APBs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

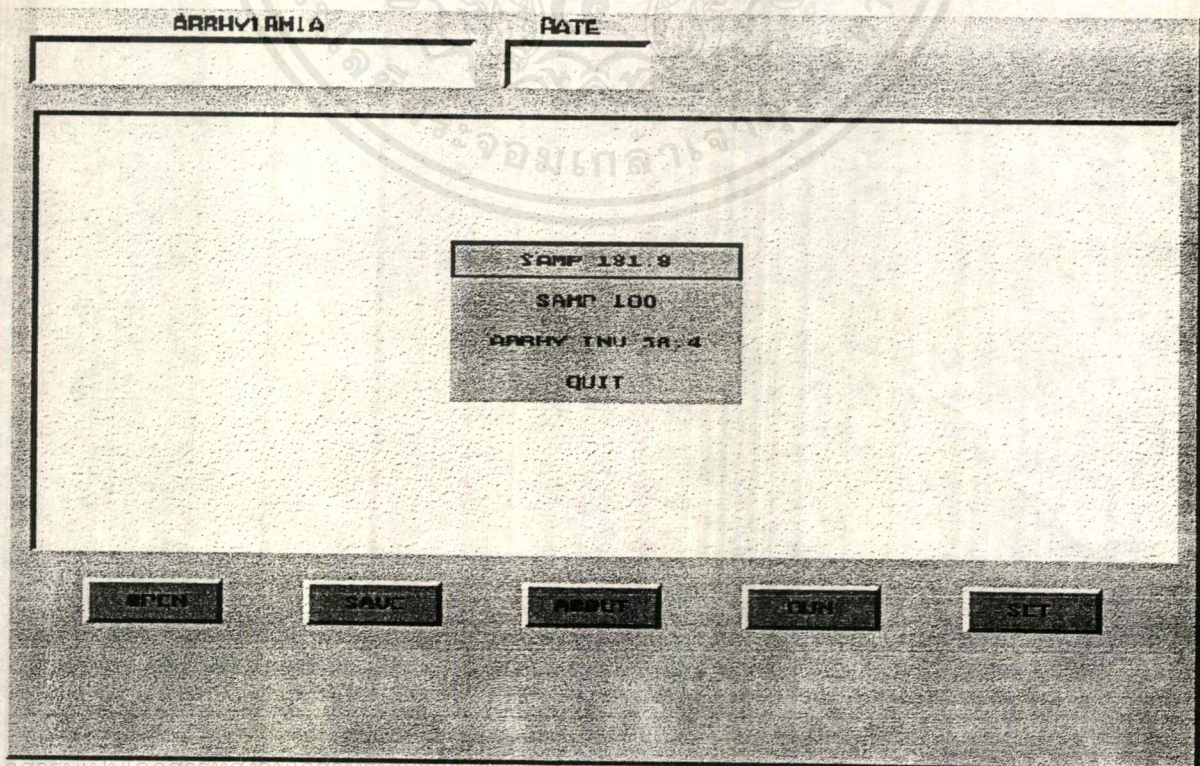


รูป 5.16 Interpolated PVCs

หลังจากทดสอบเครื่องขยายสัญญาณหัวใจไฟฟ้าและเครื่องจำลองความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจจนเป็นที่เรียบร้อยแล้วเราจะนำไปทดสอบกับในส่วนของ Software ต่อไป

- การทดสอบในส่วนของ Software

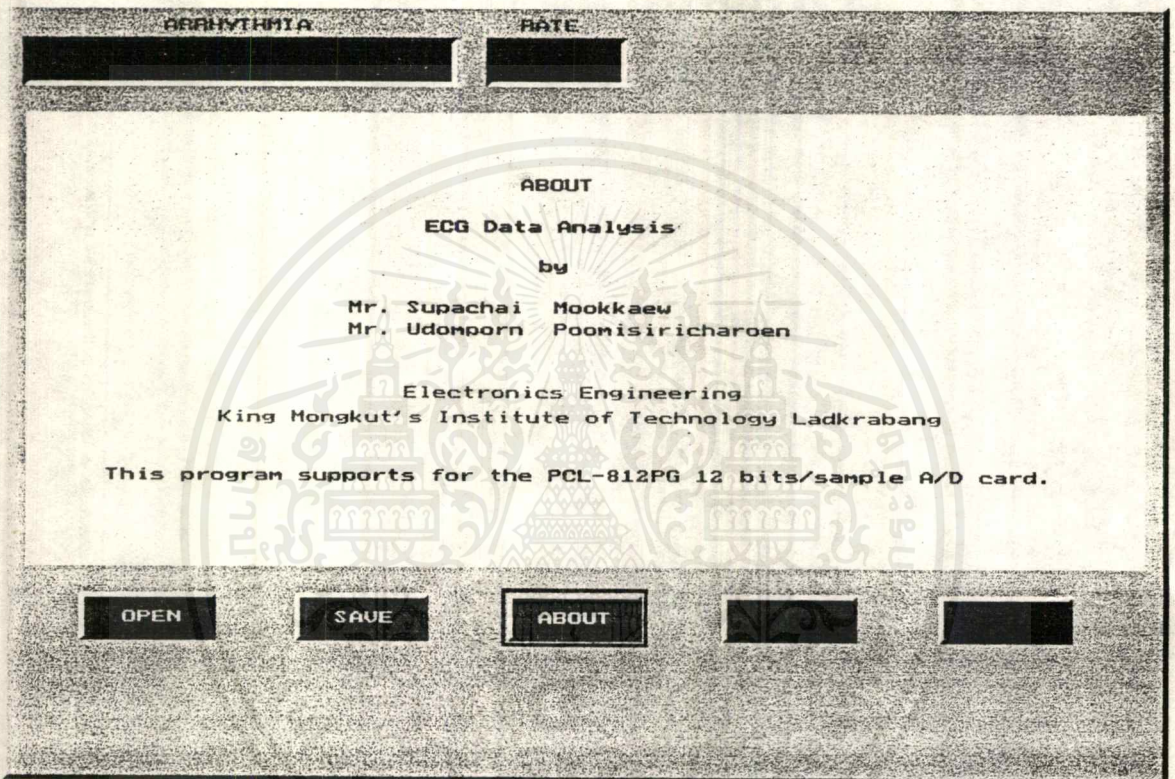
หลังจากได้สร้าง Hardware คือ เครื่องขยายสัญญาณหัวใจไฟฟ้า และเครื่องจำลองความผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจในลักษณะ Beat-to-Beat แล้วเราจะนำเอาสัญญาณที่ได้มาส่งผ่านยังการ์ด PCL - 812PG ซึ่งเราได้นำการ์ดมาใช้เป็น A/D และใช้การเขียนโปรแกรมภาษาซีมาเป็นตัวควบคุมการทำงานของการ์ด มีส่วนของการแสดงผลโดยมีลักษณะของเมนูการใช้งานดังรูป 5.17



รูป 5.17 ลักษณะเมนูการใช้งาน Software

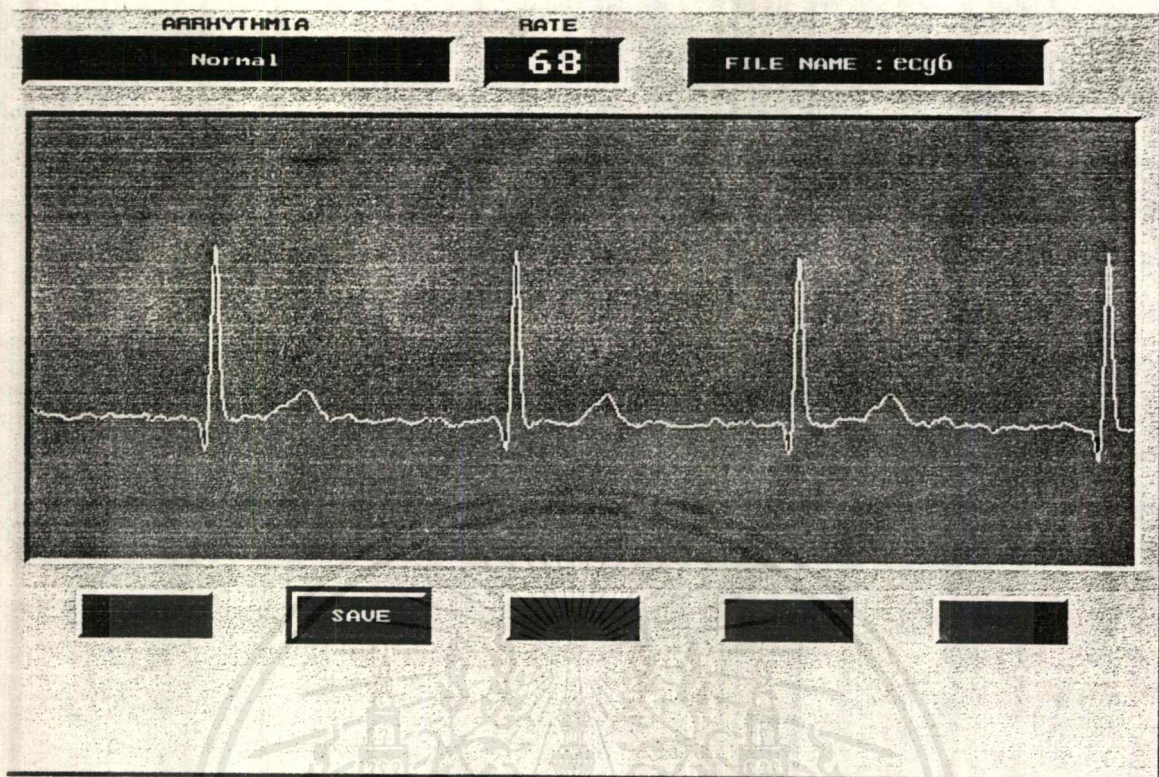
จากรูป 5.17 เป็นการเลือกที่จะใช้ความถี่ในการ Sampling สัญญาณ ที่จะนำมาวิเคราะห์ แบ่งเป็น 3 ระดับ คือ 181.1 Hz , 100 Hz , 61.1 Hz และการออกจากโปรแกรม ซึ่งในการแบ่งความถี่ในการ Sampling สัญญาณเป็นหลายระดับเพื่อจะให้เห็นความละเอียดของสัญญาณที่แสดง โดยในการวิเคราะห์ลักษณะความผิดปกติของสัญญาณหัวใจจะใช้ที่ Sampling = 61.1 Hz

