

การออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็ง  
ด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ



นายธนเสฏฐ์ ทศดิกรพัฒน์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี  
ปีการศึกษา 2556

**DESIGN OF MAGNETIC SHIELDING SYSTEM FOR  
CANCER TREATMENT WITH HYPERTHERMIA  
INDUCTIVE HEATING**

**Thanaset Thosdeekoraphat**



**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 2013**

การออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็ง  
ด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา  
ตามหลักสูตรปริญญาคุณวุฒิบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(ผศ. ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล)

ประธานกรรมการ

(ผศ. ดร.ชาญชัย ทองโสภณ)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(ผศ. ร.อ. ดร.ประโยชน์ คำสวัสดิ์)

กรรมการ

(รศ. ดร.ชวรงค์ พงศ์เจริญพาณิชย์)

กรรมการ

(ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์)

กรรมการ

(ศ. ดร.ชูกิจ ลิมปิจำนงค์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

(รศ. ร.อ. ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ชนเสกฐ์ ทศศิกรพัฒน์ : การออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ (DESIGN OF MAGNETIC SHIELDING SYSTEM FOR CANCER TREATMENT WITH HYPERTHERMIA INDUCTIVE HEATING) อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภณ, 131 หน้า.

ปัจจุบันโรคมะเร็งเป็นสาเหตุที่ทำให้ประชากรโลกสูญเสียชีวิตเป็นอันดับต้น ๆ โดยมะเร็งนั้นเป็นกลุ่มของโรคที่เซลล์เกิดการแบ่งตัวอย่างผิดปกติและเจริญเติบโตอย่างรวดเร็ว ที่ผ่านมานั้นการบำบัดรักษามะเร็งได้รับความสนใจอย่างกว้างขวางในหลากหลายวิธี เช่น การใช้เคมีบำบัด การใช้รังสี การผ่าตัด รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็ง ซึ่งวิธีการให้ความร้อนในการรักษามะเร็งนั้นเป็นวิธีหนึ่งที่มีประสิทธิภาพและได้รับการยอมรับว่าสามารถบำบัดรักษามะเร็งอย่างได้ผล จึงทำให้มีการวิจัยและพัฒนาอย่างต่อเนื่อง โดยเทคนิคการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นได้รับความสนใจอย่างสูง เนื่องจากเป็นวิธีการที่ให้ผลดีและผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวด แต่การใช้คลื่นสนามแม่เหล็กบำบัดรักษามะเร็งนี้จะใช้กำลังงานสนามแม่เหล็กที่สูง ซึ่งนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ใกล้เคียงได้ จากความสำคัญของปัญหานี้ทำให้ผู้วิจัยมีความสนใจที่จะทำการศึกษาและออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กรอบแหล่งกำเนิดที่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นของผู้เข้ารับการบำบัดรักษามะเร็ง โดยจะแสดงผลในรูปแบบค่าการกระจายของอุณหภูมิภายในบริเวณเซลล์มะเร็งที่ต้องการให้ความร้อน เนื่องจากอุณหภูมินั้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มสนามแม่เหล็ก ซึ่งการลดผลกระทบจากการบำบัดรักษามะเร็งจะทำการวิเคราะห์รูปร่างส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเป็นรูปแบบต่าง ๆ อีกทั้งยังสามารถบังคับกับเส้นแรงแม่เหล็กได้ตรงตำแหน่งตามต้องการ เพื่อใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
ปีการศึกษา 2556

ลายมือชื่อนักศึกษา \_\_\_\_\_  
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา \_\_\_\_\_



THANASET THOSDEEKORAPHAT : DESIGN OF MAGNETIC SHIELDING  
SYSTEM FOR CANCER TREATMENT WITH HYPERTHERMIA  
INDUCTIVE HEATING. THESIS ADVISOR : ASST. PROF. CHANCHAI  
THONGSOPA, Ph.D., 131 PP.

## MAGNETIC SHIELDING /HYPERTHERMIA INDUCTION HEATING

At present, cancer is one of major disease causes the person's death in worldwide. The cancer is a group of diseases which cells divide and grow uncontrollably and rapidly and invade nearby parts of the body. Recent cancer can be treated effectively by various methods such as surgical excision, chemotherapy and radio therapy including hyperthermia. This method of heating in the treatment of cancer is a capability, and it has been recognized that cancer can be treated effectively; therefore, it has been continuously researched and developed. The hyperthermia cancer treatment with inductive heating has been very interested due to its more effective result and reduces pain for patients admitted. However, the wave magnetic field cancer therapy uses high intensity magnetic field because high intensity magnetic field will cause side effects of neighboring cells and invade normal cells. This research aims to study and design the magnetic field shielding system to prevent effect on normal cells surrounding a cancer area of patient during cancer treatment. The result will present a temperature distribution in a heating region. Because of the temperature is directly proportional to the magnetic field strength, the effect reduction of cancer therapy is analyzing the various shapes of magnetic field shielding. Moreover, it can control the magnetic field to a required region. The

advantage of the magnetic shielding system is that it can be applied to prevent the effects of hyperthermia cancer treatment by induction heating.



School of Telecommunication Engineering Student's Signature \_\_\_\_\_

Academic Year 2013 Advisor's Signature \_\_\_\_\_

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างยิ่ง ทั้งด้านวิชาการและด้านดำเนินงานวิจัย จากบุคคลและกลุ่มบุคคลต่าง ๆ ได้แก่

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภิน อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาและให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล หัวหน้าสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม รองศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ วงศ์สรรคร์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ ทองทา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.ประโยชน์ คำสวัสดิ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชุตินา พรหมมาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี หัตถกรรม ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนต์ทิพย์ภา อุฑารสกุล ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สมศักดิ์ วาณิชอนันต์ชัย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปิยาภรณ์ มีสวัสดิ์ และ อาจารย์ ดร.บุญส่ง สุตะพันธ์ อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ความรู้ทางวิชาการ และให้โอกาสในการศึกษา

ขอขอบคุณ อาจารย์เศรษฐวิทย์ ภูญาษา ที่ให้คำปรึกษาด้านวิชาการ คุณประพล จาระตะคุ ที่ ๆ เพื่อน ๆ และน้อง ๆ บัณฑิตศึกษาทุกท่าน รวมถึงมิตรสหายทั้งในอดีตและปัจจุบันที่คอยให้ความช่วยเหลือ และคอยให้กำลังใจในการทำวิทยานิพนธ์มาโดยตลอด เจ้าหน้าที่ประจำศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ทุกท่าน ที่ช่วยอำนวยความสะดวกด้านเครื่องมืออุปกรณ์ รวมทั้งสถาบันวิจัยแสงซินโครตรอน (องค์การมหาชน) ที่ช่วยอำนวยความสะดวกเรื่องกล้องถ่ายภาพความร้อน คุณปณิฏฐาท์ อาจหาญ เลขานุการประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม ที่ช่วยดูแลในเรื่องเอกสารต่าง ๆ ระหว่างศึกษาจนสำเร็จการศึกษาไปด้วยดี

