



การวิจัยและพัฒนาเครื่องกระตุ้นหัวใจ

โดย

ชาติ สรโพพรรณ
โกมล อารีย์
กฤษดา วิสวธีรานนท์

โครงการวิจัย เลขที่ ๓๑-๕๕-๒๕๒๑
ทุนส่งเสริมการวิจัยวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันวิจัยและพัฒนาของคณะวิศวกรรมศาสตร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กรุงเทพฯ

พฤศจิกายน ๒๕๒๕



การวิจัยและพัฒนาเครื่องกระตุ้นหัวใจ

โดย

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ยาตรี ศรีไพพรรณ

วุฒิ B.E. (Sydney), M. Eng. Sc. (New South Wales)

Ph.D. (Hawaii)

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โศภม อารียา

วุฒิ Doc. Ing. (Paris)

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ กฤษดา วิศว์ธีรานนท์

วุฒิ B. Eng., M. Eng. (Kyoto)

โครงการวิจัยเลขที่ 31-EE-2521

ทุนส่งเสริมการวิจัยวิศวะกรรมศาสตร์

สถาบันวิจัยและพัฒนาของคณะวิศวะกรรมศาสตร์

คณะวิศวะกรรมศาสตร์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กรุงเทพฯ ฯ

พฤศจิกายน 2525

คำนำ

โครงการวิจัยนี้เริ่มจากความคิดของ นายแพทย์ สอมาตร ชวติศอ์รัง ที่จะให้ผู้ป่วยโรคหัวใจที่มีทุนทรัพย์น้อยสามารถใช้เครื่องให้จังหวะการเต้นหัวใจอิเล็กทรอนิกส์ออกไป คณะวิจัยประกอบด้วย นายชาติ ศรีไพพรรณ นายโคทม อาริยา นายกฤษดา วิศวธีรานนท์ นายเกรียงศักดิ์ เฉลิมศิริระกูล และนายฮาร่า ชลปราชญ์ ได้ขอรับทุนส่งเสริมการวิจัยวิศวกรรมศาสตร์ ปี ๒๕๒๑ และได้รับทุนเป็นจำนวนเงิน ๒๒,๗๕๐ บาท หลังจากนั้น นายเกรียงศักดิ์ เฉลิมศิริระกูล และนายฮาร่า ชลปราชญ์ ได้ไปต่างประเทศ คณะผู้วิจัยจึงเหลือ ๓ คน นายโคทม อาริยา ได้ทำต้นแบบเครื่องกระตุ้นหัวใจตัวแรกขึ้น และนายกฤษดา วิศวธีรานนท์ ได้วิเคราะห์วงจรเคื่องกระตุ้นหัวใจของต่างประเทศ ในปี ๒๕๒๒ นายครรชิต โยมพัตร ได้มารับงานวิจัยนี้เป็นวิทยานิพนธ์ปริญญาโท จึงเป็นหัวหน้าหลักของการวิจัยนี้ โดยมีนายชาติ ศรีไพพรรณ เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ การวิจัยจึงมีความก้าวหน้าตลอดมา จนกระทั่งเสร็จสมบูรณ์เมื่อ พฤษภาคม พ.ศ. ๒๕๒๕

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ABSTRACT

This research presents the design and construction of fixed rate and demand type internal cardiac pacemaker prototypes. In the research on the fixed rate one, the emphasis was on the various construction techniques using the material and components that can be purchased in the country. The purpose was to build a low cost pacemaker for low income patients. The pacemaker could generate proper waveforms and consumed low energy. It has been successfully applied to patients externally. Pieces of epoxy adhesives coated with silicone elastomer which had the same size and shape as pacemaker were implanted subcutaneously in dogs. Histologic section of tissue revealed that the implanted material did not have any harmful effect.

In the research on the demand type pacemaker, a prototype has been built and tested in the laboratory. The whole circuit can be mounted on a printed circuit board small enough for implantation. From the results of the research, the author feels confident that the developed circuit can be actually used.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อ

การวิจัยนี้เป็นการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินคงที่ และแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ การวิจัย เครื่องแบบให้อัตราเดินคงที่เก็บหนักถึงเทคนิคต่าง ๆ ในการสร้าง การใช้วัสดุและอุปกรณ์ทางอิเล็กทรอนิกส์ที่หาซื้อได้ในประเทศไทย โดยมีวัตถุประสงค์ที่จะสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจให้มีราคาถูกเพื่อให้ผู้ป่วยที่มีรายได้น้อยมีโอกาสมีชีวิตตัวเองได้ ได้ออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าออกมาถูกต้องและใช้พลังงานต่ำ ได้ทดลองนำเครื่องที่สร้างไปใช้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจโดยใช้เครื่องชนิดติดภายนอกวางภายนอกเป็นผลสำเร็จ ได้ใช้ก้อนคาร์บอนซีเมนต์เคลือบด้วยอีพอกซีเรซินเคลือบด้วยซิลิโคนขนาดเท่าเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจไปล่าัดฝัง เข้าได้ฉนวนหุ้มสุญญากาศลง ผลการตรวจเนื้อเยื่อด้วยกล้องจุลทรรศน์แสดงให้เห็นว่าสารที่ใช้ฝังไม่มีฤทธิ์ยาที่เป็นอันตรายต่อสุญญากาศลง

ในการวิจัย เครื่องแบบให้อัตราเดิน เมื่อต้องการ ได้สร้างและทดสอบวงจรต้นแบบในห้องปฏิบัติการ นำวงจรต้นแบบไปประกอบลงบนแผ่นวงจรมิติที่มีขนาดเล็กพอที่จะฝัง เข้าไปในร่างกายผู้ป่วยได้ จากผลการทดลองของการวิจัยครั้งนี้ทำให้เชื่อได้ว่าวงจรต้นแบบที่พัฒนาขึ้นมาสามารถนำไปใช้งานได้

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

พิธีกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณ สถาบันวิจัยและพัฒนาของคณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่ได้ให้การสนับสนุนการวิจัย ในการวิจัยครั้งนี้ นายศรวรวิช ไชยพิตร นิสิตปริญญาโท สังกัดภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ เก็บพิมพ์หนังสือ ในการทำวิจัยนี้เป็นวิทยานิพนธ์ นายแพทย์ สดภาพ ชวลิตธำรง ผู้ให้คำแนะนำให้การทำวิจัยในเรื่องนี้ และให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งสุขภาพของท่านไม่ย่ำแย่ ศาสตราจารย์นายแพทย์ ชูศักดิ์ เวชแพทย หัวหน้าหน่วยซ่อมและสร้างอิเล็กทรอนิกส์ มหาวิทยาลัยมหิดล ได้กรุณาให้คำแนะนำและสนับสนุนการวิจัยอย่างเต็มความสามารถ รองศาสตราจารย์ แพทย์หญิง บังอร ชมเดช ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ได้ให้คำปรึกษาช่วยเหลือในเรื่องสัตว์ทดลองและความรู้ทางสรีรวิทยา นายแพทย์ อาศา ชาศกร ผู้อำนวยการโรงพยาบาลโรคมหรรณง และ รองศาสตราจารย์ ประวิทย์ สาธิบลักษณ์ โรงพยาบาลศิริราช ที่กรุณาให้ข้อมูลสถิติ และสนับสนุนการวิจัยครั้งนี้ตลอดมา

นอกจากนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ที่ได้ให้การดูแลสุนัขทดลองตลอดระยะเวลาของการวิจัยนี้ รวมทั้งผู้ร่วมงานทุกคนที่ให้ความช่วยเหลือจนทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลงด้วยดี

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	ก
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญตารางประกอบ.....	ฉ
สารบัญรูปประกอบ.....	ริ
บทที่ ๑ บทนำ.....	๑
บทที่ ๒ กายวิภาคและสรีรวิทยาของหัวใจที่เป็นพื้นฐานของการนำเอา เครื่องควบคุม จังหวะการเต้นของหัวใจไปใช้งาน.....	๗
๒.๑ การทำงานของระบบการไหลเวียนเลือด.....	๗
๒.๑.๑ Systemic circulation.....	๗
๒.๑.๒ Pulmonary circulation.....	๗
๒.๒ โครงสร้างของหัวใจ.....	๙
๒.๒.๑ เอเทรียมขวา.....	๙
๒.๒.๒ เวนตริเคิลขวา.....	๑๑
๒.๒.๓ เอเทรียมซ้าย.....	๑๑
๒.๒.๔ เวนตริเคิลซ้าย.....	๑๑
๒.๓ ระบบสื่อนำ.....	๑๒
๒.๓.๑ Sinoatrial node (S.A.node).....	๑๓
๒.๓.๒ Atrioventricular node (A-V node).....	๑๓
๒.๓.๓ AV Bundle (Bundle of His).....	๑๗
๒.๓.๔ Bundle Branch.....	๑๓
๒.๓.๕ Purkinje Fiber.....	๑๓
๒.๔ การนำพลังไฟฟ้าของเซลล์.....	๑๓
๒.๕ การนำพลังไฟฟ้าของระบบสื่อนำ.....	๑๖



สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
๒.๖ สมมุติฐานเบื้องต้นการนำคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบแทนพลังกระทบ.....	๒๑
บทที่ ๓ ลักษณะโครงสร้างองค์ประกอบและการใช้งานของ เครื่องควบคุมจังหวะการ	
เดินของหัวใจชนิดฝังภายใน.....	๒๒
๓.๑ การแบ่ง เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจ.....	๒๒
๓.๑.๑ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจที่แบ่งตามชนิดการใช้	
งาน.....	๒๒
๓.๑.๑.๑ ชนิดที่คภายนอกในร่างกายผู้ป่วย.....	๒๒
๓.๑.๑.๒ ชนิดฝังภายในร่างกายผู้ป่วย.....	๒๓
๓.๑.๒ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจที่แบ่งตามระยะเวลา	
การใช้งาน.....	๒๓
๓.๑.๒.๑ แบบใช้ในระยะสั้น.....	๒๓
๓.๑.๒.๒ แบบใช้ระยะยาว.....	๒๔
๓.๑.๓ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจที่แบ่งตามระบบการ	
ทำงาน.....	๒๔
๓.๒ ระบบของ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจชนิดฝังภายในร่าง	
กายในปัจจุบัน.....	๒๖
๓.๒.๑ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจแบบให้อัตรา เดินคงที่	
๓.๒.๑	๒๖
๓.๒.๒ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจแบบให้อัตรา เดินเมื่อ	
ต้องการ.....	๒๘
๓.๒.๒.๑ P-wave Inhibited Demand Pacemaker	
(VVI).....	๒๘
๓.๒.๒.๒ P-wave Triggered Demand Pacemaker	
(VDT).....	๓๒

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

๓.๒.๒.๓	Atrial Inhibited Demand Pacemaker (AAI)	๓๓
๓.๒.๒.๔	A-V Sequential Demand Pacemaker (DVI)	๓๓
๓.๒.๒.๕	Fully Automatic Demand Pacemaker (DDD)	๓๔
๓.๓	ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่.....	๓๖
๓.๔	ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ.....	๓๘
๓.๕	องค์ประกอบของ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน.....	๓๘
๓.๕.๑	วงจรรักษาเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบใน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ.....	๔๑
๓.๕.๒	สายต่อ.....	๔๒
๓.๕.๓	ซีเล็คโตรด.....	๔๔
๓.๕.๔	แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า.....	๔๑
บทที่ ๔	การออกแบบ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน.....	๕๓
๔.๑	เป้าหมายของการสร้าง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่.....	๕๓
๔.๑.๑	แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า.....	๕๔
๔.๑.๒	วงจรรักษาเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๕๖
๔.๑.๒.๑	การออกแบบกระแสไมแอตสของ LM 4250 Programmable OP-Amp.....	๕๗

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
๔.๑.๒.๒ การออกแบบวงจรถักกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ...	๕๔
๔.๑.๓ การออกแบบภาคขับเอาต์พุต.....	๖๖
๔.๒ เป้าหมายของการสร้าง เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝัง ภายในแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ	๖๔
๔.๒.๑ ภาคกรองความถี่วิทยุ.....	๗๒
๔.๒.๒ ภาควงจรถวลีบัลลูน.....	๗๓
๔.๒.๓ ภาคป้องกันที่พีวีแอลเตอร์.....	๗๔
๔.๒.๔ ภาคกรองความถี่สูงผ่าน.....	๘๐
๔.๒.๕ ภาคกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	๘๕
๔.๒.๖ ภาคขยายกลับเฟส.....	๘๖
๔.๒.๗ ภาคโมโนสเตเบิล มีลติไวเบรเตอร์ ๔๐๐ มิลลิวินาที.....	๘๙
๔.๒.๘ ภาคควบคุมเวลา และกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๙๕
๔.๒.๙ ภาคขับเอาต์พุต.....	๑๐๓
๔.๒.๑๐ ภาคแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า.....	๑๐๕
บทที่ ๕ การสร้าง ทดสอบ และผลการทดลอง เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ	๑๐๙
๕.๑ การสร้าง ทดสอบ และผลการทดลอง เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของ หัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่.....	๑๐๙
๕.๑.๑ ผลการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรถัก ปฏิบัติการ.....	๑๐๙
๕.๑.๒ การสร้าง เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตรา เดินคงที่ต้นแบบ.....	๑๑๒
๕.๑.๓ ผลการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรถัก สภาพแวดล้อมจริง.....	๑๑๗

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
๕.๑.๓.๑ ผลการทดสอบวัชภัทรการปล่อยคลื่นไฟฟ้า ช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอชที พูนในอุณหภูมิต่างๆ (๓๐° ซ ถึง ๔๕° ซ)...	๑๑๗
๕.๑.๓.๒ ผลการทดสอบวัชภัทรการปล่อยคลื่นไฟฟ้า ช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอชที พูนในอุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียส คงที่..	๑๑๘
๕.๑.๓.๓ การทดสอบหาอายุการใช้งานของแหล่งจ่าย กำลังไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรเครื่องควบคุมจังหวะ การเดินของหัวใจ.....	๑๒๑
๕.๑.๓.๔ ผลการทดสอบเปรียบเทียบอายุการใช้งาน ของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เมื่อทำการตัดกรี และไม่ตัดกรีขั้ว เซล เมอคิวรี.....	๑๒๓
๕.๑.๓.๕ ผลการทดสอบในห้องปฏิบัติการ เพื่อหาการ เปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้า ของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของ หัวใจ เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เปลี่ยนแปลง	๑๒๔
๕.๑.๔ ผลการทดสอบเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจกับ ผู้ป่วย.....	๑๒๗
๕.๑.๕ ผลการทดสอบทางสรีรวิทยา โดยการฝังสารแปลกปลอม เข้าใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง.....	๑๓๖
๕.๑.๕.๑ ผลการตรวจสอบสภาพของสารแปลกปลอม โดยทั่วไป.....	๑๔๐
๕.๑.๕.๒ ผลการตรวจสอบ เนื้อเยื่อหลังการผ่าตัดเอา สารแปลกปลอมออก.....	๑๔๐

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

๕.๒	ผลการทดสอบและสร้างวงจรต้นแบบบนแผ่นวงจรพิมพ์ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ.....	๑๔๒
๕.๒.๑	ผลการทดลองตัวกรองความถี่สูงผ่าน.....	๑๔๒
๕.๒.๒	ผลการทดลองตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน.....	๑๔๒
๕.๒.๓	ผลการทดลองหาความถี่ตอบสนองของวงจร เมื่อต่อวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน วงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน และวงจรขยายกลับ เฟส เข้าด้วยกัน.....	๑๔๔
๕.๒.๔	ผลการทดลองวงจรกรองความถี่วิทยุ.....	๑๔๖
๕.๒.๕	ผลการทดลองวัดกระแส Pacing และกระแส Inhibited.....	๑๔๗
๕.๒.๖	ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ	๑๕๑
๕.๒.๗	ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ เมื่ออุณหภูมิ เปลี่ยนแปลง.....	๑๕๒
๕.๒.๘	ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ การใส่แม่เหล็กทดสอบ เมื่ออุณหภูมิ เปลี่ยนแปลง.....	๑๕๖
๕.๒.๙	ผลการทดลองวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เปลี่ยนแปลง.....	๑๕๗
๕.๒.๑๐	ผลการบันทึกรูปร่างของสัญญาณที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของวงจรต้นแบบ.....	๑๖๐
๕.๒.๑๑	การสร้างวงจรต้นแบบบนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว.....	๑๖๔
บทที่ ๖	บทสรุปและข้อ เสนอแนะ	๑๗๑
๖.๑	บทสรุป.....	๑๗๑

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
๖.๒ ข้อ เสนอแนะ	๑๗๓
เอกสารอ้างอิง	๑๗๖
ภาคผนวก ก.	๑๘๐
ภาคผนวก ข.	๑๘๕
ภาคผนวก ค.	๑๘๖
ภาคผนวก ง.	๑๘๕
ประวัติ	๑๘๗

สถาบันวิทยบริการ

เลขหมู่ ^{คท} _{คต} 15
เลขทะเบียน ๐๐1833
วัน,เดือน,ปี 13 มีค. ๕7

ห้องสมุดโรงเรียนท่าทรายวิทยาลัย

สารบัญตารางประกอบ

หน้า

ตารางที่ ๑.๓	แสดงสถิติแบบเครื่อง (ก) และลักษณะการให้สายต่อ (ข) ของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในในประเทศไทย (พ.ศ. ๒๕๑๖-๒๕๒๓).....	๓
๓.๕	แสดงการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเดินคงที่.....	๓๗
๓.๖	แสดงการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการรุ่นต่าง ๆ	๓๙
๓.๑๘	แสดงการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติ เฉพาะของ เซลล์เมอริวรี่และ เซลล์เซียม.....	๔๒
๔.๒๕	ตารางค่าคงที่ของซีเนอร์ไดโอด บริษัท Motorola.....	๕๐
๔.๒	ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเดินคงที่.....	๖๑๐
๕.๑๒	ตารางเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ กับเครื่องรุ่นต่าง ๆ ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย...	๖๕๓

สถาบันแพทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญรูปประกอบ

	หน้า
รูป ๑.๑	๒
สถิติผู้ป่วยจากโรงพยาบาลราชวิถี, ศิริราช, โรตทรวงอก, จุฬา, พระมงกุฎ, ภูมิพล ได้รับการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝัง ภายใน ในประเทศไทย (พ.ศ.๒๕๑๖-๒๕๒๓).....	
๒.๑	๔
แสดงระบบการไหลเวียนเลือด.....	
๒.๒	๑๐
(ก) ลักษณะโครงสร้างภายในหัวใจและหลอดเลือด.....	
(ข) ลักษณะภายในของหัวใจและลิ้นหัวใจรวมทั้งหลอดเลือด.....	๑๐
๒.๓	๑๒
ระบบสี่อน้ำของหัวใจ.....	
๒.๔	๑๔
ภาคตัดขวางของ เซลล์ชนิดพีค เซลล์อยู่ในสภาวะไปลาไรซ์.....	
๒.๕	๑๕
ภาคตัดขวางของ เซลล์ชนิดทำงาน เซลล์อยู่ในสภาวะดีไปลาไรซ์.....	
๒.๖	๑๗
แสดงการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าที่ส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ.....	
๒.๗	๑๙
(ก) การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์เวเนตรีเคิล.....	
(ข) การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าของ เซลล์หัวใจทั้งหมดอันที่กจากผิวหนัง..	๑๙
๒.๘	๒๐
แสดงการแพร่กระจายคลื่นกระแทบจากS.A.node สู่กล้ามเนื้อ เวเนตรีเคิล โดยผ่านระบบสี่อน้ำ.....	
๓.๑	๒๔
ภาคคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงรายละเอียดของส่วนต่าง ๆ.....	
๓.๒	๓๑
แสดงฝั่งของจังหวะเวลาการทำงานของเครื่องแบบ VVI.....	
๓.๓	๓๒
แสดงบล็อกโตอะแกรมการทำงานของ P-wave Triggered Demand Pacemaker.....	
๓.๔	๓๕
แสดงการทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้น เมื่อต้องการแบบต่าง ๆ (VVI,AAI ,VDT/I,DVI และDDD)	
๓.๗	๔๑
คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ปล่อยออกมาจากวงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	
๓.๘	๔๑
วงจรถับฐานของวงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	
๓.๙	๔๓
ปลายสายต่อที่พัฒนาให้ยึดกับหัวใจได้แน่นแบบต่าง ๆ.....	
๓.๑๐	๔๕
แสดงการผ่าตัดสอดสายต่อเข้าไปยัง เอนโดคาเทียม.....	

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

	หน้า
รูป ต.๑๑	๔๖
ต.๑๒	๔๗
ต.๑๓	๔๗
ต.๑๔	๔๘
ต.๑๕	๔๘
ต.๑๖	๕๑
ต.๑๗	๕๑
๔.๑	๕๔
๔.๒	๕๕
๔.๓	๕๖
๔.๔	๕๘
๔.๕	๕๘
๔.๖	๖๐
๔.๗	๖๖
๔.๘	๖๒

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

	หน้า	
รูป ๔.๙	รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจาก เอาท์พุทของวงจรถักกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๖๓
๔.๑๐	แสดงฝั่งจันทวะ เวลาของคลื่นไฟฟ้าจาก เอาท์พุทและแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C_1	๖๔
๔.๑๑	วงจรมบรูณ์ของวงจรถักกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๖๕
๔.๑๒	วงจรมบรูณ์ของภาคขับ เอาท์พุท.....	๖๖
๔.๑๓	วงจรมบรูณ์ของภาคขับ เอาท์พุท.....	๖๘
๔.๑๔	วงจรมบรูณ์ของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่.....	๖๘
๔.๑๕	ฝั่งวงจรมบรูณ์ของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ.....	๗๐
๔.๑๖	วงจรมบรูณ์การองความถี่วิทยุ.....	๗๒
๔.๑๗	วงจรมบรูณ์การองความถี่วิทยุ ความถี่ตัดออฟ ๕๐ กิโลเฮิรตซ์.....	๗๓
๔.๑๘	วงจรมบรูณ์สัญญาณ.....	๗๔
๔.๑๙	การใช้ซีเนอร์ไดโอดป้องกันเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจเสียหายจากการใช้เครื่องตีฟิบริลเลเตอร์.....	๗๕
๔.๒๐	วงจรมบรูณ์ในการใช้เครื่องตีฟิบริลเลเตอร์กระตุ้นผ่านทรวงอกเข้าสู่หัวใจ.....	๗๖
๔.๒๑	ลักษณะการใช้ซีเนอร์ไดโอดป้องกันสัญญาณจาก เครื่องตีฟิบริลเลเตอร์.....	๗๗
๔.๒๒	การจำลองคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ใช้ทดสอบวงจรป้องกันตีฟิบริลเลเตอร์.....	๗๘
๔.๒๓	การยุบวงจรมบรูณ์ เครื่องตีฟิบริลเลเตอร์โดยทฤษฎี เฮอร์แมน.....	๗๘
๔.๒๔	การต่อวงจรมบรูณ์ เครื่องตีฟิบริลเลเตอร์ เข้ากับวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ.....	๗๙
๔.๒๖	รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจและขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ PQRST-wave.....	๘๑

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

หน้า

รูป ๔.๒๗	วงจรถ้ากรองความถี่สูงผ่าน 3 dB ripple order 3 Chebyshev	๘๑
๔.๒๘	วงจรถ้ากรองความถี่สูงผ่าน Normalized 1Ω และ $\omega=1$ radian/sec.....	๘๓
๔.๒๙	วงจรมุมบวมตัวกรองความถี่สูงผ่าน 3 dB ripple order 3 Chebyshev $f_c = 8$ Hz.....	๘๔
๔.๓๐	วงจรถ้ากรองความถี่ต่ำผ่าน 3 dB ripple order 3 Chebyshev.	๘๕
๔.๓๑	วงจรถ้ากรองความถี่ต่ำผ่าน Normalized 1Ω และ $\omega=1$ radian/sec.....	๘๖
๔.๓๒	วงจรมุมบวมตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน 3 dB ripple order 3 Chebyshev $f_c = 30$ Hz.....	๘๗
๔.๓๓	วงจรมุมบวมขยายสัญญาณไฟฟ้าสลับแบบกัลบเฟส.....	๘๗
๔.๓๔	วงจรมุมบวมขยายกัลบเฟส.....	๘๘
๔.๓๕	วงจรมอนอสเตเบิล มีดดีไวเบรเตอร์ ที่ใช้ในการออกแบบและรูปร่างของสัญญาณที่จุดต่าง ๆ.....	๘๙
๔.๓๖	วงจรรวม RC ดีฟเฟอเรนเชียล ให้ $T = ๑๐$ มิลลิวินาที.....	๘๙
๔.๓๗	วงจรมุมบวมโมโนสเตเบิล มีดดีไวเบรเตอร์ ๕๐๐ มิลลิวินาที.....	๘๙
๔.๓๘	วงจรมุมบวมโมโนสเตเบิล มีดดีไวเบรเตอร์ ๕๐๐ มิลลิวินาที ที่ปรับความไวของสัญญาณขาเข้า ๑.๕ และ ๒ โวลต์.....	๘๙
๔.๓๙	วงจรมุมบวมกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๘๙
๔.๔๐	แรงดันไฟฟ้าที่เอาต์พุตและตัวเก็บประจุ C_1	๘๙
๔.๔๑	วงจรมุมบวมกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๘๙
๔.๔๒	วงจรมุมบวมความถี่และวงจรมุมบวมกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๘๙
๔.๔๓	การใช้ Q_1 และ Z.D. ทำหน้าที่สวิทช์ และรักษาระดับแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุให้คงที่ -๑.๕ โวลต์.....	๘๙

สารบัญรูปประกอบ(ต่อ)

	หน้า	
รูป ๔.๔๔	ฝั่งจังหวัด เวลาในการนำสัญญาณจากวงจรโมโนสเตเบิล มีลดีไวเบรเตอร์ มาเขทให้ทรานซิสเตอร์ Q_1 นำกระแส.....	๑๐๐
๔.๔๕	วงจรตีฟเฟอเรนเชียล ดัดแปลงสัญญาณจากวงจรโมโนสเตเบิล มีลดีไวเบรเตอร์.....	๑๐๐
๔.๔๖	แสดงสภาพของวงจรไบแอส Q_1 ขณะไม่นำกระแส.....	๑๐๑
๔.๔๗	วงจรสมบรูณ์ของภาคควบคุม เวลาและกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ.....	๑๐๒
๔.๔๘	ฝั่งวงจรและฝั่งจังหวัด เวลาของภาคขับเอาที่พุด.....	๑๐๓
๔.๔๙	วงจรภาคขับเอาที่พุด.....	๑๐๔
๔.๕๐	วงจรสมบรูณ์ภาคขับเอาที่พุด.....	๑๐๖
๔.๕๑	วงจรภาคแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ± ๓.๕ โวลต์.....	๑๐๖
๔.๕๒	วงจรต้นแบบของ เครื่องควบคุมจังหวัดการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ.....	๑๐๘
๔.๖	วงจร เครื่องควบคุมจังหวัดการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ ที่ได้ออกแบบไว้ในบทที่ ๔.....	๑๑๐
๔.๓	แรงดันไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ ในวงจร เครื่องควบคุมจังหวัดการเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเดินคงที่.....	๑๑๑
๔.๔	วงจรพิมพ์ของวงจร เครื่องควบคุมจังหวัดการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่.....	๑๑๒
๔.๕	ที่ใส่แบตเตอรี่ ขนาด ๔ ก้อน ในเครื่องควบคุมจังหวัดการเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเดินคงที่.....	๑๑๓
๔.๖	รายละเอียดแบบแปลนการออกแบบขั้วต่อของสายต่อ ซึ่งประกอบด้วย ขั้วต่อโลหะ (๑) แหวนยาง (๒) น็อตยึดสายต่อ (๓) และน็อตปิดขั้วต่อ (๔).....	๑๑๔
๔.๗	แบบแปลนชิ้นส่วนต่าง ๆ ที่จะนำมาประกอบเป็น เครื่องควบคุมจังหวัดการเดินของหัวใจ.....	๑๑๕

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

	หน้า
	การเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่.....
รูป ๕.๘	๑๑๕
	เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ที่ประกอบสมบูรณ์แล้ว.....
	๑๑๖
๕.๙	แสดงการเปรียบเทียบความหมายของเครื่องต้นแบบ (ข)(ค) กับ เครื่องที่มาจากต่างประเทศ (ก).....
	๑๑๗
๕.๑๐	แสดงการเปรียบเทียบขนาดรูปร่างของเครื่องต้นแบบ (ข)(ค) กับ เครื่องที่มาจากต่างประเทศ (ก).....
	๑๑๗
๕.๑๑	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบกับ อุณหภูมิในสารละลายต่าง ๆ กัน (๓๐°ซ - ๔๕°ซ).....
	๑๑๘
๕.๑๒	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตกับ อุณหภูมิในสารละลายต่าง ๆ กัน (๓๐°ซ - ๔๕°ซ).....
	๑๑๘
๕.๑๓	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบกับ จำนวนวันที่ทดลอง เมื่อทดลองในสารละลายเกลือ pH = 7.4 ที่อุณหภูมิ ๓๗°ซ
	๑๒๐
๕.๑๔	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตกับ จำนวนวันที่ทดลองในสารละลายเกลือ pH=7.4 ที่อุณหภูมิ ๓๗°ซ....
	๑๒๐
๕.๑๕	แสดงวงจรที่ใช้ทำการทดสอบหาอายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี....
	๑๒๑
๕.๑๖	กราฟแสดงความสัมพันธ์ของกระแสไฟฟ้ากับ เวลาที่ทดสอบในการหา อายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี.....
	๑๒๒
๕.๑๗	กราฟแสดงความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้ากับ เวลาที่ทดสอบในการหา อายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี.....
	๑๒๒
๕.๑๘	แสดงวงจรที่ใช้ทดสอบเปรียบเทียบหาอายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี ในกรณีเชื่อมขั้วเซลล์เมอคิวรีด้วยความร้อน และใช้โลหะสปริง.....
	๑๒๓
๕.๑๘	กราฟแสดงการเปรียบเทียบอายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรีกับกระแส

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

		หน้า
	ที่ไหลออกจากเซลล์เมอคิวรี.....	๑๒๕
รูป ๕.๒๐	กราฟแสดงการเปรียบเทียบอายุการใช้งานของ เซลล์เมอคิวรีกับแรงดันไฟฟ้าตกคร่อม เซลล์เมอคิวรี.....	๑๒๕
๕.๒๑	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการผลิตคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบกับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง.....	๑๒๖
๕.๒๒	กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทกับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า.....	๑๒๖
๕.๒๓	ผู้ป่วยชายอายุ ๕๐ ปี ขณะกำลังทดสอบใช้เครื่องต้นแบบ.....	๑๒๗
๕.๒๔	รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Bipolar Limb Lead (L1-L3) ของผู้ป่วยชายอายุ ๕๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ.....	๑๒๙
๕.๒๕	รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Unipolar Limb Lead (AVR,AVL,AVF) ของผู้ป่วยชายอายุ ๕๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ.....	๑๓๐
๕.๒๖	รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Unipolar Chest Lead (V1-V6) ของผู้ป่วยชายอายุ ๕๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ.....	๑๓๒
๕.๒๗	ผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ขณะกำลังทดสอบใช้เครื่องต้นแบบ.....	๑๓๓
๕.๒๘	รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ก่อนใส่เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ.....	๑๓๔
๕.๒๙	รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี หลังจากทดสอบใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ.....	๑๓๖
๕.๓๐	สูติชที่ใช้ในการทดลองฝังสารปลดปล่อย เข้าไปได้หัวหนึ่ง.....	๑๓๗
๕.๓๑	ขณะผ่าตัดสูติชทดลอง โดยแหวกทังสูติชให้กว้าง เพื่อใส่สารปลดปล่อย	

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

	หน้า
	๑๓๘
รูป ๕.๓๒	๑๓๘
๕.๓๓	๑๓๘
๕.๓๔	๑๓๘
๕.๓๕	๑๔๓
๕.๓๖	๑๔๔
๕.๓๗	๑๔๕
๕.๓๘	๑๔๖
๕.๓๙	๑๔๗
๕.๔๐	๑๔๘
๕.๔๑	๑๔๘
๕.๔๓	๑๕๕
๕.๔๔	๑๕๖
๕.๔๕	๑๕๖

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

	หน้า
	๑๕๘
รูป ๕.๔๖	๑๕๘
๕.๔๗	๑๕๙
๕.๔๘	๑๕๙
๕.๔๙	๑๖๑
๕.๕๐	๑๖๐
๕.๕๑	๑๖๒
๕.๕๒	๑๖๓
๕.๕๓	๑๖๔
๕.๕๔	๑๖๔

สารบัญรูปประกอบ (ต่อ)

	หน้า
	๑๖๕
รูป ๕.๕๕	๑๖๖
๕.๕๖	๑๖๗
๕.๕๗	๑๖๘
๕.๕๘	๑๖๙
๕.๕๙	๑๗๐

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



บทที่ ๑

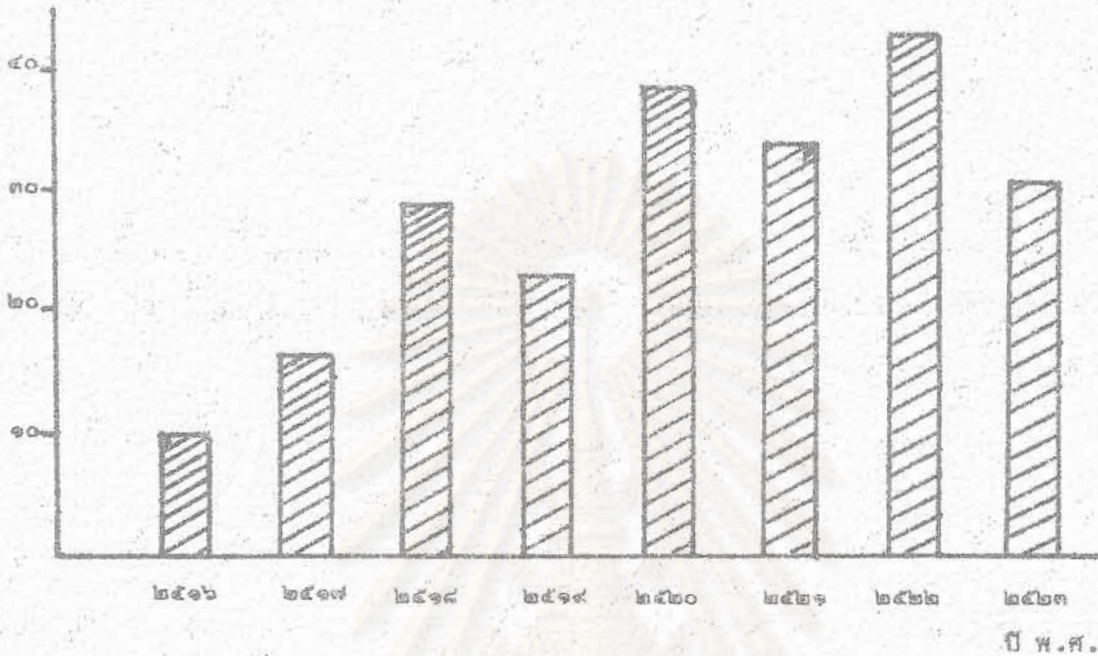
บทนำ

ปัจจุบันวงการแพทย์ทั่วไปในประเทศไทย เริ่มให้ความสนใจกับเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมากขึ้นตามลำดับ ความเจริญทางเทคโนโลยีทางวิศวกรรมชีวการแพทย์ทำให้มี เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ที่มีความเชื่อถือได้สูง มีอายุการทำงานยาวนาน สามารถนำไปใช้ช่วยให้ผู้ป่วยที่หัวใจผิดปกติมีอายุยืนนานออกไปอีกอย่างมีประสิทธิภาพ ดังนั้น เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจึงมีบทบาทมากในผู้ป่วยที่หัวใจทำงานผิดปกติ จะพบว่านายแพทย์ผู้เชี่ยวชาญทางโรคหัวใจพยายามนำ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นหัวใจมาใช้กับผู้ป่วย จากการสำรวจสถิติจากโรงพยาบาลในกรุงเทพมหานคร^(๑) พบว่าอัตราการใช้ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมีแนวโน้มสูงขึ้นตามลำดับ ตามกราฟรูปแท่งที่ ๑.๑ และตารางที่ ๑.๒

จากสถิติพบว่า การผ่าตัดฝัง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในประเทศไทย เฉลี่ยปีละ ๒๔ ราย คิดเทียบกับประชากร ๔๐ ล้านคนแล้วปีหนึ่ง ๆ มีการผ่าตัดชนิดนี้เพียง .๗ รายต่อประชาชนหนึ่งล้านคน ซึ่งนับว่าน้อยมากเมื่อเทียบกับประเทศใกล้เคียงหลายประเทศ โดยเฉพาะประเทศในกลุ่มอาเซียน-แปซิฟิก จากการสำรวจโดย Sloman^(๒) และคณะ เมื่อปีพ.ศ. ๒๕๒๑ พบว่าประเทศในกลุ่มอาเซียน-แปซิฟิก ถูกแบ่งเป็นสามกลุ่ม กลุ่มแรกได้แก่ ประเทศอิสราเอล ออสเตรเลีย และนิวซีแลนด์ กลุ่มนี้มีอัตราการผ่าตัดฝัง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ประมาณ ๒๐๐ รายต่อประชากรหนึ่งล้านคนต่อปี กลุ่มที่สองได้แก่ ประเทศฮ่องกง เลบานอน และญี่ปุ่น กลุ่มนี้มีอัตราการผ่าตัดฝัง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจประมาณ ๒๐ รายต่อประชากรหนึ่งล้านคนต่อปี ส่วนกลุ่มที่สามได้แก่ ประเทศมาเลเซีย ฟิลิปปินส์ และอินเดีย กลุ่มนี้มีอัตราการผ่าตัดฝัง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเพียงประมาณ ๒ รายต่อประชากรหนึ่งล้านคนต่อปี ประเทศไทยนั้นอาจอนุมานให้เทียบได้กับกลุ่มที่สาม สาเหตุที่มีความแตกต่างกันมากเช่นนี้ เป็นเพราะ

- สภาวะทางเศรษฐกิจ และสังคมที่แตกต่างกัน

จำนวนผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดฝัง เครื่องควบคุมจังหวะหัวใจชนิดฝังภายใน (คน)



รูป ๑.๑ สถิติผู้ป่วยจากโรงพยาบาลราชวิถี, ศิริราช, ไรทรวงอก, จุฬา, พระมงกุฎ, ภูมิพล ได้รับการผ่าตัดฝัง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน ในประเทศไทย (พ.ศ.๒๕๑๖-๒๕๒๓) (๑)

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่	๓๐ ราย
เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน แบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ	๑๕๒ ราย
(ก) รวมทั้งหมด	๒๒๒ ราย
การใช้สายต่อ ชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาร์เดียม (Endocardial Leads)	๑๕๔ ราย
การใช้สายต่อ ชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาร์เดียม (Myocardial Leads)	๗๘ ราย
(ข) รวมทั้งหมด	๒๒๒ ราย

ตารางที่ ๑.๒ แสดงสถิติแบบเครื่อง (ก) และลักษณะการใช้สายต่อ (ข) ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน ในประเทศไทย (พ.ศ.๒๕๑๖-๒๕๒๓) (๑)

- ประเทศในกลุ่มแรก รัฐบาลรับภาระออกค่าใช้จ่ายในการผ่าตัด และค่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ให้ทั้งหมด
- ประเทศในกลุ่มที่สาม ผู้ป่วยต้องรับภาระออกค่าใช้จ่ายในการผ่าตัดและค่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเองทั้งหมด

จากสาเหตุข้างต้นดังที่กล่าวมาแล้ว ปัญหาจึงมีอยู่ว่า เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมีราคาค่อนข้างสูง เกินความสามารถของผู้ป่วยที่มีรายได้ปานกลาง และยากจน ผู้ป่วยที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจึงถูกจำกัดอยู่ในผู้ป่วยที่มีรายได้สูงเท่านั้น การวิจัยนี้จึงมุ่งศึกษาปัญหาและค้นคว้าหาเทคนิคต่าง ๆ ในการลดต้นทุนการผลิตให้ต่ำที่สุด เพื่อให้ผู้ป่วยที่มีรายได้ปานกลางและรายได้น้อยได้มีโอกาสใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ นอกจากนี้ยังเป็นจุดเริ่มต้นของการศึกษาเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจอย่างจริงจัง เพื่อเผยแพร่ความรู้และประโยชน์ที่ได้รับต่อการแพทย์ และผู้ป่วยที่หัวใจทำงานผิดปกติในประเทศไทย

ในต่างประเทศ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจถือกำเนิดมากกว่า ๔๐ ปี โดยในปี ค.ศ. ๑๙๓๒ Hyman^(๓) ชาวอเมริกัน ได้สร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่สามารถปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ในอัตราเต้น ๓๐,๖๐,๑๒๐ ครั้งต่อนาที ตัวเครื่องมีขนาดใหญ่ น้ำหนัก ๘.๒ กิโลกรัม Hyman ผู้นี้เป็นคนแรกที่ทำให้หัวใจกลับทำงานใหม่ได้อีกครั้ง แต่เครื่องที่สร้างเป็นระบบ เมกคาณิตซ์ ในปี ค.ศ. ๑๙๔๔ Shockly et al^(๓) ได้สร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ทำด้วยทรานซิสเตอร์ แต่ยังไม่ได้ทำการผ่าตัดฝังเข้าไปในร่างกายผู้ป่วย ในปีต่อ ๆ มาได้มีการพัฒนาเครื่องและวิธีการกระตุ้นหัวใจ ซึ่งประสบผลสำเร็จในปี ค.ศ. ๑๙๕๒ Paul Zoll^(๔) ได้ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจควบคุมจากภายนอก โดยใช้แผ่นโลหะ ๒ แผ่นเป็นอิเล็กโทรดติดที่ผนังหน้าอก แล้วป้อน ศีรษะเข้าไปกระตุ้นหัวใจ สามารถทำให้ เวนทริเคิล บีบตัวตามอัตราเต้นของเครื่อง ซึ่งวิธีการของ Zoll เป็นจุดเริ่มต้นของการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบติดภายนอกร่างกาย ในปี ค.ศ. ๑๙๕๗ Weirich, Gott และ Lillehei^(๕) ได้เริ่มการใช้สายต่อและอิเล็กโทรดติดที่ เวนทริเคิล สามารถกระตุ้นกล้ามเนื้อหัวใจได้โดยตรง ในกรณี Weirich และคณะพบว่าใช้กระแสไฟฟ้าในการกระตุ้นน้อยกว่าวิธีการของ Zoll (ค.ศ. ๑๙๕๒) วิธีการของ Weirich และคณะเป็นจุดเริ่มของการใช้อิเล็กโทรดแบบขั้วเดียว (Unipolar electrodes) ในปี ค.ศ. ๑๙๕๔ ได้มีการพัฒนา

(๓)
เครื่องออกโทหลายแบบด้วยกันคือ Elmquist และ Senning ในประเทศสวีเดน ได้ทำการผ่าตัด
ฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยใช้แบตเตอรี่เป็นแหล่งจ่ายพลังงานซึ่งสามารถชาร์ต
ไฟได้จากภายนอกร่างกาย คนไข้ที่ได้รับการฝังเครื่องมีชีวิตอยู่ได้นานถึง ๘ ปี หลังจากการผ่าตัด
ฝังเครื่อง นอกจากนี้ Olmsted et al ได้ทำการทดลองฝังอิเล็กโทรดขั้วเดียวที่หัวใจอีกเป็น
ผลสำเร็จ ในปี ค.ศ. ๑๙๕๔ Furman และ Schwedel ได้ทดลองผ่าตัดฝังอิเล็กโทรดสองขั้วเข้า
ในหัวใจ โดยสอดสายต่อทาง Jugular vein เข้าไปที่เวนทริเคิล ขวา เพื่อกระตุ้นหัวใจได้
สำเร็จ โดยก่อนหน้านี้ Hunther et al ได้ค้นวิธีการฝังอิเล็กโทรดสองขั้วในหัวใจได้สำเร็จ
นับว่าเป็นจุดเริ่มแรกของการใช้อิเล็กโทรดสองขั้ว (Bipolar electrodes) ในปี ค.ศ. ๑๙๖๐
Chardack et al, Zoll et al และ Kantrowitz et al ในประเทศอเมริกา ได้มีการ
ทดลองใช้เซตเมอคิวรีเป็นแหล่งจ่ายพลังงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ทำให้อายุ
การใช้งานของเครื่องยาวนานขึ้น ในปี ค.ศ. ๑๙๖๑ Zoll ได้รายงานความสำเร็จในการผ่าตัด
ฝังสายต่อ และอิเล็กโทรดเข้าไปในหัวใจที่เวนทริเคิล รวมทั้งการผ่าตัดฝังเครื่องที่มีอายุการใช้งาน
ที่นาน ในปี ค.ศ. ๑๙๖๓ Lagergren et al ได้ใช้เครื่องและอิเล็กโทรดแบบฝังภายในทั้งหมด
เป็นผลสำเร็จ และในปีเดียวกันนี้ Nathan, Center et al ได้เริ่มทดลองห้กรับสัญญาณ P-wave
จากเอเทรียมนำมาขยาย แล้วนำสัญญาณย้อนกลับเข้าไปกระตุ้นเวนทริเคิลได้เป็นผลสำเร็จ ซึ่ง
เป็นการเริ่มต้นของการพัฒนาเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ
แบบ P-wave Triggered Pacemaker ในปี ค.ศ. ๑๙๖๔ Sykosch et al ,
Rodewald et al และ Van Den Berg et al ได้พัฒนาเครื่องควบคุมจังหวะการ
เต้นของหัวใจแบบ R-wave Inhibited Demand Pacemaker แต่ยังไม่ได้ทดลองในผู้ป่วย เครื่อง
ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ R-wave Inhibited Demand Pacemaker ได้ถูกทดลอง
ฝังเข้าไปในร่างกายผู้ป่วยในปีต่อมา (ค.ศ. ๑๙๖๖) โดย Meyer et al หลังจากนั้นเครื่องควบคุม
จังหวะการเต้นของหัวใจได้ถูกพัฒนาขึ้นตามลำดับ โดยนำเอาเทคโนโลยีใหม่ ๆ ได้แก่ Large
scale integrated circuits (LSI) มาใช้งาน ทำให้ขอบเขตและประสิทธิภาพการใช้งาน
ของเครื่องสูง รวมทั้งความเชื่อถือของเครื่องมีมากกว่าเครื่องในสมัยแรก ๆ โดยจะเห็นได้จาก
เครื่องของบริษัทต่าง ๆ ที่ผลิตเครื่องออกมาจำหน่ายในปัจจุบันสามารถทำงานได้หลายหน้าที่ เช่น
ให้ทำงานเป็นแบบอัตราเต้นคงที่หรือให้ทำงานเป็นเครื่องแบบ R-wave Inhibited Demand

Pacemaker หรือให้เครื่องทำงานเป็นแบบ A-V Sequential Demand Pacemaker เป็นต้น ตามแต่ที่ต้องการโดยการควบคุมจากเครื่องควบคุมภายนอก สามารถปรับอัตราเต้นของเครื่องใหม่ ได้ตั้งแต่ ๓๐, ๔๐, ๕๐, ๖๐, ๖๖, ๖๙, ๗๒, ๗๖, ๘๐, ๘๕, ๙๐, ๑๐๓, ๑๑๑, ๑๒๐ ครั้งต่อนาที (๖) ปรับช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทได้ตั้งแต่ ๐.๑๕, ๐.๓๑, ๐.๕๖, ๐.๖๑, ๐.๗๖, ๐.๙๒, ๑.๐๗, ๑.๒๒, ๑.๓๗, ๑.๕๓, ๑.๖๘, ๑.๘๓, ๑.๙๘, ๒.๑๔, ๒.๒๙ มิลลิวินาที ปรับความไวในการรับสัญญาณ R-wave ได้ตั้งแต่ ๐.๖, ๐.๘, ๑.๐, ๑.๒, ๑.๕, ๑.๘, ๒.๑ มิลลิวอลต์ เทคโนโลยีที่นำมาใช้กับเครื่องในปัจจุบันเป็นการพัฒนาวงจรและขนาดให้มีขนาดเล็กที่สุดเท่าที่กระทำได้ วงจรที่ใช้ในขณะนี้เป็นการยุบวงจรจาก Discrete Components ซึ่งประกอบด้วยทรานซิสเตอร์ประมาณ ๒๐๐๐ ตัว ลงบนแผ่น C-MOS (๖) ซึ่งมีขนาด ๔ x ๔.๕ มิลลิเมตร ซึ่งมีขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับแบตเตอรี่ที่ใช้ในเครื่อง น้ำหนักของเครื่องอยู่ระหว่าง ๔๐-๗๕ กรัม (๖)(๗)(๘) หบวาน้ำหนักส่วนใหญ่จะเป็นน้ำหนักของแบตเตอรี่และขั้วต่อ ในด้านอายุการใช้งานของแบตเตอรี่ปัจจุบันได้พัฒนาให้เครื่องมีอายุการใช้งานได้นานตั้งแต่ ๕-๑๐ ปี โดยใช้แบตเตอรี่ลิเทียม (๘) นอกจากนี้ยังได้มีการพัฒนาเครื่องให้สามารถตรวจสอบแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ตรวจสอบความผิดปกติภายในวงจรของเครื่อง โดยการโปรแกรมข้อมูลผ่านเครื่องควบคุมส่ง เป็นคลื่นไฟฟ้าสนามแม่เหล็ก เข้าไปใน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (๖) หน้าที่ต่าง ๆ เหล่านี้ยึดถือหลักความ เชื่อถือเป็นประการแรก

สำหรับในประเทศไทยได้มีการผ่าตัดฝัง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจครั้งแรกใน พ.ศ. ๒๕๑๐ ในผู้ป่วยโรคหัวใจพิการแต่กำเนิดชนิดมีรูรั่วที่ผนังกันเวนทริเคิล ซึ่งเกิด Complete heart block ภายหลังจากการผ่าตัดหัวใจ ในระยะ ๖ ปี ต่อมา มีการผ่าตัดเพียง ๒๐ ราย เท่านั้น หลังจาก พ.ศ. ๒๕๑๖ การผ่าตัดได้รับความนิยมน่าขึ้นนับถึงเดือนมิถุนายน พ.ศ. ๒๕๒๓ ได้มีการผ่าตัดในประเทศไทยจำนวน ๒๒๒ ราย เป็นผู้ป่วยชาย ๑๐๖ ราย ผู้ป่วยหญิง ๑๑๖ ราย อายุอยู่ระหว่าง ๗ ปี ถึง ๙๒ ปี คิดเป็นอายุเฉลี่ย ๕๖ ปี

จากประวัติความเป็นมาของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในต่างประเทศและในประเทศไทย ดังกล่าวข้างต้น พบว่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในต่างประเทศไม่ได้เป็นของใหม่ แต่ขณะเดียวกันในประเทศไทย เครื่องชนิดนี้ยังไม่ค่อยมีคนรู้จักและใช้งาน ยังไม่ได้รับการค้นคว้าศึกษาอย่างจริงจังในเรื่องนี้ ดังนั้นวิทยาลัยพยาบาลบรมิชนนบุรีจึงมีขอบเขตการวิจัย ค้นคว้าเทคนิค

และปัญหาพื้นฐานดังต่อไปนี้

- ศึกษาเทคนิคขั้นตอนต่าง ๆ ในการสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ ชนิดฝังภายในร่างกาย

- การนำเอาเทคโนโลยีสมัยใหม่ มาประยุกต์ใช้กับเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

- การประยุกต์คิดแปดวัสดุที่หาได้ในประเทศมาใช้งาน

- ศึกษาเทคนิคการออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์ให้มีความเชื่อถือสูง

- ศึกษาวิธีการสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในร่างกาย

ให้มีราคาต่ำที่สุด

- ศึกษาการใช้เครื่องในสัตว์ทดลองและผู้ป่วยที่หัวใจทำงานผิดปกติ ซึ่งต้องการเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

จากขอบเขตของการวิจัยและค้นคว้านี้ สามารถได้รับประโยชน์จากการวิจัยครั้งนี้คือ

๑) สามารถสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในร่างกายผู้ป่วยขึ้นในประเทศไทยเป็นครั้งแรก ซึ่งเป็นพื้นฐานที่จะทำให้มีการสร้างเครื่องราคาต่ำกว่าเครื่องจากต่างประเทศ ผู้ป่วยด้วยโรคหัวใจที่มีฐานะปานกลางและยากจน ได้มีโอกาสต่อชีวิตตัวเองด้วยเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

๒) ทำให้สามารถพัฒนาขั้นตอนในการสร้าง และเทคนิคในการออกแบบวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้กระแสไฟน้อย ให้คลื่นไฟฟ้าออกมาถูกต้องและมีความเชื่อถือ เทคนิคในการหล่อแบบคาสตคอน เทคนิคในการใช้วัสดุที่ใช้หล่อ เครื่องที่ไม่มีปฏิกิริยาต่อ เนื้อเยื่อของร่างกาย

๓) เป็นจุดเริ่มของการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในร่างกายเพื่อหาข้อมูลและปัญหา รวมทั้งอุปสรรคต่าง ๆ ในการพัฒนาอันจะเป็นประโยชน์ในการวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจต่อไปในอนาคต

๔) สามารถนำความรู้ทางการแพทย์มาผสมผสานกับความรู้ทางวิศวกรรม เพื่อเผยแพร่ความรู้ทางสาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ซึ่งเป็นแขนงวิชาใหม่สำหรับประเทศไทยให้รู้จักกันกว้างขวางยิ่งขึ้น

กายวิภาคและสรีรวิทยาของหัวใจที่เป็นพื้นฐานของการนำเอาเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจไปใช้งาน

(๑๐)

๒.๑ การทำงานของระบบการไหลเวียนเลือด

ระบบการไหลเวียนเลือดอาศัยหัวใจเป็นตัวสูบฉีดเลือดไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ประกอบด้วย ๒ ระบบ คือ

- ๑) Systemic circulation
- ๒) Pulmonary circulation

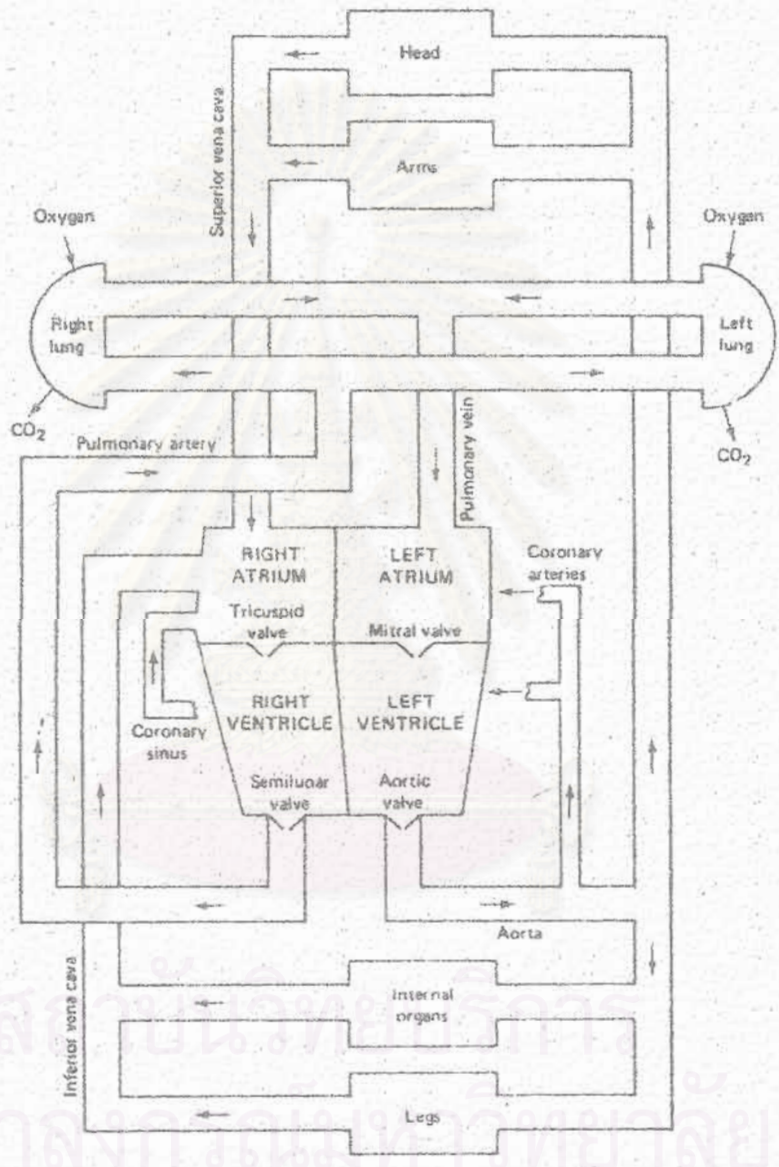
๒.๑.๑ Systemic circulation

การทำงานของระบบนี้เริ่มที่เวนตริเคิลซ้าย เลือดจะถูกบีบตัวจากเวนตริเคิลซ้าย ผ่านหลอดเลือดเอออร์ตา (Aorta) ไปสู่หลอดเลือดแดงไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย พวของเสียกลับเข้าทางหลอดเลือดดำเข้าสู่เอเทรียมขวา หัวใจซีกซ้ายจะทำงานหนักเพราะเลือดจะต้องถูกส่งไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย หัวใจซีกซ้ายทำหน้าที่เป็นปั๊มความดัน (pressure pump) กล้ามเนื้อหัวใจซีกซ้ายจะแข็งแรงกว่ากล้ามเนื้อหัวใจซีกขวาและมีขนาดใหญ่กว่า

๒.๑.๒ Pulmonary circulation

การทำงานของระบบนี้เริ่มจากเอเทรียมขวาส่งเลือดดำให้เวนตริเคิลขวา นำเลือดเข้าสู่ปอดเพื่อแลกเปลี่ยนออกซิเจน หลังจากนั้นจะนำเลือดแดงเข้าสู่หัวใจทางเอเทรียมซ้าย เป็นการครบวงจรการทำงานจากระบบการไหลเวียนเลือด หัวใจซีกขวาจะทำงานเป็นปั๊มปริมาตร (volume pump)

ในรูปที่ ๒.๑ แสดงระบบการไหลเวียนเลือดทั้งระบบ เลือดจะไหลเข้าสู่เอเทรียมขวาสองทางคือทางหลอดเลือดดำ Superior vena cava และ inferior vena cava เลือดจะรวมตัวในเอเทรียมขวา เมื่อเลือดเข้าสู่เอเทรียมขวาเต็มจะเกิดการบีบตัวของเอเทรียมขวา ดันเลือดผ่านลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid valve) ลงสู่เวนตริเคิลขวา เลือดจะไหลเข้าสู่เวนตริเคิลขวา จนความดันเลือดมากกว่าความดันเลือดในเอเทรียม



รูปที่ ๒.๑ แสดงระบบการไหลเวียนเลือด

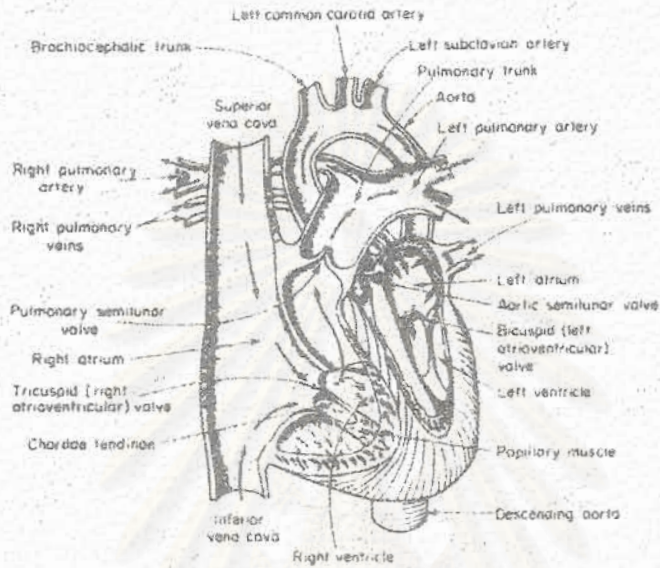
ขวา ลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid valve) จะปิด ขณะเดียวกันความดันเลือดใน
 เวนทรีเคิลขวาจะดันเลือดให้ลิ้นหัวใจปัลโมนารี (Pulmonary valve) เปิด เลือดจะไหลไป
 ทางหลอดเลือด Pulmonary Artery เข้าสู่ปอด เพื่อแลกเปลี่ยน เอาอ็อกซิเจนและขับของเสีย
 คาร์บอนไดออกไซด์ทิ้ง เมื่อเลือดได้รับอ็อกซิเจนจะไหลเข้าสู่หัวใจทางหลอดเลือด Pulmonary
 vein เข้าทางเอเทรียมซ้าย เอเทรียมซ้ายจะดันเลือดผ่านลิ้นหัวใจไมทรัล (Mitral valve
 หรือ Bicuspid valve) เข้าสู่เวนทรีเคิลซ้าย กล้ามเนื้อหัวใจเวนทรีเคิลซ้ายจะบีบตัวทำให้
 ลิ้นหัวใจไมทรัลปิด ขณะเดียวกันจะดันลิ้นหัวใจเอออร์ติก (Aortic Valve) เปิด เลือดจะ
 พุ่งออกจากเวนทรีเคิลซ้ายสู่หลอดเลือดเอออร์ตา (Aorta) ไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายแล้ว
 ย้อนกลับเข้าสู่เอเทรียมขวาอีกครั้ง การทำงานของหัวใจซีกซ้ายและขวาจะทำงานพร้อมกัน
 เวนทรีเคิลซ้ายจะส่งเลือดสู่หลอดเลือดเอออร์ตา (Aorta) และ เวนทรีเคิลขวาจะส่งเลือดสู่
 หลอดเลือดปัลโมนารีอาร์เทอร์รี่ (Pulmonary Artery) เลือดในหลอดเลือดเอออร์ตา
 (Aorta) จะส่งไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายโดยผ่านทาง Capillaries เข้าสู่เซลล์ จากนั้น
 ก็จะย้อนกลับเข้าทางหลอดเลือดดำ Superior vena cava และ inferior vena cava สู่
 เอเทรียมขวา การไหลเวียนเลือดจะดำเนินไปเช่นนี้ตลอดเวลา โดยอาศัยหัวใจเป็นตัวส่ง
 ดันเลือดไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

๒.๒ โครงสร้างของหัวใจ (๑๐)(๑๑)

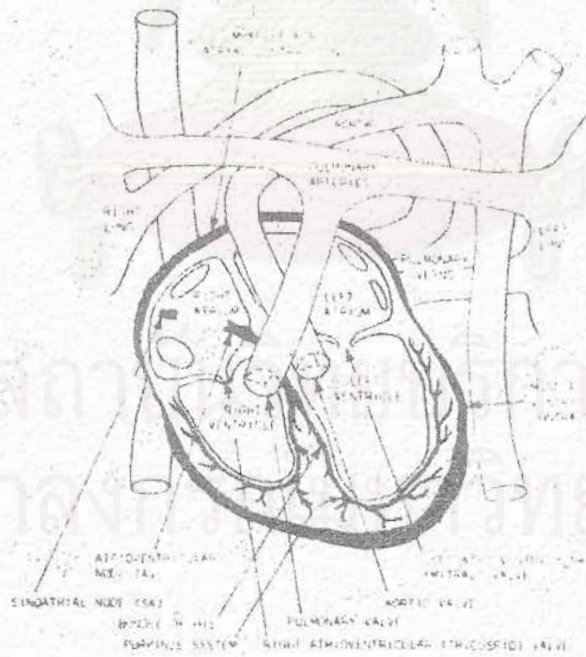
หัวใจประกอบด้วย ๔ ห้อง คือ เอเทรียมขวา เอเทรียมซ้าย เวนทรีเคิลขวา
 และ เวนทรีเคิลซ้าย ดังแสดงในรูป ๒.๒ (ก) และ ๒.๒ (ข) หัวใจเป็นอวัยวะประกอบ
 ด้วยกล้ามเนื้อหลายชนิดตั้งอยู่ในหน้าอกด้านซ้าย ส่วนปลายของหัวใจ (Apex) มีทิศชี้ลงไปทาง
 ซ้าย มีเส้นเลือดผ่านหัวใจทั้งสี่ห้อง หัวใจซีกซ้ายและซีกขวาถูกกันด้วยผนังกัน (Septum)
 บริเวรรอบหัวใจด้านนอกถูกหุ้มด้วยเนื้อเยื่อหุ้มหัวใจเพอริคาเดียม (pericardium) ลักษณะ
 ความแตกต่างของหัวใจทั้งสี่ห้องประกอบด้วย

๒.๒.๑ เอเทรียมขวา

ตั้งอยู่บริเวณที่หลอดเลือดดำ superior vena cava และ inferior vena cava
 มาบรรจบกัน หน้าที่หลักของเอเทรียมขวาเป็นที่ยอมรับเลือดเพื่อส่งผ่านไปสู่วেন্টรีเคิลขวา รวม
 ทั้งบีบตัวเพื่อส่งเลือดเข้าสู่เวนทรีเคิลขวาเช่นกัน ตรงบริเวณเอเทรียมขวาใกล้กับจุดบรรจบ



(ก)



(ข)

รูป ๒.๒ ก. ลักษณะโครงสร้างภายในหัวใจและหลอดเลือด

๒.๒ ข. ลักษณะภายในของหัวใจและลิ้นหัวใจรวมทั้งหลอดเลือด

ของหลอดเลือดดำ superior vena cava และ inferior vena cava เป็นที่ตั้งของกลุ่มเซลล์ชนิดพิเศษ ที่สามารถกำเนิดคลื่นกระทบ (impulse wave) มาควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ กลุ่มเซลล์ชนิดพิเศษเรียกว่า Sinoatrial-Node (S.A. node) ลักษณะของเซลล์จะมีขนาดใหญ่กว่าเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจทั่วไป มีเส้นประสาทจากระบบประสาทอัตโนมัติมาเลี้ยงมากมาย กลุ่มเซลล์ชนิดพิเศษนี้จะเป็นตัวกำหนดจังหวะการเต้นของหัวใจ (cardiac pacemaker) ในภาวะปกติ

๒.๒.๒ เวนทรีเคิลขวา

ตำแหน่งของเวนทรีเคิลขวาอยู่ต่ำลงมา จากเอเทรียมขวา หัวใจทั้งสองติดต่อกันทางลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid valve) เวนทรีเคิลขวาจะรับเลือดจากเอเทรียมขวาเพื่อส่งไปยังปอด กล้ามเนื้อหัวใจเวนทรีเคิลขวาจะหนากว่ากล้ามเนื้อหัวใจเอเทรียมขวาเพราะต้องทำงานหนักกว่า

๒.๒.๓ เอเทรียมซ้าย

เป็นส่วนที่รับเลือดที่ทำการแลกเปลี่ยนออกซิเจนและคาร์บอนไดออกไซด์เข้ามา เพื่อส่งต่อไปยังเวนทรีเคิลซ้าย ขนาดของเอเทรียมซ้ายจะมีขนาดเล็กกว่าเอเทรียมขวา ผนังภายในหัวใจค่อนข้างเรียบเมื่อรับเลือดเข้ามาจนเต็มก็จะบีบตัวส่งเลือดเข้าไปยังเวนทรีเคิลซ้าย

๒.๒.๔ เวนทรีเคิลซ้าย

เป็นหัวใจห้องที่ต้องทำงานหนัก เพราะจะต้องสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เวนทรีเคิลซ้ายติดต่อกับเอเทรียมซ้ายโดยผ่านทางลิ้นหัวใจไมทรัล (Mitral valve) เวนทรีเคิลซ้ายประกอบด้วยกล้ามเนื้อหัวใจที่แข็งแรงเพราะความดันภายในเวนทรีเคิลซ้ายสูงมาก เพื่อจะได้มีแรงดันส่งเลือดไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายได้ทั่วถึง กล้ามเนื้อหัวใจส่วนนี้จึงหนาที่สุด โดยมีส่วนหนาประมาณ ๓-๔ เท่าของกล้ามเนื้อหัวใจเอเทรียมขวา จากที่กล่าวมามีหัวใจยังประกอบด้วยเนื้อเยื่อต่าง ๆ ดังนี้

เพอริคาเดียม (Pericardium)

เป็นเยื่อที่หุ้มอยู่รอบหัวใจด้านนอก ประกอบด้วยเยื่อหุ้มชั้นนอกและเยื่อหุ้มชั้นใน

มัยโอคาเดียม (Myocardium)

เป็นกล้ามเนื้อหัวใจที่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ ๓ ชนิด คือ

๑) กล้ามเนื้อที่ทำหน้าที่หดตัวได้แก่ Atrial muscle และ Ventricular muscle

๒) Bundle of His เป็นกลุ่ม เซลล์ที่มีลักษณะพิเศษคือไวต่อการกระตุ้นและนำไฟฟ้า

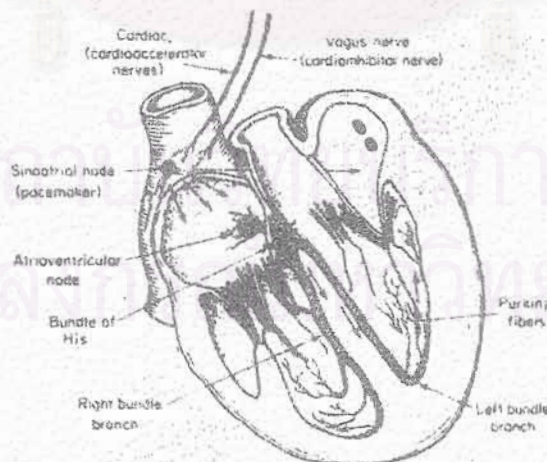
๓) Pacemaker cell เป็นกลุ่ม เซลล์ที่สามารถกำเนิดคลื่นกระทบ (impulse wave) ได้เองซึ่งประกอบด้วย Sinoatrial node (S.A. node) และ Atrioventricular node (A-V node)

เอนโดคาเดียม (Endocardium)

เป็น เนื้อเยื่อบาง ๆ ที่หุ้มอยู่ชั้นในสุดของผนังห้องหัวใจ ทำหน้าที่ป้องกันอันตรายให้กับกล้ามเนื้อหัวใจที่เกิดจากสารแปลกปลอมต่าง ๆ ที่มากับเลือด

๒.๓ ระบบสื่อนำ (๑๐)(๑๒)(๑๓)

ระบบสื่อนำเป็น เนื้อเยื่อที่มีลักษณะกึ่ง เซลล์ประสาทและกล้ามเนื้อ ทำหน้าที่นำคำสั่งไปยังส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ ในรูป ๒.๓ แสดงระบบสื่อนำของหัวใจ ระบบสื่อนำประกอบด้วย



รูปที่ ๒.๓ ระบบสื่อนำของหัวใจ

๒.๓.๑ Sinoatrial node (S.A. node)

เป็นจุดเริ่มของการเกิดพลังกระตุ้นที่จะทำให้กล้ามเนื้อหัวใจทำงานบีบตัว S.A. node จะเป็นตัวควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ เป็นกลุ่มเซลล์ที่อยู่บริเวณเอเทรียมขวาใกล้กับรูเปิดของหลอดเลือดดำ Superior vena cava

๒.๓.๒ Atrioventricular node (A-V node)

อยู่ตรงบริเวณรอยต่อของเวนทรีเคิลซ้ายและเอเทรียมซ้าย แต่อยู่เหนือลิ้นหัวใจไตรคัสปิด (Tricuspid Valve) หน้าที่ของ A-V node จะนำพลังกระตุ้นจากเอเทรียมสู่เวนทรีเคิล

๒.๓.๓ AV Bundle (Bundle of His)

เป็นเนื้อเยื่อที่อยู่ต่อมาจาก A-V node ซึ่งจะทอดไปตามผนังกัน (Septum) อยู่ก่อนถึงผนังกันเวนทรีเคิลซ้ายและขวา ทำหน้าที่เป็นทางที่พลังกระตุ้นจะผ่านลงสู่ Bundle Branch

๒.๓.๔ Bundle Branch

เป็นเนื้อเยื่อที่แยกออกมาจาก AV Bundle เป็นแขนงซ้ายและขวา Bundle Branch แขนงซ้ายมีลักษณะสั้นแต่กว้าง ยาวทอดตามผนังเวนทรีเคิลซ้าย ส่วน Bundle Branch แขนงขวามีลักษณะยาวทอดลงตามผนังเวนทรีเคิลขวา

๒.๓.๕ Purkinje Fiber

เป็นส่วนต่อมาจาก Bundle Branch แยกสาขาแยกตามเข้าไปในเอนโดคาเดียมลงสู่กล้ามเนื้อหัวใจเวนทรีเคิล