- ปุ่ม ABOUT เมื่อกดปุ่มนี้จะเป็นการแสดงรายละเอียดของ โปรแกรม ดังรูป 5.18



รูป 5.18 แสดงลักษณะหน้าจอเมื่อกด ปุ่ม ABOUT

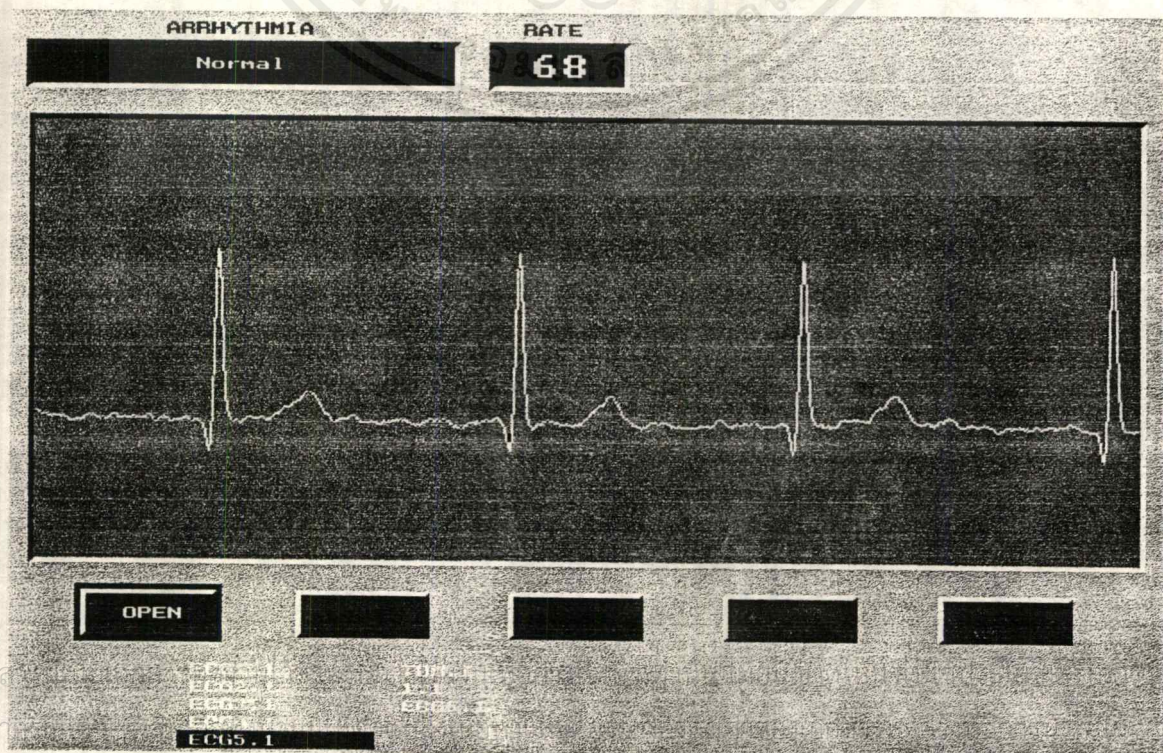
- OPEN เป็นการเปิด File ที่เรา Save เอาไว้ ซึ่งมี 3 ระดับการ Sampling โดยเราต้องเข้าไป SET ก่อนทำการ OPEN
- SAVE เมื่อเราเลือกที่ปุ่ม SAVE โปรแกรมจะถามเราว่าเราจะ SAVE ไว้ใน File ชื่ออะไร โดยโปรแกรมจะกำหนดตามลักษณะการ Sampling โดยจะมีนามสกุลคือ *.1 , *.2 และ *.3 ที่ความถี่ Sampling 181.1 , 100 และ 61 Hz ตามลำดับ

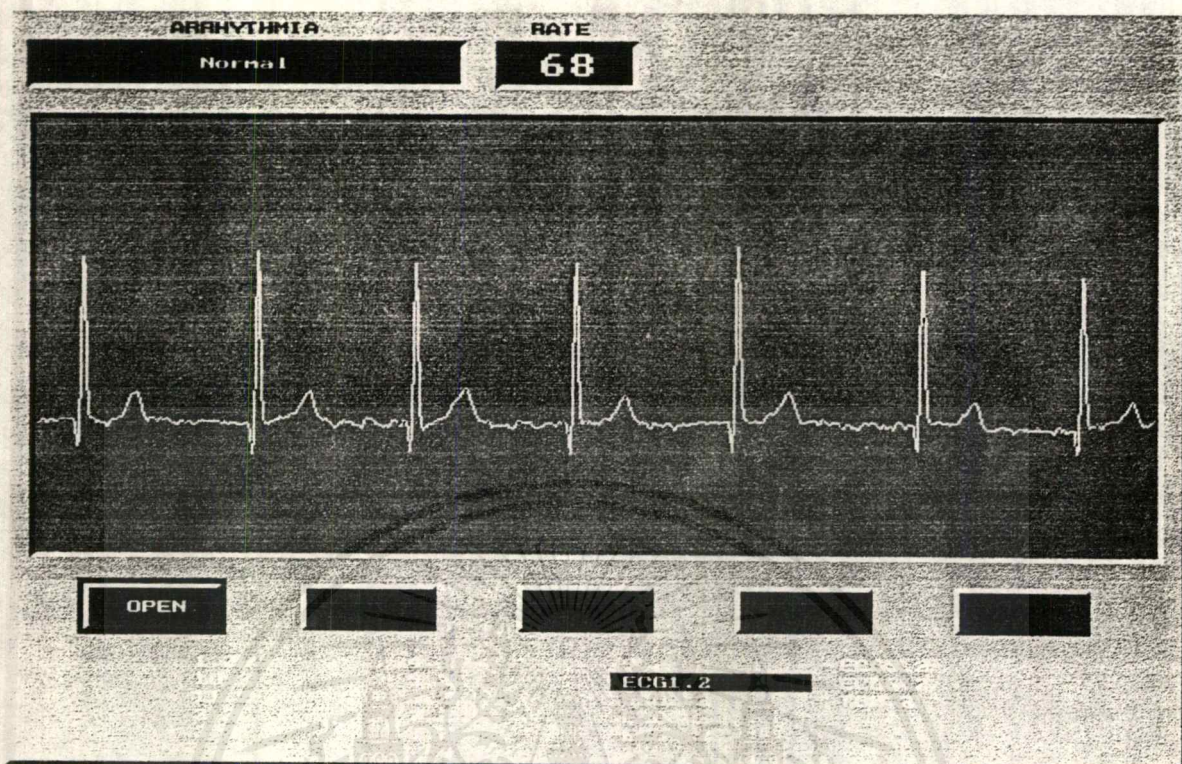


รูป 5.19 แสดงหน้าจอเมื่อกดปุ่ม SAVE

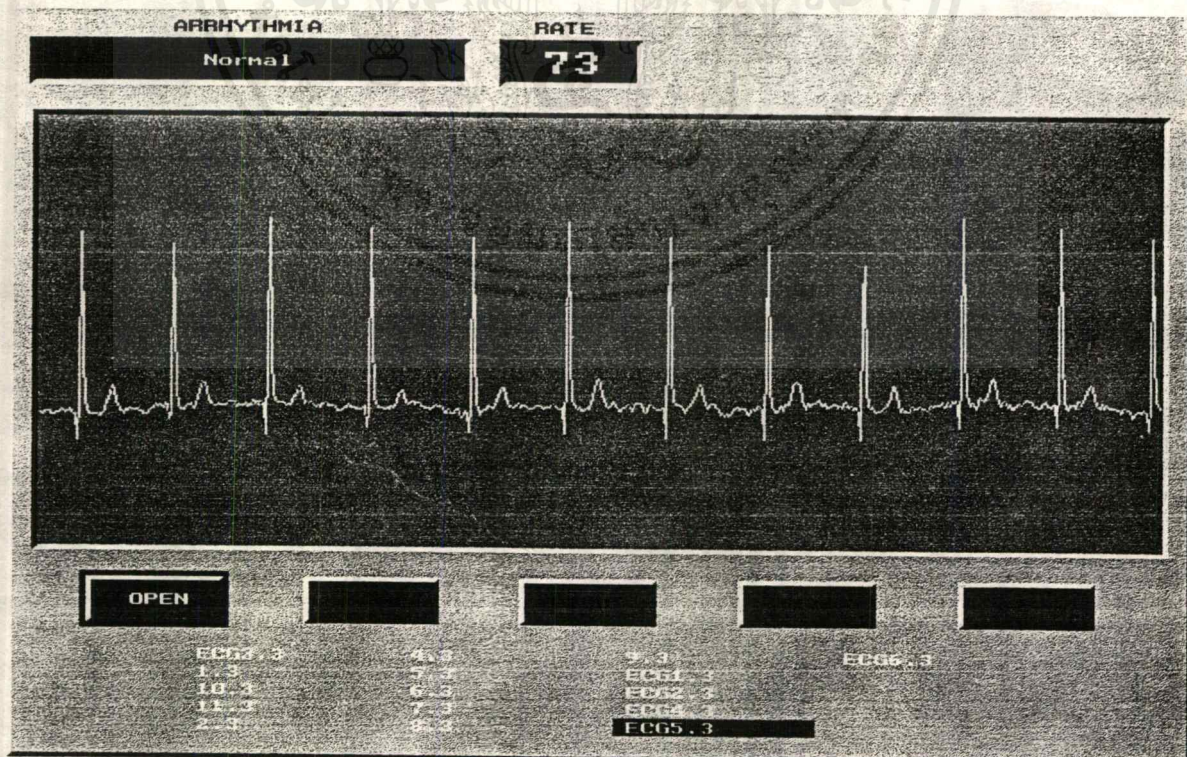
RUN คือการเริ่มทำการแปลงแปลงสัญญาณ Analog เป็น Digital แล้วจะแสดงผลออกทางจอภาพ สามารถบอกถึงอาการผิดปกติและอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งหลังจากการ RUN แล้ว หากเราต้องการบันทึกข้อมูลที่ RUN เราก็คือสามารถทำการ SAVE ข้อมูลไว้ได้

