



รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

เครื่องทำลายเซลล์มะเร็งแบบสองแหล่งจ่าย
แบบแยกการควบคุมเพื่อการทำลายมะเร็งรูปร่างไม่สมมาตร

Microwave Ablation system 2 output control for destroy cancer cell
non-symmetry shape

ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่องานวิจัย:

เครื่องทำลายเซลล์มะเร็งแบบสองแหล่งจ่าย แบบแยกการควบคุมเพื่อการทำลายมะเร็งรูปทรงไม่สมมาตร

นักวิจัย:..... ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

คณะ: วิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชา: วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้นำเสนอการออกแบบระบบทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยใช้สายอากาศมากกว่า 1 ต้น เพื่อการทำลายเซลล์มะเร็ง ให้มีขนาดใหญ่ขึ้น และมีรูปทรงที่ไม่สมมาตรเพื่อให้สามารถแปรเปลี่ยนรูปทรงและขนาดตาม ขนาดของเซลล์มะเร็ง โดยทางที่นักวิจัยใช้ระเบียบวิธีการทางด้านไฟไนต์เอลิเมนต์ทำการออกแบบ เพื่อทราบผลการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของการจัดวางสายอากาศ ว่าผลการออกแบบให้ผลสอดคล้องตามหลักการที่ได้ทำการออกแบบไว้หรือไม่ หลังจากนั้นทำการทดลองกับเนื้อเยื่อจริงแบบ in-Vitro เพื่อทราบข้อแตกต่างระหว่างผลการจำลองการทำงานกับที่ได้ออกแบบด้วย ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งมีได้ผลลัพธ์ใกล้เคียงกันกับที่ได้ออกแบบ โดยขนาดของการทดลองจริงจะมีขนาดของการทำลายที่ใหญ่กว่าผลที่ได้จากการจำลองการทำงานเล็กน้อย การทดลองจำนวนสายอากาศหลายต้นจะส่งผลให้ขนาดของการทำลายมีขนาดใหญ่ขึ้นอีกด้วย

Research Title:

Microwave Ablation system 2 output control for destroy cancer cell non-symmetry shape

Researcher:..... Asst.Prof.Dr. Pattarapong Phasukkit.....

Faculty: Engineering..... Department: Electronic Engineering.....

.....

ABSTRACT

Microwave ablation for liver cancer treatment has been widely performed due to its minimal invasive technique both single and multi probe. Even though, multi antenna ablation system provide a larger destroy area, however effect of phase shift difference between each antenna is still challenge to be investigate for total ablation result. In this research, we propose a preliminary investigate of phase shift effect to a multi antenna system. Two probes array and three probes array was configured as a multi antenna liver ablation system based on each coaxial opened-slot antenna. By using FEM analyze, we present a full 3D simulation results of those multiple antenna system as phase shift between each probe was varied.

Keywords - finite element analysis, phase shift multi-antenna,microwave liver ablation

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้ได้รับเงินสนับสนุนจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ทางผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ด้วย

ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.1.1 Alcohol Ablation.....	1
1.1.2 Chemo Therapy.....	1
1.1.3 LiTT (Laser – induced thermo therapy).....	1
1.1.4 Cryo Surgery.....	1
1.1.5 RFA (Radio Frequency Ablation).....	1
1.1.6 MCT (Microwave Coagulation Therapy).....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	4
1.3 สมมติฐานของการศึกษา	5
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	6
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	6
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	6
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์.....	8
2.1 ระบบควบคุม.....	8
2.1.1 ประวัติความเป็นมาและพัฒนาการของระบบควบคุม.....	8
2.1.2 ความหมายและคำนิยามของระบบควบคุม.....	9
2.1.3 รูปแบบของการควบคุม.....	10
2.2 ระบบควบคุมพีไอดี.....	12
2.3 แหล่งจ่ายไฟ.....	13
2.3.1 คุณสมบัติเฉพาะที่ระบุไว้บนแหล่งจ่ายไฟ.....	14
2.3.2 ประเภทของแหล่งจ่ายไฟ.....	14
2.3.3 แหล่งจ่ายไฟ DC.....	14
2.3.4 แหล่งจ่ายไฟ AC.....	15
2.4 SCR (Silicon Control Rectifier).....	15
2.4.1 สภาวะนำกระแสของเอสซีอาร์.....	16
2.4.2 สภาวะหยุดนำกระแสของเอสซีอาร์.....	16

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.4.2.1 แอนโอดเคอร์เรนทอินเทอร์พชั่น (Anode Current Interruption).....	17
2.4.2.2 ฟอรัชคอมมูเทชั่น (Forced Commutation).....	18
2.4.3 การนำเอสซีอาร์ไปใช้งาน.....	18
2.5 ไอจีบีที (Insulate Gate Bipolar Transistor : IGBT).....	19
2.5.1 โครงสร้างและสัญลักษณ์.....	19
2.5.2 สถานะนำกระแส.....	20
2.6 วงจรเรียงกระแส.....	21
2.6.1 วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์.....	23
2.7 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	24
2.8 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ.....	26
2.8.1 ความหมายของไมโครเวฟ.....	26
2.8.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน.....	26
2.8.3 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ.....	27
2.9 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ไมโครเวฟ.....	27
2.10 สายโคแอกเซียล.....	30
2.11 สมการความร้อนทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation).....	34
2.12 ระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method).....	35
2.12.1 กระบวนการแก้ปัญหา.....	36
2.12.1.1 สมการเชิงอนุพันธ์ย่อย.....	36
2.12.2 ไฟไนต์เอลิเมนต์และองค์ประกอบความรู้ที่จำเป็น.....	37
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	39
3.1 การออกแบบ.....	39
3.1.1 การออกแบบเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ.....	39
3.1.2 การออกแบบโครงสร้างเครื่องกำเนิดไมโครเวฟ.....	40
3.2 โครงสร้างของสายอากาศ.....	44
3.3 คุณสมบัติของสายอากาศ.....	46
3.4 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment Setup).....	48
บทที่ 4 ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง.....	49
4.1 การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์.....	49
4.2 ผลการทดลอง.....	51
4.2.1 การทดลองที่ 1.....	51
4.2.2 การทดลองที่ 2.....	53
4.2.2.1 ทดสอบเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อหมู.....	53

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.2.2.2 ทดสอบเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับ.....	55
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	57
5.1 สรุปผลงานวิจัย.....	57
5.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป.....	57
เอกสารอ้างอิง.....	58
ภาคผนวก ก.....	60
ประวัติผู้เขียน.....	67

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

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

1.1.1 Alcohol Ablation เป็นการฉีดแอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์รวมกับเลือดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา

1.1.2 Chemo Therapy เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้นไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้

1.1.3 LiTT (Laser – induced thermo therapy) วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างดีและใช้ต้นทุนในการรักษาสูง

1.1.4 Cryo Surgery เป็นการใช้ความเย็นในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดรวมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง

1.1.5 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 จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความต้านทานสูงมากๆ จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อตับได้อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็งมีลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่น ในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางรายก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุไม่สามารถกำหนดรูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

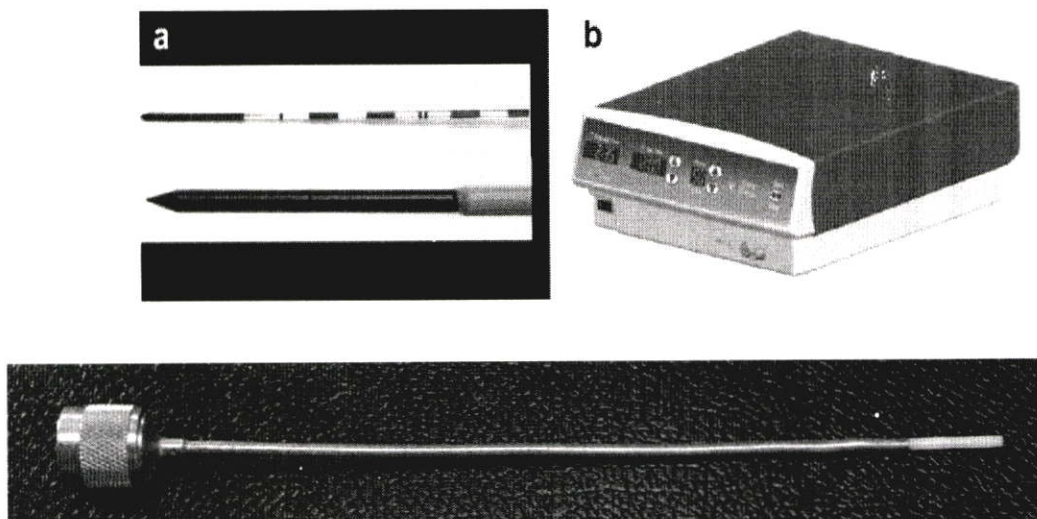
1.1.6 MCT (Microwave Coagulation Therapy) การรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟเป็นการแผ่รังสีความร้อนเป็นระบบการทำลายเซลล์มะเร็งรูปแบบใหม่ การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่แทงอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 องศาเซลเซียสขึ้นไป ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [4]

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

ซึ่งทางผู้วิจัยได้มีความสนใจในการควบคุมอุณหภูมิและกำลังในระบบการรักษา ซึ่งการออกแบบระบบการควบคุมและกำลังนั้นสามารถแสดงได้ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และในการสร้างแบบจำลองโดยใช้วิธีการทางไฟไนท์เอลิเมนต์และโปรแกรมคอมพิวเตอร์ Comsol Multiphysic และ Matlab ช่วยในการวิเคราะห์แบบจำลอง ทำให้เราสามารถวิเคราะห์ ออกแบบและพัฒนาาระบบควบคุมอุณหภูมิและกำลังของระบบทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟได้ ก่อนที่จะได้นำมาทดลองจริง เพราะการที่สามารถควบคุมอุณหภูมิและกำลังในระบบการรักษาได้นั้น ก็จะเป็นการเพิ่มความน่าเชื่อถือของระบบทำลายเซลล์มะเร็งด้วยความร้อน และสามารถใช้เป็นมาตรฐานของเครื่อง Ablation ที่มีการควบคุมแบบอัตโนมัติได้

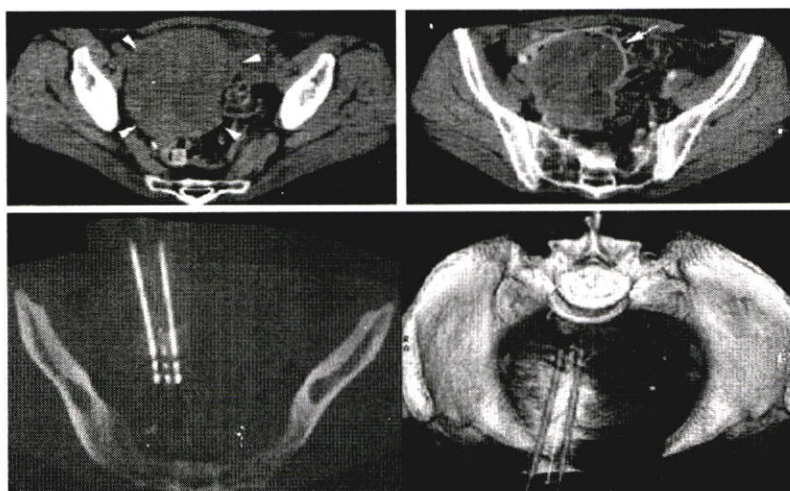
การรักษาเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Ablation) รูปแบบของการรักษาด้วยไมโครเวฟ มีวิธีการคล้ายกับในระบบ RFA เพียงแต่มีความแตกต่างกันในเรื่องของความถี่ใช้งาน และรูปแบบการใช้งาน โดยในระบบทำลายมะเร็งด้วยไมโครเวฟ มีการใช้งานที่ ความถี่ 915 MHz และ 2.45 GHz ซึ่งเป็นความถี่ที่ถูกระบุไว้ในย่านความถี่ที่เป็น ISM Band โดยถูกกำหนดให้ใช้งานในระบบทางการแพทย์ วิทยาศาสตร์ และอุตสาหกรรม ในการใช้งานนั้นเริ่มมีความสนใจนำมาใช้เนื่องจาก ในระบบไมโครเวฟ มีการทำลายมะเร็งที่ได้ขนาดการทำลายที่ใหญ่กว่า RFA โดยมีขนาดของการทำลายมากกว่า 3 เซนติเมตร และมีความหลากหลายโดย ได้มีการนำเสนอสายอากาศไมโครเวฟ แบบต่างๆ ที่มีรูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นที่หลากหลายกว่าระบบ RFA

ได้มีงานวิจัยที่นำเสนอการเปรียบเทียบการทำลายมะเร็งที่เกิดขึ้นกับอวัยวะตับ พบว่า ขนาดของการทำลายในระบบไมโครเวฟ มีขนาดที่ใหญ่กว่า และ มีอุณหภูมิที่สูงกว่าในระบบ RFA

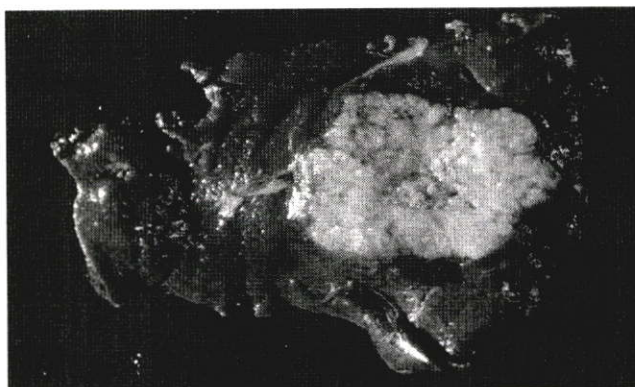


รูปที่ 1.1 สายอากาศและตัวเครื่องระบบไมโครเวฟ

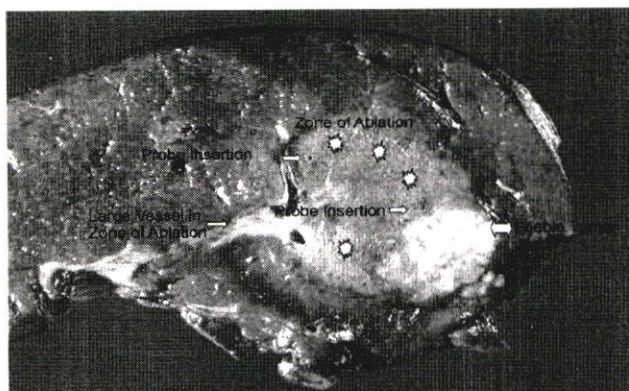
ในระบบนี้มีข้อดีเรื่องการใช้งานแตกต่างจากระบบ RFA โดยที่ ในระบบจะไม่ใช่แผ่นสายดิน คลื่นไมโครเวฟมีรูปแบบการเคลื่อนที่ในตัวกลางแตกต่างจากระบบ RFA ทำให้ลดปัญหาในการเกิด รอยไหม้ขึ้นบริเวณตำแหน่งแผ่นสายดินได้ดี



รูปที่ 1.2 ภาพการรักษาโดยการสอดสายอากาศนำคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่ร่างกายเพื่อทำลายมะเร็ง



(ก)



(ข)

รูปที่ 1.3 (ก) ภาพจริงของมะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ ก่อนทำการรักษา และ (ข) ภาพหลังทำการรักษา มะเร็งด้วยความร้อนโดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ

ในระบบไมโครเวฟสามารถทำลายมะเร็งที่มีขนาดใหญ่ได้โดยใช้เทคนิคการทำลายโดยใช้สายอากาศหลายต้น เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายให้มีขนาดใหญ่ขึ้น โดยได้มีการพัฒนาทางด้านงานวิจัย ได้นำเอาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ที่มีความถูกต้องสูงมาทำการคำนวณการทำลายมะเร็งที่เกิดจากสายอากาศที่ทำการออกแบบ และการนำเอาเทคนิคต่างๆ เข้ามาใช้ เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายและความหลากหลายของการทำลายมะเร็งได้

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1.2.1 เพื่อศึกษาการกระจายความร้อนของระบบคลื่นไมโครเวฟด้วยวิธีการจำลองการทำงาน โดยใช้ระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ เพื่อหาตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับควบคุมระบบการรักษามะเร็งตับด้วยคลื่นไมโครเวฟ

1.2.2 เพื่อนำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาเป็นแนวทางการพัฒนาระบบควบคุมกำลังงานเพื่อรักษาอุณหภูมิในการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟแบบอัตโนมัติ

1.2.3 เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาระบบควบคุมการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ ให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้น

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

คลื่นไมโครเวฟ (Microwave) เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าชนิดหนึ่งซึ่งมีอยู่แล้วในธรรมชาติ โดยดวงอาทิตย์เป็นผู้ส่งออกมา โดยไมโครเวฟมีความถี่ตั้งแต่ 300-3000 MHz คลื่นในช่วงความถี่นี้มีคุณสมบัติไปสั่นโมเลกุลของสสาร เมื่อสสารเกิดการสั่นด้วยความถี่สูงจะทำให้เกิดความร้อนขึ้น จากตัวโมเลกุลเองแล้วจึงส่งผ่านความร้อนขยายเป็นวงกว้างออกไป จึงมีประโยชน์ในการอุ่นอาหารและทำอาหารให้สุกด้วย ประโยชน์ด้านอื่นก็ยังมีอีกมาก เช่น ใช้ในการแพทย์ คือเป็นเครื่องช่วยในการทำกายภาพบำบัด จะทำให้กล้ามเนื้อของคนที่ปวดเมื่อยได้รับความร้อนเหมือนกับการนวด

ปัจจุบันการรักษามะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในเทคนิคการรักษาโรคมะเร็ง โดยทางผู้วิจัยเห็นว่ายังมีหลายปัจจัยในการศึกษาในเทคนิคการรักษานี้ เนื่องจากคลื่นไมโครเวฟสามารถนำไปใช้ทำให้เนื้อสัตว์หรือของเหลวเช่น น้ำ ทำให้เกิดความร้อนหรือทำให้แห้งได้ ดังนั้นเมื่อคลื่นไมโครเวฟเคลื่อนที่เข้าไปในวัสดุต่างๆ ที่ประกอบด้วยโมเลกุลที่มีความเป็นขั้ว หรือโมเลกุลที่เป็นระจุกวและลบมีการกระจายตัวไม่สม่ำเสมอ โมเลกุลเหล่านั้นจะเคลื่อนที่เนื่องจากได้รับแรงกระทำแบบสลับไปมาอย่างรวดเร็วจากสนามไฟฟ้าของคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งความถี่ของคลื่นไมโครเวฟสำหรับกระบวนการให้ความร้อนเท่ากับ 2.45 GHz ดังนั้นสนามไฟฟ้าของคลื่นไมโครเวฟจะมีการสลับขั้ว 2,450 ล้านครั้งต่อวินาที เมื่อโมเลกุลของน้ำเป็นโมเลกุลมีขั้ว (โมเลกุล H₂O มีค่าโมเมนต์ขั้วคู่เท่ากับ 1.1×10^{-29} C.m) ที่มีจำนวนมากที่สุด อยู่ภายใต้อิทธิพลของสนามไฟฟ้าของคลื่นไมโครเวฟ มันจะพยายามหมุนตามการสลับขั้วของสนามไฟฟ้า ทำให้เกิดการชนกันระหว่างโมเลกุล ซึ่งจะก่อให้เกิดความร้อนขึ้นอย่างรวดเร็ว กระบวนการที่ทำให้เกิดความร้อนขึ้นภายในวัสดุเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ เรียกว่า Dielectric Heating และความร้อนที่เกิดขึ้นจะขึ้นอยู่กับผลิตภัณฑ์หรือคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของผลิตภัณฑ์นั้นๆ วัสดุที่เป็นฉนวนที่มีค่าการนำไฟฟ้าต่ำจะยอมให้คลื่นไมโครเวฟทะลุผ่าน เช่น แก้ว อากาศ โพลีโพรพิลีน อลูมินาเซรามิกส์ เป็นต้น ส่วนวัสดุที่มีค่าการนำความร้อนสูง เช่น โลหะ จะสะท้อนคลื่นไมโครเวฟ คลื่นไม่สามารถทะลุผ่านไปได้ สำหรับวัสดุไดอิเล็กตริกหรือวัสดุกึ่งฉนวนที่มีขั้วทางไฟฟ้า (Dipole) เช่น น้ำ กระจก คาร์บอน เรซินและไม้ จะสามารถดูดกลืนคลื่นไมโครเวฟและเปลี่ยนเป็นความร้อน ลักษณะการเกิดความร้อนจะเกิดจากแรงเสียดสีระหว่างการจัดเรียงตัวใหม่ของโมเลกุลน้ำเมื่อดูดกลืนคลื่นส่งผลให้เกิดความร้อนขึ้นภายในทั่วทั้งเนื้อวัสดุ (Volumetric Heating) ดังนั้นทางผู้วิจัยจึงสนใจถึงการควบคุมการนำคลื่นไมโครเวฟไปใช้ในการรักษา ต้องมีการควบคุมไม่ทำให้เนื้อเยื่อที่ได้รับความเสียหาย โดยเริ่มต้นจากการศึกษาการกระจายตัวของคลื่นโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์แบบ 3 มิติ เพื่อที่จะสามารถมองเห็นรูปแบบการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นบริเวณเนื้อเยื่อได้ชัดเจนยิ่งขึ้น เพื่อหาจุดที่เหมาะสมที่สุดในการวัดอุณหภูมิของเสาะอากาศกับเนื้อเยื่อ จากนั้นจึงนำมาทดสอบจริงกับเนื้อหมู แล้วเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลการ Simulation ซึ่งจะนำไปสู่แนวทางการพัฒนาระบบควบคุมกำลังงานเพื่อรักษา

อุณหภูมิในการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟแบบอัตโนมัติ และเพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาระบบควบคุมการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ ให้มีประสิทธิภาพเพิ่มมากขึ้น

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) หรือ FEM ซึ่งเป็นวิธีการคำนวณเชิงตัวเลขชนิดหนึ่งสำหรับแก้สมการเชิงอนุพันธ์ในการแก้ปัญหา การวิเคราะห์ด้านความร้อน ใช้สมการความร้อนทางชีววิทยา เพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของความร้อนหรืออุณหภูมิ และปฏิกิริยาของคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองที่สร้างขึ้น และศึกษาดูการทำลายเนื้อเยื่อในรูปแบบ 3 มิติ รวมทั้งศึกษาผลกระทบที่มีต่อเนื้อเยื่อที่ดี

1.5 ขอบเขตการวิจัย

1.5.1 การใช้ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการจำลองและวิเคราะห์

1.5.2 ศึกษาการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศโคแอกเซียล

1.5.3 สร้างอุปกรณ์เครื่องมือที่รองรับงานวิจัยด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ เพื่อเป็นเครื่องมือที่สำคัญในการใช้ในการทดลอง

1.5.4 ทดลองกับเนื้อเยื่อ เพื่อวิเคราะห์ผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ไม่มีเอกสารจากต้นฉบับ หน้า 7

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน

ในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา การเดินทางของคลื่นในตัวกลางต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-Heat Equation)

ในระบบไมโครเวฟนั้น ขนาดของสายอากาศที่จะมีขนาดสายอากาศสอดคล้องกับขนาดความยาวคลื่น $\lambda_{eff}/4$ โดยที่ λ_{eff} คือความยาวคลื่นในตัวกลางใดๆมีค่าเท่ากับ

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

เมื่อ

λ_{eff} คือ ความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆ

c คือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ 3×10^8

f คือ ความถี่มีค่าเท่ากับ 2.45 GHz

$\epsilon_r, tissue$ คือ ค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

2.1 ระบบควบคุม

2.1.1 ประวัติความเป็นมาและพัฒนาการของระบบควบคุม

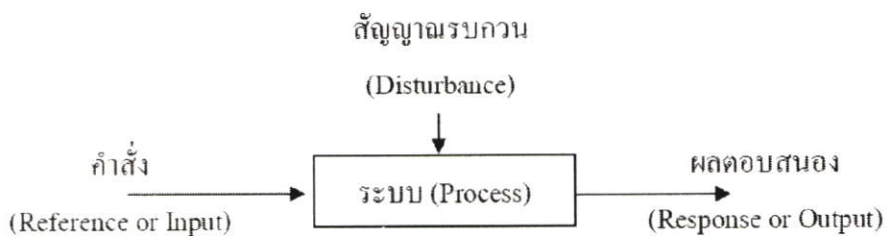
ระบบควบคุมได้ถูกนำมาใช้งานตั้งแต่ยุคก่อนประวัติศาสตร์ ที่พอจะมีหลักฐานปรากฏให้เห็นก็คือระบบชลประทานที่มีการควบคุมระดับน้ำที่แจกจ่ายไปในพื้นที่เกษตรกรรม การวิเคราะห์และออกแบบระบบควบคุมโดยใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ถูกนำมาใช้เป็นครั้งแรกในปี ค.ศ. 1760 โดย เจมส์ วัตต์ โดยเขาได้นำมาใช้ ในการออกแบบและควบคุมเครื่องจักรไอน้ำ และในงานอื่นๆที่เขาได้พัฒนาขึ้นในภายหลัง พัฒนาการของระบบควบคุมเริ่มเข้มข้นและจริงจังมากขึ้นในช่วงสมัยสงครามโลกครั้งที่สอง เพื่อพัฒนาอาวุธยุทโธปกรณ์ต่างๆให้ก้าวหน้ากว่าประเทศคู่แข่ง พัฒนาการของระบบควบคุมแบ่งได้เป็น 2 ยุคหลักๆคือ

ระบบควบคุมดั้งเดิม (Classical Control Systems) เป็นระบบควบคุมที่พัฒนาขึ้นในช่วงแรกๆ ที่มีการนำเอาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ไม่ซับซ้อนมากนักมาใช้ควบคุมระบบที่เป็นเชิงเส้น (Linear Systems) และระบบที่ไม่แปรเปลี่ยนตามเวลา (Time-invariant Systems) แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ส่วนใหญ่ก็จะอยู่ในรูปแบบของฟังก์ชันถ่ายโอน (Transfer Function) ตัวอย่างของ

