

เครื่องเบรกด้วยหลักการเป็นขงหัวใจแบบใช้กระแสขั้วหนึ่งขั้วเดียว
The QRS-Inhibited Ventricular Demand Pacemaker



วิทยานิพนธ์ส่งสำหรับปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2550

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

แบบฟอร์มการให้คะแนนการสอบวิทยานิพนธ์

สำหรับนักศึกษาระดับมหาบัณฑิต

ชื่อนักศึกษา นายประภากร สุวรรณ เลขประจำตัว 25.0014
ชื่อเรื่องวิทยานิพนธ์ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ
(The QRS Inhibited Ventricular Demand Pacemaker)

ชื่ออาจารย์ผู้ควบคุมการสอบ	ลายมือชื่อ	ผลการสอบ
รศ. มนต์ สິงวารศิลป์		ดี
รศ. ดร. สมเกียรติ ศุภเดช		ดี
ดร. แดเนี่ยล บริน		ดี
อาจารย์พลผดุง ผดุงกุล		ดี

วันเดือนปี ที่สอบ 9 มิถุนายน 2531 เวลา 10.00 น. สถานที่ ห้อง A-305



(นายสิทธิชัย นาคะสิงห์)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่ควรนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องสงวนลิขสิทธิ์ไว้สำหรับเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ

The QRS-Inhibited Ventricular Demand Pacemaker

ประกาศ สวรรณะ

PRAPAKORN SUWANNA

อาจารย์ที่ปรึกษา

รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์

ADVISOR

ASSOCIATE PROFESSOR MANUS SANGWORASILP

วิทยานิพนธ์สำหรับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า เจ้าคุณทหาร ลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2530

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	ก
Abstract	ข
บทที่ 1 บทนำ	1
บทที่ 2 เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ	3
2.1 ปรัชญาการนำไฟฟ้าของเซลล์	3
2.2 การทำงานของหัวใจ	8
2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ	11
2.4 การรักษาโรคหัวใจโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า	14
2.5 ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ	15
2.6 สายต่อและขั้วไฟฟ้า	17
2.7 แหล่งจ่ายพลังงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ	19
2.8 เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบต่าง ๆ	22
บทที่ 3 การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่	31
3.1 เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบ VVI	31
3.2 บล็อกไดอะแกรม	36
3.3 ออปเปอร์เรชันเนลแอมพลิไฟเออร์ชนิดโปรแกรมได้	38
3.4 ออสซิลเลเตอร์และวงจรรักษาความถี่	41
3.5 ไมโครสเตเบิลมัลติไวเบเรเตอร์	42
3.6 วงจรรววจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ	47

บทที่ 4	การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งสามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรงและอัตราของการกระตุ้น	53
4.1	บล็อกไดอะแกรม	53
4.2	การออกแบบวงจรกระแสเข้าที่ผูกคงที่	55
4.3	การออกแบบวงจรควบคุมอัตรากระตุ้นและวงจรสร้างพัลส์กระตุ้น	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

สารบัญคำย่อ

C	ความเข้มข้นของไอออน
c	ค่าความจุไฟฟ้า
E	ค่าความต่างศักย์ของเซลล์
F	ค่าคงที่ของฟาราเดย์
f	ความถี่
I, i	กระแส
N	ค่าสูงสุดของวงจรมอ
P	อัตราการการกระตุ้น
Q	ประจุ
R	ค่าคงที่ของก๊าซ
R	ความต้านทาน
R _N	อัตราการกำเนิดคลื่น
T	อุณหภูมิ
T _C	คาบเวลาของสัญญาณนาฬิกา
T _P	คาบเวลาของการกระตุ้น
T _R	คาบเวลาดีด
t ₀	ค่าเวลาที่วงจรมอ โนสเตรเบิลควบคุม เวลาดีดคืนสู่สถานะเดิม
t _w	ค่าเวลาคงที่ของวงจรมอ โนสเตรเบิลควบคุม เวลาดีด
t _{op}	ค่าเวลาที่วงจรมอ โนสเตรเบิลสร้างพัลส์กระตุ้นคืนสู่สถานะเดิม
t _{wp}	ค่าเวลาคงที่ของวงจรมอ โนสเตรเบิลสร้างพัลส์กระตุ้น
V, v	ศักดาไฟฟ้า
Z	วาเลนซีของไอออน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ใช้ประโยชน์ด้านการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรตีพิมพ์หรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ
(The - QRS Inhibited Ventricular Demand Pacemaker)

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้ เป็นการออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI ซึ่งเป็นเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้ในการรักษาโรคหัวใจที่เกิดจากสาเหตุระบบนำไฟฟ้าของหัวใจผิดปกติ ประกอบด้วยวงจรสร้างพัลส์ไฟฟ้าช่วงแคบกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ และวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งเครื่องนี้จะปล่อยกระแสออกไปก็เฉพาะเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยต่ำกว่าค่าที่กำหนดไว้ โดยขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจห้องล่างขวาจะทำหน้าที่ทั้งเป็นขั้วไฟฟ้าปล่อยกระแสกระตุ้นและรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ วงจรที่ใช้จะต้องเป็นวงจรที่ใช้กระแสต่ำ เครื่องต้นแบบได้นำไปทดลองใช้กับผู้ป่วยที่โรงพยาบาลรามธิบดีแล้ว เป็นจำนวน 7 ราย ซึ่งสามารถใช้งานได้

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 delivers 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.

บทที่ 1

บทนำ

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Pacemaker) เป็นเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้สำหรับการรักษาโรคหัวใจที่เกิดจากสาเหตุระบบนำไฟฟ้าของหัวใจบกพร่อง วงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้จะต้องเป็นวงจรที่ใช้กระแสต่ำมาก ๆ เพื่อให้มีอายุใช้งานได้นาน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจะทำหน้าที่สร้างพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจ อาจจะมีวงจรสำหรับตรวจจับการทำงานของหัวใจรวมอยู่ด้วย เพื่อให้การทำงานของเครื่องสัมพันธ์กับการเต้นโดยธรรมชาติ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ได้ทดลองออกแบบสร้างขึ้นมาี้ เป็นแบบที่เรียกว่า แบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI (QRS-Inhibited Ventricular Demand Pacemaker) ซึ่งเครื่องจะปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจก็ต่อเมื่ออัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยช้ากว่าที่กำหนด (โดยทั่วไป คือ 72 ครั้งต่อนาที) ถ้าหัวใจผู้ป่วยสามารถเต้นได้เอง โดยธรรมชาติในอัตราที่เร็วกว่ากำหนด เครื่องจะไม่ทำงาน

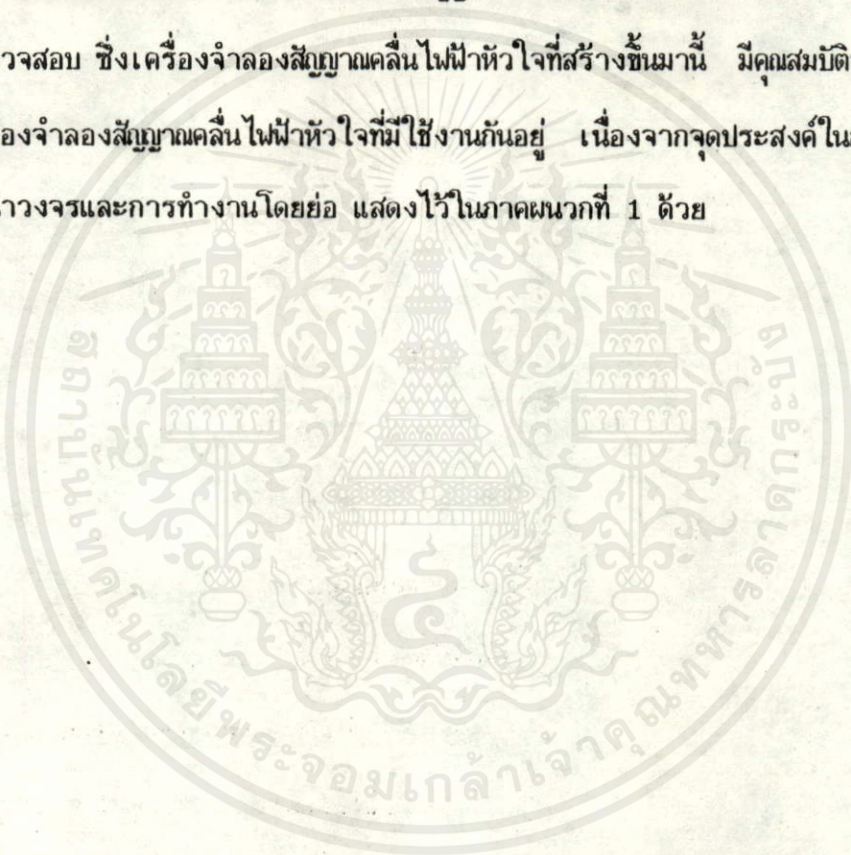
เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI นี้ เป็นแบบที่สามารถนำมาใช้ในการรักษาได้อย่างกว้างขวาง ราคาที่สั่งซื้อจากต่างประเทศสูงกว่า 40,000 บาท (1,500 เหรียญสหรัฐ) และชุดของสายต่อและขั้วไฟฟ้า ราคาประมาณ 6,000 บาท ในผู้ป่วยโรคหัวใจซึ่งมีความจำเป็นจะต้องใช้เครื่อง ๆ แต่ขาดแคลนทุนทรัพย์ก็จะทำให้เกิดปัญหาในแง่การให้การรักษา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

ในบทที่ 2 จะได้อธิบายถึงปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซลล์ การทำงานของหัวใจและสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ และการทำงานแบบต่าง ๆ ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

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

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

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



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูช่างานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ
(Artificial Pacemakers)

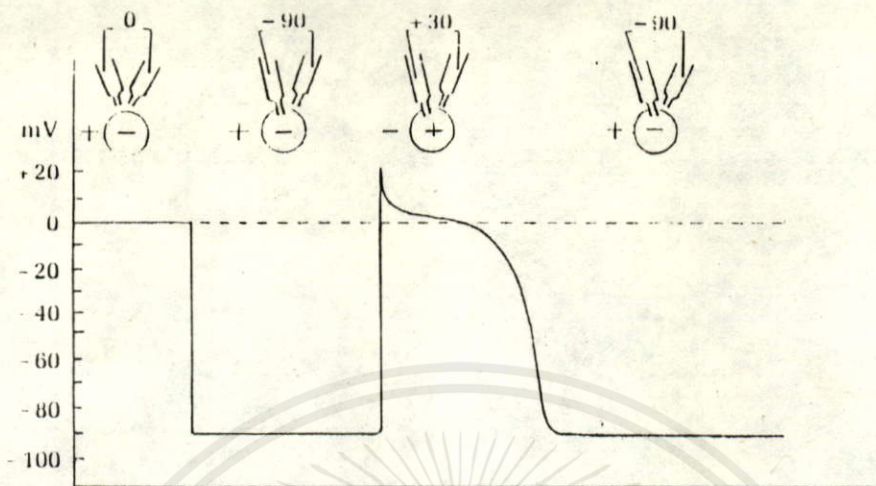
2.1 ปรากฏการณ์ทางไฟฟ้าของเซลล์

ร่างกายของมนุษย์ไม่ว่าจะอยู่ในขณะตื่นหรือหลับ อวัยวะต่าง ๆ ยังคงทำงานอยู่ตลอดเวลา การควบคุมการทำงานของอวัยวะต่าง ๆ เกิดขึ้นจากระบบประสาท คำสั่งจากระบบประสาท ซึ่งประกอบด้วยสมองและไขสันหลัง จะส่งไปตามเส้นประสาทต่าง ๆ เข้าสู่เซลล์ของกล้ามเนื้อ และจากอวัยวะรับความรู้สึกรับการกระตุ้นจากภายนอกผ่านเส้นประสาทกลับ เข้าสู่สมอง การส่งข้อมูลของคำสั่งจากสมองไปยังกล้ามเนื้อหรือจากอวัยวะรับความรู้สึกกลับเข้าสู่สมองนี้ จะทำการส่งในรูปของสัญญาณไฟฟ้าและเคมี ข้อมูลที่ส่งผ่านเซลล์จะเป็นการส่งผ่านด้วยไฟฟ้า และที่จุดต่อระหว่างเซลล์จะเป็นการส่งผ่านแบบเคมี

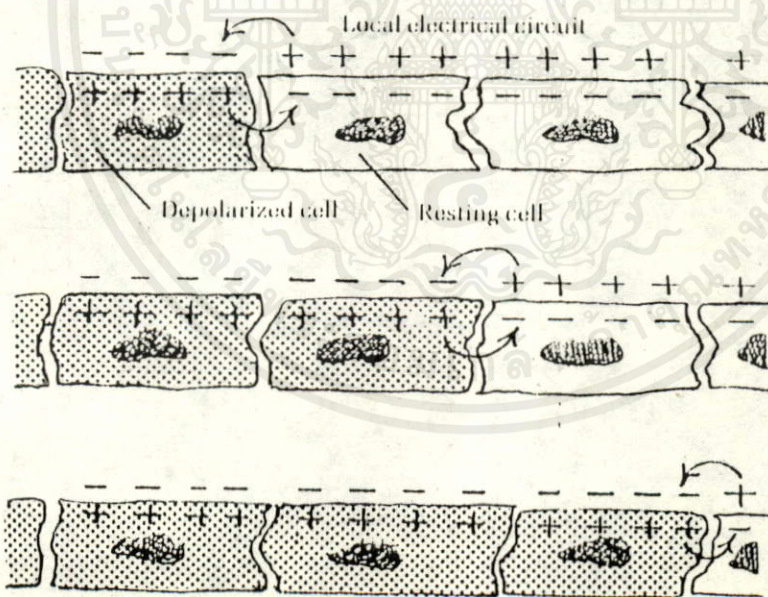
ความต่างศักย์ระหว่างภายในเซลล์กับภายนอกเซลล์จะมีค่าประมาณ -60 มิลลิโวลต์ ถึง -90 มิลลิโวลต์ โดยจะขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์ ค่าของความต่างศักย์นี้ เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่ง (Resting Potential) ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งจะมีค่าคงที่อยู่เสมอตราบที่เซลล์นั้นยังไม่ถูกกระตุ้น เมื่อให้การกระตุ้นด้วยไฟฟ้า ความต่างศักย์ระหว่างภายในเซลล์กับภายนอกเซลล์จะเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว โดยจะมีค่าเพิ่มขึ้นจนถึงประมาณ $+20$ มิลลิโวลต์ และจะกลับคืนไปสู่ค่าของศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งตามเดิม ความต่างศักย์ของเซลล์ที่เปลี่ยนแปลงไปนี้ เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าทำงาน (Action Potential) ดังรูปที่ 2.1 ช่วงระยะเวลาที่ความต่างศักย์ของเซลล์เปลี่ยนแปลงจากศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งไปสู่ศักดาไฟฟ้าทำงานจนกลับมาสู่ศักดาไฟฟ้าขณะอยู่นิ่งอีกนั้น จะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดของเซลล์

ถ้าเป็นเซลล์ของกล้ามเนื้อ เมื่อถูกกระตุ้นด้วยไฟฟ้า ก็จะทำให้กล้ามเนื้อหดตัว และแต่ละเซลล์ที่ถูกกระตุ้นก็จะมี การเปลี่ยนแปลงค่าศักดาไฟฟ้าของเซลล์ดังกล่าวมาแล้ว ถ้าเป็นเซลล์ของเส้นประสาท จะมีการส่งต่อศักดาไฟฟ้าทำงานไปยังเซลล์ประสาทเซลล์อื่นที่อยู่ใกล้เคียง โดยที่ศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์จะทำให้เกิดความลาดของศักย์ไฟฟ้า (Potential gradient) จะมีกระแสไหลที่ กระแสนี้จะไปกระตุ้นเซลล์อื่น ๆ ต่อไป ทำให้เกิดศักดาไฟฟ้าทำงานต่อกันไปเรื่อย ๆ ดังรูปที่ 2.2

ศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์ประสาทนี้ คือ คำสั่งจากระบบประสาทต่อเซลล์กล้ามเนื้อ ศักดา



รูป 2.1 ความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่งและศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น รูป 2.2 มิติการเคลื่อนที่ของศักดาไฟฟ้าทำงานของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไฟฟ้าทำงานของเซลล์ประสาทเซลล์หนึ่งจะ ไปกระตุ้น เซลล์ประสาทที่อยู่ถัดไปต่อกันไปเรื่อย ๆ จนถึงเซลล์ของกล้ามเนื้อ ซึ่งเซลล์ของกล้ามเนื้อก็จะเกิดการหดตัว และมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้นด้วย ในทางตรงข้าม เมื่อเซลล์ของอวัยวะรับความรู้สึกถูกกระตุ้นจากพลังงานภายนอก เช่น การกระตุ้นจากแสงต่อประสาทตา เซลล์ประสาทของอวัยวะรับความรู้สึก จะมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้น ส่งผ่าน เส้นประสาทกลับไปยังสมอง

ผนังเซลล์ (Cell membrane) มีคุณสมบัติที่ซึมผ่านได้เพียงครึ่งหนึ่ง (Semipermeable) ซึ่งจะยอมให้อนุภาคบางชนิดผ่านผนังเซลล์ได้ อนุภาคที่มีโมเลกุลเล็กสามารถผ่านได้ดีกว่า โมเลกุลใหญ่ โครงสร้างของผนังเซลล์ประกอบด้วยชั้นของโมเลกุลกลีโกลิพิด (Molecular lipid) ซึ่งล้อมรอบด้วยโปรตีนและมีรูขนาดเล็กอยู่ที่ผนังเซลล์ ดังในรูปที่ 2.3 การที่ผนังเซลล์มีคุณสมบัติยอมให้อนุภาคบางชนิดผ่านได้ ไอออนที่มีโมเลกุลเล็กจะสามารถผ่าน เข้าออกผ่านผนังเซลล์ไปได้ ไอออนอีกส่วนหนึ่งจะไม่สามารถผ่านไป ทำให้การกระจายของประจุระหว่างทั้งสองข้างของผนังเซลล์ไม่สมดุลย์ ทำให้เกิดความต่างศักย์ขึ้น ค่าความต่างศักย์นี้คำนวณได้จากสมการของเนิร์นสต์ (Nernst Equation)

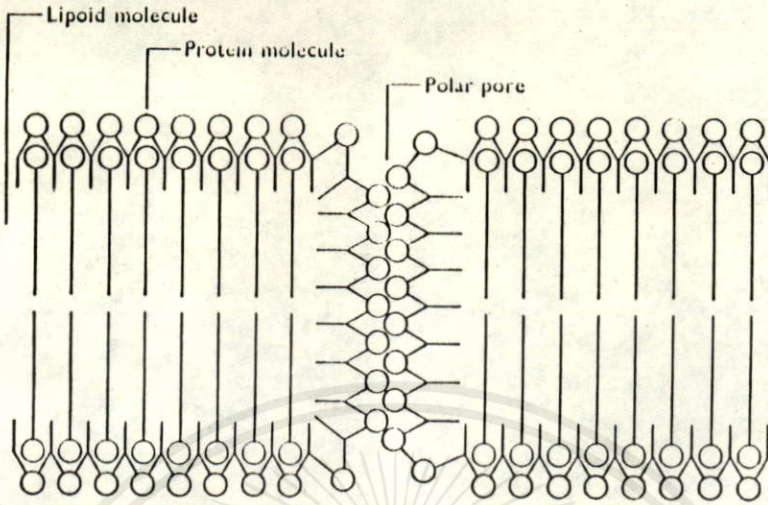
$$E = \frac{RT}{ZF} \ln(C_1/C_2) \quad 2.1$$

โดยที่

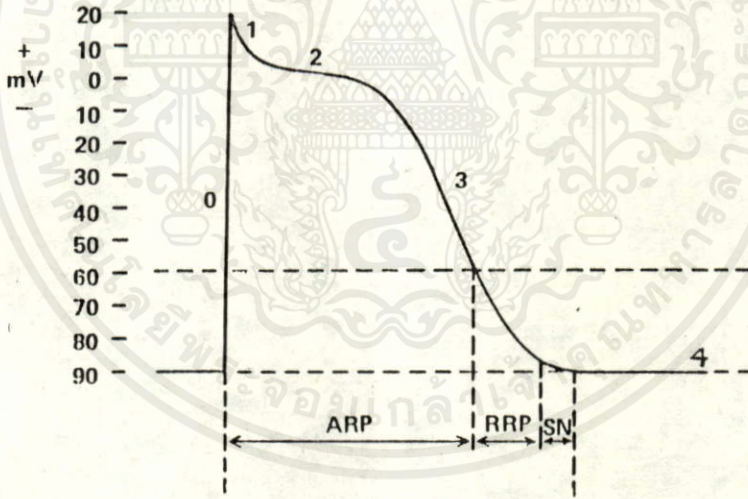
E	คือ	ค่าความต่างศักย์ของเซลล์	มีหน่วยเป็น โวลท์
R	คือ	ค่าคงที่ของก๊าซ	มีค่า 8.314 จูล์/โมล-เคลวิน
T	คือ	ค่าของอุณหภูมิ	มีหน่วยเป็นองศาเซลเซียส
F	คือ	ค่าคงที่ของฟาราเดย์	มีค่า 96500 คูลอมป์/โมล
Z	คือ	ค่าวาเลนซ์ของไอออน	
C_1, C_2	คือ	ค่าความเข้มข้นของไอออนแต่ละข้าง	มีหน่วยเป็นโมล

เมื่อ ไอออนที่ข้างใดข้างหนึ่งของผนังเซลล์มีความเข้มข้นมากกว่าอีกข้างหนึ่ง ก็จะมีการแพร่ของ

ไอออนจากด้านที่มีความเข้มข้นมากกว่า ไปสู่ด้านที่มีความเข้มข้นน้อยกว่า เมื่อ ไอออนสามารถผ่านผนังเซลล์ไปได้แล้ว ก็จะทำให้เกิดความไม่สมดุลย์ของประจุไฟฟ้า ทำให้เกิดมีสนามไฟฟ้าต้านการเคลื่อนที่ของไอออน ไอออนที่เคลื่อนที่ผ่านผนังเซลล์จะมีจำนวนลดลง และจะหยุดการแพร่เมื่อถึงจุดสมดุลย์ (equilibrium) คือ เมื่อแรงต้านการเคลื่อนที่ของไอออนอันเนื่องมาจากสนามไฟฟ้า มีค่าเท่ากับ



รูป 2.3 โครงสร้างของผนังเซลล์



รูป 2.4 ระยะต่าง ๆ ของศักดาไฟฟ้าทำงานของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

ARP : คาบเวลาต่อสัมพันธ์

RRP : คาบเวลาต่อสัมพันธ์

SN : คาบเวลาเปลี่ยนแปลง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แรงดึงดูดอันเกิดจากความแตกต่างของปริมาณความเข้มข้นของไอออน ในทำนองเดียวกับการแพร่ของ อีเล็คตรอนและ ไฮลซึ่มรอยต่อพี-เอ็น

ขณะปกติรอบ ๆ เซลจะประกอบด้วยของเหลว ซึ่งมีไอออนต่าง ๆ เช่น โปแตสเซียม ไอออน , คลอไรด์ ไอออน , โซเดียม ไอออน และ โปรตีน ผนังเซลล์จะยอมให้เฉพาะ โปแตสเซียม ไอออนและ คลอไรด์ ไอออนผ่านได้ แต่โซเดียม ไอออนและ โปรตีนจะผ่านผนังเซลล์ไม่ได้ ปริมาณความเข้มข้นของ โปแตสเซียม ไอออนภายในเซลล์ จะมีค่ามากกว่าความเข้มข้นภายนอกเซลล์อยู่ประมาณ 30 เท่า และ ความเข้มข้นของโซเดียม ไอออนภายนอกเซลล์ จะมากกว่าความเข้มข้นภายในเซลล์ แต่เนื่องจากคุณสมบัติ ของผนังเซลล์ ซึ่งยอมให้โปแตสเซียม ไอออนผ่านไม่ได้ จะทำให้มีการแพร่ของ โปแตสเซียม ไอออนจาก ภายในเซลล์ออกไปสู่ภายนอก ซึ่งจะทำให้ภายในเซลล์สูญเสียประจุไฟฟ้าบวก จึงทำให้ศักดาไฟฟ้าภายใน เซลล์มีค่าเป็นลบ เมื่อเทียบกับภายนอกเซลล์ ศักดาไฟฟ้านี้คือความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่ง

เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นคุณสมบัติของผนังเซลล์จะเปลี่ยนแปลงไปชั่วคราว โดยจะยอมให้โซเดียม ไอออน ผ่านเข้าภายในเซลล์อย่างรวดเร็ว ซึ่งทำให้ศักดาไฟฟ้าภายในเซลล์มีค่าสูงขึ้นจนถึงประมาณ +20 มิลลิ โวลท์ ศักดาไฟฟ้านี้คือศักดาไฟฟ้าทำงาน หลังจากนั้นคุณสมบัติของผนังเซลล์จะกลับสู่สภาวะเดิม ถึงแม้ว่า คุณสมบัติของผนังเซลล์จะกลับสู่สภาวะเดิม โซเดียม ไอออนจะถูกขบวนการ ซึ่งเรียกว่า โซเดียมปั๊ม (Sodium pump) นำออกจากเซลล์ ขบวนการโซเดียมปั๊มนี้ดำเนินการได้โดยใช้พลังงานจากการสันดาปของ เซลล์ (Metabolism) ศักดาไฟฟ้าของเซลล์จะกลับคืนสู่ความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่งตามเดิม จนกว่าจะมีการ กระตุ้นใหม่

รูป 2.4 แสดงให้เห็นถึงช่วงระยะเวลาต่าง ๆ ของการเปลี่ยนแปลงศักดาไฟฟ้าของเซลล์ กล้ามเนื้อหัวใจเมื่อถูกกระตุ้น ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 5 ระยะ

ระยะที่ 0 ค่าวิกฤตของศักดาไฟฟ้าที่ใช้ในการกระตุ้น (Threshold Potential) จะมีค่า ประมาณ -60 มิลลิโวลท์ เมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นคุณสมบัติของผนังเซลล์จะเปลี่ยนแปลง จะทำให้ศักดาไฟฟ้า ของเซลล์เพิ่มขึ้นจากความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่ง ไปสู่ค่าศักดาไฟฟ้าทำงานอย่างรวดเร็ว เนื่องจาก โซเดียม ไอออนเคลื่อนที่เข้าสู่เซลล์อย่างรวดเร็ว และต้องอ้างอิงถึงเข้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระยะที่ 1 ศักดาไฟฟ้าของเซลล์จะเริ่มมีค่าลดลง ซึ่งเป็นเวลาที่โปแตสเซียม ไอออนเคลื่อนที่ ออกจากเซลล์ เนื่องจากภายในเซลล์มีปริมาณของโซเดียม ไอออนเพิ่มขึ้น

ระยะที่ 2 เป็นช่วงเวลาที่การหดตัวของเซลล์กล้ามเนื้อเกิดขึ้นอย่างสมบูรณ์ ค่าศักดาไฟฟ้าของเซลล์จะมีค่าค่อนข้างคงที่ ซึ่งในช่วงระยะที่ 2 นี้ ปรากฏการณ์ชีว-เคมีที่เกิดขึ้นซับซ้อน จะไม่ขอนำมาอธิบายในที่นี้

ระยะที่ 3 และ ระยะที่ 4 ศักดาไฟฟ้าของเซลล์จะมีค่าลดลงกลับลงสู่ค่าความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่งตามเดิม จนกว่าจะได้รับการกระตุ้นในครั้งต่อไป

ช่วงเวลาตั้งแต่ระยะที่ 0 จนถึงระยะที่ 3 เซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจจะไม่ตอบสนองต่อการกระตุ้นใด ๆ ทั้งสิ้น คาบเวลาดังกล่าวนี้นี้ เรียกว่า คาบเวลาต่อสมบูรณ์ (Absolute Refractory Period) และ ช่วงเวลาตอนต้นของระยะที่ 4 เซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจจะมีการตอบสนองต่อการกระตุ้นได้ แต่จะต้องใช้พลังงานในการกระตุ้นที่สูงกว่าปกติ คาบเวลาดังกล่าวนี้นี้ เรียกว่า คาบเวลาต่อสัมพัทธ์ (Relative Refractory Period) และ ในช่วงเวลาที่ศักดาไฟฟ้าของเซลล์เริ่มกลับลงมาสู่ค่าความต่างศักย์ขณะอยู่นิ่ง เซลล์กล้ามเนื้อหัวใจจะมีความไวต่อการกระตุ้นมากกว่าปกติ ซึ่งระยะเวลาดังกล่าว เรียกว่า คาบเวลาซูเปอร์นอร์มอล (Super Normal Period)

2.2 การทำงานของหัวใจ

หัวใจทำหน้าที่เสมือนสูบ ซึ่งจะสูบน้ำส่งไปเลี้ยงเซลล์ต่าง ๆ ในร่างกายรวมทั้งเซลล์ของกล้ามเนื้อหัวใจเอง หัวใจตั้งอยู่ในทรวงอกเหนือกระบังลมค่อนมาทางด้านซ้าย ภายในหัวใจแบ่งเป็นห้อง 4 ห้อง มีผนังกันระหว่างซีกซ้ายและซีกขวา ซึ่งเรียกว่า เซปตัม (Septum) โดยห้องหัวใจที่อยู่ทางด้านขวาจะทำหน้าที่รับโลหิตดำจากส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย การบีบตัวของกล้ามเนื้อหัวใจเพื่อส่งโลหิตออกไป จะกระทำพร้อมกันทั้งทางซีกขวาและซีกซ้าย ห้องหัวใจที่อยู่ด้านบน เรียกว่า หัวใจห้องบน (Atrium) และห้องหัวใจที่อยู่ด้านล่าง เรียกว่า หัวใจห้องล่าง (Ventricle) โลหิตดำจากร่างกายจะไหลกลับเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือดโลหิตดำใหญ่ ซุปรีเรียเวนาคาวา (Superior vena cava) และอินฟีเรียเวนาคาวา (Inferior vena cava) เข้าสู่ห้องหัวใจบนขวา และโลหิตแดงที่ได้รับออกซิเจนจากปอดจะเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือด พัลโมนารีเวน (Pulmonary veins) เข้าสู่ห้องหัวใจบนซ้าย หัวใจห้องบนทั้งขวาและซ้ายจะบีบตัวส่งโลหิตไปยังหัวใจห้องล่างซึ่งมีลิ้นหัวใจกันอยู่ หลังจากหัวใจห้องบนหดตัวส่งโลหิตมายังหัวใจห้องล่างชั่วคราว หัวใจห้องล่างจะหดตัวส่งโลหิตออกไปพร้อมกันทั้ง

ซ้ายและขวา หัวใจห้องล่างขวาจะส่งโลหิตดำไปยังปอด เพื่อรับออกซิเจน โดยผ่านหลอดเลือดโลหิตดำใหญ่ พัลโมนารีอาเตอรี (Pulmonary Artery) และห้องล่างซ้ายจะส่งโลหิตไปเลี้ยงร่างกาย โดยผ่านหลอดเลือดแดงใหญ่ เอออร์ตา (Aorta)

การทำงานของกล้ามเนื้อหัวใจก็จะเป็นไปในลักษณะเดียวกันกับกล้ามเนื้ออื่น ๆ คือ จะถูกกระตุ้นด้วยศักดาไฟฟ้าทำงาน แต่การกระตุ้นนี้มิได้มาจากระบบประสาทส่วนกลางหรือสมอง การกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจนี้เกิดขึ้นจากภายในตัวหัวใจเอง ซึ่งประกอบด้วยกลุ่มหนึ่งซึ่งจะผลิตพัลส์เพื่อกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ และระบบนำไฟฟ้า (Conduction System) ของหัวใจเอง ซึ่งทำหน้าที่คล้ายกับเส้นประสาท โดยระบบนำไฟฟ้านี้จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นต่อเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ ดังรูปที่ 2.5

บริเวณหนึ่งด้านในของหัวใจ ระหว่างหลอดเลือดดำใหญ่ ซุปีเรียเวนาคาวาและอินฟีเรียเวนาคาวา จะมีเซลล์อยู่กลุ่มหนึ่งซึ่งมีคุณสมบัติพิเศษ เซลล์กลุ่มนี้จะสร้างพัลส์ไฟฟ้าเพื่อกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ จุดนี้ เรียกว่า SA node (Sinoatrial node : SA node) หรือ ไชนัสโนด (Sinus node) หรือ เพสเมคเกอร์ (Pacemaker) อัตราการเต้นของหัวใจ คือ ความถี่ของพัลส์ที่ SA node นี้สร้างขึ้น พัลส์ไฟฟ้านี้จะแผ่กระจายจาก SA node ผ่านหัวใจห้องบนทั้งซ้ายและขวา ไปสู่ AV node (Atrioventricular node : AV node) AV node นี้จะอยู่ที่ผนังกันหัวใจทางด้านขวา ระหว่างห้องบนขวาและห้องล่างขวา พัลส์ไฟฟ้าที่ผ่านหัวใจห้องบนจะทำให้หัวใจห้องบนหดตัวบีบโลหิตลงมายังห้องล่าง เส้นทางนำไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ประกอบด้วยเส้นทางนำไฟฟ้า 3 เส้นทาง ซึ่งแต่ละเส้นทางจะนำพัลส์ไฟฟ้าจาก SA node ไปสู่ AV node ดังรูปที่ 2.5 ที่ AV node นี้ประกอบด้วยเซลล์ประสาท ซึ่งจะทำหน้าที่หน่วงเวลาประมาณ 70 มิลลิวินาที เพื่อให้การทำงานของหัวใจห้องบนและห้องล่างสัมพันธ์กัน จาก AV node จะมีระบบนำไฟฟ้าซึ่งจะนำพัลส์ไฟฟ้าไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่างทั้งซ้ายและขวา ระบบนำไฟฟ้าจาก AV node ไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจประกอบด้วยบันเดิลออฟฮิส (Bundle of his) ซึ่งจะแยกออกเป็น 3 เส้นทาง โดยจะไปสู่ห้องล่างซ้ายสองสาขา และห้องล่างขวาก็จะนำพัลส์ไฟฟ้าไปกระตุ้นเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง โดยผ่านเพอร์กินเจไฟเบอร์ (Perkinje fibers) และในรูปที่ 2.6 แสดงให้เห็นถึงช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจากจุดกำเนิดที่ SA node ไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ ที่ AV node นี้ ก็จะผลิตพัลส์ไฟฟ้าขึ้นมาเช่นเดียวกับที่ SA node แต่ความถี่ของพัลส์ไฟฟ้าที่ AV node ผลิตนี้จะมีอัตราต่ำกว่า

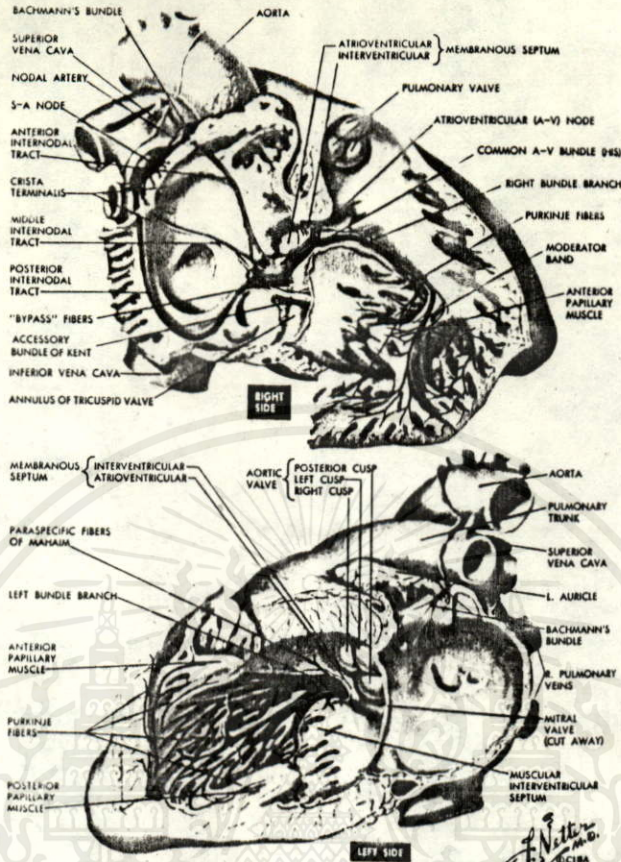
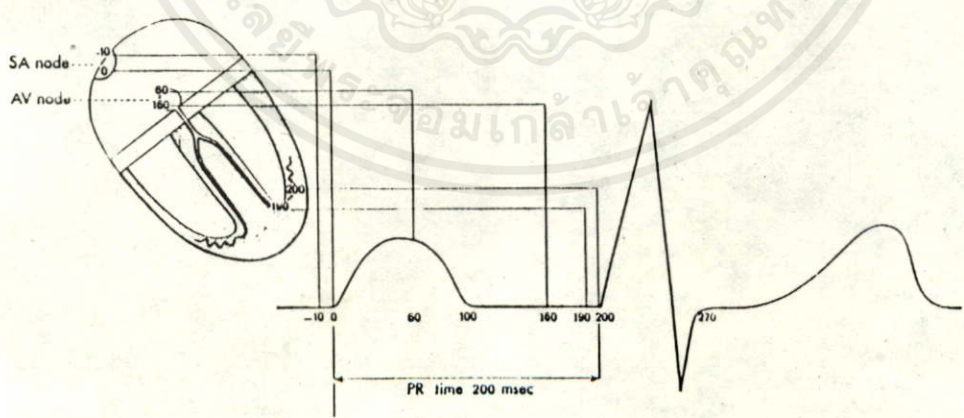


Figure 1-7. Copyright 1969 CIBA Pharmaceutical Company Division of CIBA Corporation, reproduced with permission from *The CIBA Collection of Medical Illustrations* by Frank H. Netter, M.D.

