

บทที่ 1

บทนำ

1.1 หลักการและเหตุผล

โรคมะเร็งส่งผลให้เกิดการตายของคนทั่วโลกมากกว่า 1 ล้านคนต่อปี จากสถิติของกระทรวงสาธารณสุข และสถาบันมะเร็งแห่งชาติ พบว่ามะเร็งตับ เป็นมะเร็งที่พบมากที่สุดในประเทศไทย พบมากในเพศชายเป็นอันดับ 1 ส่วนในเพศหญิงพบเป็นอันดับ 3 หรือ 4 รองจากมะเร็งเต้านมและปากมดลูก ปัจจุบันเป็นโรคที่ยังรักษาไม่หาย ส่วนใหญ่จะเสียชีวิตในเวลาอันรวดเร็ว การรักษาโรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีหลายวิธีอย่างเช่น

1. Alcohol Ablation เป็นการฉีดแอลกอฮอล์ รวมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์รวมกับเลือดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา

2. Chemo Therapy เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้นไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้

3. LiTT (Laser – induced thermo therapy) วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างยิ่งและใช้ต้นทุนในการรักษาสูง

4. Cryo Surgery เป็นการใช้ความเย็นในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดรวมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง

5. RFA (Radio Frequency Ablation) ปัจจุบันได้มีการพัฒนาโดยมีการนำคลื่นวิทยุ (Radio Frequency) ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งในการรักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยเรียกวิธีนี้ว่า HiTT – High frequency induced thermo therapy [1] ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 375 kHz – 500 kHz และให้กำลังสูงสุด 60 วัตต์ โดยการรักษากระทำผ่านทางผิวหนัง และใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนของปลายเข็ม (active zone) จะเกิดความร้อน [2] [3] โดยจะมีน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแพร่กระจายทำลายเซลล์ได้ดียิ่งขึ้นส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นอยู่กับขนาดเซลล์มะเร็ง และดุลยพินิจของแพทย์ผู้ทำการรักษา จะรักษามะเร็งได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 ซึ่งถือได้ว่าเป็นระยะที่ค่อนข้างรุนแรงแล้ว

การรักษาด้วยวิธีการดังกล่าวต้องใช้ อัลตราซาวด์สแกนเนอร์ในการดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็งตลอดเวลาในการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษาโรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็งที่มีขนาดใหญ่จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้ เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 องศาเซลเซียส จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความต้านทานสูงมาก ๆ จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อตับได้อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็งมีลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่น ในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางรายก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุไม่สามารถกำหนดรูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

6. MCT (Microwave Coagulation Therapy) การรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟเป็นการแผ่รังสีความร้อนเป็นระบบการทำลายเซลล์มะเร็งรูปแบบใหม่ การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการส่งคลื่น

ไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่แทงอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 องศาเซลเซียสขึ้นไป ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [4]

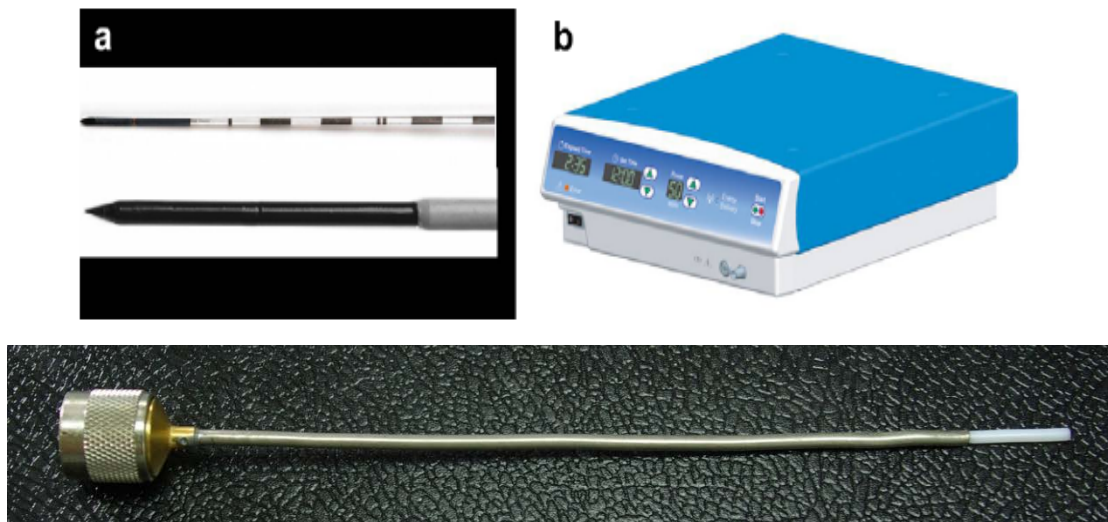
จากข้อมูลที่กำลังมาข้างต้นนั้น ทางผู้วิจัยได้มีความสนใจในการรักษาเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ซึ่งมีพื้นฐานและหลักการทางชีววิทยาที่สามารถ พิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ การรักษาเซลล์มะเร็งด้วยความร้อนเป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้นสูงขึ้นเกิน 50 องศาเซลเซียส เซลล์เนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณนั้นๆจะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิ อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็ง อยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส และรักษาของระดับอุณหภูมิไว้ให้คงที่ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyper thermal Cancer Therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960

ซึ่งทางผู้วิจัยได้มีความสนใจในการควบคุมอุณหภูมิและกำลังในระบบการรักษามากกว่า ซึ่งการออกแบบระบบการควบคุมและกำลังนั้นสามารถแสดงได้ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และในการสร้างแบบจำลองโดยใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ Comsol Multiphysic และ Matlab ช่วยในการวิเคราะห์แบบจำลอง ทำให้เราสามารถวิเคราะห์ ออกแบบและพัฒนาระบบควบคุมอุณหภูมิและกำลังของระบบทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟได้ ก่อนที่จะได้นำมาทดลองจริง เพราะการที่สามารถควบคุมอุณหภูมิและกำลังในระบบการรักษาได้นั้น ก็จะเป็นการเพิ่มความน่าเชื่อถือของระบบทำลายเซลล์มะเร็งด้วยความร้อน และสามารถใช้เป็นมาตรฐานของเครื่อง Ablation ที่มีการควบคุมแบบอัตโนมัติได้

การรักษาเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Ablation)

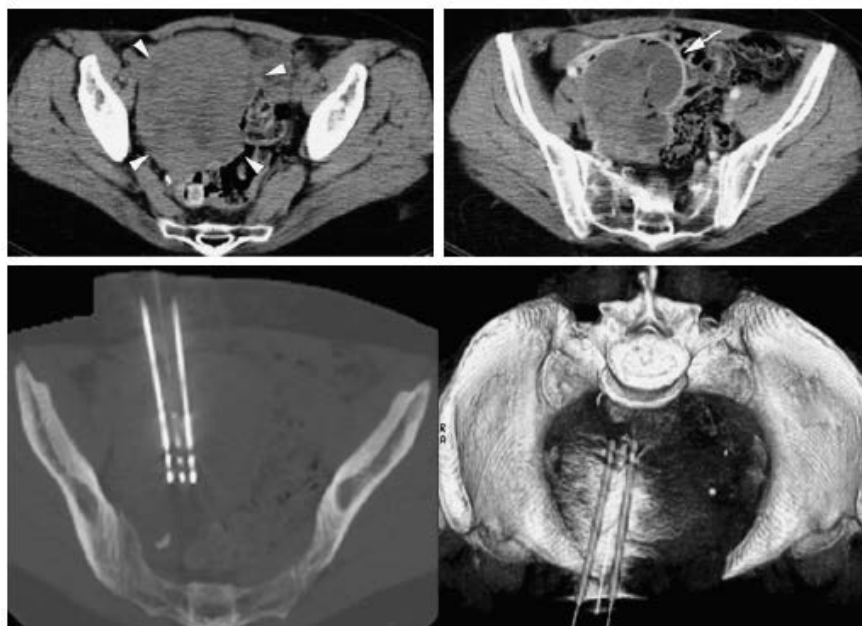
รูปแบบของการรักษาด้วยไมโครเวฟ มีวิธีการคล้ายกับในระบบ RFA เพียงแต่มีความแตกต่างกันในเรื่องของความถี่ใช้งาน และรูปแบบการใช้งาน โดยในระบบทำลายเซลล์มะเร็งด้วยไมโครเวฟ มีการใช้งานที่ ความถี่ 915 MHz และ 2.45 GHz ซึ่งเป็นความถี่ที่ถูกระบุไว้ในย่านความถี่ที่เป็น ISM Band โดยถูกกำหนดให้ใช้งานในระบบทางการแพทย์ วิทยาศาสตร์ และอุตสาหกรรม ในการใช้งานนั้นเริ่มมีความสนใจนำมาใช้เนื่องจาก ในระบบไมโครเวฟ มีการทำลายเซลล์มะเร็งที่ได้ขนาดการทำลายที่ใหญ่กว่า RFA โดยมีขนาดของการทำลายมากกว่า 3 เซนติเมตร และมีความหลากหลายโดย ได้มีการนำเสนอสายอากาศไมโครเวฟ แบบต่างๆ ที่มีรูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นที่หลากหลายกว่าระบบ RFA

ได้มีงานวิจัยที่นำเสนอการเปรียบเทียบการทำลายเซลล์มะเร็งที่เกิดขึ้นกับอวัยวะตับ พบว่า ขนาดของการทำลายในระบบไมโครเวฟ มีขนาดที่ใหญ่กว่า และ มีอุณหภูมิที่สูงกว่าในระบบ RFA

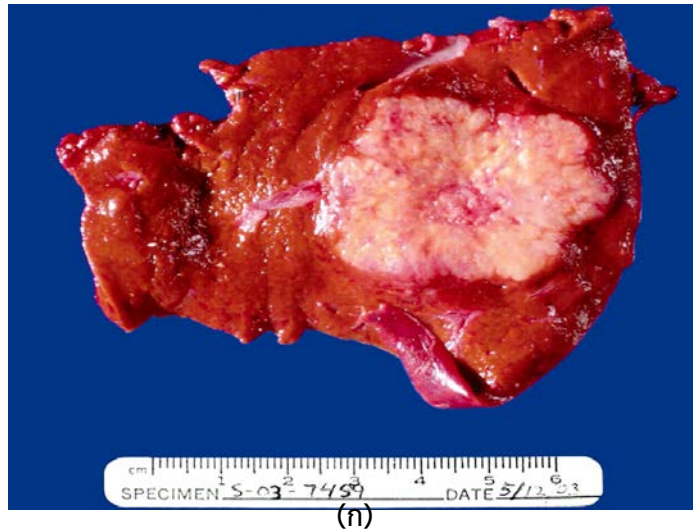


รูปที่ 1.1. สายอากาศและตัวเครื่องระบบไมโครเวฟ

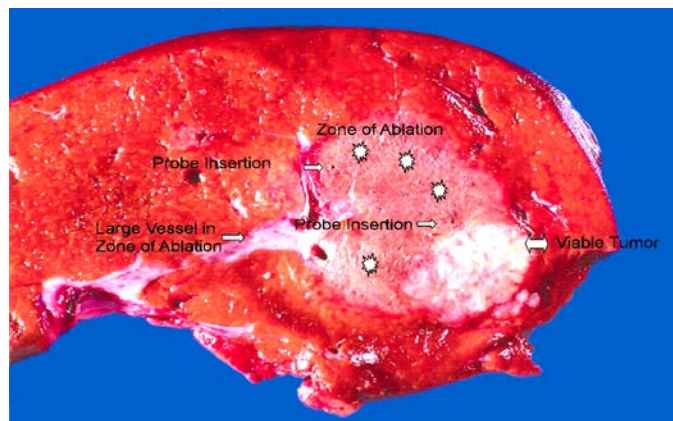
ในระบบนี้มีข้อดีเรื่องการใช้งานแตกต่างจากระบบ RFA โดยที่ ในระบบจะไม่ใช่แผ่นสายดิน คลื่นไมโครเวฟมีรูปแบบการเคลื่อนที่ในตัวกลางแตกต่างจากระบบ RFA ทำให้ลดปัญหาในการเกิดรอยไหม้ขึ้นบริเวณตำแหน่งแผ่นสายดินได้ดี