SET เป็นการกลับเข้าไปสู่เมนูหลักที่เราเริ่มเข้ามาในโปรแกรม เพื่อเลือกลักษณะสัญญาณ Sampling ซึ่งแสดงให้ดูดังรูป 5.20 หรือต้องการออกจากที่จะออกจากโปรแกรม





รูป 5.20 ข. แสดงการ Sampling สัญญาณที่มีความถี่ 100 Hz



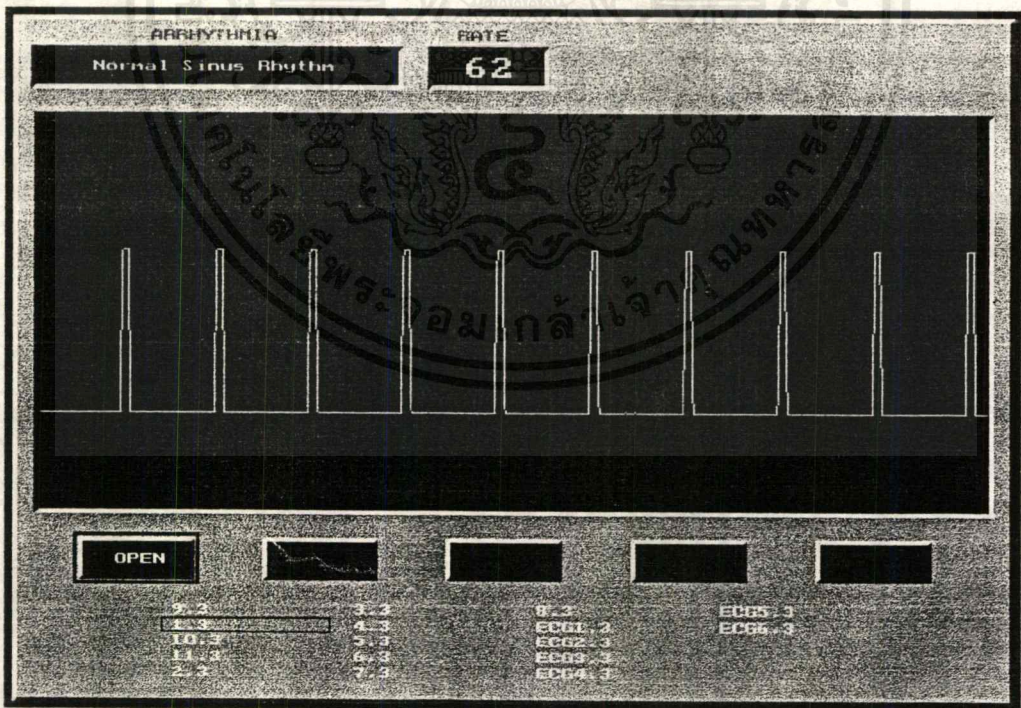
รูป 5.20 ค. แสดงการ Sampling สัญญาณที่มีความถี่ 61.1 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

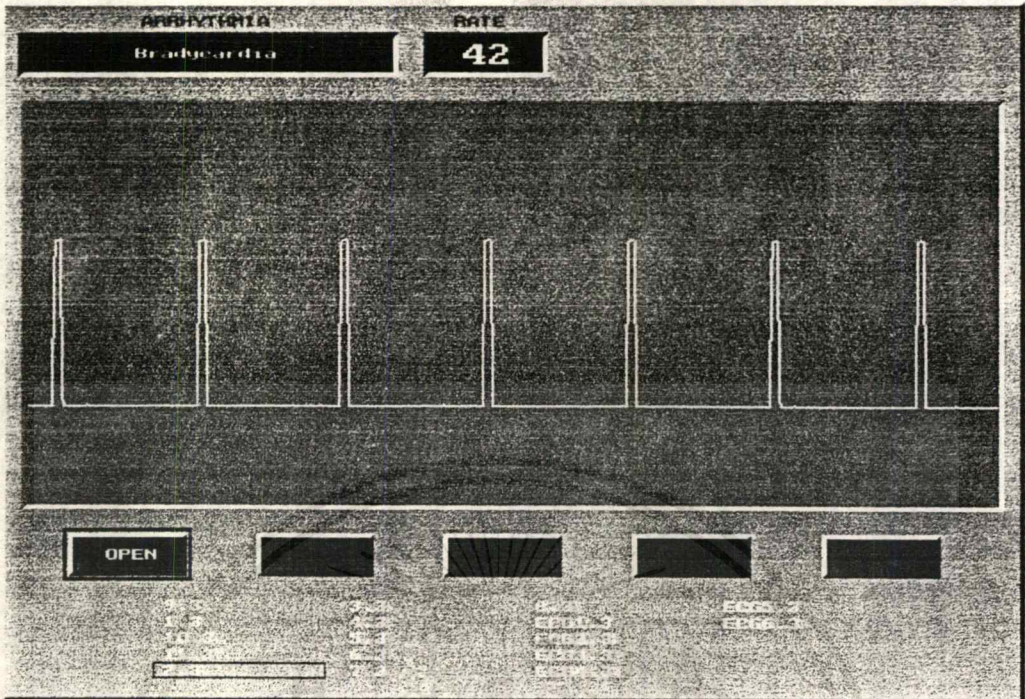
5.6 การทดสอบการวิเคราะห์อาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจโดยโปรแกรมภาษาซี

หลังจากที่เราได้ทำการทดสอบเครื่องขยายสัญญาณหัวใจไฟฟ้า, เครื่องจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ และทดสอบในส่วนของ Software แล้ว เราจะทดสอบส่วนที่เป็นหัวใจสำคัญของโครงการ ว่าสามารถที่จะวิเคราะห์อาการผิดปกติต่าง ๆ ได้หรือไม่ โดยการนำสัญญาณที่ได้จากเครื่องจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ มาส่งผ่านยังการ์ด PCL-812PG ซึ่งเราได้้นำการ์ดมาใช้เป็น A/D และใช้การเขียน โปรแกรมภาษาซีมาเป็นตัวควบคุมการทำงานของการ์ด โปรแกรมจะทำการวิเคราะห์ถึงลักษณะอาการและสามารถแสดงผลออกมาได้ว่าสัญญาณที่จำลองจังหวะการเต้นของหัวใจที่ทำการทดสอบนั้นเป็นอาการชนิดใด โดยจะป้อนสัญญาณตามลักษณะอาการดังที่กล่าวไว้ในตารางที่ 5.3 โดยจะเริ่มทำการป้อนสัญญาณดังนี้

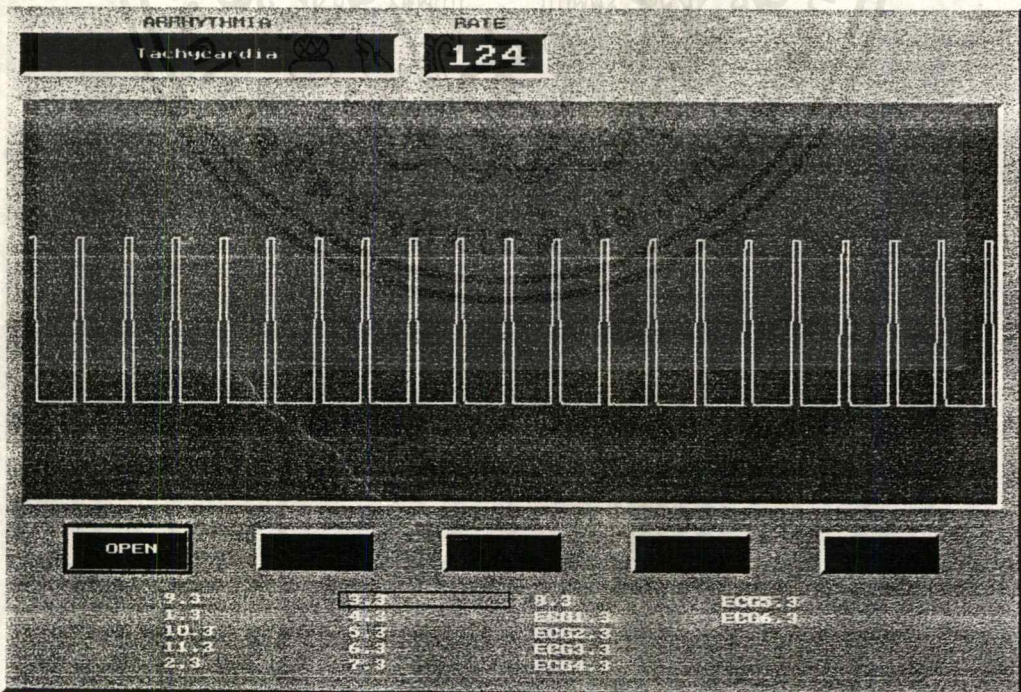
5.6.1 ป้อนสัญญาณจากเครื่องจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 1 คือ Normal Sinus Rhythm สามารถแสดงผลออกมาได้ดังรูป 5.21 โดยเครื่องจะแสดงทางจอภาพว่ามีอาการ Normal Sinus Rhythm และแสดงอัตราการเต้นของหัวใจคือ 62 ครั้ง/นาที



