

การศึกษาและออกแบบการให้ความร้อนโดยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก
เฉพาะพื้นที่

นายชุมพล ปทุมมาเกษร

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2553

**STUDY AND DESIGN OF REGIONAL MAGNETIC
INDUCTION HEATING**

Chumpon Patummakasorn

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Doctor of Philosophy in Telecommunication Engineering**

Suranaree University of Technology

Academic Year 2010

การศึกษาและออกแบบการให้ความร้อนโดยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กเฉพาะพื้นที่

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(ผศ. ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล)

ประธานกรรมการ

(ผศ. ดร.ชาญชัย ทองโสภิต)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(ผศ. ร.อ. ดร. ประโยชน์ คำสวัสดิ์)

กรรมการ

(ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์)

กรรมการ

(ศ. ดร.ชูกิจ ลิ้มปิฉานนท์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

(รศ. น.อ. ดร.วรพจน์ ขำพิศ)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ชุมพล ปทุมมาเกษร : การศึกษาและออกแบบการให้ความร้อนโดยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กเฉพาะพื้นที่ (STUDY AND DESIGN OF REGIONAL MAGNETIC INDUCTION HEATING) อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภณ, 117 หน้า.

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาและออกแบบการให้ความร้อนโดยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กเฉพาะพื้นที่ โดยการออกแบบตัวปล่อยคลื่น (applicator) แบบใหม่และใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก (magnetic induction heating) เพื่อหาพื้นที่การกระจายความร้อนให้สม่ำเสมอตรงตำแหน่งที่ต้องการ ซึ่งนำไปประยุกต์ใช้ในการรักษามะเร็งด้วยความร้อนได้อย่างมีประสิทธิภาพ ผู้วิจัยเลือกใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก ที่ไม่ต้องสอดใส่เข้าร่างกาย (noninvasive method) ความถี่ 2.45 GHz จากหลอดแมกนีตรอน เพราะสะดวกในการใช้งาน ราคาถูก ให้กำลังงานสูง ทำการสร้างออกแบบตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกั้นหอย และแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้วรวมทั้งวิเคราะห์พื้นที่การกระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ด้วยวิธีผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลา (FDTD) ซึ่งสามารถนำไปใช้งานการรักษามะเร็งด้วยความร้อนอย่างมีประสิทธิภาพต่อไป

สาขาวิชา วิศวกรรมโทรคมนาคม

ปีการศึกษา 2553

ลายมือชื่อนักศึกษา_____

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา_____

CHUMPON PATUMMAKASORN : STUDY AND DESIGN OF REGIONAL
MAGNETIC INDUCTION HEATING. THESIS ADVISOR : ASST. PROF.
CHANCHAI THONGSOPA, D.Eng., 117 PP.

REGIONAL MAGNETIC/INDUCTION HEATING

In this paper, the researches propose to study and design of regional magnetic induction heating. Design new applicator and a heating technique with the magnetic induction. The focused is to determine the wide area which the heat is uniformly distributed. The result from this research was believed to be effectively applied to the cancer treatment. Research is used to heat by noninvasive method. The applicator system was fabricated by using magnetron source operating at frequency of 2.45 GHz. It is convenient to use the high power. Create a design for spiral coils and pole coils. The distributed of lossy medium was analyzing using finite difference time domain (FDTD). The results from investigation can be applied and another advantage is its costs effectiveness.

School of Telecommunication Engineering Student's Signature _____

Academic Year 2010 Advisor's Signature _____

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างยิ่ง ทั้งด้านวิชาการและด้านดำเนินงานวิจัย จากบุคคลและกลุ่มบุคคลต่าง ๆ ได้แก่

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภิน อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาและให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล หัวหน้าสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ วงศ์สรรค์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ ทองทา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชุติมา พรหมมาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี หัตถกรรม ผู้ช่วยศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.ประโยชน์ คำสวัสดิ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนต์ทิพย์ภา อุฑารสกุล อาจารย์ ดร.สมศักดิ์ วาณิชอนันต์ชัย และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปิยาภรณ์ กระจอดนอก อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ความรู้ทางวิชาการและให้โอกาสในการศึกษา

ขอขอบคุณ ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์ อาจารย์เฉลิมชนม์ ตั้งวชิรพันธุ์ อาจารย์อนันต์ โสภิน อาจารย์ ดร.อานัติ เหมือนชู คุณธีรวัฒน์ หนูนาค Electrical & IR Product Manager บริษัท เมเซอร์โทรนิคส์ จำกัด อาจารย์นักวิชาการจากสถาบันต่าง ๆ ที่คอยให้คำปรึกษาและช่วยเหลือทั้งในด้านวิชาการและด้านเทคนิค ที่สนับสนุนต่อการทำวิทยานิพนธ์มาโดยตลอด

ขอขอบคุณเพื่อนบัณฑิตศึกษาทุกคน ที่คอยให้ความช่วยเหลือและเป็นกำลังใจ อาทิเช่น คุณประพล จาระตะคุ คุณไพรัตน์ ทศดี คุณมิ่งกลา ม่วงรัตน์ ที่คอยช่วยเหลือในการจัดรูปเล่มวิทยานิพนธ์ รวมถึงน้อง ๆ นักศึกษาสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคมทุกคนที่เป็นกำลังใจให้ในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์

ท้ายที่สุดนี้ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ทางด้านต่าง ๆ ทั้งในอดีตและปัจจุบัน ขอกราบขอบพระคุณ คุณพ่ออดิศร ปทุมมาเกษร คุณแม่สมศรี ปทุมมาเกษร รวมถึงญาติพี่น้องของผู้วิจัยทุกท่านที่ได้ให้ความรักความห่วงใย คอยเป็นกำลังใจที่ดียิ่งสำหรับผู้วิจัยให้สามารถเผชิญกับปัญหาและอุปสรรคต่าง ๆ จนทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิตและพร้อมจะพัฒนาตนเองให้ดียิ่ง ๆ ขึ้นไป

ชุมพล ปทุมมาเกษร

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย)	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ	ง
สารบัญรูป	ช
สารบัญตาราง	ญ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ	ฎ
บทที่	
1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของเบื้องต้น	3
1.4 ขอบเขตของการวิจัย	3
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
1.7 ทัศนวิสัยวรรณกรรม.....	5
1.8 รายละเอียดในวิทยานิพนธ์.....	9
2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องการใช้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก	
สำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง.....	10
2.1 กล่าวนำ.....	10
2.2 ความเป็นมาของการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน	10
2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อน	11
2.3.1 นิยามและข้อกำหนดเกี่ยวกับการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง	
ด้วยความร้อน	11
2.3.2 ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์	12

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.3.3	ผลการใช้ความร้อนและการฉายรังสีในการรักษาโรคมะเร็ง บริเวณเต้านม.....	14
2.3.4	ผลการใช้งานการใช้ความร้อนและการฉายรังสีในการบำบัด รักษามะเร็ง.....	15
2.3.5	ผลการใช้งานการใช้ความร้อนและการใช้เคมีในการบำบัด รักษามะเร็ง.....	17
2.3.6	การตอบสนองของเซลล์ต่อความร้อนและอัตราการไหลเวียนโลหิต.....	18
2.4	กลไกการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก.....	20
2.4.1	กลไกการเกิดความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก.....	20
2.4.2	ไดโพลโมเมนต์ที่ถูกเหนี่ยวนำ.....	20
2.4.3	คุณสมบัติของไดอิเล็กตริก.....	23
2.4.4	รูปแบบการเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิ.....	23
2.4.5	ระดับความลึกผิว.....	25
2.5	หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	27
2.5.1	หลักการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	27
2.5.2	ที่มาของผลต่างสปีบนี้อิงเชิงเวลา.....	30
2.5.3	รูปแบบผลต่างสปีบนี้อิงเชิงเวลา.....	31
2.6	หลักการของขดลวดเหนี่ยวนำ.....	39
2.6.1	รูปแบบโดยทั่วไปของขดลวดเหนี่ยวนำ.....	39
2.6.2	การหาค่าความเหนี่ยวนำ.....	41
2.7	สรุป.....	45
3	การวิเคราะห์การให้ความร้อนในตัวอย่างที่มีการสูญเสียที่เกิดจากการเหนี่ยวนำ สนามแม่เหล็กของตัวปล่อยคลื่น.....	46
3.1	กล่าวนำ.....	46
3.2	การส่งผ่านความร้อน.....	46
3.3	ผลการวิเคราะห์การส่งผ่านความร้อน.....	54

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.3.1	ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกันหอย.....	54
3.3.2	การกระจายของอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย.....	58
3.3.3	ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว.....	60
3.4	สรุป.....	66
4	การวัดผลการทดลอง	68
4.1	กล่าวนำ.....	68
4.2	การสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกันหอย.....	68
4.2.1	อุปกรณ์และการเตรียมการทดลอง.....	68
4.2.2	วิธีการทดลอง	70
4.2.3	ผลการทดลองวัดค่าการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลาง ที่มีการสูญเสีย.....	72
4.3	การสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว.....	76
4.3.1	อุปกรณ์และการเตรียมการทดลอง.....	76
4.3.2	วิธีการทดลอง	77
4.3.3	ผลการทดลองวัดค่าการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลาง ที่มีการสูญเสีย.....	78
4.4	สรุป.....	82
5	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	83
5.1	สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์.....	83
5.2	ปัญหาและข้อเสนอแนะ	84
5.3	แนวทางการพัฒนาในอนาคต	84
	รายการอ้างอิง.....	86
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก. บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	89
	ภาคผนวก ข. รายละเอียดทางเทคนิคของวัสดุที่ใช้ทำเนื่อจำลอง.....	115
	ประวัติผู้เขียน	117

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	ความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเซลล์ต่อเวลาในการให้ความร้อน.....14
2.2	ปริมาณการฉายรังสีเอ็กซ์กับสัดส่วนของการอยู่รอดของเซลล์.....16
2.3	ผลของการใช้เคมีบำบัดร่วมกับการให้ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์.....17
2.4	อะตอมระหว่างประจุบวกต่อประจุลบของตัวกลาง.....20
2.5	วงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูง.....27
2.6	วงจรแบบคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ.....28
2.7	การให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย.....29
2.8	วงจรพื้นฐานของหม้อแปลงไฟฟ้า.....29
2.9	วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาระทางไฟฟ้า.....30
2.10	การประมาณสำหรับ $f(x)$ ที่จุด P โดยใช้ผลต่างแบบสี่เหลี่ยมไปข้างหน้า ไปข้างหลังและตรงกลาง ตามลำดับ.....31
2.11	ความผิดพลาดในฟังก์ชันของขนาดกริดเซลล์.....34
2.12	โครงสร้างส่วนประกอบสนามในหน่วยเซลล์ของ Yee.....36
2.13	การแบ่งปริมาตรที่จะคำนวณสนามเป็นเซลล์ตาข่าย.....37
2.14	ช่วงเวลาตามแอลกอริทึมของ Yee.....38
2.15	การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำกับค่าอินดักแตนซ์.....40
2.16	การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำกับค่าอินดักแตนซ์.....41
2.17	ลักษณะของแกนภายในระหว่างอากาศและแกนเหล็ก.....43
3.1	การเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าและไดโพลเนื่องจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....47
3.2	การกำหนดจุดบนก่อนวัตถุตามวิธีผลต่างสี่เหลี่ยม.....49
3.3	ขนาดและระยะห่างของตัวปล่อยคลื่นแบบกั้นหอย.....54
3.4	แสดงรูปร่างของตัวปล่อยคลื่นแบบกั้นหอย.....55
3.5	ขนาดความกว้าง ความสูง และระยะห่างระหว่างตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลาง ที่มีการสูญเสีย.....55
3.6	ชั้นต่าง ๆ ของตัวกลางที่มีการสูญเสีย.....56

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.7 การจัดวางตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสียชนิดสองชุด	57
3.8 การจัดวางตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสียชนิดสี่ชุด.....	57
3.9 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอนุหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ของตัวปล่อยคลื่น	58
3.10 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอนุหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ของตัวปล่อยคลื่น	59
3.11 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอนุหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ของตัวปล่อยคลื่น	59
3.12 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอนุหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ของตัวปล่อยคลื่น	60
3.13 โครงสร้างของระบบขดลวดชนิดขั้ว	61
3.14 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสองขั้ว.....	62
3.15 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสี่ขั้ว	63
3.16 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบหกขั้ว.....	64
3.17 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบแปดขั้ว	65
4.1 โครงสร้างวงจรหลอดแมกนีตรอนในขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านม.....	69
4.2 โครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นในขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านม	70
4.3 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง ก. ลักษณะภายนอกของแหล่งกำเนิด และ ข. ลักษณะภายในของแหล่งกำเนิด.....	70
4.4 กราฟการเปลี่ยนแปลงอนุหภูมิเมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที	71
4.5 ลักษณะรูปร่างของตัวปล่อยคลื่น.....	72
4.6 ผลทดลองพื้นที่การกระจายอนุหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ของตัวปล่อยคลื่น	73
4.7 ผลทดลองพื้นที่การกระจายอนุหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ของตัวปล่อยคลื่น	73
4.8 ผลการทดลองจริงพื้นที่การกระจายอนุหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของ	75

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.9 ผลการทดลองจริงพื้นที่การกระจายอนุกรมของตัวกลางที่มีการสูญเสียของ	75
4.10 โครงสร้างของระบบขดลวดชนิดขั้ว	76
4.11 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง ก. ลักษณะภายนอกของแหล่งกำเนิด และ ข. ลักษณะภายในของแหล่งกำเนิด.....	77
4.12 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสองขั้ว.....	78
4.13 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสี่ขั้ว.....	79
4.14 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบหกขั้ว	80
4.15 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบแปดขั้ว	81

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1	แสดงผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง 7
2.1	แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสี ในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสี ร่วมกับการใช้ความร้อน..... 15
2.2	แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณหัวและคอโดยการฉายรังสี ในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสีร่วมกับ การใช้ความร้อน 16
2.3	แสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริก ค่าความนำและความลึกที่ใช้งานที่ความถี่ต่าง ๆ 19
2.4	ค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ 42
3.1	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 และ B1 พร้อมกันเมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 57
3.2	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 และ B1 ทีละชุดหมุนเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 57
3.3	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 พร้อมกัน เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 58
3.4	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 ทีละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 58
4.1	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 กับ B1 พร้อมกัน เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 72
4.2	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 กับ B1 ทีละชุด เวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 72
4.3	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 พร้อมกัน เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 74
4.4	แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 ทีละชุด เวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที..... 74

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

A	=	ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก
B	=	ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก
C	=	คาปาซิเตอร์
E	=	electric field
H	=	magnetic field
l	=	ความยาว
N	=	โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตร
D_p	=	penetration depth
E_{loc}	=	สนามไฟฟ้าภายใน
p	=	polarizations
χ	=	susceptibility
χ_r	=	relative susceptibility
ϵ^*	=	complex permittivity
ϵ_{eff}''	=	effective loss factor
σ_d	=	ค่าความนำของไดอิเล็กตริก
P_o	=	กำลังงานคลื่นที่ตกกระทบตัวกลาง
α	=	ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในไดอิเล็กตริก
ϵ_{eff}	=	effective dielectric constant
ϵ_r	=	relative permittivity
ϵ_0	=	permittivity of free space
σ	=	ความนำ
T	=	อุณหภูมิ
μ_0	=	permeability of free space
f	=	frequency
q	=	กำลังงานต่อหน่วยปริมาตร
k	=	thermal conductivity
a	=	thermal diffusivity

คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

ρ	=	ความหนาแน่นของวัสดุ
C_p	=	specific heat
ω	=	angular frequency
λ	=	wavelength
L	=	ตัวเหนี่ยวนำ
C	=	ตัวเก็บประจุ
J_s	=	ความหนาแน่นประจุไฟฟ้า
T_0	=	period
t	=	time
t_d	=	time delay
DC	=	direct current
IEEE	=	the Institute of Electrical and Electronics Engineers
PCB	=	printed circuit board
rms	=	root mean square

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งเป็นสาเหตุที่ทำให้ประชากรโลก สูญเสียชีวิตเป็นอันดับต้น ๆ การบำบัดรักษาโรคมะเร็งได้รับความสนใจสำหรับการศึกษาวิจัยหลากหลายวิธี เช่น การผ่าตัด เคมีบำบัด ฉายรังสี และวิธีที่ใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นวิธีหนึ่งที่ได้รับการยอมรับว่าสามารถใช้บำบัดรักษาโรคมะเร็งได้ผล สำหรับการประยุกต์ใช้การให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งหรือตัวกลางที่มีการสูญเสียมีการใช้เทคนิคมากมายในการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็ง เช่น ขดลวดเหนี่ยวนำความถี่ย่านวิทยุ (radio frequency induction) การให้ความร้อนด้วยไดอิเล็กตริก (dielectric heating) การให้ความร้อนความถี่ย่านไมโครเวฟ (microwave heating) และการให้ความร้อนด้วยคลื่นอัลตราโซนิก (ultrasonic wave heating) (Overgaard et al., 1995; Oleson, 1984) จากผลการวิจัยที่ผ่านมาพบว่าคุณสมบัติของความร้อนนั้นมีผลกระทบต่อเซลล์มะเร็งมากกว่าเซลล์ปกติ ซึ่งในการบำบัดรักษาแต่ละครั้งจะมีการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ เท่ากับ 1.5 ถึง 2.5 องศาเซลเซียสต่อนาที และจะให้ คงที่ของอุณหภูมิที่ 41 ถึง 46 องศาเซลเซียส เป็นเวลานาน ประมาณ 1 ชั่วโมง โดยที่ช่วงของสัญญาณความถี่ที่ใช้จะมีอยู่หลายช่วงความถี่ เช่น 73 MHz 430 MHz 2450 MHz และ 9000 MHz การที่จะเลือกความถี่ที่ใช้ขึ้นอยู่กับลักษณะขนาดและตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง โดยที่ความถี่ต่ำสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในร่างกายได้ลึก แต่ไม่สามารถโฟกัสพลังงานให้อยู่ในบริเวณแคบ ๆ ขณะที่ความถี่สูง ๆ สามารถโฟกัสพลังงานได้ดี แต่สามารถทะลุทะลวงเข้าไปในร่างกายได้เป็นบริเวณสั้น ๆ นักวิจัยได้มีความพยายามพัฒนาอุปกรณ์ปล่อยคลื่น (applicator) กระจายคลื่นเข้าไปสู่ตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง ใช้เทคนิคแบบต้องสอดใส่ อุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกาย (invasive method) ซึ่งจะมุ่งเน้นใช้กับพื้นที่ทำลายเซลล์มะเร็งขนาดเล็กเฉพาะจุดและอยู่ลึกจากผิวหนัง ซึ่งการรักษาจะต้องทำการผ่าตัดใส่อุปกรณ์ปล่อยคลื่น (applicator) เข้าไปในร่างกาย ซึ่งจะให้ผลที่ดีแต่คนไข้จะได้รับความเจ็บปวด เช่น งานวิจัยสายอากาศนำคลื่นแกนร่วม ทำงานที่ความถี่ 915 MHz มีขนาดเล็กเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 ถึง 3 มิลลิเมตร ทำการทดลองหาพื้นที่กระจายอุณหภูมิกับตับหมูเปรียบเทียบกับค่าคำนวณโดยใช้วิธีผลต่างสืบเนื่องเชิงเวลา (finite difference time domain: FDTD) กำหนดให้กำลังของสายอากาศมีค่าเท่ากับ 50 วัตต์ (Saito et al., 2000) และงานวิจัยคุณสมบัติของความร้อนของแม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ โดยใช้วิธีของ soft heating ใช้แม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ ฟังเข้าไปในเนื้อจำลองผลปรากฏว่า พื้นที่และอุณหภูมิเพิ่มขึ้นตามขนาดปริมาตรของแม่เหล็ก (Sato et al., 2004) และเทคนิคการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง

ด้วยความร้อน เทคนิคไม่รุกรานพื้นที่ความร้อน (non-invasive method) โดยใช้อุปกรณ์ปล่อยคลื่นกระจายคลื่นที่ไม่ต้องสอดใส่เข้าร่างกาย โดยพื้นที่เป้าหมายขนาดใหญ่อยู่ไม่ลึกจากผิวหนังจึงไม่ต้องทำการผ่าตัด ทำให้คนไข้ไม่เกิดความเจ็บปวด แต่ต้องจัดวางคลื่นเข้าสู่ร่างกายให้เหมาะสม อย่างเช่นงานวิจัย การวิเคราะห์และออกแบบสายอากาศปล่อยคลื่นแบบแถวลำดับป้อนผ่าน โพรงสี่เหลี่ยม ด้วยเทคนิค อินเจกชันล็อกกิง มีสายอากาศแบบ โมโนโพลเป็นตัวปล่อยคลื่นผ่านปากกรองสายอากาศ อยู่บนแผ่นระนาบขนาดใหญ่ ใช้วิธีควบคุมการเปลี่ยนแปลงขนาดสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาด ทำให้พื้นที่กระจายอุณหภูมิที่กว้างขึ้นและสม่ำเสมอ (Chanchai, T., et al., 2002) และงานวิจัยพัฒนาความร้อน ด้วยขดลวดเหนี่ยวนำเพื่อให้ได้ความลึกมากขึ้น สำหรับการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม โดยการป้อนความถี่ 4 MHz 600 W โดยใช้ขดลวดเหนี่ยวนำจัดวางขดลวดชนิดแกนเฟอร์ไรต์สี่ขั้ว โดยใช้ อิเล็กโตรดสองขั้ววางตำแหน่งหัวท้ายของเซลล์มะเร็ง ผลการทดลองได้พื้นที่ความร้อนอุณหภูมิ สูงขึ้น 7.5 องศาเซลเซียส ในเวลาผ่าน 15 นาที ที่ความลึก 10 เซนติเมตร (Kotsuka et al., 1996) สำหรับมะเร็งที่มีพื้นที่ขนาดใหญ่ (มากกว่าเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 เซนติเมตร) วิธีการรักษาโดยฉายแสง (X-rays) ใช้ไม่ได้ผล เนื่องจากเซลล์มะเร็งมีขนาดใหญ่ การกลับมาของเซลล์มะเร็งมีอัตราสูงดังนั้น ผู้วิจัยมีความสนใจที่ศึกษาวิเคราะห์และออกแบบตัวปล่อยคลื่น (applicator) เพื่อใช้กับเซลล์มะเร็ง ที่มีขนาดใหญ่อยู่ไม่ลึกจากผิวหนัง เช่น มะเร็งผิวหนังแบนหรือขา เลือ่วิธีการขดลวดเหนี่ยวนำ สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ไม่ต้องสอดใส่ร่างกายความถี่ 2450 MHz กำลัง 700 W จากหลอดแมกนีตรอน รุ่น M24FA-410A เพราะสะดวกในการใช้งาน ราคาถูก ให้กำลังสูงทำการสร้างและออกแบบทดลอง การให้พื้นที่ความร้อนด้วยตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดก้นหอย และตัวปล่อยคลื่นแบบ ขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว ทำการวัดและเปรียบเทียบ พิจารณาการกระจายอุณหภูมิของตัวกลาง ที่มีการสูญเสีย ขดลวดเหนี่ยวนำทั้งสองชนิด และตัวกลางที่มีการสูญเสียซึ่งทำจากสารเนื้อเทียม (ทำจาก NaCl 0.4% NaN₃ 0.02% Agar 4%)

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.2.1 เพื่อศึกษาวิเคราะห์พื้นที่การกระจายความร้อนของตัวปล่อยคลื่นและใช้เทคนิคการ ให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 2450 MHz สำหรับเป็น แนวทางในการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง
- 1.2.2 สร้างออกแบบและทดสอบตัวปล่อยคลื่นแบบใหม่และใช้เทคนิคการให้ความร้อน ด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 2450 MHz สำหรับเป็นแนวทางสำหรับ การบำบัดรักษาโรคมะเร็ง

1.3 ข้อตกลงเบื้องต้น

- 1.3.1 ออกแบบสร้างตัวปล่อยคลื่นแบบใหม่
- 1.3.2 วิเคราะห์พื้นที่ความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสีย
- 1.3.3 ออกแบบสร้างทดสอบเปรียบเทียบผลการวิเคราะห์การใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก

1.4 ขอบเขตของการวิจัย

- 1.4.1 วิเคราะห์พื้นที่การกระจายความร้อนจากตัวปล่อยคลื่นและใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 2450 MHz
- 1.4.2 ออกแบบสร้างตัวปล่อยคลื่นและใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 2450 MHz สำหรับเป็นแนวทางในการรักษาโรคมะเร็ง
- 1.4.3 ทดสอบระบบทำงานของตัวปล่อยคลื่นและวัดการกระจายความร้อนด้วยการถ่ายภาพความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียเปรียบเทียบผลจากการวิเคราะห์

1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

- 1.5.1 แนวทางการดำเนินงาน
 - 1) สํารวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์
 - 2) ออกแบบตัวปล่อยคลื่นแบบใหม่ใช้แหล่งกำเนิดสัญญาณความถี่ 2450 MHz
 - 3) สร้างตัวปล่อยคลื่น โดยใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก
 - 4) ทดสอบและวิเคราะห์ผลการทดลอง
- 1.5.2 ระเบียบวิธีวิจัย

เป็นงานวิจัยประยุกต์ ซึ่งดำเนินการตามกรอบงานดังต่อไปนี้

 - 1) สํารวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
 - 2) วิเคราะห์ออกแบบตัวปล่อยคลื่นและใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กเพื่อหาคุณสมบัติที่เหมาะสม
 - 3) สร้างตัวปล่อยคลื่นใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 2450 MHz
 - 3) วิเคราะห์ผลการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียเพื่อปรับปรุงให้มีประสิทธิภาพ

1.5.3 สถานที่ทำการวิจัย

ห้องวิจัยและปฏิบัติการสื่อสารไร้สาย อาคารเครื่องมือ 4 (F4) มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

1.5.4 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

- 1) คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (personnel computer)
- 2) โปรแกรมเฉพาะทางวิศวกรรม MATLAB
- 3) เครื่องวัดอุณหภูมิ (temperature measuring)
- 4) เครื่องวัดคลื่นทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า
- 5) กล้องถ่ายภาพความร้อน

1.5.5 การเก็บรวบรวมข้อมูล

- 1) เก็บรวบรวมข้อมูลจากการสำรวจประสิทธิภาพที่เกี่ยวของ
- 2) เก็บรวบรวมผลจากการจำลองผลด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูปและนำผลดังกล่าวไปวิเคราะห์ เพื่อใช้ประกอบการออกแบบตัวปล่อยคลื่น
- 3) เก็บรวบรวมผลจากการออกแบบสร้างและวัดทดสอบการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน

1.5.6 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลความรู้เกี่ยวกับการกระจายความร้อนด้วยตัวปล่อยคลื่นและใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กความถี่ 2450 MHz จะถูกนำไปวิเคราะห์เปรียบเทียบกับระหว่างผลการทดลองและทฤษฎีรวมทั้งเปรียบเทียบกับผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้ตีพิมพ์ไปแล้ว

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.6.1 ได้ผลการวิเคราะห์พื้นที่กระจายความร้อนด้วยตัวปล่อยคลื่นแบบใหม่และใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 2450 MHz
- 1.6.2 ได้ระบบการให้ความร้อนด้วยตัวปล่อยคลื่นและใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 2450 MHz ที่มีประสิทธิภาพ
- 1.6.3 ได้ตัวปล่อยคลื่นและใช้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ให้ความร้อนเหมาะสมอันเป็นแนวทางพัฒนาและประยุกต์ใช้นำบำบัดโรคมะเร็งอย่างมีประสิทธิภาพต่อไป

1.7 ปรีทัศน์วรรณกรรม

การบำบัดโรคมะเร็งด้วยความร้อนนั้น ในสมัยก่อนได้มีการให้ความร้อนด้วยวิธีการต่าง ๆ เช่น การแช่ในน้ำร้อน การเผาไฟ ซึ่งเป็นวิธีการให้ความร้อนโดยอาศัยการนำความร้อน (conduction) จากบริเวณผิวเข้าไปยังเนื้อเยื่อที่อยู่ภายในร่างกาย หรือแม้แต่การฉีดเชื้อโรคมะเร็งเข้าไปในร่างกายเพื่อทำให้ผู้ป่วยเป็นไข้ ซึ่งเป็นการเพิ่มอุณหภูมิภายในร่างกายได้ แต่วิธีการต่าง ๆ เหล่านี้ทำได้อย่างยากและมีผลเสียต่อผู้ป่วยด้วย อีกทั้งยังไม่สามารถควบคุมอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในร่างกายได้ สำหรับการใช้คลื่นไมโครเวฟในการให้ความร้อนนั้น ความร้อนจะเกิดขึ้นภายในเซลล์มะเร็งได้โดยตรง แต่เนื่องจากการให้ความร้อนและการควบคุมอุณหภูมิทำได้ยากจึงไม่เป็นที่นิยมในระยะแรก เมื่อวิวัฒนาการทางด้านวิทยุได้เจริญขึ้นได้มีการใช้คลื่นวิทยุเพื่อทำให้เกิดความร้อนเพื่อใช้ในการรักษาโรค การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้รับความสนใจและมีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว มีการวิจัยอย่างแพร่หลาย เพื่อพัฒนาวิธีการทำให้เกิดความร้อนอย่างเหมาะสมและเพิ่มประสิทธิภาพของการรักษา ได้แก่ การพัฒนาการคำนวณให้แม่นยำขึ้น การพัฒนาวิธีการปล่อยคลื่น และการพัฒนาระบบควบคุมในการให้ความร้อน ดังนั้นจึงมีความจำเป็นที่จะต้องดำเนินการสำรวจและศึกษาปรีทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ทั้งนี้เพื่อให้ทราบถึงแนวทางการวิจัยที่เกี่ยวข้องระเบียบวิธีที่เคยถูกนำมาใช้ ผลการดำเนินการวิจัยตลอดจนข้อคิดเห็นและข้อเสนอแนะต่าง ๆ เพื่อที่จะนำไปสู่วัตถุประสงค์หลักที่ได้ตั้งไว้ โดยฐานข้อมูลที่ใช้ในการสืบค้นงานวิจัยนั้นเป็นฐานข้อมูลที่มีชื่อเสียงและได้รับการยอมรับอย่างกว้างขวาง เช่น ฐานข้อมูล IEEE และ IEICE นอกจากนี้ยังได้ทำการสืบค้นงานวิจัยจากแหล่งอื่น ๆ เช่น จากห้องสมุดของมหาวิทยาลัยต่าง ๆ ทั้งในและต่างประเทศ โดยผลการสืบค้นที่ได้จะใช้เป็นแนวทางในการดำเนินการวิจัยต่อไป

งานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวข้องกับการใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนเพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งมีมาเป็นเวลานานแล้ว (Guy, 1984; Hahn, 1984) เกิดขึ้นครั้งแรกในปี ค.ศ. 1840 ในเวลาต่อมาได้มีการคิดค้นและพัฒนาเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ต่าง ๆ ขึ้นมาเรื่อย ๆ และได้มีการประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคต่าง ๆ เช่น โรคมะเร็งอวัยวะและโรคเท้าบวม ซึ่งเกิดความนิยมแพร่หลาย จึงได้ทำการตั้งสมาคมขึ้นมาเรียกว่า American electro therapy association ซึ่งจะทำการศึกษาค้นคว้าและเผยแพร่ความรู้ทางด้านการศึกษาโรคด้วยวิธีทางไฟฟ้า ในปี ค.ศ. 1899 ได้มีการค้นพบเกี่ยวกับกลไกการเกิดความร้อนเนื่องจากคลื่นความถี่สูง โดยเชื่อว่าความร้อนความร้อนที่เกิดขึ้นจากการผ่านกระแสไฟฟ้าไปยังเนื้อเยื่อ ซึ่งเปรียบเสมือนกับการปล่อยกระแสไฟฟ้าผ่านตัวต้านทาน ในปี ค.ศ. 1908 ได้มีการสร้างและทดสอบระบบที่มีประสิทธิภาพและมีกำลังงานสูง โดยเครื่องนี้จะใช้ในการรักษาโรคต่าง ๆ ด้วยความร้อน เช่น โรคมะเร็งอวัยวะ โรคมะเร็งสันหลัง อวัยวะ และโรคกระดูกเชิงกราน ซึ่งเครื่องนี้เป็นที่รู้จักกันอย่างแพร่หลายเมื่อได้ใช้เครื่องนี้รักษาอาการป่วยของกษัตริย์ของอังกฤษ ในปี ค.ศ. 1928 ได้มีการสร้างแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ 100 MHz

ที่สามารถให้กำลังงานได้ถึง 400 วัตต์ และได้มีการนำเอาแหล่งกำเนิดคลื่นมาใช้ในการสร้างเครื่องให้ความร้อนขึ้นมาเพื่อใช้ในการทดลอง ในปี ค.ศ. 1935 บริษัทต่าง ๆ ได้เริ่มสร้างเครื่องให้ความร้อนและขายได้เป็นจำนวนมาก โดยเครื่องให้ความร้อนนี้ใช้ในการรักษาโรคผิวหนังและมะเร็ง ในงานด้านคลินิกนั้น ในปี ค.ศ. 1900 ได้มีการนำเอาคลื่นความถี่สูงมาใช้ในการรักษาโรคมะเร็งที่ผิวหนัง แต่กำลังงานของแหล่งกำเนิดคลื่นยังต่ำเกินกว่าที่จะทำลายเซลล์มะเร็งได้ ปี ค.ศ. 1935 ได้มีการใช้ประกายไฟฟ้า (spark) ในการทำลายเซลล์มะเร็งในงานประชุม international congress of electro logy ที่เมืองมิลาน ประเทศอิตาลี ซึ่งเป็นการค้นพบที่ยิ่งใหญ่ในการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่สูง doyen เชื่อว่าเซลล์ปกติสามารถทนอุณหภูมิได้ถึง 60 องศาเซลเซียส แต่เซลล์มะเร็งจะโดนทำลายที่อุณหภูมิ 55 องศาเซลเซียส ในปี ค.ศ. 1936 ได้มีการทดลองการใช้ความร้อนร่วมกับการฉายรังสีเอ็กซ์ ในการรักษาโรคมะเร็ง ซึ่งผลที่ได้จากการทดลองเป็นที่น่าพอใจ ในการศึกษาเกี่ยวกับคลื่นที่มีความยาวคลื่นสั้น reiter ได้ทำการทดลองโดยใช้คลื่นที่มีความยาวคลื่นตั้งแต่ 3 ถึง 15 เมตร เขาพบว่าปรากฏการณ์ทางชีววิทยาของเซลล์จะเกี่ยวข้องกับความยาวคลื่นและเขาได้รายงานว่าการใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นที่มีความยาวคลื่น 3.5 เมตร จะได้ผลดีที่สุด Johnson ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการเพิ่มอุณหภูมิในเซลล์มะเร็ง และศึกษาผลของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง เขาได้ศึกษาอุณหภูมิในช่วง 43.5 ถึง 47 องศาเซลเซียส Johnson พบว่าการที่จะทำให้เซลล์มะเร็งลดลงครึ่งหนึ่งที่อุณหภูมิ 47 45 และ 43.5 องศาเซลเซียส นั้นจะต้องใช้เวลา 45 นาที 1.5 ชั่วโมง และ 6 ชั่วโมง ตามลำดับ ซึ่งเขาได้ทำการวัดอุณหภูมิโดยใช้เทอร์โมคัปเปิล

ในช่วงปลายทศวรรษ 1930 และต้นทศวรรษ 1940 ได้มีความสนใจกันอย่างแพร่หลายเกี่ยวกับการใช้คลื่นที่มีความยาวคลื่นสั้นมากในการรักษาโรค Williams ได้พบว่าคลื่นที่มีความยาวคลื่นไม่กี่เซนติเมตรสามารถโฟกัสคลื่นได้ และ Southworth พบว่าคลื่นสามารถเดินทางไปในท่อ (wave guide) ได้ รายงานฉบับแรกที่รายงานเกี่ยวกับการใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษาโรคได้เกิดขึ้นที่ประเทศเยอรมัน โดย Hollman ในช่วงปี ค.ศ. 1938-1939 เขาได้พบว่ามีความเป็นไปได้ในการประยุกต์ใช้คลื่นที่มีความยาวคลื่น 25 เซนติเมตร ในการโฟกัสคลื่น เพื่อทำให้เกิดความร้อนในเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงมาจากผิว โดยที่จะไม่ทำให้เกิดความร้อนที่บริเวณผิวหนัง ซึ่งความคิดนี้ทำให้เป็นจริงโดย Hemingway and Stenstrom

ในปี ค.ศ. 1938 หลอดแมกนีตรอน ได้ถูกพัฒนาขึ้นที่ห้องปฏิบัติการเบลล์ (bell lab) แต่สามารถให้กำลังงานออกมาเพียง 2 ถึง 3 วัตต์ เท่านั้น และได้มีการพัฒนาต่อมาจนกระทั่งเกิดสงครามโลกครั้งที่ 2 ขึ้น ได้มีการนำเอาหลอดแมกนีตรอนไปประยุกต์ใช้ในระบบเรดาร์ หลังสงครามโลกครั้งที่ 2 หลอดแมกนีตรอนได้มีการพัฒนาขึ้นที่ MIT ซึ่งสามารถปล่อยกำลังงานออกมาได้ถึง 400 วัตต์ โดยมีความถี่ 3000 MHz ซึ่งสามารถใช้ในการทางการแพทย์ได้ ในเดือนกรกฎาคม ปี ค.ศ. 1946 บริษัท

raytheon ได้สร้างระบบให้ความร้อนโดยใช้คลื่นไมโครเวฟทำให้เกิดความร้อนโดยใช้คลื่นความถี่ 3000 MHz ซึ่งสามารถปล่อยกำลังงานออกมาได้ 65 วัตต์ โดยใช้เทอร์โมคัปเปิลเป็นอุปกรณ์ในการวัดอุณหภูมิ และได้มอบระบบให้ความร้อนนี้กับคลินิก mayo เพื่อทำการวิจัยทางการแพทย์ต่อไป จากการค้นพบคุณสมบัติของการโฟกัสได้ของคลื่นไมโครเวฟในเวลานั้น ได้มีการเชื่อว่าสามารถสร้างรูปแบบการแพร่กระจายของความร้อนได้มากมาย โดยผู้ป่วยจะได้รับคลื่นจากตัวปล่อยคลื่น (applicator) เพียงอย่างเดียวเท่านั้น ซึ่งไม่จำเป็นต้องมีอุปกรณ์ต่าง ๆ มากมายเหมือนในสมัยก่อน จากนั้นได้มีการศึกษาคุณสมบัติของสารไดอิเล็กตริกขึ้นที่ MIT โดยได้พบว่าการดูดกลืนคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2450 เมกะเฮิร์ตซ์ ของน้ำที่ 100 องศาฟาเรนไฮต์ จะมีค่าเป็น 7000 เท่าของการดูดกลืนของน้ำที่คลื่นความถี่ 27 MHz หลังจากนั้นมาก็ได้มีการตื่นตัวและสนใจในการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ และได้มีการพัฒนาระบบและตัวปล่อยคลื่นแบบต่าง ๆ เรื่อยมา

จากการสืบค้นปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบและวิเคราะห์สมรรถนะพื้นที่การให้ความร้อนด้วยขดลวดเหนี่ยวนำ ในฐานะข้อมูลที่มีชื่อเสียง ได้กล่าวถึงข้างต้น ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันสามารถสรุปได้โดยย่อดังตารางที่ 2.1 โดยเรียงลำดับตามปี ค.ศ. ที่งานวิจัยนั้นได้รับการตีพิมพ์

ตารางที่ 1.1 แสดงผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ค.ศ.	คณะผู้วิจัย	การดำเนินการวิจัย
1840	Guy	คิดค้นและพัฒนาเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ต่าง ๆ และได้มีการประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคต่าง ๆ เช่น โรคไขข้ออักเสบ โรคเท้าบวมและทำการศึกษาค้นคว้าเผยแพร่ความรู้ทางด้านการรักษาโรคด้วยวิธีทางไฟฟ้า
1899	American Electro Therapy ssociation	ได้ทดลองเกี่ยวกับกลไกการเกิดความร้อน เนื่องจากคลื่นความถี่สูง โดยเชื่อว่าความร้อนที่เกิดขึ้นจากการผ่านกระแสไฟฟ้าไปยังเนื้อเยื่อ ซึ่งเปรียบเสมือนกับการปล่อยกระแสไฟฟ้าผ่านตัวต้านทาน
1920	Johnson	ได้ศึกษาเกี่ยวกับการเพิ่มอุณหภูมิในเซลล์มะเร็งและศึกษาผลของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง อุณหภูมิในช่วง 43.5 ถึง 47 องศาเซลเซียส พบว่าการที่จะทำให้เซลล์มะเร็งลดลงครั้งหนึ่งที่อุณหภูมิ 47 45 และ 43.5 องศาเซลเซียสนั้นจะต้องใช้เวลา 45 นาที 1.5 ชั่วโมง และ 6 ชั่วโมง ตามลำดับ

ตารางที่ 1.1 แสดงผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (ต่อ)

ค.ศ.	คณะผู้วิจัย	การดำเนินการวิจัย
1935	Doyen	ได้มีการนำเอาคลื่นความถี่สูงมาใช้ในการรักษาโรคมะเร็งที่ผิวหนัง เซลล์ปกติสามารถทนอุณหภูมิได้ถึง 60 องศาเซลเซียส แต่เซลล์มะเร็งจะ โคนทำลายที่อุณหภูมิ 55 องศาเซลเซียส
1996	Kotsuka et al.	พัฒนาพื้นที่ความร้อนของขดลวดเหนียวนำโดยจัดวางขดลวดเหนียวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์ ให้เหมาะสมกับตำแหน่งเซลล์มะเร็ง สามารถควบคุมสนามแม่เหล็ก โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์ได้การกระจายและอุณหภูมิเพิ่มขึ้น
1999	Kuroda et al.	พัฒนาอุปกรณ์ใหม่ใช้ย่านความถี่วิทยุโดยใช้ตัวปล่อยคลื่นชนิดช่องรู (IATA) ทำให้อุณหภูมิของเซลล์มะเร็งเพิ่มขึ้นตามขนาดของช่องรูและเหมาะสมสำหรับมะเร็งที่มีขนาดใหญ่
2000	Hiraoka et al.	พัฒนาเครื่องมืออุปกรณ์และตัวปล่อยคลื่นในประเทศญี่ปุ่นใช้ในย่านความถี่วิทยุ โดยใช้แท่งเฟอร์ไรต์ฝังเข้าไปในพื้นที่เป้าหมายได้ความร้อนตรงตำแหน่งที่ต้องการและย่านไมโครเวฟ โดยใช้อุปกรณ์เลนส์เป็นตัวปล่อยคลื่น
2000	Rappaport et al.	สายอากาศนำคลื่นแกนร่วมทำงานที่ความถี่ 915 MHz มีขนาดเล็ก เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 ถึง 3 มิลลิเมตร ทำการทดลองหาพื้นที่กระจายอุณหภูมิกับดับหมูเปรียบเทียบกับการคำนวณ โดยใช้วิธีผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงเวลาหรือ FDTD
2002	Thongsopa, C., and Mearnchu, A.	การวิเคราะห์และออกแบบสายอากาศปล่อยคลื่นแบบแถวลำดับป้อนผ่าน โพรงสี่เหลี่ยม ด้วยเทคนิคคอนเจกชันลือกกิ่ง มีสายอากาศโมโนโพลเป็นตัวปล่อยคลื่นผ่านปากร่องสายอากาศ อยู่บนแผ่นระนาบขนาดใหญ่ ใช้วิธีควบคุมการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาดทำให้พื้นที่กระจายกว้างขึ้นและสม่ำเสมอ
2002	Byeong-Ho et al.	พัฒนาตัวปล่อยคลื่น โดยใช้ stainless steel รูปร่างเป็นตัวแอล ฝังเข้าไปในพื้นที่เป้าหมาย จากนั้นปล่อยสนามแม่เหล็กเหนียวนำทำให้เกิดความร้อน โดยทำการทดลองจริงกับกระต่ายที่มีชีวิตอยู่ ผลปรากฏว่ามะเร็งมีขนาดเล็กและหดตัวหลังจากการทำการทดลอง

