



บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
แบบฟอร์มการให้คะแนนการสอบวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ ระบบมอนิเตอร์สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก
(THE INTENSIVE CARE UNIT MONITORING SYSTEM)
ชื่อนักศึกษา นายชุกชญา คิติใจเดี่ยว รหัสประจำตัว 30126-016
หลักสูตร วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า
ภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ รศ. มนัส สังวรศิลป์

ชื่ออาจารย์ผู้ควบคุมการสอบ	ลายมือชื่อ
รศ. มนัส สังวรศิลป์	
อ. ประภากร สุวรรณะ	
รศ. ดร. สมเกียรติ ศุภเดช	
ผศ. ดร. รัตติกกร วรากลศิริพันธ์ุ	
ผศ. วิชัย สุรพันธ์	

ค่าระดับคะแนนรวมที่เป็น เอกฉันท์จากคณะกรรมการสอบ 0 : OUTSTANDING (ดีเยี่ยม)
วัน/เดือน/ปี ที่สอบ 14 สิงหาคม 2533 เวลา 13.30 น.
สถานที่สอบ ห้องประชุมคณะวิศวกรรมศาสตร์ (A-305) ตึก 6 ชั้น



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานทางการศึกษาเท่านั้น (นายคณิศร รัตโนภาส) คณบดี
ไม่ว่ากรณีใดๆ จะต้องอ้างอิงถึง รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ
เลขหมู่ _____
เลขทะเบียน **15256**
วัน, เดือน, ปี -3 ต.ค. 2533

รักษาราชการแทนคณบดีบัณฑิตวิทยาลัย
วันที่ ... 21 ... เดือน ... ส.ค. พศ. 2533 ...

ระบบมอนิเตอร์ สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก

THE INTENSIVE CARE UNIT MONITORING SYSTEM

ยุทธนา คิติใจดีศว

YUTTANA KITJAJIDURE

อาจารย์ที่ปรึกษา

รองศาสตราจารย์ มนัส

สังวรศิลป์

ADVISOR

ASSOCIATE PROFESSOR MANUS SANGWORASIL

วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2532

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญเรื่อง

	หน้า
บทคัดย่อ	I
ABSTRACT	II
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 ระบบมอนิเตอร์ สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก	3
2.1 สัญญาณจากร่างกาย และการวัด	3
2.1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	3
2.1.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	11
2.1.3 การวัดการหายใจ	18
2.2 ความปลอดภัยจากร่างกาย ต่อกระแสไฟฟ้า	21
2.2.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า	21
2.2.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า	26
2.3 ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกาย	28
2.4 โครงสร้างของระบบมอนิเตอร์	30
บทที่ 3 การสร้างเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย แบบข้างเดียว	40
3.1 โครงสร้างของเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย แบบข้างเดียว	40
3.2 ส่วนวงจรลอย	40
3.2.1 วงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	41
3.2.2 วงจรวัดการหายใจ	45
3.3 ส่วนวงจรประมวลสัญญาณคลื่น และอัตราคลื่น	48
3.3.1 ส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	50
3.3.2 ส่วนประมวลอัตราการหายใจ	55
3.4 ส่วนแสดงผลบนจอภาพ และแสดงตัวเลข	60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น ขอสงวนสิทธิ์ในสิ่งที่ปรากฏ ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า	
3.4.1	หลักการแสดงสัญญาณภาพ อัตราการเดินของหัวใจ และอัตราการหายใจ	60
3.4.2	วงจรส่วนแสดงรูปคลื่นสัญญาณ	68
3.4.3	วงจรส่วนแสดงผลบนจอภาพ	76
3.4.4	ส่วนแสดงตัวเลข	82
3.5	ส่วนสร้างสัญญาณเตือน และเสียงจิงหระการเดินของหัวใจ	82
3.5.1	วงจรสร้างสัญญาณเตือน	84
3.5.2	วงจรสร้างเสียงจิงหระการเดินของหัวใจ	84
3.6	ส่วนสร้างสัญญาณการกวาด และสัญญาณภาพ	84
3.6.1	วงจรสร้างสัญญาณเดินเลื่อย	86
3.6.2	วงจรสร้างสัญญาณภาพ	87
3.7	ส่วนวงจรขยายกำลัง และสร้างแรงดันไฟสูง	88
3.7.1	วงจรขยายกำลัง	88
3.7.2	วงจรสร้างแรงดันไฟสูง	92
3.8	ส่วนแหล่งจ่ายไฟ และชาร์จไฟแบตเตอรี่	94
3.8.1	วงจรแปลงไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V เป็นไฟฟ้ากระแสตรง 20 V	95
3.8.2	วงจรควบคุมการจ่ายไฟจากแบตเตอรี่	97
3.8.3	วงจรจ่ายไฟเพื่อเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของเครื่องมอนิเตอร์	97
3.8.4	วงจรชาร์จไฟแบตเตอรี่	99
บทที่ 4	การสร้างเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย แบบศูนย์กลาง	101
4.1	โครงสร้างของเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย แบบศูนย์กลาง	101
4.1.1	หลักการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพ	101
4.1.2	การวัดอัตราการเดินของหัวใจ	105
4.1.3	หลักการแสดงตัวอักษร และตัวเลขบนจอภาพ	109
4.2	ส่วนประมวลสัญญาณ	110

	หน้า	
4.2.1	วงจรสรางสัญญาณควบคุมระบบ	110
4.2.2	วงจรประมวลสัญญาณคลื่น	124
4.2.3	วงจรประมวลอัตราคลื่น	130
4.3	ส่วนการแสดงผลบนจอภาพ	136
4.3.1	วงจรสรางสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห	137
4.3.2	วงจรมายกกำลังสำหรับขดลวดหักเห	139
4.3.3	วงจรสราง และขยายสัญญาณภาพ	141
4.3.4	วงจรสรางแรงดันไฟสูง	144
4.3.5	วงจรมายกไฟเลี้ยง	144
บทที่ 5	สรุปผลจากการนำไปใช้งาน	147
กิตติกรรมประกาศ		155
บรรณานุกรม		156
ภาคผนวก ก	ตารางเปรียบเทียบงานวิจัยและนวัตกรรมอินเทอร์เน็ตสำหรับห้องผู้ป่วยหนัก	158
ภาคผนวก ข	การตรวจสอบความปลอดภัยจากกระแสรั่ว	160

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพประกอบ

	หน้า
รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง	3
รูปที่ 2.2 แสดงให้เห็นการเบี่ยงเบนที่ปรากฏบนจอภาพของเครื่องวัด	4
รูปที่ 2.3 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ	5
รูปที่ 2.4 แสดงทิศทางการเกิดรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	8-10
รูปที่ 2.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I	11
รูปที่ 2.6 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ	12
รูปที่ 2.7 ศักดาไฟฟ้าทำงานของเนื้อเยื่อผนังหัวใจของคลื่น R	13
รูปที่ 2.8 ปฏิกริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนังกับอิเล็กโตรด	14
รูปที่ 2.9 อิเล็กโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ ที่ใช้ในการรับสัญญาณจากผู้ป่วย	15
รูปที่ 2.10 วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยฮอลซิลโลสโคป ชนิดซิงเกิลเอนด์ (single end)	16
รูปที่ 2.11 ใช้วงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล (Differential) วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	16
รูปที่ 2.12 การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กตัดผ่านช่องว่างระหว่างสาย	17
รูปที่ 2.13 แสดงตำแหน่งที่วัดอิมพีแดนซ์ บริเวณทรวงอก	19
รูปที่ 2.14 แสดงความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ ในช่วงต่างๆของการหายใจ	20
รูปที่ 2.15 แสดงการใช้อิเล็กโตรดร่วมกันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กับการวัดการหายใจ	20
รูปที่ 2.16 แสดงการแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกจากคลื่นความถี่สูงของการวัดการหายใจ	21
รูปที่ 2.17 กราฟของกระแสและความถี่ ของใช้ในการทดลองที่วัดด้วยกระแสไฟฟ้า	24
รูปที่ 2.18 แสดงการเกิดกระแสรั่วของเครื่องใช้ไฟฟ้า	25
รูปที่ 2.19 แสดงให้เห็นกระแสรั่วที่เกิดจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	26
รูปที่ 2.20 แสดงการป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า	27
รูปที่ 2.21 Long persistence CRT display	28
รูปที่ 2.22 Non-Fade type CRT display	29
รูปที่ 2.23 TV Monitor type	30

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.24	แสดงการหักเหด้วยสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก	32
รูปที่ 2.25	เป็นการเปรียบเทียบความเป็นเชิงเส้น (linearity) ของจอภาพที่ใช้ทํามอนิเตอร์	33-38
รูปที่ 2.26	แสดงระบบมอนิเตอร์ในห้อง ICU	39
รูปที่ 3.1	แสดงโครงสร้างของเครื่องแสดงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วย แบบข้างเดียว	40
รูปที่ 3.2	แสดงส่วนต่าง ๆ ของวงจรลอย	41
รูปที่ 3.3	วงจรขยายความแตกต่าง	42
รูปที่ 3.4	แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิลคโตรดถูกรบกวน	43
รูปที่ 3.5	วงจรปรับศูนย์	44
รูปที่ 3.6	วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่าน	44
รูปที่ 3.7	วงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง	45
รูปที่ 3.8	วงจรสร้างความถี่สูง 58 KHz	45
รูปที่ 3.9	วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ	46
รูปที่ 3.10	วงจรจนความถี่ 58 KHz	47
รูปที่ 3.11	วงจรแยกความถี่ต่ำ	47
รูปที่ 3.12	วงจรแคลมป์	48
รูปที่ 3.13	ส่วนประมวลสัญญาณคลื่น และ อัตราคลื่น	49
รูปที่ 3.14	วงจรปรับขนาดสัญญาณ	50
รูปที่ 3.15	วงจรแยกคลื่น QRS	50
รูปที่ 3.16	ก) วงจรตรวจจับยอดคลื่น ข) แสดงลักษณะของสัญญาณที่จุดต่าง ๆ	51
รูปที่ 3.17	แสดงหลักการแปลงความถี่ เป็นศักดาไฟฟ้า	52
รูปที่ 3.18	กราฟแสดงความสัมพันธ์ของอัตราการเต้นของหัวใจ กับค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า	54
รูปที่ 3.19	วงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า	54
รูปที่ 3.20	ความสัมพันธ์ของสัญญาณอินพุตกับเอาต์พุต จากวงจรตรวจจับยอดคลื่น	55
รูปที่ 3.21	วงจรขยายสัญญาณ	58

รูปที่ 3.22	วงจรตรวจจับยอดบน และยอดล่างของคลื่น	56
รูปที่ 3.23	แสดงหลักการคูณความถี่ 2 เท่า	57
รูปที่ 3.24	วงจรคูณความถี่ 2 เท่า	57
รูปที่ 3.25	แสดงวงจรมับ และวงจรแลทซ์	58
รูปที่ 3.26	วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก	59
รูปที่ 3.27	หลักการสร้างสัญญาณควบคุมการแลทซ์ และสัญญาณควบคุมการนับ	59
รูปที่ 3.28	วงจรสร้างฐานเวลา	60
รูปที่ 3.29	แสดงวงจรส่วนที่วัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ	61
รูปที่ 3.30	แสดงวงจรส่วนที่วัดอัตราการหายใจ	62
รูปที่ 3.31 (ก)	เป็นรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นจริง ๆ ซึ่งเทียบกับในแกนของเวลา	64
รูปที่ 3.31 (ข), (ค)	เป็นรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสแกนข้อมูลทั้งแนวตั้งและแนวนอน	64
รูปที่ 3.32	เวลาของการทำงานใน 1 ไชเคิล	65
รูปที่ 3.33	ทิศทางของกระแสและฟลักซ์แม่เหล็ก	66
รูปที่ 3.34	คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที	67
รูปที่ 3.35	แสดงผังการทำงานของส่วนแสดงผล	68
รูปที่ 3.36	แสดงวงจรสร้างสัญญาณควบคุมระบบ	69
รูปที่ 3.37	แสดงเวลาในการแสดงผล 1 รอบ	70
รูปที่ 3.38	แสดงเวลาของแอดเดรสหน่วยความจำ	70
รูปที่ 3.39	แสดงแผนผังของวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	73
รูปที่ 3.40	แสดงเวลาของสัญญาณควบคุมการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	74
รูปที่ 3.41	วงจรส่วนแสดงสัญญาณ	75
รูปที่ 3.42	วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	76
รูปที่ 3.43	วงจร R-2R LADDER	77
รูปที่ 3.44	แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร D/A	78

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

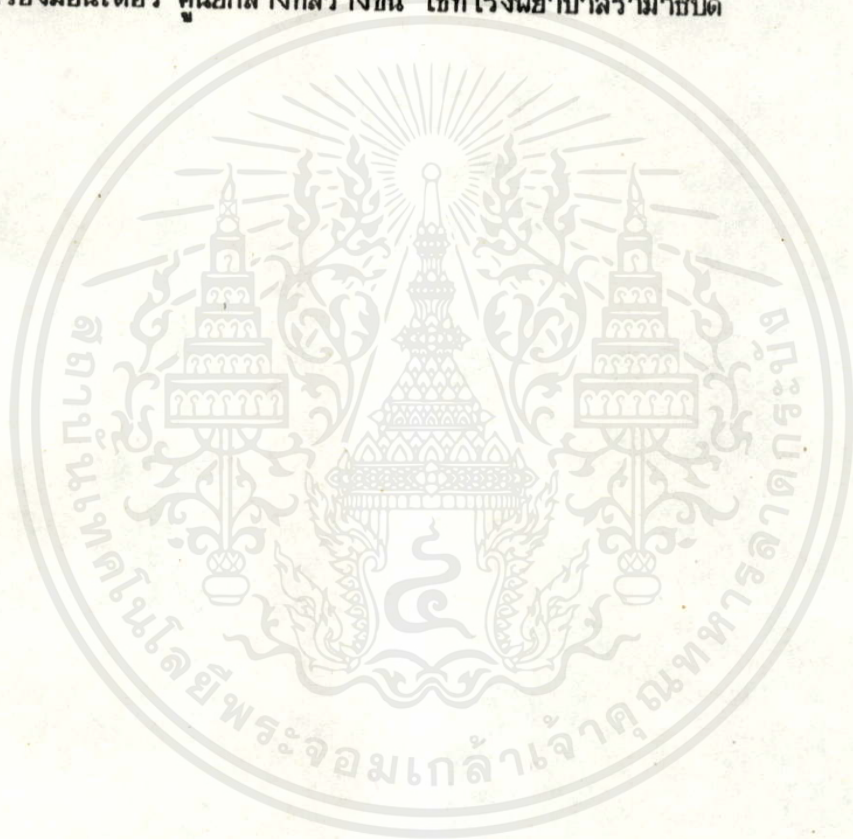
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.45	วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน	78
รูปที่ 3.46	วงจรปรับระดับ และขนาดของสัญญาณ	79
รูปที่ 3.47	วงจรแสดงค่าอัตราการเดินทางของหัวใจ	80
รูปที่ 3.48	วงจรแสดงค่าอัตราการหายใจ	81
รูปที่ 3.49	แสดงการทำงานของวงจรสร้างสัญญาณเตือน และเสียงจิงหะการเดินของหัวใจ	82
รูปที่ 3.50	วงจรสร้างสัญญาณเตือน และเสียงจิงหะการเดินของหัวใจ	83
รูปที่ 3.51	วงจรสร้างสัญญาณการกวาด และสัญญาณภาพ	85
รูปที่ 3.52	แสดงเวลาของสัญญาณภาพ	87
รูปที่ 3.53	แผงมีส่วนขยายกำลัง และสร้างสัญญาณภาพ	88
รูปที่ 3.54	แสดงวงจรเสมือนของ วงจรขยายกำลัง	89
รูปที่ 3.55	วงจรขยายกำลังขับขดลวดหักเหทางแนวนอน	90
รูปที่ 3.56	วงจรขยายกำลังขับขดลวดหักเหทางแนวตั้ง	91
รูปที่ 3.57	วงจรสร้างแรงดันไฟสูง และไฟเลี้ยงหลอดภาพ	93
รูปที่ 3.58	แผงมีส่วนแหล่งจ่ายไฟ	94
รูปที่ 3.59	วงจรสวิชชิง เรคทูลิเตอร์ จ่ายไฟ 20 V	96
รูปที่ 3.60	วงจรแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของเครื่อง	98
รูปที่ 3.61	วงจรอาร์จไฟแบตเตอรี่	100
รูปที่ 4.1	แสดงแผนผังการทำงานของเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบศูนย์กลาง	102
รูปที่ 4.2	รหัส 5 บิต ที่แสดงเป็นตัวเลข และรายละเอียดต่าง ๆ	107-108
รูปที่ 4.3	แสดงข้อมูลที่ถูกขี้นวีจิสเตอร์ เรียงออกมาทีละบิตเทียบกับเส้นรหัสเตอร์	109
รูปที่ 4.4	วงจรสร้างสัญญาณควบคุมระบบ	111
รูปที่ 4.5	แสดงเวลาของสัญญาณพัลส์ที่ถูกถอดรหัสต่าง ๆ	112
รูปที่ 4.6	วงจรสร้างสัญญาณควบคุมหน่วยความจำ และวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล	113
รูปที่ 4.7	แสดงเวลาของสัญญาณควบคุมหน่วยความจำ และวงจรแปลงอนาล็อกเป็นดิจิตอล	115

รูปที่ 4.8	แสดงฐานเวลา 3.12 ms	117
รูปที่ 4.9	วงจรสร้างฐานเวลา และความคมการสร้างสัญญาณเฟ้นเลือก	118
รูปที่ 4.10	แสดงเวลาของสัญญาณราสเตอร์	119
รูปที่ 4.11	แสดงเวลาของสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห	119
รูปที่ 4.12	แสดงเวลาของสัญญาณการแสดงตัวหนังสือ	121
รูปที่ 4.13	วงจรควบคุมการสร้างสัญญาณภาพ	122
รูปที่ 4.14	วงจรสร้างสัญญาณภาพ ที่แสดงตัวหนังสือ	123
รูปที่ 4.15	แผนผังส่วนประมวลสัญญาณคลื่น	124
รูปที่ 4.16	วงจรรับขนาดของสัญญาณเข้า	126
รูปที่ 4.17	วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล	127
รูปที่ 4.18	วงจรหน่วยความจำ	129
รูปที่ 4.19	แผนผังส่วนประมวลอัตราคลื่น	131
รูปที่ 4.20	วงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน	131
รูปที่ 4.21	วงจรมิกเซอร์ และกราฟการทำงาน	132
รูปที่ 4.22	วงจรแยกคลื่น QRS และตรวจจับยอดคลื่น	133
รูปที่ 4.23	วงจรหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ	135
รูปที่ 4.24	แผนผังส่วนสร้างสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห	136
รูปที่ 4.25	วงจรสร้างสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห	138
รูปที่ 4.26	วงจรขยายกำลัง ขั้วขดลวดหักเห	140
รูปที่ 4.27	แผนผังแสดงส่วนสร้างสัญญาณภาพ	141
รูปที่ 4.28	วงจรสร้างสัญญาณภาพ	142
รูปที่ 4.29	วงจรขยายสัญญาณภาพ และสร้างแรงดันไฟสูง	143
รูปที่ 4.30	วงจรแหล่งจ่ายไฟเลี้ยง	145
รูปที่ 5.1	เครื่องต้นแบบเครื่องแรกทีสร้างขึ้น ใช้ที่โรงพยาบาลรามธิบดี	148

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ให้ผู้รับบริการ ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
รูปที่ 5.2 เครื่องต้นแบบ ที่ให้กับผู้ป่วยอีกรายหนึ่ง	148
รูปที่ 5.3 รูปแบบเครื่องที่สร้างขึ้นใหม่ รุ่นที่ 2	149
รูปที่ 5.4 เครื่องที่สร้างขึ้นใหม่ รุ่นที่ 2 ใช้ที่โรงพยาบาลรามธิบดี	149
รูปที่ 5.5 รูปแบบเครื่องที่สร้างขึ้นในวันที่ 3	150
รูปที่ 5.6 แสดงเครื่องที่สร้างขึ้นวันที่ 3 ใช้ที่โรงพยาบาลเปาโล เมมโมเลี่ยน	150
รูปที่ 5.7 เครื่องที่ใช้ที่โรงพยาบาลเปาโล เมมโมเลี่ยน	151
รูปที่ 5.8 เครื่องมอเตอร์ ศูนย์กลางที่สร้างขึ้น ใช้ที่โรงพยาบาลรามธิบดี	151



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบมอนิเตอร์ สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก
นักศึกษา	นาย ชุภกานา คัดใจเด็ชา
อาจารย์ที่ปรึกษา	รศ. มณเฑาะว์ สິงวรศิลป์
ระดับการศึกษา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	พ.ศ. 2532

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้เป็นงานวิจัย เพื่อออกแบบและสร้างระบบมอนิเตอร์ สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก ซึ่งเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ที่ช่วยดูแลผู้ป่วย โดยระบบมอนิเตอร์นี้จะประกอบด้วยเครื่องมอนิเตอร์แบบข้างเตียงที่แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจออกจากจอมอนิเตอร์ โดยใช้หลักการสร้างสัญญาณไปขับเคลื่อนหลอดทึบทั้งทางแนวตั้งและแนวนอน เพื่อควบคุมลำอิเล็กตรอนให้เบี่ยงเบน ทำให้เกิดเป็นภาพขึ้นรวมทั้งสามารถวัดอัตราการเต้นของหัวใจกับอัตราการหายใจ และแสดงผลออกทางไดโอดเปล่งแสง นอกจากนี้ยังสามารถส่งสัญญาณเตือน ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอาการอัตราการเต้นของหัวใจผิดปกติไป ซึ่งเครื่องมอนิเตอร์แบบข้างเตียงนี้ได้ออกแบบให้สามารถเคลื่อนย้ายไปกับผู้ป่วยได้ ส่วนเครื่องมอนิเตอร์แบบศูนย์กลางจะแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องมอนิเตอร์แบบข้างเตียงได้ 4 เตียงพร้อมกัน โดยจะแสดงผลทางจอมอนิเตอร์ในลักษณะเดียวกับเครื่องมอนิเตอร์แบบข้างเตียง ส่วนอัตราการเต้นของหัวใจจะแสดงผลบนจอร่วมกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ แต่ใช้หลักการแสดงผลภาพแบบโทรทัศน์

งานวิจัยนี้เป็นแนวทางในการพัฒนาเพื่อสร้างเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ขึ้นใช้เองภายในประเทศ โดยไม่ต้องนำเข้าจากต่างประเทศ ซึ่งจะเกื้อหนุนต่อการพัฒนาทางอุตสาหกรรมต่อไปในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title **The Intensive Care Unit Monitoring System**
 Name **Yuttana Kitjaidure**
 Thesis Advisor **Assoc. Prof. Manus Sangworasil**
 Level of Study **Master of Engineering in Electrical Engineering**
 Academic Year **1989**

ABSTRACT

This thesis describes the design and construction of the Intensive Care Unit Monitoring System, used for monitoring the patients. The Monitoring System consists of 4 bedside monitors and a central monitor. Each bedside monitors is placed near a patient's bed and transmits the patient's ECG to the central monitor. The bedside monitor shows the patient's ECG on its screen, controlled by deflection yokes in x-y mode and the patient's heart rate, respiration rate via LEDs on the panel. In addition, it will alarm when the heart rate is slower or faster than the preset rates set by the doctor. In the central monitor, there is a complex deflection for displays both 4 patients' ECG and their heart rates on the screen. The ECG tracings occur in the same way of the bedside monitor but the heart rates are showed by scanning the raster as in a television.

This research can serve for the further development of the self construction of the biomedical electronics instrument. It's useful in the domestic industrial production.

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1 บทนำ

ปัจจุบันอุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ในทางการแพทย์ เช่น ระบบมอนิเตอร์สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก ยังต้องนำเข้าจากต่างประเทศในราคาแพง ซึ่งยังเป็นที่ต้องการสำหรับโรงพยาบาลต่างๆทั้งของรัฐบาล และเอกชน ฉะนั้นจึงได้เริ่มทำการพัฒนาสร้างเครื่องมือดังกล่าวขึ้นมาใช้เอง เพื่อช่วยลดการนำเข้า และความต้องการในการใช้เครื่องมือดังกล่าว โดยพัฒนาให้สามารถเข้าสู่ระบบการผลิต ในระดับอุตสาหกรรมได้

ระบบมอนิเตอร์สำหรับห้องผู้ป่วยหนักนี้ เป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับตรวจวัดการทำงานของหัวใจ ฉะนั้นในการสร้างเครื่องต้นแบบดังกล่าว จึงต้องคำนึงถึงความปลอดภัยต่อคนใช้ และผู้ใช้ ตลอดจนความถูกต้องแม่นยำ และมีความทนทานต่อการใช้งานติดต่อกันเป็นระยะเวลาหลายๆ

ก่อนที่จะทำการออกแบบสร้างเครื่องต้นแบบขึ้น จะต้องทำการศึกษาถึงระบบในการทำงานของหัวใจ และคุณสมบัติต่างๆที่สำคัญที่เกี่ยวข้องถึงการออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์ โดยมีรายละเอียดในแต่ละบท ดังนี้

ในบทที่ 2 เป็นการศึกษารวบรวมข้อมูลเพื่อกำหนดคุณสมบัติของเครื่องที่จะออกแบบ โดยทำการศึกษาถึงการกำเนิดของสัญญาณไฟฟ้าจากเซลล์หัวใจในแต่ละช่วงการทำงานของหัวใจ ขนาดและทิศทาง การไหลของกระแสไฟฟ้าหัวใจ การกระจายไปตามร่างกาย การวัดสัญญาณจากผิวหนังของร่างกาย ศึกษาอุปคณ์ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจปกติ และคุณสมบัติทางไฟฟ้า ศึกษาถึงวิธีการวัดการหายใจ ด้วยการวัดอิมพีแดนซ์ ตลอดจนถึงอันตรายที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายและหัวใจ และวิธีป้องกันอันตราย ในตอนท้ายของบทนี้ได้กล่าวถึงระบบแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจจากร่างกายแบบต่างๆ และโครงสร้างของระบบที่ได้สร้างขึ้น

บทที่ 3 กล่าวถึงรายละเอียดในการออกแบบสร้างเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบข้างเดียว โดยเริ่มจากโครงสร้างของเครื่อง คุณสมบัติบางประการที่ต้องคำนึงถึงในการออกแบบ และหลักการแสดงผลของเครื่องนี้ ตลอดจนถึงการออกแบบวงจรต่างๆที่ประกอบเป็นเครื่องนี้ขึ้น โดยให้สามารถสร้างขึ้นใช้งานได้จริง และเช่นกัน ในบทที่ 4 จะเป็นการออกแบบสร้างเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบศูนย์กลาง ซึ่งจะกล่าวถึงโครงสร้างของเครื่อง หลักการแสดงผลออกทางจอ

ภาพ และวิธีการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ สดท้ายจะเป็นการออกแบบวงจรต่างๆของเครื่อง

บทที่ 5 เป็นการสรุปผลจากการนำไปใช้งานกับผู้ป่วยจริงในโรงพยาบาล โดยเริ่มทดสอบการทำงานของเครื่อง จากเครื่องสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น จนถึงขั้นนำไปใช้งานและได้รับคำแนะนำบางประการที่ต้องแก้ไข จากแพทย์ผู้ใช้เครื่องนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

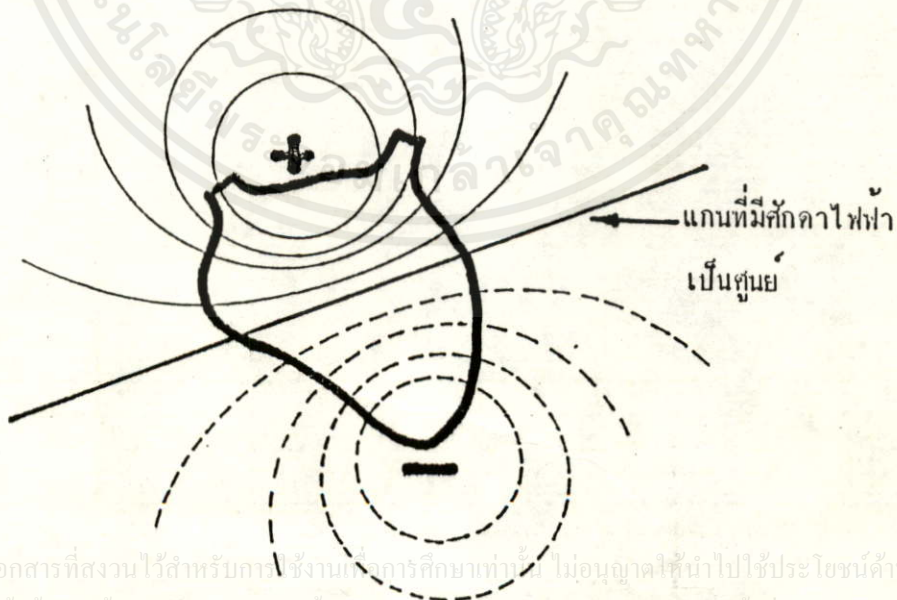
บทที่ 2 ระบบอัตโนมัติ สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก

ในบทนี้จะกล่าวถึงการศึกษาเกี่ยวกับสัญญาณต่าง ๆ ที่จะนำมาแสดงผล ได้แก่ สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ อัตราการหายใจ ซึ่งจะศึกษาที่มาของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจว่าเกิดขึ้นได้อย่างไร จะวัดออกมาได้อย่างไร ศึกษาวิธีในการที่จะวัดการหายใจโดยใช้วิธีทางอ้อม คือการวัดความต้านทานของกล้ามเนื้อทรวงอก และความปลอดภัยจากร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า สุดท้ายจะกล่าวถึงระบบการแสดงผลสัญญาณจากร่างกายแบบต่าง ๆ ตลอดจนโครงสร้างของระบบอัตโนมัติ

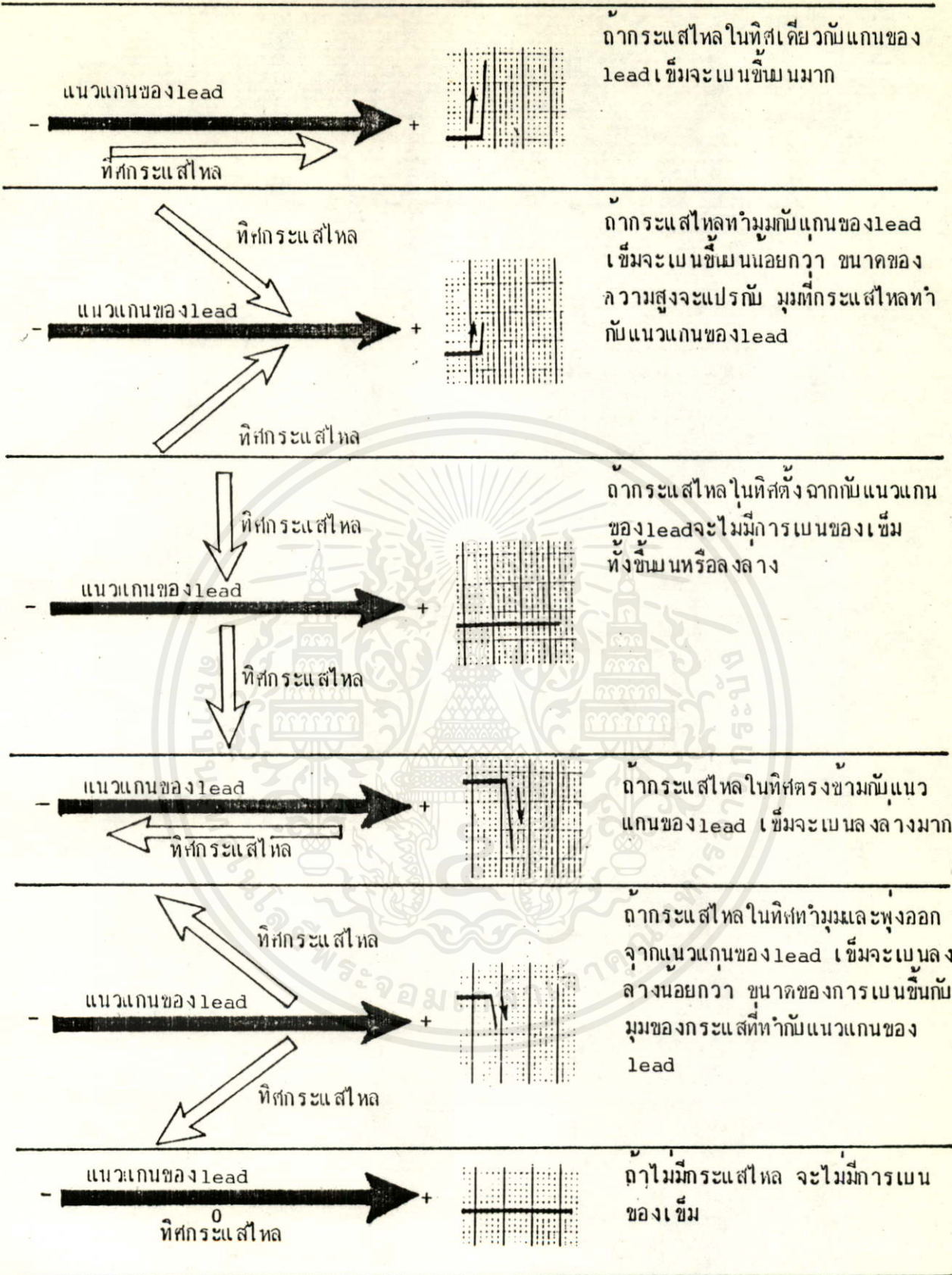
2.1 สัญญาณจากร่างกายและการวัด

2.1.1 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph)

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจเกิดจากการทำงานของหัวใจ ซึ่งหัวใจมีเซลล์ประสาท และเซลล์กล้ามเนื้ออยู่ นิยามหัวใจเป็นเสมือนเครื่องกำเนิดไฟฟ้า ซึ่งบรรจุอยู่ภายในก้อนตัวนำคือร่างกาย ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้น จะกระจายออกจากขั้วบวกไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกายและเข้าที่ขั้วลบ สามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกร่อมระหว่างจุดใด ๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.1 ศักดาไฟฟ้าจากหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่าง ๆ จะไม่เหมือนกันขึ้นอยู่กับ มุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ ศักดาไฟฟ้าที่วัดได้นี้เรียกว่า สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiograph) หรือ ECG

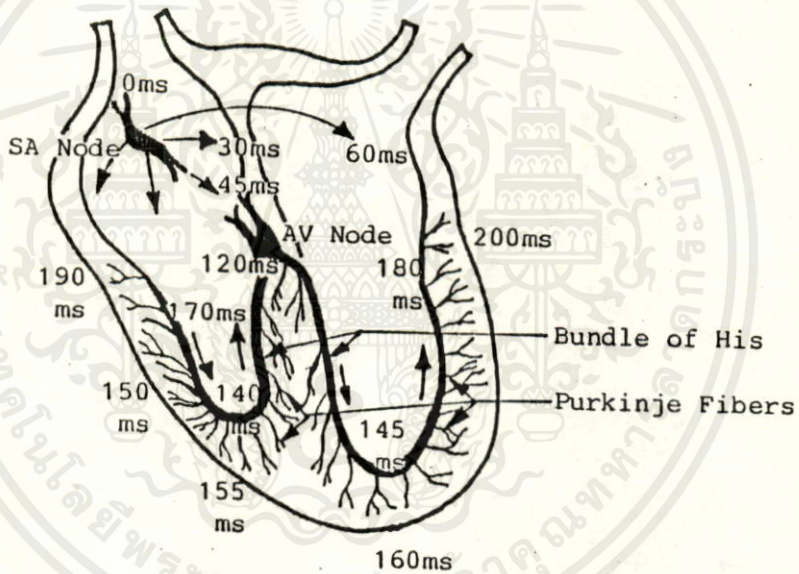


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษามากกว่า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
รูปที่ 2.1 แสดงการกระจายของศักดาไฟฟ้าบนผิวหนัง มีลักษณะเหมือนอิเล็กทริกไดโพล



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรณีใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านธุรกิจ
รูปที่ 2.2 แสดงให้เห็นการเบี่ยงเบนที่ปรากฏบนเครื่องบันทึก หรือจอภาพของเครื่องวัด
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทางศูนย์ฯ ไม่รับผิดชอบต่อการเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ซึ่งเกิดจากการไหลของกระแสบริเวณผิวหนัง ในทิศทางที่ทำมุมต่างๆกับแกนของ lead

พิจารณาตำแหน่งที่จะวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจกับทิศทางของกระแสคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อที่จะให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านเข้าไปที่อิเล็กโทรดของเครื่องมอนิเตอร์ได้ดังนี้ ถ้าวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจโดยใช้อิเล็กโทรดแบบไบโพลาร์ (bipolar electrode) โดยกำหนดเป็นขั้วบวก และขั้วลบ ถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศพุ่งเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรด จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนขึ้นบน แต่ถ้ากระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางพุ่งออกจากขั้วบวกแล้วพุ่งเข้าสู่ขั้วลบ จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนลงล่าง ถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังมีทิศทางทำมุมกับแนวของอิเล็กโทรด ทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีค่าของสัญญาณเบี่ยงเบนน้อยลง และถ้าทิศทางของกระแสที่ไหลบนผิวหนังทำมุมฉากกับแนวอิเล็กโทรด จะทำให้ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ไม่มีค่าเบี่ยงเบนปรากฏ แสดงทิศทางได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.3 แสดงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นไฟฟ้าจาก SA node ไปยังส่วนต่างๆของหัวใจ (เมื่อ SA node ให้กำเนิดคลื่นไฟฟ้า เริ่มนับเวลาเป็นศูนย์)

พิจารณาการเกิดคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้ดังรูปที่ 2.3 เริ่มจาก SA node (Sinoatrial node) มีตำแหน่งอยู่บริเวณส่วนบนของหัวใจห้องบนขวา SA node นี้เป็นเสมือนวงจรสร้างสัญญาณไฟฟ้าในวงจรอิเล็กทรอนิกส์ คือ จะกำเนิดคลื่นไฟฟ้าออกมาอย่างต่อเนื่อง สำหรับผู้ใหญ่ในขณะที่พักผ่อนจะให้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูในวงการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านธุรกิจ
อัตราประมาณ 70 ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าที่สร้างขึ้นจาก SA node จะมีค่าเปลี่ยนแปลงตามสิ่งเร้าภายนอก
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องแจ้งเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากนี้ถ้ามีการตกใจ SA node ก็จะทำให้อัตราของคลื่นสัญญาณไฟฟ้าเพิ่มขึ้นเป็นต้น คลื่นไฟฟ้าที่เกิดจาก

SA node นี้จะกระจายผ่านเส้นประสาทของหัวใจจากส่วนบนลงในส่วนล่าง เมื่อคลื่นไฟฟ้ากระจายออกรอบ ๆ SA node ผ่านกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนก็จะทำให้เกิดการบีบตัวของหัวใจส่วนบน และคลื่นไฟฟ้าจะส่งมาถึง AV node (Atrioventricular node) แล้วส่งผ่านไปตาม Bundle of His, Perkinje Fibers และในที่สุดมาถึงกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทำให้หัวใจห้องล่างบีบตัว ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งผ่านคลื่นจาก SA node ถึง AV node เรียกว่า Atrioventricular conduction time โดยทั่วไปมีค่าประมาณ 0.12-0.22 วินาที

เนื่องจาก SA node อยู่ที่บริเวณสูงสุดทางขวาของหัวใจ การกระตุ้นหัวใจห้องบนของ SA node จึงกระจายลงสู่ข้างล่างและบางส่วนกระจายไปทางซ้าย หัวใจห้องบนมีโครงสร้างของผนังที่บางกว่าและมีมวลของกล้ามเนื้อน้อย จึงทำให้การกระจายทางไฟฟ้าที่เกิดจากดีโพลาไรเซชันของมันปรากฏเพียงเล็กน้อย ทิศทางการกระจายทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนทั้งหมดจะพุ่งลงล่างเฉียงไปทางซ้าย โดยปกติจะมีทิศทางเข้าสู่ขั้วบวกของอิเล็กโทรดทั้ง Lead I และ aVF แต่ปริมาณทางไฟฟ้าทั้งหมดจะมีค่าไม่มากนัก เพราะวากล้ามเนื้อหัวใจห้องบนมีมวลน้อย ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าที่ได้รับจะมีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเพียงเล็กน้อย ซึ่งได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่าคลื่น P (P wave) ดังรูปที่ 2.4 ก.

ต่อมาเมื่อคลื่นของดีโพลาไรเซชันมาถึง AV node จะมีการหน่วงเวลา ระหว่างช่วงเวลานี้ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าจากหัวใจห้องบนเคลื่อนผ่าน AV node ช้ามาก และจากนั้นจะเข้าสู่ระบบสื่อนำของหัวใจห้องล่าง (Ventricular conduction system) ได้แก่ Common bundle of His และ bundles branches ตามลำดับ เนื่องจากโครงสร้างของ Common bundle of His มีขนาดเล็กจึงไม่สามารถมองเห็นการเปลี่ยนแปลงของคลื่นไฟฟ้าได้

เมื่อคลื่นไฟฟ้าของดีโพลาไรเซชันผ่าน AV node, His bundle และช่วงต้น ๆ ของ bundle branches ไปแล้ว ช่วงแรกของดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างเกิดขึ้นที่กล้ามเนื้อหัวใจที่เป็นผนังร่วมของหัวใจห้องล่างซ้ายและขวาซึ่งอยู่ในหัวใจ ทิศทางของไฟฟ้ามีทิศทางจากซ้ายไปขวาและมีขนาดเล็กกว่าเมื่อเทียบกับดีโพลาไรเซชันที่เกิดจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนที่เป็นผนังอิสระด้านนอก จากการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผิวหนังปรากฏว่าที่ Lead I คลื่นไฟฟ้ามีการเบี่ยงเบนลงล่างเล็กน้อย ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น Q (Q wave) ส่วนที่ Lead aVF มีการเบี่ยงเบนขึ้นบนเล็กน้อย ดังรูปที่ 2.4 ข.

ไม่ว่ากรณีใดก็ตาม อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
จากนั้นดีโพลาไรเซชันจะกระจายไปตามระบบสื่อนำของหัวใจและในที่สุดก็ถึงกล้ามเนื้อหัวใจ

ที่เป็นผนังอิสระทั้งห้องซ้ายและขวา โดยทั่วไปดีโพลาไรเซชันของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งสองจะเกิดขึ้นพร้อมกัน หัวใจห้องล่างซ้ายซึ่งมีมวลมากกว่าจึงมีการกระทำทางไฟฟ้ามากกว่า ดังนั้นผลรวมทางไฟฟ้าจึงมีทิศทางลงล่างเยื้องไปทางซ้าย และเนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจส่วนนี้มีมวลมากกว่าทำให้ได้รับคลื่นไฟฟ้าเบี่ยงเบนขึ้นบนได้มากที่สุดทั้งใน Lead I และ aVF ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น R(R wave) ดังรูปที่ 2.4 ค.

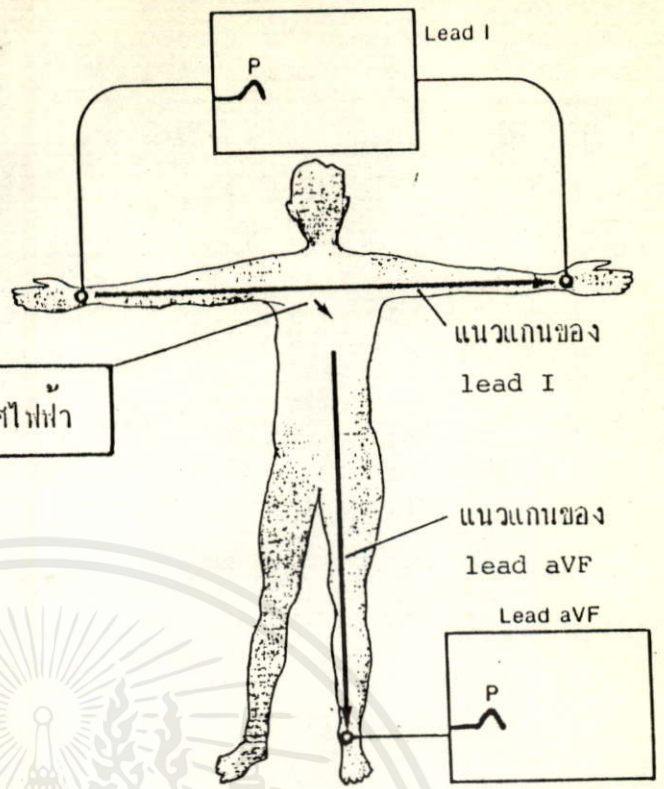
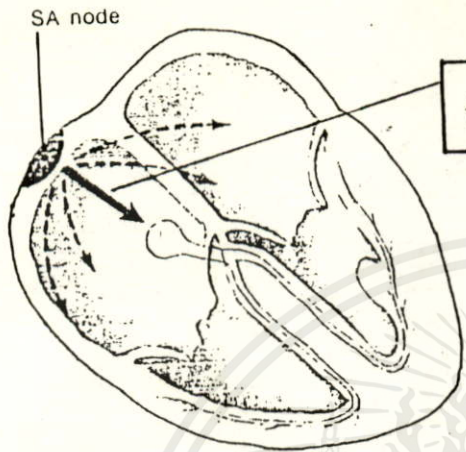
ดีโพลาไรเซชันยังคงผ่านต่อไปยังส่วนที่เหลือของหัวใจห้องล่างทั้งสองข้างบริเวณสุดท้ายที่จะมีปฏิกิริยาก็คือ ตำแหน่งสูงสุดของผนังหัวใจอิสระห้องล่างซ้ายหรือบริเวณที่โลหิตไหลจากหัวใจห้องล่างขวา ในช่วงเวลาที่มีการกระจายทางไฟฟ้าเกิดขึ้นในทิศทางตรงข้ามกับเท้านั้นที่ Lead aVF คลื่นไฟฟ้าที่ได้จะเบี่ยงเบนลงล่าง ได้รูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น S(S wave) ดังรูปที่ 2.4 ง.

หลังจากหัวใจห้องล่างทั้งหมดเกิดดีโพลาไรเซชันไปแล้ว จะมีการกระทำเกิดขึ้นน้อยมากจนกระทั่งเกิดรีโพลาไรเซชัน (Repolarization) ดังนั้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจในช่วง ST จึงมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นศูนย์ รีโพลาไรเซชันก็คือการกลับอยู่ในสภาวะอยู่นิ่งของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจซึ่งมีค่าศักดาไฟฟ้าเป็นลบ เนื่องจากกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้ายมีมวลมากกว่ากล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างขวา และกล้ามเนื้อหัวใจห้องบนจึงมีอิทธิพลต่อทิศทางไฟฟ้าที่เกิดจากรีโพลาไรเซชัน ในหัวใจปกติจึงมีทิศทางไปทางซ้ายเยื้องลงล่างในทิศทางเดียวกับมวลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างซ้าย รีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องล่างทำให้ได้รับรูปคลื่นไฟฟ้าเรียกว่า คลื่น T(T wave) ดังรูปที่ 2.4 จ.

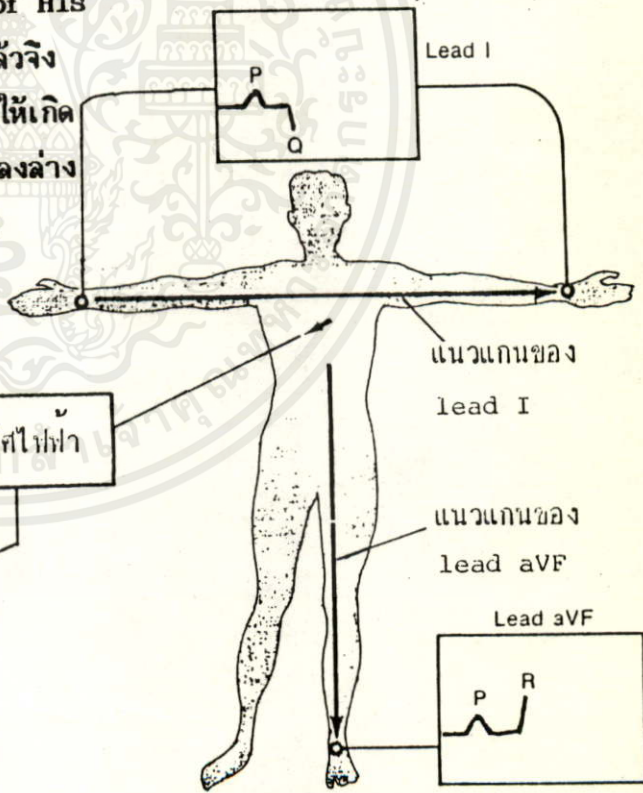
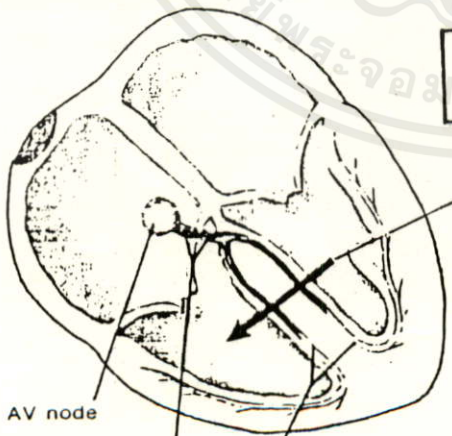
หลังจากสิ้นสุดรีโพลาไรเซชันก็จะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นอยู่ในช่วงเวลาหนึ่ง จะทำให้ไม่ได้รับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเบี่ยงเบน ศักดาไฟฟ้ามีค่าเป็นศูนย์ จนกระทั่งมีคลื่นไฟฟ้าลูกใหม่เกิดขึ้นที่ SA node ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของหัวใจก็จะเกิดขึ้นตามลำดับ ได้เป็นคลื่น P-QRS-T อีก ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของหัวใจที่เกิดขึ้นตามลำดับรวบรวมไว้ ดังรูปที่ 2.4 ฉ.

จากที่กล่าวมาทั้งหมดสรุปได้ว่าเมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยติดอิเล็กโทรดที่แขนขวา แขนซ้าย และเท้าตาม Lead I คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.5 แต่ละส่วนของคลื่นจะถูกกำหนดด้วยตัวอักษร และจะสัมพันธ์กับการทำงานในช่วงต่าง ๆ ของหัวใจใน 1 รอบการทำงาน เช่น คลื่น P เกิดจากดีโพลาไรเซชันของหัวใจห้องบนทำให้หัวใจห้องบนบีบตัว โดยทั่วไปในคนที่หัวใจปกติความสูงของคลื่น R จะมีค่าประมาณ 1 mV ความสูงของคลื่น T ประมาณ 1 ใน 3 ของความสูงของคลื่น R

ก. อิมพัลส์กำเนิดที่ SA node และคลื่นของ ดีโพลาไรเซชัน กระจายไปทั่วหัวใจห้องบน เป็นผลให้ทิศไฟฟ้าซึ่งลงล่างเล็งไปทางซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึก ECG เบี่ยงเบน ขึ้นบน ทั้งใน lead I และ aVF ได้เป็นคลื่น P



ข. หลังจากถูกหน่วงเวลาที่ AV node ชั่วขณะ อิมพัลส์จะเดินทางไปตาม common bundle of His และ bundle branches ทั้งซ้ายและขวา แล้วจึง เข้าสู่ผนังร่วมของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ทำให้เกิด ดีโพลาไรเซชัน ซึ่งมีทิศไฟฟ้าไปทางซ้ายเฉียงลงล่าง ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบนลงล่างเล็กน้อย ใน lead I ได้คลื่น Q และเบี่ยงขึ้นบนเล็กน้อย ใน lead aVF ได้คลื่น R

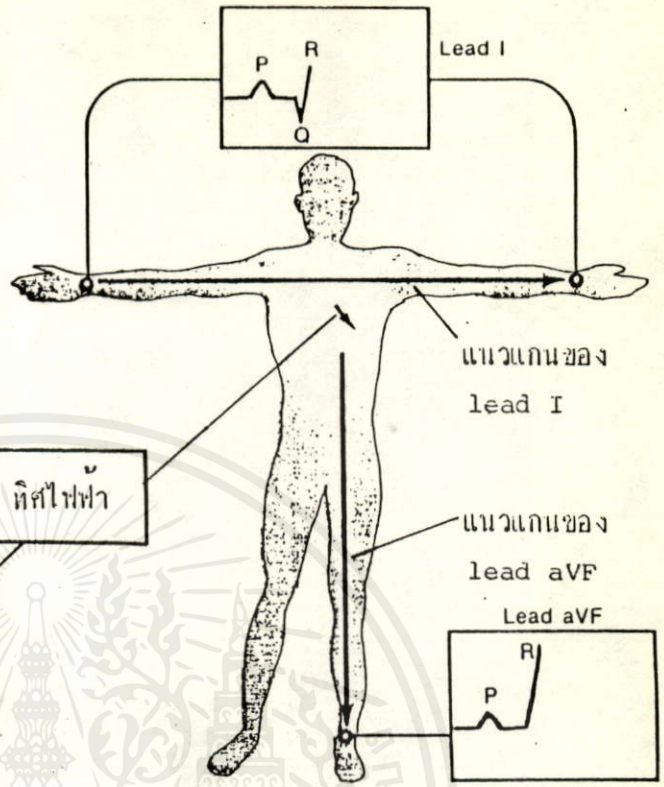
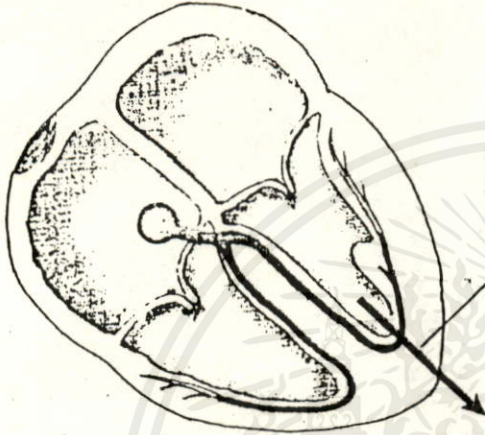


เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

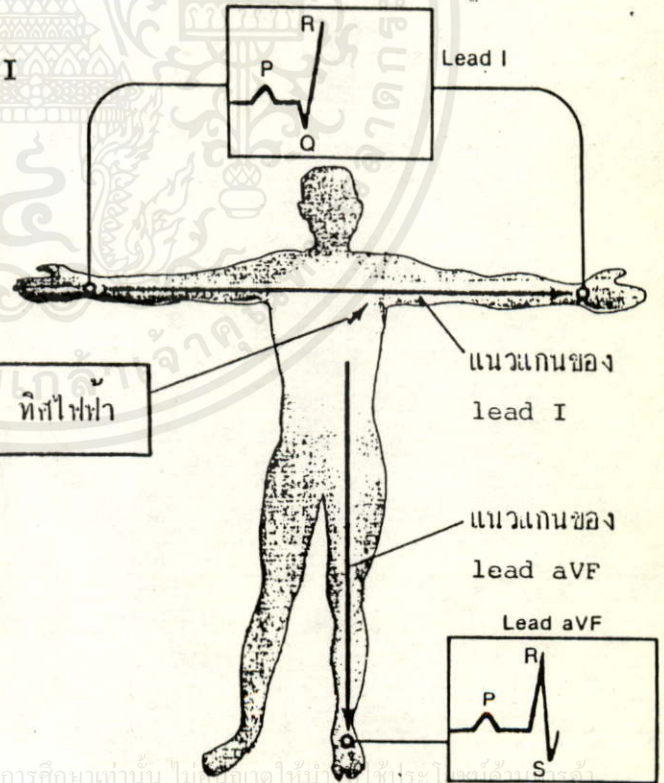
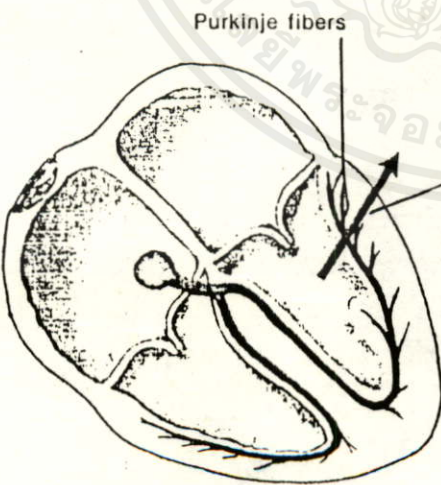
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.4 แสดงทิศทางการเกิดรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ค. อิมพัลส์เดินทางต่อไปตามระบบสื่อ นำทำให้เกิดไฟลาโรเซชัน ที่ตอนปลายของกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง มีทิสไฟฟาซึ่งลงเฉียงไปทางซ้าย ทำให้เข็มของเครื่องบันทึกเบนขึ้นบนมาก ในlead I ได้เป็นคลื่นR และในlead aVF ได้เป็นคลื่นR อีกส่วนหนึ่ง



ง. เมื่อดีไฟลาโรเซชันเกิดต่อไปจนทั่วหัวใจห้องล่าง ทิสไฟฟาจะกวาดไปจนถึงส่วนบนของหัวใจห้องล่างด้านซ้าย จึงได้คลื่นR ต่อไปอีกในlead I และในlead aVF เบียงบนลงล่างได้คลื่นS

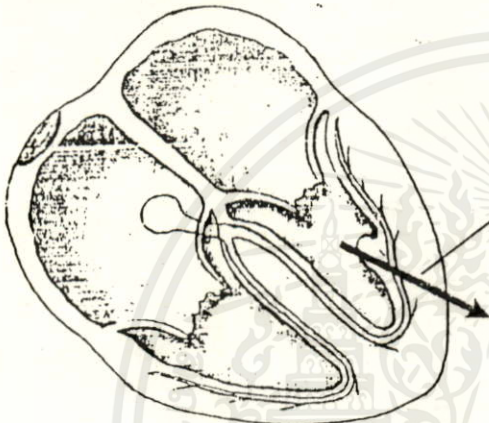
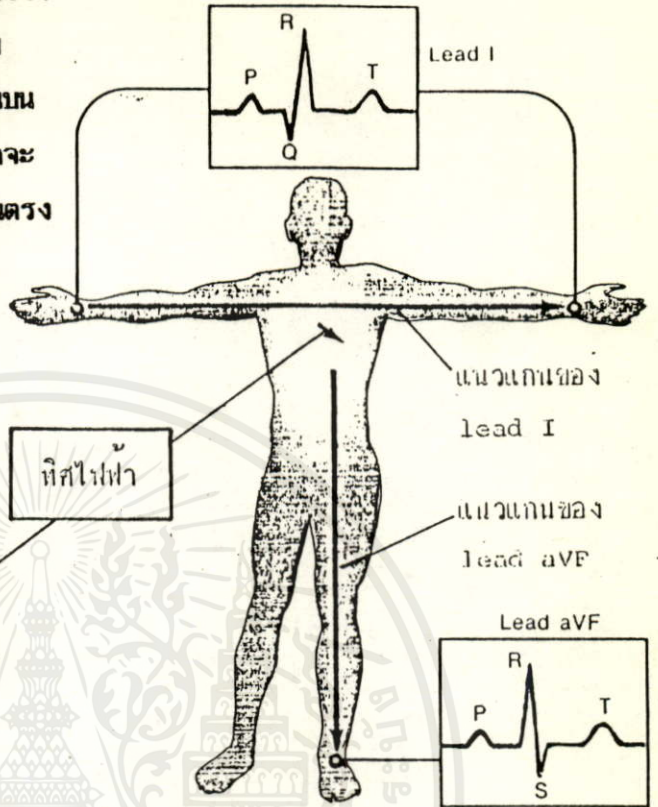


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถเผยแพร่ให้บุคคลอื่นได้โดยไม่ได้รับอนุญาต

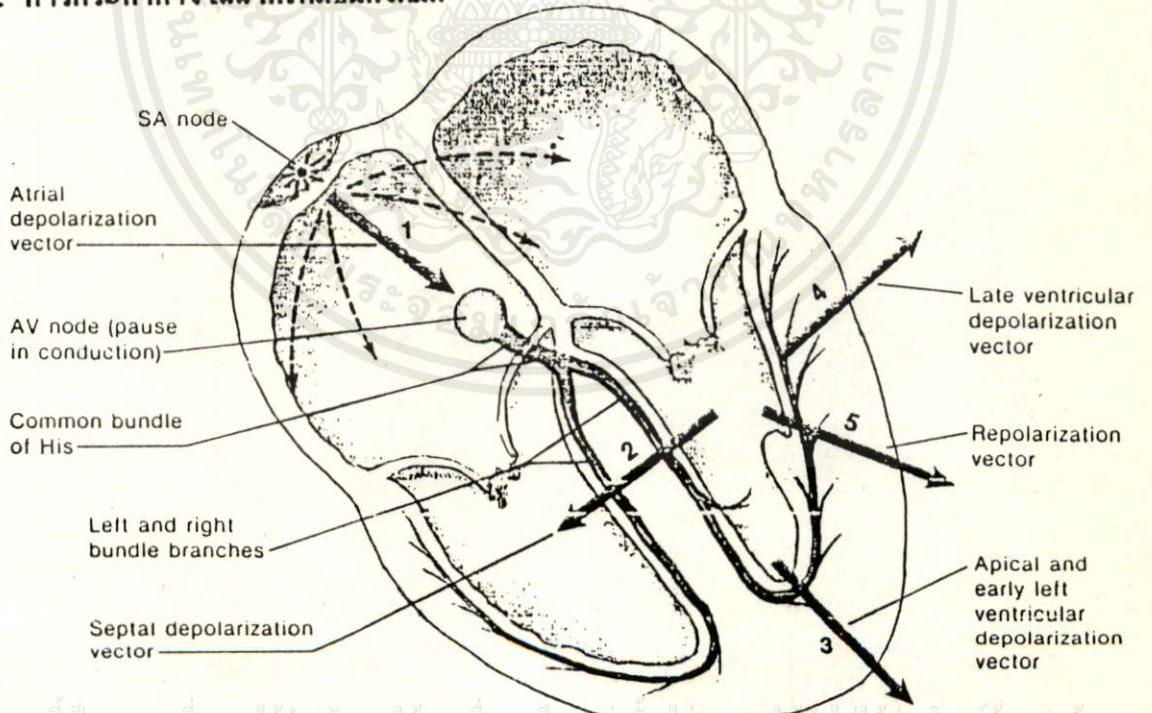
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.4 แสดงทิศทางการเกิดรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

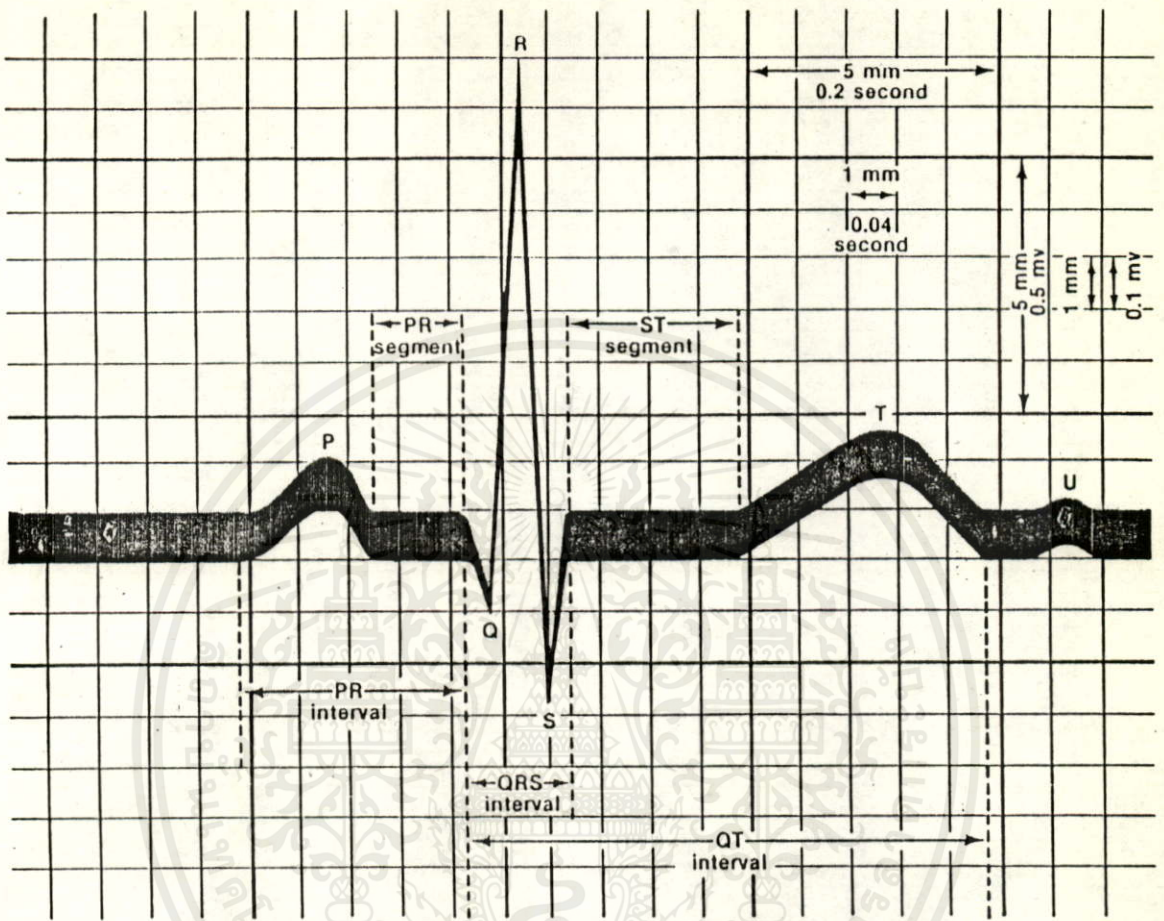
จ. เมื่อหัวใจทั้งหมดเกิดไฟฟ้าโรเซชันแล้ว จะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้นชั่วขณะหนึ่ง ในช่วงเวลาสั้นๆ ไฟฟ้าโรเซชันก็จะเริ่มเกิดขึ้น จากผนังด้านในสู่ผนังด้านนอกของกล้ามเนื้อหัวใจ ทำให้เกิดไฟฟ้า มีทิศทางล่องเลี้ยวไปทางซ้าย เป็นเหตุให้เข็มของเครื่องบันทึกเบี่ยงเบนขึ้นบน ทั้งใน lead I และ aVF ได้คลื่น T ต่อมาจะไม่มีการกระทำทางไฟฟ้าเกิดขึ้น ได้เป็นเส้นตรง ในกาบันทึกคลื่น จนกว่าจะเกิดอิมพัลส์ที่ SA node อีกครั้ง



ฉ. การกระทำทางไฟฟ้าที่เกิดขึ้นทั้งหมด



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำออกไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะมิใช่ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงชื่อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 รูปที่ 2.4 แสดงทิศทางการเกิดรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

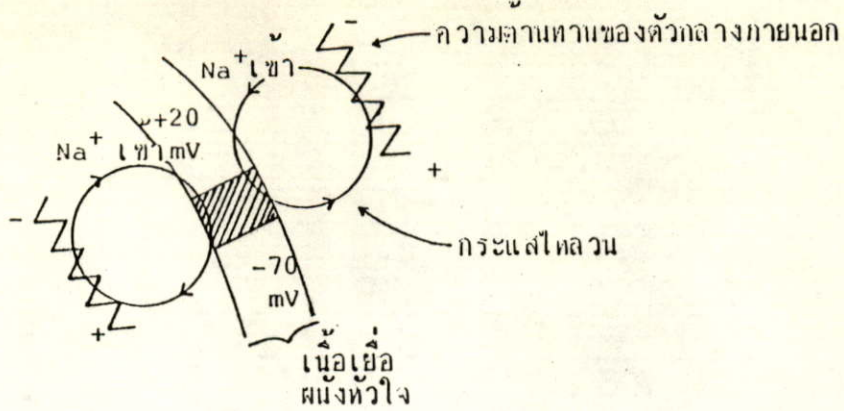


รูปที่ 2.5 คลื่นไฟฟ้าหัวใจปกติ วัดด้วย Lead I

2.1.2 การวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ดังได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 2.1.1 ว่า การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์ของเนื้อเยื่อหัวใจทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงาน (action potential) และทำให้หัวใจเต้น การเคลื่อนที่ของไอออนภายในเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะรวมตัวเป็นการไหลของกระแสไฟฟ้า และเป็นผลทำให้เกิดความต่างศักดาไฟฟ้าภายนอกเนื้อเยื่อและที่บริเวณผิวหนังของร่างกาย ดังรูปที่ 2.6 การไหลของกระแสจะเกิดขึ้นเฉพาะเวลาที่เกิดการกระจายของศักดาไฟฟ้าทำงานเท่านั้น เช่น ในช่วงของคลื่น QRS หรือ ในระหว่างที่เซลล์ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คิดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลับคืนสู่สภาพอยู่หนึ่ง เช่น ในช่วงคลื่น T



รูปที่ 2.6 ศักดาไฟฟ้าทำงานในเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อหัวใจ กระจ่ายลงล่าง โซเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่บริเวณที่แรงจล เป็นผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าจาก -70 mV ในขณะที่เซลล์อยู่นิ่งเป็น 20 mV การเคลื่อนที่ของไอออนเหล่านี้รวมกันเป็นกระแสไฟฟ้าไหลเป็นทางวงกลมผ่านความต้านทานของตัวกลางภายนอก ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าตกร่วม และมีขีดตั้งรูป บริเวณที่อยู่ด้านหน้าของการกระจายศักดาไฟฟ้าทำงาน จะเป็นบวกเมื่อเปรียบเทียบกับบริเวณที่อยู่ด้านหลัง

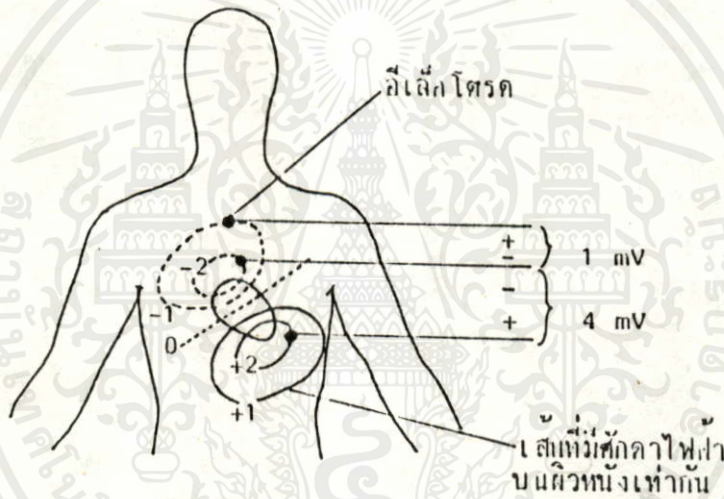
การกระจายของศักดาไฟฟ้าของคลื่น R บนผิวหนังของร่างกาย จะมีลักษณะดังรูปที่ 2.7 เราวัดความต่างศักดาไฟฟ้าเหล่านี้บนผิวหนังของร่างกายโดยการติดอิเล็กโทรดบนผิวหนัง ทำการขยายศักดาไฟฟ้าแล้วแสดงผลออกมาเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ การเคลื่อนย้ายอิเล็กโทรดไปที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนร่างกายจะมีผลให้ขนาดของศักดาไฟฟ้าที่วัดได้เปลี่ยนแปลง หรือสัญญาณอาจจะกลับหัวกันได้ ด้วยเหตุนี้เองการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจึงต้องกำหนดตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนร่างกายให้ได้เหมาะสม

2.1.2.1 อิเล็กโทรด (electrode)

ปัญหาหลักในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้ได้ผลดีอย่างหนึ่งก็คือ อิเล็กโทรดโลหะ ในทางไฟฟ้าร่างกายเปรียบเสมือนกับเป็นถุงบรรจุน้ำเกลือ การไหลของกระแสไฟฟ้าจะอยู่ในรูปของการเคลื่อนที่ของไอออนในเส้นลวด และโลหะที่นำมาทำเป็นอิเล็กโทรด กระแสไฟฟ้าจะไหลในรูปของการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอน ที่บริเวณรอยสัมผัสระหว่างสารละลายกับอิเล็กโทรดโลหะการไหลของไอออนจะถูกเปลี่ยนเป็นการไหลของอิเล็กตรอนโดยผ่านขบวนการทางเคมี

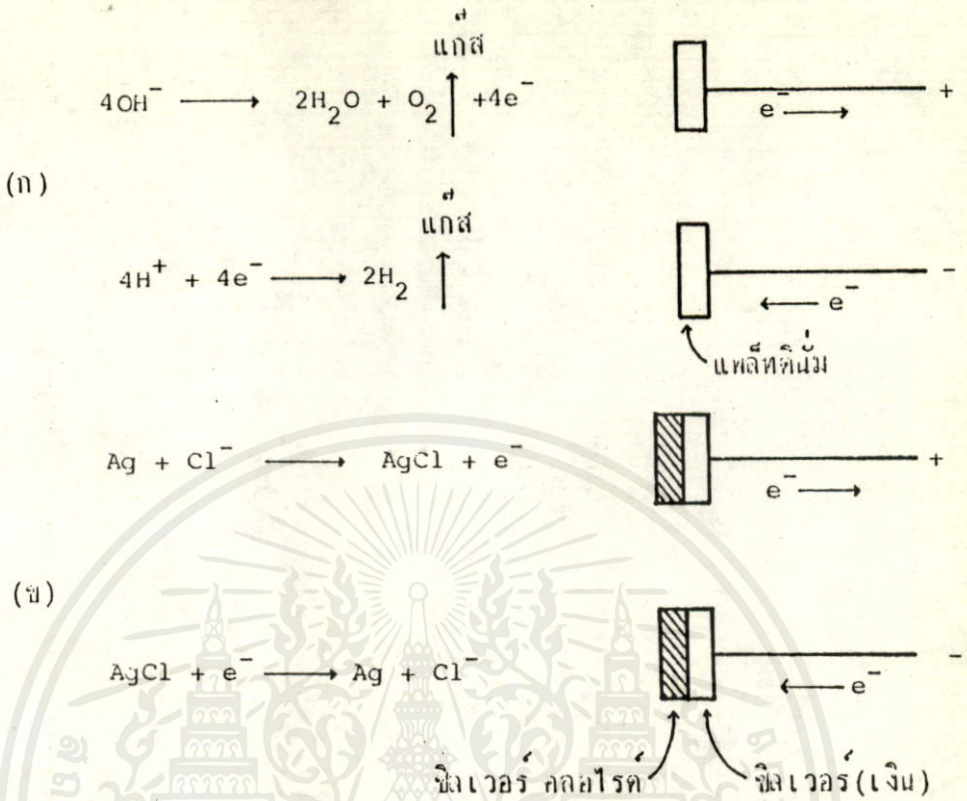
ถ้านำโลหะทั่ว ๆ ไปมาทำอิเล็กโทรดจะเกิดโพลารไรเซชันขึ้นจากปฏิกิริยาทางเคมี ดังแสดงในรูปที่ 2.8 ก. ที่ขั้วหนึ่งของอิเล็กโทรด หรือทั้งสองขั้วจะเกิดฟองก๊าซ เนื่องจากขบวนการอิเล็ก