รูป 5.21 ผลการทดสอบเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 1 คือ Normal Sinus Rhythm

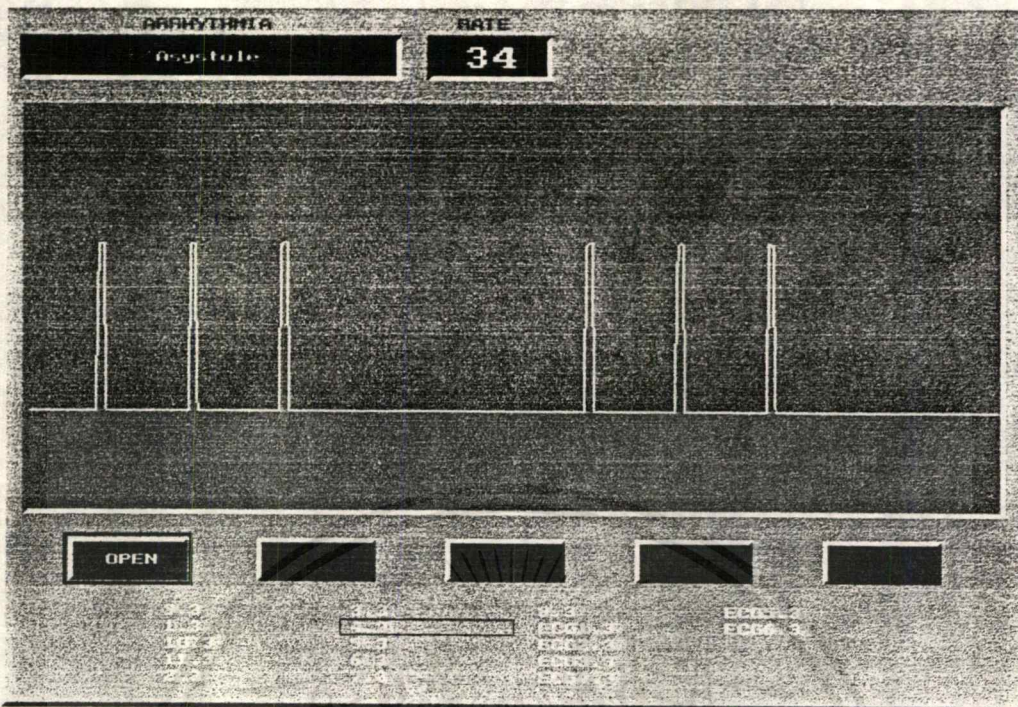


รูป 5.22 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 2 คือ Bradycardia

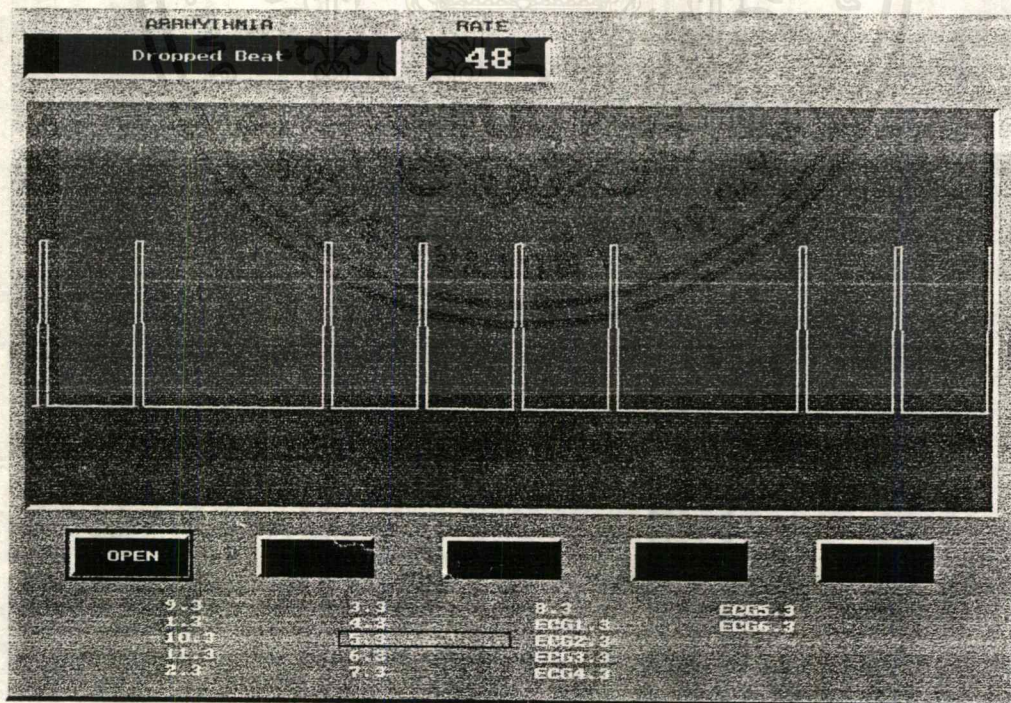


รูป 5.23 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 3 คือ Tachycardia

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

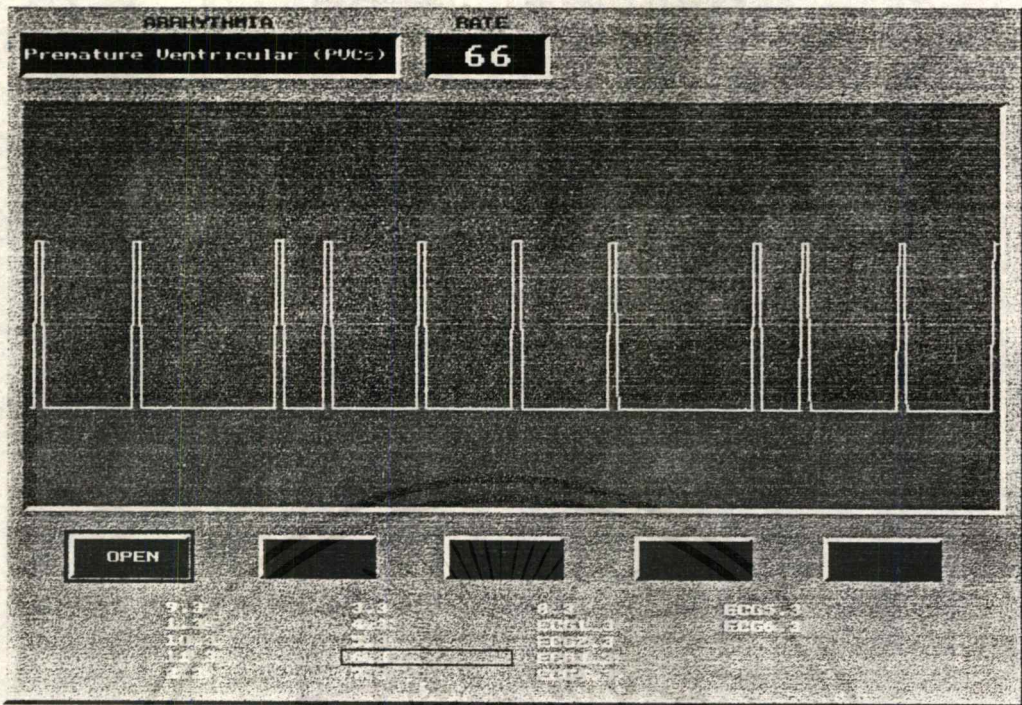


รูป 5.24 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 4 คือ Asystole

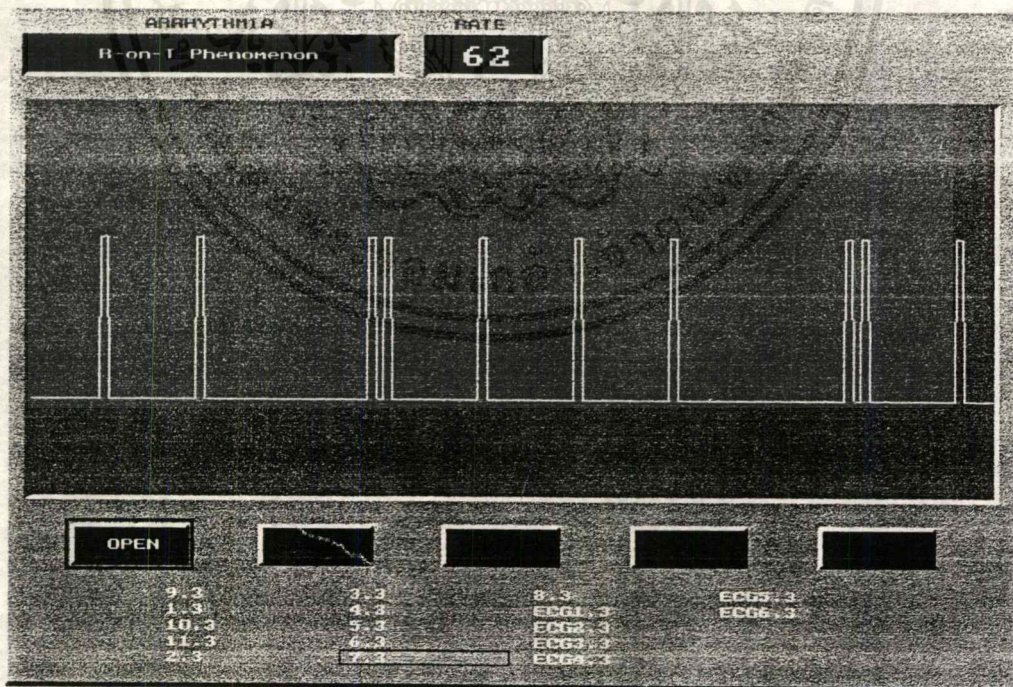


รูป 5.25 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 5 คือ Dropped Beat

