



รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

การศึกษาการปรับเปลี่ยนเฟสของสายอากาศแบบ 2 เส้นในการทำลาย
เซลล์มะเร็งที่ตับ ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

Development of using Medical treatment device using high
frequency electromagnetic wave

ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ชื่องานวิจัย:

การศึกษาการปรับเปลี่ยนเฟสของสายอากาศแบบ 2 เส้นในการทำลายเซลล์มะเร็งที่ตับ ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

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

คณะ: วิศวกรรมศาสตร์.....สาขาวิชา: วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์.....

บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้นำเสนอการออกแบบระบบทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยใช้สายอากาศมากกว่า 1 ต้น เพื่อทำการทำลายเซลล์มะเร็งให้มีขนาดใหญ่ขึ้น และมีรูปทรงที่ไม่สมมาตรเพื่อให้สามารถปรับเปลี่ยนรูปทรงและขนาดตามขนาดของเซลล์มะเร็ง โดยทางที่นักวิจัยใช้ระเบียบวิธีการทางด้านไฟไนต์เอลิเมนต์ทำการออกแบบ เพื่อทราบผลการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของการจัดวางสายอากาศ ว่าผลการออกแบบให้ผลสอดคล้องตามหลักการที่ได้ทำการออกแบบไว้หรือไม่ หลังจากนั้นทำการทดลองกับเนื้อเยื่อจริงแบบ in-Vitro เพื่อทราบข้อแตกต่างระหว่างผลการจำลองการทำงานกับที่ได้ออกแบบด้วย ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ซึ่งมีได้ผลละพริใกล้เคียงกันกับที่ได้ออกแบบ โดยขนาดของการทดลองจริงจะมีขนาดของการทำลายที่ใหญ่กว่าผลที่ได้จากการจำลองการทำงานเล็กน้อย การทดลองจำนวนสายอากาศหลายต้นจะส่งผลให้ขนาดของการทำลายมีขนาดใหญ่ขึ้นอีกด้วย

Research Title: Finite Element Analysis of Multiphase Antenna for Microwave cancer Ablation

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

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

.....

ABSTRACT

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

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

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้ได้รับเงินสนับสนุนจากคณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า
เจ้าคุณทหารลาดกระบัง ทางผู้วิจัยซาซังและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงมา ณ ที่นี้ด้วย

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 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟและความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ.....	13
2.3.1 ความหมายของไมโครเวฟ.....	13
2.3.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน.....	13
2.3.3 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ.....	14

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ย่านไมโครเวฟ.....	14
2.5 สายโคแอกเชียล (Coaxial line).....	18
2.6 สนามแม่เหล็กไฟฟ้า และปฏิกิริยาของคลื่น ไมโครเวฟในเนื้อเยื่อ (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 สายอากาศโคแอกเชียลแบบโมโนโพล (Monopole coaxial antenna).....	29
2.9.2 สายอากาศไดโพล (Dipole antenna).....	30
2.9.3 สายอากาศแบบสล็อต (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 และอุณหภูมิในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม.....	72
4.4 ผลการเปรียบเทียบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบปลายเปิด 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

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา อธิบายถึงปัญหาที่กำลังศึกษาวิจัย วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎี แนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และรูปแบบของการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ

1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งส่งผลให้เกิดการตายของคนทั่วโลกมากกว่า 1 ล้านคนต่อปี โดยเฉพาะมะเร็งที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การรักษา มะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีหลายวิธีอย่างเช่น

1. *Alcohol Ablation* เป็นการฉีดแอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์ร่วมกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา
2. *Chemo therapy* เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้น ไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้
3. *LiTT (Laser – induced thermo therapy)* วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างยิ่ง และใช้ต้นทุนในการรักษาสูง
4. *Cryo Surgery* เป็นการใช้ความเย็นในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดครวมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง
5. *RFA (Radio Frequency Ablation)* ปัจจุบันได้มีการพัฒนาโดยนำคลื่นวิทยุความถี่สูง (Radio Frequency) ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งใช้รักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยเรียกวิธีนี้ว่า HiTT – High frequency induced thermo therapy [1] ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 375 kHz – 500 kHz และให้กำลังสูงสุด 60 วัตต์ โดยการรักษากระทำผ่านทางผิวหนัง และใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนของปลายเข็ม (active zone) จะเกิดความร้อน[2][3] โดยจะมีน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแพร่กระจายทำลายเซลล์ได้ดียิ่งขึ้นส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นกับขนาดเซลล์มะเร็ง และคุณสมบัติของแพทย์ผู้ทำการรักษา จะรักษามะเร็งได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 ซึ่งถือได้ว่าเป็นระยะที่ค่อนข้างรุนแรงแล้ว

การรักษาด้วยวิธีการดังกล่าวต้องใช้ อัลตราซาวด์สแกนเนอร์ในการดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง ตลอดเวลาในการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษา โรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็มีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย 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 ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 องศาเซลเซียสขึ้นไป ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [4]

1.2 อธิบายถึงปัญหาที่กำลังศึกษาวิจัย

ในการรักษามะเร็งโดยใช้หลักการทางด้าน MCT (Microwave coagulation Therapy) เป็นแนวทางอีกวิธีหนึ่ง ที่ใช้ในการรักษามะเร็ง ซึ่งนำมาใช้ในการรักษาเซลล์มะเร็งควบคู่กับการรักษา ด้วยเคมีบำบัด ในการรักษาแบบ MCT นี้จะเป็นการรักษาเฉพาะจุด โดยการใช้คลื่นไมโครเวฟ ส่งผ่านตัวนำแล้วเกิดความร้อนด้านปลายของตัวนำ หรือสายอากาศ ซึ่งที่อุณหภูมิที่เกินกว่า 50 องศาเซลเซียส โดยให้ความร้อนประมาณ 10 นาที หรือมากกว่า เซลล์มะเร็งจะถูกทำลาย

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้นำเสนอ โดยการนำเอาสายอากาศโคแอกเซียล แบบบางที่มีขนาดเล็ก โดยมีโครงสร้างรูปแบบง่ายๆ ซึ่งเป็นสายอากาศแบบสล็อตโคแอกเซียล สร้างรูปแบบการจัดวาง

สายอากาศ 3 รูปแบบ โดยใช้สายอากาศ 3 ต้น เพื่อให้ขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งมีขนาดที่ใหญ่ขึ้น และมีรูปร่างที่แตกต่างกัน 6 รูปแบบ คือ แบบอาร์เรย์แบบที่มีสายอากาศ 3 ต้นแบบเดียวกัน, แบบที่มีสายอากาศทั้ง 3 ต้นต่างกัน, แบบวางทำมุมสามเหลี่ยม ที่มีสายอากาศ 3 ต้นแบบเดียวกัน, แบบที่มีสายอากาศต่างกัน และสุดท้ายแบบวางสายอากาศ 3 ต้น รูป “T” โดยใช้สายอากาศทั้ง 3 ต้น เหมือนกัน และต่างกัน

รูปแบบงานวิจัยเพื่อแก้ไขปัญหาระบบการรักษามะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟมีรายละเอียดดังนี้

ปัญหาที่ 1 ในปัจจุบันการศึกษาขอบเขตของเซลล์มะเร็งในระดับที่ถูกทำลาย ด้วยวิธีการแผ่รังสีความร้อนด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ จะเป็นลักษณะงานวิจัยที่ทดลองกับเนื้อเยื่อจริง ผลการทดลองที่ได้ จึงไม่สามารถเห็นลักษณะบางประการที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อได้ตลอดการทดลองแต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายไปหลังจากการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นได้เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ รูปแบบของการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆ ในเนื้อเยื่อ คุณสมบัติที่สำคัญต่างๆ นี้สามารถแสดงได้ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และในการสร้างแบบจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ จะเป็นวิธีการที่สามารถใช้มองปัญหาต่างๆ ที่เกิดขึ้นได้อย่างครบถ้วนก่อนการทดลองจริง ทำให้ประหยัดเวลา และค่าใช้จ่ายเป็นอย่างมาก การนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ช่วยในการวิเคราะห์แบบจำลอง ทำให้เราสามารถออกแบบ และพัฒนา สายอากาศนำคลื่นย่านความถี่ไมโครเวฟในรูปแบบต่างๆ ที่มีโครงสร้างการทำลายที่แตกต่างกัน หรือจะสร้างเทคนิคใหม่ๆ ในการจัดวางสายอากาศเพื่อให้ได้รูปแบบในการทำลายที่หลากหลาย ในลักษณะต่างๆ ที่ยุ่งยากได้

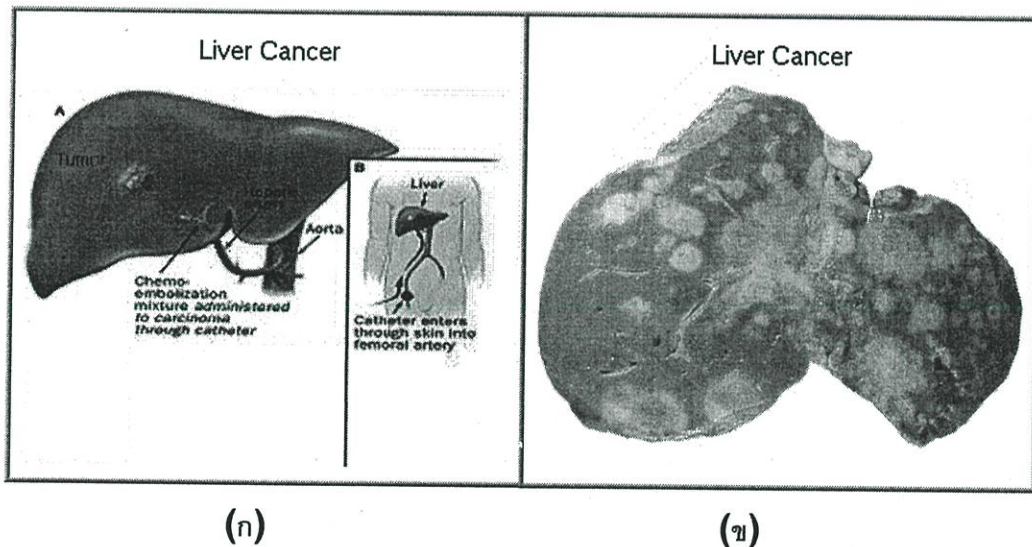
ปัญหาที่ 2 เป็นการปรับเปลี่ยนการจัดวางสายอากาศ 3 ต้น จัดวางในรูปแบบอาร์เรย์ แบบรูปสามเหลี่ยม และวางแบบรูป “T” เพื่อดูลักษณะของการทำลายเซลล์มะเร็ง ขนาดการทำลายเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการทดลอง

ปัญหาที่ 3 นำสายอากาศ 3 ต้น แบบสายอากาศปลายเปิด สายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม 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 ที่จังหวัดขอนแก่นพบอุบัติการณ์ของโรคนี้สูงที่สุดในโลก คือ ประมาณ 112.5 คนต่อประชากร 100,000 คน ในเพศชาย และ 39.4 ต่อประชากร 100,000 คน ในเพศหญิง ในรูปที่ 1.1 แสดงรูปของ มะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ[13] ซึ่งประกอบด้วยมะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับโดยตรง และมะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ ที่ลุกลามมาจากอวัยวะอื่น



รูปที่ 1.1 แสดง (ก) มะเร็งที่เกิดขึ้นในตับ โดยตรง (ข) มะเร็งที่เกิดขึ้นในตับโดยการลุกลามจากอวัยวะอื่น

ถ้าแยกตามชนิดของมะเร็งระดับปฐมภูมิ มะเร็งเซลล์ตับพบได้ทุกภาคของประเทศ และพบมากที่สุด ในภาคกลาง มะเร็งชนิดนี้มีความสัมพันธ์กับสภาวะตับอักเสบเรื้อรัง, ตับแข็ง และการติดเชื้อไวรัสตับอักเสบบีและซี [14]

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

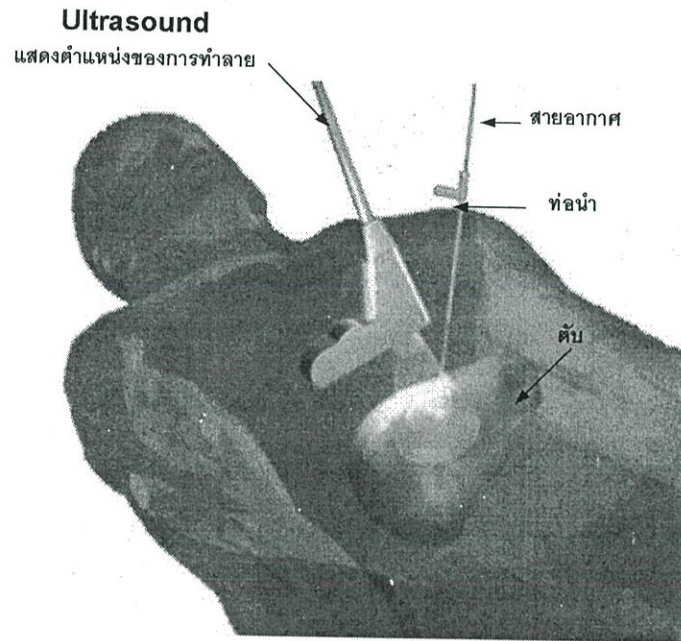
จะเห็นได้ว่ามะเร็งตับเป็นมะเร็งที่อันตรายอย่างมาก เนื่องจากผู้ป่วยส่วนใหญ่จะเสียชีวิตในเวลาอันรวดเร็ว หลังจากตรวจพบ ทางผู้วิจัยมีความสนใจที่จะวิเคราะห์ และออกแบบสร้างรูปแบบของการทำลายโดยใช้การจำลองทางคณิตศาสตร์ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ และทำการทดลองเพื่อยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จากการจำลองการทำงาน โดยผู้วิจัยสนใจการทำลายเซลล์มะเร็งที่เกิดขึ้นกับตับ โดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ รายละเอียดจะกล่าวถึงในส่วนต่อไป

1.4 มีกรนำเสนอหลักการใหม่อย่างไร

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)

โดยรูปแบบของสายอากาศที่ทำการออกแบบจะให้ความร้อนที่ออกมาเฉพาะบริเวณที่ต้องการ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ เราได้ทำการออกแบบสายอากาศที่สามารถกำหนดรูปแบบของการกระจายความร้อนได้ โดยตัวแปรที่เราสนใจ คือปริมาณ SAR และอุณหภูมิที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อ

ทำการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ คืออาร์เรย์ วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางแบบรูป “T” เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายมะเร็งให้มีขนาดการทำลายที่ใหญ่ขึ้น และ รูปแบบของการทำลายที่มีรูปทรงที่หลากหลาย เพื่อเป็นแนวทางในการจัดวางสายอากาศในการใช้งานจริง



รูปที่ 1.2 แสดงลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในตับด้วย คลื่นความถี่ RF และ MW

ในรูปที่ 1.2 แสดงการทำลายเซลล์มะเร็งที่ตับด้วยคลื่น RF และ MW จะเห็นได้ว่าจะมีรูปแบบการรักษาที่เหมือนกัน การรักษาด้วยวิธีการดังกล่าวต้องใช้ อัลตราซาวด์สแกนเนอร์ในการดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็งตลอดเวลาในการรักษาเพื่อระบุตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง และสายอากาศที่สอดผ่านท่อ นำ ที่ทำหน้าที่ป้องกันสายอากาศสัมผัสกับเนื้อเยื่อ ในการรักษาในรูปแบบนี้จะมีขนาดบาดแผลที่เล็ก และระยะเวลาในการพักฟื้นหลังการผ่าตัดน้อยมาก เมื่อเทียบกับการรักษาด้วยการผ่าตัด

1.5 การเปรียบเทียบกับหลักการที่มีอยู่เดิม

จากเดิมการรักษาโรคมะเร็ง จะมีการรักษาหลากหลายรูปแบบ เช่น

การรักษาด้วยวิธีการฉายรังสี ซึ่งมีข้อเสียในเรื่องของการตกค้างของรังสีในการรักษา จะมีการสะสม ซึ่งจะเป็นอันตรายต่อผู้ป่วยเอง เนื่องจากการตกค้างของรังสีในการรักษา

การรักษาด้วยการให้เคมีบำบัด ซึ่งในการรักษาแบบการให้เคมี เราสามารถสังเกตจากผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยเคมีบำบัดว่า จะมีผลข้างเคียง สูง เช่น หลังได้รับเคมีบำบัดแล้ว ผมร่วง ระบบต่างๆ ภายในร่างกายทำงานไม่ปกติ

การผ่าตัด เป็นวิธีการที่มีข้อเสีย คือ ไม่สามารถนำไปใช้กับผู้ป่วยที่ไม่สามารถเสียเลือดได้ เช่น ผู้ป่วยที่เป็นโรคเบาหวาน หรือมีปัญหาในการห้ามเลือด

การรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ เป็นแนวทางในการรักษาที่เริ่มนำมาใช้ในการรักษาโรคมะเร็ง ประมาณสิบปี โดยวิธีการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีการแบบนี้ มีความเหมาะสมกับขนาดของแผลที่มีขนาดเล็ก ข้อดีของการรักษาในรูปแบบนี้คือ ระยะเวลาในการรักษาจะใช้ระยะเวลาที่สั้น (ประมาณ 1 ชั่วโมง) ขนาดของแผลหลังจากการรักษา มีขนาดของแผลที่เล็ก

1.6 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา

- สามารถทำให้เรขาคณิต และวางแผนรูปแบบของการทำลายมะเร็งได้ ก่อนการออกแบบทดลองจริงโดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์
- ลักษณะของบริเวณเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีขนาด และรูปร่างที่ต่างกัน ต้องเลือกสายอากาศและการจัดวางสายอากาศให้เหมาะสม ตามขนาดและรูปร่างเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

1.7 สมมติฐานของการศึกษา

ในการทำลายเซลล์มะเร็ง ด้วยความร้อนที่เกิดขึ้นจากการใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ จำเป็นจะต้องอาศัยความรู้ในเรื่องของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และการส่งผ่านคลื่น โดยจำเป็นต้องใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ โดยใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟ แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ซึ่งเป็นผลที่มาจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และรูปแบบของการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ

1.8 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

- วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สมการความร้อนทางชีวภาพ (Bioheat Equation) นำมาออกแบบสร้างสายอากาศ ที่นำมาใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง
- ใช้เทคนิคโดยใช้สายอากาศ 3 ต้น จัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ คือวางแบบอาร์รี่ วางแบบสามเหลี่ยม และวางแบบรูป "T" เพื่อเพิ่มขนาดการทำลายเซลล์มะเร็ง

- ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์แสดงการกระจายอุณหภูมิ และการกระจายของปริมาณ SAR ในเนื้อเยื่อ
ตับ คำนวณปริมาตร พร้อมทั้งแสดงรูปทรงการทำลายเซลล์มะเร็งในรูปแบบ 3 มิติ

1.9 ขอบเขตการวิจัย

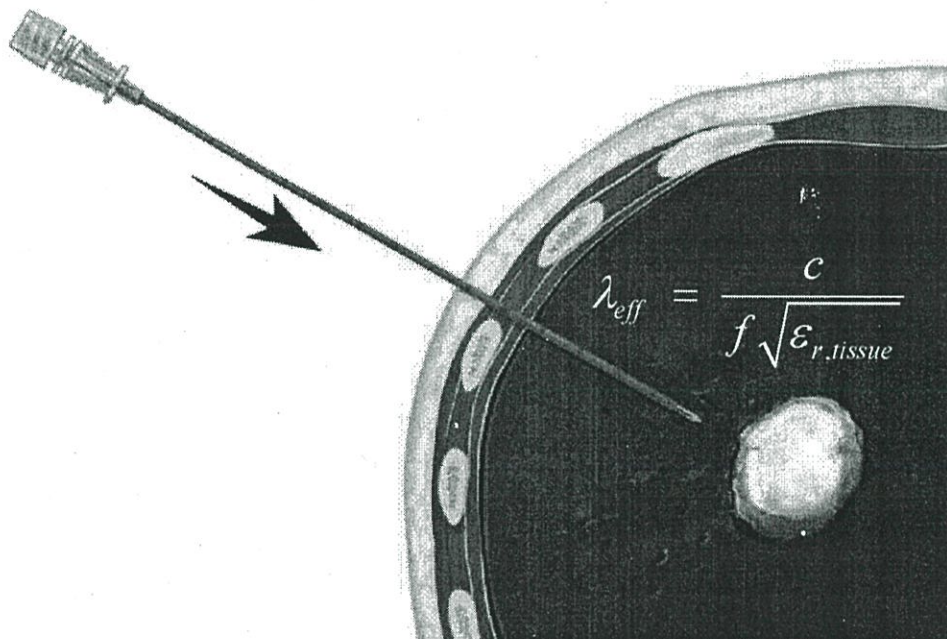
- การใช้วิธีการ ไฟไนต์เอลิเมนต์ สำหรับการสร้าง และทดสอบแบบจำลอง
- ทราบรูปแบบของการกระจายของอัตราการดูดซับจำเพาะ SAR ของสายอากาศที่ทำการวิจัย
- ทราบรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิในสายอากาศที่ได้ทำการวิจัย
- ปรับเปลี่ยนรูปแบบของการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ เพื่อทราบการกระจายของ SAR และ
อุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ
- ทดลองกับเนื้อเยื่อชนิด *In Vitro* เพื่อเปรียบเทียบกับผลการจำลองการทำงาน

บทที่ 2

หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา การเดินทางของคลื่นในตัวกลางชนิดต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation)



รูปที่ 2.1 แสดงการรักษาด้วยการส่งผ่านคลื่นไมโครเวฟ เข้าไปในเนื้อเยื่อดับ เพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง

ในรูปที่ 2.1 แสดงการทำลายเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง โดยทางสายอากาศเพื่อนำคลื่นไมโครเวฟหรือคลื่นวิทยุ 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

$\epsilon_{r,tissue}$ คือค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ มีค่า 2.36

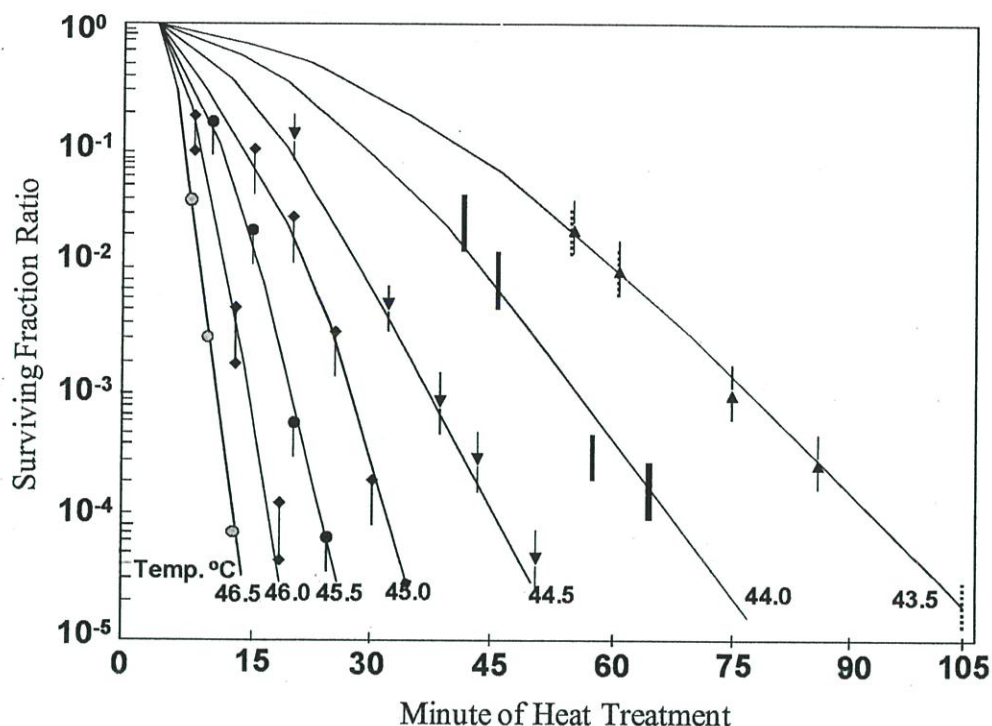
การออกแบบสายอากาศนำคลื่นไมโครเวฟ สามารถใช้หลักการออกแบบสายอากาศทั่วไปมาออกแบบได้ โดยความแตกต่างอยู่ที่ตัวกลางในการส่งผ่านจะเป็นเนื้อเยื่อต่างๆ ต่อไปจะกล่าวถึงการให้ความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็ง

ในการให้ความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็ง จะกล่าวถึงการให้ความร้อนกับเซลล์เนื้อเยื่อแล้วส่งผลให้เซลล์ถูกทำลาย รายละเอียดจะทำให้ผู้อ่านเข้าใจถึงการให้ความร้อนในการนำมารักษามะเร็งได้เป็นอย่างดี

2.2 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การให้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นเกิน 50 องศาเซลเซียส [1] เซลล์เนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิ การให้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyper thermal cancer therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960

การรักษาโรคมะเร็งโดยให้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐานและหลักการทางชีววิทยาที่สามารถ พิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยให้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 – 46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งใน รูปที่ 2.2 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิ และเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่ยังมีชีวิตอยู่จากการให้ความร้อน โดยเมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็งผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงขึ้น แก่เซลล์เนื้อเยื่อ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้น ในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



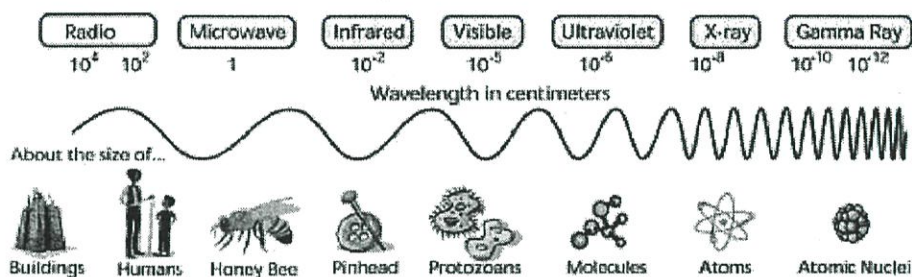
รูปที่ 2.2 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [2]

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 ส่งผ่านสู่เนื้อเยื่อที่ต้องการทำลายได้ ซึ่งรายละเอียดที่เกี่ยวข้องในส่วนต่อไปจะกล่าวถึงการเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อด้วยคลื่นไมโครเวฟ

2.3 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ

ความหมายของคลื่นไมโครเวฟถูกอธิบายด้วย รูปที่ 2.3 แสดงสเปกตรัมของความถี่ในย่านต่างๆ



รูปที่ 2.3 แสดงสเปกตรัมแถบความถี่ในย่านความถี่ต่างๆ

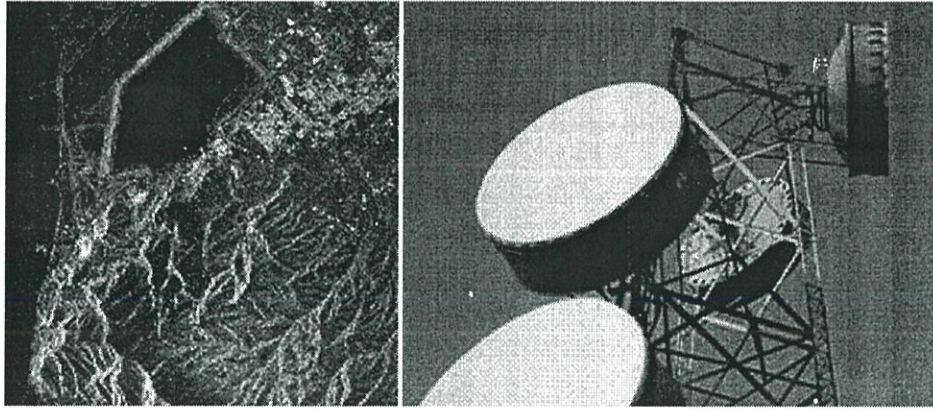
2.3.1 ความหมายของไมโครเวฟ

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 หรืออาหารจะดูดกลืนพลังงานของไมโครเวฟ ถ้าพลังงานที่ถูกดูดกลืนเอาไว้มากกว่าพลังงานที่คายออกมาอุณหภูมิก็จะสูงขึ้น

2.3.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน

โดยทั่วไปไมโครเวฟมิใช่ในงานด้านการสื่อสารผ่านดาวเทียม โทรศัพท์เคลื่อนที่ เรดาร์ อุปกรณ์นำร่องทางการบิน และการเดินเรือ นอกจากนั้น ยังมีการนำไปใช้ในการให้ความร้อนทางอุตสาหกรรมและการรักษาโดยการให้ความร้อนในช่วงเวลาที่ผ่านมานาน มีการใช้ไมโครเวฟตามบ้านเรือน ทางอุตสาหกรรม และการพาณิชย์เพิ่มขึ้นจำนวนมาก



รูปที่ 2.4 แสดงการนำคลื่น ไมโครเวฟไปใช้งาน

2.3.3 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ

ถ้าได้รับไมโครเวฟปริมาณสูงจะทำให้เกิดความร้อน ในกรณีที่เป็นเนื้อเยื่อของร่างกาย ความร้อนที่สูงเกินไปจะทำให้เป็นอันตราย เช่น เกิดการไหม้ของเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงไป หรือเรียกว่า Hyperthermia มีงานวิจัยเรื่องนี้กันอย่างกว้างขวาง แต่ยังไม่มีการยืนยันที่แน่นอนถึงผลกระทบของการได้รับไมโครเวฟว่ามีปริมาณระดับใดที่จะส่งผลให้เกิดมะเร็ง

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

2.4 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ย่านไมโครเวฟ

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

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

3. เวฟไกด์ (Waveguide)

4. สตริปไลน์และไมโครสตริป (Stripline and Microstrip)

