

การออกแบบและวิเคราะห์ สมรรถภาพ เสาอากาศสำหรับแพทย์บำบัด
ด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

DESIGN AND ANALYSIS OF ANTENNA ASSISTED CATHETER FOR
SELECTIVE DESTRUCTION OF HEPATIC CANCER CELLS
USING FINITE ELEMENT METHOD

ปัทธพงษ์ ภาสุกดิ์

PATTARAPONG PHASUKKIT

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของงานวิจัยที่สนับสนุนโดยศูนย์วิจัยและพัฒนาการแพทย์ของ
ศูนย์วิจัยทางการแพทย์
คณะวิทยาศาสตร์
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

พ.ศ. 2552

KMITL-2009-EN-D-018-142

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การออกแบบและวิเคราะห์สายอากาศสำหรับทำลายเซลล์มะเร็งระดับเฉพาะจุด
ด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

**DESIGN AND ANALYSIS OF ANTENNA ASSISTED CATHETER FOR
SELECTIVE DESTRUCTION OF HEPATIC CANCER CELLS
USING FINITE ELEMENT METHOD**



ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ

PATTARAPONG PHASUKKIT

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน.....105530
วัน,เดือน,ปี.....26 พ.ย. 2552



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2552

KMITL 2009-EN-D-018-142

**DESIGN AND ANALYSIS OF ANTENNA ASSISTED CATHETER FOR
SELECTIVE DESTRUCTION OF HEPATIC CANCER CELLS
USING FINITE ELEMENT METHOD**

PATTARAPONG PHASUKKIT

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
DOCTOR OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2009

KMITL 2009-EN-D-018-142

COPYRIGHT 2009

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การออกแบบและวิเคราะห์สายอากาศสำหรับทำลายเซลล์มะเร็งตับเฉพาะจุดด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

Thesis Title Design and Analysis of Antenna Assisted Catheter for Selective Destruction of Hepatic Cancer Cells using Finite Element Method

นักศึกษา นายภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ






รหัสประจำตัว 47060006

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2009-EN-D-018-142

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.กิตติพล	ชิตสกุล	
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิ่นทวิรุจน์	
ผศ.ดร.ชญชญา	ตั้งวงศ์สานต์	
รศ.ดร.สุรพันธุ์	เอื้อ ไพบูลย์	
ผศ.ดร.สุพันธุ์	ตั้งจิตกุศลมั่น	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันศุกร์ที่ 18 กันยายน พ.ศ. 2552 เวลา 14.30-16.30 น.

สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 3 ห้องประชุม 2

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร.กอบชัย เดชหาญ)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 18 กันยายน พ.ศ. 2552

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การออกแบบและวิเคราะห์สายอากาศสำหรับทำลายเซลล์มะเร็งระดับเฉพาะจุดด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

นักศึกษา

นายภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

รหัสนักศึกษา

47060006

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมไฟฟ้า

พ.ศ.

2552

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ ในการวิเคราะห์ การทำลายมะเร็งที่เนื้อเยื่อตับ โดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยได้นำเสนอผลทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปแบบการกระจายของปริมาณ SAR (Specific Absorption Rate) และอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 รูปแบบ ได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล็อต (CSA) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) และเพิ่มขนาดของการทำลายมะเร็งที่ดับด้วยเทคนิคการจัดวางสายอากาศ 3 ดัน วางในรูปแบบอาร์เรย์ วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางแบบรูป “T-Shape” เพื่อเพิ่มขนาดและรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็ง ในการใช้สายอากาศหลายดัน ทางผู้วิจัยได้ทำการทดลองกับเนื้อเยื่อตับแบบ *In Vitro* เพื่อยืนยันความถูกต้องของการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าขนาดของการทำลายเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลที่ได้จากการจำลองการทำงาน พื้นที่การทำลายมะเร็งของการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายเล็กกว่าผลที่ได้จากการจำลองด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ มีความแตกต่างอยู่ในช่วง 2%-11%

Thesis	Design and analysis of antenna assisted catheter for selective destruction of hepatic cancer cells using finite element method.
Student	Mr. Pattarapong Phasukkit
Student ID.	47060006
Degree	Doctor of Engineering
Program	Electrical Engineering
Year	2009
Thesis Advisor	Assistant Prof. Dr. Supan Tungjitkusolmun
Thesis Co-Advisor	Associate Prof. Dr. Manas Sangworasil

ABSTRACT

This thesis presents about 3D finite element method for analyzing destruction of cancer cells in liver tissue by using microwave wave. The finite element method will be presented in Specific Absorption Rate (SAR) and temperature in liver tissue. These will synchronize with 3 types of antennas which are COA, CSA and CSAI. Increasing of cancer cells destruction in liver tissue can be worked by rearranging 3 antennas with Array technique, Triangles-shape technique and T-shape technique. The experiment with “*In Vitro* prototype” to confirm the result of finite element method. In conclusion, the result of real experiment shows the less number than finite element method which is in 2-11% range.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างดียิ่งจาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น และ รองศาสตราจารย์ ดร.มนัส สังวรศิลป์ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม ซึ่งให้คำแนะนำ และให้ความช่วยเหลือชี้แนะแนวทางในการวิจัย รวมถึงข้อคิดเห็นต่างๆ ที่เป็นประโยชน์ต่อการทำวิทยานิพนธ์ ได้กรุณาตรวจสอบ และแก้ไขเนื้อหาวิทยานิพนธ์จนสำเร็จเรียบร้อย

ขอขอบคุณ คณะกรรมการสอบทุกท่านที่กรุณาแนะนำ และชี้แนะแนวทางกับข้าพเจ้าตลอดมา

ขอขอบคุณ พี่สมศักดิ์ จันวัน ที่คอยให้คำแนะนำและคอยให้กำลังใจตลอด

ขอขอบคุณ คุณผาณิต ละมุล และคุณสุกมา มุ่ยสี ที่คอยอยู่เคียงข้าง และให้กำลังใจแก่ข้าพเจ้าตลอดเวลา

ขอขอบพระคุณ คุณแม่ประเทือง คุณพ่อสมศักดิ์ ผาสุขกิจ คุณแม่โสภา และคุณพ่อทองคำ มุ่ยสี และคุณแม่ธัญญาลักษณ์ สุขเกษม ที่คอยให้กำลังใจตลอดมา

ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 อธิบายถึงปัญหาที่กำลังศึกษาวิจัย.....	2
1.3 เพราะเหตุใดปัญหานี้ถึงน่าสนใจ.....	4
1.4 มีการนำเสนอหลักการใหม่อย่างไร.....	5
1.5 การเปรียบเทียบกับหลักการที่มีอยู่เดิม.....	6
1.6 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	7
1.7 สมมติฐานของการศึกษา.....	7
1.8 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	7
1.9 ขอบเขตการวิจัย.....	8
1.10 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	8
บทที่ 2 หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์.....	10
2.1 บทนำ.....	10
2.2 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	11
2.3 ความหมายของคลื่น ไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ.....	13
2.3.1 ความหมายของไมโครเวฟ.....	13
2.3.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน.....	13
2.3.3 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่น ไมโครเวฟ.....	14

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ย่านไมโครเวฟ.....	14
2.5 สายโคแอกเซียล (Coaxial line).....	18
2.6 สนามแม่เหล็กไฟฟ้า และปฏิกิริยาของคลื่นไมโครเวฟในเนื้อเยื่อ (Electromagnetism and Microwave-tissue interaction).....	21
2.6.1 ปฏิกิริยาไมโครเวฟ และวัสดุทางชีวภาพ (Interactions of microwave and biological materials).....	21
2.7 สมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อ (Dielectric properties of biological tissues).....	22
2.7.1 ผลของความถี่ต่อสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อ (Frequency dependence).....	22
2.8 สมการการส่งผ่านความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation).....	26
2.9 ตัวอย่างการออกแบบสายอากาศที่ใช้งานในระบบการทำลายมะเร็งด้วยไมโครเวฟ.....	28
2.9.1 สายอากาศโคแอกเซียลแบบ โมโนโพล (Monopole coaxial antenna).....	29
2.9.2 สายอากาศไดโพล (Dipole antenna).....	30
2.9.3 สายอากาศแบบสล롯 (Slot antenna).....	32
2.9.4 สายอากาศแบบ Tri-axial antenna.....	34
2.9.5 Cap-choke antenna.....	34
2.9.6 สายอากาศในรูปแบบอื่นๆ.....	35
2.9.7 สายอากาศแบบอาร์เรย์ (Antenna array).....	36
บทที่ 3 วิธีการในการวิจัย.....	38
3.1 บทนำ.....	38
3.2 ทฤษฎีการใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	39
3.3 โครงสร้างของสายอากาศที่ทำการวิเคราะห์.....	44
3.4 คุณสมบัติของสายอากาศ.....	51
3.5 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	52
3.5.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition).....	52

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.6 การจัดวางระนาบในการแสดงผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์.....	64
3.7 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment Setup).....	65
บทที่ 4 ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง.....	67
4.1 บทนำ.....	67
4.2 ผลการจำลองการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (q) และสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบ ปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม.....	68
4.3 ผลของการกระจาย SAR และอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม.....	72
4.4 ผลการเปรียบเทียบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม.....	76
4.5 เปรียบเทียบผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ กับการทดลองกับเนื้อเยื่อ แบบ <i>In Vitro</i> ด้วยเทคนิคการทำลายเซลล์มะเร็งแบบใช้สายอากาศหลายต้น.....	78
4.6 ผลการจำลองการทำงาน และผลการทดลองเทคนิคการเพิ่มขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศ 3 ต้นแบบผสม (CSAI + COA + CSA).....	85
บทที่ 5	100
ภาคผนวก ก.....	102
ภาคผนวก ข.....	115
ภาคผนวก ค.....	121

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
ภาคผนวก ง.....	134

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 2.1 แสดงพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อตับสำหรับสมการของกาเบรียล.....	25
ตารางที่ 2.2 พารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง.....	37
ตารางที่ 3.1 ปริมาณการทำลายมะเร็งที่ตับของสายอากาศแบบสล็อตที่ความยาวสล็อตต่างๆ.....	45
ตารางที่ 3.2 รายละเอียดของขนาดสายอากาศ.....	47
ตารางที่ 3.3 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ.....	61
ตารางที่ 3.4 สรุปจำนวนเอลิเมนต์ของสายอากาศที่ใช้แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	62
ตารางที่ 4.1 สรุปปริมาณของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม.....	77
ตารางที่ 4.2 แสดงขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ และปริมาณการทำลายของการจัดวาง สายอากาศ 3 แบบ (แบบอาร์เรย์, แบบสามเหลี่ยม และแบบรูปตัวที) ของสายอากาศแบบ ปลายเปิด ทั้ง 3 ต้น และสายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA).....	95
ตารางที่ 4.3 แสดงการเปรียบเทียบขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งจากผลการจำลองด้วยวิธีการทาง ไฟไนต์เอลิเมนต์ เทียบกับผลจากการทดลองโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด (COA).....	96
ตารางที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งจากผลการจำลองด้วยวิธีการทาง ไฟไนต์เอลิเมนต์ เทียบกับผลจากการทดลองโดยใช้สายอากาศแบบผสม (COA + CSA + CSAI).....	97
ตารางที่ ค.1 แสดงขนาดของสายอากาศโคแอกเซียลสล็อต.....	121
ตารางที่ ค.2 แสดงคุณสมบัติของวัสดุ.....	121

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
รูปที่ 1.1 แสดง (ก) มะเร็งที่เกิดขึ้นในตับโดยตรง (ข) มะเร็งที่เกิดขึ้นในตับโดยการลุกลามจากอวัยวะอื่น...4	
รูปที่ 1.2 แสดงลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในตับด้วยคลื่นความถี่ RF และ MW.....6	
รูปที่ 2.1 แสดงการรักษาด้วยการส่งผ่านคลื่นไมโครเวฟ เข้าไปในเนื้อเยื่อเพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง.....10	
รูปที่ 2.2 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....12	
รูปที่ 2.3 แสดงสเปกตรัมแถบความถี่ในย่านความถี่ต่างๆ.....13	
รูปที่ 2.4 แสดงการนำคลื่นไมโครเวฟไปใช้งาน.....14	
รูปที่ 2.5 (ก) คลื่น TEM (ข) คลื่น TE (ค) คลื่น TM.....16	
รูปที่ 2.6 (ก) สายโคแอกเซียล (ข) แบบใช้โซลิดไดอิเล็กตริก.....18	
รูปที่ 2.7 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเซียล.....19	
รูปที่ 2.8 แสดงทิศทางสนาม E และ H ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเซียล.....20	
รูปที่ 2.9 แสดงคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ.....23	
รูปที่ 2.10 แสดงค่าที่ได้จากการวัดสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อเปรียบเทียบกับสเปกตรัม ความถี่อย่างต่อเนื่อง.....24	
รูปที่ 2.11 แสดงสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อเปรียบเทียบกับค่าที่ได้ จากการวัดในการทดลอง.....25	
รูปที่ 2.12 แสดงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป.....26	
รูปที่ 2.13 แสดงการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ.....27	
รูปที่ 2.14 โครงสร้างของสายอากาศโคแอกเซียลแบบ โมโนโพล.....29	
รูปที่ 2.15 แสดงรูปแบบของการกระจาย SAR สำหรับสายอากาศแบบ OTM และ MTM.....30	
รูปที่ 2.16 แสดงค่าที่ได้จากการวัดการตอบสนองความถี่ของสายอากาศแบบ OTM และ MTM เส้นทึบ คือ OTM และเส้นปะแทน MTM.....30	
รูปที่ 2.17 โครงสร้างของสายอากาศแบบไดโพลที่มีการใช้งานในระบบ MWA.....31	
รูปที่ 2.18 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบไดโพล แสดงในสเกล dB และทำการ นอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนาม EM.....31	

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.19 แสดงการเปลี่ยนแปลงระยะการแทงสายอากาศ โดยการกระจาย SAR มีรูปแบบที่ขึ้นกับ ระยะการแทงสายอากาศในเนื้อเยื่อ.....	32
รูปที่ 2.20 โครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อต.....	33
รูปที่ 2.21 แสดงการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสล็อต แสดงในสเกล dB และทำการ นอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า.....	33
รูปที่ 2.22 โครงสร้างสายอากาศแบบ Tri-Axial.....	34
รูปที่ 2.23 กราฟของสนามไฟฟ้าที่ทำการนอลมอลไลซ์ของสายอากาศ Tri-Axial.....	34
รูปที่ 2.24 โครงสร้างสายอากาศ Cap-choke antenna.....	35
รูปที่ 2.25 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสล็อต แสดงในสเกล dB และทำการ นอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า.....	35
รูปที่ 2.26 โครงสร้างสายอากาศแบบ Cap-choke แบบมีสล็อต 2 ชุด.....	35
รูปที่ 2.27 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสล็อต แสดงในสเกล dB และทำการ นอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า.....	36
รูปที่ 2.28 แสดงผลทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของเนื้อเยื่อ (ก) เนื้อเยื่อมะเร็ง (ข) ปกติ.....	37
รูปที่ 3.1 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์ และ โหนด.....	39
รูปที่ 3.2 การแบ่งรูปร่างลักษณะของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์แบบต่างๆ.....	40
รูปที่ 3.3 แสดงขั้นตอนการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์.....	41
รูปที่ 3.4 แสดงการนำไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการออกแบบสายอากาศ.....	43
รูปที่ 3.5 โครงสร้างของสายอากาศ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสล็อต (CSA) (ค) แบบสล็อตที่มี ฉนวนหุ้ม (CSAI).....	44
รูปที่ 3.6 แบบจำลองสายอากาศด้วยคอมพิวเตอร์ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสล็อต (CSA) (ค) แบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI).....	46
รูปที่ 3.7 แสดงรูปสายอากาศแบบ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) สล็อต (CSA) และ (ค) สล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI).....	48
รูปที่ 3.8 แสดงเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX.....	49

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 3.9 สายอากาศที่ใช้ในระบบ MWA.....	50
รูปที่ 3.10 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบปลายเปิด, สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม ในย่านความถี่ 2,300-2,600 MHz.....	51
รูปที่ 3.11 แสดงค่า Return Loss ในหน่วย dB ของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม ในย่านความถี่ 2,300-2,600 MHz.....	51
รูปที่ 3.12 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	53
รูปที่ 3.13 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	54
รูปที่ 3.14 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	55
รูปที่ 3.15 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	56
รูปที่ 3.16 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	57
รูปที่ 3.17 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	58
รูปที่ 3.18 แสดงการกำหนดพลังงานให้กับ PORT.....	59
รูปที่ 3.19 แสดงการกำหนดความถี่ 2.4 GHz ให้กับ Electromagnetic Module.....	59
รูปที่ 3.20 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสล๊อต (CSA) (ค) แบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI).....	60
รูปที่ 3.21 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศแบบหลายต้น.....	63
รูปที่ 3.22 แสดงระนาบของการพิจารณาแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ รูปแบบ (ก) อาร์เรย์ (ข) วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และ (ค) วางแบบรูป “ T ”	64
รูปที่ 3.23 โคออร์ดิเนตการทดลองสายอากาศแบบหลายต้น ที่มีการจัดวางแบบอาร์เรย์ วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางรูป “ T ”	65
รูปที่ 4.1 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที่ (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	68

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.2 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	68
รูปที่ 4.3 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	69
รูปที่ 4.4 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	70
รูปที่ 4.5 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	71
รูปที่ 4.6 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yzที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	71
รูปที่ 4.7 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	72
รูปที่ 4.8 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0	73
รูปที่ 4.9 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0.....	74

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.10 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0.....	74
รูปที่ 4.11 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0.....	75
รูปที่ 4.12 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0.....	75
รูปที่ 4.13 แสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบ ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x = 0$ (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด (ข) สายอากาศแบบสลีต (ค) สายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม.....	76
รูปที่ 4.14 แสดงปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบในรูปทรง 3 มิติ (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด (ข) สายอากาศแบบสลีต (ค) สายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม.....	77
รูปที่ 4.15 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน 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.....	78
รูปที่ 4.16 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับทรดลองกับคัมพูน 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 จากการทรดลอง.....	79

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.17 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด 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.....	80
รูปที่ 4.18 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับดับหุม 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.....	81
รูปที่ 4.19 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด 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.....	83
รูปที่ 4.20 ผลการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับดับหุม ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ระยะเวลา 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.....	83
รูปที่ 4.21 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบอาร์เรย์ ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0.....	85
รูปที่ 4.22 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับดับหุม 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.....	86

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.23 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบสามเหลี่ยม ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก)ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข)ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0.....	88
รูปที่ 4.24 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับตับหมู 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.....	89
รูปที่ 4.25 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบรูปตัวที ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข)ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0.....	90
รูปที่ 4.26 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับตับหมู 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.....	91
รูปที่ 4.27 แสดงขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งแสดงในรูป 3 มิติ ของสายอากาศ (ก) สายอากาศทั้งสามเป็นสายอากาศแบบปลายเปิดจัดวางแบบอาร์เรย์ (ข) สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบอาร์เรย์ (ค) สายอากาศทั้งสามเป็นสายอากาศแบบปลายเปิดจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม (ง) สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม (จ) สายอากาศทั้งสามเป็นสายอากาศแบบปลายเปิดจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวที (ฉ) สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางสายอากาศแบบรูปตัวที	93

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.28 กราฟปริมาตรการทำลายมะเร็งที่ดับเทียบกับเวลา ของสายอากาศแบบ COA	98
รูปที่ 4.29 กราฟปริมาตรการทำลายมะเร็งที่ดับเทียบกับเวลา ของสายอากาศแบบผสม	98
รูปที่ ค.1 แสดงโครงสร้างของสายอากาศสำหรับการใช้งานในระบบการรักษาด้วยคลื่นความถี่ ไมโครเวฟ โดยสายอากาศมีการตัดตัวนำนอกออกเป็นวงแหวน และด้านปลายของสาย อากาศจะเชื่อมต่อตัวนำใน และตัวนำนอกเข้าด้วยกันรอบๆ สายอากาศถูกหุ้มด้วยวัสดุที่ เป็นพลาสติก.....	122
รูปที่ ค.2 แสดงขอบเขตของโครงสร้างในการคำนวณ ซึ่งแสดงในระนาบ rz	123
รูปที่ ค.3 ค่า SAR ในสายอากาศโดยมีจำนวนสล็อต เท่ากับ 1 สล็อต	127
รูปที่ ค.4 กราฟ SAR ในสายอากาศโดยมีจำนวนสล็อต เท่ากับ 1 สล็อต	128
รูปที่ ค.5 รูปอุณหภูมิรอบสายอากาศโดยมีจำนวนสล็อต เท่ากับ 1 สล็อต	129
รูปที่ ค.6 กราฟอุณหภูมิรอบสายอากาศโดยมีจำนวนสล็อต เท่ากับ 1 สล็อต	129

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา อธิบายถึงปัญหาที่กำลังศึกษาวิจัย วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎี แนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และรูปแบบของการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ

1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งส่งผลให้เกิดการตายของคนทั่วโลกมากกว่า 1 ล้านคนต่อปี โดยเฉพาะมะเร็งที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การรักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีหลายวิธีอย่างเช่น

1. *Alcohol Ablation* เป็นการฉีดแอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์ร่วมกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา

2. *Chemo Therapy* เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้น ไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้

3. *LiTT (Laser – induced thermo therapy)* วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างมาก และใช้ต้นทุนในการรักษาสูง

4. *Cryo Surgery* เป็นการใช้ความเย็นในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดรวมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง

5. *RFA (Radio Frequency Ablation)* ปัจจุบันได้มีการพัฒนาโดยนำคลื่นวิทยุ (Radio Frequency) ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งใช้รักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับ โดยเรียกวิธีนี้ว่า *HiTT – High frequency induced thermo therapy* [1] ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 375 kHz – 500 kHz และให้กำลังสูงสุด 60 วัตต์ โดยการรักษากระทำผ่านทางผิวหนัง และใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนของปลายเข็ม (active zone) จะเกิดความร้อน [2] [3] โดยจะมีน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแพร่กระจายทำลายเซลล์ได้ดียิ่งขึ้น ส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นกับขนาดเซลล์มะเร็ง และคุณสมบัติของแพทย์ผู้ทำการรักษา จะรักษามะเร็งได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 ซึ่งถือได้ว่าเป็นระยะที่ค่อนข้างรุนแรงแล้ว

การรักษาด้วยวิธีการดังกล่าวต้องใช้ อัลตราซาวด์สแกนเนอร์ในการดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง ตลอดเวลาในการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษา โรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็ง ที่มีขนาดใหญ่จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้ เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 องศาเซลเซียส จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความต้านทานสูงมาก ๆ จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อตับได้อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็ง มีลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่น ในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางราย ก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุยังไม่สามารถกำหนด รูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

6. *MCT (Microwave Coagulation Therapy)* การรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ เป็นการแผ่รังสี ความร้อนเป็นระบบการทำลายเซลล์มะเร็งรูปแบบใหม่ การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ นั้นทำได้โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่แทงอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่ง คลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ก็จะทำให้ เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 องศาเซลเซียสขึ้นไป ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [4]

1.2 อธิบายถึงปัญหาที่กำลังศึกษาวิจัย

ในการรักษามะเร็งโดยใช้หลักการทางด้าน MCT เป็นแนวทางอีกวิธีหนึ่ง ที่ใช้ในการรักษามะเร็ง ซึ่งนำมาใช้ในการรักษาเซลล์มะเร็งควบคู่กับการรักษาด้วยเคมีบำบัด ในการรักษาแบบ MCT นี้จะเป็นการรักษาเฉพาะจุด โดยการใช้คลื่นไมโครเวฟส่งผ่านตัวนำแล้วเกิดความร้อนด้านปลายของตัวนำ หรือสายอากาศ ซึ่งที่อุณหภูมิที่เกินกว่า 50 องศาเซลเซียส โดยให้ความร้อนประมาณ 10 นาที หรือมากกว่า เซลล์มะเร็งจะถูกทำลาย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้นำเสนอโดยการนำเอาสายอากาศโคแอกเซียล แบบบางที่มีขนาดเล็ก โดยมีโครงสร้างรูปแบบง่าย ๆ ซึ่งเป็นสายอากาศแบบสล็อตโคแอกเซียล สร้างรูปแบบการจัดวาง

สายอากาศ 3 รูปแบบ โดยใช้สายอากาศ 3 ต้น เพื่อให้ขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งมีขนาดใหญ่ขึ้น และมีรูปร่างที่แตกต่างกัน 6 รูปแบบ คือ แบบอาร์เรย์แบบที่มีสายอากาศ 3 ต้นแบบเดียวกัน แบบที่มีสายอากาศทั้ง 3 ต้นต่างกัน แบบวงทำมุมสามเหลี่ยม ที่มีสายอากาศ 3 ต้นแบบเดียวกัน แบบที่มีสายอากาศต่างกัน และสุดท้ายแบบวงสายอากาศ 3 ต้น รูป “T” โดยใช้สายอากาศทั้ง 3 ต้นเหมือนกัน และต่างกัน

รูปแบบงานวิจัยเพื่อแก้ไขปัญหาระบบการรักษามะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ มีรายละเอียดดังนี้

ปัญหาที่ 1 ในปัจจุบันการศึกษาขอบเขตของเซลล์มะเร็งในระดับที่ถูกทำลาย ด้วยวิธีการแผ่รังสีความร้อนด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ จะเป็นลักษณะงานวิจัยที่ทดลองกับเนื้อเยื่อจริง ผลการทดลองที่ได้ จึงไม่สามารถเห็นลักษณะบางประการ ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายไปหลังจากการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นได้เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ รูปแบบของการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆ ในเนื้อเยื่อ คุณสมบัติที่สำคัญต่างๆ นี้สามารถแสดงได้ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และในการสร้างแบบจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ จะเป็นวิธีการที่สามารถใช้มองปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นได้อย่างครบถ้วนก่อนการทดลองจริง ทำให้ประหยัดเวลา และค่าใช้จ่ายเป็นอย่างมาก การนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ช่วยในการวิเคราะห์แบบจำลอง ทำให้เราสามารถออกแบบ และพัฒนาสายอากาศนำคลื่นย่านความถี่ไมโครเวฟในรูปแบบต่างๆ ที่มีการสร้างการทำลายที่แตกต่างกัน หรือจะสร้างเทคนิคใหม่ๆ ในการจัดวางสายอากาศเพื่อให้ได้รูปแบบในการทำลายที่หลากหลาย ในลักษณะต่างๆ ที่ยุ่งยากได้

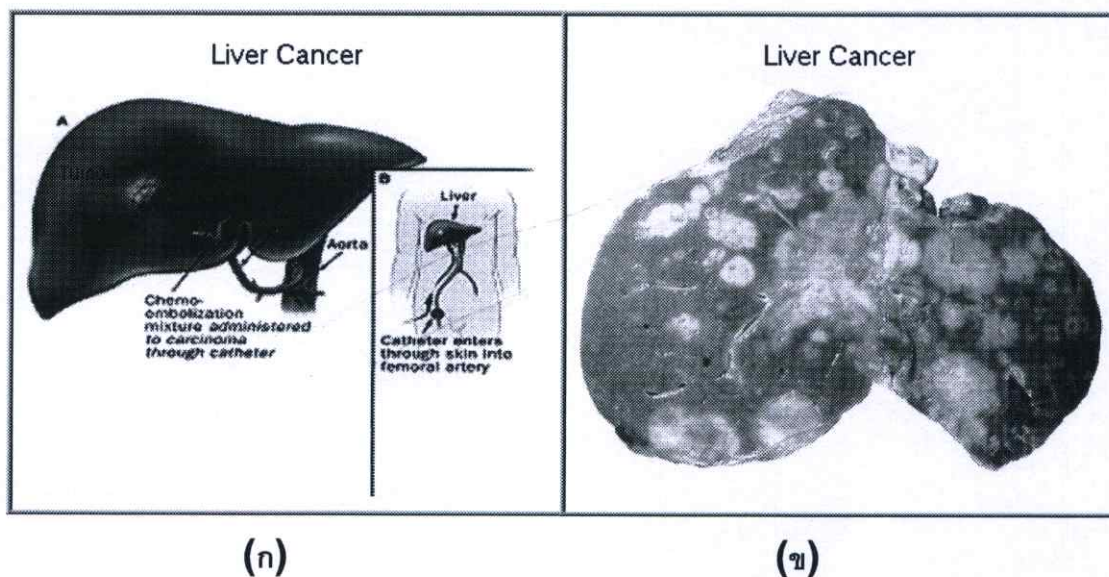
ปัญหาที่ 2 เป็นการปรับเปลี่ยนการจัดวางสายอากาศ 3 ต้น จัดวางในรูปแบบอาร์เรย์ แบบรูปสามเหลี่ยม และวงแบบรูป “T” เพื่อดูลักษณะของการทำลายเซลล์มะเร็ง ขนาดการทำลายเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการทดลอง

ปัญหาที่ 3 นำสายอากาศ 3 ต้น สายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม มาใช้งานร่วมกัน จัดวางในรูปแบบเดียวกับปัญหาที่ 2 เพื่อเปรียบเทียบรูปร่าง และขนาดกับปัญหาที่ 2 เพื่อเป็นแนวทางในการวางแผนรักษาของแพทย์

1.3 เพราะเหตุใดปัญหานี้ถึงน่าสนใจ

ปัจจุบันมะเร็งตับเป็นโรคที่จะรักษาให้หายได้ยาก ส่วนมากผู้ป่วยจะเสียชีวิต ในเวลาอันรวดเร็ว อุบัติการณ์ของโรคมะเร็งตับจากสถิติของกระทรวงสาธารณสุข และสถาบันมะเร็งแห่งชาติ พบว่า มะเร็งตับเป็นมะเร็งที่พบมากที่สุดในประเทศไทย พบเป็นอันดับหนึ่งในเพศชาย อัตราเฉลี่ย 40.5 คนต่อประชากร 100,000 คน ในเพศหญิงเป็นอันดับ 3 หรือ 4 รองจากมะเร็งเต้านม และปากมดลูก อัตราเฉลี่ยน้อยกว่าเพศชายเกือบ 3 เท่า รูปแบบของมะเร็ง มีรายละเอียดดังนี้

มะเร็งตับประเทศไทยที่พบบ่อยที่สุดมีอยู่สองชนิด คือ มะเร็งเซลล์ตับ (Hepatocellular carcinoma) และมะเร็งของท่อน้ำดี (Cholangio carcinoma) ส่วนใหญ่มะเร็งตับ ร้อยละ 95 เป็นชนิด มะเร็งเซลล์ตับ โรคมะเร็งท่อน้ำดีพบในภาคอีสานมีอัตราสูงที่สุด เพราะเกิดจากพยาธิใบไม้ในตับ เช่น ที่จังหวัดขอนแก่นพบอุบัติการณ์ของโรคนี้อันดับหนึ่งในโลก คือ ประมาณ 112.5 คนต่อประชากร 100,000 คน ในเพศชาย และ 39.4 ต่อประชากร 100,000 คน ในเพศหญิง ในรูปที่ 1.1 แสดงรูปของ มะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ [13] ซึ่งประกอบด้วยมะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ โดยตรง และมะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ ที่ลุกลามมาจากอวัยวะอื่น



รูปที่ 1.1 แสดง (ก) มะเร็งที่เกิดขึ้นในตับโดยตรง (ข) มะเร็งที่เกิดขึ้นในตับโดยการลุกลามจากอวัยวะอื่น

ถ้าแยกตามชนิดของมะเร็งระดับปฐมภูมิ มะเร็งเซลล์ตับพบได้ทุกภาคของประเทศ และพบมากที่สุด ในภาคกลาง มะเร็งชนิดนี้มีความสัมพันธ์กับสถานะตับอักเสบเรื้อรัง ตับแข็ง และการติดเชื้อไวรัสตับอักเสบนชนิดบีและซี [14]

ส่วนมะเร็งตับชนิดมะเร็งของท่อน้ำดี มีความสัมพันธ์โดยตรงกับพยาธิใบไม้ตับ และอุปนิสัยการบริโภคอาหารสุกๆ ดิบๆ ซึ่งพบมากที่สุด ในภาคตะวันออกเฉียงเหนือ ผู้ป่วยส่วนใหญ่จะมีอายุระหว่าง 35-60 ปี [15]

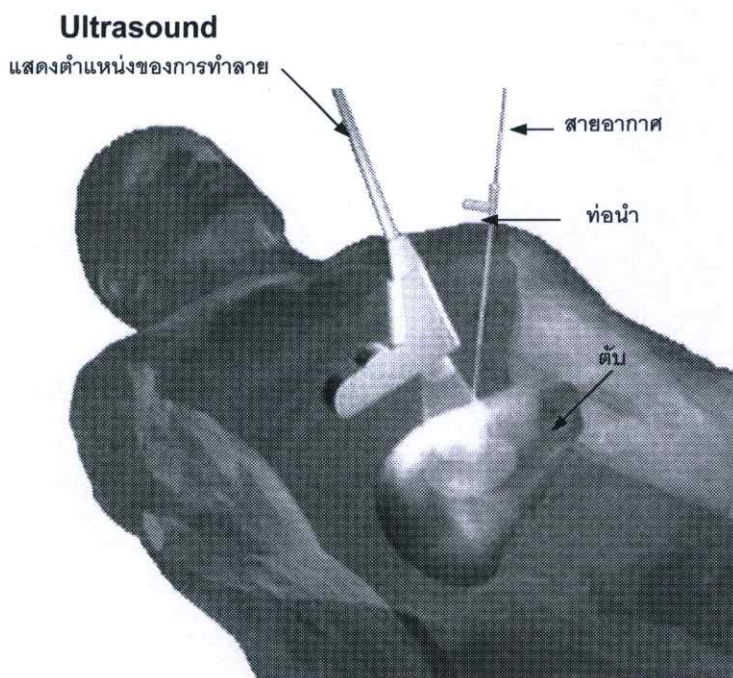
จะเห็นได้ว่ามะเร็งตับเป็นมะเร็งที่อันตรายอย่างมาก เนื่องจากผู้ป่วยส่วนใหญ่จะเสียชีวิตในเวลาอันรวดเร็ว หลังจากตรวจพบ ทางผู้วิจัยมีความสนใจที่จะวิเคราะห์ และออกแบบสร้างรูปแบบของการทำลายโดยใช้การจำลองทางคณิตศาสตร์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ และทำการทดลองเพื่อยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จากการจำลองการทำงาน โดยผู้วิจัยสนใจการทำลายเซลล์มะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ โดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ รายละเอียดจะกล่าวถึงในส่วนต่อไป

1.4 มีการนำเสนอหลักการใหม่อย่างไร

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอหลักการในการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ ซึ่งเป็นวิธีการรักษาโรคมะเร็งอีกแนวทางหนึ่ง นอกเหนือจากการรักษาโรคมะเร็งแบบเดิม คือ การฉายรังสี การบำบัดทางเคมี และการผ่าตัด ในการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟจะส่งคลื่นความถี่ 2.45 GHz ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่ได้ถูกกำหนดจาก FDA (Federal Communications Commission) ให้เป็นความถี่ที่ใช้งานในด้านการอุตสาหกรรม วิทยาศาสตร์ และการแพทย์ เรียกความถี่ในย่านนี้ว่า ISM Band (Industrial Scientific and Medical Band)

โดยรูปแบบของสายอากาศที่ทำการออกแบบจะให้ความร้อนที่ออกมาเฉพาะบริเวณที่ต้องการ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เราได้ทำการออกแบบสายอากาศที่สามารถกำหนดรูปแบบของการกระจายความร้อนได้ โดยตัวแปรที่เราสนใจ คือ ปริมาณ SAR และอุณหภูมิที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อ

ทำการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ คือ อาร์เรย์ วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางแบบรูป “T” เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายมะเร็งให้มีขนาดการทำลายที่ใหญ่ขึ้น และรูปแบบของการทำลายที่มีรูปทรงที่หลากหลาย เพื่อเป็นแนวทางในการจัดวางสายอากาศในการใช้งานจริง



รูปที่ 1.2 แสดงลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในตับด้วย คลื่นความถี่ RF และ MW

ในรูปที่ 1.2 แสดงการทำลายเซลล์มะเร็งที่ตับด้วยคลื่น RF และ MW จะเห็นได้ว่าจะมีรูปแบบการรักษาที่เหมือนกัน การรักษาด้วยวิธีการดังกล่าวต้องใช้อัลตราซาวด์สแกนเนอร์ในการดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็งตลอดเวลาในการรักษาเพื่อระบุตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง และสายอากาศที่สอดผ่านท่อนำ ที่ทำหน้าที่ป้องกันสายอากาศสัมผัสกับเนื้อเยื่อ ในการรักษาในรูปแบบนี้จะมีขนาดบาดแผลที่เล็ก และระยะเวลาในการพักฟื้นหลังการผ่าตัดน้อยมาก เมื่อเทียบกับการรักษาด้วยการผ่าตัด

1.5 การเปรียบเทียบกับหลักการที่มีอยู่เดิม

จากเดิมการรักษาโรคมะเร็ง จะมีการรักษาหลากหลายรูปแบบ เช่น

การรักษาด้วยวิธีการฉายรังสี ซึ่งมีข้อเสียในเรื่องของการตกค้างของรังสีในการรักษา จะมีการสะสม ซึ่งจะเป็นอันตรายต่อผู้ป่วยเอง เนื่องจากการตกค้างของรังสีในการรักษา

การรักษาด้วยการให้เคมีบำบัด ซึ่งในการรักษาแบบการให้เคมี เราสามารถสังเกตจากผู้ป่วยที่ได้รับ การรักษาด้วยเคมีบำบัดว่า จะมีผลข้างเคียงสูง เช่น หลังได้รับเคมีบำบัดแล้ว ผมร่วง ระบบต่างๆ ภายในร่างกายทำงานไม่ปกติ

การผ่าตัด เป็นวิธีการที่มีข้อเสีย คือ ไม่สามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยที่ไม่สามารถเสียเลือดได้ เช่น ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวาน หรือมีปัญหาในการห้ามเลือด

การรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ เป็นแนวทางในการรักษาที่เริ่มนำมาใช้ในการรักษาโรคมะเร็ง ประมาณสิบปี โดยวิธีการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีการแบบนี้ มีความเหมาะสมกับขนาดของผลที่มีขนาดเล็ก ข้อดีของการรักษาในรูปแบบนี้คือ ระยะเวลาในการรักษาจะใช้ระยะเวลาที่สั้น (ประมาณ 1 ชั่วโมง) ขนาดของผลหลังจากการรักษา มีขนาดของผลที่เล็ก

1.6 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา

- สามารถทำให้เราคาดเดา และวางแผนรูปแบบของการทำลายมะเร็งได้ ก่อนการออกแบบทดลองจริง โดยใช้ ไฟไนต์เอลิเมนต์
- ลักษณะของบริเวณเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีขนาด และรูปร่างที่ต่างกัน ต้องเลือกสายอากาศและการจัดวางสายอากาศให้เหมาะสม ตามขนาดและรูปร่างเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

1.7 สมมติฐานของการศึกษา

ในการทำลายเซลล์มะเร็ง ด้วยความร้อนที่เกิดขึ้นจากการใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ จำเป็นจะต้องอาศัยความรู้ในเรื่องของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และการส่งผ่านคลื่น โดยจำเป็นต้องใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ โดยใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟ แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ซึ่งเป็นผลที่มาจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และรูปแบบของการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อด้วย

1.8 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

- วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สมการความร้อนทางชีวภาพ (Bioheat Equation) นำมาออกแบบสร้างสายอากาศ ที่นำมาใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง
- ใช้เทคนิคโดยใช้สายอากาศ 3 ต้น จัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ คือ วางแบบอาร์เรย์ วางแบบสามเหลี่ยม และวางแบบรูป “T” เพื่อเพิ่มขนาดการทำลายเซลล์มะเร็ง
- ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงการกระจายอุณหภูมิ และการกระจายของปริมาณ SAR ในเนื้อเยื่อตับ คำนวณปริมาตร พร้อมทั้งแสดงรูปทรงการทำลายเซลล์มะเร็งในรูปแบบ 3 มิติ

1.9 ขอบเขตการวิจัย

- การใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ สำหรับการสร้าง และทดสอบแบบจำลอง
- ทราบรูปแบบของการกระจายของอัตราการดูดซับจำเพาะ SAR ของสายอากาศที่ทำการวิจัย
- ทราบรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิในสายอากาศที่ได้ทำการวิจัย
- ปรับเปลี่ยนรูปแบบของการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ เพื่อทราบการกระจายของ SAR และอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ
- ทดลองกับเนื้อเยื่อชนิด *In Vitro* เพื่อเปรียบเทียบกับผลการจำลองการทำงาน

1.10 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎี แนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และรูปแบบของการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ

บทที่ 2 ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทฤษฎีที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา การเดินทางของคลื่นในตัวกลางชนิดต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio – Heat Equation)

บทที่ 3 ในบทนี้ จะกล่าวถึงโครงสร้างของสายอากาศทั้ง 3 แบบ แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ การจัดเตรียมการทดลองเพื่อยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จาก

การจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ รายละเอียดพารามิเตอร์ คุณสมบัติทางไฟฟ้า และคุณสมบัติทางด้านการส่งผ่านความร้อนของสายอากาศ และเนื้อเยื่อที่ใช้ในการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์

บทที่ 4 การทำงานในรูปแบบของการกระจายของฟลักซ์ความร้อน สนามไฟฟ้า SAR (Specific Absorption Rate) และการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อของสายอากาศแต่ละต้น และได้มีการนำเสนอวิธีการเพิ่มขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อโดยใช้สายอากาศ 3 ต้น

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะแนวทางในการดำเนินงานวิจัย

ภาคผนวก ประกอบด้วย

- ภาคผนวก ก. ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์
- ภาคผนวก ข. สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations)
- ภาคผนวก ค. ตัวอย่างการใช้งานโปรแกรม Comsol Multi-Physic ในการวิเคราะห์ไฟ

ไนต์เอลิเมนต์

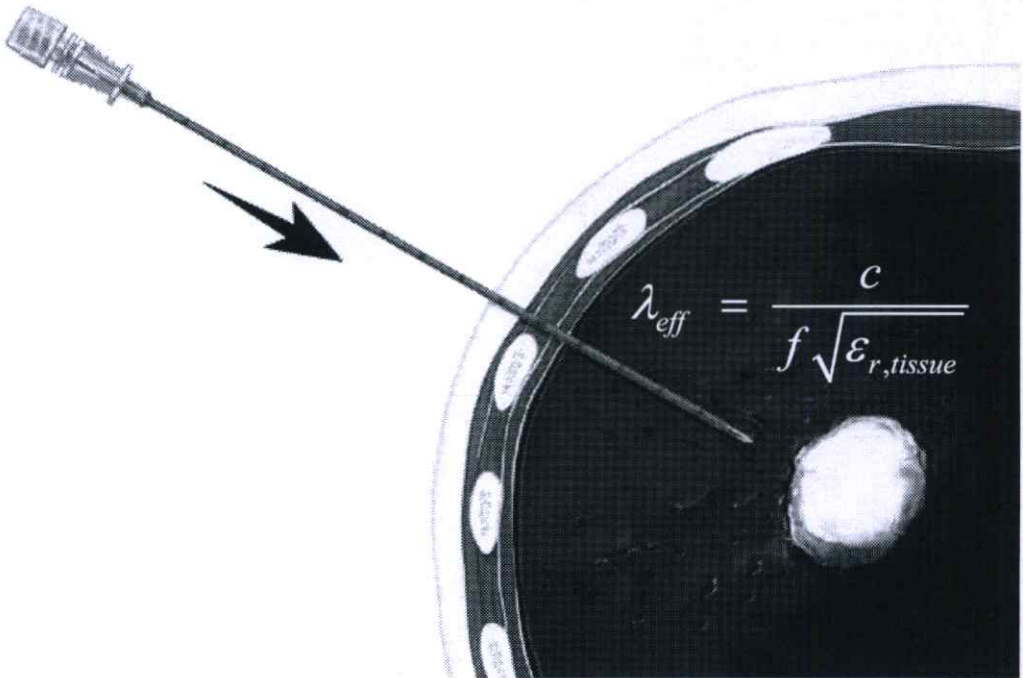
- ภาคผนวก ง. เอกสารอ้างอิง

บทที่ 2

หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา การเดินทางของคลื่นในตัวกลางชนิดต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-Heat Equation)



รูปที่ 2.1 แสดงการรักษาด้วยการส่งผ่านคลื่น ไมโครเวฟ เข้าไปในเนื้อเยื่อดับ เพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง

ในรูปที่ 2.1 แสดงการทำลายเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง โดยแทงสายอากาศเพื่อนำคลื่นไมโครเวฟหรือคลื่นวิทยุ เข้าไปยังเนื้อเยื่อที่ต้องการทำลาย โดยในระบบไมโครเวฟ ขนาดของสายอากาศที่ใช้จะมีขนาดสายอากาศสอดคล้องกับขนาดความยาวคลื่น $\lambda_{eff}/4$ โดยที่ λ_{eff} คือความยาวคลื่นในตัวกลางใดๆ มีค่าเท่ากับ

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

λ_{eff}	คือ ความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆ
C	คือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ 3×10^8
f	คือ ความถี่มีค่าเท่ากับ 2.45 GHz
$\epsilon_{r,tissue}$	คือ ค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

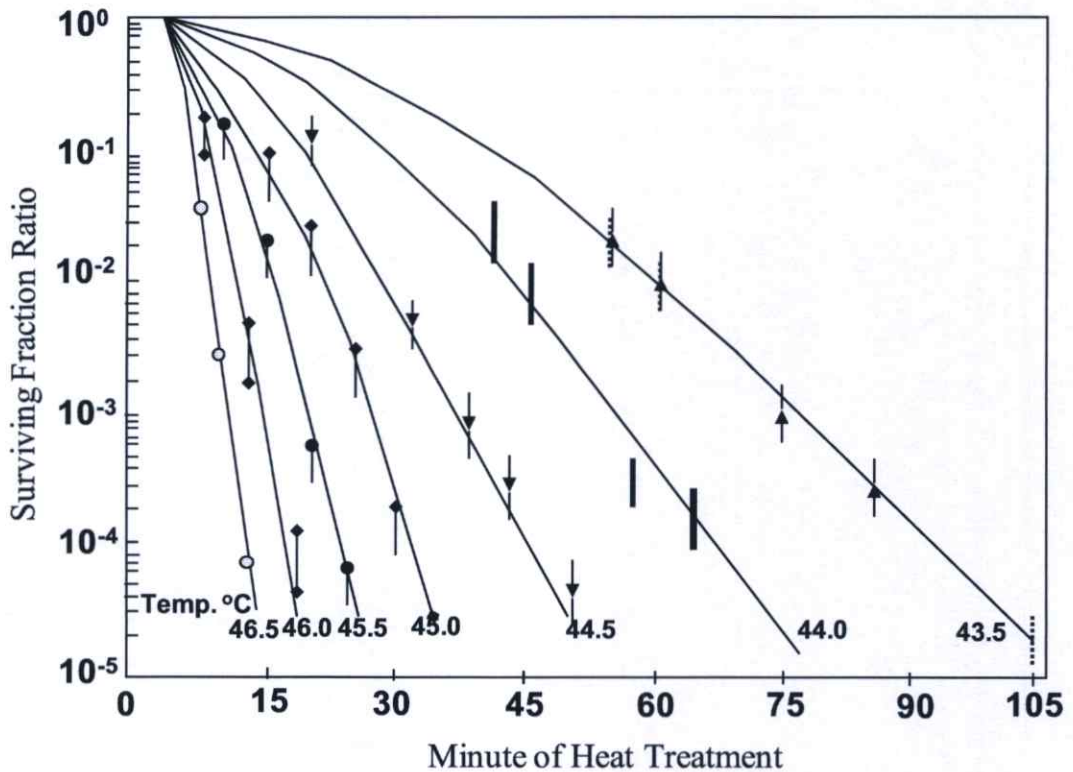
การออกแบบสายอากาศนำคลื่นไมโครเวฟ สามารถใช้หลักการออกแบบสายอากาศทั่วไป ออกแบบได้ โดยความแตกต่างอยู่ที่ตัวกลางในการส่งผ่านจะเป็นเนื้อเยื่อต่างๆ ต่อไปจะกล่าวถึงการ ใช้ความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็ง

ในการใช้ความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็ง จะกล่าวถึงการให้ความร้อนกับเนื้อเยื่อ แล้วส่งผล ให้เซลล์ถูกทำลาย รายละเอียดจะทำให้ผู้อ่านเข้าใจถึงการให้ความร้อนในการนำมารักษามะเร็งได้ เป็นอย่างดี

2.2 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นเกิน 50 องศาเซลเซียส [1] เซลล์เนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับ อุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyperthermal cancer therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960

การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถ พิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษา โรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษา ที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 – 46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทาง ชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งใน รูปที่ 2.2 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิ และเวลาที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่ยังมีชีวิตอยู่จากการให้ความร้อน โดยเมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่ เซลล์มะเร็งในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่ เซลล์มะเร็งผลกระทบที่เกิดขึ้น คือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่ม อุณหภูมิให้สูงๆ แก่เซลล์เนื้อเยื่อ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่ รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถ ทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



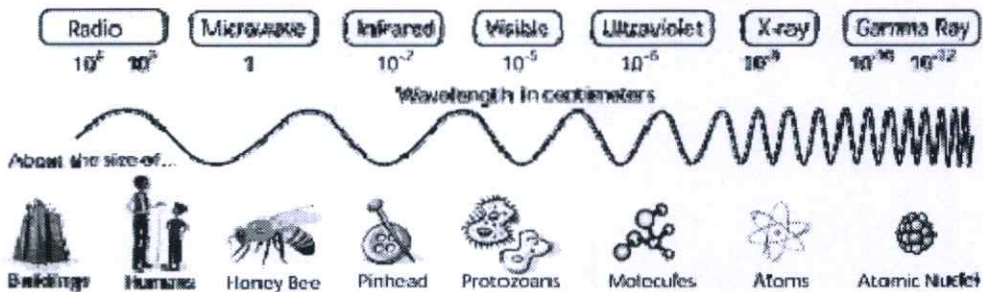
รูปที่ 2.2 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [2]

Brace 2003 [1] สรุปว่า เมื่อให้ความร้อนที่สูงพอ ที่ระดับสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส เซลล์เนื้อเยื่อจะถูกทำลายในทันที แต่ถ้าใช้ความร้อนต่ำกว่า ระยะเวลาที่จะทำให้เซลล์ตายนั้นจะต้องใช้ระยะเวลาที่สูงขึ้น และถ้าต้องการให้เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลายในทันที ในเนื้อเยื่อต้องมีอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส ฉะนั้น ที่ระดับอุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นระดับความร้อนที่แน่ใจได้ว่า เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลาย

ซึ่งถ้าเราสามารถออกแบบแหล่งกำเนิดความร้อนที่สามารถสร้างความร้อนเกิดขึ้นเฉพาะที่ได้ ก็จะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่อวัยวะต่างๆ ภายในร่างกาย ด้วยวิธีการสอดใส่ ด้วยการแทงเข้าไปในร่างกายโดยไม่ต้องเปิดช่องท้อง ทำให้การรักษาเกิดขึ้นเฉพาะที่ และมีขนาดของบาดแผลหลังผ่าตัดที่เล็ก ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้สนใจแนวทางในการออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ไมโครเวฟ เพื่อจะสามารถนำคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ส่งผ่านสู่นเนื้อเยื่อที่ต้องการทำลายได้ ซึ่งรายละเอียดที่เกี่ยวข้องในส่วนต่อไปจะกล่าวถึงการเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อด้วยคลื่นไมโครเวฟ

2.3 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ

ความหมายของคลื่นไมโครเวฟถูกอธิบายด้วย รูปที่ 2.3 แสดงสเปกตรัมของความถี่ในย่านต่างๆ



รูปที่ 2.3 แสดงสเปกตรัมแถบความถี่ในย่านความถี่ต่างๆ

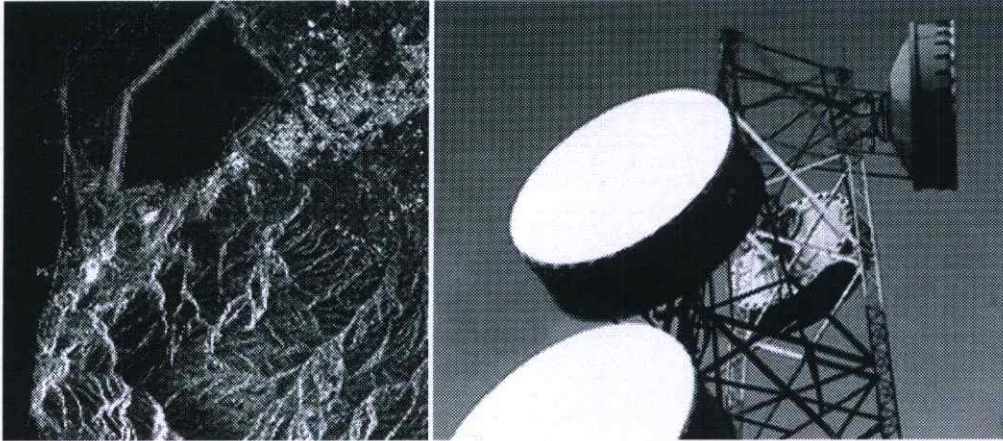
2.3.1 ความหมายของไมโครเวฟ

ไมโครเวฟเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่นเดียวกับแสงสว่าง โดยอยู่ในช่วงของคลื่นวิทยุ ความถี่สูง (high frequency radio wave) เมื่อคลื่นมีความถี่สูงขึ้นความยาวคลื่นจะลดลง คลื่นที่มีความถี่สูงมากความยาวคลื่นจึงสั้นมาก ดังนั้นคลื่นชนิดนี้จึงได้ชื่อว่า ไมโครเวฟ ซึ่งแปลว่าคลื่นสั้นมาก รังสีอินฟราเรด (infrared) แสงอัลตราไวโอเลต (ultraviolet) และรังสีเอกซ์ (X-ray) เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเช่นเดียวกัน แต่มีความยาวคลื่นสั้นกว่าไมโครเวฟ

ไมโครเวฟที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง อาจจะทะลุผ่านไป เกิดการสะท้อนหรือถูกดูดกลืน วัตถุที่เป็นโลหะจะสะท้อนไมโครเวฟทั้งหมด ส่วนวัตถุที่ไม่ใช่โลหะ เช่น แก้ว หรือพลาสติก ไมโครเวฟจะเคลื่อนที่ผ่านไปได้บางส่วน วัตถุที่มีความชื้น เช่น ร่างกายคนเรา หรืออาหารจะถูกคลื่นพลังงานของไมโครเวฟ ถ้าพลังงานที่ถูกดูดกลืนเอาไว้มากกว่าพลังงานที่คายออกมาอุณหภูมิก็จะสูงขึ้น