รูปที่ 1.2 ภาพการรักษาโดยการสอดสายอากาศนำคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่ร่างกายเพื่อทำลายมะเร็ง



(ก)



(ข)

รูปที่ 1.3 (ก) ภาพจริงของมะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ ก่อนทำการรักษา และ (ข) ภาพหลังทำการรักษามะเร็งด้วยความร้อนโดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ

ในระบบไมโครเวฟสามารถทำลายมะเร็งที่มีขนาดใหญ่ได้โดยใช้เทคนิคการทำลายโดยใช้สายอากาศหลายต้น เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายให้มีขนาดใหญ่ ขึ้น โดยได้มีการพัฒนาทางด้านงานวิจัย ได้นำเอาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ที่มีความถูกต้องสูงมาทำการคำนวณการทำลายมะเร็งที่เกิดจากสายอากาศที่ทำการออกแบบ และการนำเอาเทคนิคต่างๆ เข้ามาใช้ เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายและความหลากหลายของการทำลายมะเร็งได้ ดังแสดงรายละเอียดตามรูป

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

1. สร้างอุปกรณ์เครื่องมือที่รองรับงานวิจัยด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ เพื่อเป็นเครื่องมือที่สำคัญในการใช้ในการทดลอง เพื่อสามารถตีพิมพ์บทความลงในงานประชุมวิชาการ หรือ วารสารทางวิชาการ
2. ตัวเครื่องกำเนิดความถี่ไมโครเวฟ ความถี่ 2.45 GHz ที่สามารถตั้งกำลังงาน และ ระยะเวลาการจ่ายกำลังงานของเครื่องได้

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา การเดินทางของคลื่นในตัวกลางต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-Heat Equation)

ในระบบไมโครเวฟนั้น ขนาดของสายอากาศที่ใช้จะมีขนาดสายอากาศสอดคล้องกับขนาดความยาวคลื่น $\lambda_{eff} / 4$ โดยที่ λ_{eff} คือความยาวคลื่นในตัวกลางใด ๆ มีค่าเท่ากับ

$$\lambda_{eff} = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_r, tissue}} \quad (2.1)$$

เมื่อ

λ_{eff} คือ ความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆ

c คือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ 3×10^8

f คือ ความถี่มีค่าเท่ากับ 2.45 GHz

$\epsilon_r, tissue$ คือ ค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

2.1 การส่งผ่านความร้อน (Heat transfer)

สมการความร้อนเป็นสมการที่สร้างมาจาก กฎการอนุรักษ์พลังงานโดยการส่งผ่านความร้อนมีอยู่ด้วยกันสามแบบ คือ การนำความร้อน การพาความร้อน และการแผ่รังสี โดยใช้สมการ (1),(2) และ(3)

$$\left[\frac{\partial q_x}{\partial x} + \frac{\partial q_y}{\partial y} + \frac{\partial q_z}{\partial z} \right] - \rho c \left[u \frac{\partial T}{\partial x} + v \frac{\partial T}{\partial y} + w \frac{\partial T}{\partial z} \right] + Q = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.2)$$

$$\begin{Bmatrix} q_x \\ q_y \\ q_z \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} k & 0 & 0 \\ 0 & k & 0 \\ 0 & 0 & k \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \frac{\partial T}{\partial x} \\ \frac{\partial T}{\partial y} \\ \frac{\partial T}{\partial z} \end{bmatrix} + Q = \rho C \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.3)$$

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T + \rho C_p T u) = Q \quad (2.4)$$

โดยที่ T คือ ความร้อน มีหน่วยเป็น (K)

Q คือ Heat source มีหน่วยเป็น (W)

t คือ เวลา มีหน่วยเป็น (sec)

k คือ สัมประสิทธิ์การนำความร้อน มีหน่วยเป็น (W/mk)

C_p คือ ความจุความร้อน มีหน่วยเป็น (J/Kgk)

2.2 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-Heat Equation)

ในสมการวิเคราะห์ด้วยความถี่ไมโครเวฟที่เกิดความร้อนขึ้นบริเวณสายอากาศ ความร้อนที่เกิดขึ้นจะมีการส่งผ่านความร้อนในรูปแบบการนำความร้อนไปรอบๆ บริเวณเนื้อเยื่อ และเกิดการส่งผ่านความร้อนตามการเคลื่อนที่ของเลือดแบบการนำ และมีการระบายความร้อนออกนอกเนื้อเยื่อด้วยการแผ่ความร้อน โดยในการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อจะพิจารณาเฉพาะการพาความร้อน การนำความร้อน และแหล่งกำเนิดความร้อนต่างๆ ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ ดังสมการที่ (2.5)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_{ext} \quad (2.5)$$

เมื่อ $h_{b1} = \rho_b c_b \omega_b$

ρ คือ ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (kg/m³)

c คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ (J/kg.K)

k คือ ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (W/m.K)

h_b คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ

ρ คือ ความหนาแน่นเลือด (kg/m^3)

c_b คือ ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด (J/kg.K)

ω_b คือ อัตราการไหลของเลือด (ml/s)

z คือ ค่าอุณหภูมิเลือด (37°C)

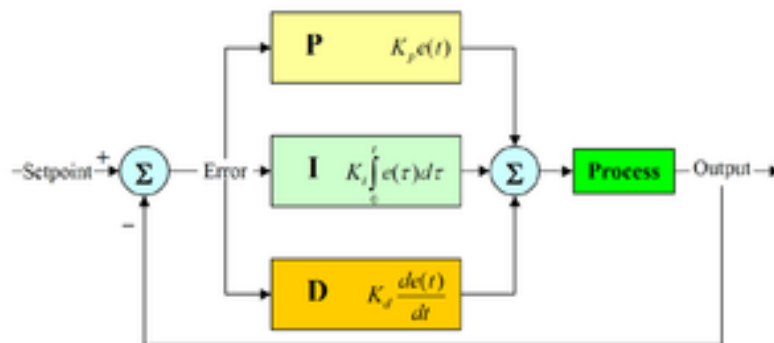
Q_m คือ ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเลือด (W/m^3)

Q_{ext} คือ ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m^3)

จากสมการความร้อนทางชีววิทยา (1) ที่นำมาใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 คือ สมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ (h_b) และพลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (Q_m) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้จะถือว่าค่าน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ Q_{ext}

2.3 ระบบควบคุมพีไอดี

เป็นระบบควบคุมแบบป้อนกลับที่ใช้กันอย่างกว้างขวาง ซึ่งค่าที่นำไปใช้ในการคำนวณเป็นค่าความผิดพลาดที่หามาจากความแตกต่างของตัวแปรในกระบวนการและค่าที่ต้องการ ตัวควบคุมจะพยายามลดค่าผิดพลาดให้เหลือน้อยที่สุดด้วยการปรับค่าสัญญาณขาเข้าของกระบวนการ ค่าตัวแปรของ PID ที่ใช้จะปรับเปลี่ยนตามธรรมชาติของระบบ



รูปที่ 2.1 แสดงแผนภาพบล็อกของการควบคุมแบบพีไอดี

วิธีคำนวณของ PID ขึ้นอยู่กับสามตัวแปรคือค่าสัดส่วน ปริพันธ์ และอนุพันธ์ โดยค่าสัดส่วนจะกำหนดจากผลของความผิดพลาดในปัจจุบัน ค่าปริพันธ์กำหนดจากผลลบค่าพื้นฐานของผลรวมความผิดพลาดที่ซึ่งเพิ่งผ่านพ้นไป และค่าอนุพันธ์กำหนดจากผลลบค่าพื้นฐานของอัตราการเปลี่ยนแปลงของค่าความผิดพลาด น้ำหนักที่เกิดจากการรวมกันของทั้งสามนี้จะใช้ในการปรับกระบวนการ โดยการปรับค่าคงที่ใน PID ตัวควบคุมสามารถปรับรูปแบบการควบคุมให้เหมาะสมกับที่กระบวนการต้องการได้ การตอบสนองของตัวควบคุมจะอยู่ในรูปของการไหวตัว

ของตัวควบคุมจนถึงค่าความผิดพลาด ค่าโอเวอร์ชูต (overshoots) และ ค่าแกว่งของระบบ (oscillation) วิธี PID ไม่รับประกันได้ว่าจะเป็นระบบควบคุมที่เหมาะสมที่สุดหรือสามารถทำให้กระบวนการมีความเสถียรแน่นอน

การประยุกต์ใช้งานบางครั้งอาจใช้เพียงหนึ่งถึงสองรูปแบบ ขึ้นอยู่กับกระบวนการเป็นสำคัญ พีไอดีบางครั้งจะถูกเรียกว่าการควบคุมแบบ PI, PD, P หรือ I ขึ้นอยู่กับว่าใช้รูปแบบใดบ้าง

ทฤษฎี

การควบคุมแบบ PID ได้ชื่อตามการรวมกันของเทอมของตัวแปรทั้งสามตามสมการที่ (2.6)

$$MV(t) = P_{out} + I_{out} + D_{out} \quad (2.6)$$

เมื่อ P_{out} , I_{out} และ D_{out} เป็นผลของสัญญาณขาออกจากระบบควบคุม PID

เทอมของสัดส่วนจะเป็นไปตามสมการ (6)

$$P_{out} = K_p e(t) \quad (2.7)$$

เทอมของปริพันธ์จะเป็นไปตามสมการ (7)

$$I_{out} = K_i \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (2.8)$$

เทอมของอนุพันธ์จะเป็นไปตามสมการ (8)

$$D_{out} = K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (2.9)$$

2.4 แหล่งจ่ายไฟ

แหล่งจ่ายไฟ (power supply) เป็นอุปกรณ์ที่จ่ายพลังงานไฟฟ้าให้กับโหลด ไฟฟ้า. เป็นคำที่ใช้กันมากที่สุดในการแปลงพลังงานไฟฟ้าจากรูปแบบหนึ่ง ไปเป็นอีกรูปแบบหนึ่ง แม้ว่ามันจะยังอาจหมายถึง อุปกรณ์ที่แปลงพลังงานรูปแบบหนึ่ง (เช่นพลังงานกล, พลังงานเคมี, พลังงานแสงอาทิตย์) ให้เป็นพลังงานไฟฟ้า แหล่งจ่ายไฟแบบควบคุมได้สามารถควบคุม แรงดันหรือกระแสเอาต์พุตให้มีค่าที่คงที่แน่นอน แม้ว่าโหลดจะมีการเปลี่ยนแปลงหรือมีการเปลี่ยนแปลงที่พลังงานที่อินพุตก็ตาม

แหล่งจ่ายไฟทุกตัวต้องได้รับพลังงานจากแหล่งพลังงานภายนอกเพื่อจ่ายให้โหลดและการบริโภคพลังงานของตัวมันเองในขณะที่ปฏิบัติงาน แหล่งพลังงานภายนอกจะขึ้นอยู่กับการออกแบบ. แหล่งจ่ายไฟอาจจะได้รับพลังงาน จาก

- ระบบสายส่งพลังงานไฟฟ้า อาจเป็นกระแสสลับ หรือกระแสตรงที่ได้จากอุปกรณ์ไฟฟ้าที่แปลงแรงดันไฟฟ้า กระแสสลับให้เป็นกระแสตรง
- อุปกรณ์จัดเก็บพลังงาน เช่นแบตเตอรี่ และ เซลล์เชื้อเพลิง
- ระบบเครื่องกลไฟฟ้า เช่นเครื่องกำเนิดไฟฟ้าจากพลังงานกล เช่น Generator และ Alternator
- พลังงานแสงอาทิตย์

แหล่งจ่ายไฟอาจถูกนำมาใช้แบบแยกส่วน หรือเป็นอุปกรณ์ส่วนหนึ่งของโหลด เช่นแหล่งจ่ายไฟในคอมพิวเตอร์เดสก์ท็อป และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทั่วไปสำหรับผู้บริโภค

คุณลักษณะเฉพาะที่ระบุไว้บนแหล่งจ่ายไฟ ได้แก่

- ปริมาณของแรงดันและกระแสที่สามารถจ่ายให้กับโหลดได้
- วิธีการที่จะทำให้แรงดันหรือกระแสเอาต์พุตมีเสถียรภาพ ภายใต้เงื่อนไขที่กระแสไฟฟ้าอินพุตและสภาวะของโหลดที่เปลี่ยนแปลง
- ระยะเวลาการใช้งานได้นานเท่าใดโดยไม่ต้องเติมเชื้อเพลิงหรือหรือชาร์จประจุใหม่ (เฉพาะ อุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้แหล่งพลังงานแบบพกพา)