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ด้านต่าง ๆ ทั้งในอดีตและปัจจุบัน และขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา รวมถึงญาติพี่น้องของผู้วิจัยทุกท่านที่ให้การอบรมเลี้ยงดู ให้ความรักความอบอุ่น และให้การสนับสนุนทางการศึกษาอย่างยิ่งมาโดยตลอด อีกทั้งเป็นกำลังใจที่ยิ่งใหญ่ในยามที่ผู้วิจัยท้อแท้และทุกข์ใจ ทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ผู้วิจัยขอมอบให้กับบิดามารดา รวมถึงญาติพี่น้องซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ผู้สอนที่เคารพทุกท่านที่ได้ถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ผู้วิจัยทั้งในอดีตและปัจจุบัน จนสำเร็จการศึกษาไปด้วยดี

ธนเสกฐ์ ทศศิกรพัฒน์

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย) .....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง .....	ช
สารบัญรูป .....	ฉ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ .....	ฒ
<b>บทที่</b>	
<b>1 บทนำ.....</b>	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	3
1.3 ข้อยกเว้นเบื้องต้น .....	4
1.4 ขอบเขตของการวิจัย .....	4
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย .....	4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
1.7 ปรัชญาหรือบรรณกรรม.....	6
1.8 รายละเอียดในวิทยานิพนธ์.....	14
<b>2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับ</b>	
<b>การบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ.....</b>	<b>15</b>
2.1 กล่าวนำ.....	15
2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อน .....	16
2.2.1 ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์ .....	19
2.2.2 การตอบสนองของเซลล์ต่อความร้อนและอัตราการไหลเวียน	
ของโลหิต .....	19
2.3 หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	20

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.3.1	หลักการเบื้องต้นสำหรับวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรม.....	24
2.3.2	คุณลักษณะโดยทั่วไปของขดลวดเหนี่ยวนำ.....	26
2.4	หลักการพื้นฐานของการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริกด้วยคลื่น สนามแม่เหล็กไฟฟ้า .....	31
2.4.1	กลไกการเกิดความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก.....	32
2.4.2	ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับของคุณสมบัติพื้นฐานของไดอิเล็กตริก .....	35
2.4.3	รูปแบบการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก.....	36
2.4.4	การเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิของไดอิเล็กตริก.....	37
2.4.5	ความถี่สำหรับการใช้งานและระดับความลึกผิว .....	39
2.5	ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและหลักการการปิดกั้น สนามแม่เหล็กไฟฟ้า .....	41
2.5.1	การหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	41
2.5.2	หลักการป้องกันสนามแม่เหล็กโดยทั่วไป .....	43
2.6	การส่งผ่านความร้อน .....	46
2.7	สรุป .....	48
3	<b>การออกแบบและวิเคราะห์ระบบป้องกันสนามแม่เหล็กเพื่อลดผลกระทบ จากการ บำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ.....</b>	<b>50</b>
3.1	กล่าวนำ.....	50
3.2	แนวความคิดในการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก .....	51
3.3	การออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก.....	52
3.3.1	การจัดวางรูปแบบโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก.....	52
3.3.2	การวิเคราะห์และจำลองผลชนิดของวัสดุที่มีผลต่อการลดทอน สนามแม่เหล็ก .....	53
3.4	การออกแบบตัวปล่อยคลื่น .....	56
3.5	การออกแบบและจำลองผลระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับตัวปล่อยคลื่น เหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กชนิดขั้ว .....	60

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.5.1	ผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของระบบป้องกัน สนามแม่เหล็กแบบสองขั้วที่ส่วนลดทอนสนาม แม่เหล็กมีช่องเปิดขนาดต่าง ๆ.....	63
3.5.2	ผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของระบบป้องกัน สนามแม่เหล็กแบบสองขั้วที่ปรับขนาดรัศมี ของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก.....	69
3.5.3	การเพิ่มประสิทธิภาพในการให้ความร้อนและควบคุมตำแหน่ง ความลึกโดยใช้อนุภาคนาโนร่วมกับระบบป้องกันสนาม แม่เหล็กแบบสองขั้ว.....	75
3.6	บทสรุป.....	80
4	การวัดและผลการทดลอง.....	81
4.1	กล่าวนำ.....	81
4.2	การสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำและระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก .....	82
4.2.1	การสร้างตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ .....	83
4.2.2	การสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำแบบสองขั้วที่มีส่วนของ ระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก .....	86
4.3	ผลการทดลองวัดค่าการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย.....	89
4.4	บทสรุป.....	98
5	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	99
5.1	สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์.....	99
5.2	ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	100
5.3	แนวทางการพัฒนาในอนาคต .....	100
	รายการอ้างอิง.....	100
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก. บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	108
	ภาคผนวก ข. รายละเอียดทางเทคนิคการทำด้านจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริก .....	128
	ประวัติผู้เขียน.....	130

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
1.1	งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนกับไดอิเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง ..... 11
2.1	ผลเปรียบเทียบการบำบัดรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสีร่วมกับการใช้ความร้อน ..... 18
2.2	แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณหัวและคอโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียวกับการรักษาโดยการฉายรังสีและการใช้ความร้อน ..... 18
2.3	ค่าความชื้นซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ ..... 29
3.1	คุณสมบัติของวัสดุชนิดต่าง ๆ ที่เลือกมาทำการทดสอบประสิทธิภาพการป้องกันสนามแม่เหล็ก ..... 54
3.2	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ช่องเปิดขนาดต่าง ๆ ..... 66
3.3	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กแบบสองขั้วที่ปรับรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กขนาดต่าง ๆ ..... 71

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	ความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเซลล์ต่อเวลาในการให้ความร้อน ..... 16
2.2	วงจรพื้นฐานของการแพร่กระจายคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูง..... 21
2.3	วงจรพื้นฐานของการแพร่กระจายคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ ..... 21
2.4	การให้ความร้อนด้วยหลักการของแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย ..... 22
2.5	หลักการของแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำของวงจรสมมูลหม้อแปลงไฟฟ้าพื้นฐาน..... 23
2.6	วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาระทางไฟฟ้า ..... 23
2.7	วงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรม..... 24
2.8	กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ $X_L$ และ $X_C$ ต่อความถี่ของวงจรรีโซแนนซ์ RLC แบบอนุกรม..... 25
2.9	ตัวอย่างลักษณะรูปร่างของขดลวดเหนี่ยวนำชนิดต่าง ๆ ..... 28
2.10	การเปรียบเทียบค่าความเหนี่ยวนำที่ได้จากการพันขดลวดระหว่างที่แกนภายในเป็นอากาศและแกนเหล็ก ..... 30
2.11	อะตอมระหว่างประจุบวกต่อประจุลบของตัวกลาง ..... 31
2.12	ความร้อนที่เกิดจากการเสียดสีกันของโมเลกุลขั้วบวกและขั้วลบพยายามจัดเรียงตัวกันตามทิศทางของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ส่งผ่านเข้าไปในไดอิเล็กตริก ..... 32
2.13	รูปแบบการใช้วัสดุตัวนำหรือโลหะตัวนำมาป้องกันหรือลดทอนสนามแม่เหล็ก ..... 43
2.14	ลักษณะกลไกการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ flux shunting shielding mechanism ..... 45
2.15	ลักษณะกลไกการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ induce current shielding mechanism..... 46
3.1	แนวความคิดการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กจากผลกระทบของการบำบัดมะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ ..... 52
3.2	ลักษณะการจัดวางรูปแบบของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ ..... 52
3.3	ลักษณะโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กและระยะทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็ก ..... 54
3.4	ประสิทธิภาพการลดทอนสนามแม่เหล็กของวัสดุชนิดต่าง ๆ ที่เลือกใช้ในการทดสอบ..... 55



## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.5	รูปแบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในลักษณะของขดลวดพันรอบ แกนเฟอร์ไรต์..... 57
3.6	ลักษณะวงจรของส่วนเหนี่ยวนำที่นำมาต่อแบบอนุกรมกัน ..... 58
3.7	วงจรรีโซแนนซ์อนุกรม RLC ที่มีขดลวดเหนี่ยวนำต่ออยู่ 2 ส่วนในลักษณะอนุกรมกัน..... 58
3.8	รูปแบบการเชื่อมต่อขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กชนิดขั้วทั้ง 2 ส่วน ที่พื้นบนแกนเฟอร์ไรต์..... 59
3.9	ทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วของขดลวดเหนี่ยวนำทั้งสอง ..... 59
3.10	โครงสร้างแบบจำลองของตัวกลางที่มีการสูญเสียและระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ร่วมกับตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กแบบ 2 ขั้ว ..... 61
3.11	ความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยไม่มีส่วน ของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก..... 62
3.12	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก ..... 62
3.13	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของ แผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 2 เซนติเมตร..... 63
3.14	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของ แผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 5 เซนติเมตร..... 64
3.15	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของ แผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 8 เซนติเมตร..... 65
3.16	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของ แผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 10 เซนติเมตร..... 65
3.17	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของ แผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 8 เซนติเมตรและ มีการเลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นไปในแนวแกน x เป็นระยะทาง เท่ากับ 16 เซนติเมตร..... 67

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.18	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีการเลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นไปในแนวแกน z..... 68
3.19	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีการเลื่อนตำแหน่งมุมของระบบไป 45 องศา..... 68
3.20	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีการเลื่อนตำแหน่งมุมของระบบไป 90 องศา..... 69
3.21	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 0.25 เซนติเมตร ..... 70
3.22	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 0.5 เซนติเมตร ..... 71
3.23	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 1.5 เซนติเมตร ..... 71
3.24	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 2 เซนติเมตร ..... 72
3.25	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 2.5 เซนติเมตร ..... 72
3.26	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ค่ารัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาดช่องเปิดเท่ากับ 3×8 เซนติเมตร และมีการเลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นไปในแนวแกน x เป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร..... 74
3.27	ลักษณะการจัดวางรูปแบบของระบบระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการใช้อุณหภูมิในแม่เหล็ก ..... 75

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.28 โครงสร้างภาพตัดขวางของแบบจำลองตัวกลางที่มีการสูญเสียและระบบตัวปล่อย คลื่นเหนี่ยวนำชนิดสองขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับ การใช้อนุภาคนาโนแม่เหล็ก .....	76
3.29 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่น แบบขั้วที่ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก .....	77
3.30 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่น แบบขั้วที่ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก แต่มีการใช้เทคนิคฉีดอนุภาคนาโนแม่เหล็กไปด้วย .....	77
3.31 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่น เหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับหลักการของการฉีด อนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร .....	78
3.32 ภาพตัดขวางแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำ ชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโน ที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือ เท่ากับ 3 เซนติเมตร .....	78
3.33 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่น เหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับหลักการของการฉีด อนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร .....	79
3.34 ภาพตัดขวางแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำ ชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโน ที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือ เท่ากับ 3 เซนติเมตร .....	79
4.1 โครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วต้นแบบที่มีส่วนป้องกัน สนามแม่เหล็กสำหรับการทดลองบำบัดรักษามะเร็งด้วย การให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ .....	84
4.2 รูปแบบ โครงสร้างของขดลวดเหนี่ยวนำแบบขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ .....	84
4.3 รูปแบบการวัดค่าของขดลวดเหนี่ยวนำแบบขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ .....	84

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.4	ค่าความเหนียวนำของขดลวดเหนียวนำแบบขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์..... 84
4.5	รูปแบบ โครงสร้างของขดลวดเหนียวนำแบบสองขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ ที่ใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นสำหรับการทดลองให้ความร้อนแบบเหนียวนำ ..... 85
4.6	รูปแบบการวัดค่าของขดลวดเหนียวนำแบบสองขั้วที่ใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นของระบบ ..... 85
4.7	ค่าความเหนียวนำของขดลวดเหนียวนำแบบสองขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์สำหรับ ใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นของระบบการให้ความร้อนแบบเหนียวนำสนามแม่เหล็ก ..... 86
4.8	คุณลักษณะของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับทดลองให้ความร้อนแบบเหนียวนำ ..... 87
4.9	ลักษณะรูปร่างของด้านมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีการสูญเสีย .... 87
4.10	ระบบตัวปล่อยคลื่นเหนียวนำชนิดขั้วตันแบบที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับ การทดลองบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนียวนำ ..... 88
4.11	ลักษณะรูปร่างของตัวกล้องถ่ายภาพความร้อน FLIR SYSTEMS รุ่น T360 ..... 89
4.12	ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่น แบบขั้วโดยไม่มีส่วนของแผ่น โลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก ..... 90
4.13	ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่น แบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่น โลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก ..... 91
4.14	ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านมจำลอง ที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ..... 92
4.15	ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านมจำลองที่เกิดจากการ เลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่น ไปในแนวแกน x เป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร ..... 92
4.16	โครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นเหนียวนำชนิดขั้วตันแบบที่มีส่วนป้องกัน สนามแม่เหล็กสำหรับการทดลองให้ความร้อนแบบเหนียวนำร่วมกับ การใช้อนุภาคนาโนแม่เหล็ก ..... 93
4.17	ลักษณะรูปร่างของด้านมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลาง ที่มีการสูญเสียที่มีการฉีดอนุภาคนาโนแม่เหล็กร่วมด้วย..... 94
4.18	ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยไม่มีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนร่วมด้วย..... 94

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.19 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร.....	95
4.20 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือเท่ากับ 3 เซนติเมตร .....	96
4.21 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร .....	96
4.22 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือเท่ากับ 3 เซนติเมตร .....	97

## คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

$A$	=	ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก
$B$	=	magnetic flux density
$D$	=	electric flux density
$E$	=	electric field
$H$	=	magnetic field
$C_p$	=	specific heat capacity of an object
$D_p$	=	penetration depth
$E_{loc}$	=	สนามไฟฟ้าภายใน
$k$	=	thermal conductivity
$l$	=	ความยาว
$N$	=	โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตร
$p$	=	polarizations
$\chi$	=	susceptibility
$\chi_r$	=	relative susceptibility
$\epsilon^*$	=	complex permittivity
$\epsilon''_{eff}$	=	effective loss factor
$\sigma_d$	=	ค่าความนำของไดอิเล็กตริก
$P$	=	heat power source density
$P_o$	=	incident power on medium
$P_d$	=	power absorbed per unit mass
$\alpha$	=	ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในไดอิเล็กตริก
$\epsilon_{eff}$	=	effective dielectric constant
$\epsilon_r$	=	relative permittivity
$\epsilon_0$	=	permittivity of free space
$\sigma$	=	electrical conductivity
$T$	=	temperature
$\mu_0$	=	permeability of free space

## คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

$f$	=	frequency
$q$	=	กำลังงานต่อหน่วยปริมาตร
$k$	=	thermal conductivity
$a$	=	thermal diffusivity
$\rho$	=	local physical density of the tissue
$\omega$	=	angular frequency
$\lambda$	=	wavelength
$L$	=	inductor
$L_h$	=	latent heat of vaporization
$C$	=	capacitor
$J_s$	=	forced current density
$M_l$	=	liquid of mass ratio
$T_0$	=	period
$\Delta T$	=	difference of temperature
$R_T$	=	distribution temperature
$t$	=	heating time
$t_d$	=	time delay
$\nu$	=	magnetic reluctance
$\varepsilon_v$	=	liquid water flow ratio to the moisture transfer
rms	=	root mean square
DC	=	direct current
SAR	=	specific absorption rate
$N_p$	=	turns of the coil inductance
$R_w$	=	equivalent resistance of the material
IEEE	=	the Institute of Electrical and Electronics Engineers
PCB	=	printed circuit board

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันโรคมะเร็งนั้นเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้ประชากรโลกสูญเสียชีวิตเป็นอันดับต้น ๆ โดยมะเร็งนั้นเป็นกลุ่มของโรคที่เซลล์เกิดการแบ่งตัวอย่างผิดปกติ จึงทำให้เกิดการรุกรานไปยังเนื้อเยื่อข้างเคียงหรืออาจแพร่กระจายไปยังบริเวณอื่น ๆ ได้อย่างรวดเร็ว ดังนั้นมะเร็งจึงถูกจัดให้อยู่ในกลุ่มของโรคร้ายติดอันดับที่คร่าชีวิตประชากรโลกมาแล้วอย่างมากมาย ซึ่งมะเร็งบางชนิดสามารถรักษาให้หายขาดได้ถ้าตรวจพบในระยะเริ่มแรก ที่ผ่านมานั้นการบำบัดรักษาโรคมะเร็งจึงได้รับความสนใจอย่างกว้างขวางจากนักวิจัย โดยมีการศึกษาและวิจัยสำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็งหลากหลายวิธี (Thongsopa and Mearnchu, 2002; Ben-Hur, et al., 1974; Antichi, et al., 1978; Oleson, 1984; Kimura, et al., 1986) เช่น การใช้เคมีบำบัด การผ่าตัดและการฉายรังสี รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็ง ในอดีตได้มีการให้ความร้อนด้วยวิธีการต่าง ๆ เช่น การแช่ในน้ำร้อน การเผาไฟ ซึ่งเป็นวิธีการให้ความร้อนโดยอาศัยการนำความร้อน (conduction) จากบริเวณผิวเข้าไปยังเนื้อเยื่อที่อยู่ภายในร่างกาย หรือแม้แต่การฉีดเชื้อโรคเข้าไปในร่างกายเพื่อทำให้ผู้ป่วยเป็นไข้ ซึ่งเป็นการเพิ่มอุณหภูมิภายในร่างกายได้ แต่วิธีการต่าง ๆ เหล่านี้ทำได้ยุ่งยากและมีผลเสียต่อผู้ป่วย อีกทั้งยังไม่สามารถควบคุมอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในร่างกายได้ ต่อมาได้มีการประยุกต์ใช้การให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย ซึ่งวิธีการใช้ความร้อนนั้นเป็นวิธีหนึ่งที่ได้รับการยอมรับว่าสามารถใช้บำบัดรักษาโรคมะเร็งอย่างได้ผล โดยมีการใช้เทคนิคมากมายในการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็ง เช่น ขดลวดเหนี่ยวนำความถี่ย่านวิทยุ (radio frequency induction) การให้ความร้อนด้วยความถี่ย่านไมโครเวฟ (microwave heating) และการให้ความร้อนด้วยคลื่นอัลตราโซนิคส์ (ultrasonic wave heating) (Overgaard et al., 1995; Oleson, 1984) จากผลการวิจัยที่ผ่านมาพบว่าคุณสมบัติของความร้อนนั้นมีผลกระทบต่อเซลล์มะเร็งมากกว่าเซลล์ปกติ เนื่องจากการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเพียงไม่กี่องศาเท่านั้นจะมีผลอย่างมากต่อเซลล์มะเร็ง และที่สำคัญนั้นพบว่าเซลล์มะเร็งนั้นจะโดนทำลายในช่วงอุณหภูมิตั้งแต่ 41 องศาเซลเซียส ถึง 46 องศาเซลเซียส ในขณะที่เซลล์ปกตินั้นสามารถทนความร้อนได้ถึง 60 องศาเซลเซียส (Thongsopa and Mearnchu, 2002)

ซึ่งในการบำบัดรักษาแต่ละครั้งจะมีการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ 1 ถึง 2 องศาเซลเซียส ต่ออนาที และจะให้ความร้อนคงที่ที่อุณหภูมิ 41 ถึง 46 องศาเซลเซียส เป็นเวลาประมาณ 1 ถึง 1 ชั่วโมงครึ่ง โดยช่วงของสัญญาณความถี่ที่ใช้จะมีหลายช่วงความถี่ เช่น 4 MHz 27 MHz 73 MHz 430 MHz



2450 MHz และ 9000 MHz การเลือกความถี่ที่ใช้ขึ้นอยู่กับลักษณะขนาดและตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง โดยที่ความถี่ต่ำสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในร่างกายได้ดี แต่ไม่สามารถโฟกัสพลังงานให้อยู่ในบริเวณแคบ ๆ ได้ ขณะที่ความถี่สูง ๆ สามารถโฟกัสพลังงานได้ดีกว่า แต่สามารถทะลุทะลวงเข้าไปในร่างกายได้เป็นบริเวณสั้น ๆ เท่านั้น ซึ่งนักวิจัยได้มีการใช้เทคนิคแบบสอดใส่อุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกาย (invasive method) โดยความพยายามพัฒนาอุปกรณ์ปล่อยคลื่น (applicator) เพื่อกระจายคลื่นเข้าไปสู่ตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะมุ่งเน้นใช้สำหรับทำลายเซลล์มะเร็งขนาดเล็กเฉพาะจุดและอยู่ลึกจากผิวหนัง นอกจากนี้การรักษาจะต้องทำการผ่าตัดใส่อุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าไปในร่างกาย ซึ่งจะให้ผลที่ดีแต่คนไข้จะได้รับความเจ็บปวด เช่น งานวิจัยสายอากาศนำคลื่นแกนร่วมทำงานที่ความถี่ 915 MHz มีขนาดเล็กเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 ถึง 3 มิลลิเมตร ทำการทดลองหาพื้นที่กระจายอุณหภูมิกับดับหมูปริียบเทียบกับการคำนวณโดยใช้วิธีผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงเวลา กำหนดให้กำลังของสายอากาศมีค่าเท่ากับ 50 วัตต์ (Saito et al., 2000) และงานวิจัยคุณสมบัติการกระจายความร้อนของแม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ โดยเป็นวิธีแบบ soft heating ซึ่งจะใช้แม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ ผิงเข้าไปในชิ้นเนื้อจำลอง ผลปรากฏว่าพื้นที่และอุณหภูมิเพิ่มขึ้นตามขนาดปริมาตรของแม่เหล็ก (Sato et al., 2004)