ทฤษฎีเกี่ยวกับระบบควบคุมในยุคนี้ได้แก่ ระบบควบคุมพีไอดี (PID Controllers) เส้นทางเดินราก (Root Locus) แผนภาพโบด (Bode Plot) และแผนภาพไนควิสต์ (Nyquist Plot) เป็นต้น

ระบบควบคุมสมัยใหม่ (Modern Control Systems) เป็นระบบควบคุมที่พัฒนาขึ้นในช่วงหลังๆ เนื่องมาจากข้อจำกัดในการใช้งานของทฤษฎีระบบควบคุมแบบดั้งเดิม ที่จำกัดการนำไปใช้งานกับระบบที่เป็นเชิงเส้น (Linear Systems) และระบบที่ไม่แปรเปลี่ยนตามเวลา (Time-invariant Systems) ซึ่งในทางปฏิบัติแล้วระบบมักจะไม่เป็นเชิงเส้น (Non-linear Systems) และแปรเปลี่ยนตาม เวลา (Time-variant Systems) โดยที่แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในระบบควบคุมแบบดั้งเดิมก็มี ข้อจำกัดในการใช้งานกับระบบประเภทนี้ จึงได้มีการคิดแบบจำลองทางคณิตศาสตร์และวิธีการควบคุมรูปแบบใหม่ๆ ขึ้นมา ตัวอย่างของทฤษฎีเกี่ยวกับระบบควบคุมในยุคนี้ได้แก่ระบบที่อาศัยรูปแบบของสมการสเตท (State Variable) ในการคำนวณ ระบบควบคุมความเหมาะสม (Optimal Control) ระบบควบคุมแบบปรับตัวได้ (Adaptive Control) ระบบควบคุมลูกผสม (Hybrid Control) โครงข่ายประสาทเทียม (Artificial Neural Network) และตรรกศาสตร์คลุมเครือ (Fuzzy Logic) เป็นต้น

2.1.2 ความหมายและคำนิยามของระบบควบคุม



รูปที่ 2.1 ส่วนประกอบของระบบควบคุม

ระบบ(System) หมายถึง ส่วนหรือหน่วยที่ ได้รวบรวมสิ่งต่างๆเข้าด้วยกัน
ควบคุม(Control) หมายถึงการบังคับหรือสั่งการ

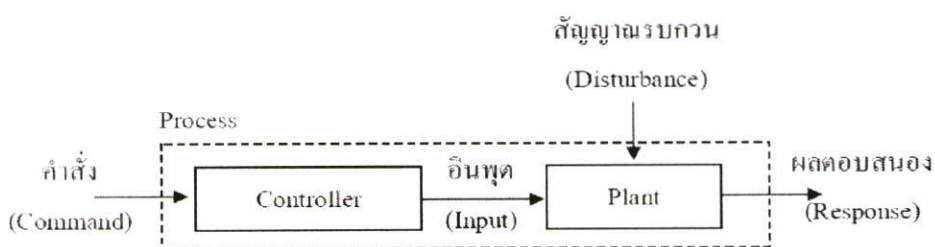
ระบบควบคุม(Control Systems) หมายถึง ส่วนหรือหน่วยที่ ได้รวบรวมสิ่งต่างๆเข้า ด้วยกัน
เพื่อใช้บังคับหรือสั่งการเพื่อให้สิ่งใดสิ่งหนึ่งเป็นไปตามความต้องการ ตัวอย่างเช่นการควบคุม
อุณหภูมิห้องด้วยเครื่องปรับอากาศ ในรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 การควบคุมอุณหภูมิห้องด้วยเครื่องปรับอากาศ

2.1.3 รูปแบบของการควบคุม

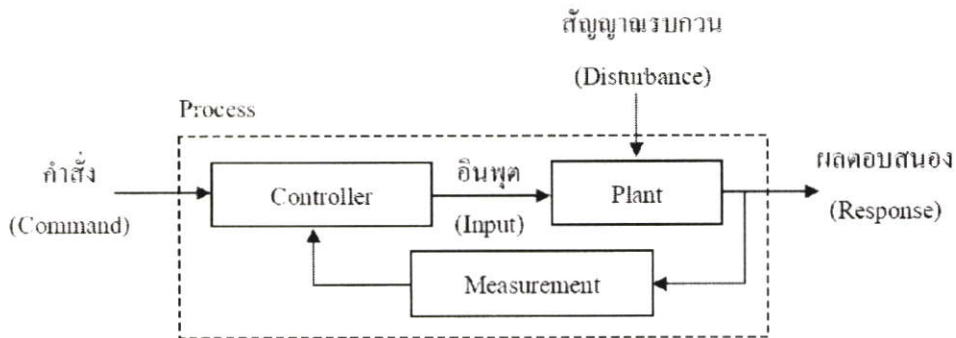
ระบบควบคุมแบบวงรอบเปิด (Open Loop Control)



รูปที่ 2.3 ระบบควบคุมแบบวงรอบเปิด

ลักษณะทั่วไปของระบบควบคุมแบบวงรอบเปิดจะเป็นไปตามรูปที่ 2.3 ในการควบคุม แบบวงรอบเปิด ตัวควบคุม (Controller) จะส่งสัญญาณป้อน (Input) ให้กับสิ่งที่ต้องการควบคุม (Plant) ตามคำสั่งหรือสัญญาณอ้างอิง (Command or referent) ที่รับมา โดยที่ตัวควบคุมจะอนุมานว่าเมื่อสิ่งที่ต้องการควบคุมได้รับสัญญาณป้อนแล้วนั้น ก็จะผลิตเอาต์พุตหรือผลตอบสนอง (Response) ให้ได้ตามที่คาดหวังไว้โดยไม่ต้องทำการตรวจสอบสัญญาณเอาต์พุตจริง ว่าเป็นไปตามคำสั่งหรือไม่ ตัวอย่างอุปกรณ์ไฟฟ้าที่มีลักษณะการทำงานเป็นแบบวงรอบเปิด ได้แก่ ตู้อบไมโครเวฟที่มีลักษณะการปรับเปลี่ยนกำลังไฟฟ้า โดยที่ไม่มีการตรวจสอบว่ากำลังไฟฟ้าจริงที่ออกมาในรูปของสัญญาณไมโครเวฟนั้นว่าเป็นเท่าใดกันแน่ หรือออกมาได้เท่ากับที่ปรับตั้งไว้หรือไม่ ลักษณะการทำงานจึงเป็นวงรอบเปิด

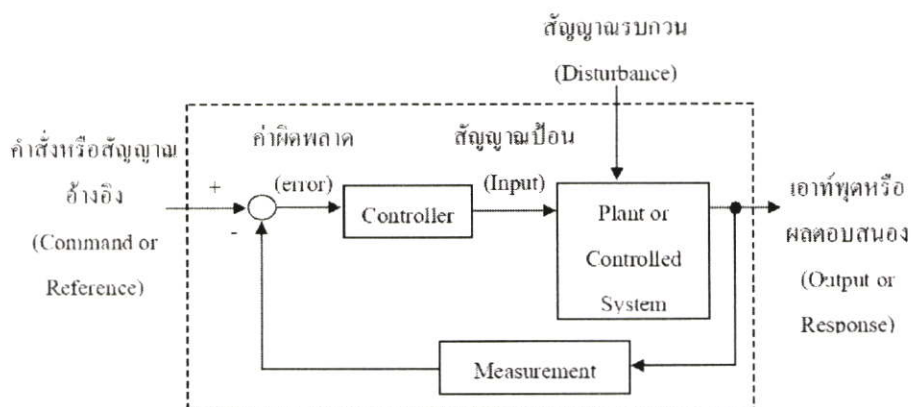
ระบบควบคุมแบบวงรอบปิด (Closed Loop Control)



รูปที่ 2.4 ระบบควบคุมแบบวงรอบปิด

ลักษณะทั่วไปของระบบควบคุมแบบวงรอบปิดจะเป็นไปตามรูปที่ 2.4 ในการควบคุมแบบวงรอบปิด ตัวควบคุม (Controller) จะทำการเปรียบเทียบสัญญาณอ้างอิงหรือคำสั่ง (Referent or Command) กับสัญญาณเอาต์พุตหรือผลตอบสนอง (Output or Response) ที่ป้อนกลับมาโดยตัวตรวจจับ (Measurement or Sensor) แล้วนำไปสร้างสัญญาณป้อนหรืออินพุต (Input) ให้กับสิ่งที่ต้องการควบคุม (System under controlled or Plant) เพื่อที่จะให้ผลิตเอาต์พุตหรือผลตอบสนองให้เป็นไปตามสัญญาณอ้างอิงที่ต้องการ (Command or Reference)

ระบบควบคุมแบบวงรอบปิดอาจจะเรียกได้อีกอย่างหนึ่งว่า ระบบควบคุมแบบป้อนกลับ (Feedback Control System) ตามรูปที่ 2.5 ระบบนี้เป็นระบบควบคุมที่พยายามรักษาเอาต์พุตให้ได้ตามต้องการ โดยการนำเอาสัญญาณเอาต์พุตมาเปรียบเทียบกับสัญญาณอ้างอิงที่ต้องการ แล้วนำค่าความแตกต่างไปใช้ในการควบคุมสัญญาณป้อนให้กับสิ่งที่ต้องการควบคุม

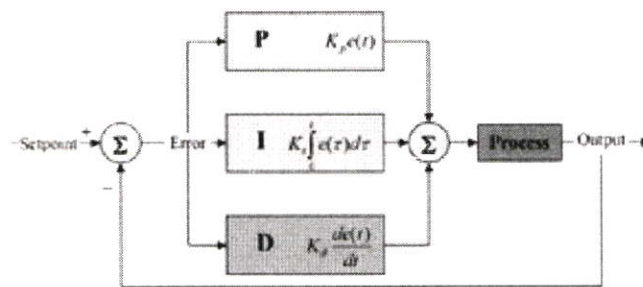


รูปที่ 2.5 ระบบควบคุมแบบป้อนกลับ

ตัวอย่างของอุปกรณ์ไฟฟ้าที่มีลักษณะการทำงานเป็นแบบวงรอบปิดได้แก่ เตารีด ตู้เย็น หรือ เครื่องปรับอากาศ เป็นต้น เตารีดมีสวิตช์เป็นไบเมทัลที่โค้งตัวเมื่ออุณหภูมิรอบๆตัวมันสูงขึ้น และใช้ การโค้งตัวนี้เป็นสวิตช์ตัดต่อการทำงานของฮีตเตอร์ การทำงานจึงเป็นวงรอบปิด ส่วนตู้เย็นหรือ เครื่องปรับอากาศก็เช่นกัน มีเทอร์โมสตัทเป็นตัววัดอุณหภูมิภายในตู้และตัวเทอร์โมสตัทเองก็เป็น สวิตช์ควบคุมการตัดต่อคอมเพรสเซอร์ให้ทำงาน เมื่อคอมเพรสเซอร์ทำงานก็ทำให้เกิดความเย็น เป็นไปตามที่เทอร์โมสตัทตั้งค่าไว้

2.2 ระบบควบคุมพีไอดี

เป็นระบบควบคุมแบบป้อนกลับที่ใช้กันอย่างกว้างขวาง ซึ่งค่าที่นำไปใช้ในการคำนวณเป็นค่า ความผิดพลาดที่หามาจากความแตกต่างของตัวแปรในกระบวนการและค่าที่ต้องการ ตัวควบคุมจะ พยายามลดค่าผิดพลาดให้เหลือน้อยที่สุดด้วยการปรับค่าสัญญาณขาเข้าของกระบวนการ ค่าตัวแปร ของ PID ที่ใช้จะปรับเปลี่ยนตามธรรมชาติของระบบ



รูปที่ 2.6 แสดงแผนภาพบล็อกของการควบคุมแบบพีไอดี

วิธีคำนวณของ PID ขึ้นอยู่กับสามตัวแปรคือค่าสัดส่วน ปริพันธ์ และ อนุพันธ์ โดยค่าสัดส่วน จะกำหนดจากผลของความผิดพลาดในปัจจุบัน ค่าปริพันธ์กำหนดจากผลลบค่าพื้นฐานของผลรวม ความผิดพลาดที่ซึ่งพียงผ่านพ้นไปและค่าอนุพันธ์กำหนดจากผลลบค่าพื้นฐานของอัตราการเปลี่ยนแปลง ของค่าความผิดพลาด น้ำหนักที่เกิดจากการรวมกันของทั้งสามนี้จะใช้ในการปรับกระบวนการ โดยการปรับค่าคงที่ใน PID ตัวควบคุมสามารถปรับรูปแบบการควบคุมให้เหมาะกับที่กระบวนการ ต้องการได้การตอบสนองของตัวควบคุมจะอยู่ในรูปของการไหวตัวของตัวควบคุมจนถึงค่าความ ผิดพลาด ค่าโอเวอร์ชูต (overshoots) และ ค่าแกว่งของระบบ (oscillation) วิธี PID ไม่รับประกันได้ว่าจะจะเป็นระบบควบคุมที่เหมาะสมที่สุดหรือสามารถทำให้กระบวนการมีความเสถียรแน่นอน

การประยุกต์ใช้งานบางครั้งอาจใช้เพียงหนึ่งถึงสองรูปแบบ ขึ้นอยู่กับกระบวนการเป็นสำคัญ พีไอดีบางครั้งจะถูกเรียกว่าการควบคุมแบบ PI, PD, P หรือ I ขึ้นอยู่กับว่าใช้รูปแบบใดบ้าง

ทฤษฎีการควบคุมแบบ PID ได้ชื่อตามการรวมกันของเทอมของตัวแปรทั้งสามตามสมการที่ (2.2)

$$MV(t) = P_{out} + I_{out} + D_{out} \quad (2.2)$$

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

เทอมของสัดส่วนจะเป็นไปตามสมการ (2.3)

$$P_{out} = K_p e(t) \quad (2.3)$$

เทอมของปริพันธ์จะเป็นไปตามสมการ (2.4)

$$I_{out} = K_i \int_0^t e(\tau) d\tau \quad (2.4)$$

เทอมของอนุพันธ์เป็นไปตามสมการ (2.5)

$$D_{out} = K_d \frac{d}{dt} e(t) \quad (2.5)$$

2.3 แหล่งจ่ายไฟ

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

แหล่งจ่ายไฟทุกตัวต้องได้รับพลังงานจากแหล่งพลังงานภายนอกเพื่อจ่ายให้โหลดและการบริโภคพลังงานของตัวเองในขณะที่ปฏิบัติงาน แหล่งพลังงานภายนอกจะขึ้นอยู่กับการออกแบบ. แหล่งจ่ายไฟอาจจะได้รับพลังงาน จาก

1. ระบบสายส่งพลังงานไฟฟ้า อาจเป็นกระแสสลับ หรือกระแสตรงที่ได้จากอุปกรณ์ไฟฟ้าที่แปลงแรงดันไฟฟ้า กระแสสลับให้เป็นกระแสตรง
2. อุปกรณ์จัดเก็บพลังงาน เช่นแบตเตอรี่ และ เซลล์เชื้อเพลิง
3. ระบบเครื่องกลไฟฟ้า เช่นเครื่องกำเนิดไฟฟ้าจากพลังงานกล เช่น Generator และ Alternator
4. พลังงานแสงอาทิตย์

แหล่งจ่ายไฟอาจถูกนำมาใช้แบบแยกส่วน หรือเป็นอุปกรณ์ส่วนหนึ่งของโหลด เช่น แหล่งจ่ายไฟในคอมพิวเตอร์เดสก์ท็อป และอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ทั่วไปสำหรับผู้บริโภค

2.3.1 คุณสมบัติเฉพาะที่ระบุไว้บนแหล่งจ่ายไฟ

1. ปริมาณของแรงดันและกระแสที่สามารถจ่ายให้กับโหลดได้
2. วิธีการที่จะทำให้แรงดันหรือกระแสเอาต์พุตมีเสถียรภาพ ภายใต้เงื่อนไขที่กระแสไฟฟ้าอินพุตและสถานะของโหลดที่เปลี่ยนแปลง
3. ระยะเวลาการใช้งานได้นานเท่าใดโดยไม่ต้องเติมเชื้อเพลิงหรือหรือชาร์จประจุใหม่ (เฉพาะ อุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้แหล่งพลังงานแบบพกพา)

2.3.2 ประเภทของแหล่งจ่ายไฟ

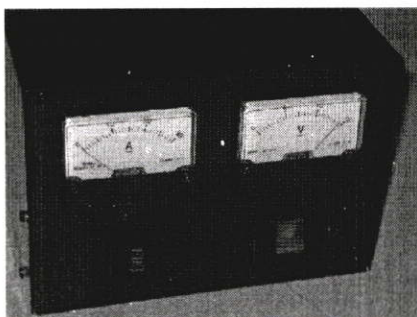
แหล่งจ่ายไฟสำหรับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สามารถแบ่งออกกว้างๆเป็นแบบความถี่ไฟฟ้าขาเข้า (หรือ "ธรรมดา") และ แบบสวิตชิ่ง แบบความถี่ มักจะมีการออกแบบที่ค่อนข้างง่าย แต่จะมีขนาดใหญ่และหนักสำหรับแหล่งจ่ายไฟกระแสสูง เนื่องจากความจำเป็นที่จะต้องใช้หม้อแปลงไฟฟ้าขาเข้าที่มีขนาดใหญ่ และวงจรแบบอิเล็กทรอนิกส์ความร้อนสูงที่ต้องการตัวระบายความร้อนขนาดใหญ่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

2.3.3 แหล่งจ่ายไฟ DC

แหล่งจ่ายไฟ DC ที่ไม่ควบคุมปกติจะใช้หม้อแปลงไฟฟ้าเพื่อแปลงแรงดันจากผนัง (ไฟบ้าน) ให้ต่ำลงให้ได้แรงดันที่ต้องการ ถ้าต้องการผลิต แรงดัน DC วงจรเรียงกระแส จะใช้ในการ แปลงแรงดันไฟฟ้าสลับให้เป็นแรงดันไฟฟ้าตรง(ยังเป็นรูปคลื่นอยู่) ตามด้วยตัวกรองประกอบด้วยตัวเก็บประจุ ตัวต้านทาน อย่างน้อยหนึ่งตัว และบางครั้งมี ตัวเหนี่ยวนำด้วยเพื่อ ทำการกรอง (ทำให้เรียบ) ของคลื่นเหล่านั้น คลื่นขนาดเล็กที่เหลือจากการกรองหรือที่เรียกว่า ripple นี้เป็นสิ่งไม่พึงประสงค์ ซึ่งอาจมีความถี่น้อยหรือมากกว่าความถี่จาก AC input (ขึ้นอยู่กับวิธีเรียงกระแสว่า จะเป็นแบบครึ่งคลื่น หรือ เต็มคลื่น) ripple นี้จะซีไปบนแรงดันไฟฟ้าตรง อย่างหลีกเลี่ยงไม่ได้

ในวัตถุประสงค์ เช่นการชาร์จแบตเตอรี่, ripple ไม่ได้เป็นปัญหาและแหล่งจ่ายไฟที่ง่ายที่สุด อาจเป็นเพียงหม้อแปลงแรงต่ำที่มีไดโอดตัวเดียวกับความต้านทานอีกหนึ่งตัวต่ออนุกรมอยู่ก็ได้

ก่อนที่จะมีการนำอุปกรณ์แบบ solid-state มาใช้, อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์จะใช้วาล์ว (หลอดสุญญากาศ) ซึ่งต้องการแรงดันสูง แหล่งจ่ายไฟจะใช้หม้อแปลงแบบ step-up, วงจรเรียงกระแส และตัวกรอง เพื่อสร้างแรงดันไฟฟ้าตรงหลายระดับ หลายร้อยโวลต์ และแรงดันกระแสสลับเพื่อจุดใช้หลอด เฉพาะอุปกรณ์ที่ทันสมัยที่สุดเท่านั้นที่ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟควบคุมที่มีขนาดใหญ่และราคาแพง



รูปที่ 2.7 แหล่งจ่ายไฟกระแสสลับ

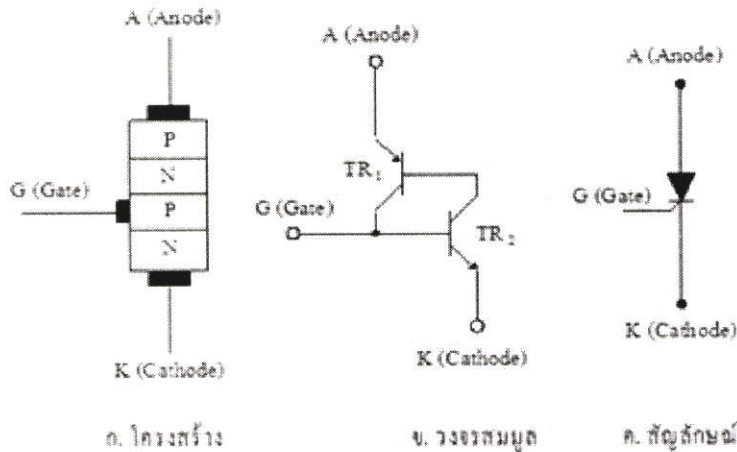
2.3.4 แหล่งจ่ายไฟ AC

แหล่งจ่ายไฟ AC ปกติจะใช้แรงดันไฟฟ้าจากเต้าเสียบ (ไฟบ้าน) และ ลดแรงดันลงในระดับแรงดันไฟฟ้าที่ต้องการ บางครั้ง การกรองก็ต้องการเช่นกัน

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

2.4 SCR (Silicon Control Rectifier)

เอสซีอาร์ (SCR) ชื่อเต็มคือ ซิลิคอน คอนโทรล เร็คตีไฟร์เออร์ (Silicon Control Rectifier) เป็นอุปกรณ์โซลิดสเตต (Solid-State) ที่ทำหน้าที่เป็นสวิตช์เปิด - ปิด (On - Off) วงจรทางอิเล็กทรอนิกส์ชนิดหนึ่ง อีกทั้งเอสซีอาร์ ยังจัดเป็นอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำประเภท “ไทรสเตอร์” (Thyristor) ข้อดีของสวิตช์อิเล็กทรอนิกส์คือจะไม่มีหน้าสัมผัสหรือเรียกว่าคอนแทค (Contact) ขณะเปิด - ปิด จึงไม่ทำให้เกิดประกายไฟที่หน้าสัมผัสจึงมีความปลอดภัยสูงซึ่งสวิตช์ธรรมดา คือแบบกลไกที่มีหน้าสัมผัสจะไม่สามารถนำไปใช้ในบางสถานที่ได้ สวิตช์อิเล็กทรอนิกส์บางครั้งเรียกว่า “โซลิดสเตต สวิตช์” (Solid State Switch)



รูปที่ 2.8 แสดงโครงสร้างวงจรมูลและสัญลักษณ์ของเอสซีอาร์

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

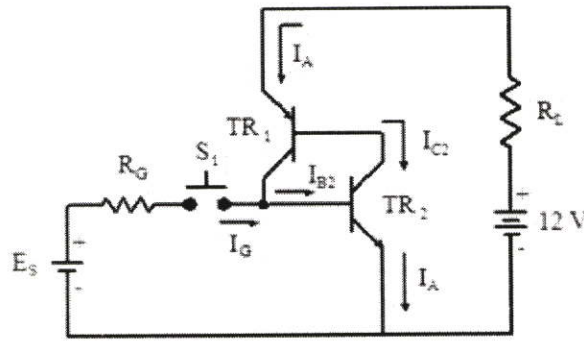
1. แอนโอด (A : Anode)
2. แคโทด (k : Cathode)
3. เกต (G : Gate)

สภาวะการทำงานของเอสซีอาร์ (SCR) สามารถแบ่งการทำงานออกได้เป็น 2 สภาวะ คือ

1. สภาวะนำกระแส เรียกว่า ON
2. สภาวะหยุดนำกระแส เรียกว่า O

2.4.1 สภาวะนำกระแสของเอสซีอาร์

พิจารณารูปที่ 2.9 การที่จะทำให้เอสซีอาร์นำกระแสสามารถทำได้โดยจุดชนวน เรียกว่า “ทริกเกอร์”(Trigger) ด้วยกระแสเกต (IG) ให้แก่เอสซีอาร์ (SCR) และที่ขั้วแอนโอด (A) และแคโทด (K) ได้รับไบอัสตรงคือที่แอนโอดได้แรงดันบวก (+) และที่แคโทดได้รับแรงดันลบ (-) ทำให้เกิดกระแส IB2 ไหลเข้าขาเบส (Base) ของทรานซิสเตอร์ TR2 ทำให้ TR2 อยู่ในสภาวะนำกระแส (ON) จะเกิดกระแสคอลเลคเตอร์ (IC2) ไหลผ่าน TR2 ซึ่งก็คือกระแส IB1 ของทรานซิสเตอร์ TR1 นั่นเอง ดังนั้น TR1 จึงนำกระแสด้วย ค่าความต้านทานระหว่างขั้วแอนโอด (A) และแคโทด (K) จึงมีค่าต่ำมากเป็นผลให้เกิดกระแสแอนโอด (IA) ไหลผ่านอิมิตเตอร์ของ TR1 ไปออกที่อิมิตเตอร์ของ TR2 สภาวะการทำงานของเอสซีอาร์เปรียบเสมือนสวิตช์ปิดวงจร



รูปที่ 2.9 แสดงการจุดชนวนให้เอสซีอาร์นำกระแส

เมื่อเอสซีอาร์นำกระแสแล้วไม่จำเป็นต้องคงค่ากระแสเกต (I_G) ไว้ตลอดไป สามารถลดค่ากระแสเกตให้เป็นศูนย์ ($I_G = 0$) หรือปลดกระแสเกตออกได้โดยที่เอสซีอาร์ยังคงนำกระแสต่อไป เพราะ I_{B2} ที่ไหลเข้าเบสของ TR_2 จะไหลมาจากคอลเลคเตอร์ของ TR_1 ดังนั้นถึงแม้จะไม่มีกระแสเกตเอสซีอาร์ก็ยังคงนำกระแสต่อไปได้