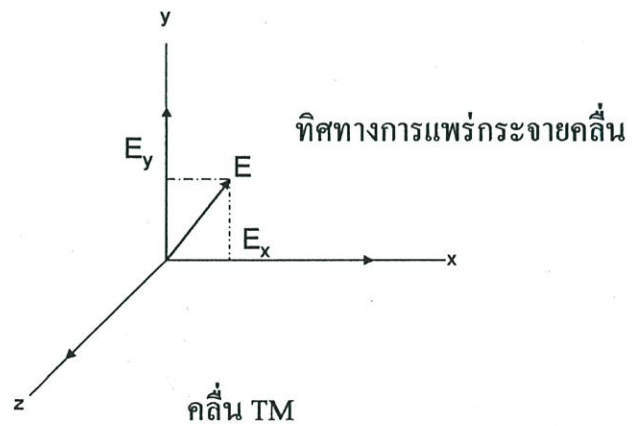
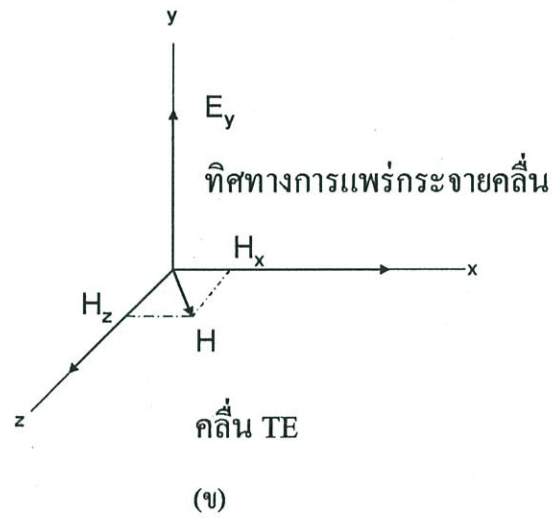
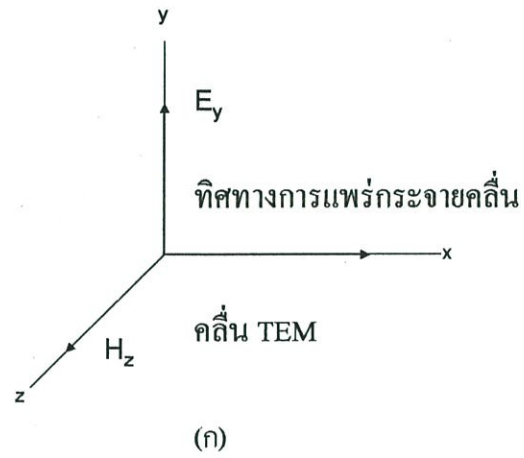
สายนำสัญญาณแบบคู่ขนานนั้น นิยมใช้กันในคอนดักต์ หรือแถบความถี่ย่านต่ำสุดของสเปกตรัมความถี่ไมโครเวฟ เนื่องจากที่ความถี่สูงขึ้น สายชนิดนี้จะมีการสูญเสียที่เรียกว่า Radiation loss มากขึ้น ซึ่งเป็นความสูญเสียเนื่องจากการแผ่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าออกจากตัวสายนำสัญญาณ ดังนั้นที่ความถี่สูงขึ้นจึงหันมาใช้สายโคแอกเซียลแทน ซึ่งสายโคแอกเซียลได้ขจัดปัญหาของ Radiation loss โดยการชิลด์ตัวมันเองด้วยแผ่นตัวนำล้อมรอบ สายชนิดนี้ประกอบด้วยแท่งตัวนำภายในซึ่งเป็นตัวนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และแท่งตัวนำล้อมรอบ ซึ่งอาจใช้เป็นแผ่นตัวนำหรือถักสานด้วยเส้นตัวนำขนาดเล็กเป็นร่างแหล้อมรอบก็ได้ แต่สายโคแอกเซียลก็มีข้อเสียตรงที่สามารถทนกำลังงานได้ต่ำ เมื่อความถี่สูงขึ้นจะเกิดการสูญเสียเนื่องจากผิวตัวนำหรือที่เรียกว่าสกินเอฟเฟกต์ (Skin effect) เป็นผลให้มีการลดทอนสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผ่านสายโคแอกเซียลมากขึ้น จึงเป็นข้อจำกัดของสายชนิดนี้ทำให้เหมาะสมสำหรับงานสื่อสารระยะใกล้ (Short-line length) ซึ่งความสูญเสียทางกำลังงานระดับนี้ไม่มีผลต่อระบบมากนัก ดังนั้นที่ความถี่สูงมากขึ้นการใช้เวฟไกด์จึงเป็นสื่อกลางที่เหมาะสม เพราะมันสามารถนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีกำลังสูงไปได้ โดยเกิดการสูญเสียกำลังงานในตัวมันเองน้อยมาก สำหรับสตริปไลน์และไมโครสตริป นิยมใช้ประกอบในตู้อุปกรณ์ที่ใช้ในย่านความถี่ไมโครเวฟ ใช้เป็นสายนำสัญญาณขนาดเล็กเชื่อมระหว่างอุปกรณ์ชนิดหนึ่ง ไปยังอุปกรณ์ข้างเคียง ซึ่งส่วนใหญ่ที่พบเห็นกันก็คือแถบที่ติดอยู่บนแผ่นวงจรพิมพ์ของอุปกรณ์ไมโครเวฟนั่นเอง

เราจะได้ทราบถึงพื้นฐานที่จำเป็นเพื่อสร้างความเข้าใจในเรื่องการเดินทางของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสื่อกลางที่เป็นสายนำสัญญาณชนิดต่างๆ ความหมายของคำต่างๆ จำพวกความยาวคลื่น และความถี่คัทออฟ (Cutoff wavelength and frequency), ความเร็วเฟสและความเร็วกลุ่ม (Phase and group velocity), การนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Wave transmission), การแผ่กระจายของคลื่นในโหมดที่สูงกว่า (Higher mode), คาเรคเตอร์ริสติกอิมพีแดนซ์ รวมทั้งการใช้งานของสายนำสัญญาณทุกแบบ เริ่มจากสายคู่ขนาน, สายโคแอกเซียล, เวฟไกด์ทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular waveguide), สตริปไลน์ และไมโครสตริป

โหมดการแผ่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นในสายนำสัญญาณ (Mode of propagation)

ในสภาวะฟรีสเปซคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแผ่กระจายออกไปเป็นลักษณะรูปทรงกลม (Spherical configuration) ตามที่เราได้ทราบกันมาแล้ว คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดการแผ่กระจายออกสู่ฟรีสเปซในลักษณะสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลาเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลา และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาก็เหนี่ยวนำสร้างสนามไฟฟ้าต่อไปเช่นกัน ทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการแผ่กระจายออกไปเรื่อยๆ และค่อยๆ ถูกลดทอนด้วยตัวกลางจนหมดไป

(ซึ่งในอุดมคติคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะต้องแพร่กระจายออกไปในปริศเปซได้เรื่อยๆ ไม่มีที่สิ้นสุด โดยไม่ถูกลดทอนด้วยตัวกลางเลย)



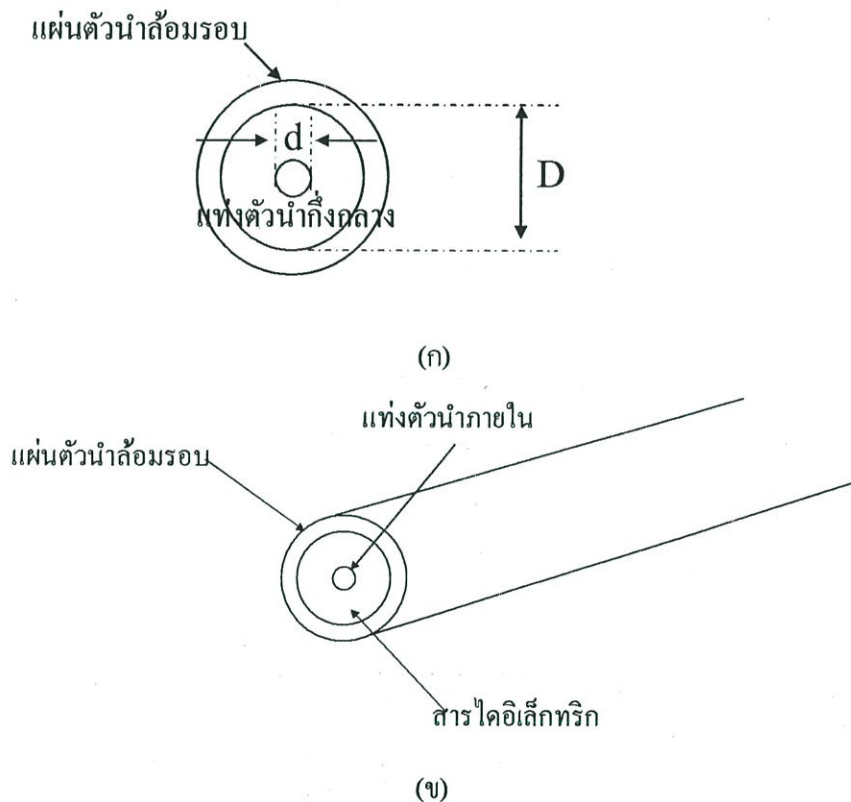
รูปที่ 2.5 (ก) คลื่น TEM (ข) คลื่น TE (ค) คลื่น TM

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 กันนี้รวมเรียกว่า โหมดที่สูงกว่า หรือไฮเออร์โหมด (Higher mode) ไฮเออร์โหมดเป็นรูปแบบการแพร่กระจายของคลื่น ซึ่งมีความถี่สูงกว่าค่าความถี่เฉพาะที่มีชื่อเรียกว่าความถี่คัทออฟ (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 จะเป็นทรานสเวอร์สอิเล็กโตรเวฟ (Transverse electric wave : TE) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าวางตามขวาง และทรานสเวอร์สแมกเนติกเวฟ (Transverse magnetic wave : TM) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง ทรานสเวอร์สอิเล็กโตรเวฟ (สนาม H มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ z ของสนาม E) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.5 (ข) ส่วนทรานสเวอร์สแมกเนติกเวฟ (สนาม E มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ y ของสนาม H) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.5 (ค)

2.5 สายโคแอกเชียล (Coaxial line)

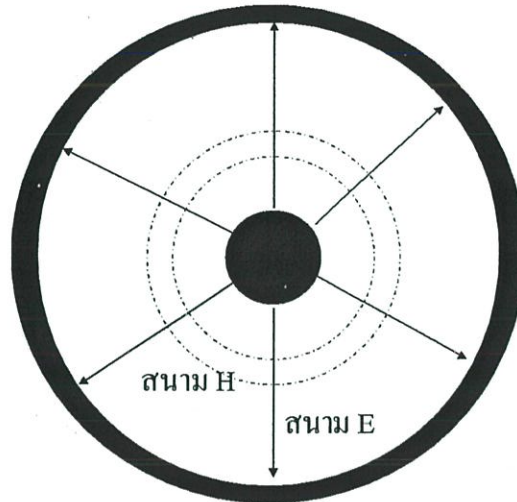
เมื่อความถี่ในการใช้งานสูงขึ้น การใช้สายคู่ขนานแบบเดิมไม่เหมาะสมจึงได้เปลี่ยนมาใช้สายอีกแบบหนึ่งมีชื่อว่า สายโคแอกเชียล สายโคแอกเชียลนี้จะประกอบด้วยตัวนำ 2 เส้นขนานกัน เช่นเดิม แต่ตัวนำภายนอกจะเปลี่ยนรูปเป็นแผ่นตัวนำล้อมรอบแท่งตัวนำที่เล็ก ซึ่งวางในแนวศูนย์กลางใช้แกนร่วมกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.6 (ก) แท่งตัวนำภายในจะถูกจัดให้อยู่ในแนวศูนย์กลางได้ด้วยไดอิเล็กตริกสเปซเซอร์ ดังรูปที่ 2.6 (ข) หรือจะใช้สารไดอิเล็กตริกอัดแน่นเพื่อบังคับให้แท่งตัวนำวางตัวในแนวศูนย์กลาง ดังรูปที่ 2.6 (ค) ก็ได้สายโคแอกเชียลที่ใช้งานมีด้วยกันหลายแบบ แบ่งออกเป็นประเภทหลักๆ ได้ตามลักษณะรูปร่างภายนอก คือแบบ Flexible, Semirigid และ Rigid



รูปที่ 2.6 (ก) สายโคแอกเชียล (ข) แบบใช้โซลิดไดอิเล็กตริก

การส่งคลื่นในสายโคแอกเซียล

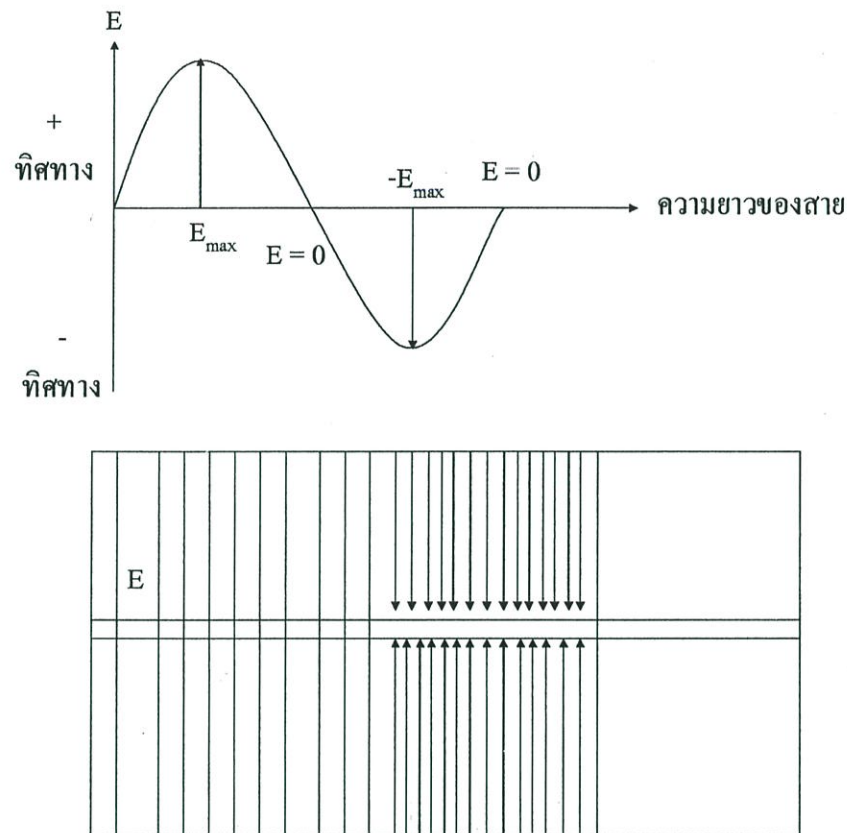
สายโคแอกเซียลนั้น โดยแท้จริงเป็นการคิดแปลงมาจากสายแบบคู่ขนานนั่นเอง ฉะนั้นมันจึงสามารถรับส่งคลื่นแบบ TEM ได้ และเรียกโหมดการส่งคลื่น TEM นี้ว่า โหมดหลัก (Principal mode) หรือ โหมดเด่น (Dominant mode)



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 คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายไปตามที่ว่างระหว่างตัวนำทั้งสองโดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าขึ้นกับความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายในและตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กขึ้นอยู่กับการไหลผ่านตัวนำ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแบบ TEM นี้ประกอบจากคลื่นสนามไฟฟ้าและคลื่นสนามแม่เหล็กที่เป็นรูปไซน์ ดังนั้น สนาม E และสนาม H จึงกลับทิศทางทุกๆ ครึ่งความยาวคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงทิศทางสนาม E และ H ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเซียล

สำหรับค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เดินทางไปตามสายนั้น จะขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของมันเอง และค่าคงตัวไดอิเล็กตริกของสาร ไดอิเล็กตริก ระหว่างตัวนำทั้งสอง

สายโคแอกเซียลนั้นไม่มีข้อจำกัดเกี่ยวกับความถี่ของโหมดการส่งคลื่น TEM จึงสามารถปรับกระแสและแรงดันตามความถี่ที่ใช้งานได้ ดังนั้นสายโคแอกเซียลซึ่งทำงานในโหมดหลัก หรือโหมด TEM จึงถือเป็นอุปกรณ์ที่ใช้งานในแถบความถี่กว้าง หรืออุปกรณ์บรอดแบนด์ (Broadband device) และค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเซียล คำนวณได้จากสมการที่ **

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

จากสมการ จะเห็นว่า ถ้าสารไดอิเล็กตริกที่ใช้ในสายเป็นอากาศ ค่าความยาวคลื่นจะไม่เปลี่ยนแปลง คือเท่ากับค่าความยาวคลื่นในฟรีสเปซ แต่หากว่าใช้สารไดอิเล็กตริกอื่นนอกเหนือจากอากาศแล้ว ค่าความยาวคลื่นภายในสายจะลดลง

2.6 สนามแม่เหล็กไฟฟ้าและปฏิกิริยาของคลื่นไมโครเวฟในเนื้อเยื่อ

(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 วัสดุทางชีวภาพเหล่านี้ไม่เป็นทั้ง ไดอิเล็กทริกที่ดีหรือตัวนำที่ดี ดังนั้นเมื่อคลื่น EM เดินทางผ่านวัสดุทางชีวภาพพลังงานของคลื่น EM จะถูกดูดซับโดยวัสดุนั้น การวัดปริมาณการดูดซับในตัวกลางชีวภาพมักจะวัดเป็นค่า SAR (specific absorption rate) หรือค่าอัตราการดูดซับจำเพาะ [5] ซึ่งเป็นค่าอัตราของกำลังงานที่กระจายต่อความหนาแน่นของวัสดุ โดยปริมาณการดูดซับสามารถเขียนได้ดังนี้

$$SAR = \frac{1}{\rho} \mathbf{J} \cdot \mathbf{E} = \frac{\sigma}{\rho} |\mathbf{E}|^2 \quad (2.1)$$

SAR คือ ปริมาณการดูดซับพลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อต่างๆ

J คือ

E คือ สนามไฟฟ้า หน่วยเป็น V/m

σ คือ

P คือ ความหนาแน่น

พลังงานของคลื่น EM ที่ดูดซับไปในวัสดุทางชีวภาพจะทำให้เกิดความร้อน ส่งผลให้อุณหภูมิของวัสดุสูงขึ้น ความร้อนและอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงทางกล และการเปลี่ยนแปลงทางเคมีของวัสดุทางชีวภาพ ซึ่งปรากฏการณ์นี้ได้ถูกบันทึกไว้ครั้งแรกในปี 1946 โดย เพอร์ซี สเปนเซอร์ (Percy Spencer) ในรายงานของสเปนเซอร์ได้กล่าวว่า เมื่อเขายืนใกล้กับแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ เขาได้สังเกตเห็นความร้อนของคลื่นไมโครเวฟในเนื้อเยื่อของตัวที่ เกิดขึ้นจากเตาไมโครเวฟ ซึ่งเนื้อเยื่อตัวเป็นวัสดุทางชีวภาพชนิดหนึ่ง ผลของความร้อนจากไมโครเวฟในเนื้อเยื่อตัวนี้เอง ได้เป็นพื้นฐานในการวิจัยการรักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตัวด้วยคลื่นไมโครเวฟในวิทยานิพนธ์นี้

2.7 สมบัติทางไดอิเล็กทริกของเนื้อเยื่อ (Dielectric properties of biological tissues)

ในเนื้อเยื่อที่แตกต่างกันย่อมจะมีสมบัติทางไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกันด้วย ดังนั้นสมบัติทางไดอิเล็กตริกจึงมีบทบาทสำคัญอย่างยิ่งในกระบวนการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อด้วยคลื่นไมโครเวฟ สมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อมีผลโดยตรงต่อสมรรถนะของโพรบ (หรือเรียกว่า สายอากาศไมโครเวฟ) ในการทำลายเซลล์มะเร็ง จากสมการที่ (2.1) แสดงให้เห็นว่าความนำของเนื้อเยื่อมีความสัมพันธ์โดยตรงกับการกระจายพลังงานในเนื้อเยื่อของคลื่น EM

2.7.1 ผลของความถี่ต่อสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อ (Frequency dependence)

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

ในรูปที่ 2.9 กราฟแสดงคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อระดับที่ความถี่ต่างๆ โดยกราฟนี้ได้จากบทความวิจัยของกาเบรียล [8] จากข้อมูลเป็นการสรุปผลที่ได้จากการทดลองบนเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ของนักวิจัยคนอื่น

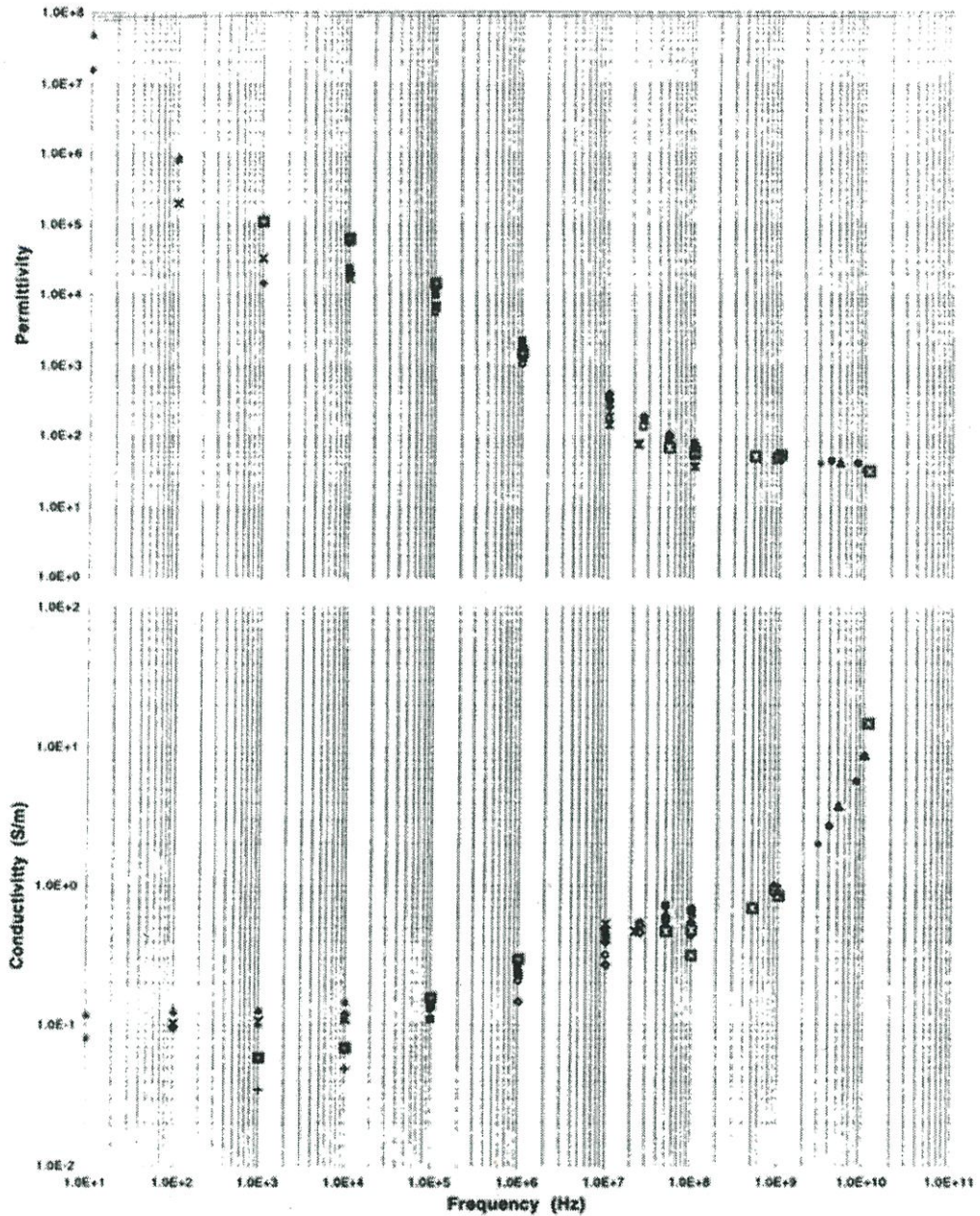
รูปที่ 2.10 กราฟแสดงคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อระดับมนุษย์ และเนื้อเยื่อระดับของแกะ ที่ความถี่ต่างๆ โดยทำการวัดค่าทางไฟฟ้าในสเปกตรัมความถี่อย่างต่อเนื่อง ซึ่งกราฟนี้ได้จากบทความที่สองของกาเบรียล [9] ข้อมูลที่ได้จากการวัดนั้นนำมาเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่ได้จากรูปที่ 2.9

ในบทความวิจัย [10] กาเบรียลได้นำเสนอสมการที่สมบูรณ์เพื่อใช้ในการประมาณค่าการวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน โดยนำเสนอพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อที่ต่างชนิดกันในรูปของค่าเชิงซ้อนความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์ ซึ่งสามารถทำการคำนวณได้ดังสมการที่ (2.2)

$$\hat{\epsilon}(\omega) = \epsilon_{\infty} + \sum_n \frac{\Delta\epsilon_n}{1+(j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_l}{j\omega\epsilon_0} \quad (2.2)$$

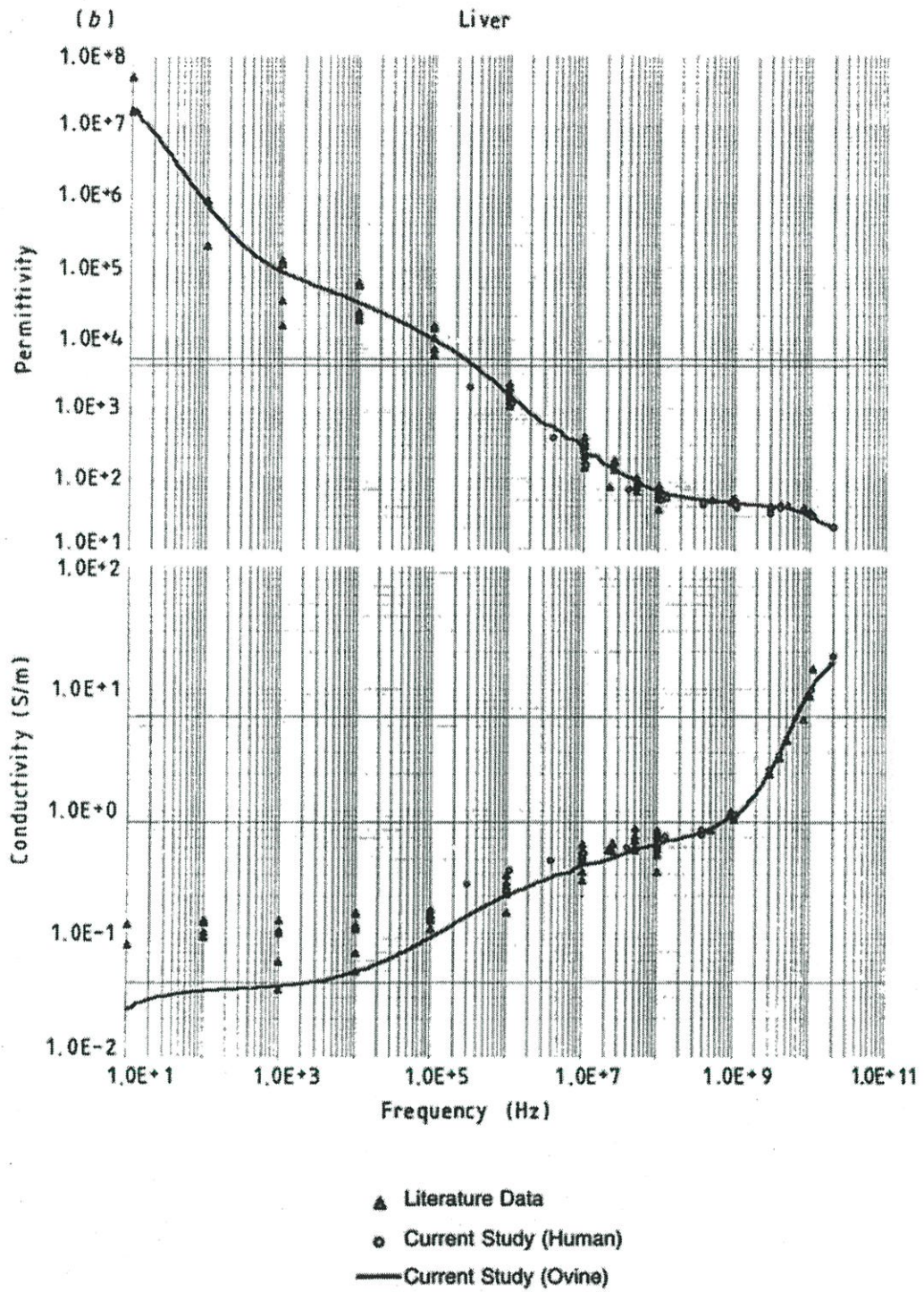
ค่าพารามิเตอร์ของกาเบรียลในเนื้อเยื่อระดับแสดงได้ดังตารางที่ 2.1 และในรูปที่ 2.11 แสดงการพล็อตค่าและเปรียบเทียบระหว่างค่าที่ได้จากการวัดจริงและค่าที่ได้จากการคำนวณค่าความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์และค่าความนำของเนื้อเยื่อระดับ

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 @ 35.8°C ± 0.2°C (1E4-1E8Hz) Surowiec et al, 1987
- ▲ Rat (In vivo) @ 32°C ± 1°C (1E6-1E10Hz) Kraszewski et al, 1982
- Feline (In vivo) @ 36°C (1E8-8E9Hz) Kraszewski et al, 1982
- Canine @ 20°C ± 1°C (1E8-1E10Hz) Xu et al, 1987
- Human @ 23-25°C (5E7-9E8Hz) Joines 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) @ BT (1E1-1E4Hz) Schwan 1956, 57, 83
- ▲ Canine (In situ) @ BT (1E1-1E4Hz) Schwan & Kay, 1957
- Bovine @ 37°C (3E8Hz) Brady et al, 1981

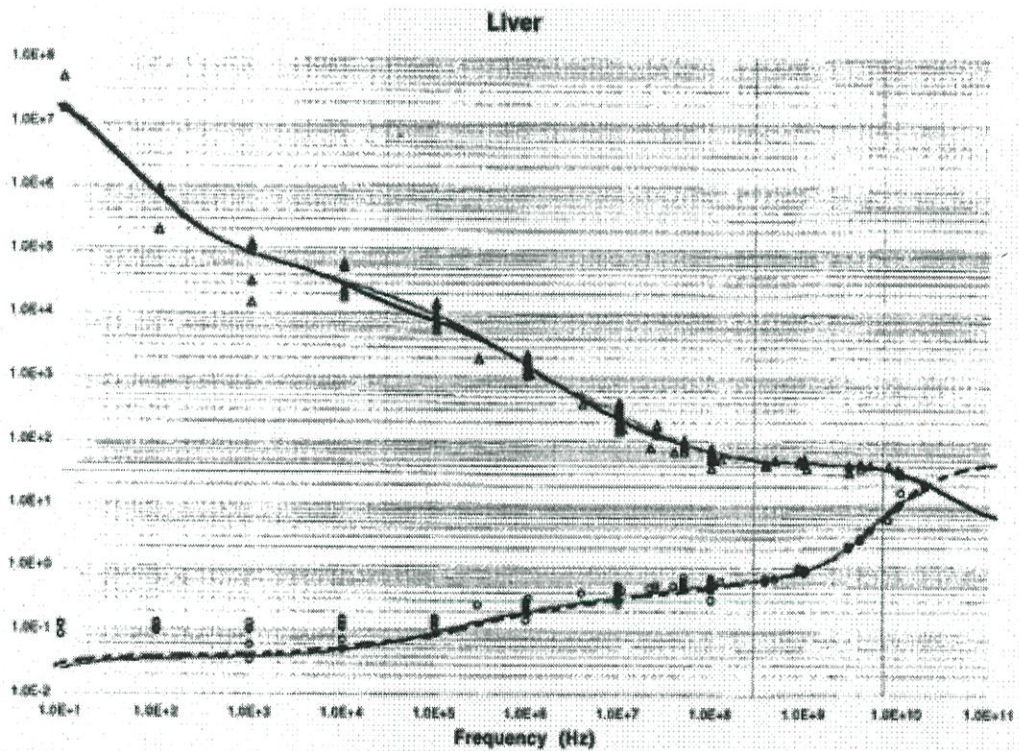
รูปที่ 2.9 แสดงการวัดสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับชนิดต่างๆ [6]



รูปที่ 2.10 แสดงค่าที่ได้จากการวัดสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับเปรียบเทียบกับสเปกตรัมความถี่อย่างต่อเนื่อง [7]

