หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ ๓

ลักษณะโครงสร้างองค์ประกอบและการใช้งานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน

ได้มีการพัฒนาเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในไปอย่างแพร่หลาย ในบทนี้จะกล่าวถึงลักษณะโครงสร้าง 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 สามารถพกติดตัวผู้ป่วยได้โดยติดที่เอวหรือแขนของผู้ป่วย เครื่องจะส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจให้ทำงานอย่างสม่ำเสมอตามอัตราที่ตั้งไว้ สามารถปรับระบบการทำงานของเครื่อง ปรับขนาดของกระแสไฟฟ้าที่ควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ รวมทั้งปรับช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดติดภายนอกร่างกายผู้ป่วยสามารถใช้งานทั้งในช่วงเวลาสั้น ๆ และระยะเวลานานการใช้เครื่องชนิดนี้มีอุปสรรคซึ่ง Siddon[๒๓] (ค.ศ.๑๙๖๓) รายงานว่ามีผู้ป่วย ๓ ราย จากผู้ป่วยจำนวน ๒๗ รายที่ได้ใช้เครื่องชนิดติดภายนอกร่างกายเกิดมีอาการอักเสบขึ้นที่บริเวณแผลผ่าตัดหลังจากใช้เครื่อง ๔ สัปดาห์ การใช้เครื่องจึงต้องดูแลรักษาความสะอาดเป็นอย่างดี ในปัจจุบันเครื่องชนิดนี้ถูกใช้ในหออภิบาลเป็นช่วงเวลาสั้น ๆ ซึ่งสามารถแก้ไขอาการอักเสบที่แผลผ่าตัดได้ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดนี้ใช้

แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่สามารถเปลี่ยนได้ง่าย ดังนั้นจึงไม่ต้องคำนึงถึงอายุการใช้งานของแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า

๓.๑.๑.๒ ชนิดฝังภายในร่างกายผู้ป่วย

เครื่องชนิดนี้เป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่เป็นเป้าหมายในการวิจัยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ (๘) ลักษณะตัวเครื่องมีขนาดเล็ก ในปัจจุบันเครื่องมีน้ำหนักต่ำสุด ประมาณ ๔๒ กรัม ปริมาตร ๒๕ ลูกบาศก์เซนติเมตร มีอายุการใช้งานตั้งแต่ ๕-๑๐ ปี มีขีดความสามารถและความเชื่อถือสูง ตัวเครื่องชนิดนี้จะถูกฝังบริเวนใต้ผิวหนังของหน้าอกหรือท้อง สะดวกในการพกพาเครื่อง เครื่องชนิดนี้ได้ถูกพัฒนาขึ้นใช้ในปี ค.ศ.๑๙๕๙ เป็นต้นมา ภายในตัวเครื่องถูกออกแบบให้ใช้อุปกรณ์อีเล็คทรอนิคส์น้อยที่สุด ใช้กำลังงานน้อยและให้มีอายุการใช้งานนานที่สุด ในระยะเริ่มแรกของการใช้เครื่องชนิดนี้ แบตเตอรี่ใช้เซลเมอคิวรี่เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าซึ่งมีอายุการใช้งาน ๒-๕ ปี ต่อมาในปี ค.ศ.๑๙๖๗ ได้พัฒนาเซลลิเธียมเป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าทำให้อายุการใช้งานของเครื่องสูงขึ้นประมาณ ๕-๑๐ ปี รวมทั้งได้พัฒนาเซลนิวเคลียร์เพื่อใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าด้วย จนกระทั่งในปัจจุบันเซลลิเธียมได้รับความนิยมมากในการใช้เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องชนิดนี้

๓.๑.๒ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่แบ่งตามระยะเวลาการใช้งาน (๑๗)

สามารถจำแนกเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจตามระยะเวลาการใช้งานได้ ๒ แบบคือ

๓.๑.๒.๑ แบบใช้ในระยะสั้น (๑๗)

เครื่องแบบนี้ใช้ในระยะสั้น ๆ เมื่อมีความผิดปกติเกิดขึ้นที่หัวใจโดยติดภายนอกร่างกายผู้ป่วย สามารถใช้เครื่องแบบนี้ได้ ๓ วิธี คือ

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

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

การใช้เครื่องแบบนี้ โดยใช้เข็มอีเล็คโตรดแทงผ่านหน้าอกเข้าไปสัมผัสที่กล้ามเนื้อเวนตริเคิล ซึ่งใช้ขนาดแรงดันคลื่นไฟฟ้าต่ำกว่าวิธีที่หนึ่ง อาจใช้ขนาดแรงดันคลื่นไฟฟ้า ๑๐ โวลต์ หรือน้อยกว่านั้นในการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ

๓) วิธีนี้เป็นการใช้อีเล็คโตรดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม ซึ่งถูกพัฒนาโดย Furman และ Schwedal (ค.ศ.๑๙๕๙) ที่โรงพยาบาล Montefiore สหรัฐอเมริกา โดยวิธีนี้สามารถปล่อยคลื่นไฟฟ้าจำนวนน้อย ๆ เข้าไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจโดยไม่ทำให้มีความรู้สึกเจ็บปวด และไม่มีกล้ามเนื้อกระตุก

๓.๑.๒.๒ แบบใช้ระยะยาว (๑๗)

เครื่องแบบนี้ใช้วิธีการผ่าตัดฝังเครื่องเข้าไปในร่างกายเพื่อไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจโดยตรง หรือใช้วิธีการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจากภายนอก การใช้เครื่องแบบนี้แบ่งได้เป็น ๔ วิธี

๑) วิธีนี้คล้ายกับวิธีการของ Weirich et al (ค.ศ.๑๙๕๗) และ Thevenet (ค.ศ.๑๙๕๘) ในการใช้เครื่องแบบระยะสั้นต่างกันตรงการใช้เครื่องเป็นระยะเวลานาน วิธีการกระทำได้โดยผ่าตัดสอดสายต่อเข้าไปยังมัยโอคาเดียม ติดสายต่อเข้ากับเครื่องซึ่งอยู่ภายนอกร่างกาย Lagergren (ค.ศ.๑๙๖๓) ได้ทดลองวิธีนี้พบว่าสามารถใช้เครื่องกับผู้ป่วยได้นาน ๒ ปี วิธีนี้มีปัญหาในด้านการอักเสบติดเชื้อของแผลผ่าตัดซึ่งรายงานไว้โดย Siddon (ค.ศ.๑๙๖๓)

๒) การใช้เครื่องแบบระยะยาววิธีนี้ พัฒนาโดย Furman และ Schwedal (ค.ศ.๑๙๕๙) มีหลักการคล้ายกับการใช้เครื่องแบบระยะสั้น แต่ตัวเครื่องอยู่ภายนอกร่างกายโดยต่อสายต่อเข้าไปยังเอนโดคาเดียม Schwedal พบว่าในผู้ป่วยจำนวน ๘๕ ราย ที่ใช้เครื่องแบบนี้ หนึ่งในสามเกิดมีอาการอักเสบของแผลผ่าตัดเช่นเดียวกับวิธีที่ ๑

๓) วิธีนี้เป็นการแก้ไขปัญหาการอักเสบของแผลผ่าตัดในวิธีที่ ๑ และ ๒ โดยการผ่าตัดนำเครื่องฝังเข้าไปใต้ผิวหนังของผู้ป่วย ซึ่งวิธีนี้กล่าวได้ว่าเป็นจุดเริ่มแรกของการผ่าตัดฝังเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจในร่างกาย (ค.ศ.๑๙๕๘ เป็นต้นมา)

๔) วิธีการใช้เครื่องแบบระยะยาววิธีนี้ Verzeano, Webb และ Kelly (ค.ศ.๑๙๕๘) ได้ดัดแปลงเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจให้สามารถส่งเป็นคลื่นวิทยุไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ สามารถใช้สายต่อได้ทั้งชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม และ มัยโอคาเดียม

สายต่อจะอยู่ภายในร่างกายพร้อมวงจรรับคลื่นวิทยุ ซึ่งพร้อมที่จะรับคลื่นวิทยุที่ส่งมาจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจภายนอก มาทำการเลือกเอาแต่คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่งเข้าไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ วิธีนี้เมื่อบาดแผลผ่าตัดหายดีแล้ว จะไม่เกิดการอักเสบของแผลผ่าตัดเหมือนวิธีที่ ๑ และ ๒

๓.๑.๓ <u>เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่แบ่งตามระบบการทำงาน</u>

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 โดยใน ปีค.ศ.๑๙๕๘ Verzeanoได้สร้าง Demand Pacemaker โดยใช้คลื่นวิทยุควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจจากภายนอกซึ่งสามารถปรับอัตราเต้นได้จากเครื่องควบคุมภายนอก ระบบเครื่องจึงเป็นแบบให้อัตราเต้นเปลี่ยนตามต้องการ 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**ในวิทยานิพนธ์**ฉบับนี้จะหมายถึงเครื่องที่มีระบบการทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ โดยเครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในอัตราเต้นคงที่เมื่อหัวใจต้องการ และสามารถที่จะเปลี่ยนระบบการทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการเป็นแบบให้อัตราเต้นคงที่ตลอดเวลา โดยใช้แม่เหล็กควบคุมจากภายนอก

๓.๒ ระบบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในร่างกายในปัจจุบัน

สามารถแบ่งเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจตามระบบการทำงานของเครื่องได้ ๒ แบบ คือ

๑) แบบให้อัตราเต้นคงที่ (Fixed rate type)

๒) แบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ (Demand type)