นอกจากนี้ยังมีวิธีการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนแบบไม่รุกรานพื้นที่ (non-invasive method) ซึ่งเป็นการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งด้วยกระจายคลื่นจากอุปกรณ์ปล่อยคลื่นที่อยู่ภายนอกร่างกายหรือไม่ต้องสอดใส่เข้าร่างกาย มีพื้นที่เป้าหมายอยู่ไม่ลึกจากผิวหนังและไม่ต้องทำการผ่าตัดทำให้คนไข้ไม่เกิดความเจ็บปวด แต่ต้องจัดวางรูปแบบการกระจายคลื่นเข้าสู่ร่างกายให้เหมาะสม อย่างเช่นงานวิจัย การวิเคราะห์และออกแบบสายอากาศปล่อยคลื่นแบบแถวลำดับป้อนผ่านโพรงสี่เหลี่ยมด้วยเทคนิคอินเจกชันล็อกกิง (injection locking) ที่มีสายอากาศแบบโมโนโพลเป็นตัวปล่อยคลื่นผ่านปากกรองสายอากาศบนแผ่นระนาบขนาดใหญ่ โดยใช้วิธีควบคุมการเปลี่ยนแปลงขนาดสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาด ทำให้พื้นที่กระจายอุณหภูมิที่กว้างขึ้นและสม่ำเสมอ (Thongsopa and Mearnchu, 2002) และงานวิจัยพัฒนาความร้อนด้วยขดลวดเหนี่ยวนำเพื่อให้ได้ความลึกมากขึ้น เช่น การใช้สนามแม่เหล็กแกนเฟอร์ไรต์ทรงกระบอกเป็นตัวกลางทำการเหนี่ยวนำที่ความถี่ 20 kHz ใช้กำลังจากแหล่งกำเนิดความถี่ 1 kW ผลปรากฏว่าสามารถรักษามะเร็งที่ความลึกได้ดี (Robert and Elliott, 1982) สำหรับการบำบัดรักษามะเร็งเต้านมโดยการป้อนความถี่ 4 MHz 600 W โดยใช้ขดลวดเหนี่ยวนำจัดวางขดลวดชนิดแกนเฟอร์ไรต์สี่ขั้วโดยใช้อิเล็กทรอนิกส์วงตำแหน่งหัวท้ายของเซลล์มะเร็ง ซึ่งผลการทดลองได้การเปลี่ยนแปลงความร้อนบริเวณพื้นที่ที่กำหนดมีอุณหภูมิสูงขึ้น 7.5 องศาเซลเซียส เมื่อเวลาผ่านไป 15 นาที ที่ความลึก 10 เซนติเมตร (Kotsuka et al., 1996) และงานวิจัยพัฒนาพื้นที่ให้ความร้อนของขดลวดเหนี่ยวนำในการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม (Youji., et al., 2000) โดยป้อนความถี่ 4 MHz ที่มีกำลัง 600 W ซึ่งมีการจัด

วางขดลวดชนิดแกนเฟอร์ไรต์ในรูปแบบขั้วสองขั้วและทำการปรับเปลี่ยนความถี่แหล่งกำเนิด และ ได้มีการสร้างแผ่นโลหะหนา 1 มิลลิเมตร กั้นระหว่างขดลวดเหนี่ยวนำที่มีเฟอร์ไรต์เป็นแกน เพื่อลดการรบกวนของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้ว ผลปรากฏว่าที่ความถี่ 4 MHz สามารถให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งที่มีลักษณะเป็นกลุ่มได้ดีกว่าความถี่อื่น ๆ แต่ลักษณะแผ่นปิดกั้นได้ถูกออกแบบมาเฉพาะส่วน เพื่อป้องกันการรบกวนสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วสนามแม่เหล็ก โดยไม่ได้คำนึงถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กที่มีต่อกล้ามเนื้ออื่นที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็ง ทำให้พื้นที่กล้ามเนื้อปกติยังคงได้รับสนามแม่เหล็กจากการบำบัด นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ความถี่ 4 MHz มีกำลังส่ง 500 W (Youji., et al., 2009) โดยนำเสนอเทคนิควิธีการสำหรับเพิ่มอุณหภูมิบนตัวกลางที่มีการสูญเสีย ซึ่งจากงานวิจัยต่าง ๆ ที่นำเสนอมานั้น ได้มุ่งเน้นการเพิ่มประสิทธิภาพการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษามะเร็งด้วยเทคนิควิธีการที่หลากหลาย แต่ไม่ได้คำนึงถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าต่อกล้ามเนื้อบริเวณอื่นที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็ง ทำให้เนื้อเยื่อปกติยังคงได้รับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากการบำบัดเหล่านี้ โดยเฉพาะการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กในการบำบัดรักษามะเร็งนั้นจะใช้กำลังงานสนามแม่เหล็กที่สูงมาก ซึ่งนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ใกล้เคียงได้

ดังนั้นผู้วิจัยจึงสนใจที่จะศึกษาและออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กรอบแหล่งกำเนิดที่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นของผู้รับการบำบัดรักษามะเร็ง โดยจะแสดงผลในรูปแบบค่าการกระจายของอุณหภูมิภายในบริเวณเซลล์มะเร็งที่ต้องการให้ความร้อน เนื่องจากอุณหภูมินั้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มสนามแม่เหล็ก ซึ่งการลดผลกระทบจากการบำบัดรักษามะเร็งจะทำการวิเคราะห์รูปร่างส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิด อีกทั้งยังสามารถบังคับเส้นแรงแม่เหล็กตรงตำแหน่งตามต้องการได้ เพื่อใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.2.1 เพื่อศึกษาเทคนิคการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในการบำบัดรักษามะเร็ง
- 1.2.2 เพื่อศึกษารูปแบบของเส้นแรงแม่เหล็กจากผลของการปิดกั้นสนามแม่เหล็กจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยเทคนิคการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ
- 1.2.3 เพื่อออกแบบสร้างและทดสอบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก สำหรับใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