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

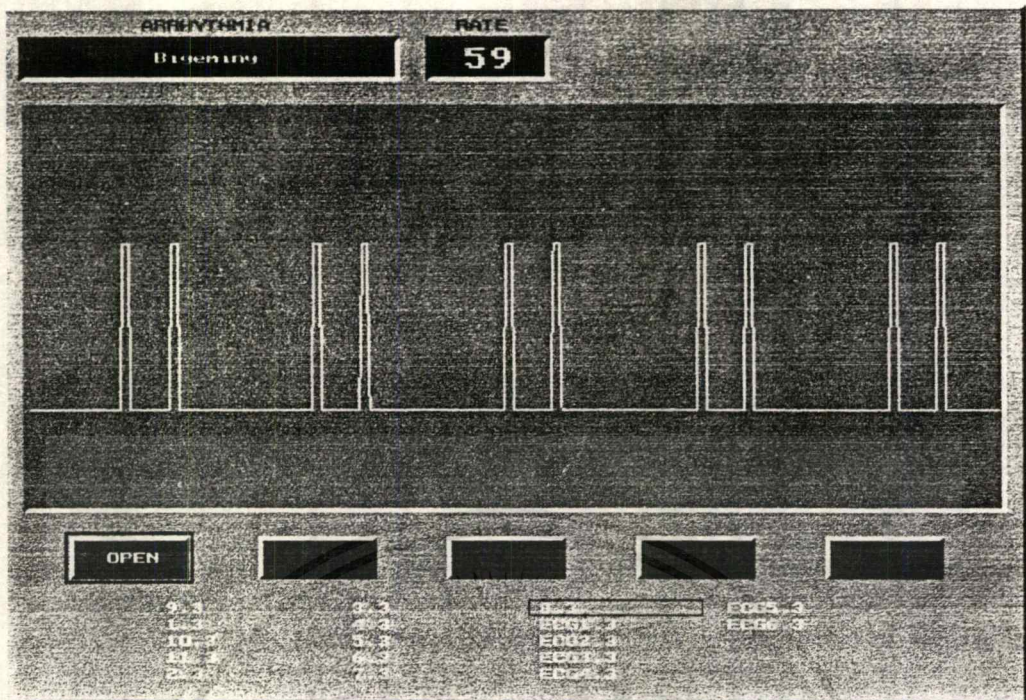


รูป 5.26 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 6 คือ PVCs

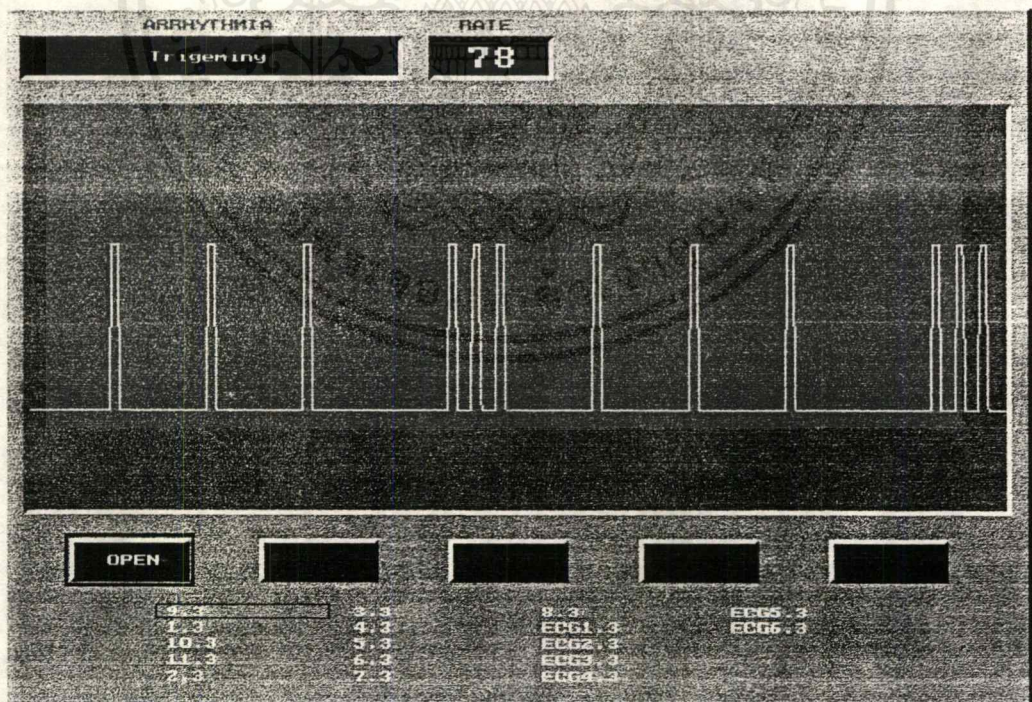


รูป 5.27 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 7 คือ R-on-T Phenomenon

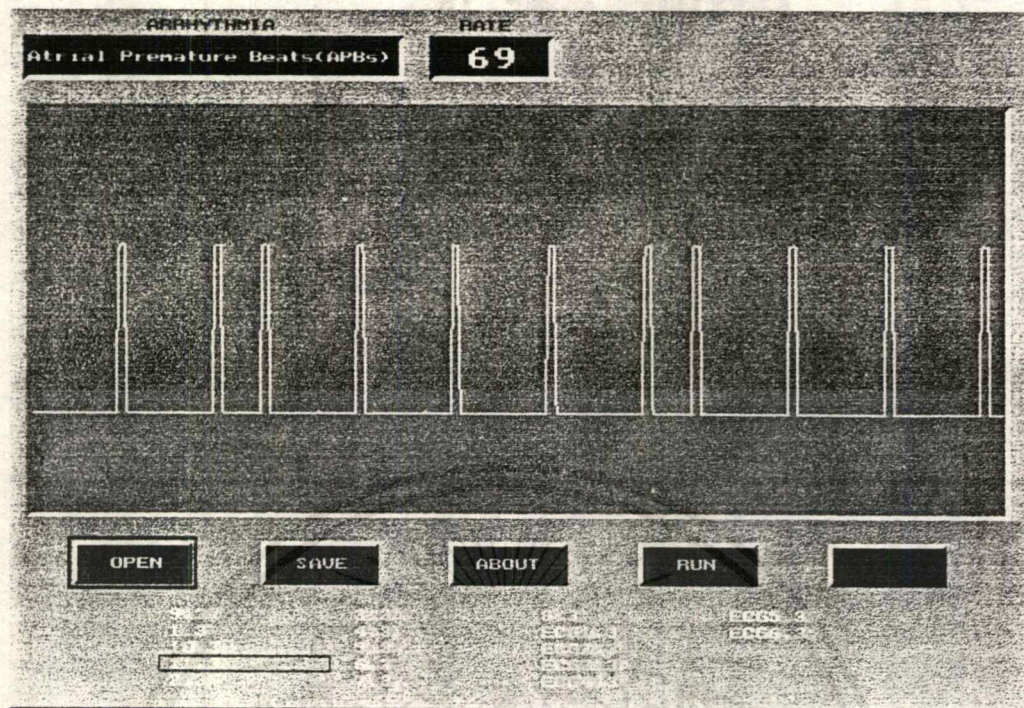
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



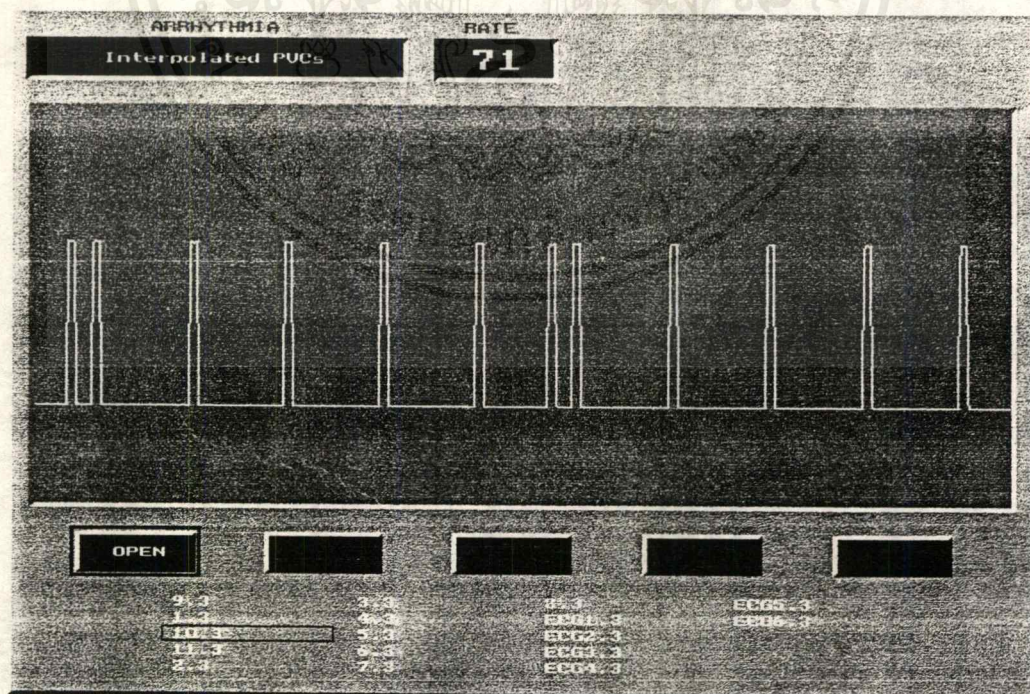
รูป 5.28 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 8 คือ Bigeminy