โทรไลซิส (electrolysis) และเป็นผลให้การทำหน้าที่ของอิเล็กโทรดไม่เสถียรทางไฟฟ้า การไม่เสถียรทางไฟฟ้านี้ ทำให้เกิดเป็นสัญญาณรบกวน และเกิดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมรอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโทรดซึ่งอาจจะมากกว่าสัญญาณจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ปัญหานี้อาจหลีกเลี่ยงได้โดยการใช้อิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ (Silver-Silver Chloride) ดังรูปที่ 2.8 ข. อิเล็กโทรดเหล่านี้สามารถทำขึ้นได้ง่าย โดยการเคลือบซิลเวอร์คลอไรด์ลงบนอิเล็กโทรดที่เป็นเงินบริสุทธิ์ด้วยขบวนการทางไฟฟ้าเคมี กระแสไฟฟ้าไหลผ่านอิเล็กโทรดชนิดซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ได้อย่างรวดเร็วมาก ซิลเวอร์คลอไรด์ที่เคลือบบนอิเล็กโทรดในขณะใช้งานที่ขั้วหนึ่งจะบางลง ส่วนอีกขั้วหนึ่งจะเคลือบหนาขึ้น จะไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้น และไม่มีสัญญาณรบกวนทางไฟฟ้าเกิดขึ้นที่รอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโทรด



รูปที่ 2.7 ศักดาไฟฟ้าทำงานของเนื้อเยื่อผนังหัวใจของคลื่น R ส่วนใหญ่จะกระจายลงล่าง เส้นประจะแสดงให้เห็นถึงศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้น สังเกตความแตกต่างในการวัดศักดาไฟฟ้า ที่เป็นผลมาจากการติดขั้วอิเล็กโทรดที่ตำแหน่งต่างกัน ทั้งขนาดศักดาไฟฟ้า และขั้วอาจจะเปลี่ยนแปลงเมื่อเปลี่ยนตำแหน่งของอิเล็กโทรด

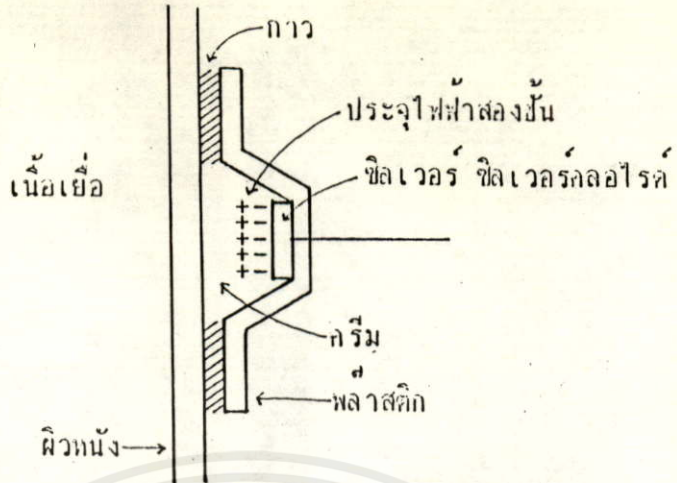
ด้วยเหตุผลเหล่านี้อิเล็กโทรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์ คลอไรด์ จึงถูกเลือกให้ใช้เป็นอิเล็กโทรดสำหรับรับสัญญาณจากผู้ป่วย ดังรูปที่ 2.9 ที่บริเวณรอยต่อของสารละลายกับอิเล็กโทรดจะเกิดขึ้นของประจุไฟฟ้าบวกและลบ สันของประจุไฟฟ้าทั้งสองจะไม่เกิดการรบกวนเมื่อผู้ป่วยเคลื่อนไหว จึงไม่เกิดการเปลี่ยนแปลงของศักดาไฟฟ้าซึ่งไม่ต้องการการ ดังนั้นอิเล็กโทรดโลหะจึงอยู่แยกห่างออกจากผิวหนัง และช่องว่างระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังถูกเติมด้วยครีมที่เป็นตัวนำทางไฟฟ้า เปลือกนอกที่เป็นพลาสติกจะติดกับผิวหนังด้วยแผ่นกาว



รูปที่ 2.8 ปฏิกิริยาเคมีที่รอยต่อผิวหนึ่งกับอิเล็กโตรด

- (ก) อิเล็กโตรดทำด้วยแพลทินัม (platinum) ซึ่งเป็นโลหะเฉื่อย ทำให้เกิดฟองก๊าซ (O_2 ที่ขั้วบวก และ H_2 ที่ขั้วลบ) ที่มีความต้านทานสูง และเกิดโพลาไรเซชัน (polarization) ที่รอยต่อ
- (ข) อิเล็กโตรดชนิด ซิลเวอร์-ซิลเวอร์คลอไรด์ ซึ่งไวต่อปฏิกิริยาเคมี ดังนั้นจึงไม่มีฟองก๊าซเกิดขึ้น ความต้านทานที่รอยสัมผัสมีค่าต่ำ และไม่เกิดโพลาไรด์ที่รอยต่อ

การรบกวนอาจเกิดขึ้นได้มาจากผิวหนึ่งเอง เนื่องจากการเผาผลาญพลังงานภายในเซลล์ โดยจะมีศักดาไฟฟ้าเกิดขึ้นตกคร่อมระหว่างภายใน และภายนอกของผิวหนึ่งประมาณ 40 mV ถ้าศักดาไฟฟ้านี้มีความเสถียร ก็จะไม่เกิดปัญหาอะไร แต่ศักดาไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อผิวหนึ่งมีการเคลื่อนไหว ศักดาไฟฟ้านี้จะทำให้เกิดปัญหาเล็กน้อยเมื่ออยู่ในช่วงที่ไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อย่างไรก็ตามมันอาจทำให้เกิดการรบกวนต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ถ้าคนไข้มีการขยับตัว การรบกวนแบบนี้สามารถทำให้ลดลงได้โดยการถูผิวหนึ่งบริเวณที่จะติดอิเล็กโตรดแรง ๆ หรือขัดด้วยกระดาษทรายละเอียดเบา ๆ ก่อนติดอิเล็กโตรด เพื่อป้องกันไม่ให้เกิดอาการคันเมื่อขัดผิวหนึ่งด้วยกระดาษทราย จะใช้ครีมถูแทนก็ได้



รูปที่ 2.9 อิเล็กโตรดชนิด ซีลเวอร์-ซีลเวอร์คลอไรด์ ที่ใช้ในการรับสัญญาณจากผู้ป่วย เพื่อป้องกันโพลาไรเซชัน อิเล็กโตรดจึงอยู่ห่างออกจากผิวหนัง เพื่อป้องกันการรบกวนขึ้นของประจุไฟฟ้า เมื่อผิวหนังเคลื่อนไหว ช่องว่างระหว่างอิเล็กโตรดกับผิวหนังเติมด้วยครีมที่นำกระแสไฟฟ้าได้จนเต็ม

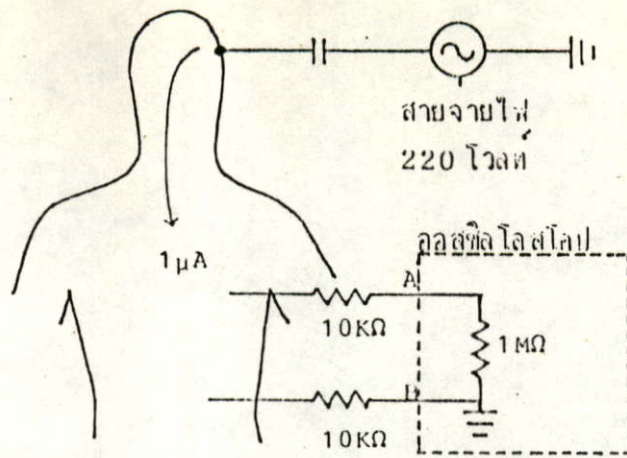
2.1.2.2 วงจรขยาย (pre - ampliflier)

การออกแบบวงจรขยายที่ใช้ในการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นส่วนสำคัญมาก โดยทั่วไปขนาดของสัญญาณมีค่าประมาณ 1 mV แต่เนื่องจากภายในอาคารโดยทั่ว ๆ ไปจะมีกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำเกิดจากไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V เข้าสู่ร่างกายในลักษณะของกระแสไฟฟ้าซึ่งมีค่าศักดาไฟฟ้าสูงพอสมควร วงจรขยายที่ใช้สำหรับวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จึงต้องสามารถลดการรบกวนจากกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำ เข้าสู่ร่างกายอันเนื่องมาจากแหล่งจ่ายพลังงานกระแสสลับภายนอกได้

พิจารณานัยหาที่เกิดขึ้นเมื่อใช้ออสซิลโลสโคปที่มีวงจขยายแบบซิงเกิลเอนด์ (single end) ทำการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังรูปที่ 2.10 เนื่องจากออสซิลโลสโคปชนิดนี้ต้องใช้พลังงานจากไฟฟ้ากระแสสลับซึ่งมีสายฝังอยู่ในผนังอาคาร สายอินพุตข้างหนึ่งถูกต่อกับสายดิน (ground) โดยผ่านทางปลั๊กเสียบกระแส I ที่เกิดจากประจุไฟฟ้าเหนี่ยวนำจากบริเวณที่เต็มไปด้วยสายไฟฟ้า มีค่าประมาณ 1 μ A ไหลลงดินผ่านทาง B เพราะมีความต้านทานต่ำ จากกฎของโอห์ม ศักดาไฟฟ้า V ที่ตกคร่อมความต้านทาน R คือ

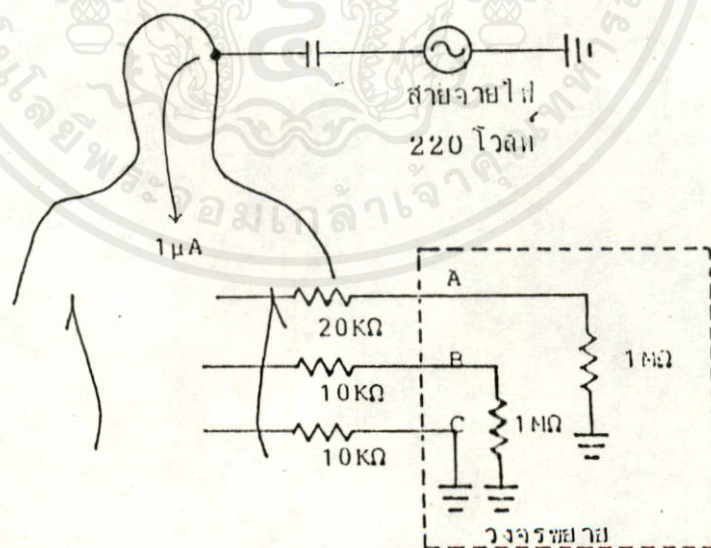
$$V = IR = (1\mu A)(10K\Omega) = 0.01 V = 10 mV$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครู ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า คลื่นไฟฟ้ารบกวนความถี่ 50 Hz ที่ไม่ต้องการมีขนาดมากกว่าคลื่นไฟฟ้าหัวใจถึง 10 เท่า ไม่ว่าจะกรณีใดๆก็ตาม อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ และจะรวมกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจทำให้ไม่สามารถวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้

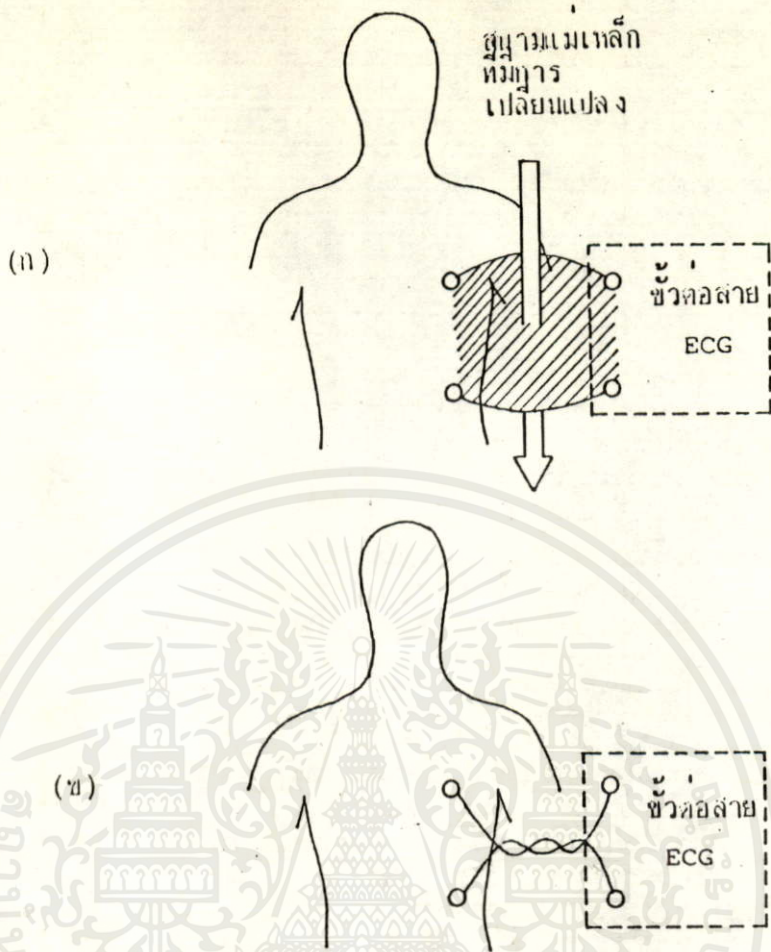


รูปที่ 2.10 เมื่อวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วยอลูมิเนียม โลสโคป ชนิดซิงเกิลเอนด์ (single end)

เพื่อหลีกเลี่ยงคลื่นรบกวน เราอาจจะใช้วงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล (differential amplifier) ซึ่งจะมีในอลูมิเนียม โลสโคปบางเครื่อง ดังในรูปที่ 2.11 วงจรขยายชนิดนี้จะวัดความแตกต่างของสัญญาณ 2 สัญญาณที่ปรากฏที่ A และ B โดยจะไม่ขยายสัญญาณใด ๆ ที่เข้าสู่ A และ B เท่า ๆ กันและเหมือนกัน กระแส $1 \mu\text{A}$ ไหลลงดินผ่านทางความต้านทานที่มีค่าน้อยที่สุดที่ C แต่ศักดาไฟฟ้า 10 mV จะไม่เข้าไปรบกวนคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ศักดาไฟฟ้า 10 mV จะปรากฏทุก ๆ แห่งบนร่างกาย และรู้จักกันในชื่อของศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมด (Common mode Voltage: CMV) เนื่องจากวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล ขยายความแตกต่างศักดาไฟฟ้าระหว่าง A และ B ถ้าศักดาที่จุด A และ B เหมือนกันก็จะไม่ถูกขยาย



รูปที่ 2.11 ใช้วงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล (Differential) วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาและอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ไม่ว่าจะสามารถถอดคลื่นไฟฟ้ารบกวนได้



รูปที่ 2.12 การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กตัดผ่านช่องว่างระหว่างสาย จะเกิดการเหนี่ยวนำศักดาไฟฟ้าขึ้นในสาย

(ก) การวางสายวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ไม่ดี ทำให้เกิดพื้นที่ช่องว่างระหว่างสายมาก (ในพื้นที่แรง) และเกิดการเหนี่ยวนำคลื่นรบกวนได้มาก

(ข) การวางสายที่ดี ทำให้มีพื้นที่ช่องว่างน้อย และเกิดการเหนี่ยวนำของคลื่นรบกวนน้อย

อย่างไรก็ตามความต้านทานของผิวหนังจะเปลี่ยนแปลงอย่างไม่แน่นอน และอาจมีค่าแตกต่างกันในตำแหน่งที่ติดอิเล็กโทรดต่างกัน ดังนั้น V_A ซึ่งเป็นคลื่นรบกวนที่จุด A จึงหาได้โดยการพิจารณาที่ความต้านทานผิวหนัง 20 K Ω กับความต้านทานอินพุทของออสซิลโลสโคป 1 M Ω ซึ่งต่อกันในลักษณะวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

$$V_A = 10 \text{ mV} (1 \text{ M}\Omega / (1 \text{ M}\Omega + 20 \text{ K}\Omega)) = 9.8 \text{ mV}$$

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมีให้คิดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในทำนองเดียวกัน คลื่นรบกวนที่ B คือ

$$V_B = 10 \text{ mV} (1 \text{ M}\Omega / (1 \text{ M}\Omega + 10 \text{ K}\Omega)) = 9.9 \text{ mV}$$

วงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียลจะวัดความแตกต่างระหว่างสัญญาณทั้งสอง

$$V_B - V_A = 9.9 \text{ mV} - 9.8 \text{ mV} = 0.1 \text{ mV}$$

ดังนั้น ความต้านทานฉนวนหนึ่งที่มีค่าไม่เท่ากัน สามารถเปลี่ยนศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดให้เป็นสัญญาณที่แตกต่างกันที่อินพุทของวงจรขยาย คลื่นรบกวน 0.1 mV มีขนาดประมาณ 10 % ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจและเป็นสิ่งที่ไม่ต้องการ เนื่องจากเราสามารถลดคลื่นรบกวนได้โดยเพิ่มความต้านทานอินพุท วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยปกติจะถูกรออกแบบให้มีความต้านทานอินพุทไม่ต่ำกว่า 10 M Ω ความต้านทานอินพุท 10 M Ω สามารถลดคลื่นรบกวนที่เกิดจากศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดให้เหลือเพียง 1 % และถ้าใช้เครื่องมือที่ไวหนักแรง ๆ หรือใช้กระดาษทรายถูเบาๆ ก่อนติดอิเล็กโทรดก็จะช่วยลดความต้านทานฉนวนได้มาก

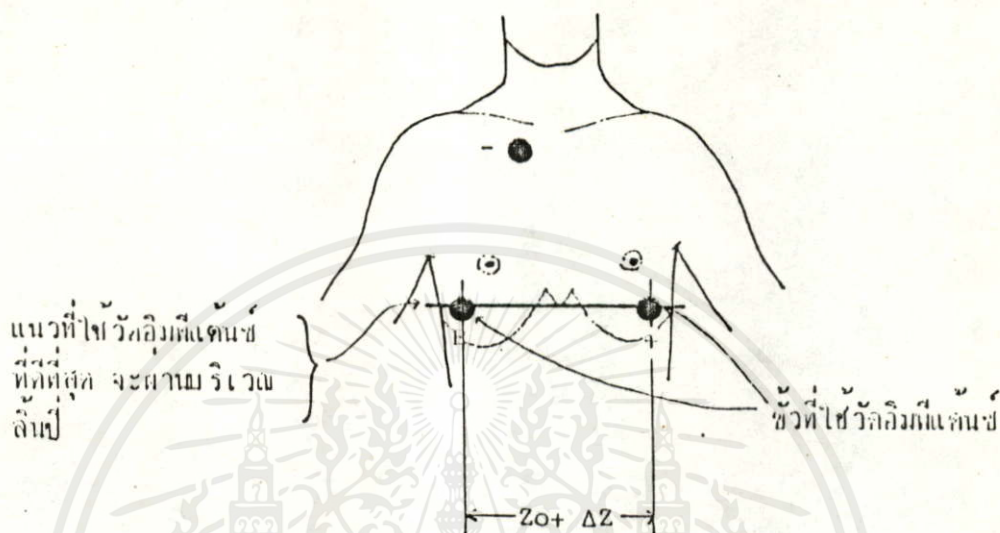
สาเหตุอื่น ๆ ที่ทำให้เกิดคลื่นรบกวนต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แสดงในรูปที่ 2.12 การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กเกิดขึ้นเมื่อกระแสที่ไหลใน เส้นลวดมีการเปลี่ยนแปลง โดยเฉพาะอย่างยิ่งจะมีสนามแม่เหล็กมากเมื่ออยู่ใกล้กับมอเตอร์ หรือหม้อแปลง ถ้าการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็ก ไปตัดกับช่องว่างที่อยู่ระหว่างสายนำสัญญาณไปยังวงจรขยาย ก็จะทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าเหนี่ยวนำในเส้นลวดตัวนำสัญญาณ และไปปรากฏที่อินพุทของวงจรขยาย ดังรูปที่ 2.12 ก. เนื่องจากศักดาไฟฟ้าเหนี่ยวนำเป็นอัตราส่วนกับพื้นที่ของช่องว่าง ซึ่งสามารถทำให้เล็กลงด้วยการบิดสายทั้งสองให้เป็นเกลียว หรือให้สายทั้งสองขนานกันและชิดกันมากที่สุดตลอดทั้งสาย ดังรูปที่ 2.12 ข.

2.1.3 การวัดการหายใจ

การวัดการหายใจของผู้ป่วยเป็นพารามิเตอร์หนึ่งในการที่จะแสดงสถานะของผู้ป่วยได้ วิธีวัดมีหลายวิธี เช่น ใช้เทอร์มิสเตอร์รับความร้อนจากลมหายใจ วิธีวัดอิมพีแดนซ์กล้ามเนื้อทรวงอก เป็นต้น ในที่นี้จะกล่าวถึงวิธีวัด โดยการวัดอิมพีแดนซ์ ซึ่งวิธีนี้มีข้อดีคือสามารถใช้อิเล็กโทรดร่วมกับการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

ในขณะที่หายใจเข้าออก อากาศจะเข้าไปภายในปอด และปอดจะขยายตัวออกทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกบางส่วนบีบอัดและอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อจะสูงขึ้น เมื่อหายใจออก ปอดจะหดตัวเล็กน้อยทำให้ผนังกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกหนาขึ้นและอิมพีแดนซ์จะลดลง หลังจากหายใจออกแล้วจะมีการหยุด

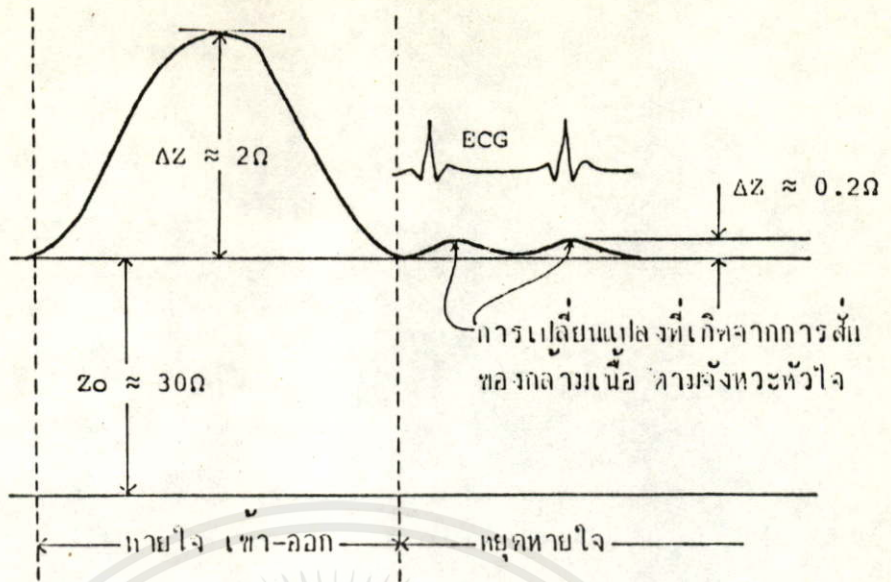
หายใจอยู่ที่วงหนึ่ง ในช่วงนี้ปอดจะ ไม่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตร แต่เนื่องจากการเต้นของหัวใจทำให้ผนัง
 กล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกมีการเคลื่อนไหวตามจังหวะการเต้นของหัวใจ ค่าอิมพีแดนซ์จึงมีการเปลี่ยน
 แปลงขึ้นลงเล็กน้อย



รูปที่ 2.13 แสดงตำแหน่งที่วัดอิมพีแดนซ์ บริเวณทรวงอก

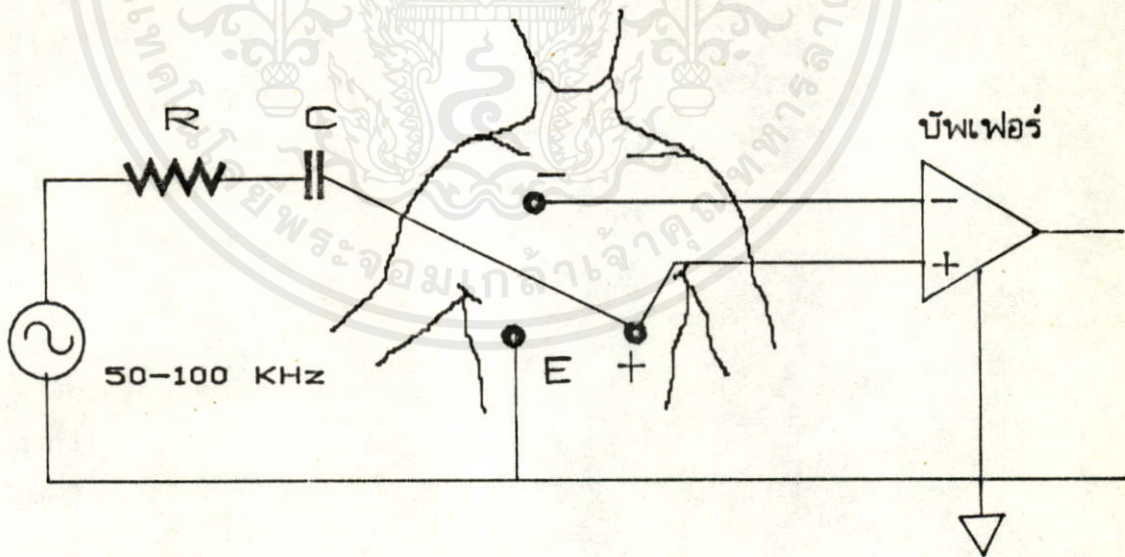
ในการวัดอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อบริเวณทรวงอก บริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงมากที่สุดคือแนว
 เส้นตรงที่พาดผ่านลำตัวบริเวณใต้ราวมม ดังรูปที่ 2.13 ปรากฏว่า ได้ความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลง
 ของอิมพีแดนซ์ในช่วงต่าง ๆ ของการหายใจ ดังในรูปที่ 2.14 จะเห็นว่า ถ้าไม่มีการเคลื่อนไหวค่าอิมพี
 แคนซ์ของกล้ามเนื้อจะมีค่าประมาณ 30 Ω ส่วนการหายใจเข้าออกจะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์เปลี่ยนแปลง
 ประมาณ 2 Ω และการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากกล้ามเนื้อสั่นตามจังหวะการเต้นของหัวใจประมาณ 0.2 Ω
 ซึ่งมีค่าน้อยเมื่อเทียบกับการเปลี่ยนแปลงที่เกิดจากการหายใจเข้าออก การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ที่มี
 ความสัมพันธ์กับการหายใจจึงสามารถนำไปใช้วัดการหายใจโดยเป็นการวัดทางอ้อม

โดยปกติการวัดค่าอิมพีแดนซ์จะต้องมีการปล่อยกระแสไฟฟ้าไหลผ่านตัวอิมพีแดนซ์ที่ต้องการวัดค่า
 ซึ่งอาจจะเป็นกระแสตรง หรือกระแสสลับก็ได้แล้วแต่ความเหมาะสม แต่ในการวัดอิมพีแดนซ์ของ
 กล้ามเนื้อบริเวณทรวงอกซึ่งอยู่ใกล้หัวใจ ถ้าใช้ไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ต่ำ อาจจะมีผลทำให้ผู้ป่วยเกิด
 อาการช็อคได้ จึงต้องใช้ไฟฟ้ากระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 20 KHz และกำหนดให้กระแสไหลผ่านไม่
 เกิน 0.3 mA ซึ่งโดยปกติค่าความถี่ที่ใช้กันมากอยู่ในช่วง 50-100 KHz



รูปที่ 2.14 แสดงความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ ในช่วงต่างๆของการหายใจ

การวัดการหายใจโดยวิธีอิมพีแดนซ์ สามารถทำได้ โดยการป้อนไฟฟ้ากระแสสลับความถี่สูงทางอิเล็กโทรดคู่ที่อยู่ในแนวตัดขวางของลำตัว คือ ขั้ว E กับขั้ว + ดังรูปที่ 2.15 คลื่นความถี่สูงของการวัดอิมพีแดนซ์จะปะทะกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีความถี่ต่ำ ป้อนเข้าสู่วงจรบัฟเฟอร์แล้วจะถูกแยกออกจากกันโดยวงจรกรองความถี่ ดังรูปที่ 2.16

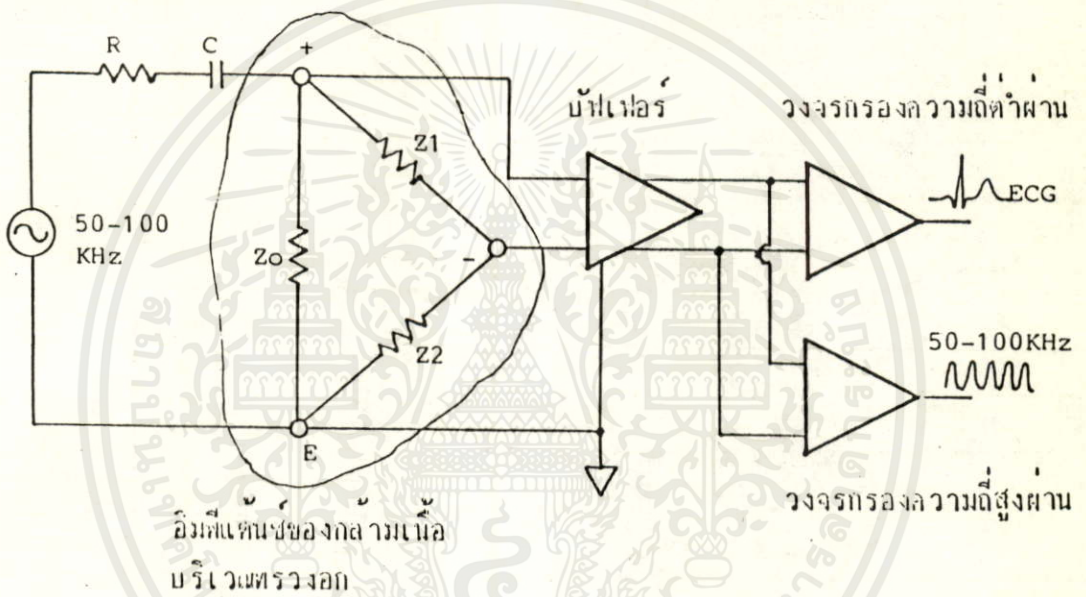


รูปที่ 2.15 แสดงการใช้อิเล็กโทรดร่วมกันของการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ กับการวัดการหายใจ

เอกสารนี้เป็น... ถ้ากำหนดให้อิมพีแดนซ์ที่อยู่ระหว่างขั้วอิเล็กโทรดคู่ต่าง ๆ มีค่า Z_0 , Z_1 และ Z_2 เมื่อพิจารณาจากตำแหน่งของอิเล็กโทรดบนทรวงอกจะเห็นว่าค่า Z_1 และ Z_2 มีค่าใกล้เคียงกันและมีผล

ต่อการวัดการหายใจน้อย เมื่อเทียบกับค่า Z_0 ดังนั้นในการพิจารณาจึงคิดเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของ Z_0

ความต้านทาน R ตัวเก็บประจุ C และอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อ Z_0 ต่อกันในลักษณะวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้า แต่เนื่องจากค่า Z_0 มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง $Z_0 + \Delta Z$ และ $Z_0 - \Delta Z$ จึงทำให้ศักดาไฟฟ้าที่ออกจากวงจรแบ่งศักดาไฟฟ้ามีขนาดเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย และมีลักษณะเหมือนกับการมอดดูเลทแบบ AM. (Amplitude Modulation) สัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจสามารถแยกออกจากสัญญาณความถี่สูงได้โดยวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน (lowpass filter) โดยให้ความถี่ของการหายใจซึ่งอยู่ในช่วง 0.1-2 Hz ผ่านไปได้



รูปที่ 2.16 แสดงการแยกคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกจากคลื่นความถี่สูงของการวัดการหายใจ

2.2 ความปลอดภัยของร่างกายต่อกระแสไฟฟ้า

ในการนำอุปกรณ์ไฟฟ้าหรืออิเล็กทรอนิกส์มาใช้ร่วมกับผู้ป่วยนั้น สิ่งสำคัญที่จะต้องพิจารณา คือ อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่มีต่อผู้ป่วย เป็นอาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านร่างกายในปริมาณที่ทำให้กล้ามเนื้อในส่วนที่กระแสไหลผ่านมีอาการเกร็งจนไม่สามารถควบคุมได้ และที่สำคัญก็คือ ถ้ากล้ามเนื้อส่วนที่กระแสไฟฟ้าไหลผ่านเป็นกล้ามเนื้อหัวใจ ก็อาจทำให้หัวใจหยุดเต้นและตายได้ ดังนั้นจึงต้องศึกษาถึงอันตรายที่มีต่อผู้ป่วย และวิธีที่จะป้องกันอันตรายดังกล่าว ซึ่งจะกล่าวถึงต่อไป

เอก 2.2.1 อันตรายจากกระแสไฟฟ้า

ซึ่งงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ยกเว้นผู้ดูแลและต้องอ้างอิงถึงงานเอกสารที่อ้างถึงในการนำไปใช้
อาการช็อคที่จะเกิดขึ้นกับผู้ป่วยเนื่องจากกระแสไฟฟ้านั้น จะแบ่งได้เป็น 2 แบบ คือ มาโคร

ช็อค (macroshock) เป็นอาการช็อคที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลเข้าไปในร่างกายโดยผ่านผิวหนังซึ่งมีค่าความต้านทานสูง อีกแบบหนึ่ง คือ ไมโครช็อค (microshock) เป็นอาการที่เกิดจากกระแสไฟฟ้าไหลผ่านกล้ามเนื้อโดยตรง โดยไม่ได้ผ่านผิวหนัง จึงทำให้ทางเดินของกระแสไฟฟ้ามีค่าความต้านทานต่ำ กระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อคมีค่ามากกว่ากระแสที่ทำให้เกิดไมโครช็อคหลายเท่า ได้เคยมีผู้ทำการทดลองเกี่ยวกับกระแสที่ทำให้เกิดมาโครช็อค โดยให้ผู้ทดลองถืออิเล็กโตรดสองอันโดยถือมือละอัน แล้วปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับที่ความถี่ 60 Hz ให้ไหลผ่านร่างกายค่าต่าง ๆ กัน โดยเริ่มปรับค่ากระแสตั้งแต่ศูนย์ขึ้นไปเรื่อย ๆ ปรากฏว่าจะเกิดอาการต่าง ๆ ของผู้ทดลอง ที่ค่าของกระแสต่าง ๆ กัน คือ เพิ่มกระแสจากศูนย์ขึ้นไปจนถึงค่าหนึ่งจะเริ่มมีความรู้สึกต่อกระแสไฟฟ้า ค่าของกระแสที่ระดับนี้เรียกว่า perception level จากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ประมาณ 50 % ของผู้ทดลองจะเริ่มรู้สึกที่กระแสประมาณ 1 mA ส่วนผู้ใหญ่หญิงจะเริ่มรู้สึกในระดับกระแสที่ต่ำกว่าผู้ชายประมาณ 1 ใน 3 เท่า ถ้าความถี่ของกระแสเปลี่ยนไปจะทำให้ระดับที่เริ่มรู้สึกเปลี่ยนค่าไปด้วย โดยจะมีค่าสูงขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นมากกว่า 100 Hz

เมื่อเพิ่มกระแสให้มากขึ้นกว่าระดับที่เริ่มรู้สึกจนถึงค่าประมาณ 10-20 mA จะเริ่มรู้สึกซ่าที่มือหรือร่างกาย และกล้ามเนื้อที่มือจะมีอาการเกร็งตลอดเวลา จนทำให้บางคนไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโตรดได้ กราฟในรูปที่ 2.17 เป็นผลจากการทดลองกับผู้ใหญ่ชาย ได้เป็นค่ากระแสที่ความถี่ 60 Hz ซึ่ง 50 % ของผู้ทดลองไม่สามารถควบคุมการทำงานของกล้ามเนื้อได้ สิ่งที่จะต้องใส่ใจกระแสมากขึ้น ถาลดความถี่ให้ต่ำลง หรือเพิ่มความถี่ให้สูงขึ้น

เมื่อเพิ่มกระแสขึ้นไปอีกจนถึง 100 mA ผู้ทดลองจะรู้สึกปวดและบางคนถึงกับสิ้นสติ ค่ากระแสระดับนี้ถ้าไหลผ่านหัวใจก็เพียงพอที่จะทำให้เกิด ventricular fibrillation (หัวใจห้องล่างเต้นเร็ว เบา และไม่เป็นจังหวะ) ระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation จะมีค่าต่ำลงถ้าให้กระแสไหลผ่านหัวใจนานขึ้น ในการทดลองกับแกะปรากฏว่าการใช้กระแส 1000 mA เป็นเวลา 0.03 วินาที กับการใช้กระแส 100 mA เป็นเวลานาน 3 วินาที ทั้งคู่ต่างก็ทำให้เกิด fibrillation

เอกสารนี้ ข้อมูลจากการทดลองกับสัตว์หลาย ๆ ชนิด สามารถนำมาประเมินค่าระดับของกระแสที่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์ได้

สำหรับความถี่ 60 Hz ค่ากระแสสูงสุดที่ยังไม่ทำให้เกิด fibrillation กับมนุษย์ มีค่า

ประมาณ $116/t^{1/2}$ mA เมื่อ t คือช่วงเวลาที่กระแสไหลผ่านร่างกายเป็นวินาที ตัวอย่างเช่น ถ้าปล่อยกระแสผ่าน 1 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัยคือ 116 mA ถ้าปล่อยกระแสผ่าน 4 วินาที ค่ากระแสสูงสุดที่ยังปลอดภัย คือ 58 mA

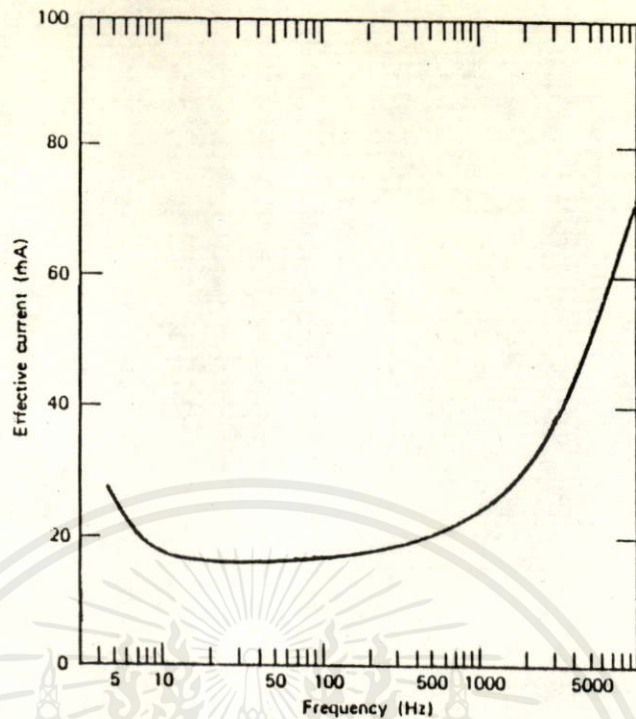
ต่อไปถ้าเพิ่มกระแสจนถึง 6 A หรือมากกว่านี้ จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจเกร็ง ซึ่งจะมีอาการคล้ายกับการเกร็งที่มีจนไม่สามารถปล่อยมือออกจากอิเลคโตรดได้ ถ้าเพิ่มขึ้นไปเรื่อย ๆ อาจทำให้การหายใจเป็นอัมพาตชั่วคราว และผิวหนังอาจเกิดการไหม้อย่างรุนแรง ซึ่งขึ้นอยู่กับแรงกดของอิเลคโตรดต่อผิวหนัง และการสัมผัสของผิวหนังกับอิเลคโตรด

ที่กล่าวมานี้เป็นการศึกษาทดลองการเกิดมาโครช็อค โดยปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 60 Hz ที่ค่าต่าง ๆ ให้ไหลผ่านร่างกายโดยผ่านทางผิวหนัง

ในการศึกษาของไมโครช็อค กระแสไม่ได้ไหลผ่านผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง บ่อยครั้งที่กระแสไฟฟ้าไหลเข้าไปตามเส้นโลหิตแดงใหญ่สู่หัวใจโดยตรง จะเห็นได้ว่า ventricular fibrillation สามารถเกิดจากไมโครช็อคได้ง่าย เนื่องจากระดับกระแสต่ำกว่ากรณีของมาโครช็อคมาก ในการทดลองกับสุนัขพบว่า ถ้าป้อนกระแสเพียง $17 \mu\text{A}$ เข้าหัวใจโดยตรงจะสามารถทำให้เกิด ventricular fibrillation ได้ จากผลอันนี้นำมาประเมิกับมนุษย์ได้ว่า ค่ากระแสที่ทำให้เกิด ventricular fibrillation เมื่อป้อนโดยตรงไปยังหัวใจ มีค่าประมาณ $30 \mu\text{A}$

การทดลองเหล่านี้ใช้แหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 60 Hz แต่ผลที่เกิดต่อร่างกายก็ใกล้เคียงกับแหล่งจ่ายไฟที่มีความถี่ 50 Hz ดังในกราฟรูปที่ 2.17

ไมโครช็อคมีโอกาสเกิดขึ้นได้มาก เนื่องจากปัจจุบันในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษมีการใช้อุปกรณ์อิเลกทรอนิกส์มาก ในบรรดาผู้ป่วยต่าง ๆ มีหลายคนที่จำเป็นต้องใช้หลอดสวน (catheter) เข้าไปตามเส้นโลหิต เพื่อบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หรือเพื่อฉีดสารสีในการฉายรังสี หรือเพื่อใช้วัดแรงดันโลหิต ผู้ป่วยในห้องบำบัดพิเศษบางคนต้องใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (pace maker) โดยใช้หลอดสวนเข้าไปตามเส้นโลหิตจนสัมผัสกับกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อกระตุ้นหัวใจโดยตรง ในกรณีที่การทำงานของหัวใจล้มเหลว หลอดสวนบางชนิดประกอบด้วยเส้นลวด หรือของเหลวที่นำกระแสไฟฟ้าได้ ดังนั้นจึงเกิดทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่มีความต้านทานต่ำ ไปยังหัวใจ ซึ่งจะช่วยเพิ่มความเป็นไปได้ในการเกิดไมโครช็อค

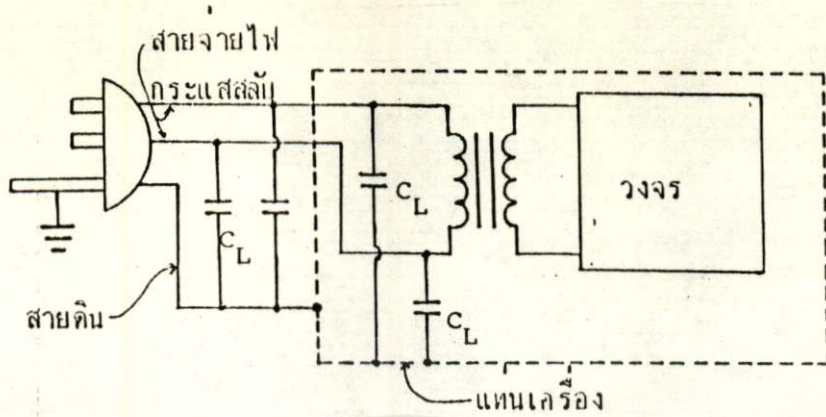


รูปที่ 2.17 กราฟของกระแสและความถี่ ซึ่งผู้ใหญ่อายุประมาณครึ่งหนึ่ง ของผู้ที่ทำการทดลองไม่สามารถควบคุมมือให้ปล่อยอิเล็กโตรดได้

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าที่เกิดจากช่องเสียบไฟชำรุด หรือสายไฟที่ฉนวนชำรุด หรือหัวต่อสายไฟแตก มักจะค้นพบและแก้ไขได้ง่าย แต่อันตรายที่ค้นพบยากอาจเกิดขึ้นในสายจ่ายไฟของเครื่องมือ สายจ่ายไฟมักจะถูกละเลยจากการดูแลรักษา สายประเภทนี้อาจจะถูกดึงมาจากผนังห้องหรือล้อเลื่อนสำหรับวางเครื่องมือ หรือเตียง แล้วพาดไปตามพื้น มีบ่อยครั้งที่เส้นลวดตัวนำภายในชำรุด สายไฟที่ทันสมัยจะมีเส้นลวดตัวนำภายใน 3 เส้น เป็นเส้นที่มีกระแสไฟ 2 เส้น และอีกเส้นหนึ่งเป็นสายดิน (ground) ถ้าสายที่มีกระแสไฟเส้นใดเส้นหนึ่งขาด เครื่องมือก็จะไม่ทำงาน และถ้าสายทั้งสองสัมผัสกันหรือลัดวงจร จะทำให้ฟิวส์ขาดซึ่งทั้งสองกรณีสังเกตเห็นได้ง่าย แต่ถ้าสายดินขาดจะไม่สามารถรู้ได้เลยและเครื่องก็ยังคงทำงานปกติ จึงทำให้เกิดอันตรายต่อผู้ปวยที่ใช้อิเล็กโตรดภายในร่างกายได้ง่าย

เพื่อให้เข้าใจถึงอันตรายจากการที่สายดินขาด จึงควรทำความเข้าใจกับกระแสรั่ว (leakage current) เสียก่อน ในบรรดาเครื่องใช้ไฟฟ้าทั้งหลาย จะมีกระแสไฟฟ้าบางส่วนไหลจากภาคจ่ายไฟกระแสสลับลงสู่ตัวเครื่อง กระแสรั่วนี้จะไหลลงดินโดยผ่านทางสายดิน ซึ่งอยู่ภายในสายจ่ายไฟ สิ่งที่เป็นสาเหตุสำคัญของการเกิดกระแสรั่ว คือ ค่าความเก็บประจุที่เกิดขึ้นระหว่างสายที่มีกระแส

ไหล กับสายดิน ซึ่งอยู่ภายในสายจ่ายไฟ หรือระหว่างหม้อแปลงจ่ายไฟกับตัวเครื่อง ดังรูปที่ 2.18



รูปที่ 2.18 แสดงการเกิดกระแสรั่วของเครื่องใช้ไฟฟ้า อันเนื่องมาจากค่าความเก็บประจุ ที่เกิดขึ้นระหว่างสายไฟกับสายดิน หรือระหว่างหม้อแปลงกับตัวเครื่อง

ค่าอิมพีแดนซ์ X_c ของตัวเก็บประจุ C เมื่อป้อนศักดาไฟฟ้าที่ความถี่ f คือ

$$X_c = 1/2\pi fC$$

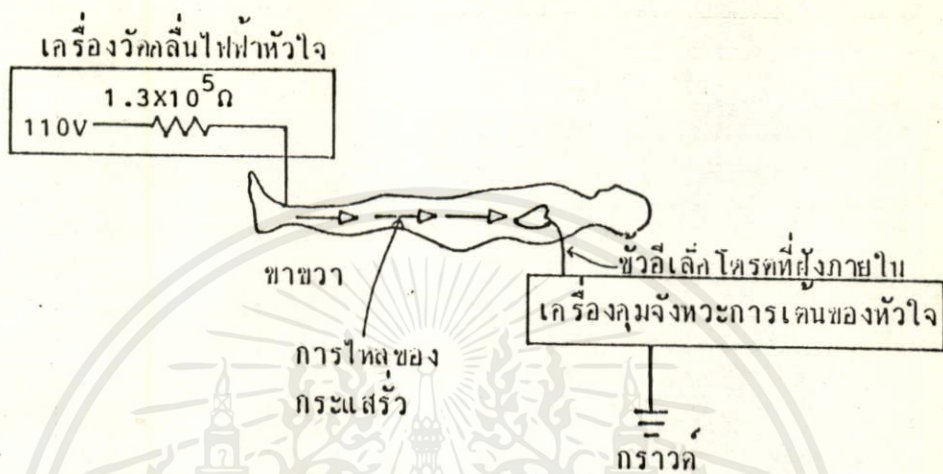
ค่าความเก็บประจุที่ทำให้เกิดกระแสรั่ว โดยทั่วไปมีค่าประมาณ $0.02 \mu F$ ถ้าศักดาไฟฟ้ากระแสสลับ V มีค่า $110 V$ ที่ความถี่ $60 Hz$ ดังนั้นค่าอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุมีค่า $130 K\Omega$ และกระแสรั่ว

$$I = V/X_c = 110/130K \approx 850 \mu A$$

ถ้ากระแสรั่วจำนวนนี้เกิดขึ้นภายในเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีสายดินขาด และเครื่องวัดต่ออยู่กับผู้ป่วยซึ่งมีเครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต่ออยู่ ดังในรูปที่ 2.19 เนื่องจากกระแสรั่วไม่สามารถไหลลงดินทางสายดินของเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ จึงไหลลงดินโดยผ่านทางเครื่องคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ไมโครซีคของกระแสรั่วจำนวนนี้ทำให้เกิด ventricular fibrillation และถึงแก่ชีวิตได้

อันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจเกิดขึ้นได้จากสาเหตุอีกอย่างหนึ่ง คือ ระบบไฟฟ้าของโรงพยาบาลไม่มีสายดิน และเมื่อมีเครื่องมือที่มีปลั๊กเสียบแบบ 3 ขา เจ้าหน้าที่ของโรงพยาบาลอาจจะตัดขาที่ 3 (สายดิน) ออกไป หรือมีคนที่ใช้วิธีตัดแปลงที่เสียบ บางทีสายดินอาจจะต่อไม่ดีพอ และเมื่อมีเครื่องมือมากขึ้นก็จะต้องทำจุดต่อสายดินเพิ่มขึ้น ซึ่งอาจจะอยู่กระจายในบริเวณต่าง ๆ เมื่อต้องใช้

เครื่องมือ 2 เครื่องพร้อมกันกับผู้ป่วยคนเดียวกัน โดยที่เครื่องทั้งสองต่อกับจุดดินคนละจุด โอกาสที่จะเกิดความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างจุดดินทั้งสองมีมาก และถ้าหากเครื่องหนึ่งต่ออยู่กับบิเลคโตรดภายในร่างกาย กระแสรั่วก็สามารถไหลผ่านผู้ป่วยจากจุดดินจุดหนึ่ง ไปลงที่จุดดินอีกจุดหนึ่งได้ ทำให้เป็นอันตรายต่อผู้ป่วย



รูปที่ 2.19 แสดงให้เห็นกระแสรั่วที่เกิดจากเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งสายดินขาดไหลลงดินโดยผ่านทางหัวใจ และเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

2.2.2 การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

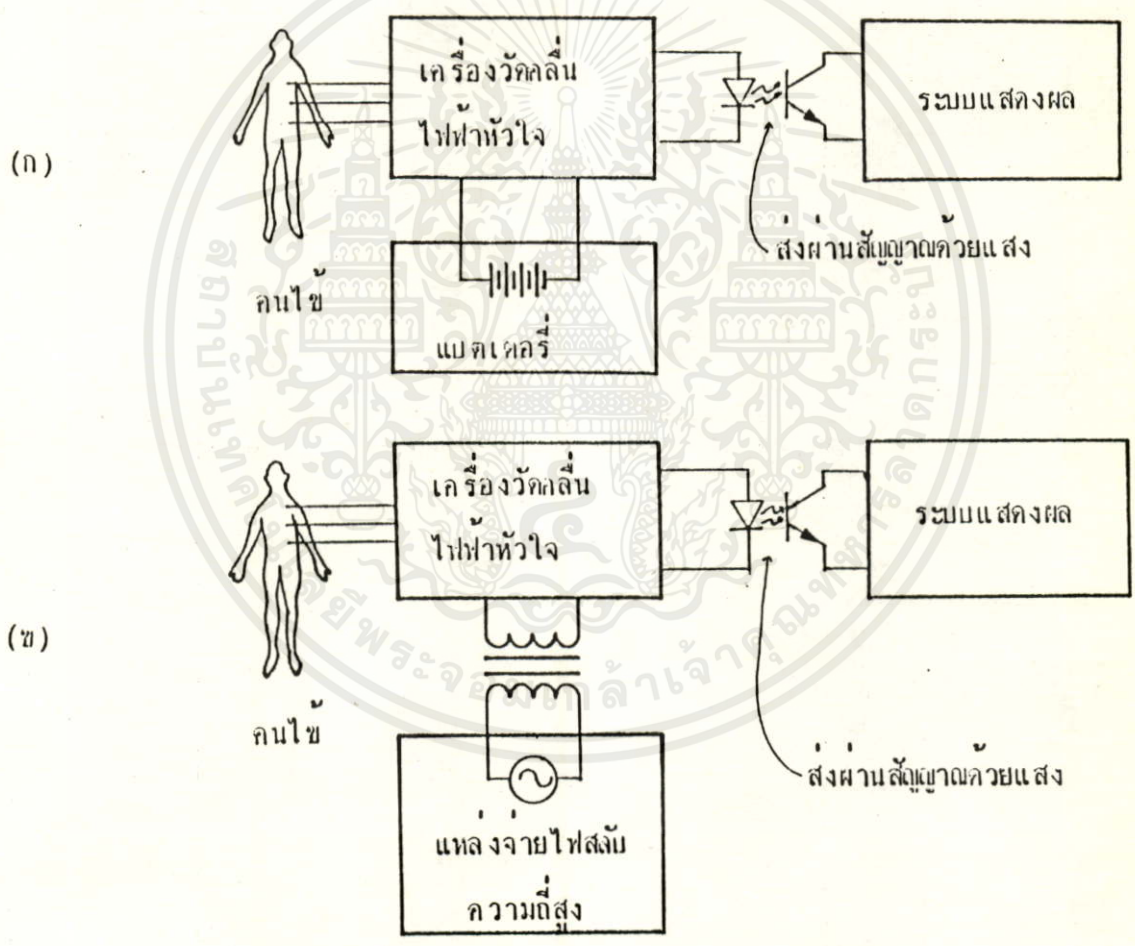
การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้าภายในโรงพยาบาล ทำได้โดยการตรวจสอบและซ่อมแซมอุปกรณ์ไฟฟ้าทุกชนิดอย่างสม่ำเสมอ อย่างไรก็ตาม อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจเกิดขึ้นได้หลายทาง ถึงแม้ว่าจะไม่มีการชำรุดของอุปกรณ์เครื่องใช้

ร่างกายของคนเรามีความไวต่อไฟฟ้ากระแสตรงน้อยกว่าไฟฟ้ากระแสสลับ 60 Hz ดังแสดงในกราฟรูปที่ 2.17 และเนื่องจากที่ความถี่ $f = 0$ (ไฟฟ้ากระแสตรง) ค่า $X_c = \infty$ ดังนั้นไฟฟ้ากระแสตรงจึงไม่ทำให้เกิดกระแสรั่ว อันเนื่องมาจากค่าความจุของการเก็บประจุระหว่างสายไฟ (stray capacitance)

อันตรายจากกระแสไฟฟ้าอาจลดลงได้อีกทางหนึ่ง โดยการให้อุปกรณ์ไฟฟ้าทำงานโดยได้รับแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับที่มีความถี่สูงกว่า 60 Hz มาก ๆ ซึ่งหัวใจมีความไวต่อการเกิด ventricular fibrillation น้อยมาก

การป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า อาจทำได้โดยการใช้เครื่องอุปกรณ์ที่ทำงานด้วยพลังงานจากแบตเตอรี่ ซึ่งโดยทั่วไปจะใช้แบตเตอรี่ชนิดที่สามารถชาร์จไฟเข้าไปใหม่ได้ (rechargeable battery) แต่ในกรณีของเครื่องมือที่ต้องทำงานต่อเนื่องเป็นเวลานาน เช่น เครื่องมอเนเตอร์หัวใจที่ใช้ในห้องบำบัดผู้ป่วยพิเศษ จึงไม่เหมาะที่จะใช้กับแบตเตอรี่ ในกรณีนี้จะใช้วิธีเปลี่ยนความถี่ของแหล่งจ่ายไฟให้สูงกว่า 60 Hz มาก ๆ ให้อยู่ในช่วงที่ความไวของหัวใจต่อการเกิด ventricular fibrillation น้อยมาก แล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงที่มีฉนวนไฟฟ้าอย่างดี

สำหรับสัญญาณออก ที่จะต้องแสดงในระบบแสดงผล จะถูกส่งผ่านทางแสง เพื่อไม่ให้ผู้ป่วยมีส่วนสัมผัสสัมผัสกับระบบแสดงผล ดังรูปที่ 2.20



รูปที่ 2.20 แสดงการป้องกันอันตรายจากกระแสไฟฟ้า

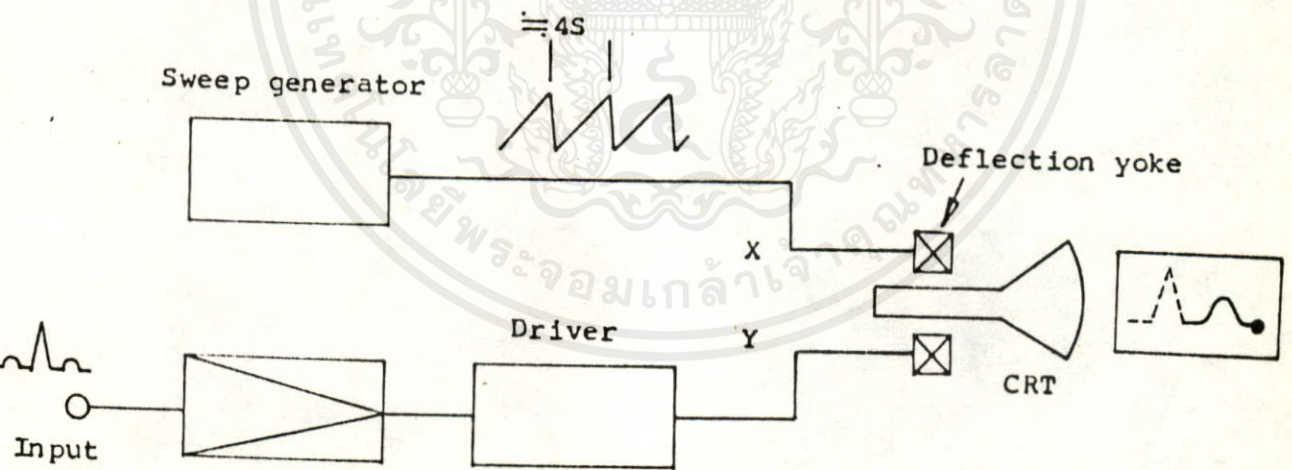
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ส (ก) โดยใช้แหล่งจ่ายไฟกระแสตรงจากแบตเตอรี่ นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้อัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 (ข) โดยใช้แหล่งจ่ายไฟกระแสสลับความถี่สูง

2.3 ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกาย

ในการแสดงสัญญาณจากร่างกาย เนื่องจากสัญญาณเหล่านี้มีความถี่ต่ำ ถ้าให้ออสซิลโลสโคป (OSCILLOSCOPE) แสดงสัญญาณ จะเห็นเป็นจุดเคลื่อนที่ช้า ๆ ไม่สามารถแสดงสัญญาณได้เป็นเส้นต่อเนื่องชัดเจน วิธีแสดงผลแบบมาตรฐานจึงใช้กระดาษกราฟ ที่มีเส้นในแนวนอนและแนวตั้งช่วงละ 1 มิลลิเมตร มีเส้นหมึกทุก 5 มิลลิเมตร เวลาตามเส้นในแนวนอน 1 มิลลิเมตรเท่ากับ 0.04 วินาที สิกคาไฟฟ้าจะถูกวัดตามเส้นในแนวตั้ง 10 มิลลิเมตรเท่ากับ 1 มิลลิโวลท์ ในการพล็อตกราฟลงบนกระดาษปกกาจะเปลี่ยนแปลงตำแหน่งทางแนวตั้งตามสิกคาไฟฟ้าที่วัดได้ ขณะที่กระดาษเคลื่อนที่ไปตามแนวนอนด้วยความเร็วในการบันทึก 25 มิลลิเมตรต่อวินาที

การแสดงสัญญาณบนกระดาษกราฟ สามารถเห็นรูปสัญญาณได้อย่างชัดเจน แต่สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายกับกระดาษกราฟโดยไม่จำเป็น เพราะเรามักไม่สนใจสัญญาณที่เกิดขึ้นไปเป็นเวลานานมาก ๆ จึงมีการแสดงสัญญาณบนจอภาพเพื่อให้เห็นเป็นเหมือนกระดาษกราฟ โดยอาศัยวิธีการต่าง ๆ กัน ซึ่งแบ่งออกได้ 3 แบบ คือ

1. ใช้จอภาพจางหายช้า (Long persistence CRT)



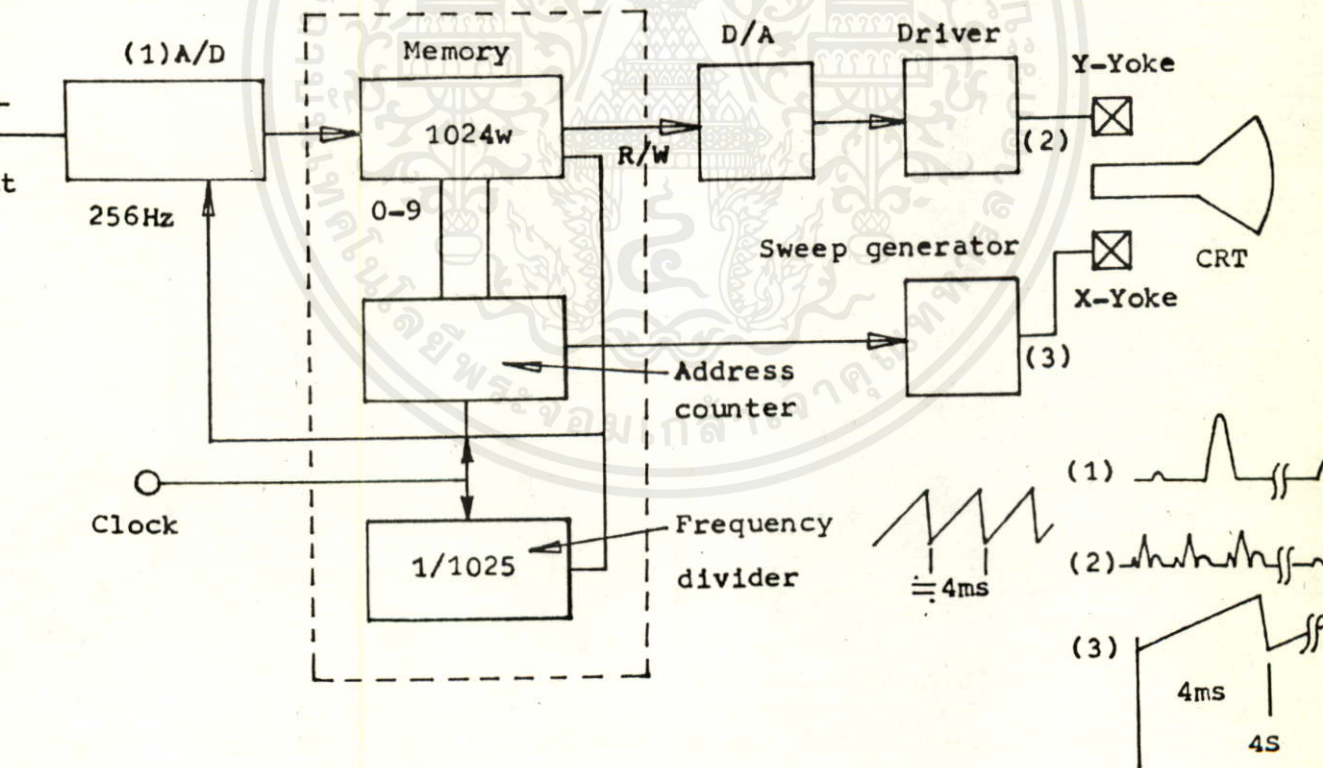
รูปที่ 2.21 Long persistence CRT display

หลักการ คือ ป้อนสัญญาณที่ต้องการวัดเข้าทาง ขดลวดหักเหทางแนวตั้ง (Y - axis deflection เป็น yoke) เพื่อสแกนในแนวตั้ง ในขณะที่ขดลวดหักเหในแนวนอน (X - axis deflection เป็น yoke) จะป้อนสัญญาณฟันเลื่อย (sawtooth) ที่คาบเวลานานหลายวินาที แสดงดังรูปที่ 2.21 เนื่องจากคาบเวลาของการกวาดในแนวนอนยาว จึงทำให้เห็นสัญญาณอินพุตที่ปรากฏบนจอ เป็น

จุดกวาดจากซ้ายไปขวาของจอ โดยการใช้อุปกรณ์ที่จับด้วยสารเรืองแสงแบบจางหายช้า (Long persistence phosphor) จึงทำให้เห็นสัญญาณค้างอยู่ชั่วขณะ วิธีนี้ไม่มีข้อเสีย คือ จะเห็นการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณไม่ต่อเนื่อง ต้องใช้อุปกรณ์พิเศษที่มีให้เลือกได้จำกัด และมีราคาแพงมาก

2. ใช้จอภาพแสดงสัญญาณอินพุตที่ถูกทำให้มีความถี่สูงขึ้น (Non - fade)

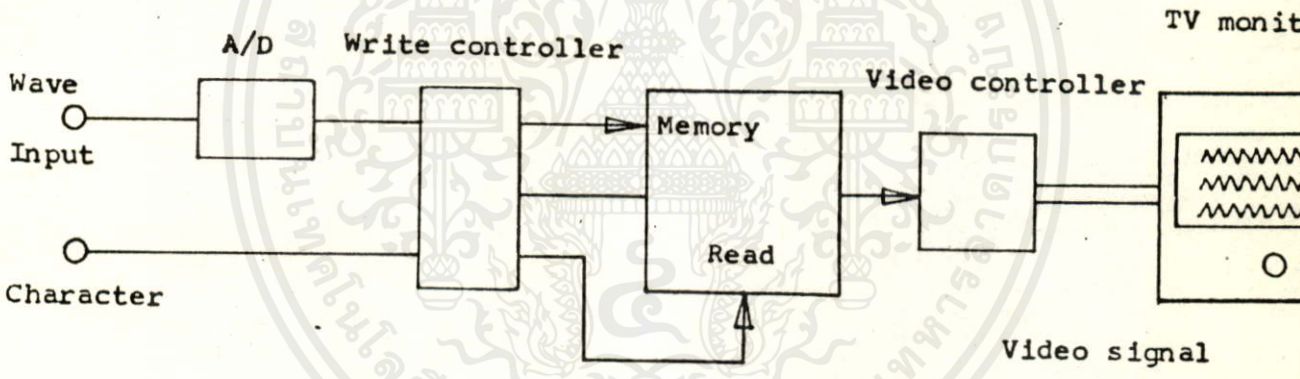
การแสดงผลแบบนี้ เป็นการแก้ไขการที่สัญญาณจางหายไป ด้วยการนำหน่วยความจำ (memory) มาเก็บสัญญาณที่วัดได้ โดยผ่านวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล (A/D) จากนั้นจะนำข้อมูลที่เก็บในหน่วยความจำออกมาผ่านวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นสัญญาณอนาล็อกด้วยความถี่ที่สูงขึ้น แล้วป้อนเข้าทางขดลวดหักเหทางแนวตั้ง (Vertical yoke) และใช้สัญญาณพื้นเลี้ยงป้อนเข้าทางขดลวดหักเหทางแนวนอน (Horizontal yoke) เป็นสัญญาณการกวาด แสดงดังรูปที่ 2.22 วิธีนี้จะได้รูปสัญญาณที่มีความถี่สูง ทำให้เห็นภาพได้ต่อเนื่อง ซึ่งสามารถแสดงรายละเอียดของสัญญาณที่วัดได้อย่างครบถ้วนเหมือนแสดงบนกระดาษกราฟ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
รูปที่ 2.22 Non-Fade type CRT display

3. ใช้มอเนเตอร์แสดงสัญญาณ (TV. Monitor)

โดยการนำสัญญาณที่วัดได้มาผ่านวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอล (A/D) แล้วบันทึกลงในหน่วยความจำ (memory) โดยการสุ่มสัญญาณ (sampling) บางส่วน จากนั้นอ่านค่าที่เก็บไว้มาแปลงเป็นสัญญาณอนาล็อก (D/A) และแปลงเป็นสัญญาณภาพ (Video) ซึ่งการทำงานจะต้องสัมพันธ์กับสัญญาณการสะแกนทั้งทางแนวตั้งและแนวนอน มีหลักการเหมือนกับการแสดงภาพมอเนเตอร์คอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2.23 วิธีนี้สามารถแสดงตัวหนังสือ ตัวเลขหรือกราฟ พร้อมกับคลื่นสัญญาณบนจอภาพได้ และสามารถเลือกใช้จอภาพได้หลายขนาดโดยไม่ต้องเปลี่ยนแปลงการทำงานของส่วนอื่น แต่วิธีนี้มีข้อจำกัดของความละเอียดทางแนวตั้ง โดยสัญญาณอนาล็อกที่ถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลขนาด 8 บิต (bit) สามารถแทนศักดาไฟฟ้าได้ 256 ระดับ แต่เมื่อแปลงเป็นสัญญาณอนาล็อก เพื่อแสดงเป็นสัญญาณภาพ (Video) สามารถแสดงสัญญาณได้ไม่กี่สิบระดับเท่านั้น เพราะถูกจำกัดด้วยการสร้างภาพแบบโทรทัศน์ จึงมีรายละเอียดน้อยกว่าที่ควรจะทำได้ และมีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นบนจอภาพ



รูปที่ 2.23 TV Monitor type

2.4 โครงสร้างของระบบมอเนเตอร์

อุปกรณ์เครื่องมือที่ใช้ในการดูรูปสัญญาณไฟฟ้า โดยปกติแล้วจะใช้ออสซิลโลสโคป แต่ในกรณีที่สัญญาณที่ต้องการดู มีค่าความถี่ต่ำ ๆ เช่น ประมาณ 1 Hz ดังที่ได้กล่าวมาแล้วว่าเราจะเห็นรูปสัญญาณเป็นเพียงจุด ๆ เดียวเคลื่อนที่อยู่บนจอ ทำให้ไม่สามารถที่จะทำการวิเคราะห์สัญญาณได้ ดังนั้นเพื่อที่จะนำรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ มาแสดงออกบนจอภาพให้เห็นรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในทุกละดับของสัญญาณ จึงจำเป็นต้องออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์เข้ามาพร้อมซึ่งมีเงื่อนไขสำคัญ ดังนี้

1. จะต้องสามารถแสดงให้เห็นเป็นรูปคลื่นสัญญาณได้อย่างต่อเนื่อง บนจอภาพ โดยไม่เกิดการ

กระพริบ

2. สามารถที่จะให้คลื่นสัญญาณเคลื่อนที่ หรือหยุดนิ่งได้ เพื่อความจำเป็นในการวิเคราะห์สัญญาณ บางช่วง

3. รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ปรากฏบนจอ จะต้องแสดงให้เห็นรูปคลื่นสัญญาณครบหนึ่งลูกหรือมากกว่า หนึ่งลูกขึ้นไป เพื่อที่จะทำการเปรียบเทียบลักษณะของรูปคลื่นสัญญาณที่ผ่านไปแล้วกับสัญญาณที่กำลังเกิดอยู่ ทำให้สามารถวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของสัญญาณได้

การแสดงรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพ จะใช้จอภาพโทรทัศน์ โดยการออกแบบให้มีการทำงานในลักษณะของเครื่องออสซิลโลสโคป และต่อไปนี้จะกล่าวถึงหลักการแสดงภาพออกทางจอโทรทัศน์

จอภาพ (Cathode Ray Tube) หรือเรียกว่า "จอ CRT" ทั้งที่ใช้ในโทรทัศน์ และ ออสซิลโลสโคป มีส่วนประกอบสำคัญที่เหมือนกัน คือ

1. จอภาพ (phosphorescent screen) เป็นส่วนฉากรที่แสดงภาพ ฉาบด้วยสารเรืองแสง ซึ่งจะเรืองแสงเมื่อถูกกระทบด้วยลำอิเล็กตรอน

2. ไล้หลอด (electron gun) ทำหน้าที่ปล่อยอิเล็กตรอนเมื่อได้รับความร้อน เพื่อไปตกกระทบจอภาพ

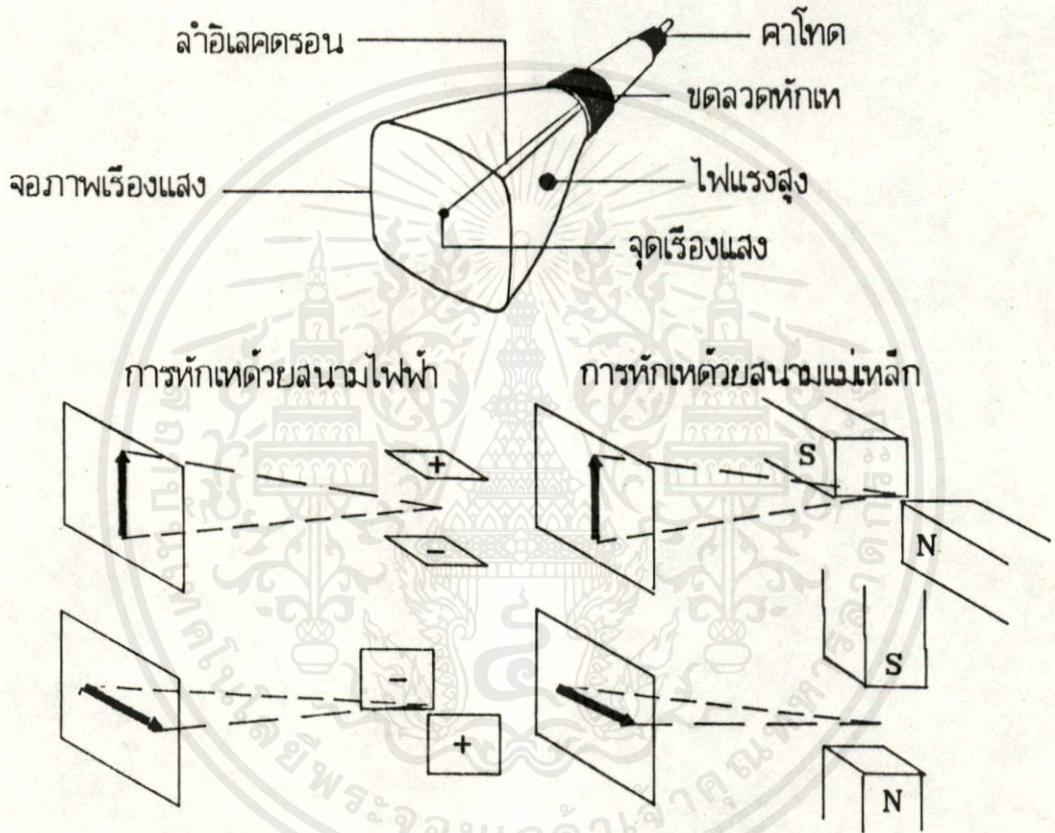
3. ส่วนโฟกัสภาพ (focus) เป็นส่วนโฟกัสให้ลำอิเล็กตรอนมารวมกันเป็นจุด ๆ เดียว เพื่อให้ภาพมีความคมชัด โดยใช้สนามไฟฟ้าหักเหลำอิเล็กตรอน และมีส่วนกริด (grid) เร่งลำอิเล็กตรอนให้ไปชนจอภาพ

4. ส่วนคาโทด (cathode) เป็นส่วนควบคุมความสว่าง หรือความเข้มของจอภาพ โดยควบคุมปริมาณลำอิเล็กตรอนที่จะไปชนจอภาพ ซึ่งส่วนนี้จะถูกควบคุมโดยสัญญาณภาพ (Video)

5. ส่วนหักเหลำอิเล็กตรอน (deflection) เป็นส่วนที่เบี่ยงเบนลำอิเล็กตรอน ให้เกิดการสแกนเป็นภาพขึ้นบนจอ ซึ่งจะต้องประกอบขึ้นจากการสแกนใน 2 แนว คือ ทางแนวนอนเป็นการกวาดจากซ้ายไปขวา ส่วนทางแนวตั้งเป็นการกวาดของสัญญาณอินพุต (input) แรงที่ใช้ในการหักเหลำอิเล็กตรอนจะเกิดจากสนามต่างชนิดกัน ระหว่างออสซิลโลสโคปกับโทรทัศน์ นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากร ในออสซิลโลสโคปจะให้สนามไฟฟ้า ใช้ศักดาไฟฟ้า (Voltage) เป็นสัญญาณควบคุม ส่วน ในจอภาพโทรทัศน์จะให้สนามแม่เหล็ก โดยขดลวดหักเห (deflection yoke) ซึ่งใช้กระแสเป็น