ประเภทของแหล่งจ่ายไฟ

แหล่งจ่ายไฟสำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สามารถแบ่งออกกว้างๆเป็นแบบความถี่ไฟฟ้าขาเข้า (หรือ "ธรรมดา") และ แบบสวิตชิ่ง แบบความถี่ มักจะมีการออกแบบที่ค่อนข้างง่าย แต่จะมีขนาดใหญ่และหนักสำหรับแหล่งจ่ายไฟกระแสสูง เนื่องจากความจำเป็นที่จะต้องใช้หม้อแปลงไฟฟ้าขาเข้าที่มีขนาดใหญ่ และวงจรแบบอิเล็กทรอนิกส์ความร้อนสูงที่ต้องการตัวระบายความร้อนขนาดใหญ่ แหล่งจ่ายไฟแบบธรรมดานี้ บางครั้งเรียกว่าแบบ "เชิงเส้น" แต่ที่ เรียกที่ชื่อผิด เพราะการแปลงจากแรงดันไฟฟ้า AC เป็น DC โดยเนื้อแท้แล้ว ไม่ใช่เชิงเส้น เมื่อ วงจรเรียงกระแสจ่ายไฟเข้าไปใน capacitor Linear voltage regulators จะผลิตแรงดันไฟฟ้า เอาต์พุตที่จะถูก regulated โดยวิธี voltage divider ที่บริโภคพลังงาน จึงทำให้มีประสิทธิภาพต่ำ แหล่งจ่ายไฟแบบ switched-mode ที่ให้เอาต์พุตเท่ากับแหล่งจ่ายไฟธรรมดาจะมีขนาดเล็กกว่า มีประสิทธิภาพสูงกว่า แต่จะซับซ้อนมากขึ้น

แหล่งจ่ายไฟ DC

แหล่งจ่ายไฟ DC ที่ไม่ควบคุมปกติจะใช้หม้อแปลงไฟฟ้าเพื่อแปลงแรงดันจากผนัง (ไฟบ้าน)ให้ต่ำลงให้ได้แรงดันที่ต้องการ ถ้าต้องการผลิต แรงดัน DC, [วงจรเรียงกระแส](#) จะใช้ในการ แปลงแรงดันไฟฟ้าสลับให้เป็นแรงดันไฟฟ้าตรง(ยังเป็นรูปคลื่นอยู่) ตามด้วยตัวกรองประกอบด้วย[ตัวเก็บประจุ](#) [ตัวต้านทาน](#) อย่างน้อยหนึ่งตัว และบางครั้งมี [ตัวเหนี่ยวนำ](#)ด้วยเพื่อ ทำการกรอง (ทำให้เรียบ) ของคลื่นเหล่านั้น คลื่นขนาดเล็กที่เหลือจากการกรองหรือที่เรียกว่า ripple นี่เป็นสิ่งไม่พึงประสงค์ ซึ่งอาจมีความถี่น้อยหรือมากกว่าความถี่จาก AC input (ขึ้นอยู่กับวิธีเรียงกระแสว่า จะเป็นแบบครึ่งคลื่น หรือ เต็มคลื่น) ripple นี้จะเข้าไปบนแรงดันไฟฟ้าตรง อย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้

ในวัตถุประสงค์ เช่นการชาร์จแบตเตอรี่, ripple ไม่ได้เป็นปัญหาและแหล่งจ่ายไฟที่ง่ายที่สุด อาจเป็นเพียงหม้อแปลงแรงต่ำที่มีไดโอดตัวเดียวกับความต้านทานอีกหนึ่งตัวต่ออนุกรมอยู่ก็ได้

ก่อนที่จะมีการนำอุปกรณ์แบบ solid-state มาใช้, อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จะใช้วาล์ว (หลอด สูญญากาศ) ซึ่งต้องการแรงดันสูง แหล่งจ่ายไฟจะใช้หม้อแปลงแบบ step-up, วงจรเรียงกระแส และ ตัวกรอง เพื่อสร้างแรงดันไฟฟ้าตรงหลายระดับ หลายร้อยโวลต์ และแรงดันกระแสกลับเพื่อจุดไส้หลอด เฉพาะอุปกรณ์ที่ทันสมัยที่สุดเท่านั้นที่ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟควบคุมที่มีขนาดใหญ่และราคาแพง



รูปที่ 2.2 แหล่งจ่ายไฟกระแสสลับ

แหล่งจ่ายไฟ AC

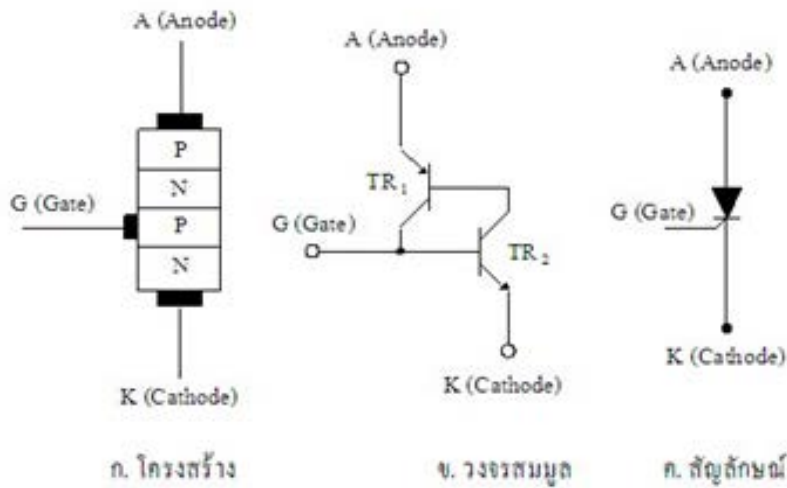
แหล่งจ่ายไฟ AC ปกติจะใช้แรงดันไฟฟ้าจากเต้าเสียบ (ไฟบ้าน) และ ลดแรงดันลงในระดับ แรงดันไฟฟ้าที่ต้องการ บางครั้ง การกรองก็ต้องการเช่นกัน

แหล่งจ่ายไฟ AC สามารถผลิตไฟฟ้า AC ได้จากไฟ DC วงจรที่ใช้เปลี่ยนไฟ DC ให้เป็นไฟ AC เรียกว่า Inverter อินเวอร์เตอร์ทำงานด้วยอุปกรณ์ power switching ที่ทำจากสารกึ่งตัวนำที่ควบคุมได้ รูปคลื่น AC ที่เอาต์พุตจึงมีค่าที่ไม่เกาะติดกัน เนื่องจากการแปลงทำงานอย่างรวดเร็วแทนที่จะเป็นการแปลงอย่างราบรื่น ความสามารถในการสร้างรูปคลื่นใกล้เคียงรูปไซน์ที่มีความถี่ใกล้เคียงความถี่พื้นฐานถูกบังคับโดยใช้เทคนิคการมอดดูเลชั่นที่มีการควบคุมตลอดเวลาที่ เพาเวอร์วาล์วเปิดและปิด เทคนิคการมอดดูเลชั่นที่ใช้ได้แก่ carrier-based technique, หรือ pulse width modulation, space-vector technique, และ selective-harmonic technique.

2.5 SCR (Silicon Control Rectifier)

โครงสร้างและสัญลักษณ์ของเอสซีอาร์

เอสซีอาร์ (SCR) ชื่อเต็มคือ ซิลิคอน คอนโทรล เร็คติไฟเออร์ (Silicon Control Rectifier) เป็น อุปกรณ์โซลิดสเตท (Solid-State) ที่ทำหน้าที่เป็นสวิตช์เปิด – ปิด (On – Off) วงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ชนิดหนึ่ง อีกทั้งเอสซีอาร์ ยังจัดเป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำประเภท “ไทรสเตอร์” (Thyristor) ข้อดีของสวิตซ์อิเล็กทรอนิกส์คือ จะไม่มีหน้าสัมผัสหรือเรียกว่าคอนแทค (Contact) ขณะปิด – เปิด จึงไม่ทำให้เกิดประกายไฟที่หน้าสัมผัสจึงมีความปลอดภัยสูงซึ่งสวิตซ์ธรรมดา คือแบบกลไกที่มีหน้าสัมผัสจะไม่สามารถนำไปใช้ในบางสถานที่ได้ สวิตซ์อิเล็กทรอนิกส์บางครั้งเรียกว่า “โซลิดสเตทสวิตซ์” (Solid State Switch)



รูปที่ 2.3 แสดงโครงสร้างวงจรสมมูลและสัญลักษณ์ของเอสซีอาร์

จากรูปโครงสร้างของเอสซีอาร์ (SCR) ประกอบไปด้วยสารกึ่งตัวนำ 4 ชั้นคือ พี – เอ็น – พี – เอ็น (P – N – P – N) มีจำนวน 3 รอยต่อ มีขาต่อออกมาใช้งาน 3 ขาคือ

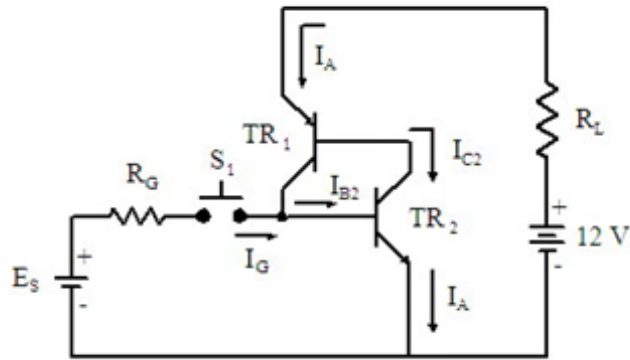
1. แอโนด (A : Anode)
2. แคโทด (k : Cathode)
3. เกต (G : Gate)

สภาวะการทำงานของเอสซีอาร์ (SCR) สามารถแบ่งการทำงานออกได้เป็น 2 สภาวะ คือ

1. สภาวะนำกระแส เรียกว่า ON
2. สภาวะหยุดนำกระแส เรียกว่า OF

สภาวะนำกระแสของเอสซีอาร์

พิจารณารูปที่ 2 การที่จะทำให้เอสซีอาร์นำกระแสสามารถทำได้โดยจุดชนวน เรียกว่า “ทริกเกอร์” (Trigger) ด้วยกระแสเกต (I_G) ให้แก่เอสซีอาร์ (SCR) และที่ขั้วแอโนด (A) และแคโทด (K) ได้รับไบอัสตรงคือที่แอโนดได้แรงดันบวก (+) และที่แคโทดได้รับแรงดันลบ (-) ทำให้เกิดกระแส I_{B2} ไหลเข้าขาเบส (Base) ของทรานซิสเตอร์ T_{R2} ทำให้ T_{R2} อยู่ในสภาวะนำกระแส (ON) จะเกิดกระแสคอลเลคเตอร์ (I_{C2}) ไหลผ่าน T_{R2} ซึ่งก็คือกระแส I_{B1} ของทรานซิสเตอร์ T_{R1} นั่นเอง ดังนั้น T_{R1} จึงนำกระแสด้วย ค่าความต้านทานระหว่างขั้วแอโนด (A) และแคโทด (K) จึงมีค่าต่ำมากเป็นผลให้เกิดกระแสแอโนด (I_A) ไหลผ่านอีมิเตอร์ของ T_{R1} ไปออกที่อีมิเตอร์ของ T_{R2} สภาวะการทำงานของเอสซีอาร์เปรียบเสมือนสวิตช์ปิดวงจร



รูปที่ 2.4 แสดงการจุดชนวนให้เอสซีอาร์นำกระแส

เมื่อเอสซีอาร์นำกระแสแล้วไม่จำเป็นต้องคงค่ากระแสเกต (I_G) ไว้ตลอดไป สามารถลดค่ากระแสเกตให้เป็นศูนย์ ($I_G = 0$) หรือปลดกระแสเกตออกได้โดยที่เอสซีอาร์ยังคงนำกระแสต่อไปเพราะ I_{B2} ที่ไหลเข้าเบสของ T_{R2} จะไหลมาจากคอลเลคเตอร์ของ T_{R1} ดังนั้นถึงแม้จะไม่มีกระแสเกตเอสซีอาร์ก็ยังคงนำกระแสต่อไปได้