๒.๔ การนำพลังไฟฟ้าของเซลล์

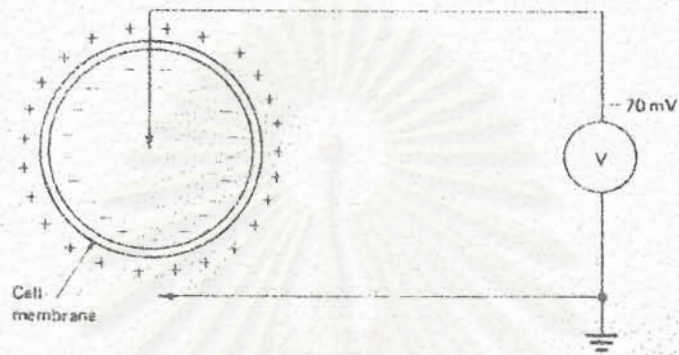
(๑๐)(๑๔)(๑๕)
เซลล์บางชนิดในร่างกาย เช่น เซลล์กล้ามเนื้อ เซลล์ประสาท มีลักษณะพิเศษที่ยอมให้สารบางอย่างผ่านเข้าไปในเซลล์ได้ รอบ ๆ เซลล์จะประกอบด้วยของเหลวที่มีไอออน ทำให้มีสภาพเป็นตัวนำไฟฟ้า ไอออนที่สำคัญได้แก่โซเดียม (Na^+) โปแตสเซียม (K^+) และคลอไรด์ (Cl^-) เซลล์จะยอมให้โปแตสเซียมและคลอไรด์ผ่านเข้าไปได้ แต่ไม่ยอมให้โซเดียมผ่านเข้าไป ทำให้เกิดความไม่สมดุลทางประจุไฟฟ้า ประกอบกับความเข้มข้นของสารภายในและภายนอกเซลล์ไม่เท่ากัน มีผลทำให้เกิดสภาพ

- ความเข้มข้นของโซเดียมภายนอกเซลล์มากกว่าภายในเซลล์ ทำให้โซเดียมภายนอกเซลล์มีแรงดันไฟฟ้าเป็นบวกมากกว่าโซเดียมภายในเซลล์

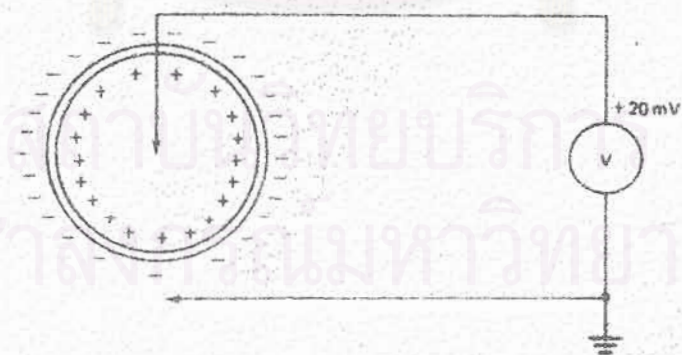
- แรงดันไฟฟ้าไม่สมดุลกัน โปแตสเซียมจะพยายามวิ่งเข้าไปในเซลล์เพื่อรักษาการสมดุลของประจุ ทำให้ความเข้มข้นของโปแตสเซียมภายในเซลล์มีมากกว่าภายนอกเซลล์ การที่โปแตสเซียมเข้าไปในเซลล์ก็ยังไม่สามารถรักษาการสมดุลของประจุได้ ทำให้เกิดความต่างศักย์ขึ้นระหว่างภายนอกเซลล์กับภายในเซลล์ เกิดเป็นแรงดันไฟฟ้าขณะพัก ในสภาวะปกติแรงดันไฟฟ้าขณะพักมีค่าประมาณ -70 ถึง -90 มิลลิโวลต์ โดยภายในเซลล์จะมีแรงดันไฟฟ้าเป็นลบมากกว่าภายนอกเซลล์ สภาวะที่เกิดแรงดันไฟฟ้าขณะพักนี้เซลล์จะอยู่ในสภาวะโปลาริซตั้งแสดงในรูปที่ ๒.๔

ผนังเซลล์จะถูกกระตุ้นจากพลังงานภายนอก หรือปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้าทำให้เกิดคุณสมบัติของผนังเซลล์เปลี่ยนแปลงไป โซเดียมจะวิ่งเข้าไปในเซลล์ได้เพื่อรักษาสภาพสมดุลทางไฟฟ้า ขณะเดียวกันโปแตสเซียมจะแพร่กระจายออกมานอกเซลล์ แต่การเคลื่อนที่ของโซเดียมจะเร็วกว่าโปแตสเซียม เพราะเมื่อโซเดียมเข้าไปในเซลล์จะถูกดูดจากคลองไรต์ซึ่งเป็นประจุลบ ส่วนโปแตสเซียมนั้นเคลื่อนที่ได้โดยการแพร่เท่านั้น ทำให้เกิดความไม่สมดุลทางไฟฟ้าขึ้นโดยภายในเซลล์จะมีสภาพทางไฟฟ้าเป็นบวกมากกว่าภายนอกเซลล์ แรงดันไฟฟ้านี้ เป็นแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานในสภาวะปกติมีค่าอยู่ประมาณ $+30$ มิลลิโวลต์ สภาพของเซลล์ที่เกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานจะอยู่ในสภาวะดีโปลาริซ ตั้งแสดงในรูป ๒.๕

เมื่อเซลล์อยู่ในสภาวะดีโปลาริซ เซลล์จะพยายามทำให้กลับสภาพเดิมโดยการพยายามขับโซเดียมออกมามาภายนอกเซลล์ ให้ภายในเซลล์มีสภาพเป็นลบมากกว่าภายนอกเซลล์ ลักษณะที่เซลล์กลับสู่สภาวะขณะพัก เป็นสภาวะรีโปลาริซซึ่งเมื่อเซลล์กลับสู่สภาวะขณะพัก เซลล์พร้อมที่จะเกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานอีก เมื่อผนังเซลล์มีการเปลี่ยนแปลง



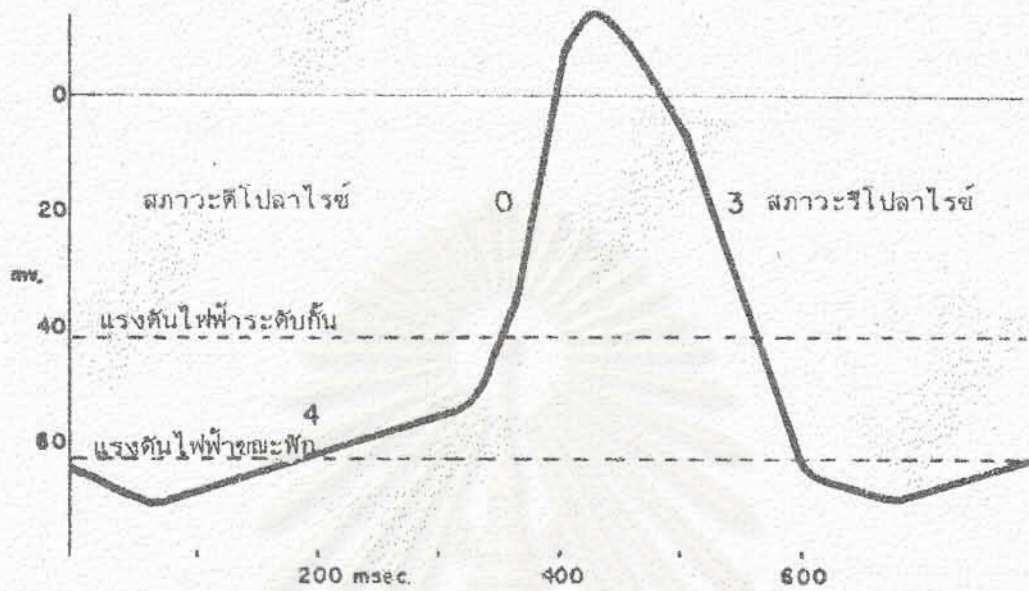
รูปที่ ๒.๔ ภาคตัดขวางของเซลล์ขณะพัก เซลล์อยู่ในสภาวะโพลาร์ไรซ์



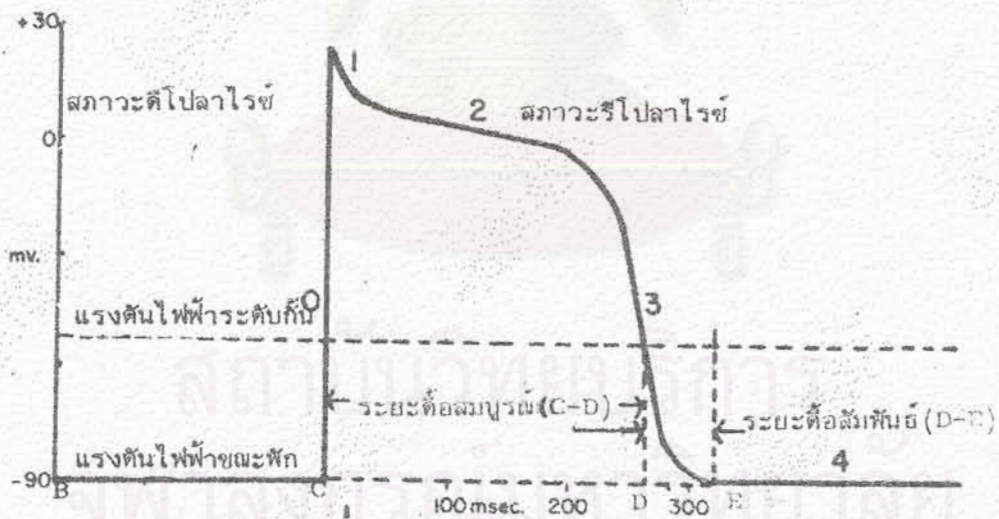
รูปที่ ๒.๕ ภาคตัดขวางของเซลล์ขณะทำงาน เซลล์อยู่ในสภาวะดีโพลาร์ไรซ์

๒.๕ การนำพลังไฟฟ้าของระบบลื่อนำ (๑๒)(๑๔)(๑๖)

สำหรับเซลล์กล้ามเนื้อหัวใจก็เช่นเดียวกับกับเซลล์อื่นๆ สามารถเกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานได้ แรงดันไฟฟ้าขณะทำงานภายในเซลล์ของหัวใจเกิดขึ้นหลายแห่ง เช่น S.A.node, เอเทรียม, เวนทริเคิล เป็นต้น แต่แรงดันไฟฟ้าขณะทำงานตรงบริเวณ S.A.node เกิดเร็วกว่าเซลล์บริเวณอื่น ทั้งนี้เพราะเนื่องจากแรงดันไฟฟ้าขณะพักที่ S.A.node มีค่าประมาณ -๕๕ ถึง -๖๐ มิลลิโวลต์ โดยมีแรงดันไฟฟ้าระดับกันประมาณ -๓๕ ถึง -๔๕ มิลลิโวลต์ ในขณะที่แรงดันไฟฟ้าขณะพักตรงบริเวณอื่น เช่น เวนทริเคิลมีค่าประมาณ -๘๐ มิลลิโวลต์ โดยมีแรงดันไฟฟ้าระดับกันประมาณ -๔๕ มิลลิโวลต์ ดังแสดงในรูป ๒.๖ เมื่อผนังเซลล์ที่ S.A.node มีการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าจะค่อยๆ ลดลงจนถึงแรงดันไฟฟ้าระดับกัน ซึ่งจะช่วยให้เซลล์เกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานก่อนเซลล์อื่นๆ ในหัวใจ แรงดันไฟฟ้าขณะทำงานนี้จะแพร่ไปตามกล้ามเนื้อหัวใจอย่างรวดเร็วทำให้หัวใจบีบตัวเป็นจังหวะ การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าที่ S.A.node แสดงในรูป ๒.๖ (ก) พบว่าแรงดันไฟฟ้าขณะพักของเซลล์ที่ S.A.node มีค่า -๖๐ มิลลิโวลต์ เซลล์จะเกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานเมื่อแรงดันไฟฟ้าขณะพักเปลี่ยนแปลงถึงแรงดันไฟฟ้าระดับกัน เซลล์จะเกิดดีโพลาไรซ์ขึ้น (เฟส ๐) การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าเป็นไปอย่างช้าๆ กินเวลา ๕๐-๓๐๐ มิลลิวินาที แรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์ค่อยๆ ลดลงเป็นบวก หลังจากนั้นเซลล์จะกลับสู่สภาวะขณะพัก เกิดการรีโพลาไรซ์ (เฟส ๓) ภายในเซลล์จนในที่สุดแรงดันไฟฟ้าเปลี่ยนแปลงลงสู่สภาวะแรงดันไฟฟ้าขณะพัก (เฟส ๔) ซึ่งแรงดันไฟฟ้าขณะพักมีค่าไม่อยู่กับที่ถ้าเกิดการดีโพลาไรซ์ภายในเซลล์จนแรงดันไฟฟ้าถึงระดับกันก็จะเกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานอีก โดยปกติกลุ่มเซลล์ที่ S.A.node จะเกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานในอัตรา ๗๐-๘๐ ครั้งต่อนาที ในขณะที่เอเทรียมและเวนทริเคิลเกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานในอัตรา ๒๐-๔๐ ครั้งต่อนาที และ ๒๐-๓๐ ครั้งต่อนาที ตามลำดับ ในรูป ๒.๖ (ข) เป็นการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์ที่เวนทริเคิล แรงดันไฟฟ้าขณะพักของเซลล์เวนทริเคิล มีค่า -๘๐ มิลลิโวลต์ มีแรงดันไฟฟ้าระดับกันประมาณ -๔๕ มิลลิโวลต์ ในช่วงเฟส ๐ เป็นระยะที่ภายในเซลล์เกิดดีโพลาไรซ์อย่างรวดเร็ว ทำให้แรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์เปลี่ยนจากลบเป็นบวก ประมาณ $+๒๐$ มิลลิโวลต์ หลังจากนั้นเซลล์จะเข้าสู่สภาวะรีโพลาไรซ์ในช่วงเฟส ๑, ๒, ๓, เกิดช่วงเวลาที่อสมบูรณ์ (Absolute refractory period) ซึ่งเป็นช่วงเวลาที่เซลล์ไม่ตอบสนองต่อสัญญาณกระตุ้นใดๆ ทั้งสิ้น ช่วงเวลาที่อสมบูรณ์นี้มีขึ้นจากการเกิดรีโพลาไรซ์จนแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์เป็นลบถึงค่าแรงดันไฟฟ้าระดับ



ก) การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าที่ S.A. node



ข) การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าที่เวนตริเคิล

รูป ๒.๖ แสดงการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าที่ส่วนต่าง ๆ ของหัวใจ

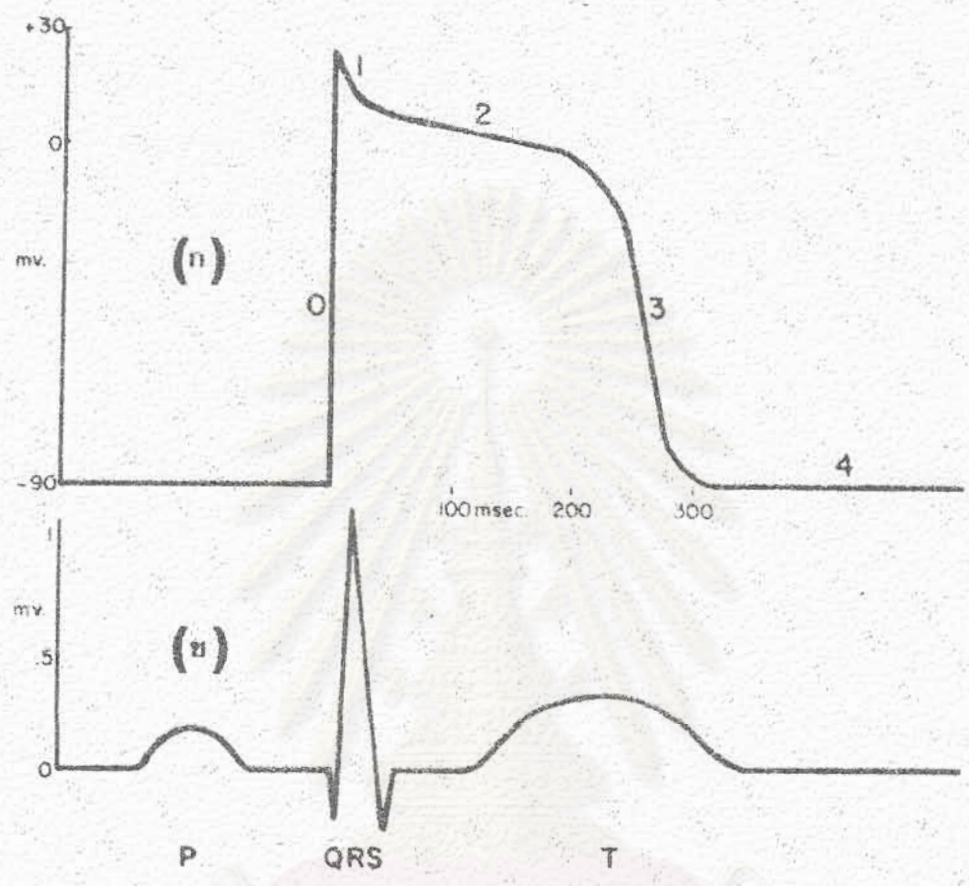
กัน (ช่วงจาก C ถึง D) หลังจากนั้นแรงดันไฟฟ้าจะเป็นลบถึงค่าแรงดันไฟฟ้าขณะพัก (ช่วงจาก D ถึง E) ซึ่งช่วงเวลานี้เป็นช่วงเวลาที่สัมพันธ์ (Relative refractory period) เซลล์สามารถตอบสนองต่อการกระตุ้นของสัญญาณใด ๆ ได้ถ้ามีขนาดแรงพอ หลังจากช่วงเวลาที่สัมพันธ์ เซลล์จะกลับสู่สภาวะแรงดันไฟฟ้าขณะพัก (เฟส ๔) การเกิดรีโพลาไรซ์ภายในเซลล์เวเนตริเคิล ใช้เวลานานประมาณ ๒๐๐-๓๐๐ มิลลิวินาที ซึ่งอยู่ช่วงเวลาที่สมบูรณ การมีระยะคือเป็นคุณสมบัติของหัวใจที่ป้องกันมิให้เต้นเร็ว เพราะการที่หัวใจเต้นเร็วเกินไปจะทำให้ไม่สามารถบีบเลือดออกจากหัวใจได้เลย

การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าในส่วนต่าง ๆ ของหัวใจในรูป ๒.๖ เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์ นอกจากนี้สามารถบันทึกภาพการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าจากภายนอกเซลล์ซึ่งเป็นการวัดผลรวมของการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าของเซลล์หัวใจทั้งหมด ดังแสดงในรูป ๒.๗ ซึ่งได้ทำการเปรียบเทียบรูปร่างของการเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานที่เซลล์เวเนตริเคิลกับรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกจากฉีวงหนึ่ง (ELECTROCARDIOGRAM) คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่บันทึกได้จากฉีวงหนึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงภายในเซลล์เวเนตริเคิลแสดงให้เห็นถึงสภาวะรีโพลาไรซ์และรีโพลาไรซ์ของเซลล์หัวใจโดย

P-wave	เป็นช่วงเวลาที่ใช้ในการรีโพลาไรซ์เซลล์เอเทรียมทั้งสองข้าง
QRS-Complex	เป็นช่วงเวลาที่ใช้ในการรีโพลาไรซ์เวเนตริเคิลทั้งสองข้าง
T-wave	เป็นช่วงเวลาที่เซลล์เวเนตริเคิลรีโพลาไรซ์เพื่อทำให้แรงดันไฟฟ้าของเซลล์กลับสู่สภาวะขณะพัก

ในการทำงานครบ ๑ รอบของหัวใจบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ในรูป ๒.๗ (ข) ซึ่งมีช่วงเวลากการเกิดคลื่น PQRST และขนาดของแรงดันไฟฟ้า ดังนี้^(๑๐)

<u>ขนาดแรงดันไฟฟ้า</u>	P-wave	.๒๕	มิลลิโวลต์
	R-wave	๑.๖	มิลลิโวลต์
	Q-wave	๒๕%	ของ R wave
	T-wave	.๑-๐.๕	มิลลิโวลต์
<u>ช่วงเวลาระหว่างคลื่น</u>	P-R	.๑๒-๐.๒	วินาที
	Q-T	.๓๕-๐.๔๔	วินาที



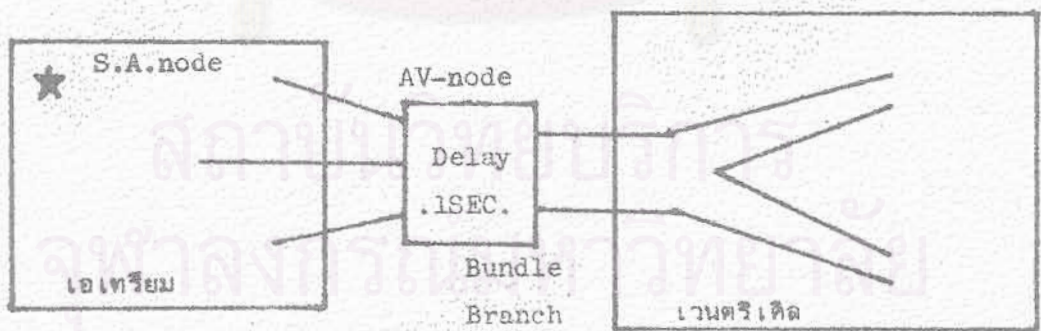
รูป ๒.๗ (ก) การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าภายในเซลล์เวเนตริเคิล
 (ข) การเปลี่ยนแปลงแรงดันไฟฟ้าของเซลล์หัวใจทั้งหมด บันทึกจากผิวหนัง

	S-T	.๐๔-๐๕	วินาที
	QRS	.๐๔	วินาที
ช่วง เวลาของคลื่น	P	.๑๑	วินาที

ดังที่กล่าวมาแล้วว่าการเกิดแรงดันไฟฟ้าขณะทำงานที่ S.A. node มีลักษณะเป็นคลื่นกระทบ
 ในอัตรา ๗๐-๘๐ ครั้งต่อนาที. คลื่นกระทบจะแพร่กระจายไปสู่อะเทรียมตามระบบสื่อนำ ทำให้
 อะเทรียมเกิดสภาพดีโพลาไรซ์และเกิดการบีบตัวส่งเลือดเข้าสู่เวเนตริเคิล. คลื่นกระทบจะแพร่ตาม
 ระบบสื่อนำไปยัง A-V node ที่จุดนี้มีประสาททำหน้าที่ถ่วงเวลาคลื่นกระทบ. เพื่อรอจนกว่าอะ
 เทรียมบีบตัวส่งเลือดเข้าเวเนตริเคิลหมด. ซึ่งใช้เวลาประมาณ .๑ วินาที. คลื่นกระทบจะ
 แพร่ต่อไปตามระบบสื่อนำไปที่ AV Bundle แยกเป็นแขนงซ้ายและขวาและตรงไปที่ Purkinje

Fiber ตามลำดับ ซึ่งจะทำให้เวนตรีเคิลเกิดสถานะดีโปลาไรซ์ กล้ามเนื้อเวนตรีเคิลทั้งสองจะหดตัวตามเอเทรียม แรงดันไฟฟ้าขณะทำงานที่เกิดขึ้นในเอเทรียมและเวนตรีเคิลจะเป็นไปตามจังหวะของคลื่นกระทบที่มาจาก S.A.node อย่างสม่ำเสมอและตามลำดับทำให้อัตราเต้นของหัวใจไม่เร็วหรือช้าเกินไป โดยในคนปกติขณะพักอัตราเต้นของหัวใจประมาณ ๗๒ ครั้งต่อนาที

การนำคลื่นกระทบในระบบสื่อนำสามารถจัดลำดับการทำงานได้ตามรูปที่ ๒.๔ S.A.node เสมือนเป็นแหล่งกำเนิดคลื่นไฟฟ้า ซึ่งจะเคลื่อนตัวผ่านสาขาต่าง ๆ ในระบบสื่อนำจนในที่สุดถึงกล้ามเนื้อเวนตรีเคิล ทำให้เกิดการหดตัวของกล้ามเนื้อเวนตรีเคิลไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย ในลักษณะการเคลื่อนตัวของคลื่นกระทบที่เดินทางจาก S.A.node มายังกล้ามเนื้อเวนตรีเคิลถ้าไม่สามารถเดินทางมาถึงเวนตรีเคิล เวนตรีเคิลจะไม่สามารถหดตัวได้เสียออกจากหัวใจได้



รูป ๒.๔ แสดงการแพร่กระจายคลื่นกระทบจาก S.A.node อู่กล้ามเนื้อเวนตรีเคิล โดยผ่านระบบสื่อนำ

๒.๖

สมมติฐานเบื้องต้นการนำคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบแทนปลั๊กกระทบ

จากกายวิภาคและสรีรวิทยาทำให้ทราบว่า S.A. node เป็นตัวกำเนิดปลั๊กกระทบซึ่งมีผลทำให้กล้ามเนื้อเนื้อหัวใจบีบตัว ในผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจที่มีสาเหตุมาจากกลุ่มเซลล์พิเศษที่ S.A. node ทำงานผิดปกติ หรือมาจากความผิดปกติในระบบสื่อำ เนื่องจากโรคหัวใจมีหลายชนิด^(๑) ทำให้หัวใจเต้นผิดจังหวะ (Arrhythmias) อาจจะเต้นช้ากว่าปกติ (Bradycarrhythmias) หรือเต้นเร็วกว่าปกติ (Tachycarrhythmias) อาการผิดปกติเหล่านี้ทำให้หัวใจไม่สามารถสูบฉีดโลหิตไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายได้ตามปกติ ทำให้เกิดสภาพ Low cardiac output อาการผิดปกติบางพวกรักษาให้หายขาดได้ด้วยการใช้ยา แต่บางพวกจำเป็นต้องได้รับการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ซึ่งเครื่องจะทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบแทนปลั๊กกระทบ ทั้งนี้ เพราะปลั๊กกระทบมีลักษณะสมบัติทางไฟฟ้าเหมือนกับคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ สามารถสร้างคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมาใช้แทนปลั๊กกระทบที่ผลิตมาจากกลุ่มเซลล์พิเศษที่ S.A. node ได้ ผู้ป่วยในรายที่การนำคำสั่งตามระบบสื่อำถูกสกัดกั้นทั้งหมด (Complete Heart block) จะใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ (Fixed rate type) โดยเครื่องจะกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่งไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจตลอดเวลา แต่ผู้ป่วยในรายที่หัวใจทำงานได้ในบางขณะ จะใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ (Demand type) โดยเครื่องจะผลิตคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่งไปให้หัวใจในช่วงเวลาที่หัวใจทำงานผิดปกติ เท่านั้น จะเห็นว่าขอบเขตการใช้งานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการมีขอบเขตการใช้งานมากกว่าแบบให้อัตราเต้นคงที่ เพราะผู้ป่วยส่วนใหญ่นำใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจนั้น หัวใจสามารถทำงานได้เองในบางขณะ กล่าวโดยสรุปเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ เป็นเครื่องกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบแทนปลั๊กกระทบส่งสัญญาณไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจให้ทำงานอยู่ในอัตราเต้นที่เหมาะสม

ลักษณะโครงสร้างองค์ประกอบและการใช้งานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน

ได้มีการพัฒนาเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในไปอย่างแพร่หลายในบทนี้จะกล่าวถึงลักษณะโครงสร้าง ระบบของเครื่องตลอดจนองค์ประกอบต่าง ๆ เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบต่อไป

๓.๑ การแบ่งเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

นับตั้งแต่ Hyman (ค.ศ. ๑๙๓๒)^(๔) ได้สร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจขึ้นเป็นเครื่องแรกในโลก ได้มีการพัฒนาเครื่องไปอย่างกว้างขวางจนถึงปัจจุบันสามารถแบ่งเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจได้เป็น ๓ ลักษณะดังนี้

๓.๑.๑ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่แบ่งตามชนิดการใช้งาน

สามารถจำแนกเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจตามชนิดการใช้งานได้ ๒ ชนิดคือ

๓.๑.๑.๑ ชนิดติดภายนอกร่างกายผู้ป่วย^(๑๗)

เป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ใช้ติดภายนอกร่างกายของผู้ป่วย ลักษณะเครื่องมีขนาดใหญ่ สามารถพกดัดตัวผู้ป่วยได้โดยติดที่เอวหรือแขนของผู้ป่วย เครื่องจะส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจให้ทำงานอย่างสม่ำเสมอตามอัตราที่ตั้งไว้ สามารถปรับระบบการทำงานของเครื่อง ปรับขนาดของกระแสไฟฟ้าที่ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ รวมทั้งปรับช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอททุก

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดติดภายนอกร่างกายผู้ป่วยสามารถใช้งานทั้งในช่วงเวลาสั้น ๆ และระยะเวลาในการใช้เครื่องชนิดนี้มีอุปสรรคซึ่ง Siddon (ค.ศ. ๑๙๖๓)^(๒๓) รายงานว่ามีผู้ป่วย ๓ ราย จากผู้ป่วยจำนวน ๒๗ รายที่ได้ใช้เครื่องชนิดติดภายนอกร่างกายเกิดมีอาการอักเสบขึ้นที่บริเวณแผลผ่าตัดหลังจากใช้เครื่อง ๔ สัปดาห์ การใช้เครื่องจึงต้องดูแลรักษาความสะอาดเป็นอย่างดี ในปัจจุบันเครื่องชนิดนี้ถูกใช้ในหออกิบาลเป็นช่วง เวลาสั้น ๆ ซึ่งสามารถแก้ไขอาการอักเสบที่แผลผ่าตัดได้ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดนี้ใช้

แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่สามารถเปลี่ยนได้ง่าย ดังนั้นจึงไม่ต้องคำนึงถึงอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า

๓.๑.๑.๒ ชนิดฝังภายในร่างกายผู้ป่วย

เครื่องชนิดนี้เป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่เป็นเป้าหมายในการวิจัยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ลักษณะตัวเครื่องมีขนาดเล็ก ในปัจจุบันเครื่องมีน้ำหนักต่ำสุด ประมาณ ๔๒ กรัม ปริมาตร ๒๕ ลูกบาศก์เซนติเมตร มีอายุการใช้งานตั้งแต่ ๕-๑๐ ปี มีขีดความสามารถและความเชื่อถือสูง ตัวเครื่องชนิดนี้จะถูกฝังบริเวณใต้ผิวหนังของหน้าอกหรือท้อง สะดวกในการพกพาเครื่อง เครื่องชนิดนี้ได้ถูกพัฒนาขึ้นใช้ในปี ค.ศ.๑๙๕๔ เป็นต้นมา ภายในตัวเครื่องถูกออกแบบให้ใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์น้อยที่สุด ใช้กำลังงานน้อยและให้มีอายุการใช้งานนานที่สุดในระยะเริ่มแรกของการใช้เครื่องชนิดนี้ แบตเตอรี่ใช้เซลล์เมธิลาร์เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าซึ่งมีอายุการใช้งาน ๒-๕ ปี ต่อมาในปี ค.ศ.๑๙๖๗ ได้พัฒนาเซลล์เซียมเป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ทำให้อายุการใช้งานของเครื่องสูงขึ้นประมาณ ๕-๑๐ ปี รวมทั้งได้พัฒนาเซลล์นิวเคลียร์เพื่อใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าด้วย จนกระทั่งในปัจจุบัน เซลล์เซียมได้รับความนิยมมากในการใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องชนิดนี้

๓.๑.๒ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่แบ่งตามระยะเวลาการใช้งาน ^(๑๗)

สามารถจำแนกเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจตามระยะเวลาการใช้งานได้ ๒ แบบคือ

๓.๑.๒.๑ แบบใช้ในระยะเวลาสั้น ^(๑๗)

เครื่องแบบนี้ใช้ในระยะเวลาสั้น ๆ เมื่อมีความผิดปกติเกิดขึ้นที่หัวใจโดยติดภายนอกในร่างกายผู้ป่วย สามารถใช้เครื่องแบบนี้ได้ ๓ วิธี คือ

๑) วิธีนี้ถูกพัฒนาขึ้นครั้งแรกโดย Zoll (ค.ศ.๑๙๕๒) ได้ใช้อิเล็กทรอนิกส์ตรงกระตุกคลื่นปี และที่รักแร้ข้างซ้าย ปล่อกคลื่นไฟฟ้า ๕๐-๒๐๐ โวลต์ ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า ๒ มิลลิวินาที ในอัตรา ๓๐-๑๒๐ ครั้งต่อนาที คลื่นไฟฟ้าเอาท์พุทสามารถไปควบคุมให้กล้ามเนื้อหัวใจทำงานในอัตราที่กำหนด แต่วิธีการนี้ต้องเปลี่ยนตำแหน่งวางอีเล็กโตรดบ่อย ๆ เพื่อป้องกันมิให้ผิวหนังไหม้

๒) Weirich et al (ค.ศ.๑๙๕๗) และ Thevenet (ค.ศ.๑๙๕๘) ได้พัฒนารหัส

การใช้เครื่องแบบนี้ โดยใช้เข็มอีเล็คโตรดแทงผ่านหน้าอกเข้าไปสัมผัสที่กล้ามเนื้อเวเนทริเคิล ซึ่งใช้ขนาดแรงดันคลื่นไฟฟ้าต่ำกว่าวิธีที่หนึ่ง อาจใช้ขนาดแรงดันคลื่นไฟฟ้า ๑๐ โวลต์ หรือน้อยกว่านั้นในการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

๓) วิธีนี้เป็นการใช้อีเล็คโตรดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเทียม ซึ่งถูกพัฒนาโดย Furman และ Schwedal (ค.ศ. ๑๙๕๔) ที่โรงพยาบาล Montefiore สหรัฐอเมริกา โดยวิธีนี้สามารถปล่อยคลื่นไฟฟ้าจำนวนน้อย ๆ เข้าไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจโดยไม่ทำให้มีความรู้สึกเจ็บปวด และไม่มีการสัมผัสเนื้อกระดูก (๑๗)

๓.๑.๒.๒ แบบใช้ระยะยาว

เครื่องแบบนี้ใช้วิธีการผ่าตัดฝังเครื่องเข้าไปในร่างกายเพื่อไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจโดยตรง หรือใช้วิธีการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจากภายนอก การใช้เครื่องแบบนี้แบ่งได้เป็น ๔ วิธี

๑) วิธีนี้คล้ายกับวิธีการของ Weirich et al (ค.ศ. ๑๙๕๗) และ Thevenet (ค.ศ. ๑๙๕๔) ในการใช้เครื่องแบบระยะสั้นต่างกันตรงการใช้เครื่องเป็นระยะเวลานาน วิธีการกระทำได้โดยผ่าตัดสอดสายต่อเข้าไปยังมัยโอคาเทียม ติดต่อกับเครื่องซึ่งอยู่ภายนอกร่างกาย Lagergren (ค.ศ. ๑๙๖๓) ได้ทดลองวิธีนี้พบว่าสามารถใช้เครื่องกับผู้ป่วยได้นาน ๒ ปี วิธีนี้มีปัญหาในด้านการอักเสบติดเชื้อของแผลผ่าตัดซึ่งรายงานไว้โดย Siddon (ค.ศ. ๑๙๖๓)

๒) การใช้เครื่องแบบระยะยาววิธีนี้ พัฒนาโดย Furman และ Schwedal (ค.ศ. ๑๙๕๔) มีหลักการคล้ายกับการใช้เครื่องแบบระยะสั้น แต่หัวเครื่องอยู่ภายนอกร่างกายโดยต่อสายต่อเข้าไปยังเอนโดคาเทียม Schwedal พบว่าในผู้ป่วยจำนวน ๔๕ ราย ที่ใช้เครื่องแบบนี้ หนึ่งในสามเกิดมีอาการอักเสบของแผลผ่าตัดเช่นเดียวกับวิธีที่ ๑

๓) วิธีนี้เป็นการแก้ไขปัญหาการอักเสบของแผลผ่าตัดในวิธีที่ ๑ และ ๒ โดยการผ่าตัดนำเครื่องฝังเข้าไปใต้ผิวหนังของผู้ป่วย ซึ่งวิธีนี้กล่าวได้ว่าเป็นจุดเริ่มแรกของการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในร่างกาย (ค.ศ. ๑๙๕๔ เป็นต้นมา)

๔) วิธีการใช้เครื่องแบบระยะยาววิธีนี้ Verzeano, Webb และ Kelly (ค.ศ. ๑๙๕๔) ได้ดัดแปลงเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจให้สามารถส่งเป็นคลื่นวิทยุไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ สามารถใช้สายต่อได้ทั้งชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเทียม และ มัยโอคาเทียม



สายต่อจะอยู่ภายในร่างกายพร้อมวงจรรับคลื่นวิทยุ ซึ่งพร้อมที่จะรับคลื่นวิทยุที่ส่งมาจาก เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจภายนอก มาทำการเลือกเอาแต่คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่งเข้าไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ วิธีนี้เมื่อบาดแผลผ่าตัดหายดีแล้ว จะไม่เกิดการอักเสบของแผลผ่าตัดเหมือนวิธีที่ ๑ และ ๒

๓.๑.๓ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่แบ่งตามระบบการทำงาน

นับตั้งแต่เครื่องถูกสร้างขึ้นในปี ค.ศ. ๑๙๓๒ ได้มีการพัฒนาระบบการทำงานของเครื่องเป็น ๒ แบบใหญ่ ได้แก่

๑) ระบบเครื่องที่กำหนดให้อัตราเต้นคงที่ (Fixed rate Pacemaker) เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในระบบนี้ ทั้งชนิดติดภายนอกร่างกายและฝังภายในร่างกายผู้ป่วยถูกออกแบบให้ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในอัตราเต้นคงที่ รวมทั้งลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรไม่เปลี่ยนแปลง ตั้งแต่ปี ค.ศ. ๑๙๓๒ เครื่องระบบนี้ยังมีใช้งานอยู่จนถึงปัจจุบัน

๒) ระบบเครื่องที่กำหนดให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ (Demand Pacemaker) เครื่องในระบบนี้ถูกพัฒนาขึ้นในหลายลักษณะ โดยในปี ค.ศ. ๑๙๔๘ Verzeano ได้สร้าง Demand Pacemaker โดยใช้คลื่นวิทยุควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจากภายนอกซึ่งสามารถปรับอัตราเต้นได้จากเครื่องควบคุมภายนอก ระบบเครื่องจึงเป็นแบบให้อัตราเต้นเปลี่ยนแปลงตามต้องการ ในปี ค.ศ. ๑๙๖๓ Nathan et al ได้สร้าง P-wave Triggered Demand Pacemaker ซึ่งระบบการทำงานของเครื่องที่ Nathan et al ได้สร้างกำหนดให้เครื่องปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในอัตราเต้นคงที่เมื่อหัวใจต้องการ ระบบเครื่องจึงเป็นแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ จากประวัติพบว่าระบบเครื่องที่พัฒนาขึ้นจนถึงปัจจุบันกำหนดให้เครื่องทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการทั้งสิ้น ไม่ว่าจะเป็นเครื่อง R-wave Inhibited Demand Pacemaker, Atrial Inhibited Demand Pacemaker, AV Sequential Demand Pacemaker หรือ Fully Automatic Demand Pacemaker ก็ตาม ล้วนมีระบบการทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

ดังนั้นในความหมายของ Demand Pacemaker ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะหมายถึงเครื่องที่มีระบบการทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ โดยเครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในอัตราเต้นคงที่เมื่อหัวใจต้องการ และสามารถที่จะเปลี่ยนระบบการทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการเป็นแบบให้อัตราเต้นคงที่ตลอดเวลา โดยใช้แม่เหล็กควบคุมจากภายนอก

๓.๒ ระบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในร่างกายในปัจจุบัน สามารถแบ่ง เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจตามระบบการทำงานของเครื่องได้ ๒ แบบ คือ

- ๑) แบบให้อัตราเดินคงที่ (Fixed rate type)
- ๒) แบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ (Demand type)

๓.๒.๑ เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่

(๔)
 หลังจาก Hyman (ค.ศ.๑๙๓๒) ได้สร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจขึ้น เป็นเครื่องแรก ได้มีการศึกษาคิดค้นหาวิธีการต่าง ๆ ในการใช้กระแสไฟฟ้าไปควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ ภายหลังจากได้มีการศึกษาค้นหาทรานซิสเตอร์ขึ้นมาใช้แทนหลอดสุญญากาศ ในปี ค.ศ.๑๙๕๔ Elmqvist และ Serning ได้สร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจด้วย ทรานซิสเตอร์ ใช้เนื้อเกิลแคดเมียม เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าซึ่งสามารถขาร์ทไฟจากภายนอก ร่างกายผ่านทางผิวหนังโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้า เครื่องที่สร้างในปีนี้เป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินคงที่เครื่องแรก ทั้งนี้เพราะเครื่องตั้งอัตราเดินคงที่ ๕๐ ครั้งต่อนาที ขนาดแรงดันคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๒ โวลต์ ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุท ๑.๕ มิลลิวินาที ในปี ค.ศ.๑๙๖๐ Chardack ได้เปลี่ยนแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเป็นชนิดเซลล์เมอคิวรีใน เครื่องแบบให้อัตราเดินคงที่เพื่อให้อายุการใช้งานของเครื่องยาวนานขึ้น และในปี ค.ศ.๑๙๖๒ เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบนี้ได้พัฒนาเป็น เครื่องแบบใช้ผ้าตัดฝังสอดสายต่อเข้าทาง หลอดเลือดโดย Lagergren และ Johansson หลังจากนั้น เครื่องแบบอัตราเดินคงที่ได้ถูก สร้างออกมาจำหน่ายจนกระทั่งถึงในปัจจุบัน

ในการวิจัยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เริ่มวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่เป็นอันดับแรก ถึงแม้ว่าตามสถิติการใช้เครื่องแบบนี้จะมีประมาณ ๗ ٪ เท่านั้น แต่เพื่อให้ทราบข้อมูลต่าง ๆ ตลอดจนเทคนิคและวิธีการดำเนินการวิจัย จึงได้เลือกการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ก่อน การใช้เครื่องแบบให้อัตราเดินคงที่ เหมาะสำหรับใช้กับผู้ป่วยที่ระบบสื่อ นำถูกสกัดกั้นหมด (Complete heart block) เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบด้วยอัตราคงที่ ประมาณ ๗๒ ครั้งต่อนาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุท ประมาณ ๑ มิลลิวินาที และขนาดของกระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้ไหล ๑๐ มิลลิแอมป์ที่ไหล

๔๐๐ ไอเอ็ม

เนื่องจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในร่างกายมีหลายแบบ (๑๘)
 ดังเห็น I.C.H.D. (Inter-Society Commission For Heart Disease Resources)
 ได้กำหนดสัญลักษณ์เพื่อให้ทราบถึงระบบการทำงานและแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของ
 หัวใจชนิดฝังภายในร่างกาย ด้วยอักษร ๓ ตัว

I.C.H.D. ได้กำหนดสัญลักษณ์ ๓ ตัว ดังนี้

สัญลักษณ์ตัวที่ ๑ แสดงถึงจุดกระตุ้น

ถ้ากระตุ้นที่เวนทริเคิล ใช้อักษร "V"

ถ้ากระตุ้นที่เอเทรียม ใช้อักษร "A"

ถ้ากระตุ้นทั้งเวนทริเคิลและเอเทรียม ใช้อักษร "D"

สัญลักษณ์ตัวที่ ๒ แสดงถึงจุดที่ส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่อง

เมื่อไม่มีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่อง ใช้อักษร "O"

เมื่อมีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเอเทรียม ใช้อักษร "A"

เมื่อมีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเวนทริเคิล ใช้อักษร "V"

เมื่อมีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเวนทริเคิลและเอเทรียม ใช้อักษร "D"

สัญลักษณ์ตัวที่ ๓ แสดงถึงการทำงานของเครื่อง

ถ้าเครื่องทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบหยุดการทำงานด้วยตนเอง

(Inhibited) ใช้อักษร "I"

ถ้าเครื่องทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบทริกเกอร์ (Triggered)

ใช้อักษร "T"

ถ้าเครื่องไม่ทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

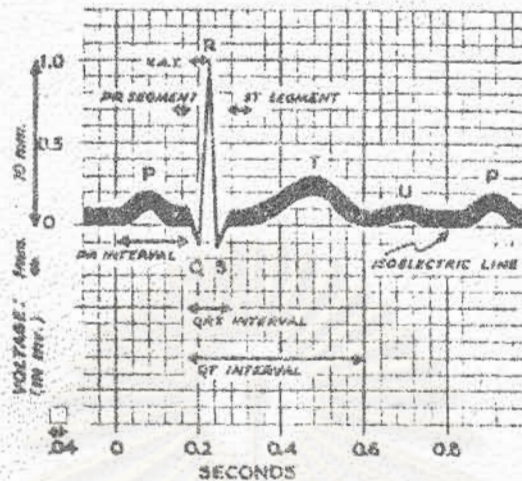
ใช้อักษร "O"

อนึ่ง ถ้ามีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเวนทริเคิลและเอเทรียมรวมทั้งมีสัญญาณไป
 ควบคุมเวนทริเคิลและเอเทรียม โดยวิธีการแบบหยุดการทำงานด้วยตนเองและแบบทริกเกอร์
 ใช้อักษร "DD(T/I)"

จากข้อกำหนดของ I.C.H.D. ดังนั้นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่จึงมีสัญลักษณ์ เป็น "VOO"

๓.๒.๒ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

ในปัจจุบัน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการถูกนำมาใช้กับผู้ป่วยประมาณ ๔๓% (๓) ของผู้ป่วยทั้งหมด ทั้งนี้เพราะเครื่องแบบนี้มีขอบเขตการใช้งานกว้างกว่าแบบให้อัตราเต้นคงที่ สามารถใช้ได้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจโดยที่สภาพหัวใจยังทำงานได้บางส่วน เครื่องควบคุมจังหวะหัวใจแบบนี้จะมีอิเล็กทรอนิกส์ทำหน้าที่เป็นตัวรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเป็นตัวส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ การทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ มีหลักการทำงานกว้าง ๆ คือ ถ้าในสภาพปกติหัวใจของผู้ป่วยสามารถทำงานได้เอง เป็นเหตุไปเสียส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเพียงพอ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นในหัวใจจะถูกอิเล็กทรอนิกส์ตรวจจับสัญญาณให้เข้าไปภายในเครื่อง ภายในเครื่องจะมีวงจรกำหนดเวลาระยะคือ (Refractory period) และวงจรตั้งเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ รวมทั้งวงจรที่จะทำหน้าที่สั่งให้เครื่องหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เมื่อหัวใจทำงานได้เองเครื่องจะทำหน้าที่หยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ แต่เมื่อใดหัวใจทำงานเองไม่ได้ไม่สามารถกำเปิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือกำเปิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แต่ไม่สามารถผ่านลงมาตามระบบสื่อนำทำให้เครื่องไม่สามารถรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ เครื่องจะเข้าทำหน้าที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเข้าสู่หัวใจทำให้หัวใจบีบตัวส่งเลือดไปเลี้ยงร่างกาย ช่วงเวลาระยะคือ (Refractory period) เป็นช่วงเวลาที่มีความสำคัญมากในเครื่องแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ เพราะช่วงเวลาระยะคือ (Refractory period) จะเป็นช่วงเวลาหลังจากเกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะหัวใจ (Pacing refractory period) หรือช่วงเวลาหลังการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Sensing refractory period) ซึ่งในช่วงเวลานี้เครื่องจะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ทั้งสิ้นที่เข้ามาถึงเครื่องทำให้ไม่เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในช่วงเวลาระยะคือ (Refractory period) พิจารณาจากรูป ๓.๑ คลื่น T-wave เป็นคลื่นที่เกิดจากการรีโพลาไรซ์ที่เวนทริเคิล ช่วงเวลานั้นเวนทริเคิลทั้งสองข้างอยู่ในสภาพบีบตัว ถ้าหากมีคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมากระตุ้นในช่วงเวลานี้จะทำให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยได้ ช่วงเวลาระยะคือ (Refractory period) จึงเป็นช่วงเวลาที่จะป้องกันการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ



รูป ๓.๑ ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงรายละเอียดของส่วนต่าง ๆ

เข้าไปทำอันตรายต่อหัวใจ ในขณะที่เวเนทรีเคิลกำลังบีบตัว

เนื่องจากโรคหัวใจมีอยู่หลายแบบ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้น เมื่อต้องการจึงถูกออกแบบให้มีการทำงานแตกต่างกัน สามารถจำแนกได้ดังนี้

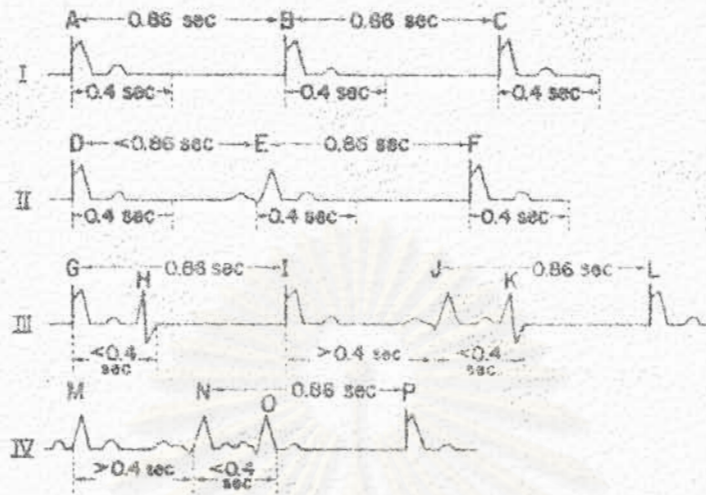
๓.๒.๒.๑ R-wave Inhibited Demand Pacemaker (VVI)

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้มีชื่อเรียกหลายชื่อ เช่น QRS-Inhibited Demand Pacemaker (๔) หรือ Standby Pacemaker (๑๗) หรือ Ventricular Inhibited Demand Pacemaker (๑๔) เครื่องชนิดนี้ถูกพัฒนาขึ้นครั้งแรกในปี ค.ศ.๑๙๖๑ โดย Johansson et al ได้สร้างเครื่องแบบนี้เป็นชนิดติดภายนอกร่างกาย ในปี ค.ศ.๑๙๖๓ Sykosch et al ได้พัฒนาเครื่องแบบนี้เป็นชนิดฝังภายในร่างกายแต่การทดลองยังไม่ประสบความสำเร็จ ต่อมาในปี ค.ศ.๑๙๖๖ เครื่องแบบนี้ได้ถูกนำไปใช้กับผู้ป่วยได้สำเร็จโดย Meyer ได้ทดลองผ่าตัดฝังเครื่องในผู้ป่วย ๓ ราย เครื่องสามารถควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจผู้ป่วยได้ ในปีเดียวกันนี้ยังได้มีการผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้เป็นผลสำเร็จอีกโดย Van Den Berg และ Thalen จนกระทั่งในสิ้นปี ค.ศ.๑๙๖๗ ได้มีผู้ทดลองฝังเครื่องชนิด R-wave Inhibited

Demand Pacemaker สำเร็จเป็นจำนวนทั้งสิ้น ๒๓ ราย หลังจากนั้นเครื่องแบบนี้ได้มีการพัฒนาในด้านเทคโนโลยีทางการผลิต โดยพยายามรวมวงจรทางไฟฟ้าลงบนแผ่นสารกึ่งตัวนำขึ้นเดี่ยวเพื่อลดขนาดของเครื่องให้มีขนาดเล็กที่สุด โดยจะเห็นได้จากเครื่องของบริษัท Cardiac Pacemaker โมเดล ๐๕๐๗ ได้พัฒนาจรรวมเป็น C-MOS CHIP ในปี ค.ศ. ๑๙๗๒ (๒๐)

(๑) สำหรับในประเทศไทยในจำนวนผู้ป่วย ๒๒๒ ราย ได้ทำการผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้ถึง ๑๕๒ ราย การทำงานของเครื่องแบบนี้อาศัยการตรวจจับคลื่น R-wave ซึ่งเกิดจากการบีบตัวของเวนทริเคิลเข้าไปในเครื่องผ่านสายต่อ ทำให้เครื่องไม่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบสู่หัวใจ พร้อมทั้งจะกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบใหม่ เมื่อครบกำหนดเวลาประมาณ ๘๓๕ มิลลิวินาที หรือ ๗๒ ครั้งต่อนาที แล้วไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามาถึงเครื่อง เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ สัญณลักษณะที่ใช้ตามมาตรฐาน I.C.H.D. ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้คือ "VVI" ซึ่งหมายถึงจุดที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ที่เวนทริเคิล เครื่องทำงานแบบหยุดการทำงานตัวเอง (Inhibited) ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอัตราเต้นของหัวใจช้ากว่าอัตราเต้นของเครื่อง เครื่องจะทำงานเป็นแบบอัตราเต้นคงที่ เครื่องแบบนี้ได้ออกแบบให้มีการทดสอบอัตราเต้นโดยสามารถไขแม่เหล็กวางบนเครื่อง เครื่องจะทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นคงที่ชั่วขณะ มีประโยชน์ไว้สำหรับทดสอบผู้ป่วยที่มีอัตราเต้นเร็วกว่าอัตราเต้นของเครื่องซึ่งเครื่องจะหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบตลอดเวลา จะไม่สามารถเห็นสัญญาณควบคุม (Pacing signal) เป็นการทดสอบการทำงานของวงจรภายในเครื่องแบบนี้ และเพื่อให้เข้าใจหลักการการทำงานของเครื่องแบบนี้ดียิ่งขึ้น ได้แสดงผังของจังหวะเวลาการทำงานของเครื่องเมื่อใช้งานกับหัวใจ ดังแสดงในรูป ๓.๒

ในผังของจังหวะเวลาเส้นที่ ๑ แสดงการทำงานของเครื่องแบบ VVI ที่ส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยมีอัตรา ๗๐ ครั้งต่อนาที (.๘๖ วินาที จุด A ถึงจุด B) เครื่องจะสร้างช่วงเวลา Pacing refractory period ๕๐๐ มิลลิวินาที ทุกครั้งหลังจากที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบสู่หัวใจ ในผังของจังหวะเวลาเส้นที่ ๒ หัวใจทำงานได้เองที่จุด E ซึ่งอยู่ในช่วงเวลาน้อยกว่า .๘๖ วินาที แต่มากกว่าช่วงเวลา Pacing refractory period ๕๐๐ มิลลิวินาที เครื่องจะยอมรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด E ไปกำหนดเวลาปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่จุด F ใหม่พร้อมกันนั้นเครื่องจะสร้างช่วงเวลา Sensing refractory



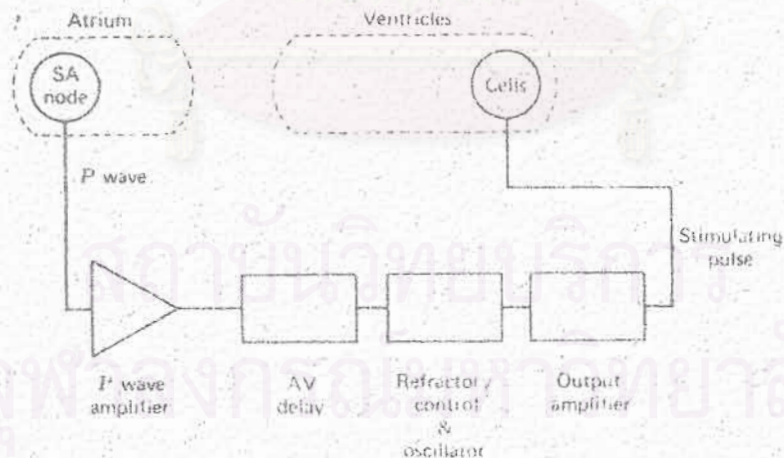
รูป ๓.๒ แสดงผังของจังหวะ เวลาการทำงานของเครื่องแบบ VVI

period ๔๐๐ มิลลิวินาที หลังจากเครื่องได้รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด E ในผังของจังหวะ เวลาเส้นที่ ๓ แสดงถึงการที่หัวใจกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจตัวเอง (ที่จุด H) แต่เกิดในช่วงเวลา Pacing refractory period เครื่องจะไม่ตอบสนองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด H เมื่อครบกำหนดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่จุด I ทันที ในขณะที่ต่อมาถ้าหัวใจทำงานได้เอง เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นที่จุด J ซึ่งไม่อยู่ในช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที เครื่องจะยอมรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด J ไปกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบลูกต่อไปและเครื่องจะสร้างช่วงเวลา Sensing refractory period ขึ้นหลังจากที่เครื่องรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด J ซึ่งถ้าเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกที่จุด K ซึ่งอยู่ในช่วงเวลา Sensing refractory period เครื่องจะไม่ตอบสนองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด K เมื่อครบกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่จุด L ผังของจังหวะ เวลาเส้นที่ ๔ แสดงการเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด M แล้วเกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นอีกที่จุด N ซึ่งไม่อยู่ในช่วงเวลา Sensing refractory period เครื่องจะกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและสร้าง Sensing refractory period ขึ้นหลังจุด N จุด O เป็นจุดที่หัวใจกำเนิดคลื่นไฟฟ้า

หัวใจแต่อยู่ในช่วงเวลา Sensing refractory period เครื่องจะไม่ตอบสนองสัญญาณที่จุด
 O เมื่อครบกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามาถึงเครื่อง
 เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่จุด P การทำงานของเครื่องแบบVVI จึงมีการทำงาน
 ดังที่กล่าวมาข้างต้น

๓.๒.๒.๒ P-wave Triggered Demand Pacemaker (VDT)

(๔)
 ในปี ค.ศ.๑๙๖๒ Nathan et al ได้ทดลองผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้เป็นครั้งแรก โดย
 ใช้ฮีเลียมไดรอตหลายชนิดที่เถาเทียม ส่วนฮีเลียมไดรอตอีกชิ้นหนึ่งทำด้วยเหล็กโรสเมียมชนิดที่เวเนตรี
 เคล็ด ในช่วง ๒ ปี หลังการผ่าตัดได้มีการผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้อีกประมาณ ๒๑ ราย ในปี
 ค.ศ.๑๙๖๕ ได้มีรายงานการผ่าตัดเครื่องของบริษัท Cordis ในผู้ป่วยจำนวน ๓๖ ราย ผู้ป่วย
 เสียชีวิต ๔ ราย หลังจาก ปีค.ศ.๑๙๖๕ เครื่องได้พัฒนาในด้านเทคโนโลยี เพื่อพยายาม
 ทำให้เครื่องมีขนาดเล็กที่สุดจนกระทั่งถึงในปัจจุบัน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ
 ที่มีบล็อกโตอะแกรมการทำงาน ดังแสดงในรูป ๓.๓ (๒๑) จากรูปพบว่าเครื่องแบบนี้จะต้องใช้



รูป ๓.๓ แสดงบล็อกโตอะแกรมการทำงานของ P-wave Triggered Demand Pacemaker

สายต่อสองเส้น โดยสายต่อเส้นหนึ่งทำหน้าที่รับสัญญาณ P-wave จากเอเทรียมส่งผ่านวงจรมายาวสัญญาณ P-wave ผ่านวงจรม่วงเวลา เท่ากับ ช่วงเวลาของคลื่น P-R สัญญาณ P-wave จะถูกส่งเข้าวงจรม่วงเวลา Refractory period แล้วขยายสัญญาณไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่เวนตริเคิล โดยผ่านสายต่ออีกเส้นหนึ่ง ในกรณีที่ไม่มีสัญญาณ P-wave เครื่องแบบนี้จะทำหน้าที่เหมือนเครื่องแบบ VVI ตามสัญลักษณ์มาตรฐาน I.C.H.D. กำหนดให้เครื่องแบบนี้เป็น "VDT" เครื่องแบบนี้ยังสามารถแยกออกได้เป็นอีกแบบหนึ่งคือ "VDI" ซึ่งเมื่อเครื่องรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แทนที่จะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเหมือนเครื่อง VDT เครื่อง VDI จะหยุดการทำงานตัวเอง (Inhibited) เมื่อรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ จุดรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่อง VDI อยู่ที่เวนตริเคิลและเอเทรียม การใช้เครื่องทั้ง ๒ แบบนี้ในการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ เอเทรียมและเวนตริเคิลจะมีการบีบตัวที่สัมพันธ์กันเหมือนในสภาพหัวใจปกติ

(๑) (๑๘)

๓.๒.๒.๓ Atrial Inhibited Demand Pacemaker (AAI)

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้ มีลักษณะการทำงานเหมือนเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ทุกประการ ต่างกันตรงที่จุดควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและจุดรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ที่เอเทรียม ในลักษณะนี้ถ้า S.A. node ไม่สามารถกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่งมาตามระบบสื่อนำ เครื่อง AAI จะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเข้าไปที่เอเทรียมแทน แต่ถ้า S.A. node กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้เอง เครื่อง AAI จะหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่อง AAI จะใช้ในกรณี S.A. node ทำงานผิดปกติ แต่ส่วนระบบสื่อนำอื่น ๆ สามารถทำงานได้จากการทำงานของเครื่อง AAI พบว่าไม่ได้มีการเกี่ยวข้องกับเวนตริเคิล ดังนั้นถ้าเอเทรียมทำงานได้ดี การบีบตัวของเวนตริเคิลจะมีความสัมพันธ์กัน เหมือนกับหัวใจทำงานได้เองทั้งเอเทรียมและเวนตริเคิล แต่เครื่องแบบนี้จะไม่สามารถใช้ในผู้ป่วยที่มี AV-block

(๑๘)

๓.๒.๒.๔ A-V Sequential Demand Pacemaker (DVI)

เครื่องแบบนี้เป็นเครื่องที่ได้พัฒนาขึ้นมาเมื่อประมาณ ๑๐ ปีที่แล้ว (ค.ศ. ๑๙๗๒) เป็นการรวมเอาเครื่องแบบ VVI และแบบ AAI อยู่ในเครื่องเดียวกัน การทำงานของเครื่องแบบนี้มีสภาพใกล้เคียงกับหัวใจทำงานปกติ สามารถใช้กับผู้ป่วยที่มี AV-block ตัวเครื่องจำเป็นต้องใช้สายต่อสองเส้นในการส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปที่เอเทรียมและเวนตริเคิล ส่วนจุดรับคลื่นไฟฟ้า

หัวใจจะอยู่ที่เวนตรีเคิลแห่งเดียว ถ้าหัวใจทำงานได้มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเอเทรียมลงมาถึงเวนตรีเคิล เครื่อง DVI จะรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจบังคับให้เครื่องหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปที่เอเทรียมและเวนตรีเคิล และเครื่องจะไปกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบลูกต่อไป ถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำให้เวนตรีเคิลสับตัวมาช้ากว่าเวลาที่ตั้งไว้ในเครื่อง เครื่อง DVI จะทำหน้าที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปที่เอเทรียมและเวนตรีเคิล โดยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะไปถึงเอเทรียมก่อนแล้วจึงค่อยถึงเวนตรีเคิล ทำให้เอเทรียมและเวนตรีเคิลมีการบีบตัวที่สัมพันธ์กัน แต่ข้อเสียของเครื่อง DVI อยู่ที่การติดอิเล็กโทรดในเอเทรียมและเวนตรีเคิลมีความยุ่งยากเพราะต้องใช้สายต่อถึงสองเส้น และสายต่อไม่ค่อยยึดอยู่กับที่ ตามรายงาน^(๑) ในประเทศไทยยังไม่มีการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ DVI

(๑๔)

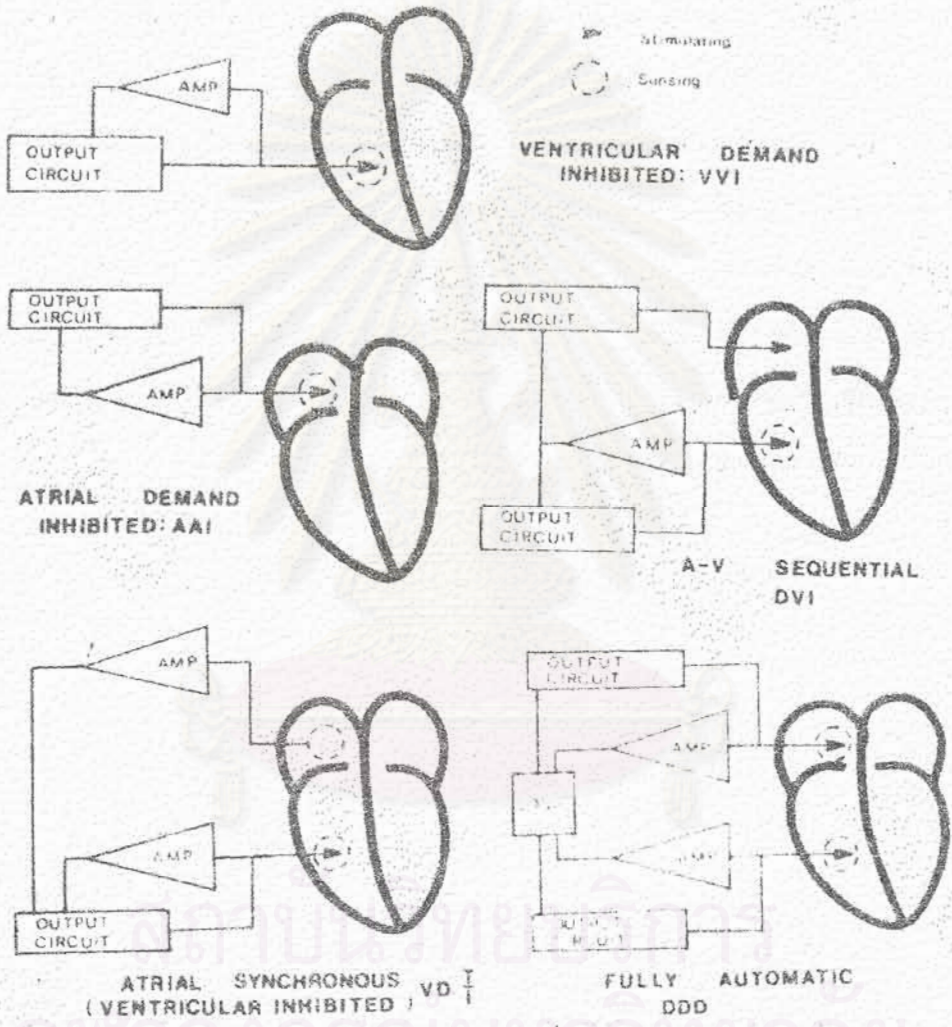
๓.๒.๒.๔ Fully Automatic Demand Pacemaker (DDD)

เป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่กำลังพัฒนาขึ้นมาใช้ในขณะนี้ (๑๙๘๒) เครื่องแบบนี้เป็นการรวมเอาเครื่องแบบต่าง ๆ ที่กล่าวในหัวข้อ ๓.๒.๒.๑ ถึง ๓.๒.๒.๔ ไว้ในเครื่องเดียวกัน อาจเรียกเครื่องแบบนี้ว่าเป็น Programmable Demand Pacemaker ทั้งนี้เพราะสามารถมีโปรแกรมให้ทำงานเป็นเครื่องแบบต่างๆได้ตามต้องการ โดยควบคุมจากภายนอกร่างกายผู้ป่วย การทำงานของเครื่อง DDD แบบนี้จำเป็นต้องใช้สายต่อสองเส้น ซึ่งใช้ในการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบให้หัวใจ เส้นหนึ่งของสายต่อจะอยู่ที่เอเทรียมส่วนอีกเส้นหนึ่งอยู่ที่เวนตรีเคิล เครื่องจะทำงานตามที่ได้รับคำสั่งให้ทำงาน เช่น ทำเป็นแบบ VVI หรือแบบ AAI เป็นต้น ดังนั้นกล่าวได้ว่าเป็นเครื่องที่สมบูรณ์ที่สุดในขณะนี้ สามารถใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการผิดปกติตั้งแต่จุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจนถึงระบบสื่อนำ

อนึ่ง ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ Programmable Demand Pacemaker บางแบบ อาจไม่รวมเอาเครื่องแบบต่าง ๆ ไว้ทั้งหมด เป็นเพียงเอาเครื่องบางแบบรวมไว้เท่านั้น เช่น เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ ให้อัตราเต็มเมื่อต้องการของบริษัท Intermedics INC. โมเดล ๒๕๓-๐๑ C-MOS Multi-programmable ได้สร้างเครื่องโดยรวมเอาเครื่องแบบ VVI, VOO, VVT เข้าด้วยกัน นอกจากนั้นยังได้สร้างให้เครื่องรุ่นนี้สามารถควบคุมอัตราเต้น ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุต ความไวในการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ จากเครื่องควบคุมภายนอกได้อีก ข้อความสามารถของเครื่องในปัจจุบันจึงสูง ในรูป ๓.๔



เป็นรูปแสดงรูปการทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบต่าง ๆ ซึ่งได้กล่าวมาแล้ว



รูป ๓.๔ แสดงระบบการทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบต่าง ๆ (VVI, AAI, VDI, DVI และ DDD)

๓.๓ ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตรา
เดินคงที่

ในหัวข้อนี้เป็นการกล่าวถึงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบในบทต่อไป เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ที่มีการทำงานไม่ยุ่งยากซับซ้อน ทั้งนี้เพราะภายในเครื่องประกอบด้วยวงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเท่านั้น ได้ทำการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบให้อัตราเดินคงที่ ๒ บริษัท เพื่อเป็นมาตรฐานในการออกแบบ ดังแสดงในตารางที่ ๓.๕

การเลือกวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่นั้น เนื่องจากเครื่องแบบนี้มีแบบเดียวคือ แบบ VOO ดังนั้นการวิจัยจึงเป็นการออกแบบสร้างเครื่องต้นแบบให้มีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้เคียงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบ VOO ทั่วไป ซึ่งได้แสดงเป็นตัวอย่างในตารางที่ ๓.๕

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้า	CPI M0101, M0201	Siemens M 150	Siemens M 152 C	Siemens M 152 D
Function	VOO	VOO	VOO	VOO
Normal pulse rate (BPM)	69-75	70	70	70
Pulse duration (msec)	1	1	1	1
Pulse Amplitude (V)	5.0	9.5	6.3	6.3
Energy deliver to load (μ J)	50	80.5	79.38	79.38
Power source	Lithium-iodine cell	4 mercury cell	5 mercury cell	5 mercury cell
Weights (gram)	165	120	130	150
Volume (C.C.)	69.7	61	61	61
Size (L X W X D)	79X54X16.2	60X45X24	60X45X24	60X45X24
Envelope	เหล็กไร้สนิม	-	-	-
Connector encapsulating material	Epoxy Resin	Epoxy Resin	Epoxy Resin	Epoxy Resin
Battery depletion indicator	อัตราเต้นเปลี่ยน ± 6 BPM	อัตราเต้นลด 8-12 BPM	อัตราเต้นลด 8-12 BPM	อัตราเต้นลด 8-12 BPM

ตารางที่ ๓.๕ แสดงการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุม
จังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ (๙) (๒๒)

๓.๔ ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตรา
เดินเมื่อต้องการ

ในการออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ จำเป็นต้องศึกษารายละเอียดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเพื่อใช้เป็นแนวทางในการวิจัยออกแบบ ทั้งนี้เพราะเครื่องเหล่านี้ไม่ได้เป็นของใหม่ได้มีการผลิตออกมาจำหน่ายแพร่หลาย ดังนั้นจึงควรทราบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบนี้ ซึ่งก็ได้เปรียบเทียบเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ ของบริษัทต่าง ๆ ในตารางที่ ๓.๖ การเลือกวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ ซึ่งมียุทธหลายแบบด้วยกันดังที่กล่าวมาในหัวข้อ ๓.๒.๒ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เลือกเครื่องแบบ VVI เป็นเครื่องที่ใช้ในการวิจัยด้วยเหตุผลดังนี้

- (๑) เป็นเครื่องแบบที่ใช้กันแพร่หลายในประเทศไทย
- (๒) เครื่องทำงานที่เวนตรีเคิลแห่งเดียว ปัญหาการผ่าตัดฝังอีเล็กโตรดน้อยกว่าการผ่าตัดฝังอีเล็กโตรดที่เอเทรียม
- (๓) มีขอบเขตการใช้งานกว้างกว่าเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการแบบอื่น ๆ

ดังนั้นจากเหตุผลและลักษณะคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องแบบ VVI การออกแบบและสร้างหรือข้อกำหนดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบ VVI ได้ยึดถือลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่อง VVI ในตารางที่ ๓.๖ เป็นมาตรฐานในการวิจัย

๓.๕ องค์ประกอบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายใน

เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินคงที่และแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ มีองค์ประกอบที่สำคัญอยู่ ๔ ส่วน คือ

- (๑) วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ (Pulse generator)
- (๒) สายต่อ (Leads)
- (๓) อีเล็กโตรด (Electrodes)
- (๔) แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า (Power source)

ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร ที่ Load 500 Ω 37°C	NO. 1	NO. 2	NO. 3	NO. 4	NO. 5	NO. 6	NO. 7	NO. 8	NO. 9
Function	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI
Pulse duration (msec)	1	.06- 1.7	.6 ± .04	.53	.5- .7	1	.75	< 1	.75
Basic rate (BPM)	70 ± 2	72 ± 2	72 ± 3	72	60- 100	69- 75	70 ± 2	60- 100	70 ± 2
Magnet test rate (BPM)	100	72 ± 3	72 ± 3	-	60- 100	20% above NOR.	100+ 3	60- 100	100
Pulse Amplitude Voltage (V)	5.2	5.2+ 2	5.6+ .25	5.2	4.8	5	> 5	4.8	5.2
current (mA)	10.4	10.4 + .4	11+ .5	10.4	9.6	10	> 10	9.6	10.4
R-wave sensitivity (mV)	1.3- 2.3	2+ .5	2+ .6	2.1	1.8- 3.4	1.5	1.6- 1.9		1.3- 2.3
sensing refractory period (msec)	330+ 30	275- 350	320+ 40	310	315- 380	630	330	315- 380	330+ 30
pacing refractory period (msec)	330+ 30	275- 350	320+ 40	290	315- 380	330	330	315- 380	330+ 30
Power source	Lith cell	Mer cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell
Interference Protection	/	/	/	/	/	/	/	/	/
Defibrillator Protection	/	/	/	/	/	/	/	/	/
Battery depletion indicator	slow rate	slow rate	slow rate	slow rate	slow rate	+6 BPM	slow rate	slow rate	slow rate
energy deliver to load 500 Ω / pulse (μ J)	54. 08	54. 08	61.6	54. 08	46. 08	50	> 50	46. 08	54. 08
current pacing (μ A)	55.7	Vari	-	20	-	-	25	-	26
current inhibited (μ A)	14.8	Vari	-	-	-	-	7	-	8

ตารางที่ ๓.๖ แสดงการเปรียบเทียบแบบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่อง
ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการรุ่นต่างๆ

หมายเหตุ -

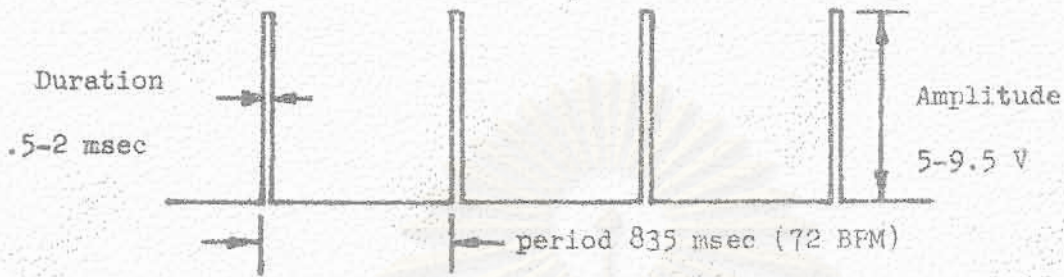
NO. 1	Model 207	บริษัท	Siemen - elema.
NO. 2	Model 5961	บริษัท	Medtronic.
NO. 3	Model 28	บริษัท	Edward Pacemaker.
NO. 4	Model 182	บริษัท	Teletronic.
NO. 5	Model 223	บริษัท	Intermedics.
NO. 6	Model 0401	บริษัท	Cardiac Pacemaker.
NO. 7	Model 629	บริษัท	Siemen - elema.
NO. 8	Model 229	บริษัท	Intermedics.
NO. 9	Model 209	บริษัท	Seimen - elema.