ตารางที่ 1.1 แสดงผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง (ต่อ)

ค.ศ.	คณะผู้วิจัย	การดำเนินการวิจัย
2002	Kotsuka	พัฒนาพื้นที่ความร้อนของขดลวดเหนี่ยวนำ สำหรับมะเร็งเต้านม โดยจัดวางขดลวดเหนี่ยวนำ ชนิดแกนเฟอร์ไรต์ ให้เหมาะสม ตำแหน่งเซลล์มะเร็ง สามารถควบคุมสนามแม่เหล็ก โดยใช้ซิลด์แม่เหล็ก ได้การกระจายและอุณหภูมิตามตำแหน่งที่ต้องการ
2005	Dughieo and Corazza	ทำการจำลองผลการแพร่กระจายของอุณหภูมิด้วยการเหนี่ยวนำ ความร้อน สำหรับการบำบัดรักษาเนื้องอก โดยใช้ thermo seeds ฝังเข้าไปในร่างกาย
2007	Shiozawa and Makikawa	พัฒนาการรักษา มะเร็งให้ลึกขึ้น โดยสอดใส่วัสดุเฟอร์ไรต์เข้าไปในร่างกาย จากนั้นใช้แหล่งกำลังงานสนามแม่เหล็กความถี่ต่ำ จากภายนอกร่างกายทำให้ได้การกระจายความร้อนลักษณะต่าง ๆ ตามรูปร่างของวัสดุที่สอดใส่เข้าไป
2009	Huang	พัฒนาตัวปล่อยคลื่นแบบใช้ขดลวดแบบหลากหลาย (multiple-coils array) สำหรับรักษามะเร็งที่มีขนาดใหญ่

1.8 รายละเอียดในวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ประกอบด้วย 5 บท

บทที่ 1 เป็นบทนำ โดยกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของการวิจัย ข้อตกลงเบื้องต้น ขอบเขตของการวิจัย วิธีดำเนินการวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับและรายละเอียดในวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 กล่าวถึงประวัติความเป็นมาของการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อน ทฤษฎีเบื้องต้นในการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน กลไกการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก ทฤษฎีพื้นฐานของการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและทฤษฎีแบบผลต่างสืบเนื่องเชิงเวลา

บทที่ 3 กล่าวถึงการออกแบบและวิเคราะห์การให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก โดยศึกษาการแพร่กระจายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

บทที่ 4 กล่าวถึงผลการทดลองและการวิเคราะห์การวัดการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียของขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกั้นหอยและขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว

บทที่ 5 กล่าวถึงการสรุปผลการให้ความร้อนด้วยขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกั้นหอยและขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว การวัดและทดลอง รวมถึงปัญหาที่เกิดขึ้นข้อเสนอแนะแนวทางในการแก้ไข ปัญหาและแนวทางการพัฒนาในอนาคต

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการใช้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก สำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง

2.1 กล่าวนำ

วิธีการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนนั้นต้องควบคุมการให้อุณหภูมิและช่วงเวลาที่เหมาะสม ซึ่งจะทำให้การบำบัดรักษาได้ผลและได้รับการยอมรับว่าเป็นวิธีการเสริมเมื่อใช้ร่วมกับการฉายรังสีและเคมีบำบัดแล้ว จะให้ผลการรักษาที่มีประสิทธิภาพสูงขึ้น จากผลการวิจัยที่ผ่านมาพบว่าอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเพียงไม่กี่องศาจะมีผลอย่างมากต่อเซลล์และเนื้อเยื่อ โดยที่ความร้อนจะเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเซลล์มะเร็งของรังสีและยาต้านมะเร็งบางชนิด ซึ่งจะยับยั้งขบวนการฟื้นตัวของเซลล์ และจากการศึกษาทางชีววิทยาทำให้ทราบว่า คุณสมบัติของความร้อนมีผลกระทบต่อเซลล์มะเร็งมากกว่าเซลล์ปกติ (Guy, 1984) การใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถทำให้เกิดความร้อนแก่เซลล์มะเร็งให้อุณหภูมิสูงขึ้นเป็นวิธีที่ได้ผล ด้วยเหตุนี้จึงได้มีการพยายามพัฒนาอุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าไปสู่ตำแหน่งของเซลล์มะเร็งอย่างต่อเนื่องเสมอมา ไม่ว่าจะเป็นด้วยวิธีการสอดอุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าไปสู่ร่างกาย (invasive hyperthermia) หรือการปล่อยคลื่นจากภายนอก (non-invasive hyperthermia) เข้าไป การกระทำด้วยวิธีแรกให้ผลที่ดีโดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อตำแหน่งเป้าหมายของเซลล์มะเร็งอยู่ลึกจากผิว แต่คนไข้จะได้รับความเจ็บปวดในขณะที่วิธีสองไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดแต่มีความยุ่งยากในการจัดการให้คลื่นเข้าสู่ร่างกายทำให้อุณหภูมิสูงขึ้นอย่างเหมาะสมทั่วถึง

2.2 ความเป็นมาของการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน

ประวัติของระบบการให้ความร้อนในยุคประวัติศาสตร์การแพทย์แผนปัจจุบันโดยสรุปคือ ความก้าวหน้าและความสนใจของมนุษย์ในช่วงระยะแรกต่อการนำความร้อนมาใช้ในการรักษามะเร็งนั้นมีน้อย เนื่องจากความยุ่งยากทางเทคนิค และการพัฒนาก้าวหน้าอย่างรวดเร็วของการรักษาด้วยวิธีอื่น ๆ ได้แก่ การผ่าตัด รังสีรักษา และเคมีบำบัด จึงทำให้ความสนใจต่อไฮเปอร์เทอร์เมียไม่มากเท่าที่ควร แต่เมื่อเวลาผ่านไปมนุษย์ก็ตระหนักถึงข้อจำกัดของการรักษาหลักทั้ง 3 วิธีดังกล่าว ตัวอย่างเช่น ปัญหาของมะเร็งระยะลุกลามที่ผ่าตัดไม่ได้ ปัญหาของเซลล์มะเร็งที่ต่อต้านรังสี คือยารวมถึงอาการข้างเคียงที่เกิดจากรังสีและยาเป็นต้น สำหรับประวัติความเป็นมาของการใช้ความร้อนรักษาโรคโดยเฉพาะมะเร็งพอสังเขปดังนี้

โดยเมื่อ 3000 ปีก่อนคริสตกาล ในประเทศอินเดียมีการรักษาโรคด้วยวิธีอายุรเวท โดยใช้ความร้อนกับผู้ป่วยโดยใช้อ่างน้ำ (stream baths) และในประเทศอียิปต์มีการรักษามะเร็งเต้านม ด้วยการใช้ไฟเผาบริเวณก้อนเนื้อออก ต่อมาศตวรรษที่ 4 Rufus แห่ง Ephesus สังเกตว่าการเกิดมีไข้ ในผู้ป่วยสามารถบำบัดอาการของโรคต่าง ๆ ได้รวมทั้งมะเร็งด้วย จากนั้น ค.ศ. 1866 Busch แพทย์ชาวเยอรมันรายงานว่าก้อนมะเร็งซาร์โคมา (sarcoma) ที่คอของผู้ป่วยหายไปเมื่อมีไข้สูง

หลังจากนั้นในปี ค.ศ. 1895 Roentgen ค้นพบรังสีเอ็กซ์ (X-rays) ต่อมาปี ค.ศ. 1909 Schmidt เสนอให้นำระบบการให้ความร้อนมาใช้เป็น radio sensitizing agent หรือสารที่ใช้เพิ่มประสิทธิภาพของรังสีในการทำลายเซลล์มะเร็ง จากนั้นช่วงปี ค.ศ. 1932-1944 Freundlich ใช้คลื่นเสียงความถี่สูง (ultrasound) ในการกำเนิดความร้อนแต่ไม่ประสบความสำเร็จเป็นที่น่าพอใจ โดยระหว่าง ค.ศ. 1936-1947 เป็นช่วงเวลาที่มีการรายงานผลการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ (microwave) ความถี่ 375 MHz และ 3000 MHz ซึ่งในปี ค.ศ. 1957-1965 Waeber ได้รับผลการรักษาเป็นที่น่าพอใจเมื่อใช้คลื่นเสียงความถี่สูงผสมผสานกับรังสีในการรักษา ต่อมาในปี ค.ศ. 1967 Cavaliere แพทย์ชาวอิตาลีเป็นผู้สรุปว่าเซลล์มะเร็งมีความไวต่อความร้อนมากกว่าเซลล์ปกติ จึงเป็นการจุดประกายให้หวนกลับมาวิจัยและพัฒนาการนำความร้อนมาใช้รักษามะเร็งอีกครั้ง ซึ่งผลการวิจัยสรุปได้ว่าอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเพียงไม่กี่องศาเท่านั้นมีผลอย่างมากต่อเซลล์และเนื้อเยื่อ โดยยืนยันว่าความร้อนมีผลต่อการทำลายเซลล์มะเร็งแน่นอน โดยเฉพาะในช่วง 41 องศาเซลเซียส ถึง 46 องศาเซลเซียส

2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อน

2.3.1 นิยามและข้อกำหนดเกี่ยวกับการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน

ประวัติของระบบการให้ความร้อนในยุคประวัติศาสตร์การแพทย์แผนปัจจุบัน โดยสรุปคือ ความก้าวหน้าและความสนใจของมนุษย์ในระยะแรกต่อการนำความร้อนมาใช้รักษามะเร็งนั้นมีน้อย เนื่องจากความยุ่งยากทางเทคนิคและการพัฒนาก้าวหน้าอย่างรวดเร็วของการรักษาด้วยวิธีอื่น ๆ ได้แก่ การผ่าตัด รังสีรักษา และเคมีบำบัด จึงทำให้ความสนใจต่อไฮเปอร์เทอร์เมียไม่มากเท่าที่ควร แต่เมื่อเวลาผ่านไปมนุษย์ก็ตระหนักถึงข้อจำกัดของการรักษาหลักทั้ง 3 วิธีดังกล่าว ตัวอย่างเช่น ปัญหาของมะเร็งระยะลุกลามที่ผ่าตัดไม่ได้ ปัญหาของเซลล์มะเร็งที่คือต่อรังสีคือยา รวมถึงอาการข้างเคียงที่เกิดจากการใช้รังสีและยาเป็นต้น โดยประวัติความเป็นมาของการใช้ความร้อนรักษาโรคโดยเฉพาะมะเร็งพอสังเขปดังนี้

มะเร็งเป็นสาเหตุการตายอันดับสองรองจากโรคหัวใจ โดยประมาณแล้วพบว่าประชากร 1 ใน 4 จะต้องมีโอกาสสัมผัสกับ “มะเร็ง” ช่วงใดช่วงหนึ่งของชีวิตแม้ว่าจะมีความพยายามในการศึกษา แต่ก็สามารถช่วยชีวิตผู้เคราะห์ร้ายได้เพียงครั้ง วิธีการรักษามะเร็งที่ถูกถือปฏิบัติขึ้นมาใหม่

เมื่อไม่นานนี้คือ การใช้ความร้อนเพื่อเพิ่มอุณหภูมิของเนื้ออกให้อยู่ในช่วง 42 ถึง 46 องศาเซลเซียส ซึ่งวิธีนี้เรียกว่า “Hyperthermia” ในทางชีววิทยา อุณหภูมิเป็นปัจจัยสำคัญต่อกระบวนการทางชีววิทยา พบว่าโครงสร้างและการทำงานของเซลล์องค์ประกอบภายในเซลล์ การทำงานของสารโมเลกุลใหญ่ในเซลล์ เช่น DNA โปรตีน มีความทนทานต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ เมื่อมีการนำการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนมาใช้ในทางคลินิก จึงเท่ากับมีแรงผลักดันให้มีการวิจัยและค้นคว้าในระดับเซลล์มากขึ้น รวมไปถึงการศึกษากลไกพื้นฐานที่จะอธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยาของการเพิ่มอุณหภูมิให้กับเซลล์ ในปัจจุบันแม้จะยังไม่เข้าใจกลไกทางชีววิทยาของความร้อนอย่างละเอียดชัดเจน แต่มีหลักฐานและข้อมูลทางวิชาการมากขึ้น ซึ่งสามารถนำไปช่วยในการพิจารณาวางแผนการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน เพื่อให้ได้ประสิทธิ ภาพในการรักษาที่ดีที่สุด และหลีกเลี่ยงความผิดพลาดอันจะเกิดขึ้นจากการรักษา ซึ่งจะนำการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนมาใช้รักษาโรคมะเร็งต่อเมื่อ (พรทิวา พิชา, 2537)

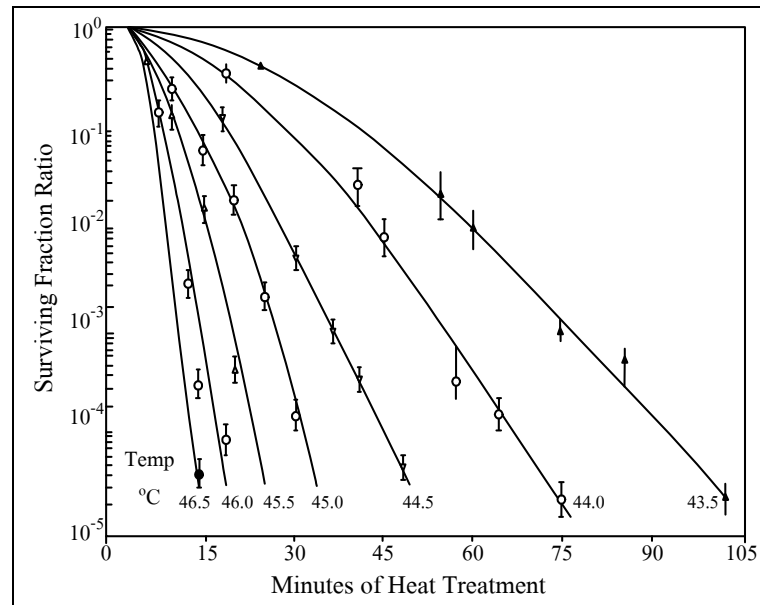
- 1) เซลล์คือต่อรังสีซึ่งปัญหาของการรักษาทางรังสีจะถูกทำลายได้ง่ายโดยความร้อน
- 2) ความร้อนจะเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเซลล์มะเร็งของรังสีและยารักษาโรคมะเร็งบางชนิดจะยับยั้งขบวนการฟื้นตัวของเซลล์ หลังถูกรบกวนด้วยรังสีและยา หลักการเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเซลล์มะเร็งจึงเป็นแบบแอดดิทีฟ (additive) และซินเนอร์จิสติก (synergistic)
- 3) เซลล์มะเร็งในร่างกายจะถูกทำลายโดยความร้อนได้ง่ายกว่าปกติ เนื่องจากสภาพแวดล้อมของเซลล์มะเร็ง ได้แก่ สภาพออกซิเจนต่ำ สภาพความเป็นกรดสูง เซลล์ขาดอาหารเพราะเส้นเลือดที่เลี้ยงเซลล์ไม่สมบูรณ์เท่าเซลล์ปกติ
- 4) การวิจัยเบื้องต้นทางคลินิกพบว่า เซลล์มะเร็งที่ได้รับความร้อนในช่วง 41 ถึง 45 องศาเซลเซียส มีการตอบสนองที่ดีต่อการรักษาว่า 70 เปอร์เซ็นต์ โดยที่อาการแทรกซ้อนไม่มากขึ้น แต่การให้ความร้อนแก่คนไข้แบบทั้งตัว (whole body hyperthermia) ที่อุณหภูมิเกินกว่า 42 องศาเซลเซียส เป็นเรื่องยากและมีอาการแทรกซ้อน

2.3.2 ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์

จากประวัติความเป็นมาในการใช้ความร้อนในการรักษาโรคตั้งแต่สมัยกรีกโรมัน โดยได้มีการค้นพบว่าการเป็นไข้สามารถหยุดยั้งการเจริญเติบโตหรือการแพร่ขยายของเชื้อโรคได้ แต่ในสมัยนั้นก็เป็นเพียงสมมติฐานเท่านั้น ซึ่งไม่มีข้อมูลชัดเจนยืนยันได้ เนื่องจากในช่วงก่อนหน้าี้ความก้าวหน้าและความสนใจของมนุษย์ ในช่วงระยะแรกสำหรับการนำความร้อนมารักษาโรคมะเร็งมีน้อย เนื่องจากความยุ่งยากทางเทคนิคและการพัฒนาก้าวหน้าไปได้อย่างรวดเร็ว การรักษาด้วยวิธีการอื่น ได้แก่ การผ่าตัด รังสีรักษาและเคมีบำบัด จึงทำให้ความสนใจต่อการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนมีไม่มากเท่าที่ควร

แต่เมื่อเวลาผ่านไปมนุษยศาสตร์ถึงข้อจำกัดของการรักษาหลัก 3 วิธี เช่น ปัญหาของโรคมะเร็งระยะรุกรานที่ผ่าตัดไม่ได้ปัญหาของเซลล์มะเร็งที่ดื้อต่อรังสี คือต่อยาและอาการข้างเคียงอันเกิดจากรังสีและยา เป็นต้น โดยในปัจจุบันนั้นได้มีการใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งหรือที่เรียกว่า hyperthermia cancer therapy ซึ่งเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 เป็นต้นมา โดยการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนนี้เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่แบบหนึ่ง ซึ่งมีพื้นฐานและหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ทดลองและอธิบายได้ เมื่อไม่นานมานี้มีการค้นพบว่าการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนนี้ สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่าง ๆ ได้ทั่วร่างกายและได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ

การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนเป็นการรักษาโรคมะเร็งเป็นการเพิ่มอุณหภูมิของเซลล์มะเร็งให้สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส แล้วรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ตลอดช่วงเวลาที่เหมาะสม โดยการให้ความร้อนจากภายนอกและจะต้องมีการควบคุมอุณหภูมิของเซลล์ปกติไม่ให้สูงนัก ซึ่งในส่วนของ การให้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (microwave hyperthermia) จะเป็นการทำให้เกิดอุณหภูมิสูงขึ้นโดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในร่างกาย เพื่อทำให้อุณหภูมิของเซลล์มะเร็งสูงขึ้นในระดับ 41-46 องศาเซลเซียส โดยปริมาณพื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับหารักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนจะมีอยู่ 2 ปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิและเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งจะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลาที่มีต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายได้ตามรูปที่ 2.1 จากรูปแสดงกราฟโดยเห็นได้ว่าเมื่อใช้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งเมื่อเวลาผ่านไปเพียงเล็กน้อยเซลล์มะเร็งจะตายเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็งจะต้องใช้เวลามากขึ้นในการทำให้เซลล์มะเร็งตาย จนกระทั่งเมื่อเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เซลล์มะเร็งให้มีอุณหภูมิ 43.5 องศาเซลเซียส เซลล์มะเร็งจะตายเพียงเล็กน้อยเท่านั้นถึงแม้จะใช้เวลาามากก็ตาม แม้ว่าจะทราบว่า การเพิ่มอุณหภูมิสูง ๆ ให้แก่เซลล์จะสามารถทำลายเซลล์ได้มากก็ตาม แต่จะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบ ๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้ ดังนั้นในการใช้งานจึงทำการเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เซลล์มะเร็งประมาณ 43 องศาเซลเซียส ซึ่งสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้เป็นจำนวนมากและไม่เป็นอันตรายต่อเซลล์ปกติด้วย



รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเซลล์ต่อเวลาในการให้ความร้อน

2.3.3 ผลการใช้ความร้อนและการฉายรังสีในการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านม

การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนร่วมกับการฉายรังสีได้มีการทดลองในทางคลินิกอย่างแพร่หลายและได้มีข้อมูลในการรักษาเปรียบเทียบระหว่างการรักษา โดยการใช้การฉายรังสีอย่างเดียวกับการใช้การฉายรังสีร่วมกับการรักษาด้วยความร้อนออกมาอย่างมาก ซึ่งจะแสดงข้อมูลบางส่วนตามตารางที่ 2.1 ดังนี้

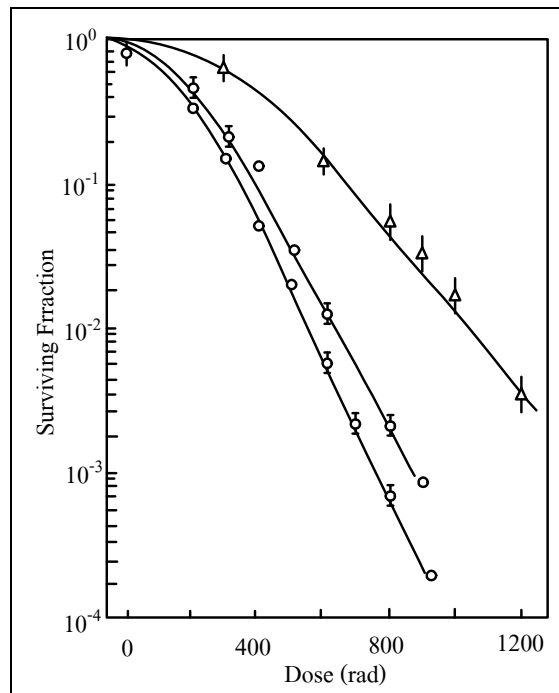
ตารางที่ 2.1 ผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสีร่วมกับการใช้ความร้อน (ประมุข พรหมรัตนพงษ์, 2537)

ผู้รวบรวมข้อมูล	อัตราการทำลายเซลล์มะเร็ง (%)	
	การใช้รังสีเพียงอย่างเดียว	การใช้รังสีร่วมกับความร้อน
Dumlop	50	60
Linhholm	25	57
Overgaard	40	78
Steeves	31	65
Paraz	51	86
Scott	47	94
Gonzalez	33	78
Kjellen	27	67
Li	36	73

2.3.4 ผลการใช้งานการใช้ความร้อนและการฉายรังสีในการบำบัดรักษามะเร็ง

การฉายรังสี (radiation) เป็นวิธีที่แพร่หลายเป็นอันดับสองในการรักษาโรคมะเร็ง การใช้งานการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนร่วมกับการฉายรังสีได้มีการทดลองในทางคลินิกอย่างแพร่หลายและได้มีข้อมูลในการรักษาเปรียบเทียบระหว่างการรักษา โดยใช้การฉายรังสีอย่างเดียวกักับการใช้การฉายรังสีร่วมกับการรักษาด้วยความร้อนออกมาอย่างมาก

การใช้รังสีเอ็กซ์จะดีขึ้นถ้ามีการให้ความร้อนก่อนหรือหลังฉายรังสี ถ้าปริมาณการฉายรังสีมากกว่า 1000 rads ขึ้นไป พบว่าสำหรับเซลล์ที่ไม่ได้รับการให้ความร้อนจะมีชีวิตรอดถึง 1 ใน 100 แต่สำหรับเซลล์ที่ได้รับความร้อนด้วยจะรอดเพียง 1 ใน 10000 ดังแสดงในรูปที่ 2.2 นอกจากนี้ยังพบว่า สำหรับเซลล์ที่ได้รับความร้อนควบคู่กับการฉายรังสีแล้ว ปริมาณการฉายรังสีเพื่อให้เซลล์ตายในปริมาณเดียวกับที่ใช้การฉายรังสี เพื่อให้เซลล์ตายในปริมาณเดียวกับที่ใช้การฉายรังสีอย่างเดียวจะต้องการน้อยกว่าประมาณ 30% (Choi et al., 1996)



รูปที่ 2.2 ปริมาณการฉายรังสีเอ็กซ์ กับสัดส่วนของการอยู่รอดของเซลล์ เส้น a แสดงการฉายแสงรังสีโดยไม่มีให้ความร้อนร่วมด้วย เส้น b แสดงการฉายรังสีก่อนให้ความร้อน 43 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 1 ชั่วโมง เส้น c แสดงการฉายรังสีหลังจากให้ความร้อนที่ 43 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 2.2 แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณหัวและคอโดยการฉายรังสีในการรักษา เพียงอย่างเดียวกับการรักษาโดยการฉายรังสีและการใช้ความร้อน

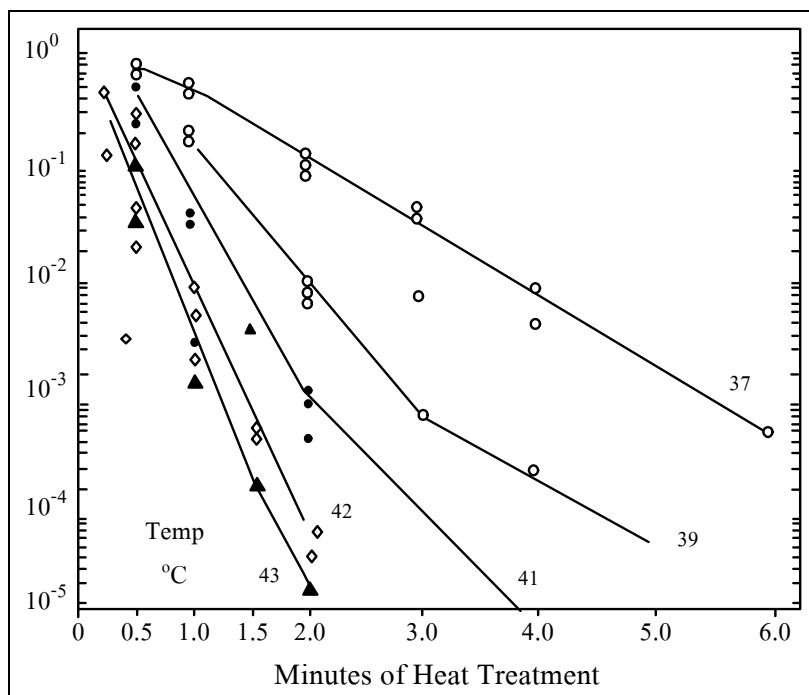
(Tsuji et al., 1996)

ผู้รวบรวมข้อมูล	อัตราการทำลายเซลล์มะเร็ง (%)	
	การใช้รังสีเพียงอย่างเดียว	การใช้รังสีร่วมกับความร้อน
Areanell	42	79
Scott	22	88
Vaklagni	37	82
Perez	17	69
Emami	13	38
Goldobenko	86	100

2.3.5 ผลการใช้งานการใช้ความร้อนและการใช้เคมีในการบำบัดรักษามะเร็ง

การฉายรังสี (radiation) เป็นวิธีที่แพร่หลายเป็นอันดับสองในการรักษาโรคมะเร็ง การใช้งานการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนร่วมกับการฉายรังสีได้มีการทดลองในทางคลินิกอย่างแพร่หลายและได้มีข้อมูลในการรักษาเปรียบเทียบระหว่างการรักษา โดยใช้การฉายรังสีอย่างเดียวกักับการใช้การฉายรังสีร่วมกับการรักษาด้วยความร้อนออกมาอย่างมาก

ในการใช้งานการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนและการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัด พบว่าเมื่อมีการใช้งานการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนควบคู่ไปกับการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัดจะทำให้การรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัดมีประสิทธิภาพสูง โดยได้มีการนำไปใช้ในทางคลินิกและมีผลการทดลองออกมา เช่น จากผลการทดลองและในการใช้งานพบว่า ความร้อนช่วยเพิ่มความสามารถในการทำลายเซลล์มะเร็งของการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัด ได้ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ผลของการใช้เคมีบำบัดร่วมกับการใช้ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์ (Hahn, 1984)

โดยจากรูปที่ 2.3 เมื่อทำการทดลองกับหนู (chinese hamster) พบว่าเซลล์จะมีความไวต่อยาที่ใช้มากขึ้นเมื่ออุณหภูมิบริเวณนั้นสูงขึ้น

2.3.6 การตอบสนองของเซลล์ต่อความร้อนและอัตราการไหลเวียนโลหิต

จากการทดลองกับหนู โดยทำการปลูกเนื้อเยื่อที่เป็นเนื้องอกที่บริเวณต่าง ๆ พบว่าเนื้องอกบางกลุ่มไวต่อความร้อน แต่ในขณะที่บางกลุ่มกลับต้านทานความร้อนทั้งที่ให้อุณหภูมิการทดลองเหมือนกัน ซึ่งกลุ่มที่ไวต่อความร้อนการรักษาจะได้ผลโดยใช้อุณหภูมิ 44 องศาเซลเซียส ในเวลา 30 นาที และเป็นที่น่าอัศจรรย์ว่าการให้ความร้อนร่วมกับการฉายรังสีเอ็กซ์จะมีประสิทธิภาพในการรักษาเซลล์เนื้องอกมากกว่าการฉายรังสีอย่างเดียว และในส่วนอัตราไหลเวียนของโลหิตก็พบว่า มีบทบาทสำคัญในระบบการให้ความร้อนเป็นอย่างมาก ประการแรก คือ การไหลเวียนโลหิตจะมีผลต่อการกระจายอย่างไม่สม่ำเสมอของความร้อน สำหรับในเนื้อเยื่อปกติความร้อนที่เพิ่มขึ้นจะมีผลให้อัตราการไหลเวียนโลหิตสูงขึ้น ซึ่งเป็นการช่วยระบายความร้อนไปในตัวตรงกันข้ามกับในเนื้องอก เนื่องจากที่อุณหภูมิ 43 องศาเซลเซียส ถ้าเวลาการให้ความร้อนนานกว่า 30 นาทีแล้วการไหลเวียนของโลหิตจะหยุดโดยสิ้นเชิงทำให้การรักษาโรคมะเร็งจะต้องหาวิธีกำจัดเซลล์มะเร็งทุกเซลล์หมดไป เพราะว่าถ้าเหลือแม้แต่เซลล์เดียวมันก็สามารถกระตุ้นให้เซลล์อื่น ๆ เป็นเซลล์มะเร็งขึ้นมาได้ และลูกหลานใหม่ทำให้การรักษาล้มเหลว ดังนั้นถ้าการให้ความร้อนแก่ก้อนเนื้อเยื่อไม่ทั่วถึงเท่ากันหมดทุกเซลล์อาจทำให้การรักษาไม่ได้ผล โดยสาเหตุที่ทำให้การให้ความร้อนไม่ทั่วถึงดังกล่าว และดังที่ทราบแล้วว่าจำนวนเซลล์ที่ถูกฆ่าไม่ได้แปรผันโดยตรงกับอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น แม้แต่อุณหภูมิที่เปลี่ยนไป 1 องศาเซลเซียส ก็มีผลต่อจำนวนเซลล์ที่รอดชีวิตเป็นอย่างมาก สำหรับการให้ความร้อนในการรักษานี้จำเป็นต้องทำให้อุณหภูมิสูงพอที่จะฆ่าเซลล์ได้ แม้แต่ในบริเวณจุดอุณหภูมิต่ำ (cold spot) หรือจะต้องให้ความร้อนคงที่อย่างสม่ำเสมอที่บริเวณก้อนเนื้องอก และคงอุณหภูมิไว้ให้เปลี่ยนแปลงไม่เกิน 1 องศาเซลเซียส เนื่องจากจุดอุณหภูมิต่ำในร่างกายเกิดขึ้นได้จากการไหลเวียนโลหิต ซึ่งการหลีกเลี่ยงปัญหานี้ทำได้ยาก โดยเฉพาะถ้ามีโลหิตผ่านบริเวณให้ความร้อนแล้วยังเป็นไปได้อีกที่จะให้ความร้อนได้อย่างคงที่สม่ำเสมอ

1) *ผลตอบสนองของเซลล์เนื้องอกต่อความร้อน* โดยจากการทดลองกับหนูโดยการปลูกเนื้อเยื่อที่เป็นเนื้องอกที่บริเวณต่าง ๆ พบว่าเนื้องอกบางกลุ่มไวต่อความร้อน ในขณะที่บางกลุ่มกลับต้านทานความร้อน โดยให้อุณหภูมิการทดลองเหมือนกัน กลุ่มที่ไวต่อความร้อนการรักษาจะได้ผลโดยใช้อุณหภูมิ 44 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 30 นาที และเป็นที่น่าอัศจรรย์ว่าการให้ความร้อนร่วมกับการฉายรังสีเอ็กซ์จะมีประสิทธิภาพในการรักษาเซลล์เนื้องอกมากกว่าการฉายรังสีอย่างเดียว

2) *ความถี่ในการใช้งาน* โดยจากการใช้งานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการให้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งนั้น สิ่งที่มีความสำคัญในการกำหนดความถี่และรูปแบบในการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า นั่นคือส่วนตัวปล่อยคลื่นและความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งาน ในตารางที่ 2.3 จะกล่าวถึงความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งาน ซึ่งจะมีส่วนเกี่ยวข้องกับความถี่ในการใช้งาน ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเนื้อเยื่อที่คลื่นเดินทางเข้าไป (Johnson et al., 1972)

ตารางที่ 2.3 แสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริก ค่าความนำและความลึกที่ใช้งานที่ความถี่ต่าง ๆ

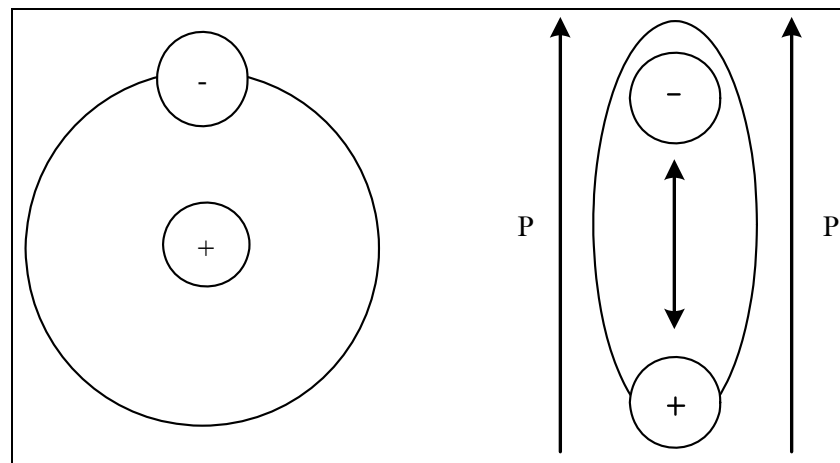
ความถี่ (MHz)	บริเวณเซลล์กล้ามเนื้อ		
	ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (ϵ)	ค่าความนำ (σ)	ความลึกในการใช้งาน (cm)
1	2000	0.400	91.3
10	160	0.625	21.6
27.12	113	0.612	14.3
40.68	97.3	0.693	11.2
100	71.7	0.889	6.66
300	54	1.37	3.89
433	53	1.43	3.57
915	51	1.60	3.04
1500	49	1.77	2.42
2450	47	2.21	1.70
3000	46	2.26	1.61
5000	44	3.92	0.788
8000	40	7.65	0.413
10000	39.9	10.3	0.343

โดยค่าความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งานซึ่งจะมีส่วนเกี่ยวข้องกับความลึกในการใช้งาน ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเนื้อเยื่อที่คลื่นเดินทางเข้ามา ดังแสดงในตารางที่ 2.3 ซึ่งจากตารางจะเห็นได้ว่าความถี่ต่ำจะสามารถทะลุทะลวงเนื้อเยื่อเข้าไปได้ในระยะทางที่ลึกมาก เช่น ที่ความถี่ 1 MHz สามารถเข้าได้ลึกถึง 91.3 เซนติเมตร ซึ่งจะทำให้มีระยะในการใช้งานที่ลึก แต่เนื่องจากการในการออกแบบและสร้างตัวปล่อยคลื่นที่ใช้สำหรับความถี่ต่ำขนาดของตัวปล่อยคลื่นจะมีขนาดใหญ่ โดยที่ตัวปล่อยคลื่นขนาดใหญ่จะไม่เหมาะสมในการใช้งานจึงได้มีการพัฒนาจากตัวปล่อยคลื่นมาเป็นขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้การบำบัดเป็นไปในลักษณะเน้นส่วนชิ้นเนื้อมะเร็งที่อยู่ลึกเข้าไปในร่างกายเช่น มะเร็งเต้านม แต่ในส่วนกรณีของคลื่นที่มีความถี่สูงจะมีความสามารถในการทะลุทะลวงต่ำ จึงทำให้คลื่นไม่สามารถแพร่กระจายเข้าไปได้ลึกนัก เช่น ที่ความถี่ 3000 MHz สามารถเข้าได้ลึกเพียง 1.61 เซนติเมตร แต่ในการออกแบบและสร้างตัวปล่อยคลื่นนั้นตัวปล่อยคลื่นที่ใช้จะต้องมีขนาดเล็กจึงจะเหมาะสมกับการใช้งานในการรักษาเฉพาะบริเวณมากขึ้น

2.4 กลไกการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก

2.4.1 กลไกการเกิดความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก

วัสดุไดอิเล็กตริก (dielectric) สามารถทำให้เกิดความร้อนได้โดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นการทำให้เกิดความร้อนเป็นผลมาจากความสามารถของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ทำให้เกิดโพลาไรซ์ของประจุภายในไดอิเล็กตริก เมื่อทำการป้อนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสถิตแล้วสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสถิตจะทำให้เกิดโพลาไรซ์ขึ้น แต่ในกรณีที่เป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับพลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนี้จะทำให้เกิดโพลาไรซ์ดังแสดงในรูปที่ 2.4 และจะทำให้ไดโพลเกิดการหมุนไปตามคาบเวลาของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนให้ การหมุนของไดโพลทำให้เกิดความร้อนโดยเกิดจากความเสียดทานภายในของโมเลกุล โดยโมเลกุลของไดอิเล็กตริกนั้นจะต้องมีค่าไดโพลโมเมนต์ (dipole moment) สูงพอ ซึ่งจะเป็นตัวกำหนดประสิทธิภาพของการทำให้เกิดความร้อนในไดอิเล็กตริก ไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียส่วนใหญ่จะเป็นวัสดุที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบ ซึ่งในสภาวะทั่วไปสารที่เป็นไดอิเล็กตริก สามารถเก็บพลังงานไฟฟ้าได้ โดยเกิดจากประจุบวกและประจุลบที่แยกห่างออกจากกันเนื่องจากการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปภายในไดอิเล็กตริกซึ่งจะฝืนกับแรงยึดเหนี่ยวของอะตอมหรือโมเลกุล



รูปที่ 2.4 อะตอมระหว่างประจุบวกต่อประจุลบของตัวกลาง

2.4.2 ไดโพลโมเมนต์ที่ถูกเหนี่ยวนำ

วัสดุไดอิเล็กตริก (dielectric) สามารถทำให้เกิดความร้อนได้โดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นการทำให้เกิดความร้อนเป็นผลมาจากความสามารถ

ไดโพลไฟฟ้าถาวรนั้นจะไม่เกิดขึ้นถ้าไดอิเล็กตริกเป็นไดอิเล็กตริกแบบไม่มีขั้วภายในโมเลกุล แต่สามารถเหนี่ยวนำโมเมนต์ได้โดยการทำให้อิเล็กตรอนมีรูปร่างเปลี่ยนไป ซึ่งการป้อนสนามไฟฟ้าเข้าไปยังไดอิเล็กตริกความสามารถในการเกิดโพลาไรซ์ (polarizations; α') จะสามารถวัดได้จากการเหนี่ยวนำไดโพลโมเมนต์ของสนามไฟฟ้า แสดงได้ดังสมการต่อไปนี้

$$p = \alpha' E_{loc} \quad (2.1)$$

เมื่อ E_{loc} คือ สนามไฟฟ้าภายใน

จากสมการที่ (2.1) ถ้าสมมติให้มี N โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตรจะแสดงไดโพลโมเมนต์รวมได้ดังสมการที่ (2.2) หรืออาจแสดงเป็นฟังก์ชันของการป้อนสนามได้ดังสมการที่ (2.3)

$$p = N\alpha' E_{loc} \quad (2.2)$$

$$P = \chi E \quad (2.3)$$

เมื่อ χ คือ ค่าซัสเซพติบิลิตี (susceptibility)

โดยค่าซัสเซพติบิลิตีของไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่เป็นอวกาศว่าง (free space) เป็นความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้า (D) และสนามไฟฟ้า ซึ่งสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.4) แต่ถ้าพิจารณาในไดอิเล็กตริกสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.5)

$$D = \epsilon_0 E \quad (2.4)$$

$$D = \epsilon_0 E + P \quad (2.5)$$

จากนั้นเมื่อทำการแทนค่าสมการที่ (2.3) ลงในสมการที่ (2.5) แล้วจัดรูปแบบใหม่ได้ดังสมการที่ (2.6)

$$D = (\epsilon_0 + \chi) E \quad (2.6)$$

หรือ

$$D = \varepsilon' E \quad (2.7)$$

ถ้า $\chi = \varepsilon' - \varepsilon_0$ แล้วสามารถหาค่าซัสเซพติบิลิตีสัมพัทธ์ (relative susceptibility: χ_r) ได้ดังสมการสมการที่ (2.8) และเมื่อแทนค่า χ ลงในสมการ(2.8) แล้วทำการจัดรูปใหม่จะได้ดังสมการที่ (2.9)

$$\chi_r = \frac{\chi}{\varepsilon_0} \quad (2.8)$$

$$\chi_r = \varepsilon_r' - 1 \quad (2.9)$$

สำหรับการหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (relative permittivity: ε_r') ซึ่งเป็นคุณสมบัติของตัวกลางที่เป็นไดอิเล็กทริกกับค่าความสามารถในการเกิดโพลาริเซชัน ซึ่งเป็นคุณสมบัติของโมเลกุล เนื่องจากค่าของสนามไฟฟ้าภายในจะมีความแตกต่างจากสนามไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามา แสดงได้ดังสมการที่ (2.10) แต่ยกเว้นสำหรับกรณีของก๊าซความดันต่ำ (low pressure gases) และนอกจากนี้สำหรับในตัวกลางอื่น ๆ นั้นสามารถแสดงค่าของสนามไฟฟ้าภายในได้ดังสมการที่ (2.11)

$$\frac{N\alpha'}{\varepsilon_0} = \varepsilon_r' - 1 \quad (2.10)$$

$$E_{loc} = E + \frac{P}{3\varepsilon_0} = E \left(1 + \frac{\chi}{3\varepsilon_0} \right) = \frac{\varepsilon' + 2\varepsilon_0}{3\varepsilon_0} E = \frac{\varepsilon_r' + 2}{3} E \quad (2.11)$$

จากนั้นเมื่อทำการแทนค่าสมการที่ (2.9) ลงในสมการที่ (2.2) สามารถเขียนสมการการเกิดโพลาริเซชันได้ดังสมการที่ (2.12)

$$P = N\alpha' \frac{\varepsilon_r' + 2}{3} E \quad (2.12)$$

โดยจากสมการที่ (2.12) นั้นสามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า ϵ_r' กับค่า α' ได้สมการที่ (2.13) ซึ่งจะเรียกความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.13) ว่าสูตรของ Clausius-Mosotti (Thuery et al., 1992)

$$\frac{N\alpha'}{3\epsilon_0} = \frac{\epsilon_r' - 1}{\epsilon_r' + 2} \quad (2.13)$$

2.4.3 คุณสมบัติของไดอิเล็กตริก

จากความรู้เบื้องต้นของคุณสมบัติไดอิเล็กตริกในวัสดุใด ๆ สำหรับการใช้งานเกี่ยวกับคลื่นความถี่เป็นส่วนสำคัญที่ต้องพิจารณาสำหรับการออกแบบตัวปล่อยคลื่นความถี่และระบบที่ใช้งานคลื่นความถี่ โดยการศึกษาการเกิดและการแพร่กระจายความร้อนในไดอิเล็กตริก คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกสามารถอธิบายได้ด้วยพฤติกรรมของไดอิเล็กตริกภายใต้การใช้งานคลื่นความถี่สูง ซึ่งเป็นค่าสภาพยอมเชิงซ้อน (complex permittivity: ϵ^*) หรือเรียกว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกประสิทธิผล (effective dielectric constant) ซึ่งสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.14)

$$\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon_{eff}'' \quad (2.14)$$

