ห้องสมุดบัณฑิตวิทยาลัย สจล.

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ

The QRS-Inhibited Ventricular Demand Pacemaker

ประภากร สุวรรณะ

PRAPAKORN SUWANNA

อาจารย์ที่ปรึกษา

รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์

ADVISOR

ASSOCIATE PROFESSOR MANUS SANGWORASILP

วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2530

ACCESSION NO. 00054

DATE 23 MAR 1990

CALL NUMBER.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบาญ

		หน้า
บทคัดย่อ		ก
Abstract		ข
บทที่ 1	บทนำ	1
บทที่ 2	เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ	3
	2.1 ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซล	3
	2.2 การทำงานของหัวใจ	8
	2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	11
	2.4 การรักษาโรคหัวใจโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า	14
	2.5 ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ	15
	2.6 สายต่อและขั้วไฟฟ้า	17
	2.7 แหล่งจ่ายพลังงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ	19
	2.8 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ	22
บทที่ 3	การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่	31
	3.1 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI	31
	3.2 บล็อกไดอะแกรม	36
	3.3 ออปเปอร์เรชันแนลแอมปลิไฟเออร์ชนิดโปรแกรมได้	38
	3.4 ออสซิลเลเตอร์และวงจรหารความถี่	41
	3.5 โมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์	42
	3.6 วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	47

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI
ซึ่งสามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรงและอัตราของการกระตุ้น 53
4.1 บล๊อกไดอะแกรม 53
4.2 การออกแบบวงจรกระแสเอ๊าท์พุทคงที่ 55
4.3 การออกแบบวงจรควบคุมอัตราการกระตุ้นและวงจรสร้างพั้ลส์กระตุ้น 59
4.4 การออกแบบวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 65
4.5 วงจรภาคจ่ายไฟ 67
บทที่ 5 การทดลองใช้กับผู้ป่วยและสรุปผล 71
5.1 เครื่อง ฯ ซึ่งให้อัตรากระตุ้นคงที่ 71
5.2 เครื่อง ฯ ซึ่งสามารถปรับค่าต่าง ๆ ได้ 90
5.3 สรุป 96

ภาคผนวกที่ 1 เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 99
ภาคผนวกที่ 2 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของอุปกรณ์ในวงจร 105

กิตติกรรมประกาศ 120
เอกสารอ้างอิง 121

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบาญตำย่อ

C	ความเข้มข้นของไอออน
c	ค่าความจุไฟฟ้า
E	ค่าความต่างศักย์ของเซล
F	ค่าคงที่ของฟาราเดย์
f	ความถี่
I, i	กระแส
N	ค่าสูงสุดของวงจรนับ
P	อัตราการกระตุ้น
Q	ประจุ
R	ค่าคงที่ของก๊าซ
R	ความต้านทาน
R_N	อัตราการกำเนิดคลื่น
T	อุณหภูมิ
T_C	คาบเวลาของสัญญาณนาฬิกา
T_P	คาบเวลาของการกระตุ้น
T_R	คาบเวลาดื้อ
t_o	ค่าเวลาที่วงจรโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อคืนสู่สถานะเดิม
t_w	ค่าเวลาคงที่ของวงจรโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อ
t_{oP}	ค่าเวลาที่วงจรโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้นคืนสู่สถานะเดิม
t_{wP}	ค่าเวลาคงที่ของวงจรโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้น
V, v	ศักดาไฟฟ้า
Z	วาเลนซีของไอออน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ

(The QRS - Inhibited Ventricular Demand Pacemaker)

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้ เป็นการออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI ซึ่งเป็นเครื่องอิเลคทรอนิคส์ที่ใช้ในการรักษาโรคหัวใจที่เกิดจากสาเหตุระบบนำไฟฟ้าของหัวใจผิดปกติ ประกอบด้วยวงจรสร้างพัลส์ไฟฟ้าช่วงแคบกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ และวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเครื่องนี้จะปล่อยกระแสออกไปก็เฉพาะเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ โดยขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจห้องล่างขวาจะทำหน้าที่ทั้งเป็นขั้วไฟฟ้าปล่อยกระแสกระตุ้นและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรที่ใช้จะต้องเป็นวงจรที่ใช้กระแสต่ำ เครื่องต้นแบบได้นำไปทดลองใช้กับผู้ป่วยที่โรงพยาบาลรามาธิบดีแล้ว เป็นจำนวน 7 ราย ซึ่งสามารถใช้งานได้ดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The QRS - Inhibited Ventricular Demand Pacemaker

Abstract

The thesis describes the design of the QRS-Inhibited ventricular demand pacemaker. A pacemaker is an electronic apparatus used in a heart disease therapy that causes by abnormal conduction system of a heart. The pacemaker consists of a narrow pulse generator for stimulating the heart muscle and an ECG detector. The pacemaker dilivers a pulse to stimulate the heart only if the heart rate is slower than desire. An electrode in the right ventricle serves two functions, delivering a stimulating pulse and sensing the ECG. All of the circuits must consume current as little as possible. The prototype was tested at Ramathibodee hospital in seven patients, giving a satisfactory result.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Pacemaker) เป็นเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้สำหรับการรักษาโรคหัวใจที่เกิดจากสาเหตุระบบนำไฟฟ้าของหัวใจบกพร่อง วงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้จะต้องเป็นวงจรที่ใช้กระแสต่ำมาก ๆ เพื่อให้มีอายุใช้งานได้นาน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจะทำหน้าที่สร้างพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ อาจจะมีวงจรที่สำหรับตรวจจับการทำงานของหัวใจรวมอยู่ด้วย เพื่อให้การทำงานของเครื่องสัมพันธ์กับการเต้นโดยธรรมชาติ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ได้ทดลองออกแบบสร้างขึ้นมานี้ เป็นแบบที่เรียกว่า แบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI(QRS-Inhibited Ventricular Demand Pacemaker)ซึ่งเครื่องจะปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจก็ต่อเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยช้ากว่าที่กำหนด (โดยทั่วไป คือ 72 ครั้งต่อนาที) ถ้าหัวใจผู้ป่วยสามารถเต้นได้เองโดยธรรมชาติในอัตราที่เร็วกว่ากำหนด เครื่องจะไม่ทำงาน

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI นี้ เป็นแบบที่สามารถนำมาใช้ในการรักษาได้อย่างกว้างขวาง ราคาที่สั่งซื้อจากต่างประเทศสูงกว่า 40,000 บาท (1,500 เหรียญสหรัฐ) และชุดของสายต่อและขั้วไฟฟ้า ราคาประมาณ 6,000 บาท ในผู้ป่วยโรคหัวใจซึ่งมีความจำเป็นจะต้องใช้เครื่อง ฯ แต่ขาดแคลนทุนทรัพย์ก็จะทำให้เกิดปัญหาในแง่การให้การรักษา ถ้าสามารถผลิตขึ้นได้เองภายในประเทศก็จะมีประโยชน์ต่อผู้ป่วยอย่างมาก วิทยานิพนธ์นี้ได้อธิบายถึง การออกแบบสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ทั้งแบบอัตรากระตุ้นคงที่ และแบบที่ปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรง และอัตราการกระตุ้นได้ ซึ่งได้นำไปทดลองใช้กับผู้ป่วยแล้วเป็นจำนวน 7 ราย

ในบทที่ 2 จะได้อธิบายถึงปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซล การทำงานของหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ และการทำงานแบบต่าง ๆ ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

บทที่ 3 เป็นรายละเอียดในการออกแบบสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่ คุณสมบัติบางประการที่ต้องคำนึงถึงในการออกแบบ และการออกแบบวงจรต่าง ๆ โดยพยายามทำให้วงจรใช้กระแสต่ำ ๆ มีขนาดเล็ก และอุปกรณ์ที่ใช้ เป็นอุปกรณ์พื้นฐานที่หา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ง่าย สามารถสร้างขึ้นใช้งานได้จริง และในบทที่ 4 จะเป็นการออกแบบสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ที่สามารถปรับค่า ความไวในการรับสัญญาณ ความแรงและอัตราของการกระตุ้น โดยพยายามทำให้วงจรใช้กระแสต่ำ ๆ เช่นเดียวกัน

บทที่ 5 เป็นผลการทดลองนำไปใช้งานกับผู้ป่วยและสรุป สำหรับในการทดลอง ก่อนที่จะนำไปใช้กับผู้ป่วยจำเป็นจะต้องตรวจสอบการทำงานของเครื่องที่ออกแบบสร้างขึ้นมาให้แน่ใจว่า จะไม่ทำงานผิดพลาด จึงจำเป็นจะต้องสร้างเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (ECG Simulator) ขึ้นมาเพื่อใช้ในการตรวจสอบ ซึ่งเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นมานี้ มีคุณสมบัติบางประการที่แตกต่างจากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีใช้งานกันอยู่ เนื่องจากจุดประสงค์ในการสร้างแตกต่างกัน จึงได้นำวงจรและการทำงานโดยย่อ แสดงไว้ในภาคผนวกที่ 1 ด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

(Artificial Pacemakers)

2.1 ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซล

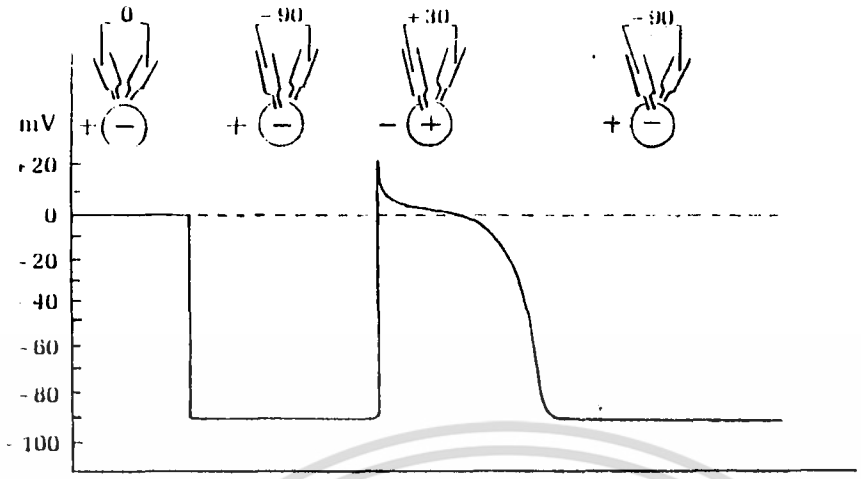
ร่างกายของมนุษย์ไม่ว่าจะอยู่ในขณะตื่นหรือหลับ อวัยวะต่าง ๆ ยังคงทำงานอยู่ตลอดเวลา การควบคุมการทำงานของอวัยวะต่าง ๆ เกิดขึ้นจากระบบประสาท คำสั่งจากระบบประสาท ซึ่งประกอบด้วยสมองและไขสันหลัง จะส่งไปตามเส้นประสาทต่าง ๆ เข้าสู่เซลของกล้ามเนื้อ และจากอวัยวะรับความรู้สึกรับการกระตุ้นจากภายนอกผ่านเส้นประสาทกลับเข้าสู่สมอง การส่งข้อมูลของคำสั่งจากสมองไปยังกล้ามเนื้อหรือจากอวัยวะรับความรู้สึกกลับเข้าสู่สมองนี้ จะทำการส่งในรูปของสัญญาณไฟฟ้าและเคมี ข้อมูลที่ส่งผ่านเซลจะเป็นการส่งผ่านด้วยไฟฟ้า และที่จุดต่อระหว่างเซลจะเป็นการส่งผ่านแบบเคมี

ความต่างศักย์ระหว่างภายในเซลกับภายนอกเซลจะมีค่าประมาณ -60 มิลลิโวลท์ ถึง -90 มิลลิโวลท์ โดยจะขึ้นอยู่กับชนิดของเซล ค่าของความต่างศักย์นี้ เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (Resting Potential) ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งนี้จะมีค่าคงที่อยู่เสมอตราบที่เซลนั้นยังไม่ถูกกระตุ้นเมื่อให้การกระตุ้นด้วยไฟฟ้า ความต่างศักย์ระหว่างภายในเซลกับภายนอกเซลจะเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว โดยจะมีค่าเพิ่มขึ้นจนถึงประมาณ +20 มิลลิโวลท์ และจะกลับคืนไปสู่ค่าของศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งตามเดิม ความต่างศักย์ของเซลที่เปลี่ยนแปลงไปนี้ เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action Potential) ดังรูปที่ 2.1 ช่วงระยะเวลาที่ความต่างศักย์ของเซลเปลี่ยนแปลงจากศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งไปสู่สักดาไฟฟ้าทำงานจนกลับมาสู่ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งอีกนั้น จะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดของเซล

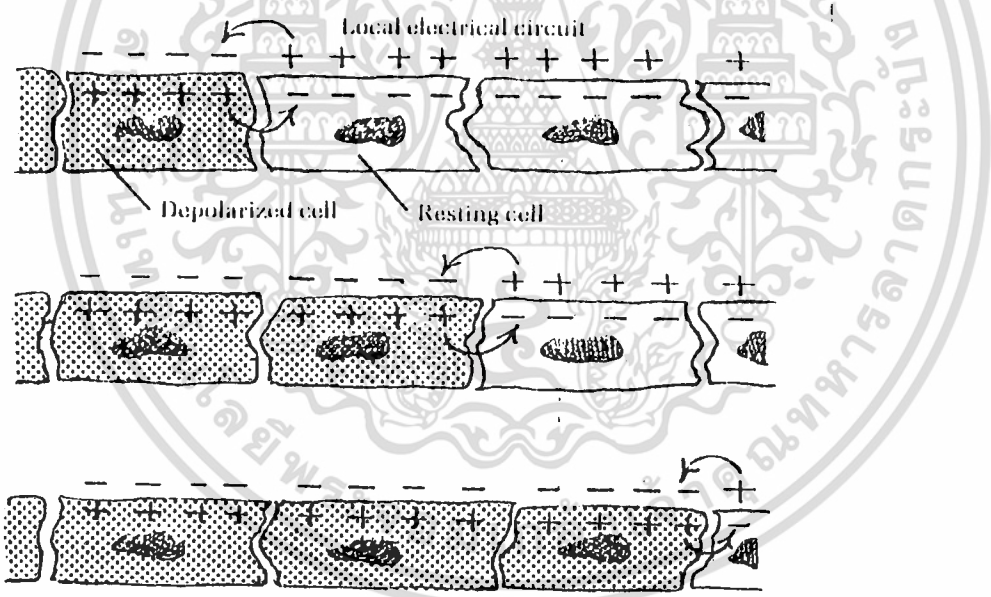
ถ้าเป็นเซลของกล้ามเนื้อ เมื่อถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้า ก็จะทำให้กล้ามเนื้อหดตัว และแต่ละเซลที่ถูกกระตุ้นก็จะมีการเปลี่ยนแปลงค่าศักดาไฟฟ้าของเซลดังได้กล่าวมาแล้ว ถ้าเป็นเซลของเส้นประสาทจะมีการส่งต่อศักดาไฟฟ้าทำงานไปยังเซลประสาทเซลอื่นที่อยู่ใกล้เคียง โดยที่ศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลจะทำให้เกิดความลาดของศักย์ไฟฟ้า (Potential gradient) จะมีกระแสไหล กระแสนี้จะไปกระตุ้นเซลอื่น ๆ ต่อไป ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานต่อกันไปเรื่อย ๆ ดังรูปที่ 2.2

ศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลประสาทนี้ คือ คำสั่งของระบบประสาทต่อเซลกล้ามเนื้อ ศักดา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.1 ความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่งและศักยะไฟฟ้าท้างานของเซล



รูป 2.2 การเคลื่อนที่ของศักยะไฟฟ้าท้างาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฟฟ้าทำงานของเซลประสาทเซลหนึ่งจะไปกระตุ้นเซลประสาทที่อยู่ถัดไปต่อกันไปเรื่อย ๆ จนถึงเซลของกล้ามเนื้อ ซึ่งเซลของกล้ามเนื้อก็จะเกิดการหดตัว และมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้นด้วย ในทางตรงข้าม เมื่อเซลของอวัยวะรับความรู้สึกถูกกระตุ้นจากพลังงานภายนอก เช่น การกระตุ้นจากแสงต่อประสาทตา เซลประสาทของอวัยวะรับความรู้สึก จะมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้น ส่งผ่านเส้นประสาทกลับไปยังสมอง

ผนังเซล (Cell membrane) มีคุณสมบัติที่ซึมผ่านได้เพียงครึ่งหนึ่ง (Semipermeable) ซึ่งจะยอมให้อนุภาคบางชนิดผ่านผนังเซลได้ อนุภาคที่มีโมเลกุลเล็กสามารถผ่านได้ดีกว่าโมเลกุลใหญ่ โครงสร้างของผนังเซลประกอบด้วยชั้นของโมเลกุลไลโปด (Molecular lipid) ซึ่งล้อมรอบด้วยโปรตีนและมีรูขนาดเล็กอยู่ที่ผนังเซล ดังในรูปที่ 2.3 การที่ผนังเซลมีคุณสมบัติยอมให้อนุภาคบางชนิดผ่านได้ ไอออนที่มีโมเลกุลเล็กจะสามารถผ่านเข้าออกผ่านผนังเซลไปได้ ไอออนอีกส่วนหนึ่งจะไม่สามารถผ่านไปได้ ทำให้การกระจายของประจุระหว่างทั้งสองข้างของผนังเซลไม่สมดุลย์ ทำให้เกิดความต่างศักย์ขึ้น ค่าความต่างศักย์นี้คำนวณได้จากสมการของเนิรสท์ (Nernst Equation)

$$E = (RT/ZF) \ln(C_1/C_2) \qquad 2.1$$

โดยที่

E คือ ค่าความต่างศักย์ของเซล มีหน่วยเป็นโวลท์

R คือ ค่าคงที่ของก๊าซ มีค่า 8.314 จูล/โมล-เคลวิน

T คือ ค่าของอุณหภูมิ มีหน่วยเป็นองศาสัมบูรณ์

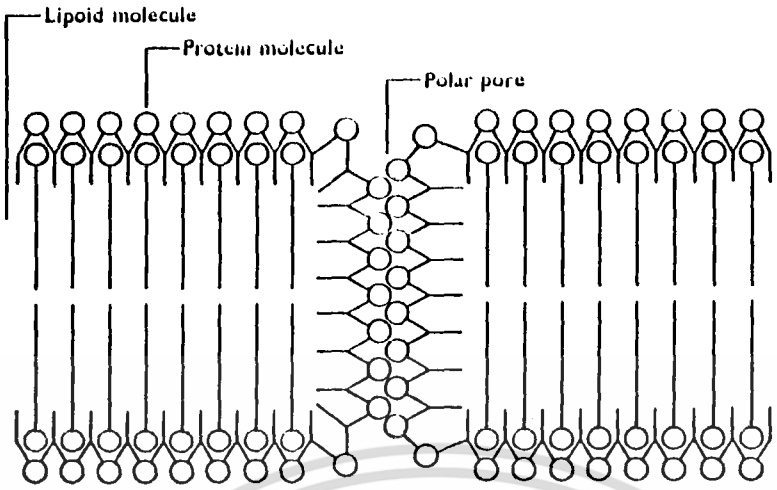
F คือ ค่าคงที่ของฟาราเดย์ มีค่า 96500 คูลอมบ์/โมล

Z คือ ค่าวาเลนซี่ของไอออน

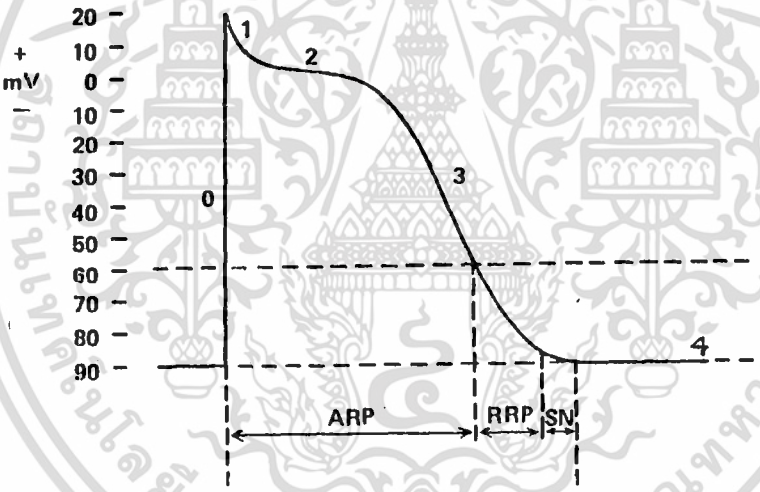
C_1 , C_2 คือ ค่าความเข้มข้นของไอออนแต่ละข้าง มีหน่วยเป็นโมล

เมื่อไอออนที่ข้างใดข้างหนึ่งของผนังเซลมีความเข้มข้นมากกว่าอีกข้างหนึ่ง ก็จะมีการแพร่ของไอออนจากด้านที่มีความเข้มข้นมากกว่าไปสู่ด้านที่มีความเข้มข้นน้อยกว่า เมื่อไอออนสามารถผ่านผนังเซลไปได้แล้ว ก็จะทำให้เกิดความไม่สมดุลย์ของประจุไฟฟ้า ทำให้เกิดมีสนามไฟฟ้าต้านการเคลื่อนที่ของไอออน ไอออนที่เคลื่อนที่ผ่านผนังเซลจะมีจำนวนลดลง และจะหยุดการแพร่เมื่อถึงจุดสมดุลย์ (equilibrium) คือ เมื่อแรงต้านการเคลื่อนที่ของไอออนอันเนื่องมาจากสนามไฟฟ้า มีค่าเท่ากับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.3 โครงสร้างของผนังเซล



รูป 2.4 ระยะต่าง ๆ ของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลกล้ามเนื้อหัวใจ

ARP : คาบเวลาดื้อสมบูรณ์

RRP : คาบเวลาดื้อสัมพัทธ์

SN : คาบเวลาซุปเปอร์นอร์มอล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรงดึงดูดอันเกิดจากความแตกต่างของปริมาณความเข้มข้นของไอออน ในทำนองเดียวกับการแพร่ของอิเล็คตรอนและโฮลข้ามรอยต่อพี-เอ็น

ขณะปกติรอบ ๆ เซลจะประกอบด้วยของเหลว ซึ่งมีไอออนต่าง ๆ เช่น โปแตสเซียมไอออน , คลอไรด์ไอออน , โซเดียมไอออน และ โปรตีน ผนังเซลจะยอมให้เฉพาะโปแตสเซียมไอออนและคลอไรด์ไอออนผ่านได้ แต่โซเดียมไอออนและโปรตีนจะผ่านผนังเซลไม่ได้ ปริมาณความเข้มข้นของโปแตสเซียมไอออนภายในเซล จะมีค่ามากกว่าความเข้มข้นภายนอกเซลอยู่ประมาณ 30 เท่า และความเข้มข้นของโซเดียมไอออนภายนอกเซล จะมากกว่าความเข้มข้นภายในเซล แต่เนื่องจากคุณสมบัติของผนังเซล ซึ่งยอมให้โปแตสเซียมไอออนผ่านไปได้ จะทำให้มีการแพร่ของโปแตสเซียมไอออนจากภายในเซลออกไปสู่ภายนอก ซึ่งจะทำให้ภายในเซลสูญเสียประจุไฟฟ้าบวก จึงทำให้ศักดาไฟฟ้าภายในเซลมีค่าเป็นลบ เมื่อเทียบกับภายนอกเซล ศักดาไฟฟ้านี้คือความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่ง

เมื่อเซลถูกกระตุ้นคุณสมบัติของผนังเซลจะเปลี่ยนแปลงไปชั่วขณะ โดยจะยอมให้โซเดียมไอออนผ่านเข้าภายในเซลอย่างรวดเร็ว ซึ่งทำให้ศักดาไฟฟ้าภายในเซลมีค่าสูงขึ้นจนถึงประมาณ +20 มิลลิโวลท์ ศักดาไฟฟ้านี้คือศักดาไฟฟ้าทำงาน หลังจากนี้คุณสมบัติของผนังเซลจะกลับสู่สภาพเดิม ถึงแม้ว่าคุณสมบัติของผนังเซลจะกลับสู่สภาพเดิม โซเดียมไอออนจะถูกขบวนการ ซึ่งเรียกว่า โซเดียมปั๊ม (Sodium pump) นำออกจากเซล ขบวนการโซเดียมปั๊มนี้ดำเนินได้โดยใช้พลังงานจากการสันดาปของเซล (Metabolism) ศักดาไฟฟ้าของเซลจะกลับคืนสู่ความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่งตามเดิม จนกว่าจะมีการกระตุ้นใหม่

รูป 2.4 แสดงให้เห็นถึงช่วงระยะเวลาต่าง ๆ ของการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าของเซลกล้ามเนื้อหัวใจเมื่อถูกกระตุ้น ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 5 ระยะ

<u>ระยะที่ 0</u> ค่าวิกฤตของศักดาไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้น (Threshold Potential) จะมีค่าประมาณ -60 มิลลิโวลท์ เมื่อเซลถูกกระตุ้นคุณสมบัติของผนังเซลจะเปลี่ยนแปลง จะทำให้ศักดาไฟฟ้าของเซลเพิ่มขึ้นจากค่าความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่ง ไปสู่ค่าศักดาไฟฟ้าทำงานอย่างรวดเร็ว เนื่องจากโซเดียมไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่เซลอย่างรวดเร็ว

<u>ระยะที่ 1</u> ศักดาไฟฟ้าของเซลจะเริ่มมีค่าลดลง ซึ่งเป็นเวลาที่โปแตสเซียมไอออนเคลื่อนที่ออกจากเซล เนื่องจากภายในเซลมีปริมาณของโซเดียมไอออนเพิ่มขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระยะที่ 2 เป็นช่วงเวลาที่การหดตัวของเซลกล้ามเนื้อเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ ค่าศักดาไฟฟ้าของเซลจะมีค่าค่อนข้างคงที่ ซึ่งในช่วงระยะที่ 2 นี้ ปรากฏการณ์ชีว-เคมีที่เกิดขึ้นซับซ้อน จะไม่ขอนำมาอธิบายในที่นี้

ระยะที่ 3 และ ระยะที่ 4 ศักดาไฟฟ้าของเซลจะมีค่าลดลงกลับลงสู่ค่าความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่งตามเดิม จนกว่าจะได้รับการกระตุ้นในครั้งต่อไป

ช่วงเวลาตั้งแต่ระยะที่ 0 จนถึงระยะที่ 3 เซลของกล้ามเนื้อหัวใจจะไม่ตอบสนองต่อการกระตุ้นใด ๆ ทั้งสิ้น คาบเวลาดังกล่าวนี้ เรียกว่า คาบเวลาดื้อสมบูรณ์ (Absolute Refractory Period) และ ช่วงเวลาตอนต้นของระยะที่ 4 เซลของกล้ามเนื้อหัวใจจะมีการตอบสนองต่อการกระตุ้นได้ แต่จะต้องใช้พลังงานในการกระตุ้นที่สูงกว่าปกติ คาบเวลาดังกล่าวนี้ เรียกว่า คาบเวลาดื้อสัมพัทธ์ (Relative Refractory Period) และ ในช่วงเวลาที่ศักดาไฟฟ้าของเซลเริ่มกลับลงมาสู่ค่าความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่ง เซลกล้ามเนื้อหัวใจจะมีความไวต่อการกระตุ้นมากกว่าปกติ ซึ่งระยะเวลาดังกล่าว เรียกว่า คาบเวลาซุปเปอร์นอร์มอล (Super Normal Period)

2.2 การทำงานของหัวใจ

หัวใจทำหน้าที่เสมือนสูบ ซึ่งจะสูบจ่ายโลหิตไปเลี้ยงเซลต่าง ๆ ในร่างกายรวมทั้งเซลของกล้ามเนื้อหัวใจเอง หัวใจตั้งอยู่ในทรวงอกเหนือกระบังลมค่อนมาทางด้านซ้าย ภายในหัวใจแบ่งเป็นห้อง 4 ห้อง มีผนังกั้นระหว่างซีกซ้ายและซีกขวา ซึ่งเรียกว่า เซปตัม (Septum) โดยห้องหัวใจที่อยู่ทางด้านขวาจะทำหน้าที่รับโลหิตดำจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อส่งโลหิตออกไป จะกระทำพร้อมกันทั้งทางซีกขวาและซีกซ้าย ห้องหัวใจที่อยู่ด้านบน เรียกว่า หัวใจห้องบน (Atrium) และห้องหัวใจที่อยู่ด้านล่าง เรียกว่า หัวใจห้องล่าง (Ventricle) โลหิตดำจากร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจทางหลอดโลหิตดำใหญ่ ซุปพีเรียเวนาคาวา (Superior vena cava) และอินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior vena cava) เข้าสู่ห้องหัวใจบนขวา และโลหิตแดงที่ได้รับออกซิเจนจากปอดจะเข้าสู่หัวใจทางหลอดโลหิตแดง พัลโมนารีเวน (Pulmonary veins) เข้าสู่ห้องหัวใจบนซ้าย หัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้ายจะบีบตัวส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่างซึ่งมีลิ้นหัวใจกั้นอยู่ หลังจากที่หัวใจห้องบนหดตัวส่งโลหิตมายังหัวใจห้องล่างชั่วครู่ หัวใจห้องล่างจะหดตัวส่งโลหิตออกไปพร้อมกันทั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซ้ายและขวา หัวใจห้องล่างขวาจะส่งโลหิตดำไปยังปอด เพื่อรับออกซิเจน โดยผ่านหลอดโลหิตดำใหญ่ พัลโมนารีอาเตอรี (Pulmonary Artery) และห้องล่างซ้ายจะส่งโลหิตไปเลี้ยงร่างกาย โดยผ่านหลอดโลหิตแดงใหญ่เออร์ตาร์ (Aorta)

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจก็จะเป็นไปในลักษณะเดียวกันกับกล้ามเนื้ออื่น ๆ คือ จะถูกกระตุ้นด้วยศักดาไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้มิได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางหรือสมอง การกระตุ้นต่อเซลกล้ามเนื้อหัวใจนี้เกิดขึ้นจากภายในตัวหัวใจเอง ซึ่งประกอบด้วยกลุ่มหนึ่งซึ่งจะผลิตพัลส์เพื่อกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้า (Conduction System) ของหัวใจเอง ซึ่งทำหน้าที่คล้ายกับเส้นประสาท โดยระบบนำไฟฟ้านี้จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นต่อเซลกล้ามเนื้อหัวใจ ดังรูปที่ 2.5

บริเวณผนังด้านในของหัวใจ ระหว่างหลอดโลหิตดำใหญ่ ซุปพีเรียเวนาคาวาและอินพีเรียเวนาคาวา จะมีเซลอยู่กลุ่มหนึ่งซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษ เซลกลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นเซลกล้ามเนื้อหัวใจ จุดนี้ เรียกว่า SA node (Sinoatrial node : SA node) หรือ ไซนัสโหนด (Sinus node) หรือ เพสเมคเกอร์ (Pacemaker) อัตราการเต้นของหัวใจ คือ ความถี่ของพัลส์ที่ SA node นี้สร้างขึ้น พัลส์ไฟฟ้านี้จะแผ่กระจายจาก SA node ผ่านหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ไปสู่ AV node (Atrioventricular node : AV node) AV node นี้จะอยู่ที่ผนังกั้นหัวใจทางด้านขวา ระหว่างห้องบนขวาและห้องล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนจะทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมายังห้องล่าง เส้นทางนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ประกอบด้วยเส้นทางนำไฟฟ้า 3 เส้นทาง ซึ่งแต่ละเส้นทางจะนำพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ดังรูปที่ 2.5 ที่ AV node นี้ประกอบด้วยเซลประสาท ซึ่งจะทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 มิลลิวินาที เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กัน จาก AV node จะมีระบบนำไฟฟ้าซึ่งจะนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา ระบบนำไฟฟ้าจาก AV node ไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจประกอบด้วยบันเดิ้ลออฟฮิส (Bundle of his) ซึ่งจะแยกออกเป็น 3 เส้นทาง โดยจะไปสู่ห้องล่างซ้ายสองสาขาและห้องล่างขวาอีกหนึ่งสาขา แต่ละสาขาก็จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง โดยผ่านเพอร์กินเจไฟเบอร์ (Perkinje fibers) และในรูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจากจุดกำเนิดที่ SA node ไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ ที่ AV node นี้ ก็จะผลิตพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SA node แต่ความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node ผลิตนี้จะมีอัตราต่ำกว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

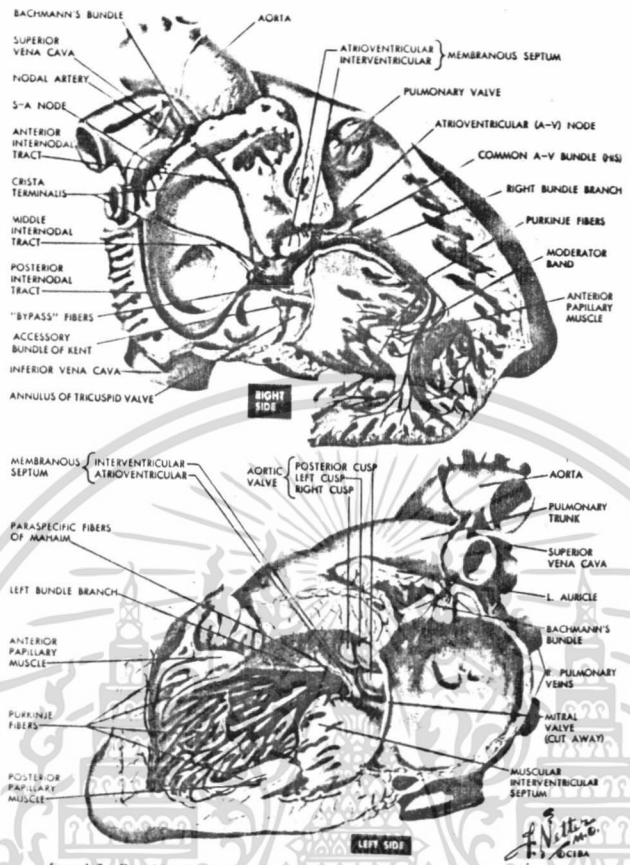
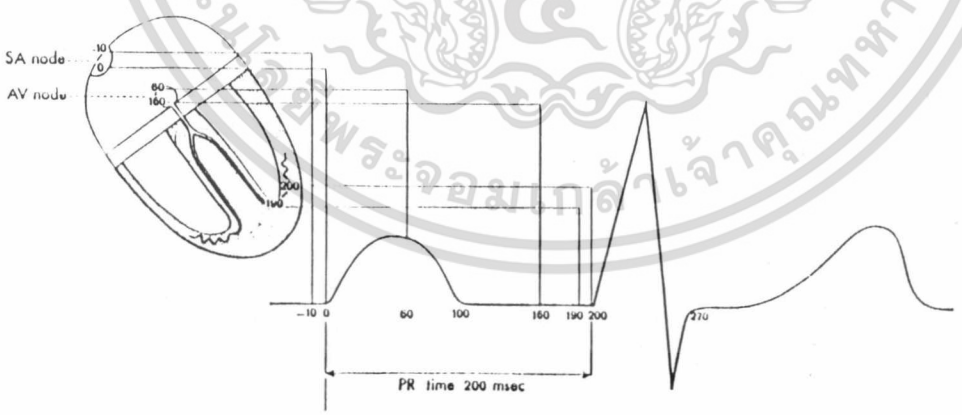


Figure 1-7. Copyright 1969 CIBA Pharmaceutical Company Division of CIBA Corporation, Reproduced with permission from *The CIBA Collection of Medical Illustrations* by Frank H. Netter, M.D.

รูป 2.5 โครงสร้างของหัวใจ



รูป 2.6 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA Node ไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ของ SA node ในคนปกติ AV node จะถูกกระตุ้นโดยพัลส์จาก SA node อัตราการเต้นของหัวใจจะมีค่าเท่ากับความถี่ของ SA node แต่ถ้าเส้นทางนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ผิดปกติหรือถูกสกัดกั้น (AV Block) หัวใจก็จะเต้นโดยพัลส์ที่ AV node สร้างขึ้น ซึ่งจะมีค่าประมาณ 40-55 ครั้ง/นาที

2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นศักดาไฟฟ้าที่วัดได้จากการทำงานของหัวใจ จากที่กล่าวมาแล้วในตอนต้นว่าการทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่มีไฟฟ้ามากระตุ้น และเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวจะมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้นด้วย กล้ามเนื้อหัวใจก็เช่นเดียวกัน เราอาจจะพิจารณาได้ว่าหัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้น จะมีการกระจายไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เหมือนกับอิเล็คตริคไดโพล (Electric dipole) และสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกคร่อมระหว่างจุดใด ๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จะหว่างจุดต่าง ๆ จะไม่เหมือนกัน โดยจะขึ้นอยู่กับขนาดและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (Heart axis) ดังในรูป 2.7

โดยการนำขั้วไฟฟ้าไปติดที่แขนขวาและแขนซ้าย หรือที่เรียกว่า ลีด I (Lead I) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากคนปกติจะเป็นดังในรูปที่ 2.8 แต่ละช่วงของคลื่นจะมีชื่อเรียกแทนด้วยตัวอักษร P , Q , R , S , T , U ซึ่งจะสัมพันธ์กับการทำงานในช่วงต่าง ๆ ของการทำงานของหัวใจในหนึ่งรอบ แต่ละช่วงของสัญญาณจะมีความหมายดังต่อไปนี้

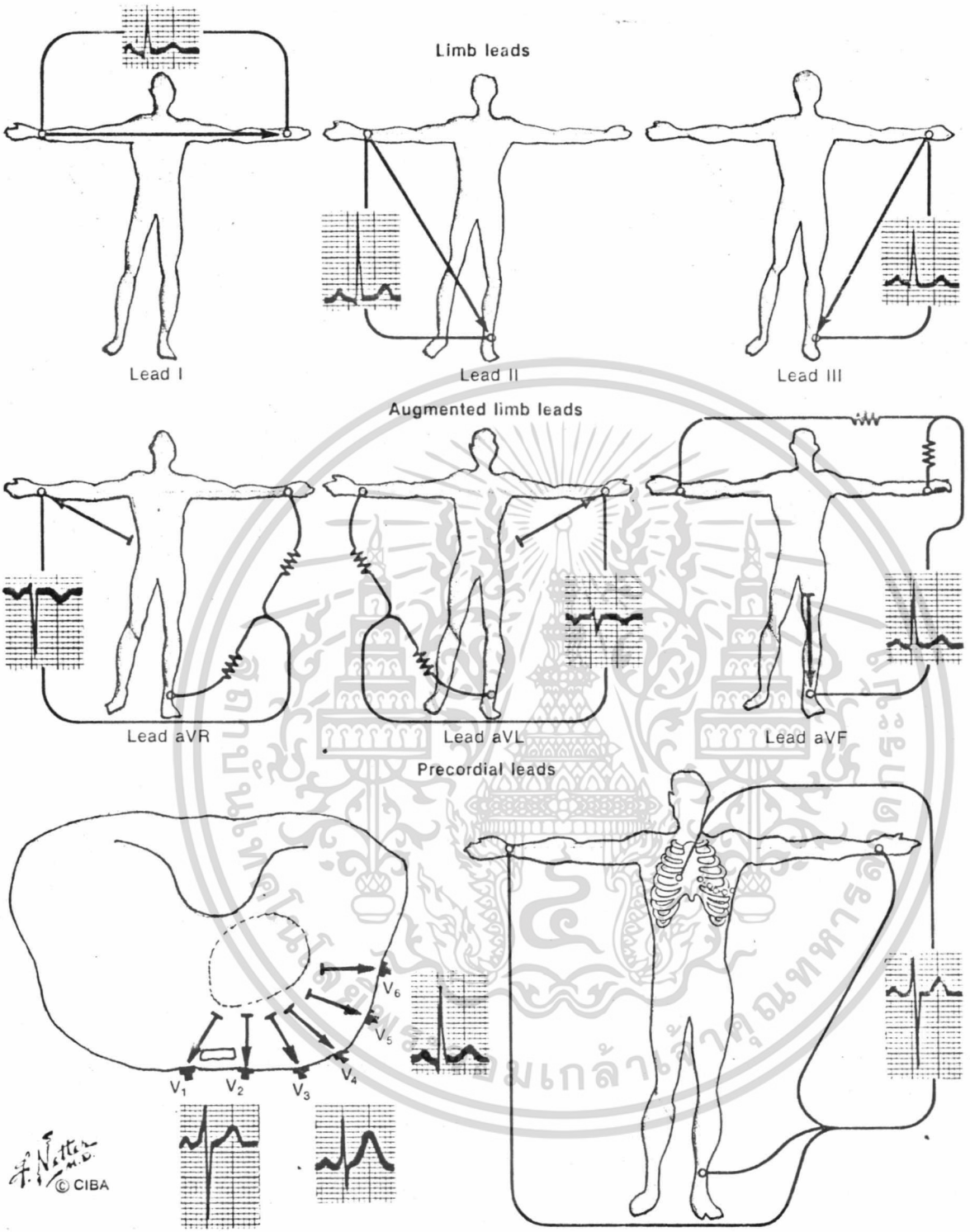
- คลื่น P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที

- ช่วงคลื่น QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที และคลื่น R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกาย ผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนามาก คลื่น R จึงมีขนาดสูง เพราะเป็นผลรวมของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลจำนวนมาก

- คลื่น T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาที และมีขนาดประมาณ 30% ของคลื่น R

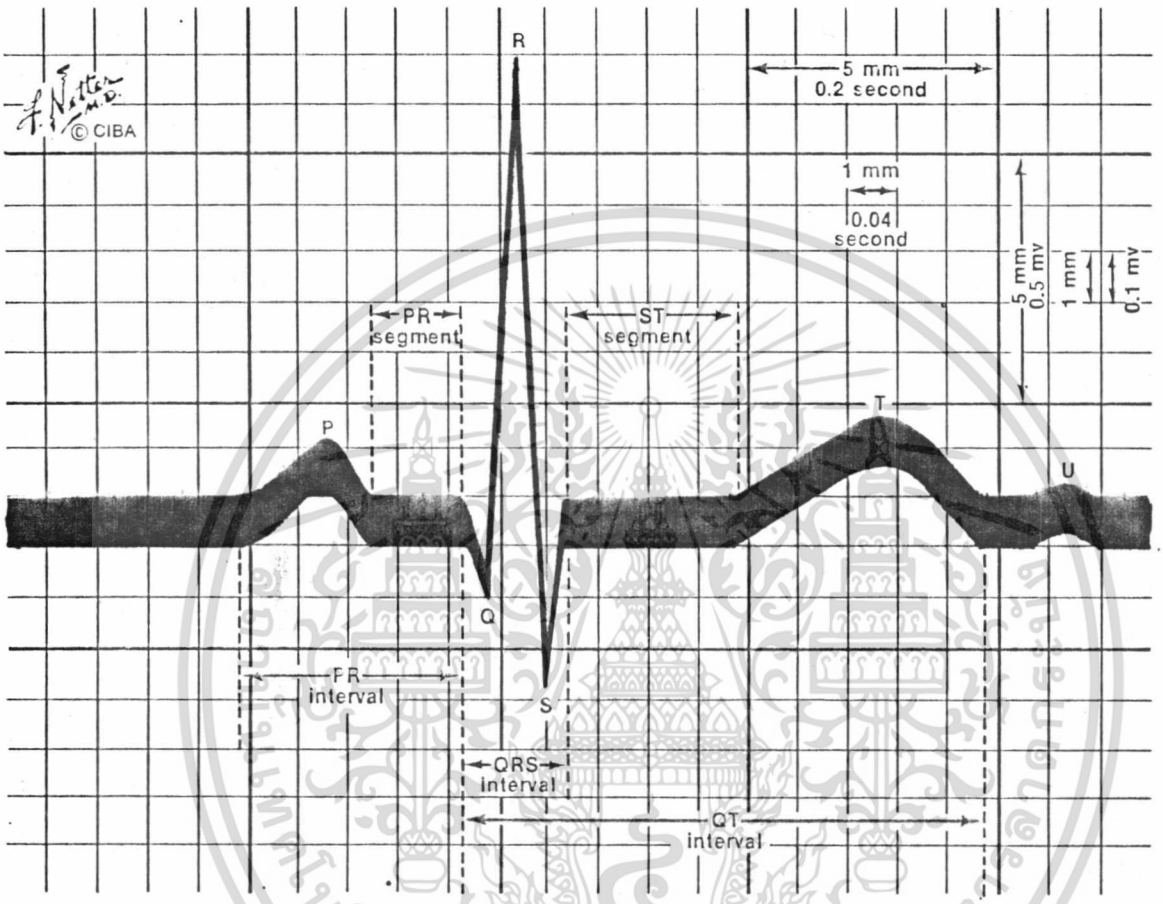
- คลื่น U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่นอน แต่เชื่อกันว่าเกิดจากการกลับคืนสู่ค่าความต่างศักย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.7 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากจุดต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.8 รูปคลื่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขณะอยู่นิ่งอย่างช้า ๆ ของเซลกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง หรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง (after potential)

2.4 การรักษาโรคหัวใจโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า

จากสถิติของสาเหตุการตายในปัจจุบัน โรคหัวใจเป็นสาเหตุที่ทำให้คนตายมากที่สุด โรคหัวใจอาจเกิดได้จากหลายสาเหตุ ความบกพร่องของระบบนำไฟฟ้าของหัวใจนับว่าเป็นสาเหตุที่สำคัญประการหนึ่ง จากที่กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 2.2 การทำงานของหัวใจเกิดขึ้นจากพัลส์ไฟฟ้าที่สร้างขึ้นในตัวหัวใจเอง ด้วยเหตุผลดังกล่าวการรักษาโรคหัวใจที่มีสาเหตุมาจากระบบนำไฟฟ้าของหัวใจบกพร่อง จึงอาจสามารถทำได้โดยการใช้พลังงานไฟฟ้าจากภายนอกกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ นอกจากนี้ในกรณีฉุกเฉิน ก็อาจจะสามารถใช้ไฟฟ้ากระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ โดยผ่านทางผิวหนังทรวงอก เพื่อช่วยให้หัวใจเต้นได้เป็นปกติจากอาการหัวใจวาย ก้าวสำคัญของการรักษาโรคหัวใจโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า คือ การทดลองรักษาอาการของโรคหัวใจ ซึ่งเรียกว่า โรคสโต๊ก-อดัมส์ (Stoke-Adams Disease) ของ ดร. โซล ในปี พ.ศ.2495 (Zoll : 1952) โดยการใช้กระแสไฟฟ้ากระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจผ่านผิวหนังทรวงอก ซึ่งสามารถรักษาอาการของโรคดังกล่าวได้โดยสิ้นเชิง ซึ่งในเวลาต่อมาเทคโนโลยีทางด้านอิเล็คทรอนิคส์ได้เจริญก้าวหน้าขึ้นเป็นอันมาก สามารถที่จะผ่าตัดฝังชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจไว้ภายในร่างกายผู้ป่วยได้

สถิติการอยู่รอดของผู้ป่วยโรคหัวใจซึ่งมีอาการสโต๊ก-อดัมส์ และ ได้รับการรักษาโดยทางยา ผู้ป่วยจะมีชีวิตอยู่ได้เกิน 1 ปี ประมาณ 58% และมีชีวิตอยู่ได้เกิน 5 ปีเพียง 10% สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้าจะมีชีวิตอยู่ได้เกิน 1 ปี ถึง 87.6% และมีชีวิตอยู่ได้เกิน 10 ปี กว่า 50%

โรคสโต๊ก-อดัมส์ เกิดจากการนำไฟฟ้าจาก SA Node ไปสู่ AV Node ถูกสกัดกั้นอย่างสมบูรณ์ ทำให้ห้องบนและล่างทำงานอย่างเป็นอิสระไม่สัมพันธ์กัน อัตราการเต้นของหัวใจห้องล่างจะเกิดจากการกระตุ้นของพัลส์จาก AV Node ซึ่งจะทำให้ชีพจรช้ามาก (ต่ำกว่า 55 ครั้งต่อนาที)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในรูป 2.9 แสดงให้เห็นถึงสถิติการอยู่รอดของผู้ป่วยโรคหัวใจที่มีอาการสโต๊ค-อดัมส์ ซึ่งได้รับการรักษาทางยา และโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า รวมทั้งในเส้นประแสดงถึงการอยู่รอดของบุคคลปกติ ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงที่มีอายุต่าง ๆ กัน

2.5 ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Pacing System)

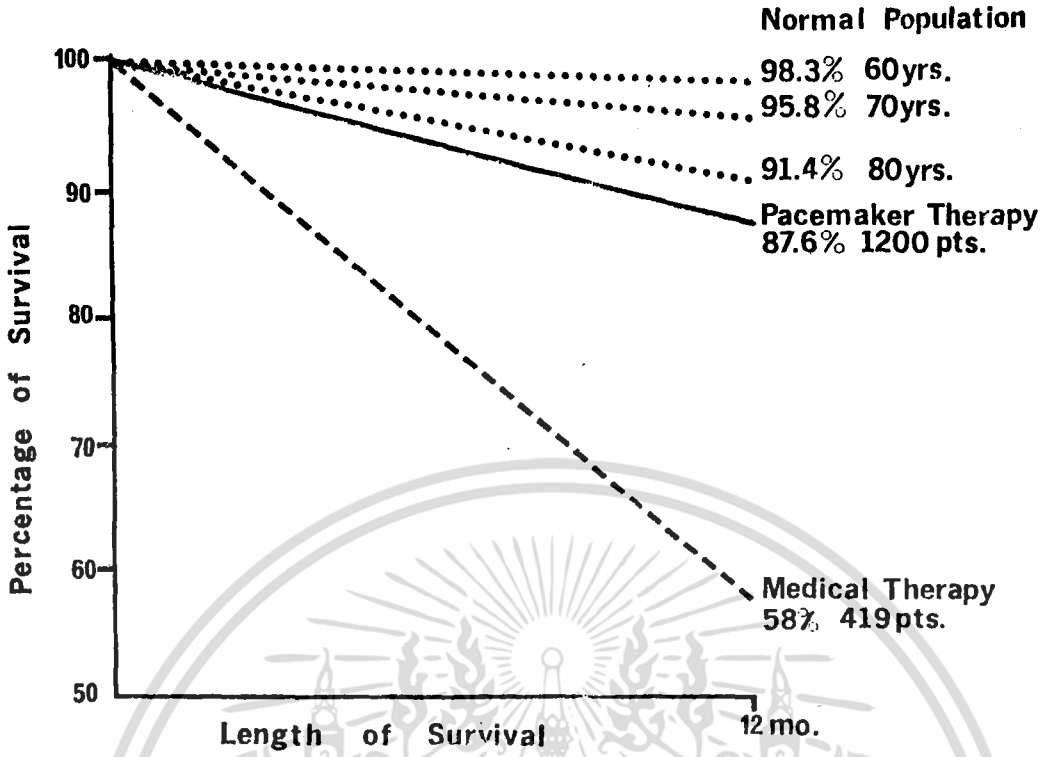
ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ 3 ส่วน คือ วงจรสร้างพัลส์อิเล็คทรอนิคส์ แหล่งจ่ายพลังงาน และ ชุดของสายต่อกับขั้วไฟฟ้า ส่วนของวงจรสร้างพัลส์อิเล็คทรอนิคส์จะทำหน้าที่สร้างพัลส์ไฟฟ้าช่วงแคบ เพื่อนำไปกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ และเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจบางแบบอาจมีวงจรที่ใช้ทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อให้จังหวะของการกระตุ้นของเครื่องสอดคล้องกับการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติ ซึ่งแพทย์จะเป็นผู้เลือกว่าจะใช้เครื่องแบบใดตามพยาธิสภาพของผู้ป่วยแต่ละราย คุณสมบัติทางไฟฟ้าที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของส่วนวงจรสร้างพัลส์อิเล็คทรอนิคส์นี้ คือ จะต้องเป็นวงจรที่ใช้กระแสต่ำ ๆ ทั้งนี้เพื่อให้เครื่องมีอายุการใช้งานได้นานที่สุด

แหล่งจ่ายพลังงานของเครื่อง คือ แบตเตอรี่ชนิดต่าง ๆ ทั้งแบบที่ประจุไฟใหม่ไม่ได้ และแบบประจุไฟใหม่ได้ หรือแม้กระทั่งใช้พลังงานปรมาณูจากพลูโตเนียม ชนิดของแบตเตอรี่ที่นิยมใช้กัน ได้แก่ เซลปรอท-สังกะสี และ เซลลิเธียม ซึ่งเป็นแบบที่ใช้งานกันมากที่สุดในปัจจุบัน

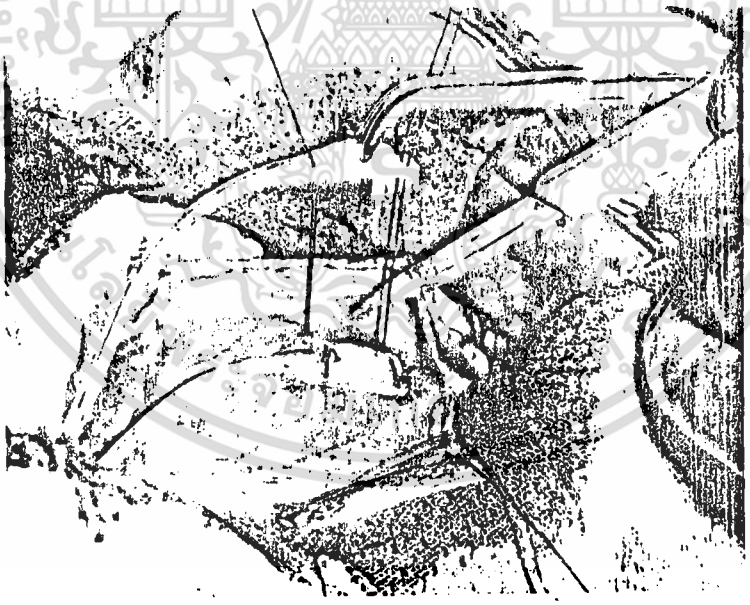
สายต่อ (Lead) และ ขั้วไฟฟ้า (Electrode) จะทำหน้าที่นำไฟฟ้าจากวงจรสร้างพัลส์ไปสู่หัวใจ และนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาป้อนให้กับเครื่อง สายต่อ หมายถึง สายตัวนำที่มีฉนวนหุ้มใช้ต่อระหว่างวงจรสร้างพัลส์กับหัวใจ ส่วนของขั้วไฟฟ้า หมายถึง ส่วนตัวนำที่สัมผัสอยู่กล้ามเนื้อหัวใจ

ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบผ่าตัดฝังภายในร่างกาย ก็จะต้องบรรจุลงในกล่องที่สามารถป้องกันของเหลวภายในร่างกายซึมเข้าไป (Hermetically sealed) ถ้าของเหลวภายในร่างกายซึมผ่านเข้าไปภายในก็จะทำให้เกิดการลัดวงจรภายใน ในปัจจุบันวงจรสร้างพัลส์และแบตเตอรี่จะถูกบรรจุลงในกล่องโลหะ ซึ่งอาจจะใช้เหล็กกล้าชนิดไม่เป็นสนิมหรือติตาเนียม บรรจุก๊าซเฉื่อยไว้ภายในแล้วเชื่อมปิดด้วยความร้อน การเชื่อมด้วยความร้อนนี้จะต้องทำโดยให้ความร้อนเฉพาะบริเวณที่ต้องการเชื่อมในพื้นที่ที่เล็กที่สุดที่จะทำได้ เพื่อป้องกันวงจรอิเล็คทรอนิคส์และแบตเตอรี่ที่อยู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.9 สถิติการอยู่รอดของผู้ป่วยโรคหัวใจที่มีอาการสโต๊ก-อดัมส์ และบุคคลปกติ



รูป 2.10 ขั้วไฟฟ้าที่ฝังอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจภายนอก (Myocardial electrode)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภายในเสียหายหรือเสื่อม

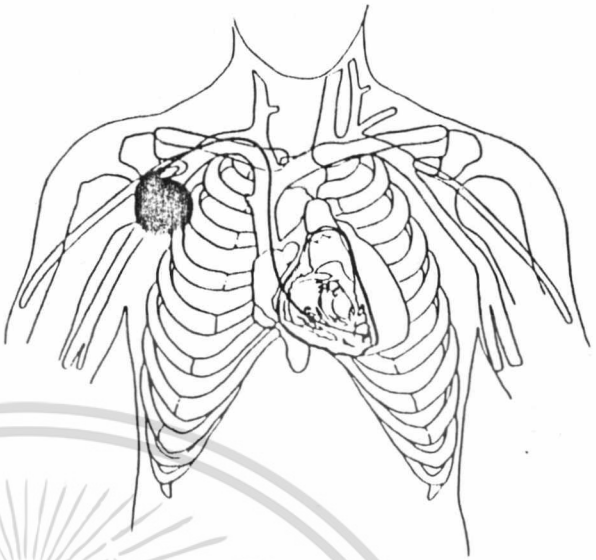
2.6 สายต่อและขั้วไฟฟ้า (Lead and Electrode)

วิธีการนำสายต่อจากเครื่องผ่านร่างกายเข้าสู่หัวใจสามารถทำได้ 2 วิธี คือ การสอดสายต่อผ่านกล้ามเนื้อหน้าอกตรงไปยังตัวหัวใจโดยตรง (Transthroracic lead-electrode) ซึ่งขั้วไฟฟ้าจะฝังอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจภายนอก (Myocardial electrode) ตามตำแหน่งที่ต้องการกระตุ้น ดังในรูปที่ 2.10 และอีกวิธีหนึ่งโดยการสอดสายต่อหลอดโลหิตดำ (Transvenous lead-electrode) ขั้วไฟฟ้าจะอยู่ภายในหัวใจห้องบนขวาหรือห้องล่างขวา (Endocardial electrode) ดังในรูป 2.11 ซึ่งวิธีหลังนี้เป็นแบบที่นิยมทำกันมากกว่า เพราะสามารถทำได้ง่ายกว่า ไม่จำเป็นต้องผ่าตัดเปิดทรวงอก และปลอดภัยต่อผู้ป่วยมากกว่า

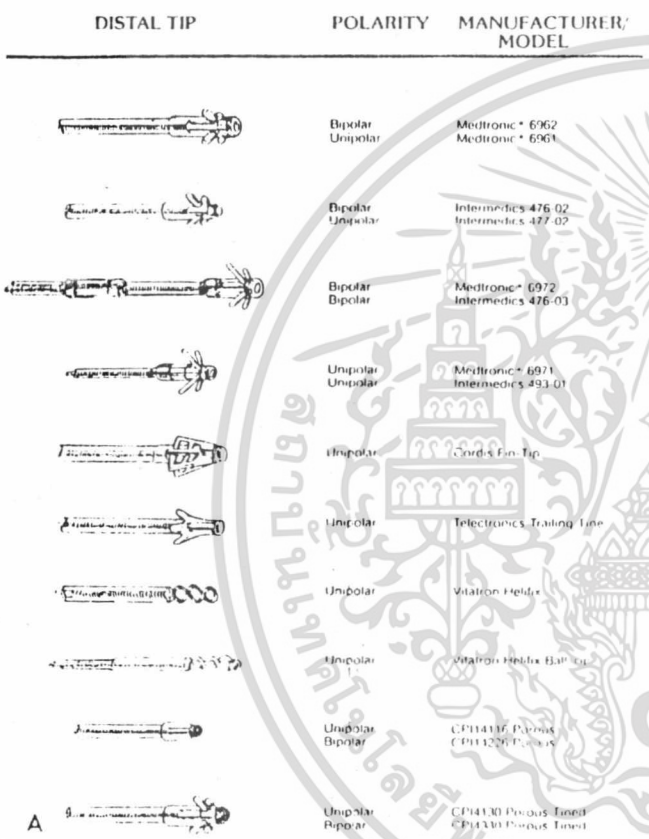
ลักษณะของสายต่อจะเป็นลวดขดเป็นวง (Helical coil) อยู่ภายในฉนวน การที่ให้ลวดขดเป็นวงนี้ เพื่อให้สายต่อมีความยืดหยุ่นได้สูง โลหะที่ใช้จะต้องมีความทนต่อแรงดึงได้สูง นิยมใช้โลหะผสมของทองคำขาวกับอิริเดียม (Iridium) บางแบบอาจจะมีลวดขดเป็นวงอยู่หลายเส้นต่อขนานกันอยู่ เพื่อลดค่าความต้านทาน ค่าความต้านทานสูงสุดของสายต่อที่ยอมรับใช้งาน คือ ไม่เกิน 150 โอห์ม ความยาวของสายต่อนี้มีตั้งแต่ 45 ถึง 85 เซนติเมตร ฉนวนที่ใช้หุ้มนิยมใช้ซิลาสติค (Silastic) และ โพลียูรีเทน (polyurethane)

ขั้วไฟฟ้าซึ่งเป็นส่วนที่สัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจและของเหลวในร่างกาย จึงต้องสร้างขึ้นจากสารที่ไม่เป็นพิษต่อร่างกายและทนต่อการกัดกร่อนได้ดี สารที่นิยมใช้กันมากที่สุด คือ โลหะทองคำขาว และ โลหะผสมของทองคำขาวกับอิริเดียม ขั้วไฟฟ้าที่ดีควรมีพื้นที่ส่วนที่ปล่อยกระแส (Active area) น้อย เพื่อให้ความหนาแน่นของกระแสที่ใช้ในการกระตุ้นมีค่ามาก ๆ ปลายของขั้วไฟฟ้าจะมีลักษณะที่จะสามารถเกาะเกี่ยวกับกล้ามเนื้อหัวใจไม่เคลื่อนตัวหลุดออกมาโดยง่าย ในรูป 2.12 เป็นตัวอย่างของขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจ ซึ่งใช้ร่วมกับสายต่อชนิดผ่านหลอดโลหิตดำ และในรูป 2.13 เป็นภาพขยายของปลายขั้วไฟฟ้า ซึ่งทำเป็นแบบมีรูเล็ก ๆ (Porous) ซึ่งการสร้างให้มีลักษณะดังกล่าวจะก่อให้เกิดประโยชน์ 2 ประการ คือ ทำให้พื้นที่ส่วนที่ปล่อยกระแสมีค่าน้อย และลดความต้านทานของการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาป้อนให้กับเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.11 สายต่อสอดผ่านหลอดโลหิตดำเข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา



รูป 2.12 ตัวอย่างของขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจ

รูป 2.13 ภาพขยายของปลายขั้วไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบขั้วไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมี 2 แบบ คือ แบบสองขั้ว (Bipolar) และแบบขั้วเดียว (Unipolar) ในความเป็นจริงแล้วระบบขั้วไฟฟ้าทั้งสองแบบต่างก็มีขั้วไฟฟ้าสองขั้ว แต่ชื่อที่เรียกดังกล่าวมาข้างต้นนับเฉพาะจำนวนขั้วไฟฟ้าที่สัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจ ระบบขั้วไฟฟ้าแบบสองขั้วจะมีขั้วไฟฟ้าทั้งขั้วบวกและลบสัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจ ส่วนระบบขั้วไฟฟ้าแบบขั้วเดียวนั้น ขั้วบวกจะมีสัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจและขั้วลบจะอยู่ภายนอกหัวใจ ซึ่งจะทำหน้าที่เสมือนเป็นการาวด์ของวงจรและถูกเรียกว่า ขั้วไฟฟ้าอินดิฟเฟอเรนซ์ (Indifference Electrode) ซึ่งจะเป็นพื้นที่บางส่วนของกล่องโลหะที่บรรจุวงจรของเครื่อง ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบคุณสมบัติในการใช้งานของระบบขั้วไฟฟ้าทั้งสองแบบ

2.7 แหล่งจ่ายพลังงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

คุณสมบัติของแหล่งจ่ายพลังงานให้กับวงจร เป็นสิ่งสำคัญอย่างหนึ่งที่จะต้องนำมาพิจารณาเลือกชนิดของแบตเตอรี่ที่จะนำมาใช้งาน โดยเฉพาะอย่างยิ่งแบบที่ใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกาย จะต้องมีความหนาแน่นของพลังงาน (Energy Density) มาก เพื่อให้เครื่องมีขนาดเล็กและใช้งานได้นาน แบตเตอรี่ที่ถูกเลือกนำมาใช้งานกันมาก ได้แก่ เซลแบบปรอท-สังกะสี และ เซลแบบลิเธียม

2.7.1 <u>เซลแบบปรอท-สังกะสี</u> โครงสร้างของเซลประกอบด้วยสังกะสีทำหน้าที่เป็นขั้วบวกและปรอทออกไซด์ (HgO) เป็นขั้วลบ โดยมีสารละลายโปแตสเซียมไฮดรอกไซด์ (KOH) หรือโซเดียมไฮดรอกไซด์ ($NaOH$) เป็นอิเล็คโตรไลท์ มีโครงสร้างดังในรูป 2.14 แต่ละเซลจะให้แรงดันไฟฟ้าขณะเปิดวงจร 1.35 โวลท์ เซลที่นำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมีความจุประมาณ 1 แอมแปร์-ชั่วโมง ซึ่งจะมีอายุใช้งานประมาณ 3-4 ปี ในปัจจุบันไม่มีการนำเซลแบบปรอท-สังกะสีมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจอีกต่อไป ข้อเสียของเซลปรอท-สังกะสี คือ มีก๊าซไฮโดรเจนเกิดขึ้น ทำให้การหุ้มปิดเครื่อง ฯ เพื่อกันความชื้นซึมผ่านไม่สามารถจะทำได้ 100% ทำให้บางครั้งมีปัญหาการรั่วซึมของของเหลวภายในร่างกายซึมผ่านเข้าไปภายในเครื่อง

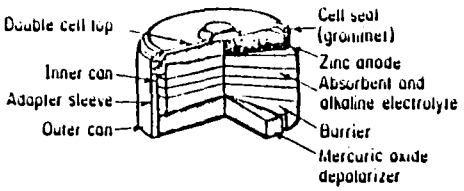
2.7.2 <u>เซลแบบลิเธียม</u> ลิเธียมเป็นของแข็งที่เบาที่สุดในโลก และมีค่าของศักย์ไฟฟ้าเคมี (Electrochemical Potential) ของขั้วบวกสูงเป็นอันดับที่สอง (รองจาก Cs) นับตั้งแต่ปี พ.ศ.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

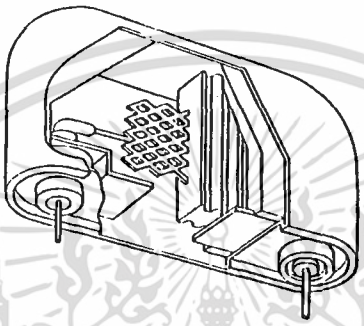
ตารางที่ 2.1 ข้อดีและข้อเสียของระบบขั้วไฟฟ้าทั้งสองแบบ

คุณสมบัติเฉพาะ	ระบบขั้วไฟฟ้าแบบสองขั้ว	ระบบขั้วไฟฟ้าแบบขั้วเดียว
พลังงานที่ใช้ในการกระตุ้น	ใช้พลังงานในการกระตุ้นต่ำกว่าแบบระบบขั้วไฟฟ้าขั้วเดียว	ใช้พลังงานในการกระตุ้นมากกว่าแบบระบบขั้วไฟฟ้าสองขั้ว
บริเวณที่ถูกกระตุ้น	บริเวณที่ถูกกระตุ้นจะไม่กระจายไปยังกล้ามเนื้ออื่น	บริเวณที่ถูกกระตุ้น จะกว้างกว่า และอาจจะกระจายไปสู่กล้ามเนื้ออื่น เช่น กล้ามเนื้อหลัง และไหล่ เป็นต้น
ความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ขนาดของสัญญาแคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่ำกว่าแบบขั้วเดียว แต่อัตราส่วนของสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนดีกว่าขั้วเดียว	ถึงแม้ว่าจะรับสัญญาแคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แรงกว่า เพราะมีบริเวณในการรับมากกว่า แต่ก็จะมีขนาดของสัญญาณรบกวนมากตามไปด้วย
ความสะดวกในการใช้งาน	ยุ่งยากกว่าแบบขั้วเดียว	ง่ายสะดวกในการใช้งาน โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เครื่องที่ใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกาย

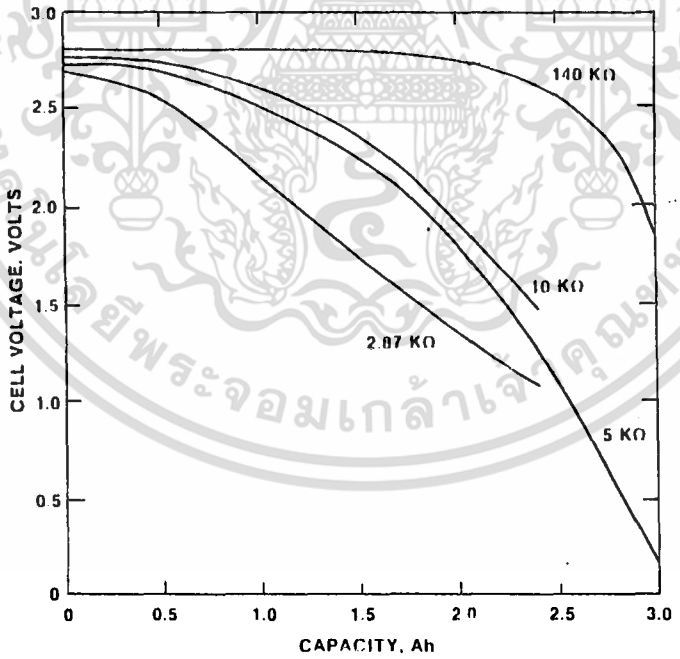
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.14 โครงสร้างของเซลปรอท-สังกะสี



รูป 2.15 โครงสร้างของเซลลิเธียม-ไอโอดีน WG761/23



รูป 2.16 การจ่ายพลังงานของเซลลิเธียม-ไอโอดีนที่มีความจุ 3 Ah

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2503 เป็นต้นมาได้มีการพัฒนาเซลแบบลิเธียมแบบต่าง ๆ ขึ้นมาเป็นจำนวนมาก โดยมีลิเธียมเป็นขั้วบวก และสารอื่น ๆ เป็นขั้วลบ โดยใช้สารต่าง ๆ เป็นอิเล็คโตรไลท์ซึ่งมีทั้งเป็นสารอินทรีย์ , สารอนินทรีย์ หรือ เป็นผลึกของแข็ง สำหรับเซลลิเธียมที่นำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบที่ใช้ผ่าตัดฝังไว้ภายในร่างกายมากที่สุด คือ เซลลิเธียม-ไอโอดีน โดยมีผลึกของลิเธียมไอโอไดด์ (LiI_2) เป็นอิเล็คโตรไลท์ ซึ่งผลึกของลิเธียมไอโอไดด์นี้จะเป็นฟิล์มบาง ๆ ที่เกิดจากปฏิกิริยาของลิเธียมขั้วบวกกับไอโอดีนขั้วลบของเซล ซึ่งเป็นวิธีเดียวที่จะทำให้เซลลิเธียม-ไอโอดีนนี้สามารถจ่ายกระแสออกมาได้ เนื่องจากลิเธียมไอโอไดด์มีค่าความต้านทานสูงมาก (10 MΩ-cm) และเมื่อเซลนี้ถูกใช้งานไปก็จะทำให้ความหนาของฟิล์มลิเธียมไอโอไดด์เพิ่มมากขึ้นซึ่งก็จะทำให้ความต้านทานของเซลเพิ่มขึ้น แต่อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าความต้านทานของเซลลิเธียม-ไอโอดีนนี้จะมีค่าสูง แต่วงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจโดยทั่วไปจะใช้กระแสต่ำมาก(ไม่เกิน 100 ไมโครแอมแปร์) เซลลิเธียม-ไอโอดีนก็สามารถนำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจได้เป็นอย่างดี ในปัจจุบันเซลลิเธียม-ไอโอดีนที่ผลิตขึ้นมาจำหน่ายมีขนาดความจุตั้งแต่ 1.3 - 4.3 แอมแปร์-ชั่วโมง ซึ่งเมื่อนำมาใช้งานกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแล้วก็จะสามารถมีอายุใช้งานอยู่ได้กว่า 10 ปี นอกจากเทคนิคการสร้างฟิล์มบางของลิเธียมไอโอไดด์ โดยกัตมานน์ (Gutmann : 1967) ดังได้กล่าวมาแล้ว มีด (Mead : 1976) ได้ค้นพบวิธีลดความต้านทานของเซลลงได้อีกโดยการเคลือบไอโอดีนที่เป็นคาโธดด้วย 2-ไวนิลไพริไดน์ (2-Vinylpyridine:P_2VP) ตารางที่ 2-2 แสดงให้เห็นแบตเตอรี่แบบต่าง ๆ ที่ถูกเลือกนำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานสำหรับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ และในรูปที่ 2.16 แสดงให้เห็นการจ่ายพลังงานของเซลลิเธียม-ไอโอดีน ขนาด 3 แอมแปร์-ชั่วโมง จะเห็นได้ว่าในขณะที่จ่ายกระแสประมาณ 20 ไมโครแอมแปร์ (140 KΩ) กว่า 80% ของความจุสามารถจ่ายพลังงานได้โดยมีศักดาไฟฟ้าสูญเสีย (เนื่องจากความต้านทานของแบตเตอรี่) เพียงเล็กน้อย

2.8 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ (Cardiac Pacemakers)

2.8.1 <u>รหัสสากลที่ใช้เรียกเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ</u>

(ICHD Identification Code)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	Hg/Zn	Lithium Iodide									Other Lithium				
		Wilson Greatbatch						Catalyst Research			Saft	GTE/ ARCO	Mallory	Dupont	Wilson Greatbatch
	Mallory RMI	702E (CRC)	752	755	761/23	761/15	762	802/23	802/35	810A/23	210 Silver chromate	Thionyl chloride	LSA-900-6	Cordis	Bromine 766
Anode	Zn	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li
Electrolyte	NaOH + Ag	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	$LiClO_4$ + propylene carbonate	$LiAlCl_4$ + $SOCl_2$	LiI + Al_2O_3	$LiClO_4$	LiBr
Cathode	HgO	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	I_2 + P_2VP	Ag_2CrO_4	$SOCl_2$·C	PbI_2PbS + Pb	CuS	Br_2·P_2VP
Voltage-open circuit/cell	1.35	2.8	2.8	2.8	2.8	2.8	2.8	2.8	2.8	2.8	3.45	3.66	1.9 (5.7)*	2.11 (6.3)*	3.45
Battery weight (g)	13.8	80	27	33	27	17	30	30	54	25.6	9.0	16	40	17 (51)*	27
Battery volume (cm^3)	3.0	31	9.5	9.5	7.6	4.6	8.6	11.2	19	8.6	3.1	6.6	10	6.0	9.5
Energy density Gravimetric W-H/kilo	100	110	140	230	230	190	208	200	190	220	210	410	120	.217	440
Volumetric W-H/cm^3	45	.28	.39	.79	.82	.71	.73	.53	.53	.64	.61	.97	.46	.61	1.25
Self discharge	yes 23 μa	10% in 10 yr	10% in 10 yr	10% in 10 yr	less than 10% in 10 yr	less than 10% in 10 yr	less than 10% in 10 yr	10% in 10 yr	10% in 10 yr	less than 5% in 10 yr	none measured	1% in 1 yr	none measured	none measured	10% in 10 yr
Capacity (B.O.L. A-H)	1.0	3.5	1.5	3.0	2.5	1.3	2.5	2.3	4.3	2.1	0.61	1.9	0.91	1.8	3.5
Energy (W-H)	1.35	8.75	3.75	7.5	6.25	3.25	6.25	6.0	10.0	5.51	1.9	6.6	4.5	3.7 (11.1)*	12
Hermetic seal	no	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	no	yes	yes	no	yes

ตารางที่ 2.2 แบตเตอรี่แบบต่าง ๆ ที่ใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

แบบที่ใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกาย

การทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมีหลายแบบ บางแบบจะมีเพียงวงจรสร้างพัลส์ช่วงแคบ เพื่อใช้กระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจเท่านั้น แต่บางแบบจะมีวงจรที่ใช้ทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อให้จังหวะการเต้นของเครื่องสอดคล้องกับการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติ เพื่อความสะดวกในการเรียกและอ้างอิง สมาคมแพทย์โรคหัวใจนานาชาติ (ICHD : International society Commission of Heart Disease) ได้กำหนดวิธีการเรียกลักษณะการทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยใช้รหัสตัวอักษร 3 ตัว ดังตารางที่ 2.3

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ ที่ได้สร้างขึ้นมาใช้งานมี 12 แบบ ดังต่อไปนี้

แบบที่ทำการกระตุ้นที่ห้องล่าง (Ventricular pacing) มี 5 แบบ คือ

1) กระตุ้นอย่างต่อเนื่องชนิด VOO (Continuous asynchronous)

2) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ VVI (QRS-inhibited)

3) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ VVT (QRS-triggered)

4) กระตุ้นตามสัญญาณ P แบบ VAT (P-triggered)

5) กระตุ้นตามสัญญาณ P แบบ VDD (P-triggered , QRS-inhibited)

แบบที่ทำการกระตุ้นที่ห้องบน (Atrial pacing) 4 แบบ คือ

6) กระตุ้นอย่างต่อเนื่องชนิด AOO (continuous asynchronous)

7) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ AAI (P-inhibited)

8) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ AAT (P-triggered)

9) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ AVI (QRS-inhibited)

แบบที่ทำการกระตุ้นทั้งห้องบนและห้องล่างอย่างสัมพันธ์กัน (Atrio-Ventricular sequential pacing) มี 3 แบบ

10) กระตุ้นอย่างต่อเนื่องชนิด DOO (Continuous)

11) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ DVI (QRS-inhibited)

12) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ DDD (P-inhibited atrial pacing , P-triggered ventricular pacing and QRS-inhibited ventricular pacing)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3 รหัสสากล ICHD ที่ใช้เรียกเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ

ตัวอักษรตัวที่ 1	ตัวอักษรตัวที่ 2	ตัวอักษรตัวที่ 3
ใช้แทนห้องหัวใจที่ได้รับการกระตุ้น ได้แก่ ตัวอักษร V , A และ D V = หัวใจห้องล่าง (Ventricle) A = หัวใจห้องบน (Atrium) D = หัวใจทั้งสองห้อง	ใช้แทนห้องหัวใจที่ใช้ในการตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้แก่ ตัวอักษร V , A , D และ O ซึ่ง V , A , D มีความหมายเช่นเดียวกับอักษรตัวแรก O = ไม่มีการตรวจจับสัญญาณสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	ใช้แทนการตอบสนองของเครื่องต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้ ได้แก่ ตัวอักษร I,T,O และ D I = หยุดกระตุ้น (Inhibited) T = ทำการกระตุ้น (Triggered) O = ไม่ตอบสนอง (ไม่มีการตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ) D = ทั้งหยุดกระตุ้น (หัวใจห้องหนึ่ง) และ หยุดกระตุ้น (หัวใจอีกห้องหนึ่ง)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะอธิบายเฉพาะแบบที่ถูกเลือกใช้มากที่สุด 5 แบบ คือ แบบ VOO , VVI , VVT , VAT และ DVI

2.8.2 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบกระตุ้นอย่างต่อเนื่องชนิด VOO

(Continuous asynchronous Ventricular pacemakers)

เครื่องจะปล่อยกระแสไฟฟ้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ในอัตราประมาณ 60-80 ครั้ง/นาที อย่างคงที่ โดยไม่สนใจต่อจังหวะการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติเลย โดยการเลือกค่าอัตราการกระตุ้นของเครื่องให้สูงกว่าอัตราการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติ หัวใจก็จะเต้นตามการกระตุ้นของเครื่อง ซึ่งเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VOO นี้ สามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยที่มีอัตราการเต้นของหัวใจต่ำมาก เช่น ในรายที่มีอาการ AV Block ข้อดีของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VOO นี้ คือจะมีราคาถูกที่สุด เพราะวงจรภายในจะประกอบด้วยวงจรออสซิลเลเตอร์เพียงอย่างเดียวเท่านั้น ข้อเสียของเครื่องแบบ VOO นี้ คือ ผู้ป่วยอาจเกิดอาการ ventricular tachycadia หรือ ventricular fibrillation ซึ่งอาจทำให้เกิดอันตรายถึงชีวิตได้ อาการดังกล่าวนี้เกิดขึ้นเนื่องจากกระแสไฟฟ้าที่เครื่องปล่อยออกไป เข้าไปอยู่ในช่วงเวลาที่เป็นคลื่น T ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รูป 2.17 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VOO และในรูป 2.18 แสดงให้เห็นอาการของ ventricular tachyarrythmia ซึ่งเกิดจากการกระแสที่ไปกระตุ้นเข้าไปอยู่ในช่วงเวลาคลื่น T ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

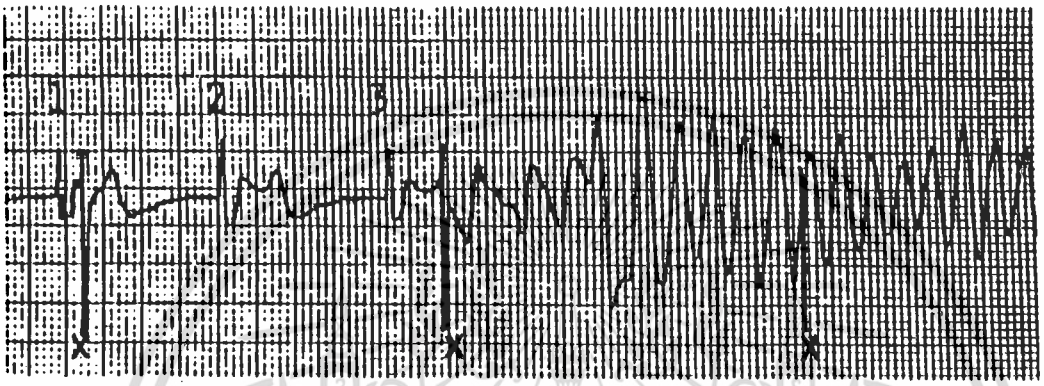
2.8.3 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI

(QRS-Inhibited Ventricular Demand Pacemakers)

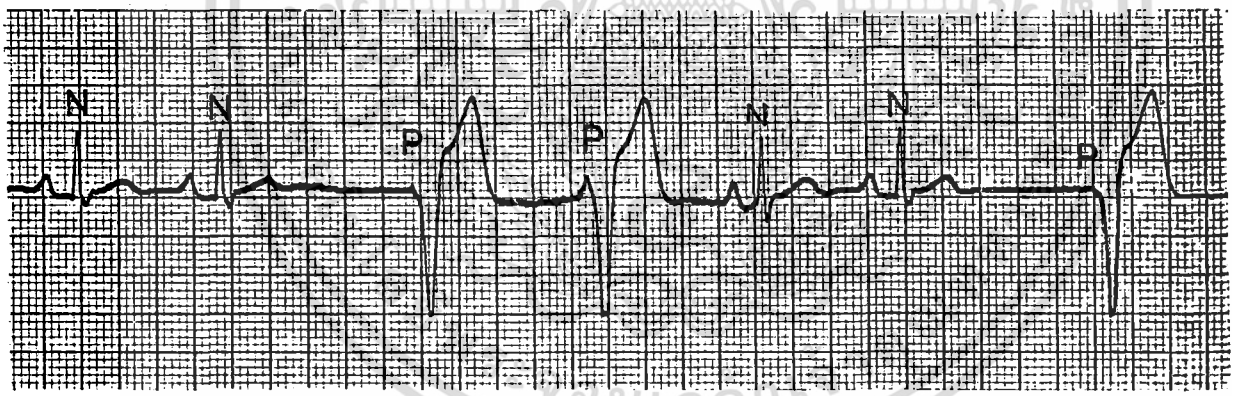
เครื่องจะปล่อยกระแสไฟฟ้าออกไปกระตุ้นหัวใจห้องล่างและตรวจจับการทำงานของหัวใจโดยนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากหัวใจห้องล่าง ซึ่งช่วงคลื่น QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือ สัญญาณที่เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง ถ้าหัวใจสามารถเต้นได้เองโดยธรรมชาติในอัตราที่เร็วกว่าค่าที่กำหนด โดยทั่วไป คือ 72 ครั้ง/นาที เครื่องจะไม่ปล่อยกระแสไฟฟ้าออกไป แต่ถ้าหัวใจเต้นช้ากว่าค่าที่ควรจะเป็น (72 ครั้ง/นาที) เครื่องก็จะปล่อยกระแสไฟฟ้าออกไป ขั้วไฟฟ้าจะอยู่ภายใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูป 2.17 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบกระตุ้นต่อเนื่องชนิด VOO



รูป 2.18 อาการของ Ventricular Tachyarrythmia ที่เกิดจากกระแสที่ไปกระตุ้นไปอยู่ในช่วงเวลาของคลื่น T



รูป 2.19 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้น เมื่อต้องการชนิด VVI

N : หัวใจเต้นเองโดยธรรมชาติ

P : หัวใจเต้นจากการกระตุ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจห้องล่างขวา ซึ่งจะทำหน้าที่เป็นขั้วไฟฟ้าที่ปล่อยกระแสออกไป และ เป็นขั้วไฟฟ้าที่ใช้รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการแบบ VVI นี้ สามารถนำไปใช้ในงานกับผู้ป่วยได้อย่างกว้างขว้าง มีความปลอดภัยในการใช้งานสูงกว่าแบบ VOO ในรูปที่ 2.19 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

2.8.4 <u>เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVT</u>

(QRS-Triggered Ventricular Demand Pacemaker)

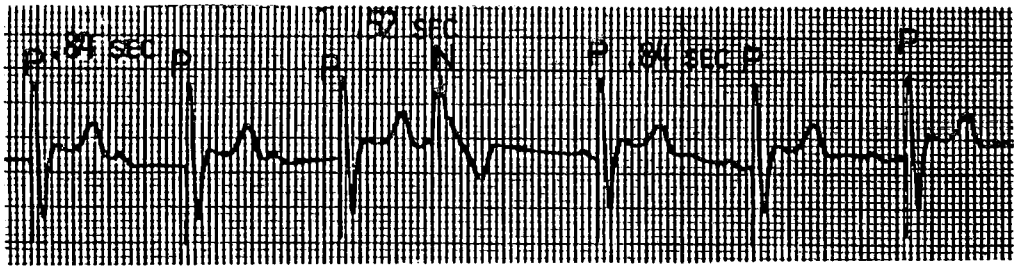
การปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นและการตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเหมือนกับเครื่องแบบ VVI แต่จะมีการทำงานที่แตกต่างกัน กล่าวคือถ้าหัวใจผู้ป่วยเต้นช้ากว่าค่าที่กำหนดไว้ (ส่วนใหญ่คือ 72 ครั้ง/นาที) เครื่องจะปล่อยกระแสออกไปกระตุ้น และถ้าอัตราการเต้นของหัวใจเร็วกว่าค่าที่กำหนดไว้ เครื่องจะปล่อยกระแสออกไปหลังจากที่รับคลื่น QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจนั้นได้ ซึ่งกระแสที่ปล่อยออกไปนี้จะอยู่ในช่วงของคาบเวลาดื้อสมบูรณ์ของกล้ามเนื้อหัวใจ ก็จะไม่มีการตอบสนองต่อการกระตุ้นนี้ เครื่องแบบ VVT นี้ สามารถใช้งานได้กับผู้ป่วยอย่างกว้างขว้างเช่นเดียวกับแบบ VVI ข้อดีประการหนึ่งของเครื่องแบบ VVT คือ สามารถที่จะตรวจสอบการทำงานของเครื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ตลอดเวลา ไม่จำเป็นจะต้องทำให้ภาคตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจหยุดทำงาน ข้อเสียของเครื่องแบบ VVT นี้ คือ จะมีอายุใช้งานสั้นกว่าแบบ VVI เพราะมีการปล่อยกระแสออกไปตลอดเวลา ในรูป 2.20 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องแบบ VVT

2.8.5 <u>เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบกระตุ้นตามสัญญาณ P ชนิด VAT</u>

(P-Triggered Ventricular Pacemakers)

เครื่องแบบ VAT จะมีการทำงานคล้ายกับระบบนำไฟฟ้าของหัวใจ เครื่องจะตรวจจับการทำงานของหัวใจที่ห้องบนจากสัญญาณ P และปล่อยกระแสไปกระตุ้นหัวใจห้องล่าง หลังจากรับสัญญาณ P ชั่วระยะเวลาหนึ่งประมาณ 0.15 วินาที คล้ายกับการหน่วงเวลาของ AV node และ ถ้าเครื่องไม่ได้รับสัญญาณ P ในช่วงเวลาที่กำหนด (ประมาณ 0.8 วินาที) เครื่องก็จะปล่อยกระแสออกไป ข้อดีของเครื่องแบบ VAT นี้ คือ จะได้การทำงานของหัวใจใกล้เคียง กับการเต้นโดยธรรมชาติ ส่วนข้อเสีย มี

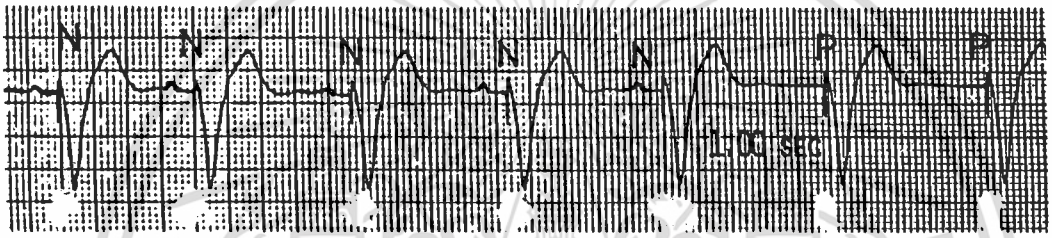
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 2.20 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้การกระตุ้น เมื่อต้องการชนิด VVT

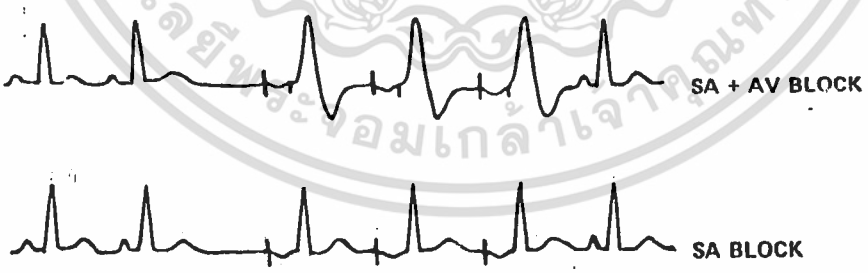
N : หัวใจเต้นเองโดยธรรมชาติ

P : หัวใจเต้นจากการกระตุ้น



รูป 2.21

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบกระตุ้นตามสัญญาณ P ชนิด VAT