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

๓.๔.๑ วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เป็นวงจรที่ผลิตคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมีลักษณะ เป็นคลื่นรูป

สี่เหลี่ยมผืนผ้า ดังรูป ๓.๗ จากการศึกษาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร พบว่า



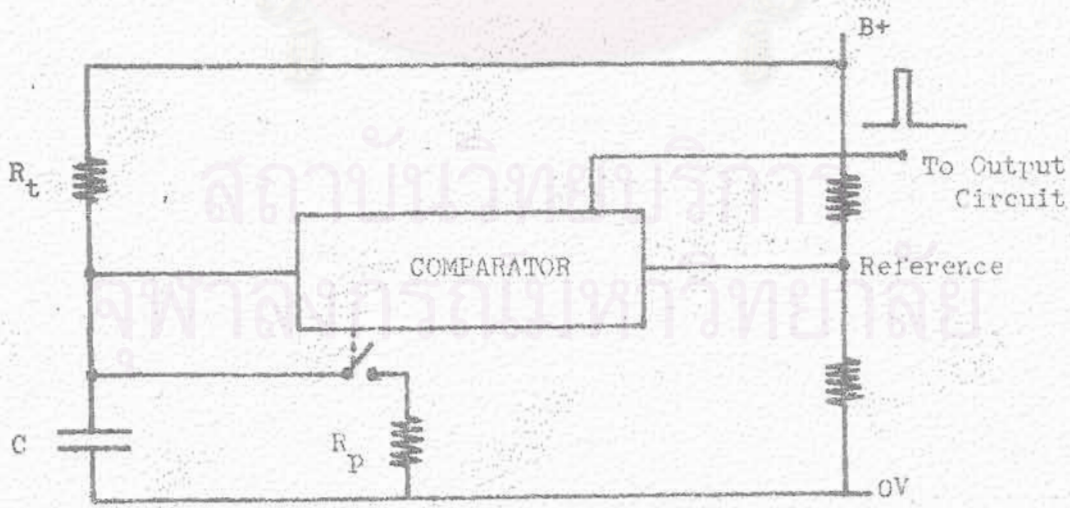
รูป ๓.๗ คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ปล่อยออกมาจากวงจรมกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

- ขนาดของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ อยู่ในช่วง ๕ - ๙.๕ โวลต์
- ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุท .๕ - ๒ มิลลิวินาที
- อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๖๕ - ๗๕ ครั้งต่อนาที

ในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่และแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่วนใหญ่ใช้^(๓) หลักการ เก็บประจุและคายประจุของตัว

เก็บประจุในการกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ดังแสดงวงจรพื้นฐานในรูปที่ ๓.๘

โดยตัวเก็บประจุจะเก็บประจุผ่าน R_t ให้แรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ (C) มีค่าเท่ากับ B^+ เมื่อแรง



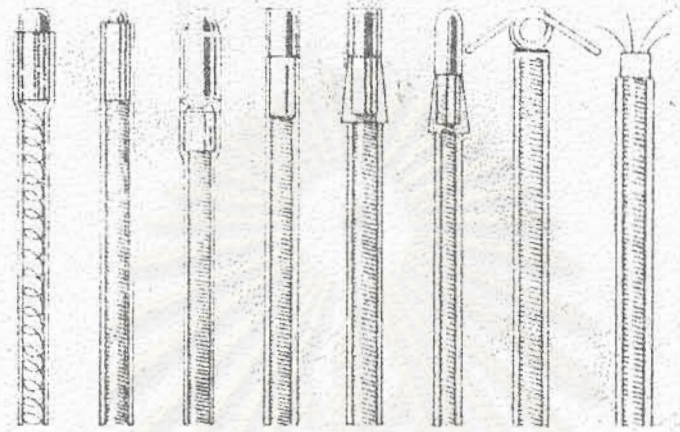
รูป ๓.๘ วงจรพื้นฐานของวงจรมกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

ต้นไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุเพิ่มขึ้นมาเท่ากับแรงดันไฟฟ้าอ้างอิง (Reference Voltage) วงจรจะ
 ทำให้เอาท์พุทเปลี่ยนสถานะเป็นศูนย์โวลต์ ตัวเก็บประจุ (C) จะคายประจุผ่าน R_p ลงเป็นศูนย์
 โวลต์ด้วย เมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุลดมาเท่ากับแรงดันไฟฟ้าอ้างอิง เอาท์พุทจะเปลี่ยน
 สถานะเป็น B^+ ตัวเก็บประจุจะเก็บประจุอีกครั้ง ซึ่งการทำงานของวงจรทำงานแบบนี้ตลอด
 ไป

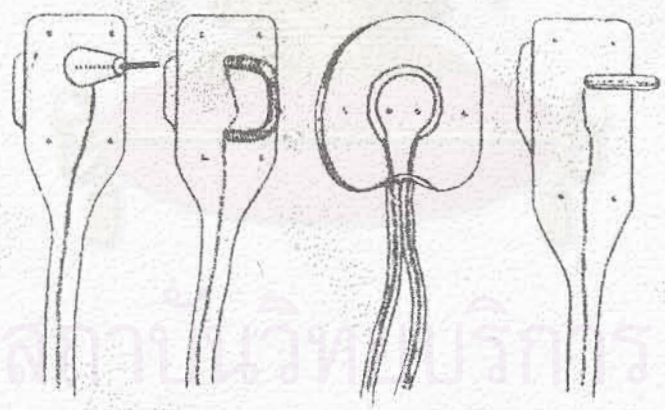
๓.๕.๒ สายต่อ

สายต่อทำหน้าที่เป็นทางเดินของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของ
 หัวใจไปยังหัวใจ คุณสมบัติของสายต่อ ^(๕) ต้องเป็นสารที่ไม่เป็นพิษต่อร่างกายทนต่อการบิดงอ
 มีความต้านทานสายต่อต่ำและเป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดี โลหะที่ใช้ทำสายต่อได้แก่ ^(๕) พลาตินัมผสมกับ
 อีเรเดียม ๑๐ % (Medtronics) สารผสมนิเกิลโคบอลต์หรืออีทีลอยด์ (Cordis corporation)
 โลหะผสมระหว่างเงินกับเหล็กโรสซึม (General Electric) โลหะผสมระหว่างทองกับเหล็ก
 โรสซึม (Electrodyne) สายต่อจะทำเป็นเกลียวเพื่อทำให้ทนต่อการบิดตัว และป้องกันมิ
 ให้ส่วนหนึ่งรับแรงมากเกินไป

ในปัจจุบันสายต่อมีสองชนิดด้วยกันคือ สายต่อชนิดใส่เข้าไปยัง เอนโดคาเดียม (Endo-
 cardiac Leads) เป็นสายต่อที่จะต้องทำการผ่าตัดสอดสายเข้าทางหลอดเลือดดำเข้าสู่หัวใจ
 โดยมีปลายอิเล็กโทรดไปติดที่เยื่อภายในหัวใจ สายต่ออีกชนิดหนึ่งเป็นสายต่อชนิดใส่เข้าไปยัง
 มัยโอคาเดียม (Myocardial Leads) เป็นสายต่อที่ปลายสายต่อติดอยู่ที่ผนังด้านนอกหัวใจ
 การใช้สายต่อชนิดนี้ไม่ต้องผ่าตัดสอดสายเข้าทางหลอดเลือดดำ แต่ใช้วิธีการผ่าตัดเปิดทรวงอก
 นำอิเล็กโทรดติดเข้าผนังหัวใจด้านนอกสายต่อทั้งสองชนิดนี้จะต้องหุ้มยาง Medical grade sili-
 cone-rubber ^(๒๑) เคลือบกับโลหะที่ใช้เป็นสื่อทางเดินไฟฟ้า สายต่อชนิดที่ต้องสอดเข้าทาง
 หลอดเลือดดำวิธีการใส่ได้ง่ายกว่าสายต่อที่ติดที่ผนังด้านนอกหัวใจ ^(๕) สามารถใส่กับผู้ป่วยที่มี
 ความต้านทานร่างกายต่ำอายุมาก ๆ ที่ไม่สามารถทนต่อยาสงบ แต่สายต่อชนิดใส่เข้าไปยัง
 เอนโดคาเดียมมีข้อเสียคือ ปลายสายอาจเคลื่อนที่หรือหลุดจากตำแหน่งที่ต้องการทำให้คลื่นไฟฟ้า
 ช่วงแคบจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจไม่สามารถไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจได้
 สายต่อทั้งสองชนิดได้มีการพัฒนาให้มีรูปร่างต่าง ๆ เพื่อให้สามารถยึดเกาะกับหัวใจได้แน่น ดัง
 ได้แสดงในรูป ๓.๕ (ก), (ข) จะเห็นได้ว่าสายต่อชนิดใส่เข้าไปยัง เอนโดคาเดียม (รูป ๓.๕ ก)



(ก)



(ข)

รูป ๓.๔ บสายสายต่อที่ติดมาให้ปิดกับหัวใจได้แน่นแบบต่าง ๆ



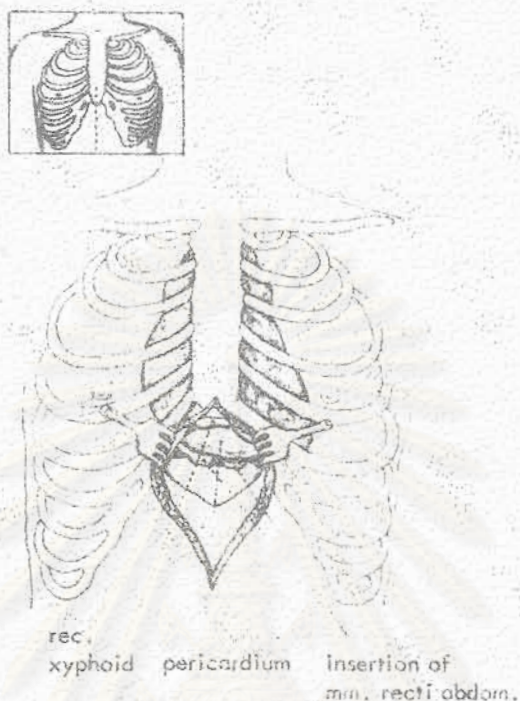
รูป ๓.๑๐ แสดงการผ่าตัดสอดสายต่อเข้าไปยังเวนโคคาเทียม



ที่ปลายสายต่อจะทำ เป็น เกลีสวหรือหนาม เพื่อให้ยึดติดกับ เอนโตคาเทียมไม่หลุดหรือเคลื่อนที่จากตำแหน่งเดิม ส่วนสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเทียม (รูป ๓.๔ ข) ไปติดที่ผนังด้านนอกของหัวใจจะไม่เกิดปัญหาการเคลื่อนที่ของปลายสายต่อ เพราะทำการผ่าตัดเย็บติดเข้ากับผนังด้านนอกโดยให้สัมพันธ์กล้ามเนื้อเนื้อหัวใจโดยตรง แต่การผ่าตัดกระทำได้ลำบากต้องวางยาสลบกับผู้ป่วยเหมาะสำหรับผู้ป่วยที่มีความต้านทานร่างกายสูง ในเด็กจะใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเทียมทั้งนี้ เพราะร่างกายของเด็กเติบโตขึ้นแต่ถ้าใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยัง เอนโตคาเทียมซึ่งความยาวของสายเท่าเดิม จะทำให้เกิดปัญหาการเคลื่อนที่ของสายต่อเมื่อเด็กเติบโตขึ้น การใส่สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโตคาเทียมจะต้องผ่าตัดสอดสายต่อเข้าทางหลอดเลือดดำ ส่วนใหญ่จะใช้ผ่าตัดที่หลอดเลือดดำ Cephalic ข้างขวา ดังในรูป ๓.๑๐ นอกจากนี้ถ้าหลอดเลือดดำ Cephalic เล็กเกินไป^(๕) สามารถใช้หลอดเลือดดำเส้นอื่นได้เช่น External jugular vein, internal jugular vein หรืออาจใช้ Subclavian vein แทนก็ได้ การผ่าตัดสอดสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเทียม เพื่อให้สายต่อเข้าไปติดที่กล้ามเนื้อหัวใจกระทำได้โดยการเปิดทรวงอกด้านซ้ายเข้าที่ซี่โครงช่องที่ห้า ผ่าตัดเปิดเพอริคาเดียมยาวประมาณ ๑ นิ้ว ใช้สายต่อเย็บติดอยู่ที่กล้ามเนื้อเวนทริเคิลขวาโดยเลือกบริเวณที่ไม่มีเส้นเลือด ในรูป ๓.๑๑, ๓.๑๒, ๓.๑๓ เป็นรูปแสดงขั้นตอนการผ่าตัดสอดสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเทียม (๕) (๒๑)

๓.๕.๓ อีเล็กโตรด

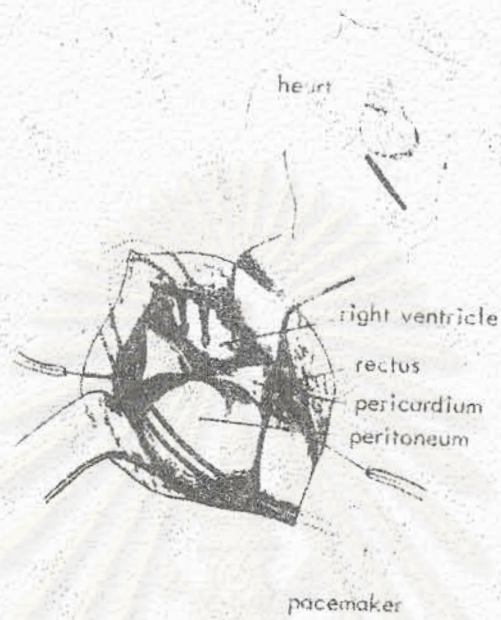
เป็นขั้วไฟฟ้าอยู่ที่ปลายของสายต่อทำด้วยโลหะหลายชนิด ในกรณีใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโตคาเทียม อีเล็กโตรดที่อยู่ปลายของสายต่อจะมีสองขั้ว (Bipolar electrodes) ขั้วอีเล็กโตรดจะติดอยู่ที่เยื่อภายในเวนทริเคิลขวา บริเวณปลายอีเล็กโตรดจะทำเป็น เกลีสวหรือหนาม เพื่อให้ขั้วอีเล็กโตรดยึดติดกับ เยื่อภายในหัวใจให้แน่นไม่เคลื่อนที่จากตำแหน่งที่กำหนด ในกรณีใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเทียม อีเล็กโตรดจะมีขั้วเดียว (Unipolar electrodes) ส่วนอีกขั้วหนึ่งของอีเล็กโตรดจะอยู่ที่ตัวเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ปลายอีเล็กโตรดชนิดนี้ก็จะทำเป็น เกลีสว หรือสกรูเพื่อใช้ยึดเข้ากับกล้ามเนื้อหัวใจให้แน่น อีเล็กโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโตคาเทียมจะป้องกันการรบกวนของสัญญาณภายนอกได้ดีกว่าอีเล็กโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเทียม แต่อีเล็กโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโตคาเทียมไม่ไวต่อการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลับเข้ามาที่เครื่องเมื่อเครื่องทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ Furman (๕)



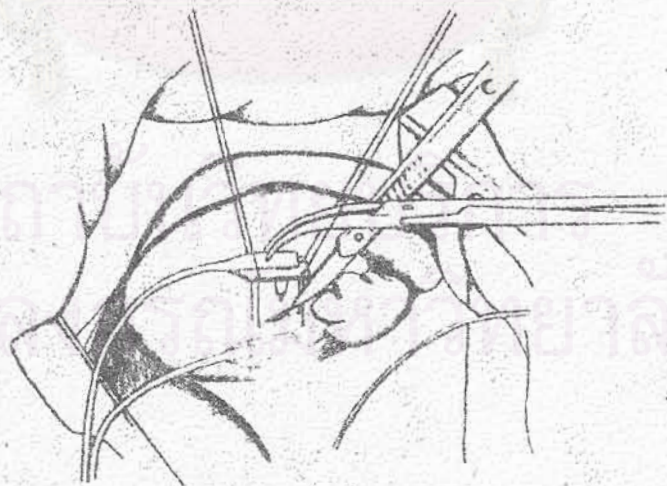
รูป ๓.๑๑ แสดงการผ่าตัดเปิดทรวงอกผู้ป่วยก่อนฝังฮีเล็คโตรดที่กล้ามเนื้อหัวใจ

(ค.ศ.๑๙๔๘) ทดลองพบว่า ฮีล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมมีความไวต่อการรับสัญญาณมากกว่าฮีล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม ประมาณ ๑๐ เท่า ด้วยเหตุผลเพราะพื้นที่หน้าตัดของฮีล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมมีมากกว่าฮีล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม แต่ฮีล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมจะถูกรบกวนจากสัญญาณภายนอกได้ง่ายกว่าฮีล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม เป็นที่สังเกตว่าฮีล็คโตรดแบบขั้วเดียวจะใช้ร่วมกับสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม ส่วนฮีล็คโตรดแบบสองขั้วจะใช้ร่วมกับสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม จากสถิติในประเทศไทยพบว่าการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ในผู้ป่วยจำนวน ๒๒๒ ราย ใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม ๑๔๕ ราย และเป็นชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม ๗๗ ราย

ในด้านปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อต่อสารแปลกปลอมที่เข้าไปในร่างกาย ได้มีการวิจัยในสัตว์ทดลอง และคน Furman (ค.ศ.๑๙๔๔) ได้ทำการศึกษาหาปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อคนที่ติดเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ พบว่าเครื่องที่ใช้ ฮีป็อกซี เรซิน เป็นตัวเครื่องซึ่ง

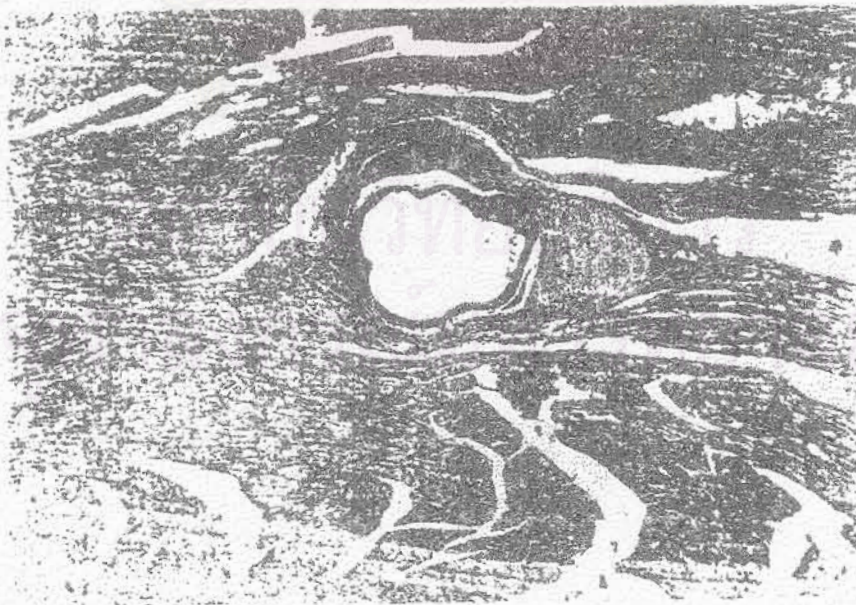


รูป ๓.๑๒ ตำแหน่งที่ใส่ลิ้นหัวใจที่กล้ามเนื้อหัวใจเวนทริเคิลขวา



รูป ๓.๑๓ แสดงการยึดลิ้นหัวใจให้ติดกับกล้ามเนื้อหัวใจด้านนอก

เคลือบผิวด้วย silicone rubber มีผลต่อเนื้อเยื่อเกิด fibrous tissue ขึ้นรอบตัวเครื่องเป็นชั้นบาง ๆ ของ mesothelial-like cell ในระหว่างชั้นของ fibrous tissue กับ mesothelial-like cell ถูกกั้นด้วย lymphocytes, plasma cells, และ histiocytes และเกิด foreign body giant cells ในด้านสัตว์ทดลองได้มีการทดลองใส่สายต่อและอิเล็กโทรดเข้าไปในหัวใจของสุนัขทดลองเพื่อควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ โดย PH.J. Hoedemacker^(๕) ได้ทดลองในสุนัขทดลองจำนวน ๑๖ ตัว พบว่าเนื้อเยื่อบริเวณที่สายต่อและอิเล็กโทรดเข้าไปอยู่เกิดมี fibrous tissue ขึ้นรอบอิเล็กโทรด ดังแสดงในรูป ๓.๑๔ นอกจากนี้ได้มีการวิจัยสายต่อและอิเล็กโทรดที่มีผลต่อเนื้อเยื่อในหัวใจ โดยในปี ค.ศ. ๑๙๖๖ Lagergren et al ได้ทดลองฝังสายต่อและอิเล็กโทรดในหัวใจสุนัขทดลองเป็นเวลา ๑๒ วัน และได้ นำสายต่อและอิเล็กโทรดไปฝังในหัวใจของคน ดังในรูป ๓.๑๕ และ ๓.๑๖ ตามลำดับ การทดลองในสุนัขทดลองพบว่าเกิด fibrous tissue ขึ้นที่สายต่อ และที่ปลายของสายต่อซึ่งมีอิเล็กโทรดก็เกิดขึ้นของ fibrous tissue บาง ๆ ขึ้นรอบขั้วอิเล็กโทรด ส่วนผลการทดลองในหัวใจคนนอกจากจะเกิด fibrous tissue บาง ๆ รอบสายต่อและอิเล็กโทรดหนาประมาณ .๕ ถึง ๔ มิลลิเมตร ยังสามารถเห็น Lymphocytes และ Monocytes



รูป ๓.๑๔ ปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อในสุนัขทดลองเมื่อมีสารแปลกปลอมเข้าไปอยู่ ๖ เดือน



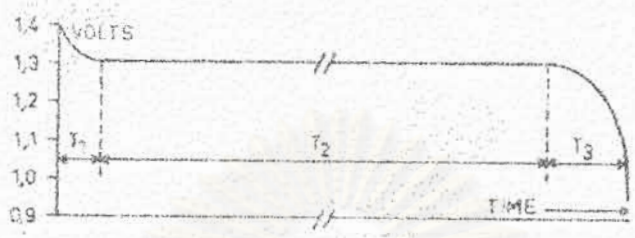
รูป ๓.๑๔ ปฏิกริยาของเนื้อเยื่อของหัวใจในสุนัขทดลอง หลังจากได้ผ่าตัดฝังสาย
 ต่อและซีล็คโทรดเข้าไบนาน ๑๒ วัน
 RA = เอเทรียมขวา, RV = เวนตริเคิลขวา, L = หัวใจห้องซ้าย



รูป ๓.๑๖ ปฏิกิริยาของเนื้อเยื่อหัวใจคนต่อสายต่อและอีเล็กโตรดที่ฝังอยู่

๓.๕.๔ แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า

แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในเป็นแบตเตอรี่ไดแก๊ว เซลเมอคิวรี เซลลิเทียม และเซลนิวเคลียร์ เซลนิวเคลียร์ใช้โปโตเนียม ๒๓๘ และโปรมิเทียม ๑๔๗^(๑๙) ซึ่งมีอายุการใช้งานประมาณ ๒๐ ปี เซลเมอคิวรีเป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้ในสมัยเก่า^(๕) (ค.ศ. ๑๙๖๐) มีอายุการใช้งาน ๒-๕ ปี มีแรงดันไฟฟ้าก่อนละ ๑.๓๕-๑.๕ โวลต์ รูปร่างทรงกระบอกปริมาตรโดยเฉลี่ย ๓ ลูกบาศก์เซนติเมตร น้ำหนักประมาณ ๑๒-๑๔ กรัม อายุการใช้งานของเซลล์ชนิดนี้แสดงในรูป ๓.๑๗ พบว่าแรงดันไฟฟ้าลดลง ๑๐ % จาก ๑.๕ โวลต์ เป็น ๑.๓ โวลต์ (T_1) และแรงดันไฟฟ้าจะคงที่ตลอดในช่วงเวลา T_2 จนถึงช่วงเวลาสุดท้าย (T_3) แรงดันไฟฟ้าจะตกเป็นศูนย์เมื่อเซลล์ถูกใช้งานความจุไฟฟ้าของเซลล์ลดลง ๗ % ต่อปี^(๕) ที่อุณหภูมิต่ำ ๓๗ องศาเซลเซียส



รูป ๓.๑๗ ยາยูการใช้งานของเซลล์เมอร์คิวรี

ในการคำนวณหาว่าผู้ปวยที่มีอัตราเดิน ๓๒ ครั้งต่อนาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เออร์ทพุท ๑ มิลลิวินาที กระแสไฟฟ้าที่จ่ายไหลตก ๑๐ มิลลิแอมป์ต่อ ๑ พัลส์ ต้องใช้กระแสเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ เท่ากับ ๑๒ ไมโครแอมป์ ถ้าเลือกใช้เซลล์ที่มีความจุไฟฟ้า ๑ แอมแปร์ - ชั่วโมง สามารถใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจได้นาน ๔.๖ปี แต่เมื่อคิดความจุไฟฟ้า ลดลง ๗ % ต่อปี ที่ อุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียส คำนวณหาอายุการใช้งานของเครื่องได้ตาม สมการ ๓.๑

โดยกำหนดให้ x เป็นจำนวนเดือนการใช้งานของเครื่อง

$$1000 \left(1 - \frac{7}{100} \times \frac{x}{12}\right) = 12 \times 10^{-3} \times 30 \times 24 \times x \dots \dots \dots (๓.๑)$$

$$x = 69 \text{ เดือน}$$

ดังนั้นอายุการใช้งานของเซลล์เมอร์คิวรี = 5.7 ปี

การคำนวณดังกล่าวข้างต้นจะเป็นแนวทางในการออกแบบวงจร เครื่องต้นแบบและการเลือกใช้แบตเตอรี่ที่มีความจุไฟฟ้าพอที่จะนำไปใช้งานได้ยาวนานตามที่ต้องการ แต่ในปัจจุบันแบตเตอรี่ที่ใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายใน เป็น เซลล์ลิเทียม ซึ่งมีอายุการใช้งาน ๕-๑๐ ปี (๑๒) โดยได้มีการพัฒนาวิจัยและผลิตเซลล์ลิเทียม ในปีค.ศ.๑๙๖๗ โดยบริษัท Catalyst Research Corporation โมเดลอนุกรม ๓๐๒ และในปี ค.ศ.๑๙๗๕ ได้ผลิตโมเดลอนุกรม ๔๐๐ และ ๕๐๐ ตามลำดับ เซลล์ลิเทียมแต่ละเซลล์ก่อนนำมาใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในได้ผ่านการตรวจสอบควบคุมคุณภาพตามขั้นตอนต่าง ๆ ซึ่ง

ทำให้แน่ใจได้ว่าสามารถใช้งานได้ตามที่กำหนด

จากการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติเฉพาะของ เซลล์เมอคิวรีของบริษัท Mallory Battery และ เซลล์ซีรัมของบริษัท Catalyst research ดังในตารางที่ ๓.๑๔ พบว่าแอมแปร์-ชั่วโมงต่อปริมาตรของเซลล์ซีรัมมีค่าสูงกว่า เซลล์เมอคิวรี แสดงว่าที่ความจุไฟฟ้าของเซลล์

	เซลล์เมอคิวรีโมเดล 317937	เซลล์ซีรัมโมเดล 804B/23
แอมแปร์-ชั่วโมงต่อปริมาตร	$1/3.28 \times 4 = .08$	$1.6/7.34 = .22$
แอมแปร์-ชั่วโมงต่อน้ำหนัก	$1/13.6 \times 4 = .02$	$1.6/20.5 = .08$
อายุการใช้งาน ที่ Load 100 KΩ	3 ปี	6 ปี

ตารางที่ ๓.๑๔ แสดงการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติเฉพาะของ เซลล์เมอคิวรี และ เซลล์ซีรัม

กับ ปริมาตรของเซลล์ซีรัมจะน้อยกว่า เซลล์เมอคิวรีและ เมื่อเปรียบเทียบแอมแปร์-ชั่วโมงต่อน้ำหนักของเซลล์ทั้งสอง พบว่าที่ความจุไฟฟ้าของเซลล์เท่า ๆ กัน น้ำหนักของเซลล์ซีรัมจะน้อยกว่า เซลล์เมอคิวรี ทั้งอายุการใช้งานของเซลล์ซีรัมยาวนานกว่า เซลล์เมอคิวรี จากข้อเปรียบเทียบดังกล่าวข้างต้นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายใน ปัจจุบันจึงใช้เซลล์ซีรัมเป็นส่วนใหญ่ สำหรับเซลล์ซีรัมนี้ก็ได้มีหลายบริษัทนำไปใช้ใน เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายใน แต่ไม่ค่อยได้รับความนิยมเท่าที่ควร เพราะต้นทุนการผลิตสูง เมื่อผลิตออกมาจำหน่ายจึงไม่เหมาะสมในเชิงพาณิชย์

การออกแบบ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน

๔.๑ เป้าหมายของการสร้าง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่

จากการศึกษาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่ ของบริษัท Siemens-Elema รุ่น 152D/73,150/70,152C/70 ของบริษัท Cardiac Pacemaker รุ่น 0101,0201 Maxilith-10 และของบริษัท Medtronic รุ่น 5912,5913 พบว่าแต่ละบริษัทที่ผลิต เครื่องแบบให้อัตราเต้นคงที่ ออกแบบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรใกล้เคียงกัน

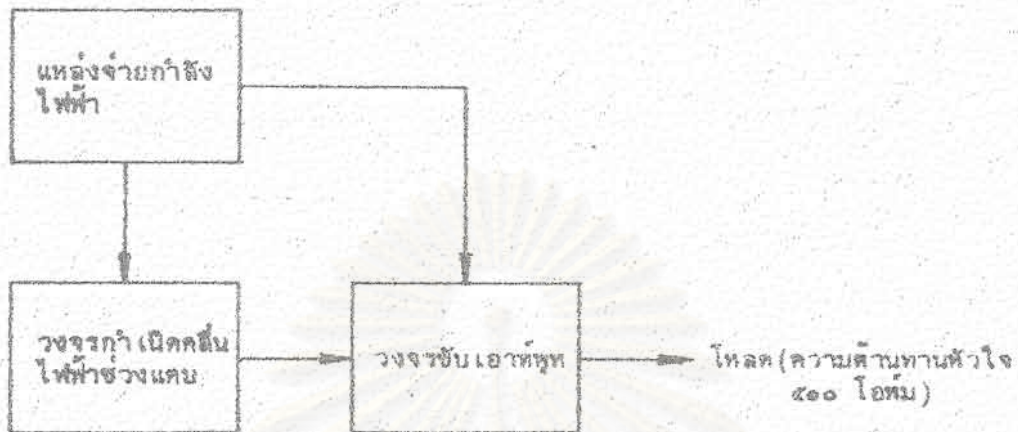
ดังนั้นการออกแบบ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ยึดถือลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ของบริษัทดังกล่าวข้างต้น เป็นข้อกำหนดในการออกแบบวงจรซึ่งมีดังต่อไปนี้

- ๑) อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาทพุท ๗๒ ± ๒ ครั้งต่อนาที
- ๒) ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุท ๑ ± ๐.๓ มิลลิวินาที
- ๓) ขนาดของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๕.๒ โวลต์
- ๔) กระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้โหลด ๑๐.๔ มิลลิแอมป์ ที่โหลด ๕๐๐ โอห์ม
- ๕) พลังงานที่จ่ายให้โหลด ๕๒ ไมโครจูล ที่โหลด ๕๐๐ โอห์ม

จากข้อกำหนดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร ได้ออกแบบให้ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่มีผังวงจร ดังรูปที่ ๔.๑

ผังวงจรของ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่ ประกอบด้วยส่วนสำคัญ ๓ ส่วน คือ

- ๑) แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า (Power source)



รูปที่ ๔.๑ ผังวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่

- ๒) วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ (Pulse generator)
- ๓) วงจรภาคขับเอาต์พุต (Output Driver)

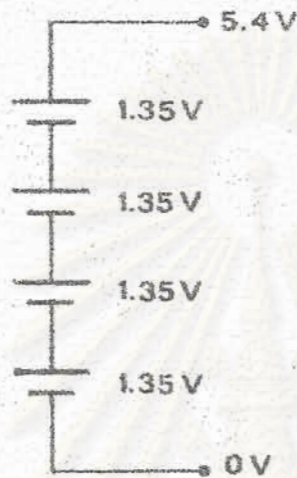
๔.๑.๑ แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า

เนื่องจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในทุกแบบตัวเครื่องจะถูกฝังใต้ผิวหนังของผู้ป่วยซึ่งได้รับการผ่าตัด แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าจึงจำเป็นต้องเป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากระแสตรง ไม่สามารถใช้แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากระแสสลับได้ เพราะไม่สามารถต่อสายไฟของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจออกมาภายนอกร่างกายผู้ป่วย แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้วิจัยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เลือกใช้แบตเตอรี่ที่เป็น เซล เมอคิวรีซิลเวอร์ออกไซด์ (Mercury silver oxide cell) ด้วยเหตุผลคือ

- เป็นวัสดุที่หาได้ในประเทศ
- ความเชื่อในคำานอายุการใช้งานดีกว่าแบตเตอรี่ชนิดอื่น ยกเว้น เซลลิเทียม และ เซลนิวเคลียร์
- เป็นแบตเตอรี่ที่มีความจุไฟฟ้าสูง
- ขนาดเล็กพอที่จะนำมาประกอบลงเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยมี

ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง ๑.๖ เซนติเมตร ยาว ๑.๖ เซนติเมตร

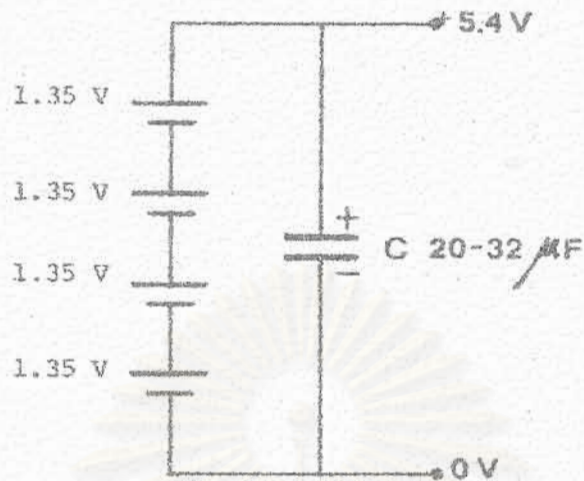
ตามข้อกำหนดในการออกแบบให้ขนาดของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๕.๒ โวลต์ การต่อ แบตเตอรี่ที่ใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าจึงใช้วิธีการต่อเซลล์แบบอนุกรมจำนวน ๔ ก้อน แสดงในรูป ๔.๒ ซึ่งจะได้แรงดันไฟฟ้ารวมเท่ากับ ๕.๔ โวลต์ เป็นไฟเลี้ยงในวงจรของเครื่องควบคุม



รูป ๔.๒ การต่อแบตเตอรี่เพื่อใช้เป็นไฟเลี้ยงในวงจรเครื่องควบคุมจังหวัดการ เต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่

จังหวัดการ เต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ซึ่งเป็นวิธีง่ายและสะดวกในทางปฏิบัติ แต่มีข้อเสีย (๓) ถ้าแบตเตอรี่ตัวใดตัวหนึ่งเกิดชำรุดเสียหาย จะทำให้แรงดันไฟฟ้ารวมของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลดลง เอาท์พุทที่เป็นคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะลดลงจนทำให้ไม่สามารถไปควบคุมจังหวัดการ เต้นของหัวใจ การเสียหายของแบตเตอรี่ในแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เป็นผลเกิดจากการเพิ่มความต้านทานภายในของแบตเตอรี่ (๓) ปกติความต้านทานภายในของแบตเตอรี่มีค่าน้อยมาก ประมาณ ๓๐๐-๕๐๐ โอห์ม (๔) เมื่อแบตเตอรี่ถูกใช้งาน ความต้านทานภายในแบตเตอรี่จะสูงขึ้นเป็นกิโลโอห์ม กระแสที่จ่ายออกจากตัวแบตเตอรี่จะลดทำให้แรงดันไฟฟ้าลดลงตามไปด้วย การแก้ไขปัญหาคือความต้านทานภายใน เปลี่ยนแปลงให้มีอัตราการเปลี่ยนแปลงช้า (๓) ทำได้โดยใช้ตัวเก็บประจุ ๒๐-๓๒ ไมโครฟารัด (μF) คือคร่อมแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ารวม แสดงในรูป ๔.๓

จากสมการที่ (๓.๑) ในบทที่ ๓ ซึ่งเป็นการคำนวณหาความจุไฟฟ้าของเซลล์เมอคิวรีในข้อ ๔.๑ ให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท ๘๒ ครั้งต่อนาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท



รูป ๔.๓ การใช้ตัวเก็บประจุต่อคร่อมแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเพื่อทำให้อัตราการเปลี่ยนแปลงความดันภายในแบตเตอรี่ช้าลง

๑ มิลลิวัตต์และขนาดของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๕.๒ โวลต์ ที่โหลด ๕๐๐ โอห์ม พบว่าใช้กระแสไฟฟ้าเฉลี่ย ๑๒.๔๘ ไมโครแอมป์ ถ้าต้องการให้เครื่องมีอายุการใช้งานนาน ๕ ปี สามารถคำนวณหาความจุไฟฟ้าของแบตเตอรี่ได้ดังนี้

จากสมการ (๓.๑) ในบทที่ ๓

$$\begin{aligned} \text{กำหนดให้ความจุไฟฟ้าของเซลล์เมอคิวรี} &= A \text{ แอมแปร์ - ชั่วโมง} \\ \text{๑. } A \frac{(1-7 \times 5 \times 12)}{100 \times 12} &= 12.48 \times 10^6 \times 30 \times 24 \times 60 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{ความจุไฟฟ้าของเซลล์เมอคิวรี} &= .83 \text{ แอมแปร์ - ชั่วโมง หรือประมาณ} \\ &1 \text{ แอมแปร์ - ชั่วโมง} \end{aligned}$$

ดังนั้น เพื่อให้วงจรมีลักษณะและคุณสมบัติทางเทคนิคตามข้อกำหนดในหัวข้อ ๔.๑ ต้องใช้เซลล์เมอคิวรีที่มีความจุไฟฟ้า ๑ แอมแปร์-ชั่วโมงจึงจะทำให้ใช้งานได้นาน ๕ ปี

๔.๑.๒ วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมีอยู่หลายชนิดที่สามารถให้รูปคลื่นไฟฟ้าตามคุณสมบัติทางเทคนิคที่กำหนดข้างต้น แต่ในการออกแบบวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบของเครื่องควบคุมจังหวะ

การเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินคงที่มีจุดสำคัญอยู่ที่

- ๑) ความเชื่อถือของวงจรต้องสูง
- ๒) วงจรในเครื่องจะต้องใช้พลังงานน้อยที่สุด
- ๓) ใช้อุปกรณ์น้อยที่สุด
- ๔) ต้องให้มีขนาดเล็กที่สุด

วงจรถูกกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ออกแบบให้ทำงานเป็นวงจรฟรีรันนิ่ง มัลติไวเบรเตอร์ (Free running Multivibrator) ที่สามารถให้คลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตที่มีช่วงกว้างที่คงที่ โดยใช้ตัวความต้านทานและตัวเก็บประจุเป็นตัวกำหนดจังหวะเวลาของวงจร วงจรฟรีรันนิ่ง มัลติไวเบรเตอร์ ใช้ ออปแอมป์ (OP-Amp) เป็นตัวเปรียบเทียบในการเปลี่ยนสภาวะร่วมกับความต้านทานและตัวเก็บประจุ

ออปแอมป์ที่ใช้ในการออกแบบนั้นได้เลือกใช้โปรแกรมเมเบิลออปแอมป์ (Programmable OP-Amp) เบอร์ LM 4250 ของบริษัท National Semiconductor Corporation ซึ่งเป็นออปแอมป์ชนิดพิเศษที่มีขาไบแอสเพิ่มเติมขึ้นไว้สำหรับควบคุมพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของออปแอมป์ โดยสามารถกำหนดพลังงานที่ออปแอมป์ใช้ให้น้อยที่สุดเท่าที่ต้องการ LM4250 เป็นออปแอมป์ที่ใช้พลังงานในการทำงานเป็นไมโครวัตต์ ซึ่งเหมาะสมกับงานที่ต้องใช้พลังงานน้อยที่สุด เช่น เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่

๔.๑.๒.๑ การออกแบบกระแสไบแอสของ LM 4250 Programmable OP-Amp

ไอซีเบอร์ LM4250 ถูกออกแบบให้สามารถตั้งกระแสไบแอสวงจรจากภายนอกได้ โดยจุดที่ควบคุมอยู่ที่ขา ๔ ของตัวไอซี เรียกว่า "Iset" ปกติ LM4250 สามารถตั้งกระแสไบแอสได้ตั้งแต่ 100 μ A จนถึง 100nA การควบคุม Iset ทำได้โดยใช้ความต้านทานต่อลงดิน ดังในรูปที่ ๔.๔ การคำนวณค่า Rset ได้จากสมการ (๔.๑)

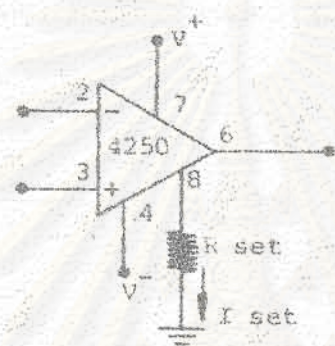
$$R_{set} = \frac{V_{+} - V_f}{I_{set}} \dots \dots \dots (๔.๑)$$

- โดย R_{set} = ความต้านทานที่ต่อจากขา ๔ ลงดินเพื่อควบคุมกระแสไบแอสไอซี
- I_{set} = กระแสไบแอสวงจร LM 4250
- V_{+} = แรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าให้วงจร

V_f = แรงดันไฟฟ้าตกคร่อมไดโอดของทรานซิสเตอร์ภายในตัวไอซี LM4250
 ปกติกำหนดค่าไว้เท่ากับ .๕ โวลต์ (๒๔)

ดังนั้นสมการ (๔.๑) เขียนได้เป็น

$$R_{set} = \frac{|V^+| - 0.5}{I_{set}} \dots \dots \dots (๔.๒)$$



รูปที่ ๔.๔ แสดงวิธีการไบอัสกระแสของ LM4250 โดยใช้ความต้านทานต่อลงดิน

ในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินคงที่เลือกใช้วิธีการควบคุม I_{set} ดังแสดงในรูป ๔.๔ เพราะในระบบที่ออกแบบใช้แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเป็นไฟบวก (+Vcc) ชุกเดียว

กำหนดให้ไอซี LM4250 ใช้กระแสสงบ (Quiescent current) ที่ ๓ ไมโครแอมป์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับค่า R_{set} ที่หาได้ตามห้องตลาดซึ่งมีค่าไม่เกิน ๑๐ เมกกะโอห์ม อีกทั้งกระแสสงบ (I_q) ๓ ไมโครแอมป์ เป็นกระแสน้อยเมื่อเทียบกับกระแสเฉลี่ยที่ออกจากเอาต์พุตที่จ่ายให้โหลดซึ่งมีค่าประมาณ ๑๕ ไมโครแอมป์

เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า	=	5.4	V
LM 4250 จะใช้กำลังไฟฟ้า	=	$5.4 \times 3 \times 10^{-6}$	W
	=	16.2	μ W

จากข้อมูลทางไฟฟ้าในภาคผนวกของ LM4250 เมื่อกระแสสงบ I_q เท่ากับ ๓ ไมโครแอมป์ กระแสไบอัส I_{set} มีค่าเท่ากับ .๕ ไมโครแอมป์

นำค่า Iset แทนในสมการ (๔.๒)

$$R_{set} = \frac{5.4 - .5}{.5 \times 10^{-6}} \quad \Omega$$

$$R_{set} = 9.8 \quad \text{M} \Omega$$

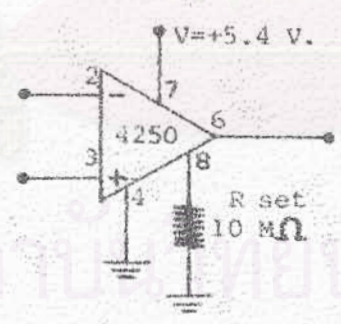
เลือกใช้ค่าความต้านทานมาตรฐาน เท่ากับ ๑๐ เมกกะโอห์ม เมื่อคำนวณกลับหา I_{q} และกำลังไฟฟ้าที่ LM4250 ใช้พบว่า

กระแสสงน (I_q) = 2.5 μ A

LM4250 จะใช้กำลังไฟฟ้า = 13.5 μ W

เมื่อ R_{set} = 10 M Ω

ในรูป ๔.๕ แสดงการต่อความต้านทาน R_{set} ที่ควบคุมกระแสไบแอส LM4250 ให้ใช้กำลังไฟฟ้า ๑๓.๕ ไมโครวัตต์



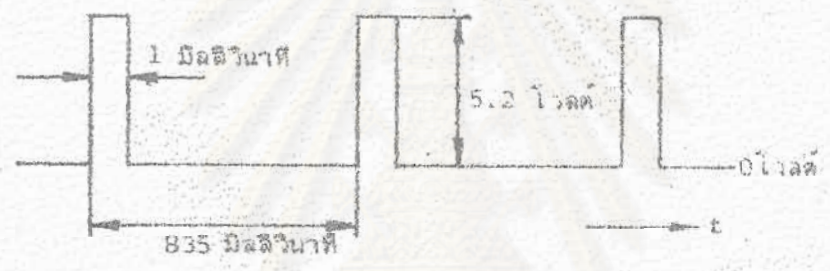
รูป ๔.๕ การต่อ R_{set} เพื่อควบคุมกระแสไบแอส LM 4250

๔.๑.๒.๒ การออกแบบวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

การออกแบบวงจรในภาคนี้ถือว่ามีความสำคัญต่อเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจมากที่สุด คุณสมบัติทางเทคนิคของวงจรถูกกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมีดังนี้

- ๑) รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเป็น Rectangular pulse
- ๒) ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุต = ๑ มิลลิวินาที
- ๓) ความถี่ของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ = ๑.๒ Hz หรือ ๗๒ ครั้งต่อวินาที (๘๓๕ มิลลิวินาที)
- ๔) ขนาดของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ = ๕.๒ โวลต์

สามารถเขียนรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบได้ในรูปที่ ๔.๖



รูปที่ ๔.๖ แสดงรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ออกแบบ

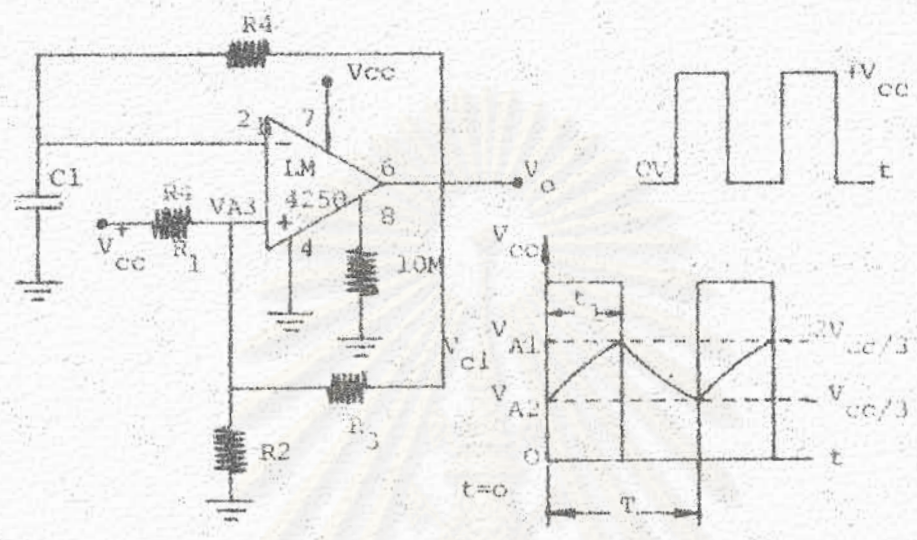
แนวความคิดการออกแบบวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมาจากวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าโดยใช้ออปแอมป์ ทำงานในลักษณะวงจรเปรียบเทียบ ดังแสดงในรูปที่ ๔.๗

ในรูปที่ ๔.๗ ขณะที่เอาต์พุต (Vo) อยู่ในระดับสูง แรงดันไฟฟ้าที่ขาลบของออปแอมป์ จะมีแรงดันไฟฟ้าน้อยกว่าแรงดันไฟฟ้าที่ขาบวกของออปแอมป์ ตัวเก็บประจุ C₁ จะเริ่มเก็บประจุขึ้นเรื่อย ๆ เมื่อเอาต์พุตอยู่ในระดับสูง แรงดันไฟฟ้าที่ขาบวกของออปแอมป์ขณะที่เอาต์พุตอยู่ในระดับสูง มีค่าเท่ากับ

$$V_{A1} = + \frac{2V_{CC}}{3} \dots \dots \dots (๔.๓)$$

ตัวเก็บประจุ C₁ จะเก็บประจุผ่าน R₄ ให้ประจุที่ตัว C₁ มีแรงดันไฟฟ้าเท่ากับ V_{A1} ซึ่งจะทำให้เอาต์พุต Vo เปลี่ยนเป็นระดับต่ำ แรงดันไฟฟ้า V_A จะลดลงเป็น V_{A2} ซึ่งมีค่าเท่ากับ

$$V_{A2} = + \frac{V_{CC}}{3} \dots \dots \dots (๔.๔)$$



รูปที่ ๔.๗ แสดงวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยมมุมโค้งพร้อมทั้งแสดงฝั่งซิงทระเวลาของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุทและแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวเก็บประจุ C_1

ตัวเก็บประจุ C_1 จะคายประจุผ่าน R_4 ลงเป็นระดับต่ำ เมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C_1 มีค่าเท่ากับ V_{A2} จะทำให้เอาต์พุท (V_o) เปลี่ยนเป็นระดับสูงอีกครั้ง จากรูป ๔.๗ พบว่าคาบเวลา (periods) คำนวณได้จาก

$$V_c(t) = V_{max} e^{-t/RC} \quad \dots \dots \dots (๔.๔)$$

เมื่อ $V_c(t) =$ แรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุที่เวลา t
 $V_{max} =$ แรงดันไฟฟ้าที่สูงสุดที่ตัวเก็บประจุ
 $t =$ เวลาคงที่ของวงจรความต้านทานและตัวเก็บประจุ

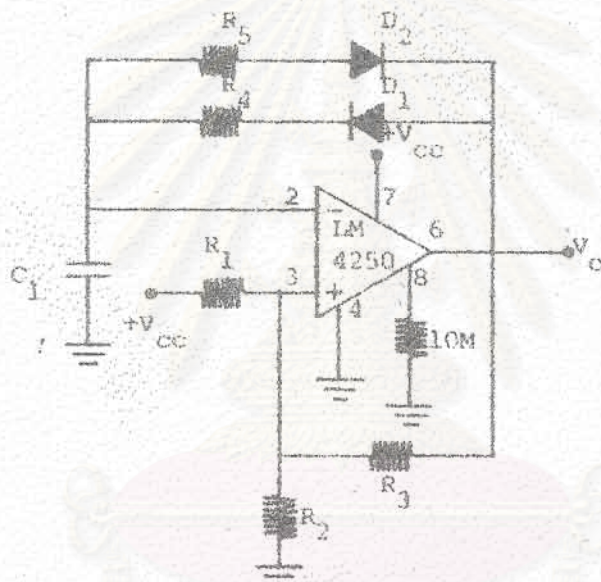
ที่เวลา t_1 $V_c(t) = \frac{1}{3} V_{cc}$
 $V_{max} = \frac{2}{3} V_{cc}$

ดังนั้น แทนค่า $V_c(t)$, V_{max} ในสมการ (๔.๕)

$$\therefore t_1 = .694R_4C_1$$

$$\text{คาบเวลา (T)} = 2 \times .694R_4C_1 \dots\dots\dots (๕.๖)$$

วงจรในรูปที่ ๔.๗ ให้คลื่นไฟฟ้าเข้าที่สุ่มคล้อยกัน แต่ในวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจต้องการให้เอาที่สุ่มออกมาเป็นคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๆ ดังแสดงในรูป ๔.๖ ดังนั้นจึงต้องดัดแปลงวงจรในรูปที่ ๔.๗ ให้ทำงานเป็นวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ซึ่งสามารถปรับช่วงกว้างของคลื่นได้ตามต้องการ ดังแสดงในรูปที่ ๔.๘



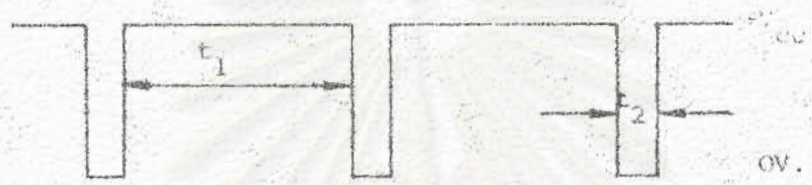
รูปที่ ๔.๘ วงจรที่ดัดแปลงมาจากวงจรถ่ายกำเนิดคลื่นไฟฟ้าที่สมมูลย์กัน เพื่อใช้ทำหน้าที่เป็นวงจรถ่ายกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

วงจรถ่ายกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ในรูป ๔.๘ กำหนดให้ D_1, R_4 และ C_1 เป็นทางเดินในการเก็บประจุไฟฟ้า เพื่อให้กระแสไฟฟ้าเก็บประจุเข้าไปในตัวเก็บประจุ C_1 ให้ได้เท่ากับ V_{A1} โวลต์ ส่วน D_2, R_5 และ C_1 เป็นทางเดินของกระแสไฟฟ้าที่คายประจุออกจากตัวเก็บประจุ C_1 ให้เหลือแรงดันไฟฟ้าเท่ากับ V_{A2} โวลต์ สามารถคำนวณหาความกว้างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและคาบเวลาได้ดังต่อไปนี้

$$V_{A2} = (V_{A1} - V_{BE}) (1 - e^{-t_1/R_4C_1}) \text{ risetime} \dots\dots\dots (๕.๗)$$

$$VA_2 = (VA_1 - V_{BE}) e^{-t_2/R_5 C_1} \text{ falltime} \dots \dots \dots (๔.๘)$$

การออกแบบวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ กำหนดให้ความกว้างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๑ มิลลิวินาที (t_2) คาบเวลา ๘๓๕ มิลลิวินาที รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเป็นไปตามรูป ๔.๘



$t_1 = 834$ มิลลิวินาที (ช่วงเวลาที่เก็บประจุ)
 $t_2 = 1$ มิลลิวินาที (ช่วงเวลาที่คายประจุ)

รูป ๔.๘ รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจากเอาต์พุตของวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

กำหนดให้
 $+ V_{cc} = 5.4 \text{ V}$
 $R_1, R_2 = 4.7 \text{ M}\Omega$
 $R_3 = 10 \text{ M}\Omega$

(๒๔)
 จากรูป ๔.๘

$$VA_1 = \frac{(V_{cc} - V_{BE}) R_2 (R_1 + R_3)}{R_1 R_2 + R_1 R_3 + R_2 R_3} \dots \dots \dots (๔.๙)$$

$$VA_2 = \frac{(V_{cc} - V_{BE}) R_2 R_3}{R_1 R_2 + R_1 R_3 + R_2 R_3} \dots \dots \dots (๔.๑๐)$$

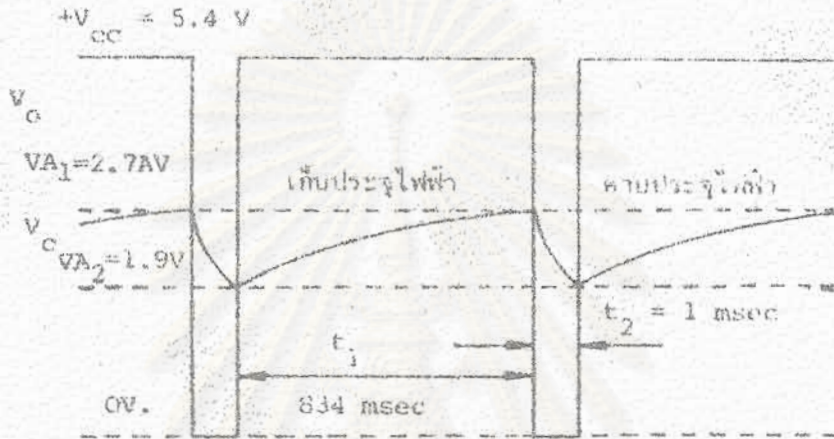
แทนค่า V_{cc}, R_1, R_2, R_3 ในสมการที่ (๔.๙) และ (๔.๑๐)

$$\therefore VA_1 = ๒.๗๔ \text{ โวลต์} \dots \dots \dots (๔.๑๑)$$

$VA_2 = ๑.๔$ โวลต์ (๔.๑๒)

จาก VA_1 และ VA_2 เขียนเป็นสังขหระเวลาของการเก็บประจุและคายประจุ ใน

รูปที่ ๔.๑๐



รูป ๔.๑๐ แสดงสังขหระเวลาของคลื่นไฟฟ้าจากเอาต์พุตและแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C_1

จากสมการ (๔.๗) และ (๔.๘) กำหนดให้	$C_1 =$.47	ไมโครฟารัด
	$t_1 =$	834	มิลลิวินาที
	$t_2 =$	1	มิลลิวินาที
	ดังนั้น $R_4 =$	2.7	เมกกะโอห์ม
	$R_5 =$	2.7	เมกกะโอห์ม

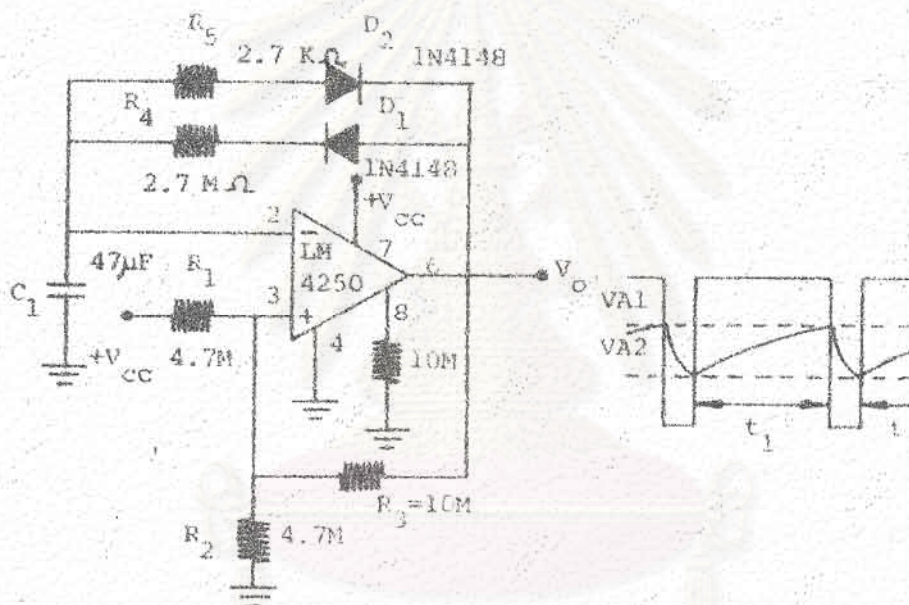
จากการออกแบบพบว่าความต้านทาน R_4, R_5 และตัวเก็บประจุ C_1 เป็นตัวกำหนดคาบเวลาและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุต ถ้าใช้ตัวเก็บประจุ C_1 ที่มีความผิดพลาด $\pm 10 \%$ ค่าความต้านทานของ R_4 และ R_5 ใช้ค่าที่มีความผิดพลาด $\pm 5 \%$ สามารถเปลี่ยนแปลงค่าได้ดังนี้

- ถ้าตัวเก็บประจุ $C_1 = .47 \mu F + 10 \%$ ดังนั้น $C_1 = .51 \mu F$
- ใช้ $R_4 = 2.4 M\Omega$ และ $R_5 = 2.2 K\Omega$
- ถ้าตัวเก็บประจุ $C_1 = .47 \mu F - 10 \%$ ดังนั้น $C_1 = .42 \mu F$

ใช้ $R_4 = 3.3 \text{ M}\Omega$ และ $R_5 = 3.3 \text{ K}\Omega$

ดังนั้นเมื่อ C_1 มีค่า $.47 \mu\text{F} \pm 10\%$ ค่า R_4 สามารถปรับค่าได้ ตั้งแต่ $2.4 \text{ M}\Omega - 3.3 \text{ M}\Omega$ และค่า R_5 สามารถปรับค่าได้ ตั้งแต่ $2.2 \text{ K}\Omega - 3.3 \text{ K}\Omega$ เพื่อให้คาบเวลา และช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าที่เอาต์พุตออกมาถูกต้องตามข้อกำหนดในการออกแบบวงจร

จากการออกแบบและคำนวณหาค่าอุปกรณ์ในวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เขียนสรุปเป็น วงจรสมบูรณ์ได้ในรูป ๔.๑๑



รูป ๔.๑๑ วงจรสมบูรณ์ของวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

ในรูป ๔.๑๑ พบว่า ออปแอมป์ LM4250 ที่ใช้ในวงจรมีคุณสมบัติใกล้เคียงเป็นออปแอมป์ อนุกรมคัต ดังนั้นเพราะขณะที่ I_{set} เท่ากับ $.5$ ไมโครแอมป์ กระแสไบแอสอินพุตมีค่าเท่ากับ 5 นาโนแอมป์ อินพุตอิมพีแดนซ์ประมาณ 25 เมกะโห์ม ในขณะที่เกี่ยวกับกระแสที่ใช้ในการเก็บประจุสูงสุด (Maximum current charge) มีค่าเท่ากับ $(V_{CC} - V_{BE} - V_{A1}) / R_4$ 5.2 ไมโครแอมป์ ซึ่งกระแสไบแอสอินพุตมีค่าน้อยกว่ากระแสที่ใช้ในการเก็บประจุสูงสุดมาก ดังนั้น ช่วงเวลาที่กระแสใช้ในการเก็บประจุสูงสุด จึงไม่ต้องนำกระแสไบแอสอินพุตมาคำนวณด้วย ซึ่ง ถือว่าน้อยมากจะทิ้งได้

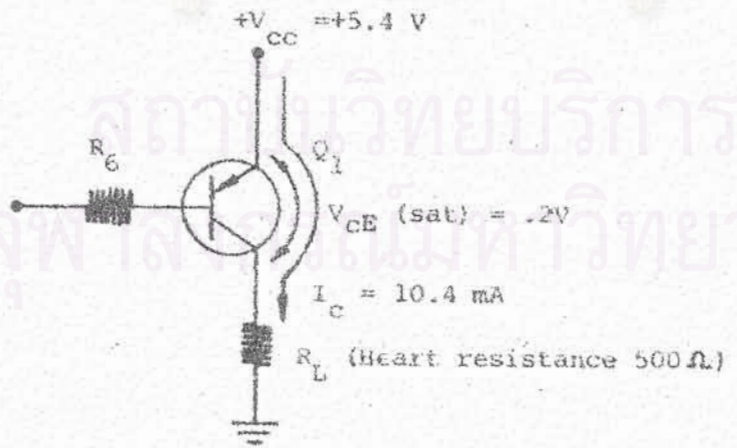
๔.๑.๓ การออกแบบภาคขับเอาต์พุต (output driver)

หน้าที่หลักของวงจรภาคขับเอาต์พุตคือทำหน้าที่ขับคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตออกไปยังโหลด (ความต้านทานหัวใจ = ๕๐๐ โอห์ม) ^(๕) รวมทั้งทำหน้าที่เป็นวงจรถูกกันระหว่างวงจรถูกเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ กับระบบซีดีเคโครด

ในการออกแบบใช้ทรานซิสเตอร์เป็นตัวแทนทำหน้าที่อื่นเวอเตอร์ในช่วงเวลาที่กำหนด โดยพิจารณาจากการออกแบบวงจรถูกเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในหัวข้อ ๔.๑.๒.๒ รูปที่ ๔.๔ เวลา t_1 เป็นเวลา < ๓๕ มิลลิวินาที ที่วงจรถูกทำหน้าที่เก็บประจุที่ตัวเก็บประจุ C_1 ให้มีค่าขึ้นไปถึง V_{A1} โวลต์ คลื่นไฟฟ้าที่เอาต์พุตออปแอมป์สวิงเป็นระดับสูง ในช่วงเวลา t_1 นี้ ทรานซิสเตอร์ในภาคขับเอาต์พุตจะต้องอยู่ในสถานะไม่นำกระแส แต่ในช่วงเวลา t_2 คลื่นไฟฟ้าที่เอาต์พุตออปแอมป์สวิงเป็นระดับต่ำ ในช่วงเวลา t_2 นี้ ทรานซิสเตอร์ในภาคขับเอาต์พุตจะต้องอยู่ในสถานะนำกระแส

ในการออกแบบวงจรถูกให้เป็นไปตามข้อกำหนดในหัวข้อ ๔.๑ การออกแบบภาคขับเอาต์พุต จึงมีข้อกำหนด ดังนี้

- ๑) ขนาดของแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมโหลด = 5.2 โวลต์
 - ๒) ใช้ทรานซิสเตอร์ที่ให้ $V_{CE} (sat) = .2$ โวลต์
- สามารถจัดวงจรในการออกแบบ ได้ดังรูป ๔.๑๒



รูป ๔.๑๒ วงจรภาคขับเอาต์พุต

ทรานซิสเตอร์ Q_1 ที่ใช้ในวงจรเลือกใช้ ทรานซิสเตอร์ เบอร์ 2N2907 ซึ่งตาม
 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของทรานซิสเตอร์ Q_1 สามารถให้ $V_{CE}(sat) = .2$ โวลต์ อัตราการ
 ขยายทางกระแส = 100 (Min) (๒๕)

$$\begin{aligned} \text{เมื่อโหลด } (R_L) &= 500 \text{ โอห์ม} \\ \text{กระแสที่ผ่านโหลด } R_L &= \frac{V_{CC} - V_{CE}}{R_L} \\ &= \frac{5.4 - .2}{500} = 10.4 \text{ mA} \end{aligned}$$

ดังนั้นเมื่อ $R_L = 500$ โอห์ม ต้องการให้เอาต์พุตของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ มีค่า $.2$ โวลต์
 พบว่ากระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านโหลดในช่วงเวลา t_2 (๑ มิลลิวินาที) มีค่าเท่ากับ ๑๐.๔ มิลลิแอมป์
 จากรูป ๔.๑๒ ในสภาพที่ Q_1 นำกระแส เป็นช่วงเวลาเดียวกันกับที่เอาต์พุตของออปแอมป์
 อยู่ในสภาวะระดับต่ำ เมื่อศึกษาจากคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ LM4250 พบว่าขณะ
 ที่เอาต์พุตออปแอมป์อยู่ในสภาวะระดับต่ำ มีแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมทรานซิสเตอร์ในภาคเอาต์พุต
 ออปแอมป์ ประมาณ $.๕$ โวลต์ ทำให้สัญญาณขาเข้าที่เบส Q_1 มีค่าเท่ากับ $.๕$ โวลต์ ซึ่ง
 สามารถหาค่า R_6 ได้ ตามสมการ (๔.๑๓)

$$V_{CC} - V_{BE}(Sat) - V_{in} = I_B R_6 \dots\dots\dots (๔.๑๓)$$

$$\text{เมื่อ } V_{CC} = 5.4 \text{ V}$$

$$V_{BE}(Sat) = .7 \text{ V}$$

$$V_{in} = .5 \text{ V}$$

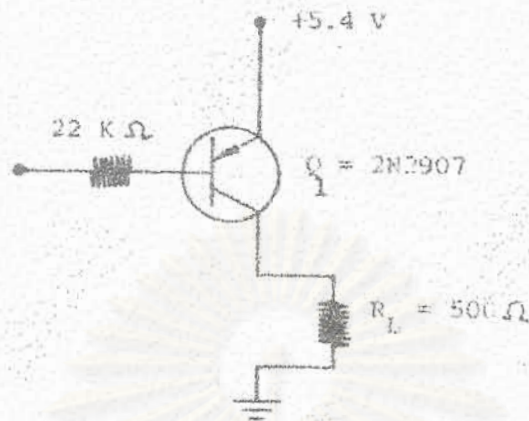
$$I_C = 10.4 \text{ mA}$$

$$I_B = \frac{I_C}{\beta_{min}} = \frac{10.4}{100} = .104 \text{ mA}$$

$$\text{นำค่า } V_{CC}, V_{BE}(Sat), V_{in}, I_B \text{ แทนในสมการ } \dots\dots\dots (๔.๑๓)$$