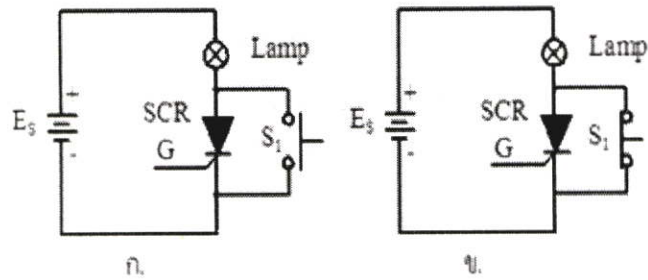
ในสภาว่นำกระแสสั้นถ้าแหล่งจ่ายเป็นไฟกระแสสลับสามารถจะบังคับให้เอสซีอาร์นำกระแสได้มากหรือน้อยได้โดยเลือกมุมจุดชนวนที่เกิดให้เหมาะสม

2.4.2 สภาวะหยุดนำกระแสของเอสซีอาร์

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

2.4.2.1 แอนโอดเคอร์เรนท์อินเทอร์พชั่น (Anode Current Interruption)

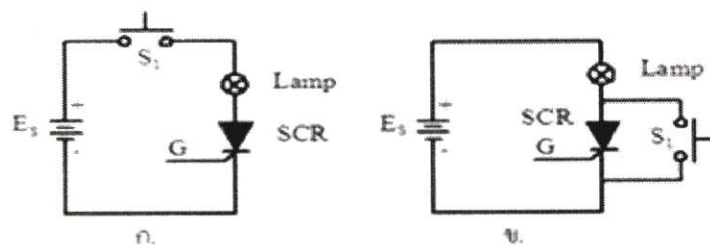
โดยการตัดกระแส I_A ไม่ให้ไหลผ่านแอนโอดของเอสซีอาร์ วิธีง่ายๆ ดังรูปที่ 2.10 ก. โดยต่อสวิตช์อนุกรมแอนโอด (A) ของเอสซีอาร์และเปิดสวิตช์เมื่อต้องการทำให้เอสซีอาร์หยุดทำงาน (Turn - Off) หรืออีกวิธีในรูปที่ 2.10 ข. โดยต่อสวิตช์ระหว่างขั้วแอนโอดและแคโทดของเอสซีอาร์เป็นการเปลี่ยนทางเดินของกระแสแอนโอด (I_A) ไม่ให้ไหลผ่านเอสซีอาร์



รูปที่ 2.10 การทำให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสโดยวิธี anode Current Interruption

2.4.2.2 ฟอรัชคอมมูเทชัน (Forced Commutation)

วิธีนี้ทำได้โดยบังคับให้เอสซีอาร์ได้รับไบอัสกลับโดยใช้สวิตช์ขนานกับเอสซีอาร์เป็นตัวควบคุมการหยุดนำกระแสของเอสซีอาร์ดังรูปที่ 2.11 ถ้าสวิตช์เปิดวงจรเอสซีอาร์ยังคงนำกระแสอยู่ แต่ถ้าสวิตช์ปิดวงจรเอสซีอาร์จะหยุดนำกระแส เนื่องจากได้รับไบอัสกลับตลอดเวลาที่สวิตช์ยังคงปิดอยู่ โดยระยะเวลาในการบังคับให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสโดยให้ไบอัสกลับนี้จะต่อนานกว่าระยะเวลา Turn Off Time ซึ่งระบุไว้ในคู่มือ โดยทั่วไปค่าเวลานี้จะน้อยมาก (ประมาณไมโครวินาที)

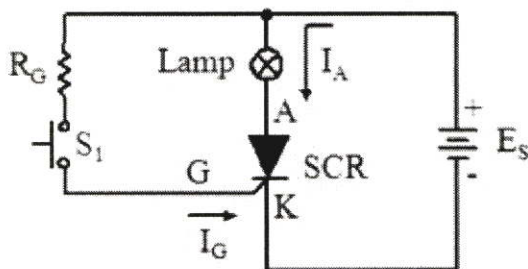


รูปที่ 2.11 การทำให้เอสซีอาร์หยุดนำกระแสโดยวิธี Forced Commutation

2.4.3 การนำเอสซีอาร์ไปใช้งาน

เอสซีอาร์สามารถนำไปใช้ในงานอิเล็กทรอนิกส์อย่างกว้างขวางเช่น วงจรเรียงกระแสที่สามารถควบคุมได้ (Control Rectifier) แต่ส่วนมากจะนิยมนำไปใช้ในการควบคุมหลักๆ 2 ประการ คือ สภาวะนำกระแสและสภาวะหยุดนำกระแส เพื่อให้เกิดการทำงานและหยุดการทำงานของอุปกรณ์ต่างๆ

ตัวอย่างการนำเอสซีอาร์ไปใช้งานอย่างง่ายคือ การนำเอสซีอาร์ไปใช้ในการเปิด - ปิดหลอดไฟซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 แสดงการนำเอสซีอาร์ไปใช้ในการเปิด-ปิดหลอดไฟ

ในขณะที่สวิตช์ S_1 อยู่ในสภาวะเปิดวงจรเอสซีอาร์จะไม่นำกระแส เพราะที่ไม่มีกระแสไปจุดชนวนที่ขาเกตของเอสซีอาร์ ($I_G = 0$) แรงดันตกคร่อมขาแอนโนดและแคโทดมีค่าสูงมาก กระแส I_A จึงไม่สามารถไหลผ่านได้ หลอดไฟจึงไม่ติดสว่าง แต่ถ้าทำการสวิตช์ S_1 (on) จะมีกระแสไปจุดชนวนที่ขาเกตของเอสซีอาร์ ทำให้เอสซีอาร์เกิดการนำกระแส ทำให้แรงดันที่ตกคร่อมระหว่างขาแอนโนดและขาแคโทด ลดลงจนมีค่าต่ำมากมีกระแส I_A ไหลเข้าขาแอนโนดและออกที่ขาแคโทดได้ครบวงจรเป็นผลให้หลอดไฟติดสว่าง

2.5 ไอจีบีที (Insulate Gate Bipolar Transistor : IGBT)

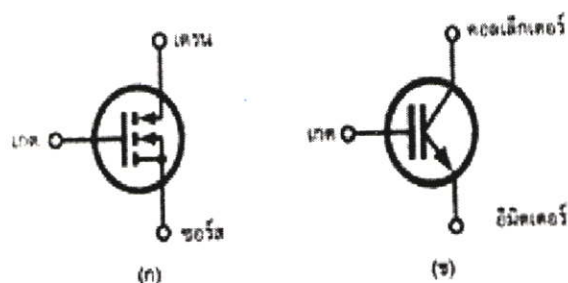
อุปกรณ์เพาเวอร์อิเล็กทรอนิกส์คอนโทรล ที่พอจะคุ้นเคยและใช้งานกันอย่างกว้างขวางในขณะนี้ ก็เห็นจะไม่พ้นเอสซีอาร์ (SCR) ไตรแอก (TRIAC) ทรานซิสเตอร์กำลังและมอสเฟต โดยเฉพาะ ทรานซิสเตอร์และมอสเฟต ที่จะเป็นจุดพัฒนาการของอุปกรณ์ชนิดใหม่นี้ ซึ่งอุปกรณ์ทั้งสองชนิด ก็มีคุณสมบัติที่แตกต่างกันออกไป กล่าวคือ ทรานซิสเตอร์กำลังขณะอยู่ในสภาวะนำกระแสจะมีอัตราการสูญเสียกำลังงานต่ำ มีอัตราแรงดันและขยายกระแสได้สูง แต่ความเร็วในการสวิตซ์ทำงานยังต่ำอยู่ โดยเฉพาะช่วงหยุดนำกระแส จะมีช่วงเวลาที่ยาวกว่า ซึ่งจะเป็นคุณสมบัติที่ตรงข้ามกับเพาเวอร์มอสเฟต ที่มีความเร็วในการสวิตซ์ทำงานนำกระแสและหยุดนำกระแสได้เร็วกว่ามาก แต่ก็มีอัตราการสูญเสียกำลังงานสูงเหมือนกัน

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

2.5.1 โครงสร้างและสัญลักษณ์

IGBT ค่อนข้างจะเป็นอุปกรณ์ชนิดใหม่อยู่ โดยเฉพาะในตลาดอิเล็กทรอนิกส์เมืองไทย ซึ่งก็พอจะมีใช้กันบ้าง และมีจำหน่ายกันหลายเบอร์ด้วยกันจากความเป็นอุปกรณ์ หน้าใหม่จึงมีสัญญาณ

แทนชนิดและตัว IGBT อยู่หลายรูปแบบด้วยกัน ขึ้นอยู่กับผู้ผลิตว่าจะใช้สัญลักษณ์ใดเป็นสัญลักษณ์ประจำสินค้าที่ผลิตขึ้น จากที่พบมากที่สุดก็มีใช้กันอยู่สองแบบ ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.13 ซึ่งเป็นสัญลักษณ์และชื่อเรียกขาต่าง ๆ ของ IGBT ชนิดเอ็นแชนเนล



รูปที่ 2.13 สัญลักษณ์และการเรียกชื่อขาของ IGBT ทั้ง 2 แบบ

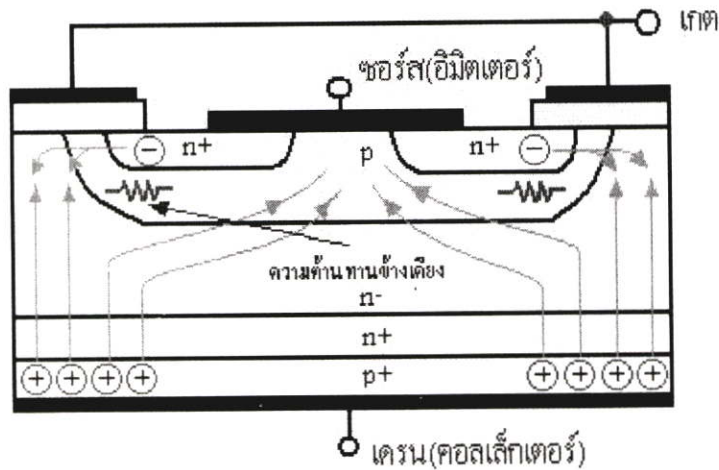
จากรูปที่ 2.13 (ก) จะเห็นว่า มีลักษณะคล้ายสัญลักษณ์ของมอสเฟตมาก เพียงแต่ว่าสัญลักษณ์ของ IGBT นั้นจะมีลูกศรเพิ่มขึ้นมาตรงขาเดรนลักษณะของลูกศรจะชี้เข้าหาตัว หรือชี้เข้าหาชั้นของซิลิคอนภายในตัว IGBT ในบทความนี้จะใช้สัญลักษณ์ในรูป 2.13 (ข) จะเหมือนกับสัญลักษณ์ของทรานซิสเตอร์ แต่ตรงขาเกต (หรือเบสของทรานซิสเตอร์) จะเพิ่มขีดขึ้นมานี้ไม่ได้ต่อกันโดยตรงกับขาที่ต่อออกมาภายนอก

2.5.2 สถานะนำกระแส

ขาเดรนเมื่อได้รับแรงดันไบอัสตรงคือเป็นบวกเมื่อเทียบกับซอร์สและแรงดันระหว่างเกตกับซอร์สมีค่าเกิน $V_{GS(th)}$ ประจุไฟฟ้าบวกที่เกิดจากแรงดันที่ขาเกตจะดึงเอาอิเล็กตรอนให้มารวมกันอยู่ในบริเวณภายใต้เกต ทำให้ชั้นบอดี้ตรงส่วนใต้เกตแปรสภาพเป็น n ทำให้เกิดการต่อกันของบริเวณ n- (drift region) เข้ากับบริเวณซอร์ส n+ (source region) ซึ่งการทำงานเช่นนี้เหมือนกับมอสเฟต

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

ผลการมอดูเลตนี้จะทำให้ความต้านทานของบริเวณ n- มีค่าต่ำลงเป็นการเพิ่มความสามารถในการขับผ่านกระแสได้สูงขึ้น ซึ่งมีลักษณะเหมือนเพาเวอร์ทรานซิสเตอร์ ผลของความต้านทานที่ลดลงทำให้แรงดันตกคร่อมที่สถานะนำกระแสลดต่ำลงด้วย การสูญเสียกำลังงานขณะนำกระแสจึงลดลงด้วยทิศทางการไหลของอิเล็กตรอนและโฮลแสดงดังรูป 2.14



รูปที่ 2.14 ทิศทางการไหลของอิเล็กตรอนและโฮลในขณะนำกระแส

2.6 วงจรเรียงกระแส

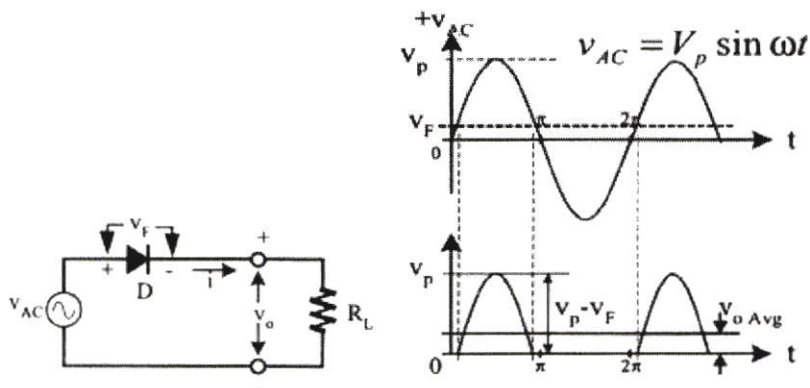
วงจรเรียงกระแส คือ วงจรพื้นฐานของภาคจ่ายไฟทุกรูปแบบ ไม่ว่าจะเป็นวงจรรักษาระดับแรงดันให้คงที่ วงจรเปลี่ยนแปลงระดับแรงดัน หรือวงจรภาคจ่ายไฟกระแสตรงแบบสวิตชิ่ง ซึ่งความหมายของคำว่าวงจรเรียงกระแสก็คือ วงจรไฟฟ้าที่มีคุณสมบัติในการเปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้ากระแสสลับให้เป็นสัญญาณไฟฟ้ากระแสตรง และมีคุณสมบัติที่ยอมให้กระแสไฟฟ้าไหลผ่านไปยังโหลดเพียงทิศทางเดียว สามารถแบ่งแยกวงจรออกได้ 2 รูปแบบ คือ วงจรฮาล์ฟเวฟเรกติไฟเออร์ (Half-wave rectifier) และวงจรฟูลเวฟเรกติไฟเออร์ (Full-wave rectifier) แต่วงจรเรียงกระแสที่นิยมใช้กันมากคือ วงจรฟูลเวฟเรกติไฟเออร์ เหตุผลก็เพราะว่าให้แรงดันไฟตรงสูงกว่าและเรียกกว่ามาก เมื่อเทียบกับวงจรฮาล์ฟเวฟเรกติไฟเออร์

วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่น จากวงจรในรูปที่ 2.15 เขียนสมการที่ KVL จะได้

$$V_{AC} = V_D + v_0 \quad V \quad (2.6)$$

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

$$\begin{aligned} v_0 &= V_{AC} - V_D & V \\ v_0 &= V_p \sin \omega t - 0.6 & V \quad 0 < \omega t < \pi \end{aligned} \quad (2.7)$$



รูปที่ 2.15 วงจรเรียงกระแสแบบครึ่งคลื่น

ในขณะที่ไฟสลัปมีค่าเป็นลบ ($\pi < \omega t < 2\pi$) ไดโอดจะได้รับไบอัสย้อนกลับ จะไม่มีกระแสไหลผ่านไดโอดแรงดันเข้าที่พุกก็จะมีค่าเป็น 0

$$V_0 = 0 \quad V \quad ; \quad \pi < \omega t < 2\pi \quad (2.8)$$

จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่ากระแสจะไหลผ่าน R_L ในทิศทางเดียวเท่านั้น ถึงแม้ว่าแรงดันที่ R_L และกระแสที่ผ่าน R_L จะเป็นกระแสตรง แต่ก็ยังมีลักษณะคล้ายพัลส์ (Pulsating DC) มีการกระเพื่อมสูงมาก คลื่นไฟฟ้ากระแสสลับ 1 ลูกคลื่น จะได้ลูกคลื่นของไฟตรง 1 ลูก ดังในรูป 2.15 นั้น คือความถี่ของการกระเพื่อม(Ripple Frequency) จะเป็น

$$F_R \text{ (HW)} = F_{line} \quad (2.9)$$

ในขณะที่ไฟสลัปเป็นซิกกลบ ไดโอดได้รับไบอัสย้อนกลับจะไม่มีกระแสไหลผ่านไดโอด แรงดันเข้าที่พุกจะเป็น 0

จากสมการที่ (2.9) จะได้

$$v_D = v_{AC} \quad V \quad [\quad \pi < \omega t < 2\pi \quad] \quad (2.10)$$

แรงดันของไฟสลัปทั้งหมดจะตกคร่อมที่ไดโอด ในการเรียงกระแส ไดโอดจะต้องไม่พังทลายไดโอดที่ใช้จะต้องมีค่าแรงดันพังทลายอย่างต่ำเท่ากับค่าสูงสุดของไฟสลัป

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

ในวงจรทั่วไป ค่าสูงสุดของไฟสลัปจะมีค่าสูงกว่าแรงดันไบอัสตรงที่ตกคร่อมไดโอด ($V_F \approx 0.6 \text{ V}$) อย่างมากเราจะถือว่าค่าสูงสุดของไฟตรงมีค่าเท่ากับค่าสูงสุดของไฟสลัป ค่าแรงดันเข้าที่พุกของวงจรจะมีค่าเท่ากับ

$$v_{0,DC} (t) = \begin{matrix} V_p \sin \omega t & V & ; & 0 < \omega t < \pi \\ 0 & V & ; & \pi < \omega t < 2\pi \end{matrix} \quad (2.11)$$

ถ้าเรากลับขั้วไดโอดก็จะได้ค่าเป็นไฟตรงลบ

$$v_{0,DC}(t) = \begin{matrix} 0 & V \\ V_p \sin \omega t & V \end{matrix} ; \begin{matrix} 0 < \omega t < \pi \\ \pi < \omega t < 2\pi \end{matrix} \quad (2.12)$$

2.6.1 วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์

วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์นี้ นิยมใช้งานอย่างมาก (Extremely Popular) โดยการใช้ไดโอด 4 ตัว ไดโอด 2 ตัว ในวงจรสลับกันทำงานให้มีกระแสไหลผ่านในเวลาครึ่งคาบของไฟสลับ และในเวลาอีกครึ่งคาบไดโอดอีก 2 ตัวก็จะทำงาน ดังแสดงในรูปที่ 2.16

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

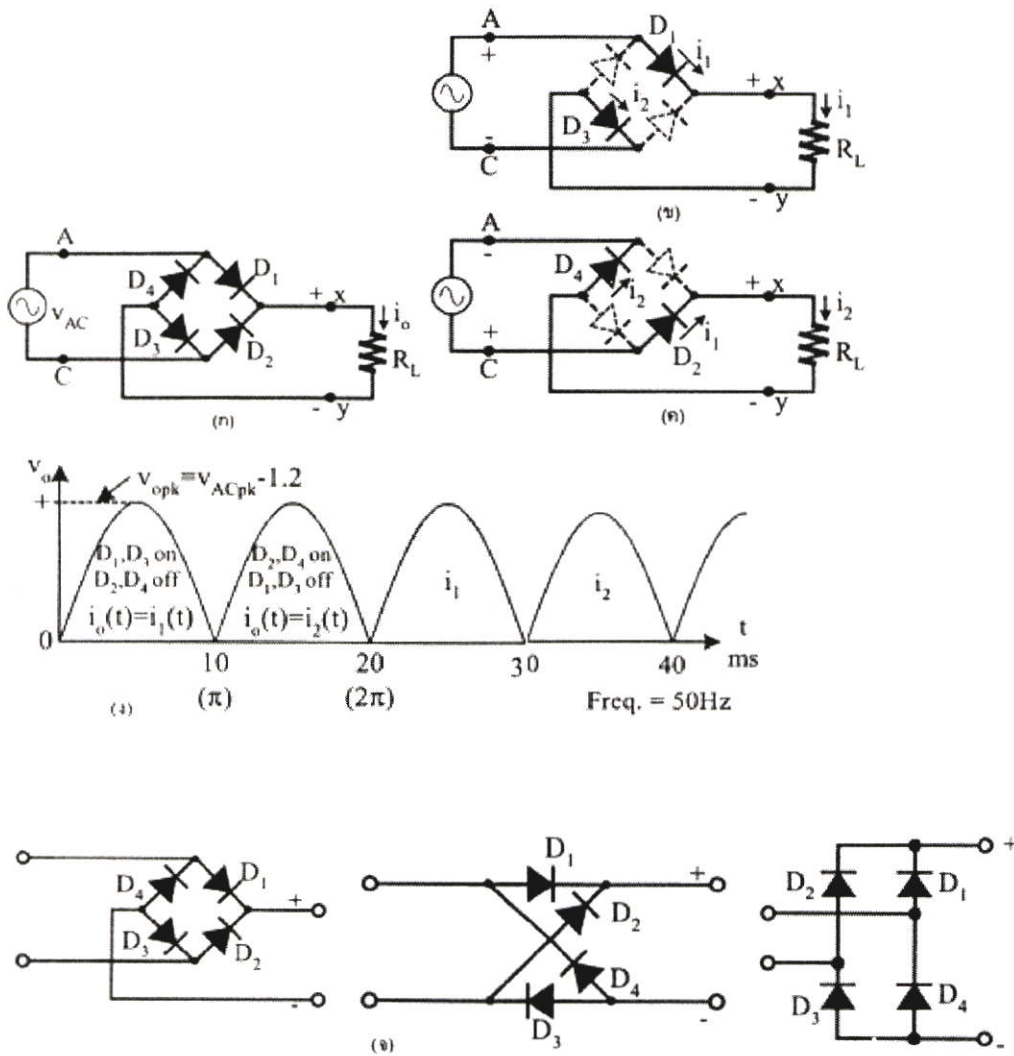
ค่าของกระแส $i_0(t), i_1(t), i_2(t)$ กระแสเฉลี่ย I_0, I_1 , และ I_2 ค่าความถี่ของการกระพือมจะอยู่ในรูปแบบเดียวกับวงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบหม้อแปลงมีแทป คือ

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

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

$$F_R = 2F_{line} \quad (2.13)$$

ในการสร้างวงจรบริดจ์ของไดโอด เราอาจจะใช้ไดโอดเดี่ยว 4 ตัวมาต่อวงจรหรืออาจจะใช้ไดโอดบริดจ์ซึ่งภายในเป็นไดโอด 4 ตัว ต่อวงจรในลักษณะของบริดจ์เรียบร้อยแล้วสำหรับบริดจ์ไดโอดมีให้เราเลือกใช้งานได้ตั้งแต่ขนาดของกระแสเอาท์พุทเฉลี่ย 0.5 A. ขึ้นไปถึงหลายร้อยแอมป์ และทนแรงดันได้มากกว่า 1000 V



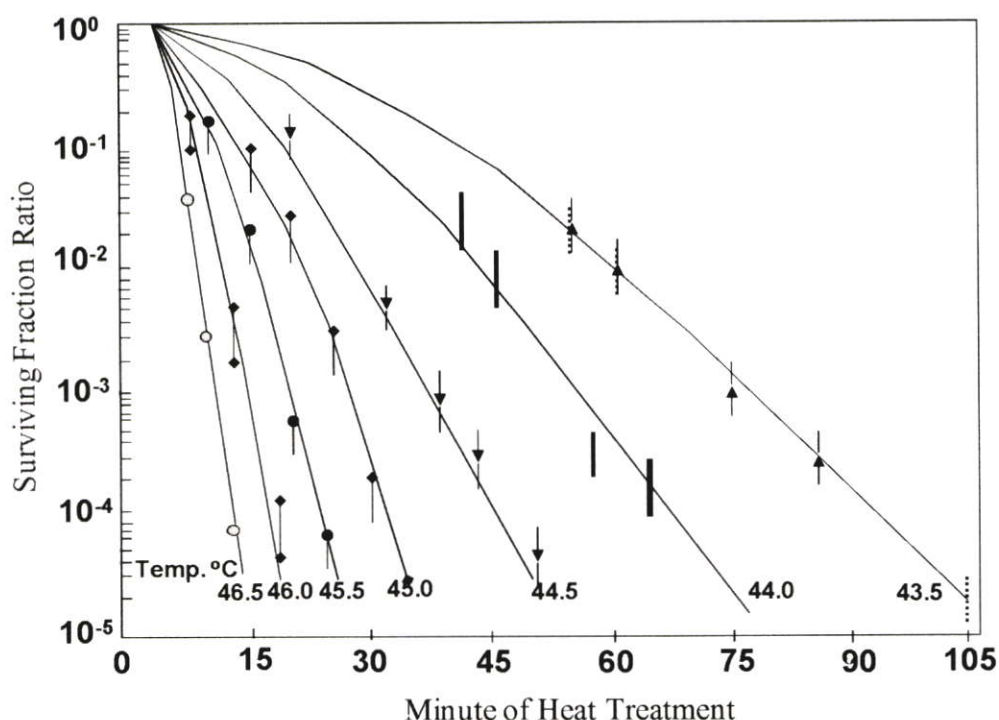
รูปที่ 2.16 (ก) วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์ (ข,ค) ทิศทางของกระแสในขณะที V_{AC} เป็นบวก(ข) เป็นลบ(ค) (ง) รูปคลื่นของ V_O (จ) วงจรบริดจ์เขียนได้หลายรูปแบบ

2.7 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นเกิน 50 องศาเซลเซียส [8] เซลล์เนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิการใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyper Thermal Cancer Therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960

การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐานและหลักการทางชีววิทยาที่สามารถ พิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ซึ่งในปัจจุบันการรักษา

โรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 – 46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งใน รูปที่ 2.17 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่ยังมีชีวิตอยู่จากการให้ความร้อน โดยเมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงขึ้น แก่เซลล์เนื้อเยื่อ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



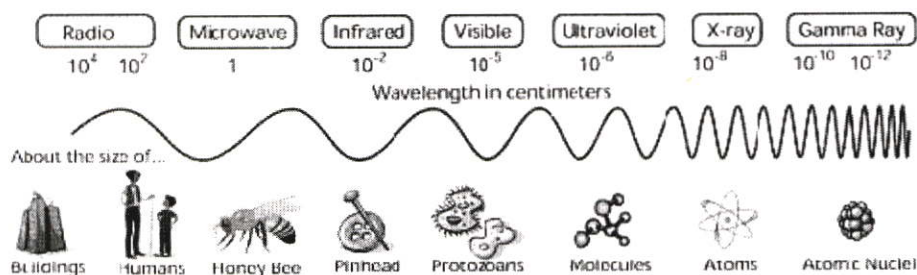
รูปที่ 2.17 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [9]

Brace 2003 [8] สรุปว่า เมื่อให้ความร้อนที่สูงพอ ที่ระดับสูงกว่า 50 องศาเซลเซียสเซลล์เนื้อเยื่อจะถูกทำลายในทันที แต่ถ้าใช้ความร้อนต่ำกว่า ระยะเวลาที่จะทำให้เซลล์ตายนั้นจะต้องใช้ระยะเวลาที่สูงขึ้นและถ้าต้องการให้เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลายในทันที ในเนื้อเยื่อต้องมีอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส ฉะนั้น ที่ระดับอุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นระดับความร้อนที่แน่ใจได้ว่า เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลาย ซึ่งถ้าเราสามารถออกแบบแหล่งกำเนิดความร้อนที่สามารถสร้างความร้อนเกิดขึ้น

เฉพาะที่ได้ ก็จะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่อวัยวะต่างๆ ภายในร่างกาย ด้วยวิธีการสอดใส่ ด้วยการแทงเข้าไปในร่างกายโดยไม่ต้องเปิดช่องท้อง ทำให้การรักษาเกิดขึ้นเฉพาะที่ และมีขนาดของบาดแผลหลังผ่าตัดที่เล็ก ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้สนใจแนวทางในการออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ไมโครเวฟ เพื่อจะสามารถนำคลื่นความถี่ไมโครเวฟส่งผ่านสู่เนื้อเยื่อที่ต้องการทำลายได้

2.8 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ

ความหมายของคลื่นไมโครเวฟถูกอธิบายด้วย รูปที่ 2.18 แสดงสเปกตรัมของความถี่ในย่านต่างๆ



รูปที่ 2.18 แสดงสเปกตรัมแถบความถี่ในย่านความถี่ต่างๆ

2.8.1 ความหมายของไมโครเวฟ

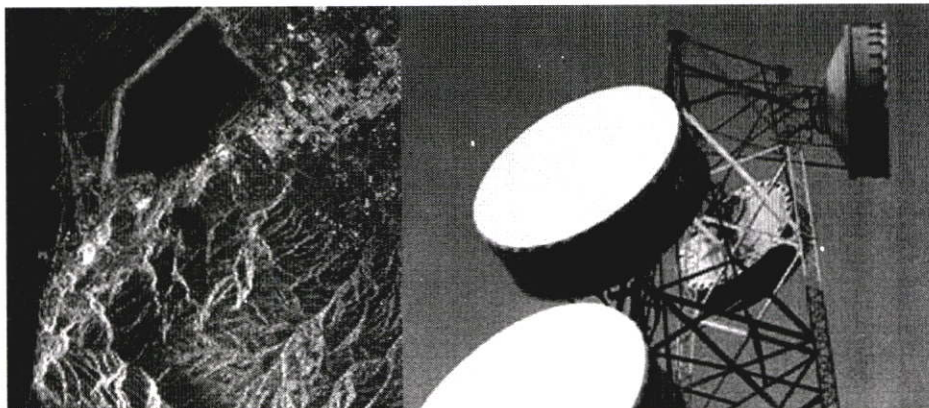
ไมโครเวฟเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่นเดียวกับแสงสว่างโดยอยู่ในช่วงของคลื่นวิทยุความถี่สูง (High Frequency Radio Wave) เมื่อคลื่นมีความถี่สูงขึ้นความยาวคลื่นจะลดลง คลื่นที่มีความถี่สูงมากความยาวคลื่นจึงสั้นมาก ดังนั้นคลื่นชนิดนี้จึงได้ชื่อว่าไมโครเวฟซึ่งแปลว่าคลื่นสั้นมาก รังสีอินฟราเรด (Infrared) แสงอัลตราไวโอเล็ต (Ultraviolet) และรังสีเอกซ์ (X-ray) เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเช่นเดียวกันแต่มีความยาวคลื่นสั้นกว่าไมโครเวฟ

ไมโครเวฟที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง อาจจะทะลุผ่านไป เกิดการสะท้อนหรือถูกดูดกลืนวัตถุที่เป็นโลหะจะสะท้อนไมโครเวฟทั้งหมดส่วนวัตถุที่ไม่ใช่โลหะ เช่น แก้ว หรือพลาสติก ไมโครเวฟจะเคลื่อนที่ผ่านไปได้บางส่วน วัตถุที่มีความชื้น เช่น ร่างกายคนเราหรืออาหารจะดูดกลืนพลังงานของไมโครเวฟถ้าพลังงานที่ถูกดูดกลืนเอาไว้มากกว่าพลังงานที่คายออกมาอุณหภูมิก็จะสูงขึ้น

2.8.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน

โดยทั่วไปไมโครเวฟมีใช้ในงานด้านการสื่อสารผ่านดาวเทียม โทรศัพท์เคลื่อนที่เรดาร์ อุปกรณ์นำร่องทางการบินและการเดินเรือ นอกจากนั้นยังมีการนำไปใช้ในการให้ความร้อนทางอุตสาหกรรมและการรักษาโดยใช้ความร้อนในช่วงเวลาที่ผ่านมาไม่นาน มีการใช้ไมโครเวฟตาม

บ้านเรือน ทางอุตสาหกรรมและการพาณิชย์เพิ่มขึ้นจำนวนมาก รูปที่ 2.19 แสดงการทำงานบางส่วนของไมโครเวฟ



รูปที่ 2.19 แสดงการนำคลื่นไมโครเวฟไปใช้งาน

2.8.3 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ

ถ้าได้รับไมโครเวฟปริมาณสูงจะทำให้เกิดความร้อนในกรณีที่เป็นเนื้อเยื่อของร่างกาย ความร้อนที่สูงเกินไปจะทำให้เป็นอันตราย เช่นเกิดการไหม้ของเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงไป หรือเรียกว่า Hyperthermia มีงานวิจัยเรื่องนี้กันอย่างกว้างขวางแต่ยังไม่มีที่ยืนยันที่แน่นอนถึงผลกระทบของการได้รับไมโครเวฟว่ามีปริมาณระดับใดที่จะส่งผลให้เกิดมะเร็ง

จากรายละเอียดที่ได้กล่าวมา แสดงให้เห็นว่าคลื่นความถี่ไมโครเวฟสามารถที่จะทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อได้ โดยถ้ามีการออกแบบส่วนของการนำคลื่นไมโครเวฟที่ดี จะสามารถบังคับจุดปล่อยคลื่นไปยังตำแหน่งต่างๆ ได้ ซึ่งหมายความว่าสามารถที่จะนำไปใช้ทำลายเซลล์มะเร็งที่อุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียสได้ [8] โดยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งรายละเอียดที่เกี่ยวข้องส่วนต่อไปคือ รูปแบบของการเดินทางของคลื่น เพื่อให้เราเข้าใจถึงตัวนำที่นำมาใช้ว่ามีรูปแบบของการเดินทางของคลื่นอย่างไร [10]

2.9 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ไมโครเวฟ

สายนำสัญญาณหรือทรานสมิชั่นไลน์ (Transmission line) ทำหน้าที่เป็นสื่อกลางในการนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากที่แห่งหนึ่งไปยังที่อีกแห่งหนึ่ง ตัวสายนำสัญญาณอาจจะใช้แท่งตัวนำชิ้นเดียว จำพวกเวฟไกด์ หรือแท่งตัวนำ 2 ชิ้น จำพวกสายคู่ขนาน (Two-wire line), อาจจะเป็นพวกโคแอกเซียล, สตริปไลน์ และไมโครสตริป สายนำสัญญาณซึ่งใช้กันในความถี่ย่านไมโครเวฟสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทด้วยกัน คือ

1. สายนำสัญญาณแบบคู่ขนาน (Two-wire lines)
2. สายโคแอกเซียล (Coaxial)

3. เวฟไกด์ (Waveguide)

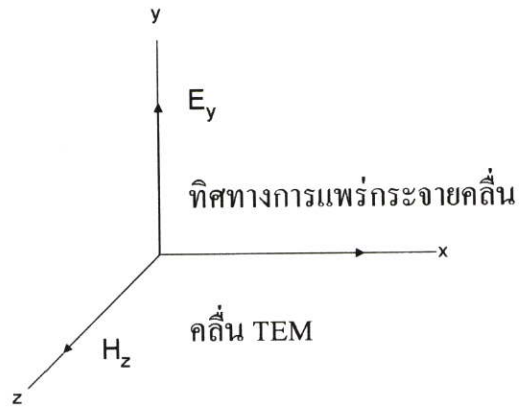
4. สตรีปไลน์และไมโครสตรีป (Stripline and Microstrip)

สายนำสัญญาณแบบคู่ขนานนั้น นิยมใช้กันในตอนต้น หรือแถบความถี่ย่านต่ำสุดของสเปกตรัมความถี่ไมโครเวฟ เนื่องจากที่ความถี่สูงขึ้น สายชนิดนี้จะมีการสูญเสียที่เรียกว่า Radiation loss มากขึ้น ซึ่งเป็นความสูญเสียเนื่องจากการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าออกจากตัวสายนำสัญญาณ ดังนั้นที่ความถี่สูงขึ้นจึงหันมาใช้สายโคแอกเซียลแทน ซึ่งสายโคแอกเซียลได้ขจัดปัญหาของ Radiation loss โดยการชิลด์ตัวมันเองด้วยแผ่นตัวนำล้อมรอบ สายชนิดนี้ประกอบด้วยแท่งตัวนำภายในซึ่งเป็นตัวนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และแท่งตัวนำล้อมรอบ ซึ่งอาจใช้เป็นแผ่นตัวนำหรือฉกฉานด้วยเส้นตัวนำขนาดเล็กเป็นร่างแหล้อมรอบก็ได้ แต่สายโคแอกเซียลก็มีข้อเสียตรงที่สามารถทนกำลังงานได้ต่ำ เมื่อความถี่สูงขึ้นจะเกิดการสูญเสียเนื่องจากผิวตัวนำหรือที่เรียกว่าสกินเอฟเฟกต์ (Skin effect) เป็นผลให้มีการลดทอนสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผ่านสายโคแอกเซียลมากขึ้น จึงเป็นข้อจำกัดของสายชนิดนี้ทำให้เหมาะสมสำหรับงานสื่อสารระยะใกล้ (Short-line length) ซึ่งความสูญเสียทางกำลังงานระดับนี้ไม่มีผลต่อระบบมากนัก ดังนั้นที่ความถี่สูงมากขึ้นการใช้เวฟไกด์จึงเป็นสื่อกลางที่เหมาะสม เพราะมันสามารถนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีกำลังสูงไปได้ โดยเกิดการสูญเสียกำลังงานในตัวมันเองน้อยมาก สำหรับสตรีปไลน์และไมโครสตรีปนิยมใช้ประกอบในตัวอุปกรณ์ที่ใช้ในย่านความถี่ไมโครเวฟ ใช้เป็นสายนำสัญญาณขนาดเล็กเชื่อมระหว่างอุปกรณ์ชนิดหนึ่งไปยังอุปกรณ์ข้างเคียง ซึ่งส่วนใหญ่ที่พบเห็นกันก็คือแถบที่ติดอยู่บนแผ่นวงจรพิมพ์ของอุปกรณ์ไมโครเวฟนั่นเอง

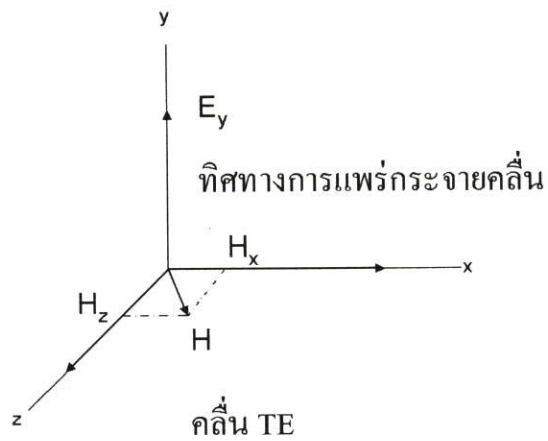
เราจะได้ทราบถึงพื้นฐานที่จำเป็นเพื่อสร้างความเข้าใจในเรื่องการเดินทางของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสื่อกลางที่เป็นสายนำสัญญาณชนิดต่างๆ ความหมายของค่าต่างๆ จำพวกความยาวคลื่น และความถี่คutoff (Cutoff wavelength and frequency), ความเร็วเฟสและความเร็วกลุ่ม (Phase and group velocity), การนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Wave transmission), การแพร่กระจายของคลื่นในโหมดที่สูงกว่า (Higher mode), คาเรคเตอร์ริสติกอิมพีแดนซ์ รวมทั้งการใช้งานของสายนำสัญญาณทุกแบบ เริ่มจากสายคู่ขนาน, สายโคแอกเซียล, เวฟไกด์ทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular waveguide), สตรีปไลน์ และไมโครสตรีป

โหมดการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นในสายนำสัญญาณ (Mode of propagation)

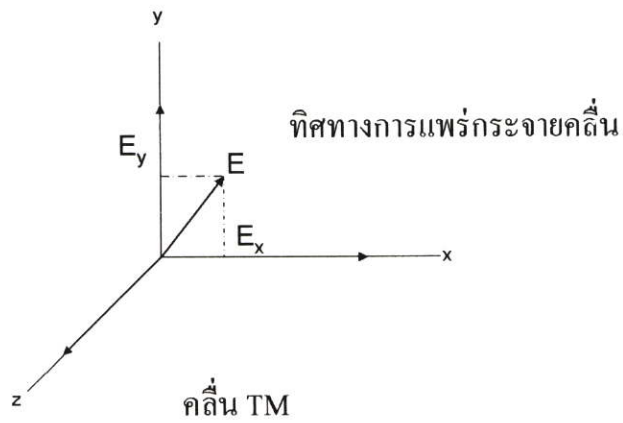
ในสภาวะฟรีสเปซคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายออกไปเป็นลักษณะรูปทรงกลม (Spherical configuration) ตามที่เราได้ทราบกันมาแล้ว คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดการแพร่กระจายออกสู่ฟรีสเปซในลักษณะสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลาเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลา และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาก็เหนี่ยวนำสร้างสนามไฟฟ้าต่อไปเช่นกัน ทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการแพร่กระจายออกไปเรื่อยๆ และค่อยๆ ถูกลดทอนด้วยตัวกลางจนหมดไป (ซึ่งในอุดมคติคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะต้องแพร่กระจายออกไปในฟรีสเปซได้เรื่อยๆ ไม่มีที่สิ้นสุด โดยไม่ถูกลดทอนด้วยตัวกลางเลย)



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 2.20 (ก) คลื่น TEM (ข) คลื่น TE (ค) คลื่น TM

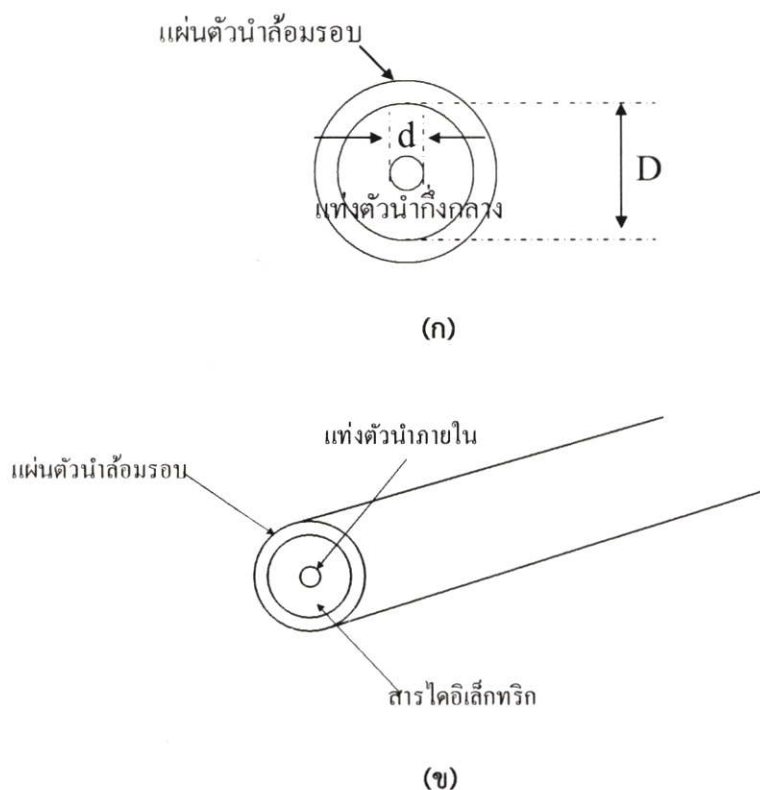
คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายออกไปเป็นรูปทรงกลม (Spherical wave) เมื่อพิจารณาที่ระยะห่างไกลจากแหล่งกำเนิดคลื่นมากๆ พื้นที่เล็กๆ บนพื้นผิวทรงกลมสมมติของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า จะกลายเป็นพื้นที่ระนาบแบน การพิจารณาสนามไฟฟ้า E และสนามแม่เหล็ก H บนพื้นผิวระนาบนี้ จะทำมุมฉากซึ่งกันและกัน ฉะนั้น คลื่นรูปทรงกลมที่ระยะห่างออกไปจากแหล่งกำเนิดมากๆ จะกลายเป็นคลื่นระนาบ (Plane wave) และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เป็นรูปทรงระนาบแบบนี้จะได้สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กทำมุมฉากซึ่งกันและกัน โดยระยะของสนามทั้งสองจะตั้งได้ฉากกับทิศทางของการแพร่กระจายของคลื่นเองด้วย

ขณะที่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่กระจายไปตามสายนำสัญญาณนั้น กลุ่มประจุและกระแสไฟฟ้าบนพื้นผิวของตัวนำของสายนำสัญญาณจะมีรูปแบบเป็นไปตามเงื่อนไขขอบเขต สำหรับโหมดในการแพร่กระจายคลื่นแบบสายนำสัญญาณแบบคู่ขนานที่เป็นโหมดหลัก (Principal mode) ก็คือ ทรานส์เวอร์สอิเล็กโตรแมกเนติกเวฟ (Transverse electromagnetic wave) หรือจะเรียกว่าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามขวางก็ได้ โดยที่โหมด (Mode) เป็นคำที่บอกลักษณะการเดินทางหรือการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งคลื่น TEM นี้จะเป็นคลื่นที่มีระนาบของคลื่นสนามแม่เหล็ก และคลื่นสนามไฟฟ้ารูปไขว้วางอยู่ในลักษณะตามขวางกับทิศทางเคลื่อนที่ของคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.20 (ก) กรณีที่ขนาดความยาวคลื่นของสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งานมีค่าใกล้เคียงกับขนาด (Dimension) ของสายหรือโค๊ด จะทำให้เกิดโหมดการแพร่กระจายคลื่นที่แตกต่างกันมากขึ้น ซึ่งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นต่างๆ กันนี้รวมเรียกว่าโหมดที่สูงกว่า หรือไฮเออร์โหมด (Higher mode) ไฮเออร์โหมดเป็นรูปแบบการแพร่กระจายของคลื่น ซึ่งมีความถี่สูงกว่าค่าความถี่เฉพาะที่มีชื่อเรียกว่าความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) ของสายนำสัญญาณ หรือเวฟไกด์ที่ใช้งาน สำหรับความถี่ต่ำสุด (Lowest frequency) และความยาวคลื่นสูงสุด หรือยาวที่สุด (Longest wavelength) ที่สามารถแพร่กระจายไปได้ในขนาดของสายนำสัญญาณหนึ่งๆ จะเป็นความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency : f) และความยาวคลื่นคัทออฟ (Cutoff wavelength : cutoff) ของสายนำสัญญาณนั้น รูปแบบการส่งคลื่นในลักษณะดังกล่าว จะเป็นโหมดต่ำสุด (Lowest mode) ในการส่งโดยมีชื่อเรียกโหมดนี้ว่า โหมดหลักของการแพร่กระจาย (Principal propagation mode) ส่วนไฮเออร์โหมด จะเป็นรูปแบบการส่งในโหมดที่สูงกว่า (เทียบกับโหมดหลัก) คลื่นที่แพร่กระจายในเวฟไกด์จะมี 2 โหมดคือ จะเป็นทรานส์เวอร์สอิเล็กตริกเวฟ (Transverse electric wave : TE) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าวางตามขวาง และทรานส์เวอร์สแมกเนติกเวฟ (Transverse magnetic wave : TM) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง ทรานส์เวอร์สอิเล็กตริกเวฟ (สนาม H มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ z ของสนาม E) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.20 (ข) ส่วนทรานส์เวอร์สแมกเนตริกเวฟ (สนาม E มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ y ของสนาม H) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.20 (ค) [10]

2.10 สายโคแอกเซียล

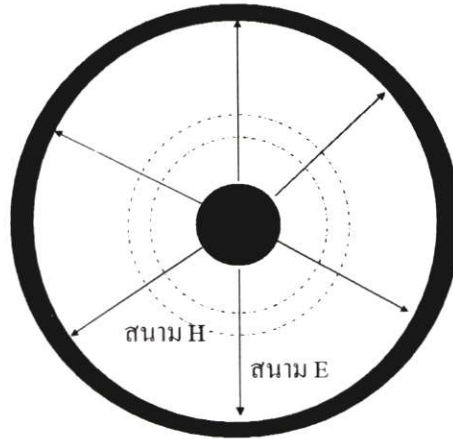
เมื่อความถี่ในการใช้งานสูงขึ้น การใช้สายคู่ขนานแบบเดิมไม่เหมาะสมจึงได้เปลี่ยนมาใช้สายอีกแบบหนึ่งมีชื่อว่า สายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลนี้จะประกอบด้วยตัวนำ 2 เส้นขนานกันเช่นเดิม

แต่ตัวนำภายนอกจะเปลี่ยนรูปเป็นแผ่นตัวนำล้อมรอบแท่งตัวนำที่เหลือนี้ ซึ่งวางในแนวศูนย์กลางใช้แกนร่วมกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.21 (ก) แท่งตัวนำภายในจะถูกจัดให้อยู่ในแนวศูนย์กลางได้ด้วยไดอิเล็กตริกสเปซเซอร์ ดังรูปที่ 2.21 (ข) หรือจะใช้สารไดอิเล็กตริกอัดแน่นเพื่อบังคับให้แท่งตัวนำวางตัวในแนวศูนย์กลาง ดังรูปที่ 2.21 (ค) ก็ได้สายโคแอกเซียลที่ใช้งานมีด้วยกันหลายแบบ แบ่งออกเป็นประเภทหลักๆ ได้ตามลักษณะรูปร่างภายนอก คือแบบ Flexible, Semirigid และ Rigid



รูปที่ 2.21 (ก) สายโคแอกเซียล (ข) แบบใช้โซลิตไดอิเล็กตริก

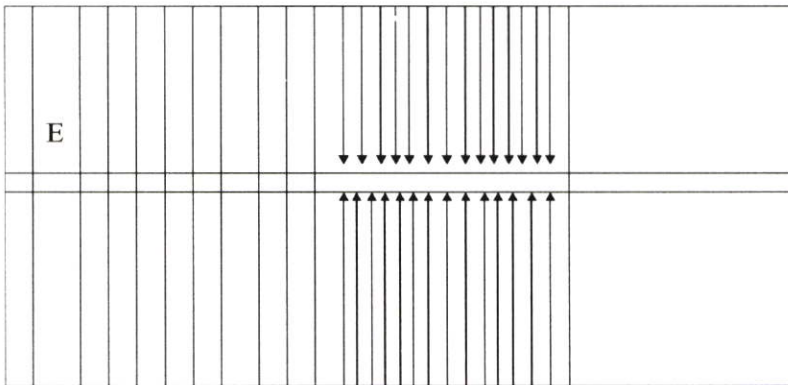
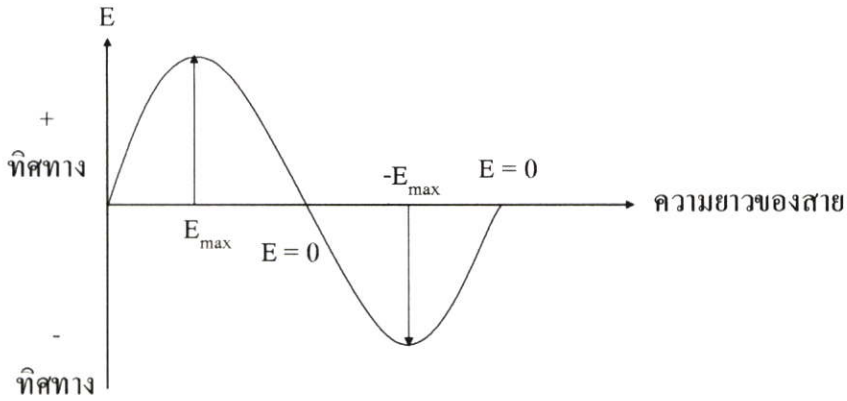
การส่งคลื่นในสายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลนั้นเป็นการดัดแปลงมาจากสายแบบคู่ขนานนั่นเอง ฉะนั้นมันจึงสามารถรับส่งคลื่นแบบ TEM ได้ และเรียกโหมดการส่งคลื่น TEM นี้ว่า โหมดหลัก (Principal mode) หรือโหมดเด่น (Dominant mode)