รูป 2.5 โครงสร้างของหัวใจ



รูป 2.6 ช่วงเวลาที่ใช้ในการส่งพัลส์ไฟฟ้าจาก SA Node ไปยังส่วนต่างๆ ของหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่ ใช้งานด้านการค้า
 ไม่ว่าจะผิดๆ ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

2.3 คลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Electrocardiogram : ECG)

คลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นศักดาไฟฟ้าที่วัดได้จากการทำงานของหัวใจ จากที่กล่าวมาแล้วในตอนต้นว่า การทำงานของกล้ามเนื้อเกิดจากการที่มีไฟฟ้ามากระตุ้น และเมื่อกล้ามเนื้อหดตัวจะมีศักดาไฟฟ้าทำงานเกิดขึ้นด้วย กล้ามเนื้อหัวใจก็เช่นเดียวกัน เวลาจะบีบจะบีบมาได้ หัวใจเป็นเสมือนแหล่งกำเนิดไฟฟ้า ศักดาไฟฟ้าที่เกิดขึ้น จะมีการกระจายไปตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เหมือนกับอิลีคตริคไดโพล (Electric dipole) และสามารถวัดศักดาไฟฟ้าตกร่วมระหว่างจุดใด ๆ ที่อยู่บนผิวหนังของร่างกายได้ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้ระหว่างจุดต่าง ๆ จะไม่เหมือนกัน โดยจะขึ้นอยู่กับมุมและระยะทางของตำแหน่งที่วัดกระทำต่อแกนหัวใจ (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

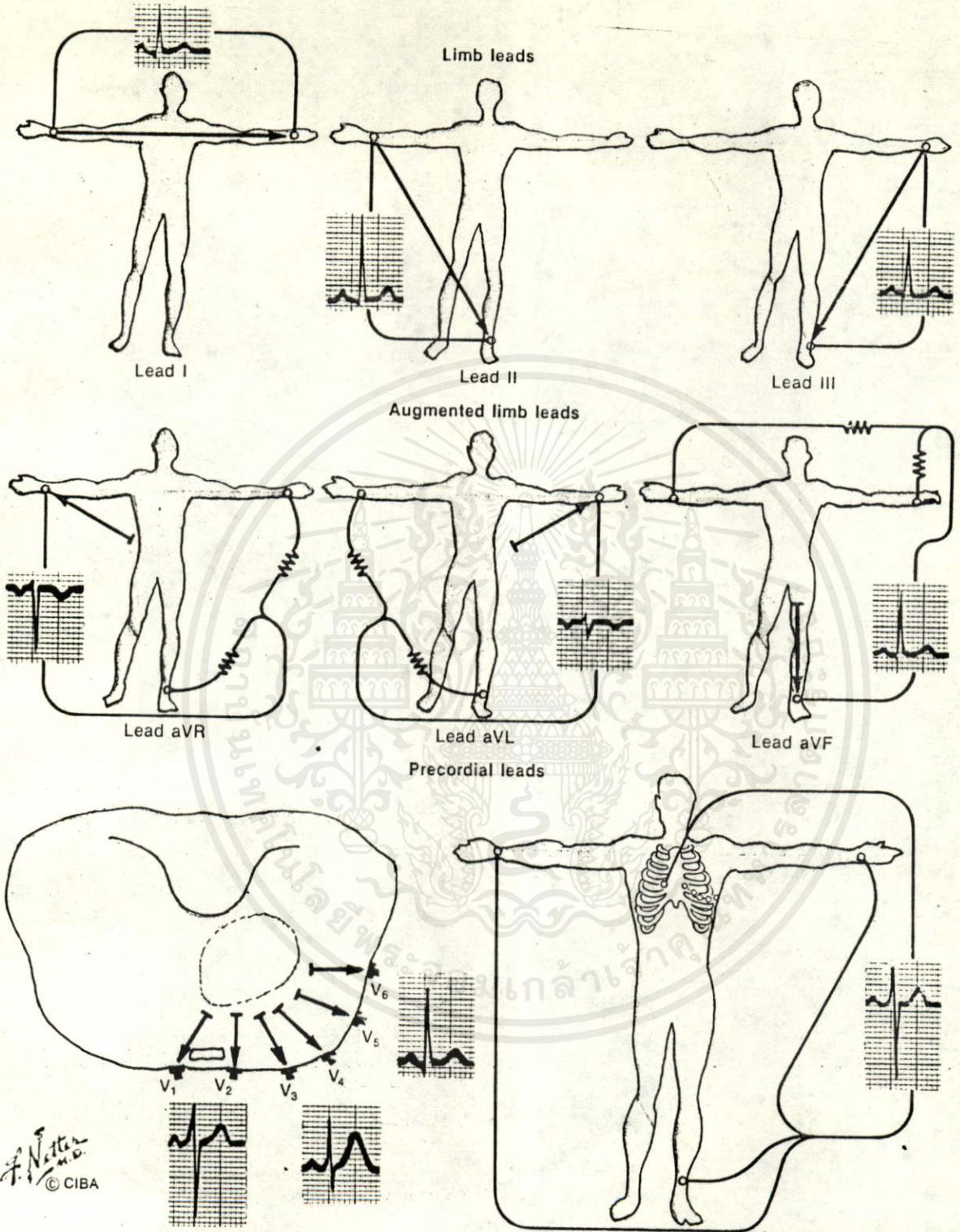
- คลื่น P เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องบน จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที
- ช่วงคลื่น QRS เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง จะมีคาบเวลาประมาณ 80-120 มิลลิวินาที และคลื่น R จะมีขนาดสูงที่สุด เนื่องจากหัวใจห้องล่างจะต้องบีบโลหิตส่งไปยังทุกส่วนของร่างกายผนังของหัวใจห้องล่างจึงมีความหนาแน่นมาก คลื่น R จึงมีขนาดสูง เพราะเป็นผลรวมของศักดาไฟฟ้า

ทำงานของเซลล์จำนวนมาก

ไม่มีการบีบรัดตัว - คลื่น T เกิดจากการคลายตัวของกล้ามเนื้อห้องล่าง มีคาบเวลาประมาณ 200 มิลลิวินาที

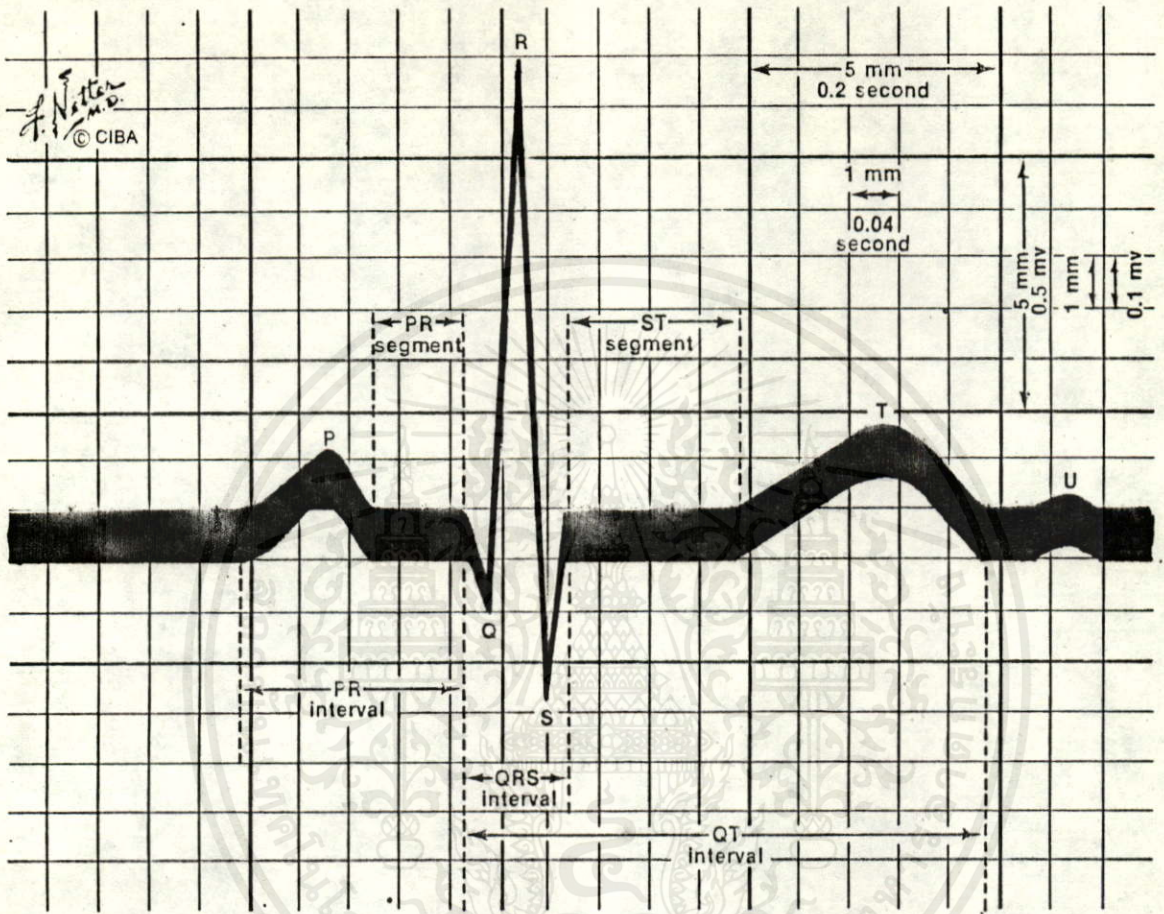
และมีขนาดประมาณ 30% ของคลื่น R

- คลื่น U ยังไม่ทราบสาเหตุแน่นอน แต่เชื่อกันว่าเกิดจากการกลับคืนสู่ค่าความต่างศักย์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูป 2.7 คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่วัดได้จากจุดต่าง ๆ
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีเหตุผลเบื้องต้นที่และห้องยาของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

F. Netter M.D.
 © CIBA



รูป 2.8 รูปคลื่นของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขณะอยู่หนึ่งอย่างช้า ๆ ของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง หรือที่เรียกว่า ศักดาไฟฟ้าตามหลัง (after potential)

2.4 การรักษาโรคหัวใจโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า

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

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

โรคสตีค-อดัมส์ เกิดจากการนำไฟฟ้าจาก SA Node ไปสู่ AV Node ถูกสกัดกั้นอย่างสมบูรณ์

ทำให้ห้องบนและล่างทำงานอย่างเป็นอิสระ ไม่สัมพันธ์กัน อัตราการเต้นของหัวใจห้องล่างจะเกิดจากการกระตุ้นของพัลส์จาก AV Node ซึ่งจะทำให้ชีพจรช้ามาก (ต่ำกว่า 55 ครั้งต่อนาที)

ในรูป 2.9 แสดงให้เห็นถึงสถิติการอยู่รอดของผู้ป่วยโรคหัวใจที่มีอาการสตีค-ออดัมส์ ซึ่งได้รับการรักษาทางยา และโดยการกระตุ้นด้วยไฟฟ้า รวมทั้งในเส้นประแสดงถึงการอยู่รอดของบุคคลปกติ ซึ่งมีร่างกายแข็งแรงที่มีอายุต่าง ๆ กัน

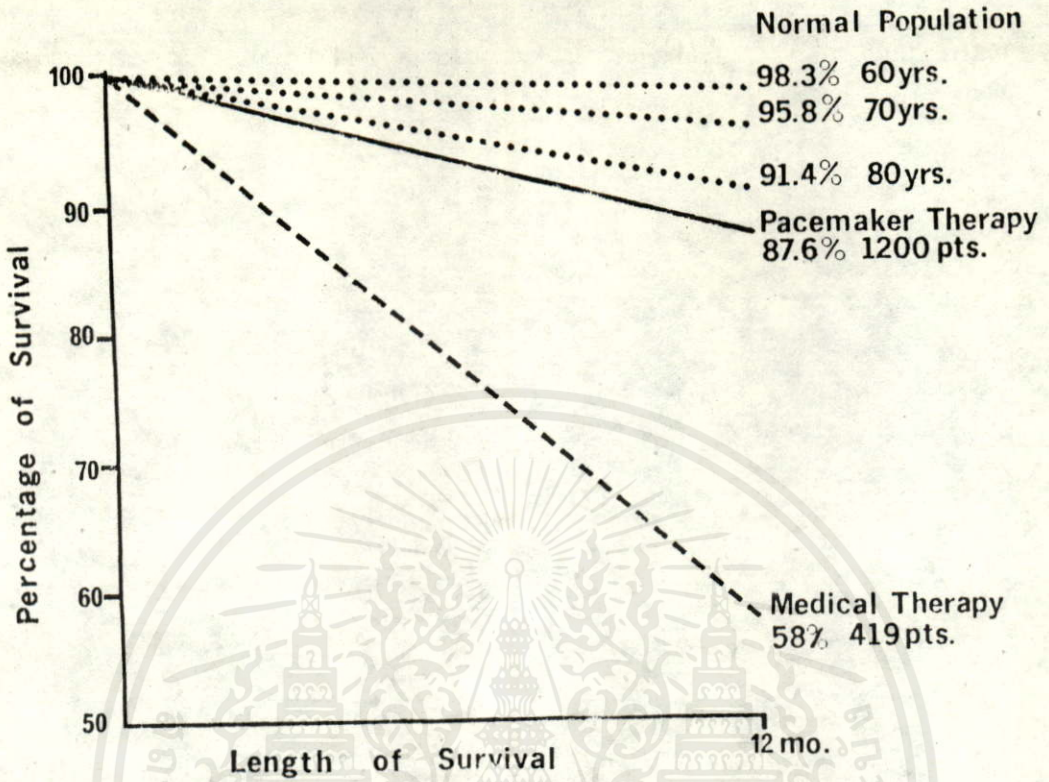
2.5 ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Pacing System)

ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ 3 ส่วน คือ วงจรสร้างพัลส์ อิเล็กทรอนิกส์ แหล่งจ่ายพลังงาน และ ชุดของสายต่อกับหัวใจ ส่วนของวงจรสร้างพัลส์ อิเล็กทรอนิกส์จะทำหน้าที่สร้างพัลส์ไฟฟ้าช่วงแคบ เพื่อนำไปกระตุ้นต่อกล้ามเนื้อหัวใจ และเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจบางแบบอาจมีวงจรที่ใช้ทำหน้าที่ตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพื่อให้จังหวะของการกระตุ้นของเครื่องสอดคล้องกับการเต้นของหัวใจ โดยธรรมชาติ ซึ่งแพทย์จะเป็นผู้เลือกว่าจะใช้เครื่องแบบใดตามพยาธิสภาพของผู้ป่วยแต่ละราย คุณสมบัติทางไฟฟ้าที่สำคัญมากที่สุดอย่างหนึ่งของส่วนวงจรสร้างพัลส์อิเล็กทรอนิกส์นี้ คือ จะต้องเป็นวงจรที่ใช้กระแสต่ำ ๆ ทั้งนี้เพื่อให้เครื่องมืออายุการใช้งานได้นานที่สุด

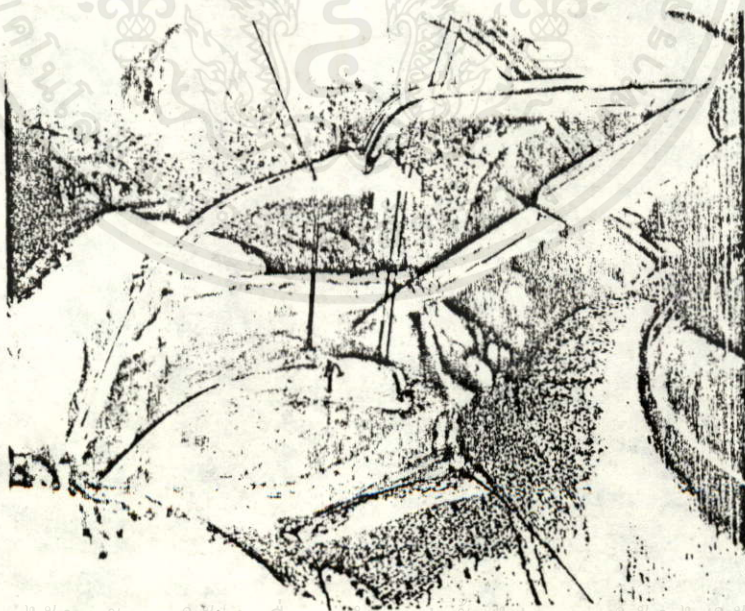
แหล่งจ่ายพลังงานของเครื่อง คือ แบตเตอรี่ชนิดต่าง ๆ ทั้งแบบที่ประจุไฟใหม่ไม่ได้ และแบบประจุไฟใหม่ได้ หรือแม้กระทั่งใช้พลังงานปริมาณจากพลังงานนิวเคลียร์ ชนิดของแบตเตอรี่ที่นิยมใช้กัน ได้แก่ เซลปรอท-สังกะสี และ เซลลิเทียม ซึ่งเป็นแบบที่ใช้งานกันมากที่สุดในปัจจุบัน

สายต่อ (Lead) และ หัวไฟฟ้า (Electrode) จะทำหน้าที่นำไฟฟ้าจากวงจรสร้างพัลส์ไปสู่หัวใจ และนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาป้อนให้กับเครื่อง สายต่อ หมายถึง สายตัวนำที่มีฉนวนหุ้มใช้ต่อระหว่างวงจรสร้างพัลส์กับหัวใจ ส่วนของหัวไฟฟ้า หมายถึง ส่วนตัวนำที่สัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจ

ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบผ่าตัดฝังภายในร่างกาย ก็จะต้องบรรจุลงในกล่องที่สามารถป้องกันของเหลวภายในร่างกายซึมเข้าไป (Hermetically sealed) ถ้าของเหลวภายในร่างกายซึมผ่านเข้าไปภายในก็จะทำให้เกิดการลัดวงจรภายใน ในปัจจุบันวงจรสร้างพัลส์และแบตเตอรี่จะถูกบรรจุลงในกล่องโลหะ ซึ่งอาจจะใช้เหล็กกล้าชนิดไม่ เป็นสนิมหรือดีบุก เนิมมา บรรจุก๊าซเฉื่อยไว้ภายในแล้ว เชื่อมปิดด้วยความร้อน การเชื่อมด้วยความร้อนนี้จะต้องทำ โดยให้ความร้อนเฉพาะบริเวณที่ต้องการเชื่อม ในพื้นที่ที่เล็กที่สุดที่จะทำได้ เพื่อป้องกันวงจรอิเล็กทรอนิกส์และแบตเตอรี่ที่อยู่



รูป 2.9 สถิติการอยู่รอดของผู้ป่วยโรคหัวใจที่มีอาการสโตก-อัติมส์ และบุคคลปกติ



รูป 2.10 หัวไฟฟ้าที่ฝังอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจภายนอก (Myocardial electrode)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าการณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมิให้นำเอกสารนี้ออกไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของเอกสาร

ภายในเสี้ยวหายหรือเสื่อม



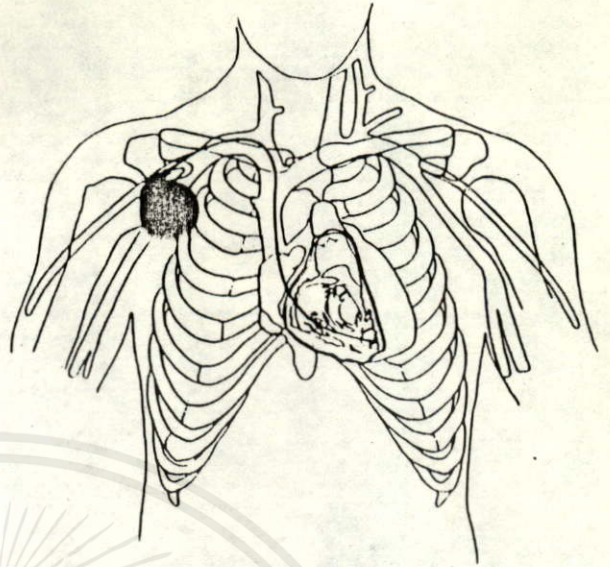
2.6 สายต่อและขั้วไฟฟ้า (Lead and Electrode)

วิธีการนำสายต่อจากเครื่องผ่านร่างกายเข้าสู่หัวใจสามารถทำได้ 2 วิธี คือ การสอดสายต่อผ่านกล้ามเนื้อหน้าอกตรงไปยังตัวหัวใจโดยตรง (Transthoracic lead-electrode) ซึ่งขั้วไฟฟ้าจะฝังอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจภายนอก (Myocardial electrode) ตามตำแหน่งที่ต้องการกระตุ้น ดังในรูปที่ 2.10 และอีกวิธีหนึ่งโดยการสอดสายต่อหลอดเลือดดำ (Transvenous lead-electrode) ขั้วไฟฟ้าจะอยู่ภายในหัวใจห้องบนขวาหรือห้องล่างขวา (Endocardial electrode) ดังในรูป 2.11 ซึ่งวิธีหลังนี้เป็นแบบที่นิยมทำกันมากกว่า เพราะสามารถทำได้ง่ายกว่า ไม่จำเป็นต้องผ่าตัดเปิดทรวงอกและปลอดภัยต่อผู้ป่วยมากกว่า

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

ขั้วไฟฟ้าซึ่งเป็นส่วนที่สัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจและช่องเหลวในร่างกาย จึงต้องสร้างขึ้นจากสารที่ไม่เป็นพิษต่อร่างกายและทนต่อการกัดกร่อนได้ดี สารที่นิยมใช้กันมากที่สุด คือ โลหะทองคำขาวและโลหะผสมของทองคำขาวกับอิริเดียม ขั้วไฟฟ้าที่ดีควรมีพื้นที่ส่วนที่ปล่อยกระแส (Active area) น้อย เพื่อให้ความหนาแน่นของกระแสที่ใช้ในการกระตุ้นมีค่ามาก ๆ ปลายของขั้วไฟฟ้าจะมีลักษณะที่จะสามารถเกาะเกี่ยวกล้ามเนื้อหัวใจ ไม่เคลื่อนตัวหลุดออกมาได้ง่าย ในรูป 2.12 เป็นตัวอย่าง

ของขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจ ซึ่งใช้ร่วมกับสายต่อชนิดผ่านหลอดเลือดดำ และในรูป 2.13 เป็นภาพขยายของปลายขั้วไฟฟ้า ซึ่งทำเป็นแบบมีรูเล็ก ๆ (Porous) ซึ่งการสร้างให้มีลักษณะดังกล่าวจะก่อให้เกิดประโยชน์ 2 ประการ คือ ทำให้พื้นที่ส่วนที่ปล่อยกระแสมีค่าน้อย และลดความต้านทานของการนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจมาป้อนให้กับเครื่อง



DISTAL TIP	POLARITY	MANUFACTURER/ MODEL
	Bipolar Unipolar	Medtronic* 6962 Medtronic* 6061
	Bipolar Unipolar	Intermedics 476-02 Intermedics 477-02
	Bipolar Bipolar	Medtronic* 6972 Intermedics 476-03
	Unipolar Unipolar	Medtronic* 6971 Intermedics 493-01
	Unipolar	Cordis Fin-Tip
	Unipolar	Teletronics Trailing Line
	Unipolar	Viatron Helix
	Unipolar	Viatron Helix Ball
	Unipolar Bipolar	CP114116 Poreus CP114226 Poreus
	Unipolar Bipolar	CP14330 Poreus Tined CP14330 Poreus Tined

รูป 2.11 สายต่อสอดผ่านหลอดเลือดหัวใจดำ
เข้าสู่หัวใจห้องล่างขวา



รูป 2.13 ภาพขยายของปลายขั้วไฟฟ้า

รูป 2.12 ตัวอย่างของขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบขั้วไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมี 2 แบบ คือ แบบสองขั้ว (Bipolar) และแบบขั้วเดียว (Unipolar) ในความเป็นจริงแล้วระบบขั้วไฟฟ้าทั้งสองแบบต่างก็มีขั้วไฟฟ้าสองขั้ว แต่ชื่อที่เรียกดังกล่าวมาข้างต้นมีเฉพาะจำนวนขั้วไฟฟ้าที่สัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจ ระบบขั้วไฟฟ้าแบบสองขั้วจะมีขั้วไฟฟ้าทั้งขั้วบวกและขั้วลบสัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจ ส่วนระบบขั้วไฟฟ้าแบบขั้วเดียวนั้น ขั้วบวกจะมีสัมผัสอยู่กับกล้ามเนื้อหัวใจและขั้วลบจะอยู่ภายนอกหัวใจ ซึ่งจะทำหน้าที่เสมือนเป็นกราวด์ของวงจรและถูกเรียกว่า ขั้วไฟฟ้าอินดิฟเฟอเรนซ์ (Indifference Electrode) ซึ่งจะเห็นพื้นที่บางส่วนของกล่องโลหะที่บรรจุวงจรของเครื่อง ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบคุณสมบัติในการใช้งานของระบบขั้วไฟฟ้าทั้งสองแบบ

2.7 แหล่งจ่ายพลังงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

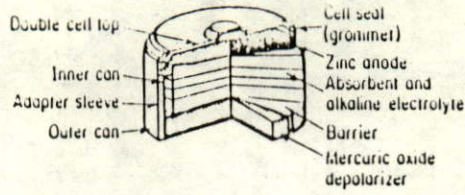
คุณสมบัติของแหล่งจ่ายพลังงานให้กับวงจร เป็นสิ่งสำคัญอย่างหนึ่งที่จะต้องนำมาพิจารณาเลือกชนิดของแบตเตอรี่ที่จะนำมาใช้งาน โดยเฉพาะอย่างยิ่งแบบที่ใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกาย จะต้องมีความหนาแน่นของพลังงาน (Energy Density) มาก เพื่อให้เครื่องมีขนาดเล็กและใช้งานได้นาน แบตเตอรี่ที่ถูกเลือกนำมาใช้งานกันมาก ได้แก่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

2.7.1 เซลแบบปรอท-สังกะสี

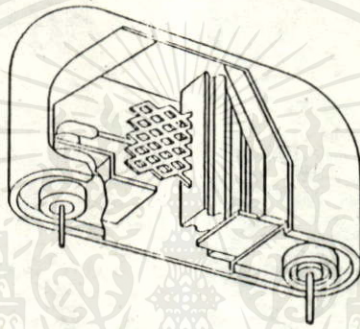
โครงสร้างของเซลล์ประกอบด้วยสังกะสีทำหน้าที่เป็นขั้วบวกและปรอทออกไซด์ (HgO) เป็นขั้วลบ โดยมีสารละลายโปแตสเซียมไฮดรอกไซด์ (KOH) หรือ โซเดียมไฮดรอกไซด์ ($NaOH$) เป็นอิเล็กโทรไลต์ มีโครงสร้างดังในรูป 2.14 แต่ละเซลล์จะให้แรงดันไฟฟ้าขณะเปิดวงจร 1.35 โวลต์ เซลล์ที่นำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมีความจุประมาณ 1 แอมแปร์-ชั่วโมง ซึ่งจะมีอายุใช้งานประมาณ 3-4 ปี ในปัจจุบันไม่มีการนำเซลล์แบบปรอท-สังกะสีมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจอีกต่อไป ข้อเสียของเซลล์ปรอท-สังกะสี คือ มีก๊าซไฮโดรเจนเกิดขึ้น ทำให้การหุ้มปิดเครื่อง ๙ เพื่อกันความชื้นซึมผ่านไม่สามารถจะทำได้ 100% ทำให้บางครั้งมีปัญหาการรั่วซึมของของเหลวภายในร่างกายซึมผ่านเข้าไประบบในร่างกายในเครื่อง อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.2 เซลแบบลิเทียม

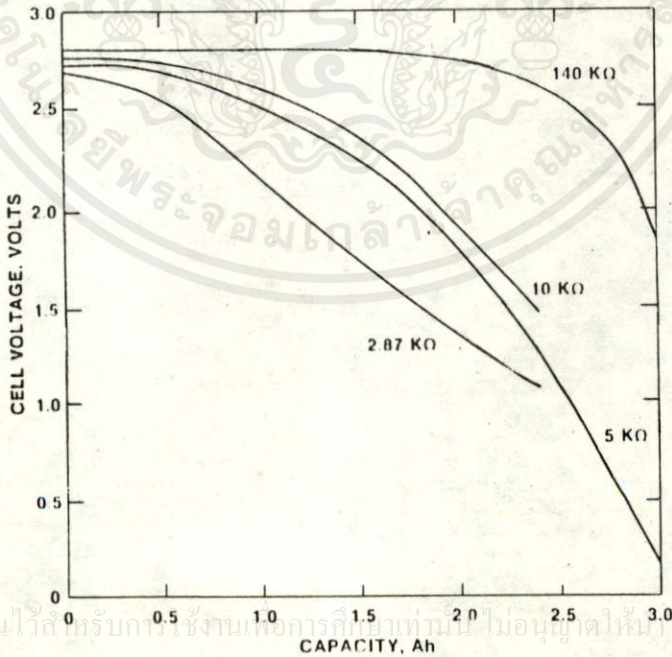
ลิเทียมเป็นของแข็งที่เบาที่สุดในโลก และมีค่าของศักย์ไฟฟ้าเคมี (Electrochemical Potential) ของขั้วบวกสูงเป็นอันดับที่สอง (รองจาก Cs) นับตั้งแต่ปี พ.ศ.



รูป 2.14 โครงสร้างของเซลล์ปรอท-สังกะสี



รูป 2.15 โครงสร้างของเซลล์ซีสม-ไฮโอดีน WG761/23



รูป 2.16 การจ่ายพลังงานของเซลล์ซีสม-ไฮโอดีนที่มีความจุ 3 Ah

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้ใช้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2503 เป็นตัวมาได้มีการพัฒนาเซลล์แบบลิเทียมแบบต่าง ๆ ขึ้นมาเป็นจำนวนมาก โดยมีลิเทียมเป็นขั้วบวก และสารอื่น ๆ เป็นขั้วลบ โดยใช้สารต่าง ๆ เป็นอิเล็กโทรไลต์ซึ่งมีทั้งเป็นสารอินทรีย์ , สารอนินทรีย์ หรือ เป็นผลึกของแข็ง สำหรับเซลล์ลิเทียมที่นำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบที่ใช้ผ้าตัดฝังไว้ภายในร่างกายมากที่สุด คือ เซลล์ลิเทียม-ไอโอดีน โดยมีผลึกของลิเทียมไอโอไดด์ (LiI_2) เป็นอิเล็กโทรไลต์ ซึ่งผลึกของลิเทียมไอโอไดด์นี้จะเป็นฟิล์มบาง ๆ ที่เกิดจากปฏิกิริยาของลิเทียมขั้วบวกกับไอโอดีนขั้วลบของเซลล์ ซึ่งเป็นวิธีเดียวที่จะทำให้เซลล์ลิเทียม-ไอโอดีนนี้สามารถจ่ายกระแสออกมาได้ เนื่องจากลิเทียมไอโอไดด์มีความต้านทานสูงมาก (10 Mo-cm) และเมื่อเซลล์ถูกใช้งานไปก็จะทำให้ความหนาของฟิล์มลิเทียมไอโอไดด์เพิ่มมากขึ้นซึ่งก็จะทำให้ความต้านทานของเซลล์เพิ่มขึ้น แต่อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ว่าความต้านทานของเซลล์ลิเทียม-ไอโอดีนนี้จะมีค่าสูง แต่วงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจโดยทั่วไปจะใช้กระแสต่ำมาก (ไม่เกิน 100 ไมโครแอมแปร์) เซลล์ลิเทียม-ไอโอดีนก็สามารถนำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจได้เป็นอย่างดี

ในปัจจุบันเซลล์ลิเทียม-ไอโอดีนที่ผลิตขึ้นมาจำหน่ายมีขนาดความจุตั้งแต่ 1.3 - 4.3 แอมแปร์-ชั่วโมง ซึ่งเมื่อนำมาใช้ร่วมกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแล้วก็จะสามารถมีอายุใช้งานอยู่ได้กว่า 10 ปี นอกจากเทคนิคการสร้างฟิล์มบางของลิเทียมไอโอไดด์ โดยกัทมันน์ (Gutmann : 1967) ดังได้กล่าวมาแล้ว มีด (Mead : 1976) ได้ค้นพบวิธีลดความต้านทานของเซลล์ลงได้อีกโดยการเคลือบไอโอดีนที่เป็นคาโอดด้วย 2-ไวนิลไพรีดีน ($2\text{-Vinylpyridine: P}_2\text{VP}$) ตารางที่ 2-2 แสดงให้เห็นแบตเตอรี่แบบต่าง ๆ ที่ถูกเลือกนำมาใช้เป็นแหล่งจ่ายพลังงานสำหรับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ และในรูปที่ 2.16 แสดงให้เห็นการจ่ายพลังงานของเซลล์ลิเทียม-ไอโอดีน ขนาด 3 แอมแปร์-ชั่วโมง จะเห็นได้ว่าในขณะที่จ่ายกระแสประมาณ 20 ไมโครแอมแปร์ (140 Kd) กว่า 80% ของความจุสามารถจ่ายพลังงานได้โดยมีตกดาวน์ไฟฟ้าน้อยเสีย (เนื่องจากความต้านทานของแบตเตอรี่) เพียงเล็กน้อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

2.8 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ (Cardiac Pacemakers)

2.8.1 รหัสสากลที่ใช้เรียกเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ

(ICHD Identification Code)

Hg/Zn	Lithium Iodide						Other Lithium						
	Wilson Greatbatch			Catalyst Research			Safe	GTE/ARCO	Mallory	Dupont	Wilson Greatbatch		
Mallory RMI	702E (~CRC)	752	755	761/23	761/15	762	802/23	802/35	810A/23	Thionyl chloride	LSA-900-6	Cordis	Bromine 766
Zn	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li	Li
Electrolyte	NaOH + Ag	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiI	LiClO ₄ + LiAlCl ₄ + SOCl ₂	LiI + Al ₂ O ₃	LiClO ₄	LiBr
Cathode	HgO	I ₂ + P ₂ VP	I ₂ + P ₂ VP	I ₂ + P ₂ VP	I ₂ + P ₂ VP	I ₂ + P ₂ VP	I ₂ + P ₂ VP	I ₂ + P ₂ VP	I ₂ + P ₂ VP	Ag ₂ CrO ₄	PbI ₂ PbS + Pb	CuS	Br ₂ ·P ₂ VP
Voltage-open circuit/cell	1.35	2.8	2.9	2.9	2.9	2.9	2.9	2.9	2.9	3.45	1.9 (5.7)*	2.11 (6.3)*	3.45
Battery weight (g)	13.8	80	27	33	33	27	17	30	54	25.6	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	10	6.0	9.5
Energy density Gravimetric W-H/kilo	100	110	140	250	250	250	190	200	100	220	120	217	440
Volumetric W-H/cm ³	45	.28	.39	.79	.82	.82	.71	.73	.53	.64	.46	.61	1.25
Self discharge	yes 23 μa	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	less than 10% in 10 yr	10% in 10 yr	10% in 10 yr	less than 5% in 10 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	2.5	1.3	2.5	4.3	2.1	0.91	1.8	3.5
Energy (W-H)	1.35	8.75	3.75	7.5	6.25	6.25	3.25	6.25	10.0	5.51	4.5	3.7 (11.1)*	12
Hermetic seal	no	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	yes	no	yes

ตารางที่ 2.2 แบตเตอรี่แบบต่างๆ ที่ใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

แบบที่ใช้ฟอสฟอรัสในรูปร่าง

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

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ ที่ได้สร้างขึ้นมาใช้ทั้งหมดมี 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)

แบบที่ทำการกระตุ้นทั้งห้องบนและห้องล่างอย่างสลับกัน (Atrio-Ventricular sequential pacing) มี 3 แบบ

- 10) กระตุ้นอย่างต่อเนื่องชนิด DOO (Continuous)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

- 11) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ DVI (QRS-inhibited)

ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 12) กระตุ้นเมื่อต้องการแบบ DDD (P-inhibited atrial pacing ,

P-triggered ventricular pacing and QRS-inhibited ventricular pacing)

ตารางที่ 2.3 รหัสสากล ICHD ที่ใช้เรียกเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบต่าง ๆ

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

2.8.2 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบกระตุ้นอย่างต่อเนื่องชนิด VOO

(Continuous asynchronous Ventricular pacemakers)

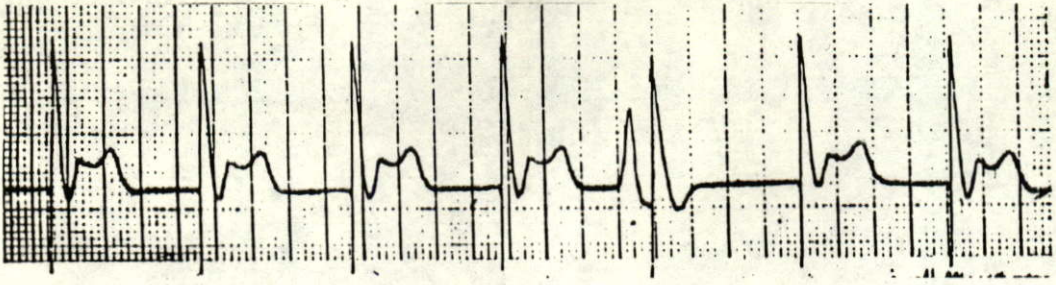
เครื่องจะปล่อยกระแสไฟฟ้าไปกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจห้องล่าง ในอัตราประมาณ 60-80 ครั้ง/นาที อย่างคงที่ โดยไม่สนใจต่อจังหวะการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติเลย โดยการเลือกค่าอัตราการกระตุ้นของเครื่องให้สูงกว่าอัตราการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติ หัวใจก็จะเต้นตามการกระตุ้นของเครื่อง ซึ่งเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VOO นี้ สามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยที่มีอัตราการเต้นของหัวใจต่ำมาก เช่น ในรายที่มีอาการ AV Block ข้อดีของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VOO นี้ คือจะมีราคาถูกที่สุด เพราะวงจรมายในจะประกอบด้วยวงจรรอสซิลเลเตอร์เพียงอย่างเดียวเท่านั้น ข้อเสียของเครื่องแบบ VOO นี้ คือ ผู้ป่วยอาจเกิดอาการ ventricular tachycardia หรือ ventricular fibrillation ซึ่งอาจทำให้เกิดอันตรายถึงชีวิตได้ อาการดังกล่าวนี้เกิดขึ้นเนื่องจากกระแสไฟฟ้าที่เครื่องปล่อยออกไป เข้าไปอยู่ในช่วงเวลาที่คลื่น T ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ รูป 2.17 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VOO และในรูป 2.18 แสดงให้เห็นอาการของ ventricular tachyarrhythmia ซึ่งเกิดจากการกระแสไฟฟ้าไปกระตุ้น เข้าไปอยู่ในช่วงเวลาคคลื่น T ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

2.8.3 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI

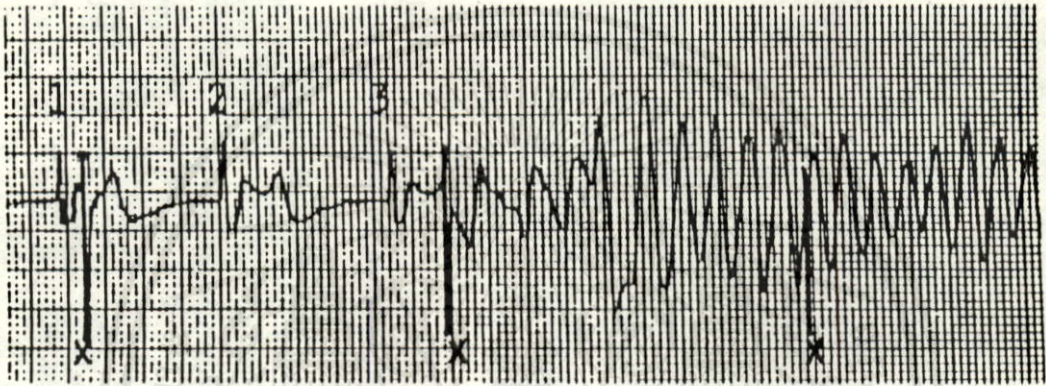
(QRS-Inhibited Ventricular Demand Pacemakers)

เครื่องจะปล่อยกระแสไฟฟ้าออกไปกระตุ้นหัวใจห้องล่างและตรวจจับการทำงานของหัวใจ

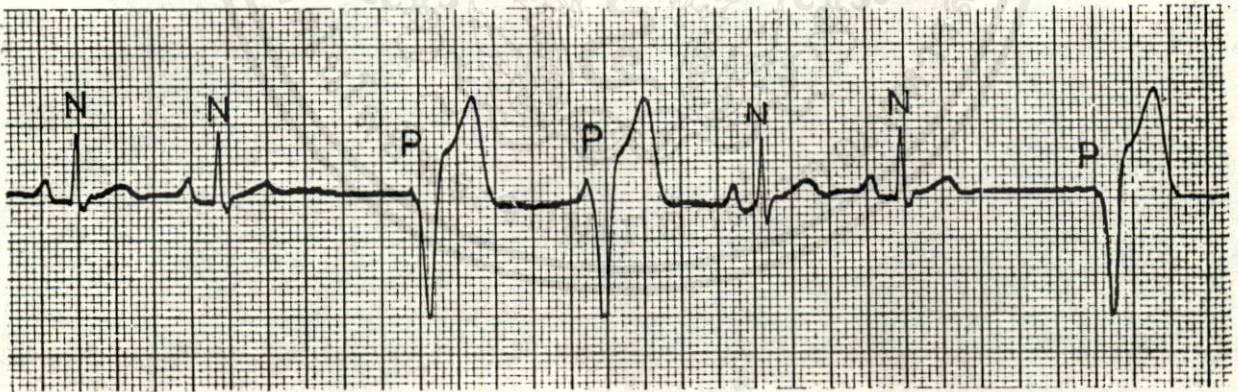
โดยนำสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากหัวใจห้องล่าง ซึ่งช่วงคลื่น QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ คือสัญญาณที่เกิดจากการทำงานของหัวใจห้องล่าง ถ้าหัวใจสามารถเต้นได้เองโดยธรรมชาติในอัตราที่เร็วกว่าค่าที่กำหนด โดยทั่วไป คือ 72 ครั้ง/นาที เครื่องจะไม่ปล่อยกระแสไฟฟ้าออกไป แต่ถ้าหัวใจเต้นช้ากว่าค่าที่ควรจะเป็น (72 ครั้ง/นาที) เครื่องก็จะปล่อยกระแสไฟฟ้าออกไป ชั่วไฟฟ้าจะอยู่ภายใน



รูป 2.17 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบกระตุ้นต่อเนื่องชนิด VOO



รูป 2.18 อาการของ Ventricular Tachyarrhythmia ที่เกิดจากการแสก่ไปกระตุ้น ไปอยู่ในช่วงเวลาดคลื่น T



รูป 2.19 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้น เมื่อต้องการชนิด VVI

N : หัวใจเต้นเองโดยธรรมชาติ

P : หัวใจเต้นจากการกระตุ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีโทษตามกฎหมายหากฝ่าฝืนอย่างจริงจังถึงตัวของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวใจห้องล่างขวา ซึ่งจะทำหน้าที่เป็นขั้วไฟฟ้าที่ปล่อยกระแสออกไป และ เป็นขั้วไฟฟ้าที่ใช้รับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจด้วย เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการแบบ VVI นี้สามารถนำไปใช้ในงานกับผู้ป่วยได้อย่างกว้างขวาง มีความปลอดภัยในการใช้งานสูงกว่าแบบ VOO ในรูปที่ 2.19 เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

2.8.4 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVT

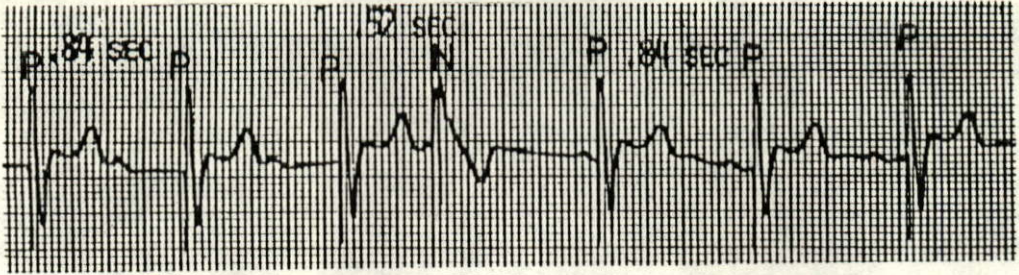
(QRS-Triggered Ventricular Demand Pacemaker)