รูป 2.22 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้การกระตุ้น เมื่อต้องการทั้งห้องบนและห้องล่าง ชนิด DVI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2 ประการ คือ จะต้องมีขั้วไฟฟ้า 2 ชุดทั้งในหัวใจห้องบน (เพื่อตรวจจับสัญญาณ P) และในหัวใจห้องล่าง (เพื่อปล่อยกระแสกระตุ้น) และเครื่องก็จะมีอายุการใช้งานที่สั้นกว่าแบบ VVI เพราะมีการปล่อยกระแสกระตุ้นตลอดเวลา ในรูปที่ 2.21 แสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้แบบ VAT

2.8.6 <u>เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการทั้งห้องบนและห้องล่างชนิด DVI</u>

(QRS-Inhibited Atrio-Ventricular sequential pacing)

เครื่องแบบ DVI นี้จะให้การกระตุ้นต่อทั้งหัวใจห้องบนและห้องล่าง หรือกระตุ้นเฉพาะห้องบน ขึ้นอยู่กับอาการของผู้ป่วยที่ปรากฏ ถ้าหัวใจสามารถเต้นได้เองโดยธรรมชาติในอัตราที่เร็วกว่าค่าที่กำหนด สัญญาณ QRS ที่ตรวจจับได้ ก็จะทำให้วงจรปล่อยกระแสไม่ทำงาน แต่เมื่อหัวใจผู้ป่วยมีอาการผิดปกติ เครื่องก็จะไม่สามารถตรวจจับสัญญาณ QRS ได้ เครื่องก็จะปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นหัวใจห้องบนก่อน ถ้าผู้ป่วยมีเฉพาะอาการของ SA Block หัวใจห้องล่างของผู้ป่วยจะสามารถทำงานได้เอง หลังจากที่เครื่องปล่อยกระแสไปกระตุ้นหัวใจห้องบนแล้วชั่วระยะเวลาหนึ่ง (ประมาณ 0.2 วินาที) ถ้าหัวใจห้องล่างสามารถทำงานได้เอง เครื่องก็จะสามารถตรวจจับสัญญาณ QRS ได้ เครื่องก็จะไม่ปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นหัวใจห้องล่าง ดังแสดงในรูป 2.22 แต่ถ้าผู้ป่วยมีทั้งอาการของ SA Block และ AV Block หลังจากที่เครื่องกระตุ้นหัวใจห้องบนแล้ว เครื่องจะไม่สามารถรับสัญญาณ QRS ได้ เครื่องก็จะปล่อยกระแสไปกระตุ้นหัวใจห้องล่างด้วย ดังในรูป 2.22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ชนิดให้อัตราการกระตุ้นคงที่

(Construction of the Fixed Rate VVI Pacemaker)

3.1 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

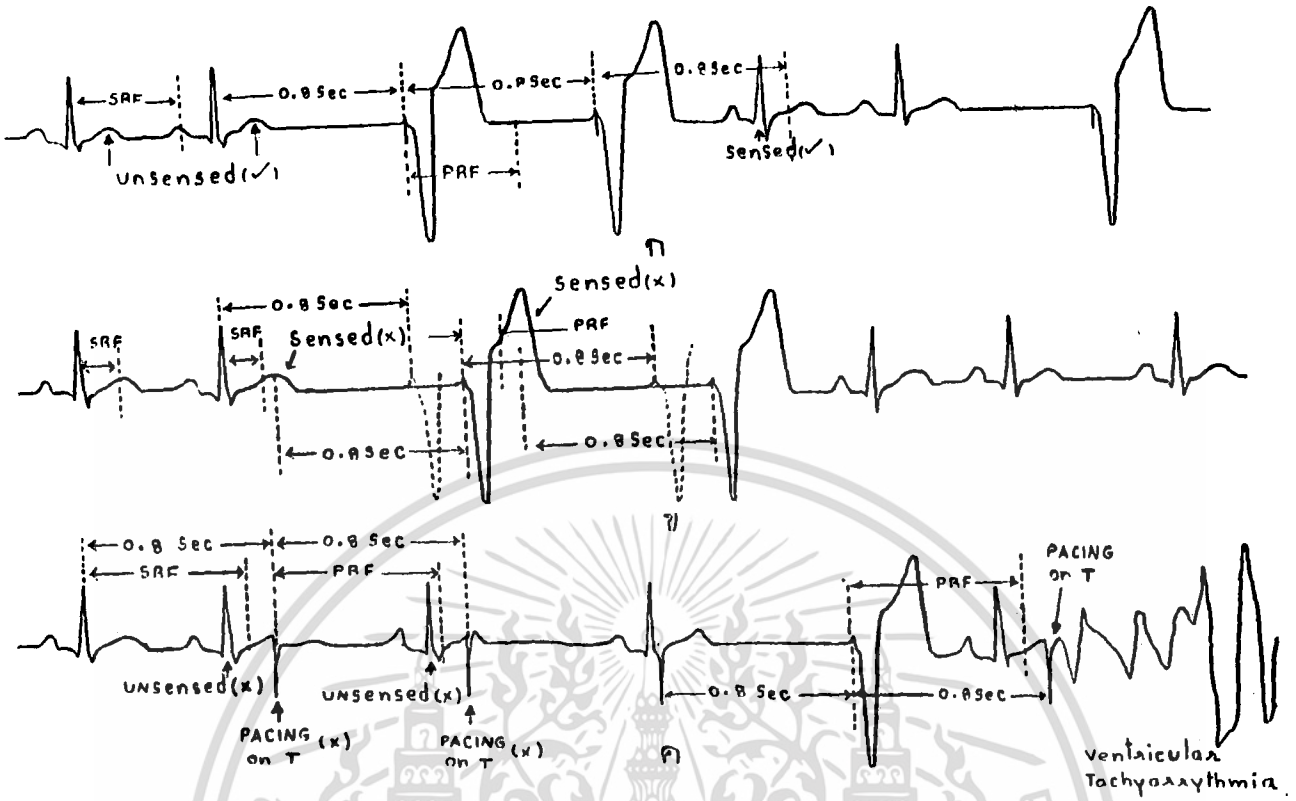
เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI นี้มีใช้งานกันอยู่ 2 แบบ คือ แบบให้อัตราการกระตุ้นคงที่ โดยทั่วไปจะมีค่าอัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที ซึ่งจะพยายามสร้างให้มีขนาดเล็ก เพื่อให้สามารถผ่าตัดฝังไว้ภายในร่างกายได้ เป็นการให้การรักษาอย่างถาวร โดยจะผ่าตัดเปลี่ยนเครื่องใหม่ทุก ๆ 3-10 ปี และแบบที่สามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความแรงของกระแสกระตุ้นและอัตราการกระตุ้นได้ ซึ่งเครื่องในลักษณะดังกล่าวนี้มักจะนำมาใช้ในการให้การรักษาแบบชั่วคราว และใช้ในการตรวจสอบสายต่อและขั้วไฟฟ้าในขณะที่กำลังทำการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ สำหรับในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ชนิดให้อัตราการกระตุ้นคงที่

การทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI นี้ คือ เครื่องจะปล่อยกระแสออกไปกระตุ้น เมื่ออัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ ดังแสดงในรูป 3.1ก ในการออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI นี้ จะมีคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่อง ซึ่งจะต้องนำมาพิจารณาดังต่อไปนี้

3.1.1 คาบเวลาดื้อ (Refractory Period)

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI นี้ จะต้องมีช่วงเวลาหนึ่งที่เครื่องจะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับมาได้ คือ ช่วงเวลาหลังจากที่เครื่องปล่อยกระแสออกไป ซึ่งจะเรียกว่า คาบเวลาดื้อของการกระตุ้น (Pacing Refractory Period) และช่วงเวลาหลังจากที่เครื่องรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ซึ่งจะเรียกว่า คาบเวลาดื้อของการรับสัญญาณ (Sensing Refractory Period) ในช่วงของคาบเวลาดื้อนี้ เครื่องจะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับได้ ทั้งนี้เพื่อเป็นการป้องกันการรับสัญญาณ T ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ไม่ว่าจะเกิดจากการเต้นโดย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 3.1 การทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

PRF : คาบเวลาดื้อของการกระตุ้น

SRF : คาบเวลาดื้อของการรับสัญญาณ

ก) อัตราการกระตุ้น 75 ครั้งต่อนาที ภายในระยะเวลา 60/75 = 0.8 วินาที ถ้าเครื่อง ฯ ไม่สามารถตรวจจับสัญญาณ QRS ได้ ก็จะปล่อยกระแสออกไป

ข) คาบเวลาดื้อเร็วเกินไป เครื่อง ฯ จะรับเอาสัญญาณ T เข้าไปด้วย ทำให้ยืดเวลาของการปล่อยกระแสออกไป

ค) คาบเวลาดื้อนานเกินไป เครื่อง ฯ จะตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่พบ อาจปล่อยกระแสออกไปในช่วงของคลื่น T ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ธรรมชาติ หรือจากการกระตุ้นก็ตาม ถ้าคาบเวลาดื้อของเครื่องน้อยเกินไป เครื่องอาจจะรับเอาสัญญาณ T ซึ่งจะไปหยุดการปล่อยกระแสออกไปกระตุ้น จะทำให้อัตราการเต้นของหัวใจช้าเกินไป ดังรูป 3.1 ข แต่ถ้าคาบเวลาดื้อมากเกินไป คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก็อาจจะไม่ถูกตรวจจับพบ เครื่องก็จะปล่อยกระแสออกไป ถ้ากระแสที่ปล่อยออกไปนี้เกิดขึ้นในช่วงเวลาของคลื่น T ก็อาจจะทำให้เกิดอาการ Ventricular Tachyarrythmia ซึ่งไม่ว่าคาบเวลาดื้อจะน้อยเกินไปหรือมากเกินไป ก็จะเกิดอันตรายต่อผู้ป่วยได้ คาบเวลาดื้อนี้ จึงเป็นคุณสมบัติที่สำคัญมากอันหนึ่งในการพิจารณาออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI คาบเวลาดื้อของเครื่อง ฯ ชนิด VVI จะอยู่ในช่วงระหว่าง 0.2 - 0.4 วินาที ซึ่งจะมีค่าใกล้เคียงกับคาบเวลาดื้อของเซลกล้ามเนื้อหัวใจ

3.1.2 ขนาดของกระแสหรือแรงดันไฟฟ้าเอ้าท์พุท (output current or voltage)

ขนาดของเอ้าท์พุทของเครื่อง จะต้องมีค่ามากกว่าเทรชโฮลของการกระตุ้นของกล้ามเนื้อหัวใจ (Stimulation Threshold) ซึ่งค่าเทรชโฮลของกระตุ้นนี้ขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ กล่าวคือ

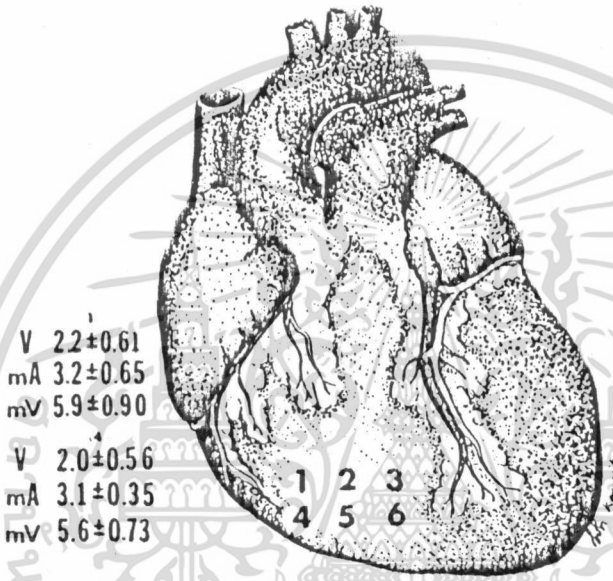
ก) ความต้านทานของสายต่อและขั้วไฟฟ้าทั้งหมด จะเป็นตัวจำกัดขนาดของพลังงานจากเครื่องที่จะเข้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ ซึ่งค่าความต้านทานนี้ จะประกอบด้วย

- ความต้านทานของสายต่อและขั้วไฟฟ้า มีค่าประมาณ 6-150 โอห์ม
- ความต้านทานของกล้ามเนื้อหัวใจ มีค่าประมาณ 200-500 โอห์ม
- ความต้านทานของการเกิดโพลาไรซ์ (Polarization Resistance) มีค่าประมาณ 15-35 % ของความต้านทานทั้งหมด ความต้านทานนี้เกิดจากมีแรงเคลื่อนไฟฟ้าเคมีในทิศทางตรงข้าม ต่อต้านการไหลของกระแสขึ้นที่บริเวณผิวสัมผัสของขั้วไฟฟ้ากับกล้ามเนื้อหัวใจ

ซึ่งความต้านทานรวมทั้งหมดนี้จะมีค่าประมาณ 250-1200 โอห์ม และจะมีค่าเฉลี่ยประมาณ 500 โอห์ม ดังนั้นค่าแรงดันไฟฟ้าเอ้าท์พุทของเครื่องควรจะต้องมีค่ามากเพียงพอที่จะให้กระแสไหลมากกว่าค่าเทรชโฮลของการกระตุ้น

ข) ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าในหัวใจ รูปที่ 3.2 แสดงให้เห็นถึงค่าเทรชโฮลของการกระตุ้นที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของห้องล่างขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 3.2 แสดงให้เห็นค่าเทรชโฮลของการกระตุ้นและขนาดของสัญญาณ QRS ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของหัวใจห้องล่างขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค) ความกว้างของพัลส์ ถ้าความกว้างของพัลส์น้อยกว่า 1 มิลลิวินาที เทรชโฮล ของการกระตุ้นจะมีค่าเพิ่มขึ้น ค่าเทรชโฮลของการกระตุ้นที่แสดงในรูปที่ 3.2 เป็นค่าที่วัดได้โดยใช้ความกว้างของพัลส์ 0.5 มิลลิวินาที

ง) เวลา ในขณะที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเป็นเวลานาน ๆ ค่าเทรชโฮลของการกระตุ้นจะมีค่าเพิ่มขึ้น

ดังนั้นขนาดของเอ๊าท์พุทจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ควรมีค่ามากกว่าค่าเทรชโฮลของการกระตุ้นอย่างน้อยประมาณ 2 เท่า เพื่อให้เกิดความแน่นอนในการใช้งาน เอ๊าท์พุทของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ จะมี 2 แบบ คือ

1) ปล่อยกระแสกระตุ้นในลักษณะศักดาคงที่ ซึ่งกระแสที่ปล่อยออกไปกระตุ้นก็จะขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานรวมทั้งหมดของสายต่อและขั้วไฟฟ้า เอ๊าท์พุทควรมีค่าอย่างน้อยที่สุด 3 V ที่โหลด 500 โอห์ม

2) ปล่อยกระแสกระตุ้นในลักษณะกระแสคงที่ โดยไม่ขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานทั้งหมดของสายต่อและขั้วไฟฟ้าเลย ซึ่งแบบกระแสคงที่นี้ มักจะต้องใช้แรงดันไฟฟ้าที่เลี้ยงวงจรสูงกว่าแบบศักดาคงที่ เอ๊าท์พุทควรจะมีค่าอย่างน้อยที่สุด 6 mA

3.1.3 <u>ความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ</u> (ECG Sensitivity)

เป็นค่าที่แสดงถึงขนาดของคลื่น QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะทำให้วงจรปล่อยกระแสหยุดทำงาน ถ้าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่ำ เครื่องก็อาจจะไม่สามารถตรวจจับการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติได้ ก็จะทำให้เครื่องปล่อยกระแสออกไปอย่างเป็นจังหวะต่อเนื่องโดยไม่สนใจต่อการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติ ซึ่งอาจเป็นอันตรายต่อผู้ป่วยได้ แต่ถ้าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจสูงเกินความจำเป็น เครื่องอาจจะไปรับเอาสัญญาณรบกวนต่าง ๆ เข้ามาแทนในขณะที่หัวใจผู้ป่วยไม่สามารถจะเต้นได้ด้วยตนเอง เครื่องก็จะไม่ปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นหัวใจผู้ป่วยอาจหยุดเต้นเป็นเวลานาน ทำให้เกิดอันตรายได้ รูปที่ 3.2 เป็นค่าเฉลี่ยของคลื่น QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากตำแหน่งต่าง ๆ ของหัวใจห้องล่างขวา ความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจโดยทั่วไป มีค่าประมาณ 2 มิลลิโวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 ความสิ้นเปลืองพลังงานไฟฟ้าของเครื่อง

เพื่อให้เครื่องมีอายุใช้งานได้นาน จะต้องออกแบบวงจรให้ใช้พลังงานไฟฟ้าต่ำที่สุดเท่าที่จะทำได้ ความสิ้นเปลืองพลังงานไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ที่ใช้งานกันอยู่มีค่าประมาณ 30-80 μA สำหรับแบบที่ใช้ฝังภายในร่างกาย และไม่เกิน 1 mA สำหรับแบบปรับค่าได้ที่อยู่ภายนอกร่างกาย

3.2 บล๊อกไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการที่มีค่าอัตราการกระตุ้นคงที่

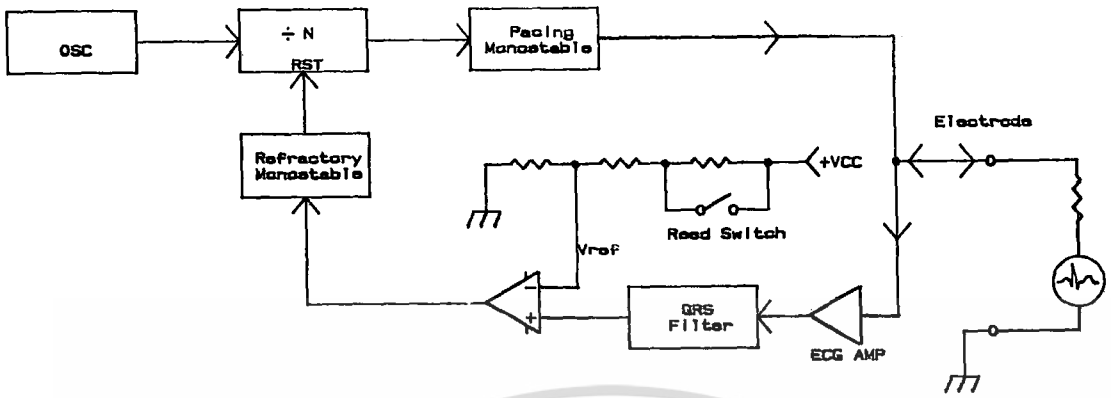
ในรูป 3.3 เป็นบล๊อกไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่ที่ได้สร้างขึ้น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับจากขั้วไฟฟ้าภายในหัวใจห้องล่างขวาจะถูกขยายโดยวงจรขยายและวงจรกรองความถี่ ซึ่งวงจรกรองความถี่นี้จะเป็นวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band Pass Filter) เพื่อแยกเฉพาะส่วน QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่จะถูกเปลี่ยนเป็นพัล์ส์โดยวงจรเปรียบเทียบแรงดัน พัล์ส์ที่ได้นี้จะนำไปควบคุมการทำงานของวงจรสร้างพัล์ส์ โดยจะไปกระตุ้นวงจรโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อ (Refractory Monostable) ซึ่งเอ๊าท์พุทของโมโนสเตเบิ้ลนี้ไปทำการรีเซ็ทวงจรนับ วงจรนับจะถูกรีเซ็ทและเริ่มต้นนับใหม่ทุก ๆ ครั้ง หลังจากที่เครื่องปล่อยเอ๊าท์พุทพัล์ส์ออกไปหรือตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยขึ้นอยู่กับค่าอัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วย เอ๊าท์พุทพัล์ส์จะถูกปล่อยออกไปก็เฉพาะต่อเมื่อวงจรนับ นับถึงค่า N เท่านั้น ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยเร็วกว่าค่าที่กำหนดไว้ วงจรนับจะถูกรีเซ็ทก่อนนับถึงค่า N ก็จะไม่มีเอ๊าท์พุทพัล์ส์ปล่อยออกไป แต่ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยช้ากว่าค่าที่กำหนดไว้ ทันทีที่วงจรนับ นับถึงค่า N วงจรโมโนสเตเบิ้ลที่ทำหน้าที่สร้างพัล์ส์กระตุ้น (Pacing Monostable) จะถูกกระตุ้นให้ทำงานสร้างพัล์ส์เอ๊าท์พุทออกไป จากที่กล่าวมาทั้งหมดนี้ จะได้ค่าคาบเวลาของการกระตุ้น มีค่าเท่ากับ

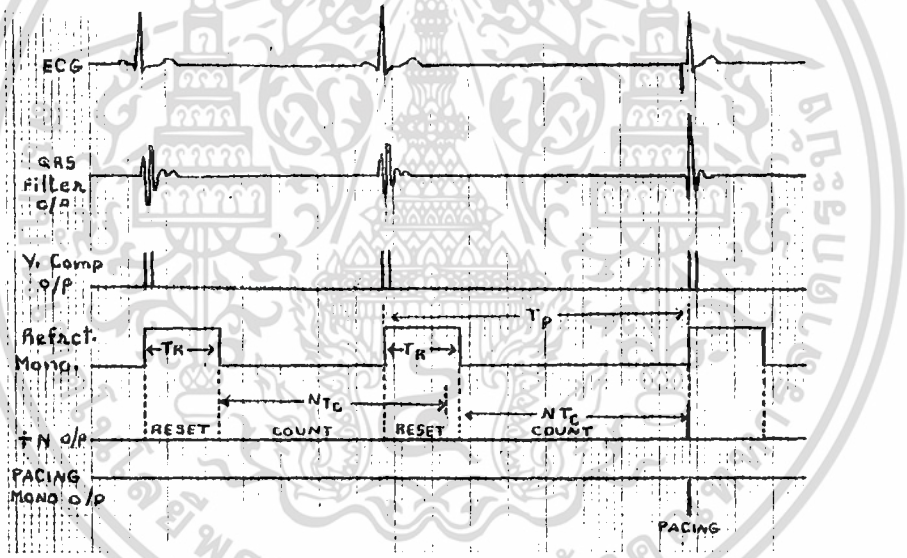
$$T_P = 60/P = T_R + NT_C \qquad (3.1ก)$$

โดยที่ P : อัตราการกระตุ้นมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที

T_P : คาบเวลาของการกระตุ้น มีค่าเท่ากับ 60/P วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้





รูป 3.3 บล๊อกไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ ชนิด VVI ที่มีค่าอัตราการกระตุ้นคงที่ที่สร้างขึ้นมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

T_R : คาบเวลาดื้อ (Refractory Period)

N : ค่าสูงสุดของวงจรนับ

T_C : คาบเวลาของสัญญาณนาฬิกาที่วงจรออสซิเลเตอร์สร้างขึ้น เท่ากับ $1/f_c$

จะสามารถคำนวณความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่ออสซิลเลเตอร์สร้างขึ้นมาได้เป็น

$$f_c = NP/(60 - T_R P) \quad \text{Hz} \qquad (3.1ข)$$

หลังจากที่เครื่องปล่อยพัลส์ออกไปหรือตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ไมโนสเตเบิ้ลที่ควบคุมคาบเวลาดื้อ ซึ่งเป็นแบบกระตุ้นซ้ำไม่ได้ (Nonretriggable) จะถูกกระตุ้น ซึ่งจะทำให้สัญญาณที่วงจรขยายรับเข้ามาในคาบเวลาดื้อ จะไม่สามารถผ่านเข้าไปรีเซ็ทวงจรนับได้ นั่นคือเครื่องจะไม่รับรู้ หรือไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ที่ปรากฏในช่วงของคาบเวลาดื้อ

เพื่อให้สามารถตรวจสอบการทำงานของวงจรสร้างพัลส์ของเครื่อง ในขณะที่กำลังใช้งานอยู่ได้ ซึ่งอาจจะอยู่ภายในร่างกาย ก็จะต้องออกแบบวงจรให้สามารถตัดการทำงานของวงจรภาคตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้จากภายนอกร่างกาย โดยทั่วไปก็จะใช้แท่งแม่เหล็กวางไว้ภายนอก สวิทช์แม่เหล็ก (reed switch) ที่อยู่ภายในวงจรก็จะตัดการทำงานของวงจรภาคตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกไป สำหรับเครื่องที่ทดลองสร้างขึ้นมานี้ ตัดการทำงานของวงจรภาครับ โดยเปลี่ยนค่าของศักดาอ้างอิง (Reference Voltage) ของวงจรเปรียบเทียบแรงดันให้สูงกว่าค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขยายมาแล้ว วงจรเปรียบเทียบแรงดันนั้นก็จะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับเข้ามาได้

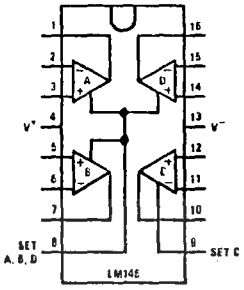
3.3 ออปเปอร์เรชันแนลแอมปลิไฟเออร์ชนิดโปรแกรมได้

(Programmable Operational Amplifier)

ออปเปอร์เรชันแนลแอมปลิไฟเออร์ชนิดโปรแกรมได้ เป็นออปแอมป์ที่มีคุณสมบัติในทางไฟฟ้าต่าง ๆ เช่น ค่าของกระแสอินพุทไบอัส อัตราการสลู (Slew Rate) รวมทั้งค่าของกระแสสงบ (Quiescent Current) จะขึ้นอยู่กับค่าของกระแสไบอัสที่เราจ่ายให้ ซึ่งกระแสไบอัสนี้จะขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานภายนอก เช่น เบอร์ LM4250 และ LM346 เนื่องจากออปแอมป์ชนิดนี้สามารถจะไบอัสให้วงจรใช้ค่ากระแสสงบได้ต่ำมาก ๆ และสามารถใช้งานได้กับแรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรเพียง ±1 โวลท์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

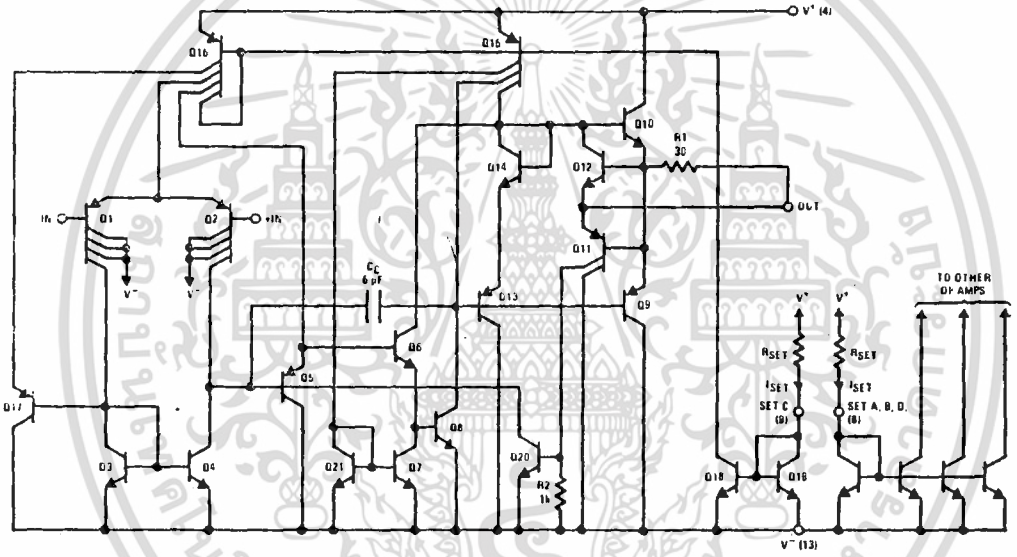
Connection Diagrams (Dual-In-Line Packages, Top Views)



Order Number LM146J, LM246J or LM346J
See NS Package J16A

Order Number LM246N or LM346N
See NS Package N16A

Schematic Diagram

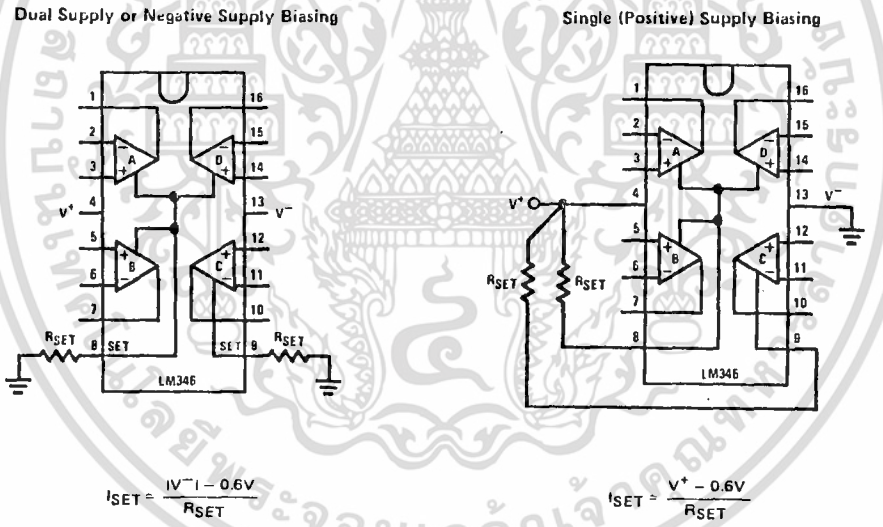


รูป 3.4 วงจรภายในของออปแอมป์ซนิดโปรแกรมได้ เบอร์ LM346

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออปแอมป์ชนิดโปรแกรมได้นี้จึงเหมาะอย่างยิ่งที่จะนำมาใช้ในวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ เพราะจะสามารถออกแบบวงจรใช้กระแสได้ต่ำมาก

ในรูปที่ 3.4 แสดงให้เห็นวงจรภายในของออปแอมป์ LM346 ซึ่งเป็นออปแอมป์ชนิดโปรแกรมได้ วงจรที่ใช้ไบอัสประกอบด้วยทรานซิสเตอร์ Q_{15} , Q_{16} , Q_{18} และ Q_{19} ซึ่งเป็นวงจรสะท้อนกระแส (Current Mirror) กระแสไบอัสของวงจรจะขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานที่ต่ออยู่ที่ขาคอลเลคเตอร์ของ Q_{19} ซึ่งเราจะสามารถคำนวณหาค่าของกระแส I_{SET} ได้ดังในรูป 3.5 คุณสมบัติต่าง ๆ ของ LM346 แสดงไว้ในภาคผนวกที่ 2 ในการออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจนี้ใช้ค่า I_{SET} ประมาณ 120 nA (เนื่องจากค่าความต้านทานสูงสุดที่มีจำหน่าย คือ 10 MΩ จึงใช้ค่า R_{SET} เป็น 20 MΩ)



รูป 3.5 การไบอัส LM346

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 ออสซิลเลเตอร์และวงจรหารความถี่

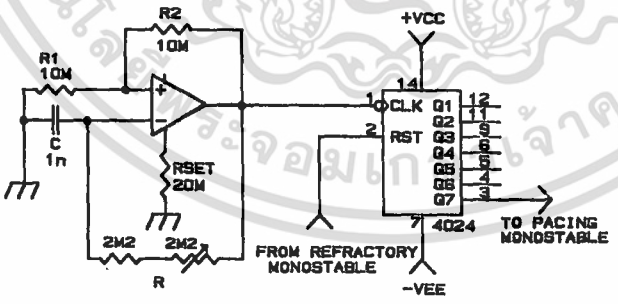
ในวงจรรูปที่ 3.6 เป็นวงจรออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ สร้างขึ้นโดยใช้ออปแอมป์ชนิดโปรแกรมได้ ประกอบเป็นวงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ (Astable Multivibrator) ทั้งนี้เพราะต้องการวงจรที่ใช้กระแสต่ำ ๆ จากการทำงานของวงจร ดังในรูป 3.6 จะได้ความถี่ของการออสซิลเลทเป็น

$$f_c = \frac{1}{2RC \ln(1 + 2R_1/R_2)} \qquad (3.2)$$

ถ้าออกแบบโดยให้ $R_1 = R_2$ จะได้

$$f_o = \frac{1}{2.2\ RC} \qquad (3.3)$$

จากที่ได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 3.2 ความถี่ที่วงจรออสซิลเลทจะขึ้นอยู่กับค่าของ N และค่าของคาบเวลาดื้อ โดยการเลือกค่าของ N เป็น 2^6 คาบเวลาดื้อมีค่า 0.3 วินาที และอัตราการกระตุ้นมีค่าเป็น 72 ครั้งต่อนาที ความถี่ที่วงจรออสซิลเลทจะมีค่าเป็น 120 เฮิร์ทซ์ ซึ่งก็สามารถที่จะคำนวณค่าของ R และ C ในวงจรได้เป็นดังในรูปที่ 3.6 ซึ่งค่าของ R ที่คำนวณได้ จะมีค่าประมาณ 3.78 MΩ เพื่อให้ค่าความถี่มีค่าถูกต้อง ความต้านทาน R จึงใช้ความต้านทานปรับค่าได้ดังแสดงในรูป 3.6



รูป 3.6 วงจรอะสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ออปแอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 โมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์

การนำเอาซีมอสโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ เช่น เบอร์ 4528 หรือ 4538 อาจไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจนี้ จากการทดลองพบว่าซีมอสโมโนสเตเบิ้ล 4528 ใช้กระแสไม่ต่ำกว่า 20 μA ต่อวงจร (หรือ 40 μA ต่อไอซีหนึ่งตัว) ถึงแม้ว่ากระแสเพียง 40 μA อาจกล่าวได้ว่าเป็นค่ากระแสที่ค่อนข้างน้อยสำหรับวงจรโดยทั่วไป แต่สำหรับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจควรใช้วงจรที่กินกระแสน้อยที่สุดเท่าที่จะทำได้ โดยการใช้วงจรโมโนสเตเบิ้ลที่ใช้ทรานซิสเตอร์ 2 ตัว สามารถที่จะออกแบบให้วงจรใช้กระแสได้ต่ำกว่า

3.5.1 โมโนสเตเบิ้ลที่ควบคุมเวลาดื้อ (Refractory Monostable)

ในรูปที่ 3.7 เป็นวงจรโมโนสเตเบิ้ลที่ควบคุมเวลาดื้อ ซึ่งสามารถพิจารณาออกแบบได้ดังต่อไปนี้

ให้ V_S คือ ค่าของแรงดันไฟฟ้าที่เลี้ยงวงจร ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ

$$V_S = V_{CC} - V_{EE} \tag{3.3}$$

ช่วงของคาบเวลาดื้อ คือ ความกว้างของพัลส์ t_w ซึ่งเป็นเวลาในการประจุ C_T โดย R_{B2} จากศักดา ($V_{EE} + 0.6 - V_S$) V จนถึงศักดา ($V_{EE} + 0.6$) V จะมีค่าเท่ากับ

$$t_w = -R_{B2}C_T \ln[\, 1 - V_S / (2V_S - V_{BE}) \,] \tag{3.4ก}$$

สามารถที่จะตัดค่าของ V_{BE} ออกได้ จะได้

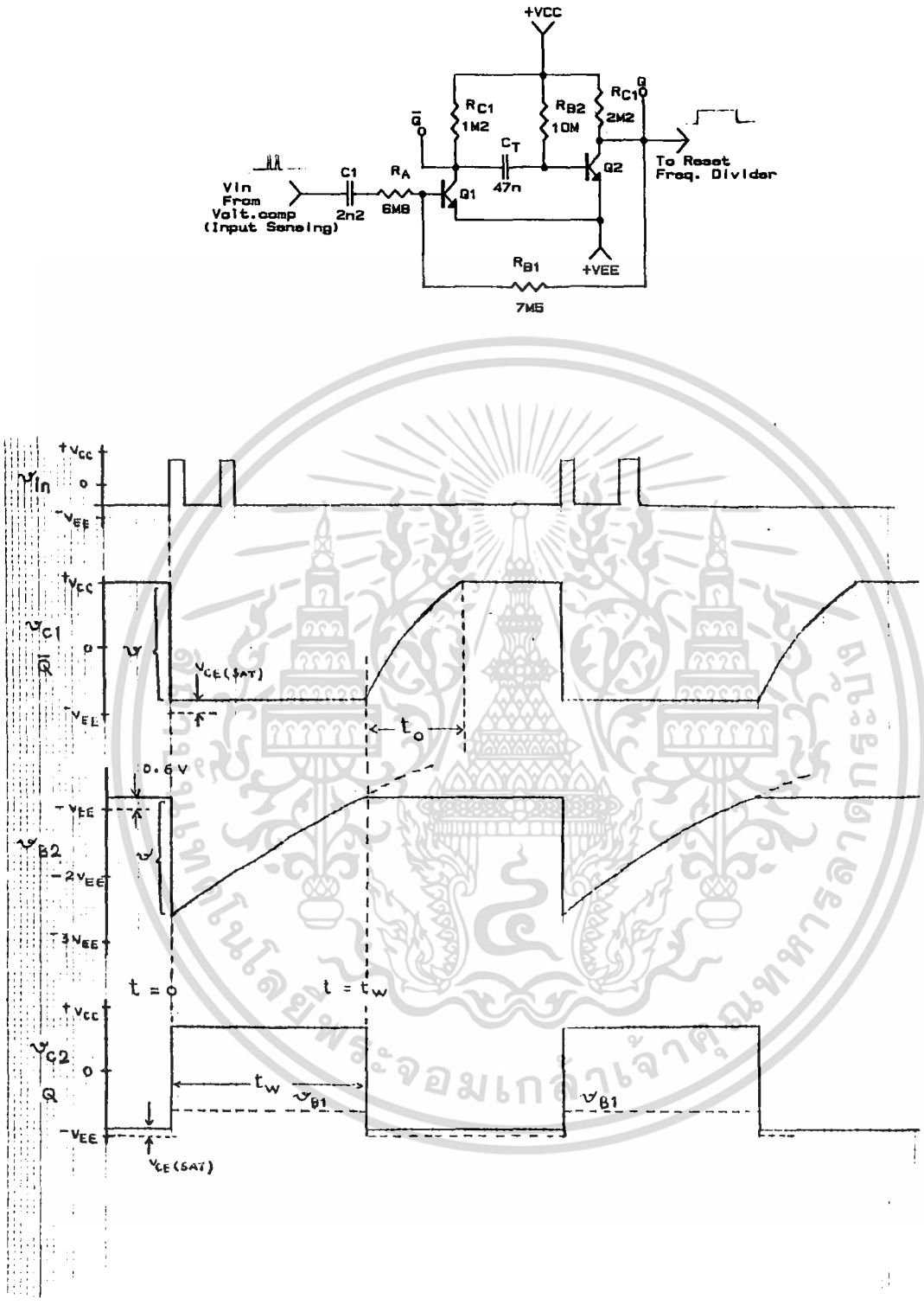
$$t_w \approx 0.69 R_{B2} C_T \tag{3.4ข}$$

ศักดาที่เอ๊าท์พุท Q (v_{c2}) จะมีค่า

$$v_{c2} \approx \begin{cases} V_{EE} \text{ หรือ } \text{"0"} & (t > t_w \ , \ t < 0) \\ \\ V_{EE} + (V_S - V_{BE1}) \left[R_{B1} / (R_{B1} + R_{C2}) \right] + V_{BE1} \text{ หรือ "1"} & (0 < t < t_w) \end{cases} \tag{3.5}$$

ศักดา v_{c2} เมื่อวงจรอยู่ในสภาวะถูกกระตุ้น ($0 < t < t_w$) จะต้องมีค่ามากพอที่จะนำไปรีเซ็ทวงจรหารความถี่ซีมอส 4024 ได้ ซึ่งจะต้องมีค่าอย่างน้อยประมาณ 0.55 V_S ถ้าแรงดันไฟฟ้าที่เลี้ยงวงจรมีค่า ± 3V จากสมการ 3.5 จะได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 3.7 วงจรโมโนสเตเบิ้ลมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ทรานซิสเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\frac{R_{B1}}{R_{C2}} \geq \frac{0.6 - v_{c2}}{v_{c2} - V_S}$$

ถ้า V_S = 6V (± 3V) และ $v_{c2} \approx 0.55\ V_S$ จะได้

$$R_{B1} / R_{C2} \geq 1 \qquad (3.6ข)$$

ค่าความกว้างของพัลส์ t_w ที่คำนวณได้ จากสมการ 3.4 นั้น คำนวณขึ้นมาโดยสมมุติว่า C_T ถูกประจุจนศักดา v_{c1} มีค่าเท่ากับ V_{CC} ซึ่ง C_T นี้จะถูกประจุโดยผ่าน R_{C1} หลังจากที่ v_{c2} เปลี่ยนสถานะเป็น "0" (ช่วงเวลา t_o ในรูป 3.7) ดังนั้นก่อนที่วงจรจะถูกกระตุ้นในครั้งต่อไปจะต้องมีเวลาเพียงพอที่จะให้ C_T ประจุจนศักดา v_{c1} มีค่าเท่ากับ V_{CC} ก่อน มิฉะนั้นจะทำให้คาบเวลาดื้อมีค่าไม่แน่นอน

ให้ t_o เป็นเวลาที่ใช้ในการประจุ C_T ที่ทำให้ศักดา v_{c1} มีค่าเพิ่มขึ้นจาก $v_{c1} = V_{EE} + V_{CE(SAT)}$ จน $v_{c1} \geq V_{EE} + 0.95\ V_S$ (เกือบเท่ากับ V_{CC})

โดยคิดค่า $V_{CE(SAT)}$ เป็นศูนย์ จะสามารถคำนวณหาค่า t_o ได้เป็น

$$t_o \geq -R_{C1}C_T \ln(1-0.95)$$

$$t_o \geq 3R_{C1}C_T \qquad (3.7ก)$$

จากที่กล่าวมานี้ จะเห็นได้ว่า ค่าของ t_w และ t_o จะเป็นสิ่งที่กำหนดอัตราการกระตุ้นสูงสุดของเครื่อง

ถ้า P_{max} คือ อัตราการกระตุ้นสูงสุดของเครื่อง มีหน่วยเป็น ครั้งต่อนาที จะได้

$$t_w + t_o \leq 60/P_{max} \qquad (3.8)$$

อัตราการกระตุ้นสูงสุดของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI มักจะมีค่าไม่เกิน 120 ครั้งต่อนาที คาบเวลาดื้อจะมีค่าอยู่ระหว่าง 0.2-0.4 วินาที

ให้ P_{max} = 120 ครั้งต่อนาที

ซึ่งโดยทั่วไปจะมีค่าอัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที การกำหนดให้ P_{max} = 120 ครั้งต่อนาทีนี้ เป็นการออกแบบที่เผื่อเอาไว้

t_w = 0.3 วินาที

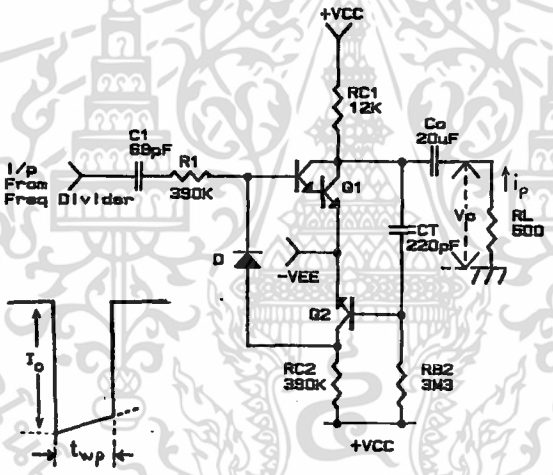
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จะได้ $t_o \leq 0.2$ วินาที

หรือ $R_{C1}C_T \leq 0.067$ วินาที (3.7ข)

วงจรโมโนสเตเบิ้ลที่ควบคุมเวลาดื้อ จะต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขของสมการ 3.4ข 3.6ข และ 3.7ข สำหรับทรานซิสเตอร์ที่ใช้เลือกใช้ทรานซิสเตอร์แอเรย์ เบอร์ MC3386 ซึ่งจากข้อมูลของทรานซิสเตอร์ระบุว่าสามารถใช้งานที่กระแสคอลเลคเตอร์ได้ต่ำถึง 10 μA แต่จากการทดลองออกแบบโดยใช้กระแสคอลเลคเตอร์ต่ำกว่า 10 μA และใช้ค่า $H_{FE} = 10$ วงจรก็ยังสามารถทำงานได้ การคำนวณออกแบบเริ่มต้นจากการกำหนดค่า $R_{B2} = 10$ MΩ (เป็นค่าความต้านทานสูงสุดที่มีจำหน่าย) จะได้วงจร ดังในรูป 3.7 **ซึ่งโมโนสเตเบิ้ล**นี้ใช้กระแสประมาณ 3.6 μA (ที่อัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที)

3.5.2 โมโนสเตเบิ้ลที่สร้างพัลส์กระตุ้น (Pacing Monostable)