### 1.3 ข้อตกลงเบื้องต้น

- 1.3.1 วิเคราะห์พื้นที่การกระจายความร้อนและผลกระทบจากสนามแม่เหล็ก เมื่อใช้เทคนิคการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำในการบำบัดรักษามะเร็งบนตัวกลางที่มีการสูญเสีย
- 1.3.2 ออกแบบสร้างและทดสอบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

- 1.4.1 วิเคราะห์พื้นที่การกระจายความร้อนและผลกระทบจากสนามแม่เหล็ก เมื่อใช้เทคนิคการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำในการบำบัดรักษามะเร็งบนตัวกลางที่มีการสูญเสีย
- 1.4.2 ออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่น เมื่อใช้เทคนิคการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำในการบำบัดรักษามะเร็ง
- 1.4.3 ทดสอบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำในการบำบัดรักษามะเร็ง โดยการถ่ายภาพความร้อนบนตัวกลางที่มีการสูญเสียและเปรียบเทียบผลจากการจำลองแบบ

### 1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

- 1.5.1 แนวทางการดำเนินงาน
- 1) สํารวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์
  - 2) วิเคราะห์พื้นที่การกระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียจากการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก
  - 3) ออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กเพื่อลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กต่อเนื้อเยื่อบริเวณอื่น เมื่อใช้เทคนิคการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก
  - 4) ทดสอบและวิเคราะห์ผลการทดลอง
- 1.5.2 ระเบียบวิธีวิจัย
- เป็นงานวิจัยประยุกต์ ซึ่งดำเนินการตามกรอบงานดังต่อไปนี้
- 1) สํารวจปริทัศน์วรรณกรรม และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

- 2) วิเคราะห์พื้นที่การกระจายความร้อนจากการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในตัวกลางที่มีการสูญเสีย
- 3) ออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กเพื่อหาคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับการลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในตัวกลางที่มีการสูญเสีย
- 4) สร้างระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก
- 5) วิเคราะห์คุณสมบัติของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กในตัวกลางที่มีการสูญเสียเพื่อปรับปรุงให้มีประสิทธิภาพ

#### 1.5.3 สถานที่ทำการวิจัย

ห้องปฏิบัติการและวิจัยวิศวกรรมโทรคมนาคม อาคารเครื่องมือ 3 (F3) มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี 111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

#### 1.5.4 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

- 1) คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (personnel computer)
- 2) โปรแกรมเฉพาะทางวิศวกรรม MATLAB
- 3) โปรแกรม CST EM STUDIO 2009
- 4) เครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่ (signal generator)
- 5) เครื่องวิเคราะห์สเปกตรัม (spectrum analyzer)
- 6) เครื่องวิเคราะห์โครงข่ายเวกเตอร์ (network analyzer)
- 7) เครื่องวัดอุณหภูมิ (temperature measuring)
- 8) เครื่องวัดคลื่นทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า
- 9) กล้องถ่ายภาพความร้อน

#### 1.5.5 การเก็บรวบรวมข้อมูล

- 1) เก็บรวบรวมข้อมูลจากการสำรวจปรีทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง
- 2) เก็บรวบรวมผลจากการจำลองแบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ เพื่อใช้ประกอบการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก สำหรับลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ
- 3) เก็บรวบรวมผลจากการออกแบบสร้างและวัดทดสอบการแพร่กระจายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสีย เมื่อมีระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก โดยใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน

### 1.5.6 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลความรู้เกี่ยวกับการกระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียเมื่อมีระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก จะถูกนำไปวิเคราะห์เปรียบเทียบระหว่างผลการทดลองและทฤษฎี รวมทั้งเปรียบเทียบกับผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้ตีพิมพ์ไปแล้ว

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.6.1 ได้ผลการวิเคราะห์ผลกระทบจากสนามแม่เหล็ก เมื่อใช้เทคนิคการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำในการบำบัดรักษามะเร็งบนตัวกลางที่มีการสูญเสีย
- 1.6.2 ได้ระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก สำหรับใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบต่อเนื่องต่อบริเวณอื่นที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำต่อไป
- 1.6.3 ได้เทคนิคการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่สามารถให้ความร้อนเฉพาะที่ได้เหมาะสม เพื่อใช้เป็นแนวทางพัฒนาการบำบัดรักษามะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ

## 1.7 ปรัชญ์นัวรรณกรรม

โรคมะเร็งนั้นเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้ประชากรโลกรวมถึงประชากรคนไทยสูญเสียชีวิตเป็นอันดับต้น ๆ โดยมะเร็งนั้นเป็นกลุ่มของโรคที่เซลล์เกิดการแบ่งตัวอย่างผิดปกติ จึงทำให้เกิดการรุกรานไปยังเนื้อเยื่อข้างเคียงหรืออาจแพร่กระจายไปยังบริเวณอื่น ๆ ได้อย่างรวดเร็ว ซึ่งมะเร็งบางชนิดสามารถรักษาให้หายขาดได้ถ้าตรวจพบในระยะเริ่มแรก ที่ผ่านมานั้นการบำบัดรักษาโรคมะเร็งจึงได้รับความสนใจอย่างกว้างขวางจากนักวิจัย โดยมีการศึกษาและวิจัยสำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็งหลากหลายวิธี เช่น การใช้เคมีบำบัด การผ่าตัด และการฉายรังสี รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็ง ซึ่งวิธีการใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นวิธีหนึ่งที่ได้รับการยอมรับว่าสามารถใช้บำบัดรักษาโรคมะเร็งอย่างได้ผล ประกอบกับมีงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนกับไดอิเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง (Guy, 1984; Hahn, 1984) โดยการวิจัยพบว่าการแพร่กระจายคลื่นความถี่สูงเข้าไปในตัวกลางที่มีการสูญเสียจะเกิดความร้อนขึ้น ซึ่งเชื่อว่าความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นเปรียบเสมือนกับการปล่อยกระแสไฟฟ้าผ่านตัวต้านทาน นอกจากนี้ยังพบว่าคุณสมบัติของความถี่สูงนั้นมีผลกระทบต่อเซลล์มะเร็งมากกว่าเซลล์ปกติ เนื่องจากการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเพียงไม่กี่องศาที่ส่งผลกระทบต่อเซลล์มะเร็ง และที่สำคัญพบว่าเซลล์มะเร็งนั้นจะโดนทำลายในช่วงอุณหภูมิ 41 องศาเซลเซียส ถึง 46 องศาเซลเซียส ในขณะที่เซลล์ปกติสามารถทนความร้อนได้ถึง 60 องศาเซลเซียส (Thongsopa and Mearnchu,

2002; Kim, et al., 1978; Elliott et al., 1982; Kern, et al., 1988; Dughiero et al., 2005) ต่อมาได้มีการประยุกต์ใช้การให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย ซึ่งเทคนิคที่ได้รับความสนใจสำหรับการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งคือ การแพร่กระจายคลื่นเข้าไปสู่ตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง

สำหรับการให้ความร้อนเพื่อเพิ่มอุณหภูมิของเนื้องอกหรือเซลล์มะเร็งให้อยู่ในช่วงอุณหภูมิ ตั้งแต่ 41 องศาเซลเซียส ถึง 46 องศาเซลเซียส ด้วยการแพร่กระจายคลื่นเข้าไปนั้นจะเรียกว่า “Hyperthermia” โดยงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนนั้นเกิดขึ้นครั้งแรกในปี ค.ศ. 1840 ซึ่งมีผู้คิดค้นและพัฒนาเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ต่าง ๆ (Guy, 1984; Hahn, 1984) และได้มีการประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคต่าง ๆ เช่น โรคไขข้ออักเสบ โรคเท้าวมรวมทั้งทำการศึกษาค้นคว้าเผยแพร่ความรู้ทางการรักษาโรคด้วยวิธีทางไฟฟ้าอย่างต่อเนื่อง โดยเฉพาะความพยายามในการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษามะเร็ง (Hyperthermia cancer therapy) จากนั้นได้มีผู้ทดลองเกี่ยวกับกลไกการเกิดความร้อน เนื่องจากคลื่นความถี่สูงโดยเชื่อว่าความร้อนที่เกิดขึ้นจากการผ่านกระแสไฟฟ้าไปยังเนื้อเยื่อหรือไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียหรือเปรียบเสมือนกับการปล่อยกระแสไฟฟ้าผ่านตัวต้านทาน ซึ่งเป็นการค้นพบแนวทางการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่สูง (Johnson, 1920) โดยทำการศึกษาเกี่ยวกับการเพิ่มอุณหภูมิในเซลล์มะเร็งและผลของอุณหภูมิในช่วง 43.5 ถึง 47 องศาเซลเซียส ที่มีต่อเซลล์มะเร็ง และพบว่าการทำให้เซลล์มะเร็งลดลงครึ่งหนึ่งนั้นจะอยู่ที่อุณหภูมิ 47 45 และ 43.5 องศาเซลเซียส ซึ่งต้องใช้เวลา 45 นาที 1.5 ชั่วโมง และ 6 ชั่วโมง ตามลำดับ

โดยการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษามะเร็งมีรูปแบบของการวิจัยและพัฒนามากมาย เช่น การให้ความร้อนในความถี่ย่านวิทยุ ย่านความถี่ไมโครเวฟ รวมถึงการให้ความร้อนด้วยคลื่นอัลตราโซนิกส์ โดยนักวิจัยได้มีความพยายามที่จะพัฒนาการแพร่กระจายคลื่นเข้าไปสู่ตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง ด้วยเทคนิคต่าง ๆ อย่างต่อเนื่องเสมอมา ทั้งการสอดใส่อุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกาย (invasive hyperthermia) หรือเทคนิคการแพร่กระจายคลื่นที่ไม่ต้องสอดใส่เข้าสู่ร่างกาย (non-invasive hyperthermia) การกระทำด้วยวิธีแรกให้ผลที่ดี โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อตำแหน่งเป้าหมายของเซลล์มะเร็งอยู่ลึกจากผิว แต่คนไข้จะได้รับความเจ็บปวดในขณะที่วิธีสองไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดแต่มีความยุ่งยากในการจัดการให้คลื่นเข้าสู่ร่างกายทำให้อุณหภูมิสูงขึ้นอย่างเหมาะสมทั่วถึง ทั้งนี้เพื่อให้ทราบถึงแนวทางและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ผลการดำเนินการวิจัยตลอดจนปัญหาและข้อเสนอแนะต่าง ๆ เพื่อนำไปสู่วัตถุประสงค์หลักที่ได้ตั้งไว้โดยมีการศึกษาผลงานวิจัยที่ผ่านมาและอาศัยฐานข้อมูลที่มีอยู่ ซึ่งฐานข้อมูลที่ใช้ในการสืบค้นงานวิจัยนี้เป็นฐานข้อมูลที่มีชื่อเสียงและได้รับการยอมรับกันอย่างกว้างขวาง เช่น ฐานข้อมูล IEEE และฐานข้อมูล IJICE นอกจากนี้ยังได้มีการสืบค้นงานวิจัยจากแหล่งอื่น ๆ เช่น จากเครือข่ายอินเทอร์เน็ต จากห้องสมุดของมหาวิทยาลัยต่าง ๆ โดยจากผลการสืบค้นที่ได้นั้นจะใช้เป็นแนวทางในการดำเนินการวิจัยต่อไป สำหรับเนื้อหาในส่วนนี้

จะได้กล่าวถึง ประสิทธิภาพและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ที่ผ่านมาสามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มต่าง ๆ ดังนี้ คือ งานวิจัยและรายงานที่ศึกษาเกี่ยวกับการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษา โรคมะเร็งและงานวิจัยที่ศึกษาถึงผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ตลอดจนงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการป้องกันผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าดังต่อไปนี้

1.7.1 การบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีรูปแบบการปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกายได้ทั้งวิธีผ่าตัดเพื่อนำอุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกายและการปล่อยคลื่นโดยไม่ต้องสอดใส่อุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าไปในร่างกาย ซึ่งได้มีผู้ทำการวิจัยอย่างแพร่หลาย เช่น การพัฒนาพื้นที่ความร้อนของขดลวดเหนียวนำโดยจัตวางขดลวดเหนียวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์ให้เหมาะสมกับตำแหน่งเซลล์มะเร็งสามารถควบคุมสนามแม่เหล็ก (Kotsuka et al., 1996) โดยใช้อิเล็กทรอนิกส์ได้การกระจายและอุณหภูมิเพิ่มขึ้น การพัฒนาเครื่องมืออุปกรณ์และตัวปล่อยคลื่นในย่านความถี่วิทยุ (Hiraoka et al., 2000) โดยใช้แท่งเฟอร์ไรต์ฝังเข้าไปในพื้นที่เป้าหมายได้ความร้อนตรงตำแหน่งที่ต้องการและย่านไมโครเวฟโดยใช้อุปกรณ์เลนส์เป็นตัวปล่อยคลื่น การศึกษาและวิเคราะห์สายอากาศคลื่นแกนร่วมทำงานที่ความถี่ 915 MHz มีขนาดเล็ก เส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 ถึง 3 มิลลิเมตร (Rappaport et al., 2000) ทำการทดลองหาพื้นที่กระจายอุณหภูมิกับคัมพริชเทียบกับการคำนวณโดยใช้วิธีผลต่างสี่เหลี่ยมเชิงเวลาหรือ FDTD การวิเคราะห์และออกแบบสายอากาศปล่อยคลื่นแบบแถวลำดับป้อนผ่าน โพรงสี่เหลี่ยม ด้วยเทคนิคคอนเจกชันล็อกกิง (injection locking) ที่มีสายอากาศโมโนจิวเป็นตัวปล่อยคลื่นผ่านปากร่องสายอากาศอยู่บนแผ่นระนาบขนาดใหญ่ ใช้วิธีควบคุมการเปลี่ยนแปลงของขนาดสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาดทำให้พื้นที่กระจายกว้างขึ้นและสม่ำเสมอ (Thongsopa and Mearnchu, 2002) พัฒนาตัวปล่อยคลื่นโดยใช้ stainless steel รูปร่างตัวแอลฝังเข้าไปในพื้นที่เป้าหมาย (Byeong-Ho et al., 2002) จากนั้นปล่อยสนามแม่เหล็กเหนียวนำในการทำให้เกิดความร้อน โดยทำการทดลองจริงกับกระต่ายที่มีชีวิตอยู่ ผลปรากฏว่ามะเร็งมีขนาดเล็กและหดตัวหลังจากการทำทดลอง นอกจากนี้ได้มีการพัฒนาการบำบัดด้วยวิธีปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกายนี้มีทั้งวิธีผ่าตัดเพื่อนำอุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกาย (มนตรี ธนภควัต, 2540) ได้นำเสนองานวิจัยการพัฒนาระบบให้ความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้คลื่นไมโครเวฟควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ ซึ่งได้ทำการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้คลื่นไมโครเวฟทำการบำบัดมะเร็งที่ให้ผลของมะเร็งที่อยู่ไม่ลึกมากนักเช่นมะเร็งผิวหนัง (Sato, et al., 2004) เสนองานวิจัยคุณสมบัติของความร้อนของแม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ โดยการ ใช้แม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ ฝังเข้าไปในเนื้อจำลองเพื่อให้เกิดสนามแม่เหล็กเหนียวนำขึ้นและผลปรากฏว่าอุณหภูมิเพิ่มขึ้นตามขนาดปริมาตรของแม่เหล็กแต่ต้องใช้พลังงานสูง ต่อมาได้มีผู้เสนองานวิจัยการเหนียวนำสนามแม่เหล็กรักษามะเร็งในสมอง โดยการฝังส่วนแม่เหล็กที่ความถี่ 250 kHz (Tatsuya, 1986) ผลปรากฏว่าสามารถควบคุมอุณหภูมิ