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

2.8.5 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบกระตุ้นตามสัญญาณ P ชนิด VAT

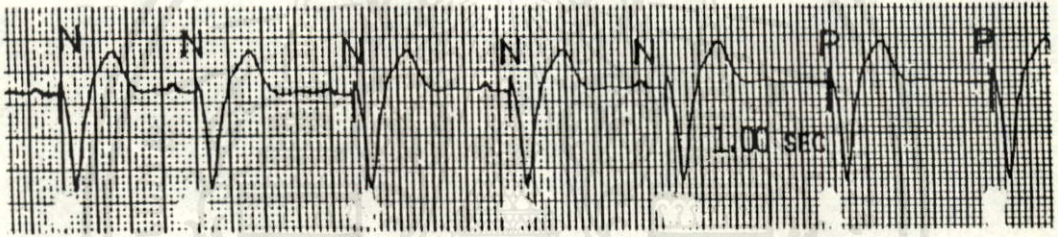
(P-Triggered Ventricular Pacemakers)

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 จะได้การทำงานของหัวใจใกล้เคียงกับการเต้นโดยธรรมชาติ ส่วนข้อเสีย มี



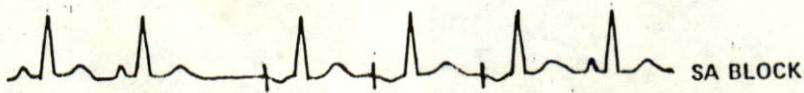
รูป 2.20 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้น เมื่อต้องการชนิด VVT

- N : หัวใจเต้นเองโดยธรรมชาติ
- P : หัวใจเต้นจากการกระตุ้น



รูป 2.21

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบกระตุ้นตามสัญญาณ P ชนิด VAT



รูป 2.22 สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้น เมื่อต้องการทั้งห้องบนและห้องล่าง ชนิด DVI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในโรงพยาบาลเท่านั้น ไม่สามารถนำออกนอกโรงพยาบาลได้
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหาและข้อมูลอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารฉบับนี้ที่มีการนำไปใช้

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

2.8.6 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการทั้งห้องบนและ

ห้องล่างชนิด DVI

(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

บทที่ 3

การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVIซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่

(Construction of the Fixed Rate VVI Pacemaker)

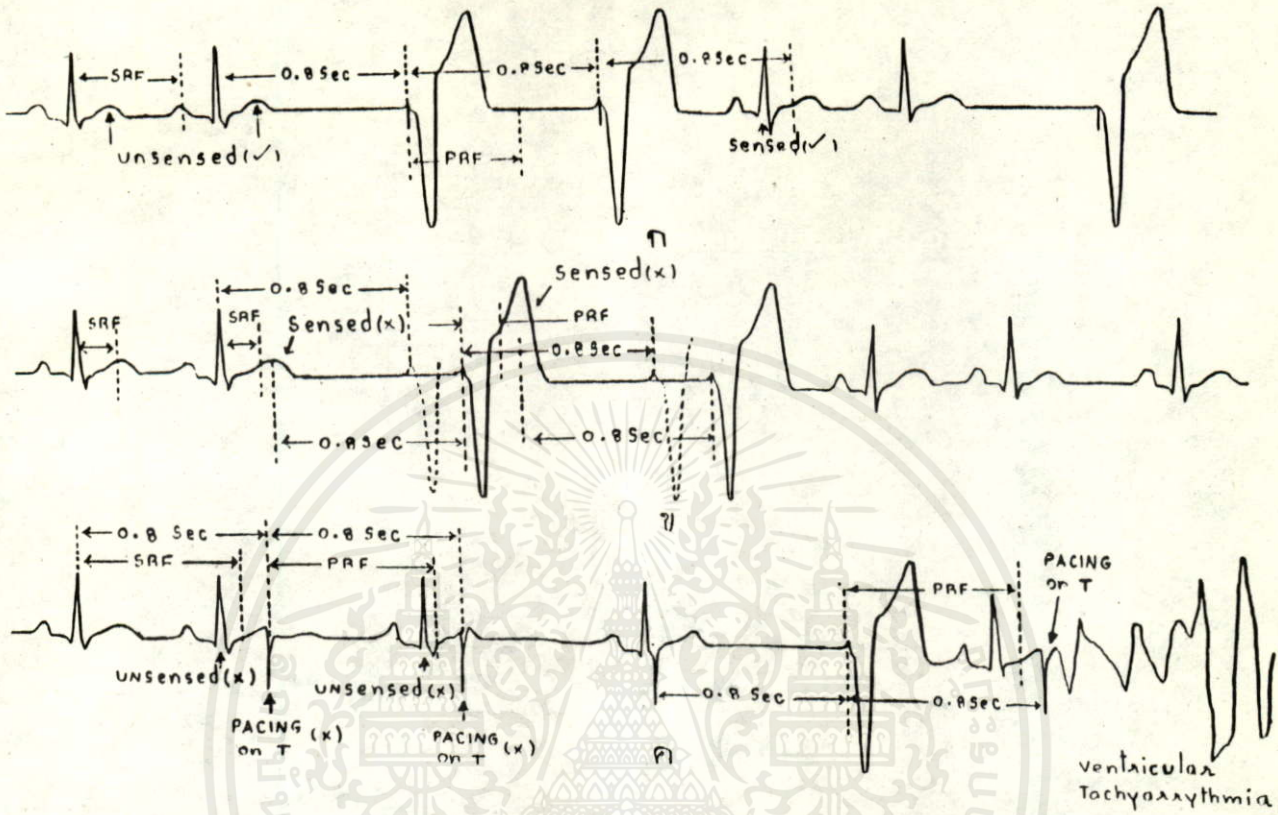
3.1 เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการชนิด VVI นี้มีใช้งานกันอยู่ 2 แบบ คือ แบบให้อัตราการกระตุ้นคงที่ โดยทั่วไปจะมีค่าอัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที ซึ่งจะพยายามสร้างให้มีขนาดเล็กลง เพื่อให้สามารถผ่าตัดฝังไว้ภายในร่างกายได้ เป็นการให้การรักษาอย่างถาวร โดยจะผ่าตัดเปลี่ยนเครื่องใหม่ทุก ๆ 3-10 ปี และแบบที่สามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความแรงของกระแสกระตุ้นและอัตราการกระตุ้นได้ ซึ่งเครื่องในลักษณะดังกล่าวนี้มักจะนำมาใช้ใ้ในการให้การรักษาแบบชั่วคราว และใช้ในการตรวจสอบสายต่อและขั้วไฟฟ้าในขณะที่กำลังทำการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ สำหรับในกรณีที่กล่าวถึงการออกแบบวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่

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

3.1.1 คาบเวลาดื้อ (Refractory Period)

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



รูป 3.1 การทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

PRF : ความเวลาดำของการกระตุ้น
 SRF : ความเวลาดำของการรับสัญญาณ

- ก) อัตราการกระตุ้น 75 ครั้งต่อนาที ภายในระยะเวลา $60/75 = 0.8$ วินาที ถ้าเครื่อง ฯ ไม่สามารถตรวจจับสัญญาณ QRS ได้ ก็จะปล่อยกระแสออกไป
- ข) ความเวลาดำเร็วเกินไป เครื่อง ฯ จะรับเอาสัญญาณ T เข้าไปด้วย ทำให้ขีดเวลาของการปล่อยกระแสออกไป
- ค) ความเวลาดำนานเกินไป เครื่อง ฯ จะตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจไม่พบ อาจปล่อยกระแสออกไปในช่วงของคลื่น T ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ส่งมอบไว้ให้ผู้รับบริการ ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งท่านมีให้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ธรรมชาติ หรือจากการกระตุ้นก็ตาม ถ้าคาบเวลาต่อของเครื่องน้อยเกินไป เครื่องอาจจะรับเอาสัญญาณ T ซึ่งจะไปหยุดการปล่อยกระแสออกไปกระตุ้น จะทำให้อัตราการเต้นของหัวใจช้าเกินไป ดังรูป 3.1 ข แต่ถ้าคาบเวลาต่อมากเกินไป คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นก็อาจจะไม่ถูกตรวจจับพบ เครื่องก็จะปล่อยกระแสออกไป ถ้ากระแสที่ปล่อยออกไปนี้เกิดขึ้นในช่วงเวลาของคลื่น T ก็อาจจะทำให้เกิดอาการ Ventricular Tachyarrythmia ซึ่งไม่ว่าคาบเวลาต่อจะน้อยเกินไปหรือมากเกินไป ก็จะทำให้เกิดอาการอันตรายต่อผู้ป่วยได้ คาบเวลาต่อนี้ จึงเป็นคุณสมบัติที่สำคัญมากอันหนึ่งในการพิจารณาออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI คาบเวลาต่อของเครื่อง ๙ ชนิด VVI จะอยู่ในช่วงระหว่าง 0.2 - 0.4 วินาที ซึ่งจะมีค่าใกล้เคียงกับคาบเวลาต่อของเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจ

3.1.2 ขนาดของกระแสหรือแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุต (output current or voltage)

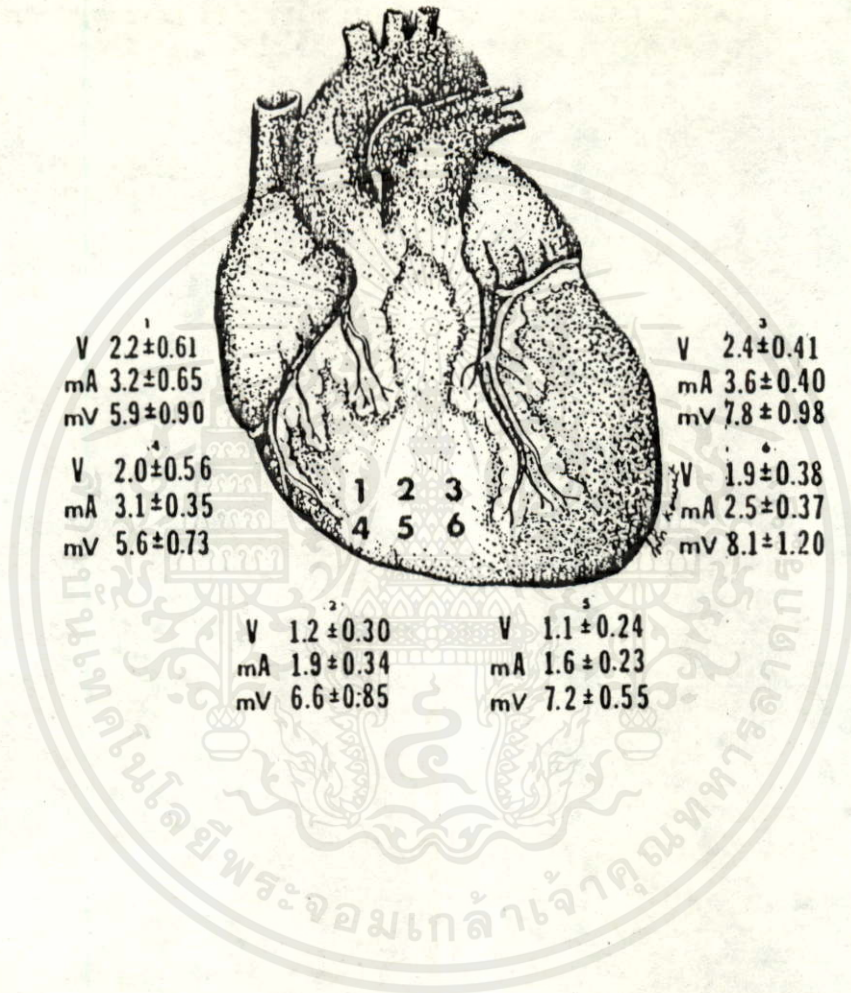
ขนาดของเอาต์พุตของเครื่อง จะต้องมามีค่ามากกว่าเทรชโฮลของการกระตุ้นของกล้ามเนื้อหัวใจ (Stimulation Threshold) ซึ่งค่าเทรชโฮลของกระตุ้นขึ้นอยู่กับปัจจัยหลายประการ กล่าวคือ

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 ดังนั้นค่าแรงดันไฟฟ้าเอาต์พุตของเครื่องควรจะต้องมีค่ามากเพียงพอที่จะทำให้กระแสไหลมากกว่าค่าเทรชโฮลของการกระตุ้น

ข) ตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าในหัวใจ รูปที่ 3.2 แสดงให้เห็นถึงค่าเทรชโฮลของการกระตุ้นที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของห้องล่างขวา



รูป 3.2 แสดงให้เห็นค่าเทรซไฮลของการกระตุ้นและขนาดของสัญญาณ QRS
ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของหัวใจห้องล่างขวา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.4 ความสิ้นเปลืองพลังงาน ไฟฟ้าของเครื่อง

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

3.2 บล็อก ไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้การกระตุ้นเมื่อต้องการ ที่มีค่าอัตราการกระตุ้นคงที่

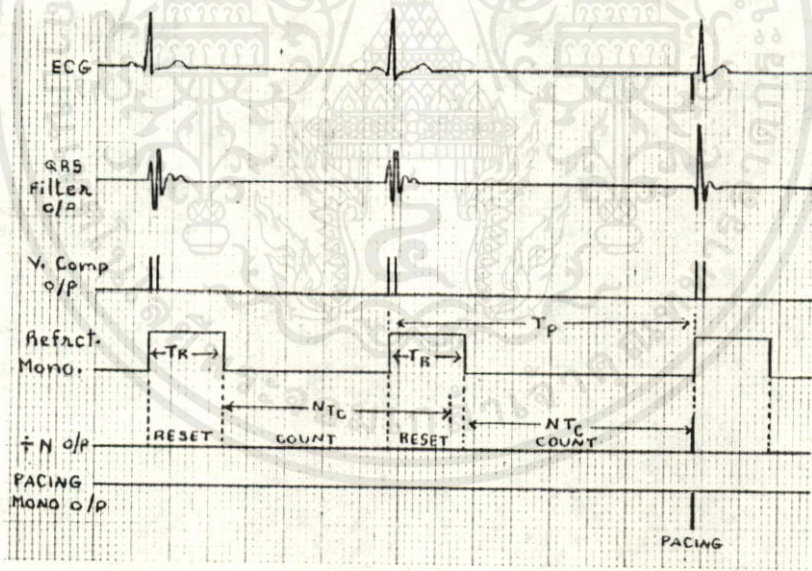
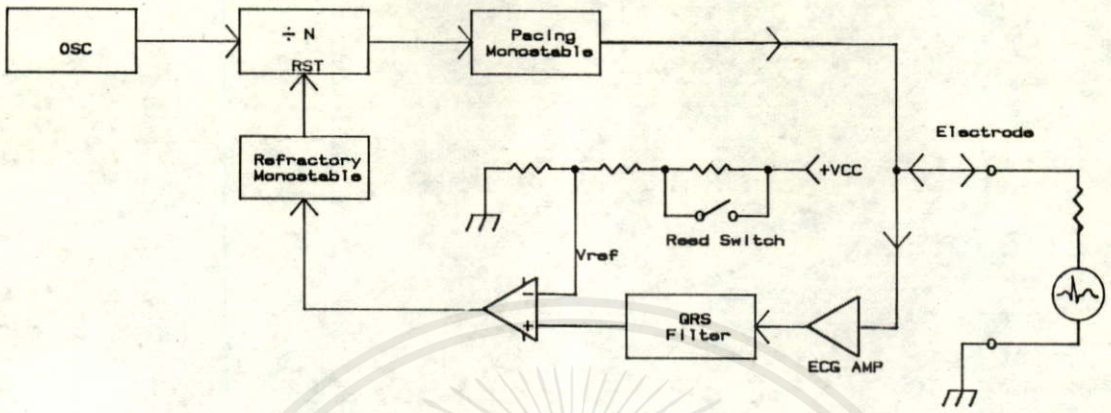
ในรูป 3.3 เป็นบล็อก ไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่ที่ได้สร้างขึ้น สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้รับจากขั้วไฟฟ้าภายในหัวใจห้องล่างขวา จะถูกขยายโดยวงจรขยายและวงจรกรองความถี่ ซึ่งวงจรกรองความถี่นี้จะ เป็นวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน (Band Pass Filter) เพื่อแยกเฉพาะส่วน QRS ของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองความถี่จะถูกเปลี่ยนเป็นพัลส์โดยวงจรเปรียบเทียบแรงดัน พัลส์ที่ได้นี้จะนำไปควบคุมการทำงานของวงจรสร้างพัลส์ โดยจะไปกระตุ้นวงจร โมโนสเตเบิลควบคุมเวลาต้อ (Refractory Monostable) ซึ่งเข้าที่พุกของโมโนสเตเบิลนี้ไปทำการรีเซ็ตวงจรนับ วงจรนับจะถูกรีเซ็ตและเริ่มต้นนับใหม่ทุก ๆ ครั้ง หลังจากที่เครื่องปล่อยเข้าที่พุกพัลส์ออกไปหรือตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โดยขึ้นอยู่กับค่าอัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วย เข้าที่พุกพัลส์จะถูกปล่อยออกไปก็เฉพาะต่อเมื่อวงจรนับ นับถึงค่า N เท่านั้น ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยเร็วกว่าค่าที่กำหนดไว้ วงจรนับจะถูกรีเซ็ตก่อนนับถึงค่า N ก็จะไม่มีการปล่อยพัลส์ออกไป แต่ถ้าอัตราการเต้นของหัวใจผู้ป่วยช้ากว่าค่าที่กำหนดไว้ ทัณฑ์ที่วงจรนับ นับถึงค่า N วงจร โมโนสเตเบิล ที่ทำหน้าที่สร้างพัลส์กระตุ้น (Pacing Monostable) จะถูกกระตุ้นให้ทำงานสร้างพัลส์เข้าที่พุกออกไป จากที่กล่าวมาทั้งหมดนี้ จะได้ค่า

คาบเวลาของการกระตุ้น มีค่าเท่ากับ

$$T_p = 60/P = T_R + NT_C \quad (3.1ก)$$

โดยที่ P : อัตราการกระตุ้นมีหน่วยเป็นครั้งต่อนาที

T_p : คาบเวลาของการกระตุ้น มีค่าเท่ากับ 60/P วินาที



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าในรูปแบบใดก็ตาม หากมีข้อผิดพลาดประการใดขออภัยเป็นอย่างสูงและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีผู้นำไปใช้

รูป 3.3

เมื่อต้องการ ชนิด VVI ที่มีค่าอัตราการกระตุ้นคงที่ที่สร้างขึ้นมา

T_R : คาบเวลาดื้อ (Refractory Period)

N : ค่าสูงสุดของวงจรมับ

T_C : คาบเวลาของสัญญาณนาฬิกาที่วงจรออสซิลเลเตอร์สร้างขึ้น เท่ากับ $1/f_c$

จะสามารถคำนวณความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่ออสซิลเลเตอร์สร้างขึ้นได้เป็น

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

หลังจากที่เครื่องปล่อยพัลส์ออกไปหรือตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ โมโนสเตเบิลที่

ควบคุมคาบเวลาดื้อ ซึ่งเป็นแบบกระตุ้นซ้ำไม่ได้ (Nonretriggable) จะถูกกระตุ้น ซึ่งจะทำให้สัญญาณที่วงจรขยายรับเข้ามาในคาบเวลาดื้อ จะไม่สามารถผ่านเข้าไปรีเซ็ตวงจรจับได้ นั่นคือเครื่องจะไม่รับรู้ หรือไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ที่ปรากฏในช่วงของคาบเวลาดื้อ

เพื่อให้สามารถตรวจสอบการทำงานของวงจรสร้างพัลส์ของเครื่อง ในขณะที่กำลังใช้งานอยู่ได้ ซึ่งอาจจะอยู่ภายในร่างกาย ก็จะต้องออกแบบวงจรให้สามารถตัดการทำงานของวงจรภาคตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้จากภายนอกร่างกาย โดยทั่วไปก็จะใช้แท่งแม่เหล็กวางไว้ภายนอก สวิตช์แม่เหล็ก (reed switch) ที่อยู่ภายในวงจรก็จะตัดการทำงานของวงจรภาคตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกไป สำหรับเครื่องที่ทดลองสร้างขึ้นมานี้ ตัดการทำงานของวงจรภาครับ โดยเปลี่ยนค่าของศักดาอ้างอิง (Reference Voltage) ของวงจรเปรียบเทียบแรงดันให้สูงกว่าค่าของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขยายมาแล้ว วงจรเปรียบเทียบแรงดันนั้นก็ จะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับเข้ามาได้

3.3 ออปเปอเรชันเนลแอมพลิไฟเออร์ชนิดโปรแกรมได้

(Programmable Operational Amplifier)

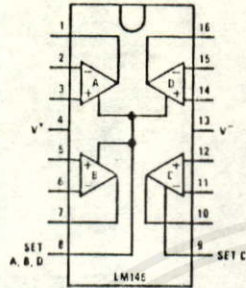
ออปเปอเรชันเนลแอมพลิไฟเออร์ชนิดโปรแกรมได้ เป็นออปเปอเรชันเนลแอมพลิไฟเออร์ที่มีคุณสมบัติในทางไฟฟ้า

แตกต่างไป เช่น ค่าของกระแสไอพุทไบอัส อัตราการสลับ (Slew Rate) รวมทั้งค่าของกระแสสงบ (Quiescent Current) จะขึ้นอยู่กับค่าของกระแสไบอัสที่เราจ่ายให้ ซึ่งกระแสไบอัสนี้จะขึ้นอยู่กับค่า

ความต้านทานภายนอก เช่น เบอร์ LM4250 และ LM346 เนื่องจากออปเปอเรชันเนลแอมพลิไฟเออร์ชนิดนี้สามารถจะไบอัส

ให้วงจรใช้ค่ากระแสสงบได้ต่ำมาก ๆ และสามารถใช้งานได้กับแรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรเพียง ± 1 โวลต์

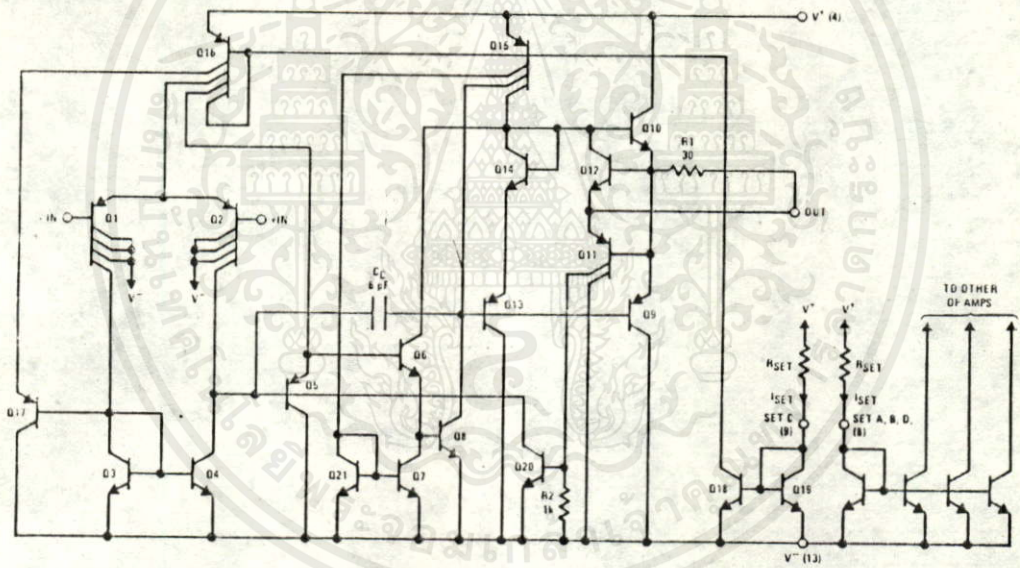
Connection Diagrams (Dual-In-Line Packages, Top Views)



Order Number LM146J, LM246J or LM346J
See NS Package J16A

Order Number LM246N or LM346N
See NS Package N16A

Schematic Diagram

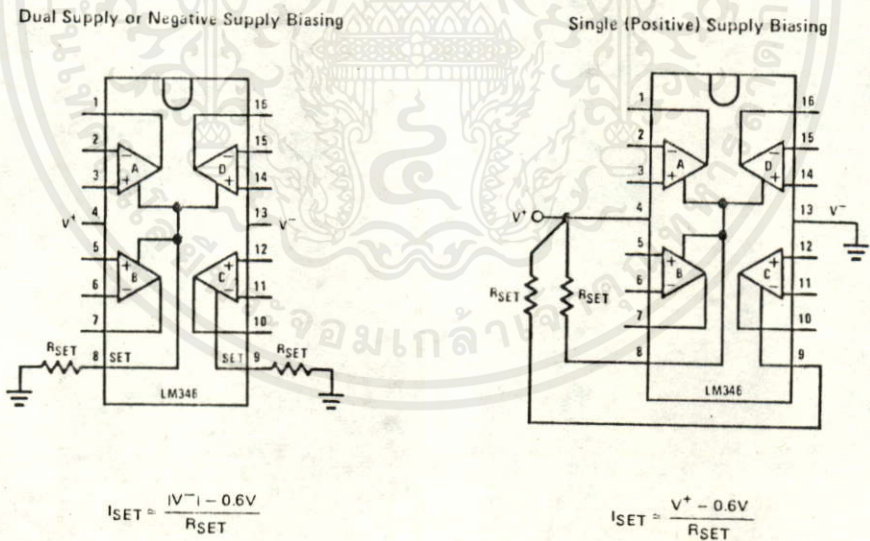


รูป 3.4 วงจรภายในของออปแอมป์ชนิดโปรแกรมได้ เบอร์ LM346

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับสารใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ในการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออปแอมป์ชนิด โปรแกรม ได้นี้จึงเหมาะอย่างยิ่งที่จะนำมาใช้ในวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของ หัวใจ เพราะจะสามารถออกแอมป์วงจรใช้กระแสได้ต่ำมาก

ในรูปที่ 3.4 แสดงให้เห็นวงจรภายในของออปแอมป์ LM346 ซึ่งเป็นออปแอมป์ชนิด โปรแกรม ได้ วงจรที่ใช้ไบอัสประกอบด้วยทรานซิสเตอร์ Q_{15} , Q_{16} , Q_{18} และ Q_{19} ซึ่งเป็นวงจร สะท้อนกระแส (Current Mirror) กระแสไบอัสของวงจรจะขึ้นอยู่กับค่าความต้านทานที่ต่ออยู่ที่ขา คอลเลคเตอร์ของ Q_{19} ซึ่งเราจะสามารถคำนวณหาค่าของกระแส I_{SET} ได้ดังในรูป 3.5 คุณสมบัติ ต่าง ๆ ของ LM346 แสดงไว้ในภาคผนวกที่ 2 ในการออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของ หัวใจนี้ใช้ค่า I_{SET} ประมาณ 120 nA (เนื่องจากค่าความต้านทานสูงสุดที่มีจำหน่าย คือ 10 M Ω จึง ใช้ค่า R_{SET} เป็น 20 M Ω)



รูป 3.5 การไบอัส LM346

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครู ใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้า ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 ออสซิลเลเตอร์และวงจรถ่ายความถี่

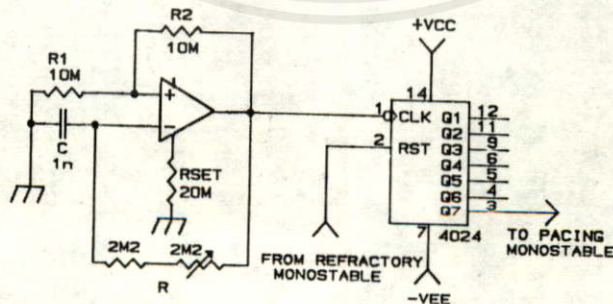
ในวงจรรูปที่ 3.6 เป็นวงจรออสซิลเลเตอร์ที่ใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใน สร้างขึ้นโดยให้ออปแอมป์ชนิดโปรแกรมได้ ประกอบเป็นวงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ (Astable Multivibrator) ทั้งนี้เพราะต้องการวงจรถ่ายความถี่ที่เสถียรต่ำ ๆ จากการทำงานของวงจร ดังในรูป 3.6 จะได้ความถี่ของการออสซิลเลชันเป็น

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

ถ้าออกแบบโดยให้ $R_1 = R_2$ จะได้

$$f_o = \frac{1}{2.2 RC} \tag{3.3}$$

จากที่ได้กล่าวมาแล้วในหัวข้อ 3.2 ความถี่ที่วงจรถ่ายความถี่จะขึ้นอยู่กับค่าของ N และค่าของคาบเวลาต่อ โดยเลือกค่าของ N เป็น 2^6 คาบเวลาต่อมีค่า 0.3 วินาที และอัตราการกระตุ้นมีค่าเป็น 72 ครั้งต่อวินาที ความถี่ที่วงจรถ่ายความถี่จะมีค่าเป็น 120 เฮิรตซ์ ซึ่งก็สามารถที่จะคำนวณค่าของ R และ C ในวงจรได้เป็นดังในรูปที่ 3.6 ซึ่งค่าของ R ที่คำนวณได้ จะมีค่าประมาณ 3.78 M Ω เพื่อให้ค่าความถี่มีค่าถูกต้อง ความต้านทาน R จึงใช้ความต้านทานปรับค่าได้ดังแสดงในรูป 3.6



รูป 3.6 วงจรอะสเตเบิลมัลติไวเบรเตอร์ที่ใช้ออปแอมป์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5 ไมโนสเตเบิลมีลติไวเบรเตอร์

การนำเอาซีมอสไมโนสเตเบิลมีลติไวเบรเตอร์ เช่น เบอร์ 4528 หรือ 4538 อาจไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจนี้ จากการทดลองพบว่าซีมอสไมโนสเตเบิล 4528 ใช้กระแสไม่ต่ำกว่า $20 \mu\text{A}$ ต่อวงจร (หรือ $40 \mu\text{A}$ ต่อไอซีหนึ่งตัว) ถึงแม้ว่ากระแสเพียง $40 \mu\text{A}$ อาจกล่าวได้ว่าเป็นค่ากระแสที่ค่อนข้างน้อยสำหรับวงจรโดยทั่วไป แต่สำหรับเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจควรรีใช้วงจรถักกินกระแสให้น้อยที่สุดเท่าที่จะทำได้ โดยการใช่วงจรไมโนสเตเบิลที่ใช้ทรานซิสเตอร์ 2 ตัว สามารถที่จะออกแบบให้วงจรถักกินกระแสได้ต่ำกว่า

3.5.1 ไมโนสเตเบิลที่ควบคุมเวลาต่อ (Refractory Monostable)

ในรูปที่ 3.7 เป็นวงจรไมโนสเตเบิลที่ควบคุมเวลาต่อ ซึ่งสามารถพิจารณาออกแบบได้ดังต่อไปนี้

ให้ V_S คือ ค่าของแรงดันไฟฟ้าที่เลี้ยงวงจร ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ

$$V_S = V_{CC} - V_{EE} \quad (3.3)$$

ช่วงของคาบเวลาต่อ คือ ความกว้างของพัลส์ t_w ซึ่งเป็นเวลาในการประจุ C_T

โดย R_{B2} จากศักดา $(V_{EE} + 0.6 - V_S) \text{ V}$ จนถึงศักดา $(V_{EE} + 0.6) \text{ V}$ จะมีค่าเท่ากับ

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

สามารถที่จะตัดค่าของ V_{BE} ออกได้ จะได้

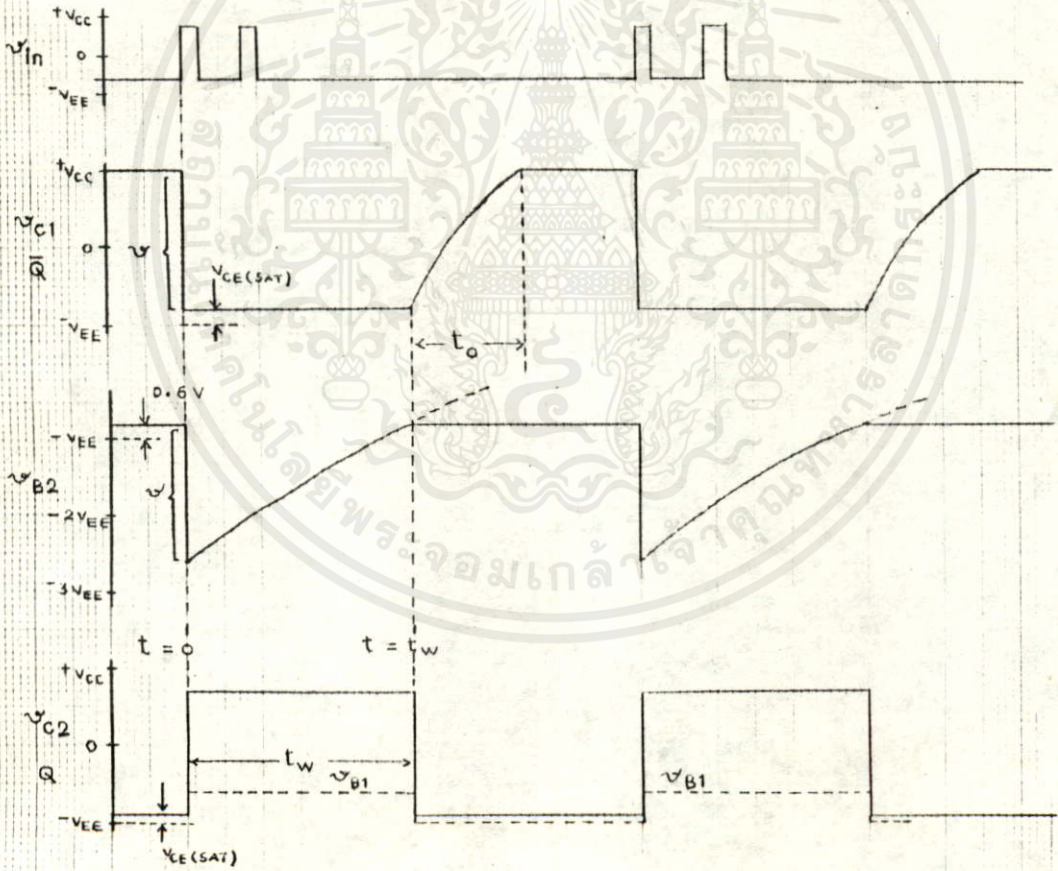
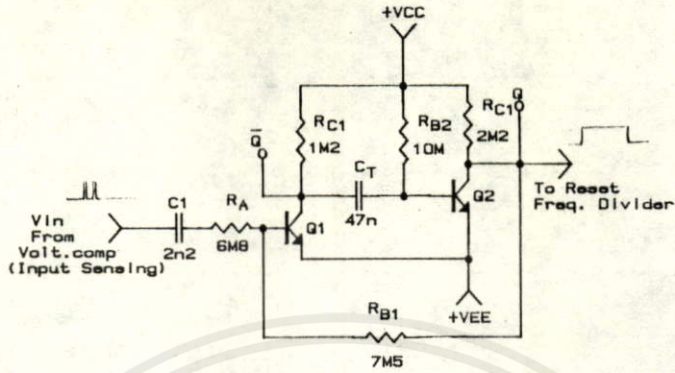
$$t_w \approx 0.69 R_{B2} C_T \quad (3.4\text{ข})$$

ศักดาที่เข้าที่พุก Q (v_{c2}) จะมีค่า

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการอ้างอิงเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ศักดา v_{c2} เมื่อวงจรรออยู่ในสภาวะถูกกระตุ้น ($0 < t < t_w$) จะต้องมีค่ามากกว่า
 ไม่สามารถนำเอาทั้งต้น-อีกฝั่งที่นำมาใช้ตัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 ที่จะนำไปรีเซ็ทวงจรรหาความถี่ซีมอส 4024 ได้ ซึ่งจะต้องมีค่าอย่างน้อยประมาณ $0.55 V_S$ ถ้า

แรงดันไฟฟ้าที่เลี้ยงวงจรมีค่า $\pm 3\text{V}$ จากสมการ 3.5 จะได้



รูป 3.7 วงจร โมโนสเตเบิล มัลติไวเบเรเตอร์ที่ใช้ทรานซิสเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

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

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

ค่าความกว้างของพัลส์ t_w ที่คำนวณได้ จากสมการ 3.4 นั้น คำนวณขึ้นมาโดยสมมติว่า C_T ถูกประจุจนตักดา v_{c1} มีค่าเท่ากับ V_{CC} ซึ่ง C_T นี้จะถูกประจุโดยผ่าน R_{C1} หลังจากที่ v_{c2} เปลี่ยนสถานะเป็น "0" (ช่วงเวลา t_o ในรูป 3.7) ดังนั้นก่อนที่วงจรจะถูกกระตุ้นในครั้งต่อไป จะต้องใช้เวลาเพียงพอที่จะให้ C_T ประจุจนตักดา v_{c1} มีค่าเท่ากับ V_{CC} ก่อน มิฉะนั้นจะทำให้คาบเวลาต่อมีค่าไม่แน่นอน

ให้ t_o เป็นเวลาที่ใช้ในการประจุ C_T ที่ทำให้ตักดา 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 จะสามารถคำนวณหา t_o ได้เป็น

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

$$t_o \geq 3R_{C1} C_T$$

(3.7ก)

จากที่กล่าวมานี้ จะเห็นได้ว่า ค่าของ t_w และ t_o จะเป็นสิ่งที่กำหนดอัตราการกระตุ้นสูงสุดของเครื่อง

ถ้า P_{max} คือ อัตราการกระตุ้นสูงสุดของเครื่อง มีหน่วยเป็น ครั้งต่อนาที จะได้

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

อัตราการกระตุ้นสูงสุดของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบ VVI มักจะมีค่าไม่เกิน 120 ครั้งต่อนาที คาบเวลาต่อจะมีค่าอยู่ระหว่าง 0.2-0.4 วินาที

ให้ $P_{max} = 120$ ครั้งต่อนาที

ซึ่งโดยทั่วไปจะมีค่าอัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที การกำหนดให้ P_{max} เป็น 120

ครั้งต่อนาทีนี้ เป็นการออกแบบที่เผื่อเอาไว้

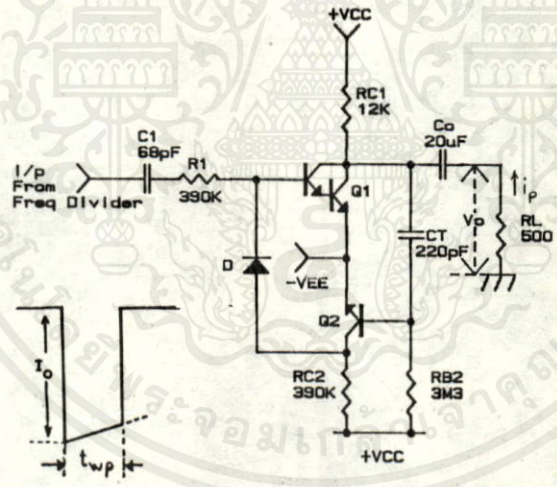
$$t_w = 0.3 \text{ วินาที}$$

จะได้ $t_o \leq 0.2$ วินาที

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

วงจรมอนอสเตเบิลที่ควบคุมเวลาดี้อ จะต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขของสมการ 3.4ข 3.6ข และ 3.7ข สำหรับทรานซิสเตอร์ที่ใช้เลือกใช้ทรานซิสเตอร์แอเรีย เบอร์ MC3386 ซึ่งจากข้อมูลของทรานซิสเตอร์ระบุว่าสามารถใช้งานที่กระแสคอลเลคเตอร์ได้ต่ำถึง $10 \mu A$ แต่จากการทดลองออกแบบโดยใช้กระแสคอลเลคเตอร์ต่ำกว่า $10 \mu A$ และใช้ค่า $H_{FE} = 10$ วงจรมอนอสเตเบิลก็ยังสามารถทำงานได้ การคำนวณออกแบบเริ่มต้นจากการกำหนดค่า $R_{B2} = 10 M\Omega$ (เป็นค่าความต้านทานสูงสุดที่มีจำหน่าย) จะได้วงจรมอนอสเตเบิลดังในรูป 3.7 ซึ่งโมโนสเตเบิลนี้ใช้กระแสประมาณ $3.6 \mu A$ (ที่อัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อวินาที)

3.5.2 โมโนสเตเบิลที่สร้างพัลส์กระตุ้น (Pacing Monostable)



รูป 3.8 วงจรมอนอสเตเบิลสร้างพัลส์กระตุ้น

สำหรับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่มีอัตราการกระตุ้นคงที่นี้ การปล่อยกระแสออกไปกระตุ้นจะอยู่ในลักษณะของตึกตาตงที่ โดยกระแสที่ปล่อยออกไปกระตุ้นจะขึ้นอยู่กับความต้านทานของสายต่อและขั้วไฟฟ้าทั้งหมด ซึ่งจะมีค่าเฉลี่ยประมาณ 500 โอห์ม และจากการให้แรงดัน