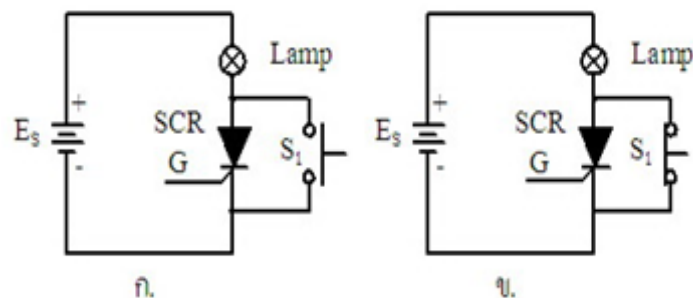
ในสภานำกระแสนี้ถ้าแหล่งจ่ายเป็นไฟกระแสสลับสามารถจะบังคับให้เอสซีอาร์นำกระแสได้มากหรือน้อยได้โดยเลือกมุมจุดชนวนที่เกิดให้เหมาะสม

สภาวะหยุดนำกระแสของเอสซีอาร์

วิธีการทำให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสมีหลักการคือ ทำให้กระแสแอโนด (I_A) ลดลงจนต่ำกว่ากระแสโฮลดิ้ง (I_H : Holding Current คือค่ากระแสต่ำสุดที่ทำให้เอสซีอาร์นำกระแส) หรือ จึงจะทำให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสได้ซึ่งการที่จะทำให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสมี 2 วิธีคือ

1 แอโนดเคอร์เร็นท์อินเทอร์พชั่น (Anode Current Interruption)

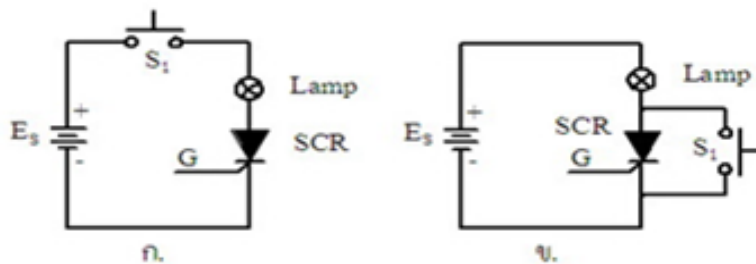
โดยการตัดกระแส I_A ไม่ให้ไหลผ่านแอโนดของเอสซีอาร์ วิธีง่ายๆ ดังรูปที่ 2.4 ก. โดยต่อสวิตช์อนุกรมแอโนด (A) ของเอสซีอาร์และเปิดสวิตช์เมื่อต้องการทำให้เอสซีอาร์หยุดทำงาน (Turn – Off) หรืออีกวิธีในรูปที่ 2.4 ข. โดยต่อสวิตช์ระหว่างขั้วแอโนดและแคโทดของเอสซีอาร์เป็นการเปลี่ยนทางเดินของกระแสแอโนด (I_A) ไม่ให้ไหลผ่านเอสซีอาร์



รูปที่ 2.5 การทำให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสโดยวิธี anode Current Interruption

ฟอร์ชคอมมูเทชัน (Forced Commutation)

วิธีนี้ทำได้โดยบังคับให้เอสซีอาร์ได้รับไบอัสกลับโดยใช้สวิตช์ขนานกับเอสซีอาร์เป็นตัวควบคุมการหยุดนำกระแสของเอสซีอาร์ดังรูปที่ 2.6 ถ้าสวิตช์เปิดวงจรเอสซีอาร์ยังคงนำกระแสอยู่ แต่ถ้าสวิตช์ปิดวงจรเอสซีอาร์จะหยุดนำกระแส เนื่องจากได้รับไบอัสกลับตลอดเวลาที่สวิตช์ยังคงปิดอยู่ โดยระยะเวลาในการบังคับให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสโดยให้ไบอัสกลับนี้จะต้องนานกว่าระยะเวลา Turn Off Time ซึ่งระบุไว้ในคู่มือ โดยทั่วไปค่าเวลานี้จะน้อยมาก (ประมาณไมโครวินาที)

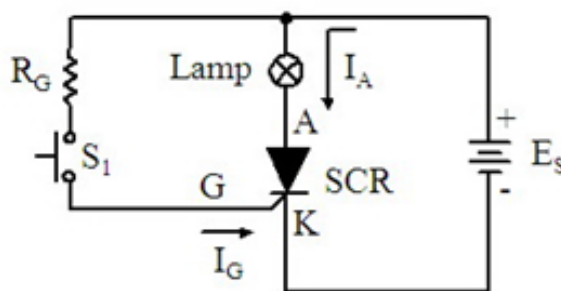


รูปที่ 2.6 การทำให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสโดยวิธี Forced Commutation

การนำเอสซีอาร์ไปใช้งาน

เอสซีอาร์สามารถนำไปใช้ในงานอิเล็กทรอนิกส์อย่างกว้างขวางเช่น วงจรเรียงกระแสที่สามารถควบคุมได้ (Control Rectifier) แต่ส่วนมากจะนิยมนำไปใช้ในการควบคุมหลักๆ 2 ประการคือ สถานะนำกระแสและสถานะหยุดนำกระแส เพื่อให้เกิดการทำงานและหยุดการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆ

ตัวอย่างการนำเอสซีอาร์ไปใช้งานอย่างง่ายคือ การนำเอสซีอาร์ไปใช้ในการเปิด - ปิดหลอดไฟซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 แสดงการนำเอสซีอาร์ไปใช้ในการเปิด-ปิดหลอดไฟ

ในขณะที่สวิตช์ S1 อยู่ในสภาวะเปิดวงจรเอสซีอาร์จะไม่นำกระแส เพราะว่าไม่มีกระแสไปจุดชนวนที่ขาเกตของเอสซีอาร์ ($I_G = 0$) แรงดันตกคร่อมขาแอนโอดและแคโทดมีค่าสูงมาก กระแส I_A จึงไม่สามารถไหลผ่านได้ หลอดไฟจึงไม่ติดสว่าง แต่ถ้าทำการสวิตช์ S1 (on) จะมีกระแสไปจุดชนวนที่ขาเกตของเอสซีอาร์ ทำให้เอสซีอาร์เกิดการนำกระแส ทำให้แรงดันที่ตกคร่อมระหว่างขาแอนโอดและขาแคโทด ลดลงจนมีค่าต่ำมากมีกระแส I_A ไหลเข้าขาแอนโอดและออกที่ขาแคโทดได้ครบวงจรเป็นผลให้หลอดไฟติดสว่าง

2.6 ไอจีบีที (Insulate Gate Bipolar Transistor : IGBT)

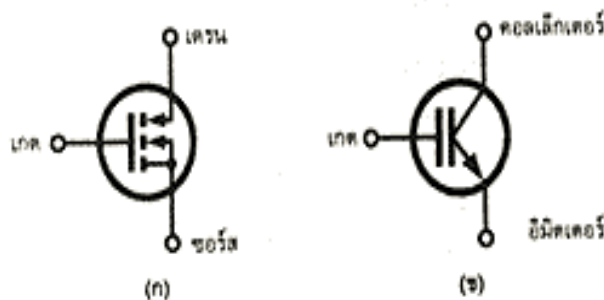
อุปกรณ์เพาเวอร์อิเล็กทรอนิกส์คอนโทรล ที่พอจะคุ้นเคยและใช้งานกันอย่างกว้างขวางในขณะนี้ ก็เห็นจะไม่พ้นเอสซีอาร์ (SCR) ไตรแอก (TRIAC) ทรานซิสเตอร์กำลังและมอสเฟต โดยเฉพาะทรานซิสเตอร์และมอสเฟต ที่จะเป็นจุดพัฒนาการของอุปกรณ์ชนิดใหม่นี้ ซึ่งอุปกรณ์ทั้งสองชนิด ก็มีคุณสมบัติที่แตกต่างกันออกไป กล่าวคือ

ทรานซิสเตอร์กำลังขณะอยู่ในสภาวะนำกระแสจะมีอัตราการสูญเสียกำลังงานต่ำ มีอัตราแรงดันและขยายกระแสได้สูง แต่ความเร็วในการสวิตช์ทำงานยังต่ำอยู่ โดยเฉพาะช่วงหยุดนำกระแส จะมีช่วงเวลาที่ยาวกว่า ซึ่งจะเป็นคุณสมบัติที่ตรงข้ามกับเพาเวอร์มอสเฟต ที่มีความเร็วในการสวิตช์ทำงานนำกระแสและหยุดนำกระแสได้เร็วกว่ามาก แต่ก็มีอัตราการสูญเสียกำลังงานสูงเช่นกัน

จากเหตุผลที่กล่าวมาของเพาเวอร์ทรานซิสเตอร์และเพาเวอร์มอสเฟตจึงได้มีการพัฒนาอุปกรณ์ประเภทนี้ จนสามารถได้อุปกรณ์เพาเวอร์อิเล็กทรอนิกส์คอนโทรลชนิดใหม่ขึ้นมา โดยคุณสมบัติต่าง ๆ จะรวมเอาข้อได้เปรียบของทรานซิสเตอร์ไบโพลาร์และมอสเฟตเข้ามารวมไว้ในอุปกรณ์ชนิดใหม่นี้ โดยมีการตั้งชื่อหรือเรียกชื่ออย่างเป็นทางการว่า ไอจีบีที (Insulate Gate Bipolar Transistor : IGBT)

โครงสร้างและสัญลักษณ์

IGBT คอนข้างจะเป็นอุปกรณ์ชนิดใหม่อยู่ โดยเฉพาะในตลาดอิเล็กทรอนิกส์เมืองไทย ซึ่งก็พอจะมีใช้กันบ้าง และมีจำหน่ายกันหลายเบอร์ด้วยกันจากความเป็นอุปกรณ์ หน้าใหม่จึงมีสัญญาณแทนชนิดและตัว IGBT อยู่หลายรูปแบบด้วยกัน ขึ้นอยู่กับผู้ผลิตว่าจะใช้สัญลักษณ์ใดเป็นสัญลักษณ์ประจำสินค้าที่ผลิตขึ้น จากที่พบมากที่สุดก็มีใช้กันอยู่สองแบบ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.8 ซึ่งเป็นสัญลักษณ์และชื่อเรียกขาต่าง ๆ ของ IGBT ชนิดเอ็นแชนเนล



รูปที่ 2.8 สัญลักษณ์และการเรียกชื่อขาของ IGBT ทั้ง 2 แบบ

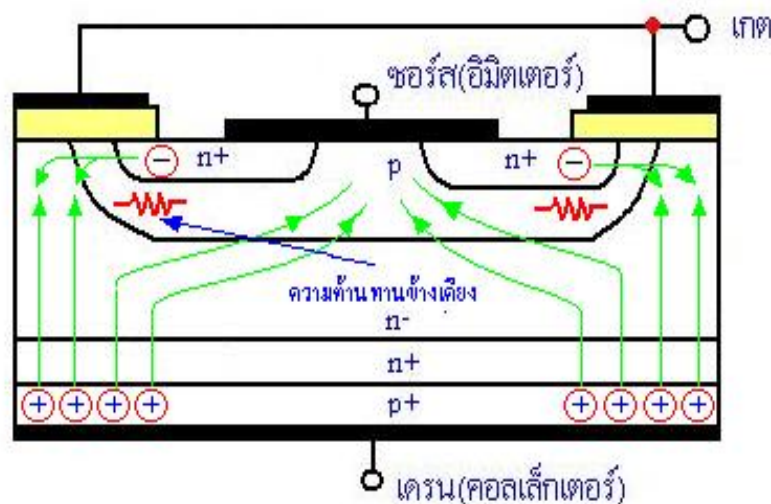
จากรูปที่ 2.8 (ก) จะเห็นว่า มีลักษณะคล้ายสัญลักษณ์ของมอสเฟตมาก เพียงแต่ว่าสัญลักษณ์ของ IGBT นั้นจะมีลูกศรเพิ่มขึ้นมาตรงขาเดรนลักษณะของลูกศรจะชี้เข้าหาตัว หรือชี้เข้าหาชั้นของซิลิคอนภายในตัว IGBT ในบทความนี้จะใช้สัญลักษณ์ในรูป 2.8 (ข) จะเหมือนกับสัญลักษณ์ของทรานซิสเตอร์ แต่ตรงขาเกต (หรือเบสของ ทรานซิสเตอร์) จะเพิ่มขีดขึ้นมานี้ไม่ได้ต่อถึงกันโดยตรงกับขาที่ต่อออกมาภายนอก