รูป 5.29 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 9 คือ Trigeminy



รูป 5.30 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 10 คือ APBs



รูป 5.31 ผลการทดลองเมื่อป้อนสัญญาณจำลองอาการผิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจอาการที่ 11 คือ Interpolated PVCs

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 6

สรุปและวิจารณ์

ECG Data Analysis เป็นโครงการที่น่าสนใจอย่างมากหัวใจมาวิเคราะห์หาอาการผิดปกติ ซึ่งในโครงการนี้แบ่งออกเป็น 11 อาการคือ

1. Normal Sinus Rhythm
2. Bradycardia
3. Tachycardia
4. Asystole
5. Dropped Beat
6. Premature Ventricular Contractiions (PVCs)
7. R-on-T Phenomenon
8. Bigeminy
9. Trigeminy
10. Atrial Premature Beats (APBs)
11. Interpolated PVCs

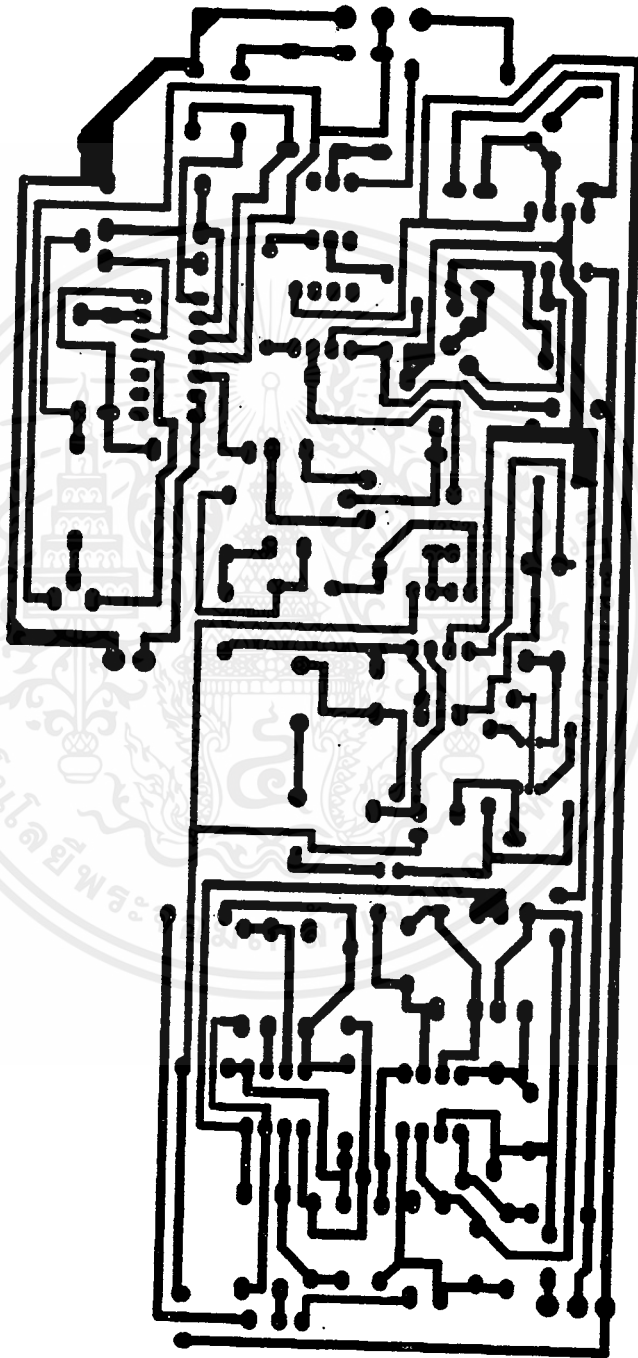
งานทางด้าน Hardware แบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ECG Amp. กับเครื่องจำลองอาการผิดปกติทั้ง 11 แบบ โดยทั้ง 2 ส่วนได้ให้เอาที่พูดตามที่ได้ตั้งเป้าหมายไว้คือ ECG Amp. สามารถตรวจสอบสัญญาณหัวใจคนโดยตรงได้ และ เครื่องจำลองอาการผิดปกติก็สามารถให้เอาที่พูดออกมาได้ตามเป้าหมายคือ 11 อาการที่กล่าวมาข้างต้น

งานทางด้าน Software เป็นการนำสัญญาณที่วัดได้มาผ่านการ์ด PCL-812PG ซึ่งเราเลือกใช้เป็นตัวที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณ Analog เป็น Digdtaล ซึ่งควบคุมโดยใช้โปรแกรมภาษา C เป็นตัวควบคุม แล้วนำข้อมูลที่ได้มาแสดงผล เพื่อวิเคราะห์อาการที่เกิดขึ้นและแสดง Rate โดยการวิเคราะห์จะเป็นการวิเคราะห์ในลักษณะ Beat-to- Beat

ในการทดสอบโครงการสามารถวิเคราะห์ว่าลักษณะสัญญาณ ECG ที่ป้อนเข้ามาตรงกันกับลักษณะอาการใดใน 11 อาการที่อ้างกล่าวถึงในเบื้องต้นแล้วก็แสดงผลออกมาได้ตามที่ตั้งเป้าหมายไว้.