สัญญาณควบคุม ดังแสดงในรูปที่ 2.24 ข้อดีของการหักเหด้วยสนามแม่เหล็ก คือ สามารถหักเหได้มุมที่กว้างกว่าแบบสนามไฟฟ้า เมื่อเปรียบเทียบขนาดเดียวกัน ทำให้ความยาวของหลอดภาพโทรทัศน์สั้นกว่าหลอดจ่อออสซิลโลสโคปมาก และมีราคาถูกลงกว่า แต่เพราะมีมุมหักเหมาก จึงทำให้ไม่มีความเป็นเชิงเส้น (linearity) ที่บริเวณขอบของจอ ส่วนจ่อออสซิลโลสโคปมีความเป็นเชิงเส้นตลอดทั้งจอ

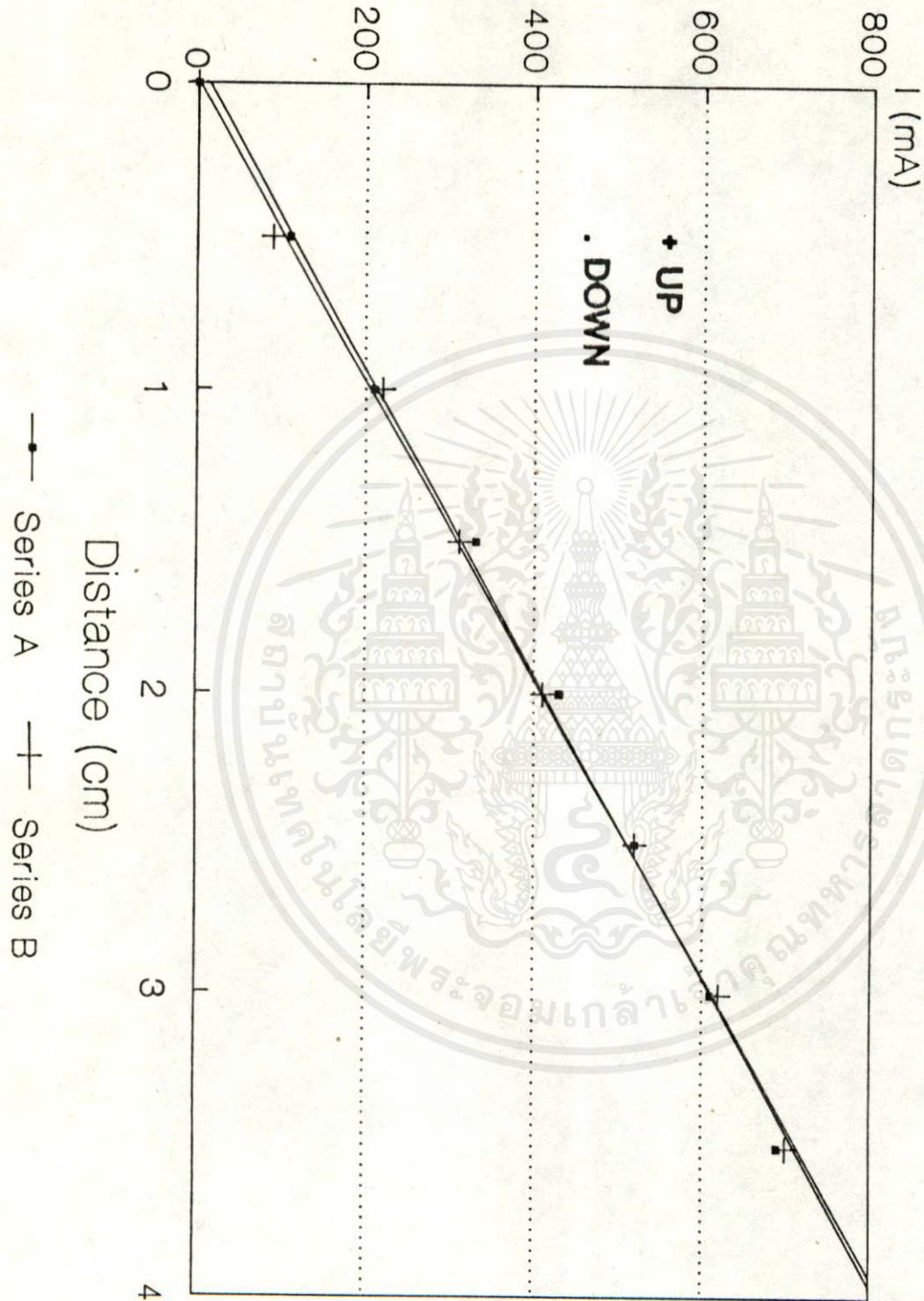


รูปที่ 2.24 แสดงการหักเหด้วยสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

กราฟในรูปที่ 2.25 เป็นการเปรียบเทียบความเป็นเชิงเส้น (linearity) ของจอภาพโทรทัศน์ที่ใช้ท่อมอนิเตอร์ข้างเตียง ซึ่งมีขนาด 5 นิ้ว และมีมอนิเตอร์ศูนย์กลาง ขนาด 14 นิ้ว โดยแกนนอนเป็นระยะทางจากจุดกึ่งกลางจอ แกนตั้งเป็นกระแสไฟฟ้า

6. ส่วนหัวอานอด (anode) ที่หัวนี้จะป้อนแรงดันไฟสูง โดยฉาบสารนำไฟฟ้า (aquadag) ที่บริเวณภายในหลังจอภาพ และคอหลอด ทำให้เกิดสนามไฟฟ้าความเข้มสูงกระจายอยู่รอบบริเวณนี้ อิเล็กตรอนจึงถูกเร่งไปกระทบจอภาพ

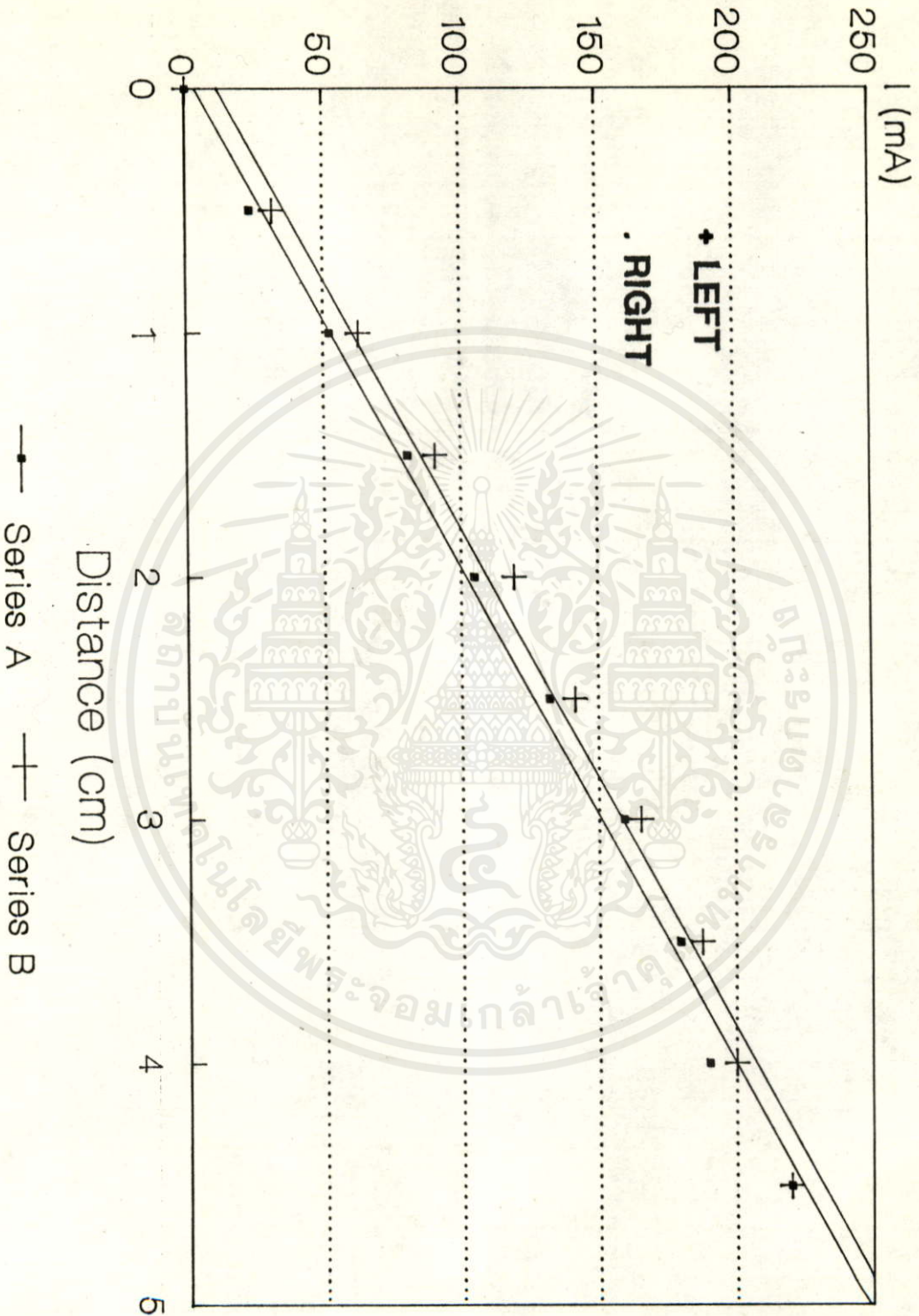
VERTICAL DEFLECTION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

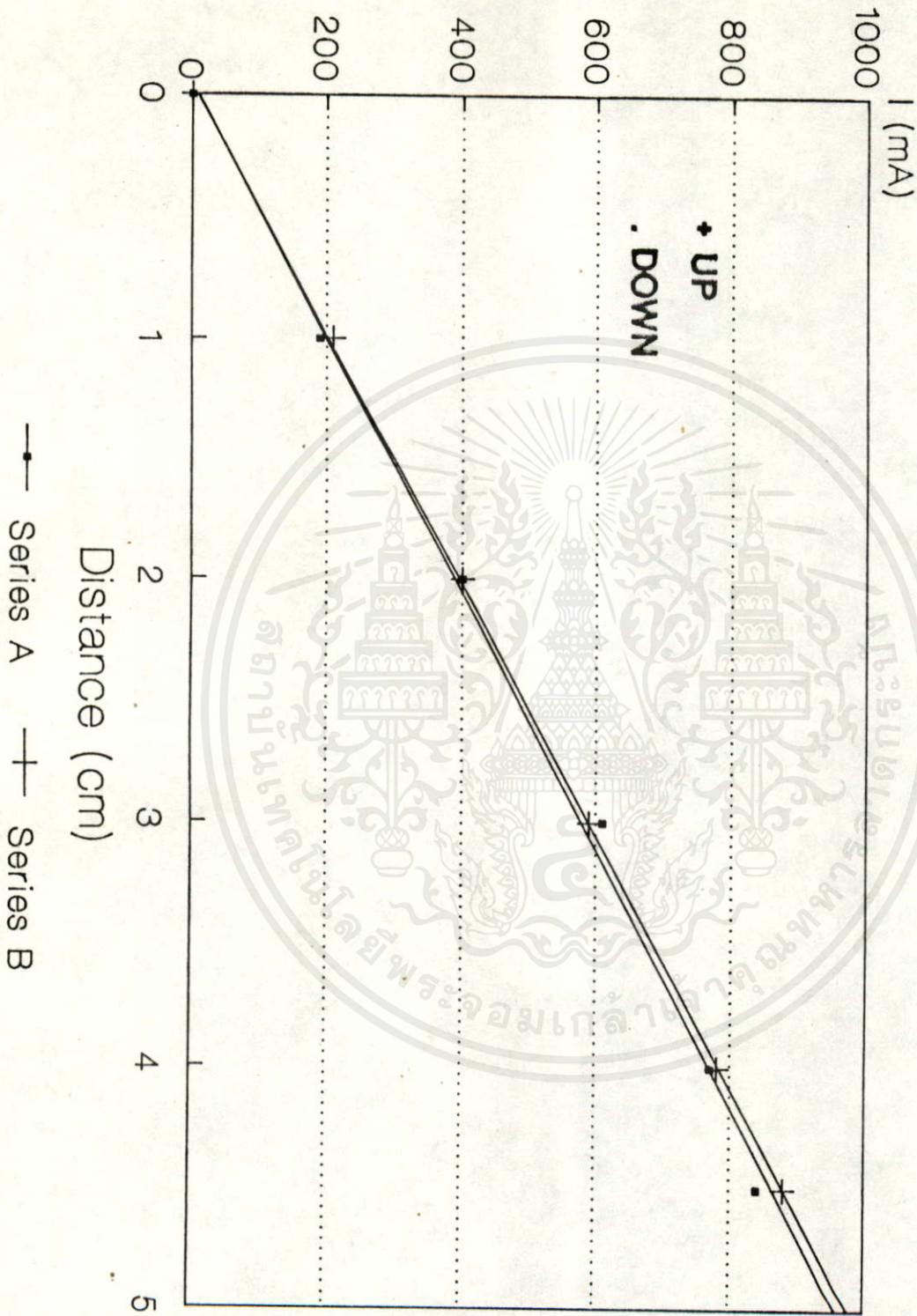
รูปที่ 2.25 ก. กราฟแสดงความเป็นเชิงเส้น ตามแนวตั้งของจอภาพ CLINTON ขนาด 4.5 "

HORIZONTAL DEFLECTION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 รูปที่ 2.25 ข. กราฟแสดงความเป็นเชิงเส้น ตามแนวอนของจอภาพ CLINTON ขนาด 4.5 "

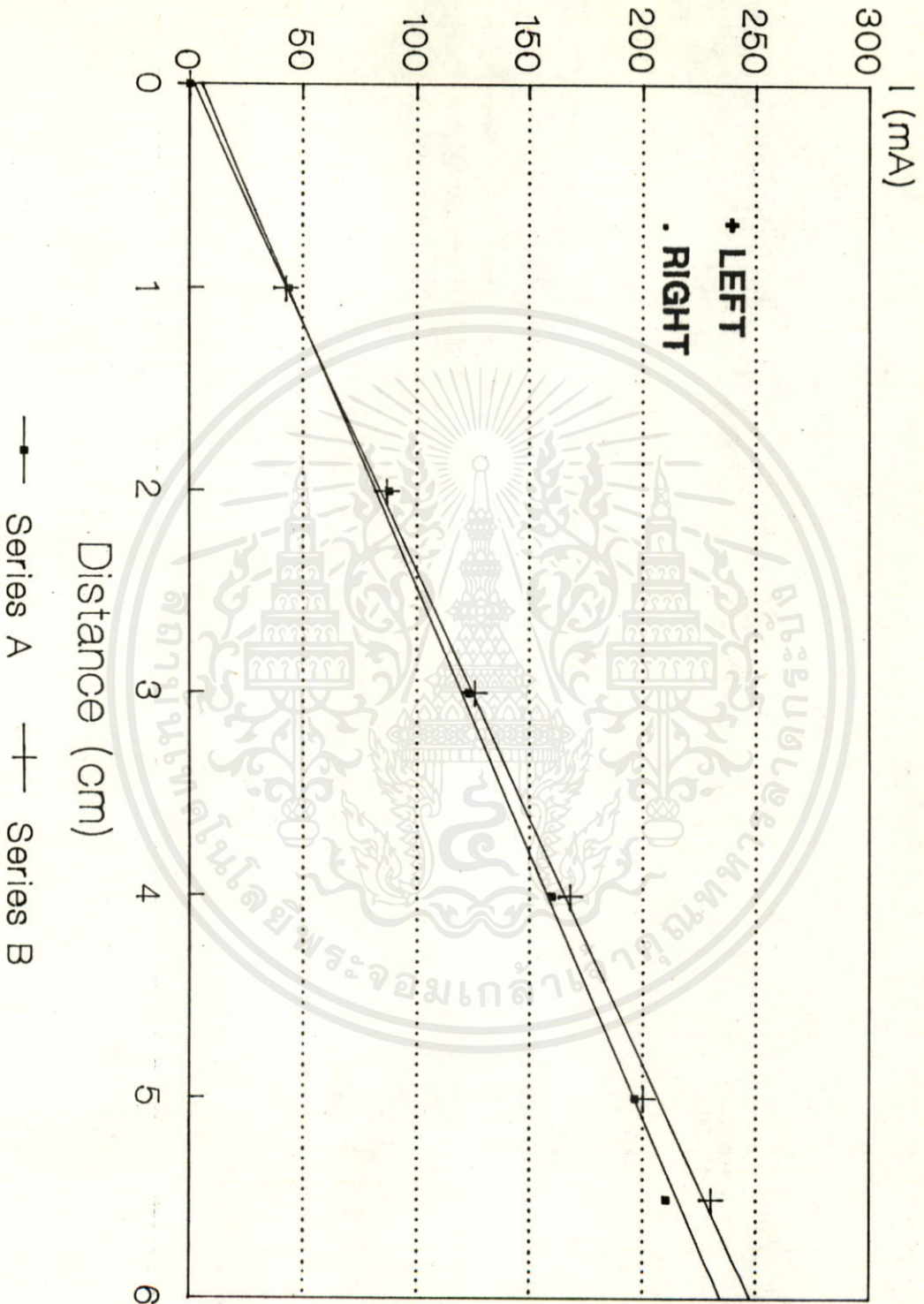
VERTICAL DEFLECTION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.25 ค. กราฟแสดงความเบี่ยงเชิงเส้น ตามแนวตั้งของจอมภาพ TOSHIBA ขนาด 5 "

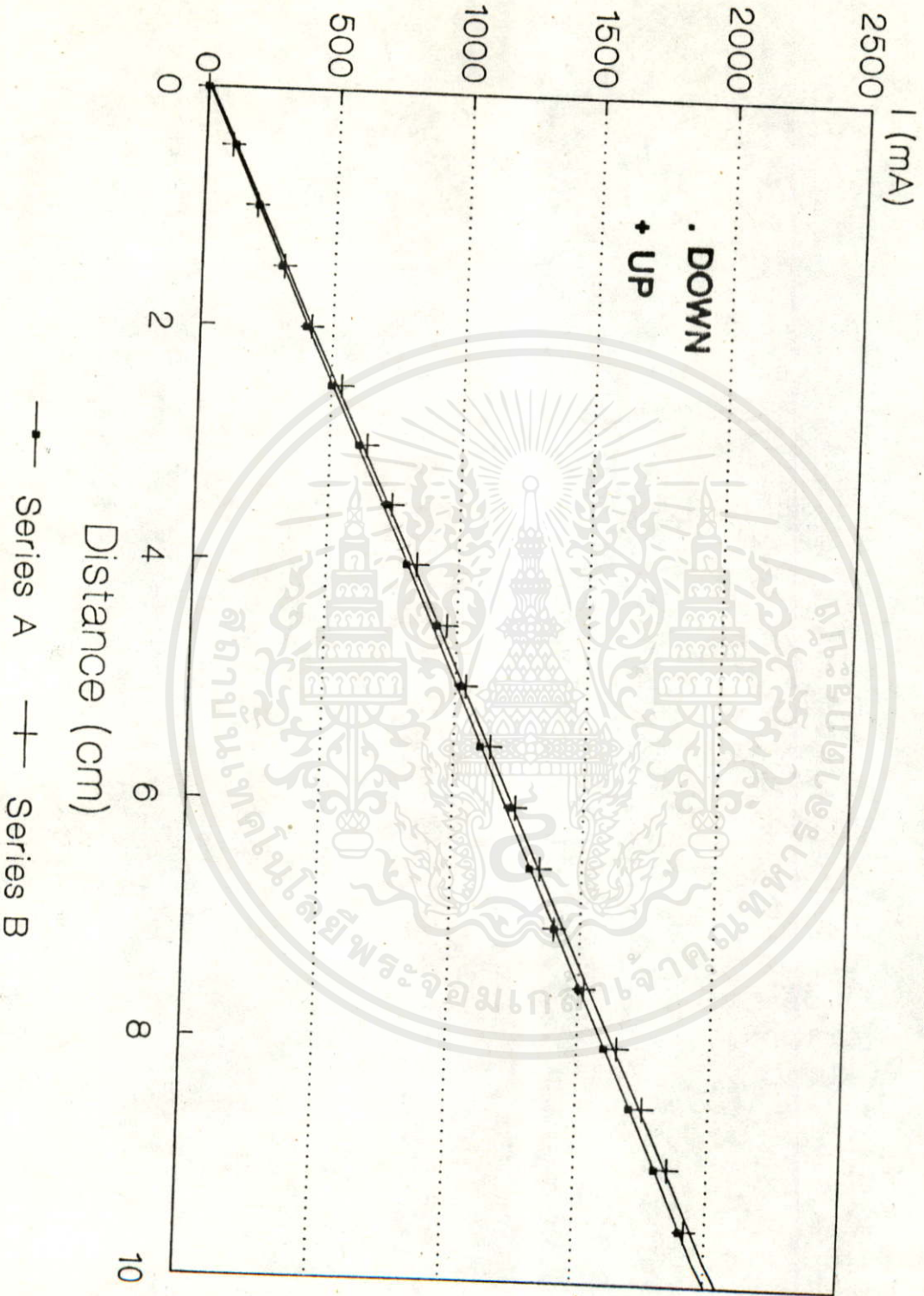
HORIZONTAL DEFLECTION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้.

รูปที่ 2.25 ง. กราฟแสดงความเบี่ยงเส้น ตามแนวนอนของจอภาพ TOSHIBA ขนาด 5 "

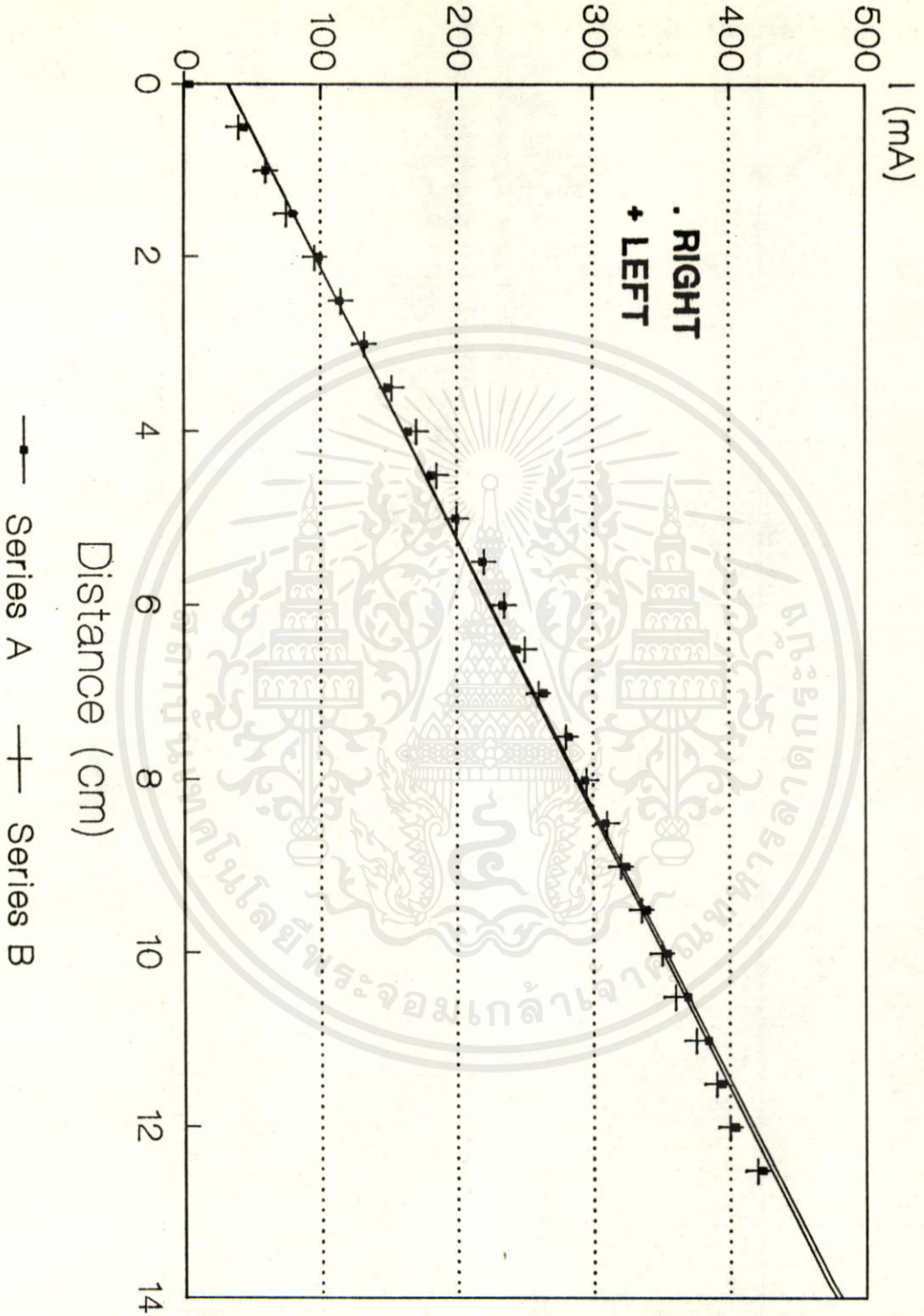
VERTICAL DEFLECTION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 2.25 จ. กราฟแสดงความเบี่ยงเบนเชิงเส้น ตามแนวตั้งของจอภาพ ขนาด 12 "

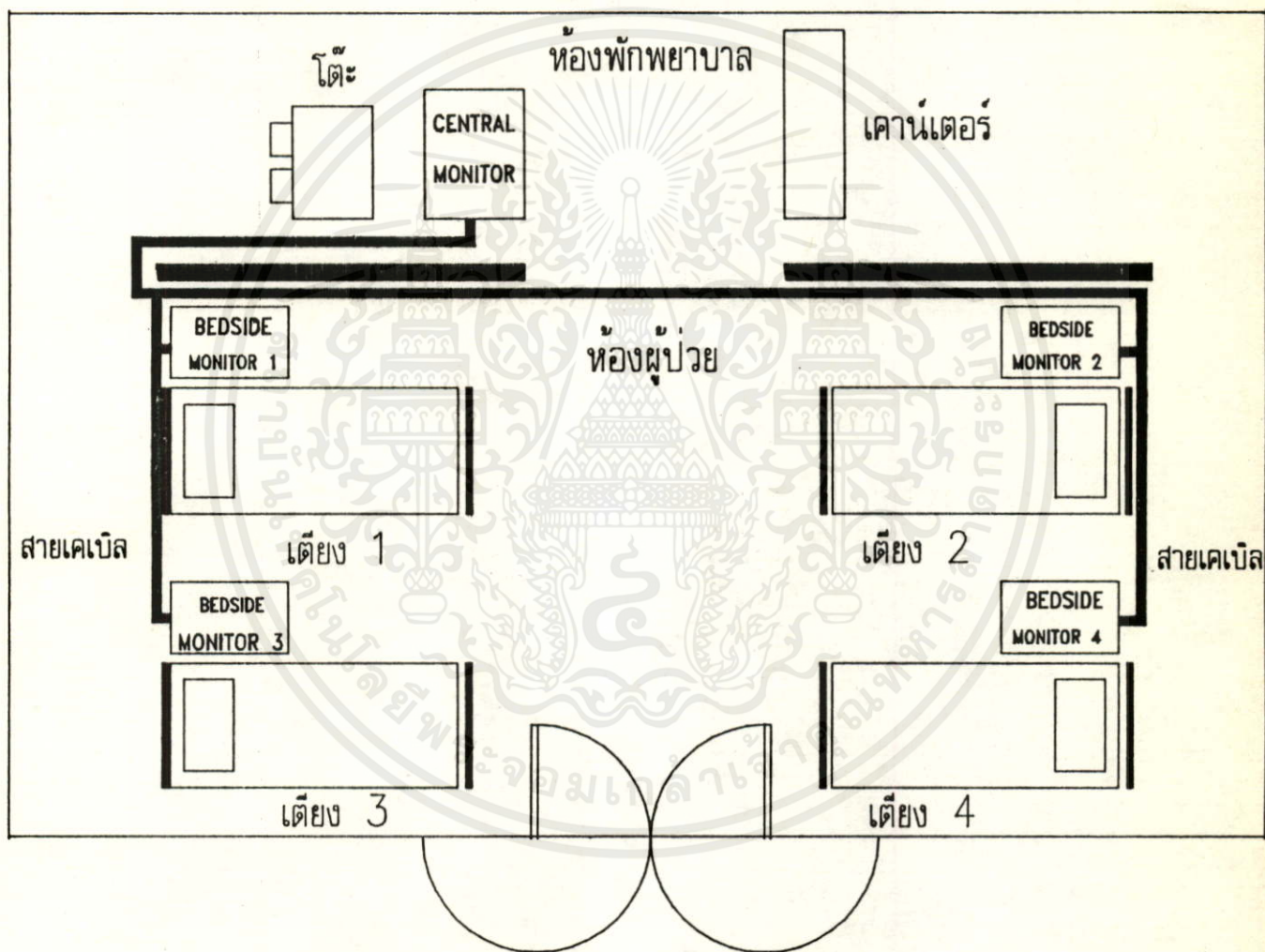
HORIZONTAL DEFLECTION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 รูปที่ 2.25 จ. กราฟแสดงความเป็นเชิงเส้น ตามแนวอนของจอภาพ ขนาด 12 "

ระบบมอนิเตอร์ที่มีโครงสร้าง ดังแสดงในรูปที่ 2.26 ประกอบด้วยมอนิเตอร์ศูนย์กลาง (Central Monitor) ซึ่งแสดงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายคนไข้ได้ 4 เตียง และมอนิเตอร์ข้างเตียง (Bedsides Monitor) แสดงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายคนไข้แต่ละเตียงและส่งสัญญาณนี้มายังมอนิเตอร์ศูนย์กลางที่ห้องพยาบาล ในบทต่อไปจะกล่าวถึงมอนิเตอร์แต่ละแบบโดยละเอียด

แผนผังระบบ ICU MONITOR



รูปที่ 2.26 แสดงระบบมอนิเตอร์ในห้อง ICU

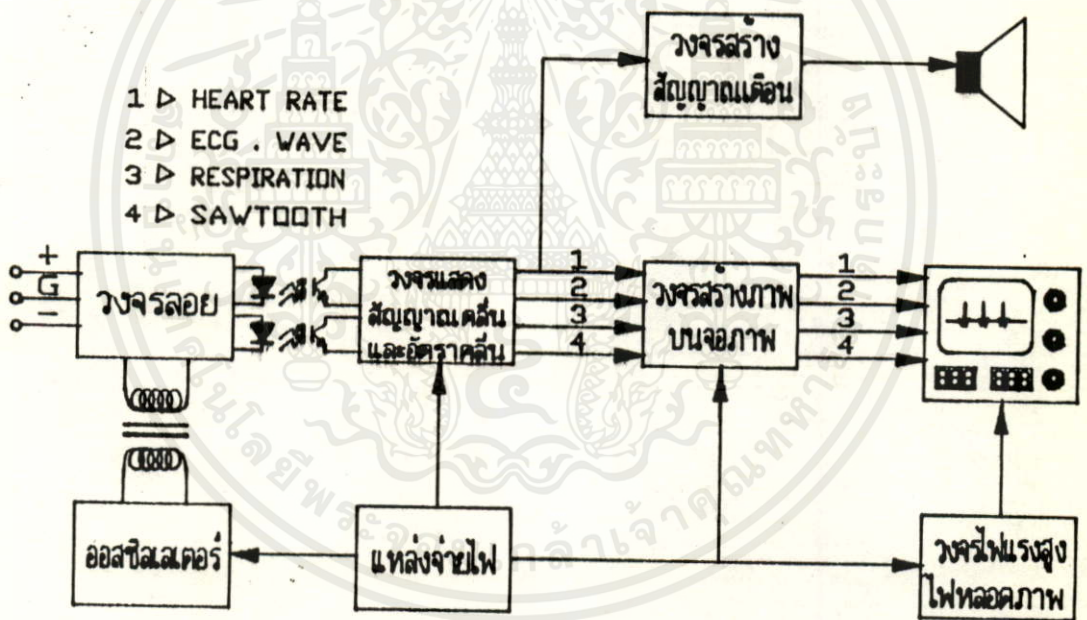
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3 การสร้างเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบข้างเดียว

ในบทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบข้างเดียว ซึ่งมีการแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากร่างกายผู้ป่วยบนจอภาพ แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ กับอัตราการหายใจเป็นตัวเลขทางตัวเลขเปล่งแสง (7-segments LED) และสามารถส่งสัญญาณเตือนในกรณีที่ค่าอัตราการเต้นของหัวใจเปลี่ยนแปลงไปเกินขอบเขตที่ตั้งไว้ ซึ่งเครื่องนี้ได้ออกแบบให้ใช้ตัวไฟฟ้าในการวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและการหายใจร่วมกัน

3.1 โครงสร้างของเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบข้างเดียว

ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย ประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.1 ซึ่งจำแนกแต่ละส่วนตามหน้าที่การทำงานดังนี้



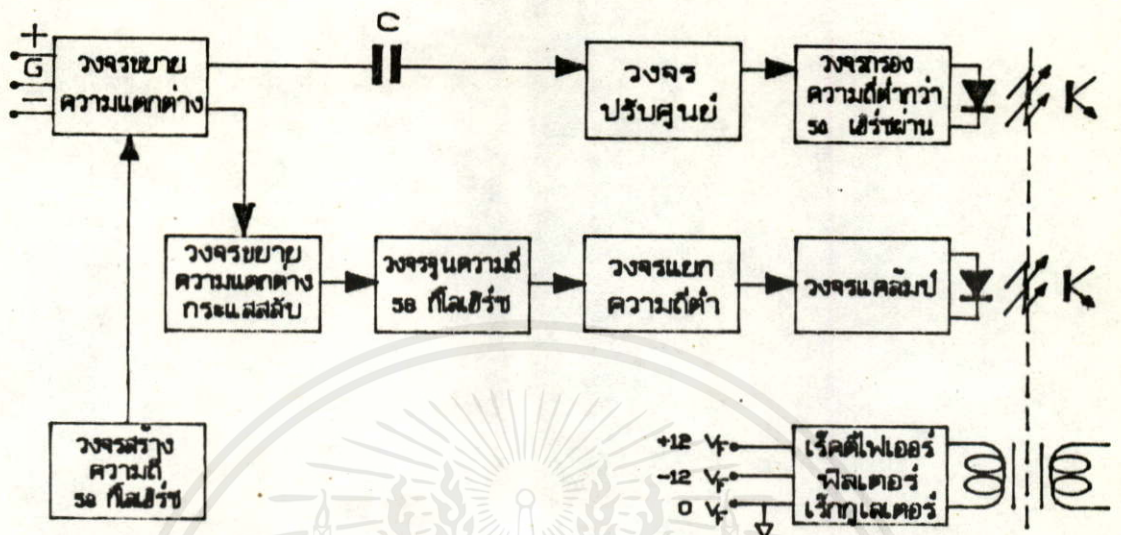
รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของเครื่องแสดงสัญญาณไฟฟ้าจากร่างกายผู้ป่วย แบบข้างเดียว

3.2 ส่วนวงจรลอย (Floating circuit)

ส่วนนี้เป็นส่วนที่สัมผัสกับผู้ป่วยโดยตรง เพื่อป้องกันอันตรายที่อาจเกิดจากกระแสไฟฟ้ารั่ว (leakage current) ดังที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 จึงใช้วิธีการส่งสัญญาณไปยังส่วนอื่นโดยการส่งผ่านทางแสง (opto-couple) และแหล่งจ่ายไฟได้จากการสร้างศักดาไฟฟ้าสลับความถี่สูงประมาณ 20 KHz ไม่ว่ากรณีใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คลื่นเปลี่ยนเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงค่าของเอกสารทุกครั้งที่มีการแก้ไข แล้วส่งผ่านทางหม้อแปลงโดยขดลวดปฐมภูมิและทุติยภูมิไม่สัมผัสกัน แล้วแปลงกลับเป็นไฟฟ้ากระแส

ตรงจ่ายให้วงจร ทำให้วงจรส่วนนี้แยกอิสระจากส่วนอื่น ๆ

วงจรในส่วนนี้สามารถแบ่งตามชนิดของสัญญาณได้ 2 ส่วน คือ วงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และวงจรวัดการหายใจ ดังแสดงแผนผังการทำงานในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แสดงส่วนต่าง ๆ ของวงจรลปิด

3.2.1 วงจรวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

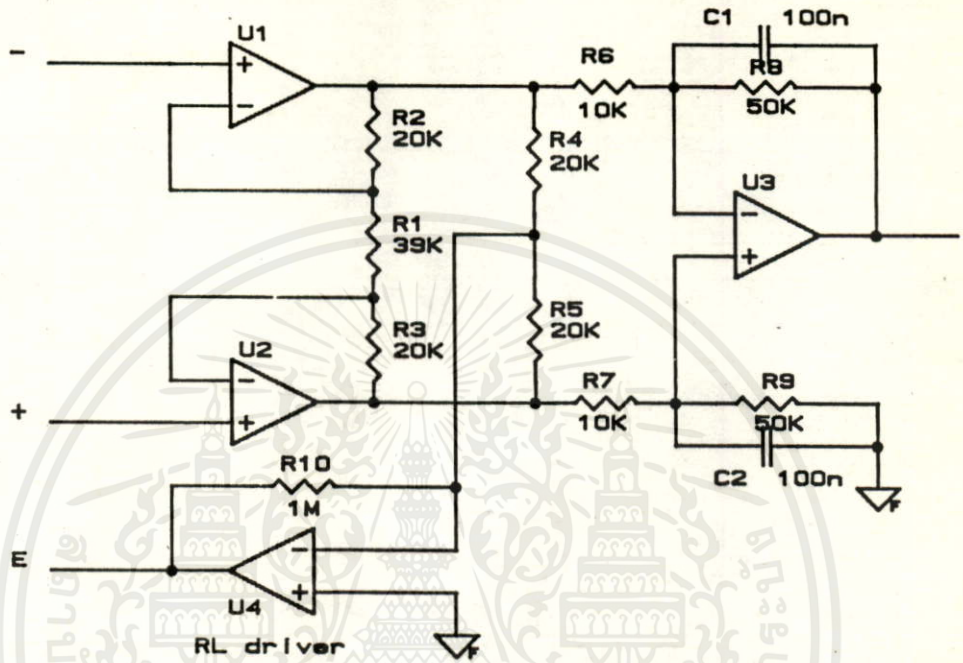
3.2.1.1 วงจรขยายความแตกต่าง (Differential Amplifier)

วงจรนี้เป็นวงจรแรกที่ขยายสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดสัญญาณน้อยมาก เพียงประมาณ 1 mV โดยรับสัญญาณจากอิเล็กโทรดที่ติดบนผิวหนังซึ่งมีความต้านทานสูง และมีสัญญาณรบกวนจากไฟฟ้ากระแสสลับความถี่ 50 Hz ปะปนมาด้วย ดังนั้นวงจรขยายจะต้องมีคุณสมบัติดังนี้

ก. มีอินพุตอิมพีแดนซ์ (input impedance) สูงมาก เมื่อเทียบกับความต้านทานผิวหนัง เพื่อป้องกันการเสียสมดุลย์ของวงจร และการรับรบกวนสัญญาณที่ป้อนเข้าสู่อินพุต การเสียสมดุลย์ของวงจรจะมีผลเสียต่อวงจรขยาย คือสัญญาณรบกวนที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมด (Common mode) ไม่สามารถกำจัดออกไปได้ และยังทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท (offset Voltage) ซึ่งจะถูกลบขยายให้มีความมากขึ้นที่เอาต์พุต ทำให้วงจรขยายเกิดการอิ่มตัวได้ (saturation)

ข. มีค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง คือวงจรมีอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียล (Differential gain) สูงและไม่มีการขยายคอมมอนโหมด (Common mode gain) ต่ำ ทำให้สามารถกำจัดสัญญาณรบกวน 50 Hz ที่เข้ามาในลักษณะสัญญาณคอมมอนโหมดออกไปได้

วงจรขยายความแตกต่างที่ใช้แสดงในรูปที่ 3.3 ประกอบด้วยออปแอมป์ 3 ตัว สำหรับออปแอมป์ตัวที่ 4 เป็นวงจรป้อนกลับแบบลบ (negative feedback) เพื่อใช้แทนทรานส์ หรือเรียกว่า RL driver (Right Leg driver) ทำหน้าที่ลดศักดาไฟฟ้าคอมมอนโหมดซึ่งเกิดขึ้นได้ระหว่างร่างกายผู้ป่วยกับกราวด์ของวงจรลอย



รูปที่ 3.3 วงจรขยายความแตกต่าง

จากวงจรในรูปที่ 3.3 U_1 และ U_2 เป็นวงจรขยายบัฟเฟอร์ ซึ่งจะมีค่าอินพุตอิมพีแดนซ์สูงมาก ประมาณ 10^6 M Ω โดยใช้ออปแอมป์ชนิดที่มีอินพุตเป็น JFET อัตราการขยายศักดาไฟฟ้า (Voltage gain) ของวงจรบัฟเฟอร์ คือ

$$A_{v1} = (R_1 + R_2 + R_3) / R_1 = (39K + 20K + 20K) / 39K = 2.02$$

U_3 เป็นวงจรขยายความแตกต่าง โดยที่ค่า $R_8 = R_7$ และ $R_9 = R_9$ มีอัตราการขยายศักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$A_{v2} = R_8 / R_8 \text{ หรือ } R_9 / R_7 = 50K / 10K = 5$$

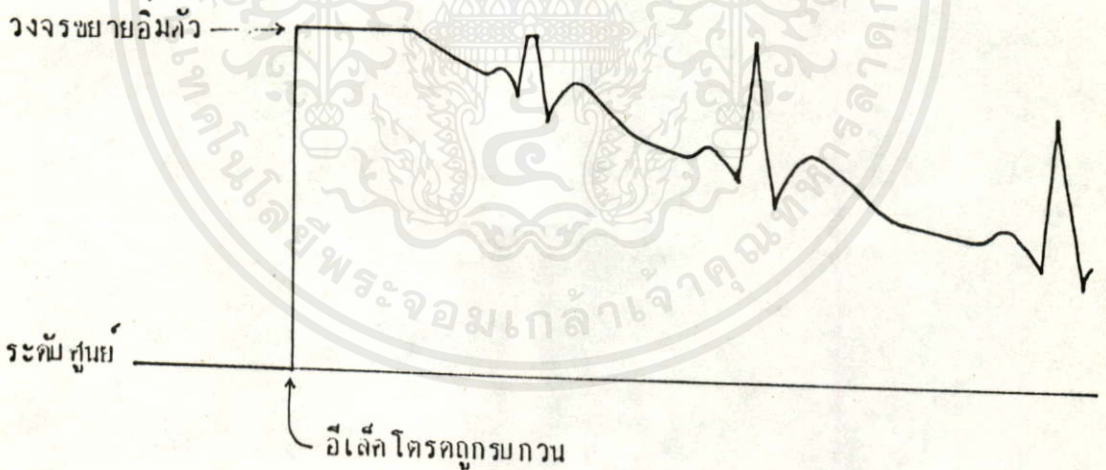
ส่วน C_1 และ C_2 ทำหน้าที่กรองความถี่สูงไม่ให้น่านวงจรขยายไปได้ U_4 , R_4 , R_5 และ R_{10} เป็นส่วนของวงจรป้อนกลับที่เรียกว่า RL driver

เอกสารนี้เป็นวงจรขยายในภาคแรกๆ ไม่ควรให้มีอัตราการขยายมากเกินไป เพราะถ้าเกิดมีศักดาไฟฟ้าออกเฟ้กเกิดขึ้นก่อนนุก ไม่ว่าสาเหตุใดก็ตาม จะทำให้สัญญาณออกที่เอาท์พุทลอยขึ้น ไป หรือต่ำลง

จากระดับศูนย์มาก ซึ่งบางครั้งอาจทำให้มีตัวอยู่ที่ค่าใกล้กับศักดาแหล่งจ่ายไฟ ทำให้วงจรไม่สามารถทำงานได้

3.2.1.2 วงจรปรับศูนย์ (Autozero circuit)

เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจผ่านวงจรขยายความแตกต่าง มักจะมีศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถูกขยายมาด้วย ศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทนี้เป็นศักดาไฟฟ้ากระแสตรง ซึ่งสามารถแยกออกจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยการส่งผ่านสัญญาณทางตัวเก็บประจุ แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ มีความถี่ต่ำอยู่ในช่วง 0.05-200 Hz ดังนั้นตัวเก็บประจุที่ให้อาจต้องมีค่ามาก เพื่อให้สัญญาณที่มีความถี่ต่ำในช่วงดังกล่าวผ่านไปได้ แต่เกิดปัญหาขึ้นคือ ถ้ามีการรบกวนที่อิลคโตรด เช่นเมื่อผู้ป่วยขยับตัวจะทำให้ความต้านทานตรงรอยสัมผัสของอิลคโตรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง และวงจรเสียสมดุลย์ เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทที่เอาท์พุทของวงจรขยายความแตกต่าง คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านตัวเก็บประจุจะลอยออกห่างจากระดับศูนย์ และกลับเข้าสู่ระดับศูนย์ช้ามาก เนื่องจากค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ของตัวเก็บประจุกับความต้านทานอินพุทของวงจรถัดไปมีค่ามาก ดังรูปที่ 3.4

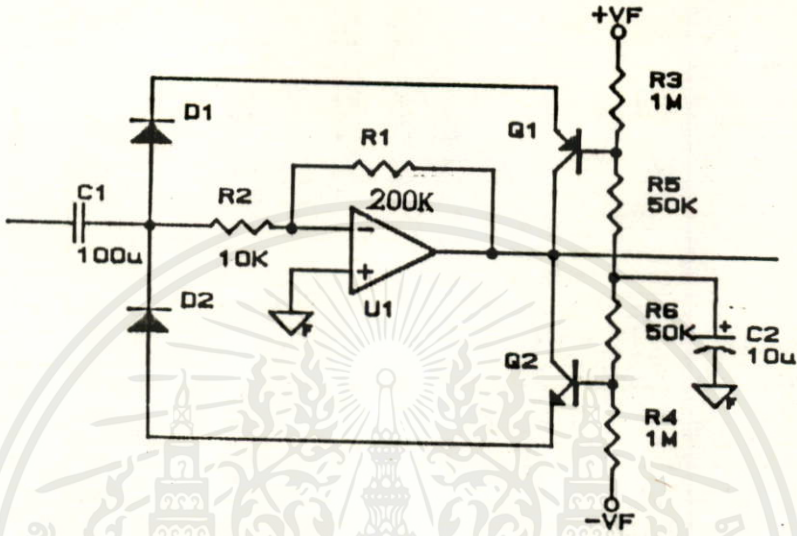


รูปที่ 3.4 แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ส่งผ่านตัวเก็บประจุที่มีค่ามาก เมื่ออิลคโตรดถูกรบกวน

หลักการของวงจรปรับศูนย์ คือจะช่วยลดค่าคาบเวลาคงที่ (time constant) ให้มีน้อยลง เมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ทถึงระดับที่กำหนดไว้ ดังรูปที่ 3.5 ในขณะที่ยังไม่เกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ค่าคาบเวลาคงที่จะเท่ากับผลคูณของ C_1 กับ R_2 และเมื่อเกิดศักดาไฟฟ้าออฟเซ็ท ประมาณ 1.2 V หรือ -1.2 V (เท่ากับศักดาไฟฟ้าตกคร่อมไดโอด D_1 หรือ D_2 กับขา EB ของทรานซิสเตอร์ Q_1 หรือ

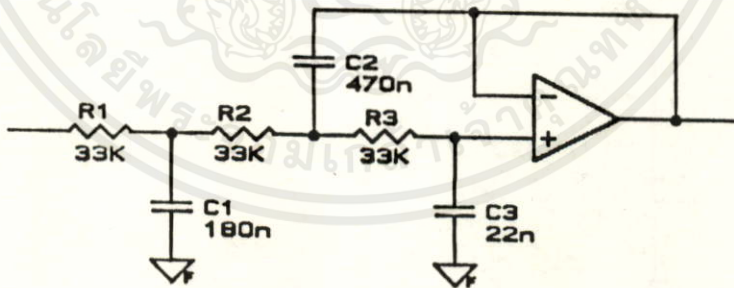
Q₂) ทราแซิสเตอร์จะทำหน้าที่เป็นทางผ่านสัญญาณลงกราวด์ ทำให้ค่าคาบเวลาคงที่ มีค่าลดลงเหลือเท่ากับ ผลคูณของ C₁ กับความต้านทานภายในของทราแซิสเตอร์ซึ่งมีค่าน้อย ส่วน U₁ เป็นวงจรรขยายแบบกลับเฟส (invertng amplifier) มีอัตราขยายตักดาไฟฟ้าเท่ากับ

$$R_1/R_2 = 200K/10K = 20 \text{ เท่า}$$



รูปที่ 3.5 วงจรปรับศูนย์

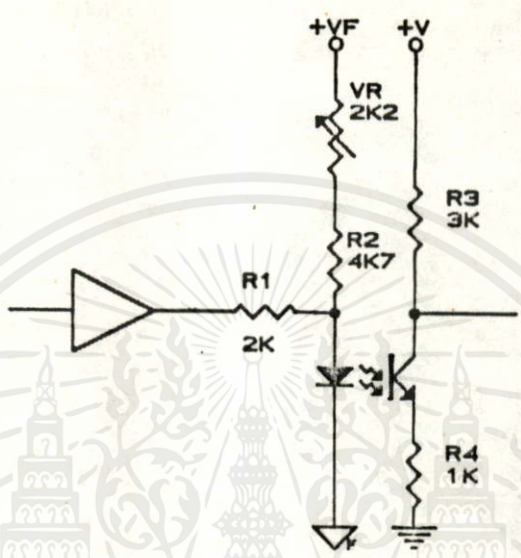
3.2.1.3 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่าน (Lowpass filter)



รูปที่ 3.6 วงจรกรองความถี่ต่ำกว่า 50 Hz ผ่าน

ถึงแม้ว่าวงจรรขยายในภาคแรก จะเป็นวงจรรขยายความแตกต่าง ซึ่งมีคุณสมบัติในการกำจัดสัญญาณรบกวนได้ดีก็ตาม แต่ถ้าหากเกิดความ ไม่สมดุลย์ของวงจรรขยาย สัญญาณรบกวนซึ่งส่วนใหญ่เป็นความถี่ 50 Hz ก็สามารรถผ่านไปได้เช่นกัน บังคับให้ออกจากรอบคั้งที่มีค่าน้อยไปใช้ เป็นวงจรรกรองความถี่ต่ำผ่านลำดับที่ 3

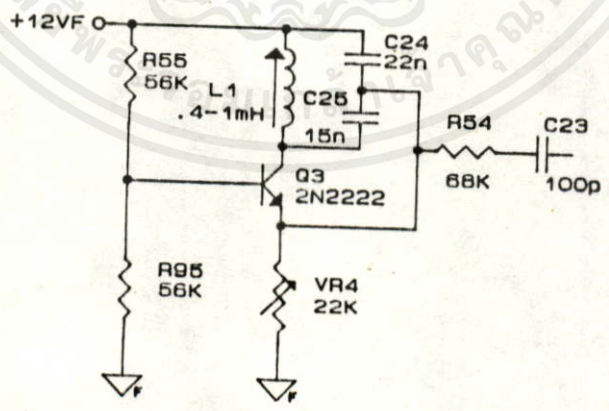
(Third-order lowpass filter) นอกจากทำหน้าที่กรองความถี่แล้ว ยังทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ในการส่งผ่านสัญญาณทางแสง ดังรูปที่ 3.7 ความต้านทาน R_1 ทำหน้าที่เปลี่ยนศักดาไฟฟ้าเป็นกระแสไฟฟ้า เพื่อป้องกันให้กับตัวส่งสัญญาณแสง ซึ่งเป็นไดโอด ความต้านทาน R_2 และ VR เป็นตัวป้องกันกระแสไบอัสให้กับตัวส่ง การตั้งไบอัสทำได้โดยการปรับ VR จนกระทั่งศักดาไฟฟ้าที่ขา C ของตัวรับสัญญาณแสงมีค่าประมาณครึ่งหนึ่งของศักดาไฟฟ้าแหล่งจ่ายไฟ



รูปที่ 3.7 วงจรส่งผ่านสัญญาณทางแสง

3.2.2 วงจรวัดการหายใจ

3.2.2.1 วงจรสร้างความถี่สูง 58 KHz (58 KHz Oscillator)



รูปที่ 3.8 วงจรสร้างความถี่สูง 58 KHz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้นำไปเผยแพร่หรือทำซ้ำโดยไม่ขออนุญาตทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรนี้เป็นวงจรสร้างคลื่นของศักดาไฟฟ้าความถี่สูง เพื่อป้อนเข้าสู่ร่างกายของผู้ป่วยสำหรับวัดอิมพีแดนซ์ ดังได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 วงจรแสดงในรูปที่ 3.8 เป็นวงจรแบบ Colpitts oscillator ความต้านทาน R_{55} และ R_{95} เป็นวงจรไบอัสให้กับทรานซิสเตอร์ Q_3 ความต้านทานปรับค่าได้ VR_4 เป็นตัวปรับอัตราการป้อนกลับแบบบวก (positive feedback) และปรับขนาดของสัญญาณเอาต์พุท ความถี่ของสัญญาณที่ได้ คือ

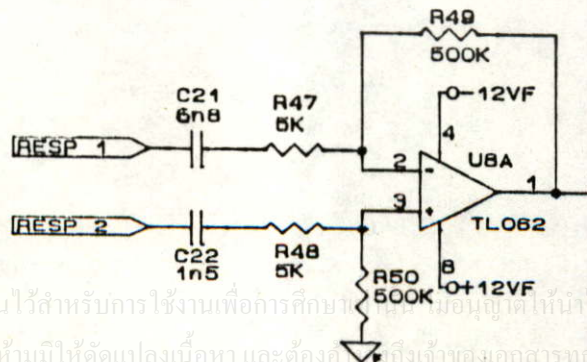
$$\begin{aligned} f &= 1/2\pi(L_1(C_{24}*C_{25}/(C_{24}+C_{25})))^{1/2} \\ &= 1/2\pi(820\mu H(.0022\mu F*.0015\mu F/ (.0022\mu F+.0015\mu F)))^{1/2} \\ &= 58851 \text{ Hz } \approx 58 \text{ KHz} \end{aligned}$$

ความต้านทาน R_{54} และตัวเก็บประจุ C_{23} เป็นตัวจำกัดกระแส และป้องกันไฟฟ้ากระแสตรงไหลผ่านร่างกาย การปรับความต้านทาน VR จะปรับให้ได้ขนาดของสัญญาณกระแสสลับความถี่ 58 KHz ที่ขา C มีค่าประมาณ 2 V

3.2.2.2 วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ (AC Differential Amplifier)

ทำหน้าที่รับสัญญาณจากเอาต์พุทของวงจรไบเฟเลอร์ในวงจรขยายความแตกต่างที่อยู่ในส่วนที่ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยรับเฉพาะสัญญาณกระแสสลับแล้วทำการขยายให้มีขนาดสูงขึ้น วงจรนี้เป็นวงจรขยายความแตกต่างของสัญญาณกระแสสลับเท่านั้น ดังรูป 3.9 ตัวเก็บประจุ C_{21} และ C_{22} ทำหน้าที่กั้นกระแสตรง ไม่ให้ผ่านเข้าวงจรขยาย ความต้านทาน $R_{47} = R_{48}$ และ $R_{49} = R_{50}$ อัตราการขยายของวงจร คือ

$$A_v = R_{49}/R_{47} = R_{50}/R_{48} = 500K/5K = 100 \text{ เท่า}$$

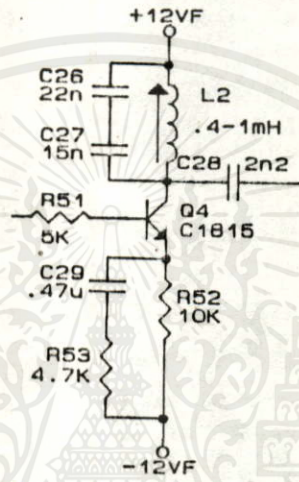


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานานาชาติ โดยอนุญาตให้ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.9 วงจรขยายความแตกต่างกระแสสลับ

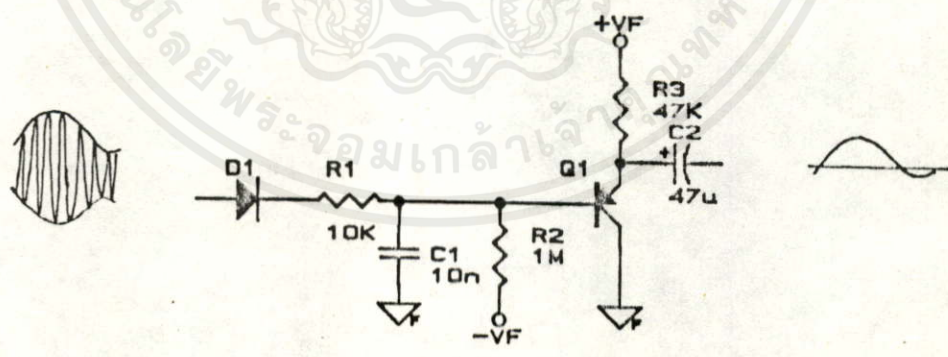
3.2.2.3 วงจรจูนความถี่ 58 KHz (58 KHz Tune Amplifier)

สัญญาณความถี่ต่ำของการหายใจจะซ้อนมาบนสัญญาณความถี่สูง 58 KHz ในลักษณะ AM. (amplitude modulation) เพื่อป้องกันสัญญาณรบกวนที่มีความถี่ต่าง ๆ กัน จึงใช้วงจรขยายเฉพาะความถี่ หรือวงจรจูน โดยเลือกขยายเฉพาะความถี่ 58 KHz เท่านั้น และเพื่อให้สามารถเลือกความถี่ได้ตรงกับความถี่ 58 KHz จึงใช้วงจรจูนที่มีลักษณะเช่นเดียวกับวงจรสร้างความถี่ 58 KHz ดังรูปที่ 3.10 ค่าของ L_2 และ C_{26}, C_{27} ให้ค่าเดียวกับที่ใช้ในวงจรสร้างความถี่ ตัวเก็บประจุ C_{26} ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณเฉพาะกระแสสลับ ความต้านทาน R_{53} ทำหน้าที่เพิ่มอัตราขยายให้กับวงจร



รูปที่ 3.10 วงจรจูนความถี่ 58 KHz

3.2.2.4 วงจรแยกความถี่ต่ำ (Demodulator)



รูปที่ 3.11 วงจรแยกความถี่ต่ำ

ใช้ในการแยกคลื่นการหายใจซึ่งมีความถี่ต่ำ และซ้อนมาบนสัญญาณความถี่สูงแบบ AM. โดยการกรองกระแสแบบครึ่งคลื่น แล้วกรองความถี่ด้วยวงจรกรองความถี่ ดังรูปที่ 3.11 ไดโอด D_1 ทำหน้าที่กรองกระแสแบบครึ่งคลื่น ความต้านทาน R_1 และตัวเก็บประจุ C_1 ทำหน้าที่กรองความถี่ ทราบ

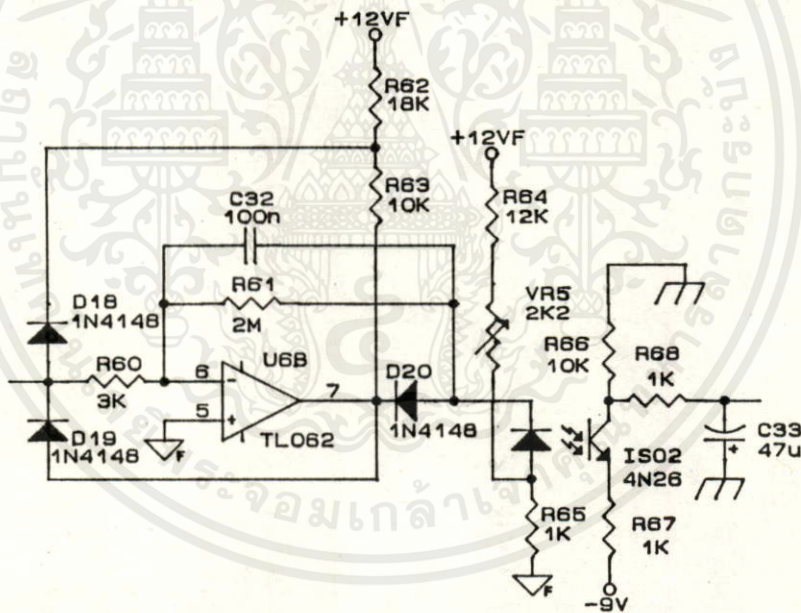
ซิสเตอร์ Q_1 ทำหน้าที่เป็นวงจรบัฟเฟอร์ โดยมี R_2 เป็นตัวไบอัส ตัวเก็บประจุ C_2 ทำหน้าที่ส่งผ่านสัญญาณกระแสสลับ (สัญญาณการหายใจ)

3.2.2.5 วงจรแคลมป์ (Clamp circuit)

ในกรณีที่ออสซิลโลสโคปมีการชดเชย จะทำให้ค่าอิมพีแดนซ์ระหว่างรอยสัมผัสของผิวหนังกับออสซิลโลสโคปเปลี่ยนแปลง เป็นผลทำให้วัดสัญญาณไม่ได้ ดังนั้นจึงต้องมีวงจรแคลมป์ ดังรูปที่ 3.12 เพื่อบังคับไม่ให้สัญญาณมีขนาดใหญ่เกินไป วงจรนี้จะบังคับให้สัญญาณออกที่เอาต์พุตมีขนาดอยู่ในช่วง -7 ถึง 0 V โดยมี U_{6B} , R_{60} , R_{61} เป็นวงจรขยายแบบอินเวอร์ท ที่มีอัตราขยายแรงดัน คือ

$$A_v = R_{61}/R_{60} = 2M/3K = 666.66 \text{ เท่า}$$

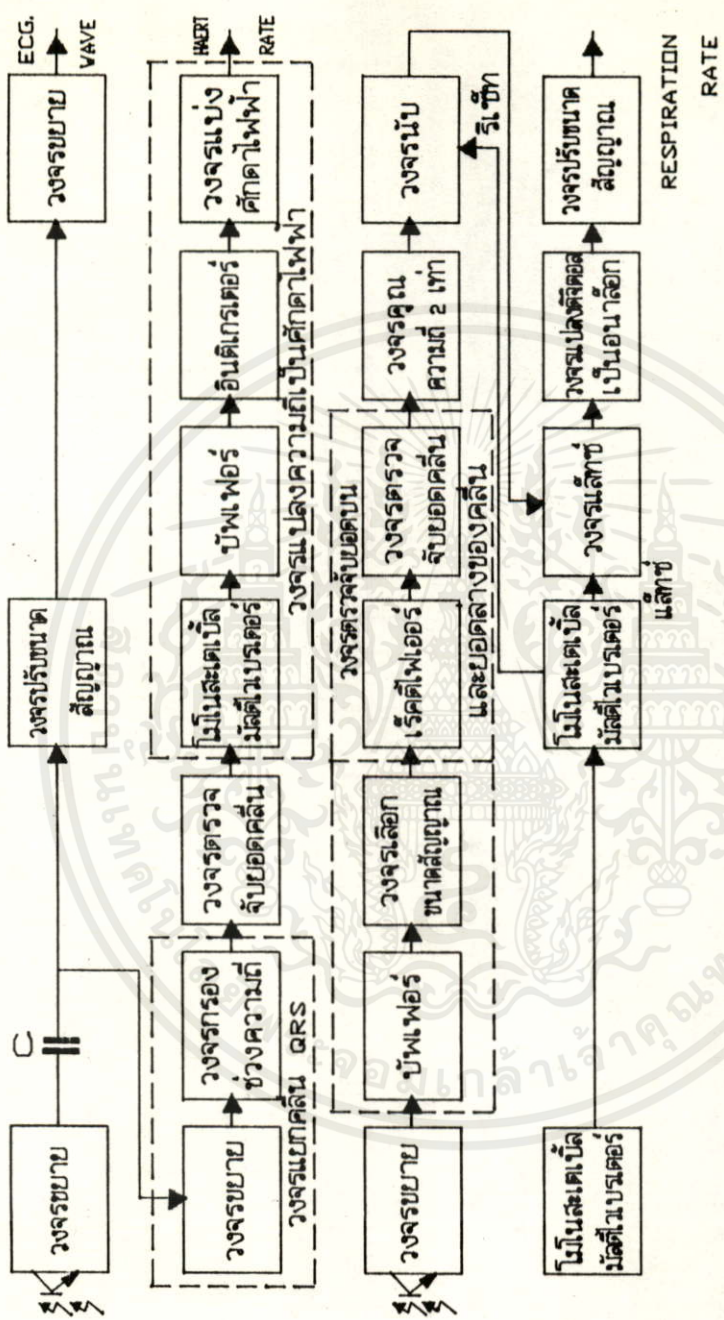
วงจรนี้ยังทำหน้าที่ขับสัญญาณผ่านวงจรส่งทางแสง ซึ่งมี R_{64} , VR_5 , R_{65} ทำหน้าที่ป้องกันกระแสไบอัส R_{68} และ C_{33} เป็นวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน



รูปที่ 3.12 วงจรแคลมป์

3.3 ส่วนวงจรประมวลสัญญาณคลื่น และอัตราคลื่น

วงจรส่วนนี้เป็นส่วนที่รับสัญญาณมาจากส่วนรับสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย ที่ส่งผ่านทางแสงโดย opto coupler ซึ่งสามารถแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ดังรูปที่ 3.13 คือ ส่วนแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ และส่วนแสดงอัตราการหายใจ



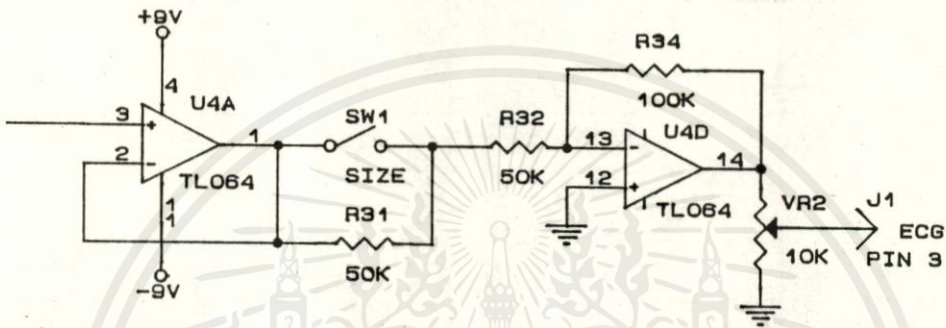
รูปที่ 3.13 ส่วนประมวลสัญญาณคลื่น และ อัตราคลื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1 ส่วนประมวลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

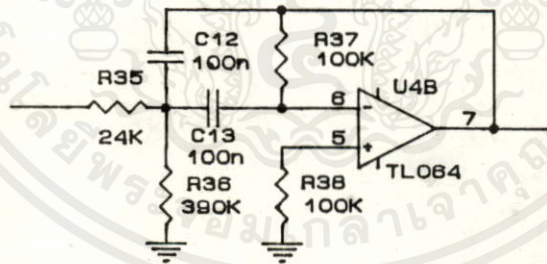
3.3.1.1 วงจรปรับขนาดสัญญาณ (Amplifier)

วงจรมีหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีขนาดพอเหมาะที่จะป้อนให้กับวงจรในส่วนต่อไป ซึ่งสามารถปรับขนาดสัญญาณได้ 2 ขนาด R_{31} ทำหน้าที่ปรับอัตราขยาย ของวงจรขยายแบบกลับเฟส (inverting amp) โดยมี SW_1 เป็นสวิตช์เลือกขนาดของสัญญาณที่แสดงบนจอภาพ



รูปที่ 3.14 วงจรปรับขนาดสัญญาณ

3.3.1.2 วงจรแยกคลื่น QRS (QRS Discriminator)



รูปที่ 3.15 วงจรแยกคลื่น QRS

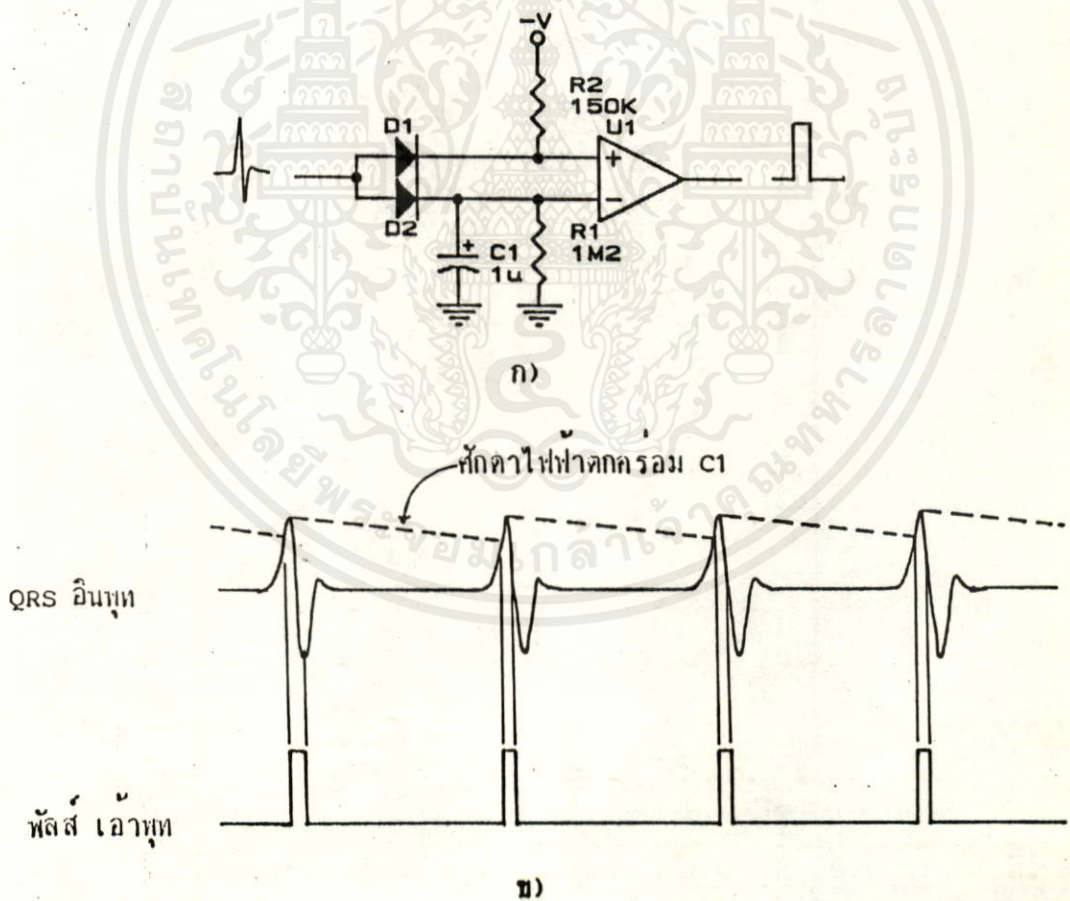
ในการหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ เมื่อหัวใจทำงาน 1 รอบจะต้องมีพัลส์ 1 ลูกส่งเข้าไป ในวงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า เพื่อแสดงผลต่อไป โดยวงจรมี เป็นวงจรกรองช่วงความถี่ (bandpass filter) เนื่องจากคลื่น QRS มีความถี่ประมาณ 17 Hz และคลื่น T มีความถี่ประมาณ 5-10 Hz จึงสามารถใช้วงจรกรองช่วงความถี่แยกเอาคลื่น QRS ออกจากคลื่น T ได้ตั้งวงจรในรูปที่ 3.15 ซึ่งมีความถี่เรโซแนนท์ (resonant frequency) f_r คือ

$$\begin{aligned}
 f_r &= (1/2\pi C) ((R_{35} + R_{36}) / R_{35} * R_{36} * R_{37})^{1/2} \\
 &= (1/2\pi * 1\mu) (24K + 390K / 24K * 100K * 390K)^{1/2} \\
 &= 33 \text{ Hz}
 \end{aligned}$$

ซึ่งเป็นความถี่ฮาร์โมนิกส์ที่ 2 ของคลื่น QRS เพื่อหลีกเลี่ยงความถี่ฮาร์โมนิกส์ที่ 2 ของคลื่น T ซึ่งมีความถี่อยู่ในช่วงคลื่น QRS

3.3.1.3 วงจรตรวจจับยอดคลื่น (Peak Detector)

เป็นวงจรสร้างพัลส์จากการตรวจจับยอดคลื่น QRS ดังวงจรในรูปที่ 3.16 ก) C_1 ทำหน้าที่เก็บค่าศักดาไฟฟ้าของยอดคลื่น QRS และจะคายประจุไฟฟ้าผ่าน R_1 อย่างช้า ๆ R_2 ทำให้ขาบวก (non-inverting) ของ U_1 เป็นลบ ในขณะที่ไม่มีคลื่น QRS ป้อนเข้ามา U_1 เป็นวงจรเปรียบเทียบสัญญาณ (comparator) และให้เอาต์พุตออกมาเป็นพัลส์ แสดงดังรูปที่ 3.16 ข)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ถือทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และสงวนลิขสิทธิ์ในเนื้อหาที่จัดทำขึ้นไว้
รูปที่ 3.16 ก) วงจรตรวจจับยอดคลื่น ข) แสดงลักษณะของสัญญาณที่จุดต่างๆ

3.3.1.4 วงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า (Frequency to Voltage Converter)

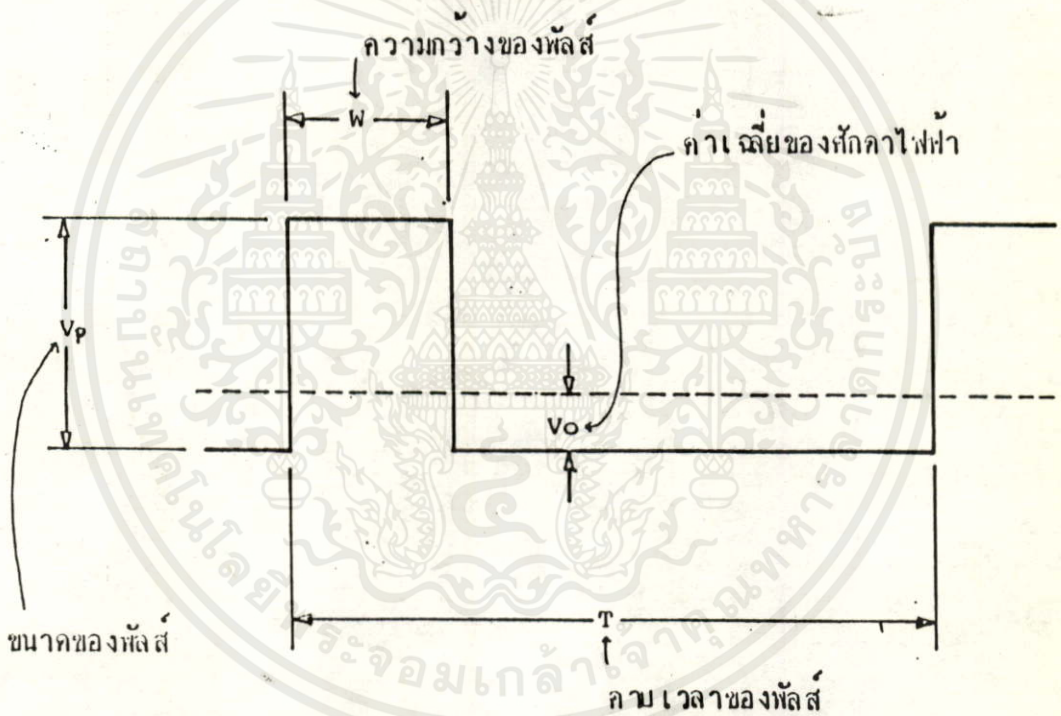
หลักการของการแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า คือการหาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้าใน 1 คาบเวลาของพัลส์ โดยให้พัลส์มีความกว้างคงที่ ดังรูปที่ 3.17 ซึ่งเราสามารถคำนวณหาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้าได้โดยการอินทิเกรต (integration) ในช่วง 1 คาบเวลาของพัลส์ ค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า V_o หาได้จาก

$$V_o = V_p W/T \quad \text{เมื่อ } V_o = \text{ค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า (V)}$$

$$V_p = \text{ขนาดความสูงของพัลส์ (V)}$$

$$W = \text{ขนาดความกว้างของพัลส์ (ms)}$$

$$T = \text{คาบเวลาของพัลส์ (ms)}$$



รูปที่ 3.17 แสดงหลักการแปลงความถี่ เป็นศักดาไฟฟ้า

เนื่องจาก V_p และ W มีค่าคงที่ ดังนั้น V_o จึงแปรผกผันกับ T ถ้ากำหนดให้ $V_p = 10 \text{ V}$ และ $W = 200 \text{ ms}$ เราสามารถหาค่าความสัมพันธ์ของ V_o กับอัตราการเต้นของหัวใจได้ ดังตารางที่