ไฟฟ้าเลี้ยงวงจรเป็น $\pm 3\text{ V}$ ตักตไฟฟ้าที่เอาท์พุทของเครื่องก็จะมีค่าประมาณ 5 โวลท์ ดังนั้นเอาท์พุท Q_1 ของโมโนสเตเบิลที่สร้างพัลส์กระตุ้นนี้ จะต้องสามารถจ่ายกระแสได้ถึง 10 mA ทรานซิสเตอร์ Q_1 จึงใช้คาร์ลิงตันทรานซิสเตอร์ และเนื่องจากเอาท์พุท Q_1 (v_{c2}) ไม่ได้นำไปใช้งาน จึงสามารถเปลี่ยน R_{B1} เป็นไดโอดแทน ทำให้เพิ่มค่า R_{C2} ได้ ซึ่งจะทำให้วงจรใช้กระแสน้อยลง ดังในรูป 3.8

ให้ความกว้างของเอาท์พุทพัลส์ t_{wp} มีค่า 0.5 ms ซึ่งจะมีค่าดังสมการ 3.4 และสำหรับโมโนสเตเบิลที่สร้างพัลส์กระตุ้นนี้ เราจะต้องพิจารณาเวลาที่ใช้ในการประจุและคายประจุของ C_o ด้วย C_o นี้มีไว้เพื่อป้องกันกระแสตรงจากแบตเตอรี่ V_{cc} ไหลไปสู่กล้ามเนื้อหัวใจ โดยที่ R_L ในวงจรรูป 3.8 นั้น ก็คือ กล้ามเนื้อหัวใจที่ถูกกระตุ้นตัวเอง

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

$$i = I_o e^{-t/RC} \tag{3.9a}$$

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

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

สำหรับ $t_{wp} = 0.5\text{ ms}$ และ $R_L = 500\ \Omega$ 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

ควรจะถูกประจุจนตักต v_{c1} มีค่าใกล้เคียงกับ V_{cc} ให้มากที่สุด และ C_T ก็จะได้รับประจุด้วยในเวลาเดียวกัน ถ้าให้ C_o และ C_T ถูกประจุจนตักต v_{c1} มีค่าเป็น $V_{EE} + 0.95V_S$ เวลาที่ใช้ในการประจุจะมีค่าเป็น

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

ซึ่งช่วงเวลา t_{op} นี้ คือ

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

ถ้าอัตราการกระตุ้นมีค่า 72 ครั้งต่อนาที จะได้

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

เนื่องจากค่าของ $t_{wp} \ll t_o$ และจากสมการ 3.4 ข กับ 3.10ก เราสามารถที่

จะกล่าวได้ว่า $C_o \gg C_T$ ก็จะสามารถหาค่า R_{C1} ได้ ประมาณ 12 K ค่าของอุปกรณ์อื่น ๆ ก็จะสามารถคำนวณออกแบบได้ดังในรูปที่ 3.8 โดยใช้ค่า $H_{FE1} = 1000$ และ $H_{FE2} = 10$

เพื่อเป็นการป้องกันอันตรายที่จะเกิดขึ้นกับวงจร เนื่องจากเครื่องดีฟิบริลเลเตอร์

(Defibrillator) จึงต่อ Z_1 หนานอยู่กับจุดต่อของขั้วไฟฟ้า ซึ่ง Z_1 นี้มีคุณสมบัติกระแส-แรงดัน เหมือนกับซีเนอร์ไดโอด 2 ตัวที่ต่ออนุกรมกลับขั้วกัน ดังแสดงไว้ในภาคผนวกที่ 2

3.6 วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ประกอบด้วยวงจรขยาย วงจรกรองแถบความถี่ผ่าน

(Band Pass Filter) และ วงจรเปรียบเทียบแรงดัน โดยจะให้ อี้าท์พุท เป็นพัลส์ไปกระตุ้นวงจร

โมโนสเตเบิลควบคุมเวลา คือ ซึ่งจะปรีเซ็ทวงจรนับก่อนที่จะนับถึงค่า N ถ้าหัวใจผู้ป่วยสามารถเต้น

ได้เองในอัตราที่เร็วกว่าค่าที่ตั้งไว้ โมโนสเตเบิลที่สร้างพัลส์กระตุ้นก็จะไม่ทำงาน ออปแอมป์ที่ใช้ใน

วงจรทั้งหมด คือ LM346N ซึ่งสามารถที่จะกำหนดให้ วงจรใช้กระแสได้ต่ำมาก ในวงจรนี้กำหนด

ให้ $I_{SET} = 120 \text{ nA}$

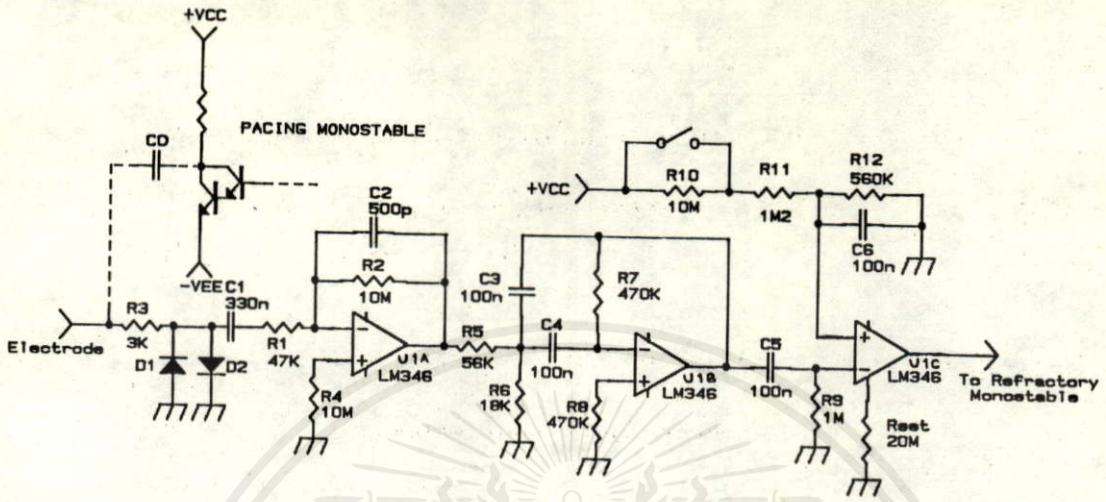
สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับมา ได้จากขั้วไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจห้องล่างจะประกอบด้วย ส่วนของ

สัญญาณ 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 นี้เกิดจากการหดตัวบีบไลต์ไปเลี้ยงร่างกายของหัวใจห้องล่าง ดังนั้น

เราจะใช้ส่วนของสัญญาณ QRS นี้ เป็นตัวบ่งชี้ถึงการเต้นของหัวใจ

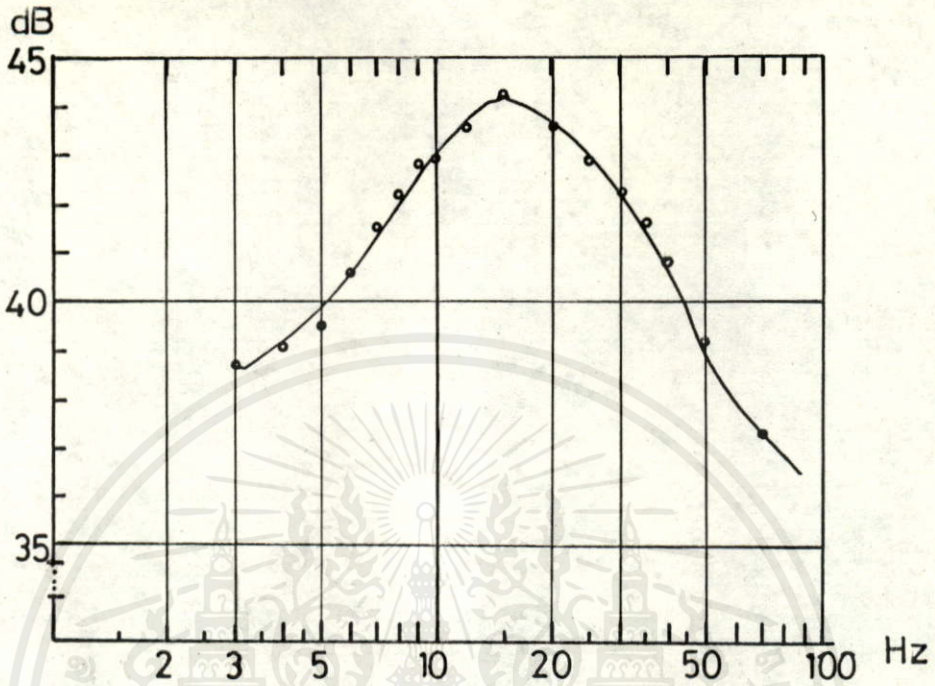


รูป 3.9 วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ

ในรูปที่ 3.9 เป็นวงจรภาครับหรือวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ วงจรขยายภาคแรก U1A เป็นวงจรขยายชนิดกลับเฟส เนื่องจากขั้ว ไฟฟ้าที่อยู่ภายในหัวใจนั้น ทำหน้าที่ทั้งเป็นขั้วไฟฟ้าปล่อยกระแสกระตุ้น และขั้ว ไฟฟ้ารับสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจ ดังนั้นพัลส์ที่ปล่อยออกไปกระตุ้นก็จะเข้ามา ยังวงจรขยายสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจด้วย R_3 , D_1 , D_2 จะช่วยลดขนาดของพัลส์เข้าที่พิกที่เข้ามา ยังวงจรขยาย และยังทำหน้าที่ป้องกันวงจรเสียหายจาก ไฟแรงสูงของเครื่องดีฟิบริลเลเตอร์อีกด้วย ไดโอด D_1 และ D_2 จะไม่มีผลต่อสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจเลย เพราะเนื่องจากสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจที่รับมาได้นั้น มีขนาดต่ำมาก (ไม่เกิน 10 mV)

สัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจจะถูกส่งผ่าน C_1 ไปยังวงจรขยาย ซึ่งจะทำหน้าที่เสมือนเป็นวงจรกรองความถี่สูงผ่าน ทั้งนี้เพื่อกำจัดตัดคาโปลาไรซ์ที่เกิดจากขั้วไฟฟ้า และยังช่วยลดขนาดของสัญญาณคลื่น T C_2 , R_2 ทำหน้าที่เสมือนวงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน ซึ่งจะเป็นการจำกัดแบนด์วิธของวงจร เพื่อลดสัญญาณรบกวน และกำจัดพัลส์กระตุ้น รูปที่ 3. 10 นี้ เป็นกราฟการตอบสนองความถี่ของวงจรขยายภาคแรกนี้

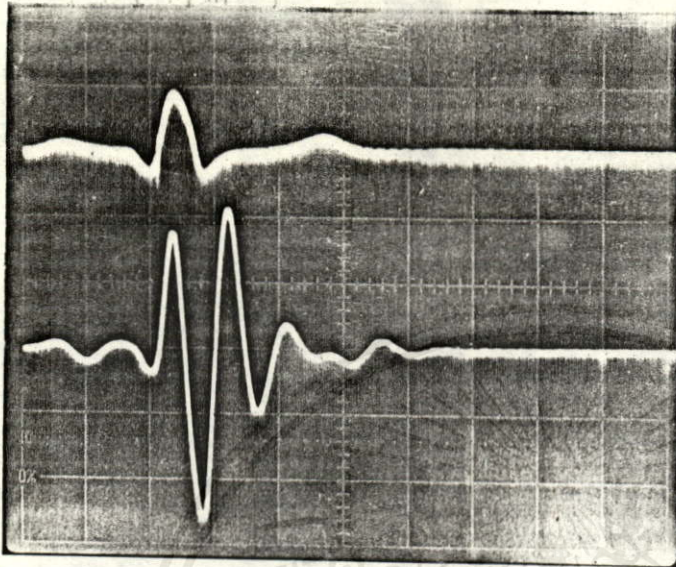
จากที่ได้กล่าวในตอนต้นว่าสเปคตรัมของสัญญาณ QRS อยู่ในช่วงความถี่ระหว่าง 20-50 Hz



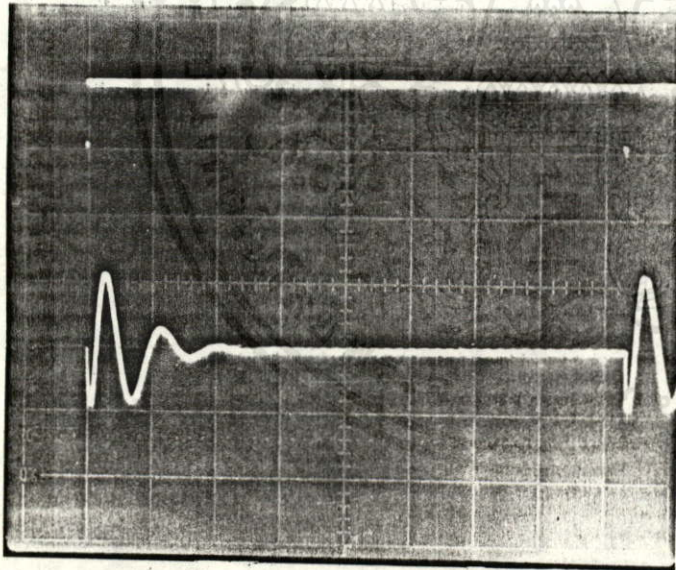
รูป 3.10 การตอบสนองความถี่ของวงจรขยายภาคแรก

เพื่อลดผลการรบกวนของความถี่ 50 Hz จึงเลือกใช้ความถี่ศูนย์กลางของวงจรกรองแถบความถี่ผ่าน
ประมาณ 20 Hz และใช้ค่า Q ประมาณ 3

สัญญาณที่ผ่านวงจรกรองสัญญาณ QRS จะถูกเปลี่ยนเป็นพัลส์ โดยวงจรเปรียบเทียบแรงดัน
ขนาดของยอดสัญญาณ (peak) ที่ผ่านวงจรกรองความถี่ QRS นี้มีค่าประมาณ 200 mV โดยมีอินพุท
เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีขนาดสัญญาณ QRS 2 mV จากยอดถึงยอด และมีค่าประมาณ 1.2 V การกำ
โดยมีอินพุทเป็นพัลส์กระตุ้น ดังในรูป 3.11 จากข้อมูลนี้จะสามารถกำหนดค่าของศักดาอ้างอิงของวงจร
เปรียบเทียบแรงดันนี้ได้ ซึ่งได้ทำการกำหนดดังต่อไปนี้



แนวตั้ง 1 มม. 2 mV / ช่อง
 ล่าง 100 mV / ช่อง
 แนวนอน 100 ms / ช่อง



แนวตั้ง 1 มม. 5 V / ช่อง
 ล่าง 1 V / ช่อง
 แนวนอน 100 ms / ช่อง

ข

รูป 3.11 รูปคลื่นของสัญญาณที่เอาท์พุทของวงจรรองความถี่

โดยมีอินพุทที่ชั่วไฟฟ้าเป็น

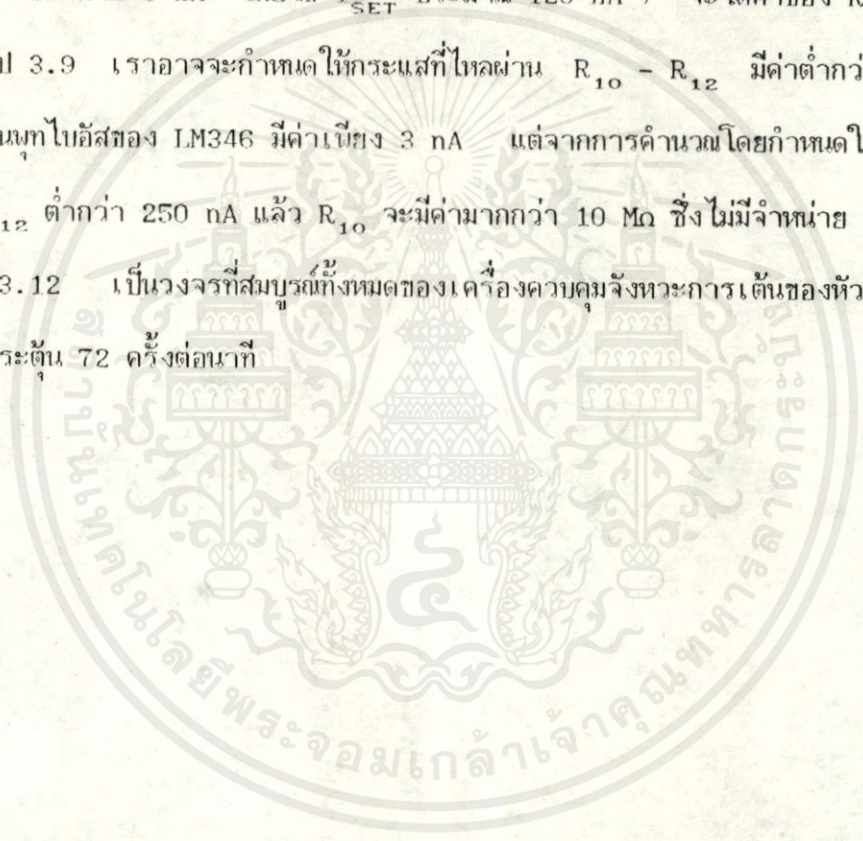
ก) สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของสัญญาณ QRS 2 mV

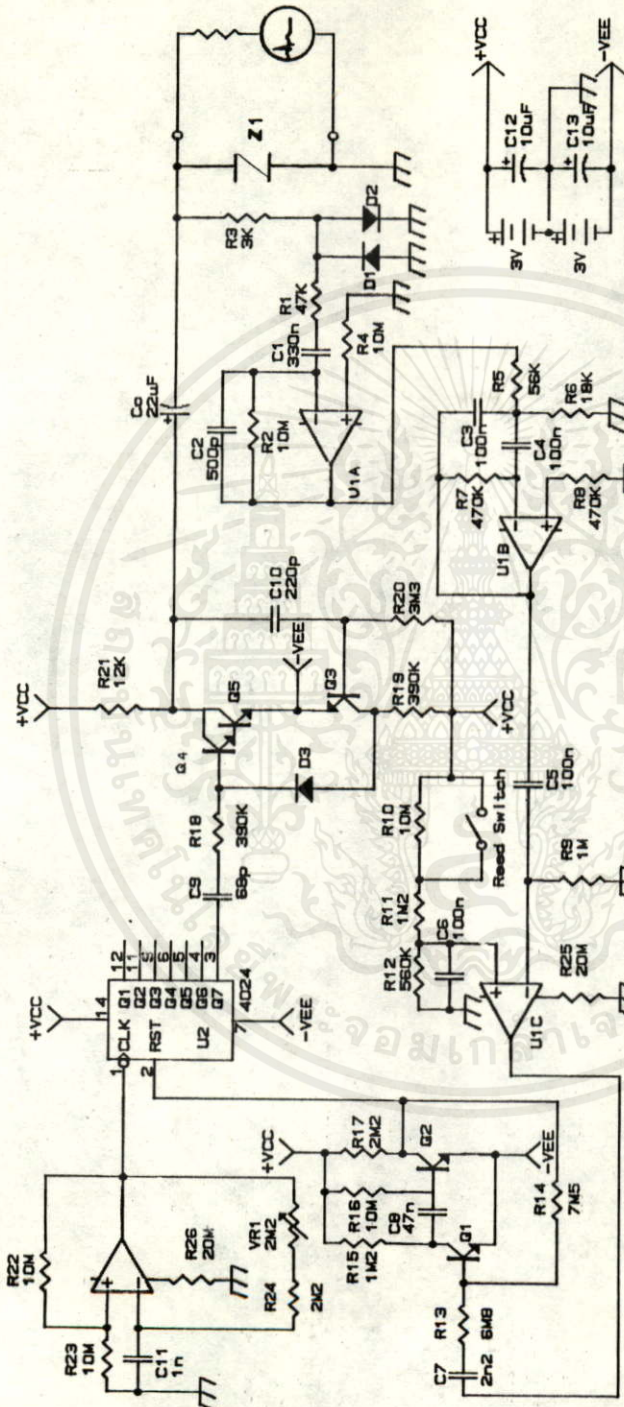
ข) พัลส์ที่เครื่องปล่อยออกไปกระตุ้น ขนาด 5 V_{PP}

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น

ในขณะที่ใช้งานปกติ สวิตช์แม่เหล็กเปิดวงจร กำหนดให้ค่าของศักดาอ้างอิงมีค่าเป็น 0.15 V และในการตรวจสอบการทำงานของวงจรสร้างพัลส์ สามารถที่จะตัดการทำงานของวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออกไป โดยทำให้สวิตช์แม่เหล็กปิดวงจรเปลี่ยนค่าของศักดาอ้างอิงให้สูงกว่าค่าของยอดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกขยายมาแล้ว กำหนดให้ค่าของศักดาอ้างอิงในขณะที่สวิตช์แม่เหล็กปิดวงจรเป็น 1 V และให้กระแสที่ไหลผ่าน $R_{10} - R_{12}$ มีค่าเป็น 250 nA (ค่ากระแสอินพุทไบอัสของ LM346 มีค่าประมาณ 3 nA โดยให้ I_{SET} ประมาณ 120 nA) จะได้ว่าค่าของ 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 M Ω ซึ่งไม่มีจำหน่าย

รูป 3.12 เป็นวงจรที่สมบูรณ์ทั้งหมดของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งมีอัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่อนาที





รูป 3.12 วงจรที่สมบูรณ์ทั้งหมดของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวไจแบบ VVI ซึ่งมีอัตราการการกระตุ้น 72 ครั้งต่อวินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะวิธีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

ซึ่งสามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรง และอัตราของการกระตุ้น

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

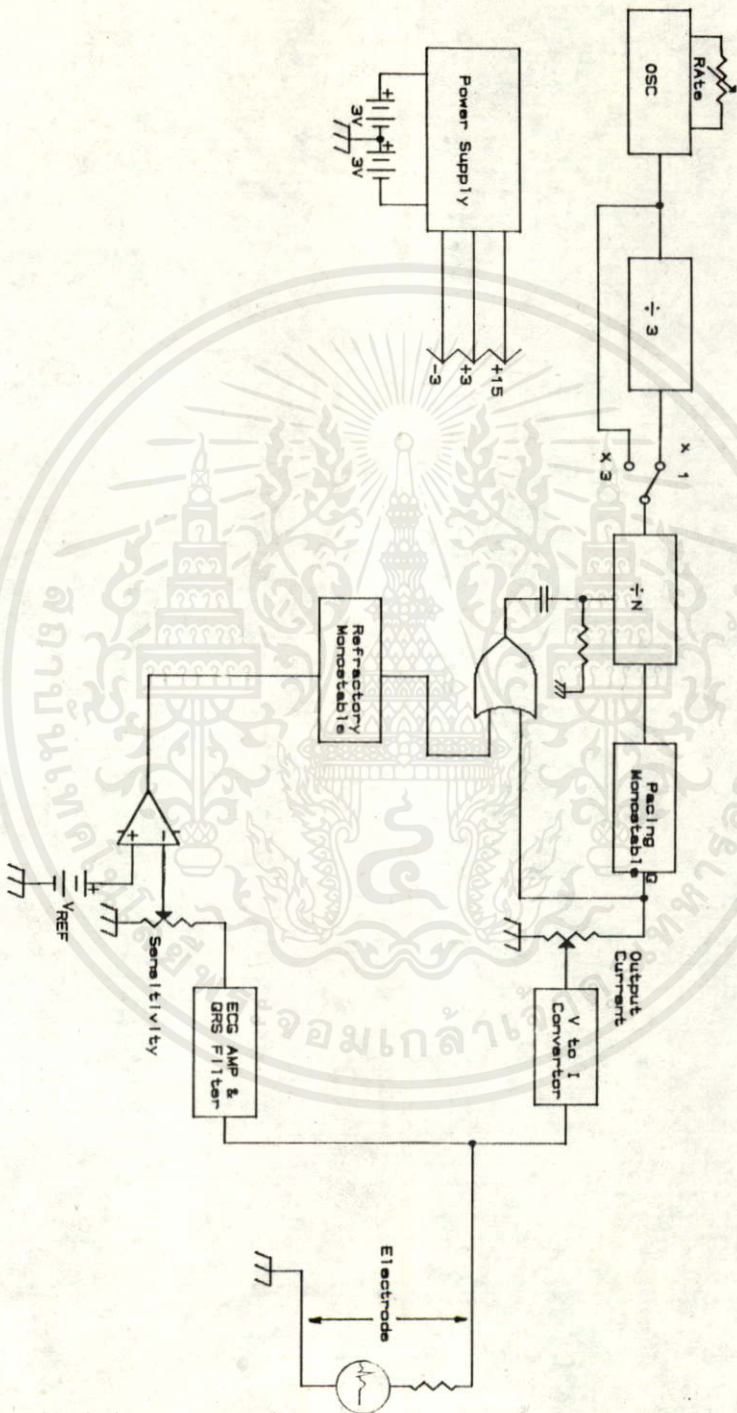
ในบทที่ 3 ได้กล่าวถึงการออกแบบสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งให้อัตราการกระตุ้นคงที่ ซึ่งในบทที่ 4 นี้ จะได้อธิบายถึงการออกแบบวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ที่สามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ความแรงของกระแสที่ปล่อยออกไป และอัตราการกระตุ้น ซึ่งเครื่องในลักษณะดังกล่าวนี้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

4.1 เลือกไดอะแกรมของเครื่อง

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

การปรับค่าอัตราการกระตุ้น กระทำโดยการเปลี่ยนความถี่ของวงจรออสซิลเลเตอร์ โดยจะออกแบบให้สามารถปรับค่าของอัตราการกระตุ้นได้ในช่วง 40-480 ครั้งต่อนาที โดยแบ่งเป็น 2 นิสัย คือ นิสัยคุณหนึ่งจะสามารถปรับอัตราการกระตุ้นได้ในช่วง 40-160 ครั้งต่อนาที ซึ่งจะมีการทำงานแบบ VVI และนิสัยคุณสาม ซึ่งจะให้อัตราการกระตุ้นเป็น 3 เท่าของนิสัยคุณหนึ่ง คือ 120-480 ครั้งต่อนาที โดยเครื่องจะมีการทำงานเป็นแบบ VOO คือ ไม่สนใจต่อการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติ ซึ่งอัตราในการกระตุ้นในช่วงดังกล่าวนี้ จะเป็นอัตราที่เร็วกว่าการเต้นของหัวใจมาก ซึ่งมีประโยชน์ในการรักษาโรคหัวใจบางชนิดได้ จึงได้ออกแบบให้วงจรสามารถปรับอัตราการกระตุ้นในลักษณะดังกล่าว

การเปลี่ยนค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ โดยการเปลี่ยนขนาดของสัญญาณที่จะ



รูป 4.1 บล็อกไดอะแกรมของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เข้าสู่วงจรเปรียบเทียบแรงดัน และเปลี่ยนค่าความแรงของกระแสไอท์ฟก โดยการปรับขนาดของฟัลส์ ที่นำไปป้อนให้กับวงจรเปลี่ยนแรงดัน เป็นกระแส (Voltage to Current Convertor) ซึ่งฟัลส์ ไอท์ฟกจะอยู่ในลักษณะกระแสคงที่ไม่ขึ้นเกี่ยวกับค่าความต้านทานของโหลด การที่สามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และความแรงของการกระตุ้นได้นี้ จะสามารถนำเครื่องไปใช้ในการตรวจสอบสายต่อและชีวไฟฟ้า ในขณะที่กำลังทำการผ่าตัดฝังเครื่องที่จะใช้ในการรักษาอย่างถาวรไว้ในร่างกาย

เพื่อให้วงจรสามารถปรับความแรงของไอท์ฟกฟัลส์ได้ถึง 10 mA ขนาดของฟัลส์อาจสูงกว่า 10 V จึงจำเป็นต้องมีวงจรที่จะเปลี่ยนค่าแรงดันไฟฟ้าจากแบตเตอรี่ ± 3 โวลท์ ให้เป็นแรงดันไฟฟ้า 15 V เพื่อจ่ายให้กับวงจรภาคไอท์ฟก

4.2 การออกแบบวงจรกระแสไอท์ฟกคงที่

สำหรับวงจรไอท์ฟกของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่สามารถปรับค่าความแรงในการกระตุ้นได้นี้ จะเป็นลักษณะกระแสคงที่ ซึ่งสามารถทำได้ โดยการนำฟัลส์ที่มีศักดาตรงที่นำไปป้อนให้กับวงจรเปลี่ยนศักดาเป็นกระแส ดังแสดงในรูปที่ 4.2 สำหรับวงจรสร้างฟัลส์ที่มีศักดาตรงที่ ยังคงใช้วงจรโมโนสเตเบิล ซึ่งจะนำไปอธิบายในหัวข้อต่อไป

กระแส i_p คือ กระแสไอท์ฟกที่เครื่อง ๆ ปล่อยออกไป ซึ่งจะสามารถปรับค่าได้ในช่วง 0.1 - 10 mA

จากหลักการทำงานของออปแอมป์ จะได้

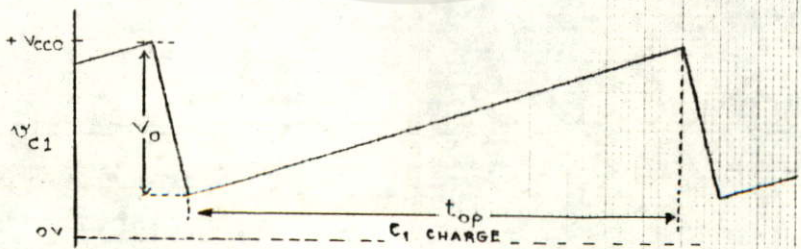
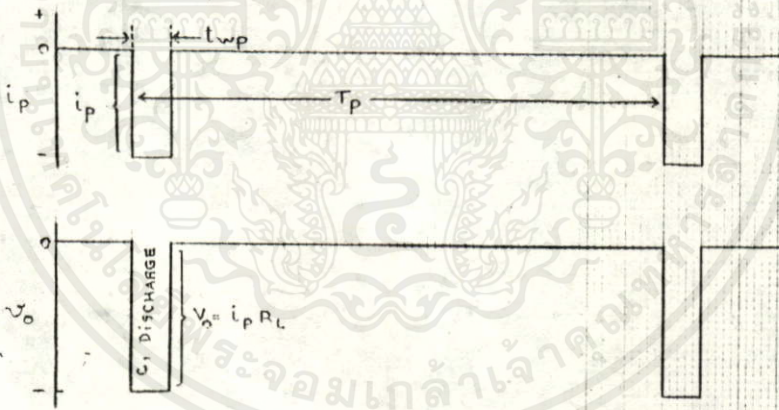
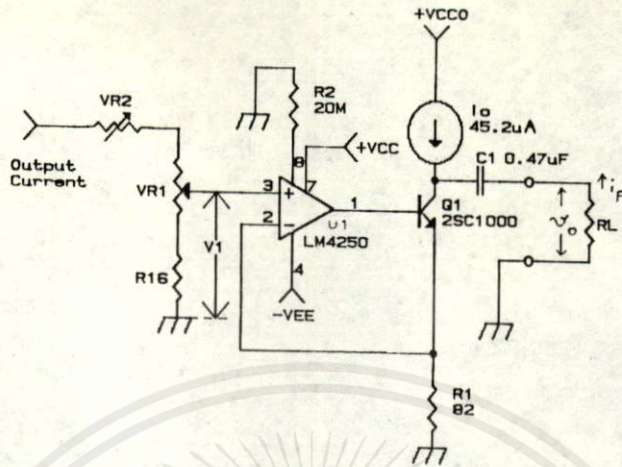
$$v_1 = i_{e1} R_1$$

โดยการเลือกทรานซิสเตอร์ Q_1 ให้มีค่า H_{FE} มาก ๆ ก็จะสามารถจะประมาณได้ว่ากระแส i_{e1} มีค่าเท่ากับ i_{c1} (ในที่นี้เลือก Q_1 เป็นเบอร์ 2SC1000 ซึ่งมีค่า H_{FE} ประมาณ 500 ที่กระแส

ออก คอลเล็คเตอร์ 0.1 ถึง 10 mA) ซึ่งกระแส i_{c1} ก็คือ ผลรวมของ i_o กับ i_p ดังนั้น

$$v_1 = (i_p + i_o) R_1 \quad (4.1)$$

โดยการทำให้ i_o มีค่าคงที่ กระแส i_p ก็จะมีค่าคงที่ด้วย และสามารถเปลี่ยนแปลงได้โดยการเปลี่ยนขนาดของฟัลส์ v_1 ที่ป้อนให้กับวงจรนี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูป 4.2 วงจรกระแสเข้าที่ถูกต้อง

$$i_p = (v_1 / R_1) - i_o \quad (4.2)$$

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) เพื่อให้

ศักดาคร่อม C_1 ที่มีค่าเท่ากับค่าสูงสุดของ V_o ได้เร็วที่สุด ทั้งนี้เพื่อให้สามารถจ่ายกระแส i_p ได้สูงสุดเท่าที่ไม่วางใจใจกันคือ เมื่อทั้งหมัดนี้วัดค่าแรงดันคร่อมแล้วส่งสัญญาณถึงหน่วยประมวลผลซึ่งมีการนำไปใช้ทุก ๆ ค่าของอัตรากระตุ้น จากที่กล่าวมานี้จะสามารถเขียนสมการได้เป็น

$$V_{C1(MAX)} = Q_{CH(10)} / C_1 \quad (4.7)$$

จะได้

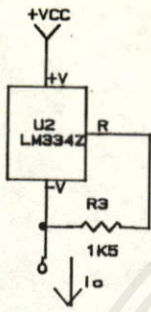
$$C_1 \geq t_{wp} / R_{L(MAX)} \quad (4.8)$$

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 นั้นสร้างขึ้นโดยใช้ไอซีกระแสแสดงที่ LM334 ซึ่งมีวงจรประกอบดังในรูป 4.3



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

รูป 4.3 วงจรกระแสแสดงที่ ซึ่งสร้างจากไอซี LM334

ค่าของ R_1 สามารถพิจารณาได้จากค่าของศักดาตกคร่อม R_1 อันเกิดจากกระแส i_p และ i_o นั้น จะต้องไม่ทำให้อุปแอมป์อิ่มตัว กล่าวคือ โดยการใช้แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรจากแบตเตอรี่ $\pm 3 V$ ซึ่งค่าแรงดันไฟฟ้านี้จะลดลงเรื่อย ๆ และถือว่าถ้าแรงดันไฟฟ้าของแต่ละเซลล์ต่ำกว่า $1.1 V$ เซลล์จะหมดพลังงานก็จะพิจารณาโดยถือว่าแรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจร คือ $\pm 2.2 V$ จากคุณสมบัติของ LM4250 ที่แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจร $\pm 2.2 V$ นั้น LM4250 จะให้เอาท์พุทได้ประมาณ $1.5 V$ ดังนั้น

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

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

แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจร V_{CC0} อย่างน้อยจะต้องมีค่าเป็น

$$V_{CC0} \geq V_{U2(SAT)} + i_{P(MAX)}R_{L(MAX)} + V_{CE1(SAT)} + (i_{P(MAX)} + i_o)R_1$$

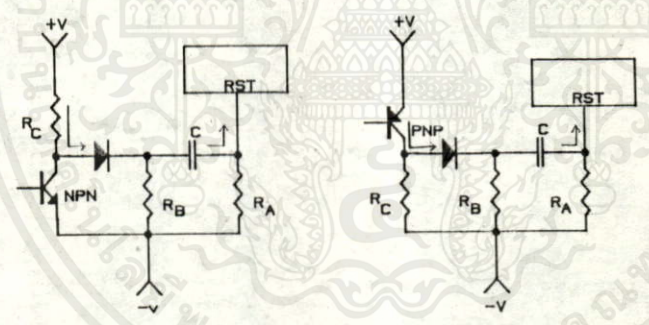
$V_{U2(SAT)}$ คือ ศักดาตกคร่อมไอซี U2 ต่ำสุดที่ยังสามารถทำให้ไอซี U2 ทำงานได้ จะมีค่าประมาณ $0.8 V$ ในที่สุดจะได้

$$V_{CC0} \geq 14.2 \text{ V}$$

ซึ่งวงจรแต่ละส่วน ก็จะมีการทำงานในตัวเองเดียวกับเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบอัตรา
กระตุ้นคงที่ ในหัวข้อนี้จะอธิบายเฉพาะในส่วนที่แตกต่างกัน

4.3.1 การออกแบบโมโนสเตเบิลควบคุมเวลาดี

พัลส์ที่นำไปรีเซ็ตวงจรนับนั้น นอกจากจะมาจากวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
แล้ว (โดยผ่านโมโนสเตเบิลควบคุมเวลาดี) จะต้องนำมาจากโมโนสเตเบิลสร้างพัลส์กระตุ้นด้วย
เพราะในพัลส์คุณสาม วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะต้องไม่ทำงาน (VOO) สัญญาณทั้งสองก็จะ
ถูกนำมาผ่านออร์เกต (OR GATE) ซึ่งไดโอด D_1 , D_2 และความต้านทาน R_9 จะทำหน้าที่เป็น
ออร์เกตนี้ และเพื่อให้มาตรฐานส่วนของอัตรากระตุ้นที่ VR4 ใช้ได้เหมือนกัน ทั้งพัลส์คุณหนึ่งและ
พัลส์คุณสาม จึงต้องทำให้เป็นพัลส์แคบ ๆ อีกครั้งหนึ่งโดย C_4 และ R_{10} เนื่องจากความกว้างของ
พัลส์ที่มาจากโมโนสเตเบิลทั้งสองมีความกว้างที่แตกต่างกันมาก



รูป 4.5 พิจารณาทิศทางของกระแสในการรีเซ็ตวงจรนับ
จากทรานซิสเตอร์ NPN และ PNP

เมื่อพิจารณาทิศทางของกระแสที่นำไปรีเซ็ตวงจรนับ ถ้าใช้โมโนสเตเบิลที่สร้าง

จากทรานซิสเตอร์เอ็นพีเอ็น กระแสที่นำไปรีเซ็ตวงจรนับจะผ่านทาง R_C ก็จะทำให้เกิดมีศักดาตกคร่อม
 R_C เกิดขึ้น เพื่อให้ศักดาที่ขารีเซ็ตของวงจรนับมีค่าสูงพอที่จะรีเซ็ตวงจรนับได้ (มากกว่า $0.55(V_{DD} -$
 $V_{SS})$) จะต้องทำให้ R_C มีค่าต่ำกว่า R_A และ R_B แต่ถ้าใช้โมโนสเตเบิลที่สร้างจากทรานซิสเตอร์
พีเอ็นพีแล้ว ศักดาตกคร่อม V_{CE} จะมีค่าต่ำกว่าศักดาตกคร่อม R_C มาก ซึ่งช่วยให้วงจรสามารถทำงาน

ได้แน่นอนกว่า ด้วยเหตุนี้จึงใช้ โมโนสเตเบิลที่สร้างจากทรานซิสเตอร์นี้เอ็นพี ดังนั้นสัญญาณที่มากกระตุ้น โมโนสเตเบิลจะต้องเป็นพัลส์ทางขอบกลาง ซึ่งในกรณีของโมโนสเตเบิลควบคุมเวลาคือ สัญญาณกระตุ้นมาจากวงจรเปรียบเทียบแรงดัน จึงต้องใช้วงจรเปรียบเทียบแรงดันแบบกลับเฟส

ถึงแม้ว่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่กล่าวถึงในบทนี้นำมาใช้งานภายนอก ร่างกาย แต่อย่างไรก็ตาม การออกแบบวงจรก็ยังคงยึดหลักการที่จะทำให้ใช้กระแสต่ำที่สุด

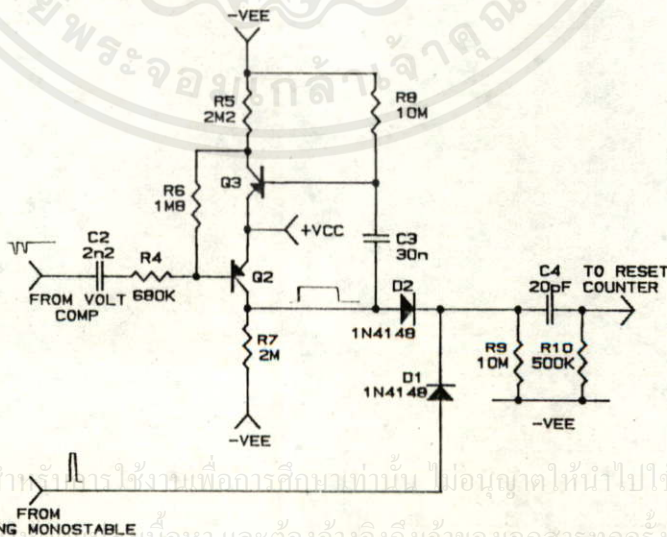
P_{MAX} : ค่าอัตราการกระตุ้นสูงสุด คือ 160 ครั้งต่อนาที (ในพหุคูณสาม เครื่อง ๙ ทำงานเป็น VOO จึงไม่นำมาคิด)

t_w : ค่าของคาบเวลาต่อ ซึ่งให้มีค่าเท่ากับ 0.2 วินาที ซึ่งกำหนดให้มีค่าต่ำกว่าของคาบเวลาต่อของเครื่อง ๙ ที่มีอัตราการกระตุ้นคงที่ เพราะค่า อัตราการกระตุ้นสูงสุดมีค่าสูงกว่า