รูป 3.8 วงจรโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้น

สำหรับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่มีอัตราการกระตุ้นคงที่นี้ การปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นจะอยู่ในลักษณะของศักดาคงที่ โดยกระแสที่ปล่อยออกไปกระตุ้นจะขึ้นอยู่กับความต้านทานของสายต่อและขั้วไฟฟ้าทั้งหมด ซึ่งจะมีค่าเฉลี่ยประมาณ 500 โอห์ม และจากการใช้แรงดัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฟฟ้าเลี้ยงวงจรเป็น ± 3 V ศักดาไฟฟ้าที่เอ๊าท์พุทของเครื่องก็จะมีค่าประมาณ 5 โวลท์ ดังนั้น เอ๊าท์พุท Q ของโมโนสเตเบิ้ลที่สร้างพัลส์กระตุ้นนี้ จะต้องสามารถจ่ายกระแสได้ถึง 10 mA ทรานซิสเตอร์ Q_1 จึงใช้ดาร์ลิงตันทรานซิสเตอร์ และเนื่องจากเอ๊าท์พุท Q (v_{c2}) ไม่ได้นำไปใช้งาน จึงสามารถเปลี่ยน R_{B1} เป็นไดโอดแทน ทำให้เพิ่มค่า R_{C2} ได้ ซึ่งจะทำให้วงจรใช้กระแสน้อยลง ดังในรูป 3.8

ให้ความกว้างของเอ๊าท์พุทพัลส์ t_{wp} มีค่า 0.5 ms ซึ่งจะมีค่าดังสมการ 3.4ข และสำหรับโมโนสเตเบิ้ลที่สร้างพัลส์กระตุ้นนี้ เราจะต้องพิจารณาเวลาที่ใช้ในการประจุและคายประจุของ C_o ด้วย C_o นี้มีไว้เพื่อป้องกันกระแสตรงจากแบตเตอรี่ V_{cc} ไหลไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจ โดยที่ R_L ในวงจรรูป 3.8 นั้น ก็คือ กล้ามเนื้อหัวใจที่ถูกกระตุ้นนั่นเอง

กระแสที่เครื่องปล่อยออกไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ i_p คือ กระแสที่เกิดจากการคายประจุของ C_o ในขณะที่ทรานซิสเตอร์ Q_1 นำกระแส โดยกระแสจะมีค่าค่อย ๆ ลดลงอย่างเอ็กซ์โพเนนเชียล ดังสมการ

$$i = I_o e^{-t/RC} \qquad (3.9ก)$$

ซึ่งกระแสที่ไหลผ่าน R_L ไม่ควรจะมีค่าลดลงเกิน 5% ในช่วงเวลาของ t_{wp} ดังนั้น ค่าของ C_o ควรจะมีค่าอย่างน้อยเป็น

$$C_o \geq -t_{wp} / R_L \ln(0.95) \qquad (3.9ข)$$

สำหรับ t_{wp} = 0.5 ms และ R_L = 500 Ω จะต้องใช้ C_o อย่างน้อย 19.5 μF ซึ่งเลือกใช้ค่า C_o เป็น 22 μF

ในขณะที่ทรานซิสเตอร์ Q_1 หยุดทำงาน C_o ก็จะถูกประจุโดยผ่าน R_{C1} ซึ่ง C_o ควรจะถูกประจุจนศักดา v_{c1} มีค่าใกล้เคียงกับ V_{cc} ให้มากที่สุด และ C_T ก็จะได้รับประจุด้วยในเวลาเดียวกัน ถ้าให้ C_o และ C_T ถูกประจุจนศักดา v_{c1} มีค่าเป็น $V_{EE} + 0.95V_S$ เวลาที่ใช้ในการประจุจะมีค่าเป็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$t_{op} = 3R_{C1}(C_T + C_o) \qquad (3.10ก)$$

ซึ่งช่วงเวลา t_{op} นี้ คือ

$$t_{op} = T_p - t_{wp} \approx T_p \approx 1/P$$

ถ้าอัตราการกระตุ้นมีค่า 72 ครั้งต่อนาที จะได้

$$R_{C1}(C_o + C_T) \leq 0.278 \text{ วินาที} \qquad (3.10ข)$$

เนื่องจากค่าของ $t_{wp} << t_o$ และจากสมการ 3.4ข กับ 3.10ก เราสามารถที่จะกล่าวได้ว่า $C_o >> C_T$ ก็จะสามารถหาค่า R_{C1} ได้ ประมาณ 12 K ค่าของอุปกรณ์อื่น ๆ ก็จะสามารถคำนวณออกแบบได้ดังในรูปที่ 3.8 โดยใช้ค่า $H_{FE1} = 1000$ และ $H_{FE2} = 10$

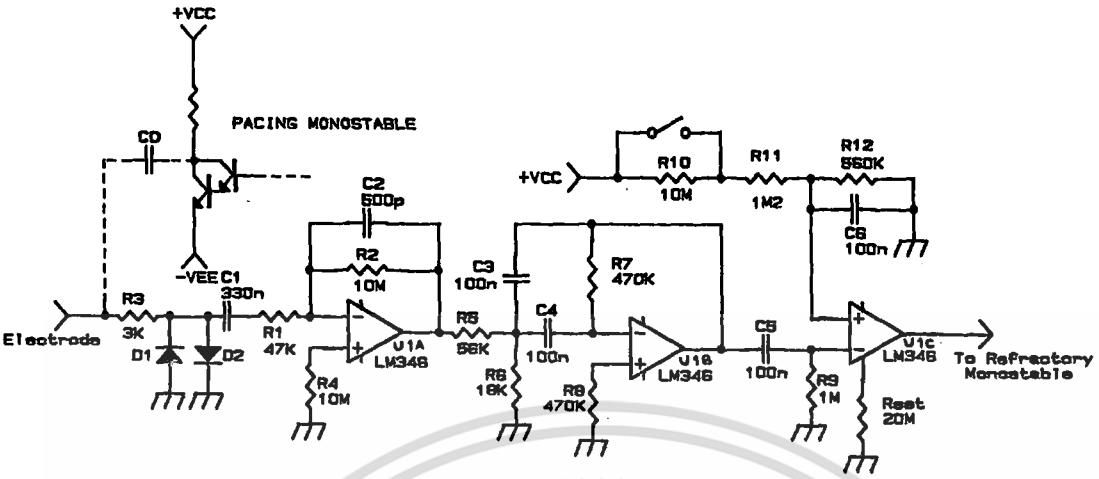
เพื่อเป็นการป้องกันอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับวงจร เนื่องจากเครื่องดีฟิบบริลเลเตอร์ (Defibbrillator) จึงต่อ Z_1 ขนานอยู่กับจุดต่อของขั้วไฟฟ้า ซึ่ง Z_1 นี้มีคุณสมบัติกระแส-แรงดันเหมือนกับซีเนอร์ไดโอด 2 ตัวที่ต่ออนุกรมกลับขั้วชนกัน ดังแสดงไว้ในภาคผนวกที่ 2

3.6 วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยวงจรขยาย วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band Pass Filter) และ วงจรเปรียบเทียบแรงดัน โดยจะให้เอ้าท์พุทเป็นพัลส์ไปกระตุ้นวงจร **โมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อ** ซึ่งจะไปรีเซ็ทวงจรนับก่อนที่จะนับถึงค่า N ถ้าหัวใจผู้ป่วยสามารถเต้นได้เองในอัตราที่เร็วกว่าค่าที่ตั้งไว้ โมโนสเตเบิ้ลที่สร้างพัลส์กระตุ้นก็จะไม่ทำงาน ออปแอมป์ที่ใช้ในวงจรทั้งหมด คือ LM346N ซึ่งสามารถที่จะกำหนดให้ วงจรใช้กระแสได้ต่ำมาก ในวงจรนี้กำหนดให้ $I_{SET} = 120$ nA

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับมาได้จากขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจห้องล่างจะประกอบด้วย ส่วนของสัญญาณ QRS และ T เป็นส่วนใหญ่ ส่วนของสัญญาณ P จะมีขนาดต่ำกว่าสัญญาณ QRS และ T มาก สัญญาณ QRS จะมีสเปคตรัมอยู่ในช่วงของความถี่ 20-50 Hz และสัญญาณ T **จะมีสเปคตรัมอยู่ระหว่าง** 5-10 Hz โดยที่สัญญาณ QRS นี้เกิดจากการหดตัวบีบโลหิตไปเลี้ยงร่างกายของหัวใจห้องล่าง ดังนั้นเราจะใช้ส่วนของสัญญาณ QRS นี้ เป็นตัวบ่งชี้ถึงการเต้นของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



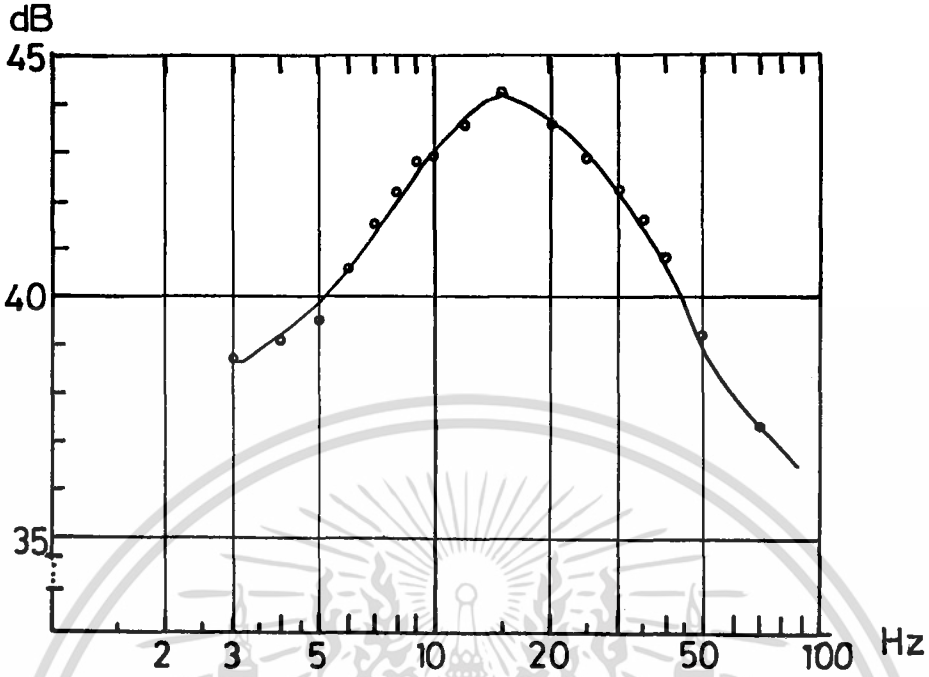
รูป 3.9 วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ในรูปที่ 3.9 เป็นวงจรภาครับหรือวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรขยายภาคแรก U1A เป็นวงจรขยายชนิดกลับเฟส เนื่องจากขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจนั้น ทำหน้าที่ทั้งเป็นขั้วไฟฟ้าปล่อยกระแสกระตุ้น และขั้วไฟฟ้ารับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นพัลส์ที่ปล่อยออกไปกระตุ้นก็จะเข้ามายังวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย R_3 , D_1 , D_2 จะช่วยลดขนาดของพัลส์เอ๊าท์พุทที่เข้ามายังวงจรขยาย และยิ่งทำหน้าที่ป้องกันวงจรเสียหายจากไฟแรงสูงของเครื่องดีฟิบบริลเลเตอร์อีกด้วย ไดโอด D_1 และ D_2 จะไม่มีผลต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเลย เพราะเนื่องจากสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับมาได้นั้น มีขนาดต่ำมาก (ไม่เกิน 10 mV)

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะถูกส่งผ่าน C_1 ไปยังวงจรขยาย ซึ่งจะทำหน้าที่เสมือนเป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ทั้งนี้เพื่อกำจัดศักดาโพลาไรซ์ที่เกิดจากขั้วไฟฟ้า และยังช่วยลดขนาดของสัญญาณคลื่น T C_2 , R_2 ทำหน้าที่เสมือนวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งจะเป็นการจำกัดแบนด์วิธของวงจรเพื่อลดสัญญาณรบกวน และกำจัดพัลส์กระตุ้น รูปที่ 3.10 เป็นกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรขยายภาคแรกนี้

จากที่ได้กล่าวในตอนต้นว่าสเปคตรัมของสัญญาณ QRS อยู่ในช่วงความถี่ระหว่าง 20-50 Hz

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

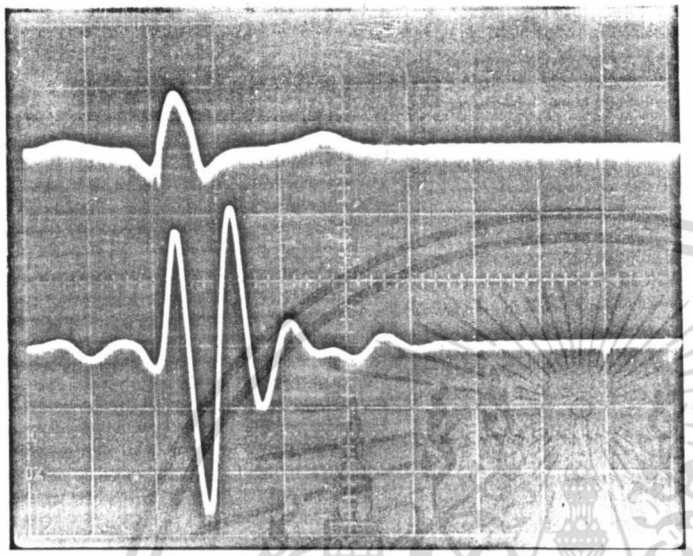


รูป 3.10 การตอบสนองความถี่ของวงจรขยายภาคแรก

เพื่อลดผลการรบกวนของความถี่ 50 Hz จึงเลือกใช้ความถี่ศูนย์กลางของวงจรกรองแถบความถี่ผ่านประมาณ 20 Hz และใช้ค่า Q ประมาณ 3

สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองสัญญาณ QRS จะถูกเปลี่ยนเป็นพัลส์ โดยวงจรเปรียบเทียบแรงดัน ขนาดของยอดสัญญาณ (peak) ที่ผ่านวงจรกรองความถี่ QRS นั้นมีค่าประมาณ 200 mV โดยมีอินพุทเป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีขนาดสัญญาณ QRS 2 mV จากยอดถึงยอด และมีค่าประมาณ 1.2 V โดยมีอินพุทเป็นพัลส์กระตุ้น ดังในรูป 3.11 จากข้อมูลนี้จะสามารถกำหนดค่าของศักดาอ้างอิงของวงจรเปรียบเทียบแรงดันนี้ได้ ซึ่งได้ทำการกำหนดดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

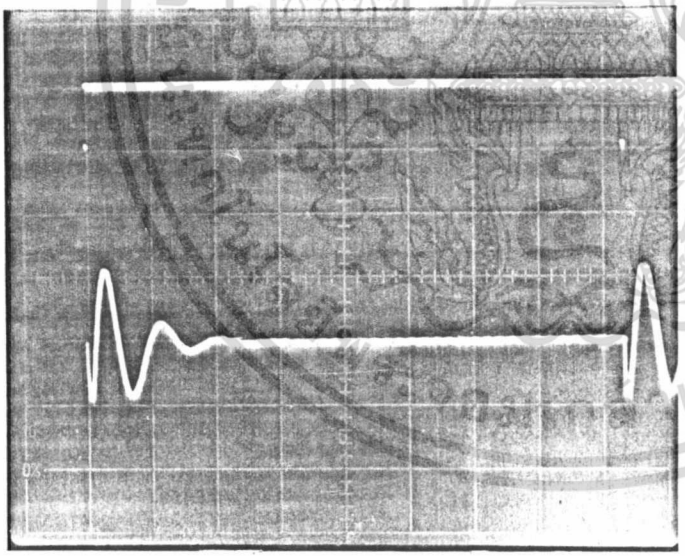


ก

แนวตั้ง บน 2 mV / ช่อง

ล่าง 100 mV / ช่อง

แนวนอน 100 ms / ช่อง



ข

แนวตั้ง บน 5 V / ช่อง

ล่าง 1 V / ช่อง

แนวนอน 100 ms / ช่อง

รูป 3.11 รูปคลื่นของสัญญาณที่เอ๊าท์พุทของวงจรกรองความถี่ โดยมีอินพุทที่ขั้วไฟฟ้าเป็น

ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณ QRS 2 mV

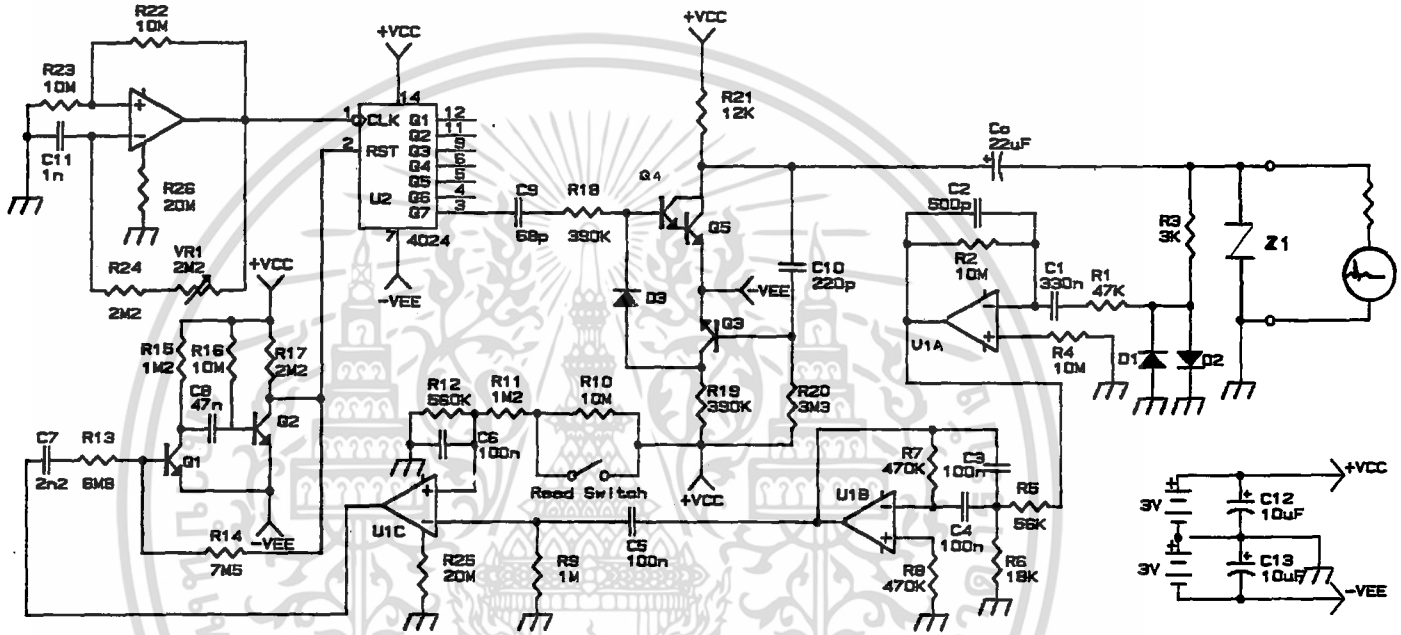
ข) พัลส์ที่เครื่องปล่อยออกไปกระตุ้น ขนาด 5 V_{pp}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในขณะที่ใช้งานปกติ สวิทช์แม่เหล็กเปิดวงจร กำหนดให้ค่าของศักดาอ้างอิงมีค่าเป็น 0.15 V และในการตรวจสอบการทำงานของวงจรสร้างพัลส์ สามารถที่จะตัดการทำงานของวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกไป โดยทำให้สวิทช์แม่เหล็กปิดวงจรเปลี่ยนค่าของศักดาอ้างอิงให้สูงกว่าค่าของยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขยายมาแล้ว กำหนดให้ค่าของศักดาอ้างอิงในขณะที่สวิทช์แม่เหล็กปิดวงจรเป็น 1 V และให้กระแสที่ไหลผ่าน R_{10} - R_{12} มีค่าเป็น 250 nA (ค่ากระแสอินพุทไบอัสของ LM346 มีค่าประมาณ 3 nA โดยใช้ I_{SET} ประมาณ 120 nA) จะได้ค่าของ R_{10} , R_{11} , R_{12} ดังในรูป 3.9 เราอาจจะกำหนดให้กระแสที่ไหลผ่าน R_{10} - R_{12} มีค่าต่ำกว่า 250 nA เพราะกระแสอินพุทไบอัสของ LM346 มีค่าเพียง 3 nA แต่จากการคำนวณโดยกำหนดให้กระแสที่ไหลผ่าน R_{10} - R_{12} ต่ำกว่า 250 nA แล้ว R_{10} จะมีค่ามากกว่า 10 MΩ ซึ่งไม่มีจำหน่าย

รูป 3.12 เป็นวงจรที่สมบูรณ์ทั้งหมดของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งมีอัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 3.12 วงจรที่สมบูรณ์ทั้งหมดของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

ซึ่งมีอัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที

บทที่ 4

การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งสามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรง และอัตราของการกระตุ้น

(Construction of the adjustable Sensitivity , output Current and Pacing Rate VVI Pacemaker)

ในบทที่ 3 ได้กล่าวถึงการออกแบบสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่ ซึ่งในบทที่ 4 นี้ จะได้อธิบายถึงการออกแบบวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ที่สามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความแรงของกระแสที่ปล่อยออกไป และอัตราการกระตุ้น ซึ่งเครื่องในลักษณะดังกล่าวนี้ จะนำไปใช้ในการให้การรักษาชั่วคราว ใช้ตรวจสอบสายต่อและขั้วไฟฟ้าในขณะที่กำลังทำการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเป็นการถาวร และใช้ช่วยชีวิตฉุกเฉินในห้องผ่าตัดหรือห้องบำบัดพิเศษ (ICU)

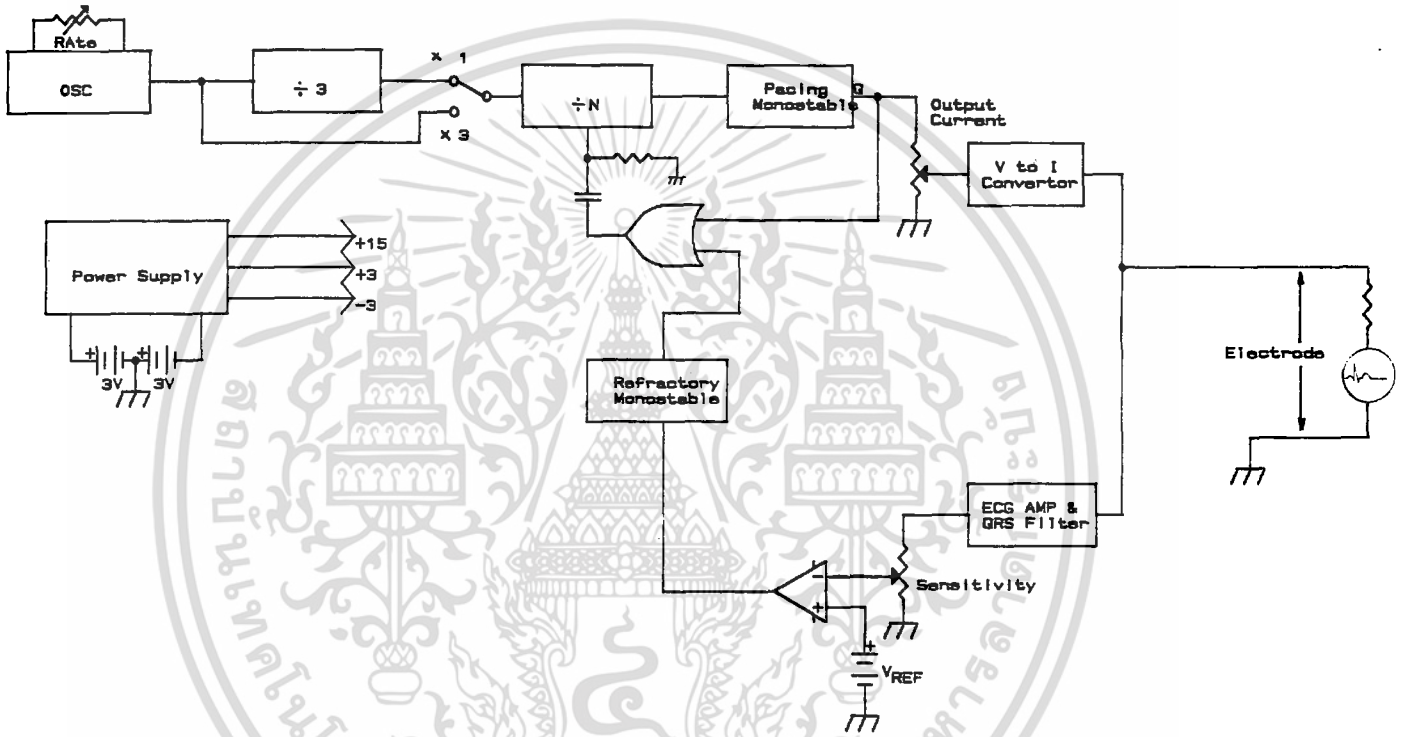
4.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่อง

ในรูปที่ 4.1 เป็นบล็อกไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งสามารถปรับค่าต่าง ๆ ของวงจรได้ ซึ่งก็มีหลักการทำงานเช่นเดียวกับแบบที่ให้อัตราการกระตุ้นคงที่ ซึ่งได้อธิบายไปแล้วในบทที่ 3 (รูปที่ 3.3)

การปรับค่าอัตราการกระตุ้น กระทำโดยการเปลี่ยนความถี่ของวงจรออสซิลเลเตอร์ โดยจะออกแบบให้สามารถปรับค่าของอัตราการกระตุ้นได้ในช่วง 40-480 ครั้งต่อนาที โดยแบ่งเป็น 2 พิสัย คือ พิสัยคูณหนึ่งจะสามารถปรับอัตราการกระตุ้นได้ในช่วง 40-160 ครั้งต่อนาที ซึ่งจะมีการทำงานแบบ VVI และพิสัยคูณสาม ซึ่งจะให้อัตราการกระตุ้นเป็น 3 เท่าของพิสัยคูณหนึ่ง คือ 120-480 ครั้งต่อนาที โดยเครื่องจะมีการทำงานเป็นแบบ VOO คือ ไม่สนใจต่อการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติ ซึ่งอัตราในการกระตุ้นในช่วงดังกล่าวนี้ จะเป็นอัตราที่เร็วกว่าการเต้นของหัวใจมาก ซึ่งมีประโยชน์ในการรักษาโรคหัวใจบางชนิดได้ จึงได้ออกแบบให้วงจรสามารถปรับอัตราการกระตุ้นในลักษณะดังกล่าว

การเปลี่ยนค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการเปลี่ยนขนาดของสัญญาณที่จะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

เข้าสู่วงจรเปรียบเทียบแรงดัน และเปลี่ยนค่าความแรงของกระแสเอ้าท์พุท โดยการปรับขนาดของพัลส์ที่นำไปป้อนให้กับวงจรเปลี่ยนแรงดันเป็นกระแส (Voltage to Current Convertor) ซึ่งพัลส์เอ้าท์พุทจะอยู่ในลักษณะกระแสคงที่ไม่ขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานของโหลด การที่สามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และความแรงของการกระตุ้นได้นี้ จะสามารถนำเครื่องไปใช้ในการตรวจสอบสายต่อและชี้วไฟฟ้า ในขณะที่กำลังทำการผ่าตัดฝังเครื่องที่จะใช้ในการรักษาอย่างถาวรไว้ในร่างกาย

เพื่อให้วงจรสามารถปรับความแรงของเอ้าท์พุทพัลส์ได้ถึง 10 mA ขนาดของพัลส์อาจสูงกว่า 10 V จึงจำเป็นจะต้องมีวงจรที่จะเปลี่ยนค่าแรงดันไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ ± 3 โวลท์ ให้เป็นแรงดันไฟฟ้า 15 V เพื่อจ่ายให้กับวงจรภาคเอ้าท์พุท

4.2 การออกแบบวงจรกระแสเอ้าท์พุทคงที่

สำหรับวงจรเอ้าท์พุทของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่สามารถปรับค่าความแรงในการกระตุ้นได้นี้ จะเป็นลักษณะกระแสคงที่ ซึ่งสามารถทำได้โดยการนำพัลส์ที่มีศักดาคงที่มาป้อนให้กับวงจรเปลี่ยนศักดาเป็นกระแส ดังแสดงในรูปที่ 4.2 สำหรับวงจรสร้างพัลส์ที่มีศักดาคงที่ ยังคงใช้วงจรโมโนสเตเบิ้ล ซึ่งจะนำไปอธิบายในหัวข้อต่อไป

กระแส i_p คือ กระแสเอ้าท์พุทที่เครื่อง ฯ ปล่อยออกไป ซึ่งจะสามารถปรับค่าได้ในช่วง 0.1 - 10 mA

จากหลักการทำงานของออปแอมป์ จะได้

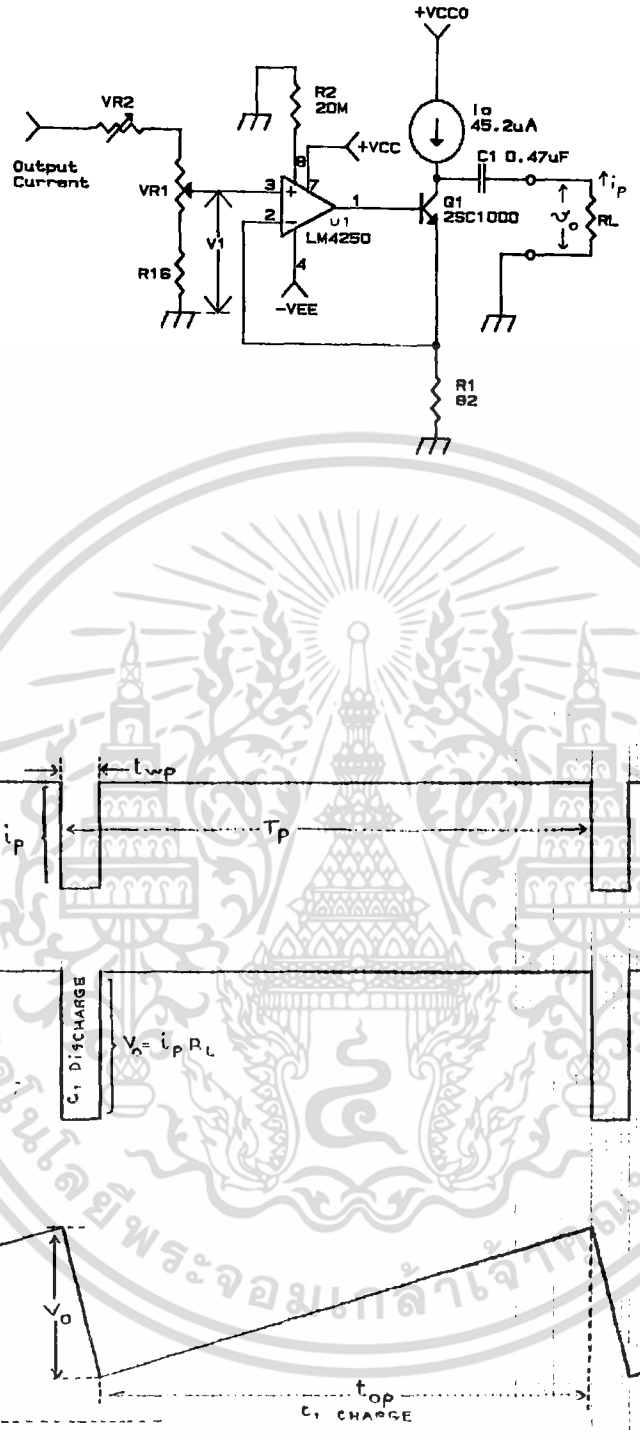
$$V_1 = i_{c1} R_1$$

โดยการเลือกทรานซิสเตอร์ Q_1 ให้มีค่า H_{FE} มาก ๆ ก็สามารถจะประมาณได้ว่ากระแส i_{c1} มีค่าเท่ากับ i_{c1} (ในที่นี้เลือก Q_1 เป็นเบอร์ 2SC1000 ซึ่งมีค่า H_{FE} ประมาณ 500 ที่กระแสคอลเลคเตอร์ 0.1 - 10 mA) ซึ่งกระแส i_{c1} คือ ผลรวมของ i_o กับ i_p ดังนั้น

$$V_1 = (i_p + i_o)R_1 \qquad (4.1)$$

โดยการทำให้ i_o มีค่าคงที่ กระแส i_p ก็จะมีค่าคงที่ด้วย และสามารถเปลี่ยนแปลงได้โดยการเปลี่ยนขนาดของพัลส์ V_1 ที่ป้อนให้กับวงจรนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.2 วงจรกระแสเอ้าท์พุทคงที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$i_p = (V_1 / R_1) - i_o \quad (4.2)$$

ค่าของ C_1 และ i_o สามารถคำนวณได้ดังต่อไปนี้

C_1 จะถูกประจุด้วยกระแส i_o ในช่วงเวลา t_{op} และจะคายประจุ โดยมีค่าของกระแสเป็น i_p อย่างคงที่ในช่วงเวลา t_{wp} ประจุที่ C_1 ได้รับทั้งหมดในเวลา 1 คาบของการกระตุ้นจะเป็น

$$Q_{CH} = t_{op} i_o \quad (4.3)$$

ซึ่งช่วงเวลา t_{op} นี้ คือ

$$t_{op} = T_p - t_{wp} = (60/P) - t_{wp}$$

P คือ อัตราการกระตุ้น ซึ่งจะมีค่าอยู่ระหว่าง 40-480 ครั้งต่อนาที และ

t_{wp} คือ ค่าความกว้างของพัลส์กระตุ้น มีค่า 500 μs

ดังนั้น ค่าของ t_{op} จะประมาณได้เป็น

$$t_{op} \approx 60 / P \quad (4.4)$$

และค่าของประจุที่ C_1 คายในเวลา 1 คาบของการกระตุ้น จะเป็น

$$Q_D = i_p t_{wp} \quad (4.5)$$

ดังนั้น $Q_D = Q_{CH}$

หรือ $$i_p t_{wp} = i_o 60 / P \quad (4.6)$$

ในขณะที่ C_1 ถูกประจุโดย i_o นี้ ศักดาคร่อม C_1 จะมีค่าเพิ่มขึ้นด้วยขนาด V_o ซึ่ง V_o นี้ จะมีค่าเท่ากับ

$$V_{c1} = V_o = i_p R_L$$

ค่าความต้านทานรวมทั้งหมดของสายต่อและขั้วไฟฟ้าจะมีค่าสูงสุดประมาณ 1.2 K ดังนั้นค่าสูงสุดของ V_o จะเป็น 12 V

กระแส i_o จะต้องประจุ C_1 ในช่วงเวลา t_{op} ที่น้อยที่สุด (อัตรากระตุ้นสูงสุด) เพื่อให้ศักดาคร่อม C_1 มีค่าเท่ากับค่าสูงสุดของ V_o ได้ ทั้งนี้เพื่อให้สามารถจ่ายกระแส i_p ได้สูงสุด ที่ทุก ๆ ค่าของอัตราการกระตุ้น จากที่กล่าวมานี้จะสามารถเขียนสมการได้เป็น

$$V_{C1(MAX)} = Q_{CH(lo)} / C_1 \quad (4.7)$$

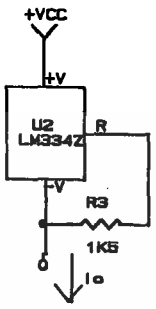
จะได้ $$C_1 \geq t_{wp} / R_{L(MAX)} \quad (4.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และ $$i_o \geq C_1 P_{(MAX)} i_{p(MAX)} R_{L(MAX)} / 60 \quad (4.9)$$

จากสมการ 4.8 และ 4.9 จะได้ $C_1 = 0.47\ \mu F$ และ $i_o > 45.1\ \mu A$

สำหรับ i_o นั้นสร้างขึ้นโดยใช้ไอซีกระแสคงที่ LM334 ซึ่งมีวงจรประกอบดังในรูป 4.3



$$R_3\ (R_{SET}) = 67.7\ mV / I_o = 1.5K$$

รูป 4.3 วงจรกระแสคงที่ ซึ่งสร้างจากไอซี LM334

ค่าของ R_1 สามารถพิจารณาได้จากค่าของศักดาตกคร่อม R_1 อันเกิดจากกระแส i_p และ i_o นั้น จะต้องไม่ทำให้ออปแอมป์อิ่มตัว กล่าวคือ โดยการใช้แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรจากแบตเตอรี่ ± 3 V ซึ่งค่าแรงดันไฟฟ้านี้จะลดลงเรื่อย ๆ และถือว่าถ้าแรงดันไฟฟ้าของแต่ละเซลต่ำกว่า 1.1 V เซลจะหมดพลังงานก็จะพิจารณาโดยถือว่าแรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจร คือ ± 2.2 V จากคุณสมบัติของ LM4250 ที่แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจร ± 2.2 V นั้น LM4250 จะให้เอ้าท์พุทได้ประมาณ 1.5 V ดังนั้น

$$(i_o + i_{p(MAX)})R_1 + 0.6 \leq 1.5$$

จะได้ $R_1 \leq 89.6\ \Omega$ ซึ่งเลือกใช้ค่า R_1 เป็น 82 Ω

แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจร V_{CCO} อย่างน้อยจะต้องมีค่าเป็น

$$V_{CCO} \geq V_{U2(SAT)} + i_{p(MAX)}R_{L(MAX)} + V_{CE1(SAT)} + (i_{p(MAX)}+i_o)R_1$$

$V_{u2(SAT)}$ คือ ศักดาตกคร่อมไอซี U2 ต่ำสุดที่ยังสามารถทำให้ไอซี U2 ทำงานได้ จะมีค่าประมาณ 0.8 V ในที่สุดจะได้

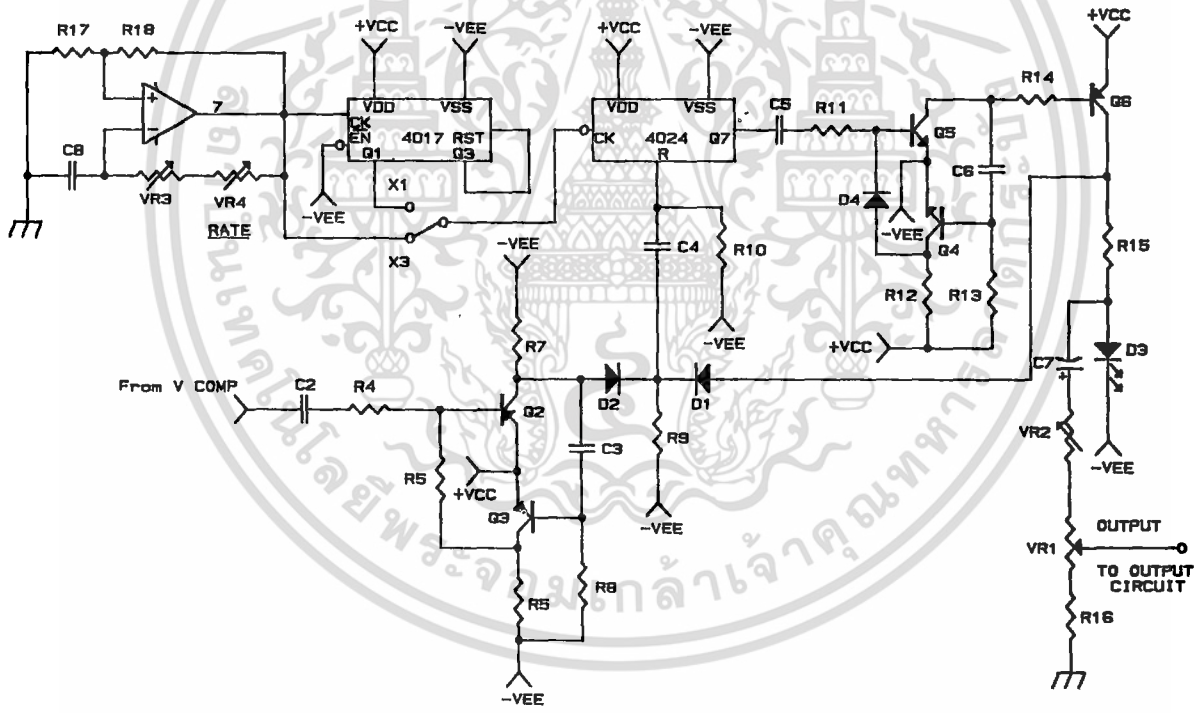
$$V_{CCO} \geq 14.2 \quad V$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าของอินพุทพัลส์ v_1 ก็จะมีค่าตามสมการ 4.1 ซึ่งจะมีค่าระหว่าง 11.9 - 823.7 mV การเปลี่ยนค่าของอินพุทพัลส์ v_1 ก็จะทำให้กระแสเอ๊าท์พุท i_p เปลี่ยนแปลง สามารถกำหนดความแรงของกระแสเอ๊าท์พุทได้จากมาตราส่วนบน VR1 VR2 และ R_{16} มีไว้เพื่อให้มาตราส่วนบน VR1 อยู่ในช่วง 0.1 - 10 mA

4.3 การออกแบบวงจรควบคุมอัตราการกระตุ้นและวงจรสร้างพัลส์กระตุ้น

วงจรควบคุมอัตราการกระตุ้นและวงจรสร้างพัลส์กระตุ้น ประกอบด้วยวงจรออสซิลเลเตอร์ วงจรหารความถี่ โมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อ และโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้น ดังแสดงในรูป 4.4



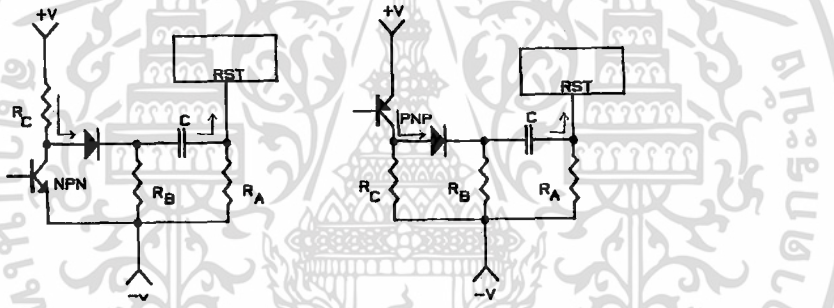
รูป 4.4 วงจรควบคุมอัตราการกระตุ้นและวงจรสร้างพัลส์กระตุ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ซึ่งวงจรแต่ละส่วน ก็จะมีการทำงานในทำนองเดียวกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบอัตรากระตุ้นคงที่ ในหัวข้อนี้จะอธิบายเฉพาะในส่วนที่แตกต่างกัน

4.3.1 การออกแบบโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาตื้อ

พัลส์ที่นำไปรีเซ็ทวงจรนับนั้น นอกจากจะมาจากวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแล้ว (โดยผ่านโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาตื้อ) จะต้องนำมาจากโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้นด้วย เพราะในพิสัยคูณสาม วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องไม่ทำงาน (VOO) สัญญาณทั้งสองก็จะถูกนำมาผ่านออร์เกท (OR GATE) ซึ่งไดโอด D_1 , D_2 และความต้านทาน R_9 จะทำหน้าที่เป็นออร์เกทนี้ และเพื่อให้มาตราส่วนของอัตราการกระตุ้นที่ VR4 ใช้ได้เหมือนกัน ทั้งพิสัยคูณหนึ่งและพิสัยคูณสาม จึงต้องทำให้เป็นพัลส์แคบ ๆ อีกครั้งหนึ่งโดย C_4 และ R_{10} เนื่องจากความกว้างของพัลส์ที่มีจากโมโนสเตเบิ้ลทั้งสองมีความกว้างที่แตกต่างกันมาก



รูป 4.5 พิจารณาทิศทางของกระแสในการรีเซ็ทวงจรนับจากทรานซิสเตอร์ NPN และ PNP

เมื่อพิจารณาทิศทางของกระแสที่จะนำไปรีเซ็ทวงจรนับ ถ้าใช้โมโนสเตเบิ้ลที่สร้างจากทรานซิสเตอร์เอ็นพีเอ็น กระแสที่นำไปรีเซ็ทวงจรนับจะผ่านทาง R_C ก็จะทำให้เกิดมีศักดาตกคร่อม R_C เกิดขึ้น เพื่อให้ศักดาที่ขารีเซ็ทของวงจรนับมีค่าสูงพอที่จะรีเซ็ทวงจรนับได้ (มากกว่า $0.55(V_{DD} - V_{SS})$) จะต้องทำให้ R_C มีค่าต่ำกว่า R_A และ R_B แต่ถ้าใช้โมโนสเตเบิ้ลที่สร้างจากทรานซิสเตอร์พีเอ็นพีแล้ว ศักดาตกคร่อม V_{CE} จะมีค่าต่ำกว่าศักดาตกคร่อม R_C มาก ซึ่งช่วยให้วงจรสามารถทำงาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้แน่นอนกว่า ด้วยเหตุนี้จึงใช้โมโนสเตเบิ้ลที่สร้างจากทรานซิสเตอร์พีเอ็นพี ดังนั้นสัญญาณที่มากระตุ้นโมโนสเตเบิ้ลนี้จะต้องเป็นพัลส์ทางขอบขาลง ซึ่งในกรณีของโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อ สัญญาณกระตุ้นมาจากวงจรเปรียบเทียบแรงดัน จึงต้องใช้วงจรเปรียบเทียบแรงดันแบบกลับเฟส