ตารางที่ 2.1 แสดงพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อตับสำหรับสมการของกาเบรียล

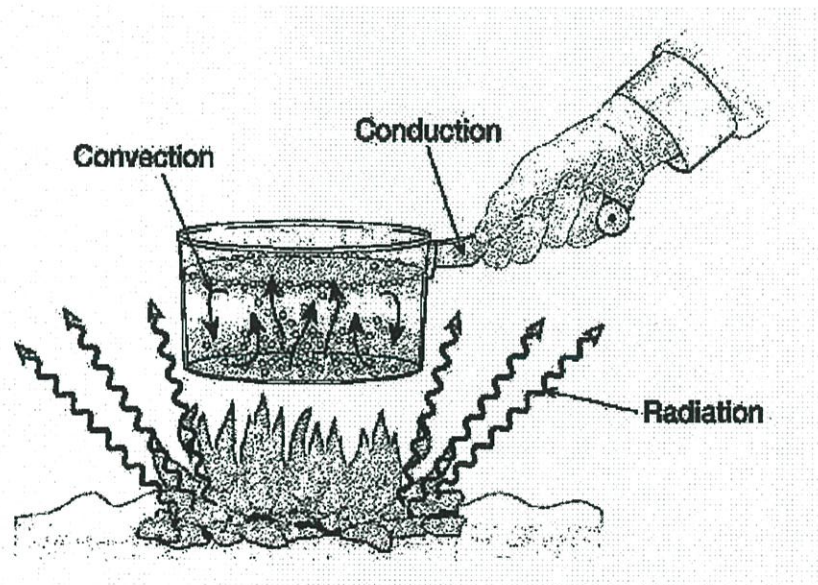
พารามิเตอร์	ค่า	พารามิเตอร์	ค่า
ϵ_∞	4.0	σ_i	0.0200
$\Delta\epsilon_1$	39.0	$\Delta\epsilon_2$	6000
$\tau_1(\text{ps})$	8.84	$\tau_2(\text{ns})$	530.52
α_1	0.10	α_2	0.20
$\Delta\epsilon_3$	5.0×10^4	$\Delta\epsilon_4$	3.0×10^7
$\tau_3(\mu\text{s})$	22.74	$\tau_4(\text{ms})$	15.915
α_3	0.20	α_4	0.05



รูปที่ 2.11 แสดงสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับ เปรียบเทียบผลจากการคำนวณกับค่าที่ได้จากการวัดในการทดลอง[8]

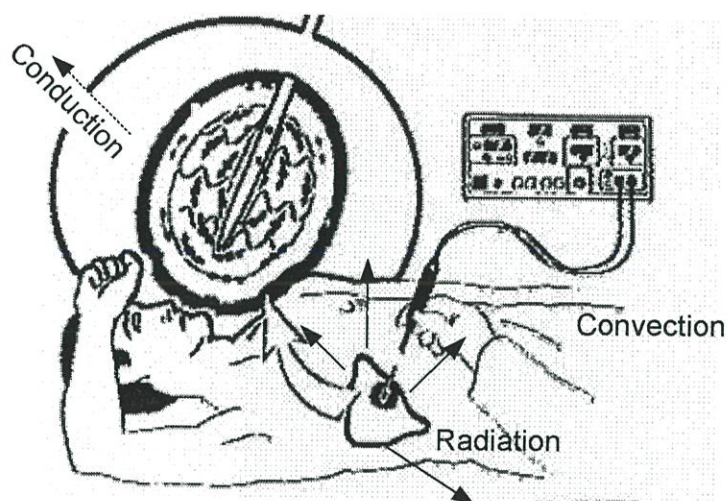
2.8 สมการการส่งผ่านความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation)[9]

ก่อนอื่นขอกล่าวถึงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป ซึ่งจะมีการส่งผ่านความร้อนอยู่ด้วยกัน 3 ส่วน คือ ส่วนของการนำความร้อน (Conduction) การพาความร้อน (Convection) และการแผ่ความร้อน (Radiation) จากตัวอย่างในรูปที่ 2.12 เป็นการส่งผ่านความร้อนจากแหล่งกำเนิดความร้อนที่เกิดจากการหุงต้ม ความร้อนจากแหล่งกำเนิดความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อนแบบ การแผ่ความร้อนมายังภาชนะบรรจุน้ำ ความร้อนที่มายังภาชนะจะมีการนำความร้อนจากน้ำด้านล่างมาสู่ น้ำด้านบนด้วยการส่งผ่านความร้อนแบบการนำความร้อน(Convection) และความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อนกับวัสดุที่ต่างชนิดกันด้วยการนำความร้อน (Conduction) นำความร้อนมายังด้าน จีบของภาชนะ



รูปที่ 2.12 แสดงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป

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



รูปที่ 2.13 แสดงการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ

จากรูปเป็นการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นจากกระบวนการรักษาด้วยการจี้ความร้อนจากแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ โดยใช้สายอากาศไมโครเวฟแทงลงไปเนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟจากแหล่งกำเนิด จะส่งผ่านตัวนำไปตามสาย ออกไปตามสายอากาศ โดยลักษณะของคลื่นที่ออกจากสายอากาศ จะขึ้นอยู่กับการออกแบบสายอากาศ

คลื่นไมโครเวฟออกจากสายอากาศเข้าสู่เนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟจะทำให้ น้ำภายในตับเกิดการเสียดสี เกิดความร้อนขึ้นบริเวณสายอากาศ ความร้อนที่เกิดขึ้นจะมีการส่งผ่านความร้อนในรูปแบบการนำความร้อนไปรอบๆ บริเวณเนื้อเยื่อ และเกิดการส่งผ่านความร้อนตามการเคลื่อนที่ของเลือดแบบการนำ และมีการระบายความร้อนออกนอกเนื้อเยื่อด้วยการแผ่ความร้อน

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

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T - T_b) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (2.2)$$

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 ($\text{J/kg}\cdot\text{K}$)
ω_b	=	อัตราไหลเลือด ($1/\text{s}$)
T_b	=	ค่าอุณหภูมิเลือด ($37\text{ }^\circ\text{C}$)
Q_{met}	=	ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (W/m^3)
Q_{ext}	=	ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m^3)

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

$$Q_{ext} = \rho \cdot SAR = \sigma \cdot E^2 \quad (2.3)$$

โดย SAR คือ อัตราการดูดซับจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ และจะเห็นได้ว่า Q_{ext} จะเกิดขึ้นจากสนามไฟฟ้าเท่านั้น

หลังจากที่ทราบถึงค่าทางฟิสิกส์ที่ต้องการนำมาแก้ปัญหาแล้ว เราจะนำเอาวิธีการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการแก้ปัญหา โดยรายละเอียดจะกล่าวถึงนิยามและวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในบทต่อไป

2.9 ตัวอย่างการออกแบบสายอากาศที่ใช้งานในระบบ MWA (Microwave Ablation)[4]

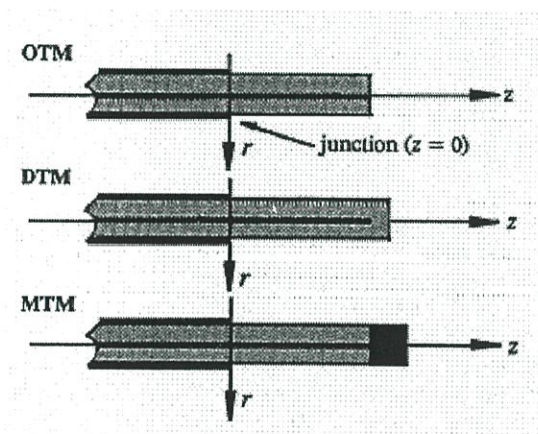
สายอากาศไมโครเวฟ หมายถึง แหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟที่จะเป็นแหล่งการเกิดความร้อน ซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่สุดของระบบ MWA โดยการออกแบบสายอากาศให้มีความเหมาะสมที่สุดนั้น สายอากาศจะต้องที่มีโครงสร้างที่ง่าย ราคาอ่อนข้างถูก และมีขนาดเล็ก เช่น สายอากาศแบบโคแอกเซียล (coaxial) ซึ่งเป็นสายอากาศที่มีรูปแบบที่หลากหลาย โดยสายอากาศจะเป็นตัวส่งผ่านคลื่นไมโครเวฟ กำลังงานระดับหนึ่งที่จะส่งผ่านไปนั้นก่อให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อ ส่งผลให้ขนาดของการทำลายเนื้อเยื่อมีความแตกต่างกันตามกำลังงานที่ป้อนให้กับสายอากาศ

สายอากาศที่แตกต่างกันจะมีรูปแบบของความร้อนที่ได้ออกมาแตกต่างกัน ซึ่งได้มีงานวิจัยที่ได้นำเสนอสายอากาศในรูปแบบของ โคแอกเซียลไว้ โดย John Bertram ในบทความวิจัยที่ชื่อว่า “A

review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation” [9] ในปี 2006 ซึ่งในบทความนั้นได้นำเสนอสายอากาศแบบ โคแอกเซียล ได้แก่

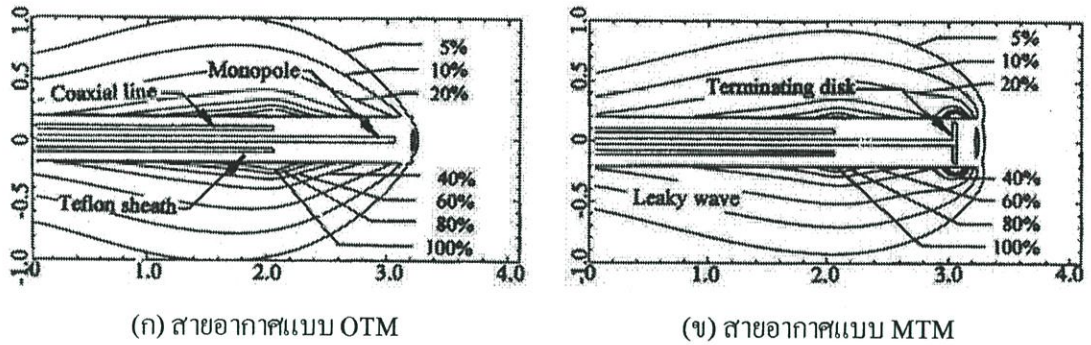
2.9.1 สายอากาศโคแอกเซียลแบบโมโนโพล (Monopole coaxial antenna)

สายอากาศโคแอกเซียลแบบ โมโนโพล เป็นสายอากาศที่มีโครงสร้างค่อนข้างง่าย สามารถที่จะนำมาใช้เป็นสายอากาศในระบบ MWA ได้ โดยโครงสร้างของสายอากาศนั้นจะมีตัวนำในอยู่กึ่งกลางของสายอากาศ และมีตัวนำนอกอยู่ด้านนอก ซึ่งมีไดอิเล็กทริกอยู่ระหว่างตัวนำในและตัวนำนอก สนาม EM ระหว่างตัวนำทั้งสองจะแพร่กระจายออกจากกึ่งกลางของสายอากาศ ที่ความยาวของสายอากาศตำแหน่ง $\lambda_{\text{eff}}/4$ โดยค่า λ_{eff} คือ ค่าความยาวคลื่นในตัวกลาง [10]



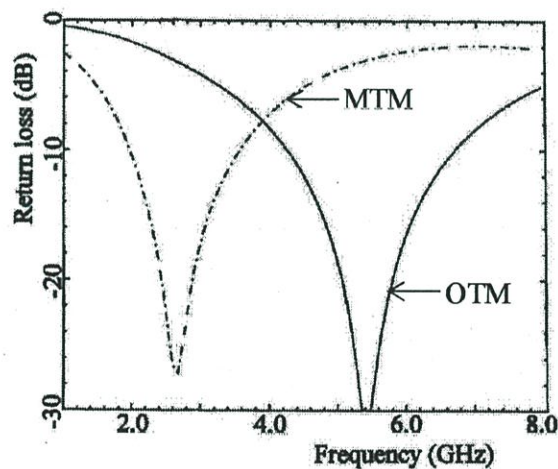
รูปที่ 2.14 โครงสร้างของสายอากาศโคแอกเซียลแบบ โมโนโพล [10][11][12]

จากรูปที่ 2.14 เป็นโครงสร้างพื้นฐานของสายอากาศโคแอกเซียลแบบ โมโนโพล ซึ่งประกอบไปด้วยสายอากาศโมโนโพลปลายเปิด (OTM : open-tip monopole) สายอากาศโมโนโพลปลายเปิดส่วนปลายเป็นไดอิเล็กทริก (DTM : dielectric-tip monopole) และสายอากาศโมโนโพลปลายเปิดส่วนปลายเป็นโลหะ (MTM : metal-tip monopole) ในรูปที่ 2.15 แสดงให้เห็นรูปแบบของการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบ OTM และสายอากาศแบบ MTM



รูปที่ 2.15 แสดงรูปแบบของการกระจาย SAR สำหรับสายอากาศแบบ OTM และ MTM

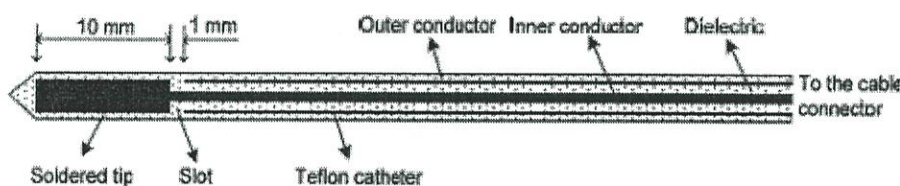
จากรูปที่ 2.16 จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบ MTM ที่มีโลหะหุ้มปลายนั้น จะมีค่าการตอบสนองความถี่ของสายอากาศที่ต่ำกว่าสายอากาศโมโนโพลในรูปแบบอื่นๆ สายอากาศโมโนโพลเป็นสายอากาศที่สามารถสร้างขึ้นได้อย่างง่ายดาย และมีรูปแบบการกระจาย SAR ตามความยาวของสายอากาศจึงเหมาะกับการใช้งานในระบบ MWA เป็นอย่างมาก



รูปที่ 2.16 แสดงค่าที่ได้จากการวัดการตอบสนองความถี่ของสายอากาศแบบ OTM และ MTM เส้นทึบคือ OTM และเส้นปะแทน MTM

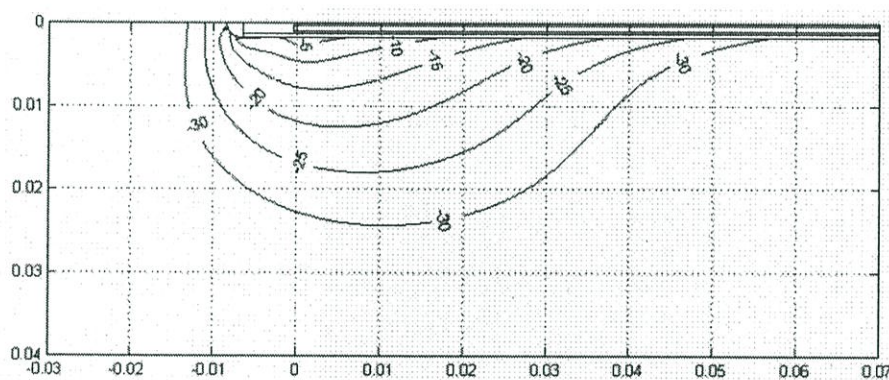
2.9.2 สายอากาศไดโพล (Dipole antenna)

สายอากาศแบบไดโพลก็เป็นสายอากาศรูปแบบหนึ่งที่ใช้ในระบบ MWA โครงสร้างของสายอากาศไดโพลเป็นการนำเอาสายอากาศมาทำการเจาะช่องเพื่อให้เกิดช่องว่าง โดยในสายอากาศในรูปแบบนี้ เรียกว่าสายอากาศแบบสล็อต ส่วนด้านปลายของสายอากาศทำการเชื่อมต่อด้วยโลหะซึ่งเชื่อมต่อกับตัวนำใน ทำให้ปลายของตัวนำในมีขนาดที่ใหญ่ขึ้น สายอากาศแบบนี้จะมีการห่อหุ้มด้านนอกของสายอากาศด้วย Catheter



รูปที่ 2.17 โครงสร้างของสายอากาศแบบไดโพลที่มีการใช้งานในระบบ MWA.

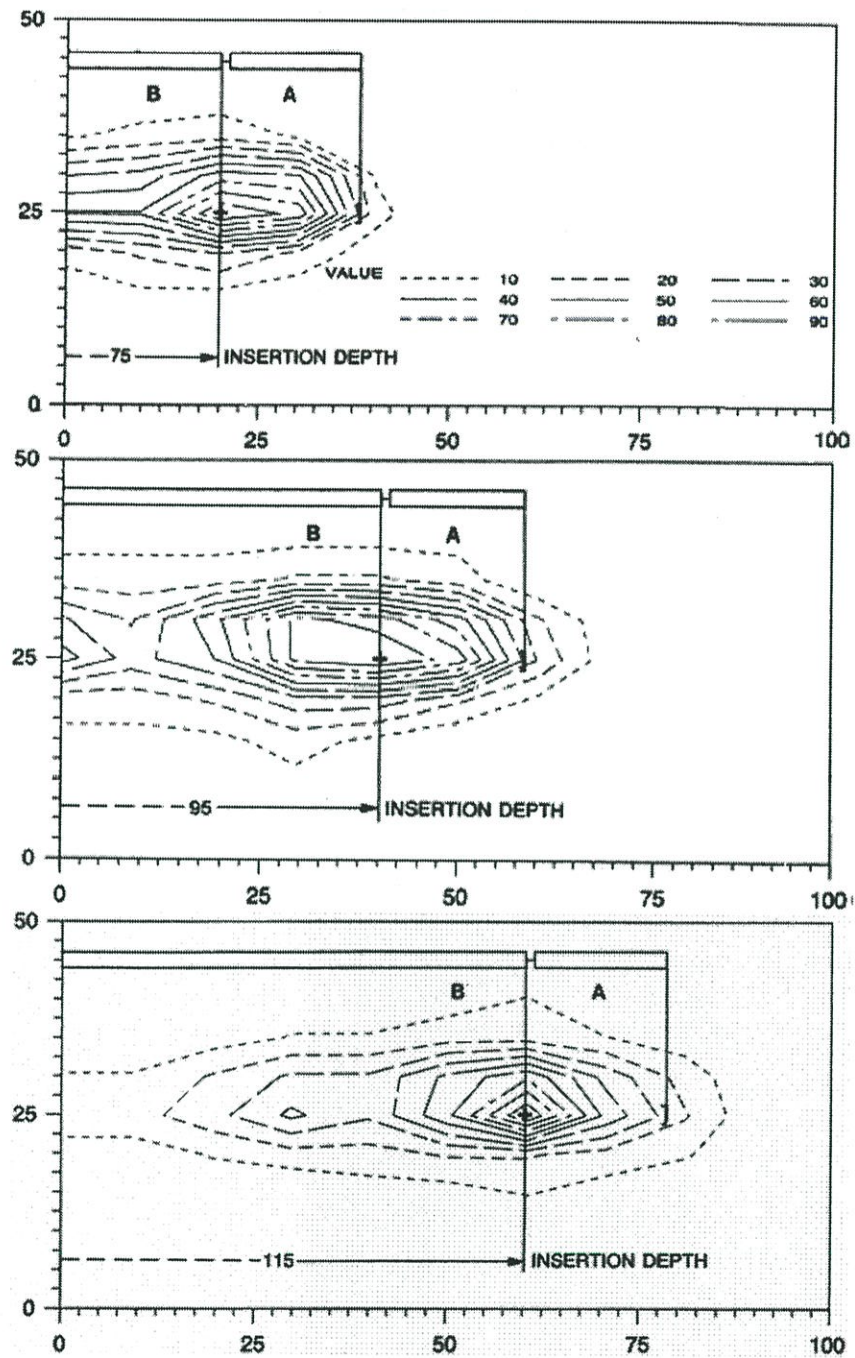
สายอากาศแบบไดโพล ซึ่งเป็นสายอากาศที่เป็นรูปแบบที่มีโครงสร้างแบบไม่สมมูล ส่วนปลายของสายอากาศจะเป็นตำแหน่งของโพลจุดแรก และตามความยาวของตัวนำนอกของสายอากาศแบบโคแอกเซียล คือในส่วนของโพลลำดับที่สอง ความยาวของทิวป นั้นจะมีระยะที่สั้น และตัวนำนอกนั้นจะมีระยะที่ยาว ซึ่งความยาวจะใกล้เคียงกับความยาวของสายอากาศ ความไม่เท่ากันของความยาวของความยาวของสายอากาศ ของทั้งสองโพล จะทำให้สนาม EM ของสายอากาศนั้น ไม่สมมูลระหว่างโพลทั้งสอง



รูปที่ 2.18 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบไดโพล แสดงในสเกล dB และทำการนอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนาม EM

สายอากาศแบบไดโพลจะมีค่าของกำลังงานย้อนกลับที่ต่ำมากๆ เมื่อนำมาใช้ในเนื้อเยื่อที่ความถี่ 2.45 GHz รูปแบบของ SAR แสดงได้ ให้เห็นได้ว่ามีกำลังงานย้อนกลับที่ต่ำมากๆ รูปแบบของ SAR จะมีการกระจายตามความยาวของสายอากาศที่สอดเข้าไปในเนื้อเยื่อ

ทั้งสายอากาศแบบไดโพลและสายอากาศแบบโมนโพลนั้น จะมีรูปแบบของ SAR ขึ้นกับการสอดใส่สายอากาศที่ความลึกต่างๆ ซึ่ง Hurter ได้นำเสนอไว้ในบทความวิจัย [13]

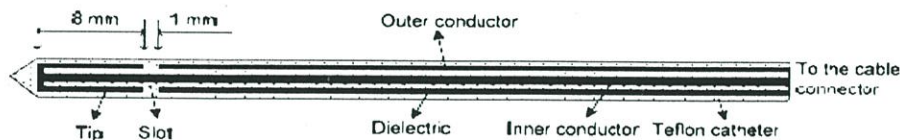


รูปที่ 2.19 แสดงการเปลี่ยนแปลงระยการทางสายอากาศ โดยการกระจาย SAR มีรูปแบบที่ขึ้นกับระยการทางสายอากาศในเนื้อเชื้อ [13]

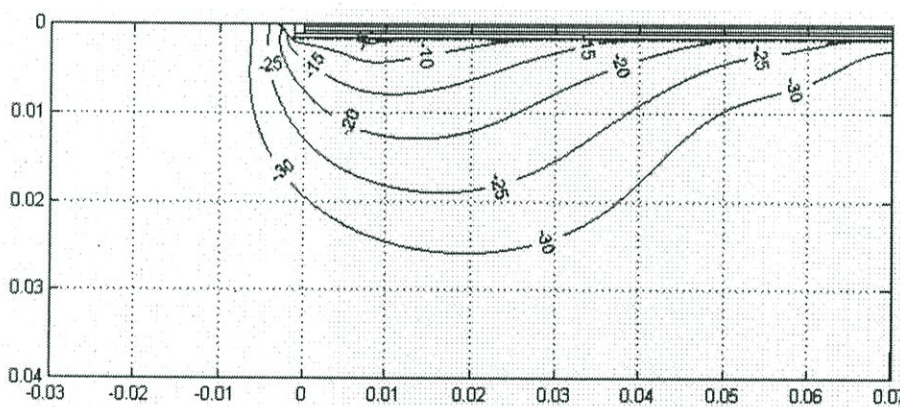
2.9.3 สายอากาศแบบสล๊อต (Slot antenna)

สายอากาศแบบสล๊อตนั้นมีความนิยมเป็นอย่างมากในการนำมาใช้ในระบบ MWA โดยสายอากาศแบบสล๊อต ตัวนำนอกของสายอากาศ และตัวนำด้านในของสายอากาศ จะเชื่อมต่อกัน

ที่ปลายของสายอากาศ และมีการตัดตัวนำนอกของสายอากาศเป็นวงแหวน ซึ่งเป็นจุดที่เรียกว่า สล็อต ซึ่งถ้ามองจากทางด้านนอกเข้าไปในสายอากาศ สายอากาศแบบสล๊อตนั้นจะเหมือนๆ กับสายอากาศแบบไดโพล ที่ตอนปลายของสายอากาศนั้นเป็นช่องโหว่ กระทั่งภายในของสายอากาศของส่วนปลายของสายอากาศจะเป็นไดอิเล็กตริกของสายนำสัญญาณ โคแอคเซียล สายอากาศโดยทั่วไปก็จะมีโครงสร้างที่เหมือนกัน เช่นเดียวกับสายอากาศแบบสล๊อตนั้นซึ่งมีการหล่อหุ้มสายอากาศด้านนอกด้วยท่อหุ้มพลาสติก



รูปที่ 2.20 โครงสร้างของสายอากาศแบบสล๊อต

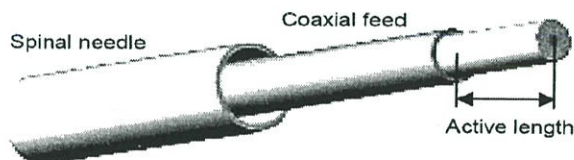


รูปที่ 2.21 แสดงการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสล๊อต แสดงในสเกล dB และทำการนอลมอล ไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

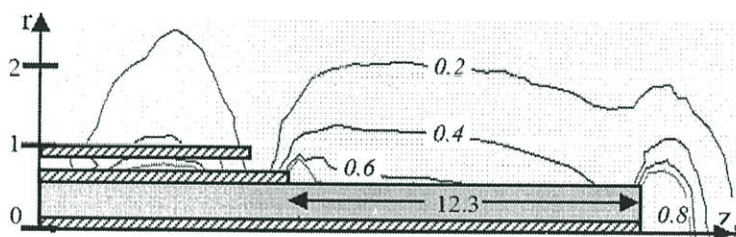
สำหรับความถี่ที่ 2.45 GHz สายอากาศแบบสล๊อตจะทำงานได้เหมือนกับสายอากาศไดโพล ซึ่งสายอากาศจะมีค่าการสะท้อนกลับของกำลังงานที่น้อยมากๆ และการกระจายของ SAR นั้นจะมีการกระจายตัวตามความยาวของสายอากาศ ซึ่งความยาวสายอากาศที่ตำแหน่งที่เป็นสล๊อตนั้น จะมีปัญหาการย้อนกลับของความร้อน (problem of backward heating) โดยรูปแบบการกระจายของ 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 ของความยาวคลื่น จากฐานของสายอากาศ



รูปที่ 2.22 โครงสร้างสายอากาศแบบ Tri-Axial [15]

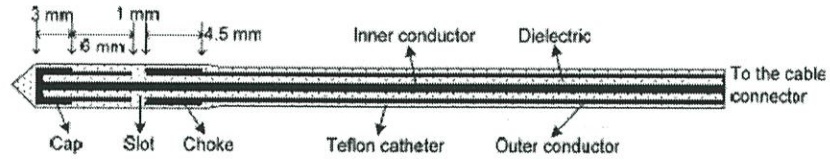


รูปที่ 2.23 กราฟของสนามไฟฟ้าที่ทำการนอมอลไลซ์ของสายอากาศ Tri-Axial [14].

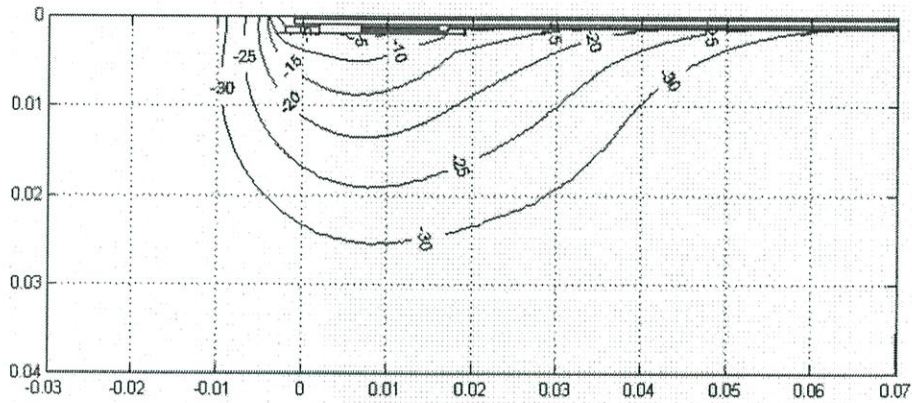
สายอากาศแบบ Tri-axial มีประสิทธิภาพของสายอากาศที่น้อยกว่าสายอากาศแบบอื่นๆ ซึ่งไม่สามารถแก้ปัญหาคาบกลับของความร้อนได้ และไม่สามารถสร้างขนาดของการทำลายที่ใหญ่ขึ้น พบว่ามีการใช้สายอากาศแบบนี้บ่อยมาก แต่อย่างไรก็ตามในการใช้งานจริงในโรงพยาบาลส่วนมากของ needle กับตัวนำใน สามารถที่จะสอดใส่ไปในเนื้อเยื่อได้ต่ำกว่าสายอากาศแบบอื่นๆ

2.9.5 Cap-choke antenna

สายอากาศแบบ cap-choke นั้นได้มีการนำเสนอโดย J. C. Line ในปี 1996 [15] ซึ่งได้นำเสนอสายอากาศแบบ cap และ choke ซึ่งเป็น ชุดกักเก็บ สนาม EM ไปยังทิวของสายอากาศ และจะลดทอนค่าปัญหาคาบกลับของความร้อนสายอากาศแบบ cap-choke สามารถจัดการได้ดี ซึ่งลดค่าของการเกิดผลกระทบจากความถี่ของ SAR.