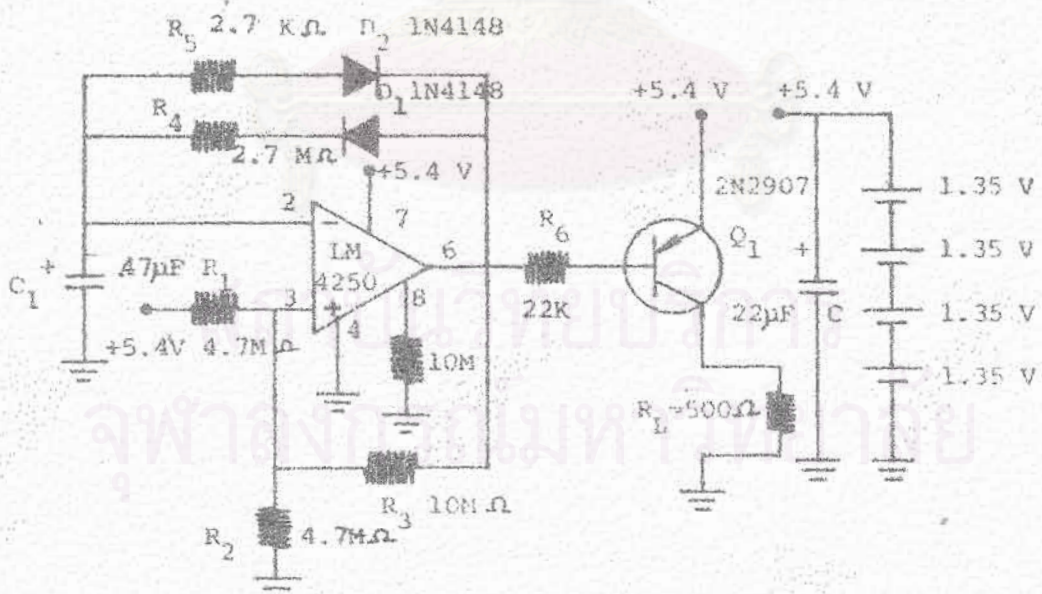
$$\therefore R_6 = 40.3 \text{ K } \Omega$$

แต่เพื่อให้ทรานซิสเตอร์ทำงานในช่วงอิ่มตัวเต็มที่ ได้ลดค่า R_6 เป็นค่าเท่ากับ 22
 กิโลโอห์ม ในรูป ๔.๑๓ เป็นวงจรภาคขับเอาต์พุต พร้อมค่าอุปกรณ์ที่ได้ออกแบบ



รูป ๔.๑๓ วงจรสมมูลของภาคขับ เยื่อหุ้ม

จากหัวข้อการออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้น
คงที่ สามารถเขียนเป็นวงจรสมมูลของเครื่องได้ ดังรูป ๔.๑๔



รูป ๔.๑๔ วงจรสมมูลของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตรา
เต้นคงที่

๔.๒ เป้าหมายของการสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

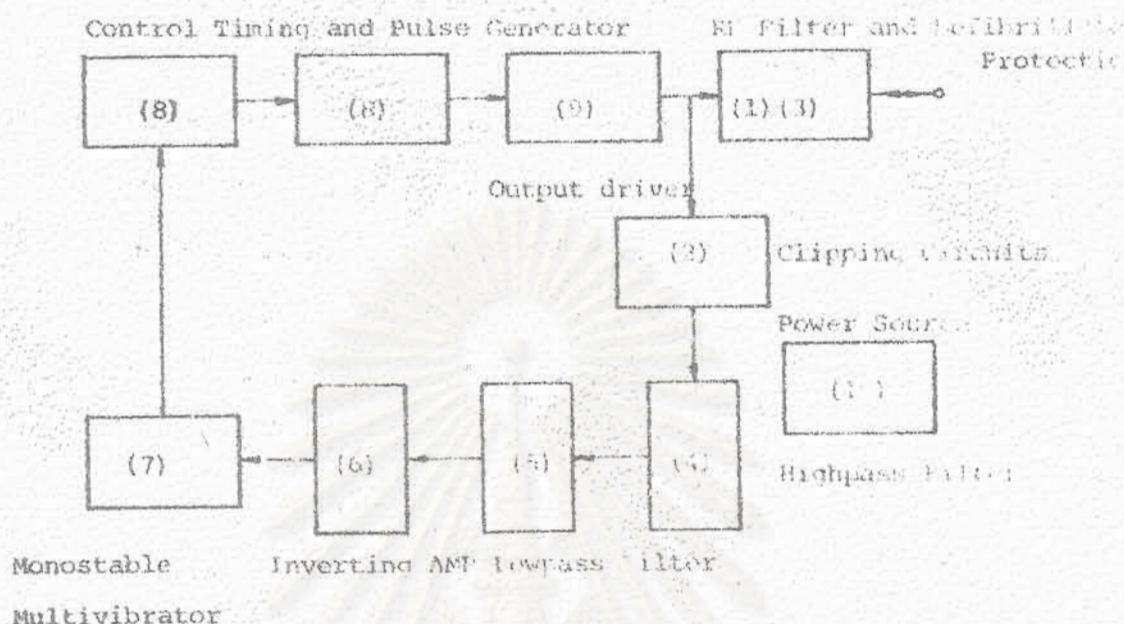
จากการศึกษาคุณสมบัติทางเทคนิคของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการของบริษัท Siemen Elema รุ่น ๒๐๗, บริษัท Medtronic รุ่น ๕๕๖๑, บริษัท Edward Pacemaker รุ่น ๒๔, บริษัท Teletronic รุ่น ๑๔๒ และบริษัท Inter-medie Interlith รุ่น ๒๒๓ พบว่ามีคุณสมบัติทางเทคนิคต่าง ๆ ใกล้เคียงกัน ดังนั้นในการออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ยึดถือคุณสมบัติทางเทคนิคของเครื่องดังกล่าวเป็นข้อกำหนดในการออกแบบดังต่อไปนี้

- ชนิดของเครื่อง	VVI	
- ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอชทีทูท	๑ ± ๒	มิลลิวินาที
- อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ	๗๒ ± ๒	ครั้งต่อนาที
- อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเมื่อทดสอบไทยแม็เหล็ก	๓๒ ± ๒	ครั้งต่อนาที
- ขนาดของคลื่นไฟฟ้าเอชทีทูท	๕.๕	โวลต์
- ความไวในการรับคลื่น R-wave	๒	มิลลิโวลต์
- ช่วงเวลา Sensing Refractory	๔๐๐ ± ๓๐	มิลลิวินาที
Pacing Refractory	๔๐๐ ± ๓๐	มิลลิวินาที
- กระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้โหลด ๕๐๐ โอห์ม	๑๑.๖	มิลลิแอมป์
- พลังงานที่จ่ายให้โหลด ๕๐๐ โอห์ม	๖๗	ไมโครจูล

ข้อกำหนดดังกล่าวพบว่าพลังงานที่จ่ายให้โหลด ๕๐๐ โอห์ม เท่ากับ ๖๗ ไมโครจูล จะให้พลังงานสูงกว่าเครื่องทั่วไปประมาณ ๒๐ เปอร์เซ็นต์ การออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการมีผังวงจรดังรูปที่ ๔.๑๕^{(๗) (๘)}

ตามผังวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการประกอบด้วยภาคต่าง ๆ คือ

๑. ภาคกรองความถี่วิทยุ (RF Filter)
๒. ภาควงจรขลิบสัญญาณ (Clipping Circuits)



รูป ๔.๑๕ แผนผังของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้ยัตราเดินเมื่อต้องการ

๓. ภาคป้องกัน ดีไฟบริลเลเตอร์ (Defibrillator Protection)
๔. ภาคตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High pass Filter)
๕. ภาคตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass Filter)
๖. ภาคขยายกลับเฟส (Inverting Amp)
๗. ภาค โมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ๔๐๐ มิลิวินาที (Monostable Multivibrator)
๘. ภาคควบคุมเวลาและกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ (Control Timing and Pulse generator)
๙. ภาคขับเอาท์พุท (Output Driver)
๑๐. ภาคแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า (Power source)

สามารถหาความถี่ตัดออกที่ f_c ได้ตามสมการ ๔.๑๔

$$f_c = \frac{1}{\pi\sqrt{LC}} \dots\dots\dots (๔.๑๔)$$

เลือกใช้ตัวเก็บประจุ

$C = .1 \mu F$ ซึ่งเป็นค่ามาตรฐานที่หาซื้อได้ตามท้องตลาด

$f_c = 50 \text{ KH}_z$ นำค่าที่ได้แทนใน (๔.๑๔)

$\therefore L = 400 \mu H$

จากการคำนวณได้วงจรกรองความถี่สูงที่ $f_c = 50$ กิโลเฮิรตซ์ ดังรูป ๔.๑๗



รูป ๔.๑๗ วงจรสมบรูณ์กรองความถี่สูง ความถี่ตัดออกที่ = ๕๐ กิโลเฮิรตซ์

๔.๒.๒ ภาควงจรขลิบสัญญาณ (Clipping Circuits)

วงจรในภาคนี้ทำหน้าที่ขลิบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ส่งมาจากภาคขับ: ภาห้พูดให้มีขนาดเล็กลงพอเหมาะที่จะส่งเข้าภาคตัวกรองความถี่สูงผ่าน อีกทั้งทำหน้าที่ขลิบสัญญาณรบกวนที่เข้ามาที่คลื่นไฟฟ้าหัวใจซึ่งมีขนาดใหญ่ทั้งสัญญาณที่เป็นลบและบวก รวมทั้ง เป็นส่วนที่จะป้องกันคลื่นไฟฟ้าที่มีขนาดสูงพอที่จะทำอันตรายวงจรต่าง ๆ ภายในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้ การออกแบบใช้ Signal Diode เบอร์ 1N4148 ๒ ตัว คอกลับหัวกันแบบขนานเป็นวงจรขลิบสัญญาณตามรูป ๔.๑๘

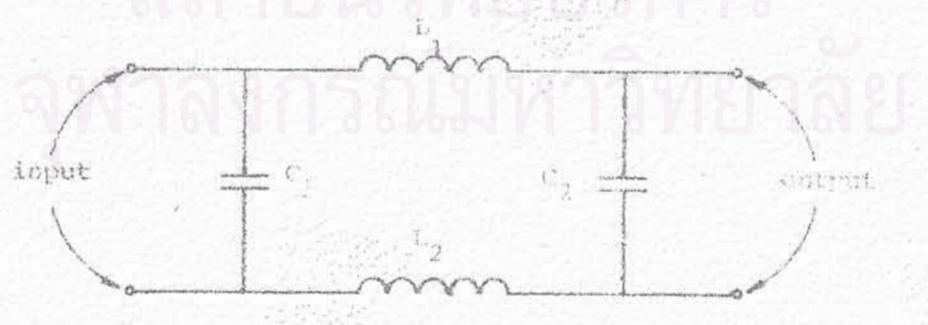
จากคุณสมบัติทางเทคนิคพบว่า ไดโอด 1N4148 ทนแรงดันไฟฟ้าย้อนกลับได้ ๗๕ โวลต์

การทำงานของระบบตามผังวงจรที่ได้ออกแบบนี้ก็เป็นหลักการพื้นฐานของ เครื่องควบคุม
 จังหวะการเต้นของหัวใจแบบ VVI ซึ่งที่กล่าวมาแล้วในบทที่ ๓ นั้นเอง อนึ่งในการที่จะเปลี่ยน
 สภาพการทำงานแบบไธริสตรอน เมื่อต้องการ เป็นแบบไธริสตรอน เต็มคงที่นั้น ในการออกแบบใช้
 แมกนีติกหรือ สวิทช์ 1 Contact (SPDT) ทำหน้าที่เปลี่ยนความไวในการรับสัญญาณของภาคโมโน
 สเตเบิล มีคลื่นไวเบรเตอร์ ให้มีความไวในการรับสัญญาณน้อยลง เพื่อที่จะทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ออก
 จากภาคขยายคลื่นเฟส ไม่สามารถทริกเกอร์ ภาคโมโนสเตเบิล มีคลื่นไวเบรเตอร์ ให้เปลี่ยนสถานะ
 จากระดับต่ำเป็นระดับสูง ในการควบคุมแมกนีติกหรือ สวิทช์ ให้ทำงานเปลี่ยนความไวในการรับ
 สัญญาณกระทำได้โดย ใช้แท่งแม่เหล็ก

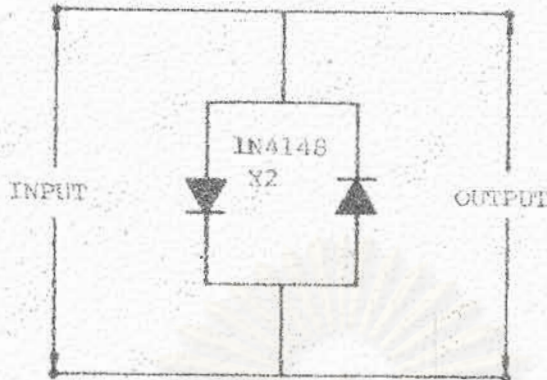
๔.๒.๑ ภาคกรองความถี่สูง (HF Filter)

ภาคกรองความถี่สูงถูกออกแบบให้ทำหน้าที่กรองความถี่ตั้งแต่ ๕๐ กิโลเฮิรต์^(๒๕) หรือ
 ความถี่ที่มากกว่านี้ออกไป เป็นการป้องกันสัญญาณรบกวนที่มีผลทำให้การทำงานของเครื่องควบคุม
 จังหวะการเต้นของหัวใจทำงานผิดพลาด ทั้งนี้เพราะในสภาพการใช้งานจริงผู้ป่วยจะได้รับสัญญาณ
 รบกวนรอบด้าน เช่น สัญญาณความถี่วิทยุ หรือสัญญาณความถี่เสียงตามธรรมชาติ เป็นต้น
 สัญญาณรบกวนบางชนิดมีขนาดมากกว่าสัญญาณ R-wave ที่รับได้จากหัวใจ ทำให้การรับสัญญาณ
 R-wave ไม่ถูกต้อง วงจรทั้งระบบจะทำงานผิดพลาดส่งผลให้คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ปล่อยออกไปไม่
 ถูกต้อง

การออกแบบวงจรภาคกรองความถี่สูง ในการวิจัยครั้งนี้ใช้วงจร LC Lowpass
 Filter แบบ Single-Section Π type โดยกำหนดให้ความถี่คutoff (Frequency
 cutoff f_c) ที่ ๕๐ กิโลเฮิรต์ ซึ่งแสดงในรูป ๔.๑๖



รูป ๔.๑๖ วงจรกรองความถี่สูง



รูป ๔.๑๔ วงจรขั้วกลับสัญญาณ

กระแสรั่วในวงจรขั้วกลับสัญญาณมีค่าน้อยมาก ทั้งนี้เพราะในขณะที่ไดโอดถูกไบแอสย้อนกลับจะมีกระแสย้อนกลับเพียง ๐.๒๕ ไมโครแอมป์ เท่านั้น (๒๗)

๔.๒.๓ ภาควงป้องกันเครื่องดีไฟริลเลเตอร์ (Defibrillator Protection)

ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้นแล้วว่า เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในร่างกายผู้ป่วย ตัวเครื่องจะอยู่ในร่างกายในบางขณะผู้ป่วยอาจเกิดหัวใจทำงานผิดปกติจำเป็นต้องได้รับการกระตุ้นหัวใจด้วยเครื่อง ดีไฟริลเลเตอร์ โดยผ่านทรงวางอกซึ่งต้องใช้พลังงาน ๔๐๐ จูล ในการที่จะทำให้หัวใจกลับสู่สภาพเดิม คุณสมบัติทาง เทคนิคของ เครื่องดีไฟริลเลเตอร์ที่สำคัญ (๓๑) คือ

- ๑) พลังงานที่จ่ายให้โหลด ๕๐ โทมัม ปรับค่าได้ตั้งแต่ ๕-๔๖๐ จูล
- ๒) ช่วงเวลาที่ปล่อยพลังงาน ๕ มิลลิวินาที
- ๓) ขนาดของสัญญาณที่ปล่อย ๒ กิโลโวลต์ (๔๐๐ จูล เข้าใน ๕๐ โทมัม)
- ๔) กระแสไฟฟ้าที่จ่ายโหลด ๖๕ แอมป์ (๔๐๐ จูล เข้าใน ๕๐ โทมัม)

จากคุณสมบัติทาง เทคนิคของ เครื่องดีไฟริลเลเตอร์ พบว่าพลังงานที่ใช้ในการกระตุ้นหัวใจสูงสุด ๔๖๐ จูล (วัตต์-วินาที) ซึ่งสูงมากสามารถทำให้อุปกรณ์ของ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเสียหายหรือชำรุดได้ จำเป็นต้องออกแบบวงจรป้องกัน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเมื่อกรณีใช้ เครื่องดีไฟริลเลเตอร์

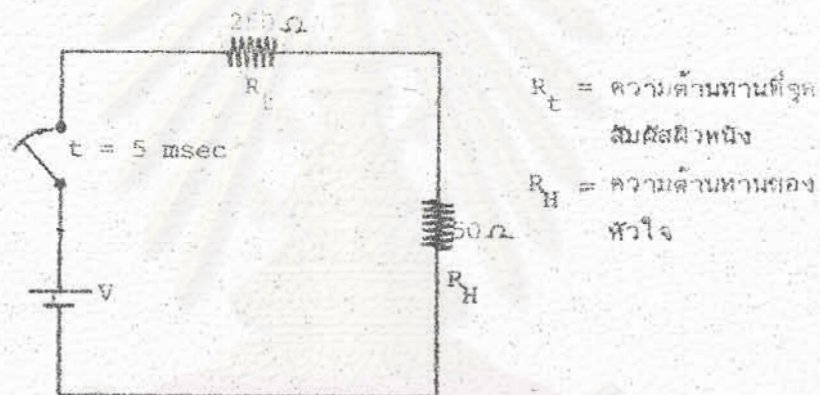
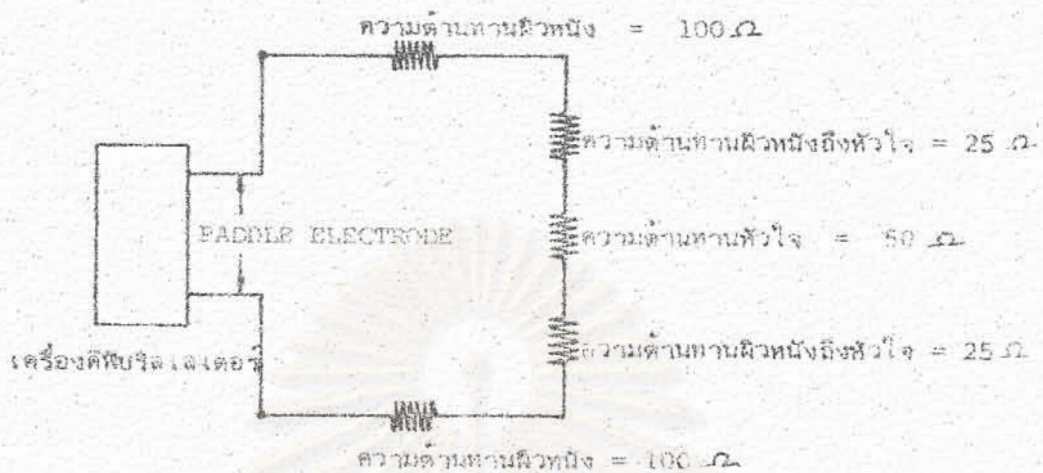


ในการออกแบบวงจรภาคป้องกันดีวีซีแอลเตอร์ ใช้ซีเนอร์ไดโอด เป็นตัวทำหน้าที่ป้องกัน ดีวีซีแอลเตอร์ โดยให้ซีเนอร์ไดโอดทำงานในช่วงโวลต์ย้อนกลับ ในรูป ๔.๑๑ เป็นการให้ซีเนอร์ไดโอดต่อขนานกับโหลด เลือกใช้ซีเนอร์ไดโอด ๔.๑ โวลต์ ๑ วัตต์ จากลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของซีเนอร์ไดโอดเมื่อวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วง



รูป ๔.๑๔ การใช้ซีเนอร์ไดโอดป้องกันเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจเสียหายจากการใช้เครื่องดีวีซีแอลเตอร์

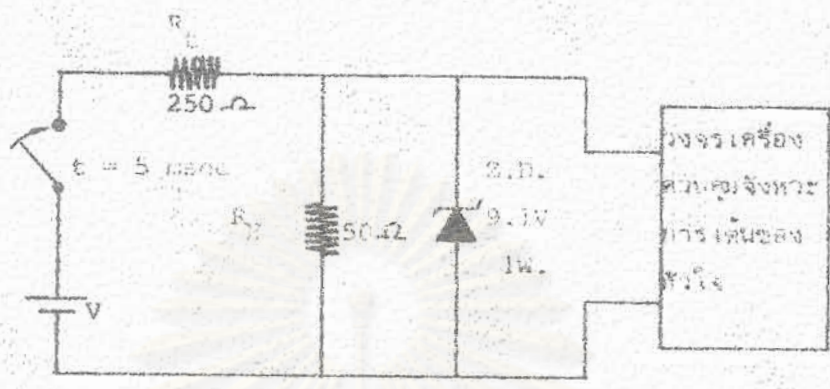
แคบ ๔.๘ โวลต์ ฮูโวลต์จะยังทำให้ไม่มีกระแสย้อนกลับไหลผ่านซีเนอร์ไดโอด ในการใช้เครื่องดีวีซีแอลเตอร์ กระตุ้นหัวใจผ่านทางอก ความต้านทานของผิวหนังตรงจุดที่แพดเดลี เล็ดไตรดสองขั้วสัมผัส มีค่าประมาณ ๑๐๐ โอห์ม ความต้านทานจากผิวหนังผ่านทางอกถึงหัวใจมีค่า ๕๐ โอห์ม และความต้านทานรวมของหัวใจมีค่าประมาณ ๕๐ โอห์ม (๓๑) เขียนไม่
วงจรสมมูลย์ ได้ดังรูป ๔.๒๐



รูป ๔.๒๐ วงจรสมมุติในการใช้เครื่องตีขี้เหล็ก เลเดอรั กระตุ้นผ่านตรงออกเข้าสู่หัวใจ

จากรูป ๔.๒๐ ซีเนอร์ไดโอดที่ใช้เป็นตัวป้องกันเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเสียหายจึงถูกต้องในลักษณะขนานกับความต้านทานหัวใจ ดังแสดงในรูป ๔.๒๑

การทดสอบซีเนอร์ไดโอดว่าจะสามารถป้องกันเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจได้หรือไม่ ทดสอบได้จากการหาอุณหภูมิที่ขั้วต่อของ P-N Junction ในตัวซีเนอร์ไดโอดซึ่งใช้ปกติอุณหภูมิ ๑๗๔°C เป็นอุณหภูมิสูงสุดที่ซีเนอร์ไดโอดทนได้ (๓๖) หากใช้เครื่องตีขี้เหล็ก เลเดอรั ปลดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่มีความกว้างของคลื่นไฟฟ้า ๔ มิลลิวินาที เข้าไปในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่มีซีเนอร์ไดโอดป้องกันวงจร ถ้าอุณหภูมิที่ขั้วต่อของ



รูป ๔.๒๑ ลักษณะการใช้ซีเนอร์ไดโอดป้องกันสัญญาณจากเครื่องตีพิมพ์เลเซอร์

ซีเนอร์ไดโอดไม่เกิน ๑๗๕ วัตต์ ซีเนอร์ไดโอดสามารถป้องกันวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจไม่ให้เสียหาย การหาอุณหภูมิที่ขีดต่อของซีเนอร์ไดโอดสามารถคำนวณได้ดังมี

กำหนดให้เครื่องตีพิมพ์เลเซอร์จำลองมีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้า

- ๑) ปลดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่มีพลังงาน น้อยกว่าหรือเท่ากับ ๔๖๐ จูล
- ๒) ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า ๔ มิลลิวินาที
- ๓) กระแสไฟฟ้าที่ปล่อยออกมา ๖๕ แอมป์ ในช่วงเวลา ๕ มิลลิวินาที
- ๔) เครื่องตีพิมพ์เลเซอร์ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในอัตรา ๗๖ ครั้งต่อวินาที

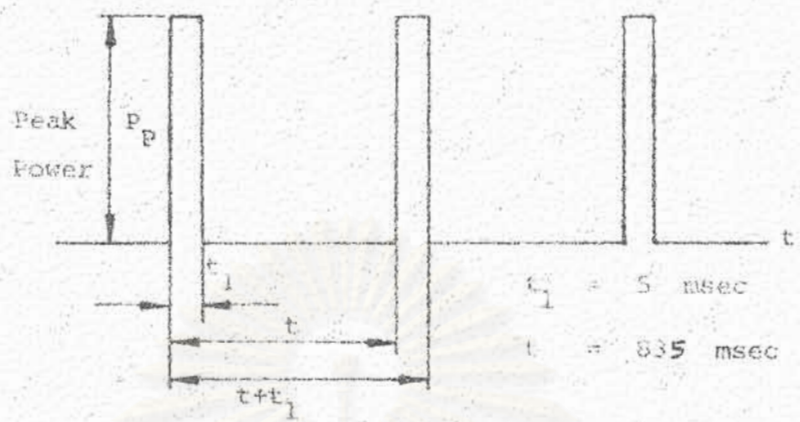
มีรูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ดังในรูป ๔.๒๒

จากรูป ๔.๒๑ เป็นวงจรที่ใส่ทคสทวงจรป้องกันตีพิมพ์เลเซอร์ ใช้ทฤษฎี

เซเวเนิน (Thevenin's Theorem) แยกวงจรให้เหลือเพียง Voltage source Thevenin (Vth) และ Resistance Thevenin (Rth) ดังในรูปที่ ๔.๒๓ และ ๔.๒๔

แรงดันไฟฟ้าที่ออกจากเครื่องตีพิมพ์เลเซอร์จำลอง (V) หาได้จาก

$$\text{พลังงาน (J)} = \text{กำลังไฟฟ้า (W)} \times \text{เวลา (Sec)}$$

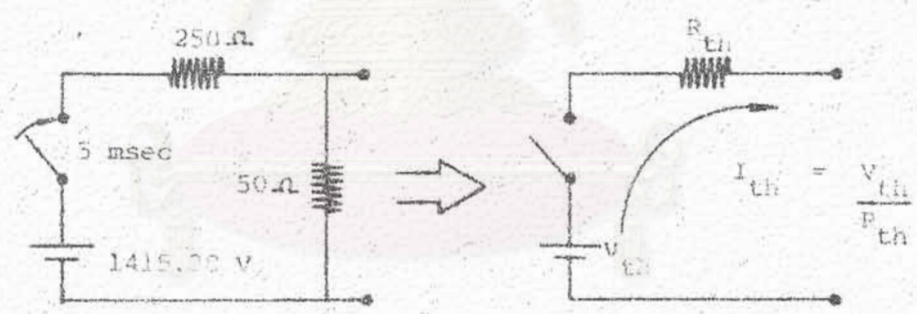


รูป ๔.๒๒ การจำลองคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ใช้ทดสอบวงจรป้องกันดีทีบีวีแอล

พลังงาน (J) = แรงดันไฟฟ้า (V) x กระแสไฟฟ้า (A) x เวลา (Sec)

๔๖๐ = V x 65 x 5 x 10⁻³

∴ V = ๑๔๑๔.๓๘ โวลต์

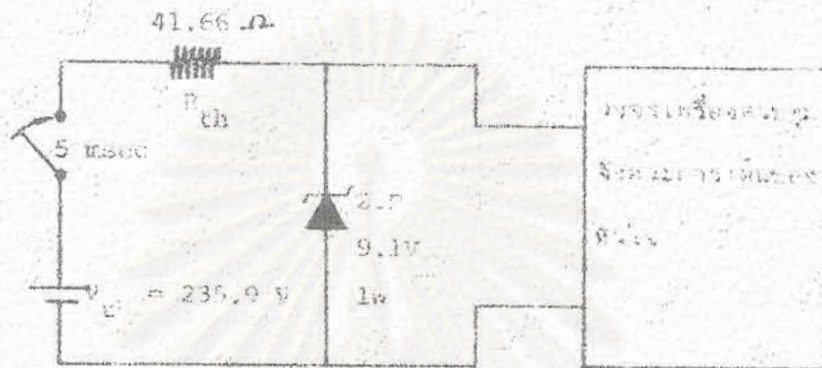


รูป ๔.๒๓ การยุบวงจรสมมูลย์เครื่องดีทีบีวีแอล โดยทฤษฎีเฮเวิน

ดังนั้น $V_{th} = \frac{50 \times 1415.38}{250+50} = 235.89$ โวลต์

$R_{th} = \frac{250 \times 50}{250 + 50} = 41.66$ โอห์ม

$$I_{th} = \frac{V_{th}}{R_{th}} = \frac{235.89}{41.66} = 5.66 \text{ แอมแปร์}$$



รูป ๔.๒๔ การต่อวงจรสมมูลย์ เครื่องคิดเลขรีลเลเตอร์ เข้ากับวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

อุณหภูมิที่ขั้วต่อซีเนอร์ไดโอด

คำนวณได้จากสมการ (๔.๑๕)

$$T_J - T_C = P_P \theta_{JC} \left[\frac{1 - e^{-t_1/\tau_{JC}}}{1 - e^{-t/\tau_{JC}}} \right] \dots \dots \dots (๔.๑๕) \quad (๓๒)$$

โดยที่

T_J = อุณหภูมิที่ขั้วต่อซีเนอร์ไดโอด (°ซ)

T_C = อุณหภูมิห้อง (๓๗°ซ)

P_P = กำลังไฟฟ้าในแต่ละคลื่นไฟฟ้าที่ปล่อยออกมา (วัตต์)

θ_{JC} = Zener thermal resistance (°ซ/วัตต์)

t_1 = ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแรก (๕ มิลลิวินาที)

t = คาบเวลาของคลื่นไฟฟ้าที่ปล่อยออกมาแต่ละครั้ง (๔๓๔ มิลลิวินาที)

τ_{JC} = Thermal time constant (วินาที)

Case (w)	θ_{JA} ($^{\circ}\text{C}/\text{W}$)	τ_{JA} (sec)	θ_{JC} ($^{\circ}\text{C}/\text{W}$)	τ_{JC} (msec)
1	150	45	5	300

ตาราง ๔.๒๕ ตารางค่าคงที่ของซีเนอร์ไดโอด บริษัท Motorola

จากสมการ (๔.๑๔) และค่าคงที่ตามตาราง ๔.๒๕ แทนค่าลงในสมการ เพื่อหาว่า T_J

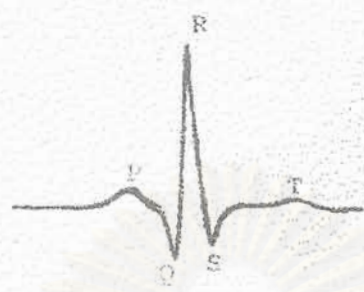
$$T_J - 37 = (235.89 \times 5.66) \times 5 \left[\frac{-5 \times 10^{-3}}{1 - e^{-\frac{300 \times 10^{-3}}{300 \times 10^{-3}}}} - \frac{835 \times 10^{-3}}{1 - e^{-\frac{300 \times 10^{-3}}{300 \times 10^{-3}}}} \right]$$

$$T_J = 154.6 \text{ } ^{\circ}\text{C}$$

ดังนั้นถ้าบ่อนคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่มีพลังงาน ๔๖๐ จูล ในช่วงเวลา ๕ มิลลิวินาที ในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อวินาที จากการคำนวณพบว่าอุณหภูมิที่ขั้วต่อของซีเนอร์ไดโอดมีค่าเท่ากับ ๑๕๔.๖ $^{\circ}\text{C}$ อุณหภูมิยังไม่สามารถทำให้ซีเนอร์ไดโอดเสียหาย (<๑๗๕ $^{\circ}\text{C}$) ดังนั้นซีเนอร์ไดโอดสามารถป้องกันวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจเมื่อเกิดการฉีกใช้เครื่องศัลยกรรมเลเซอร์

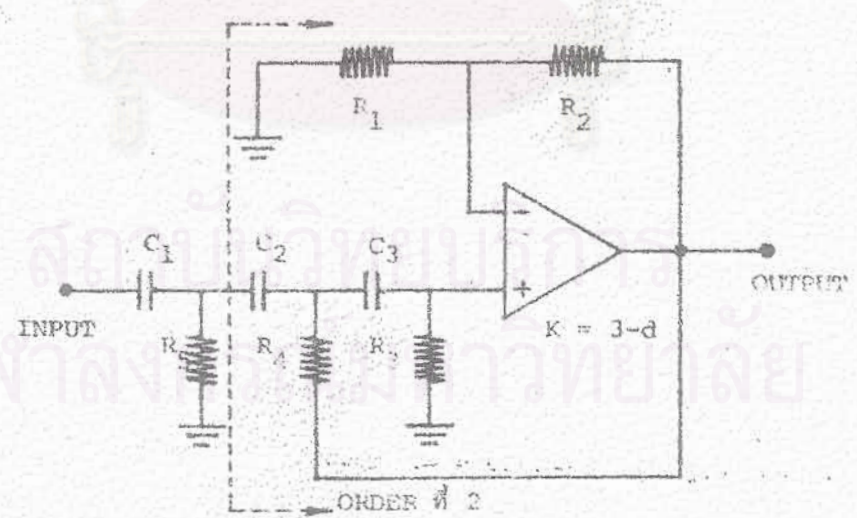
๔.๑๐.๔ ภาคตัวกรองความถี่สูงผ่าน (High pass Filter)

ตัวกรองความถี่สูงผ่านทำหน้าที่กรองรูปคลื่น R-wave ที่รับได้จากหัวใจ คลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วย PQRST-wave คลื่นไฟฟ้าหัวใจ R-wave เป็นคลื่นที่มีขนาดสูงที่สุดประมาณ ๒ มิลลิโวลต์ ตามรูป ๔.๒๖ การตรวจจับสัญญาณกระทำได้ง่ายกว่าสัญญาณอื่น แถบความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ QRS Complex อยู่ระหว่าง ๔-๓๐ เฮิรตซ์ (ตค) แถบความถี่ของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ T-wave อยู่ระหว่าง ๒.๕-๖.๕ เฮิรตซ์ การออกแบบตัวกรองความถี่สูงผ่านได้ใช้วงจรตัวกรองความถี่สูงผ่านอันดับสาม 3dB ripple ของ Chebyshev ซึ่งสามารถโพลโลบที่ชันกว่าตัวกรองความถี่สูงผ่านแบบอื่น ดังรูป ๔.๒๗ โดยออกแบบค่าอุปกรณ์ให้วงจรมีความถี่คัตออฟที่ ๔ เฮิรตซ์



- P-wave = .๒-๐.๓ มิลลิโวลต์
- Q-wave = .๔ มิลลิโวลต์
- R-wave = ๑.๕-๒ มิลลิโวลต์
- T-wave = .๑-๐.๕ มิลลิโวลต์

รูป ๔.๒๖ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจและขนาดของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ PQRS-T-wave



รูป ๔.๒๗ วงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน 3dB ripple order 3 Chebyshev

จาก Normalized Chebyshev Polynomials 3dB ripple order 3 (๓๕) (๓๕)

พบว่า ที่ $n = 3$

$$G(S) = \frac{(.298)(.916)}{(S+.298)(S^2+.325S+.916)} = \frac{KS^2}{S^2 + \left[\frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} + \frac{1-K}{R_1 C_1} \right] S + \frac{1}{R_1 R_2 C_1 C_2}} \dots (๔.๑๖)$$

พิจารณาตัวกรองความถี่สูงผ่านอันดับหนึ่ง ($C_1 R_5$)

$$G(S) = \frac{R}{R+1/S} \dots (๔.๑๗)$$

อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า (K) = 1

กำหนดให้ $C_1 = 1 \text{ F.}$ จากสมการ (๔.๑๖)(๔.๑๗)

$$\therefore R_5 = .298 \Omega$$

พิจารณาตัวกรองความถี่สูงผ่านอันดับสอง ($R_1 R_2 R_3 R_4 C_2 C_3$) เมื่อให้ $R_1 = R_2 = C_1 = C_2$

เมื่อ $w = 1$ และ $R_1 = R_2 = C_1 = C_2 = 1$ จากสมการ (๔.๑๖)

$$\frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_2 C_2} + \frac{1-K}{R_1 C_1} = d$$

$$\therefore K = 3-d = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \dots (๓๔)$$

$$\frac{R_1 + R_2}{R_1} = 3 - .325 = 2.67$$

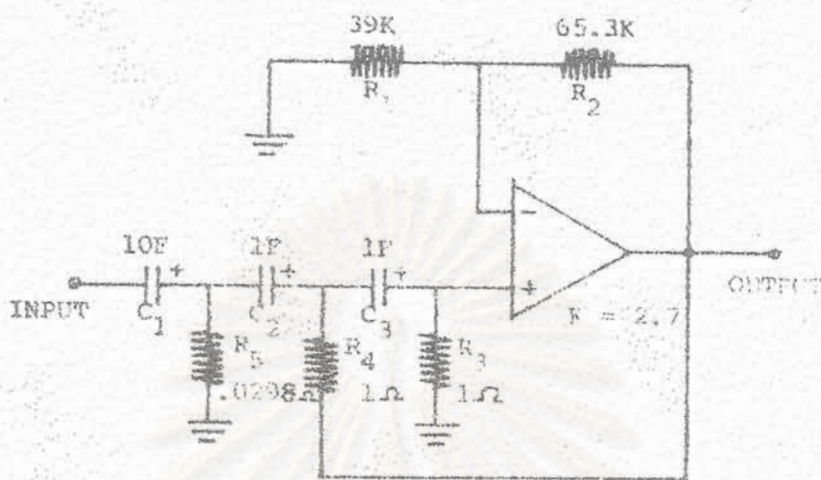
กำหนดให้ $R_1 = 39 \text{ K}\Omega$

$$\therefore R_2 = 65.3 \text{ K}\Omega$$

เมื่อนำเอาวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่านอันดับหนึ่ง ต่อเข้ากับตัวกรองความถี่สูงผ่าน

อันดับสอง เพื่อทำเป็นตัวกรองความถี่สูงผ่านอันดับสามขึ้น โดยวิธีการประมาณ (Approximating) (๓๕) ค่าตัวเก็บประจุ C_1 1 ฟารัด ต้องเพิ่มเป็น ๑๐ เท่า ดังนั้น C_1 เท่ากับ ๑๐

ฟารัด ค่าความต้านทาน R_5 ลดลง ๑๐ เท่า ดังนั้น R_5 เท่ากับ .๐๒๙๘ โอห์ม ดังแสดงในรูป ๔.๒๘



รูป ๔.๒๔ วงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน Normalized 1Ω และ $\omega = 1$ radian/sec.

จากรูป ๔.๒๔ ซึ่งต้องปรับให้วงจรตัวกรองความถี่สูงผ่านที่ได้ออกที่ ω เฮิรตซ์ และปรับค่าอุปกรณ์ในวงจรเป็นค่ามาตรฐาน ซึ่งทำได้ดังนี้

ความถี่สเกล (a) = $2\pi \times 8$

ความต้านทานสเกล (b) = 180 KΩ

$R = b R_n$ (๔.๑๔)

$C = \frac{C_n}{ab}$ (๔.๒๐)

$C_2 = C_3 = \frac{1}{2\pi \times 8 \times 180 \times 10^3} = .11 \mu F$

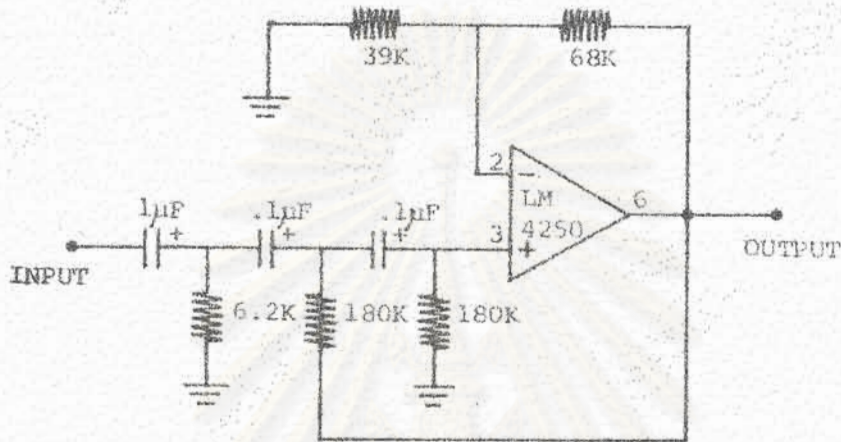
$R_3 = R_4 = 1 \times 180 \text{ K}\Omega = 180 \text{ K}\Omega$

$R_5 = .0298 \times 180 \text{ K}\Omega = 5.4 \text{ K}\Omega$

$C_1 = \frac{10}{2\pi \times 8 \times 180 \times 10^3} = 1.1 \mu F$

หลังจากการปรับความถี่คutoff เป็น ๘ เฮิรตซ์ และปรับค่าอุปกรณ์เป็นค่ามาตรฐานจะได้
 วงจรตัวกรองความถี่สูงผ่านคutoff ที่ ๘ เฮิรตซ์ 3 dB ripple อันดับสามของ Chebyshev ดังรูป

๔.๒๔



รูป ๔.๒๔ วงจรสมบูรณตัวกรองความถี่สูงผ่าน 3 dB ripple orders 3
 Chebyshev $f_c = 8 \text{ Hz}$

๔.๓๐.๔ ภาคตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass Filter)

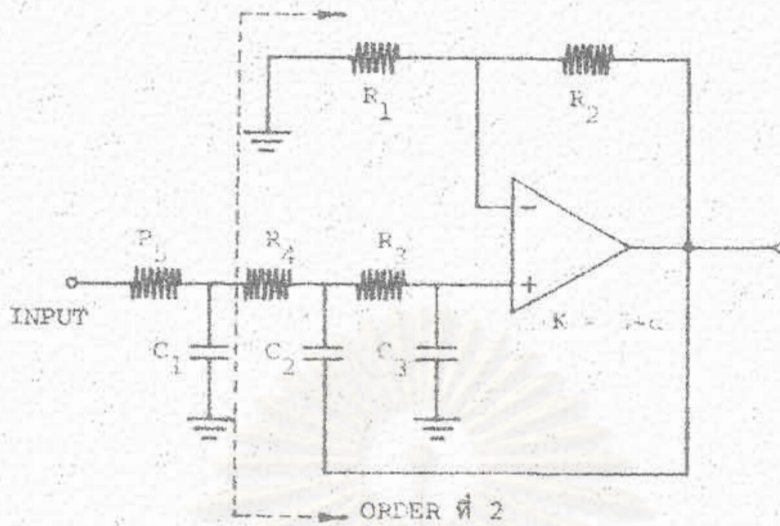
การออกแบบตัวกรองความถี่ต่ำผ่านกำหนดให้ตัดความถี่ที่สูงกว่า ๓๐ เฮิรตซ์ ออกไป
 โดยใช้ตัวกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสาม 3 dB ripple ของ Chebyshev ดังรูป ๔.๓๐

จาก Normalized Chebyshev Polynomials 3 dB ripple order 3 พบว่า
 ที่ $n=3$ (๓๔)(๓๕)

$$G(S) = \frac{(.298)(.916)}{(S+.298)(S^2+.325S+.916)} = \frac{K/R_1C_1R_2C_2}{S^2 + \left[\frac{1}{R_2C_1} + \frac{1}{R_1C_1} + \frac{(1-K)}{R_2C_2} \right] S + \frac{1}{R_1C_1R_2C_2}} \quad (๔.๒๑)$$

พิจารณาตัวกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับหนึ่ง (R_5C_1)

$$G(S) = \frac{\frac{1}{R}}{\frac{1}{R} + S} \dots \dots \dots (๔.๒๒)$$



รูป ๔.๓๐ วงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน 3dB ripple order 3 Chebyshev

อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า (K) = 1

กำหนดให้ $C_1 = 1 \text{ F}$ จากสมการ (๔.๒๑) และ (๔.๒๒)

$$\therefore R_5 = \frac{1}{.298} = 3.35 \Omega$$

พิจารณาตัวกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสอง (R_1, R_2, R_3, C_2, C_3) เพื่อให้ $R_1 = R_2 = C_1 = C_2$

และเมื่อ $w = 1, R_1 = R_2 = C_1 = C_2 = 1$ จากสมการ (๔.๒๑)

$$\left(\frac{1}{R_2 C_1} + \frac{1}{R_1 C_1} + \frac{1-K}{R_2 C_2} \right) = d$$

$$\therefore K = 3-d = \frac{R_1 + R_2}{R_1} \dots \dots \dots (๔.๒๓)$$

$$\frac{R_1 + R_2}{R_1} = 3 - .325 = 2.67$$

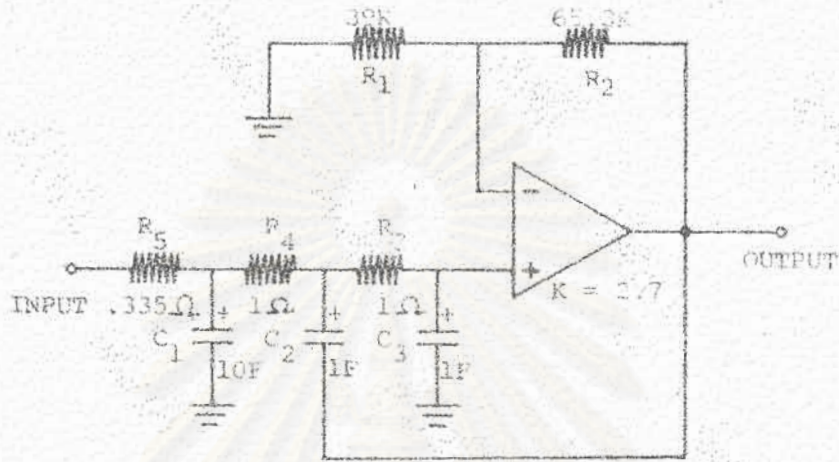
กำหนดให้ $R_1 = 39 \text{ K}\Omega$

$$\therefore R_2 = 65.3 \text{ K}\Omega$$

เมื่อนำเอาวงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับหนึ่ง ต่อเข้ากับตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน

อันดับสอง เพื่อทำเป็นตัวกรองความถี่ต่ำผ่านอันดับสามนี้ โดยวิธีการประมาณ (Approximating) ค่าตัวเก็บประจุ C_1 เฟรัด ต้องเพิ่มเป็น ๑๐ เท่า ดังนั้น C_1 เท่ากับ ๑๐ เฟรัด

ค่าความต้านทาน R_5 ลดลง ๑๐ เท่า ดังนั้น R_5 เท่ากับ ๓๓๕ โอห์ม ดังแสดงในรูป ๔.๓๑ ซึ่งต้องปรับให้วงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านคัตออฟที่ ๓๐ เฮิรตซ์ และปรับค่าอุปกรณ์ในวงจรเป็นค่ามาตรฐานซึ่งทำได้ดังต่อไปนี้



รูป ๔.๓๑ วงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน Normalized lowpass $\omega = 1$ radian/sec.

ความถี่คัตออฟ (a) = $2\pi \times 30$

ความต้านทานสเกล (b) = 18 K Ω

$R = b R_n$ (๔.๒๔)

$C = \frac{C_n}{aB}$ (๔.๒๕)

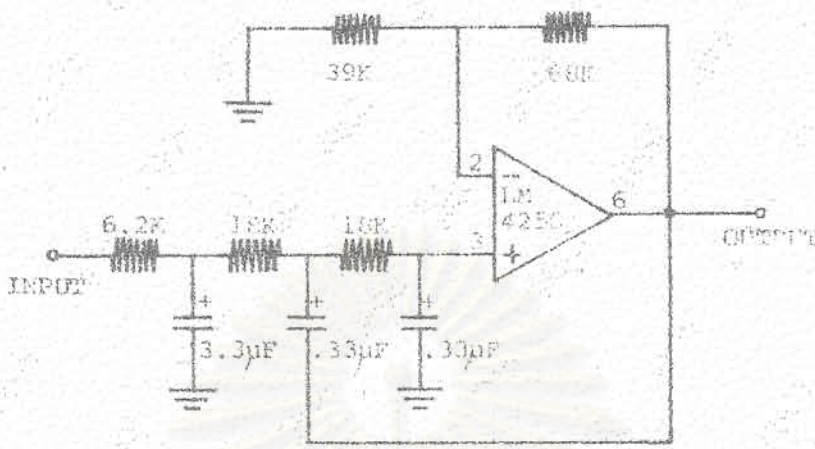
$C_2 = C_3 = \frac{1}{2\pi \times 30 \times 18 \times 10^3} = .29 = .3 \mu F$

$R_3 = R_4 = 1 \times 18 K\Omega = 18 K\Omega$

$R_5 = .335 \times 18 K\Omega = 6 K\Omega$

$C_1 = \frac{10}{2\pi \times 30 \times 18 \times 10^3} = 3 \mu F$

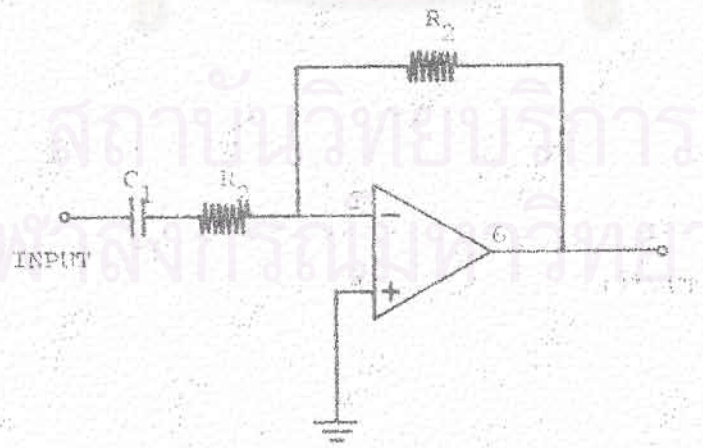
หลังจากการปรับความถี่คัตออฟเป็น ๓๐ เฮิรตซ์ และปรับค่าอุปกรณ์เป็นค่ามาตรฐานจะได้วงจรกรองความถี่ต่ำผ่านคัตออฟที่ = ๓๐ เฮิรตซ์ 3 dB ripple ขึ้นต้นสามของ Chebyshev ดังรูป ๔.๓๒



รูป ๔.๓๒ วงจรสมบูรณตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน 3dB ripple order 3 Chebyshev
 $f_c = 30 \text{ Hz}$

๔.๑๐.๖ ภาตขยายกลับเฟส (Inverting Amp)

ภาตขยายสัญญาณภาคนี้ทำหน้าที่ขยายสัญญาณ R-wave ที่ออกมาจากภาตกรองความถี่ต่ำผ่าน ให้มีขนาดสูงขึ้นพอที่จะสามารถนำไปทริกเกอร์วงจรโมโนสเตเบิล มีลดีไวเบรเตอร์ <๑๐๐ มิลลิวาที่ (๓๖) ให้ทำงานตามที่กำหนด ได้น้ วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าสลับแบบกลับเฟส มาใช้ในภาตขยายสัญญาณ R-wave โดยทำการออกแบบค่าอุปกรณ์ในวงจร ดังแสดงในรูป ๔.๓๓



รูป ๔.๓๓ วงจรขยายสัญญาณไฟฟ้าสลับแบบกลับเฟส

จากการออกแบบตัวกรองความถี่ต่ำและสูงผ่านดังที่กล่าวมาแล้วสัญญาณ R-wave ที่ได้มีขนาดแรงดันไฟฟ้าต่ำซึ่งไม่สามารถที่จะไปทริกเกอร์วงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ให้ทำงานได้ สัญญาณ R-wave ที่รับจากหัวใจมีขนาด ๒ มิลลิโวลต์ อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้าของตัวกรองความถี่สูงผ่านเท่ากับ ๒.๗ และอัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้าของตัวกรองความถี่ต่ำผ่านเท่ากับ ๒.๗ ดังนั้นสัญญาณ R-wave ที่รับได้และผ่านตัวกรองความถี่สูงและต่ำจะมีขนาดแรงดันไฟฟ้าเท่ากับ $2\text{mV} \times 2.7 \times 2.7$ เท่ากับ ๑๔.๕๘ มิลลิโวลต์ วงจรขยายกลับเฟสออกขับให้เอาท์พุทมีขนาด ๓ โวลต์ พีค-ทู-พีค เพื่อทริกเกอร์วงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ให้ทำงาน

$$\begin{aligned} \text{ดังนั้น อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้าของวงจรขยายกลับเฟส} &= \frac{3\text{V}}{14.58\text{ mV.}} \\ &= 210 \end{aligned}$$

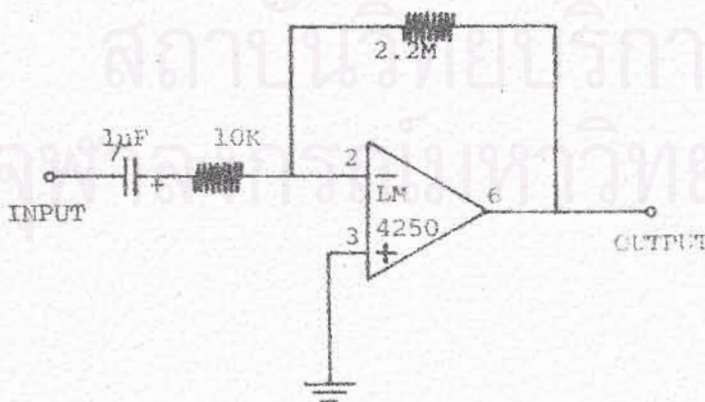
เลือกใช้ค่า $R_1 = 10$ กิโลโอห์ม และ $C_1 = 1$ ไมโครฟารัด คำนวณหา R_2 ได้คือ

$$A_v = \frac{-R_2}{R_1} \dots \dots \dots (๔.๒๖)$$

$$210 = \frac{-R_2}{10\text{K}\Omega}$$

$$\text{ดังนั้น } R_2 = 2.2 \text{ M}\Omega$$

จากการออกแบบวงจรพบว่า R_2 เป็นความต้านทานที่มีผลต่ออัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้าของวงจร ในทางปฏิบัติอาจต้องปรับค่า R_2 ให้สูงขึ้นเพื่อเพิ่มอัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้าของวงจรให้เพียงพอที่จะทริกเกอร์วงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ให้ทำงาน ในรูป ๔.๓๔ เป็นวงจรสมบูรณ์ของภาคขยายกลับเฟส



รูป ๔.๓๔ วงจรสมบูรณ์ขยายกลับเฟส

๔.๑๐.๗ ภาคนิโมโนสเทเบิล มีลติไวเบรเตอร์ ๔๐๐ มิลลิวินาที

วงจรในภาคนิโมโนสเทเบิล มีลติไวเบรเตอร์ เป็นวงจรที่ทำหน้าที่จัดช่วงเวลา ๔๐๐ มิลลิวินาที เป็นช่วงระยะคือ วงจรนิโมโนสเทเบิล มีลติไวเบรเตอร์ จะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ที่เข้ามาที่ทริกเกอร์ ในช่วงเวลาระยะคือ ๔๐๐ มิลลิวินาที การออกแบบวงจรนิโมโนสเทเบิล มีลติไวเบรเตอร์ จึงออกแบบให้ทำงานเป็นแบบ Non retriggerable Monostable Multivibrator เป้าหมายการออกแบบวงจรในภาคนิโมโนสเทเบิล มีลติไวเบรเตอร์ มีข้อกำหนดดังนี้คือ

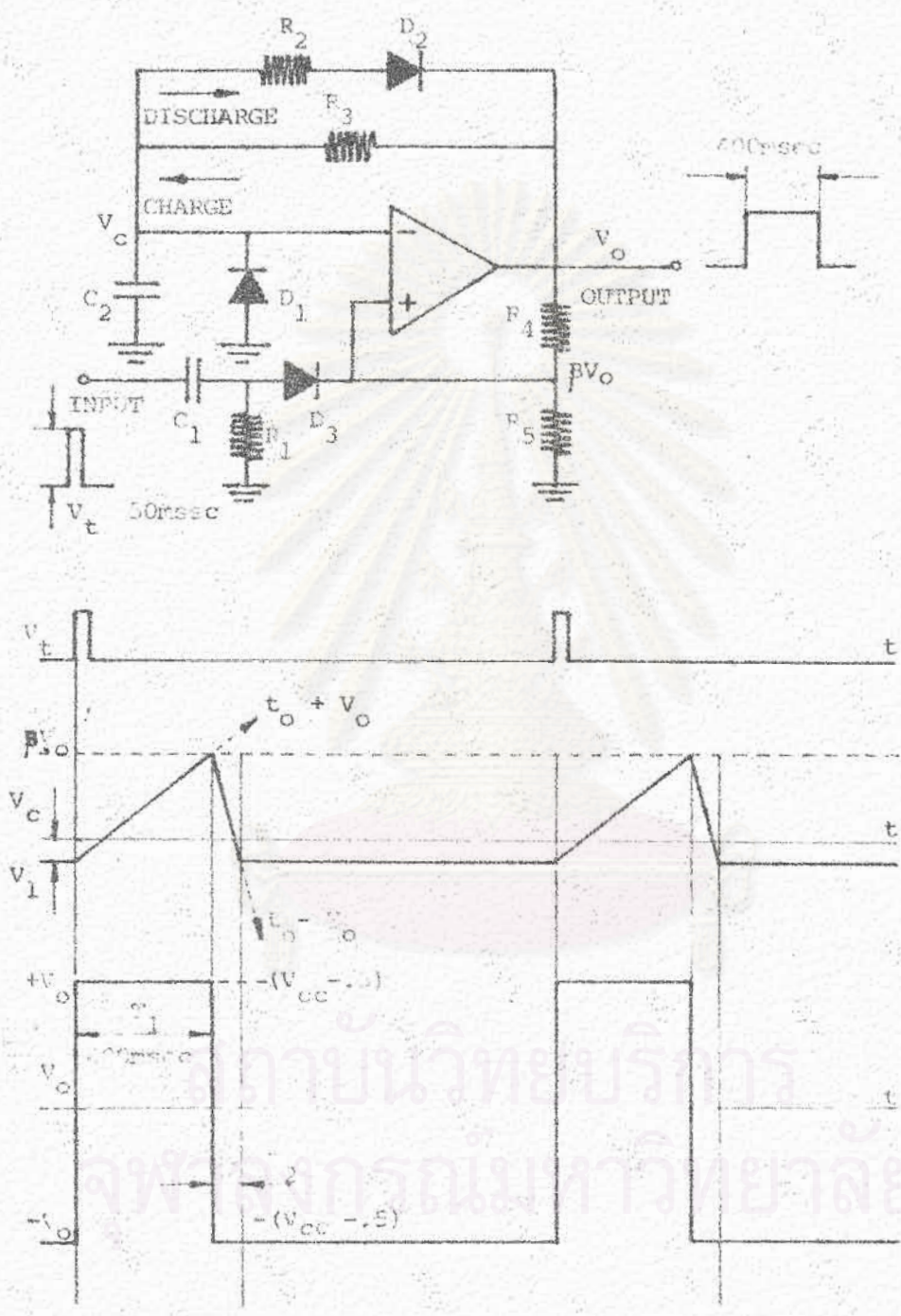
- ๑) ความไวของสัญญาณที่เข้าทริกเกอร์ ๑.๕ โวลต์
- ๒) จัดช่วงเวลาระยะคือ ๔๐๐ มิลลิวินาที
- ๓) วงจรต้องไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ที่เข้าทริกเกอร์ ในช่วงเวลาระยะคือ ๔๐๐

มิลลิวินาที

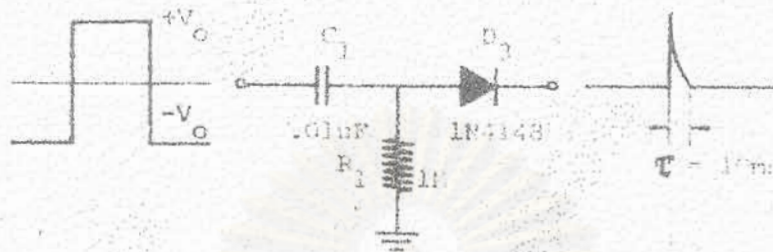
- ๔) สัญญาณที่เข้าทริกเกอร์ ให้มีช่วงกว้างของสัญญาณ ๑๐ มิลลิวินาที
- ๕) ความไวของสัญญาณที่เข้าทริกเกอร์ มีค่า ๒ โวลต์ เมื่อใช้แม่เหล็กทดสอบ

วงจรนิโมโนสเทเบิล มีลติไวเบรเตอร์ที่ออกแบบนั้น ทำการคัดแปลงวงจรมาจาก วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้ารูปสี่เหลี่ยม ^(๓๗) ดังแสดงในรูป ๔.๓๕ สัญญาณขาเข้าที่เข้าทริกเกอร์วงจร ถูกทำให้มีความกว้างของสัญญาณแคบ ประมาณ ๑๐ มิลลิวินาที โดยใช้ $C_1 R_1$ เป็นวงจรดีฟเฟอเรนเชียล ความกว้างของสัญญาณขึ้นอยู่กับเวลาคงที่ (Time constant) ของ $C_1 R_1$ D_3 ทำหน้าที่ให้สัญญาณบวกผ่านได้เท่านั้น (เอาต์พุตของภาคขยายกลับเฟสมีค่า ๓ โวลต์ พีค-ทู-พีค ± ๑.๕ V) ดังแสดงในรูป ๔.๓๖

$$\begin{aligned} \text{Time constant } (\tau) &= 10 \text{ msec} \\ \tau &= R_1 C_1 \dots \dots \dots (๔.๓๗) \\ \text{เลือกใช้ค่า } C_1 &= .01 \mu\text{F} \\ \therefore R_1 &= \frac{\tau}{C_1} = \frac{10 \text{ msec}}{.01 \mu\text{F}} \\ \text{ดังนั้น } R_1 &= 1 \text{ M}\Omega \end{aligned}$$



รูป ๔.๓๔ วงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ที่ใช้ในการออกแบบและรูปร่างของสัญญาณที่จุดต่าง ๆ



รูป ๔.๓๖ วงจร R-C ดีฟเฟอเรนเชียลให้ $\tau = 10 \text{ msec}$

D₃ เลือกใช้ signal Diode เบอร์ 1N4148 เพื่อให้สัญญาณบวกผ่านเท่านั้น

จากรูป ๔.๓๕ ขณะที่วงจรมีอยู่ในสภาวะเสถียรเอาท์พุท (V_o) อยู่ที่ $-(V_{CC}-.5)$ แรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C₂ เท่ากับ $-.5$ โวลต์ (V₁) ถ้าสัญญาณเข้ามาที่ทรานซิสเตอร์วงจรมีค่ามากกว่า βV_0 จะทำให้เอาท์พุทเปลี่ยนสภาวะเป็น $+(V_{CC}-.5)$ ตัวเก็บประจุ C₂ เก็บประจุผ่าน R₃ ด้วยเวลาคงที่เท่ากับ R₃ C₂ วินาที เมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C₂ มีค่าสูงเท่ากับ βV_0 เอาท์พุทจะเปลี่ยนสภาวะเป็น $-(V_{CC}-.5)$ อีกครั้ง ตัวเก็บประจุ C₂คายประจุผ่าน R₂, D₂ และ R₃ ด้วยเวลาคงที่เท่ากับ $C_2 R_3 R_2 / (R_3 + R_2)$ วินาที จนกระทั่งแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C₂ เท่ากับ $-.5$ โวลต์ (V₁) เอาท์พุทจึงเปลี่ยนสภาวะอีกครั้งเป็น $+(V_{CC}-.5)$ ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ คำนวณได้ตามสมการ (๔.๒๘) (๔.๒๙)

$$T_1 = R_3 C_2 \ln \left[\frac{V_0 + V_1}{V_0 (1 - \beta)} \right] \dots \dots \dots (๔.๒๘)$$

$$T_2 = \frac{R_3 R_2 C_2}{R_3 + R_2} \ln \left[\frac{V_0 + V_1}{V_0 (1 - \beta)} \right] \dots \dots \dots (๔.๒๙)$$

กำหนดให้ T₁ = ๔๐๐ มิลลิวินาที , V_o = V_{CC} - .5 โวลต์
 T₂ = ๒๐ มิลลิวินาที , C₂ = .47 ไมโครฟารัด

$$V_t = 1.5 \text{ โวลต์}, V_1 = 1.5 \text{ โวลต์}$$

$$+V_{CC} = 3.4 \text{ โวลต์}$$

เมื่อ $V_t = \beta V_o$

$$\beta = \frac{V_t}{V_o} = \frac{V_t}{V_{CC} - .5} = \frac{1.5}{3.4 - .5} = .5$$

แต่ $\beta = \frac{R_5}{R_4 + R_5} = .5$

- เลือกใช้ $R_5 = 2.2 \text{ M}\Omega$
 ดังนั้น $R_4 = 2.2 \text{ M}\Omega$

จากข้อกำหนดการออกแบบดังกล่าวนำค่าแทนในสมการ (๔.๒๘) และ (๔.๒๙) จะ

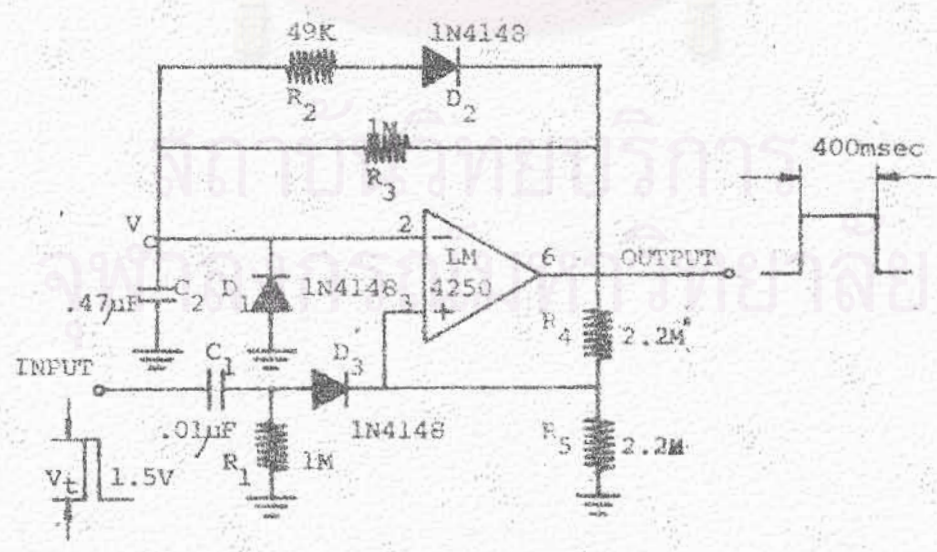
ได้ว่า

$$R_3 = 1 \text{ M}\Omega$$

$$R_2 = 49 \text{ K}\Omega$$

จากการออกแบบสามารถเขียนวงจรโมโนสเตเบิล มีลัตไวเบรเคอร์สมบูรณ์ได้ดังรูป

๔.๓๗

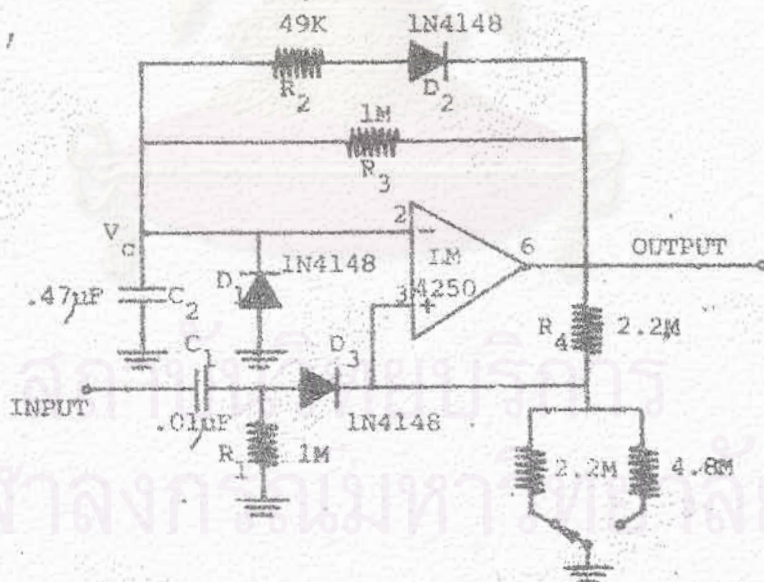


รูป ๔.๓๗ วงจรสมบูรณ์โมโนสเตเบิล มีลัตไวเบรเคอร์ ๔๐๐ มิลลิวินาที

ในการออกแบบที่ใช้แม่เหล็กทดสอบการทำงานของระบบทำได้โดยเปลี่ยนค่า R_5 ให้มีค่าสูงขึ้น เพื่อให้ความไวของสัญญาณที่ทรานซิสเตอร์ต่ำลง โดยกำหนดให้สัญญาณขาเข้า (V_t) ที่ทรานซิสเตอร์มีขนาดมากกว่าหรือเท่ากับ ๒ โวลต์ จึงจะทำให้วงจรโมโนสเตเบิล มีลติไวเบรเตอร์ทำงาน

$$\begin{aligned} \text{จาก } V_t &= \beta V_o = \frac{R_5}{R_4 + R_5} \cdot V_o \\ \text{กำหนดให้ } V_t &= 2 \text{ โวลต์} \\ R_4 &= 2.2 \text{ เมกกะโอห์ม} \\ V_o &= V_{CC} - 0.5 \text{ โวลต์} \\ \text{ดังนั้น } R_5 &= 4.8 \text{ ค.อ.} \end{aligned}$$

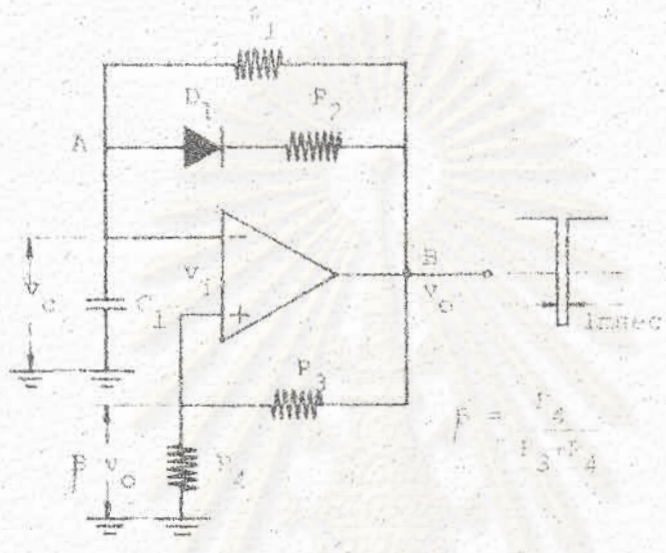
ดังนั้นวงจรในรูป ๔.๓๗ เขียนได้เป็นรูป ๔.๓๘



รูป ๔.๓๘ วงจรสมบูรณโมโนสเตเบิล มีลติไวเบรเตอร์ ๕๐๐ มิลลิวินาที ที่ปรับความไวของสัญญาณขาเข้า ๑.๕ และ ๒ โวลต์

๔.๑๐.๔ ภาควิชาควบคุมเวลาและกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

การออกแบบวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมีลักษณะคล้ายกับการออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ ซึ่งมีลักษณะดังรูป ๔.๓๘



รูป ๔.๓๘ วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

วงจรถ่ายกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ในรูป ๔.๓๘ ใช้ออปแอมป์ตัวเดียวทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ แรงดันไฟฟ้าที่ขาออกของวงจรจะถูกป้อนกลับเข้าขา Non-inverting ของออปแอมป์ด้วยแรงดันไฟฟ้า βV_o พบว่าแรงดันไฟฟ้าระหว่าง differential input v_i มีค่าเท่ากับ

$$v_i = v_c - \beta v_o = v_c - \frac{R_2}{R_1 + R_2} v_o \dots \dots \dots (๔.๓๐)$$