2.3.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน

โดยทั่วไปไมโครเวฟมีใช้ในงานด้านการสื่อสารผ่านดาวเทียม โทรศัพท์เคลื่อนที่ เเรดาร์ อุปกรณ์นำร่องทางการบิน และการเดินเรือ นอกจากนั้น ยังมีการนำไปใช้ในการให้ความร้อนทางอุตสาหกรรมและการรักษาโดยการใช้ความร้อนในช่วงเวลาที่ผ่านไปไม่นาน มีการใช้ไมโครเวฟตามบ้านเรือน ทางอุตสาหกรรม และการพาณิชย์เพิ่มขึ้นจำนวนมาก



รูปที่ 2.4 แสดงการนำคลื่นไมโครเวฟไปใช้งาน

2.3.3 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ

ถ้าได้รับไมโครเวฟปริมาณสูงจะทำให้เกิดความร้อน ในกรณีที่เป็นเนื้อเยื่อของร่างกาย ความร้อนที่สูงเกินไปจะทำให้เป็นอันตราย เช่น เกิดการไหม้ของเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงไป หรือเรียกว่า Hyperthermia มีงานวิจัยเรื่องนี้กันอย่างกว้างขวาง แต่ยังไม่มีการยืนยันที่แน่นอนถึงผลกระทบของการได้รับไมโครเวฟว่ามีปริมาณระดับใดที่จะส่งผลให้เกิดมะเร็ง

จากรายละเอียดที่ได้กล่าวมา แสดงให้เห็นว่าคลื่นความถี่ไมโครเวฟสามารถที่จะทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อได้ โดยถ้ามีการออกแบบส่วนของการนำคลื่นไมโครเวฟที่ดี จะสามารถบังคับจุดปล่อยคลื่นไปยังตำแหน่งต่างๆ ได้ ซึ่งหมายความว่าสามารถที่จะนำไปใช้ทำลายเซลล์มะเร็งที่อุณหภูมิตั้งแต่สูงกว่า 50 องศาเซลเซียสได้ [1] โดยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งรายละเอียดที่เกี่ยวข้องส่วนต่อไปคือ รูปแบบของการเดินทางของคลื่น เพื่อให้เราเข้าใจถึงตัวนำที่นำมาใช้ว่ามีรูปแบบของโหมดการเดินทางของคลื่นอย่างไร

2.4 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ย่านไมโครเวฟ

สายนำสัญญาณหรือทรานสมิสชันไลน์ (Transmission line) ทำหน้าที่เป็นสื่อกลางในการนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากที่แห่งหนึ่งไปยังที่อีกแห่งหนึ่ง ตัวสายนำสัญญาณอาจจะใช้แท่งตัวนำขึ้นเดี่ยว จำพวกเวฟไกด์ หรือแท่งตัวนำ 2 ชิ้น จำพวกสายคู่ขนาน (Two-wire line) อาจจะเป็นพวกโคแอกเซียล สตรีปไลน์ และไมโครสตรีป สายนำสัญญาณซึ่งใช้กันในความถี่ย่านไมโครเวฟสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทด้วยกัน คือ

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

3. เวฟไกด์ (Waveguide)

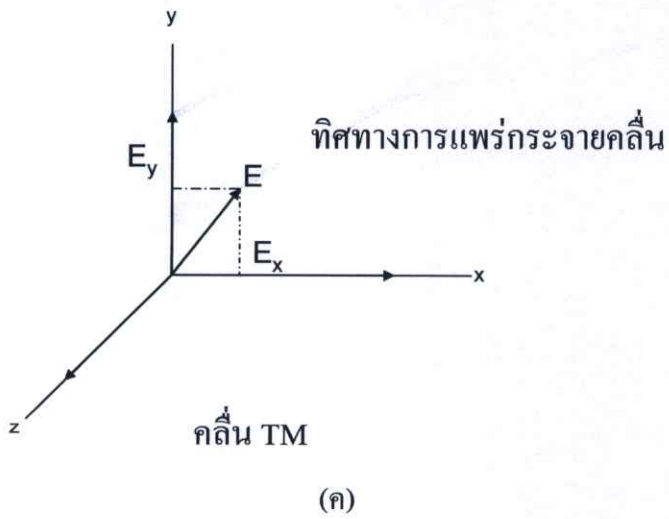
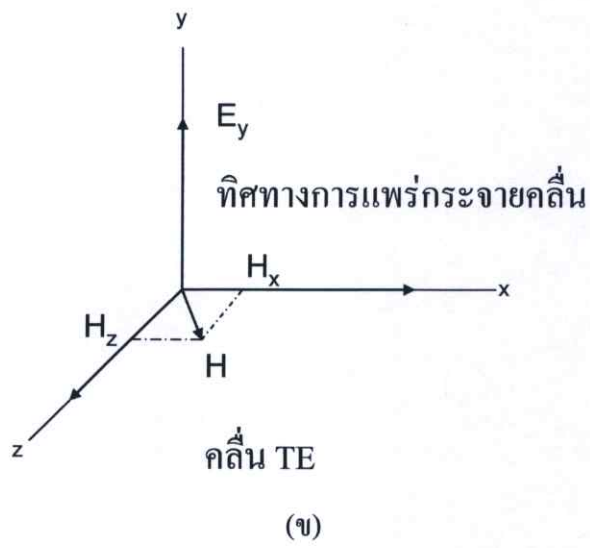
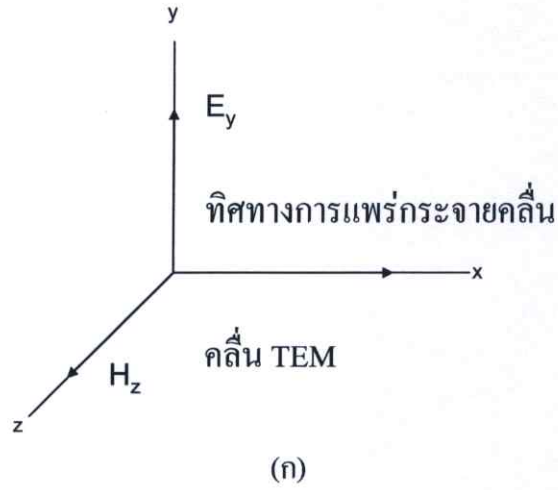
4. สตริปไลน์และไมโครสตริป (Stripline and Microstrip)

สายนำสัญญาณแบบคู่ขนานนั้น เหมาะกับการใช้งานความถี่ย่านต่ำสุดของสเปกตรัมของ ความถี่ไมโครเวฟ เนื่องจากที่ความถี่สูงขึ้น สายชนิดนี้จะมีการสูญเสียที่เรียกว่า Radiation loss มาก ซึ่งเป็นความสูญเสียเนื่องจากการแผ่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ดังนั้นที่ความถี่สูงขึ้นไปจะใช้ สายโคแอกเซียลแทน ซึ่งสายโคแอกเซียลแก้ปัญหาของ Radiation loss โดยการหุ้มด้วยแผ่นตัวนำ ล้อมรอบ สายโคแอกเซียลประกอบด้วยแท่งตัวนำภายในซึ่งเป็นตัวนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และ แท่งตัวนำล้อมรอบ ซึ่งอาจใช้เป็นแผ่นตัวนำหรือถักสานด้วยเส้นตัวนำขนาดเล็กเป็นร่างแห ล้อมรอบก็ได้ แต่สายโคแอกเซียล มีข้อเสียที่สามารถทนกำลังงานได้ต่ำ เมื่อความถี่สูงขึ้นไปจะเกิดการ สูญเสียแบบ สกินเอฟเฟกต์ (Skin effect) เป็นผลให้มีการลดทอนสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผ่านสาย โคแอกเซียลมากขึ้น จึงเป็นข้อจำกัดของสายชนิดนี้ทำให้เหมาะสมสำหรับงานสื่อสารระยะใกล้ (Short-line length) ซึ่งความสูญเสียทางกำลังงานระดับนี้ไม่มีผลต่อระบบมากนัก ดังนั้นที่ความถี่สูง มากขึ้นไปการใช้เวฟไกด์จึงเป็นสื่อกลางที่เหมาะสม เพราะมันสามารถนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มี กำลังสูงไปได้ โดยเกิดการสูญเสียกำลังงานในตัวมันเองน้อยมาก สำหรับสตริปไลน์และไมโครส تريปนิยมใช้ประกอบในตู้อุปกรณ์ที่ใช้ในย่านความถี่ไมโครเวฟ ใช้เป็นสายนำสัญญาณขนาดเล็ก เชื่อมระหว่างอุปกรณ์ชนิดหนึ่งไปยังอุปกรณ์ข้างเคียง ซึ่งส่วนใหญ่ที่พบเห็นกันก็คือแถบที่ติดอยู่ บนแผ่นวงจรพิมพ์ของอุปกรณ์ไมโครเวฟนั่นเอง

เราจะได้ทราบถึงพื้นฐานที่จำเป็นเพื่อสร้างความเข้าใจในเรื่องการเดินทางของคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสื่อกลางที่เป็นสายนำสัญญาณชนิดต่างๆ ความหมายของค่าต่างๆ จำพวกความ ยาวคลื่น และความถี่คutoff (Cutoff wavelength and frequency) ความเร็วเฟสและความเร็วกลุ่ม (Phase and group velocity) การนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Wave transmission) การแผ่กระจาย ของคลื่นในโหมดที่สูงกว่า (Higher mode) คาเรคเตอร์ริสติกอิมพีแดนซ์ รวมทั้งการใช้งานของสาย นำสัญญาณทุกแบบ เริ่มจากสายคู่ขนาน สายโคแอกเซียล เวฟไกด์ทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular waveguide) สตริปไลน์ และไมโครสตริป

โหมดการแผ่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นในสายนำสัญญาณ (Mode of propagation)

ในสภาวะฟรีสเปซคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแผ่กระจายออกไปเป็นลักษณะรูปทรงกลม (Spheri cal configuration) ตามที่เราได้ทราบกันมาแล้ว คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดการแผ่กระจายออกสู่ ฟรีสเปซในลักษณะสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลาเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยน ตามเวลา และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลา ก็เหนี่ยวนำสร้างสนามไฟฟ้าต่อไปเช่นกัน ทำให้ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการแผ่กระจายออกไปเรื่อยๆ และค่อยๆ ถูกลดทอนด้วยตัวกลางจนหมดไป (ซึ่งในอุดมคติคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะต้องแผ่กระจายออกไปในฟรีสเปซได้เรื่อยๆ ไม่มีที่สิ้นสุด โดยไม่ถูกลดทอนด้วยตัวกลางเลย)



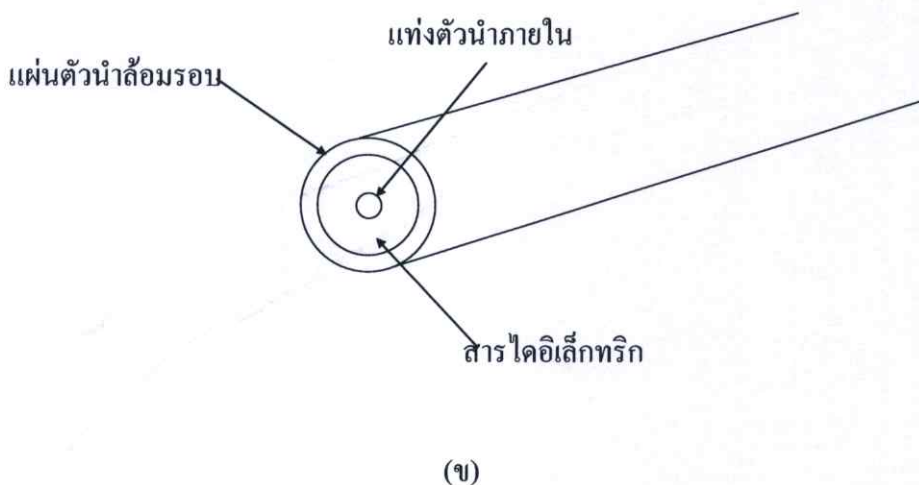
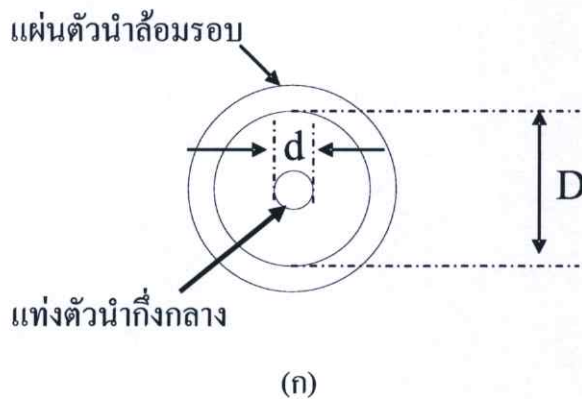
รูปที่ 2.5 (ก) คลื่น TEM (ข) คลื่น TE (ค) คลื่น TM

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายออกไปเป็นรูปทรงกลม (Spherical wave) เมื่อพิจารณาที่ระยะห่างไกลจากแหล่งกำเนิดคลื่นมากๆ พื้นที่เล็กๆ บนพื้นผิวทรงกลมสมมติของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะกลายเป็นพื้นที่ระนาบแบน การพิจารณาสนามไฟฟ้า E และสนามแม่เหล็ก H บนพื้นผิวระนาบนี้จะทำมุมฉากซึ่งกันและกัน ฉะนั้น คลื่นรูปทรงกลมที่ระยะห่างออกไปจากแหล่งกำเนิดมากๆ จะกลายเป็นคลื่นระนาบ (Plane wave) และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เป็นรูปทรงระนาบแบบนี้จะได้สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กทำมุมฉากซึ่งกันและกัน โดยระนาบของสนามทั้งสองจะตั้งฉากกับทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นเองด้วย

ขณะที่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่กระจายไปตามสายนำสัญญาณนั้น กลุ่มประจุและกระแสไฟฟ้าบนพื้นผิวของตัวนำของสายนำสัญญาณจะมีรูปแบบเป็นไปตามเงื่อนไขขอบเขต สำหรับโหมดในการแพร่กระจายคลื่นแบบสายนำสัญญาณแบบคู่ขนานที่เป็นโหมดหลัก (Principal mode) ก็คือทรานสเวอร์สอิเล็กโตรแมกเนติกเวฟ (Transverse electromagnetic wave) หรือจะเรียกว่า คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามขวางก็ได้ โดยที่โหมด (Mode) เป็นคำที่บอกลักษณะการเดินทางหรือการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งคลื่น TEM นี้จะเป็นคลื่นที่มีระนาบของคลื่นสนามแม่เหล็ก และคลื่นสนามไฟฟ้ารูปไซน์วางอยู่ในลักษณะตามขวางกับทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.5 (ก) กรณีที่ขนาดความยาวคลื่นของสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งานมีค่าใกล้เคียงกับขนาด (Dimension) ของสายหรือไกด์ จะทำให้เกิดโหมดการแพร่กระจายคลื่นที่แตกต่างกันมากขึ้น ซึ่งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นต่างๆ กันนี้รวมเรียกว่าโหมดที่สูงกว่า หรือไฮเออร์โหมด (Higher mode) ไฮเออร์โหมดเป็นรูปแบบการแพร่กระจายของคลื่น ซึ่งมีความถี่สูงกว่าค่าความถี่เฉพาะที่มีชื่อเรียกว่า ความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) ของสายนำสัญญาณ หรือเวฟไกด์ที่ใช้งาน สำหรับความถี่ต่ำสุด (Lowest frequency) และความยาวคลื่นสูงสุด หรือยาวที่สุด (Longest wavelength) ที่สามารถแพร่กระจายไปได้ในขนาดของสายนำสัญญาณหนึ่งๆ จะเป็นความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency : f) และความยาวคลื่นคัทออฟ (Cutoff wavelength : λ_{cutoff}) ของสายนำสัญญาณนั้น รูปแบบการส่งคลื่นในลักษณะดังกล่าว จะเป็นโหมดต่ำสุด (Lowest mode) ในการส่ง โดยมีชื่อเรียกโหมดนี้ว่า โหมดหลักของการแพร่กระจาย (Principal propagation mode) ส่วนไฮเออร์โหมด จะเป็นรูปแบบการส่งในโหมดที่สูงกว่า (เทียบกับโหมดหลัก) คลื่นที่แพร่กระจายในเวฟไกด์จะมี 2 โหมด คือ จะเป็นทรานสเวอร์สอิเล็กตริกเวฟ (Transverse electric wave : TE) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าวางตามขวาง และทรานสเวอร์สแมกเนติกเวฟ (Transverse magnetic wave : TM) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง ทรานสเวอร์สอิเล็กตริกเวฟ (สนาม H มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ z ของสนาม E) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.5 (ข) ส่วนทรานสเวอร์สแมกเนตริกเวฟ (สนาม E มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ y ของสนาม H) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.5 (ค)

2.5 สายโคแอกเซียล (Coaxial line)

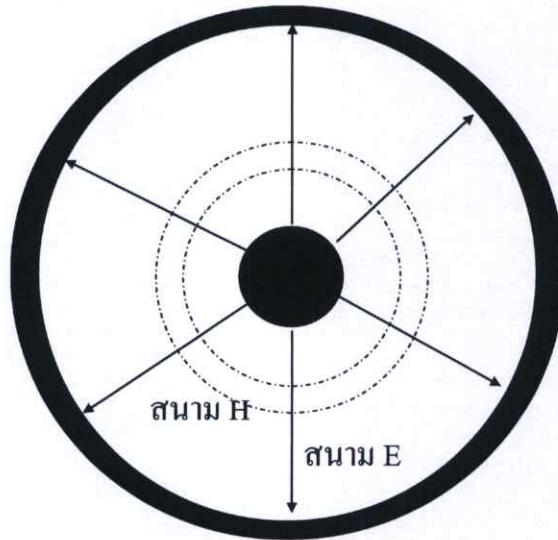
เมื่อความถี่ในการใช้งานสูงขึ้น การใช้สายคู่ขนานแบบเดิมไม่เหมาะสมจึงได้เปลี่ยนมาใช้สายอีกแบบหนึ่งมีชื่อว่า สายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลนี้จะประกอบด้วยตัวนำ 2 เส้นขนานกัน เช่นเดิม แต่ตัวนำภายนอกจะเปลี่ยนรูปเป็นแผ่นตัวนำล้อมรอบแท่งตัวนำที่เหลือนิ่ง ซึ่งวางในแนวศูนย์กลางใช้แกนร่วมกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.6 (ก) แท่งตัวนำภายในจะถูกจัดให้อยู่ในแนวศูนย์กลางได้ด้วยไดอิเล็กตริกสเปซเซอร์ ดังรูปที่ 2.6 (ข) หรือจะใช้สารไดอิเล็กตริกอัดแน่นเพื่อบังคับให้แท่งตัวนำวางตัวในแนวศูนย์กลาง ดังรูปที่ 2.6 (ค) ก็ได้สายโคแอกเซียลที่ใช้งานมีด้วยกันหลายแบบ แบ่งออกเป็นประเภทหลักๆ ได้ตามลักษณะรูปร่างภายนอก คือแบบ Flexible, Semirigid และ Rigid



รูปที่ 2.6 (ก) สายโคแอกเซียล (ข) แบบใช้โซลิดไดอิเล็กตริก

การส่งคลื่นในสายโคแอกเซียล

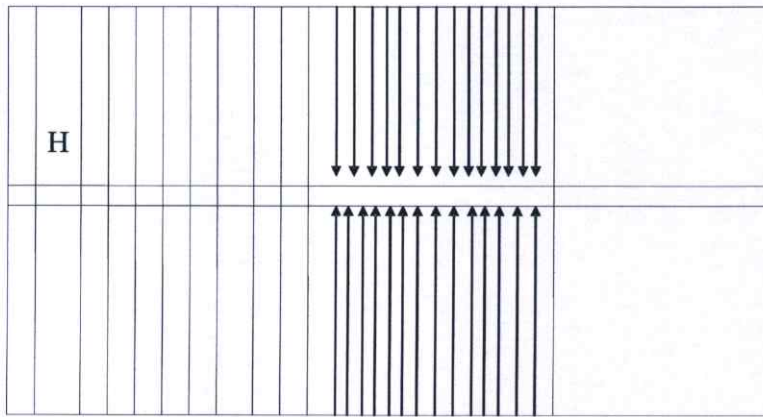
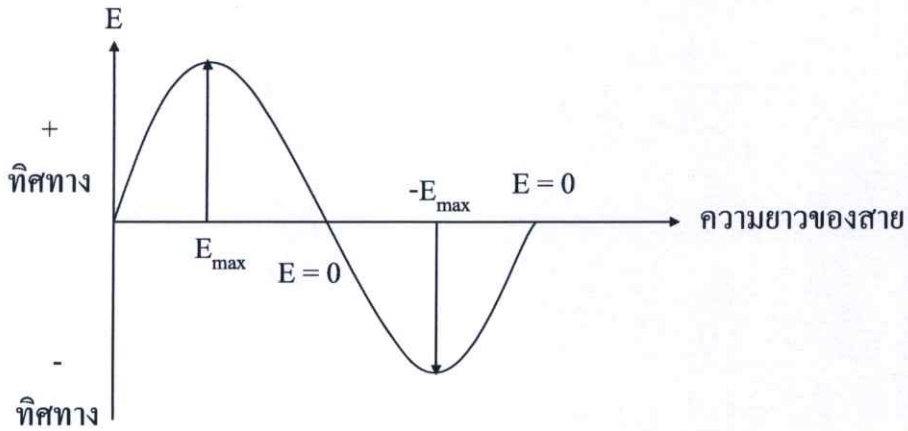
สายโคแอกเซียลนั้น โดยแท้จริงเป็นการดัดแปลงมาจากสายแบบคู่ขนานนั่นเอง ฉะนั้นมันจึงสามารถรับส่งคลื่นแบบ TEM ได้ และเรียกโหมดการส่งคลื่น TEM นี้ว่า โหมดหลัก (Principal mode) หรือ โหมดเด่น (Dominant mode)



มองเข้าทางปลายสายโคแอกเซียล

รูปที่ 2.7 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเซียล

การส่งกำลังไฟฟ้า (หรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า) ไปในสายโคแอกเซียลนั้นกระทำโดยอาศัยการเดินทางของคลื่นแรงดันและคลื่นกระแส ซึ่งเป็นผลให้เกิดสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กขึ้นในสาย แสดงดังรูปที่ 2.7 เส้นทึบแสดงสนามไฟฟ้า เส้นประแสดงสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า E จะเกิดลักษณะเป็นรัศมีกระจายออกจากแท่งตัวนำศูนย์กลางภายในไปยังตัวนำภายนอกที่ล้อมรอบอยู่ และจากตัวนำภายนอกพุ่งเข้าสู่ตัวนำศูนย์กลางภายในสลับกันไป ส่วนสนามแม่เหล็ก H จะเกิดล้อมรอบแท่งตัวนำศูนย์กลางภายใน ทำมุมฉากกับสนามไฟฟ้า E สนามแม่เหล็กจะเกิดเป็นวงกลมมีศูนย์กลางร่วมกับตัวนำทั้งสองจากแท่งตัวนำภายในขยายออกเป็นวงกว้างไปสู่ตัวนำภายนอก ทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นไปตามยาวของสายนั้น หามาจากพอยน์ติงเวกเตอร์ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายไปตามที่ว่างระหว่างตัวนำทั้งสอง โดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าขึ้นกับความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายในและตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กขึ้นอยู่กับการไหลผ่านตัวนำ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแบบ TEM นี้ประกอบจากคลื่นสนามไฟฟ้าและคลื่นสนามแม่เหล็กที่เป็นรูปไซน์ ดังนั้น สนาม E และสนาม H จึงกลับทิศทางทุกๆ ครึ่งความยาวคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงทิศทางสนาม E และ H ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเซียล

สำหรับค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เดินทางไปตามสายนั้น จะขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของมันเอง และค่าคงตัวไดอิเล็กตริกของสารไดอิเล็กตริก ระหว่างตัวนำทั้งสอง

สายโคแอกเซียลนั้นไม่มีข้อจำกัดเกี่ยวกับความถี่ที่ทอพอโลยีโหมดการส่งคลื่น TEM จึงสามารถปรับกระแสและแรงดันตามความถี่ที่ใช้งานได้ ดังนั้นสายโคแอกเซียลซึ่งทำงานในโหมดหลัก หรือโหมด TEM จึงถือเป็นอุปกรณ์ที่ใช้งานในแถบความถี่กว้าง หรืออุปกรณ์บรอดแบนด์ (Broadband device) และค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเซียล คำนวณได้จากสมการ 2.2

$$\lambda_{\text{eff}} = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_{r,\text{tissue}}}} \quad (2.2)$$

λ_{eff} คือ ความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆ

c คือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ 3×10^8

f คือ ความถี่มีค่าเท่ากับ 2.45 GHz

$\epsilon_{r,\text{tissue}}$ คือ ค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

จากสมการจะเห็นว่า ถ้าสารไดอิเล็กตริกที่ใช้ในสายเป็นอากาศ ค่าความยาวคลื่นจะไม่เปลี่ยนแปลง คือ เท่ากับความยาวคลื่นในฟรีสเปซ แต่หากว่าใช้สารไดอิเล็กตริกอื่นนอกเหนือจากอากาศแล้ว ค่าความยาวคลื่นภายในสายจะลดลง

2.6 สนามแม่เหล็กไฟฟ้าและปฏิกิริยาของคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อ

(Electromagnetism and microwave-tissue interaction) [4]

พื้นฐานรายละเอียดของสมการแมกเวลล์ สามารถดูได้จาก ภาคผนวก ข. ซึ่งรายละเอียด ที่จะกล่าวต่อไป จะอธิบายถึง ความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อจากพลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

2.6.1 ปฏิกิริยาไมโครเวฟ และวัสดุทางชีวภาพ (Interactions of microwave and biological materials)

โดยทั่วไปวัสดุทางชีวภาพเป็นตัวกลางแบบสูญเสียสำหรับคลื่น EM ที่มีความนำไฟฟ้าจำกัด วัสดุทางชีวภาพเหล่านี้ไม่เป็นทั้งไดอิเล็กตริกที่ดีหรือตัวนำที่ดี ดังนั้นเมื่อคลื่น EM เดินทางผ่านวัสดุทางชีวภาพพลังงานของคลื่น EM จะถูกดูดซับโดยวัสดุนั้น การวัดปริมาณการดูดซับในตัวกลางชีวภาพมักจะวัดเป็นค่า SAR (specific absorption rate) หรือค่าอัตราการดูดซับจำเพาะ [5] ซึ่งเป็นค่าอัตราของกำลังงานที่กระจายต่อความหนาแน่นของวัสดุ โดยปริมาณการดูดซับสามารถเขียนได้ดังนี้

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (2.3)$$

SAR คือ ปริมาณการดูดซับพลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อต่างๆ

E คือ สนามไฟฟ้า หน่วยเป็น V/m

σ คือ ความสามารถนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตัว

ρ คือ ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อตัว

พลังงานของคลื่น EM ที่ดูดซับไปในวัสดุทางชีวภาพจะทำให้เกิดความร้อน ส่งผลให้อุณหภูมิของวัสดุสูงขึ้น ความร้อนและอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงทางกล และการเปลี่ยนแปลงทางเคมีของวัสดุทางชีวภาพ ซึ่งปรากฏการณ์นี้ได้ถูกบันทึกไว้ครั้งแรกในปี 1946 โดย เพอร์ซี่ สเปนเซอร์ (Percy Spencer) ในรายงานของสเปนเซอร์ได้กล่าวว่า เมื่อเขายืนใกล้กับแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ เขาได้สังเกตเห็นความร้อนของคลื่นไมโครเวฟในเนื้อเยื่อของตัวที่เกิดขึ้นจากเตาไมโครเวฟ ซึ่งเนื้อเยื่อตัวเป็นวัสดุทางชีวภาพชนิดหนึ่ง ผลของความร้อนจากไมโครเวฟในเนื้อเยื่อตัวนี้เอง ได้เป็นพื้นฐานในการวิจัยการรักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตัวด้วยคลื่นไมโครเวฟในวิทยานิพนธ์นี้

2.7 สมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อ (Dielectric properties of biological tissues)

ในเนื้อเยื่อที่แตกต่างกันย่อมจะมีสมบัติทางไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกันด้วย ดังนั้นสมบัติทางไดอิเล็กตริกจึงมีบทบาทสำคัญอย่างยิ่งในกระบวนการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อด้วยคลื่นไมโครเวฟ สมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อมีผลโดยตรงต่อสมรรถนะของโพรบ (หรือเรียกว่าสายอากาศไมโครเวฟ) ในการทำลายเซลล์มะเร็ง จากสมการที่ (2.1) แสดงให้เห็นว่าความนำของเนื้อเยื่อมีความสัมพันธ์โดยตรงกับการกระจายพลังงานในเนื้อเยื่อของคลื่น EM

2.7.1 ผลของความถี่ต่อสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อ (Frequency dependence)

สมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อขึ้นอยู่กับคลื่นความถี่ไมโครเวฟ มีการศึกษาอยู่มากมายที่นำไปสู่การหาความสัมพันธ์ระหว่างสมบัติทางไดอิเล็กตริก และความถี่สำหรับเนื้อเยื่อแต่ละชนิด ในปี 1996 กาเบรียล (Gabriel) [6] [7] [8] ได้ทำการสรุปความสัมพันธ์ระหว่างสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อและความถี่ของงานวิจัยที่ได้นำเสนอมาก่อนหน้านี้

ในรูปที่ 2.9 กราฟแสดงคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อที่ความถี่ต่างๆ โดยกราฟนี้ได้จากบทความวิจัยของกาเบรียล [8] จากข้อมูลเป็นการสรุปผลที่ได้จากการทดลองบนเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ของนักวิจัยคนอื่น

รูปที่ 2.10 กราฟแสดงคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อคัมมนุษย์ และเนื้อเยื่อคัมของแกะที่ความถี่ต่างๆ โดยทำการวัดค่าทางไฟฟ้าในสเปกตรัมความถี่อย่างต่อเนื่อง ซึ่งกราฟนี้ได้จากบทความที่สองของกาเบรียล [9] ข้อมูลที่ได้จากการวัดนั้นนำมาเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่ได้จากรูปที่ 2.9

ในบทความวิจัย [10] กาเบรียลได้นำเสนอสมการที่สมบูรณ์เพื่อใช้ในการประมาณค่าการวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน โดยนำเสนอพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อที่ต่างชนิดกันในรูปของค่าเชิงซ้อนความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพันธ์ ซึ่งสามารถทำการคำนวณได้ดังสมการที่ (2.2)

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1+(j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0} \quad (2.4)$$

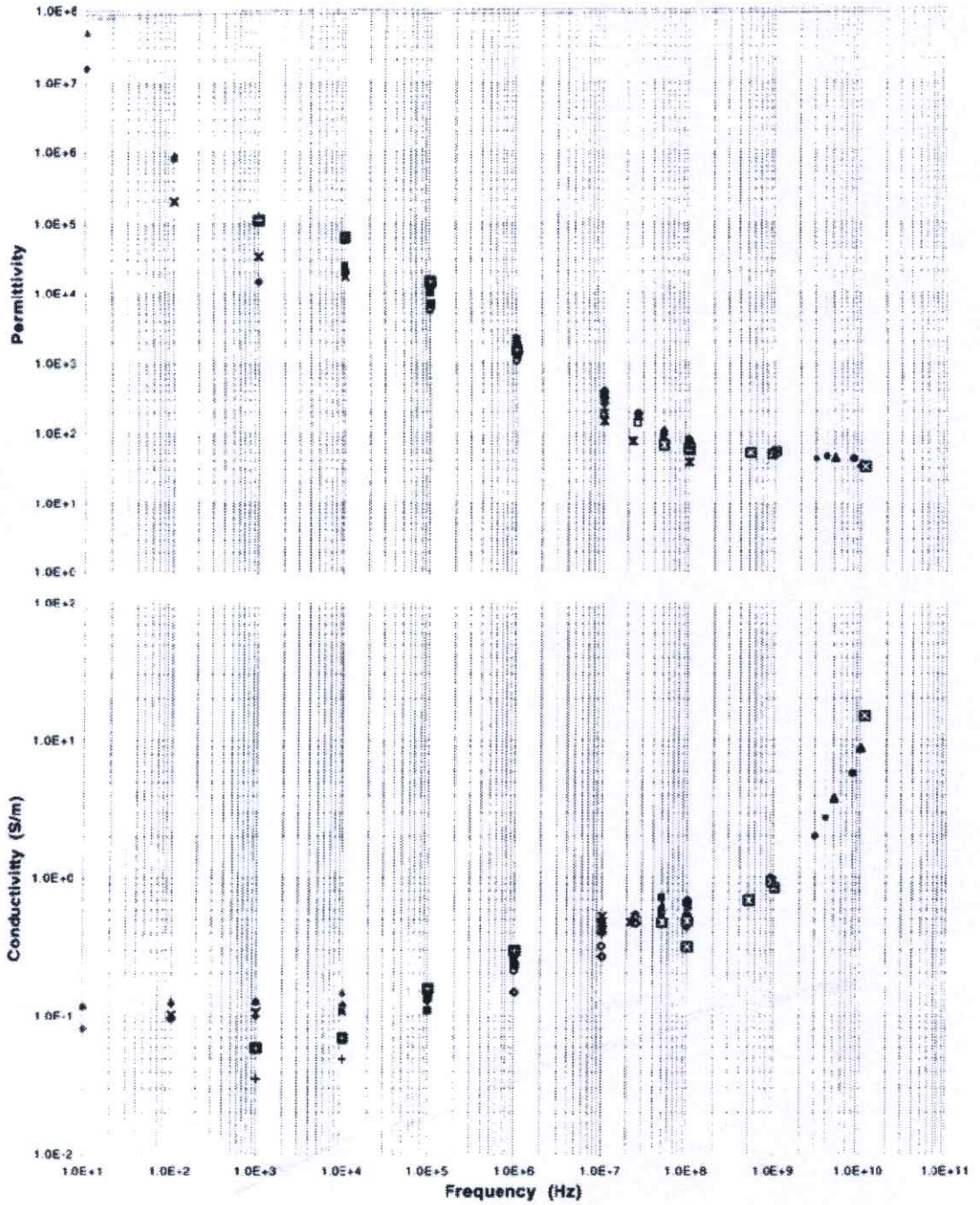
ω คือ ความถี่เชิงมุม

$\hat{\epsilon}$ คือ ค่า relative permittivity ในรูปเชิงซ้อน

ϵ_0 คือ ค่า permittivity ในอากาศ

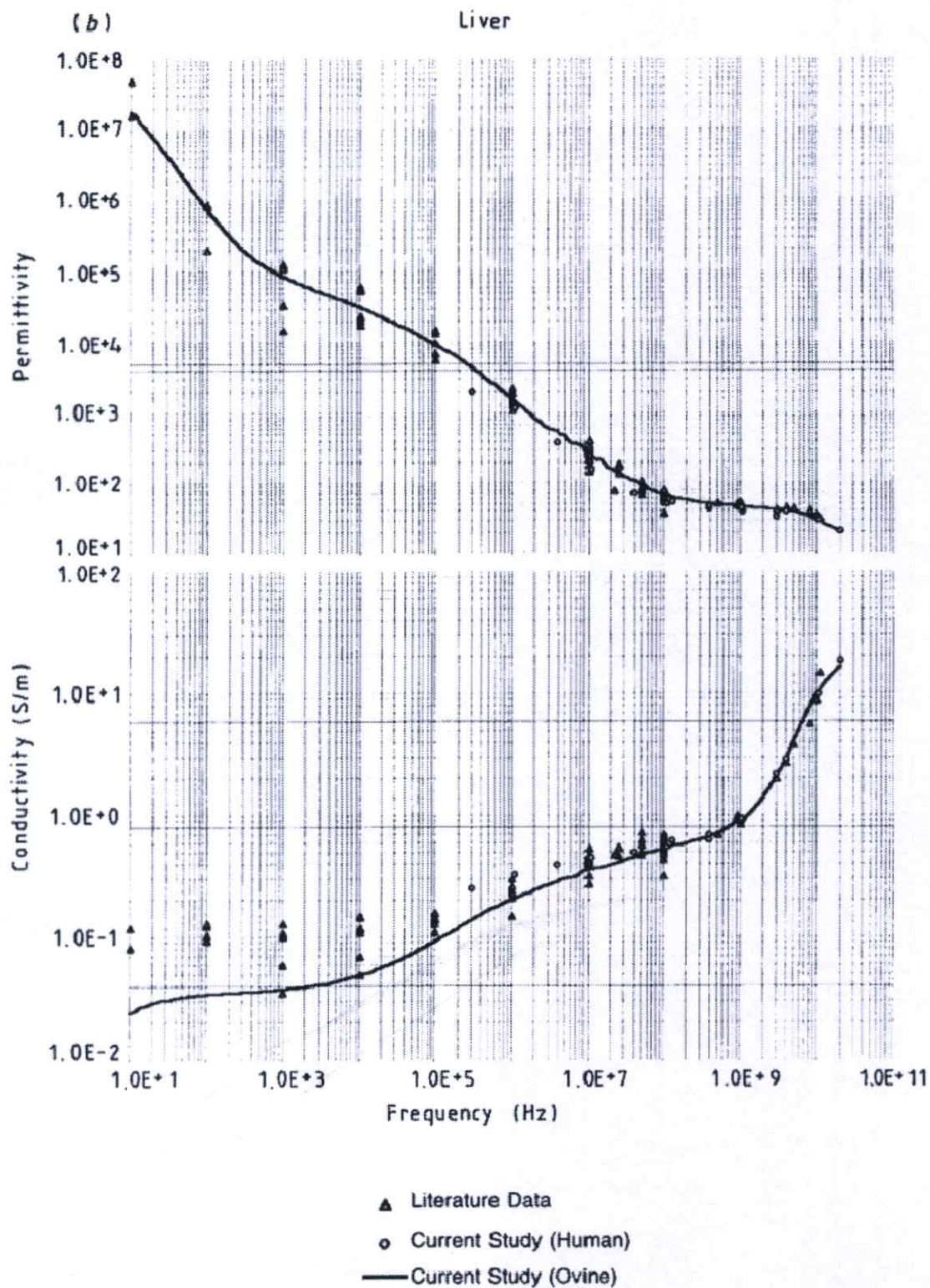
ค่าพารามิเตอร์ของกาเบรียลในเนื้อเยื่อคัมแสดงได้ดังตารางที่ 2.1 และในรูปที่ 2.11 แสดงการพล็อตค่า และเปรียบเทียบระหว่างค่าที่ได้จากการวัดจริง และค่าที่ได้จากการคำนวณค่าความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพันธ์และค่าความนำของเนื้อเยื่อคัม

Liver



- Porcine & Bovine @ 37°C (3E7-1E8Hz) Osswald, 1937
- Canine @ 37°C (1E6-1E8Hz) Stoy et al, 1982
- △ Rabbit @ 37°C (1E5-1E8Hz) Stoy et al, 1982
- Bovine @ 25°C (1E4-1E8Hz) Surowiec et al, 1985
- × Calf @ 25°C (1E2-1E7Hz) Rigaud et al, 1994
- ⊗ Porcine (In vivo) @ 34-36°C (1E6-1E8Hz) Hahn et al, 1980
- + Rabbit @ 25°C (1E3-1E9Hz) Smith & Foster, 1985
- Feline (In vivo) @ 34.8°C ± 0.8°C (1E4-5E7Hz) Surowiec et al, 1986a
- Human @ 36.8°C ± 0.2°C (1E4-1E8Hz) Surowiec et al, 1987
- ▲ Rat (In vivo) @ 32°C ± 1°C (1E8-1E10Hz) Kraszewski et al, 1982
- Feline (In vivo) @ 36°C (1E8-8E9Hz) Kraszewski et al, 1982
- ⊠ Carine @ 20°C ± 1°C (1E8-1E10Hz) Xu et al, 1987
- ⊡ Human @ 23-25°C (5E7-9E9Hz) Jones et al, 1994
- ⊞ Rabbit @ 25°C (1E3-1E6Hz) Smith et al, 1986
- * Feline (In vivo) @ 35°C ± 5°C (1E7-1E9Hz) Stuchly et al, 1981
- Canine (In situ) @ RT (1E1-1E4Hz) Schwan 1956, 57, 63
- ▲ Canine (In situ) (1E1-1E4Hz) Schwan & Kay, 1957
- Bovine @ 37°C (3E9Hz) Brady et al, 1981

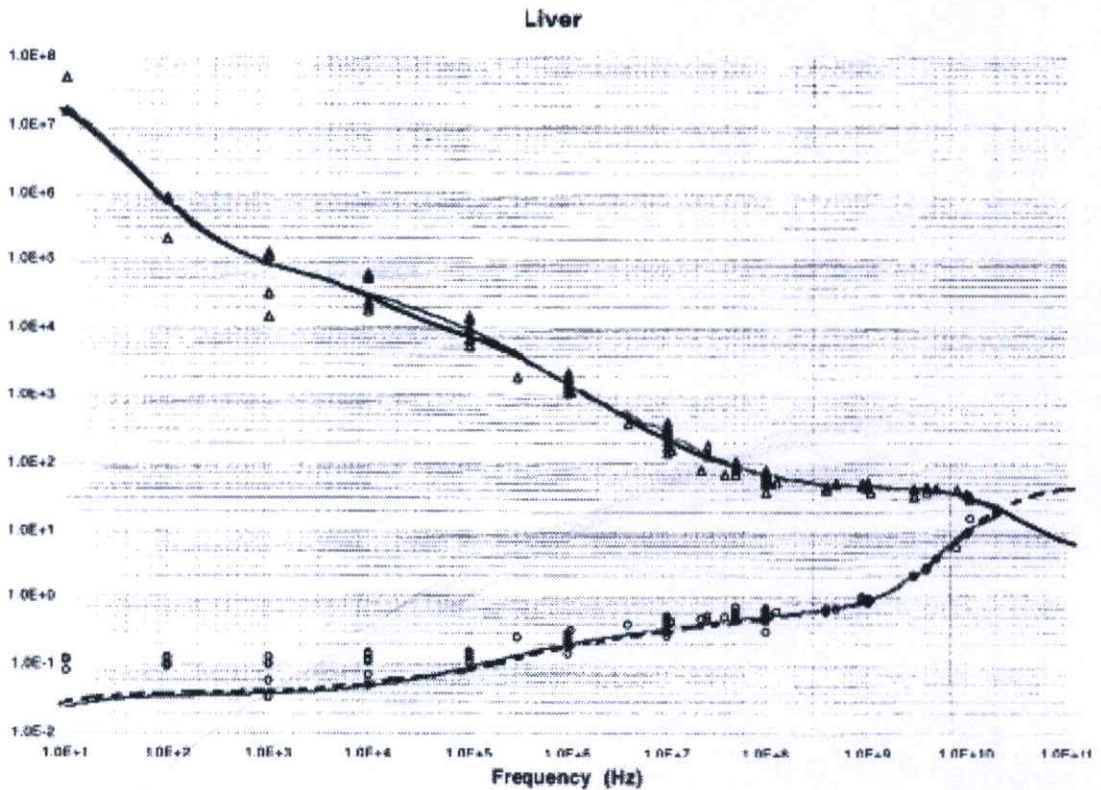
รูปที่ 2.9 แสดงคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับชนิดต่างๆ



รูปที่ 2.10 แสดงค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับเปรียบเทียบกับสเปกตรัมความถี่อย่างต่อเนื่อง

ตารางที่ 2.1 แสดงพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อตับสำหรับสมการของกาเบรียล

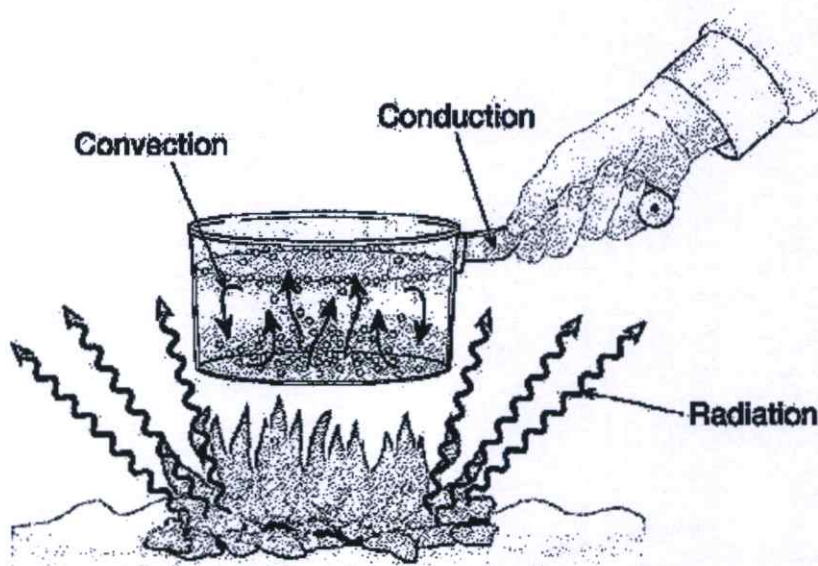
พารามิเตอร์	ค่า	พารามิเตอร์	ค่า
ϵ_{∞}	4.0	σ_i	0.0200
$\Delta\epsilon_1$	39.0	$\Delta\epsilon_2$	6000
τ_1 (ps)	8.84	τ_2 (ns)	530.52
α_1	0.10	α_2	0.20
$\Delta\epsilon_3$	5.0×10^4	$\Delta\epsilon_4$	3.0×10^7
τ_3 (μ s)	22.74	τ_4 (ms)	15.915
α_3	0.20	α_4	0.05



รูปที่ 2.11 แสดงสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับ เปรียบเทียบผลจากการคำนวณกับค่าที่ได้จากการวัดในการทดลอง

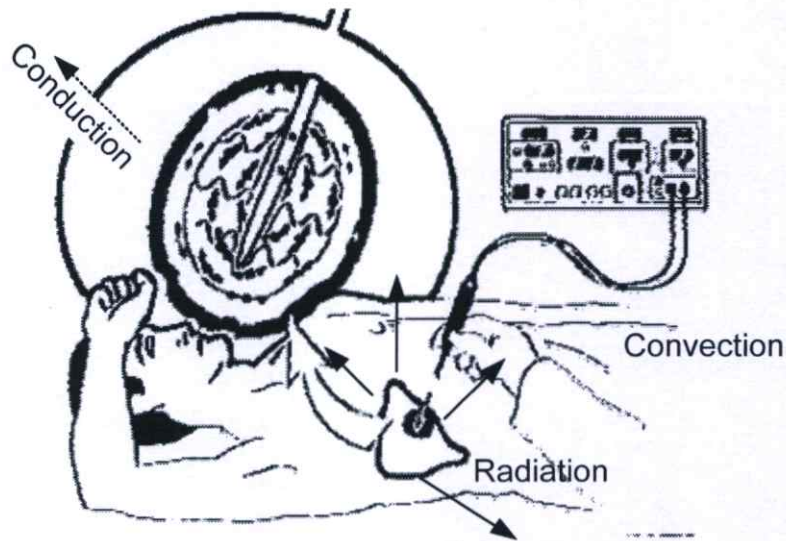
2.8 สมการการส่งผ่านความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-Heat Equation)

ก่อนอื่นขอกล่าวถึงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป ซึ่งจะมีการส่งผ่านความร้อนอยู่ด้วยกัน 3 ส่วน คือ ส่วนของการนำความร้อน (Conduction) การพาความร้อน (Convection) และการแผ่ความร้อน (Radiation) จากตัวอย่างในรูปที่ 2.12 เป็นการส่งผ่านความร้อนจากแหล่งกำเนิดความร้อนที่เกิดจากการหุงต้ม ความร้อนจากแหล่งกำเนิดความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อนแบบการแผ่ความร้อนมายังภาชนะบรรจุน้ำ ความร้อนที่มายังภาชนะจะมีการนำความร้อนจากน้ำด้านล่างมาสู่น้ำด้านบนด้วยการส่งผ่านความร้อนแบบการนำความร้อน และความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อนกับวัสดุที่ต่างชนิดกันด้วยการนำความร้อน นำความร้อนมายังด้านจับของภาชนะ



รูปที่ 2.12 แสดงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป

ในระบบของการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อก็มีองค์ประกอบของการส่งผ่านความร้อนพื้นฐาน 3 ส่วน เช่นเดียวกับการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป ซึ่งการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ จะประกอบด้วย การนำความร้อนในเนื้อเยื่อ การพาความร้อนด้วยเลือด และการแผ่ความร้อนของเนื้อเยื่อ ซึ่งในระบบของการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อค่าในเทอมของการแผ่ความร้อนจะไม่พิจารณา เนื่องจากต้องการวิเคราะห์การกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อเท่านั้น ดังแสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 แสดงการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ

จากรูปเป็นการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นจากกระบวนการรักษาด้วยการจี้ความร้อนจากแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ โดยใช้สายอากาศไมโครเวฟแทงลงไปเนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟจากแหล่งกำเนิด จะส่งผ่านตัวนำไปตามสาย ออกไปตามสายอากาศ โดยลักษณะของคลื่นที่ออกจากสายอากาศ จะขึ้นอยู่กับกรอกแบบสายอากาศ

คลื่นไมโครเวฟออกจากสายอากาศเข้าสู่เนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟจะทำให้ น้ำภายในตับเกิดการเสียดสี เกิดความร้อนขึ้นบริเวณสายอากาศ ความร้อนที่เกิดขึ้นจะมีการส่งผ่านความร้อนในรูปแบบการนำความร้อนไปรอบๆ บริเวณเนื้อเยื่อ และเกิดการส่งผ่านความร้อนตามการเคลื่อนที่ของเลือดแบบการนำ และมีการระบายความร้อนออกนอกเนื้อเยื่อด้วยการแผ่ความร้อน

จะเห็นได้ว่าหลักการพื้นฐานของการส่งผ่านความร้อน (Heat Transfer) สามารถนำมาใช้ในเนื้อเยื่อได้ โดยเรียกการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อว่า สมการการส่งผ่านความร้อนทางชีวภาพ (Bio-Heat Equation) [11] สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.58)

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

เมื่อ $h_{b1} = \rho_{b1} c_{b1} \omega_{b1}$ และ

- ρ = ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (kg/m^3)
- c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ (J/kg.K)
- k = ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (W/m.K)
- h_b = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
- ρ = ความหนาแน่นเลือด (kg/m^3)

c_b	=	ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด (J/kg•K)
ω_b	=	อัตราไหลเลือด (1/s)
T_b	=	ค่าอุณหภูมิเลือด (37 °C)
Q_{met}	=	ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (W/m ³)
Q_{ext}	=	ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m ³)

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

$$Q_{ext} = \rho \cdot SAR = \sigma \cdot E^2 \quad (2.6)$$

โดย SAR คือ อัตราการดูดซับจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ และจะเห็นได้ว่า Q_{ext} จะเกิดขึ้นจากสนามไฟฟ้าเท่านั้น

หลังจากที่ทราบถึงค่าทางฟิสิกส์ที่ต้องการนำมาแก้ปัญหาแล้ว เราจะนำเอาวิธีการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการแก้ปัญหา โดยรายละเอียดจะกล่าวถึงนิยามและวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในบทต่อไป

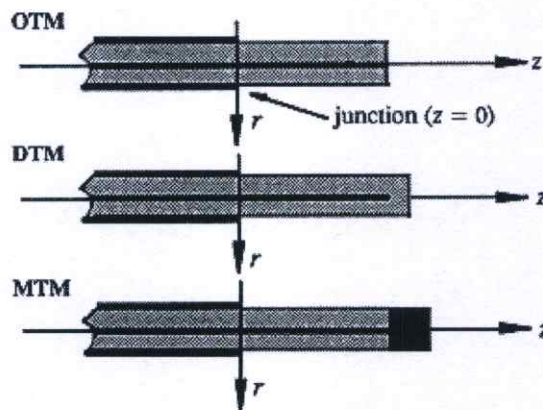
2.9 ตัวอย่างการออกแบบสายอากาศที่ใช้งานในระบบการทำลายมะเร็งด้วยไมโครเวฟ

สายอากาศไมโครเวฟ หมายถึง แขนงนำคลื่นในความถี่ไมโครเวฟที่จะเป็นแหล่งการเกิดความร้อน ซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่สุดของระบบ MWA โดยการออกแบบสายอากาศให้มีความเหมาะสมที่สุดนั้น สายอากาศจะต้องมีโครงสร้างที่ง่าย ราคาถูก และมีขนาดเล็ก เช่น สายอากาศแบบโคแอกเซียล (coaxial) เป็นสายอากาศที่มีรูปแบบที่หลากหลาย โดยสายอากาศจะเป็นตัวส่งผ่านคลื่นไมโครเวฟ กำลังงานระดับหนึ่งที่สูงผ่าน ไปนั้นก่อให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อ ส่งผลให้ขนาดของการทำลายเนื้อเยื่อมีความแตกต่างกันตามกำลังงานที่ป้อนให้กับสายอากาศ

สายอากาศที่แตกต่างกันจะมีรูปแบบของความร้อนที่ได้ออกมาแตกต่างกัน ซึ่งได้มีงานวิจัยที่ได้นำเสนอสายอากาศในรูปแบบของโคแอกเซียลไว้ โดย John Bertram ในบทความวิจัยที่ชื่อว่า “A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation” ในปี 2006 ซึ่งในบทความนั้นได้นำเสนอสายอากาศแบบโคแอกเซียล ได้แก่

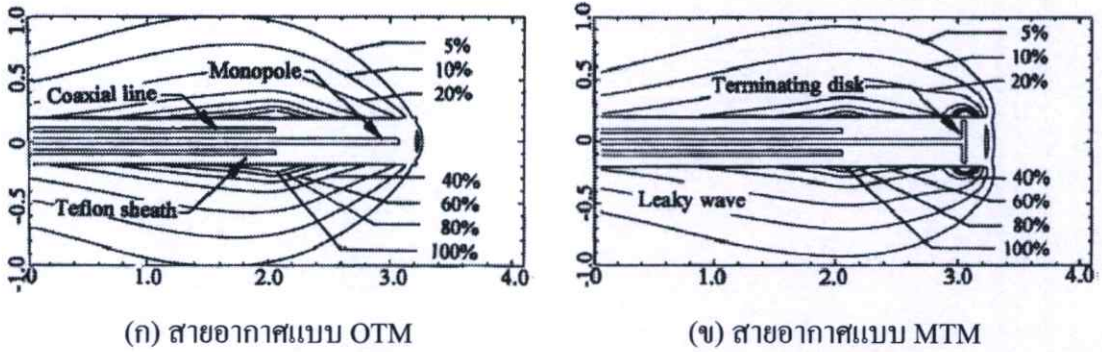
2.9.1 สายอากาศโคแอกเซียลแบบโมนโพล (Monopole coaxial antenna)

สายอากาศโคแอกเซียลแบบโมนโพล เป็นสายอากาศที่มีโครงสร้างค่อนข้างง่าย สามารถที่จะนำมาใช้เป็นสายอากาศในระบบ MWA ได้ โดยโครงสร้างของสายอากาศนั้นจะมีตัวนำในอยู่กึ่งกลางของสายอากาศ และมีตัวนำนอกอยู่ด้านนอก ซึ่งมีไดอิเล็กตริกอยู่ระหว่างตัวนำในและตัวนำนอก สนาม EM ระหว่างตัวนำทั้งสองจะแพร่กระจายออกจากกึ่งกลางของสายอากาศ ที่ความยาวของสายอากาศตำแหน่ง $\lambda_{\text{eff}}/4$ โดยค่า λ_{eff} คือ ค่าความยาวคลื่นในตัวกลาง



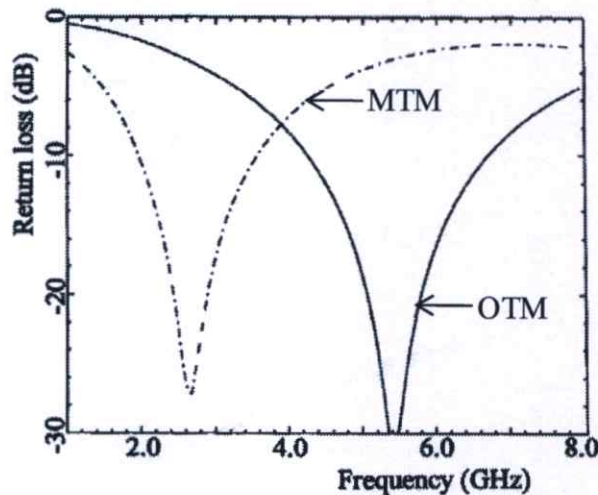
รูปที่ 2.14 โครงสร้างของสายอากาศโคแอกเซียลแบบโมนโพล

จากรูปที่ 2.14 เป็นโครงสร้างพื้นฐานของสายอากาศโคแอกเซียลแบบโมนโพล ซึ่งประกอบไปด้วยสายอากาศโมนโพลปลายเปิด (OTM : open-tip monopole) สายอากาศโมนโพลปลายเปิดส่วนปลายเป็นไดอิเล็กตริก (DTM : dielectric-tip monopole) และสายอากาศโมนโพลปลายเปิดส่วนปลายเป็นโลหะ (MTM : metal-tip monopole) ในรูปที่ 2.15 แสดงให้เห็นรูปแบบของการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบ OTM และสายอากาศแบบ MTM



รูปที่ 2.15 แสดงรูปแบบของการกระจาย SAR สำหรับสายอากาศแบบ OTM และ MTM

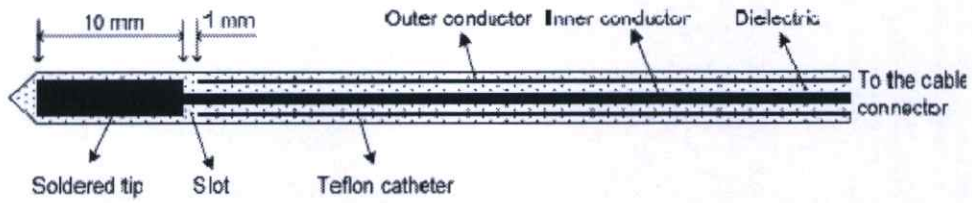
จากรูปที่ 2.16 จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบ MTM ที่มีโลหะหุ้มปลายนั้น จะมีค่าการตอบสนองความถี่ของสายอากาศที่ต่ำกว่าสายอากาศโมโนโพลในรูปแบบอื่นๆ สายอากาศโมโนโพลเป็นสายอากาศที่สามารถสร้างขึ้นได้อย่างง่ายดาย และมีรูปแบบการกระจาย SAR ตามความยาวของสายอากาศจึงเหมาะกับการใช้งานในระบบ MWA เป็นอย่างมาก



รูปที่ 2.16 แสดงค่าที่ได้จากการวัดการตอบสนองความถี่ของสายอากาศแบบ OTM และ MTM เส้นทึบ คือ OTM และเส้นปะแทน MTM

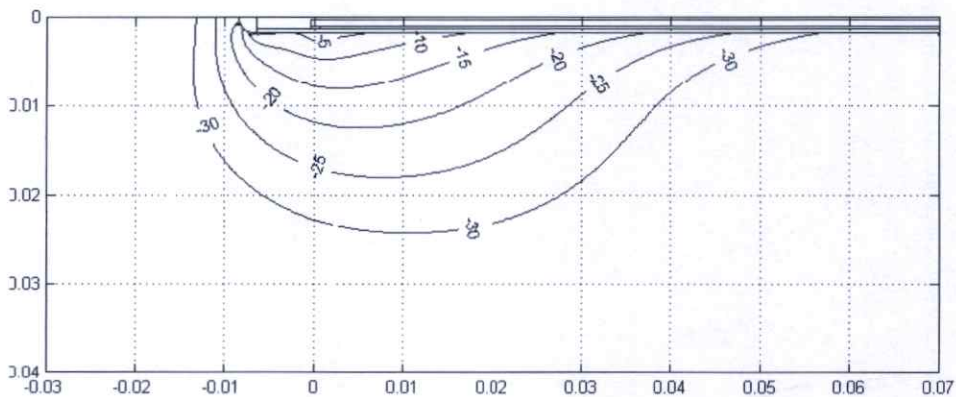
2.9.2 สายอากาศไดโพล (Dipole antenna)

สายอากาศแบบไดโพลก็เป็นสายอากาศรูปแบบหนึ่งที่ใช้ในระบบ MWA โครงสร้างของสายอากาศไดโพลเป็นการนำเอาสายอากาศมาทำการเจาะช่องเพื่อให้เกิดช่องว่าง โดยในสายอากาศในรูปแบบนี้ เรียกว่าสายอากาศแบบสลีต ส่วนด้านปลายของสายอากาศทำการเชื่อมต่อดัวยโลหะซึ่งเชื่อมต่อกับตัวนำใน ทำให้ปลายของตัวนำในมีขนาดที่ใหญ่ขึ้น สายอากาศแบบนี้จะมีการห่อหุ้มด้านนอกของสายอากาศด้วย Catheter



รูปที่ 2.17 โครงสร้างของสายอากาศแบบไดโพลที่มีการใช้งานในระบบ MWA.