ถึงแม้ว่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่กล่าวถึงในบทนี้นำมาใช้งานภายนอกร่างกาย แต่อย่างไรก็ตาม การออกแบบวงจรก็ยังคงยึดหลักการที่จะทำให้ใช้กระแสต่ำที่สุด

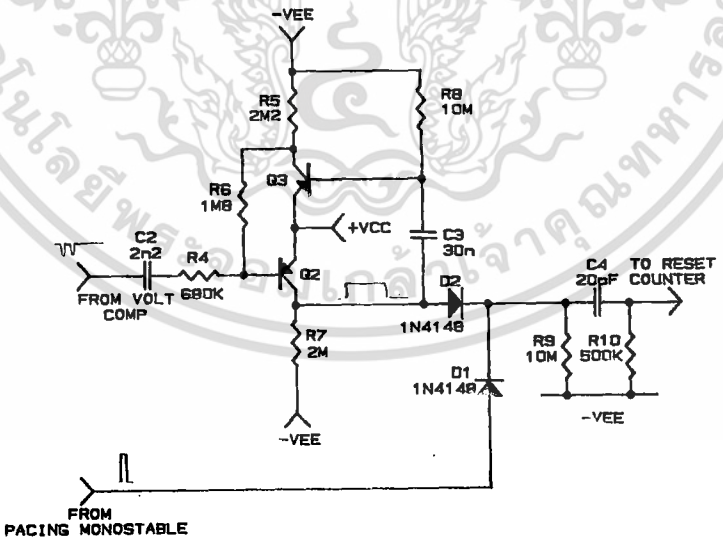
P_{MAX} : ค่าอัตราการกระตุ้นสูงสุด คือ 160 ครั้งต่อนาที (ในพิสัยคูณสาม เครื่อง ฯ ทำงานเป็น VOO จึงไม่นำมาคิด)

t_w : ค่าของคาบเวลาดื้อ ซึ่งให้มีค่าเท่ากับ 0.2 วินาที ซึ่งกำหนดให้มีค่าต่ำกว่าของคาบเวลาดื้อของเครื่อง ฯ ที่มีอัตราการกระตุ้นคงที่ เพราะค่าอัตราการกระตุ้นสูงสุดมีค่าสูงกว่า

จากสมการ 3.8 ค่าของ t_o จะเป็น

$$t_o \leq (60/P_{MAX}) - t_w \leq 0.175 \text{ วินาที} \qquad (4.10)$$

ทำการคำนวณออกแบบวงจรโดยให้มีความกว้างของพัลส์เป็น t_w = 0.2 วินาที และ t_o = 0.175 วินาที เงื่อนไขอื่น ๆ เช่นเดียวกับของวงจรโมโนสเตเบิ้ลในหัวข้อ 3.5.1 ทรานซิสเตอร์ที่ใช้ คือ 2SC493 จะได้ค่า R และ C ต่าง ๆ ดังในรูป 4.6

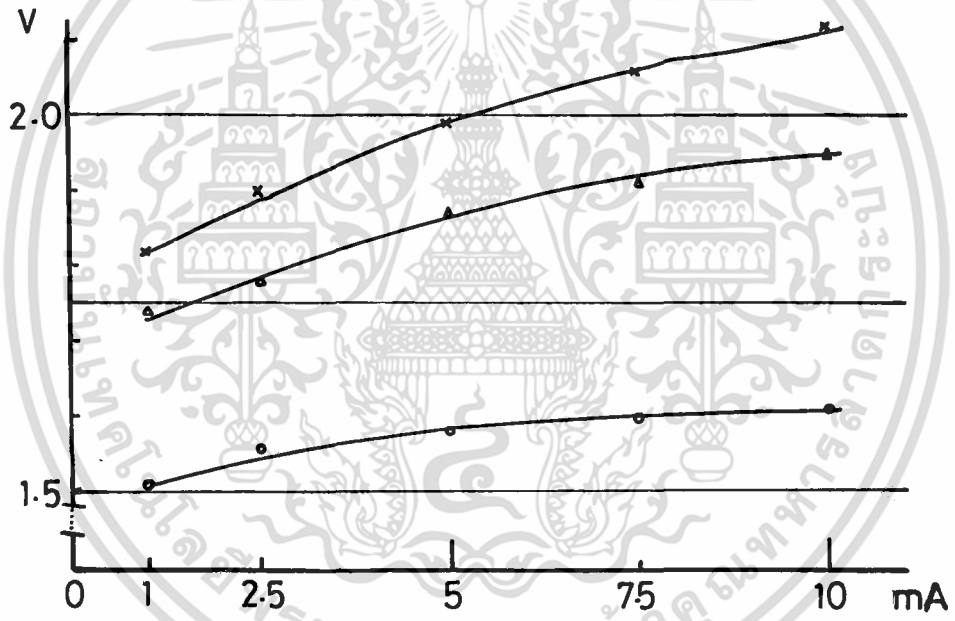


รูป 4.6 วงจรโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 การออกแบบโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้น

พัลส์ที่นำไปป้อนให้กับวงจรกระแสคงที่เอ๊าท์พุท ต้องมีค่าคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามสภาวะของแบตเตอรี่ วิธีการทำให้พัลส์มีศักดาคงที่นั้น อาจใช้ซีเนอร์ไดโอด แต่สำหรับวงจรที่ออกแบบขึ้นมานี้ ใช้ไดโอดเปล่งแสง (LED) ทำหน้าที่สร้างศักดาคงที่ให้กับภาคเอ๊าท์พุท ซึ่งศักดาที่ตกคร่อมไดโอดเปล่งแสงนี้ จะมีค่าประมาณ 1.5 - 2 V และมีค่าค่อนข้างคงที่ นอกจากนี้ยังสามารถใช้แสดงสภาวะการทำงานของเครื่องได้อีกด้วย ในรูป 4.7 แสดงคุณสมบัติกระแส - แรงดันของไดโอดเปล่งแสงต่าง ๆ

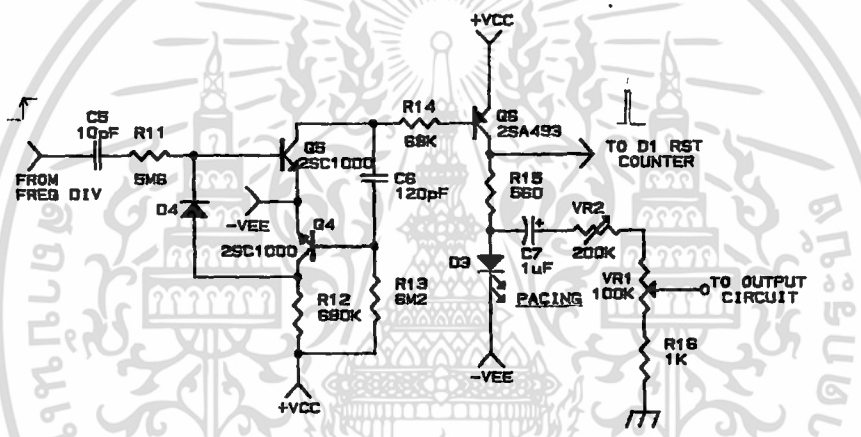


- สีแดงขนาดเล็ก (ตัวที่ใช้ในวงจร)
- สีเหลืองขนาดกลาง
- สีเขียวขนาดใหญ่

รูป 4.7 คุณสมบัติกระแส-แรงดันของไดโอดเปล่งแสง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากการที่ใช้ไดโอดเปล่งแสงสร้างพัลส์คงที่ให้ภาคเอ๊าท์พุท วงจรโมโนสเตเบิ้ลนี้จะต้องสามารถจ่ายกระแสได้ประมาณ 5-10 mA และเมื่อพิจารณาสัญญาณที่มากระตุ้น ซึ่งเป็นพัลส์ทางขอบขาขึ้น ก็จะสามารถออกแบบวงจรโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้นได้ดังรูป 4.8 ซึ่งจะใช้กระแสเฉลี่ยประมาณ 13 μA ที่อัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที



รูป 4.8 วงจรโมโนสเตเบิ้ลสร้างพัลส์กระตุ้น

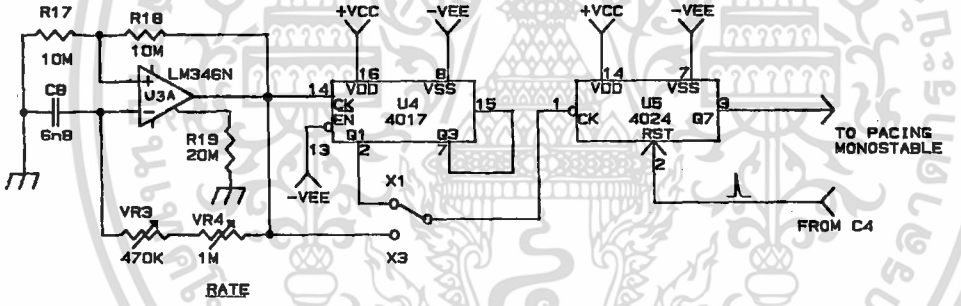
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 การออกแบบวงจรออสซิลเลเตอร์และวงจรหารความถี่

รูป 4.9 เป็นวงจรออสซิลเลเตอร์และวงจรหารความถี่ ซึ่งคล้ายกับแบบที่มีอัตรากระตุ้นคงที่ ความถี่ของการออสซิลเลทสามารถคำนวณได้จาก

$$f_c = NP / 60 \quad \text{Hz} \qquad (4.11)$$

ค่าของอัตราการกระตุ้น P จะอยู่ในช่วง 40 - 160 ครั้งต่อนาที และ N มีค่า 2^6 สำหรับผิสัยคูณหนึ่ง และ 3×2^6 สำหรับผิสัยคูณสาม จะได้ความถี่ของการออสซิลเลทเป็น 42.7 - 170.7 Hz VR3 ปรับให้ค่าความถี่ของการออสซิลเลทอยู่ในช่วงดังกล่าวนี้ เพื่อให้มาตราส่วนของอัตราการกระตุ้นที่ VR4 อยู่ในช่วงที่ต้องการ คือ 40 - 160 ครั้งต่อนาที



รูป 4.9 วงจรออสซิลเลเตอร์และวงจรหารความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

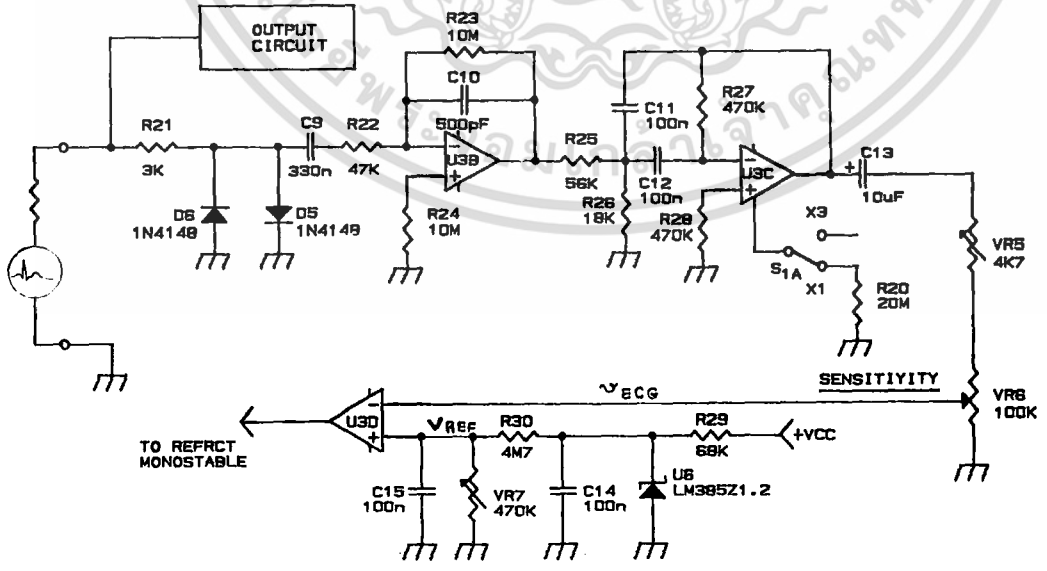
4.4 การออกแบบวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่อง ฯ ซึ่งสามารถปรับค่าต่าง ๆ ได้นี้ วงจรส่วนใหญ่คล้ายกับแบบที่ให้อัตราการกระตุ้นคงที่ ส่วนที่แตกต่างเล็กน้อย คือ วงจรเปรียบเทียบใช้เป็นแบบกลับเฟส ที่ใช้เป็นแบบกลับเฟส เนื่องจากโมโนสเตเบิ้ลควบคุมเวลาดื้อ ต้องการพัลส์กระตุ้นทางขอบขาลงดังได้กล่าวมาแล้ว และ วงจรศักดาอ้างอิงของวงจรเปรียบเทียบ เพื่อให้สามารถกำหนดมาตราส่วนของความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ค่าของศักดาอ้างอิงจะต้องคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ ซึ่งสามารถทำได้โดยใช้ไอซีศักดาอ้างอิง LM385Z1.2 ซึ่งสามารถใช้งานได้ที่กระแสต่ำเพียง 10 μA (ไอซีศักดาอ้างอิงทั่วไป มักใช้กระแสอย่างน้อย 1 mA)

การปรับแต่งค่า VR เพื่อกำหนดมาตราส่วนของความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้กระทำโดยพิจารณาปัจจัยต่าง ๆ แล้วปรับแต่ง ดังต่อไปนี้

ก) จากการใช้แบตเตอรี่ ± 3 V โดยใช้เซลสังกะสี-คาร์บอนขนาด AA จำนวน 4 เซล ซึ่งจะถือว่าเซลจะหมดอายุใช้งาน เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแต่ละเซลมีค่าต่ำกว่า 1.1 V ดังนั้นจะถือว่าแรงดันไฟฟ้าที่เลี้ยงวงจรต่ำสุดจะมีค่า ± 2.2 V

ข) เมื่อพิจารณาคุณสมบัติของ LM346 จะพบว่าในขณะที่ใช้แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรมีค่า ± 2.2 V LM346 จะสามารถให้เอ้าท์พุทได้ประมาณ ± 1.5 V ดังนั้นจะถือว่าวงจรขยายและ



รูป 4.10 วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กรองความถี่ QRS จะสามารถให้เอ้าท์พุทได้สูงสุด ± 1.5 V

ค) จากการทดลองป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีขนาดของยอดสัญญาณ QRS 2 mV จะได้ขนาดของยอดสัญญาณที่เอ้าท์พุทของวงจรกรองความถี่เป็น 205 mV หรืออาจกล่าวได้ว่า วงจรขยายสัญญาณและกรองความถี่มีอัตราการขยายรวมเท่ากับ 102.5 เท่า

ง) จากข้อมูลในข้อ ข และ ค ค่าสูงสุดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะป้อนเข้าสู่วงจรจะมีค่าประมาณ 15 mV สัญญาณที่ได้จากชิ้วไฟฟ้าภายในหัวใจจะมีขนาดไม่เกิน 10 mV ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ใช้งานได้

จ) จากข้อมูลในข้อ ค. ถ้าขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับมาได้มีค่า 1 mV จะได้ขนาดยอดของสัญญาณที่เอ้าท์พุทของวงจรกรองความถี่เป็น 102.5 mV เพื่อความสะดวกในการอ่านค่าจึงต่อ VR5 อนุกรมกับ VR6 ดังในรูป 4.10 ทำการปรับค่า VR5 โดยป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของยอดสัญญาณ QRS 1 mV แล้วปรับ VR5 เพื่อให้ขนาดของยอดสัญญาณที่เอ้าท์พุทของวงจรกรองความถี่ที่ตกคร่อม VR6 มีค่าเป็น 100 mV

ฉ) กำหนดค่าของศักดาอ้างอิง V_{REF} ให้มีค่า 90% ของขนาดยอดสัญญาณที่เอ้าท์พุทของวงจรกรองความถี่ในขณะที่มีอินพุท QRS 1 mV หลังจากการปรับแต่ง VR5 แล้ว ซึ่งค่าของ V_{REF} จะเป็น 90 mV ทำการปรับค่าของ VR7 เพื่อให้ V_{REF} มีค่าเป็น 90 mV

ช) กำหนดมาตราส่วนของความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ VR6 โดยการป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของยอด QRS ต่าง ๆ (ในช่วง 1-15 mV) แล้วปรับค่า VR6 จนได้ค่าของขนาดยอดสัญญาณ V_{ECG} มีค่าเป็น 100 mV ค่าของขนาดยอดสัญญาณอินพุทนั้น ๆ คือ มาตราส่วนของความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เนื่องจากในการออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจนี้ ควรสร้างวงจรให้ใช้กระแสต่ำ ๆ ดังนั้นค่า R ต่าง ๆ ในวงจร จึงมีค่าสูง เครื่องมือวัดค่าแรงดันไฟฟ้าที่นำมาใช้จะต้องมีอินพุทอิมพีแดนซ์ที่สูงมาก โดยทั่วไปอินพุทอิมพีแดนซ์ของดิจิตอลมิเตอร์หรือออสซิลโลสโคป จะมีค่าไม่เกิน 10 MΩ ซึ่งยังสูงไม่เพียงพอสำหรับที่จะใช้วัดค่าศักดาไฟฟ้าในวงจร ได้แก้ปัญหาโดยต่อวงจรบัฟเฟอร์ที่สร้างขึ้นโดยออปแอมป์ LF356 ซึ่งจะทำให้มีค่าอินพุทอิมพีแดนซ์สูงมากถึง 10^{12} Ω

จากที่กำหนดในหัวข้อ 4.1 อัตราในการกระตุ้นของเครื่อง ๆ นี้ จะแบ่งเป็น 2 พิสัย ซึ่งที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิสัยคูณสาม เครื่องจะเปลี่ยนไปทำงานเป็นแบบ VOO ซึ่งสวิทช์ S_{1A} จะตัดความต้านทาน R_{20} ซึ่งทำหน้าที่ไบอัสออปแอมป์ทั้งสามตัวออกจากวงจร ในขณะที่เลือกใช้ที่พิสัยคูณสาม ซึ่งวงจรภาคตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะไม่ทำงาน

4.5 วงจรภาคจ่ายไฟ

วงจรกระแสเอ้าท์พุทคงที่ต้องการแรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรอย่างน้อย 14.2 V ดังได้อธิบายไปแล้วในหัวข้อ 4.2 การสร้างแรงดันไฟฟ้าที่มากกว่า 14 V จากแบตเตอรี่ ± 3 V อาจสามารถทำได้โดยการใช้วงจรคูณแรงดันไฟฟ้า ดังในรูป 4.11ข วงจรแต่ละชุดประกอบด้วยไดโอดและตัวประจุอย่างละ 2 ตัว ซึ่งจะได้แรงดันไฟฟ้าเอ้าท์พุทเป็น $2V_p - 1.2$ โดยที่ V_p คือ ค่าสูงสุดของคลื่นสี่เหลี่ยมอินพุทดังแสดงในรูป ถ้าต้องการแรงดันไฟฟ้ามากกว่า $(2V_p - 1.2)$ ก็สามารถใช้วงจรคูณแรงดันนี้หลายชุดต่ออนุกรมกันจนได้ค่าของแรงดันไฟฟ้าเอ้าท์พุทตามที่ต้องการ

สำหรับวงจรของภาคจ่ายไฟเป็นวงจรดังในรูป 4.11ก คลื่นสี่เหลี่ยมที่นำมาเป็นอินพุทของวงจรคูณแรงดันนำมาจากออสซิลเลเตอร์ของภาคควบคุมอัตราการกระตุ้น ซึ่งจะมีความถี่อยู่ในช่วง 43 ถึง 171 Hz โดยมีไอซี U7 ทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ คลื่นสี่เหลี่ยมนี้อาจจะใช้ออสซิลเลเตอร์อีกชุดหนึ่งสร้างขึ้นมาก็ได้ แต่ไม่ควรใช้ความถี่ที่สูงนัก เพราะไอซี ซีมอสจะใช้กระแสมากขึ้น เมื่อสวิทช์ที่ความถี่สูงขึ้น ส่วนข้อเสียของการใช้ความถี่ต่ำ คือ จะต้องใช้ตัวประจุค่าสูง ซึ่งค่าของตัวประจุสามารถคำนวณได้จาก

$$C \geq I_o / F_r V_r \qquad (4.12)$$

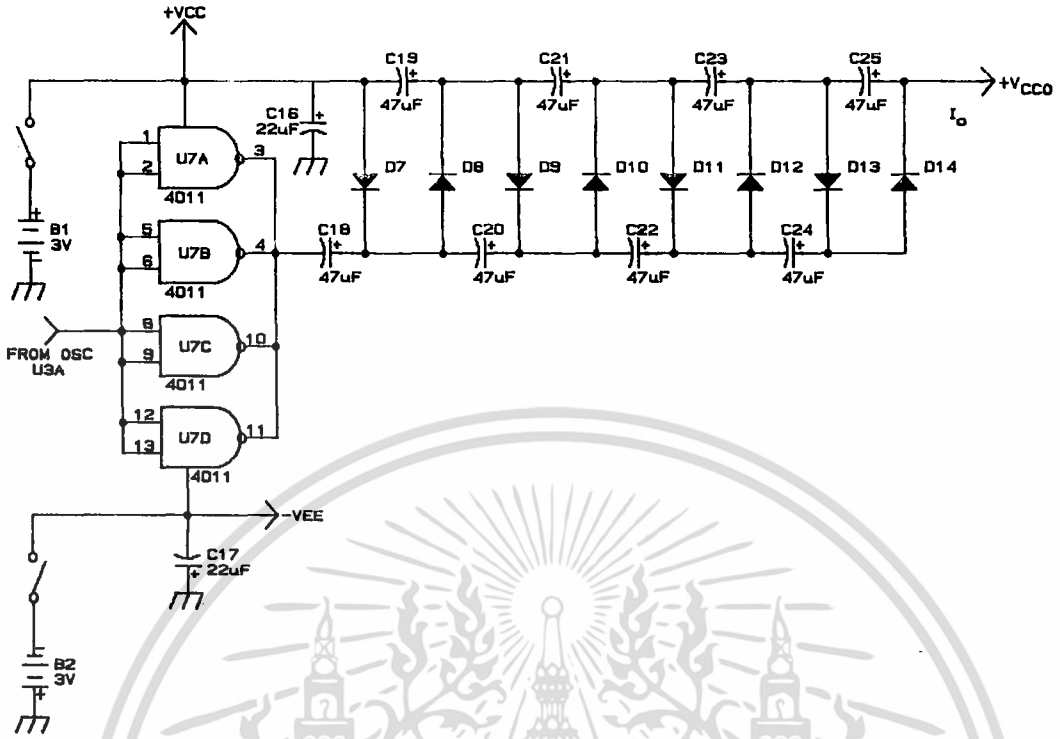
โดยที่ I_o : (A) คือ กระแสโหลด ซึ่งในที่นี้มีค่าประมาณ 50 μA (45.1 μA)

F_r : (Hz) คือ ความถี่ของริพเพิ้ล (Ripple) ซึ่งจะมีค่าเท่ากับความถี่ของคลื่นสี่เหลี่ยม คือ 43 Hz (ใช้ค่าต่ำสุด)

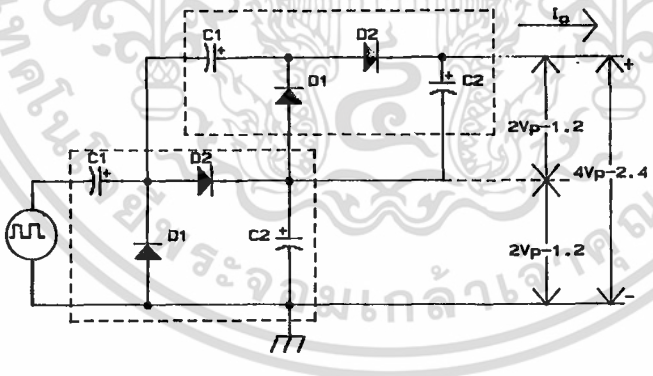
V_r : (V) ขนาดของแรงดันริพเพิ้ล ซึ่งกำหนดให้มีต่ำกว่า 1% ของ $(2V_p-1.2)$ โดยถือว่าแบตเตอรี่จะใช้งานได้จนแรงเคลื่อนของแต่ละเซลเหลือ 1.1 V ดังนั้นค่าของ V_r ในที่นี้จะเป็น 1% ของ (4.4-1.2) V = 32 mV

จะได้ $C \geq 36.3 \quad \mu F$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก. วงจรของภาคจ่ายไฟ



ข. วงจรคูณแรงดันไฟฟ้า

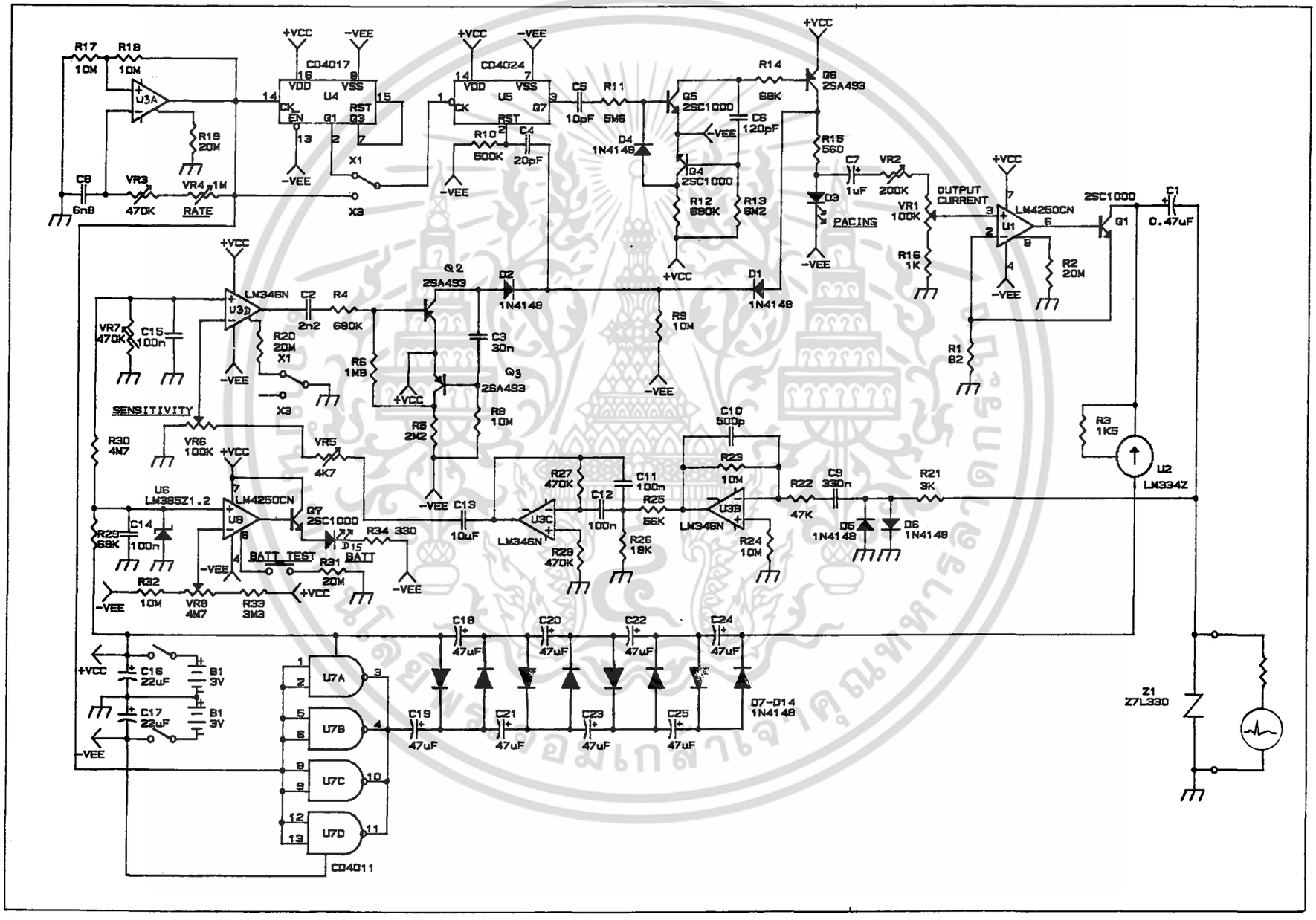
รูป 4.11 วงจรภาคจ่ายไฟ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จึงเลือกใช้ C = 47 μF

เพื่อเพิ่มความสะดวกในการใช้งาน จึงได้ออกแบบวงจรตรวจสอบแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ไว้ด้วย โดยใช้ออปแอมป์ U8 ทำหน้าที่เป็นวงจรเปรียบเทียบแรงดัน ไดโอดเรืองแสง D15 จะดับ เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ทั้งหมดต่ำกว่า 4.4 V รูป 4.12 เป็นวงจรที่สมบูรณ์ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งสามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรง และอัตราการกระตุ้น Z_1 เป็นตัวทำหน้าที่ป้องกันวงจรเสียหายจากเครื่องดีฟิบบริลเลเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 4.12 วงจรทั้งหมดของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบ VVI ซึ่งสามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรง และอัตราการกระตุ้นได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การทดลองใช้กับผู้ป่วยและสรุปผล

วงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ทั้งชนิดที่มีอัตราการกระตุ้นคงที่ และ ชนิดที่สามารถปรับค่าการกระตุ้นได้ ถูกสร้างขึ้นตามที่ได้ออกแบบไว้ และได้ตรวจสอบการทำงานกับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จนแน่ใจว่าวงจรสามารถทำงานได้ไม่ผิดพลาด หลังจากนั้นได้นำไปทดลองใช้งานกับผู้ป่วยโรคหัวใจที่โรงพยาบาลรามาธิบดี และ โรงพยาบาลโรคทรวงอก นนทบุรี จำนวน 7 ราย โดยการใช้เครื่องอยู่ภายนอกร่างกาย และใช้สายต่อผ่านหลอดโลหิตดำเข้าสู่หัวใจ

5.1 เครื่อง ฯ ชนิดให้อัตราการกระตุ้นคงที่

5.1.1 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่อง

วัดโดยใช้ความต้านทานโหลด 500 Ω ที่อุณหภูมิห้อง

I. Method of operation (ICHD Code) : VVI

II. Electrical Characteristics :-

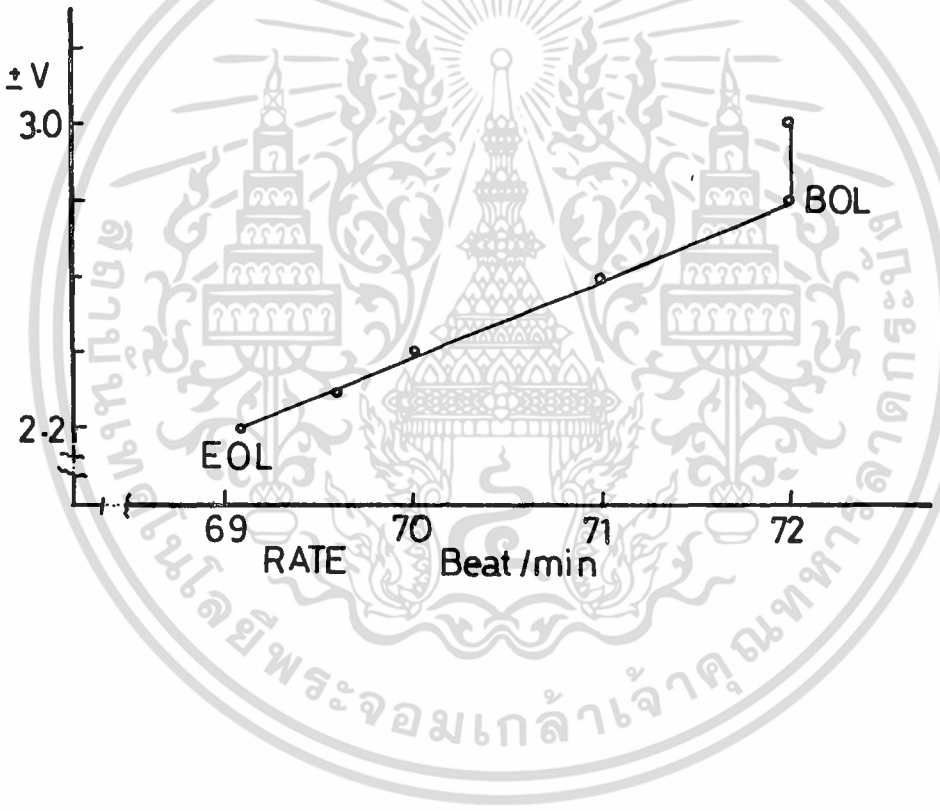
Basic Rate	:	72	PPM
Magnet Rate	:	72	PPM
Output Current	:	10	mA
Pulse Amplitude	:	5	V
Pulse Width	:	0.6	mSec
R Wave Sensitivity	:	2	mV_{PP} of QRS
Pacing Refractory Period	:	350	mSec
Sensing Refractory Period	:	350	mSec

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Current. Consumption : 50 μA

(average both Pacing and Sensing)

Lead Connection : Unipolar



รูป 5.1 อัตราการกระตุ้นของเครื่อง ฯ ที่แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรค่าต่าง ๆ

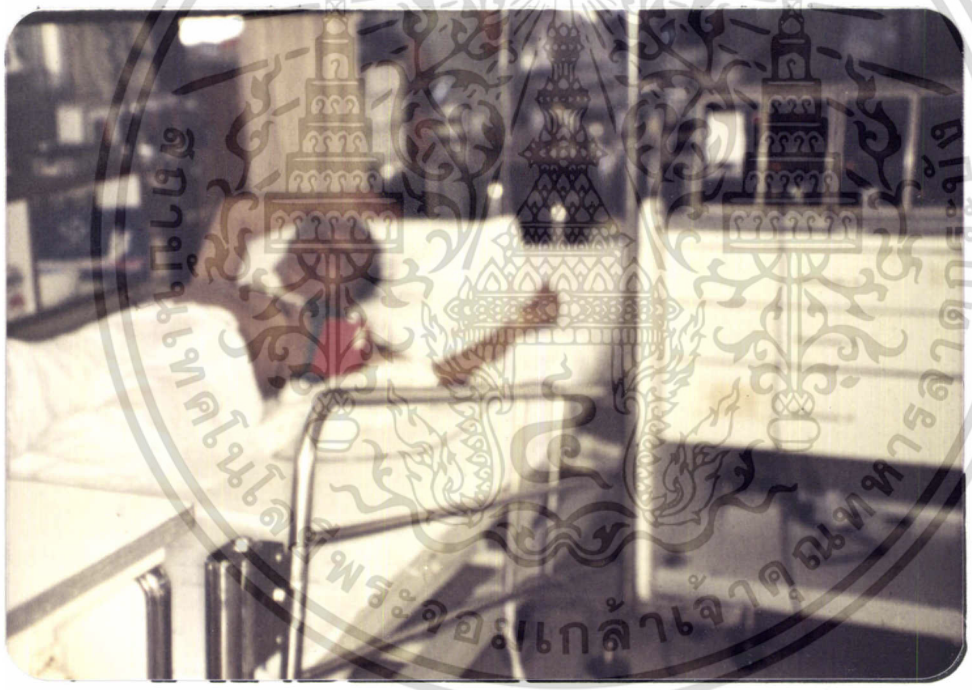
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1.2 การทดลองกับผู้ป่วย

บันทึกของคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อไปนี้เป็นของผู้ป่วยที่ทดลองใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ได้สร้างขึ้นนี้

N : หัวใจเต้นได้เองโดยธรรมชาติ

P : หัวใจเต้นจากการกระตุ้นของเครื่อง



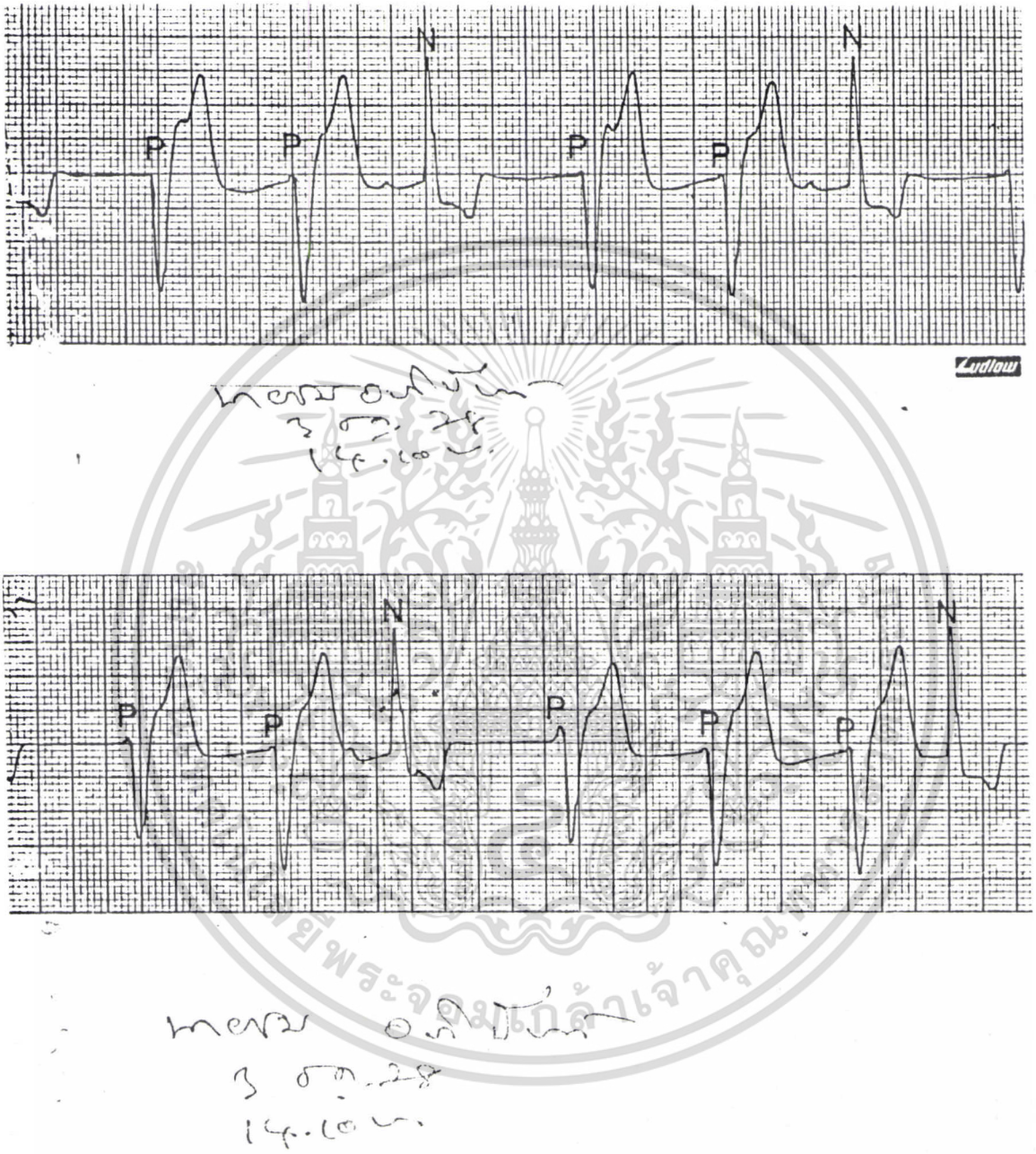
รูป 5.2

ผู้ป่วยรายแรกที่ทำการทดลอง (กล่องสีแดง)

ผู้ป่วยรายนี้มีอัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ

ต้องใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

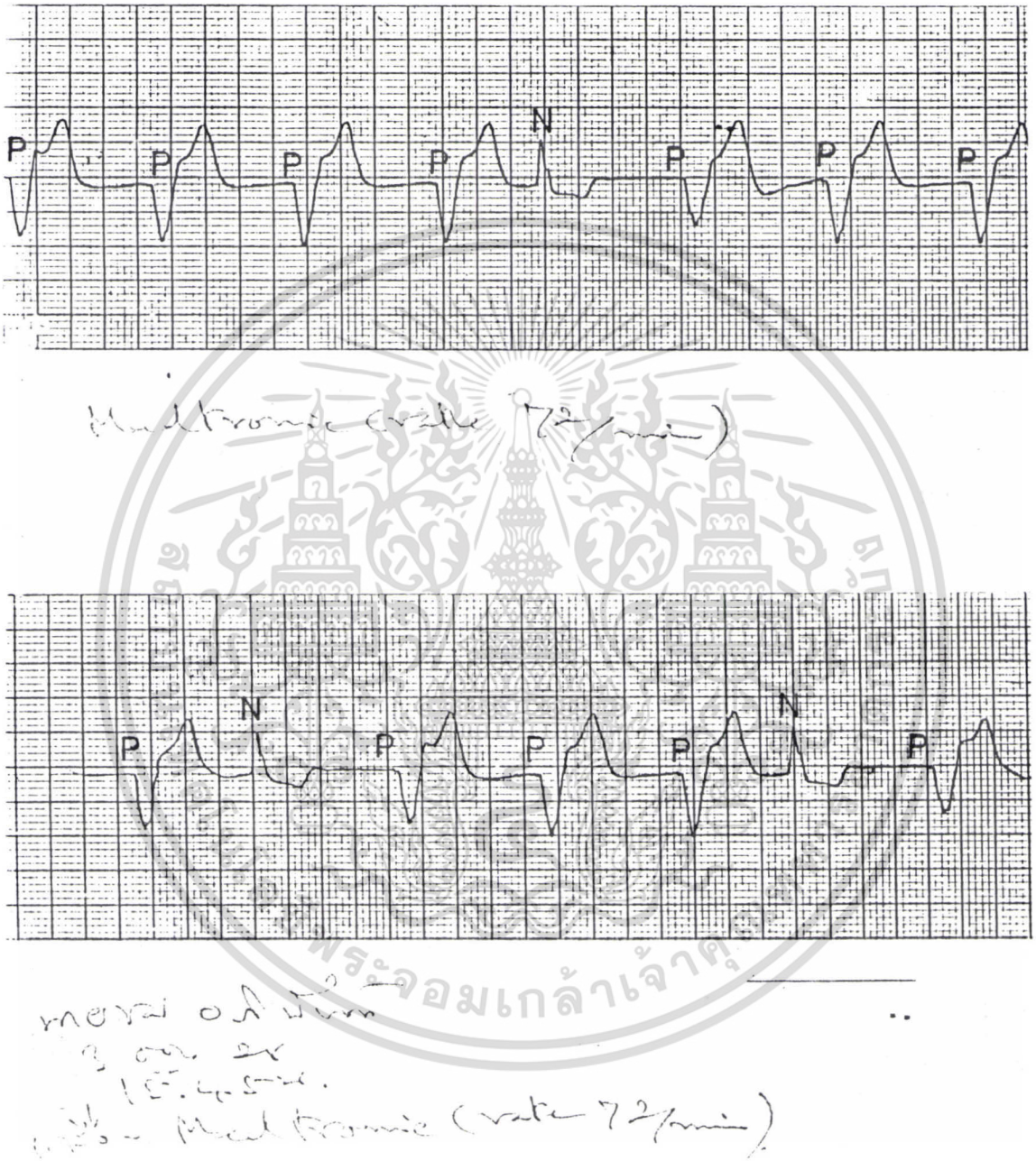


รูป 5.3

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่หนึ่ง

โดยใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ทดลองสร้างนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

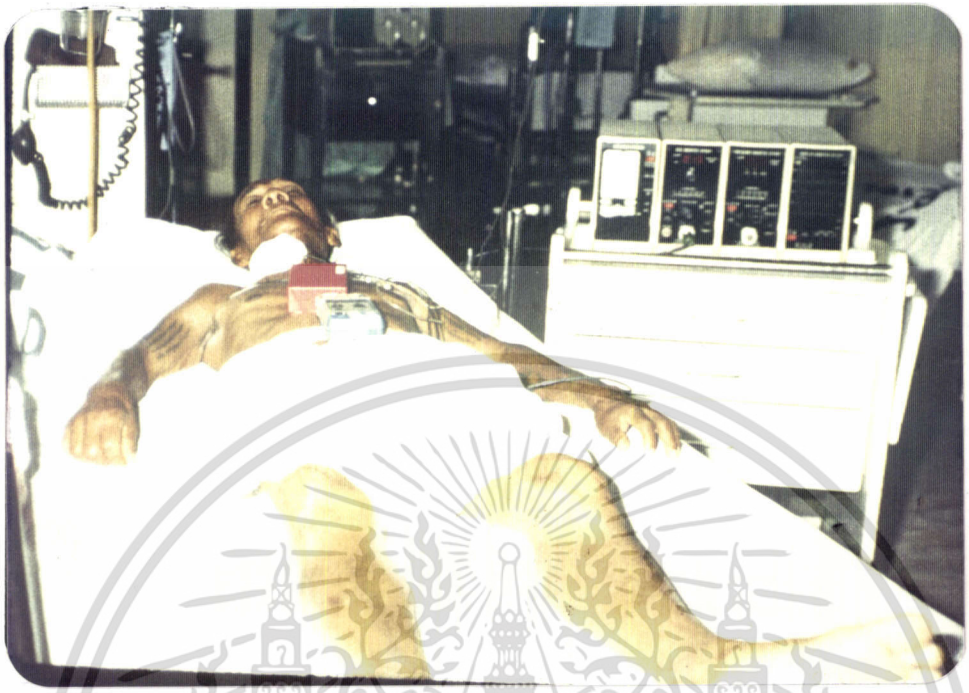


รูป 5.4

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่หนึ่ง

โดยใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจของต่างประเทศเปรียบเทียบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.5