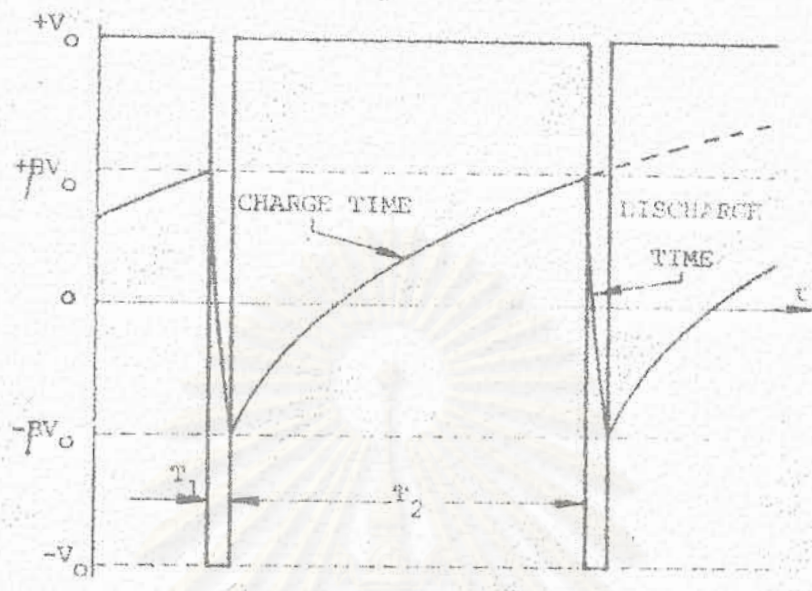
จากคุณสมบัติของวงจรเปรียบเทียบกับอุดมคติ

$$v_o = +V_o \quad \text{ถ้า} \quad v_i < 0$$

$$v_o = -V_o \quad \text{ถ้า} \quad v_i > 0$$

รูปคลื่นของสัญญาณขาออก และแรงดันไฟฟ้าที่วัดคร่อมตัวเก็บประจุ C_1 แสดงได้ดัง

รูป ๔.๓๐



รูป ๔.๔๐ แรงดันไฟฟ้าที่เอาต์พุต และตัวเก็บประจุ C_1

พิจารณา ในเวลาที่ $v_i < 0$ จากสมการ (๔.๓๐) พบว่า $v_c < \beta V_o$
 (แรงดันไฟฟ้าตัวเก็บประจุน้อยกว่าแรงดันไฟฟ้าที่ขา Non-inverting) ตัวเก็บประจุ C_1 จะ
 เก็บประจุให้มีแรงดันไฟฟ้าขึ้นไปถึง $+V_o$ โดยผ่าน R_1 แรงดันไฟฟ้าที่เอาต์พุตยังคงมีค่าเท่ากับ $+V_o$
 จนกระทั่งแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุมีค่าเท่ากับ βV_o เอาต์พุตจะเปลี่ยนสถานะเป็น $-V_o$
 แรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C_1 จะเริ่มคายประจุหรือเก็บประจุทางลบให้มีค่าแรงดันไฟฟ้าถึง $-V_o$
 เอาต์พุตคงสถานะ $-V_o$ จนกระทั่ง C_1 คายประจุลงมาเท่ากับ $-\beta V_o$ เอาต์พุตจึงเปลี่ยน
 สถานะเป็น $+V_o$ ใหม่อีกครั้ง แรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C_1 เก็บประจุในลักษณะ Exponen-
 tially ด้วยเวลาคงที่ (Time constant) $R_1 C_1$ และคายประจุในลักษณะ Exponen-
 tially ด้วยเวลาคงที่ (Time constant) $R_2 C_1$ เขียนได้เป็นสมการ (๔.๓๑)

$$v_c(t) = V_o \left[1 - (1 + \beta) e^{-t/RC} \right] \dots \dots \dots (๔.๓๑)$$

ดังนั้น ที่ $t = T_2$, $v_c(t) = +\beta V_o$

$$\therefore \beta V_o = V_o \left[1 - (1 + \beta) e^{-T_2/R_1 C_1} \right]$$

จะได้ว่า $T_2 = R_1 C_1 \ln \left[\frac{1+\beta}{1-\beta} \right] \dots\dots\dots (๔.๓๒)$
 ในทำนองเดียวกัน

$$T_1 = R_2 C_1 \ln \left[\frac{1+\beta}{1-\beta} \right] \dots\dots\dots (๔.๓๓)$$

คาบเวลา (T) = $T_1 + T_2 \dots\dots\dots (๔.๓๔)$

ในการออกแบบกำหนดให้ $\beta = .33$

จาก $\beta = \frac{R_4}{R_3 + R_4}$

เลือกใช้ $R_4 = 1 \text{ M}\Omega$

ดังนั้น $R_3 = 2.3 \text{ M}\Omega$

ให้ $V_o = V_{cc} - .5 = 3.4 - .5 = 2.9 \text{ V.}$

$\therefore \beta V_o = .33 \times 2.9 = .9 \text{ V.}$

กำหนดให้ในคาบเวลา ๑ รอบ (T) = ๔๓๔ มิลลิวินาที

เวลาในการเก็บประจุ $T_2 = ๔๓๔$ มิลลิวินาที

เวลาในการคายประจุ $T_1 = ๑$ มิลลิวินาที

จากสมการ (๔.๓๒) และเลือกใช้ตัวเก็บประจุ C_1 มีค่าเท่ากับ $.33 \mu\text{F}$

$$T_2 = R_1 C_1 \ln \left[\frac{1+\beta}{1-\beta} \right]$$

$$834 \times 10^{-3} = R_1 \times .33 \times 10^{-6} \ln \left[\frac{(1+.33)}{(1-.33)} \right]$$

ดังนั้น $R_1 = 3.7 \text{ M}\Omega$

จากสมการ (๔.๓๓)

$$T_1 = R_2 C_1 \ln \left[\frac{(1+\beta)}{(1-\beta)} \right]$$

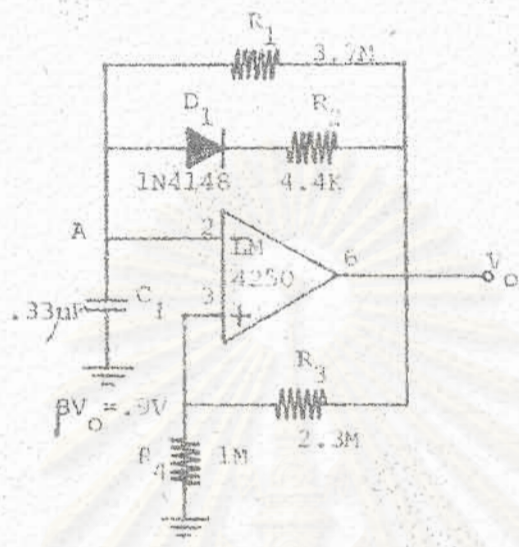
$$1 \times 10^{-3} = R_2 \times .33 \times 10^{-6} \ln \left[\frac{(1+.33)}{(1-.33)} \right]$$

ดังนั้น $R_2 = 4.4 \text{ K}\Omega$

จากการออกแบบวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ให้คาบเวลา (T) = ๔๓๔

มิลลิวินาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตเท่ากับ ๑ มิลลิวินาที เขียนวงจรสมบูรณของ

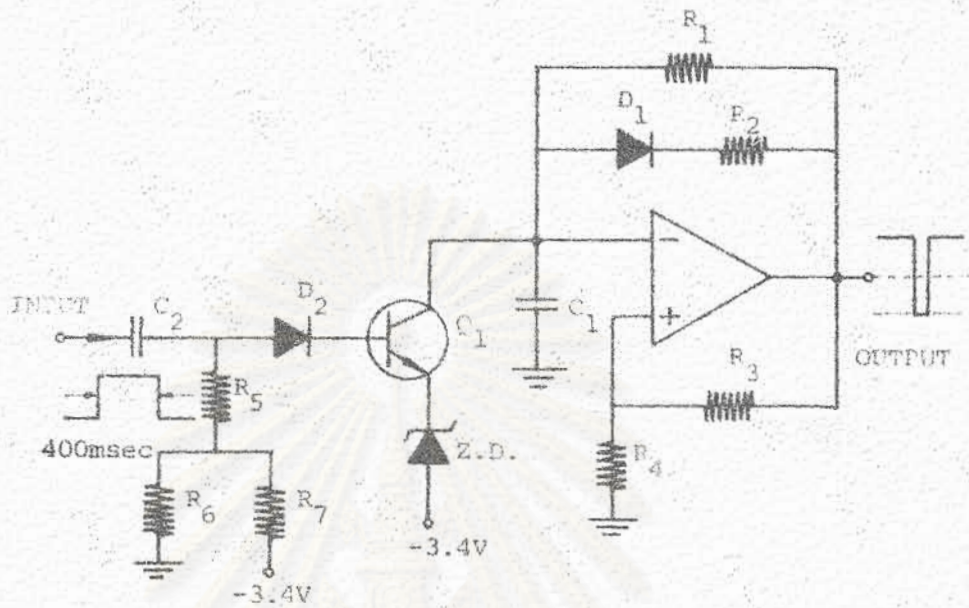
วงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ดังรูป ๔.๔๑



รูป ๔.๔๑ วงจรสมบูร์ณ์ถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

ในการออกแบบวงจรควบคุมเวลา ซึ่งทำหน้าที่บังคับให้วงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบปล่อยคลื่นไฟฟ้า หรือไม่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบให้แก่โหลดนั้น ศึกษาจากรูป ๔.๔๑ พบว่าวงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบทำงานด้วยการ เก็บประจุและคายประจุไฟฟ้าของตัวเก็บประจุ C_1 ถ้าตัวเก็บประจุ C_1 ถูกลัดวงจรลงดินวงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะไม่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบสู่โหลดได้ หากต้องการให้วงจรถ้าทำงานก็ทำได้โดยให้ตัวเก็บประจุ C_1 เก็บประจุและคายประจุไฟฟ้าตามปกติ จากรูป ๔.๔๑ ตัวเก็บประจุ C_1 เก็บประจุไฟฟ้าจนแรงดันไฟฟ้าที่ C_1 เท่ากับ $+V_0$ และคายประจุไฟฟ้าลงจนแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C_1 เท่ากับ $-V_0$ จึงเกิดการเปลี่ยนแปลงจาก $+V_0$ เป็น $-V_0$ และ $-V_0$ เป็น $+V_0$ ตามลำดับ

การออกแบบวงจรควบคุมเวลาในวงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบใช้ทรานซิสเตอร์ ทำหน้าที่เป็นอิเล็กทรอนิกส์ สวิตช์ ดังแสดงในรูป ๔.๔๒ ซึ่งวงจรประกอบด้วย $C_2, D_2, Z.D., R_1, R_5, R_6, R_7$



รูป ๔.๔๒ วงจรควบคุมเวลา และวงจรถ้า เปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

ในรูป ๔.๔๒ เป็นวงจรที่ใช้ในการออกแบบวงจรควบคุมเวลา และวงจรถ้าเปิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ Q_1 เป็นทรานซิสเตอร์ชนิด NPN ที่ทำหน้าที่รีเซ็ตค่าแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ C_1 ลงเป็น $-V_0$ โวลต์ ($-0.9V$) โดยทำหน้าที่ร่วมกับซีเนอร์ไดโอด (Z.D.) ทรานซิสเตอร์ Q_1 จะนำกระแส เมื่อมีสัญญาณเข้ามาควบคุม ประจุไฟฟ้าที่ถูกเก็บอยู่ในตัวเก็บประจุ C_1 จะคายประจุ ผ่าน Q_1 และ Z.D. ลงสู่ไฟลบลบ ($-3.4V$) โดยหลังจาก Q_1 นำกระแสแล้วจะเหลือประจุไฟฟ้าภายในตัวเก็บประจุ C_1 เท่ากับ -0.4 โวลต์ Q_1 และ Z.D. จะต่อกันแบบอนุกรม ขาแอนโอดของซีเนอร์ไดโอดต่อเข้าไฟลบลบ ($-3.4V$) ซีเนอร์ไดโอดที่ใช้ในวงจร ทำหน้าที่รักษาระดับแรงดันไฟฟ้าไว้ที่ค่า 2.7 โวลต์ การใช้ซีเนอร์ไดโอด ที่มี $V_Z = 2.7$ โวลต์ ทำให้แรงดันไฟฟ้าที่ขาอีมิเตอร์ ของทรานซิสเตอร์ Q_1 เมื่อเทียบกับไฟลบลบ -3.4 โวลต์ มีค่าเท่ากับ

$$V \text{ ขา อีมิเตอร์} = -(3.4 - 2.7) = 0.7 \text{ โวลต์}$$

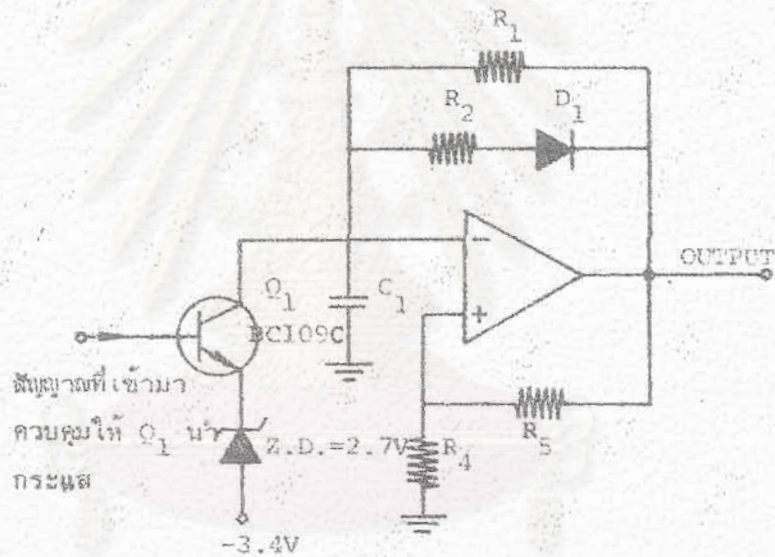
ซึ่งแรงดันไฟฟ้าที่ขาอีมิเตอร์ จะคงที่ เท่ากับ -0.7 โวลต์ ตลอดเวลา จากการเลือกใช้ซีเนอร์ไดโอด 2.7 โวลต์ ทำให้แรงดันไฟฟ้าระหว่างขาอีมิเตอร์ กับขาคอลเลกเตอร์

เตอร์ ของ ทรานซิสเตอร์ Q_1 มีค่าเท่ากับ

$$V_{CE} \text{ ของ } Q_1 = .๔ - .๗ = .๒ \text{ โวลต์}$$

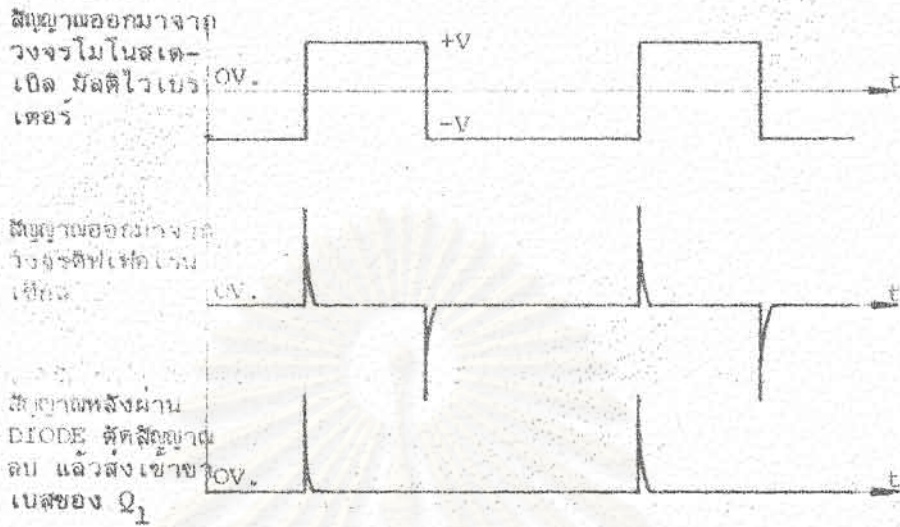
แรงดันไฟฟ้าระหว่างขา อิมิตเตอร์ กับขา คอลเลคเตอร์ ของ $Q_1 = .๒$ โวลต์ เป็นแรงดันไฟฟ้าขณะที่ทรานซิสเตอร์ Q_1 นำกระแส ($V_{CE} \text{ saturation}$)

การเลือกใช้ทรานซิสเตอร์ Q_1 จำเป็นต้องเลือกใช้ทรานซิสเตอร์ที่ทำหน้าที่เป็นสวิทช์ มีแรงดันไฟฟ้าอิมิตเตอร์ระหว่างขา อิมิตเตอร์ กับ คอลเลคเตอร์ อยู่ในช่วง .๑-๒ โวลต์ ในขณะที่ทรานซิสเตอร์อยู่ในสภาวะนำกระแสจากคู่มือทรานซิสเตอร์ เลือกใช้ทรานซิสเตอร์เบอร์ BC109C ซึ่งมีคุณสมบัติทางไฟฟ้าตรงตามที่ต้องการ จากการออกแบบดังกล่าวมาแล้วเขียนเป็นวงจรล้นหนึ่งได้ดังรูป ๔.๔๓



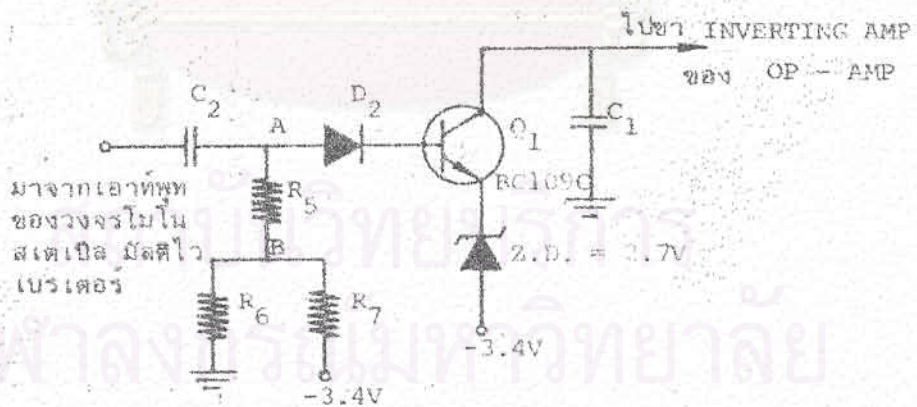
รูป ๔.๔๓ การใช้ Q_1 และ Z.D. ทำหน้าที่สวิทช์และรักษาระดับแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ ให้อยู่ที่ค่าประมาณ -๐.๒ โวลต์

การออกแบบเอาสัญญาณที่ออกมาจากวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ๔๐๐ มิลลิวินาที มาเข้าวงจรควบคุมเวลาเพื่อทำการเซตให้ทรานซิสเตอร์ Q_1 นำกระแส เพื่อรีเซตตัวเก็บประจุ C_1 ให้เหลือแรงดันไฟฟ้า เท่ากับ -๐.๒ โวลต์ พิจารณาจากผังจังหวะเวลา รูป ๔.๔๔



รูป ๔.๔๔ สังเกตเวลาในการนำสัญญาณจากวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ มาเซตให้ทรานซิสเตอร์ Q_1 นำกระแส

การดัดแปลงสัญญาณรูปสี่เหลี่ยมที่ออกมาจากวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ให้เป็นคลื่นไฟฟ้า
แคบ ๆ ทำได้โดยใช้วงจรดีฟเฟอเรนเชียล RC ดังแสดงในรูป ๔.๔๕



รูป ๔.๔๕ วงจรดีฟเฟอเรนเชียล ดัดแปลงสัญญาณจากวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ให้เป็นคลื่นไฟฟ้าแคบ ๆ เพื่อเซต Q_1 ให้นำกระแส

กำหนดให้เวลาคงที่ τ (Time constant) ของวงจรดีฟเฟอเรนเชียล RC

$$\tau = 25 \text{ มิลลิวินาที}$$

$$\tau = (R_5 + R_6) C_2$$

เลือกใช้ $C_2 = .01 \mu\text{F}$, $\tau = 25 \text{ มิลลิวินาที}$, $R_5 = 680 \text{ K}\Omega$

$$\therefore 25 \times 10^{-3} = (680 \times 10^3 + R_6) \times .01 \times 10^{-6}$$

ดังนั้น $R_6 = 1.8 \text{ M}\Omega$

เลือกใช้ D_2 เป็น signal diode เบอร์ 1N4148 ทำหน้าที่ตัดคลื่นไฟฟ้าช่วงลบ

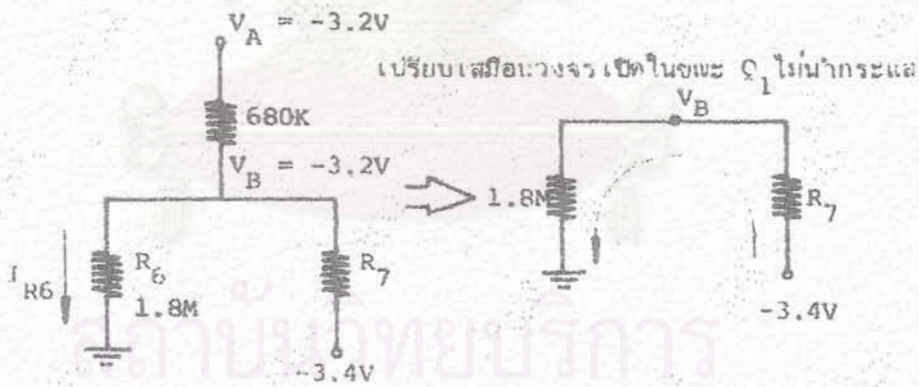
การเลือกจุดไบแอสที่ทำให้ทรานซิสเตอร์ยังไม่นำกระแส ทำได้โดยเลือกแรงดัน

ไฟฟ้าที่จุด A ในรูป ๔.๔๔ ให้มีแรงดันไฟฟ้า เท่ากับ -๓.๒ โวลต์ เมื่อเทียบกับดิน

ดังนั้น $V_A = -๓.๒ \text{ โวลต์} = V_B$ เมื่อทรานซิสเตอร์ Q_1 ไม่นำกระแส

กระแสไฟฟ้าที่ผ่าน R_6 $1.8 \text{ M}\Omega$ มีค่าเท่ากับ $\frac{3.2}{1.8 \times 10^6} = 1.75 \mu\text{A}$

ซึ่งเป็นกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่าน R_7 ด้วย จากรูป ๔.๔๖ ประกอบ



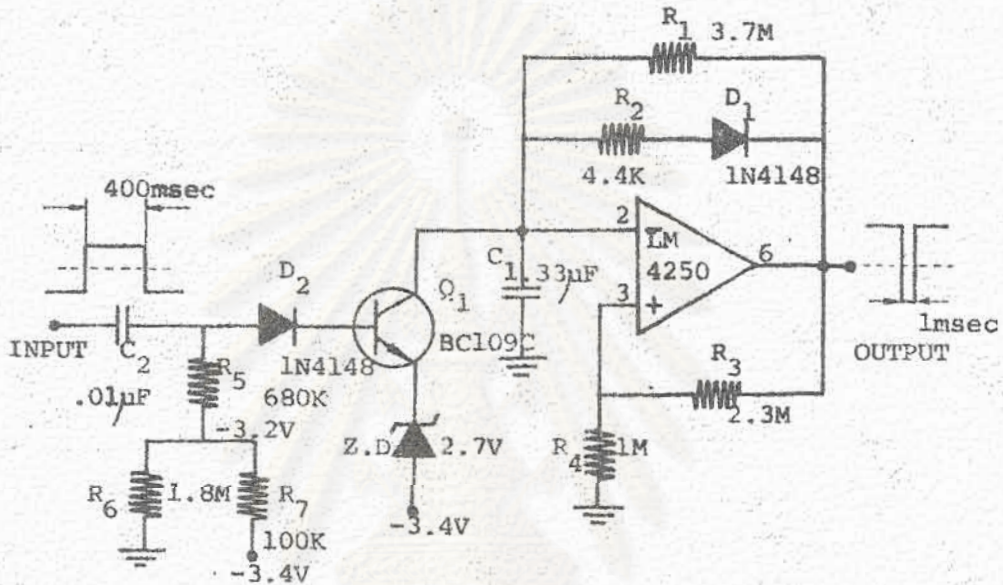
รูป ๔.๔๖ แสดงสภาพของวงจรไบแอส Q_1 ขณะ ไม่นำกระแส

ดังนั้น $R_7 = \frac{V - V_B}{I_{R_6}} = \frac{3.4 - 3.2}{1.75 \times 10^{-6}}$

$R_7 = 114 \text{ K}\Omega$

เลือกให้ R ค่ามาตรฐาน = 100 K Ω .

จากการออกแบบวงจรควบคุมเวลา และวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ สามารถเขียนสรวงจรพร้อมค่าอุปกรณ์ได้ตามรูป ๔.๔๗



รูป ๔.๔๗ วงจรสมมุติของภาคควบคุมเวลาและกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

ตัวเก็บประจุ ใช้ค่าที่มีความผิดพลาด $\pm 10\%$ ดังนั้นความต้านทาน R_1 และ R_2 ซึ่งใช้ค่าที่มีความผิดพลาด $\pm 1\%$ สามารถปรับค่าได้ดังนี้

เมื่อ C_1 .33 μF มีความผิดพลาด +10% ต้องใช้ $R_1 = 3.3 \text{ M}\Omega$

$R_2 = 4 \text{ K}\Omega$

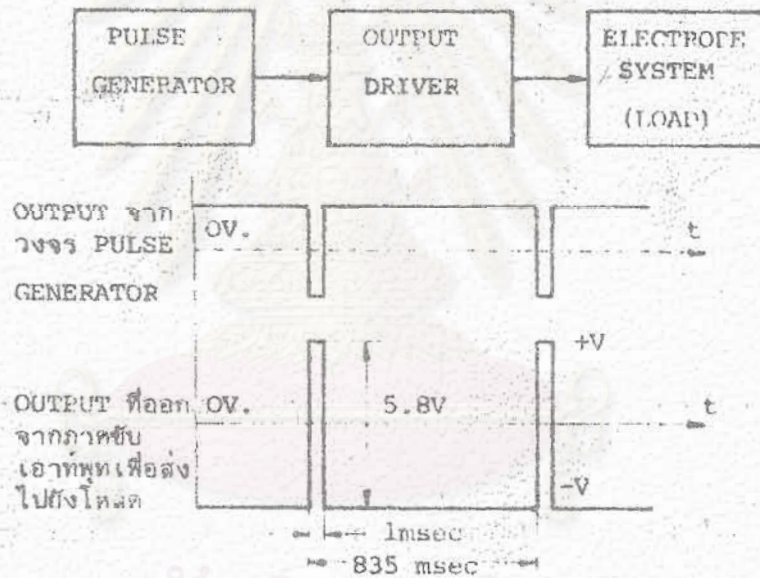
เมื่อ C_1 .33 μF มีความผิดพลาด -10% ต้องใช้ $R_1 = 4.1 \text{ M}\Omega$

$R_2 = 4.9 \text{ K}\Omega$

ดังนั้นเมื่อ C_1 มีค่า .33 $\mu\text{F} \pm 10\%$ ค่า R_1 สามารถปรับค่าได้ตั้งแต่ 3.3 M Ω - 4.1 M Ω และค่า R_2 สามารถปรับค่าได้ตั้งแต่ 4K Ω -4.9K Ω เพื่อให้คาบเวลาและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตออกมาถูกต้องตามข้อกำหนดในการออกแบบวงจร

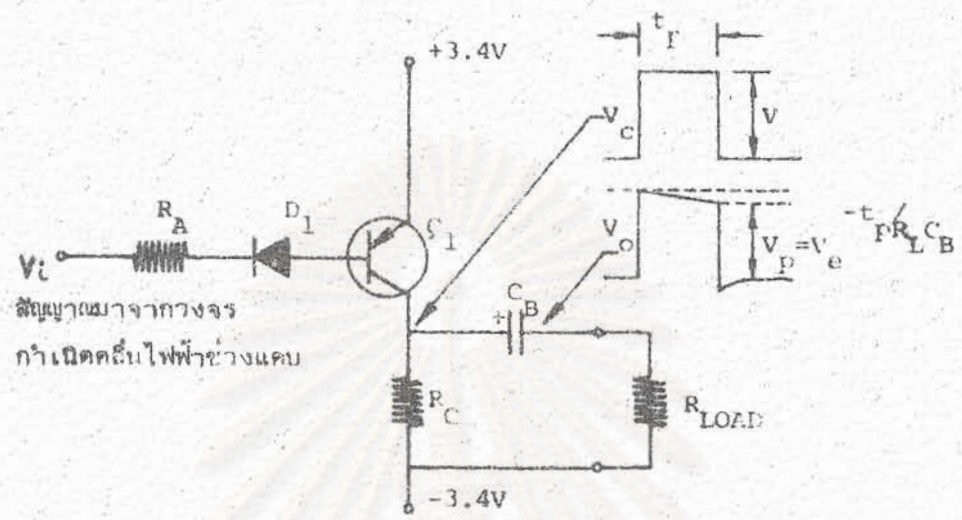
๔.๑๐.๔ ภาคขับเอาท์พุท (Output Driver)

วงจรในภาคขับเอาท์พุททำหน้าที่ขยายสัญญาณที่ออกมาจากวงจรถ่ายทอดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบให้มีขนาดสูงขึ้น เพียงพอที่จะไปควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจให้ทำงานตามจังหวะของการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ นอกจากนี้ยังทำหน้าที่เป็นวงจรถ่ายทอดระหว่างวงจรถ่ายทอดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบกับระบบซี เล็ค โตรน เพื่อป้องกันอันตรายทางไฟฟ้าซึ่งได้แก่สัญญาณรบกวน คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจากเครื่องตีพิมพ์เลเซอร์ ในรูป ๔.๔๔ เป็นผังวงจรและผังจังหวะเวลาของภาคขับเอาท์พุท



รูป ๔.๔๔ ผังวงจรและผังจังหวะเวลาของภาคขับเอาท์พุท

การออกแบบในวงจรภาคขับเอาท์พุทคล้ายกับการออกแบบวงจรภาคขับเอาท์พุทในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ โดยใช้ทรานซิสเตอร์ทำหน้าที่เป็นอินเวอร์เตอร์ ดังในรูป ๔.๔๕



สัญญาณมาจากวงจร
กำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

รูป ๔.๔๔ วงจรภาคขับเอาท์พุท

ข้อกำหนดในการออกแบบให้ขนาดของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท ๕.๔ โวลต์ ซึ่งเป็นแรงดันไฟฟ้าที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q_1 ให้กระแสที่ผ่าน R_C ๑๒ มิลลิแอมป์

ดังนั้น $R_C = \frac{5.8}{.12} = 48.3 \text{ K}\Omega = 47 \text{ K}\Omega$

กระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านโหลด R_L ๑๑.๖ มิลลิแอมป์ (๓๔) ดังนั้นกระแสที่ไหลออกจากขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q_1 มีค่าเท่ากับ

$I_C = I_{R_C} + I_{R_L} = .12 + 11.6 = 11.72 \text{ mA}$

เลือกใช้ทรานซิสเตอร์เบอร์ 2N2906 ซึ่งมีอัตราขยายทางกระแสไฟฟ้าเท่ากับ ๒๕ ที่กระแสคอลเลคเตอร์ ๑๐ มิลลิแอมป์

$I_B = \frac{I_C}{\beta} = \frac{11.72}{25} = .47 \text{ mA}$

จากวงจรรูป ๔.๔๔ พบว่า

$R_A = \frac{V^- + V_i - V_D - V_{BE}(\text{sat})}{I_B}$

$$R_A = \frac{3.4+2.9-.7-.7}{.47 \times 10^{-3}} = 10.4 \text{ K}\Omega$$

ดังนั้นจึงใช้ $R_A = 10 \text{ K}\Omega$

จากรูป ๔.๔๔ คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่จ่ายให้โหลด R_L จะเป็นรูปสี่เหลี่ยมเหมือนกับ คลื่นไฟฟ้าที่ขาคอลเลคเตอร์ของทรานซิสเตอร์ Q_1 ขึ้นอยู่กับค่าตัวเก็บประจุ C_B โดยกำหนดให้ Percentage tilt น้อยกว่า ๒%

- เมื่อ $t_p = ๑$ มิลลิวินาที
- $R_L = ๕๐๐$ โอห์ม
- $V = ๕.๘$ โวลต์

จาก Percentage tilt (๓๔)
$$= \frac{V_o - V_p}{V/2} \times 100$$

$$V_p = 5.8 - \left[\frac{2 \times 5.8}{100} \right]$$

ดังนั้น $V_p = 5.7$ โวลต์

จาก $V_p = V_e^{-t_p/R_L C_B} \dots \dots \dots (๔.๓๕)$ (๓๕)

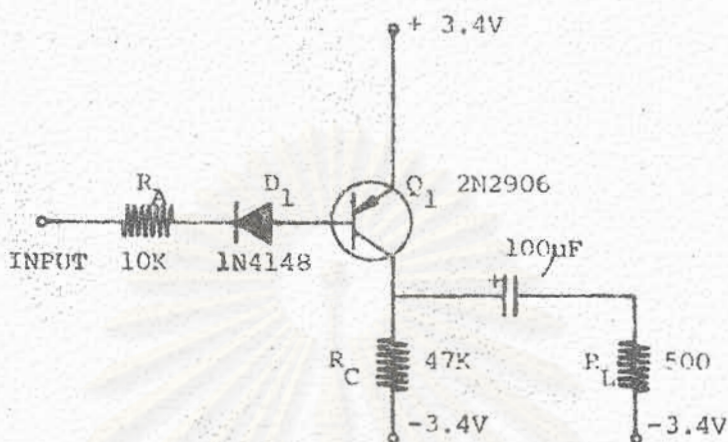
แทนค่าที่กำหนดในสมการ (๔.๓๕) จะได้ว่า

เลือกใช้ $C_B = 114 \mu F$
 $C_B = 100 \mu F$

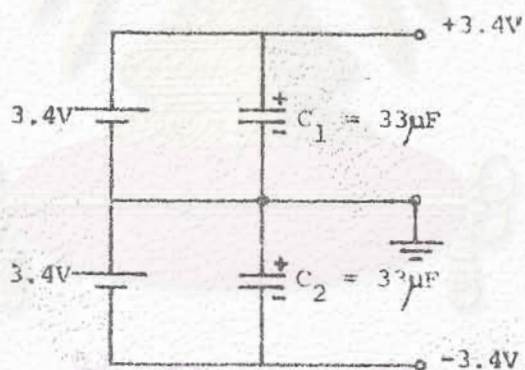
จากการออกแบบวงจรภาคขับเอาต์พุตเขียนสรวงจรพร้อมค่าอุปกรณ์ได้ดังรูป ๔.๕๐

๔.๑๐.๑๐ ภาคแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า (Power Source)

แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ ใช้แหล่งจ่ายไฟ ๒ ชุด เป็นโพลบวก (+๓.๕) โวลต์ หนึ่งชุด และ โพลลบ (-๓.๕) โวลต์ อีกหนึ่งชุด ดังแสดงในรูป ๔.๕๑



รูป ๔.๕๐ วงจรสมบูร์กภาคขับเอาที่พุด



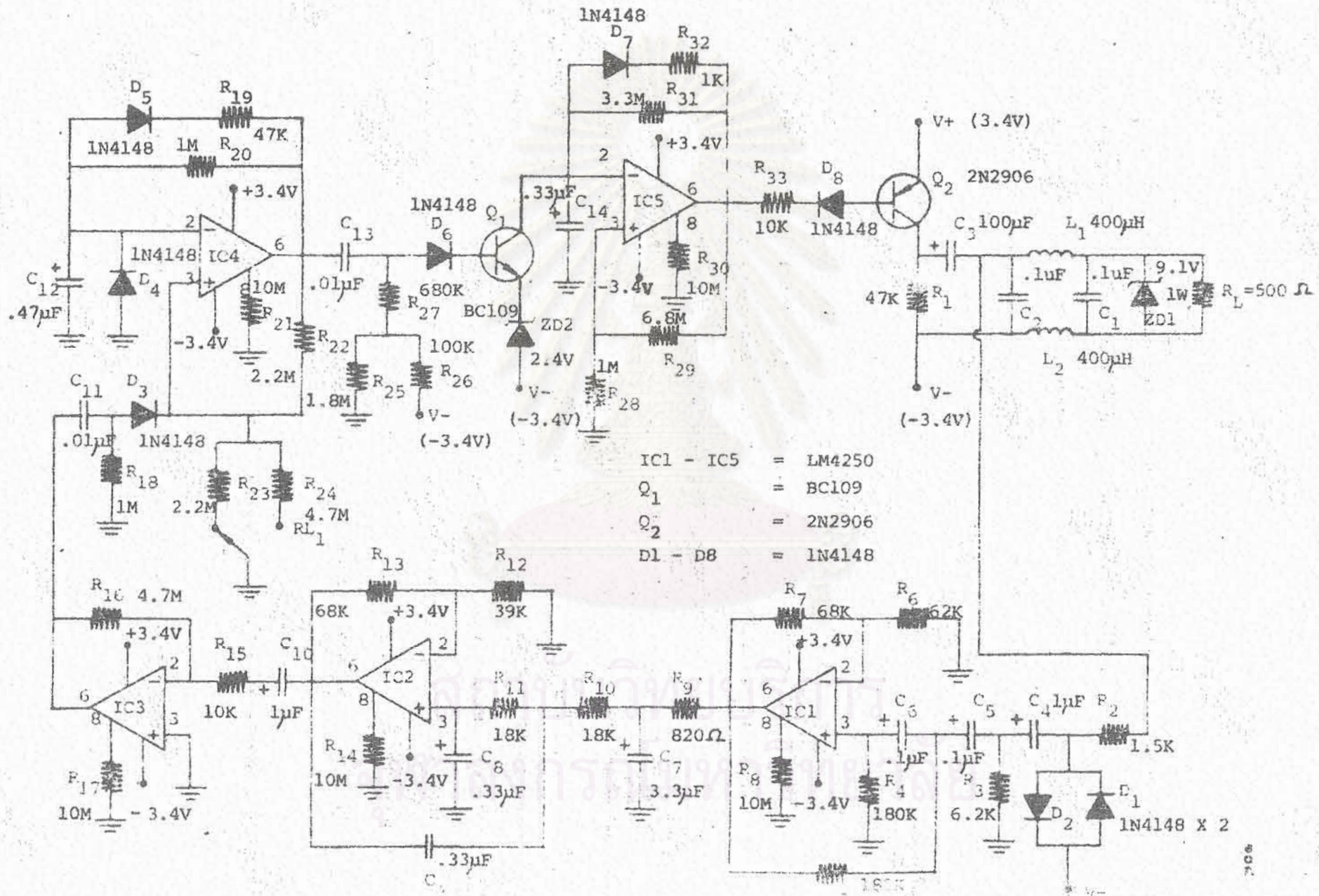
รูป ๔.๕๑ วงจรภาคแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ± 3.4 โวลต์

แบตเตอรี่ที่ใช้ในวงจรใช้แบตเตอรี่ลิเธียม ขนาด ๓.๔V ๖๖ A-H ของบริษัท TANDIRAN ประเทศอิสราเอล จำนวน ๒ ก้อน เพื่อสร้างไฟบวกและลบ ตัวเก็บประจุ C_1 และ C_2 ต่อพร้อมแบตเตอรี่สองชุด ขนาดของ C_1 และ C_2 มีค่า $33 \mu F$ ชนิดแทนทาลัม ทำหน้าที่ป้องกันการเพิ่มความต้านทานภายในของแบตเตอรี่ ช่วยให้สามารถใช้งานได้นานขึ้น

จากการออกแนววงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ แบบอัตราเต็ม
เปลี่ยนตามต้องการในหัวข้อ ๔.๑๐.๑ ถึง ๔.๑๐.๑๐ เขียนเป็นวงจรสมบูรณ์เพื่อนำไปสร้าง
เป็นวงจรถิ่นแบบ ดังในรูป ๔.๔๒



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



บทที่ ๔

การสร้าง ทดสอบ และผลการทดลองเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

๔.๑ การสร้าง ทดสอบ และผลการทดลองเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้
อัตราเดินคงที่

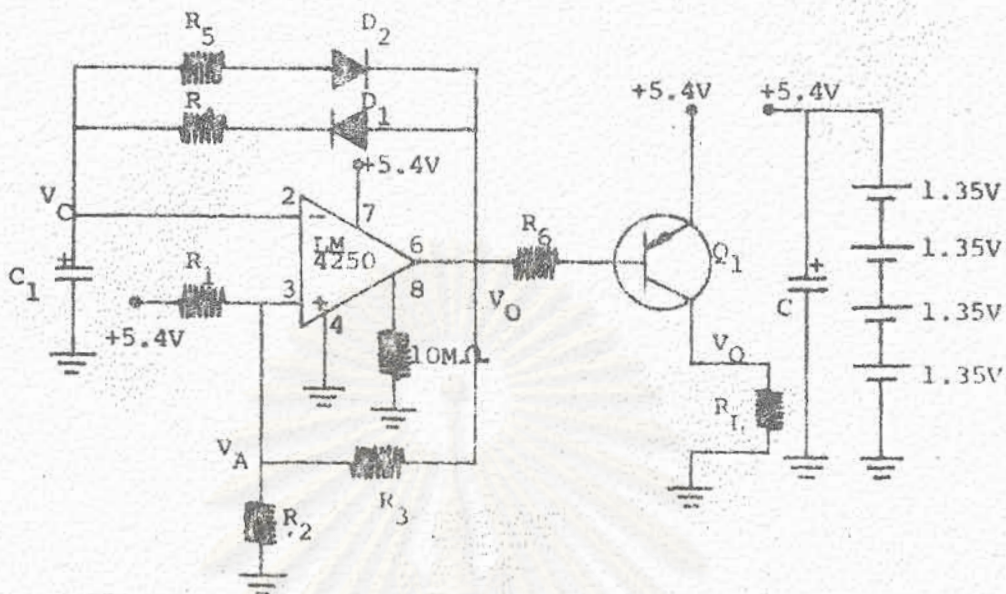
ในการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินคงที่ใน
วิทยานิพนธ์นี้ ผู้วิจัยได้ดำเนินการวิจัยมาตั้งแต่ปี พ.ศ. ๒๕๖๑ จนถึง พ.ศ. ๒๕๖๓ โดยได้ทำการ
ศึกษาวงจรการทำงานของเครื่องรุ่นต่าง ๆ นำมาวิเคราะห์เพื่อ เป็นแนวทางในการออกแบบวงจร
นำวงจรที่ออกแบบได้มาทดสอบในห้องปฏิบัติการ และในสภาพแวดล้อมใกล้เคียงสภาพความเป็น
จริง โดยได้ทำการสร้างเป็นเครื่องต้นแบบ จำนวน ๖ เครื่อง ทำการทดลองหาคุณสมบัติทางไฟฟ้า
ในขณะที่เดียวกันได้สร้างรูปจำลองเครื่องทำด้วยสารที่ใช้ในการหล่อแบบ โดยยังไม่ใ้วงจรเข้าไป
ในรูปจำลอง ทำการผ่าตัดฝังไว้ได้ผิวหนึ่งของสุนัขทดลอง เพื่อทำการทดสอบหาปฏิกิริยาของ
เนื้อเยื่อเมื่อมีสิ่งแปลกปลอมเข้าไปอยู่ ใช้เวลาในการทดสอบ ๔ เดือน ในขั้นสุดท้ายของการ
วิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินคงที่ ได้ทำการทดลอง
เครื่องกับผู้ป่วยที่โรงพยาบาลโรคทรวงอก จำนวน ๒ ราย โดยทำการทดลองให้ผู้ป่วยใช้ เครื่อง
แบบติดภายนอกร่างกาย เป็นระยะเวลา ๔ เดือน แล้วนำเครื่องกลับมาทดสอบอีกครั้งเพื่อหา
ความผิดพลาดเมื่อเครื่องได้ใช้งานกับผู้ป่วย

จากการออกแบบวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ แบบให้อัตราเดินคงที่
ในบทที่ ๔ ได้วางจรรยาบรรณดังแสดงในรูป ๔.๑

นำวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ ซึ่งได้ออกแบบไว้
ตามวงจรรูป ๔.๑ และบทที่ ๔ มาทำการทดสอบหาข้อมูล ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร
โดยทำการสร้างวงจรในรูป ๔.๑ บนแผ่นทดลอง (protoboard)

๔.๑.๑ ผลการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรในห้องปฏิบัติการ

จากการสร้างวงจรในแผ่นทดลอง ทำการวัดลักษณะและคุณสมบัติวงจร เครื่องควบคุม

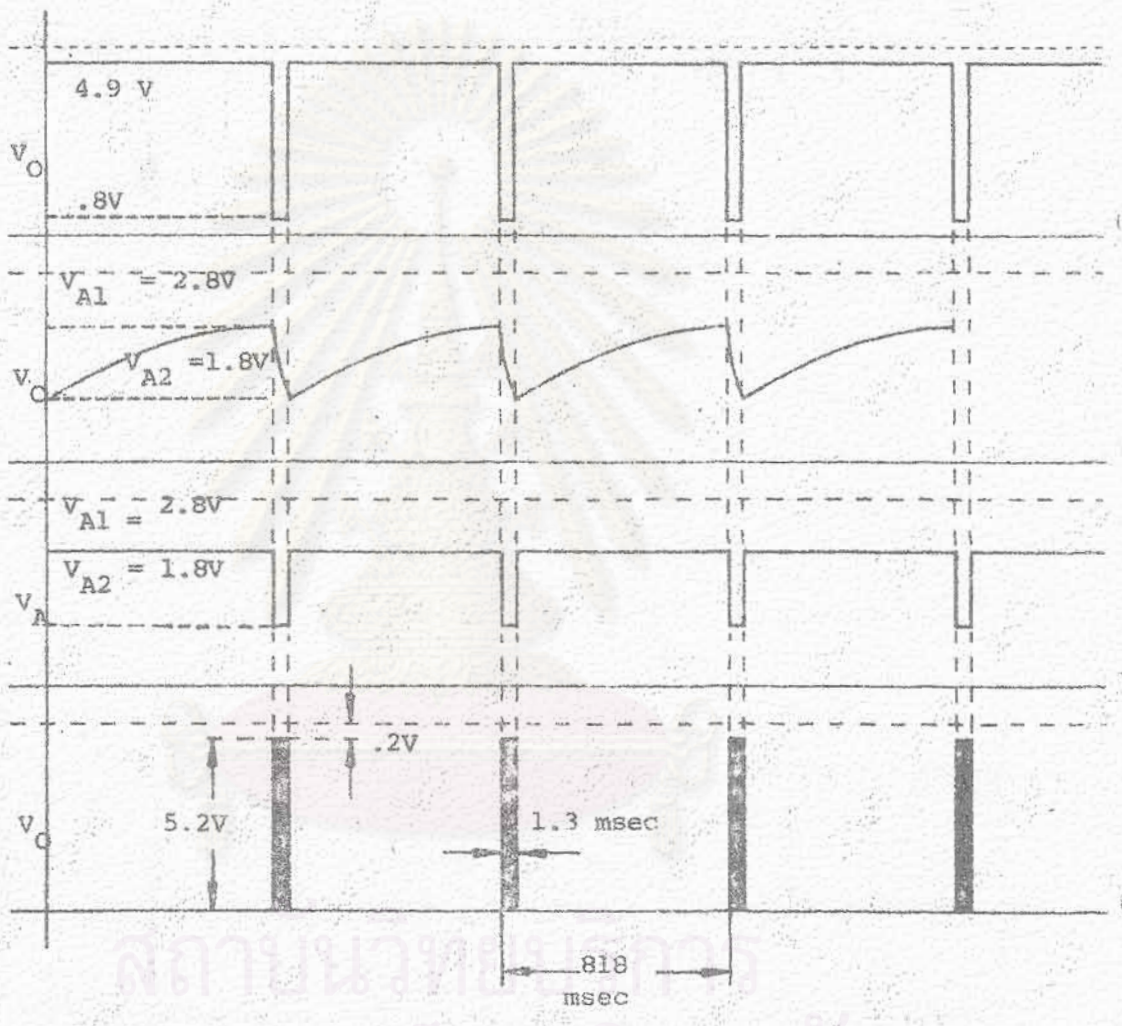


รูป ๕.๑ วงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ที่ได้ออกแบบไว้ในบทที่ ๔

จังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ดังแสดงในตารางที่ ๕.๒ พร้อมวัดแรงดันไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ ของวงจร แสดงในผังจังหวะเวลา รูปที่ ๕.๓

Voltage Supply	R	Pulse Amp	Pulse current	Pulse duration	Rate	current drain no load	current drain on load	Total average current Drain
5.4 V	10MΩ	5.2 V	10.4mA	1.3msec	73BPM	3 μA	12 μA	15 μA

ตารางที่ ๕.๒ ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่



สถาบันวิทยุ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูปที่ ๕.๓ แรงดันไฟฟ้าที่จุดต่าง ๆ ในวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของ หัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่

๕.๑.๒ การสร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ต้นแบบ
 การสร้างเครื่องต้นแบบในทางปฏิบัตินั้น หลังจากทดลองได้ผลเป็นที่พอใจแล้ว จึง
 นำวงจรไปออกแบบวงจรพิมพ์ดังรูป ๕.๔ เสร็จแล้วนำไปแช่น้ำยาเคมีที่มีส่วนผสมของเฟอริค

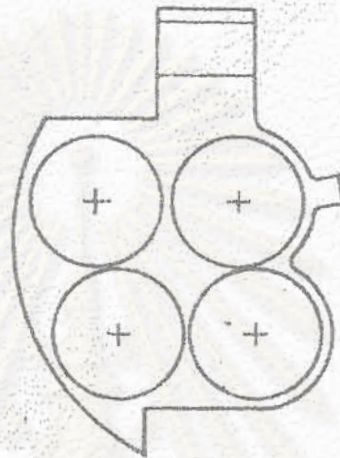


รูปที่ ๕.๔ วงจรพิมพ์ของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตรา
 เดินคงที่

คลอไรด์ไนฮัตราส่วนเฟอริคคลอไรด์ ๑ กิโลกรัมต่อน้ำ ๑ ลิตร น้ำยาจะกัดเอาทองแดงส่วนที่
 ไม่ต้องการออกเหลือแต่ส่วนที่ต้องการไว้ นำไปล้างให้สะอาด จึงนำไปเจาะรูเพื่อใส่ค่าอุปกรณ์
 ต่าง ๆ แล้วทำการ ปิดกั้น จากนั้นนำมาทดสอบอีกครั้งจนแน่ใจว่าวงจรสามารถทำงานได้เหมือน
 ที่ทดลองบนแผ่นทดลอง

ในขั้นต่อไปต้องออกแบบที่ใส่แบตเตอรี่ ขนาด ๔ ก้อน โดยออกแบบรูปร่างที่เหมาะสม
 สมกับวงจรพิมพ์ที่ออกแบบไว้ เพื่อให้ได้รูปทรงที่กระชับรัดกุมใช้แผ่นพลาสติกหนา ๑.๗
 เซนติเมตร เจาะรูและตัดให้เป็นรูปตามแบบใน รูปที่ ๕.๕ เมื่อเจาะและตัดพลาสติกได้
 รูปตามต้องการ นำเซลล์ Mercury-Oxide silver ขนาด ๑.๓๕ โวลต์ จำนวน ๔ ก้อน มา
 ใส่โดยต่อขั้วระหว่างแบตเตอรี่ด้วยโลหะนำไฟฟ้าทำด้วยทองแดง สึกขาวเชื่อมโลหะ Silver
 Epoxy เบอร์ ๔๙๒๒ Dupont Conductor Composition อีกขั้วแบตเตอรี่ด้วยแผ่น

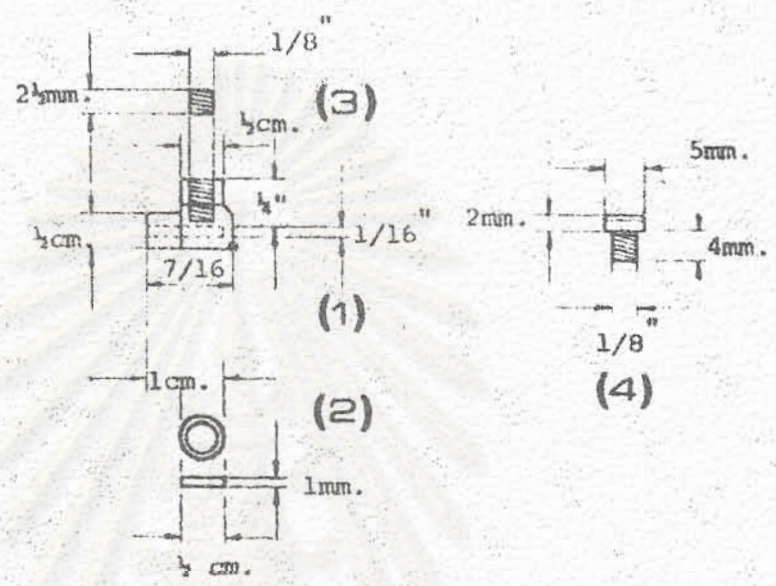
พลาสติกบางหนา ๑ มิลลิเมตร ทั้งด้านหน้าและด้านหลัง ใช้เนื้อสกรูเกลียวปล่อยยึดอีกครึ่งให้แน่น ทำการเชื่อมขอบพลาสติกทุกด้านให้แน่นโดยใช้น้ำยาติดแผ่นพลาสติก (100% Adhesive solution)



รูปที่ ๕.๔ ที่ใส่แบคทีเรียขนาด ๕ ก้อน ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่

การออกแบบขั้วต่อของสายต่อ ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่เลือกใช้สายต่อแบบใส่เข้าไปยัง เอนโดคาเดียมและเลือกใช้ซีล็คโตรดแบบสองขั้ว ขั้วต่อของสายต่อถูกออกแบบโดยใช้ทองเหลืองนำไปดัดและเจาะรูเป็นเกลียว พร้อมกันนั้นได้นำเนื้อเกลียวปล่อยแบบไม่มีหัวเพื่อใช้ยึดให้สายต่อติดแน่นกับขั้วต่อโดยใช้ทองเหลืองเป็นวัสดุ สำหรับเนื้อที่จะใช้ใส่ปิดขั้วต่อ ใช้แท่งเทพลอนทรงกลมมาทำการกลึงเป็นหัวเนื้อพร้อมทำ เกลียวชนิดปล่อย ในด้านการออกแบบขั้วต่อมิให้ของเหลวซึมผ่านเข้าไปได้ ได้ทำการออกแบบแหวนยางเพื่อใส่ในขั้วต่อกันการซึมของของเหลว ดังรายละเอียดได้แสดงในรูป ๕.๖

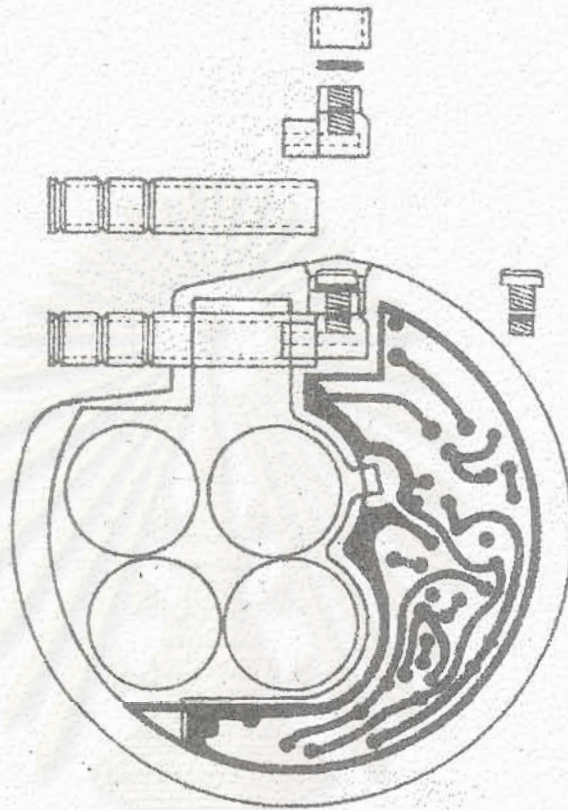
การออกแบบปลอกยางเพื่อสวมติดกับขั้วต่อที่เป็นโลหะ ในขั้นต้นออกแบบไว้ว่าจะใช้เทคนิคในการหล่อยางซิลิโคน ให้ออกมาเป็นลักษณะหลอด แต่เนื่องจากวิธีการดังกล่าวกระทำได้ยาก และต้องใช้เครื่องมือในการหล่อสลับซับซ้อน ในการวิจัยได้นำเอาหลอดยางซิลิโคน



รูป ๕.๖ รายละเอียดแบบแปลนการออกแบบข้อต่อของสายต่อ ซึ่งประกอบด้วย ข้อต่อโลหะ (๑) แหวนยาง (๒) น็อตปิดสายต่อ (๓) และน็อตปิดข้อต่อ (๔)

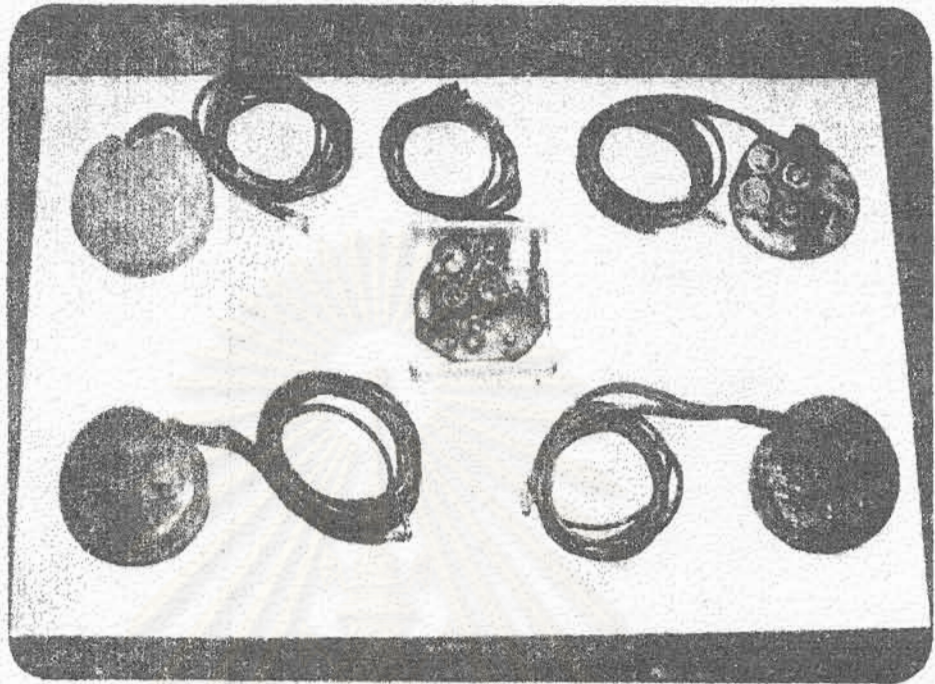
ซิลิโคน ชนิด Medical grade tubing มาใช้แทน ลักษณะของหลอดยางมีลักษณะคล้ายหลอดกาแฟอ่อนตัว เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ ๔ มิลลิเมตร ทน ๑ มิลลิเมตร ไม่มีสารพิษที่จะเป็นอันตรายต่อร่างกาย ทั้งนี้เพราะหลอดยางชนิดนี้ใช้ในการแพทย์อยู่แล้ว อาทิ เข็มไขเป็นหลอดดูดเสมหะ เป็นต้น เมื่อทำการออกแบบชิ้นส่วนต่าง ๆ ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ตลอดจนทำชิ้นส่วนต่าง ๆ เป็นที่เรียบร้อย ก็นำชิ้นส่วนต่าง ๆ มาประกอบกันเป็นเครื่องสำเร็จ ตามแบบแปลนในรูป ๕.๗

หลังจากการนำเอาชิ้นส่วนมาประกอบเรียบร้อยแล้ว ก็นำเอาไปหล่อด้วยกาวอีพ็อกซี เพื่อให้เป็นรูปร่างตามที่ต้องการ กาวอีพ็อกซีที่ใช้เป็นของบริษัท CIBA-Geigy เบอร์ AW106+HV953U ทำการหล่อแบบในแบบหล่อทำด้วยปูนปลาสเตอร์ แล้วเคลือบด้วยยางซิลิโคน



รูป ๕.๗ แบบแปลนชิ้นส่วนต่าง ๆ ที่จะนำมาประกอบเป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่

หน้า ๑ มิลลิเมตร โดยใช้ยางซิลิโคนของบริษัท Dow Corning เบอร์ MDX 4-4210 Elastomer และ MDX 4-4210 Curing Agent ผสมกันในอัตราส่วน ๑:๑ เคลือบผิวของกาวอีพ็อกซี ทิ้งไว้ให้แข็งตัวแห้งสนิท ซึ่งจะได้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่สมบูรณ์ ในรูป ๕.๘ และได้ทำการเปรียบเทียบความหนาและขนาดรูปร่างของเครื่องต้นแบบกับเครื่องที่มาจากต่างประเทศ ดังในรูป ๕.๘ และ ๕.๑๑



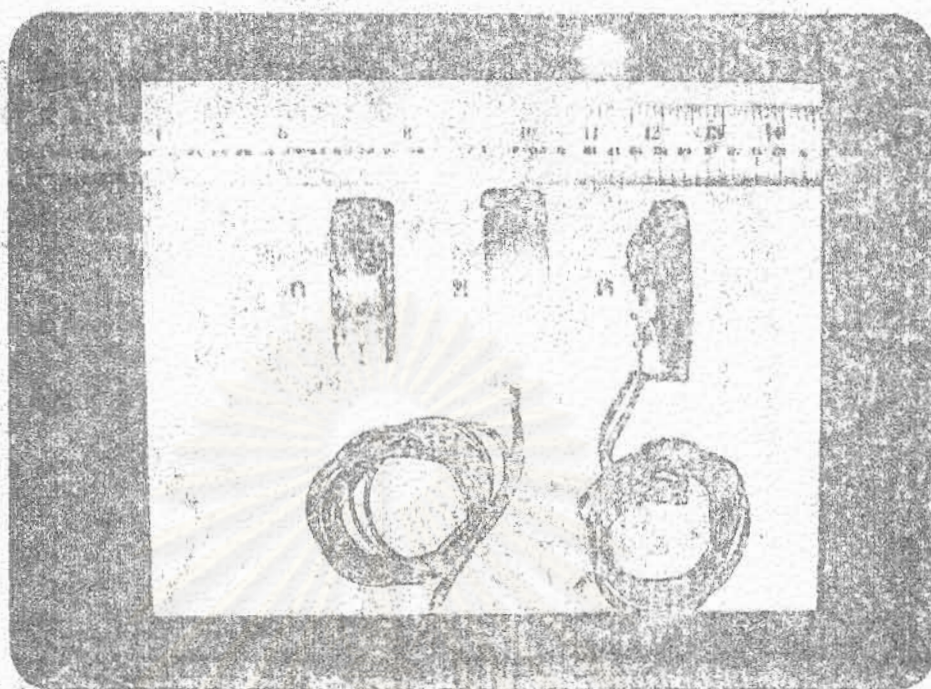
รูป ๕.๖๘ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ ที่ประกอบสมบูรณ์แล้ว

๕.๑.๓ ผลการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรในสภาพแวดล้อมจริง

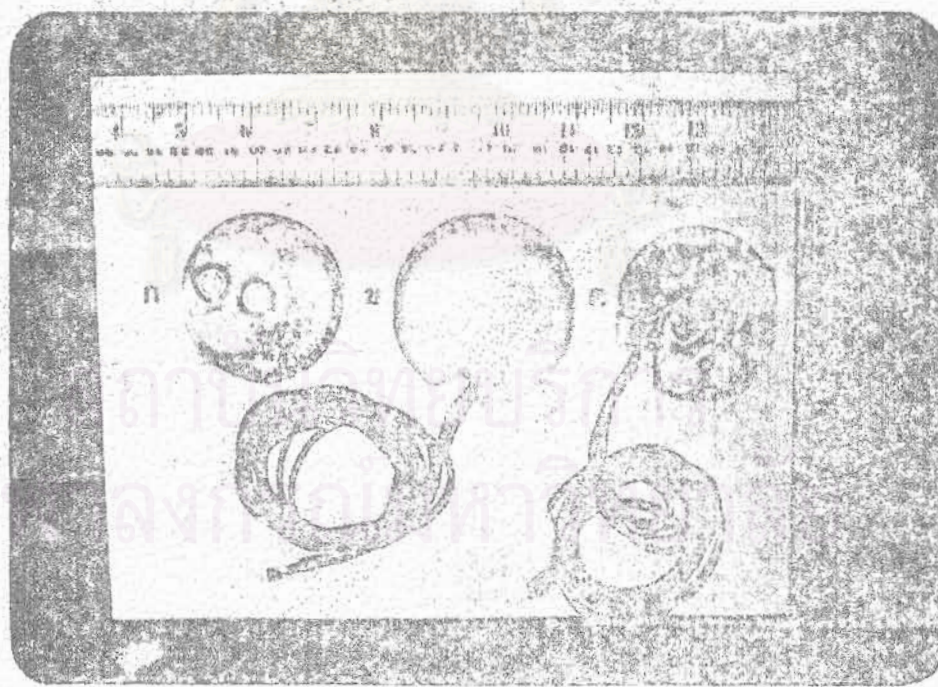
จุดมุ่งหมายของการทดสอบวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในสภาพแวดล้อมจริง เพื่อต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงการทำงานของวงจร เมื่อนำไปใช้งานกับผู้ป่วย ซึ่งโดยเฉลี่ยอุณหภูมิของร่างกายมนุษย์มีอุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียส อีกทั้งในร่างกายนมนุษย์มีของเหลวจำนวนมาก ดังนั้นการทดลอง เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจึงต้องทดสอบในทุกระยะที่สภาพแวดล้อมเปลี่ยนแปลง นอกจากนี้ในหัวข้อนี้ยังแสดงผลการทดสอบความเชื่อถือของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าซึ่งใช้วัสดุที่หาซื้อได้ในประเทศไทย ผลการทดสอบจำแนกได้ เป็นหัวข้อย่อยได้ดังนี้

๕.๑.๓.๑ ผลการทดสอบ วัฏจักรการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอชทีที ในอุณหภูมิต่าง ๆ (๓๐°ซ ถึง ๔๕°ซ)

จากผลของการทดสอบจะทำให้ทราบว่า เมื่ออุณหภูมิร่างกายของผู้ป่วยที่ใช้เครื่องมีการเปลี่ยนแปลง ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรภายในเครื่องควบคุมจังหวะการ



รูป ๕.๑ แสดงการเปรียบเทียบความหนาของเครื่องต้นแบบ (ข) (ค) กับเครื่องที่มาจากต่างประ เเทศ (ก)



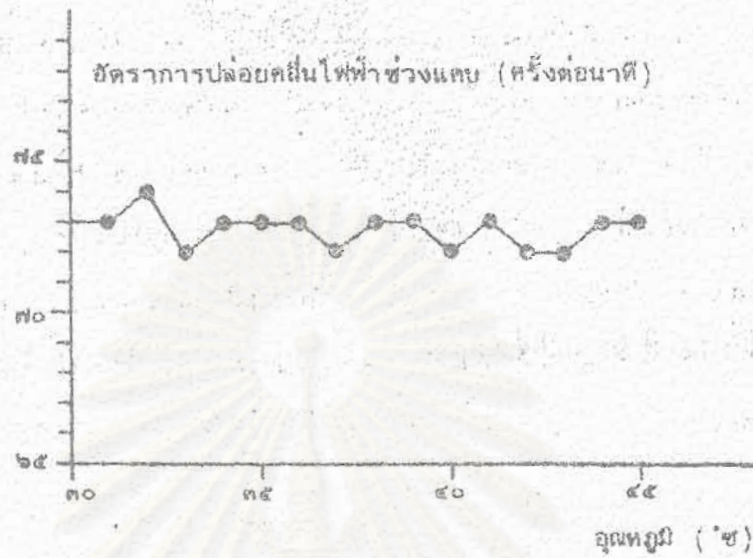
รูป ๕.๒ แสดงการเปรียบเทียบขนาดรูปร่างของเครื่องต้นแบบ (ข) (ค) กับเครื่องที่มาจากต่างประ เเทศ (ก)

ของหัวใจ สามารถให้ลักษณะและคุณสมบัติ เปลี่ยนแปลง เช่น โคซี่ ให้เห็นถึงผลของอุณหภูมิต่าง ๆ
 ที่มีต่อเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่ โดยทำการทดสอบ
 เครื่องที่จุ่มอยู่ในสารละลายที่มีสภาพเป็นเกลือ pH ของสารละลาย ประมาณ ๗.๔ ทำการปรับ
 อุณหภูมิของสารละลายจาก ๓๐° ซ ถึง ๔๕° ซ เวลาที่แช่อยู่ในน้ำยา โดยใช้เวลาในการปรับ
 อุณหภูมิแต่ละองศา ประมาณ ๒๐-๒๕ นาที ในขณะที่ทำการทดสอบใช้ เครื่องกวนน้ำ เพื่อให้อุณหภูมิ
 ของสารละลายคงที่ ที่อุณหภูมิที่กำหนด ทำการวัดอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้าง
 ของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทนำมาเขียนกราฟเทียบกับที่อุณหภูมิต่าง ๆ ดังแสดงได้ในรูป ๕.๑๑, ๕.๑๒

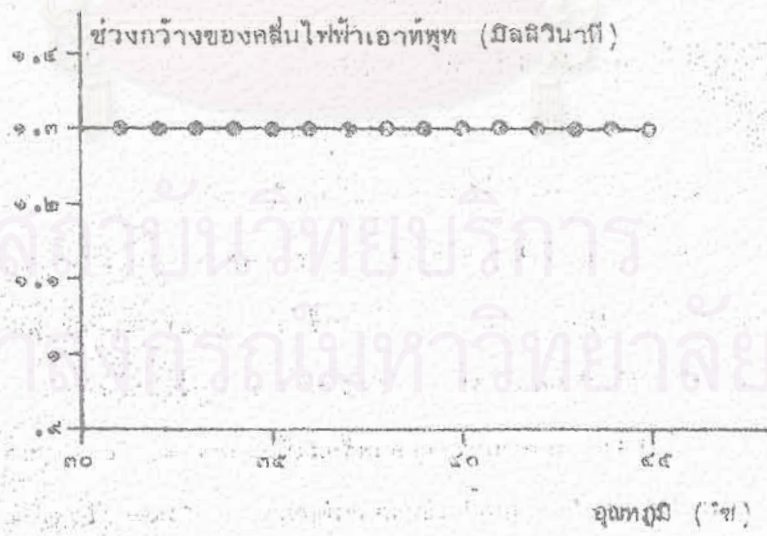
๕.๑.๓.๒ ผลการทดสอบวัดอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอาทพุท
 ในอุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียส คงที่

จุดมุ่งหมายของการทดสอบในสารละลายเกลือที่อุณหภูมิ ๓๗° ซ คงที่ตลอดเวลา เป็น
 เวลานาน เพื่อต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรการร่วซึม
 ของชีวิตต่อกับสายต่อ ทั้งนี้เพราะในสภาพการใช้งานจริงตัวเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ
 ต้องถูกฝังเข้าไปในร่างกาย ซึ่งจะต้องได้รับผลกระทบกระเทือนจากอุณหภูมิของร่างกายของ
 เหลวภายในร่างกาย เช่น เลือด ตลอดจนสารที่ใช้เคลือบผิวของตัวเครื่องที่จะมีผลต่อเนื้อเยื่อ

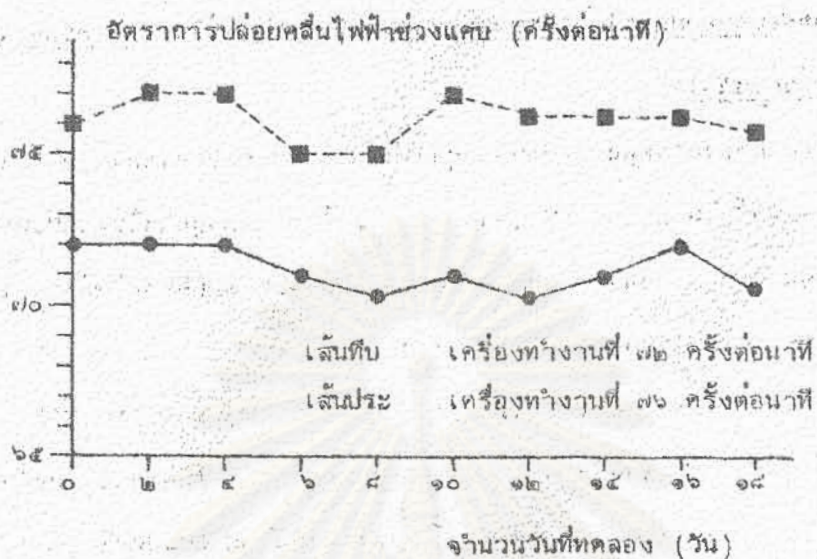
ในการทดสอบใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ จำนวน ๒ เครื่อง
 ซึ่งมีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเหมือนกันทุกประการ ต่างกันที่อัตราการปล่อยคลื่น
 ไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่องที่ ๑ กำหนดให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๗๖ ครั้งต่อนาที เครื่องที่
 ๒ กำหนดให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๗๒ ครั้งต่อนาที ทำการทดลองโดยจุ่มเครื่องทั้งสอง
 ในสารละลายเกลือ (pH=7.4) ใช้เครื่องควบคุมอุณหภูมิรักษาอุณหภูมิไว้ที่ ๓๗° ซ วัด
 ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและช่วงกว้างของคลื่น
 ไฟฟ้าเอาทพุท โดยใช้เวลาทำการทดลองครั้งนี้เป็นเวลา ๑๔ วัน นำข้อมูลที่ได้มาเขียนกราฟ
 แสดงความสัมพันธ์เมื่อเทียบกับจำนวนวันที่ทำการทดลอง ดังแสดงในรูป ๕.๑๓, ๕.๑๔