3.1 มีลักษณะเป็นเส้นตรง ดังแสดงด้วยกราฟในรูปที่ 3.18

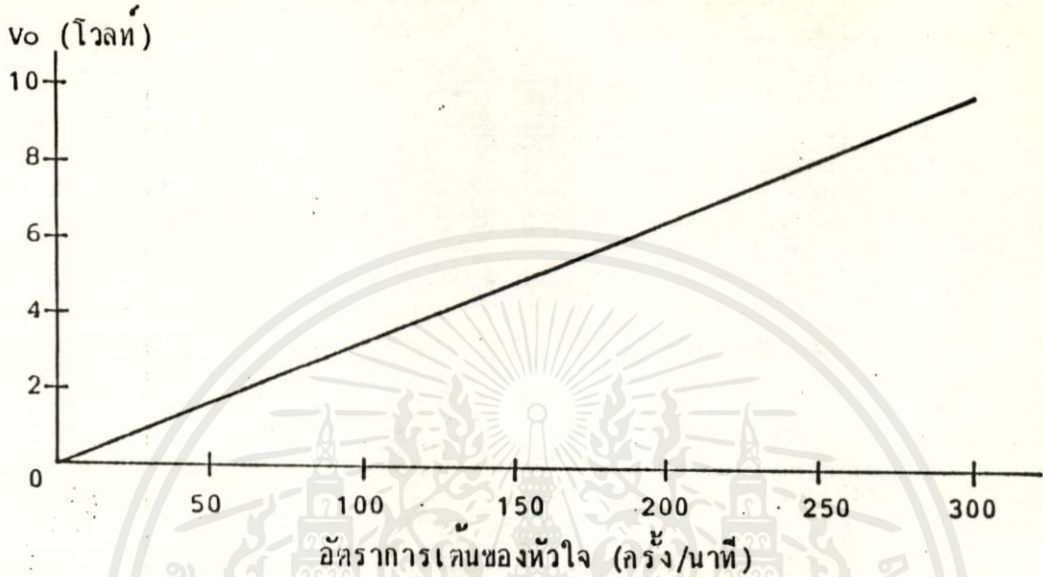
วงจรที่ใช้ในการแปลงค่าความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า แสดงในรูปที่ 3.19 ประกอบด้วยโมโนสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ (monostable multivibrator) ซึ่งทำให้พัลส์มีความกว้างคงที่ 200 ms

ตารางที่ 3.1

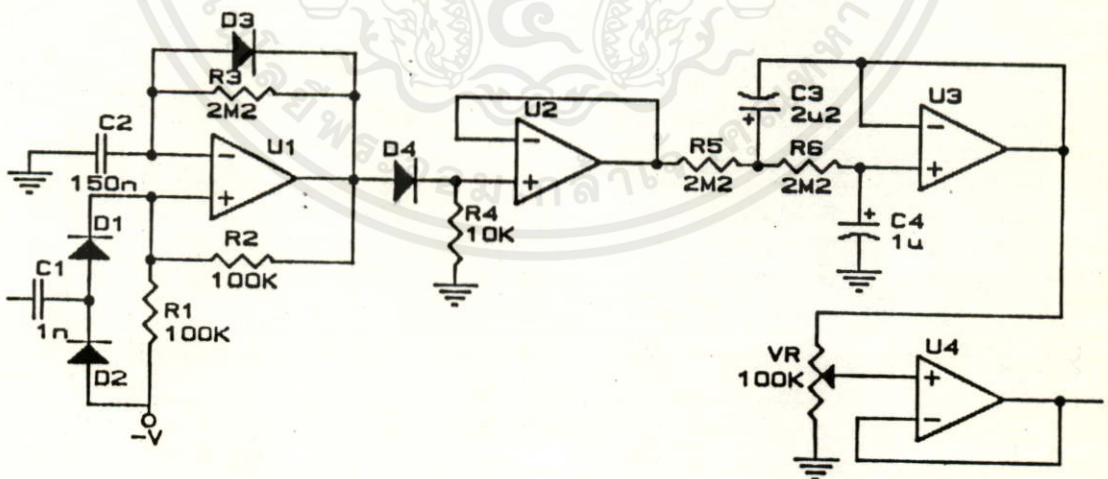
อัตราการเดินของหัวใจ (ครั้ง/นาที)	T (ms)	V_o (V)
20	3000	0.67
40	1500	1.33
60	1000	2
80	750	2.67
100	600	3.33
120	500	4
140	428.57	4.67
160	375	5.33
180	333.33	6
200	300	6.67
220	272.72	7.33
240	250	8
260	230.77	8.67
280	214.28	9.33
300	200	10

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วงจรมัฟเฟอร์ (buffer) ทำให้ขนาดของพัลส์มีค่าคงที่ 10 V และได้เอากันทุเป็นค่าเฉลี่ยที่วงจรรวมอินทิเกรเตอร์ (integrator) โดยมีวงจรมัฟเฟอร์ที่ปรับค่าได้ ทำหน้าที่ปรับค่าของอัตราการเดินของหัวใจให้ได้ค่าที่ถูกต้อง



รูปที่ 3.18 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของอัตราการเดินของหัวใจ กับค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า

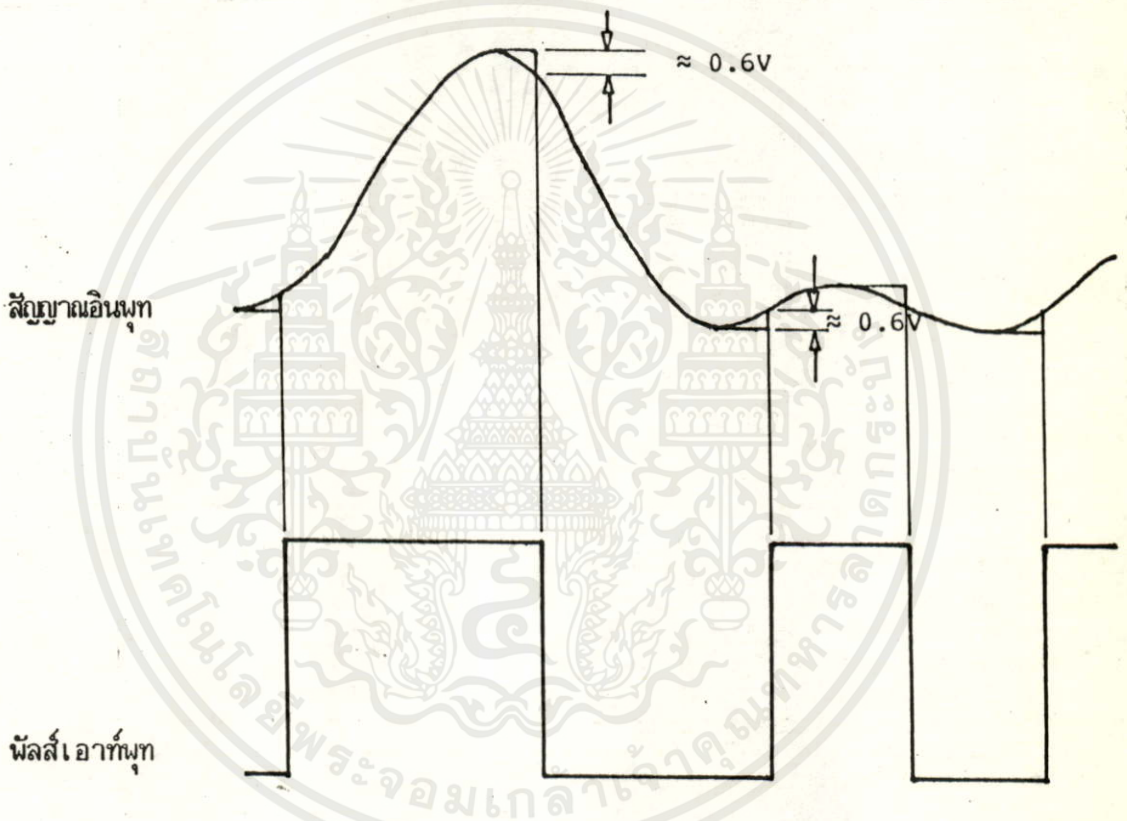


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.19 วงจรแปลงความถี่เป็นศักดาไฟฟ้า

3.3.2 ส่วนประมวลผลการหายใจ

เนื่องจากคลื่นของการหายใจ มีคุณสมบัติที่แตกต่างจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ มีความถี่ต่ำกว่า มีขนาดของคลื่นไม่แน่นอน และคาบเวลาระหว่างลูกคลื่นเปลี่ยนแปลงไม่แน่นอน จึงไม่สามารถใช้หลักการแบบเดียวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ หลักการที่ใช้คือ ขั้นแรกต้องเปลี่ยนคลื่นการหายใจให้เป็นคลื่นสี่เหลี่ยม โดยใช้วงจรตรวจจับยอดบน และยอดล่างของคลื่น (peak and valley detector) ซึ่งจะตรวจจับการเปลี่ยนแปลงความชัน (slope) ของคลื่น ดังแสดงในรูปที่ 3.20 เป็นการเปรียบเทียบของสัญญาณอินพุตกับเอาต์พุต



รูปที่ 3.20 ความสัมพันธ์ของสัญญาณอินพุตกับเอาต์พุต จากวงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น

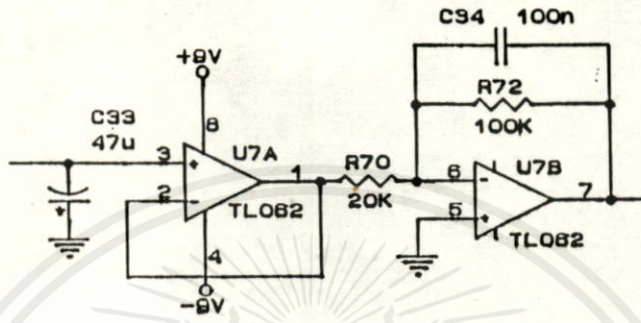
เอาต์พุตของวงจรจะมีการเปลี่ยนแปลง เมื่อสัญญาณอินพุตขึ้นถึงยอด (ยอดบนหรือยอดล่าง) แล้วลดลงมาประมาณ 0.6 V เมื่อได้สัญญาณเป็นพัลส์จะทำการนับโดยวงจรมีพื้นฐานเวลา 30 วินาที ฉะนั้นความถี่ที่นับได้จึงต้องเข้าวงจรคูณความถี่ 2 เท่า เพื่อนับเป็นครั้งต่อนาที เอาต์พุตที่นับได้จะเข้าวงจรแปลงสัญญาณดิจิตอลเป็นอนาล็อก (digital to analog converter) แล้วนำไปแสดงผลต่อไป

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ถึงนับนับเพื่อให้แสดงผลที่ออกมาจะถูกต้องและเชื่อถือได้ของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รายละเอียดของวงจรต่าง ๆ ในส่วนนี้มีดังต่อไปนี้

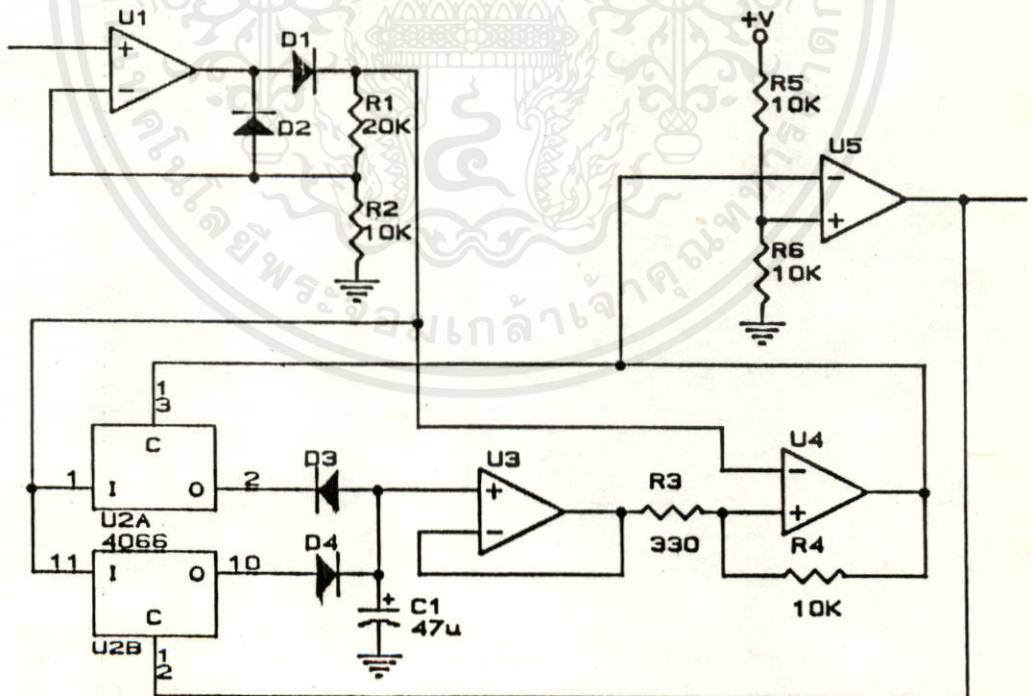
3.3.2.1 วงจรบัฟเฟอร์ และขยายสัญญาณ (Buffer and Amplifier)

วงจรนี้ทำหน้าที่รับสัญญาณจากเอาต์พุตของ opto-coupler และขยายสัญญาณแบบกลับเฟส แล้วป้อนเข้าวงจรตรวจจับยอดคลื่นต่อไป วงจรแสดงดังรูปที่ 3.21 U_{7A} เป็นวงจรบัฟเฟอร์ U_{7B} เป็น วงจรขยายแบบกลับเฟส (inverting amplifier) มีอัตราขยาย 5 เท่า



รูปที่ 3.21 วงจรขยายสัญญาณ

3.3.2.2 วงจรตรวจจับยอดบนและยอดล่างของคลื่น (Peak and Valley Detector)

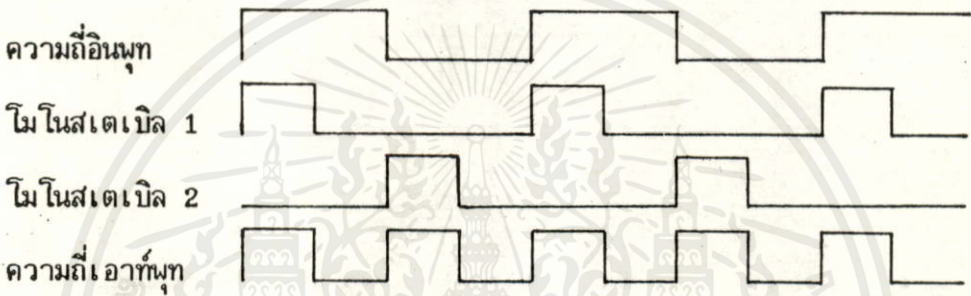


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม้อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

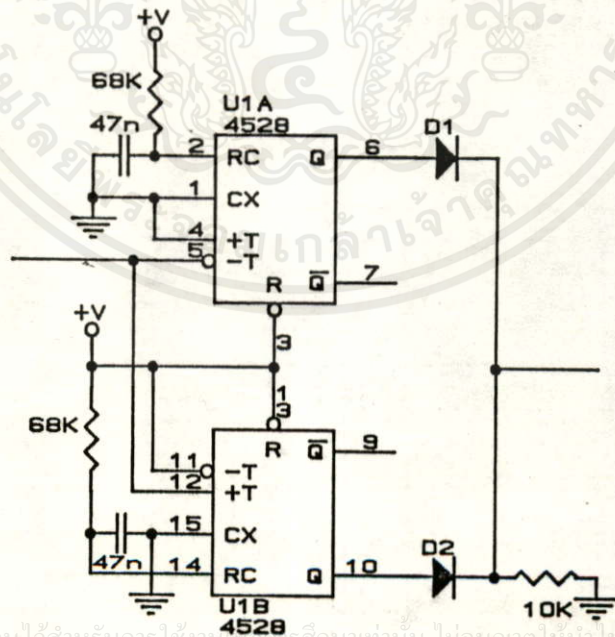
รูปที่ 3.22 วงจรตรวจจับยอดบน และยอดล่างของคลื่น

รูปที่ 3.22 U_1 เป็นวงจรขยายเฉพาะช่วงบวก เพราะอนาล็อกสวิตช์ U_{2A} และ U_{2B} ให้สัญญาณเฉพาะช่วงบวกผ่าน เมื่อสวิตช์ U_{2A} ปิด C_1 จะคายประจุผ่าน D_3 เป็นยอดล่างของคลื่น ถ้าเป็นยอดบนของคลื่นสวิตช์ U_{2B} จะปิด C_1 จะถูกอัดประจุผ่าน D_4 โดยตีคาไฟฟ้าที่ตกคร่อม C_1 เป็นค่าการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณที่ผ่านมา แล้วเข้าวงจรบัฟเฟอร์ U_3 เพื่อนำไปเปรียบเทียบกับสัญญาณที่ออกจากวงจรขยายเฉพาะช่วงบวก ซึ่งเป็นผลการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณปัจจุบัน โดย U_4 เป็นวงจรเปรียบเทียบ และ U_5 เป็นวงจรกลับเฟสสัญญาณ

3.3.2.3 วงจรคูณความถี่ (Frequency Multiplier)



รูปที่ 3.23 แสดงหลักการคูณความถี่ 2 เท่า



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

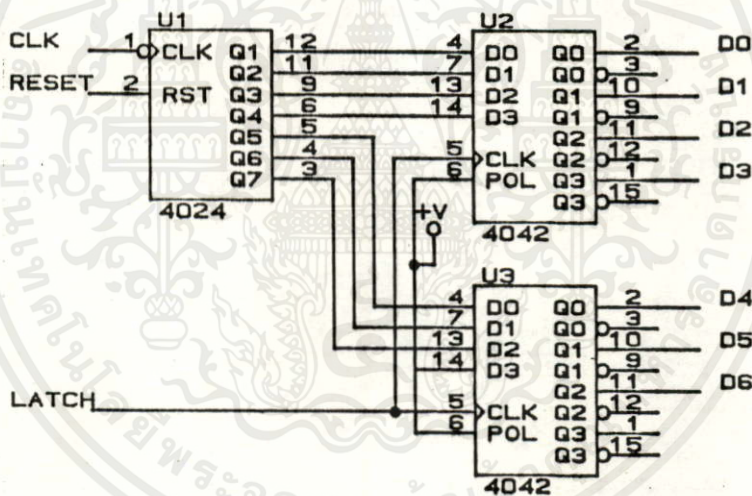
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.24 วงจรคูณความถี่ 2 เท่า

ในการคูณความถี่ 2 เท่าจะใช้วงจรมอนอสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ 2 ตัว โดยตัวหนึ่งจะให้พัลส์เอาต์พุตเมื่ออินพุตเปลี่ยนจาก 0 เป็น 1 ส่วนอีกตัวหนึ่งให้พัลส์เมื่ออินพุตเปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 ดังรูปที่ 3.23 เป็นคาบเวลาที่จุดต่าง ๆ แล้วนำสัญญาณเอาต์พุตทั้งสองมารวมกันแบบออร์เกต (OR gate) ดังแสดงวงจรรูปที่ 3.24

3.3.2.4 วงจรนับ (Counter) และวงจรแลทช์ (Latch)

เมื่อได้พัลส์ของสัญญาณการหายใจที่มีความถี่ 2 เท่า ก็ป้อนเข้าวงจรถับ โดยจะถูกควบคุมเวลาในการนับไว้ 30 วินาที เอาต์พุตของวงจรถับเป็นรหัสเลขฐานสอง (binary) เพื่อเก็บค่าของอัตราการหายใจไว้ทุก ๆ 30 วินาที แสดงวงจรรูปที่ 3.25

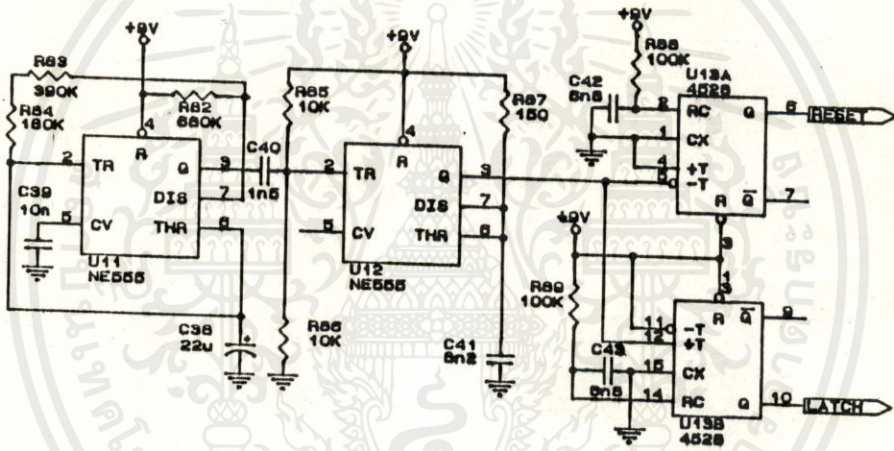


รูปที่ 3.25 แสดงวงจรถับ และวงจรถ่าย

3.3.2.5 วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก (Digital to Analog Converter)

ทำหน้าที่แปลงค่าอัตราการหายใจ ซึ่งได้จากการนับเป็นรหัสเลขฐานสอง ให้เป็นระดับศักดาไฟฟ้า แล้วผ่านวงจรกรองความถี่ต่ำเพื่อให้ศักดาไฟฟ้าเรียบขึ้น VR ทำหน้าที่ปรับสเกลค่าของอัตราการหายใจให้ถูกต้อง วงจรแสดงในรูปที่ 3.26

ทำหน้าที่สร้างฐานเวลาที่ใช้ในการนับ 30 วินาที โดยใช้ U_{11} และ U_{12} เป็นวงจรอะสแตเบิล (astable) สร้างพัลส์มีคาบเวลา 30 วินาที เนื่องจากฐานเวลาที่ได้อาจต้องควบคุมการนับของวงจรนับ และการแลทช์ข้อมูล ซึ่งต้องให้สัญญาณควบคุมการแลทช์ เกิดขึ้นก่อนสัญญาณการนับ จึงสร้างสัญญาณขึ้น 2 สัญญาณที่มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 3.27 โดยนำสัญญาณฐานเวลาป้อนเข้าวงจรโมโนสแตเบิลมีลติไวเบรเตอร์ (monostable multivibrator) 2 ตัวขนานกัน โดยตัวหนึ่งจะให้เอาต์พุตที่ขอบขึ้นของสัญญาณอินพุต ได้เป็นสัญญาณควบคุมการแลทช์ อีกตัวหนึ่งให้เอาต์พุตที่ขอบลงของสัญญาณอินพุตได้เป็นสัญญาณควบคุมการนับ แสดงวงจรดังรูปที่ 3.28



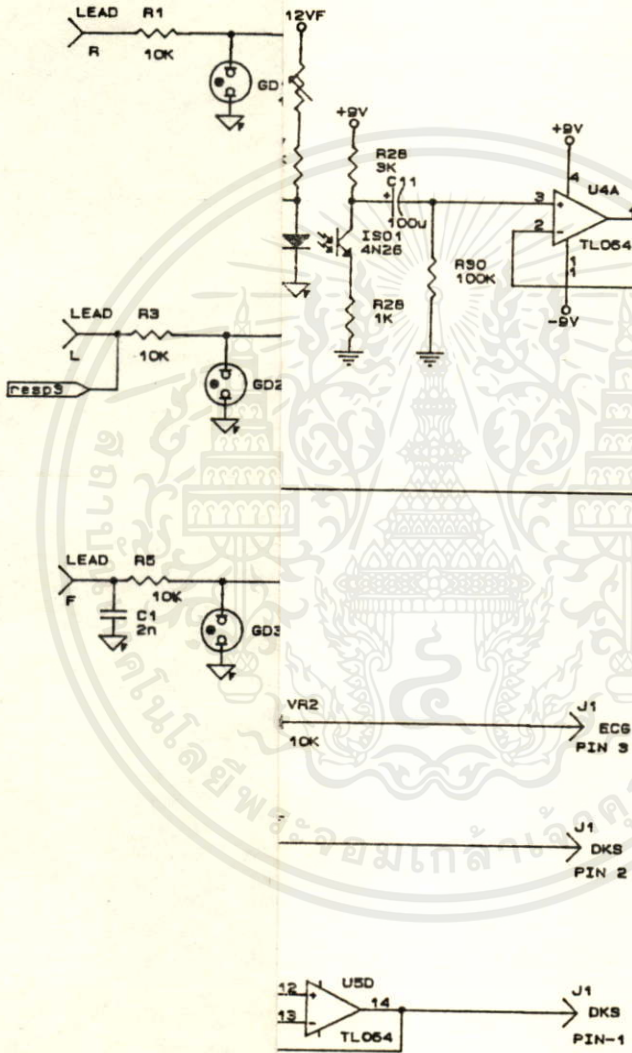
รูปที่ 3.28 วงจรสร้างฐานเวลา

วงจรทั้งหมดในส่วนนี้ สามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.29 และ 3.30

3.4 ส่วนแสดงผลบนจอภาพ และแสดงตัวเลข

3.4.1 หลักการแสดงผลสัญญาณภาพ อัตราการเดินของหัวใจ และอัตราการหายใจเป็นตัวเลข

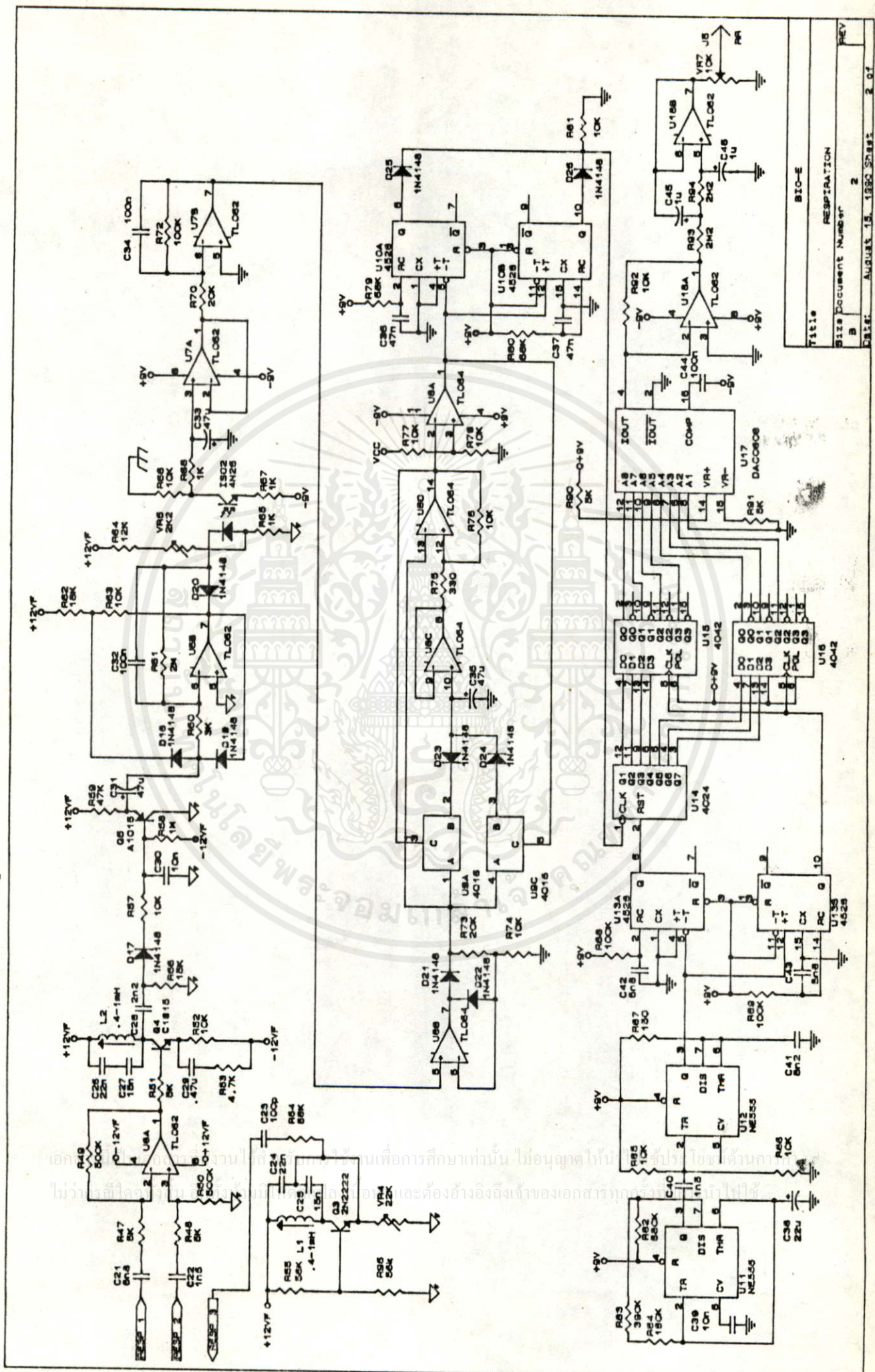
การแสดงผลสัญญาณ ไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพที่ใช้จอภาพของทีวีนั้น จะต้องทำการออกแบบไม่ให้ภาพเกิดการกระพริบ ซึ่งต้องทำการสแกนทางแนวนอนให้มีอัตราเร็วในการสแกนที่เหมาะสมค่าหนึ่ง นั่นก็คือ ความถี่ของสัญญาณพริบเล็กน้อยจะต้องมีค่าที่เหมาะสม นอกจากนี้ถ้าอาศัยหลักการคงอยู่ของภาพบนจอทีวีและของตาคนช่วยให้ภาพดูต่อเนื่อง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

BIO-E	
Title	
ECG AMPLIFIER	
Size Document Number	
C	1
	REV

รูปที่ 3.30 แสดงวงจรส่วนที่วัดอัตราการหายใจ



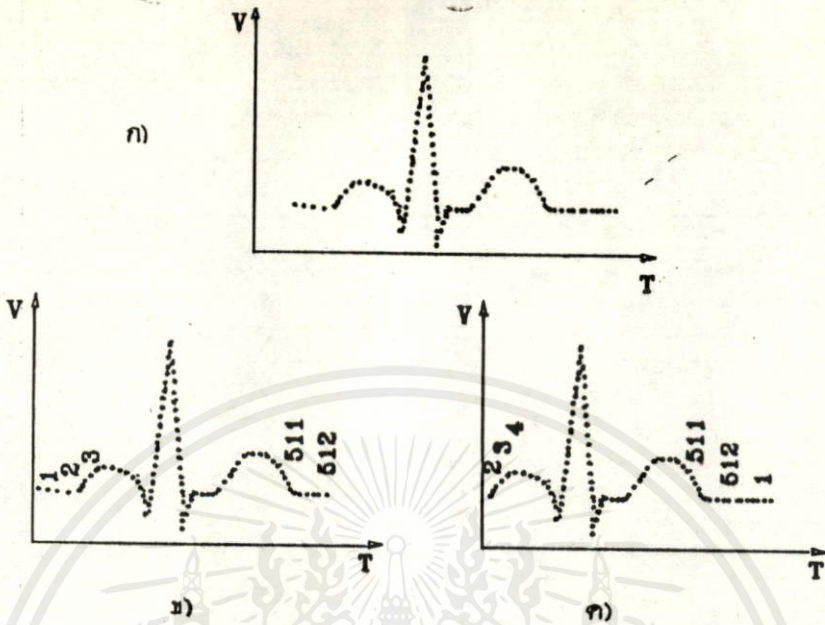
Title: RESPIRATION
 Size Document Number: 2
 Date: AUGUST 15, 1980 Sheet: 2 of

การเลือกความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในการสแกนทางแนวตั้ง ถ้าให้ความถี่ของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเข้าไปที่ขดลวดสแกนทางแนวตั้งโดยตรง ดังนั้นการสแกนทางแนวอนแต่ละครั้งจะได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏบนจอเพียงส่วนเดียวเท่านั้น ไม่เต็มลูกคลื่นหนึ่งลูก ถ้าหากว่าปรับให้ความถี่แตกต่างกันน้อยลง จะทำให้ได้ภาพที่มีจำนวนลูกของสัญญาณมากขึ้น แต่ว่าภาพที่เห็นนั้นจะเห็นเป็นเพียงจุดที่เคลื่อนที่และก็จะจางหายไปโดยเร็ว ด้วยเหตุนี้จึงจะต้องทำการปรับความถี่ของการสแกนทางแนวตั้งให้สูงขึ้น

การทำสัญญาณไฟฟ้าหัวใจให้มีความถี่สูงขึ้น จะใช้หลักการในทางดิจิทัล เข้ามาทำการประมวลข้อมูลของสัญญาณอนาล็อก โดยทำการแซมปลิงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจซึ่งเป็นสัญญาณอนาล็อกให้เปลี่ยนมาเป็นข้อมูลทางดิจิทัลนำไปเก็บไว้ในหน่วยความจำ โดยข้อมูลที่ได้จากการแซมปลิงในแต่ละครั้งนี้จะถูกเก็บไว้ในแอดเดรสที่อยู่ติด ๆ กัน ฉะนั้นเมื่อเราอ่านข้อมูลออกมาจากหน่วยความจำ โดยเราสามารถที่แอดเดรสได้ด้วยความถี่ที่สูง ๆ และเมื่อนำไปผ่านวงจรเปลี่ยนสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก (D/A) ก็จะได้รูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูงตามที่ต้องการ ในการออกแบบการทำงานเช่นนี้ สิ่งที่เราต้องทำก็คือเลือกความถี่ที่ใช้ในการแซมปลิง และความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่นำมาควบคุมแอดเดรสของหน่วยความจำให้มีค่าที่เหมาะสมในการนำไปใช้งาน ต่อไปเราจะพิจารณาการแสดงรูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจว่าจะทำอย่างไรให้สัญญาณที่ถูกเก็บอยู่ในหน่วยความจำสามารถแสดงออกมาทางจอภาพทีวี ให้เป็นภาพที่เคลื่อนที่ได้ ซึ่งสามารถทำได้โดยอาศัยเทคนิคของการอ้างแอดเดรสและการอ่าน/เขียน (read/write) ข้อมูลลงในหน่วยความจำ ซึ่งอาศัยหลักการดังนี้

1. การที่จะให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกินผ่านไปแล้ว ถูกแสดงบนจอภาพพร้อมกับสัญญาณที่เพิ่งเกิดใหม่ซึ่งหมายถึงว่า ในการสแกนทางแนวอนที่กำลังดำเนินอยู่นี้จะต้องอ่านเอาข้อมูลของคลื่นสัญญาณเก่าออกมาด้วย
 2. การที่จะแสดงให้เห็นว่าคลื่นสัญญาณมีการเคลื่อนที่ได้ นั่นคือจะต้องเห็นคลื่นสัญญาณรูปใหม่ปรากฏออกมาอยู่ตลอดเวลาด้วย แสดงว่าต้องมีการเขียน (write) ข้อมูลของสัญญาณใหม่เข้าไปในหน่วยความจำ และถูกอ่านออกมาพร้อมกับข้อมูลอันเก่าในการสแกนแต่ละครั้ง
 3. จากข้อ 1 และ 2 จะทำให้เราได้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏบนจอที่เคลื่อนที่ได้และเป็นภาพที่ต่อเนื่องตามต้องการ โดยมีข้อกำหนดในการทำงานดังนี้ (พิจารณารูปที่ 3.31)
- ไม่ว่ากรณีใดทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
- ก. ใช้หน่วยความจำในการจํารูปสัญญาณไฟฟ้าหัวใจทั้งหมด 512 ไบต์

ข. การอ่าน (Read) ของข้อมูลในแต่ละครั้งจะอ่านออกมาทั้งหมด 512 ไบต์ ในขณะที่ทำการเขียนเข้าไป (write) เพียง 1 ไบต์ ในแต่ละครั้งเท่านั้น



รูปที่ 3.31 (ก) เป็นรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นจริง ๆ ซึ่งเทียบกับไทม์แกนของเวลา ในรูปที่ 3.31 (ข) เป็นรูปคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากการสแกนข้อมูลทั้งแนวตั้งและแนวนอน ในขณะใดขณะหนึ่ง ซึ่งสมมุติว่าการอ่านข้อมูลออกจากหน่วยความจำเริ่มที่ตำแหน่งแอดเดรส 1 ถึง 512

การที่จะให้สัญญาณเคลื่อนที่ได้นั้น ในการสแกนครั้งถัดไปภาพที่ปรากฏบนจอจะต้องเป็นดังรูปที่ 3.31 (ค) โดยจะทำการเขียนข้อมูลใหม่ลงในหน่วยความจำ แอดเดรสที่ 1 และอ่านข้อมูลเก่าออกมาที่แอดเดรสที่ 2 ถึง 512 และ 1 ดังนั้นจากรูปจะเห็นได้ว่า สัญญาณจะมีการเคลื่อนที่จากขวาไปซ้ายอย่างต่อเนื่อง โดยมีลำดับในการเขียน/อ่านข้อมูลดังนี้

เขียน (WR) แอดเดรสที่	อ่าน (RD) แอดเดรสที่
1	2...512, 1
2	3...512, 1, 2
.	.
512	1...512

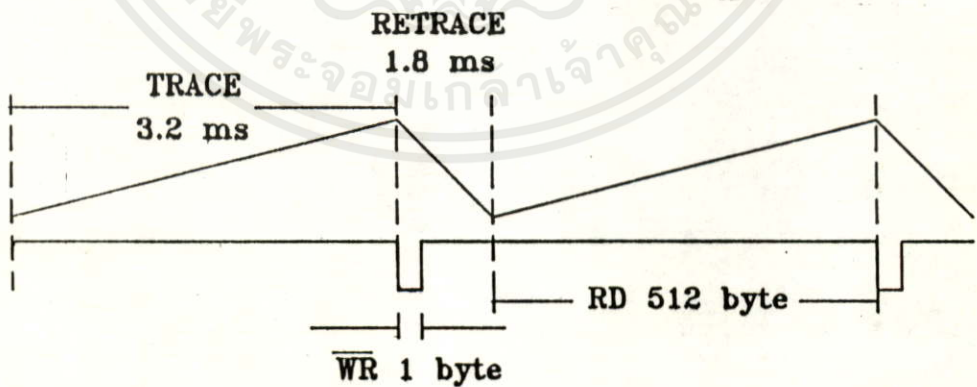
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าภาพเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนการทำให้รูปสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหยุดนิ่ง จะใช้หลักการคือ อ่านข้อมูลเฉพาะข้อมูลเก่าที่เก็บไว้แล้วออกมาเท่านั้น สำหรับในการสแกนแต่ละครั้ง

เนื่องจากหน่วยความจำที่ใช้ถูกจำกัดไว้ เป็นจำนวน 512 ไบต์ การเขียน/อ่าน (R/W) ข้อมูลจึงเป็นดังนี้

เขียน (WR) แอดเดรสที่	อ่าน (RD) แอดเดรสที่
1	2...512
1	2...512
.	.
.	.
1	2...512

จะเห็นว่า การอ่านจะอ่านเฉพาะข้อมูลเก่าแอดเดรสที่ 2 ถึง 512 ออกมาเท่านั้น แต่การแซมปลิงข้อมูลของสัญญาณใหม่ก็ยังคงมีอยู่และถูกเขียนลงแอดเดรสที่ 1 ซึ่งจะเห็นได้ว่าไม่ถูกอ่านออกมา ถ้าเราทำการควบคุมการเขียน/อ่าน (R/W) ให้เป็นอย่างตารางข้างบน จากหลักการนี้ก็จะสามารถมากำหนดไซเคิลการทำงานของวงจร ได้ดังรูปที่ 3.32



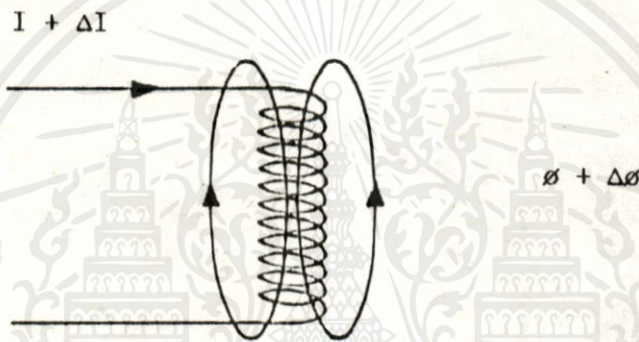
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูปที่ 3.32 เวลาของการทำงานใน 1 ไซเคิล

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งไม่รับผิดชอบต่อผลเปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.32 จะเห็นได้ว่าความถี่ของการแซมปลิงหรือการ R/W ข้อมูลนั้นจะมีค่าเท่ากัน

กับความถี่ของสัญญาณนั้นน้อย ซึ่งในการออกแบบวงจรนี้จะเลือกค่าการชาร์จที่ความถี่เท่ากับ 200 Hz (5 ms) อันเป็นค่าความถี่ที่เหมาะสมไม่ทำให้ภาพเกิดการกระพริบ และยังสามารถชาร์จรายละเอียดของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจได้พอดี ไม่หยابหรือละเอียดเกินความจำเป็น ในการสร้างสัญญาณนั้นน้อยที่จะนำไปขับขดลวดหักเหั้น ถ้าเราให้ช่วงรีเทรชของสัญญาณสั้นเกินไป อัตราการเปลี่ยนแปลงของกระแสต่อเวลาที่ขดลวดหักเหจะมีค่าสูงมาก ทำให้เกิดศักดาคร่อมขดลวดมีค่าสูง ซึ่งต้องใช้ไฟเลี้ยงที่จะจ่ายให้กับวงจรส่วนนี้มีค่าค่อนข้างสูงมากตามไปด้วย ดังนั้น จำเป็นต้องหาค่าของช่วงเวลาในการรีเทรชที่เหมาะสม

พิจารณาการเกิดศักดาคร่อมขดลวด ได้ดังนี้



รูปที่ 3.33 ทิศทางของกระแสและฟลักซ์แม่เหล็ก

จากรูปที่ 3.33 ให้ขดลวดมีจำนวนชุด N

ให้อัตราการเปลี่ยนแปลงของกระแสเข้าไป ΔI (A) ต่อเวลา Δt และ ที่ขดลวดทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของฟลักซ์แม่เหล็ก $\Delta \Phi$ (wb)

ดังนั้นจะได้รับแรงดันไฟตกคร่อมคอยล์ดังสมการที่ (1)

$$V = - N\Delta\Phi/\Delta t \quad \dots\dots (1)$$

ซึ่งค่า

$$N\Phi \propto I \quad \dots\dots (2)$$

จากสมการที่ (1) ก็จะได้ว่า

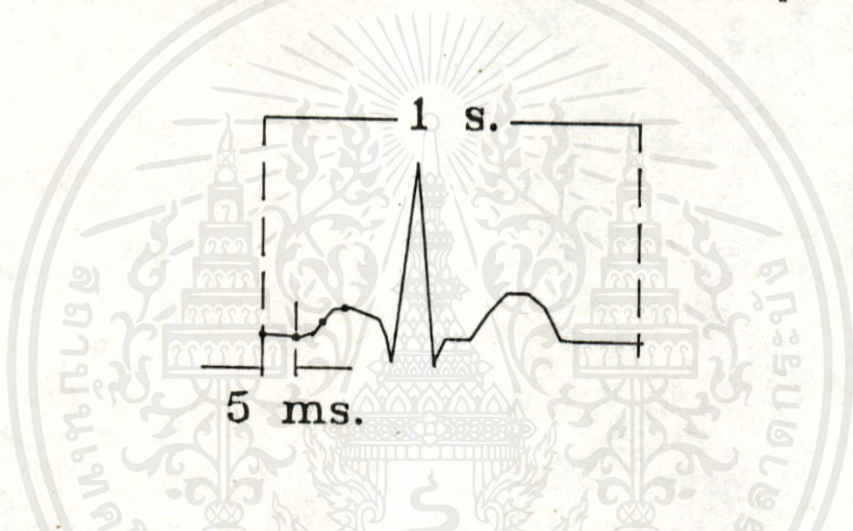
$$V = - L\Delta I/\Delta t \quad \dots\dots (3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ซึ่งแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมที่ขดลวดจะเป็นปริมาณกับอัตราการเปลี่ยนแปลงของ ΔI (A) กับ Δt

คือถ้า $\Delta I/\Delta t$ หรือความชันของสัญญาณนั้นน้อยมีค่ามาก จะทำให้แรงดันไฟตกคร่อมมีค่ามาก

ในการเลือกค่าความถี่ของสัญญาณนาฬิกา ที่จะใช้เป็นฐานเวลาให้กับวงจรส่วนดิจิทัลทั้งหมด นั้นซึ่งรวมถึงส่วนที่แอดเดรสให้กับหน่วยความจำด้วย พบว่าถ้าเราใช้สัญญาณนาฬิกาที่มีความถี่ 160 KHz แล้ว นอกจากจะเป็นตัวเลขที่ลงตัวและง่ายต่อการที่จะต้องมีการหารความถี่ ซึ่งสามารถหารได้โดยง่าย แล้ว ยังทำให้ได้ช่วงรีเทรชที่ต้องการได้

จากรูปที่ 3.32 เราเห็นว่าช่วงการอ่านข้อมูลทั้งหมด 512 ไบต์ เป็นเวลาทั้งหมด เท่ากับ $(6.25 \times 10^{-9}) \times 512 = 3.2 \text{ ms}$ นั่นก็คือ ช่วงรีเทรชของสัญญาณนั้นเฉลี่ยมีค่าเท่ากับ 3.2 ms แต่ในหนึ่งลูกคลื่นของสัญญาณนั้นเฉลี่ยใช้เวลา 5 ms ดังนั้นช่วงรีเทรชของสัญญาณจึงเท่ากับ 1.8 ms ซึ่งเห็นค่าที่นำไปใช้ได้ และทำให้ไฟที่ไปเลี้ยงวงจรในส่วนขับขดลวดตกเพิ่มค่าไม่สูงนัก



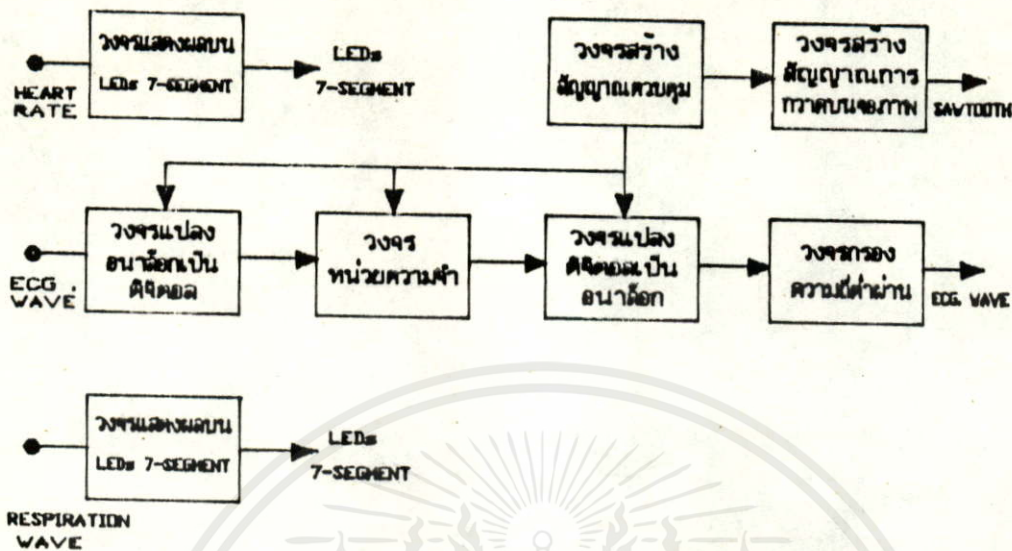
รูปที่ 3.34 สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที

พิจารณาในรูปที่ 3.34 ซึ่งเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีอัตราการเต้น 60 ครั้งต่อนาที หรือมีความถี่เท่ากับ 1 Hz โดยมีคาบเวลา 1 ลูกสัญญาณเท่ากับ 1 วินาที ถ้าอัตราการแซมปลิงของสัญญาณเท่ากับ 5 ms ดังนั้นในหนึ่งลูกคลื่นเราจะเก็บข้อมูลลงในหน่วยความจำได้ทั้งหมด 200 แอดเดรส และถ้าทั้ง 200 แอดเดรสถูกอ่านออกมาด้วยสัญญาณนาฬิกาความถี่ 160 KHz ก็จะใช้เวลาในการอ่านสัญญาณหัวใจหนึ่งลูกนี้เท่ากับ $200 / (160 \times 10^3) = 1.25 \text{ ms}$ หรือคิดเป็นความถี่ได้เท่ากับ 800 Hz ดังนั้นเราจะเห็นได้ว่าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่แสดงออกมาทางจอภาพนี้จะมีค่าความถี่สูงถึง 800 เท่าของสัญญาณหัวใจที่เกิดขึ้นจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ส่วนการแสดงผลค่าของอัตราการเต้นของหัวใจ และ อัตราการหายใจ จะแสดงเป็นตัวเลข ไม่ว่ากรณีใดๆ ทางสนธิสัญญาที่มีผลเปลี่ยนแปลงอันนี้และต้องอ้างอิงถึงสัญญาฉบับนี้

โดยรับสัญญาณนาฬิกาเข้ามาเข้าวงจรมิเตอร์ ซึ่งไปขับ LEDs แบบ 7-segment

3.4.2 วงจรส่วนแสดงรูปคลื่นสัญญาณ



รูปที่ 3.35 แสดงผังการทำงานของส่วนแสดงผล ดังมีรายละเอียดของวงจรต่าง ๆ ต่อไปนี้

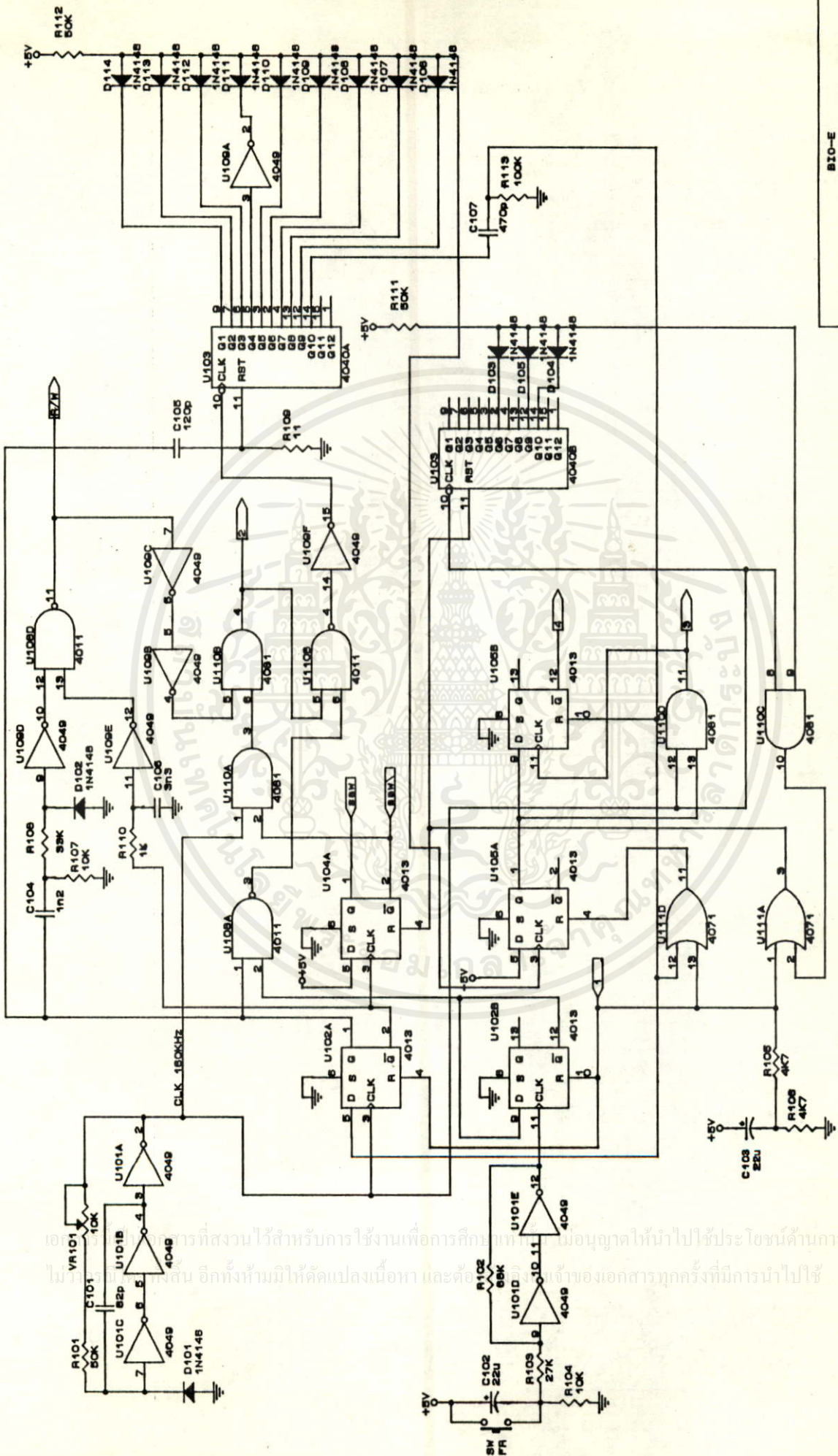
3.4.2.1 วงจรสร้างสัญญาณควบคุม (Clock Generator)

ในการออกแบบการทำงานของวงจรสร้างสัญญาณควบคุม เพื่อนำสัญญาณไปควบคุมการทำงานของวงจรต่าง ๆ แสดงวงจรได้ดังรูปที่ 3.36 มีการทำงานของวงจรดังนี้ วงจรสร้างสัญญาณนาฬิกาไอซี U_{101C} , U_{101B} และ U_{101A} ประกอบกันเข้าเป็นวงจรแบบริงออสซิลเลเตอร์ ซึ่งจะให้สัญญาณคลื่นสี่เหลี่ยมออกมามีความถี่ 160 KHz สัญญาณพัลส์นี้จะถูกนำมาใช้เป็นฐานเวลาให้กับวงจรทั้งหมด

สัญญาณนาฬิกาจะถูกนำไปใช้ในการสร้างสัญญาณควบคุมส่วนต่าง ๆ ดังนี้

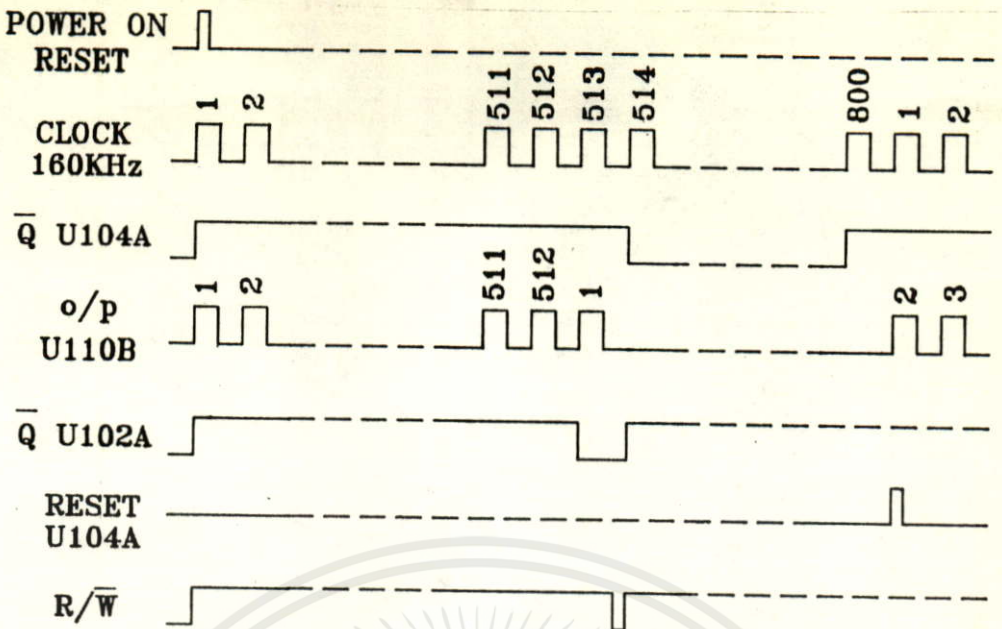
3.4.2.1.1 วงจรควบคุมการสร้างไซเคิลการแสดงผล (Trace/Retrace Control)

โดยนำสัญญาณนาฬิกา 160 KHz มาเข้าวงจรนับ 800 ที่ขา CLK ของไอซี 4040B ซึ่งเป็น 12 stage binary ripple counter แบบนับขึ้น โดยตีโคตีให้นับถึง 800 แล้วเริ่มนับ 1 ใหม่จะได้คาบเวลา 1 รอบของการแสดงผลเท่ากับ 5 ms ในขณะที่สัญญาณนาฬิกานี้ยังมาเข้าวงจรนับ 512 ที่ไอซี 4040A (U_{103}) ซึ่งตีโคตีไว้ โดยการนำสัญญาณที่ขา Q_{10} กลับมารีเซตตัวเองให้เริ่มการนับใหม่ สัญญาณนี้ยังนำไปเข้า ตัฟลิปฟลอป เพื่อเป็นสัญญาณควบคุมการสร้างสัญญาณเฟ้นเลือก สัญญาณเอาท์พุท เอนเนเบิล (OE) ของหน่วยความจำ และสัญญาณการเทรซ (การอ่านข้อมูลออกมาแสดงผลบนจอ) นอกจากนี้ยังมาสร้างเป็นสัญญาณการเขียน/อ่านหน่วยความจำ โดยผ่านวงจรเกท



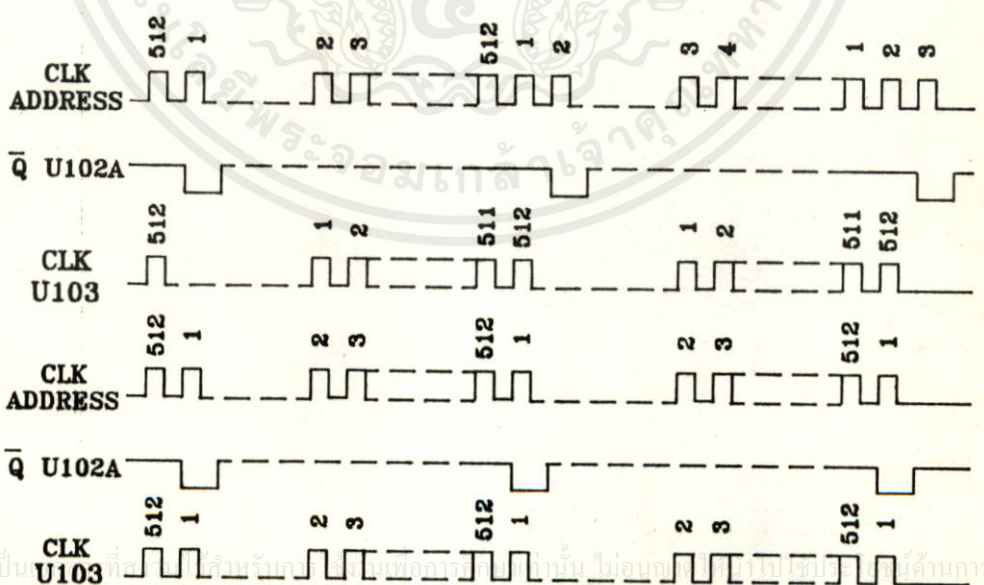
รูปที่ 3.36 แสดงวงจรสร้างสัญญาณความถี่

Title	BIO-E
Size	8
Document Number	8
REV	07
DATE	JULY 3, 1990 Sheet



รูปที่ 3.37 แสดงเวลาในการแสดงผล 1 รอบ

ในกรณีที่ต้องการให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจหยุดนิ่ง ที่ไอซี 4040A จะนับถึง 512 ในช่วงการเทรซ และจะมีสัญญาณนาฬิกาเกินมาอีก 1 ลูก ในช่วงการรีเทรซจึงทำให้เกิดการนับต่อโดยเริ่ม 1 ใหม่แล้วจะหยุดการนับจนกว่าจะถึง ไซเคิลการแสดงผลครั้งถัดไป แต่ถ้าต้องการแสดงคลื่นไฟฟ้าต่อเนื่อง ไอซี 4040A จะนับ 512 ในช่วงการเทรซ ส่วนในช่วงรีเทรซให้สัญญาณนาฬิกา 1 ลูกที่เกินมานี้จะถูกวงจรเกททำให้หายไป จึงไม่มีการนับต่อและจะคงสถานะนั้นจนถึงช่วงการเทรซครั้งต่อไป



เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.38 แสดงเวลาของแอดเดรสหน่วยความจำ

3.4.2.1.2 วงจรควบคุมการทำงานของหน่วยความจำ (Memory Control)

วงจรควบคุมแอดเดรสของหน่วยความจำ จะใช้วงจรมัลติไพลี 4040C ซึ่งมีสัญญาณนาฬิกาเดียวกับไอซี 4040A เป็นสัญญาณควบคุมการนับ โดยใช้สัญญาณเอาต์พุตจาก Q_1-Q_9 เป็นแอดเดรสเคาน์เตอร์ (Address Counter) ของหน่วยความจำ การเขียนข้อมูลลงในหน่วยความจำจะทำในช่วงเวลาการรีเทรชโดยสัญญาณจะเป็นพัลส์แคบ ๆ เวลาในการเขียนจะสั้นมากที่สุด เพื่อลดการเขียนสัญญาณที่ไม่ต้องการจากส่วนอื่น ๆ ของวงจร ส่วนสัญญาณการอ่านข้อมูลจะอ่านในช่วงเวลาการเทรช

พิจารณารูปที่ 3.38 การแสดงผลในกรณีที่ภาพสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเคลื่อนที่ ไอซี 4040A จะนับถึง 512 ในช่วงการเทรช แล้วหยุดการนับ ซึ่งสถานะนี้จะคงค้างอยู่ในช่วงรีเทรชจนกว่าจะถึงการเทรชครั้งถัดไป จึงจะทำการนับต่อไป ส่วนไอซี 4040C จะทำการนับด้วยสัญญาณนาฬิกาเดียวกันกับไอซี 4040A ฉะนั้นจึงนับได้ 512 ครั้งพร้อมกันในช่วงการเทรช แต่ในช่วงเวลาการรีเทรชสัญญาณนาฬิกาที่เข้าไอซี 4040C นี้จะไม่ผ่านวงจรเกตเหมือนกับไอซี 4040A จึงทำให้มีสัญญาณนาฬิกาเกิดขึ้นในช่วงนี้ อีก 1 ลูกก่อนที่จะค้างสถานะไว้รอการเทรชครั้งต่อไป ทำให้ไอซี 4040C มีสถานะของแอดเดรสอยู่ที่ 1 และในช่วงเวลานี้จะมีการเขียนข้อมูล จึงเขียนลงที่แอดเดรส 1 ของหน่วยความจำ พิจารณาการแสดงผลครั้งถัดมา สัญญาณนาฬิกาแรกเข้ามาที่ ไอซี 4040A ซึ่งเริ่มนับจากแอดเดรสที่ 1 ในขณะที่ไอซี 4040C เริ่มต้นที่แอดเดรส 2 เป็นการอ่านข้อมูลเพื่อแสดงผล เมื่อไอซี 4040A นับถึง 512 ก็หยุดการนับ ในขณะที่ไอซี 4040C นับไป 512 ครั้งเท่ากัน ซึ่งแอดเดรสขณะนี้ที่แอดเดรส 1 แล้วเข้าสู่ช่วงรีเทรช จะมีสัญญาณนาฬิกาอีก 1 ลูก ทำให้ไอซี 4040C นับต่อเป็นแอดเดรสที่ 2 และเกิดการเขียนข้อมูลลงหน่วยความจำที่แอดเดรสนี้ แล้วเตรียมเข้าสู่การอ่านข้อมูลครั้งต่อไป ซึ่งเริ่มที่แอดเดรส 3 จะสังเกตเห็นได้ว่าข้อมูลมีการเลื่อนไปดังต่อไปนี้

	อ่าน (RD)	เขียน (WR)
ไบท์ที่	1...512	1
	2...512,1	2
	3...512,1,2	3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ · การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น · อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น · อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และจะเป็นเช่นนี้ ไปเรื่อย ๆ

ดังนั้น ถ้าข้อมูลที่ใส่เข้าไป เป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เราก็จะเห็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเคลื่อนที่ได้จากขวาไปซ้าย ตามต้องการ

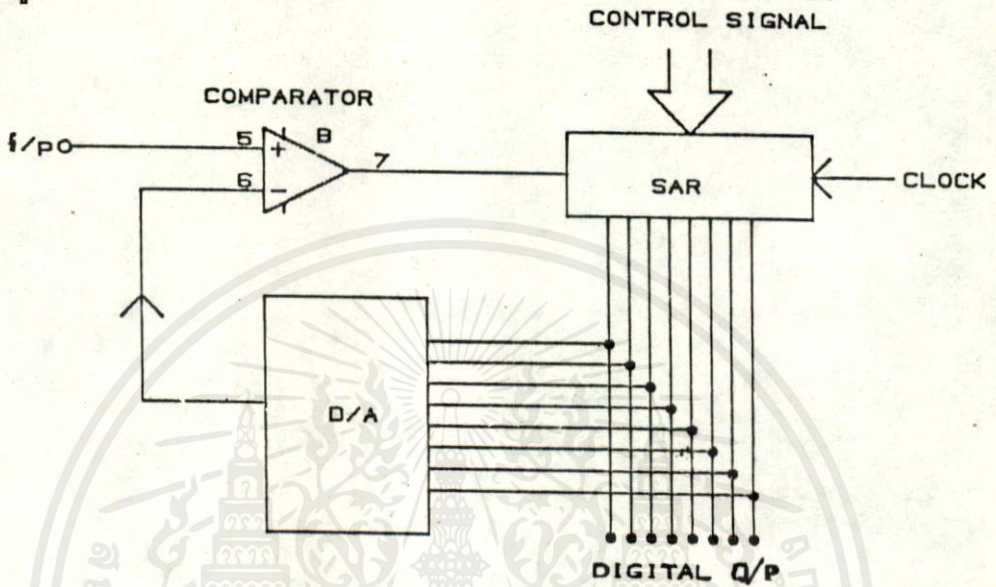
ในกรณีที่ เราต้องการให้คลื่นสัญญาณไฟฟ้าหยุดนิ่ง เพื่อต้องการที่จะทำการวัดหรือวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนไข้ การควบคุมจะเริ่มโดยไอซี 4040A ได้รับสัญญาณนาฬิกาเริ่มนับจาก 1 ไปจนถึง 512 ซึ่งไอซี 4040C จะถูกนับไปด้วย ซึ่งเป็นแอดเดรสการอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำเพื่อแสดงผลในช่วงการเทรซนี้ เริ่มจากแอดเดรสที่ 1 ไปถึงแอดเดรสที่ 512 เมื่อเริ่มเข้าช่วงรีเทรซจะมีสัญญาณนาฬิกาอีก 1 ลูก แต่ขณะนี้เป็นการแสดงคลื่นแบบหยุดนิ่ง วงจรเกทที่กั้นสัญญาณนาฬิกาที่เกินมา 1 ลูกที่ขา CLK ของไอซี 4040A ถูกเปิดออก ไอซี 4040A จึงถูกนับต่ออีก 1 ครั้งเหมือนกับไอซี 4040C ฉะนั้นที่ไอซี 4040A จะเริ่ม 1 ใหม่แล้วค้างสถานะไว้ ในขณะที่ไอซี 4040C ที่ที่แอดเดรส 1 ของหน่วยความจำ ซึ่งช่วงเวลานี้เป็นการเขียนข้อมูลลงหน่วยความจำ เวลาต่อมาในช่วงการเทรซ ไอซี 4040A เริ่มจาก 2 ในขณะที่ไอซี 4040C เริ่มจากแอดเดรสที่ 2 เป็นการอ่านข้อมูลเพื่อแสดงผล เมื่อไอซี 4040A นับถึง 512 แล้วก็เริ่มเข้าสู่ช่วงรีเทรซ ในขณะที่ไอซี 4040C แสดงแอดเดรสที่ 512 ด้วยเช่นกัน และเมื่อมีสัญญาณนาฬิกาอีก 1 ลูกเข้ามา ไอซีทั้งสองจะนับเพิ่มอีก 1 ครั้ง แอดเดรสที่ ไอซี 4040C ที่จึงเป็น 1 ซึ่งเป็นเวลาที่มีการเขียนข้อมูลลงหน่วยความจำ จะสังเกตได้ว่าข้อมูลใหม่ถูกเขียนซ้ำที่แอดเดรสเดิมไม่มีการเปลี่ยนตำแหน่ง ดังข้างล่างนี้

	อ่าน (RD)	เขียน (WR)
ไบท์ที่	1...512 (512 byte)	1
	2...512 (511 byte)	1
	2...512	1
	.	.
	.	.
	.	.
	.	.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เขียนขึ้นเพื่อรับทราบใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการศึกษา
 ที่กล่าวมานี้ เป็นสัญญาณควบคุมต่าง ๆ ที่จำเป็นในการควบคุมหน่วยความจำ และส่วนสร้างไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 แอดเดรสให้ทำงาน ได้ถูกต้องตามความต้องการที่จะให้คลื่นหยุดหรือเคลื่อนที่ไปบนจอคอมพิวเตอร์

3.4.2.1.3 วงจรควบคุมการทำงานของ การแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (A/D Control)

เนื่องจากวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ใช้ไอซี 14559 ซึ่งเป็นแบบ Successive Approximation Register เรียกย่อ ๆ ว่า SAR เป็นระบบของการเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลซึ่งจะให้ตัวย่อ A/D แบบหนึ่ง ซึ่งสร้างได้ง่าย และทำงานด้วยความเร็วสูงได้ มีแผนผังการทำงานของระบบดังรูปที่ 3.39



รูปที่ 3.39 แสดงแผนผังของวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

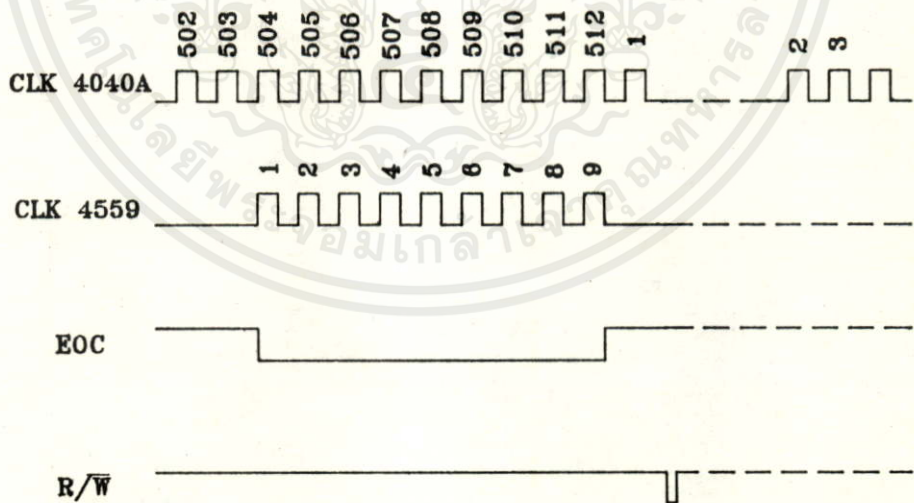
ความเร็วในการเปลี่ยนเป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital output) ขึ้นอยู่กับความถี่ของสัญญาณนาฬิกา (clock) เริ่มแรก SAR จะถูกเซ็ตให้เอาต์พุตมีลักษณะเป็น "10000000" ซึ่งก็จะผ่าน D/A ไปเปรียบเทียบกับสัญญาณอินพุต เมื่อสัญญาณนาฬิกาถูกลูกต่อไป เข้ามาถ้าผลของการเปรียบเทียบอันที่แล้วมีอินพุตที่มีค่าน้อยกว่า Digital output ก็คงลักษณะ "10000000" ไว้ แต่ถ้าอินพุตมากกว่า SAR ก็จะทำให้เอาต์พุตเป็น "11000000" ในสัญญาณนาฬิกาครั้งที่ 2 ที่เข้ามา และจะทำเช่นนี้เรื่อย ๆ ไปจนถึงบิตท้ายสุด (LSB) ก็จะครบรอบของการเปลี่ยนสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล และ สัญญาณดิจิทัลเอาต์พุตที่ได้จากสัญญาณนาฬิกาสุดท้ายนี้ คือข้อมูลที่ถูกต้อง

จะสังเกตเห็นได้ว่า การใช้ A/D แบบนี้ สัญญาณอินพุตต้องมีขนาดคงที่หรือไม่กี่เปลี่ยนแปลงเพียงเล็กน้อย ซึ่งก็ใช้กับกรณีนี้ได้ เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ประมาณ 0.5-200 Hz เท่านั้น ส่วนสัญญาณนาฬิกาที่ใช้ในการเปลี่ยนใช้ถึง 160 KHz เมื่อเทียบกันแล้วถือได้ว่า ในระหว่างการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแทบจะ ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณเลย

ก่อนอื่นจะอธิบายถึงสัญญาณ EOC (End Of Conversion) และสัญญาณ SC (Start Of Conversion) ซึ่งเป็นสัญญาณควบคุม SAR และสัญญาณนาฬิกาสำหรับ MC14559 จากที่ได้กล่าวมาแล้วว่า SAR นี้จะมีการเปลี่ยน 1 ครั้ง เมื่อมีสัญญาณนาฬิกาเข้ามา 1 ลูก โดยที่สัญญาณนาฬิกาลูกแรกจะทำการเซ็ทให้ MSB เป็น "1" บิตนอกนั้นเป็น "0" และสัญญาณนาฬิกาสุดท้าย จะให้ค่าดิจิทัลซึ่งเทียบกับค่าของสัญญาณอินพุต ทำให้ SAR นี้ใน 1 รอบของการเปลี่ยนสัญญาณเสร็จสมบูรณ์ต้องใช้สัญญาณนาฬิกาขอบขาขึ้นทั้งหมด 9 ลูก จะเห็นได้ว่า การที่จะทำให้เกิดการเริ่มการเปลี่ยนได้นั้น (start conversion) ช่วงเวลาก่อนที่จะถึงขาขึ้นของสัญญาณนาฬิกาที่หนึ่งเข้ามา สัญญาณ SC และ EOC จะต้องเป็น "1" และในช่วงเวลาที่ทำการเปลี่ยนอยู่นั้นจะมีสถานะทางลอจิกเป็น "0" เมื่อทำการเปลี่ยนเสร็จแล้วจะต้องเปลี่ยนสถานะกลับไปเป็น "1" ตามเดิมเพื่อพร้อมที่จะเริ่มการเปลี่ยนครั้งใหม่