ผู้ป่วยรายที่ 2

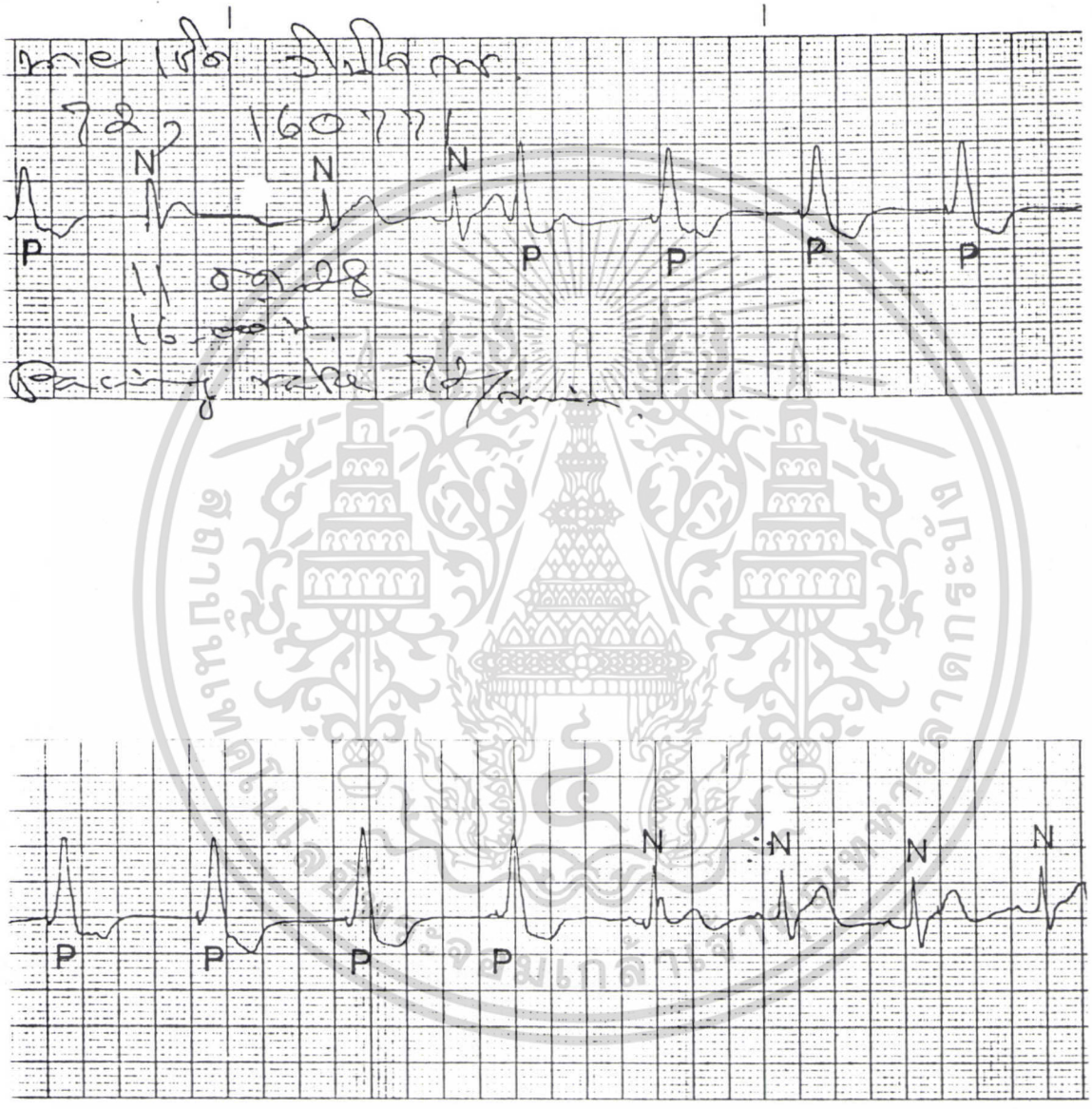
ผู้ป่วยรายนี้มีอัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ

ต้องใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

กล่องสีแดง : เครื่องที่สร้างขึ้น

กล่องสีฟ้า : เครื่องของต่างประเทศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

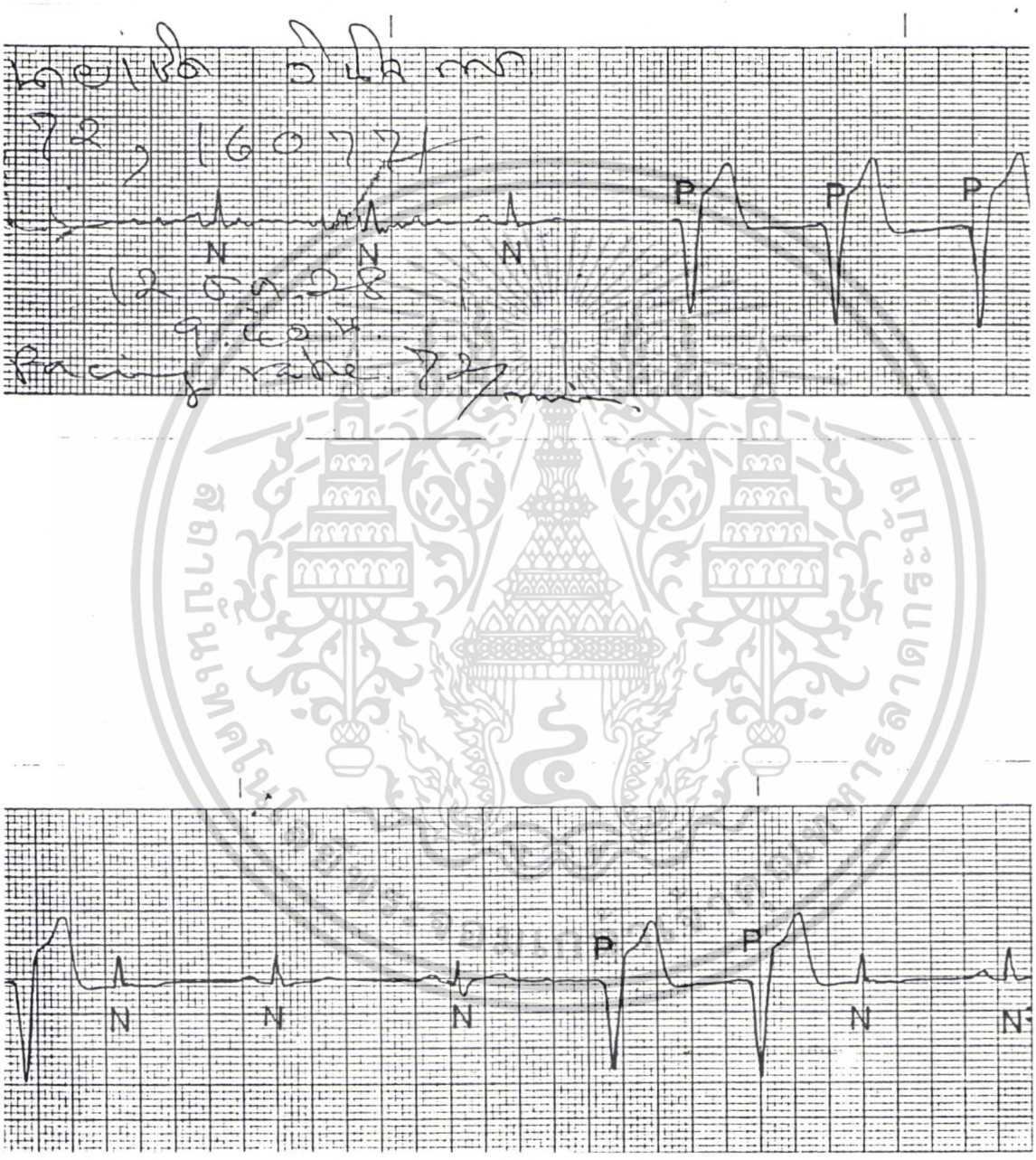


รูป 5.6

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันแรก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

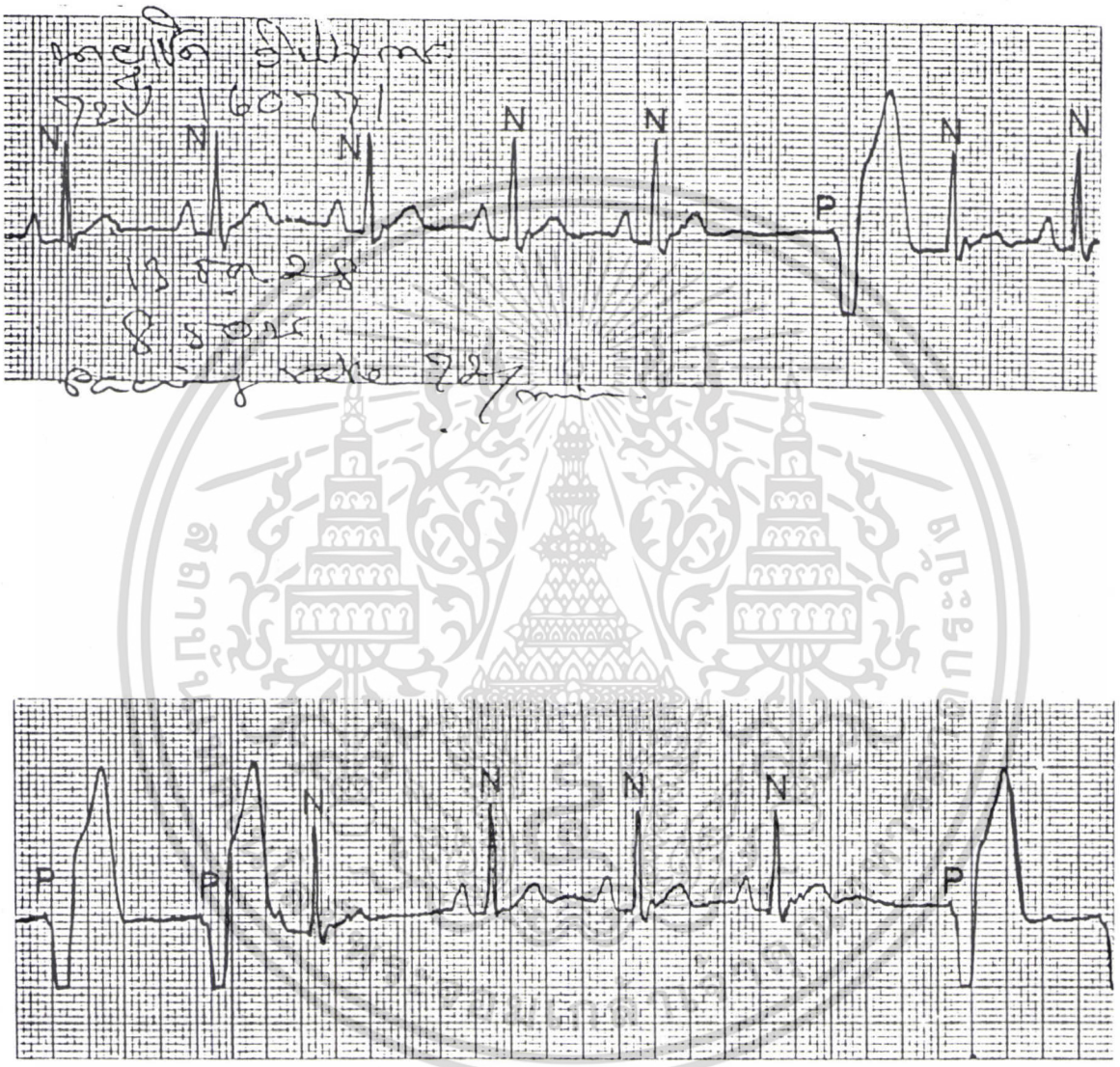


รูป 5.7

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

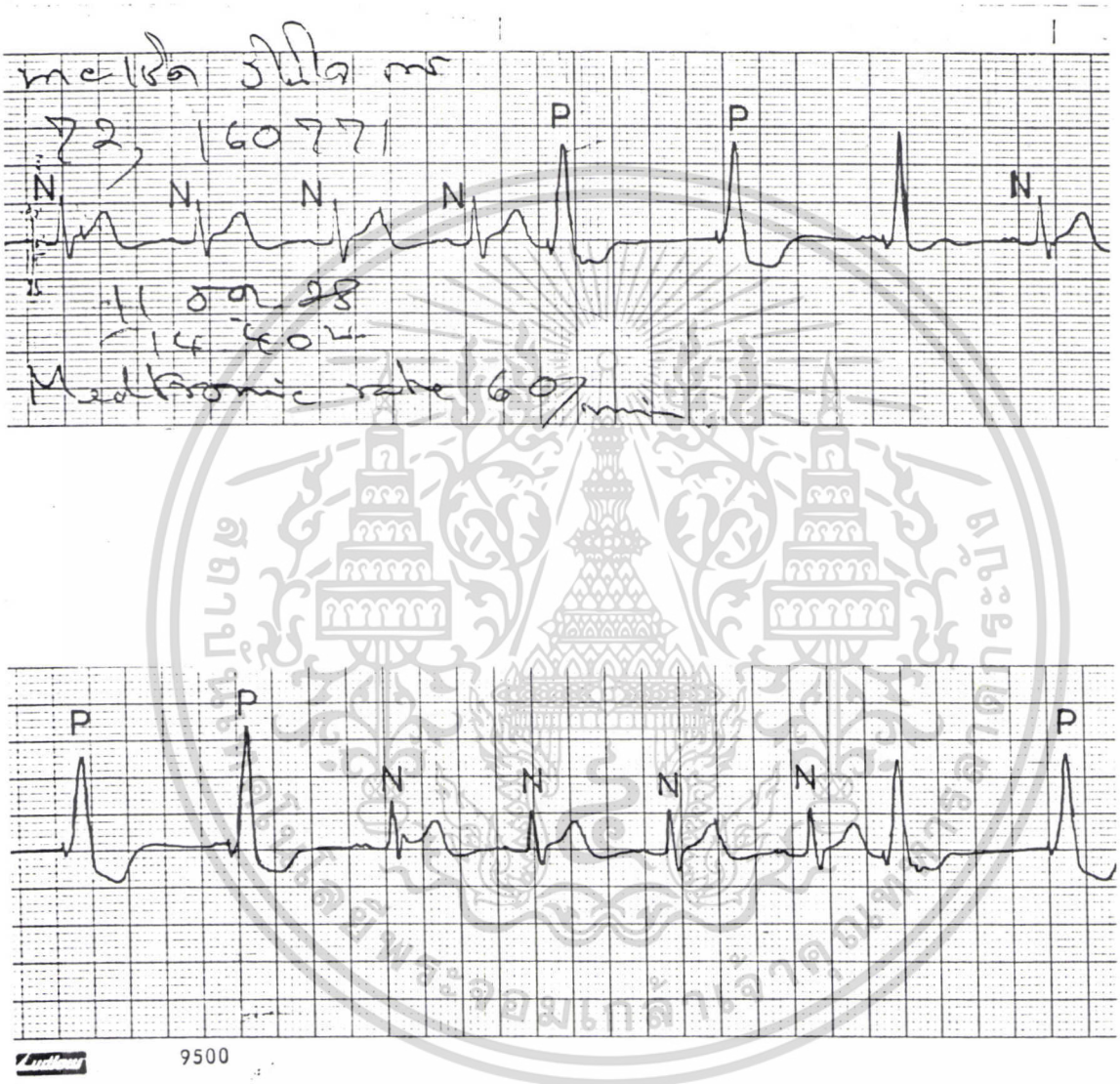


รูป 5.8

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

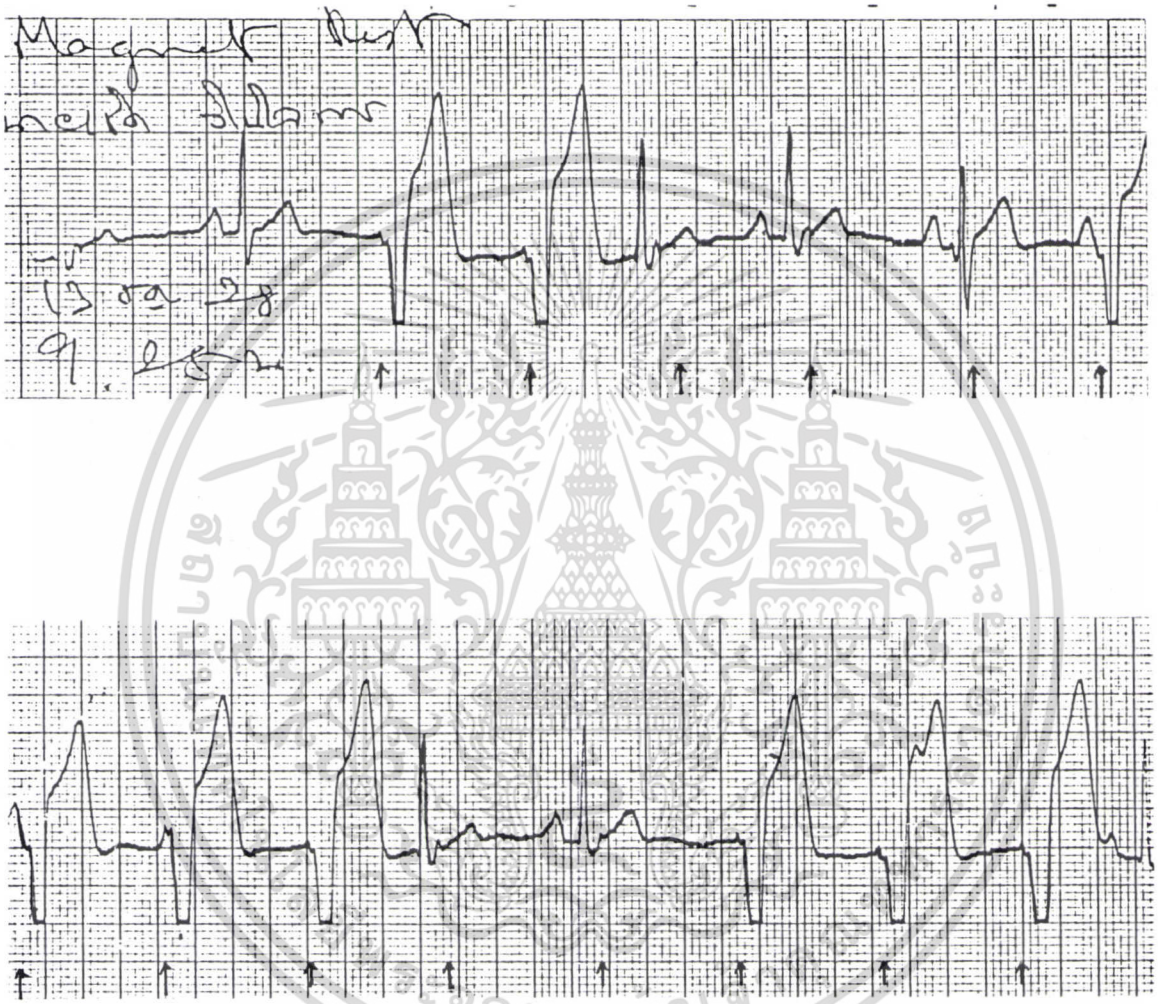


รูป 5.9

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

โดยใช้เครื่อง ฯ ของต่างประเทศเปรียบเทียบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.10

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง โดยใช้แม่เหล็กตัดการทำงานของ

วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออก (Magnet Test)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

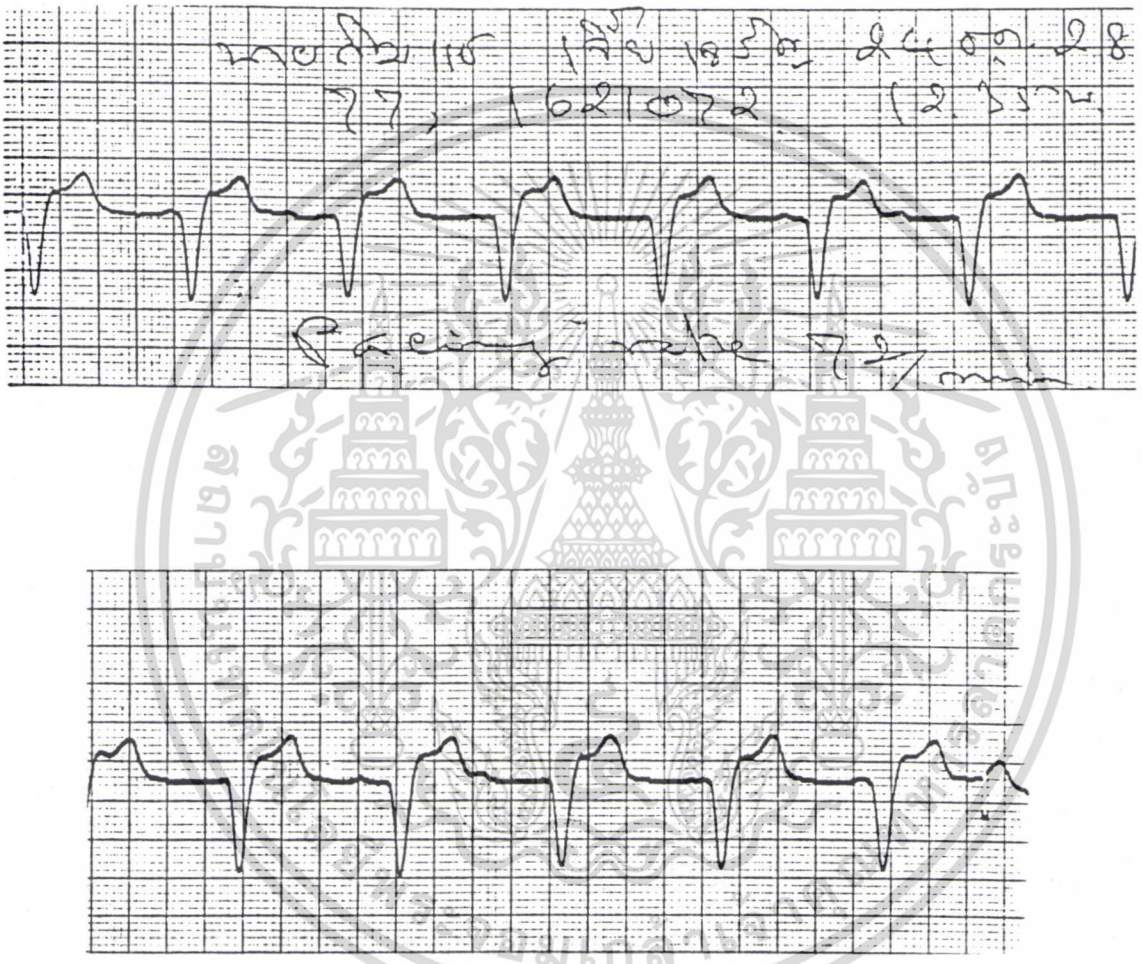
รูป 5.11

ผู้ป่วยรายที่ 3

ผู้ป่วยรายนี้มีอัตราการเต้นของหัวใจช้ามาก

ต้องใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VOO , VVI หรือ VAT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

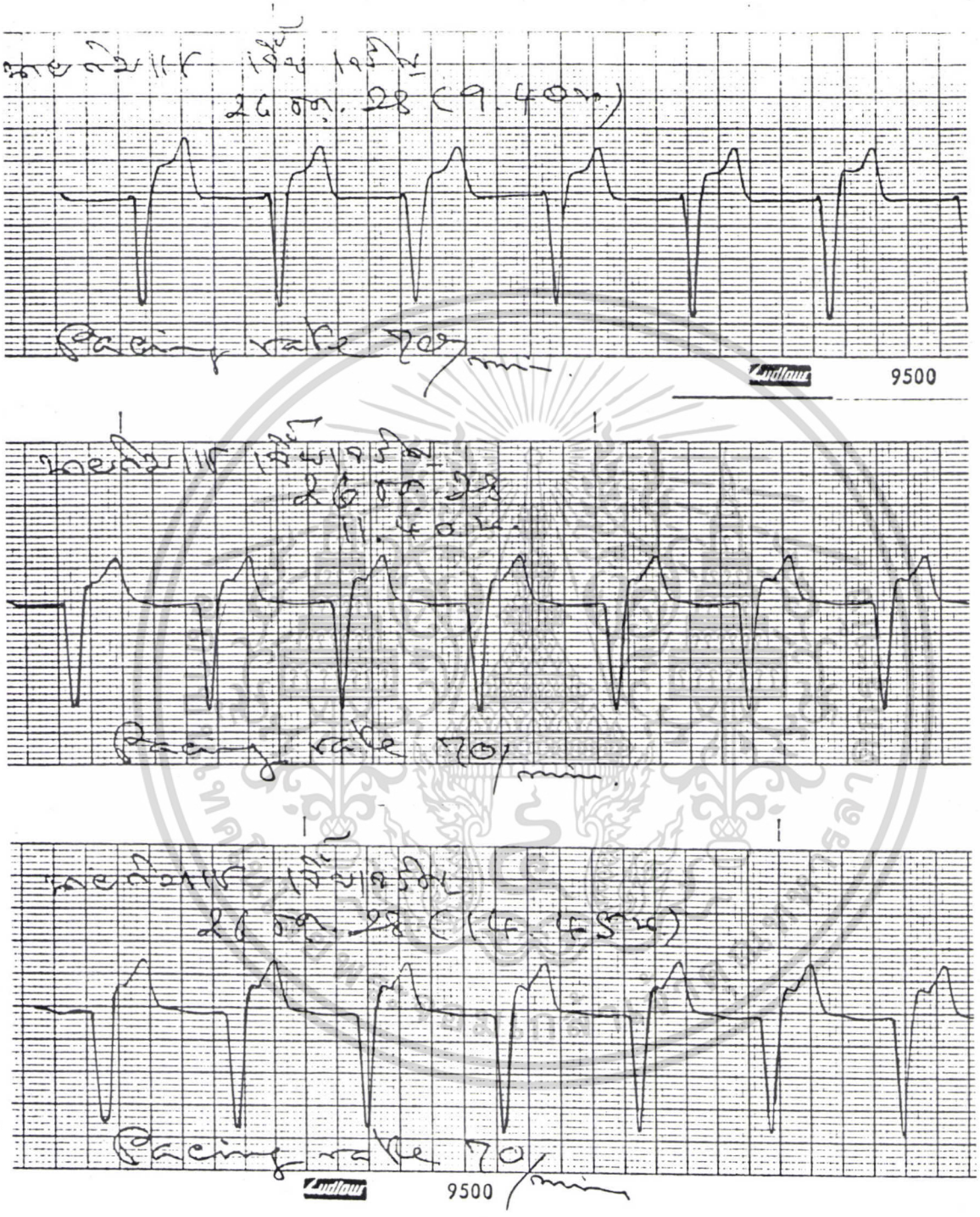


รูป 5.12

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 3

ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันแรก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

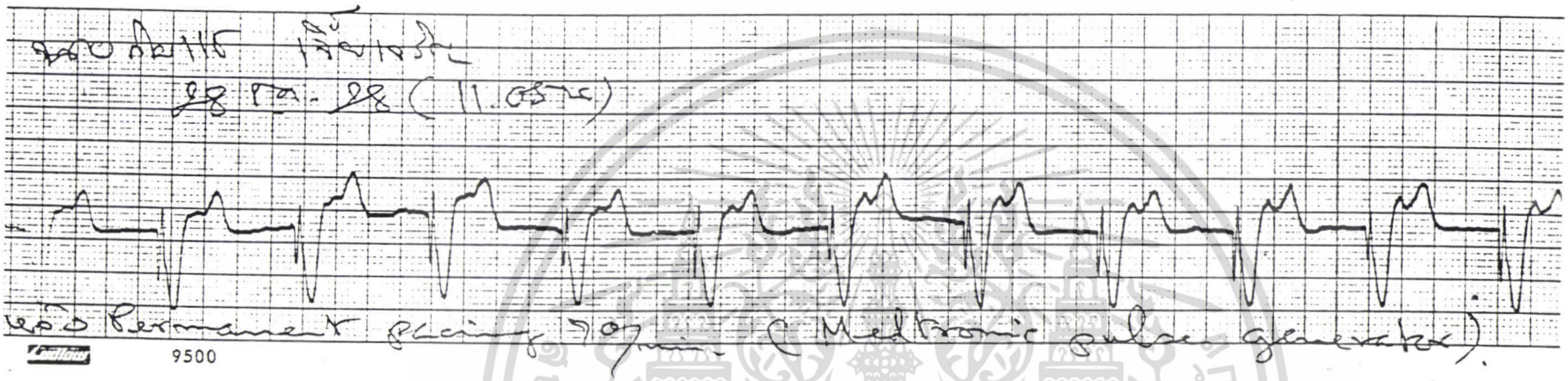


รูป 5.13

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 3

ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันที่ 3

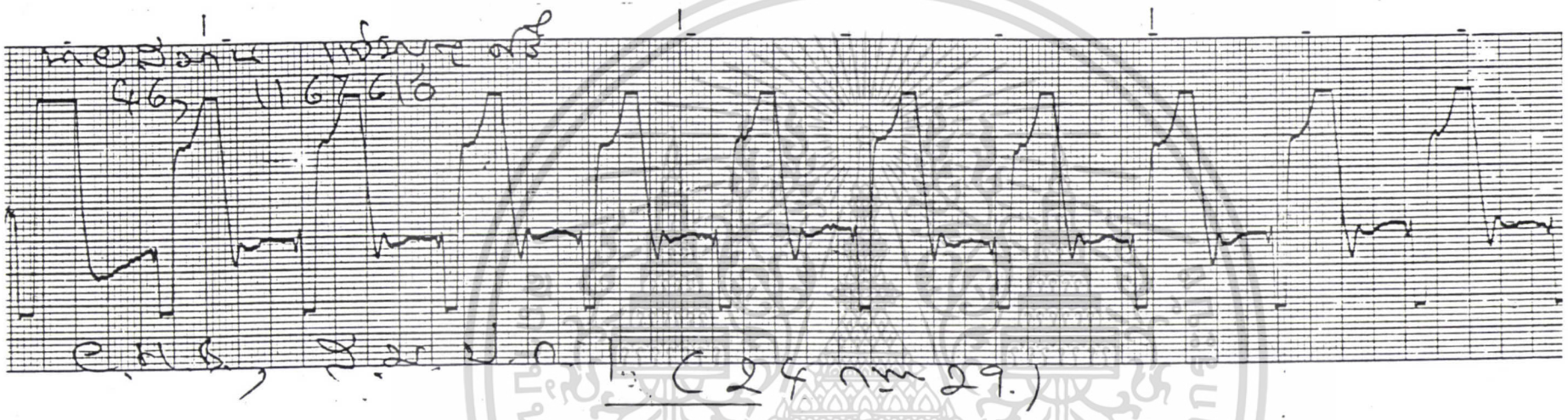
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.14

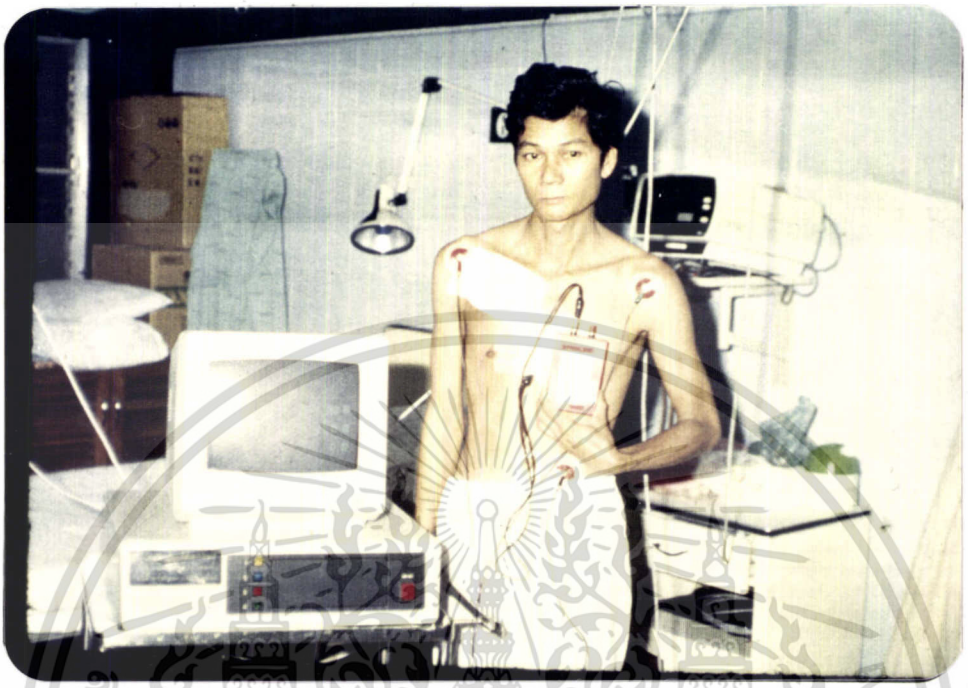
บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 3

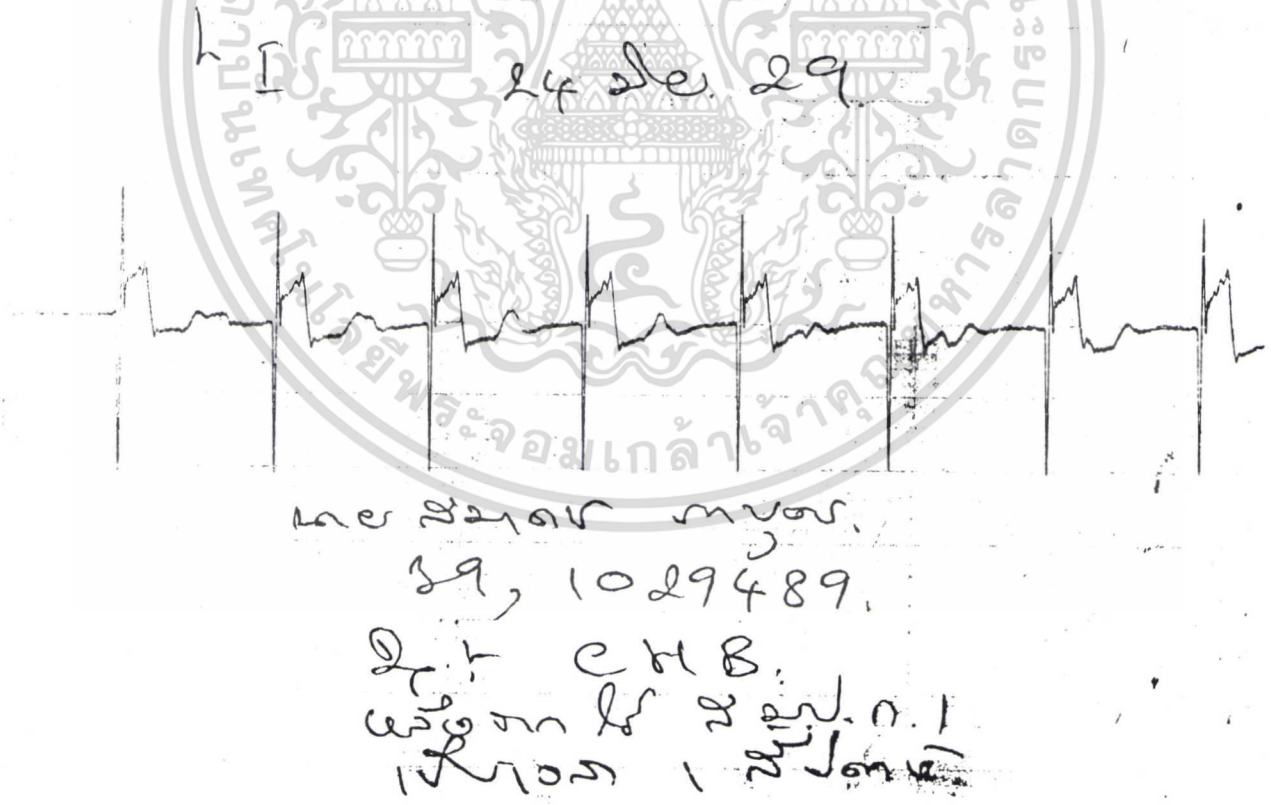
หลังจากได้รับการผ่าตัดฝังเครื่อง ฯ ของต่างประเทศไว้ในร่างกาย



รูป 5.15

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 4





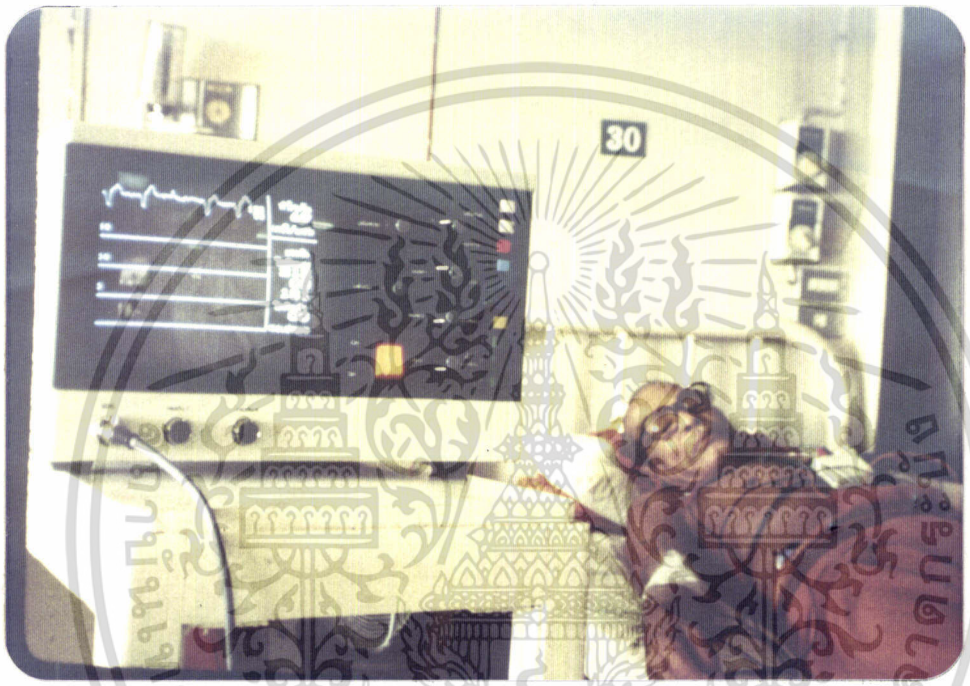
รูป 5.16

ผู้ป่วยรายที่ 5

และบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลังจากการใช้เครื่อง ฯ

ที่ทดลองสร้างขึ้นเอง เป็นเวลา 1 สัปดาห์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

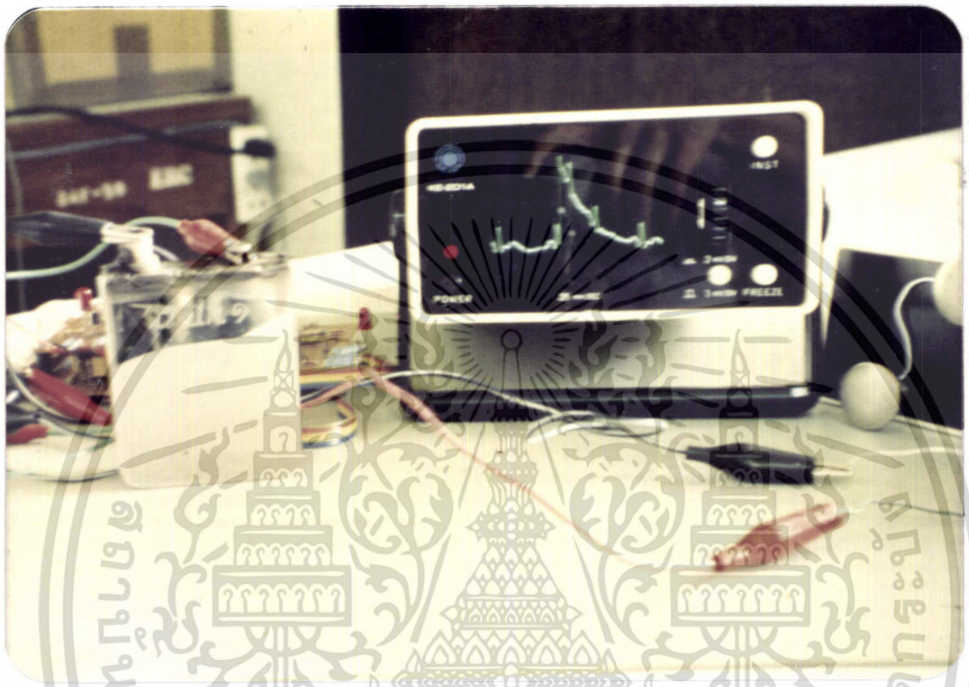


รูป 5.17

ผู้ป่วยรายที่ 6

ทดลองที่โรงพยาบาลโรคทรวงอก นนทบุรี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.18

วงจรของเครื่อง ฯ ประกอบขึ้นโดยใช้อุปกรณ์ขนาดปกติที่มีจำหน่ายในท้องตลาด (ความต้านทานขนาด ¼ W) สามารถบรรจุลงบนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียวขนาด 45 x 55 มม. และได้นำไปทดลองบรรจุลงในกล่องสเตนเลสขนาด 80 x 55 x 15 มม. แล้วเชื่อมปิดด้วยความร้อน วงจรที่อยู่ภายในยังคงสามารถทำงานได้ดี ดังรูป 5.18 ซึ่งขนาดของกล่องดังกล่าวนั้นเล็กเพียงพอที่จะผ่าตัดนำไปฝังในร่างกายได้ ถ้าประกอบขึ้นโดยใช้อุปกรณ์ที่มีขนาดเล็กกว่าที่ทำการทดลอง หรือใช้เทคนิคของวงจรรวมไฮบริด ก็จะสามารถทำให้มีขนาดเล็กลงได้อีก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 เครื่อง ฯ ที่สามารถปรับความไวในการรับสัญญาณ ความแรง และอัตราการกระตุ้นได้

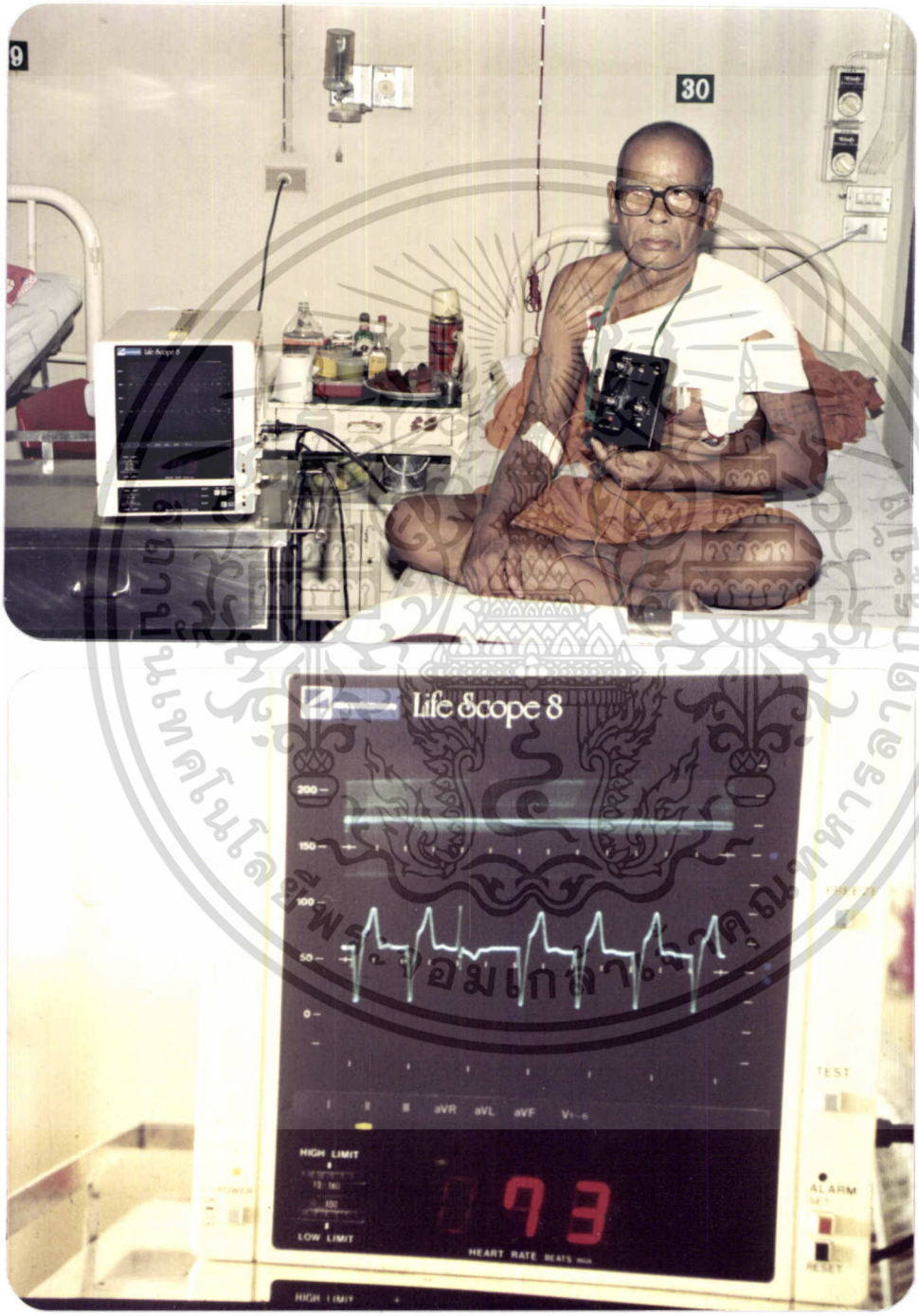
5.2.1 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่อง