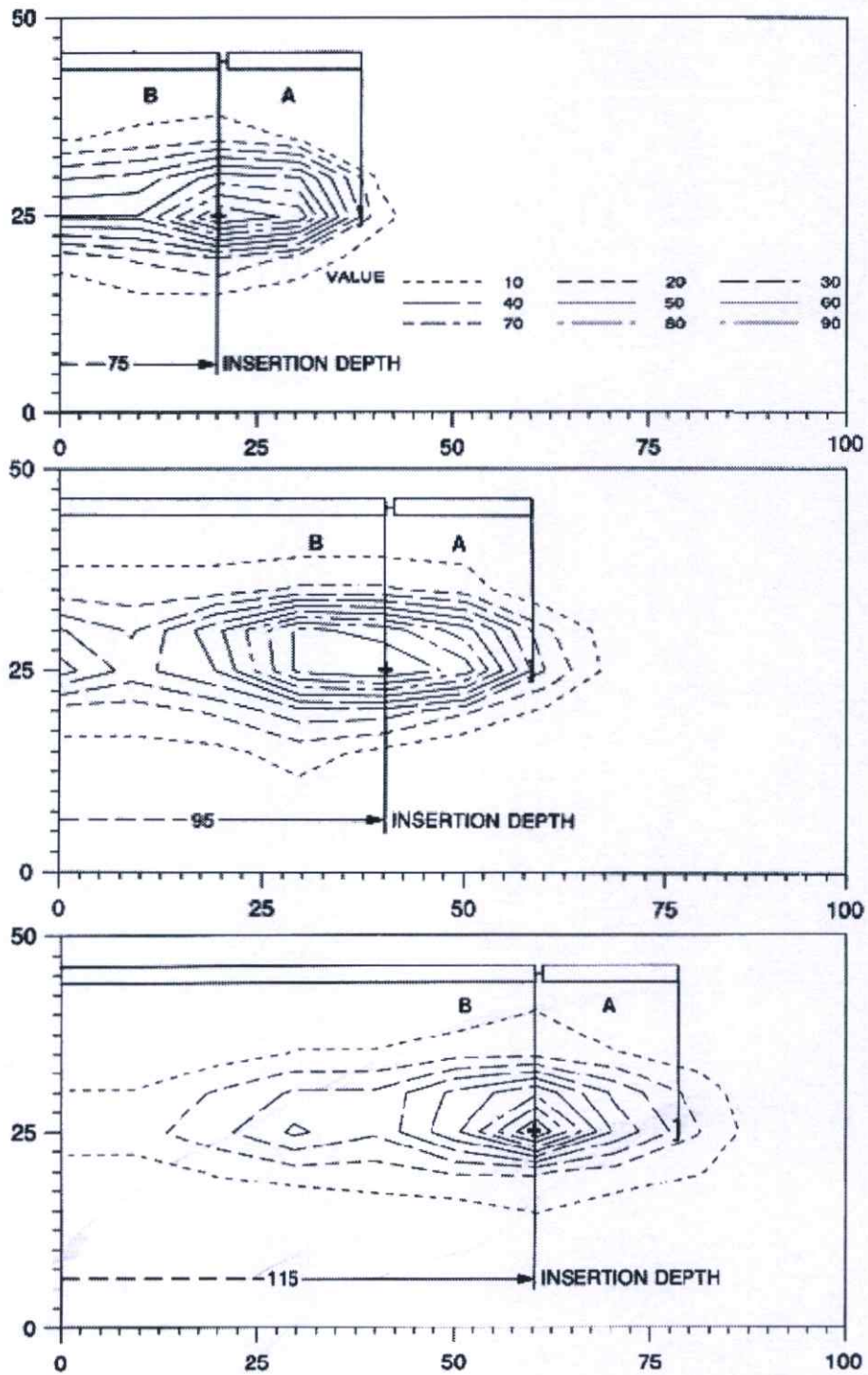
สายอากาศแบบไดโพล ซึ่งเป็นสายอากาศที่เป็นรูปแบบที่มีโครงสร้างแบบไม่สมดุล ส่วนปลายของสายอากาศจะเป็นตำแหน่งของโพลจุดแรก และตามความยาวของตัวนำนอก ของสายอากาศแบบโคแอกเซียล คือในส่วนของโพลลำดับที่สอง ความยาวของทิว นั้นจะมีระยะที่สั้น และตัวนำนอกนั้นจะมีระยะที่ยาว ซึ่งความยาวจะใกล้เคียงกับความยาวของสายอากาศ ความไม่เท่ากันของความยาวของสายอากาศ ของทั้งสองโพล จะทำให้สนาม EM ของสายอากาศนั้น ไม่สมดุลระหว่างโพลทั้งสอง



รูปที่ 2.18 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบไดโพล แสดงในสเกล dB และทำการนอลมอดไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนาม EM

สายอากาศแบบไดโพลจะมีค่าของกำลังงานย้อนกลับที่ต่ำมากๆ เมื่อนำมาใช้ในเนื้อเยื่อที่ความถี่ 2.45 GHz รูปแบบของ SAR แสดงได้ ให้เห็นได้ว่ามีกำลังงานย้อนกลับที่ต่ำมากๆ รูปแบบของ SAR จะมีการกระจายตามความยาวของสายอากาศที่สอดเข้าไปในเนื้อเยื่อ

ทั้งสายอากาศแบบไดโพลและสายอากาศแบบโมนโพลนั้น จะมีรูปแบบของ SAR ขึ้นกับการสอดใส่สายอากาศที่ความลึกต่างๆ ซึ่ง Hurter ได้นำเสนอไว้ในบทความวิจัย [13]

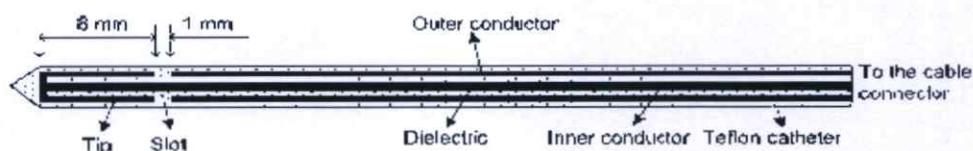


รูปที่ 2.19 แสดงการเปลี่ยนแปลงระยะการแทงสายอากาศ โดยการกระจาย SAR มีรูปแบบที่ขึ้นกับ ระยะการแทงสายอากาศในเนื้อเยื่อ [13]

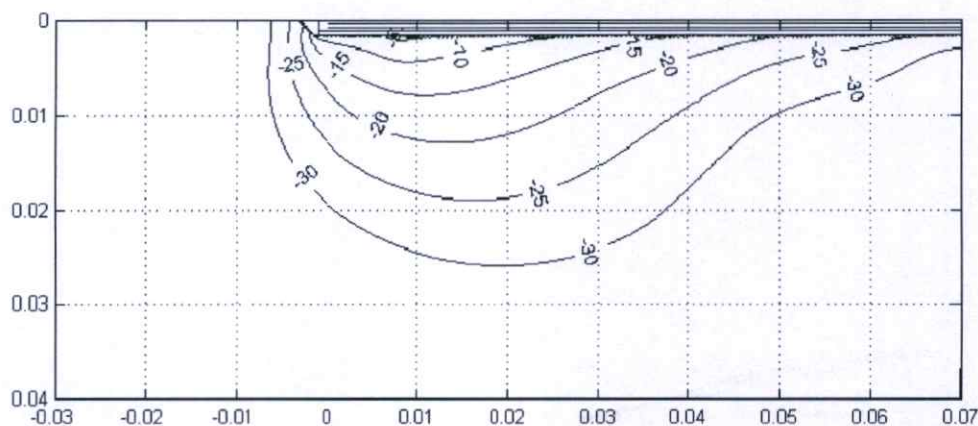
2.9.3 สายอากาศแบบสล็อต (Slot antenna)

สายอากาศแบบสล็อตนั้นมีความนิยมเป็นอย่างมากในการนำมาใช้ในระบบ MWA โดยสายอากาศแบบสล็อต ตัวนำนอกของสายอากาศ และตัวนำด้านในของสายอากาศจะเชื่อมต่อกัน

ที่ปลายของสายอากาศ และมีการตัดตัวนำนอกของสายอากาศเป็นวงแหวน ซึ่งเป็นจุดที่เรียกว่า สล็อต ซึ่งถ้ามองจากทางด้านนอกเข้าไปในสายอากาศ สายอากาศแบบสล็อตนั้นจะเหมือนๆ กับสายอากาศแบบไดโพล ที่ตอนปลายของสายอากาศนั้นเป็นช่องโหว่ กระจ่างภายในของสายอากาศของส่วนปลายของสายอากาศจะเป็นไดอิเล็กตริกของสายนำสัญญาณ โคนแอกเซียล สายอากาศโดยทั่วไปก็จะมีโครงสร้างที่เหมือนกัน เช่นเดียวกันสายอากาศแบบสล็อตนั้นซึ่งมีการห่อหุ้มสายอากาศด้านนอกด้วยท่อหุ้มพลาสติก



รูปที่ 2.20 โครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อต

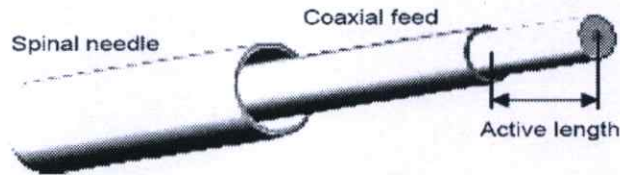


รูปที่ 2.21 แสดงการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสล็อต แสดงในสเกล dB และทำการนอลมอดไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

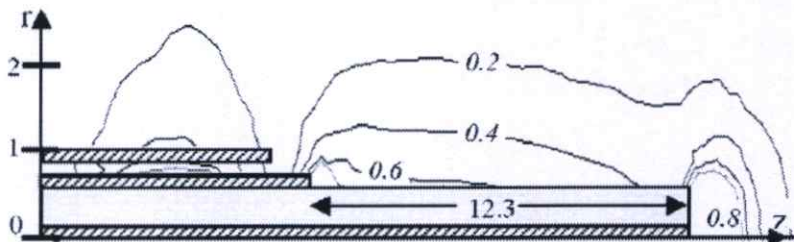
สำหรับความถี่ที่ 2.45 GHz สายอากาศแบบสล็อตจะทำงานได้เหมือนกับสายอากาศไดโพล ซึ่งสายอากาศจะมีค่าการสะท้อนกลับของกำลังงานที่น้อยมากๆ และการกระจายของ SAR นั้นจะมีการกระจายตัวตามความยาวของสายอากาศ ซึ่งความยาวสายอากาศที่ตำแหน่งที่เป็นสล็อตนั้น จะมีปัญหาการย้อนกลับของความร้อน (problem of backward heating) โดยรูปแบบการกระจายของ SAR นั้น จะขึ้นกับความลึกในการสอดใส่สายอากาศ

2.9.4 สายอากาศแบบ Tri-axial antenna

Brace ได้นำเสนอสายอากาศแบบ Tri-axial ที่ได้ทำการออกแบบในปี 2004 [14] แสดงได้ดังรูปที่ 2.22 ซึ่งแสดงสายอากาศโคแอกเซียลแบบโมโนโพลปลายเปิด (OTM) ระยะของ Needle ที่ 1/4 ของความยาวคลื่นจากฐานของสายอากาศ



รูปที่ 2.22 โครงสร้างสายอากาศแบบ Tri-Axial [15]

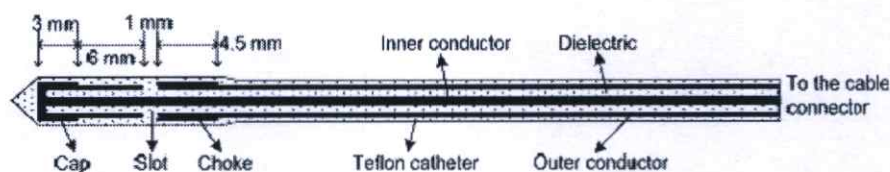


รูปที่ 2.23 กราฟของสนามไฟฟ้าที่ทำการนอร์มอลไลซ์ของสายอากาศ Tri-Axial.

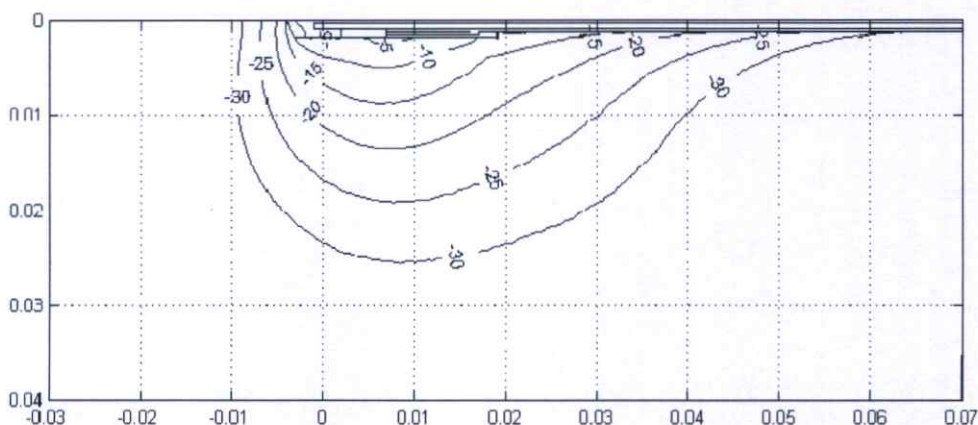
สายอากาศแบบ Tri-axial มีประสิทธิภาพของสายอากาศที่น้อยกว่าสายอากาศแบบอื่นๆ ซึ่งไม่สามารถแก้ปัญหาการย้อนกลับของความร้อนได้ และไม่สามารถสร้างขนาดของการทำลายที่ใหญ่ขึ้น พบว่ามีการใช้สายอากาศแบบนี้บ่อยมาก แต่อย่างไรก็ตามในการใช้งานจริงในโรงพยาบาลส่วนของ needle กับตัวนำใน สามารถที่จะสอดใส่ไปในเนื้อเยื่อตับได้ง่ายกว่าสายอากาศแบบอื่นๆ

2.9.5 Cap-choke antenna

สายอากาศแบบ Cap-choke นั้นได้มีการนำเสนอโดย J. C. Line ในปี 1996 [15] ซึ่งได้นำเสนอสายอากาศแบบ cap และ choke ซึ่งเป็นชุดกักเก็บสนาม EM ไปยังทิวของสายอากาศ และจะลดทอนค่าปัญหาการย้อนกลับของความร้อนสายอากาศแบบ Cap-choke สามารถจัดการได้ดี ซึ่งลดค่าของการเกิดผลกระทบจากความถี่ของ SAR.(Specific Absorption Rate)



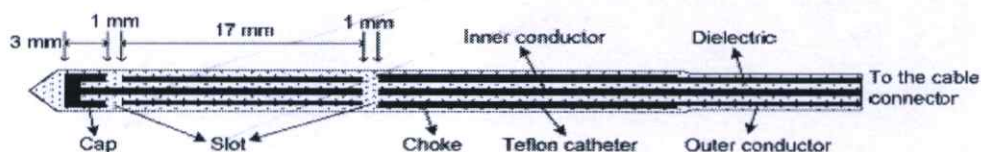
รูปที่ 2.24 โครงสร้างสายอากาศ Cap-choke antenna



รูปที่ 2.25 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสลีต แสดงในสเกล dB และทำการนอร์มอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

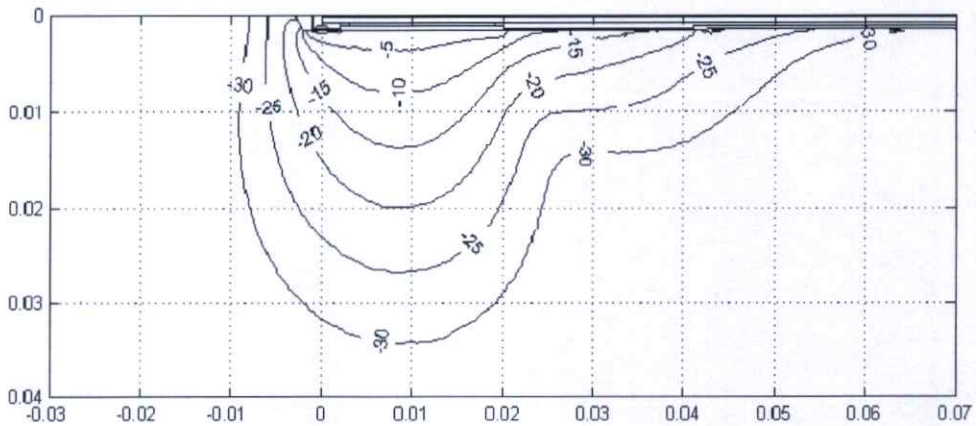
2.9.6 สายอากาศในรูปแบบอื่นๆ

John Bertram ได้ทำการออกแบบและประยุกต์สายอากาศ ที่ประยุกต์ใช้ Cap-choke แบบดับเบิลสลีต ซึ่งสายอากาศนั้นจะมีความเหมาะสม ซึ่งมีรูปแบบของการกระจาย SAR จะให้ผลที่ดีกว่า



รูปที่ 2.26 โครงสร้างสายอากาศแบบ Cap-choke แบบมีสลีต 2 ชุด

ทำการเปรียบเทียบสายอากาศแบบ Cap-choke ซึ่งมีสลีตคู่ สามารถสร้างรูปแบบการกระจายของ SAR ที่ดีกว่า อย่างไรก็ตามสิ่งที่เกิดขึ้นตามมา คือจะเกิดพลังงานสะท้อนกลับที่สูงขึ้น



รูปที่ 2.27 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสลีต แสดงในสเกล dB และ
ทำการนอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

สายอากาศแบบอื่นๆ ที่ออกแบบมาใช้งานในระบบ MWA ที่นำเสนอ แต่อย่างไรก็ตามยังมีสายอากาศในรูปแบบต่างๆ ที่ยังไม่นำเสนออีกมาก ซึ่งทางผู้วิจัยขอกล่าวถึงเฉพาะในส่วนนี้เท่านั้น

2.9.7 สายอากาศแบบอาร์เรย์ (Antenna array)

สายอากาศแบบอาร์เรย์นั้น เป็นการนำเอาสายอากาศแบบแท่งเดี่ยวจำนวนมากกว่า 1 ต้น มาจัดเรียง โดยมีระยะห่างที่เท่าๆ กัน ซึ่งจะส่งผลให้ขนาดของความร้อนมีขนาดใหญ่ขึ้น และจะทำให้ทำลายเซลล์มะเร็งที่ใหญ่ขึ้น [16-22] ในเบื้องอกที่ดับสามารถที่จะทำลายได้มีขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 cm โดยที่สายอากาศแบบแท่งเดี่ยวไม่สามารถที่จะทำลายเซลล์มะเร็งให้มีขนาดใหญ่ได้ ซึ่งหลักการจัดเรียงสายอากาศหลายสายอากาศมาใช้ในการรักษาจะให้ผลที่ดีกว่า และไม่ต้องใช้ระยะเวลาที่นานกว่า เมื่อเทียบกับการใช้สายอากาศแบบต้นเดี่ยว ซึ่งการนำเอาสายอากาศแบบหลายๆ ต้นมาใช้จะทำให้การรักษาเป็นไปอย่างรวดเร็ว

จะเห็นได้ว่าสายอากาศในรูปแบบต่างๆ ที่ได้นำเสนอมีวัตถุประสงค์ เพื่อให้เกิดความร้อนในเนื้อเยื่อเพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง โดยผู้วิจัยนำสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม ซึ่งเป็นสายอากาศ ได้ถูกนำเสนอก่อนหน้านี้แล้วมาศึกษารูปแบบการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ คือ วางแบบอาร์เรย์ วางแบบสามเหลี่ยม และวางแบบรูป "T" เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็ง และรูปแบบที่หลากหลาย

2.10 เปรียบเทียบคุณสมบัติเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

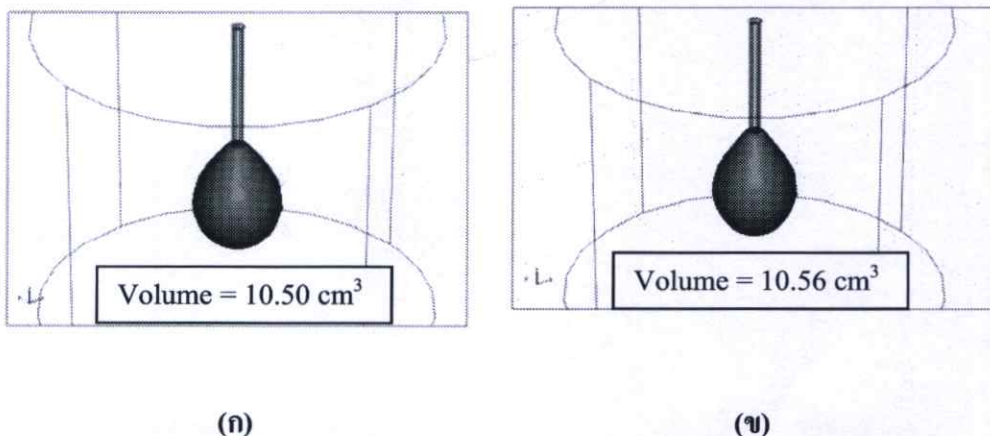
ในหัวข้อนี้เปรียบเทียบผลทางฟิสิกส์ของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง โดยพารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลองการทำงานนำมาจากเอกสารอ้างอิงที่ได้ทำการวัดค่าพารามิเตอร์ด้วยเครื่องมือ โดยพารามิเตอร์ที่ใช้งานของเนื้อเยื่อปกติและเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

จากงานวิจัยของ A.P. O'Rourke ในปี 2007 แสดงความแตกต่างของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ค่า ϵ_r และ σ จะมีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อปกติ และทางผู้วิจัยได้ทำการทดลองด้วย FEM

ตารางที่ 2.2 พารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

เนื้อเยื่อปกติ		เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง	
ϵ_r	σ	ϵ_r	σ
45.79	1.68	54.88	1.99

จากตารางที่ 2.2 จะเห็นได้ว่า ϵ_r และ σ ของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อปกติ เมื่อทำการคำนวณด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้สายอากาศแบบ COA ความถี่ 2.45 GHz กำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที ได้ปริมาตรการทำลายมะเร็งน้อยกว่าเนื้อเยื่อปกติน้อยมาก โดยปริมาตรการทำลายในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งได้ 10.50 cm³ และเนื้อเยื่อที่เป็นปกติ 10.56 cm³ คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างได้ 0.56% จะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ความถี่ 2.45 GHz กำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที ขนาดของการทำลายของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติมีความแตกต่างกันน้อยมาก จึงสามารถดูการทำลายที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อปกติได้แทน ผลที่ได้จากเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง แสดงรูปทรงการทำลายได้ดังรูปที่ 2.28



รูปที่ 2.28 แสดงผลทางฟิสิกส์ของเนื้อเยื่อ (ก) เนื้อเยื่อมะเร็ง (ข) ปกติ

บทที่ 3

วิธีการในการวิจัย

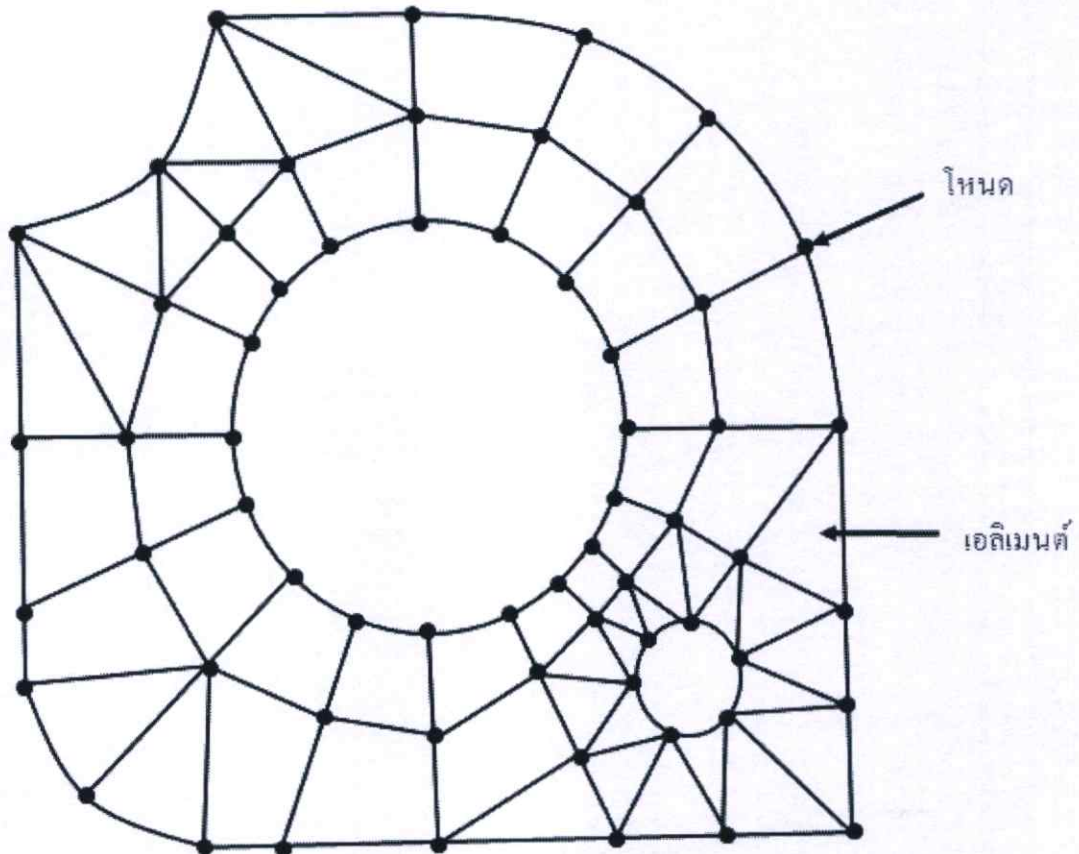
3.1 บทนำ

จากบทที่ 2 ได้กล่าวถึงการนำสายอากาศมาใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง ด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ จะเห็นได้ว่าสายอากาศที่ได้ถูกนำเสนอจะมีลักษณะของการทำลายเซลล์มะเร็งที่แตกต่างกัน

ในบทนี้ จะกล่าวถึงโครงสร้างของสายอากาศ 3 แบบ คือ สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล็อต (CSA) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ การจัดเตรียมการทดลองเพื่อยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จากการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ รายละเอียดพารามิเตอร์ คุณสมบัติทางไฟฟ้า และคุณสมบัติทางด้านการส่งผ่านความร้อนของสายอากาศ ในเนื้อเยื่อตับที่ใช้ในการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์

3.2 ทฤษฎีการใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการแก้ปัญหาหนึ่งๆ ด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ จะทำการแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นเนื้อที่หลายๆ ชิ้นที่เรียกว่า เอลิเมนต์ ซึ่งสามารถจำลองรูปแบบที่เที่ยงตรง ดังรูปที่ 3.1



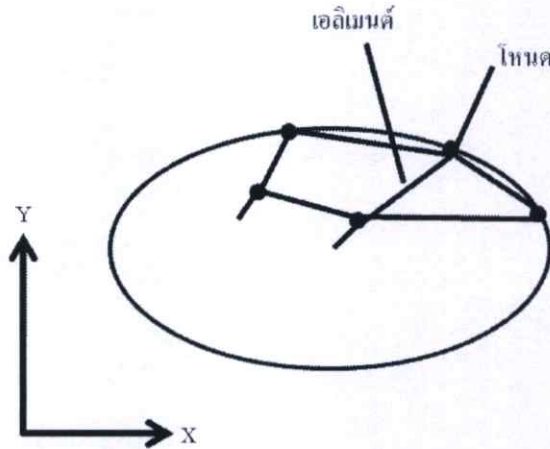
รูปที่ 3.1 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์ และ โหนด [1]

ในการแก้ปัญหาใดปัญหาหนึ่ง ปัญหาหนึ่งจะต้องประกอบด้วยสมการเชิงอนุพันธ์ และเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดมา การหาค่าผลเฉลยแม่นยำตรง (exact solution) จะประกอบด้วยค่าต่างๆ เป็นจำนวนอนันต์ ซึ่งเราไม่สามารถหาค่าผลเฉลยได้เลยจึงต้องเปลี่ยนค่าทั้งหมดที่เป็นอนันต์ให้เป็นจำนวนที่นับได้ (finite) ทำการแทนรูปร่างลักษณะของปัญหาด้วยเอลิเมนต์ (element) ที่มีขนาดต่างๆ กัน

หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะเริ่มจากการพิจารณาเอลิเมนต์ทีละเอลิเมนต์ ทำการสร้างสมการให้แก่แต่ละเอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ จากนั้นจึงนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่สร้างขึ้นมาประกอบเข้าด้วยกัน รวมเป็นระบบสมการชุดใหญ่ จากนั้นทำการ

กำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่ให้มาลงในสมการชุดใหญ่แล้วจึงทำการแก้สมการ และจะเกิดผลเฉลยโดยประมาณที่ตำแหน่งต่างๆ ของปัญหานั้น

วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะประกอบด้วยขั้นตอนใหญ่ๆ 6 ขั้นตอนดังนี้



รูปที่ 3.2 การแบ่งรูปร่างลักษณะของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์แบบต่างๆ

ขั้นตอนที่ 1 ทำการแบ่งขอบเขตรูปร่างของปัญหาที่ต้องการหาผลลัพธ์ ออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ ดังรูปที่ 3.2

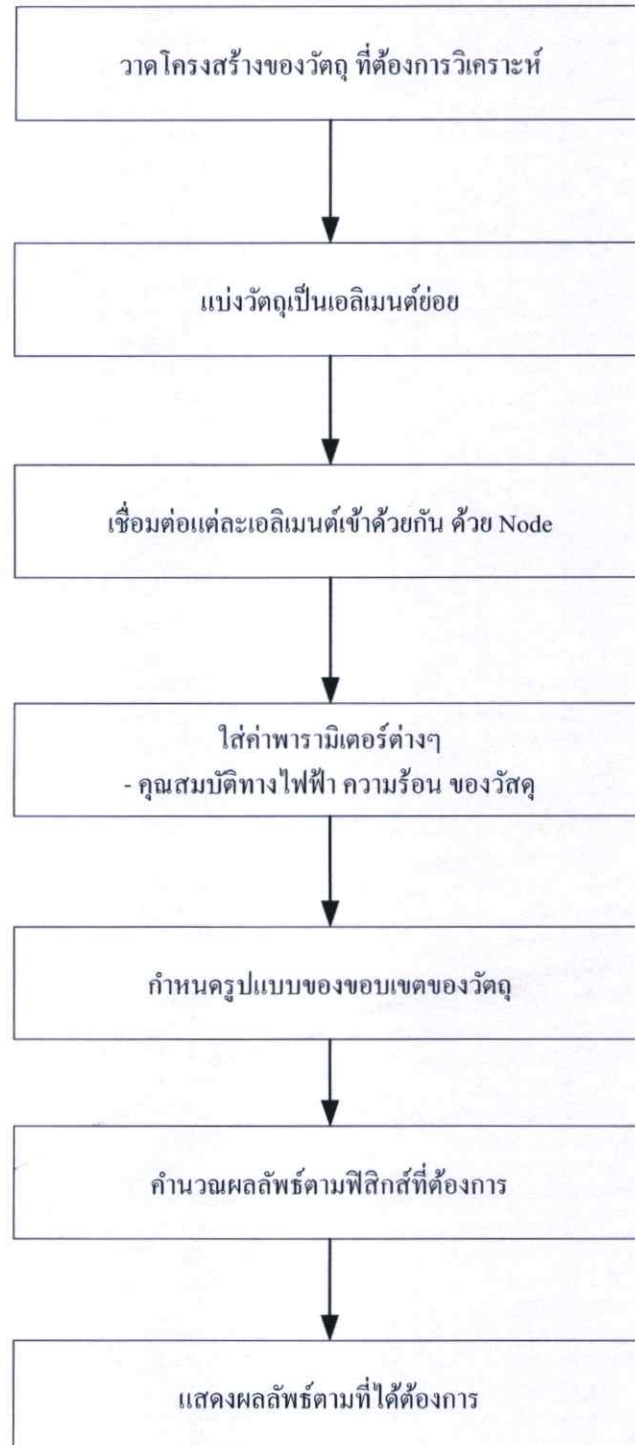
ขั้นตอนที่ 2 เลือกฟังก์ชันประมาณภายในเอลิเมนต์ (element interpolation function)

ขั้นตอนที่ 3 สร้างสมการของเอลิเมนต์

ขั้นตอนที่ 4 นำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้มาประกอบรวมกันเป็นสมการระบบใหญ่

ขั้นตอนที่ 5 ทำการประยุกต์เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions) แล้วจึงแก้สมการเพื่อหาค่าตัวที่ไม่ทราบค่า อาจเป็นค่าของอุณหภูมิที่จุดต่างๆ ถ้าเป็นปัญหาที่เกี่ยวกับความร้อน

ขั้นตอนที่ 6 เมื่อคำนวณค่าต่างๆ ที่จุดต่อออกมาแล้วก็สามารถหาค่าอื่นๆ ที่ต้องการทราบต่อไปได้ เช่น เมื่อรู้อุณหภูมิที่จุดต่างๆ ก็สามารถหาค่าการถ่ายเทความร้อนได้

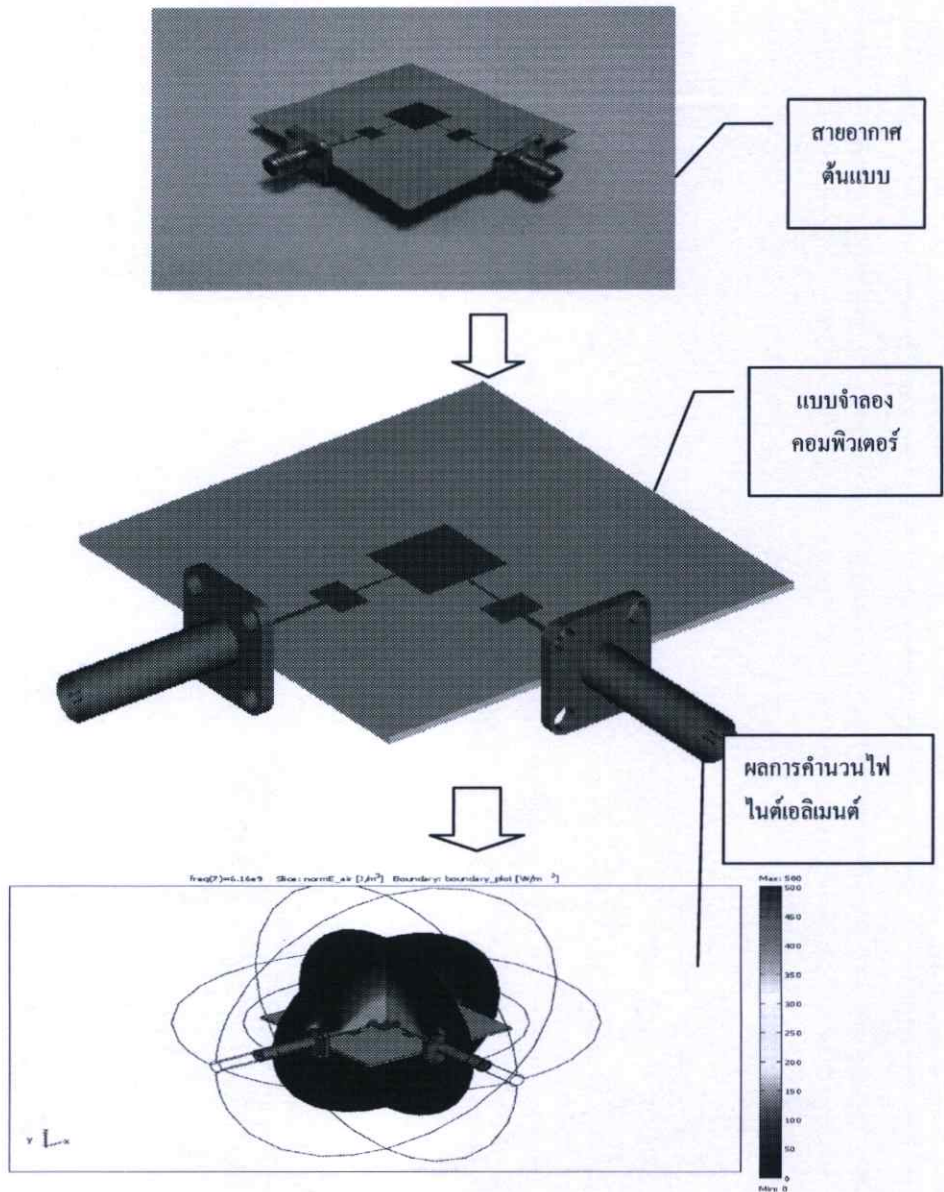


รูปที่ 3.3 แสดงขั้นตอนการคำนวณด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

จากรูปที่ 3.3 แสดงขั้นตอนการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์ไล่ลำดับจากขั้นบนสุด ลงสู่ขั้นตอนด้านล่าง มีรายละเอียดดังนี้ ขั้นตอนแรก วาดโครงสร้างของชิ้นงานที่ต้องการทำการวิเคราะห์ ด้วยโปรแกรมสร้างชิ้นงาน 3 มิติ เช่น SolidWork Catia UG สร้างรูปแบบให้มีขนาดตามสัดส่วนเท่ากับของจริง แล้วส่งออกในรูปแบบมาตรฐาน ได้แก่ IGES STL STP เพื่อนำเข้าสู่โปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ เช่น ANSYS COMSOL ABACUS โดยในงานวิจัย ผู้เขียนใช้โปรแกรม COMSOL (COMSOL Inc., Burlington, MA) ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งมีความโดดเด่นในการคำนวณแก้ปัญหาทางวิศวกรรมด้านไฟฟ้า เช่น ทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ทางด้านเคมี ที่มีอนุภาคเล็กๆ

ในขั้นตอนของการแบ่งชิ้นงานเป็นชิ้นย่อยๆ ไปยังขั้นตอนการใส่พารามิเตอร์ และคุณสมบัติทางฟิสิกส์ต่างๆ ถึงขั้นตอนที่ทำการคำนวณผลลัพธ์ที่ได้แล้วแสดงผลออกมา ในขั้นตอนสุดท้ายถูกจัดการด้วยโปรแกรมคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยเมื่อได้ผลออกมาแล้วจะมีการตรวจสอบความถูกต้องว่าขนาดของวัตถุนั้นมีขนาดเล็กหรือใหญ่ไป ทำให้ผลที่ได้ไม่ได้ตามต้องการ ถ้ามีการปรับปรุงโครงสร้างของวัตถุใหม่ก็จะเริ่มขั้นตอนตามไดอะแกรมจากบนสุดสู่ขั้นตอนสุดท้าย

ตัวอย่าง รูปที่ 3.4 เป็นตัวอย่างจริงที่ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยตัวอย่างเป็นการออกแบบสายอากาศ โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ที่ใช้งาน Wi-Fi หรือ GPS



รูปที่ 3.4 แสดงการนำไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการออกแบบสายอากาศ

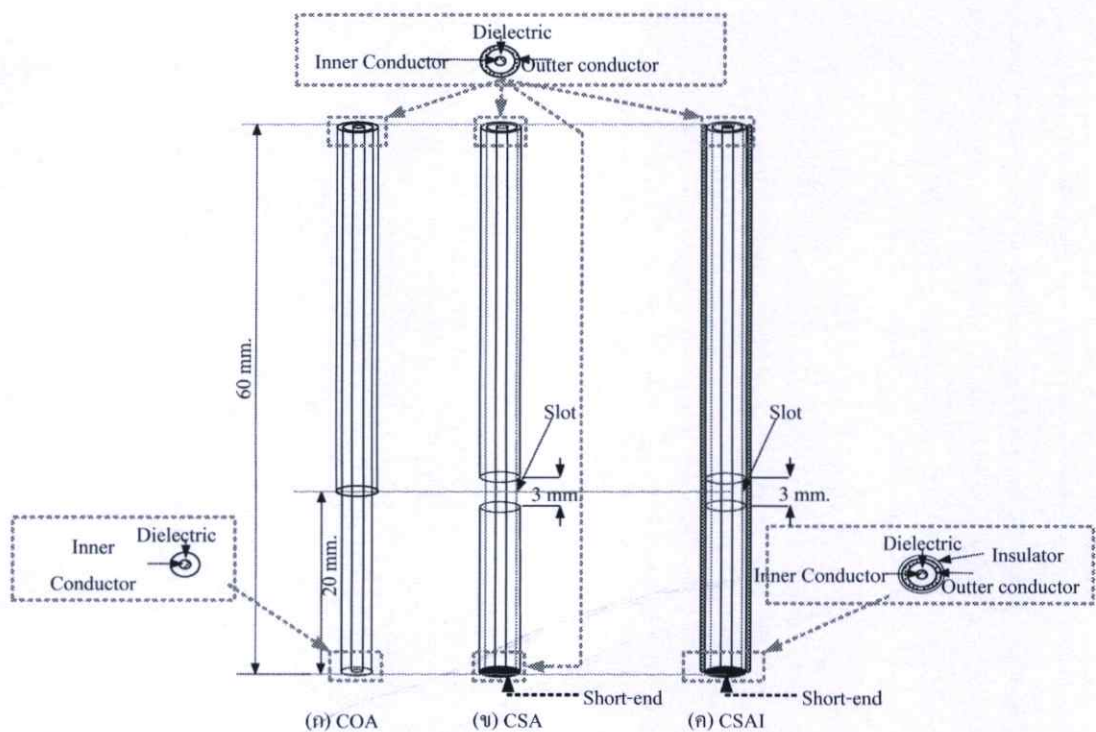
ในรูปที่ 3.4 แสดงการออกแบบสายอากาศด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยออกแบบสายอากาศ ทำการวาดโครงสร้างสายอากาศที่ต้องการทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมวาดแบบ 3 มิติ แล้วส่งเข้าสู่โปรแกรมทำการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อกำหนดพารามิเตอร์ ความถี่ในการใช้งาน และขอบเขตของการวิเคราะห์ โดยเลือกโมดูลในการคำนวณ Electromagnetic ทำการคำนวณ หลังจากทำการคำนวณค่าทาง Electromagnetic แล้วแสดงผลลัพธ์ต่างๆ เช่น รูปแบบการแพร่กระจายคลื่น ความถี่ที่ตอบสนอง ฯลฯ

จะเห็นได้ว่า วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สามารถแสดงรายละเอียดต่างๆ ที่เราไม่สามารถมองเห็นด้วยตา หรือต้องใช้เครื่องมือวัดราคาแพง ซึ่งทำให้สามารถลดต้นทุน และค่าใช้จ่ายในการ

ออกแบบโครงสร้างที่เหมาะสมกับปัญหาต่างๆ ที่ต้องการแก้ปัญหาแล้วแสดงผลด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ แต่ในการคำนวณจำเป็นต้องใช้ประสิทธิภาพของเครื่องคอมพิวเตอร์ที่สูงมาก

รายละเอียดต่อไปจะกล่าวถึงโครงสร้างของสายอากาศ 3 แบบ สายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม ที่ต้องการวิเคราะห์ การแพร่กระจายคลื่นสนามไฟฟ้า และความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ เพื่อนำมาใช้ในการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ

3.3 โครงสร้างของสายอากาศที่ทำการวิเคราะห์



รูปที่ 3.5 โครงสร้างของสายอากาศ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสล็อต(CSA)
(ค) แบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

ในรูปที่ 3.5 แสดงโครงสร้างสายอากาศ 3 แบบ ที่จะนำมาใช้ในการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ และในการทดลอง

สายอากาศแบบ COA เปิดด้านบนออกความยาว 20 mm เพื่อครอบคลุมในช่วงที่มีขนาดสนามไฟฟ้าสูงสุด $\frac{3\lambda}{4} \approx 5.79$ cm และได้ทำการปรับเปลี่ยนความยาวสล็อตดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ปริมาณการทำลายมะเร็งที่ตับของสายอากาศแบบสล็อตที่มีความยาวสล็อตต่างๆ

ความยาวสล็อต	ปริมาณการทำลาย (cm ³)
1 mm	6.36
2 mm	6.5
3 mm	6.8
4 mm	7.7

จากสายอากาศของ Hamada ที่ได้นำเสนอสายอากาศขนาดสล็อตมีความยาว 1 mm และในงานวิจัยนี้ต้องการสร้างสายอากาศที่มีการเจาะสล็อต เช่นเดียวกับ Hamada และต้องการสร้างขนาดของสายอากาศที่เหมาะสมแก่การสร้างใช้งานจริง และได้ทำการเจาะสล็อตขนาด 1 mm เช่นเดียวกับ Hamada แล้วปรากฏว่าเมื่อป้อนพลังงานขนาด 50 วัตต์ ไม่เกิดความร้อนขึ้นเนื่องจากขนาดสล็อตมีขนาดเล็กเกินไป ผู้วิจัยได้ทำการเพิ่มขนาดสล็อตให้มีความยาวขึ้นขนาด 3 mm ในการทดลองนั้นสามารถใช้งานได้กับฮาร์ดแวร์ที่มีอยู่ และได้คำนวณ FEM เปรียบเทียบขนาดของการทำลายมะเร็งของสายอากาศที่มีขนาดสล็อต 1 mm และ 3 mm พบว่ามีความแตกต่างกันน้อยมาก และในงานวิจัยนี้สายอากาศแบบสล็อตจะทำการเจาะสล็อตขนาด 3 mm

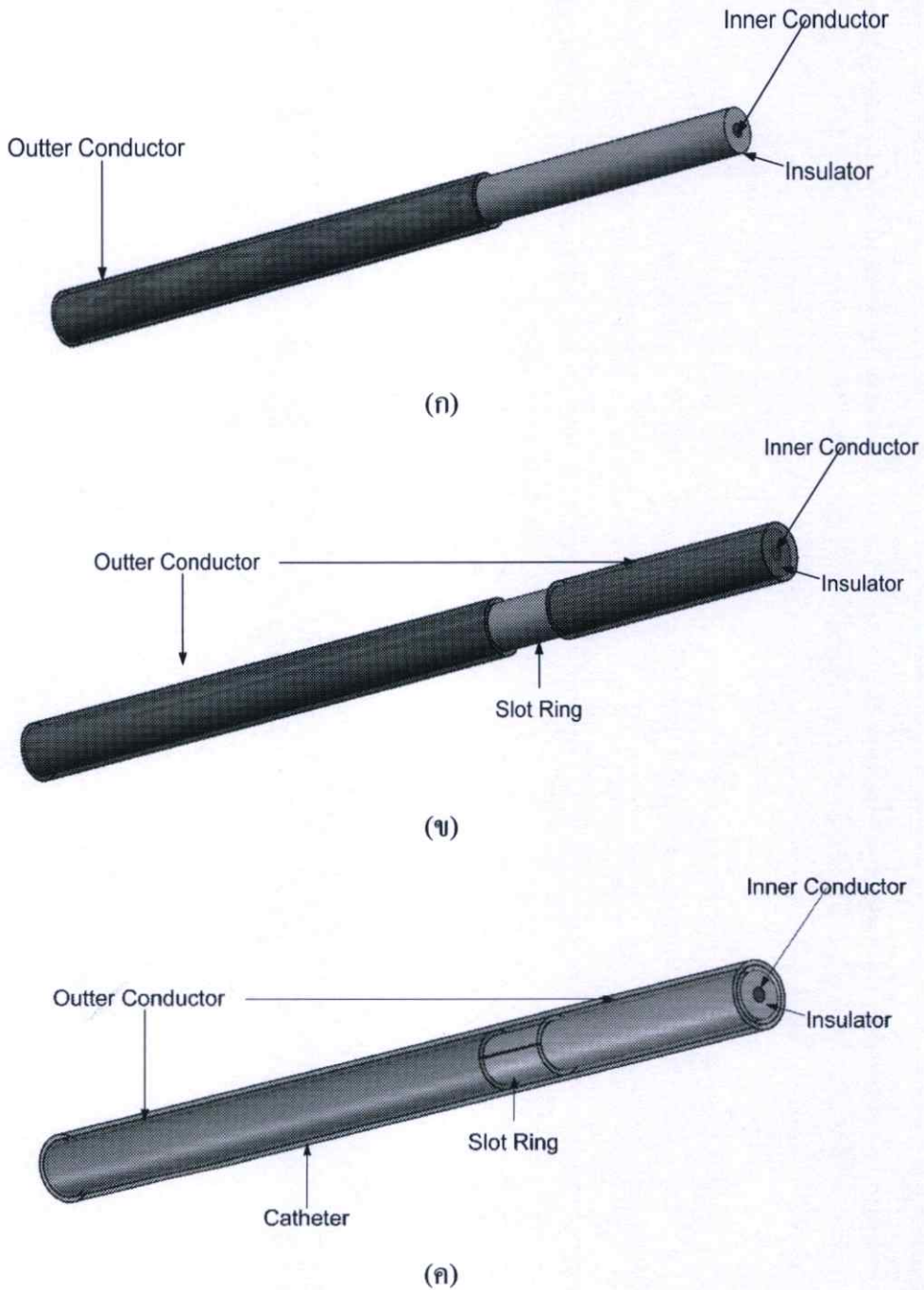
ขนาดของสายอากาศทั้ง 3 แสดงได้ในตารางที่ 3.1 โครงสร้างของสายอากาศทั้ง 3 มีโครงสร้างสายอากาศแบบโคแอกเชียลที่มีตัวนำด้านนอกที่แข็ง เรียกสายอากาศแบบนี้ว่า Semi-Rigid ความยาวสายอากาศเท่ากับ 6 เซนติเมตร