จากสมการ 3.8 ค่าของ t_o จะเป็น

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

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

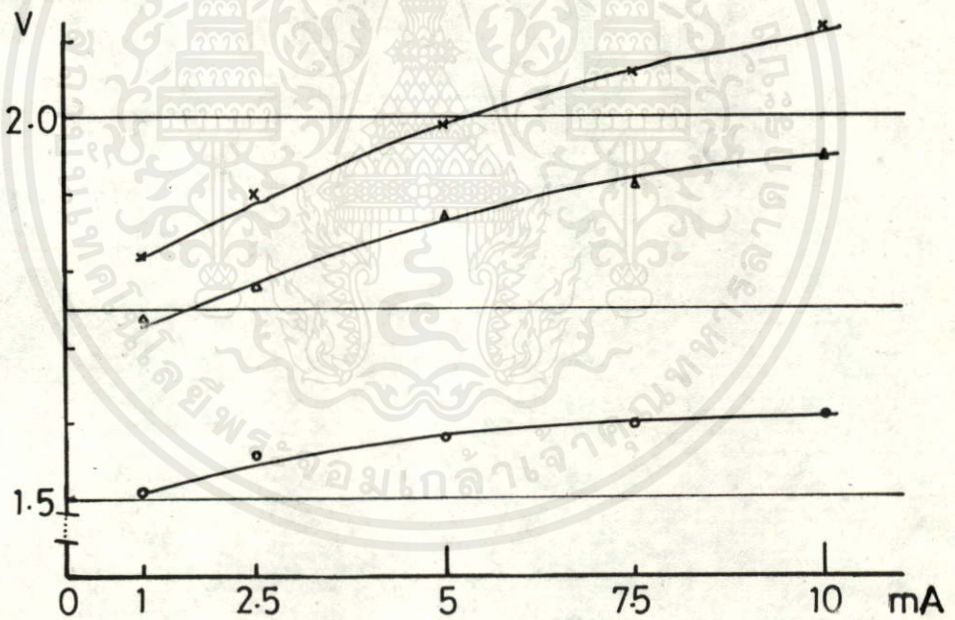


รูป 4.6 วงจร โมโนสเตเบิลควบคุมเวลาต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.2 การออกแบบโมโนสเตเบิลสร้างพัลส์กระตุ้น

พัลส์ที่นำไปป้อนให้กับวงจรกระแสตรงที่เข้าทั้งหมด ต้องมีค่าคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามสภาวะของแบตเตอรี่ วิธีการทำให้พัลส์มีเสถียรค้างที่นั้น อาจใช้ซีเนอร์ไดโอด แต่สำหรับวงจรที่ออกแบบกันมานี้ ใช้ไดโอดเปล่งแสง (LED) ทำหน้าที่สร้างหักตาดวงที่ให้กับภาคเข้าทั้งหมด ซึ่งหักตาดังกล่าวไดโอดเปล่งแสงนี้ จะมีค่าประมาณ 1.5 - 2 V และมีค่าค่อนข้างคงที่ นอกจากนี้ยังสามารถใช้แสดงสภาวะการทำงานของเครื่องได้อีกด้วย ในรูป 4.7 แสดงคุณสมบัติกระแส - แรงดันของไดโอดเปล่งแสงต่าง ๆ

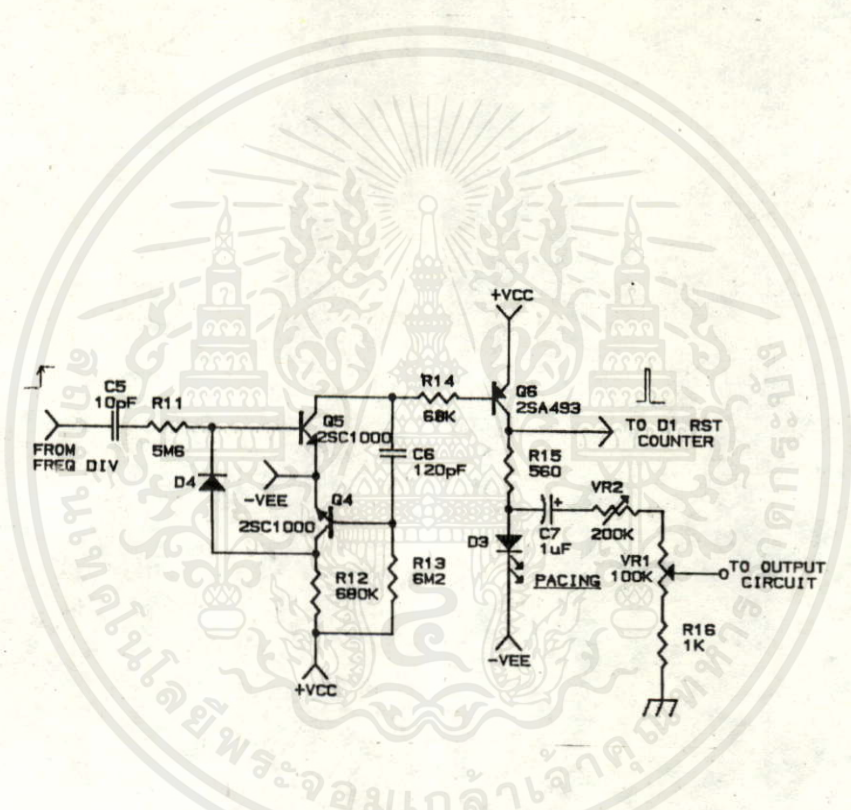


- o สีแดงขนาดเล็ก (ตัวที่ใช้ในวงจร)
- △ สีเหลืองขนาดกลาง
- * สีเขียวขนาดใหญ่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูป 4.7 คุณสมบัติกระแส-แรงดันของไดโอดเปล่งแสง

จากการที่ใช้ไดโอดเปล่งแสงสร้างพัลส์คงที่ให้ภาคเ้าท์พุท วงจรโมโนสเตเบิลนี้จะต้องสามารถจ่ายกระแสได้ประมาณ 5-10 mA และเมื่อพิจารณาสัญญาณที่มากกระตุ้น ซึ่งเป็นพัลส์ทางขอบขาขึ้น ก็จะสามารถออกแบบวงจรโมโนสเตเบิลสร้างพัลส์กระตุ้นได้ดังรูป 4.8 ซึ่งจะใช้กระแสเฉลี่ยประมาณ 13 μ A ที่อัตราการกระตุ้น 72 ครั้งต่ออนาที



รูป 4.8 วงจรโมโนสเตเบิลสร้างพัลส์กระตุ้น

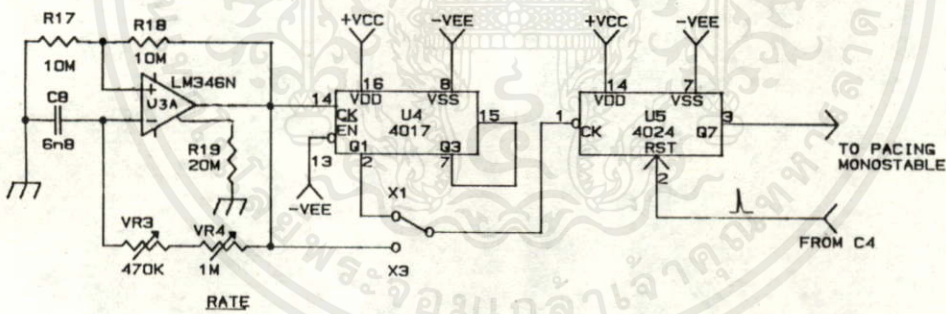
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 การออกแบบวงจรออสซิลเลเตอร์และวงจรรักษาความถี่

รูป 4.9 เป็นวงจรออสซิลเลเตอร์และวงจรรักษาความถี่ ซึ่งคล้ายกับแบบที่มีอัตรา
 กระตุ้นคงที่ ความถี่ของการออสซิลเลตสามารถคำนวณได้จาก

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

ค่าของอัตราการกระตุ้น P จะอยู่ในช่วง 40 - 160 ครั้งต่อวินาที และ N มีค่า 2^6
 สำหรับปัจจัยคูณหนึ่ง และ 3×2^6 สำหรับปัจจัยคูณสาม จะได้ความถี่ของการออสซิลเลตเป็น 42.7 -
 170.7 Hz VR3 ปรับให้ค่าความถี่ของการออสซิลเลตอยู่ในช่วงดังกล่าวนี้ เพื่อให้มาตราส่วนของ
 อัตราการกระตุ้นที่ VR4 อยู่ในช่วงที่ต้องการ คือ 40 - 160 ครั้งต่อวินาที



รูป 4.9 วงจรออสซิลเลเตอร์และวงจรรักษาความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

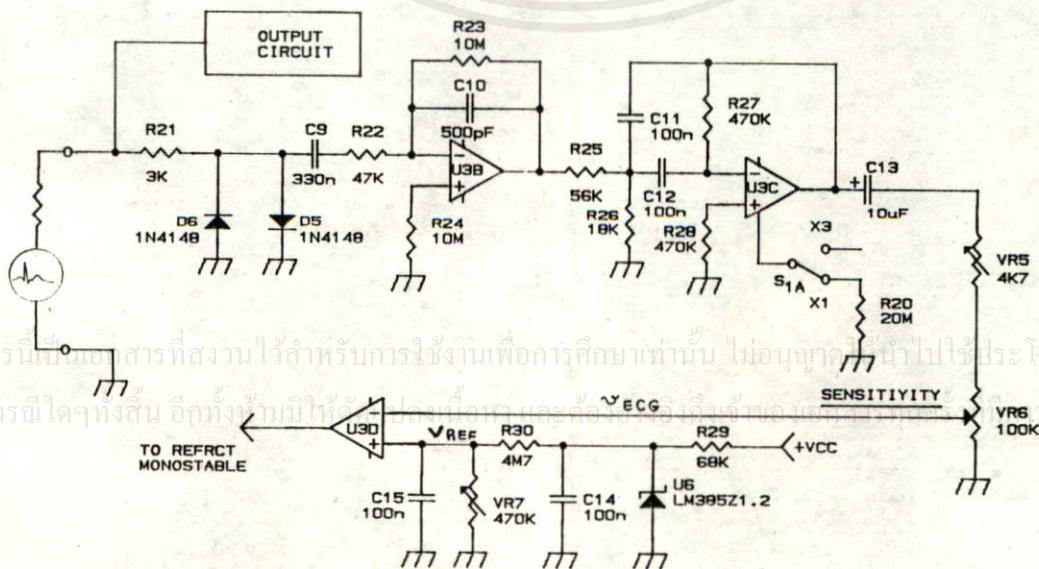
4.4 การออกแบบวงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่อง ฯ ซึ่งสามารถปรับค่าต่าง ๆ ได้นี้ วงจรส่วนใหญ่คล้ายกับแบบที่ให้อัตรากระตุ้นคงที่ ส่วนที่แตกต่างกันเล็กน้อย คือ วงจรเปรียบเทียบใช้เป็นแบบกลับเฟส ที่ใช้เป็นแบบกลับเฟส เนื่องจากโมโนสเตเบิลควบคุมเวลาดี ต้องการพัลส์กระตุ้นทางขอบขาลงตั้งได้กล่าวมาแล้ว และ วงจรตีค่าอ้างอิงของวงจรเปรียบเทียบ เพื่อให้สามารถกำหนดมาตราส่วนของความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ ค่าของตีค่าอ้างอิงจะต้องคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ ซึ่งสามารถทำได้โดยใช้ไอซีตีค่าอ้างอิง LM385Z1.2 ซึ่งสามารถใช้งานได้ที่กระแสต่ำเพียง $10 \mu\text{A}$ (ไอซีตีค่าอ้างอิงทั่วไป มักใช้กระแสอย่างน้อย 1 mA)

การปรับแต่งค่า VR เพื่อกำหนดมาตราส่วนของความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ได้กระทำโดยพิจารณาปัจจัยต่าง ๆ แล้วปรับแต่ง ดังต่อไปนี้

ก) จากการใช้แบตเตอรี่ $\pm 3 \text{ V}$ โดยใช้เซลล์สังกะสี-คาร์บอนขนาด AA จำนวน 4 เซลล์ ซึ่งจะถือว่า เซลล์จะหมดอายุใช้งาน เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแต่ละเซลล์มีค่าต่ำกว่า 1.1 V ดังนั้นจะถือว่าแรงดันไฟฟ้าที่เลี้ยงวงจรต่ำสุดจะมีค่า $\pm 2.2 \text{ V}$

ข) เมื่อพิจารณาคณสมบัติของ LM346 จะพบว่า ในขณะที่ใช้แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรมีค่า $\pm 2.2 \text{ V}$ LM346 จะสามารถให้เอาท์พุทได้ประมาณ $\pm 1.5 \text{ V}$ ดังนั้นจะถือว่าวงจรขยายและ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะมิใช่ใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้นำไปใช้เพื่อการค้าโดยไม่ได้รับอนุญาต

กรองความถี่ QRS จะสามารถให้เอาต์พุตได้สูงสุด ± 1.5 V

ค) จากการทดลองป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ซึ่งมีขนาดของยอดสัญญาณ QRS 2 mV จะได้ขนาดของยอดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกรองความถี่เป็น 205 mV หรืออาจกล่าวได้ว่า วงจรขยายสัญญาณและกรองความถี่มีอัตราขยายรวมเท่ากับ 102.5 เท่า

ง) จากข้อมูลในข้อ ข และ ค ค่าสูงสุดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จะป้อนเข้าสู่วงจร จะมีค่าประมาณ 15 mV สัญญาณที่ได้จากขั้วไฟฟ้าภายในหัวใจจะมีขนาดไม่เกิน 10 mV ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ใช้งานได้

จ) จากข้อมูลในข้อ ค. ถ้าขนาดของสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่รับมาได้มีค่า 1 mV จะได้ขนาดยอดของสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกรองความถี่เป็น 102.5 mV เพื่อความสะดวกในการอ่านค่า จึงต่อ VR5 อนุกรมกับ VR6 ดังในรูป 4.10 ทำการปรับค่า VR5 โดยป้อนสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีขนาดของยอดสัญญาณ QRS 1 mV แล้วปรับ VR5 เพื่อให้ขนาดของยอดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ที่ต่อคร่อม VR6 มีค่าเป็น 100 mV

ฉ) กำหนดค่าของศักดาอ้างอิง V_{REF} ให้มีค่า 90% ของขนาดยอดสัญญาณที่เอาต์พุตของวงจรกรองความถี่ในขณะที่มีอินพุต 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 ค่าของขนาดยอดสัญญาณอินพุตนั้น ๆ คือ มาตราส่วนของความไวในการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เนื่องจากในการออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจนี้ ควรสร้างวงจรให้ใช้กระแสดำ ๆ ดังนั้นค่า R ต่าง ๆ ในวงจร จึงมีค่าสูง เครื่องมือวัดค่าแรงดันไฟฟ้าที่นำมาใช้จะต้องมีอินพุตที่มีแอมป์สูงมาก โดยทั่วไปอินพุตที่มีแอมป์สูงของดีซีโวลต์มิเตอร์หรือออสซิลโลสโคป จะมีค่าไม่เกิน 10 M Ω ซึ่งยังสูงไม่เพียงพอสำหรับที่จะใช้วัดค่าศักดาไฟฟ้าในวงจร ได้แก้ปัญหาโดยต่อวงจร

บัฟเฟอร์ที่สร้างขึ้นโดยออปแอมป์ LF356 ซึ่งจะทำให้มีค่าอินพุตที่มีแอมป์สูงมากถึง $10^{12} \Omega$

จากที่กำหนดในหัวข้อ 4.1 อัตราในการกระตุ้นของเครื่อง ๆ นี้ จะแบ่งเป็น 2 พัลส์ ซึ่งที่

พีสัยคุณสาม เครื่องจะเปลี่ยนไปทำงานเป็นแบบ VOO ซึ่งสวิทช์ S_{1A} จะตัดความต้านทาน R_{20} ซึ่งทำหน้าที่ไบอัสออปแอมป์ทั้งสามตัวออกจากวงจร ในขณะที่เลือกใช้ที่พีสัยคุณสาม ซึ่งวงจรภาคตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะไม่ทำงาน

4.5 วงจรภาคจ่ายไฟ

วงจรกระแสไฟฟ้าที่ถูกต้องที่ต้องการแรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรอย่างน้อย 14.2 V ดังได้อธิบายไปแล้วในหัวข้อ 4.2 การสร้างแรงดันไฟฟ้าที่มากกว่า 14 V จากแบตเตอรี่ ± 3 V อาจสามารถทำได้โดยการใช้วงจรคูณแรงดันไฟฟ้า ดังในรูป 4.11 ข วงจรแต่ละชุดประกอบด้วย ไดโอดและตัวประจุอย่างละ 2 ตัว ซึ่งจะได้แรงดันไฟฟ้าเข้าที่บวกเป็น $2V_p - 1.2$ โดยที่ V_p คือ ค่าสูงสุดของคลื่นสี่เหลี่ยมอินพุตดังแสดงในรูป ถ้าต้องการแรงดันไฟฟ้ามากกว่า $(2V_p - 1.2)$ ก็สามารถใช้อุปกรณ์แรงดันที่หลายชุดต่ออนุกรมกันจนได้ค่าของแรงดันไฟฟ้าเข้าที่บวกตามที่ต้องการ

สำหรับวงจรของภาคจ่ายไฟ นี้เป็นวงจรดังในรูป 4.11 ก คลื่นสี่เหลี่ยมที่นำมาเป็นอินพุตของวงจรคูณแรงดันนี้มาจากออสซิลเลเตอร์ของภาคควบคุมอัตราการกระตุ้น ซึ่งจะมีความถี่อยู่ในช่วง 43 ถึง 171 Hz โดยมีไอซี U7 ทำหน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ คลื่นสี่เหลี่ยมนี้อาจจะใช้ออสซิลเลเตอร์อีกชุดหนึ่งสร้างขึ้นมาก็ได้ แต่ไม่ควรใช้ความถี่ที่สูงนัก เพราะไอซี ซีมอสจะใช้กระแสมากขึ้น เมื่อสวิทช์ที่ความถี่สูงขึ้น ส่วนข้อเสียของการใช้ความถี่ต่ำ คือ จะต้องใช้ตัวประจุค่าสูง ซึ่งค่าของตัวประจุสามารถคำนวณได้จาก

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

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

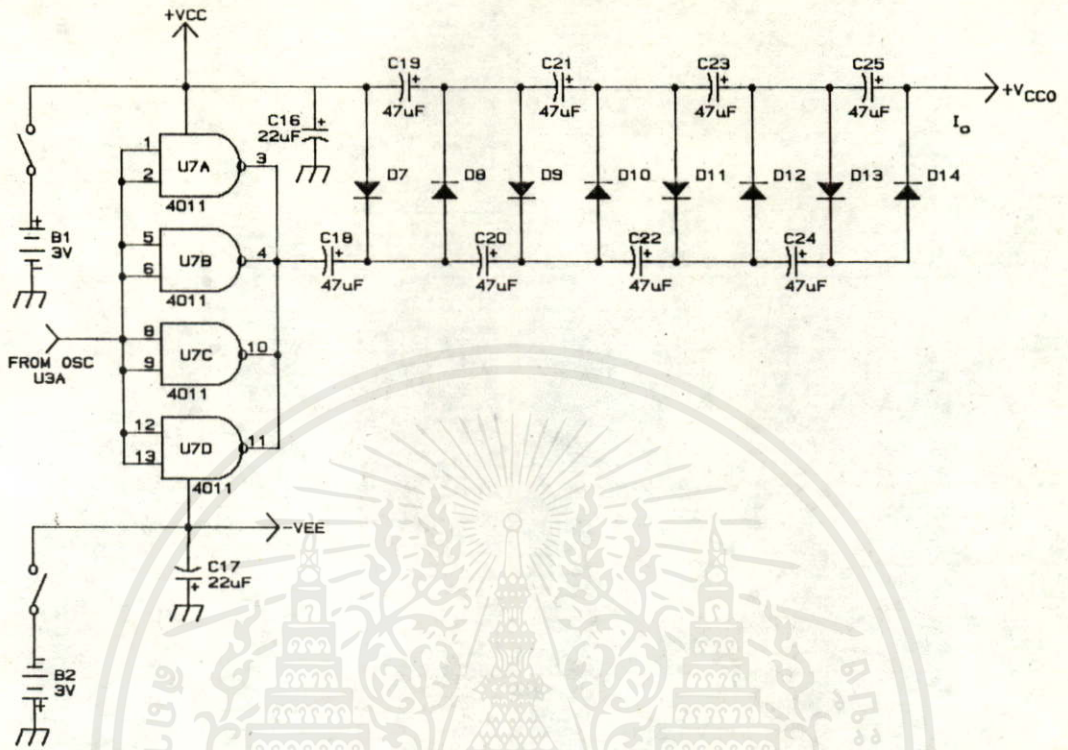
F_r : (Hz) คือ ความถี่ของริพเพิล (Ripple) ซึ่งจะมีค่าเท่ากับความถี่ของคลื่นสี่เหลี่ยมคือ 43 Hz (ใช้ค่าต่ำสุด)

เอกสารนี้เป็น V_p : (V) คือ ขนาดของแรงดันริพเพิล ซึ่งกำหนดใหม่ต่ำกว่า 1% ของ $(2V_p - 1.2)$ โดยถือว่าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหาข่าวกรองอันเนื่องมาจากการนำเนื้อหาข่าวกรองไปใช้

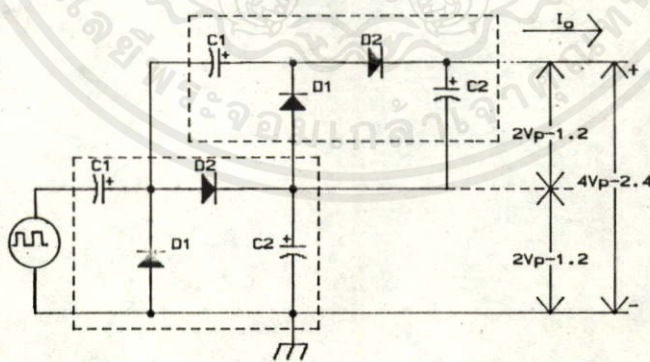
ของ V_r ในที่นี้จะ เป็น 1% ของ $(4.4 - 1.2)$ V = 32 mV

จะได้

$$C \geq 36.3 \mu F$$



ก. วงจรของภาคจ่ายไฟ



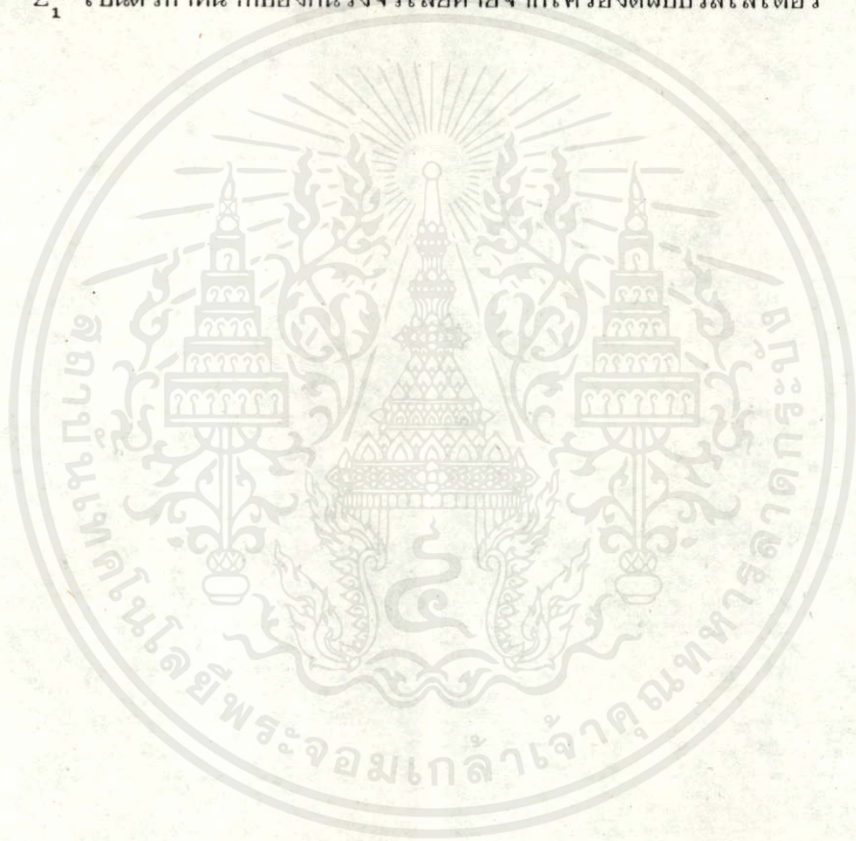
ข. วงจรคอมแรงดันไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

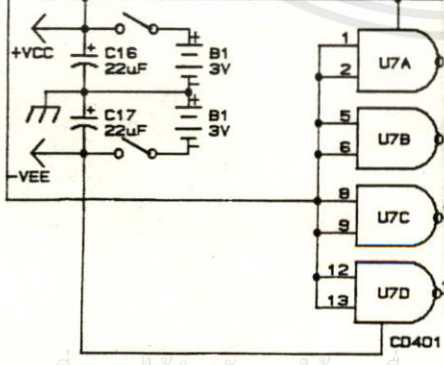
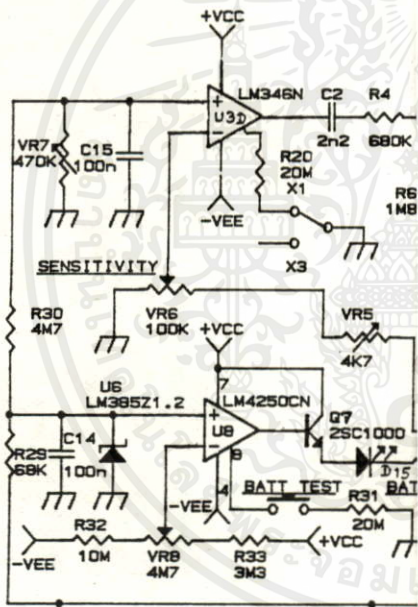
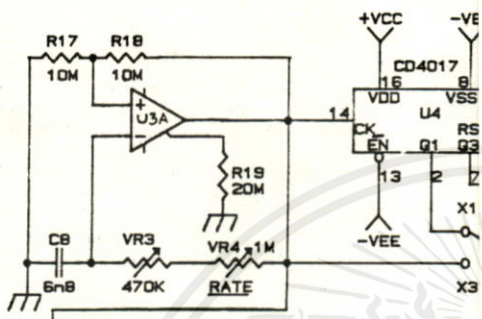
รูป 4.11 วงจรภาคจ่ายไฟ

จึงเลือกใช้ $C = 47 \mu F$

เพื่อเพิ่มความสะดวกในการใช้งาน จึง ได้ออกแบบวงจรตรวจสอบแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ไว้ด้วย โดยใช้ฮอปแอมป์ U8 ทำหน้าที่เป็นวงจรเปรียบเทียบแรงดัน ไดโอดเรืองแสง D15 จะดับ เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแบตเตอรี่ทั้งหมดต่ำกว่า 4.4 V รูป 4.12 เป็นวงจรที่สมบูรณ์ของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบ VVI ซึ่งสามารถปรับค่าความไวในการรับสัญญาณ ความแรง และอัตราการกระตุ้น Z_1 เป็นตัวทำหน้าที่ป้องกันวงจรเสียหายจากเครื่องตีพิมพ์วีลเลเตอร์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

การทดลองใช้กับผู้ป่วยและสรุปผล

วงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ทั้งชนิดที่มีอัตรากระตุ้นคงที่ และ ชนิดที่สามารถปรับค่าการกระตุ้นได้ ถูกสร้างขึ้นตามที่ได้ออกแบบไว้ และได้ตรวจสอบการทำงานกับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จนแน่ใจว่าวงจรสามารถทำงานได้ไม่ผิดพลาด หลังจากนั้นได้นำไปทดลองใช้งานกับผู้ป่วยโรคหัวใจที่โรงพยาบาลรามธิบดี และ โรงพยาบาลโรคทรวงอก หนองบุรี จำนวน 7 ราย โดยการใช้เครื่องอยู่ภายนอกร่างกาย และใช้สายต่อผ่านหลอดโลหิตดำเข้าสู่หัวใจ

5.1 เครื่อง ฯ ซึ่งให้อัตรากระตุ้นคงที่

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

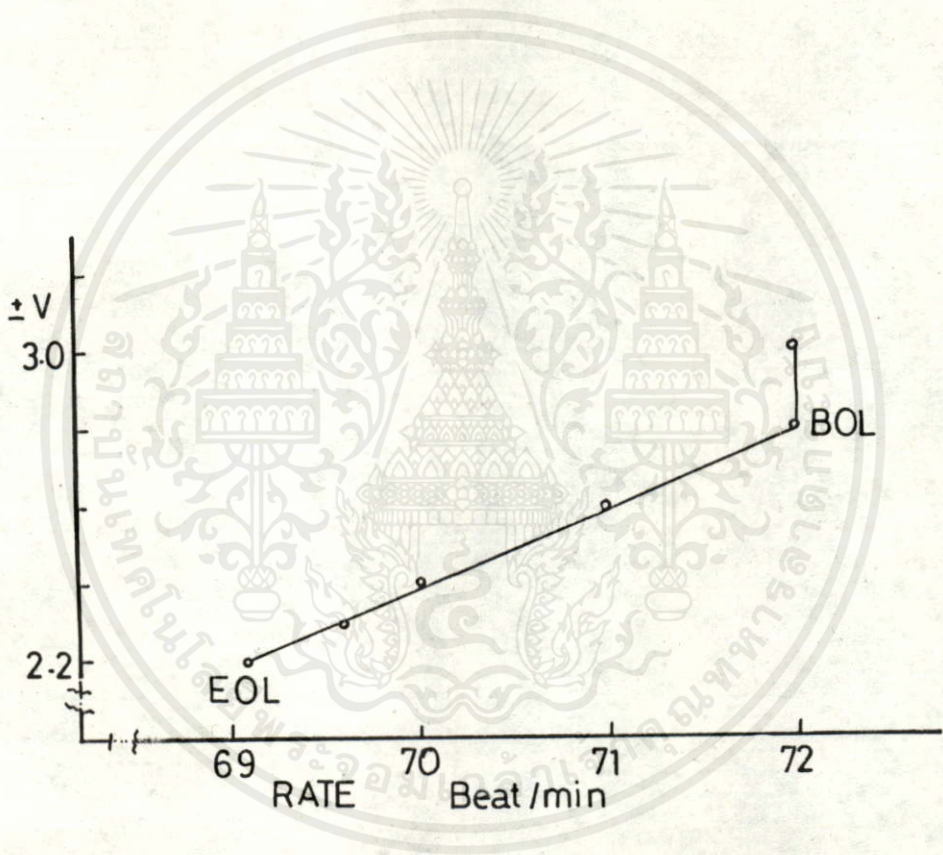
Pulse Width : 0.6 mSec

R Wave Sensitivity : 2 mV_{PP} of QRS

Pacing Refractory Period : 350 mSec

Sensing Refractory Period : 350 mSec

Current Consumption : 50 μ A
 (average both Pacing and Sensing)
 Lead Connection : Unipolar



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 รูป 5.1 อัตราการกระตุ้นของเครื่อง ฯ ที่แรงดันไฟฟ้าเลี้ยงวงจรค่าต่าง ๆ
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.1.2 การทดลองกับผู้ป่วย

บันทึกของคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อไปนี้ เป็นของผู้ป่วยที่ทดลองใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ได้สร้างขึ้นนี้

N : หัวใจเต้นได้เอง โดยธรรมชาติ

P : หัวใจเต้นจากการกระตุ้นของเครื่อง



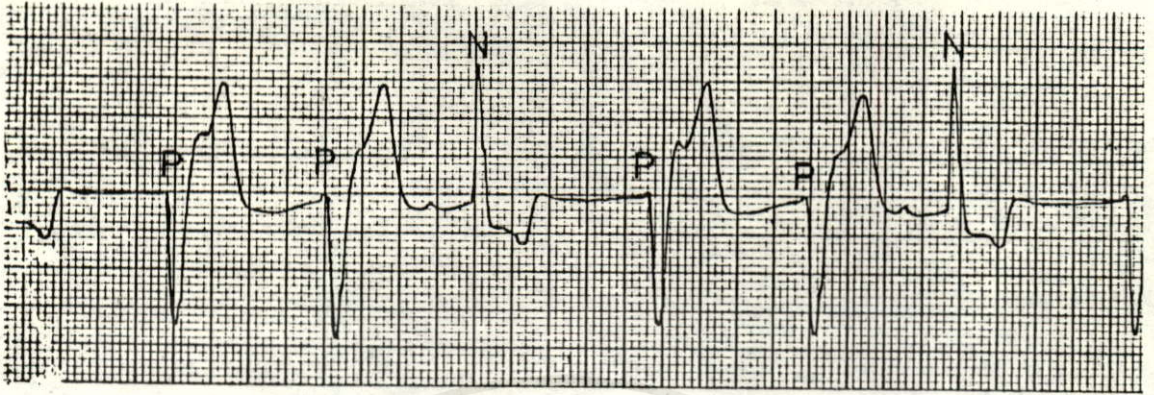
รูป 5.2

ผู้ป่วยรายแรกที่ทำกรทดลอง (กล่องสีแดง)

ผู้ป่วยรายนี้มีอัตราการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ

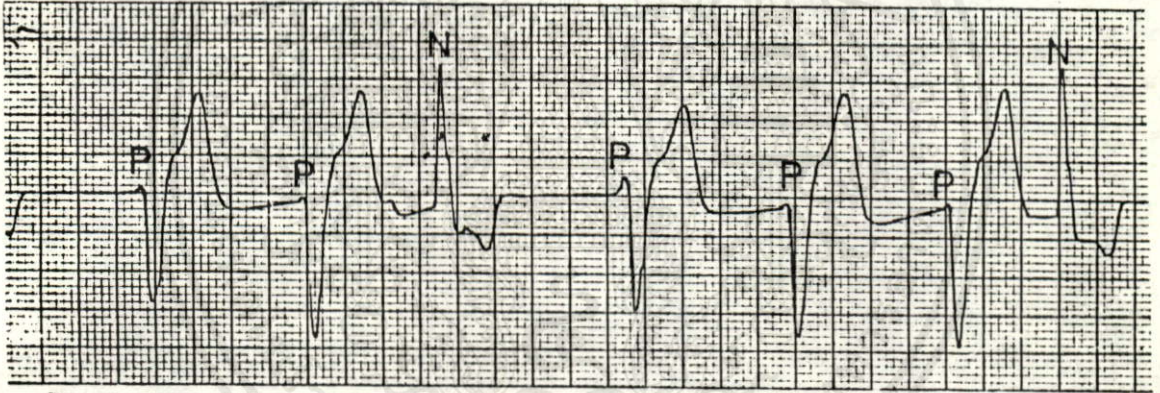
ต้องใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับครูใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



หยาบ อดิวิทา
3 ต.ค. 28
14.10 น.

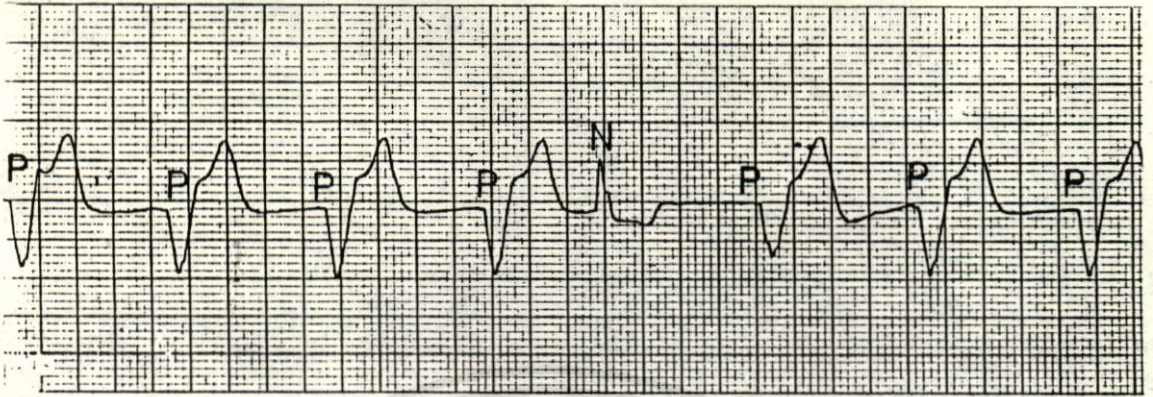
Cardlow



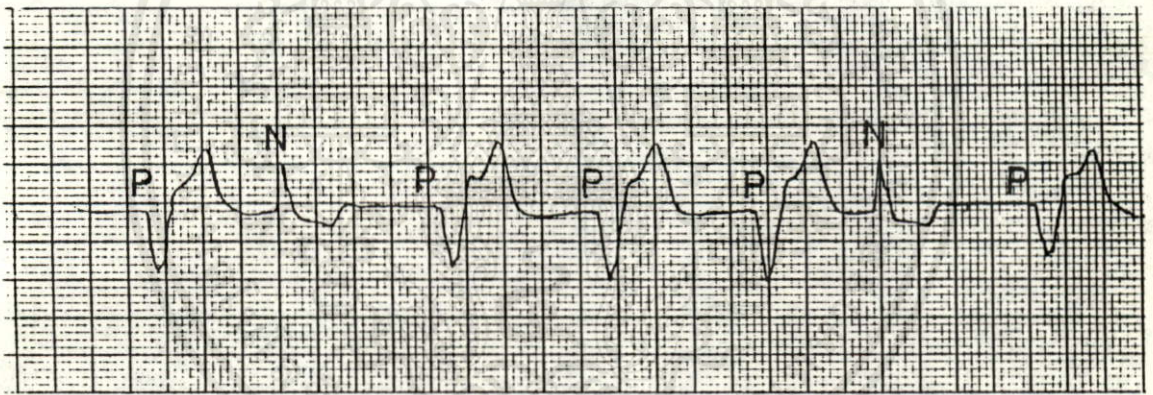
หยาบ อดิวิทา
3 ต.ค. 28
14.10 น.

รูป 5.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้เพื่อใช้สำหรับศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่ควรนำออกจำหน่ายโดยไม่ได้รับอนุญาต
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น
 โดย ใช้นี้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ทดลองสร้างขึ้น



Medtronic (rate 72/min)



เมฆา อดิษฐ์

3 ต.ค. ๕๖

15.4.56.