โดยที่ ϵ_{eff}'' คือ ตัวประกอบการสูญเสียประสิทธิผล (effective loss factor) สำหรับการพิจารณาการเกิดการสูญเสีย ซึ่งจะพิจารณาจากส่วนที่เป็นจินตภาพของค่าคงที่ไดอิเล็กตริก โดยขึ้นอยู่กับความถี่และอุณหภูมิที่ใช้งานในการนิยามการสูญเสียแทนเจนต์ (loss tangent) สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.15)

$$\tan \delta_{eff} = \epsilon_{eff}'' / \epsilon' \quad (2.15)$$

2.4.4 รูปแบบการเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิ

จากการแพร่กระจายของพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริกจะทำให้เกิดความร้อนขึ้นในไดอิเล็กตริก ซึ่งพลังงานที่แพร่กระจายนี้จะทำให้เกิดการหมุนของไดโพลและเกิดความเสียดทานจากการหมุนทำให้เกิดความร้อนและมีการแพร่กระจายของกำลังงานซึ่งทำให้เกิดความร้อนในหนึ่งหน่วยปริมาตร โดยแปรผันตรงกับกำลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายในหนึ่งหน่วยปริมาตรนี้สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.16)

$$\frac{P_d}{V} = \sigma_d E_{loc}^2 \quad (2.16)$$

เมื่อ σ_d คือ ค่าความนำของไดอิเล็กตริก โดยที่ σ_d มีค่าเท่ากับ $\sigma_d = \omega \varepsilon' \varepsilon_o \tan \delta_{eff}$ จากนั้นเมื่อทำการแทนค่าความนำของไดอิเล็กตริกลงในสมการที่ (2.16) สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.17)

$$\frac{P_d}{V} = \omega \varepsilon' \varepsilon_o \tan \delta_{eff} E_{loc}^2 \quad (2.17)$$

แต่ในกรณีของคลื่นภายในตัวกลางที่มีความแตกต่างจากคลื่นที่ให้ออกภายนอก โดยที่คลื่นเดินทางภายในตัวกลางในทิศทาง Z จะได้กำลังงานของคลื่นภายในตัวกลางดังสมการที่ (2.18)

$$P_{(z)} = P_o e^{-2\alpha z} \quad (2.18)$$

เมื่อ P_o คือ กำลังงานคลื่นที่ตกกระทบตัวกลาง α คือ ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในไดอิเล็กตริก ถ้าพิจารณาสนามที่เคลื่อนที่ในระยะทาง d_1 ได้ดังสมการที่ (2.19) จากนั้นเมื่อจัดรูปสมการที่ (2.19) ใหม่จะได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.20)

$$\int_0^{d_1} e^{-2\alpha z} dz = \frac{1}{2\alpha} (1 - e^{-2\alpha d_1}) \quad (2.19)$$

$$\frac{P_d(d_1)}{V} = \omega \varepsilon' \varepsilon_o \tan \delta_{eff} E_{loc}^2 \frac{1}{2\alpha} (1 - e^{-2\alpha d_1}) \quad (2.20)$$

โดยการเกิดความร้อนภายในตัวกลางจะมีการแพร่กระจายของความร้อนภายในตัวกลางด้วยวิธีการต่าง ๆ เช่น การนำ (conduction) การพา (convection) และการแผ่ (radiation) แต่ในที่นี้จะพิจารณาเฉพาะการแพร่กระจายของความร้อนด้วยการนำและการแผ่เท่านั้น ซึ่งการเกิดความร้อนเนื่องจากคลื่นความถี่ภายในตัวกลางจะสามารถอธิบายได้ด้วยรูปแบบสมการมาตรฐานของสมการการส่งถ่ายความร้อน ซึ่งรวมทั้งเทอมของความร้อนภายในด้วย ในกรณีของระบบพิกัดฉาก (cartesian coordinate) จะสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.21) (Thury, 1992)

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{q(x, y, z)}{k} = \frac{1}{a} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.21)$$

เมื่อ $a = k / \rho C_p$

โดยที่ T	คือ อุณหภูมิ ($^{\circ}K$)
$q(x, y, z)$	คือ กำลังงานต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร (W / m^3)
k	คือ ความนำเชิงอุณหภูมิ (thermal conductivity) ($W / m^{\circ}K$)
a	คือ ความสามารถในการแพร่กระจายอุณหภูมิ (thermal diffusivity) (m^2 / s)
ρ	คือ ความหนาแน่นของวัสดุ (kg / m^3)
C_p	คือ ความร้อนจำเพาะ (specific heat) ($J / kg \cdot K$)
t	คือ เวลา

สำหรับการใช้งานคลื่นความถี่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเมื่อคลื่นเดินทางเข้ามาในตัวกลาง ซึ่งการหาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในตัวกลางโดยใช้การวิเคราะห์เป็นวิธีการที่ยากเกินไป แต่อาจทำได้ด้วยการวัดหรือการประมาณจากวิธีการทางแบบจำลองเชิงเลข (numerical modeling) โดยที่ค่ากำลังที่ดูดซับต่อหนึ่งหน่วยมวล (power absorbed per unit mass: P_d) จะเป็นตัวบ่งชี้การวัดค่ากำลังงานที่แพร่กระจายอยู่ในตัวกลางและในการคำนวณหาอุณหภูมิสูงขึ้นสามารถพิจารณาได้จากความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$\Delta T = \frac{1}{C_p} P_d \Delta t \quad (2.22)$$

2.4.5 ระดับความลึกผิว

สำหรับการใช้งานคลื่นความถี่สนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นจำเป็นต้องพิจารณาถึงความลึกของคลื่นที่ใช้งานในตัวกลาง ซึ่งเป็นระยะความลึกที่คลื่นแพร่เข้าไปในตัวกลาง (penetration depth) เนื่องจากเป็นระยะทางจากผิวของตัวกลางไปจนถึงความลึกที่ทำให้คลื่นมีกำลังงานลดลง ซึ่งกำลังงานที่ผิวสามารถแสดงเป็นความสัมพันธ์ได้ดังสมการต่อไปนี้ (Metaxas et al., 1983)

$$D_p = \frac{1}{2\alpha} \quad (2.23)$$

$$\alpha = \omega \left(\frac{\mu_o \mu' \epsilon_o \epsilon'}{2} \right)^{1/2} \left[\left(1 + \left(\epsilon_{eff}'' / \epsilon' \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2} \quad (2.24)$$

$$D_p = \frac{1}{2\omega \left(\frac{\mu_o \mu' \epsilon_o \epsilon'}{2} \right)^{1/2} \left[\left(1 + \left(\epsilon_{eff}'' / \epsilon' \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2}} \quad (2.25)$$

เมื่อพิจารณาสมการที่ (2.25) ในอวกาศว่างที่มี $\mu' = 1$ จากนั้นจัดรูปสมการใหม่แล้วจะได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.26)

$$D_p = \frac{\lambda}{2\pi (2\epsilon')^{1/2}} \left[\left(1 + \left(\epsilon_{eff}'' / \epsilon' \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2} \quad (2.26)$$

สำหรับกรณีของไดอิเล็กตริกที่มีความสูญเสียต่ำ โดยที่ค่า $(\epsilon_{eff}'' / \epsilon') = 1$ นั้นสามารถจัดรูปแบบสมการใหม่ได้ดังสมการที่ (2.27)

$$D_p = \frac{\lambda (\epsilon')^{1/2}}{2\pi \epsilon_{eff}''} \quad (2.27)$$

หรือ

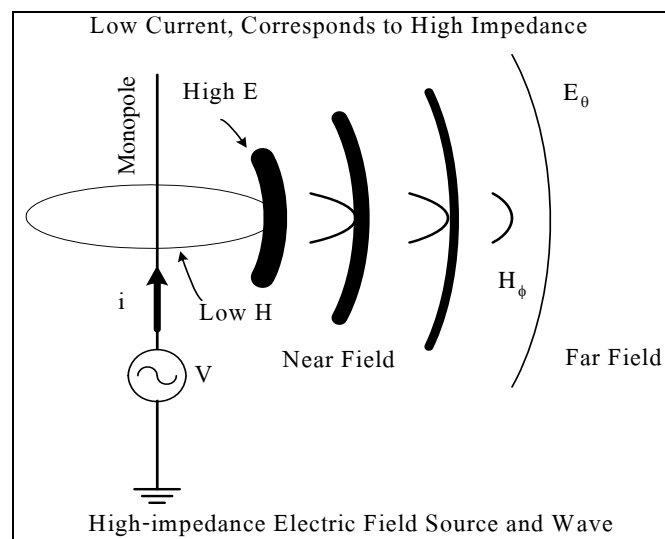
$$D_p = \frac{c (\epsilon')^{1/2}}{2\pi \epsilon_{eff}''} \quad (2.28)$$

โดยจากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.26) ซึ่งเป็นสมการความลึกในการใช้งานของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในตัวกลางของไดอิเล็กตริกที่มีความสูญเสียต่ำตามเงื่อนไขดังกล่าว โดยมีค่าความถี่เป็นตัวแปรซึ่งนำไปสู่การพิจารณาในรายละเอียดของปัจจัยในด้านความถี่ที่ถูกเลือกนำไปใช้งานสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งต่อไป

2.5 หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

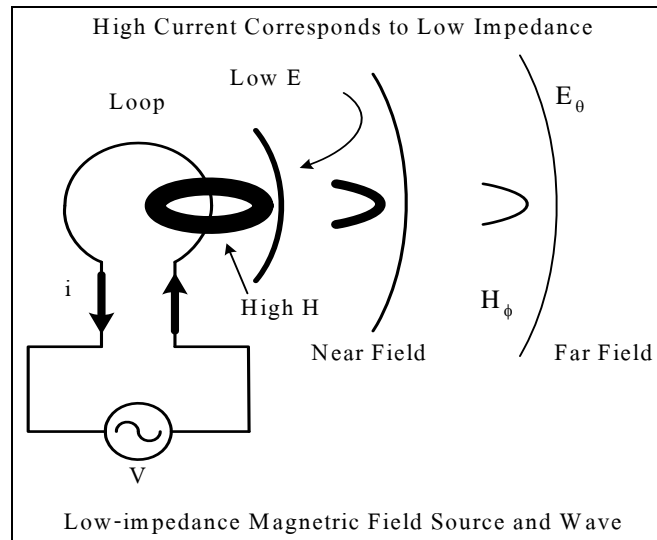
2.5.1 หลักการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

การจำแนกภาวะของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าไปใช้งานสามารถจำแนกโดยสังเขปได้ว่า การเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและการแพร่กระจายสนามไฟฟ้าโดยจะอาศัยกระบวนการพื้นฐานจากวงจรและแหล่งจ่าย โดยพิจารณาถึงภาวะกระแสและความต้านทานของวงจรที่กำเนิดคลื่นตามหลักการของฟาราเดย์ที่ว่าสนามแม่เหล็กจะเกิดขึ้นรอบลวดตัวนำที่มีกระแสไหลผ่าน และจะเกิดสนามไฟฟ้าที่ตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กนั้น ซึ่งการนำสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้าไปใช้งานสามารถพิจารณาได้จากปริมาณของสนามดังกล่าวพิจารณาจากรูปที่ 2.5 เนื่องจากวงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูงนั้น พบว่าวงจรภายในเป็นลักษณะเปิด ทำให้กระแสที่ไหลจากแหล่งจ่ายมีค่าน้อยทำให้การเกิดสนามแม่เหล็ก H ในช่วงต้นมีค่าน้อย (low H) แต่ให้ผลด้านสนามไฟฟ้า E ที่มีมาก (high E) ทำให้เกิดภาวะสมดุลด้านกำลังงานการพิจารณา ระยะเริ่มต้นนี้มักใช้ชื่อเรียกว่าสนามระยะใกล้ (near field) ส่วนมากจะพิจารณากำลังงานจากสนามไฟฟ้าเป็นส่วนใหญ่



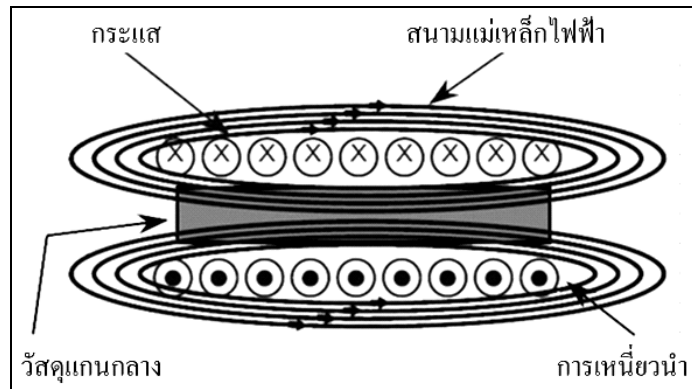
รูปที่ 2.5 วงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูง

นอกจากวงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูงจากรูปที่ 2.5 แล้วยังมีวงจรแบบคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ เมื่อพิจารณาวงจรพบว่ามีลักษณะครบรอบ (loop) ทำให้กระแสสามารถไหลได้ในปริมาณที่มากเมื่อมีกระแสไหลในลวดตัวนำได้มาก จึงทำให้เกิดสนามแม่เหล็ก H ลวดตัวนำในช่วงต้นได้มากเช่นกันแสดงได้ดังรูปที่ 2.6



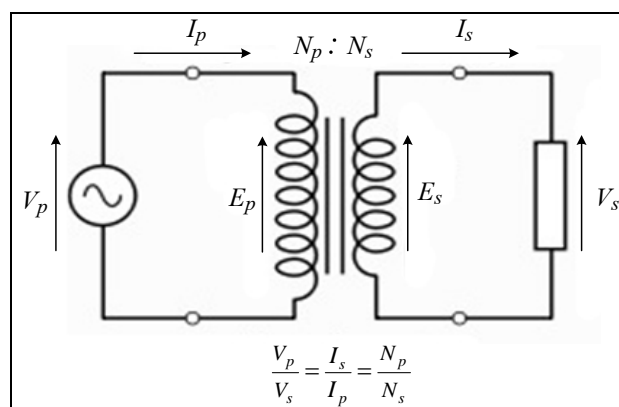
รูปที่ 2.6 วงจรแบบคลื่นสนามแม่เหล็กที่ทำให้ภาวะความต้านทานต่ำ

เมื่อพิจารณารูปที่ 2.6 ในขณะที่ยานไฟฟ้าจะเกิดขึ้นในลักษณะทิศทางตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กแต่จะมีปริมาณสนามไฟฟ้าที่น้อยทำให้เกิดสถานะสมดุลด้านกำลังงาน การพิจารณา ระยะเริ่มต้นนี้ใช้ชื่อเรียกว่าสนามระยะใกล้ (near field) เช่นกัน และการจะพิจารณากำลังงานจากสนามแม่เหล็กเป็นส่วนใหญ่การให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำเกิดจากทฤษฎีทางไฟฟ้าและความร้อนร่วมกัน โดยมีสาเหตุมาจากการเหนี่ยวนำของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic induction) ปปรากฏการณ์ที่ผิว (skin effect) และการถ่ายเทความร้อน (heat transfer) ซึ่งจากปรากฏการณ์ทั้งสามทำให้สามารถอธิบายการให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำโดยย่อได้ดังนี้ เมื่อให้ไฟฟ้ากระแสสลับผ่านเข้าสู่ขดลวดเหนี่ยวนำที่มีโลหะอยู่ภายใน กระแสไฟฟ้าที่จ่ายเข้าสู่ขดลวดเหนี่ยวนำจะเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นในขดลวดคล้องผ่านโลหะภายใน เนื่องจากวัสดุภายในเป็นโลหะสนามแม่เหล็กที่คล้องผ่านชิ้นงานจะเหนี่ยวนำให้มีกระแสไฟฟ้าไหล โดยกระแสส่วนมากจะไหลผ่านชิ้นงานในบริเวณความถี่ระดับผิวของวัสดุ โดยกระแสที่ไหลวนรอบวัสดุทำให้เกิดความร้อนขึ้นที่บริเวณผิวของวัสดุ ซึ่งความร้อนนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่เหนี่ยวนำและความต้านทานสมมูลของเส้นทางที่กระแสไหลผ่าน โดยความร้อนที่เกิดขึ้นนี้จะเกิดการถ่ายเทไปสู่บริเวณอื่น ๆ โดยการนำความร้อน การพาความร้อน และการแผ่รังสีที่บริเวณผิวของโลหะที่เกิดความร้อน จากหลักการให้ความร้อนด้วยแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่ายกล่าวคือ เมื่อมีกระแสไหลผ่านขดลวดซึ่งพันอยู่รอบโลหะจะเกิดสนามแม่เหล็กขึ้นรอบ ๆ ขดลวดนั้น โดยโลหะนั้นจะถูกเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนภายในและเกิดความร้อนขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.7



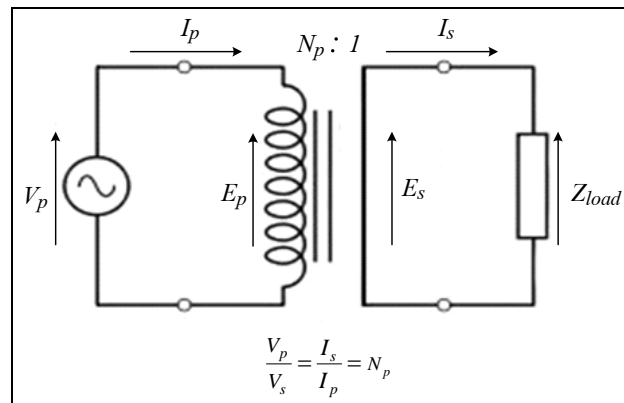
รูปที่ 2.7 การให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย

จากรูปที่ 2.7 เป็นการแสดงถึงหลักการให้ความร้อนด้วยแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย โดยให้มีกระแสไหลผ่านขดลวดที่พันอยู่รอบ โลหะแล้วทำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นรอบ ๆ ขดลวดนั้น ถ้าพิจารณาทั้งระบบจะพบว่าคล้ายกับเป็นหม้อแปลงชุดหนึ่ง โดยที่ขดลวดเหนี่ยวนำจะเป็นเสมือนขดลวดปฐมภูมิ (primary coil) ของหม้อแปลงที่มีจำนวนรอบเท่ากับจำนวนรอบของขดลวดเหนี่ยวนำในวัสดุโลหะที่ถูกให้ความร้อนจะถูกเปรียบเสมือนขดลวดทุติยภูมิ (secondary coil) ของหม้อแปลงที่มีจำนวนรอบเป็น 1 รอบเท่านั้น เมื่อไฟฟ้ากระแสสลับที่ถูกเหนี่ยวนำขึ้นในโลหะจะไหลอยู่ภายในเนื้อโลหะ ซึ่งสามารถเปรียบได้เป็นภาระทางไฟฟ้าที่มีสภาพเกือบจะลัดวงจร เนื่องจากความต้านทานสมมูลของในวัสดุค่อนข้างต่ำมาก โดยจากการอธิบายข้างต้นหากจะเขียนเป็นวงจรสมมูลเปรียบเทียบกันระหว่างหม้อแปลงไฟฟ้ากับการให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำจะแสดงให้เห็นได้อย่างชัดเจนในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 วงจรพื้นฐานของหม้อแปลงไฟฟ้า

โดยจากรูปที่ 2.8 แสดงให้เห็นถึงวงจรพื้นฐานของหม้อแปลงไฟฟ้าทั่วไป และรูปที่ 2.9 แสดงถึงวงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำและในวัสดุภาวะทางไฟฟ้า



รูปที่ 2.9 วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาวะทางไฟฟ้า

จากรูปที่ 2.9 วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาวะทางไฟฟ้า ถ้า I_p เป็นกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านขดลวดเหนี่ยวนำเป็นสาเหตุให้เกิดการเหนี่ยวนำกระแสไฟฟ้า I_s ไหลวนอยู่ในโลหะจากกฎความสัมพันธ์ของหม้อแปลงไฟฟ้าจะทำให้กระแสทั้งสองมีความสัมพันธ์กัน ดังสมการที่ (2.29)

$$I_s = N_p I_p \quad (2.29)$$

โดยที่ N_p คือจำนวนรอบของขดลวดเหนี่ยวนำ ซึ่งกำลังสูญเสียเป็นความร้อนในวัสดุจะมีค่าเท่ากับสมการที่ 2.32 เมื่อ R_w คือความต้านทานสมมูลในวัสดุ

$$P_w = (N_p I_p)^2 R_w \quad (2.30)$$

2.5.2 ที่มาของผลต่างสปีบนื่องเชิงเวลา

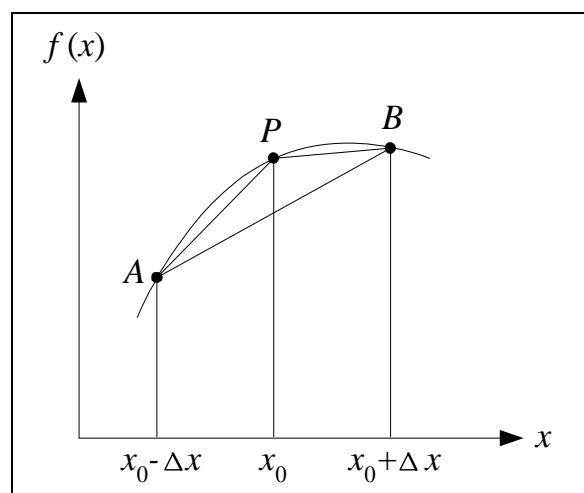
วิธีการคำนวณแบบผลต่างสปีบนื่องเชิงเวลาหรือเรียกกันว่า FDTD ได้ถูกคิดค้นขึ้นมาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1966 ซึ่งได้มีการปรับปรุงและพัฒนาวิธีการดังกล่าวมาอย่างต่อเนื่องจากหลายนักวิจัยที่มีความสนใจและเชื่อมั่นในวิธีการนี้ เพื่อให้เกิดความเหมาะสมและมีประสิทธิภาพในทุกแง่มุมกับปัญหาที่พิจารณา วิธีการแบบผลต่างสปีบนื่องเชิงเวลา คือ วิธีการคำนวณเชิงเลขเพื่อหาผลเฉลยของ

ปัญหาทางแม่เหล็กไฟฟ้า ผู้ริเริ่ม คือ Kane S. Yee โดยได้นำเสนอแนวความคิดการใช้วิธีประมาณการคำนวณเชิงเลขแบบผลต่างสี่เหลี่ยมสำหรับการแก้ปัญหาสมการแมกซ์เวลล์ในพิกัดฉาก กระบวนการวิเคราะห์ที่มีลักษณะเป็นการแก้ปัญหาแบบสองมิติด้วยการใส่แทรกคลื่นระนาบเข้าไปในกล่องสี่เหลี่ยมตัวนำที่สามารถจำลองได้เฉพาะปัญหาโครงสร้างที่ล้อมรอบด้วยตัวนำเท่านั้น ซึ่งเป็นสาเหตุให้วิธีการนี้ไม่ได้รับความสนใจในตอนแรกเริ่ม จนกระทั่งเมื่อการวิเคราะห์โครงสร้างปัญหาแบบเปิดสามารถกระทำได้ วิธีผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงเวลาจึงเริ่มเป็นที่รู้จักกันอย่างแพร่หลาย ซึ่ง Allen Taflov เป็นบุคคลที่จุดประกายความสนใจนี้ขึ้น และมีบทบาทเป็นอย่างมากในเวลาต่อมา โดยเขาได้ศึกษาและวิเคราะห์อย่างจริงจังจนมีหนังสือตำราและบทความออกเผยแพร่มากมาย เป็นที่ยอมรับกันอย่างกว้างขวางในการสำรวจความเป็นมาของวิธีผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงเวลา

2.5.3 รูปแบบผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงเวลา

การแก้สมการเชิงอนุพันธ์ย่อยด้วยวิธีการแบบผลต่างสี่เหลี่ยมต้องศึกษาการประมาณค่าผลต่างสี่เหลี่ยมเนื่องจากสมการเชิงอนุพันธ์ที่ให้มาได้อ่างไร จากฟังก์ชัน $f(x)$ ที่ให้มาดังแสดงในรูปที่ 2.11 สามารถประมาณโดยใช้อนุพันธ์อันดับหนึ่ง โดยใช้ความชันของเส้นโค้ง PB ให้เป็นสูตรผลต่างสี่เหลี่ยมไปข้างหน้า (forward difference formula) ดังสมการต่อไปนี้

$$f'(x_0) \approx \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0)}{\Delta x} \quad (2.31)$$



รูปที่ 2.10 การประมาณสำหรับ $f(x)$ ที่จุด P โดยใช้ผลต่างแบบสี่เหลี่ยมไปข้างหน้าไปข้างหลัง และตรงกลาง ตามลำดับ

โดยความชันของเส้นโค้ง AP ให้เป็นสูตรผลต่างสืบเนื่องไปข้างหลัง (backward difference formula) และความชันของเส้นโค้ง AB ให้เป็นสูตรผลต่างสืบเนื่องตรงกลาง (central difference formula) ดังสมการต่อไปนี้

$$f'(x_0) \approx \frac{f(x_0) - f(x_0 - \Delta x)}{\Delta x} \quad (2.32)$$

$$f'(x_0) \approx \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0 - \Delta x)}{2\Delta x} \quad (2.33)$$

และสามารถประมาณอนุพันธ์อันดับสองของ $f(x)$ ที่จุด P ได้ดังนี้

$$f''(x_0) \approx \frac{f'(x_0 + \frac{\Delta x}{2}) - f'(x_0 - \frac{\Delta x}{2})}{\Delta x}$$

$$f''(x_0) \approx \frac{1}{\Delta x} \left\{ \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0)}{\Delta x} - \frac{f(x_0) - f(x_0 - \Delta x)}{\Delta x} \right\} \quad (2.34)$$

$$f''(x_0) \approx \frac{f(x_0 + \Delta x) - 2f(x_0) + f(x_0 - \Delta x)}{(\Delta x)^2}$$

อีกหนึ่งทางเลือกสามารถหาสมการผลต่างสืบเนื่อง คือ การวิเคราะห์ด้วยสมการอนุกรมของเทเลอร์ (Taylor's series) ดังนี้

$$f(x_0 + \Delta x) = f(x_0) + \Delta x f'(x_0) + \frac{1}{2!} (\Delta x)^2 f''(x_0) + \frac{1}{3!} (\Delta x)^3 f'''(x_0) + \dots \quad (2.35)$$

$$f(x_0 - \Delta x) = f(x_0) - \Delta x f'(x_0) + \frac{1}{2!} (\Delta x)^2 f''(x_0) - \frac{1}{3!} (\Delta x)^3 f'''(x_0) + \dots \quad (2.36)$$

เมื่อนำสมการ (2.35) และ (2.36) รวมกันจะได้

$$f(x_0 + \Delta x) + f(x_0 - \Delta x) = 2f(x_0) + (\Delta x)^2 f''(x_0) + O(\Delta x)^4 \quad (2.37)$$

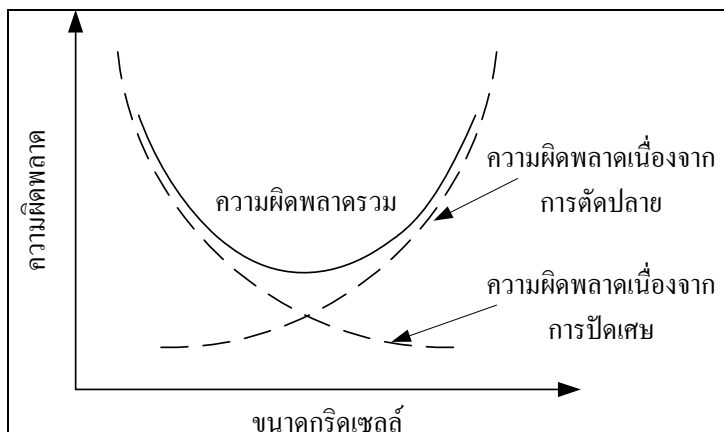
เมื่อพจน์ $O(\Delta x)^4$ คือ ค่าความผิดพลาดที่อยู่ในรูปของความผิดพลาดที่เกิดจากการตัดปลาย (truncation errors) โดยการตัดพจน์ $O(\Delta x)^4$ ออกเนื่องจากมีค่าน้อยมากจนไม่ต้องนำมาพิจารณา จะได้สมการ (2.38) ซึ่งพบว่าตรงกับสมการ (2.34) นำสมการ (2.35) ลบด้วย (2.36) และตัดพจน์ที่ยกกำลังมากกว่าหรือเท่ากับสามทิ้งไป และทำให้ได้สมการดังนี้

$$f''(x_0) \approx \frac{f(x_0 + \Delta x) - 2f(x_0) + f(x_0 - \Delta x)}{(\Delta x)^2} \quad (2.38)$$

ด้วยเหตุผลเดียวกันจะได้สมการ (2.39) ซึ่งตรงกับสมการ (2.33) ดังนี้

$$f'(x_0) \approx \frac{f(x_0 + \Delta x) - f(x_0 - \Delta x)}{2\Delta x} \quad (2.39)$$

ความถูกต้องและเสถียรภาพของผลการแก้สมการแบบผลต่างสี่บนั้น อาจเกิดความผิดพลาดจาก 3 สาเหตุซึ่งจะต้องพิจารณาสำหรับการคำนวณเชิงเลขในทางปฏิบัติ ได้แก่ ความผิดพลาดเนื่องจากการจำลองรูปทรง ความผิดพลาดเนื่องจากการตัดปลาย และความผิดพลาดเนื่องจากการปัดเศษความผิดพลาดอันเนื่องมาจากการจำลองรูปทรงของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ อาจมีความสลับซับซ้อนในขณะที่ความผิดพลาดจากการตัดปลายนั้นเกิดจากการแก้สมการที่มีผลต่างสี่บเนื่อง พจน์ที่มีลำดับสูง ๆ สำหรับอนุกรมของเทเลอร์จะถูกตัดทิ้งไป ส่วนความผิดพลาดเนื่องจากการปัดเศษเป็นความผิดพลาดในทางคำนวณที่เกิดจากเครื่องคอมพิวเตอร์ที่จะต้องมีค่าแน่นอนค่าใดค่าหนึ่งและเนื่องจากการคำนวณด้วยวิธีแบบผลต่างสี่บเนื่อง จะคำนวณโดยการแบ่งรูปทรงจำลองเป็นรูปแบบของขนาดกริดเซลล์ ดังนั้นหากต้องการให้เกิดความผิดพลาดน้อยที่สุดจะต้องนำความผิดพลาดทั้งสองมาพิจารณาร่วมกัน โดยสมมุติว่าไม่มีความผิดพลาดเนื่องจากการจำลองรูปทรง ดังแสดงในรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 ความผิดพลาดในฟังก์ชันของขนาดกริดเซลล์

พิจารณาได้ว่าการกำหนดขนาดของกริดเซลล์ให้มีขนาดเล็กมาก ๆ นั้นไม่ได้ทำให้เกิดผลดีเพราะทำให้ความผิดพลาดเนื่องจากการปิดเศษเกิดมาก แต่ในทางกลับกันจะทำให้เกิดความผิดพลาดเนื่องจากการตัดปลายน้อยลง ถ้าขนาดกริดเซลล์มีขนาดใหญ่มากขึ้นจะทำให้เกิดผลในทางตรงกันข้าม ดังนั้นในการจำลองปัญหาด้วยระเบียบวิธีผลต่างสลับเนื่องเชิงเวลา จึงควรเลือกขนาดของกริดเซลล์ให้มีขนาดที่เหมาะสม เพื่อลดความผิดพลาดรวมจึงเริ่มการหาสมการของระเบียบวิธีผลต่างสลับเนื่องเชิงเวลาจากสมการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในตัวกลางที่มีคุณสมบัติทางกายภาพเหมือนกันตลอด ซึ่งจะได้สมการของแมกซ์เวลล์ดังสมการที่ (2.40) และ (2.41) โดยเป็นสมการที่ได้จากกฎของฟาราเดย์และกฎของแอมแปร์ ตามลำดับ

$$\nabla \times \bar{E} = -\bar{J}_m - \frac{\partial \bar{B}}{\partial t} \quad (2.40)$$

$$\nabla \times \bar{H} = -\bar{J}_c - \frac{\partial \bar{D}}{\partial t} \quad (2.41)$$

เมื่อ \bar{E} และ \bar{H} คือ ความเข้มสนามไฟฟ้าและความเข้มสนามแม่เหล็ก \bar{D} และ \bar{B} คือ ความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้าและแม่เหล็กและ \bar{J}_c และ \bar{J}_m คือ ความหนาแน่นกระแสไฟฟ้าและแม่เหล็กตามลำดับ จากสมการ (3.10) ในตัวกลางที่เป็นเชิงเส้นไอโซทรอปิก (linear isotropic medium) นั้นสมการความสัมพันธ์ของ \bar{B} และ \bar{D} สัมพันธ์กับ \bar{H} และ \bar{E} ตามลำดับ มีความสัมพันธ์ดังนี้ (Berenger, 1994)

$$\bar{B} = \mu \bar{H} \quad (2.42)$$

$$\bar{D} = \varepsilon \bar{E} \quad (2.43)$$

เมื่อ μ คือ ค่าความซึมทราบได้สนามแม่เหล็กและ ε คือ ค่าสภาพยอมสนามไฟฟ้าของตัวกลาง ถ้าพิจารณาตัวกลางที่มีการสูญเสียความหนาแน่นกระแสไฟฟ้าและแม่เหล็ก \bar{J}_c และ \bar{J}_m จะสัมพันธ์กับ \bar{E} และ \bar{H} ที่กำหนดโดยกฎของโอห์มได้ดังสมการ (2.44) และ (2.45)

$$\bar{J}_c = \sigma \bar{E} \quad (2.44)$$

$$\bar{J}_m = \sigma^* \bar{H} \quad (2.45)$$

ถ้าแทนสมการ (2.42) จนถึง (2.45) ลงในสมการ (2.40) และ (2.41) แล้วจัดรูปใหม่จะได้ดังนี้

$$\mu \frac{\partial \bar{H}}{\partial t} + \sigma^* \bar{H} = -\nabla \times \bar{E} \quad (2.46)$$

$$\varepsilon \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} + \sigma \bar{E} = \nabla \times \bar{H} \quad (2.47)$$

$$\frac{\partial \bar{H}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu} \nabla \times \bar{E} - \frac{\sigma^*}{\mu} \bar{H} \quad (2.48)$$

$$\frac{\partial \bar{E}}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \nabla \times \bar{H} - \frac{\sigma}{\varepsilon} \bar{E} \quad (2.49)$$

และเมื่อใช้เอกลักษณ์เวกเตอร์ของเคิร์ลของเวกเตอร์ในระบบพิกัดฉาก คือ

$$\nabla \times \bar{A} = \hat{a}_x \left[\frac{\partial A_z}{\partial y} - \frac{\partial A_y}{\partial z} \right] + \hat{a}_y \left[\frac{\partial A_x}{\partial z} - \frac{\partial A_z}{\partial x} \right] + \hat{a}_z \left[\frac{\partial A_y}{\partial x} - \frac{\partial A_x}{\partial y} \right] \quad (2.50)$$

จากสมการที่ (2.50) เมื่อนำมาเขียนส่วนประกอบของเวกเตอร์ของตัวดำเนินการในสมการ (2.48) และ (2.49) จะได้สมการอนุพันธ์หกสมการที่อยู่ในระบบพิกัดฉากดังนี้

$$\mu \frac{\partial H_x}{\partial t} + \sigma^* H_x = \frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \quad (2.51)$$

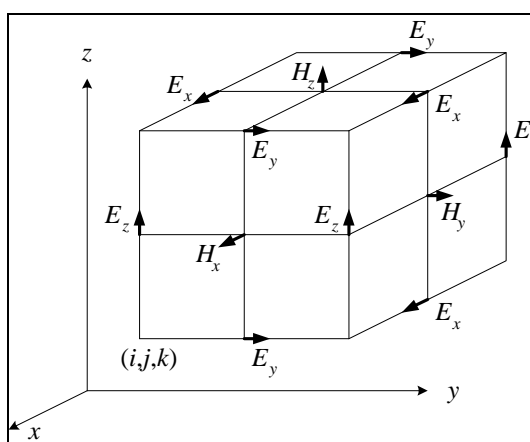
$$\mu \frac{\partial H_y}{\partial t} + \sigma^* H_y = \frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} \quad (2.52)$$

$$\mu \frac{\partial H_z}{\partial t} + \sigma^* H_z = \frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} \quad (2.53)$$

$$\varepsilon \frac{\partial E_x}{\partial t} + \sigma E_x = \frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} \quad (2.54)$$

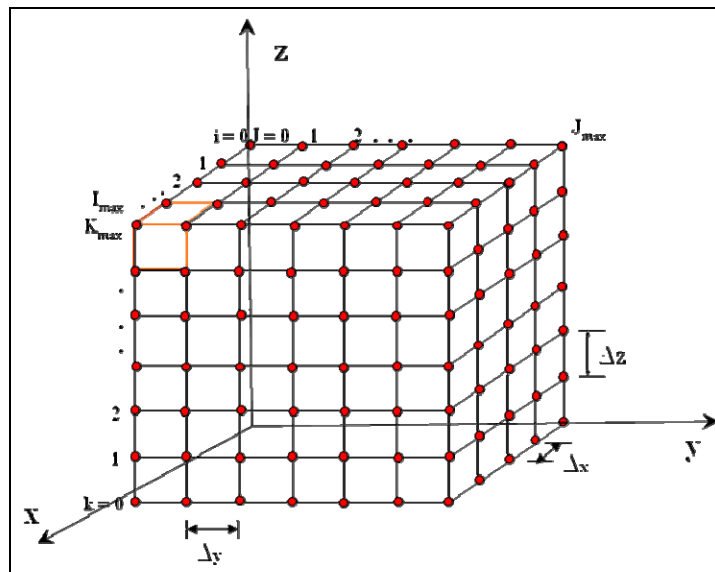
$$\varepsilon \frac{\partial E_y}{\partial t} + \sigma E_y = \frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} \quad (2.55)$$

$$\varepsilon \frac{\partial E_z}{\partial t} + \sigma E_z = \frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} \quad (2.56)$$



รูปที่ 2.12 โครงสร้างส่วนประกอบสนามในหน่วยเซลล์ของ Yee

ระบบสมการอนุพันธ์ทั้งหกสมการในสมการ (2.51) ถึง (2.56) จะเป็นสมการพื้นฐานของวิธีการผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลา โดย (Yee, 1966) ได้นำเสนอการใช้ผลต่างสี่บเนื่องตรงกลางเพื่อประมาณหาคำตอบของระบบสมการ (2.58) ถึง (2.61) ไว้ในการที่จะใช้สูตรผลต่างสี่บเนื่องตรงกลางเพื่อหาคำตอบของนิพจน์ $f(x, y, z; t)$ โดยการแบ่งปริมาตรที่จะคำนวณหาสนามออกเป็น ส่วนย่อย ๆ เรียกว่า กริดเซลล์หรือเซลล์ตาข่าย (grid cell) ดังแสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 การแบ่งปริมาตรที่จะคำนวณสนามเป็นเซลล์ตาข่าย

จากรูปที่ 2.13 สามารถแสดงความสัมพันธ์ที่ไม่ต่อเนื่อง (discrete) ระหว่างตำแหน่งและเวลาได้ดังนี้

$$\begin{aligned} x &= i\Delta x & i &= 0, 1, 2, \dots, I_{\max} \\ y &= j\Delta y & j &= 0, 1, 2, \dots, J_{\max} \\ z &= k\Delta z & k &= 0, 1, 2, \dots, K_{\max} \\ t &= n\Delta t & n &= 0, 1, 2, \dots, N_{\max} \end{aligned}$$

ถ้าให้สัญลักษณ์ของนิพจน์ที่ไม่ต่อเนื่อง $f(x, y, z; t)$ ที่จุดใด ๆ ของตาข่ายเป็น

$$f(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z; n\Delta t) = f_{i,j,k}^n \quad (2.57)$$

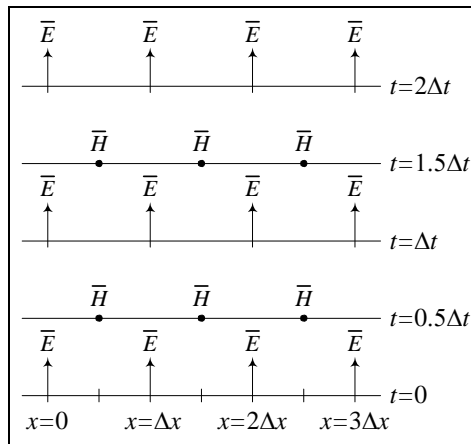
และใช้สัญลักษณ์นี้แทนในสูตรผลต่างสี่บเนื่องตรงกลางซึ่งสามารถพิสูจน์หาสูตรของอนุพันธ์ในเชิงตำแหน่งและเวลา ได้ดังต่อไปนี้

$$\frac{\partial f_{i,j,k}^n}{\partial x} \approx \frac{f_{i+1/2,j,k}^n - f_{i-1/2,j,k}^n}{\Delta x} \quad (2.58)$$

$$\frac{\partial f_{i,j,k}^n}{\partial y} \approx \frac{f_{i,j+1/2,k}^n - f_{i,j-1/2,k}^n}{\Delta y} \quad (2.59)$$

$$\frac{\partial f_{i,j,k}^n}{\partial z} \approx \frac{f_{i,j,k+1/2}^n - f_{i,j,k-1/2}^n}{\Delta z} \quad (2.60)$$

$$\frac{\partial f_{i,j,k}^n}{\partial t} \approx \frac{f_{i,j,k}^{n+1/2} - f_{i,j,k}^{n-1/2}}{\Delta t} \quad (2.61)$$



รูปที่ 2.14 ช่วงเวลาตามแอลกอริทึมของ Yee

จากอัลกอริทึมช่วงเวลาตามแอลกอริทึมของ Yee (leapfrog algorithm) จะแสดงส่วนประกอบของ \bar{E} และ \bar{H} จะถูกคำนวณหาในทุกรอบของช่วงเวลา ดังแสดงในรูปที่ 2.15 ซึ่งเป็นรูปแบบของอัลกอริทึมของ Yee จะสลับระหว่างสนามไฟฟ้า \bar{E} และสนามแม่เหล็ก \bar{H} ด้วยระยะห่างของเวลาโดยที่การคำนวณของสนาม \bar{E} ทุกตำแหน่งแบบสามมิติแล้วเสร็จ จะถูกเก็บไว้ในหน่วยความจำของการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อที่จะใช้ในการคำนวณสนามแม่เหล็ก \bar{H} ในเวลาถัดไป และจากนั้นทุกส่วนประกอบของสนามแม่เหล็ก \bar{H} คำนวณจนแล้วเสร็จ จะใช้ผลในการคำนวณหาสนามไฟฟ้า \bar{E} ต่อไป ซึ่งขั้นตอนการคำนวณจะกระทำวนซ้ำกลับไปกลับมาจนกระทั่งสิ้นสุดเงื่อนไขการคำนวณที่ได้กำหนดไว้ เมื่อตำแหน่งของส่วนประกอบสนามไฟฟ้า