๓.๒.๑ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่

หลังจาก Hyman[๔] (ค.ศ.๑๙๓๒) ได้สร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจขึ้นเป็นเครื่องแรก ได้มีการศึกษาคิดค้นหาวิธีการต่าง ๆ ในการใช้กระแสไฟฟ้าไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ภายหลังจากได้มีการคิดค้นทรานซิสเตอร์ขึ้นมาใช้แทนหลอดสูญญากาศ ในปี ค.ศ.๑๙๕๙ Elmqvist และ Senning[๔] ได้สร้างเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจด้วยทรานซิสเตอร์ ใช้นิเกิลแคดเมี่ยมเป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าซึ่งสามารถชาร์ทไฟจากภายนอกร่างกายผ่านทางผิวหนังโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้า เครื่องที่สร้างในปีนี้เป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่เครื่องแรก ทั้งนี้เพราะเครื่องตั้งอัตราเต้นคงที่ ๘๐ ครั้งต่อนาที ขนาดแรงดันคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ๒ โวลต์ ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท ๑.๕ มิลลิวินาที ในปี ค.ศ.๑๙๖๐ Chardack ได้เปลี่ยนแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าเป็นชนิดเซลเมอคิวรี่ในเครื่องแบบให้อัตราเต้นคงที่เพื่อให้อายุการใช้งานของเครื่องยาวนานขึ้น และในปี ค.ศ.๑๙๖๒ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้ได้พัฒนาเป็นเครื่องแบบใช้ผ่าตัดฝังสอดสายต่อเข้าทางหลอดเลือดโดย Lagergren และ Johansson หลังจากนั้นเครื่องแบบอัตราเต้นคงที่ได้ถูกสร้างออกมาจำหน่ายจนกระทั่งถึงในปัจจุบัน

ในการวิจัยวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เริ่มวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่เป็นอันดับแรก ถึงแม้ว่าตามสถิติการใช้เครื่องแบบนี้จะมีประมาณ ๗ %[๓] เท่านั้น แต่เพื่อให้ทราบข้อมูลต่าง ๆ ตลอดจนเทคนิคและวิธีการดำเนินการวิจัย จึงได้เลือกการวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ก่อน การใช้เครื่องแบบให้อัตราเต้นคงที่เหมาะสำหรับใช้กับผู้ป่วยที่ระบบสื่อนำถูกสกัดกั้นหมด (Complete heart block)[๑] เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบด้วยอัตราคงที่ ประมาณ ๗๒ ครั้งต่อนาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท ประมาณ ๑ มิลลิวินาที และขนาดของกระแสไฟฟ้าที่จ่ายให้โหลด ๑๐ มิลลิแอมป์ที่โหลด

๕.. โอห์ม

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

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

<u>สัญญลักษณ์ตัวที่ ๑</u> แสดงถึงจุดกระตุ้น

ถ้ากระตุ้นที่เวนตริเคิล ใช้อักษร "V"

ถ้ากระตุ้นที่เอเทรียม ใช้อักษร "A"

ถ้ากระตุ้นทั้งเวนตริเคิลและเอเทรียม ใช้อักษร "D"

<u>สัญญลักษณ์ตัวที่ ๒</u> แสดงถึงจุดที่ส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่อง

เมื่อไม่มีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่อง ใช้อักษร "O"

เมื่อมีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเอเทรียม ใช้อักษร "A"

เมื่อมีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเวนตริเคิล ใช้อักษร "V"

เมื่อมีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเวนตริเคิลและเอเทรียม ใช้อักษร "D"

<u>สัญญลักษณ์ตัวที่ ๓</u> แสดงถึงการทำงานของเครื่อง

ถ้าเครื่องทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบหยุดการทำงานตัวมันเอง (Inhibited) ใช้อักษร "I"

ถ้าเครื่องทำงานแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบทริกเกอร์ (Triggered) ใช้อักษร "T"

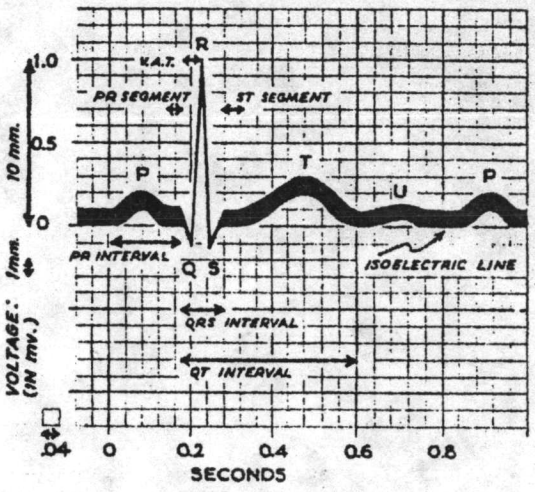
ถ้าเครื่องไม่ทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ ใช้อักษร "O"

อนึ่ง ถ้ามีการส่งสัญญาณกลับไปยังเครื่องจากเวนตริเคิลและเอเทรียมรวมทั้งมีสัญญาณไปควบคุมเวนตริเคิลและเอเทรียม โดยวิธีการแบบหยุดการทำงานตัวมันเองและแบบทริกเกอร์ ใช้อักษร "DD(T/I)"

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

๓.๒.๒ <u>เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ</u>

ในปัจจุบันเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการถูกนำมาใช้กับผู้ป่วยประมาณ ๙๓ % (๓) ของผู้ป่วยทั้งหมด ทั้งนี้เพราะเครื่องแบบนี้มีขอบเขตการใช้งานกว้างกว่าแบบให้อัตราเต้นคงที่ สามารถใช้ได้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคหัวใจโดยที่สภาพหัวใจยังทำงานได้บางส่วน เครื่องคุมจังหวะหัวใจแบบนี้จะมีอีเล็คโตรดทำหน้าที่เป็นตัวรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ และเป็นตัวส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ การทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ มีหลักการทำงานกว้าง ๆ คือ ถ้าในสภาพปกติหัวใจของผู้ป่วยสามารถทำงานได้เอง ปีบเลือดไปเลี้ยงส่วนต่าง ๆ ของร่างกายเพียงพอ คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เกิดขึ้นในหัวใจจะถูกอีเล็คโตรดดักรับสัญญาณให้เข้าไปภายในเครื่อง ภายในเครื่องจะมีวงจรกำหนดเวลาระยะดื้อ (Refractory period) และวงจรตั้งเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ รวมทั้งวงจรที่จะทำหน้าที่สั่งให้เครื่องหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เมื่อหัวใจทำงานได้เองเครื่องจะทำหน้าที่หยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ แต่เมื่อใดหัวใจทำงานเองไม่ได้ไม่สามารถกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจหรือกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แต่ไม่สามารถผ่านลงมาตามระบบสื่อนำทำให้เครื่องไม่สามารถรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ เครื่องจะเข้าทำหน้าที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเข้าสู่หัวใจทำให้หัวใจปีบตัวส่งเลือดไปเลี้ยงร่างกาย ช่วงเวลาระยะดื้อ (Refractory period) เป็นช่วงเวลาที่มีความสำคัญมากในเครื่องแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ เพราะช่วงเวลาระยะดื้อ (Refractory period) จะเป็นช่วงเวลาหลังจากเกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะหัวใจ (Pacing refractory period) หรือช่วงเวลาหลังการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (Sensing refractory period) ซึ่งในช่วงเวลานี้เครื่องจะไม่ตอบสนองต่อสัญญาณใด ๆ ทั้งสิ้นที่เข้ามายังเครื่องทำให้ไม่เกิดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในช่วงเวลาระยะดื้อ (Refractory period) พิจารณาจากรูป ๓.๑ คลื่น T-wave เป็นคลื่นที่เกิดจากการรีโปลาไรซ์ที่เวนตริเคิล ช่วงเวลานั้นเวนตริเคิลทั้งสองข้างอยู่ในสภาพปีบตัว ถ้าหากมีคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมากระตุ้นที่ช่วงเวลานี้จะทำให้เกิดอันตรายต่อผู้ป่วยได้ ช่วงเวลาระยะดื้อ (Refractory period) จึงเป็นช่วงเวลาที่จะป้องกันการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ



รูป ๓.๑ ภาพคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงรายละเอียดของส่วนต่าง ๆ

เข้าไปทำอันตรายต่อหัวใจ ในขณะที่เวนตริเคิลกำลังบีบตัว

เนื่องจากโรคหัวใจมีอยู่หลายแบบ เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการจึงถูกออกแบบให้มีการทำงานแตกต่างกัน สามารถจำแนกได้ดังนี้

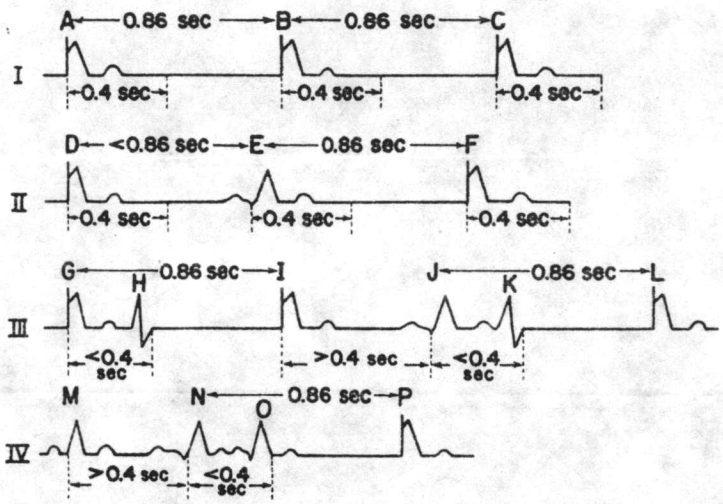
๓.๒.๒.๑ <u>R-wave Inhibited Demand Pacemaker (VVI)</u>

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้มีชื่อเรียกหลายชื่อ เช่น QRS-Inhibited Demand Pacemaker[๔] หรือ Standby Pacemaker[๑๗] หรือ Ventricular Inhibited Demand Pacemaker[๑๙] เครื่องชนิดนี้ถูกพัฒนาขึ้นครั้งแรกในปี ค.ศ.๑๙๖๑[๕] โดย Johansson et al ได้สร้างเครื่องแบบนี้เป็นชนิดติดภายนอกร่างกาย ในปี ค.ศ.๑๙๖๓ Sykosch et al ได้พัฒนาเครื่องแบบนี้เป็นชนิดฝังภายในร่างกายแต่การทดลองยังไม่ประสบผลสำเร็จ ต่อมาในปี ค.ศ.๑๙๖๖[๔] เครื่องแบบนี้ได้ถูกนำไปใช้กับผู้ป่วยได้สำเร็จโดย Meyer ได้ทดลองผ่าตัดฝังเครื่องในผู้ป่วย ๓ ราย เครื่องสามารถควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจผู้ป่วยได้ ในปีเดียวกันนี้ยังได้มีการผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้เป็นผลสำเร็จอีกโดย Van Den Berg และ Thalen จนกระทั่งในสิ้นปี ค.ศ.๑๙๖๗ได้มีผู้ทดลองฝังเครื่องชนิด R-wave Inhibited