Medtronic (rate 72/min)

รูป 5.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 มีทั้งลิขสิทธิ์และเครื่องหมายการค้าของเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 ไม่ว่าจะพิมพ์หรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาต และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 โดยใช้เครื่องหมายการค้าของตนเองเพื่อเปรียบเทียบ



รูป 5.5

ผู้ป่วยรายที่ 2

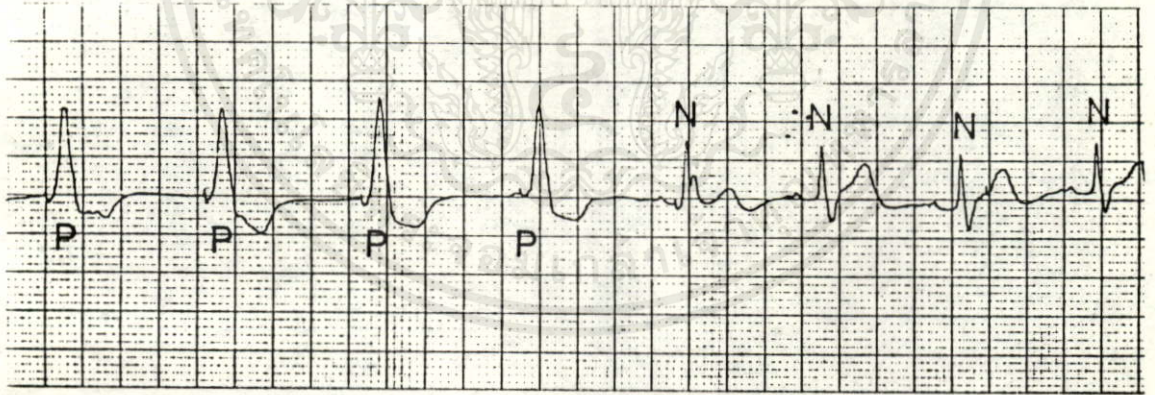
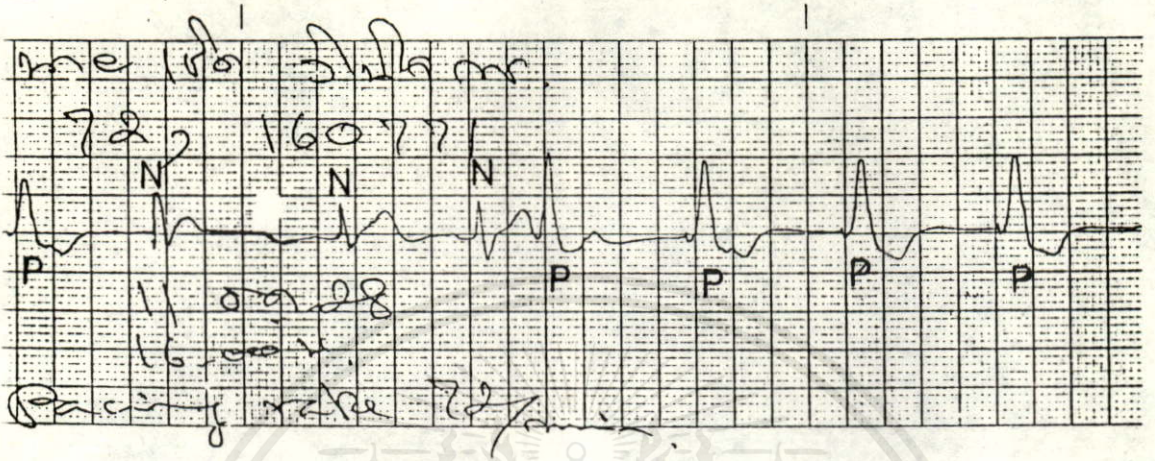
ผู้ป่วยรายนี้เกิดอาการเต้นของหัวใจไม่สม่ำเสมอ

ต้องใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI

กล่องสีแดง : เครื่องที่สร้างขึ้น

กล่องสีฟ้า : เครื่องของต่างประเทศ

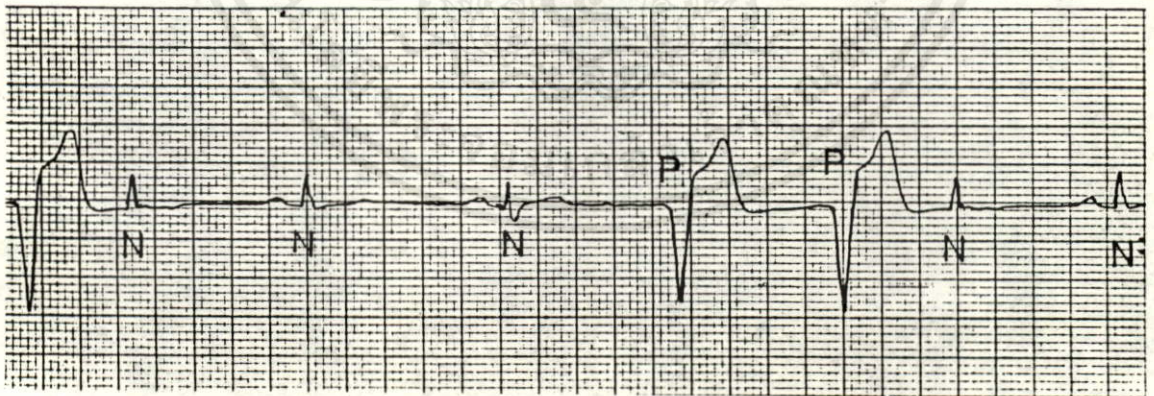
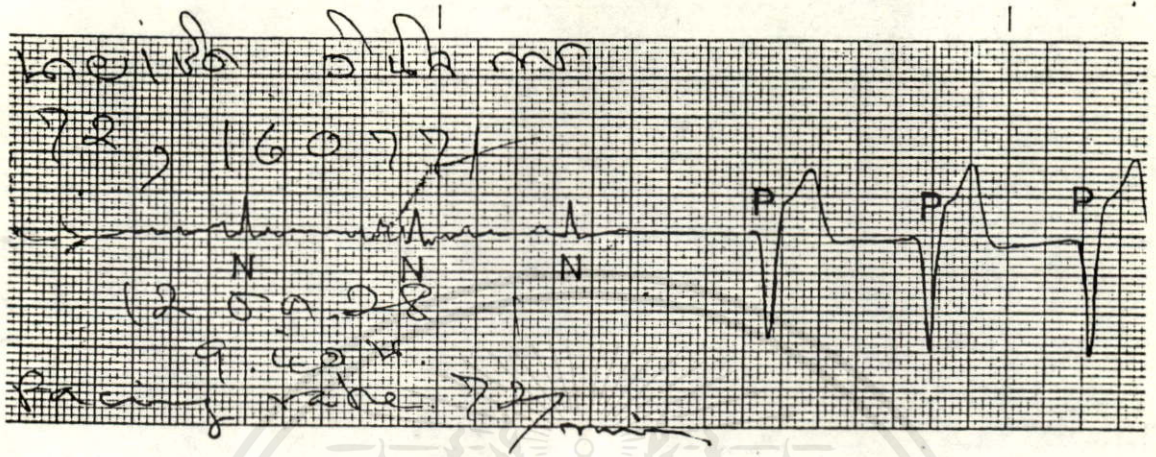
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้คัดไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.6

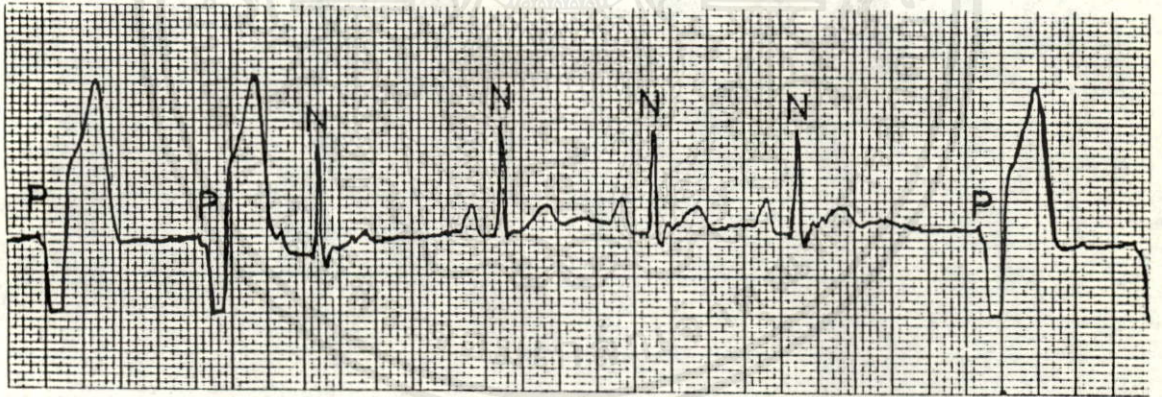
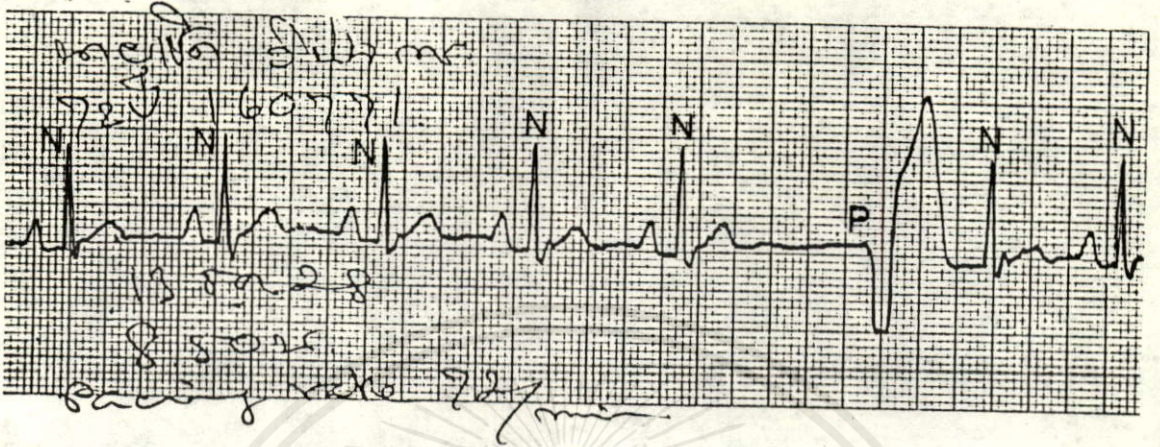
บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาดูแลนั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันแรก
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.7

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับกรใช้เฉพาะเพื่อการศึกษานี้เท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 เกี่ยวกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 ในวารสารทดลองใช้ เครื่อง ๖ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันที่ 2

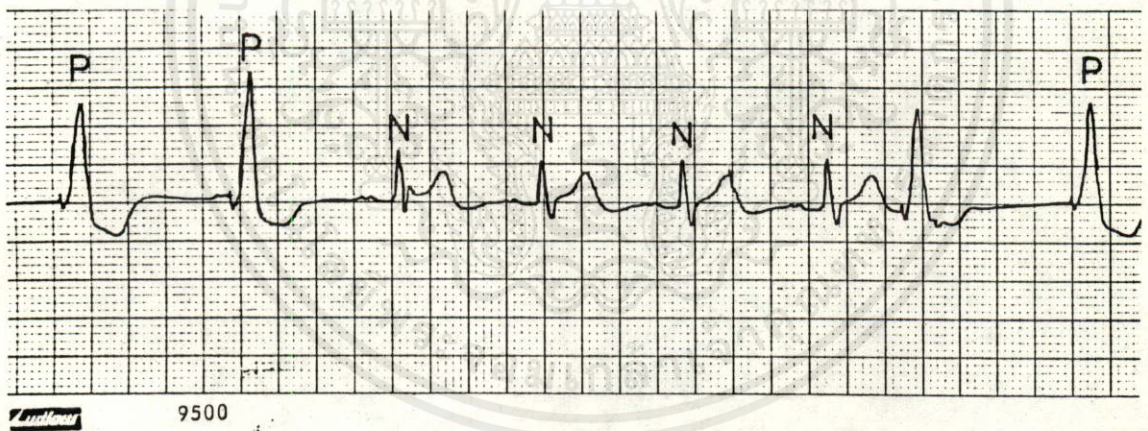
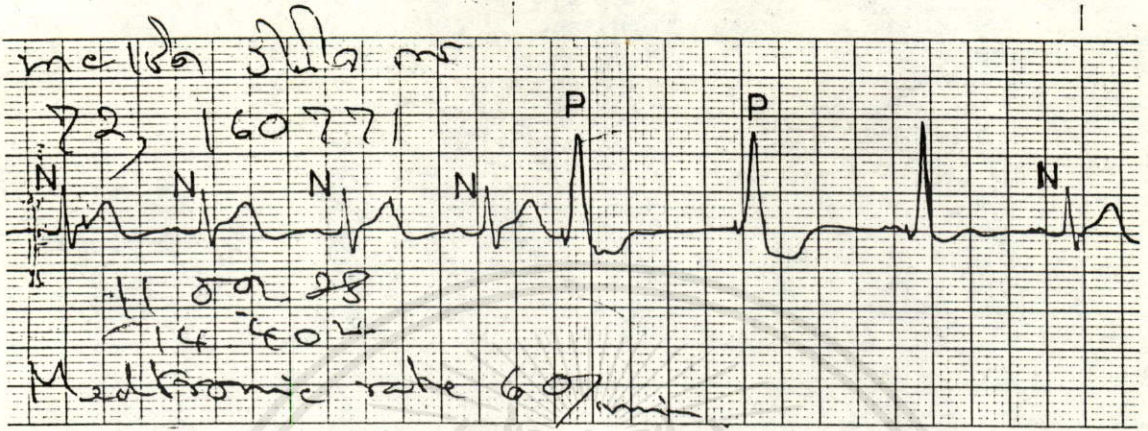


รูป 5.8

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

ในการทดลองใช้เครื่อง ๔ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาวิจัยเท่านั้น ไม่ให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

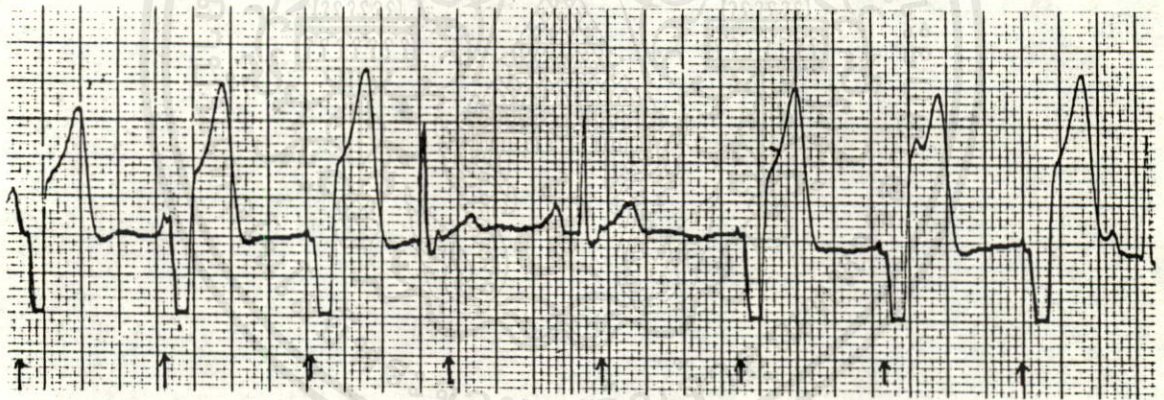
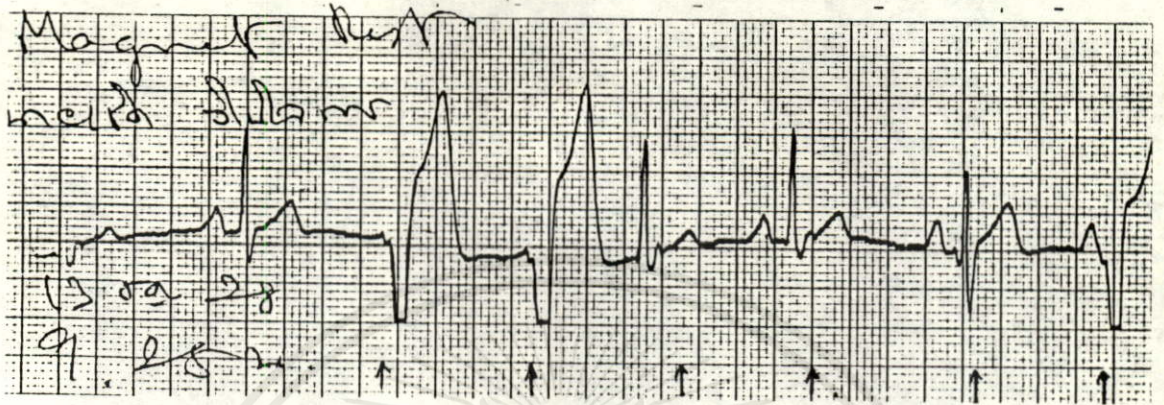


รูป 5.9

บันทึกสัญญาณคลื่น ไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

โดยใช้เครื่อง ฯ ของต่างประเทศเปรียบเทียบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



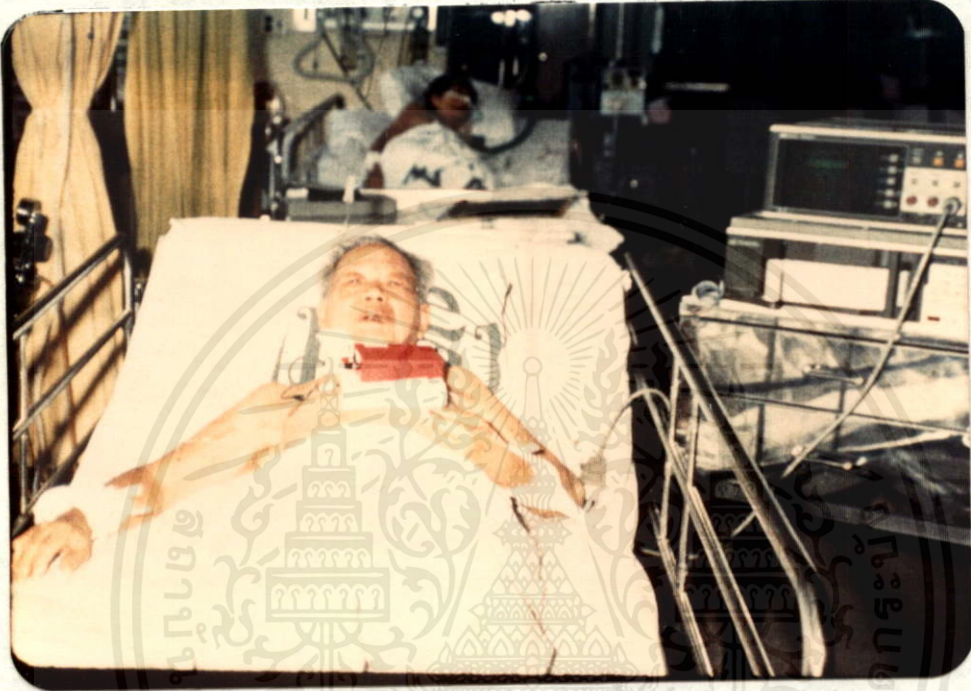
รูป 5.10

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง โดยใช้แม่เหล็กตัดการทำงานของ

วงจรตรวจจับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจออก (Magnet Test)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



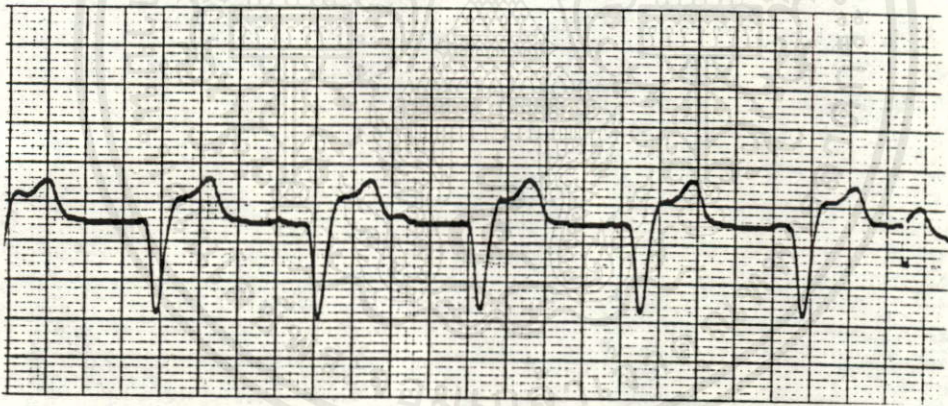
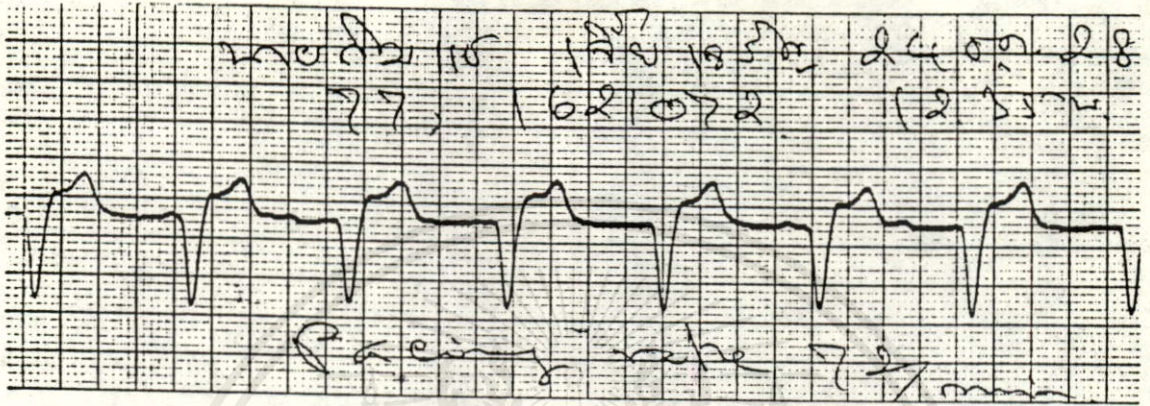
รูป 5.11

ผู้ป่วยรายที่ 3

ผู้ป่วยรายนี้ใช้วิธีการเดินของหัวใจช้ามาก

ต้องใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบ VOO , VVI หรือ VAT

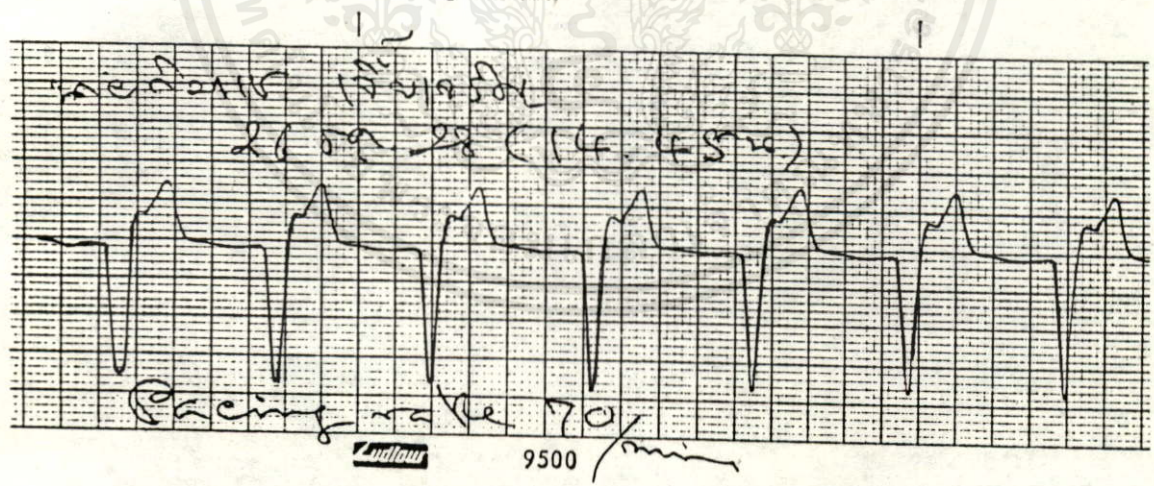
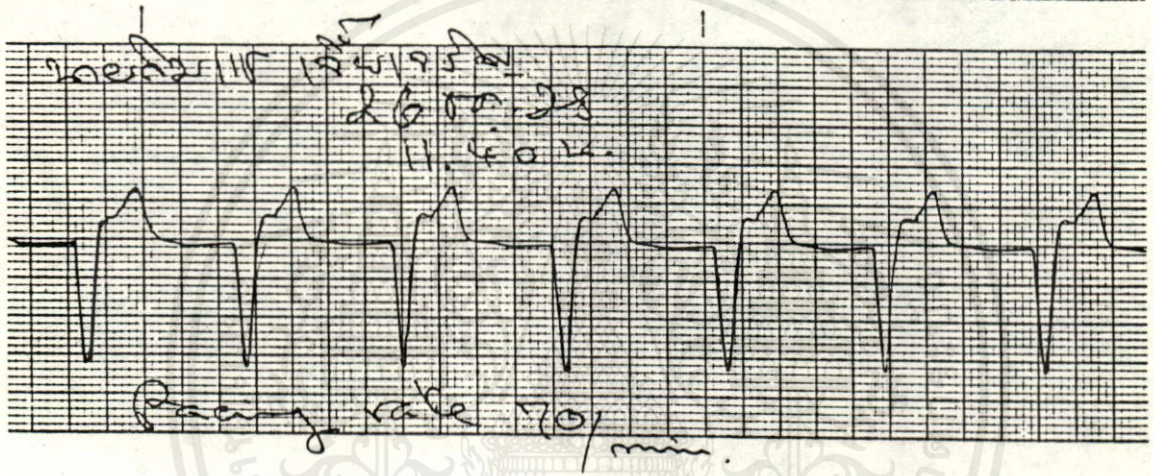
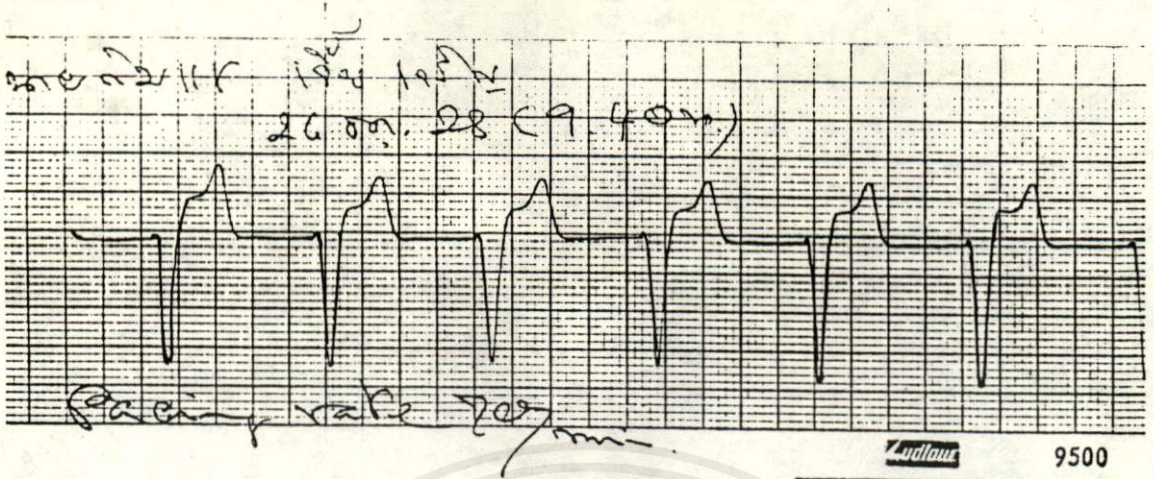
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.12

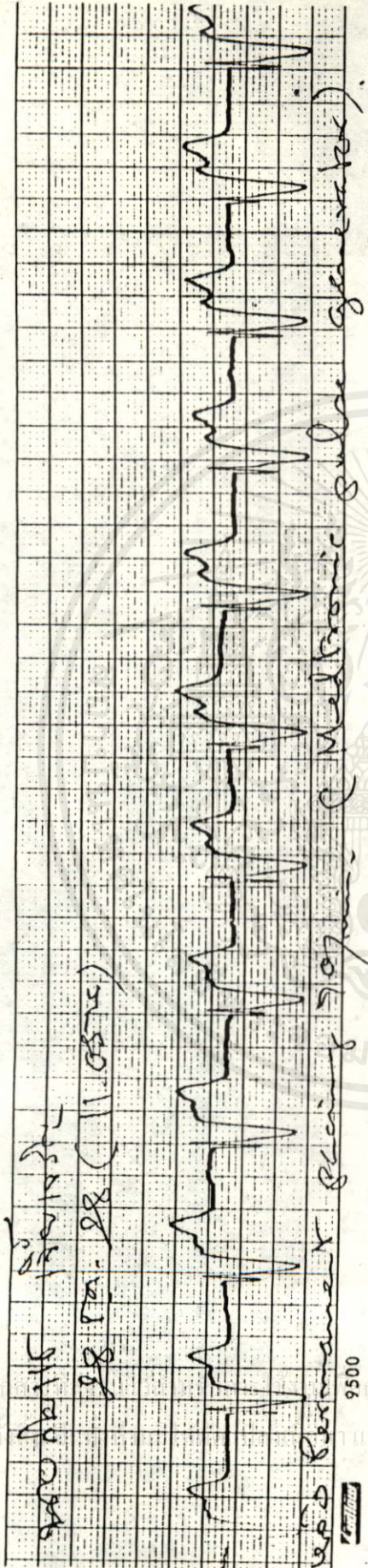
บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 3
 ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันแรก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.13

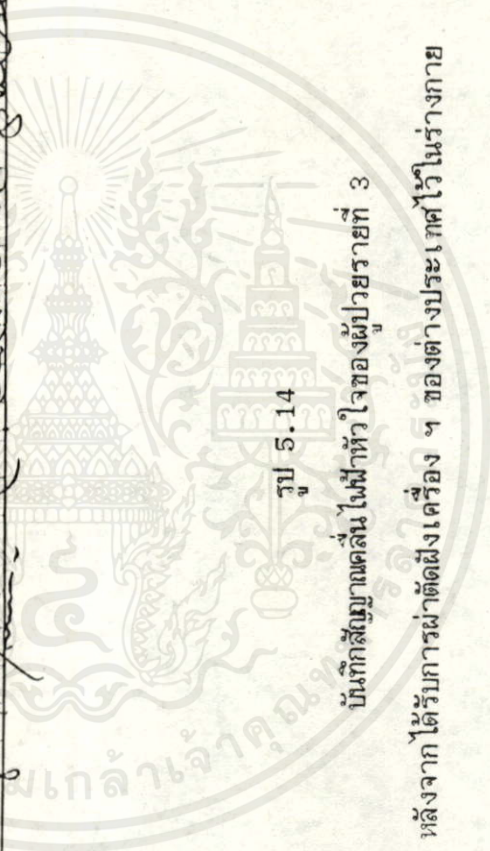
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่ส่งวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 บทกวีสมัยยานคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 3
 ไม่ว่าจะฉีดยาทั้งคืน อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหาและต้องอนุรักษ์ถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
 ในการทดลองใช้เครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นเอง ในวันที่ 3

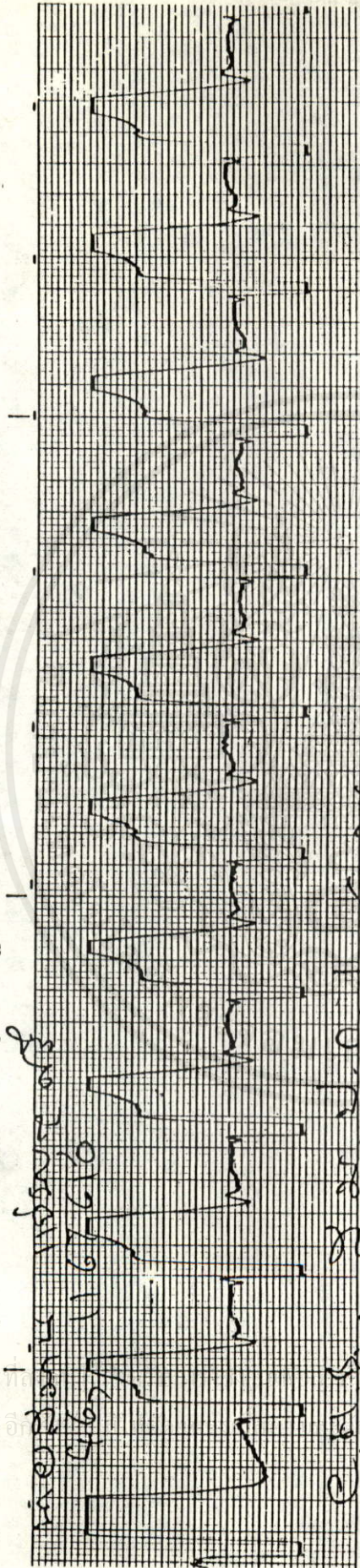


รูป 5.14

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 3

หลังจากได้รับการผ่าตัดฝังเครื่อง ฯ ของต่างประเทศไว้ในร่างกาย



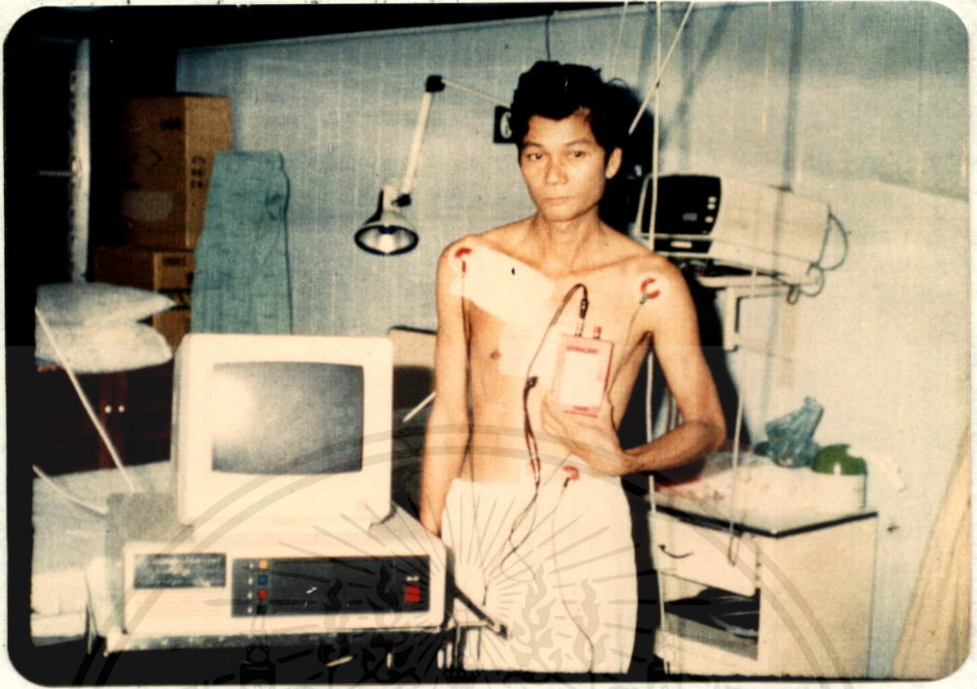


อัตรา 24 bpm (24 bpm)

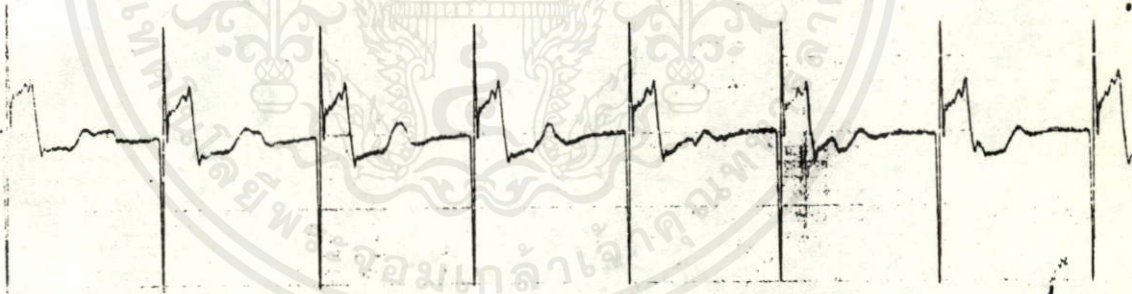
รูป 5.15

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่... ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า... อย่างไรก็ตามอาจมีเอกสารที่คล้ายกันที่มิได้มีการนำไปใช้



h I 24 ธ. 29



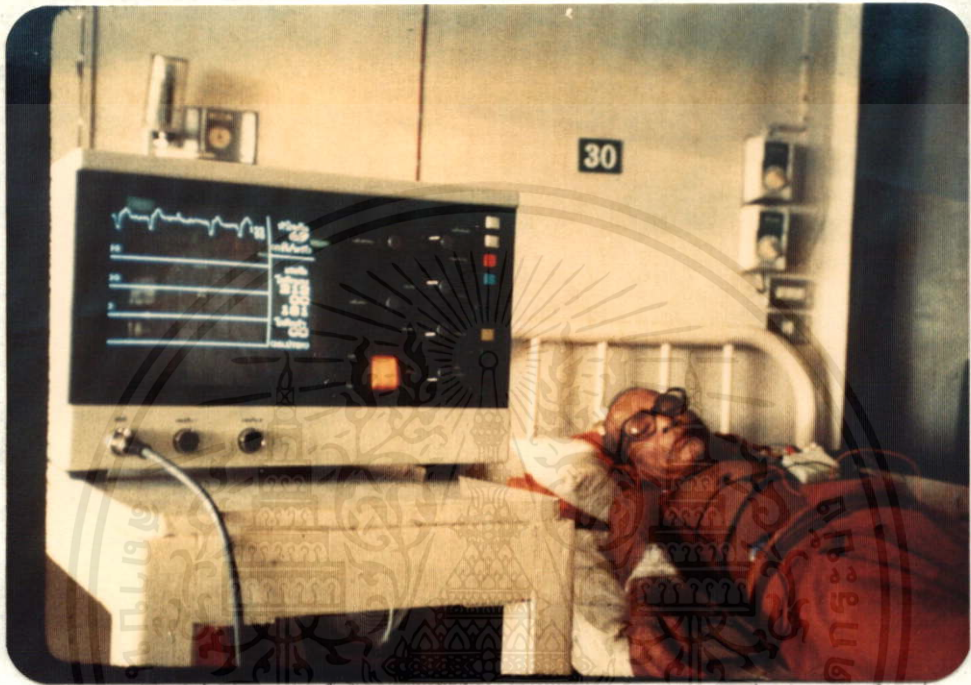
เลขสมาชิก มขบ.
29, 1029489.