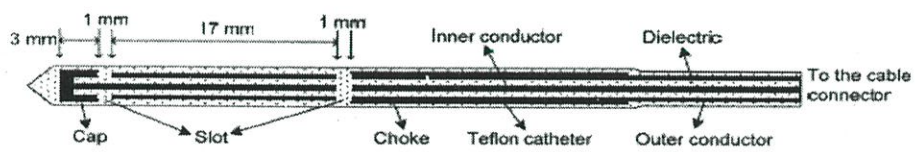
รูปที่ 2.24 โครงสร้างสายอากาศ cap-choke antenna



รูปที่ 2.25 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสล็อต แสดงในสเกล dB และทำการนอลมอดไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

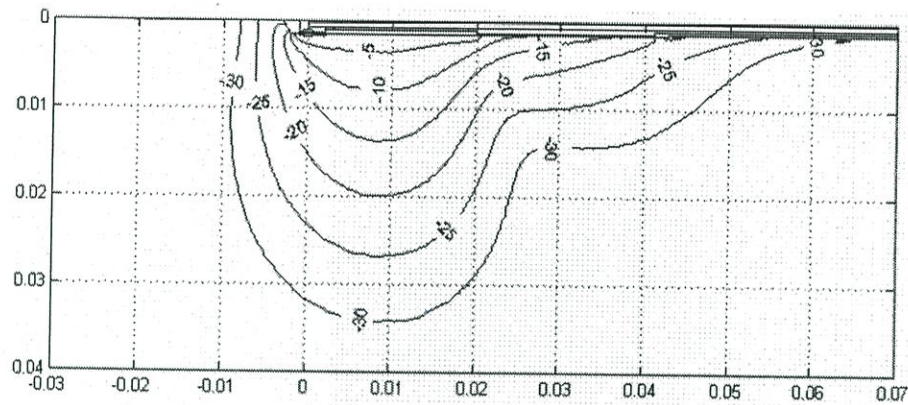
2.9.6 สายอากาศในรูปแบบอื่นๆ

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



รูปที่ 2.26 โครงสร้างสายอากาศแบบ cap-choke แบบมีสล็อต 2 จุด

ทำการเปรียบเทียบสายอากาศแบบ Cap-choke ซึ่งมีสล็อตคู่ สามารถสร้างรูปแบบการกระจายของ SAR ที่ดีกว่า อย่างไรก็ตามสิ่งที่เกิดขึ้นตามมา คือจะเกิดพลังงานสะท้อนกลับที่สูงขึ้น



รูปที่ 2.27 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสลีต แสดงในสเกล dB และ
ทำการนอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

สายอากาศแบบอื่นๆ ที่ออกแบบมาใช้งานในระบบ MWA ที่นำเสนอ แต่อย่างไรก็ตามยังมีสายอากาศในรูปแบบต่างๆ ที่ยังไม่นำเสนออีกมาก ซึ่งทางผู้วิจัย ขอกล่าวถึงเฉพาะในส่วนนี้เท่านั้น

2.9.7 สายอากาศแบบอาร์เรย์ (Antenna array)

สายอากาศแบบอาร์เรย์นั้น เป็นการนำเอาสายอากาศแบบแท่งเดี่ยวจำนวนมากกว่า 1 ต้น มาจัดเรียงโดยมีระยะห่างที่เท่าๆ กัน ซึ่งจะส่งผลให้ขนาดของความร้อนมีขนาดที่ใหญ่ขึ้น และจะทำให้ทำลายเซลล์มะเร็งที่ใหญ่ขึ้น [16-22] ในเบื้องอกที่ดับสามารถที่จะทำลายได้มีขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 cm. โดยที่สายอากาศแบบแท่งเดี่ยวไม่สามารถที่จะทำลายเซลล์มะเร็งให้มีขนาดใหญ่ได้ ซึ่งหลักการจัดเรียงสายอากาศหลายสายอากาศมาใช้ในการรักษาจะให้ผลที่ดีกว่า และไม่ต้องใช้เวลาที่นานกว่า เมื่อเทียบกับการใช้สายอากาศแบบต้นเดี่ยว ซึ่งการนำเอาสายอากาศแบบหลายๆ ต้นมาใช้ จะทำให้การรักษาเป็นไปอย่างรวดเร็ว

จะเห็นได้ว่าสายอากาศในรูปแบบต่างๆ ที่ได้นำเสนอ มีวัตถุประสงค์ เพื่อให้เกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ เพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง โดยผู้วิจัยนำสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม ซึ่งเป็นสายอากาศ ได้ถูกนำเสนอก่อนหน้านี้แล้วมาศึกษารูปแบบการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ คือ วางแบบอาร์เรย์ วางแบบสามเหลี่ยม และวางแบบรูป "T" เพื่อเพิ่มขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็ง และระบุรูปแบบที่หลากหลาย

2.10 เอกสารอ้างอิง

- [1] C. L. Brace, "Microwave ablation," in *Medical Ablation*, J. Webster, Ed. Madison, WI, 2003, pp. Chapter 4.
- [2] J.P.McGahan, J.M.Brock, H.Tesluk, W.-Z.Gu, P.Schneider, and P.D.Browing, "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model." *J.Vasc. Inter. Radiol.*, vol.3, 1992. pp.291-297
- [3] พิษชัย ภัคดีพานิชเจริญ. 2536. ทฤษฎีและการใช้งานความถี่ย่านไมโครเวฟ กรุงเทพฯ : สำนักพิมพ์ฟิสิกส์เซ็นเตอร์.
- [4] Yang, D. 2005. "MEASUREMENTS, ANTENNA DESIGN AND ADVANCED COMPUTER MODELING FOR MICROWAVE TISSUE ABLATION." Ph.D.Thesis of UNIVERSITY OF WISCONSIN-MADISON
- [5] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *J Appl Phy.*, vol. I, pp. 93—122, Aug. 1948.
- [6] C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues. I. literature survey," *Phys Med Biol*, vol. 41, pp. 2231-49, 1996.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] S. Labonte, A. Blais, S. R. Legault, H. O. Ali, and L. Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, vol. 44, pp. 1832-1840, 1996.

- [13] 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. [14] W. Hurter, F. Reinbold, and W. J. Lorenz, "A dipole antenna for interstitial microwave hyperthermia," *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, vol. 39, pp. 1048-1054, 1991.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] K. Saito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, vol. 48, pp. 1800-6, 2000.
- [17] 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.
- [18] 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.
- [19] 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.
- [20] 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.
- [21] 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.
- [22] 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

บทที่ 3

วิธีการในการวิจัย

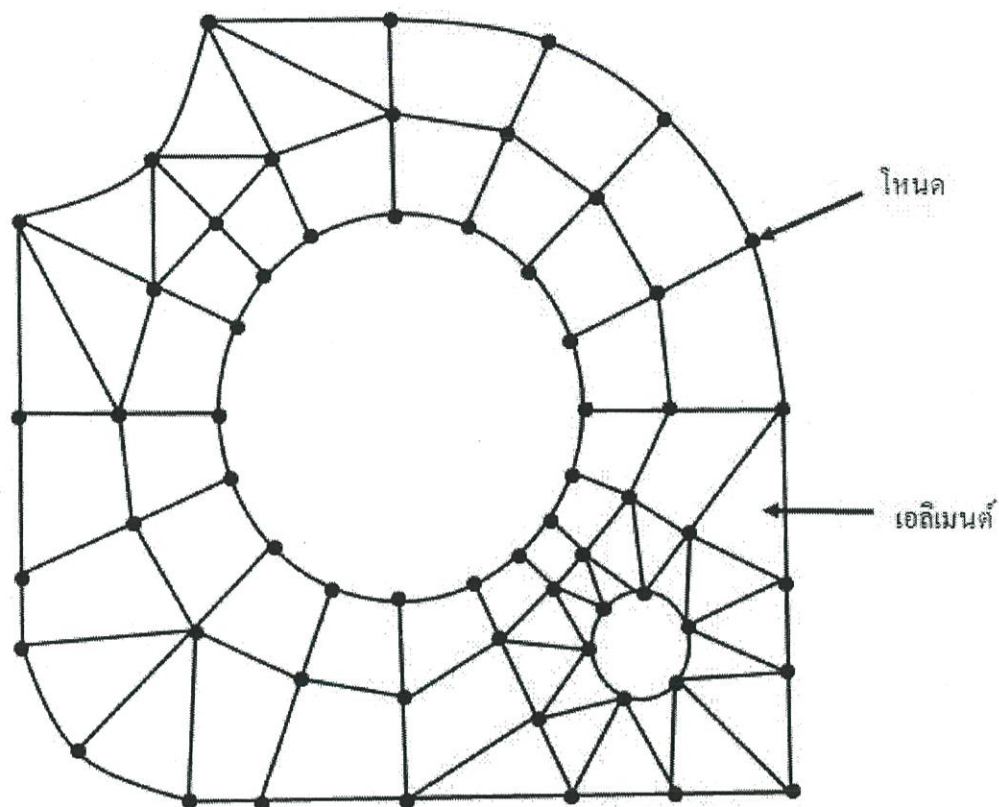
3.1 บทนำ

จากบทที่ 2 ได้กล่าวถึงการนำสายอากาศมาใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง ด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ จะเห็นได้ว่าสายอากาศที่ได้ถูกนำเสนอจะมีลักษณะของการทำลายเซลล์มะเร็งที่แตกต่างกัน

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

3.2 ทฤษฎีการใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการแก้ปัญหาหนึ่งๆ ด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ จะทำการแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นเนื้อที่หลายๆ ชิ้นที่เรียกว่า เอลิเมนต์ ซึ่งสามารถจำลองรูปแบบที่เที่ยงตรง ดังรูปที่ 3.1



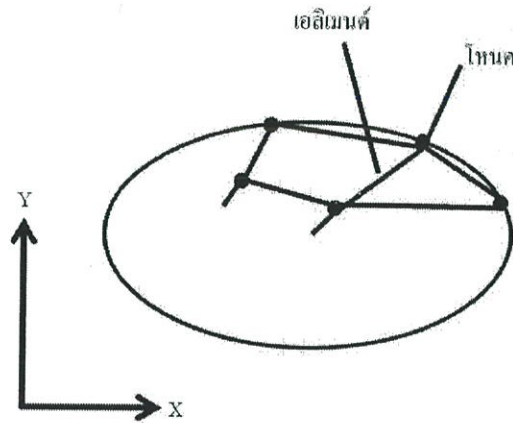
รูปที่ 3.1 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์ และ โหนด [1]

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

หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะเริ่มจากการพิจารณาเอลิเมนต์ทีละเอลิเมนต์ ทำการสร้างสมการให้แต่ละเอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ จากนั้นจึงนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่สร้างขึ้นมาประกอบเข้าด้วยกัน รวมเป็นระบบสมการชุดใหญ่ จากนั้นทำการ

กำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่ให้มีผลในสมการชุดใหญ่แล้วจึงทำการแก้สมการ และจะเกิดผลเฉลยโดยประมาณที่ตำแหน่งต่างๆ ของปัญหานั้น

วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะประกอบด้วยขั้นตอนใหญ่ๆ 6 ขั้นตอนดังนี้



รูปที่ 3.2 การแบ่งรูปร่างลักษณะของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์แบบต่างๆ

ขั้นตอนที่ 1 ทำการแบ่งขอบเขตรูปร่างของปัญหาที่ต้องการหาผลลัพธ์ ออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ ดังรูปที่ 3.2

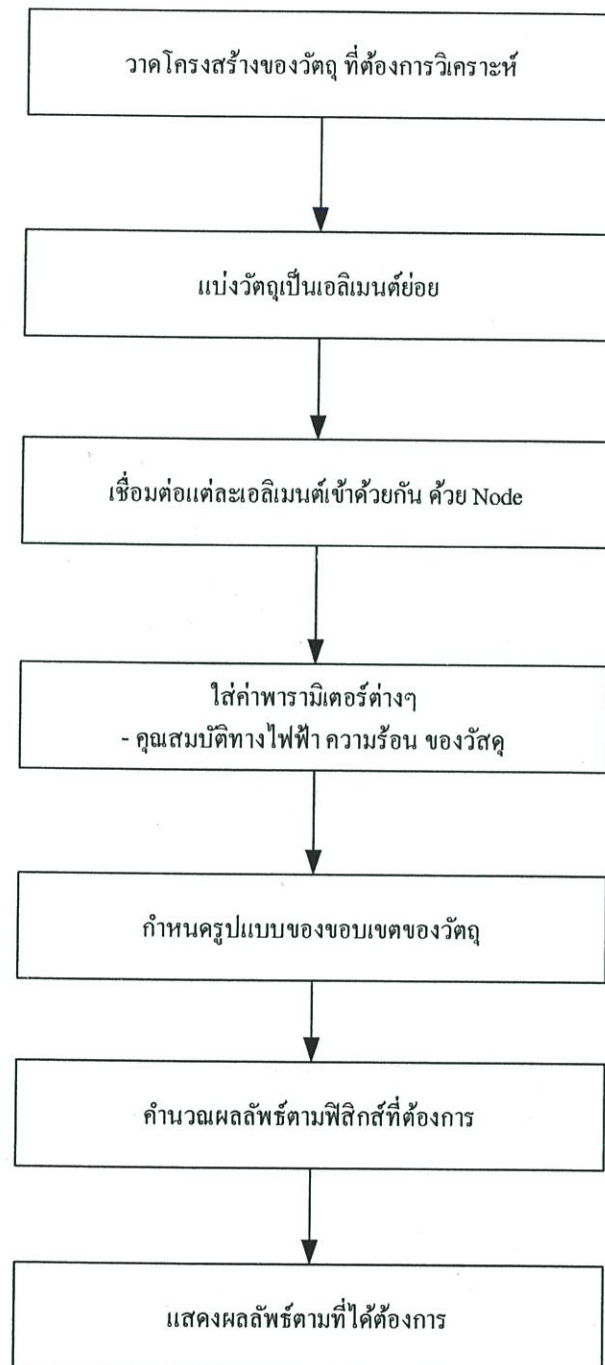
ขั้นตอนที่ 2 เลือกฟังก์ชันประมาณภายในเอลิเมนต์ (element interpolation function)

ขั้นตอนที่ 3 สร้างสมการของเอลิเมนต์

ขั้นตอนที่ 4 นำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้มาประกอบรวมกันเป็นสมการระบบใหญ่

ขั้นตอนที่ 5 ทำการประยุกต์เงื่อนไขขอบเขต (boundary conditions) แล้วจึงแก้สมการเพื่อหาค่าตัวที่ไม่ทราบค่า อาจเป็นค่าของอุณหภูมิที่จุดต่างๆ ถ้าเป็นปัญหาที่เกี่ยวกับความร้อน

ขั้นตอนที่ 6 เมื่อคำนวณค่าต่างๆ ที่จุดต่อออกมาแล้วก็สามารถหาค่าอื่นๆ ที่ต้องการทราบต่อไปได้ เช่น เมื่อรู้อุณหภูมิที่จุดต่างๆ ก็สามารถหาค่าการถ่ายเทความร้อนได้

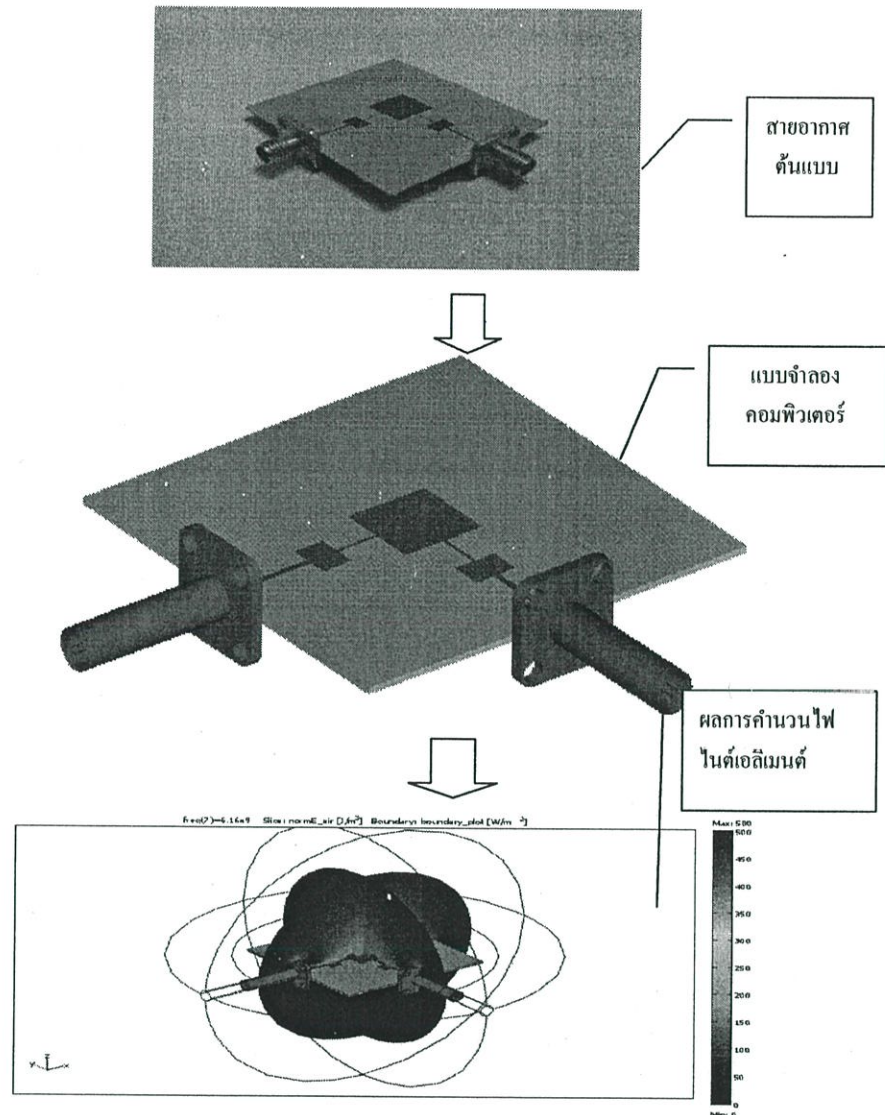


รูปที่ 3.3 แสดงขั้นตอนการคำนวณด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

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 ถ้ามีการปรับปรุงโครงสร้างของวัตถุใหม่ก็จะเริ่มขั้นตอนตามไคอะแกรมจากบนสุดสู่ขั้นตอนสุดท้าย

ตัวอย่าง รูปที่ 3.4 เป็นตัวอย่างจริงที่ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยตัวอย่างเป็นการออกแบบสายอากาศ โดยใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ที่ใช้งาน Wi-Fi หรือ GPS



รูปที่ 3.4 แสดงการนำไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการออกแบบสายอากาศ

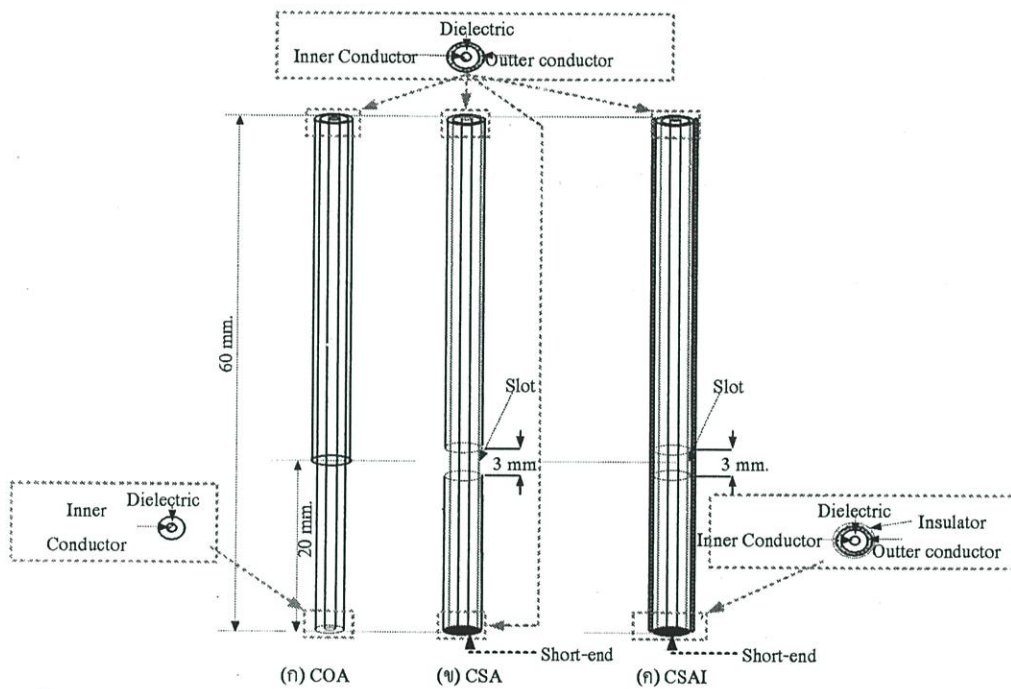
ในรูปที่ 3.4 แสดงการออกแบบสายอากาศด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยออกแบบสายอากาศทำการวาดโครงสร้างสายอากาศที่ต้องการทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมวาดแบบ 3 มิติ แล้วส่งเข้าสู่โปรแกรมทำการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อกำหนดพารามิเตอร์ ความถี่ในการใช้งาน และขอบเขตของการวิเคราะห์ โดยเลือกโมดูลในการคำนวณ Electromagnetic 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 และความร้อนที่เกิดขึ้น ในเนื้อเยื่อ 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 เปิดตัวนำนอกออกความยาว 20 mm เพื่อครอบคลุมในช่วงที่มีขนาดสนามไฟฟ้าสูงสุด $\frac{3\lambda}{4} \approx 5.79$ cm และได้ทำการปรับเปลี่ยนความยาวสล็อตดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ปริมาณการทำลายมะเร็งที่ระดับของสายอากาศแบบสล็อตที่ความยาวสล็อตต่างๆ

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

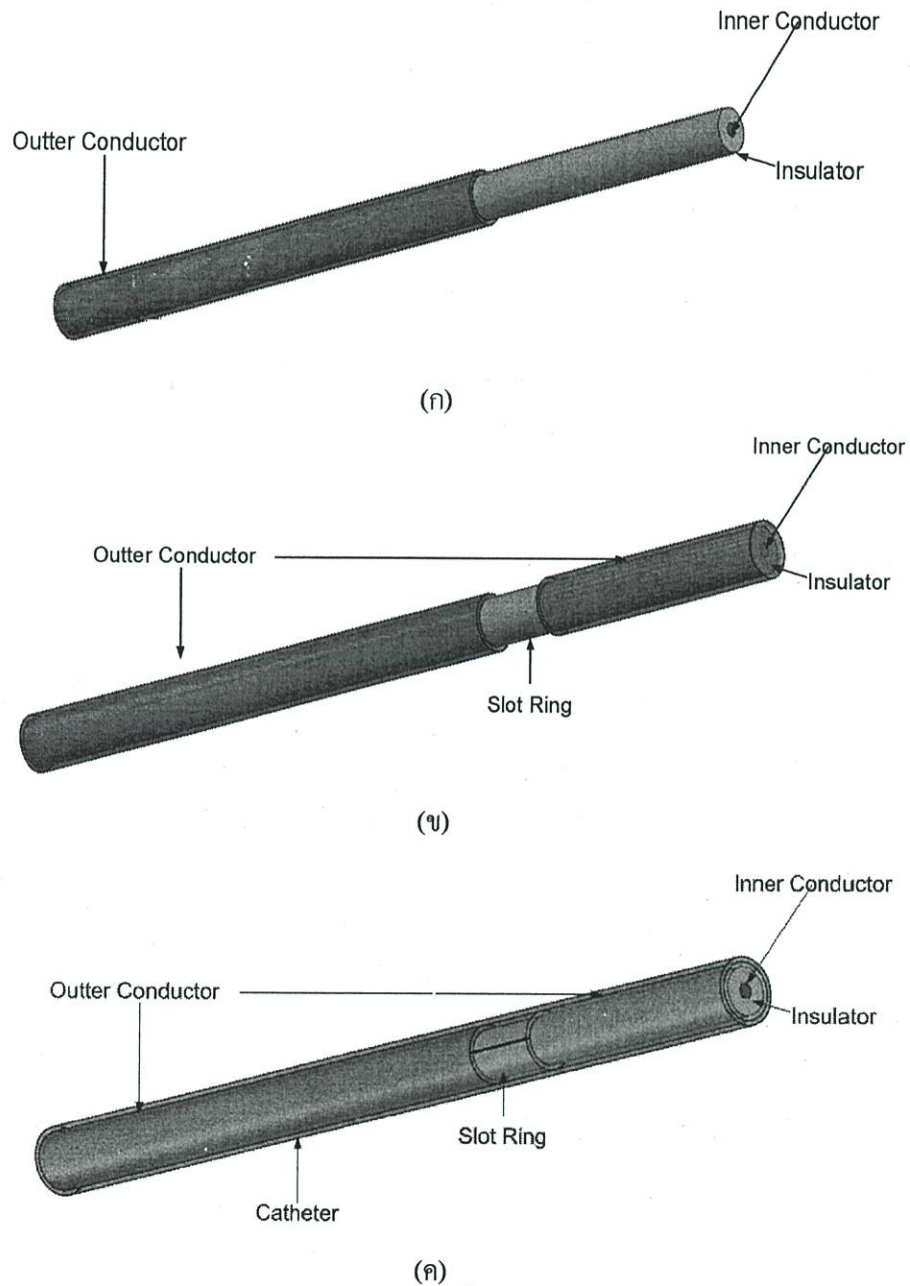
ขนาดของสายอากาศทั้ง 3 แสดงได้ในตารางที่ 3.1 โครงสร้างของสายอากาศทั้ง 3 มีโครงสร้างสายอากาศแบบโคแอกเชียลที่มีตัวนำด้านนอกที่แข็ง เรียกสายอากาศแบบนี้ว่า Semi-Rigid ความยาวสายอากาศเท่ากับ 6 เซนติเมตร

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

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

ในรูปที่ 3.5 (ค) แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) โครงสร้างเหมือนกับสายอากาศแบบสล็อตในรูปที่ 3.5 (ข) โดยจะเพิ่มเติมโดยนำวัสดุ PTFE ที่เป็นท่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าตัวนำนอกเล็กน้อย หุ้มสายอากาศแบบสล็อต และใช้ความร้อนเพื่อให้อ่อน 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 แบบสลีต และแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม ดังแสดงได้ในรูปที่ 3.6 (ก) (ข) และ (ค) ตามลำดับ ซึ่งในรูปที่แสดงเป็นรูปที่วาดจากโปรแกรมที่ทำการวาด โดยใช้โปรแกรม Solidwork (SolidWorks Corp Concord MA) โดยขนาดของสายอากาศทั้ง 3 แสดงได้ดังตารางที่ 3.1

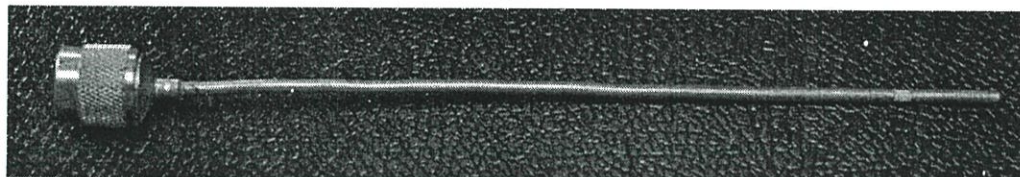
ตารางที่ 3.2 รายละเอียดของขนาดของสายอากาศ

พารามิเตอร์	มิติของสายอากาศ (mm)		
	สายอากาศแบบสลีต	สายอากาศสลีตแบบมีฉนวนหุ้ม	สายอากาศแบบเปิดปลาย
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำใน	0.912	0.912	0.912
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำนอก	3.581	3.581	3.581
เส้นผ่านศูนย์กลางไดอิเล็กทริก	2.985	2.985	2.985
ความยาวสลีต	3	3	-
ความยาวจากปลายสายอากาศถึงกึ่งกลางของสลีต	20	20	-
ความยาวของปลายเปิด	-	-	20
ความหนาของฉนวนหุ้มภายนอก	-	1	-
ความยาวของสายอากาศ	60	60	60

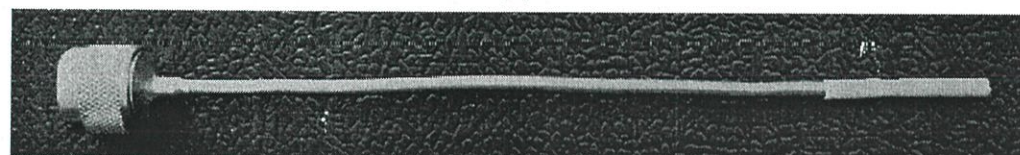
ในรูปต่อไป แสดงรูปสายอากาศจริง ที่ได้ทำการออกแบบ ประกอบด้วยสายอากาศแบบ
ปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม ดังแสดงได้ดังรูปที่ 3.7
(ก)–(ค)



(ก)



(ข)

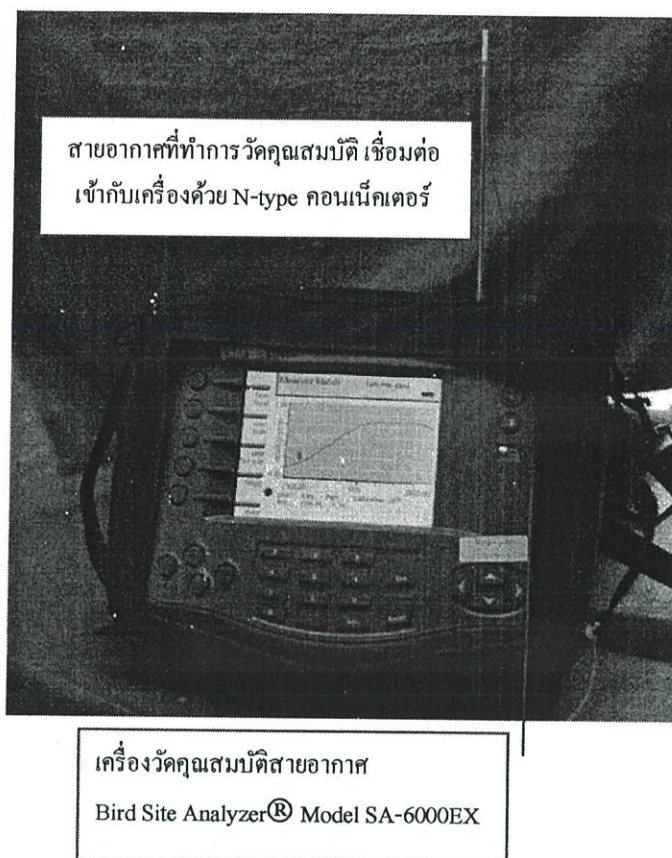


(ค)

รูปที่ 3.7 แสดงรูปสายอากาศแบบ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) สล๊อต (CSA) และ
(ค) สล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

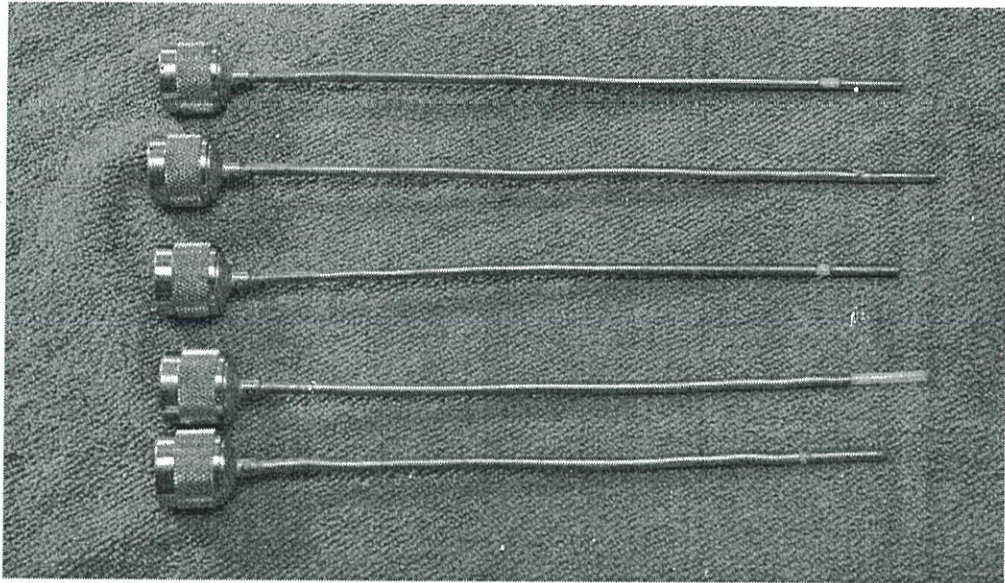
รูปแสดงสายอากาศจริง โดยสายอากาศถูกสร้างขึ้นจากสายนำสัญญาณแบบแข็งในย่านความถี่
ไมโครเวฟ ซึ่งเป็นสายนำสัญญาณ โคแอกเซียลแบบ Semi-Rigid