Demand Pacemaker สำเร็จเป็นจำนวนทั้งสิ้น ๒๓ ราย หลังจากนั้นเครื่องแบบนี้ได้มีการพัฒนาในด้านเทคโนโลยีทางการผลิต โดยพยายามรวมวงจรทางไฟฟ้าลงบนแผ่นสารกึ่งตัวนำชิ้นเดียว เพื่อลดขนาดของเครื่องให้มีขนาดเล็กที่สุด โดยจะเห็นได้จากเครื่องของบริษัท Cardiac Pacemaker โมเดล ๐๕๐๗ ได้พัฒนาวงจรรวมเป็น C-MOS CHIPในปี ค.ศ. ๑๙๗๒ (๒๐)

สำหรับในประเทศไทยในจำนวนผู้ป่วย ๒๒๒ ราย ได้ทำการผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้ถึง ๑๕๒ ราย (๑) การทำงานของเครื่องแบบนี้อาศัยการตรวจจับคลื่น R-wave ซึ่งเกิดจากการบีบตัวของเวนตริเคิลเข้าไปในเครื่องผ่านสายต่อ ทำให้เครื่องไม่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบสู่หัวใจ พร้อมกันก็จะกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบใหม่ เมื่อครบกำหนดเวลาประมาณ ๘๓๕ มิลลิวินาที หรือ ๗๒ ครั้งต่อนาที แล้วไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามายังเครื่อง เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ สัญญลักษณ์ที่ใช้ตามมาตรฐาน I.C.H.D. ของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้คือ "VVI" ซึ่งหมายถึงจุดที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ที่เวนตริเคิล เครื่องทำงานแบบหยุดการทำงานตัวมันเอง (Inhibited) ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอัตราเต้นของหัวใจช้ากว่าอัตราเต้นของเครื่อง เครื่องจะทำงานเป็นแบบอัตราเต้นคงที่ เครื่องแบบนี้ได้ออกแบบให้มีการทดสอบอัตราเต้นโดยสามารถใช้แม่เหล็กวางบนเครื่อง เครื่องจะทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นคงที่ชั่วขณะ มีประโยชน์ไว้สำหรับทดสอบผู้ป่วยที่มีอัตราเต้นเร็วกว่าอัตราเต้นของเครื่องซึ่งเครื่องจะหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบตลอดเวลา จะไม่สามารถเห็นสัญญาณควบคุม (Pacing signal) เป็นการทดสอบการทำงานของวงจรภายในเครื่องแบบนี้ และเพื่อให้เข้าใจหลักการทำงานของเครื่องแบบนี้ดียิ่งขึ้น ได้แสดงผังของจังหวะเวลาการทำงานของเครื่องเมื่อใช้งานกับหัวใจ ดังแสดงในรูป ๓.๒

ในผังของจังหวะเวลาเส้นที่ ๑ แสดงการทำงานของเครื่องแบบ VVI ที่ส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ โดยมีอัตรา ๗๐ ครั้งต่อนาที (.๘๖ วินาที จุด A ถึงจุด B) เครื่องจะสร้างช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที ทุกครั้งหลังจากที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบสู่หัวใจ ในผังของจังหวะเวลาเส้นที่ ๒ หัวใจทำงานได้เองที่จุด E ซึ่งอยู่ในช่วงเวลาน้อยกว่า .๘๖ วินาที แต่มากกว่าช่วงเวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที เครื่องจะยอมรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด E ไปกำหนดเวลาปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่จุด F ใหม่พร้อมกันนั้นเครื่องจะสร้างช่วงเวลา Sensing refractory



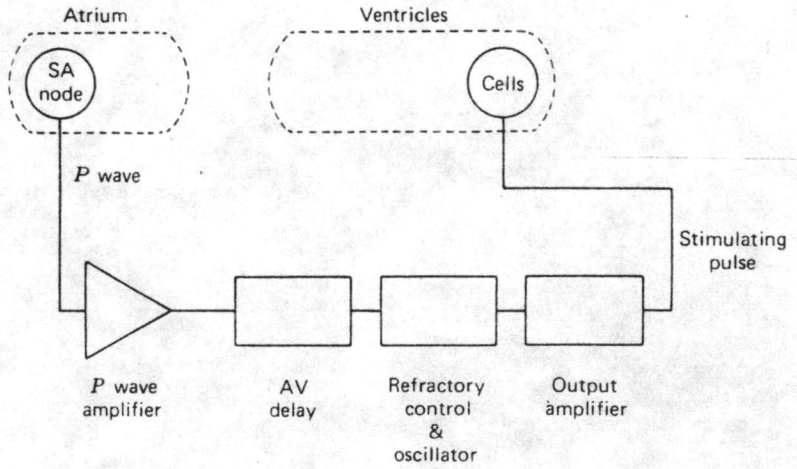
รูป ๓.๒ แสดงผังของจังหวะ เวลาการทำงานของ เครื่องแบบ VVI

period ๔๐๐ มิลลิวินาที หลังจากที่เครื่องได้รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุดE ในผังของจังหวะ เวลา เส้นที่ ๓ แสดงถึงการที่หัวใจกำ เนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้เอง (ที่จุด H) แต่ เกิดในช่วง เวลาPacing refractory period เครื่องจะไม่ตอบสนองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด H เมื่อครบกำหนดการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการ เต้นของหัวใจที่จุด I ทันที ในขณะต่อมาถ้าหัวใจทำงานได้เอง เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นที่จุด J ซึ่งไม่อยู่ในช่วง เวลา Pacing refractory period ๔๐๐ มิลลิวินาที เครื่องจะยอมรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด J ไปกำหนด เวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบลูกต่อไปและ เครื่องจะสร้างช่วง เวลา Sensing refractory period ขึ้นหลังจากที่ เครื่องรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด J ซึ่งถ้า เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจอีกที่จุด K ซึ่งอยู่ในช่วง เวลา Sensing refractory period เครื่องจะไม่ตอบสนองคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด K เมื่อครบกำหนด เวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าไปควบคุมจังหวะการ เต้นของหัวใจที่จุด L ผังของจังหวะ เวลา เส้นที่ ๔ แสดงการ เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่จุด M แล้ว เกิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจขึ้นอีกที่จุด N ซึ่งไม่อยู่ในช่วง Sensing refractory period เครื่องจะกำหนด เวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบและสร้าง Sensing refractory periodขึ้นหลังจุด N จุด O เป็นจุดที่หัวใจกำ เนิดคลื่นไฟฟ้า

หัวใจแต่อยู่ในช่วงเวลา Sensing refractory period เครื่องจะไม่ตอบสนองสัญญาณที่จุด O เมื่อครบกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ไม่มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจเข้ามายังเครื่อง เครื่องจะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่จุด P การทำงานของเครื่องแบบVVI จึงมีการทำงานดังที่กล่าวมาข้างต้น

๓.๒.๒.๒ P-wave Triggered Demand Pacemaker (VDT)

ในปี ค.ศ.๑๙๖๒ Nathan et al (๔) ได้ทดลองผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้เป็นครั้งแรก โดยใช้อีเล็คโตรดพลาตินั่มติดที่เอเทรียม ส่วนอีเล็คโตรดอีกขั้วหนึ่งทำด้วยเหล็กไร้สนิมติดที่เวนตริเคิล ในช่วง ๒ ปี หลังการผ่าตัดได้มีการผ่าตัดฝังเครื่องแบบนี้อีกประมาณ ๒๑ ราย ในปี ค.ศ.๑๙๖๕ ได้มีรายงานการผ่าตัดเครื่องของบริษัท Cordis ในผู้ป่วยจำนวน ๓๖ ราย ผู้ป่วยเสียชีวิต ๔ ราย หลังจาก ปีค.ศ.๑๙๖๕ เครื่องได้พัฒนาในด้านเทคโนโลยี เพื่อพยายามทำให้เครื่องมีขนาดเล็กที่สุดจนกระทั่งถึงในปัจจุบัน เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้มีบล็อกไดอะแกรมการทำงาน ดังแสดงในรูป ๓.๓ (๒๑) จากรูปพบว่าเครื่องแบบนี้จะต้องใช้



รูป ๓.๓ แสดงบล็อกไดอะแกรมการทำงานของ P-wave Triggered Demand Pacemaker

สายต่อสองเส้น โดยสายต่อเส้นหนึ่งทำหน้าที่รับสัญญาณ P-wave จากเอเทรียมส่งผ่านวงจรขยายสัญญาณ P-wave ผ่านวงจรหน่วงเวลา เท่ากับ ช่วงเวลาของคลื่น P-R สัญญาณ P-wave จะถูกส่งเข้าวงจรสร้างช่วงเวลา Refractory period แล้วขยายสัญญาณไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่เวนตริเคิล โดยผ่านสายต่ออีกเส้นหนึ่ง ในกรณีที่ไม่มีสัญญาณ P-wave เครื่องแบบนี้จะทำหน้าที่เหมือนเครื่องแบบ VVI ตามสัญญลักษณ์มาตรฐาน I.C.H.D. กำหนดให้เครื่องแบบนี้เป็น "VDT" เครื่องแบบนี้ยังแยกออกได้เป็นอีกแบบหนึ่งคือ "VDI" ซึ่งเมื่อเครื่องรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้แทนที่จะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ เหมือนเครื่อง VDT เครื่อง VDIจะหยุดการทำงานตัวมันเอง (Inhibited) เมื่อรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้ จุดรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจของเครื่อง VDI อยู่ที่เวนตริเคิลและเอเทรียม การใช้เครื่องทั้ง ๒ แบบนี้ในการควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ เอเทรียมและเวนตริเคิลจะมีการบีบตัวที่สัมพันธ์กันเหมือนในสภาพหัวใจปกติ