มองเข้าทางปลายสาย โคนอกเฉียง

รูปที่ 2.22 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเชียล

การส่งกำลังไฟฟ้า (หรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า) ไปในสายโคแอกเชียลนั้นกระทำโดยอาศัยการเดินทางของคลื่นแรงดันและคลื่นกระแส ซึ่งเป็นผลให้เกิดสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กขึ้นในสาย แสดงดังรูปที่ 2.22 เส้นทึบแสดงสนามไฟฟ้า เส้นประแสดงสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า E จะเกิดลักษณะเป็นรัศมีกระจายออกจากแท่งตัวนำศูนย์กลางภายในไปยังตัวนำภายนอกที่ล้อมรอบอยู่ และจากตัวนำภายนอกพุ่งเข้าสู่ตัวนำศูนย์กลางภายในสลับกันไป ส่วนสนามแม่เหล็ก H จะเกิดล้อมรอบแท่งตัวนำศูนย์กลางภายใน ทำมุมฉากกับสนามไฟฟ้า E สนามแม่เหล็กจะเกิดเป็นวงกลม มีศูนย์กลางร่วมกับตัวนำทั้งสองจากแท่งตัวนำภายในขยายออกเป็นวงกว้างไปสู่ตัวนำภายนอก ทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นไปตามยาวของสายนั้น หามาจากพอยน์ติงเวกเตอร์ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายไปที่ว่างระหว่างตัวนำทั้งสองโดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าขึ้นกับความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายในและตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแบบ TEM นี้ประกอบจากคลื่นสนามไฟฟ้าและคลื่นสนามแม่เหล็กที่เป็นรูปไซน์ ดังนั้น สนาม E และสนาม H จึงกลับทิศทางทุกๆ ครึ่งความยาวคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.23



รูปที่ 2.23 แสดงทิศทางสนาม E และ H ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเซียล

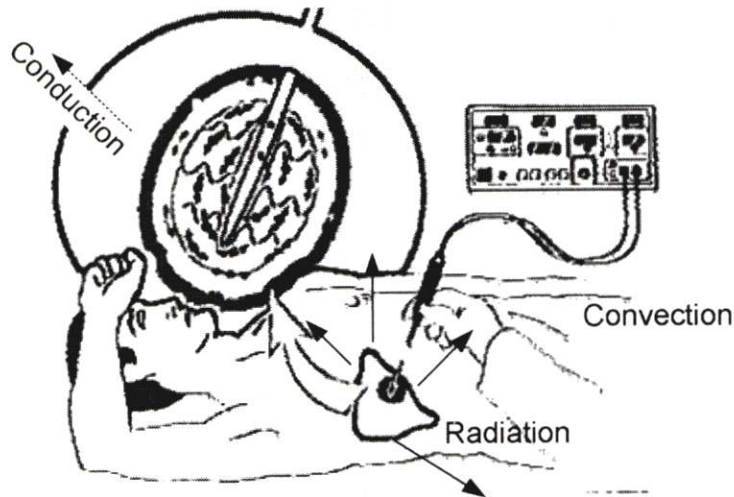
สำหรับค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เดินทางไปตามสายนั้น จะขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของมันเอง และค่าคงตัวไดอิเล็กตริกของสารไดอิเล็กตริก ระหว่างตัวนำทั้งสอง

สายโคแอกเซียลนั้นไม่มีข้อจำกัดเกี่ยวกับความถี่คัทออฟในโหมดการส่งคลื่น TEM จึงสามารถปรับกระแสและแรงดันตามความถี่ที่ใช้งานได้ ดังนั้นสายโคแอกเซียลซึ่งทำงานในโหมดหลักหรือโหมด TEM จึงถือเป็นอุปกรณ์ที่ใช้งานในแถบความถี่กว้าง หรืออุปกรณ์บรอดแบนด์ (Broad-band device) และค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเซียล คำนวณได้จากสมการที่ (2.14)

$$\lambda_{\text{eff}} = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_{\text{rtissue}}}} \quad (2.14)$$

จากสมการจะเห็นว่า ถ้าสารไดอิเล็กตริกที่ใช้ในสายเป็นอากาศ ค่าความยาวคลื่นจะไม่เปลี่ยนแปลง คือเท่ากับค่าความยาวคลื่นในฟรีสเปซ [10]

2.11 สมการความร้อนทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation)



รูปที่ 2.24 แสดงการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ

จากรูปที่ 2.24 เป็นการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นจากกระบวนการรักษาด้วยการจี้ความร้อนจากแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ โดยใช้สายอากาศไมโครเวฟแทงลงไปเนื้อเยื่อตบ คลื่นไมโครเวฟจากแหล่งกำเนิด จะส่งผ่านตัวนำไปตามสาย โดยลักษณะของคลื่นที่ออกจากสายอากาศ จะขึ้นอยู่กับ การออกแบบสายอากาศ

คลื่นไมโครเวฟออกจากสายอากาศเข้าสู่เนื้อเยื่อตบ คลื่นไมโครเวฟจะทำให้ น้ำภายในตบเกิดการเสียดสี เกิดความร้อนขึ้นบริเวณสายอากาศ ความร้อนที่เกิดจะมีการส่งผ่านความร้อนในรูปแบบการนำความร้อนไปรอบๆ บริเวณเนื้อเยื่อ และเกิดการส่งผ่านความร้อนตามการเคลื่อนที่ของเลือดแบบการนำ และมีการระบายความร้อนออกนอกเนื้อเยื่อด้วยการแผ่ความร้อน

จะเห็นได้ว่าหลักการพื้นฐานของการส่งผ่านความร้อน (Heat Transfer) สามารถนำมาใช้ในเนื้อเยื่อได้ โดยเรียกการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อว่า สมการการส่งผ่านความร้อนทางชีวภาพ (Bio-heat Equation) [11] สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.15)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T - T_b) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (2.15)$$

เมื่อ $h_b = \rho_b c_b \omega_b$ และ

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ [kg/m^3]

c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ [$\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$]

k = ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ [$\text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$]

h_b	= สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
ρ	= ความหนาแน่นเลือด [kg/m^3]
c_b	= ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด [$\text{J/kg}\cdot\text{K}$]
ω_b	= อัตราฉีดเลือด [$1/\text{s}$]
T_b	= ค่าอุณหภูมิเลือด ($37\text{ }^\circ\text{C}$)
Q_{met}	= ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด [W/m^3]
Q_{ext}	= ค่าความร้อนจากภายนอก [W/m^3]

โดยในการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อจะพิจารณาเฉพาะการพาความร้อน การนำความร้อน และแหล่งกำเนิดความร้อนต่างๆ ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ ซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นประกอบด้วย Q_{met} คือ ความร้อนที่เกิดจากการเผาผลาญ และ Q_{ext} เป็นความร้อนที่เกิดจากแหล่งกำเนิดต่างๆ โดยในงานวิจัยฉบับนี้จะพิจารณาการเกิดความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟ เพราะฉะนั้นค่าในเทอมของ Q_{ext} จะเป็นความร้อนที่เกิดจากคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งเกิดจากความต้านทานความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ แสดงได้ดังสมการ

$$Q_{ext} = \rho \cdot SAR = \sigma \cdot E^2 \quad (2.16)$$

โดย SAR คือ อัตราการดูดซับจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ และจะเห็นได้ว่า Q_{ext} จะเกิดขึ้นจากสนามไฟฟ้าเท่านั้น [10]

หลังจากที่ทราบถึงค่าทางฟิสิกส์ที่ต้องการนำมาแก้ปัญหาแล้ว เราจะนำเอาวิธีการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการแก้ปัญหา โดยรายละเอียดจะกล่าวถึงนิยามและวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในบทต่อไป

2.12 ระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)

การวิเคราะห์ปัญหาการไหลเพื่อหาความเร็ว ความดัน อุณหภูมิ ฯลฯ สำหรับใช้ในการออกแบบงานทางวิศวกรรม การสร้างแบบจำลอง หรือการศึกษางานทางด้านวิทยาศาสตร์ด้วยวิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหล (Computational Fluid Dynamics หรือ CFD) ได้เข้ามามีบทบาท และก่อให้เกิดประโยชน์เป็นอย่างมากในปัจจุบัน วิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหลผสมผสานกับความรู้ทางด้านระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical Methods) โดยทำการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแก้สมการเชิงอนุพันธ์ย่อย ซึ่งเป็นสมการที่แสดงความสมดุลของการไหลนั้นก่อให้เกิดผลลัพธ์ที่สามารถแสดงได้ด้วยกราฟฟิกส์ ทำให้นักวิเคราะห์สามารถเข้าใจในปรากฏการณ์ของการไหลได้เป็นอย่างดี เป็นผลให้สามารถทำการปรับปรุง ดัดแปลง ในรูปแบบของการออกแบบ การจำลอง จนได้ผลลัพธ์เป็นที่น่าพอใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ก่อนนำไปสร้างจริงหรือปฏิบัติการขั้นต่อไปเพื่อต่อยอดความมั่นใจในการออกแบบนั้น

กระบวนการออกแบบหรือสร้างแบบจำลองด้วยการคำนวณพลศาสตร์ของไหลดังกล่าว ช่วยลดค่าใช้จ่ายและเวลาลงไปอย่างมากเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการทดลองแต่เพียงอย่างเดียวที่เคยเข้ามาในอดีต วิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหลได้นำมาประยุกต์เข้ากับงานทางด้านวิศวกรรมเป็นจำนวนมาก ทั้งในระดับวิจัยและพัฒนา เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของงานในทางปฏิบัติ เช่น การศึกษาสภาวะการไหลผ่านใบพัดในปั้มน้ำเพื่อปรับปรุงรูปทรงของใบพัดก่อให้เกิดกำลังส่งสูงสุด การศึกษาการกระจายของน้ำมันเพื่อการจุดระเบิดที่สม่ำเสมออย่างสมบูรณ์ในห้องลูกสูบ การศึกษาพฤติกรรมของการไหลในท่อ การศึกษาการแพร่กระจายของน้ำเสียขณะไหลในแม่น้ำ การศึกษาการระบายอากาศผ่านไมโครชิพในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เพื่อควบคุมไม่ให้เกิดอุณหภูมิที่สูงมากเกินไป นอกจากนี้วิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหลยังได้นำไปประยุกต์เข้ากับงานทางวิศวกรรมและวิทยาศาสตร์อื่นๆ ในอีกหลายแขนงที่ไม่สามารถทำการทดลองได้หรืออาจเป็นอันตรายหากทำการทดลอง เช่น การจำลองการไหลในหลอดเลือดและหัวใจ หรือการไหลผสมกันระหว่างสารเคมีซึ่งมีอันตราย เป็นต้น

จากตัวอย่างของปัญหาต่างๆ ที่ได้อธิบายมาข้างต้นนี้ จะเห็นได้ว่า การคำนวณพลศาสตร์ของไหลก่อให้เกิดประโยชน์ในการวิเคราะห์งานต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการไหลเป็นจำนวนมาก นับตั้งแต่ช่วยลดเวลาและค่าใช้จ่ายเป็นอย่างมากในการออกแบบ ช่วยในการวิเคราะห์และลดขั้นตอนที่จำเป็นต้องใช้ในการทดลองหรือในกรณีที่ไม่สามารถทำการทดลองได้ รวมทั้งยังสามารถวิเคราะห์ลงไปรายละเอียดของการไหลในบางบริเวณ เพื่อหาผลลัพธ์และข้อมูลที่ต้องการความสมบูรณ์ และที่สำคัญที่สุด จากตัวอย่างต่างๆ นี้ จะเห็นได้ว่าการคำนวณทางพลศาสตร์ของไหล ยังเปิดโอกาสเพื่อการวิเคราะห์การไหลอื่นๆ ได้อีก เป็นจำนวนมากทั้งทางด้าน การประยุกต์ใช้ และทางด้าน การวิจัยและพัฒนา

2.12.1 กระบวนการแก้ปัญหา

การวิเคราะห์ปัญหาต่างๆ ทางวิศวกรรม ไม่ว่าจะเป็นปัญหาทางด้านกลศาสตร์ของแข็ง (Solid Me-chanics) เช่น การหาค่าความเค้นในโครงสร้างและชิ้นงานกลใดๆ หรือจะเป็นปัญหาทางด้าน การถ่ายเทความร้อน เช่น การหาการกระจายของอุณหภูมิในครีบบระบายความร้อนของหม้อแปลงและมอเตอร์ไฟฟ้า หรือจะเป็นปัญหาทางด้าน การไหล เช่น การไหลของอากาศในห้องปรับอากาศ หรือจะเป็นปัญหาในศาสตร์อื่นๆ ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากการวิเคราะห์ปัญหาเหล่านี้ ขึ้นอยู่กับปัจจัยหรือองค์ประกอบใหญ่ๆ 3 องค์ประกอบ กล่าวคือ ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Partial Differential Equations) ที่อธิบายความจริงของปัญหานั้น เงื่อนไขขอบเขต (Boundary Conditions) สำหรับปัญหาที่ทำการศึกษานั้น และลักษณะรูปร่าง (Geometry) ของปัญหานั้น ทั้ง 3 องค์ประกอบนี้ หากองค์ประกอบใดองค์ประกอบหนึ่งเปลี่ยนแปลงไป ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นก็จะเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ความเข้าใจโดยลึกซึ้งในองค์ประกอบทั้งสามนี้มีความจำเป็นอย่างยิ่งต่อการวิเคราะห์ปัญหาด้วยการคำนวณ ความสำคัญในแต่ละองค์ประกอบที่จำเป็นต้องทำความเข้าใจสามารถอธิบายในภาพรวมได้ดังต่อไปนี้

2.12.1.1 สมการเชิงอนุพันธ์ย่อย

ปัญหาในงานวิศวกรรมต่างมีความลึกซึ้งของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่แตกต่างกันออกไป สมการเชิงอนุพันธ์ย่อยสามารถจัดได้ว่าเป็นหัวใจซึ่งแสดงถึงความจริงที่เกิดขึ้นในปัญหานั้นๆ ยกตัวอย่างเช่น การวิเคราะห์ปัญหากลศาสตร์ของแข็งนั้นจำเป็นต้องเริ่มจากระบบสมการเชิงอนุพันธ์

ย่อยที่อธิบายความสมดุลของแรงใน 3 ทิศทางซึ่งจำเป็นต้องถูกต้องอยู่เสมอไม่ว่าจะเป็นที่ตำแหน่งใดๆ ในปัญหานั้น การวิเคราะห์ปัญหาการถ่ายเทความร้อนจำเป็นต้องเริ่มจากสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่อธิบายความสมดุลของการถ่ายเทความร้อน หรือการวิเคราะห์ปัญหาการไหลนั้นจำเป็นต้องเริ่มจากระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่แสดงถึงการอนุรักษ์มวล โมเมนตัม และพลังงาน เป็นต้น สมการเชิงอนุพันธ์ย่อยเหล่านี้ล้วนประกอบด้วยพจน์ต่างๆ ที่อยู่ในรูปแบบเชิงอนุพันธ์ (Derivative Terms) ซึ่งใช้สัญลักษณ์คล้าย “เลขหกกลับทาง” ยกตัวอย่างเช่น ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยของการไหลแบบหนืดภายใต้สภาวะอยู่ตัวสองมิติ โดยคำนึงถึงการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ

2.12.2 ไฟไนต์เอลิเมนต์และองค์ประกอบความรู้ที่จำเป็น

ศักยภาพของโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้คำนวณพลศาสตร์ของการไหล มักทำให้ผู้วิเคราะห์เข้าใจว่าสามารถใช้โปรแกรมเพื่อหาผลลัพธ์ของการไหลสำหรับปัญหาใดๆ ได้โดยง่าย ในความเข้าใจจริงนั้น เนื่องจากโปรแกรมเหล่านี้ตั้งอยู่บนความรู้ทางคณิตศาสตร์และขั้นตอนการคำนวณที่ค่อนข้างลึกซึ้ง ผู้ที่จะสามารถใช้โปรแกรมเหล่านี้ได้ถูกต้องอย่างมีประสิทธิภาพจำเป็นต้องมีความรู้ที่เพียงพอ องค์ประกอบของความรู้ที่ต้องการนี้อาจจำแนกออกเป็น 5 ประการ คือความรู้ในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Set of Partial Differential Equation) และความเข้าใจความหมายทางกายภาพ (Physical Meaning) ของสมการเหล่านี้ความรู้ในระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical Methods) ความรู้ในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) ความรู้พื้นฐานในการประดิษฐ์โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในส่วนของ การวิเคราะห์ และประสบการณ์ในการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์

ความรู้ทั้ง 5 ประการดังกล่าวข้างต้น จะช่วยให้ผู้ใช้โปรแกรมเกิดความเข้าใจในกระบวนการแก้ปัญหาและมั่นใจผลลัพธ์ที่คำนวณได้ พื้นฐานความรู้ทั้ง 5 ประการนี้สามารถอธิบายในภาพรวมได้ดังนี้

1. ความรู้ในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางการคำนวณพลศาสตร์ของการไหล ล้วนตั้งอยู่บนการแก้ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยระบบใดระบบหนึ่งที่กำหนดให้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องศึกษาว่าโปรแกรมคอมพิวเตอร์นั้นถูกสร้างมาเพื่อแก้ปัญหาของการไหลที่ครอบคลุม (Governed) ด้วยระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยประเภทใด นอกจากนั้น ความเข้าใจทางกายภาพในแต่ละพจน์ของระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยนั้น ก็มีความสำคัญมากเช่นกันในการบ่งบอกศักยภาพ (Capability) และขอบเขตจำกัด (Limitation) ของโปรแกรมเอง พจน์ต่างๆในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยนี้ยังบ่งบอกต่อไป การแก้ปัญหาด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์นี้ต้องการความลึกซึ้งของระเบียบวิธีการคำนวณมากน้อยเพียงใด และเป็นผลต่อเนื่องต่อเวลาที่ใช้ในการคำนวณปัญหานั้นๆ อย่างไร ดังนั้นความเข้าใจในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยจึงมีความสำคัญที่จำเป็นต้องทำความเข้าใจก่อนลงมือใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์นั้น

2. ความเข้าใจในระเบียบวิธีเชิงตัวเลข ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในปัจจุบันได้กลายมาเป็นวิชาบังคับในการเรียนวิศวกรรมศาสตร์หลายสาขานั้น เป็นความรู้พื้นฐานและองค์ประกอบหนึ่งที่สำคัญสำหรับการคำนวณ ความรู้พื้นฐานในระเบียบวิธีเชิงตัวเลขนี้ประกอบด้วย ความรู้ของฟังก์ชันของการประมาณภายใน (Interpolation Functions) การดิฟเฟอเรนเชียลและการอินทิเกรตเชิงตัวเลข (Numerical Differentiations and Integrations) ความรู้พื้นฐานในการแก้สมการเชิงอนุพันธ์สามัญ

(Ordinary Differential Equations) รวมทั้งสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Partial Differential Equations) และที่สำคัญที่สุดคือความรู้ในระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้แก้ระบบสมการพีชคณิต (System of Algebraic Equations)

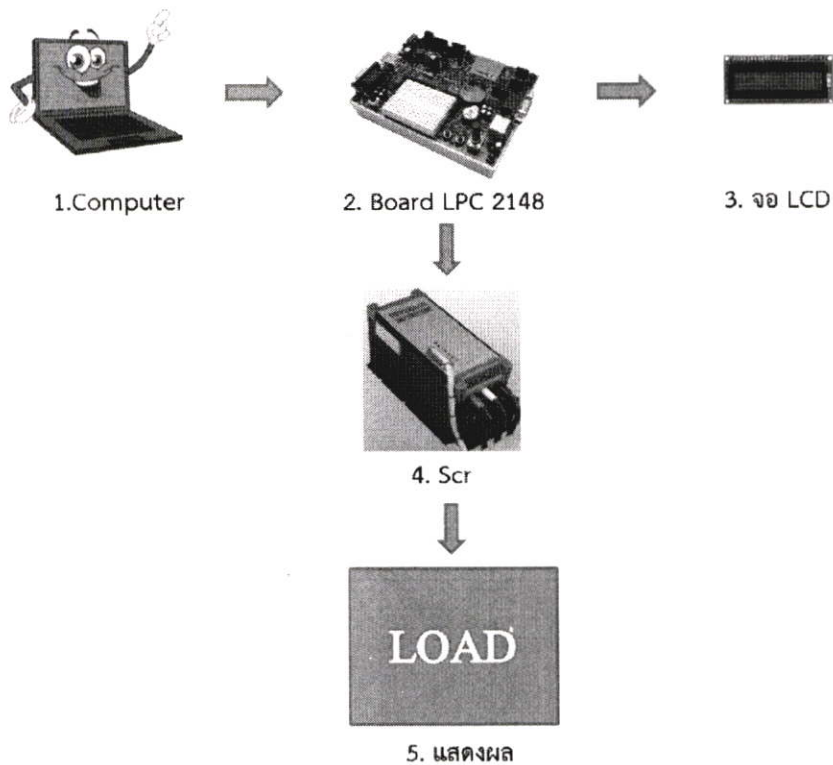
3. ความรู้ในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การวิเคราะห์ปัญหาใดๆ ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นนั้นขึ้นอยู่กับองค์ประกอบหลัก 3 ประการ คือ ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่ครอบคลุมปัญหานั้น เงื่อนไขขอบเขต และลักษณะรูปร่างปัญหานั้น ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นระเบียบวิธีที่ตอบสนองให้องค์ประกอบหลักทั้งสามที่ต้องการนี้มีความสมบูรณ์ [10]

บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 การออกแบบ

3.1.1 การออกแบบเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

แหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสสลับแบบปรับค่าได้นี้จะมีส่วนที่สำคัญหลายส่วน ซึ่งสามารถที่จะแบ่งออกโดยมีลำดับขั้นตอนการทำงานดังรูปที่ 3.1



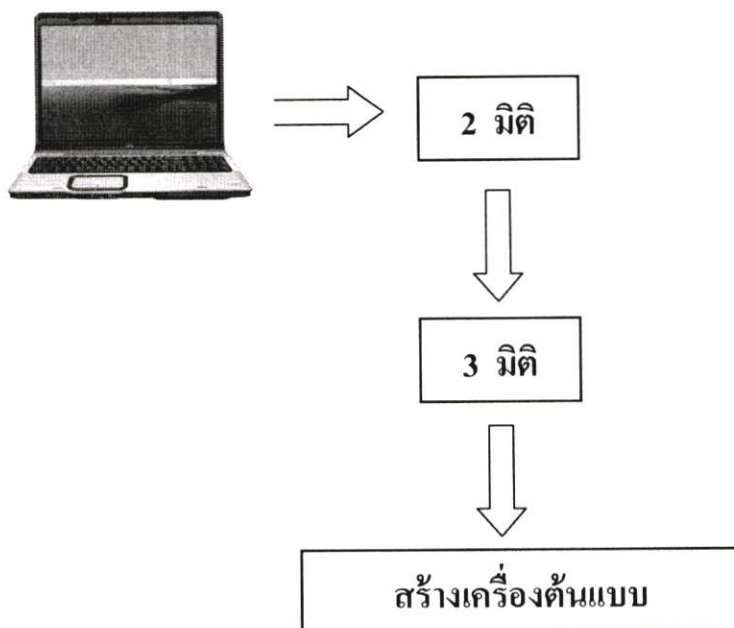
รูปที่ 3.1 แสดงหลักการทำงานของ Board ที่ใช้ควบคุมการจ่ายไฟให้กับเครื่องไมโครเวฟ

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 นั่นก็คือการนำกระแสหรือหยุดกระแสของวงจรมันเอง

- 5.) Load หรือ การแสดงผล มีหน้าที่แสดงผลการทำงานของทั้งวงจร โดยผ่านการปรับแรงดันจาก SCR

3.1.2 การออกแบบโครงสร้างเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

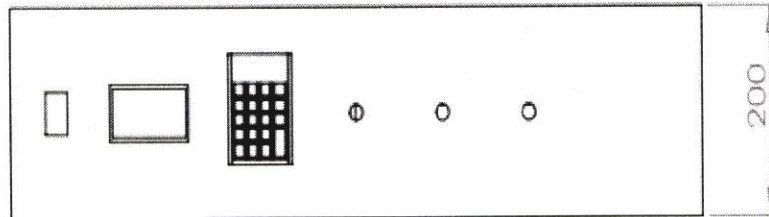


รูปที่ 3.2 ขั้นตอนการการออกแบบโครงสร้างเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