สภาวะนำกระแส

ขาเดรนเมื่อได้รับแรงดันไบอัสตรงคือเป็นบวกเมื่อเทียบกับซอร์สและแรงดันระหว่งเกตกับซอร์สมีค่าเกิน $V_{GS(th)}$ ประจุไฟฟ้าบวกที่เกิดขึ้นจากแรงดันที่ขาเกตจะดึงดูดอิเล็กตรอนให้มารวมกันอยู่ในบริเวณภายใต้เกต ทำให้ชั้นบดัดตรงส่วนใต้เกตแปรสภาพเป็น n ทำให้เกิดการต่อกันของบริเวณ n-(drift region) เข้ากับบริเวณซอร์ส n+(source region) ซึ่งการทำงานเช่นนี้เหมือนกับมอสเฟต

กระแสอิเล็กตรอน ที่ไหลจากขาซอร์สผ่านบริเวณใต้เกตมายังบริเวณรอยเลื่อน n- จะรวมกับโฮลที่เป็นพาหะข้างน้อยที่ถูกฉีดมาจากชั้นอินเจกต์ติ้ง p+ เพราะรอยต่อ J1 ได้รับแรงดันไบอัสตรง ทำให้ IGBT อยู่ในสภาวะนำกระแสเกิดการไหลของกระแสไฟฟ้าจากเดรนไปซอร์สได้ การรวมกันของโฮลและอิเล็กตรอนภายในบริเวณ n- เรียกว่า การมอดูเลตสภาพนำ (conductivity modulation)

ผลการมอดูเลตนี้จะทำให้ความต้านทานของบริเวณ n- มีค่าต่ำลงเป็นการเพิ่มความสามารถในการขับผ่านกระแสได้สูงขึ้น ซึ่งมีลักษณะเหมือนเพาเวอร์ทรานซิสเตอร์ ผลของความต้านทานที่ลดลงทำให้แรงดันตกคร่อมที่สภาวะนำกระแสลดต่ำลงด้วย การสูญเสียกำลังงานขณะนำกระแสจึงลดลงด้วยทิศทางการไหลของอิเล็กตรอนและโฮลแสดงดังรูป



รูปที่ 2.9 ทิศทางการไหลของอิเล็กตรอนและโฮลในขณะนำกระแส

2.7 วงจรเรียงกระแส

วงจรเรียงกระแส คือ วงจรพื้นฐานของภาคจ่ายไฟทุกรูปแบบ ไม่ว่าจะเป็นวงจรรักษาระดับแรงดันให้คงที่ วงจรเปลี่ยนแปลงระดับแรงดัน หรือวงจรภาคจ่ายไฟกระแสตรงแบบสวิตชิง ซึ่งความหมายของคำว่าวงจรเรียงกระแสก็คือ วงจรไฟฟ้าที่มีคุณสมบัติในการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับให้เป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง และ

มีคุณสมบัติที่ยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านไปยังโหลดเพียงทิศทางเดียว สามารถแบ่งแยกวงจรออกได้ 2 รูปแบบ คือ วงจรฮาล์ฟเวฟเรกติไฟเออร์ (Half- wave rectifier) และวงจรฟูลเวฟเรกติไฟเออร์ (Full- wave rectifier) แต่วงจรเรียงกระแสที่นิยมใช้กันมากคือ วงจรฟูลเวฟเรกติไฟเออร์ เหตุผลก็เพราะว่าให้แรงดันไฟตรงสูงกว่าและเรียบกว่ามาก เมื่อเทียบกับวงจรฮาล์ฟเวฟเรกติไฟเออร์

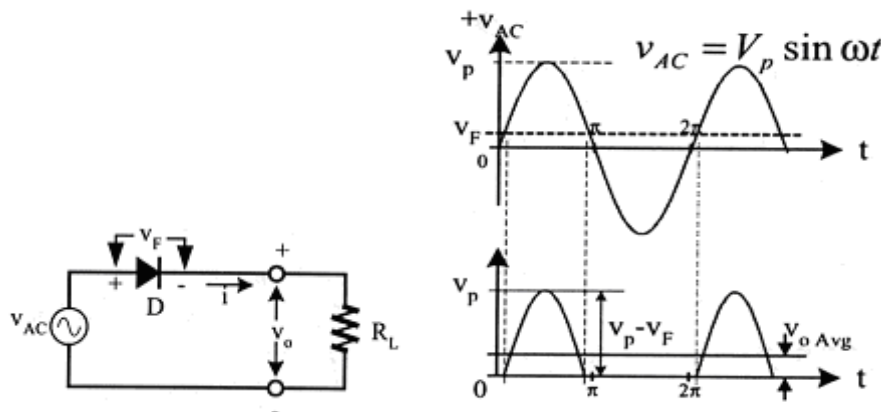
วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่น

จากวงจรในรูปที่ 2.10 เขียนสมการที่ KVL จะได้

$$V_{AC} = V_D + V_0 \quad V \quad (2.9)$$

ในกรณีที่ไฟสลับมีค่าเป็นบวก ($0 < \omega t < \pi$) ไดโอดจะได้รับไบอัสตรง แรงดันแอ้งท์พุทจะมีค่าเป็น

$$\begin{aligned} V_0 &= V_{AC} - V_D \quad V \\ V_0 &= V_p \sin \omega t - 0.6 \quad V \quad 0 < \omega t < \pi \end{aligned} \quad (2.10)$$



รูปที่ 2.10 วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่น

ในกรณีที่ไฟสลับมีค่าเป็นลบ ($\pi < \omega t < 2\pi$) ไดโอดจะได้รับไบอัสย้อนกลับ จะไม่มีกระแสไหลผ่านไดโอดแรงดันแอ้งท์พุทก็จะมีค่าเป็น 0

$$V_0 = 0 \quad V \quad ; \quad \pi < \omega t < 2\pi \quad (2.11)$$

จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่ากระแสจะไหลผ่าน R_L ในทิศทางเดียวเท่านั้น ถึงแม้ว่าแรงดันที่ R_L และกระแสที่ผ่าน R_L จะเป็นกระแสตรง แต่ก็ยังมีลักษณะคล้ายพัลส์ (Pulsating DC) มีการกระเพื่อมสูงมาก คลื่นไฟฟ้ากระแสสลับ 1 ลูกคลื่น จะได้ลูกคลื่นของไฟตรง 1 ลูก ดังในรูป 2.10 นั่นคือความถี่ของการกระเพื่อม (Ripple Frequency) จะเป็น

$$F_R (HW) = F_{line} \quad (2.12)$$

ในกรณีที่ไฟสลับเป็นซิกลบล ไดโอดได้รับไบอัสย้อนกลับจะไม่มีกระแสไหลผ่านไดโอด แรงดันแอ้งท์พุทจะเป็น 0

จากสมการที่ (2.12) จะได้

$$V_D = V_{AC} \quad V \quad [\quad \pi < \omega t < 2\pi \quad] \quad (2.13)$$

แรงดันของไฟสลัทั้งหมดจะตกคร่อมที่ไดโอด ในการเรียงกระแส ไดโอดจะต้องไม่พังทลายไดโอดที่ใช้จะต้องมีค่าแรงดันพังทลายอย่างต่ำเท่ากับค่าสูงสุดของไฟสลั

$$V_{R(MAX)} \geq V_{P(AC)} \quad V$$

ในวงจรทั่วไป ค่าสูงสุดของไฟสลัจะมีค่าสูงกว่าแรงดันไบอัสตรงที่ตกคร่อมไดโอด ($V_F \approx 0.6 \text{ V}$) อย่างมากเราจะถือว่าค่าสูงสุดของไฟตรงมีค่าเท่ากับค่าสูงสุดของไฟสลั ค่าแรงดันเอาท์พุทของวงจรจะมีค่าเท่ากับ

$$V_{0DC}(t) = \begin{matrix} V_P \sin \omega t & V & ; & 0 < \omega t < \pi \\ 0 & V & ; & \pi < \omega t < 2\pi \end{matrix} \quad (2.14)$$

ถ้าเรากลับขั้วไดโอดก็ได้ค่าเป็นไฟตรงลบ

$$V_{0DC}(t) = \begin{matrix} 0 & V & ; & 0 < \omega t < \pi \\ V_P \sin \omega t & V & ; & \pi < \omega t < 2\pi \end{matrix} \quad (2.15)$$

วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์

วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์นี้ นิยมใช้งานอย่างมาก (Extremely Popular) โดยการใช้ไดโอด 4 ตัว ไดโอด 2 ตัว ในวงจรสลับกันทำงานให้มีกระแสไหลผ่านในเวลาครึ่งคาบของไฟสลัและในเวลาอีกครึ่งคาบ ไดโอดอีก 2 ตัวก็ทำงาน ดังแสดงในรูปที่ 2.11

ในขณะที่ V_{AC} เป็นบวกจะมีกระแสไหลผ่าน D_1, D_3, i_2 จะมีค่าเป็นศูนย์ [ถูกไบอัสย้อนกลับ]และเมื่อ V_{AC} เป็นลบ i_1 จะเป็นศูนย์ กระแสจะไหลผ่าน D_2, D_4

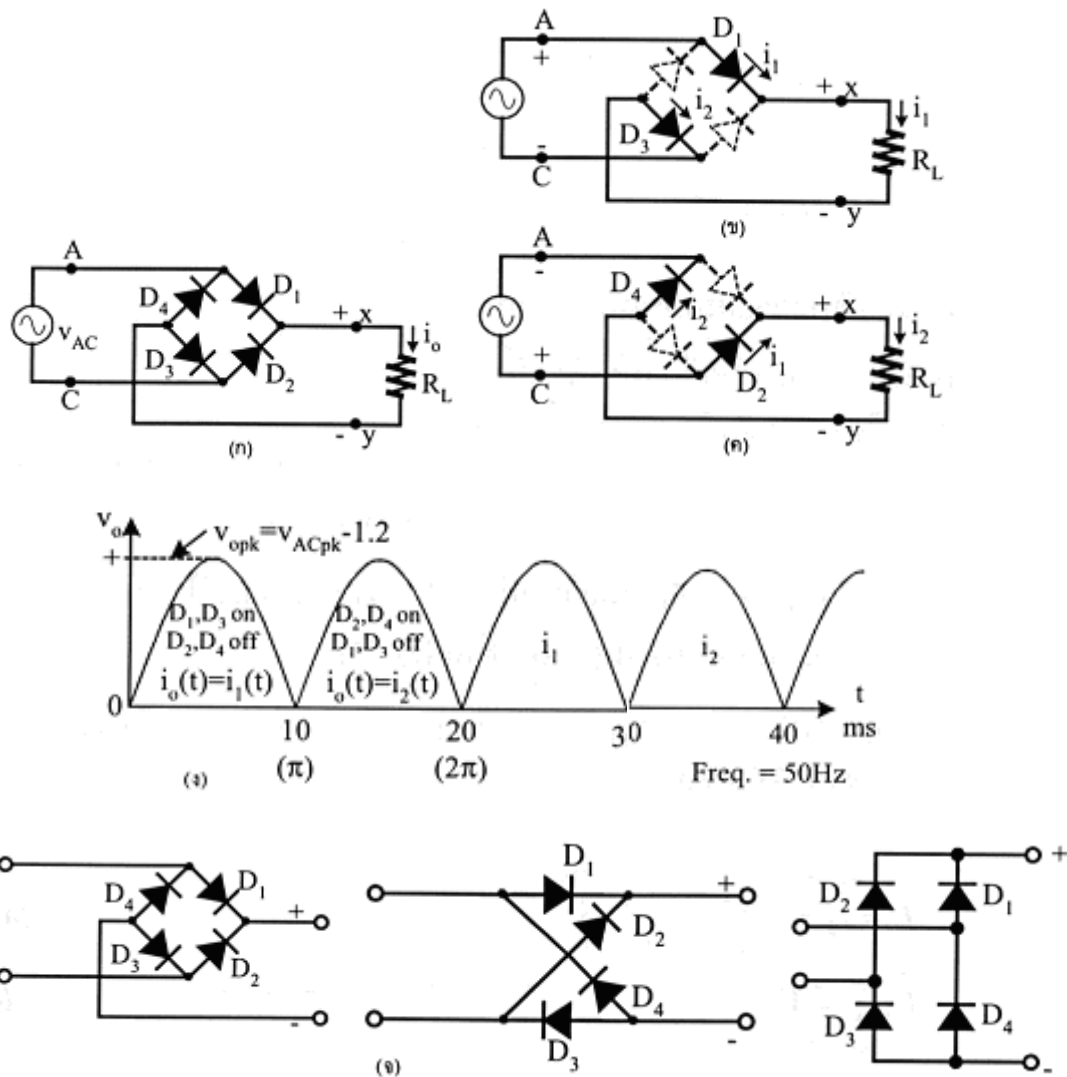
ค่าของกระแส $i_0(t), i_1(t), i_2(t)$ กระแสเฉลี่ย I_0, I_1 , และ I_2 ค่าความถี่ของการกระพือมจะอยู่ในรูปแบบเดียวกับวงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบหม้อแปลงมีแทป คือ