๓.๒.๒.๓ Atrial Inhibited Demand Pacemaker (AAI) (๑)(๑๘)

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบนี้ มีลักษณะการทำงานเหมือนเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบVVI ทุกประการ ต่างกันตรงที่จุดควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจและจุดรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจอยู่ที่เอเทรียม ในลักษณะนี้ถ้าS.A.node ไม่สามารถกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจส่งมาตามระบบสื่อนำ เครื่องAAI จะปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเข้าไปที่เอเทรียมแทน แต่ถ้าS.A.node กำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจได้เอง เครื่องAAI จะหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เครื่องAAI จะใช้ในกรณี S.A.node ทำงานผิดปกติ แต่ส่วนระบบสื่อนำอื่น ๆ สามารถทำงานได้ จากการทำงานของเครื่อง AAI พบว่าไม่ได้มีการเกี่ยวข้องกับเวนตริเคิล ดังนั้นถ้าเอเทรียมทำงานได้ดี การบีบตัวของเวนตริเคิลจะมีความสัมพันธ์กันเหมือนกับหัวใจทำงานได้เองทั้งเอเทรียมและเวนตริเคิล แต่เครื่องแบบนี้จะไม่สามารถใช้ในผู้ป่วยที่มี AV-block

๓.๒.๒.๔ A-V Sequential Demand Pacemaker (DVI) (๑๘)

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

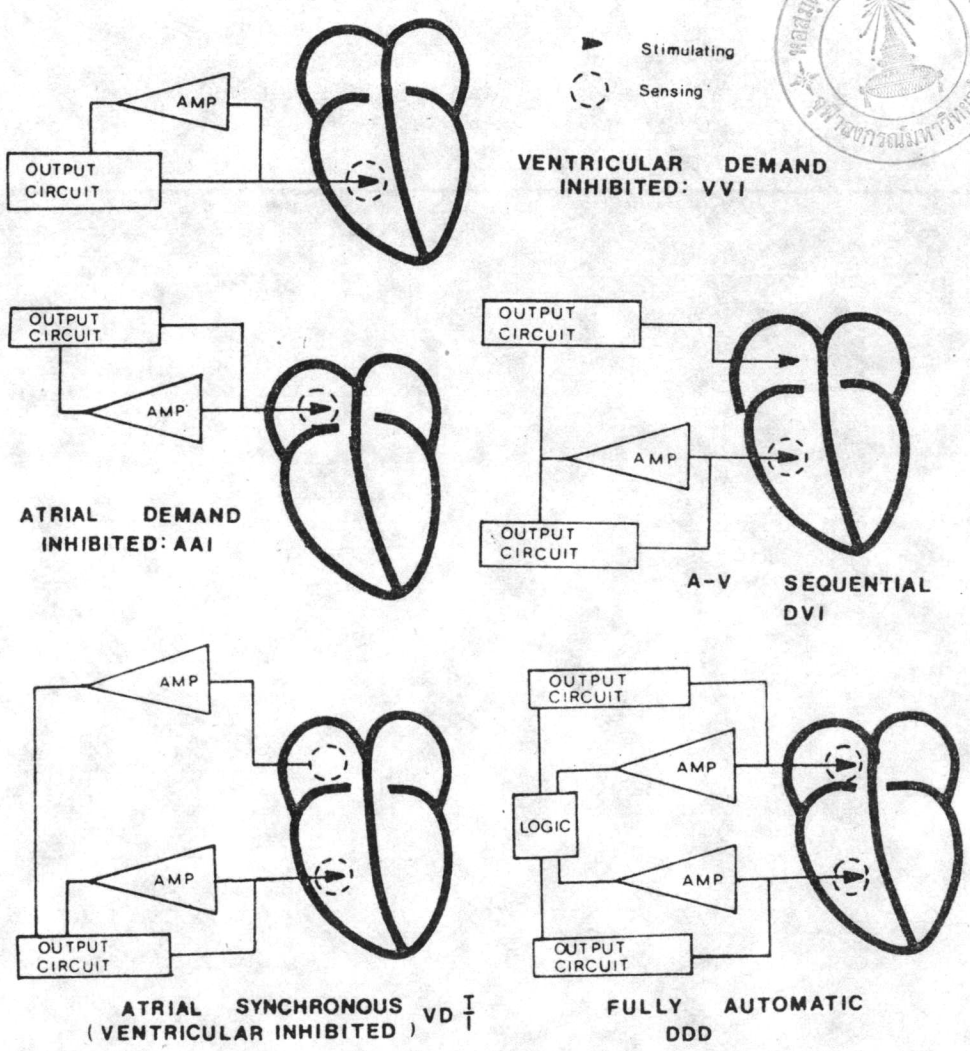
หัวใจจะอยู่ที่เวนตริเคิลแห่งเดียว ถ้าหัวใจทำงานได้มีคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเอเทรียมลงมาที่เวนตริเคิล เครื่อง DVIจะรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจบังคับให้เครื่องหยุดปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบไปที่เอเทรียมและเวนตริเคิล และเครื่องจะไปกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบลูกต่อไป ถ้าคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ทำให้เวนตริเคิลบีบตัวมาช้ากว่าเวลาที่ตั้งไว้ในเครื่อง เครื่อง DVIจะทำหน้าที่ปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบออกไปที่เอเทรียมและเวนตริเคิล โดยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจะไปถึงเอเทรียมก่อนแล้วจึงค่อยถึงเวนตริเคิล ทำให้เอเทรียมและเวนตริเคิลมีการบีบตัวที่สัมพันธ์กัน แต่ข้อเสียของเครื่องDVI อยู่ที่การติดอีเล็คโตรดในเอเทรียมและเวนตริเคิลมีความยุ่งยากเพราะต้องใช้สายต่อถึงสองเส้น และสายต่อไม่ค่อยยึดอยู่กับที่ ตามรายงาน(๑) ในประเทศไทยยังไม่มีการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบDVI

๓.๒.๒.๕ Fully Automatic Demand Pacemaker (DDD)(๑๘)

เป็นเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่กำลังพัฒนาขึ้นมาใช้ในขณะนี้ (๑๙๘๒) เครื่องแบบนี้เป็นการรวมเอาเครื่องแบบต่าง ๆ ที่กล่าวในหัวข้อ ๓.๒.๒.๑ ถึง ๓.๒.๒.๔ ไว้ในเครื่องเดียวกัน อาจเรียกเครื่องแบบนี้ว่าเป็น Programmable Demand Pacemaker ทั้งนี้เพราะสามารถมีโปรแกรมให้ทำงานเป็นเครื่องแบบต่างๆได้ตามต้องการ โดยควบคุมจากภายนอกร่างกายผู้ป่วย การทำงานของเครื่องDDD แบบนี้จำเป็นต้องใช้สายต่อสองเส้น ซึ่งใช้ในการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจและส่งคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบให้หัวใจ เส้นหนึ่งของสายต่อจะอยู่ที่เอเทรียมส่วนอีกเส้นหนึ่งอยู่ที่เวนตริเคิล เครื่องจะทำงานตามที่ได้รับคำสั่งให้ทำงาน เช่น. ทำเป็นแบบVVI หรือแบบAAI เป็นต้น ดังนั้นกล่าวได้ว่าเป็นเครื่องที่สมบูรณ์ที่สุดในขณะนี้ สามารถใช้กับผู้ป่วยที่มีอาการผิดปกติตั้งแต่จุดกำเนิดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจนถึงระบบสื่อนำ

อนึ่ง ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบ Programmable Demand Pacemaker บางแบบ อาจไม่รวมเอาเครื่องแบบต่าง ๆ ไว้ทั้งหมด เป็นเพียงเอาเครื่องบางแบบรวมไว้เท่านั้น เช่น เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการของบริษัท Intermedics INC.โมเดล ๒๕๓-๐๑ C-MOS Multi-programmable ได้สร้างเครื่องโดยรวมเอาเครื่องแบบ VVI,VOO,VVT เข้าด้วยกัน นอกจากนั้นยังได้สร้างให้เครื่องรุ่นนี้สามารถควบคุมอัตราเต้น ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท ความไวในการรับคลื่นไฟฟ้าหัวใจจากเครื่องควบคุมภายนอกได้อีก ขีดความสามารถของเครื่องในปัจจุบันจึงสูง ในรูป ๓.๔

เป็นรูปแสดงสรุปการทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบต่าง ๆ ซึ่งได้กล่าวมาแล้ว



รูป ๓.๔ แสดงระบบการทำงานของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบต่าง ๆ (VVI, AAI, VDT/I, DVI และ DDD)

๓.๓ ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่

ในหัวข้อนี้เป็นการกล่าวถึงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ เพื่อเป็นแนวทางในการออกแบบและสร้างเครื่องต้นแบบในบทต่อไป เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่มีการทำงานไม่ยุ่งยากซับซ้อน ทั้งนี้เพราะภายในเครื่องประกอบด้วยวงจรไฟฟ้าที่ทำหน้าที่กำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบเท่านั้น ได้ทำการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบให้อัตราเต้นคงที่ ๒ บริษัทเพื่อเป็นมาตรฐานในการออกแบบ ดังแสดงในตารางที่ ๓.๕

การเลือกวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่นั้นเนื่องจากเครื่องแบบนี้มีแบบเดียวคือ แบบ VOO ดังนั้นการวิจัยจึงเป็นการออกแบบสร้างเครื่องต้นแบบให้มีลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าใกล้เคียงลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบ VOOทั่วไป ซึ่งได้แสดงเป็นตัวอย่างในตารางที่ ๓.๕

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 (μJ)	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 $\pm$ 6 BPM	อัตราเต้นลด 8-12 BPM	อัตราเต้นลด 8-12 BPM	อัตราเต้นลด 8-12 BPM

ตารางที่ ๓.๕ แสดงการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่ (๙) (๒๒)

๓.๔ ลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ

ในการออกแบบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ จำเป็นต้องศึกษารายละเอียดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเพื่อใช้เป็นแนวทางในการวิจัยออกแบบ ทั้งนี้เพราะเครื่องเหล่านี้ไม่ได้เป็นของใหม่ได้มีการผลิตออกมาจำหน่ายแพร่หลาย ดังนั้นจึงควรทราบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบนี้ ดังที่ได้เปรียบเทียบเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ ของบริษัทต่าง ๆ ในตารางที่ ๓.๖

การเลือกวิจัยเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ ซึ่งมีอยู่หลายแบบด้วยกันดังที่กล่าวมาในหัวข้อ ๓.๒.๒ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เลือกเครื่องแบบ VVI เป็นเครื่องที่ใช้ในการวิจัยด้วยเหตุผลดังนี้

๑) เป็นเครื่องแบบที่ใช้กันแพร่หลายในประเทศไทย (๑)

๒) เครื่องทำงานที่เวนตริเคิลแห่งเดียว ปัญหาการผ่าตัดฝังอีเล็คโตรดน้อยกว่าการผ่าตัดฝังอีเล็คโตรดที่เอเทรียม

๓) มีขอบเขตการใช้งานกว้างกว่าเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการแบบอื่น ๆ

ดังนั้นจากเหตุผลและลักษณะคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องแบบ VVI การออกแบบและสร้างหรือข้อกำหนดลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องแบบVVI ได้ยึดถือลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจรเครื่องVVI ในตารางที่ ๓.๖ เป็นมาตรฐานในการวิจัย

๓.๕ องค์ประกอบของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน

เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในแบบให้อัตราเต้นคงที่และแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ มีองค์ประกอบที่สำคัญอยู่ ๔ ส่วน คือ

(๑) วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ (Pulse generator)

(๒) สายต่อ (Leads)

(๓) อีเล็คโตรด (Electrodes)

(๔) แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า (Power source)

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

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 (μJ)	54.08	54.08	61.6	54.08	46.08	50	> 50	46.08	54.08
current pacing (μA)	55.7	Vari	-	20	-	-	25	-	26
current inhibited (μA)	14.8	Vari	-	-	-	-	7	-	8

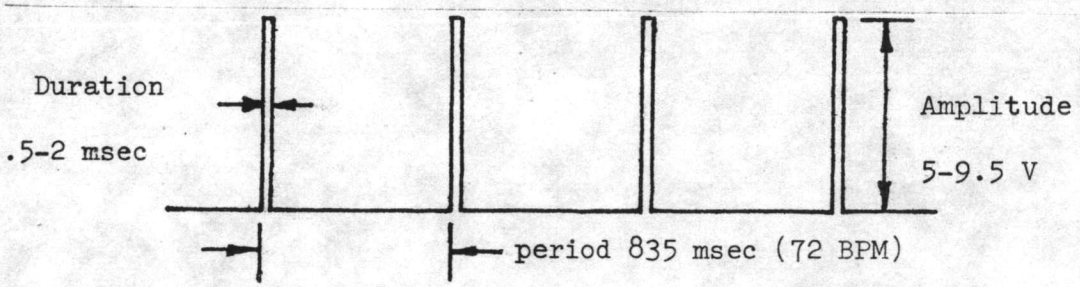
ตารางที่ ๓.๖ แสดงการเปรียบเทียบแบบลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการรุ่นต่างๆ

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.

๓.๕.๑ <u>วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ</u>

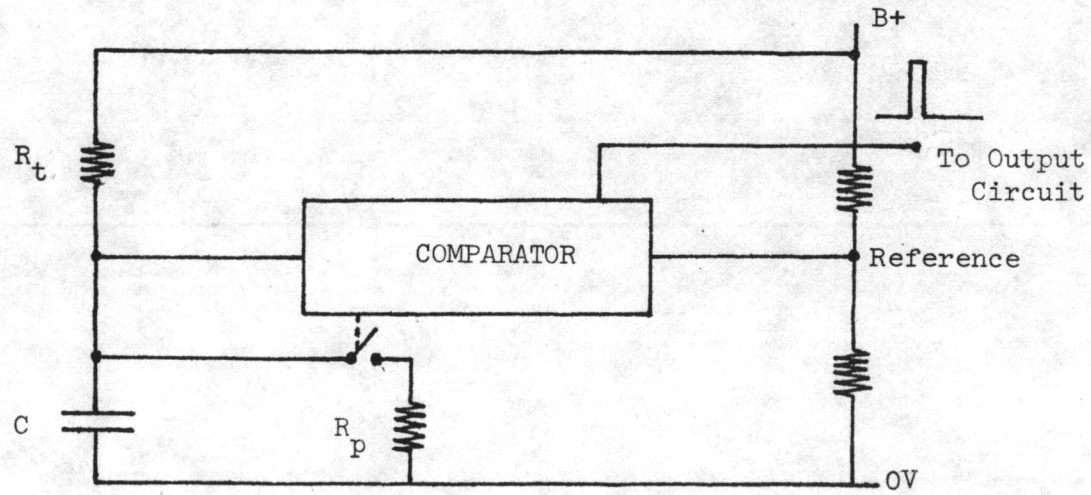
วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ เป็นวงจรที่ผลิตคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบมีลักษณะ เป็นคลื่นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า ดังรูป ๓.๗ จากการศึกษาลักษณะและคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวงจร พบว่า



รูป ๓.๗ คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบที่ปล่อยออกมาจากวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

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

ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจแบบให้อัตราเต้นคงที่และแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ วงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบส่วนใหญ่ใช้[๓] หลักการเก็บประจุและคายประจุของตัวเก็บประจุในการกำหนดเวลาในการปล่อยคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ ดังแสดงวงจรพื้นฐานในรูปที่ ๓.๘ โดยตัวเก็บประจุจะเก็บประจุผ่าน R_t ให้แรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุ (C) มีค่าเท่ากับ B^+ เมื่อแรง



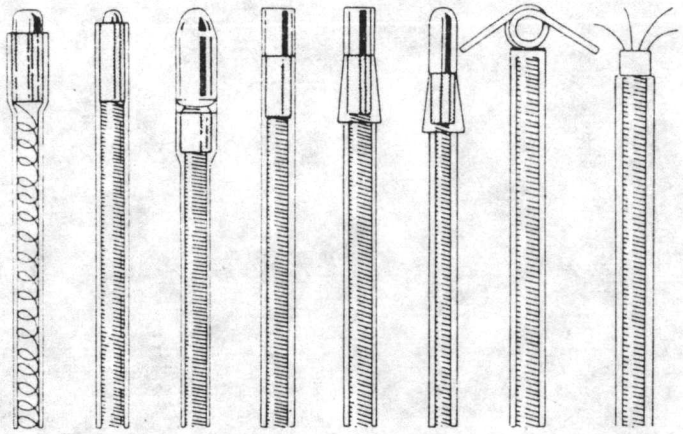
รูป ๓.๘ วงจรพื้นฐานของวงจรกำเนิดคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบ

ดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุเพิ่มขึ้นมาเท่ากับแรงดันไฟฟ้าอ้างอิง (Reference Voltage) วงจรจะทำให้เอาท์พุทเปลี่ยนสภาวะเป็นศูนย์โวลต์ ตัวเก็บประจุ (C) จะคายประจุผ่าน R_p ลงเป็นศูนย์โวลต์ด้วย เมื่อแรงดันไฟฟ้าที่ตัวเก็บประจุลดมาเท่ากับแรงดันไฟฟ้าอ้างอิง เอาท์พุทจะเปลี่ยนสภาวะเป็น B^+ ตัวเก็บประจุจะเก็บประจุอีกครั้ง ซึ่งการทำงานของวงจรทำงานแบบนี้ตลอดไป

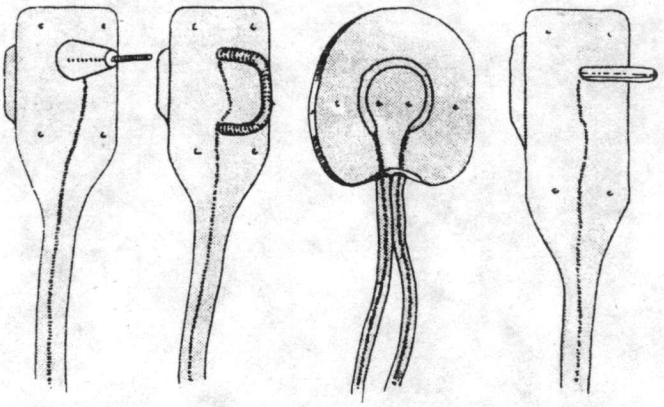
๓.๕.๒ สายต่อ

สายต่อทำหน้าที่เป็นทางเดินของคลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจไปยังหัวใจ คุณสมบัติของสายต่อ[๕] ต้องเป็นสารที่ไม่เป็นพิษต่อร่างกายทนต่อการบิดงอ มีความต้านทานสายต่อต่ำและเป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดี โลหะที่ใช้ทำสายต่อได้แก่[๕] พลาตินัมผสมกับอิเรเดียม ๑๐ % (Medtronics) สารผสมนิเกิลโคบอลต์หรืออิกิลอยด์ (Cordis corporation) โลหะผสมระหว่างเงินกับเหล็กไร้สนิม (General Electric) โลหะผสมระหว่างทองกับเหล็กไร้สนิม (Electrodyne) สายต่อจะทำเป็นเกลียวเพื่อทำให้ทนต่อการบิดตัว และป้องกันมิให้ส่วนหนึ่งรับแรงมากเกินไป