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 ที่ใช้ในการทดลองและแสดงผลที่ได้จากการวัดคุณสมบัติของสายอากาศทั้ง 3 โดยจะวัดคุณสมบัติของสายอากาศ คือ VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) และค่า Return Loss ของสายอากาศทั้ง 3 แบบ แสดงได้ดังรูป

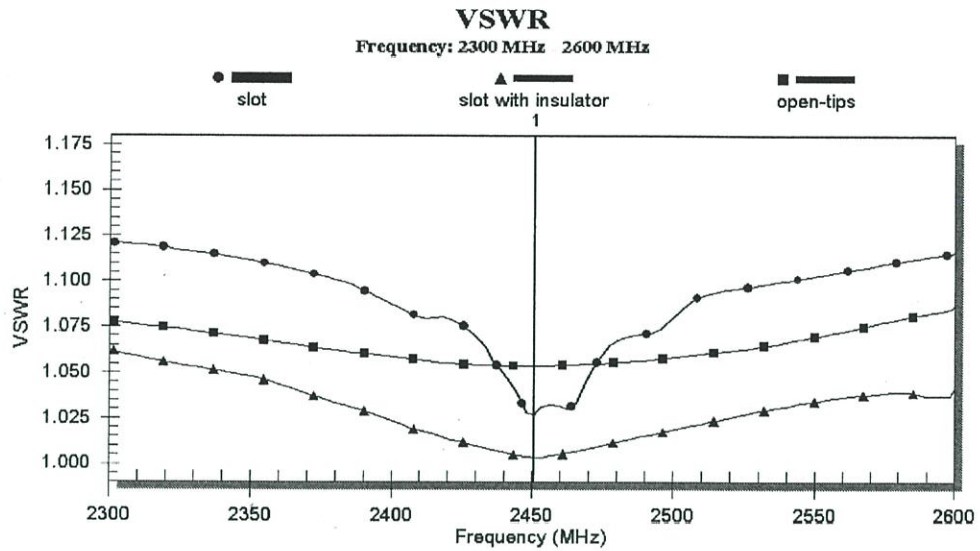


รูปที่ 3.9 สายอากาศที่ใช้ในระบบ MWA

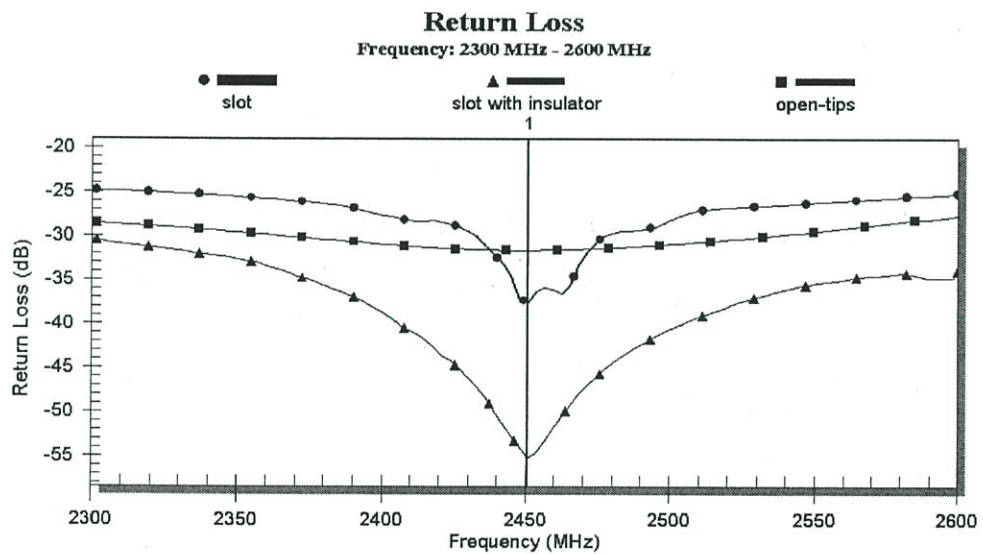
ในรูปที่ 3.9 เป็นตัวอย่างสายอากาศที่ใช้ในงานในย่านความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งดัดแปลงจากสายอากาศแบบโคแอกเซียล ที่มีตัวนำนอกชนิดแข็ง ใช้งานในการเชื่อมต่อสัญญาณของอุปกรณ์ความถี่สูง โดยคอนเนคเตอร์เชื่อมต่อเป็นแบบ N-type เชื่อมต่อกับแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟ 2.45GHz

ในรายละเอียดต่อไปจะแสดงผลที่ได้จากเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ โดยแสดงผลในย่านความถี่ 2,300-2,600 MHz และเราจะสนใจที่ความถี่ใช้งานที่ 2.45 GHz สายอากาศที่ทำการทดสอบได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสลีต (CSA) และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม (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 Multiphysics version 3.4 บนระบบปฏิบัติการ 64 บิต Sun Fire 240 (2 processor with Ram 8 GB) โดยการจำลองการทำงานประกอบด้วย โมดูล 2 โมดูล ที่ใช้ในการจำลองการทำงาน คือ

RF Module

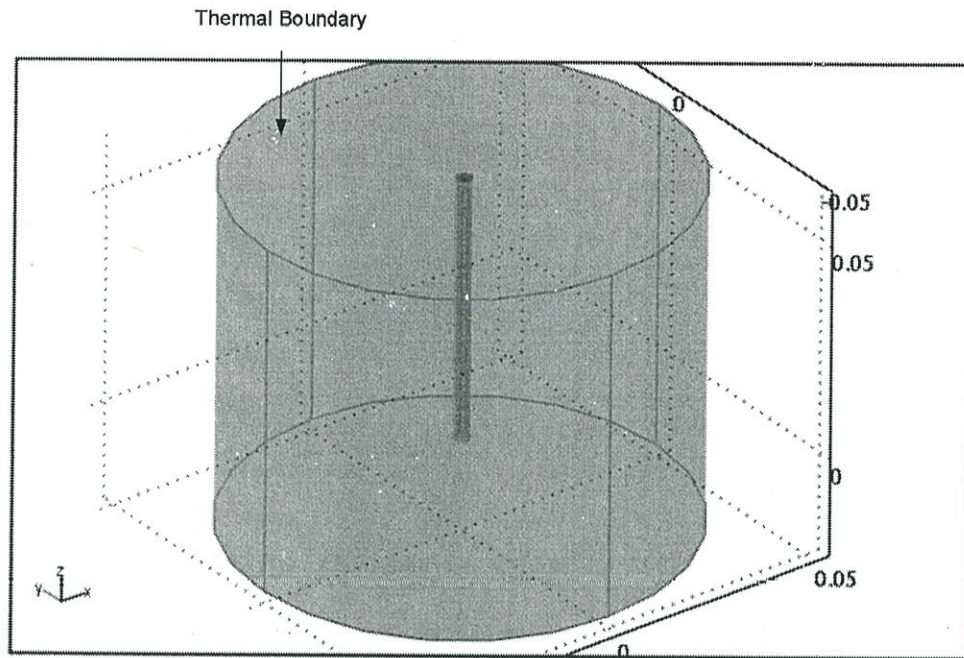
Heat Transfer (Bioheat Equation)

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

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

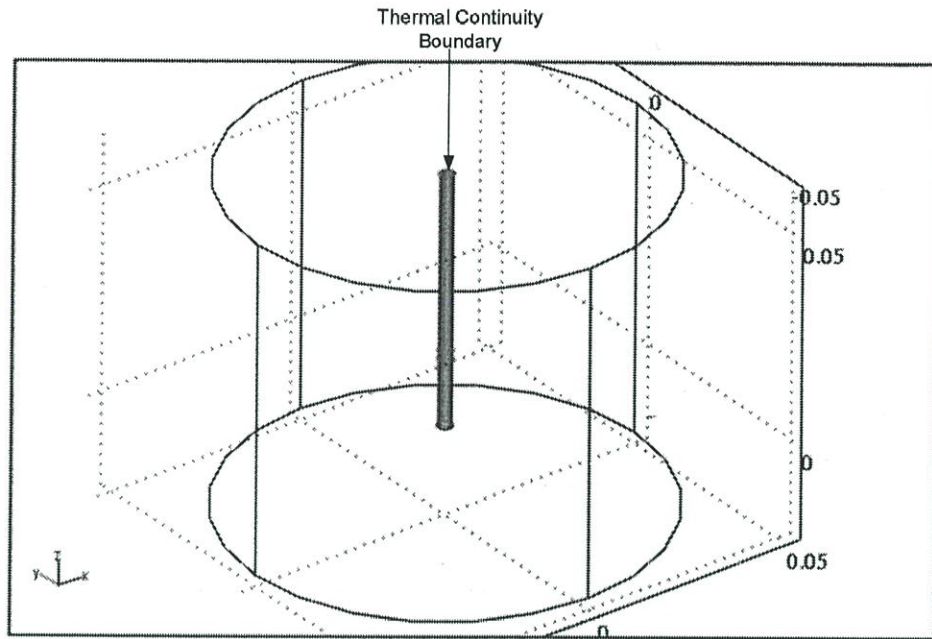
โดยที่

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

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

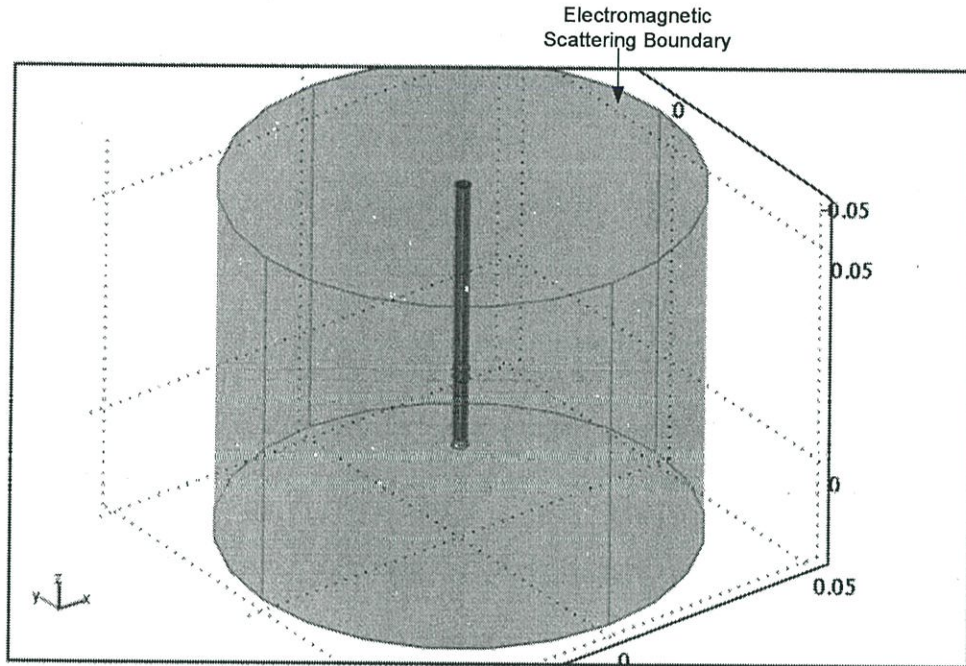
โดยที่

- 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

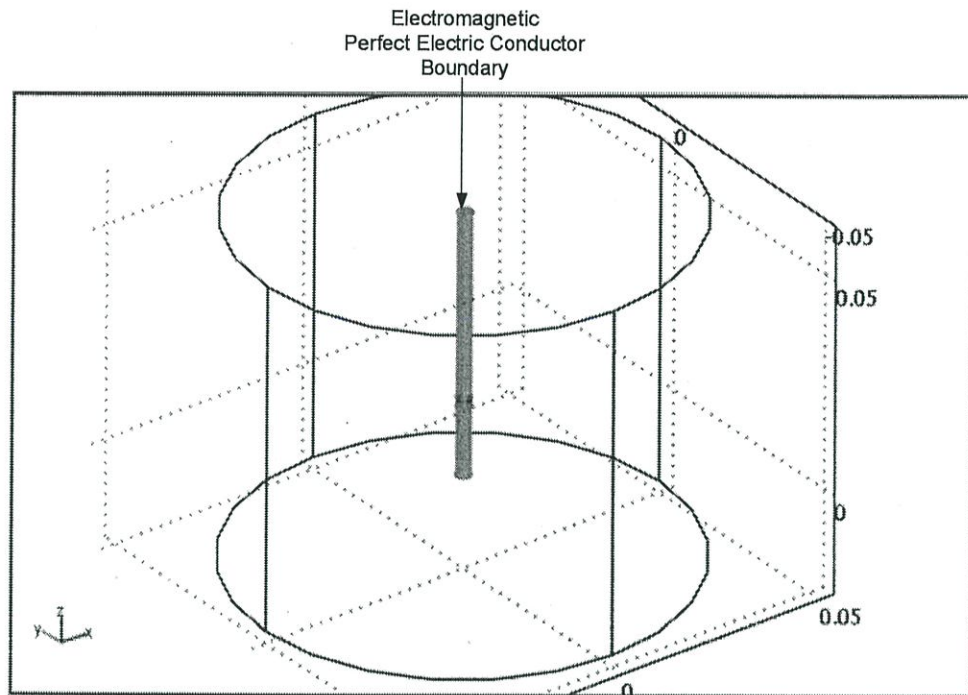
$$n \times (\nabla \times E) - jkn \times (E \times n) = -n \times (E_0 \times jk(n - k)) \exp(-jk \cdot r) \quad (3.3)$$

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

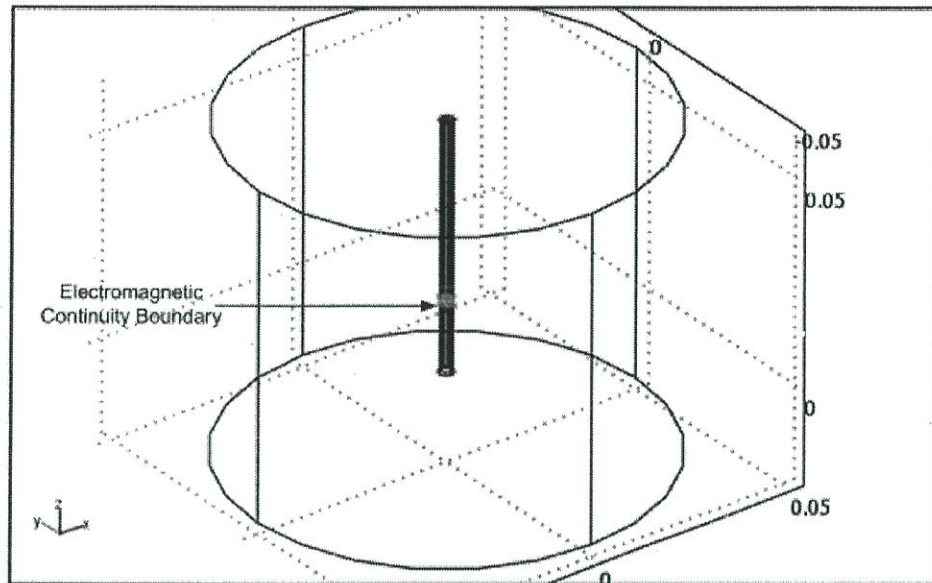
$$n \times E = 0 \quad (3.4)$$

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

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

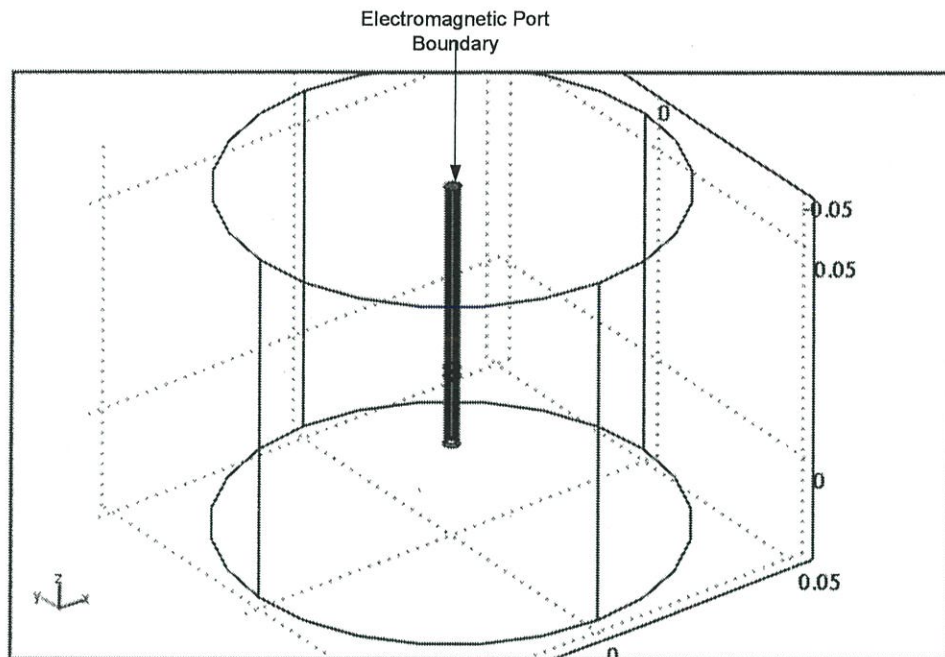
โดยที่

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



รูปที่ 3.17 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Port (ตำแหน่งป้อนคลื่นความถี่ที่มีระดับพลังงาน) ในรูปที่ 3.17 มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.6

$$s = \int (E - E_2) \cdot E_2 / \int E_2 \cdot E_2 \quad (3.6)$$

โดยที่

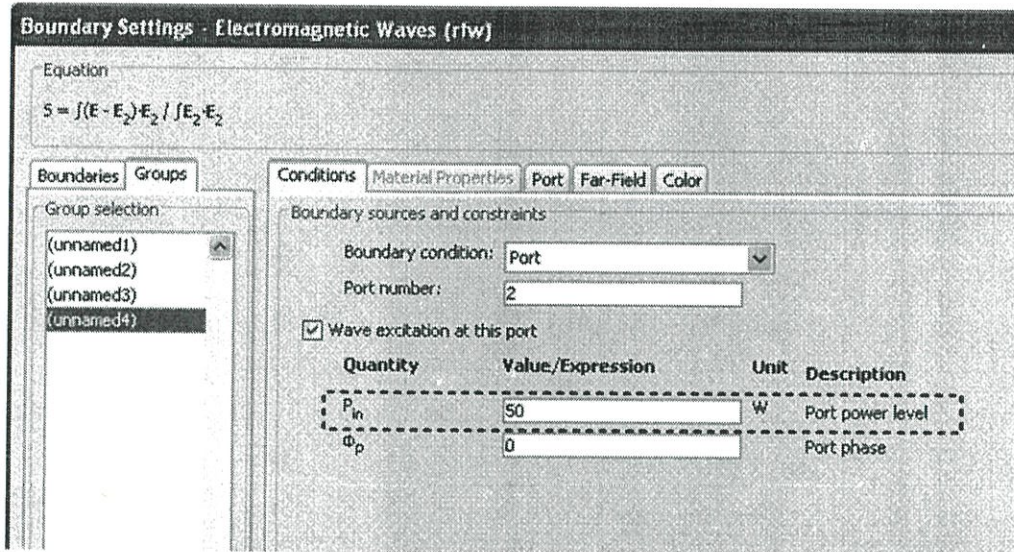
s คือ พลังงานที่ขอบเขตที่ตำแหน่งใดๆ

E_1, E_2 คือ สนามไฟฟ้าในตัวของวัสดุที่ 1 และ 2

ส่วนของ Port ในโปรแกรม COMSOL ใช้เพื่อกำหนดรูปแบบของการรับสัญญาณเข้าในรูปแบบต่างๆ และกำหนดระดับพลังงานที่ป้อน และยังสามารถที่จะกำหนดเฟสของสัญญาณที่เข้ามาได้อีกด้วย

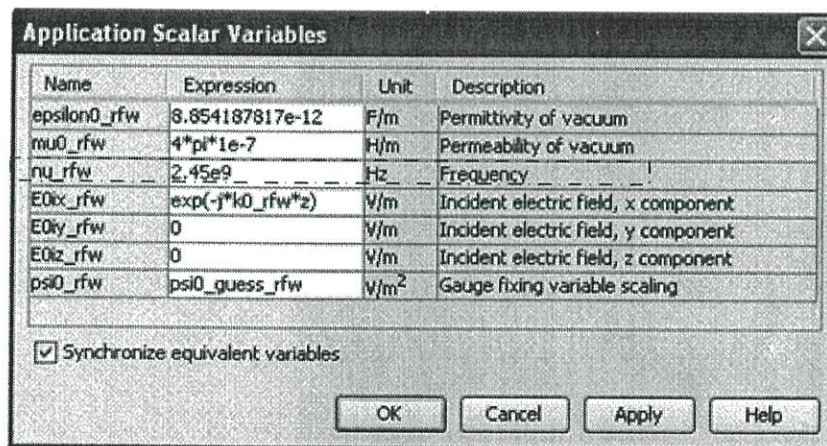
โดยในการกำหนดค่าที่ใช้ในการจำลองการทำงาน กำหนดรูปแบบของ Port เป็น โคแอกเซียล ป้อนความถี่ 2.45 GHz กำลังงาน 50 วัตต์

ตัวอย่างของการกำหนดค่าพลังงานให้กับ PORT แสดงได้ดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 แสดงการกำหนดพลังงานให้กับ PORT

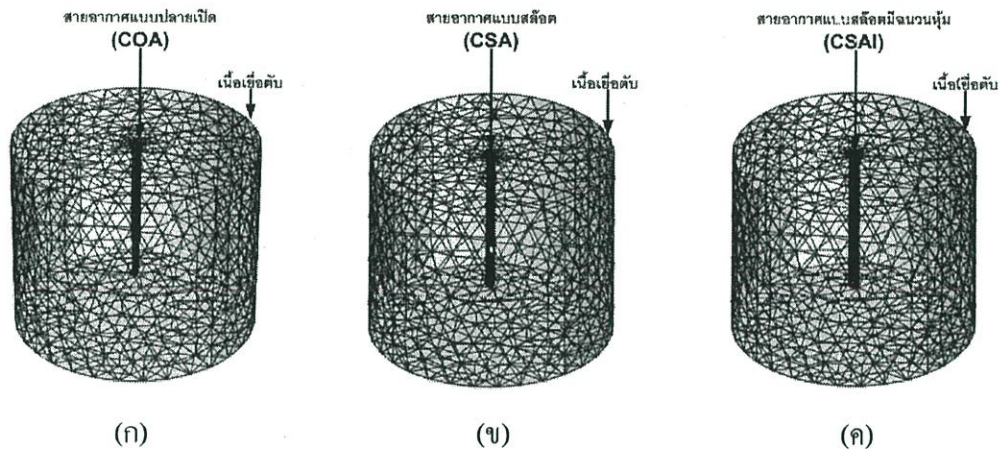
หลังจากกำหนดขนาดของกำลังงานที่ใส่ให้กับขอบเขต ที่เป็น PORT เรียบร้อยแล้ว ต่อไปเป็นการกำหนดความถี่ไมโครเวฟ 2.45 GHz โดยกำหนดที่ Application Scalar Variable แสดงได้ดังรูปที่ 3.19



รูปที่ 3.19 แสดงการกำหนดความถี่ 2.4 GHz ให้กับ Electromagnetic Module

รายละเอียดของการกำหนดค่าขอบเขตเงื่อนไขต่างๆ นอกเหนือจากนี้สามารถดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้ในเอกสารอ้างอิง.

ในการคำนวณผลลัพธ์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เมื่อนำไฟล์ที่สร้างรูปทรงจากโปรแกรม วาดรูปทรง 3 มิติ เป็นที่เรียบร้อยแล้ว เราจะใช้โปรแกรม Comsol ในการแบ่งชิ้นงานออกเป็นชิ้นย่อยๆ ที่เรียกว่า เอลิเมนต์ แสดงได้ดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสล๊อต(CSA) (ค) แบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

ในรูปที่ 3.20 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล๊อต (CSA) และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ประกอบด้วย ชุดสายอากาศ และเนื้อเชื่อม โดยสายอากาศจะวางอยู่ที่กึ่งกลางของเนื้อเชื่อมรูปทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 เซนติเมตร และความสูง 8 เซนติเมตร

ส่วนของสายอากาศจะถูกแบ่งออกเป็นชิ้นย่อยๆ ด้วยเอลิเมนต์ที่มีรูปแบบเป็นสามเหลี่ยม ขนาดของเอลิเมนต์สายอากาศที่ใช้มีขนาดอยู่ในช่วง 0.01-1 มิลลิเมตร ในส่วนของเอลิเมนต์ในเนื้อเชื่อมตပ် มีการกระจายของขนาดเอลิเมนต์ โดยบริเวณรอบๆ สายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่เล็ก ส่วนบริเวณที่ห่างออกจากสายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่ใหญ่ขึ้น เพื่อลดขนาดของหน่วยความจำของเครื่องในการจำลองการทำงาน ขนาดของเอลิเมนต์ของเนื้อเชื่อมมีขนาดอยู่ในช่วง 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 [kg/m^3], Specific heat of Liver = 3700 [$J/kg\cdot K$], Density of Blood = 1000 [kg/m^3], Specific heat of Blood = 3639 [$J/kg\cdot K$], Blood perfusion rate = 3.6e-3 [$m^3/kg\cdot s$], Thermal conductivity of Liver = 0.56 [S/m]

พารามิเตอร์ทางด้านคุณสมบัติไฟฟ้า ϵ_{liver} (Relative permittivity) = 43.03, σ_{liver} (Electrical conductivity) [S/m] = 1.69, $\epsilon_{dielectric}$ = 2.03, $\epsilon_{insulator}$ = 2.6 สายอากาศที่นำมาใช้ในการทดลอง คือสายนำสัญญาณ Coaxial แบบแข็งที่เรียกว่า 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. ดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้ที่ อ้างอิง

รายละเอียดพารามิเตอร์ต่างๆ แสดงในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.3 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ

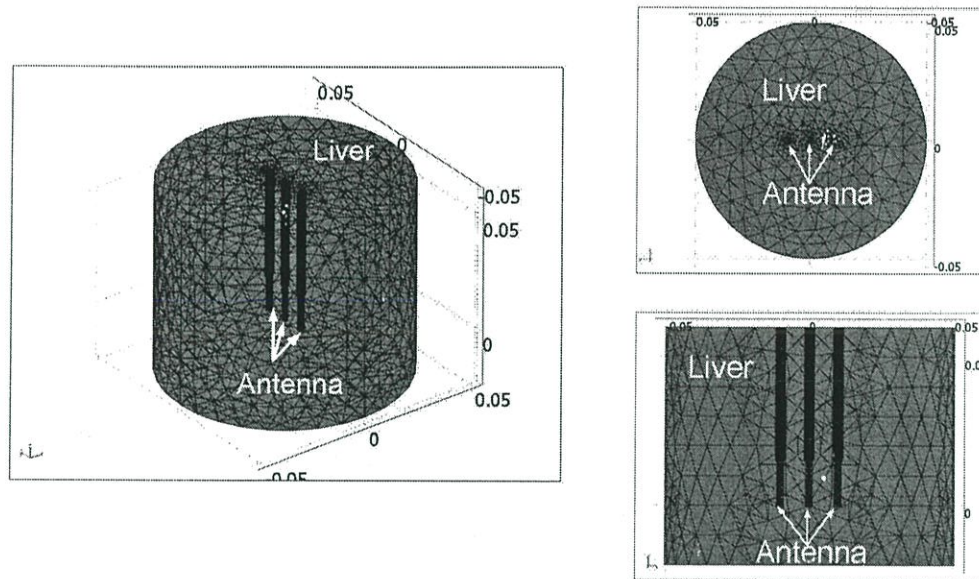
ρ_{liver} = Density of liver	1,050 [kg/m^3]
c_{liver} = Specific heat of liver	3,700 [$J/kg\cdot K$]
ρ_{bl} = Density of blood	1,000 [kg/m^3]
c_{bl} = Specific heat of blood	3,639 [$J/kg\cdot K$]
w_{bl} = Blood perfusion rate	3.6×10^{-3} [$m^3/kg\cdot s$]
k = Thermal conductivity of liver	0.56 [S/m]
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 โดยพิจารณาสายอากาศแบบตันเดี่ยวจะเห็นว่าสายอากาศแบบสล้อคที่มีฉนวนหุ้ม มีจำนวนเอลิเมนต์สูงกว่าแบบอื่นๆ และการจัดวางสายอากาศแบบ T-Shape ของการใช้สายอากาศ 3 ตัน มีจำนวนเอลิเมนต์สูงกว่าแบบอาร์เรย์ และแบบสามเหลี่ยม ในการใช้สายอากาศแบบผสมจะมีจำนวนเอลิเมนต์ที่สูงกว่าการใช้สายอากาศแบบเดียวกัน ทั้ง 3 ตัน ทุกรูปแบบของการจัดวาง

ซึ่งจำนวนเอลิเมนต์ที่สูงๆ จะใช้หน่วยความจำในการประมวลผลที่มากกว่าแบบจำลองที่มีเอลิเมนต์น้อยๆ ดังนั้น ในการประมวลผลจำเป็นจะต้องคำนึงถึงจำนวนเอลิเมนต์ เพื่อจัดสรรหน่วยความจำให้เพียงพอ ซึ่งรายละเอียดต่อจากนี้จะเป็นส่วนของการอธิบายขนาดของหน่วยความจำของการใช้สายอากาศ 3 ตัน แต่ละการจัดวาง