$$I_1 = I_2 = \frac{I_0}{2} \quad A$$

$$V_{0(pk)} = V_{AC(pk)} - 1.2 \quad V$$

$$F_R = 2F_{line}$$

ในการสร้างวงจรบริดจ์ของไดโอด เราอาจจะใช้ไดโอดเดี่ยว 4 ตัวมาต่อวงจรหรืออาจจะใช้ไดโอดบริดจ์ซึ่งภายในเป็นไดโอด 4 ตัว ต่อวงจรในลักษณะของบริดจ์เรียบร้อยแล้วสำหรับบริดจ์ไดโอดมีให้เราเลือกใช้งานได้ตั้งแต่ขนาดของกระแสเอาท์พุทเฉลี่ย 0.5 A. ขึ้นไปถึงหลายร้อยแอมป์และทนแรงดันได้มากกว่า 1000 V



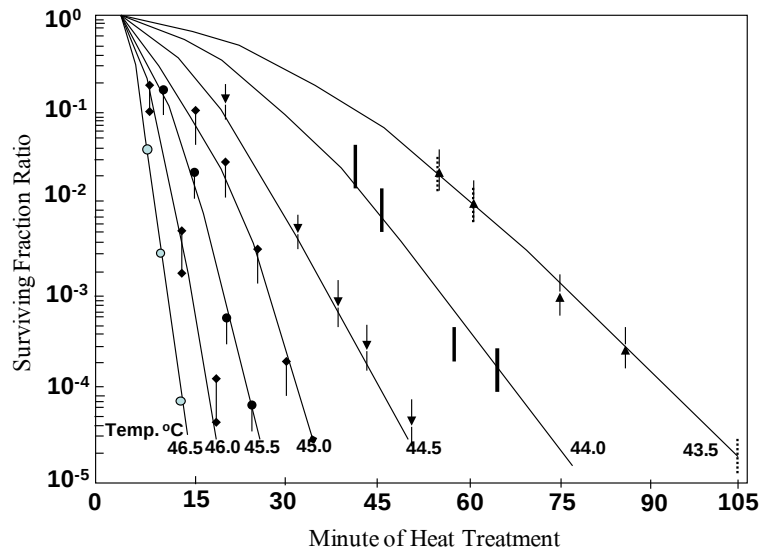
รูปที่ 2.11 (ก) วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์ (ข,ค) ทิศทางของกระแสในขณะ V_{AC} เป็นบวก(ข) เป็นลบ(ค) (ง) รูปคลื่นของ V_o (จ) วงจรบริดจ์เขียนได้หลายรูปแบบ

2.8 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นเกิน 50 องศาเซลเซียส เซลล์เนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyper thermal cancer therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960

การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถ พิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้ สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 – 46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษาคือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งใน รูปที่ 2.2 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง

อุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่ยังมีชีวิตอยู่จากการให้ความร้อน โดยเมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงขึ้น แก่เซลล์เนื้อเยื่อ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.12 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง

Brace 2003 สรุปว่า เมื่อให้ความร้อนที่สูงพอ ที่ระดับสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส เซลล์เนื้อเยื่อจะถูกทำลายในทันที แต่ถ้าใช้ความร้อนต่ำกว่า ระยะเวลาที่จะทำให้เซลล์ตายนั้นจะต้องใช้ระยะเวลาที่สูงขึ้น และถ้าต้องการให้เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลายในทันที ในเนื้อเยื่อต้องมีอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส ฉะนั้น ที่ระดับอุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นระดับความร้อนที่แน่ใจได้ว่า เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลาย

ซึ่งถ้าเราสามารถออกแบบแหล่งกำเนิดความร้อนที่สามารถสร้างความร้อนเกิดขึ้นเฉพาะที่ได้ ก็จะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่อวัยวะต่างๆ ภายในร่างกาย ด้วยวิธีการสอดใส่ ด้วยการแทงเข้าไปในร่างกายโดยไม่ต้องเปิดช่องท้อง ทำให้การรักษาเกิดขึ้นเฉพาะที่ และมีขนาดของบาดแผลหลังผ่าตัดที่เล็ก ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้สนใจแนวทางในการออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ไมโครเวฟ เพื่อจะสามารถนำคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ส่งผ่านสู่เนื้อเยื่อที่ต้องการทำลายได้ ซึ่งรายละเอียดที่เกี่ยวข้องในส่วนต่อไปจะกล่าวถึงการเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อด้วยคลื่นไมโครเวฟ

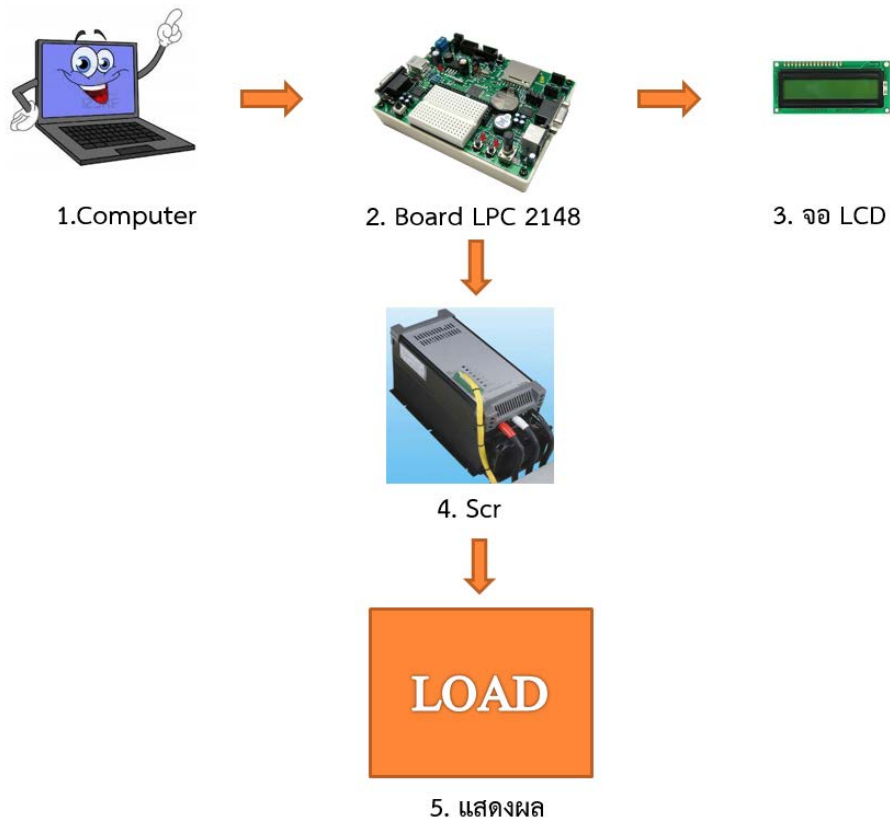
บทที่ 3

การออกแบบและดำเนินงาน

3.1 การออกแบบเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

3.1.1 การออกแบบการจ่ายไฟให้กับเครื่องไมโครเวฟ

แหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสสลับแบบปรับค่าได้นี้จะมีส่วนที่สำคัญหลายส่วน ซึ่งสามารถที่จะแบ่งออกโดยมีลำดับขั้นตอนการทำงานดังรูปที่

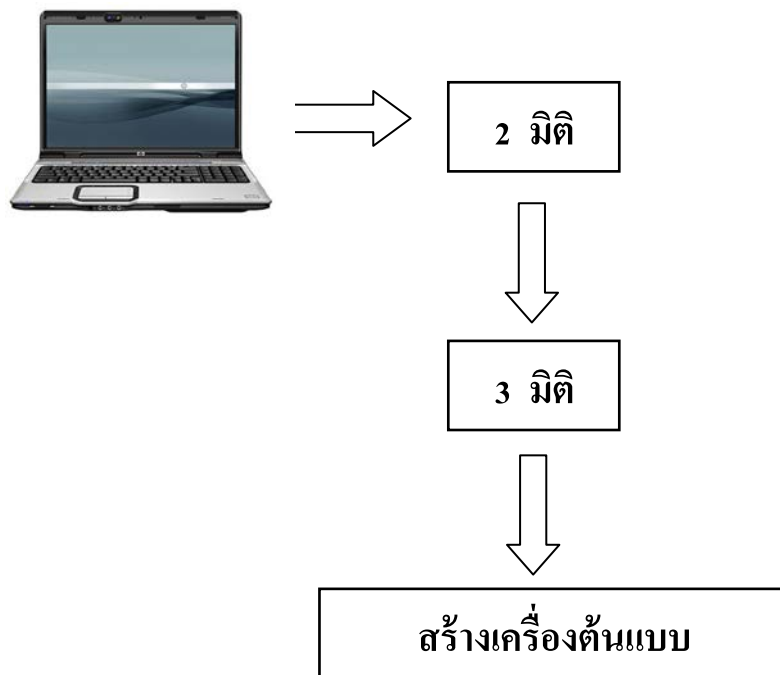


รูปที่ 3.1 แสดงหลักการทำงานของ Board ที่ใช้ควบคุมการจ่ายไฟให้กับเครื่องไมโครเวฟ

อธิบายหลักการทำงานการจ่ายไฟให้กับเครื่องไมโครเวฟ

- 1.) Computer ใช้เขียนโปรแกรมเพื่อเตรียม Upload ข้อมูลลงสู่ Board LPC 2148
- 2.) Board LPC 2148 รับข้อมูลจาก Computer เพื่อนำมาแปลงสัญญาณ A/D ต่อไป
- 3.) จอ LCD มีหน้าที่แสดงผลการทำงานของโปรแกรมที่ Upload ลงใน Board LPC 2148
- 4.) SCR ทำหน้าที่ในการปรับแรงดันของวงจรและยังเป็นสวิตช์ On-Off นั่นก็คือการนำกระแสหรือหยุดกระแสของวงจรนั่นเอง
- 5.) Load หรือ การแสดงผล มีหน้าที่แสดงผลการทำงานของทั้งวงจร โดยผ่านการปรับแรงดันจาก SCR

3.1.2 การออกแบบโครงสร้างเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

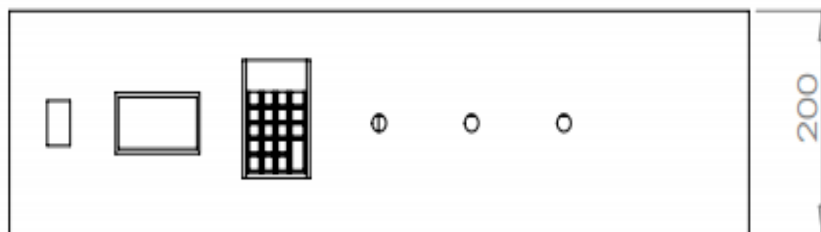


รูปที่ 3.2 ขั้นตอนการออกแบบโครงสร้างเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