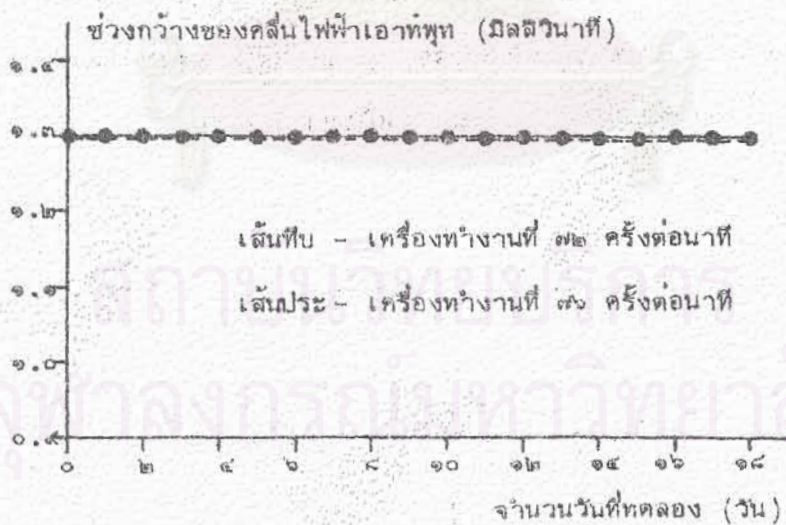
รูป ๕.๑๑ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการผลิตในไฟฟ้าช่วงแคบ กับ อุณหภูมิในสารละลายต่าง ๆ กัน (๓๐°ซ - ๔๕°ซ)



รูป ๕.๑๒ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตกับ อุณหภูมิในสารละลายต่าง ๆ กัน (๓๐°ซ - ๔๕°ซ)



รูป ๕.๑๓ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการใช้พลังงานไฟฟ้าช่วงแรกกับจำนวนวันที่ทดลอง เมื่อทดลองในสารละลายเกลือ pH = ๗.๔ ที่ อุณหภูมิ ๓๗°ซ



รูป ๕.๑๔ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุต กับจำนวนวันที่ทดลอง เมื่อทดลองในสารละลายเกลือ pH = 7.4 ที่ อุณหภูมิ ๓๗°ซ

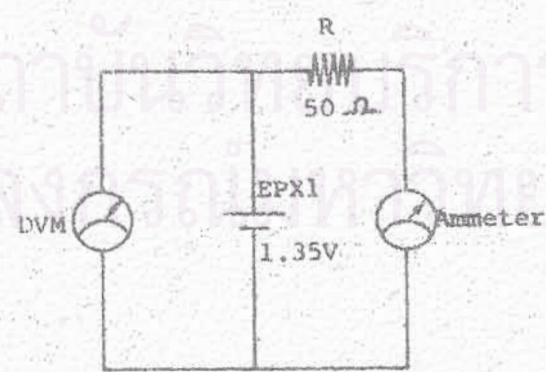
๔.๑.๓.๓ การทดสอบหาอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

จุดมุ่งหมายของการทดลองเพื่อหาอายุการใช้งานจริง ๆ ของ เซล เมอคิวรี่ที่ใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ซึ่งซื้อได้ในประเทศมีราคาสูง แต่ไม่ทราบอายุการใช้งานที่แท้จริงและวันที่ผลิตออกมาจากโรงงาน จึงจำเป็นต้องทดสอบหาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ เซล เมอคิวรี่ เพื่อใช้เป็นข้อมูลประกอบในการหาความเชื่อถือของเครื่อง

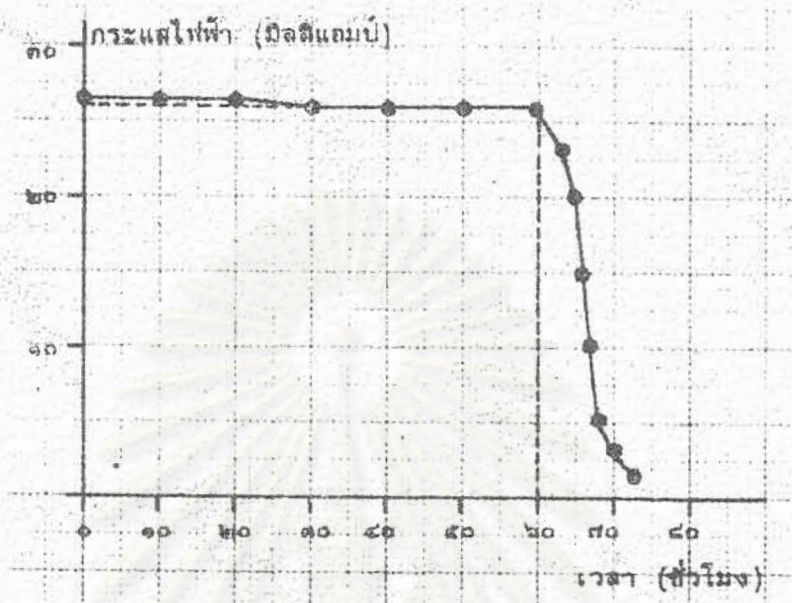
ดังนั้นในการทดสอบได้นำเอา เซล เมอคิวรี่ของบริษัท EVEREADY NO. EPX1 ๑.๓๕ โวลต์ Mercury Power cell จำนวน ๒ ก้อนมาทำการทดสอบ โดยต่อ เซล เมอคิวรี่ เข้ากับความต้านทานคงที่ ทำการวัดกระแสไฟตรง และแรงดันไฟฟ้าดังแสดงในรูป ๔.๑๕ นำผลการทดสอบวัดกระแสไฟตรงและแรงดันไฟฟ้ามาเขียนกราฟเทียบกับเวลาที่ใช้ในการทดสอบ แสดงในรูป ๔.๑๖, ๔.๑๗

หมายเหตุ - ความต้านทานที่ใช้ในการทดสอบใน เซล เมอคิวรี่ก้อนที่หนึ่ง มีค่า ๕๐.๔ โอห์ม และใน เซล เมอคิวรี่ก้อนที่สอง มีค่า ๕๐.๑ โอห์ม

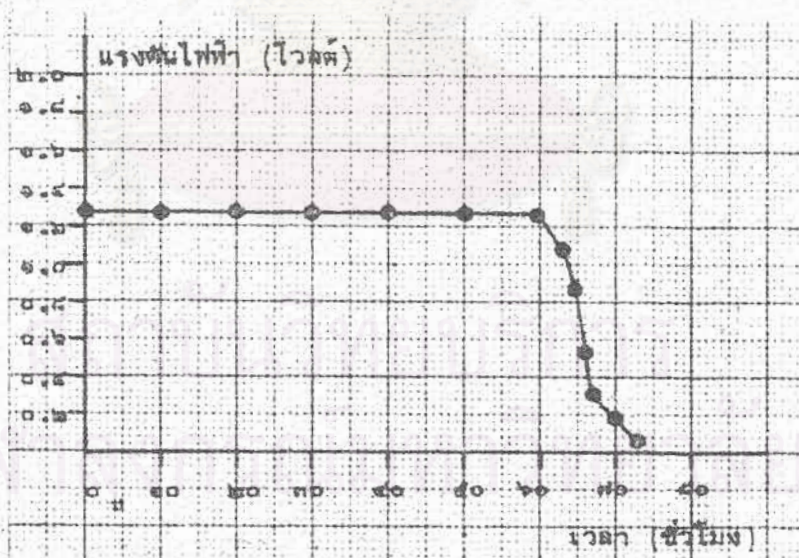
- ในการวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าในวงจรทดสอบใช้เครื่องวัดแรงดันไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าแบบแสดงผลเป็นตัวเลข ของบริษัท SABTRONIC รุ่น ๒๐๐๐ ให้ความเที่ยงตรง 0.1 % ± 1 DIGIT เป็นอุปกรณ์ในการวัดทดสอบ



รูป ๔.๑๕ แสดงวงจรที่ใช้ทำการทดสอบหาอายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี่



รูป ๕.๑๖ กราฟแสดงความสัมพันธ์ของกระแสไฟฟ้ากับเวลาที่ทดสอบในการหาอายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี



รูป ๕.๑๗ กราฟแสดงความสัมพันธ์ของแรงดันไฟฟ้ากับเวลาที่ทดสอบในการหาอายุการใช้งานของ เซล เมอคิวรี

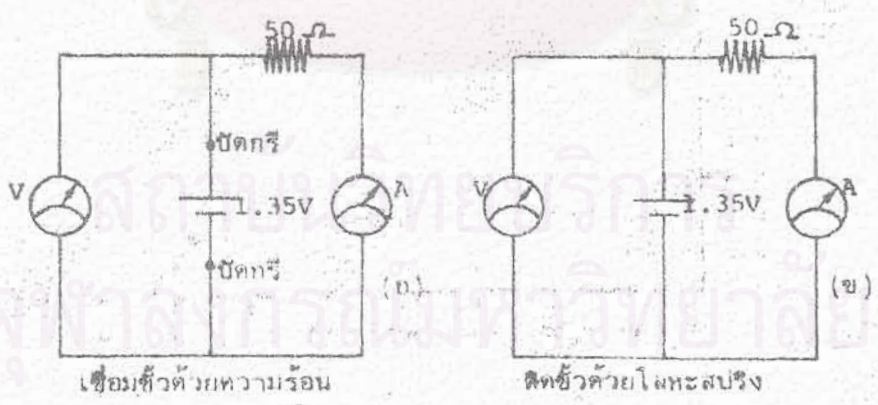
จากผลการทดสอบพบว่าเซลล์เมอคิวรีสามารถจ่ายกระแสคงที่ ๒๖.๕ มิลลิแอมป์ ในช่วงเวลา ๖๐ ชั่วโมง หลังจากนั้นกระแสจะลดลงอย่างรวดเร็ว จากข้อมูลที่ได้เมื่อนำมาคำนวณหาความจุไฟฟ้าของเซลล์เมอคิวรีได้คือ

เซลล์เมอคิวรีจ่ายกระแสไฟฟ้า ๒๖.๕ มิลลิแอมป์ ในเวลา ๖๐ ชั่วโมง
ดังนั้น ใน ๑ ชั่วโมง เซลล์เมอคิวรีจ่ายกระแสไฟฟ้าเท่ากับ ๑๕๙๐ มิลลิแอมป์
∴ เซลล์เมอคิวรีที่ใช้ในการทดสอบมีความจุไฟฟ้า = ๑.๕๕ แอมแปร์ - ชั่วโมง

๕.๑.๓.๔ ผลการทดสอบเปรียบเทียบอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เมื่อทำการบัดกรีและไม่บัดกรีขั้วเซลล์เมอคิวรี

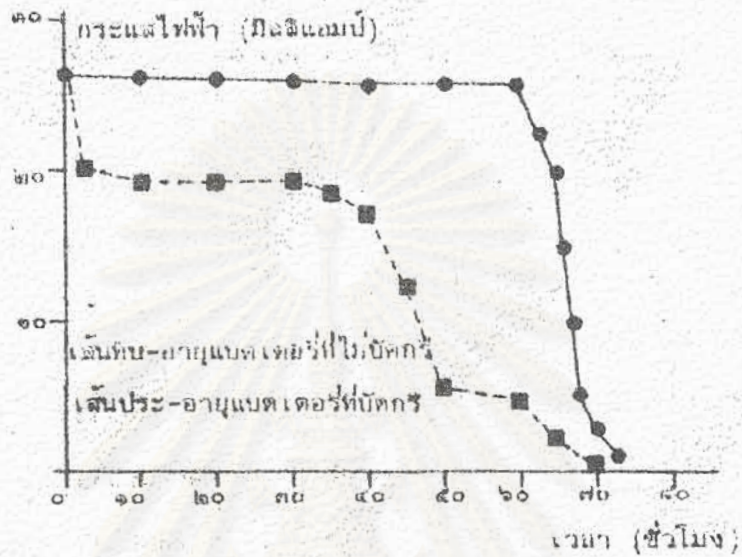
จุดมุ่งหมายของการทดสอบในหัวข้อนี้ แสดงให้เห็นถึงเทคนิคในการต่อขั้วเซลล์เมอคิวรีในกรณีที่เชื่อมขั้วเซลล์เมอคิวรีด้วยความร้อนและต่อขั้วเซลล์เมอคิวรีด้วยโลหะสปริง

ในการทดสอบนำเอาเซลล์เมอคิวรีของบริษัท EVEREADY NO EPX1 ๑.๓๕ โวลต์ Mercury Power cell จำนวน ๒ ก้อน มาทำการทดสอบโดยในเซลล์เมอคิวรีก้อนที่หนึ่ง ทำการบัดกรีขั้วไฟด้วยตะกั่ว แล้วต่อวงจรทดสอบในรูป ๕.๑๘ (ก) ส่วนเซลล์เมอคิวรีก้อนที่สอง ทำการต่อวงจร ในรูป ๕.๑๘ (ข) แต่ที่ขั้วเซลล์เมอคิวรีใช้โลหะสปริงติดแล้วต่อเข้าวงจร

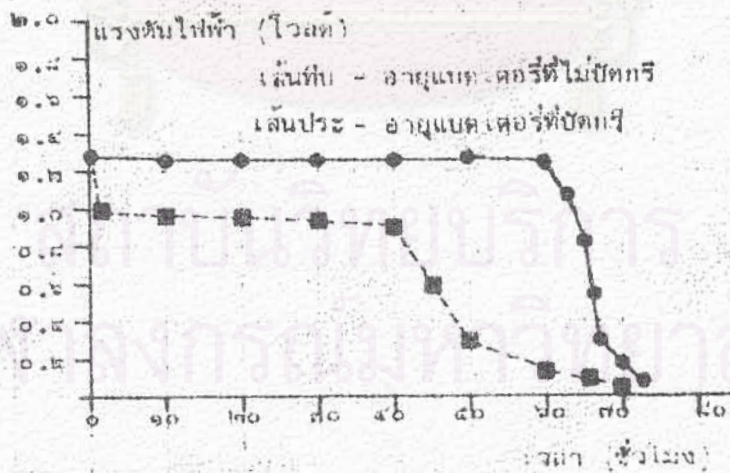


รูป ๕.๑๘ แสดงวงจรที่ใช้ทดสอบเปรียบเทียบหาอายุการใช้งานของเซลล์เมอคิวรีในกรณีเชื่อมขั้วเซลล์เมอคิวรีด้วยความร้อน และใช้โลหะสปริง

ทำการวัดกระแสไฟฟ้าและแรงดันไฟฟ้าตกคร่อม เซล เมอคิวรี นำผลการทดสอบวัดกระแสไฟฟ้า และแรงดันไฟฟ้ามาเขียนกราฟเทียบกับเวลาที่ใช้ในการทดสอบ แสดงในรูป ๔.๑๙ และ ๔.๒๐



รูป ๔.๑๙ กราฟแสดงการเปรียบเทียบอายุการใช้งานของเซลล์ เมอคิวรีกับกระแสที่ไหลออกจากเซลล์เมอคิวรี



รูป ๔.๒๐ กราฟแสดงการเปรียบเทียบอายุการใช้งานของเซลล์ เมอคิวรีกับแรงดันไฟฟ้าตกคร่อมเซลล์เมอคิวรี

จากผลการทดสอบเปรียบเทียบอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เมื่อใช้เทคนิคในการเชื่อมขั้วต่อเซลล์เมอคิวรีด้วย ความร้อน และต่อขั้วต่อเซลล์เมอคิวรีด้วย โลหะสปริง สามารถประเมินความจุไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าได้

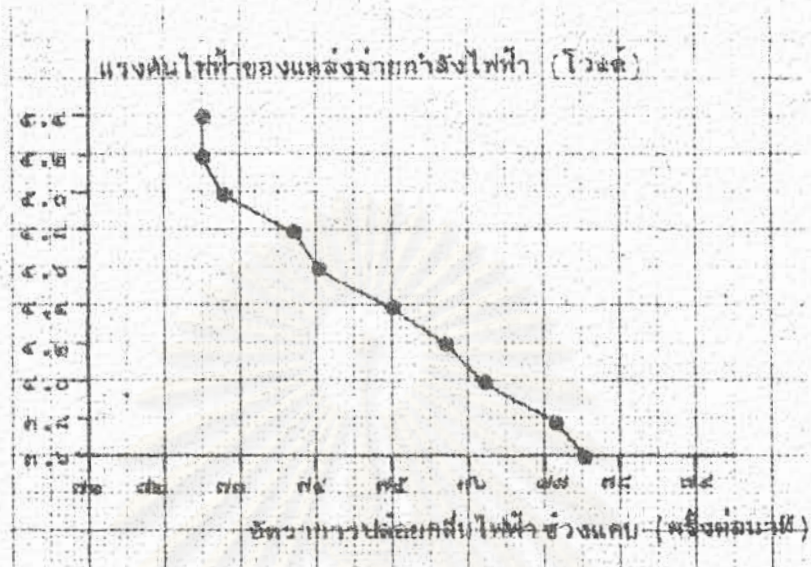
๑) เซลล์เมอคิวรี ที่ใช้โลหะสปริง ในการต่อขั้วเซลล์เมอคิวรี มีความจุไฟฟ้า ประมาณ
= ๑.๕๔ แอมแปร์ - ชั่วโมง

๒) เซลล์เมอคิวรี ที่ใช้ความร้อนในการเชื่อมขั้วเซลล์เมอคิวรี มีความจุไฟฟ้า ประมาณ
= .๕๘ แอมแปร์ - ชั่วโมง

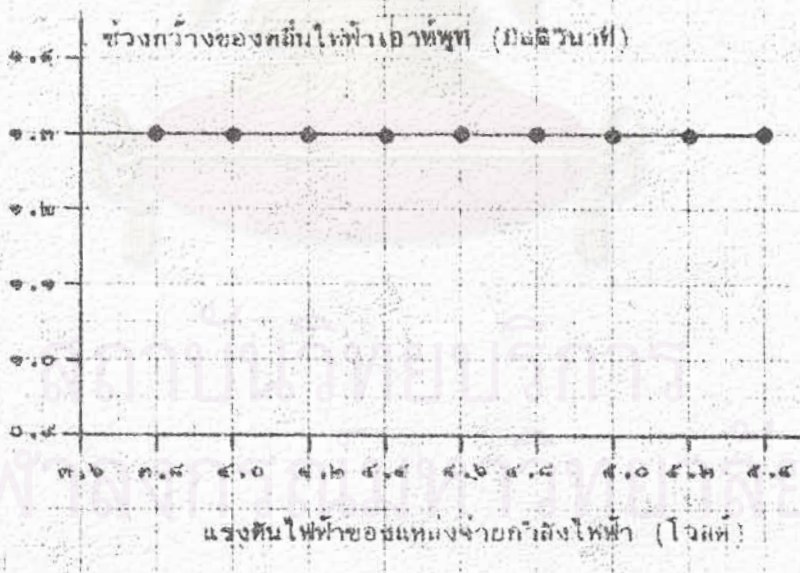
๔.๑.๓.๔ ผลการทดสอบในห้องปฏิบัติการ เพื่อหาการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เปลี่ยนแปลง

จุดมุ่งหมายของการทดสอบในหัวข้อนี้ เพื่อหาการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเสื่อมสภาพ ในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ ชนิดฝังภายในร่างกายไม่สามารถเปลี่ยนแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า หรือทำการประจุไฟให้แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าได้ เมื่อเครื่องถูกใช้งานไปเป็นเวลานาน พลังงานในตัวแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าจะถูกใช้หมดไปตามเวลา ผลการทดสอบจะแสดงให้เห็นว่าลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรชนิดใดจะเป็นลักษณะและคุณสมบัติที่จะชี้ว่าแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้เสื่อมสภาพ ทั้งยังเป็นสิ่งที่ชี้ให้เห็นถึงความปลอดภัยในการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ ชนิดฝังภายในร่างกาย

ในการทดสอบได้กระทำในห้องปฏิบัติการ โดยทำการปรับค่าแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า จาก ๕.๕ โวลต์ ลงเป็น ๓.๖ โวลต์ ตามลำดับ ทำการวัดอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอททีพูท ที่โหลด ๕๐๐ โอห์ม วงจรที่ใช้ทดสอบต่ออยู่บนแผ่นทดลอง (protoboard) ในการทดสอบได้สร้างวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจที่ให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้า เหมือนกับจำนวน ๓ วงจร ทดสอบในอุณหภูมิ ๓๗ °C นำข้อมูลที่ได้ออกมาเขียนกราฟ แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ที่เปลี่ยนแปลงกับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง ดังในรูป ๕.๒๑ และกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอททีพูทกับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง ดังแสดงในรูป ๕.๒๒



รูป ๕.๒๑ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการใช้พลังงานไฟฟ้าช่วงแคบกับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง

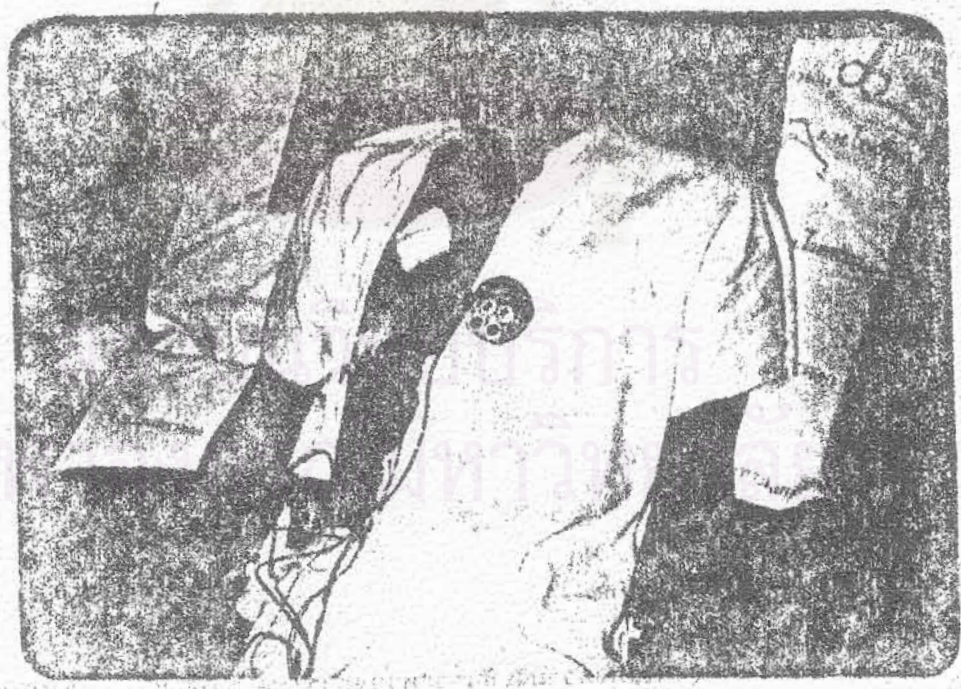


รูป ๕.๒๒ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงช่วงกว้างของค่านี้อาห์พุท กับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า

จากผลการทดสอบพบว่า อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบของเครื่องสูงชัน เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ามีแรงดันไฟฟ้าลดลง ในอัตรา +๓ ช่วงค่านาที ใน -๑ โวลต์ ส่วนช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุทไว้เพื่อการเปลี่ยนแปลง เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลดลง

๕.๑.๔ ผลการทดสอบเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจกับผู้ป่วย

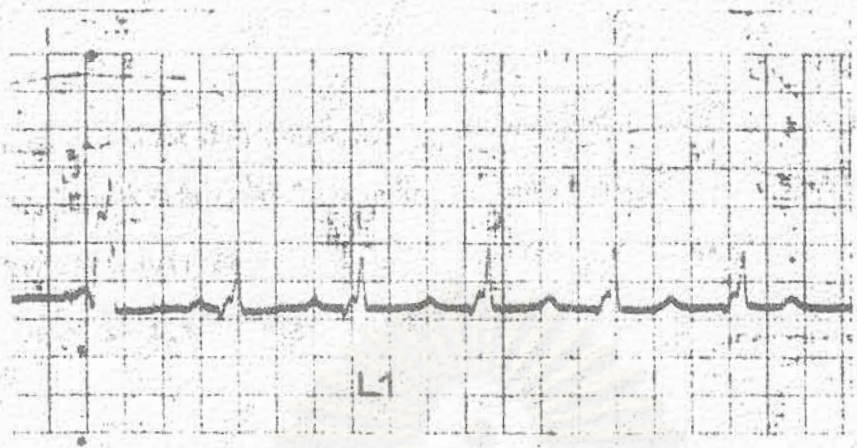
หลังจากการทดสอบหาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรในท้องเบียดีการในสภาพแวดล้อมจริง ขั้นตอนต่อไปในการทดสอบเป็นการทดสอบการใช้งานของเครื่องต้นแบบในผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจ ขั้นตอนนี้ยุ่งยากและเป็นอุปสรรคต่อการวิจัยอย่างยิ่ง ทั้งนี้เพราะการทำผู้ป่วยที่จะใช้เครื่องที่สร้างขึ้นมีจำนวนน้อย แต่ได้รับความช่วยเหลือร่วมมือจากโรงพยาบาลโรคทรวงอก โดยนายแพทย์ธาดา ชาศกร จัดผู้ป่วยให้ทดสอบจำนวน ๒ ราย เป็นชาย ๑ คน อายุ ๔๑ ปี และหญิง ๑ คน อายุ ๖๑ ปี ผู้ป่วยทั้งสองคนเป็นโรคหัวใจที่มีระบบสื่อนำถูกสกัดกั้นหมด (Complete Heart block) ทั้งคู่ (ตามรายงานจากแฟ้มประวัติผู้ป่วย) ในการทดสอบผู้ป่วยชายได้ทำการทดลองใช้เครื่องต้นแบบในขณะที่มาทำการตรวจสุขภาพ ดังในรูปที่ ๕.๒๓



รูป ๕.๒๓ ผู้ป่วยชายอายุ ๔๑ ปี ขณะกำลังทดลองใช้เครื่องต้นแบบ

ในการทดสอบเครื่องต้นแบบกับผู้ป่วยชาย ได้ใช้วิธีติดเครื่องต้นแบบภายนอกร่าง
 ภายหลังสอดสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอ็นโคคาเดียม ทำการบันทึกคลื่นไฟฟ้าหัวใจลงในกระดาษ
 กราฟ แบบ Bipolar limb lead (L1 - L3), Unipolar limb lead (AVR, AVL, AVF)
 และ Unipolar chest lead ($V_1 - V_6$) ดังแสดงในรูป ๕.๒๔, ๕.๒๕, ๕.๒๖

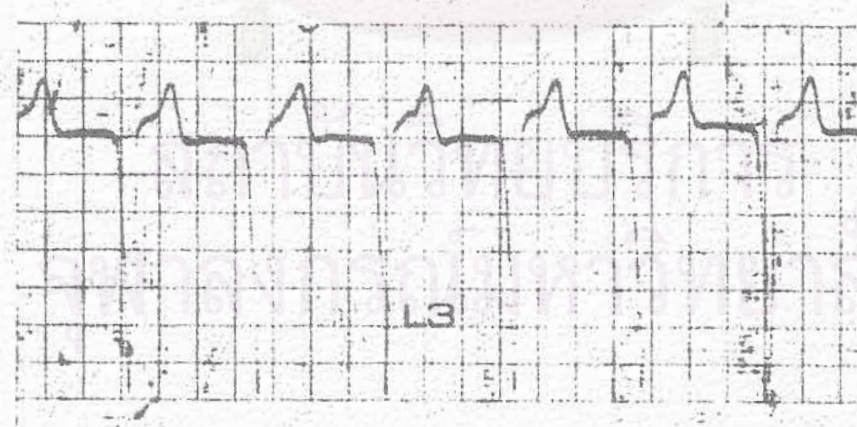
สถาบันวิทยบริการ
 จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



1 mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25 mm/sec

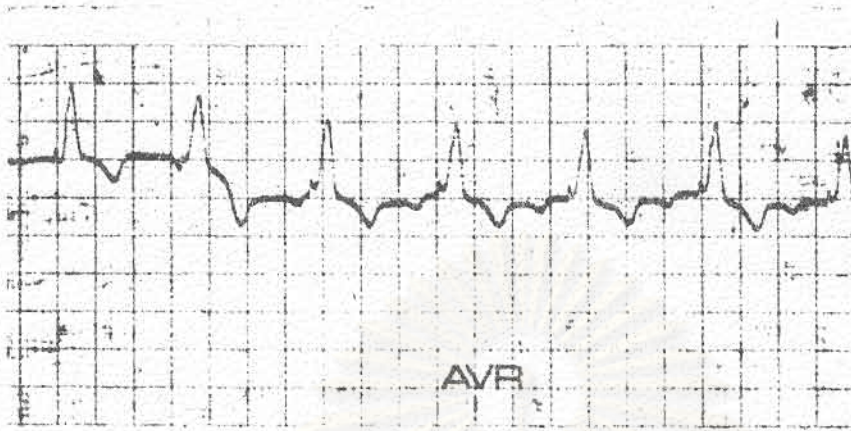


1 mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25 mm/sec



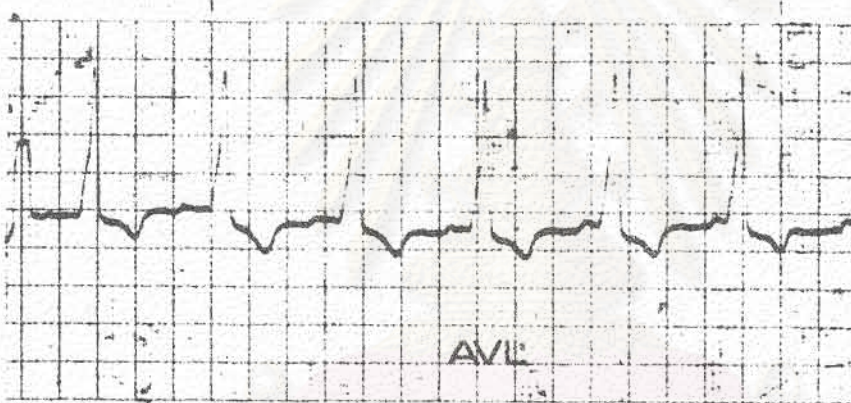
1 mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25 mm/sec

รูป ๔.๒๔ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Bipolar Limb Lead (L1-L3) ของผู้ป่วยชายอายุ ๔๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ

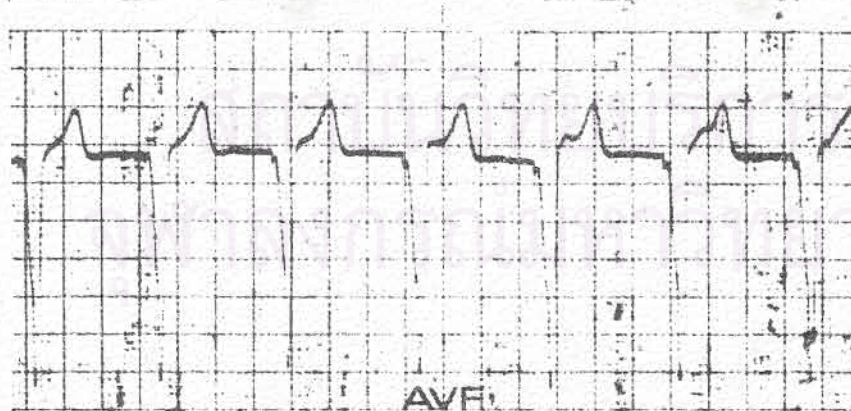


0 150

1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



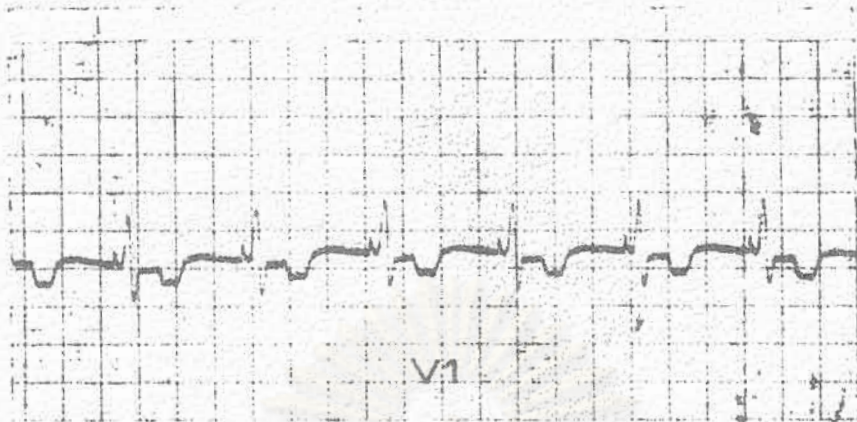
1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



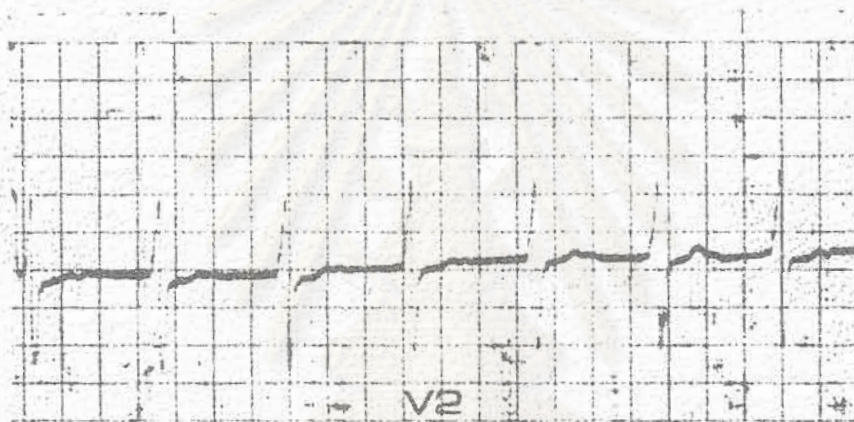
Cambridge CAMCO 150

1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

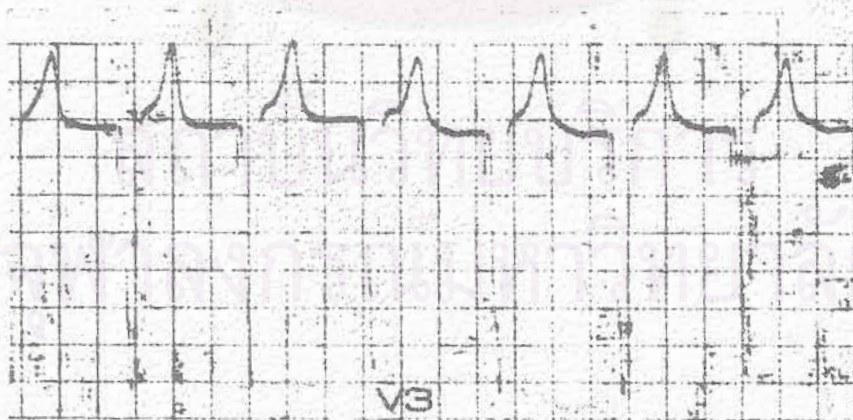
รูป ๔.๒๔ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ Unipolar Limb Lead (AVR,AVL,AVF) ของผู้ป่วยชายอายุ ๔๑ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ



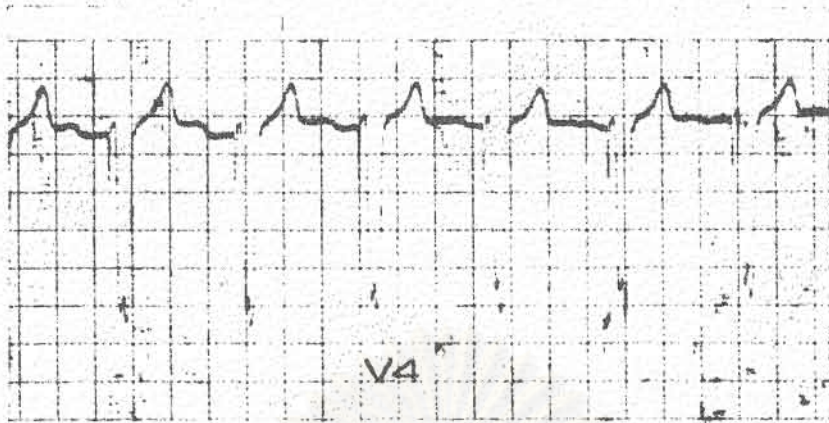
1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

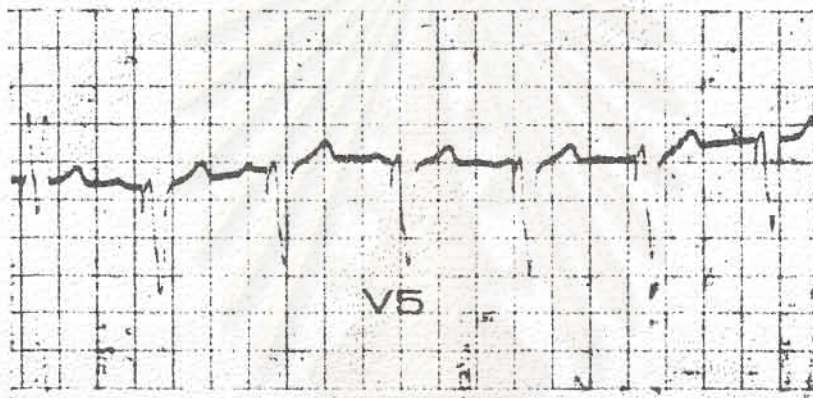


1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

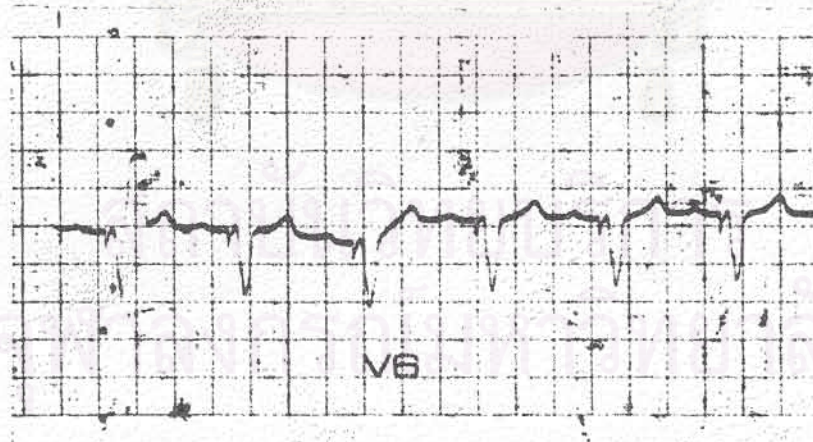


Cambridge CAMCO 150

1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



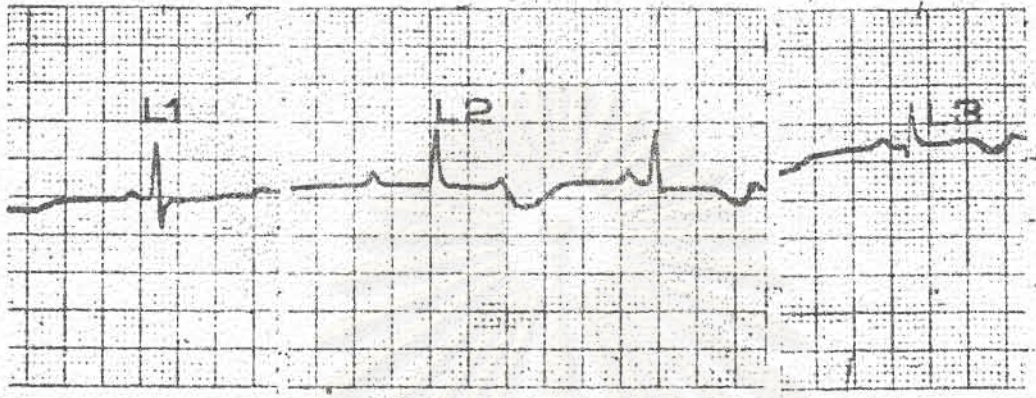
1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

รูป ๕.๒๖ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจ แบบ Unipolar Chest Lead (V1-V6) ของผู้ป่วยชายอายุ ๕๐ ปี ที่ใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ

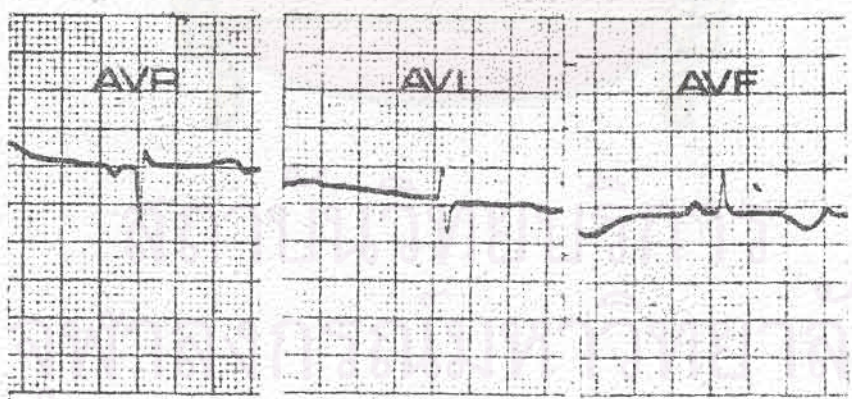
ในการทดสอบผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ทำการทดลองใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจคันแบบโดยติดเครื่องคันแบบภายนอกไว้ข้างกาย ทำกล่องทึบกันน้ำขึ้นแล้วสอดสายต่อชนิดใหม่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม ระยะเวลาที่ทำการทดลองเป็นเวลา ๘ เดือน ทุกเดือนผู้ป่วยจะมาตรวจสุขภาพเพื่อหาความผิดปกติในการใช้เครื่อง ดังในรูปที่ ๕.๒๖ นำเครื่องกลับมาทดสอบอีกครั้ง หลังจากทดลองใช้งานเป็นระยะเวลา ๘ เดือน ซึ่งปรากฏผลว่าลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรสามารถให้อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทและขนาดของแรงดันไฟฟ้าเอาทพุท เหมือนกับข้อมูลในหัวข้อการทดสอบผลในห้องปฏิบัติการ ผู้ป่วยหญิงรายนี้หลังจากทดลองใช้เครื่องคันแบบเป็นเวลา ๘ เดือน จึงได้ทำการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน เข้าไปแทนเครื่องที่ทดลอง ในรูป ๕.๒๘ แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ก่อนทดลองใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจคันแบบ และในรูป ๕.๒๙ แสดงรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี หลังจากการทดลองใช้เครื่องคันแบบ โดยทำการบันทึกที่ Bipolar Limb Lead (L2)



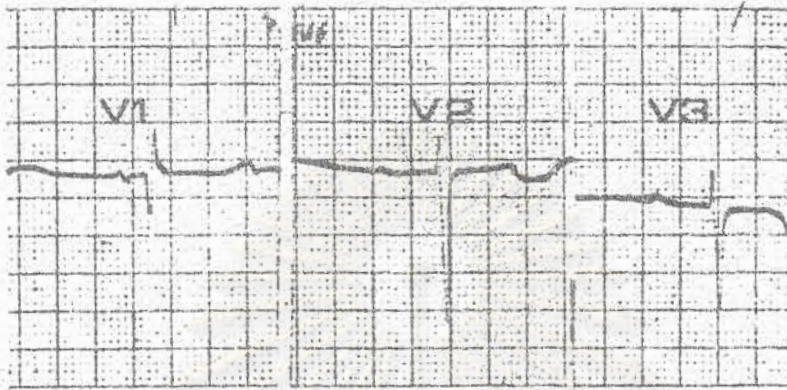
รูป ๕.๒๗ ผู้ป่วยหญิงอายุ ๖๐ ปี ขณะกำลังทดลองใช้เครื่องคันแบบ



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

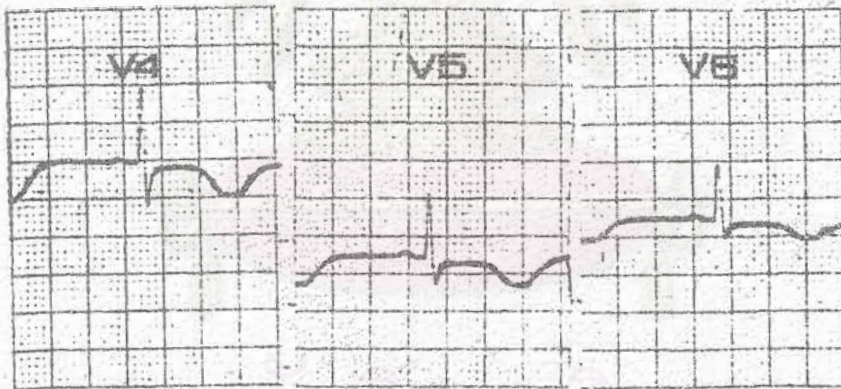


1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



Cambridge CAMCO II

1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูป ๕.๒๔ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิง อายุ ๖๐ ปี ก่อนใส่เครื่องควมคุมจังหวะการเต้นของหัวใจคั่นแบบ



1mv/cm CAL ความเร็วกระดาษ 25mm/sec

รูป ๕.๒๔ รูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหญิง อายุ ๖๑ ปี หลังจากทดลองใช้ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ

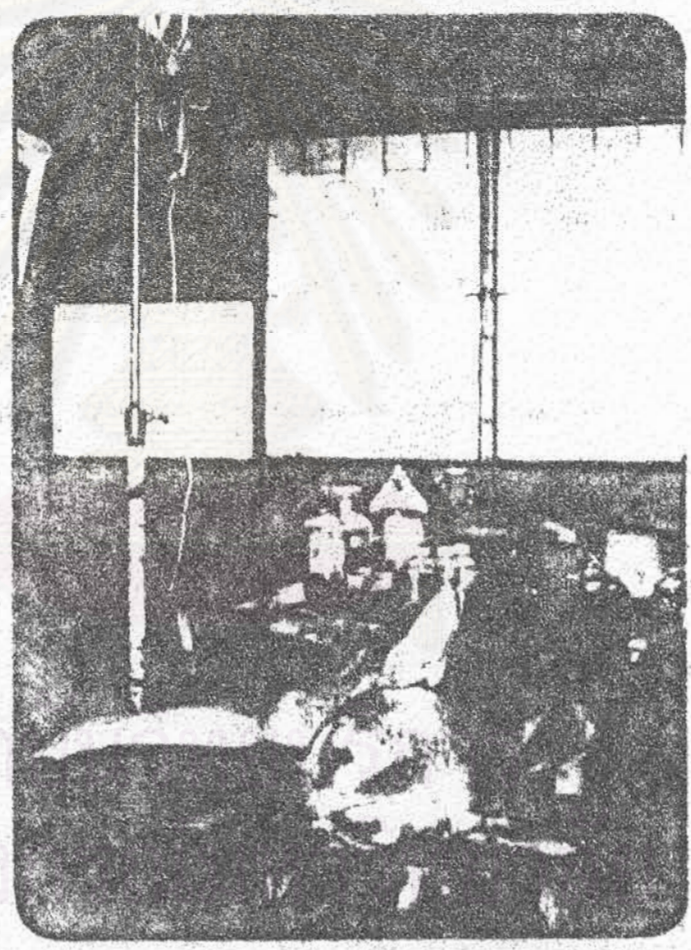
จากผลการทดสอบ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจกับผู้ป่วย จำนวน ๒ ราย พบว่า เครื่องสามารถควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจของผู้ป่วยทั้งสองได้อย่างสมบูรณ์ ดังแสดงในกราฟรูปคลื่นไฟฟ้าหัวใจข้างต้น และ เมื่อนำเครื่องทั้งสอง เครื่องที่ใช้ทดสอบกับผู้ป่วย มาทดสอบหาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร พบว่า เครื่องสามารถให้ลักษณะและคุณสมบัติ เหมือนกับลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าที่ทดสอบในห้องปฏิบัติการ

๕.๖.๔ ผลการทดสอบทางสรีรวิทยาโดยการฝังสารแปลกปลอม เข้าใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง

จุดมุ่งหมายของการทดสอบในหัวข้อนี้ เป็นการทดสอบสารที่ใช้ในการหล่อแบบตัว เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ ในการทดสอบปฏิกิริยาของสารแปลกปลอมต่อ เนื้อเยื่อ ได้ทดลองในสุนัขทดลองเป็นเวลา ๔ เดือน โดยทำการผ่าตัดฝังสารแปลกปลอม ใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง ขณะที่ผ่าตัดฝังสารแปลกปลอมได้ตัด เนื้อ เยื่อและหนังของสุนัขทดลอง เพื่อใช้ในการเปรียบเทียบกับเนื้อเยื่อและหนังของสุนัขทดลองหลังจากครบ ๔ เดือน

ในขั้นแรกได้หล่อแบบรูป เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจต้นแบบ เท่าขนาดจริง

ที่ได้ออกแบบไว้ โดยยังไม่ได้ใ้ล้งจรมพิมพ์และแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า ใช้ก้อนกาวอีพ็อกซี
 แข็งเป็นวัสดุในการหล่อแบบ น้ำก้อนกาวอีพ็อกซีแข็งที่หล่อเป็นรูปเครื่องต้นแบบไปเคลือบด้วย
 สารซิลิโคน ซิลาสโตเมอร์ (Silicone elastomer) ทนประมาณ ๑ มิลลิเมตร รศ.พญ.
 บังอร ชมเดช ได้นำเอาก้อนกาวอีพ็อกซีที่เคลือบซิลิโคนไปผ่าตัดฝังได้ผิวหนังสุนัขทดลอง จำนวน
 ๔ ตัว เพื่อทดสอบหาปฏิกิริยาตอบสนองของเนื้อเยื่อเยื่อที่มีต่อสารแปลกปลอม ในขณะผ่าตัดฝัง
 ตัวอย่างสารแปลกปลอมเข้าไปในสุนัขทดลองได้ทำการถ่ายภาพขั้นตอนต่าง ๆ ในการผ่าตัด ฝัง
 แสดงในรูป ๕.๓๑, ๕.๓๑, ๕.๓๒, ๕.๓๓ และ ๕.๓๔ ตามลำดับ



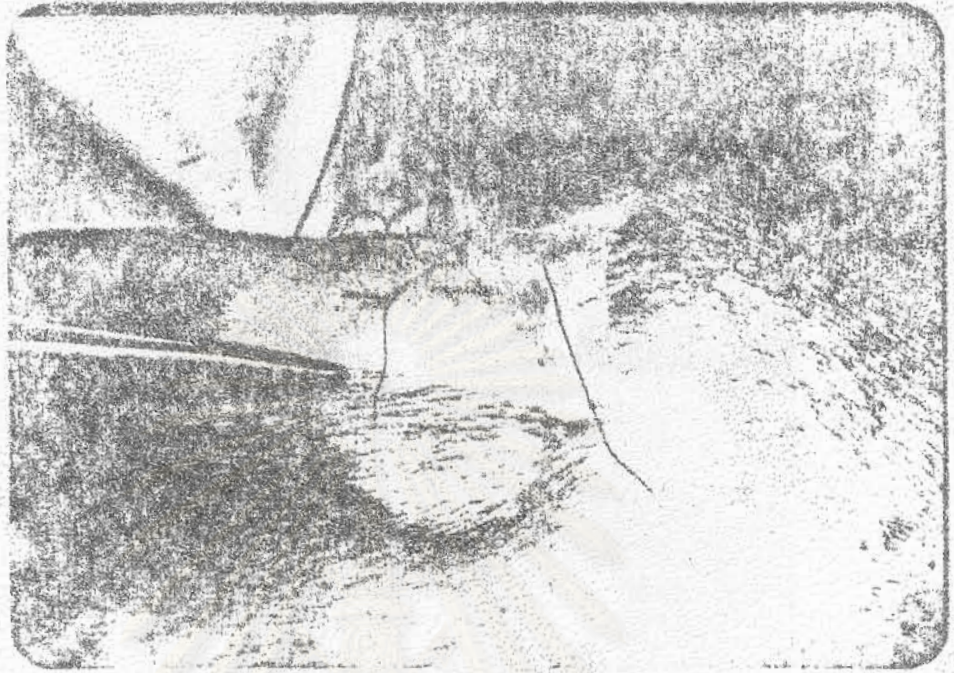
รูป ๕.๓๑ สุนัขที่ใช้ในการทดลองฝังสารแปลกปลอมเข้าไปใต้ผิวหนัง



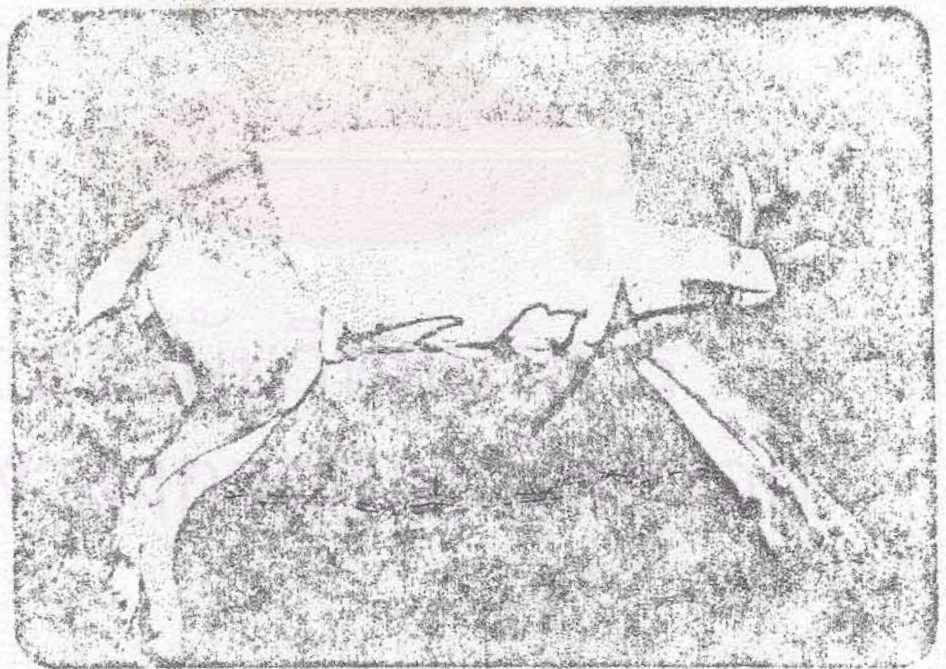
รูป ๔.๓๑ ขณะผ่าตัดสุนัขทดลอง โดยแหวกหนังสุนัขให้กว้างเพื่อใส่สาร
แปลกปลอม เข้าใต้ผิวหนัง



รูป ๔.๓๒ นำสารแปลกปลอม ใส่เข้าใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง



รูป ๕.๓๓ ลักษณะภาพและเสียงที่ได้ฟังได้ เรียบร้อยแล้วได้ฟังเสียงพูดของ



รูป ๕.๓๔ ได้เป็นเสียงที่ได้ฟังพูดของ หลังจากที่ได้ฟังเพื่อรักษาความสะอาด

เมื่อครบกำหนด ๔ เดือน ได้นำสุนัขทดลองที่ฝังสารแปลกปลอม เข้าใต้ผิวหนังมา
ทำการผ่าตัดเอาสารแปลกปลอมออก พร้อมกับนับได้ตัด เนื้อ เยื่อและหนังบริเวณที่สารแปลกปลอม
เข้าไปอยู่มาตรวจสอบ

๔.๑.๔.๑ ผลการตรวจสอบสภาพของสารแปลกปลอมโดยทั่วไป

- ลักษณะของสารแปลกปลอมยังคงสภาพเดิม สารซิลิโคนที่ใช้ เคลือบกาวอีพ็อกซี
แข็ง ไม่หลุดร่อนออกจากก้อนกาวอีพ็อกซี
- สารซิลิโคนที่ใช้เคลือบมีคุณสมบัติยืดหยุ่นได้ เหมือนตอนขณะ เคลือบผิวใหม่
- ไม่ปรากฏสภาพซึมของของเหลว เช่น เลือด ภายในสารที่เคลือบด้วยซิลิโคน
อีลาสโตเมอร์
- เนื้อเยื่อบริเวณที่ฝังไม่ติดกับสารแปลกปลอมที่ฝังในตัวสุนัขทดลอง
- สุนัขทดลองไม่แสดงอาการผิดปกติทางสรีรวิทยาในระยะที่ทำการทดลอง
- ในช่วงเดือนที่ ๓ และ ๔ ของการทดลอง สุนัขไม่แสดงอาการว่ามีสิ่งแปลก
ปลอมเข้าไปในตัว เช่น ไม่แสดงอาการเกาบริเวณที่ฝังสารแปลกปลอม เป็นต้น

๔.๑.๔.๒ ผลการตรวจสอบเนื้อเยื่อหลังการผ่าตัดเอาสารแปลกปลอมออก

- ในการตรวจสอบเนื้อเยื่อก่อนและหลังใส่สารแปลกปลอมในสุนัขทดลอง ได้รับความช่วยเหลือจากภาควิชาพยาธิวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลจุฬาฯ ทำการตรวจสอบเนื้อเยื่อของสุนัขทดลอง ตามรายงานผลการตรวจสอบของ รศ.นพ.พงษ์พิระ สุวรรณกุล ซึ่งเป็นพยาธิแพทย์ ที่ได้ตรวจสอบเนื้อเยื่อรายงานดังนี้
- ไม่พบความผิดปกติซึ่งจะเป็นอันตรายต่อสุนัขทดลองได้
 - เนื้อเยื่อบริเวณที่ฝังสารแปลกปลอมได้สร้างเนื้อเยื่อพังคืดขึ้นมาล้อมตัวสารแปลก
ปลอม ยึดตัวสารแปลกปลอมให้อยู่คงที่ไม่ขยับเขยื้อนไปทางใด
 - จากการตรวจสอบเซลล์ของเนื้อเยื่อของสุนัขทดลองพบว่า ภายในเซลล์ของเนื้อ
เยื่อบริเวณที่ฝังสารแปลกปลอมได้สร้างเซลล์เม็ดเลือดขาวขึ้นจำนวนมาก เพื่อมาทำลายสารแปลก
ปลอมที่ฝังในสุนัขทดลอง

ในรายงานสรุปของ รศ.นพ.พงษ์พีระ สุวรรณกุล ที่ตรวจสอบ ให้ความเห็นว่า สารแปลกปลอมที่ฝังใต้ผิวหนังสุนัขทดลอง ไม่มีผลทำให้สุนัขทดลอง เป็นอันตราย และ เมื่อจะนำไปผ่าตัดฝังใต้ผิวหนังคนไม่น่าที่จะ เกิดอันตราย หรือมีการ เปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาที่จะก่อให้เกิดอันตรายได้ ถ้าเนื้อเยื่อของคนสร้างพังผืดขึ้นมา เช่นเดียวกับใน เนื้อเยื่อของสุนัขทดลอง ซึ่งจากผลการทดลองนี้เมื่อ เปรียบ เทียบกับผลการทดลองที่มีในอดีต พบว่าได้ผลการทดลอง เหมือนกัน (๕)(๕)



สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

๕.๒ ผลการทดสอบและสร้างวงจรต้นแบบบนแผ่นวงจรพิมพ์ของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ

ในการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ ได้ดำเนินการวิจัยโดยวิธีการจำลองระบบการทำงาน จากการออกแบบวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ ดังแสดงในรูป ๕.๓๕ ใต้นำวงจรดังกล่าวต่อลงบนแผ่นทดลองวงจร โดยใช้ค่าอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ใกล้เคียงกับค่าที่ออกแบบโดยวงจรให้เล็กที่สุด ทดสอบจนระบบทำงานได้และทำการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรแต่ละภาคดังจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป ในขั้นสุดท้ายของการวิจัยได้ออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว ขนาดกว้าง ๔.๕ เซนติเมตร ยาว ๕.๕ เซนติเมตร คัดวงจรต้นแบบลงบนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว ทดสอบการทำงานของวงจรต้นแบบจนใช้งานได้ เพื่อเป็นข้อยืนยันในการสร้าง เครื่องต้นแบบว่าสามารถสร้างเครื่องให้มีขนาดใกล้เคียงกับเครื่องที่มาจากต่างประเทศ

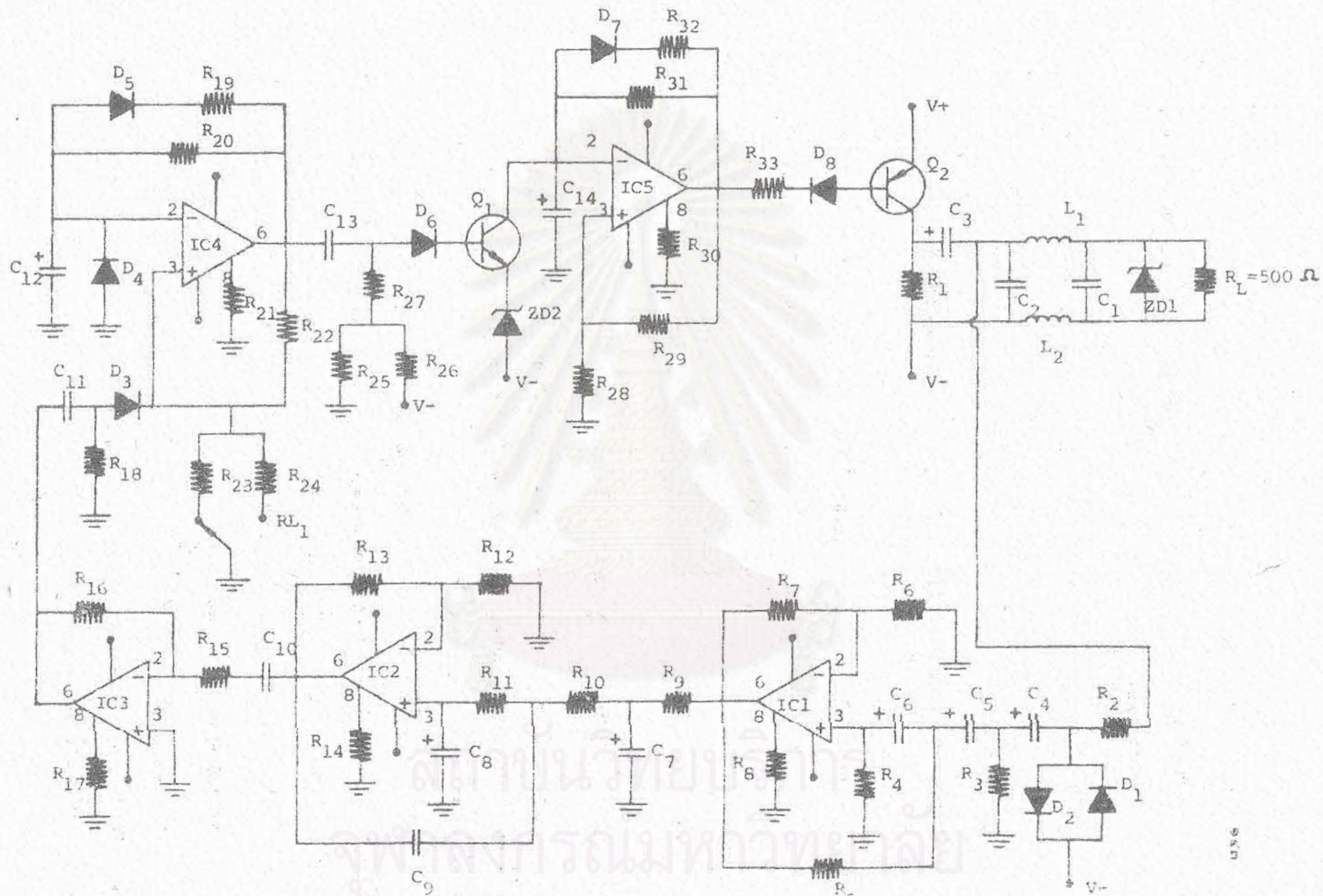
๕.๒.๑ ผลการทดลองตัวกรองความถี่สูงผ่าน

เป็นการทดลองหาความถี่ตอบสนองของตัวกรองความถี่สูงผ่าน ในการออกแบบวงจรภาคนี้ได้ออกแบบให้วงจรตัดความถี่ที่ต่ำกว่า ๘ เฮิทซ์ออกไป ($f_c=8\text{Hz}$) และมีอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า $\left(\frac{V_o}{V_i}\right)$ ประมาณ ๒.๗

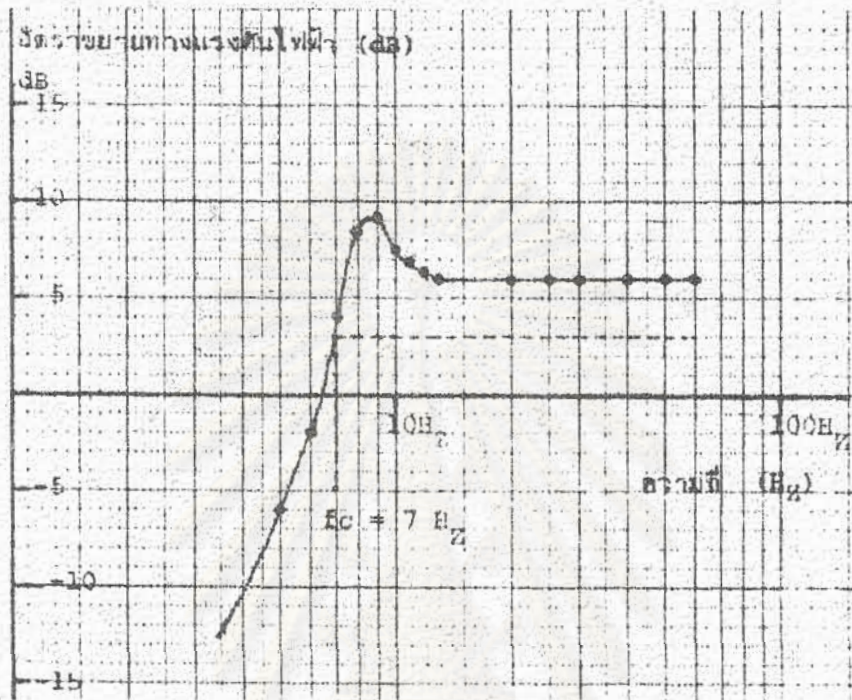
ในการทดลองได้ป้อนสัญญาณรูปร่างไซน์ ขนาด ๑๐ มิลลิโวลต์ คงที่เข้าไปในวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน ทำการวัดสัญญาณขาออกที่เอาต์พุตของวงจร ปรับความถี่ของสัญญาณรูปร่างไซน์ ตั้งแต่ ๑ เฮิทซ์ จนถึง ๑๐๐ เฮิทซ์ นำข้อมูลมาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า $\left(\frac{V_o}{V_i}\right)$ กับความถี่ของสัญญาณขาเข้าที่เปลี่ยนแปลง ดังแสดงในรูป ๕.๓๖

๕.๒.๒ ผลการทดลองตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน

เป็นการทดลองหาความถี่ตอบสนองของวงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่าน การออกแบบวงจรในภาคนี้ได้ออกแบบให้วงจรตัดความถี่ที่สูงกว่า ๓๐ เฮิทซ์ออกไป ($f_c=30\text{Hz}$) และมีอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า $\left(\frac{V_o}{V_i}\right)$ ประมาณ ๒.๗



ในการทดลองได้กระทำเช่นเดียวกับการทดลองหาความถี่ตอบสนองของวงจรตัวกรอง
ความถี่สูงผ่าน โดยป้อนสัญญาณรูปซายน์ ขนาด ๑๐ มิลลิโวลต์ คงที่เข้าไปในวงจรตัวกรอง

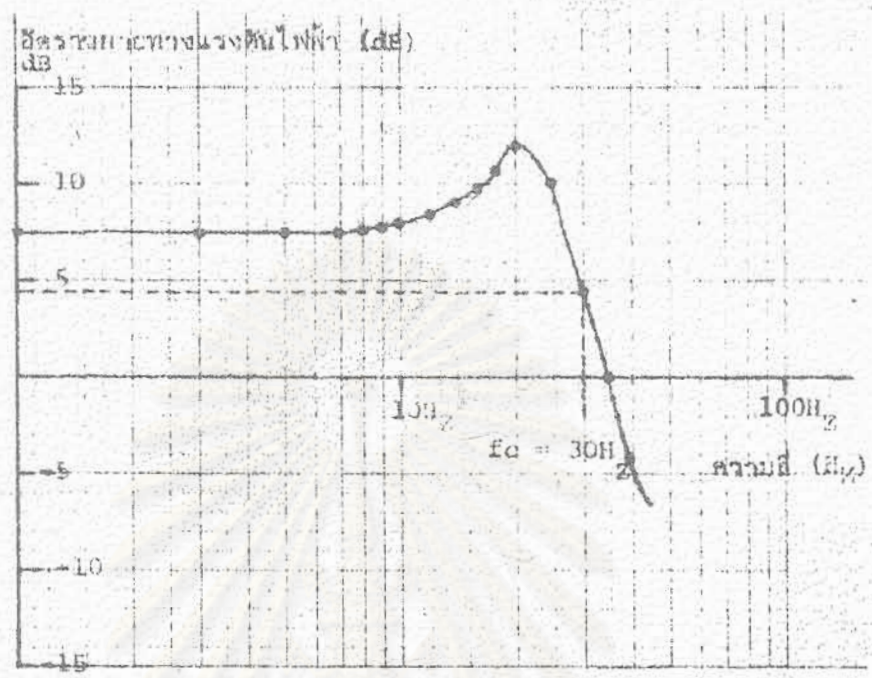


รูป ๔.๓๖ กราฟแสดงผลความถี่ตอบสนองของวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน
เป็น เดซิเบล (อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า เป็น เดซิเบลกับความถี่)

ความถี่ต่ำผ่าน วัตถุประสงค์ของสัญญาณขาออกที่เอาต์พุต โดยปรับความถี่ของสัญญาณรูปซายน์
ตั้งแต่ ๑ เฮิรตซ์ จนถึง ๑๐๐ เฮิรตซ์ นำข้อมูลมาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยาย
ขยายทางแรงดันไฟฟ้า $\frac{V_o}{V_i}$ กับความถี่ของสัญญาณขาเข้าที่เปลี่ยนแปลง แสดงในรูป ๔.๓๗

๔.๒.๓ ผลการทดลองหาความถี่ตอบสนองของวงจรเมื่อต่อวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน วง
จรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรขยายกลับเฟส เข้าด้วยกัน

ในการทดลองหัวข้อนี้ได้นำเอาวงจรทั้งสามต่อเข้าด้วยกันเพื่อหาลักษณะและคุณสมบัติ
ทางไฟฟ้าของวงจร ลักษณะวงจรที่ต่อเข้ากันนี้ผลที่ได้จะมีลักษณะเหมือนวงจรแบนด์พาส ฟิลเตอร์
ที่ยอมให้ความถี่ระหว่าง ๔ เฮิรตซ์ ถึง ๓๐ เฮิรตซ์ ผ่านเท่านั้น สัญญาณเอาต์พุตจะถูกทำการขยาย
ให้มีขนาดสูงขึ้นตามผลคูณของอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้าแต่ละวงจร

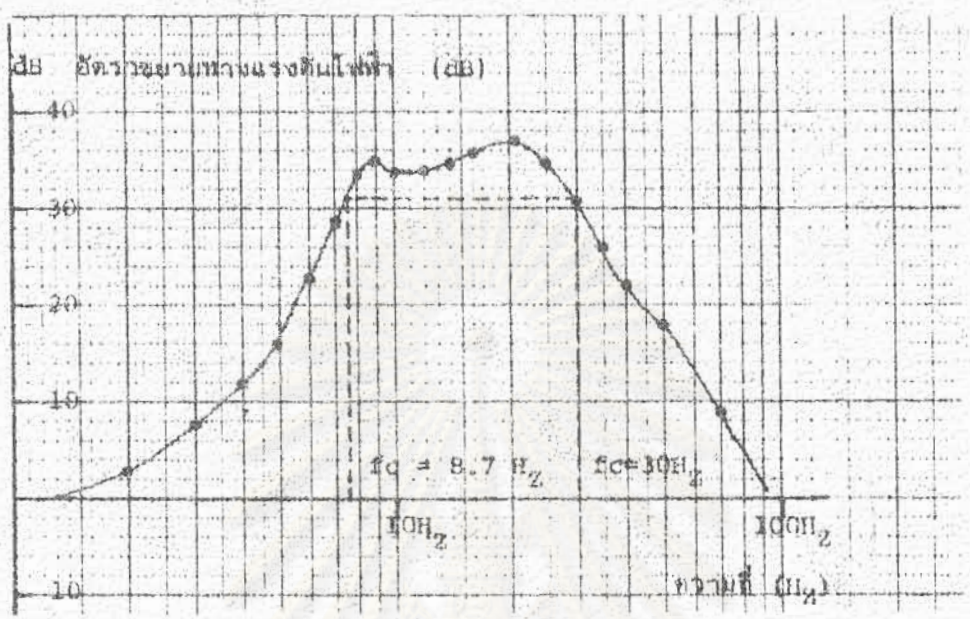


รูป ๕.๓๗ กราฟแสดงผลความถี่ตอบสนองของวงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านเป็นเดซิเบล (อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้าเป็นเดซิเบลกับความถี่)

ในการทดลองวงจรกระทำเช่นเดียวกับการทดลองในวงจรตัวกรองความถี่ตามหัวข้อ ๕.๒.๑ และ ๕.๒.๒ โดยทำการป้อนสัญญาณรูปไซน์ ขนาด ๑๐ มิลลิโวลต์ คงที่เข้าที่ขาขาเข้าของวงจร ทำการวัดสัญญาณขาออกที่เอาต์พุตของวงจร โดยขณะทดลองได้ทำการปรับความถี่ ตั้งแต่ ๑ เฮิรตซ์ จนถึง ๑๐๐ เฮิรตซ์ นำข้อมูลที่ทดลองได้มาเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า (V_o) กับความถี่ ดังในกราฟรูป ๕.๓๘