วัดโดยใช้ความต้านทานโหลด 1 KΩ ที่อุณหภูมิห้อง

Rate Range	:	40 - 160 PPM , VVI
	:	120 - 480 PPM , VOO
Output Current Range	:	0.1 - 10 mA to a maximum of 12 V
Pulse Width	:	0.5 mSec
Sensitivity Range	:	1 - 15 mV, no Sensing (VOO)
Refractory Period	:	190 mSec
Power Source	:	AA Size Drycell x 4 cells
	:	AA Size Ni-Cd x 4 cells
Power Consumption	:	no pacing , 170 μA
	:	pacing at 60 PPM 10 mA output ; 225 μA
Battery life	:	2 months (60 PPM 10 mA ,
	:	100% Pacing)
Lead Connection	:	Unipolar

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.2 การทดลองกับผู้ป่วย



รูป 5.19

ผู้ป่วยรายที่ 1

(พระภิกษุรูปเดียวกับรูป 5.17 , ทดลองที่โรงพยาบาลโรคทรวงอก นนทบุรี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูป 5.20

เครื่อง ฯ บรรจุลงในกล่องอเนกประสงค์

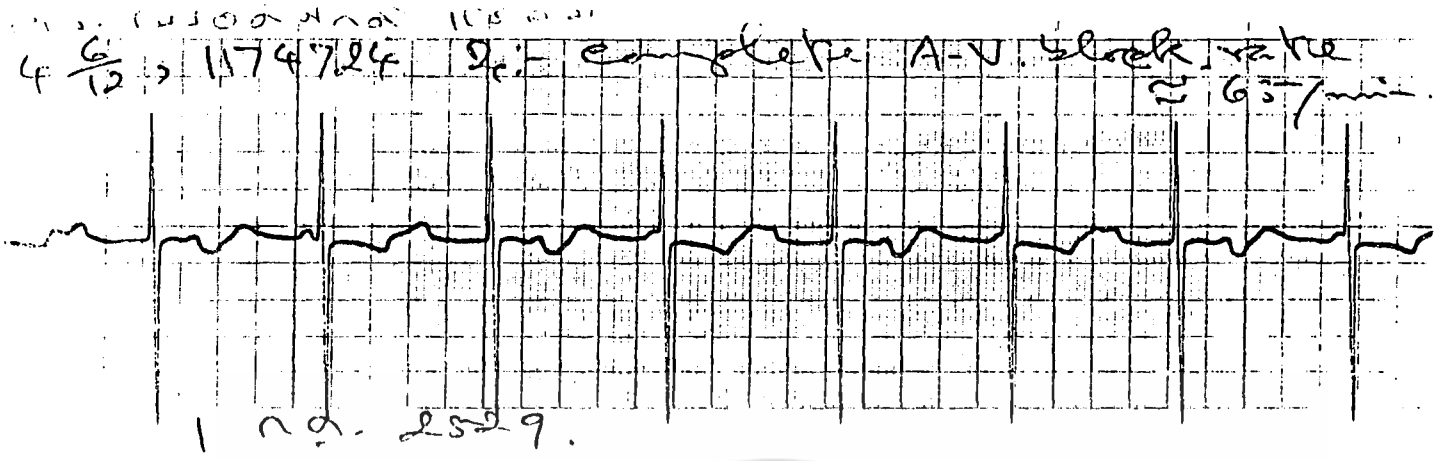
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูป 5.21

ผู้ป่วยรายที่ 2

ผู้ป่วยมีอัตราการเต้นของหัวใจช้ามาก

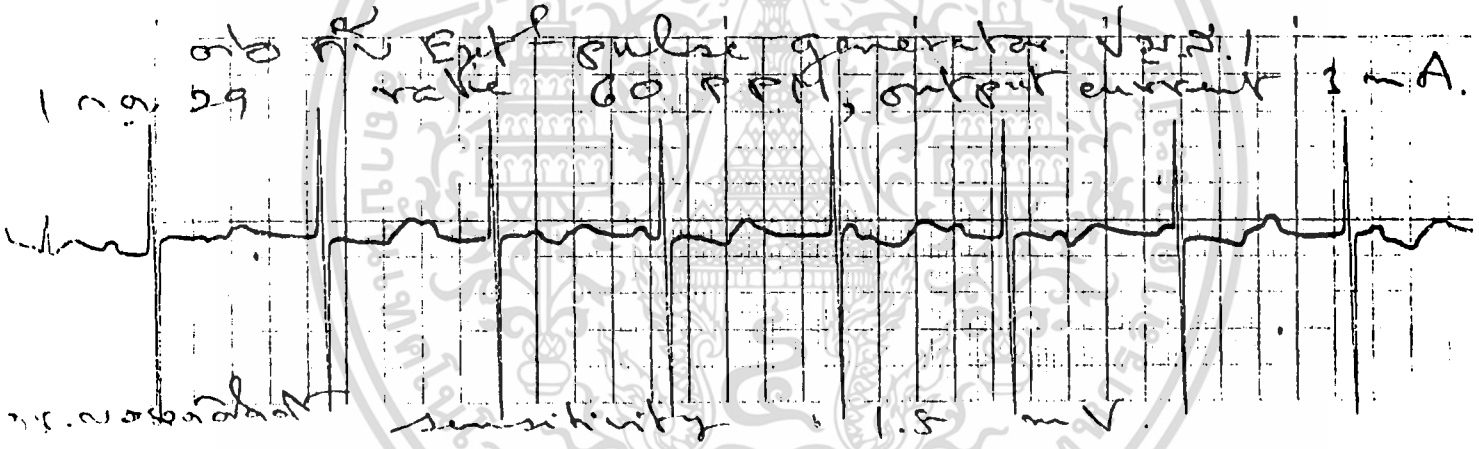
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยในขณะที่ยังมิได้ต่อเครื่อง ฯ

ผู้ป่วยมีอัตราการเต้นของหัวใจประมาณ 65 ครั้งต่อนาที



ข

เมื่อต่อเครื่อง ฯ โดยตั้งค่าความไวในการตรวจจับสัญญาณ 1.5 mV

ความแรงของการกระตุ้น 3 mA และอัตราการกระตุ้น 60 ครั้งต่อนาที

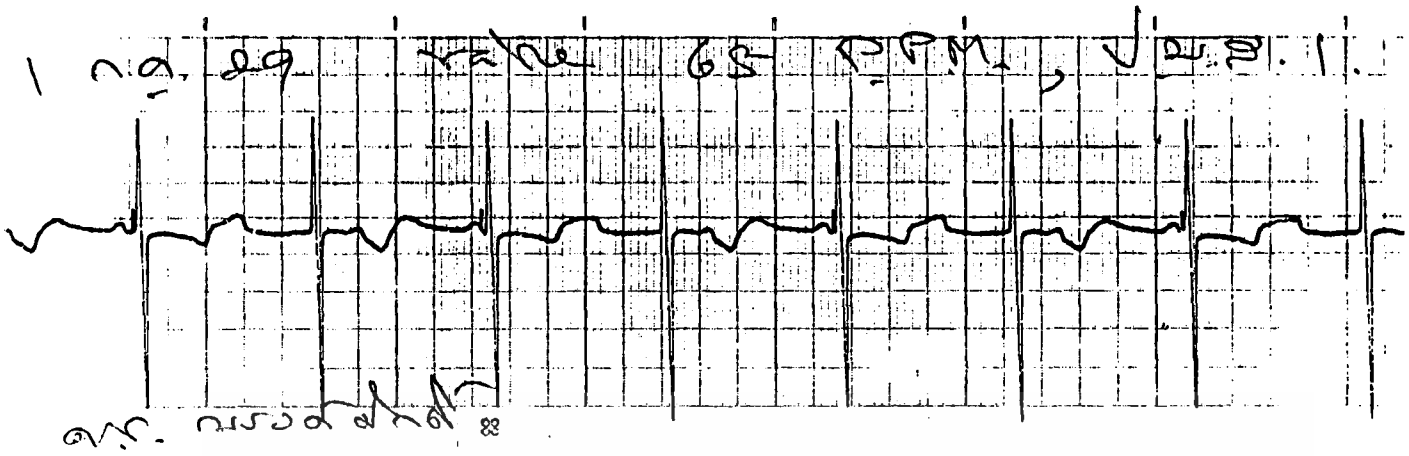
เครื่อง ฯ ยังไม่ปล่อยกระแสกระตุ้น เนื่องจากหัวใจของผู้ป่วยเต้นได้เร็วกว่าค่าที่กำหนด

รูป 5.22

ก , ข

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ค

อัตราการกระตุ้น 65 ครั้งต่อนาที

เครื่อง ฯ ยังคงไม่ปล่อยกระแสกระตุ้น

ง

อัตราการกระตุ้น 70 ครั้งต่อนาที

เครื่อง ฯ ปล่อยกระแสออกไปกระตุ้น

รูป 5.22

ค , ง

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.3 สรุปผล

จากการทดลองใช้เครื่องที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้นมากับผู้ป่วยโรคหัวใจ วงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ทั้งสองชนิดที่ได้ออกแบบสร้างขึ้นนี้ สามารถทำงานได้ตามที่ต้องการ อย่างไรก็ตาม การนำเครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นนี้ไปใช้งานก็ยังมีความไม่สะดวกอยู่บางประการ กล่าวคือ ยังต้องใช้เครื่องแขวนไว้ภายนอกร่างกาย ทำให้มีแผลเกิดขึ้น ซึ่งอาจจะทำให้เกิดการติดเชื้อขึ้นได้และอาจลุกลามเข้าสู่หัวใจได้โดยง่าย นอกจากนี้ผู้ป่วยก็จะเกิดความเจ็บปวดที่บาดแผล อุปสรรคที่ไม่สามารถพัฒนาให้เป็นแบบที่ใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกาย ได้แก่

1) การบรรจุลงในกล่องที่สามารถป้องกันของเหลวในร่างกายซึมผ่านเข้าไป มีอุปสรรค 2 ประการ คือ

- วัสดุที่ใช้ทำกล่อง จะต้องเป็นโลหะที่แข็งแรงทนการกัดกร่อนและมีน้ำหนักเบา วัสดุที่ใช้ในการทำกล่องห่อหุ้มเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ได้แก่ ติตาเนียม และ เหล็กกล้าชนิดไม่เป็นสนิม (stainless steel) ซึ่งนิยมใช้ติตาเนียม เพราะน้ำหนักเบากว่าเหล็กกล้ามาก โลหะติตาเนียมเป็นวัสดุที่หาได้ยากมากในประเทศ

- การเชื่อมปิดกระทำได้ด้วยความยากลำบาก เนื่องจากขนาดของกล่องเล็ก การเชื่อมด้วยไฟฟ้าหรือก๊าซ จะทำให้ความร้อนกระจายไปทั่วกล่อง วงจรและแบตเตอรี่ที่อยู่ภายในอาจเสื่อมหรือเสียหาย จะต้องทำให้ความร้อนกระจายออกไปให้น้อยที่สุด ซึ่งอาจทำได้โดยการใช้เลเซอร์

2) แบตเตอรี่ขนาดเล็กไม่สามารถจะหาซื้อได้ทั่วไป ต้องสั่งโดยตรงจากผู้ผลิตครั้งละมาก ๆ แบตเตอรี่ที่สามารถหาซื้อได้ คือ แบตเตอรี่ลิเธียม-แมงกานีสไดออกไซด์ CR 1/3N ซึ่งมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 11.6 มม. และหนา 10.8 มม. มีความจุ 160 mAh โดยการใช้แบตเตอรี่ CR 1/3N จำนวน 4 เซล (2 เซลอนุกรม 2 ชุดขนานกัน) เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่อง ฯ แบบที่มีอัตราการกระตุ้นคงที่ จะสามารถใช้งานได้ประมาณ 100 วัน และจากการคำนวณ ถ้าใช้แบตเตอรี่ลิเธียม-ไอโอดีน WG8031 (เป็นแบตเตอรี่ที่สร้างขึ้นมาใช้งานกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ) ซึ่งมีขนาด 45 x 19 x 7 มม. มีความจุ 1.9 Ah จำนวน 2 เซล (ต่ออนุกรม) วงจรของเครื่อง ฯ ที่ออกแบบขึ้นมานี้ จะสามารถใช้งานได้ประมาณ 1200 วัน หรือ 3.5 ปี ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ใช้งานได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3) ขนาดของวงจรต้นแบบ ถึงแม้ว่าจะมีขนาดเล็กเพียงพอที่จะใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกายได้ แต่ถ้าเทคโนโลยีในการผลิตอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำของประเทศก้าวหน้าขึ้น เช่น การสร้างเป็นวงจรรวมไฮบริด ก็สามารถที่จะทำให้ขนาดของวงจรเล็กลงไปได้อีก สามารถใช้แบตเตอรี่ที่มีความจุได้มากขึ้น ก็จะทำให้อายุการใช้งานนานขึ้น

ผู้เขียนเชื่อว่าวิทยานิพนธ์นี้ จะเป็นข้อมูลและแนวทางในการพัฒนาสร้างวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจขึ้นใช้เองภายในประเทศได้บ้างตามสมควร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวกที่ 1

เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(The ECG Simulator)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(The ECG Simulator)

ในการทดลองเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ จะต้องตรวจสอบการทำงานของเครื่อง ฯ ให้ถูกต้องแน่นอนก่อนที่จะนำไปทดลองกับผู้ป่วย เพราะถ้าเครื่อง ฯ ทำงานผิดพลาด อาจจะทำให้ผู้ป่วยถึงแก่ความตายได้ เพราะกระแสที่เครื่องจ่ายออกไปนั้น ผ่านสายต่อเข้าสู่ขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจโดยตรง เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่สร้างสัญญาณ ซึ่งมีรูปร่างเหมือนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้งานกันโดยทั่วไป มักจะมีอัตราและขนาดของสัญญาณเอ๊าท์พุทคงที่ คือ ประมาณ 60 ครั้งต่อนาที และขนาดของสัญญาณประมาณ 2-5 mV และไม่สามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นภายนอกได้ ทำให้สามารถใช้งานได้ในขอบเขตที่จำกัด คือ เพียงสามารถใช้ในการตรวจสอบการทำงานของวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าเท่านั้น และก็มีราคาที่แพงมาก (5,000 บาท ขึ้นไป) ในการสร้างเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นเองนี้ ได้กำหนดคุณสมบัติของเครื่อง เพื่อประโยชน์ในการใช้งานในลักษณะต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

1) สามารถให้สัญญาณเอ๊าท์พุทขนาด 2 mV ตามลีดมาตราฐานในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เช่นเดียวกับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไป

2) สามารถให้สัญญาณเอ๊าท์พุทที่สามารถปรับขนาดได้ จาก 0-1 V_{PP} เพื่อนำไปใช้ในการพัฒนาสร้าง และ ตรวจสอบวงจรแสดงรูปคลื่นบนจอภาพ หรือเครื่องบันทึกลงบนแผ่นกระดาษ (Pen Recorder)

3) สามารถปรับอัตราของคลื่นและตอบสนองต่อการกระตุ้นจากภายนอกได้ เพื่อใช้ในการตรวจสอบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

ในรูปที่ 1 เป็นบล๊อกไดอะแกรมของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น หลักการที่ใช้ในการสร้างรูปคลื่นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ คือ นำพัลส์ไปผ่านวงจรกรองความถี่ ซึ่งจะทำหน้าที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการปรับรูปคลื่น (Wave Shaping) ของ P , Q , R , S , T แล้วนำมารวมกัน ก็จะได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

ถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอก อัตราของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะขึ้นอยู่กับความถี่ของสัญญาณนาฬิกา f_c เมื่อวงจรนับ นับถึงค่า N โมโนสเตเบิ้ลตัวแรก (M1) จะถูกกระตุ้น และตัวอื่น ๆ เรียงตามลำดับกันไป จะได้สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ประกอบด้วยคลื่น P , QRS , T ครบถ้วน โดยมีอัตราการกำเนิดคลื่น : R_N เป็น

$$R_N = 60f_c/N \quad \text{ครั้ง/นาที}$$

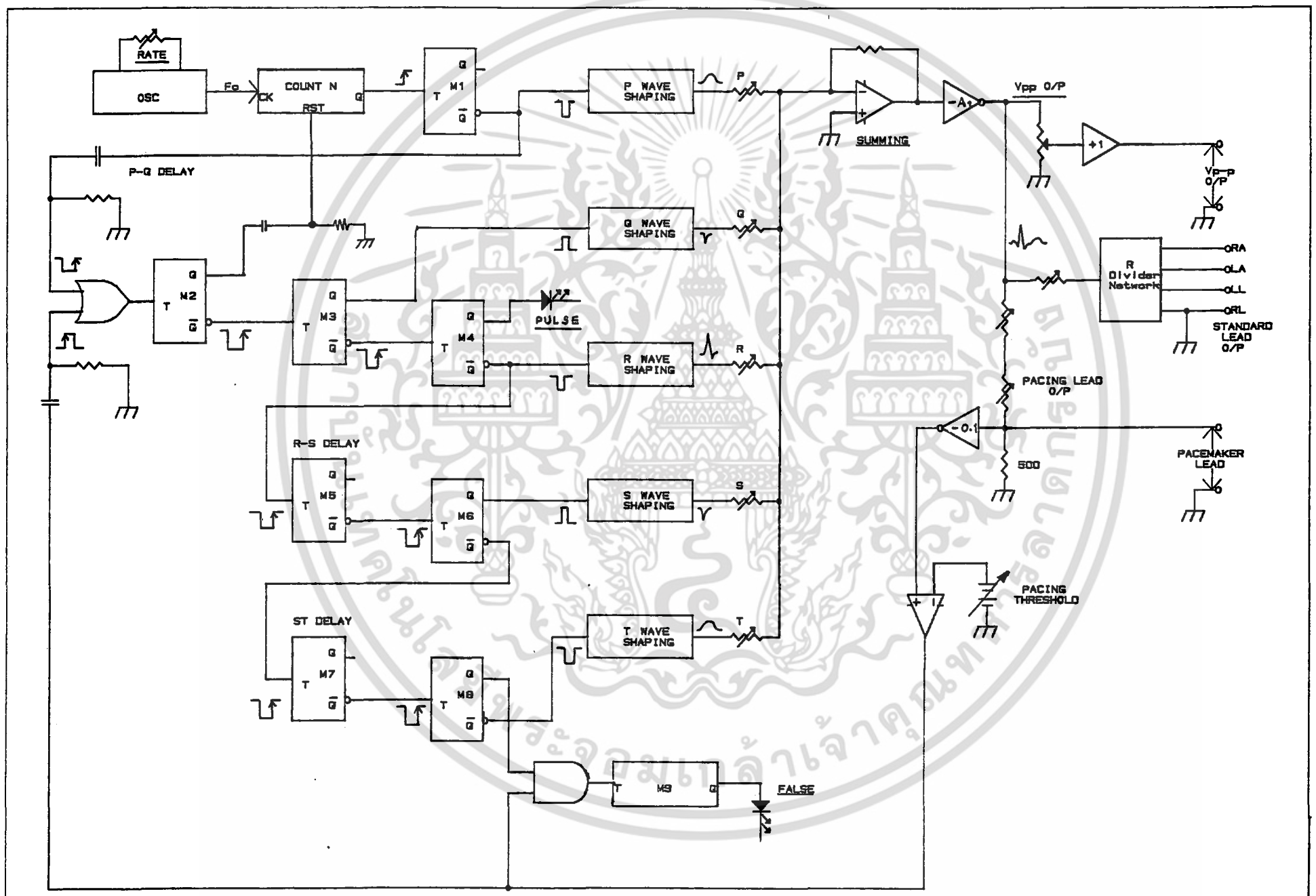
เมื่อ N : ค่าสูงสุดของวงจรนับ

f_c : ความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่ออสซิลเลเตอร์สร้างขึ้น

เมื่อได้รับการกระตุ้นจากภายนอกโดยที่อัตราของการกระตุ้นสูงกว่าอัตราการกำเนิดคลื่น วงจรนับจะถูกรีเซ็ทก่อนนับถึงค่า N สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะมีเพียงคลื่น QRS และ T (ไม่มี P) นั่นคือ ถ้าอัตราการกำเนิดคลื่นของวงจรต่ำกว่าอัตราการกระตุ้นจากภายนอก อัตราการกำเนิดคลื่นของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีค่าเท่ากับอัตราการกระตุ้น เหมือนกับการเต้นของหัวใจซึ่งจะมีอัตราการเต้นเท่ากับอัตราการกระตุ้น ถ้าอัตราการกระตุ้นเร็วกว่าอัตราการเต้นโดยธรรมชาติ

สำหรับกรณีของอัตราการกำเนิดคลื่นของวงจรเร็วกว่าอัตราการกระตุ้น จะเป็นกรณีที่ไม่เกิดขึ้น ถ้าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทำงานถูกต้อง (อัตราการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติเร็วกว่าอัตราการกระตุ้น จะไม่มีการกระตุ้นเกิดขึ้น) ถ้าการกระตุ้นเกิดขึ้นในช่วงของคลื่น T โมโนสเตเบิ้ลตัวที่ 9 (M9) จะถูกกระตุ้น ก็จะสามารถทราบได้ทันทีว่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทำงานผิดพลาด ในรูปที่ 2 แสดงวงจรทั้งหมดของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น รูปที่ 3 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้นนี้

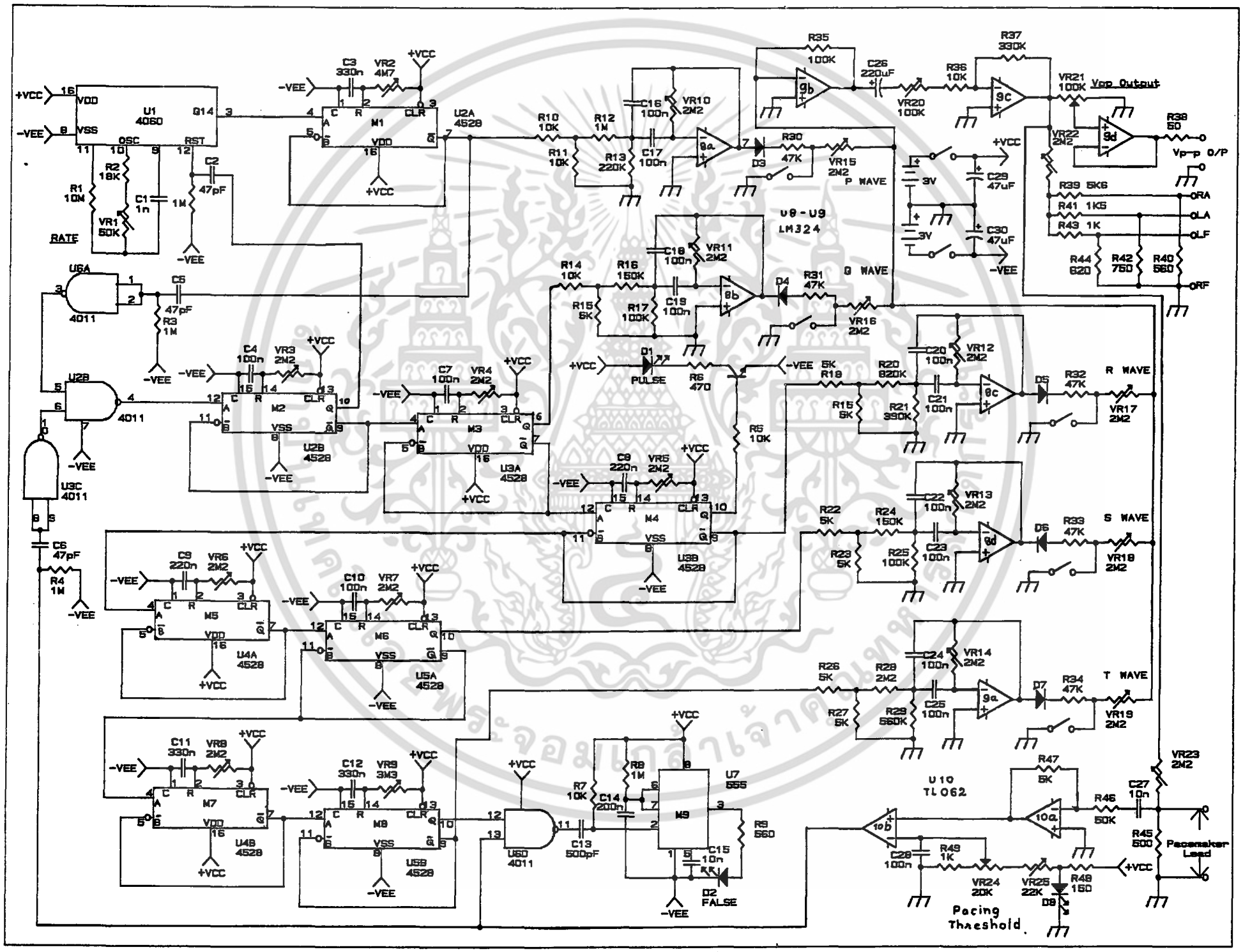
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1

บล๊อกไดอะแกรมของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

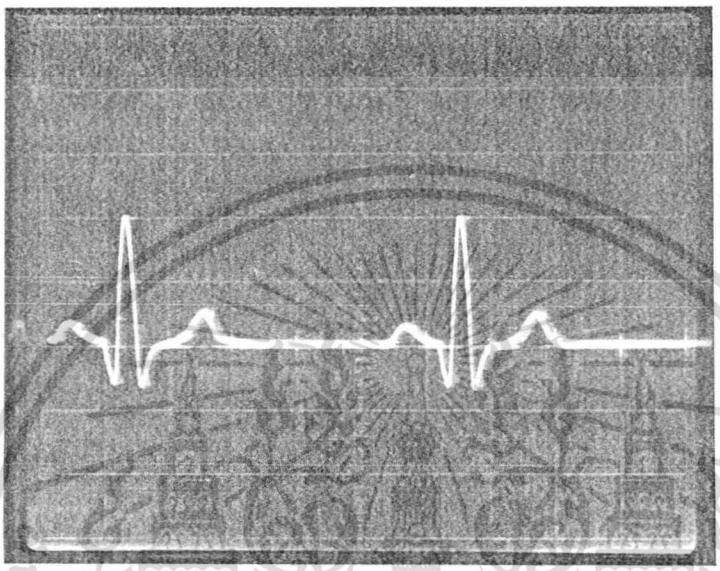
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2

วงจรของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



แนวตั้ง 500 mV / ช่อง

แนวนอน 200 ms / ช่อง

รูปที่ 3

รูปร่างของเอ๊าท์พุทที่ได้จากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวกที่ 2

คุณสมบัติทางไฟฟ้าของอุปกรณ์ที่ใช้ในวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

National Semiconductor

Operational Amplifiers/Buffers

LM146/LM246/LM346 Programmable Quad Operational Amplifiers

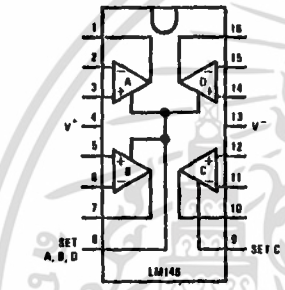
General Description

The LM146 series of quad op amps consists of four independent, high gain, internally compensated, low power, programmable amplifiers. Two external resistors (R_{SET}) allow the user to program the gain bandwidth product, slew rate, supply current, input bias current, input offset current and input noise. For example, the user can trade-off supply current for bandwidth or optimize noise figure for a given source resistance. In a similar way, other amplifier characteristics can be tailored to the application. Except for the two programming pins at the end of the package, the LM146 pin-out is the same as the LM124 and LM148.

Features (I_{SET} = 10 μA)

- Programmable electrical characteristics
- Battery-powered operation
- Low supply current — 350 μA amplifier
- Guaranteed gain bandwidth product — 0.8 MHz min
- Large DC voltage gain — 120 dB
- Low noise voltage — 28 nV/√Hz
- Wide power supply range — ±1.5V to ±22V
- Class AB output stage—no crossover distortion
- Ideal pin out for Biquad active filters
- Input bias currents are temperature compensated

Connection Diagrams (Dual-In-Line Packages, Top Views)



Order Number LM146J, LM246J or LM346J
See NS Package J16A

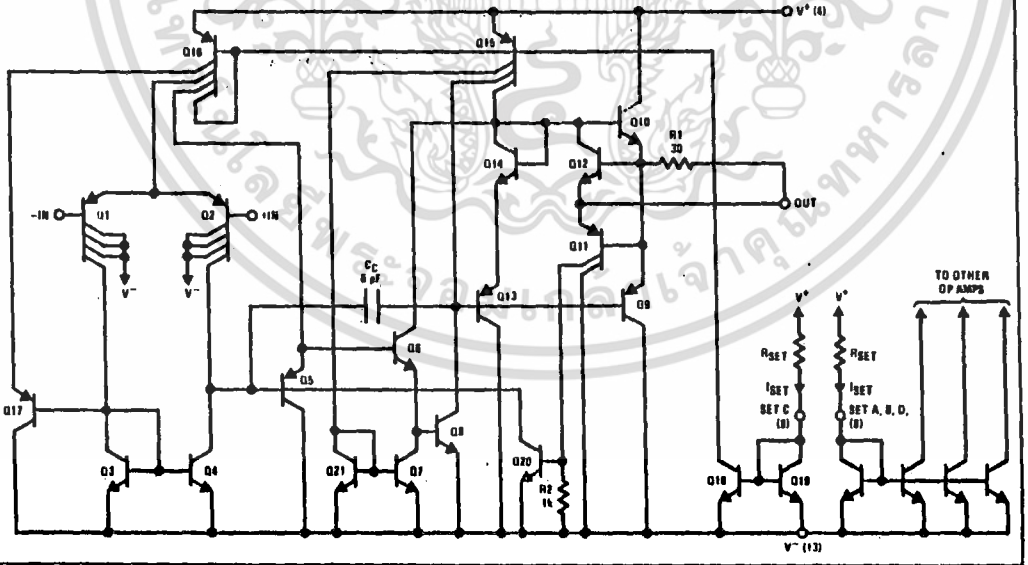
Order Number LM246N or LM346N
See NS Package N16A

PROGRAMMING EQUATIONS

Total Supply Current = 1.4 mA (I_{SET}/10 μA)
Gain Bandwidth Product = 1 MHz (I_{SET}/10 μA)
Slew Rate = 0.4V/μs (I_{SET}/10 μA)
Input Bias Current = 50 nA (I_{SET}/10 μA)
I_{SET} = Current into pin 8, pin 9 (see schematic-diagram)

$$I_{SET} = \frac{V^+ - V^- - 0.6V}{R_{SET}}$$

Schematic Diagram



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Absolute Maximum Ratings (Note 1)

	LM146	LM246	LM346
Supply Voltage	±22V	±18V	±18V
Differential Input Voltage (Note 1)	±30V	±30V	±30V
CM Input Voltage (Note 1)	±15V	±15V	±15V
Power Dissipation (Note 2)	900 mW	500 mW	500 mW
Output Short-Circuit Duration (Note 3)	Indefinite	Indefinite	Indefinite
Operating Temperature Range	−55°C to +125°C	−25°C to +85°C	0°C to +70°C
Maximum Junction Temperature	150°C	110°C	100°C
Storage Temperature Range	−65°C to +150°C	−65°C to +150°C	−65°C to +150°C
Lead Temperature (Soldering, 10 seconds)	300°C	300°C	300°C
Thermal Resistance (θ_{jA}), (Note 2)			
Cavity DIP (D) (J) P_d	900 mW	900 mW	900 mW
θ_{jA}	90°C/W	90°C/W	90°C/W
Molded DIP (N) P_d			500 mW
θ_{jA}			140°C/W

DC Electrical Characteristics (V_S = ±15V, I_{SET} = 10 μA, Note 4)

PARAMETER	CONDITIONS	LM146			LM246/LM346			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	V_{CM} = 0V, $R_S \leq 50\ \Omega$, T_A = 25°C		0.5	5		0.5	6	mV
Input Offset Current	V_{CM} = 0V, T_A = 25°C		2	20		2	100	nA
Input Bias Current	V_{CM} = 0V, T_A = 25°C		50	100		50	250	nA
Supply Current (4 Op Amps)	T_A = 25°C		1.4	2.0		1.4	2.5	mA
Large Signal Voltage Gain	R_L = 10 kΩ, ΔV_{OUT} = ±10V, T_A = 25°C	100	1000		50	1000		V/mV
Input CM Range	T_A = 25°C	±13.5	±14		±13.5	±14		V
CM Rejection Ratio	$R_S \leq 10$ kΩ, T_A = 25°C	80	100		70	100		dB
Power Supply Rejection Ratio	$R_S \leq 10$ kΩ, T_A = 25°C	80	100		74	100		dB
Output Voltage Swing	$R_L \geq 10$ kΩ, T_A = 25°C	±12	±14		±12	±14		V
Short-Circuit Current	T_A = 25°C	5	20	30	5	20	30	mA
Gain Bandwidth Product	T_A = 25°C	0.8	1.2		0.6	1.2		MHz
Phase Margin	T_A = 25°C		60			60		Deg
Slew Rate	T_A = 25°C		0.4			0.4		V/μs
Input Noise Voltage	f = 1 kHz, T_A = 25°C		28			28		nV/√Hz
Channel Separation	R_L = 10 kΩ, ΔV_{OUT} = 0V to ±12V, T_A = 25°C		120			120		dB
Input Resistance	T_A = 25°C		1.0			1.0		MΩ
Input Capacitance	T_A = 25°C		2.0			2.0		pF
Input Offset Voltage	V_{CM} = 0V, $R_S \leq 50\ \Omega$		0.5	6		0.5	7.5	mV
Input Offset Current	V_{CM} = 0V		2	25		2	100	nA
Input Bias Current	V_{CM} = 0V		50	100		50	250	nA
Supply Current (4 Op Amps)			1.5	2.0		1.5	2.5	mA
Large Signal Voltage Gain	R_L = 10 kΩ, ΔV_{OUT} = ±10V	50	1000		25	1000		V/mV
Input CM Range		±13.5	±14		±13.5	±14		V
CM Rejection Ratio	$R_S \leq 50\ \Omega$	70	100		70	100		dB
Power Supply Rejection Ratio	$R_S \leq 50\ \Omega$	76	100		74	100		dB
Output Voltage Swing	$R_L \geq 10$ kΩ	±12	±14		±12	±14		V

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DC Electrical Characteristics (V_S = ±15V, I_{SET} = 1 μA)

PARAMETER	CONDITIONS	LM146			LM246/LM346			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	V_{CM} = 0V, $R_S \leq 50\ \Omega$, T_A = 25°C		0.5	5		0.5	7	mV
Input Bias Current	V_{CM} = 0V, T_A = 25°C		7.5	20		7.5	100	nA
Supply Current (4 Op Amps)	T_A = 25°C		140	250		140	300	μA
Gain Bandwidth Product	T_A = 25°C	80	100		60	100		kHz

DC Electrical Characteristics (V_S = ±1.5V, I_{SET} = 10 μA)

PARAMETER	CONDITIONS	LM146			LM246/LM346			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	V_{CM} = 0V, $R_S \leq 50\ \Omega$, T_A = 25°C		0.5	5		0.5	7	mV
Input CM Range	T_A = 25°C	±0.7			±0.7			V
CM Rejection Ratio	$R_S \leq 50\ \Omega$, T_A = 25°C		80			80		dB
Output Voltage Swing	$R_L \geq 10\ k\Omega$, T_A = 25°C	±0.6			±0.6			V

Note 1: For supply voltages less than ±15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

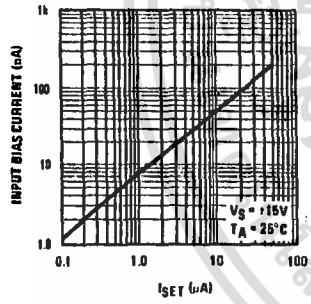
Note 2: The maximum power dissipation for these devices must be derated at elevated temperatures and is dictated by T_{JMAX}, θ_{JA}, and the ambient temperature, T_A. The maximum available power dissipation at any temperature is $P_d = (T_{JMAX} - T_A)/\theta_{JA}$ or the 25°C P_{dMAX}, whichever is less.

Note 3: Any of the amplifier outputs can be shorted to ground indefinitely; however, more than one should not be simultaneously shorted as the maximum junction temperature will be exceeded.

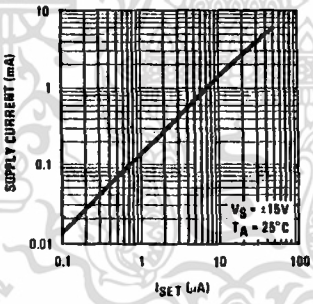
Note 4: These specifications apply over the absolute maximum operating temperature range unless otherwise noted.

Typical Performance Characteristics

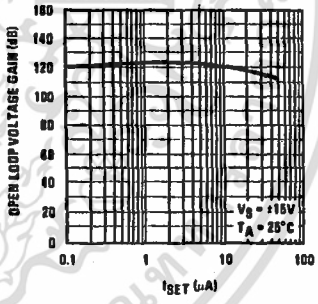
Input Bias Current vs I_{SET}



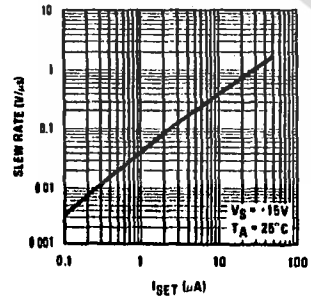
Supply Current vs I_{SET}



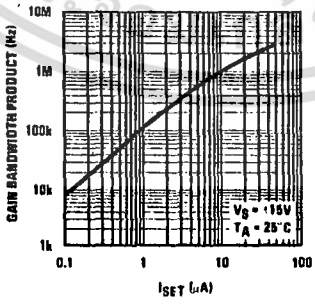
Open Loop Voltage Gain vs I_{SET}



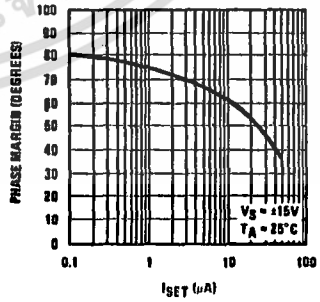
Slew Rate vs I_{SET}



Gain Bandwidth Product vs I_{SET}



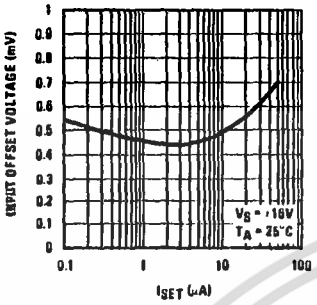
Phase Margin vs I_{SET}



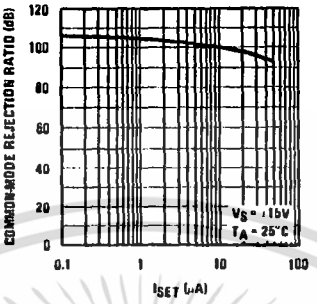
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Characteristics (Continued)

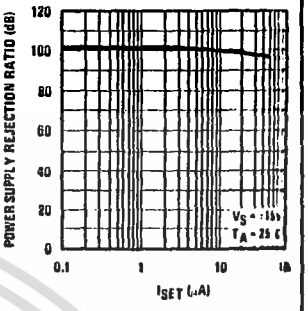
Input Offset Voltage vs I_{SET}



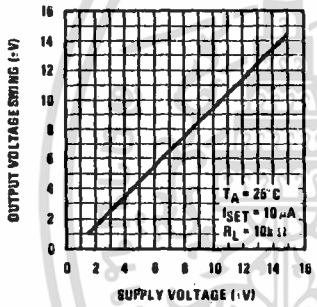
Common-Mode Rejection Ratio vs I_{SET}



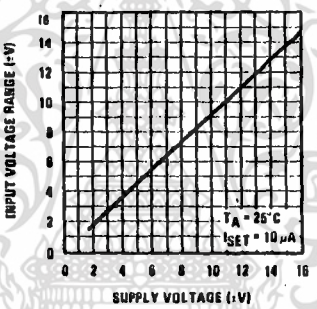
Power Supply Rejection Ratio vs I_{SET}



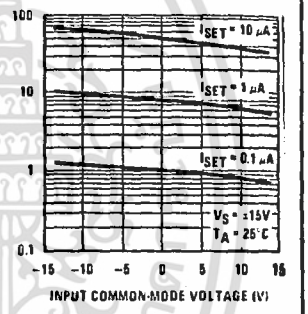
Output Voltage Swing vs Supply Voltage



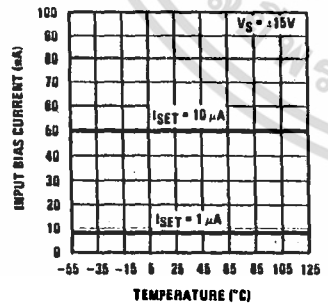
Input Voltage Range vs Supply Voltage



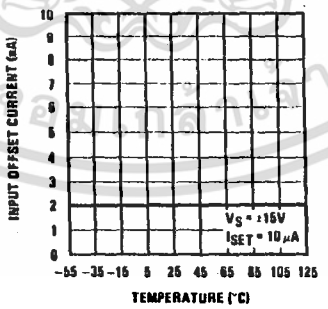
Input Bias Current vs Input Common-Mode Voltage



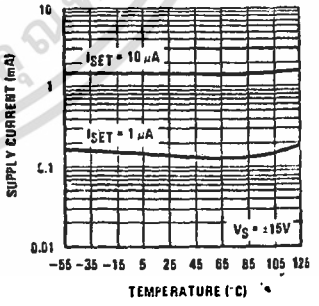
Input Bias Current vs Temperature



Input Offset Current vs Temperature



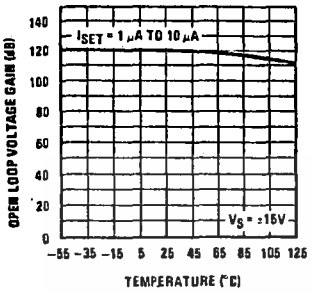
Supply Current vs Temperature



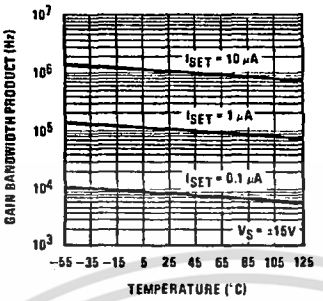
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Characteristics (Continued)

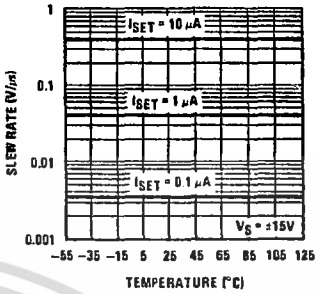
Open Loop Voltage Gain vs Temperature



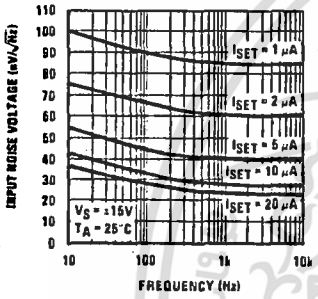
Gain Bandwidth Product vs Temperature



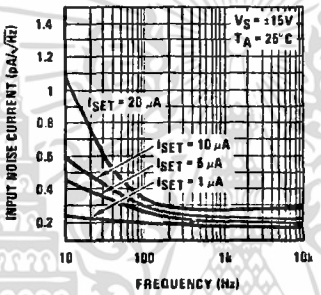
Slew Rate vs Temperature



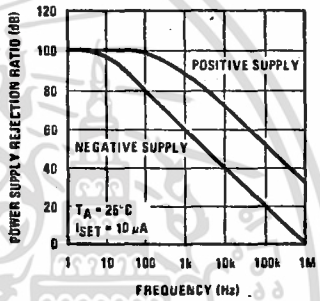
Input Noise Voltage vs Frequency



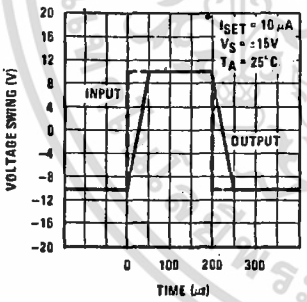
Input Noise Current vs Frequency



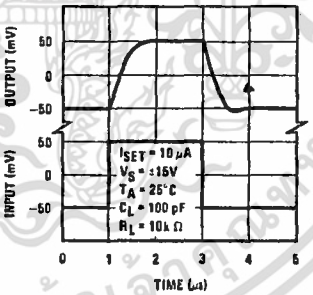
Power Supply Rejection Ratio vs Frequency



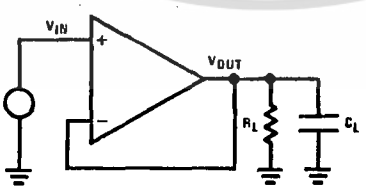
Voltage Follower Pulse Response



Voltage Follower Transient Response



Transient Response Test Circuit



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Application Hints

Avoid reversing the power supply polarity, the device will fail.