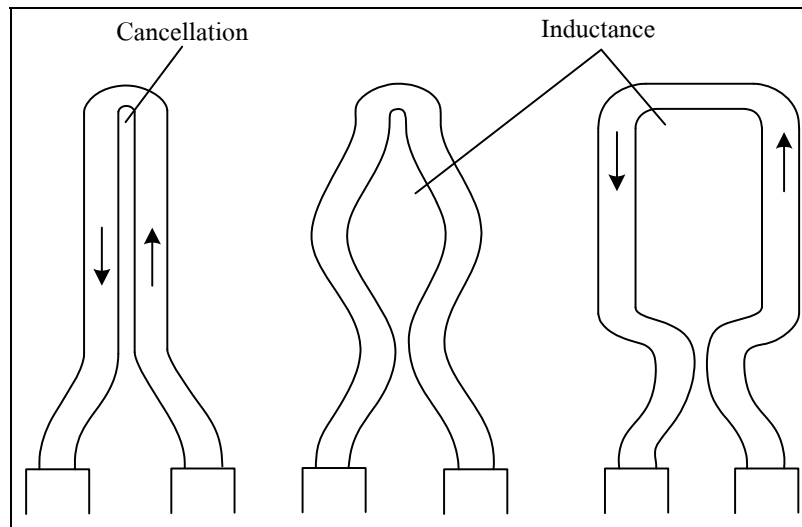
และแม่เหล็กบนเซลล์ตาข่าย ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.13 ซึ่งเป็นแบบจำลองที่สร้างขึ้นเพื่ออธิบาย อัลกอริทึมของ Yee จากส่วนประกอบของสนามไฟฟ้า \vec{E} และสนามแม่เหล็ก \vec{H} ถูกจัดวางไว้ ระหว่างกลางของกันและกันในสามมิติ ดังนั้นส่วนประกอบของสนามไฟฟ้า \vec{E} ใด ๆ จะถูกล้อมรอบด้วยส่วนประกอบของสนามแม่เหล็ก \vec{H} จำนวน 4 ค่า และส่วนประกอบของสนามแม่เหล็ก \vec{H} ใด ๆ ก็จะถูกล้อมรอบด้วยสนามไฟฟ้า \vec{E} จำนวน 4 สนามเช่นเดียวกัน

2.6 หลักการของขดลวดเหนี่ยวนำ

2.6.1 รูปแบบโดยทั่วไปของขดลวดเหนี่ยวนำ

ขดลวดเหนี่ยวนำหรือขดลวดให้ความร้อนเป็นขดลวดที่สร้างสนามแม่เหล็กไปเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนขึ้นที่วัสดุและเป็นผลให้เกิดความร้อน ซึ่งการออกแบบรูปร่างขนาด และจำนวนรอบขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ เช่น ขึ้นอยู่กับขนาด รูปร่างและชนิดของวัสดุที่ใช้ทำขดลวดเหนี่ยวนำและวัสดุ ตลอดจนความถี่ของไฟฟ้ากระแสสลับที่ใช้ป้อนให้กับขดลวดเหนี่ยวนำ ดังนั้นทั้งประสิทธิภาพและตัวประกอบดังกล่าวข้างต้น หลักการพื้นฐานประกอบไปด้วย

- 1) ขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องอยู่ใกล้วัสดุให้มากที่สุดเพื่อให้เกิดการส่งผ่านพลังงานสูงสุด ซึ่งสามารถอธิบายได้โดยการที่มีจำนวนเส้นแรงแม่เหล็กตัดผ่านขึ้นงานได้มากขึ้นเมื่ออยู่ใกล้ขึ้นงานมากขึ้น
- 2) ในกรณีที่ขดลวดเหนี่ยวนำเป็นขด โซลีนอยด์เส้นแรงแม่เหล็กจะคล่องผ่านภายในขดลวดมากที่สุด ซึ่งตำแหน่งนี้จะให้อัตราการกระแสไหลวนในวัสดุมากที่สุด
- 3) เนื่องจากเส้นแรงแม่เหล็กจะมีความหนาแน่นมากที่สุดที่ตำแหน่งใกล้ขดลวดเหนี่ยวนำและจะลดลงเมื่อห่างออกไป โดยที่ตำแหน่งศูนย์กลางของขดลวดเหนี่ยวนำจะมีเส้นแรงแม่เหล็กน้อยที่สุด ดังนั้นถ้าวัสดุถูกวางไม่ตรงกลางขดลวดเหนี่ยวนำพื้นที่ที่อยู่ใกล้กับขดลวดเหนี่ยวนำจะถูกเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนมากกว่าส่งผลให้ไม่ได้รับความร้อนสม่ำเสมอ
- 4) ที่จุดต่อของเส้นลวดตัวนำกับขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจะมีค่าอ่อนมาก ดังนั้นศูนย์กลางสนามแม่เหล็กไม่จำเป็นจะต้องเป็นศูนย์กลางทางเรขาคณิต ด้วยเหตุนี้จะมีผลอย่างมากสำหรับขดลวดเหนี่ยวนำที่มีรอบเดียว แต่ถ้ามีจำนวนรอบมากขึ้นสภาวะนี้จะมีผลน้อยลง โดยการจับวัสดุหมุนไปด้วยขณะที่มีการเหนี่ยวนำให้เกิดความร้อน เพื่อให้วัสดุได้รับกระแสไหลวนจนเกิดเป็นความร้อนอย่างสม่ำเสมอ
- 5) การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องไม่ทำให้เกิดการหักล้างสนามแม่เหล็ก ดังแสดงในรูปที่ 2.15 ด้านซ้ายสุดจะไม่มีค่าอินดักแตนซ์

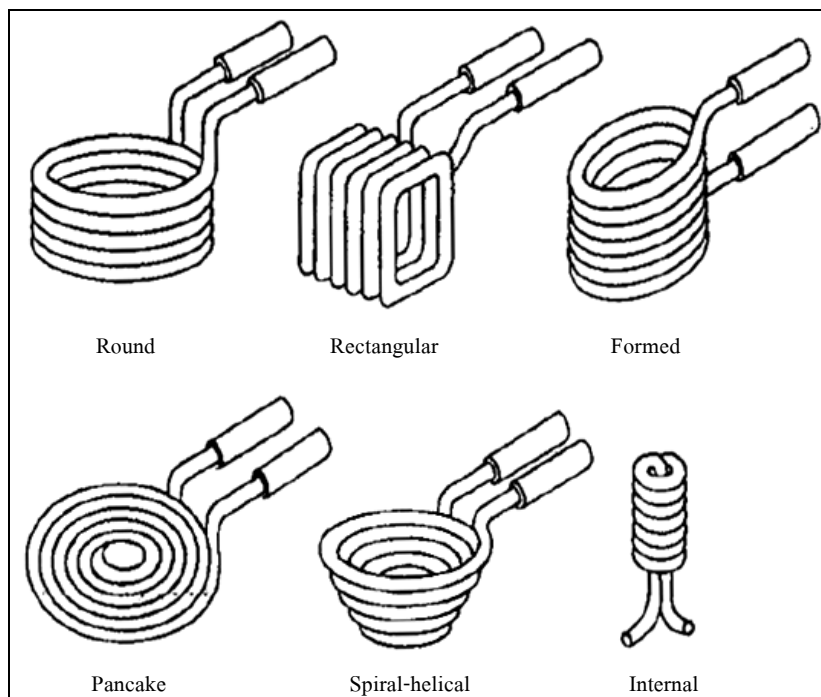


รูปที่ 2.15 การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำกับค่าอินดักแตนซ์

จากเหตุผลข้างต้นขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องสามารถทำให้เกิดความหนาแน่นเส้นแรงแม่เหล็กในพื้นที่ที่ต้องการให้ความร้อนได้ ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภทหลักดังนี้

- 1) A helical solenoid จะให้ความร้อนแก่ชิ้นงานภายในขดลวดเหนี่ยวนำ
- 2) A pancake coil จะให้ความร้อนเฉพาะบริเวณผิวหน้าด้านหนึ่งของชิ้นงาน
- 3) An internal coil จะให้ความร้อนบริเวณรอบนอกของขดลวดเหนี่ยวนำ

โดยทั่วไปแล้วขดลวดเหนี่ยวนำนิยมจากท่อทองแดงกลวง ทั้งนี้เพราะทองแดงเป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดี ทำให้มีกำลังสูญเสียในขดลวดเหนี่ยวนำต่ำ ซึ่งส่งผลให้ระบบมีประสิทธิภาพสูง ดังแสดงในรูปที่ 2.15 ซึ่งเป็นลักษณะตัวอย่างขดลวดแบบต่าง ๆ เช่น (1) แบบ round rectangular formed (2) pancake (3) spiral-helical และ (4) internal โดยขดลวดแบบต่าง ๆ เหล่านี้จะถูกนำไปใช้ตามสภาวะของงานตามรูปร่างวัสดุที่มีความเหมาะสม อย่างไรก็ตามเนื่องจากความหนาแน่นของกระแสที่ไหลในขดลวดเหนี่ยวนำมีค่าสูงความร้อนที่เกิดจากกระแสที่ไหลในขดลวดเหนี่ยวนำนั้นจะมีค่ามาก ดังนั้นจึงต้องใช้ท่อทองแดงกลวงเพื่อที่สามารถระบายความร้อนที่เกิดขึ้นภายในขดลวดเหนี่ยวนำได้ด้วยของเหลว เช่น นำน้ำผ่านเข้าไปในท่อ



รูปที่ 2.16 การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำกับค่าอินดักแตนซ์

2.6.2 การหาค่าความเหนี่ยวนำ

สำหรับการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำนั้นจะต้องคำนึงถึงคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อกระแสไฟฟ้าในขดลวด จำนวนเส้นแรงแม่เหล็กหรือความเข้มของสนามแม่เหล็กโดยรวม โดยการคำนวณหรือการพิจารณาค่าความเหนี่ยวนำนั้นถูกกำหนดโดย 4 ปัจจัยดังนี้

1) จำนวนรอบของขดลวด โดยถ้าตัวเหนี่ยวนำมีจำนวนรอบของขดลวดมากขึ้น สนามแม่เหล็กที่เกิดจากการไหลผ่านของกระแสไฟฟ้าในขดลวดเกิดขึ้นมากด้วย สนามแม่เหล็กปริมาณมากนี้จะทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้นในตัวเหนี่ยวนำ และจากการที่มีเส้นแรงแม่เหล็กจำนวนมากตัดกับขดลวด จึงส่งผลให้ค่าความเหนี่ยวนำมากตามไปด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนรอบของขดลวด

2) พื้นที่ของขดลวด โดยถ้าพื้นที่ของขดลวดเพิ่มขึ้นสำหรับขดลวดที่มีจำนวนรอบใด ๆ จะทำให้เส้นแรงแม่เหล็กมีจำนวนมากขึ้นด้วย และการมีสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าความเหนี่ยวนำเพิ่มขึ้นตาม ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพื้นที่ของขดลวด

3) ความยาวของขดลวด โดยถ้าทำให้ขดลวดจำนวน 4 รอบขยายพื้นที่ออกผลรวมของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวดแต่ละขดจะมีปริมาณลดลง แต่ในทางกลับกันถ้าขดลวดที่มีจำนวนเท่าเดิมนี้นำมาพันให้อยู่ชิดกันมากขึ้นความยาวของขดลวดสั้นลงสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวด

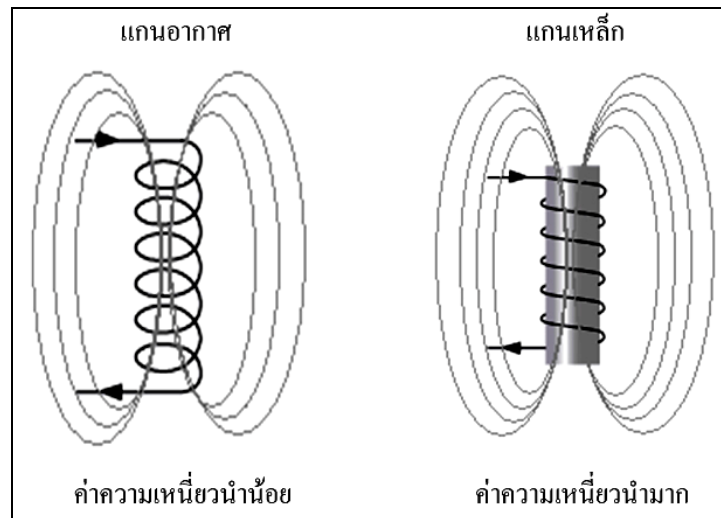
ในแต่ละขดจะเสริมซึ่งกันและกันทำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่มีปริมาณมากขึ้น ส่งผลให้ค่าความเหนี่ยวนำมีค่ามากด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนผกผันกับความยาวของขดลวด

4) วัสดุที่นำมาทำแกนภายในขดลวดตัวเหนี่ยวนำ ซึ่งส่วนมากมีแกนที่ทำจากวัสดุจำพวกนิกเกิล โคบอลต์ เหล็ก เพอร์ไรต์ และอัลลอย ซึ่งแกนเหล่านี้มีคุณสมบัติที่จะช่วยรวมหรือเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก ดังนั้น ค่าความซึมซาบได้จึงเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อค่าความเหนี่ยวนำ โดยถ้าค่าความซึมซาบได้ของวัสดุที่ใช้ทำแกนมีค่ามากแล้วจะทำให้ค่าความเหนี่ยวนำมีค่ามากตามไปด้วยดังแสดงในตารางที่ 2.4 และรูปที่ 2.17

ตารางที่ 2.4 ค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ

ค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ	
วัสดุ	ค่าความซึมซาบได้ ($\mu_r \mu_0$)
อากาศหรือสุญญากาศ	12.6×10^{-5}
นิกเกิล	6.26×10^{-5}
โคบอล	7.56×10^{-5}
เหล็กหล่อ	1.1×10^{-4}
เหล็กแท่ง	5.56×10^{-4}
แกนเหล็กหม้อแปลงไฟฟ้า	6.9×10^{-3}
เหล็กซิลิกอน	8.8×10^{-3}
เพอร์มัลลอย	0.126
ซูเปอร์มัลลอย	1.26

โดยจากตารางที่ 2.4 แสดงค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ เช่น อากาศที่มีค่าความซึมซาบได้น้อยคือ 1.26×10^{-5} เหล็กแท่งค่าความซึมซาบได้คือ 5.56×10^{-4} เหล็กซิลิกอนค่าความซึมซาบได้คือ 8.8×10^{-3} ไปจนถึงซูเปอร์มัลลอยที่ให้ค่าความซึมซาบได้มากที่สุดคือ 1.26 เป็นต้น ซึ่งปัจจัยจากวัสดุเหล่านี้นอกจากส่งผลต่อค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและเป็นผลต่อความถี่ที่ก่อให้เกิดความร้อนภายในวัสดุอีกด้วย



รูปที่ 2.17 ลักษณะของแกนภายในระหว่างอากาศและแกนเหล็ก

ในการหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเราอาจทำได้โดยการแก้สมการคลื่นโดยตรง ซึ่งโดยทั่วไปแล้วจะยุ่งยากมากหรือ อาจจะนำเอาโพซิเชิลฟังก์ชันเป็นตัวกลางเข้ามาช่วยได้ ซึ่งเป็นวิธีที่ง่าย ในที่นี้เราจะกำหนดให้ตัวกลางเป็นแบบเชิงเส้น เนื้อสม่ำเสมอ ไอโซทรอปิก และไม่มีการสูญเสีย โดยในกรณีนี้สมการแมกซ์เวลล์จะเป็นดังต่อไปนี้

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (2.62)$$

$$\nabla \times H = -j\omega\mu E + J \quad (2.63)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2.64)$$

$$\nabla \cdot D = \rho_s \quad (2.65)$$

การคำนวณหาสนามแม่เหล็ก B สามารถดำเนินการได้โดยเลี้ยงไปคำนวณหาศักย์เชิงเวกเตอร์แม่เหล็ก A ก่อน เนื่องจากสามารถคำนวณได้ง่ายกว่า โดยสนามแม่เหล็ก B สามารถคำนวณได้ด้วยการเคิร์ลศักย์เชิงเวกเตอร์แม่เหล็ก A เท่านั้น ซึ่งสามารถแสดงได้ดังนี้

$$B_A = \mu H_A = \nabla \times A \quad (2.66)$$

$$H_A = \frac{1}{\mu} \nabla \times A \quad (2.67)$$

$$\nabla \times E_A = -j\omega\mu H_A = -j\omega \nabla \times A \quad (2.68)$$

ซึ่งจะได้

$$\nabla \times [E_A + j\omega A] = 0 \quad (2.69)$$

จากเวกเตอร์เอกลักษณ์ $\nabla \times (-\nabla\varphi) = 0$ จะได้ความสัมพันธ์ดังนี้

$$E_A + j\omega A = -\nabla\varphi \quad (2.70)$$

$$E_A = -\nabla\varphi - j\omega A \quad (2.71)$$

จากสมการ Maxwell สามารถแสดงได้ดังนี้

$$\nabla \times H_A = J + \sigma E_A \quad (2.72)$$

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu} \nabla \times A \right) + \sigma \frac{\partial}{\partial t} A + \sigma \nabla\varphi = J \quad (2.73)$$

เมื่อ H_A คือความเข้มสนามแม่เหล็ก J คือความหนาแน่นของกระแส (forced current density) σ คือสภาพนำทางไฟฟ้า (electrical conductivity) E_A คือความเข้มของสนามไฟฟ้า และ φ คือ โปเทนเชียลไฟฟ้า

2.7 สรุป

หลักการบำบัดมะเร็งในลักษณะต่าง ๆ ที่ได้ถูกพัฒนาเพื่อให้ใช้บำบัดมะเร็งให้มีความเหมาะสมกับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน เป็นทางเลือกหนึ่งที่น่ามาช่วยเสริมให้วิธีการอื่นที่มีอยู่แล้ว เช่น การรักษาทางเคมีบำบัดและรังสีรักษาให้มีประสิทธิภาพการรักษาเพิ่มขึ้น โดยทำให้อุณหภูมิของเซลล์มะเร็งเพิ่มขึ้นในระดับ 41-46 องศาเซลเซียส จากนั้นก็รักษาอุณหภูมินี้ให้คงที่ตลอดการใช้งานคลื่นความถี่ต่าง ๆ ขึ้นอยู่กับลักษณะขนาดและตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง โดยจะใช้ความถี่เหนือเสียง ความถี่ 5 MHz 100 MHz 434 MHz 915 MHz หรือ 2450 MHz ซึ่งอุปกรณ์ตัวปล่อยคลื่นทำหน้าที่แผ่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าและทำให้เกิดความร้อน รวมถึงจัดรูปแบบการแผ่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าให้เป็นไปตามต้องการ โดยที่ความถี่ต่ำสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในร่างกายได้ดี แต่ความถี่สูงเช่น 915 MHz หรือ 2450 MHz จะสามารถโฟกัสสนามได้ดี และมีข้อจำกัดอยู่บริเวณต้น

บทที่ 3

การวิเคราะห์การให้ความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสีย ที่เกิดจากการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กของตัวปล่อยคลื่น

3.1 กล่าวนำ

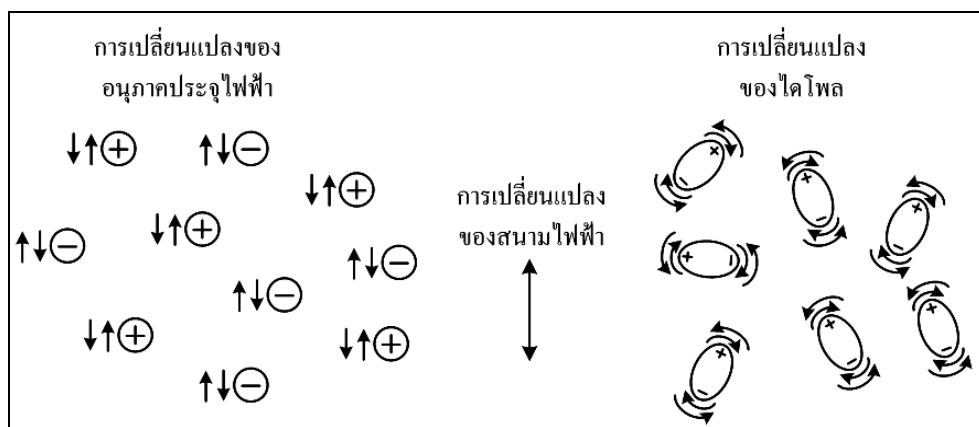
จากหลักการในการให้ความร้อนแก่บริเวณเซลล์มะเร็ง นั้นเราสามารถพิจารณาการแปรพลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าให้เป็นอนุภาค โดยการใช้สมการการส่งผ่านความร้อนวิเคราะห์การกระจายอนุภาคภายในก้อนเนื้อจำลอง โดยที่อนุภาคนี้นั้นเกิดจากพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำนั่นเอง ผลเฉลยของสมการการส่งผ่านความร้อนได้จากการคำนวณเชิงเลขแบบผลต่างสืบเนื่องเชิงเวลา ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในก้อนเนื้อจำลองที่สัมพันธ์กับเวลา เพื่อหาเงื่อนไขการจัดวางตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นที่เหมาะสมที่สุดที่จะให้ขนาดของพื้นที่การกระจายอนุภาคนี้นั้นเหมาะสมและเป็นบริเวณกว้าง

3.2 การส่งผ่านความร้อน

การพิจารณากำลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญอย่างหนึ่งที่ทำให้เกิดความร้อนภายในตัวกลางที่มีการสูญเสีย สามารถพิจารณาสมการพื้นฐานแมกซ์เวลล์ ซึ่งนำไปสู่การคำนวณหาอนุภาคนี้นั้นเพิ่มขึ้น โดยใช้วิธีการหาผลเฉลยของสมการส่งผ่านความร้อน โดยวิธีผลต่างสืบเนื่อง (finite difference method) ซึ่งเป็นวิธีเชิงเลข ภาวได้เงื่อนไขว่าเป็นตัวกลางที่มีการสูญเสียชนิดเดียวและมีการส่งผ่านความร้อนโดยการนำความร้อน (heat conduction) ภายในตัวกลางที่มีการสูญเสีย มีการพาความร้อนที่บริเวณผิวของตัวกลางที่มีการสูญเสีย และไม่คิดการระเหยของน้ำกลายเป็นไอ (มวลไม่เปลี่ยนแปลง)

ตัวกลางที่มีการสูญเสียสามารถทำให้เกิดความร้อนได้โดยการใช้พลังงานกระตุ้นที่อยู่ในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง ซึ่งกลไกของความร้อนที่เกิดขึ้นมาจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าไปกระตุ้นอนุภาคที่มีสถานะเป็นกลางทางไฟฟ้า หรือประจุไฟฟ้าที่อยู่ในตัวกลางนั้นจากสภาวะสมดุลทำให้เกิดสภาพเป็นไดโพลที่มีผลต่อสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระตุ้นให้เกิดการโพลาไรซ์ตามทิศทางของสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้น ซึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระตุ้นเป็นผลทำให้เกิดการกระจายกำลังงานในรูปของความร้อนภายในตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยอีกปรากฏการณ์หนึ่งที่เกิดควบคู่กันคือ ตัวกลางที่มีการสูญเสียสามารถเกิดความร้อนโดยตรงจากการนำไฟฟ้าเนื่องจาก

การกระจายตัวของอนุภาคประจุไฟฟ้าภายใต้อิทธิพลของการกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากภายนอก ทำให้เกิดเส้นทางการนำไฟฟ้าขึ้น โดยแหล่งกำเนิดอื่นที่ทำให้เกิดการโพลาไรซ์มาจากประจุไฟฟ้าที่บริเวณผิวของตัวกลางที่แตกต่างกับประจุไฟฟ้าในอากาศ หรือการโพลาไรซ์ของแมกเวลล์เนอร์ (maxwell-wagner polarisation) โครงสร้างของการโพลาไรซ์ของแมกเวลล์ แสดงดังรูปที่ 3.1 โดยเป็นการสลับกลับไปมาของการโพลาไรซ์เกิดขึ้นเนื่องจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงสลับทิศทาง (ชั่ว) ไปมาอย่างรวดเร็ว ซึ่งเป็นกลไกพื้นฐานของการเกิดความร้อนโดยใช้คลื่นความถี่สูง



รูปที่ 3.1 การเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าและไดโพลเนื่องจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

การแพร่กระจายพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อทำให้เกิดความร้อนแก่วัตถุใด ๆ สามารถแสดงด้วยสมการการส่งผ่านความร้อน (heat transport equation) (Metaxas et al., 1983; ดวงอาทิตย์ ศรีมูล, 2544; ชาญชัย ทอง โสกา, 2545) แสดงได้ดังนี้

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 T + \frac{\epsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_i}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \quad (3.1)$$

เมื่อ T คือ อุณหภูมิ ($^{\circ}C$)

t คือ เวลา (s)

R_T คือ ความสามารถในการกระจายอุณหภูมิ (m^2 / s)

ϵ_v คือ อัตราส่วนการถ่ายเทของ เหวลไอน้ำต่อการถ่ายเทความร้อนทั้งหมด (kg)

C_p คือ ความจุความร้อนจำเพาะของวัตถุ ($J \cdot kg^{-1} \cdot C^{-1}$)

L_h คือ ความร้อนแฝงของการกลายเป็นไอของเหลว (kJ / kg)

M_l คือ มวลของของเหลว (kg)

ρ คือ ค่าความหนาแน่นของวัสดุ ($kg \cdot m^{-3}$)

การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากสมการที่ (3.1) มีอยู่ 3 ปัจจัยคือ เทอมแรกหมายถึง การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจากการนำความร้อน เทอมที่สองหมายถึง การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากการพาความร้อน และเทอมที่สามหมายถึง การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจากกำลังงานภายนอกที่ป้อนให้แก่ระบบ เมื่อพิจารณาการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเป็นรูปทรงสามมิติ ในระบบพิกัดฉากสามารถเขียนเป็นสมการใหม่ได้เป็น

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_r \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right] + \frac{\varepsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \quad (3.2)$$

การใช้สมการผลต่างสี่บเนื่องประยุกต์ใช้กับสมการส่งผ่านความร้อนในสมการที่ (3.1) สามารถกระทำได้โดยเทอมซ้ายมือใช้สมการผลต่างสี่บเนื่องไปข้างหน้า (forward difference)

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{T(t + \Delta t) - T(t)}{\Delta t} \quad (3.3)$$

สมการที่ (3-3) เป็นอนุพันธ์ย่อยของอุณหภูมิเทียบกับเวลาหรือผลต่างของอุณหภูมิที่เวลาปัจจุบัน $T(t)$ กับเวลาในอนาคต $T(t + \Delta t)$ ต่อขนาดของเวลา Δt วินาที โดยเทอมการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากการนำความร้อนแทนด้วยสมการผลต่างสี่บเนื่องตรงกลาง (central difference) อันดับสองจะได้

$$R_r \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right] = R_r \left[\frac{T(x + \Delta x) - 2T(x) + T(x - \Delta x)}{(\Delta x)^2} + \frac{T(y + \Delta y) - 2T(y) + T(y - \Delta y)}{(\Delta y)^2} + \frac{T(z + \Delta z) - 2T(z) + T(z - \Delta z)}{(\Delta z)^2} \right] \quad (3.4)$$

สมการที่ (3.4) เป็นการหาค่าเฉลี่ยของอุณหภูมิ ณ ตำแหน่งศูนย์กลางจากค่าของอุณหภูมิ ตำแหน่งใกล้เคียงดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 การกำหนดจุดบนก้อนวัตถุตามวิธีผลต่างสี่เหลี่ยม

จากรูปที่ 3.2 ก. คือการแบ่งกริดเซลล์บนก้อนวัตถุเพื่อประยุกต์ใช้ตามวิธีผลต่างสี่เหลี่ยม โดยกำหนดให้ระยะห่างของกริดเซลล์มีขนาดเท่ากันทั้งสามด้านคือ $\Delta x = \Delta y = \Delta z$ จากนั้น ณ ตำแหน่งกึ่งกลางกริดเซลล์จะถูกแทนด้วยจุด $T_{m,n,p}$ เมื่อ m , n และ p เป็นตำแหน่งในแนวแกน x , y

และ z ตามลำดับ เมื่อพิจารณาค่าแห่งใด ๆ ที่สมมติขึ้นจะให้ความสัมพันธ์ระหว่างจุดดังรูปที่ 3.2 ข. ซึ่งสำหรับพจน์ที่แทนการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากการพาความร้อนนั้น จะใช้สำหรับการพิจารณาอุณหภูมิ ณ ตำแหน่งผิวของก้อนเนื้อจำลอง โดยจากเงื่อนไขการพาความร้อนสามารถหาได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$\frac{\partial T}{\partial n} = \frac{h}{k_t} (T_{ext} - T_{surf}) \quad (3.5)$$

เมื่อ	k_t	คือ ความนำความร้อนของวัตถุ ($W \cdot m^{-1} \cdot ^\circ C^{-1}$)
	h	คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อน ($W \cdot m^{-2} \cdot ^\circ C^{-1}$)
	n	คือ เวกเตอร์หนึ่งหน่วยตั้งฉากกับพื้นผิว ณ ตำแหน่งที่พิจารณา
	T_{surf}	คือ อุณหภูมิที่ผิวของวัตถุ ($^\circ C$)
	T_{ext}	คือ อุณหภูมิรอบ ๆ วัตถุ ($^\circ C$)

โดยใช้ความสัมพันธ์

$$L_h \rho \alpha \frac{\partial M_l}{\partial t} = -h (T_{ext} - T_{surf}) \quad (3.6)$$

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ได้จากวิธีผลต่างสืบเนื่องเชิงเวลาคือสนามในโดเมนของเวลา ดังนั้นการหาอุณหภูมิโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แปรตามเวลาสามารถกระทำได้ แต่สิ่งสำคัญต้องคำนึงถึงคือการพิจารณาถึงสเกล (scale) เวลาในอัตราส่วนที่เป็นจริง เนื่องจากการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิในขบวนการให้ความร้อนจะช้ากว่า คือ อยู่ในหน่วยของวินาที ขณะที่การเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะอยู่ในหน่วยของนาโนวินาที ดังนั้นจึงกำหนดให้ปัจจัยการสเกลเวลาเป็น α แล้วทำการคูณสมการที่ (3.2) จะได้ความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$\alpha \frac{\partial T}{\partial t} = \alpha R_T \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right] - \alpha \left(\frac{\epsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} \right) + \alpha \left(\frac{P}{\rho C_p} \right) \quad (3.7)$$

ซึ่งการกำหนดให้ตัวแปร ρ, C_p, k_t มีความเป็นอิสระจากกันในตำแหน่งอุณหภูมิและเวลาใด ๆ โดยที่ความสามารถในการกระจายอุณหภูมิ R_T มีความสัมพันธ์กับความนำความร้อน k_t ดังนี้

$$R_r = \frac{k_i}{\rho C_p} \quad (3.8)$$

เมื่อทำการแยกตัวแปรร่วมจากสมการที่ (3.7) จะได้

$$\alpha \frac{\partial T}{\partial t} = \alpha R_r \left[\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right] - \frac{\rho}{k_i} \left(\varepsilon_v L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} \right) + \alpha \left(\frac{P}{k_i} \right) \quad (3.9)$$

จากสมการที่ (3.9) จะหมายความว่า การเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิต่อเวลาในอัตราส่วน α จะเป็นการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิต่อตำแหน่งด้วยการสเกลเวลากระทำได้โดย สมมติว่าต้องการที่จะสเกลช่วงเวลาการให้ความร้อนจริงเป็น T_{heat} กับช่วงเวลาการคำนวณสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็น T_{FDTD} จะได้ปัจจัยคงที่การสเกล α เป็นดังนี้

$$\alpha = \frac{T_{heat}}{T_{FDTD}} \quad (3.10)$$

จากนั้นนำสมการที่ (3.3) และ (3.4) รวมถึงสมการที่ (3.8) แทนลงในสมการที่ (3.9) จะได้สมการสำหรับการหาการกระจายอุณหภูมิภายในวัตถุ แต่ไม่รวมการพาความร้อนในเทอมที่สองของสมการที่ (3.9) ทำให้ได้สมการดังนี้

$$\alpha \frac{T(t + \Delta t) - T(t)}{\Delta t} = \alpha R_r \left[\frac{T(x + \Delta x) - 2T(x) + T(x - \Delta x)}{(\Delta x)^2} + \frac{T(y + \Delta y) - 2T(y) + T(y - \Delta y)}{(\Delta y)^2} + \frac{T(z + \Delta z) - 2T(z) + T(z - \Delta z)}{(\Delta z)^2} \right] + \frac{P}{k_i} \quad (3.11)$$

ทำการแบ่งกริดเซลล์ตามวิธีผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลามาใช้กับสมการที่ (3.11) โดยการแบ่งเวลาและระยะห่างของตำแหน่ง (Δt , Δx , Δy , Δz) ในการคำนวณหาค่าอุณหภูมิ คือเวลาและระยะห่างของตำแหน่งที่ใช้ในการหาค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตามวิธีผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลา แต่จะอยู่ที่จุดกึ่งกลางของกริดเซลล์ดังนี้

$$\begin{aligned}
T^{n+1}(i,j,k) = T^n(i,j,k) + \Delta t \alpha R_r \cdot & \left[\frac{T^n(i+1,j,k) - 2T^n(i,j,k) + T^n(i-1,j,k)}{(\Delta x)^2} \right. \\
& + \frac{T^n(i,j+1,k) - 2T^n(i,j,k) + T^n(i,j-1,k)}{(\Delta y)^2} \\
& + \frac{T^n(i,j,k+1) - 2T^n(i,j,k) + T^n(i,j,k-1)}{(\Delta z)^2} \\
& \left. + \frac{P^n(i,j,k)}{k_r} \right]
\end{aligned} \tag{3.12}$$

การคำนวณหาการกระจายอุณหภูมิภายในก้อนวัตถุที่มีคุณสมบัติดูดซับกำลังงานในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ใช้การคำนวณหาการสูญเสียกำลังงานของตัวกลางที่มีการสูญเสียดังนี้ (Minoune et al., 1996; Bottomley et al., 1978; Kuster et al., 1992)

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} = \frac{J^2}{\sigma \rho} \tag{3.13}$$

$$P = \rho SAR \tag{3.14}$$

$$P = \frac{J^2}{\sigma} \tag{3.15}$$

- เมื่อ P คือ ค่าความหนาแน่นของกำลังงานที่สูญเสีย (W / m^3)
 SAR คือ อัตราการดูดซับกำลังงาน (W / kg)
 σ คือ ค่าความนำ (S / m)
 J คือ ความหนาแน่นของกระแส (A / m^2)

การคำนวณหาการกระจายอุณหภูมิภายในก้อนวัตถุที่มีคุณสมบัติดูดซับกำลังงานนั้นจะใช้การคำนวณจากสนามแม่เหล็กในการคำนวณหาสนามแม่เหล็ก B สามารถดำเนินการได้โดยเลี้ยงไปคำนวณหาศักย์เชิงเวกเตอร์แม่เหล็ก A เนื่องจากสามารถคำนวณได้ง่ายกว่า โดยสนามแม่เหล็ก B สามารถคำนวณได้ด้วยการเคิร์ลศักย์เชิงเวกเตอร์แม่เหล็ก A เท่านั้น ซึ่งสามารถแสดงได้ดังนี้ (Balanis, 1989; Renhart et al., 1992)

$$B_A = \mu H_A = \nabla \times A \quad (3.16)$$

$$H_A = \frac{1}{\mu} \nabla \times A \quad (3.17)$$

$$\nabla \times E_A = -j\omega\mu H_A = -j\omega \nabla \times A \quad (3.18)$$

$$\nabla \times [E_A + j\omega A] = 0 \quad (3.19)$$

จากเวกเตอร์เอกลักษณ์ $\nabla \times (-\nabla\varphi) = 0$ จะได้ความสัมพันธ์ดังนี้

$$E_A + j\omega A = -\nabla\varphi \quad (3.20)$$

$$E_A = -\nabla\varphi - j\omega A \quad (3.21)$$

จากสมการ Maxwell สามารถแสดงได้ดังนี้

$$\nabla \times H_A = J + \sigma E_A \quad (3.22)$$

$$\nabla \times \left(\frac{1}{\mu} \nabla \times A \right) + \sigma \frac{\partial}{\partial t} A + \sigma \nabla \varphi = J \quad (3.23)$$

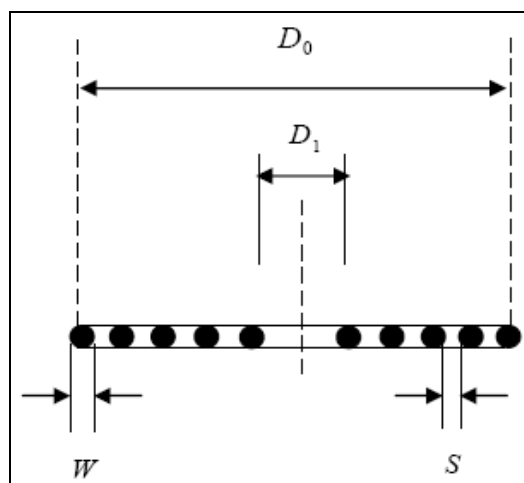
เมื่อ H_A คือความเข้มสนามแม่เหล็ก J คือความหนาแน่นของกระแส (forced current density) σ คือสภาพนำทางไฟฟ้า (electrical conductivity) E_A คือความเข้มของสนามไฟฟ้า และ φ คือโพเทนเชียลไฟฟ้า

3.3 ผลการวิเคราะห์การส่งผ่านความร้อน

การคำนวณเชิงตัวเลขนั้นผู้วิจัยได้ทำการคำนวณโดยวิธี FDTD โดยใช้ YEE's algorithm โดยกำหนดขนาดสัดส่วนให้มีขนาดเท่าของจริง โดยทำการศึกษาการจำลองการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่มีการสูญเสียที่จากความถี่ 2.45 GHz โดยใช้ตัวปล่อยคลื่น 2 แบบ คือ ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดก้นหอยและตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว

3.3.1 ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดก้นหอย

1) การออกแบบ

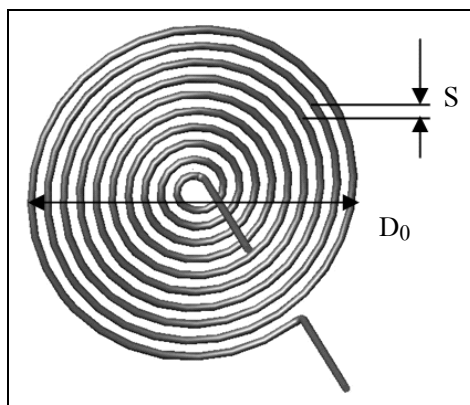


รูปที่ 3.3 ขนาดและระยะห่างของตัวปล่อยคลื่นแบบก้นหอย (Valery et al., 2003; Boadi et al., 2005)

$$L = \frac{N^2 \times A^2}{30R - 11D_1} \quad (3.24)$$

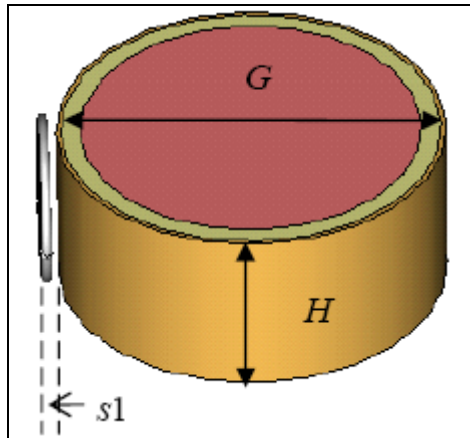
$$R = \frac{D_1 + N(W + S)}{2} \quad (3.25)$$

เมื่อ D_1 คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดด้านใน N คือ จำนวนรอบของขดลวด มีค่าเท่ากับ 7 รอบ W คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นลวดมีค่าเท่ากับ 2.25 มิลลิเมตร S คือ ระยะห่างระหว่างขดลวดค่าเท่ากับ 1 มิลลิเมตร L คือ อินดักแตนซ์มีค่าเท่ากับ $1 \mu F$ D_0 คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดด้านนอกมีค่าเท่ากับ 5 มิลลิเมตร และ R คือ รัศมีของขดลวด



รูปที่ 3.4 แสดงรูปร่างของตัวสปริงแบบก้นหอย

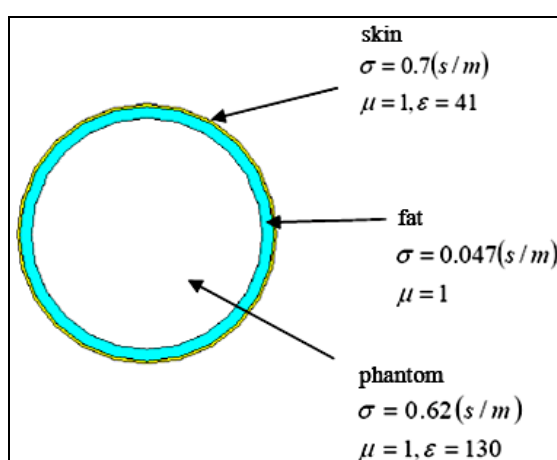
กำหนดค่าตัวกลางที่มีการสูญเสีย มีเส้นผ่านศูนย์กลาง (G) เท่ากับ 9 เซนติเมตร และความสูง (H) เท่ากับ 7 เซนติเมตร โดยกำหนดระยะห่างตัวสปริงกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย (s_1) ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ขนาดความกว้าง ความสูง และระยะห่างระหว่างตัวสปริงกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย

กำหนดรูปแบบของตัวกลางที่มีการสูญเสียประกอบด้วยชั้นผิวหนัง ชั้นไขมัน และชั้นกล้ามเนื้อ ดังนั้นจึงกำหนดค่าคงที่ต่าง ๆ ที่ใช้ในการคำนวณการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ (Vouji et al., 2000; Chanchai, T., et al., 2002)

ความถี่มีค่า	2450	MHz
อุณหภูมิเริ่มต้นของตัวกลางที่มีการสูญเสียมีค่า	37	องศาเซลเซียส
อุณหภูมิของอากาศมีค่า	25	องศาเซลเซียส
ค่าความร้อนจำเพาะ	4180	$J \cdot kg^{-1} \cdot C^{-1}$
ค่าความหนาแน่น	1000	$kg \cdot m^{-3}$
ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก	47	
การพาความร้อนของอากาศ	10	$W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}$

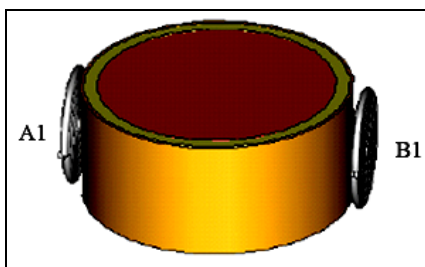


รูปที่ 3.6 ชั้นต่าง ๆ ของตัวกลางที่มีการสูญเสีย

จัดวางตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย แบ่งได้เป็นชนิดสองชุด และชนิดสี่ชุด โดย A1 B1 A2 B2 C2 และ D2 คือตัวปล่อยคลื่นและมีระยะห่างจากตัวกลางที่มีการสูญเสีย 1 มิลลิเมตร โดยมีรูปแบบการทดลองดังนี้คือ

1) กำหนดการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 กับ B1 พร้อมกัน ดังแสดงในตารางที่ 1 และป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่น A1 กับ B1 ทีละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที ดังแสดงในตารางที่ 2

2) กำหนดการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 พร้อมกันดังแสดงในตารางที่ 3 และป้อนพลังงานทีละชุดให้ตัวปล่อยคลื่นชุดละ 20 วินาทีหมุนเวียนกันไปเริ่ม ต้นจาก A2 B2 C2 และ D2 ตามลำดับ ดังแสดงในตารางที่ 4 จากนั้นทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบการกระจายพื้นที่ความร้อน ของตัวกลางที่มีการสูญเสียเมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที



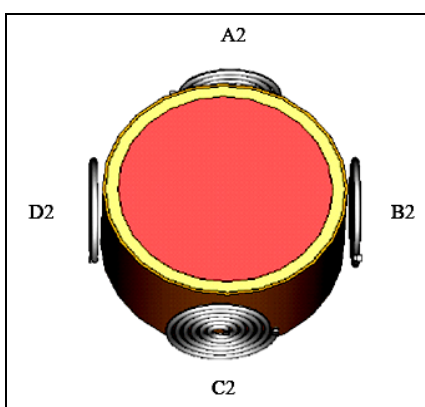
รูปที่ 3.7 การจัดวางตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสียชนิดสองชุด

ตารางที่ 3.1 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 กับ B1 พร้อมกัน
เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

Applicator	SW1	Sw2
A1	ON	ON
B1	ON	ON

ตารางที่ 3.2 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 กับ B1 ที่ละชุดเวียนกันไป
ชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

Applicator	SW1	Sw2
A1	ON	OFF
B1	OFF	ON



รูปที่ 3.8 การจัดวางตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสียชนิดสี่ชุด

ตารางที่ 3.3 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 พร้อมกัน
เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

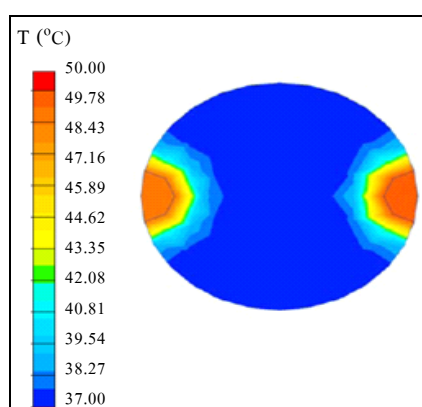
Applicator	SW1	Sw2	SW3	SW4
A	ON	ON	ON	ON
B	ON	ON	ON	ON
C	ON	ON	ON	ON
D	ON	ON	ON	ON

ตารางที่ 3.4 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 ที่ละชุด
เวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

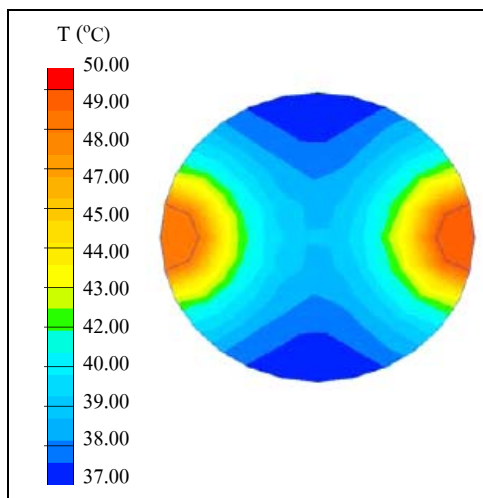
Applicator	SW1	Sw2	SW3	SW4
A	ON	OFF	OFF	OFF
B	OFF	ON	OFF	OFF
C	OFF	OFF	ON	OFF
D	OFF	OFF	OFF	ON

3.3.2 การกระจายของอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย

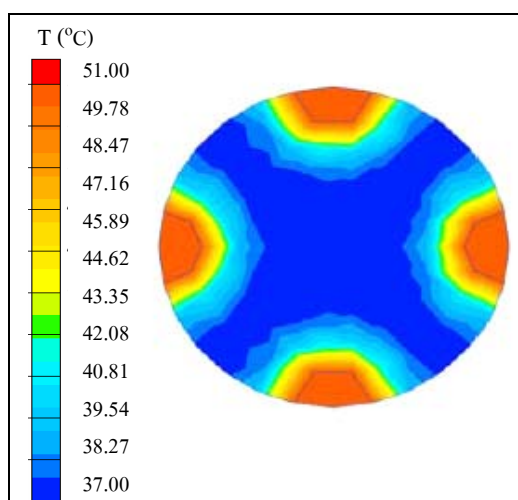
ทำการจำลองผลการกระจายตัวของอุณหภูมิเมื่อเวลาเปลี่ยนแปลงไป เพื่อวิเคราะห์ผล
การแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยใช้วิธีผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลาของตัวปล่อย
คลื่นชนิดสองชุดดังรูปที่ 3.9 และ รูปที่ 3.10 ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด ดังแสดงรูปที่ 3.11 และ รูปที่ 3.12



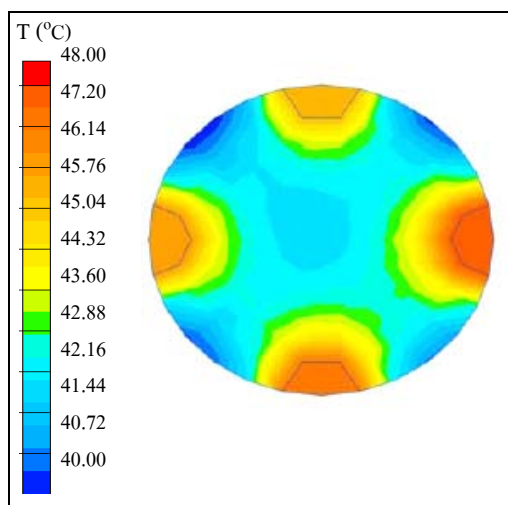
รูปที่ 3.9 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่น
ชนิดสองชุด โดยป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดพร้อมกัน เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที



รูปที่ 3.10 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด โดยป้อนพลังงานที่ละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที



รูปที่ 3.11 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด โดยป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดทำงานพร้อมกัน เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

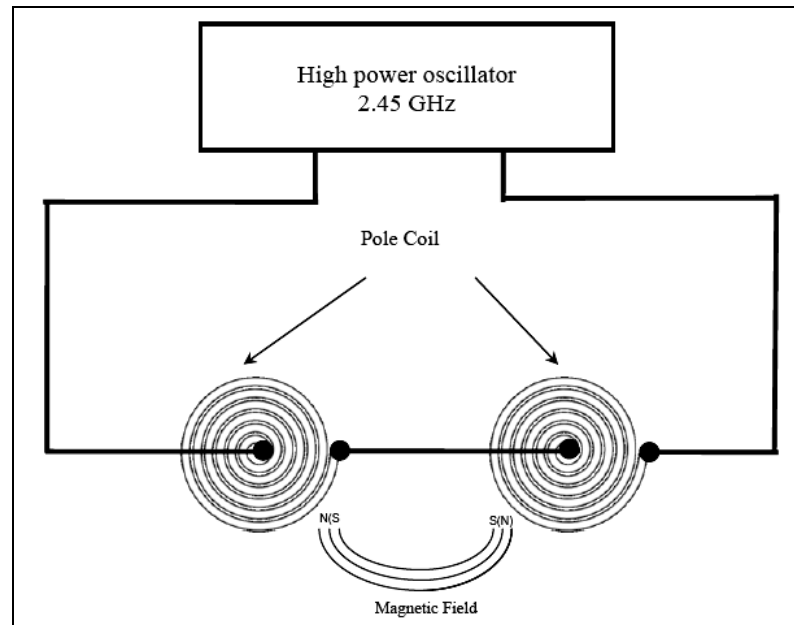


รูปที่ 3.12 ผลการจำลองพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด โดยป้อนพลังงานที่ละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

จากรูปที่ 3.8 และ รูปที่ 3.9 แสดงเปรียบเทียบการจำลองขนาดพื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อนของตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด เมื่อป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดทำงานพร้อมกันได้อุณหภูมิสูงสุด 41 องศาเซลเซียสและป้อนพลังงานที่ละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที ได้อุณหภูมิสูงสุด 50 องศาเซลเซียส แต่ได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อนกว้างเพิ่มมากขึ้นจากรูปที่ 3.10 และรูปที่ 3.11 แสดงเปรียบเทียบการจำลองขนาดพื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อนของตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด เมื่อ ป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดทำงานพร้อมกันได้อุณหภูมิสูงสุด 51 องศาเซลเซียสและป้อนพลังงานที่ละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาทีได้อุณหภูมิสูงสุด 48 องศาเซลเซียส แต่ได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อนกว้างเพิ่มมากขึ้น

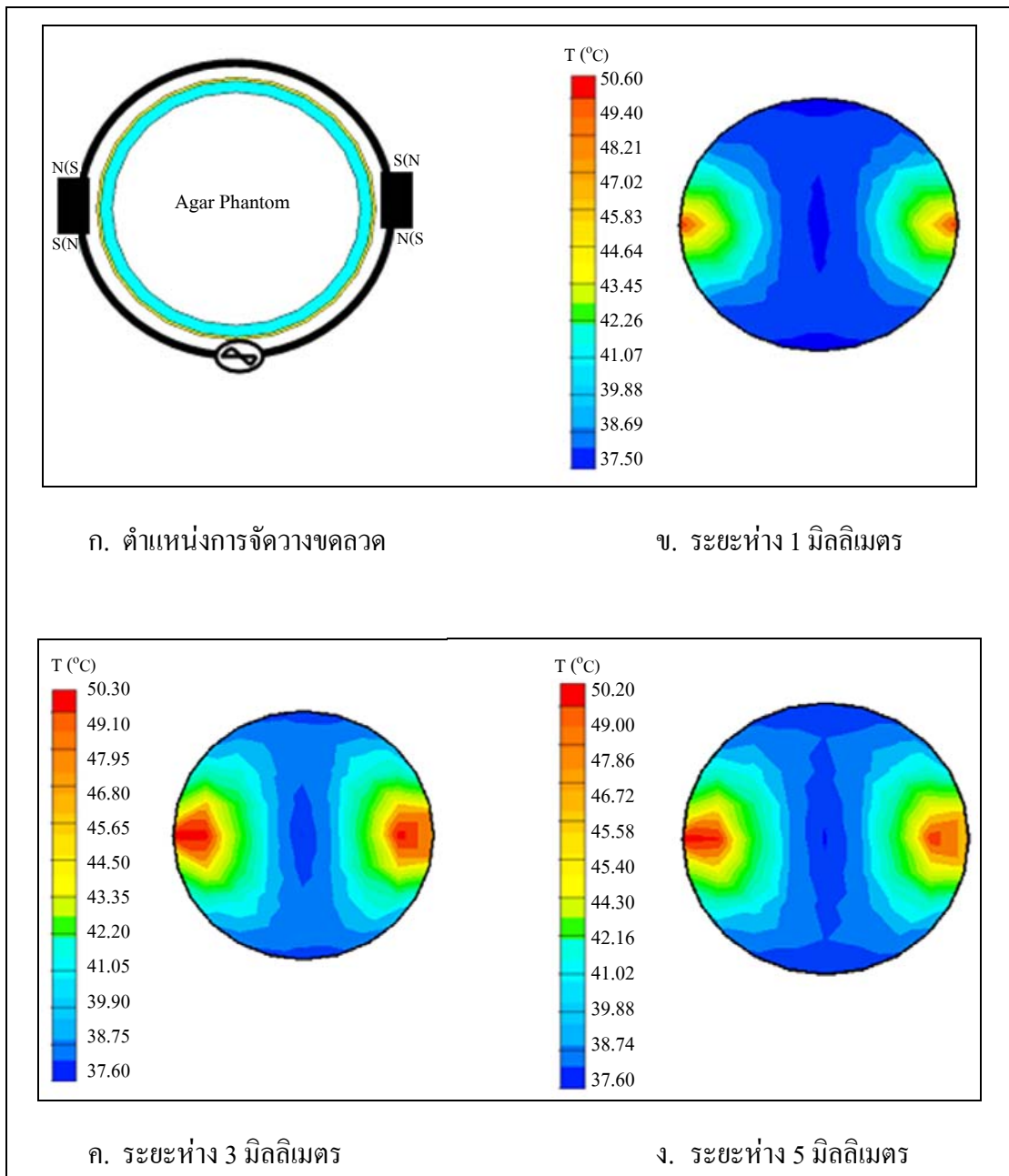
3.3.3 ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว

การออกแบบตัวปล่อยคลื่นที่ใช้ในการจำลองในงานวิจัยนี้ ใช้รูปร่างขดลวดเหนี่ยวนำแบบก้นหอยโดยจัดวางตำแหน่งแบบ สองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว ออกแบบให้ทำงานได้กับความถี่ 2.45 GHz ป้อนพลังงานให้กับขดลวดชนิดขั้วแบบสองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้วเท่ากัน โดยแต่ละขดลวดชนิดขั้วได้รับพลังงานเฉลี่ยกันไป ดังแสดงในรูปที่ 3.13

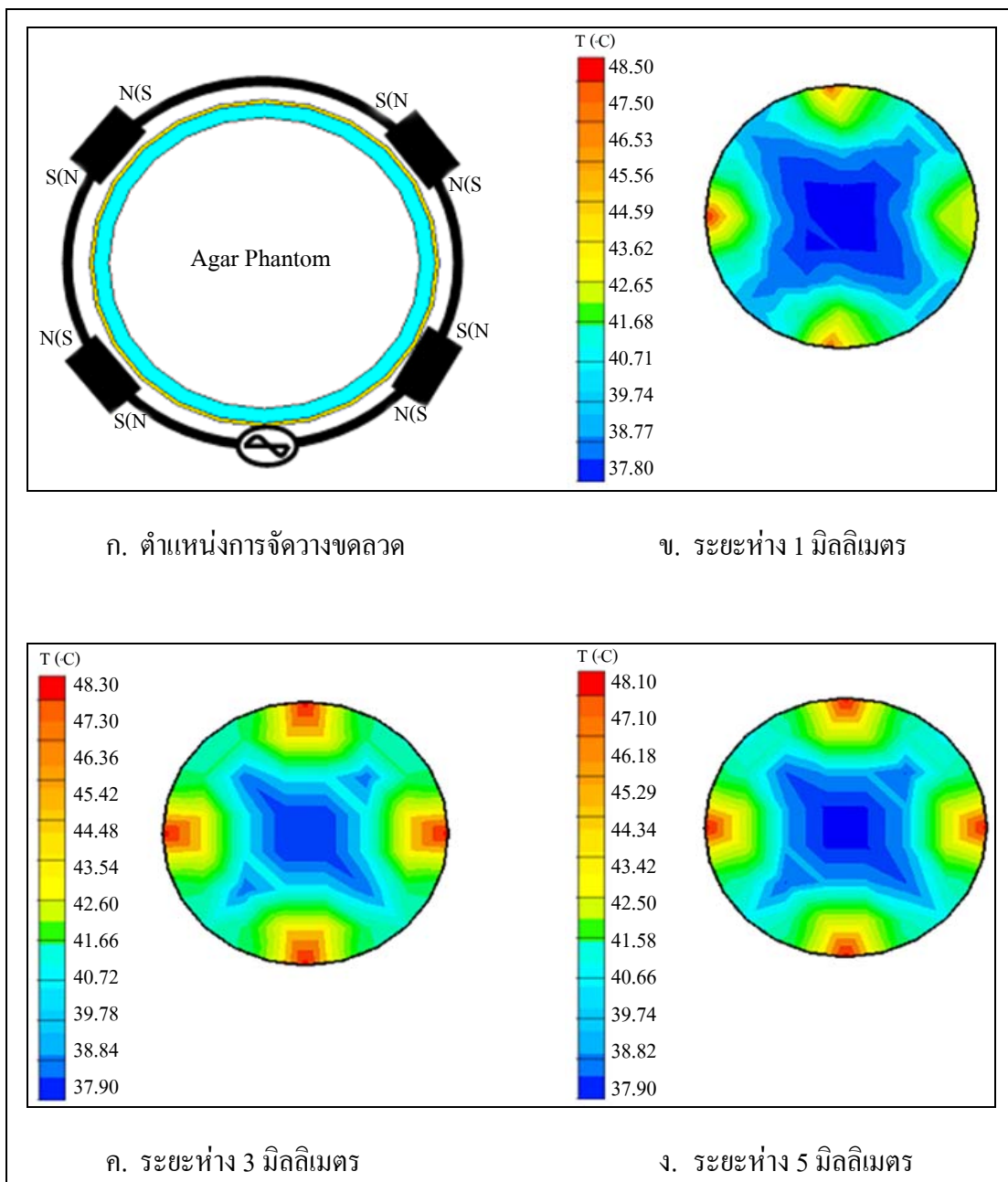


รูปที่ 3.13 โครงสร้างของระบบขดลวดชนิดขั้ว

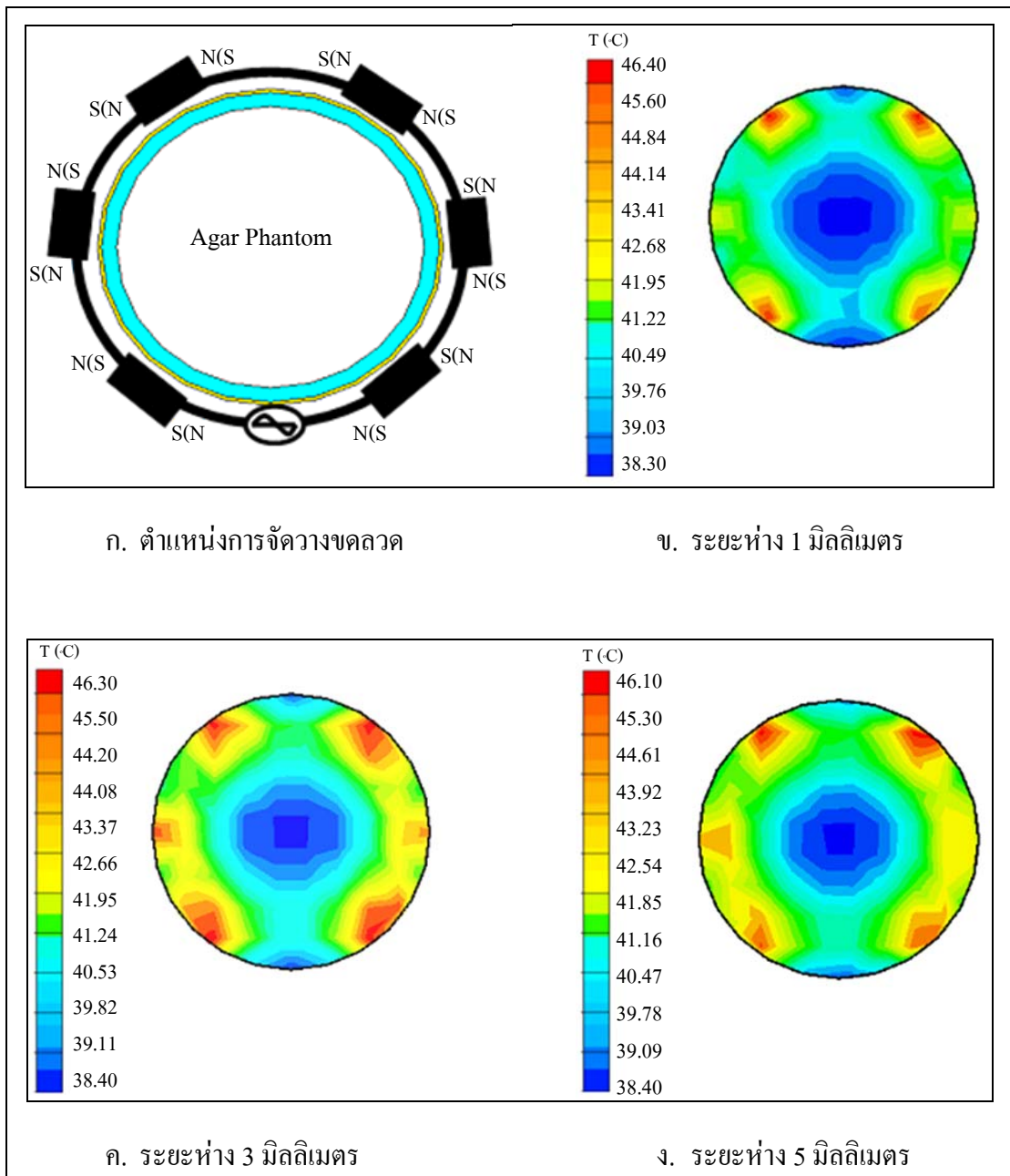
ผลการจำลองผลอุณหภูมิความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย เมื่อเวลาเปลี่ยนแปลงไปสามารถวิเคราะห์ผลการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียได้ โดยใช้เทคนิคผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลา FDTD ของตัวปล่อยคลื่นขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้วแบบสองขั้วสี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว ดังแสดงในรูปที่ 3.14 รูปที่ 3.15 รูปที่ 3.16 และรูปที่ 3.17 ตามลำดับ



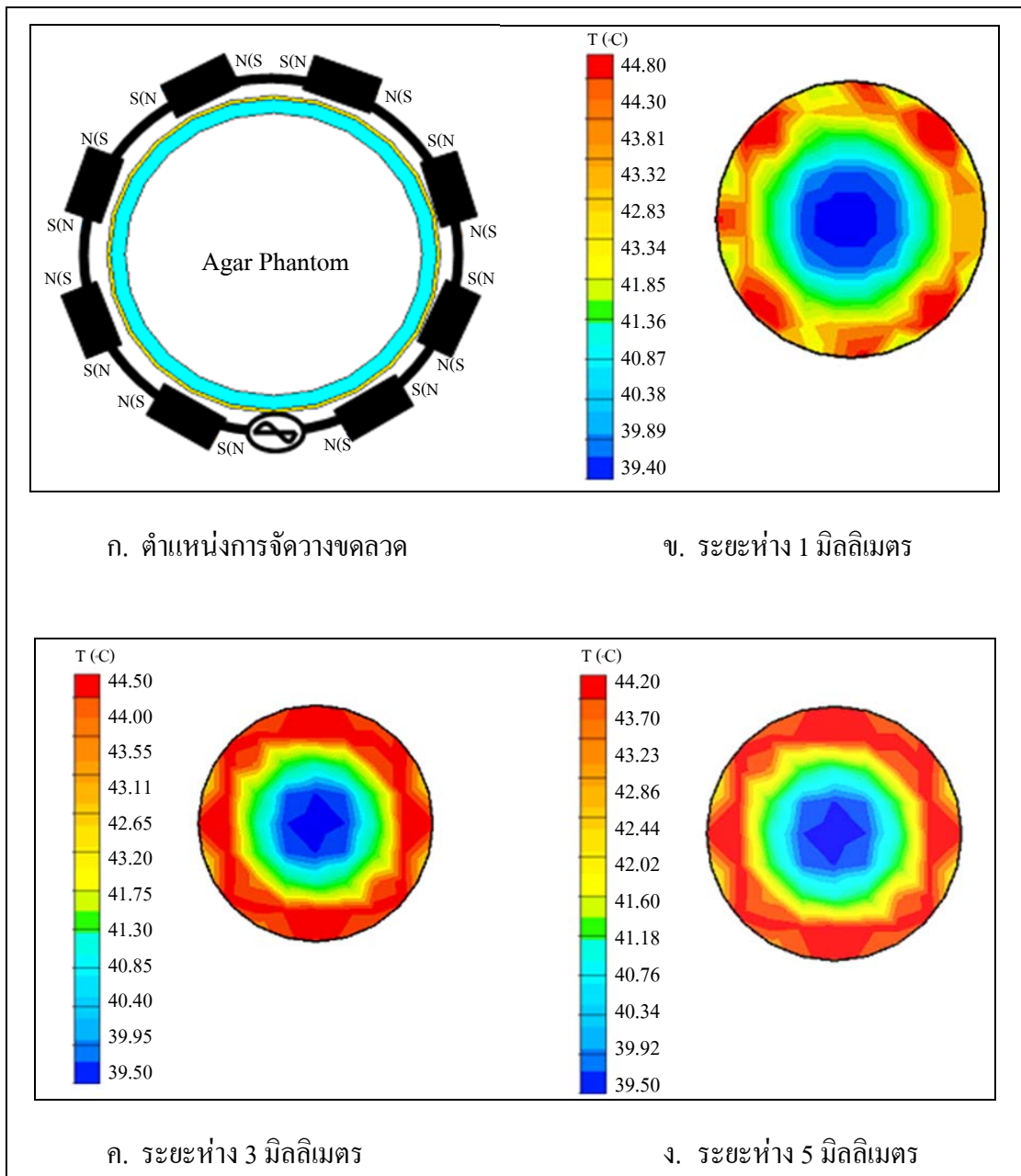
รูปที่ 3.14 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสองขั้ว



รูปที่ 3.15 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสี่ขั้ว



รูปที่ 3.16 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบหกขั้ว



รูปที่ 3.17 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบแปดขั้ว

จากรูปที่ 3.14 แสดงผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสองขั้ว ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้ค่าอุณหภูมิสูงสุดเท่ากับ 50.6 องศาเซลเซียส 50.3 องศาเซลเซียส และ 50.2 องศาเซลเซียสตามลำดับ จากรูปที่ 3.15 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสี่ขั้ว ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้ค่าอุณหภูมิสูงสุดเท่ากับ 48.5 องศาเซลเซียส 48.3 องศาเซลเซียส และ 48.1 องศาเซลเซียส ตามลำดับ จากรูปที่ 3.16 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบหกขั้ว ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้ค่าอุณหภูมิสูงสุดเท่ากับ 46.4 องศาเซลเซียส 46.3 องศาเซลเซียส และ 46.1 องศาเซลเซียส ตามลำดับ จากรูปที่ 3.17 ผลการจำลองของขดลวดชนิดขั้วแบบแปดขั้ว ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้ค่าอุณหภูมิสูงสุดเท่ากับ 44.8 องศาเซลเซียส 44.5 องศาเซลเซียส และ 44.2 องศาเซลเซียส ตามลำดับ จากการผลจำลองทั้งหมดจะเห็นได้ว่าขดลวดชนิดขั้วที่มีจำนวนมาก จะได้พื้นที่ความร้อนกว้างและการกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอ ตำแหน่งของขดลวดชนิดขั้วที่มีระยะใกล้ จะได้ค่าอุณหภูมิสูง แต่การกระจายตัวของอุณหภูมิไม่สม่ำเสมอและตำแหน่งของขดลวดชนิดขั้วที่มีระยะไกลออกไปจะได้ค่าอุณหภูมิลดลง แต่การกระจายตัวของอุณหภูมิสม่ำเสมอ

3.4 สรุป

การเปลี่ยนแปลงพลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าให้มาอยู่ในรูปของอุณหภูมิ สามารถทำได้ โดยการใช้สมการการส่งผ่านความร้อนภายในตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยที่อุณหภูมิดังกล่าวเกิดจากการสูญเสียทางไฟฟ้าที่อยู่ในเนื้อวัสดุนั้น ๆ ซึ่งในบทนี้ได้ทำการวิเคราะห์ผลเฉลยจากการคำนวณเชิงเลขชนิดผลต่างสืบเนื่องเชิงเวลา จากการวิเคราะห์ทำให้ทราบถึงตัวแปรที่สำคัญต่อการกระจายอุณหภูมิในตัวกลางที่มีการสูญเสีย คือ ความสามารถในการกระจายอุณหภูมิ โดยผลของการวิเคราะห์การกระจายอุณหภูมิในตัวกลางที่มีการสูญเสียใช้คำนวณเชิงเลขชนิดผลต่างสืบเนื่องเชิงเวลา ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในก้อนเนื้อจำลองที่สัมพันธ์กับเวลา เพื่อหาเงื่อนไขการจัดวางตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นที่เหมาะสมที่สุดที่จะให้ขนาดของพื้นที่การกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอและเป็นบริเวณกว้าง โดยทำการออกแบบตัวปล่อยคลื่น สองแบบ คือ แบบแรกตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกันหอย ใช้วิธีควบคุมเวลาการจ่ายพลังงานของตัวปล่อยคลื่นให้ทำงานที่ละชุดเวียนกันไป ซึ่งได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียกว้างมากกว่าการควบคุมเวลาป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดพร้อมกัน และตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุดได้พื้นที่การกระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียมากกว่าตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด โดยการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นพร้อมกันได้อุณหภูมิสูงกว่าการป้อนพลังงานให้ กับตัวปล่อยคลื่นทีละชุด ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุดและสี่ชุดได้อุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียที่มีอุณหภูมิแบบสองคือตัวปล่อยคลื่นแบบ

ขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว ทำการเพิ่มจำนวนขั้วของตัวปล่อยคลื่นสองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว โดยขดลวดชนิดขั้วที่มีจำนวนมากจะได้พื้นที่ความร้อนกว้างและการกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอ ตำแหน่งของขดลวดชนิดขั้วที่มีระยะใกล้จะได้ ค่าอุณหภูมิสูงแต่การกระจายตัวของอุณหภูมิไม่สม่ำเสมอ และตำแหน่งของขดลวดชนิดขั้วที่มีระยะไกลออกไปจะได้ค่าอุณหภูมิลดลง แต่การกระจายตัวของอุณหภูมิสม่ำเสมอ ซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ในการให้ความร้อนแก่ เซลล์มะเร็งที่มีพื้นที่กว้าง และต้นทุนต่ำอย่างมีประสิทธิภาพต่อไป

บทที่ 4

การวัดผลการทดลอง

4.1 กล่าวนำ

จากผลการจำลองการแพร่กระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียพื้นที่การกระจายอุณหภูมิกว้างและสม่ำเสมอมากขึ้น โดยเทคนิคแรกใช้แหล่งกำเนิดพลังงานแยกอิสระและทำการควบคุมการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้ว และชนิดสี่ขั้ว เทคนิคที่สองใช้แหล่งกำเนิดพลังงานไม่แยกอิสระและทำการเพิ่มจำนวนขั้วของตัวปล่อยคลื่นสองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว สำหรับการทดลองสามารถทดลองตามโครงสร้างปัญหาที่ทำการวิเคราะห์ เพื่อยืนยันผลทางทฤษฎี

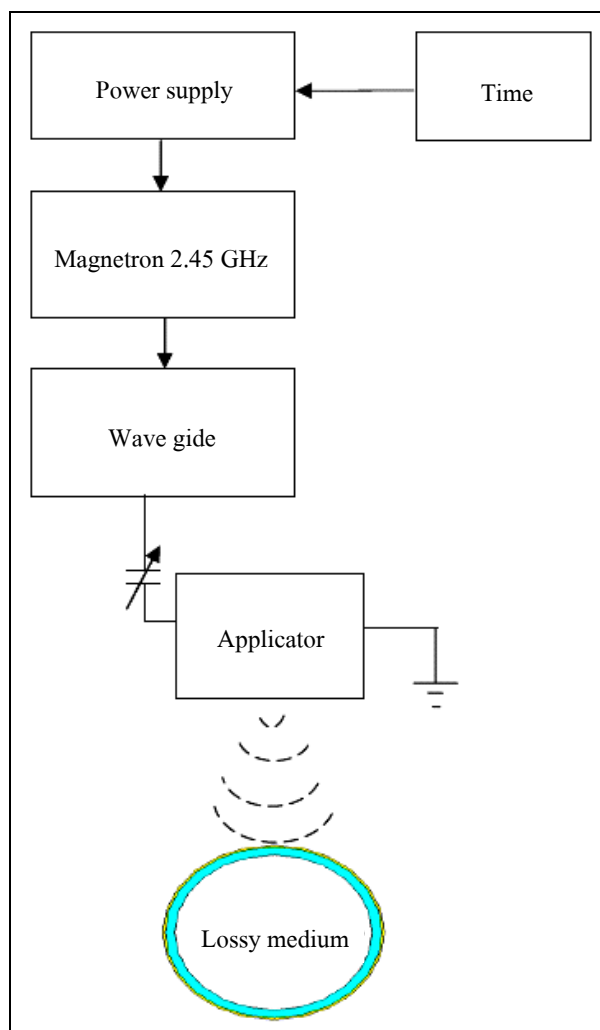
4.2 การสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดก้นหอย

4.2.1 อุปกรณ์และการเตรียมการทดลอง

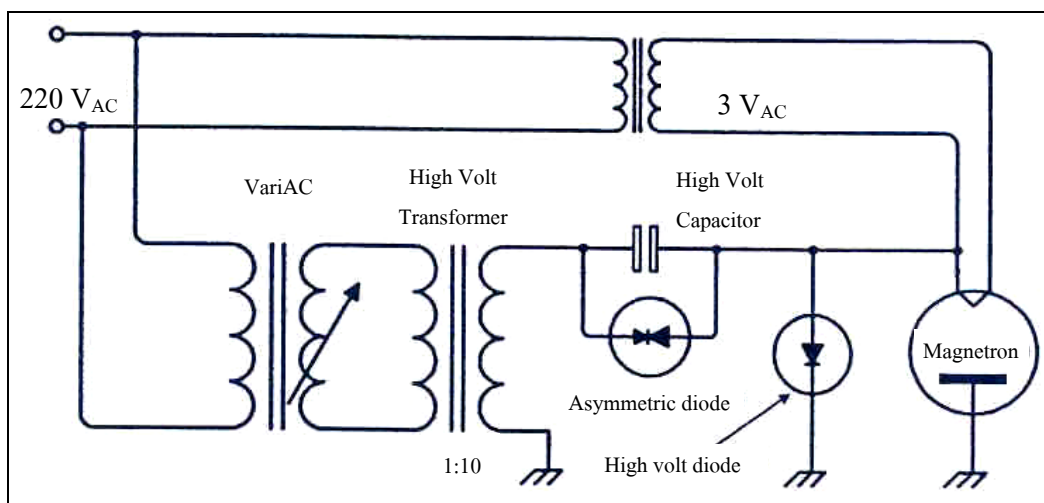
การทดลองประกอบด้วยตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดก้นหอยที่ต่อกับแหล่งกำเนิดกำลังงานสูง ปล่อยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าลงไปในตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดก้นหอยที่ใช้ในการทดลองทำจาก เส้นลวดทองแดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง (W) 2.25 มิลลิเมตร นำมาขดเป็นลักษณะก้นหอยมีเส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดด้านนอก (Do) 60 มิลลิเมตร ระยะห่างระหว่างขดลวด (S) 3 มิลลิเมตร จำนวนรอบ (N) 7 ตัวกลางที่มีการสูญเสียที่ใช้ในการทดลองคือ สารเนื้อเทียม (agar phantom) ซึ่งมีองค์ประกอบที่เป็น 0.4% NaCl, 0.02% NaN₃ และ 4% Agar วิธีการเตรียมได้แสดงไว้ในภาคผนวก โดยมีขนาด เส้นผ่านศูนย์กลาง(G) 9 เซนติเมตร ความสูง (H) 7 เซนติเมตร

แหล่งกำเนิดกำลังสูงที่ใช้ในการทดลองสำหรับกำเนิดความถี่ 2450 เมกะเฮิรต์ คือ หลอดแมกนีตรอน (magnetron tube) (Kettlewell, 1971) ซึ่งมีหลักการทำงานที่แสดงดังผังวงจรตามรูปที่ 4.1 ก โดยการทำงานเริ่มจากป้อนความต่างศักย์ 3 โวลต์ กระแสสูงให้กับไส้หลอด (filament) เพื่อกำเนิดอิเล็กตรอน ซึ่งจะถูกร่งโดยค่ากระแสไฟตรงความต่างศักย์สูง (direct current high voltage) จากขั้วแคโทดสู่ขั้วแอนโนดที่จากหม้อแปลงศักย์สูงผ่านการเรียงการแส (rectify) โดยไดโอดศักย์สูง และตัวเก็บประจุที่ต่อกันในลักษณะของวงจรทวีแรงดัน 2 เท่าแบบครึ่งคลื่น (สุรพล สุธีระเวชช์, 2541) กำลังงานของหลอดแมกนีตรอนกำหนดได้จากค่าความต่างศักย์สูง (high voltage) ที่ป้อนให้กับขั้วแคโทดของหลอดแมกนีตรอน จากความสัมพันธ์ของหม้อแปลงและแรงดันที่ขดลวดขดขั้ว ประสิทธิภาพ

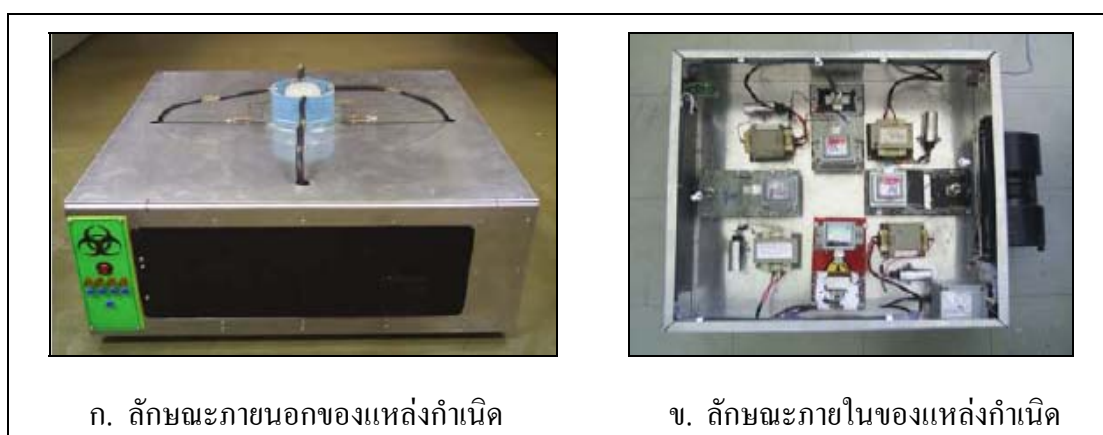
กับแรงดันที่ขดปฐมภูมิ ดังนั้นค่าของกำลังงานของหลอดแมกนีตรอนจึงสามารถควบคุมได้จากแรงดันที่จ่ายให้กับขดปฐมภูมิของหม้อแปลง จากนั้นสัญญาณคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากหลอดแมกนีตรอนจะส่งต่อมาทางท่อนำคลื่นสี่เหลี่ยมขนาดกว้าง 9 เซนติเมตร ยาว 20 เซนติเมตร สูง 3 เซนติเมตร ที่บริเวณปลายท่อนำคลื่นสี่เหลี่ยมขนาดกว้าง 9 เซนติเมตร ยาว 20 เซนติเมตร สูง 3 เซนติเมตร ซึ่งมีความยาว $\lambda/4$ ของความยาวคลื่นที่มีความถี่ 2.45 GHz ต่ออยู่กับตัวปล่อยคลื่นจะทำการแผ่พลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าให้กับตัวกลางที่มีการสูญเสีย ซึ่งการออกแบบสร้างทั้งหมดนี้สุด แยกกันอย่างอิสระ ขั้นตอนการควบคุมการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นในการทดลองนี้จะใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ โดยควบคุมเวลาในการป้อนพลังงาน



รูปที่ 4.1 โครงสร้างวงจรหลอดแมกนีตรอนในขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านม



รูปที่ 4.2 โครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นในขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านม



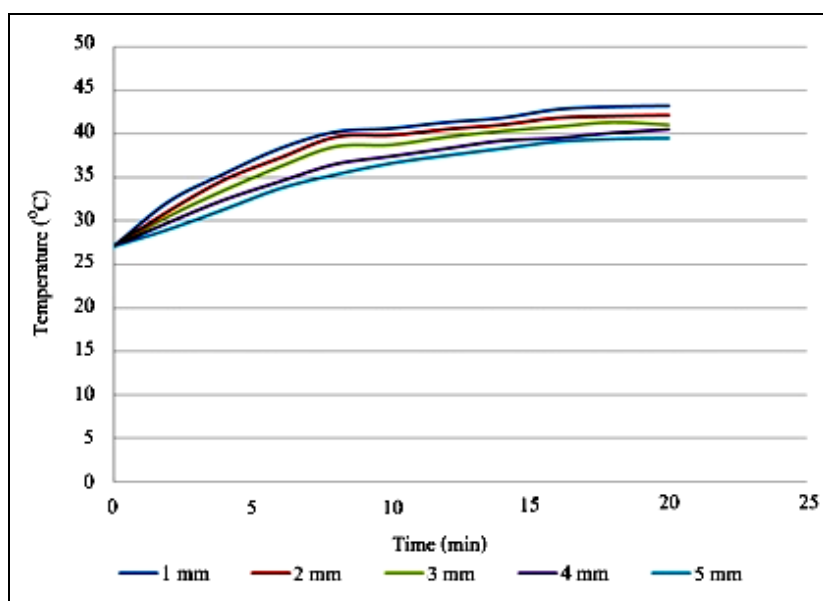
ก. ลักษณะภายนอกของแหล่งกำเนิด

ข. ลักษณะภายในของแหล่งกำเนิด

รูปที่ 4.3 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

4.2.2 วิธีการทดลอง

การทดลองเริ่มต้นโดยกำหนดให้มีอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียเริ่มต้นที่ 27 องศาเซลเซียส และมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 9 เซนติเมตร ความสูง 7 เซนติเมตร ระยะห่างระหว่างตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่ากับ 1 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตร 3 มิลลิเมตร 4 มิลลิเมตร และ 5 มิลลิเมตร ทำการทดลองวัด อุณหภูมิสูงสุดเมื่อเวลาเปลี่ยนแปลง ดังแสดงดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 กราฟการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

จากรูปที่ 4.4 แสดงการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูงสุดของตัวกลางที่มีการสูญเสียซึ่งวางระยะห่างจากตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย 1 มิลลิเมตร 2 มิลลิเมตร 3 มิลลิเมตร 4 มิลลิเมตร และ 5 มิลลิเมตร ได้อุณหภูมิสูงสุด 43.2 องศาเซลเซียส 42.1 องศาเซลเซียส 41.0 องศาเซลเซียส 40.5 องศาเซลเซียส และ 39.5 องศาเซลเซียส ตามลำดับ

จากนั้นทำการทดลองทำการทดลองวัด ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิและเวลาที่เปลี่ยนแปลงของตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุดและตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด ในการทดลองได้แบ่งตัวกลางที่มีการสูญเสียเป็น 2 ชั้น โดยชั้นบนมีความหนา 3.5 เซนติเมตร และชั้นล่างมีความหนา 3.5 เซนติเมตร โดยใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน (thermal imager)

4.2.3 ผลการทดลองวัดค่าการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย



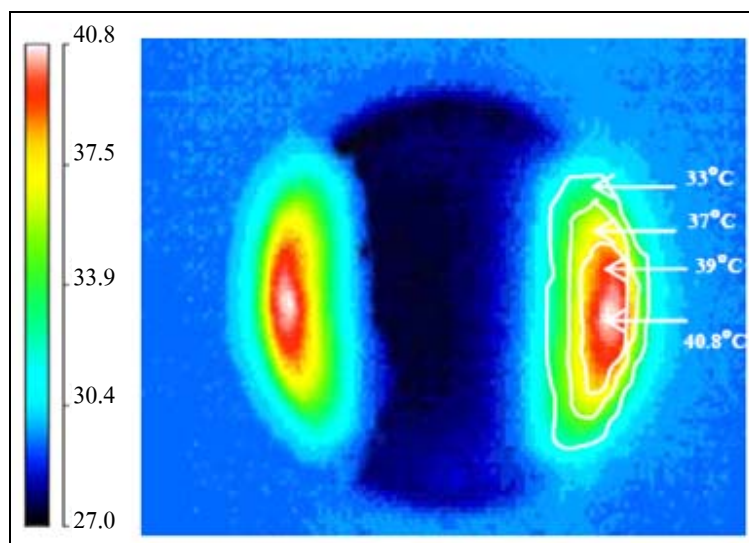
รูปที่ 4.5 ลักษณะรูปร่างของตัวปล่อยคลื่น

ตารางที่ 4.1 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 กับ B1 พร้อมกัน
เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

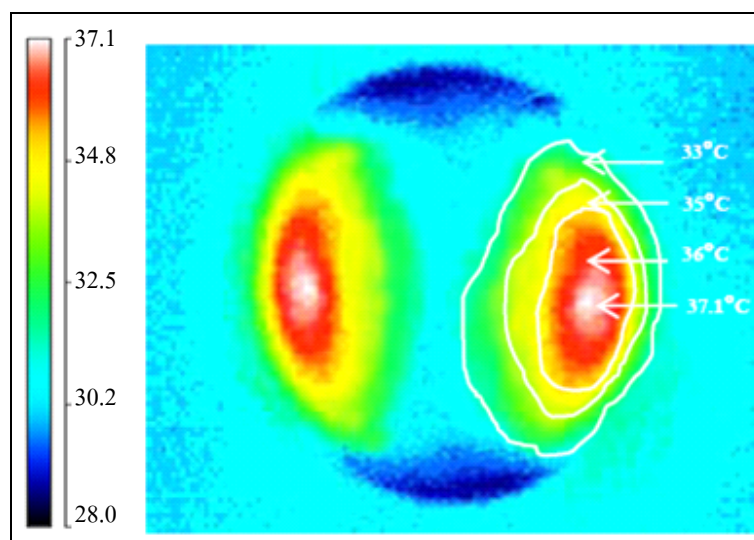
Applicator	SW1	SW2
A1	ON	ON
B1	ON	ON

ตารางที่ 4.2 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด A1 กับ B1 ทีละชุดเวียนกันไป
ชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