ในปัจจุบันสายต่อมีสองชนิดด้วยกันคือ สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม (Endocardial Leads) เป็นสายต่อที่จะต้องทำการผ่าตัดสอดสายเข้าทางหลอดเลือดดำเข้าสู่หัวใจ โดยมีปลายอีเล็คโตรดไปติดที่เยื่อบุภายในหัวใจ สายต่ออีกชนิดหนึ่งเป็นสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม (Myocardial Leads) เป็นสายต่อที่ปลายสายต่อติดอยู่ที่ผนังด้านนอกหัวใจ การใช้สายต่อชนิดนี้ไม่ต้องผ่าตัดสอดสายเข้าทางหลอดเลือดดำ แต่ใช้วิธีการผ่าตัดเปิดทรวงอกนำอีเล็คโตรดติดเข้าผนังหัวใจด้านนอกสายต่อทั้งสองชนิดนี้จะต้องหุ้มยาง Medical grade silicone-rubber[๒๑] เคลือบกับโลหะที่ใช้เป็นสื่อทางเดินไฟฟ้า สายต่อชนิดที่ต้องสอดเข้าทางหลอดเลือดดำมีวิธีการใส่ได้ง่ายกว่าสายต่อที่ติดที่ผนังด้านนอกหัวใจ[๕] สามารถใส่กับผู้ป่วยที่มีความต้านทานร่างกายต่ำอายุมาก ๆ ที่ไม่สามารถทนต่อยาสลบ แต่สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียมมีข้อเสียคือ ปลายสายอาจเคลื่อนที่หรือหลุดจากตำแหน่งที่ต้องการทำให้คลื่นไฟฟ้าช่วงแคบจากเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจไม่สามารถไปควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจได้ สายต่อทั้งสองชนิดได้มีการพัฒนาให้มีรูปร่างต่าง ๆ เพื่อทำให้สามารถยึดเกาะกับหัวใจได้แน่น ดังได้แสดงในรูป ๓.๙ (ก),(ข) จะเห็นได้ว่าสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม (รูป ๓.๙ ก)

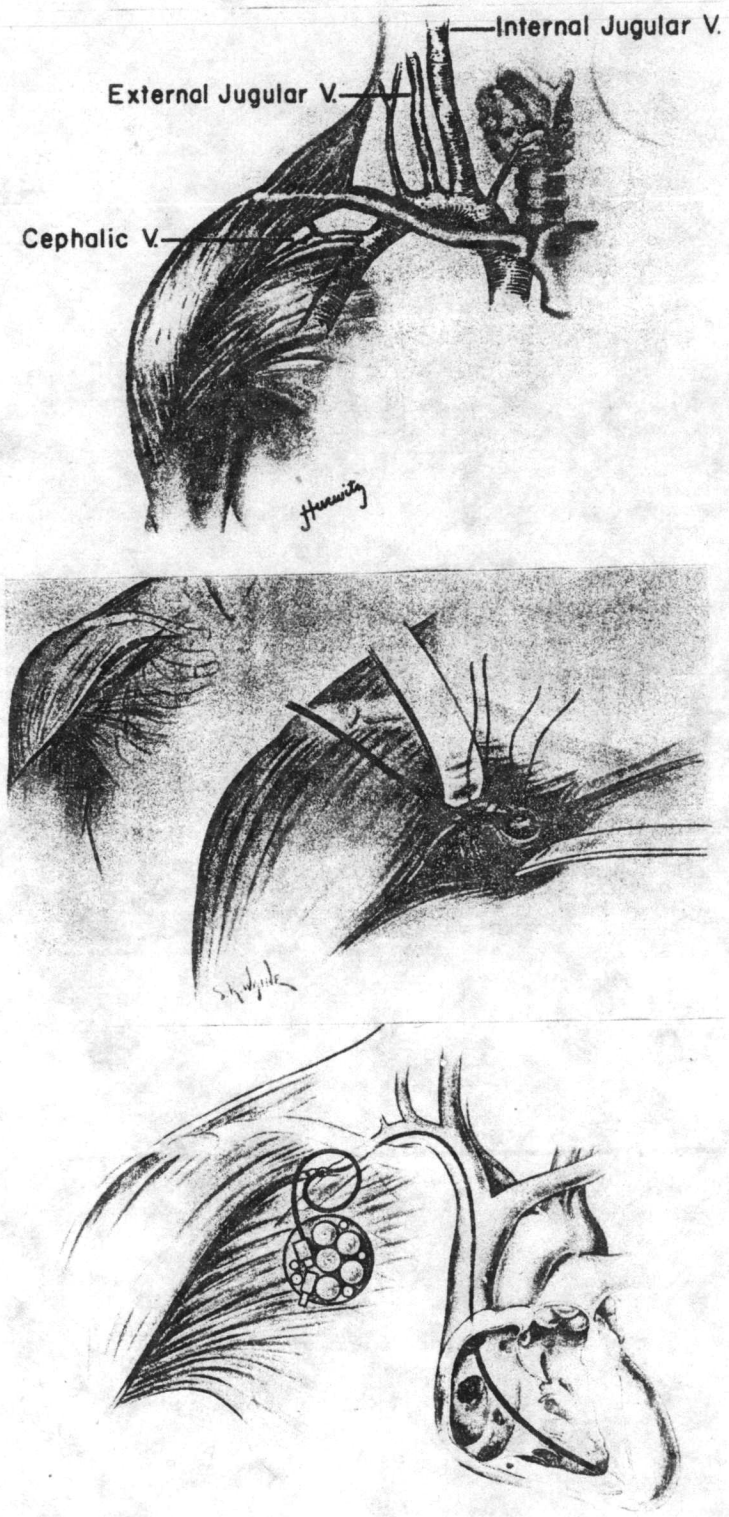


(ก)



(ข)

รูป ๓.๙ ปลายสายต่อที่พัฒนาให้ยึดกับหัวใจได้แน่นแบบต่าง ๆ

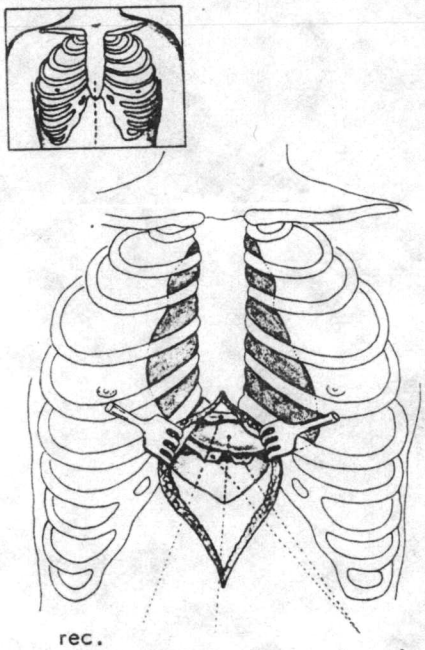


รูป ๓.๑๐ แสดงการผ่าตัดสอดสายต่อ เข้าไปยัง เอนโดคา เดียม

ที่ปลายสายต่อจะทำเป็นเกลียวหรือหนามเพื่อให้ยึดติดกับเอนโดคาเดียมไม่หลุดหรือเคลื่อนที่จากตำแหน่งเดิม ส่วนสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม (รูป ๓.๙ ข) ไปติดที่ผนังด้านนอกของหัวใจจะไม่เกิดปัญหาการเคลื่อนที่ของปลายสายต่อ เพราะทำการผ่าตัดเย็บติดเข้าที่ผนังด้านนอกโดยให้สัมผัสกล้ามเนื้อหัวใจโดยตรง แต่การผ่าตัดกระทำได้ลำบากต้องวางยาสลบกับผู้ป่วย เหมาะสำหรับผู้ป่วยที่มีความต้านทานร่างกายสูง ในเด็กจะใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมทั้งนี้เพราะร่างกายของเด็กเติบโตขึ้นแต่ถ้าใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียมซึ่งความยาวของสายเท่าเดิม จะทำให้เกิดปัญหาการเคลื่อนที่ของสายต่อเมื่อเด็กเติบโตขึ้น การใส่สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียมจะต้องผ่าตัดสอดสายต่อเข้าทางหลอดเลือดดำ ส่วนใหญ่จะใช้ผ่าตัดที่หลอดเลือดดำ Cephalic ข้างขวา ดังในรูป ๓.๑๐ นอกจากนี้ถ้าหลอดเลือดดำ Cephalic เล็กเกินไป(๕) สามารถใช้หลอดเลือดดำเส้นอื่นได้เช่น External jugular vein,internal jugular vein หรืออาจใช้ Subclavian vein แทนก็ได้ การผ่าตัดสอดสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมเพื่อให้สายต่อเข้าไปติดที่กล้ามเนื้อหัวใจกระทำได้โดยการเปิดทรวงอกด้านซ้ายเข้าที่ซี่โครงช่องที่ห้า ผ่าตัดเปิดเพอริคาเดียมยาวประมาณ ๑ นิ้ว ใช้สายต่อเย็บติดอยู่ที่กล้ามเนื้อเวนตริเคิลขวาโดยเลือกบริเวณที่ไม่มีเส้นเลือด ในรูป ๓.๑๑,๓.๑๒, ๓.๑๓ เป็นรูปแสดงขั้นตอนการผ่าตัดสอดสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม

๓.๕.๓ <u>อีเล็คโตรด</u> (๕)(๒๑)

เป็นขั้วไฟฟ้าอยู่ที่ปลายของสายต่อทำด้วยโลหะพลาตินั่ม ในกรณีใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม อีเล็คโตรดที่อยู่ปลายของสายต่อจะมีสองขั้ว (Bipolar electrodes) ขั้วอีเล็คโตรดจะติดอยู่ที่เยื่อบุภายในเวนตริเคิลขวา บริเวณปลายอีเล็คโตรดจะทำเป็นเกลียวหรือหนามเพื่อให้ขั้วอีเล็คโตรดยึดติดกับเยื่อบุภายในหัวใจให้แน่นไม่เคลื่อนที่จากตำแหน่งที่กำหนด ในกรณีใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม อีเล็คโตรดจะมีขั้วเดียว (Unipolar electrodes) ส่วนอีกขั้วหนึ่งของอีเล็คโตรดจะอยู่ที่ตัวเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจที่ปลายอีเล็คโตรดชนิดนี้ก็จะทำเป็นเกลียว หรือสกรูเพื่อใช้ยึดเข้ากับกล้ามเนื้อหัวใจให้แน่น อีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียมจะป้องกันการรบกวนของสัญญาณภายนอกได้ดีกว่าอีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม แต่อีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียมไม่ไวต่อการรับสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจกลับเข้ามาที่เครื่องเมื่อเครื่องทำงานเป็นแบบให้อัตราเต้นเมื่อต้องการ Furman (๕)