Common-Mode Input Voltage: The negative common-mode voltage limit is one diode drop above the negative supply voltage. Exceeding this limit on either input will result in an output phase reversal. The positive common-mode limit is typically 1V below the positive supply voltage. No output phase reversal will occur if this limit is exceeded by either input.

Output Voltage Swing vs I_{SET}: For a desired output voltage swing the value of the minimum load depends on the positive and negative output curent capability of the op amp. The maximum available positive output current, (I_{CL+}), of the device increases with I_{SET} whereas the negative output current (I_{CL-}) is independent of I_{SET}. *Figure 1* illustrates the above.

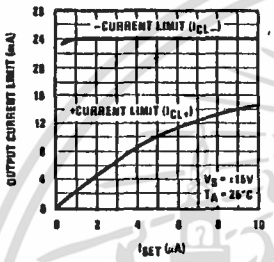


FIGURE 1. Output Current Limit vs I_{SET}

Input Capacitance: The input capacitance, C_{IN}, of the LM146 is approximately 2 pF; any stray capacitance, C_S, (due to external circuit circuit layout) will add to C_{IN}. When resistive or active feedback is applied, an additional pole is added to the open loop frequency response of the device. For instance with resistive feedback *(Figure 2)*, this pole occurs at $1/2\pi$ (R1||R2) (C_{IN} + C_S). Make sure that this pole occurs at least 2 octaves beyond the expected −3 dB frequency corner of the closed loop gain of the amplifier; if not, place a lead capacitor in the feedback such that the time constant of this capacitor and the resistance it parallels is equal to the $R_1(C_S + C_{IN})$, where R_1 is the input resistance of the circuit.

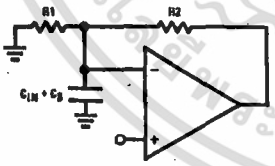


FIGURE 2

Temperature Effect on the GBW: The GBW (gain bandwidth product), of the LM146 is directly proportional to I_{SET} and inversely proportional to the absolute temperature. When using resistors to set the bias current, I_{SET}, of the device, the GBW product will decrease with increasing temperature. Compensation can be provided by creating an I_{SET} current directly proportional to temperature (see typical applications).

Isolation Between Amplifiers: The LM146 die is isothermally layed out such that crosstalk between *all 4* amplifiers is in excess of −105 dB (DC). Optimum isolation (better than −110 dB) occurs between amplifiers A and D, B and C; that is, if amplifier A dissipates power on its output stage, amplifier D is the one which will be affected the least, and vice versa. Same argument holds for amplifiers B and C.

LM146 Typical Performance Summary: The LM146 typical behavior is shown in *Figure 3*. The device is fully predictable. As the set current, I_{SET}, increases, the speed, the bias current, and the supply current increase while the noise power decreases proportionally and the V_{OS} remains constant. The usable GBW range of the op amp is 10 kHz to 3.5–4 MHz.

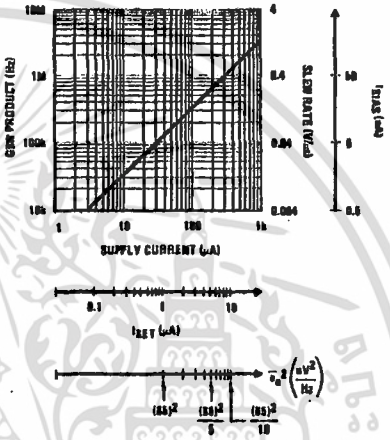


FIGURE 3. LM146 Typical Characteristics

Low Power Supply Operation: The quad op amp operates down to ±1.3V supply. Also, since the internal circuitry is biased through programmable current sources, no degradation of the device speed will occur.

Speed vs Power Consumption: LM146 vs LM4250 (single programmable). Through *Figure 4*, we observe that the LM146's power consumption has been optimized for GBW products above 200 kHz, whereas the LM4250 will reach a GBW of no more than 300 kHz, for GBW products below 200 kHz, the LM4250 will consume less.

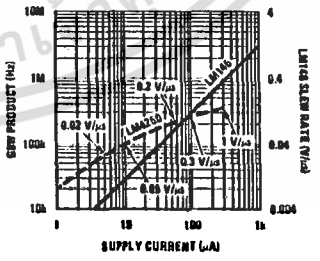


FIGURE 4. LM146 vs LM4250

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

National Semiconductor

Operational Amplifiers/Buffers

LM4250/LM4250C Programmable Operational Amplifier

General Description

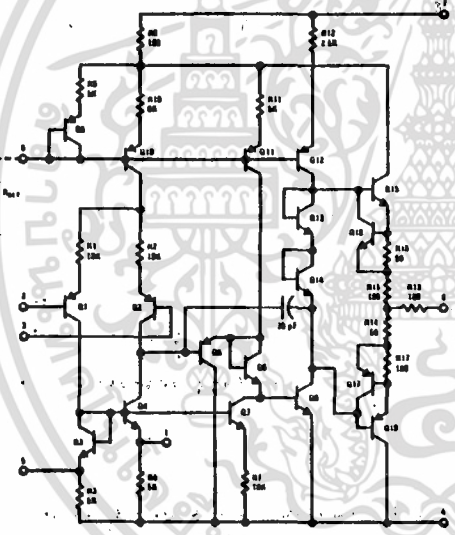
The LM4250 and LM4250C are extremely versatile programmable monolithic operational amplifiers. A single external master bias current setting resistor programs the input bias current, input offset current, quiescent power consumption, slew rate, input noise, and the gain-bandwidth product. The device is a truly general purpose operational amplifier.

Features

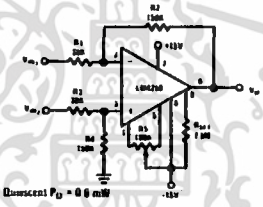
- ±1V to ±18V power supply operation
- 3 nA input offset current
- Standby power consumption as low as 500 nW
- No frequency compensation required
- Programmable electrical characteristics
- Offset Voltage nulling capability
- Can be powered by two flashlight batteries
- Short circuit protection

The LM4250C is identical to the LM4250 except that the LM4250C has its performance guaranteed over a 0°C to 70°C temperature range instead of the −55°C to +125°C temperature range of the LM4250.

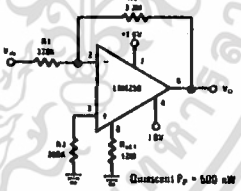
Schematic Diagrams



Typical Applications



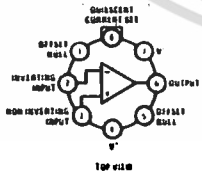
X5 Difference Amplifier



500 Nano-Watt X10 Amplifier

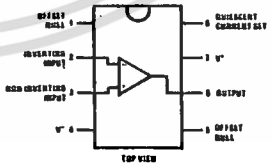
Connection Diagrams

Metal Can Package



Order Number LM4250H or LM4250CH
See NS Package H08C

Dual-In-Line Package

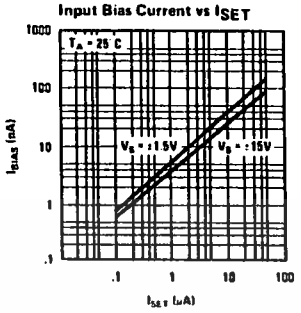


Order Number LM4250CN
See NS Package N08B
Order Number LM4250J
or LM4250CJ
See NS Package J08A

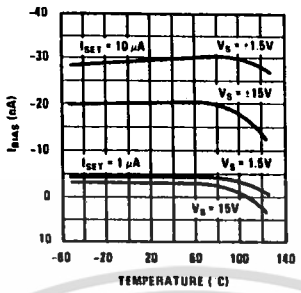
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Characteristics

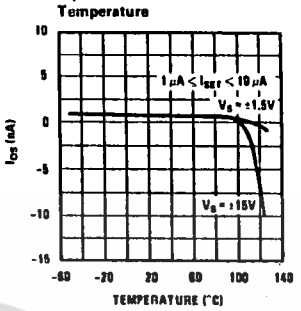
Input Bias Current vs I_{SET}



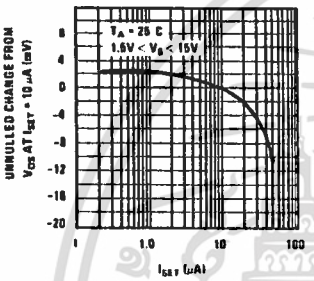
Input Bias Current vs Temperature



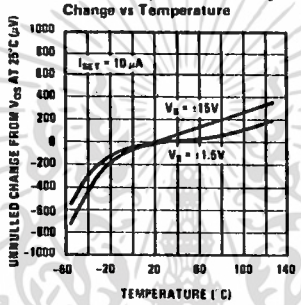
Input Offset Current vs Temperature



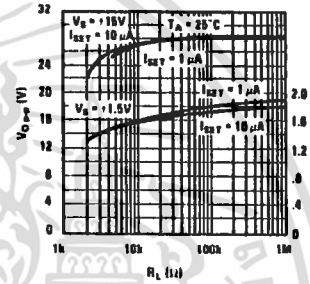
Unnulled Input Offset Voltage Change vs I_{SET}



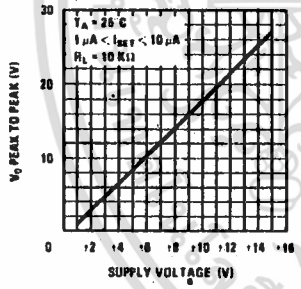
Unnulled Input Offset Voltage Change vs Temperature



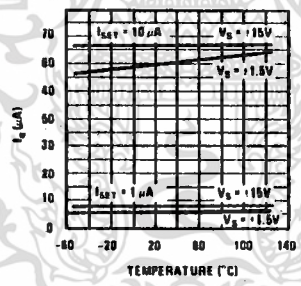
Peak to Peak Output Voltage Swing vs Load Resistance



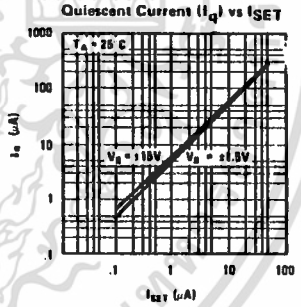
Peak to Peak Output Voltage Swing vs Supply Voltage



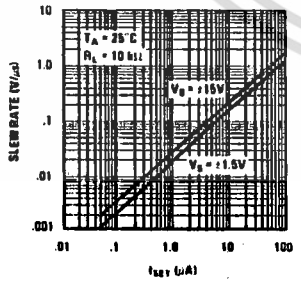
Quiescent Current (I_q) vs Temperature



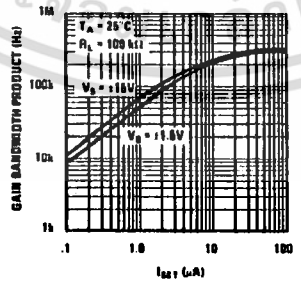
Quiescent Current (I_q) vs I_{SET}



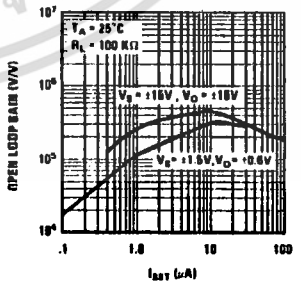
Slew Rate vs I_{SET}



Gain Bandwidth Product vs I_{SET}



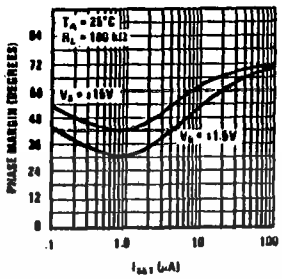
Open Loop Voltage Gain vs I_{SET}



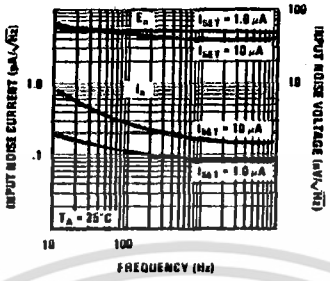
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Characteristics (Continued)

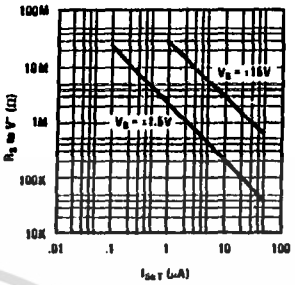
Phase Margin vs I_{SET}



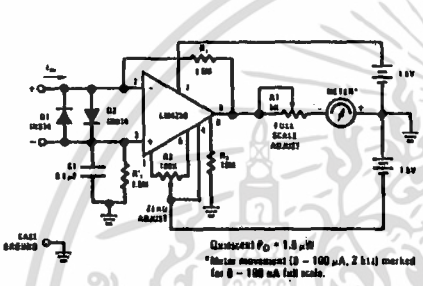
Input Noise Current (I_n) and Voltage (E_n) vs Frequency



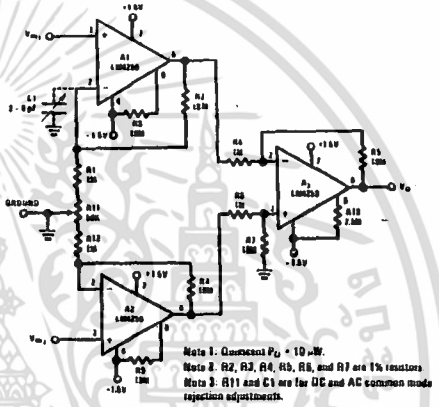
R_{SET} vs I_{SET}



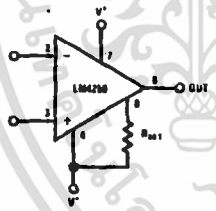
Typical Applications (Continued)



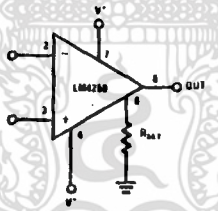
Floating Input Meter Amplifier
100 Nano-Ampere Full Scale



X100 Instrumentation Amplifier 10 μW



R_{SET} Connected to V^-

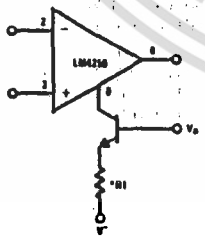


R_{SET} Connected to Ground

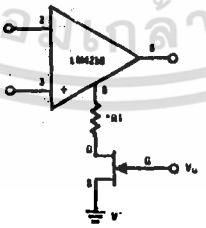
I_{SET} EQUATIONS.

$$I_{SET} = \frac{V^+ + |V^-| - 0.5}{R_{SET}}$$ where R_{SET} is connected to V^-.

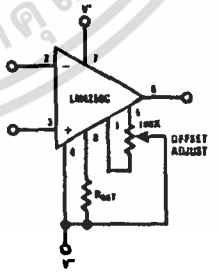
$$I_{SET} = \frac{V^+ - 0.5}{R_{SET}}$$ where R_{SET} is connected to ground.



Transistor Current Source Biasing



FET Current Source Biasing



Offset Null Circuit

*R1 limits I_{SET} maximum

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ORDERING INFORMATION

Device	Temp. Range	Reverse Breakdown Voltage	Tolerance
LM285Z-1.2	−40°C to +85°C	1.235 Volts	±1.0%
LM285Z-2.5	−40°C to +85°C	2.500 Volts	±1.5%
LM385BZ-1.2	0°C to +70°C	1.235 Volts	±1.0%
LM385Z-1.2	0°C to +70°C	1.235 Volts	±2.0%
LM385BZ-2.5	0°C to +70°C	2.500 Volts	±1.5%
LM385Z-2.5	0°C to +70°C	2.500 Volts	±3.0%

LM285
LM385

MICROPOWER VOLTAGE REFERENCE DIODES

The LM285/LM385 series are micropower two-terminal bandgap voltage regulator diodes. Designed to operate over a wide current range of 10 μA to 20 mA, these devices feature exceptionally low dynamic impedance, low noise and stable operation over time and temperature. Tight voltage tolerances are achieved by on-chip trimming. The large dynamic operating range enables these devices to be used in applications with widely varying supplies with excellent regulation. Extremely low operating current make these devices ideal for micropower circuitry like portable instrumentation, regulators and other analog circuitry where extended battery life is required.

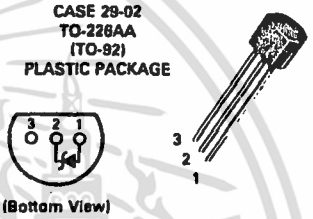
The LM285/LM385 series are packaged in a low cost TO-226AA (TO-92) plastic case and are available in two voltage versions of 1.235 and 2.500 volts as denoted by the device suffix (see ordering information table). The LM285 is specified over a −40°C to +85°C temperature range while the LM385 is rated from 0°C to +70°C.

- Operating Current from 10 μA to 20 mA
- 1.0%, 1.5%, 2.0% and 3.0% Initial Tolerance Grades
- Low Temperature Coefficient
- 1.0 Ω Dynamic Impedance
- Available in 1.235 and 2.500 Volt Versions

MICROPOWER VOLTAGE REFERENCE DIODES

SILICON MONOLITHIC INTEGRATED CIRCUIT

Z SUFFIX
CASE 29-02
TO-226AA
(TO-92)
PLASTIC PACKAGE

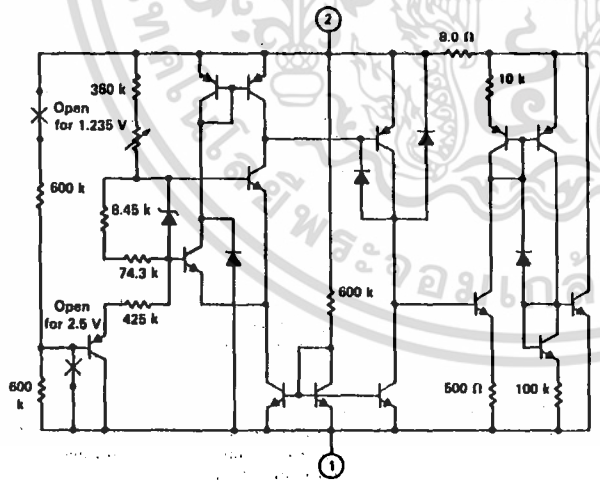


(Bottom View)

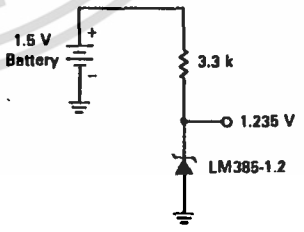
D SUFFIX
PLASTIC PACKAGE
CASE 751-01
SO-8*

*Surface Mount pin-out is different than standard package pin-out for this device. Please refer to Chapter 7 for details.

EQUIVALENT CIRCUIT SCHEMATIC



STANDARD APPLICATION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM285, LM385

MAXIMUM RATINGS (T_A = +25°C unless otherwise noted)

Rating	Symbol	Value	Unit
Reverse Current	I_R	30	mA
Forward Current	I_F	10	mA
Operating Ambient Temperature Range LM285 LM385	T_A	 −40 to +85 0 to +70	°C
Operating Junction Temperature	T_J	+150	°C
Storage Temperature Range	T_{stg}	−65 to +150	°C

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_A = 25° unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	LM285-1.2			LM385-1.2/LM385B-1.2			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Reverse Breakdown Voltage $I_{Rmin} \leq I_R \leq 20$ mA LM285-1.2/LM385B-1.2 LM385-1.2	$V_{(BR)R}$	 1.223 —	 1.235 —	 1.247 —	 1.223 1.205	 1.235 1.235	 1.247 1.260	V
Minimum Operating Current ($T_A = T_{low}$ to T_{high} Note 1)	I_{Rmin}	—	2.5	10	—	2.5	15	μA
Reverse Breakdown Voltage Change with Current $I_{Rmin} \leq I_R \leq 1.0$ mA, T_A = +25°C $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1) 1.0 mA ≤ $I_R \leq 20$ mA, T_A = +25°C $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta I_R$	 — — — —	 — — — —	 1.0 1.5 10 20	 — — — —	 — — — —	 1.0 1.5 20 25	mV
Reverse Dynamic Impedance I_R = 100 μA, T_A = +25°C $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	Z	 — —	 0.2 —	 0.6 1.5	 — —	 0.4 —	 1.0 1.5	Ω
Average Temperature Coefficient 10 μA ≤ $I_R \leq 20$ mA, $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta T$	—	20	—	—	20	—	ppm/°C
Wideband Noise (RMS) I_R = 100 μA, 10 Hz ≤ f ≤ 10 kHz	n	—	60	—	—	60	—	μV
Long Term Stability I_R = 100 μA, T_A = +25°C ±0.1°C	S	—	20	—	—	20	—	ppm/kHR

ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T_A = 25° unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	LM285-2.5			LM385-2.5/LM385B-2.5			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Reverse Breakdown Voltage 20 μA ≤ $I_R \leq 20$ mA LM285-2.5/LM385B-2.5 LM385-2.5	$V_{(BR)R}$	 2.462 —	 2.5 —	 2.538 —	 2.462 2.425	 2.5 2.5	 2.538 2.575	V
Minimum Operating Current $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	I_{Rmin}	—	5.0	20	—	5.0	20	μA
Reverse Breakdown Voltage Change with Current 20 μA ≤ $I_R \leq 1.0$ mA, T_A = +25°C $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1) 1.0 mA ≤ $I_R \leq 20$ mA, T_A = +25°C $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta I_R$	 — — — —	 — — — —	 1.0 1.5 10 20	 — — — —	 — — — —	 2.0 2.5 20 25	mV
Reverse Dynamic Impedance I_R = 100 μA, T_A = +25°C $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	Z	 — —	 0.2 —	 0.6 1.5	 — —	 0.4 —	 1.0 1.5	Ω
Average Temperature Coefficient 20 μA ≤ $I_R \leq 20$ mA, $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta T$	—	20	—	—	20	—	ppm/°C
Wideband Noise (RMS) I_R = 100 μA, 10 Hz ≤ f ≤ 10 kHz	n	—	120	—	—	120	—	μV
Long Term Stability I_R = 100 μA, T_A = +25°C ±0.1°C	S	—	20	—	—	20	—	ppm/kHR

NOTES: (1. T_{low} = −40°C for LM285-1.2, LM285-2.5
= 0°C for LM385-1.2, LM385B-1.2, LM385-2.5, LM385B-2.5
T_{high} = +85°C for LM285-1.2, LM285-2.5
= +70°C for LM385-1.2, LM385B-1.2, LM385-2.5, LM385B-2.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM285, LM385

TYPICAL PERFORMANCE CURVES FOR LM285-1.2/385-1.2/385B-1.2

FIGURE 1 — REVERSE CHARACTERISTICS

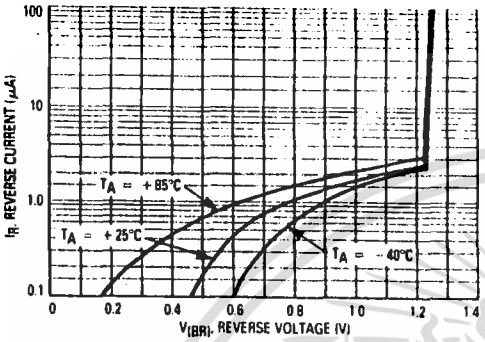


FIGURE 2 — REVERSE CHARACTERISTICS

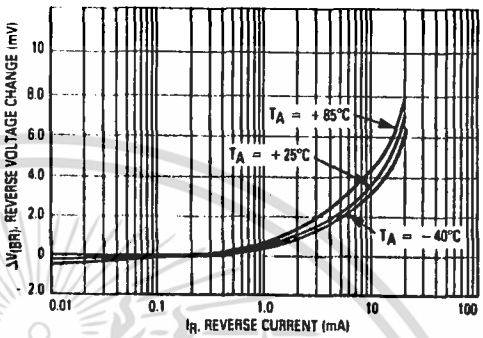


FIGURE 3 — FORWARD CHARACTERISTICS

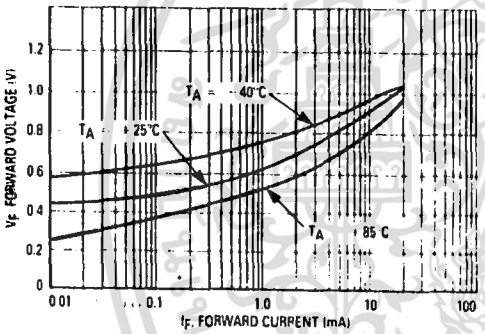


FIGURE 4 — TEMPERATURE DRIFT

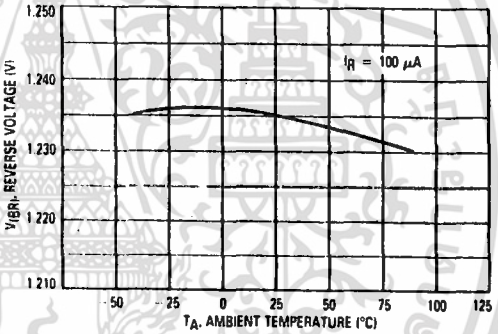


FIGURE 5 — NOISE VOLTAGE

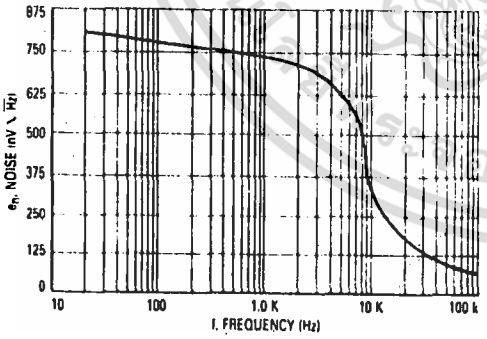
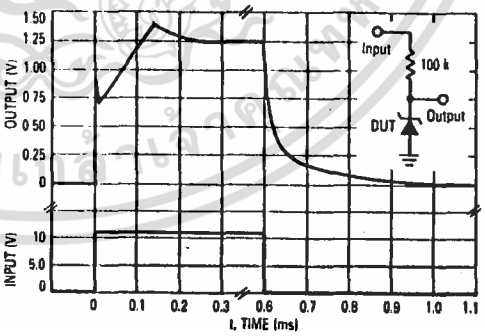


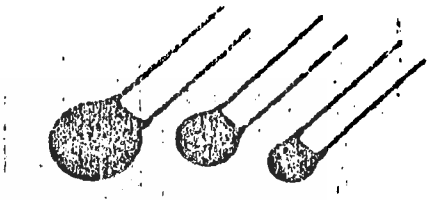
FIGURE 6 — RESPONSE TIME



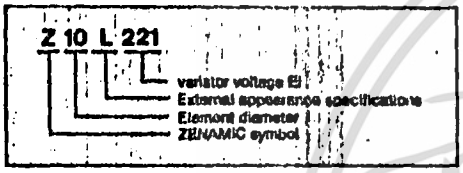
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ZENAMIC

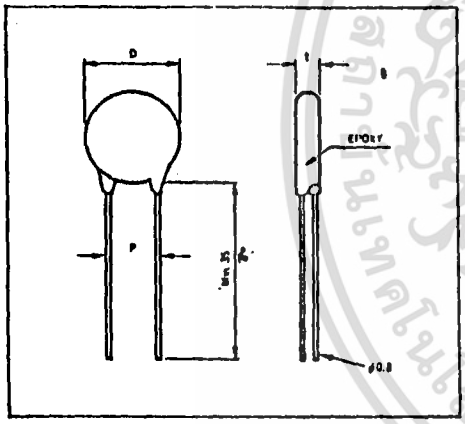
ZENAMIC is the product name of a metal oxide varistor.
ZENAMIC features better surge voltage suppression characteristics and large surge energy absorption, because the whole element is used to distribute and absorb surge energy.
The main use of a ZENAMIC is for lightning surge suppression and suppression of surges generated within electronics equipment (e.g., by coils).



Type No.



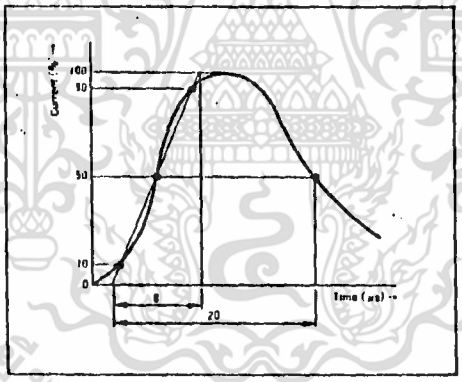
External dimensions



	Z7L	Z10L	Z15L	Z21L
D	max. 10	max. 13	max. 18	max. 24
t	max. 8	max. 8	max. 8	max. 8
P	6.8	8.3	8.3	10.8

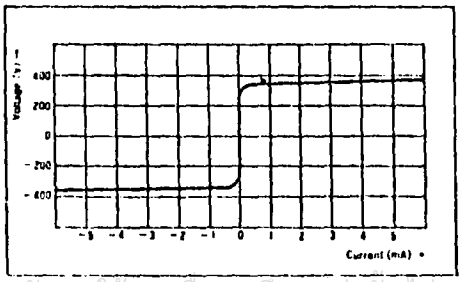
Surge waveform

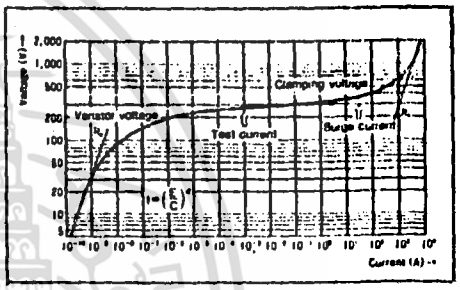
The surge waveforms vary according to the source. An EXP waveform is used for surge testing the ZENAMIC, while a AC half-wave is used for the energy absorption test. The EXP waveform reaches its peak voltage (current) at [ta] as shown in the figure, then decreases as time passes and reaches half of the peak voltage (current) at [tb].
This type of EXP waveform is shown as a [ta x tb] voltage (current) waveform. For surge testing the ZENAMIC, an 8 x 20 μ sec current waveform is used.



V-I characteristics

ZENAMIC has the forward-Reverse symmetrical electrical characteristics shown in the figure.
The voltage-current curves show the varistor characteristics in the range 1 μA to 10^4A, and show the resistance characteristics for ranges under 1 μA and over 10^4A.
The voltage between terminals when test current (It : 1 mA) is applied to the ZENAMIC is a standard varistor voltage (Vz), and the voltage between terminals when a standard surge (Ip) is applied represents the maximum suppression voltage (Vc).



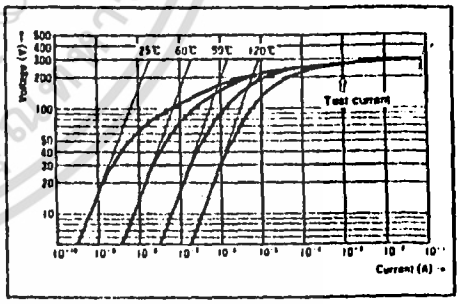


Temperature Characteristics

In the minimum current range, Zenamic features outstanding temperature characteristics. Metal oxide varistor shunt resistance Rp has the temperature character- istics shown in the following equation.

$$Rp = Ae^{Eg/2KT} \quad \text{(2)}$$

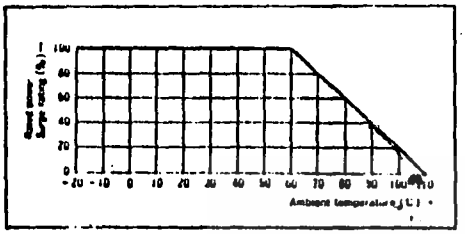
T : Absolute temperature
k : Boltzmann constant
A, Eg : constants



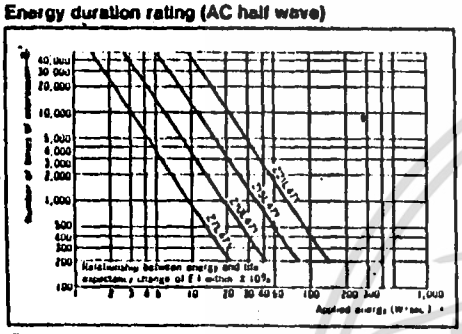
As shown in the figure above, the temperature dependence characteristics are minimal in the range over the test current.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

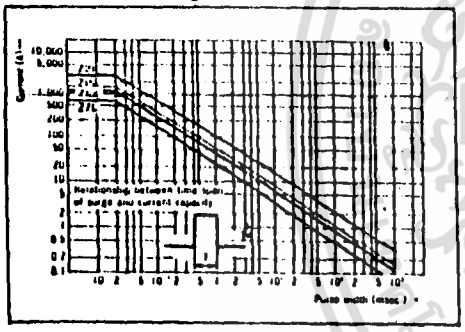
Temperature decrease curve



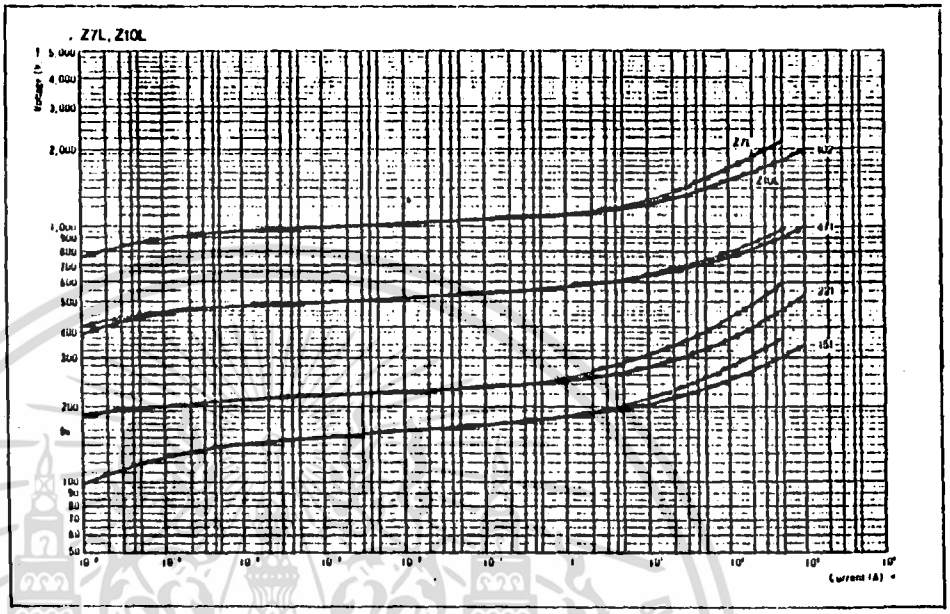
Energy duration rating (AC half wave)

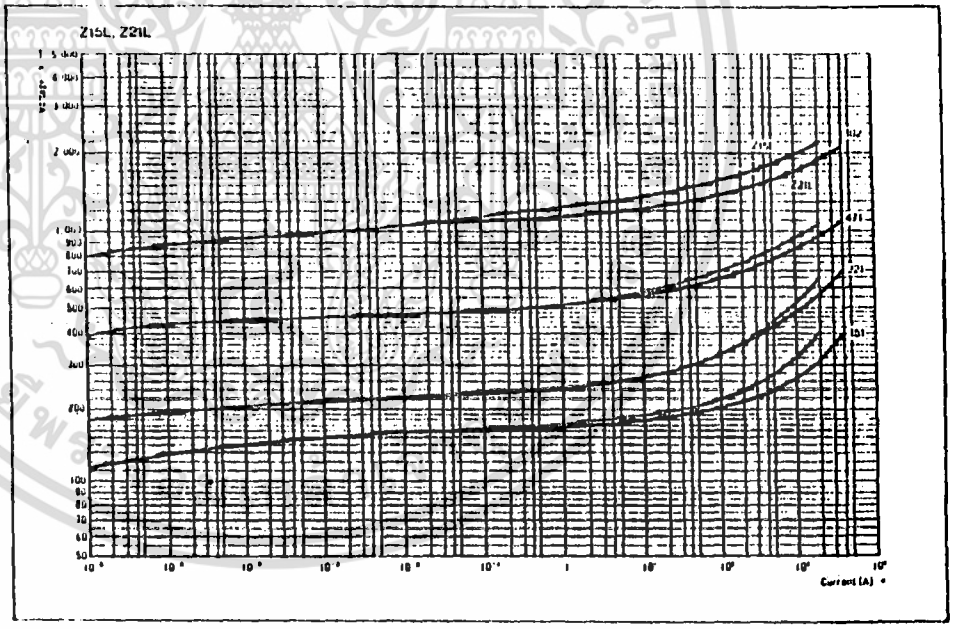


Current duration rating



V-I characteristics





เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Specifications table

Type No.	Varistor voltage E_i (V)	Limited voltage ratio $E_{ac}/E_i \pm 20\%$	Rating voltage A.C (V rms)	Rating voltage D.C (V)	Allowable power (W)	Maximum leakage current (μA)	Energy absorption rating (W·Sec)	Current rating 8 x 20 μsec (A)	Electrostatic capacity (Reference value)
Z 7L220	22(19-25)	2.30	12	15			1.0		4,900
Z 7L270	27(23-31)	2.27	14	19			1.2		3,900
Z 7L330	33(28-38)	2.24	17	23			1.4		2,700
Z 7L390	39(33-45)	2.21	20	27	0.03	50	1.6	125	2,200
Z 7L470	47(39-54)	2.05	25	33			2.0		1,400
Z 7L560	56(47-64)	1.95	30	40			2.4		1,100
Z 7L680	68(57-78)	1.87	36	48			2.8		870
Z 7L820	82(69-94)	1.80	44	58			3.4		700
Z 7L101	100(85-115)	1.78	54	72			4.0		520
Z 7L121	120(102-138)	1.75	65	86			4.8		420
Z 7L151	150(135-165)	1.65	80	121			2		410
Z 7L181	180(162-198)	1.78	108	145			3		350
Z 7L201	200(180-220)	1.69	120	160			4		320
Z 7L221	220(198-242)	1.69	133	178			4		300
Z 7L271	270(243-297)	1.68	163	219	0.2	20	4	600	250
Z 7L331	330(297-363)	1.68	199	267			5		210
Z 7L391	390(351-429)	1.66	235	315			6		180
Z 7L441	440(396-484)	1.66	265	355			6		160
Z 7L471	470(423-517)	1.66	284	380			6		150
Z 7L561	560(504-616)	1.65	338	453			8		140
Z 7L681	680(612-748)	1.64	411	550			8		110
Z 7L821	820(738-902)	1.64	495	664			10		90
Z 7L102	1000(900-1100)	1.62	604	810			10		80
Z10L220	22(19-25)	2.25	12	15			1.5		6,900
Z10L270	27(23-31)	2.22	14	19			1.7		5,600
Z10L330	33(28-38)	2.19	17	23			2.0		4,600
Z10L390	39(33-45)	2.16	20	27	0.05	50	2.4	600	3,800
Z10L470	47(39-54)	2.00	25	33			3.0		2,400
Z10L560	56(47-64)	1.90	30	40			3.6		1,900
Z10L680	68(57-78)	1.82	36	48			4.2		1,500
Z10L820	82(69-94)	1.78	44	58			5.0		1,200
Z10L101	100(85-115)	1.76	54	72			6.0		900
Z10L121	120(102-138)	1.74	65	86			7.2		720
Z10L151	150(135-165)	1.80	80	121			6		700
Z10L181	180(162-198)	1.68	108	145			6		600
Z10L201	200(180-220)	1.65	120	160			10		550
Z10L221	220(198-242)	1.65	133	178			10		520
Z10L271	270(243-297)	1.64	163	219	0.4	20	10	1250	440
Z10L331	330(297-363)	1.62	199	267			12		370
Z10L391	390(351-429)	1.60	235	315			15		320
Z10L441	440(396-484)	1.60	265	355			15		310
Z10L471	470(423-517)	1.59	284	380			15		280
Z10L561	560(504-616)	1.58	338	453			17		250
Z10L681	680(612-748)	1.58	411	550			17		220
Z10L821	820(738-902)	1.56	495	664			20		190
Z10L102	1000(900-1100)	1.55	604	810			20		170
Z15L220	22(19-25)	2.23	12	15			2.2		15,000
Z15L270	27(23-31)	2.20	14	19			2.8		12,000
Z15L330	33(28-38)	2.17	17	23			3.0		10,000
Z15L390	39(33-45)	2.14	20	27	0.1	50	3.8	750	8,000
Z15L470	47(39-54)	1.98	25	33			4.4		5,000
Z15L560	56(47-64)	1.88	30	40			5.4		4,000
Z15L680	68(57-78)	1.79	36	48			6.8		3,100
Z15L820	82(69-94)	1.77	44	58			8.0		2,500
Z15L101	100(85-115)	1.75	54	72			9.0		1,900
Z15L121	120(102-138)	1.73	65	86			11.0		1,500
Z15L151	150(135-165)	1.68	80	121			10		1,600
Z15L181	180(162-198)	1.68	108	145			12		1,400
Z15L201	200(180-220)	1.64	120	160			15		1,200
Z15L221	220(198-242)	1.64	133	178			15		1,100
Z15L271	270(243-297)	1.63	163	219	0.6	20	15	1,500	970
Z15L331	330(297-363)	1.61	199	267			17		820
Z15L391	390(351-429)	1.59	235	315			20		700
Z15L441	440(396-484)	1.59	265	355			20		640
Z15L471	470(423-517)	1.57	284	380			20		600
Z15L561	560(504-616)	1.56	338	453			25		520
Z15L681	680(612-748)	1.55	411	550			25		440
Z15L821	820(738-902)	1.55	495	664			30		380
Z15L102	1000(900-1100)	1.54	604	810			30		330
Z21L151	150(135-165)	1.67	80	121			15		2,300
Z21L181	180(162-198)	1.64	108	145			18		2,000
Z21L201	200(180-220)	1.62	120	160			18		1,600
Z21L221	220(198-242)	1.62	133	178			22		1,700
Z21L271	270(243-297)	1.61	163	219			22		1,400
Z21L331	330(297-363)	1.60	199	267			25		1,200
Z21L391	390(351-429)	1.58	235	315	0.8	20	30	3,000	1,050
Z21L441	440(396-484)	1.57	265	355			30		950
Z21L471	470(423-517)	1.56	284	380			30		900
Z21L561	560(504-616)	1.55	338	453			35		800
Z21L681	680(612-748)	1.55	411	550			35		680
Z21L821	820(738-902)	1.54	495	664			40		580
Z21L102	1000(900-1100)	1.53	604	810			40		500

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี เนื่องจากการอนุเคราะห์ให้คำปรึกษาที่ดีจาก รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์ แผนกชีวอิเลคทรอนิคส์ ภาควิชาอิเลคทรอนิคส์ ในด้านเทคนิคต่าง ๆ ทางวิศวกรรม และ รองศาตราจารย์ นายแพทย์ สมบูรณ์ บุญเกษม หน่วยศัลยศาสตร์โรคหัวใจและทรวงอก คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ในด้านทางการแพทย์ และในการนำไปทดลองกับผู้ป่วย ตลอดจนคุณวิสุทธิ์ พิบูลวรางกูร นักศึกษาปริญญาโทรุ่นน้อง ที่ได้ช่วยพิมพ์ต้นฉบับ กระทั่งคุณชาญชัย อางนานนท์ นักศึกษาปริญญาตรีรุ่นน้องที่ได้ช่วยเขียนวงจรให้ จึงใคร่ขอขอบคุณมา ณ ที่นี้

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

1) ประภากร สุวรรณะ , มนัส สังวรศิลป์ , สมบูรณ์ บุญเกษม , ม.ร.ว. กัลยาณกิติ์ กิติยากร : เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ , การประชุมทางวิชาการวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันอุดมศึกษาแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 9 , เล่มพิเศษ 1 หน้า 1-19-1 ถึง หน้า 1-19-18 , วันที่ 3 - 4 ธันวาคม 2529 , มหาวิทยาลัยขอนแก่น

2) สมบูรณ์ บุญเกษม , ประภากร สุวรรณะ , มนัส สังวรศิลป์ , ม.ร.ว. กัลยาณกิติ กิติยากร : ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝัง , การประชุมใหญ่สามัญประจำปี 2528 , สมาคมแพทย์โรคหัวใจแห่งประเทศไทย , 22 มีนาคม 2529 , กรุงเทพ ฯ

3) Bellet , Samuel : Clinical disorders of the heart beat 3rd. ed. , Toppan Co. Ltd. , Tokyo , JAPAN , P. 1-95 , P. 1169-1209 , 1971.

4) CIBA : Clinical symposia , vol 35 No.2 , 1983.

5) Gabano , Jean-paul : Lithium batteries , Academic press , London , ENGLAND , P. 432-437 , 1983.

6) Goldman , Mervin J. : Principles of clinical electrocardiography , Maruzen Co. Ltd. , JAPAN , P. 1-28 , P. 299-308 , 1976.

7) Mantell C.L. : Batteries and energy systems , Mc. Graw-Hill Book Co. , U.S.A. , P. 93-99 , P. 122-129 , 1983.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8) Morse , Dryden and Parsonnet , Victor : A guide to cariac pacemakers , E A Davis Co. , Philadelphia , U.S.A , P. 1-6 , P. 29 , P. 77-87 , 1983.

9) Motorola Inc : CMOS data book , U.S.A. , 1978.

10) Motorola Inc : Linear and interface integrated circuits data book , U.S.A. , 1985.

11) National Semiconductor : Linear data book , U.S.A. ,1980.

12) P. Suwanna , M. Sangworasilp , S. boonkasem , K. Kitiyakara : The design and development of the implantable pacing system in Thailand , Proceeding of third symphosium on Biomedical Engineering , P. 261-269 , University of Singapore , 11 - 12 April 1986.

13) Toshiba : Semiconductor data book , JAPAN , 1976.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้