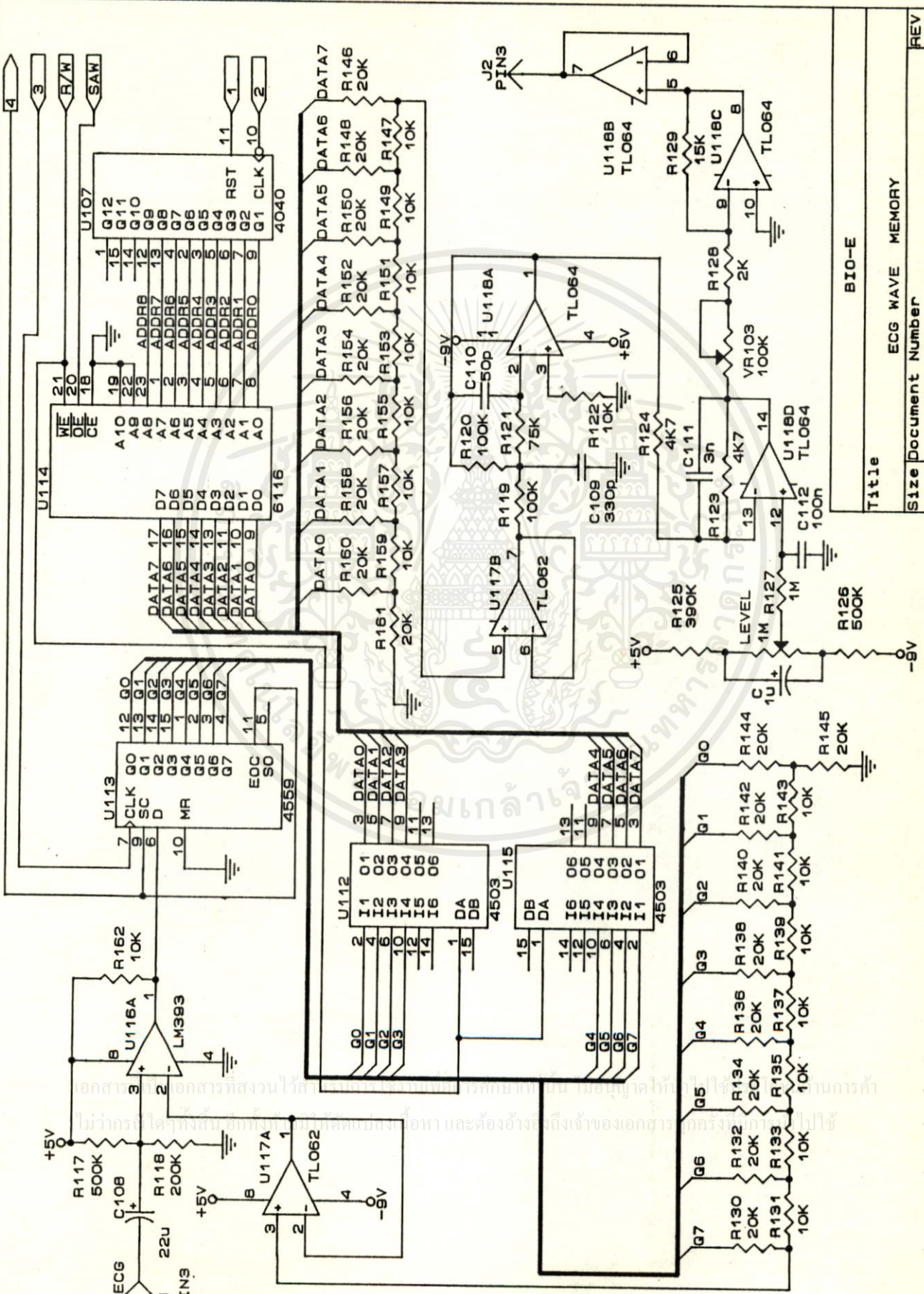
วงจรที่ใช้ในการสร้างสัญญาณ EOC, SC และสัญญาณนาฬิกาให้กับไอซี MC14559 ได้แสดงไว้ดังรูปที่ 3.36 ซึ่งมีการออกแบบวงจร ดังต่อไปนี้

กล่าวคือสมมุติว่าเราต้องการเขียน (WR) ข้อมูลที่แอดเดรสที่ 1 หลังจากการอ่าน (RD) ครบ 512 ไบต์ เพราะฉะนั้นการเปลี่ยนจะต้องสมบูรณ์ก่อนหน้าที่จะถึงแอดเดรสที่ 1 นี้ แต่เนื่องจากจะต้องใช้ช่วงการเปลี่ยนทั้งหมด 9 ลูก ดังนั้นสัญญาณนาฬิกาของ MC14559 ที่ใช้ต้องเป็นดังรูปที่ 3.40



CLK U105A _____

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
รูปที่ 3.40 แสดงเวลาของสัญญาณควบคุมการแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล



Title		BIO-E	
Size		EGG WAVE MEMORY	
Document Number		A	
REV		8	

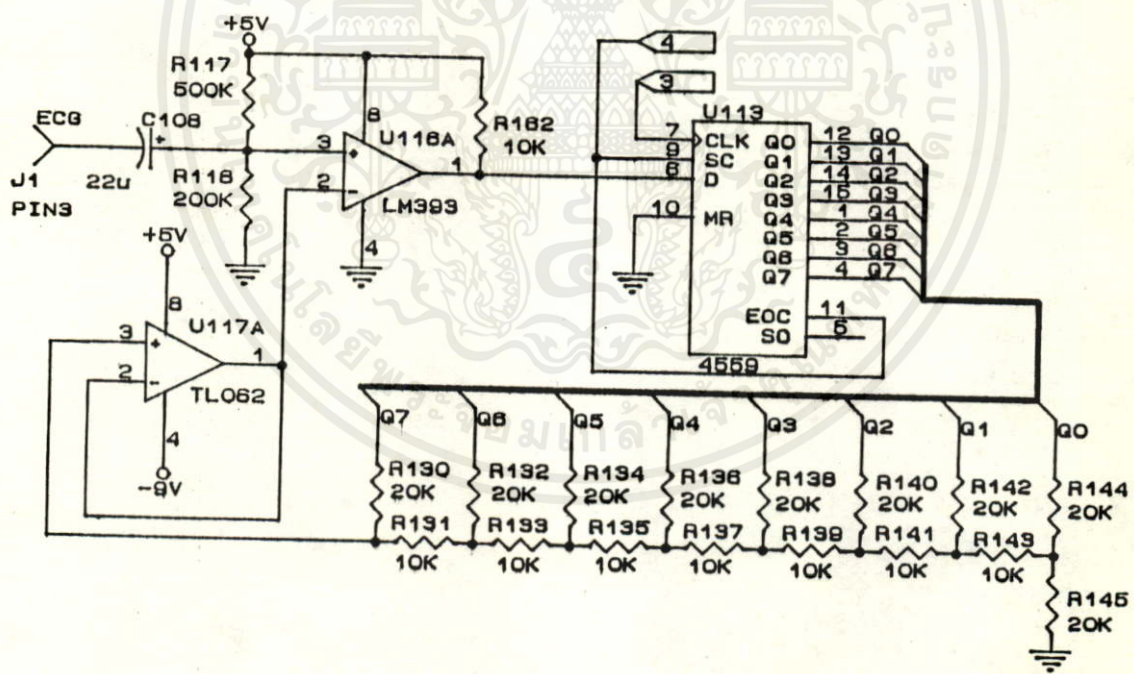
โดยการได้ไอซี 4040A เมื่อนับถึง 503 ซึ่งเป็นสัญญาณนาฬิกาก่อนที่จะทำการเขียนข้อมูล 9 ลูก และนำสัญญาณที่ได้นี้มาเข้า ตีฟลิปฟลอป (U_{105A}) ที่ขา CLK และเมื่อไอซี 4040A นับถึง 512 จะมีสัญญาณจากขา Q_{10} มารับเข้าฟลิปฟลอปนี้ นำสัญญาณเอาต์พุต Q ไปแอนด์ กับสัญญาณนาฬิกาของไอซี 4040A จะได้สัญญาณนาฬิกาของไอซี MC14559

ส่วนสัญญาณ EOC และ SC นั้น สามารถสร้างได้โดยนำสัญญาณขา Q ของไอซี U_{105A} มาเข้าที่ขา D ของไอซี U_{105B} และสัญญาณนาฬิกาของไอซี 14559 เข้าที่ขา CLK จะได้เอาต์พุตที่ขา Q

3.4.3 วงจรส่วนแสดงผลบนจอภาพ

วงจรในส่วนนี้แสดงวงจรทั้งหมด ดังรูปที่ 3.41 สามารถแบ่งตามขั้นตอน การประมวลสัญญาณออกแสดงผลได้ดังนี้

3.4.3.1 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter circuit)



รูปที่ 3.42 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล

เนื่องจากสัญญาณไฟฟ้าหัวใจมีสัญญาณช่วงที่ต่ำกว่ากราวน์ ซึ่งไอซี A/D ไม่สามารถที่จะให้เอาต์พุตออกมาได้ เนื่องจากระดับต่ำสุดคือกราวน์ (0 V) เทียบเท่ากับทุกบิตของเอาต์พุตของไอซี MC 14559 เป็น "0" หมดและระดับไฟเลี้ยง (5 V) ทุกบิตจะเป็น "1" หมด เราจึงต้องทำการยกระดับ

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจด้วยวงจรยกระดับศักดา และนำไปเข้าขานวคของไอซี LM393 ซึ่งทำหน้าที่เป็นตัวเปรียบเทียบ สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะถูกนำไปเข้าขา D ของ SAR เพื่อที่จะใช้เป็นตัวบอก SAR ถึงผลต่างของการเปรียบเทียบระหว่างสัญญาณ ECG กับสัญญาณอนาล็อกที่แปลงมาจากวงจร D/A ของ SAR

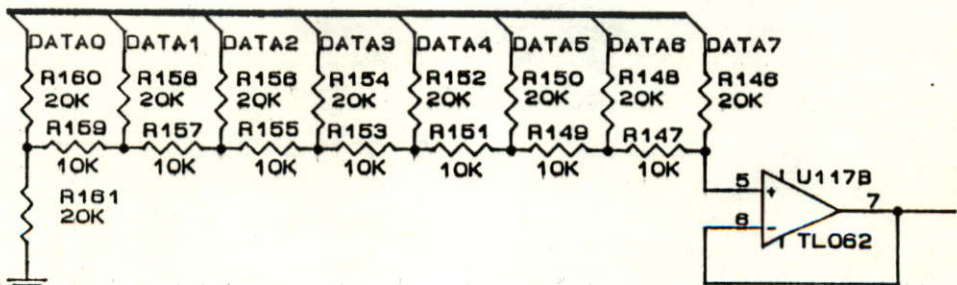
3.4.3.2 วงจรหน่วยความจำ (Memory circuit)

ขาเอาต์พุตทุกบิตของไอซี MC14559 จะนำมาต่อกับขาข้อมูลเข้า $D_0 - D_7$ ของหน่วยความจำชนิด RAM เบอร์ 6116 โดยมีไอซีไตรสเททเบอร์ 4503 เป็นบัฟเฟอร์ เพื่อว่าในช่วงที่ทำการอ่านข้อมูลออกจากหน่วยความจำ สัญญาณบน $D_0 - D_7$ นี้จะไม่ไปรบกวนสัญญาณเอาต์พุตของไอซี MC14559 ทำให้ข้อมูลจากหน่วยความจำ เมื่อผ่านเข้าส่วน D/A ถูกต้อง ดังรูปที่ 3.41

สัญญาณการเขียน/อ่านหน่วยความจำ และสัญญาณเอนเนเบิลของไอซี 4503 จะสร้างจากดีฟลิปฟลอป (U_{102A}) แล้วมาเข้าวงจรเกทเพื่อทำพัลส์ให้แคบลง สัญญาณเอาต์พุต Q ของ U_{102A} จะเข้าขา CLK ของไอซี U_{104A} ได้สัญญาณเอาต์พุตเอนเนเบิลของหน่วยความจำ ที่ขาเอาต์พุต Q ส่วนแอดเดรสหน่วยความจำจะได้จากไอซี 4040C โดยขาเอาต์พุต $Q_1 - Q_9$ ต่อกับขาแอดเดรส $A_1 - A_9$ ของหน่วยความจำ ข้อมูลดิจิทัลที่อ่านออกมาจะเร็วเพียงพอ ก็ขึ้นอยู่กับสัญญาณนาฬิกาที่ใช้ในการอ้างแอดเดรส

3.4.3.3 วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก (Digital to Analog Converter circuit)

ส่วนวงจร D/A ของไอซี MC 14559 และที่ใช้ในการแปลงข้อมูลดิจิทัลที่ถูกอ่านออกมาจากหน่วยความจำชนิด RAM นั้น ใช้วงจรแบบ R-2R LADDER ทั่ว ๆ ไป โดยใช้ตัวความต้านทานที่มีค่าผิดพลาดน้อย ๆ เช่น R 10 K Ω และ 20 K Ω ค่าผิดพลาด 1 %



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ ใช้งานด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอก ใช้งาน และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.43 วงจร R-2R LADDER

สัญญาณอนาล็อกที่อ่านออกมาจากหน่วยความจำชนิด RAM แล้วผ่าน D/A จะเป็นดังรูปที่

3.44 สิ่งที่เกิดขึ้นได้ว่าสัญญาณมีลักษณะเป็นจุด ๆ ไม่ต่อเนื่อง มีรูปร่างเหมือนกับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่
อินพุท แต่มีความถี่ของสัญญาณเพิ่มขึ้นเพื่อให้สามารถมองเห็นอย่างชัดเจนได้บนจอทีวี การแก้ไขให้เห็น
เป็นคลื่นที่ต่อเนื่อง จะต้องผ่านเข้าวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

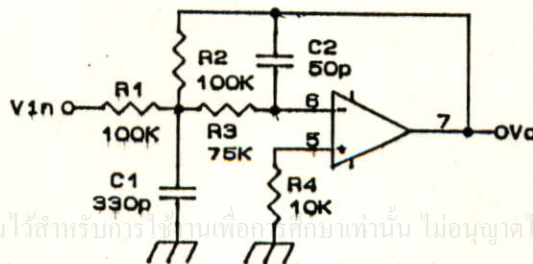


รูปที่ 3.44 แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านวงจร D/A

3.4.3.4 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน (Lowpass Filter)

วงจรฟิลเตอร์ที่ใช้เป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำ (Low pass filter) แบบ second order multiple negative feedback ซึ่งมีรูปแบบดังแสดงในรูปที่ 3.45 ในการออกแบบวงจรนี้ต้องกำหนดค่าความถี่ที่จะให้ตัด (Cut Off Frequency) ที่สูงกว่าความถี่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ในช่วง QRS เล็กน้อย ซึ่งมีค่าประมาณเป็น

$$\begin{aligned}
 f &= 1/2\pi (1/(R_2 R_3 C_1 C_2))^{1/2} \\
 &= 1/2\pi (1/(100K \times 75K \times 330P \times 50P))^{1/2} \\
 &= 14.3 \text{ KHz} \quad \text{และมีอัตราขยาย 1 เท่า}
 \end{aligned}$$



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

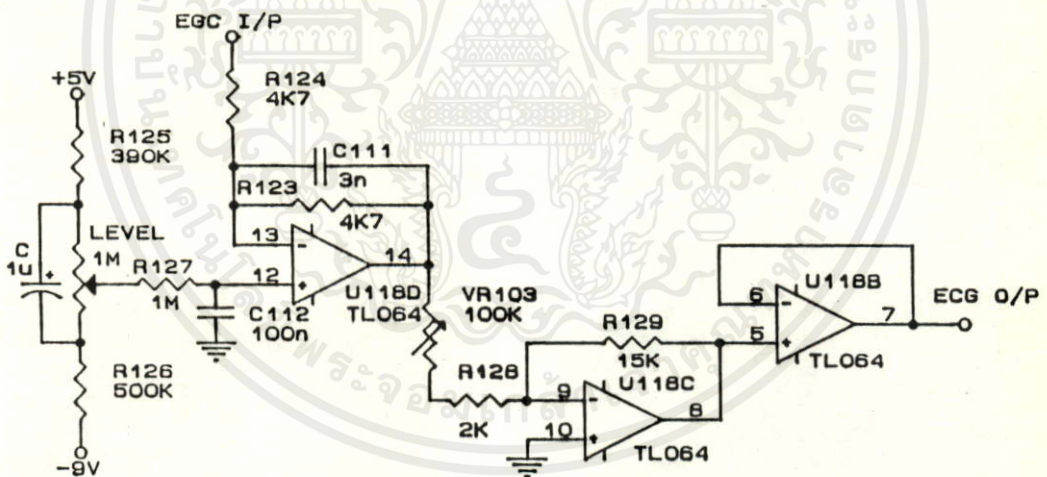
รูปที่ 3.45 วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน

จากการทดลอง ถ้าให้จุดตัดความถี่ (Cut off Frequency) ต่ำกว่านี้ ขนาดของ QRS หลังจากผ่านวงจรฟิลเตอร์จะลดลงมากเมื่อเทียบกับสัญญาณช่วงอื่น แต่ถ้าตั้งจุดตัดความถี่ไว้สูงเกินไป สัญญาณจะไม่เรียบ เนื่องจากกรองสัญญาณรบกวนได้ไม่หมด ฉะนั้นค่าของอุปกรณ์ที่แสดงไว้ในรูปเป็นค่าที่ปรับแต่งเพื่อให้ได้สัญญาณที่ดีที่สุด

3.4.3.5 วงจรปรับขนาดและระดับของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (Summing Amplifier)

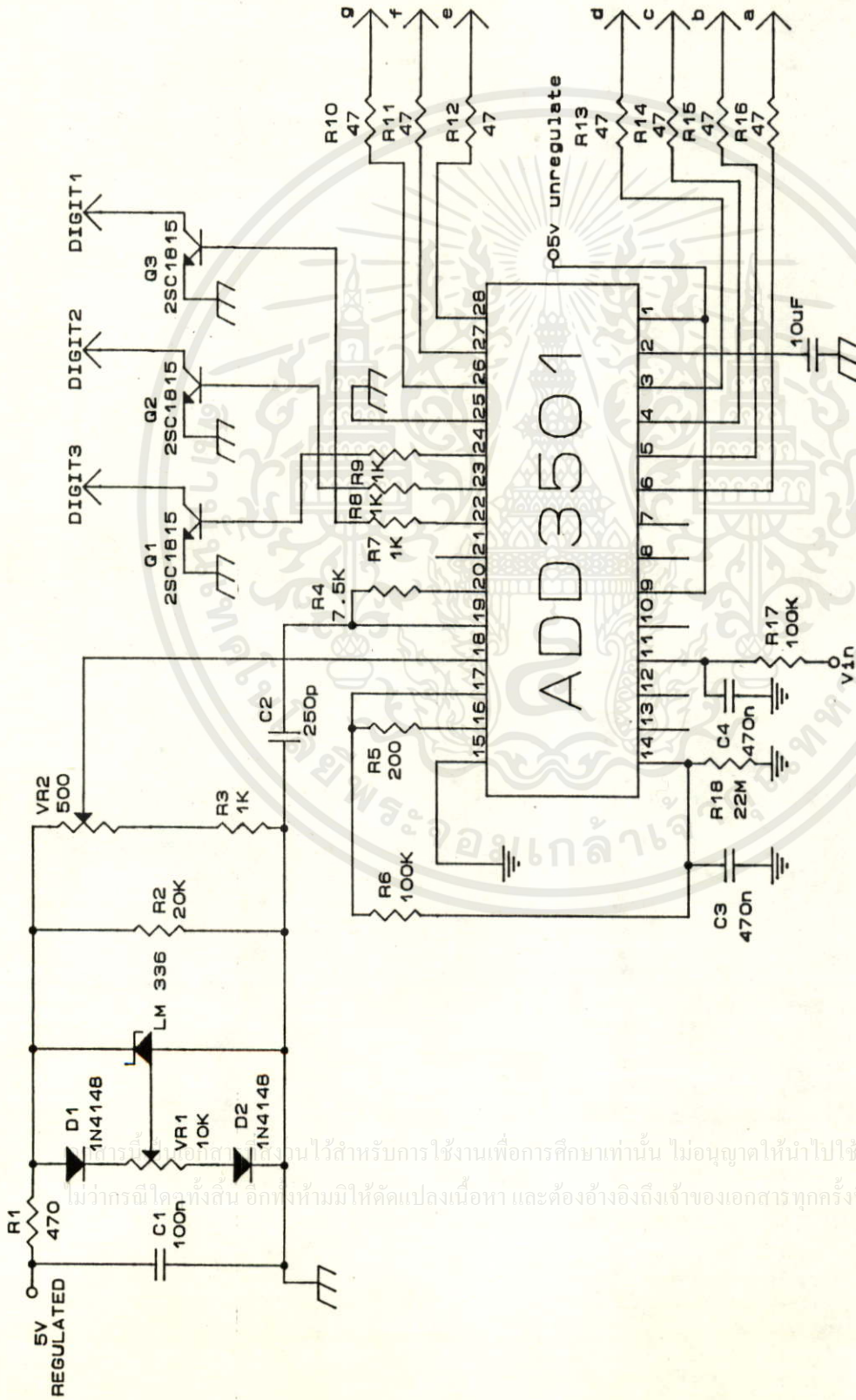
สัญญาณที่ได้จากวงจรกรองความถี่จะเข้าไอซี TL 064 ซึ่งเป็นวงจรขยายที่มีอัตราขยาย 1 เท่าโดยเอาท์พุทจะเป็นผลรวมระหว่างศักดาไฟ DC ที่ขาบวก (non-inverting) และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขาลบ (inverting) ทำให้สามารถเลื่อนขึ้นลงในแนวตั้งได้ ในกรณีที่ต้องการเลื่อนสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่แสดงบนจอภาพ นั่นคือต้องมีศักดาดีซีค่าน้อย ๆ จ่ายที่ขดลวดหักเหอยู่ตลอดเวลา

ดังนั้น ถึงแม้จะไม่มีสัญญาณไฟฟ้าหัวใจเข้ามา ลำโวลตรอนก็จะถูกสนามแม่เหล็กหักเหไปตามแนวตั้งทางใดทางหนึ่งจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับขนาดของศักดาไฟฟ้า DC นี้ ซึ่งถูกสร้างโดยส่วนของความต้านทานปรับค่าได้ที่ขาบวก เพื่อแบ่งศักดาไฟฟ้าตามที่ต้องการจะยกระดับสัญญาณ



รูปที่ 3.46 วงจรปรับระดับ และขนาดของสัญญาณ

สัญญาณเอาท์พุทที่ได้จะเข้าวงจรปรับขนาดโดยไอซี TL 064 ซึ่งทำหน้าที่เป็นวงจรขยายแบบกลับเฟสสัญญาณ (Inverting Amplifier) ที่สามารถปรับอัตราขยายได้ สัญญาณเอาท์พุทจากวงจรส่วนนี้จะนำไปเข้าวงจรขยายกำลัง เพื่อที่จะนำไปขับขดลวดหักเหในแนวตั้งให้เกิดเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพ



รูปที่ 3.48 วงจรแสดงค้ำยัดรการหายใจ

Title		BIO-E
Size Document Number		ADD3501
A	11	REV
Date:	January 3, 1980	Sheet of

ไม่อาจรับผิดชอบได้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ถ้าคุณพบข้อผิดพลาดใดๆ กรุณาแจ้งให้เราทราบเพื่อปรับปรุงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4.4 ส่วนแสดงตัวเลข

ในส่วนนี้เป็นส่วนที่แสดงอัตราการเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจ โดยรับสัญญาณศักดาไฟฟ้า DC จากส่วนประมวลสัญญาณที่กล่าวมาแล้ว โดยแสดงบน LEDs แบบ 7-segment

3.4.4.1 วงจรแสดงอัตราการเต้นของหัวใจ

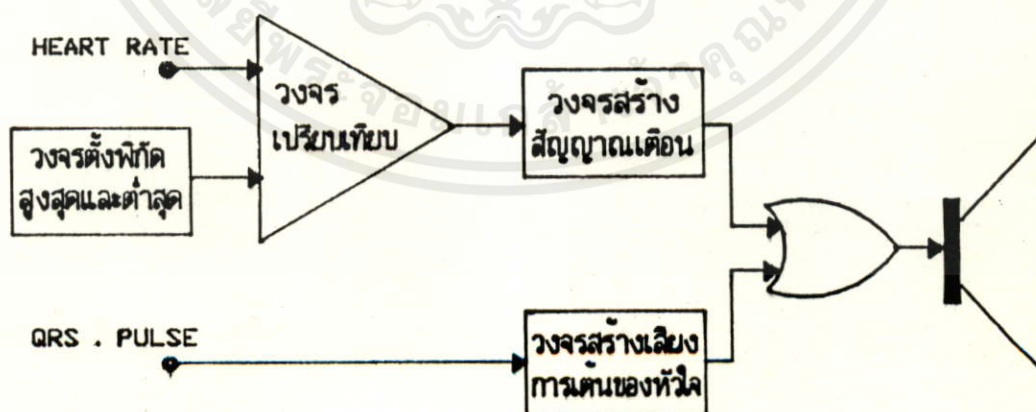
โดยนำสัญญาณที่ได้จากวงจรหาค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า ซึ่งเป็นศักดาไฟฟ้า DC ที่มีการเปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจ ไปเข้าไอซี ADD 3701 เป็นไอซีดิจิทัลโวลมิเตอร์ แสดงค่าได้สูงสุดถึง 399 ครั้งต่อนาที โดยขาเอาต์พุต 7 ขานำไปเข้า segment ทั้ง 7 ของ LEDs ส่วนขาเอาต์พุต common อีก 3 ขาเข้าที่ขาเบสของ npn ทรานซิสเตอร์ ซึ่งจ่ายกระแสให้กับขา common ของ LEDs แต่ละหลัก ในการแสดงตัวเลข 3 หลัก โดย LEDs ที่ใช้เป็นชนิดคาโทดร่วม (common cathode) วงจรแสดงดังรูปที่ 3.47

3.4.4.2 วงจรแสดงอัตราการหายใจ

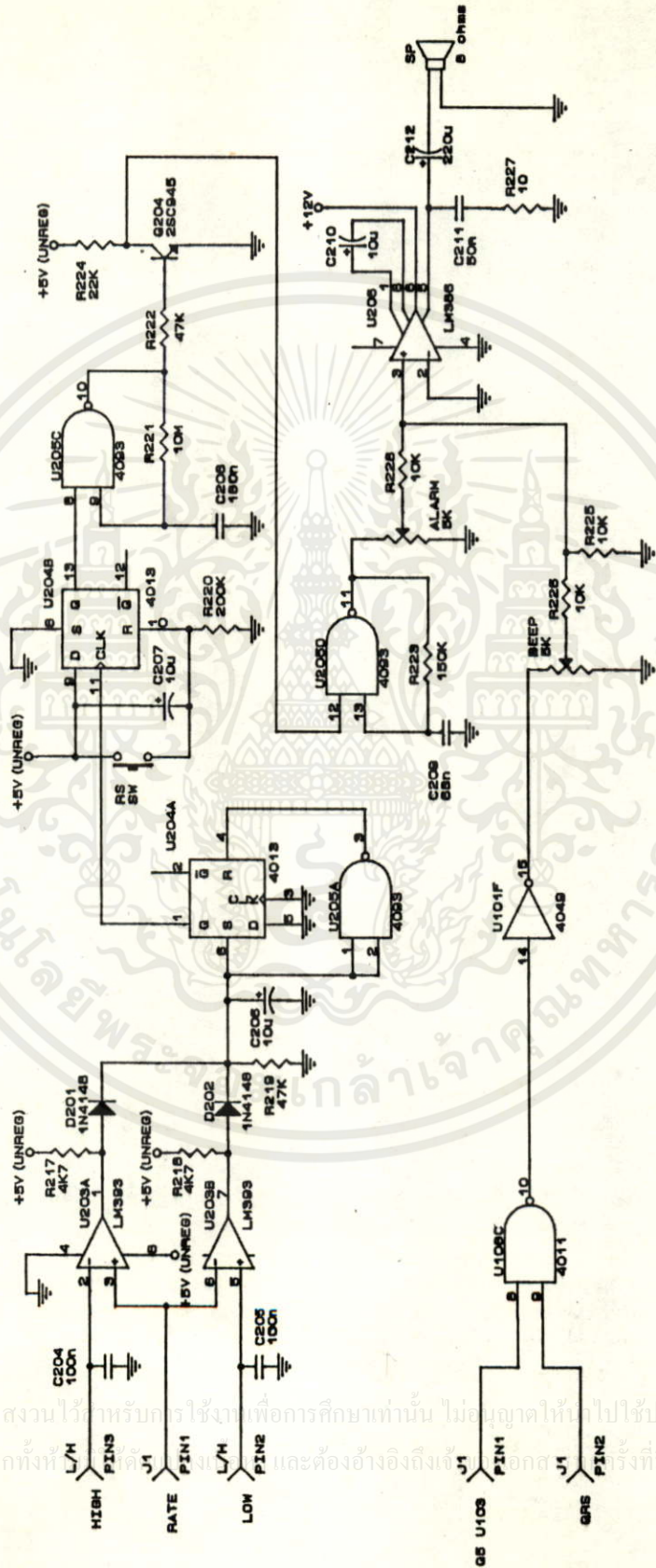
ค่าเฉลี่ยของศักดาไฟฟ้า DC ที่เปลี่ยนแปลงตามอัตราการหายใจ จะถูกนำมาเข้าวงจรดิจิทัลโวลมิเตอร์ ไอซี ADD 3501 ซึ่งมีลักษณะวงจรเหมือนไอซี ADD 3701 แต่ค่าสูงสุดแสดงได้เพียง 199 ครั้งต่อนาที พอดที่จะแสดงค่าอัตราการหายใจซึ่งมีความถี่ต่ำกว่า 1 Hz ได้ วงจรแสดงดังรูปที่ 3.48

3.5 ส่วนสร้างสัญญาณเตือน และเสียงจิ้งหะการเต้นของหัวใจ

วงจรในส่วนนี้มีการทำงานดังรูปข้างล่างนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูปที่ 3.49 แสดงการทำงานของวงจรสร้างสัญญาณเตือน และเสียงจิ้งหะการเต้นของหัวใจ



รูปที่ 3.50 วงจรสร้างสัญญาณเตือน และเสียงสังหวะการเตือนหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามเผยแพร่และต้องอ้างอิงถึงแหล่งที่มาของเอกสารนี้

Title	BIO-E
Size Document Number	ALARM 12
Rev	REV
Date	JULY 3, 1990 Sheet 91

3.5.1 วงจรสร้างสัญญาณเตือน (Alarm circuit)

สัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งเป็นศักดาไฟฟ้า DC ที่เปลี่ยนแปลงตามอัตราการเต้นของหัวใจ และเป็นสัญญาณเดียวกับที่นำไปแสดงผลบนตัวเลข LEDs 7-segment โดยการนำสัญญาณนี้มาเปรียบเทียบกับพิกัดสูงสุดหรือต่ำสุดที่ตั้งไว้ ซึ่งเป็นค่าศักดาไฟฟ้า DC ถ้าสัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจอยู่นอกพิกัดนี้ จะมีสัญญาณเตือนเกิดขึ้น ซึ่งมีรายละเอียดของวงจร ดังรูปที่ 3.50 มีการทำงานดังนี้

สัญญาณอัตราการเต้นของหัวใจ จะมาเข้าวงจรเปรียบเทียบแบบ Window comparator ซึ่งเป็นไอซี LM 393 จำนวน 2 ตัว โดยทำการเปรียบเทียบกับศักดาไฟฟ้าที่เป็นพิกัดสูงที่ขาอินพุทของไอซี LM 393 และเปรียบเทียบกับศักดาไฟฟ้าที่เป็นพิกัดต่ำที่ขาอินพุท ของไอซีอีกตัวหนึ่ง นำสัญญาณเอาต์พุทของไอซีทั้งสองเข้าวงจรออร์เกท โดยใช้ตัวความต้านทาน และไดโอด จะได้สัญญาณเอาต์พุทไปทริก (trig) ไอซี 4013 ซึ่งเป็น ดิฟลิปฟล็อป และได้เอาต์พุทที่ขา Q ไปทริก (trig) วงจร Two-tone ซึ่งเป็นไอซี 4093 จำนวน 2 ตัวต่อเป็น วงจรออสซิลเลเตอร์ 2 ความถี่ แล้วผ่านเข้าตัวความต้านทานปรับค่าได้ เพื่อปรับความดังของเสียงเตือน แล้วนำไปขยายโดยไอซี LM 386 ซึ่งเป็น วงจร Audio Power Amp สำหรับขับลำโพง

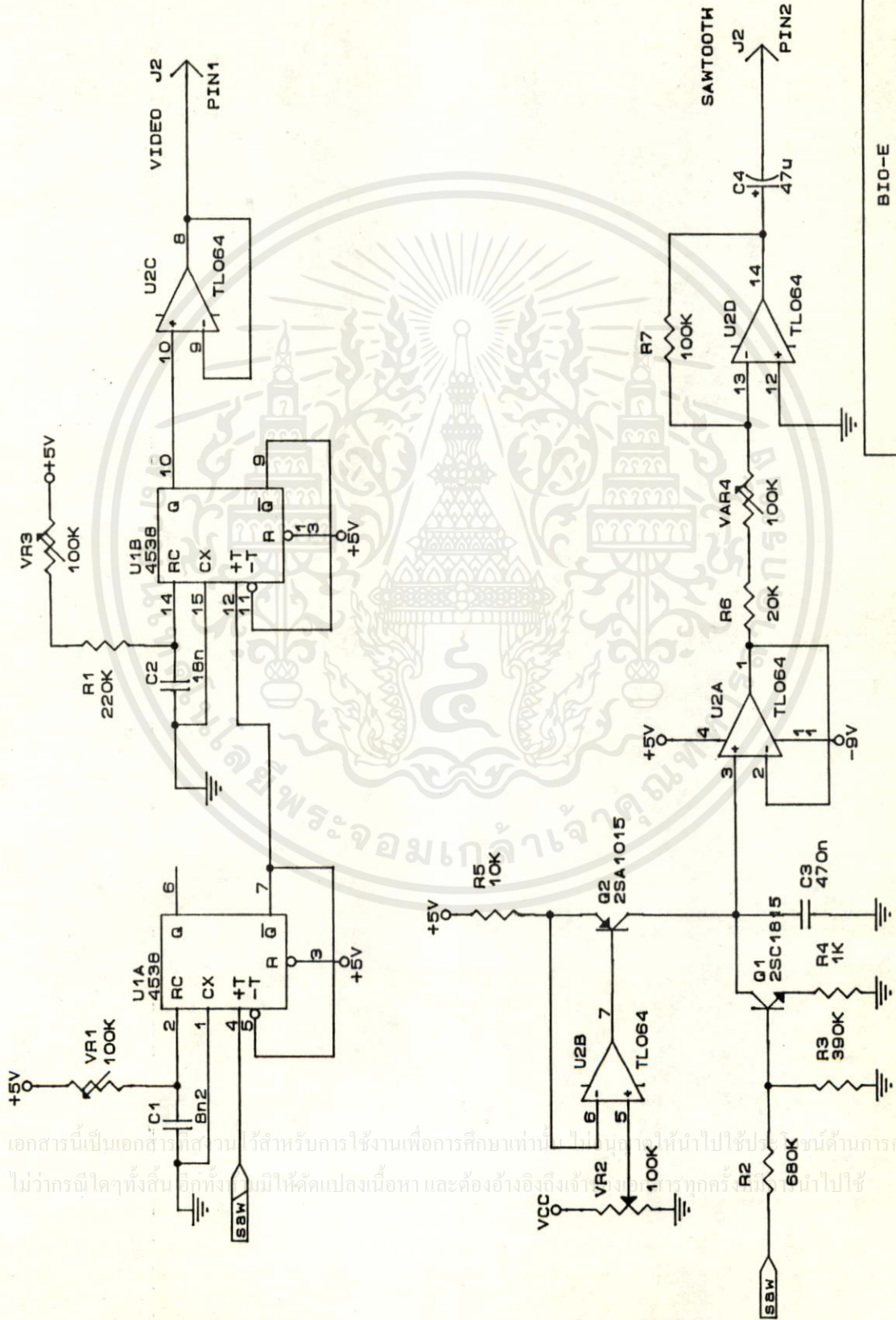
เมื่อเสียงเตือนเกิดดังขึ้น จะมีสวิชท์รีเซทโดยการรีเซท ดิฟลิปฟล็อป และมีสวิชท์สำหรับปิดเสียงในกรณีที่ไม่ต้องการให้ดัง โดยการตัดไฟเลี้ยงวงจรสร้างเสียงเตือน

3.5.2 วงจรสร้างเสียงจังหวะการเต้นของหัวใจ (Sound of Heart beat circuit)

เสียงจังหวะการเต้นของหัวใจจะดังขึ้นทุกครั้งที่มีการเต้นของหัวใจ โดยใช้สัญญาณพัลส์ช่วง QRS ซึ่งได้จากวงจรแยกคลื่น QRS (ก่อนที่จะเป็นศักดาไฟฟ้า DC) เข้ามา AND กับสัญญาณความถี่เสียง แล้วทำการขยายโดยไอซี LM 386 เพื่อไปขับลำโพง ในกรณีที่ไม่ต้องการให้เกิดเสียงจะมีสวิชท์ตัดสัญญาณ และมีตัวความต้านทานปรับค่าได้ สำหรับปรับความดังอยู่ที่ส่วนอินพุทก่อนเข้าไอซี LM 386

3.6 ส่วนสร้างสัญญาณการกวาด และสัญญาณภาพ

สัญญาณที่ใช้ในการกวาดของหลอดทึบเททรวงแนวนอน ก็คือสัญญาณฟันเลื่อย ซึ่งมีศักดาไฟฟ้าทั้งทางบวกและลบ เพื่อหักเหล้าอิเลคตรอนได้ตลอดทั้งจอภาพ ส่วนสัญญาณวีดีโอจะใช้ 2 ระดับคือ มีดีในช่วงรีเทรทหรือการสะบัดกลับของอิเลคตรอนมีศักดาไฟฟ้าเป็นกราวด์ และสว่างในช่วงเทรทซึ่งเป็น



รูปที่ 3.51 วงจรสร้างสัญญาณการกวาด และสัญญาณภาพ

Title		BIO-E
Size Document Number		3
REV	A	July 15, 1990 Sheet of

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งนี้สงวนลิขสิทธิ์ไว้ให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าภาพทุกครั้งหากนำไปใช้

ช่วงการแสดงผลบนจอภาพ มีศักดาไฟฟ้าเป็นไฟเลี้ยง (5 V)

3.6.1 วงจรสร้างสัญญาณฟันเลื่อย (Sawtooth Generator)

สร้างจากวงจรควบคุมการจ่ายกระแสคงที่ด้วยศักดาไฟฟ้า (Voltage Control Current Source) โดยทำหน้าที่จ่ายกระแสให้กับโหลด ซึ่งก็คือ ตัวเก็บประจุ $0.47 \mu\text{F}$ ไอซี TL 064 (U_{2B}) ช่วยทำให้กระแสที่จ่ายเข้าโหลดไม่ขึ้นอยู่กับ V_{BE} ของ Q_2 แสดงวงจรดังรูปที่ 3.51 สมมุติให้ศักดาไฟฟ้าที่ขาบวกของออปแอมป์เป็น V_1 มีไฟเลี้ยงวงจร 5 V ดังนั้นศักดาที่ตกคร่อมความต้านทาน $10 \text{ k}\Omega$ จึงเท่ากับ $5 - V_1$ ทำให้กระแสที่จ่ายไปทางขาคอลเลคเตอร์ของ pnp ทรานซิสเตอร์ จะประมาณได้เท่ากับ $(5 - V_1) / 10\text{K}$ โดยที่คิดว่ากระแสเบสน้อยมาก ดังนั้นจะเห็นว่ายิ่ง V_1 มีค่ามากเท่าใดกระแสที่จ่ายให้กับโหลดก็จะน้อยลง สัญญาณควบคุมการสร้างสัญญาณฟันเลื่อยซึ่งเป็นสัญญาณเดียวกันกับสัญญาณเอาต์พุทเอนเนเบิล (มีลักษณะเป็นพัลส์และมีเฟสกลับกันกับสัญญาณการเทรซ) จะใช้ควบคุมช่วงเวลาการจ่ายกระแสให้กับตัวเก็บประจุ โดยในช่วงที่สัญญาณมีค่าเป็น "0" ซึ่งตรงกับช่วงที่หน่วยความจำกำลังอ่านข้อมูลออกมา นั้น จะทำให้ศักดาที่ตกคร่อมขาเบสของ Q_1 เป็น 0 V และ ทำให้ Q_1 ซึ่งเป็น npn ทรานซิสเตอร์อยู่ในสภาวะคัทออฟ (cutoff) ฉะนั้นช่วงนี้กระแสจากวงจรจ่ายกระแสคงที่ (current source) จะไปชาร์จ (charge) ตัวเก็บประจุ

เนื่องจากสัญญาณฟันเลื่อยในช่วงแสดงผล (Trace) จะมีความชันเป็นแนวและต้องเป็นเส้นตรงด้วย ทำให้เราจำเป็นต้องเลือกค่า C ที่เหมาะสมกล่าวคือค่า C นั้นจะต้องให้ค่าเวลาคงที่ (time constant RC) มากเพียงพอจึงจะทำให้ศักดาตกคร่อม C ค่อย ๆ สูงขึ้นแบบเส้นตรง ดังรูปที่ 3.32

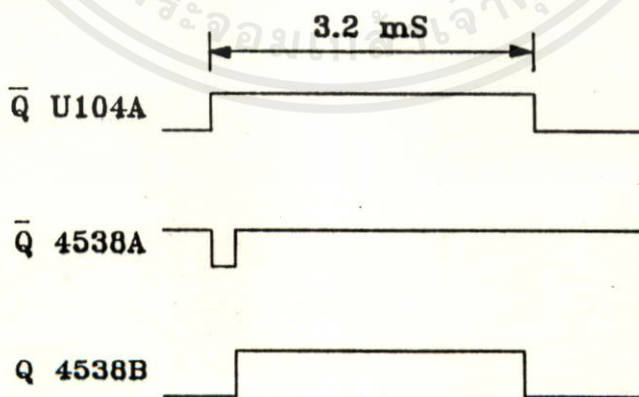
เมื่อสัญญาณควบคุมมีค่าเป็น "1" ทรานซิสเตอร์ Q_1 จะถูกไบอัสให้สามารถนำกระแสได้ ทำให้กระแสทั้งหมดจากวงจรจ่ายกระแสคงที่ ไหลผ่าน Q_1 ไม่เข้าตัวเก็บประจุ และตัวเก็บประจุยังคายประจุผ่าน Q_1 อีกด้วย ทำให้ศักดาคร่อม C ค่อย ๆ ลดลงมีความชันเป็นลบแบบเส้นตรง ในขณะที่เดียวกันต้องปรับ VR_2 ให้เหมาะสมด้วยเพื่อไม่ให้ Q_2 อยู่ในสภาวะอิ่มตัว เพราะมิฉะนั้นศักดาไฟฟ้าคร่อม C ที่ยอดบนของสัญญาณฟันเลื่อยจะเพี้ยนไป ดังนั้นจึงสามารถที่จะสร้างสัญญาณฟันเลื่อยได้ตามต้องการ

จากนั้นนำไปเข้าวงจรบัฟเฟอร์เพื่อป้องกันมิให้ค่าอิมพีแดนซ์ของ C $0.47 \mu\text{F}$ เปลี่ยนไป ซึ่งอาจเกิดขึ้นได้ ถ้าอินพุทอิมพีแดนซ์ของภาคถัดไปนั้นมีค่าไม่สูงพอ แล้วผ่านเข้าวงจรขยายแบบกลับเฟสที่ไม่วางรูปใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้คสเบสลงเนื้อหา และต้องอิงองค์ประกอบของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้ สามารถปรับอัตราขยายได้ โดยไอซี TL064 เพื่อปรับอัตราเร็วของการสแกนทางแนวนอน กล่าว

คือถ้าสัญญาณพื้นเลื่อยที่มีขนาดสูงมากเกินไป จะทำให้โอเล็คตรอนถูกควบคุมให้วิ่งในแนวนอนของจอภาพ ในอัตราที่สูงขึ้น ดังนั้นในเวลา 3.2 ms เท่ากัน ภาพที่ปรากฏบนจอทางแนวนอนจะกว้างมากจนเกินขอบจอ ฉะนั้นจะต้องให้ภาพเกิดขึ้นภายในจอที่กำหนด โดยปรับอัตราการขยายให้มีขนาดของสัญญาณพื้นเลื่อยที่เหมาะสม สัญญาณพื้นเลื่อยที่ได้จะนำไปผ่านเข้าวงจรขยายกำลังเพื่อให้สามารถจ่ายกระแสได้เพียงพอที่จะขับหลอดที่เป็นชนิดหลอดได้

3.6.2 วงจรสร้างสัญญาณภาพ (Video Generator)

วงจรที่ใช้สร้างสัญญาณภาพแสดงไว้ในรูปที่ 3.51 ซึ่งประกอบด้วยไอซี 4538 เป็นวงจรโมโนสเตเบิล 2 ตัวต่อкасเคดกัน โดยตัวแรกจะถูกทริก (trig) ด้วยขอบขาขึ้นของสัญญาณการเทรซ ซึ่งคาบเวลาจะถูกกำหนดด้วยค่าความต้านทานและตัวเก็บประจุภายนอก เอาท์พุทขา Q จะต่อกับขาทริก (trigger) ของไอซี 4538 ตัวที่ 2 สัญญาณภาพจะได้จากเอาท์พุทขา Q และเพื่อป้องกันการไหลของวงจร จึงนำไปเข้าวงจรบัฟเฟอร์ก่อนที่จะไปเข้าวงจรขยายภาคต่อไป เพื่อไปควบคุมส่วนคาโอดของหลอดภาพ โดยทำให้ภาพสว่างในช่วงแสดงภาพ (Trace) ของการสแกนแนวนอน ซึ่งเราต้องการให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจปรากฏบนจอภาพ นั่นคือในช่วงนี้จะต้องทำให้มีลำอิเล็กตรอนวิ่งมากระทบกับจอภาพ และทำให้เกิดจุดสว่างขึ้น ณ จุดที่อิเล็กตรอนมาตกกระทบ พอถึงช่วงเส้นสะบัดกลับ (Retrace) ลำอิเล็กตรอนจะถูกสะบัดกลับไปทางซ้ายของจอ เพื่อพร้อมที่จะเริ่มการสแกนในแนวนอนไปทางขวาครั้งใหม่ ในช่วงนี้ถ้าหากปล่อยให้ลำอิเล็กตรอนวิ่งเข้ามากระทบจอภาพจะทำให้เห็นเส้นสะบัดกลับ



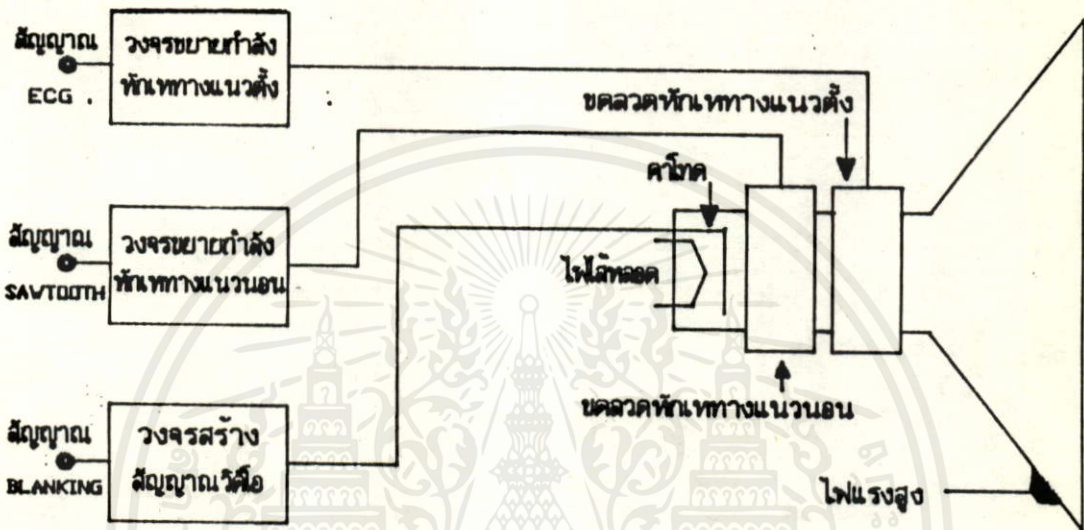
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3.52 แสดงเวลาของสัญญาณภาพ

3.7 ส่วนขยายกำลัง และสร้างแรงดันไฟสูง

3.7.1 วงจรขยายกำลัง (Power Amplifier)

เมื่อ ได้สัญญาณพื้น เลื้อย และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูงขึ้นตามต้องการแล้ว จะต้องนำสัญญาณเหล่านี้ ไปขับขดลวดหักเห เพื่อเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กซึ่งจะไปทำให้ลวดอิเล็กตรอนหักเหในทิศทางต่าง ๆ ได้ตามต้องการ ดังแสดงแผนผังในรูปที่ 3.53

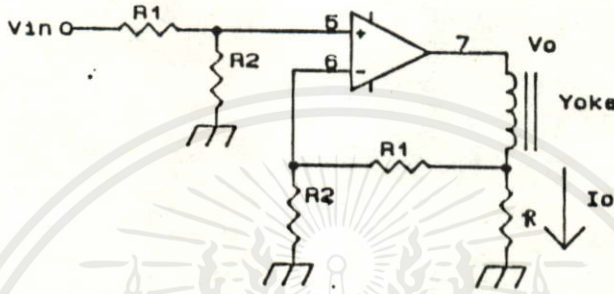


รูปที่ 3.53 แผนผังส่วนขยายกำลัง และสร้างสัญญาณภาพ

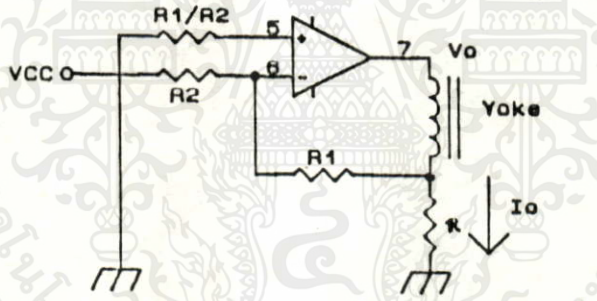
ถ้าจะขับขดลวดนี้ โดยตรงด้วยวงจขยายที่สร้างขึ้นจากออปแอมป์ เช่นวงจรในหัวข้อที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว ไม่สามารถที่จะทำได้ เนื่องจากออปแอมป์ที่ใช้ไม่ได้ถูกออกแบบมาให้จ่ายกระแสได้มากเพียงพอที่จะขับ โหลดที่เป็นขดลวดที่มีความต้านทานน้อย ดังนั้นจะต้องนำสัญญาณนี้ ไปต่อเข้าวงจขยายกำลัง เพื่อแก้ปัญหานี้

วงจขยายกำลังที่ใช้มีหลายแบบ ซึ่งมีรูปแบบที่คล้ายกัน ดังในรูปที่ 3.54 จะประกอบด้วย อินพุต 2 อินพุต คือ ขาบวกเป็นขานอน-อินเวอร์ตติง (Non invertng) และขาลบเป็นขาอินเวอร์ตติง (Invertng) มีคุณสมบัติเหมือนออปแอมป์ แต่เอาท์พุตต้องสามารถจ่ายกระแสได้มากกว่าที่ขดลวดหักเหต้องการ โดยมีอัตราขยายแรงดันสูงมาก จนถือได้ว่า ถ้าตัดเอาเอาท์พุตยังอยู่ในช่วงที่ไม่อิ่มตัว ความแตกต่างระหว่าง ขานอน-อินเวอร์ตติง กับขาอินเวอร์ตติงของอินพุตมีค่าเกือบเป็น 0 ส่วนประกอบเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า สำคัญที่ทำให้สามารถควบคุมกระแสเอาท์พุต ให้มีลักษณะตามสัญญาณอินพุตซึ่งเป็น โวลเตจ (Voltage) โหมดได้ คือ ความต้านทานค่าน้อย ๆ (ในที่นี้ใช้ 2 Ω) ที่ต่ออนุกรมกับขดลวดเอาท์พุต กระแสเอาท์พุต

จะไหลผ่านความต้านทานลงกราวด์เป็นศักดาตกร่วมตัวความต้านทาน ซึ่งมีค่าความต้านทานเอาท์พุทต่ำมาก โดยจะป้อนกลับกระแสเอาท์พุทบางส่วนที่จุดนี้ ไปที่อินพุท สามารถต่อได้ทั้งแบบกลับเฟสและไม่กลับเฟส โดยกระแสเอาท์พุทจะถูกควบคุม โดยศักดาสัญญาณอินพุท กระแสเอาท์พุทนี้จะไปควบคุมการเบี่ยงเบนของลำอิเล็กตรอนให้สแกนไปในทิศทางต่าง ๆ ตามต้องการ โดยวงจรที่ใช้ แสดงในรูปที่ 3.55 และ 3.56 มีการทำงานของวงจร อธิบายได้ดังนี้



ก) วงจรขยาย แบบไม่กลับเฟสสัญญาณ



ข) วงจรขยาย แบบกลับเฟสสัญญาณ

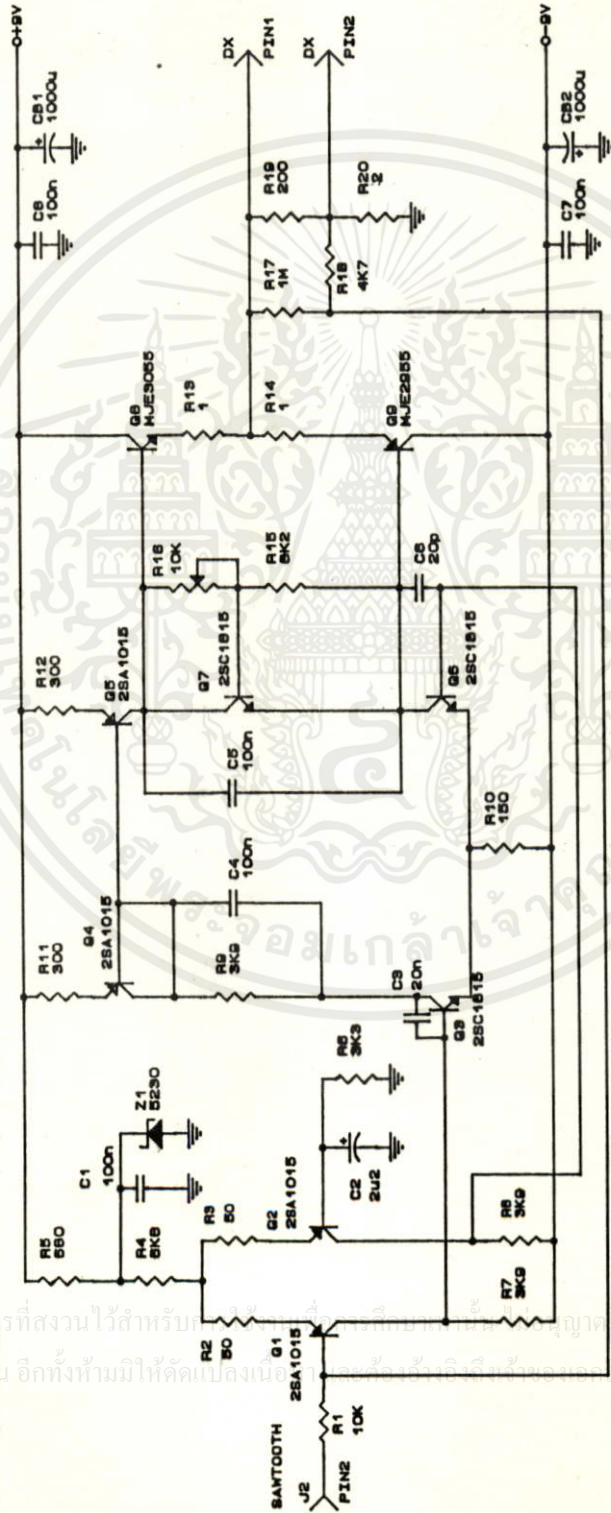
รูปที่ 3.54 แสดงวงจรเสริมของ วงจรขยายกำลัง

ทรานซิสเตอร์ชนิด PNP Q_1 และ Q_2 ทำหน้าที่เป็นวงจรขยายภาคแรก โดยที่ความต้านทาน

10 K Ω ทำหน้าที่จำกัดกระแสเบสของ Q_1 ส่วน R 3.3 K Ω ทำหน้าที่ไบอัสขาเบสให้กับ Q_2 ทำงานได้ ส่วนที่เนอวีไดโอด 4.7 V และตัวเก็บประจุ 0.1 μ F ทำให้วงจรมีเสถียรภาพ

วงจรดิฟเฟอเรนเชียลในส่วนแรกนี้จะทำให้วงจรมีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูง และลดสัญญาณ

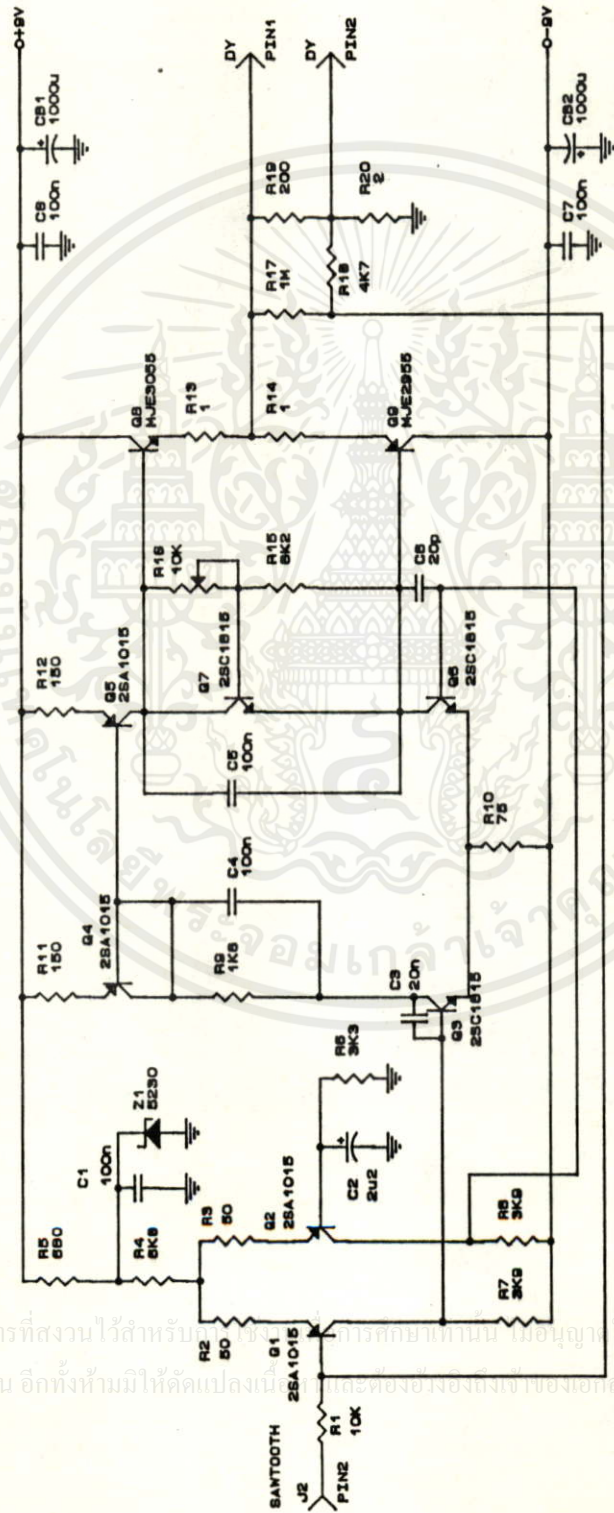
รบกวนที่เกิดจากสัญญาณคอมมอนโหมดลง สัญญาณเอาท์พุทจากส่วนแรกนี้จะนำไปเข้าขาเบสของทรานซิสเตอร์ชนิด NPN Q_3 และ Q_4 เป็นวงจรขยายดิฟเฟอเรนเชียล โดยขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ทั้งสองจะต่อกับ Q_4 และ Q_5 ตามลำดับ ซึ่งเป็นวงจรเคอร์เรนท์ มิลเลอร์ (current mirror) และ



รูปที่ 3.55 วงจรขยายกำลังขับตลอดที่หกเททางแวนนอยน

Title	BIO-E
Size	SANTOOTH POWER-AMP
Document Number	3
REV	
Date	June 21, 1980 Bhsst 07

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ... ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอก... ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.56 วงจรขยายกำลังขับหลอดตกเทกแบบวาง

Title	BIO-E
Size Document Number	ECG POWER-AMP
REV	4
Date	JULY 4, 1990 Sheet 07

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับ... การก๊อปปี้เพื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า...
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต่อยังของเงินเฟ้อของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

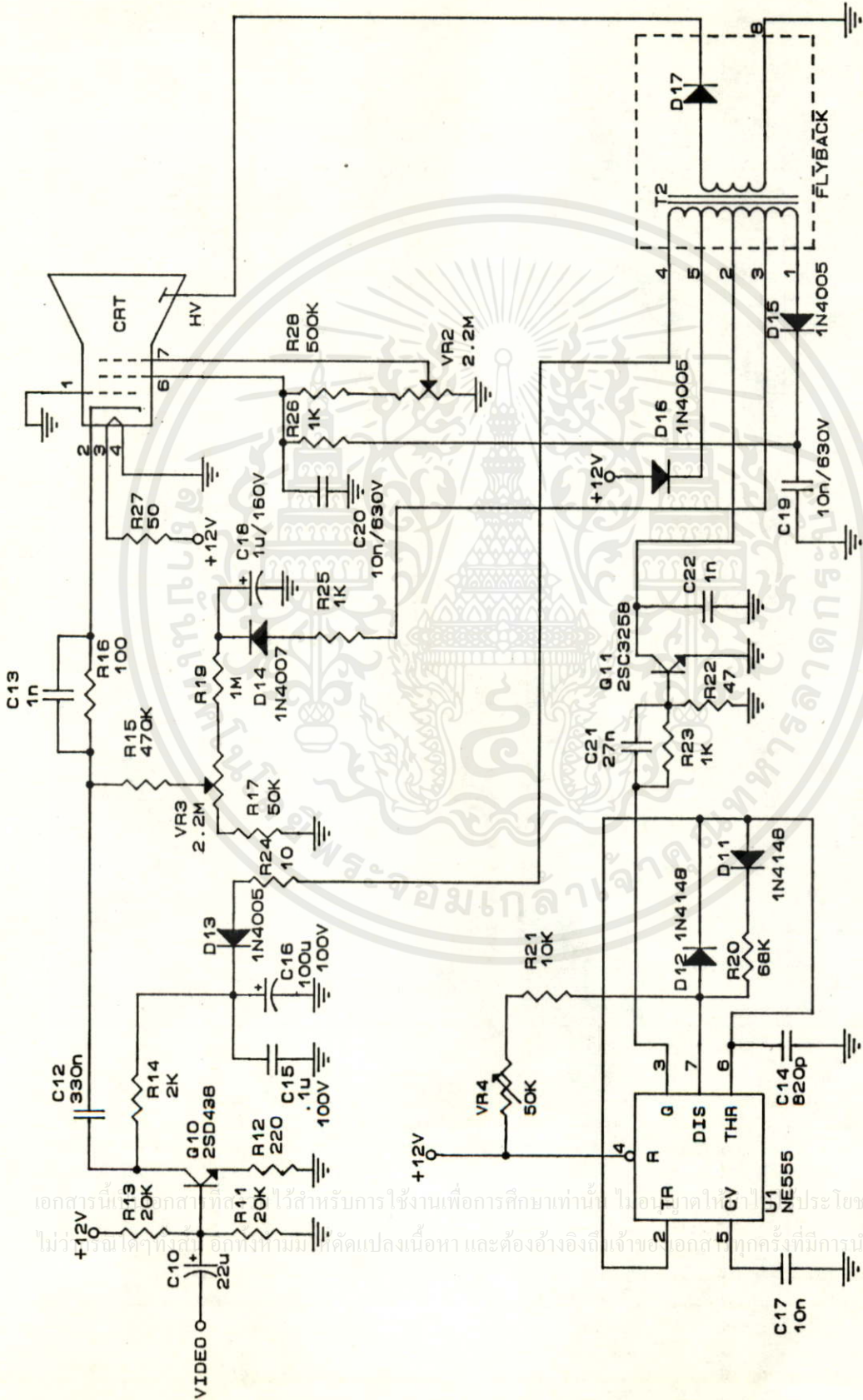
ยังทำหน้าที่เป็นโหลด (active load) ให้กับวงจรขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล Q_3 และ Q_8 ทำให้วงจรนี้มีค่าเอาต์พุตอิมพีแดนซ์สูงมาก ดังนั้นวงจรขยายภาคนี้ จึงมีอัตราขยายแบบดิฟเฟอเรนเชียล โหมดสูงมาก ซึ่งสามารถตัดปัญหาของสัญญาณคอมมอนโหมดได้ดีกว่าวงจรแบบ passive load ทั่ว ๆ ไป ส่วน Q_7 และความต้านทาน 8.2 K Ω และ 10 K Ω ที่ปรับค่าได้นั้น เพื่อกำหนดจุดการทำงานของ Q_8 และ Q_9 ซึ่งเป็นทรานซิสเตอร์ขยายกำลัง ในขณะที่ไม่มีสัญญาณอินพุตเข้ามา กระแส I_{CQ} ของ Q_8 และ Q_9 ถูกไบอัสไว้ที่กระแสต่ำ ๆ เป็นกระแสเฉื่อย เพื่อลดการเพี้ยน (crossover distortion) ของสัญญาณเอาต์พุต ที่ Q_8 และ Q_9 นี้จะเป็นวงจรขยายภาคสุดท้าย ทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ จ่ายกระแสให้กับโหลด โดยจะสลับกันทำงานในแต่ละซีกของสัญญาณ เป็นการทำงานแบบพุชพูล (push-pull)

กระแสเอาต์พุตส่วนหนึ่งจะถูกป้อนกลับไปยังขาเบสของ Q_1 ซึ่งกระแสส่วนใหญ่จะถูกนำไปจ่ายให้กับโหลดที่มีลักษณะเป็นโหลดลอย (floating load) ก็คือขดลวดหักเหต วงจรขยายกำลังนี้สามารถใช้ได้ทั้งอินพุตที่เป็นสัญญาณพื้นเลื้อยซึ่งขับขดลวดหักเหตทางแวนนอน และสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ขับขดลวดหักเหตทางแนวตั้ง

3.7.2 วงจรสร้างแรงดันไฟสูง (High Voltage)

ส่วนวงจรสร้างแรงดันไฟสูง (HV) ซึ่งปกติแล้วจะมีค่าเป็นกิโลโวลต์ สำหรับจอภาพที่ใช้จะมีขนาดเล็กกว่าจอทั่ว ๆ ไป คือประมาณ 5 นิ้ว ใช้ไฟที่ขั้วอานโอดประมาณ 3.12 KV วงจรที่ใช้สร้างแรงดันไฟสูง รวมทั้งวงจรขยายสัญญาณวีดีโอ ส่วนปรับความสว่างของจอและส่วนปรับโฟกัส ได้แสดงไว้ในรูปที่ 3.57 โดยใช้ไอซีโทมเมอร์ 555 สร้างสัญญาณพัลส์ ซึ่งมีความถี่ประมาณ 21 KHz แล้วนำไปขับ NPN ทรานซิสเตอร์ Q_{11} ในลักษณะสวิตช์โหมด ซึ่งมีโหลดที่ชาคอลลาคเตอร์เป็นขดลวดไพรมารีของหม้อแปลง ต่อกับไฟเลี้ยง 12 V เมื่อ Q_{11} ได้รับพัลส์ จะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของกระแสขึ้นอย่างทันทีทันใด และเกิดศักดาไฟฟ้าค่าสูงจาก Idi/dt ตกคร่อมขดลวดในส่วนนี้ ในรูปก็คือระหว่างจุด 2-5

สนามแม่เหล็กที่ถูกเหนี่ยวนำขึ้นในแกน จะทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าค่าต่าง ๆ ตกคร่อม ขดลวดอื่น ๆ ด้วย และในขณะที่เดียวกันก็จะเหนี่ยวนำให้เกิดศักดาในขดส่วนเซคคันดารี (Secondary) ซึ่งเอกลารเป็นเอกลารแสงวนไว้สำหรับกรใช้งานเพื่อกรกักเก็บพลังงาน มีอนุอยู่เหนือนำกับมีประเวจแฉกกรักกมีจำนวนรอบมากกว่าหลาย ๆ เท่า ทำให้ได้แรงดันไฟสูงเป็นกิโลโวลต์ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.57 วงจรสร้างแรงดันไฟสูง และ ไปเลี้ยงหลอดภาพ

Title	BIO-E
Size	HIGH VOLTAGE
Document Number	9
REV	A
Date:	January 3, 1960
Sheet	of

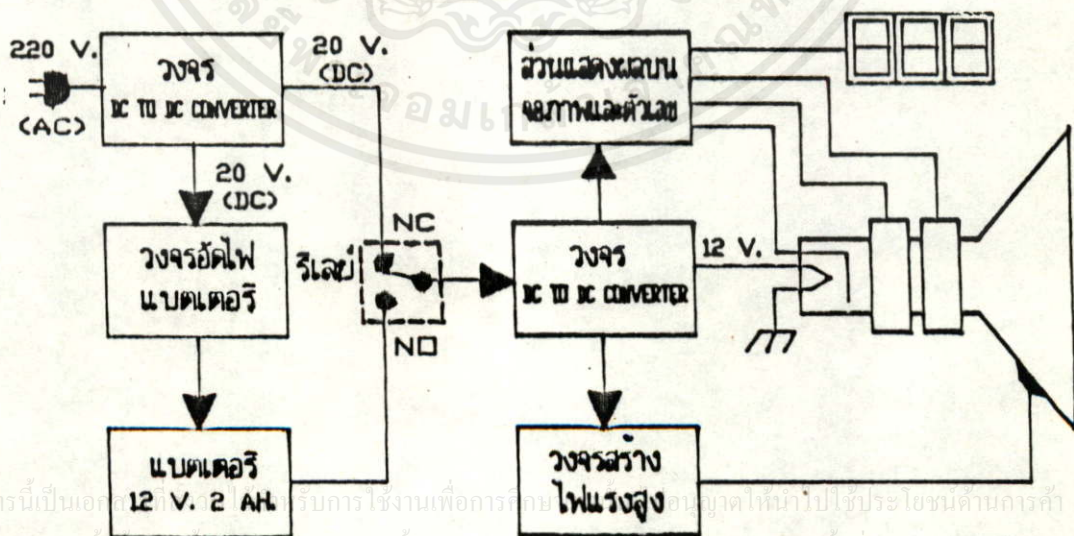
ศักดาไฟสลัที่จุด 1 จะถูกเปลี่ยนเป็นศักดาไฟตรงโดยไดโอด D_{15} , ตัวเก็บประจุ $.01\mu F$ แล้วผ่านเข้าวงจรกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) เพื่อกรองให้ริปเปิล (ripple) น้อยลงและนำไปเข้าส่วนกริดของหลอดภาพที่ขา 6 ศักดาส่วนหนึ่งจะถูกแบ่งด้วย ความต้านทานปรับค่าได้ $2.2 M\Omega$ ไปเข้ากริดที่ขา 7 เพื่อบีบล้ออิเล็กตรอนอีกครั้ง ทำให้ภาพที่ปรากฏบนจอคมชัดที่สุด ซึ่งก็คือการโฟกัสภาพ

ส่วนศักดาไฟสลัที่จุด 3 จะถูกเปลี่ยนเป็นศักดาไฟตรงโดย D_{14} และ $C 1 \mu F$ แล้วนำไปเข้าส่วนคาโทดขา 2 ของหลอดภาพ เพื่อปรับความมืด-สว่างของจอภาพ โดยวงจรแบ่งแรงดันไฟ นั้นคือควบคุมจำนวนอิเล็กตรอนที่วิ่งเข้าไปกระทบจอภาพ

สัญญาณภาพที่ถูกสร้างจากวงจรโมโนสเตเบิลที่กล่าวมาแล้ว จะต้องนำมาเข้าวงจรขยายสัญญาณให้แรงขึ้น ก่อนที่จะเข้าส่วนคาโทดของหลอดภาพ วงจรขยายนี้ตั้งอยู่ในลักษณะคอมมอน อิมิตเตอร์ โดยใช้ศักดาที่จุด 4 ที่ถูกเปลี่ยนเป็นศักดาไฟตรงเป็นไฟเลี้ยง สัญญาณภาพที่ถูกขยายแล้วนี้จะนำไปผ่านเข้า C ค่า $0.33 \mu F$ เพื่อให้จุดไบอัสในวงจรไม่เปลี่ยนไปเมื่อต่อกับวงจรในส่วนถัดไป ดังนั้นสัญญาณที่ได้จึงเป็นสัญญาณเอซีที่รวมกับศักดาดีซีที่ปรับค่าได้ของวงจรส่วนปรับความสว่าง แล้วผ่านเข้าความต้านทาน 100Ω และตัวเก็บประจุ $0.001 \mu F$ เพื่อช่วยให้เวลาที่ใช้ในการเปลี่ยนระดับของสัญญาณน้อยลง จากนั้นจึงนำไปเข้าขาคาโทดของหลอดภาพ ตามที่ต้องการ

3.8 ส่วนแหล่งจ่ายไฟ และชาร์จไฟแบตเตอรี่

วงจรในส่วนนี้ มีการทำงานดังรูปที่ 3.58



รูปที่ 3.58 แผนผังส่วนแหล่งจ่ายไฟ

3.8.1 วงจรแปลงไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V เป็นไฟฟ้ากระแสตรง 20 V (AC to DC Converter)

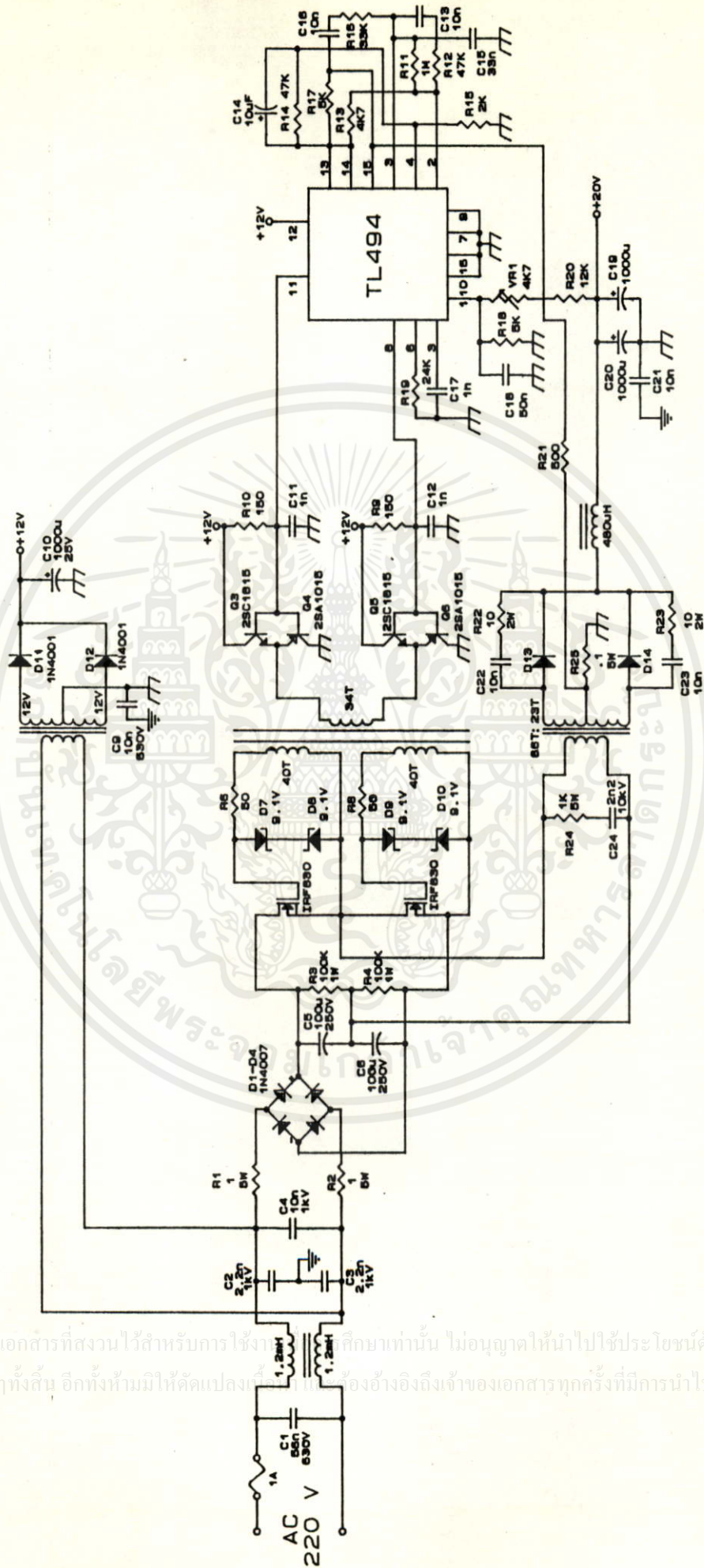
วงจรนี้เป็นส่วนที่ต่อกับสวิตช์ไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V ภายนอก โดยแปลงเป็นไฟฟ้ากระแสตรง 20 V เพื่อจ่ายให้กับภาคแสดงผลต่าง ๆ ที่กล่าวมาแล้ว และยังจ่ายให้ส่วนซาร์จไฟแบตเตอรี่ซึ่งใช้กระแสทั้งหมดประมาณ 4 A