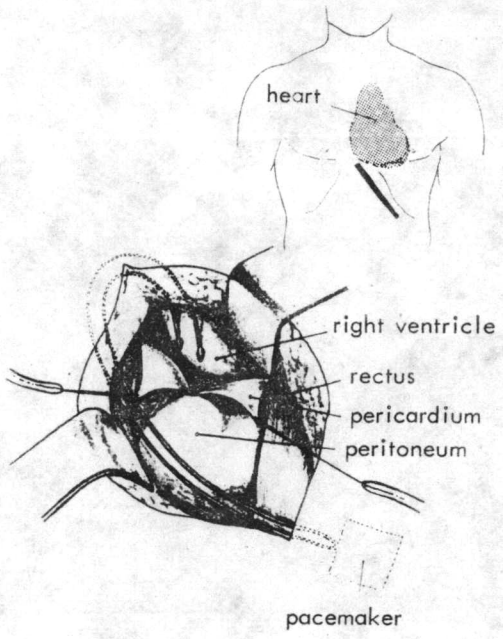


หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

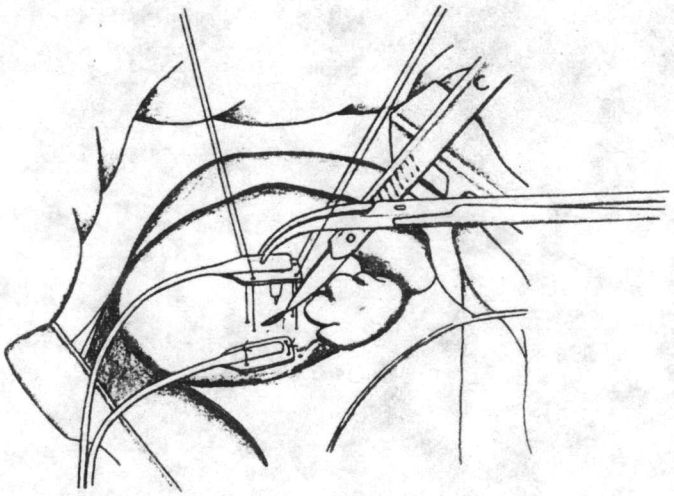
รูป ๓.๑๑ แสดงการผ่าตัดเปิดทรวงอกผู้ป่วยก่อนฝังอีเล็คโตรดที่กล้ามเนื้อหัวใจ

(ค.ศ.๑๙๕๘) ทดลองพบว่า ขั้วอีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมมีความไวต่อการรับสัญญาณมากกว่าขั้วอีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม ประมาณ ๑๐ เท่า ด้วยเหตุผลเพราะพื้นที่หน้าตัดของอีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมมีมากกว่าอีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม แต่อีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียมจะถูกรบกวนจากสัญญาณภายนอกได้ง่ายกว่าอีเล็คโตรดชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม เป็นที่สังเกตว่าอีเล็คโตรดแบบขั้วเดียวจะใช้ร่วมกับสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม ส่วนอีเล็คโตรดแบบสองขั้วจะใช้ร่วมกับสายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม จากสถิติในประเทศไทยพบว่าการใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ ในผู้ป่วยจำนวน ๒๒๒ ราย ใช้สายต่อชนิดใส่เข้าไปยังเอนโดคาเดียม ๑๔๔ ราย และเป็นชนิดใส่เข้าไปยังมัยโอคาเดียม ๗๘ ราย

ในด้านปฏิกริยาของเนื้อเยื่อต่อสารแปลกปลอมที่เข้าไปในร่างกาย ได้มีการวิจัยในสัตว์ทดลอง และคน Furman[๔] (ค.ศ.๑๙๕๙) ได้ทำการศึกษาหาปฏิกริยาของเนื้อเยื่อคนที่มีต่อเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ พบว่าเครื่องที่ใช้ อีป๊อกซี่ เรซิน เป็นตัวเครื่องซึ่ง

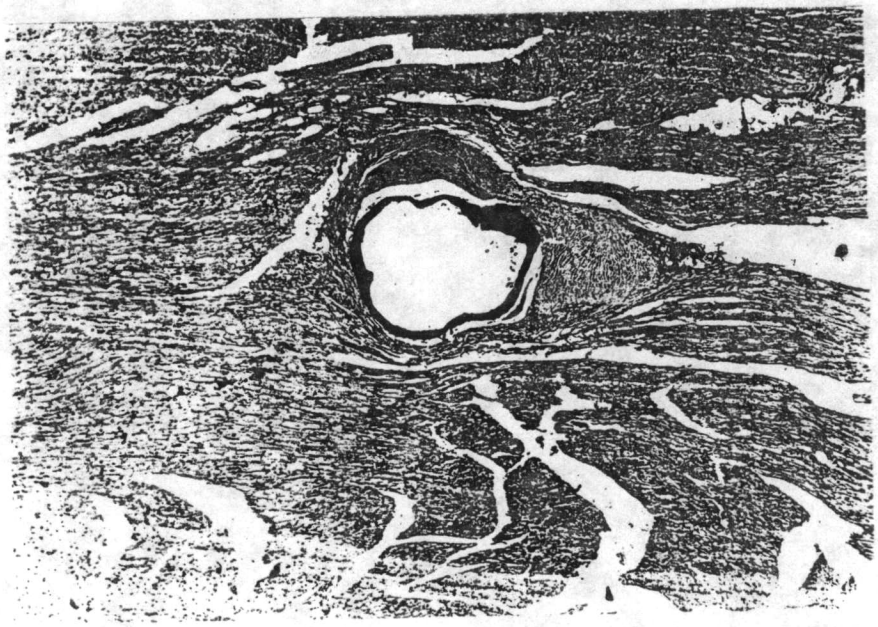


รูป ๓.๑๒ ตำแหน่งที่อีเล็คโตรดฝังที่กล้ามเนื้อหัวใจเวนตริเคิลขวา

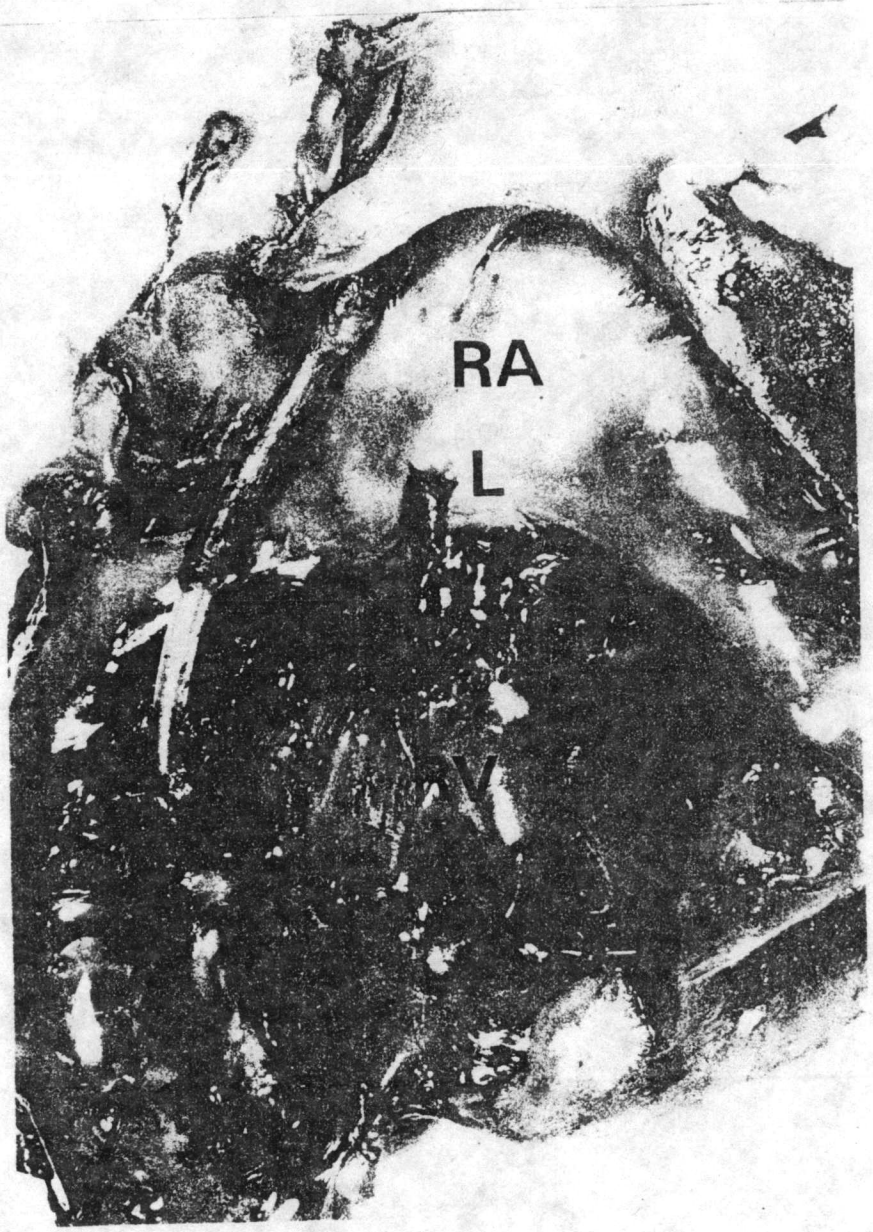


รูป ๓.๑๓ แสดงการยึดอีเล็คโตรดให้ติดกับกล้ามเนื้อหัวใจด้านนอก

เคลือบผิวด้วย silicone rubberมีผลต่อเนื้อเยื่อเกิด fibrous tissue ขึ้นรอบตัวเครื่องเป็นชั้นบาง ๆ ของ mesothelial-like cell ในระหว่างชั้นของ fibrous tissue กับ mesothelial-like cell ถูกกั้นด้วย lymphocytes,plasma cells,และ histiocytes และเกิด foreign body gaint cells ในด้านสัตว์ทดลองได้มีการทดลองใส่สายต่อและอีเล็คโตรดเข้าไปในหัวใจของสุนัขทดลองเพื่อควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจ โดย PH.J. Hoedemacker (๔) ได้ทดลองในสุนัขทดลองจำนวน ๑๖ ตัว พบว่าเนื้อเยื่อบริเวณที่สายต่อและอีเล็คโตรดเข้าไปอยู่เกิดมี fibrous tissue ขึ้นรอบอีเล็คโตรด ดังแสดงในรูป ๓.๑๔ นอกจากนี้ได้มีการวิจัยสายต่อและอีเล็คโตรดที่มีผลต่อเนื้อเยื่อในหัวใจ โดยในปี ค.ศ.๑๙๖๖ Lagergren et al ได้ทดลองฝังสายต่อและอีเล็คโตรดในหัวใจสุนัขทดลองเป็นเวลา ๑๒ วัน และได้นำสายต่อและอีเล็คโตรดไปฝังในหัวใจของคน ดังในรูป ๓.๑๕ และ ๓.๑๖ ตามลำดับ การทดลองในสุนัขทดลองพบว่าเกิด fibrous tissueขึ้นที่สายต่อ และที่ปลายของสายต่อซึ่งมีอีเล็คโตรดก็เกิดชั้นของ fibrous tissueบาง ๆ ขึ้นรอบขั้วอีเล็คโตรด ส่วนผลการทดลองในหัวใจคนนอกจากจะเกิดfibrous tissue บาง ๆ รอบสายต่อและอีเล็คโตรดหนาประมาณ .๕ ถึง ๔ มิลลิเมตร ยังสามารถเห็น Lymphocytes และ Monocytes