ในรูปที่ 3.5 (ก) เป็นโครงสร้างของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) โดยนำสายอากาศโคแอกเชียลแบบ Semi-Rigid มาปลอกตัวนำนอกออก ความยาว 2 เซนติเมตร ส่วนปลายของสายอากาศที่ปลอกตัวนำนอกออก เรียกว่า เป็นส่วนปลายเปิด

ในรูปที่ 3.5 (ข) แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อต (CSA) การสร้างสายอากาศนำเอาสายโคแอกเชียลแบบ Semi-Rigid มาตัดตัวนำนอกออกเป็นวงแหวน ความกว้างขนาด 3 มิลลิเมตร โดยระยะระหว่างปลายสายอากาศถึงกึ่งกลางสล็อตเท่ากับ 2 เซนติเมตร และส่วนปลายของสายอากาศทำการ short-circuit ตัวนำในกับตัวนำนอกเข้าด้วยกัน

ในรูปที่ 3.5 (ค) แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) โครงสร้างเหมือนกับสายอากาศแบบสล็อตในรูปที่ 3.5 (ข) โดยจะเพิ่มเติมโดยนำวัสดุ PTFE ที่เป็นท่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าตัวนำนอกเล็กน้อย หุ้มสายอากาศแบบสล็อต และใช้ความร้อนเพื่อให้ท่อ PTFE เข้ารูปกับสายอากาศเพื่อเพิ่มการตอบสนองความถี่ของสายอากาศ (VSWR) ที่ความถี่ไมโครเวฟ (2.45 GHz) ให้ดีขึ้น

ต่อไปจะแสดงโครงสร้างของสายอากาศ โดยสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ทางผู้วิจัยวาดโครงสร้างของสายอากาศด้วยโปรแกรม SolidWorks Version 2007 (SolidWorks Corp Concord MA) แล้วส่งออกสายอากาศในรูปแบบ IGES เข้าสู่โปรแกรม COMSOL Multiphysics Version 3.4 (COMSOL Inc., Burlington, MA) เพื่อใช้ในการกำหนดพารามิเตอร์ต่างๆ และจำลองการทำงานด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์



รูปที่ 3.6 แบบจำลองสายอากาศด้วยคอมพิวเตอร์ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสล๊อต (CSA) (ค) แบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

รูปที่ 3.6 แสดงโครงสร้างของสายอากาศ 3 แบบ คือสายอากาศแบบปลายเปิด แบบสล๊อต และแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม ดังแสดงได้ในรูปที่ 3.6 (ก) (ข) และ (ค) ตามลำดับ ซึ่งในรูปที่แสดงเป็นรูปที่วาดจากโปรแกรมที่ทำการวาดโดยใช้โปรแกรม Solidwork (SolidWorks Corp Concord MA) โดยขนาดของสายอากาศทั้ง 3 แสดงได้ดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.2 รายละเอียดของขนาดของสายอากาศ

พารามิเตอร์	มิติของสายอากาศ (mm)		
	สายอากาศแบบสล๊อต	สายอากาศสล๊อตแบบมีฉนวนหุ้ม	สายอากาศแบบเปิดปลาย
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำใน	0.912	0.912	0.912
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำนอก	3.581	3.581	3.581
เส้นผ่านศูนย์กลางไดอิเล็กทริก	2.985	2.985	2.985
ความยาวสล๊อต	3	3	-
ความยาวจากปลายสายอากาศถึงกึ่งกลางของสล๊อต	20	20	-
ความยาวของปลายเปิด	-	-	20
ความหนาของฉนวนหุ้มภายนอก	-	1	-
ความยาวของสายอากาศ	60	60	60

ในรูปต่อไป แสดงรูปสายอากาศจริง ที่ได้ทำการออกแบบ ประกอบด้วยสายอากาศแบบ
ปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม ดังแสดงได้ดังรูปที่ 3.7
(ก) – (ค)



(ก)



(ข)

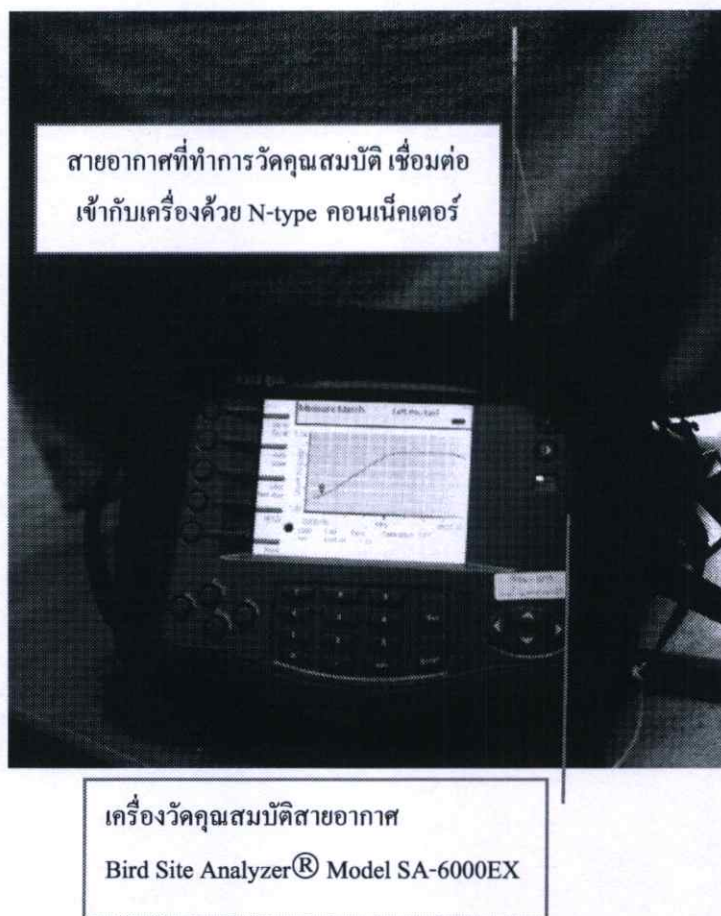


(ค)

รูปที่ 3.7 แสดงรูปสายอากาศแบบ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) สล็อต (CSA) และ
(ค) สล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

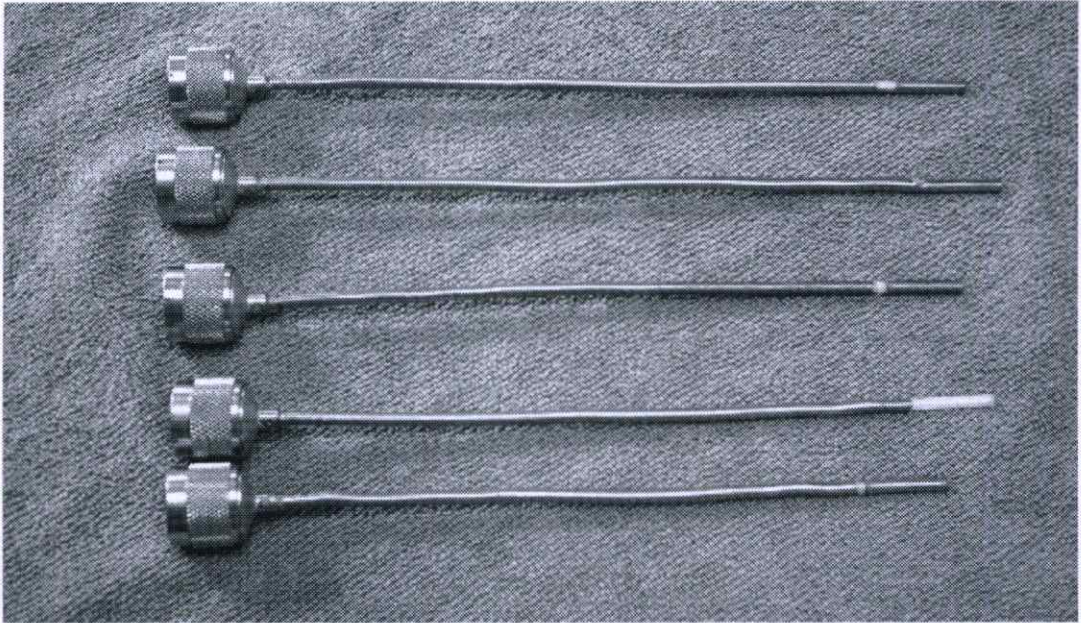
รูปแสดงสายอากาศจริง โดยสายอากาศถูกสร้างขึ้นจากสายนำสัญญาณแบบแข็งในย่านความถี่
ไมโครเวฟ ซึ่งเป็นสายนำสัญญาณ โคแอกเซียลแบบ Semi-Rigid

หลังจากที่สร้างสายอากาศแล้ว นำสายอากาศที่สร้างขึ้นนำไปวัด ทดสอบคุณสมบัติด้านการใช้
งานในความถี่ไมโครเวฟ 2.45GHz ด้วยเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ ยี่ห้อ Bird Site Analyzer®
Model SA-6000EX ตัวรูปเครื่องและรูปการใช้งานแสดงได้ดังรูปที่ 3.8 และ รูปที่ 3.9



รูปที่ 3.8 แสดงเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX

จากรูปที่ 3.8 แสดงเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX ต่อไปแสดงรูปสายอากาศต่างๆ ที่ใช้ในการทดลอง และแสดงผลที่ได้จากการวัดคุณสมบัติของสายอากาศทั้ง 3 โดยจะวัดคุณสมบัติของสายอากาศ คือ VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) และค่า Return Loss ของสายอากาศทั้ง 3 แบบ แสดงได้ดังรูป

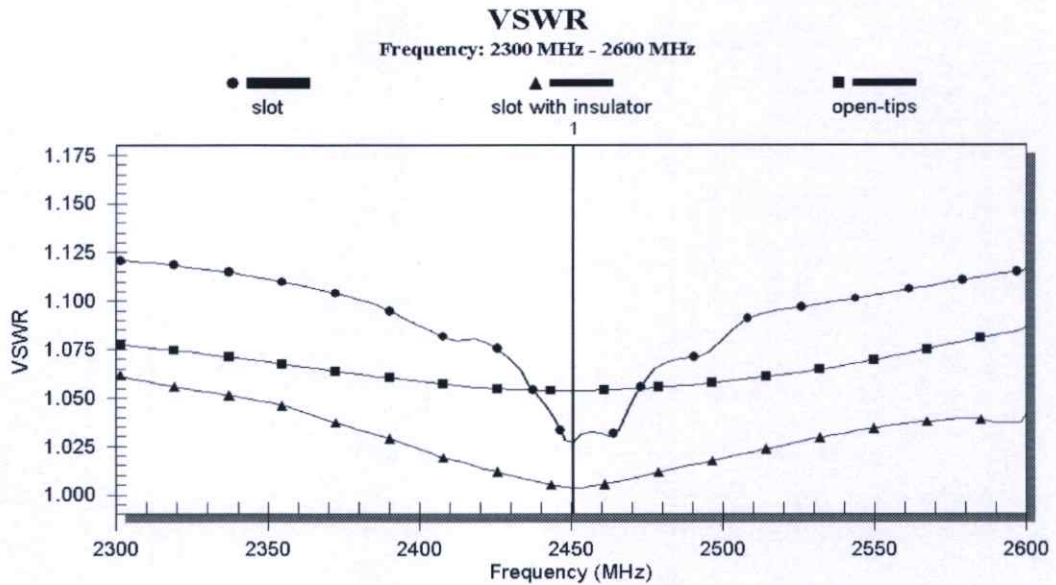


รูปที่ 3.9 สายอากาศที่ใช้ในระบบ MWA

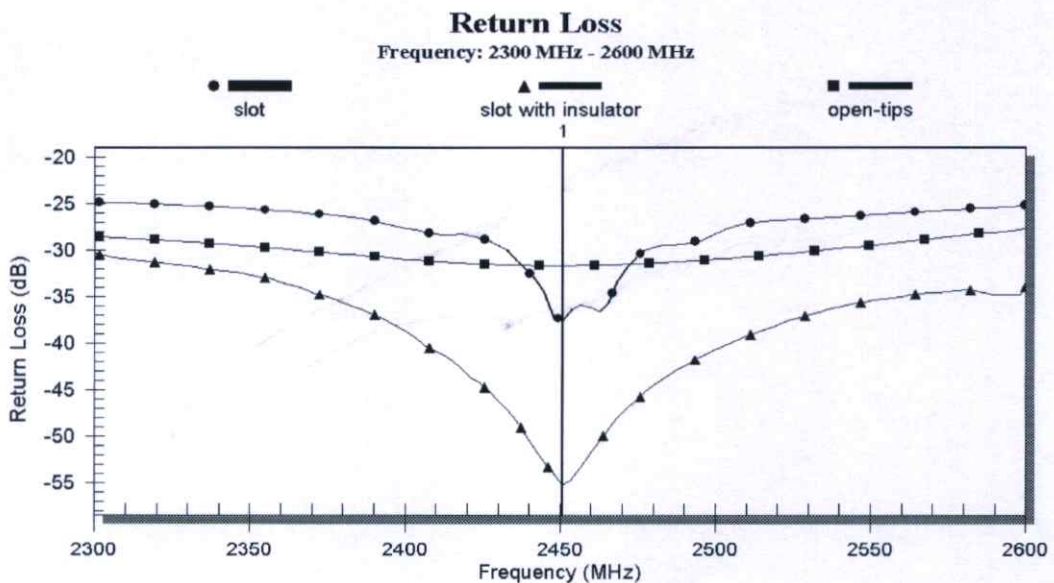
ในรูปที่ 3.9 เป็นตัวอย่างสายอากาศที่ใช้งานในย่านความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งดัดแปลงจากสายอากาศแบบโคแอกเซียล ที่มีตัวนำนอกชนิดแข็ง ใช้งานในการเชื่อมต่อสัญญาณของอุปกรณ์ความถี่สูง โดยคอนเนคเตอร์เชื่อมต่อเป็นแบบ N-type เชื่อมต่อกับแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟ 2.45GHz

ในรายละเอียดต่อไปจะแสดงผลที่ได้จากเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ โดยแสดงผลในย่านความถี่ 2,300-2,600 MHz และเราจะสนใจที่ความถี่ใช้งานที่ 2.45 GHz สายอากาศที่ทำการทดสอบได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล็อต (CSA) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) แสดงคุณสมบัติการตอบสนองความถี่ใช้งานในค่าของ VSWR และ Return Loss แสดงรายละเอียดได้ ดังรูปกราฟ 3.10 และ รูปกราฟ 3.11

3.4 คุณสมบัติของสายอากาศ



รูปที่ 3.10 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบปลายเปิด, สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม ในย่านความถี่ 2,300-2,600 MHz



รูปที่ 3.11 แสดงค่า Return Loss ในหน่วย dB ของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม ในย่านความถี่ 2,300-2,600 MHz

ในรูปที่ 3.10 และ 3.11 แสดงค่าคุณสมบัติของสายอากาศในรูปแบบ VSWR และ Return Loss ของสายอากาศแบบปลายเปิด แบบสล็อต และสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม ซึ่งจากกราฟเป็นผลจากการวัดคุณสมบัติที่ได้จากเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX โดยสายอากาศที่ทำการทดสอบค่า VSWR และค่า Return Loss ที่ความถี่ไมโครเวฟที่ใช้งาน 2.45 GHz สายอากาศทั้ง 3 รูปแบบมีค่า VSWR ที่ต่ำมาก โดยสายอากาศแบบปลายเปิด มีค่า VSWR เท่ากับ 1.065 และ Return Loss (-31.75 dB) สายอากาศแบบสล็อต (short-end) มีค่า VSWR เท่ากับ 1.03 และ Return Loss (-37.55 dB) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม มีค่า VSWR เท่ากับ 1.015 และ Return Loss (-54.72 dB) ซึ่งเมื่อพิจารณาจะพบว่าสายอากาศที่ใช้มีค่า VSWR และ Return Loss ที่ต่ำมาก เมื่อนำไปใช้งานจะมีค่าของการส่งผ่านพลังงานได้สูงสุด

3.5 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการจำลองการทำงาน เราใช้การจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม Comsol Multiphysic version 3.4 บนระบบปฏิบัติการ 64 บิต Sun Fire 240 (2 processor with Ram 8 GB) โดยการจำลองการทำงานประกอบด้วย โมดูล 2 โมดูล ที่ใช้ในการจำลองการทำงาน คือ

RF Module

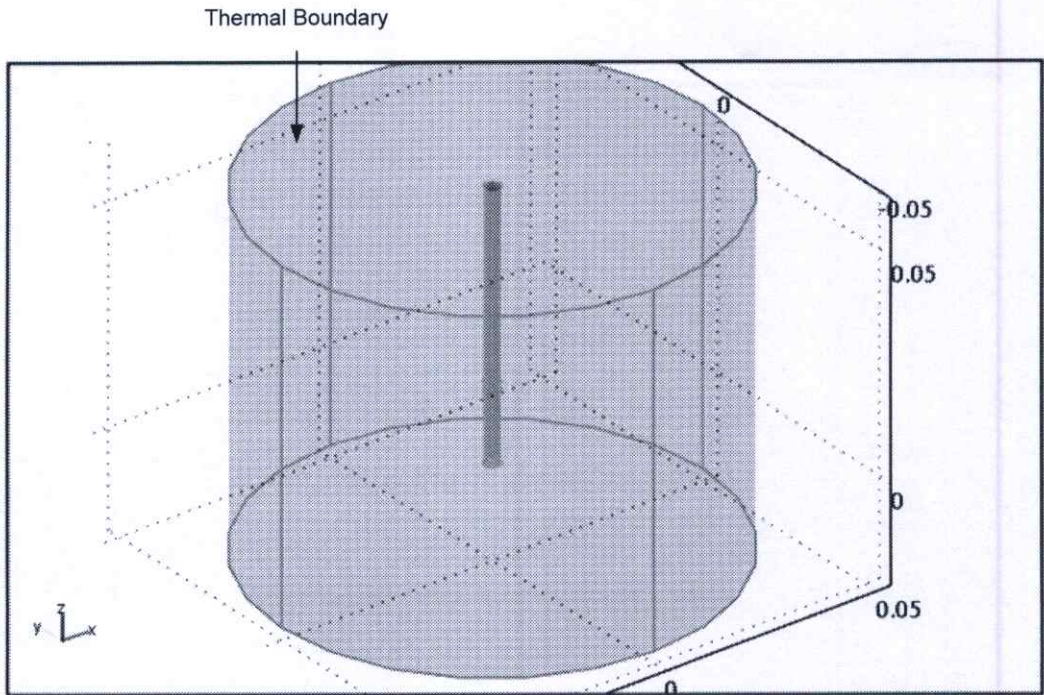
Heat Transfer (Bioheat Equation)

3.5.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)

ในการกำหนดขอบเขตของการกำหนดเงื่อนไข ในระบบไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ ทำการกำหนดเงื่อนไขของขอบเขตของโมดูลของ Electromagnetic (RF Module) และโมดูล Heat Transfer (Bioheat Equation) เพื่อกำหนดรายละเอียดที่ใช้ในการคำนวณด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ มีรายละเอียดดังนี้

3.5.1.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer

ในการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer เราจะมีเงื่อนไขขอบเขตอยู่ 2 กลุ่ม คือ Thermal Boundary Condition และ Continuity แสดงรายละเอียดได้ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Thermal Boundary Condition มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.1

$$n \cdot (k\nabla T) = 0 \quad (3.1)$$

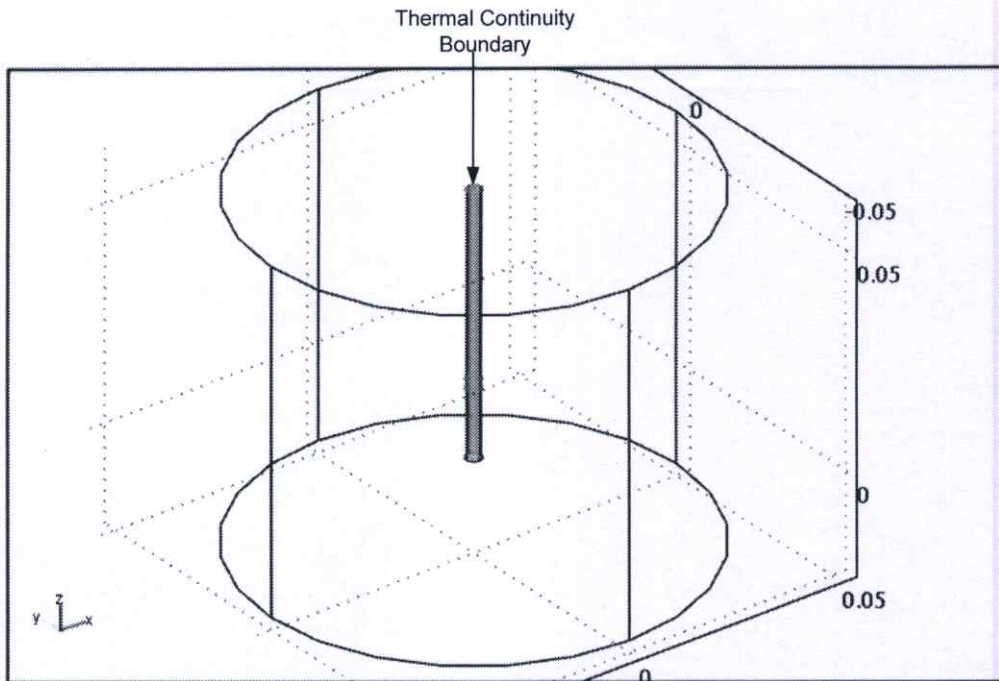
โดยที่

n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของฟลักซ์ความร้อน

k คือ สัมประสิทธิ์การนำความร้อนในเนื้อเยื่อ

T คือ อุณหภูมิ

ในขอบเขตของเนื้อเยื่อด้านนอกถูกกำหนดให้เป็นฉนวนกันความร้อน เพื่อให้การแสดงผล ถูกแสดงเฉพาะในส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อ ไม่นำความร้อนออกนอกพื้นที่ที่ไม่ต้องการวิเคราะห์



รูปที่ 3.13 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Thermal Continuity ในรูปที่ 3.13 มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.2

$$n \cdot (k_u \nabla T \cdot k_d \nabla T_d) = 0 \quad (3.2)$$

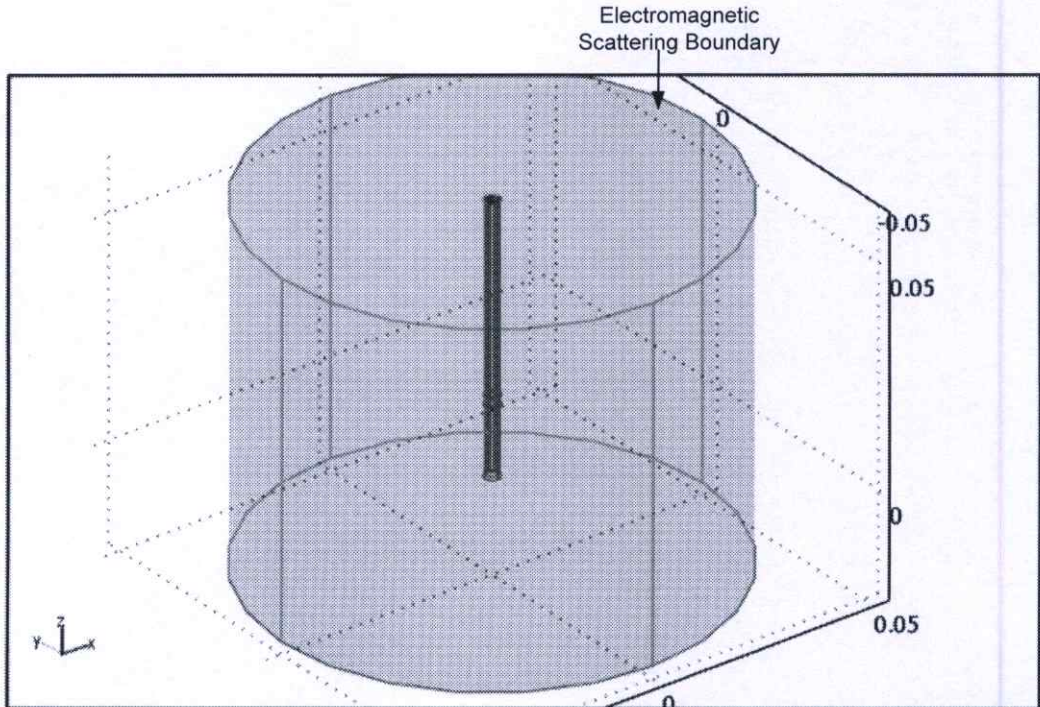
โดยที่

- n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ฟลักซ์ความร้อน
- k_u, k_d คือ สัมประสิทธิ์การนำความร้อนของวัสดุลำดับที่ 1 และ 2
- T, T_d คือ อุณหภูมิใดๆ

นิยามของ Thermal continuity คือ การเชื่อมโยงความร้อนของวัสดุที่แตกต่างกัน ให้มีการสูญเสียน้อยที่สุด เสมือนกับเป็นวัสดุเดียวกัน เพื่อลดปัญหาเรื่องการสูญเสียที่เกิดขึ้นกับวัสดุที่แตกต่างกัน

3.5.1.2 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic)

ในการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) เราจะมีเงื่อนไขขอบเขตอยู่ 4 กลุ่ม คือ Scattering Perfect Electric Conductor Continuity และ Port แสดงรายละเอียดได้ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Scattering มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.3

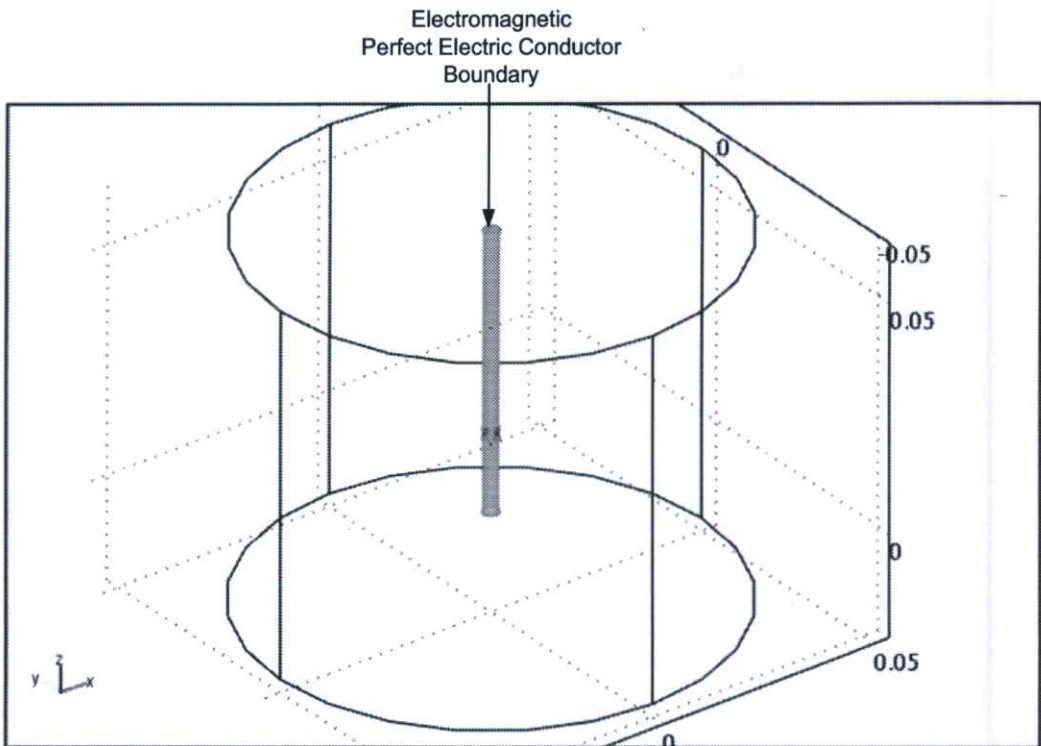
$$n \times (\nabla \times E) - jkn \times (E \times n) = -n \times (E_0 \times jk(n - k)) \exp(-jk \cdot r) \quad (3.3)$$

โดยที่

n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของฟลักซ์ความร้อน

k คือ สัมประสิทธิ์การนำความร้อนในเนื้อเยื่อ

E, E_0 คือ สนามไฟฟ้าตำแหน่งต่างๆ และสนามไฟฟ้าเริ่มต้นที่ตำแหน่งต่างๆ



รูปที่ 3.15 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Perfect Electric Conductor ในรูปที่ 3.15 มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.4

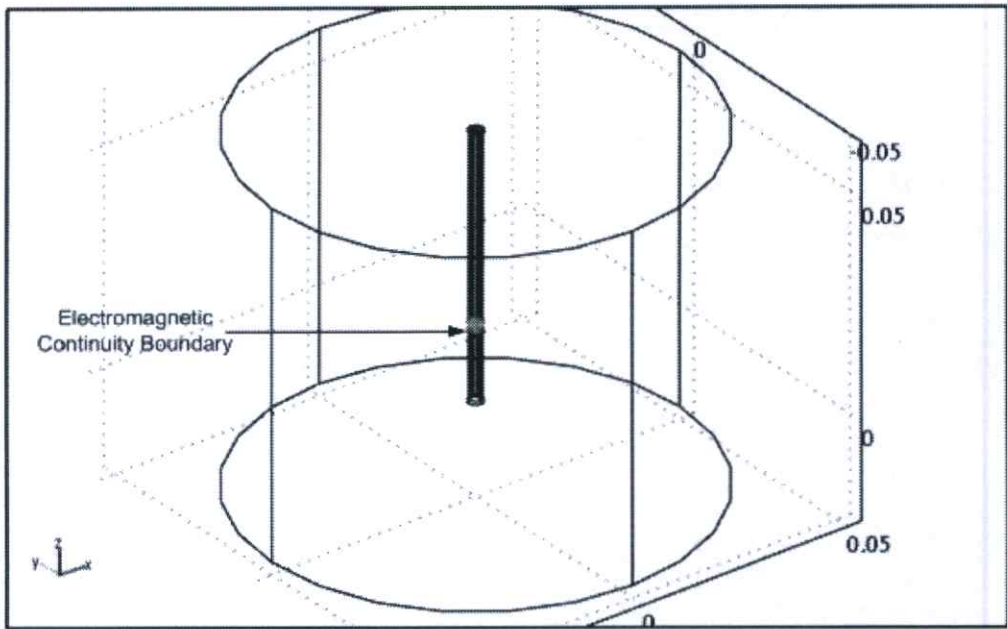
$$n \times E = 0 \quad (3.4)$$

โดยที่

n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่น

E คือ สนามไฟฟ้า

นิยามของ Perfect Electric Conductor คือ ตัวนำสนามไฟฟ้าที่สมบูรณ์ ในวัสดุที่เป็น Perfect Electric Conductor เพื่อบ่งบอกว่าในวัสดุนั้นมีเฉพาะสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในทิศทางตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของคลื่นเท่านั้น ฉะนั้นจะมีเฉพาะสนามไฟฟ้ารอบๆ สายอากาศเท่านั้น



รูปที่ 3.16 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module(Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Continuity ในรูปที่ 3.16 มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.5

$$\begin{aligned} n \times (H_1 - H_2) &= 0 \\ n \times (E_1 - E_2) &= 0 \end{aligned} \quad (3.5)$$

โดยที่

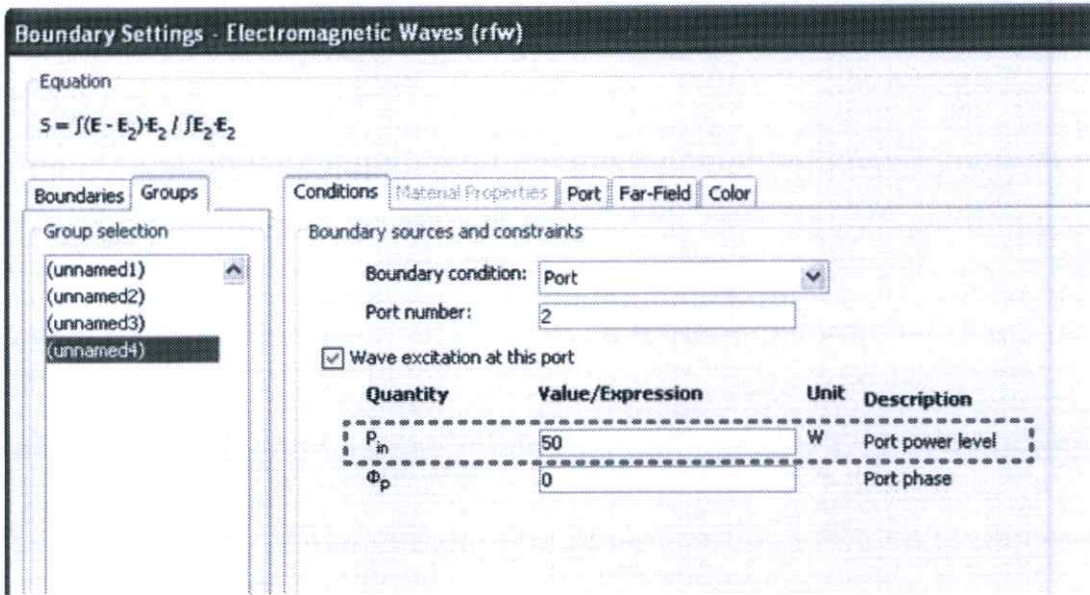
n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่น

H_1, H_2 คือ สนามแม่เหล็กในตัวกลางของวัสดุที่ 1 และ 2

E_1, E_2 คือ สนามไฟฟ้าในตัวกลางของวัสดุที่ 1 และ 2

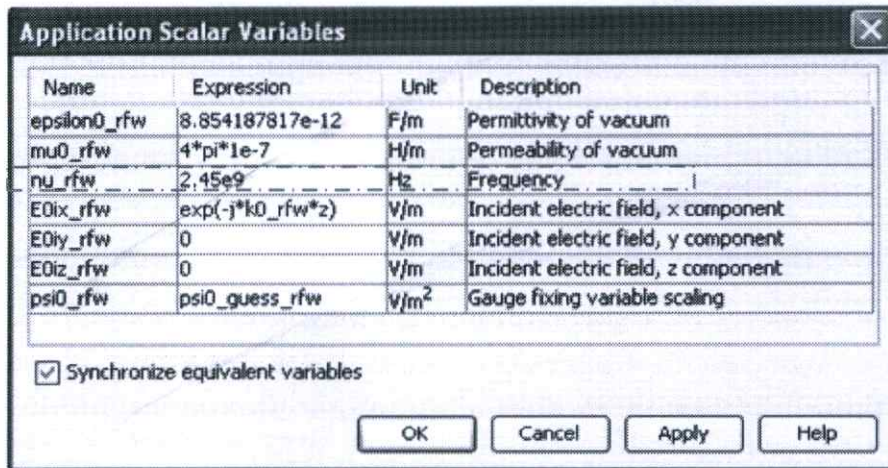
นิยามของ Continuity ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า คือ จุดที่จะเป็นส่วนเชื่อมต่อขององค์ประกอบคลื่นสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า

ตัวอย่างของการกำหนดค่าพลังงานให้กับ PORT แสดงได้ดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 แสดงการกำหนดพลังงานให้กับ PORT

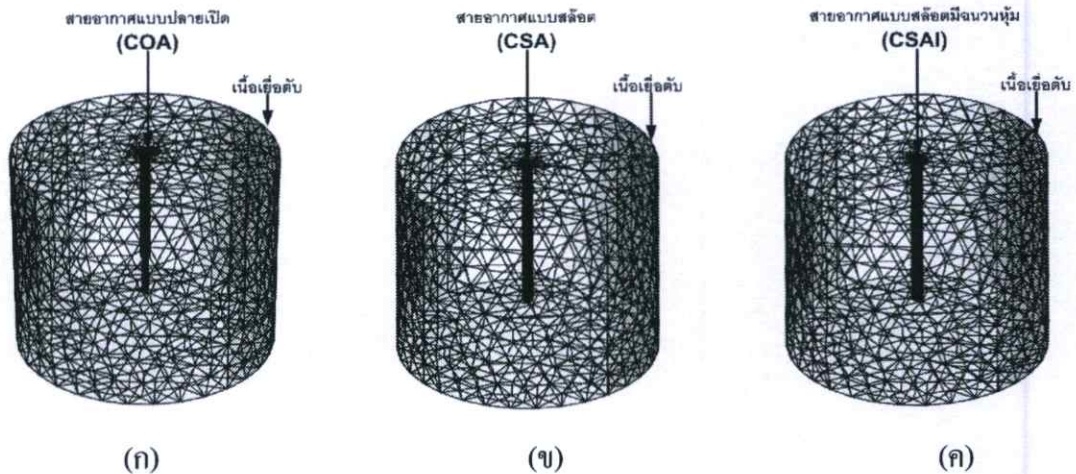
หลังจากกำหนดขนาดของกำลังงานที่ใส่ให้กับขอบเขตที่เป็น PORT เรียบร้อยแล้ว ต่อไปเป็นการกำหนดความถี่ไมโครเวฟ 2.45 GHz โดยกำหนดที่ Application Scalar Variable แสดงได้ดังรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 แสดงการกำหนดความถี่ 2.4 GHz ให้กับ Electromagnetic Module

รายละเอียดของการกำหนดค่าขอบเขตเงื่อนไขต่างๆ นอกเหนือจากนี้สามารถดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้ในเอกสารอ้างอิง

ในการคำนวณผลลัพธ์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เมื่อนำไฟล์ที่สร้างรูปทรงจากโปรแกรมวาดรูปทรง 3 มิติ เป็นที่เรียบร้อยแล้ว เราจะใช้โปรแกรม Comsol ในการแบ่งชิ้นงานออกเป็นชิ้นย่อยๆ ที่เรียกว่า เอลิเมนต์ แสดงได้ดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสล็อต (CSA) (ค) แบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

ในรูปที่ 3.20 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล็อต (CSA) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ประกอบด้วย ชุดสายอากาศ และเนื้อเยื่อ โดยสายอากาศจะแทงอยู่กึ่งกลางของเนื้อเยื่อรูปทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 เซนติเมตร และความสูง 8 เซนติเมตร

ส่วนของสายอากาศจะถูกแบ่งออกเป็นชิ้นย่อยๆ ด้วยเอลิเมนต์ที่มีรูปแบบเป็นสามเหลี่ยม ขนาดของเอลิเมนต์สายอากาศที่ใช้มีขนาดอยู่ในช่วง 0.01-1 มิลลิเมตร ในส่วนของเอลิเมนต์ในเนื้อเยื่อค้ำมีการกระจายของขนาดเอลิเมนต์ โดยบริเวณรอบๆ สายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่เล็ก ส่วนบริเวณที่ห่างออกจากสายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่ใหญ่ขึ้น เพื่อลดขนาดของหน่วยความจำของเครื่องในการจำลองการทำงาน ขนาดของเอลิเมนต์ของเนื้อเยื่อมีขนาดอยู่ในช่วง 0.1-1 มิลลิเมตร

โดยสร้างรูปแบบของสายอากาศและส่วนประกอบต่างๆ ด้วย Solid work version.2007 ส่งออกในรูปแบบ IGES ไปยังโปรแกรม Comsol Multiphysic Version 3.4 เพื่อทำการใส่ Boundary และค่าคงที่ต่างๆ ที่ใช้ในการจำลองการทำงาน รายละเอียดของพารามิเตอร์ของการ Simulation แสดงได้ดังนี้

ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลองการทำงาน Density of Tissue = $1050 \text{ [kg/m}^3\text{]}$, Specific heat of Liver = 3700 [J/kg.K] , Density of Blood = $1000 \text{ [kg/m}^3\text{]}$, Specific heat of Blood = 3639 [J/kg.K] , Blood perfusion rate = $3.6 \times 10^{-3} \text{ [m}^3\text{/kg.S]}$, Thermal conductivity of Liver = 0.56 [S/m]

พารามิเตอร์ทางด้านคุณสมบัติไฟฟ้า ϵ_{liver} (Relative permittivity) = 43.03, σ_{liver} (Electrical conductivity) $[\text{S/m}] = 1.69$, $\epsilon_{dielectric} = 2.03$, $\epsilon_{insulator} = 2.6$ สายอากาศที่นำมาใช้ในการทดลอง คือ สายนำสัญญาณ โคแอกเชียลแบบแข็งที่เรียกว่า Semi-rigid 141 (RG402 M17/130-RG402 Copper Jacket) โดยมีเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 0.141 นิ้ว (3.525 mm) Maximum Frequency = 35 GHz เมื่อใช้ร่วมกับ Connector N-type (Maximum Frequency = 18 GHz) โดยมีค่าพารามิเตอร์ของสายนำสัญญาณดังนี้ Inner Conductor Silver Plated Copper Clad Steel (Diameter = 0.51mm), Dielectric (Solid PTFE) Diameter = 3.02 mm, Minimum Bend Radius inches (mm) = 6.35 mm ดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้ที่อ้างอิง

รายละเอียดพารามิเตอร์ต่าง ๆ แสดงในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.3 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ

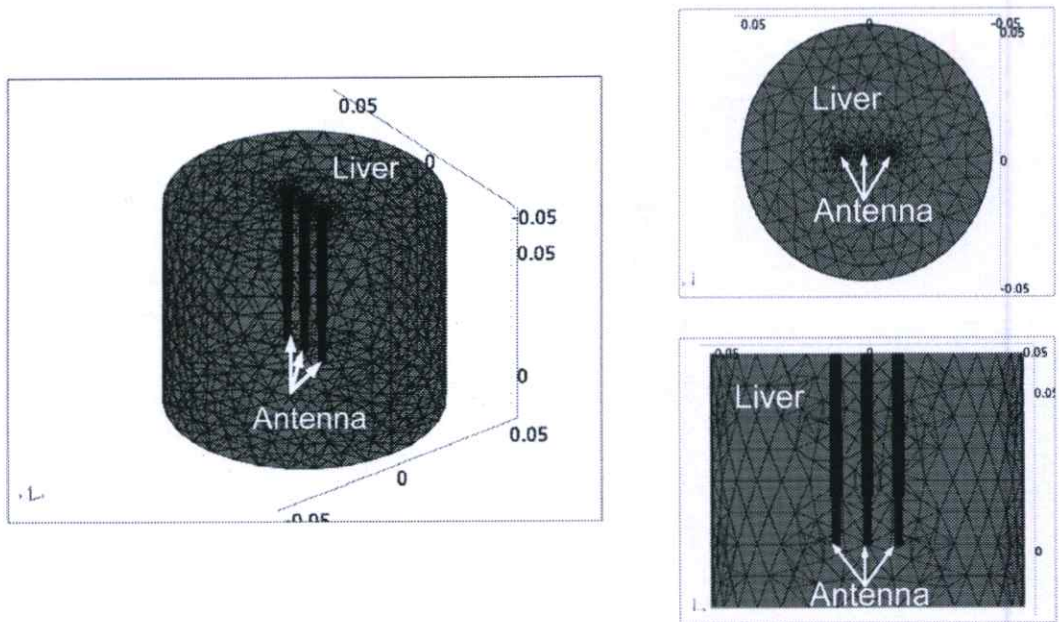
ρ_{liver} = Density of liver	1,050 [kg/m ³]
c_{liver} = Specific heat of liver	3,700 [J/ kg.K]
ρ_{bl} = Density of blood	1,000 [kg/ m ³]
c_{bl} = Specific heat of blood	3,639 [J/ kg.K]
w_{bl} = Blood perfusion rate	$3.6 \times 10^{-3} \text{ [m}^3\text{/kg.s]}$
k = Thermal conductivity of liver	0.56 [S /m]
σ_{liver} = electrical conductivity of liver	1.69 [S/ m]
ϵ_{liver} = relative permittivity of liver	43.03
ϵ_{diel} = relative permittivity of dielectric	2.03
ϵ_{insul} = relative permittivity of insulator	2.6

ตารางที่ 3.4 สรุปจำนวนเอลิเมนต์ของสายอากาศที่ใช้แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

Configuration	(elements)
Single COA	27,394
Single CSA	30,451
Single CIA	50,096
Array COA	60,420
Triangular COA	71,789
Orthogonal COA	74,283
Array (CSA+COA+CIA)	78,295
Triangular (CSA+COA+CIA)	85,337
Orthogonal (CSA+COA+CIA)	92,037

รายละเอียดจำนวนเอลิเมนต์จะสัมพันธ์กับความซับซ้อนของโครงสร้าง และการจัดวางสายอากาศ โดยพิจารณาสายอากาศแบบต้นเดียวจะเห็นว่าสายอากาศแบบสลีตที่มีจำนวนหุ้ม มีจำนวนเอลิเมนต์สูงกว่าแบบอื่นๆ และการจัดวางสายอากาศแบบ T-Shape ของการใช้สายอากาศ 3 ต้น มีจำนวนเอลิเมนต์สูงกว่าแบบอาร์เรย์ และแบบสามเหลี่ยม ในการใช้สายอากาศแบบผสมจะมีจำนวนเอลิเมนต์ที่สูงกว่าการใช้สายอากาศแบบเดียวกัน ทั้ง 3 ต้น ทุกรูปแบบของการจัดวาง

ซึ่งจำนวนเอลิเมนต์ที่สูงๆ จะใช้หน่วยความจำในการประมวลผลที่มากกว่าแบบจำลองที่มีเอลิเมนต์น้อยๆ ดังนั้นในการประมวลผลจำเป็นจะต้องคำนึงถึงจำนวนเอลิเมนต์ เพื่อจัดสรรหน่วยความจำให้เพียงพอ ซึ่งรายละเอียดต่อจากนี้จะเป็นส่วนของการอธิบายขนาดของหน่วยความจำของการใช้สายอากาศ 3 ต้น แต่ละการจัดวาง

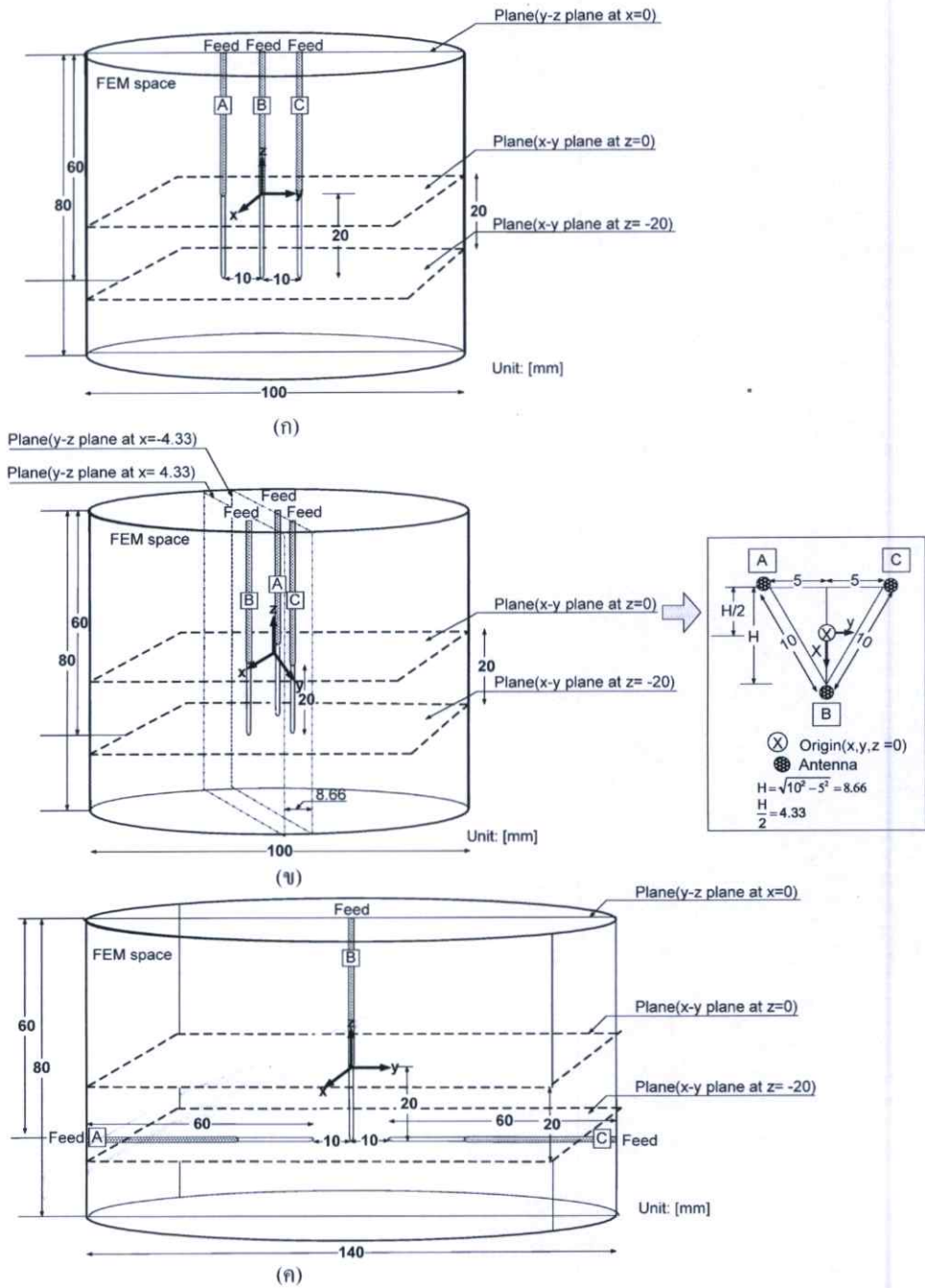


รูปที่ 3.21 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศแบบหลายชั้น

รูปที่ 3.21 แสดงรูปแบบของการทำไฟไนต์เอลิเมนต์โดยการจัดรูปแบบของ Mesh แบบไม่สม่ำเสมอ โดยในรูปแสดงมุมมอง ในรูปแบบ 3 มิติ ด้านบน และด้านข้าง ในการ Mesh ที่ใช้ในการจำลองการทำงานในบทความนี้ สังเกตเห็นได้ว่า บริเวณรอบๆ สายอากาศจะมีการจัดวาง Mesh ที่ละเอียด และเมื่อห่างจากสายอากาศออกมาจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่ใหญ่ขึ้น จำนวนเอลิเมนต์ของการจัดเรียงสายอากาศทั้ง 3 แบบที่ใช้ในการจำลองการทำงาน มีจำนวนเอลิเมนต์เฉลี่ยทั้งหมด เอลิเมนต์ ค่า Degree of Freedom เฉลี่ยประมาณ 600,000 ใช้ RAM ในการ Run แต่ละกรณีประมาณ 3 – 4 GB

ต่อไปจะกล่าวถึงระนาบของการแสดงผล ที่ได้จากการจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยจะกล่าวถึงรูปแบบการจัดวางสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ คือจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางแบบรูป “T” เพื่อประกอบการพิจารณาการกระจายของปริมาณ SAR และอุณหภูมิในเนื้อเยื่อ

3.6 การจัดวางระนาบในการแสดงผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์



รูปที่ 3.22 แสดงระนาบของการพิจารณาแบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ รูปแบบ (ก) อาเรย์ (ข) วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และ (ค) วางแบบรูป “T”

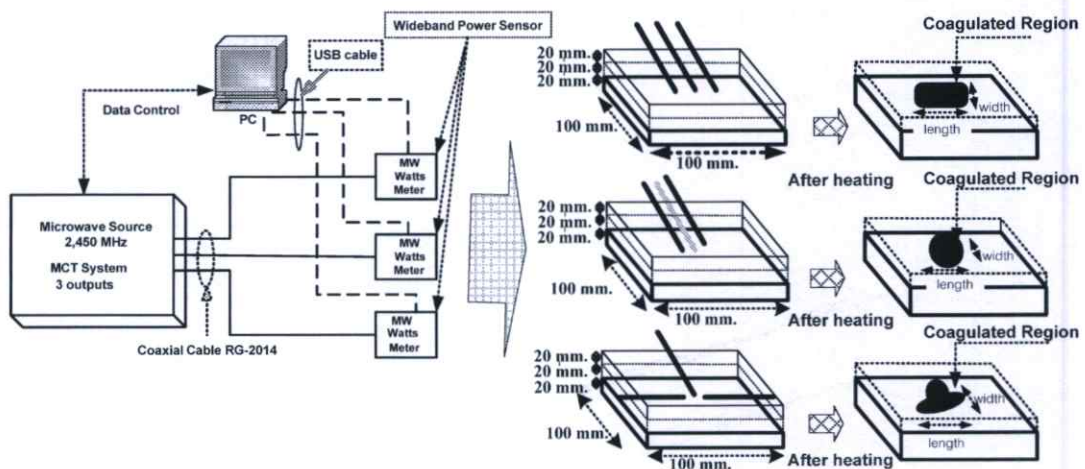
รูปที่ 3.22 แสดงการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ โดยในรูป (ก) แสดงรูปแบบการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ โดยระยะห่างของสายอากาศมีระยะห่างเท่ากับ 1 เซนติเมตร สายอากาศแต่ละต้นมีขนาดความยาวของสายอากาศเท่ากับ 6 เซนติเมตร

ในรูป (ข) แสดงการจัดเรียงสายอากาศในลักษณะวางแบบสามเหลี่ยม โดยระยะห่างจากสายอากาศ “A” ถึง “B” มีขนาดเท่ากับ 1 เซนติเมตร และระหว่าง “B” ถึง “C” มีระยะห่างเท่ากับ 1 เซนติเมตร โดยการจัดวางเป็นรูปสามเหลี่ยมด้านเท่า แสดงได้ดังรูป ขนาดของความยาวของสายอากาศมีขนาดเท่ากับ 6 เซนติเมตร

ในรูป (ค) แสดงรูปแบบการจัดวางแบบรูป “T” โดยสายอากาศ “A” และสายอากาศ “C” วางทำมุมตั้งฉาก 90 องศา กับสายอากาศ “B” ระยะห่างของสายอากาศ “A” และ “C” ห่างจากสายอากาศ “B” ด้วยระยะที่เท่ากัน เท่ากับ 1 เซนติเมตร สายอากาศทุกๆ ต้น มีความยาวเท่ากับ 6 เซนติเมตร

ต่อไปจะกล่าวถึง การจัดเตรียมการทดลอง เพื่อใช้ในการยืนยันความถูกต้องของการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์

3.7 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment Setup)



รูปที่ 3.23 โค้ดแกรมการทดลองสายอากาศแบบหลายต้น ที่มีการจัดวางแบบอาร์เรย์วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางรูป “T”.