จากผลการทดลองพบว่า เมื่อต่อวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่านวงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรขยายกลับเฟสเข้าด้วยกัน ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร เป็นดังนี้

- ความถี่คัตออฟต่ำ = ๗.๘ เฮิรตซ์
- ความถี่คัตออฟสูง = ๓๐ เฮิรตซ์
- แบนด์วิธ (-๓ dB) = ๒๒.๒๒ เฮิรตซ์
- อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า = ๕๐



รูป ๕.๓๘ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้าเป็น เดซิเบลกับความถี่ เมื่อตัวกรองความถี่สูงผ่าน วงจรตัวกรองความถี่ต่ำผ่านและวงจรขยายกลับ เฟล เข้าด้วยกัน

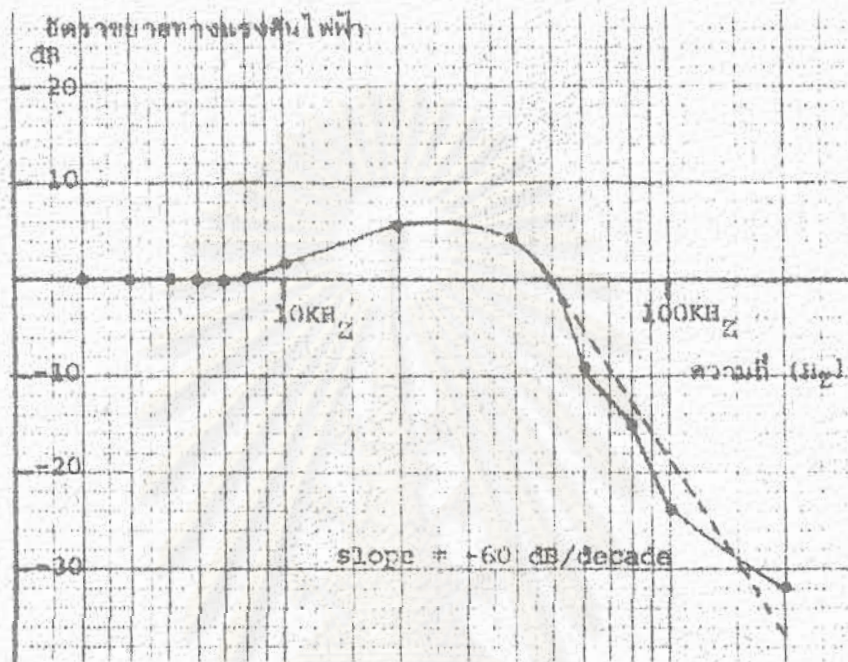
- Damping ของตัวกรองความถี่สูงผ่านน้อยกว่า ๓ เดซิเบล และ Damping ของตัวกรองความถี่ต่ำผ่านเท่ากับ ๓ เดซิเบล

๕.๒.๔ ผลการทดลองวงจรกรองความถี่วิทยุ

ในบทที่ ๕ ซึ่งกล่าวถึงการออกแบบวงจรกรองความถี่วิทยุ ได้ทำการออกแบบให้วงจรทำหน้าที่กรองความถี่วิทยุตั้งแต่ความถี่ ๕๐ กิโลเฮิรซ์ ออกไป โดยใช้วงจร LC FILTER เป็นวงจรกรองความถี่วิทยุ เป็นการป้องกันคลื่นไฟฟ้าที่มีความถี่สูงรบกวนระบบการทำงานวงจรต้นแบบของ เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดิน เมื่อต้องการ

ในการทดลองวงจร เพื่อหาความถี่ตอบสนองต่อสัญญาณขาเข้าได้กระทำเช่นเดียวกับวงจรตัวกรองความถี่สูงและต่ำผ่าน โดยการป้อนสัญญาณรบกวนนี้เข้าที่ขาขาเข้า ขนาด ๑ โวลต์ พิค-ยู-พิก วัดสัญญาณขาออกที่เอาท์พุท โดยการปรับความถี่ตั้งแต่ ๑ เฮิรซ์ จนถึง ๑

เมกกะ เฮิทซ์ นำข้อมูลที่ได้มา เขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้ากับความถี่ที่เปลี่ยนแปลง ตามกราฟรูป ๕.๓๔



รูป ๕.๓๔ กราฟแสดงผลความถี่ตอบสนองของวงจรความถี่วิทยุ เป็น เดซิเบล (อัตราขยายทางแรงดันไฟฟ้า เป็น เดซิเบลกับความถี่)

จากผลการทดลองตามกราฟที่แสดงในรูป ๕.๓๔ วงจรความถี่สูงที่ออกแบบให้ความถี่คัตออฟที่ ประมาณ ๔๔ กิโลเฮิทซ์ สโลป เท่ากับ - ๖๐ dB/decade อัตราการขยายทางแรงดันไฟฟ้า $\frac{V_o}{V_i}$ เท่ากับ ๑ แบนด์วิธ ของวงจรความถี่วิทยุ เท่ากับ ๔๔ กิโลเฮิทซ์

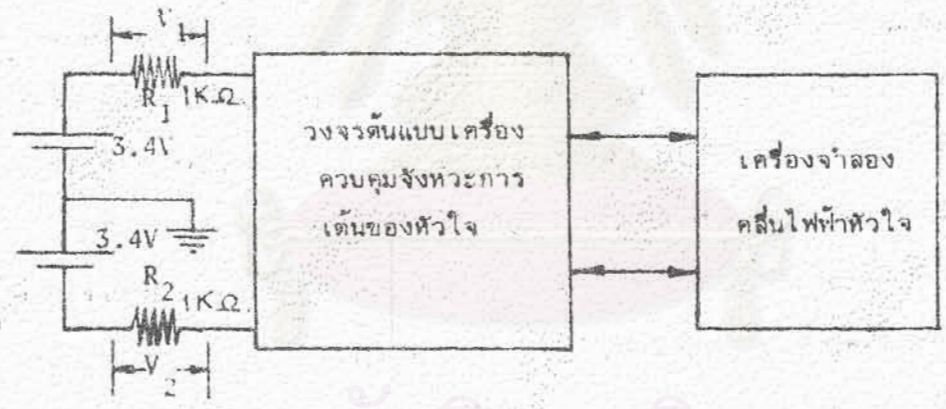
๕.๒.๕ ผลการทดลองวัฏกระแส Pacing และกระแส Inhibited

จุดมุ่งหมายของการทดลองเพื่อวัฏกระแสที่ไหลในวงจรต้นแบบของ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและกระแสที่จ่ายให้ไหลลด โดยทำการวัฏกระแสใน ๒ ลักษณะของการทำงานของวงจร คือในลักษณะแรก เครื่องจะทำงานปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Pacing) กระแสที่วัดในวงจรจะเป็นกระแสที่ไหลในวงจรร่วมกับกระแสที่จ่ายให้กับไหลลด

ในลักษณะที่สอง เครื่องจะหยุดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ (Inhibited) ทั้งนี้เพราะหัวใจทำงานเองได้โดยไม่ต้องมีคลื่นไฟฟ้าจากภายนอกมาควบคุม กระแสที่วัดในวงจรเป็นกระแสที่ไหลในวงจรเท่านั้น การทดลองวัดกระแส Pacing และกระแส Inhibited จะทำให้ทราบถึงพลังงานที่ใช้ไปในวงจรในขณะที่เครื่อง Inhibited และ Pacing เพื่อเป็นข้อมูลในการกำหนดการใช้แบตเตอรี่ในแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

การวัดกระแส Inhibited

ในการทดลองวัดกระแสไฟฟ้าขณะที่วงจรต้นแบบ Inhibited นั้น ได้ใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจต่อเข้ากับเอาต์พุตของวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทางด้านแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ต่อเข้าวงจรต้นแบบ ได้ต่อความต้านทานค่า ๑ กิโลโอห์ม ระหว่างแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากับวงจรต้นแบบดังแสดงในรูป ๕.๔๐ ขณะที่วงจรต้นแบบทำงานแบบ



รูป ๕.๔๐ วิธีการวัดกระแส Inhibited ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

Inhibited หยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบให้ไหลกระแสที่ไหลออกจากแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าทั้งไปบวกและลบจะไหลผ่าน R_1 และ R_2 วัดแรงดันไฟฟ้าที่ตกคร่อมตัวความต้านทาน R_1 และ R_2 นำแรงดันไฟฟ้าที่ได้มาคำนวณหากระแสไฟฟ้าที่ใช้ในขณะที่ยังวงจรต้นแบบ Inhibited

จากผลการทดลองวัดแรงดันไฟฟ้าตกคร่อม R_1 และ R_2 พบว่า

แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม R_1 ($1K \Omega$) = 8.7 mV. สำหรับไฟบวก

แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม R_2 ($1K \Omega$) = 8.5 mV. สำหรับไฟลบ

ดังนั้นกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

สามารถคำนวณได้ดังนี้

$$\text{กระแสไฟฟ้าที่ไหลในระบบไฟบวก} = \frac{V_1}{R_1} = \frac{8.7\text{mV}}{1K\Omega} = 8.7 \mu\text{A.}$$

$$\text{กระแสไฟฟ้าที่ไหลในระบบไฟลบ} = \frac{V_2}{R_2} = \frac{8.5\text{mV}}{1K\Omega} = 8.5 \mu\text{A.}$$

∴ กระแส Inhibited ของวงจรต้นแบบ

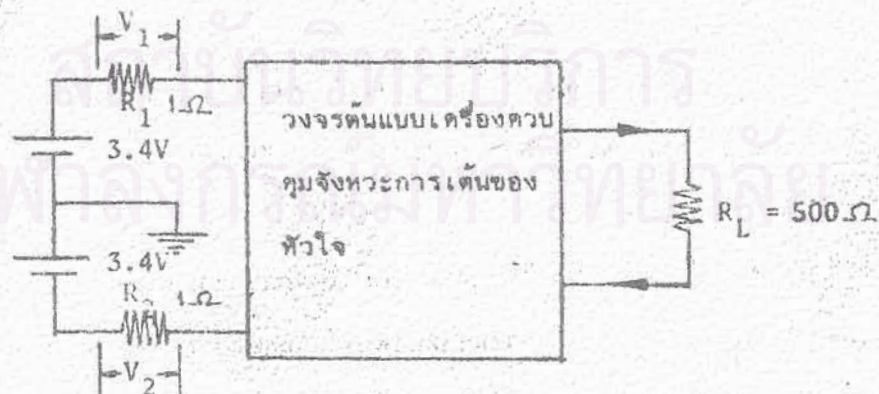
ในระบบไฟบวก = 8.7 $\mu\text{A.}$

ในระบบไฟลบ = 8.5 $\mu\text{A.}$

การวัดกระแส Pacing

การวัดกระแส Pacing ในวงจรต้นแบบกระทำได้เช่นเดียวกับการวัดกระแส Inhibited แตกต่างกันตรงที่ไม่ใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจ เพราะในขณะที่วงจรต้นแบบไม่ได้รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้ามาในวงจรต้นแบบ วงจรจะทำหน้าที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปตามคาบเวลาของวงจรในภาคกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ กระแสไฟฟ้าที่ใช้ในวงจรเป็นกระแสที่ใช้เลี้ยงวงจร รวมกับกระแสไฟฟ้าเฉลี่ยที่จ่ายให้โหลดในช่วงเวลา ๑ ฟิลซ์

การวัดกระแสที่จ่ายให้โหลด ได้ใช้ความต้านทานค่า ๑ โอห์ม ต่อระหว่างแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากับวงจรต้นแบบ เป็นค่า R_1 และ R_2 ตามรูป ๕.๔๑



รูป ๕.๔๑ วิธีการวัดกระแส Pacing ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้ยัตราเต้นเมื่อต้องการ

ในช่วงเวลา ๑ มิลลิวินาที ที่วงจรต้นแบบจ่ายกระแสไฟฟ้าให้โหลด จากการวัด

แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม R_1 และ R_2 พบว่า

$$\text{แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม } R_1 (1\Omega) = 13.5 \text{ mV.}$$

$$\text{แรงดันไฟฟ้าตกคร่อม } R_2 (1\Omega) = 11.5 \text{ mV.}$$

ดังนั้นกระแสไฟฟ้าที่ไหลในช่วง ๑ มิลลิวินาที ของระบบไฟบวก

$$= \frac{V1}{R1} = \frac{13.5\text{mV}}{1\Omega} = 13.5 \text{ mA.}$$

กระแสไฟฟ้าที่ไหลในช่วง ๑ มิลลิวินาที ของระบบไฟลบ

$$= \frac{V2}{R2} = \frac{11.5\text{mV}}{1\Omega} = 11.5 \text{ mA.}$$

จากการวัดสามารถนำมาคำนวณหากระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบโดยคำนวณได้ดังนี้

$$\text{กำหนดให้ ช่วงเวลา ๘๓๕ มิลลิวินาที} = T$$

$$\text{ในช่วงเวลา ๑ มิลลิวินาที} = \frac{T}{835}$$

$$\text{กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของระบบไฟบวก} = \frac{1}{T} \int_0^T I(t) dt$$

$$= \frac{1}{T} \int_0^{T/835} 13.5\text{mA} dt + \frac{1}{T} \int_{T/835}^T (0) dt$$

$$= \frac{1}{T} (13.5\text{mA} \times \frac{T}{835})$$

$$\text{กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของระบบไฟบวก} = \frac{13.5\text{mA}}{835} = 16.2 \mu\text{A.}$$

ในทำนองเดียวกัน

$$\text{กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยใน ๑ พัลส์ ของระบบไฟลบ} = 13.8 \mu\text{A.}$$

การวัดกระแสไฟเฉลี่ยวงจรในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจ

กระทำได้เช่นเดียวกับการวัดกระแส Inhibited โดยต่อ R_1 และ R_2 ค่า ๑ กิโลโอห์มระหว่างแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้ากับวงจรต้นแบบ วัดแรงดันไฟฟ้าตกคร่อม R_1 และ R_2 ในช่วงเวลาที่วงจรต้นแบบปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไป หลังจากการวัดแล้วนำมาคำนวณกระแสพบว่า

กระแสไฟเลี้ยงวงจรในระบบไฟวาก = 8.2 μ A.

กระแสไฟเลี้ยงวงจรในระบบไฟลบ = 8 μ A.

ดังนั้น กระแส Pacing ของวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ
แบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

ในระบบไฟวาก = กระแสไฟเลี้ยงวงจรไฟวาก + กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยไฟวาก
= 8.2 μ A + 16.2 μ A
= 24.4 μ A

ในระบบไฟลบ = กระแสไฟเลี้ยงวงจรไฟลบ + กระแสไฟฟ้าเฉลี่ยไฟลบ
= 8 μ A + 13.8 μ A
= 21.8 μ A

จากการวัดกระแส Inhibited และกระแส Pacing เขียนสรุปได้คือ

กรณีวัดกระแส Inhibited

กระแสที่ไหลในระบบไฟวาก = 8.7 μ A.

กระแสที่ไหลในระบบไฟลบ = 8.5 μ A.

กรณีวัดกระแส Pacing

กระแสที่ไหลในระบบไฟวาก = 24.4 μ A.

กระแสที่ไหลในระบบไฟลบ = 21.8 μ A.

๕.๒.๖ ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ

จุดมุ่งหมายของการทดลองในหัวข้อนี้เพื่อต้องการทราบขีดความสามารถของวงจรต้น
แบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ได้ออกแบบไว้ในบทที่ ๔ โดยทำการทดลองวัด
ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรขณะต่อวงจรบนแผ่นทดลอง ในอุณหภูมิประมาณ ๓๗° ซ
ได้ผลการทดลองดังนี้

ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้า (ที่โหลด ๕๐๐ โอห์ม ๓๗° ซ)

Function R-wave inhibited (VVI)

Pulse duration 1 msec.

Basic Rate	73	BPM
Magnet Test Rate	73	BPM
Pulse Amplitude		
Voltage	5.4	V
Current	10.8	mA.
R-wave sensitivity	2	mV.
Refractory period		
Sensing	370	msec
Pacing	370	msec
Magnet refractory period	720	msec
Radio frequency Protection	- 60 dB AT 50 KHZ	
Defibrillator Protection	460	Joules
Battery depletion indications	Fast rate at V ⁻ depletion	
	Slow rate at V ⁺ depletion	
Energy deliver to load 500 ohm	58.32	μJ.
per pulse		
current drain		
Pacing	24.4 μA หรือ 141.52 μW.	
Inhibited	8.7 μA หรือ 50.46 μW.	

จากข้อมูลดังกล่าวข้างต้น เมื่อทำการเปรียบเทียบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ของบริษัทต่าง ๆ ซึ่งส่งมาจำหน่ายในประเทศไทยดังแสดงในตารางเปรียบเทียบรูป ๔.๓๒ พบว่าลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบที่ได้ทำการวิจัย มีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้เคียงกัน

๔.๒.๗ ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ เมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนแปลง
จุดมุ่งหมายของการทดลองนี้เพื่อต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบเมื่อวงจรต้นแบบอยู่ในอุณหภูมิต่าง ๆ กัน การทดลองกระทำเช่นเดียวกัน

ตารางที่ ๔.๒ ตารางเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ กับเครื่องรุ่นต่าง ๆ ที่มีจำหน่ายในประเทศไทย

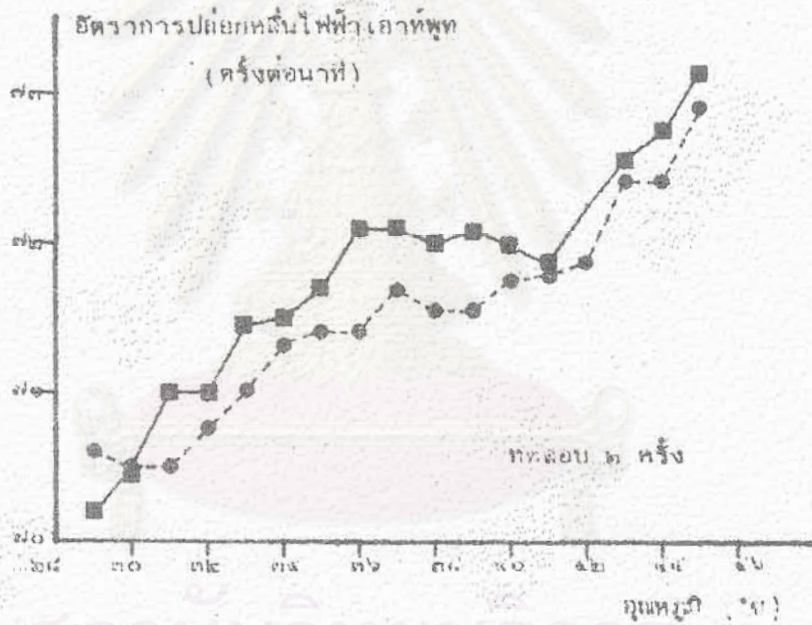
ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรที่ Load 500 Ω 37 °C	NO. 1	NO. 2	NO. 3	NO. 4	NO. 5	NO. 6	NO. 7	NO. 8	NO. 9
Function	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI	VVI
Pulse duration (msec)	1	.06- 1.7	.6 + .04	.53	.5- .7	1	.75	< 1	1
Basic rate (BPM)	70 + 2	72 + 2	72 + 3	72	60- 100	69- 75	70 + 2	60- 100	73
Magnet test rate (BPM)	100	72 + 3	72 + 3	-	60- 100	20% above NOR.	100+ 3	60- 100	73
Pulse Amplitude Voltage (V)	5.2	5.2+ 2	5.6+ .25	5.2	4.8	5	> 5	4.8	5.4
current (mA)	10.4	10.4 + .4	11+ .5	10.4	9.6	10	> 10	9.6	10.8
R-wave sensitivity (mV)	1.3- 2.3	2+ .5	2+ .6	2.1	1.8- 3.4	1.5	1.6- 1.9		2
sensing refractory period (msec)	330+ 30	275- 350	320+ 40	310	315- 380	630	330	315- 380	370
pacing refractory period (msec)	330+ 30	275- 350	320+ 40	290	315- 380	330	330	315- 380	370
Power source	Lith cell	Mer cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	Lith cell	+V Power Supply
Interference Protection	/	/	/	/	/	/	/	/	-80dB at 50 kHz
Defibrillator Protection	/	/	/	/	/	/	/	/	≤ 4500
Battery depletion indicator	slow rate	slow rate	slow rate	slow rate	slow rate	+6 BPM	slow rate	slow rate	Fast at V slow at V
energy deliver to load 500 Ω / pulse (μJ)	54.08	54.08	61.6	54.08	46.08	50	50	46.08	58.32
current pacing (μA)	55.7	Vari	-	20	-	-	25	-	24.4
current inhibited (μA)	14.8	Vari	-	-	-	-	7	-	8.7

หมายเลข

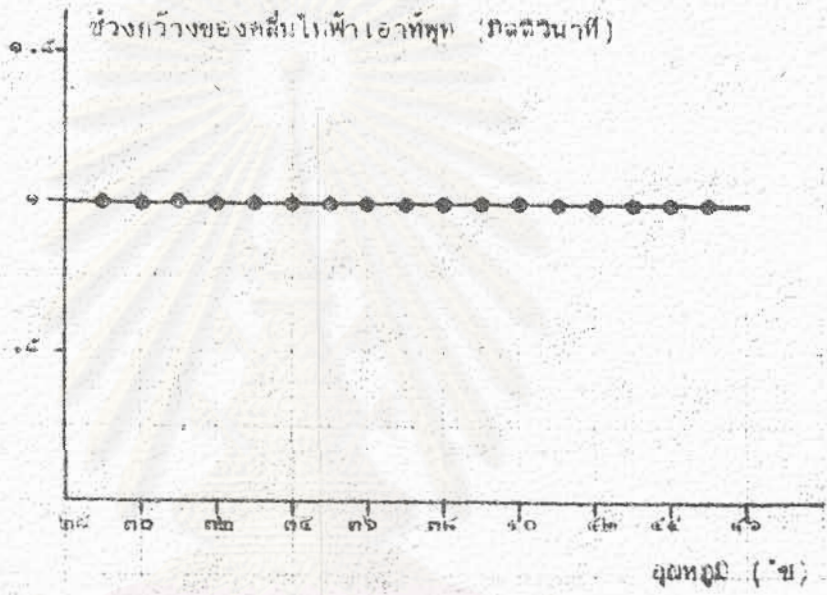
- NO. 1 Model 207 บริษัท Siemen - elema
- NO. 2 Model 5961 บริษัท Medtronic
- NO. 3 Model 28 บริษัท Edward Pacemaker
- NO. 4 Model 182 บริษัท Teletronic
- NO. 5 Model 223 บริษัท Intermedis
- NO. 6 Model 0401 บริษัท Cardiac Pacemaker
- NO. 7 Model 629 บริษัท Siemen - elema
- NO. 8 Model 229 บริษัท Intermedics
- NO. 9 เครื่องที่ดำเนินการวิจัย

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กับการทดลองในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดินคงที่ โดเมนวางจรรถันแบบที่สร้างบนแผ่นทดลองนำเข้าสู่ทดลอง ใช้เครื่องทำความร้อนเป่าให้อุณหภูมิภายในตู้เปลี่ยนแปลงในช่วงอุณหภูมิ ๒๕°ซ ถึง ๔๕°ซ ทำการบันทึกข้อมูลนำไปเขียนกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงดังแสดงในรูป ๕.๔๓ และ ๕.๔๔ ตามลำดับ



รูป ๕.๔๓ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท กับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลง ในวางจรรถันแบบ



รูป ๕.๔๔ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุต กับความถี่ที่เปลี่ยนแปลง ในวงจรต้นแบบ

จากการทดลองพบว่า เมื่อความถี่เปลี่ยนแปลงในช่วง ๒๕ Hz ถึง ๔๕ Hz อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเปลี่ยนแปลง ประมาณ $\pm 1-2$ ครั้งต่อนาที ส่วนช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาต์พุตจะมีค่าคงที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามความถี่

๕.๒.๘ ผลการวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ กรณีใช้แม่เหล็กทดสอบ เมื่อความถี่เปลี่ยนแปลง

การทดลองวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ กรณีใช้แม่เหล็กทดสอบคล้ายกับการทดลองในหัวข้อที่ ๕.๒.๗ ต่างกันตรงที่กำหนดให้วงจรทำงานเป็นแบบให้อัตรา

เดินเมื่อต้องการ โดยใช้เครื่องจำลองคลื่นไฟฟ้าหัวใจปลอม เข้าทาง เอาที่หูของวงจรต้นแบบ วงจรต้นแบบจะทำงานปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปก็ต่อ เมื่อไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้ามาใน เวลาที่กำหนด การไขแม่เหล็กทดสอบก็ เพื่อให้วงจรต้นแบบไม่คอบสนองต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจจ ำลองที่เข้ามา วงจรต้นแบบจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบด้วยอัตราคงที่ การทดลองได้กระทำในอุทกทดลองที่ปรับอุณหภูมิตั้งแต่ ๒๙° ซ ถึง ๔๕° ซ นำข้อมูลที่ได้เขียนกราฟดังแสดงในรูป ๕.๔๕ และ ๕.๔๖ แสดงความสัมพันธ์ระหว่างลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบกับอุณหภูมิ ที่เปลี่ยนแปลง ตามลำดับ

จากผลการทดลองพบว่าอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบของวงจรต้นแบบมีการ เปลี่ยนแปลง $\pm ๑-๒$ ครั้งต่อนาที ส่วนช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้า เอาที่หูก็ไม่มี การเปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิ

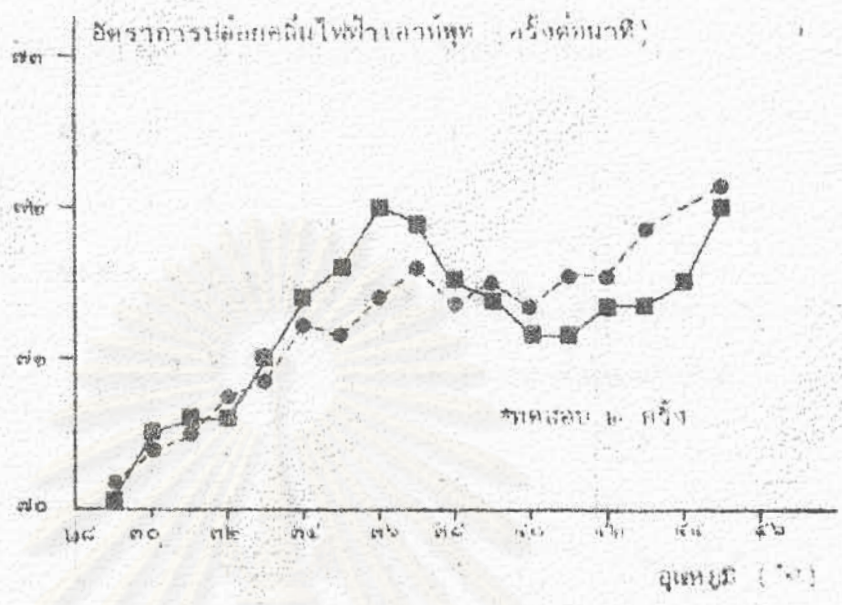
๕.๒.๔ ผลการทดลองวัดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรต้นแบบ เมื่อแรงดันไฟฟ้าของ แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเปลี่ยนแปลง

การทดลองในหัวข้อนี้ต้องการทราบการเปลี่ยนแปลงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ วงจรต้นแบบว่าเมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลดลง จะมีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟ

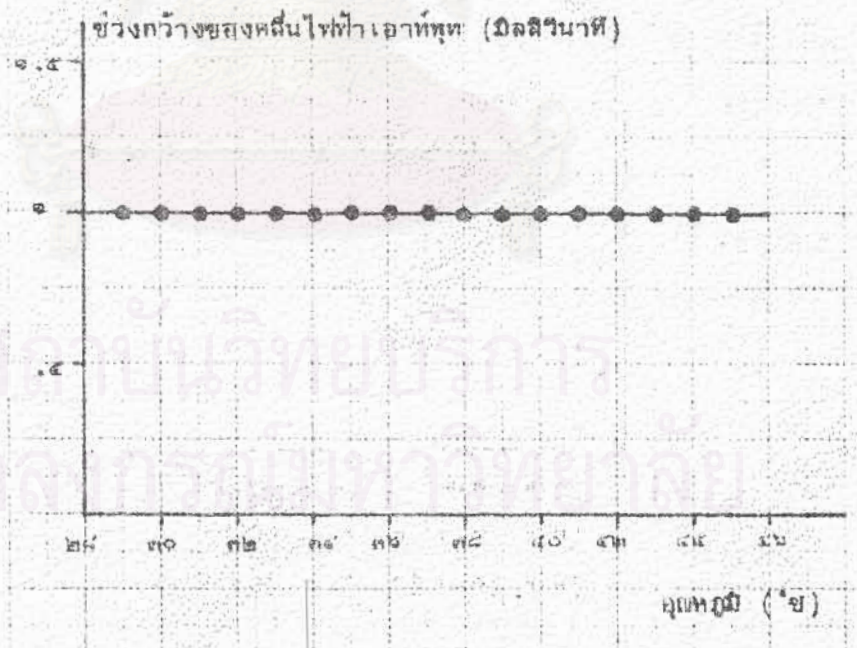
ฟ้าของวงจรแบบใดที่เป็น เครื่องที่ให้เห็นว่าอายุการใช้งานของ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจ

- ต้นสุดของ ในการทดลองกระทำในอุทกทดลองที่ปรับอุณหภูมิ ประมาณ ๓๗° ซ โดยทำการ ทดลองใน ๓ ลักษณะ คือ
- ลักษณะแรก ทำการปรับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าจาก ± ๓.๔ โวลต์ ลงมาจนถึง ± ๒.๒ โวลต์
 - ลักษณะที่สอง ทำการปรับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า $+ ๓.๔$ โวลต์ ลง มาจนถึง $+ ๒.๒$ โวลต์ โดยให้แรงดันไฟฟ้า $- ๓.๔$ โวลต์ คงที่
 - ลักษณะที่สาม ทำการปรับแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า $- ๓.๔$ โวลต์ ลง มาจนถึง $- ๒.๒$ โวลต์ โดยให้แรงดันไฟฟ้า $+ ๓.๔$ โวลต์ คงที่

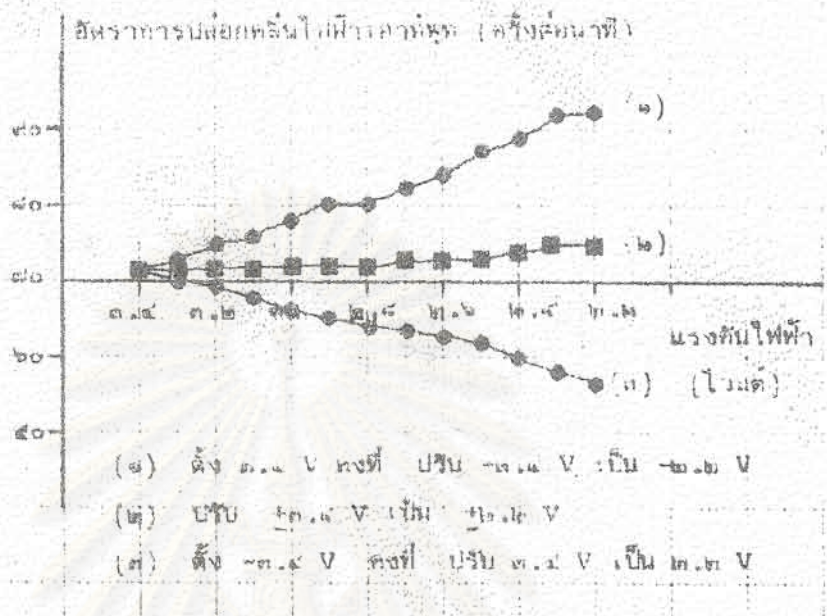
นำข้อมูลที่ได้มาเขียนกราฟดังแสดงในรูป ๕.๔๗, ๕.๔๘ และ ๕.๔๙ แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร กับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง



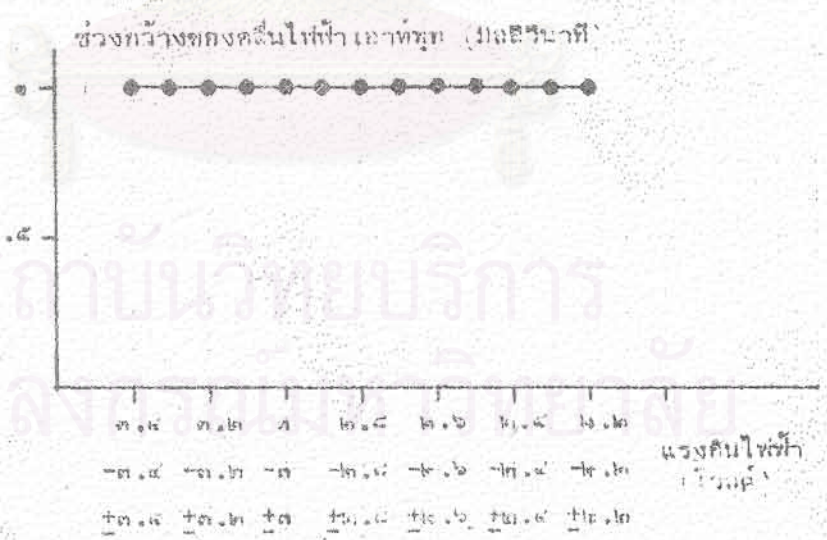
รูป ๕.๔๕ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการใช้พลังงานไฟฟ้าเอาท์พุท กับมุมเฟสที่เปลี่ยนแปลง (๒๕° - ๙๕°) เมื่อใช้แม่เหล็กทดสอบ



รูป ๕.๔๖ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท กับมุมเฟสที่เปลี่ยนแปลง (๒๕° - ๙๕°) เมื่อใช้แม่เหล็กทดสอบ



รูป ๕.๔๓ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการเปลี่ยนแปลงของแรงดันไฟฟ้ากับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง



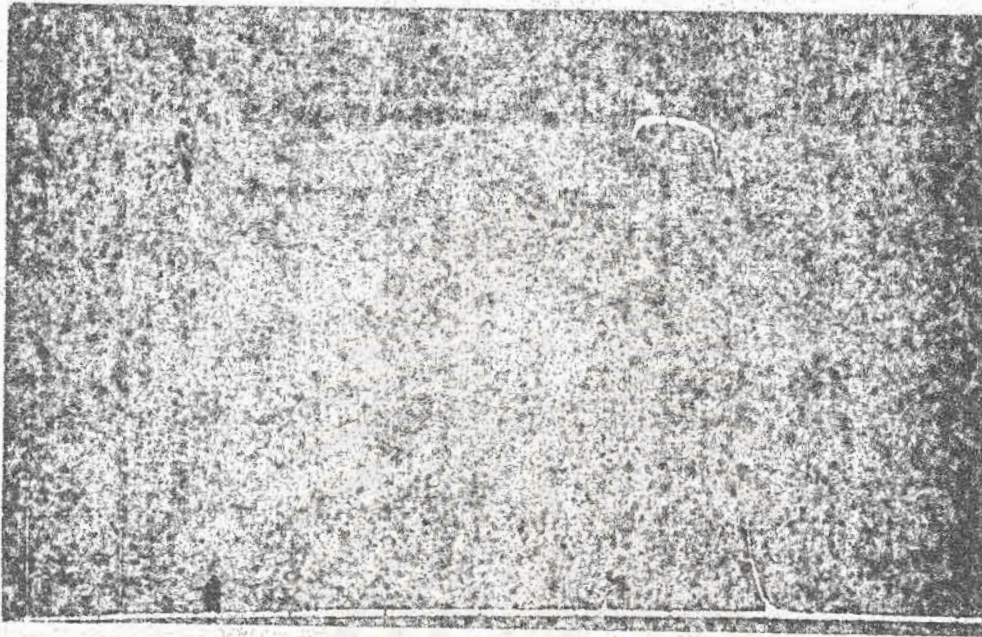
รูป ๕.๔๔ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้ากับแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลง

จากผลการทดลองทำให้ทราบว่า เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เปลี่ยนแปลง มีผลทำให้อัตราการผลิตคลื่นไฟฟ้าเอทท์ทุกของวงจรต้นแบบเกิดการเปลี่ยนแปลง โดยเมื่อทำการปรับไฟ + ๓.๔ โวลต์ จนถึง + ๒.๒ โวลต์ ทำการกำหนดให้แรงดันไฟฟ้า - ๓.๔ โวลต์ คงที่ อัตราการผลิตคลื่นไฟฟ้าเอทท์ทุกช้าลง ๔ ครั้งต่อวินาที เมื่อแรงดันไฟฟ้า + ๓.๔ โวลต์ ลดลง .๔ โวลต์ เมื่อทำการปรับไฟ - ๓.๔ โวลต์ ลงจนถึง - ๒.๒ โวลต์ โดยกำหนดให้แรงดันไฟฟ้า + ๓.๔ โวลต์ คงที่ อัตราการผลิตคลื่นไฟฟ้าเอทท์ทุกเร็วขึ้น ๖ ครั้งต่อวินาที เมื่อแรงดันไฟฟ้า - ๓.๔ โวลต์ ลดลง .๔ โวลต์ แต่เมื่อทำการปรับไฟ ± ๓.๔ โวลต์ ลงจนถึง ± ๒.๒ โวลต์ พบว่าอัตราการผลิตคลื่นไฟฟ้าเอทท์ทุกค่อนข้างคงที่ผิดพลาด ± ๒ ครั้งต่อวินาที ส่วนการทดลองวัดช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอทท์ทุก พบว่า เมื่อแรงดันไฟฟ้าของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า เปลี่ยนแปลงไปไม่ทำให้ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอทท์ทุกเกิดการเปลี่ยนแปลงแต่อย่างใด

๔.๒.๑๐ ผลการบันทึกภาพรูปร่างของสัญญาณที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของวงจรต้นแบบ

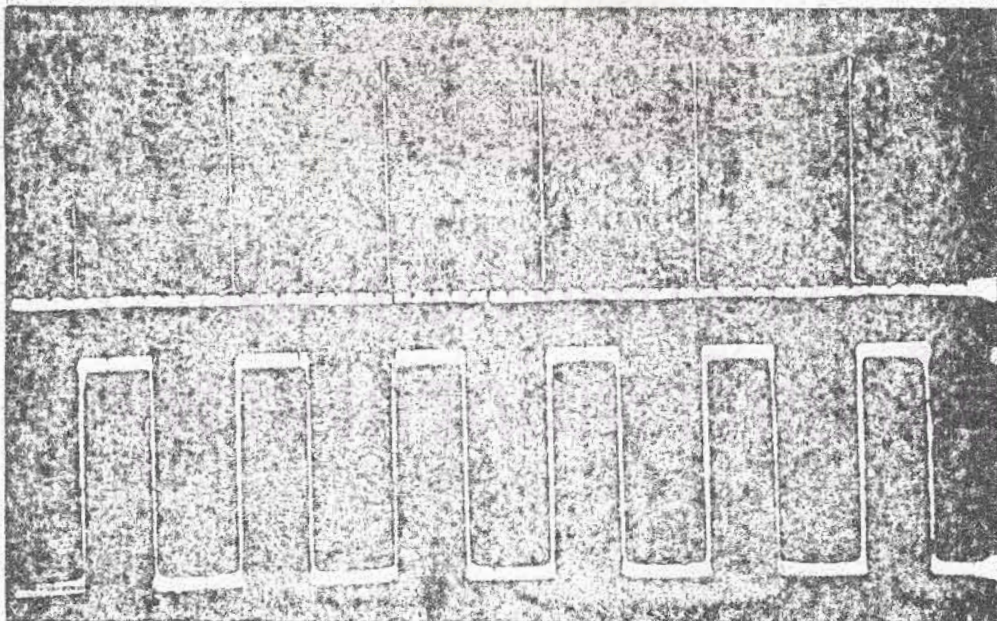
การทดสอบในหัวข้อนี้ เป็นการวัดรูปร่างของสัญญาณที่ปรากฏตามตำแหน่งต่าง ๆ ที่สำคัญ ของวงจรต้นแบบ อีกทั้ง เป็นการทดสอบการทำงานของวงจรต้นแบบว่าสามารถทำงานในทุกกรณี ที่วงจรทำงานเป็นแบบให้อัตราเต็มเมื่อต้องการและในกรณีที่ใช้ตั้งแต่แม่เหล็ก เปลี่ยนระบบการทำงาน จากแบบให้อัตราเต็มเมื่อต้องการ เป็นแบบให้อัตราเต็มคงที่ โดยนำออสซิลโลสโคปมาวัดตามตำแหน่งต่าง ๆ ของวงจรต้นแบบ แล้วทำการถ่ายภาพรูปร่างของสัญญาณดังแสดงในรูป ๔.๔๔ ถึง รูป ๔.๕๗ ซึ่งได้แสดงรูปร่างสัญญาณที่ตำแหน่งต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



Timebase = 1 msec/cm.
Vertical Gain = 1 V/cm.

รูป ๕.๔๔ รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ซาดาโคคของ Z.D.1



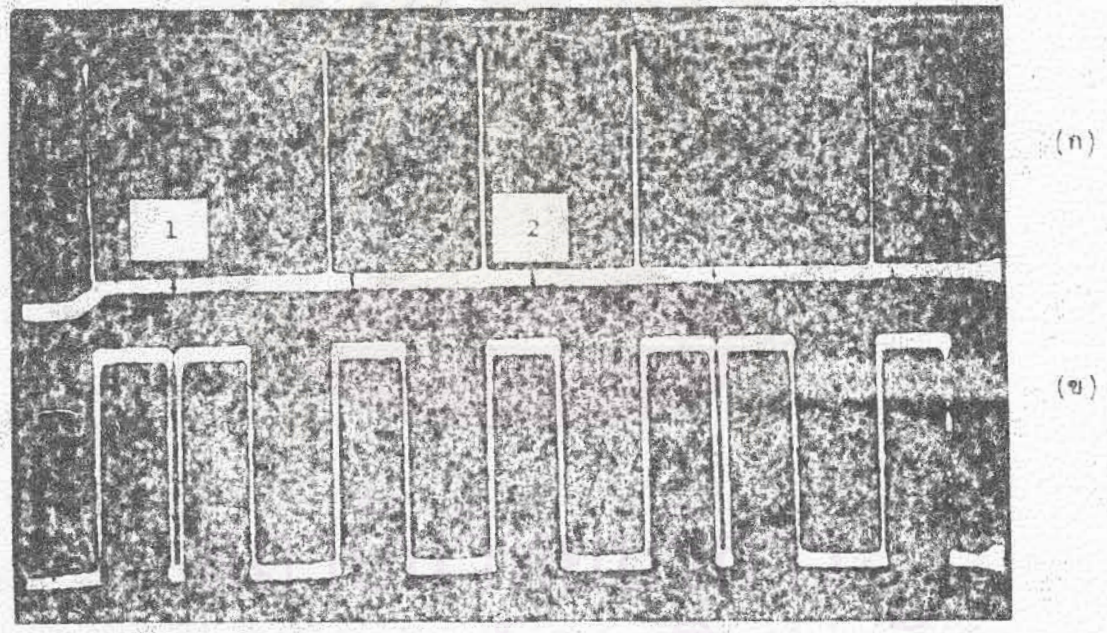
(ก)

(ข)

Timebase = .5 sec/cm.
Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๐ รูปร่างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ซาดาโคคของ Z.D.1 (ก) เปรียบเทียบกับสัญญาณเอาท์พุทของภาคโมโนสเตเบิล มีลดีไวเซอร์ วัตที่ขา ๖ ของ IC4 (ข)

ในรูป ๕.๕๐ เป็นการทดสอบวัดสัญญาณโดยเปรียบเทียบระหว่างคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุทที่จ่ายในโหลด (R_L) กับสัญญาณเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ การทดสอบนี้เป็นการแสดงสภาพการทำงานของวงจรต้นแบบขณะไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามาในวงจรต้นแบบ วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุทประมาณ ๑ มิลลิวินาที คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่วนหนึ่งจะย้อนกลับเข้าวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ ทำช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที ซึ่งในช่วงเวลานี้วงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ จะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ที่เข้ามาในวงจร ซึ่งหมายความว่า จะไม่เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบอีกในช่วงเวลา Pacing refractory period



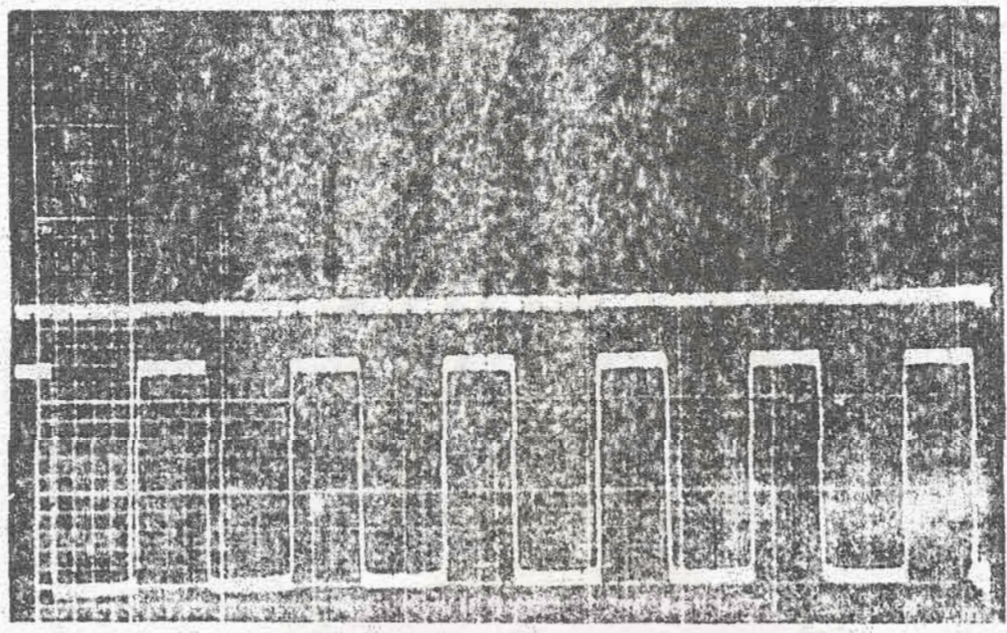
Timebase = .5 sec/cm.

Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๑ เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัดที่ขาคาโทด 2.D1(ก) กับสัญญาณเอาท์พุท ขา ๖ IC4 ของวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (ข) เมื่อเครื่องทำงานแบบให้พัลส์เริ่มต้นเมื่อต้องการ

ในรูป ๕.๕๑ เป็นการทดสอบวงจรต้นแบบให้ทำงานแบบให้พัลส์เริ่มต้นเมื่อต้องการ

โดยป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองในอัตรา ๖๐ ครั้งต่อนาที เข้าไปในวงจรต้นแบบ พบว่าถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้าไปในวงจรต้นแบบหลังช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที วงจรต้นแบบจะหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ (จุด ๑) แต่ถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้าไปในวงจรต้นแบบในช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที วงจรต้นแบบจะไม่ตอบสนองต่อคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองที่เข้าไป (จุด ๒)



(11)

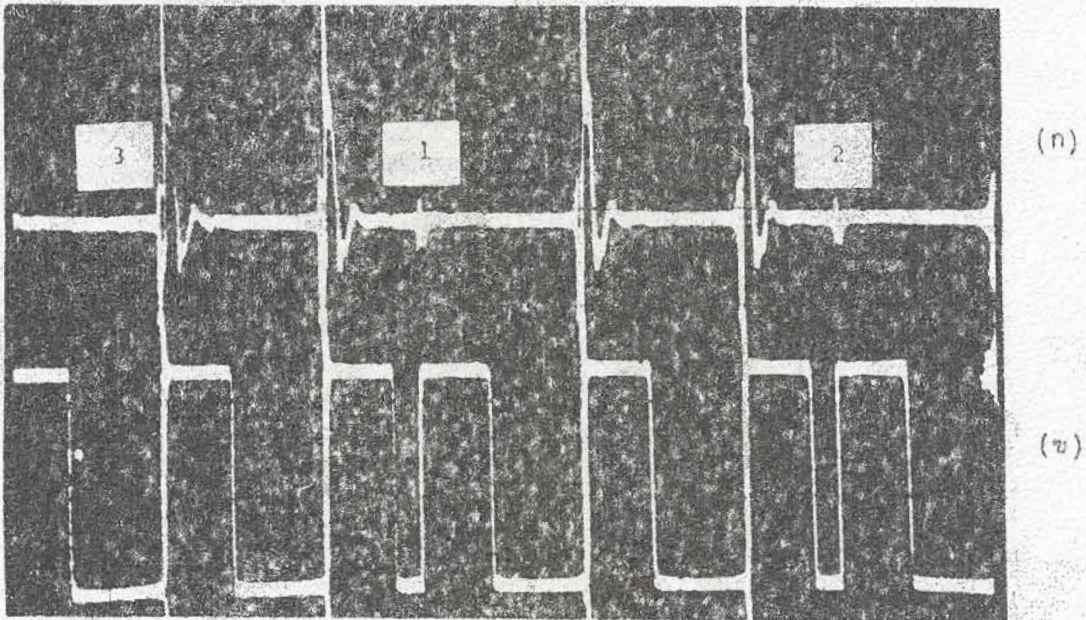
Timebase = .5 sec/cm.

Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๒ เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัต์เข้าคาโอด Z.DL (ก) กับสัญญาณเอาท์พุท ขา ๖ IC4 ของวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ เมื่อป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที เข้าไปในวงจรต้นแบบ

ในรูป ๕.๕๒ เป็นการแสดงให้เห็นถึงสภาพการหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบของวงจรต้นแบบ ในกรณีที่ป้อนคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้าไปในวงจรต้นแบบในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที หรือมากกว่า ๗๒ ครั้งต่อนาที (ในการทดลองป้อนในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที) ซึ่งหมายความว่าถ้าหัวใจของผู้ป่วยเต้นเองได้ ในอัตราเต็ม ๗๒ หรือมากกว่า ๗๒ ครั้งต่อนาที วงจรต้นแบบจะ

หน้าที่เป็นเครื่องสำรองแทนการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ แต่ถ้าเมื่อใดอัตราเต้นของผู้ป่วยช้าลงกว่า ๗๒ ครั้งต่อนาที วงจรคั่นแบบนี้จะทำหน้าที่แทนการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจของผู้ป่วย

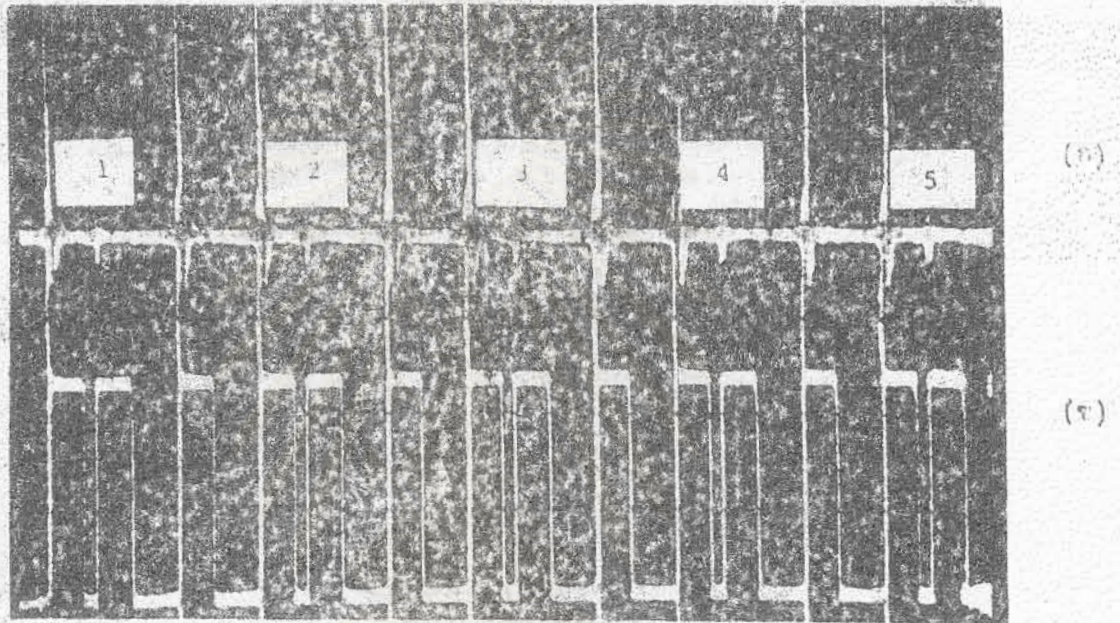


Timebase = .5 sec/cm.
 Vertical Gain (Upper) = .02 V/cm.
 (Lower) = 2 V/cm.

รูป ๔.๕๓ เปรียบเทียบสัญญาณเอาต์พุตของวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน วัดที่ขา ๖ IC1 (ก) กับสัญญาณเอาต์พุตขา ๖ IC4 ของวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (ข)

ในรูป ๔.๕๓ แสดงให้เห็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองที่เข้าไปในวงจรคั่นแบบ (จุดที่ ๑ และ ๒) ในอัตรา ๒๕ ครั้งต่อนาที สัญญาณในจุดที่ ๓ ตามรูปเป็นคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ย้อนกลับเข้ามาในวงจรตัวกรองความถี่สูงผ่าน ทำการสร้างช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที จากวงจรโมโนสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ เพื่อมิให้มีสัญญาณใด ๆ ไปทำให้เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในช่วงเวลา ๔๐๐ มิลลิวินาที หลังจากวงจรคั่นแบบปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วง

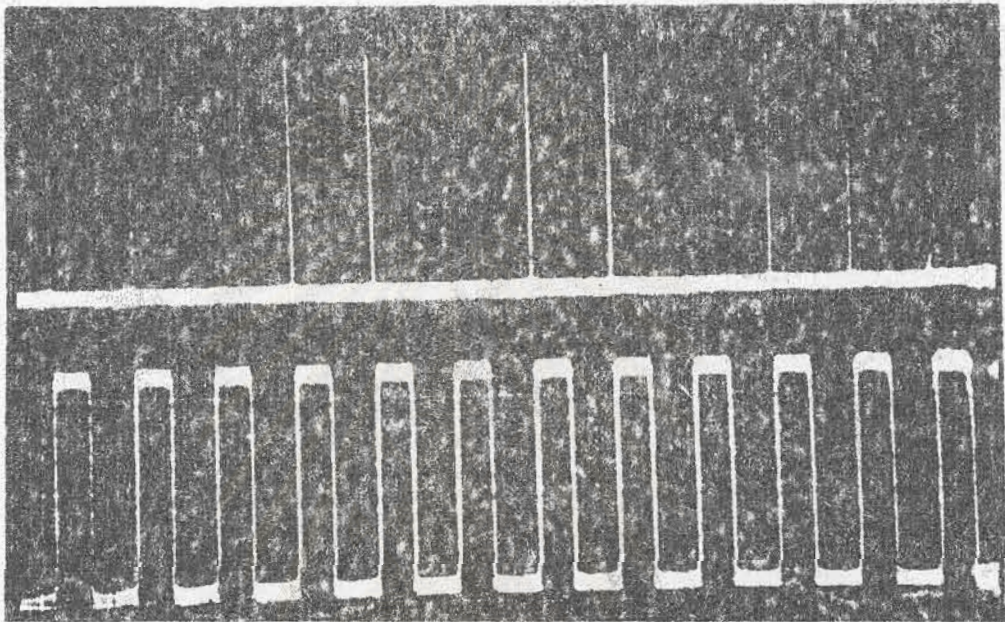
แคบที่จุด ๓ ออกไปแล้ว ในทำนองเดียวกันคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองที่จุด ๑ จะไปทำให้วงจร
โมโนสเตเบิล มีลตีไวเบรเตอร์ สร้างช่วงเวลา Sensing refractory periods ๔๐๐ มิลลิ
วินาที เพื่อให้ลักษณะใด ๆ หนึ่งทำให้เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในช่วงเวลานี้



Timebase = 1 sec/cm.
 Vertical Gain (Upper) = .02 V/cm.
 (Lower) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๔ เปรียบเทียบสัญญาณเอาต์พุตของวงจรตรวจจับความถี่สูง วัตต์ซา ๖
 IC1 (ก) กับสัญญาณเอาต์พุต ๖ IC4 ของวงจรโมโนสเตเบิล
 มีลตีไวเบรเตอร์ (ข) Timebase 1 sec/cm.

ในรูป ๕.๕๔ มีลักษณะรูปร่างของสัญญาณคล้ายกับรูป ๕.๕๓ แต่ถึงเวลาในการ
 สแกนของออสซิลโลสโคปให้ช้าลง เพื่อการทำงานของวงจรเครื่องต้นแบบในช่วงเวลายาวนาน
 กว่าในรูป ๕.๕๓ คลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองถูกปล่อยด้วยอัตรา ๒๕ ครั้งต่อวินาที (จุดที่ ๑ - ๕)

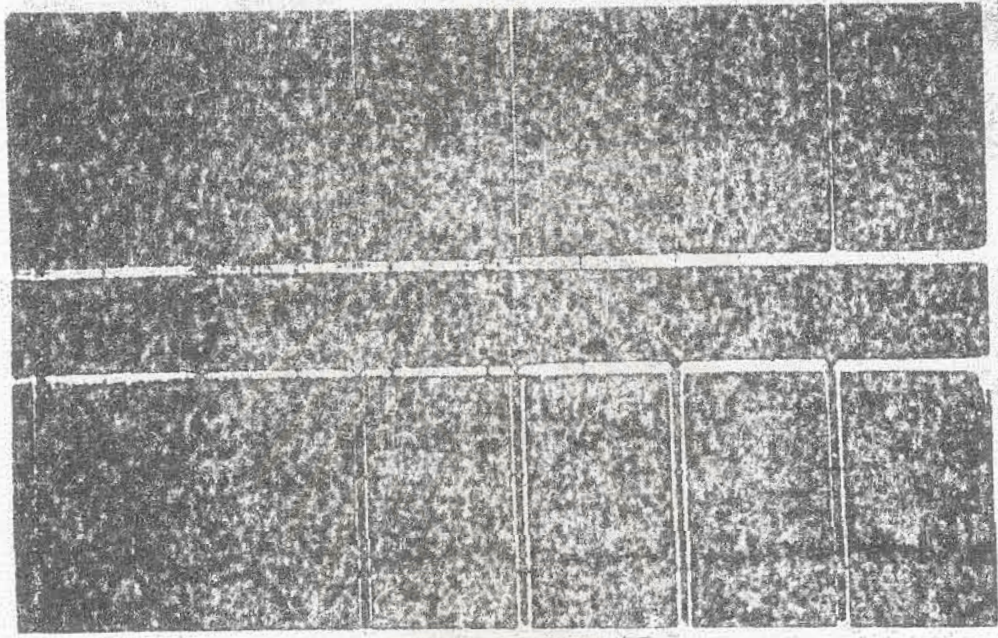


Timebase = 1 sec/cm.

Vertical Gain (Upper) = 2 V/cm.

(Lower) = 2 V/cm.

รูป ๔.๕๕ เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ขาตาโถง Z.D1 (ก) กับสัญญาณเอาท์พุท ขา ๖ IC4 ของวงจรมอนอสเตเบิล มัลติไวเบรเตอร์ (ข) เมื่อเครื่องทำงานแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการ โดยป้อนคลื่นไฟฟ้าจำลองในอัตรา ๓๐ ครั้งต่อนาที



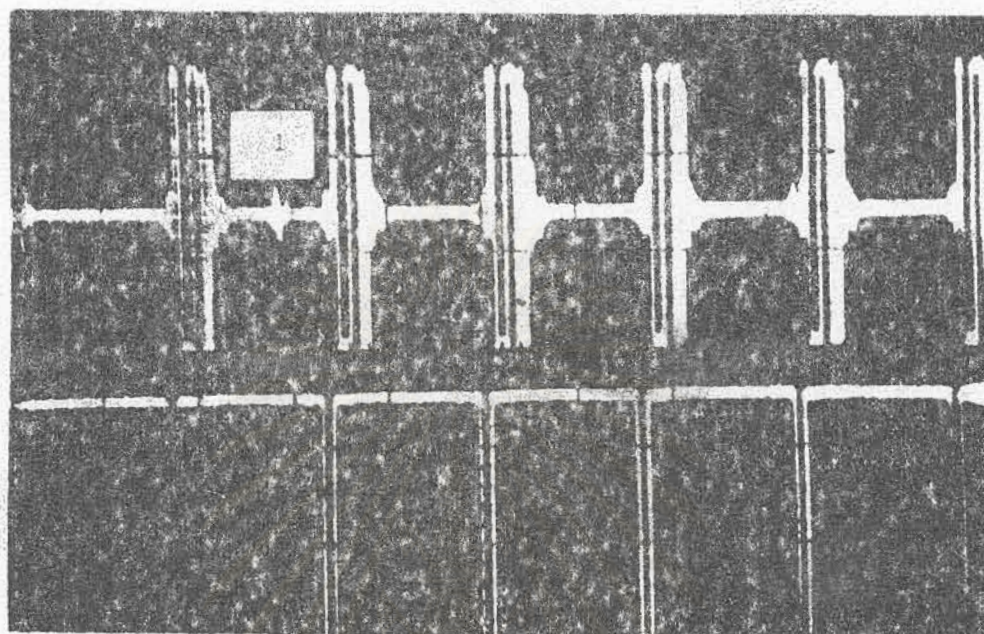
(ก)

(ข)

Timebase = .5 sec/cm.

Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๑๖. เปรียบเทียบคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่เอาท์พุท วัตที่ขาคาโอด Z.O.1 (ก) กับสัญญาณเอาท์พุทของวงจรโมโนสเตเบิล มีลติไวเบรเตอร์(ข) เพื่อให้เห็นเก็ลท์ทคลอ



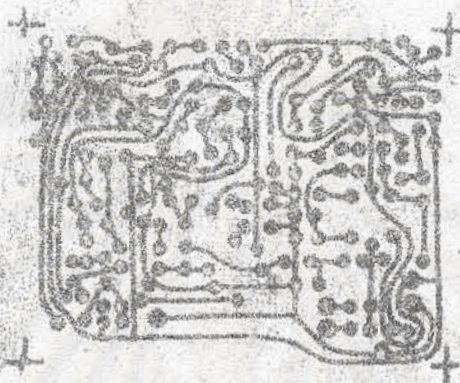
Timebase = .5 sec/cm.
Vertical Gain (Both) = 2 V/cm.