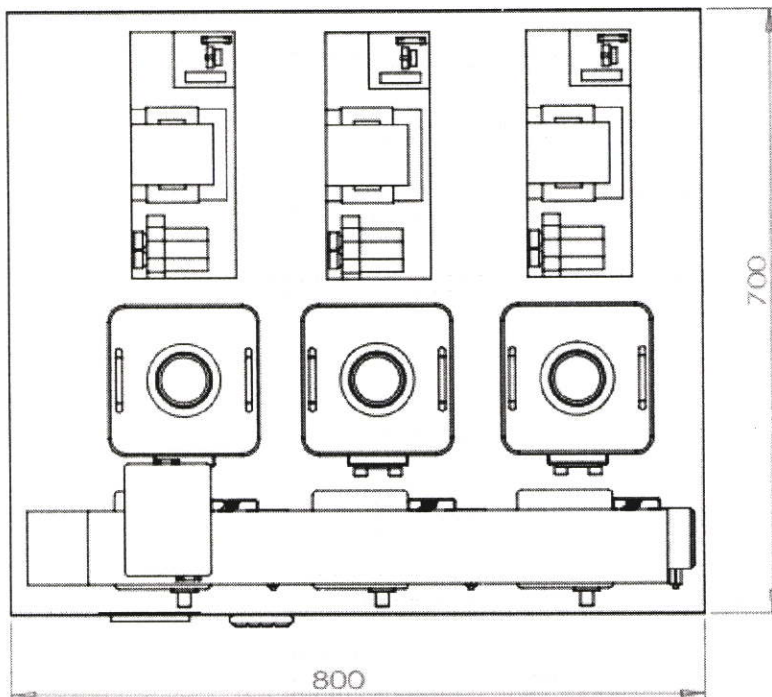
ขั้นตอนการออกแบบ

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

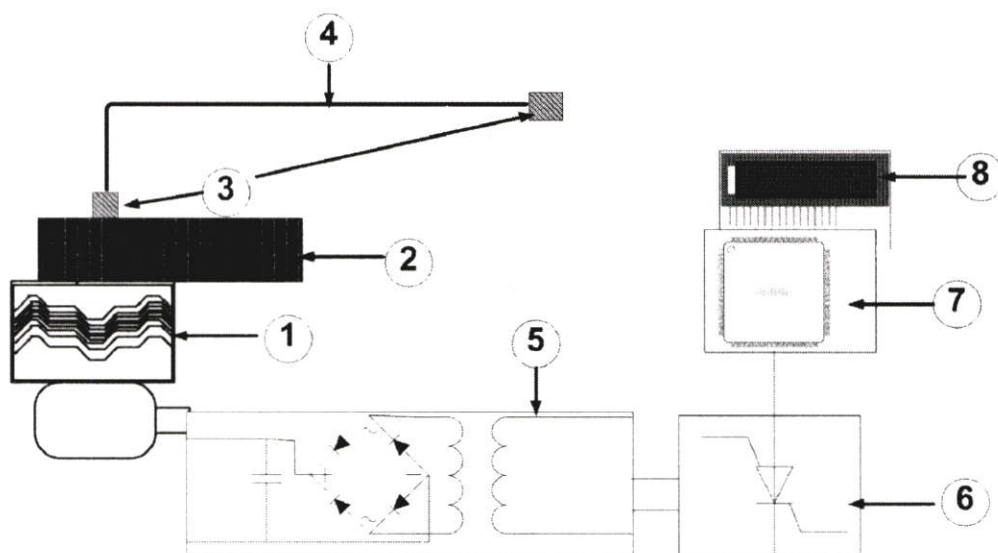
การออกแบบโครงสร้างเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ แบบ 2 มิติ



รูปที่ 3.3 แสดงโครงสร้างด้านหน้าของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟโดยมีส่วนของการแสดงผลหน้าจอแสดงผล



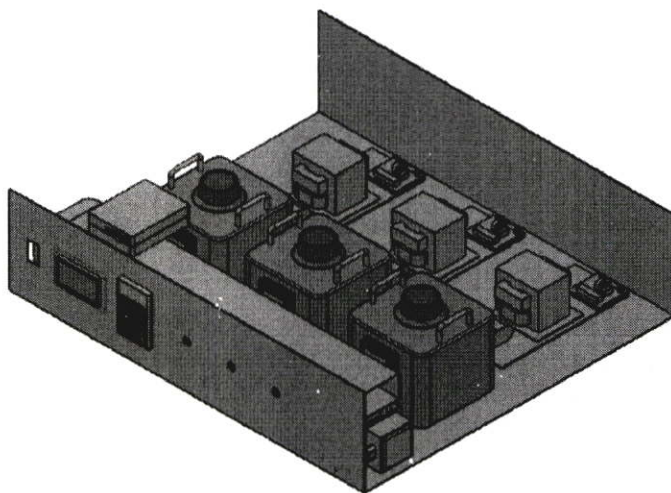
รูปที่ 3.4 โครงสร้างภายในของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ



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

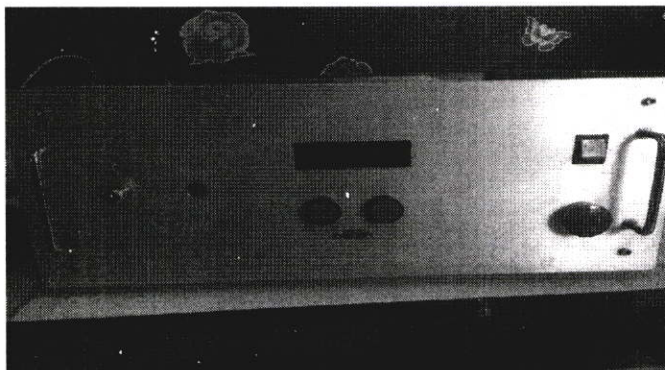
การออกแบบโครงสร้างเคสใส่ชุดโครงงาน แบบ 3 มิติ



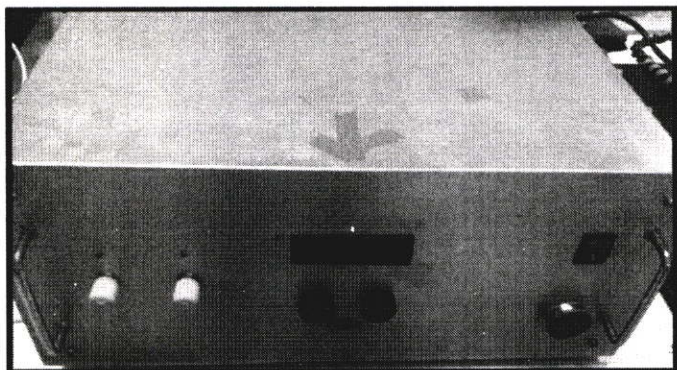
รูปที่ 3.6 โครงสร้างการออกแบบภายในและภายนอกของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

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

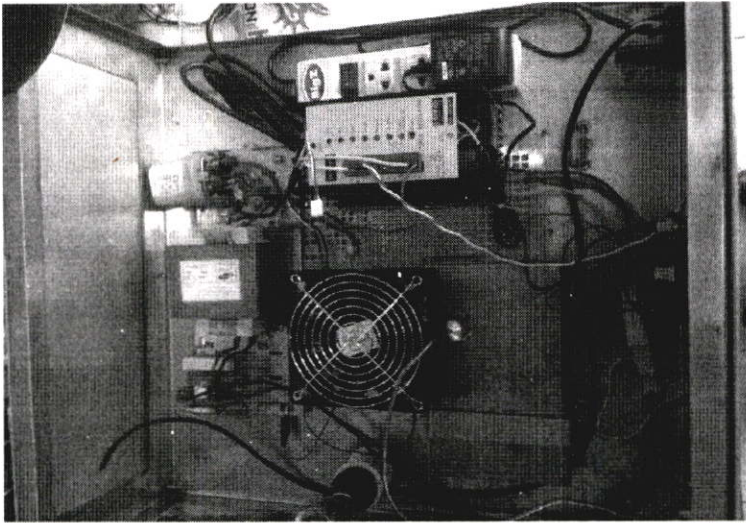
นำแบบที่ได้ไปทำการสร้างจริง



(ก)



(ข)



(ค)

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

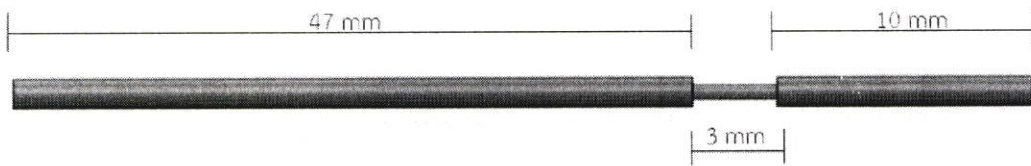
คลื่นไมโครเวฟ ความถี่ 2.45 GHz ทางด้านเอาต์พุต(Output) จะมีลักษณะต่อเนื่อง และมีขนาดของสัญญาณสามารถปรับระดับได้ ด้วยชุดการควบคุมทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ โดยใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการควบคุม ผลการทดลอง นำไปเชื่อมต่อกับสายนำสัญญาณความถี่ไมโครเวฟ แล้วนำไปเชื่อมต่อกับสายอากาศไมโครเวฟ แล้วนำไปแช่ในไข่ขาว เพื่อทดสอบการกระจายของคลื่นไมโครเวฟที่กระจาย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

3.2 โครงสร้างของสายอากาศ

สายอากาศที่ใช้ในการวิเคราะห์เป็นสายอากาศโคแอกเซียลที่มีความยาวเท่ากับ 60 มิลลิเมตร เพื่อครอบคลุมในช่วงที่มีขนาดสนามไฟฟ้าสูงสุด $\frac{3\lambda}{4} \approx 5.79$ เซนติเมตร

จากงานวิจัยของดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ ได้ออกแบบสล็อตที่มีความยาว 3 มิลลิเมตร เนื่องจากสายอากาศของ Hamada ที่ได้นำเสนอสายอากาศเจาะสล็อตมีความยาว 1 มิลลิเมตร เมื่อป้อนพลังงานขนาด 50 วัตต์ ไม่เกิดความร้อนขึ้น เพราะขนาดสล็อตมีขนาดเล็กเกินไป และจากงานวิจัยของดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ ได้คำนวณ FEM เปรียบเทียบขนาดของการทำลายเมะเร็งของสายอากาศที่มีขนาดสล็อต 1 มิลลิเมตร และ 3 มิลลิเมตร พบว่ามีความแตกต่างกันน้อยมาก ดังนั้น

ทางผู้วิจัยจึงได้ออกแบบสายอากาศที่มีการเปิดสล็อตขนาดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร โดยอ้างอิงจากงานวิจัยของดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ



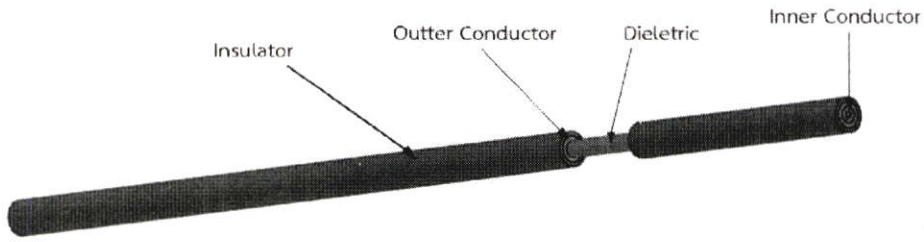
รูปที่ 3.8 โครงสร้างขนาดสายอากาศเปิด 1 สล็อต

จากรูปที่ 3.8 แสดงโครงสร้างขนาดของสายอากาศที่จะนำมาใช้ในการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ และในการทดลอง โดยมีรายละเอียดตามตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 รายละเอียดของขนาดของสายอากาศ

พารามิเตอร์	ขนาดของสายอากาศ (มิลลิเมตร)		
	สายอากาศแบบเปิด 1 สล็อต	สายอากาศแบบเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม	สายอากาศแบบเปิดปลาย
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำใน	0.912	0.912	0.912
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำนอก	3.581	3.581	3.581
เส้นผ่านศูนย์กลางไดอิเล็กตริก	2.985	2.985	2.985
ความยาวของปลายเปิด	-	-	20
ความยาวสล็อต	3	3	3
ความหนาของฉนวนหุ้มภายนอก	-	1	-
ความยาวของสายอากาศ	60	60	60
ความยาวจากปลายสายอากาศถึงกึ่งกลางของสล็อต	20	20	-

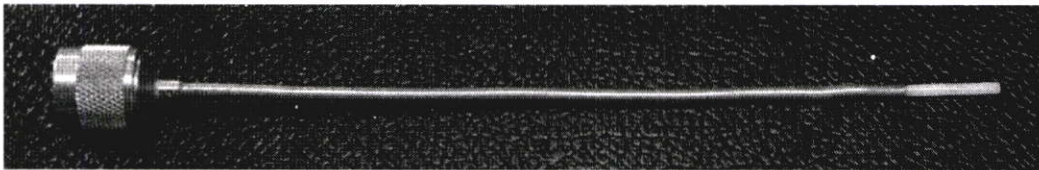
ต่อไปจะแสดงโครงสร้างของสายอากาศ โดยสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางผู้วิจัยวาดโครงสร้างของสายอากาศด้วยโปรแกรม SolidWorks (Version 2013) แล้วส่งออกสายอากาศในรูปแบบ IGES เข้าสู่โปรแกรม COMSOL Multiphysics (Version 3.5) เพื่อใช้ในการกำหนดพารามิเตอร์ต่างๆ และจำลองการทำงานด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ



รูปที่ 3.9 แบบจำลองสายอากาศด้วยคอมพิวเตอร์

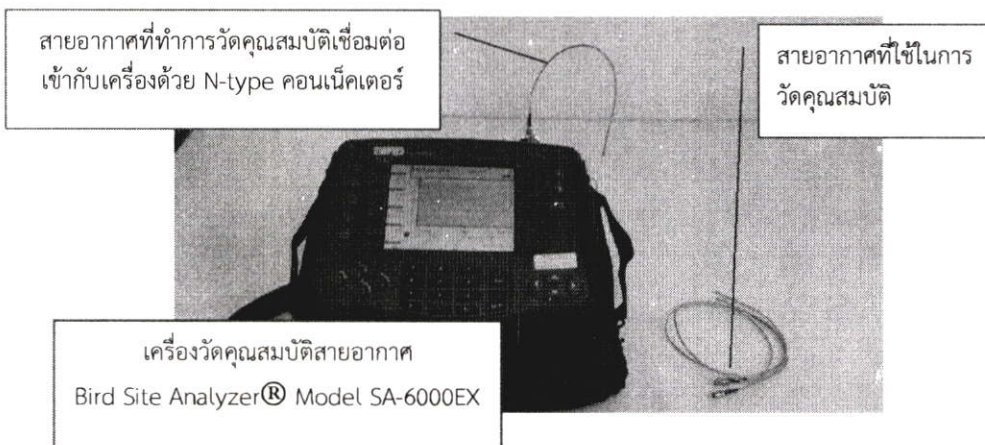
3.3 คุณสมบัติของสายอากาศ

สายอากาศที่ได้ทำการออกแบบข้างต้น ได้ทำการออกแบบจากสายอากาศจริง โดยสายอากาศถูกสร้างขึ้นจากสายนำสัญญาณในย่านความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งเป็นสายนำสัญญาณโคแอกเซียล ดังแสดงในรูปที่ 3.10



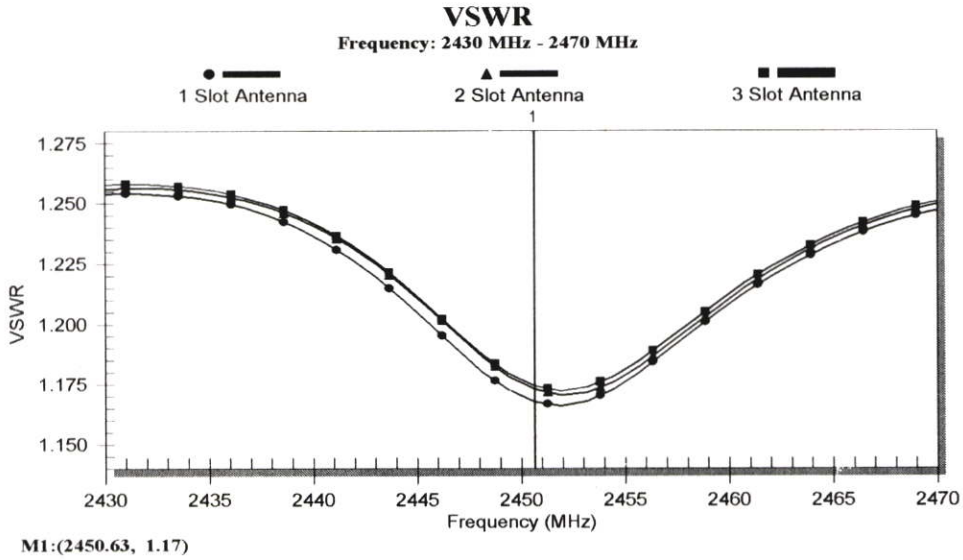
รูปที่ 3.10 สายอากาศ

หลังจากที่สร้างสายอากาศแล้ว นำสายอากาศที่สร้างขึ้นนำไปทดสอบคุณสมบัติด้านการใช้งานในความถี่ไมโครเวฟ 2.45 GHz ด้วยเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ ยี่ห้อ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX รูปที่ 3.11

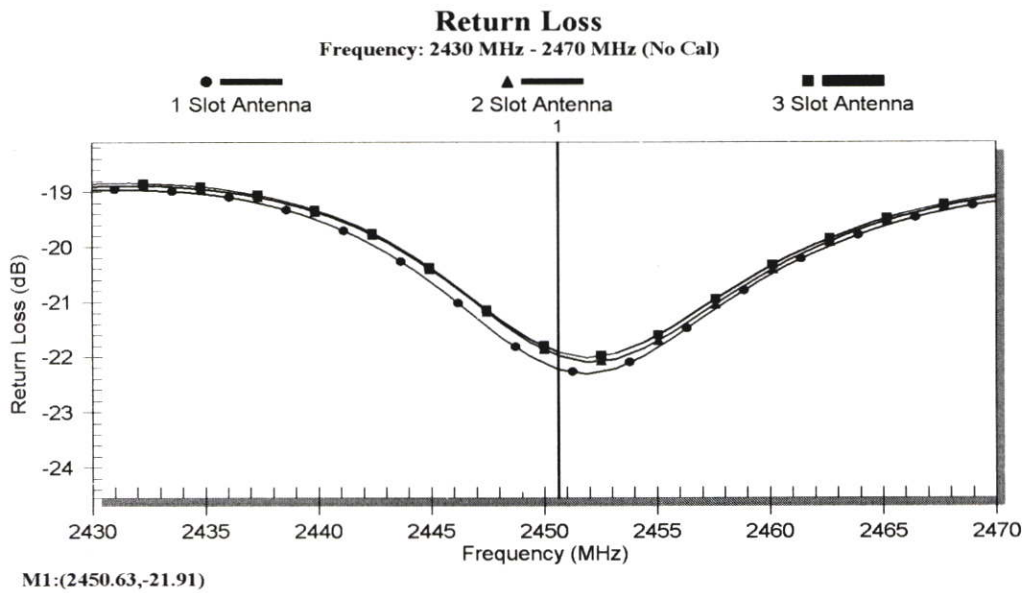


รูปที่ 3.11 เครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX

ในลำดับต่อไปจะแสดงผลที่ได้จากเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ โดยแสดงผลในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz และเราจะสนใจที่ความถี่ใช้งานที่ 2.45 GHz ของสายอากาศ 3 แบบ โดยจะวัดคุณสมบัติของสายอากาศ คือ VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) และค่า Return Loss แสดงรายละเอียดได้ดังรูปกราฟที่ 3.12 และ รูปกราฟที่ 3.13



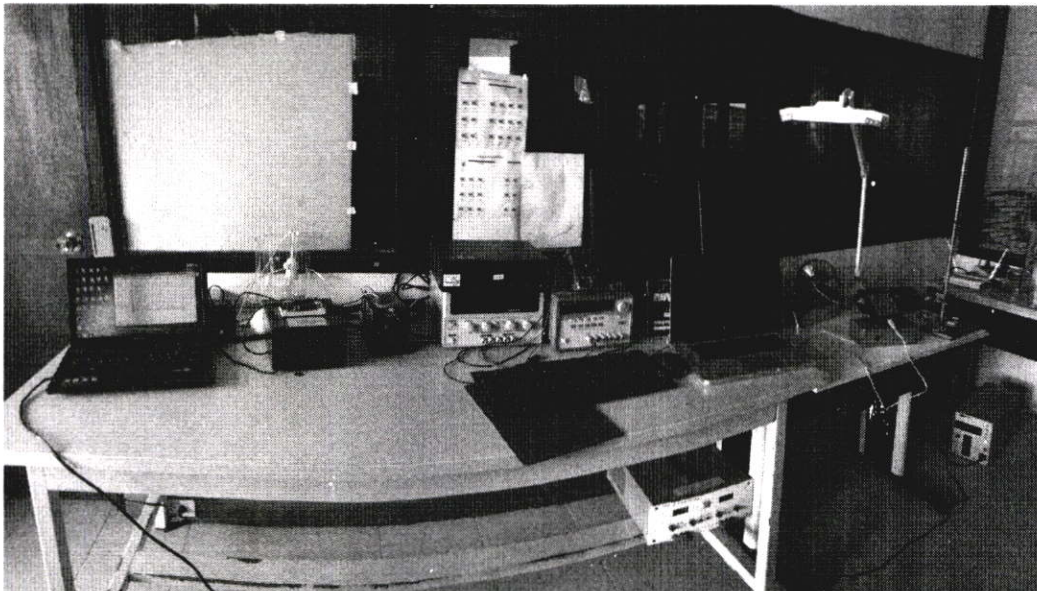
รูปที่ 3.12 กราฟแสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศ 3 แบบ ในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz



รูปที่ 3.13 กราฟแสดงค่า Return Loss ในหน่วย dB ของสายอากาศ 3 แบบ ในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz

จากรูปที่ 3.12 และ 3.13 แสดงค่าคุณสมบัติของสายอากาศในรูปแบบ VSWR และ Return Loss ของสายอากาศ 3 แบบ ซึ่งจากกราฟเป็นผลจากการวัดคุณสมบัติที่ได้จากเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX สายอากาศทั้ง 3 แบบ มีค่า VSWR ที่ต่ำมาก และมีค่าใกล้เคียงกัน โดยค่า VSWR มีค่าประมาณ 1.17 และ Return Loss มีค่าประมาณ -21.91 dB ซึ่งเมื่อพิจารณาจะพบว่าสายอากาศที่ใช้มีค่า VSWR และ Return Loss ที่ต่ำมาก เมื่อนำไปใช้งานจะมีค่าของการส่งผ่านพลังงานได้ดี

3.4 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment Setup)



รูปที่ 3.14 การจัดเตรียมการทดลอง

จากรูปที่ 3.14 แสดงการจัดเตรียมอุปกรณ์เพื่อทำการทดลอง โดยทางผู้วิจัยจะทำการทดลองเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟความถี่ (2.45 GHz) โดยใช้แหล่งจ่ายไฟประเภทต่างๆ เพื่อทำการควบคุมพลังงานของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ และจึงทำการควบคุมผ่านทางคอมพิวเตอร์ โดยใช้ค่าการควบคุมต่างๆจากการซิมูเลชันในคอมพิวเตอร์มาเป็นค่าในการควบคุมระบบ

การทดลองโดยใช้ไข่ขาว เพื่อดูพื้นที่การทำลายแบบ 3 มิติ และการทดลองกับเนื้อเยื่อตับของหนู โดยใช้สายอากาศที่กล่าวถึงข้างต้น โดยส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านไปยังเนื้อเยื่อตับ การทดลองใช้พลังงานขนาด 50 วัตต์ ป้อนให้กับสายอากาศโดยใช้ระยะเวลา 5 วินาที ผลที่ได้จากการทดลองสีของเนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลงไป (ซึ่งจะเปลี่ยนสีที่อุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส) ในเอกสารอ้างอิง

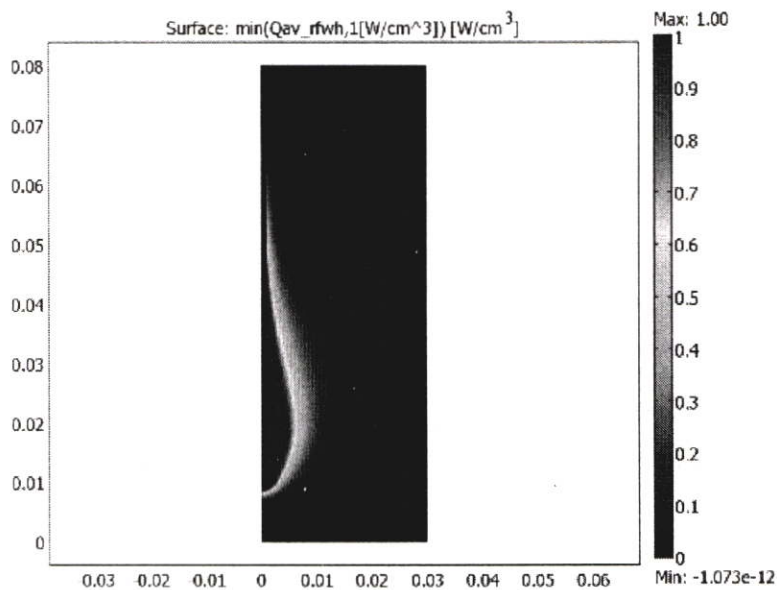
บทที่ 4

ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง

บทนี้จะกล่าวถึงผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งเป็นการจำลองการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz กำหนดค่าพลังงานเท่ากับ 50 วัตต์ ระยะเวลา 5 นาที เพื่อหาจุดที่เหมาะสมสำหรับการวัดอุณหภูมิของระบบ การทดลองหาค่ากำลังงานของเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟเพื่อที่จะควบคุมกำลังงานของระบบให้ไม่เกิดความเสียหายของเนื้อเยื่อ ผลการทดลองด้วยไขขาวเพื่อดูลักษณะการทำลายแบบ 3 มิติ และการทดลองในเนื้อเยื่อตับหมูทั้งระบบที่มีการป้องกันความเสียหายและไม่มีการป้องกันความเสียหาย ซึ่งมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

4.1 การจำลองด้วยคอมพิวเตอร์

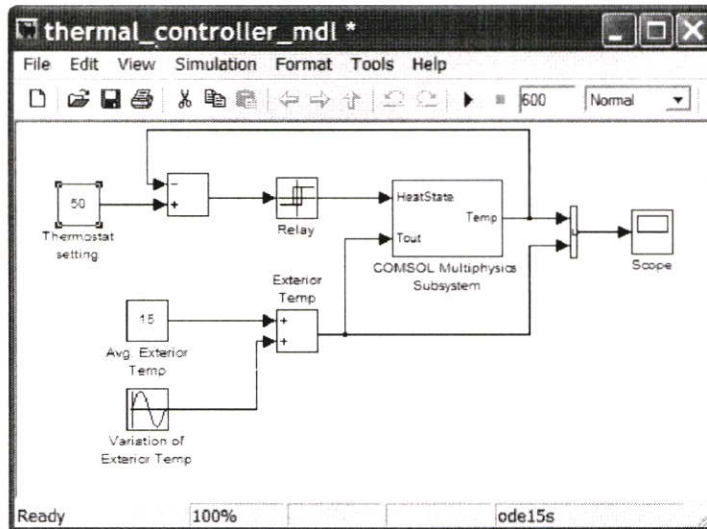
จากการกำหนดจุดตรวจรับอุณหภูมิความร้อน โดยทางผู้วิจัยกำหนดจุดตรวจรับอุณหภูมิความร้อนห่างจากเสาอากาศ 1 เซนติเมตร เมื่อจุดตรวจอุณหภูมิได้รับความร้อนก็จะส่งค่าไปยังชุดควบคุมอุณหภูมิและเวลา ในการทดลองนี้ใช้โปรแกรม Matlab เป็นตัวรับประมวลผล โดยติดต่อกับโปรแกรม Comsol ผ่าน Simulink ในการจำลองการทำงาน เราจะวิเคราะห์แบบหลายฟิสิกส์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