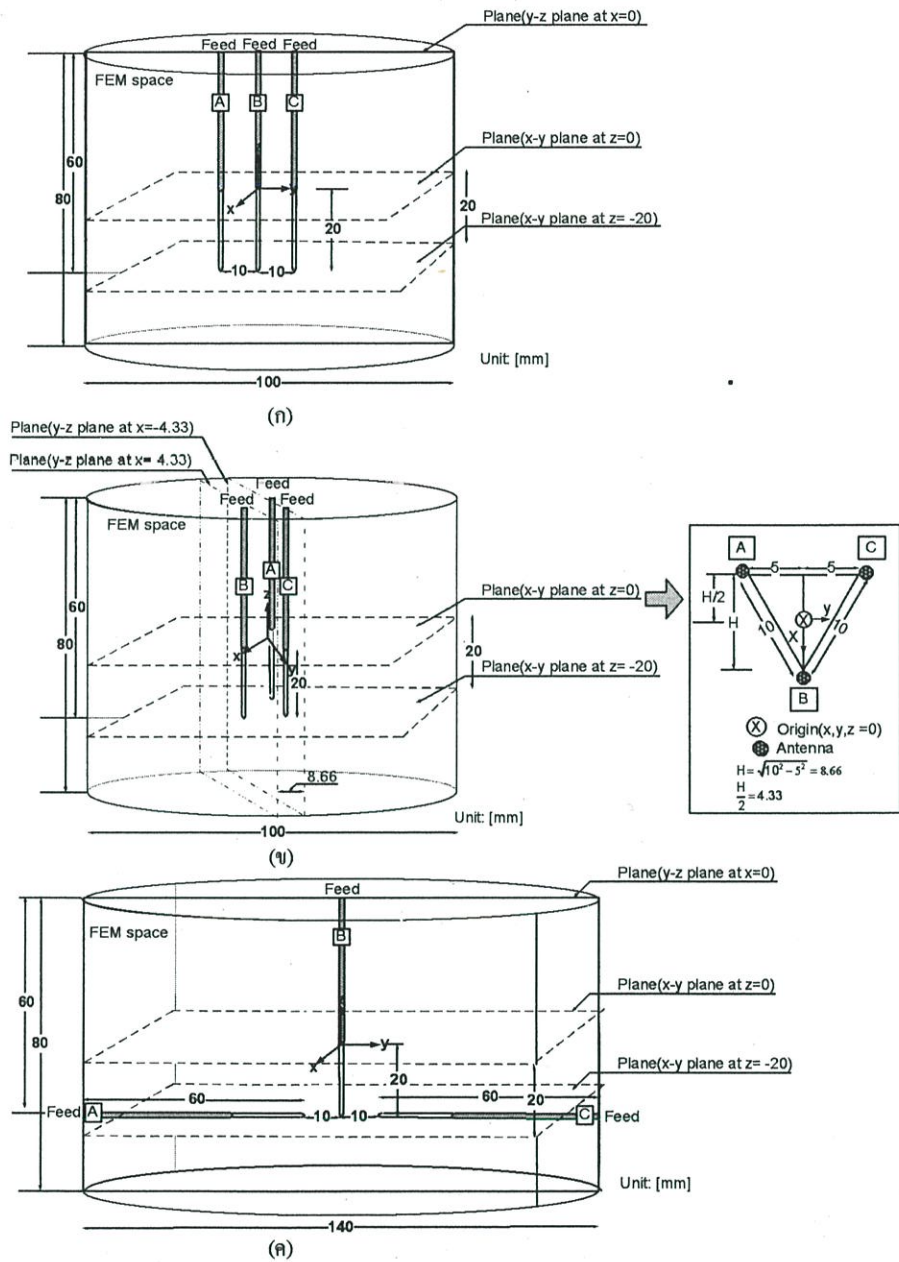


รูปที่ 3.21 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศแบบหลายต้น

รูปที่ 3.21 แสดงรูปแบบของการทำไฟไนต์เอลิเมนต์โดยการจัดรูปแบบของ Mcsh แบบไม่สม่ำเสมอ โดยในรูปแสดงมุมมอง ในรูปแบบ 3 มิติ, ด้านบน และด้านข้าง ในการ Mesh ที่ใช้ในการจำลองการทำงานในบทความชุดนี้ สังเกตเห็นได้ว่า บริเวณรอบๆ สายอากาศ จะมีการจัดวาง Mesh ที่ละเอียด และเมื่อห่างจากสายอากาศออกมาจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่ใหญ่ขึ้น จำนวนเอลิเมนต์ของการจัดเรียงสายอากาศทั้ง 3 แบบที่ใช้ในการจำลองการทำงาน มีจำนวนเอลิเมนต์เฉลี่ย ทั้งหมด 600,000 ใช้ค่า Degree of Freedom เฉลี่ยประมาณ 600,000 ใช้ค่า Memory ในการ Run แต่ละกรณี ประมาณ 3 – 4 GB

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

3.6 การจัดวางระนาบในการแสดงผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์



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

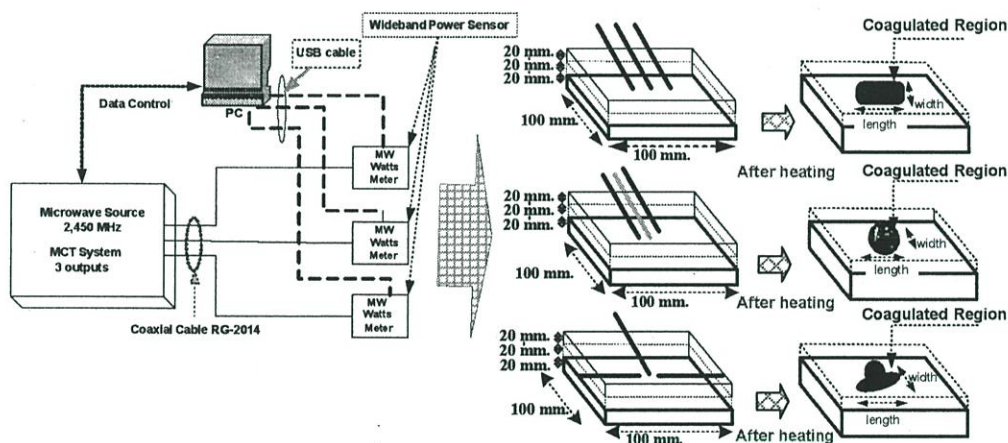
รูปที่ 3.22 แสดงการจัดวางสายอากาศ 3 รูปแบบ โดยในรูป (ก) แสดงรูปแบบการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ โดยระยะห่างของสายอากาศมีระยะห่างเท่ากับ 1 เซนติเมตร สายอากาศแต่ละต้นมีขนาดความยาวของสายอากาศเท่ากับ 6 เซนติเมตร

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 ไดอะแกรมการทดลองสายอากาศแบบหลายต้น ที่มีการจัดวางแบบอาร์เรย์วางแบบทำมุมสามเหลี่ยม และวางรูป “T”.

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

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

ในการทดลองทำการตัดคัตบัพ ขนาดกว้าง ยาว และหนา 100, 100 และ 20 มิลลิเมตร จำนวน 3 ชิ้น วางกับสายอากาศทั้ง 3 ตามการจัดวางแบบอาร์เรย์ แบบสามเหลี่ยม และแบบ T-Shape การทดลองป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ให้กับสายอากาศแต่ละคัน ระยะเวลา 1 นาที

ผลที่ได้ให้ดูการเปลี่ยนสีของคัตบัพ (ซึ่งจะมีการเปลี่ยนสีที่อุณหภูมิสูงกว่า 60 องศาเซลเซียส) ในเอกสารอ้างอิง

บทที่ 4

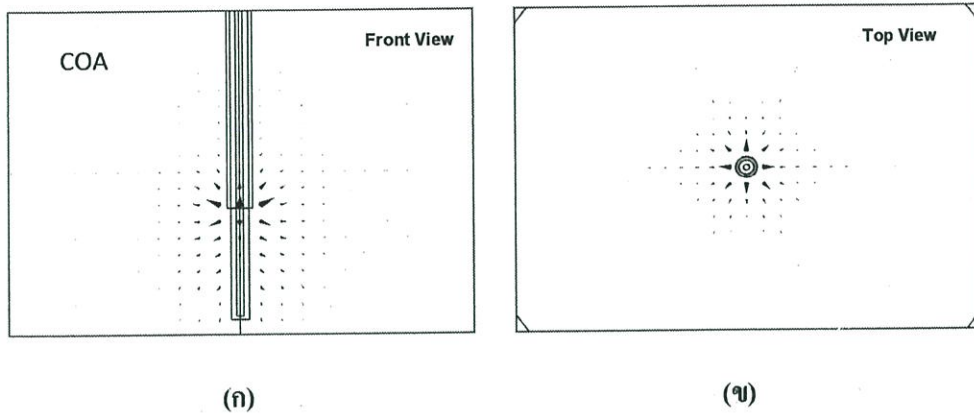
ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง

4.1 บทนำ

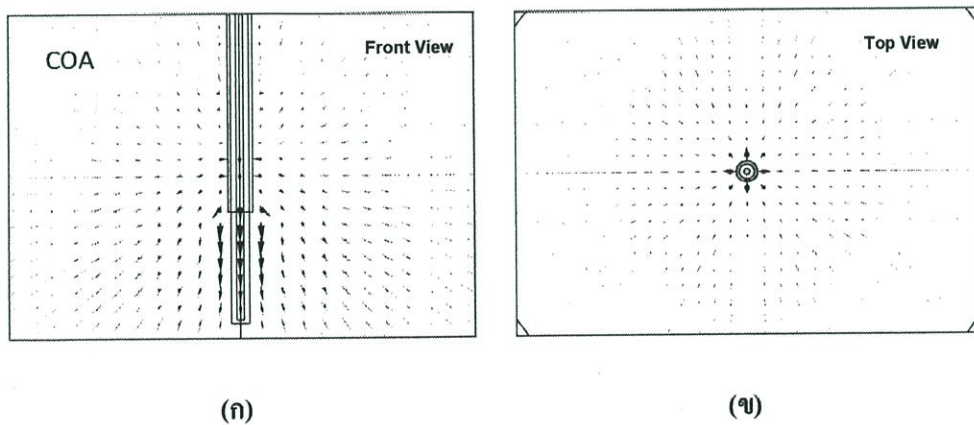
จากบทที่ 3 ได้กล่าวถึงสายอากาศแบบต่างๆ ที่ได้มีการวิจัยและพัฒนาสายอากาศที่นำมาประยุกต์ใช้ในระบบ MWA (Microwave Ablation) และในส่วนคอนทักซ์ของบทที่ 3 ทางผู้วิจัยได้นำเสนอสายอากาศ 3 รูปแบบ คือ สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล็อต (CSA) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) ในบทนี้ได้นำเอาสายอากาศทั้ง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

และจากขนาดของการทำลายของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติมีความแตกต่างกันน้อยมาก ในบทที่ 2 ได้กล่าวไว้แล้ว ชนิดของเนื้อเยื่อที่ใช้ในการทดลองและการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ เป็นเนื้อเยื่อตับแบบปกติ

4.2 ผลการจำลองการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (q) และสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม



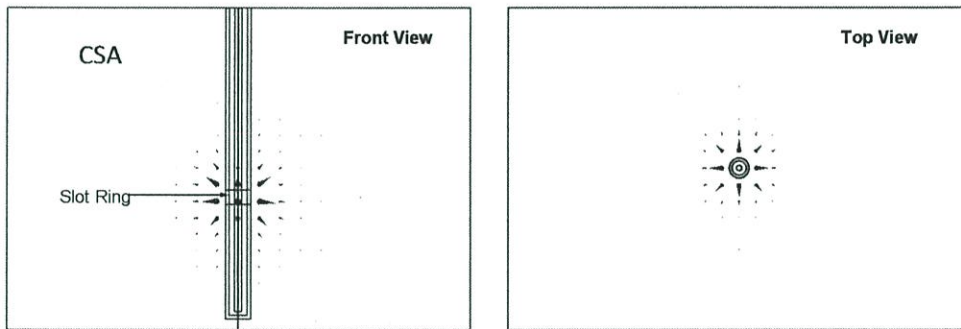
รูปที่ 4.1 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (q) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที่ (ก) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



รูปที่ 4.2 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (E) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที่ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 4.1 เป็นผลที่ได้จากการจำลองการทำงานโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 4.1 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่เกิดขึ้นกับสายอากาศแบบปลายเปิด จะเห็นได้ว่าจะมีการกระจายฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) บริเวณรอยต่อของจุดทาบกับตัวนำนอก ในรูปที่ 4.1 (ข) การกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) จะมีการกระจายสมมาตรจากจุดกึ่งกลางของสายอากาศออกไปรอบๆ สายอากาศ

ในรูปที่ 4.2 (ก) แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ รอยต่อจุดทาบกับตัวนำนอก และรอบๆ บริเวณปลายทาบที่เปิดของสายอากาศ ในรูปที่ 4.2 (ข) แสดงให้เห็นว่าสนามไฟฟ้ามีการกระจายสมมาตรรอบๆ สายอากาศ



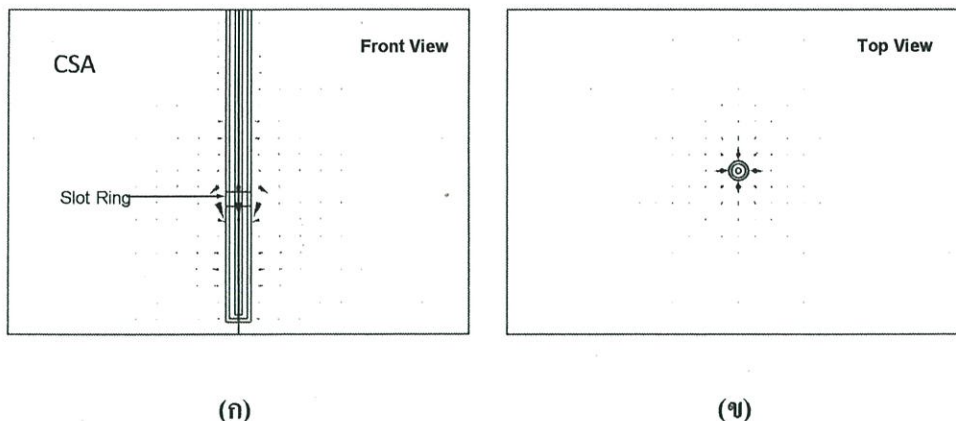
(ก)

(ข)

รูปที่ 4.3 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\vec{q}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสล๊อต โดยป้อน

กำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที่ (ก) ระนาบ yz

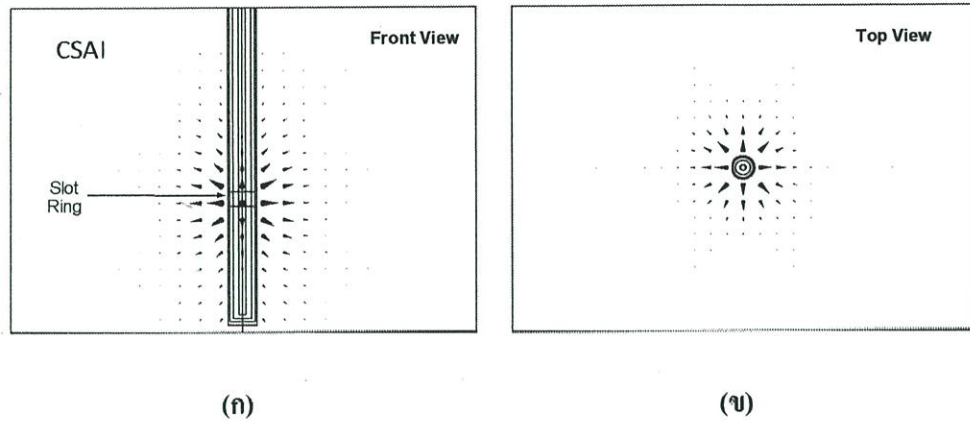
ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



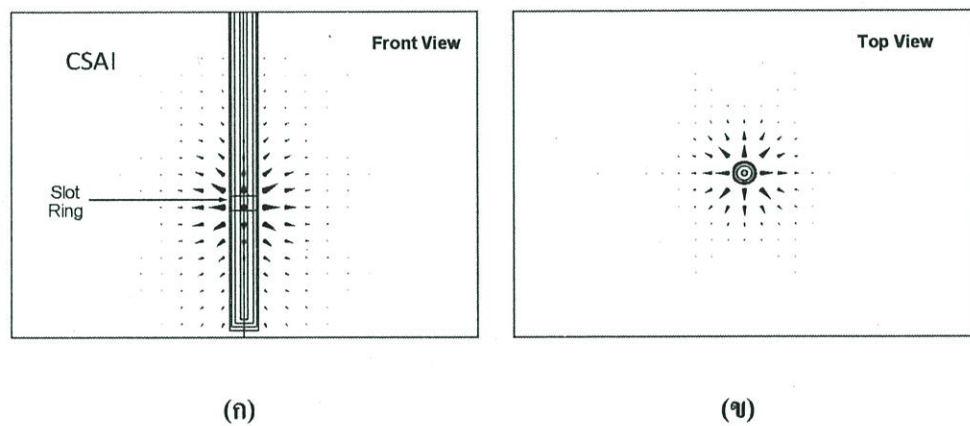
รูปที่ 4.4 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 4.3 แสดงผลที่ได้จากการจำลองการทำงาน โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 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



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

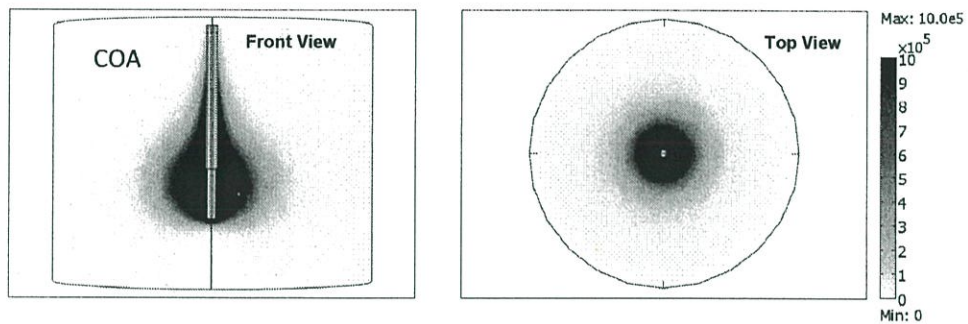


รูปที่ 4.6 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ที่ออกจากสายอากาศแบบสลิตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที
(ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 4.5 แสดงผลที่ได้จากการจำลองการทำงาน โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์รูปที่ 4.5 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) ที่เกิดขึ้นของสายอากาศแบบสลิตที่มีฉนวนหุ้ม จะเห็นได้ว่าจะมีการกระจายฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) ออกบริเวณรอบตำแหน่งสลิต และการกระจายของฟลักซ์ความร้อน (\dot{q}) จะมีการกระจายสมมาตรจากจุดกึ่งกลางของสายอากาศออกไปรอบๆ สายอากาศ ดังรูปที่ 4.5 (ข)

ในรูปที่ 4.6 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้า (\vec{E}) ของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม โดยในรูปที่ 4.6 (ก) สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ บริเวณสล็อต และรูปที่ 4.6 (ข) แสดงให้เห็นว่า สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศทุกๆ ทิศทางแบบสมมาตร

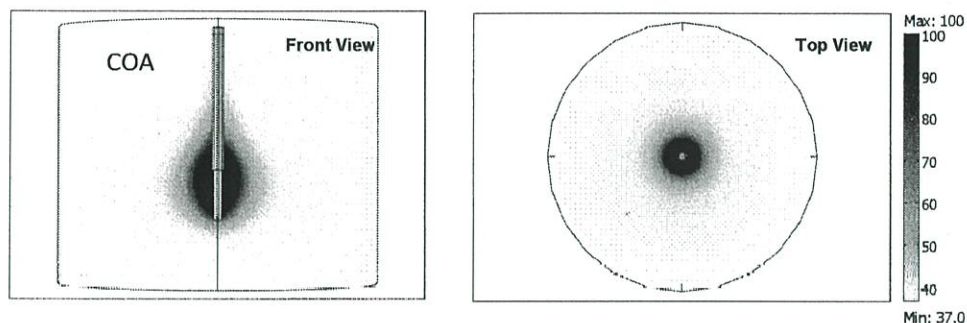
4.3 ผลของการกระจาย SAR และอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม



(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

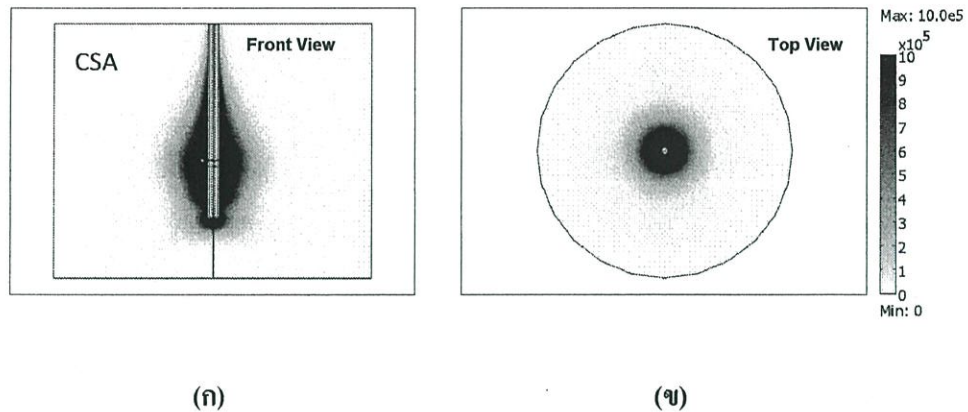


(ก)

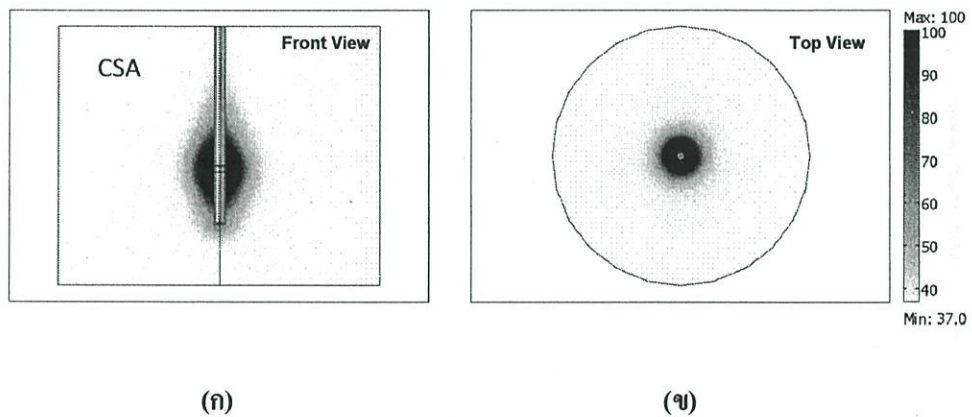
(ข)

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 ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้ยืนยันได้ว่ามีการกระจาย ของ SAR รอบๆ บริเวณปลายสายอากาศรอบๆ ปลายสายอากาศ และการกระจายของ SAR มี ลักษณะแบบสมมาตร เมื่อพิจารณาการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อในรูปที่ 4.8 จะเห็นได้ ว่าในระบบ MWA สายอากาศที่ทำการออกแบบจะมีความร้อนออกมาบริเวณรอบๆ ปลาย สายอากาศ ของสายอากาศแบบปลายเปิด ส่วนในบริเวณอื่นๆ ไม่เกิดความร้อนขึ้น ด้วยเหตุนี้ทำให้ สามารถแทงสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อตับได้โดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ และมีการกระจาย ของความร้อนรอบๆ สายอากาศแบบสมมาตร



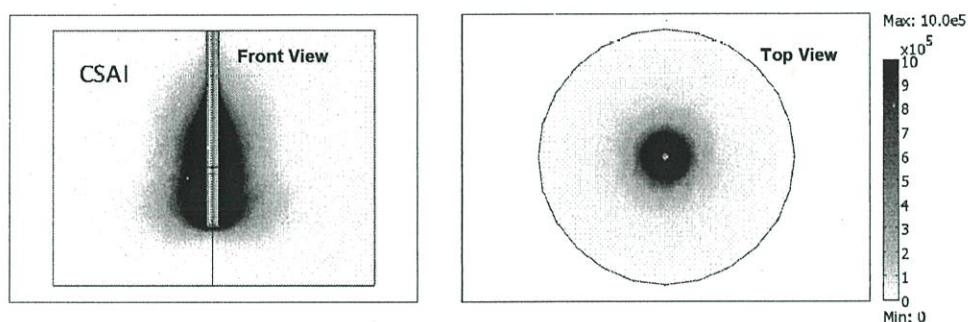
รูปที่ 4.9 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงาน ขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



รูปที่ 4.10 แสดงการกระจายของอุนหภูมิ 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 ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบสลีต ในรูปที่ 4.9 (ก) การกระจายของ SAR ที่รอบๆ บริเวณสลีตจะมีการกระจายของ SAR สูงกว่าบริเวณอื่นๆ และในรูปที่ 4.9 (ข) แสดงให้เห็นลักษณะของ SAR ที่มีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศแบบสมมาตร

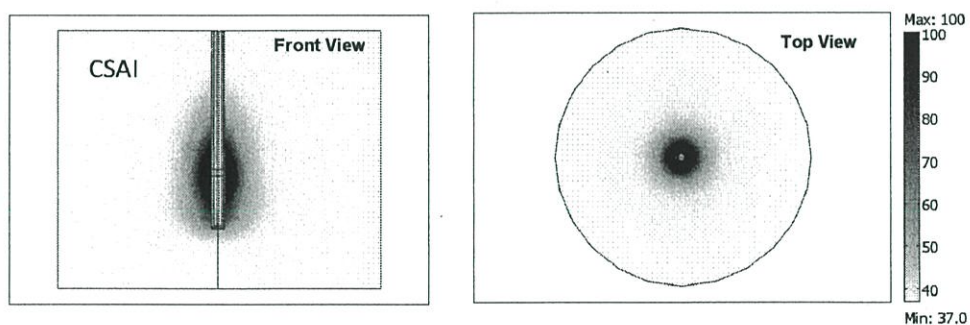
รูปที่ 4.10 (ก) พิจารณาการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบสลีต จะเห็นได้ว่าการกระจายความร้อนจะออกมารอบๆ บริเวณสลีต ส่วนในบริเวณอื่นๆ ไม่เกิดความร้อนขึ้น และเป็นการกระจายความร้อนแบบสมมาตรดังรูปที่ 4.10 (ข) ด้วยเหตุผลเดียวกับกรณีของสายอากาศแบบปลายเปิด ดังนั้นเมื่อแทงสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อตับจะไม่มีการทำลายเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ



(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)

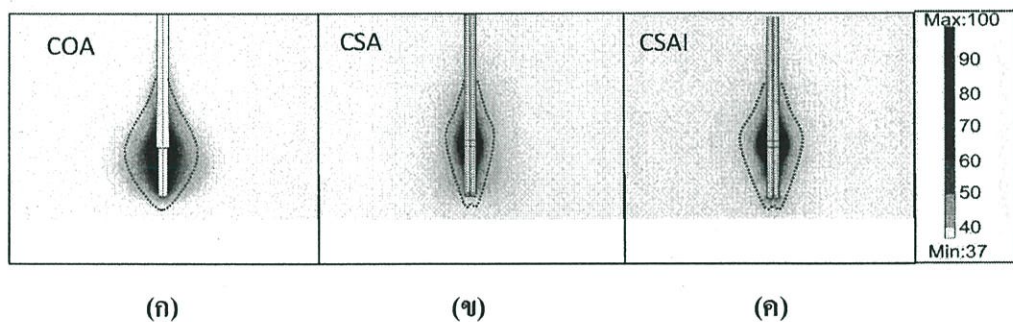
(ข)

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

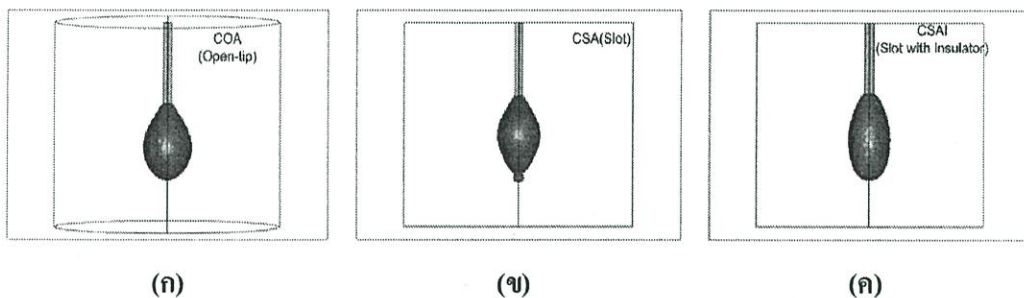
ในรูปที่ 4.11 เป็นการกระจายของปริมาณ SAR ของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม จะมีการกระจายของ SAR รอบๆ บริเวณตำแหน่งสล็อตเช่นเดียวกับสายอากาศแบบสล็อต แต่ขนาดของการกระจาย SAR จะมีขนาดใหญ่กว่าพิจารณาจากรูปที่ 4.11 (ก) เทียบกับรูปที่ 4.9 (ก) และในรูปที่ 4.11 (ข) เป็นการกระจายของ SAR แบบสมมาตรรอบๆ สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม

การกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มแสดงใน รูปที่ 4.12 ลักษณะการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นเป็นแบบวงรี โดยที่รอบๆ บริเวณตำแหน่งสล็อตจะมีค่าการกระจายสูงสุดเมื่อเทียบกับบริเวณอื่นๆ ดังรูปที่ 4.12 (ก) และในรูปที่ 4.12 (ข) เป็นลักษณะของการกระจายของอุณหภูมิรอบๆ สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มซึ่งเป็นแบบสมมาตร

4.4 ผลการเปรียบเทียบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบ ปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม



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



รูปที่ 4.14 แสดงปริมาณการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบ ในรูปทรง 3 มิติ

(ก) สายอากาศแบบปลายเปิด (ข) สายอากาศแบบสล๊อต (ค) สายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม

ตารางที่ 4.1 สรุปปริมาณของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม

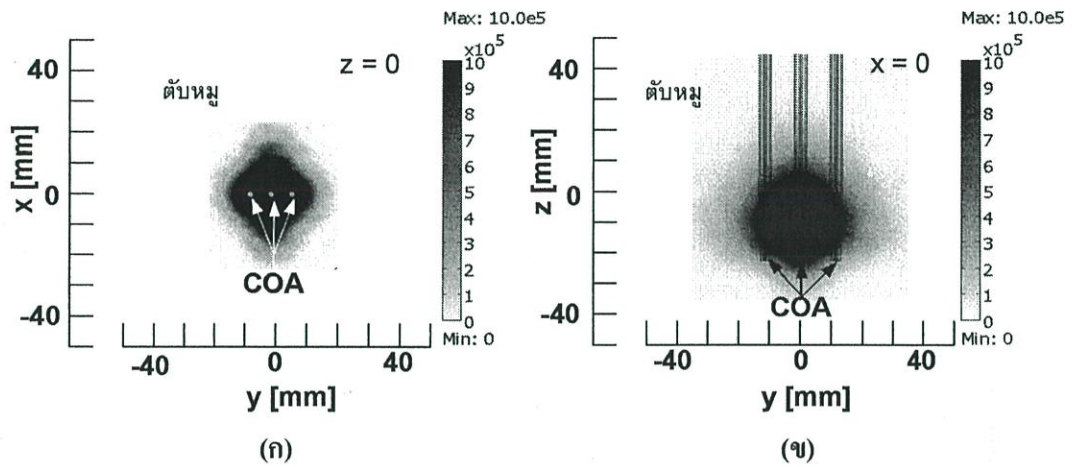
ชนิดของสายอากาศต้นเดี่ยว	ปริมาณการทำลายเซลล์มะเร็ง (cm ³)
สายอากาศแบบปลายเปิด (COA)	9.7
สายอากาศแบบสล๊อต (CSA)	6.8
สายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)	9.2

ในรูปที่ 4.13 แสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม โดยเส้นปะแทนบริเวณอุณหภูมิ ขนาด 50 องศาเซลเซียส ในรูปที่ 4.14 แสดงรูปทรงของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายในรูปทรง 3 มิติ โดยเขียนคำสั่งให้โปรแกรมทำการคำนวณปริมาณการทำลายเซลล์มะเร็งที่เนื้อเยื่อตับที่มีอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส ปริมาณของการทำลายเซลล์มะเร็งแสดงได้ดังตารางที่ 4.1