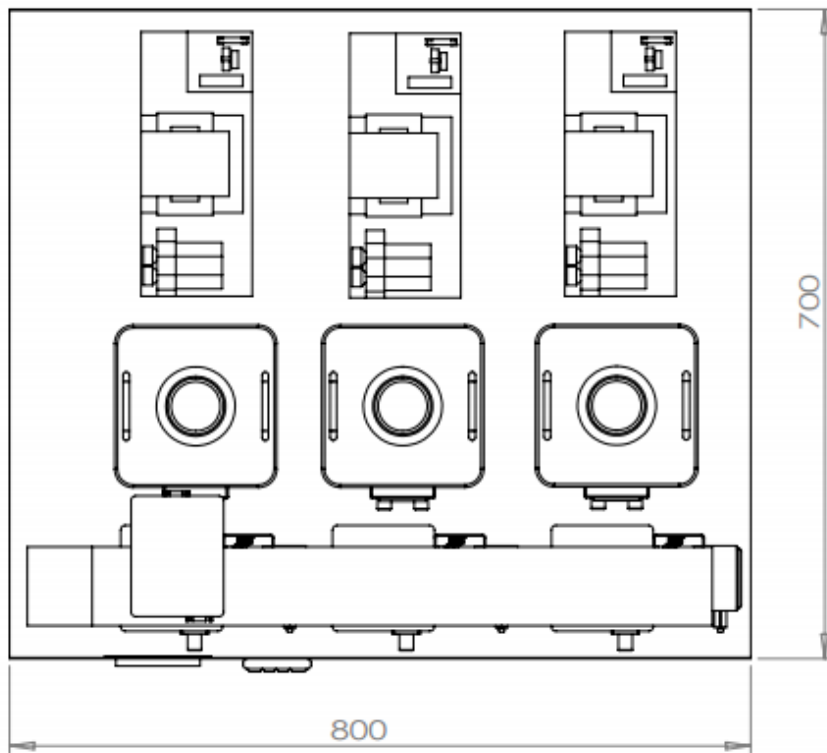
ขั้นตอนการออกแบบ

- เริ่มจาก 1) ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในการออกแบบโครงทั้งภายในและนอกของชุดใส่โครงงาน แบบ 2 มิติ
 2) ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในการออกแบบโครงทั้งภายในและนอกของชุดใส่โครงงาน แบบ 3 มิติ
 3) นำแบบที่ได้จากการออกแบบทางโปรแกรมคอมพิวเตอร์ไปทำการสร้างเครื่องจริง

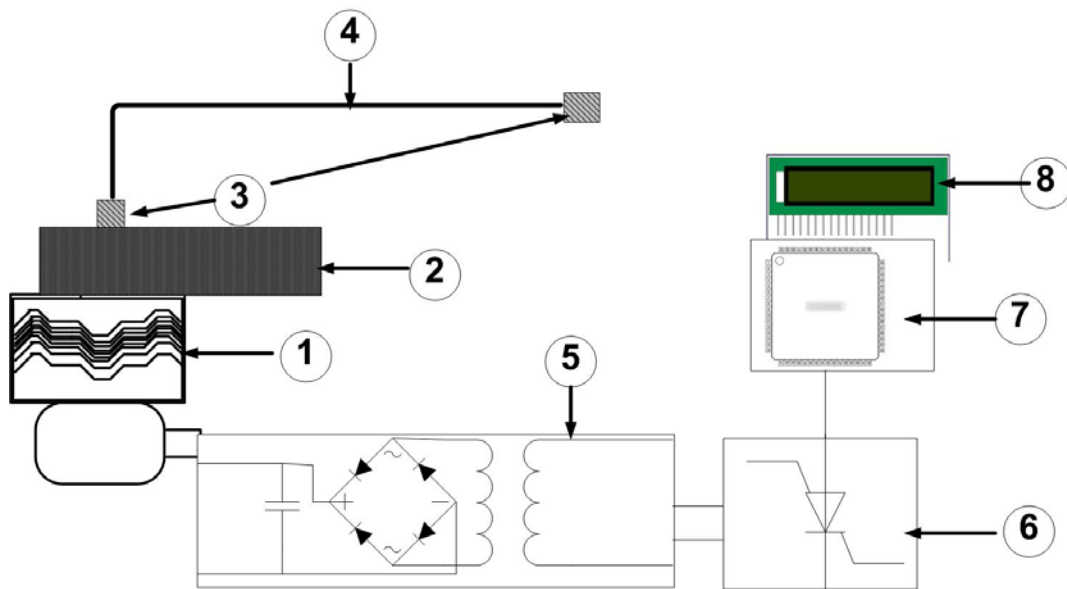
1.) ออกแบบโครงสร้างเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ แบบ 2 มิติ



รูปที่ 3.3 แสดงโครงสร้างด้านหน้าของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟโดยมีส่วนของการแสดงผลหน้าจอแสดงผล



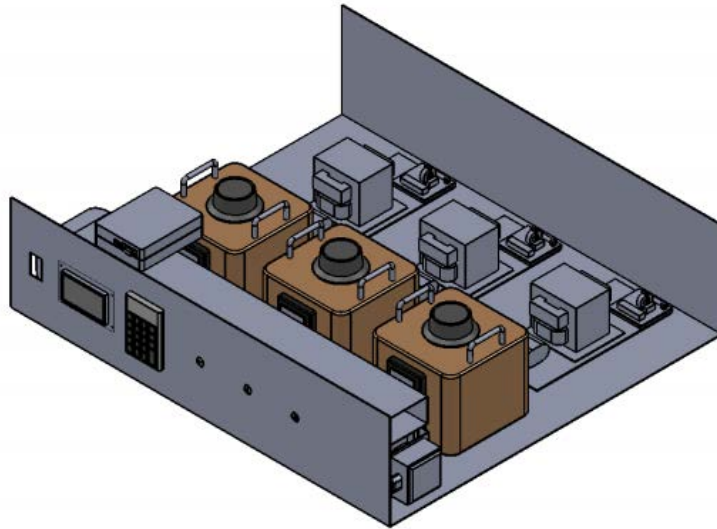
รูปที่ 3.4 โครงสร้างภายในของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ



รูปที่ 3.5 รายละเอียดโครงสร้างเครื่องกำเนิดไมโครเวฟ

จากรูปเครื่องกำเนิดความถี่ไมโครเวฟประกอบด้วย (1) ชุดสร้างความถี่ไมโครเวฟ ความถี่ 2.45 GHz โดยใช้หลอดแมกนีตรอนเป็นตัวกำเนิดสัญญาณ (2) ชุดแปลงท่อนำคลื่น (Waveguide Adapter) (3) คอนเน็คเตอร์เชื่อมต่อ (4) สายนำสัญญาณความถี่ไมโครเวฟ (5) แหล่งจ่ายไฟให้ชุดกำเนิดไมโครเวฟ (6) ชุดควบคุมกำลังงานชุดกำเนิดไมโครเวฟ (7) ชุดไมโครคอนโทรลเลอร์ควบคุม (8) ชุดแสดงผล

2.) ออกแบบโครงสร้างเคสใส่ชุดโครงงาน แบบ 3 มิติ



รูปที่ 3.6 โครงสร้างการออกแบบภายในและภายนอกของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

คลื่นไมโครเวฟ ความถี่ 2.45 GHz ทางด้านเอาต์พุต(Output) จะมีลักษณะต่อเนื่อง และมีขนาดของสัญญาณสามารถปรับระดับได้ ด้วยชุดการควบคุมทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุม ผลการทดลอง นำไปเชื่อมต่อกับสายนำสัญญาณความถี่ไมโครเวฟ แล้วนำไปเชื่อมต่อกับสายอากาศไมโครเวฟ แล้วนำไปแช่ในไข่ขาว เพื่อทดสอบการกระจายของคลื่นไมโครเวฟที่กระจาย โดยจะทำปฏิกิริยาในการสร้างความร้อนกับเนื้อเยื่อ และจะทำให้ไข่ขาวสุก และตรวจสอบกำลังงานที่ออกจากชุดกำเนิดด้วยเครื่องมือวัดสามารถวัดระดับพลังงานที่เชื่อมต่อมาจากชุดสร้างความถี่ไมโครเวฟได้

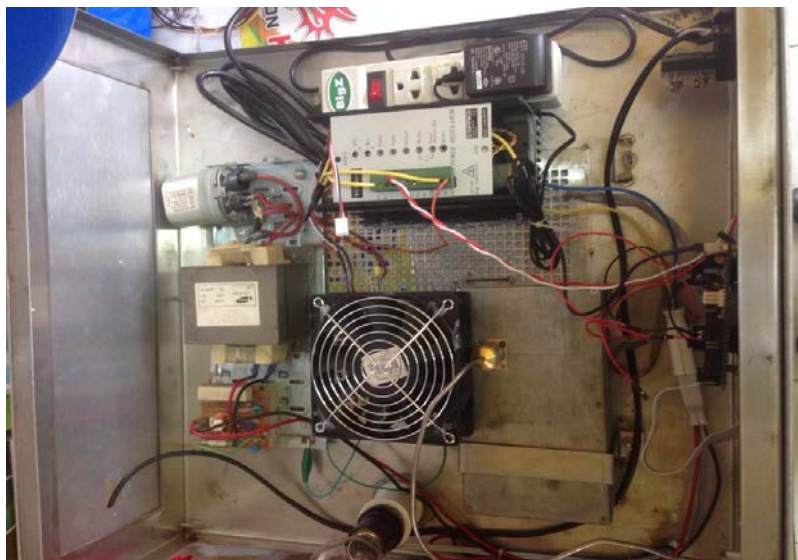
3) นำแบบที่ได้ไปทำการสร้างจริง



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 3.7 (ก) ด้านหน้าของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ (ข) ด้านนอกของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ และ(ค) ภายในของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

คลื่นไมโครเวฟ ความถี่ 2.45 GHz ทางด้านเอาต์พุต(Output) จะมีลักษณะต่อเนื่อง และมีขนาดของสัญญาณสามารถปรับระดับได้ ด้วยชุดการควบคุมทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุม ผลการทดลอง นำไปเชื่อมต่อกับสายนำสัญญาณความถี่ไมโครเวฟ แล้วนำไปเชื่อมต่อกับสายอากาศไมโครเวฟ แล้วนำไปแช่ในไข่ขาว เพื่อทดสอบการกระจายของคลื่นไมโครเวฟที่กระจาย โดยจะทำปฏิกิริยาในการสร้างความร้อนกับเนื้อเยื่อ และจะทำให้ไข่ขาวสุก และตรวจสอบกำลังงานที่ออกจากชุดกำเนิดด้วยเครื่องมือวัดสามารถวัดระดับพลังงานที่เชื่อมต่อมาจากชุดสร้างความถี่ไมโครเวฟได้

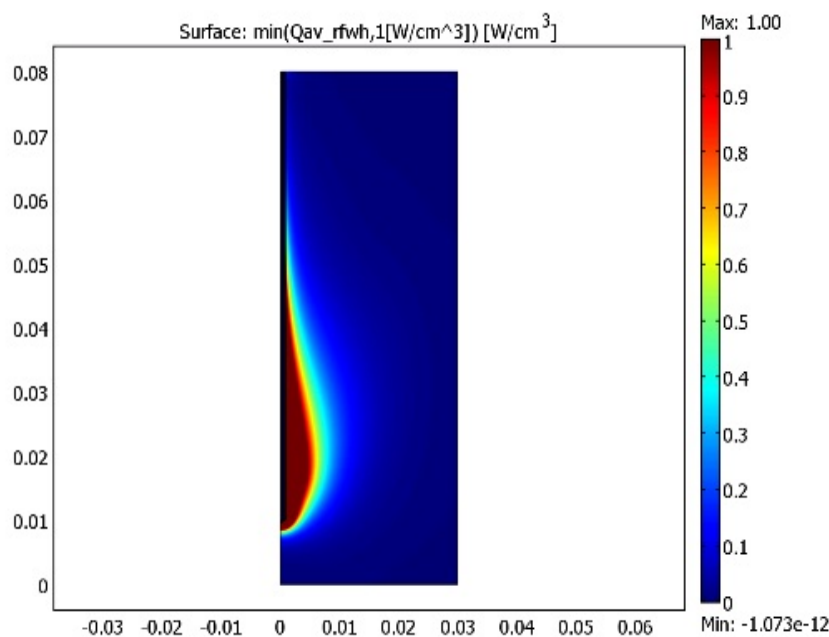
บทที่ 4

ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง

4.1 การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์

จากการกำหนดจุดตรวจรับอุณหภูมิความร้อน โดยทางผู้วิจัยกำหนดจุดตรวจรับอุณหภูมิความร้อนห่างจากเสาอากาศ 1 เซนติเมตร เมื่อจุดตรวจอุณหภูมิได้รับความร้อนก็จะส่งค่าไปยังชุดควบคุมอุณหภูมิและเวลา ในการทดลองนี้ใช้โปรแกรม Matlab เป็นตัวรับประมวลผล โดยติดต่อกับโปรแกรม Comsol ผ่าน Simulink