จากรูปที่ 3.23 แสดงรายละเอียดโค้ดแกรมของการทดลอง โดยทางผู้วิจัยจะทำการทดลองสายอากาศ 3 ต้น จัดวางแบบอาร์เรย์ แบบทำมุมสามเหลี่ยม และแบบวางตามรูป “T” ในการทดลองประกอบด้วย แหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟความถี่ (2.45 GHz) ที่มี 3 เอ้าท์พุท โดยควบคุมกำลังงาน และเวลาผ่านทางคอมพิวเตอร์

เอาท์พุท ทั้ง 3 ถูกแสดงค่าระดับของกำลังงานด้วยเครื่องวัด (wideband power sensor) เชื่อมต่อไปแสดงผลด้วยคอมพิวเตอร์ เอาท์พุททั้ง 3 นำไปป้อนให้กับสายอากาศแต่ละต้น

ในการทดลองทำการตัดดับหมุ ขนาดกว้าง ยาว และหนา 100 100 และ 20 มิลลิเมตร จำนวน 3 ชั้น วางกับสายอากาศทั้ง 3 ตามการจัดวางแบบอาร์เรย์ แบบสามเหลี่ยม และแบบ T-Shape การทดลองป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ให้กับสายอากาศแต่ละต้น ระยะเวลา 1 นาที

ผลที่ได้ให้ดูการเปลี่ยนสีของดบ (ซึ่งจะมีการเปลี่ยนสีที่อุณหภูมิสูงกว่า 60 องศาเซลเซียส) ในเอกสารอ้างอิง

บทที่ 4

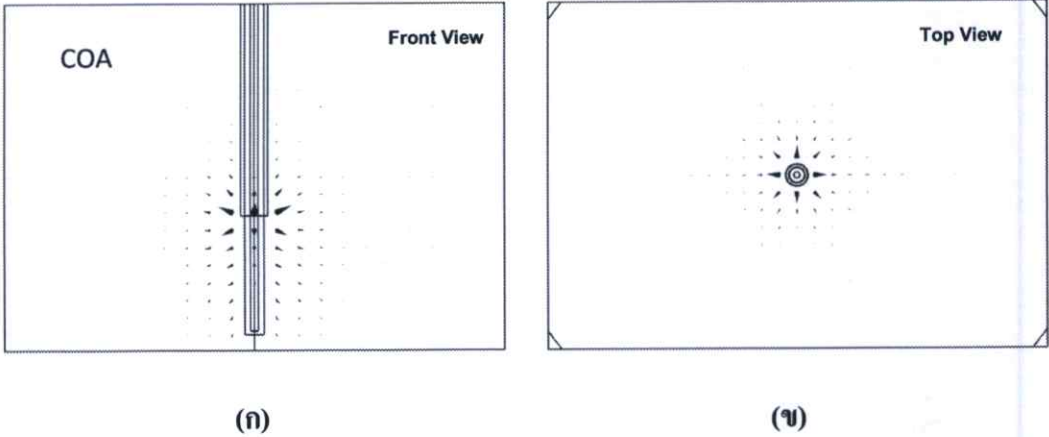
ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง

4.1 บทนำ

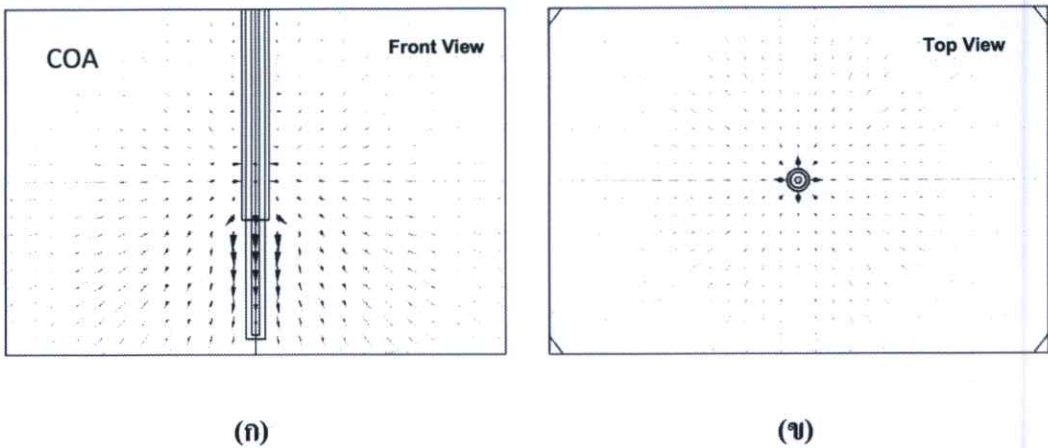
จากบทที่ 3 ได้กล่าวถึงสายอากาศแบบต่างๆ ที่ได้มีการวิจัยและพัฒนาสายอากาศที่นำมาประยุกต์ใช้ในระบบ MWA (Microwave Ablation) และในส่วนตอนท้ายของบทที่ 3 ทางผู้วิจัยได้นำเสนอสายอากาศ 3 รูปแบบ คือ สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล็อต (CSA) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) ในบทนี้ได้นำเอาสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบมาใช้ในการระบบ MWA โดยแสดงผลการจำลองการทำงานในรูปของการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) สนามไฟฟ้า (E) SAR และการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแต่ละต้น และได้มีการนำเสนอวิธีการเพิ่มขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศ 3 ต้น ที่เป็นแบบเดียวกัน และเป็นแบบผสมกันมาจัดวางในแบบอาร์เรย์ วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางแบบรูป "T" และแสดงขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ยืนยันความถูกต้องของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยผลการทดลอง โดยเปรียบเทียบผลการทดลองสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) จัดเรียงแบบอาร์เรย์ แบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางแบบรูปตัว "T" โดยการจำลองการทำงาน และการทดลองจริง ใช้ขนาดของกำลังงานของคลื่นไมโครเวฟ (2.45 GHz) ที่ป้อนให้กับสายอากาศเท่ากับ 50 วัตต์ ระยะเวลาเท่ากับ 1 นาที เพื่อต้องการขนาดการทำลายมะเร็งที่มีขนาดใหญ่ โดยใช้กำลังงานและระยยะเวลาน้อยกว่างานวิจัยที่ผ่านมา

และจากขนาดของการทำลายของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติมีความแตกต่างกันน้อยมาก ในบทที่ 2 ที่ได้กล่าวไว้แล้ว ชนิดของเนื้อเยื่อที่ใช้ในการทดลองและการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นเนื้อเยื่อตับแบบปกติ

4.2 ผลการจำลองการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) และสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล้อต และสายอากาศแบบสล้อตที่มีฉนวนหุ้ม



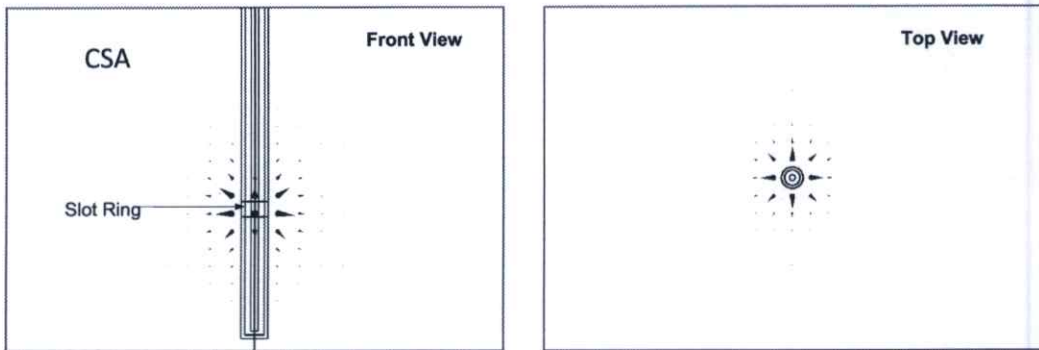
รูปที่ 4.1 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



รูปที่ 4.2 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 4.1 เป็นผลที่ได้จากการจำลองการทำงาน โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 4.1 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) ที่เกิดขึ้นกับสายอากาศแบบปลายเปิด จะเห็นได้ว่าจะมีการกระจายฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) บริเวณรอยต่อของจุดทึบกับตัวนำนอก ในรูปที่ 4.1 (ข) การกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) จะมีการกระจายสมมาตรจากจุดกึ่งกลางของสายอากาศออกไปรอบๆ สายอากาศ

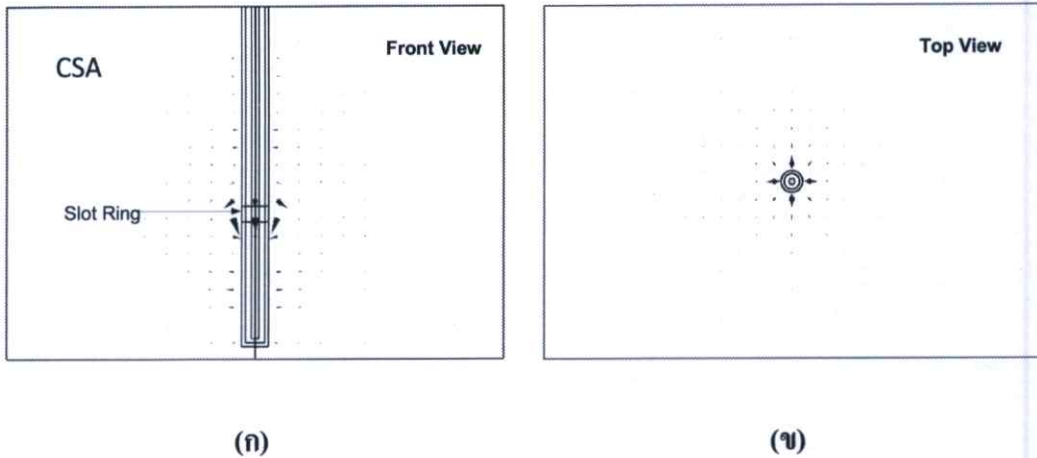
ในรูปที่ 4.2 (ก) แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (E) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ รอยต่อจุดทึบกับตัวนำนอก และรอบๆ บริเวณปลายทึบที่เปิดของสายอากาศ ในรูปที่ 4.2 (ข) แสดงให้เห็นว่าสนามไฟฟ้ามีการกระจายสมมาตรรอบๆ สายอากาศ



(ก)

(ข)

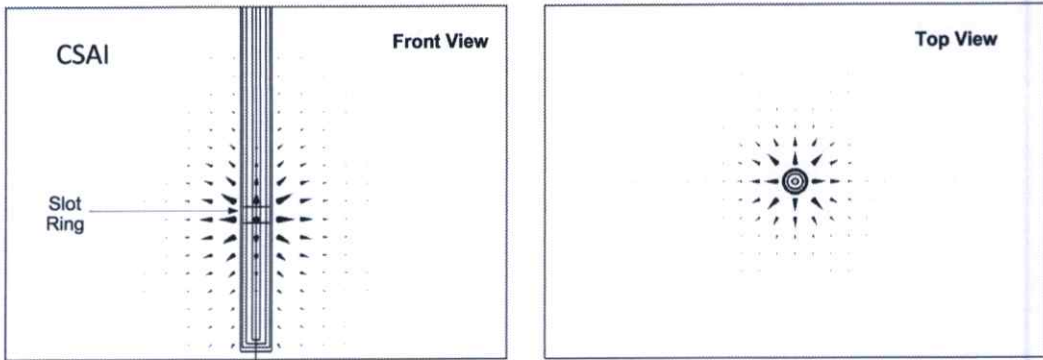
รูปที่ 4.3 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสล๊อต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



รูปที่ 4.4 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาฬิกา (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 4.3 แสดงผลที่ได้จากการจำลองการทำงานโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 4.3 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่เกิดขึ้นของสายอากาศแบบสลีต จะเห็นได้ว่าการกระจายความร้อนออกรอบๆ บริเวณสลีต และการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) จะมีการกระจายสมมาตรรอบๆ สายอากาศ ดังในรูปที่ 4.3 (ข)

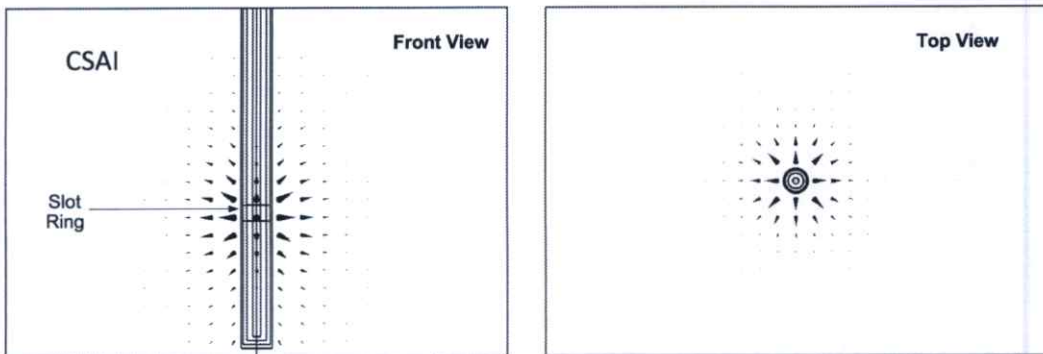
ในลักษณะเดียวกันรูปที่ 4.4 (ก) แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ บริเวณสลีต พิจารณาจากรูปที่ 4.4 (ข) มุมมองที่ระนาบจะเห็นได้ว่า สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศทุกๆ ทิศทางแบบสมมาตร



(ก)

(ข)

รูปที่ 4.5 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที
(ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



(ก)

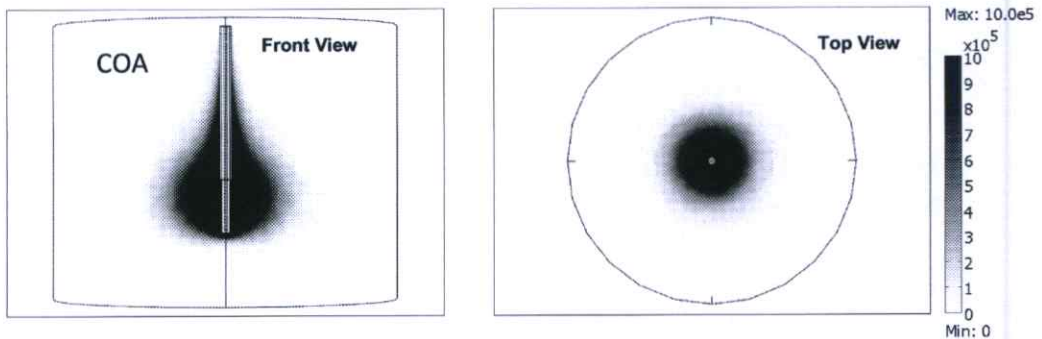
(ข)

รูปที่ 4.6 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที
(ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 4.5 แสดงผลที่ได้จากการจำลองการทำงานโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์รูปที่ 4.5 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่เกิดขึ้นของสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม จะเห็นได้ว่าจะมีการกระจายฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ออกบริเวณรอบตำแหน่งสลีต และการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) จะมีการกระจายสมมาตรจากจุดกึ่งกลางของสายอากาศออกไปรอบๆ สายอากาศ ดังรูปที่ 4.5 (ข)

ในรูปที่ 4.6 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (E) ของสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยในรูปที่ 4.6 (ก) สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ บริเวณสลีต และรูปที่ 4.6 (ข) แสดงให้เห็นว่า สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศทุกๆ ทิศทางแบบสมมาตร

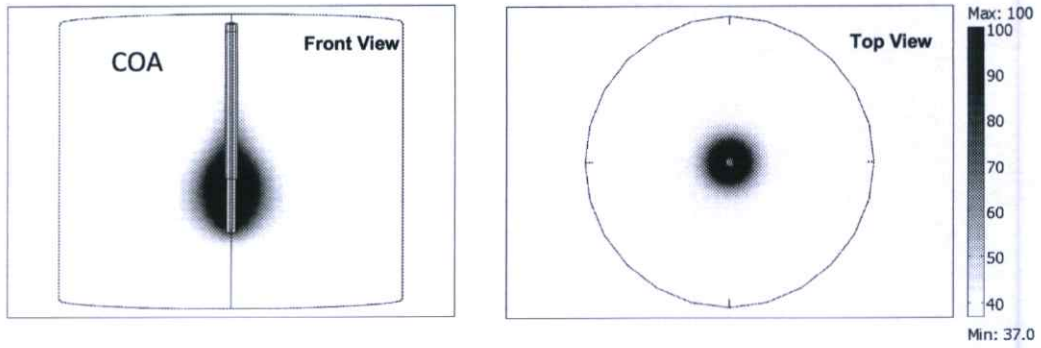
4.3 ผลของการกระจาย SAR และอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม



(ก)

(ข)

รูปที่ 4.7 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

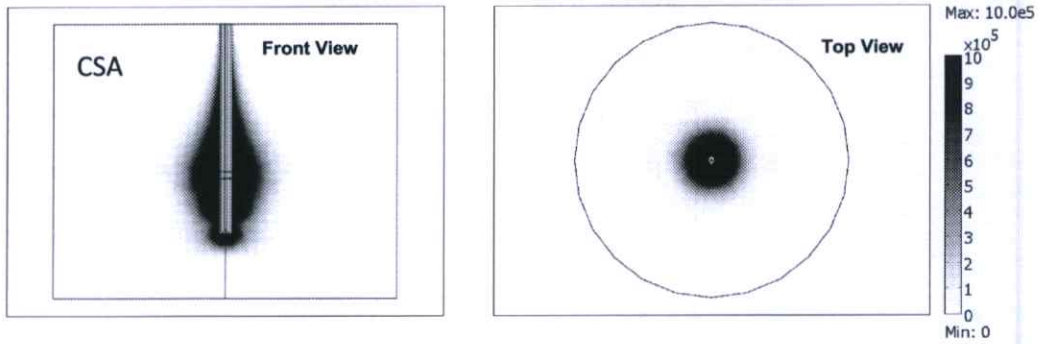


(ก)

(ข)

รูปที่ 4.8 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงาน ขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

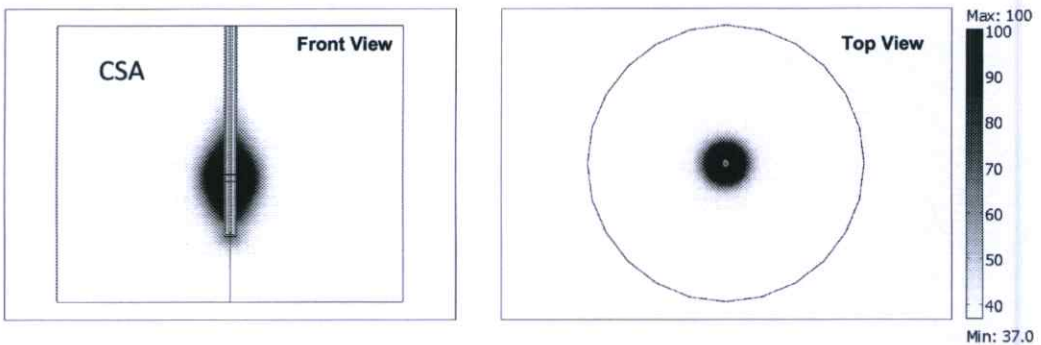
รูปที่ 4.7 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ปริมาณของ SAR ที่เกิดขึ้น เป็นผลมาจากสนามไฟฟ้าจากสมการที่ (2.1) ในบทที่ 2 ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้ยืนยันได้ว่าการกระจาย ของ SAR รอบๆ บริเวณปลายสายอากาศรอบๆ ปลายสายอากาศ และการกระจายของ SAR มี ลักษณะแบบสมมาตร เมื่อพิจารณาการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อในรูปที่ 4.8 จะเห็น ได้ว่าในระบบ MWA สายอากาศที่ทำการออกแบบจะมีความร้อนออกมาบริเวณรอบๆ ปลาย สายอากาศ ของสายอากาศแบบปลายเปิด ส่วนในบริเวณอื่นๆ ไม่เกิดความร้อนขึ้น ด้วยเหตุนี้ทำให้ สามารถแทงสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อตับได้โดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ และมีการกระจาย ของความร้อนรอบๆ สายอากาศแบบสมมาตร



(ก)

(ข)

รูปที่ 4.9 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงาน ขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



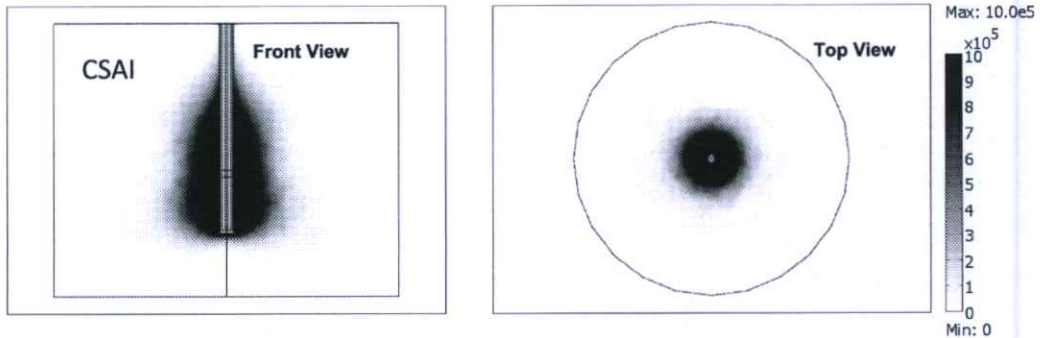
(ก)

(ข)

รูปที่ 4.10 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงาน ขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 4.9 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบสลีต ในรูปที่ 4.9 (ก) การกระจายของ SAR ที่รอบๆ บริเวณสลีตจะมีการกระจายของ SAR สูงกว่าบริเวณอื่นๆ และในรูปที่ 4.9 (ข) แสดงให้เห็นลักษณะของ SAR ที่มีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศแบบสมมาตร

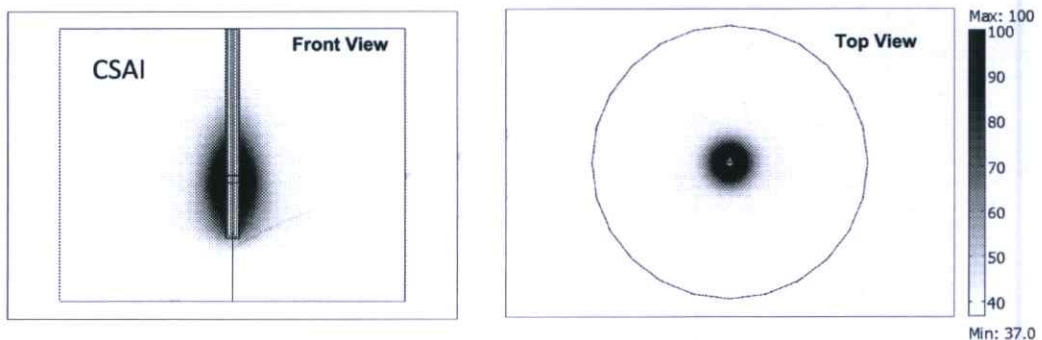
รูปที่ 4.10 (ก) พิจารณาการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบสลีต จะเห็นได้ว่าการกระจายความร้อนจะออกมารอบๆ บริเวณสลีต ส่วนในบริเวณอื่นๆ ไม่เกิดความร้อนขึ้น และเป็นการกระจายความร้อนแบบสมมาตรดังรูปที่ 4.10 (ข) ด้วยเหตุผลเดียวกับกรณีของสายอากาศแบบปลายเปิด ดังนั้นเมื่อแท่งสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อตับจะไม่มีการทำลายเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ



(ก)

(ข)

รูปที่ 4.11 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



(ก)

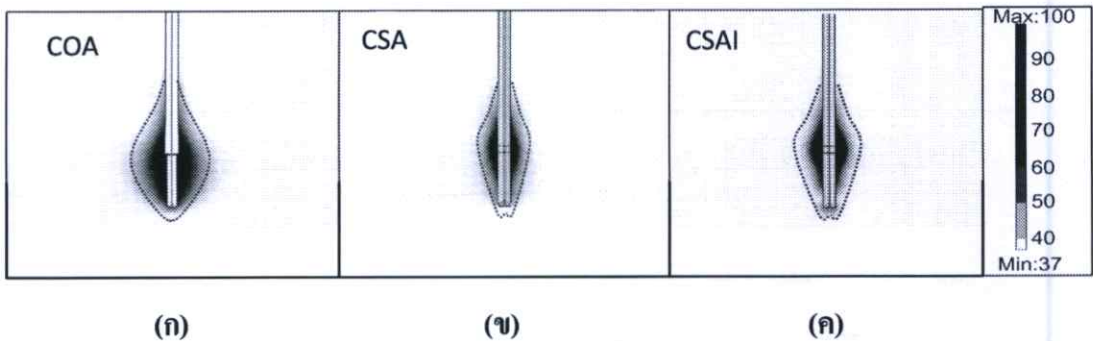
(ข)

รูปที่ 4.12 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

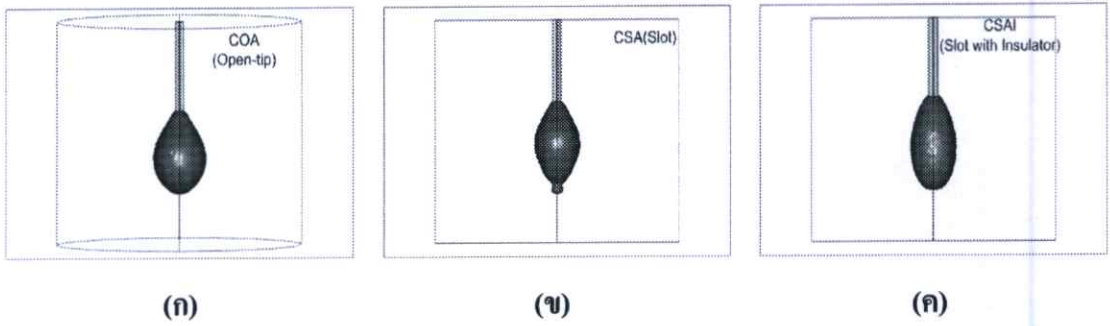
ในรูปที่ 4.11 เป็นการกระจายของปริมาณ SAR ของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม จะมีการกระจายของ SAR รอบๆ บริเวณตำแหน่งสล็อตเช่นเดียวกับสายอากาศแบบสล็อต แต่ขนาดของการกระจาย SAR จะมีขนาดใหญ่กว่าพิจารณาจากรูปที่ 4.11 (ก) เทียบกับรูปที่ 4.9 (ก) และในรูปที่ 4.11 (ข) เป็นการกระจายของ SAR แบบสมมาตรรอบๆ สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม

การกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มแสดงใน รูปที่ 4.12 ลักษณะการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นเป็นแบบวงรี โดยที่รอบๆ บริเวณตำแหน่งสล็อตจะมีค่าการกระจายสูงสุดเมื่อเทียบกับบริเวณอื่นๆ ดังรูปที่ 4.12 (ก) และในรูปที่ 4.12 (ข) เป็นลักษณะของการกระจายของอุณหภูมिरอบๆ สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มซึ่งเป็นแบบสมมาตร

4.4 ผลการเปรียบเทียบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม



รูปที่ 4.13 แสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบ ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x = 0$ (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด (ข) สายอากาศแบบสล็อต (ค) สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม



รูปที่ 4.14 แสดงปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบในรูปทรง 3 มิติ
(ก) สายอากาศแบบปลายเปิด (ข) สายอากาศแบบสล็อต (ค) สายอากาศแบบสล็อตที่มี
ฉนวนหุ้ม

ตารางที่ 4.1 สรุปปริมาตรของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด
สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม

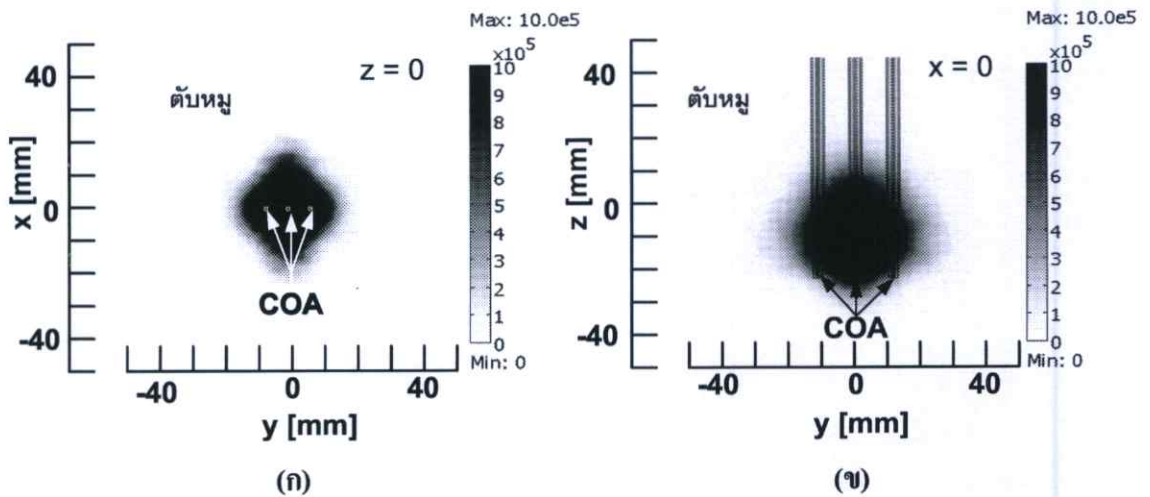
ชนิดของสายอากาศต้นเดี่ยว	ปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็ง (cm ³)
สายอากาศแบบปลายเปิด (COA)	9.7
สายอากาศแบบสล็อต (CSA)	6.8
สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)	9.2

ในรูปที่ 4.13 แสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม โดยเส้นปะแทนบริเวณอุณหภูมิ ขนาด 50 องศาเซลเซียส ในรูปที่ 4.14 แสดงรูปทรงของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายในรูปทรง 3 มิติ โดยเขียนคำสั่งให้โปรแกรมทำการคำนวณปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็งที่เนื้อเยื่อตับที่มีอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส ปริมาตรของการทำลายเซลล์มะเร็งแสดงได้ดังตารางที่ 4.1

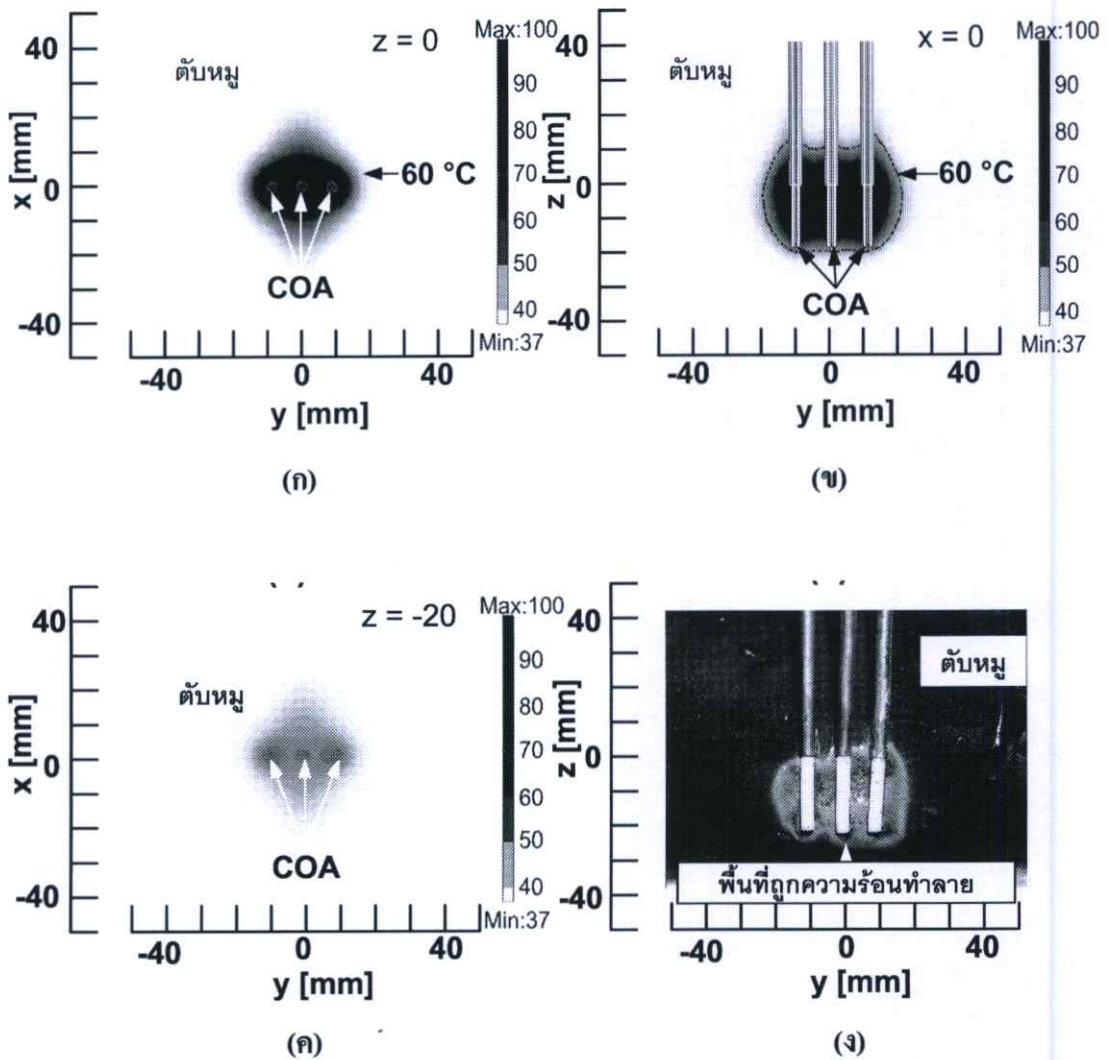
จากรูปทรง 3 มิติของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ จะเห็นว่าขนาดของการทำลายของสายอากาศแบบปลายเปิดมีรูปทรงเป็นทรงกลมรอบๆ ปลายเปิด และสายอากาศแบบปลายเปิดมีปริมาตรของการทำลายสูงสุด สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มมีปริมาตรการทำลายน้อยกว่าสายอากาศแบบปลายเปิดเล็กน้อย ในขณะที่สายอากาศแบบสล็อตจะมีปริมาตรของการทำลายน้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับของสายอากาศทั้งสามแบบ จากผลการจำลองการทำงานของสายอากาศทั้งสามแบบสามารถทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับได้ โดยการกระจายความร้อนที่ออกจาก

สายอากาศซึ่งจะเกิดขึ้นเฉพาะบริเวณส่วนปลายของสายอากาศแบบปลายเปิด และที่ตำแหน่งสล็อตของสายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม

4.5 เปรียบเทียบผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ กับการทดลองกับเนื้อเยื่อแบบ *In Vitro* ด้วยเทคนิคการทำลายเซลล์มะเร็งแบบใช้สายอากาศหลายต้น



รูปที่ 4.15 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตัดขวางของสายอากาศแบบปลายเปิด 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

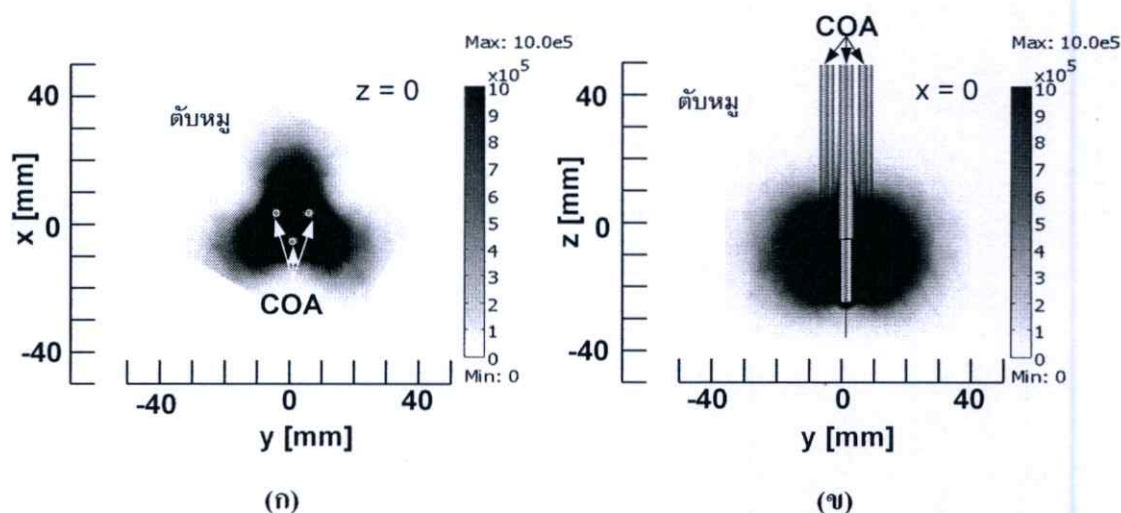


รูปที่ 4.16 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับตับหมู ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ค) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ -20 (ง) รูปการกระจายของอุณหภูมิ จากการทดลอง

จากรูปที่ 4.15 แสดงการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อตับของการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน มาจัดวางแบบอาร์เรย์ จะเห็นได้ว่ามีลักษณะการกระจายของ SAR เหมือนกับการกระจายของสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดี่ยว วางซ้อนกัน 3 ดัน ดังแสดงในรูปที่ 4.15 (ก) และการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ที่จัดวางแบบอาร์เรย์นี้ยังมีลักษณะการกระจายแบบสมมาตร แสดงในรูปที่ 4.15 (ข)

ในรูปที่ 4.16 แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ การกระจายของอุณหภูมิมักมีการกระจายออกรอบๆ บริเวณทิวของสายอากาศ เช่นเดียวกับสายอากาศแบบปลายเปิดดันทันเดียว ผลที่ได้เสมือนกับการเอาสายอากาศแบบปลายเปิดดันทันเดียว 3 ดัน มาวางซ้อนกัน ดังรูปที่ 4.16 (ข) รูปแบบของการกระจายของอุณหภูมิมักลักษณะการกระจายแบบสมมาตร เมื่อพิจารณาที่บริเวณรอยต่อของปลายสายอากาศที่มีการปกคลุมด้านนอก (เป็นตำแหน่งที่มีการกระจายของ SAR และอุณหภูมิสูงสุด) ดังแสดงในรูปที่ 4.16 (ก) และในรูปที่ 4.16 (ค) เป็นการพิจารณาที่ระนาบเดียวกันกับรูปที่ 4.16 (ก) แต่สนใจที่ตำแหน่งปลายของสายอากาศแบบเปิดทั้ง 3 ดัน ซึ่งจะเห็นได้ว่าระดับของอุณหภูมิลดต่ำลงมาก ในรูปที่ 4.16 (ง) เป็นผลที่ได้จากการทดลองการทำงาน เมื่อเปรียบเทียบกับผลการจำลองการทำงานในรูปที่ 4.16 (ข) จะเห็นได้ว่าขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีขนาดใกล้เคียงกัน โดยขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งของการทดลองจริงจะมีพื้นที่การทำลายมะเร็งเล็กกว่าประมาณ 2% เมื่อเทียบกับขนาดที่ได้จากการจำลองการทำงาน

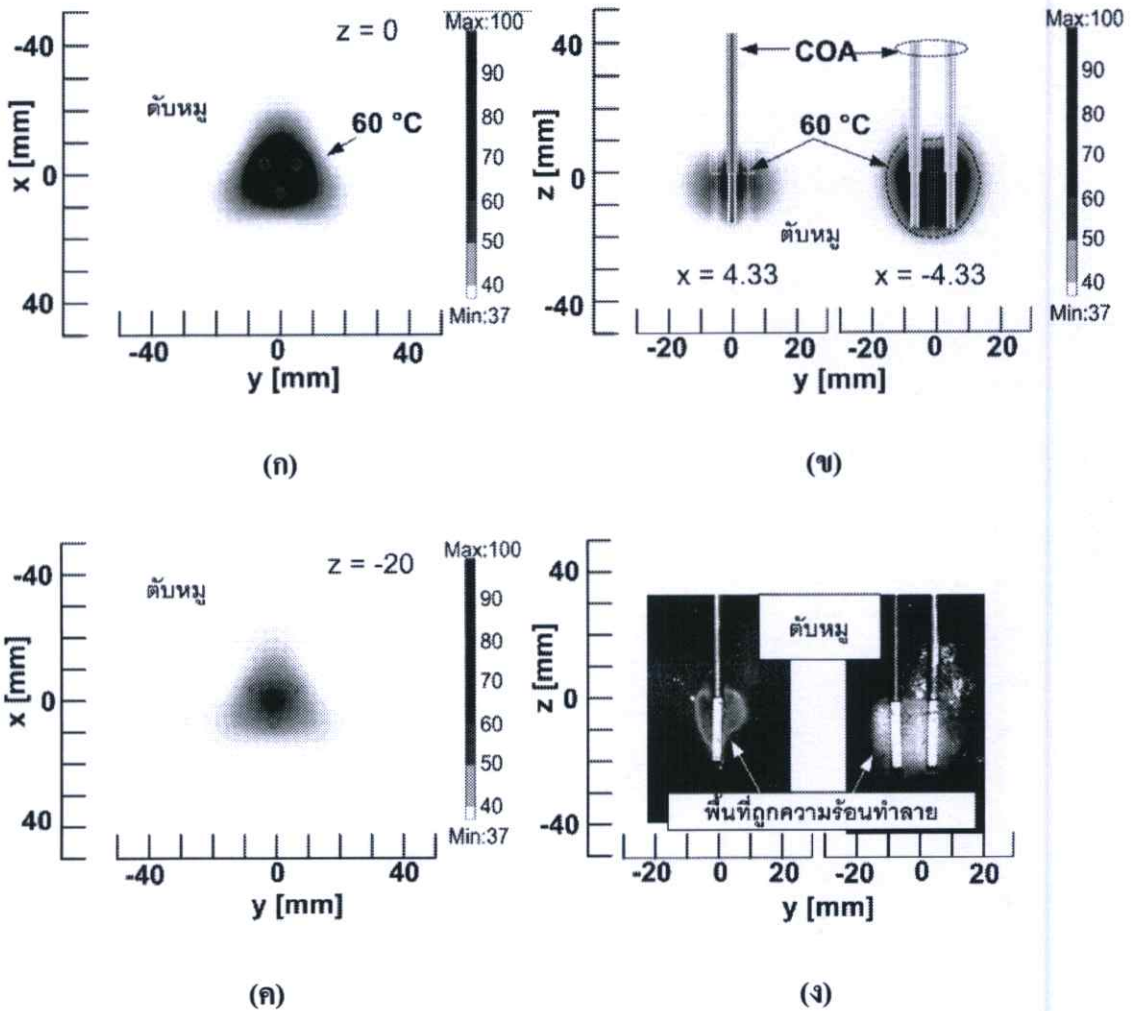
จากการจำลองการทำงานด้วยระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สามารถจำลองรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ที่จัดวางแบบอาร์เรย์ ได้อย่างสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลองจริงเป็นอย่างมาก



รูปที่ 4.17 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน

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 4.18 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับดัดหมู 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 4.17 แสดงการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อตับของการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบสามเหลี่ยม ในรูปที่ 4.17 (ก) พิจารณาการกระจายของ SAR ในระนาบที่ตำแหน่งบริเวณปลายเปิดของสายอากาศทั้ง 3 ต้น ลักษณะการกระจาย SAR จะเกิดขึ้นสูงที่ตำแหน่งกึ่งกลางของสายอากาศ คล้ายกับการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์โดยใช้สายอากาศ 2 ต้น (พิจารณาจากด้านข้างของรูปสามเหลี่ยม) การกระจายของ SAR ในการจัดวางสายอากาศแบบคู่ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของสายอากาศทั้งสองจะมีการกระจายของ SAR ที่สูง

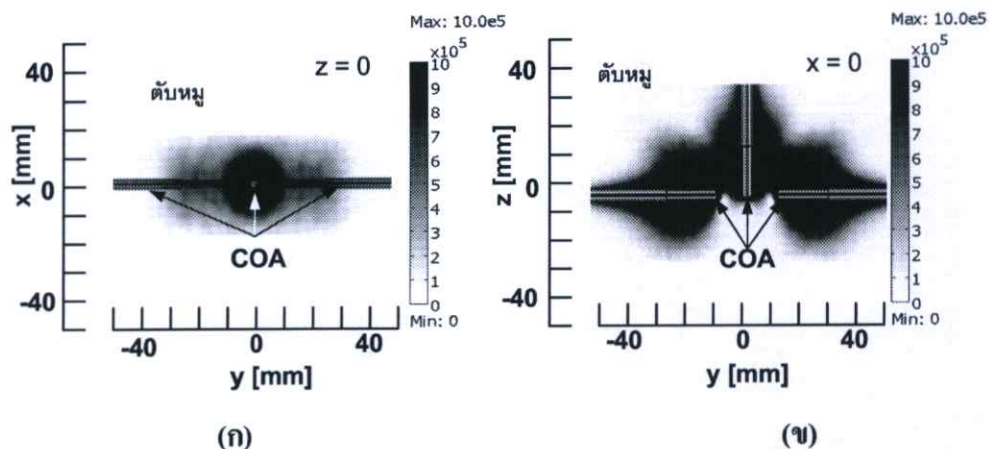
สอดคล้องกับงานวิจัยที่ได้กล่าวไว้แล้วใน [1] และการกระจายของ SAR จะเป็นรูปสามเหลี่ยมโดยมุมของสามเหลี่ยมอยู่ที่กึ่งกลางของสายอากาศแต่ละคู่

ในรูปที่ 4.17 (ข) การกระจายของ SAR ในระนาบที่กึ่งกลางรูปทรงสามเหลี่ยมนั้น รายละเอียดได้อธิบายในรูปการจัดวางสายอากาศในบทที่ 3 โดยการกระจายของ SAR จะออกมารอบๆ ทิศที่เป็นส่วนปลายของสายอากาศแบบปลายเปิด และมีขนาดของการกระจายที่ใหญ่ขึ้นเมื่อเทียบกับการใช้สายอากาศแบบปลายเปิดแบบตันเดียว

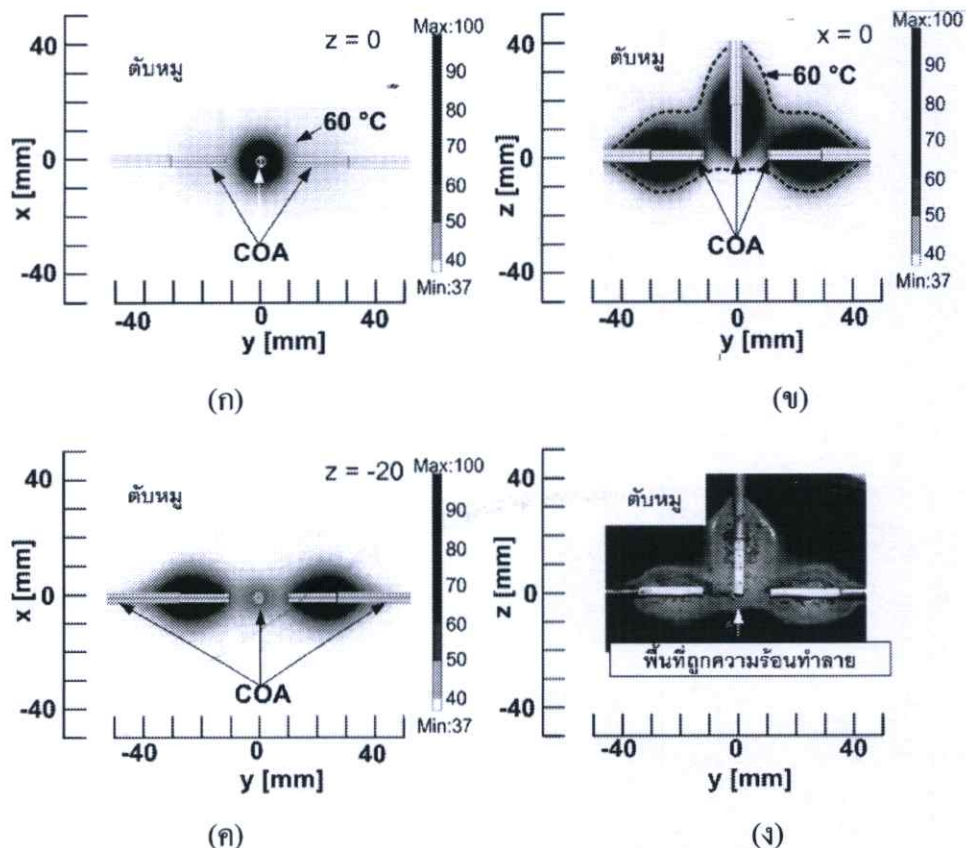
ในรูปที่ 4.18 แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ตัน ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม โดยรูปที่ 4.18 (ก) (ข) และ (ค) เป็นผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และผลการทดลองแสดงในรูปที่ 4.18 (ง)

ในรูปที่ 4.18 (ก) และรูปที่ 4.18 (ค) แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับที่ระนาบเดียวกัน โดยเป็นการกระจายอุณหภูมิที่ตำแหน่งจุดต่อกับตัวนำนอก และตำแหน่งของปลายสายอากาศ ตามลำดับ จะเห็นได้ว่าในรูปที่ 4.18 (ก) การกระจายของอุณหภูมิจะมีการกระจายที่สูงกว่าเมื่อเทียบกับรูปที่ 4.18 (ค) ซึ่งทั้งสองตำแหน่งจะมีลักษณะการกระจายเป็นรูปทรงสามเหลี่ยม โดยมีมุมของสามเหลี่ยมอยู่ที่กึ่งกลางของสายอากาศแต่ละคู่เช่นเดียวกับผลที่ได้จากการกระจายของ SAR ในรูปที่ 4.17 (ก)

เมื่อเปรียบเทียบผลการจำลองการทำงานในรูปที่ 4.18 (ข) กับผลการทดลองในรูปที่ 4.18 (ง) จะเห็นได้ว่ามีลักษณะใกล้เคียงกัน โดยผลการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายมะเร็งในเนื้อเยื่อตับเล็กกว่าผลการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 7% ดังนั้นระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สามารถจำลองรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ตัน ที่จัดวางแบบสามเหลี่ยมได้อย่างสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลองจริง



รูปที่ 4.19 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน 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 4.20 ผลการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับตับหมู 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

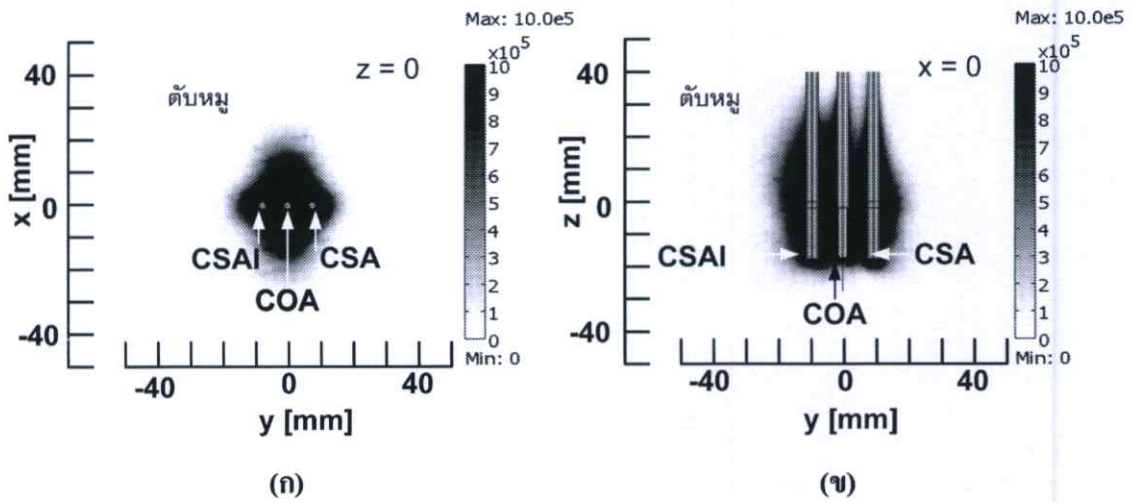
ในรูปที่ 4.19 แสดงการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อตับของการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ที่จัดวางแบบรูปตัวที รูปที่ 4.19 (ก) พิจารณาจากสายอากาศที่วางทางแนวตั้ง ที่ตำแหน่งรอยต่อจุดทาบ จะเห็นได้ว่าการกระจายของ SAR จะเหมือนกับสายอากาศแบบปลายเปิดคันเดียว และมีความสมมาตรรอบๆ สายอากาศ เมื่อพิจารณารูปที่ 4.19 (ข) การกระจายของ SAR จะเหมือนกับผลที่ได้จากสายอากาศคันเดียว 3 ดัน มาวางซ้อนกัน โดยตำแหน่งที่มีการรวมกันของ SAR จะมีขนาดของการกระจาย SAR ที่เพิ่มสูงขึ้น (โดยมุมที่จัดวางสายอากาศตั้งฉากกัน) ทั้งสายอากาศที่วางตามแนวนอนทั้ง 2 ดัน ดังรูป

จากรูปที่ 4.20 (ก) (ข) และ (ค) เป็นผลการจำลองการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และในรูปที่ 4.20 (ง) เป็นผลที่ได้จากการทดลอง

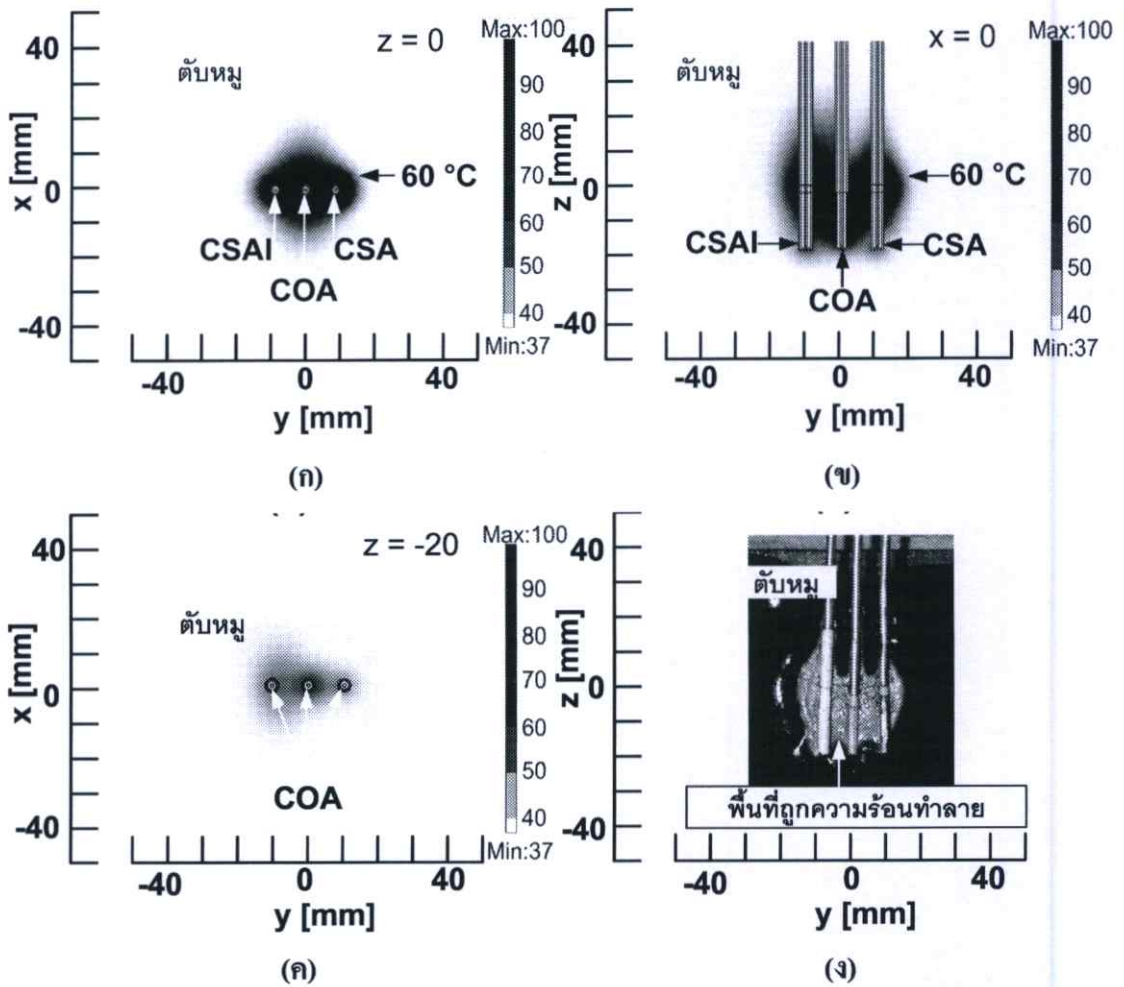
ในรูปที่ 4.20 (ก) และรูปที่ 4.20 (ค) พิจารณาระนาบที่ตำแหน่งจุดต่อของทาบของสายอากาศที่วางทางแนวตั้ง และด้านล่างทางแนวนอนของการจัดวางสายอากาศในแบบรูปตัวที โดยการกระจายของอุณหภูมิจะเหมือนกับการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบปลายเปิดคันเดียว ซึ่งการกระจายอุณหภูมิจะสูงรอบๆ ทาบ จากรูปที่ 4.20 (ข) และรูปที่ 4.20 (ง) จะเห็นได้ว่าผลการจำลองการทำงานกับผลการทดลองมีลักษณะ และขนาดที่ใกล้เคียงกัน โดยผลการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับเล็กกว่าผลการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 2%