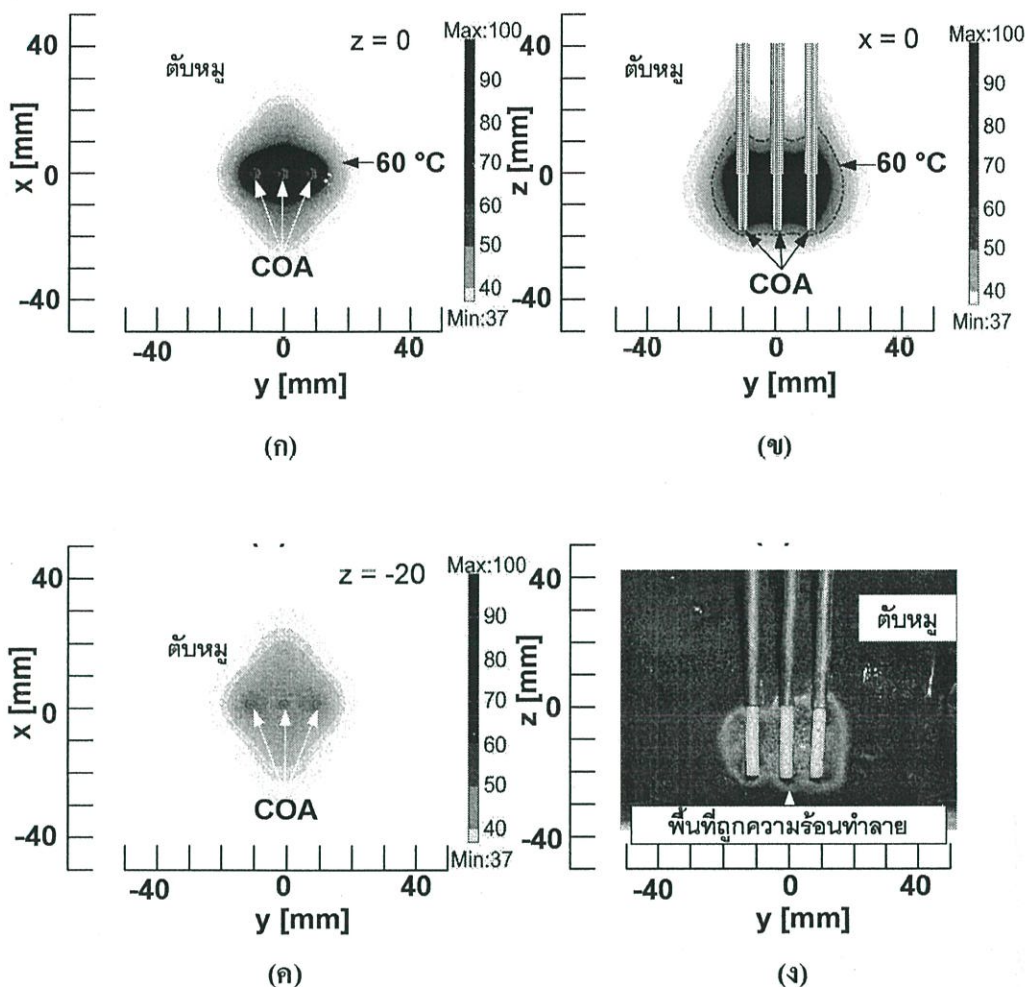
จากรูปทรง 3 มิติของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ จะเห็นว่าขนาดของการทำลายของสายอากาศแบบปลายเปิดมีรูปทรงเป็นทรงกลมรอบๆ ปลายเปิด และสายอากาศแบบปลายเปิดมีปริมาณของการทำลายสูงสุด สายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้มมีปริมาณการทำลายน้อยกว่าสายอากาศแบบปลายเปิดเล็กน้อย ในขณะที่สายอากาศแบบสล๊อตจะมีปริมาณของการทำลายน้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับของสายอากาศทั้งสามแบบ จากผลการจำลองการทำงานของสายอากาศทั้งสามแบบสามารถทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับได้ โดยการกระจายความร้อนที่ออกจาก

สายอากาศซึ่งจะเกิดขึ้นเฉพาะบริเวณส่วนปลายของสายอากาศแบบปลายเปิด และที่ตำแหน่งสลีตของสายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม

4.5 เปรียบเทียบผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ กับการทดลองกับเนื้อเยื่อแบบ *In Vitro* ด้วยเทคนิคการทำลายเซลล์มะเร็งแบบใช้สายอากาศหลายต้น



รูปที่ 4.15 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

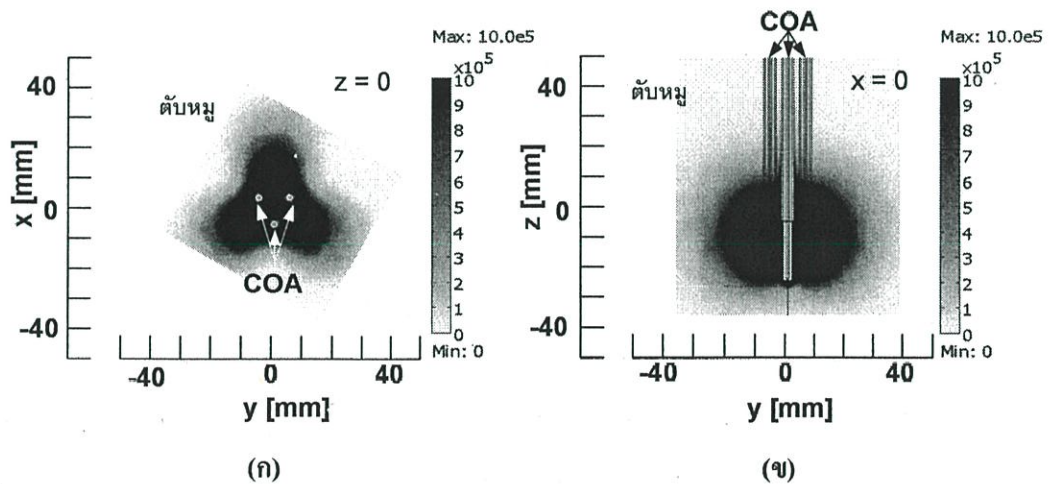


รูปที่ 4.16 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับตับหมู ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0 (ค) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง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

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

ในรูปที่ 4.16 แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ การกระจายของอุณหภูมิมักมีการกระจายออกรอบๆ บริเวณทิวป์ ของสายอากาศ เช่นเดียวกับสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดี่ยว ผลที่ได้เสมือนกับการเอาสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดี่ยว 3 ต้น มาวางซ้อนกัน ดังรูปที่ 4.16 (ข) รูปแบบของการกระจายของอุณหภูมิมักลักษณะการกระจายแบบสมมาตร เมื่อพิจารณาที่บริเวณรอยต่อของปลายสายอากาศที่มีการปกคลุมด้านนอกออก (เป็นตำแหน่งที่มีการกระจายของ SAR และอุณหภูมิสูงสุด) ดังแสดงในรูปที่ 4.16 (ก) และในรูปที่ 4.16 (ค) เป็นการพิจารณาที่ระนาบเดียวกันกับรูปที่ 4.16 (ก) แต่สนใจที่ตำแหน่งปลายของสายอากาศแบบเปิดทั้ง 3 ต้น ซึ่งจะเห็นได้ว่าระดับของอุณหภูมิลดต่ำลงมาก ในรูปที่ 4.16 (ง) เป็นผลที่ได้จากการทดลองการทำงาน เมื่อเปรียบเทียบกับผลการจำลองการทำงานในรูปที่ 4.16 (ข) จะเห็นได้ว่าขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีขนาดใกล้เคียงกัน โดยขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งของการทดลองจริงจะมีพื้นที่การทำลายมะเร็งเล็กกว่าประมาณ 2% เมื่อเทียบกับขนาดที่ได้จากการจำลองการทำงาน

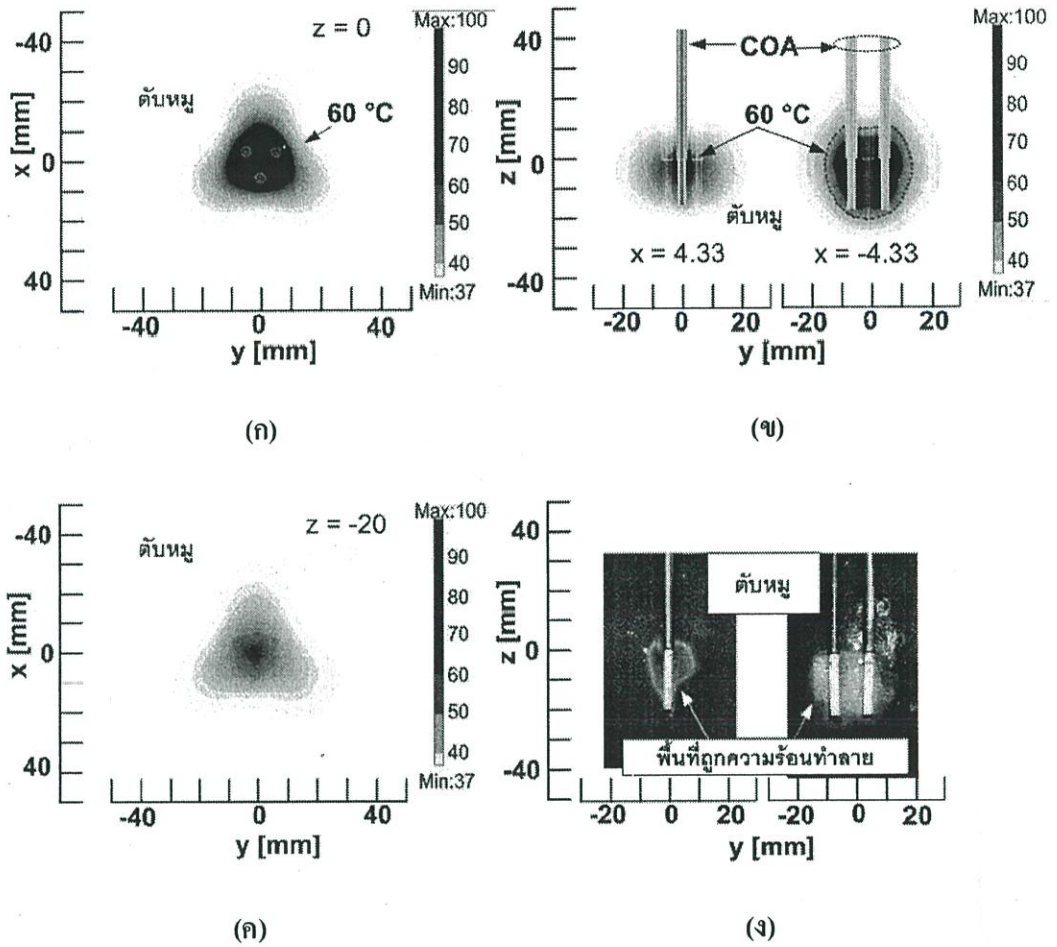
จากการจำลองการทำงานด้วยระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สามารถจำลองรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบอาร์เรย์ได้อย่างสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลองจริงเป็นอย่างมาก



รูปที่ 4.17 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น

ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที

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



รูปที่ 4.18 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับกรทดลองกับดับหมู 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 ในเนื้อเยื่อระดับของการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ต้น ที่จัดวางแบบสามเหลี่ยม ในรูปที่ 4.17 (ก) พิจารณาการกระจายของ SAR ในระนาบที่ตำแหน่งบริเวณปลายเปิดของสายอากาศทั้ง 3 ต้น ลักษณะการกระจาย SAR จะเกิดขึ้นสูงที่ตำแหน่งกึ่งกลางของสายอากาศ คล้ายกับการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์โดยใช้สายอากาศ 2 ต้น (พิจารณาจากด้านข้างของรูปสามเหลี่ยม) การกระจายของ SAR ในการจัดวางสายอากาศแบบคู่ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของสายอากาศทั้งสองจะมีการกระจายของ SAR ที่สูง

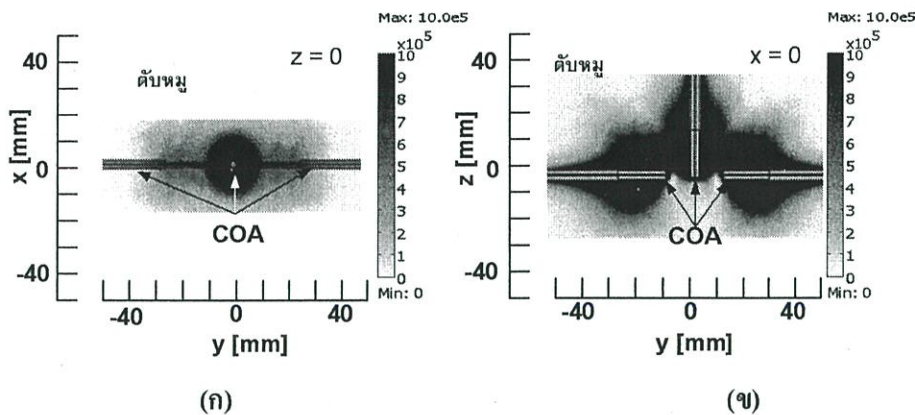
สอดคล้องกับงานวิจัยที่ได้กล่าวไว้แล้วใน [1] และการกระจายของ SAR จะเป็นรูปสามเหลี่ยม โดยมุมของสามเหลี่ยมอยู่ที่กึ่งกลางของสายอากาศแต่ละคู่

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

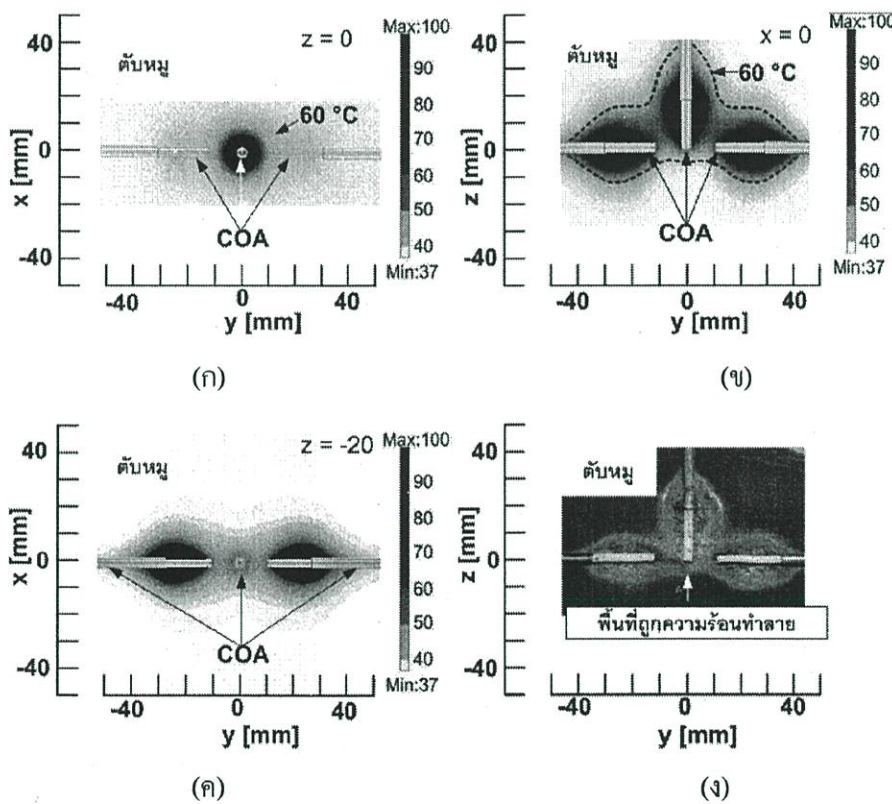
ในรูปที่ 4.18 แสดงการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 คั่น ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม โดยรูปที่ 4.18 (ก) (ข) และ (ค) เป็นผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และผลการทดลองแสดงในรูปที่ 4.18 (ง)

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) จะเห็นว่ามีความใกล้เคียงกัน โดยผลการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายมะเร็งในเนื้อเยื่อตับเล็กกว่าผลการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 7% ดังนั้นระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สามารถจำลองรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 คั่น 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

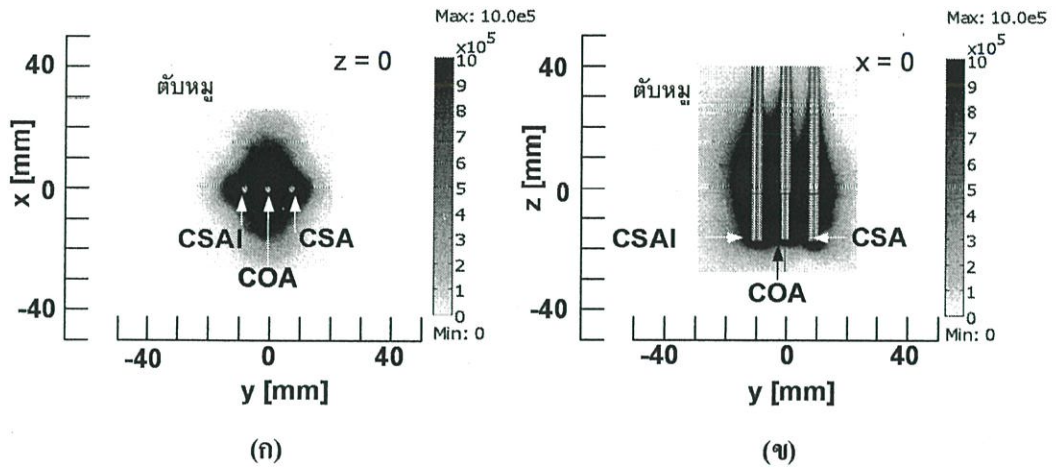
ในรูปที่ 4.19 แสดงการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อระดับของการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ที่จัดวางแบบรูปตัวที รูปที่ 4.19 (ก) พิจารณาจากสายอากาศที่วางทางแนวตั้ง ที่ตำแหน่งรอยต่อจุดทาบ จะเห็นได้ว่าการกระจายของ SAR จะเหมือนกับสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดียว และมีความสมมาตรรอบๆ สายอากาศ เมื่อพิจารณารูปที่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

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

ในรูปที่ 4.20 (ก) และรูปที่ 4.20 (ค) พิจารณาระนาบที่ตำแหน่งจุดต่อของทาบของสายอากาศที่วางทางแนวตั้ง และด้านข้างทางแนวนอนของการจัดวางสายอากาศในแบบรูปตัวที โดยการกระจายของอุณหภูมิจะเหมือนกับการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบปลายเปิดต้นเดียว ซึ่งการกระจายอุณหภูมิจะสูงรอบๆ ทาบ จากรูปที่ 4.20 (ข) และรูปที่ 4.20 (ง) จะเห็นได้ว่าผลการจำลองการทำงานกับผลการทดลองมีลักษณะ และขนาดที่ใกล้เคียงกัน โดยผลการทดลองจะมีพื้นที่การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อระดับเล็กกว่าผลการจำลองการทำงานอยู่ประมาณ 2%

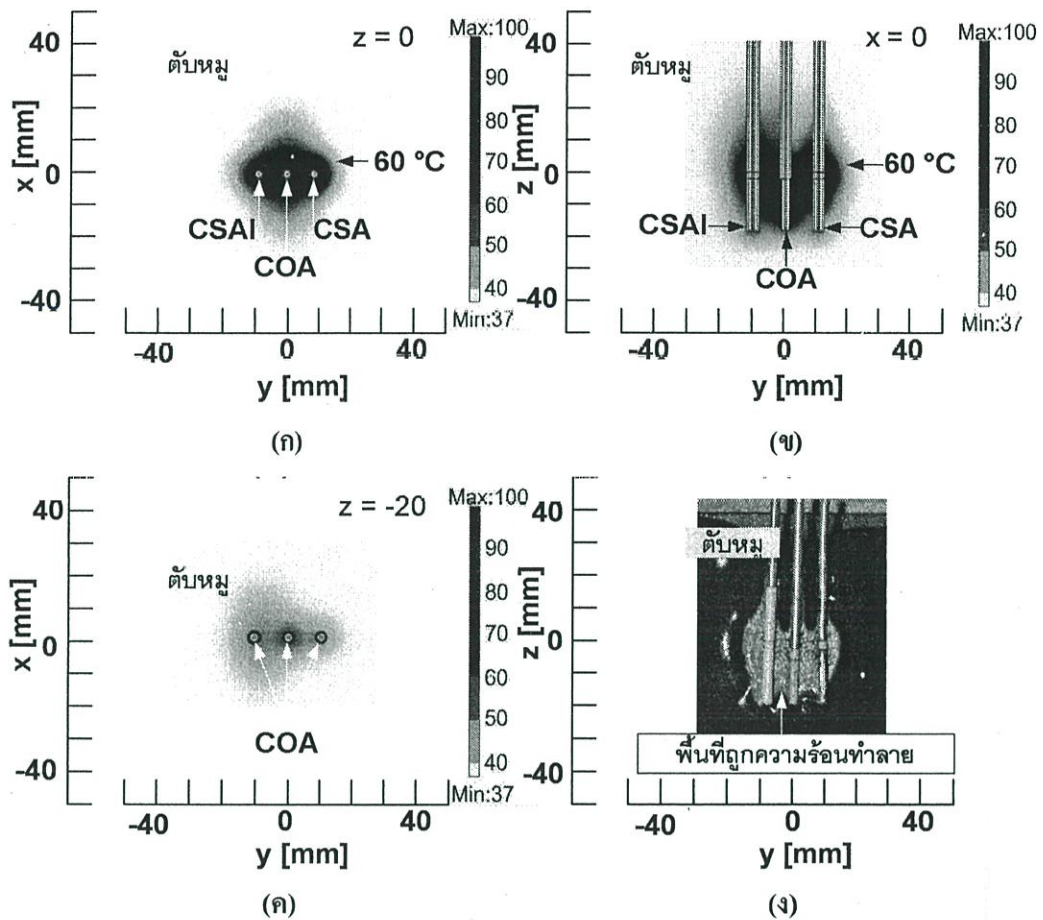
จากผลการจำลองการทำงาน และผลการทดลองของการจัดวางสายอากาศแบบปลายเปิด 3 ดัน ทั้งที่เป็นแบบอาร์เรย์ แบบสามเหลี่ยม และแบบรูป T-Shape ในหัวข้อที่ 4.5 นี้ สามารถนำเอาระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาจำลองการทำงาน โดยผลการจำลองการทำงานที่ได้มีผลสอดคล้องกับผลที่ได้จากการทดลอง ซึ่งเป็นการยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จากวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่นำมาใช้ได้เป็นอย่างดี

4.6 ผลการจำลองการทำงาน และผลการทดลองเทคนิคการเพิ่มขนาดของการทำลาย
เซลล์มะเร็ง โดยใช้สายอากาศ 3 ต้นแบบผสม (CSAI + COA + CSA)



รูปที่ 4.21 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 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



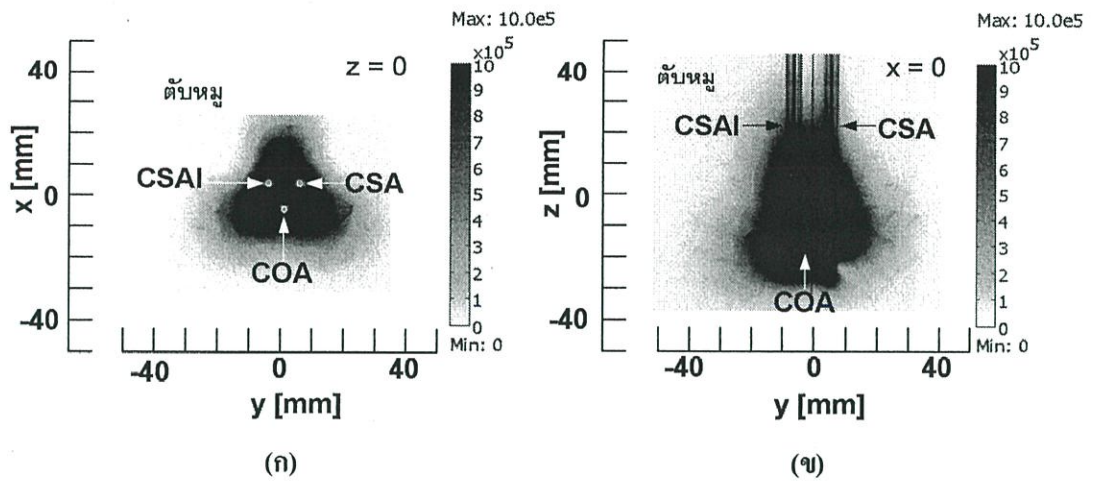
รูปที่ 4.22 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบอาร์เรย์ ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับดัดหมุม ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 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 ความหลากหลายของรูปทรงนั้น สอดคล้องกับการทำลายเซลล์มะเร็งที่มีความแตกต่างกันทางรูปร่าง และการใช้งานในบริเวณที่อาจเกิดความเสียหายได้ง่าย เช่น เส้นเลือดใหญ่ หรือบริเวณที่ใกล้กับอวัยวะที่สำคัญ การจัดวางสายอากาศที่มีความ

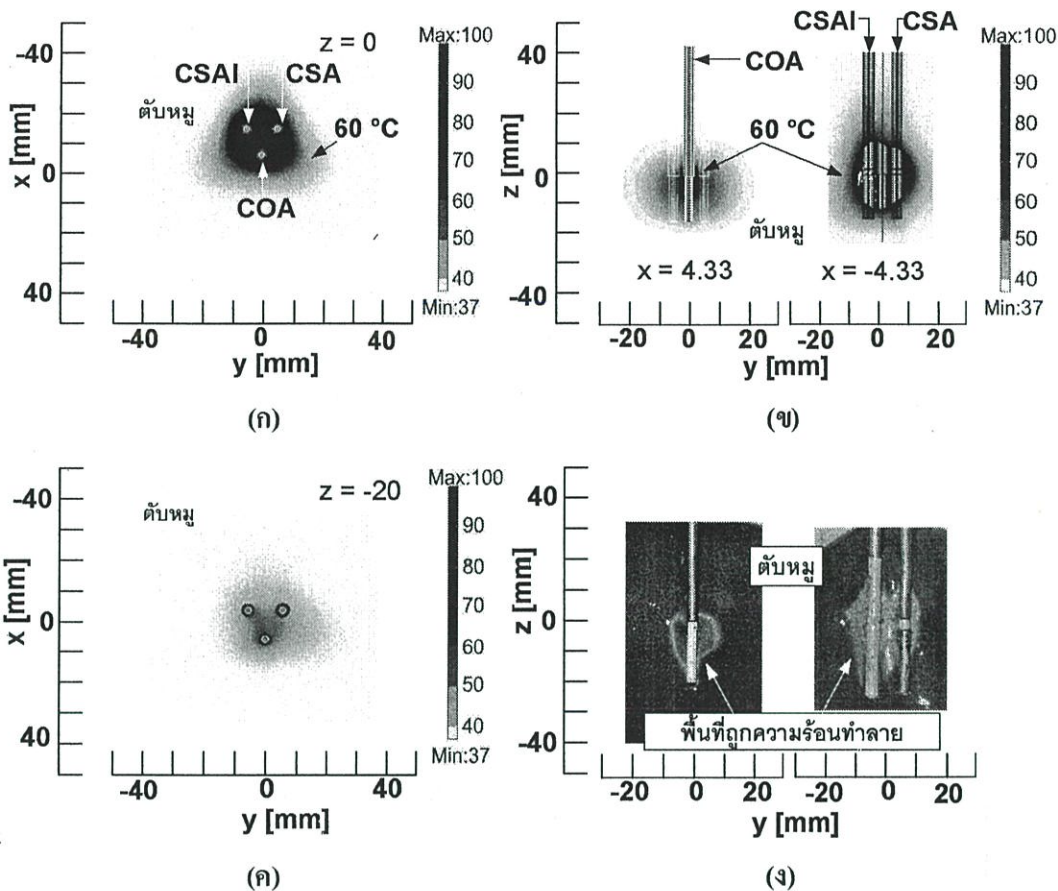
แตกต่างกันจะแก้ปัญหาในการใช้งานในการทำสายพื้นที่ที่มีขนาดใหญ่ และมีรูปทรงของเซลล์มะเร็งแบบไม่สมมาตร หรือรูปทรงที่แตกต่างกันออกไป

ในการจำลองการทำงานเลือกสายอากาศแบบปลายเปิดไว้กึ่งกลางของการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ โดยในผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบปลายเปิดมีลักษณะการกระจายของความถี่รอบๆ 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 และอุณหภูมิกระจายเป็นแบบไม่สมมาตร 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%



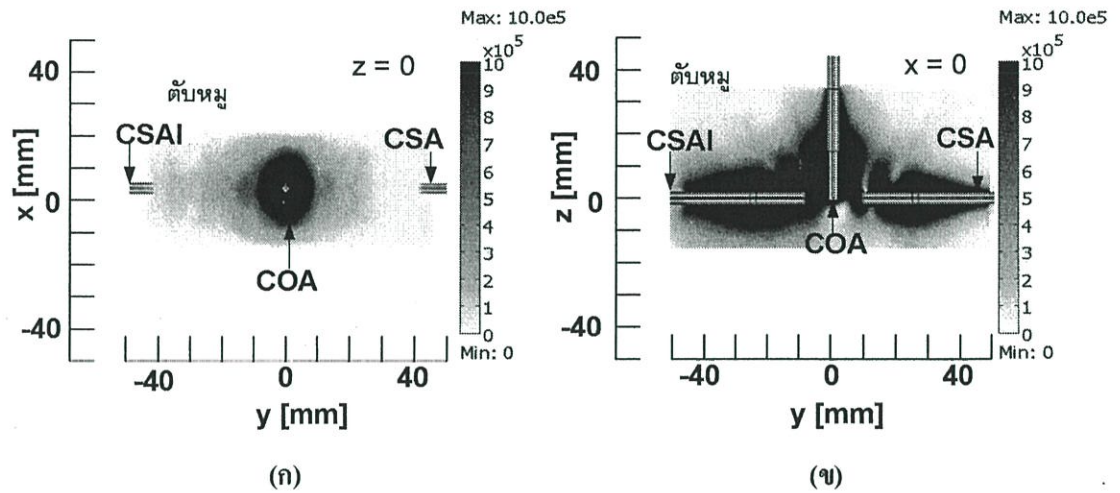
รูปที่ 4.23 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ดัน แบบผสม (CSAI + COA + CSA) จัดวางแบบสามเหลี่ยมที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0



รูปที่ 4.24 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศ 3 คัน แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบสามเหลี่ยม ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับตัวหมูที่ความถี่ 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 และการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของระบบ MWA ที่ใช้เทคนิคในการทำลายแบบหลายสายอากาศ มีการจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยม โดยสายอากาศแต่ละคันจะวางห่างกัน 1 เซนติเมตร โดยทำการพิจารณาการทำลายเซลล์มะเร็งที่ใช้สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) ผลที่ได้จะเห็นได้ว่าการทำลายจะมีรูปแบบที่ไม่สมมาตร ซึ่งแตกต่างกับกรณีที่ใช้สายอากาศแบบเดียวกัน 3 คัน ความหลากหลายของรูปทรงของการทำลายนั้น สอดคล้องกับลักษณะรูปทรงของเซลล์มะเร็งที่มีความแตกต่างกัน และในการใช้งานในบริเวณที่อาจเกิดความเสียหายได้ง่าย เช่น เส้นเลือดใหญ่ หรือบริเวณที่ใกล้กับ

อวัยวะที่สำคัญ เทคนิคการจัดวางสายอากาศแบบสามเหลี่ยมโดยใช้สายอากาศแบบผสมจึงเป็นทางเลือกหนึ่งในการแก้ปัญหาการทำลายเซลล์มะเร็งที่มีพื้นที่ที่ต้องการทำลายที่มีขนาดใหญ่ และมีรูปทรงของเซลล์มะเร็งแบบไม่สมมาตร เช่นเดียวกับการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยการจัดวางสายอากาศแบบอาร์เรย์