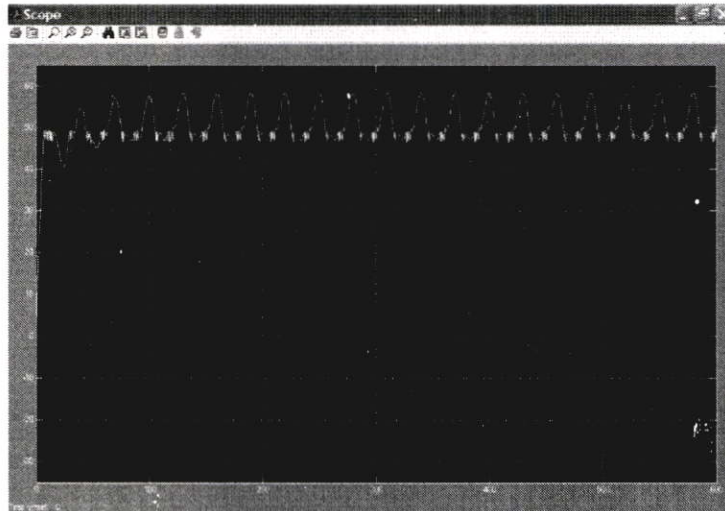
รูปที่ 4.1 แสดงการกระจายของ SAR ในผิวหนังเนื้อเยื่อ

จากรูปที่ 4.1 จะเห็นการกระจายความร้อนของสายอากาศภายในเนื้อเยื่อ สังเกตได้ว่าการกระจาย SAR นั้นจะมีการกระจายออกทางด้านปลายของสายอากาศ ซึ่งมีการกระจายรอบๆ สลั๊ตของสายอากาศ จะมีการกระจายของ SAR สูงสุดขึ้นบริเวณใกล้ตำแหน่งของสลั๊ตของสายอากาศ

จากนั้นนำค่าวิเคราะห์ทางฟิสิกส์จากโปรแกรม Comsol ส่งไปวิเคราะห์ที่โปรแกรม Matlab ผ่านทาง Simulink เพื่อจำลองการควบคุมอุณหภูมิ



รูปที่ 4.2 แสดงการทำงานร่วมกันระหว่างโปรแกรม Comsol กับ Matlab ผ่านทาง Simulink



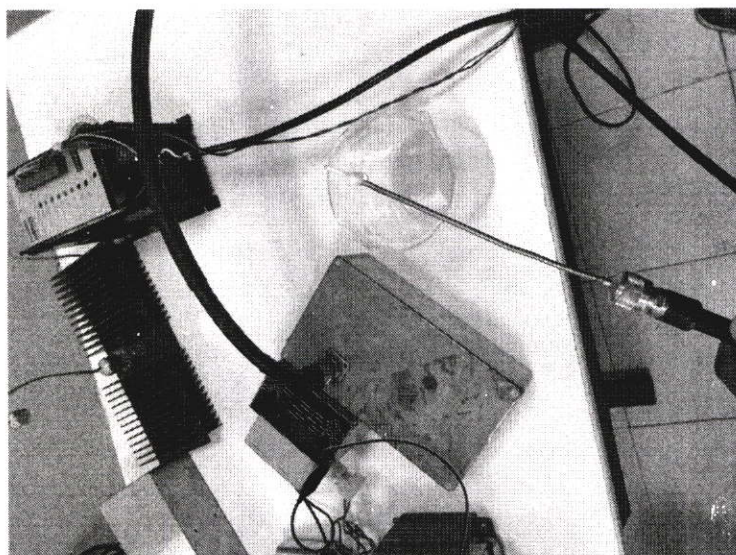
รูปที่ 4.3 แสดงรูปกราฟของระบบควบคุม โดยควบคุมอุณหภูมิให้คงที่ไม่เกิน 50 องศาเซลเซียส

4.2 ผลการทดลอง

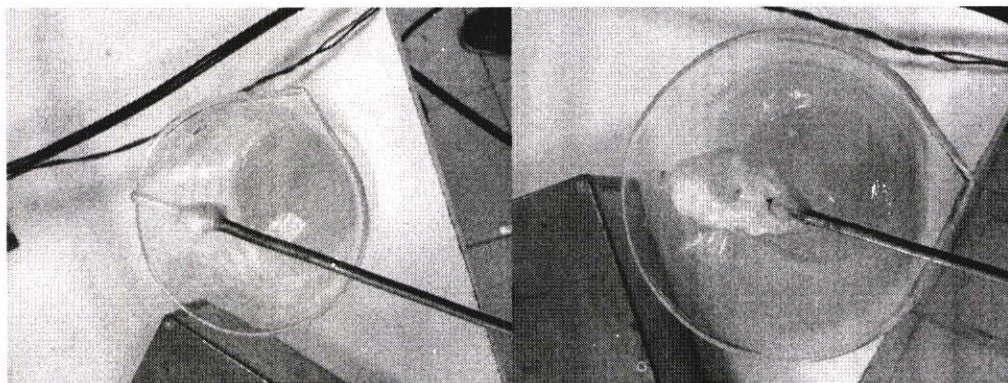
ในส่วนการทดลอง เป็นการทดลองแบบ in-vitro โดยใช้เนื้อหมูและเนื้อเยื่อตับหมู ออกแบบการทดลองเป็น 4 การทดลอง ได้แก่ การทดลองที่ 1 การกระจายความร้อนในไขขาว การทดลองที่ 2 ศึกษาการกระจายความร้อนของระบบที่ไม่มีกำบังความเสียหายและระบบที่มีการป้องกันความเสียหายโดยทดลองกับเนื้อหมูและเนื้อเยื่อตับ

4.2.1 การทดลองที่ 1

การทดลองปล่อยคลื่นไมโครเวฟในไขขาว เพื่อศึกษาลักษณะการทำลายแบบ 3 มิติ เมื่อไขขาวได้รับความร้อนจะเกิดการแข็งตัว ทำให้เห็นเป็นลักษณะรูปร่างได้อย่างชัดเจน หลังจากนั้นจะนำไขขาวที่แข็งตัวมาวัดขนาด ทำให้ทราบถึงขนาดการทำลายหรือการกระจายตัวของอุณหภูมิได้

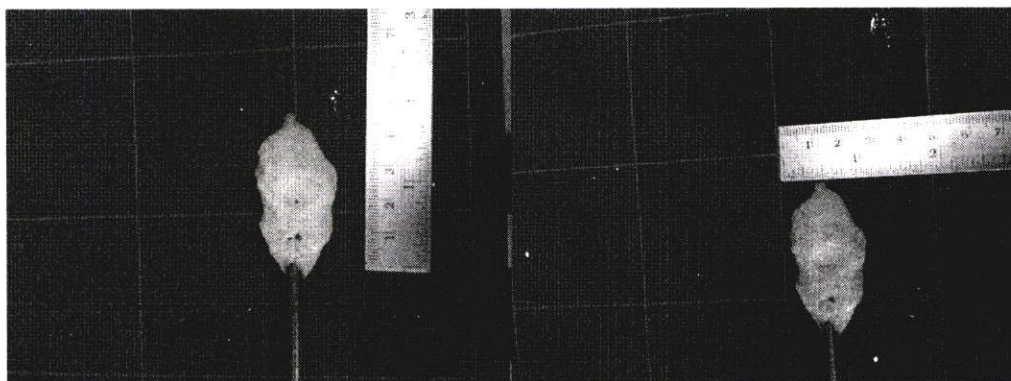


รูปที่ 4.4 การเตรียมการทดลองที่ 1 (ในไขขาว)



รูปที่ 4.5 การกระจายความร้อนในไขขาวของคลื่นไมโครเวฟ

จากรูปที่ 4.5 แสดงให้เห็นลักษณะการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่เกิดในไขขาว หลังจากป้อนคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศ การทดลองในไขขาวจะทำให้เห็นถึงลักษณะการทำลายแบบ 3 มิติได้ด้วย



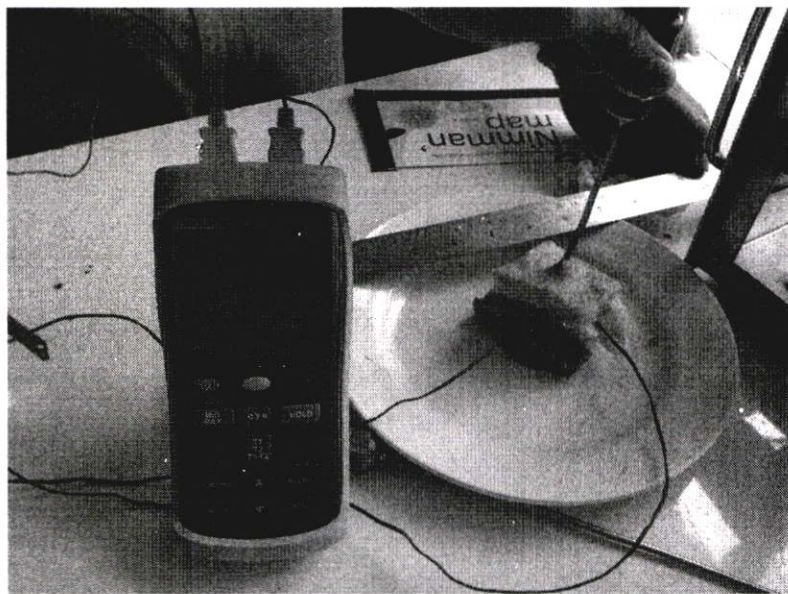
รูปที่ 4.6 แสดงขนาดการกระจายความร้อนในไขขาวในเวลา 5 นาที

หลังจากทำการทดลองป้อนคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศลงในไขขาวแล้วนั้น ในระยะเวลา 5 นาที ไขขาวจะโตขยายขึ้นเส้นผ่านศูนย์กลางจากสายอากาศ 1 นิ้ว และความยาวที่ 1.7 นิ้ว ที่ค่ากำลังงาน 50 วัตต์

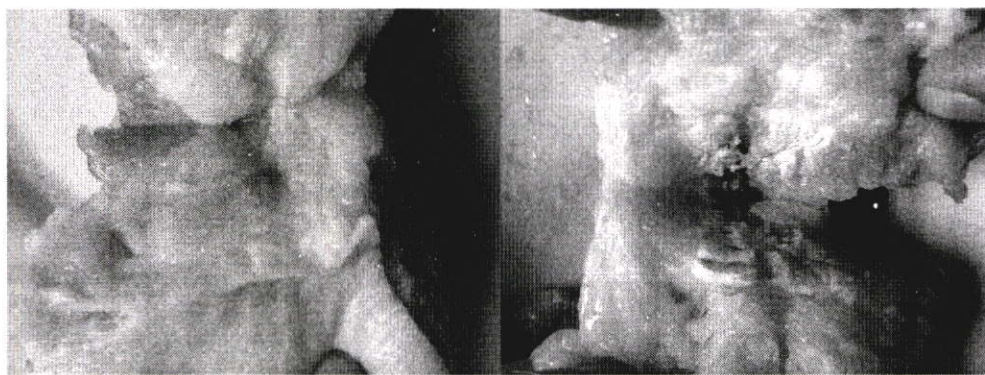
4.2.2 การทดลองที่ 2

การทดสอบการใช้งานเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อ แบบ in-vitro โดยการทดลองนำคลื่นไมโครเวฟมาทดลองกับเนื้อหมูและเนื้อเยื่อตับ

4.2.2.1 ทดสอบเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อหมู



รูปที่ 4.7 การทดสอบเครื่องไมโครเวฟกับเนื้อหมู



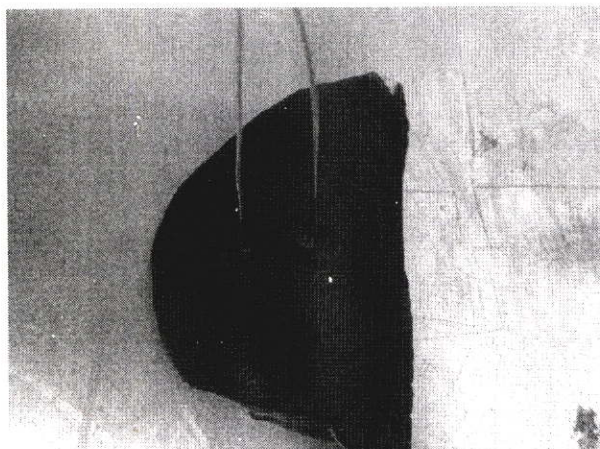
รูปที่ 4.8 (ก) เนื้อหมูที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่มีระบบควบคุม

(ข) เนื้อหมูที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่ไม่มีระบบควบคุม

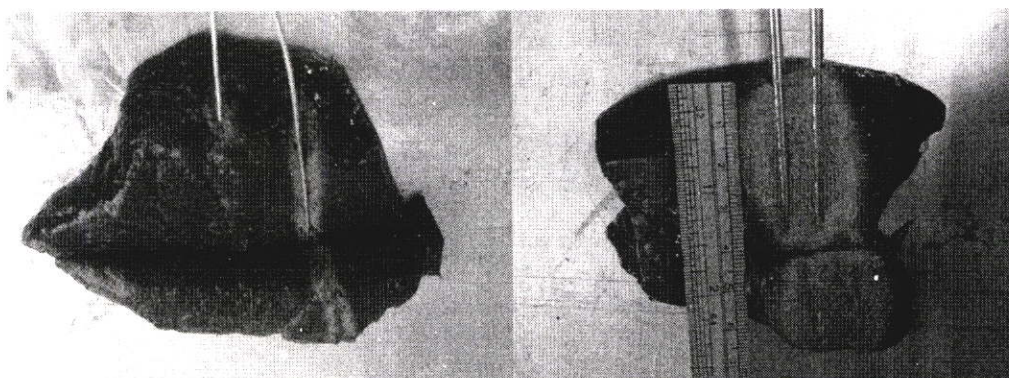
ตารางที่ 4.1 ค่าการทดสอบเครื่องไมโครเวฟกับเนื้อหมู

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

4.2.2.2 ทดสอบเครื่องควบคุมไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับ



รูปที่ 4.9 สายอากาศที่สอดเข้าไปในเนื้อเยื่อตับที่ต้องการทดสอบ



(ก)

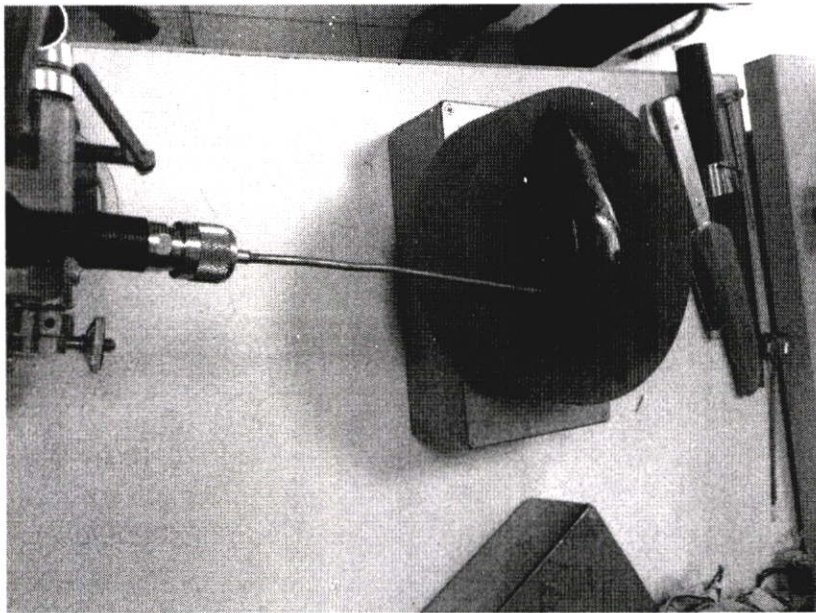
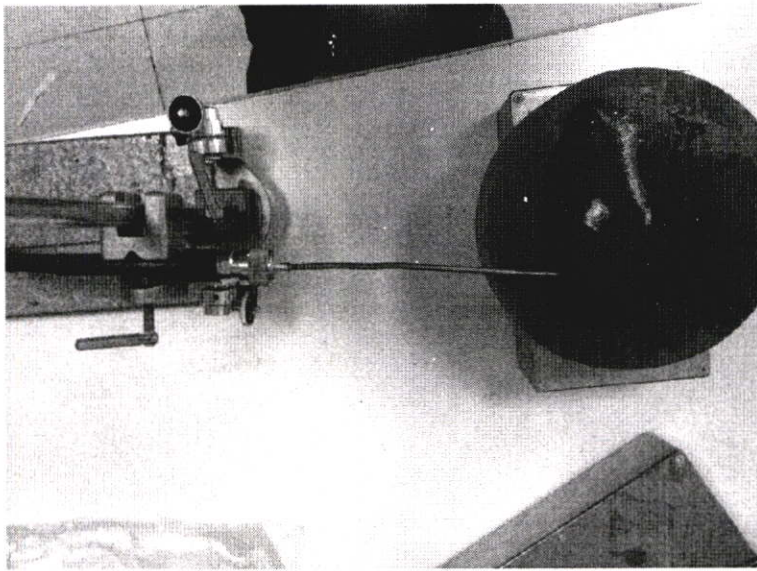
(ข)

รูปที่ 4.10 (ก) เนื้อเยื่อตับที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่มีระบบควบคุม

(ข) เนื้อเยื่อตับที่ทดสอบกับเครื่องไมโครเวฟที่ไม่มีระบบควบคุม

ตารางที่ 4.2 ค่าการทดสอบเครื่องไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับ

Voltage (V)	Microwave Power (W)/Temp.(°C)						เฉลี่ย
	ครั้งที่ 1	(°C)	ครั้งที่ 2	(°C)	ครั้งที่ 3	(°C)	
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
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



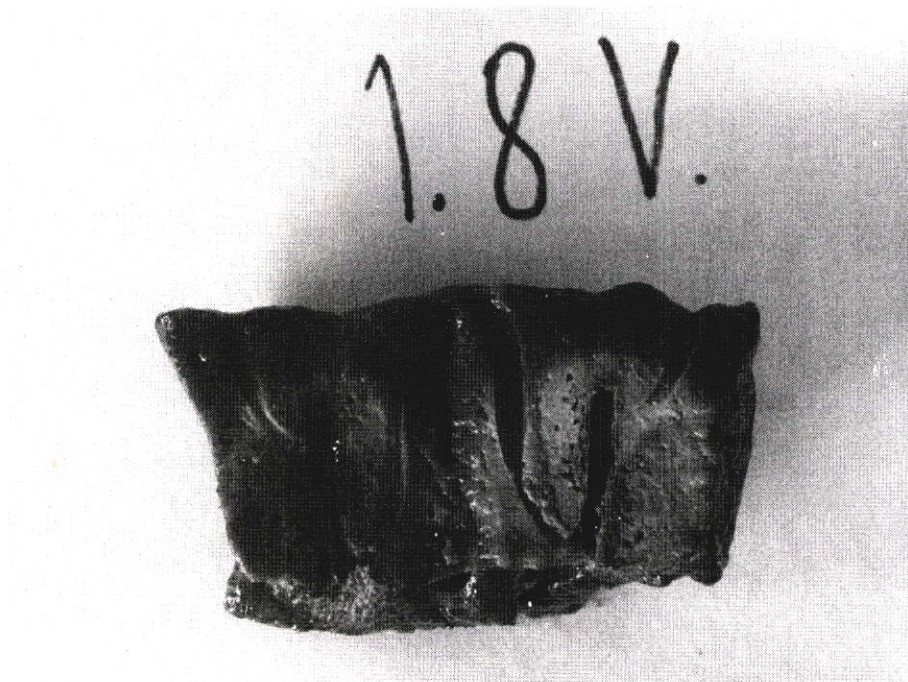
รูปที่ 4.11 การทดลอง โดยทำการทดสอบกับเครื่องทำลายเซลล์มะเร็งขนาด 1 แหล่งจ่าย



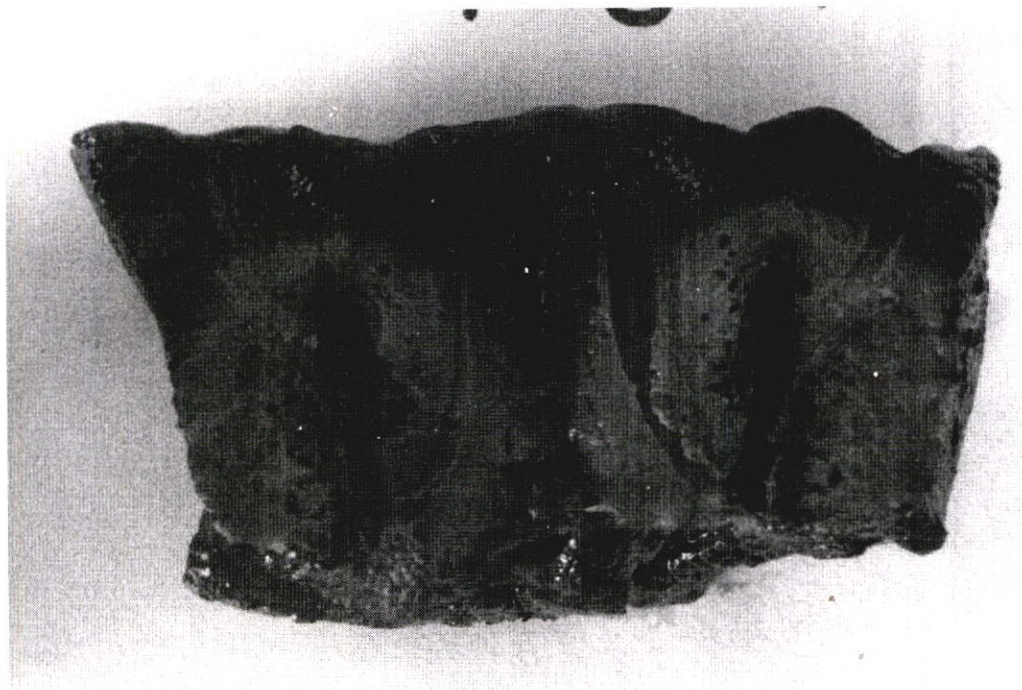
รูปที่ 4.11 การทดลอง โดยทำการทดสอบกับเครื่องทำลายเซลล์มะเร็งขนาด 1 แท่งจ่าย ปรับกำลังงาน ไฟตรงเพื่อป้อนให้กับชุด จ่ายคลื่นไมโครเวฟขนาด 1.9 โวลท์



รูปที่ 4.12 การทดลอง โดยทำการทดสอบกับเครื่องทำลายเซลล์มะเร็งขนาด 1 แห่งจ่าย ปรับกำลังงาน ไฟตรงเพื่อป้อนให้กับชุด จ่ายคลื่นไมโครเวฟขนาด 1.9 โวลท์



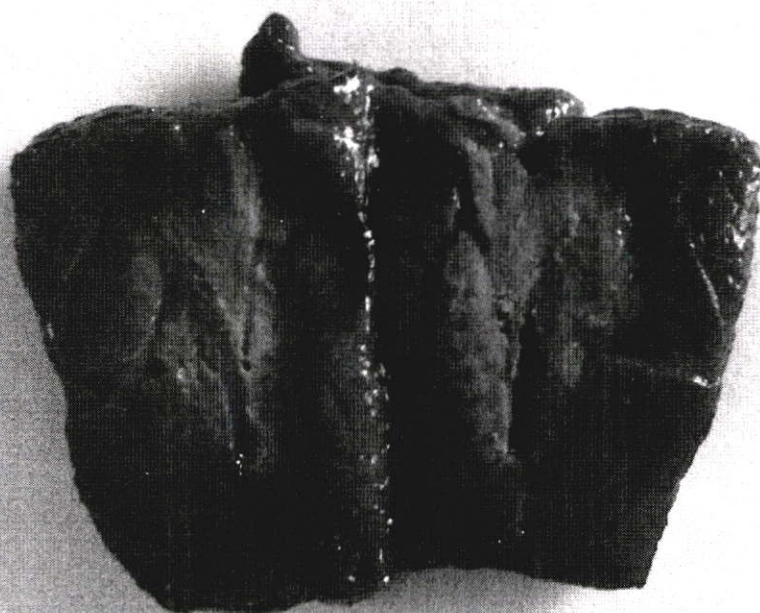
รูปที่ 4.13 การทดลอง โดยทำการทดสอบกับเครื่องทำลายเซลล์มะเร็งขนาด 1 แหล่งจ่าย ปรับกำลังงาน ไฟตรงเพื่อป้อนให้กับชุด จ่ายคลื่นไมโครเวฟขนาด 1.8 โวลท์



1.8 V.

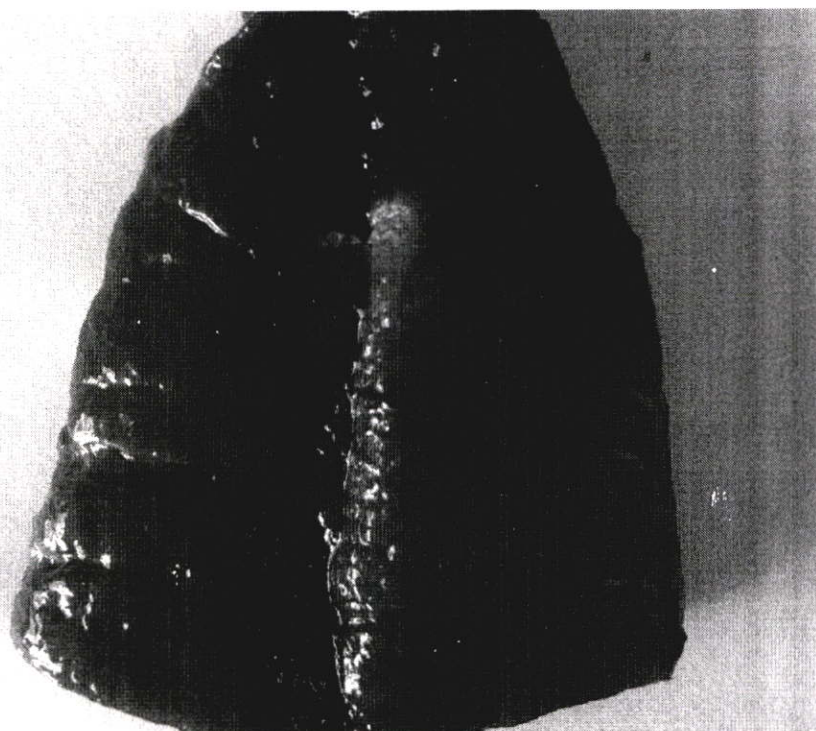


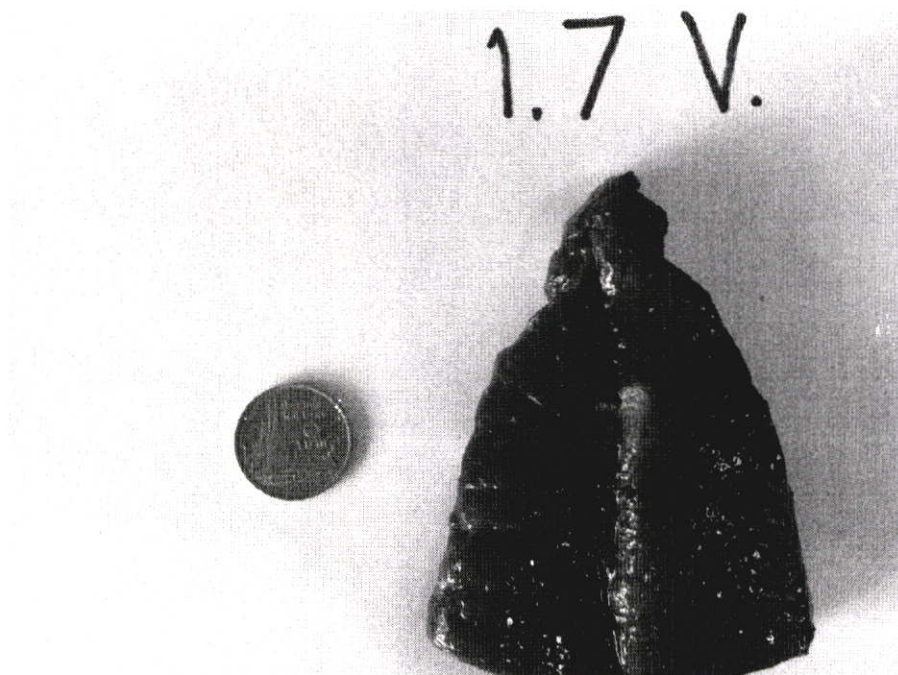
1.75 V.