จากผลการจำลองการทำงาน และผลการทดลองของการจัดวางสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ทั้งที่เป็นแบบอาร์เรย์ แบบสามเหลี่ยม และแบบรูป T-Shape ในหัวข้อที่ 4.5 นี้ สามารถนำเอาระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาจำลองการทำงาน โดยผลการจำลองการทำงานที่ได้มีผลสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลอง ซึ่งเป็นการยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จากวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่นำมาใช้ได้เป็นอย่างดี

4.6 ผลการจำลองการทำงาน และผลการทดลองเทคนิคการเพิ่มขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศ 3 ต้นแบบผสม (CSAI + COA + CSA)



รูปที่ 4.21 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัควางแบบอาร์เรย์ ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0



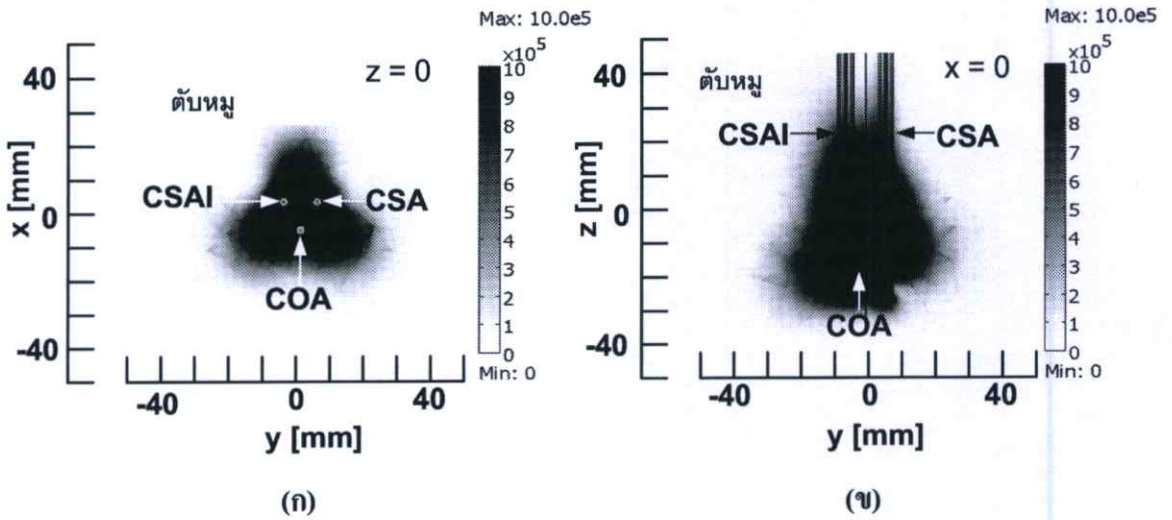
รูปที่ 4.22 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ดัน แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับตับหมู ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ค) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ -20 (ง) รูปการกระจายของอุณหภูมิจากการทดลอง

รูปที่ 4.21 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ในเนื้อเยื่อตับของระบบ MWA ที่ใช้เทคนิคในการทำลายเซลล์มะเร็งแบบหลายสายอากาศ และจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ โดยวางห่างกันเป็นระยะห่างเท่ากับ 1 เซนติเมตร เมื่อพิจารณาผลการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งที่ใช้สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จะเห็นได้ว่าการทำลายจะมีรูปแบบที่ไม่สมมาตร ดังรูปที่ 4.21 (ข) ซึ่งจะแตกต่างกับกรณีที่ใช้สายอากาศแบบเดียวกัน ความหลากหลายของรูปร่างนั้น สอดคล้องกับการทำลายเซลล์มะเร็งที่มีความแตกต่างกันทางรูปร่าง และการใช้งานในบริเวณที่อาจเกิดความเสียหายได้ง่าย เช่น เส้นเลือดใหญ่ หรือบริเวณที่ใกล้กับอวัยวะที่สำคัญ การจัดวางสายอากาศที่มีความ

แตกต่างกันจะแก้ปัญหาในการใช้งานในการทำลายพื้นที่ที่มีขนาดใหญ่ และมีรูปทรงของเซลล์มะเร็งแบบไม่สมมาตร หรือรูปทรงที่แตกต่างกันออกไป

ในการจำลองการทำงานเลือกสายอากาศแบบปลายเปิดไว้กึ่งกลางของการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ โดยในผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบปลายเปิดมีลักษณะการกระจายของความร้อนรอบๆ ปลายเปิดแบบสมมาตร มีลักษณะเป็นทรงกลม ส่วนด้านข้างซ้าย และขวานำเอาสายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มมาวางในระนาบเดียวกัน มีระยะห่างจากสายอากาศแบบปลายเปิดเท่ากับ 1 เซนติเมตร สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มเป็นสายอากาศที่มีโครงสร้างเหมือนกัน ตำแหน่งของการเกิดความร้อน และการกระจายของ SAR มีลักษณะที่เหมือนกัน แต่สายอากาศทั้งสองจะมีความแตกต่างในส่วนของคุณค่า VSWR โดยสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มมีค่าของ VSWR ที่ดีกว่าสายอากาศแบบสล็อต ผลจากการจำลองจะเห็นได้ว่าแนวโน้มของการกระจายของ SAR และอุณหภูมิมีการกระจายความร้อนจากสายอากาศตรงกลาง (ปลายเปิด) ไปยังสายอากาศที่มีค่า VSWR ที่ต่ำกว่าทั้งสองข้าง ผลจากค่า VSWR ที่แตกต่างกันนี้เองทำให้รูปแบบของการกระจายของ SAR และอุณหภูมิจากกระจายเป็นแบบไม่สมมาตร ดังนั้นแพทย์ที่ทำการรักษาเมื่อทราบรูปแบบของเซลล์มะเร็งที่ต้องการทำลายแล้ว ก็จะต้องเลือกวางตำแหน่งของสายอากาศว่าจะให้มีการกระจายของความร้อนไปในทิศทางใด โดยเลือกสายอากาศที่มีค่า VSWR ต่ำ ในพื้นที่ที่ต้องการให้เกิดความร้อนสูง ส่วนบริเวณที่ไม่ต้องการให้เกิดความร้อนสูง ควรเลือกเอาสายอากาศที่มีค่า VSWR ที่สูงกว่า

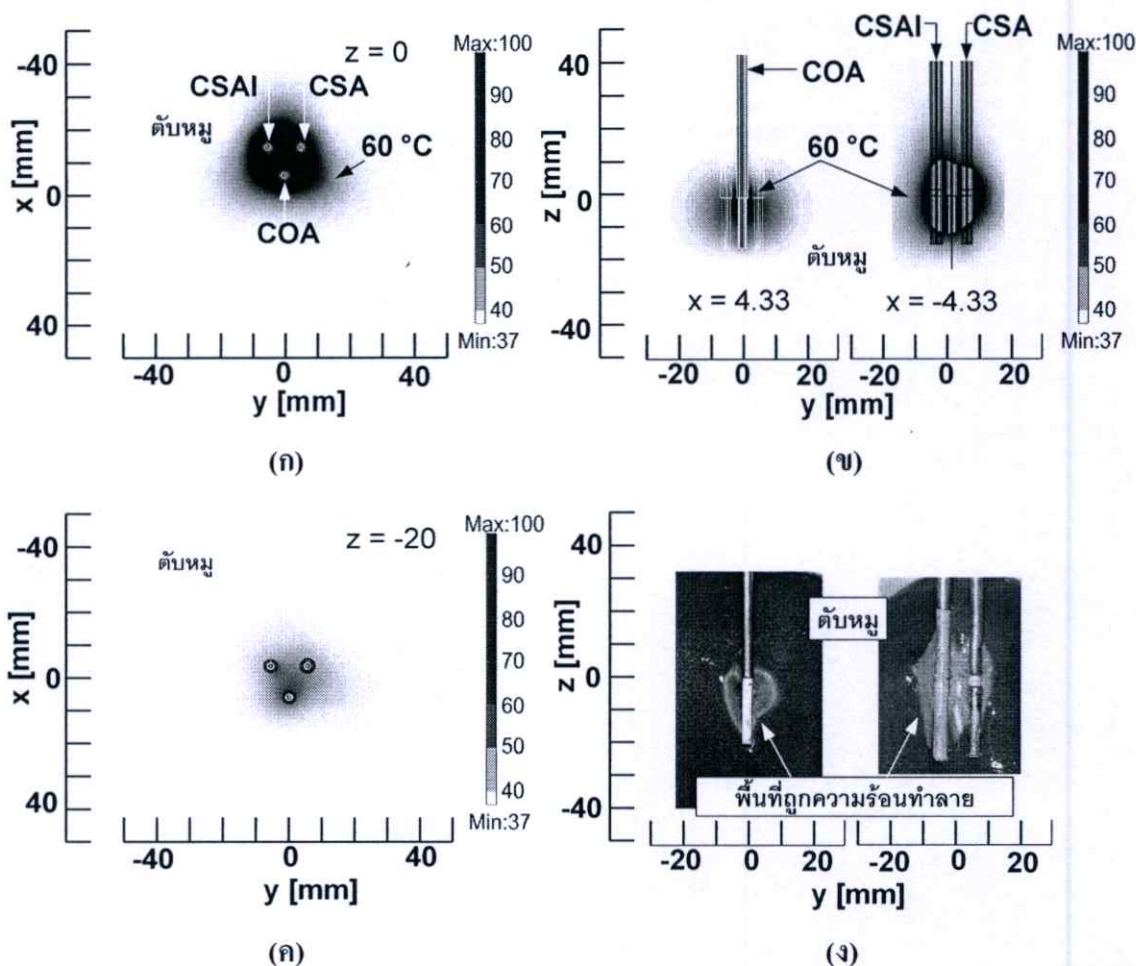
ในรูปที่ 4.22 (ข) และรูปที่ 4.22 (ง) เป็นผลที่ได้จากการจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และผลการทดลองการทำงานตามลำดับ จะเห็นได้ว่าขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อของรูปทั้งสองมีขนาด และรูปทรงใกล้เคียงกัน โดยพื้นที่ของการทำลายเซลล์มะเร็งของการทดลองจริงมีขนาดเล็กกว่าผลที่ได้จากการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 3.5%



รูปที่ 4.23 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ดัน แบบผสม

(CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบสามเหลี่ยมที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน

50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0



รูปที่ 4.24 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ดัน แบบผสม

(CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ

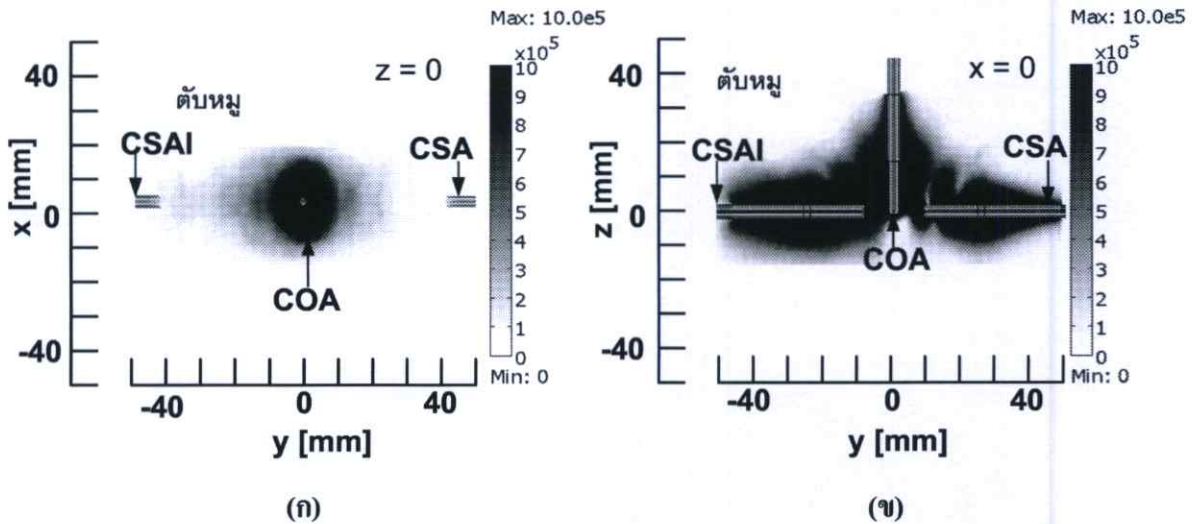
การทดลองกับตับหมูที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที

(ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ค) ระนาบ xy

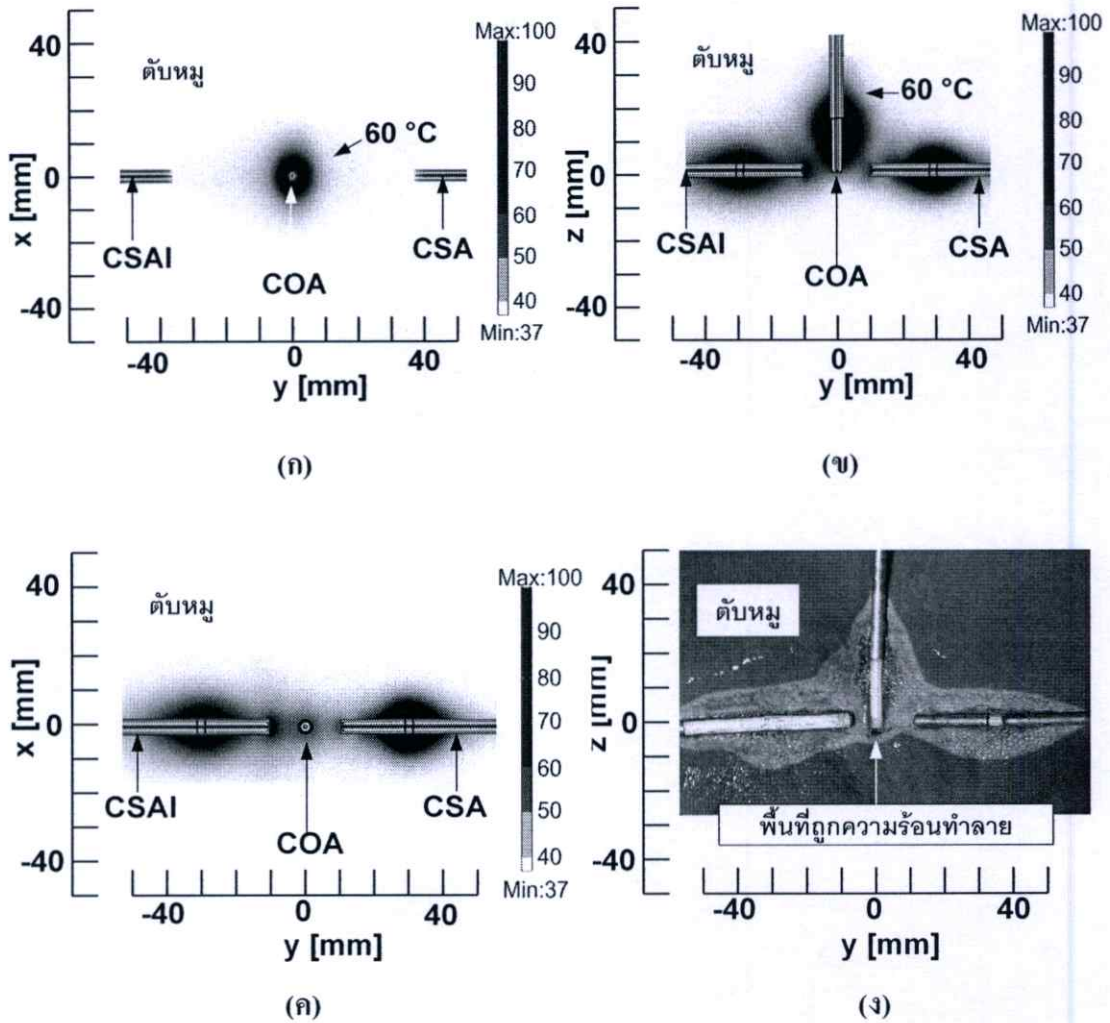
ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ -20 (ง) รูปการกระจายของอุณหภูมิ จากการทดลอง

ในรูปที่ 4.23 และ 4.24 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR และการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของระบบ MWA ที่ใช้เทคนิคในการทำลายแบบหลายสายอากาศ มีการจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม โดยสายอากาศแต่ละต้นจะวางห่างกัน 1 เซนติเมตร โดยทำการพิจารณาการทำลายเซลล์มะเร็งที่ใช้สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) ผลที่ได้จะเห็นได้ว่าการทำลายจะมีรูปแบบที่ไม่สมมาตร ซึ่งแตกต่างกับกรณีที่ใช้สายอากาศแบบเดียวกัน 3 ดัน ความหลากหลายของรูปทรงของการทำลายนั้น สอดคล้องกับลักษณะรูปทรงของเซลล์มะเร็งที่มีความแตกต่างกัน และในการใช้งานในบริเวณที่อาจเกิดความเสียหายได้ง่าย เช่น เส้นเลือดใหญ่ หรือบริเวณที่ใกล้กับ

อวัยวะที่สำคัญ เทคนิคการจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม โดยใช้สายอากาศแบบผสมจึงเป็นทางเลือกหนึ่งในการแก้ปัญหาการทำลายเซลล์มะเร็งที่มีพื้นที่ที่ต้องการทำลายที่มีขนาดใหญ่ และมีรูปทรงของเซลล์มะเร็งแบบไม่สมมาตร เช่นเดียวกับการทำลายเซลล์มะเร็งโดยการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์



รูปที่ 4.25 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ดัน แบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบรูปตัวที ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0



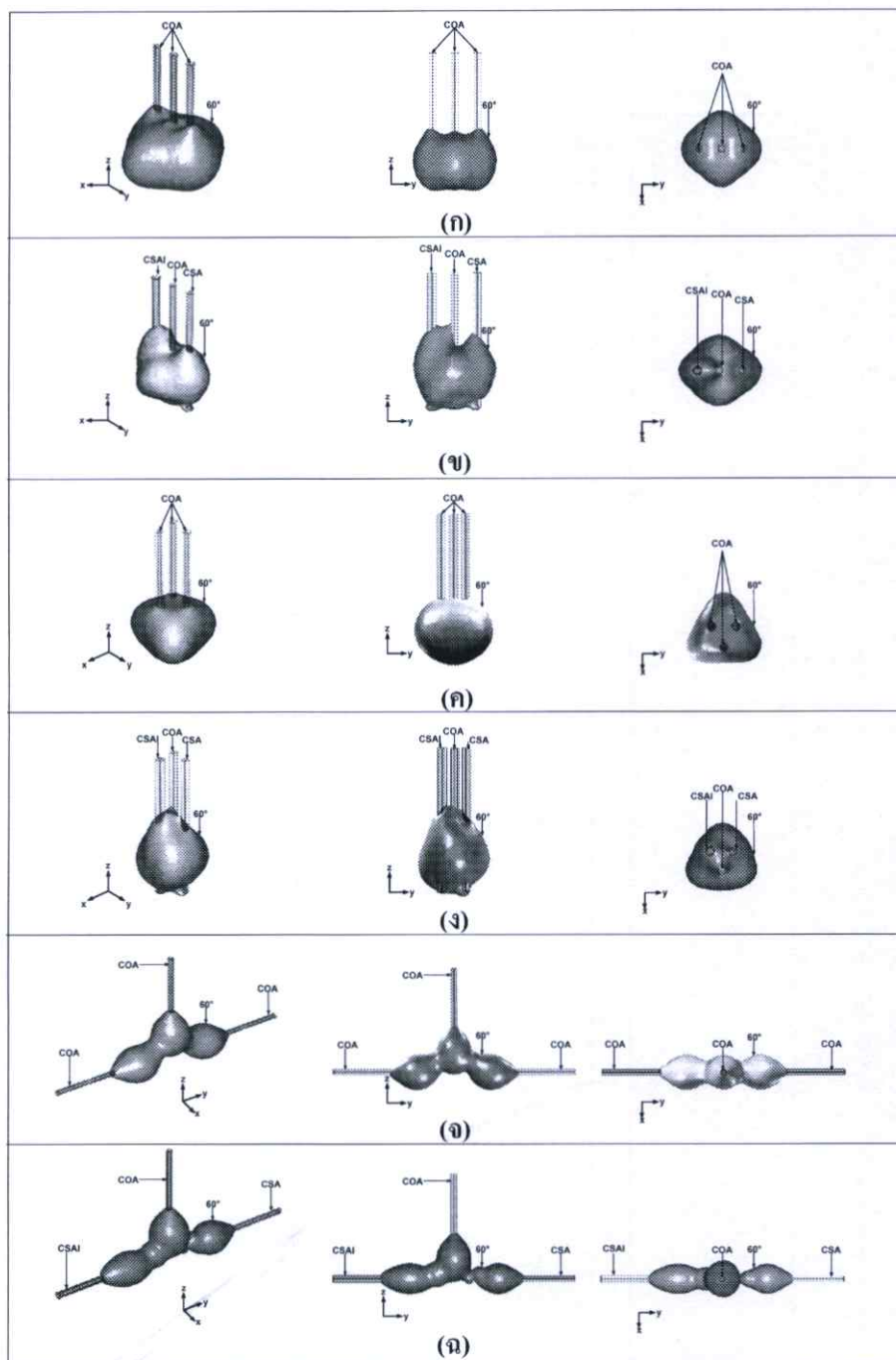
รูปที่ 4.26 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ดัน แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับตับหมู ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ค) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ -20 (ง) รูปการกระจายของอุณหภูมิ จากการทดลอง

รูปที่ 4.25 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ในเนื้อเยื่อตับของระบบ MWA ที่ใช้เทคนิคในการทำลายแบบหลายสายอากาศ และใช้การจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวที โดยพิจารณาการทำลายเซลล์มะเร็งที่ใช้สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จากรูปได้วางสายอากาศแบบปลายเปิดตั้งขึ้นในแนวตั้ง วางสายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้มให้ห่างจากสายอากาศแบบปลายเปิดเท่ากับ 1 เซนติเมตร ในแนวอนทางขวา และซ้ายตามลำดับ จากผลการจำลองจะเห็นได้ว่าการทำลายจะมีรูปแบบที่ไม่สมมาตร เช่นเดียวกับจัดวางสายอากาศแบบ

อาร์เรย์ และการจัดวางแบบสามเหลี่ยมที่ใช้สายอากาศแบบผสม เทคนิคการจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวทีโดยใช้สายอากาศแบบผสมก็เป็นทางเลือกหนึ่งในการทำลายเซลล์มะเร็งที่มีขนาดใหญ่ และมีรูปทรงแบบไม่สมมาตร

จากรูปที่ 4.26 (ก) (ข) และ (ค) เป็นผลการจำลองการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบผสม 3 ต้น (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และในรูปที่ 4.26 (ง) เป็นผลที่ได้จากการทดลอง

ในรูปที่ 4.26 (ก) พิจารณาระนาบที่ตำแหน่งจุดต่อของตัวนำนอกกับส่วนปลายเปิดของสายอากาศแบบปลายเปิดที่วางในแนวตั้ง มีการกระจายอุณหภูมิเช่นเดียวกับสายอากาศแบบปลายเปิดด้านเดียว ซึ่งการกระจายอุณหภูมิจะสูงรอบๆ จุดเชื่อมต่อของตัวนำนอกกับส่วนปลายเปิด และรูปที่ 4.26 (ค) พิจารณาด้านล่างในแนวนอนที่เป็นตำแหน่งของสล็อตของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม และสายอากาศแบบสล็อต การกระจายของอุณหภูมิจะเหมือนกับการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม และสายอากาศแบบสล็อตด้านเดียว เมื่อพิจารณาในรูปที่ 4.26 (ข) ผลจากการจำลองจะเห็นได้ว่าแนวโน้มของอุณหภูมิมีการกระจายความร้อนจากสายอากาศแบบปลายเปิดในแนวตั้ง ไปยังสายอากาศที่มีค่า VSWR ที่ต่ำกว่าในแนวนอนทั้งสองข้าง ผลจากค่า VSWR ที่แตกต่างกันนี้เองทำให้รูปแบบของการกระจายของ SAR และอุณหภูมิกระจายเป็นแบบไม่สมมาตร จากรูปที่ 4.26 (ข) และรูปที่ 4.26 (ง) จะเห็นได้ว่าวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ให้ผลการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งมีขนาดที่ใกล้เคียงกับผลการทดลอง โดยผลการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับเล็กกว่าผลการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 2.7%



รูปที่ 4.27 แสดงขนาดของการทำलयมะเรียงแสดงในรูป 3 มิติ ของสายอากาศ

- (ก) สายอากาศทั้งสามเป็นสายอากาศแบบปลายเปิดจัดวางแบบอาร์เรย์
- (ข) สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบอาร์เรย์
- (ค) สายอากาศทั้งสามเป็นสายอากาศแบบปลายเปิดจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม
- (ง) สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม
- (จ) สายอากาศทั้งสามเป็นสายอากาศแบบปลายเปิดจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวที
- (ฉ) สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางสายอากาศแบบรูปตัวที

ในรูปที่ 4.27 แสดงการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งในรูปทรง 3 มิติ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิดทั้ง 3 ด้าน และใช้สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) มาจัดวางแบบอาร์เรย์ แบบสามเหลี่ยม และแบบรูปตัวที พิจารณาในรูปที่ 4.27 (ก) เป็นการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ของสายอากาศแบบปลายเปิดทั้ง 3 ด้าน จะเห็นได้ว่าขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งมีลักษณะสมมาตร ส่วนในรูปที่ 4.27 (ข) ซึ่งเป็นการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์เช่นเดียวกับรูปที่ 4.27 (ก) แต่ใช้สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) ลักษณะของขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งในรูปทรง 3 มิติ (พิจารณารูปที่ 4.27 (ข) ตรงกลาง) จะเห็นได้ว่าขนาดการทำลายจะไม่สมมาตร โดยรูปทรงขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งของด้านที่เป็นสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) ซึ่งมีค่า VSWR ต่ำ จะมีขนาดการทำลายที่ใหญ่กว่าด้านที่เป็นสายอากาศแบบสล็อต (CSA) ซึ่งมีค่า VSWR สูงกว่า เช่นเดียวกันกับในรูปที่ 4.27 (ค) (ง) และรูปที่ 4.27 (จ) (ฉ) เป็นการจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม และแบบรูปตัวที ของสายอากาศแบบปลายเปิดทั้ง 3 ด้าน และสายอากาศแบบผสมตามลำดับ โดยลักษณะของขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งที่ใช้สายอากาศแบบปลายเปิดทั้ง 3 ด้าน จะมีรูปทรงที่สมมาตรทั้งที่เป็นการจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม และแบบรูปตัวที ในขณะที่ใช้สายอากาศแบบผสมลักษณะของการทำลายจะมีรูปทรงที่ไม่สมมาตร

จากตารางที่ 4.2 แสดงความกว้าง ความยาว ความหนา และปริมาตร ในการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งที่ได้จากวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบปลายเปิดที่จัดวางแบบอาร์เรย์จะมีความหนาของการทำลายเซลล์มะเร็งมากกว่าแบบอื่นๆ และการจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวทีจะมีความกว้าง และความยาวของการทำลายมากที่สุด ส่วนการจัดวางแบบสามเหลี่ยมจะมีความกว้าง ความยาว และความหนาที่ใกล้เคียงกัน ผลที่ออกมาจึงมีลักษณะเป็นทรงกลมมากกว่าการจัดวางแบบอื่นๆ พิจารณาปริมาตรของการทำลายเซลล์มะเร็งจะเห็นได้ว่าการจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวทีมีปริมาตรการทำลายสูงกว่าการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ และแบบสามเหลี่ยม ทั้งที่ใช้สายอากาศแบบปลายเปิดทั้ง 3 ด้าน และใช้สายอากาศแบบผสม ในขณะที่การจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยมจะให้ปริมาตรของการทำลายเซลล์มะเร็งน้อยที่สุดทั้งที่ใช้สายอากาศแบบปลายเปิดทั้ง 3 ด้าน และใช้สายอากาศแบบผสม

ตารางที่ 4.2 แสดงขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ และปริมาตรการทำลายของการจัดวางสายอากาศ 3 แบบ (แบบอาร์เรย์, แบบสามเหลี่ยม และแบบรูปตัวที) ของสายอากาศแบบปลายเปิดทั้ง 3 ต้น และสายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA)

ลักษณะการจัดวางสายอากาศ	กว้าง (มม.)	ยาว (มม.)	หนา (มม.)	ปริมาตร (ลบ.ซม.)	เวลาในการ คำนวณ (วินาที)
สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) จัดวางแบบ Array	34	41	33	26.8	10,189
สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) จัดวางแบบ Triangular	29	30	32	19.4	12,189
สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) จัดวางแบบ T-Shape	45	80	31	30.2	19,313
สายอากาศแบบผสม (CSAI+COA+CSA) จัดวางแบบ Array	30	43	34	24.4	15,240
สายอากาศแบบผสม (CSAI+COA+CSA) จัดวางแบบ Triangular	28	33	30	17.2	18,152
สายอากาศแบบผสม (CSAI+COA+CSA) จัดวางแบบ T-Shape	41	79	29	29.5	22,352

ตารางที่ 4.3 แสดงการเปรียบเทียบขนาดและพื้นที่การทำลายเซลล์มะเร็งจากผลการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เทียบกับผลจากการทดลองโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด (COA)

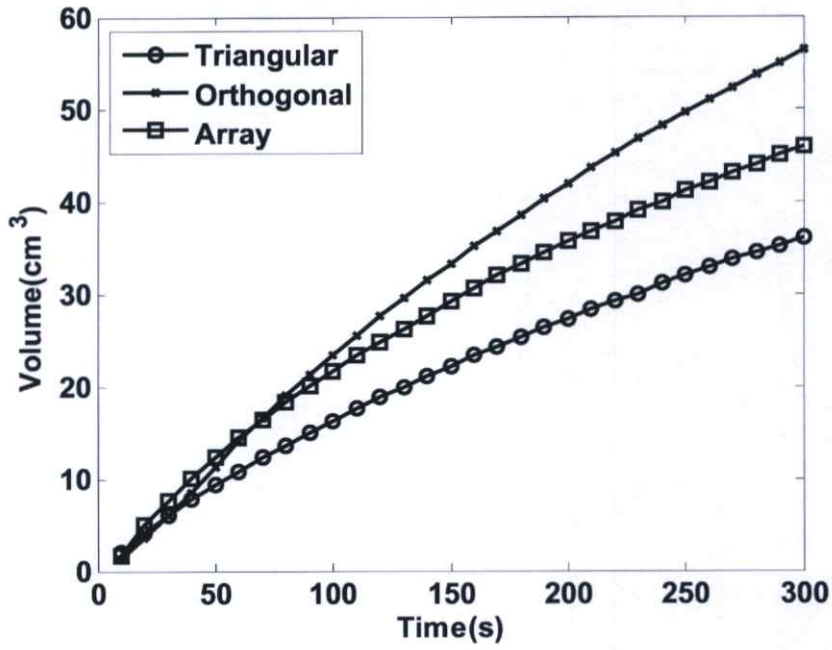
ลักษณะการจัดวาง สายอากาศ		ผลการจำลอง FEM			ผลการทดลองในดับหมู		
		กว้าง (มม.)	ยาว (มม.)	พื้นที่ การ ทำลาย (cm^2)	กว้าง (มม.)	ยาว (มม.)	พื้นที่ การ ทำลาย (cm^2)
Array		34	41	13.94	30.1 ± 0.9	39.0 ± 0.8	11.74
Triangular	Front	21	20	4.2	20.1 ± 0.7	18.2 ± 0.8	3.64
	Back	29	30	8.7	27.4 ± 0.6	29.4 ± 0.9	8.05
T-Shape		45	80	21	43.7 ± 0.8	79.1 ± 0.7	20.54

จากตารางที่ 4.3 เป็นการเปรียบเทียบขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งจากผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดลองจริงในดับหมู จะเห็นได้ว่าพื้นที่ของการทำลายของการทดลองจริงจะมีขนาดเล็กกว่าผลที่ได้จากการจำลองประมาณ 2.7% – 11% โดยสายอากาศแบบปลายเปิดที่จัดวางแบบอาร์เรย์มีค่าความผิดพลาดมากที่สุด และการจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวที่มีขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งจากการจำลองและผลการทดลองแตกต่างกันน้อยที่สุด

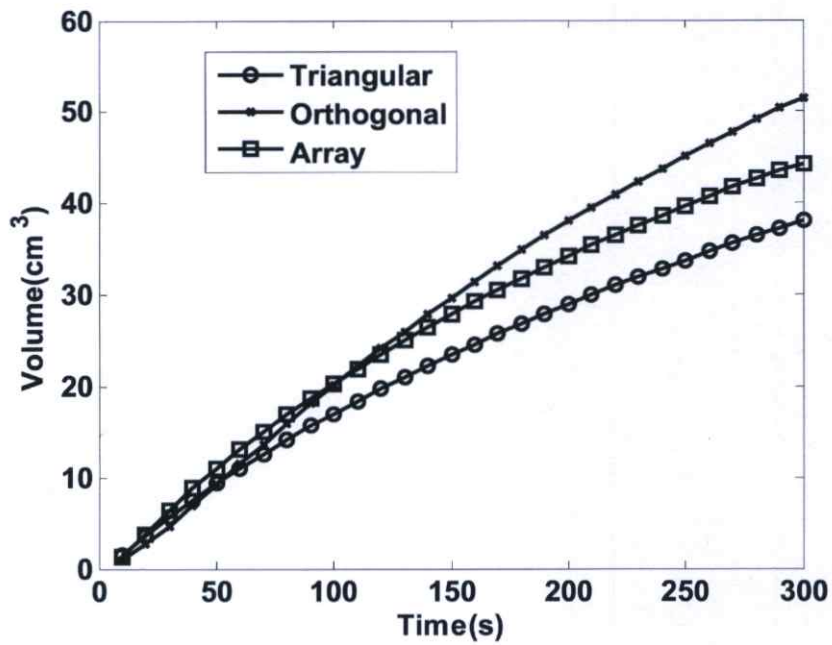
ตารางที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบขนาดและพื้นที่การทำลายเซลล์มะเร็งจากผลการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์ เอลิเมนต์ เทียบกับผลจากการทดลองโดยใช้สายอากาศแบบผสม (COA+CSA+CSAI)

ลักษณะการจัดวางสายอากาศ		ผลการจำลอง FEM			ผลการทดลองในดับหมู		
		กว้าง (มม.)	ยาว (มม.)	พื้นที่ การทำลาย (cm ²)	กว้าง (มม.)	ยาว (มม.)	พื้นที่ การทำลาย (cm ²)
Array		30	43	12.94	28.4±0.7	39.0±0.7	11.00
Triangular	Front	19	19	3.60	18.1±0.8	18.2±0.6	3.27
	Back	28	33	9.24	26.4±0.8	28.4±0.7	7.50
T-Shape		41	79	32.39	40.2±0.6	78.3±0.6	31.32

จากตารางที่ 4.4 เป็นการเปรียบเทียบขนาดการทำลายเซลล์มะเร็ง จากผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดลองจริงในดับหมู จะเห็นได้ว่าพื้นที่ของการทำลายมะเร็งของการทดลองจริงจะมีขนาดเล็กกว่าผลที่ได้จากการจำลองประมาณ 2% - 9% โดยสายอากาศแบบผสมที่จัดวางแบบอาร์เรย์มีค่าความผิดพลาดมากที่สุด เช่นเดียวกับสายอากาศแบบปลายเปิด และการจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวทีมีขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งจากการจำลองและผลการทดลองแตกต่างกันน้อยที่สุด



รูปที่ 4.28 กราฟปริมาตรการทำลายมะเร็งที่ดับเทียบกับเวลาของสายอากาศแบบ COA



รูปที่ 4.29 กราฟปริมาตรการทำลายมะเร็งที่ดับเทียบกับเวลาของสายอากาศแบบผสม

รูปที่ 4.28 แสดงการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของขนาดของการทำลายมะเร็งที่ใช้เทคนิคในการวางแบบขนานกัน Array ทำมุม 60 องศาเป็นรูปสามเหลี่ยม (Triangular) และวางแบบ T-Shape (ก) สายอากาศทั้ง 3 ชุดเป็นสายอากาศแบบ COA และในรูป 4.29 สายอากาศทั้ง 3 ชุด ประกอบด้วยสายอากาศแบบ COA CSA และ CSAI

ในการจัดวางสายอากาศแบบ T-Shape จะให้ปริมาตรในการทำลายเซลล์มะเร็งสูงที่สุด โดยความแตกต่างของปริมาตรของการจัดวางสายอากาศแบบ T-Shape และแบบ Array จะเริ่มแตกต่างกันอย่างชัดเจนตั้งแต่เวลาประมาณ 100 วินาที เป็นต้นไป ในกรณีสายอากาศแบบ Open-tip และสายอากาศแบบผสมจะแตกต่างกันที่เวลาประมาณ 140 วินาที เป็นต้นไป ส่วนการจัดวางแบบ Triangular เริ่มมีขนาดของปริมาตรที่แตกต่าง ในเวลาประมาณ 50 วินาที เป็นต้นไป

บทที่ 5

สรุปงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยฉบับนี้ ได้นำเสนอวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ มาวิเคราะห์รูปแบบการทำลายมะเร็ง โดยสามารถแสดงผลได้ในรูปของสนามไฟฟ้า และความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ และยังสามารถแสดงผลได้ในรูปทรงการทำลายแบบ 3 มิติ แสดงให้เห็นได้ว่าสามารถทำลายมะเร็งระดับได้ ซึ่งสามารถแสดงให้เห็นได้จริง เพื่อเป็นแนวทางในการรักษามะเร็งที่ติดต่อไป ขนาดของการทำลายโดยใช้สายอากาศ 3 ดัน จักรวางสายอากาศ 3 รูปแบบ ขนาดของการทำลายมีขนาดใหญ่กว่า 3 เซนติเมตร และมีรูปทรงที่ขึ้นอยู่กับการจัดวาง เช่น วางแบบ อาร์เรย์ ขนาดการทำลายจะมีขนาดตามการวางสายอากาศ และถ้าวางแบบรูป “T” ผลที่ได้ก็จะขึ้นอยู่กับตามการวางสายอากาศ

ในการใช้งานจริงการจัดวางทั้งสามแบบ จำเป็นต้องอาศัย ชุดจับยึด เพื่อให้การใช้งานมีความสะดวกยิ่งขึ้น และในการจัดวางสายอากาศแบบรูป “T” อาจมีความเป็นไปได้ยาก ในการนำไปประยุกต์ใช้ เนื่องจากสายอากาศทั้ง 3 ดัน ไม่ได้วางอยู่ในทิศทางเดียวกัน ซึ่งทางผู้วิจัย ต้องการแสดงให้เห็นผลของการวางสายอากาศ ในลักษณะที่ ทำมุมสายอากาศ ซึ่งเป็นแนวทางให้แพทย์ทราบถึงการวางที่อาจปรับเปลี่ยนมุมของสายอากาศในมุมต่างๆ เพื่อให้ได้รูปทรงตามการจัดวาง ดังที่ได้กล่าวในตอนต้น

ความแตกต่างของผลการทดลองกับผลที่ได้จากไฟไนต์เอลิเมนต์แบบใช้สายอากาศ 3 ดัน โดยใช้สายอากาศทั้ง 3 ดันแบบ COA มีความแตกต่างกันประมาณ 2%-11% โดยผลที่ได้จากการทดลองมีพื้นที่การทำลายมะเร็งเล็กกว่าผลทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และ 2%-9% สำหรับสายอากาศแบบผสม (COA+CSA+CSAI)

ข้อจำกัดของงานวิจัยฉบับนี้ คือ ยังไม่ได้วิเคราะห์ การส่งผ่านความร้อน ด้านการพา โดยเลือดทางผู้วิจัย จึงทำการทดลองกับเนื้อเยื่อแบบ *In Vitro* เท่านั้น และในการทดลองนั้นทางผู้วิจัย จัดเตรียมการทดลอง โดยจัดเตรียมเนื้อเยื่อที่เพิ่งเสียชีวิต และอุณหภูมิของเนื้อเยื่อให้ใกล้เคียงกับอุณหภูมิของร่างกายมนุษย์ (37 องศาเซลเซียส)

การวิเคราะห์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ ผลลัพธ์ที่ได้มีความใกล้เคียงกับผลที่ได้จากการทดลอง วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ทำให้สามารถออกแบบ สายอากาศแบบๆ ใหม่ ได้สะดวกยิ่งขึ้น เพื่อพัฒนารูปแบบของการทำลายเซลล์มะเร็งได้เป็นอย่างดี

แนวทางในการพัฒนาต่อไป ส่วนที่มีความสนใจ คือ ปัญหาทางด้าน การทำลายเซลล์มะเร็งโดยสนใจปัญหาเรื่องการไหลของเลือด ซึ่งจะใกล้เคียงกับสิ่งมีชีวิตจริง อย่างมาก ซึ่งอาจจะต้องใช้สายอากาศในรูปแบบที่มีโครงสร้างที่ไม่สมมาตร เพื่อให้คลื่นไฟฟ้า ออกมาเพียงด้านเดียว ซึ่งจะมีความยุ่งยาก ซับซ้อนขึ้น และจำเป็นต้องใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ เนื่องจากมีโครงสร้างไม่

สมมาตร หรือใช้การจัดวางสายอากาศแบบเดิม ทั้ง 3 แบบ แต่ป้อนพลังงานให้กับสายอากาศแต่ละต้นไม่เท่ากัน หรือ ควบคุมการเปิด และปิดของสายอากาศแต่ละต้น เพื่อให้ได้รูปทรงของการทำลายที่แปลกใหม่ หรือระยะเวลาในการป้อนพลังงาน อาจใช้มากกว่า 1 นาที เพื่อให้ได้ขนาดของการทำลายที่ใหญ่ขึ้น แต่ควรมีระบบระบายความร้อน เพื่อป้องกันอุณหภูมิ ตำแหน่งใดๆ มีอุณหภูมิที่สูงจนเนื้อเยื่อเกิดความเสียหาย

ในความแตกต่างของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ค่า ϵ_r และ σ จะมีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อปกติ และทางผู้วิจัยได้ทำการทดลองด้วย FEM ใช้สายอากาศ COA ความถี่ 2.45GHz กำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที ปริมาตรการทำลายมะเร็งน้อยกว่าเนื้อเยื่อปกติน้อยมาก โดยปริมาตรการทำลายในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งได้ 10.50 cm^3 และ เนื้อเยื่อที่เป็นปกติ 10.56 cm^3 คิดเป็นเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างได้ 0.56%

จะเห็นว่าเมื่อใช้ความถี่ 2.45 GHz กำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที ขนาดของการทำลายของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติมีความแตกต่างกันน้อยมาก

ในปัจจุบันการทำลายมะเร็ง ด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟจะแทงสายอากาศไปตำแหน่งกึ่งกลางของเนื้อเยื่อมะเร็ง และจะทำการกระจายอุณหภูมิบริเวณเนื้อเยื่อให้สูงเพื่อทำลายมะเร็ง โดยจะให้มีความหนาของการทำลายมีพื้นที่มากกว่าขนาดของก้อนมะเร็งเล็กน้อย (ประมาณ 2 cm.) เพื่อให้ครอบคลุมก้อนมะเร็ง แต่การแทงสายอากาศในเนื้อเยื่อมะเร็ง มีความเสี่ยงต่อการติดเชื้อสูง แต่ถ้าออกแบบสายอากาศไมโครเวฟทำลายมะเร็ง โดยสามารถสร้างพื้นที่การทำลาย โดยไม่แทงลงไป ในบริเวณที่เป็นมะเร็ง อาจมีการใช้สายอากาศมากกว่า 1 ต้น แทงลงไปเนื้อเยื่อปกติรอบๆ บริเวณที่เป็นมะเร็ง และสามารถทำลายมะเร็งได้โดยไม่แทงลงไปเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเป็นอีกแนวทางหนึ่งในการวิจัยและพัฒนาต่อไป

ภาคผนวก ก.

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

P. Phasukkit, S. Tungjitkusolmun, M. Sangworasil, Finite element analysis and in vitro experiments of placement configurations using triple antennas in microwave hepatic ablation, IEEE Trans. Biomed. Eng., Accepted for future publication, 2009.

P. Phasukkit, M. Sangworasil, and S. Tungjitkusolmun ,” Estimation of SAR and Temperature Distribution from Microwave Ablation Technique using 2-D axisymmetric Finite Element Analysis” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, pp. 21 – 24, November 21-23, 2007.

P. Phasukkit, M. Sangworasil and S. Tungjitkusolmun, “MULTI-SLOT and Single Sleeve COAXIAL ANTENNA FOR MICROWAVE ABLATION THERAPY” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, pp. 371 – 374, November 21-23, 2007.

P. Phasukkit, K.Yencham, A.Chaiyapong, S.Tansawat, C.Buakaew M.Sangworasilp and S. Tungjitkusolmun, “3-D Finite Element for Microwave Coagulation Therapy For Liver and Lung Cancer by using Triple-Antennas Technique ” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007) ,Bangkok, Thailand, pp. 375 – 378, November 21-23, 2007.

Sopon Tansward, **Pattarapong Phasukkit**, Sukuma Muisee, Manas Sangworasil and Supan Tungjitkusolmun, “Effect of SAR Distribution for 900, 1800 MHz and Wi-Fi Phone (IEEE 802.11b/g) System in Head of Human Body” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, pp. 642 – 644, November 21-23, 2007.

Kulachat Yencham, **Pattarapong Phasukkit**, Manas Sangworasilp and Supan Tungjitkusolmun, “3 – D finite element Method for Multi-probe Technique for Microwave Coagulation Therapy for Large Lesions Dimension” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, pp. 645 – 647, November 21-23, 2007.

Chalempon Buakaew, **Pattarapong Phasukkit**, Sukuma Muysee, Manas Sangworasil and Supan Tungjitkusolmun, “Automatic Temperature Control for Microwave Coagulation Therapy” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, pp. 793 – 796, November 21-23, 2007.

Apichon Chintanasinton, Supan Tungjitkusolmun and **Pattarapong Phasukkit**, “Analysis of Flexible Coaxial-Slot Antenna for Treatment of Colon Cancer using finite element method” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, pp. 806 – 809, November 21-23, 2007.

Adisorn Chaiyapong, **Pattarapong Phasukkit**, Sukuma Muisee, Manas Sangworasil and Supan Tungjitkusolmun, “Comparison of Liver and Lung Cancer for MCT system by Using Finite Element Method ” International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST 2007), Bangkok, Thailand, pp. 811 – 813, November 21-23, 2007.

P. Phasukkit, M. Sangworasil and S. Tungjitkusolmun “USING MULTI – SLOT COAXIAL ANTENNA FOR MICROWAVE ABLATION THERAPY” 15th INTERNATIONAL CONFERENCE ON MECHANICS IN MEDICINE AND BIOLOGY Singapore, pp. 49 – 52, December 6 – 8th, 2006.

Apinan Kathamma, **Pattarapong Phasukkit** and Supan Tungjitkusolmun, “Finite-Element Analysis of Hepatic Multiple Array Antenna for Microwave Coagulation Therapy” ECTI-CON 2007, Chiang Rai, Thailand, pp. pp. 635 – 638, May 9-12, 2007.

Apichon Chintanasinton, Supan Tungjitkusolmun and **Pattarapong Phasukkit**, "Estimation of Heating Performances of a Coaxial-Slot Antenna for Treatment of Colon" ECTI-CON 2007, Chiang Rai, Thailand, pp. 639 – 642, May 9-12, 2007.

D. Kiatkittisorn¹, M. Sangworasil, **P. Phasukkit** and S. Tungjitkusolmun, "Microwave Ablation Therapy for Lung Cancer using Open-Tip and Multi-Slot" ECTI-CON 2007, Chiang Rai, Thailand, pp. 817 – 820, May 9-12, 2007.

Petch Nantivatana, Supan Tungjitkusolmun¹, **Pattarapong Phasukkit** and Manas Sangworasil, "3D FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR NON-ASYMMETRY STRUCTURE ANTENNA FOR MICROWAVE ABLATION THERAPY" The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering (ISBME 2008) in conjunction with The 1st Biomedical Engineering International Conference (BMEicon 2008), Bangkok, Thailand, pp. 42 – 47, November 10-11, 2008.

Kulachat Yenchan, **Pattarapong Phasukkit**, Manas Sangworasil and Supan Tungjitkusolmun, "COMPARISON OF LESION DIMENTIONS AND ANGULAR PLACEMENTS IN CANCER CELLS DESTRUCTION FO DOUBLE MICROWAVE ANTENNAS USING SLOT AND OPEN-TIP DESIGNS" The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering (ISBME 2008) in conjunction with The 1st Biomedical Engineering International Conference (BMEicon 2008), Bangkok, Thailand, pp. 61 – 63, November 10-11, 2008.

Petch Nantivatana, **Phasukkit Phasukkit**, Manas Sangworasil and Supan Tungjitkusolmun, "MICROWAVE ABLATION SYSTEM FOR HUMAN EYE USED NON-ASYMMETRY STRUCTURE ANTENNA" The 2nd Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2009), Phuket, Thailand, pp. 250 – 253, August 13-14, 2009.

Finite Element Analysis and *in vitro* Experiments of Placement Configurations Using Triple Antennas in Microwave Hepatic Ablation

Pattarapong Phasukkit, *Member, IEEE*, Supan Tungjitkusolmun*, *Member, IEEE*, and Manas Sangworasil

Abstract—This study presents analyses of triple-antenna configurations and designs for microwave hepatic ablation using three-dimensional finite element analyses verified by *in vitro* experiments. Treatment of hepatic cancer often requires removal or destruction of large volume lesions. Using multiple antennas offers a potential solution for creating ablation zones with larger dimensions as well as varied geometrical shapes. We performed both three-dimensional finite element analyses and *in vitro* experiments using three identical open-tip microwave antennas simultaneously, placing them in three types of configurations—“linear array”, “triangular”, and “T-shaped” arrangements. We compared coagulation volumes created as well as temperature distribution characteristics from the three antenna arrangements after power delivery of 50 W for 60 s. We also performed additional tests using non-identical antennas (open-tip, slot, and slot with insulating jacket) for the three configurations. The results illustrate that arranging antennas in the “T-shaped” pattern destroyed more unwanted tissues than those found when using “linear array” and “triangular” arrangements, with maximum coagulation width and depth of 46 mm, and 81 mm, respectively, and coagulation volume of 30.7 cm³. In addition, using non-identical triple antennas caused variations in coagulation zone characteristics, thus the technique could be applied to treatment situations where non-symmetric coagulation zones are required.

Index Terms— microwave ablation, finite element analysis, hepatic ablation, bio-heat equation, triple-antenna.

Manuscript received February 16, 2009; revised May 2, 2009 and May 28, 2009. This work is supported by the Thai Research Foundation Grant TRG4580106 and the Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang. Asterisk indicates corresponding author.

P. Phasukkit is with the Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand. He is also with the Computer Service Center, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand (email: kppattar@kmitl.ac.th)

*S. Tungjitkusolmun is with the Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand (email: ksupan@kmitl.ac.th)

M. Sangworasil is with the Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, 10520, Thailand (email: ksamanas@kmitl.ac.th)

Copyright (c) 2009 IEEE. Personal use of this material is permitted. However, permission to use this material for any other purposes must be obtained from the IEEE by sending an email to pubs-permissions@ieee.org

I. INTRODUCTION

HEPATIC cancer is one of the leading causes of death, especially in Southeast Asia [1]. Two types of hepatic cancer are commonly found—primary and metastatic malignancies. Primary hepatic cancer can potentially be cured if it is discovered in early stages while metastatic hepatic cancer can rarely be cured. Possible treatments for primary hepatic cancers are surgical operation, chemotherapy, cryoablation, radiation therapy, and radio-frequency (RF) ablation [2]. Currently, surgical resection is the treatment of choice for both well-localized primary and metastatic hepatic malignancies [3]. However, the majority of the patients are not candidates for surgical resection due to restrictions, such as multifocal disease, tumor size, location of tumor to key vessels, or coagulopathies. Chemical treatment, where adequate chemical injection is administered into artery supplying cancer tissues, and radiation therapy are mostly used to temporarily relieve the symptoms [2]. A combination of the above methods has also been used for treatment of hepatic cancer to improve the degree of success [4].

RF ablation has been recently introduced and has proved to be an effective cure for primary hepatic cancer where the tumors found are still small (< 3 cm in diameter) [2], [5]–[7]. In RF ablation, electric current at frequencies between 350–500 kHz is passed into cancer cells via an electrode placed inside the tumor. The electric energy generates Joule heat which then conducts into surrounding tissues. Elevating temperature of unwanted tissues to a level above 50 °C can effectively kill cancer cells [8], [9]. RF ablation is much less invasive compared to surgical resection as only a small incision is required for insertion of ultrasound-guided RF probe. Commonly reported disadvantages in RF ablation technique include difficulty in treating large tumors and the potential for incomplete RF tumor ablation near blood vessels because of the heat sink effect of local blood flow [10], [11].