Applicator	SW1	SW2
A1	ON	OFF
B1	OFF	ON



รูปที่ 4.6 ผลทดลองพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด โดยป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดทำงานพร้อมกันเมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที



รูปที่ 4.7 ผลทดลองพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด โดยป้อนพลังงานทีละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาทีเมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

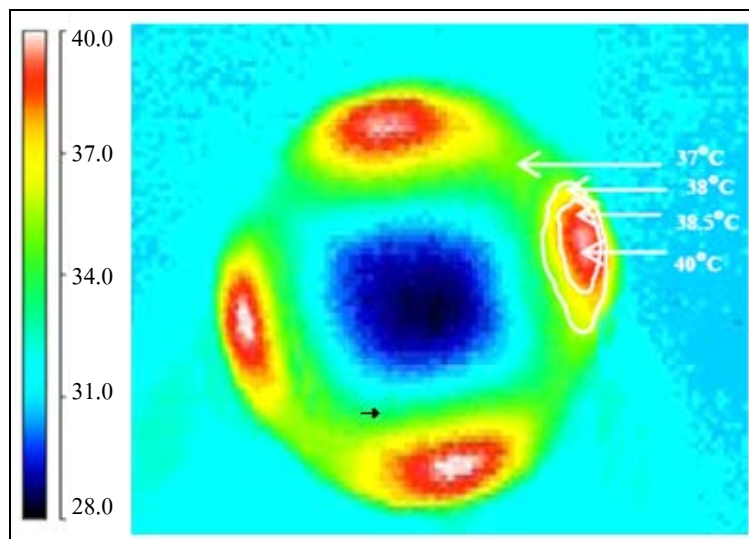
จากรูปที่ 4.6 แสดงผลการทดลองขนาดพื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อน ของตัวปล่อยคลื่นชนิดสองชุด เมื่อป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดทำงานพร้อมกันได้อุณหภูมิสูงสุด 40.8 องศาเซลเซียส และรูปที่ 4.75 แสดงผลการทดลองพื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อน เมื่อป้อนพลังงานที่ละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที ได้อุณหภูมิสูงสุด 37.1 องศาเซลเซียส แต่ได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อนกว้างเพิ่มมากขึ้น

ตารางที่ 4.3 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และD2 พร้อมกัน
เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

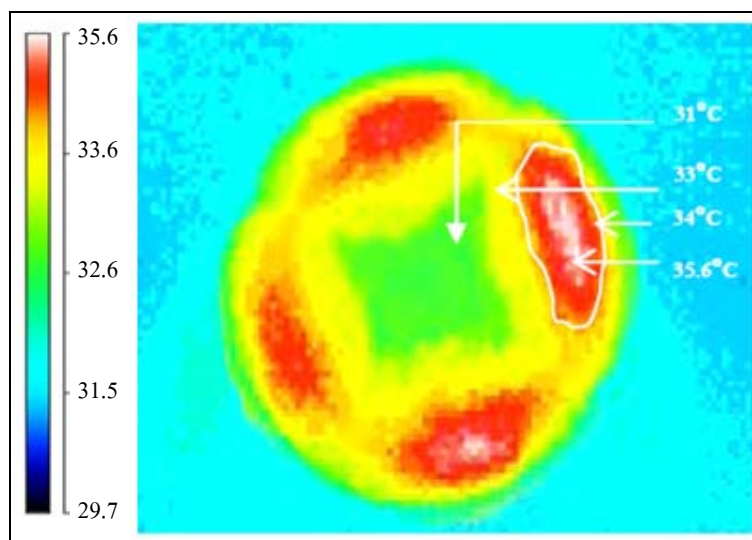
Applicator	SW1	SW2	SW3	SW4
a	ON	ON	ON	ON
b	ON	ON	ON	ON
c	ON	ON	ON	ON
d	ON	ON	ON	ON

ตารางที่ 4.4 แสดงการป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ชุด A2 B2 C2 และ D2 ทีละชุด
เวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

Applicator	SW1	SW2	SW3	SW4
a	ON	OFF	OFF	OFF
b	OFF	ON	OFF	OFF
c	OFF	OFF	ON	OFF
d	OFF	OFF	OFF	ON



รูปที่ 4.8 ผลการทดลองจริงพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่นชนิดสั้นที่สุด โดยป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดทำงานพร้อมกัน เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

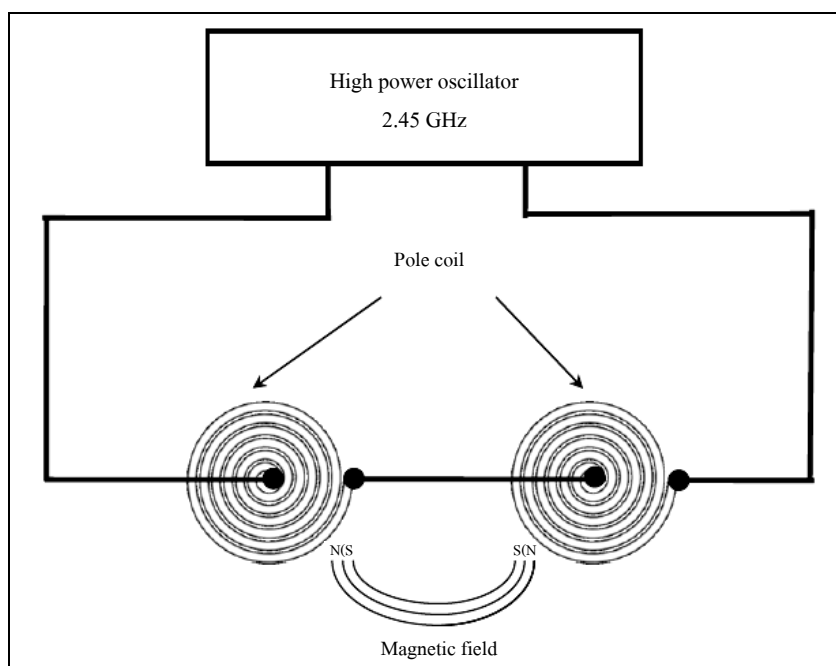


รูปที่ 4.9 ผลการทดลองจริงพื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียของตัวปล่อยคลื่นชนิดสั้นที่สุด โดยป้อนพลังงานทีละชุดเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที เมื่อเวลาผ่านไป 20 นาที

จากรูปที่ 4.8 แสดงการทดลองจริงขนาดพื้นที่การกระจายอุณหภูมิกความร้อนของตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ขั้วเมื่อป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกขั้วทำงานพร้อมกัน ซึ่งได้อุณหภูมิสูงสุด 40 องศาเซลเซียส และรูปที่ 4.9 แสดงการทดลองจริงขนาดพื้นที่การกระจายอุณหภูมิกความร้อนของตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ขั้ว เมื่อป้อนพลังงานทีละขั้วเวียนกันไปชุดละ 20 วินาที ได้อุณหภูมิสูงสุด 35.6 องศาเซลเซียส เมื่อผลเปรียบเทียบผลการทดลองการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นทุกขั้วพร้อมกัน ได้อุณหภูมิสูงกว่าการป้อนพลังงานทีละขั้วเวียนกันไป แต่การป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นทีละขั้วเวียนกันไปจะได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิกความร้อนกว้างเพิ่มมากขึ้น

4.3 การสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว

4.3.1 อุปกรณ์และการเตรียมการทดลอง



รูปที่ 4.10 โครงสร้างของระบบขดลวดชนิดขั้ว



ก. ลักษณะภายนอกของแหล่งกำเนิด

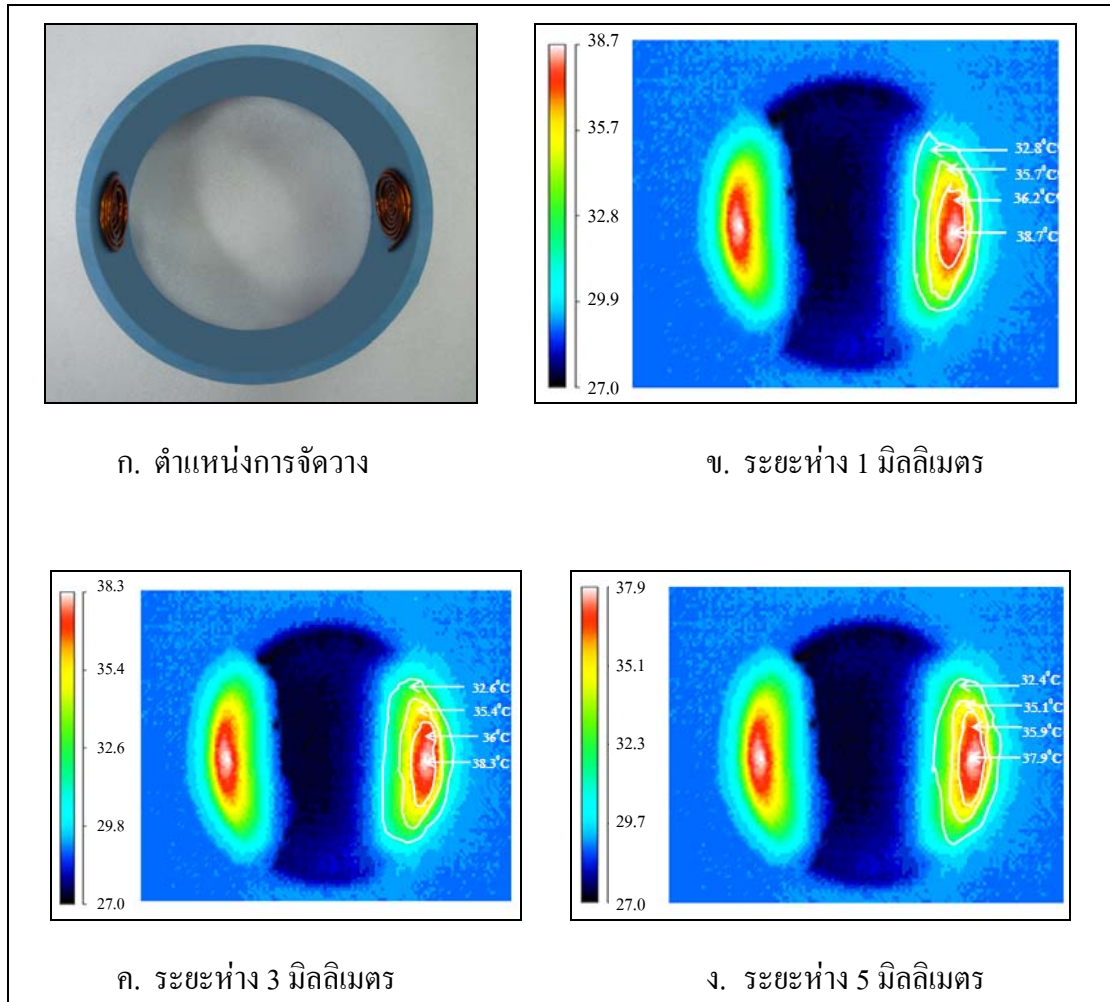
ข. ลักษณะภายในของแหล่งกำเนิด

รูปที่ 4.11 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

4.3.2 วิธีการทดลอง

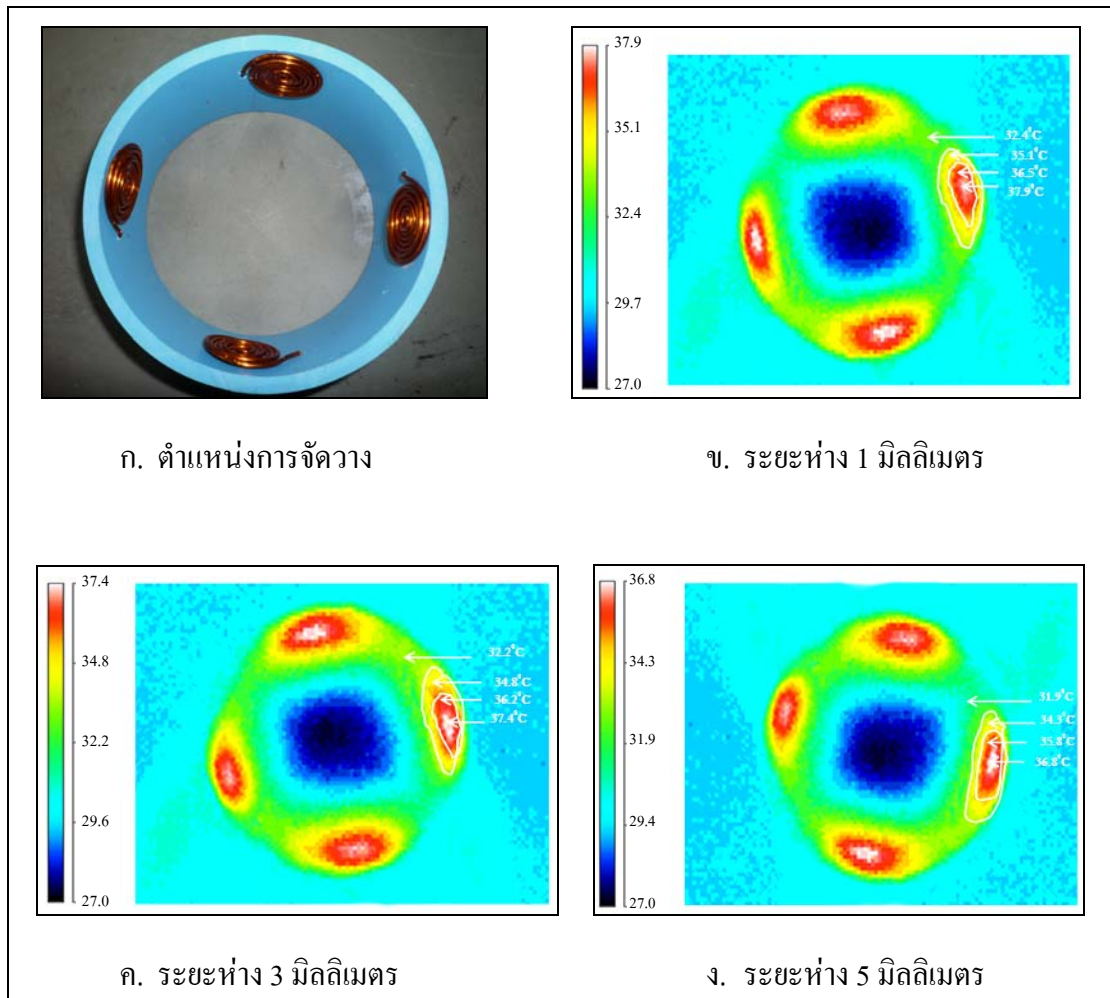
การทดลองเริ่มต้นโดยกำหนดให้มีอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียเริ่มต้นที่ 27 องศาเซลเซียส และมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 9 เซนติเมตร ความสูง 7 เซนติเมตร ระยะห่างระหว่างตัวปล่อยคลื่นกับตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่ากับ 1 มิลลิเมตร 3 มิลลิเมตร และ 5 มิลลิเมตร ตามลำดับ ในการทดลองนี้ได้แบ่งตัวกลางที่มีการสูญเสียเป็น 2 ชั้น โดยชั้นบนมีความหนา 3.5 เซนติเมตร และชั้นล่างมีความหนา 3.5 เซนติเมตร ทำการทดลองวัดลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิและเวลาที่เปลี่ยนแปลงของตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้ว ลีขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว โดยใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน (thermal imager)

4.3.3 ผลการทดลองวัดค่าการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย



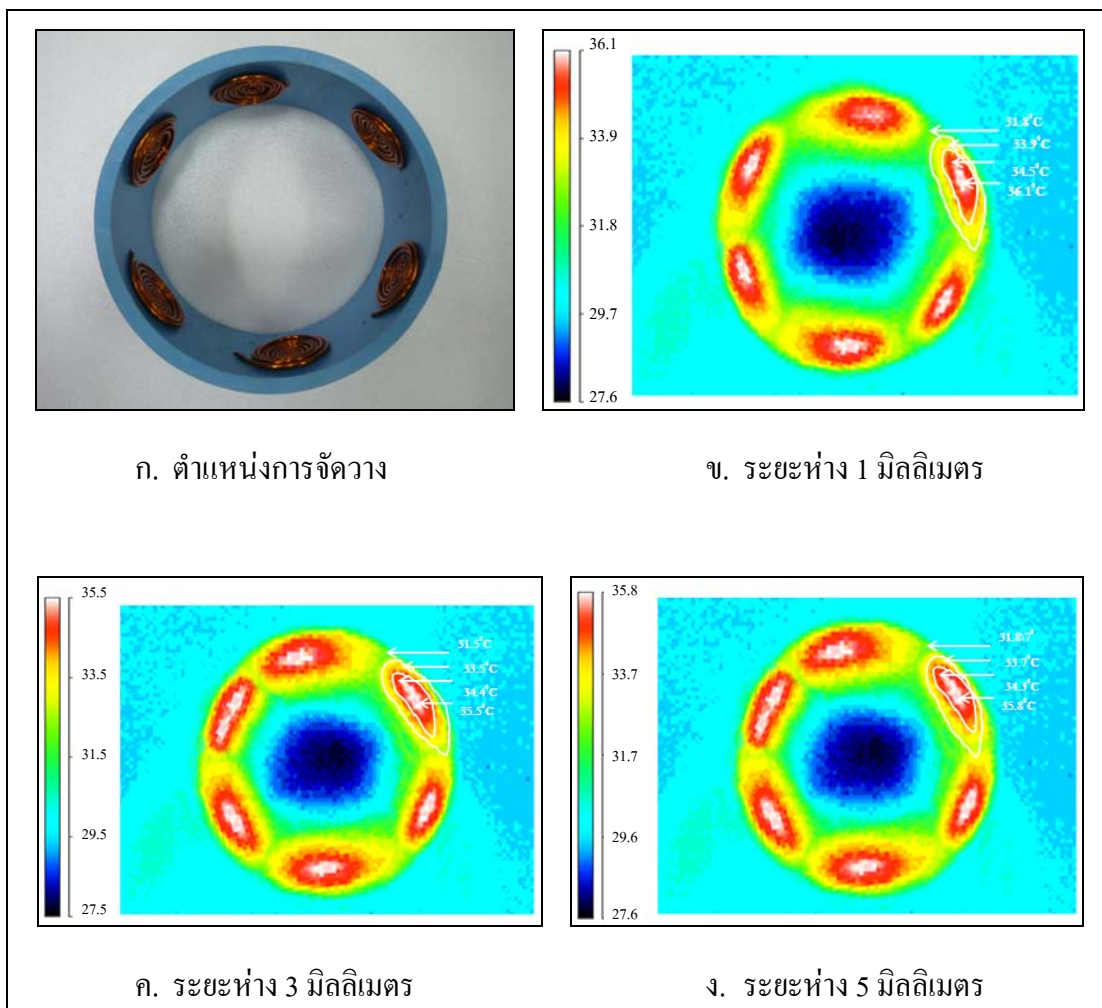
รูปที่ 4.12 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสองขั้ว

จากรูปที่ 4.13 แสดงผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสี่ขั้ว รูป ข. ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร รูป ค. ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และรูป ง. ระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้อ่านอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่ากับ 38.7°C 38.3°C และ 37.9°C ตามลำดับ



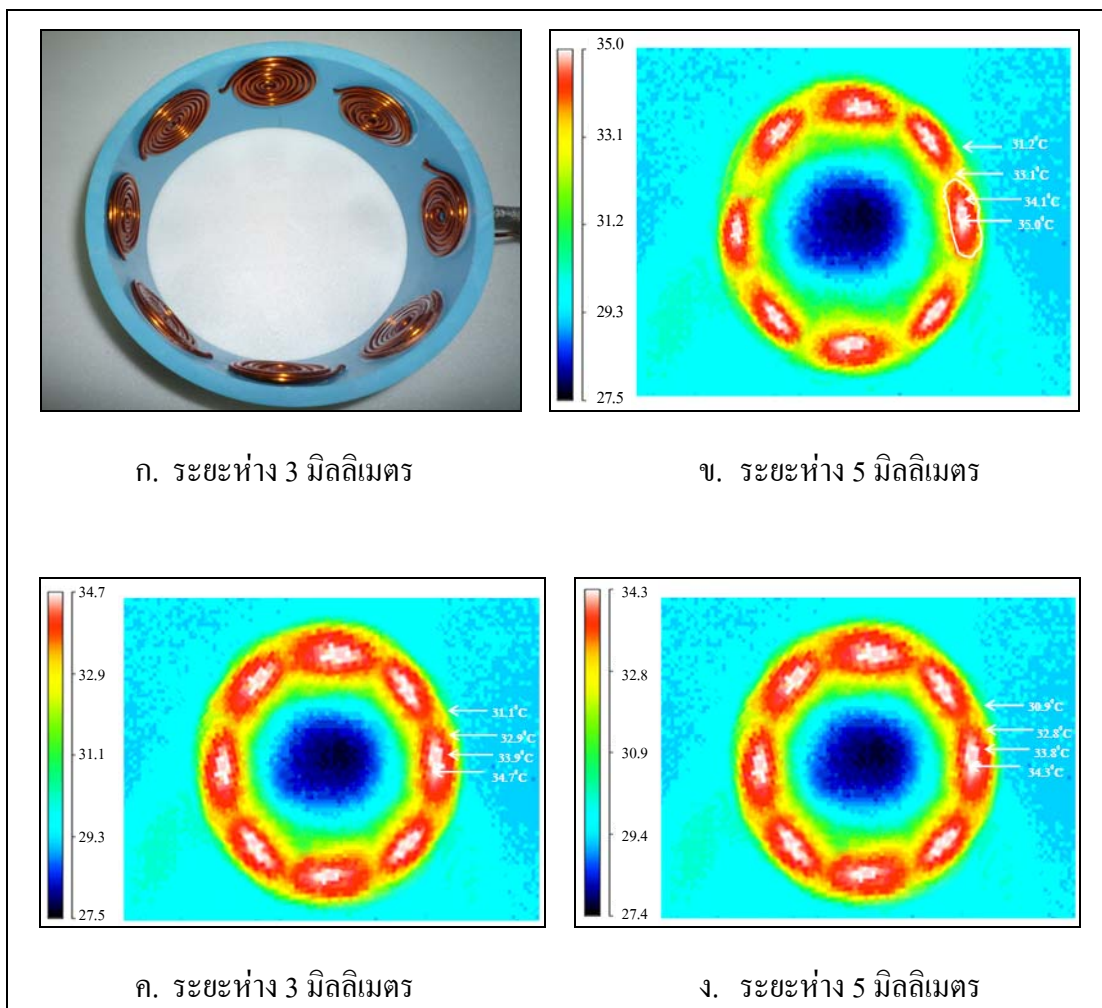
รูปที่ 4.13 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสี่ขั้ว

จากรูปที่ 4.13 แสดงผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบสี่ขั้ว รูป ข. ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร รูป ค. ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และรูป ง. ระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้อุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่ากับ 37.9°C 37.4°C และ 36.8°C ตามลำดับ



รูปที่ 4.14 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบหกขั้ว

ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบหกขั้ว รูป ข. ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร รูป ค. ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และรูป ง. ระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้ค่าอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่ากับ 36.1°C 35.8°C และ 35.5°C ตามลำดับ



รูปที่ 4.15 ผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบแปดขั้ว

จากรูปที่ 4.15 แสดงผลการทดลองของขดลวดชนิดขั้วแบบแปดขั้ว รูป ข. ระยะห่าง 1 มิลลิเมตร รูป ค. ระยะห่าง 3 มิลลิเมตร และรูป ง. ระยะห่าง 5 มิลลิเมตร จะได้ค่าอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่ากับ 35.0°C 34.7°C และ 34.3°C ตามลำดับ

ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าจากการผลจำลองทั้งหมดจะเห็นได้ถึงเทคนิคการทำให้พื้นที่ความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียกว้างมากขึ้น คือเทคนิคแรกใช้แหล่งกำเนิดพลังงานแยกอิสระและทำการควบคุมการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้วและชนิดสี่ขั้ว การป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นทุกชุดพร้อมกันได้อุณหภูมิสูงกว่า การป้อนพลังงานที่ละชุดเวียนกันไป แต่การป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นทีละชุดเวียนกันไปจะได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิความร้อนกว้างเพิ่มมากขึ้น เทคนิคที่สองใช้แหล่งกำเนิดพลังงานไม่แยกอิสระและทำการเพิ่ม

จำนวนขั้วของตัวปล่อยคลื่นสองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว ซึ่งขดลวดชนิดขั้วที่มีจำนวนมาก จะได้พื้นที่ความร้อนกว้างและการกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอ โดยตำแหน่งของขดลวดชนิดขั้วที่มี ระยะใกล้จะได้ค่าอุณหภูมิสูงแต่การกระจายตัวของอุณหภูมิไม่สม่ำเสมอ และตำแหน่งของขดลวด ชนิดขั้วที่มีระยะไกลออกไปจะได้ค่าอุณหภูมิลดลงแต่การกระจายตัวของอุณหภูมิสม่ำเสมอ

4.4 สรุป

ผลของการทดลองการกระจายอุณหภูมิในตัวกลางที่มีการสูญเสียสอดคล้องเป็นไปในแนวทางเดียวกันกับการใช้จำนวนเชิงเลขชนิดผลต่างสืบเนื่องเชิงเวลา ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ที่จะให้ขนาดของพื้นที่การกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอและเป็นบริเวณกว้าง โดยทำการสร้างและออกแบบโดยใช้หลอดแมกนีตรอนเป็นแหล่งกำเนิดพลังงานความถี่ 2.45 GHz ให้กับตัวปล่อยคลื่นสองแบบ คือ แบบแรกตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกันหอย โดยใช้วิธีควบคุมเวลาการจ่ายพลังงานของตัวปล่อยคลื่นให้ทำงานที่ละชุดเวียนกันไป ซึ่งได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียกว้างมากกว่าการควบคุมเวลาป้อนพลังงานให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดพร้อมกัน และตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ขั้วได้พื้นที่การกระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียมากกว่าตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้ว โดยการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นพร้อมกันได้ค่าอุณหภูมิสูงกว่าการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นทีละชุด ซึ่งตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้วและสี่ขั้วได้ค่าอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียที่มีอุณหภูมิเท่ากันและตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้ว ทำการเพิ่มจำนวนขั้วของตัวปล่อยคลื่นสองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว ซึ่งขดลวดชนิดขั้วที่มีจำนวนมาก จะได้พื้นที่ความร้อนกว้างและการกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอ ตำแหน่งของขดลวดชนิดขั้วที่มี ระยะใกล้จะได้ค่าอุณหภูมิสูงแต่การกระจายตัวของอุณหภูมิไม่สม่ำเสมอ และตำแหน่งของขดลวด ชนิดขั้วที่มีระยะไกลออกไปจะได้ค่าอุณหภูมิลดลง แต่การกระจายตัวของอุณหภูมิสม่ำเสมอ ซึ่งสามารถนำไปประยุกต์ในการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งที่มีพื้นที่กว้างและต้นทุนต่ออย่างมีประสิทธิภาพต่อไป

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์เล่มนี้นำเสนอผลของการศึกษาและออกแบบการให้ความร้อน โดยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กเฉพาะพื้นที่ในตัวกลางที่มีการสูญเสีย เนื่องจากต้องการนำไปใช้เป็นแนวทางในการบำบัดรักษาโรคมะเร็งที่มีพื้นที่กว้างสม่ำเสมอและอยู่ไม่ลึกจากผิว เช่น มะเร็งผิวหนัง แขนหรือขา เทคนิคแรกเริ่มต้นด้วยการออกแบบตัวปล่อยคลื่นชนิดขดลวดเหนียวแบบก้นหอยให้ทำงานได้ในความถี่ 2.45 GHz ซึ่งใช้เป็นแหล่งกำเนิดพลังงานแอกอิสระ จากนั้นทำการควบคุมการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้ว และชนิดสี่ขั้ว โดยวิธีการดังกล่าวสามารถทำให้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิเกิดการเปลี่ยนแปลงได้ วิธีที่สองออกแบบตัวปล่อยคลื่นชนิดขดลวดเหนียวนำแบบขั้วให้ทำงานได้ในความถี่ 2.45 GHz ใช้เป็นแหล่งกำเนิดพลังงาน 2.45 GHz ไม่มีอิสระ จากนั้นทำการเพิ่มจำนวนขั้วของตัวปล่อยคลื่นสองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว ซึ่งวิธีการดังกล่าวสามารถทำให้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิเกิดการเปลี่ยนแปลงได้เช่นกัน

การศึกษาเริ่มจากการออกแบบขดลวดเหนียวนำให้ทำงานได้ที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งเป็นแหล่งกำเนิดพลังงานให้แก่ขดลวดเหนียวนำ แสดงสมการความสัมพันธ์ของความถี่ จำนวนรอบค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดก้นหอย จากนั้นจัดวางตำแหน่งของขดลวดในรูปแบบต่าง ๆ ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของค่าความหนาแน่นสนามแม่เหล็ก ซึ่งค่าอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียสามารถเพิ่มขึ้นด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก เมื่อค่าความหนาแน่นสนามแม่เหล็กที่มีปริมาณมากพอและสามารถเหนี่ยวนำเข้ามายังตัวกลางที่มีการสูญเสียจนเกิดเป็นค่าความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียได้ ดังนั้นการเพิ่มขึ้นของความหนาแน่นของสนามแม่เหล็กจะทำให้เกิดการสูญเสียทางไฟฟ้า (electric loss densities) ในตัวกลางที่มีการสูญเสียเพิ่มขึ้น จึงทำให้ความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียเพิ่มขึ้น

การเกิดการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่มีการสูญเสียนี้จะนำมาสู่การวิเคราะห์หาค่าการกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสีย ด้วยวิธีผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลา (FDTD method) สามารถแสดงสมการการกระจายอุณหภูมิในตัวกลางที่มีการสูญเสียได้ ซึ่งเป็นการวิเคราะห์หาเงื่อนไขที่เหมาะสมของการจัดวางตำแหน่ง และระยะห่างของขดลวดเหนียวนำที่ทำให้ได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอและมีค่าอุณหภูมิเหมาะสม โดยส่วนของการทดลองได้ออกแบบสร้างขดลวดเหนียวนำตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนียวนำชนิดก้นหอย ที่ต่อกับแหล่งกำเนิดกำลังงานสูง

ปล่อยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดกั้นหอยที่ใช้ในการทดลอง ทำจากเส้นลวดทองแดงขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง (W) เท่ากับ 2.25 มิลลิเมตร นำมาขดเป็นลักษณะ กั้นหอย โดยมีเส้นผ่านศูนย์กลางของขดลวดด้านนอก (Do) เท่ากับ 60 มิลลิเมตร ระยะห่างระหว่าง ขดลวด (S) เท่ากับ 3 มิลลิเมตร จำนวนรอบ (N) เท่ากับ 7 ทำการวัดการกระจายอุณหภูมิของ ตัวกลางที่มีการสูญเสียด้วยกล้องถ่ายภาพความร้อน ซึ่งวิธีการทดลองแบบแรกใช้แหล่งกำเนิด พลังงานแยกอิสระ จากนั้นทำการควบคุมการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้ว และชนิดสี่ขั้วใช้วิธีควบคุมเวลาการจ่ายพลังงานของตัวปล่อยคลื่นให้ทำงานที่ละชุดเวียนกันไป ได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียกว้างมากกว่าการควบคุมเวลาป้อนพลังงาน ให้ตัวปล่อยคลื่นทุกชุดพร้อมกันและตัวปล่อยคลื่นชนิดสี่ขั้วได้พื้นที่การกระจายความร้อนของ ตัวกลางที่มีการสูญเสียมากกว่าตัวปล่อยคลื่นชนิดสองขั้ว โดยการป้อนพลังงานให้กับตัวปล่อยคลื่น พร้อมกันได้อุณหภูมิสูงกว่าการป้อนพลังงานให้ กับตัวปล่อยคลื่นทีละชุด ซึ่งตัวปล่อยคลื่นชนิด สองขั้วและสี่ขั้วได้อุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียที่มีอุณหภูมิใกล้เคียงกัน โดยวิธีทดลองแบบ สองใช้แหล่งกำเนิดพลังงานไม่แยกอิสระ ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้วทำการเพิ่ม จำนวนขั้วของตัวปล่อยคลื่นสองขั้ว สี่ขั้ว หกขั้ว และแปดขั้ว โดยขดลวดชนิดขั้วที่มีจำนวนมาก จะได้พื้นที่ความร้อนกว้างและการกระจายอุณหภูมิสม่ำเสมอ ตำแหน่งของขดลวดชนิดขั้วที่มี ระยะใกล้จะได้ค่าอุณหภูมิสูงแต่การกระจายตัวของอุณหภูมิไม่สม่ำเสมอ และตำแหน่งของขดลวด ชนิดขั้วที่มีระยะไกลออกไปจะได้ค่าอุณหภูมิลดลงแต่การกระจายตัวของอุณหภูมิสม่ำเสมอ

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการนำเสนอเทคนิคการเปลี่ยนแปลงการกระจายอุณหภูมิ ในตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยใช้วิธีแรกควบคุมเวลาการจ่ายพลังงานของตัวปล่อยคลื่น วิธีที่สอง ใช้การเพิ่มจำนวนขั้วขดลวดเหนี่ยวนำ ซึ่งทั้งสองวิธีนี้ ทำให้ได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิ เป็นบริเวณกว้างและสม่ำเสมอ โดยการจัดวางตำแหน่งและระยะห่างของขดลวดเหนี่ยวนำ ซึ่งจาก การวิเคราะห์และทดลองนี้ ซึ่งตัวปล่อยคลื่นได้ทำการออกแบบให้นำไปใช้กับมะเร็งผิวหนังเฉพาะ แขนและขาเท่านั้น

5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต

สำหรับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการนำเสนอการศึกษาและออกแบบตัวปล่อยคลื่น เพื่อให้ได้พื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียกว้างและสม่ำเสมอ โดยใช้เทคนิคการควบคุม เวลาการจ่ายพลังงานของตัวปล่อยคลื่นและการเพิ่มจำนวนขั้วของขดลวดเหนี่ยวนำ อย่างไรก็ตาม การวิเคราะห์พื้นที่การกระจายอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียจึงกระทำเฉพาะการสมมุติ

ที่กล้ำเนื้อผิวหนังและไขมัน เท่านั้น ซึ่งให้ผลเป็นที่น่าพอใจตามสมมุติฐานที่ตั้งไว้ ดังนั้น
ในขั้นตอนต่อไปจึงควรมีการวิเคราะห์ผลรวมของเส้นเลือด ตลอดจนอัตราการไหลของเลือด
และส่วนของกระดูก ซึ่งในงานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ใช้วิธีการวิเคราะห์ด้วยวิธีผลต่างสืบเนื่อง
เชิงเวลา ซึ่งสามารถรองรับการวิเคราะห์ในส่วนต่าง ๆ ต่อไปนี้ได้

รายการอ้างอิง

- พรทิพา พิษา. (2537). **Biological Aspects of Hyperthermia Oncology** มะเร็งวิวัฒน์ ปีที่ 1, ฉบับที่ 1, หน้า 1-9.
- ประมุข พรหมรัตน์พงษ์. (2537). **Clinical Application of Hyperthermia** มะเร็งวิวัฒน์ ปีที่ 1, ฉบับที่ 1, หน้า 15-23.
- ชาญชัย ทองโสภิต. (2545) การศึกษาสายอากาศปล่อยคลื่นแบบแถวลำดับร่องที่สามารถปรับจุดให้ความร้อนได้ด้วยเทคนิคอินเจกชันล็อกกิง วิทยานิพนธ์ระดับวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- ดวงอาทิตย์ ศรีมูล. (2544) การศึกษาระบบการให้ความร้อนแก่วัตถุด้วยคลื่นไมโครเวฟแบบต่อเนื่องโดยวิธีผลต่างสี่บเนื่องเชิงเวลา วิทยานิพนธ์ระดับวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- สุรพล สุธีระเวชช์. (2541) คู่มือเข้าใจและซ่อมเตาไมโครเวฟ กรุงเทพมหานคร โรงพิมพ์อาร์ต เอ็จกราฟฟิค.
- Overgaard, J., Gonzalez, Hulshof, D., Arcangeli, G., Dahl, O., Mella, O., and Benzen, S. (1995). **Randomized Trial of Hyperthermia as an Adjuvant to Radiotherapy for Recurrent or Metastatic Malignant Melanoma.** *Lancet*, Vol. 345, pp. 540-543.
- Oleson, J. (1984). **A Review of Magnetic Induction Methods for Hyperthermia Treatment of Cancer.** *IEEE Trans. Biomed. Eng*, Vol. BME-31, No.1, pp. 91-97.
- Saito, K., Hayashi, y., Yoshimura, H., and Ito, K. (2000). **Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot Antennas for microwave coagulation therapy.** *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, Vol. 48, No. 11, pp. 1800-1806.
- Sato, F., Suzuki, N., Shimizu, J., Matsuki, H., and Sato, T. (2004). **Heat Characteristics of Micro Magnetic Heat Elements for Advanced Hyperthermia.** *IEEE Trans. Magnetic*, Vol. 40, No. 4, pp. 2967-2969.
- Chanchai, T., and Mearnchu, A. (2002). **Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator.** *IEICE Trans. Communication*, Vol. E85-B, No. 10, pp. 2327-2337.

- Kotsuka, Y., Hankui, E., and Shigematsu, Y. (1996). **Development of Ferrite Core Applicator System for Deep-Induction Hyperthermia.** *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, Vol. 44, No.10, pp. 1803-1810.
- Guy, A. (1984). **History of Biological Effects and Medical Applications of Microwave Energy.** *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, Vol. MTT-32, No.9, pp. 1182-1199.
- Choi, I. (1996). **Regiona Hyperthermia in Combination with Radiation Therapy in Non-Small Cell Lung Cancer.** *Proceeding of the 7th International Congress on Hyperthermia Oncology.* Rome, Vol. 2, pp. 73-74.
- Hahn, G. (1984). **Hyperthermia for the Engineer: A Short Biological Primer.** *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. BME-31, No.1, pp. 3-8.
- Tsuji, K., Kuroda, T., and Sato, M. (1996). **Treatment of Non-Small Cell Lung Cancer by Combination Therapy of Radiation and Hyperthermia.** *Proceeding of the 7th International Congress on Hyperthermia Oncology*, Rome, Vol. 2, pp. 75-77.
- Johnson, C., and Guy, A. (1972). **Nonionizing Electromagnetic Wave Effects in Biological Materials and Systems.** *Proceeding of the IEEE*, Vol. 60, No. 6.
- Thuery, J. (1972). **Microwaves: Industrial Scientific and Medical Applications.** London:Artech House.
- Metaxas, A., and Meredith, R. (1983). **Industrial Microwaves Heating.** London: Peter Peregrines Ltd.,
- Berenger, J. (1994). **Perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves.** *J. Computat. Phys.*, Vol. 114, pp. 185-200.
- Yee, K. (1966). **Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media.** *IEEE Trans. Antennas Propagation.*, Vol. AP-14, No. 8.
- Metaxas, A., and Meredith, R. (1983). **Industrial Microwave Heating.** Peter Peregrines Ltd.,
- Renhart, W., and Magele, C. (1992). **Application of Eddy Current Formulations to Magnetic Resonance Imaging.** *IEEE Trans. on Mag.*, Vol. 28, pp. 1992, 1517-1520.
- Boadi, A., Suchida, T., and Enokizono, M. (2005). **Designing of Suitable Construction of High-Frequency Induction Heating Coil by Using Finite-Element Method.** *IEEE Trans. on Magnetics*, Vol 41, No.10,2005.

- Bottomley, P., and Andrew, E. (1978). **RF Magnetic Field Penetration Phase Shift and Power Dissipation in Biological Tissue : Implications for NMR Imaging.** *Phys. Med. Biol.*, Vol. 23, pp. 630-643.
- Kuster, N., and Balzano, Q. (1992). **Energy Absorption Mechanism by Biological Bodies in the Near-Field of Dipole Antennas above 300 MHz,** *IEEE Trans. Vehicul. Technol.*, Vol. VT-41, pp. 17-23.
- Balanis, C. (1989). **Advanced Engineering Electromagnetic.** New York Wiley.
- Valery, R., Raymond L., and Micah, A. (2003). **Handbook of Induction Heating Marcel Dekker AG, Switzerland.**
- Minoune, S., Fouladgar, J., Centaur B., and Devely, G. (1996). **3D Impedance Calculation for an Induction Heating System for Materials with Poor Conductivity.** *IEEE Trans. Magnetics*, Vol.32, No.3 pp. 1605-1608.
- Valery, R., Don, L., Raymond, C., and Micah, B. (2003). **Handbook of Induction Heating Marcel Dekker AG ,Switzerland,**
- Youji, K., Masashi, Watanabe, W., Iku H., and Masaki., (2000). **I. Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia.** *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, No. 11, pp. 1807-1813.

ภาคผนวก ก

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

บทความวิชาการ

Patummakasorn, C., Tangwachirapan, S., and Thongsopa, C. (2008). **Development of inductive regional heating by energy control at frequency 2.45 GHz.** Electromagnetic Compatibility and 19th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility (APEMC 2008) Asia-Pacific Symposium ,Singapore, pp. 819-822, May 19-23, 2008.

Patummakasorn, C., and Thongsopa, C. (2009). **Simulation and Experiment of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz.** 9th WSEAS International Conference on Applied in for Matics and Communication (AIC'09), Moscow, Russia, pp. 198-203, August 20-22, 2009.

Patummakasorn, C., and Thongsopa, C. (2010). **Effect of Position of the Pole Coils to Inductive Regional Heating.** Electromagnetic Compatibility (APEMC) 2010 Asia-Pacific Symposium on Electromagnetic Compatibility&Technical Exhibition on EMC RF/Microwave Measurement & Instrumentation, China, pp. 393-396, April 12-16. 2010.

วารสารวิชาการ

Patummakasorn, C., and Thongsopa, C. (2009). **Analysis and Design of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz.** *WSEAS Transactions on COMMUNICATIONS*, Issue 9, Volume 8, September 2009 pp 1032-1041.

Development of Inductive Regional Heating By Energy Control at Frequency 2.45 GHz

Chumpon Patummakasorn, Shalermchon Tangwachirapan and Chanchai Thongsopa

School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology

Nakhon ratchasima 30000, Thailand

Chumponep@vru.ac.th

Abstract— This research focused on the adjustment of the heating distribution by controlling the energy supplied to the induction coil at the frequency of 2.45 GHz. The objective is to determine the area which the heat is uniformly distributed. The result from this research was believed to be effectively applied to the cancer treatment. The main equipment in the experiment was the induction coils which were sets of two coils and four coils, and each coil has its own power-supply unit. The result showed that the activation of supply units one at a time generated more heating area than the one when all units were activated at the same time. Moreover, the heating area depended on the number of coils and the temperature, so the understanding of these factors on the heat generation would significantly benefit the cancer treatment in the future.