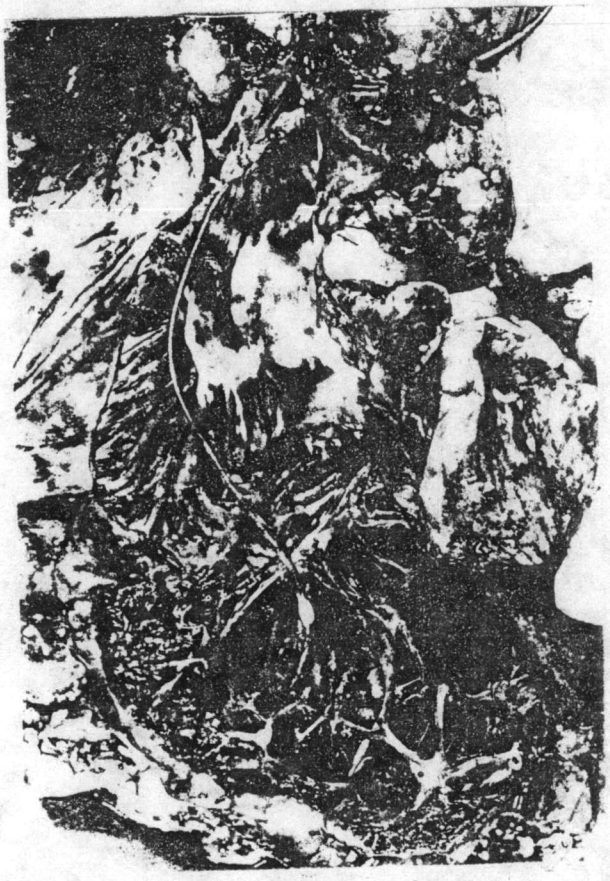


รูป ๓.๑๔ ปฏิกริยาของเนื้อเยื่อในสุนัขทดลองเมื่อมีสารแปลกปลอมเข้าไปอยู่ ๖ เดือน



รูป ๓.๑๔ ปฏิกริยาของเนื้อเยื่อของหัวใจในสุนัขทดลอง หลังจากได้ผ่าตัดฝังสายต่อและอีเล็คโตรดเข้าไปนาน ๑๒ วัน

RA = เอเทรียมขวา, RV = เวนตริเคิลขวา, L = หัวใจห้องซ้าย

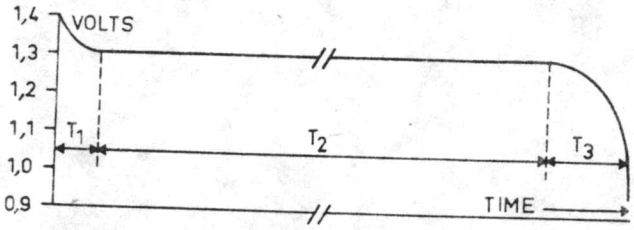


หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

รูป ๓.๑๖ ปฏิกริยาของเนื้อเยื้อหัวใจคนต่อสายต่อและอีเล็คโตรดที่ฝังอยู่

๓.๕.๔ <u>แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้า</u>

แหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในเป็นแบตเตอรี่ได้แก่ เซลเมอคิวรี่ เซลลิเธียม และเซลนิวเคลียร์ เซลนิวเคลียร์ใช้โปโตเนียม ๒๓๘ และโปรมีเธียม ๑๔๗ (๑๙) ซึ่งมีอายุการใช้งานประมาณ ๒๐ ปี เซลเมอคิวรี่เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าที่ใช้ในสมัยเก่า (๔) (ค.ศ.๑๙๖๐)มีอายุการใช้งาน ๒-๕ปี มีแรงดันไฟฟ้าก้อนละ ๑.๓๕-๑.๔ โวลต์ รูปร่างทรงกระบอกปริมาตรโดยเฉลี่ย ๓ ลูกบาศก์เซนติเมตร น้ำหนักประมาณ ๑๒-๑๔ กรัม อายุการใช้งานของเซลชนิดนี้แสดงในรูป ๓.๑๗ พบว่าแรงดันไฟฟ้าลดลง ๑๐ % จาก ๑.๔ โวลต์ เป็น ๑.๓ โวลต์(T_1) และแรงดันไฟฟ้าจะคงที่ตลอดในช่วงเวลา T_2 จนถึงช่วงเวลาสุดท้าย(T_3) แรงดันไฟฟ้าจะตกเป็นศูนย์เมื่อเซลถูกใช้งานความจุไฟฟ้าของเซลลดลง ๗ % ต่อปี (๔) ที่อุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียส



รูป ๓.๑๗ อายุการใช้งานของเซลเมอคิวรี่

ในการคำนวณพบว่าผู้ป่วยที่มีอัตราเต้น ๗๒ ครั้งต่อนาที ช่วงกว้างของคลื่นไฟฟ้าเอาท์พุท ๑ มิลลิวินาที กระแสไฟฟ้าที่จ่ายโหลด ๑๐ มิลลิแอมป์ต่อ ๑ พัลซ์ ต้องใช้กระแสเฉลี่ยใน ๑ พัลซ์ เท่ากับ ๑๒ ไมโครแอมป์ ถ้าเลือกใช้เซลที่มีความจุไฟฟ้า ๑ แอมแปร์ - ชั่วโมง สามารถใช้เครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจได้นาน ๙.๖ปี แต่เมื่อคิดความจุไฟฟ้าลดลง ๗ % ต่อปี ที่ อุณหภูมิ ๓๗ องศาเซลเซียส คำนวณหาอายุการใช้งานของเครื่องได้ตามสมการ ๓.๑

โดยกำหนดให้ x เป็นจำนวนเดือนการใช้งานของเครื่อง

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

$$x = 69 \text{ เดือน}$$

ดังนั้นอายุการใช้งานของเซลเมอคิวรี่ = 5.7 ปี

การคำนวณดังกล่าวข้างต้นจะเป็นแนวทางในการออกแบบวงจรเครื่องต้นแบบและการเลือกใช้แบตเตอรี่ที่มีความจุไฟฟ้าพอที่จะนำไปใช้งานได้นานตามที่ต้องการ แต่ในปัจจุบันแบตเตอรี่ที่ใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในเป็นเซลลิเธียม ซึ่งมีอายุการใช้งาน ๕-๑๐ ปี (๑๒) โดยได้มีการพัฒนาวิจัยและผลิตเซลลิเธียม ในปีค.ศ.๑๙๖๗ โดยบริษัท Catalyst Research Corporation โมเดลอนุกรม ๗๐๒ และในปี ค.ศ.๑๙๗๕ ได้ผลิตโมเดลอนุกรม ๘๐๐ และ ๙๐๐ ตามลำดับ เซลลิเธียมแต่ละเซลก่อนนำมาใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในได้ผ่านการตรวจสอบควบคุมคุณภาพตามขั้นตอนต่าง ๆ จึง

ทำให้แน่ใจได้ว่าสามารถใช้งานได้ตามที่กำหนด

จากการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติเฉพาะของเซลเมอคิวรี่ของบริษัท Mallory Battery และเซลลิเธียมของบริษัท Catalyst research ดังในตารางที่ ๓.๑๘ พบว่าแอมแปร์ - ชั่วโมงต่อปริมาตรของเซลลิเธียมมีค่าสูงกว่าเซลเมอคิวรี่ แสดงว่าที่ความจุไฟฟ้าของเซลเท่าๆ

	เซลเมอคิวรี่โมเดล 317937	เซลลิเธียมโมเดล 804B/23
แอมแปร์-ชั่วโมงต่อปริมาตร	1/3.28 X 4 = .08	1.6/7.34 = .22
แอมแปร์-ชั่วโมงต่อน้ำหนัก	1/13.6 X 4 = .02	1.6/20.5 = .08
อายุการใช้งาน ที่ Load 100 KΩ	3 ปี	6 ปี

ตารางที่ ๓.๑๘ แสดงการเปรียบเทียบลักษณะและคุณสมบัติเฉพาะของเซลเมอคิวรี่และเซลลิเธียม

กัน ปริมาตรของเซลลิเธียมจะน้อยกว่าเซลเมอคิวรี่และเมื่อเปรียบเทียบแอมแปร์-ชั่วโมงต่อน้ำหนักของเซลทั้งสอง พบว่าที่ความจุไฟฟ้าของเซลเท่า ๆ กัน น้ำหนักของเซลลิเธียมจะน้อยกว่าเซลเมอคิวรี่ ทั้งอายุการใช้งานของเซลลิเธียมยาวนานกว่าเซลเมอคิวรี่ จากข้อเปรียบเทียบดังกล่าวข้างต้นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าของเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายในปัจจุบันจึงใช้เซลลิเธียมเป็นส่วนใหญ่ สำหรับเซลนิวเคลียร์นั้นได้มีหลายบริษัทนำไปใช้ในเครื่องควบคุมจังหวะการเต้นของหัวใจชนิดฝังภายใน แต่ไม่ค่อยได้รับความนิยมเท่าที่ควร เพราะต้นทุนการผลิตสูง เมื่อผลิตออกมาจำหน่ายจึงไม่เหมาะสมในเชิงพาณิชย์