Microwave (MW) ablation method is another alternative for curing cancer and is emerging as a new treatment option for patients with unresectable hepatic malignancies [12], [13]. Similar to RF ablation, MW current is passed to cancer tissues typically via an antenna which causes generation of Joule heat to selective targeted areas. However, the zone of active tissue

heating from RF probe is limited to a few millimeters surrounding the active electrode, with the remainder of the ablation zone being heated via thermal conduction [2]. Owing to the much broader field of power density of the electromagnetic field in MW ablation (up to 2 cm surrounding the antenna [2], [7]), MW ablation results in a much larger zone of active heating than RF ablation. In addition, manipulating the designs of MW antenna has a greater effect on electromagnetic field distributions which in turn govern the temperature distributions found in unwanted tissue.

Several studies on MW ablation have been previously reported over the past decade. In 1996, Labonté *et al.* [14] introduced three types of MW antennas—open-tip monopole (OTM), dielectric-tip monopole (DTM), and metal-tip monopole (MTM)—operating at 2.45 GHz for cardiac ablation. They compared the three antenna designs using finite element (FE) analysis and found that MTM provided the smoothest temperature distribution in surrounding tissue. OTM exhibited the lowest S_{11} (good matching impedance) at 2.45 GHz and its temperature distribution was found to be relatively smooth. Other notable proposed MW antenna designs include: capchoker catheter antenna proposed by Lin *et al.* [21] for MW treatment with localized heating of tissue surrounding the distal end of the catheter, the floating sleeve antenna proposed by Yang *et al.* [22] where the inclusion of the floating sleeve could prevent the flow of electromagnetic energy along the coaxial applicator.

Saito *et al.* [15] used the “MW coagulation therapy (MCT)” system operating at 2.45 GHz with two slot antennas. The antennas were placed in parallel (“linear array” arrangement) and the power supply was set to 50 W for duration of 90 s, with an optimal distance between the antennas of 10 mm. They simulated with the Finite Different Time Domain (FDTD) method and verified the simulation results with *in vitro* experiment using porcine liver. From the experimental results, the largest ablation width found was approximately 30 mm.

Using multiple MW antennas has also been reported to give noticeably larger ablation formations. In addition to double slot-antennas reported by Saito *et al.* [15], Wright *et al.* [6] reported that using triple-antenna ablation in a triangular array in *in vivo* experiments produced synergistically larger ablation zones than those produced by single antenna ablation, thus hinting at the more convenient and effective treatment of large tumors using MW ablation [16].

Numerical simulation has been used extensively in studies of RF & MW ablation as it offers a fast and economical way to evaluate new hypothetical designs. Simulations of three-dimensional (3-D) coupled thermal-electric FE analysis were previously introduced for RF ablation [17]–[20]. However all previous FE analysis for MW hepatic ablation have been performed in two dimensions (approximating the geometry of the FE model to be axisymmetric) [15], [21], [22], [23]–[33]. Liu *et al.* [34] studied thermal characteristics of microwave ablation in the vicinity of an arterial bifurcation using 3-D thermal finite element model. However, SAR distribution

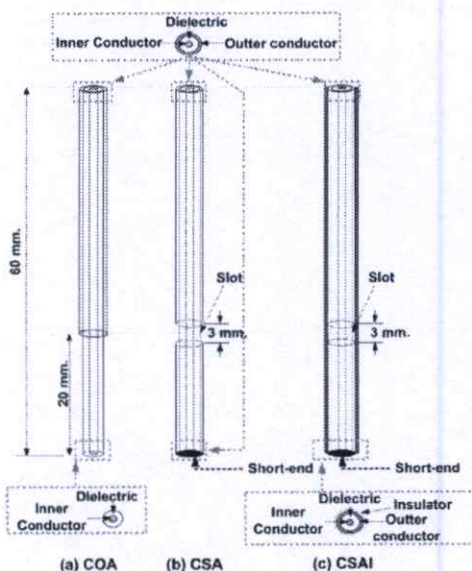


Fig. 1. Structure of Antenna (a) COA (b) CSA and (c) CSAI For COA, the 20 mm distal end of the antenna was stripped off, while a 3-mm slot was cut open for CSA, and CSAI CSAI has a 1-mm thick insulating jacket covering the antenna.

TABLE I
 DIMENSIONS OF COMPONENTS OF COAXIAL ANTENNAS

Component	Dimensions (mm)		
	COA	CSA	CSAI
Inner conductor	0.912	0.912	0.912
Diameter of outer conductor	3.581	3.581	3.581
Diameter of dielectric	2.985	2.985	2.985
Width of slot	-	3	3
Length from end to slot	-	20	20
Length of open-tip end	20	-	-
Thickness of outer insulator	-	-	1
Overall length of antenna	60	60	60

from experimental data was used as microwave heat source instead of coupling the electromagnetic calculation.

II. METHODS

In this study, we first compared the heating characteristics of three single antenna designs—“coaxial open-tip antenna (COA)”, “coaxial slot-antenna (CSA)”, and “coaxial slot-antenna with insulator (CSAI)”, after applying power of 50 W for a duration of 60 s. The structures of these antennas are described in the next section. The antenna design with the largest coagulation zone (areas with temperature higher than 60 °C) [15] was then selected for use in the comparison of (identical) triple-antenna configurations—“parallel”, “triangular”, and “T-shaped” patterns. Lastly, we performed triple-antenna MW ablation using three non-identical antenna designs simultaneously (“mixed” triple-antenna) in order to

further explore more possibilities for varied coagulation zone characteristics.

A. Antenna Designs

The antennas used in the experiment were semi-rigid coaxial cable (RG 402 M17/130-RG402 Copper Jacket, EMC Technology & Florida RF Labs, Stuart, Florida, USA) having a diameter of 3.581 mm, and were used with N-type connector. We modified this semi-rigid coaxial antenna to obtain different antenna designs investigated in this study, which were:

(1) COA: the outer conductor was stripped off from the distal end of the antenna (20 mm in length) (Fig. 1 (a)).

(2) CSA: a 3-mm slot centered at 20 mm from the distal end of the coaxial antenna was cut open (Fig. 1 (b)).

(3) CSAI: a 3-mm slot was cut open at the same fashion as in (2). Similar to Saito et al. 2000 [15], we then covered the slot with polytetrafluoroethylene (PTFE, Shenzhen Woer Heat-Shrinkable Material Co., Ltd., Shenzhen, China), as shown in Fig. 1 (c).

Dimensions of the components of these antennas are listed in Table I. Table II lists the material properties of each component of the antennas [30], [35]. These dimensions and properties were incorporated in all FE models in this study.

B. Properties of Antennas

The graphical illustration in Fig. 2 shows VSWR characteristics measured from the Bird Site Analyzer Model SA-6000 EX (Bird Electronic Corporation, Cleveland, Ohio, USA.). We measured Voltage Standing Wave Ratio (VSWR) values of the antennas in the range of 2.3 GHz to 2.6 GHz which covered our operating frequency of 2.45 GHz. All measurements were performed by inserting each antenna in a 10 cm × 10 cm freshly excised swine liver obtained from a local slaughterhouse. From the results in Fig. 2, all three antenna designs have very low VSWR (1.065, 1.030, and 1.015 for COA, CSA, and CSAI, respectively). Antennas with very low VSWR are desirable because they can drive more energy into tissue. Thus, all three antenna designs can potentially be used in MW ablation applications. Note that VSWR of CSAI is lower than that of CSA at all frequencies which indicates that the matching impedance of CSAI is better than that of CSA.

C. Bio-heat Equation and FEM

The source of heat transfer in MW ablation is from electromagnetic wave at 2.45 GHz transmitted into tissues. Joule heating arises when energy dissipated by an electric current flowing through a conductor is converted into thermal energy. Tissue temperature changes over time can be predicted by the bio-heat equation [36]:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = -Q_p + Q_{met} + Q_{ext} \quad (1)$$

$$\text{where } Q_{ext} = \rho \cdot SAR \quad (2)$$

$$\text{and } SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad (3)$$

Table II lists definitions of parameters (at 2.45 GHz) and

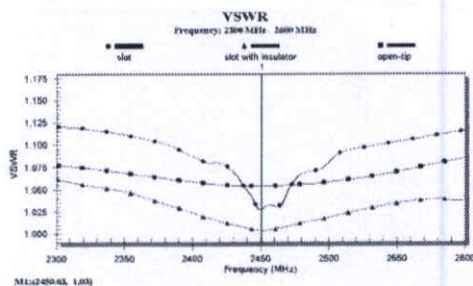


Fig. 2. VSWR characteristics of COA, CSA, and CSAI antennas over frequency range of 2300 to 2600 MHz obtained from the Bird Site Analyzer Model SA-6000 EX

TABLE II
MATERIAL PROPERTIES USED IN FE MODELS

Properties	Value	
ρ_{liver} = Density of liver [35]	1,020 [kg/m ³]	
c_{liver} = Specific heat of liver [35]	(20~70°C)	(80~100°C)
	3,628 [J/kg·K]	3858 [J/kg·K]
k = Thermal conductivity of liver [35]	(20~70°C)	(80~100°C)
	0.465 [W/m·K]	0.867 [W/m·K]
σ_{liver} = electrical conductivity of liver ¹	1.69 [S/m]	
ϵ_{liver} = relative permittivity of liver [30]	43.03	
ϵ_{ins} = relative permittivity of dielectric [30]	2.03	
ϵ_{insul} = relative permittivity of insulator [30]	2.6	

¹ [Online]. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>

² For temperature between 70~80°C, the average values of listed properties were used.

variables in Eq. [1]–[3]. The energy generated by metabolic process (Q_{met}) was neglected in this study since it was small compared to other heat sources [18], [20]. Q_{ext} is external heat source generated by MW energy from antennas. After delivery of MW energy into tissue, Joule heat is generated which then conducts into surrounding tissues. Cooling from liver tissue perfusion (Q_p) takes away a certain amount of heat from hepatic tissue. However, since our *in vitro* experiments were performed using excised swine liver, Q_p is neglected in this study.

As the geometries of the antennas used in this study were complicated, we utilized numerical modeling to solve 3-D bio-heat equation in order to obtain temperature distributions during MW ablation. We solved our FE models using COMSOL Multiphysics Version 3.4 (COMSOL Inc., Burlington, MA) on a 64-bit Sun Fire V40z Server (2 processors, 8 GB of RAM). The simulations performed in COMSOL consisted of RF Module and Heat Transfer (Bioheat Equation) Module. We developed the antenna structure and other geometrical compo-

nents with SolidWorks Version 2007 (SolidWorks Corp, Concord, MA) before exporting them in IGES format into COMSOL Multiphysics 3.4. We assigned boundary conditions and material properties and then solved the coupled thermal-electromagnetic problem. The total time for MW energy application was set to 60 s while the power delivered was set to 50 W for all cases.

We performed a Cauchy Convergence Test to determine appropriate mesh sizes for our models and the threshold for maximum temperature difference of 0.1 °C was used [37]. The mesh used in our models was finer at areas surrounding the distal end of antennas (minimum of 0.01 mm) and was coarser at locations further away from the tip of the antennas (maximum of 10 mm). The numbers of elements for models with a single antenna ranged from approximately 27,000 to 50,000. Models for three antennas arrangements contained approximately 71,000 to 92,000 elements and the numbers of degrees of freedom were in the order of 600,000.

D. Comparison of COA, CSA, and CSAI

Before processing to triple-antenna hepatic MW ablation, we first analyzed the characteristics of coagulation zones formed using three different single antenna designs. We performed FE analyses to compare coagulation zone formations by applying 50 W to each antenna for 60 s and measured areas with temperature exceeding 60 °C (where tissue discoloration occurs [15]).

E. Triple-antenna Configurations

We used the antenna design that created the largest coagulation zone from section III (d) for triple-antenna MW ablation. To study the effect of antenna arrangements and designs, we performed the FE analyses for the following cases:

1) *Linear Array Configuration (linear array)*: Three identical antennas A, B, and C, were all placed on the y-z plane ($x=0$) in parallel (Fig. 3 (a)). The distance between two adjacent antennas was 10 mm. The insertion depth of each antenna was 60 mm. The overall geometry of this case was cylindrical with 100 mm in diameter and 80 mm in height. Temperature distributions on y-z plane at $x=0$, on x-y plane at $z=0$, and -20 mm were recorded.

2) *Triangular Configuration (triangular)*: Three COA antennas (A, B, and C) were arranged in a three probe cluster-like configuration parallel to the centrally located z-axis, forming an equilateral triangle on the cross-sectional plane (Fig. 3 (b)). The spacing distances between the distal end of antenna A and B, B and C, and A and C were 10 mm. The insertion depth of all antennas was 60 mm. Similar to Case 1, the overall geometry of Case 2 was cylindrical with 100 mm diameter and 80 mm height, and temperature distributions on x-y plane at $z=0$ and -20 mm were recorded. In addition, we observed temperature distributions on two additional planes—y-z planes at $x=4.33$ mm, and -4.33 mm.

3) *T-shaped Configuration (T-shaped)*: COA antennas A, B, and C, were all placed on the y-z plane ($x=0$) (Fig. 3 (c)). A

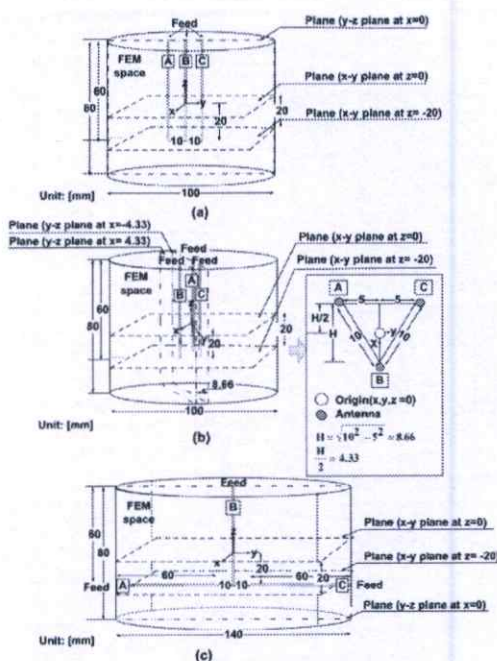


Fig. 3. Triple-antenna configurations used in this study: (a) linear array, (b) triangular, and (c) T-shaped arrangements.

and C were placed horizontally on the y-z plane (at $z=-20$ mm), parallel to the y-axis, while antenna B was placed vertically along the z-axis. A, B, and C, were arranged so that the distance between distal ends of A and B, as well as between B and C, were 10 mm. Similar to the previous cases, the insertion depth of B was 60 mm. The overall geometry of Case 3 was also cylindrical, with 80 mm height, and 140 mm diameter. Temperature distributions on y-z plane at $x=0$, and on x-y plane at $z=0$, and -20 mm were recorded.

F. In vitro Experimental Setup

Fig. 4 shows a diagram for the experimental setup using a 3-output MW source capable of controlling the energy level of each antenna independently [15]. The MW source is a magnetron oscillator working at 2450 MHz, with maximum CW output of 250 W. The setup also consisted of three sets of measurement systems (Wideband power sensor Model 5012 (350-4000 MHz), Bird Electronic Corporation, Cleveland, Ohio, USA). Each sensor was linked to a PC (Pentium D 2.8 GHz, Window XP service Pack 2, 2 GB RAM, 300 GB hard disk) via USB 2.0 cable. All three generators were powered on simultaneously to deliver MW energy to each of the triple antennas.

We cut swine liver into 3 pieces in order to aid investigation of coagulation zone formation at different locations of the

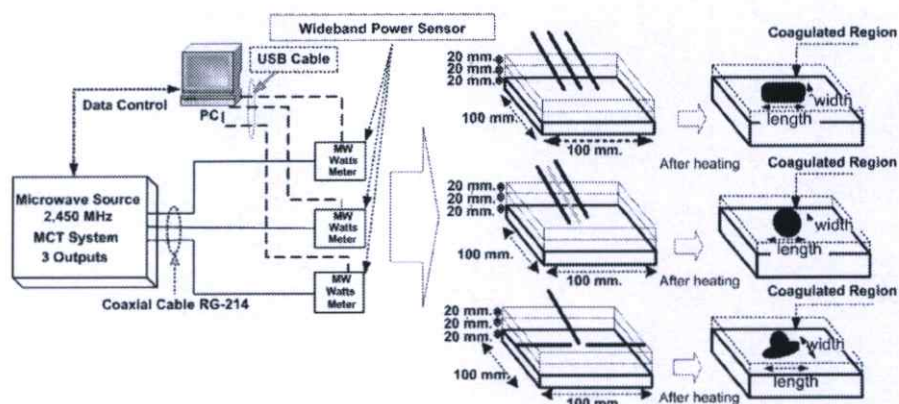


Fig. 4. Schematic diagram for *in vitro* experimental setup consisting of MW source with three outputs for different antenna arrangements

tissue (Fig. 4). Each piece of liver tissue used was shaped as a rectangular prism with dimensions of $100 \times 100 \times 20$ mm. Three configurations for antenna placement were used—linear array, triangular, and T-shaped, described in the previous section. Each antenna was held at a fixed position by placing it through a narrow passage on an acrylic frame.

Similar to FE simulations, we utilized three types of antenna designs—COA, CSA, and CSAI—for *in vitro* experiments. MW power of 50 W was applied to each antenna for 60 s. During application of MW energy, we placed swine liver in a water bath heater with temperature of approximately 37°C . We also added NaCl into water to increase the conductivity to a level similar to physiological fluid (0.9% Saline). Measurements of tissue discolored areas were recorded for comparison with FE results using 10 tissue samples ($n=10$) for each case.

We also performed triple-antenna MW ablation by arranging the antenna configurations as described in Section E. However, three different antenna designs (COA+CSA+CSAI) were used simultaneously (“linear array mixed”, “triangular mixed”, and “T-shaped mixed”). Temperature distributions and coagulation zone formations were recorded for comparison with the identical antennas cases.

III. RESULTS

A. Comparison of COA, CSA, and CSAI (Single Antenna)

We performed 3-D FE analyses of MW antenna using different single antenna designs (Fig. 1). When using the CSAI, FE models had higher numbers of elements (50,096) than those of other antenna designs because there were several thin layers of materials at the distal end of antennas. Thus, finer mesh was required in order to correctly represent those smaller areas.

We applied 50 W power for a duration of 60 s in all cases. Fig. 5 (a), (b), and (c) show temperature distributions of single COA, CSA, and CSAI, respectively. Regions with highest

temperature were focused along the perimeter of the open tip for COA. For CSA and CSAI, hot spots were located next to the slot of the antenna, with CSAI having a larger area of high temperature. The coagulation zone can be calculated by summing the volumes of elements with temperature of 60°C or higher. The coagulation volume when using COA was the largest, while the coagulation zone formation from CSA was the smallest (Table III). Thus, we selected COA for triple-antennas configurations in the following sections. Note that the actual ablation zone covers tissue areas where temperature exceeds 50°C [8], [9]. We used a temperature of 60°C as a threshold as tissue discoloration could be visually observed and measured [15].

B. Multiple-Antenna Configurations Using COA

Since COA was the optimal single antenna design, we performed 3-D FE analyses of triple-antenna ablation by arranging COA antennas in linear array, triangular, and T-shaped patterns (Fig. 3). Similar to single antenna MW ablation, we applied 50 W for a duration of 60 s for all cases.

1) *Linear Array Configuration*: Fig. 6 (a) and (b) show temperature distributions of linear array COA on x-y plane at $z = 0$, and -20 mm, respectively. Fig. 6 (c) shows temperature distribution of linear array COA on y-z plane at $x = 0$ mm. The darkest regions which denote the areas with highest temperature distribution were located around each of the three COA. The dotted line indicates areas where temperature exceeds 60°C . From the results, the highest temperature of 92.0°C was found at the onset of the open-tip portion of antennas A and C, on the right and left side, respectively. Table IV lists coagulation zone dimensions of linear array COA.

2) *Triangular Configuration*: Fig. 7 (a) and (b) show temperature distributions of triangular COA on x-y plane at $z = 0$, and -20 mm, respectively. Fig. 7 (c) shows temperature distribution of triangular COA on y-z plane, at $x = 4.33$, and



Fig. 5. Temperature distributions (50 W, 60 s) of single MW ablation from (a) COA (b) CSA, and (c) CSAI. The darkest regions in each case represent areas where temperature exceeds 50 °C. The dotted lines mark 60 °C contours.

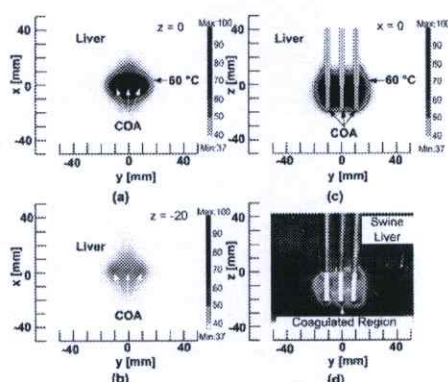


Fig. 6 Simulation and *in vitro* experimental results for linear array COA. (a) and (b) are temperature distribution from FE model shown on x-y plane at $z = 0$, and $z = -20$ mm, respectively. (c) is the temperature distribution on the y-z plane at $x = 0$ (middle of the coagulation zone), and (d) is the corresponding *in vitro* experimental results. The dotted lines in (a) and (c) mark the extent of discolored tissue region

TABLE III
VOLUMES OF ABLATION ZONES FOR SINGLE COA, CSA, AND CSAI

Single Antenna	Volume (cm ³)
COA	10.3
CSA	7.2
CSAI	9.8

TABLE IV
COMPARISON OF COAGULATION ZONE CHARACTERISTICS OF "LINEAR ARRAY", "TRIANGULAR", AND "T-SHAPED" COA*

	Width (mm)	Length (mm)	Thickness (mm)	Volume (cm ³)	Computation Time (s)
Linear Array COA	35	41	34	28.0	11,189
Triangular COA*	29	31	33	20.2	13,189
T-shaped COA	46	81	32	30.7	19,516

*The width and length from triangular configuration are measured on the "back" plane. The computation time required for the simulation of each case is also listed.

-4.33 mm. The highest temperature distributions were located around each of the three COA. From the results, highest temperature was found at (0, 0, -3.2) mm which is centrally located among the three antennas and it was equal to 99.8 °C. Table IV lists coagulation zone dimensions of triangular COA.

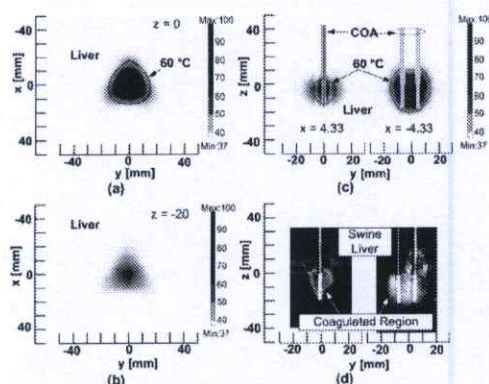


Fig. 7 Simulation and *in vitro* experimental results for triangular COA. (a) and (b) are temperature distribution from FE model shown on x-y plane at $z = 0$, and $z = -20$ mm, respectively. (c) is the temperature distribution on the y-z plane at $x = 4.33$ mm, and -4.33 mm, and (d) is the corresponding *in vitro* experimental results. The dotted lines in (a) and (c) mark the extent of discolored region.

3) *T-shaped Configuration*: Fig. 8 (a) and (b) show temperature distributions of T-shaped COA on x-y plane at $z = 0$, and -20 mm, respectively. Fig. 8 (c) shows temperature distribution of T-shaped COA on y-z plane, at $x = 0$ mm. The areas with highest temperature distribution were located adjacent to each of the three COA. From the results, highest temperature locations were focused around the junctions at the onset of the open-tip area and it was equal to 86.3 °C. Table IV lists coagulation zone dimensions of T-shaped COA.

C. Comparison of Results from FE Analyses and *in vitro* Experiments

We performed *in vitro* experiments as described in Section III D using the same conditions as our FE models in the previous sections. As we dissected the tissue at the planes of interest prior to MW ablation, tissue discoloration areas were photographed with a digital camera (Nikon D70s, Nikon Corp., Tokyo, Japan) for all cases. Fig. 6 (d), 7 (d), and 8 (d) illustrate that *in vitro* coagulation zone characteristics from linear array, triangular, and T-shaped triple COA antennas are comparable to FE results in Fig. 6 (c), 7 (c), and 8 (c). Coagulation widths and lengths from FE models and *in vitro* experiments are listed in Table V.

D. Mixed Designs for Triple-Antenna MW Ablation

To compare the differences in geometrical characteristics of identical triple-antenna MW ablation versus those of mixed triple ablation MW ablation, we illustrated the resulted coagulation zone formations in 3-D in Fig. 9 (a) to Fig. 9 (f). The 3-D geometries of coagulation zone formations for linear array COA, triangular COA, and T-shaped COA are shown in Fig. 9 (a), 9 (c), and 9 (e), respectively, while those for "linear array mixed", "triangular mixed", and "T-shaped mixed", are shown in Fig. 9 (b), 9 (c), and 9 (f), respectively.



Fig. 5. Temperature distributions (50 W, 60 s) of single MW ablation from (a) COA (b) CSA, and (c) CSAI. The darkest regions in each case represent areas where temperature exceeds 50 °C. The dotted lines mark 60 °C contours.

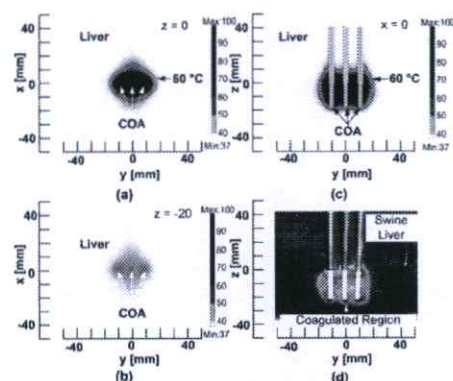


Fig. 6. Simulation and *in vitro* experimental results for linear array COA. (a) and (b) are temperature distribution from FE model shown on x-y plane at $z = 0$, and $z = -20$ mm, respectively. (c) is the temperature distribution on the y-z plane at $x = 0$ (middle of the coagulation zone), and (d) is the corresponding *in vitro* experimental results. The dotted lines in (a) and (c) mark the extent of discolored tissue region.

TABLE III
 VOLUMES OF ABLATION ZONES FOR SINGLE COA, CSA, AND CSAI

Single Antenna	Volume (cm ³)
COA	10.3
CSA	7.2
CSAI	9.8

TABLE IV
 COMPARISON OF COAGULATION ZONE CHARACTERISTICS OF "LINEAR ARRAY", "TRIANGULAR", AND "T-SHAPED" COA*

	Width (mm)	Length (mm)	Thickness (mm)	Volume (cm ³)	Computation Time (s)
Linear Array COA	35	41	34	28.0	11,189
Triangular COA*	29	31	33	20.2	13,189
T-shaped COA	46	81	32	30.7	19,516

*The width and length from triangular configuration are measured on the "back" plane. The computation time required for the simulation of each case is also listed.

-4.33 mm. The highest temperature distributions were located around each of the three COA. From the results, highest temperature was found at (0, 0, -3.2) mm which is centrally located among the three antennas and it was equal to 99.8 °C. Table IV lists coagulation zone dimensions of triangular COA.

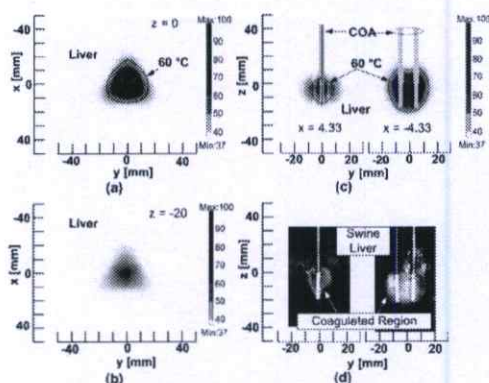


Fig. 7. Simulation and *in vitro* experimental results for triangular COA. (a) and (b) are temperature distribution from FE model shown on x-y plane at $z = 0$, and $z = -20$ mm, respectively. (c) is the temperature distribution on the y-z plane at $x = 4.33$ mm, and -4.33 mm, and (d) is the corresponding *in vitro* experimental results. The dotted lines in (a) and (c) mark the extent of discolored region.

3) *T-shaped Configuration*: Fig. 8 (a) and (b) show temperature distributions of T-shaped COA on x-y plane at $z = 0$, and -20 mm, respectively. Fig. 8 (c) shows temperature distribution of T-shaped COA on y-z plane, at $x = 0$ mm. The areas with highest temperature distribution were located adjacent to each of the three COA. From the results, highest temperature locations were focused around the junctions at the onset of the open-tip area and it was equal to 86.3 °C. Table IV lists coagulation zone dimensions of T-shaped COA.

C. Comparison of Results from FE Analyses and *in vitro* Experiments

We performed *in vitro* experiments as described in Section III D using the same conditions as our FE models in the previous sections. As we dissected the tissue at the planes of interest prior to MW ablation, tissue discoloration areas were photographed with a digital camera (Nikon D70s, Nikon Corp., Tokyo, Japan) for all cases. Fig. 6 (d), 7 (d), and 8 (d) illustrate that *in vitro* coagulation zone characteristics from linear array, triangular, and T-shaped triple COA antennas are comparable to FE results in Fig. 6 (c), 7 (c), and 8 (c). Coagulation widths and lengths from FE models and *in vitro* experiments are listed in Table V.

D. Mixed Designs for Triple-Antenna MW Ablation

To compare the differences in geometrical characteristics of identical triple-antenna MW ablation versus those of mixed triple ablation MW ablation, we illustrated the resulted coagulation zone formations in 3-D in Fig. 9 (a) to Fig. 9 (f). The 3-D geometries of coagulation zone formations for linear array COA, triangular COA, and T-shaped COA are shown in Fig. 9 (a), 9 (c), and 9 (e), respectively, while those for "linear array mixed", "triangular mixed", and "T-shaped mixed", are shown in Fig. 9 (b), 9 (d), and 9 (f), respectively.

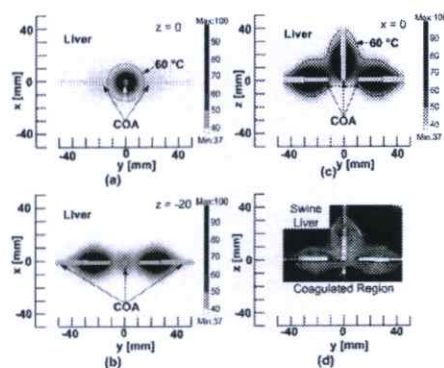


Fig. 8. Simulation and *in vitro* experimental results for T-shaped COA. (a) and (b) are temperature distribution from FE model shown on x-y plane at $z = 0$, and $z = -20$ mm, respectively. (c) is the temperature distribution on the y-z plane at $x = 0$ (middle of the coagulation zone), and (d) is the corresponding *in vitro* experimental results. The dotted lines in (a) and (c) mark the extent of discolored region.

TABLE V
 SIMULATION VS. *IN VITRO* EXPERIMENTAL RESULTS FOR LINEAR ARRAY, TRIANGULAR, AND T-SHAPED COA

Configuration	simulation		<i>in vitro</i>	
	Width (mm)	Length (mm)	Width (mm)	Length (mm)
Linear Array COA	35	41	30.1 ± 0.9	39.0 ± 0.8
Triangular COA	Front antenna	22	20.1 ± 0.7	18.2 ± 0.8
	Back antenna	29	27.4 ± 0.6	29.4 ± 0.9
T-shaped COA	46	81	43.7 ± 0.8	79.1 ± 0.7

Coagulation zone formation for linear array COA appears to be symmetric from the front view, while coagulation zone formation around CSAI appears to be larger than that close to CSA for mixed linear array. Similarly, coagulation zone characteristics for triangular and T-shaped COA exhibit some symmetry, while it is evident from Fig. 9 (d) and Fig. 9 (f) that “triangular mixed” and “T-shaped mixed” MW ablation resulted in asymmetric coagulation zones and more coagulation zone formation was found close to CSAI, compared to CSA.

IV. DISCUSSION

For single MW antenna ablation, COA was able to create the largest coagulation volume. When comparing VSWR of the three antenna designs (Fig. 2), CSAI has the best matching impedance at frequency of 2.45 GHz—that is, its VSWR is closest to perfect matching ($VSWR = 1.0$). Matching impedance of CSA is slightly better than that of COA. However, coagulation volume for COA was the largest because MW energy was able to propagate into larger tissue area adjacent to the open-tip. MW energy propagation for CSA and CSAI was limited to a smaller area surrounding the

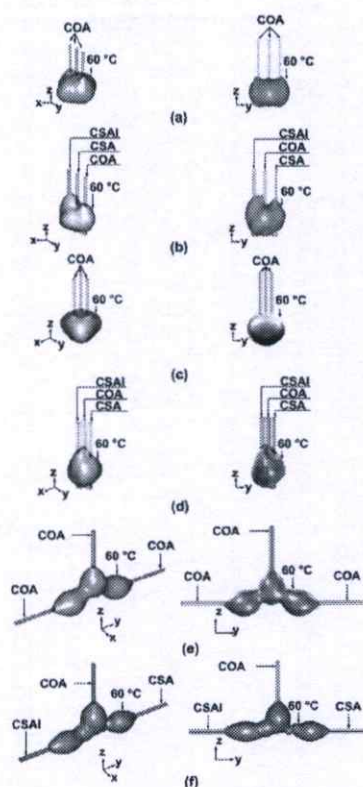


Fig. 9. Three-dimensional representations of coagulation zones formed when triple COA and triple mixed antennas were used. (a) and (b) are coagulation zone formations for linear array configuration of triple COA, and triple mixed antennas; (c) and (d) are coagulation zone formations for triangular configuration of triple COA, and triple mixed antennas; and (e) and (f) are coagulation zone formations for T-shaped arrangement of triple COA, and triple mixed antennas.

slot, thus CSA and CSAI had smaller coagulation zone formation. In addition, coagulation volume of CSAI was larger than CSA due to a better impedance matching (Fig. 2).

For identical triple-antenna ablation, T-shaped configuration has the largest coagulation volume, followed by coagulation volumes of linear array and triangular configurations, respectively. For triangular pattern, coagulation zone characteristics were similar to using a single antenna, but the resulted coagulation volume was twice as large. Although T-shaped arrangement is more difficult to place inside a patient's body in real clinical application, this result suggests that lesion characteristics could be altered by varying antennas placement.

Resulted coagulation zone dimensions from FE simulations are slightly larger than those of the *in vitro* experiments, but otherwise exhibit a similar trend, with T-shaped configuration having the largest coagulation zone dimensions, and the trian-

gular configuration having the smallest coagulation zone. The discrepancies in coagulation zone dimensions between FE analyses and *in vitro* experiments range from 2.4 to 14.0%. Thus, we conclude that our FE analyses offer satisfying results in this study as FE model was able to accurately predict coagulation zone characteristics of different triple-antenna MW ablations.

The resulted coagulation volumes from using mixed designs triple-antennas were generally smaller than those of three COA triple-antennas, independent of antennas configuration. In addition to coagulation volumes, a major difference in the results of the two cases was coagulation zone characteristics. Coagulation zones formed when we used COA triple-antenna exhibited a certain degree of symmetry opposite *y-z* plane for linear array configuration, around *z*-axis for triangular configuration, and *y-z* plane for T-shaped configuration. In contrast, coagulation zones formed when we used mixed antenna designs were asymmetric, and the destruction zone adjacent to CSAI appeared to be larger than that of CSA. This is highly evident in the case of T-shaped configuration (Fig. 9 (e) and (f)).

Comparison of our results with previous studies showed that, for a similar targeted coagulation volume (30 mm diameter) using power of 50 W, triple-antenna ablation requires shorter duration than double-antenna ablation [15] to create a comparable coagulation zone. The clinically used MW devices show varying sizes of coagulation volume depending on their geometry: applicators of straight geometry are reported to achieve coagulation diameters of up to 25 mm [16], whereas single loop-antenna applicators were reported to result in coagulation diameters of up to 35 mm [38].

Major limitations of our experiments are that no blood perfusion or presence of blood vessels were taken into account in our computer models and *in vitro* experiments. Inclusion of blood perfusion into our models will affect the resulted coagulation zones by reducing the dimensions of the overall coagulation zones while the general characteristics of coagulation zones are unchanged. Since there is no tissue perfusion in swine liver in *in vitro* experiments, we exclude parameters for blood perfusion from FE models. Location of the targeted liver tumor in relation to large blood vessels can also change the dimensions as well as characteristics of resulted coagulation zones [39]. A non-uniform heating MW ablation system might be beneficial to properly ablate both regions close to large blood vessels (more heat), and those that are further away (less heat). In addition, optimal power and ablation duration for triple-antenna MW ablation needs to be further explored as a recent study by Hope et al. [40] found that using different levels of power and ablation durations influences the resulted dimensions of ablation zones for MW kidney ablation.

V. CONCLUSIONS

In this study, we utilized 3-D FE analyses for single- and triple-antenna hepatic MW ablation. Initially, three designs for single-antenna MW ablation were compared and COA was

found to produce largest coagulation zones, compared to those from CSA and CSAI. As expected, triple-antenna MW ablation produced larger coagulation zone than that of single-antenna MW ablation, with T-shape configuration providing the largest dimensions. Using identical antennas for triple-antenna MW ablation provides generally symmetric coagulation zone formation, while using non-identical antennas produced non-symmetric coagulation zones. Our future works will include investigation of triple-antenna MW ablation in the presence of large blood vessels, and *in vivo* experiments in live animal.

REFERENCES

- [1] I. L. Fong, "Liver cancer online document", [Online]. Available: http://www.medicinenet.com/liver_cancer/article.htm
- [2] T. J. Vogl, T. K. Helmberger, M. G. Mack, and M. F. Reiser (Eds.), "Ablative techniques (percutaneous) Thermal Ablative Techniques," in *Percutaneous Tumor Ablation in Medical Radiology*, Berlin, Germany: Springer, 2008, pp. 7–32.
- [3] J. P. McGahan, J. M. Brock, II, Tesluk, W.-Z. Gu, P. Schneider, and P. D. Browning, "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model," *J. Vasc. Inter. Radiol.*, vol. 3, pp. 291–297, May 1992.
- [4] B. Chiappini, R. Di Bartolomeo, and G. Marinelli, "The surgical treatment of atrial fibrillation with microwave ablation: preliminary experience and results," *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, [Online], 2(2003), pp. 327–330. Available: <http://icvts.ctsnetjournals.org/cgi/content/full/2/3/327>
- [5] D. M. Mahvi, and F. T. Lee, Jr., "Radiofrequency ablation of hepatic malignancies: Is heat better than cold?," *Ann. Surg.*, vol. 230, no. 1, pp. 9–11, Jul. 1999.
- [6] A. S. Wright, D. M. Mahvi, D. G. Haemmerich, and F. T. Lee, Jr., "Minimally invasive approaches in management of hepatic tumors," *Surg. Technol. Int.*, vol. 11, pp. 144–153, 2003.
- [7] D. Haemmerich, F. T. Lee, Jr., "Multiple applicator approaches for radiofrequency and microwave ablation," *Int. J. Hyperthermia.*, vol. 21, no. 2, pp. 93–106, Mar. 2005.
- [8] M. W. Miller and M. C. Ziskin, "Biological consequences of hyperthermia," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 15, pp. 707–722, 1989.
- [9] S. A. Sapareto and W. C. Dewey, "Thermal dose determination in cancer therapy," *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, vol. 10, pp. 787–800, Jun. 1984.
- [10] C. Cha, F. T. Lee, Jr., I. F. Rikkers, J. E. Niederhuber, B. T. Nguyen, D. M. Mahvi, "Rationale for the combination of cryoablation with surgical resection of hepatic tumors," *J. Gastrointest. Surg.*, vol. 5, no. 2, pp. 206–213, Mar. Apr. 2001.
- [11] S. B. Chinn, F. T. Lee, Jr., G. D. Kennedy, C. Chinn, C. D. Johnson, T. C. Winter III, F. F. Warner, and D. M. Mahvi, "Effect of vascular occlusion on radiofrequency ablation of the liver: results in a porcine model," *AJR Am. J. Roentgenol.*, pp. 789–795, Mar. 2004.
- [12] A. S. Wright, L. A. Sampson, T. F. Warner, D. M. Mahvi, and F. T. Lee, Jr., "Radiofrequency versus microwave ablation in a hepatic Porcine Model," *Radiology*, vol. 236, pp. 132–139, Jul. 2005.
- [13] M. Lu, J. Chen, X. Nie, L. Liu, X. Huang, L. Jiang, and J. Huang, "Hepatocellular carcinoma: US-guided percutaneous microwave coagulation therapy," *Radiology*, vol. 221, no. 1, pp. 167–172, Oct. 2001.
- [14] S. Labonté, A. Blais, S. R. Legault, H. O. Ali, and L. Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 44, no. 10, pp. 1832–1840, Oct. 1996.
- [15] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1800–1806, Nov. 2000.
- [16] A. S. Wright, F. T. Lee, Jr., and D. M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 10, no. 3, pp. 275–283, Apr. 2003.

- [17] D. Panescu, J. G. Whayne, S. D. Fleischman, M. S. Mirotnik, D. K. Swanson, and J. G. Webster, "Three-dimensional finite element analysis of current density and temperature distributions during radio-frequency ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 9, pp. 879–890, Sep. 1995.
- [18] S. Tungjitkusolmun, E. J. Woo, H. Cao, J. Z. Tsai, V. R. Vorperian, and J. G. Webster, "Finite element analyses of uniform current density electrodes for radio-frequency cardiac ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 1, pp. 32–40, Jan. 2000.
- [19] F. J. Woo, S. Tungjitkusolmun, H. Cao, J. Z. Tsai, J. G. Webster, V. R. Vorperian, and J. A. Will, "A new catheter design using needle electrode for subendocardial RF ablation of ventricular muscles: Finite element analysis and *in vitro* experiments," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 1, pp. 23–31, Jan. 2000.
- [20] D. Haemmerich, S. Tungjitkusolmun, S. T. Saelin, F. T. Lee, Jr., D. M. Mahvi, and J. G. Webster, "Finite-element analysis of hepatic multiple probe radio-frequency ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 7, pp. 836–842, Jul. 2002.
- [21] J. C. Lin, and Y.-J. Wang, "The cap-choke catheter antenna for microwave ablation treatment," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 6, pp. 657–660, Jun. 1996.
- [22] D. Yang, J. M. Bertram, M. C. Converse, A. P. O'Rourke, J. G. Webster, S. C. Hagness, J. A. Will, and D. M. Mahvi, "A floating sleeve antenna yields localized hepatic microwave ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 3, pp. 533–537, Mar. 2006.
- [23] D. Haemmerich, S. T. Saelin, S. Tungjitkusolmun, F. T. Lee, Jr., D. M. Mahvi, and J. G. Webster, "Hepatic bipolar radio-frequency ablation between separated multiprong electrodes," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 10, pp. 1145–1152, Oct. 2001.
- [24] K. M. Jones, J. A. Meschling, J. W. Strohhorn, and B. S. Trembly, "Theoretical and experimental SAR distributions for interstitial dipole antenna arrays used in hyperthermia," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 37, no. 8, pp. 1200–1209, Aug. 1989.
- [25] S. Pisa, M. Cavagnaro, P. Bernardi, and J. C. Lin, "A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: Physical design, computer modeling and experimental measurement," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 5, pp. 599–601, May. 2001.
- [26] G. Schaller, J. Erb, R. Engelbrecht, and H. M. Seegenschmied, "Field simulation of applicators for interstitial microwave hyperthermia," *Microwave Symposium Digest, IEEE MTT-S Int.*, vol. 1, pp. 307–310, May 16–20, 1995.
- [27] G. Schaller, J. Erb, and R. Engelbrecht, "Field simulation of dipole antennas for interstitial microwave hyperthermia," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 44, no. 6, pp. 887–895, Jun. 1996.
- [28] W. Hürter, F. Reinhold, and W. J. Lorenz, "A dipole antenna for interstitial microwave hyperthermia," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 39, no. 6, pp. 1048–1054, Jun. 1991.
- [29] J. C. Lin, S. Hirai, C.-L. Chiang, W.-L. Hsu, J.-L. Su, and Y.-J. Wang, "Computer simulation and experimental studies of SAR distributions of interstitial arrays of sleeved-slot microwave antennas for hyperthermia treatment of brain tumors," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 2191–2198, Nov. 2000.
- [30] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Estimation of SAR distribution of a tip-split array applicator for microwave coagulation therapy using the finite element method," *IEICE Trans. Electronics.*, vol. E84-C, no. 7, pp. 948–954, Jul. 2001.
- [31] J. M. Bertram, D. Yang, M. C. Converse, J. G. Webster, and D. M. Mahvi, "Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model," *Biomed Eng Online*, vol. 5, p. 15, Feb. 27, 2006.
- [32] D. Hardie, A. J. Sangster, and N. J. Cronin, "Coupled field analysis of heat flow in the near field of a microwave applicator for tumor ablation," *Electromagn Biol Med*, vol. 25, no. 1, pp. 29–43, 2006.
- [33] P. Prakash, G. Deng, M. C. Converse, J. G. Webster, D. M. Mahvi, and M. C. Ferris, "Design optimization of a robust sleeve antenna for hepatic microwave ablation," *Phys Med Biol.*, vol. 53, no. 4, pp. 1057–69, Feb. 2008.
- [34] Y. J. Liu, A. K. Qiao, Q. Nan, and X. Y. Yang, "Thermal characteristics of microwave ablation in the vicinity of an arterial bifurcation," *Int J Hyperthermia*, vol. 22, no. 6, pp. 491–506, Sep. 2006.
- [35] P. Liang, B. dong, X. Yu, D. Yu, Z. Cheng, L. Su, J. Peng, Q. Nan, and H. Wang, "Computer-aided dynamic simulation of microwave-induced

thermal distribution in coagulation of liver cancer," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 7, pp. 821–829, Jul. 2001.

- [36] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *J Appl Phys.*, vol. 1, pp. 93–122, Aug. 1948.
- [37] S. Tungjitkusolmun, E. J. Woo, H. Cao, J.-Z. Tsai, V. R. Vorperian, and J. G. Webster, "Thermal-electrical finite element modeling for radio-frequency cardiac ablation: effects of changes in myocardial properties," *Med Biol. Eng. Comput.*, vol. 38, pp. 562–568, Sept. 2000.
- [38] S. A. Shock, K. Meredith, T. F. Warner, L. A. Sampson, A. S. Wright, T. C. Winter III, D. M. Mahvi, J. P. Fine, and F. T. Lee, Jr., "Microwave ablation with loop antenna: *in vivo* porcine liver model," *Radiology*, vol. 231, no. 1, pp. 143–149, Apr. 2004.
- [39] S. Tungjitkusolmun, S. T. Saelin, D. Haemmerich, J. Z. Tsai, H. Cao, V. R. Vorperian, F. T. Lee, Jr., D. M. Mahvi, and J. G. Webster, "Three dimensional finite element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, no. 1, pp. 3–9, Jan. 2002.
- [40] W. H. Hope, M. D. Thomas, M. Schelzer, W. L. Newcomb, J. J. Heath, A. E. Lincourt, H. J. Norton, B. T. Heniford, and D. A. Iannitti, "Guidelines for power and time variables for microwave ablation in an *in vivo* porcine kidney," *J. Surg. Res.*, vol. 153, no. 2, pp. 263–267, May 2009.



Pattarapong Phasukkit (S'03–M'08) was born in Saraburi, Thailand on May 18, 1978. He received the B.Eng. and M.Eng. degrees in Telecommunications Engineering from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok Thailand, in 2000 and 2003 respectively. Since 2004, he has been pursuing his Ph.D degree in Electrical Engineering at KMITL. His research interests include microwave ablation, antenna design, and wireless communications.

Since 2002, he has been a computer system administrator at the Computer Service Center at KMITL.



Supan Tungjitkusolmun (S'96–M'00) was born in Bangkok, Thailand, December 5, 1972. He received the B.S.E.E. degree from the University of Pennsylvania, Philadelphia, in 1995, and the M.S.E.E. and Ph.D. degrees from the University of Wisconsin, Madison, in 1996, and 2000, respectively.

He is an Assistant Professor at the Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok. From 2003 to 2007, he was the Assistant Director, Computer Research and Service Center, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand. His research interests include finite-element modeling, radio-frequency ablation, microwave ablation, signal processing and image processing.



Manas Sangworasil was born in Bangkok, Thailand in 1951. He received the B.Eng. from King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Bangkok, Thailand, in 1973. He received the M.Eng. and D.Eng. (Telecommunications) from Tokai University, Japan, in 1977 and 1991, respectively. He was in the Advising Committee of Thai Biomedical Engineering Research Association, Chairman of the 1st Symposium on Thai Biomedical Engineering (ThaiBME 2008), Chairman of the 30th Electrical Engineering Conference (EECON-30). From 2003 to 2007, he was the Director of Computer Research and Service Center, KMITL. His fields of interest are related to image reconstruction, 3D modeling, image classification and image filtering.

He is an Associate Professor at the Dept. of Electronics, Faculty of Engineering, KMITL.

ภาคผนวก ข.

สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's equations)

ไมโครเวฟ เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีสเปกตรัมอยู่ในช่วง 300 MHz ถึง 300 GHz หรือมีค่าความยาวคลื่นจาก 1 เมตร ถึง 1 มิลลิเมตร ในปี 1873 เจมส์ คลาร์ก แมกซ์เวลล์ (James Clerk Maxwell) นักฟิสิกส์ชาวอังกฤษ ได้นำเสนอทฤษฎีแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้คณิตศาสตร์บรรยายถึงความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก เรียกว่า สมการแมกซ์เวลล์ ซึ่งเป็นการรวบรวมกฎต่างๆ ทางแม่เหล็กไฟฟ้า คือ กฎของฟาราเดย์ และกฎของแอมแปร์ รวมทั้งได้นำเสนอแนวคิดเรื่องกระแสดิสเพลซเมนต์ (displacement current) เข้ามาทำให้สามารถอธิบายการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้ ชุดสมการแมกซ์เวลล์ที่รวบรวมขึ้นนี้สามารถอธิบายปรากฏการณ์ทางแม่เหล็กไฟฟ้าได้ทุกอย่าง ไม่ว่าจะเป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสถิต หรือสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลา โดยรูปสมการดิฟเฟอเรนเชียลของแมกซ์เวลล์ แสดงในชุดสมการที่ (ข.1) ถึง สมการที่ (ข.4)

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (\text{ข.1})$$

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{j} \quad (\text{ข.2})$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{ข.3})$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_v \quad (\text{ข.4})$$

เมื่อ \vec{E} คือ สนามไฟฟ้า มีหน่วย (V/m) \vec{H} คือ สนามแม่เหล็ก มีหน่วย (A/m) \vec{D} คือ ความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้า มีหน่วย (C/m²) \vec{B} คือ ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก มีหน่วย (Wb/m²) \vec{j} คือ ความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า มีหน่วยเป็น (A/m²) ρ คือ ความหนาแน่นของประจุต่อปริมาตร

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (\text{ข.5})$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (\text{ข.6})$$

เมื่อ ϵ คือ ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า (electric permittivity) มีหน่วยเป็น (F/m) และ μ เป็นค่าความซึมซาบแม่เหล็ก (magnetic permeability) มีหน่วยเป็น (H/m) รอบๆ ตัวกลาง โดยตัวกลางอุดมคติ (ตัวกลางเป็นสูญญากาศ) มีค่าเท่ากับ

$$\epsilon = \epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12} (\text{F/m}) \quad (\text{ข.7})$$

$$\mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} (\text{H/m}) \quad (\text{ข.8})$$

ในตัวกลางที่เป็นวัสดุใดๆ ไป

$$\varepsilon = \varepsilon_r \varepsilon_0 \quad (\text{ข.9})$$

$$\mu = \mu_r \mu_0 \quad (\text{ข.10})$$

เมื่อ ε_r คือ ค่าความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์ หรือค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (dielectric constant) และ μ_r เป็นค่าความซึมซาบแม่เหล็กสัมพัทธ์

โดยจากชุดสมการแมกเวลล์ข้างต้นแสดงให้เห็นว่าคลื่น EM คือ สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เปลี่ยนกับเวลา สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปจะเป็นคลื่นที่เป็นสัญญาณฮาร์โมนิก (time-harmonic) ซึ่งมักจะแทนด้วยสัญญาณรูปไซน์ แสดงได้ดังสมการที่ (ข.11) และ (ข.12)

$$\vec{E}(t) = \vec{E}_0 \cos(\omega t + \varphi_E) \quad (\text{ข.11})$$

$$\vec{H}(t) = \vec{H}_0 \cos(\omega t + \varphi_H) \quad (\text{ข.12})$$

เมื่อ ω คือ ความถี่เชิงมุม มีหน่วยเป็น rad และ φ_E คือ ค่าเริ่มต้นทางเฟสของ \vec{E} และ φ_H คือ ค่าเริ่มต้นทางเฟสของ \vec{H} ซึ่งสามารถเขียนในรูปเฟสเซอร์เชิงซ้อน (complex phasor) ได้ดังสมการที่ (ข.13) และ (ข.14)

$$\vec{E}(t) = \text{Re}(\vec{E}_0 e^{j(\omega t + \varphi_E)}) \quad (\text{ข.13})$$

$$\vec{H}(t) = \text{Re}(\vec{H}_0 e^{j(\omega t + \varphi_H)}) \quad (\text{ข.14})$$

โดยเฟสเซอร์ของ \vec{E} และ \vec{H} สามารถกำหนดได้ดังนี้

$$\vec{E}(t) = \vec{E}_0 e^{j(\omega t + \varphi_E)} \quad (\text{ข.15})$$

$$\vec{H}(t) = \vec{H}_0 e^{j(\omega t + \varphi_H)} \quad (\text{ข.16})$$

การทำอนุพันธ์เทียบกับเวลาของสมการในรูปเฟสเซอร์สามารถทำได้ง่ายมาก แสดงได้จากสมการที่ (ข.17) ถึงสมการที่ (ข.20)

$$\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = j\omega \vec{E} \quad (\text{ข.17})$$

$$\frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2} = -\omega^2 \vec{E} \quad (\text{ข.18})$$

$$\frac{\partial \vec{H}}{\partial t} = j\omega \vec{H} \quad (\text{ข.19})$$

$$\frac{\partial^2 \vec{H}}{\partial t^2} = -\omega^2 \vec{H} \quad (\text{ข.20})$$

ดังนั้นสมการแมกซ์เวลล์ก็สามารถเขียนในรูปเฟสเซอร์ ได้ดังสมการที่ (ข.21) ถึงสมการที่ (ข.24)

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu\vec{H} \quad (\text{ข.21})$$

$$\nabla \times \vec{H} = j\omega\varepsilon\vec{E} + \sigma\vec{E} \quad (\text{ข.22})$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (\text{ข.23})$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (\text{ข.24})$$

เมื่อ σ คือ ค่าความนำไฟฟ้าของบริเวณรอบตัวกลาง มีหน่วยเป็น (S/m) และ

$$\vec{j} = \sigma\vec{E} \quad (\text{ข.25})$$

ถ้าพิจารณาในตัวกลางสูญญากาศ สมการสามารถแปลงไปเป็นสมการ Helmholtz ซึ่งเป็นรูปแบบทั่วไปของการเดินทางของคลื่น EM ในรูปแบบสามมิติ (3D space) เขียนได้ดังสมการที่ (ข.26) และ (ข.27)

$$\nabla^2 \vec{E} + \omega^2 \mu \varepsilon \vec{E} = 0 \quad (\text{ข.26})$$

$$\nabla^2 \vec{H} + \omega^2 \mu \varepsilon \vec{H} = 0 \quad (\text{ข.27})$$

เมื่อ ε และ μ คือ ค่าเทนเซอร์เชิงซ้อน (Tensor complex) ในสมการ Helmholtz ซึ่งสมการทั้งสองไม่มีความเกี่ยวข้องกัน โดยหนึ่งในสองของสมการนี้ก็เพียงพอที่จะใช้การแก้ปัญหาได้อย่างสมบูรณ์ โดยอ้างถึงในเอกสาร [1] [5] ได้มีการวิเคราะห์เกี่ยวกับทฤษฎีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและสมการแมกเวลล์

ข.6.1 คลื่น EM ในตัวกลาง (EM waves in material medium)

ในตัวกลาง คือ ความนำ โดย $\sigma \neq 0$ ซึ่งแสดงในสมการที่ (ข.28)

$$\nabla^2 \vec{E} + \omega^2 \mu \varepsilon \left(1 - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon}\right) \vec{E} = 0 \quad (\text{ข.28})$$

ค่าความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์เชิงซ้อน แสดงได้ดังนี้

$$\varepsilon_r = \varepsilon_r' - \varepsilon_r'' = \varepsilon_r' - j \frac{\sigma}{\omega \varepsilon_0} \quad (\text{ข.29})$$

เมื่อ ε_r' คือ ค่าจำนวนจริงความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์ของตัวกลาง และค่าของ ε_r'' ที่ได้ใหม่นี้ คือ ค่าเชิงซ้อนความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์ ซึ่งเป็นการรวมกันของส่วนจำนวนจริงความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์ และค่าความนำไฟฟ้า (Conductivity) ของตัวกลาง

ในสมการที่ (ข.29) และสมการที่ (ข.28) สามารถที่จะเขียนได้เหมือนกับสมการที่ (ข.26) ซึ่งเป็นรูปแบบที่ง่าย สำหรับในกรณีตัวอย่างของคลื่น ซึ่งเคลื่อนที่ในทิศทาง z เท่านั้น เราสามารถที่จะเขียนสมการได้ดังนี้

$$\vec{E} = \vec{E}_0 e^{-j\gamma z} \quad (\text{ข.30})$$

เมื่อ γ คือ ค่าคงที่ของการแพร่กระจายคลื่น ซึ่งแสดงได้ดังสมการที่ (ข.31)

$$\gamma = \alpha + j\beta = \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} = j\omega\sqrt{\mu\epsilon} \sqrt{1 - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon}} \quad (\text{ข.31})$$

เมื่อ α คือ ค่าคงที่ของการลดทอน มีหน่วยเป็น (Np/m) และ β คือ ค่าคงที่ทางเฟส (rad/m) โดยที่ α และ β แสดงในสมการที่ (ข.32) และ (ข.33)

$$\alpha = \frac{\omega\sqrt{\mu\epsilon}}{\sqrt{2}} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right)^2} - 1 \right]^{1/2} \quad (\text{ข.32})$$

$$\beta = \frac{\omega\sqrt{\mu\epsilon}}{\sqrt{2}} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right)^2} + 1 \right]^{1/2} \quad (\text{ข.33})$$

ส่วนค่าความเร็วทางเฟส และค่าความยาวคลื่น ซึ่งมีเป็นฟังก์ชันของความถี่แสดงในสมการที่ (ข.34) และ (ข.35)

$$v_p = \frac{\omega}{\beta} = \frac{\sqrt{2}}{\sqrt{\mu\epsilon}} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right)^2} - 1 \right]^{-1/2} \quad (\text{ข.34})$$

$$\lambda = \frac{2\pi}{\beta} = \frac{\sqrt{2}}{f\sqrt{\mu\epsilon}} \left[\sqrt{1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right)^2} - 1 \right]^{-1/2} \quad (\text{ข.35})$$

เมื่อ v_p คือ ค่าความเร็วทางเฟสของคลื่น λ คือ ค่าความยาวคลื่น และ f คือความถี่ ในรูปแบบของ \vec{E} สามารถเขียนในรูปเฟสเซอร์ ได้ดังสมการที่ (ข.36)

$$\vec{E}(z) = \vec{E}_0 e^{-j\gamma z} = \vec{E}_0 e^{-\alpha z} e^{-j\beta z} \quad (\text{ข.36})$$

สมการของ \vec{E} ที่ขึ้นกับเวลาสามารถเขียนได้ดังนี้

$$E_x(z, t) = E_0 e^{-\alpha z} \cos(\omega t - \beta z + \varphi_E) \quad (\text{ข.37})$$

สำหรับไดอิเล็กตริกที่สมบูรณ์ (perfect dielectric) ซึ่งมีค่า $\sigma=0$ สามารถแสดงได้ดังนี้

$$\alpha = 0 \quad (\text{ข.38})$$

$$\beta = \omega\sqrt{\mu\epsilon} = \omega\sqrt{\mu_r\mu_0\epsilon_r\epsilon_0} \quad (\text{ข.39})$$

$$v_p = \frac{\omega}{\beta} = \frac{1}{\sqrt{\mu_r\mu_0\epsilon_r\epsilon_0}} \quad (\text{ข.40})$$

$$\lambda = \frac{2\pi}{\beta} = \frac{1}{f\sqrt{\mu_r\mu_0\epsilon_r\epsilon_0}} \quad (\text{ข.41})$$

สำหรับตัวนำที่ไม่มีคุณสมบัติของตัวนำทางไฟฟ้า โดย $\sigma \neq 0$ แต่ $\sigma/\omega\epsilon \ll 1$ สามารถเขียนได้ดังนี้ สมการที่ (ข.42) ถึงสมการที่ (ข.45)

$$\alpha \approx \frac{\sigma}{2} \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (\text{ข.42})$$

$$\beta \approx \omega\sqrt{\mu\epsilon} \quad (\text{ข.43})$$

$$v_p = \frac{\omega}{\beta} = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon}} \quad (\text{ข.44})$$

$$\lambda \approx \frac{1}{f\sqrt{\mu\epsilon}} \quad (\text{ข.45})$$

สำหรับตัวกลาง ที่ $\sigma/\omega\epsilon \gg 1$ สามารถแสดงได้ดังนี้

$$\alpha \approx \sqrt{\pi f \mu \sigma} \quad (\text{ข.46})$$

$$\beta \approx \sqrt{\pi f \mu \sigma} \quad (\text{ข.47})$$

$$v_p \approx \sqrt{\frac{4\pi f}{\mu \sigma}} \quad (\text{ข.48})$$

$$\lambda \approx \sqrt{\frac{4\pi}{f \mu \sigma}} \quad (\text{ข.49})$$

อัตราส่วนของ $\sigma/\omega\epsilon$ ถูกเรียกว่า การสูญเสียแทนเจนต์ (Loss tangent) ซึ่งเป็นตัวแปรที่บ่งบอกถึงการสูญเสียของตัวกลาง โดยถ้าการสูญเสียแทนเจนต์มีค่า $\sigma/\omega\epsilon \leq 0.1$ ตัวกลางนี้จะถูกเรียกว่า ไดอิเล็กทริกที่ดี แต่ในกรณีที่การสูญเสียแทนเจนต์มีค่า $\sigma/\omega\epsilon \geq 10$ ตัวกลางแบบนี้จะถูกเรียกว่าตัวนำที่ดี ในตัวนำที่ดี สนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะถูกลดทอนอย่างรวดเร็ว โดยค่า Skin depth ถูกกำหนดโดยระยะห่างเหนือสนามที่ถูกลดทอนโดยแฟกเตอร์ $e^{-1.0}$ ดังสมการที่ (ข.50)

$$\text{skin depth} = \delta = \frac{1}{\alpha} = \frac{1}{\sqrt{\pi f \mu \sigma}} \quad (\text{ข.50})$$

ในตัวกลางต่างๆ ไป ซึ่งวัสดุที่นำมาใช้ไม่ใช่ทั้งตัวไดอิเล็กทริกที่ดี และตัวนำที่ดี จะมีค่าการสูญเสียแทนเจนต์ ดังสมการที่ (ข.51)

$$10 > \frac{\sigma}{\omega\epsilon} > 0.1 \quad (\text{ข.51})$$

ข.6.2 กำลังงานของคลื่น EM (Power flow of EM waves)

ความหนาแน่นของการไหลของกำลังงานที่ขึ้นกับเวลาของคลื่น EM ถูกแสดงในรูปของเวกเตอร์พอยน์ติง (Poynting vector) ชั่วขณะ โดยเวกเตอร์พอยน์ติงมีหน่วยเป็นกำลังงานต่อพื้นที่ (W/m^2) แสดงได้ดังสมการที่ (ข.52)

$$\vec{P}(t) = \vec{E}(t) \times \vec{H}(t) \quad (\text{ข.52})$$

ความหนาแน่นของการไหลของกำลังงานเฉลี่ย สำหรับสนามที่เปลี่ยนแปลงกับเวลา แสดงในสมการที่ (ข.53)

$$\langle \vec{P}(t) \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T \vec{P}(t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T \vec{E}(t) \times \vec{H}(t) dt \quad (\text{ข.53})$$

เมื่อ T คือ คาบเวลาของคลื่น EM

ถ้าคลื่น EM เป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก และ สนามไฟฟ้า \vec{E} และสนามแม่เหล็ก \vec{H} ถูกแสดงในรูปแบบของเฟสเซอร์ ดังนั้นเวกเตอร์พอยน์ติงเชิงซ้อนสามารถเขียนได้เป็น

$$\vec{P} = \vec{E} \times \vec{H}^* \quad (\text{ข.54})$$

เมื่อ \vec{H}^* คือค่าสังยุคเชิงซ้อนของเวกเตอร์ \vec{H} ดังนั้น

$$\langle \vec{P}(t) \rangle = \text{Re}\{\vec{P}\} \quad (\text{ข.55})$$

ในตัวอย่างแบบสูญเสียต่างๆ ไป สนามไฟฟ้า \vec{E} และสนามแม่เหล็ก \vec{H} จะถูกลดทอนด้วยแฟคเตอร์ e^{-jaz} และความหนาแน่นกำลังงานจะถูกลดทอนด้วยแฟคเตอร์ e^{-j2az}

ภาคผนวก ก.

ตัวอย่างการใช้งานโปรแกรม Comsol MultiPhysic

ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

ในส่วนนี้จะแสดงการนำเอาซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์มาช่วยในการจำลองการทำงาน โดยในแบบจำลองจะทำการคำนวณ การกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ด้วยวิธีการ MWA และคำนวณค่า SAR ที่กระจายรอบๆ สายอากาศ ในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบสล็อตโคแอกเซียล โดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งนำเอามาจากงานวิจัย [1] โดยใช้สมการความร้อนทางชีวภาพในการคำนวณ กำหนดรูปแบบ แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์

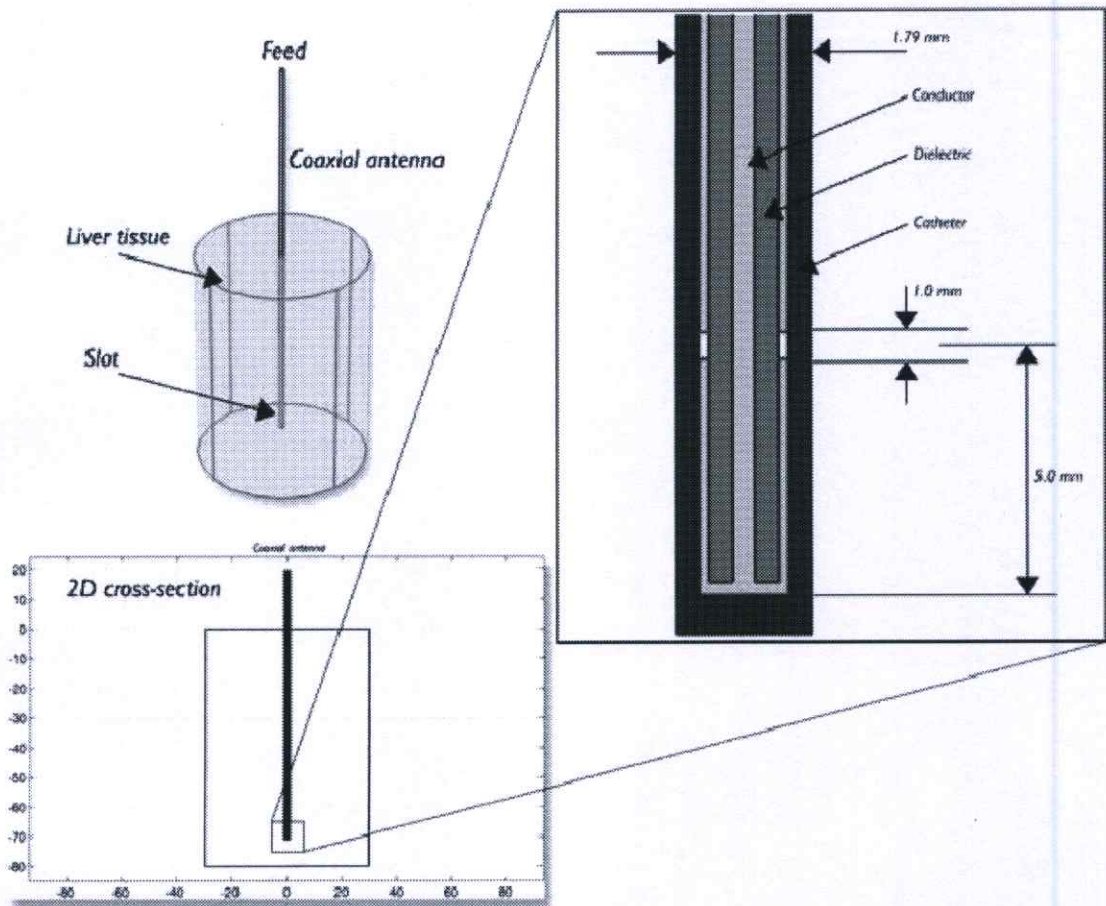
ในรูปที่ ก.1 แสดงโครงสร้างของสายอากาศ ซึ่งประกอบด้วยสายนำสัญญาณแบบโคแอกเซียลแบบบาง ที่มีการตัดตัวนำออกเป็นวงแหวนขนาด 1 มิลลิเมตร ที่ระยะ 5 มิลลิเมตร จากจุดปลายของสายอากาศ วัสดุที่หุ้มสายอากาศเหนือตัวนำด้านนอกใช้วัสดุ PTFE (polytetrafluoroethylene) และในตารางที่ ก.1 แสดงรายละเอียดของขนาดของสายอากาศ สายอากาศที่ใช้ในระบบ MWA ใช้งานในความถี่ 2.45 GHz ซึ่งเป็นความถี่ย่านไมโครเวฟที่มีการใช้งานกันอย่างกว้างขวาง

ตารางที่ ก.1 แสดงขนาดของสายอากาศโคแอกเซียลสล็อต

PROPERTY	VALUE
Diameter of the central conductor	0.29 mm
Inner diameter of the outer conductor	0.94 mm
Outer diameter of the outer conductor	1.19 mm
Diameter of catheter	1.79 mm

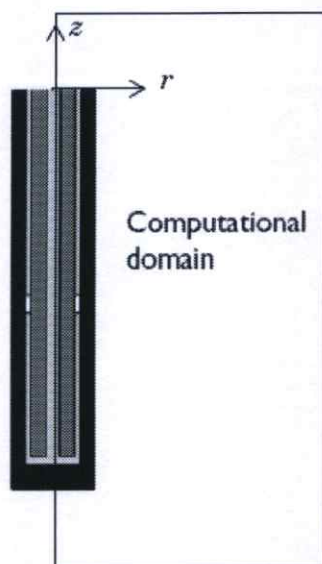
ตารางที่ ก.2 แสดงคุณสมบัติของวัสดุ

PROPERTY	INNER DIELECTRIC OF COAXIAL CABLE	CATHETER	LIVER TISSUE
Relative permittivity	2.03	2.60	43.03
Conductivity			1.69 S/m



รูปที่ ๑ แสดงโครงสร้างของสายอากาศ สำหรับการใช้งานในระบบการรักษาด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยสายอากาศมีการตัดตัวนำนอกออกเป็นวงแหวน และด้านปลายของสายอากาศจะเชื่อมต่อตัวนำใน และตัวนำนอกเข้าด้วยกัน รอบๆ สายอากาศถูกหุ้มด้วยวัสดุที่เป็นพลาสติก

แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์ที่จะนำมาใช้งานนี้ จะใช้งานในโหมดของการสมมาตรรอบแกน ซึ่งจะแบ่งชิ้นงานออกมาวิเคราะห์ในแบบ 2 มิติ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของโครงสร้างทั้งหมด โดยจำลองในรูปแบบ 2 มิติ โดยใช้ฟังก์ชันทรงกระบอก



รูปที่ ค.2 แสดงขอบเขตของโครงสร้างในการคำนวณ ซึ่งแสดงในระนาบ rz

การวิเคราะห์

ในการจำลองการทำงาน เราจะวิเคราะห์แบบหลายฟิสิกส์ ซึ่งประกอบด้วยการวิเคราะห์ฟิสิกส์ 2 ส่วน คือ Electromagnetic Waves และ Heat transfer ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ โดยใช้สมการ Bioheat equation ในสถานะที่มีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิขึ้นกับเวลา และในสถานะที่คงตัว steady state ซึ่งสมการที่มีความจำเป็นก็คือสมการ Bioheat equation และสมการของ Electromagnetic wave ซึ่งมีรูปแบบสมการดังนี้

Bioheat Equation

ในสถานะที่มีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับเวลา

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (\text{ค.1})$$

ในสถานะคงตัวทางเวลา

$$\nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (\text{ค.2})$$

เมื่อ k คือ ค่าความนำอุณหภูมิของเนื้อเยื่อ [$\text{W/m} \cdot \text{k}$]

ρ_b คือ ค่าความหนาแน่นของเลือด [kg/m^3]

- C_b คือ ค่าความร้อนของเลือด[J/(kg*K)]
 ω_b คือ อัตราการไหลของเลือดในเนื้อเยื่อ (Perfusion rate) [1/s]
 Q_{met} คือ แหล่งจ่ายความร้อนจากการเผาผลาญ
 Q_{ext} คือ ความร้อนที่ได้จากแหล่งกำเนิดภายนอก
 ρ คือ ค่าความหนาแน่นของ หน่วยเป็น [kg/m³]
 C คือ ค่าความร้อนจำเพาะ [J/(kg*K)]

ในการจำลองการทำงานนี้ เราจะไม่สนใจแหล่งจ่ายความร้อนที่ได้จากการเผาผลาญ (Q_{met}) : ซึ่งความร้อนที่ได้จากภายนอก (Q_{ext}) จะมีค่าเท่ากับค่าความต้านทานความร้อนที่ถูกสร้างขึ้น โดยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} \text{Re}[(\sigma - j\omega\varepsilon)E * E^*] \quad (\text{ก.3})$$

จากสมการ เรากำหนดให้ อัตราการไหลของเลือดในเนื้อเยื่อ (Perfusion rate) คือ $\omega_b = 0.0036 \text{ s}^{-1}$ ที่เลือด และเนื้อเยื่อเราจะใส่ค่าอุณหภูมิเท่ากับ $T_0 = 37 + 273 \text{ K}$ และ T คือค่าของอุณหภูมิ, ความจุของเลือดมีค่าเท่ากับ

$$C_b = 4.2 \text{ kJ/kg/K} \quad (\text{ก.4})$$

สำหรับในโมเดลที่เป็นจริง เราจะทำการพิจารณา ω_b เป็นฟังก์ชันกับอุณหภูมิ ซึ่งในอวัยวะภายนอก เช่น มือ และเท้า นั้น จะมีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิสัมพันธ์กับการไหลของเลือดน้อยที่สุด ซึ่งโดยปกติแล้ว เมื่ออุณหภูมิสูงขึ้น จะทำให้การไหลของเลือดสูงขึ้นด้วย

ในปัญหาของการถ่ายเทความร้อนที่ทำการ โมเดล ในงานวิจัยนี้ เราจะวิเคราะห์เฉพาะในโดเมนตของเนื้อเยื่อเท่านั้น และในโดเมนตที่เป็นส่วนปลายของสายอากาศที่มีการตัดยอด และถูกหุ้มด้วยฉนวนนั้นจะกำหนดให้มีค่าเท่ากับ

$$n \cdot \nabla T = 0 \quad (\text{ก.5})$$

Electromagnetic wave

ในตัวกลางแบบสายเคเบิลโคแอกเซียล จะมีรูปแบบการเคลื่อนที่ของคลื่นแบบการเคลื่อนที่ตามขวาง (TEM) สมมุติว่าลักษณะของสนามแม่เหล็กมีรูปแบบเป็น Time-Harmonics ซึ่งมีขนาดของแอมปริจูด ประกอบด้วยค่าที่เป็นเลขเชิงซ้อนทางเฟส ซึ่งแสดงได้ดังนี้

$$E = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (\text{ก.6})$$

$$H = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (\text{ก.7})$$

$$P_{av} = \frac{1}{2} E \times H^* = e_z \pi \frac{C^2}{Z} \ln\left(\frac{r_{oter}}{r_{inner}}\right) \text{ (time - average power flow)} \quad (\text{ก.8})$$

ในการจำลองการทำงานจะจำลองการทำงานโดยใช้ โหมด TM เนื่องจากว่าขนาดของความยาวคลื่น λ_{eff} มีขนาดใกล้เคียงกับขนาดทางกายภาพของสายอากาศ จึงสามารถที่จะทำการวิเคราะห์ในโหมดที่สูงกว่า หรือเรียกโหมดนี้ว่า Higher-order mode ซึ่งสามารถวิเคราะห์เพียง โหมด TE หรือ TM อย่างเดียวได้

และในการวิเคราะห์นี้เราจะดูผลที่เกิดบริเวณพื้นผิวของเนื้อเยื่อ ซึ่งเป็นระนาบแนว Azimuthally plane ซึ่งเหมาะกับการเลือกเอาโหมด TM มาใช้

เมื่อ z คือทิศทางของการแพร่กระจายคลื่น และ r ϕ และ z คือ พิกัดทรงกระบอก ซึ่งทำการวิเคราะห์ในตำแหน่งกึ่งกลางบนแกนของสายโคแอกเซียล Z คือ ค่าอิมพีแดนซ์ของคลื่นในฉนวนของเคเบิล และ r_{inner} , r_{outer} คือ รัศมีภายใน และภายนอกของฉนวน ความถี่เชิงมุมแทนด้วย ω

ค่าคงที่ของการแพร่กระจายคลื่น k สัมพันธ์กับความยาวคลื่นในตัวกลางดังนี้

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (\text{ก.9})$$

λ คือ ความยาวคลื่น

ในเนื้อเยื่อ สนามไฟฟ้าจะมีองค์ประกอบ Finite axial ดังนั้น สนามแม่เหล็กจะมีทิศทางในแนวระนาบทิศทางเดียว ดังนั้นเราสามารถที่จะทำการโมเดลสายอากาศโดยใช้ สูตรสมดุรอบแกนของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามขวางได้ (transverse magnetic=TM) ในสมการคลื่นที่มีปริมาณกล่า H_ϕ ได้ดังนี้

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times H_\phi \right) - \mu_r k_0^2 H_\phi = 0 \quad (\text{ค.10})$$

โดยเงื่อนไขในการกำหนดขอบเขตสำหรับผิวของโลหะ คือ

$$\mathbf{n} \times \mathbf{E} = 0 \quad (\text{ค.11})$$

จุดที่ทำการป้อนพลังงานเข้าไปในสายอากาศเราจะทำการโมเดลด้วยเงื่อนไขขอบเขตลำดับที่ 1 แบบมีการสะท้อนต่ำ (low-reflecting) ร่วมกับสนามแม่เหล็กที่กระตุ้นเข้าไป $H_{\phi 0}$ ซึ่งแสดงได้ดังสมการ

$$\mathbf{n} \times \sqrt{\epsilon} \mathbf{E} - \sqrt{\mu} H_\phi = -2\sqrt{\mu} H_{\phi 0} \quad (\text{ค.12})$$

เมื่อ

$$H_{\phi 0} = \frac{0.1012}{r} \quad (\text{ค.13})$$

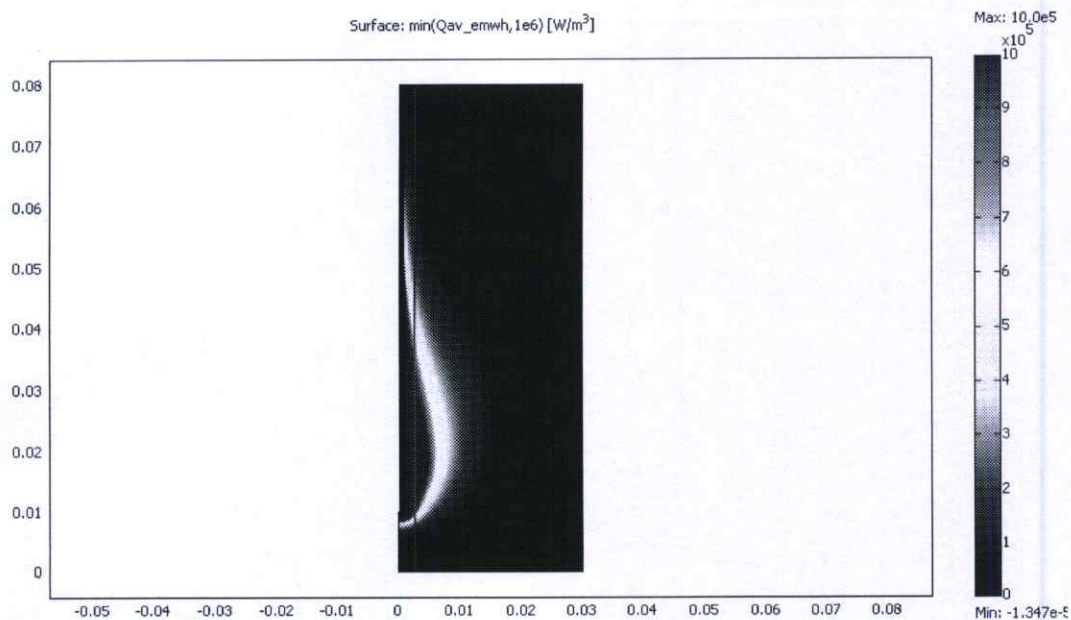
สายอากาศจะมีการแผ่พลังงานไปยังเนื้อเยื่อ เมื่อคลื่นมีการเดินทางที่ต่ำลง ซึ่งเราสามารถที่จะทำการพิจารณาในบริเวณที่จำกัดได้ โดยเราสามารถที่จะตัดโครงสร้างให้สั้นลงได้ โดยสามารถที่จะทำการวิเคราะห์เพียงด้านเดียว ซึ่งระยะจากสายอากาศจะมีการดูดซับที่เหมือนกัน โดยปราศจากการกระตุ้น เราจะประยุกต์ใช้เงื่อนไขขอบเขตกับทุกๆ ขอบเขตภายนอก สุดท้ายเราสามารถที่จะทำการกำหนดให้เงื่อนไขขอบเขตมีความสมมาตรกัน ที่ $r=0$

$$\begin{aligned} E_r &= 0 \\ \frac{\partial E_z}{\partial r} &= 0 \end{aligned} \quad (\text{ค.14})$$

ค.4. ผลการจำลองการทำงาน

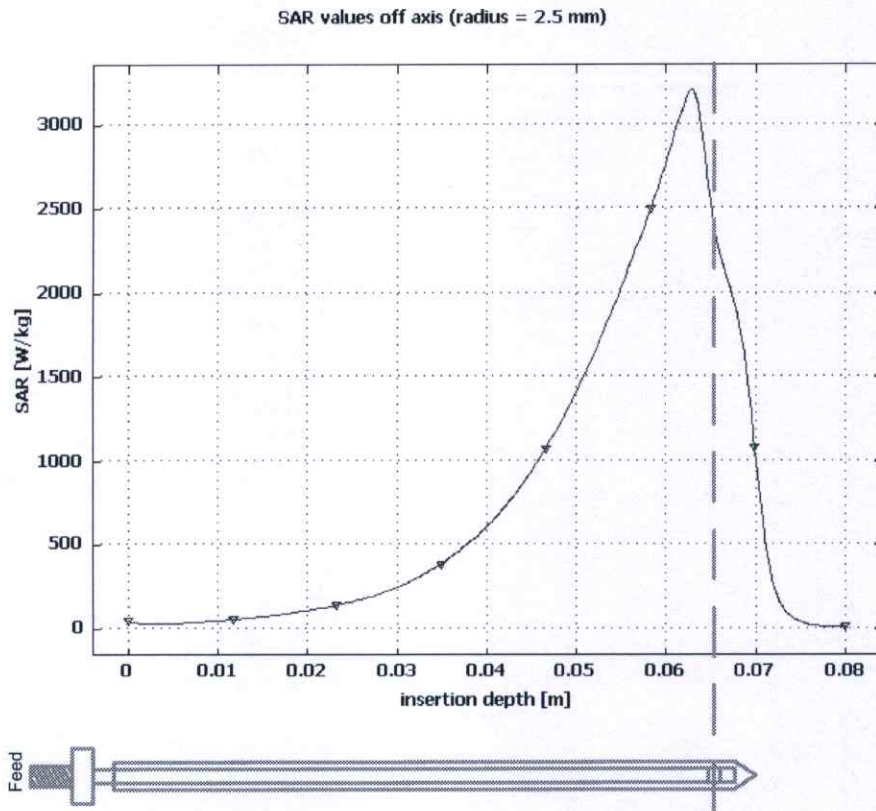
ค.4.1 ป้อนพลังงานคงที่ 10 วัตต์ เข้าไปในสายอากาศ วิเคราะห์สภาวะคงตัว

ในการจำลองการทำงาน ทางผู้วิจัยทำการวิเคราะห์อุณหภูมิในสภาวะคงตัว (steady-state) โดยสายอากาศที่ทำการวิเคราะห์ทุกกรณีจะป้อนระดับพลังงานเข้าไปมีค่าเท่ากับ 10 วัตต์ คงที่ ทดสอบที่สายอากาศขนาด 1 สล็อต เพื่อดูผลของ SAR และอุณหภูมิที่เกิดขึ้นกับพื้นผิวของเนื้อเยื่อ



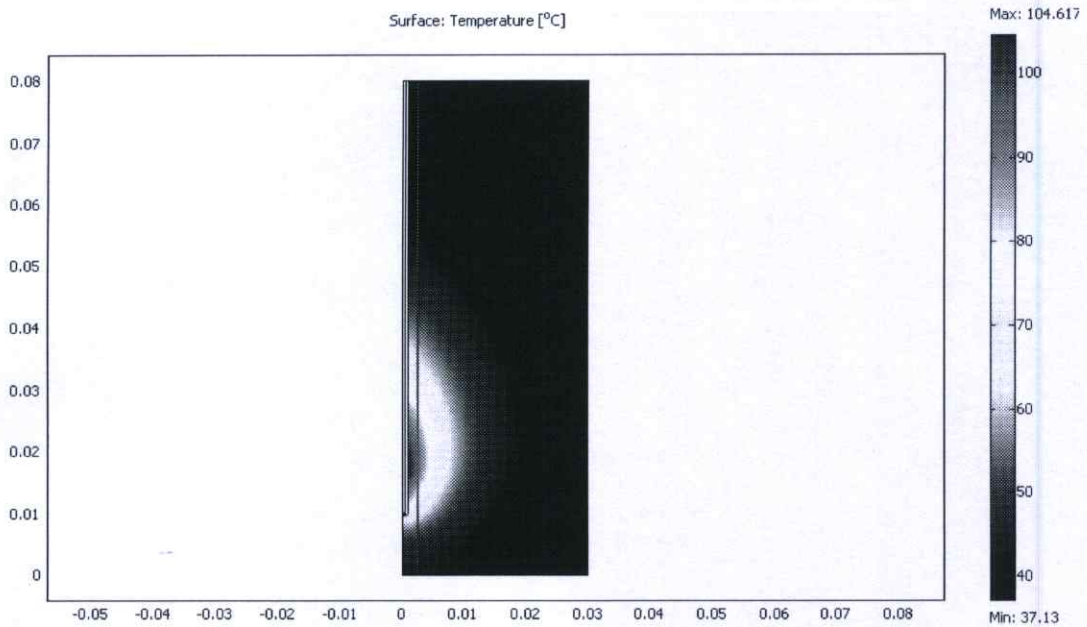
รูปที่ ค.3 ค่า SAR ในสายอากาศโดยมีจำนวนสล็อต เท่ากับ 1 สล็อต

รูปแสดงการกระจายของ SAR ในพื้นผิวภายในเนื้อเยื่อ โดยการกระจายของสายอากาศภายในเนื้อเยื่อ สังเกตได้ว่าการกระจาย SAR นั้นจะมีการกระจายออกทางด้านปลายของสายอากาศ ซึ่งมีการกระจายรอบๆ สล็อตของสายอากาศ จะมีการกระจายของ SAR สูงสุดเกิดขึ้นบริเวณใกล้ตำแหน่งของสล็อตของสายอากาศ



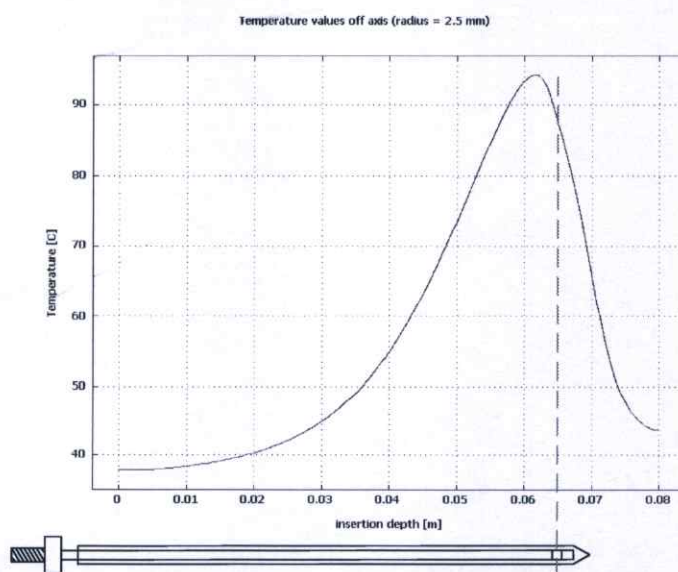
รูปที่ ค.4 กราฟ SAR ในสายอากาศโดยมีจำนวนสล็อต เท่ากับ 1 สล็อต

รูปที่ ค.4 แสดงค่าของ SAR ที่แสดงบริเวณพื้นผิว สังเกตได้ว่าที่บริเวณความลึกที่ 50-70 มิลลิเมตร จุดที่มีค่าของ SAR สูงสุด คือ 63 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นบริเวณที่ใกล้เคียงกับตำแหน่งของ สล็อต



รูปที่ ค.5 รูปอุณหภูมิรอบสายอากาศโดยมีจำนวนสล๊อต เท่ากับ 1 สล๊อต

รูปที่ ค.5 แสดงอุณหภูมิ ที่เกิดขึ้นบริเวณปลายของสายอากาศ ในตำแหน่งที่มีระดับของอุณหภูมิสูงสุดจะอยู่ใกล้กับตำแหน่งของสล๊อต ดังกราฟในรูปที่ ค.6 ที่ตำแหน่งจุดสังเกตค่าอุณหภูมิ ที่ 2.5 มิลลิเมตร จะเห็นได้ชัดเจนว่าระดับพลังงานสูงสุดจะเกิดใกล้กับตำแหน่งของสล๊อต



รูปที่ ค.6 กราฟอุณหภูมิรอบสายอากาศโดยมีจำนวนสล๊อต เท่ากับ 1 สล๊อต

ในรูปที่ ค.6 ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่ได้ เมื่อป้อนพลังงานคงที่ 10 วัตต์ จะได้อุณหภูมิสูงกว่า 90 องศาเซลเซียส ซึ่งตำแหน่งที่เกิดอุณหภูมิสูงสุดจะอยู่บริเวณช่องเปิด (Slot) ของสายอากาศ

จะเห็นได้ว่าระดับของ SAR และอุณหภูมิของสายอากาศแบบสล็อต โคแอกเซียล จะมีระดับสูงสุดบริเวณใกล้กับตำแหน่งของสล็อต ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยที่ผ่านมา [6]

ค.5 การสร้างแบบจำลอง โดยใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics

เราสามารถที่ใช้โปรแกรม COMSOL มาใช้งานเพื่อวิเคราะห์ผลของการออกแบบสายอากาศในระบบ MWA โดยก่อนอื่น ต้องทำการสร้างรูปทรงโดยใช้โปรแกรม COMSOL ในการสร้าง และวิเคราะห์ ซึ่งในกรณีที่เราทำการวิเคราะห์ในที่นี้ เราใช้ 2D axi-symmetry เราจะใช้ส่วนของเครื่องมือวาดของ COMSOL วาดสร้างโมเดลขึ้นมา ซึ่งถ้ามีการใช้งานที่เป็น 3 มิติ โครงสร้างที่ซับซ้อนเราสามารถที่จะวาดโมเดล ได้ด้วยซอฟต์แวร์ CAD ทั่วไป ซึ่งทางผู้เขียนแนะนำให้อาศัยโปรแกรม SolidWork ซึ่งทางผู้เขียนได้ทำการทดสอบ และใช้งานแล้ว ได้ผลเป็นอย่างดี มีปัญหาในเรื่องของรูปทรงที่วาดแล้วนำเข้ามายัง COMSOL นั้นน้อยมาก ซึ่งในโมเดลนี้เราจะวาดโมเดลโดยใช้เครื่องมือในการวาดรูปของ COMSOL ต่อไปจะเป็นขั้นตอนการใช้งานและการนำ COMSOL มาใช้ในการวิเคราะห์

ค.5.1 การสร้างโมเดลด้วยเครื่องมือของ COMSOL

ขั้นที่ 1 เปิดที่ Model Navigator ซึ่งในช่องของ Space dimension ให้เลือก Axial symmetry 2D

ขั้นที่ 2 ในช่องรายการของ application mode ให้เลือก Heat Transfer Module>Bioheat Equation>Steady-State analysis ซึ่งมีความหมายว่าเราจะวิเคราะห์การส่งผ่านความร้อนที่สภาวะคงตัว (เราสามารถเลือกเป็นการเปลี่ยนแปลงที่ขึ้นกับเวลาได้ ซึ่งเปลี่ยนจาก Steady-State analysis เป็น Transient)

ขั้นที่ 3 คลิกเลือกปุ่มที่ชื่อ “Multiphysics” และคลิกปุ่ม “Add”

ขั้นที่ 4 ในช่องรายการ “application mode” เลือก RF Module>Electromagnetic Waves>TM Waves>Harmonic propagation.

ขั้นที่ 5 ในรายการ “Element” เลือก “Lagrange-Quartic” คลิกเลือก “Add” แล้วคลิกเลือก “OK”

ค.5.2 การตั้งค่าการทำงาน

จากแถบเมนู “Options” ให้ทำการเลือก “Constants” แล้วให้พิมพ์รายการลงไปในช่วง “name” และช่อง “expressions” โดยพิมพ์รายละเอียดตามตารางด้านล่าง แล้วกดปุ่ม OK

ค.5.2.1 GEOMETRY MODELING

ขั้นที่ 1 สร้างสี่เหลี่ยม 2 ชั้น โดยให้เข้าไปเลือกที่ เมนู Draw>Specify Objects>Rectangle โดยให้ใส่ค่าแต่ละชั้นดังตาราง แล้วกด OK

ขั้นที่ 2 คลิกเลือกที่ Zoom Extents ที่แถบเครื่องมือ

ขั้นที่ 3 จากแถบเครื่องมือวาดรูป (Draw) ให้เปิดโดยใช้คำสั่ง Open เลือก “Create Composite Object” ช่อง Keep interior boundaries ตรวจสอบว่าต้องไม่ถูกเลือก ในช่องของ “Object Selection” เลือก rectangles แล้วกดปุ่ม “Union” เสร็จแล้วคลิกเลือก OK

ขั้นที่ 4 ให้ทำซ้ำตั้งแต่ขั้นตอนที่ 1 โดยให้ระบุค่าต่างๆ ตามตารางดังนี้

ขั้นที่ 5 เพิ่มเส้นเข้าไปในรูป โดยเลือก Draw>Specify Objects>Line ในช่วง r ให้ใส่ค่าพิกัดเป็น $0.895e-4$ $8.95e-4$ และในช่วง z ให้ใส่ค่าพิกัด $9.5e-3$ 0.01 0.08 แล้วกดปุ่ม OK

ค.5.2.2 PHYSICS SETTING

เลือกที่เมนู Subdomain Settings—>Bioheat Equation

ขั้นที่ 1 ในเมนู Multiphysics เลือก I Bioheat Equation(htbh)

ขั้นที่ 2 ในเมนู Physics เลือก “Subdomain Settings”

ขั้นที่ 3 เลือก โดเมนย่อย 2, 3 และ 4 แล้วคลิกเลือกที่ช่อง Active in this domain

ขั้นที่ 4 เลือก โดเมนย่อยที่ 1 แล้วใส่ค่าต่างๆ ตามตารางแล้วกด OK

Boundary Conditions—Bioheat Equation

ขั้นที่ 1 เลือกเมนู “Physics” แล้วเลือก Boundary Settings.

ขั้นที่ 2 เลือกขอบเขตทั้งหมด โดยกดปุ่ม Ctrl+A ที่คีย์บอร์ด แล้วให้คลิกเลือก ขอบเขตภายในออก (interior boundaries)

ขั้นที่ 3 ในรายการ Boundary Conditions ให้เลือก Thermal Insulation แล้วกดปุ่ม “OK”

หมายเหตุ ในโมเดลที่เราสร้างแบบจำลองเราจะใส่ค่าของ Q_{met} ให้มีค่าเท่ากับ 0 ในตัวแปร Q_{av_rfwh} คือ ค่าความต้านทานความร้อนในโหมคของคลื่น TM

ตัวแปรสเกลา—TM Wave

ขั้นที่ 1 ในเมนู Multi physics ให้เลือก “2 TM Waves(rfwh)”

ขั้นที่ 2 ในเมนู Physics เลือก Scalar Variables ให้เปิดตัวแปร “Application Scalar Variables”

ขั้นที่ 3 หาตัวแปรที่ชื่อว่า nu_rfwh แล้วใส่ค่าเป็น nu แล้วคลิกเลือก OK

Boundary Conditions—TM Waves

ขั้นที่ 1 เลือกเมนู Physics แล้วเลือก Boundary Settings

ขั้นที่ 2 ระบุค่าของขอบเขตให้เป็นไปตามตาราง โดยเซ็ทค่าขอบเขตที่ 8 ให้เป็น พอร์ต (port) เสร็จแล้วกด OK

สำหรับขอบเขตภายนอก หรือขอบเขตอื่นๆ ที่ไม่มีในตาราง จะมีค่าปกติเป็น perfect electric conductor)

Sub domain Setting—T M Waves

ขั้นที่ 1 ในเมนู Physics เลือก Sub domain Setting

ขั้นที่ 2 ใส่ค่าต่างๆ ตามตารางด้านล่างนี้แล้วกด OK

ก.5.2.3 Mesh Generation

ขั้นที่ 1 จากเมนู Mesh ให้เปิดเมนู Free Mesh Parameters

ขั้นที่ 2 ไปที่หน้า Global เลือก Custom mesh size และในช่อง Maximum element size ให้ใส่ค่า $3e-3$

ขั้นที่ 3 ในหน้า Sub domain ให้เลือกโดเมนย่อยที่ 3 ในช่อง Maximum element size ให้แก้ไข โดยใส่ค่า $1.5e-4$

ขั้นที่ 4 คลิกปุ่ม Remesh แล้วกด OK

ก.5.2.4 COMPUTING THE SOLUTION

คลิกที่ปุ่ม “Solve” ที่แถบเครื่องมือหลัก POSTPROCESSING AND VISUALIZATION โดยการแสดงผล โดยค่าที่ถูกตั้งไว้จะแสดงอุณหภูมิที่เกิดขึ้น ให้ทำการเปลี่ยนหน่วยจาก K เป็น องศาเซลเซียส ในส่วนของการจัดการแสดงผลมีขั้นตอนดังนี้

ขั้นที่ 1 ให้เลือก Plot Parameter ที่แถบเครื่องมือหลัก

ขั้นที่ 2 เลือกแถบ Surface ในช่อง Unit ให้เลือก °C แล้วกด Apply

ค.5.2.5 การตั้งค่าให้แสดงผลค่าความต้านทานความร้อนของเนื้อเยื่อ มีขั้นตอนดังนี้

ขั้นที่ 1 ในช่อง Predefine quantities ให้เลือก TM Waves(rfwh)>Resistive heating, time average ในช่อง Unit ให้แก้ไขค่าเป็น W/cm^3 แล้วกด Apply จะสังเกตเห็นได้ว่าความร้อนจะลดลงในเนื้อเยื่อตับ ซึ่งผลที่ได้จะมีการกระจายแบบยูนิฟอร์ม

ขั้นที่ 2 ในช่อง Expression ให้แก้ไขโดยใส่ค่า $\min(Q_{av_rfwh}, 1[W/cm^3])$ แล้วกด OK จะได้ผลลัพธ์ตามรูปที่ --- รอบๆ สายอากาศจะมีค่าเฉลี่ยของความต้านทานความร้อนขนาด $1W/cm^3$ ซึ่งมีรูปแบบเป็นยูนิฟอร์ม

ค.5.2.6 ต่อไปเป็นการคำนวณค่าของกำลังงานความร้อนในเนื้อเยื่อ ซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

ขั้นที่ 1 ในเมนู Post processing ให้คลิกเลือก Sun domain Integration

ขั้นที่ 2 เลือกโดเมนเนื้อเยื่อ โดเมนที่ 1 จากรายการ Predefined quantities ในรายการ TM waves(rfwh)>Resistive heating, time average.

ขั้นที่ 3 เลือก “Compute volume integral(สำหรับโหมด ax symmetric) โดยคลิกเลือกถูกที่ช่องด้านหน้า แล้วกด OK ให้ดูผลลัพธ์ที่ช่องด้านล่างของโปรแกรมจะแสดงค่าประมาณ 9.37 W ซึ่งชี้ได้ว่าเนื้อเยื่อมีการดูดซับกำลังงานได้เกือบ 10 W ที่เราได้ป้อนเข้ามา

ค.5.2.7 ขั้นต่อไปเราจะทำการพล็อต ซึ่งจะแสดงค่าแอมพลิจูดของค่า SAR

ขั้นที่ 1 จากแถบเครื่องมือหลักตรง Post processing ในส่วน Cross-Section Plot Parameters

ขั้นที่ 2 ตรงหน้าจอ Line/Extrusion ให้พิมพ์ $Q_{av_rfwh}/3.01[W/cm^3]$ ในช่อง Expression ในช่อง r0 และ r1 ให้ใส่ค่า $2.5e-3$ ในช่อง z0 ให้ใส่ 0.08 และในช่อง z1 ให้ใส่ค่า 0

ขั้นที่ 3 ในแถบ General ให้กดที่ปุ่ม Title/Axis แล้วให้พิมพ์ ในช่อง Title/Axis Setting ให้พิมพ์ Off-axis SAR values(distance=2.5 mm.)

ขั้นที่ 4 เช่นเดียวกับข้อ 3 ในแกนลำดับที่หนึ่งให้พิมพ์ “Insertion depth[m]” และในช่องลำดับที่สองให้ใส่ “SAR(normalized)” แล้วกดปุ่ม OK เพื่อปิด

ขั้นที่ 5 กดปุ่ม OK เพื่อทำการพล็อตกราฟ

ภาคผนวก ง.

เอกสารอ้างอิง

- [1] T. L. Fong, "Liver cancer online document", [Online]. Available:
http://www.medicinenet.com/liver_cancer/article.htm
- [2] T. J. Vogl, T. K. Helmberger, M. G. Mack, and M. F. Reiser (Eds.), "Ablative techniques (percutaneous) Thermal Ablative Techniques," in *Percutaneous Tumor Ablation in Medical Radiology*, Berlin, Germany: Springer, 2008, pp. 7-32.
- [3] J. P. McGahan, J. M. Brock, H. Tesluk, W.-Z. Gu, P. Schneider, and P. D. Browning, "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model," *J. Vasc. Inter. Radiol.*, vol. 3, pp. 291-297, 1992.
- [4] J. P. McGahan, J.M.Brock, H.Tesluk, W.-Z.Gu, P.Schneider, and P.D.Browning, "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model." *J.Vasc. Inter. Radiol.*, vol.3, 1992. pp. 291-297.
- [5] S. Labonté, A. Blais, S. R. Legault, H. O. Ali, and L. Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 44, no. 10, pp. 1832-1840, Oct. 1996.
- [6] L. Hamada, K Saito, H. Yoshmura, and K. Ito, "Dielectric-Loaded coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia: longitudinal, control of heating patterns," *Int. J. Hyperthermia*, vol. 16, pp. 219-229, 2000.
- [7] J. C. Lin, and Y.-J. Wang, "The cap-choke catheter antenna for microwave ablation treatment," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 6, pp. 657-660, Jun. 1996.
- [8] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1800-1806, Nov. 2000.

- [9] W. Hürter, F. Reinbold, and W. J. Lorenz, "A dipole antenna for interstitial microwave hyperthermia," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 39, no. 6, pp. 1048–1054, Jun. 1991.
- [10] G. Schaller, J. Erb, and R. Engelbrecht, "Field simulation of dipole antennas for interstitial microwave hyperthermia," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 44, no. 6, pp. 887–895, Jun. 1996
- [11] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Estimation of SAR distribution of a tip-split array applicator for microwave coagulation therapy using the finite element method," *IEICE Trans. Electronics.*, vol. E84–C, no. 7, pp. 948–954, Jul. 2001.
- [12] <http://www.nursebl.com/file/CA%20liver.doc>
- [13] <http://board.palungjit.com/showthread.php?p=159885>
- [14] C. L. Brace, "Microwave ablation," in *Medical Ablation*, J. Webster, Ed. Madison, WI, 2003.
- [15] J.P.McGahan, J.M.Brock, H.Tesluk, W.-Z.Gu, P.Schneider, and P.D.Browning, "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model." *J.Vasc. Inter. Radiol.*, vol.3, pp. 291-297, 1992.
- [16] Yang, D. 2005. "MEASUREMENTS, ANTENNA DESIGN AND ADVANCED COMPUTER MODELING FOR MICROWAVE TISSUE ABLATION." Ph.D.Thesis of UNIVERSITY OF WISCONSIN-MADISON
- [17] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *J. Appl. Phy.*, vol. 1, pp. 93-122, Aug. 1948.
- [18] C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues. I. literature survey," *Phys Med Biol*, vol. 41, pp. 2231-49, 1996.
- [19] S. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues. II. measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Phys Med Biol*, vol. 41, pp. 2251-69, 1996.
- [20] S. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues. III. parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Phys Med Biol*, vol. 41, pp. 2271-93, 1996.
- [21] Bertram, J. M., Yang, D., Converse, M. C., Webster, J. G., Mahvi, D. M., A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation, *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 34, 187-213, 2006.

- [22] R. D. Nevels, G. D. Arndt, G. W. Raffoul, J. R. Carl, and A. Pacifico, "Microwave catheter design," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 45, pp.885-90, 1998.
- [23] S. Labonte, H. O. Ali, and L. Roy, "Monopoles for microwave catheter ablation of heart tissue," *IEEE Trans Microwave Theory Tech.-S International Microwave Symposium Digest*, vol. 1, pp. 303-306, 1995.
- [24] S. Labonte, A. Blais, S. R. Legault, H. O. Ali, and L. Roy, "Monopole antennas for micro wave catheter ablation," *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, vol. 44, pp. 1832-1840, 1996.
- [25] S. Labonte, A. Blais, and L. Roy, "Metal-tip monopoles for microwave ablation," *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 17, pp. 279-280, 1995.
- [26] C. L. Brace, D. W. v. d. Weide, F. T. Lee, P. F. Laeseke, and L. Sampson, "Analysis and experimental validation of a triaxial antenna for microwave tumor ablation," *2004 IEEE Trans Microwave Theory Tech.-S Int Microwave Symp Dig* vol. 3, pp. 1437-1440, 2004.
- [27] J. C. Lin and Y. J. Wang, "The cap-choke catheter antenna for microwave ablation treatment," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 43, pp. 657-60, 1996.
- [28] K. Saito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, vol. 48, 2000.
- [29] J. Y. Chen, "Numerical simulation of annular-phased arrays of dipoles for hyperthermia of deep-seated tumors," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 39, pp. 209-16, 1992.
- [30] P. C. Cherry and M. F. Iskander, "Calculations of heating patterns of an array of microwave interstitial antennas," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 40, pp. 771-779, 1993.
- [31] H. M. Chiu, A. S. Mohan, and D. Guy, "Coaxial slot array antenna for microwave catheter ablation," *ISRAMT'99. 1999 7th Int Symp Recent Advances Microwave Tech Proc*, pp. 203- 206, 1999.
- [32] L. Hamada, "Basic analysis on SAR distribution of coaxial-slot antenna array for interstitial microwave hyperthermia," *IEICE Trans Electronics*, vol. 78, pp. 1624- 31, 1995.
- [33] C. M. Furse and M. F. Iskander, "3-dimensional electromagnetic power deposition in tumors using interstitial antenna-arrays," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 36, pp. 977-986, 1989.

- [34] A. Wright, F. T. Lee, and D. M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann Surg Oncol*, vol. 10, pp. 275-283, 2003
- [35] *RF Module User's Guide* : Comsol Multiphysic
- [36] *Heat Transfer Module User's Guide* : Comsol Multiphysic
- [37] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1800-1806, Nov. 2000.
- [38] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1800-1806, Nov. 2000.
- [39] O'Rourke, A.P., Lazebnik, M., Bertram, J. M., Converse, M. C., Hagness, S.C., Webster, J. G., Mahvi, D.M., "Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: *in vivo* and *ex vivo* measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe," *Phys Med Biol*, 52, 4707-19, 2007
- [40] พิชัย ภักดีพานิชเจริญ. 2536. ทฤษฎีและการใช้งานความถี่ย่านไมโครเวฟ กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์ฟิสิกส์เซ็นเตอร์.
- [41] แพทย์หญิงจิรัชดา ปัทมดิลก ,โรงพยาบาลศูนย์วิจัยศึกษาและบำบัดโรคมะเร็ง สถาบันวิจัยจุฬาภรณ์ [Online]. Available: http://www.cccthai.org/New-Atticle/2551-12-15_Risk_of_cancer/2551-12-15_Risk_of_cancer.html
- [42] ปราโมทย์ เศษะอำไพ 2537. ไฟฟ้าในสิ่งแวดล้อมในงานวิศวกรรม. กรุงเทพฯ:จุฬาลงกรณ์