ในการออกแบบ จะต้องคำนึงถึงขนาดและประสิทธิภาพที่เหมาะสมสำหรับนำมาใช้กับเครื่องมืออิเล็กทรอนิกส์ที่มีการเคลื่อนย้ายติดตัวไปกับคนใช้ได้ จึงเลือกใช้วงจรสวิทช์ เรกกูเลเตอร์ (Switching Regulator) ซึ่งมีขนาดเล็ก และมีประสิทธิภาพสูงกว่าวงจรจ่ายไฟแบบอื่น ๆ โดยใช้วงจรฮาร์ฟบริดจ์ (Half-bridge) ซึ่งมี power MOSFET 2 ตัว เบอร์ IRF 830 ผลักกันทำงานจ่ายกระแสให้กับโหลดเป็นช่วง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.59 มีการทำงานของวงจรดังนี้

ไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V จะถูกเปลี่ยนเป็นไฟฟ้ากระแสตรง 320 V โดยวงจรไดโอดบริดจ์ เรกติไฟเออร์ (diode Bridge rectifier) และถูกฟิลเตอร์ให้เรียบโดย C_5 และ C_6

ภาคขับหม้อแปลงเอาท์พุทจะใช้ power MOSFET 2 ตัวผลักกันทำงานขับขดลวดด้านไพรมารี (primary) และฟิลส์ควบคุมการสวิทช์ของ power MOSFET แต่ละตัว จะถูกส่งมาจากไอซี TL 494 ซึ่งจะควบคุมสวิตช์และกระแสเอาท์พุท โดยการป้อนกลับไปที่ไอซี TL 494 เพื่อควบคุมความกว้างของฟิลส์ให้จ่ายกระแสได้ไม่เกิน 5 A โดยที่สวิตช์เอาท์พุทจะมีค่าคงที่ 20 V

ที่ไอซี TL 494 นี้จะใช้ไฟเลี้ยงจากหม้อแปลงความถี่ต่ำที่ขดด้านเซคันดารี (secondary) 12 V แบบ center tap โดยใช้ไดโอด เรกติไฟเออร์ (rectifier) เรียงกระแสเป็นแบบฟูลเวฟ (Full wave) และถูกกรองให้เรียบโดย C_{10} แล้วนำไปเข้าที่ขา 12 ส่วนความถี่ของฟิลส์จะได้จากค่า C และ R ที่ขา 5 และขา 6 ซึ่งเท่ากับ $1/2RC$ คงที่ ที่ขาอินพุทของ error amp ทั้ง 2 ตัวในไอซีนี้ จะรับค่าสวิตช์ไฟฟ้าที่ถูกป้อนกลับมาจากค่าสวิตช์และกระแสเอาท์พุทเข้ามา เพื่อทำการเปรียบเทียบแล้วสร้างฟิลส์ที่มีความกว้างเหมาะสมออกไปที่ขา 8 และขา 11 ซึ่งเป็นชาคอลเลคเตอร์ที่มีเฟสสลับกันในไอซี ฟิลส์จากขาทั้งสองจะไปเข้าวงจรคอมพลีเมนทารี (Complementary) เพื่อทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ขับโหลด คือหม้อแปลงด้านไพรมารี (primary) โดยทางด้านเซคันดารี (secondary) มี 2 ขดกลับเฟสกัน และที่แต่ละขดจะไปเข้าขาเกต และขาซอกของ power MOSFET โดยมีซีเนอร์



รูปที่ 3.59 วงจรสวิชิ่ง เรกกูเลเตอร์ จ่ายไฟ 20 V

810-E	
Title	AC-DC SWITCHING POWER SUPPLY
Size	Document Number 7
REV	7
Date	JANUARY 3, 1980 Bhsst

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานในสถานศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงหรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตอย่างองถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไดโอด ทำหน้าที่ป้องกันโวลต์ตกคร่อมเกท-ซอก เกินเบรคดาวน์ (V_{GS} breakdown) ซึ่งจะทำให้เสียหายได้

ตักดาไฟตรงเอาท์พุท ได้จากขดเซคคันดารี (secondary) ของหม้อแปลงเอาท์พุท (T_1) ซึ่งเป็นแบบ เซนเตอร์แท็ป (center tap) โดยนำมาเข้าวงจรฟูลเวฟเรกติไฟเออร์ (Full wave rectifier) มี R_{25} ที่ขา center tap เป็นตัวควบคุมกระแสเอาท์พุท ส่วนวงจรฟิลเตอร์เอาท์พุท จะใช้วงจร LC Filter โดย L_1 และ C_{19}, C_{20}

3.8.2 วงจรควบคุมการจ่ายไฟจากแบตเตอรี่

ในกรณีที่ไม่มีไฟ AC 220 V เครื่องมอนิเตอร์นี้สามารถทำงานได้โดยอัตโนมัติ โดยใช้ไฟจากแบตเตอรี่ ซึ่งมีตักดาไฟฟ้า 12 V สามารถจ่ายกระแสได้ 2 Ah เป็นเวลาประมาณ 2 ชั่วโมง

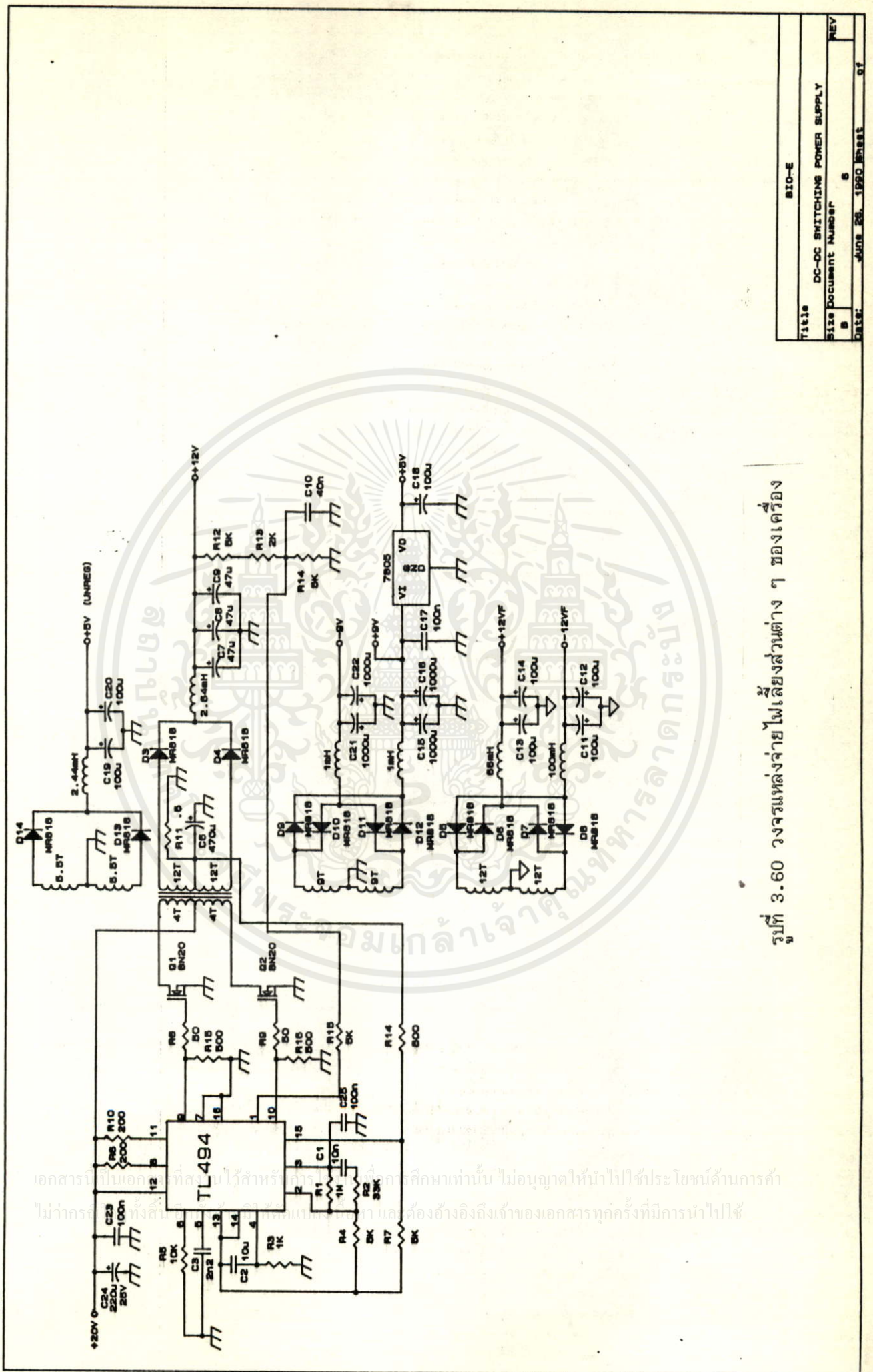
ในการตัดต่อระหว่างไฟ AC กับไฟจากแบตเตอรี่ จะมีวงจรควบคุมโดยทรานซิสเตอร์ Q_{11} และรีเลย์ (RLY 2) ถ้ามีไฟ AC รีเลย์จะต่อให้เครื่องใช้ไฟ AC นี้ แต่ถ้าไม่มีไฟ AC รีเลย์จะต่อให้ใช้ไฟจากแบตเตอรี่ ที่ไอซี U_{12A} จะเปรียบเทียบค่าตักดาแบตเตอรี่กับค่าที่ตั้งไว้ ถ้าแบตเตอรี่ถูกใช้จนมีตักดาต่ำกว่าค่าที่ตั้งไว้ รีเลย์จะตัดวงจรไม่มีไฟจากแบตเตอรี่ วงจรแสดงดังรูปที่ 3.61

3.8.3 วงจรจ่ายไฟเพื่อเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของเครื่องมอนิเตอร์ (DC to DC Convertor)

วงจรส่วนนี้ จะทำหน้าที่แปลงไฟฟ้ากระแสตรง 20 V เป็นตักดาต่าง ๆ เพื่อนำไปใช้ในส่วนต่าง ๆ ดังนี้

- ตักดา +12 V เลี้ยงส่วนสร้างแรงดันไฟสูง ไล่หลอดภาพ
- ตักดา +5 V เลี้ยงส่วนประมวลผล ส่วนแสดงผลและแสดงอัตราการเดินของหัวใจ
- ตักดา ± 12 V เป็นส่วนที่แยกกราวด์ออกจากตัวเครื่อง ใช้เลี้ยงส่วนวงจรลอย
- ตักดา ± 8 V เลี้ยงส่วนวงจรขยายกำลัง

ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ในการเลือกใช้อุปกรณ์จ่ายไฟในส่วนนี้ ซึ่งเป็นแบบสวิทชิง เรกกูเลเตอร์ โดยไอซี TL 494 ซึ่งมีการทำงานเหมือนกับที่กล่าวในหัวข้อก่อน มี power MOSFET 2 ตัวเบอร์ 8N20 ผลักกันขับหม้อแปลงเอาท์พุทดันไพรมารี แบบพุชพูล (push-pull) โดยมีขา center tap ต่ออยู่กับไฟเลี้ยง +20 V ส่วนที่ขาเกทของ MOSFET แต่ละตัวจะต่อกับขา 9 และขา 10 ซึ่งเป็นเซาอิมิตเตอร์ในไอซี โดยมี R 500 Ω ต่อลงกราวด์เอาท์พุท และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.60 วงจรแหล่งจ่ายไฟเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของเครื่อง

Title		BIO-E
Size Document Number		REV
Date		4/08 26, 1990 East 97

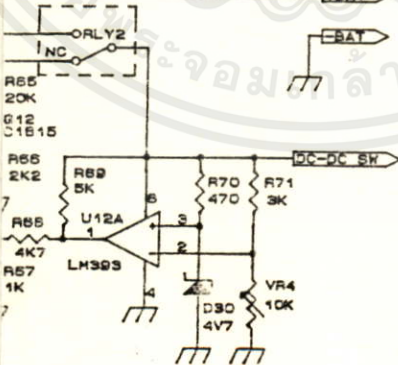
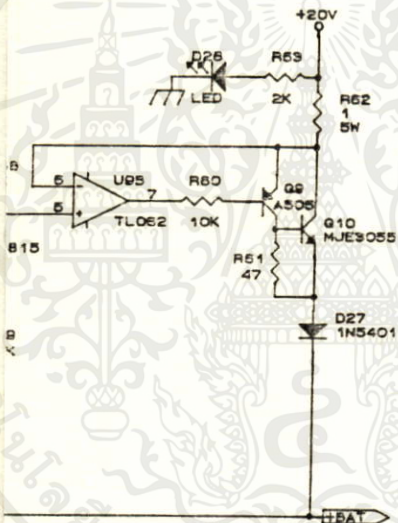
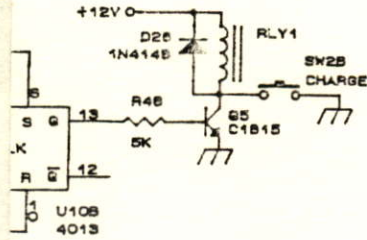
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าการใช้เอกสารนี้จะต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทางด้านขดเชดคันดารี (secondary) มี 4 ขดแบบ center tap โดยแต่ละขดจะมาเข้า วงจรฟูลเวฟ เรกติไฟเออร์ (Full wave rectifier) และวงจรกรองความถี่ต่ำแบบ LC Filter เพื่อกรองไฟให้เรียบ ส่วนการป้อนกลับของศักดา และกระแสเอาท์พุทเพื่อไปควบคุมการสร้างพัลส์ จะแบ่งศักดาจากขดที่มีศักดาเอาท์พุทเป็น +12 V วงจรในส่วนนี้แสดงดังรูปที่ 3.60

3.8.4 วงจรชาร์จไฟแบตเตอรี่ (Battery charger)

วงจรนี้จะทำหน้าที่ชาร์จไฟให้กับแบตเตอรี่ เมื่อสวิตช์ชาร์จถูกกด และเมื่อแบตเตอรี่ถูก ชาร์จจนเต็มแล้ว วงจรจะหยุดการชาร์จโดยอัตโนมัติ ซึ่งมีการทำงานของวงจรดังนี้

วงจรชาร์จจะใช้ไฟเลี้ยงจากวงจรจ่ายไฟ DC 20 V โดยเริ่มจากการกดสวิตช์ชาร์จ จะทำ ให้รีเลย์ (RLY 1) ทำงาน โดยจะต่อไฟ 20 V ให้กับวงจรชาร์จทำให้วงจรเริ่มทำงาน ซึ่งในการ ชาร์จจะจ่ายกระแสผ่านวงจรจ่ายกระแสคงที่ให้กับแบตเตอรี่ โดยมีทรานซิสเตอร์ Q_9 และ Q_{10} ต่อกัน แบบดาร์ริงตัน (darlington) ซึ่งถูกควบคุมปริมาณการจ่ายกระแสโดย U_{9a} และ U_{9b} โดยมี R_{92} เป็น ตัวจำกัดกระแส เมื่อเริ่มการชาร์จจะชาร์จด้วยกระแสคงที่ 1 A และแบตเตอรี่จะมีศักดาเพิ่มขึ้นจน ถึงค่าที่กำหนดไว้แล้ว จะลดกระแสชาร์จลงไปเรื่อย ๆ ซึ่งควบคุมการจ่ายกระแสโดยวงจร V/I Converter โดยที่อินพุทของวงจร V/I มีอนาล็อกสวิตช์ (analog switch) เลือกปริมาณการชาร์จ เป็นค่าศักดาไฟฟ้า ในกรณีลดกระแสชาร์จลง จะต้องใช้ศักดาไฟฟ้าที่มีค่าลดลงตามเวลา โดยสร้างฐาน เวลาจากไอซี U_2 , U_3 และ U_4 วงจรนับและวงจร D/A จะสร้างพัลส์แล้วแปลงเป็นศักดาไฟฟ้าที่ มีค่าลดลงจากค่าการชาร์จด้วยกระแสคงที่ และเมื่อครบเวลาตามที่กำหนดไว้แล้ว รีเลย์ (RLY 1) จะ ตัดไฟเลี้ยงวงจรชาร์จออก ทำให้หยุดการชาร์จ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

BIO-E	
Title	
CHARGER	
Size Document Number	REV
C	10
Date:	July 4, 1990 Sheet of

บทที่ 4 การสร้างเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบศูนย์กลาง

บทนี้จะกล่าวถึงรายละเอียดของเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบศูนย์กลาง ซึ่งจะแสดงเฉพาะสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และอัตราการเต้นของหัวใจ โดยสามารถแสดงผลได้พร้อมกันถึง 4 เตียง ซึ่งเครื่องมอนิเตอร์แบบนี้จะตั้งอยู่บริเวณใกล้กับที่พักรักษาพยาบาล เพื่อช่วยอำนวยความสะดวกแก่พยาบาลในการเฝ้าดูสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของคนไข้แต่ละเตียง โดยไม่ต้องเดินไปที่เตียงคนไข้ ดังแสดงในรูปที่ 2.26 จะเห็นว่าเครื่องมอนิเตอร์นี้ไม่ได้วัดสัญญาณโดยตรงจากผู้ป่วย จึงไม่มีวงจรส่วนวัดสัญญาณจากร่างกาย แต่จะรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีค่าประมาณ 1 V ที่ส่งมาทางสายเคเบิลจากมอนิเตอร์แบบข้างเตียงแต่ละตัว และคำนวณหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนี้แล้วมาแสดงผลบนจอพร้อมกับคลื่นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเครื่องนี้ไม่มีการเคลื่อนย้ายบ่อยนัก ในการออกแบบจึงไม่จำเป็นในเรื่องขนาดของเครื่อง

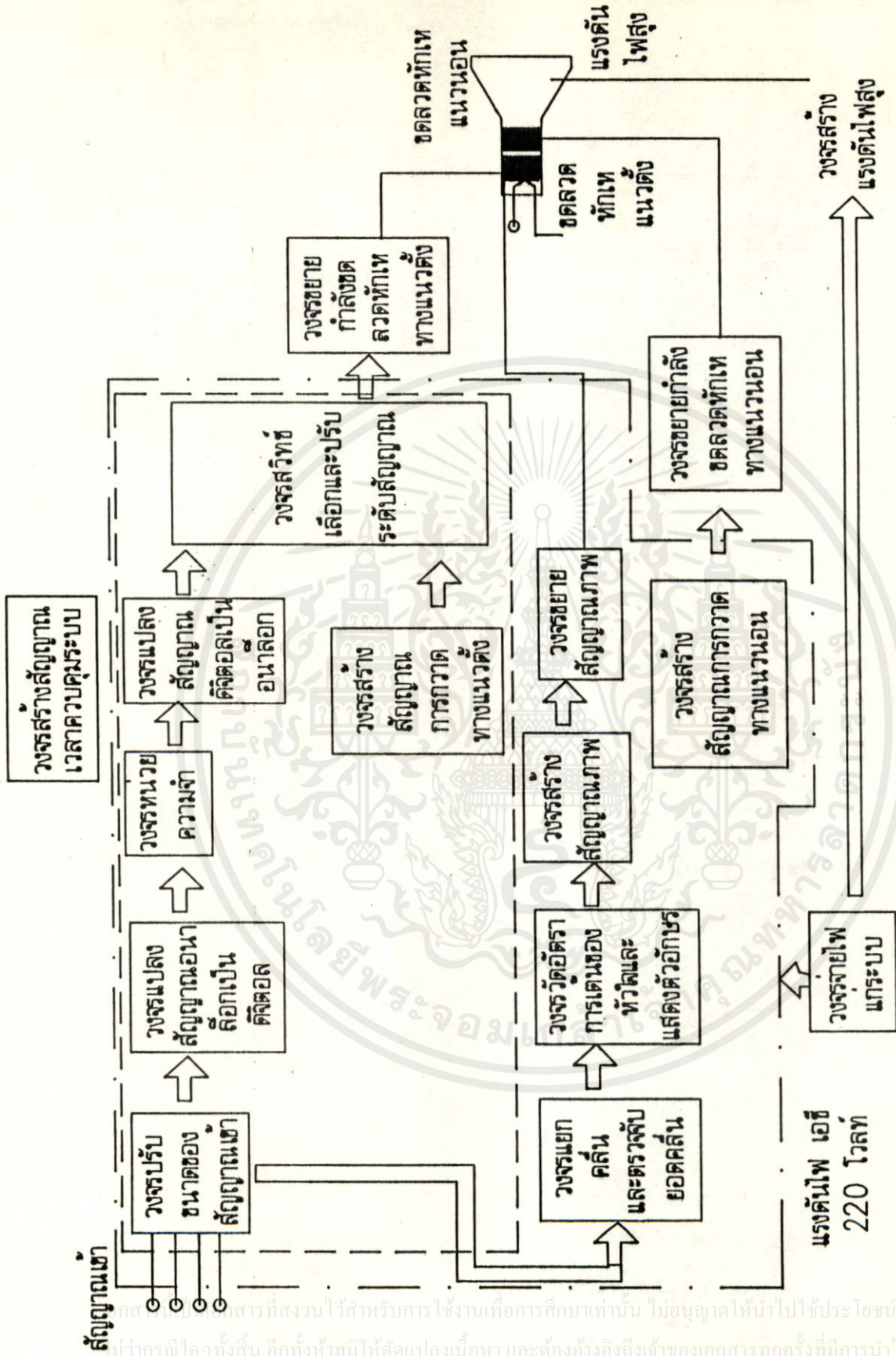
4.1 โครงสร้างของเครื่องแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วยแบบศูนย์กลาง

ระบบแสดงสัญญาณประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 4.1 ซึ่งมีหลักการแสดงผลของแต่ละส่วนดังต่อไปนี้

4.1.1 หลักการแสดงผลสัญญาณไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพ

การแสดงผลบนจอภาพ จะใช้หลักการเดียวกับการแสดงผลของเครื่องมอนิเตอร์ข้างเตียง ดังที่กล่าวในบทที่ 3 โดยการใช้จอภาพแสดงผลด้วยการหักเหของลำอิเล็กตรอน โดยสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวดหักเหทั้ง 2 แกน คือทางแกนนอนจะให้สัญญาณการกวาดหรือสัญญาณพื้นเลื่อย ส่วนทางแกนตั้งจะให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ถูกทำให้มีความถี่สูงขึ้น ซึ่งใช้หลักการเพิ่มความถี่ของสัญญาณ และมีข้อแตกต่างกันในรายละเอียดดังนี้

1. การแสดงผลสัญญาณในเครื่องมอนิเตอร์แบบข้างเตียง จะแสดงเส้นสัญญาณเส้นเดียวบริเวณกลางจอภาพ แต่ในเครื่องมอนิเตอร์แบบศูนย์กลางจะต้องแสดงผลสัญญาณถึง 4 เส้นในการแสดงผลบนจอ โดยภาพยังต่อเนื่อง จึงใช้หลักการสแกนแบบสลับ (Alternate) โดยสัญญาณพื้นเลื่อยลูกแรกจะเป็นสัญญาณการกวาดทางแนวนอนเส้นแรก และมีสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่รวมกับศักดาไฟตรงค่าหนึ่ง (เพื่อให้แสดงอยู่บนจอภาพในตำแหน่งบนสุด) เป็นสัญญาณการกวาดในแนวตั้งช่องที่ 1 ส่วนสัญญาณพื้นเลื่อยลูกถัดมาจะเป็น



รูปที่ 4.1 แสดงแผนผังการทำงานของเครื่องแสดงสัญญาณจากการทำงานของหน่วยแบบศูนย์กลาง

เอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
แม้ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สัญญาณการกวาดทางแนวนอนเส้นที่ 2 โดยใช้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจช่องที่ 2 รวมกับแรงดันไฟตรงอีกค่าหนึ่ง (เพื่อแสดงให้อยู่ในตำแหน่งที่ต่ำลงมาจากช่องแรก) เป็นสัญญาณการกวาดในแนวตั้งช่องที่ 2 ในทำนองเดียวกันการแสดงผลสัญญาณช่องที่ 3 และ 4 จะแสดงด้วยสัญญาณพื้นเลือยลูกลัดไป จึงสรุปได้ว่าในการแสดงผลบนจอภาพ 1 ภาพจะมีสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ 4 ช่องสัญญาณแสดงในตำแหน่งต่างกัน 4 ตำแหน่งลัดกันไป โดยใช้สัญญาณพื้นเลือย 4 ลูกลัดในแต่ละช่องสัญญาณ โดยใน 1 ภาพจะใช้เวลาประมาณ 25 ms หรือประมาณ 40 ภาพต่อวินาที ซึ่งตาของมนุษย์จะมีการจดจำภาพไว้ได้ชั่วขณะ จึงยังมองเห็นภาพมีลักษณะต่อเนื่อง

2. การเก็บสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ถูกแปลงเป็นข้อมูลทางดิจิทัล ในเครื่องมอนิเตอร์แบบข้างเดียวจะใช้หน่วยความจำในการเก็บ 512 ไบต์ โดยข้อมูลจะถูกเขียนระหว่างการรีเทรชของสัญญาณการกวาดทางแนวนอน ส่วนในเครื่องมอนิเตอร์แบบศูนย์กลางจะใช้หน่วยความจำ 1024 ไบต์ ในการเก็บข้อมูลทางดิจิทัลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจแต่ละช่อง โดยในช่วงเวลาของการรีเทรชของสัญญาณการกวาดทางแนวนอนในแต่ละช่อง จะใช้วิธีการแบ่งเวลาในการแปลงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และบันทึกไว้ในหน่วยความจำที่ช่องจนครบทั้ง 4 ช่อง ฉะนั้นการเก็บสัญญาณไฟฟ้าหัวใจของแต่ละช่องในการแสดงภาพ 1 ภาพจะเก็บได้ถึง 4 ครั้ง

3. การอ่านข้อมูลทางดิจิทัลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะอ่านออกจากหน่วยความจำในช่วงการแสดงผลของสัญญาณไฟฟ้าหัวใจในแต่ละช่อง ช่องละ 1024 ไบต์ ฉะนั้นในการแสดงภาพ 1 ภาพของแต่ละช่องสัญญาณ จะอ่านข้อมูลออกจากหน่วยความจำมาแสดงผล 1 ครั้ง

จากที่กล่าวมาข้างต้น จึงสามารถกำหนดลำดับการแสดงผลและการบันทึกค่าในหน่วยความจำได้ดังนี้

เส้นสะแกนทางแนวนอน	แสดงผล	บันทึก
เส้นที่ 1	ช่องที่ 1	ช่องที่ 1 , ช่องที่ 2 , ช่องที่ 3 , ช่องที่ 4
เส้นที่ 2	ช่องที่ 2	ช่องที่ 1 , ช่องที่ 2 , ช่องที่ 3 , ช่องที่ 4
เส้นที่ 3	ช่องที่ 3	ช่องที่ 1 , ช่องที่ 2 , ช่องที่ 3 , ช่องที่ 4
เส้นที่ 4	ช่องที่ 4	ช่องที่ 1 , ช่องที่ 2 , ช่องที่ 3 , ช่องที่ 4

ในการแสดงภาพ 1 ภาพ จะได้ข้อมูลใหม่ของแต่ละช่องเพิ่มมา 4 ไบท์ โดยมีอัตราการสุ่ม (Sampling Rate) ของสัญญาณแต่ละช่องเป็น 4 เท่าของความถี่ในการแสดงภาพ คือ ประมาณ 160 Hz การกำหนดแอดเดรส (Address) ของหน่วยความจำในการบันทึกค่าที่แปลงได้ หรือในการแสดงผล จะใช้หลักการเดียวกับเครื่องมอนิเตอร์แบบข้างเดียว คือ การเก็บและการอ่านข้อมูลของแต่ละช่องสัญญาณ จะถูกเปลี่ยนตำแหน่งไปเมื่อครบการแสดงผล 1 ภาพ ดังนี้

ตารางแสดงการอ่านและเก็บข้อมูลของแต่ละช่องสัญญาณในช่วงเวลาการแสดงผล 1 ภาพ

เขียน (WR) แอดเดรสที่	อ่าน (RD) แอดเดรสที่
1, 2, 3, 4 5, 6, 7, 8	5...1024, 1, 2, 3, 4 9...1024, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8
1021, 1022, 1023, 1024	1...1024

ในกรณีที่ต้องการหยุดภาพเป็นภาพนิ่ง ซึ่งสามารถเลือกให้สัญญาณช่องใดหยุดหรือหยุดทุกช่องก็ได้ โดยการเก็บและอ่านข้อมูลจากหน่วยความจำซ้ำที่เดิม โดยไม่มีการเปลี่ยนแอดเดรส ดังนี้ ตารางแสดงการอ่านและเก็บข้อมูลแต่ละช่องสัญญาณในช่วงเวลาการแสดงผล 1 ภาพขณะที่เป็นภาพนิ่ง

เขียน (WR) แอดเดรสที่	อ่าน (RD) แอดเดรสที่
1, 2, 3, 4 1, 2, 3, 4	5...1024, 1, 2, 3, 4 5...1024, 1, 2, 3, 4
.	.
.	.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านธุรกิจ ไม่ว่าการใดๆ ทั้งสิ้น อีก 1, 2, 3, 4 นี้อา และตั้งอ้างอิงถึง 5...1024, 1, 2, 3, 4 นำไปใช้

ในบางกรณีที่มีสัญญาณไฟฟ้าหัวใจส่งมาไม่ครบทั้ง 4 ช่อง ก็สามารถตัดการแสดงผลบนจอของสัญญาณช่องนั้น ๆ ได้ โดยการแบล็งค์ (Blank) ที่สัญญาณภาพ

4.1.2 การวัดอัตราการเต้นของหัวใจ

อัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate) จะแสดงในหน่วยครั้งต่อนาที หลักในการนับจำนวนครั้งของการเต้นของหัวใจในเครื่องมอนิเตอร์แบบศูนย์กลาง จะต่างจากมอนิเตอร์แบบข้างเดียว ซึ่งใช้การแปลงความถี่ที่วัดได้ เป็นค่าเฉลี่ยในรูปความต่างศักย์ แล้วใช้วงจรวอลทิจมิเตอร์วัดออกมา ส่วนในเครื่องนี้จะใช้วิธีการวัดช่วงเวลาระหว่างการเต้นของหัวใจในแต่ละครั้ง (beat to beat) แล้วนำมาคำนวณเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ ในการคำนวณจะใช้ช่วงเวลาระหว่างการเต้นของหัวใจ 4 ครั้ง มาคำนวณหาค่าเฉลี่ยของอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งมีข้อดี คือ สามารถแสดงค่าอัตราที่สูง ๆ ได้ โดยที่การแสดงผลอัตราการเต้นของหัวใจมีการเปลี่ยนแปลงค่าไม่เร็วนัก ทำให้อ่านค่าได้ง่าย และยังลดความผิดพลาดที่เกิดจากสัญญาณรบกวน ซึ่งอาจถูกตรวจจับเป็นสัญญาณหัวใจในช่วงเวลาหนึ่ง

การคำนวณหาอัตราการเต้นของหัวใจ จากช่วงเวลาดังกล่าว หาได้จากสมการ

$$\text{อัตราการเต้นของหัวใจ (ครั้ง/นาที)} = (4 \times 60) / (\text{เวลาที่ใช้เป็นวินาที})$$

ในการวัดช่วงเวลาจะใช้วงจรมับ (counter) สร้างฐานเวลาเป็นพัลส์ที่มีคาบเวลา 3.12 ms ซึ่งค่าคาบเวลาจะได้จากจำนวนครั้งที่วงจรมับได้คูณกับคาบเวลาของวงจรมับ (3.12 ms) จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเต้นของหัวใจกับจำนวนครั้งที่นับได้จากวงจรมับ โดยจะเก็บค่าอัตราการเต้นของหัวใจค่าต่าง ๆ ที่คำนวณได้จากการนับของวงจรมับไว้ในหน่วยความจำ (EPROM) โดยค่าของอัตราการเต้นของหัวใจค่าต่าง ๆ จะถูกกำหนดลงในตำแหน่งที่แอดเดรสที่กำหนดโดยวงจรมับที่มีค่าสัมพันธ์กันกับการนับจำนวนพัลส์ ซึ่งแสดงออกมาทางจอภาพเป็นเลขจำนวนเต็ม 3 หลัก

การนับของวงจรมับ จะนับเป็นเลขฐานสอง 12 บิต สามารถนับได้ตั้งแต่ 0-4095 ค่าที่ใช้ในการซีแอดเดรสของหน่วยความจำ ที่เก็บค่าอัตราการเต้นของหัวใจ จะเริ่มใช้ตั้งแต่ 256 ซึ่งเก็บค่าสูงสุดไว้ คือ 300 ครั้งต่อนาที จนถึงค่า 4095 ซึ่งเก็บค่าต่ำสุดไว้ คือ 19 ครั้งต่อนาที ถ้าวงจรมับแสดงค่าที่ต่ำกว่า 256 ลงมา จะมีรหัสแสดงบอกว่า อยู่นอกช่วงที่วัดได้ คือ ค่าสูงกว่า 300 ครั้งต่อนาที

นี่เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อมูลที่ถูกเก็บอยู่ในหน่วยความจำที่ตำแหน่งใด ๆ ที่ถูกซีแอดเดรสจากวงจรมับฐานสอง 12

บิต จะเก็บข้อมูลเป็นรหัส 4 บิต เพื่อเป็นสัญญาณออกไปชี้ค่าตัวเลขในหน่วยความจำที่เก็บลักษณะของตัวเลข (Character Generator) ที่แสดงบนจอภาพไว้และเนื่องจากสัญญาณออกในการชี้ค่าเพื่อแสดงตัวเลขต้องใช้ถึง 3 หลัก จึงต้องแสดงรหัสถึง 12 บิต โดยแสดงรหัส 4 บิตของค่าที่นับได้ ด้วยเลขหลักร้อย ตามด้วยหลักสิบ และหลักหน่วย แต่สัญญาณออกเป็นบิตข้อมูล (data) ของหน่วยความจำ ซึ่งมีแค่ 8 บิต จึงต้องมีการแบ่งหน่วยความจำในการเก็บและแสดงผลออกเป็น 2 ส่วน โดยเพิ่มแอดเดรสจากที่ต้องการสำหรับวงจรมับ 12 เส้นขึ้นอีก 1 เส้น ซึ่งจะเก็บค่าข้อมูลของรหัส 4 บิตของค่าต่าง ๆ ที่นับได้ถึง 4 หลัก แต่ใช้งานแค่ 3 หลักดังนี้

ถ้าแอดเดรสเส้นที่ 13 นี้เป็น 0 จะเก็บและแสดงผลค่าของหลักสิบ โดยบิตที่ 7, 6, 5, 4 และหลักร้อย บิตที่ 3, 2, 1, 0

ถ้าแอดเดรสเส้นนี้เป็น 1 จะเก็บและแสดงผลค่าของหลักหน่วย โดยบิตที่ 3, 2, 1, 0 ส่วนบิตที่ 7, 6, 5, 4 จะไม่ใช้

สัญญาณออกที่เป็นข้อมูลรหัส 4 บิต ในหน่วยความจำที่เก็บค่าอัตราการเต้นของหัวใจซึ่งใช้เป็นสัญญาณลักษณะสำหรับชี้ค่าในหน่วยความจำที่เก็บลักษณะของตัวเลขต่าง ๆ มีดังนี้

รหัส 0000 สำหรับเลข " 0 "

รหัส 0001 สำหรับเลข " 1 "

รหัส 0010 สำหรับเลข " 2 "

รหัส 0011 สำหรับเลข " 3 "

รหัส 0100 สำหรับเลข " 4 "

รหัส 0101 สำหรับเลข " 5 "

รหัส 0110 สำหรับเลข " 6 "

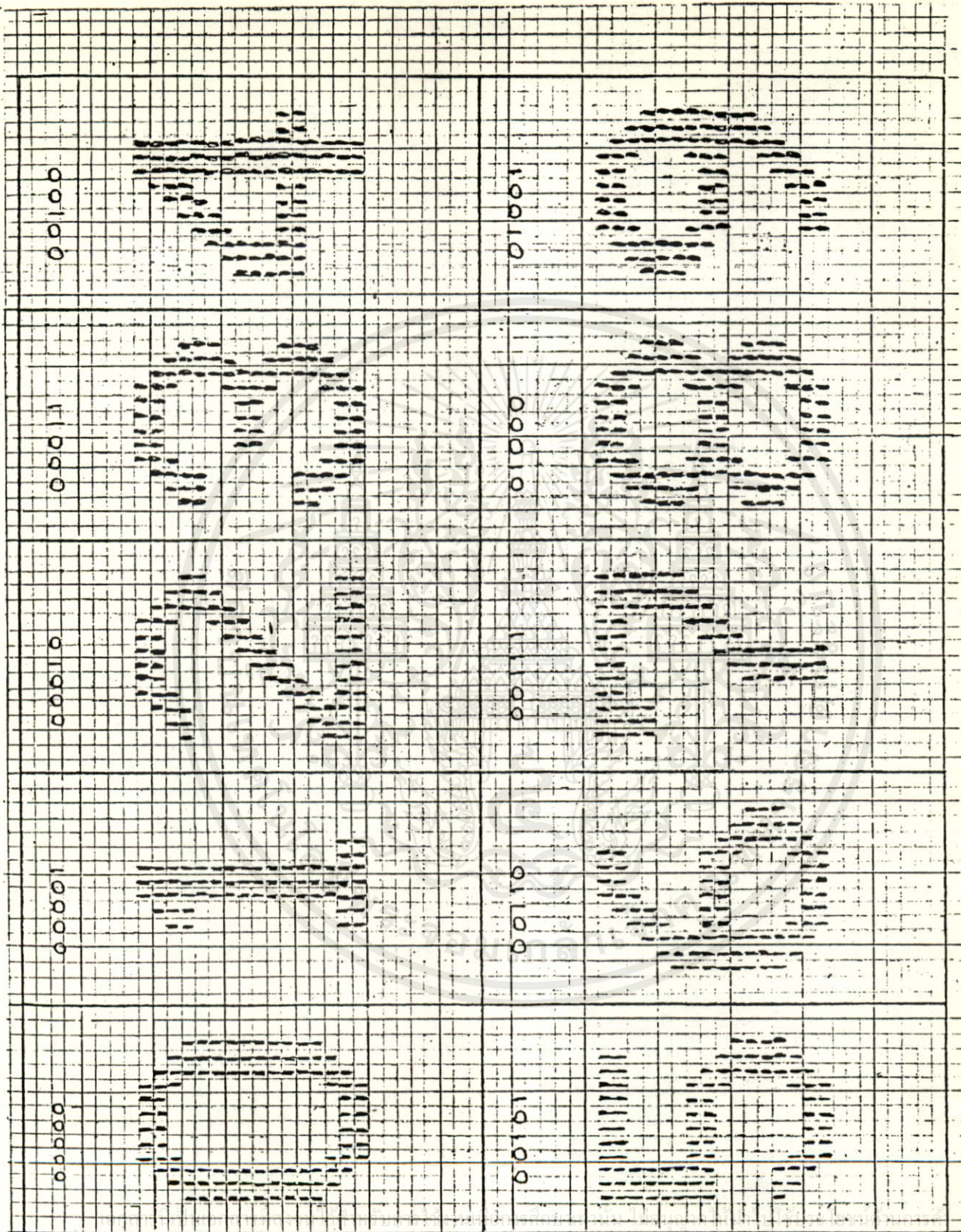
รหัส 0111 สำหรับเลข " 7 "

รหัส 1000 สำหรับเลข " 8 "

รหัส 1001 สำหรับเลข " 9 "

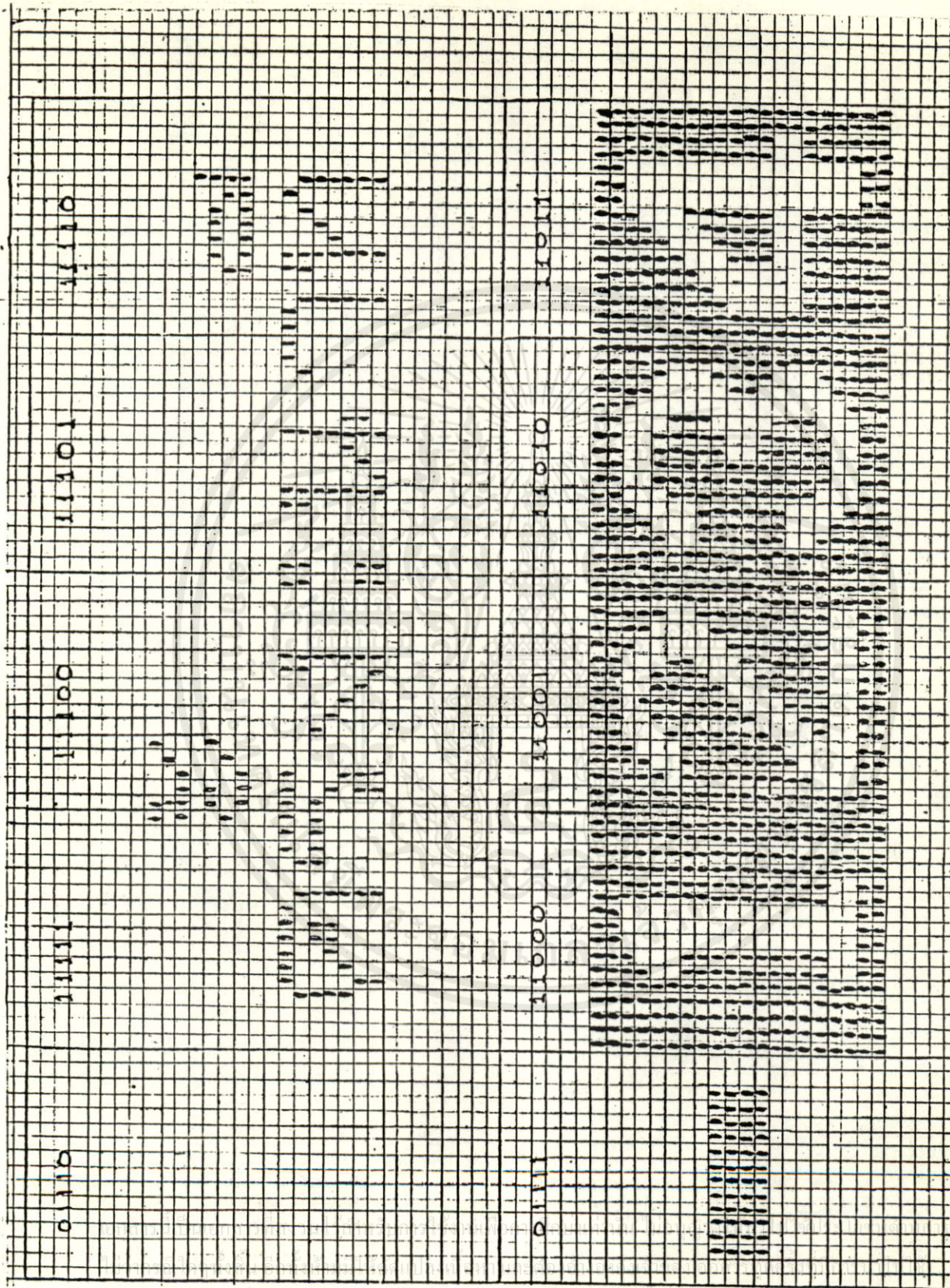
รหัส 1110 สำหรับเลข " " ใช้เป็นหลักร้อย เมื่อค่าที่แสดงมีค่าน้อยกว่า 100

รหัส 1111 สำหรับเลข " - " ใช้แสดงว่าอยู่นอกช่วงที่วัดได้



รูปที่ 4.2 รหัส 5 บิต ที่แสดงเป็นตัวเลข

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

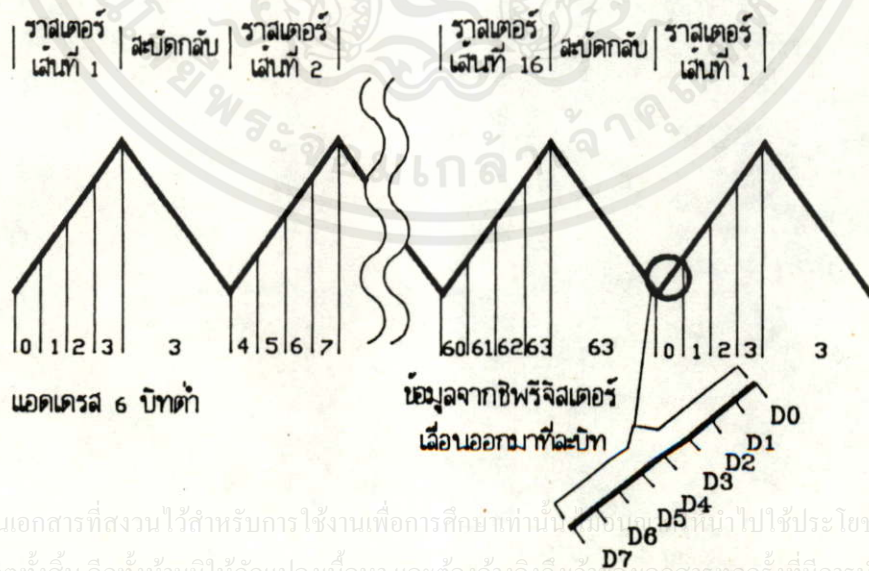


รูปที่ 4.2 รหัส 5 บิต ที่แสดงรายละเอียดต่าง ๆ

4.1.3 หลักการแสดงผลตัวอักษรและตัวเลขบนจอภาพ

จะให้หลักการสร้างภาพแบบโทรทัศน์ คือ มีการสะแกนเป็นเส้นตรงทั้งทางแนวตั้งและแนวนอน และควบคุมความสว่างที่แสดงเป็นตัวหนังสือในบริเวณราสเตอร์นี้ด้วยสัญญาณวิดีโอ ซึ่งมีรูปแบบดังในรูปที่ 4.2 เป็นรหัส 5 บิต ซึ่งมีกำกับอยู่บนตัวหนังสือแต่ละตัว โดยรหัสบิตแรกเป็น 0 จะหมายถึงตัวเลขที่แสดงค่าอัตราการเดินของหัวใจ โดย 4 บิตหลังจะได้จากข้อมูลรหัส 4 บิตจากหน่วยความจำที่เก็บค่าอัตราการเดินของหัวใจ แต่ถ้ารหัสบิตแรกเป็น 1 หมายถึง ตัวอักษรที่ใช้บอกรายละเอียดอื่น ๆ

ลักษณะของตัวหนังสือเหล่านี้แต่ละตัวจะประกอบด้วยข้อมูล 16x32 จุดหรือ 64 ไบท์ และนั่นจึงต้องการที่สำหรับเก็บตัวหนังสือแต่ละตัวในหน่วยความจำถึง 2^6 ซึ่งเป็นแอดเดรส 6 บิตต่ำของหน่วยความจำของแอดเดรสข้อมูลในแต่ละไบท์ จากนั้นก็ถูกอ่านออกมาแสดงผลโดยใช้ชิพรีจิสเตอร์ (Shift Register) แสดงทีละบิต ในรูปที่ 4.3 แสดงข้อมูลในหน่วยความจำที่เก็บลักษณะตัวอักษรที่ถูกชิพรีจิสเตอร์เรียงออกมาทีละบิตเทียบกับเส้นราสเตอร์ จะเห็นว่า เส้นเทรซ 1 เส้นจะแสดงสัญญาณภาพ 4 ไบท์หรือ 32 บิต จากหน่วยความจำที่เก็บลักษณะตัวหนังสือ (character generator) และในช่วงสับดกลับสัญญาณภาพจะถูกแบล็งค์ (blank) ให้นับไป ซึ่งในช่วงนี้จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงแอดเดรส จึงทำให้ชิพรีจิสเตอร์ไม่เลื่อน (shift) ข้อมูลออกมา สำหรับข้อมูลในหน่วยความจำที่เก็บตัวหนังสือจะมีแค่ 2 ระดับ คือ บิตที่เป็น 1 จะให้สัญญาณภาพสว่าง ส่วนบิตที่เป็น 0 จะให้สัญญาณภาพมืด



รูปที่ 4.3 แสดงข้อมูลที่ถูกชิพรีจิสเตอร์ เรียงออกมาทีละบิตเทียบกับเส้นราสเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการแสดงตัวหนังสือแต่ละตัว ต้องการเส้นราสเตอร์ถึง 16 เส้น ซึ่งระบบที่สร้างขึ้นมา มีเส้นราสเตอร์สำหรับแสดงตัวหนังสือของแต่ละช่องสัญญาณถึง 128 เส้น จึงสามารถแสดงตัวหนังสือได้ 8 ตัว

4.2 ส่วนประมวลสัญญาณ

การทำงานของวงจรในส่วนนี้ สามารถแบ่งเป็นส่วนใหญ่ ๆ ได้ดังนี้

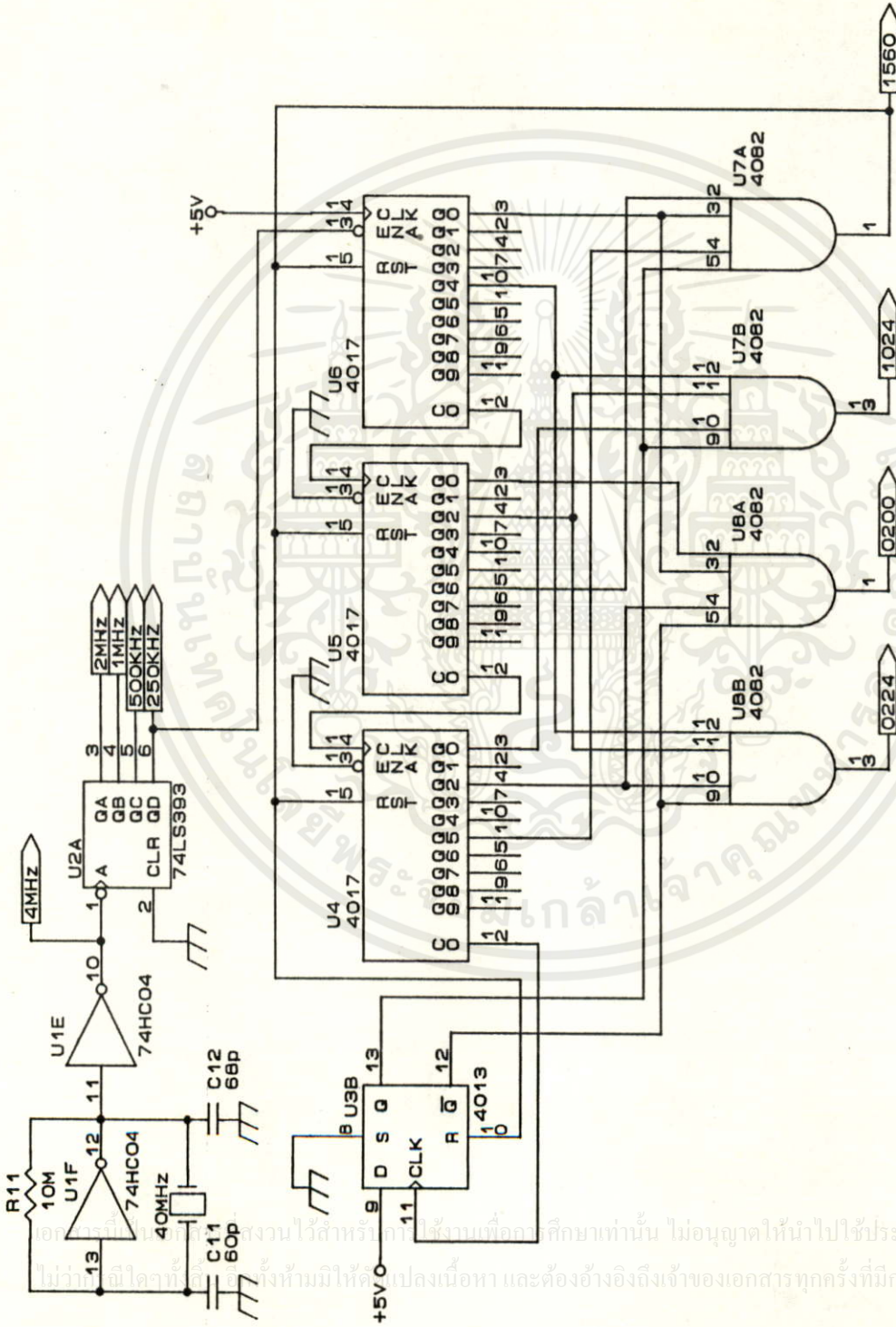
4.2.1 วงจรสร้างสัญญาณควบคุมระบบ (Clock Generator)

วงจรส่วนนี้จะสร้างสัญญาณนาฬิกา (CLK) ที่มีคาบเวลา $4 \mu\text{s}$ ซึ่งเป็นฐานเวลาให้กับระบบ เพื่อให้การทำงานของวงจรต่าง ๆ สัมพันธ์กัน แสดงวงจรดังรูปที่ 4.4 มีการทำงานของวงจรดังนี้

ไอซี U_{1F} และ U_{1E} เบอร์ 74HC04 ต่อกับคริสตอล 4 MHz เป็นวงจรคริสตอลอสซิลเลเตอร์ (Crystal Oscillator) แบบขนาน ให้สัญญาณพัลส์ความถี่ 4 MHz แล้วนำไปเข้าไอซี U_{2A} เบอร์ 74LS393 ทำหน้าที่เป็นวงจรหารความถี่ให้เอาต์พุตที่ขา Q_A ความถี่ 2 MHz , ที่ Q_B 1 MHz , ที่ Q_C 500 KHz และ ได้สัญญาณนาฬิกา 250 KHz หรือ $4 \mu\text{s}$ ที่ Q_D สัญญาณนาฬิกาจะใช้ในการควบคุมการสร้างสัญญาณควบคุมต่าง ๆ ดังนี้

4.2.1.1 วงจรควบคุมการสร้างไซเคิลการแสดงผล (Trace / Raster Control)

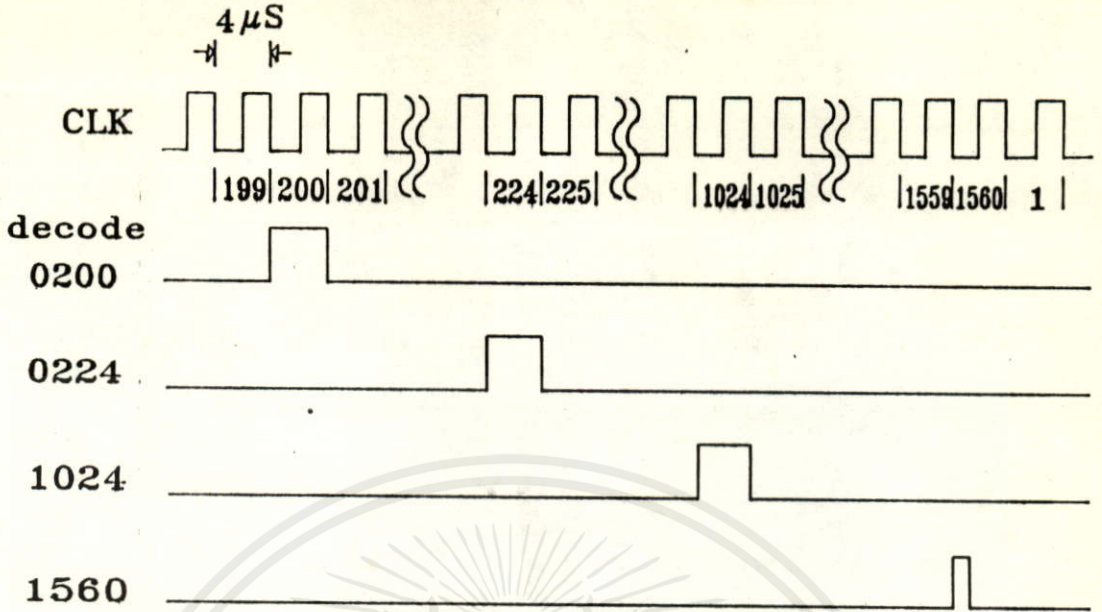
โดยนำสัญญาณนาฬิกา $4 \mu\text{s}$ มาเข้าวงจรนับฐานสิบ โดยไอซี U_{3B} เบอร์ 4013 และไอซี U_4 , U_5 , U_6 เบอร์ 4017 ต่อคาสเคด (cascade) กัน ขนาด 3 หลักครึ่ง มีการเปลี่ยนค่าการนับที่ขอบขาลงของสัญญาณนาฬิกา โดยไอซี U_{3B} ให้สัญญาณออกเป็นหลักพัน , ไอซี U_4 ให้สัญญาณออกเป็นหลักร้อย , ไอซี U_5 ให้สัญญาณออกเป็นหลักสิบ และ ไอซี U_6 ให้สัญญาณออกเป็นหลักหน่วย วงจรนับนี้จะนับถึง 1560 แล้วจะถูกรีเซ็ตให้เริ่มนับใหม่ ซึ่งเป็นเวลา 1 รอบการแสดงผลในแต่ละช่องสัญญาณ การถอดรหัสจะใช้ไอซี U_7 , U_8 เบอร์ 4082 ซึ่งเป็นแอนแกท 4 อินพุท ถอดรหัสต่าง ๆ ที่ขาสัญญาณออกของวงจรนับฐานสิบ ได้แก่ สัญญาณนาฬิกาที่ 200 , 224 , 1024 และ 1560 ซึ่งจะให้ระบบเริ่มนับใหม่ และถูกถอดรหัสในรอบต่อไป สัญญาณเอาต์พุทของวงจรถอดรหัส จะเป็นพัลส์ที่รหัสสั้น ๆ เช่น สัญญาณถอดรหัส 200 จะสร้างจากเอาต์พุทวงจรนับฐานสิบรหัส 0 ของหลักพัน แอนด์กับรหัส 2 ของหลักร้อย และรหัส 0 ของหลักสิบกับรหัส 0 ของหลักหน่วย โดยแอนด์เกตจะให้เอาต์พุทเป็น 1 เมื่ออินพุททุกหลักเป็น 1 หมด



รูปที่ 4.4 วงจรสร้างสัญญาณความถี่ระบบ

Title		BIO-E	
Size		A	
Document Number		24	
REV		A	
Date:	July 3, 1990	Sheet	of

เอกสารนี้เป็นทรัพย์สินทางปัญญาของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ควรทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



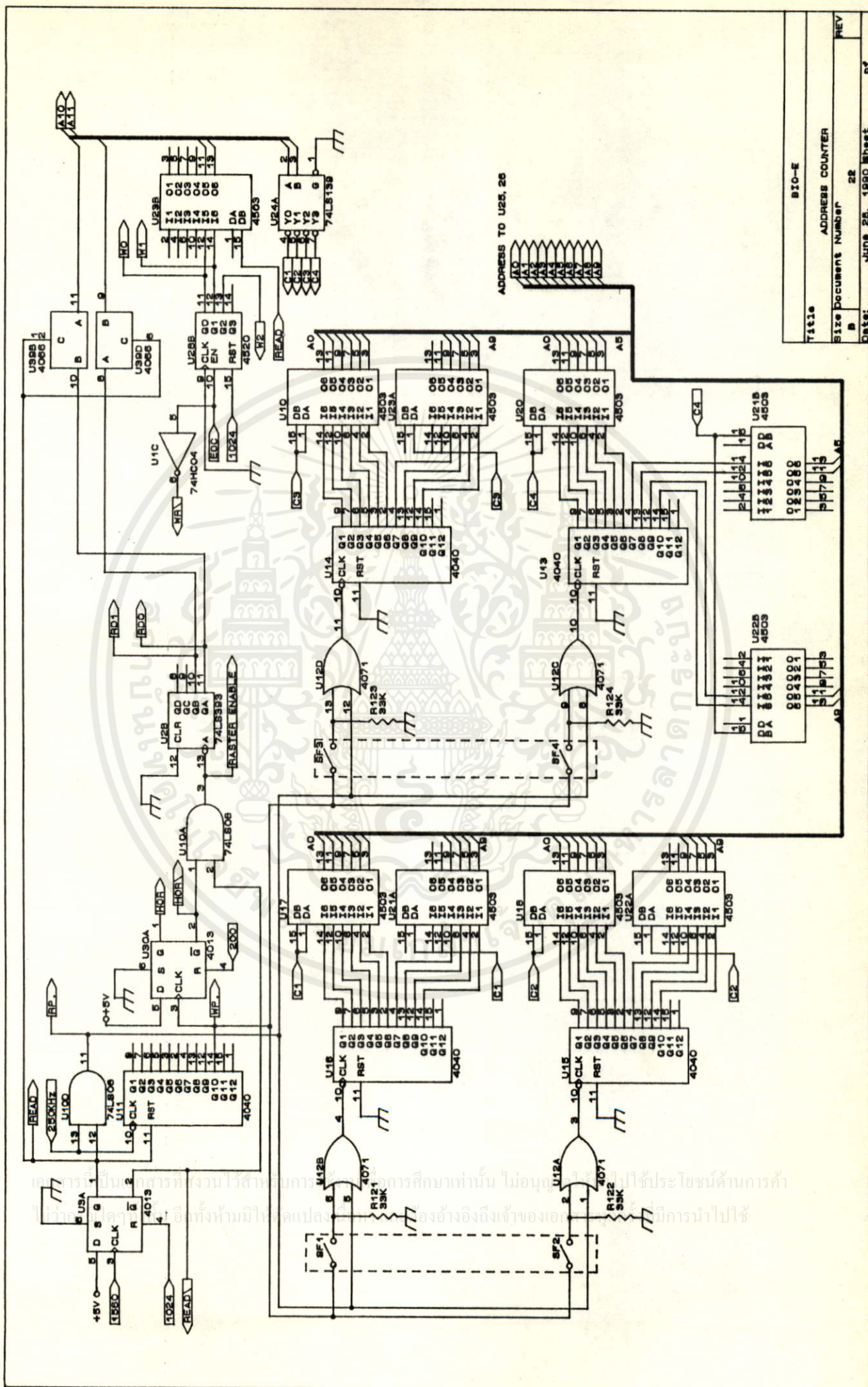
รูปที่ 4.5 แสดงเวลาของสัญญาณพัลส์ที่ถูกถอดรหัสต่าง ๆ

4.2.1.2 วงจรควบคุมหน่วยความจำและวงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Memory and Analog to Digital Converter Control)

สัญญาณเอาต์พุตของวงจรถอดรหัส 1560 จะเป็น CLK ให้ไอซี U_{3A} เบอร์ 4013 ซึ่งเป็นดีฟลิปฟล็อป จะให้เอาต์พุตที่ขา Q เป็น 1 ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 1 ถึง 1023 ซึ่งมีสัญญาณถอดรหัส 1024 มารีเซตดีฟลิปฟล็อปนี้ เอาต์พุต Q ที่ได้จะนำมาเข้าวงจรแอนด์เกตกับสัญญาณนาฬิกา ที่ไอซี U_{10D} เบอร์ 74LS08 ได้สัญญาณพัลส์การอ่าน (Read Pulse, RP) 1024 ลูก เพื่อนำไปเปลี่ยนแอดเดรสของหน่วยความจำ ตามหลักการอ่านข้อมูลในหน่วยความจำที่กล่าวมาแล้ว

ส่วนพัลส์การเขียน จะได้จากเอาต์พุตขา Q_{10} ของไอซี U_{11} เบอร์ 74HC4040 ซึ่งเป็นวงจรนับฐาน 2 โดยมีสัญญาณนาฬิกาเป็น CLK ทำงานที่ขอบขาลง โดยจะเริ่มนับที่สัญญาณนาฬิกาลูกที่ 1024 เพราะมีสัญญาณจากเอาต์พุตขา Q ของไอซี U_{3A} เป็นสัญญาณรีเซตให้วงจรนี้เริ่มนับ เมื่อนับได้ 512 ครั้ง ขาเอาต์พุต Q_{10} จะเปลี่ยนเป็น 1 ซึ่งตรงกับสัญญาณนาฬิกาลูกที่ 1536 และถูกรีเซตเป็น 0 ที่สัญญาณนาฬิกาลูกที่ 0 ของไซเคิลการแสดงผลครั้งใหม่ สัญญาณเอาต์พุต Q_{10} ของไอซี U_{11} นี้จะเป็นพัลส์การเขียน (Write Pulse, WP) จากนั้นนำพัลส์การอ่าน (RP) มาเข้าวงจรออร์เกตกับพัลส์การเขียน (WP) ที่ไอซี U_{12} เบอร์ 4071 โดยพัลส์เขียนจะผ่านสวิตช์หยุดภาพ เพื่อตัดพัลส์การเขียนออก

รูปที่ 4.6 วงจรสร้างสัญญาณควบคุมหน่วยความจำ และวงจรแปลงสัญญาณนาฬิกา เป็นดิจิตอล



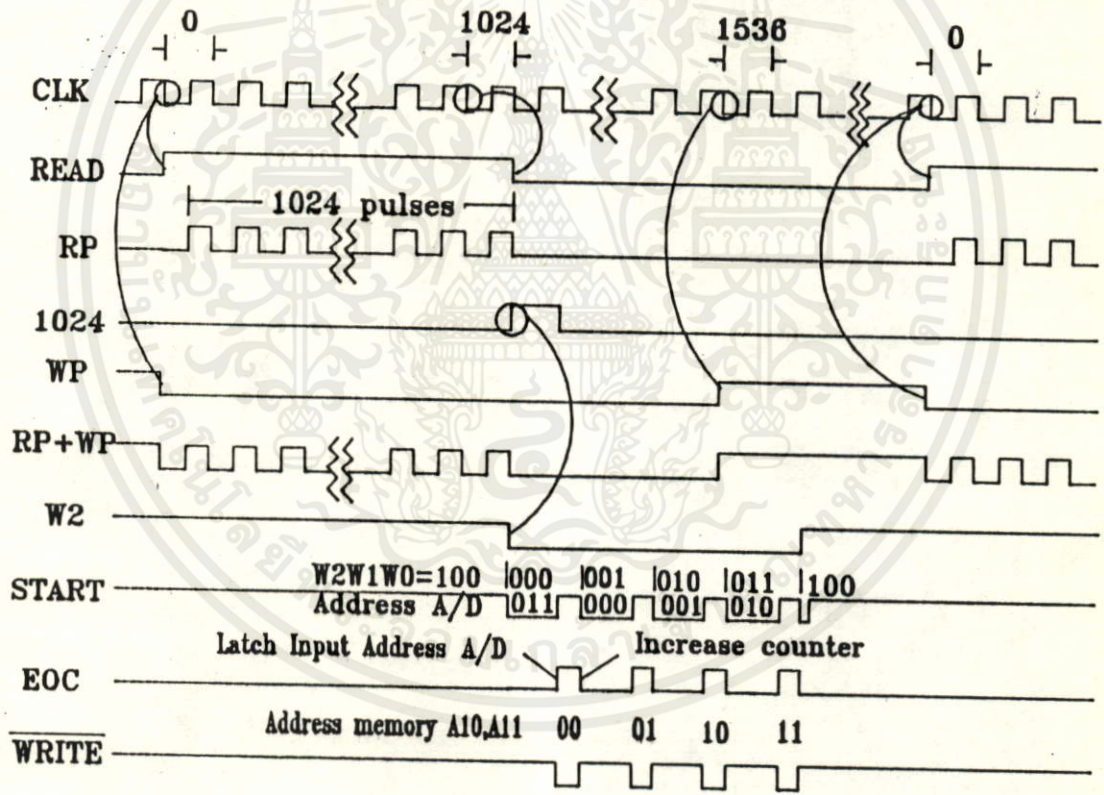
File#	BIO-E
Size	ADDRESS COUNTER
Doc#	Size Document Number 22
Date:	JUNE 25, 1990 Sheet 67

ขณะที่ต้องการหยุดภาพ โดยขณะนั้นอินพุทของออร์เกทจากพัลส์เขียน จะเป็น 0 จากความต้านทานที่ต่อลงกราวด์ สัญญาณเอาต์พุทจากออร์เกทจะเป็นอินพุทของวงจรมีฐานสอง ซึ่งแยกการทำงานของแต่ละช่องสัญญาณ เพื่อให้สามารถหยุดภาพของแต่ละช่องได้อย่างอิสระ โดยไอซี U_{13} , U_{14} , U_{15} และ U_{16} เบอร์ 4040 ซึ่งจะให้อาต์พุทเป็นแอดเดรสของหน่วยความจำ สำหรับช่อง 4 , 3 , 2 และ 1 ตามลำดับ โดยต่อผ่านบัฟเฟอร์ 3 สถานะ (tri-state buffer) โดยไอซี U_{17} , U_{18} , U_{19} , U_{20} , U_{21} , U_{22} และ U_{23} เบอร์ 4503 เพื่อสลับกันทำงานตามเวลาที่มีการอ่าน หรือเขียนของหน่วยความจำ ในแต่ละช่องของแอดเดรสหน่วยความจำ ที่กำหนดโดยวงจรมี คือ แอดเดรสที่ 0-9 (A_0-A_9)

ในการเลือกตำแหน่งของหน่วยความจำในการอ่านและเขียนข้อมูลจะใช้แอดเดรสที่ 10 และ 11 (A_{10} , A_{11}) โดยการอ่านข้อมูลจะใช้ สัญญาณพัลส์การเขียน (WP) เป็น CLK ให้ไอซี U_{30A} เบอร์ 4013 และรีเซทโดยสัญญาณการถอดรหัส 200 จะได้เอาต์พุทที่ขา Q เป็น 1 ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 200 ถึง 1535 นำมาแอนด์กับเอาต์พุทขา Q ของไอซี U_{3A} ซึ่งเป็น 1 ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 1024 ถึง 1559 โดยไอซี U_{10A} เบอร์ 74LS08 จะได้เอาต์พุทเป็น 1 ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 1024 ถึง 1535 เป็นสัญญาณราสเตอร์ เอนเนเบิล (Raster Enable) เมื่อนำไปเข้าขา 13 ของ ไอซี U_{2B} เบอร์ 74LS393 ซึ่งเป็นวงจรมีฐานสองทำงานที่ขอบขาลง จะเริ่มนับและเปลี่ยนค่าการนับที่สัญญาณนาฬิกาที่ 1536 ของแต่ละไซเคิลของการแสดงผล ซึ่งเอาต์พุทที่ได้จากขา Q_A , Q_B ของวงจรมีนี้จะเป็นตัวกำหนดช่องของการแสดงผล (RD_0 , RD_1) โดยจะเป็นแอดเดรส A_{10} , A_{11} ของหน่วยความจำ ในการกำหนดตำแหน่งการอ่านข้อมูล ของหน่วยความจำในแต่ละช่องสัญญาณ

ส่วนในการกำหนดตำแหน่งหน่วยความจำ สำหรับช่องในการบันทึกผล (W_0 , W_1) และเป็นสัญญาณเลือกช่องอินพุทของ A/D ด้วย จะได้จากเอาต์พุทขา Q_0 , Q_1 ของ ไอซี U_{26B} เบอร์ 4520 ซึ่งเป็นวงจรมีฐานสอง เป็นแอดเดรส A_{10} , A_{11} ของหน่วยความจำ โดยจะมีการทำงานสัมพันธ์กับไอซี U_{27} เบอร์ ADC 0809 ซึ่งเป็นวงจรมีสำหรับแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลขนาด 8 บิต คือเมื่อสัญญาณถอดรหัส 1024 มารีเซทไอซี U_{26B} ที่ขารีเซท ไอซี U_{27} จะเริ่มต้นแปลงสัญญาณสำหรับช่องที่ 1 จนเสร็จการแปลง แล้วจะให้สัญญาณ EOC ออกมา โดยจะเปลี่ยนสถานะจาก 0 เป็น 1 ซึ่งเป็นการแลทช์ (Latch) ค่าแอดเดรส สำหรับเลือกช่องสัญญาณเข้าของ ไอซี U_{27} ที่ขา ALE และเป็นสัญญาณ OE

สำหรับการนำข้อมูลดิจิตอลออกไปเก็บในหน่วยความจำด้วย ในขณะที่ตัวสัญญาณ EOC จะต่อกับไอซี U_{1c} เบอร์ 74HC04 ซึ่งเป็นวงจรอินเวอร์ตติ้ง (inverting) ได้สัญญาณออกเป็นสัญญาณการเขียน (WR) สำหรับควบคุมให้มีการบันทึกค่าที่แปลงได้ลงในหน่วยความจำ ซึ่งขณะนั้นแอดเดรสของหน่วยความจำ จะถูกกำหนดด้วยช่องในการบันทึกผล ซึ่งเริ่มจาก 00 จากนั้นนำสัญญาณ EOC มาออร์เกตกับเอาต์พุต ขา Q_2 ของไอซี U_{28B} โดยไอซี U_1 และ U_{9B} สัญญาณเอาต์พุตที่ได้จะไปเข้าขา SC ของไอซี U_{27} ทำให้เริ่มต้นแปลงใหม่ สัญญาณ EOC จะกลายเป็น 0 ใหม่จะทำให้ไอซี U_{28B} เริ่มนับเปลี่ยนค่าช่องบันทึกผล และเมื่อนับครบ 4 ช่องแล้ว ขาเอาต์พุต Q_2 ของไอซี U_{28B} จะกลายเป็น 1 ผ่านวงจรออร์เกตไปทำให้ขา SC ของไอซี U_{27} ค้างอยู่ที่สถานะ 1 เป็นการหยุดการแปลงสัญญาณ จนกว่าจะมีสัญญาณนาฬิกาสูงที่ 1024 มาเริ่มรีเซ็ตไอซี U_{28B} ให้เริ่มนับใหม่ มีลักษณะการทำงานดังแสดงในรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 แสดงเวลาของสัญญาณควบคุมหน่วยความจำ และวงจรแปลงอนาล็อกเป็นดิจิตอล

สำหรับช่องในการรับอินพุตของไอซี U_{27} จะขึ้นอยู่กับแอดเดรสที่แลทช์ไว้ ก่อนจะเปลี่ยนช่องการบันทึกผล ซึ่งมีการกำหนดต่างกัันดังนี้

ช่องสัญญาณ เข้า	ช่องบันทึกผล (W_0, W_1)	อินพุทแอดเดรสของ ไอซี 27 (C,B,A)	ช่องอินพุทของ ไอซี 27
1	00	011	IN3
2	01	000	IN0
3	10	001	IN1
4	11	010	IN2