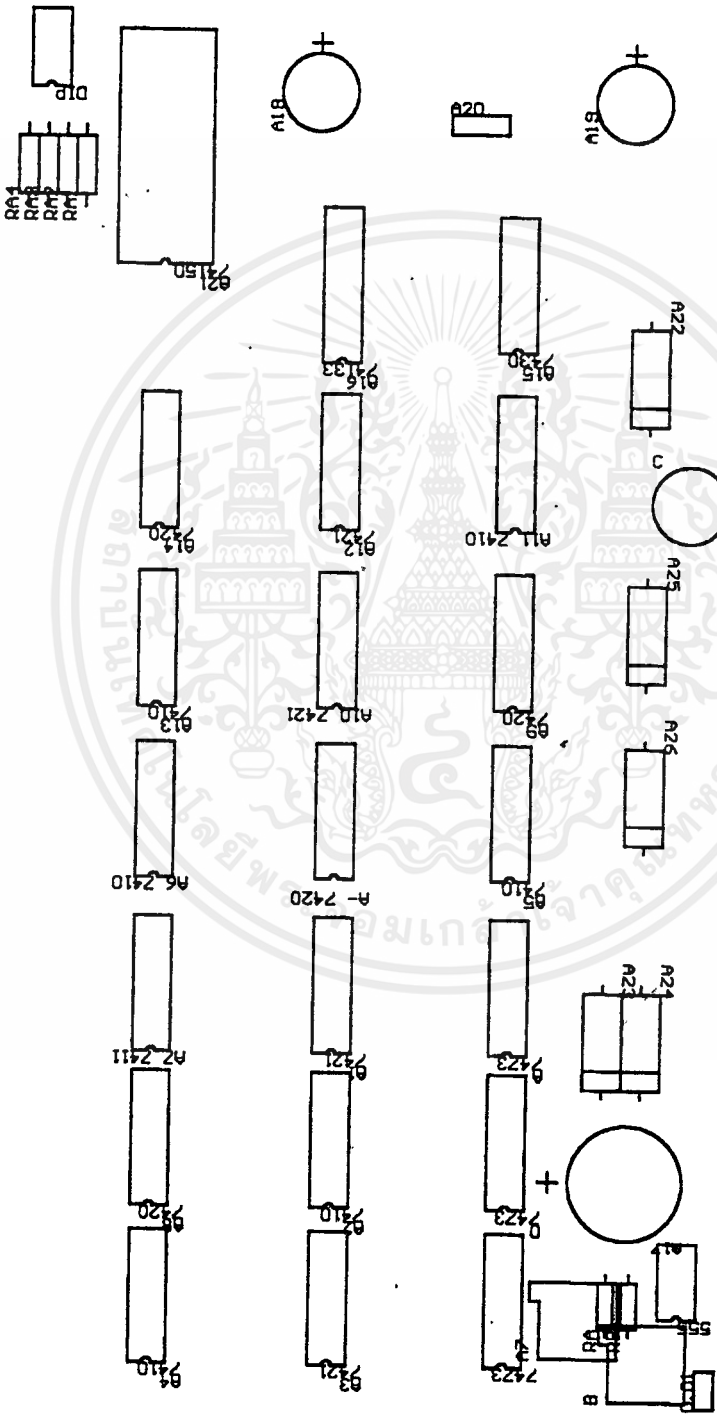


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



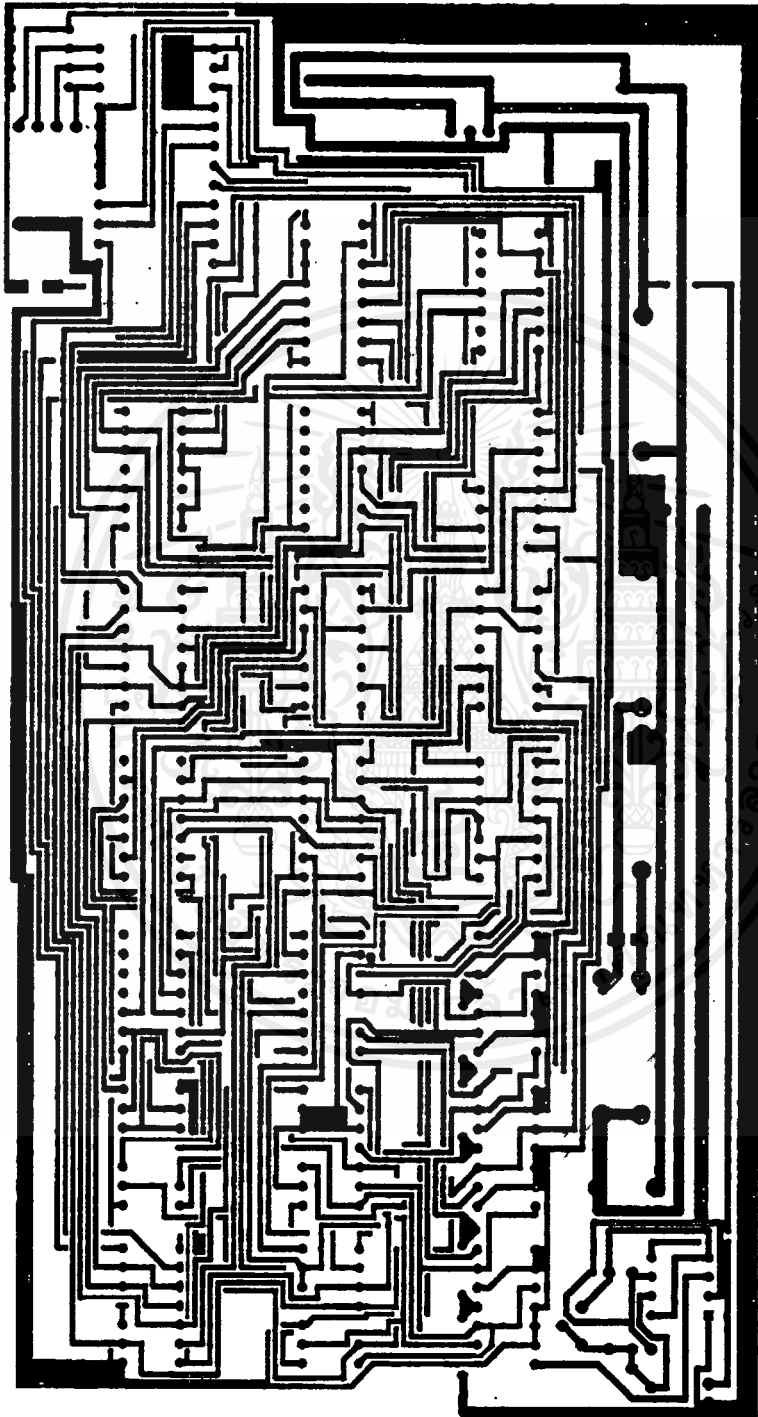
รูปแสดงลายวงจร ECG AMPLIFIER

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



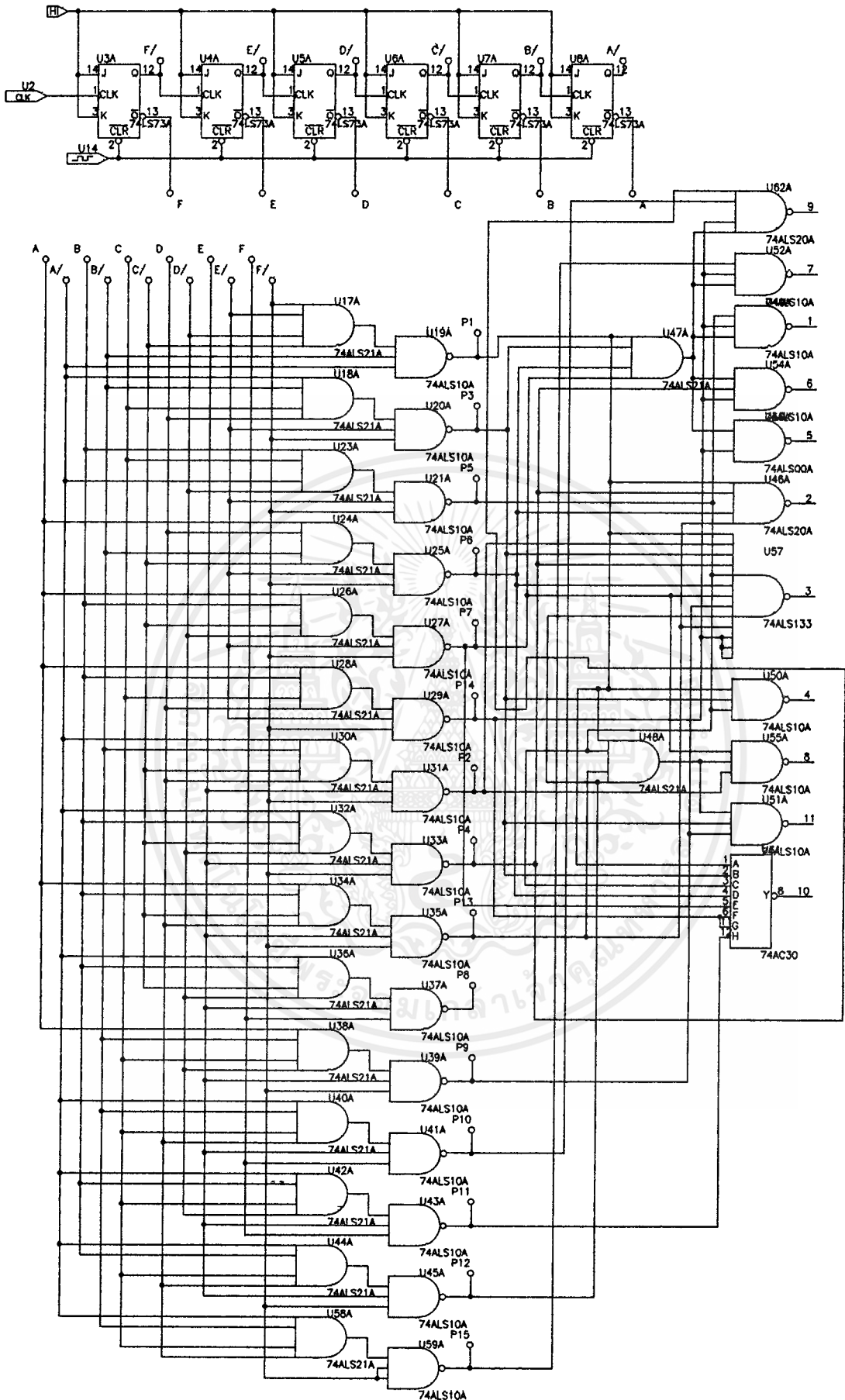
รูปแบบของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

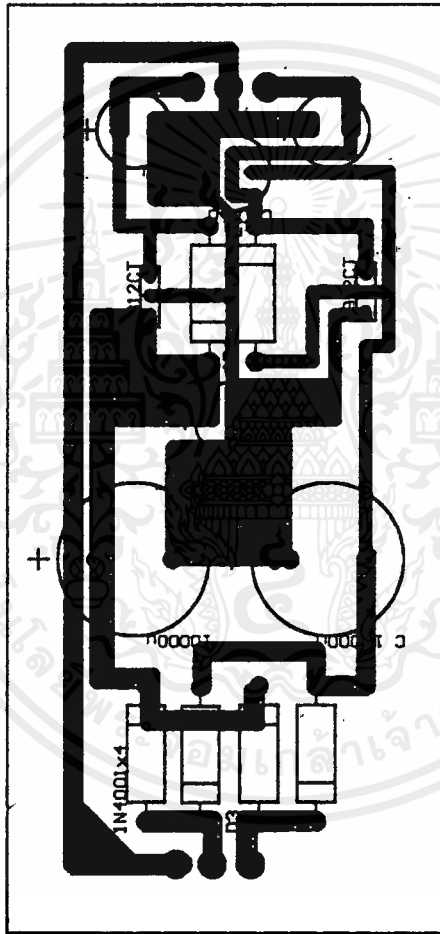
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปแสดงลายวงจรเครื่องจำลองอากาศการศึกษาของหัวใจ

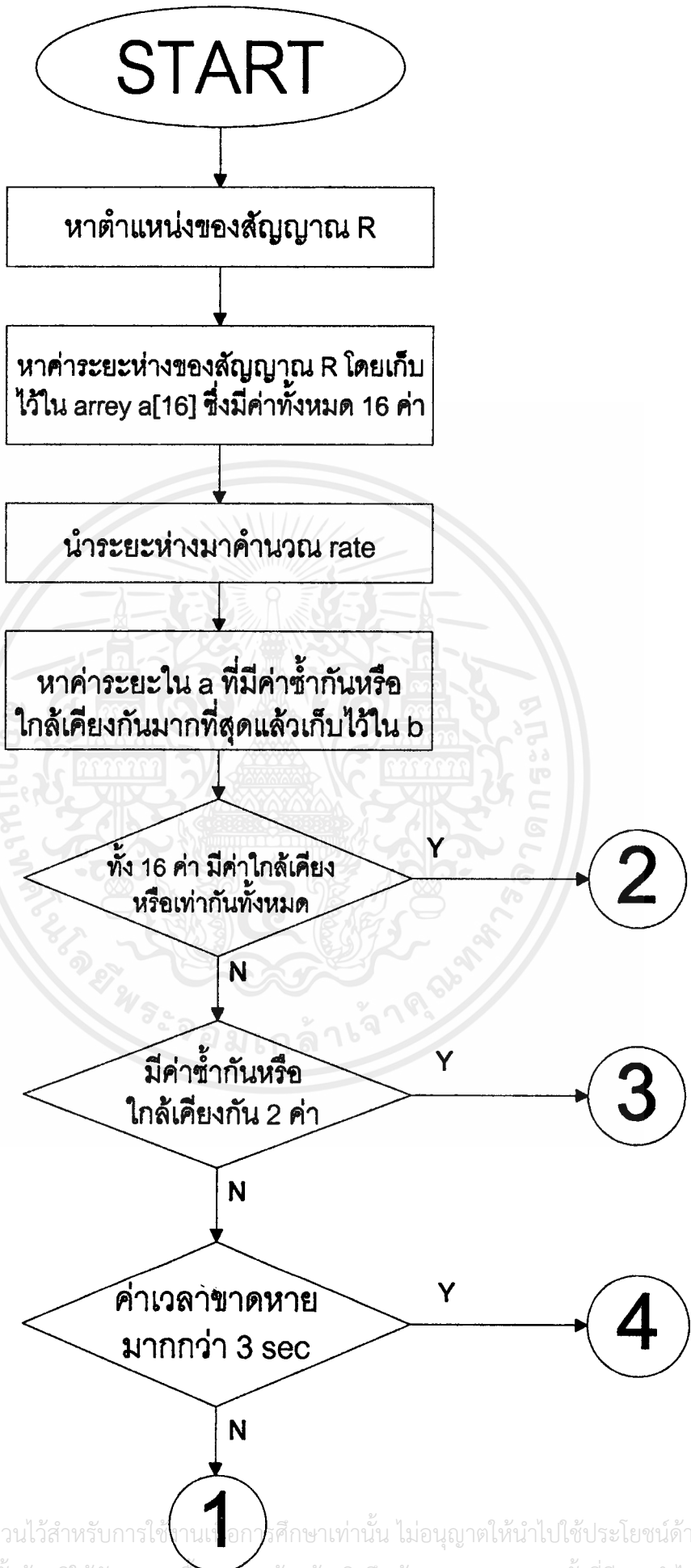
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