Dr. CHB.
แพทย์ ร.ร. รพ. ก. 1
เขื่อนล. 1 หน. 102

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
รูป 5.16
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้
ผู้ปวยรายที่ 5

และบันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ หลังจากการใช้เครื่อง ฯ

ที่ทดลองสร้างขึ้นเอง เป็นเวลา 1 สัปดาห์

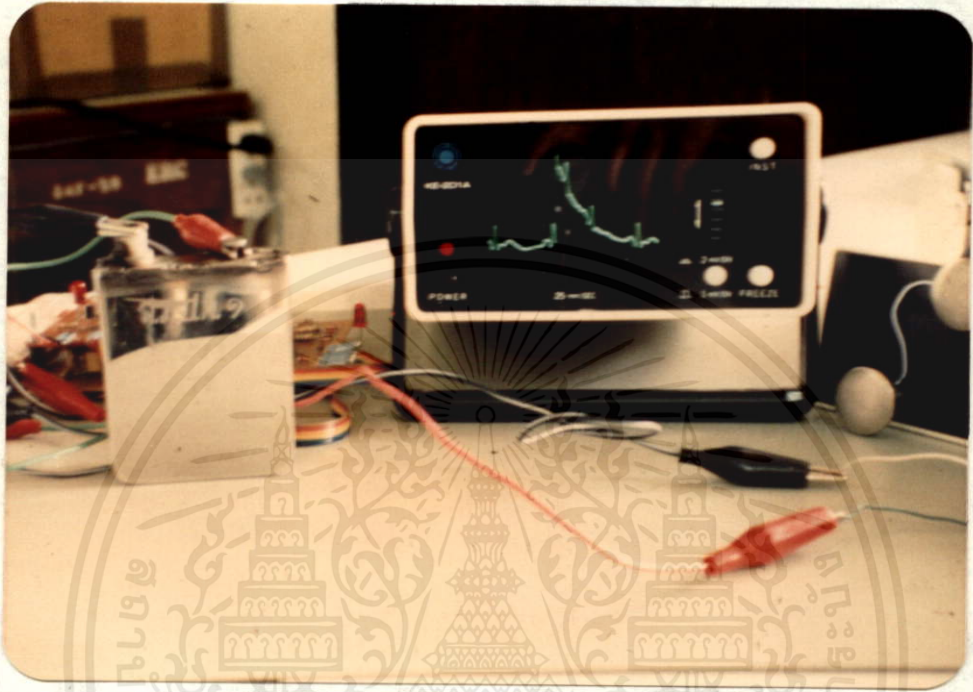


รูป 5.17

ผู้ป่วยรายที่ 6

ทดลองที่โรงพยาบาลโรคทรวงอก นครบุรี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสาร ทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูป 5.18

วงจรของเครื่อง ฯ ประกอบด้วย โดยใช้อุปกรณ์ขนาดปกติที่มีจำหน่ายในท้องตลาด (ความต้านทานขนาด $\frac{1}{4}$ W) สามารถบรรจุลงในแผ่นวงจรพิมพ์ที่หาได้เพียงขนาด 45 x 55 มม. และได้นำไปทดลองบรรจุลงในกล่องสแตนเลสขนาด 80 x 55 x 15 มม. แล้วเชื่อมปิดด้วยความร้อน วงจรที่อยู่ภายในยังคงสามารถทำงานได้ดี ดังรูป 5.18 ซึ่งขนาดของกล่องดังกล่าวนั้นเล็กเพียงพอที่จะผ่าตัดนำไปฝังในร่างกายได้ ถ้าประกอบขึ้นโดยใช้อุปกรณ์ที่มีขนาดเล็กกว่าที่ทำการทดลอง หรือใช้เทคนิคของวงจรรวมไฮบริด ก็จะสามารถทำให้อุปกรณ์มีขนาดเล็กได้

5.2 เครื่อง ฯ ที่สามารถปรับความไวในการรับสัญญาณ

ความแรง และอัตราการกระตุ้นได้

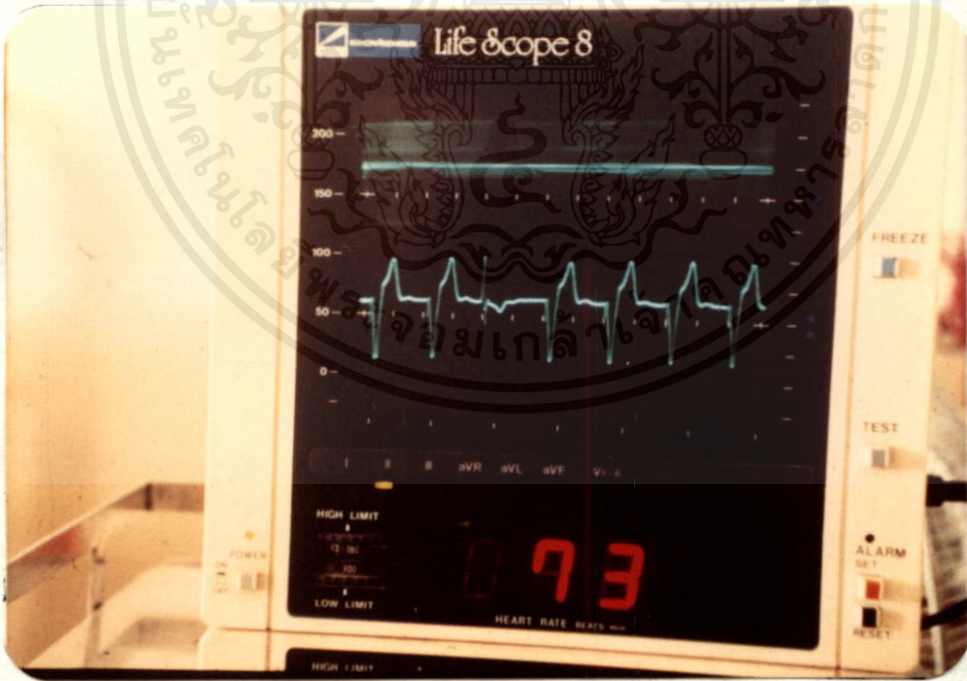
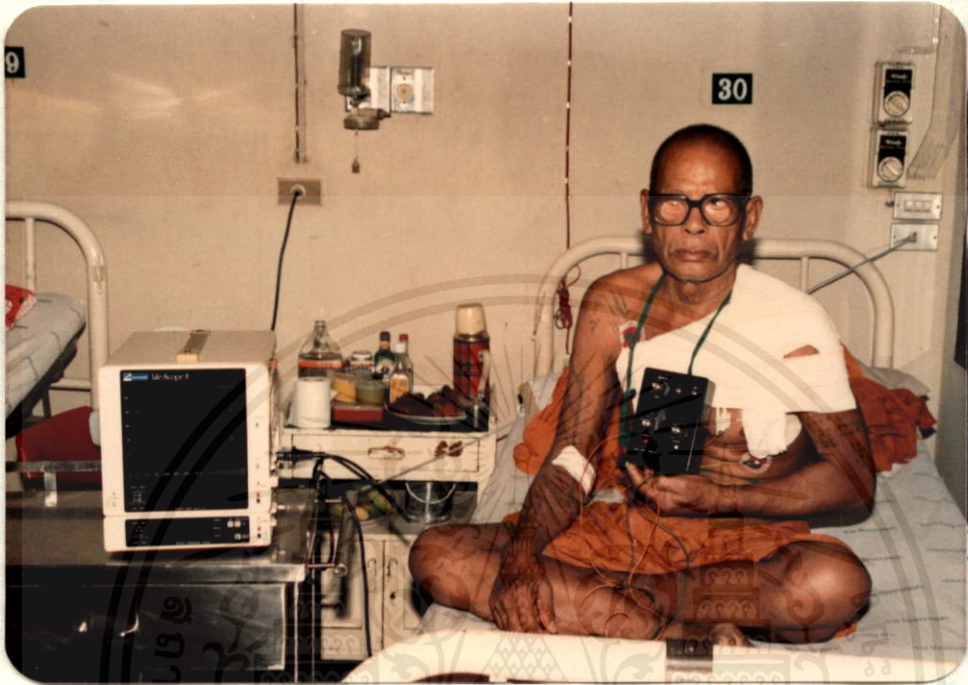
5.2.1 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่อง

วัดโดยใช้ความต้านทานโหลด 1 K Ω 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 μ A	
	:	pacing at 60 PPM 10 mA output ; 225 μ A	
Battery life	:	2 months (60 PPM 10 mA ,	
	:	100% Pacing)	
Lead Connection	:	Unipolar	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2.2 การทดลองกับผู้ป่วย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหารูป 5.19
 ผู้ปวารายที่ 1
 (พระภิกษุรูปเดียวกับรูป 5.17 , ทดลองที่โรงพยาบาลโรคตรวงอก เหนทบุรี)



รูป 5.20

เครื่อง ฯ บรรจุลงในกล่องอเนกประสงค์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

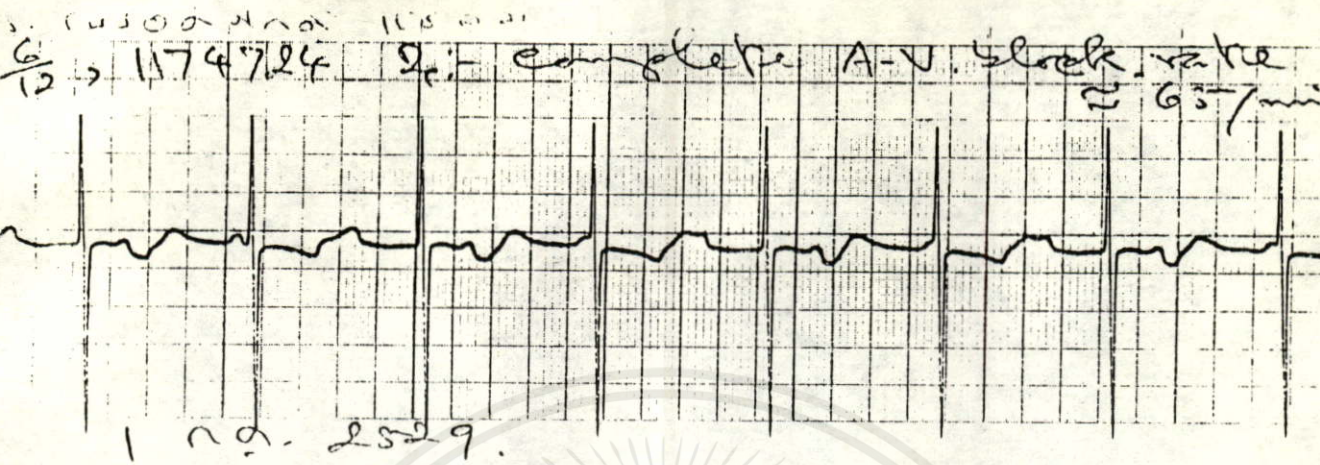


รูป 5.21

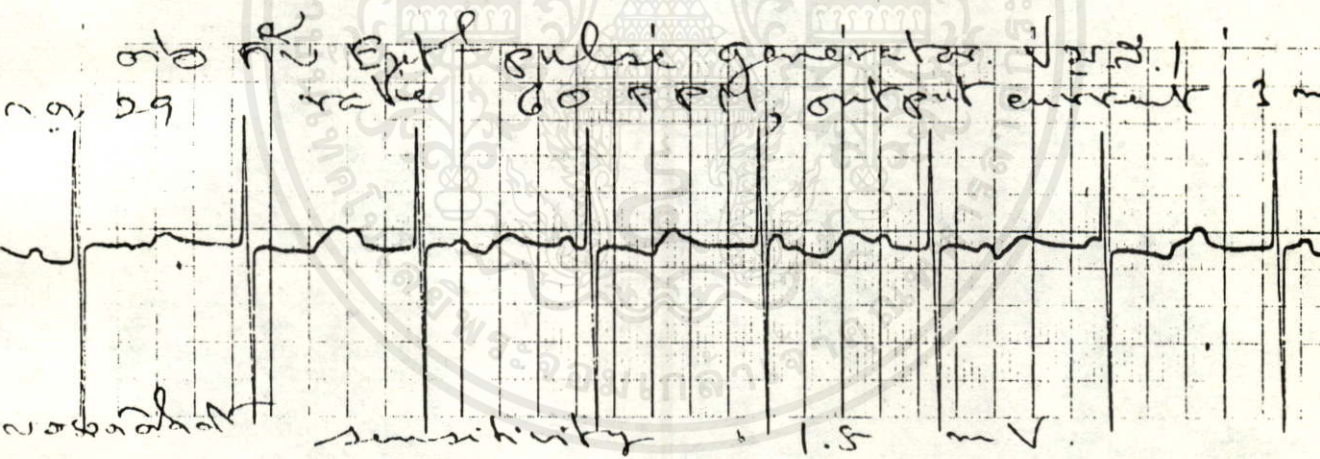
ผู้ป่วยรายที่ 2

ผู้ป่วยมีอัตราการเต้นของหัวใจช้ามาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ก
บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยในขณะที่ยังมีได้ต่อเครื่อง ฯ
ผู้ป่วยมีอัตราการเต้นของหัวใจประมาณ 65 ครั้งต่อนาที



ข
เมื่อต่อเครื่อง ฯ โดยตั้งค่าความไวในการตรวจจับสัญญาณ 1.5 mV

ความแรงของการกระตุ้น 3 mA และอัตราการกระตุ้น 60 ครั้งต่อนาที

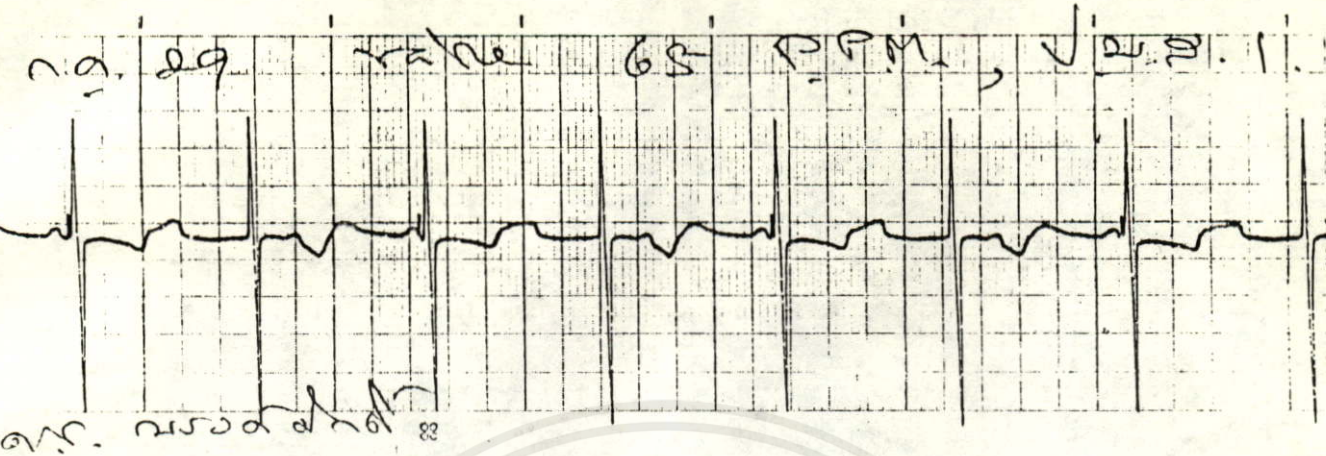
เครื่อง ฯ ยังไม่ปล่อยกระแสกระตุ้น เนื่องจากหัวใจของผู้ป่วยเต้นได้ เร็วกว่าค่าที่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูป 5.22

ก , ข

บันทึกสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2



อัตราการกระตุ่น 65 ครั้งต่อนาที
 เครื่อง ฯ ยังคง ไม่ปล่อยกระแสกระตุ่น



อัตราการกระตุ่น 70 ครั้งต่อนาที
 เครื่อง ฯ ปล่อยกระแสออก ไปกระตุ่น

รูป 5.22

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และตีพิมพ์หรืออ้างถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บันทึกสุขภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยรายที่ 2

5.3 สรุปผล

จากการทดลองใช้เครื่องที่ได้ออกแบบและสร้างขึ้นร่วมกับผู้ป่วยโรคหัวใจ วงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ทั้งสองชนิดที่ได้ออกแบบสร้างขึ้นนี้ สามารถทำงานได้ตามที่ต้องการ อย่างไรก็ตาม การนำเครื่อง ฯ ที่สร้างขึ้นไปใช้งานก็ยังไม่มีความไม่สะดวกอยู่บางประการ กล่าวคือ ยังต้องใช้เครื่องแขนไว้ภายนอกร่างกาย ทำให้มีแผลเกิดขึ้น ซึ่งอาจจะทำให้เกิดการติดเชื้อขึ้นได้และอาจลุกลามเข้าสู่หัวใจได้โดยง่าย นอกจากนี้ผู้ป่วยก็จะเกิดความเจ็บปวดที่บาดแผล อุปกรณ์ที่ไม่สามารถพัฒนาให้เป็นแบบที่ใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกาย ได้แก่

1) การบรรจุลงในกล่องที่สามารถป้องกันของเหลวในร่างกายซึมผ่านเข้าไป มีอุปกรณ์ 2 ประการ คือ

- วัสดุที่ใช้ทำกล่อง จะต้องเป็น โลหะที่แข็งแรงทนการกัดกร่อนและมีน้ำหนักเบา วัสดุที่ใช้ในการทำกล่องห่อหุ้มเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ได้แก่ ทิตาเนียม และ เหล็กกล้าชนิดไม่เป็นสนิม (stainless steel) ซึ่งนิยมใช้ทิตาเนียม เพราะน้ำหนักเบากว่าเหล็กกล้ามาก โลหะทิตาเนียมเป็นวัสดุที่หาได้ยากมากในประเทศไทย

- การเชื่อมปิดกระทำได้ด้วยความยากลำบาก เนื่องจากขนาดของกล่องเล็ก การเชื่อมด้วยไฟฟ้าหรือก๊าซ จะทำให้ความร้อนกระจายไปทั่วกล่อง วงจรและแบตเตอรี่ที่อยู่ภายในอาจเสื่อมหรือเสียหาย จะต้องทำให้ความร้อนกระจายออกไปให้น้อยที่สุด ซึ่งอาจทำได้โดยการใช้เลเซอร์

2) แบตเตอรี่ขนาดเล็กไม่สามารถจะหาซื้อได้ทั่วไป ต้องสั่งโดยตรงจากผู้ผลิตครั้งละมาก ๆ แบตเตอรี่ที่สามารถหาซื้อได้ คือ แบตเตอรี่ลิเทียม-แมงกานีสไดออกไซด์ CR 1/3N ซึ่งมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 11.6 มม. และหนา 10.8 มม. มีความจุ 160 mAh โดยการใส่แบตเตอรี่ CR 1/3N จำนวน 4 เซล (2 เซลอนุกรม 2 ชุดขนานกัน) เป็นแหล่งจ่ายพลังงานให้กับเครื่อง ฯ แบบที่มีอัตรา

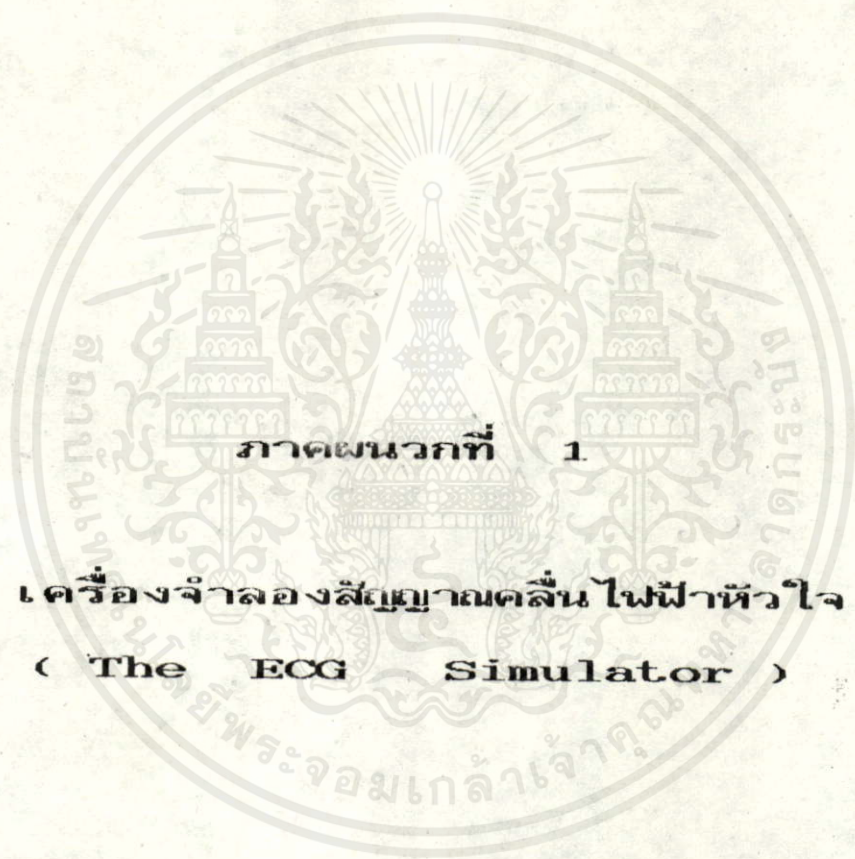
การกระตุ้นครั้ง จะสามารถใช้งานได้ประมาณ 100 วัน และจากการคำนวณ ถ้าใช้แบตเตอรี่ลิเทียม-ไอโอดีน WG8031 (เป็นแบตเตอรี่ที่สร้างขึ้นมานี้ ใช้งานกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ) ซึ่งมีขนาด 45 x 19 x 7 มม. มีความจุ 1.9 Ah จำนวน 2 เซล (ต่ออนุกรม) วงจรของเครื่อง ฯ ที่ออกแบบขึ้นมานี้ จะสามารถใช้งานได้ประมาณ 1200 วัน หรือ 3.5 ปี ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ใช้งานได้

3) ขนาดของวงจรต้นแบบ ถึงแม้ว่าจะมีขนาดเล็กเพียงพอที่จะใช้ผ่าตัดฝังไว้ในร่างกายได้ แต่ถ้าเทคโนโลยีในการผลิตอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำของประเทศก้าวหน้าขึ้น เช่น การสร้างเป็นวงจรรวมไฮบริด ก็สามารที่จะทำให้ขนาดของวงจรเล็กลงไปได้อีก สามารถใช้แบตเตอรี่ที่มีความจุได้มากขึ้น ก็จะทำให้อายุการใช้งานนานขึ้น

ผู้เขียนเชื่อว่าวิทยานิพนธ์นี้ จะเป็นข้อมูลและแนวทางในการพัฒนาสร้างวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจขึ้นใช้เองภายในประเทศได้บ้างตามสมควร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวกที่ 1

เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ
(The ECG Simulator)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

(The ECG Simulator)

ในการทดลองเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ จะต้องตรวจสอบการทำงานของเครื่อง ๑ ให้ถูกต้องแน่นอนก่อนที่จะนำไปทดลองกับผู้ป่วย เพราะถ้าเครื่อง ๑ ทำงานผิดพลาด อาจจะทำให้ผู้ป่วยถึงแก่ความตายได้ เพราะกระแสที่เครื่องจ่ายออกไปนั้น ผ่านสายต่อเข้าสู่หัวใจที่อยู่ภายในหัวใจโดยตรง เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจเป็นวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่สร้างสัญญาณ ซึ่งมีรูปร่างเหมือนกับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้งานกันโดยทั่วไป มักจะมีอัตราและขนาดของสัญญาณเข้าที่ทุกครั้งที่ คือ ประมาณ 60 ครั้งต่ออนาที และขนาดของสัญญาณประมาณ 2-5 mV และไม่สามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นภายนอกได้ ทำให้สามารถใช้งานได้ในขอบเขตที่จำกัดคือ เพียงสามารถใช้ในการตรวจสอบการทำงานของวงจรขยายสัญญาณคลื่นไฟฟ้าเท่านั้น และก็มีราคาแพงมาก (5,000 บาท ขึ้นไป) ในการสร้างเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นเองนี้ ได้กำหนดคุณสมบัติของเครื่อง เพื่อประโยชน์ในการใช้งานในลักษณะต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

1) สามารถให้สัญญาณเข้าที่ทุกขนาด 2 mV ตามขีดมาตรฐานในการวัดสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เช่นเดียวกับเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจโดยทั่วไป

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

3) สามารถปรับอัตราของคลื่นและตอบสนองต่อการกระตุ้นจากภายนอกได้ เพื่อใช้ในการ

ตรวจสอบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

นอกจากนี้ ยังมีอีกทั้งนี้ในข้อเปลี่ยนเนื้อหา และ ต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีคุณนำไปใช้

ในรูปที่ 1 เป็นบล็อก ไดอะแกรมของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น หลักการ

ที่ใช้ในการสร้างรูปคลื่นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ใช้ คือ นำพัลส์ไปผ่านวงจรรองความถี่ ซึ่งจะทำหน้าที่

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

ถ้าไม่มีการกระตุ้นจากภายนอก อัตราของคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะขึ้นอยู่กับความถี่ของสัญญาณนาฬิกา f_c เมื่อวงจรนับ นับถึงค่า N โมโนสเตเบิลตัวแรก (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

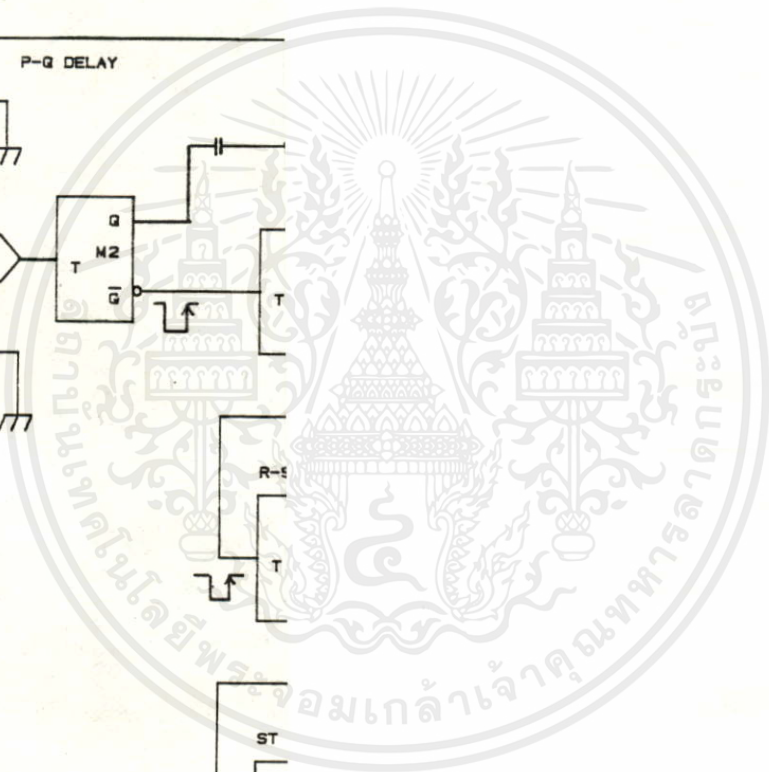
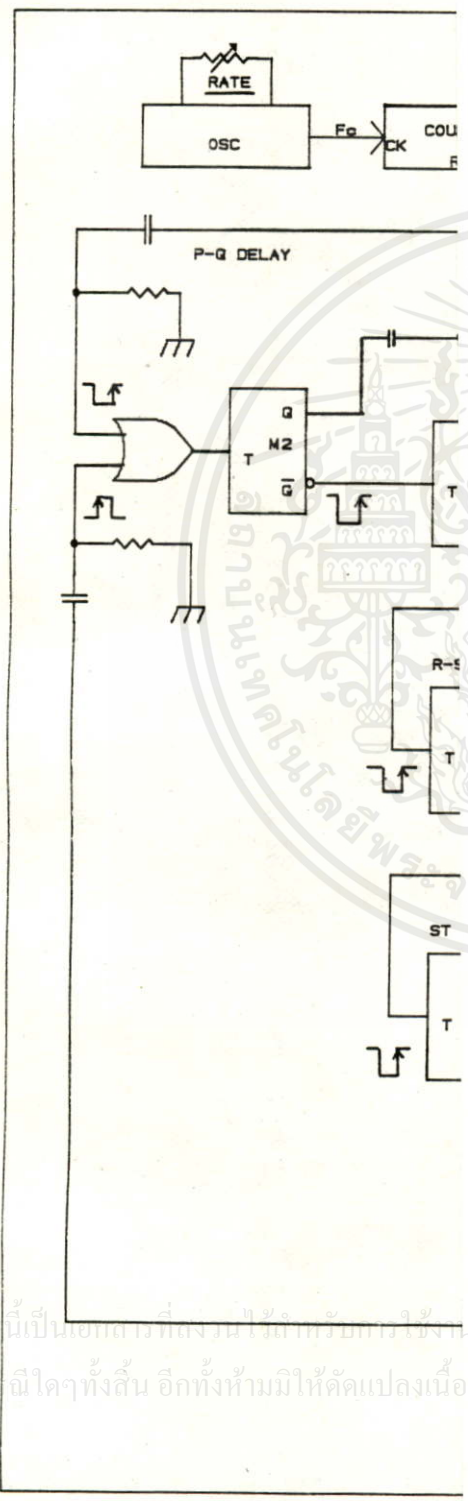
f_c : ความถี่ของสัญญาณนาฬิกาที่ออสซิลเลเตอร์สร้างขึ้น

เมื่อได้รับการกระตุ้นจากภายนอก โดยที่อัตราของการกระตุ้นสูงกว่าอัตราการกำเนิดคลื่น วงจรนับจะถูกรีเซ็ตก่อนนับถึงค่า N สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะมีเพียงคลื่น QRS และ T (ไม่มี P) นั่นคือ ถ้าอัตราการกำเนิดคลื่นของวงจรต่ำกว่าอัตราการกระตุ้นจากภายนอก อัตราการกำเนิดคลื่นของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะมีค่าเท่ากับอัตราการกระตุ้น เหมือนกับการเต้นของหัวใจซึ่งจะมีอัตราการเต้นเท่ากับอัตราการกระตุ้น ถ้าอัตราการกระตุ้นเร็วกว่าอัตราการเต้นโดยธรรมชาติ

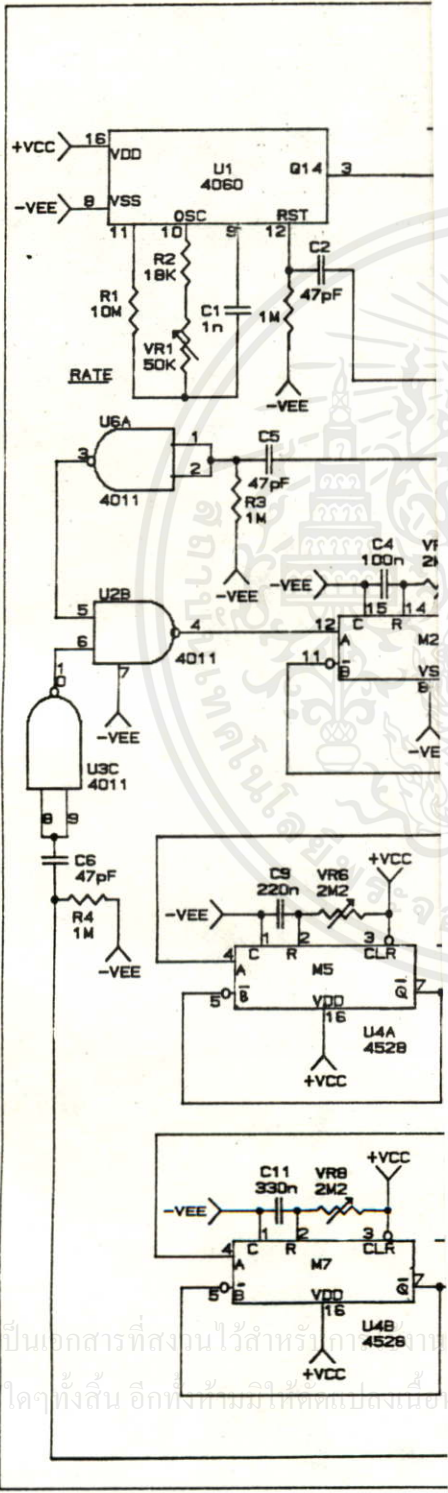
สำหรับกรณีของอัตราการกำเนิดคลื่นของวงจรเร็วกว่าอัตราการกระตุ้น จะเป็นกรณีที่ไม่มีเกิดขึ้น ถ้าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทำงานถูกต้อง (อัตราการเต้นของหัวใจโดยธรรมชาติเร็วกว่าอัตราการกระตุ้น จะไม่มีการกระตุ้นเกิดขึ้น) ถ้าการกระตุ้นเกิดขึ้นในช่วงของคลื่น T โมโนสเตเบิลตัวที่ 9 (M9) จะถูกกระตุ้น ก็จะสามารถทราบได้ทันทีว่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทำงานผิดพลาด ในรูปที่ 2 แสดงวงจรทั้งหมดของเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น รูปที่ 3

เป็นสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จากเครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่สร้างขึ้น

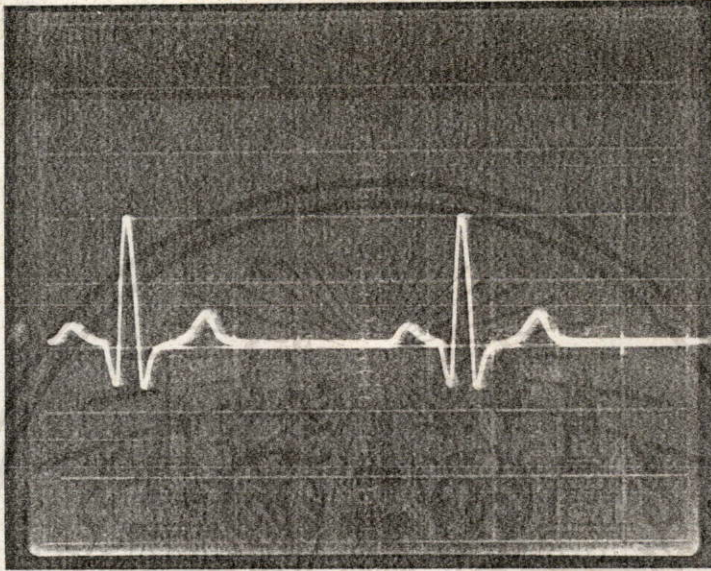
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



สารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านกา
 ภาครณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



แนวตั้ง 500 mV / ช่อง
 แนวนอน 200 ms / ช่อง

รูปที่ 3

รูปร่างของ เอ้าท์พุทที่ได้จาก เครื่องจำลองสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับบริการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ในทางอื่น
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเผยแพร่ทางและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวกที่ 2

คุณสมบัติทางไฟฟ้าของอุปกรณ์ที่ใช้ในวงจร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



Operational Amplifiers/Buffers

LM146/LM246/LM346 Programmable Quad Operational Amplifiers

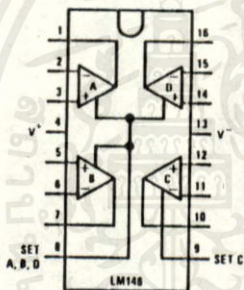
General Description

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

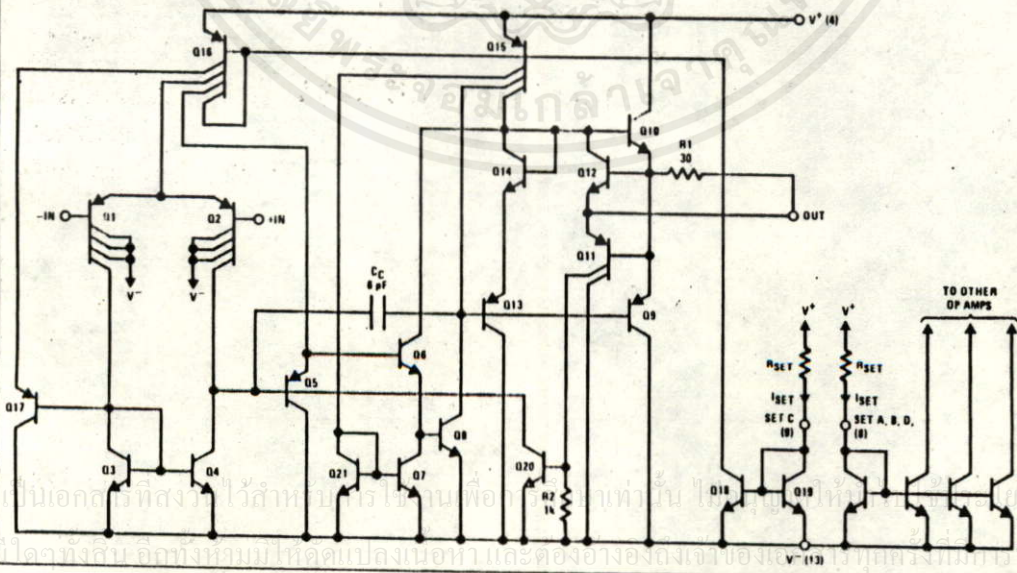
Order Number LM246N or LM346N
See NS Package N16A

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



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 ($V_S = \pm 15V$, $I_{SET} = 10 \mu A$, Note 4)

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

DC Electrical Characteristics ($V_S = \pm 15V, I_{SET} = 1 \mu A$)

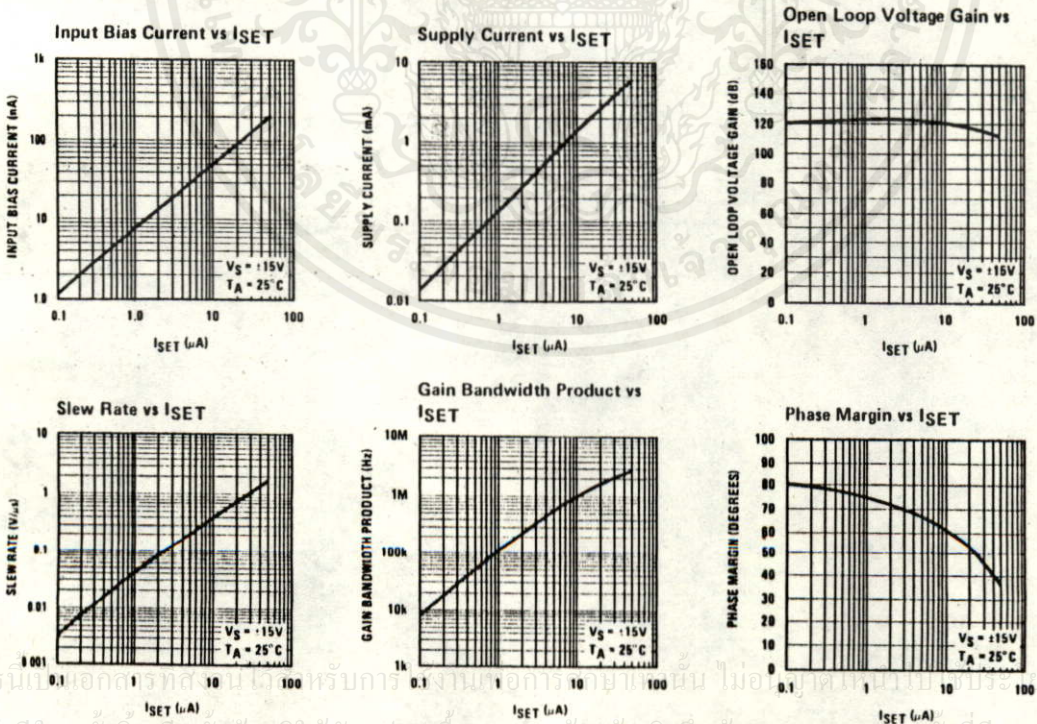
PARAMETER	CONDITIONS	LM146			LM246/LM346			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$V_{CM} = 0V, R_S \leq 50 \Omega, T_A = 25^\circ C$		0.5	5		0.5	7	mV
Input Bias Current	$V_{CM} = 0V, T_A = 25^\circ C$		7.5	20		7.5	100	nA
Supply Current (4 Op Amps)	$T_A = 25^\circ C$		140	250		140	300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

DC Electrical Characteristics ($V_S = \pm 15V, I_{SET} = 10 \mu A$)

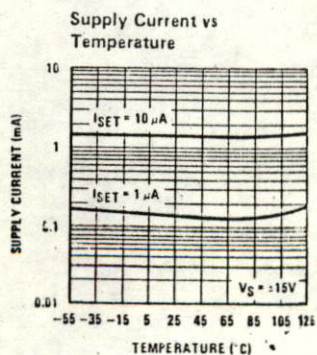
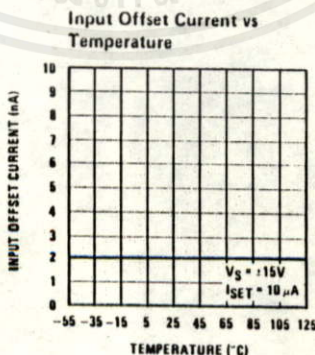
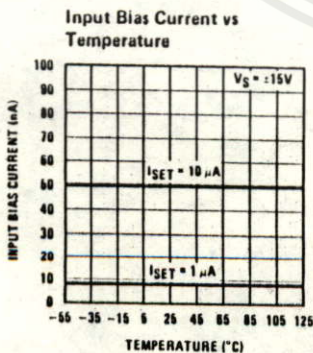
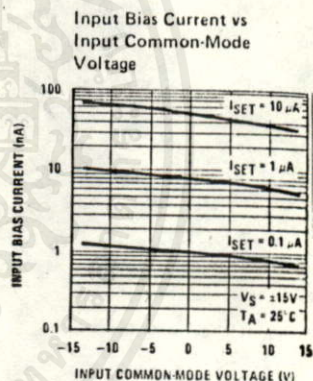
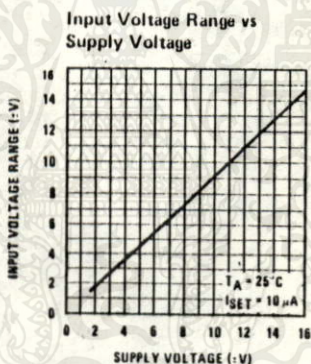
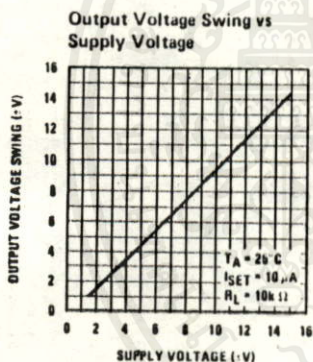
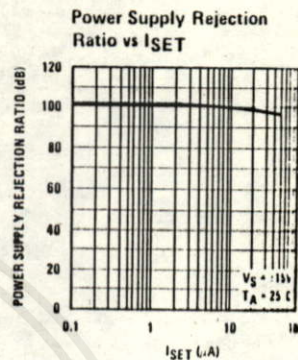
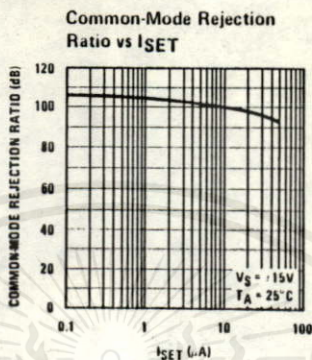
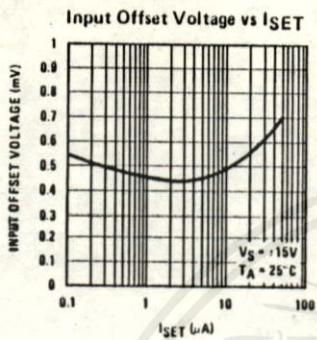
PARAMETER	CONDITIONS	LM146			LM246/LM346			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
Input Offset Voltage	$V_{CM} = 0V, R_S \leq 50 \Omega, T_A = 25^\circ C$		0.5	5		0.5	7	mV
Input CM Range	$T_A = 25^\circ C$	± 0.7			± 0.7			V
CM Rejection Ratio	$R_S \leq 50 \Omega, T_A = 25^\circ C$		80			80		dB
Output Voltage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

- Note 1: For supply voltages less than $\pm 15V$, 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 $25^\circ C P_{dMAX}$, 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



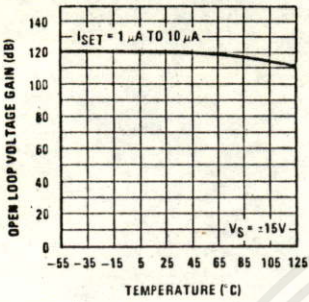
Typical Performance Characteristics (Continued)



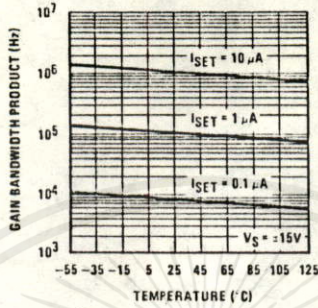
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Typical Performance Characteristics (Continued)

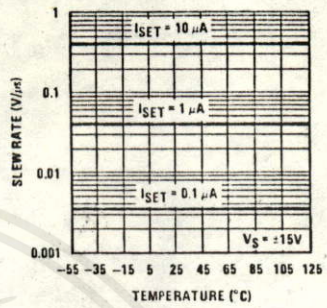
Open Loop Voltage Gain vs Temperature



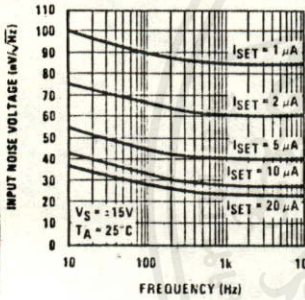
Gain Bandwidth Product vs Temperature



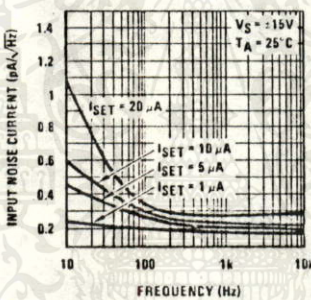
Slew Rate vs Temperature



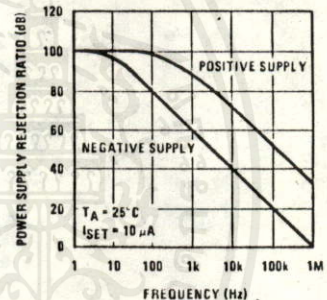
Input Noise Voltage vs Frequency



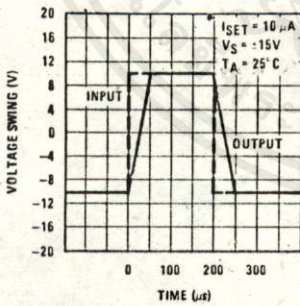
Input Noise Current vs Frequency



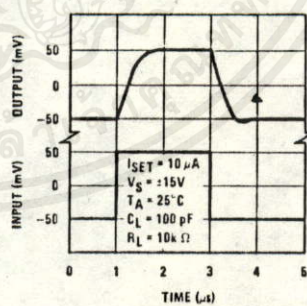
Power Supply Rejection Ratio vs Frequency



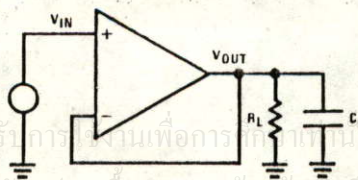
Voltage Follower Pulse Response



Voltage Follower Transient Response



Transient Response Test Circuit



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่สามารถนำใดๆทั้งสิ้น 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 current 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.