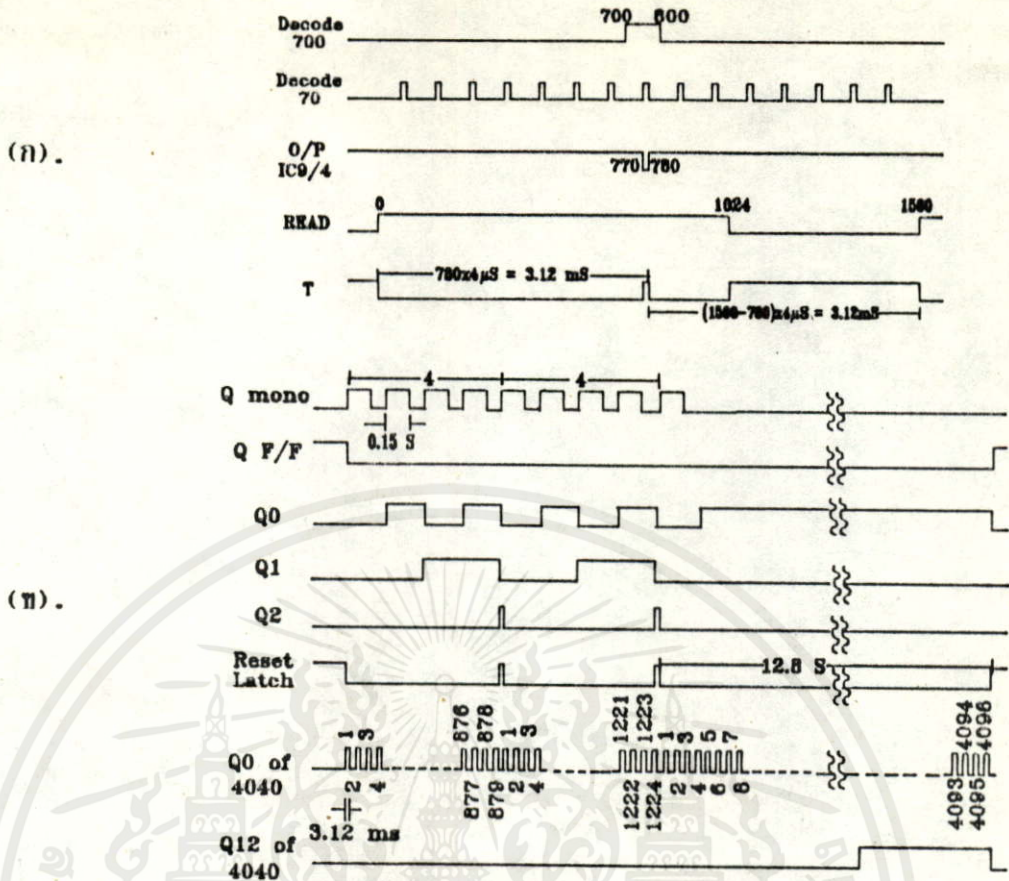
จากที่กล่าวมาข้างต้น จึงได้ต่อเอาที่พุกแอดเดรสของวงจรมันทั้งสองชุด ผ่านบัฟเฟอร์ 3 สถานะ และอนาล็อกสวิตช์ คือช่องการแสดงผลจะผ่านไอซี U_{39B} และ U_{39D} เบอร์ 4066 ซึ่งเป็นอนาล็อกสวิตช์ จะให้สัญญาณออกเป็นช่องการแสดงผลเมื่อสัญญาณอ่านเป็น 1 ส่วนช่องการบันทึกผลจะต่อผ่านไอซี U_{23B} เบอร์ 4503 ซึ่งจะให้สัญญาณออกเป็นช่องการบันทึกผลเมื่อสัญญาณอ่านเป็น 0 สัญญาณออกที่ได้จะไปกำหนดแอดเดรสที่ 10 และ 11 ของหน่วยความจำ ส่วนแอดเดรสที่ต่ำลงมา ($A_0 - A_9$) ของแต่ละช่องสัญญาณ ยังถูกถอดรหัสโดยใช้ A_{10}, A_{11} เป็นสัญญาณอินพุทให้ไอซี U_{24A} เบอร์ 74LS 139 เพื่อกำหนดให้เอาท์พุทของวงจรมัน เป็นสัญญาณแอดเดรสตามช่องที่กำหนด

4.2.1.3 วงจรควบคุมการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart rate control)

วงจรมันจะสร้างฐานเวลา 3.12 ms สำหรับใช้ในการวัดคาบเวลาอัตราการเต้นของหัวใจ โดยนำสัญญาณถอดรหัส จากไอซี U_4 และ U_5 ซึ่งถอดรหัสเลข 7 หลักร้อย กับเลข 7 หลักสิบ มาเป็นสัญญาณอินพุทให้วงจรมัน แนนด์เกต ไอซี U_{9D} เบอร์ 74LS00 นำเอาท์พุทที่ได้ไปแนบกับสัญญาณการอ่าน (read) จากเอาท์พุท Q ของไอซี U_{3A} ที่ไอซี U_{9C} เอาท์พุทที่ได้จะเป็นพัลส์ที่ระหว่างขอบขาลงมีคาบเวลา 3.12 ms ดังรูปที่ 4.8 และมีวงจรมันแสดงในรูปที่ 4.9

4.2.1.4 วงจรควบคุมการสร้างสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห (Sawtooth Generator control)

สัญญาณที่ใช้ควบคุมขดลวดหักเหทางแวนอนจะเป็นสัญญาณฟันเลื่อย ซึ่งถูกสร้างโดยสัญญาณพัลส์ที่ขาเอาท์พุท Q ของไอซี U_{30A} สัญญาณพัลส์นี้จะเป็นอินพุทให้กับวงจรมันอินทิเกรเตอร์ เพื่อสร้างเป็นรูปสัญญาณฟันเลื่อยอีกทั้งห้ามมิให้เปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเข้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรนำไปใช้

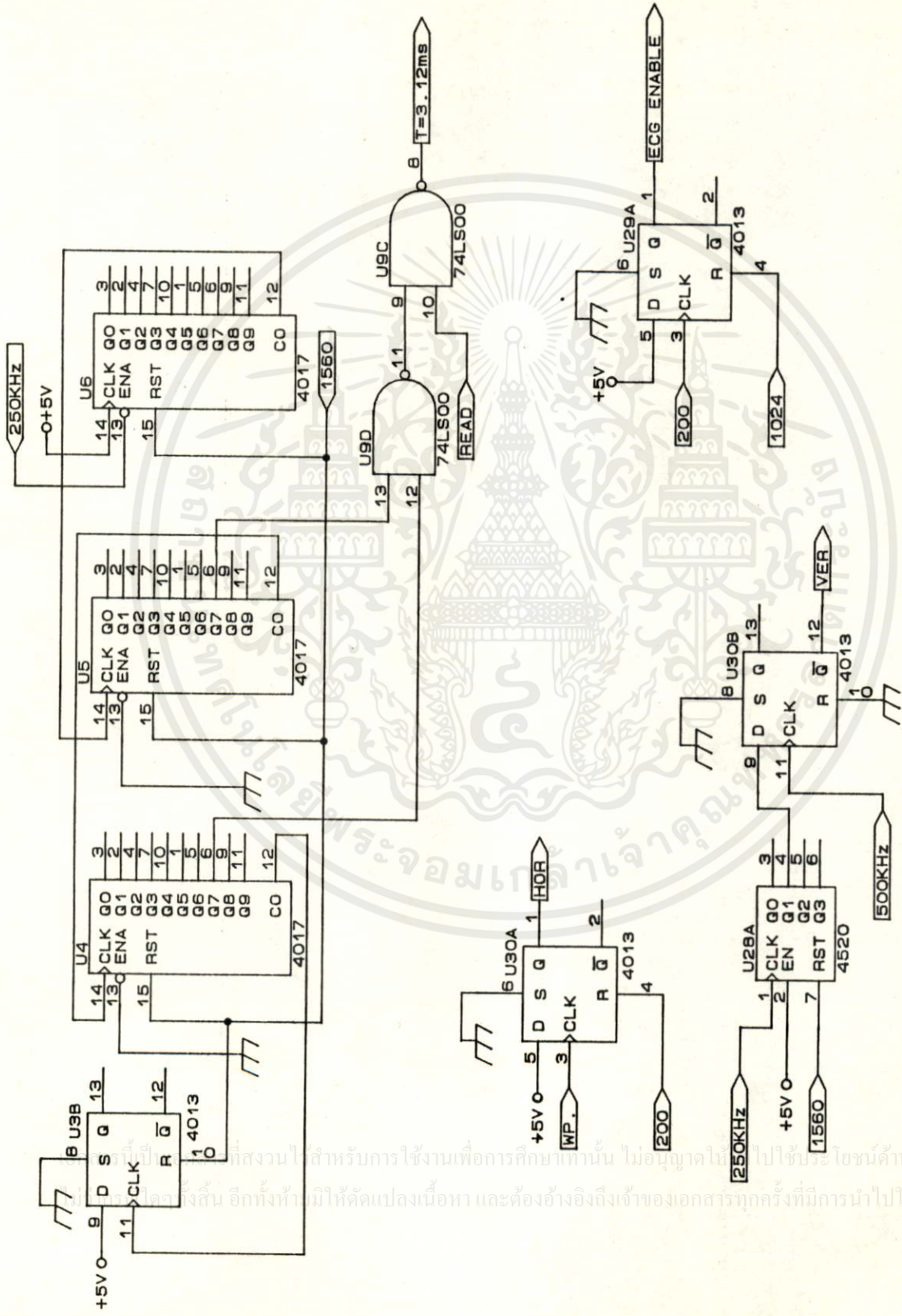


รูปที่ 4.8 (ก) แสดงฐานเวลา 3.12 ms และ (ข) แสดงการนับคาบเวลาอัตราการเดินของหัวใจ

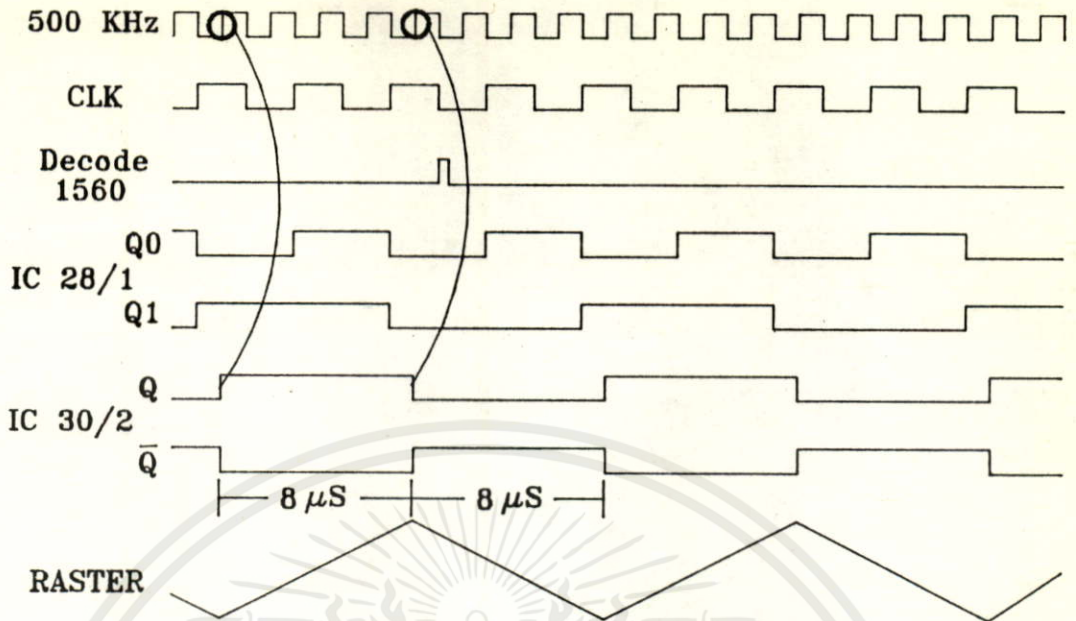
ส่วนสัญญาณที่ใช้ควบคุมขดลวดหักเหทางแนวตั้งจะประกอบด้วยสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ถูกอ่านออกมาจากหน่วยความจำไอซี U_{25} และ U_{26} แล้วแปลงกลับมาเป็นสัญญาณอนาล็อก สลับกับสัญญาณราสเตอร์ ซึ่งเป็นรูปฟันเลื่อยมีระดับไฟตรงต่างกัน 4 ระดับ ที่ถูกกำหนดโดยสัญญาณกำหนดช่องการแสดงผล สัญญาณราสเตอร์นี้จะแสดงผลส่วนที่เป็นตัวหนังสือ ในการสร้างจะใช้สัญญาณพัลส์ ที่ได้จากไอซี U_{28A} เบอร์ 4520 เป็นวงจรนับฐานสอง ทำหน้าที่หาความถี่สัญญาณนาฬิกา 4 μs ได้สัญญาณพัลส์ที่ขา Q_1 มีคาบเวลา 16 μs โดยมีสัญญาณถอยรหัส 1560 รีเซตไอซีนี้ในการเริ่มทำงานทุก ๆ รอบการแสดงผล เพื่อให้สัญญาณออกมีเฟส (phase) ตรงกันทุกครั้ง ดังแสดงวงจรในรูปที่ 4.9

สัญญาณเอาต์พุต Q_1 ของไอซี U_{28A} นี้ จะไปเข้าขา D ของดีฟลิปฟล็อป ไอซี U_{30B} เบอร์ 4013 เพื่อให้ได้สัญญาณออกที่มีสัญญาณรบกวนต่ำ และสามารถปรับเฟสของสัญญาณให้ตรงกับสัญญาณภาพ โดยต่อสัญญาณ 500 KHZ เข้าที่ขา CLK ของไอซี U_{30B} ได้สัญญาณออกที่ขา Q เป็นพัลส์กว้าง 8 μs มีคาบเวลา 16 μs ในการแสดงผล 1 รอบหรือ 1 ช่องสัญญาณจะสร้างพัลส์ได้ $(1560 \times 4) / 16 = 390$ พัลส์พอดี แล้วนำสัญญาณพัลส์ไปเข้าวงจรอินทิเกรเตอร์ เพื่อสร้างเป็นสัญญาณฟันเลื่อย ดังรูปที่ 4.10

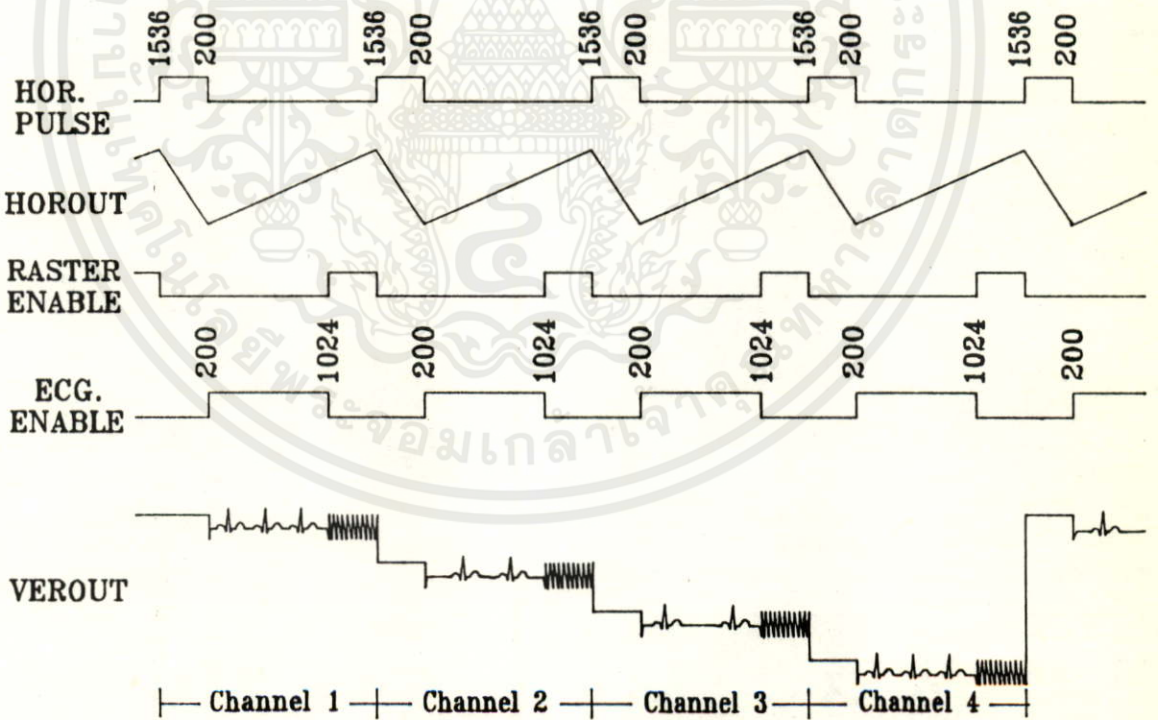
รูปที่ 4.9 วงจรสร้างฐานเวลา และความคมคมการสร้างสัญญาณที่ไม่เสถียร



Title		BIO-E
Size Document Number		TIME BASE T
A	23	REV
Date:		June 28, 1990 Sheet of



รูปที่ 4.10 แสดงเวลาของสัญญาณราสเตอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามรูปที่ 4.11 แสดงเวลาของสัญญาณควบคุมขดลวดหัวเทปการนำไปใช้

ในการแสดงผลระหว่างสัญญาณราสเตอร์ กับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะใช้วงจรอนาล็อกสวิทช์ ไอซี U_{39A} และ U_{39C} เบอร์ 4066 เป็นตัวเลือกแต่ละสัญญาณไปแสดงในเวลาที่กำหนด โดยมีสัญญาณ อีซีจีเอนเนเบิล (ECG Enable) ที่สร้างจากไอซี U_{29A} เบอร์ 4013 ไปควบคุมอนาล็อกสวิทช์ให้ผ่าน สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 200-1023 และสัญญาณราสเตอร์เอนเนเบิลที่สร้างจากไอซี U_{10A} จะควบคุมอนาล็อกสวิทช์ ให้ผ่านสัญญาณราสเตอร์ จากสัญญาณนาฬิกาที่ 1024-1535 ส่วนตั้งแต่ สัญญาณนาฬิกาที่ 1536-199 จะเป็นช่วงสับกลับทางแนวนอน ไม่มีการแสดงผลใด ๆ จึงไม่มีสัญญาณ ออกจากอนาล็อกสวิทช์ ดังรูปที่ 4.11

4.2.1.5 วงจรควบคุมการสร้างสัญญาณภาพ (Video Generator Control)

ในการแสดงผล สัญญาณภาพจะประกอบด้วยส่วนที่แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 200-1023 ต้องมีสถานะเป็น "1" เพื่อให้จอภาพสว่างในเวลาการแสดงคลื่นนี้ และอีกส่วนหนึ่งซึ่งแสดง ตัวหนังสือในช่วงราสเตอร์ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 1024-1535 สัญญาณภาพช่วงนี้จะมีสถานะต่าง ๆ กัน ตามลักษณะตัวอักษรที่แสดง โดยตัวอักษร 1 ตัว จะต้องใช้ราสเตอร์ 16 เส้น หรือสัญญาณนาฬิกา 64 พัลส์ โดยให้ไอซี U_{11} เบอร์ 4040 เป็นวงจรมีฐานสอง เริ่มต้นนับตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 1024 จะ ได้รหัสเป็นสัญญาณ 3 บิต ที่ขา Q_9 , Q_8 และ Q_7 เป็น 000 ถึง 111 ซึ่งนำไปใช้ในการกำหนดช่วง เวลาในการแสดงตำแหน่งของตัวหนังสือ ดังนี้

รหัสที่ Q_9 , Q_8 และ Q_7 เป็น 000 ตามลำดับ จะเป็นเวลาที่แสดงเลขหลักร้อยของอัตราการเต้นของหัวใจ จากหลักการแสดงตัวหนังสือที่กล่าวมาแล้ว แสดงว่าแอดเดรส A_{12} ของไอซี U_{60} ที่ เก็บค่าอัตราการเต้นของหัวใจจะเป็น 0 และบิตสูงสุดของรหัสตัวหนังสือ แสดงเป็นรหัสตัวเลข (แอดเดรส A_{10} ของไอซี U_{64} ซึ่งเป็นหน่วยความจำที่เก็บรูปแบบตัวหนังสือ จะเป็น 0)

ถ้ารหัส Q_9 , Q_8 และ Q_7 เป็น 001 ตามลำดับ จะเป็นเวลาที่แสดงเลขหลักสิบของอัตราการเต้นของหัวใจ โดยแอดเดรส A_{12} ของไอซี U_{60} เป็น 0 และบิตสูงสุด คือ แอดเดรส A_{10} ของ ไอซี U_{64} เป็น 0 แสดงรหัสตัวเลข

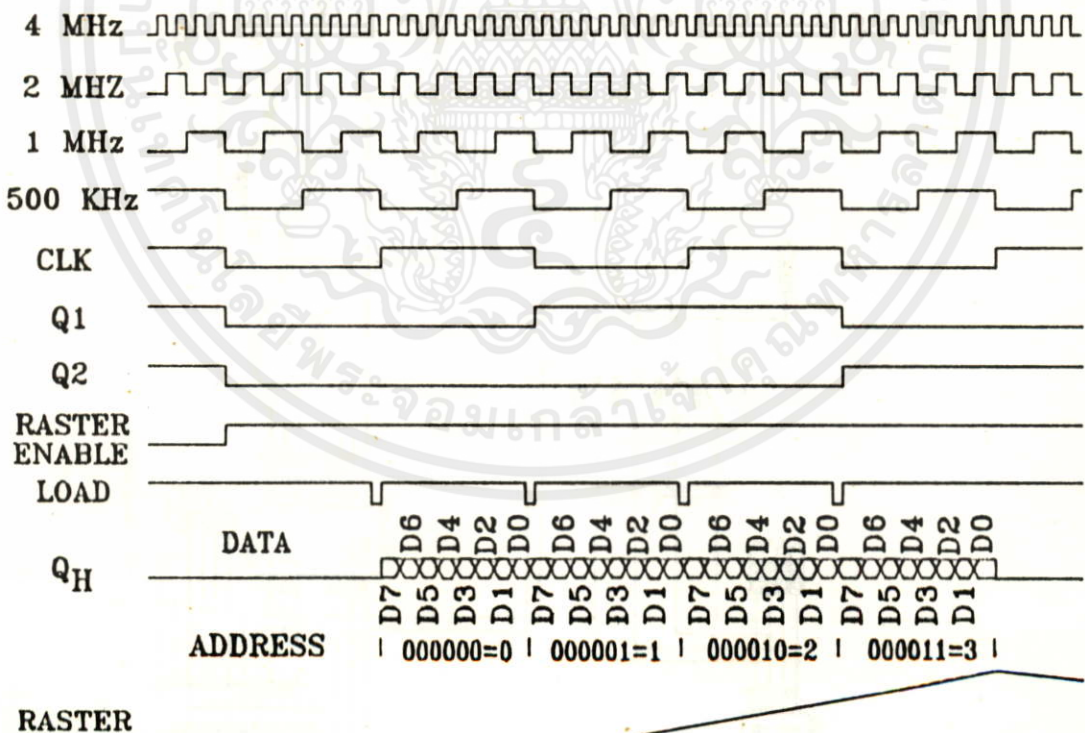
ถ้ารหัส Q_9 , Q_8 และ Q_7 เป็น 010 จะแสดงเลขหลักสิบ ของอัตราการเต้นของหัวใจ โดยแอดเดรส A_{12} ของไอซี U_{60} เป็น 1 และบิตสูงสุด คือ แอดเดรส A_{10} ของไอซี U_{64} เป็น 0 แสดงรหัสตัวเลข

อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

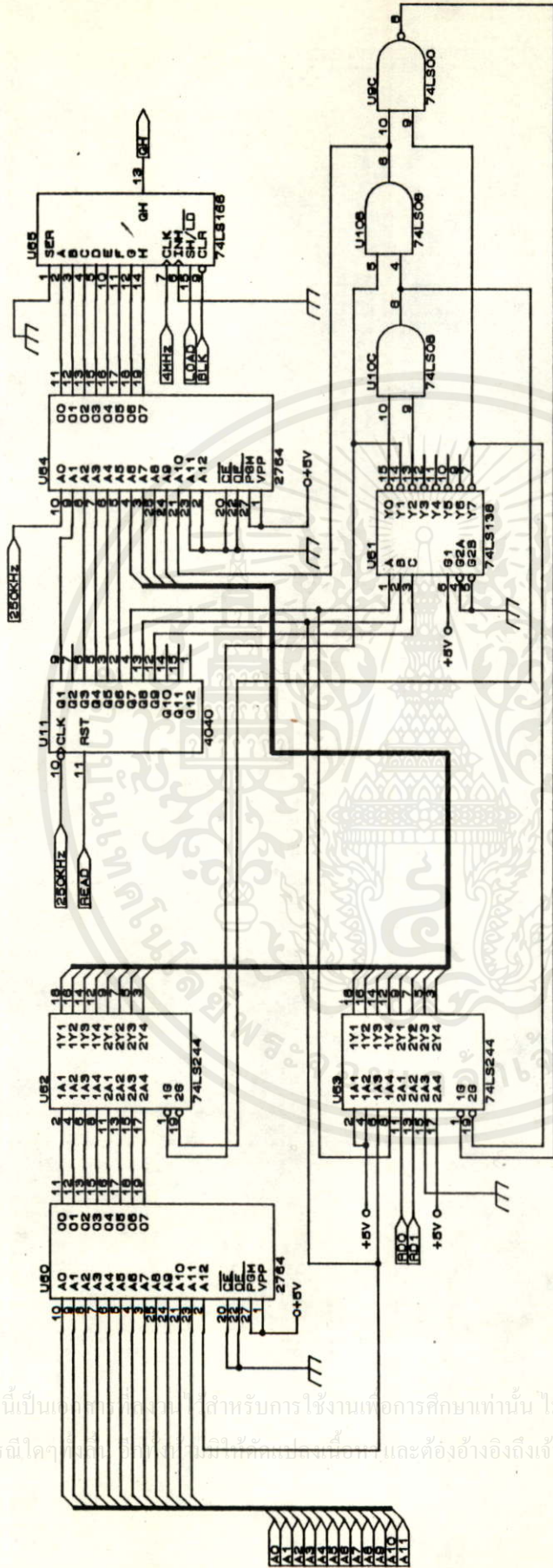
แต่ถ้ารหัส Q_9, Q_8 และ Q_7 เป็น 011, 100, 101 และ 110 ต่อเนื่องกันตามลำดับ จะทำให้บิตสูงสุดแอดเดรส A_{10} ของไอซี U_{64} เป็น 1 แสดงรหัสตัวอักษร คำว่า "ครึ่ง : นาที"

และถ้ารหัส Q_9, Q_8 และ Q_7 เป็น 111 จะทำให้บิตสูงสุดของ รหัสตัวหนังสือ เป็น 1 แสดงตัวเลขบอกช่องสัญญาณ ที่แสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในการถอดรหัส 3 บิต เพื่อให้แสดงผลเป็นไปตามที่กำหนดไว้จะใช้วงจรถอดรหัสไอซี U_{61} เบอร์ 74LS138 โดยรหัสของ Q_9, Q_8 และ Q_7 จะเป็นสัญญาณอินพุตที่ขา C, B และ A ตามลำดับ เอาท์พุทจะเป็น 0 ที่ละเส้นตามสัญญาณเข้า โดยต่อเอาท์พุทนี้ร่วมกับวงจรรแอนด์เกตและแนนด์เกต ไอซี U_{10c}, U_{10b} และ U_{9c} จะได้สัญญาณเอาท์พุท ซึ่งเป็นสัญญาณควบคุมวงจรมวงจรมัลติเพล็กซ์ ไอซี U_{62} และ U_{63} เบอร์ 74LS244 ให้ส่งผ่านรหัสสัญญาณ 4 บิต แสดงตำแหน่งแอดเดรสของตัวหนังสือต่าง ๆ ให้กับ ไอซี U_{64} คือ แอดเดรสที่ 6, 7, 8 และ 9 ส่วนแอดเดรสบิตต่ำ คือ บิตที่ 0 ถึง 5 จะใช้สัญญาณ นาฬิกาสำหรับ A_0 ส่วน A_1-A_5 ให้สัญญาณเอาท์พุท Q_1, Q_3, Q_4, Q_5 และ Q_6 ของ ไอซี U_{11} ดังแสดงวงจรวจรในรูปที่ 4.13



รูปที่ 4.12 แสดงเวลาของสัญญาณการแสดงผลตัวหนังสือ



รูปที่ 4.14 วงจรสร้างสัญลักษณ์ภาพ ที่แสดงตัวกึ่งดิ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆก็ตาม หากมีข้อสงสัยประการใด กรุณาติดต่อขอข้อมูลเพิ่มเติมและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

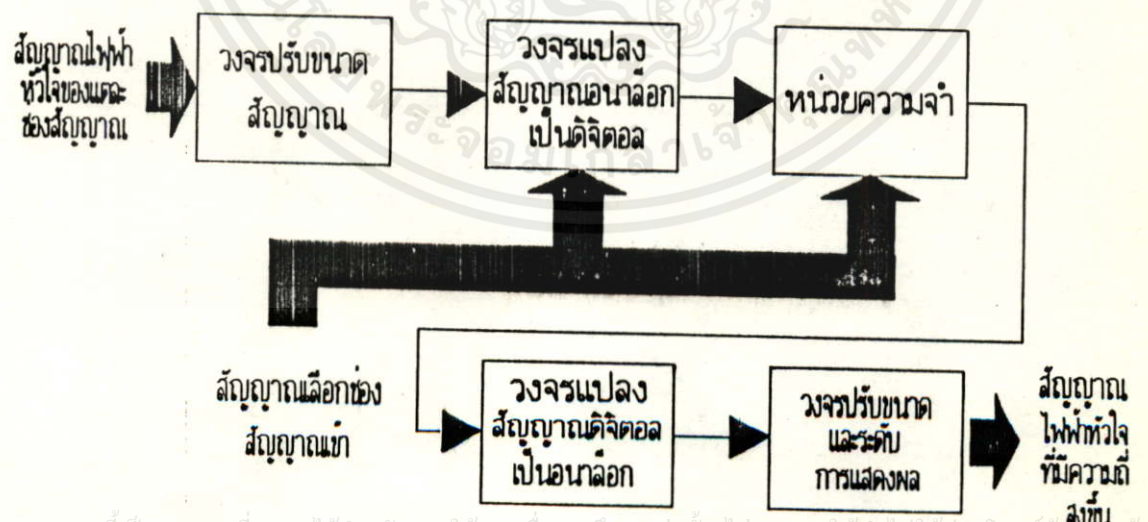
Title	BIO-E
Character Generator	
Size Document Number	17
REV	5
Date	June 28, 1990 Bhsst
	01

พิจารณารูปที่ 4.12 เนื่องจากหน่วยความจำที่เก็บรูปแบบตัวหนังสือ คือ ไอซี U₆₄ มีลักษณะสัญญาณออก 8 บิตพร้อมกัน แต่ในการแสดงผลต้องนำสัญญาณนี้ออกมาทีละบิตเรียงกัน จึงต้องใช้ซีพริจิสเตอร์ ไอซี U₆₅ (สัญญาณเข้าแบบขนาน แต่มีสัญญาณออกแบบอนุกรม) เบอร์ 74LS166 เพื่อเลื่อนค่าที่เก็บไว้แต่ละบิตออกมา ตามลำดับ ดังวงจรในรูปที่ 4.14 โดยใช้สัญญาณ LOAD จากเอาต์พุตของ ไอซี U₄₀ ไปควบคุมการเลื่อนข้อมูลที่ขา S/LD โดยขณะสัญญาณ LOAD มีสถานะเป็น 0 จะมีการรับข้อมูลแบบขนานทั้ง 8 บิต และเมื่อเป็น 1 จะใช้สัญญาณ 4 MHz เข้าที่ขา CLK โดยที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณ จะทำการเลื่อนข้อมูลออกทีละบิต จนครบ 8 บิต จะเห็นว่าข้อมูลจะถูกเลื่อนออกไป 8 ครั้ง แล้วจึงจะรับข้อมูล 1 ครั้ง แสดงว่ามีการสั่งให้รับข้อมูลทุก ๆ 8 คาบเวลาของสัญญาณ 4 MHz

สัญญาณ LOAD สร้างจากวงจรแฉดเกท 8 อินพุต โดยใช้สัญญาณอินพุตจากสัญญาณ 2 MHz 1 MHz , 500 KHz สัญญาณราสเตอร์เอนเนเบิล และสัญญาณอินเวอร์สของขา Q₂ ของ ไอซี U₁₁ โดยไอซี U₁₀ เอาต์พุตของแฉดเกทจะเป็น 0 เมื่อทุกอินพุตเป็น 1 และจะเป็น 1 เมื่อมีอินพุตบางตัวเป็น 0 คือ ในช่วงสลับกลับของสัญญาณราสเตอร์ และช่วงที่ไม่มีการแสดงผลเป็นตัวหนังสือ ซึ่งสัญญาณ LOAD จะเป็น 1 ในช่วงเหล่านี้ โดยสัญญาณออกจากซีพริจิสเตอร์ จะได้จากขา series in แทน ซึ่งที่ขานี้จะต่ออยู่กับกราวด์ (GROUND) ฉะนั้นจึงไม่มีข้อมูลออกไป และไม่มีการรับข้อมูลใหม่เข้ามา

4.2.2 วงจรประมวลสัญญาณคลื่น

วงจรในรูปนี้ แสดงแผนผังการทำงานได้ดังรูปที่ 4.15



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านอื่น
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งที่รูปที่ 4.15 แผนผังส่วนประมวลสัญญาณคลื่น

สามารถแบ่งตามขั้นตอนการประมวลสัญญาณออกแสดงผล ได้ดังนี้

4.2.2.1 วงจรปรับขนาดของสัญญาณเข้า (Amplifier)

สัญญาณอินพุตที่เข้าเครื่องมอนิเตอร์จะมีขนาดประมาณ 1 V จะต้องทำให้มีขนาดใหญ่ขึ้น เพื่อให้เหมาะสมกับไอซีที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัลไอซี U_{27} เบอร์ ADC 0809 ซึ่งรับสัญญาณขนาดตั้งแต่ 0-5 V แสดงวงจรดังในรูปที่ 4.16 มีการทำงานดังนี้

ไอซี U_{35} เป็นออปแอมป์ (op-amp) 4 ตัว สำหรับสัญญาณเข้า 4 ช่อง ต่อเป็นวงจรขยายแบบไม่กลับเฟส (Non-inverting Amp) มีอัตราขยาย 3 เท่า โดยรับสัญญาณเข้าจากขากลางของตัวความต้านทานปรับค่าได้ VR_{351} , VR_{352} , VR_{353} และ VR_{354} ตามลำดับ เพื่อปรับสัญญาณเข้าให้มีขนาดของสัญญาณออกไม่เกิน 5 V จากยอดถึงยอด ซึ่งสัญญาณออกนี้จะไปเข้าวงจรแยกคลื่น QRS และเพื่อให้ได้สัญญาณอยู่ในระดับ 0-5 V ที่จุดอินพุตของไอซี U_{27} จะต่อสัญญาณออกของออปแอมป์ผ่านตัวเก็บประจุ C_{271} , C_{272} , C_{273} และ C_{274} ตามลำดับ เพื่อให้แรงดันไฟตรงที่เก็บในตัวเก็บประจุ รวมกับสัญญาณออกจากออปแอมป์ โดยมีการชาร์จและคายประจุ เพื่อให้อินพุตของไอซี U_{27} อยู่ในช่วงที่ต้องการ โดยอัตโนมัติดังนี้

ไดโอด (diode) ฆะนำกระแสจะมีแรงดันตกคร่อมระหว่างอานอด (Anode) กับคาโทด (Cathode) ประมาณ 0.6 V ซึ่งเท่ากับแรงดันระหว่างอิมิตเตอร์ (Emitter) กับเบส (Base) ของทรานซิสเตอร์ (Transister) ฆะนำกระแส โดยที่ขาคาโทดของไดโอด (D_{13}) จะต่อกับกราวด์ (Ground) และอานอดต่อกับไฟบวกผ่านความต้านทาน R_{334} ทำให้มีความต่างศักย์ตกคร่อม D_{13} เท่ากับ 0.6 V และเอาท์พุทของออปแอมป์ไอซี U_{33B} ก็เท่ากับ 0.6 V ด้วย เพราะเป็นวงจรบัฟเฟอร์

ถ้าอินพุตของไอซี U_{27} ขาด มีค่าต่ำกว่า 0 V จะทำให้ไดโอด D_5 , D_6 , D_7 หรือ D_8 นำกระแสไปชาร์จให้ตัวเก็บประจุ ทำให้แรงดันตกคร่อมตัวเก็บประจุสูงขึ้น จนอินพุตเกิน 0 V ในลักษณะเดียวกัน ที่ขาเบสของทรานซิสเตอร์ Q_1 ก็มีแรงดันเป็น 3.8 V โดยคิดจากแรงดันไฟเลี้ยง 5 V ลบกับแรงดันตกคร่อมไดโอด D_{14} , D_{15} ฉะนั้นทรานซิสเตอร์ Q_1 จะเริ่มนำกระแส เมื่ออินพุตขาไดขาหนึ่งของไอซี U_{27} มีศักดาเกิน 5 V โดยจะเริ่มคายประจุผ่าน ไดโอด D_9 , D_{10} , D_{11} หรือ D_{12} จนอินพุตนั้นต่ำกว่า 5 V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดเนื่องจากที่อินพุตของไอซี U_{27} มีกระแสผ่านเข้าออกได้น้อยมาก จึงไม่จำเป็นต้องใช้ตัวเก็บ

ประจุนาใหญ่ ซึ่งจะทำให้การคายหรือเก็บประจุเพื่อเปลี่ยนระดับไฟตรง ทำได้เร็วขึ้น และสามารถใช้ตัวเก็บประจุแบบมีขั้วได้ โดยหันขั้วบวกไปทางอินพุทของไอซี U_{27} เพราะการเก็บประจุเกิดในทิศทางเดียวเท่านั้น

4.2.2.2 วงจรแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter Circuit)

สัญญาณอนาล็อกเอาต์พุทของอปแอมป์แต่ละช่องที่ถูกปรับให้เหมาะสมแล้ว จะนำมาแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยไอซี U_{27} เบอร์ ADC 0809 ซึ่งเป็นรหัสดิจิทัลขนาด 8 บิต

สามารถแทนระดับศักดาไฟฟ้าได้ 256 ระดับ จากศักดาเปรียบเทียบ 0-5 V จะถูกแปลงจากสัญญาณเข้าดังนี้

$$\text{รหัสดิจิทัล} = (\text{สัญญาณเข้า} \times 256) / 5 \text{ V} \pm \text{ค่าความคลาดเคลื่อน}$$

ค่าความคลาดเคลื่อนเป็นธรรมชาติของการแบ่งระดับสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล ซึ่งไม่ต่อเนื่อง เพราะรหัสทางดิจิทัลมีจำนวนเต็มเฉพาะเท่านั้น ค่าความคลาดเคลื่อนจะมีค่าระหว่าง 0-0.5 หรือเทียบเป็นระดับศักดาได้ $0-0.5 \times 5 / 256 \text{ V}$

ไอซี U_{27} นี้สามารถแปลงสัญญาณได้ถึง 8 ช่อง โดยวิธีแบ่งเวลาในการแปลง ในที่นี้จะใช้แค่ 4 ช่องสัญญาณ โดยการถอดรหัสแอดเดรสอินพุท ของ A/D ที่ขา A และ B โดยขา C จะต่อลงกราวด์ และเนื่องจากสัญญาณอินพุทเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีความถี่ต่ำมาก จึงไม่จำเป็นต้องใช้วงจรแซมปลิง แอนด์ โฮลด์ (Sampling-Hold)

สัญญาณเริ่มต้นและสิ้นสุดการแปลงข้อมูล และสัญญาณการเลือกช่องอินพุทของ A/D ได้กล่าวไว้แล้ว ต่อไปจะกล่าวถึงสัญญาณ CLK ของ A/D ซึ่งได้จากวงจรหารไอซี U_{2A} ที่ขา Q_C มีความถี่ 500 KHz

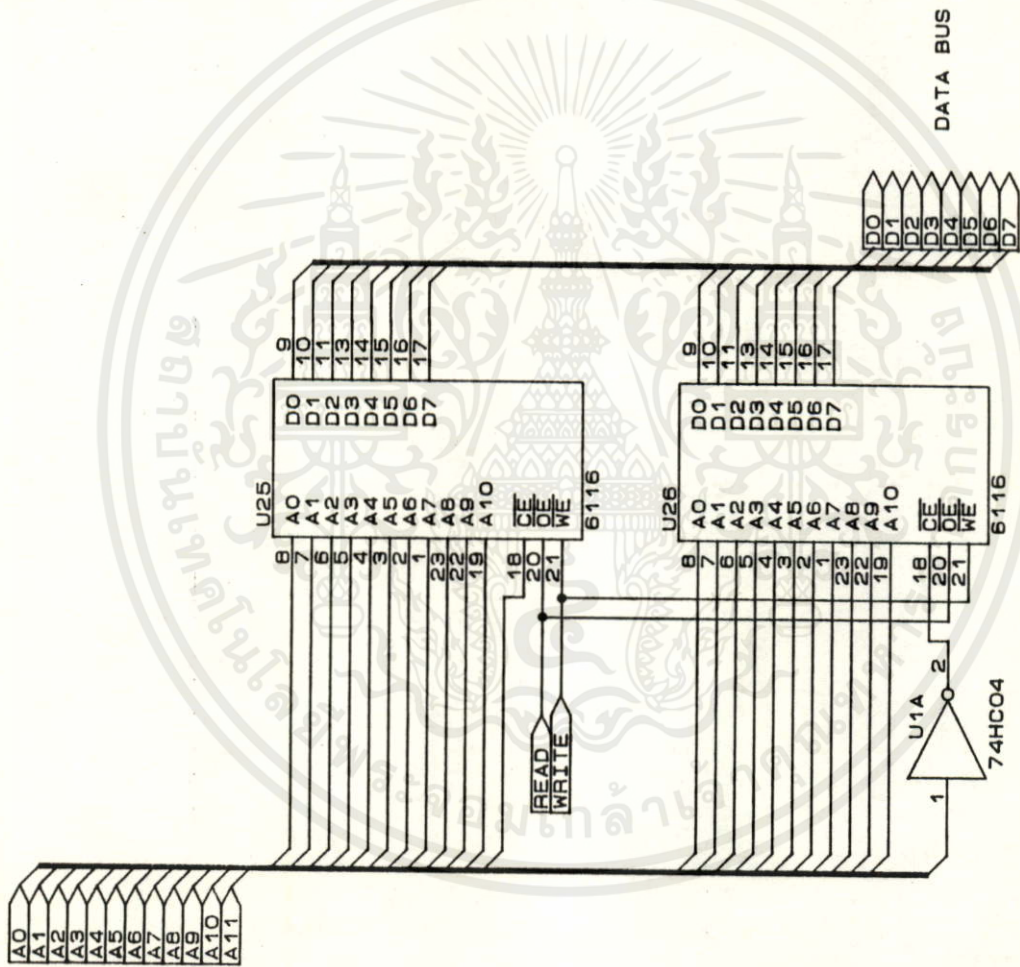
ในขณะที่ทำการแปลงสัญญาณที่ขา EOC และขา OE จะมีสถานะเป็น 0 ทำให้เอาต์พุทของ A/D ที่ขา D_0-D_7 มีสภาพเป็นความต้านทานสูง แต่เมื่อแปลงสัญญาณเสร็จ ขา EOC และขา OE จะเป็น 1 ทำให้ขา D_0-D_7 มีสัญญาณออกเป็นรหัสดิจิทัลไปเข้าบัสข้อมูล (data bus) ของหน่วยความจำ

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกที่ห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2.3 วงจรหน่วยความจำ (Memory circuit)

ในการเก็บข้อมูลของแต่ละช่องสัญญาณต้องให้หน่วยความจำ 1024 ไบท์ ในที่นี้จะใช้หน่วย

ADDRESS FROM TRI-STATE BUFFER



รูปที่ 4.18 วงจรหน่วยความจำ

Title	BIO-E
Size	MEMORY
Document Number	20
REV	A
Date:	June 28, 1990
Sheet	of

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความจำเป็นไอซีขนาด 2048 ไบท์ เบอร์ 6116 จำนวน 2 ตัวต่อบัสข้อมูลร่วมกัน ผลิตกันทำงาน โดยมี สัญญาณแอดเดรส A_{11} เข้าที่ขา CS ของหน่วยความจำตัวหนึ่ง และผ่านอินเวอร์เตอร์ (inverter) ไปเข้าหน่วยความจำอีกตัวหนึ่ง โดยถ้า A_{11} เป็น 0 จะเก็บสัญญาณช่องที่ 1 และ 2 ที่หน่วยความจำ ไอซี U_{25} แต่ถ้า A_{11} เป็น 1 หน่วยความจำไอซี U_{26} จะทำงานเป็นสัญญาณอินพุตช่องที่ 3 และ 4 สัญญาณ OE ได้สัญญาณจากเอาต์พุตของ ไอซี U_{3A} ซึ่งเป็นการอ่านข้อมูลออกในขณะที่มีการแสดงผล ส่วนสัญญาณ WE จะใช้สัญญาณการเขียนข้อมูล (WR) เพื่อเขียนข้อมูลลงในหน่วยความจำ

4.2.2.4 วงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นอนาล็อก (Digital to Analog Converter Circuit)

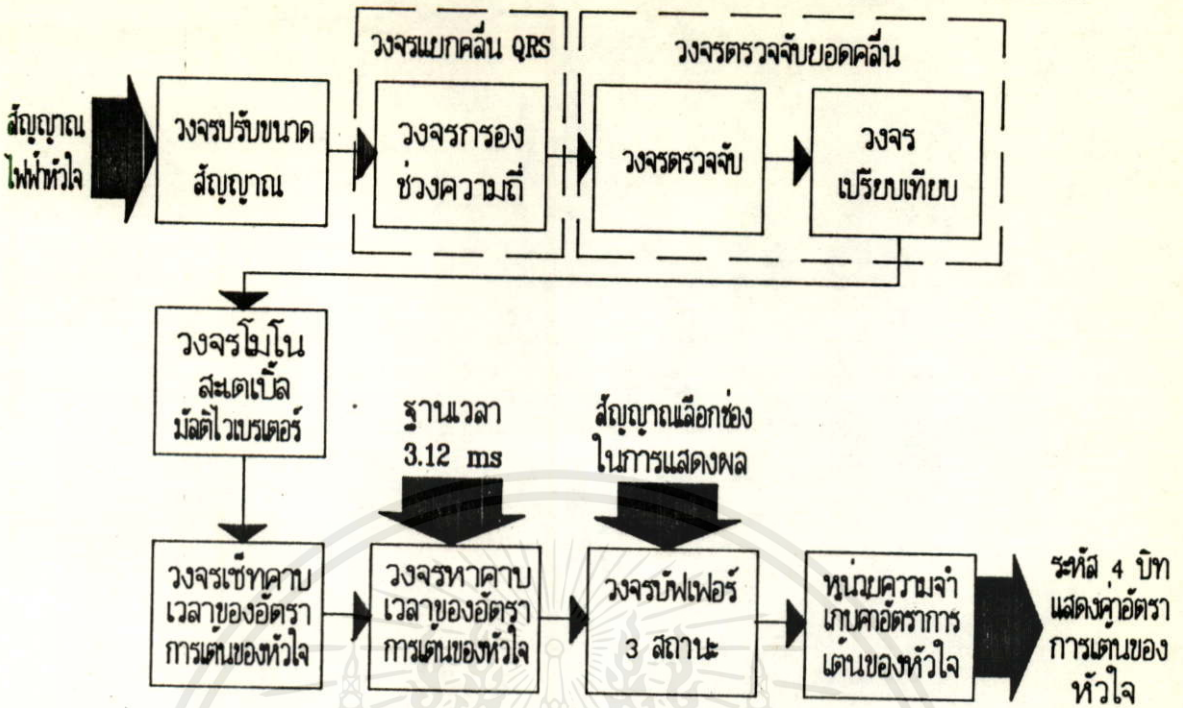
สัญญาณจากบัสข้อมูลจะผ่านวงจรแปลงสัญญาณดิจิทัลเป็นสัญญาณอนาล็อกแบบ R-2R Ladder ซึ่งจะให้สัญญาณออกเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่สูงขึ้น โดยมีค่าความต้านทานขาออกของวงจร ดังในรูปที่ 4.25 เป็น 10 K Ω เมื่อต่อตัวเก็บประจุ C_{314} และ C_{315} และความต้านทาน R_{319} ซึ่งเป็นอินพุต อิมพีแดนซ์ของวงจรรวมสัญญาณ (Summing Amp) ที่ ไอซี U_{31D} จะได้วงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน มีความถี่คัตออฟ (cut off frequency) ประมาณ 72 KHZ ทำให้สัญญาณที่แปลงได้มีลักษณะที่ต่อเนื่องยิ่งขึ้น

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากวงจร D/A จะต้องนำไปเข้าวงจรอนาล็อกสวิตช์ ที่ไอซี U_{30} จึงต้องทำให้สัญญาณมีศักดาไม่ต่ำกว่า 0 V โดยใช้ความต้านทานปรับค่าได้ VR_{321} , VR_{322} , VR_{323} และ VR_{324} ปรับระดับศักดาที่จะเข้า ไอซี U_{32} ซึ่งจะถูกล็อกช่องโดยสัญญาณกำหนดช่องการแสดงผล สัญญาณออกที่เป็นระดับไฟตรงจะผ่านวงจรบัฟเฟอร์ไอซี U_{33A} เพื่อให้มีความต้านทานขาออกต่ำ สัญญาณไฟตรงที่ปรับได้นี้ จะรวมกับสัญญาณที่แปลงจาก D/A โดยมีความต้านทาน R_{3112} ต่อกับไฟลบ 2.5 V เพื่อรวมกับสัญญาณทั้งสอง ให้ได้เอาต์พุตที่มีศักดา ไม่ต่ำกว่า 0 V โดยรวมกันที่วงจรรวมสัญญาณ (summing Amp) ไอซี U_{31D} ซึ่งมีตัวเก็บประจุต่อคร่อมความต้านทานมีอนกลับ เพื่อทำหน้าที่เป็นวงจรกรองสัญญาณความถี่ต่ำผ่าน มีความถี่คัตออฟประมาณ 72 KHZ เช่นเดียวกัน เพื่อตัดสัญญาณความถี่สูงอีกทีหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

4.2.3 วงจรประมวลผลอัตราคลื่น

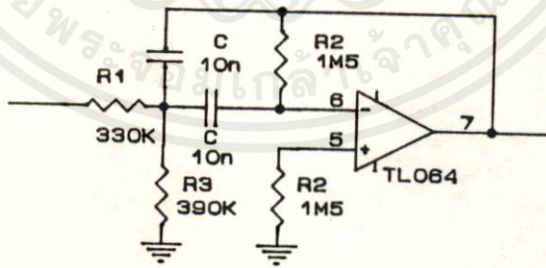
มีการทำงานดังแผนผัง ในรูปที่ 4.19



รูปที่ 4.19 แผนผังส่วนประมวลอัตราคลื่น

4.2.3.1 วงจรแยกคลื่น QRS (QRS Discriminator)

ในการนับจำนวนครั้งของการเต้นของหัวใจนั้น เนื่องจากในบางครั้งขนาดของคลื่น P และ T อาจจะมีค่าสูงใกล้เคียงกับคลื่น QRS จึงทำให้การตรวจนับการเต้นของหัวใจไม่แน่นอน ดังที่กล่าวถึงการแยกคลื่น QRS ในบทก่อนแล้ว



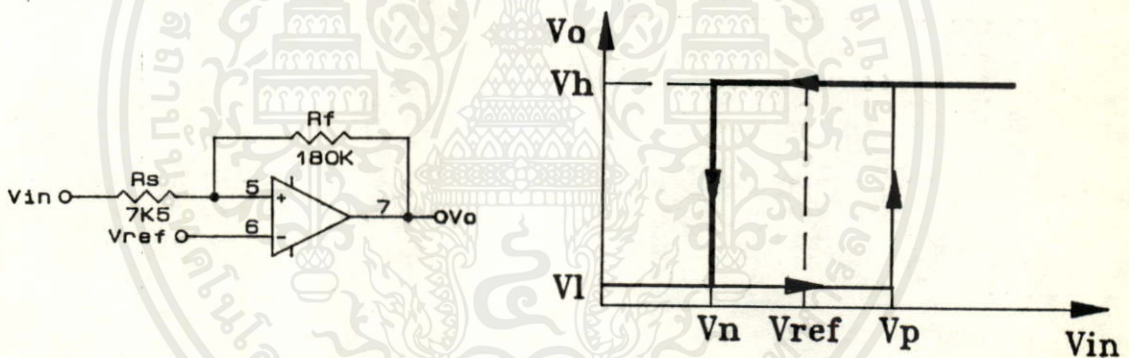
รูปที่ 4.20 วงจรกรองช่วงความถี่ผ่าน

เอกสารนี้เป็น การแยกเอาเฉพาะคลื่น QRS ซึ่งมีความถี่สูงกว่าคลื่น P และ T มาใช้ในการตรวจนับจึงจะ ได้ค่าที่ถูกต้องกว่า โดยใช้ไอซี U_{36D}, U_{36C}, U_{37B} และ U_{37A} เป็นวงจรกรองสัญญาณแบบช่วง

ความถี่ผ่าน (band pass filter) โดยรับสัญญาณจากเอาต์พุตของวงจรรขยาย ไอซี U_{35} ทั้ง 4 ช่อง โดยเรียงจากช่องที่ 1, 2, 3 และ 4 ตามลำดับ วงจรรองสัญญาณนี้ออกแบบให้ส่งผ่านความถี่ในช่วง 13 ถึง 33 Hz ซึ่งมี $f_r = (1/2\pi C) [(R_1+R_3)/R_1R_2R_3]^{1/2} = 30.73 \text{ Hz}$ เพื่อให้ผ่านสัญญาณเฉพาะคลื่น QRS และตัดสัญญาณรบกวนความถี่สูงอื่น ๆ ด้วย

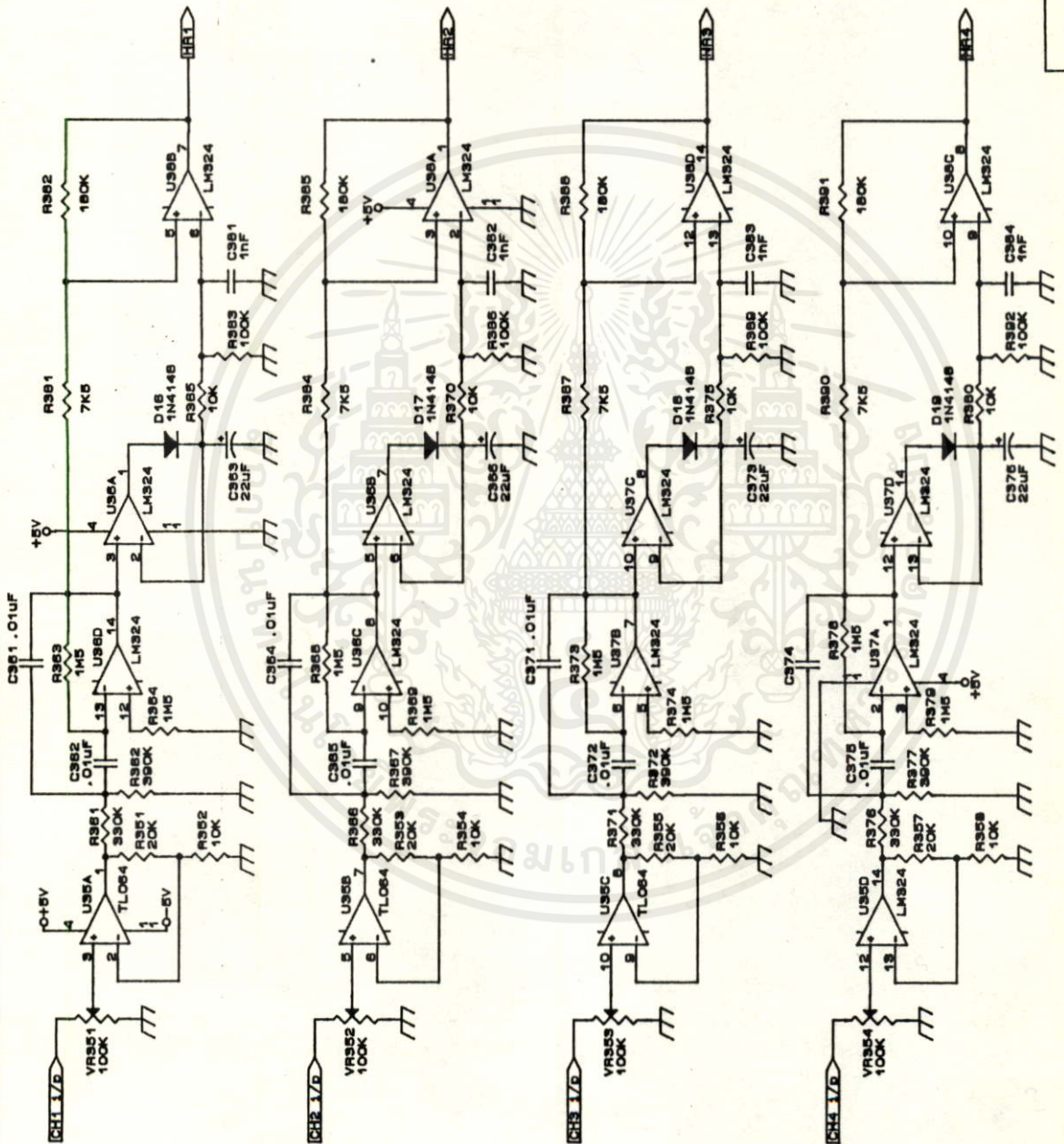
4.2.3.2 วงจรตรวจจับยอดคลื่น (Peak Detector)

โดยนำสัญญาณที่ผ่านวงจรรองมาเข้าไอซี U_{36A} , U_{36B} , U_{37C} และ U_{37D} ตามลำดับช่องสัญญาณ โดยไอซีเหล่านี้ต่อกับไดโอด D_{16} , D_{17} , D_{18} และ D_{19} เป็นซูเปอร์ไดโอด (super diode) เพื่อขาร์จประจุให้ตัวเก็บประจุเป็นค่าเฉลี่ยของสัญญาณ โดยตัวเก็บประจุจะคายประจุผ่านตัวความต้านทานไปเป็นค่าศักดาที่ขาลบของไอซี U_{38} ทั้ง 4 ตัว เพื่อเปรียบเทียบกับสัญญาณที่ไม่ผ่านวงจรรองซูเปอร์ไดโอดที่ขาบวก โดยมีความต้านทานป้อนกลับ เพื่อให้มีลักษณะเป็นวงจรมิททริกเกอร์ (Schmitt trigger) แบบไม่กลับสัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 4.21 มีวงจรดังรูปที่ 4.22



รูปที่ 4.21 วงจรมิททริกเกอร์ และกราฟการทำงาน

ถ้าสัญญาณที่ผ่านวงจรรองมีขนาดสูงกว่า V_p โดยสัญญาณเฉลี่ยที่ตัวเก็บประจุคายให้ตัวความต้านทานจะเป็น V_{ref} ที่ขาลบ วงจรนี้จะให้เอาต์พุตมีสถานะเป็น 1 แต่ถ้าสัญญาณที่ผ่านวงจรรองมีขนาดต่ำกว่า V_n วงจรจะกลับมีสถานะเป็น 0 ซึ่งการเปรียบเทียบแบบนี้ทำให้สามารถกำจัดสัญญาณรบกวนที่ไม่ใช่สัญญาณหัวใจได้ สัญญาณเอาต์พุตของไอซี U_{38} นี้จะเป็นพัลส์ที่แทนการเต้นของหัวใจ 1 ครั้ง แต่ถ้าสัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้มีรูปกลับเฟสจากสัญญาณปกติ ซึ่งจะทำให้วงจรถ่ายยอดคลื่นจับได้พัลส์เป็น 2 ลูกติดกัน ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยการใช้วงจรมอนอสเตเบิล (Monostable) แบบไม่รับสัญญาณซ้ำ (Nonretriggerable) โดยไอซี U_{41} และ U_{42} เบอร์ 4538 มีค่าคาบเวลาเป็น 0.15 วินาที



รูปที่ 4.22 วงจรแยกคลื่น QRs และตรวจจับขยอตคลื่น

Title	BIO-E
Size Document Number	QRs DETECTOR 15
Date	JUNE 28, 1990 BIRASIT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะทำให้ได้พัลส์ที่คงที่เสมอสำหรับการเต้นของหัวใจ 1 ครั้ง ดังรูปที่ 4.23 และแสดงเวลาในรูปแบบที่ 4.8

4.2.3.3 วงจรหาค่าอัตราการเต้นของหัวใจ (Heart Rate Converter)

สัญญาณพัลส์จากเอาต์พุต Q และ Q̄ ของวงจรมอนอสเตเบิล จะใช้ในการควบคุมการทำงานของวงจรมับจำนวนการเต้นของหัวใจ โดยให้มับทุก ๆ 4 ช่วงของพัลส์ คือ สัญญาณเอาต์พุต Q จะเป็นสัญญาณเข้าขา CLK ให้วงจรมับไอซี U₄₃ และ U₄₄ เบอร์ 4520 จะเริ่มนับที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณพัลส์เมื่อนับครบ 4 ครั้ง ที่ขา Q₂ จะมีสัญญาณออกเป็น 1 ผ่านวงจรรอ์เกต ไอซี U₄₇ มารีเซตตัวเองโดยมีตัวความต้านทาน และตัวเก็บประจุช่วยหน่วงเวลาเพิ่มความกว้างพัลส์ และเมื่อมีพัลส์ลู่ต่อไปเข้ามา วงจรมับก็จะเริ่มนับใหม่อีกไปเรื่อย ๆ

ไอซี U₄₈ , U₄₉ , U₅₀ และ U₅₁ เบอร์ 4040 เป็นวงจรมับคาบเวลา โดยมีสัญญาณฐานเวลา T = 3.12 ms เข้าที่ขา CLK โดยจะนับเพิ่มทุก ๆ ขอบขาลงของสัญญาณฐานเวลา T

เอาต์พุตของวงจรมับตั้งแต่ Q₁-Q₁₂ ต่อกับไอซี U₅₂ - U₅₉ เบอร์ 74LS374 และ 74LS173 ทำหน้าที่เป็นมัลติเพลอร์ 3 สถานะ และแลกซ์สัญญาณ ดังแสดงในรูปที่ 4.23

ถ้าสัญญาณหัวใจเต้นครบทั้ง 4 ช่วง จะทำให้มีสัญญาณออกจากวงจรรอ์เกตมารีเซตวงจรมับคาบเวลาให้เริ่มนับใหม่ และยังคงควบคุมให้มีการแลกซ์ค่าเดิมที่ขอบขาขึ้นของสัญญาณจากอ์เกต ซึ่งวงจรรแลกซ์นี้เป็นไอซีชนิดทีทีแอล (TTL) จะทำงานได้เร็วกว่าการรีเซตของวงจรมับ ซึ่งเป็นไอซีชนิดซีมอส (CMOS) จึงสามารถแลกซ์ค่าคาบเวลาของวงจรมับไว้ได้ทันก่อนที่วงจรมับจะถูกรีเซตให้เริ่มนับใหม่

สำหรับการแสดงค่าอัตราการเต้นของหัวใจในแต่ละช่องนั้น จะเลือกแสดงโดยการให้สัญญาณออกจากไอซีแลกซ์ที่ช่อง โดยให้สัญญาณควบคุมการเลือกช่องจากวงจรรอ์เกตรหัสช่องการแสดงผล ไอซี U_{24B}

เอาต์พุตของวงจรรแลกซ์นี้ จะเป็นแอดเดรสของหน่วยความจำ ที่เก็บค่าการแปลงคาบเวลาเป็นอัตราการเต้นของหัวใจ คือ ไอซี U₆₀ ตั้งแต่แอดเดรส A₀-A₁₁ โดยแอดเดรส A₁₂ จะเป็นการเลือกหลัก ดังที่กล่าวในหัวข้อหลักการวัดอัตราการเต้นของหัวใจ ซึ่งข้อมูลที่แอดเดรสใด ๆ ของ ไอซี U₆₀ จะเป็นรหัสเลข 4 บิต สำหรับตัวเลขแต่ละตัวที่เก็บในหน่วยความจำ ที่เก็บลักษณะตัวหนังสือที่ใช้แสดงผลการวินิจฉัยทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในกรณีที่ไม่มีสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ทำให้ไม่มีสัญญาณพัลส์เข้ามารีเซตวงจรมับคาบเวลา ดังรูปที่

TO ADDRESS U80

- A0
- A1
- A2
- A3
- A4
- A5
- A6
- A7
- A8
- A9
- A10
- A11



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

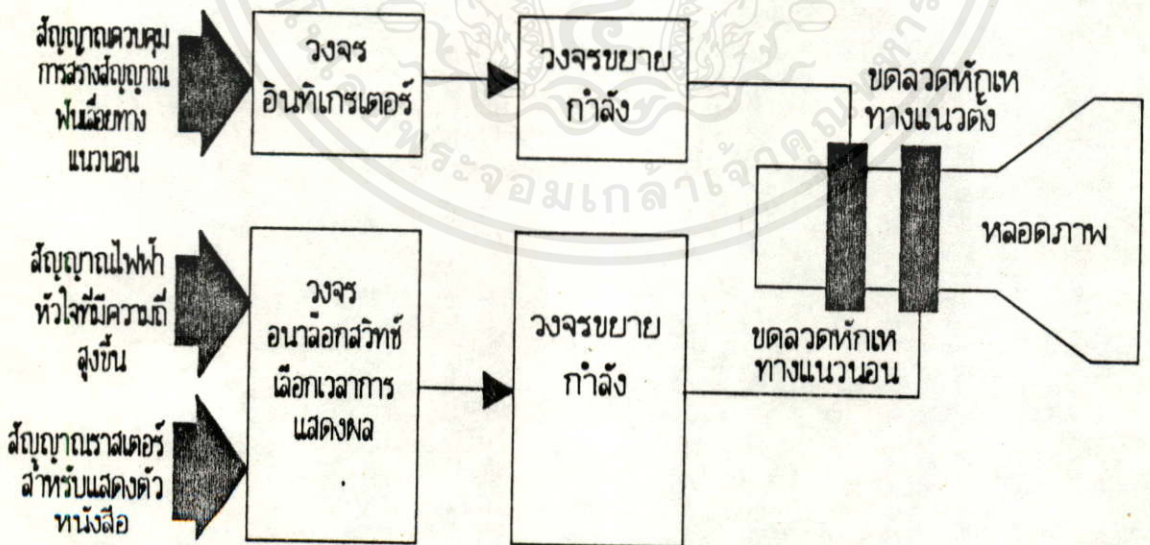
B10-E	
Title	4 CH. HEART RATE
Size Document Number	15
C	REV

4.8 วงจรนับจะทำการนับต่อไปเรื่อย ๆ จนครบทั้ง 12 เส้น คือ ทุกบิตรวมทั้งบิตที่ 12 จะเปลี่ยนจาก 1 เป็น 0 ทุกบิตเป็นเวลา 12.8 วินาที หรือ 4096 ครั้ง ทำให้ไอซี U_{45} และ U_{46} เบอร์ 74HC107 ซึ่งเป็นวงจรฟลิปฟลอป ทำงานที่ขอบทาลงของสัญญาณ CLK คือ สัญญาณ Q_{12} จึงทำให้เอาต์พุต Q ของฟลิปฟลอปมีสถานะเป็น 1 ไปเข้าวงจรออร์เกต ไอซี U_{47} และได้เอาต์พุตไปรีเซต วงจรนับคาบเวลา แล้วแลทซ์ค่าเอาต์พุตไว้ซึ่งเป็น 0 หมดทุกบิต เมื่อแสดงผลออกเป็นอัตราการเต้นของหัวใจจะแสดงเป็น --- ซึ่งเป็นรูปแบบเดียวกับ กรณีที่อัตราการเต้นของหัวใจมากกว่า 300 ครั้งต่อนาที เพราะค่าในช่วงนั้นไม่สามารถให้ค่าที่ละเอียดได้พอ เพราะคาบเวลาสั้นมาก

ในการกลับมาเริ่มทำงานใหม่ของระบบ จะเริ่มเมื่อมีสัญญาณพัลส์ใหม่จากวงจรโมโนสเตเบิลเข้ามา ทำให้เอาต์พุต Q ของโมโนสเตเบิล เป็น 0 ซึ่งจะไปรีเซตฟลิปฟลอป ไอซี U_{45} , U_{46} ให้เอาต์พุต Q ของฟลิปฟลอปกลับเป็น 0 วงจรนับคาบเวลาเริ่มนับใหม่ และจะถูกรีเซต เมื่อได้คาบเวลาการเต้นของหัวใจครบ 4 ช่องเหมือนเดิม

4.3 ส่วนการแสดงผลบนจอภาพ

แผนผังส่วนสร้างสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห แสดงดังรูปที่ 4.24 วงจรที่ใช้ในการแสดงผลประกอบด้วยวงจรต่าง ๆ ดังนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 4.24 แผนผังส่วนสร้างสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห

4.3.1 วงจรสร้างสัญญาณควบคุมขดลวดหักเห (Signal Control Yokes Circuit)

4.3.1.1 วงจรควบคุมขดลวดหักเหทางแนวนอน (Horizontal Yoke)

สัญญาณที่ใช้ควบคุมการสะแกนทางแนวนอนสำหรับขดลวดหักเหทางแนวนอน จะเป็นสัญญาณฟันเลื่อย (sawtooth) ดังรูปที่ 4.11 ซึ่งสร้างจากสัญญาณเอาต์พุต ไอซี U_{30A} (สัญญาณ HOR) เป็นอินพุตให้กับวงจรอินทิเกรเตอร์ (Integrator) ไอซี U_{31B} โดยเมื่อสัญญาณ HOR มีสถานะเป็น 1 จะมีระดับศักดา 5 V จะจ่ายกระแสคงที่ ผ่านความต้านทาน R_{311} ไปชาร์จตัวเก็บประจุ C_{311} ทำให้สัญญาณออกมีศักดาตกลงเป็นอัตราส่วนคงที่เทียบกับเวลา เริ่มตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 1536-199 และเมื่อสัญญาณ HOR มีสถานะเป็น 0 จะไม่มีกระแสไหลออกจากขดลวดของไอซี U_{31B} ผ่านความต้านทาน R_{311} แต่จะมีกระแสไหลออกคงที่ ผ่านความต้านทาน R_{313} และ ความต้านทานปรับค่าได้ VR_{311} ไปชาร์จตัวเก็บประจุในทิศทางตรงกันข้าม ทำให้สัญญาณออกมีศักดาเพิ่มขึ้นเป็นอัตราส่วนคงที่เทียบกับเวลา ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 200-1535 ซึ่งจะ ได้สัญญาณเอาต์พุตของไอซี U_{31B} เป็นรูปฟันเลื่อย สามารถปรับระดับไฟตรงจากความต้านทานปรับค่าได้ VR_{311} และปรับขนาดจากตัวความต้านทานปรับค่าได้ VR_{312}

4.3.1.2 วงจรควบคุมขดลวดหักเหทางแนวตั้ง (Vertical Yoke)

สัญญาณที่ใช้ควบคุมการสะแกนทางแนวตั้ง จะมีทั้งสัญญาณไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณรอสเตอร์ซึ่งเป็นรูปฟันเลื่อย ดังรูปที่ 4.11 ในการสร้างสัญญาณรอสเตอร์ จะสร้างจากเอาต์พุต Q ของไอซี U_{30B} ผ่านวงจรอินทิเกรเตอร์ ไอซี U_{31C} ซึ่งมีหลักการทำงานเหมือนกับ การสร้างสัญญาณฟันเลื่อยของ ไอซี U_{31B} แต่สัญญาณรอสเตอร์นี้ ต้องปรับระดับไฟตรงให้มีระดับของสัญญาณสูงกว่า 0 V โดยตัวความต้านทานปรับค่าได้ VR_{313} เพราะจะต้องนำสัญญาณไปเข้า วงจรอนาล็อกสวิตช์ (Analog switch) ไอซี U_{39} ซึ่งสัญญาณรอสเตอร์ที่ได้นี้ จะมีช่วงเวลาการแสดงผล และการสะบัดกลับเท่ากัน

สัญญาณไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากไอซี U_{31D} และสัญญาณรอสเตอร์ จะมาเข้าวงจรอนาล็อกสวิตช์ ไอซี U_{39} เพื่อเลือกชนิดของสัญญาณที่จะไปแสดงผล ในเวลาที่กำหนดไว้ โดยมีสัญญาณอีซีจี เอนเนเบิล (ECG Enable) จาก ไอซี U_{29A} จะควบคุมให้สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ผ่านอนาล็อกสวิตช์ ตั้งแต่ สัญญาณนาฬิกาที่ 200-1023 และสัญญาณรอสเตอร์ เอนเนเบิล (Raster Enable) จาก ไอซี U_{10A} ควบคุมให้สัญญาณรอสเตอร์ ผ่านอนาล็อกสวิตช์ ตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 1024-1535 ส่วนในช่วงสัญญาณนาฬิกาที่ 1536-199 เป็นช่วงสะบัดกลับทางแนวนอน ซึ่งจะไม่มีการนำสัญญาณใดผ่านอนาล็อกสวิตช์ไป

สัญญาณที่ออกจากวงจรรวมสล็อกสวิทช์ จะไปรวมกับสัญญาณปรับระดับไฟตรงของแต่ละช่องของการแสดงผลที่ไอที U_{31A} ซึ่งเป็นวงจรรวมสัญญาณ (Summing Amp) โดยมีระดับไฟตรง 4 ระดับ ผ่านไอที U_{32} ซึ่งจะเลือกให้เอาท์พุทเป็นระดับไฟตรงค่าหนึ่ง ๆ ในการแสดงแต่ละช่องสัญญาณ เอาท์พุทของวงจรรวมสัญญาณ ไอที U_{31A} สามารถปรับระดับไฟตรงของสัญญาณรวมได้ ด้วยความต้านทานปรับค่าได้ VR_{314} และปรับขนาดด้วยความต้านทาน VR_{315} ซึ่งจะนำไปใช้เป็นสัญญาณ สำหรับควบคุมขดลวดหักเหทางแนวตั้งต่อไป