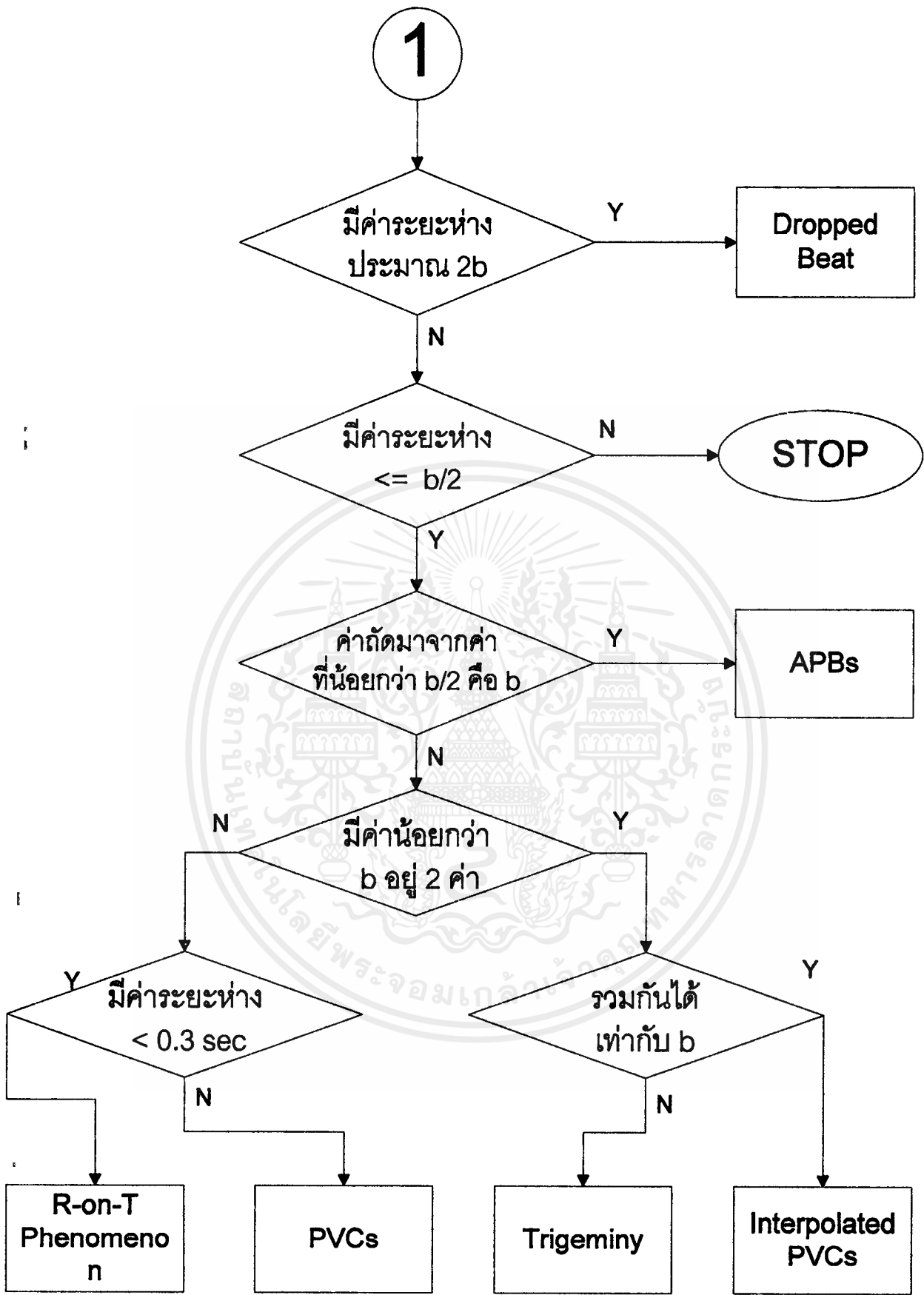




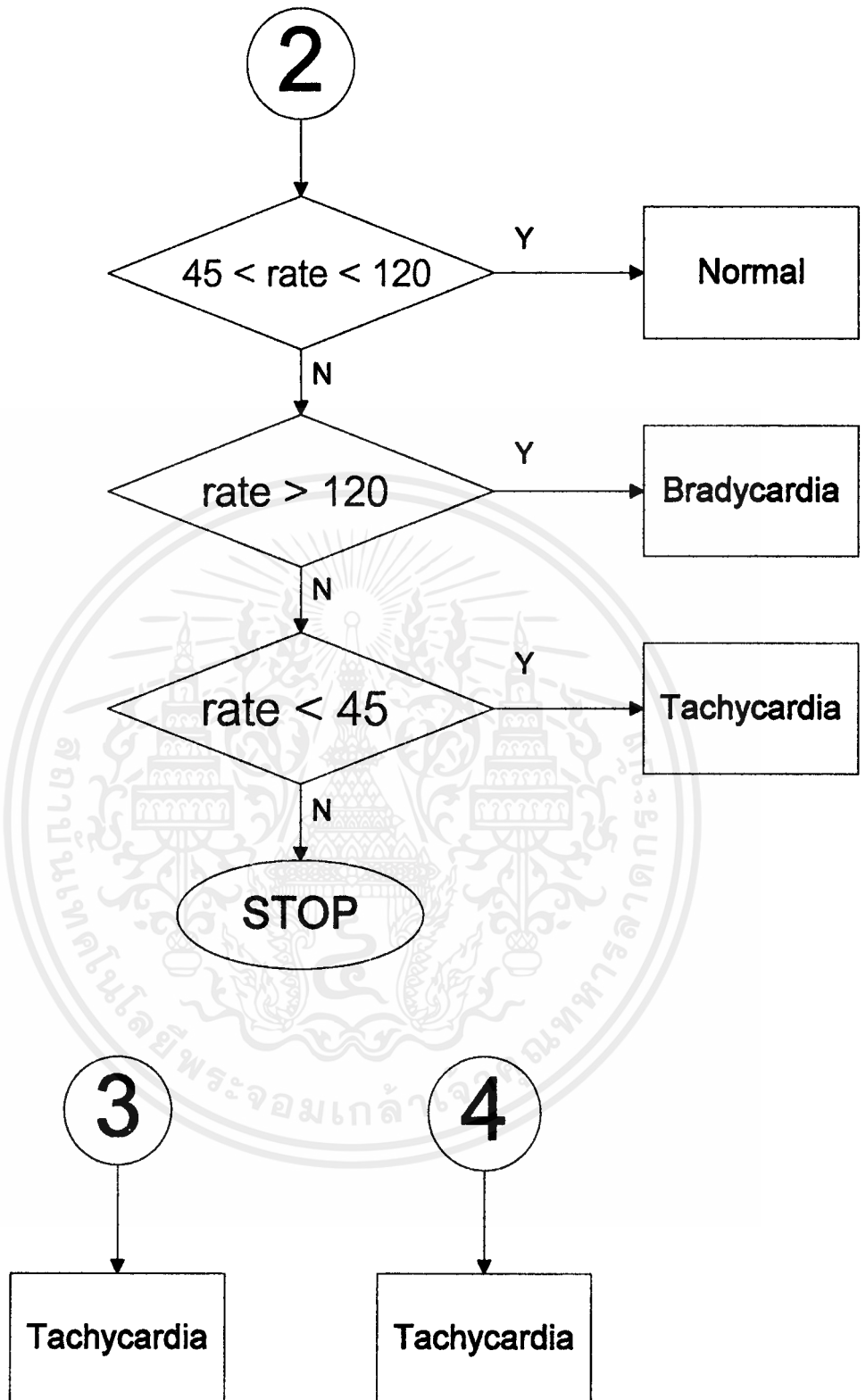
รูปแสดงกลางวงจรและอุปกรณ์ Power Supply 12 0 -12 VDC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



1. วิสุทธิ พิบูลวางกูร, “เครื่องแสดงความคิดปกติของจังหวะการเต้นของหัวใจ”, “ARRHYTHMIA MONITOR”, 2532.
2. ชันวา ศรีประโมง, “การเขียนโปรแกรมภาษาซี สำหรับวิศวกรรม”, พิมพ์ครั้งที่ 4, 2539.
3. Advantech Co.,Ltd. , “PCL-812PG ENHANCED MULTI-LAB CARD”, 1993.
4. Jame Alan Farrell , “Form Pixels to Animation An Introduction to Graphics Programming”, 676 P., 1994.
5. Gobind Daryanani, “Principles of Active Network Synthesis and Design”, 495 P., 1976.
6. Fredrick W.Hughes, Op-Amp Hanbook, Prentice - Hall,Engle Wood Cliffs, New Jersey.
7. Dale Dubin, “Rapid Interpretation of EKG’s a programmed course”