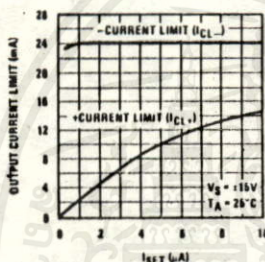


FIGURE 1. Output Current Limit vs I_{SET}

Input Capacitance: The input capacitance, C_{IN}, of the LM146 is approximately 2 pF; any stray capacitance, C_S, (due to external circuit 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 1/2π (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 R₁(C_S + C_{IN}), where R₁ is the input resistance of the circuit.

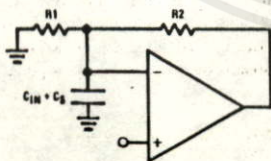


FIGURE 2

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 laid 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.

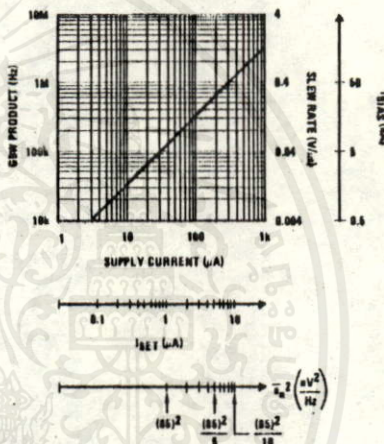


FIGURE 3. LM146 Typical Characteristics

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.

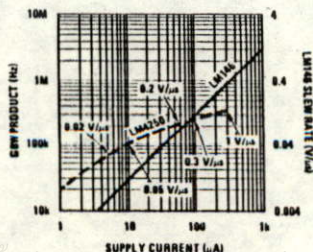


FIGURE 4. LM146 vs LM4250



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.

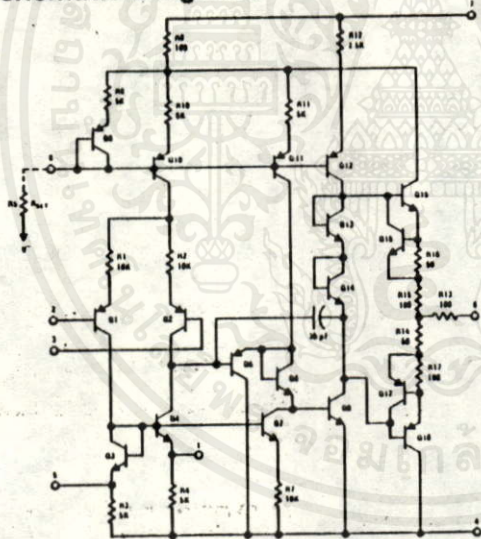
- Standby power consumption as low as 500 nW,
- No frequency compensation required
- Programmable electrical characteristics
- Offset Voltage nulling capability
- Can be powered by two flashlight batteries
- Short circuit protection

Features

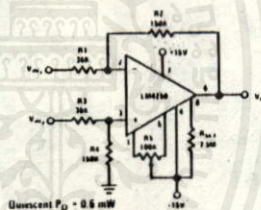
- ±1V to ±18V power supply operation
- 3 nA input offset current

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.

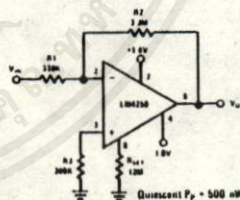
Schematic Diagrams



Typical Applications



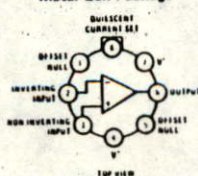
X5 Difference Amplifier



500 Nano-Watt X10 Amplifier

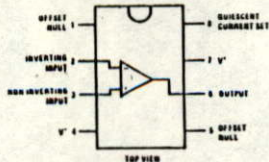
Connection Diagrams

Metal Can Package



Order Number LM4250H or LM4250CH
See NS Package H08C

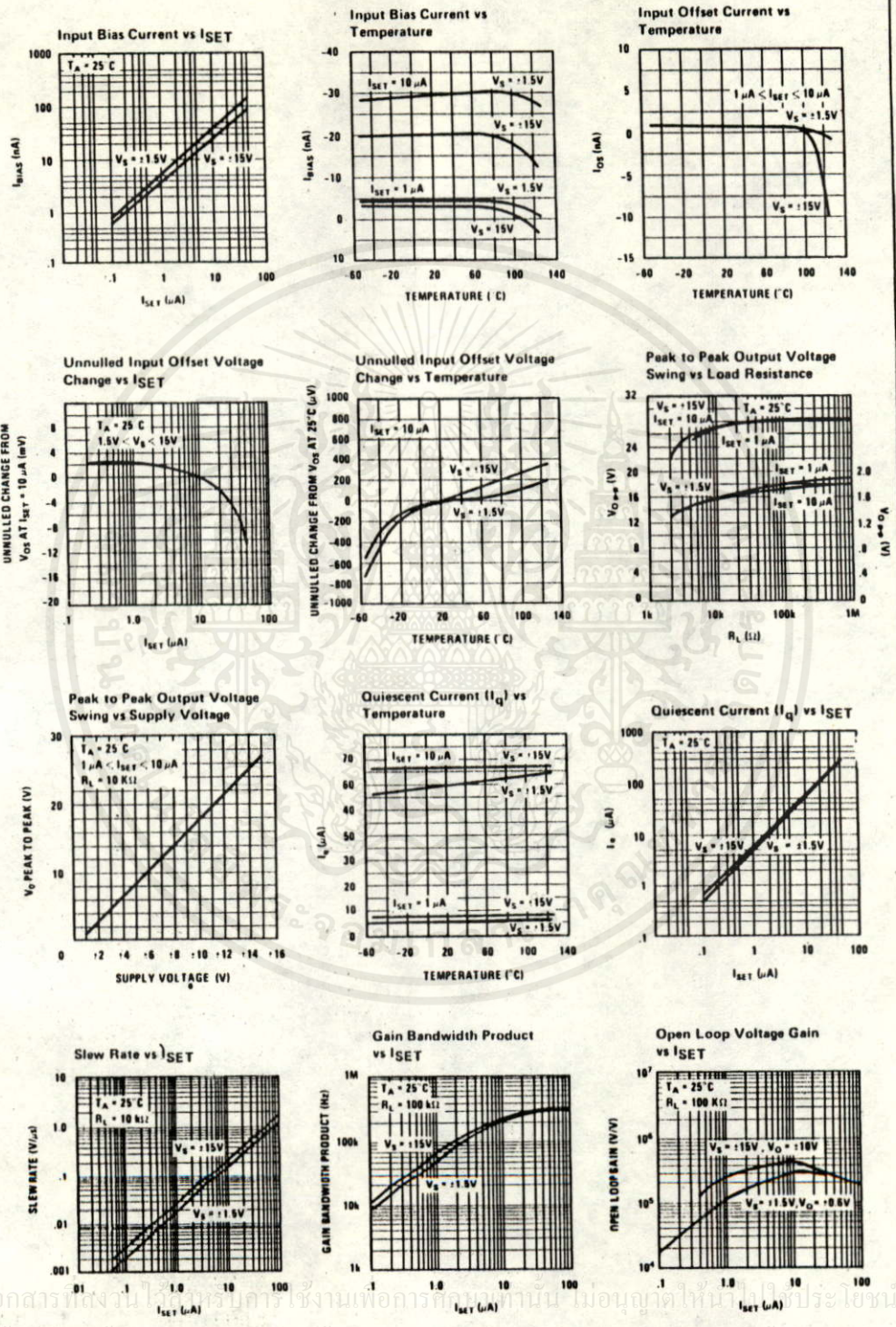
Dual-In-Line Package



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

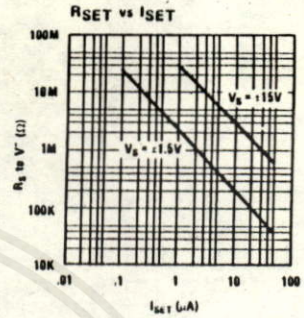
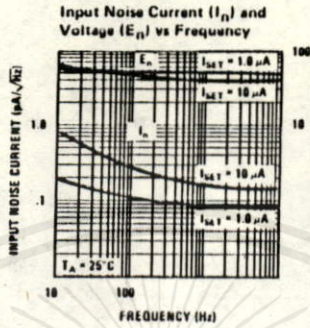
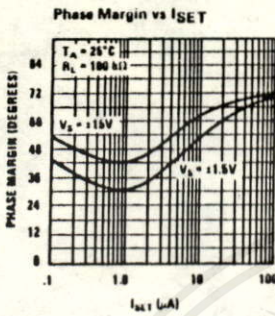
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามแก้ไขตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้า

Typical Performance Characteristics

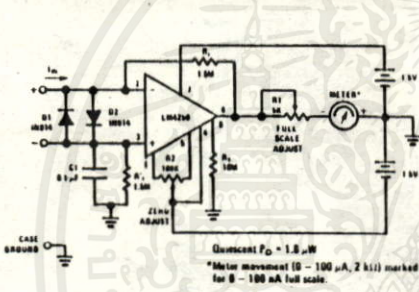


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่เผยแพร่ไว้ให้ฟรีโดยไม่คิดค่าใช้จ่ายเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่สามารถมีได้จากร้านออกพิมพ์แบบพิเศษและขอสงวนลิขสิทธิ์ของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

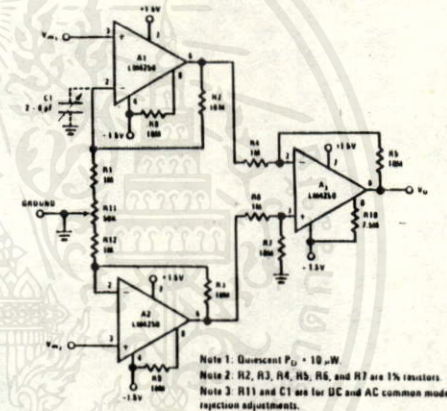
Typical Performance Characteristics (Continued)



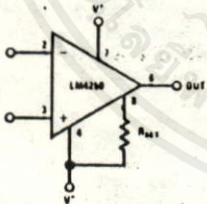
Typical Applications (Continued)



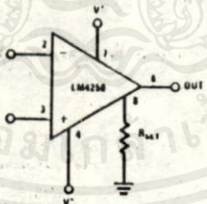
Floating Input Meter Amplifier
 100 Nano-Ampere Full Scale



X100 Instrumentation Amplifier 10 μW



RSET Connected to V^-

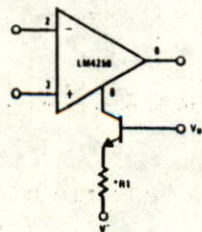


RSET Connected to Ground

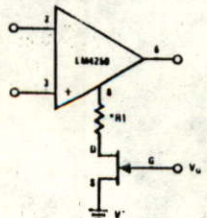
LM4250 EQUATIONS

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

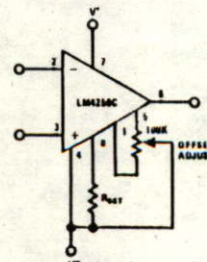
$$I_{SET} = \frac{V^- - 0.5}{R_{SET}} \quad \text{where } R_{SET} \text{ is connected to ground}$$



Transistor Current Source Biasing
 *R1 limits I_{SET} maximum



FET Current Source Biasing



Offset Null Circuit

เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์ของโรงงานผู้ผลิตเอกสารนี้สงวนไว้เพื่อการใช้งานเท่านั้น ไม่อนุญาตให้ทำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่สามารถนำข้อมูลนี้ไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากผู้ผลิตเอกสารนี้

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%

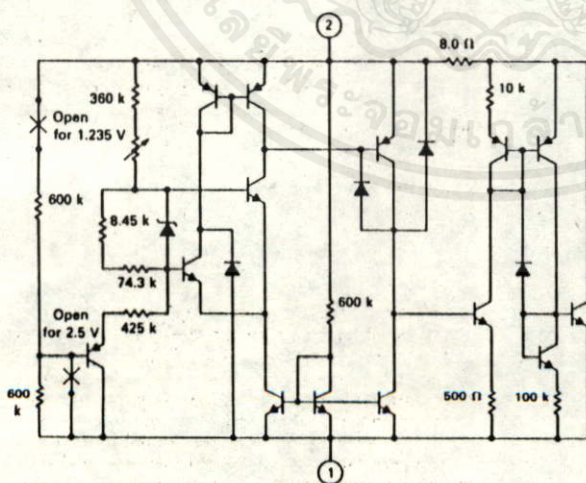
MICROPOWER VOLTAGE REFERENCE DIODES

The LM285/LM385 series are micropower two-terminal band-gap voltage regulator diodes. Designed to operate over a wide current range of 10 μ A 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 μ A 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

EQUIVALENT CIRCUIT SCHEMATIC



**LM285
LM385**

MICROPOWER VOLTAGE REFERENCE DIODES

SILICON MONOLITHIC INTEGRATED CIRCUIT

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



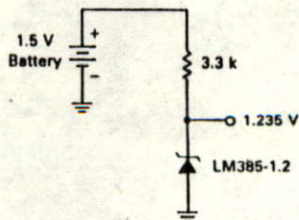
(Bottom View)



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.

STANDARD APPLICATION



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรนำออกจำหน่ายโดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งยังมีให้เปลี่ยนแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM285, LM385

MAXIMUM RATINGS ($T_A = +25^\circ\text{C}$ 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	$^\circ\text{C}$
Operating Junction Temperature	T_J	+150	$^\circ\text{C}$
Storage Temperature Range	T_{stg}	-65 to +150	$^\circ\text{C}$

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	LM285-1.2			LM385-1.2/LM385B-1.2			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Reverse Breakdown Voltage $I_{Rmin} \leq I_R \leq 20\text{ mA}$ LM285-1.2/LM385B-1.2 LM385-1.2	$V_{(BR)R}$	1.223	1.235	1.247	1.223	1.235	1.247	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 $I_{Rmin} \leq I_R \leq 1.0\text{ mA}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1) $1.0\text{ mA} < I_R \leq 20\text{ mA}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta I_R$	—	—	1.0	—	—	1.0	mV
Reverse Dynamic Impedance $I_R = 100\ \mu\text{A}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	Z	—	0.2	0.6	—	0.4	1.0	Ω
Average Temperature Coefficient $10\ \mu\text{A} \leq I_R \leq 20\text{ mA}$, $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta T$	—	20	—	—	20	—	ppm/ $^\circ\text{C}$
Wideband Noise (RMS) $I_R = 100\ \mu\text{A}$, $10\text{ Hz} < f < 10\text{ kHz}$	n	—	60	—	—	60	—	μV
Long Term Stability $I_R = 100\ \mu\text{A}$, $T_A = +25^\circ\text{C} \pm 0.1^\circ\text{C}$	S	—	20	—	—	20	—	ppm/kHR

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_A = 25^\circ$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	LM285-2.5			LM385-2.5/LM385B-2.5			Unit
		Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
Reverse Breakdown Voltage $20\ \mu\text{A} \leq I_R \leq 20\text{ mA}$ LM285-2.5/LM385B-2.5 LM385-2.5	$V_{(BR)R}$	2.462	2.5	2.538	2.462	2.5	2.538	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 $20\ \mu\text{A} \leq I_R \leq 1.0\text{ mA}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1) $1.0\text{ mA} < I_R \leq 20\text{ mA}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta I_R$	—	—	1.0	—	—	2.0	mV
Reverse Dynamic Impedance $I_R = 100\ \mu\text{A}$, $T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	Z	—	0.2	0.6	—	0.4	1.0	Ω
Average Temperature Coefficient $20\ \mu\text{A} \leq I_R \leq 20\text{ mA}$, $T_A = T_{low}$ to T_{high} (Note 1)	$\Delta V_{(BR)}/\Delta T$	—	20	—	—	20	—	ppm/ $^\circ\text{C}$
Wideband Noise (RMS) $I_R = 100\ \mu\text{A}$, $10\text{ Hz} < f < 10\text{ kHz}$	n	—	120	—	—	120	—	μV
Long Term Stability $I_R = 100\ \mu\text{A}$, $T_A = +25^\circ\text{C} \pm 0.1^\circ\text{C}$	S	—	20	—	—	20	—	ppm/kHR

NOTES: 1. $T_{low} = -40^\circ\text{C}$ for LM285-1.2, LM285-2.5= 0°C for LM385-1.2, LM385B-1.2, LM385-2.5, LM385B-2.5 $T_{high} = +85^\circ\text{C}$ for LM285-1.2, LM285-2.5= $+70^\circ\text{C}$ for LM385-1.2, LM385B-1.2, LM385-2.5, LM385B-2.5

เอกสารนี้เป็นเอกสารของบริษัทและสงวนลิขสิทธิ์ไว้ ไม่ควรนำออกจำหน่ายโดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดลอกเปลี่ยนแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

LM285, LM385

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

FIGURE 1 — REVERSE CHARACTERISTICS

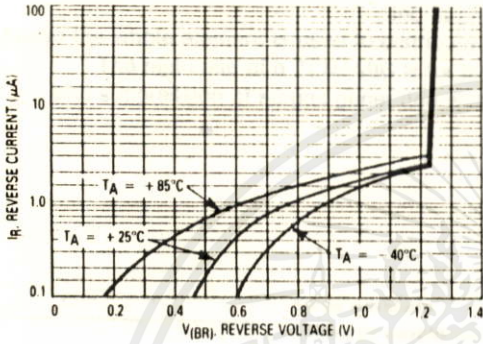


FIGURE 2 — REVERSE CHARACTERISTICS

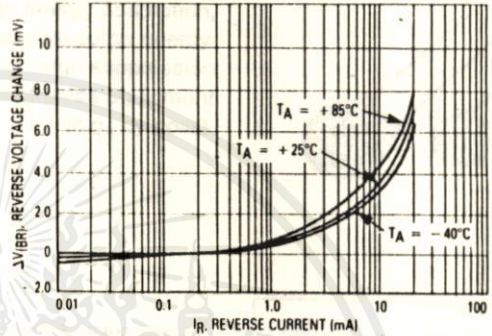


FIGURE 3 — FORWARD CHARACTERISTICS

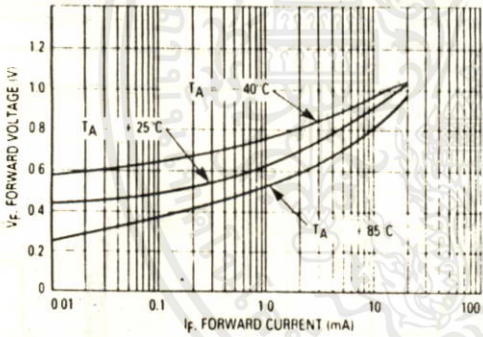


FIGURE 4 — TEMPERATURE DRIFT

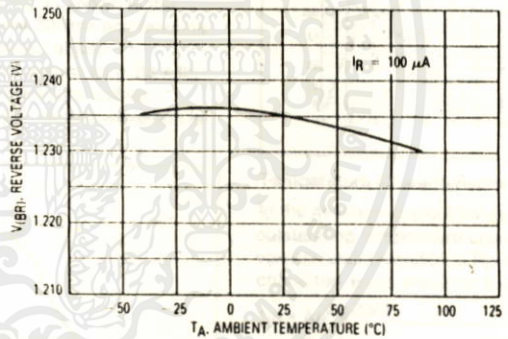


FIGURE 5 — NOISE VOLTAGE

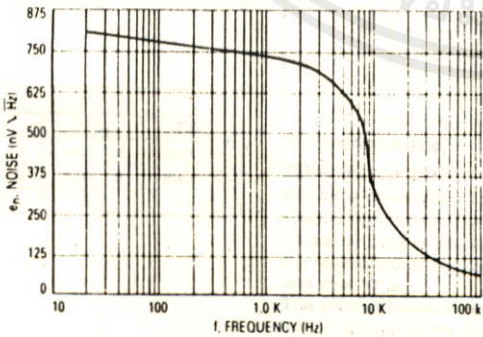
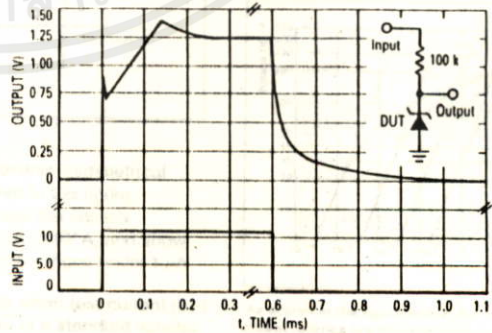
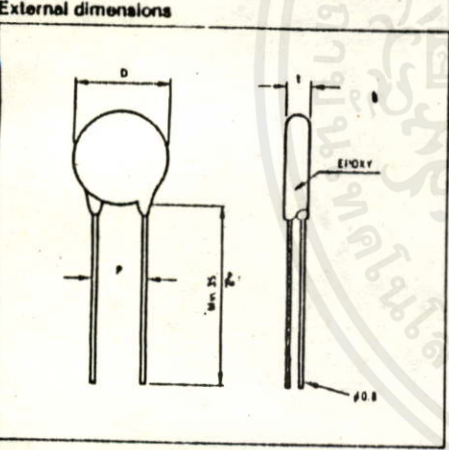
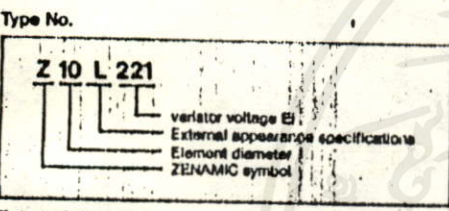
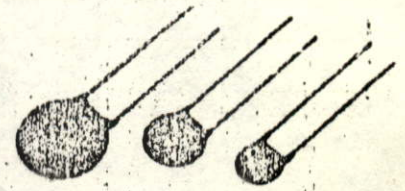


FIGURE 6 — RESPONSE TIME



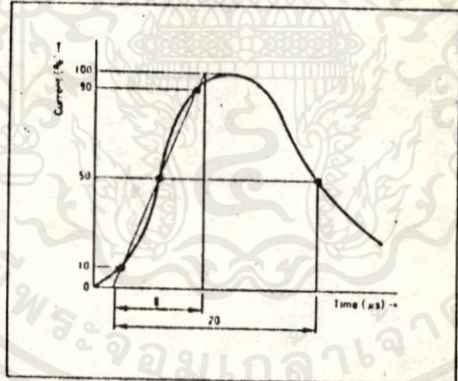
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ZENAMIC 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).

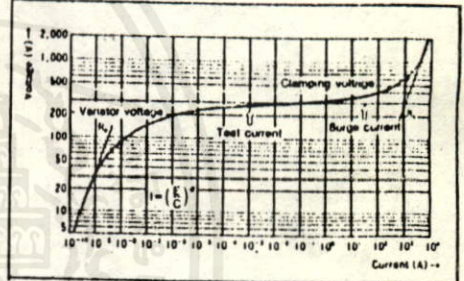
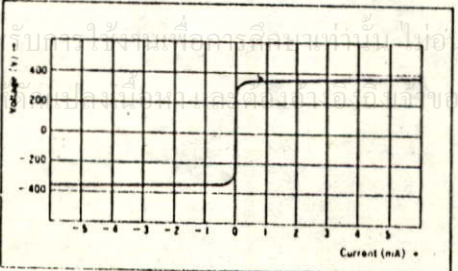


	Z7L	Z10L	Z16L	Z21L
D	max. 10	max. 13	max. 18	max. 24
l	max. 8	max. 8	max. 8	max. 9
P	6.8	8.3	8.3	10.8

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.



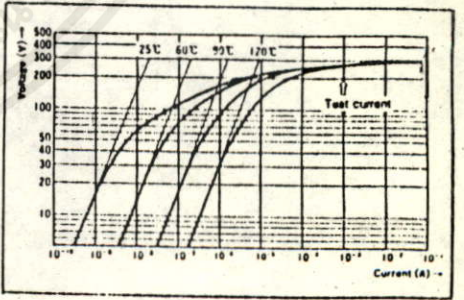
V-I characteristics
 ZENAMIC has the forward-Reverse symmetrical electrical characteristics shown in the figure. The voltage-current curves show the varistor characteristics in the range 1 μ A to 10⁴ A, and show the resistance characteristics for ranges under 1 μ A and over 10⁴ A. The voltage between 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 R_p has the temperature characteristics shown in the following equation.

$$R_p = A_e E_g / 2KT \quad (2)$$

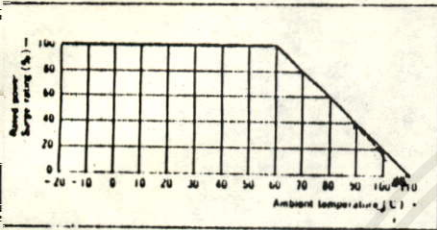
 T: Absolute temperature
 k: Boltzmann constant
 A, E_g : constants



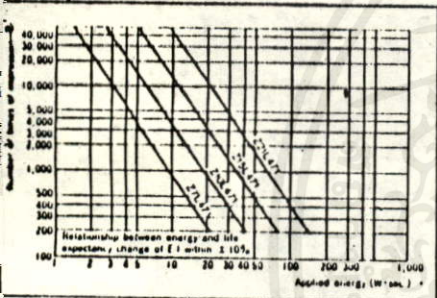
As shown in the figure above, the temperature dependence characteristics are minimal in the range over the test current.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในเท่านั้น กรุณาอย่าเผยแพร่ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้นำเอกสารนี้ไปเผยแพร่หรือทำซ้ำโดยไม่ได้รับอนุญาตจากทางออกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

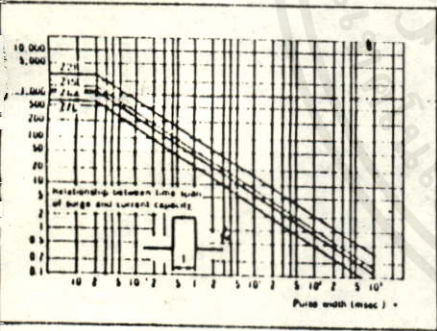
Temperature decrease curve



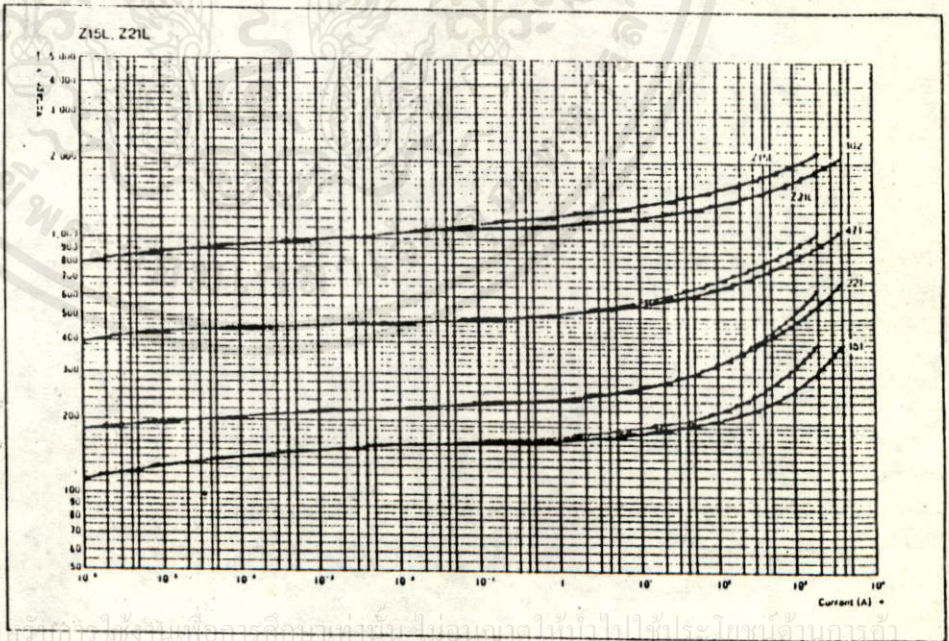
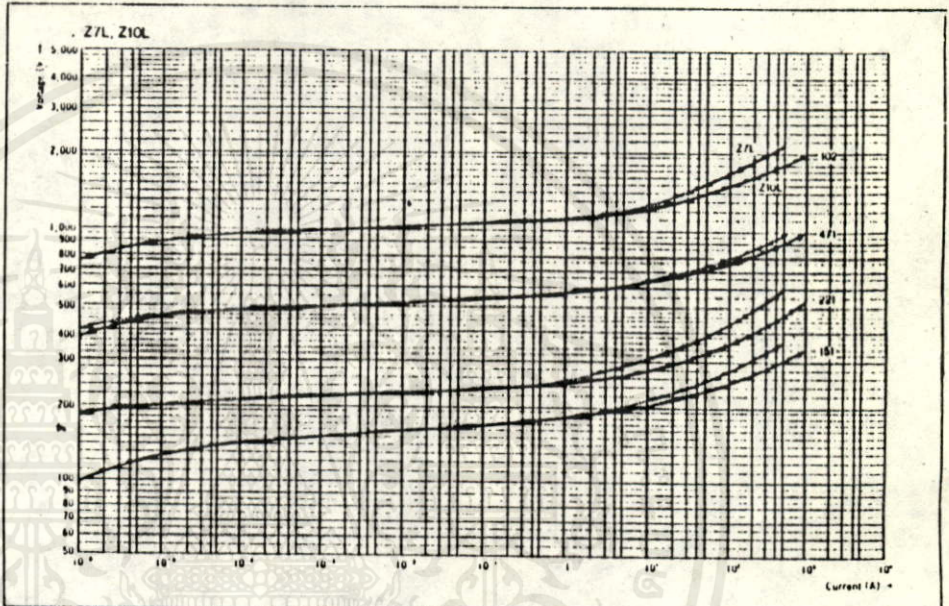
Energy duration rating (AC half wave)



Current duration rating



V-I characteristics



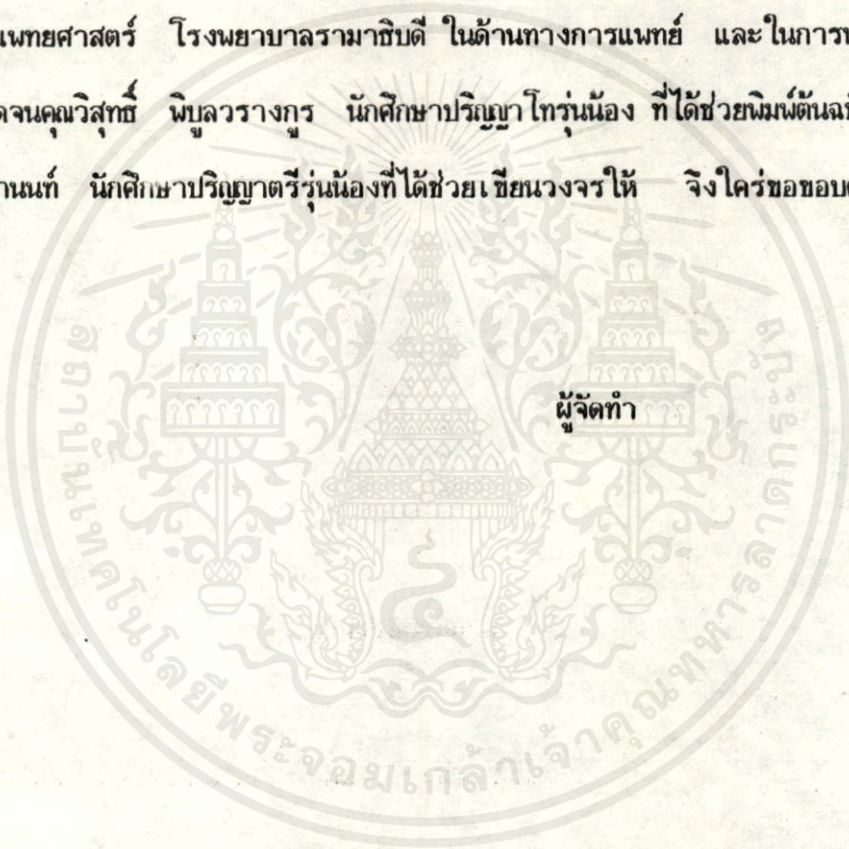
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้ภายในห้องเรียนเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้แก่การค้า
 ไม่สามารถใจทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Specifications table

Type No.	Varistor voltage E _V (V)	Limited voltage ratio E _{lim} /E _V ± 20%	Rating voltage		Allowable power (W)	Maximum leakage current (µA)	Energy absorption rating (W-µsec)	Current rating I _C × 20 µsec (A)	Electrostatic capacity (Reference value)
			A.C (V rms)	D.C (V)					
Z 7L220	22(19-25)	2.30	12	15	0.01	50	1.0	125	4,200
Z 7L270	27(23-31)	2.27	14	19			1.2		
Z 7L330	33(28-38)	2.24	17	23			1.4		
Z 7L360	36(33-45)	2.21	20	27			1.6		
Z 7L470	47(39-54)	2.05	25	33			2.0		
Z 7L560	56(47-64)	1.95	30	40			2.4		
Z 7L680	68(57-78)	1.87	36	48			2.8		
Z 7L820	82(69-94)	1.80	44	58			3.4		
Z 7L101	100(85-115)	1.78	54	72			4.0		
Z 7L121	120(102-138)	1.75	65	86			4.8		
Z 7L151	150(135-185)	1.65	80	121	2				
Z 7L181	180(162-198)	1.78	108	145	3				
Z 7L201	200(180-220)	1.69	120	160	4				
Z 7L221	220(198-242)	1.69	133	178	4				
Z 7L271	270(243-297)	1.68	163	219	4				
Z 7L331	330(297-363)	1.68	199	267	4				
Z 7L391	390(351-429)	1.66	235	315	5				
Z 7L441	440(396-484)	1.66	265	355	6				
Z 7L471	470(423-517)	1.66	284	360	6				
Z 7L561	560(504-616)	1.65	338	453	8				
Z 7L681	680(612-748)	1.64	411	550	8				
Z 7L821	820(738-902)	1.64	495	664	8				
Z 7L102	1000(900-1100)	1.62	604	810	10				
Z10L220	22(19-25)	2.25	12	15	0.05	50	1.5	600	6,000
Z10L270	27(23-31)	2.22	14	19			1.7		
Z10L330	33(28-38)	2.19	17	23			2.0		
Z10L360	36(33-45)	2.16	20	27			2.4		
Z10L470	47(39-54)	2.00	25	33			3.0		
Z10L560	56(47-64)	1.90	30	40			3.6		
Z10L680	68(57-78)	1.82	36	48			4.2		
Z10L820	82(69-94)	1.78	44	58			5.0		
Z10L101	100(85-115)	1.76	54	72			6.0		
Z10L121	120(102-138)	1.74	65	86			7.2		
Z10L151	150(135-185)	1.60	80	121	6				
Z10L181	180(162-198)	1.68	108	145	6				
Z10L201	200(180-220)	1.65	120	160	6				
Z10L221	220(198-242)	1.65	133	178	10				
Z10L271	270(243-297)	1.64	163	219	10				
Z10L331	330(297-363)	1.62	199	267	12				
Z10L391	390(351-429)	1.60	235	315	15				
Z10L441	440(396-484)	1.60	265	355	15				
Z10L471	470(423-517)	1.58	284	360	15				
Z10L561	560(504-616)	1.58	338	453	18				
Z10L681	680(612-748)	1.56	411	550	17				
Z10L821	820(738-902)	1.56	495	664	17				
Z10L102	1000(900-1100)	1.55	604	810	20				
Z15L220	22(19-25)	2.23	12	15	0.1	50	2.2	750	15,000
Z15L270	27(23-31)	2.20	14	19			2.6		
Z15L330	33(28-38)	2.17	17	23			3.0		
Z15L360	36(33-45)	2.14	20	27			3.6		
Z15L470	47(39-54)	1.98	25	33			4.4		
Z15L560	56(47-64)	1.88	30	40			5.4		
Z15L680	68(57-78)	1.79	36	48			6.6		
Z15L820	82(69-94)	1.77	44	58			8.0		
Z15L101	100(85-115)	1.75	54	72			9.0		
Z15L121	120(102-138)	1.73	65	86			11.0		
Z15L151	150(135-185)	1.68	80	121	10				
Z15L181	180(162-198)	1.68	108	145	12				
Z15L201	200(180-220)	1.64	120	160	12				
Z15L221	220(198-242)	1.64	133	178	15				
Z15L271	270(243-297)	1.63	163	219	15				
Z15L331	330(297-363)	1.61	199	267	17				
Z15L391	390(351-429)	1.59	235	315	20				
Z15L441	440(396-484)	1.59	265	355	20				
Z15L471	470(423-517)	1.57	284	360	20				
Z15L561	560(504-616)	1.56	338	453	25				
Z15L681	680(612-748)	1.55	411	550	25				
Z15L821	820(738-902)	1.55	495	664	30				
Z15L102	1000(900-1100)	1.54	604	810	30				
Z21L151	150(135-185)	1.67	80	121	0.8	20	15	3,000	330
Z21L181	180(162-198)	1.64	108	145			15		
Z21L201	200(180-220)	1.62	120	160			18		
Z21L221	220(198-242)	1.62	133	178			18		
Z21L271	270(243-297)	1.61	163	219			22		
Z21L331	330(297-363)	1.60	199	267			22		
Z21L391	390(351-429)	1.58	235	315			25		
Z21L441	440(396-484)	1.57	265	355			30		
Z21L471	470(423-517)	1.56	284	360			30		
Z21L561	560(504-616)	1.55	338	453			35		
Z21L681	680(612-748)	1.55	411	550	35				
Z21L821	820(738-902)	1.54	495	664	40				
Z21L102	1000(900-1100)	1.53	604	810	40				

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี เนื่องจากการอนุเคราะห์ให้คำปรึกษาที่ดีจาก รองศาสตราจารย์ มนัส สังวรศิลป์ แผนกชีวอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ ในด้านเทคนิคต่าง ๆ ทางวิศวกรรม และ รองศาสตราจารย์ นายแพทย์ สมบูรณ์ บุญเกษม หน่วยสัตวศาสตร์โรคหัวใจและทรวงอก คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี ในด้านการการแพทย์ และในการนำไปทดลองกับผู้ป่วย ตลอดจนคุณวิสุทธิ พิบูลวรารามกร นักศึกษาปริญญาโทรุ่นน้อง ที่ได้ช่วยพิมพ์ต้นฉบับ กระทั่งคุณชาญชัย อางนายนนท์ นักศึกษาปริญญาตรีรุ่นน้องที่ได้ช่วยเขียนวงจรให้ จึงใคร่ขอขอบคุณมา ณ ที่นี้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหาและต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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. กัลยาณกิติ์ กิติยากร : ชุดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝัง , การประชุมใหญ่สามัญประจำปี 2528 , สมาคมแพทย์โรคหัวใจแห่งประเทศไทย , 22 มีนาคม 2529 , กรุงเทพฯ 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.

- 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 symposium on Biomedical Engineering , P. 261-269
, University of Singapore , 11 - 12 April 1986.
- 13) Toshiba : Semiconductor data book , JAPAN , 1976.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้