I. INTRODUCTION

At present, the cancer treatments include surgery, chemotherapy and radioactive treatment. The heat treatment is recognized as an effective way to cure the cancer by applying the heat directly to the cancer cells. The heat distributions include the radio frequency induction, dielectric heating, microwave heating and ultrasonic wave heating [1]. The heating temperature increased for 1.5 to 2.5 Celsius degrees per minute until it reached the value of 41 to 42 Celsius degrees, and it was kept constant for one hour. The operating frequency was varied between 73, 430, 2450 and 9000 MHz while there was an attempt to use the antenna to distribute the wave right on the cancer cells. This approach was proved to be effective for the case that the cell was tiny or deep into the skin. However, it would cause an enormous pain to the patients. The example of the experiment was conducted on the pig livers where the antenna was operated at the frequency of 915 MHz and its input equalled 50 Watt [2]. The result showed that the increment of the heating area and temperature depended on the volume of the magnetic elements. Opposed to the above technique, the injection locking was deployed when the cancer cell was large and not deep in the skin, so there was no need for the operation and it did not cause the pain. However, the arrangement for the right position of the antenna was important to the effective treatment of the cancer cells [3]. For example, the ferrite coils with the supply unit (4 MHz and 600 W) would increase the heating area when coils were equipped with the electrode [4]. In this research, the

heating-induction coil was operated at 2.45 GHz with the 700 W magnetron tube (model M24FA-410A). There were two sets of coils used in this experiment: two coils and four coils, and each coil had its own power supply. The experiment was conducted on the element (composing NaCl 0.4%, NaN₃ 0.02%, Agar 4%) which imitated the cancer cell.

II. ANALYSIS

The magnetic field and eddy current distribution. In this analysis, the following fundamental equation for vector potential A , which takes the eddy current into consideration, is used. Solving the above equation for A by the Galerkin method, the magnetic field and eddy current distribution are calculated [5], and it was applied to the design of the spiral-induction coil with two coils and four coils (equation (2) and (3) respectively).

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = -\sigma \frac{\partial A}{\partial t} + J_0 - \sigma \nabla \phi \quad (1)$$

Where ν is magnetic reluctance, J_0 is Forced Current Density, σ is Conductivity and ϕ is Electric Potential.

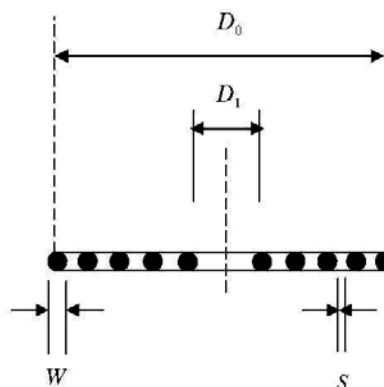


Fig 1. The design of two coils and four coils of spiral induction

$$L = \frac{N^2 \times A^2}{30A - 11D_1} \quad (2)$$

$$A = \frac{D_1 + N(W + S)}{2} \quad (3)$$

Where D_1 is inner diameter, N is Number of turns, W is wire diameter, S is turn spacing, L is inductance and D_0 is outer diameter.

III. CONSTRUCTION OF INDUCTION COIL

The two and four coils spiral induction coil are used that have 2 mm in diameter and 1 micro Henry. Fig. 2 shows 40 millimetres of outer diameter(D_0), 1 millimetres of turn spacing(S), as shows fig .3(a) shows two coils of induction coil and fig .3(b) shows four coils of induction coil that have independent feeding energy for each coil. The lossy medium or human muscle phantom is rectangular shape and 9 cm of diameter(F), 5 cm of height(H). Microwave magnetrons (M24Fa-410A) is generator to produce 2.45 GHz, 700 W. The power can transfer into a $9 \times 20 \times 3 \text{ Cm}^3$ cavity which is coupled by a $\lambda/4$ probe to each coil through a 1 m RG 8/U coaxial cable. These receive the electro-magnetic wave and transmit to induction coil that have automatic time to control feeding energy of each coil series. Fig.4 shows the equipment and instrument comprise with generator to produce 2.45 GHz, 700 W, induction coil and lossy medium.

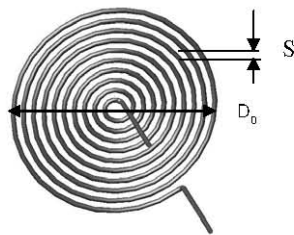
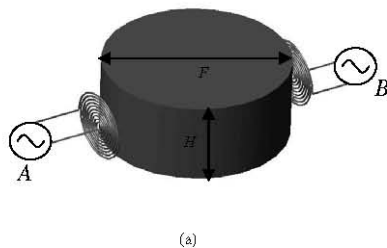
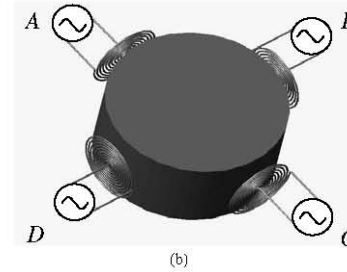


Fig 2. Diameter of conduction coil



(a)



(b)

Fig 3. Induction coil and lossy medium (a) two coils of induction coil (b) four coils of induction coil

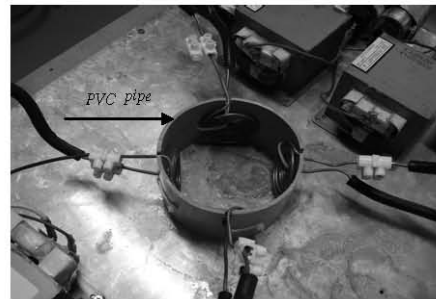


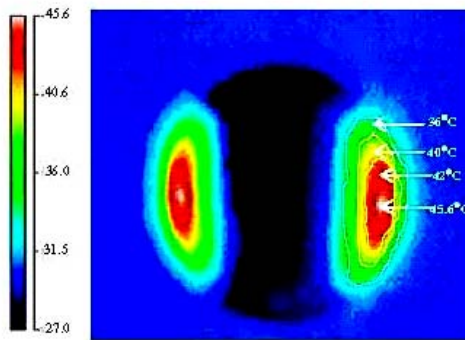
Fig 4. The equipment and instrument

IV. MEASUREMENT AND RESULT CONCLUSIONS

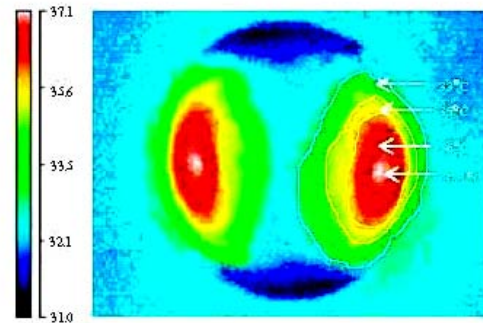
According to the result, the specimen had two layers, and the upper layer was 2.5 cm in depth so it was easily monitored by using the thermal imager. The temperature of the specimen at the beginning of the measurement was 27 Celsius degrees. The timing circuit was set to control turn on the supply unit for 10, 15 and 20 second respectively. The distance between the induction coil and the specimen was 1 mm, and the experiment was conducted into two stages: turning on each power supply one by one and turning on all power supply units at the same time. A two coils of induction coil transferred energy from A to B and can also switch to opposite directions shown in fig .3(a). A four coils of induction coil transferred energy from A to B, C and D in fig .3(b).

In figure 5 and 6 showed the comparison results of heating area from lossy medium. The experimental procedures were performed by : feeding energy to both coils turning on all power supply and feeding energy to both coils turning on each power supply one by one . The results showed that when energy was turning on all power supply, the two coils of induction coil displayed the highest temperature at 45.6 Celsius degrees (figure 5a), and the four coils of induction coil presented the highest temperature at 46 Celsius degrees (figure 6a). On the other hand, less temperature with larger heat distributing area was obtained when both coils was

tuning on each power supply one by one. The results from the two coils of induction coil were shown in Figure 5 (b), (c) and (d), and the results from the four coils induction coil were shown in Figure 6 (b), (c) and (d), respectively.

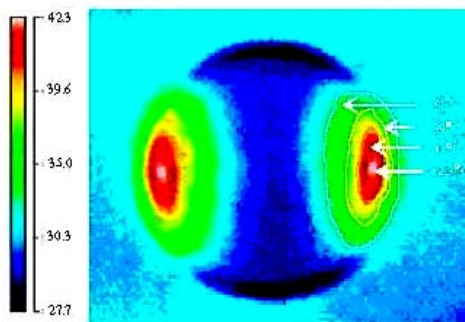


(a)

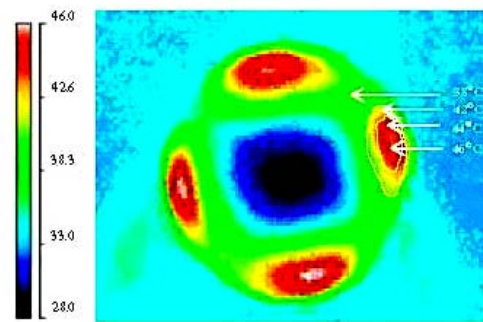


(d)

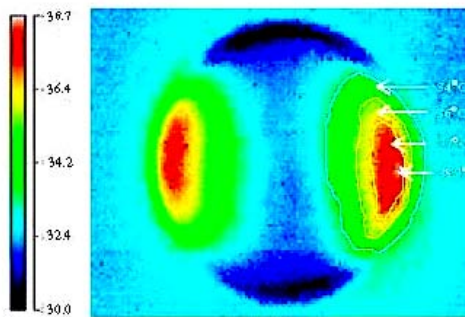
Fig 5. Size of distribution temperature of lossy medium for induction coil series (a) Every induction coil series are received energy at the same time (b), (c), (d) Each induction coil series is received energy lossy medium for 10 sec, 15 sec and 20 sec, respectively



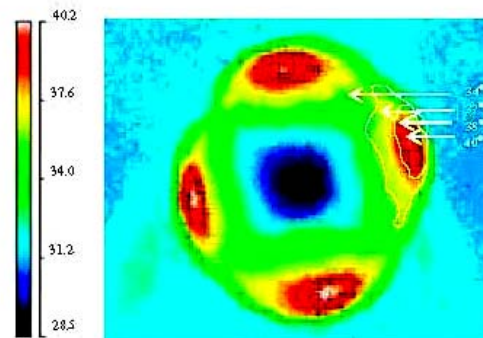
(b)



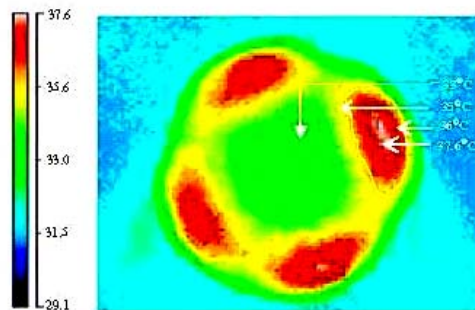
(a)



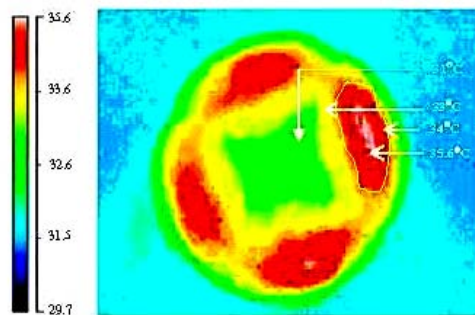
(c)



(b)



(c)



(d)

Figs. 6 Size of distribution temperature of lossy medium for 4 induction coil series (a) Every induction coil series are received energy at the same time (b), (c), (d) Each induction coil series is received energy lossy medium for 10 sec, 15 sec and 20 sec, respectively

VI. CONCLUSIONS

When the power supply unit was turned on in order (one at a time) generated more heating area than the one when all units were activated. Moreover, the number of units was an important factor, since the heating area depended on the number of supply units turned on. Therefore, the heat distribution for cancer cell by using the individual supply with the timing circuit was an effective approach to apply to the cancer treatment with the low cost.

ACKNOWLEDGMENT

The authors gratefully acknowledge Department of the Electronic and Computer Technology, Faculty of Industrial Technology at Yalaya Alongkorn Rajaphat University, Thailand for financial support. Acknowledge Mr. Teerawat Nunak, Electrical&IR. Product Manager Measuretronix Ltd, Thailand for his advice value and equipment.

REFERENCES

- [1] Van der zee J, "Heating the patient A promising approach," *Annals of Oncology*, 11:73-1184, 2002.
- [2] F.Sato, N.Suzuki, J.Shimizu, H.Matsuki and T.Sato, "Heat characteristics of micro magnetic heat elements for advanced hyperthermia," *IEEE Trans. Magnetic*, vol.40, pp. 2967-2969, Nov. 2004.
- [3] C.Thongsopa, and A.Mearnu, "Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active ArrayAppliator," *IEICE Trans. Commun.*, vol.E85-B, No.10, October 2002.
- [4] Y.Kotsuka, E.Hankui and Y.Shigematsu, "Development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.44, pp. 1803-1810, Oct.1996.
- [5] K.youji, W.Masashi, H.Watanabe, I.Ichi and I.Masaki, "Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia," *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, No.11, November. 2000.

Simulations and Experiment of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz

CHUMPON PATUMMAKASORN and CHANCHAI THONGSOPA
 Department of Telecommunication Engineering
 Suranaree University of Technology
 111 Sranaree Road, Maung, Nakhonratchasima 30000
 THAILAND
 toy161@hotmail.com, chan@sut.ac.th

Abstract: - In this paper, the simulations and experimental results of applicator system for regional induction heating were conducted using noninvasive method. The objective is to determine the area which the heat is uniformly distributed. The result from this paper was believed to be effectively when it was applied to the cancer treatment. The applicator utilized was the inducting spiral coils which were sets of two coils and four coils, and each coil has its own power-supply unit. It was fabricated by using magnetron sources operating at frequency of 2.45 GHz. The energy supplied to the induction coil was timely controlled. The distribution of the lossy medium was analyzed using the finite difference time domain method(FDTD). The results from the simulation and experimental of heating area from lossy medium were compared. Both simulation and experimental results showed good no conflict. The activation of supply units one at a time generated more heating wide area than the one when all units were activated at the same time. The results showed that the applicator with four coils generates more heating wide area than the one with two coils. Another interesting point is that the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on. In this study, both two coils and four coils were capable of producing a temperature rise of 7 Celsius degrees for 10 min. Moreover, the results from this investigation can be applied to various designs of heating wide area applicator and another advantage is its cost effectiveness.

Key-Words: - Applicator, Hyperthermia, Induction heating, lossy medium, finite difference time domain, agar phantom

1 Introduction

The treatment of cancer ,such as Surgical excision, chemotherapy and radioactive treatment. Hyperthermia is a type of cancer treatment in which body tissue is exposed to high temperatures and recognized as an effective way to cure the cancer by applying the heat directly to the cancer cells. The heat distributions include the radio frequency induction, dielectric heating, microwave heating and ultrasonic wave heating. The heating temperature increased for 1.5 to 2.5 Celsius degrees per minute until it reached the value of 41 to 42 Celsius degrees, and it was kept constant for one hour. The operating frequency was varied between 73, 430, 2450 and 9000 MHz[1],[2]. There are two methods of induction heating. One method uses implants which produce local heating, e.g. the experiment and design of ferromagnetic implants. This approach was proved to be effective for the case that the cell was tiny or deep inside the skin. Another example is that the implantation of micro-magnetic elements by following soft Heating approach[3]. The result of

this approach indicated that the temperature and heating wide area depend on the volume of magnetic elements[4]. Two methods uses noninvasive external applicators for regional heating. when the cancer cell was large and not deep in the skin, so there was no need for the operation and it did not cause the pain. However, the arrangement for the right position of the applicator was important to the effective treatment of the cancer cells. Another example is that the development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia, by used ferrite coils with the supply unit (4 MHz and 600 W) would increase the heating area when coils were equipped with the electrode[5]. The development of inductive regional heating system for breast hyperthermia, the result showed a temperature rise of more than 8 Celsius degrees at a depth of 8 cm[6]. From the study, the development applicator system for regional induction heating used noninvasive method. The operating frequency should not exceed 300 MHz and the big sized applicator was

necessary. It is difficult to the arrangement for the appropriate position of the applicator.

In this paper, the study focuses on the heat distribution for a specific area at the frequency of 2.45 GHz and noninvasive approach was utilized. The external applicator with 700 supply units was powered by the magnetron tubes. The applicators are small sized. Moreover, a set of two coils and four coils applicator with independent power sources was used. The distribution of heating wide area was studied by timely controlling the turning on and off of the power supply units. The technique deployed to study the distribution of heat was the finite difference time domain method (FDTD).

2 Construction of applicator system

In this paper, The applicator was fabricated by using magnetron sources operating at frequency of 2.45 GHz and a maximum output power of 700 w. Each of four microwave magnetrons are mounted into a $9 \times 20 \times 3 \text{ cm}^3$ cavity which is coupled by a $\lambda/4$ probe to each applicators through a RG 8/U coaxial cable as shown in Fig. 1. The applicator was fabricated copper wire with diameter of (w) 2.25 mm. Outer diameter(D_0) 70 mm. Distance between windings(s) 1 mm. Number of turns(N) 9 as shown in fig. 2. The calculus of applicator as shown in equation(1) and(2), inductance (L) 1 uH. [7].

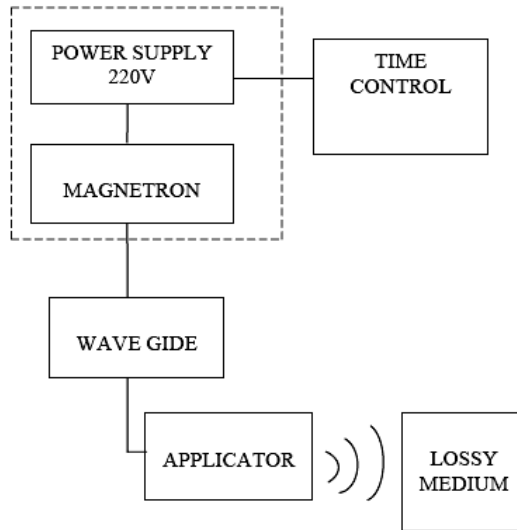


Fig.1 Construction of applicator system.

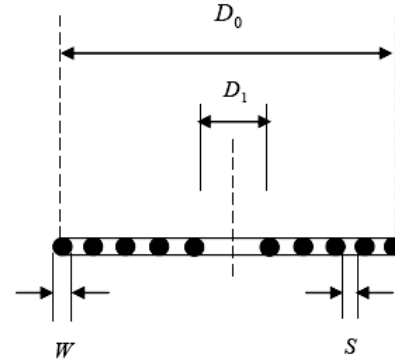


Fig. 2. The design of two coils and four coils of applicator

$$L = \frac{N^2 \times A^2}{30R - 11D_1} \quad (1)$$

$$R = \frac{D_1 + N(W + S)}{2} \quad (2)$$

Where D_1 is inner diameter, N is Number of turns, W is wire diameter, S is turn spacing, L is inductance and D_0 is outer diameter

3 Temperature Distribution

In this section, the simulation of heat induction was conducted by analyzing eddy current distribution of the applicator and the following fundamental equation for vector potential A , which takes the eddy current into consideration, is used. Solving the above equation for A , the magnetic field and eddy current distribution are calculated as follows [8].

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (3)$$

$$\nabla \times H = j_0 + j\omega\epsilon E + \sigma E \quad (4)$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = j_0 - j \quad (5)$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = j_0 - \sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \quad (6)$$

Where ν is magnetic reluctance, J_0 is forced current density (A/m^2), σ is conductivity ($\Omega^{-1}m^{-1}$), ϕ is electric potential, μ is permeability, ϵ is permittivity (Fm^{-1}), ω is radian frequency (rad/s), j is current density (A/m^2), E is the

electric field (V/m), H is the magnetic field (A/m).

The temperature distribution in lossy media can be calculated from bioheat transfer equation by assuming the lossy media is human tissue. It can be expressed as [9],[10],[11],[12].

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 t + \frac{\epsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \quad (7)$$

$$P = \frac{j \cdot j^*}{\sigma} \quad (8)$$

$$j = -\sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \quad (9)$$

Where T is Temperature ($^{\circ}C$) t is heating time (s), R_T is distribution temperature ($m^2.s^{-1}$), ϵ_v is (kg^{-1}), M_l is liquid of mass ratio (kg), C_p is specific heat at constant pressure ($jk/g^{\circ}C$), ρ is the local physical density of the tissue ($kg.m^{-3}$), P is heat source distribution (W/m^3).

4 Measurement and Result

The lossy medium temperature distribution was analyzed by using the finite difference time domain method (FDTD). Lossy medium with diameter of (G) 9 cm, height(H) 7 cm, Distance between lossy medium to applicator(s1) was 1,2,3,4,5,6,7,8,9 and 10 mm respectively, as shown in Fig. 3(a) The initial temperature of lossy media was 37 Celsius degrees which is the human temperature. The temperature at the surface of lossy medium was kept constant at 27 Celsius degrees. The Fabrication of lossy medium immitates skin layer, fat layer and agar phantom, as shown in Fig. 3(b). The simulation and experimental results of heating area distribution in the lossy medium were shown in Fig. 4

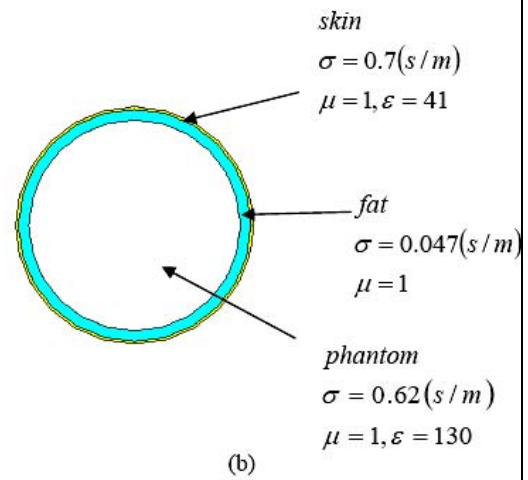
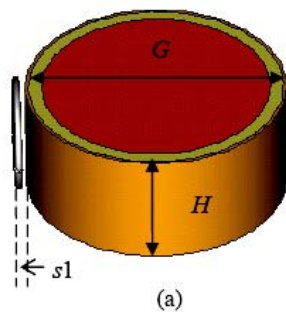


Fig. 3 The lossy medium (a) Distance between lossy medium to applicator(s1) (b)The lossy medium consist

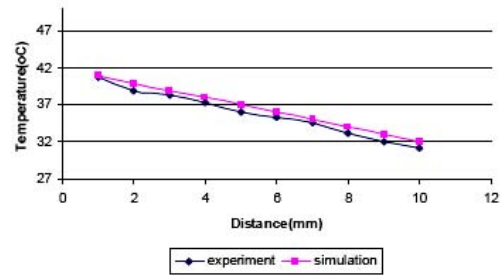
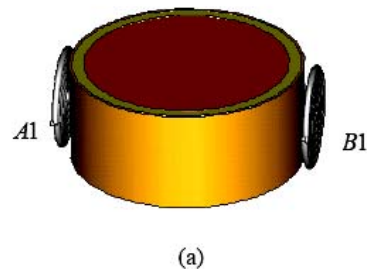


Fig. 4 Relationship between temperature and distance between medium and lossy medium (s1)

The simulation and experiment was conducted in two stages: turning on all power supply units(20 mins) and turning on each power supply one by one(each for 20 sec) . A set of coils was composed of two coils which transfer energy from A1 to B1 and can also switch to opposite directions as shown in fig .5(a). For four coils applicator, the energy was transferred from C2 to D2 and E2 to D2 in fig .5(b).



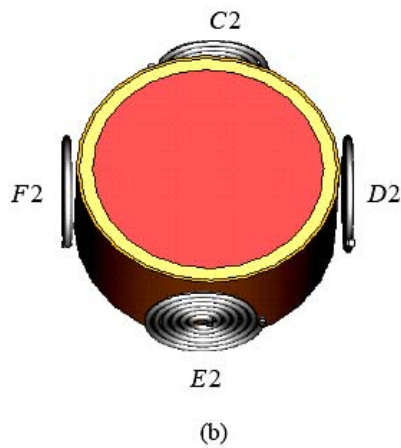


Fig. 5 The arrangement for position of the applicator (a) two coils (b) four coils

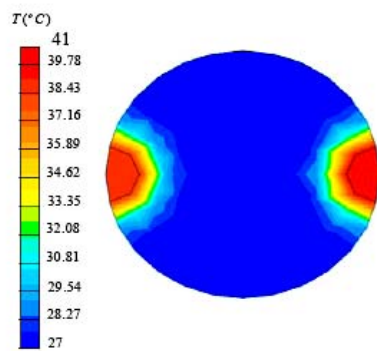


Fig. 6 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 mins.

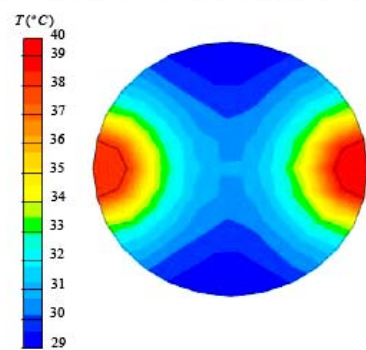


Fig. 7 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after each power supply unit was turned on one by one (each for 20 sec) for 20 mins.

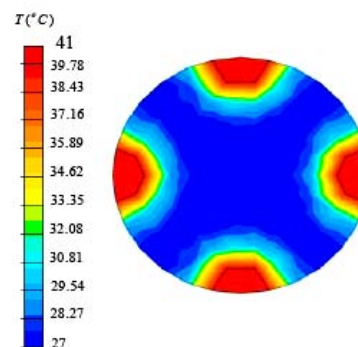


Fig. 8 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 mins.

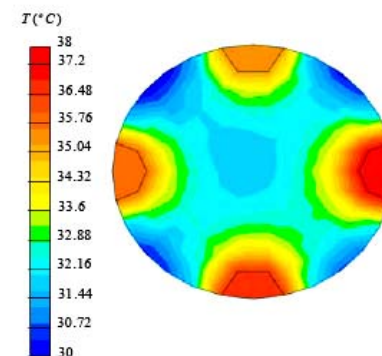


Fig. 9 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after each power supply unit was turned on one by one (each for 20 sec) for 20 mins.

Figure 6 and 7 showed the simulation results of heating area in the lossy medium when two coils applicator was used. The energy was fed to both coils by turning on all power supply units with the maximum temperature of 41 Celsius degrees. When turning on power supply unit one by one, the maximum temperature was set at 40 Celsius degrees. The result showed that the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on. Figure 8 and 9 showed the comparison results of heating area in the lossy medium in case of four coils applicator. The feeding energy was applied to both coils when turning on all power supply units and the target of maximum temperature was 41 Celsius degrees. However, when the energy was fed to both coils after turning on each power supply

one by one, the maximum temperature was set at 38 Celsius degrees. The interesting result is that the the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on. The applicator was fabricated by using magnetron sources operated at the frequency of 2.45 GHz as shown in Fig. 10. According to the result, the specimen had two layers, and the upper layer was 2.5 cm in depth and diameter was 9 cm. The distance between applicator and the specimen was 1 mm. so it was easily monitored by using the thermal imager. The temperature of the specimen at the beginning of the measurement was 27 Celsius degrees.

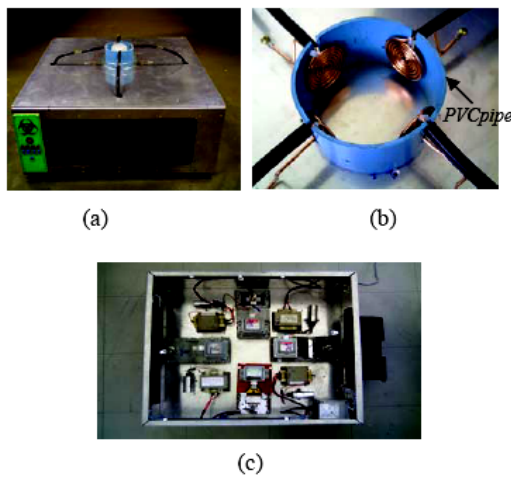


Fig. 10 (a)Construction of applicator systems (b) Fabricator of applicator systems. (c) Inside the applicator.

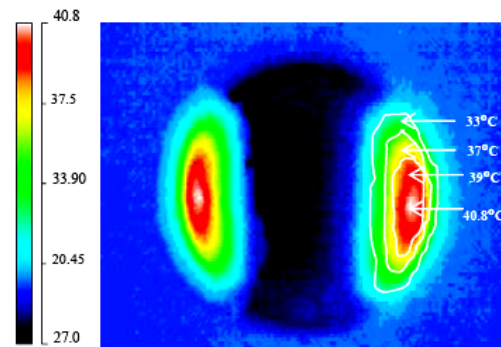


Fig. 11 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 mins.

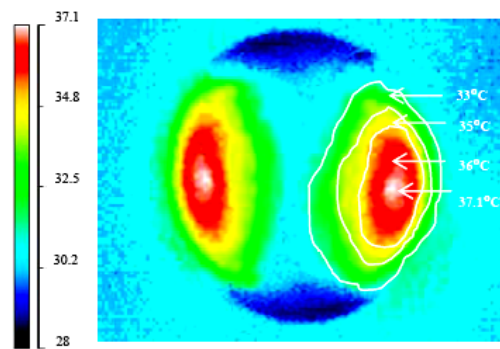


Fig. 12 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after each power supply unit was turned on (each for 20 sec) for 20 mins.

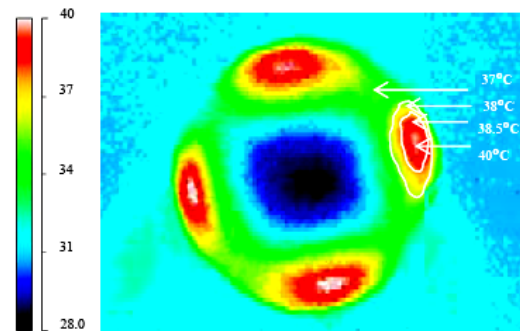


Fig. 13 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 mins.

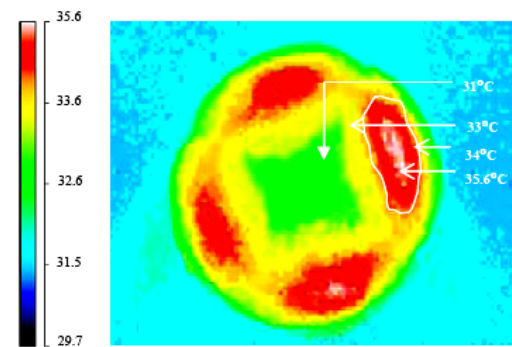


Fig. 14 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after each power supply unit was turned on by one (each for 20 sec) for 20 mins.

Figure 11 and 12 showed the experimental result of heating area in lossy medium (for two coils applicator). The energy was fed to both coils when turning on all power supply at 48.8 Celsius degrees. Alternatively, the feeding energy was transmitted to both coils by turning on each power supply one by one when the temperature was set at 37.1 Celsius degrees. In conclusion, the activation of supply units one at a time generated more heating wide area than the one when all units were activated at the same time. Figure 13 and 14 showed that heating area in the lossy medium in case of four coils applicator. The energy was fed to both coils by turning on all power supply with maximum temperature at 40 Celsius degrees. Another approach is to feed energy to both coils by turning on each power supply one by one power supply with maximum temperature at 35.6 Celsius degrees. Similar to the previous results, the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on.

4 Conclusion

The applicator system for regional induction heating was fabricated using noninvasive method. For a large tumor of size more than 6 cm in diameter, it was easily fabricated by using magnetron sources operated at the frequency of 2.45 GHz and small sized applicator was preferred. The timing circuit was controlled to turn on the supply unit for generating heating wide area. The simulation and experimental results of heating wide area distribution in the lossy medium was investigated. Both simulated and experimental results show good agreement. The result showed that the activation of supply units one at a time generated more heating wide area than the one when all units were activated at the same time. The result reveals that four coils applicator generated more heating wide area than the one with two coils. The activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on. Moreover, both two coils and four coils applicator were capable of producing a temperature rise of 7 Celsius degrees for 10 mins. The results from this investigation can be applied in the design process of applicator and it is costly effective.

References:

- [1] J.R. Oleson, *A review of magnetic induction methods for hyperthermia treatment of cancer*, IEEE Trans Biomed. Eng, vol.BME-31, No.1, 1984, pp. 91 -97.
- [2] Van der zee J, *Heating the patient A promising approach*, Annals of Oncology, 2002.
- [3] P.R. Stauffer, P.K. Sneed, H. Hashemi and T.L. Phillips, *Practical Induction Heating Coil Designs for Clinical Hyperthermia with Ferromagnetic Implants*, IEEE Trans. Biomed. Eng. Tech, vol. 41, No.1, 1994, pp. 17 -28.
- [4] F.Sato, N.Suzuki, J.Shimizu, H.Matsuki and T.Sato, *Heat characteristics of micro magnetic heat elements for advanced hyperthermia*, IEEE Trans. Magnetic, vol.40, No.4, 2004, pp.2967-2969.
- [5] Y.Kotsuka, E.Hankui, and Y.Shigematsu, *Development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia*, IEEE Trans. Microwave Theory Tech., vol.44, 1996, pp. 1803-1810.
- [6] K.youji, W.Masashi, H.Watanabe, I.Iku, and I.Masaki, *Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia*, IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques, vol. 48, No.11, 2000, pp. 1807-1813.
- [7] Mitch Tilbury, *The Ultimate Tesla Coil Design and Construction guide*, The McGraw-Hill Companies United states of America.,2008
- [8] Valery Rudnev, Don Loveless, *Raymond Cook and Micah Black, Handbook of Induction Heating*, Marcel Dekker AG, Switzerland, 2003
- [9] C.Thongsopa and A.Mearnchu, *Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array.Applicator*, IEICE Transactions Communication, vol.E85- B, No.10, 2002, pp. 2327-2337.
- [10] Metaxas A.C.,and Meredith R.J, *Industrial Microwave Heating*, Peter Peregrinus Ltd.,1983.
- [11] S.M. Minoune, J. Fouladgar, A. Chentouf and G. Devely, *A 3D Impedance Calculation for an Induction Heating System for Materials with Poor Conductivity*, IEEE Transactions Magnetics, vol.32, No.3, 1996, pp. 1605-1608.
- [12] F. Dughiero and s. Corazza, Guy, *Numerical Simulation of Thermal Disposition with Induction Heating used for Oncological Hyperthermia Treatment*, Medical &Biological Engineering&Computing, vol.43, 2005, pp. 40-43.

Effect of Position of the Pole Coils to Inductive Regional Heating

Chumpon Patummakasorn, Chanchai Thongsopa

School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology

Nakhon ratchasima 30000, Thailand

toy161@hotmail.com

chan@sut.ac.th

Abstract— In this paper, the researches propose to study the effect of position of the pole coils to inductive regional heating. The focused is to determine the wide area which the heat is uniformly distributed. The result from this research was believed to be effectively applied to the cancer treatment. The design was pole coils which wear set of two pole coils, four pole coils, six pole coils and eight pole coils respectively. It was source operating at frequency of 2.45 GHz. The distance between lossy medium to pole coils was 3 mm., 5 mm. and 10 mm. respectively. The distributed of lossy medium was analyzing using finite difference time domain (FDTD). As the results of heating area simulation, many pole coils generated low heat, wide heating area and uniform distribution. However, less pole coil generated high heat and not uniform distribution. The pole coils was near lossy medium generated maximum heading, nevertheless it was not uniformly. Moreover, the pole coils was far lossy medium generate minimums heating, it was uniformly. The results from investigation can be applied and another advantage is its costs effectiveness.

I. INTRODUCTION

The treatment of cancer, such as Surgical excision, chemotherapy and radioactive treatment. Hyperthermia is a type of cancer treatment in which body tissue is exposed to high temperatures and recognized as an effective way to cure the cancer by applying the heat directly to the cancer cells. The heat distributions include the radio frequency induction, dielectric heating, microwave heating and ultrasonic wave heating. The heating temperature increased for 1.5 to 2.5 Celsius degrees per minute until it reached the value of 41 to 42 Celsius degrees, and it was kept constant for one hour. The operating frequency was varied between 73, 430, 2450 and 9000 MHz[1]. The method uses noninvasive external applicators for regional heating. When the cancer cell was large and not deep in the skin, e.g. leg or arm cutaneous, so there was no need for the operation and it did not cause the pain. However, the arrangement for the right position of the applicator and wide area, which was the heat and uniformly distributed, was important to the effective treatment of the cancer cells. A large area of tumor which was more than 6 cm in diameter was difficult to generate wide heating area and uniformly distributed. Consequently, these did not succeed in cancer treatment. hyperthermia is required, particularly for a recurrent tumor. Microwave frequency technique is possible for not deep treatment. The temperature in cancer cell can be increased by induction. To induce heat in the cancer cell,

strong magnetic field has to penetrate the cancer cell to generate eddy current in the cell which can be visualized as electric loss. The eddy current will increase the cell temperature. The temperature of normal cells due to eddy current is constant since the cancer cell is more conductive than normal cell, e.g. the selective heating of cutaneous human tumors at 27.12 MHz. It is a modified diathermy unit which employs a "pancake" coils to induce the patients with up to 30 W of electromagnetic [2]. Another example is that the development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia, by used ferrite coils with the supply unit (4 MHz and 600 W) would increase the heating area when coils were equipped with the electrode[3]. The development of inductive regional heating system for breast hyperthermia, the result showed a temperature rise of more than 8 Celsius degrees at a depth of 8 cm[4].

In this paper, the study focused is to determine the wide area which the heat is uniformly distributed and noninvasive method. The study to the effect of inductive regional heating system from position of pole coils. The design was pole coils which wear set of two pole coils, four pole coils, six pole coils and eight pole coils respectively. It was source operating at frequency of 2.45 GHz. The distance between lossy medium to pole coils was 3 mm., 5 mm. and 10 mm. respectively. The distributed of lossy medium was analyzing using finite difference time domain (FDTD).

II. ANALYSIS

The temperature distribution in lossy media can be calculated from bioheat transfer equation by assuming the lossy media is human tissue. It can be expressed as [5],[6],[7].

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 t + \frac{\epsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \quad (1)$$

$$P = \rho SAR \quad (2)$$

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

$$P = \frac{J^2}{\sigma} \quad (4)$$

Where T is Temperature ($^{\circ}C$) t is heating time (s), R_t is distribution temperature ($m^2.s^{-1}$), M_l is liquid of mass ratio (kg), C_p is specific heat at constant pressure ($J.kg^{-1}.C^{-1}$), ρ is the local physical density of the tissue ($kg.m^{-3}$), P is power density (W/m^3), SAR is specific absorption rate (W/kg)

Transformation of temperature is occurred from the first equation. It consists of three factors which are heat conversion, heat conduction, convection and external power source. The analyzing magnetic field distribution of the pole coils and the following fundamental equation for vector potential A , which takes the eddy current into consideration, is used. Solving the above equation for A , the magnetic field and eddy current distribution are calculated as follows [4],[8],[9].

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \tag{5}$$

$$\nabla \times H = J_0 + j\omega\epsilon E + \sigma E \tag{6}$$

$$\nabla \cdot B = 0 \tag{7}$$

$$\nabla \cdot D = \rho_s \tag{8}$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = J_0 - \sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \tag{9}$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = J_0 - J \tag{10}$$

$$J = -\sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \tag{11}$$

Where ν is magnetic reluctance ($A.t/Wb$), J_0 is forced current density (A/m^2), σ is conductivity ($\Omega^{-1}.m^{-1}$), ϕ is electric potential (V), μ is permeability (H/m), ϵ is permittivity (Fm^{-1}), ω is radian frequency (rad/s), J is current density (A/m^2), E is the electric field (V/m), H is the magnetic field (A/m), B is magnetic flux density (Wbm^2), D is electric flux density (C/m^3)

III. CONSTRUCTION OF POLE COILS

In the simulation, the pole coils are fed by a 2.45 GHz source. The design of pole coils were the set of two pole coils, four pole coils, six pole coils and eight pole coils, respectively. The arrangement for position of the pole coils are shown in figure 2(a),(b),(c),(d). All pole coils were obtained same energy level. In addition, each pole coils had the average energy level, constantly.

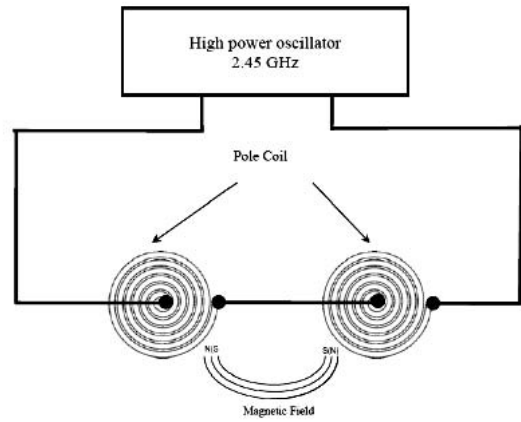
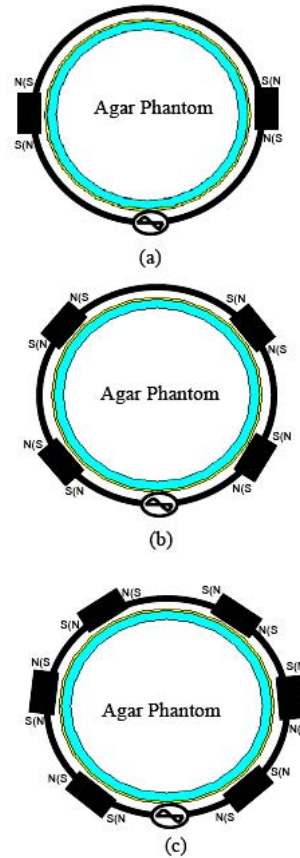


Fig.1 Schematic of the pole coils system



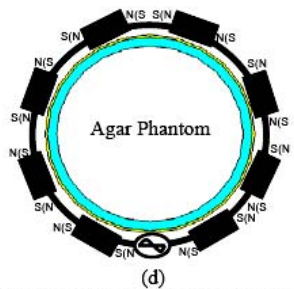
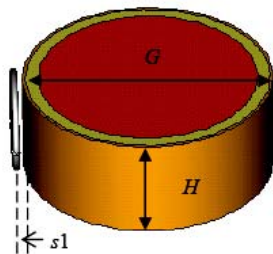


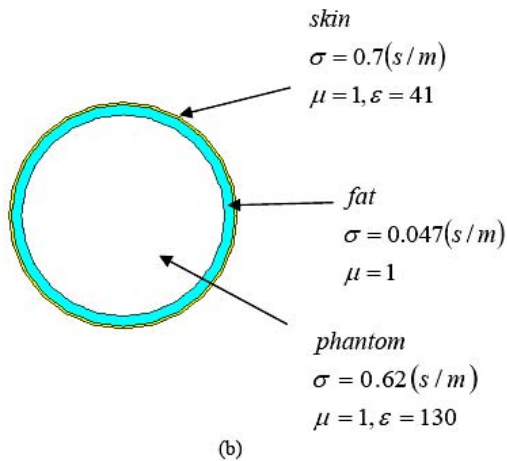
Fig. 2 The arrangement for position of the pole coils (a) two pole coils (b) four pole coils (c) six pole coils (d) eight pole coils

IV. MEASUREMENT AND RESULT

The lossy medium with diameter of (G) 9 cm, height (H) 7 cm, Distance between lossy medium to pole coils(s1) was 3 mm, 5mm and 10 mm. The simulation of lossy medium imitates skin layer, fat layer and agar phantom, as shown in Fig. 3(a),(b).



(a)



(b)

Fig.3 The lossy medium (a) Distance between lossy medium to applicator(s1) (b)The lossy medium consist

The results from simulation of heating area can be visualized as electric loss densities. Furthermore, it was analyzing using finite difference time domain (FDTD), as shown in Fig. 4, 5, 6, and 7.

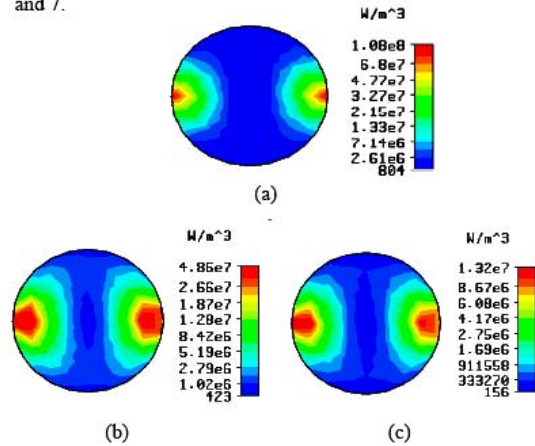


Fig. 4 Electric loss density image of the heating lossy medium for two pole coils (a) 3 mm. (b) 5 mm. (c) 10 mm.