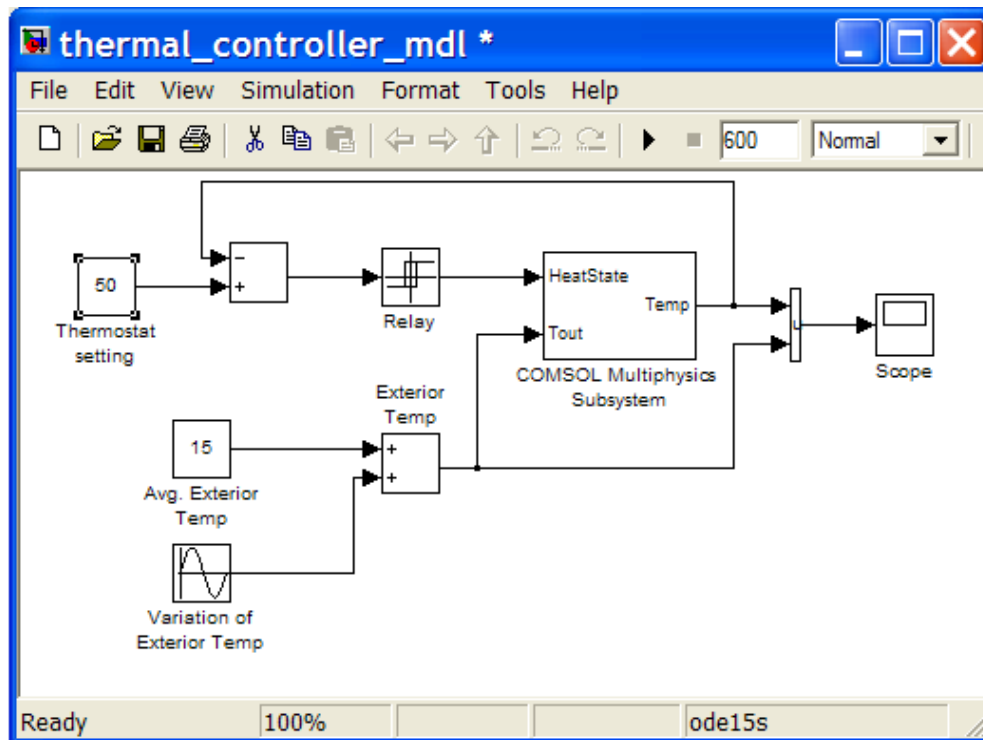
ในการจำลองการทำงาน เราจะวิเคราะห์แบบหลายฟิสิกส์ ซึ่งประกอบด้วยการวิเคราะห์ฟิสิกส์ 2 ส่วน คือ Electromagnetic Waves และ Heat transfer ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ โดยใช้สมการ Bio-Heat equation ในสถานะที่มีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิขึ้นกับเวลา และในสถานะคงตัว steady state ซึ่งสมการที่มีความจำเป็นก็คือสมการ Bio-Heat equation และสมการของ Electromagnetic wave



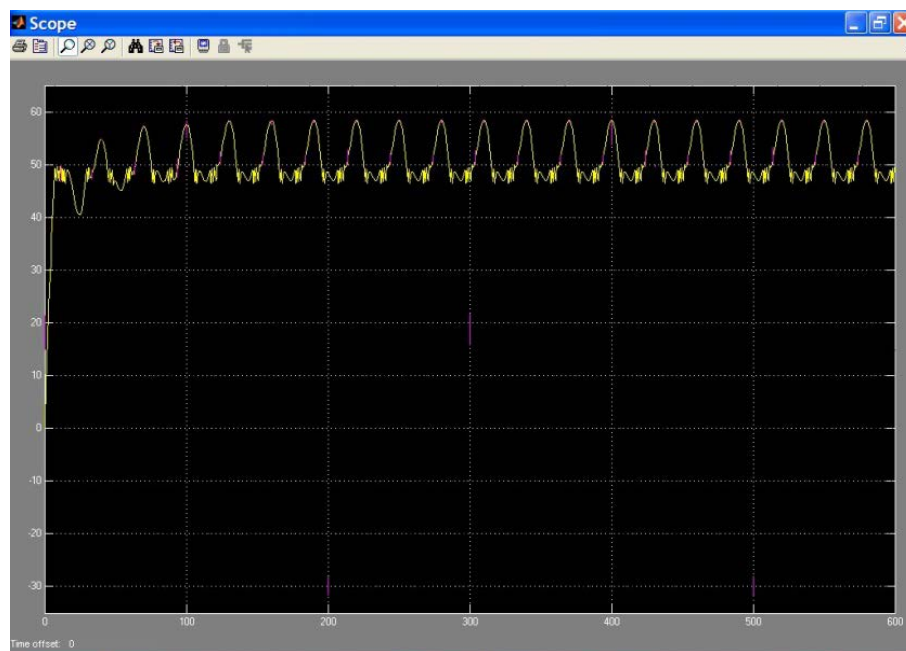
รูปที่ 4.1 แสดงการกระจายของ SAR ในผิวหนังเนื้อเยื่อ

จากรูปที่ 4.1 จะเห็นการกระจายความร้อนของสายอากาศภายในเนื้อเยื่อ สังเกตได้ว่าการกระจาย SAR นั้น จะมีการกระจายออกทางด้านปลายของสายอากาศ ซึ่งมีการกระจายรอบๆ สลิตของสายอากาศ จะมีการกระจายของ SAR สูงสุดขึ้นบริเวณใกล้ตำแหน่งของสลิตของสายอากาศ

จากนั้นนำค่าวิเคราะห์ทางฟิสิกส์จากโปรแกรม Comsol ส่งไปวิเคราะห์ที่โปรแกรม Matlab ผ่านทาง Simulink เพื่อจำลองการควบคุมอุณหภูมิ



รูปที่ 4.2 แสดงการทำงานร่วมกันระหว่างโปรแกรม Comsol กับ Matlab ผ่านทาง Simulink



รูปที่ 4.3 แสดงรูปกราฟของระบบควบคุม โดยสามารถควบคุมอุณหภูมิให้คงที่ไม่เกิน 50 องศาเซลเซียส

4.2 การทดสอบการใช้งานเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อ แบบ in-vitro

1.) ทดสอบเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อหมู



รูปที่ 4.4 การทดสอบเครื่องไมโครเวฟกับเนื้อหมู



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.5 (ก) เนื้อหมูที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่มีระบบควบคุม
(ข) เนื้อหมูที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่ไม่มีระบบควบคุม

ตาราง 4.1 ค่าการทดสอบเครื่องไมโครเวฟกับเนื้อหมู

Voltage (V)	Microwave Power (W)			
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3	เฉลี่ย
1.90	6 m	4 m	8 m	6 m
1.91	80 m	12 m	9 m	80 m
1.92	140 m	110 m	14 m	140 m
1.93	450 m	340 m	151 m	450 m
1.94	1.2	520 m	243 m	654.33 m
1.95	7.8	2.54	1.45	3.93
1.96	20.5	18.7	14.7	17.97
1.97	21.6	22.22	21.98	21.93
1.98	23.45	23.47	23.01	23.31
1.99	27.47	27.19	26.72	27.13
2.00	34.89	34.24	32.88	34.00
2.01	39.37	36.47	35.65	37.16
2.02	42.7	38.69	37.67	39.69
2.03	44.64	41.78	40.54	42.32
2.04	48.8	38.6	36.92	41.44
2.05	68.17	48.72	49.2	55.36

2.) ทดสอบเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับ



รูปที่ 4.6 สายอากาศที่สอดเข้าไปในเนื้อเยื่อตับที่ต้องการทดสอบ



(ก)

(ข)

รูปที่ 4.7 (ก) เนื้อเยื่อตับที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่มีระบบควบคุม
(ข) เนื้อเยื่อตับที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่ไม่มีระบบควบคุม

ตาราง 4.2 ค่าการทดสอบเครื่องไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับ

Voltage (V)	Microwave Power (W)/Temp.(°C)						
	ครั้งที่ 1	(°C)	ครั้งที่ 2	(°C)	ครั้งที่ 3	(°C)	เฉลี่ย
2.15	0.89	24.60	0.21	23.80	0.35	24.20	0.48
2.16	0.21	25.60	0.89	24.10	0.34	24.60	0.48
2.17	0.24	26.00	1.94	24.60	1.86	25.20	1.35
2.18	0.48	26.50	3.42	24.90	2.56	25.70	2.15
2.19	2.12	27.00	32.75	25.70	35.74	27.50	23.54
2.20	3.40	27.50	31.45	26.40	34.20	28.40	23.02
2.21	30.77	28.30	32.12	27.30	36.07	29.50	32.99
2.22	32.88	29.20	34.55	27.90	37.73	29.80	35.05
2.23	32.04	30.10	34.73	28.40	39.15	30.70	35.31
2.24	33.43	30.6	34.60	28.7	48.90	31.5	38.98
2.25	34.58	31.3	45.73	29.1	55.73	32.3	45.35
2.26	37.29	31.9	48.74	29.7	59.43	32.9	48.49
2.27	39.42	32.4	50.59	30.1	61.67	33.7	50.56

ตาราง 4.2 ค่าการทดสอบเครื่องไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับ (ต่อ)

Voltage (V)	Microwave Power (W)/Temp.(°C)						
	ครั้งที่ 1	(°C)	ครั้งที่ 2	(°C)	ครั้งที่ 3	(°C)	เฉลี่ย
2.28	45.59	32.9	53.79	30.5	63.25	33.9	54.21
2.29	50.66	33.5	55.49	30.9	64.65	34.6	56.93
2.30	53.44	33.9	57.53	31.3	64.91	35.3	58.63
2.31	56.58	34.1	58.12	31.8	62.61	36.2	59.10
2.32	58.46	34.3	57.42	32.2	58.89	36.6	58.26
2.33	59.42	34.6	54.04	32.8	59.34	37.1	57.60
2.34	56.51	35.1	53.64	33.3	54.90	37.6	55.02
2.35	50.05	35.5	49.67	33.8	55.44	38.2	51.72
2.36	49.23	36.1	47.43	34.3	55.70	38.7	50.79
2.37	50.64	36.5	62.23	35.1	57.20	40.2	56.69

บทที่ 5

สรุปงานวิจัย

จากผลการทดลองสามารถนำผลจากการกราฟในรูปที่ 4.3 เป็นกราฟที่ได้จากผลการจำลองในโปรแกรม COMSOL multiphysics กับ Matlab จะเห็นได้ว่าสามารถควบคุมอุณหภูมิของระบบได้ โดยถ้าอุณหภูมิเกินกว่าที่กำหนดไว้ ระบบจะทำการตัดกำลังของระบบลงมาเพื่อรักษาอุณหภูมิให้คงที่ไว้ และจากผลการทดลองกับเนื้อเยื่อแบบ in-vitro ในเนื้อหมูและตับ จะเห็นได้ว่าเนื้อเยื่อที่ทดสอบกับเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟแบบมีระบบการป้องกันความเสียหายของเนื้อเยื่อนั้น พบว่าประสิทธิภาพในการทำลายดี และเนื้อเยื่อมีบริเวณความเสียหายน้อยกว่าเนื้อเยื่อที่ทดสอบกับเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟแบบที่ไม่มีระบบการป้องกันความเสียหายของเนื้อเยื่อ

งานวิจัยนี้เป็นระบบที่สร้างขึ้นภายในประเทศ ราคาถูกกว่าต่างประเทศ มีชุดควบคุมที่น่าเชื่อถือ ด้านกำลังงานที่ออกจากเครื่อง มีการควบคุมการทำงานด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ที่มีความถูกต้อง