รูป ๕.๕๗ เปรียบเทียบสัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายกลับเฟส ขา ๖ IC3 (ก) กับสัญญาณเอาต์พุตของวงจรโมโนสเตเบิล วัลติไวเบรเตอร์ (ข) เมื่อใช้แม่เหล็กทดสอบ

ในรูป ๕.๕๖ และ ๕.๕๗ เป็นรูปร่างของสัญญาณตามตำแหน่งต่าง ๆ ในวงจรต้นแบบ โดยแสดงรูปร่างคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเอาต์พุต สัญญาณเอาต์พุตของวงจรโมโนสเตเบิล วัลติไวเบรเตอร์ สัญญาณเอาต์พุตของวงจรขยายกลับเฟส โดยในรูป ๕.๕๗ แสดงให้เห็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองปรากฏที่จุด ๑ พบว่าถึงแม้จะมีคลื่นไฟฟ้าหัวใจจำลองเข้ามาที่สังช่วงเวลา Pacing Refractory period ๕๐๐ มิลลิวินาที (ตามรูป) วงจรต้นแบบจะยังคงทำงานปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกสู่ไหลตลอดเวลาในอัตรา ๗๒ ครั้งต่อนาที วงจรโมโนสเตเบิล วัลติไวเบรเตอร์จะทำ Pacing refractory feriod ๕๐๐ มิลลิวินาที จึงแน่ใจได้ว่าเมื่อวงจรต้นแบบปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปแล้ว ในช่วงเวลา ๕๐๐ มิลลิวินาที หลังจากปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะไม่มีสัญญาณใด ๆ ไปทำให้วงจรต้นแบบทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

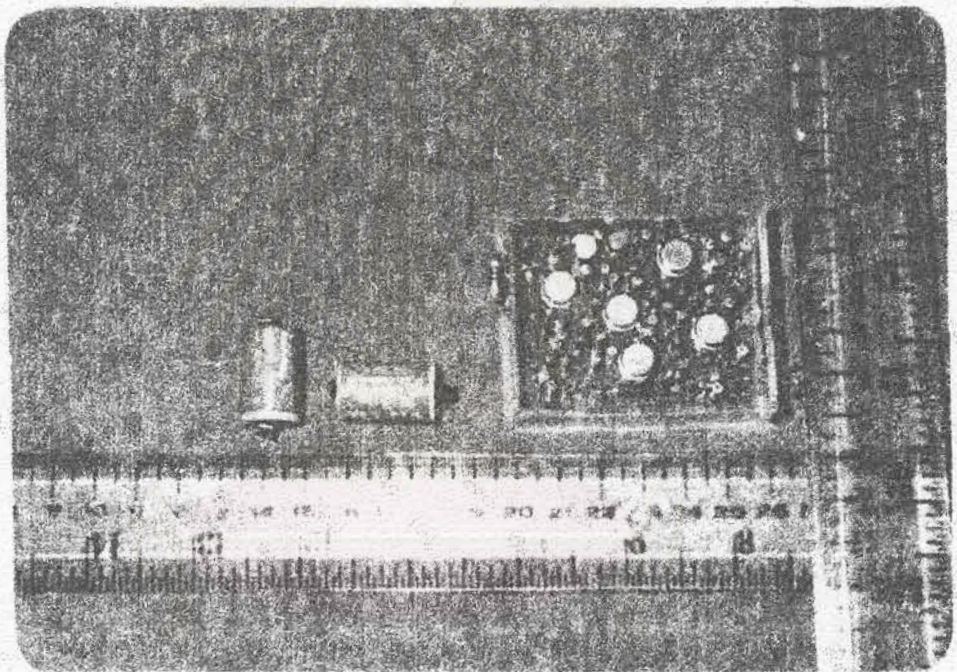
๕.๒.๑๑ การสร้างวงจรต้นแบบบนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว

นำวงจรต้นแบบที่ทดลองได้ผล เป็นที่พอใจแล้วไปออกแบบวงจรพิมพ์หน้าเดียว ขนาดกว้าง ๔.๕ เซนติเมตร ยาว ๕.๕ เซนติเมตร ดังรูป ๕.๔๔ นำไปใช้ในน้ำยาเคมีเฟอริคคลอไรด์ ทดเอาทองแดงส่วนที่ไม่ต้องการออก เหลือแต่ส่วนที่ต้องการไว้ นำไปล้างให้สะอาดนำไปเจาะรูใส่



รูป ๕.๔๔ สายพิมพ์ของวงจรต้นแบบ แบบโทชิตราเด่นเมื่อต้องการ

อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ประมาณ ๖๔ ตัว ซึ่งประกอบด้วย ไอซี ๕ ตัว ความต้านทาน ๓๓ ตัว ตัวเก็บประจุ ๑๖ ตัว ไดโอด ๘ ตัว ทรานซิสเตอร์ ๒ ตัว ซีเนอร์ไดโอด ๒ ตัว คอยล์ ๒ ตัว และทรินิออสต์ ๑ ตัว หลังจากสิ้นท่่าการปิดกร๊ออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ดังกล่าว ทำการทดสอบระบบการทำงานของวงจรต้นแบบบนแผ่นวงจรพิมพ์อีกครั้ง จนแน่ใจว่าสามารถทำงานได้ดี เช่นเดียวกับที่ทดสอบบนแผ่นทดลอง ซึ่งหลังจากการทดสอบวงจรต้นแบบ เรียบร้อยทำให้ทราบว่าวงจรต้นแบบสามารถทำงานบนแผ่นวงจรพิมพ์ได้ ในรูป ๕.๔๕ เป็นวงจรต้นแบบที่ผ่านการทดสอบจนระบบการทำงานได้ ให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรใกล้เคียงกับ เครื่องที่ส่งมาจากนายโมประเทศไทย



รูป ๕.๕๔ วงจรต้นแบบที่ประกอบสมบูรณ์บนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

๖.๑ บทสรุป

การวิจัยครั้งนี้ได้ออกแบบ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจชนิดฝังภายใน แบบ ให้อัตราเต้นคงที่และแบบให้อัตราเต้น เมื่อต้องการ เป็นลักษณะ เครื่องต้นแบบโดยใช้วัสดุและ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่มีจำหน่ายตามท้องตลาด สามารถสร้าง เครื่องต้นแบบที่ให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้า เช่นเดียวกับ เครื่องที่ผลิตออกมาจำหน่ายจากต่างประเทศ ถึงแม้ว่า เป็นการวิจัย ที่เข้ามาแล้วในต่างประเทศ แต่ในประเทศไทยถือได้ว่าการวิจัยและพัฒนา เครื่องควบคุมจังหวะ การเดินของหัวใจชนิดฝังภายใน เป็นจุดเริ่มแรก ทั้งนี้ เนื่องจาก เป้าหมายของการวิจัยไม่ได้มุ่ง ที่การออกแบบ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจแบบใหม่ แต่การวิจัยครั้งนี้ เน้นหนักในเรื่อง เทคนิคการออกแบบและสร้าง เครื่องให้มีราคาถูกที่สุด โดยมีข้อกำหนดที่ติด เทียมกับ เครื่องที่ผลิต ในต่างประเทศ จะ เห็นได้จากผลการทดสอบในห้องปฏิบัติการ ในสภาพแวดล้อมจริง ในสัตว์ทดลองและในผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจก็ได้ ได้พยายามทดสอบในทุก ๆ กรณีที่อาจเกิดกับ เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของหัวใจต้นแบบ จากการวิจัย เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของ หัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ซึ่งได้ค่า เป็นการ เสร็จสิ้น ผลการวิจัยพอสรุปได้ดังนี้

- ๑) ออกแบบวงจร เครื่องแบบให้อัตราเต้นคงที่ซึ่งให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้เคียงกับ เครื่องที่ผลิตจากต่างประเทศหลายรุ่น
- ๒) นำไปทดลองใช้กับผู้ป่วยได้จริง
- ๓) สร้าง เครื่องต้นแบบที่มีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกับ เครื่องที่มีจำหน่ายในขณะนี้ และพบว่ายังสามารถลดขนาดและรูปร่างให้ เล็กองกว่าเดิมได้อีกหากใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่มีขนาดเล็กกว่าที่ใช้ในการสร้าง เครื่องต้นแบบและออกแบบวงจรพิมพ์ให้ใช้พื้นที่น้อยที่สุด
- ๔) วัสดุที่ใช้ เติลวงจรของ เครื่องสามารถใช้การชิปออกซึ่ง เคลือบผิวด้วยซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ การนำก้อนการชิปออกซึ่งเคลือบยางซิลิโคน อีลาสโตเมอร์ ไปผ่าตัดฝังได้

ผิวหนึ่งสัปดาห์ทดลองพบว่าไม่มีอันตรายต่อเนื้อเยื่อของสุนัขทดลอง

๔) การต่อขั้วเซลล์เมอคิวรีโดยใช้กาว Silver epoxy แทนการบัดกรี ทำให้สามารถใช้งานเซลล์เมอคิวรีได้เต็มที่ ไม่ได้ลดน้อยลงเนื่องจากความร้อนที่เกิดจากการบัดกรี

๕) เครื่องต้นแบบทำงานได้ดีในช่วง ๓๒-๔๒ องศาเซลเซียส โดยมีอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทผลพลาดประมาณ ± ๑ ครั้งต่อนาที

๖) อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้าเอาทพุทของเครื่องเร็วขึ้น ๓ ครั้งต่อนาที เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลดไป ๑ โวลต์ ผู้ป่วยสามารถทราบได้ด้วยตัวเองโดยทดสอบชีพจรของตัวเอง ซึ่งทำให้ผู้ป่วยสามารถได้รับการปฐมพยาบาลได้ทันเวลาที่

หลังจากการสร้างเครื่องต้นแบบพบว่ามีปัญหาทางเทคนิคในการสร้างดังนี้

๑) การคิดแปลงขั้วต่อโดยใช้สายยางซิลิโคนชนิดอ่อนมาใช้แทนการหล่อขั้วต่อด้วยยางซิลิโคนนั้น สามารถป้องกันการซึมของของเหลวได้ แต่ความคงทนในการยืดสายต่อกับขั้วเครื่องไม่แข็งแรงพอ ในลักษณะการต่อแบบนี้สายต่อกับขั้วเครื่องถูกยึดด้วยสกรูภายในเพียงขั้วเดียวจึงไม่ปลอดภัยสำหรับผู้ป่วย ถ้าการยืดสายต่อกับขั้วเครื่องในขณะที่ผ่าตัดไม่แน่นพอ โอกาสที่สายต่อจะหลุดจากขั้วเครื่องมีมาก

๒) ในการเคลื่อนย้ายซิลิโคนที่กั้นกาวอีพ็อกซีแข็งให้เรียบและไม่มีฟองอากาศทำได้ยาก จำเป็นต้องมีเครื่องมือที่ทันสมัยช่วยในการเคลื่อนขั้ว ยางซิลิโคนให้แห้งและขัดผิว ยางซิลิโคนที่เคลื่อนบนกั้นกาวอีพ็อกซีให้เรียบ การเคลื่อนด้วยมือเช่นที่ได้ทำในการวิจัยครั้งนี้ไม่สามารถนำออกสู่ตลาดได้ เพราะมีรูปร่างและลักษณะไม่สวยงามในการนำไปใช้งานจริง

๓) เซลล์เมอคิวรีที่ใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าในเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจต้นแบบไม่ได้ผลิตขึ้นมาเพื่อใช้ทางการแพทย์ เซลล์เมอคิวรีที่มีจำหน่ายตามท้องตลาดอาจมีความเชื่อถือได้ต่ำ และไม่ทราบวันที่ผลิตออกมาจากโรงงาน

๔) จำนวนผู้ป่วยที่ได้รับการใช้เครื่องต้นแบบจำนวน ๒ ราย ทำให้ไม่สามารถทราบข้อมูลการทำงานของเครื่องที่สร้างขึ้น

๕) ระยะเวลาที่ใช้เครื่องต้นแบบกับผู้ป่วยเป็นระยะเวลาช่วงสั้น ทำให้ไม่สามารถทราบอายุการใช้งานของเครื่องที่สร้างแน่นอน

ในการวิจัยออกแบบวงจร เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดิน เมื่อ
ต้องการ ผลการวิจัยพอสรุปได้ดังนี้

๑) ได้ออกแบบวงจรตีแม่ของ เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตรา
เดินเมื่อต้องการเป็นแบบ VVI ซึ่งให้ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้เคียงกับเครื่องที่ผลิต
ในต่างประเทศ

๒) ได้ทดลองต่อวงจรตีแม่ของ เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบ VVI
บนแผ่นทดลอง ทดสอบจนระบบทำงานได้ดีตลอดจนวัดข้อมูลลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของ
วงจรมานำมาเปรียบเทียบกับเครื่องที่ผลิตในต่างประเทศ

๓) สามารถประกอบวงจรตีแม่บนแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว ขนาดกว้าง
๔.๕ เซนติเมตรและยาว ๕.๕ เซนติเมตร โดยใช้อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ ประมาณ ๓๐ ตัว
ซึ่งหาซื้อได้ง่ายและมีราคาถูก พร้อมทั้งทดสอบจนระบบทำงานได้เช่นเดียวกับที่ทดลองบนแผ่น
ทดลอง

๔) สามารถใช้แท่งแม่เหล็กเปลี่ยนระบบการทำงานของวงจรตีแม่จากแบบ VVI
เป็นแบบ VOO

๕) ผลการทดลองพบว่าอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทของวงจรตีแม่มีความ
ผิดพลาด ประมาณ $\pm 1-2$ ครั้งต่อนาที ในช่วงฤดูร้อนเปลี่ยนแปลง 33 ± 4 องศาเซลเซียส

๖) อัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทของวงจรตีแม่เร็วขึ้น ๖ ครั้งต่อนาที เมื่อ
แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าลดลงไป .๔ โวลต์ และอัตราการปล่อยคลื่นไฟฟ้า เอาท์พุทของวงจรตี
แม่ช้าลง ๕ ครั้งต่อนาที เมื่อแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าบวกกลับไป .๔ โวลต์

๖.๒

ข้อเสนอแนะ

จากการวิจัยที่ผ่านมาพบว่าเวลาในการทดลองเป็นสิ่งที่จำเป็นมากในการวิจัย เครื่อง
มือทางการแพทย์ ซึ่งจำเป็นต้องร่วมมือกันทั้งแพทย์และวิศวกร ทั้งนี้ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่แท้
จริงและถูกต้องที่สุดอันจะนำไปสู่เป้าหมายสุดท้ายที่จะผลิต เครื่องออกมาใช้งานกับผู้ป่วย ซึ่ง
เมื่อคำนวณราคาของ เครื่องที่ดำ เนินการวิจัยแบบให้อัตราเดินคงที่ตกประมาณเครื่องละ ๑๐๐๐ บาท
และแบบให้อัตราเดินเมื่อต้องการประมาณเครื่องละ ๒๐๐๐ บาท คิดเฉพาะราคาอุปกรณ์ไม่ได้คิดค่า

ออกแบบและการตลาด ซึ่งน้อยกว่าราคาของเครื่องจากต่างประเทศประมาณ ๒๐ เท่า ผู้ป่วยที่มีฐานะปานกลางและยากจนมีโอกาสได้รับการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่คิดค้นมานี้ ข้อเสนอแนะในการวิจัยขั้นต่อไปมีดังนี้

๑) ความมุ่งวิจัยและพัฒนาอุปกรณ์และขนาดของตัวเครื่อง ให้มีขนาดรูปร่างเล็ก กระทัดรัดสวยงาม เพื่อให้ผู้ป่วยมีความมั่นใจในการใช้เครื่อง

๒) จำเป็นต้องมีความร่วมมือกันอย่างใกล้ชิดระหว่างแพทย์กับวิศวกร ในการดำเนินการทดลองในผู้ป่วยเพื่อสามารถแก้ไขปัญหาที่เกิดขึ้นร่วมกันได้ทันที

๓) ทดลองใช้เครื่องในผู้ป่วยโรคหัวใจจำนวนมาก ๆ ทำให้สามารถทราบข้อมูล เพื่อเป็นแนวทางในการปรับปรุงแก้ไข เครื่องที่สร้างขึ้นในรอบต่อไปให้ดีขึ้น

๔) จะต้องมีการปรับปรุงเครื่องที่สร้างขึ้นโดยอาศัยข้อมูลจากข้อ ๓ หลาย ๆ ครั้ง จึงจะสามารถขจัดปัญหาทุกอย่างให้หมดสิ้นไปได้ จะเห็นได้ว่าจำเป็นต้องมีการวิจัยต่อเนื่องกัน เป็นเวลานานหลายปี

๕) การออกแบบวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทั้งแบบให้อัตราเต้นคงที่ และแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการถึง เป็นลักษณะพิเศษ หากเทคโนโลยีในด้านท่วงจร รวมบนแผ่นสารกึ่งตัวนำในประเทศไทยก้าวหน้าจนสามารถออกแบบไว้ลงบนแผ่นสารกึ่งตัวนำได้ จะทำให้เครื่องที่พัฒนาขึ้นมีขนาดเล็กลงกว่าขนาดเดิมหลายเท่า ซึ่งคาดว่าในระยะเวลาดังกล่าวจะสามารถพัฒนาวงจรของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทั้งสองแบบ เป็น Thickfilm Hybrid ได้

๖) แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจทั้งสองแบบควรใช้เซลล์ซีม เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าแทน เซลล์เมอคิวรี่ ทั้งนี้ เพราะเซลล์ซีม เป็น เซลล์ที่ราบอายุการใช้งานแน่นอน ถึงแม้ว่าราคาจะสูงกว่าเซลล์เมอคิวรี่มาก ประมาณ ๗-๘ เท่า แต่เมื่อคำนึงถึงความเชื่อถือของเครื่องจะเพิ่มขึ้นและมีอายุการใช้งานนานขึ้น ก็ควรใช้เซลล์ซีม เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ถึงแม้ราคาของเครื่องที่พัฒนาจะสูงขึ้นก็ตามแต่ เมื่อเทียบกับราคาของเครื่องจากต่างประเทศก็ยังมีราคาถูกกว่ามาก

๗) ค่าอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์บางตัวในวงจรต้นแบบจำเป็นต้องใช้ค่าที่มีความแม่นยำสูง ซึ่งอาจต้องสั่งซื้อจากต่างประเทศทำให้ราคาอุปกรณ์สูงขึ้น แต่ก็ เป็นสิ่งที่น่ากระทำ

เพราะราคาของเครื่องคงไม่แตกต่างจากราคาเดิมมากนัก เช่นค่าความต้านทานและตัวเก็บ
ประจุในภาคกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เป็นค่าที่ต้องการความแม่นยำสูง อาจกระทำได้โดยเลือก
ใช้ค่าความต้านทานที่แม่นยำมีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดน้อย ๆ หรืออาจกระทำได้โดยใช้ค่าความ
ต้านทาน ๒ ตัวต่ออนุกรมหรือขนาน เพื่อให้ทำให้ได้ค่าที่ต้องการ เป็นต้น

๔) ในการออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียวขนาดกว้าง ๔.๕ เซนติเมตร และยาว
๕.๕ เซนติเมตร ในวงจรต้นแบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเดินของหัวใจแบบให้อัตราเดิน เมื่อ
ต้องการ ออกแบบให้ใช้ความต้านทานขนาด ๑ วัตต์ พบว่าสามารถลดขนาดแผ่นวงจรพิมพ์
หน้าเดียวลงได้อีกหากใช้ความต้านทานขนาด ๑ วัตต์ ประกอบในวงจรต้นแบบ นอกจากนั้นหาก
ออกแบบแผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียวประกอบกัน ๒ ชั้น โดยให้ตัวอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์อยู่ระหว่าง
แผ่นวงจรพิมพ์ทั้งสองแผ่น จะสามารถลดขนาดของวงจรพิมพ์ลงได้ ประมาณ ๑ เท่า โดย
แผ่นวงจรพิมพ์จะมีขนาดกว้าง ๒.๒๕ เซนติเมตร และยาว ๒.๗๕ เซนติเมตร

สถาบันวิทยบริการ
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

เอกสารอ้างอิง

- 1) Sakiyalak,p.,et al, Progress of Cardiac Pacing in Thailand
Abstract third Asean Federation of Cardiology Congress,
Singapore, September, 1980.
- 2) Sloman,J.G.,et al, The Asian - Pacific Cardiac pacing survey
Proceeding of world Symposium of Cardiac. Montreal ; Canada,
October, 1979.
- 3) ~~Schuldach~~,M.,et al, Advance in Pacemaker Technology. P3-9, P25-
51, P55-71. New york : Springer - Verlag Berlin Heidelberg,
1975.
- 4) Thalon,H.J.,et al, The Artificial Cardiac Pacemaker. P29-39,
P211-263. Netherland : Royal Vangorcum Ltd., 1969.
- 5) Furman,S.,et al, Principle and Techniques of cardiac pacing.
P1-10, P32-41, P43-60, P136-152. New york : Harper & Row,
Row, Publishers Co, INC., 1970.
- 6) Catalog Cyberlith Multi - programmable C - MOS Model 253-01.
Intermedics INC.
- 7) Catalog Microlith Model 0703,0803,0507,0607,0505,0605. Cardiac
Pacemaker INC.
- 8) A Complete Cardiac Pulse generator program Model 207,217,208,627,637,
657,447,209,619,629,626. Siemen - elema INC.
- 9) Five years sucessful Lithium Pacemaker experimence and four warranty
options from CPI. P1-15. Cardiac Pacemaker, INC., 1977.

- 10) Cronwell, L., et al, Biomedical instrumentation and Measurements, P25-33, P63-101, P157-184. New Jersey : Prentice - Hall, INC., 1973.
- 11) Cosby, S., "Electrophysiology". Journal of Medical electronics (April 1981) : P69-77.
- 12) Fontaine, G., et al, The essential in cardiac pacing. P10-13, P8-17, P32-49. London : Martinus Nijhoff Medical division, 1978.
- 13) Technician's guide to Electrocardiography. P2-19. Hewlett - Packard Company., 1972.
- 14) Berne, R., et al, Cardiovascular physiology. 3ed., P5-27. Saint Louis : The C.V. Mosby Company., 1977.
- 15) Dubin, D., Rapid interpretation of EKG's. 3ed., P1-149. Cover publishing company.,
- 16) Rushmer, F., Cardiovascular Dynamics. P350-360. Philadelphia : W.B. Saunders Company., 1970.
- 17) Siddons, H. and Sowton, E., Cardiac Pacemaker. P63-98, P269-326. Illinois : Charles C. Thomas. Publisher., 1967.
- 18) Lariaia, P. and Grace, W., "Dual-chamber Pacemakers". Journal of Medical electronics (April 1981) : P79-81.
- 19) Cosby, S. et al, Heart block. P191-211. New york : McGraw-Hill, INC., 1972.
- 20) Introducing the new Microlith family from CPI. P12-13. Cardiac Pacemaker, INC., 1978.

- 21) Myers, G., and Parsonnet, V., Engineering in the heart and blood vessels. P11-49, P67-126.
New York : John Wiley & Sons INC., 1969.
- 22) A complete pacemaker program. P1-2.
Solna : Sweden, Siemen elema AB Medicinsk Teknik, INC., 1979.
- 23) Hill, D.W., Electronic Measurement Techniques in Anesthesia and Surgery. P252-272.
London : Division of Meredith Corporation., 1970.
- 24) Jung, W.G., IC op-Amp cookbook. P403-417.
Indiana : Howard W. Sams & CO., INC., 1974.
- 25) Linear Application. P AN71-1 to AN71-8, P AN72-13 to AN72-18, P AN74-6 to AN74-7. National Semiconductor Corporation, Santa Clara, California., 1973.
- 26) Linear Databook. P3-213 to 3-217.
National Semiconductor Corporation, Santa Clara, California, 1976.
- 27) The Semiconductor Data Library. First Edition, P2-364 to 2-369.
Motorola Semiconductor Product INC., Arizona., 1972.
- 28) The Semiconductor Data Library. Second Edition, P2-36.
Motorola Semiconductor Product INC., Arizona., 1972.
- 29) Grob, B., Basic electronics.
P478-502, P583-601. Tokyo : McGraw-Hill Kogakusha, INC., 1971.
- 30) Slurzberg, M. and Osterheld, W., Essentials of Communication Electronics. P385-404. Tokyo : McGraw-Hill Kogakusha, Ltd., 1973.

- 31) ชูศักดิ์ เวชแพศย์, วิชาอุปกรณ์การแพทย์สำหรับผู้บ่งหนัก. หน้า ๗๒-๘๑, ๑๔๗-๑๗๖.
จัดพิมพ์โดยหน่วยซ่อมสร้างเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาลัทธิวิทยา คณะแพทยศาสตร์
ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร, พ.ศ.๒๕๒๔.
- 32) Silicon Zener Diode and Rectifier Handbook. P14-17,
Motorola INC., 1961.
- 33) Lithium-Powered Pulse Generators Physician's Manual.
PB-9. Minnesota : Cardiac Pacemaker, INC., 1976.
- 34) Huelsman, L., et al, Operational Amplifiers Design and Applications.
P282-325. New York : Burr Brown Research Corporation, 1971.
- 35) Lancaster, D., Active-Filter Cookbook.
P118-148, 169-193. Indiana : Howard W. Sams & Co, INC.,
1975.
- 36) Seippel, R., Designing circuits with IC operational Amplifiers.
P21-26. American Technical society, 1975.
- 37) Millman, J., Microelectronics. P450-451, P569-592, P618-635.
New York : McGraw - Hill, INC., 1979.
- 38) คู่มือทรานซิสเตอร์. หน้า ๕๐, ๑๔๘.
จัดพิมพ์โดยบริษัท ซี.เอ็ดยู.เค. จำกัด, พ.ศ.๒๕๒๓.
- 39) Millman, J. and Taub, H., Pulse, Digital and Switching Waveforms.
P27-35. Tokyo : McGraw - Hill Kogakusha, Ltd., 1965.



Operational Amplifiers/Buffers

LM4250/LM4250C programmable operational amplifier

general description

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

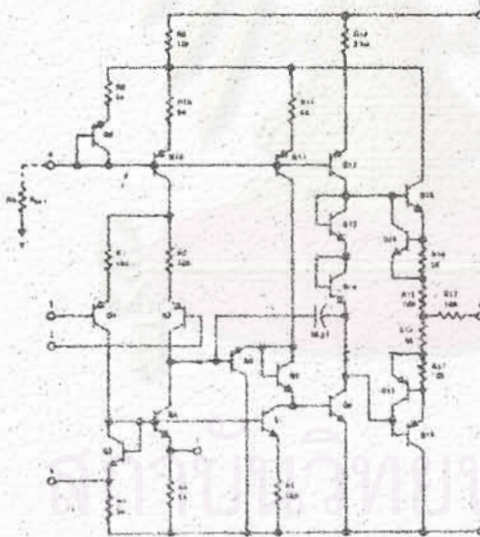
features

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

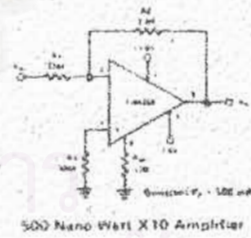
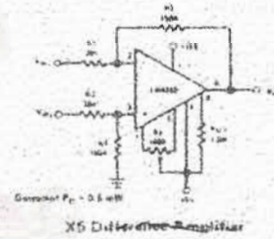
- Standby power consumption as low as 500 nW
- No frequency compensation required
- Programmable electrical characteristics
- Offset Voltage nulling capability
- Can be powered by two flashlight batteries
- Short circuit protection

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

schematic diagrams

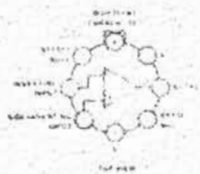


typical applications



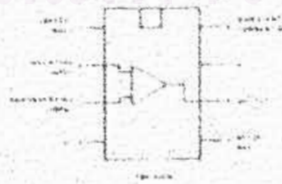
connection diagrams

Metal Can Package



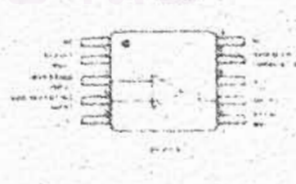
Order Number LM4250H or LM4250CH
See Package 11

Dual In Line Package



Order Number LM4250CN
See Package 20
Order Number LM4250J
or LM4250CJ
See Package 15

Flat Package



Order Number LM4250F
See Package 3

LM4250/LM4250C

absolute maximum ratings

Supply Voltage	15V	Maximum Junction-Temperature	150°C	Maximum
Power Dissipation (Note 1)	1000 mW	Operating Temperature Range	LM4250	-55°C to +125°C
Differential Input Voltage	±30V		LM4250C	0°C to +70°C
Input Voltage (Note 2)	±15V	Storage Temperature Range		-55°C to +150°C
Input Current	100 µA	Lead Temperature (Soldering, 10 sec)		300°C

electrical characteristics LM4250C (T_A = 25°C unless otherwise specified)

PARAMETERS	CONDITIONS	V _S = 15V			
		I _{IN} = 10 µA		I _{IN} = 100 µA	
		MIN	MAX	MIN	MAX
V _{OS}	T _A = 25°C, R _L = 100 kΩ	0 mV	2 mV	0 mV	2 mV
I _{OS}	T _A = 25°C	0 nA	1 nA	0 nA	10 nA
I _{SC}	T _A = 25°C	0.5 mA	1.5 mA	0.5 mA	50 mA
Large Signal Voltage Gain	V _O = 10 kV, R _L = 100 kΩ	90	90	90	90
Output Voltage Swing	R _L = 10 kΩ	10 mV	10 mV	10 mV	10 mV
Common-Mode Rejection Ratio	R _L = 10 kΩ	70 dB	70 dB	70 dB	70 dB
Supply Voltage Rejection Ratio	R _L = 10 kΩ	75 dB	75 dB	75 dB	75 dB
Supply Current			11 µA		100 µA
Power Consumption			24 µW		2.95 mW

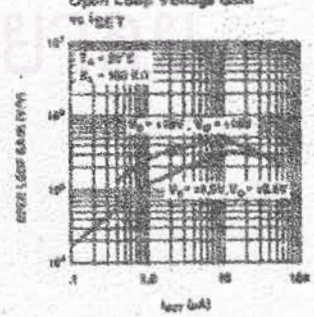
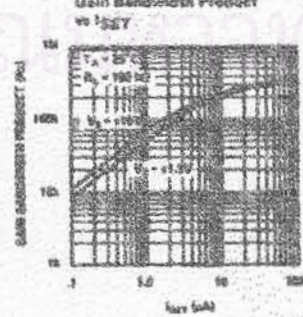
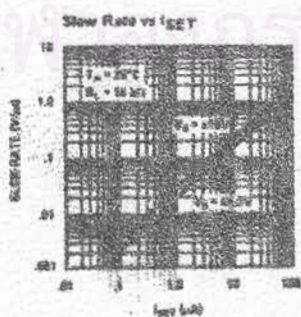
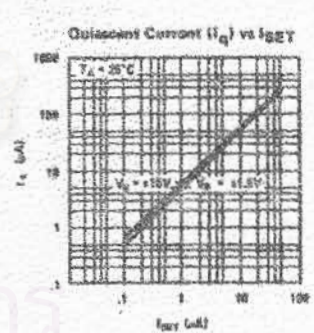
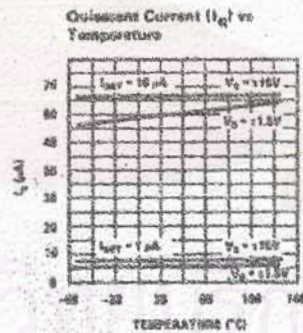
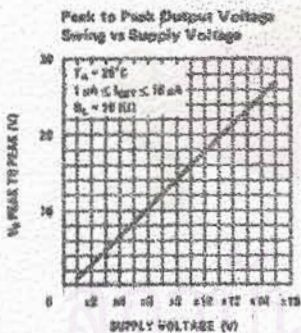
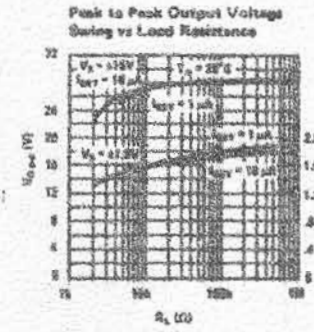
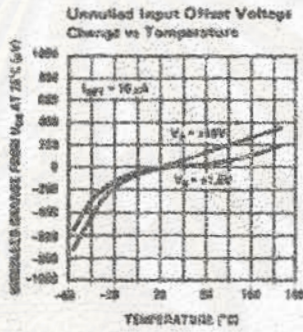
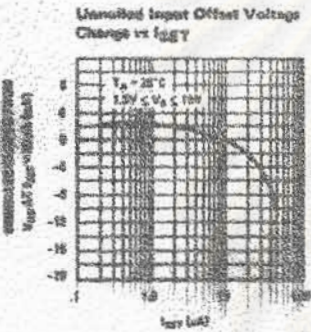
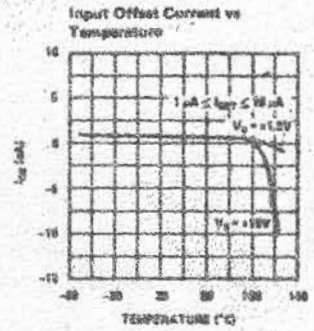
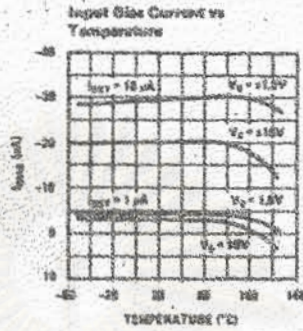
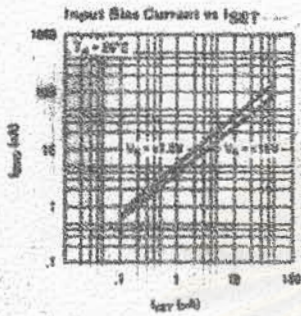
PARAMETERS	CONDITIONS	V _S = 15V			
		I _{IN} = 10 µA		I _{IN} = 100 µA	
		MIN	MAX	MIN	MAX
V _{OS}	T _A = 25°C, R _L = 100 kΩ	0 mV	2 mV	0 mV	2 mV
I _{OS}	T _A = 25°C	0 nA	1 nA	0 nA	10 nA
I _{SC}	T _A = 25°C	0.5 mA	1.5 mA	0.5 mA	50 mA
Large Signal Voltage Gain	V _O = 10 kV, R _L = 100 kΩ	90	90	90	90
Supply Current	T _A = 25°C		10 µA		10 µA
Power Consumption	T _A = 25°C		100 µW		2.3 mW
V _{OS}	R _L = 100 kΩ		0 mV		0 mV
I _{OS}	T _A = 25°C		25 nA		25 nA
I _{SC}	T _A = 55°C		1.1 mA		10 nA
I _{SC}	T _A = 55°C		2.5 nA		50 nA
Input Voltage Range		-13.5V		-13.5V	
Large Signal Voltage Gain	V _O = 10 kV, R _L = 100 kΩ	90		90	
Output Voltage Swing	R _L = 10 kΩ		12V		12V
Common-Mode Rejection Ratio	R _L = 10 kΩ		70 dB		70 dB
Supply Voltage Rejection Ratio	R _L = 10 kΩ		75 dB		75 dB
Supply Current			11 µA		100 µA
Power Consumption			130 µW		3 mW

Note 1: The maximum junction temperature of the LM4250 is 150°C, and that of the LM4250C is 100°C. For operating at elevated temperatures, devices in the TO-18 package must be derated based on a thermal resistance of 150°C/W junction to ambient, or 45°C/W junction to case. The thermal resistance of the dual in-line package is 125°C/W.

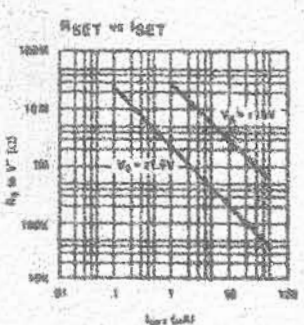
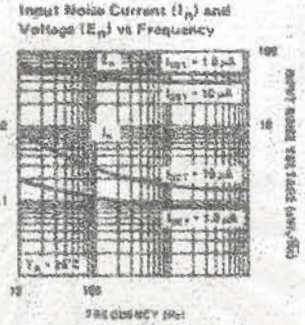
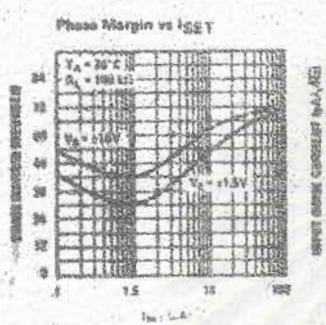
Note 2: For supply voltages less than 15V, the absolute maximum input voltage is equal to the supply voltage.

LM4250/LM4250C

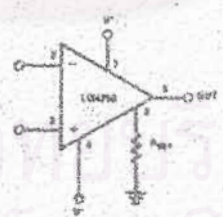
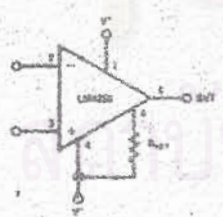
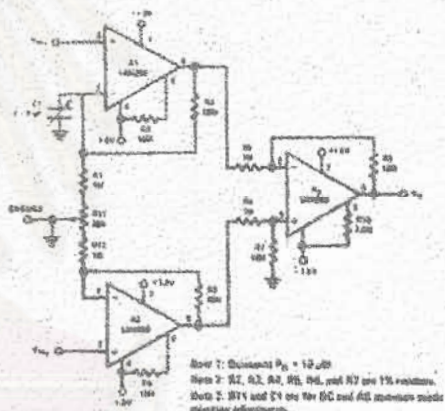
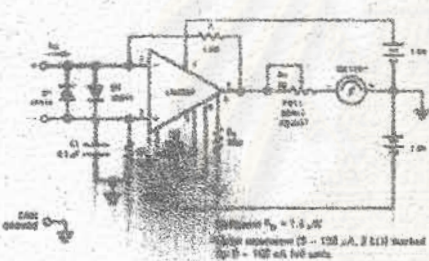
typical performance characteristics



typical performance characteristics (con't)



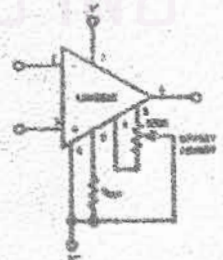
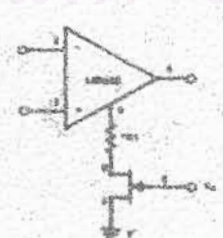
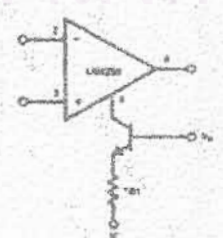
typical applications (con't)



$I_{SET} = 100\ \mu\text{A}/R_{SET}$

$I_{SET} = \frac{V^+ - V_{OS}}{R_{SET}}$ when R_{SET} is connected to V^+

$I_{SET} = \frac{V^+ - 0}{R_{SET}}$ when R_{SET} is connected to ground



*R1 limits ISET maximum

electrical characteristics LM4250C (0°C ≤ T_A ≤ 70°C unless otherwise specified)

PARAMETERS	CONDITIONS	V _D = 11.5V			
		I _{SET} = 1 μA		I _{SET} = 10 μA	
		MIN	MAX	MIN	MAX
V _{OC}	T _A = 25°C R _L ≤ 100 kΩ		5 mV		8 mV
I _{OC}	T _A = 25°C		8 nA		20 nA
I _{SC}	T _A = 25°C		10 nA		25 nA
Large Signal Voltage Gain	T _A = 25°C R _L = 100 kΩ V _D = 10.5V R _S = 10 kΩ	25k		25k	
Supply Current	T _A = 25°C		8 μA		90 μA
Power Consumption	T _A = 25°C		74 μW		270 μW
V _{OS}	R _D ≤ 10 kΩ		8.5 mV		7.5 mV
I _{OS}			8 nA		25 nA
I _{SS}			10 nA		80 nA
Input Voltage Range		±0.8V		±0.8V	
Large Signal Voltage Gain	V _D = 10.5V R _L = 100 kΩ R _S = 10 kΩ	25k		25k	
Output Voltage Swing	R _L = 100 kΩ R _S = 10 kΩ	±0.8V		±0.8V	
Common Mode Rejection Ratio	R _S ≤ 10 kΩ	70 dB		70 dB	
Supply Voltage Rejection Ratio	R _D ≤ 10 kΩ	74 dB		74 dB	
Supply Current			8 μA		90 μA
Power Consumption			74 μW		270 μW

PARAMETERS	CONDITIONS	V _D = 13V			
		I _{SET} = 1 μA		I _{SET} = 10 μA	
		MIN	MAX	MIN	MAX
V _{OC}	T _A = 25°C R _L ≤ 100 kΩ		5 mV		8 mV
I _{OC}	T _A = 25°C		8 nA		20 nA
I _{SC}	T _A = 25°C		10 nA		25 nA
Large Signal Voltage Gain	T _A = 25°C R _L = 100 kΩ V _D = 11.0V R _S = 10 kΩ	80k		80k	
Supply Current	T _A = 25°C		11 μA		100 μA
Power Consumption	T _A = 25°C		300 μW		3 mW
V _{OS}	R _D ≤ 10 kΩ		8.5 mV		7.5 mV
I _{OS}			8 nA		25 nA
I _{SS}			10 nA		80 nA
Input Voltage Range		±1.3V		±1.3V	
Large Signal Voltage Gain	V _D = 11.0V R _L = 100 kΩ R _S = 10 kΩ	80k		80k	
Output Voltage Swing	R _L = 100 kΩ R _S = 10 kΩ	±1.2V		±1.2V	
Common Mode Rejection Ratio	R _S ≤ 10 kΩ	70 dB		70 dB	
Supply Voltage Rejection Ratio	R _D ≤ 10 kΩ	74 dB		74 dB	
Supply Current			11 μA		100 μA
Power Consumption			300 μW		3 mW

resistor biasing

Set Current Setting Resistor to V⁻

V _D	I _{SET}				
	0.1 μA	0.2 μA	1.0 μA	5 μA	10 μA
11.5V	25.6 MΩ	5.04 MΩ	2.0 MΩ	492 kΩ	244 kΩ
13.0V	29.6 MΩ	5.9 MΩ	2.3 MΩ	568 kΩ	284 kΩ
14.5V	34.6 MΩ	6.9 MΩ	2.7 MΩ	664 kΩ	334 kΩ
16.0V	40.6 MΩ	8.0 MΩ	3.1 MΩ	772 kΩ	384 kΩ
17.5V	47.6 MΩ	9.4 MΩ	3.6 MΩ	892 kΩ	444 kΩ
19.0V	55.6 MΩ	11.0 MΩ	4.1 MΩ	1.02 MΩ	504 kΩ
20.5V	64.6 MΩ	12.8 MΩ	4.7 MΩ	1.16 MΩ	574 kΩ
22.0V	74.6 MΩ	14.8 MΩ	5.4 MΩ	1.32 MΩ	654 kΩ
23.5V	85.6 MΩ	17.0 MΩ	6.2 MΩ	1.50 MΩ	744 kΩ
25.0V	97.6 MΩ	19.4 MΩ	7.1 MΩ	1.70 MΩ	844 kΩ

ข้อมูลทางไฟฟ้าของทรานซิสเตอร์

2N2904, A thru 2N2907, A (SILICON)
2N3485, A, 2N3486, A

PNP SILICON ANNULAR HERMETIC TRANSISTORS

designed for high speed switching circuits, DC to VHF amplifier applications and complementary circuitry.

- High DC Current Gain Specified - 0.1 to 500 mAdc
- High Current Gain-Bandwidth Product -
 $f_T = 200 \text{ MHz (Min) @ } I_C = 50 \text{ mAdc}$
- Low Collector-Emitter Saturation Voltage -
 $V_{CE(sat)} = 0.4 \text{ Vdc (Max) @ } I_C = 150 \text{ mAdc}$
- 2N2904, A thru 2N2907, A Complements to NPN 2N2218, A, 2N2219, A, 2N2221, A, 2N2222, A
- JAN/JTX Available, Except 2N3485 and 2N3486.

PNP SILICON SWITCHING AND AMPLIFIER TRANSISTORS

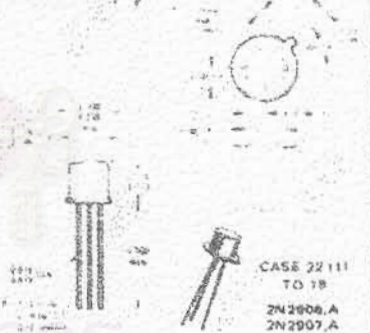
SELECTOR GUIDE

Device Type	Characteristic				Package
	V_{CE0} $I_C = 10 \text{ mAdc}$ Volts	$I_C = 10 \text{ mAdc}$ Min	h_{FE} $I_C = 150 \text{ mAdc}$ Min	$I_C = 500 \text{ mAdc}$ Min	
2N2904 2N2906	40	75 50	40 100	20 35	TO-5
2N2906 2N2907		25 50	40 100	20 30	TO-18
2N3485 2N3486		25 50	40 100	20 30	TO-46
2N2904A 2N2906A	60	40 100	40 100	40 50	TO-5
2N2906A 2N2907A		40 100	40 100	40 50	TO-18
2N3485A 2N3486A		40 100	40 100	40 50	TO-46

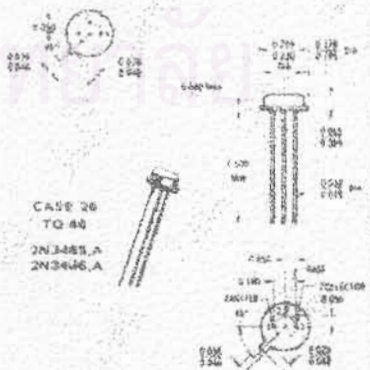
*MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Non-A Suffix	A Suffix	Unit
Collector-Emitter Voltage	V_{CE0}	40	60	Vdc
Collector-Base Voltage	V_{CB}		50	Vdc
Emitter-Base Voltage	V_{EB}		5.0	Vdc
Collector Current - Continuous	I_C	000		mAdc
Total Device Dissipation @ $T_A = 35^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	2N2904, A 2N2906, A	2N2906, A 2N2907, A	2N3485, A 2N3486, A
		800	400	400
Total Device Dissipation @ $T_C = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	3.43	2.28	2.28
		3.0	1.9	2.0
Operating and Storage Junction Temperature Range	T_J, T_{stg}	-65 to +200		$^\circ\text{C}$

CASE 21 111
TO-5
2N2904, A
2N2906, A



CASE 22 111
TO-18
2N2906, A
2N2907, A



CASE 26
TO-46
2N3485, A
2N3486, A

For negative KDC, required dimensions and notes apply.

การคำนวณ ข. (ตธ)

2N2904,A thru 2N2907,A/2N3485,A, 2N3486,A (continued)

*ELECTRICAL CHARACTERISTICS (I_A = 25° unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Typ	Max	Unit
OFF CHARACTERISTICS					
Collector-Emitter Breakdown Voltage(1) (I _C = 10 mAdc, I _B = 0)	BV _{CEO}	40 60	-	-	Vdc
Collector-Base Breakdown Voltage (I _C = 10 μA, I _B = 0)	BV _{CBO}	80	-	-	Vdc
Emitter-Base Breakdown Voltage (I _E = 10 μA, I _C = 0)	BV _{EB0}	50	-	-	Vdc
Collector Cutoff Current (V _{CE} = 30 Vdc, V _{BE} = 0.5 Vdc)	I _{CEX}	-	-	50	nA
Collector Cutoff Current (V _{CE} = 50 Vdc, I _E = 0)	I _{CO}	-	-	0.020 0.010	μA
Collector Cutoff Current (V _{CE} = 50 Vdc, I _E = 0, T _A = 150°C)	I _{CO}	-	-	20 10	μA
Base Cutoff Current (V _{CE} = 30 Vdc, V _{BE} = 0.5 Vdc)	I _B	-	-	50	nA
ON CHARACTERISTICS					
DC Current Gain (I _C = 0.1 mA, V _{CE} = 10 Vdc)	h _{FE}	20 35	-	-	-
(I _C = 1.0 mA, V _{CE} = 10 Vdc)	h _{FE}	40 76	-	-	-
(I _C = 10 mA, V _{CE} = 10 Vdc)	h _{FE}	25 50 40	-	-	-
(I _C = 10 mA, V _{CE} = 10 Vdc)	h _{FE}	100	-	-	-
(I _C = 150 mA, V _{CE} = 10 Vdc)(1)	h _{FE}	35 75	-	-	-
(I _C = 500 mA, V _{CE} = 10 Vdc)(1)	h _{FE}	40 100	-	-	-
Collector-Emitter Saturation Voltage(1) (I _C = 150 mA, I _B = 15 mA)	V _{CE(sat)}	-	-	0.4	Vdc
(I _C = 500 mA, I _B = 50 mA)	V _{CE(sat)}	-	-	1.5	Vdc
Base-Emitter Saturation Voltage (I _C = 150 mA, I _B = 15 mA)(1)	V _{BE(sat)}	-	-	1.3	Vdc
(I _C = 500 mA, I _B = 50 mA)	V _{BE(sat)}	-	-	2.6	Vdc
DYNAMIC CHARACTERISTICS					
Current Gain - Bandwidth Product(2) (I _C = 50 mA, V _{CE} = 20 Vdc, f = 100 MHz)	f _T	200	-	-	MHz
Output Capacitance (V _{CE} = 10 Vdc, I _B = 0, f = 100 kHz)	C _{out}	-	-	8.0	pf
Input Capacitance (V _{BE} = 2.0 Vdc, I _C = 0, f = 100 kHz)	C _{in}	-	-	30	pf
SWITCHING CHARACTERISTICS					
Turn-On Time	t _{on}	-	25	45	ns
Delay Time	t _d	-	8.0	10	ns
	t _r	-	20	40	ns
Turn-Off Time	t _{off}	-	30	100	ns
Storage Time	t _s	-	80	80	ns
	t _f	-	20	30	ns

¹Indicates JEDEC Registered Data.

(1) Pulse Test: Pulse Width ≤ 500 μs, Duty Cycle ≤ 2.0%

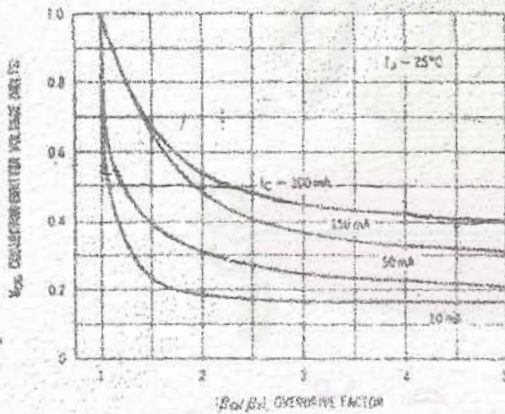
(2) f_T is defined at the frequency at which |h_{FE}| extrapolates to unity

2N2904,A thru 2N2907,A/2N3485,A, 2N3486,A (continued)

FIGURE 1 - NORMALIZED DC CURRENT GAIN



FIGURE 2 - NORMALIZED COLLECTOR SATURATION REGION



This graph shows the effect of base current on collector current. β_{DC} (current gain at edge of saturation) is the current gain of the transistor at 1 volt, and β_F (forced gain) is the ratio of I_C/I_B in a circuit.

EXAMPLE: For type 2N2905, estimate a base current (I_B) to insure saturation at a temperature of 25°C and a collector current of 150 mA.

Observe that at $I_C = 150\text{ mA}$ an overdrive factor of at least 3 is required to drive the transistor well into the saturation region. From Figure 1, it is seen that β_{DC} @ 1 volt is approximately 0.60 of β_{DC} @ 10 volts. Using the guaranteed minimum of 100 @ 150 mA and 10 V, $\beta_F = 60$ and substituting values in the overdrive equation, we find:

$$\frac{\beta_F}{\beta_{DC}} = \frac{I_C}{I_B} \quad 3 = \frac{60}{150/I_B} \quad I_B = 7.5\text{ mA}$$

FIGURE 3 - "ON" VOLTAGES

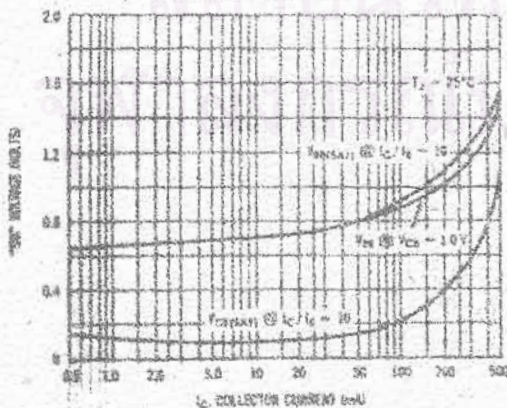
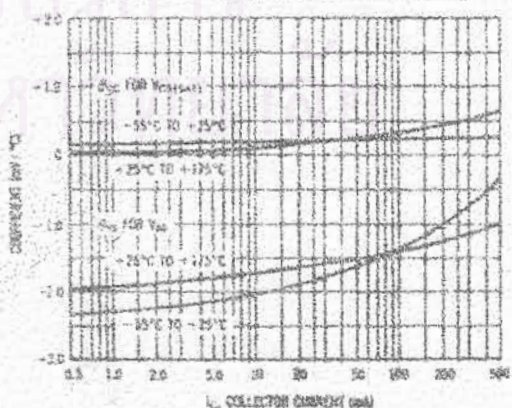


FIGURE 4 - TEMPERATURE COEFFICIENTS

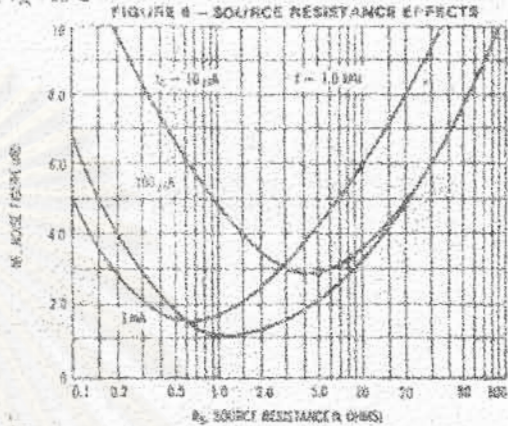
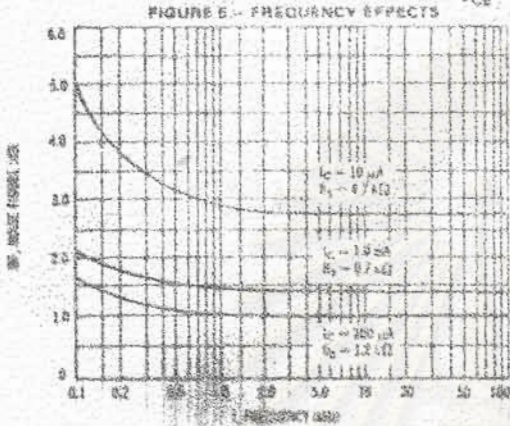


2N2904,A thru 2N2907,A/2N3485,A, 2N3486,A (continued)

SMALL-SIGNAL CHARACTERISTICS

NOISE FIGURE

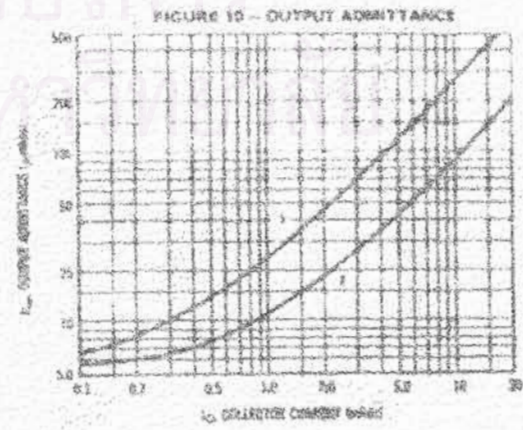
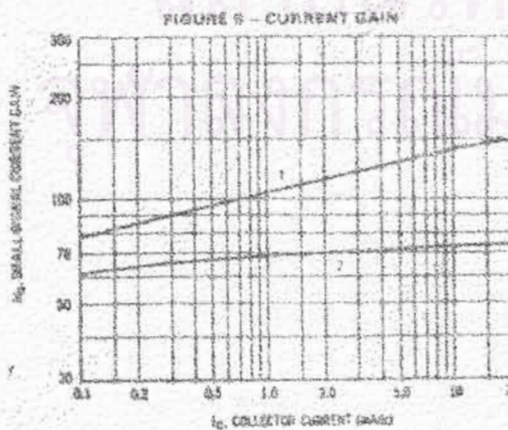
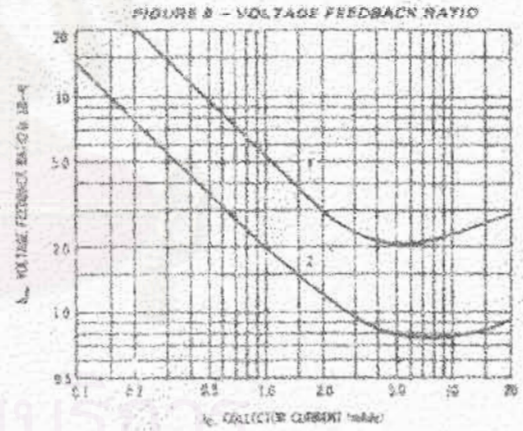
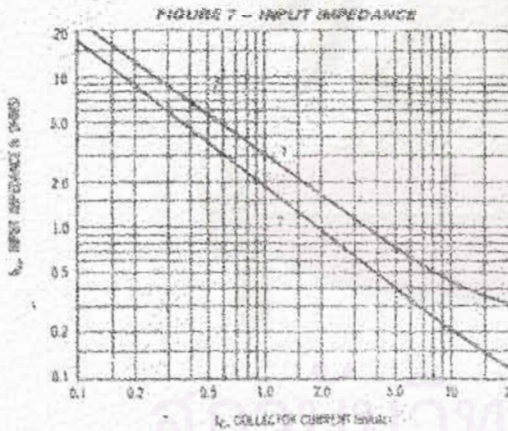
$V_{CE} = 10 \text{ V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$



h_{FE} PARAMETERS

$V_{CE} = 10 \text{ V}$, $f = 1.0 \text{ kHz}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$

This group of graphs illustrate the relationship between h_{FE} and other "h" parameters for this series of transistors. To obtain these curves, a high-gain and a low-gain unit were selected and the same units were used to develop the correspondingly numbered curves on each graph.



2N2904,A thru 2N2907,A/2N3485,A, 2N3486,A (continued)

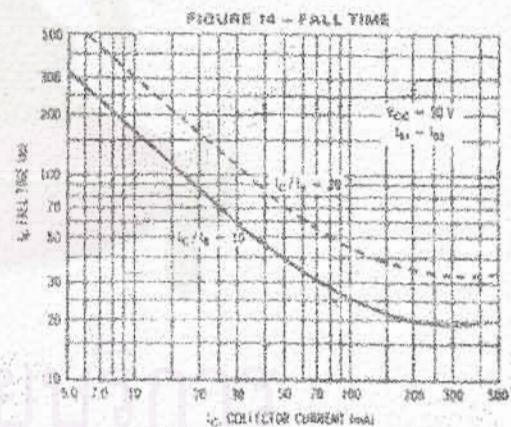
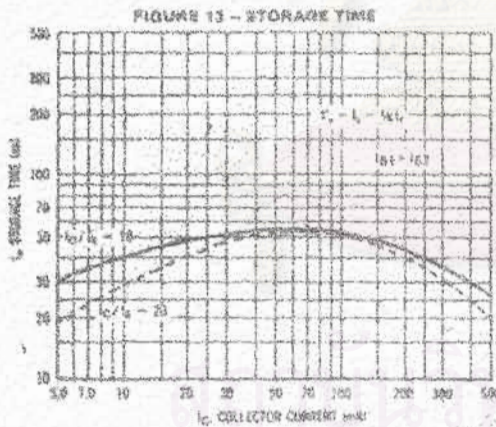
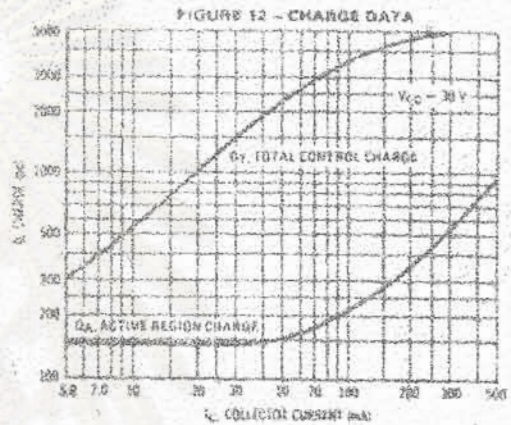
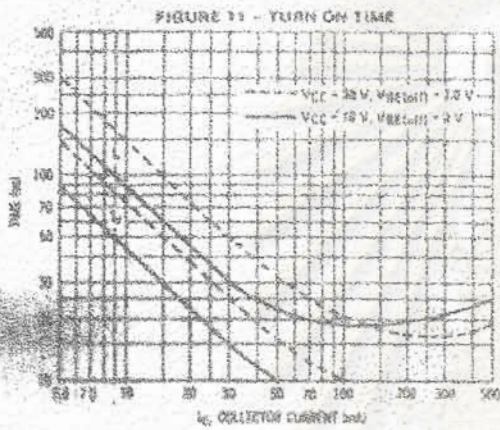


FIGURE 15a - DELAY AND RISE TIME TEST CIRCUIT

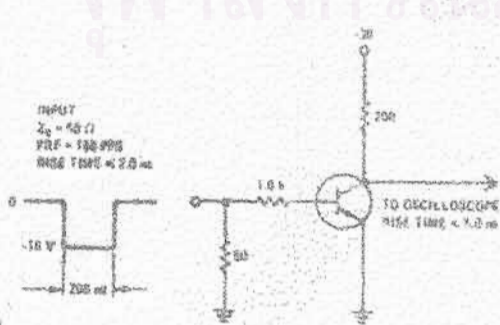
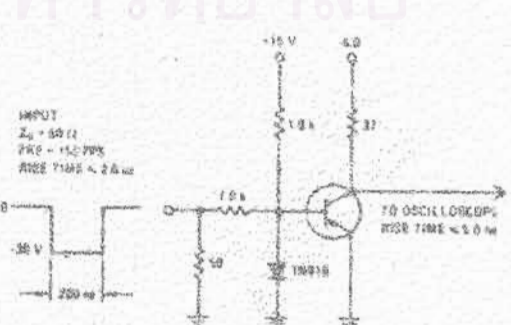


FIGURE 15b - STORAGE AND FALL TIME TEST CIRCUIT



2N2904, A, (MO)

2N2904, A thru 2N2907, A / 2N3485, A, 2N3486, A (continued)

FIGURE 16 - CURRENT GAIN - BANDWIDTH PRODUCT

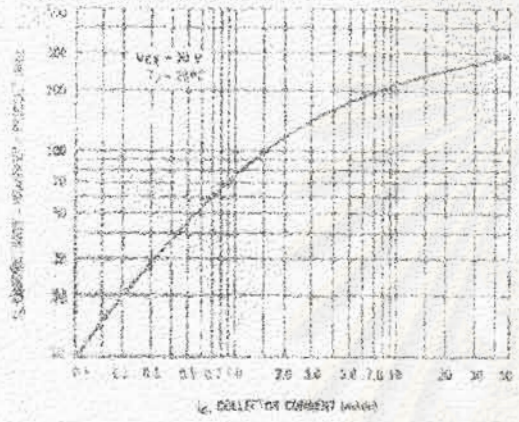


FIGURE 17 - CAPACITANCES

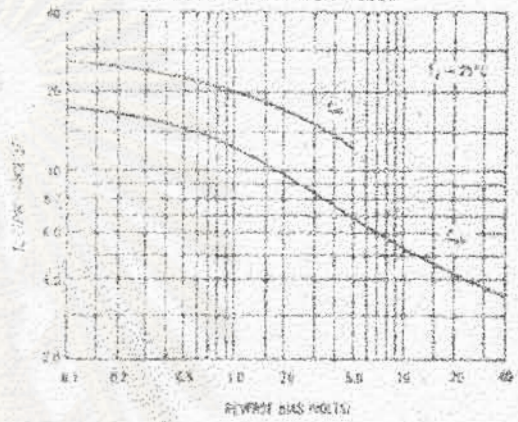
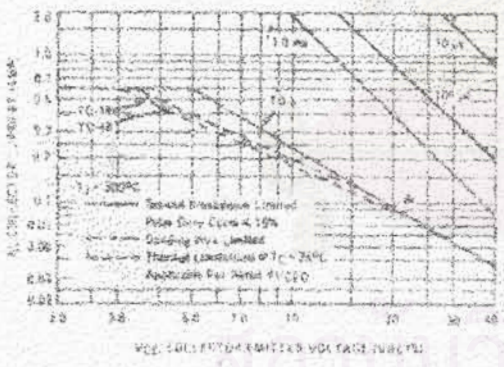


FIGURE 18 - ACTIVE REGION SAFE OPERATING AREAS

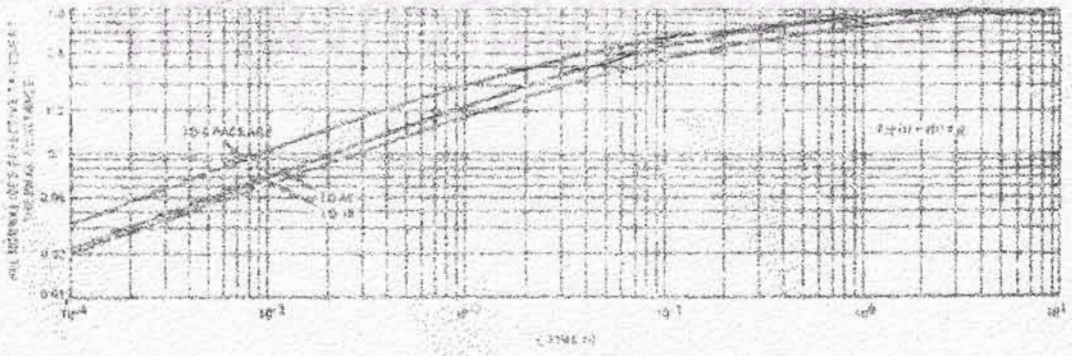


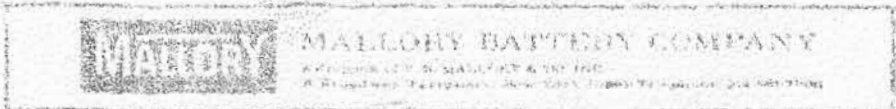
The graph shows the maximum I_C - V_{CE} limits of the device both for the standpoint of thermal dissipation (at 25°C case temperature), and secondary breakdown. For case temperatures other than 25°C, the thermal dissipation curve must be modified in accordance with the derating factor in the Maximum Ratings table.

To avoid possible device failure, the collector load line must fall below the limits indicated by the applicable curve. Thus, for certain operating conditions the device is thermally limited, and for others it is limited by secondary breakdown.

For pulse applications, the maximum I_C - V_{CE} product indicated by the thermal limits can be exceeded. Pulse thermal limits may be obtained by using the transient thermal resistance curves of Figure 19.

FIGURE 19 - THERMAL RESPONSE





CERTIFIED CELL 317937



INCHES DEC.	MM
005	13
010	25
020	5.13
020	15.75
040	10.38

SPECIFICATIONS

TYPE	MERCURIC OXIDE SILVER
NOMINAL VOLTAGE	1.37 ± 0.05 VOLTS
SHORT CIRCUIT CURRENT	100 MA MIN
SERVICE CAPACITY (AT 98.6° F TO 0.6 VOLTS ± 1.000 MAH)	(RATED CAPACITY AT 1330 ± 0.005)
AVERAGE WEIGHT	13.6 GMS (0.48 OZ)
VOLUME	3.28 CC (0.20 CU IN)
WELDED INNER & OUTER CANS	

CELL TYPE — 317437

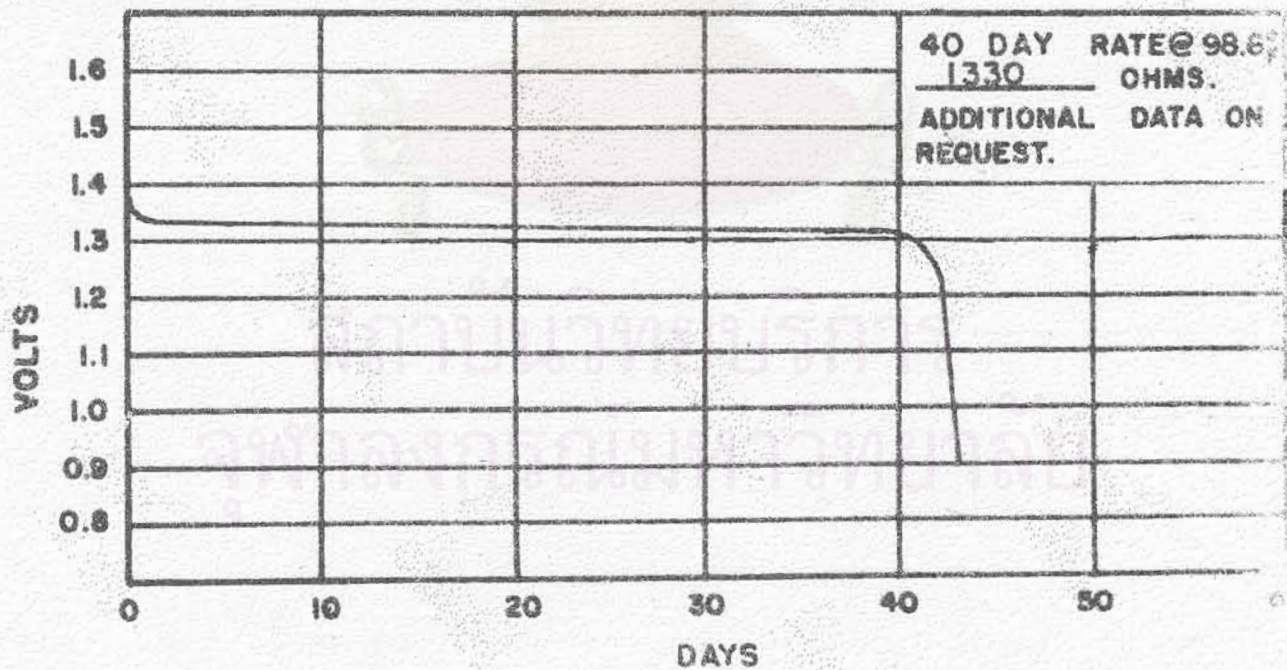
RATED CAPACITY — 1000

DISCHARGE DATA

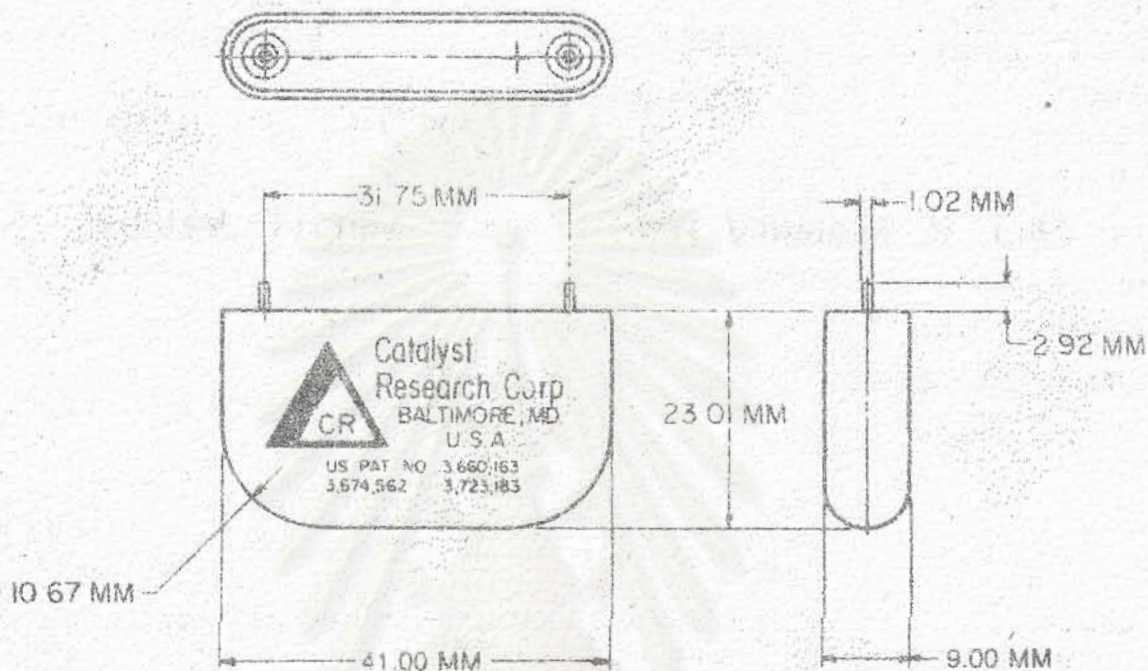
<u>DUTY CYCLE</u>	<u>STARTING DRAIN</u>	<u>LOAD</u>	<u>TIME TO END-POINT VOLTAGE</u>
CONTINUOUS 24 HRS/DAY AT 98.6° F.	<u>IN MILLIAMPERES</u> 1.0	<u>OHMS</u> 1330 ± 1%	<u>.9</u> 40 DAYS MIN.

THIS CELL IS DESIGNED FOR HIGH RELIABILITY MEDICAL APPLICATIONS REQUIRING EXTENDED SERVICE AT MICROAMPERE CURRENTS AND BODY TEMPERATURES. FOR DETAILED DISCHARGE INFORMATION CONTACT MALLORY BATTERY CO.

TYPICAL DISCHARGE (VOLTAGE VS. TIME)



Model 804B/23 SOLID LITHIUM IODINE CELL

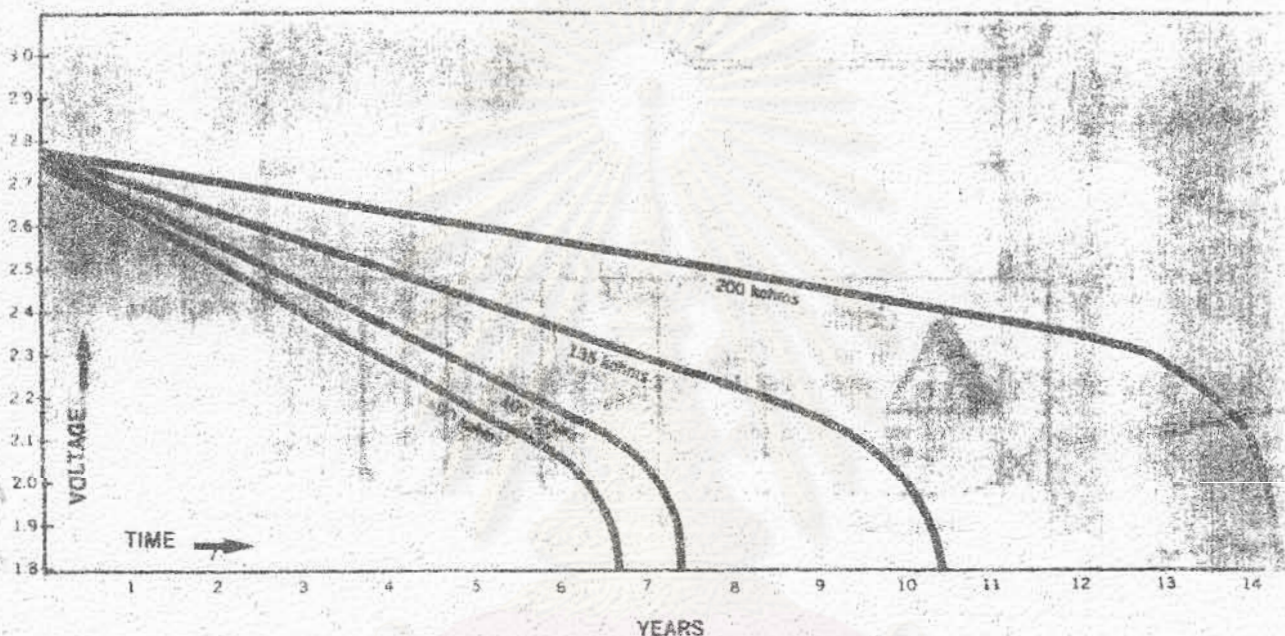


Volume	7.34 cm ³
Weight	20.5 grams
Lithium Area	14.22 cm ²
Voltage	2.80 volts under no load
Recommended Currents	1 to 50 microamperes at 37°C
Nominal Capacity	1.7 ampere-hours
Energy	4.1 watt-hours
Energy Density	0.56 watt-hours/cm ³ 0.20 watt-hours/gram
Self-Discharge	Less than 5% in 10 years
Seal	Heliarc welded with glass/metal hermetic seals. Less than 4.6 x 10 ⁹ max helium leak, by helium back fill method
Insulation Resistance	Greater than 10 ¹⁰ ohms from either pin to case
Storage Temp	-40°C to 50°C with brief excursions to 60°C

The capacities shown are based upon average fill weights. Standard deviation of capacity from battery to battery is approximately .03 ampere-hours.

Model 804B/23 SOLID LITHIUM IODINE CELL

PROJECTED PERFORMANCE CONSTANT CURRENT DISCHARGE



GROSS CAPACITY ABOVE 2.0 VOLTS

LOAD (in kohms)	50	90	100	135	200
CAPACITY (in amp. hrs.)	1.35	1.57	1.60	1.67	1.71

PROJECTED PERFORMANCE CONSTANT CURRENT DISCHARGE

CONSTANT CURRENT = 15 MICROAMPS

AMP. HRS. EXPENDED	TIME YEARS	CELL VOLTS	IMPEDANCE KOHMS
00	00	2.79	39
13	83	2.75	3.01
26	1.79	2.71	6.01
40	2.74	2.66	9.00
53	3.69	2.62	12.00
66	4.64	2.57	15.01
78	5.59	2.53	18.01
91	6.54	2.48	21.00
1.04	7.49	2.44	24.01
1.17	8.43	2.39	27.00
1.30	9.38	2.35	30.01
1.43	10.32	2.30	33.01
1.55	11.26	2.26	36.01
1.65	11.96	2.21	39.01
1.69	12.27	2.17	42.07

CONSTANT CURRENT = 25 MICROAMPS

AMP. HRS. EXPENDED	TIME YEARS	CELL VOLTS	IMPEDANCE KOHMS
00	00	2.79	40
15	62	2.72	3.01
32	1.33	2.65	6.02
48	2.04	2.57	9.01
64	2.74	2.50	12.02
79	3.45	2.42	15.02
95	4.15	2.35	18.01
1.11	4.85	2.27	21.02
1.27	5.55	2.20	24.01
1.42	6.26	2.12	27.02
1.58	6.94	2.05	30.02
1.65	7.33	1.97	33.02
1.70	7.67	1.90	36.00
1.71	7.94	1.82	39.27

CONSTANT CURRENT = 30 MICROAMPS

AMP. HRS. EXPENDED	TIME YEARS	CELL VOLTS	IMPEDANCE KOHMS
00	00	2.79	40
16	56	2.71	3.02
34	1.20	2.62	6.02
51	1.83	2.53	9.02
68	2.46	2.44	12.00
85	3.10	2.35	15.01
1.02	3.73	2.26	18.01
1.19	4.36	2.17	21.02
1.36	4.99	2.08	24.02
1.53	5.62	1.99	27.01
1.65	6.07	1.90	30.04
1.69	6.23	1.81	32.14
1.71	6.29	1.71	36.21
1.72	6.33	1.62	39.25
1.72	6.35	1.53	42.16

ภาคผนวก ง.

ราคาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และวัสดุที่ใช้ประกอบใน เครื่องควบคุมจังหวะการเดินของ

หัวใจ แบบให้อัตราเต้นคงที่แบบ

๑)	ตัวความต้านทาน ๕%	๗ ตัว	ตัวละ ๒.๕ บาท	=	๑.๗๕	บาท
๒)	ตัวเก็บประจุไฟฟ้า ๑๐%	๒ ตัว	ตัวละ ๓.๕๐ บาท	=	๗	บาท
๓)	LM4250	๑ ตัว	ตัวละ ๑๕๐ บาท	=	๑๕๐	บาท
๔)	2N2907	๑ ตัว	ตัวละ ๒๐ บาท	=	๒๐	บาท
๕)	เซลล์เมอคิวรี ๔ ก้อน		ก้อนละ ๗๐ บาท	=	๒๘๐	บาท
๖)	แผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว	๑ แผ่น		=	๒๐	บาท
๗)	1N4148	๒ ตัว	ตัวละ ๕ บาท	=	๑๐	บาท
๘)	ขั้วต่อ	แหลมยาง	लग	=	๑๐๐	บาท
๙)	แท่นใส่เซลล์เมอคิวรี			=	๕๐	บาท
๑๐)	กาว Silver epoxy			=	๕๐	บาท
๑๑)	กาว Epoxy แข็ง			=	๕๐	บาท
๑๒)	ยางซิลิโคน สิลาสโตเมอร์			=	๑๐๐	บาท
๑๓)	ค่าแรงงานประกอบ			=	๒๕๐	บาท
			รวมราคาทั้งสิ้น	=	๑๐๗๗.๗๕	บาท

สถาบันวิจัยทางการแพทย์
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ง. (ต่อ)

ราคาอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และวัสดุที่ใช้ประกอบใน เครื่องควบคุมจังหวะการ เดินของ

หัวใจ

แบบให้อัตราเดิน เมื่อต้องการต้นแบบ

๑)	ตัวความต้านทาน ๕%	๓๓ ตัว	ตัวละ .๒๕ บาท	=	๘.๒๕ บาท
๒)	ตัวเก็บประจุ ๑๐%	๑๔ ตัว	ตัวละ ๓.๕๐ บาท	=	๔๙ บาท
๓)	คอปอล์	๒ ตัว	ตัวละ ๒๐ บาท	=	๔๐ บาท
๔)	LM4250	๔ ตัว	ตัวละ ๑๕๐ บาท	=	๖๐๐ บาท
๕)	BC109	๑ ตัว	ตัวละ ๑๕ บาท	=	๑๕ บาท
๖)	2N2906	๑ ตัว	ตัวละ ๑๕ บาท	=	๑๕ บาท
๗)	เซลล์เซียม	๒ ก้อน	ก้อนละ ๓๐๐ บาท	=	๖๐๐ บาท
๘)	แผ่นวงจรพิมพ์หน้าเดียว	๑ แผ่น		=	๕๐ บาท
๘')	1N4148	๔ ตัว	ตัวละ ๑ บาท	=	๔ บาท
๑๐)	ซีเนอร์ไดโอด	๒ ตัว	ตัวละ ๔.๕๐ บาท	=	๙ บาท
๑๑)	ทรืด สวิสซ์	๑ ตัว	ตัวละ ๒๔ บาท	=	๒๔ บาท
๑๒)	ข้าวตอก	แหวนยาง	สกรู	=	๑๐๐ บาท
๑๓)	แผ่นใส่เซลล์เซียม			=	๕๐ บาท
๑๔)	กาว Epoxy แข็ง			=	๕๐ บาท
๑๕)	ยางซิลิโคน อีลาสโตเมอร์			=	๑๐๐ บาท
๑๖)	ค่าแรงงานประกอบ			=	๕๐๐ บาท
	รวมราคาทั้งสิ้น			=	๒๓๐๔.๒๕ บาท