รูปที่ 4.14 การทดลอง โดยทำการทดสอบกับเครื่องทำลายเซลล์มะเร็งขนาด 1 แห่งจ่าย ปรับกำลังงาน ไฟตรงเพื่อป้อนให้กับชุด จ่ายคลื่นไมโครเวฟขนาด 1.75 โวลท์

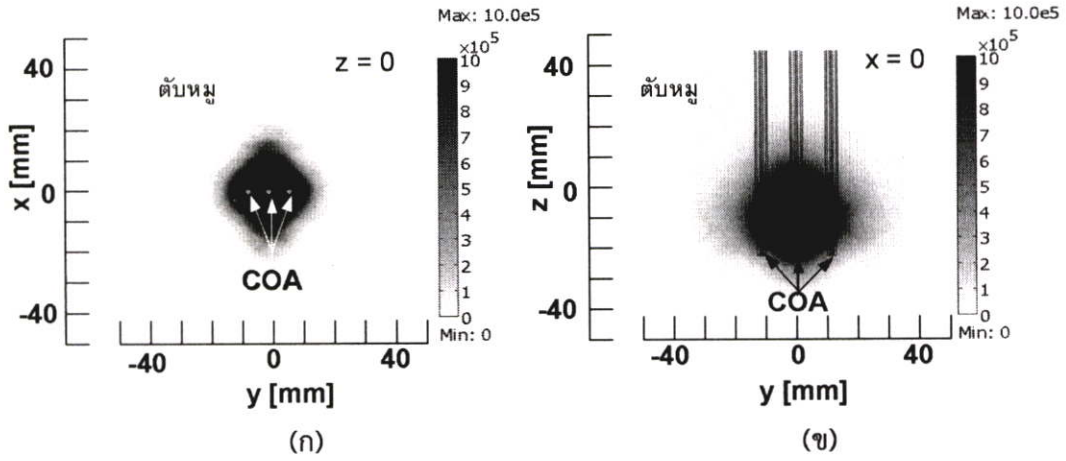




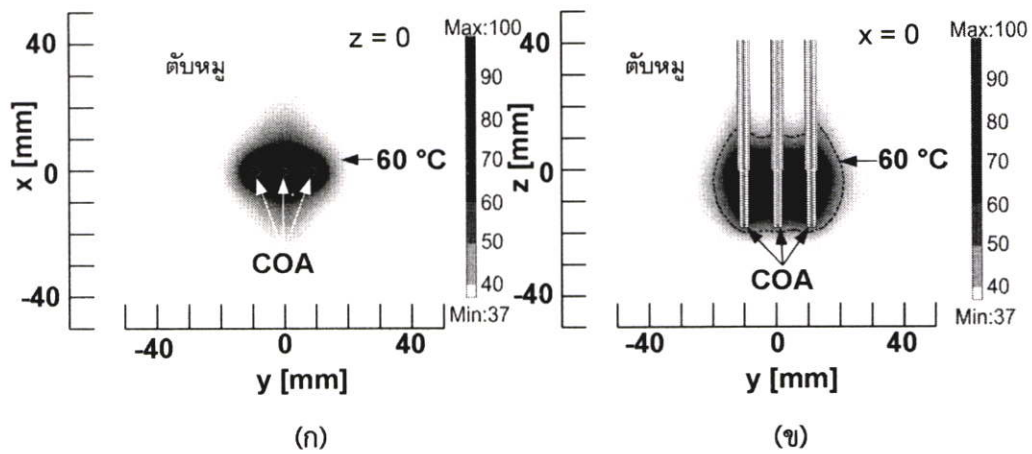
รูปที่ 4.11 การทดลอง โดยทำการทดสอบกับเครื่องทำลายเซลล์มะเร็งขนาด 1 แห่งจ่าย ปรับกำลังงาน ไฟตรงเพื่อป้อนให้กับชุด จ่ายคลื่นไมโครเวฟขนาด 1.7 โวลท์

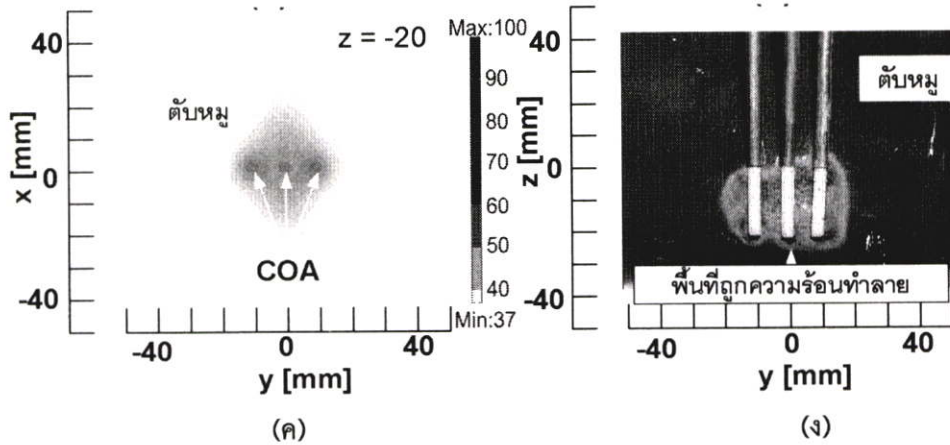
4.3 เปรียบเทียบผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ กับการทดลองกับเนื้อเยื่อ

แบบ *In Vitro* ด้วยเทคนิคการทำลายเซลล์มะเร็งแบบใช้สายอากาศหลายต้น



รูปที่ 4.12 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0





รูปที่ 4.13 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับดัดหมู ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ ตำแหน่ง z

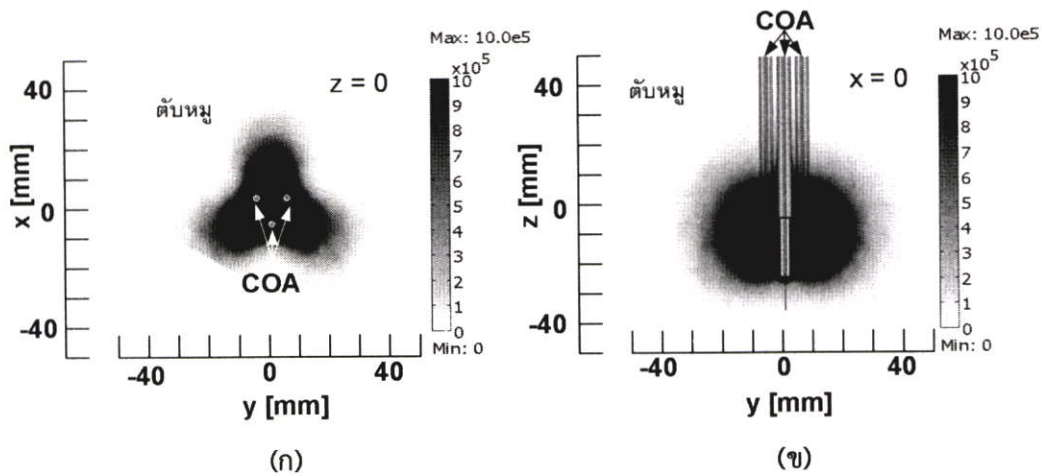
เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ค) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ -20 (ง) รูปการกระจายของอุณหภูมิ จากการทดลอง

จากรูปที่ 4.12 แสดงการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อตับของการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น มาจัดวางแบบอาร์เรย์ จะเห็นได้ว่ามีลักษณะการกระจายของ SAR เหมือนกับการกระจายของสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดียว วางซ้อนกัน 3 ต้น ดังแสดงในรูปที่ 4.12 (ก) และการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบอาร์เรย์นี้ยังมีลักษณะการกระจายแบบสมมาตร แสดงในรูปที่ 4.12 (ข)

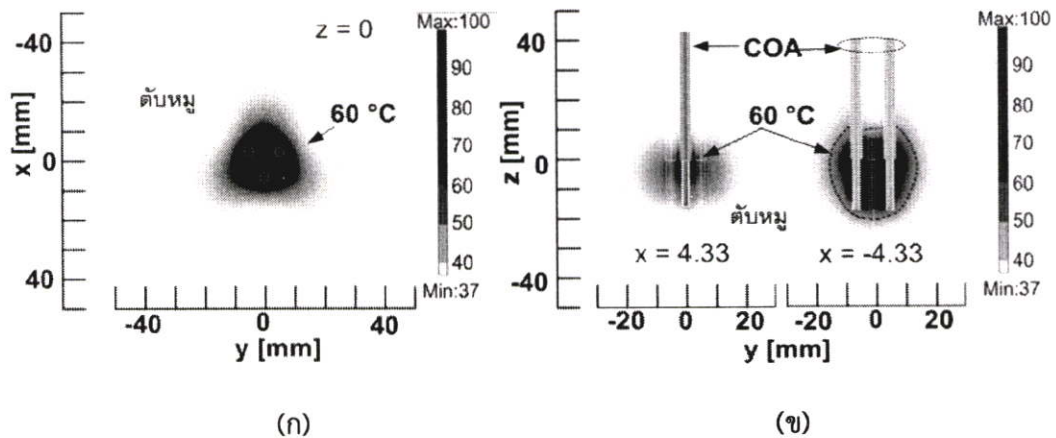
ในรูปที่ 4.13 แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ การกระจายของอุณหภูมิมิมีการกระจายออกรอบๆ บริเวณทิว ของสายอากาศ เช่นเดียวกับสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดียว ผลที่ได้เสมือนกับการเอาสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดียว 3 ต้น มาวางซ้อนกัน ดังรูปที่ 4.13 (ข) รูปแบบของการกระจายของอุณหภูมิมิมีลักษณะการกระจายแบบสมมาตร เมื่อพิจารณาที่บริเวณรอยต่อของปลายสายอากาศที่มีการปกต้วน่านอกออก (เป็นตำแหน่งที่มีการกระจายของ SAR และอุณหภูมิสูงสุด) ดังแสดงในรูปที่ 4.13 (ก) และในรูปที่ 4.13 (ค) เป็นการพิจารณาที่ระนาบเดียวกันกับรูปที่ 4.13 (ก) แต่สนใจที่ตำแหน่งปลายของสายอากาศแบบเปิดทั้ง 3 ต้น ซึ่งจะเห็นได้ว่าระดับของอุณหภูมิลดต่ำลงมาก ในรูปที่ 4.13 (ง) เป็นผลที่ได้จากการทดลองการทำงาน เมื่อเปรียบเทียบกับกรจำลองการทำงานในรูปที่ 4.13 (ข) จะเห็นได้ว่าขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีขนาดใกล้เคียงกัน โดยขนาดการทำลาย

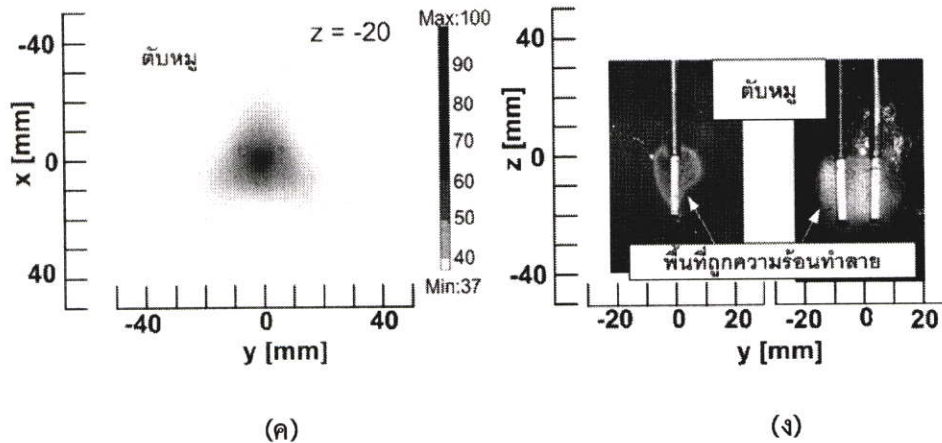
เซลล์มะเร็งของการทดลองจริงจะมีพื้นที่การทำลายมะเร็งเล็กกว่าประมาณ 2% เมื่อเทียบกับขนาดที่ได้จากการจำลองการทำงาน

จากการจำลองการทำงานด้วยระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สามารถจำลองรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบอาร์เรย์ ได้อย่างสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลองจริงเป็นอย่างมาก



รูปที่ 4.14 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0





รูปที่ 4.15 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับการทดลองกับดัดหมุ ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ค) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ -20 (ง) รูปการกระจายของอุณหภูมิ จากการทดลอง

จากรูปที่ 4.14 แสดงการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อระดับของการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบสามเหลี่ยม ในรูปที่ 4.14 (ก) พิจารณาการกระจายของ SAR ในระนาบที่ตำแหน่งบริเวณปลายเปิดของสายอากาศทั้ง 3 ต้น ลักษณะการกระจาย SAR จะเกิดขึ้นสูงที่ตำแหน่งกึ่งกลางของสายอากาศ คล้ายกับการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์โดยใช้สายอากาศ 2 ต้น (พิจารณาจากด้านข้างของรูปสามเหลี่ยม) การกระจายของ SAR ในการจัดวางสายอากาศแบบคู่ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของสายอากาศทั้งสองจะมีการกระจายของ SAR ที่สูงสุดคล้องกับงานวิจัยที่ได้กล่าวไว้แล้วใน [1] และการกระจายของ SAR จะเป็นรูปสามเหลี่ยมโดยมุมของสามเหลี่ยมอยู่ที่กึ่งกลางของสายอากาศแต่ละคู่

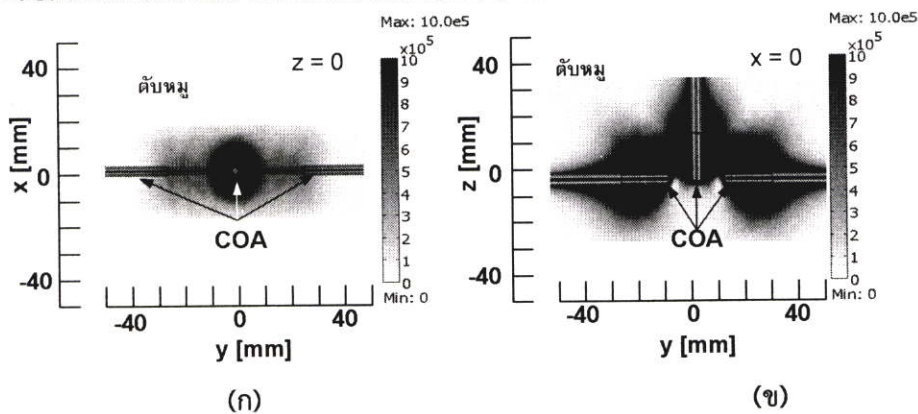
ในรูปที่ 4.15 (ข) การกระจายของ SAR ในระนาบที่กึ่งกลางรูปทรงสามเหลี่ยมนั้น รายละเอียดได้อธิบายในรูปการจัดวางสายอากาศในบทที่ 3 โดยการกระจายของ SAR จะออกมารอบๆ ทิปที่เป็นส่วนปลายของสายอากาศแบบปลายเปิด และมีขนาดของการกระจายที่ใหญ่ขึ้นเมื่อเทียบกับการใช้สายอากาศแบบปลายเปิดแบบต้นเดียว

ในรูปที่ 4.15 แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม โดยรูปที่ 4.15 (ก) (ข) และ (ค) เป็นผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และผลการทดลองแสดงในรูปที่ 4.18 (ง)

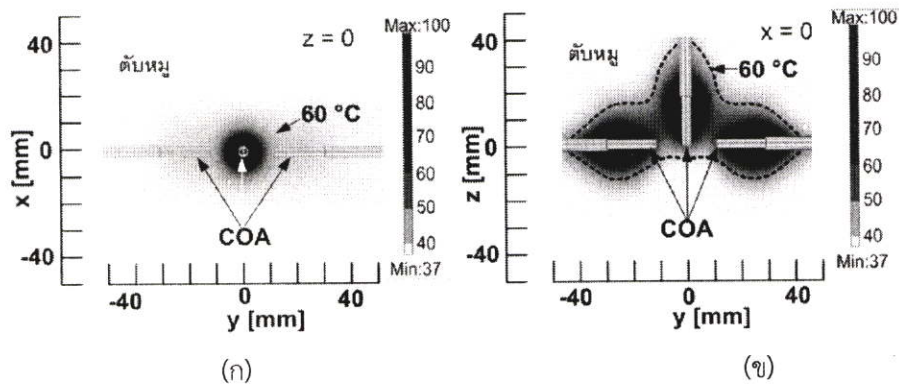
ในรูปที่ 4.15 (ก) และรูปที่ 4.15 (ค) แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับที่ระนาบเดียวกัน โดยเป็นการกระจายอุณหภูมิที่ตำแหน่งจุดต่อกับตัวนำนอก และตำแหน่งของปลายสายอากาศ ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าในรูปที่ 4.15 (ก) การกระจายของอุณหภูมิจะมีการกระจายที่สูง

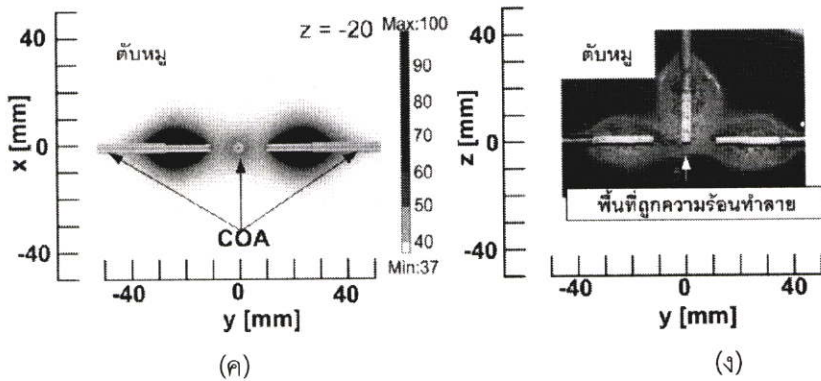
กว่าเมื่อเทียบกับรูปที่ 4.15 (ค) ซึ่งทั้งสองตำแหน่งจะมีลักษณะการกระจายเป็นรูปทรงสามเหลี่ยม โดยมีมุมของสามเหลี่ยมอยู่ที่กึ่งกลางของสายอากาศแต่ละคู่เช่นเดียวกับผลที่ได้จากการกระจายของ SAR ในรูปที่ 4.14 (ก)

เมื่อเปรียบเทียบผลการจำลองการทำงานในรูปที่ 4.15 (ข) กับผลการทดลองในรูปที่ 4.15 (ง) จะเห็นได้ว่ามีลักษณะใกล้เคียงกัน โดยผลการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายมะเร็งในเนื้อเยื่อตื้นลึกกว่าผลการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 7% ดังนั้นระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สามารถจำลองรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตื้นโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบสามเหลี่ยมได้อย่างสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลองจริง



รูปที่ 4.16 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตื้นของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0





รูปที่ 4.17 ผลการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับผลการทดลองกับตับหมู ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ค) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ -20 (ง) รูปการกระจายของอุณหภูมิจากการทดลอง

ในรูปที่ 4.16 แสดงการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อตับของการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบรูปตัวที รูปที่ 4.16 (ก) พิจารณาจากสายอากาศที่วางทางแนวตั้ง ที่ตำแหน่งรอยต่อจุดทาบ จะเห็นได้ว่าการกระจายของ SAR จะเหมือนกับสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดียว และมีความสมมาตรรอบๆ สายอากาศ เมื่อพิจารณารูปที่ 4.16 (ข) การกระจายของ SAR จะเหมือนกับผลที่ได้จากสายอากาศต้นเดียว 3 ต้น มาวางซ้อนกัน โดยตำแหน่งที่มีการรวมกันของ SAR จะมีขนาดของการกระจาย SAR ที่เพิ่มสูงขึ้น (โดยมุมที่จัดวางสายอากาศตั้งฉากกัน) ทั้งสายอากาศที่วางตามแนวนอนทั้ง 2 ต้น ดังรูป

จากรูปที่ 4.17 (ก) (ข) และ (ค) เป็นผลการจำลองการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และในรูปที่ 4.17 (ง) เป็นผลที่ได้จากการทดลอง

ในรูปที่ 4.17 (ก) และรูปที่ 4.17 (ค) พิจารณาระนาบที่ตำแหน่งจุดต่อของทาบของสายอากาศที่วางทางแนวตั้ง และด้านล่างทางแนวนอนของการจัดวางสายอากาศในแบบรูปตัวที โดยการกระจายของอุณหภูมิจะเหมือนกับการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดียว ซึ่งการกระจายอุณหภูมิจะสูงรอบๆ ทาบ จากรูปที่ 4.17 (ข) และรูปที่ 4.17 (ง) จะเห็นได้ว่าผลการจำลองการทำงานกับผลการทดลองมีลักษณะ และขนาดที่ใกล้เคียงกัน โดยผลการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับเล็กกว่าผลการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 2%

จากผลการจำลองการทำงาน และผลการทดลองของการจัดวางสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ทั้งที่เป็นแบบอาร์เรย์ แบบสามเหลี่ยม และแบบรูป T-Shape ในหัวข้อที่ 4.3 นี้ สามารถนำเอาระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาจำลองการทำงาน โดยผลการจำลองการทำงานที่ได้มีผล

สอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลอง ซึ่งเป็นการยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จากวิธีการทางไฟไนต์
เอลิเมนต์ที่นำมาใช้ได้เป็นอย่างดี

บทที่ 5

สรุปโครงการวิจัย

ผลการปรับเปลี่ยนเฟสในการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ จะเห็นว่า สามารถทำให้ขนาดของการทำลายมีขนาดที่เปลี่ยนแปลงได้ ใหญ่ขึ้น ถึงแม้จะป้อนพลังงานคงเท่าเดิมก็สามารถปรับเปลี่ยนขนาดของการทำลายให้ใหญ่ขึ้นได้ และเมื่อทำการปรับเปลี่ยนเฟสจะมีผลทำให้รูปทรงของการทำลายมีขนาดที่เปลี่ยนแปลงไป เนื่องจาก ผลของการเปลี่ยนแปลงเฟสนั้น จะส่งผลให้เกิดการเสริมกัน และหักล้างกันของคลื่นไมโครเวฟ ณ ตำแหน่งต่าง จึงเป็นเหตุผลว่า การเปลี่ยนแปลงการจัดวาง จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเฟสของการรวมกันของคลื่นที่เกิดขึ้น ณ ตำแหน่งต่างๆ ตามคุณสมบัติของการเดินทางในเนื้อเยื่อ