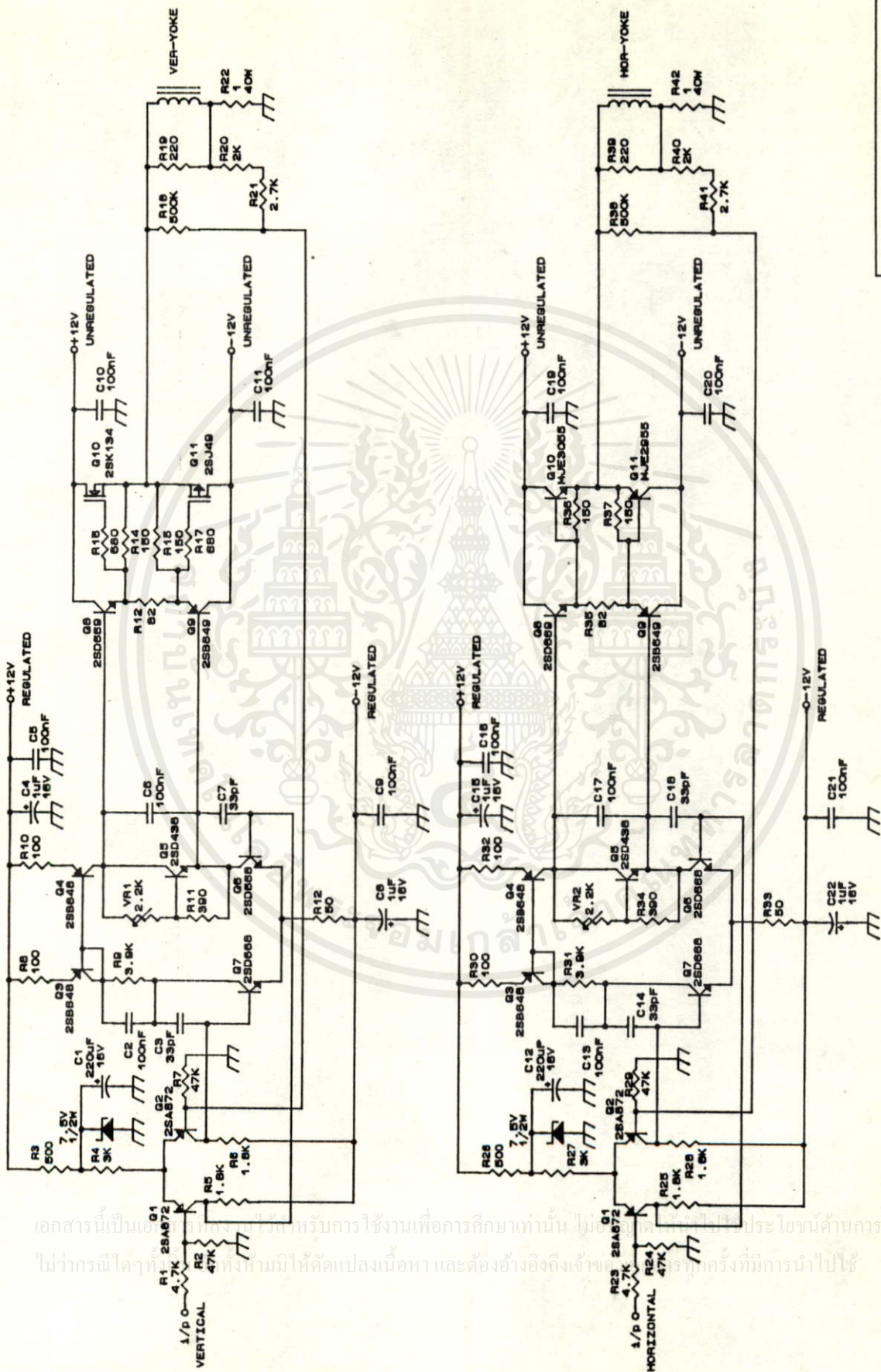
4.3.2 วงจรขยายกำลังสำหรับขดลวดหักเห (Power Amplifier)

สัญญาณที่ใช้ในการควบคุมขดลวดหักเห จะต้องผ่านวงจขยายกำลัง ซึ่งมีหลักการเหมือนกับเครื่องมอเนเตอร์ แบบข้างเดียว เพื่อให้สามารถขับโหลดซึ่งเป็นขดลวดหักเห ทั้งทางแนวตั้งและแนวนอนได้ วงจรขยายกำลังที่ใช้ มีวงจรใช้งานดังรูปที่ 4.26 มีการทำงานของวงจรมุ่ง

ทรานซิสเตอร์ Q_1 , Q_2 และ Q_8 , Q_7 ต่อเป็น วงจรขยาย แบบดิฟเฟอเรนเชียล (Differential Amp) 2 วงจร ซึ่งเป็นวงจขยายตักดา คาสเคดกัน (cascade) โดยมีทรานซิสเตอร์ Q_3 , Q_4 เป็นวงจรเคอเรนทมิลเลอร์ (Current mirror) ทำหน้าที่จ่ายกระแสสมมูลย์ และทรานซิสเตอร์ Q_5 ต่อเป็นวงจรไบอัส กระแสเจือยให้กับทรานซิสเตอร์ขยายกำลัง (Power transistor) คือ Q_{10} และ Q_{11} ที่ภาคเอาท์พุทมีความต้านทาน $4.7K\Omega$ ต่อเป็นความต้านทานป้อนกลับ (R_F) มายังขอลินเวอร์ที่ดึงอินพุท โดยวงจรที่ใ้้นี้ เป็นวงจขยายกำลัง แบบไม่กลับเฟส มีอัตราขยายเท่ากับ 1

ในการออกแบบไฟเลี้ยง ให้กับวงจขยายกำลัง จะต้องคำนึงถึง ตักดาเอาท์พุทที่ตักคร่อมขดลวดไม่ให้อยู่ในสภาพที่ลุ่มตัว เพราะจะไม่สามารถควบคุมกระแสให้เปลี่ยนแปลงตามสัญญาณอินพุทได้

เนื่องจากสัญญาณควบคุมของขดลวดหักเหทางแนวนอนมีความถี่ต่ำ อัตราการเปลี่ยนแปลงของกระแสต่อการเปลี่ยนแปลงคาบเวลาของสัญญาณมีค่าน้อย จึงไม่มีปัญหาเรื่องตักดาเอาท์พุทที่เกิดจากการเหนี่ยวนำของขดลวด แต่สัญญาณควบคุมสำหรับขดลวดหักเหทางแนวตั้ง มีความถี่ที่สูง สำหรับสัญญาณรอสเตอร์จึงทำให้ตักดาที่ตักคร่อมขดลวดมีค่าสูงตามไปด้วย ณ. จุดนี้จึงต้องมีการออกแบบให้สัญญาณควบคุมขดลวดหักเหทางแนวตั้ง คือ สัญญาณรอสเตอร์ ซึ่งมีความถี่สูงให้มีขนาดของสัญญาณต่ำ ๆ เพื่อลดขนาดของการเปลี่ยนแปลงของกระแส



รูปที่ 4.26 วงจรขยายกำลัง ขับขดลวดห้กเท

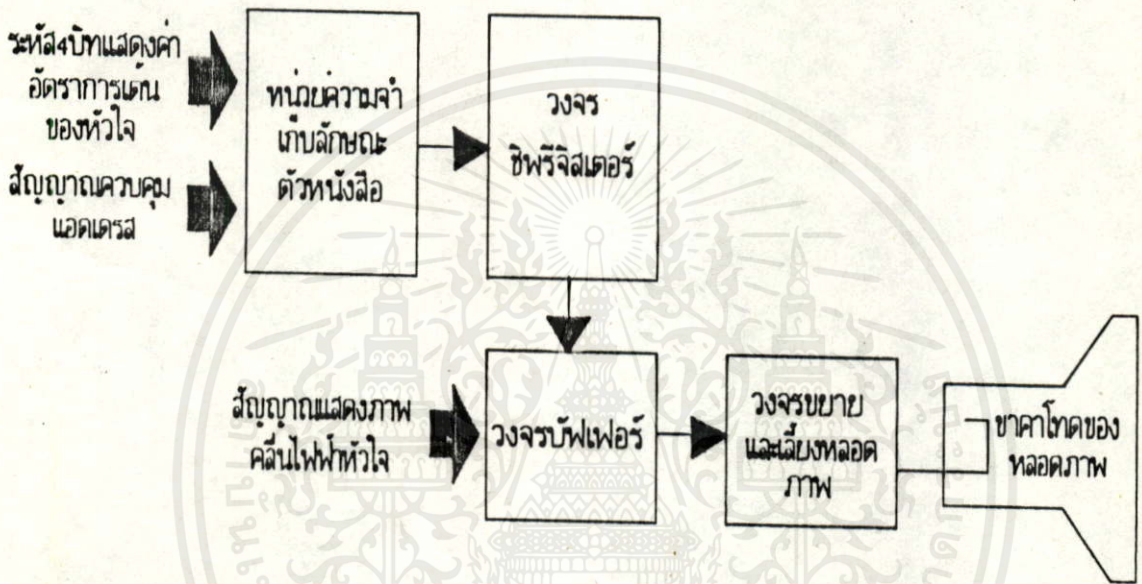
Title	BIO-E
Size	POWER AMPLIFIER
Document Number	B 25
REV	01
Date	JULY 3, 1990 Bhat

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ไม่ควรเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากทางมหาวิทยาลัย
 ไม่ควรนำข้อมูลไปใช้ในการค้าหรืออุตสาหกรรมโดยไม่ได้รับอนุญาตจากทางมหาวิทยาลัย

แต่ถ้าเพิ่มระดับไฟเลี้ยงให้มากเกินไป จะทำให้ทรานซิสเตอร์ขยายกำลังที่ภาคเอาต์พุตเกิดการสูญเสียมาก ทำให้เกิดความร้อนขึ้นกับเครื่อง โดยไม่จำเป็น

4.3.3 วงจรสร้างสัญญาณภาพและขยายสัญญาณภาพ (Video Generator and Video Amp)

สัญญาณภาพจะประกอบด้วยช่วงเวลาของการแสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และช่วงเวลาการแสดงผลตัวหนังสือ ดังรูปที่ 4.11 ซึ่งมีแผนผังการทำงานดังรูปที่ 4.27



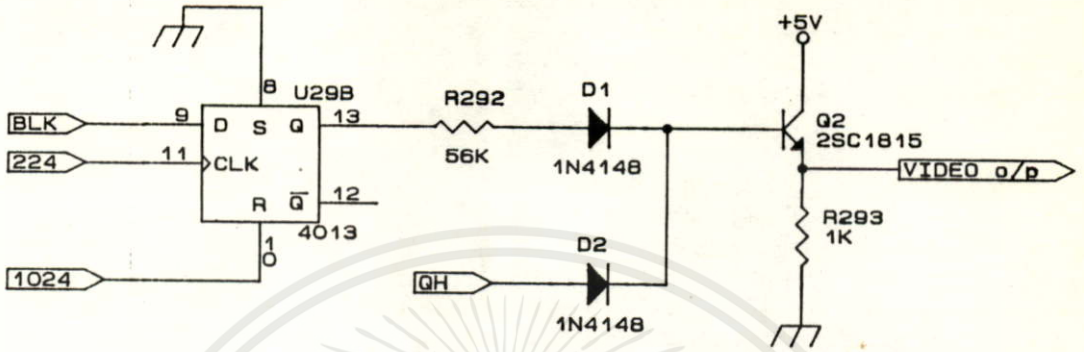
รูปที่ 4.27 แผนผังแสดงส่วนสร้างสัญญาณภาพ

เนื่องจากในช่วงเวลาการแสดงผล สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ เมื่อสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ผ่านเข้าวงจรขยายกำลังและหลอดทักเท จะเกิดการหน่วงเวลาขึ้น จนทำให้ในช่วงเวลาที่เริ่มแสดงสัญญาณที่ขอบทางด้านซ้ายของจอภาพ ยังเห็นเป็นเส้นสลับกลับอยู่ ซึ่งสามารถแก้ไขให้หมดไปได้ โดยกำหนดสัญญาณภาพในช่วงเวลานี้ให้มีคาบเวลาแคบกว่าช่วงเวลาจริง โดยใช้ไอซี U_{20B} เบอร์ 4013 ให้เริ่มแสดงสัญญาณภาพสว่างที่สัญญาณนาฬิกา ที่ 224-1023 ในขณะที่สัญญาณไฟฟ้าหัวใจ ที่ถูกแสดงจริง เริ่มตั้งแต่สัญญาณนาฬิกาที่ 200-1023 คือ ทำให้เวลามืดเพิ่มขึ้นอีก $24 \times 4 = 96 \mu S$ จะทำให้ไม่เห็นเส้นสลับกลับ

สัญญาณภาพในช่วงเวลาอื่น นอกจากช่วงที่แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ และแสดงตัวหนังสือจะเป็น 0 จึงสามารถต่อสัญญาณภาพทั้งสองนี้รวมกัน โดยสัญญาณภาพที่แสดงสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จะต่อผ่านตัวความต้านทาน $56K\Omega$ และไดโอด ส่วนสัญญาณภาพที่แสดงตัวหนังสือจะต่อผ่านไดโอดตัวเดียว เพราะต้องการให้สัญญาณที่แสดงตัวหนังสือมีความสว่างมากขึ้น เนื่องจากเวลาที่ใช้ในการแสดงสัญญาณแต่ละจุดที่

เป็นตัวหนังสือ น้อยกว่าเวลาที่แสดงเป็นสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ

สัญญาณทั้งสองนี้จะรวมที่ขาเบสของทรานซิสเตอร์ 2SC1815 ซึ่งต่อเป็นวงจรคอลเลคเตอร์ร่วม (Common Collector) เพื่อเป็นวงจรบัฟเฟอร์ให้กับภาคถัดไป ดังวงจรในรูปที่ 4.28



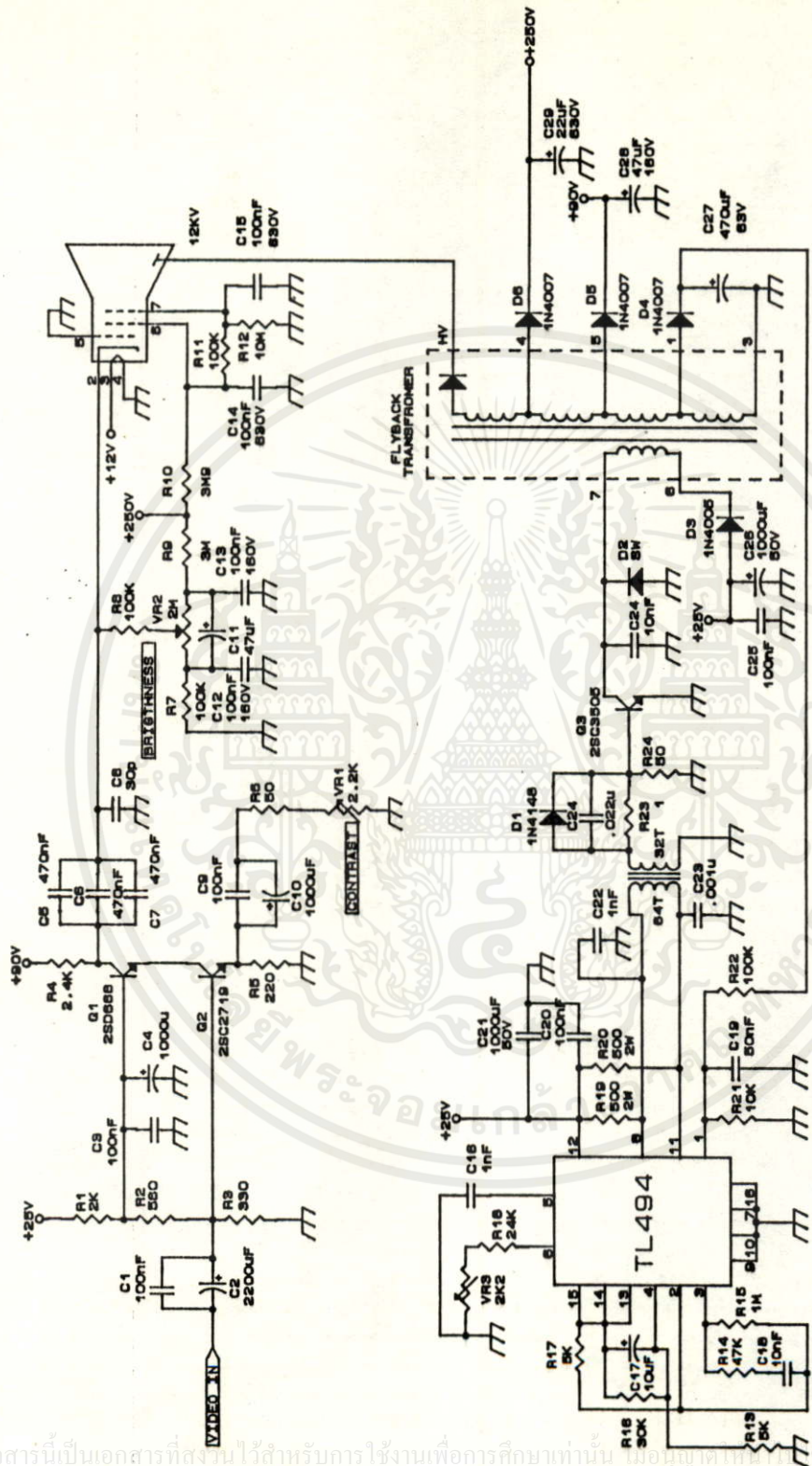
รูปที่ 4.28 วงจรสร้างสัญญาณภาพ

ในการใช้งานเมื่อไม่ต้องการให้แสดงครบทั้ง 4 ช่อง สามารถที่จะปิดสัญญาณภาพของแต่ละช่องได้ โดยการต่อไดโอดแบบเยอรมันเนียม (Germanium) ซึ่งมีความต่างศักย์ตกคร่อมต่ำ โดยให้ขั้วคาโทดต่อกับเอาต์พุทของ ไอซี U_{24B} อาโนดต่อผ่านสวิทช์ปิดภาพของแต่ละช่องตามลำดับ แล้วต่อสวิทช์มารวมกันที่จุดเดียว ซึ่งมีความต้านทาน 33 K Ω ต่อกับไฟเลี้ยง ดังรูปที่ 4.13

ถ้าต่อสวิทช์ปิดภาพในช่องใด สัญญาณที่จุดนั้นจะเป็น 0 ในเวลาแสดงช่องสัญญาณนั้น ซึ่งจะ ทำให้เอาต์พุทของ ไอซี U_{29B} และขั้วที่รีจิสเตอร์เป็น 0 ทำให้สัญญาณภาพของช่องนั้นมืดตลอดเวลาจนกว่าจะตัดสวิทช์ออก

สัญญาณภาพที่ผ่านวงจรบัฟเฟอร์แล้ว จะเป็นสัญญาณรวม (Composite Video) ซึ่งจะถูกขยายโดยวงจรขยายแบบอิมิตเตอร์ร่วม (Common Emitter) คาสเคดกับวงจรขยายเบสร่วม (Common Base) เพื่อปรับให้มีขนาดและระดับไฟตรงของสัญญาณพอเหมาะ ก่อนที่จะไปเข้าขั้วคาโทดของหลอดภาพ โดยสามารถปรับความคมชัด และความสว่างของภาพได้ โดยการปรับอัตราขยาย และระดับตีกวาดไฟตรงตามลำดับสาร์โดยอาศัยไฟเลี้ยงวงจรจากขดต่าง ๆ ของฟลายแบลคทรานส์ฟอร์มเมอร์ (Flyblack Transformer) ดังแสดงในรูปที่ 4.29

ไม่ว่ากรณีใดทั้งสิ้นอีกทั้งที่... เปลี่ยนเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.29 วงจรขยายสัญญาณภาพ และสร้างแรงดันไฟสูง

BIO-E	
Title	HIGHVOLTAGE
Size Document Number	27
REV	B
Date:	JULY 5, 1990 Sheet 01

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากทางผู้ประ โยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.4 วงจรสร้างแรงดันไฟสูง (High Voltage)

วงจรมีหน้าที่สร้างแรงดันไฟสูงไปที่ขั้วแอนโอดของหลอดภาพ ซึ่งจอภาพที่เครื่องนี้ใช้เป็นจอภาพ DISCO ,MODEL No.DM-1290MG เรืองแสงสีเขียว มีขนาด 12" ใช้ไฟสูงถึง 12 KV โดยสร้างจาก ไอซี เบอร์ TL494 สร้างพัลส์ให้กับทรานซิสเตอร์ 2SC3505 เพื่อขับฟลายแบลค ทรานฟอร์มเมอร์ (Flyblack Transformer) ทางขดลวดด้านไพรมารี (primary) โดยป้อนกลับศักดาไฟตรงซึ่งได้จากการเรกติไฟร์ของขดทางด้านเซคคันดารี (secondary) ของฟลายร์แบลคทรานฟอร์มเมอร์ กลับมาควบคุมความกว้างของพัลส์ เพื่อให้ได้แรงดันไฟสูงตามต้องการ โดยปรับความถี่ไว้ที่ความถี่เรโซแนนซ์ (resonant) ของฟลายร์แบลคทรานฟอร์มเมอร์

ทางด้านขดเซคคันดารีของฟลายร์แบลค ทรานฟอร์มเมอร์ ตัดที่ขดต่าง ๆ เมื่อผ่านวงจรเรกติไฟเออร์ (rectifier) แล้ว จะนำไปใช้เลี้ยงที่ขั้วหลอดชาต่าง ๆ รวมทั้งการปรับความสว่างของจอภาพ ดังวงจรในรูปที่ 4.29

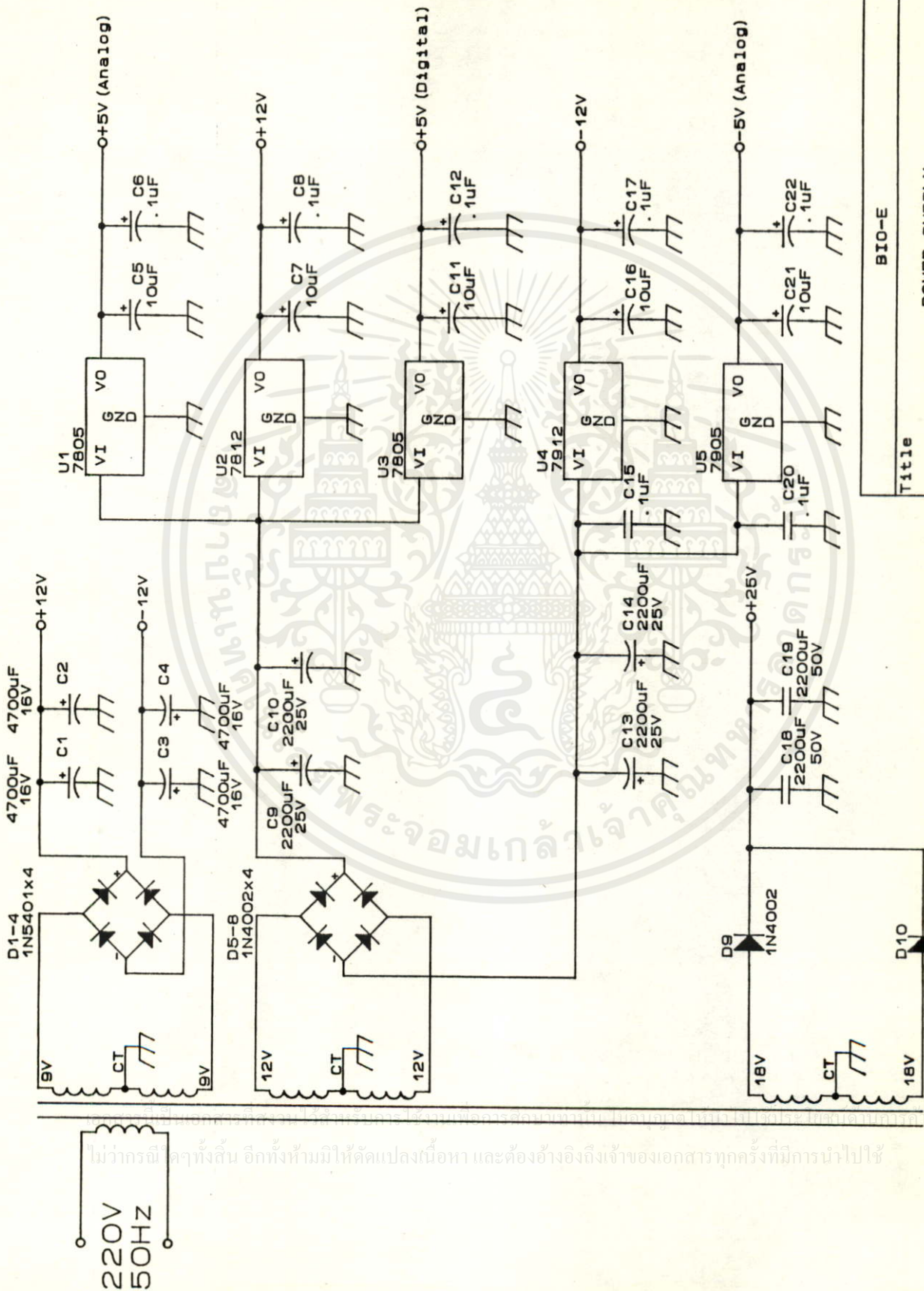
4.3.5 วงจรจ่ายไฟเลี้ยงให้กับเครื่องมอเนเตอร์ (Power Supply)

เนื่องจากเครื่องมอเนเตอร์แบบศูนย์กลางนี้ ได้ถูกออกแบบให้ไม่ต้องเคลื่อนย้ายบ่อยนัก ในการออกแบบวงจรไฟเลี้ยงทั้งหมด จึงไม่จำเป็นในเรื่องขนาดของวงจร และแหล่งพลังงานที่ใช้ คือ ไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V ซึ่งไม่จำเป็นในเรื่องของประสิทธิภาพของแหล่งจ่ายเท่าไรนัก จึงได้ออกแบบเป็นแหล่งจ่ายไฟแบบเชิงเส้น (Linear) ซึ่งมีการสูญเสียในตัวไอซีเรกกูเลเตอร์ (Regulator) พอสมควร โดยมีวงจรมีรูปที่ 4.30 มีการทำงานดังนี้

หม้อแปลงไฟฟ้ากระแสสลับ 220 V 50 Hz ทางด้านไพรมารี (primary) ซึ่งมีขดทางด้านเซคคันดารี (secondary) คือ 9V, 12V และ 18V เป็นแบบแท็ปกลาง (Center Tap) โดยมีรายละเอียดของแต่ละขดดังนี้

ขด 9 V (Center tap) ใช้วงจรบริดจ์เรกติไฟร์ (Bridge Rectifier) ได้ไฟตรง ± 12 V สำหรับจ่ายให้วงจรขยายกำลัง ภาคทรานซิสเตอร์ขยายกำลัง

ขด 12 V (Center tap) ใช้วงจรบริดจ์เรกติไฟร์ (Bridge Rectifier) ได้ไฟตรง ± 17 V แล้วผ่านวงจรเรกกูเลเตอร์ (Regulator) โดยไฟตรง +17 V ผ่าน ไอซี 7805 จำนวน 2 ตัว จะได้ไฟตรง +5 V ใช้จ่ายให้วงจรมอนิเตอร์และดีจิตอลสำหรับส่วนประมวลสัญญาณ และผ่าน ไอซี



220V
50HZ

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Title		BIO-E	
Size		POWER SUPPLY	
Document Number		19	
REV	A	REV	
Date:	July 3, 1990		Sheet of

รูปที่ 4.30 วงจรแหล่งจ่ายไฟเลี้ยง

7812 สำหรับวงจรขยายกำลัง ภาคขยายคัตตา (Voltage Amp) ส่วนไฟตรง -17 V จะผ่าน ไอซี 7905 ได้ไฟตรง -5 V จำยวงจรอนาล็อกและดิจิตอล และผ่าน ไอซี 7912 สำหรับวงจรขยายกำลัง ขด 18 V (Center tap) ใช้วงจรฟูลเวฟเรกติไฟร์ (Full Wave Rectifier) ได้ไฟตรง +25 V สำหรับวงจรสร้างแรงดันไฟสูง



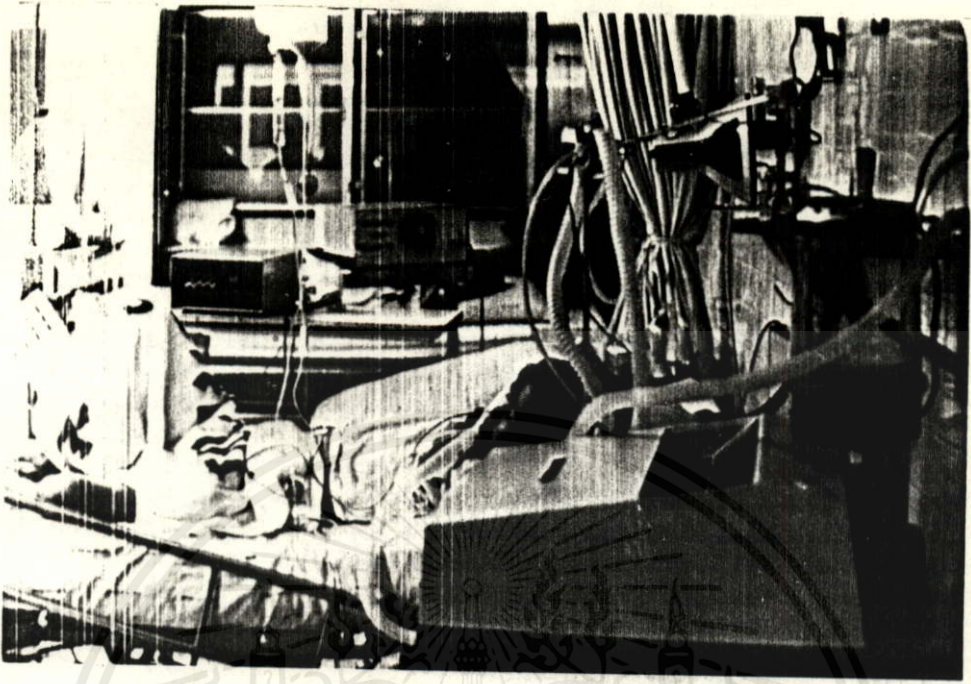
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5 สรุปผลจากการนำไปใช้งาน

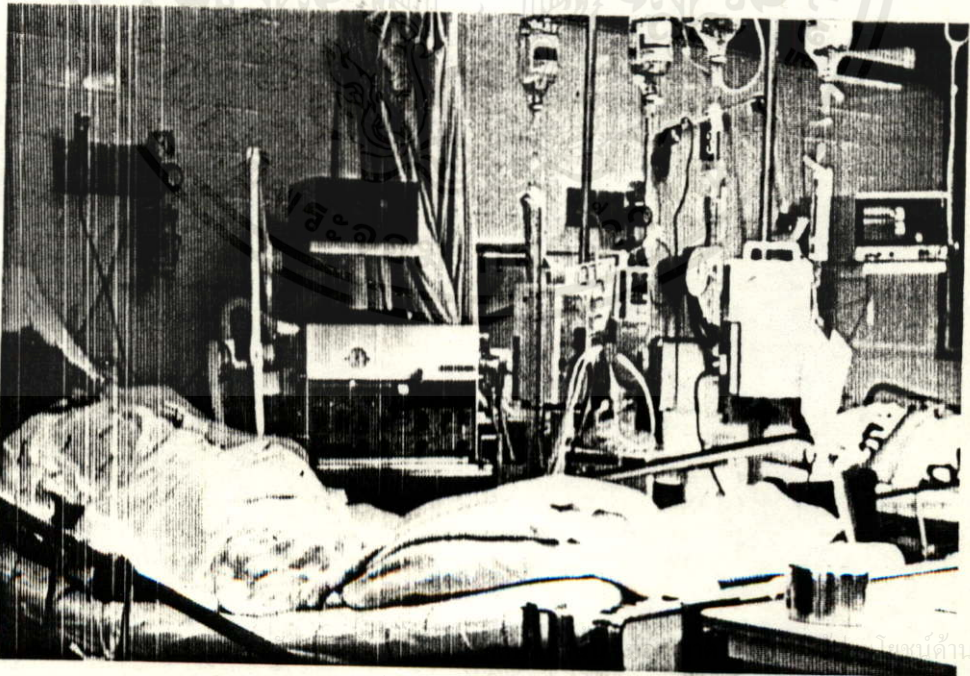
หลังจากที่ได้สร้างเครื่องต้นแบบเสร็จเรียบร้อยแล้ว ได้ทำการทดสอบเครื่องโดยใช้เครื่องสร้างสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator) และเครื่องสร้างคลื่นการหายใจ (Respiration Simulator) แทนผู้ป่วยจริง ๆ จนกระทั่งแน่ใจว่า สามารถใช้กับผู้ป่วยจริงได้โดยไม่มีปัญหา จึงได้นำไปทดลองใช้กับผู้ป่วยที่ ห้องผู้ป่วยหนัก ชั้น 3 ของหน่วยศัลยศาสตร์หัวใจ และทรวงอก ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ตั้งแต่เดือนมิถุนายน พ.ศ.2530 เป็นต้นมาจนถึงปัจจุบัน โดยในช่วงเวลานี้ ได้ทำการเก็บข้อมูลเพิ่มเติมมา เพื่อทำการปรับปรุงแก้ไขข้อบกพร่องต่าง ๆ และได้สร้างเครื่อง รุ่นที่ 2 และรุ่นที่ 3 ขึ้นมา นอกจากนี้ยังสร้างเครื่อง มอนิเตอร์ศูนย์กลางชั้นอีก 1 เครื่อง ซึ่งเป็นเครื่องสำหรับรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จากเครื่องมอนิเตอร์ข้างเตียง 4 เครื่อง มาแสดงพร้อมกัน

เมื่อสร้างเครื่องมอนิเตอร์ข้างเตียงรุ่นที่ 3 เสร็จ ได้มีโรงพยาบาลต่าง ๆ เป็นจำนวนมากติดต่อเข้ามา เพื่อนำไปใช้ประจำโรงพยาบาล ซึ่งขณะนั้นได้มีใช้อยู่ที่โรงพยาบาลนครราชสีมา โรงพยาบาลเปาโล โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า และคลินิกเอกชนบางแห่ง รวมทั้งทางภาคเอกชนได้ติดต่อนำเครื่องมอนิเตอร์นี้ ไปใช้ในการแสดงผล ของเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าหัวใจ จากต่างประเทศที่ไม่มีจอภาพแสดงผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.1 เครื่องต้นแบบเครื่องแรกทีสร้างขึ้น ขณะใช้งานที่ห้องผู้ป่วยหนัก ชั้น 3 โรงพยาบาลรามธิบดี

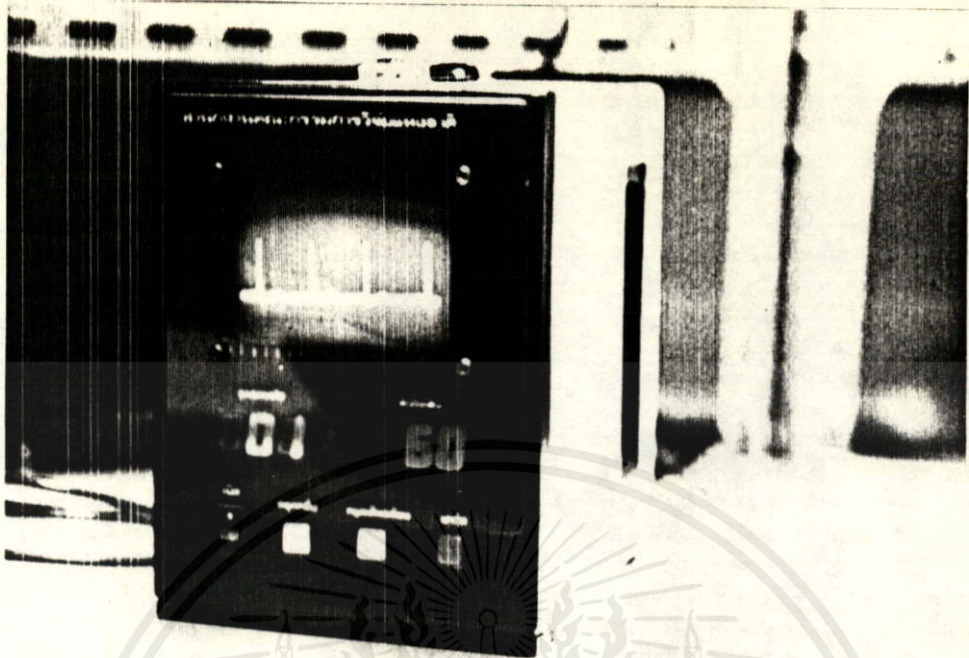


เอกสาร

โดยผ่านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.2 เครื่องต้นแบบ ที่ใช้กับผู้ป่วยอวัยวะหนึ่ง

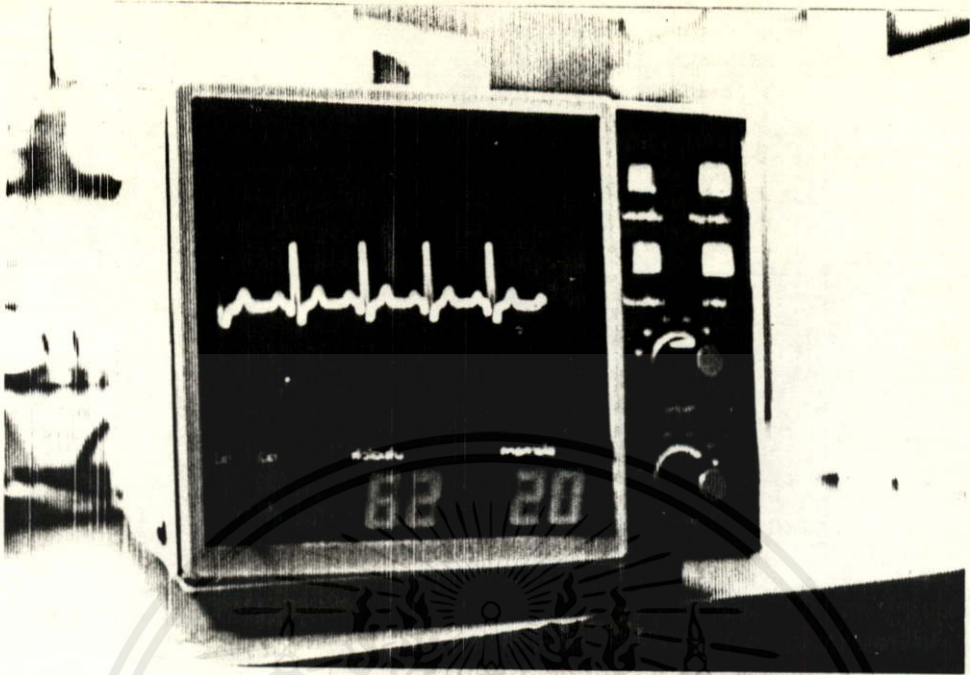


รูปที่ 5.3 รูปแบบเครื่องที่สร้างขึ้นใหม่ รุ่นที่ 2

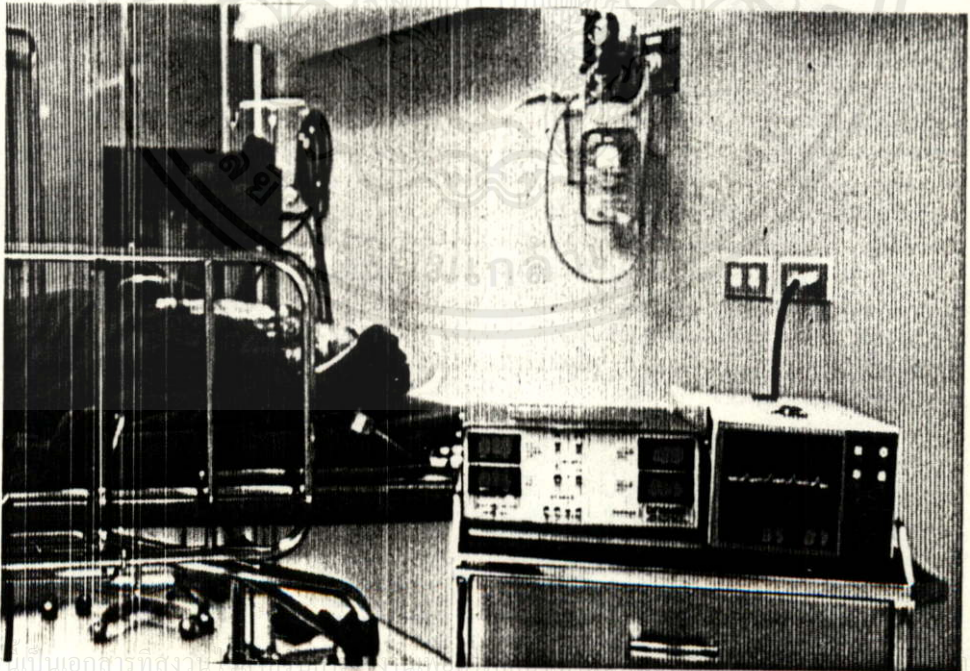


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.4 เครื่องที่สร้างขึ้นใหม่ รุ่นที่ 2 ใช้ที่โรงพยาบาลรามธิบดี



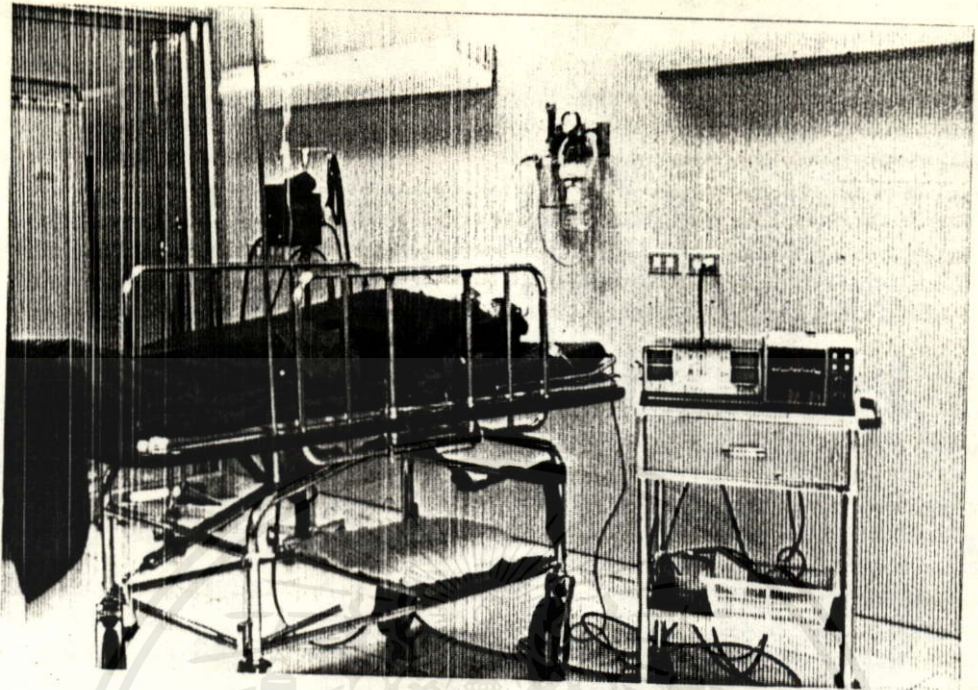
รูปที่ 5.5 รูปแบบเครื่องที่สร้างขึ้นในวันที่ 3



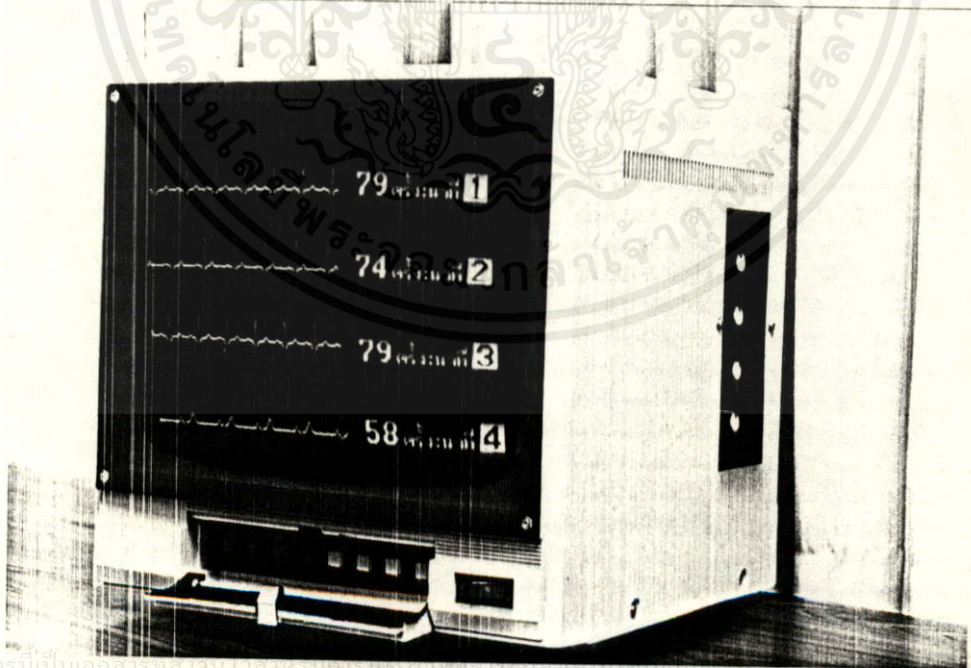
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ การคัดลอกโดยไม่ได้รับอนุญาตจะถือว่าผิดกฎหมาย

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 5.6 แสดงเครื่องที่สร้างขึ้นวันที่ 3 ใช้ที่โรงพยาบาลเปาโล เมฆมโฆลีเยน



รูปที่ 5.7 เครื่องที่ใช้ที่โรงพยาบาลเปาโล เมมโมเลีย



รูปที่ 5.8 เครื่องมอนิเตอร์ ศูนย์กลางที่สร้างขึ้น ใช้ที่โรงพยาบาลรามามาธิบดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับชมรมของโรงพยาบาลที่เกี่ยวเนื่องกับการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการใช้งานกับผู้ป่วย ในช่วงระยะเวลาดังกล่าว สามารถสรุปปัญหาที่เกิดขึ้นได้ดังนี้

1. ปัญหาเรื่องสายสำหรับนำสัญญาณจากอิลคโตรด ไปยังเครื่องชั่งรูดบ่อย ได้แก่โดยการนำกรอมหั้วต่อ (connector) ของสายนำสัญญาณคอมพิวเตอร์มาครอบเพื่อใช้แยกสายสัญญาณ ทำให้ไม่เกิดการชั่งรูดอีก

2. การใช้งานในห้องผู้ป่วยหนัก ซึ่งต้องใช้งานติดต่อกันเป็นเวลานาน โดยไม่มีการพักเครื่อง บางครั้งอาจจะเกิดปัญหาขึ้น เนื่องจากความร้อนที่เกิดจากตัวอุปกรณ์บนแผ่นวงจร และแผ่นระบายความร้อน ทำให้เครื่องไม่สามารถทำงานได้ จึงได้แก้ปัญหาด้วยการเจาะรูรอบ ๆ ตัวเครื่อง เพื่อระบายความร้อนให้ตัวอุปกรณ์ และได้ปรับปรุงวงจรบางอย่าง คือ วงจรในส่วนแหล่งจ่ายไฟ 20 V โดยเปลี่ยนภาคขับมือแปลงเอาท์พุทจากทรานซิสเตอร์ขยายกำลัง (Power Transistor) ซึ่งมีสัมประสิทธิ์อุณหภูมิเป็นบวก เป็นเฟ็ทขยายกำลัง (Power FET) ซึ่งมีสัมประสิทธิ์อุณหภูมิเป็นลบ ทำให้เครื่องสามารถทำงานได้โดยไม่มีปัญหา

3. ในบางครั้งจะไม่สามารถวัดอัตราการหายใจได้ เนื่องจากไม่สามารถติด อิลคโตรดตามตำแหน่งที่ถูกต้องได้ เพราะบริเวณนั้นมีแผลจากการผ่าตัด ซึ่งทางแพทย์ได้ให้คำแนะนำว่า อัตราการหายใจไม่จำเป็นในการวินิจฉัยทางด้านนี้

นอกจากปัญหาดังกล่าวแล้ว ผู้ใช้โดยยอมรับว่าเครื่องที่สร้างขึ้นนี้สามารถใช้งานได้ดี ดังมีความคิดเห็นของแพทย์ผู้ใช้งาน ดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โครงการวิจัย

สร้างเครื่องต้นแบบวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจ

แบบแสดงบนจอภาพใช้ในสนาม

(Design the Prototype of Portable Electrocardiographic Monitor ,
Cardiotacho-meter and Respiration Rate Meter)

สืบเนื่องจากโครงการวิจัย " เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ แรงดันโลหิต และการหายใจแบบสีรินธร 011, 021 และ 018 ใน พ.ศ. 2528 และ พ.ศ. 2529 " โดยความร่วมมือระหว่างหน่วยศิลาศาสตร์หัวใจและทรวงอก ภาควิชาศิลาศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์รามามธิบดี และ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง โดยรองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์ ร่วมกับข้าพเจ้า เป็นหัวหน้าโครงการ

โครงการนี้ ศาสตราจารย์ นายแพทย์ หม่อมราชวงศ์ กัลยาณกิติ์ กิติยากร ในฐานะที่ปรึกษาของโครงการ ได้ขอพระราชทานพระราชทรัพย์ส่วนพระองค์จาก สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดา ฯ สยามบรมราชกุมารี เพื่อให้จ่ายในโครงการนี้

ด้วยพระมหากรุณาธิคุณ ฯ ของ สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดา ฯ คณะผู้ทำการวิจัยได้ใช้เงินจากพระราชทรัพย์ส่วนพระองค์เป็นจำนวนทั้งสิ้น 700,000 บาท ในการสร้างเครื่องต้นแบบ " เครื่องบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ สีรินธร 011, 021 และ 018 " พร้อมทั้งได้ทดลองใช้กับผู้ป่วยใน ไอ.ซี.ยู.3 โรงพยาบาลรามามธิบดี จำนวนทั้งสิ้นกว่า 200 ราย

จากการทดลองใช้สรุปผล ได้ดังนี้

1. เส้นคลื่นไฟฟ้าหัวใจบนจอภาพยังมีการขาดตอน ไม่เรียบ และมีแสงยิบ ๆ ซึ่งต้องทำการแก้ไข
2. ค่าตัวเลขอัตราการเต้นของหัวใจยังคลาดเคลื่อนจากค่าจริงเป็นบางครั้ง สมควรรับการแก้ไข
3. ค่าอัตราการหายใจส่วนใหญ่มักจะ ไม่ตรงกับค่าจริง บางครั้งก็ตรงกับค่าจริง (แต่เป็นส่วนน้อย)
4. การบันทึกคลื่นแสดงค่าความดันโลหิตแดง ได้สร้างออกมาเป็น 2 แบบ

4.1. ส่วนของ Transducer membrane ทำด้วย silicone sheet เชื่อมติดกับส่วนของพลาสติก ได้นำมาทดลองใช้กับผู้ป่วย และใช้ได้ผล แต่เนื่องจากเป็นแบบที่สร้างขึ้นด้วยมือ (hand make) ต้องใช้เวลามาก และประกอบกับผู้ทำ ไม่มีเวลาพอ จึงไม่สามารถทำขึ้นมาหลายชิ้นได้ จำต้องตัดแปลงให้ใช้เครื่องมือผลิตขึ้นมาในโอกาสต่อไป เพื่อลดเวลาที่ใช้และผลิตเป็นจำนวนมากได้

4.2. ส่วนของ pressure transducer ใช้โลหะทองเหลืองเป็นส่วนประกอบ ซึ่งไม่เหมาะที่จะใช้ต่อกับสายน้ำเกลือ ที่ต้องต่อเข้ากับหลอดเลือดของผู้ป่วย จำเป็นต้องใช้โลหะอื่นแทน เช่น stainless steel (เบอร์ 316 หรือ 316 L) หรือ ถ้าใช้เป็นพลาสติกได้จะเหมาะสมกว่า เพราะมีน้ำหนักเบา

5. ระบบการส่งผ่านทางคลื่นวิทยุ (telemetry system) ยังมีข้อขัดข้องบ่อย ต้องทำการพัฒนาต่อไปอีก

จากข้อมูลเหล่านี้ ทางคณะผู้ทำการวิจัยได้ทดลองหาวิธีแก้ไขเรื่องที่ 1 เกี่ยวกับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และประสบความสำเร็จ ได้ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เป็นเส้นเรียบ และแสงยิบ ๆ หายไป มีลักษณะเหมือนของมาตรฐานจากต่างประเทศ

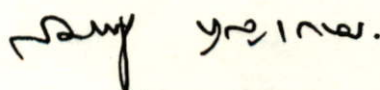
ทางรองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์ และคณะ จึงได้เริ่มโครงการใหม่ คือ " โครงการวิจัยสร้างเครื่องต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และอัตราการหายใจ แบบแสดงผลบนจอภาพ ใช้ในสนาม (Design the Prototype of Portable Electrocardiographic Monitor , Cardiotacho-meter and Respiration Rate Meter) " โดยได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากสภาวิจัยแห่งชาติ

และได้ทำการทดลองกับผู้ป่วยที่ ไอ.ซี.ยู.3 โรงพยาบาลรามาธิบดี ตั้งแต่เดือนมิถุนายน 2530 เป็นต้นมาจนถึงปัจจุบัน (พฤศจิกายน 2531) ได้ทดลองไปจำนวนกว่า 100 ราย พบว่า

1. ลักษณะคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน ใกล้เคียงกับของต่างประเทศ เป็นเส้นเรียบ ไม่มีแสงยิบ ๆ
2. อัตราการเต้นของหัวใจ ได้รับการแก้ไขให้ถูกต้องแล้ว
3. อัตราการหายใจ ค่าที่ได้ถูกต้องแล้ว นอกจากนี้ในกรณีที่ติดอิเล็กโทรดในตำแหน่งที่ไม่ตรงกับที่แนะนำไว้ ซึ่งเป็นปกติสำหรับการวัดด้วยวิธีนี้

สำหรับเครื่องต้นแบบสนามที่มีแบตเตอรี่ ซึ่งขณะที่เคลื่อนย้ายผู้ป่วยไม่ต้องต่อกับไฟเอ ซี (ไฟบ้าน) สามารถเปิดเครื่องได้นานเกิน 2 ชั่วโมง นับว่ามีประโยชน์ต่อผู้ป่วยหนักในเวลาเคลื่อนย้ายผู้ป่วยจากห้องผ่าตัดไปยังห้อง ไอ.ซี.ยู.

โดยสรุปแล้ว เครื่องรุ่นใหม่นี้สามารถนำไปใช้เป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยหนัก ในการแสดงคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ตลอดเวลาได้ดี



(นายแพทย์ สมบูรณ์ บุญเกษม)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า มิใช่เพื่อให้บริการปรึกษาแนะนำด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และเผยแพร่ข้อมูลนี้โดยไม่ได้รับอนุญาตจากกรมการแพทย์

หน่วยศัลยศาสตร์หัวใจและทรวงอก
ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์รามาธิบดี

กิตติกรรมประกาศ

ในการทำวิทยานิพนธ์ เรื่อง ระบบมอนิเตอร์ สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก นี้ ผู้จัดทำได้รับคำแนะนำ และคำปรึกษาในด้านเทคนิคต่าง ๆ ทางวิศวกรรมจากรองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์ พิชัย คูศิริวาณิชกร อาจารย์ประภากร สุวรรณะ ตลอดจนเพื่อนนักศึกษาปริญญาโท ส่วนข้อมูลและคำแนะนำทางด้านการแพทย์ ตลอดจนความช่วยเหลือในการทดลองใช้เครื่องมือนี้ที่ห้องผู้ป่วยหนัก ได้รับจากรองศาสตราจารย์ นายแพทย์ สมบูรณ์ บุญเกษม และพยาบาลในห้องผู้ป่วยหนัก หน่วยศัลยศาสตร์หัวใจและทรวงอก ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี และคำแนะนำในการปรับปรุงเครื่องจากพยาบาลของโรงพยาบาลเปาโล เมมโมเลี่ยน

จึงขอแสดงความขอบคุณเป็นอย่างยิ่งมา ณ. ที่นี้

ยuthana คัดใจเดียว

ผู้จัดทำ

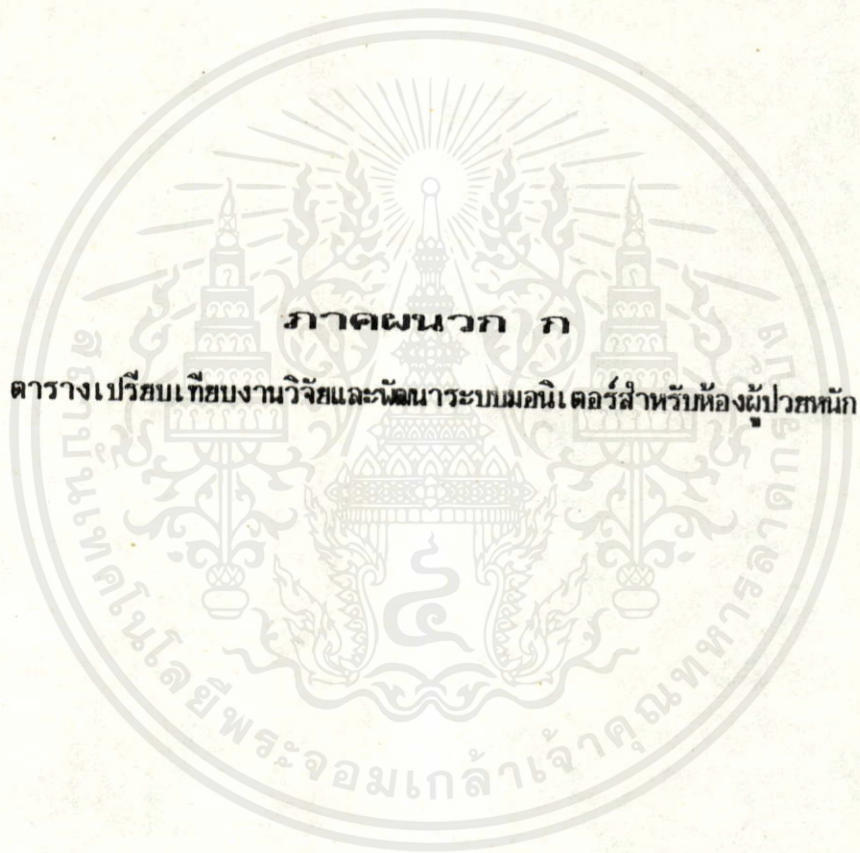
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม

1. Mervin J.Goldman , " Principles of Clinicle Electrocardiography " , Maruzen Asia Edition , Lange Medical Publications , Maruzen Company Limited , 1976.
2. Stephen Scheidt, " Basic Electrocardiography : Lead,Axes,Arrhythmias " , Clinical Symposia , Volume 35 , Number 2 , 1983.
3. Harry E.Thomas , " Handbook of Biomedical Instrumentation and Measure-ment " , Prentice-Hall , 1974.
4. Willis J.Tompkins and John G.Webster , " Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation " , Prentice-Hall , 1981.
5. John R.Cameron and James G.Skofronick , " Medical Physics " , John Wiley & Sons , 1978.
6. Barry N.Feinberg , " Applied Clinical Engineering " , Prentice-Hall , 1986.
7. S.J.Cahill and G.McClure, "A Microcomputer-Based Heart-Rate Variability Monitor" , IEEE Transactions on Biomedical Engineering , Vol. BME-30 , No.2 , pp.87-92 , February 1983.
8. Technical Education Research Centers, "Operation & Measurement Series, Electrocardiography" , Cat.No.SW-8259, P.8, 1975.
9. Howard M. Yanof , "Biomedical Electronics" , Davis, Philadelphia, PP.291-335, 432-437, 1972.
10. Hironami Kubota , "Patient Monitoring Systems Input and Sensor Technology" , Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering" , Vol.22 No.7 , PP.523-528 , December 1984.

11. Yushiro Kuratomi and Shiro Kira, "Respiratory Monitoring in Respiratory Care Unit", Japanese Journal of Medical Electronics and Biological Engineering", Vol.22 No.7, PP.482-489, December 1984.
12. M. Sangworasilp, P. Koosirivanichakorn, K. Chitsakul, R. Veerapong, S. Boonkasem, K. Kitiyakara, "Microcomputer-based Bedside Monitor", 3rd. Symposium on Biomedical Engineering, NUS, PP.168-177, 1986.
13. นาย พิชัย คูศิริวานิชกร, "การใช้ระบบไมโครคอมพิวเตอร์ในเครื่องไอ.ซี.ยู.มอนิเตอร์", วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2529
14. นาย เรืองชัย วีระพงษ์, "ระบบแสดงสัญญาณจากร่างกายผู้ป่วย สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก", วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปีการศึกษา 2531
15. รศ. มนัส สังวรศิลป์, รศ.นพ. สมบูรณ์ บุญเกษม, นายประภากร สุวรรณะ, นายเรืองชัย วีระพงษ์, นายยุทธนา คิดใจเดี่ยว, นายวิสุทธิ์ ฟิลุลวรางกูร, นายพลศาสตร์ เลิศประเสริฐ, "สร้างเครื่องต้นแบบเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ อัตราการเต้นของหัวใจ และ อัตราการหายใจ แบบแสดงบนจอภาพใช้ในสนาม", รายงานวิจัยได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยเพื่อพัฒนาเศรษฐกิจและสังคมด้วยวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ประจำปีงบประมาณ 2529 และ 2530 โดยห้องวิจัยอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง พ.ศ. 2530

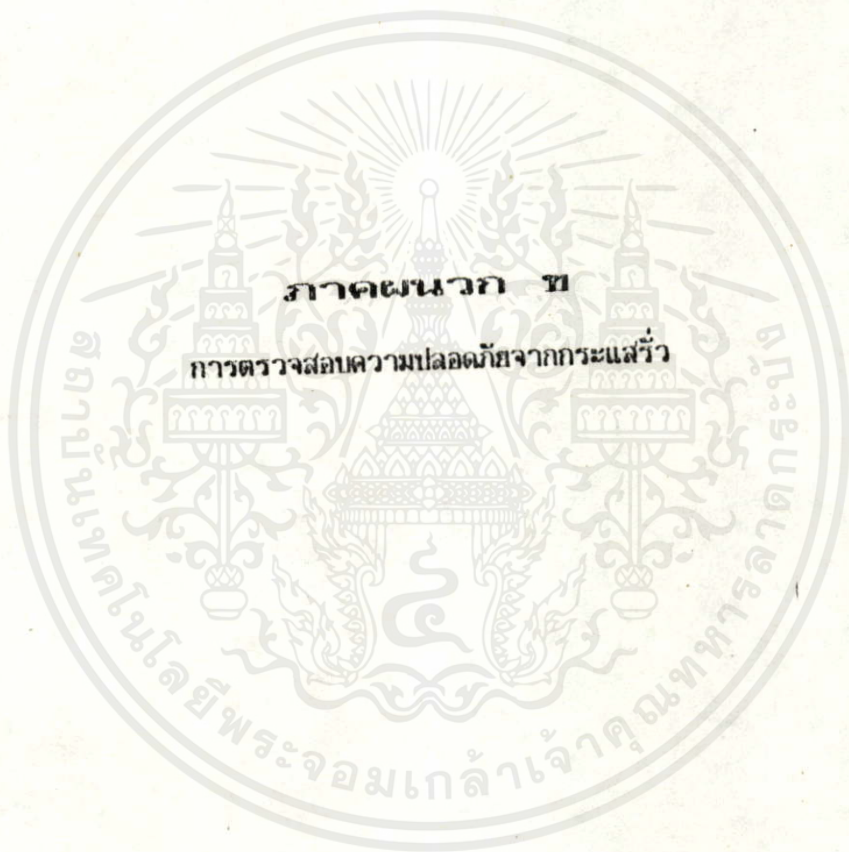
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางเปรียบเทียบงานวิจัยและพัฒนาาระบบมอนิเตอร์สำหรับผู้ป่วยหนัก

งานวิจัย ที่ขอเปรียบเทียบ	วิทยาลัยการศึกษาศึกษา 2529 เรื่องการระบบไมโครคอมพิวเตอร์ ในเครื่องเอ็ชเอ็มเอ็ด	วิทยาลัยการศึกษาศึกษา 2531 เรื่องระบบแสดงสัญญาณจากร่างกาย ผู้ป่วยสำหรับผู้ป่วยหนัก	วิทยาลัยการศึกษาศึกษา 2532 เรื่องระบบมอนิเตอร์ สำหรับห้องผู้ป่วยหนัก
ระบบการแสดงผล	ใช้ระบบการแสดงผลของเครื่อง ไมโครคอมพิวเตอร์แอปเปิ้ลทู ในโหมดกราฟฟิก ซึ่งสามารถ แสดงผลได้ทั้งรูปคลื่นสัญญาณ และตัวอักษรบนจอมอนิเตอร์ เดียวกันได้ แต่เนื่องจากความ ละเอียดของการแสดงผลต่ำ จึงทำให้ภาพของรูปคลื่นสัญญาณ มีรายละเอียดน้อยและรูปร่าง ของสัญญาณไม่ต่อเนื่อง รวม ทั้งมีสัญญาณรบกวนด้วย	ยังคงใช้ระบบการแสดงผลของเครื่อง ไมโครคอมพิวเตอร์แอปเปิ้ลทูใน การแสดงตัวอักษร ส่วนของรูปคลื่น สัญญาณได้ปรับปรุงให้แสดงผลต่อเนื่อง เพิ่มขึ้น โดยวิธีการแปลงสัญญาณ จากร่างกายให้เป็นสัญญาณวีดีโอแล้ว นำมารวมกับสัญญาณวีดีโอของเครื่อง คอมพิวเตอร์ เพื่อแสดงแถบจอต่อไป รูปคลื่นสัญญาณที่แสดงด้วยวิธีนี้รูปร่าง ที่ต่อเนื่องและมีรายละเอียดสูง มีการกระพริบของสัญญาณอยู่ เนื้อหาก การรวมของสัญญาณวีดีโอทั้งสอง	การแสดงผลให้หลักการของการ หักเหของลำอิเล็กตรอนเหมือน การแสดงสัญญาณบนจอสีโคป โดยนำสัญญาณจากร่างกายมา เขียนบนลำอิเล็กตรอนให้เกิดเป็น รูปคลื่นสัญญาณปรากฏบนจอภาพ ทำให้ได้ภาพของรูปคลื่นสัญญาณ ที่ต่อเนื่องและคมชัดขึ้น ส่วนการ แสดงตัวเลขจะใช้โคโอดเปลงแสง พร้อมกัน
ขนาดของเครื่อง	ขนาดค่อนข้างใหญ่ (ขนาด เท่ากับเครื่องไมโครคอมพิวเตอร์ แอปเปิ้ลทู)	ขนาดของเครื่องเล็กกว่าเดิม เนื่องจากการลดส่วนของเครื่อง ไมโครฯ ที่ไม่ได้ใช้และลดขนาด ของจอภาพลง	ขนาดใกล้เคียงกับมอนิเตอร์ขนาด 12 นิ้ว
แหล่งจ่ายไฟของเครื่อง	ใช้แหล่งจ่ายไฟจากเครื่องไมโคร คอมพิวเตอร์แอปเปิ้ล	ใช้แหล่งจ่ายไฟจากระบบไฟฟ้าบ้าน	ใช้กับระบบไฟฟ้าบ้าน



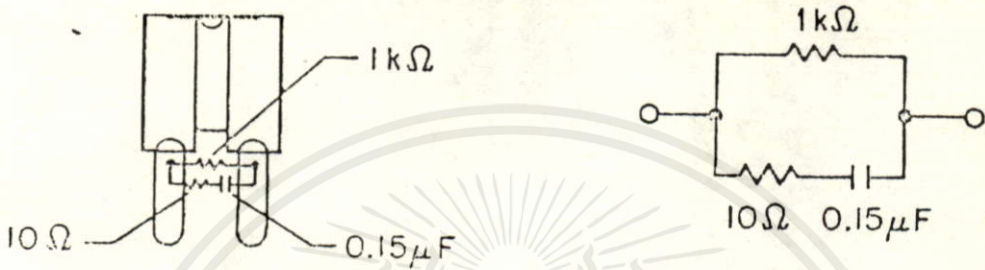
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การตรวจสอบความปลอดภัยจากกระแสรั่ว (ในส่ววงจรรับสัญญาณจากร่างกาย)

วิธีที่ใช้ในการวัดกระแสรั่วเป็นวิธีของเครื่อง HEWLETT PACKARD Model 78801A

อุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดมีดังนี้

- ดิจิตอล โวลท์มิเตอร์
- TEST LOAD (ตัวความต้านทาน 1k Ω 1%, 10 Ω 1%, ตัวเก็บประจุ 0.15 μ F)



- สายกราวด์



- ตัวความต้านทาน 1 M Ω

กระแสรั่วที่วัดได้ = ค่าที่อ่านจากโวลท์มิเตอร์/1000 (กระแสรั่วควรจะน้อยกว่า 10 μ A)

การวัดมีอยู่ 3 แบบ

1. การวัดกระแสรั่วไหลจากวงจรรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลงกราวด์ (Patient Lead Leakage Current to Ground)

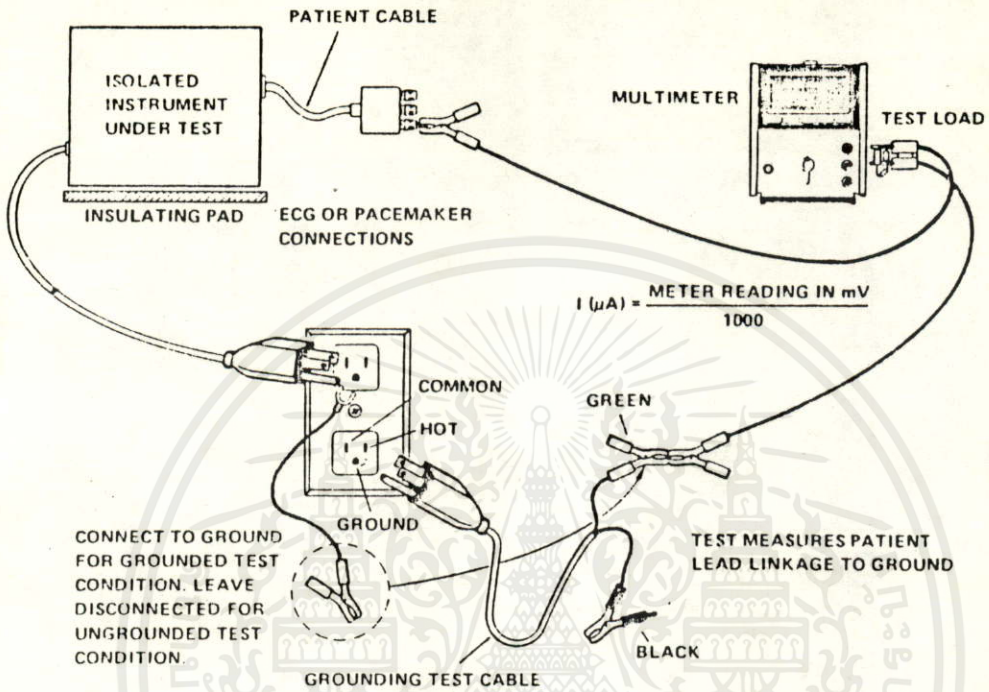
วิธีวัดแสดงในรูปที่ 1 ทำการวัดในแต่ละสายรับสัญญาณ โดยวัดทั้ง AC และ DC ในเงื่อนไขต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใด (1) สัมผัสต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- (2) แทะต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน

- (3) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน
 (4) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน



รูปที่ 1 การวัดกระแสรั่วไหลจากวงจรรับสัญญาณไฟฟ้าหัวใจลงกราวด์

กระแสรั่วที่วัดได้ $\approx 5 \mu A$

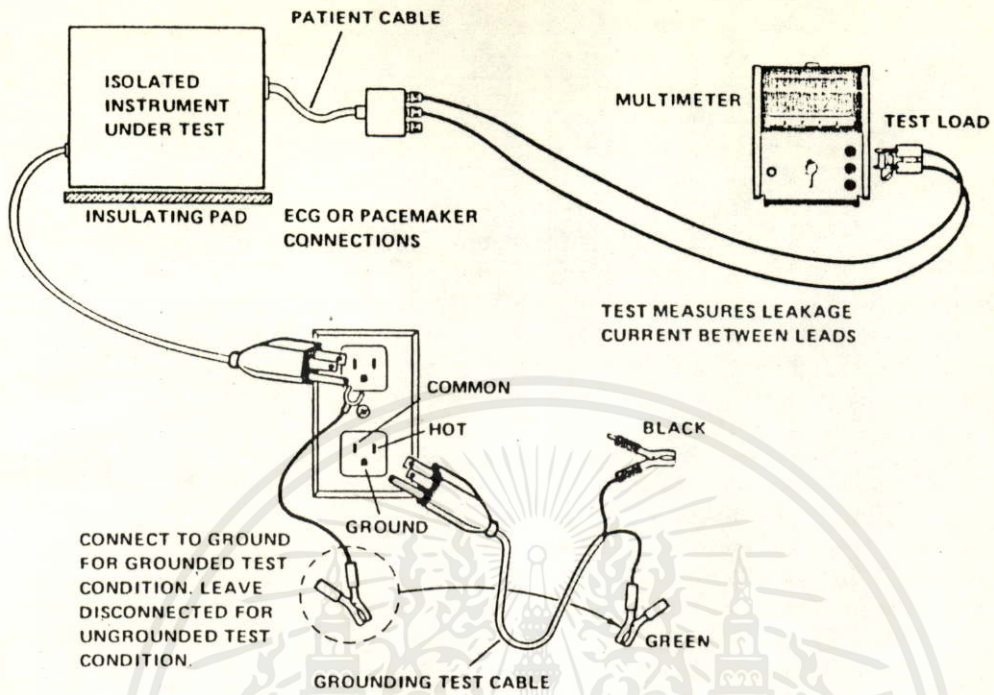
2. กระแสรั่วระหว่างสายรับสัญญาณ (Leakage Current Between Patient Leads)

วิธีวัดแสดงในรูปที่ 2 วัดแต่ละคู่ของสายรับสัญญาณ โดยวัดทั้ง AC และ DC ในเงื่อนไข

ข้อต่อไปนี้เป็น

- (1) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน
- (2) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน
- (3) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขั้วมาตรฐาน
- (4) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิใช่เพื่อให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะผิด (4) แทนไม่ต่อกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขั้วมาตรฐาน ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2 การวัดกระแสรั่วระหว่างสายรับสัญญาณ

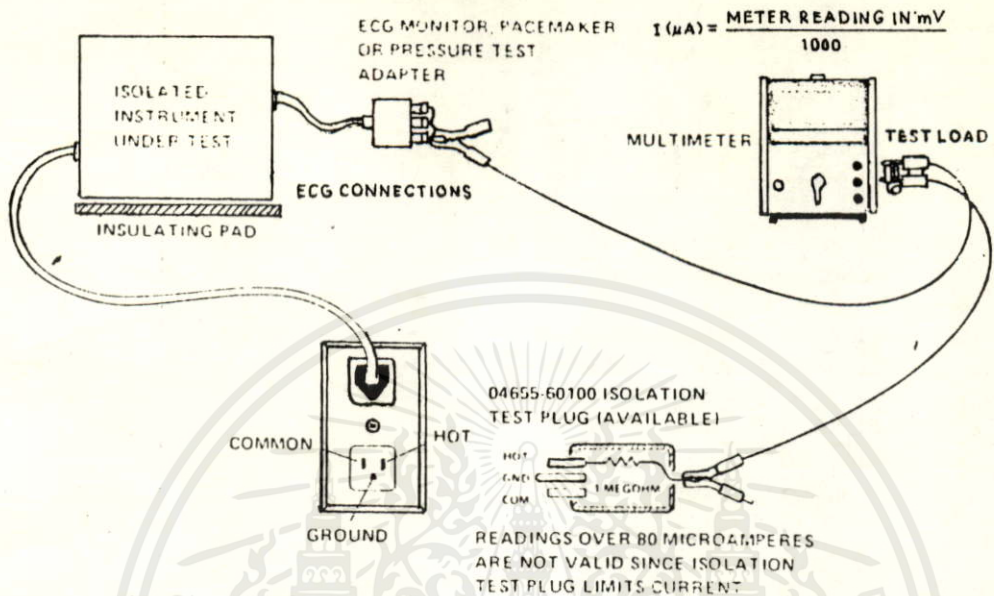
กระแสรั่วที่วัดได้ $\approx .1 \mu A$

3. กระแสรั่วจากไฟ AC 120 V (Leakage Current with 120 Volts Applied)

วิธีวัดแสดงในรูปที่ 3 ต่อสายรับสัญญาณเข้าด้วยกัน จ่ายไฟ 120 V (AC) ผ่านความต้านทาน 1 M Ω แล้ววัดตามเงื่อนไขข้างนี้

- (1) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบตามขีดมาตรฐาน
- (2) แทนต่อลงกราวด์ และสายจ่ายไฟเสียบกลับขีดมาตรฐาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3 การวัดกระแสรั่วจากไฟ AC 120 V

กระแสรั่วที่วัดได้ $\approx 5 \mu A$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้