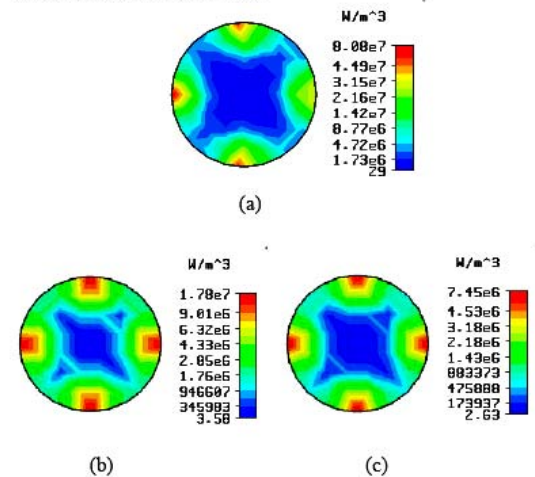
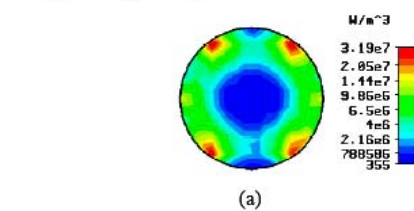


Fig. 5 Electric loss density image of the heating lossy medium for four pole coils (a) 3 mm. (b) 5 mm. (c) 10 mm



(a)

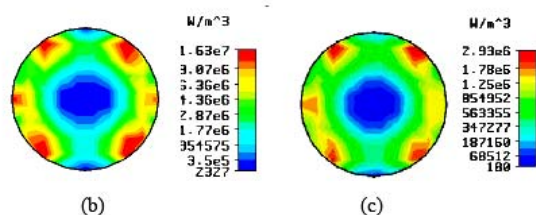


Fig. 6 Electric loss density image of the heating lossy medium for six pole coils (a) 3 mm. (b) 5 mm. (c) 10 mm

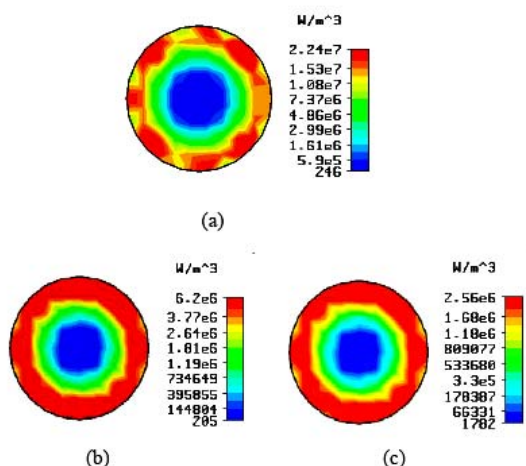


Fig.7 Electric loss density image of the heating lossy medium for eight pole coils (a) 3 mm. (b) 5 mm. (c) 10 mm.

Fig 4 shows the heating location when two pole coils had the distance between lossy medium and pole coils(s_1) was 3 mm, 5mm and 10 mm. As a result the maximum electric loss densities were $1.08e^8 \text{ w/m}^3$, $4.86e^7 \text{ w/m}^3$ and $1.32e^7 \text{ w/m}^3$ respectively. Fig 5 shows the heating location when four pole coils had the distance between lossy medium and pole coils(s_1) was 3 mm, 5mm and 10 mm. As a result, the maximum electric loss densities were $8.08e^7 \text{ w/m}^3$, $1.78e^7 \text{ w/m}^3$, $7.45e^6 \text{ w/m}^3$ respectively. Fig 6 shows the heating location when six pole coils had the distance between lossy medium and pole coils(s_1) was 3 mm, 5mm and 10 mm. As a result the maximum electric loss densities were $3.19e^7 \text{ w/m}^3$, $1.63e^7 \text{ w/m}^3$, $2.93e^6 \text{ w/m}^3$ respectively. Fig 7 shows the heating location when eight pole coils had distance between lossy medium and pole coils(s_1) was 3 mm, 5mm and 10 mm. As a result the maximum electric loss densities were $2.24e^7 \text{ w/m}^3$, $6.2e^6 \text{ w/m}^3$, $2.56e^6 \text{ w/m}^3$ respectively. The results from to simulation of heating area were many pole coils generated heating wide

area and uniformly distributed. The pole coils was near lossy medium generated maximum heading, nevertheless it was not uniformly. Moreover, the pole coils was far lossy medium generate minimums heating, it was uniformly.

VI. CONCLUSIONS

The development of inductive regional heating system. In this paper, The effect of position of the pole coils to the inductive regional heating. The focused is to determine the wide area which the heat is uniformly distributed. A large area of tumor which was more than 6 cm in diameter. It was difficult to generate wide heating area and uniformly distributed. The design was add pole coils which wear set of two pole coils, four pole coils, six pole coils and eight pole coils respectively. This technical was generated heating wide area and uniformly distributed. It was source operating at frequency of 2.45 GHz. The distance between lossy medium to pole coils was 3 mm, 5 mm. and 10 mm. respectively. As the results of heating area simulation, many pole coils generated low heat, wide heating area and uniform distribution. However, less pole coil generated high heat and not uniform distribution. The pole coils was near lossy medium generated maximum heading, nevertheless it was not uniformly. Moreover, the pole coils was far lossy medium generate minimums heating, it was uniformly. the results from this investigation can be applied to various designs of heating wide area applicator and another advantage is its cost effectiveness.

ACKNOWLEDGMENT

The authors gratefully acknowledge Department of the Electronic and Computer Technology, Faculty of Industrial Technology at Yalaya Alongkom Rajaphat University

REFERENCES

- [1] Van der zee J. *Heating the patient A promising approach*, Annals of Oncology.1173-1184,2002.
- [2] P.P.Antich et al., "Selective heating at cutaneous hyman tumors at 27.12 MHz," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MIT-26, pp. 569-572, Aug. 1978.
- [3] K.youji, W.Masashi,H.Watanabe,I.Iku, and I.Masaki, "Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia," *IEEE Trans. Microwave Theory and Tech.*,vol. 48, pp.1807-1814, No.11, Nov. 2000.
- [4] Y.Kotsuka, E.Hankui, and Y.Shigematsu, "Development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.44, pp.1803-1810, Oct.1996.
- [5] F.Dughiero and S. Corazza, "Numerical Simulation of Thermal Disposition with Induction Heating used for Oncological Hyperthermic Treatment," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol.43,pp. 40-46,2005.
- [6] C.Thongsopa, and A.Mearmchu, "Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active ArrayApplicator," *IEICE Trans. Commun.*, vol.E85-B, No.10, Oct.2002.
- [7] Frank S. Barnes and Ben Greenebaum, *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, CRC Press Taylor & Francis Group, New York, 2007.
- [8] S.M. Minoune, J. Fouladgar, A. Chentouf and G. Devely, "A 3D Impedance Calculation for an Induction Heating System for Materials with Poor Conductivity," *IEEE Trans. Magnetics*, vol.32, pp. 1605-1608, May.1996.
- [9] V.Rudnev, D.loveless, R.Cook and M.Black, *Handbook of Induction heating*, Inductoheat, Inc., United States of America, 2003.

Analysis and Design of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz

CHUMPON PATUMMAKASORN and CHANCHAI THONGSOPA

Department of Telecommunication Engineering

Suranaree University of Technology

111 Sranaree Road, Maung, Nakhonratchasima 30000

THAILAND

toy161@hotmail.com, chan@sut.ac.th

Abstract: - In this paper, the design of applicator system for regional induction heating at 2.45 GHz and using noninvasive method. The distribution of the lossy medium was analyzed using the finite difference time domain method(FDTD). The objective is to determine the area which the heat is uniformly distributed. The result from this paper was believed to be effectively when it was applied to the cancer treatment. The applicator utilized was the inducting spiral coils which were sets of two coils and four coils, and each coil has its own power-supply unit. It was fabricated by using magnetron sources operating at frequency of 2.45 GHz. The energy supplied to the induction coil was timely controlled. The results from the simulation and experimental of heating area from lossy medium were compared. Both simulation and experimental results showed good no conflict. The activation of supply units one at a time generated more heating wide area than the one when all units were activated at the same time. The results showed that the applicator with four coils generates more heating wide area than the one with two coils. Another interesting point is that the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on. In this study, both two coils and four coils were capable of producing a temperature rise of 7 Celsius degrees for 10 min. Moreover, the results from this investigation can be applied to various designs of heating wide area applicator and another advantage is its cost effectiveness.

Key-Words: - Applicator, Hyperthermia, Induction heating, lossy medium, finite difference time domain, agar phantom

1 Introduction

The treatment of cancer, such as Surgical excision, chemotherapy and radioactive treatment. Hyperthermia is a type of cancer treatment in which body tissue is exposed to high temperatures and recognized as an effective way to cure the cancer by applying the heat directly to the cancer cells. The heat distributions include the radio frequency induction, dielectric heating, microwave heating and ultrasonic wave heating. The heating temperature increased for 1.5 to 2.5 Celsius degrees per minute until it reached the value of 41 to 42 Celsius degrees, and it was kept constant for one hour. The operating frequency was varied between 73, 430, 2450 and 9000 MHz[1,2].

There are two methods of induction heating [3-5]. One method uses implants which produce local heating for regional heating. When the cancer cell was small and deep in the skin, e.g. the experiment and design of ferromagnetic implants, this approach was proved to be effective for the case that the cell was tiny or deep inside the skin[6]. Another example is that the implantation of micro-magnetic

elements by following soft Heating approach, the result of this approach indicated that the temperature and heating wide area depend on the volume of magnetic elements[7]. The whole body heating method such as the experimental characterization of helical coils as hyperthermia applications show that this kind of device, in certain configurations, should be able to heat the deep portions of a human limb. [8]. Another example is that the VLF induction heating for cynical hyperthermia[9]. Two methods uses noninvasive external applicators for regional heating. When the cancer cell was large and not deep in the skin, so there was no need for the operation and it did not cause the pain. However, the arrangement for the right position of the applicator was important to the effective treatment of the cancer cells, e.g. the selective heating of cutaneous human tumors at 27.12 MHz . It is a modified diathermy unit which employs a "pancake" coil to induce the patients with up to 30 W of electromagnetic [10]. Another example is that the development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia,

by used ferrite coils with the supply unit (4 MHz and 600 W) would increase the heating area when coils were equipped with the electrode[11]. The development of inductive regional heating system for breast hyperthermia, the result showed a temperature rise of more than 8 Celsius degrees at a depth of 8 cm[12]. From the study, the development applicator system for regional induction heating used noninvasive method. The operating frequency should not exceed 300 MHz and the big sized applicator was necessary. It is difficult to the arrangement for the appropriate position of the applicator.

In this paper, the study focuses on the heat distribution for a specific area at the frequency of 2.45 GHz and noninvasive approach was utilized. The external applicator with 700 supply units was powered by the magnetron tubes. The applicators are small sized. Moreover, a set of two coils and four coils applicator with independent power sources was used. The distribution of heating wide area was studied by timely controlling the turning on and off of the power supply units. The technique deployed to study the distribution of heat was the finite difference time domain method (FDTD) [13-17].

2 Construction of applicator system

In this paper, The applicator was fabricated copper wire with diameter of (w) 2.25mm. Outer diameter (D_0) 70 mm. Distance between windings(s) 1 mm. Number of turns(N) 9 as shown in figure 1 and 2. The calculus of applicator as shown in equation(1) and(2),inductance (L) 1 uH. [18-20].

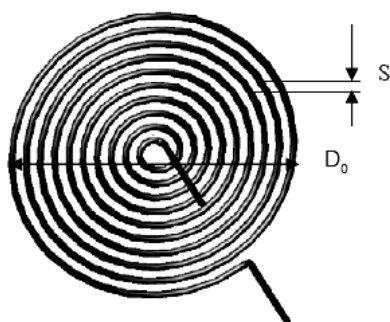


Fig.1 Construction of applicator (spiral induction coil)

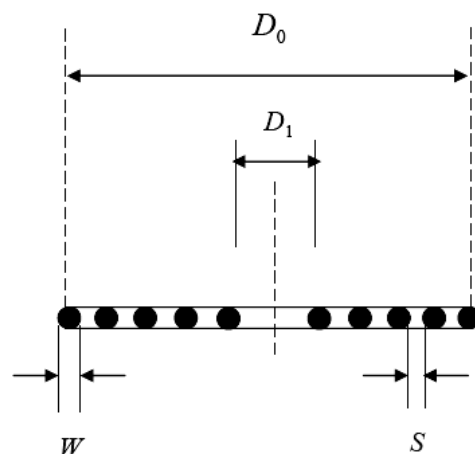


Fig. 2. The design of spiral induction coils.

$$L = \frac{N^2 \times A^2}{30R - 11D_1} \quad (1)$$

$$R = \frac{D_1 + N(W + S)}{2} \quad (2)$$

Where D_1 is inner diameter, N is Number of turns, W is wire diameter, S is turn spacing, L is inductance and D_0 is outer diameter

3 Temperature Distribution

In this section, the simulation of heat induction was conducted by analyzing eddy current distribution of the applicator and the following fundamental equation for vector potential A , which takes the eddy current into consideration, is used. Solving the above equation for A , the magnetic field and eddy current distribution are calculated as follows [21-26].

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (3)$$

$$\nabla \times H = j_0 + j\omega\epsilon E + \sigma E \quad (4)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (5)$$

$$\nabla \cdot D = \rho_s \quad (6)$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = j_0 - j \quad (7)$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = j_0 - \sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \quad (8)$$

Where ν is magnetic reluctance ($A.t/Wb$), J_0 is forced current density (A/m^2), σ is conductivity ($\Omega^{-1}m^{-1}$), ϕ is electric potential (V), μ is permeability (H/m), ϵ is permittivity (Fm^{-1}), ω is radian frequency (rad/s), j is current density (A/m^2), E is the electric field (V/m), H is the magnetic field (A/m), B is magnetic flux density (Wbm^2), D is electric flux density (C/m^3)

The temperature distribution in lossy media can be calculated from bioheat transfer equation by assuming the lossy media is human tissue. It can be expressed as [27-37].

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 t + \frac{\epsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \quad (9)$$

$$P = \frac{j \cdot j^*}{\sigma} \quad (10)$$

$$j = -\sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \quad (11)$$

Where T is Temperature ($^{\circ}C$) t is heating time (s), R_T is distribution temperature ($m^2.s^{-1}$), ϵ_v is (kg^{-1}), M_l is liquid of mass ratio (kg), C_p is specific heat at constant pressure ($jk/g^{\circ}C$), ρ is the local physical density of the tissue ($kg.m^{-3}$), P is heat source distribution (W/m^3).

The applicator systems was fabricated by using magnetron sources operating at frequency of 2.45 GHz and a maximum output power of 700 w. Each of four microwave magnetrons are mounted into a $9 \times 20 \times 3$ cm³ cavity which is coupled by a $\lambda/4$ probe to each applicators through a RG 8/U coaxial cable. This applicator was radiate to lossy medium (phantom), as shown in Fig. 3 [38].

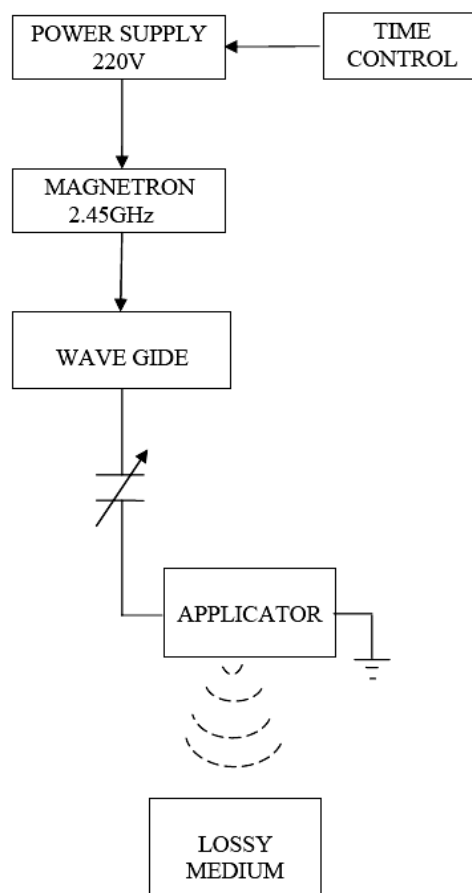
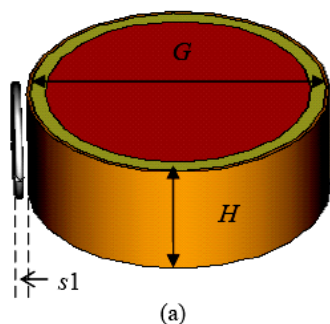


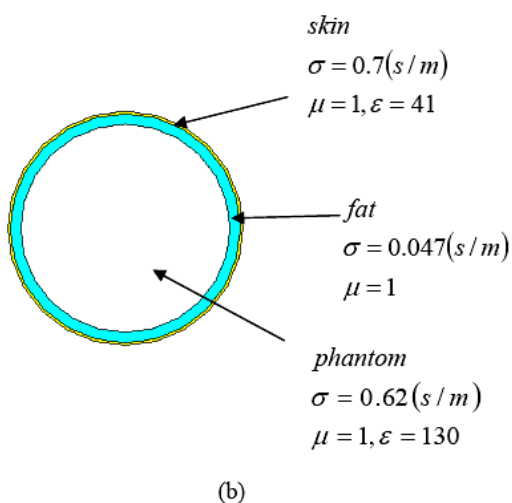
Fig.3. Construction of applicator systems.

4 Measurement and Result

The lossy medium temperature distribution was analyzed by using the finite difference time domain method (FDTD). It with diameter of (G) 9 cm, height(H) 7 cm, Distance between lossy medium to applicator(s1) was 1,2,3,4,5,6,7,8,9 and 10 mm respectively, as shown in Fig. 4(a) The initial temperature of lossy media was 37 Celsius degrees which is the human temperature. The temperature at the surface of lossy medium was keep a constant 27 Celsius degrees. The Fabrication of lossy medium imitates skin layer, fat layer and agar phantom, as shown in Fig. 4(b). The results from the simulation and experimental of heating area from lossy medium were compared, as show fig. 5.



(a)



(b)

Fig.4 The lossy medium (a) Distance between lossy medium to applicator(s1) (b)The lossy medium consist

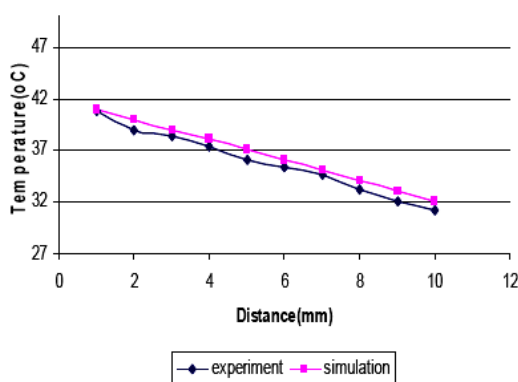


Fig.5 Relationship between temperature and distance between medium and lossy medium (s1)

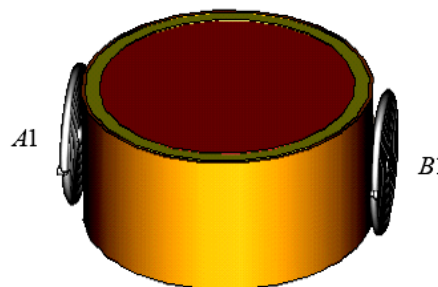


Fig.6. The arrangement for position of the applicator (two coils)

Table 1. The activation all power supply units were turned on (two coils)

Applicator A1	ON	ON
Applicator B1	ON	ON

Table 2. The activation each power supply unit was turned on one by one (two coils)

Applicator A1	ON	OFF
Applicator B1	OFF	ON

Table 3. The activation all power supply units were turned on (four coils)

Applicator A2	ON	ON	ON	ON
Applicator B2	ON	ON	ON	ON
Applicator C2	ON	ON	ON	ON
Applicator D2	ON	ON	ON	ON

Table 4. The activation each power supply unit was turned on one by one (four coils)

Applicator A2	ON	OFF	OFF	OFF
Applicator B2	OFF	ON	OFF	OFF
Applicator C2	OFF	OFF	ON	OFF
Applicator D2	OFF	OFF	OFF	ON

The simulation and experiment was conducted in two stages: turning on all power supply units(20 minutes), as shown in table 1,3. And turning on each power supply one by one(each for 20 sec). That set of coils was composed of two coils which transfer energy from A1 to B1 and can also switch to opposite directions, as shown in table 2. and For four coils applicator, the energy was transferred from A2 to B2 and C2 to D2, as shown in table 4. The arrangement for position of the applicator are two coils and four coils as shown as fig. 6 and 7.

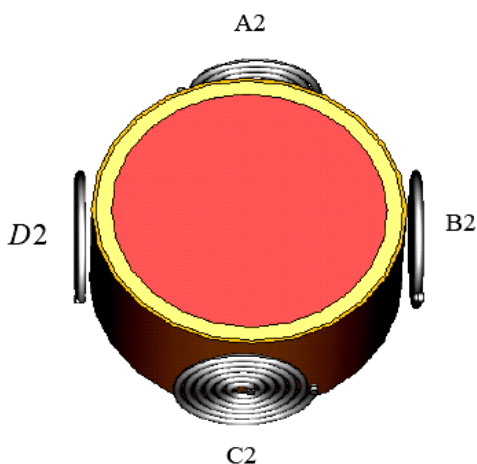


Fig.7. The arrangement for position of the applicator (four coils)

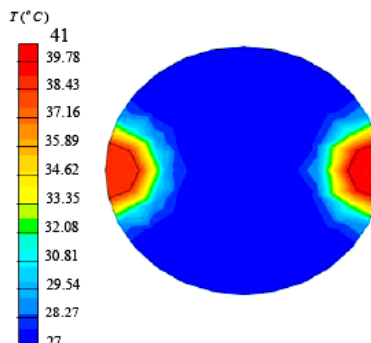


Fig. 8 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 minutes.

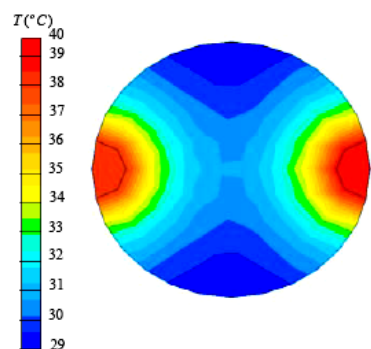


Fig. 9 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after each power supply unit was turned on one by one (each for 20 sec).

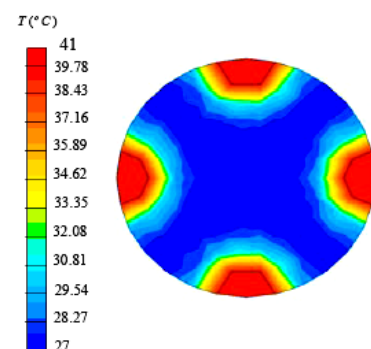


Fig. 10 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 minutes.

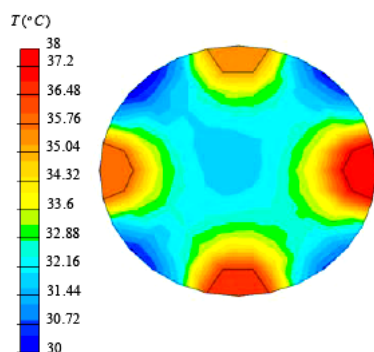
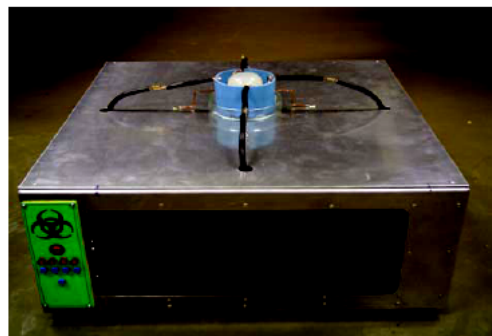


Fig. 11 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after each power supply unit was turned on one by one (each for 20 sec).

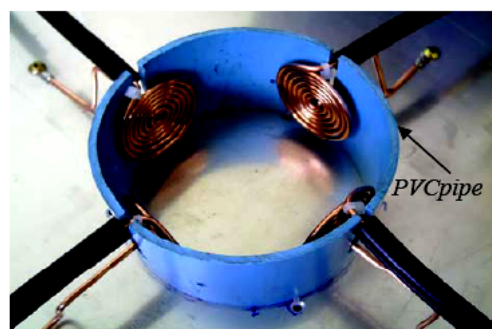
Figure 8 and 9 showed the simulation results of heating area in the lossy medium when two coils applicator was used. The energy was fed to both coils by turning on all power supply units with the maximum temperature of 41 Celsius degrees and areas of temperature distribution are 19 cm². When turning on power supply unit one by one, the maximum temperature was set at 40 Celsius degrees and areas of temperature distribution are 50 cm². The result showed that the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on.

Figure 10 and 11 showed the comparison results of heating area in the lossy medium in case of four coils applicator. The feeding energy was applied to both coils when turning on all power supply units and the target of maximum temperature was 41 Celsius degrees and areas of temperature distribution are 38 cm². However, when the energy was fed to both coils after turning on each power supply one by one, the maximum temperature was set at 38 Celsius degrees and areas of temperature distribution are 60 cm². The interesting result is that the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on. The applicator was fabricated by using magnetron sources operated at the frequency of 2.45 GHz as shown in Fig. 10. According to the result, the specimen had two layers, and the upper layer was 2.5 cm in depth and diameter was 9 cm. The distance between applicator and the specimen was 1 mm, so it was easily monitored by using the thermal imager. The temperature of the specimen at the

beginning of the measurement was 27 Celsius degrees.



(a)



(b)



(c)

Fig. 12 (a) Construction of applicator systems (b) Fabricator of applicator systems. (c) Inside the applicator.

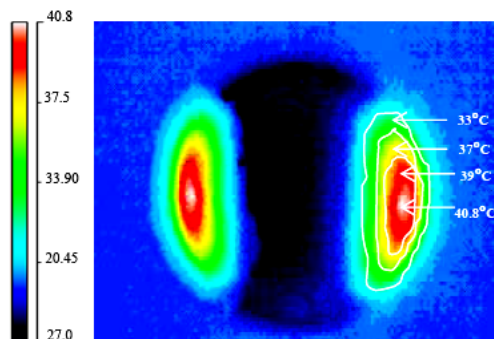


Fig. 13 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 minutes.

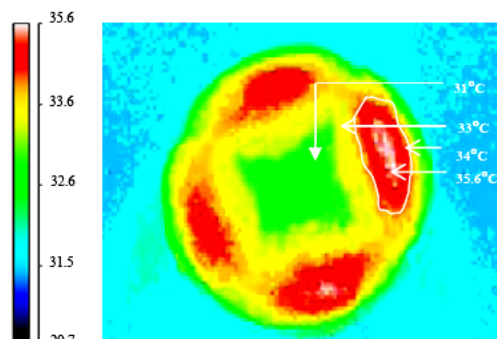


Fig. 16 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after each power supply unit was turned on one by one (each for 20 sec)

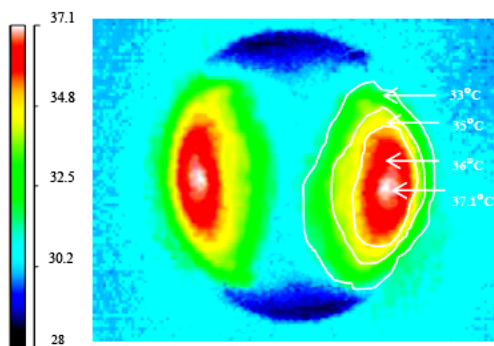


Fig. 14 The temperature distribution in the lossy medium (two coils applicator) after each power supply unit was turned on one by one (each for 20 sec)

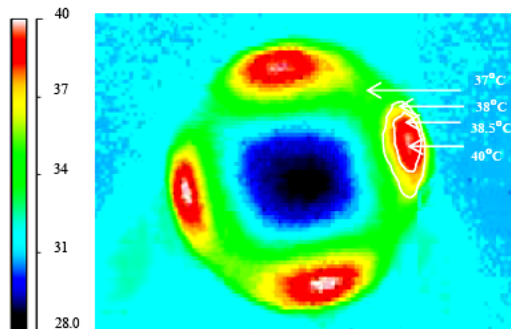


Fig. 15 The temperature distribution in the lossy medium (four coils applicator) after all power supply units were turned on for 20 minutes.

Figure 13 and 14 showed the experimental result of heating area in lossy medium (for two coils applicator). The energy was fed to both coils when turning on all power supply at 48.8 Celsius degrees. and areas of temperature distribution are 25 cm². Alternatively, the feeding energy was transmitted to both coils by turning on each power supply one by one when the temperature was set at 37.1 Celsius degrees and areas of temperature distribution are 60 cm². In conclusion, the activation of supply units one at a time generated more heating wide area than the one when all units were activated at the same time.

Figure 15 and 16 showed that heating area in the lossy medium in case of four coils applicator. The energy was fed to both coils by turning on all power supply with maximum temperature at 40 Celsius degrees and areas of temperature distribution are 45 cm². Another approach is to feed energy to both coils by turning on each power supply one by one power supply with maximum temperature at 35.6 Celsius degrees and areas of temperature distribution are 62 cm². Similar to the previous results, the activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on.

Figure 17 show graph is compare times to temperature from experimental and simulations. For lossy medium of two coils applicator on 20 minutes ago. The simulation and experiment results all power supply units were turned on are simulation1 and experiment1 respectively. The simulation and experiment results of each power supply unit was turned on one by one(each for 20 sec) are simulation2 and experiment2 respectively. That

graph can be observed temperature rise of lossy medium more 7 Celsius degrees on 10 minutes. All power supply units were turned on has more temperature than each power supply unit was turned on one by one.

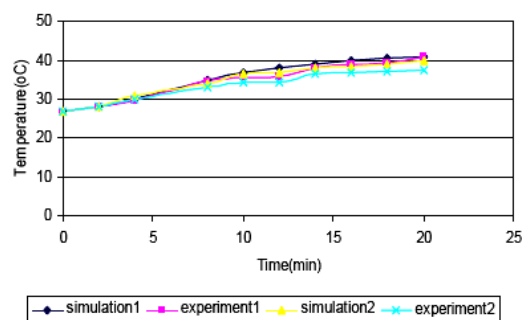


Fig.17. The results from the simulation and experimental of heating area from lossy medium were compared for 20 minutes.(two coil)

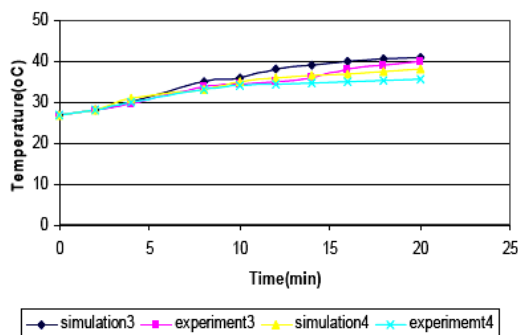


Fig.18. The results from the simulation and experimental of heating area from lossy medium were compared for 20 minutes (four coil)

From figure 18 show graph is compare times to temperature from experimental and simulations. For lossy medium of four coils applicator on 20 minutes ago. The simulation and experiment results all power supply units were turned on are simulation3 and experiment3 respectively. The simulation and experiment results of each power supply unit was turned on one by one(each for 20 sec) are simulation4 and experiment4 respectively. That graph can be observed temperature rise of lossy medium more 7 Celsius degrees on 10

minutes. All power supply units were turned on has more temperature than each power supply unit was turned on one by one.

4 Conclusion

The applicator system for regional induction heating was fabricated using noninvasive method. For a large tumor of size more than 6 cm in diameter, it was easily fabricated by using magnetron sources operated at the frequency of 2.45 GHz and small sized applicator was preferred. The timing circuit was controlled to turn on the supply unit for generating heating wide area. The simulation and experimental results of heating wide area distribution in the lossy medium was investigated. Both simulated and experimental results show good agreement. The result showed that the activation of supply units one at a time generated more heating wide area than the one when all units were activated at the same time. The result reveals that four coils applicator generated more heating wide area than the one with two coils. The activation each power supply unit was turned on one by one generates more heating wide area than the activation all power supply units were turned on. Moreover, both two coils and four coils applicator were capable of producing a temperature rise of 7 Celsius degrees for 10 minutes. The results from this investigation can be applied in the design process of applicator and it is costly effective.

Acknowledgment:

The authors gratefully acknowledge Department of the Electronic and Computer Technology, Faculty of Industrial Technology at Yalaya Alongkorn Rajaphat University, Thailand for financial support. Acknowledge Mr.Teerawat Nunak, Electrical&IR Product Manager Measuretronix Ltd, Thailand for his advice value and equipment

References:

- [1] J. Overgaard, D. Gonzalez, M.Hulshof, G. Arcangeli, O. Dahl, O. Mella and S. Benzen, Randomized Trial of Hyperthermia as an Adjuvant to Radiotherapy for Recurrent or Metastatic Malignant Melanoma, *Lancet*, Vol.345, 1995, pp. 540 -543.
- [2] J.R Oleson, A Review of Magnetic Induction Methods for Hyperthermia Treatment of Cancer, *IEEE Trans Biomed. Eng*, Vol.BME-31, No.1, 1984, pp. 91 -97.

- [3] J. Van der zee, *Heating the Patient A promising Approach*, Annals of Oncology, 2002.
- [4] J. B. Andersen, B. Aage, H. Kristian, H. LEIF, R. Povl and O. Jens, A Hyperthermia System Using a New Type of Induction Applicator, *IEEE Trans. Biomed. Eng. Tech*, Vol. 31, No.1, 1984, pp. 21 -26.
- [5] Metaxas A.C., and Meredith R.J, *Industrial Microwave Heating*, Peter Peregrinus Ltd.,1983.
- [6] P.R. Stauffer, P.K. Sneed, H. Hashemi and T.L. Phillips, Practical Induction Heating Coil Designs for Clinical Hyperthermia with Ferromagnetic Implants, *IEEE Trans. Biomed. Eng. Tech*, Vol. 41, No.1, 1994, pp. 17 -28.
- [7] F. Sato, N. Suzuki, J. Shimizu, H. Matsuki and T. Sato, Heat Characteristics of Micro Magnetic Heat Elements for Advanced Hyperthermia, *IEEE Trans. Magnetic*, Vol.40, No.4, 2004, pp.2967-2969.
- [8] J.L. Guerquin-Kern, M.J Hagman and R.L. Levin, Experimental Characterization of Helical Coils as Hyperthermia Applications, *IEEE Trans. Biomed.Eng*, Vol. 35, No.1, 1988, pp. 46 -52.
- [9] I. Kimura et al., VLF Induction Heating for Cynical Hyperthermia, *IEEE Trans. Magn.*, Vol. MAG-22, No.6, pp. 1897 -1900,1986.
- [10] P.P. Antich et al., Selective Heating of Cutaneous Human Tumors at 27.12 MHz, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*, Vol.MTT-26, No.8, 1978, pp. 569 -572.
- [11]Y. Kotsuka, E. Hankui and Y. Shigematsu, Development of Ferrite Core Applicator System for Deep-Induction Hyperthermia, *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, Vol.44, No.10, 1996, pp. 1803-1810.
- [12] K. youji, W. Masashi, H. Watanabe, I. Iku and I. Masaki, Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia, *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, No.11, 2000, pp. 1807-1813.
- [13] D.C. Dibben and A.C. Metaxas, Finite Element Time Domain Analysis of Multimode Applicators Using Edge Elements, *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy, USA*, Vol.29, No.4, 1994, pp.242-251.
- [14] K.S. Kunz, R.J. Luebbers, *The Finite Difference Time Domain for Electromagnetics*, CRC Press, 1993.
- [15] M. S. Dennis, A Frequency-Dependent FDTD Method for Biological Applications, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol.40, No 3, 1992, pp.532-539.
- [16] T. Chanchai and A. Mearnchu, Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator, *IEICE Transactions Communication*, Vol.E85-B, No.10, 2002, pp. 2327-2337.
- [17] S. Bharoti and S. Ramesh, Simulation of Specific Absorption Rate of Electromagnetic Energy Radiated by Mobile Handset in Human Head Using FDTD Method, *WSEAS Trans. on Communications.*, Vol.2, 2003, pp.174-180.
- [18] T. Mitch, *The Ultimate Tesla Coil Design and Construction Guide*, The Mcgraw-Hill Companies united states of America.,2008.
- [19] A.S. Peng, W. H. Guo, M.C. Kun, H.C.Ming, C. W. Sheng, M. D.Yu, C. T. Hua and L. H. Tsun, Characterization and Modeling of Spiral Inductors with New Parallel-Connected Structures, *WSEAS Trans. On Electronics*, Issue 2, Vol.2, 2004, pp.290-293.
- [20] R. Valery, L. Don, C. Raymond and B. Micah, *Handbook of Induction Heating Marcel Dekker AG*, Switzerland, 2003.
- [21]W. Renhart and C.A. Magele et al., Application of Eddy Current Formulations to Magnetic Resonance Imaging, *IEEE Trans. on Mag.*, Vol. 28, pp.1992, 1517-1520.
- [22]A. Boadi, T. Suchida and M. Enokizono, Designing of Suitable Construction of High-Frequency Induction Heating Coil by Using Finite-Element Method, *IEEE Trans.Magnetics*, Vol 41, No.10,2005.
- [23]P.A. Bottomley and E.R. Andrew, RF Magnetic Field Penetration, Phase Shift and Power Dissipation in Biological Tissue : Implications for NMR Imaging, *Phys. Med. Biol.*, Vol.23, 1978, pp. 630-643.
- [24]N. Kuster and Q. Balzano, Energy Absorption Mechanism by Biological Bodies in the Near-Field of Dipole Antennas above 300 MHz, *IEEE Trans. Vehicul. Technol.*, Vol. VT-41, 1992, pp. 17-23.
- [25]C.A. Balanis, *Advanced Engineering Electromagnetic*, New York wiley, 1989.
- [26] K.S. Yee, Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media, *IEEE Trans. Antennas Propagation*, Vol.14, 1966, pp. 302-307.
- [27] F. Dughiero and S. Corazza Guy, Numerical Simulation of Thermal Disposition with Induction Heating Used for Oncological Hyperthermia Treatment, *Medical &Biological Engineering &Computing*, Vol.43, 2005, pp. 40-43.
- [28] H.H. Pennes, Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting Human for Earm, *J.Appl.Physiol*, Vol.1, 1948, pp. 93-122.
- [29] R.B. Roemer and T.C. Cetas, Applications of Bioheat Transfer Simulations in Hyperthermia, *Cancer Research*, Vol.44, 1984, pp. 4788s-4798s.
- [30] C. P. Marius, E. B. Valentina, M. Gheorghe, P.P. Liliana and M. Nikos, Theoretical and Practical Aspects of Heating Equation, *WSEAS*

- Trans. on Systems and control.*, Issue 8, Vol.4, 2009 pp.349-358.
- [31] Z. Stankovic, B. Milovanovic, M. Sarevska, New Neural Models of Microwave Cylindrical Cavity Applicators, *WSEAS Transactions on Systems*, Issue 6, Vol. 4, June 2005, pp.761-770.
- [32] S.M. Minoune, J. Fouladgar, A. Chentouf and G. Devely, A 3D Impedance Calculation for an Induction Heating System for Materials with Poor Conductivity, *IEEE Trans. Magnetics*, Vol.32, No.3, 1996, pp. 1605-1608.
- [33] B. Milovanovic, N. Doncov, TLM Modelling of The Circular Cylindrical Cavity Loaded by Lossy Dielectric Sample of Various Geometric Shapes, *Journal of Microwave Power and Electromagnetic Energy, USA*, Vol.37, No.4,2002, pp.237-247.
- [34] O.P. Gandhi, and J.Y. Chen, Electromagnetic Absorption in The Human Head From Experimental 6-GHz Handheld Transceivers, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, Vol.37, No.4, 1995, pp. 547-558.
- [35] A. Hadjem, D. Lautru, C. Dale, M.F.Wong, V.F.hanna, and J.Wiart, Study of Specific Absorption Rate (SAR) Induced in Two Child Head Models and in Adult Heads Using Mobile Phones, *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol.53, No.1, 2005, pp.4-11.
- [36] D. Razansky, D.F. Soldea and P.D. Einziger, Generalized Transmission-Line Model for Estimation of Cellular Handset Power Absorption in Biological Tissues, *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, Vol.47, No.1, 2005, pp. 61-68.
- [37] N. Orcutt, O.P. Gandhi, A 3-D Impedance Method to Calculate Power Deposition in Biological Bodies Subjected to Time Varying Magnetic Fields, *IEEE Trans. on BEM*, vol. 35, pp. 577-583, 198
- [38] P. Chumpon and T. Chanchai, Simulation and Experiment of Applicator System for Regional Induction Heating, *Proc. of The 9th WSEAS International Symposium on Apply Informatics and Communications*, 2009, pp.198-203.

ภาคผนวก ข

รายละเอียดทางเทคนิคของวัสดุที่ใช้ทำเนื้อจำลอง

ตารางที่ ข.1 ข้อมูลทางเทคนิคของวัสดุที่ใช้ทำส่วนเนื้อจำลอง

วัสดุ	จำนวน
น้ำกลั่น	95.66%
ผงวุ้น (Agar powder)	4%
NaCl	0.24%
NaN ₃	0.1%
แบบหุ่่น	1 ชิ้น

ขั้นตอนในการทำเนื้อจำลอง

- 1) นำน้ำกลั่นจำนวน 3 ลิตร มาต้มในภาชนะจนเดือด
- 2) เติม NaCl และ NaN₃ ลงไปในน้ำกลั่นที่ต้มเดือดแล้วคนให้ละลายเข้ากัน
- 3) เติมผงวุ้น (agar powder) แล้วทำการคนให้เข้ากันให้ทั่วทั้งของเหลว
- 4) นำของเหลวที่ทำการผสมเสร็จเทใส่ในแบบหุ่่นรูปเต้านม
- 5) นำแบบหุ่่นเข้าแช่ในระบบทำความเย็นเพื่อให้ของเหลวแข็งตัวประมาณ 6 ชั่วโมง
- 6) นำแบบหล่อออกจากส่วนผสมที่แข็งตัวจะได้ชิ้นแบบส่วนเต้านมจำลอง

ประวัติผู้เขียน

นายชุมพล ปทุมมาเกษร เกิดเมื่อวันที่ 20 กันยายน พ.ศ. 2517 ที่อำเภอเมือง จังหวัดพะเยา สำเร็จการศึกษาระดับประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง จากสถาบันเทคโนโลยีราชมงคลวิทยาเขตตาก และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาครุศาสตรอุตสาหกรรมบัณฑิต (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโทรคมนาคม) จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาครุศาสตรอุตสาหกรรมมหาบัณฑิต (ไฟฟ้า) จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ เมื่อ พ.ศ. 2549 จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาวิทยาศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขณะที่ศึกษาในระดับปริญญาเอก ได้มีผลงานวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ทั้งในระดับชาติและนานาชาติดังต่อไปนี้

- 1) “*Development of inductive regional heating by energy control at frequency 2.45 GHz*” ในงาน IEEE CNF-Electromagnetic Compatibility and 19th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility 2008 APEMC 2008 Asia-Pacific Symposium ,Singapore.
- 2) “*Simulation and Experiment of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz*” ในงาน 9th WSEAS International Conference on Applied in for Matics and Communication (AIC’09), Moscow, Russia, pp. 198-203.
- 3) “*Effect of Position of the Pole Coils to Inductive Regional Heating*” ในงาน IEEE CNF Electromagnetic Compatibility and 20th International Zurich Symposium on Electromagnetnetic Compatibility 2010 APEMC 2010 Asia-Pacific Symposium ,China, pp. 819-822, May 19-23. 2010.
- 4) “*Analysis and Design of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz*” ในงาน WSEAS Transactions on COMMUNICATIONS, Issue 9, Volume 8, September 2009 pp 1032-1041.