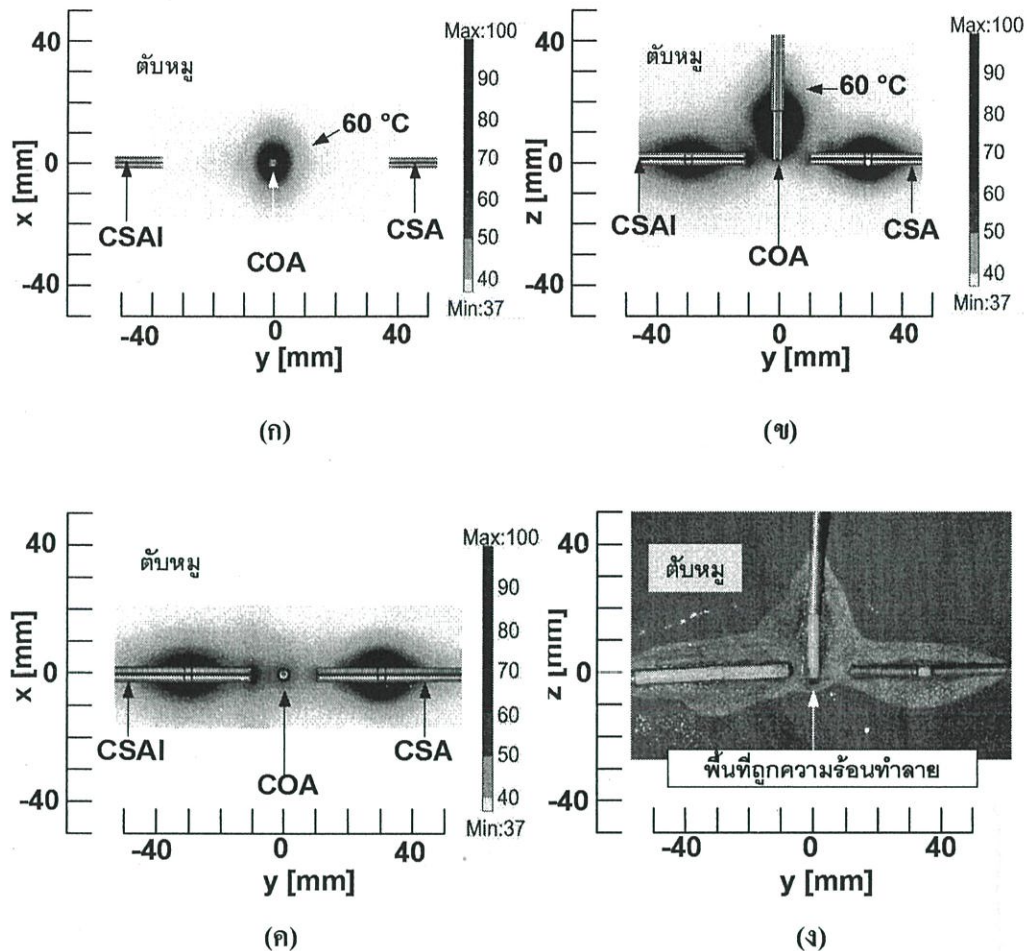


รูปที่ 4.25 ผลการจำลองการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศ 3 ดัน แบบผสม

(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



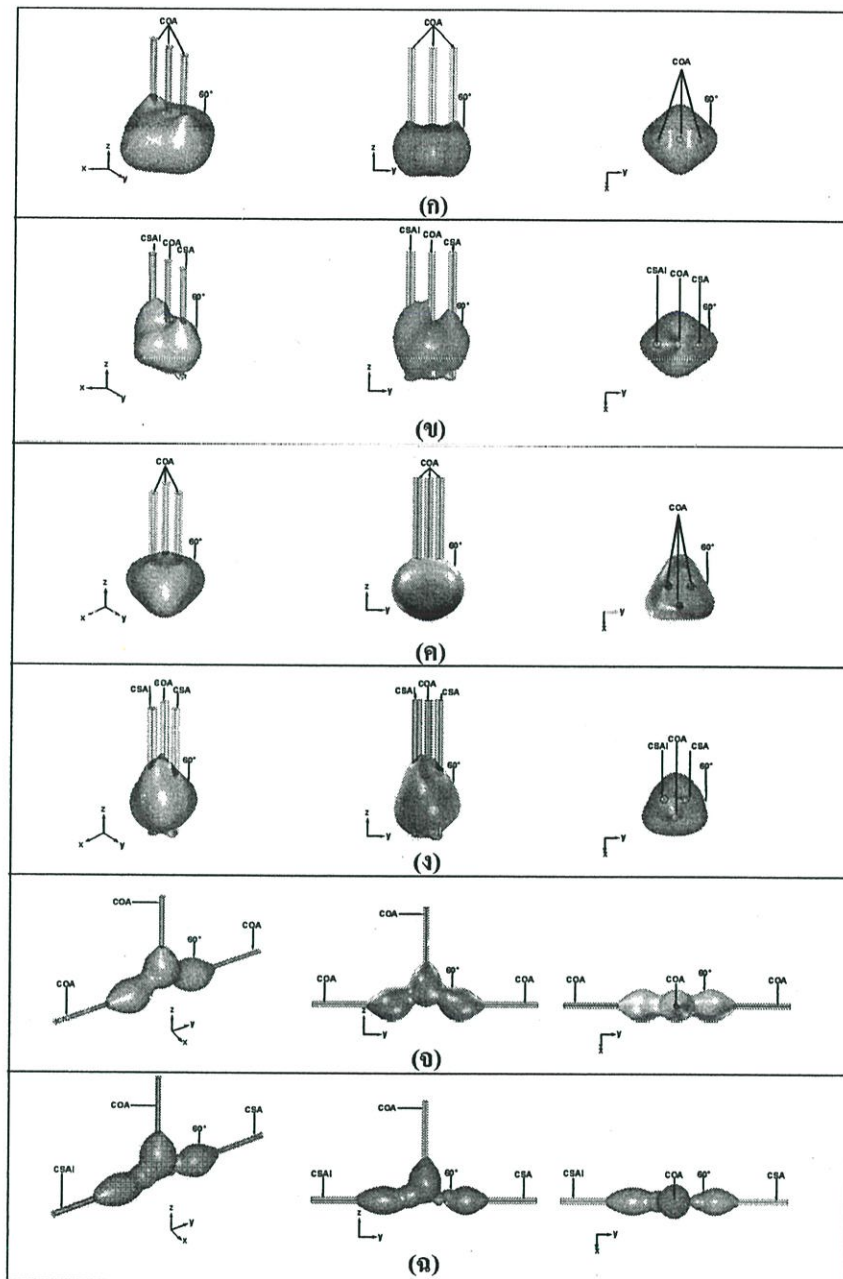
รูปที่ 4.26 ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตัวของสายอากาศ 3 ต้น แบบผสม (CSAI + COA + CSA) ซึ่งจัดวางแบบรูปตัวที ด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับ การทดลองกับตัวหมู ที่ความถี่ 2.45 GHz ป้อนกำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 1 นาที (ก) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0 (ข) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0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

รูปที่ 4.25 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ในเนื้อเยื่อตัวของระบบ MWA ที่ใช้เทคนิคในการทำลายแบบหลายสายอากาศ และใช้การจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวที โดยพิจารณาการทำลายเซลล์มะเร็งที่ใช้สายอากาศแบบผสม (CSAI + COA + CSA) จากรูปได้วางสายอากาศแบบปลายเปิดตั้งขึ้นในแนวตั้ง วางสายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มให้ห่างจากสายอากาศแบบปลายเปิดเท่ากับ 1 เซนติเมตรในแนวอนทางขวา และซ้ายตามลำดับ จากผลการจำลองจะเห็นได้ว่าการทำลายจะมีรูปแบบที่ไม่สมมาตร เช่นเดียวกับจัดวางสายอากาศแบบ

อาร์เรย์ และการจัดวางแบบสามเหลี่ยมที่ใช้สายอากาศแบบผสม เทคนิคการจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวทีโดยใช้สายอากาศแบบผสมก็เป็นทางเลือกหนึ่งในการทำลายเซลล์มะเร็งที่มีขนาดใหญ่ และมีรูปทรงแบบไม่สมมาตร

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

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



รูปที่ 4.27 แสดงขนาดของการทำลายมะเร็งแสดงในรูป 3 มิติ ของสายอากาศ

- (ก) สายอากาศทั้งสามเป็นสายอากาศแบบปลายเปิดจัดวางแบบเออร์เรย์
- (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)

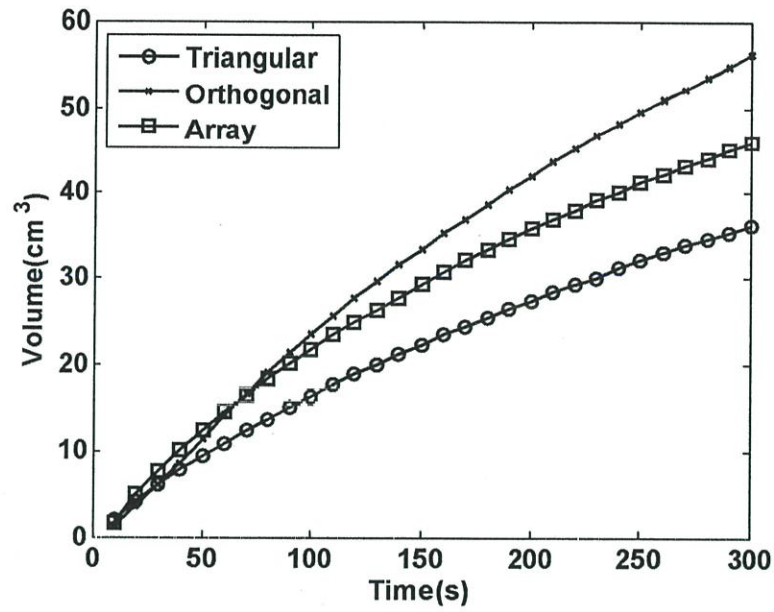
ลักษณะการจัดวาง สายอากาศ		ผลการจำลอง FEM			ผลการทดลองในตัมหมู		
		กว้าง (มม.)	ยาว (มม.)	พื้นที่ การ ทำลาย (cm^2)	กว้าง (มม.)	ยาว (มม.)	พื้นที่ การ ทำลาย (cm^2)
Array		34	41	13.94	30.1±0.9	39.0±0.8	11.74
Triangular	Front	21	20	4.2	20.1±0.7	18.2±0.8	3.64
	Back	29	30	8.7	27.4±0.6	29.4±0.9	8.05
T-Shape	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

จากตารางที่ 4.3 เป็นการเปรียบเทียบขนาดการทำลายเซลล์มะเร็งจากผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดลองจริงในตัมหมู จะเห็นได้ว่าพื้นที่ของการทำลายของการทดลองจริงจะมีขนาดเล็กกว่าผลที่ได้จากการจำลองประมาณ 2.7% - 11% โดยสายอากาศแบบปลายเปิดที่จัดวางแบบอาร์เรย์มีค่าความผิดพลาดมากที่สุด และการจัดวางสายอากาศแบบรูปตัวทีมีขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็งจากการจำลองและผลการทดลองแตกต่างกันน้อยที่สุด

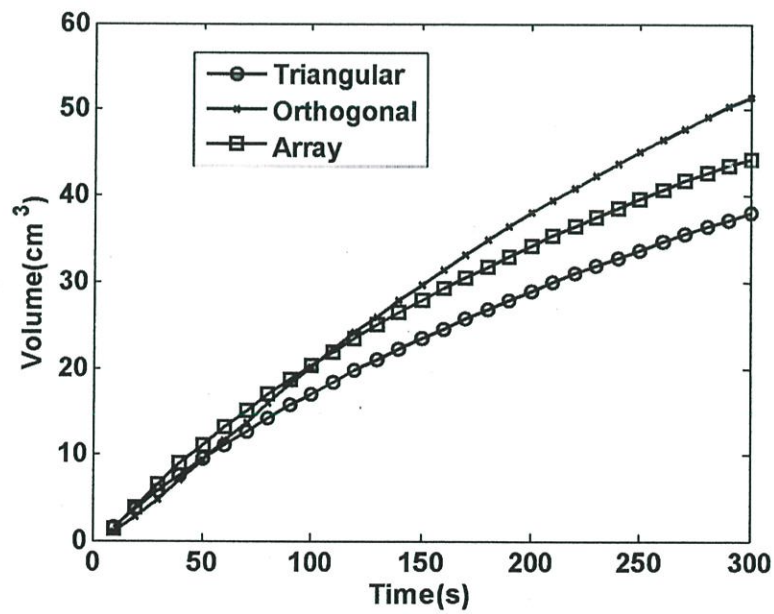
ตารางที่ 4.4 แสดงการเปรียบเทียบขนาดและพื้นที่การทำลายเซลล์มะเร็งจากผลการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์ เอลิเมนต์ เทียบกับผลจากการทดลองโดยใช้สายอากาศแบบผสม (COA+CSA+CSAI)

ลักษณะการจัดวางสายอากาศ		ผลการจำลอง FEM			ผลการทดลองในตัมหมู่		
		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 จากผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และการทดลองจริงในตัมหมู่ จะเห็นได้ว่าพื้นที่ของการทำลายมะเร็งของการทดลองจริงจะมีขนาดเล็กกว่าผลที่ได้จากการจำลองประมาณ 2% - 9% โดยสายอากาศแบบผสมที่จัดวางแบบอาร์เรย์มีความผิดพลาดมากที่สุด 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

สรุปโครงการวิจัย

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

Finite Element Analysis on Phase Shift Effect of Multi-Antenna Array Alignment for Microwave Liver Ablation

P.Phasukkit*, S.Tungjitkusolmun

Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang
Bangkok, THAILAND 10520

*kppattar@kmitl.ac.th

A. Sanparich

Institute of Molecular Biosciences, Mahidol University,
Nakhon Pathom, THAILAND 73170

Abstract—Microwave ablation for liver cancer treatment has been widely performed due to its minimal invasive technique both single and multi probe. Even though, multi antenna ablation system provide a larger destroy area, however effect of phase shift difference between each antenna is still challenge to be investigate for total ablation result. In this research, we propose a preliminary investigate of phase shift effect to a multi antenna system. Two probes array and three probes array was configured as a multi antenna liver ablation system based on each coaxial opened-slot antenna. By using FEM analyze, we present a full 3D simulation results of those multiple antenna system as phase shift between each probe was varied. Total destroy volume is effected significantly when phase shift was differed from 90°, 180° and 270°.

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

I. INTRODUCTION

Hepatic cancer is realized as one of the important health hazards that threatening people around the world for many year. However, besides from a conventional treatment, thermal ablation by using microwave frequency range is also known as an another alternative medical implementation for liver tumor therapy due to its minimal invasive treatment and using only bipolar probe technique [1-3]. Many research work proposes their study concentrating to an ablation duration, power variation and temperature effect to this thermal technique [4,5]. Applicator also investigated in term of a single antenna design [6,7] but only a few focusing in an array antenna configuration especially a phase shift variation effect.

In this paper, we propose a study of phase shift effect in multi antenna array configuration of microwave liver ablation by using FEM simulation. At first, single opened-slot coaxial antenna (CSA) was designed, its dimensions, material and material properties was also presented. Then, a configuration of multi antenna system was trial proposed as 2 probes and 3 probes array alignment in liver CAD model. In term of phase shift effect, an initial phase of each single antenna is preset to differ from 0°, 90°, 180° and 270° in order to identify a total

ablation result. By using FEM of COMSOL solver, a distribution pattern of SAR, temperature and estimated destructive volume was post-processingly analyzed with respect to interaction of an electric field and bioheat effect in living tissue. True full 3D space of these results was compared at each phase different and a variation of ablated tissue volume also presented finally. As a multi-antenna configuration system, this study declare us an effect of phase difference on each single antenna to an overall ablation process. Further study in term of configuration shape also play an important role for this investigation which will be another our research tasks in near future.

This paper is composed as following. An introduction and design of a single opened-slot microwave antenna is presented in section 1 and 2 respectively. In section 3, finite element analysis implementation as CAD modeling, configuration of multi-antenna, governing equation and criteria condition for FEM simulation is described in detail. Section 4 is our simulation results of phase shift effect that compared between 2 and 3 probes array system. Discussion and conclusion is proposed finally in section 4.

II. ANTENNA DESIGN AND STRUCTURE

In our multi-antenna ablation system, we intently design each single antenna based on a coaxial opened-slot type (CSA) as shown in Fig. 1. Dimension and material of this antenna is well characterized in Table I. At first, our multi-antenna array is supposed to compose by this antenna to configure as a 2 probes and 3 probes system.

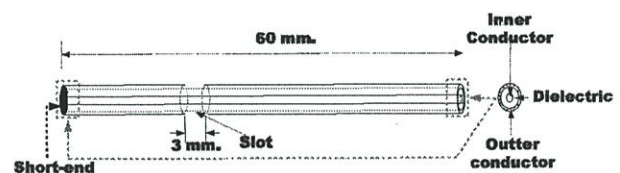


Figure 1. CSA antenna structure.

TABLE I. DIMENSION AND MATERIALS OF EACH SINGLE OPENED-SLOT ANTENNA (CSA)

Part	size	Part	size
Diameter of outer conductor - D ₁ (Silver Plated Copper Clad Steel)	0.912 mm.	Length of antenna	60 mm.
Diameter of dielectric - D ₂ (Solid PTFE)	2.985 mm.	Length of opened slot	3 mm.
Diameter of inner conductor - D ₃ (Silver Plated Copper Clad Steel)	3.581 mm.	Length from end to slot	20 mm.

III. IMPLEMENTATION OF FINITE ELEMENT ANALYSIS

The simulation using finite element method is concerned about a separation of a complex geometry model into small elements for a system of partial differential equation then following by an evaluation at each nodes or edges. These implementations based on a definition of CAD modeling and governing equation as following.

A. Material Properties

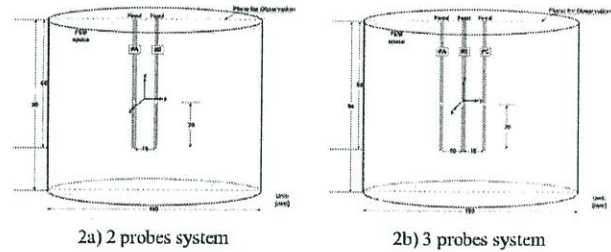
For simulation modeling, material properties of both liver and antenna must be defined according to their physical properties. Table II show main physical properties of material in this simulation [8].

TABLE II. MATERIAL PROPERTIES FOR SIMULATION.

Parameters	Value (units)	
Density of liver, ρ	1,020 (kg/m ³)	
Specific heat of liver, c	(20-70 °C)	(80-100 °C)
	3,628 (J/kg)	3,858 (J/kg)
Thermal conductivity of liver,	(20-70 °C)	(80-100 °C)
	0.465 (W/m)	0.867 (W/m)
Electrical conductivity of liver, σ	1.69 (S)	
Relative permittivity of liver, ϵ	43.03	
Relative permittivity of dielectric,	2.03	
Relative permittivity of insulator, ϵ	2.6	

B. Configurations of Multi-Antenna Array Modelling

In this research, we intently focusing on a difference of initial phase shift between multi-antenna ablation system, as a preliminary study, 2 probes and 3 probes array system is selected to be implemented. Fig. 2 shows an alignment of each single CSA to compose as a 2 probes and 3 probes array in liver CAD model as shown in Fig. 2a) and 2b) respectively. A distance between each single antenna is approximately 1 centimeter.



2a) 2 probes system

2b) 3 probes system

Figure 2. Alignment of multi-antenna for liver ablation system.

C. Bio-heat Equation

In general, heat generated in living soft tissue due to an electromagnetic wave phenomenon was respected and analyzed by using a general bioheat equation as following [9,10].

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

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

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

where

- = density of tissue (kg/m³)
- = conductivity of tissue (S/m)
- = electric field (V/m)
- = specific heat of tissue (J/ml)
- = thermal conductivity of tissue (W/ml)
- = temperature of tissue (°C)
- = energy of blood perfusion (°C)
- Q_m = energy from metabolic process (W/m)
- Q_e = external heat source (W/m)

The source of heat transfer in microwave ablation is from electromagnetic wave at 2.45GHz transmitted into tissues. Joule heating arises when energy dissipated by electric current flowing through a conductor is converted into thermal energy. Tissue temperature changes over time can be predicted by the bio-heat equation. The energy generated by metabolic process Q_m was neglected in this study since it was small compared to other heat source. Q_e is external heat source generated by microwave energy from antennas. After delivery of microwave energy into tissue, Joule heat is generated which then conducts into surrounding tissues. Cooling from liver tissue perfusion (Q takes away a certain amount of heat from hepatic tissue. This term is neglected in this study.

D. FEM Simulations

At first, single opened-slot antenna was designed and aligned into a liver part structure. This geometry model is accomplished by using a CAD program of SolidWorks then export IGES into a simulation solver. COMSOL Multiphysics (version 3.5a) was used as a FEM simulation solver. With

respect to a living tissue effect under an electromagnetic exposure, RF module with harmonic propagation and also heat transfer module was induced respectively. A basic condition of FEM meshing refinement was defined as an automatic initial mesh of tetrahedral shape. Microwave frequency was selected at 2.45 GHz as an ISM band at 50 Watts of an ideal output power for each antenna and ablation time is tested at 120 seconds. A number of meshing elements was compromisingly refined at 32,216 elements for 2 probes array system and 74,754 elements for 3 probes array system. Meshing refinement of both multi-antenna array system is shown in Fig. 3. Degree of freedom is ordered at 1,002,799 and 515,663, respectively.

This simulation was operated on a personal computer with CPU Core-i5 2.5 GHz under 64 bits Microsoft Window 7 platform and 16 GB of RAM memory.

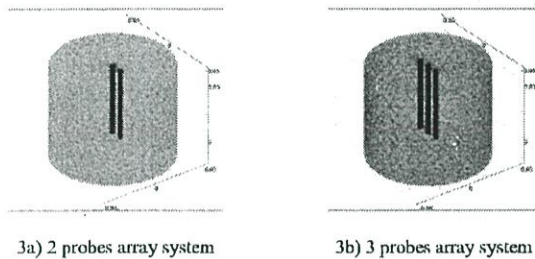


Figure 3. Meshing refinement of multi-antenna system in liver model.

IV. SIMULATION RESULTS

As a preliminary, phase shift between each single antenna was varied from 0°, 90°, 180° and 270°. In 3 probes array system, zero is set at the middle antenna while a positive phase and negative phase is set at left and right antenna, respectively. FEM simulation was implemented then a 3D distribution pattern of temperature, SAR and estimated destructive volume was analyzed post-processingly for each case. Solution time for 2 probes system is 1,486 seconds while 3 probes system is 21,495 seconds, approximately.

All simulation results are shown in Fig. 4-8 as following. Fig. 4-6 shows a distribution pattern of temperature, SAR and destructive volume of 2 probes and 3 probes array system at each phase shift different value. Fig. 7 and 8 shows a variation of destructive volume respect to ablation time at each phase shift different value of 2 probes and 3 probes system. A number of estimated destroy tissue volume also analyzed quantitatively in Table III.

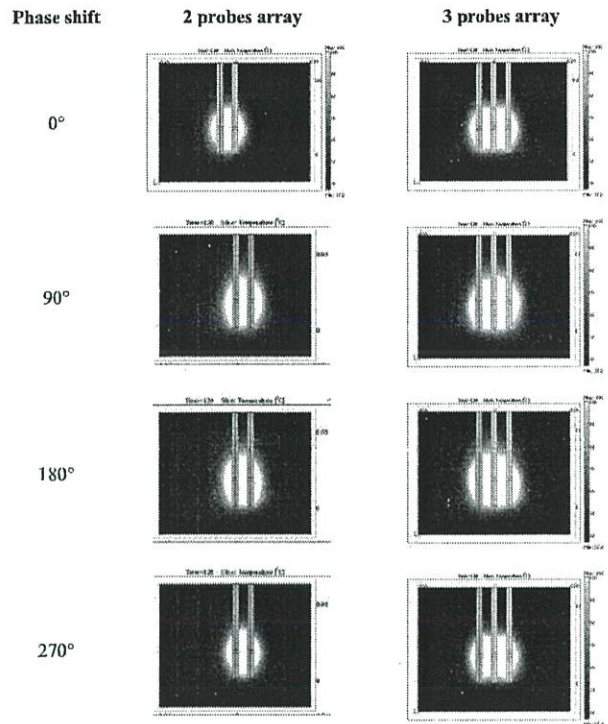


Figure 4. Distribution pattern of temperature.

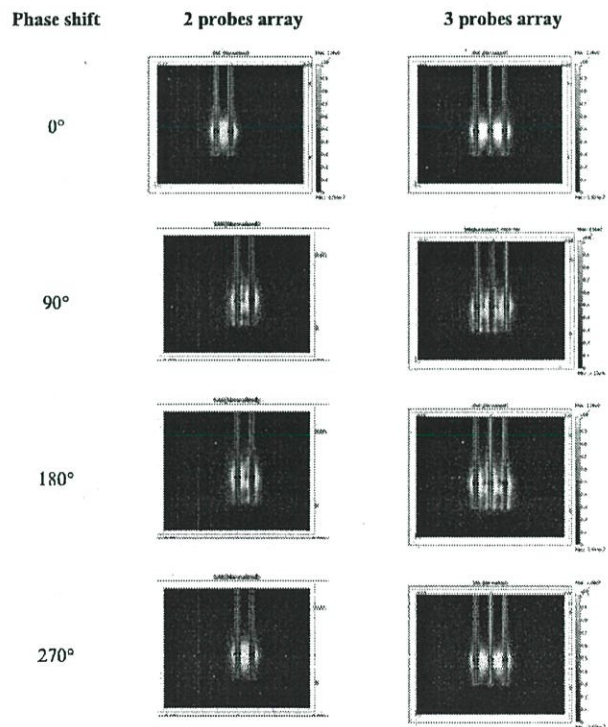


Figure 5. Distribution pattern of SAR.

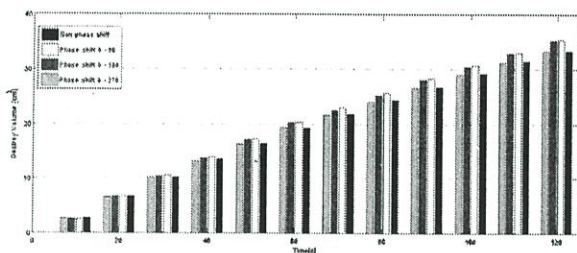


Figure 7. Variation of estimated destructive volume at each phase shift difference for 2 probes array system.

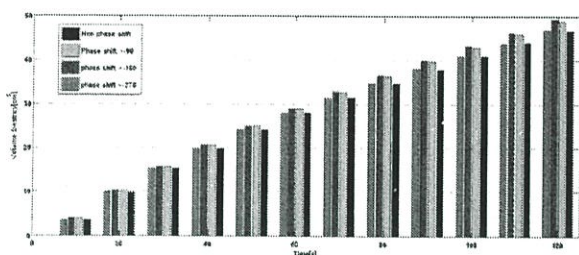


Figure 8. Variation of estimated destructive volume at each phase shift difference for 3 probes array system.

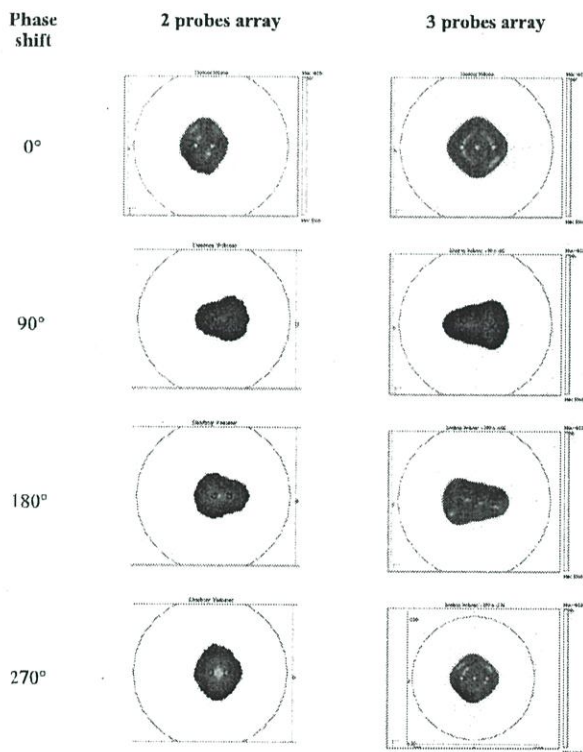


Figure 6. 3D distribution pattern of estimated destructive volume.

TABLE III. ESTIMATED DESTRUCTIVE VOLUME (cm³).

Phase shift difference	2 probes array	3 probes array
0°	33.39	46.67
90°	35.38	48.86
180°	35.17	49.65
270°	33.32	46.85

V. DISCUSSION AND CONCLUSION

From the simulation results, difference in an initial phase shift between each probe in multi-antenna array system affects to an estimated volume of destructive tissue region significantly. However, as shown in Table III, destroy volume of both multi antenna system changed respect to a phase shift different nonlinearly. At an absolute 90° different, destroy volume increase about 6%.

In conclusion, we have investigated a phase shift effect of multi antenna system to an ablation result. As a preliminary, this difference affects directly to a destroy volume and this should be considered carefully in microwave ablation.

REFERENCES

- [1] A. R. Gillams, "Liver ablation therapy," *Br J Radiol*, vol. 77, no. 921, pp. 713-723, Sep. 2004.
- [2] R. Lencioni and L. Crocetti, "Radiofrequency Ablation of Liver Cancer," *Tech Vasc Interv Radiol*, vol. 10, no. 1, pp. 38-46, Mar. 2007.
- [3] R.W.Y. Hanash, "Bioeffects and therapeutic applications of electromagnetic energy," Boca Raton, FL: CRC Press, 2008.
- [4] W. W. Hope, T. M. Schmelzer, 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.
- [5] D. Yang, M. C. Converse, D. M. Malvi, and J. G. Webster, "Measurement and analysis of tissue temperature during microwave liver ablation," *IEEE T Biomed Eng*, vol. 54, no. 1, pp. 150-155, Jan. 2007.
- [6] C. L. Brace, P. F. Laeseke, D. W. Weide, and F. T. Lee, "Microwave ablation with a triaxial antenna: results in ex vivo bovine liver," *IEEE T Microw Theory*, vol. 53, no. 1, pp. 215-220, Jan. 2005.
- [7] P. Keangin, P. Rattanadcho, and T. Wessapan, "An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot antenna," *Int Commun Heat Mass*, vol. 38, no. 6, pp. 757-766, Jul. 2011.
- [8] [Online]. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>.
- [9] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito., "Clinical trial of interstitial microwave hyperthermia by use of coaxial-slot antenna with two slots," *IEEE T Microw Theory*, vol.52, no. 8, pp. 1987-1991, Aug. 2004.
- [10] P. Phasukit, S. Tungjitkusolmun, and M. Sangworasil, "Finite element analysis and in vitro experiments of placement configurations using triple antennas in microwave hepatic ablation," *IEEE T Bio-Med Eng*, vol. 56, no. 11, pp. 2564-2572, Nov. 2009.