เซลล์มะเร็งได้ดีแต่ต้องใช้กระแสในการกำเนิดสนามแม่เหล็กในขดลวดถึง 1 กิโลแอมแปร์/เมตร ในส่วนวิธีการที่ใช้อุปกรณ์ปล่อยคลื่นภายนอกร่างกายในรูปแบบสนามแม่เหล็กได้มีการพัฒนา เฟอร์ไรต์เป็นแกนกลางที่พันรอบด้วยขดลวดเหนี่ยวนำ เช่น งานวิจัยการใช้สนามแม่เหล็กแกน เฟอร์ไรต์ทรงกระบอกเป็นตัวกลางทำการเหนี่ยวนำที่ความถี่ 20 kHz (Robert and Elliott, 1982) ผลปรากฏว่าใช้กำลัง 3-4 วัตต์/ตารางเซนติเมตร ที่เซลล์มะเร็งซึ่งต้องใช้กำลังส่งต้นกำเนิดที่สูง (Kimura and Takeshi, 1986) เช่นเดียวกัน

1.7.2 งานวิจัยที่เกี่ยวกับการเหนี่ยวนำความร้อนสำหรับการรักษามะเร็งโดยใช้คลื่นความถี่ต่ำ ซึ่งผลปรากฏว่าสามารถรักษามะเร็งที่ความลึกได้ดีแต่ใช้กำลังจากแหล่งกำเนิดความถี่ถึง 1 kW ต่อมาได้มีงานวิจัยพัฒนาพื้นที่ให้ความร้อนของขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งเต้านมโดยป้อนความถี่ที่มีกำลัง 600 W ให้แก่ขดลวดเหนี่ยวนำและจัดวางขดลวดชนิดแกน เฟอร์ไรต์ในรูปแบบขั้วสองขั้วทำการปรับเปลี่ยนความถี่แหล่งกำเนิด และได้มีการสร้างแผ่นโลหะหนา 1 มิลลิเมตร กั้นระหว่างขดลวดเหนี่ยวนำที่มีเฟอร์ไรต์เป็นแกนเพื่อป้องกันและลดการรบกวนของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้ว (Youji, et al., 2000) ผลปรากฏว่าที่ความถี่ 4 MHz สามารถให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งที่มีลักษณะเป็นกลุ่มได้ดีกว่าความถี่อื่น ๆ แต่ลักษณะแผ่นปิดกั้นได้ถูกออกแบบมาเฉพาะส่วนเพื่อป้องกันการรบกวนระหว่างขั้วสนามแม่เหล็กไม่ได้ป้องกันผลกระทบของสนามแม่เหล็กต่อกล้ามเนื้ออื่นที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็ง ทำให้พื้นที่กล้ามเนื้อปกติยังคงได้รับสนามแม่เหล็กจากการบำบัดเหล่านี้ ในส่วนการประชุมทางวิชาการ (Hernandez Vera, and Leija, 2002) ได้นำเสนอระบบสนามแม่เหล็กเหนี่ยวนำความร้อนสำหรับส่วนมะเร็งที่ให้ผลในด้านการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งได้และใช้ความถี่ตั้งแต่ 600 Hz-60 kHz โดยมีกำลังส่งถึง 650 W ซึ่งการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กบำบัดรักษามะเร็งนี้มักจะใช้กำลังในการส่งสนามแม่เหล็กสูงนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อชิ้นส่วนอื่นของร่างกายของผู้บำบัดได้

1.7.3 โดยงานวิจัยที่ศึกษาถึงผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีหลากหลายรูปแบบ ซึ่งที่ผ่านมาได้มีผู้สนใจทำการศึกษาผลกระทบของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าต่อสิ่งมีชีวิต (Macchina, 1992) รวมถึงการศึกษาถึงผลกระทบของอวัยวะต่าง ๆ ที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Schulz, 1994) จากนั้นได้มีการวิจัยถึงผลกระทบจากใช้โทรศัพท์เคลื่อนที่ (Grissom, 1996) โดยทำการศึกษาถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่จากโทรศัพท์เคลื่อนที่ต่อมนุษย์ และได้จัดทำเป็นรายงานถึงผลกระทบในส่วนของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (The Stewart Report, 2000) ซึ่งได้รายงานถึงผลกระทบจากการได้รับคลื่นความถี่ทางโทรศัพท์ โดยผลกระทบเหล่านี้จะแสดงผลในค่าคุณสมบัติอัตราการดูดซับกำลังงานต่อปริมาตรเนื้อเยื่อที่รับกำลังงานจากคลื่นความถี่ทางโทรศัพท์นั่นเอง ซึ่งเป็นผลที่เกิดจากการประยุกต์ใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทั้งสิ้น



1.7.4 นอกจากนี้แล้วยังมีงานวิจัยในกลุ่มที่เกี่ยวข้องกับการป้องกันสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยมีผู้วิจัยเพื่อป้องกันผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบต่าง ๆ เช่น การออกแบบโครงสร้างที่เหมาะสมของขดลวดเหนี่ยวนำความร้อนสำหรับความถี่สูง โดยใช้ระเบียบวิธีการจำลองเชิงตัวเลขไฟไนต์อีลิเมนต์ในการวิเคราะห์ (Boadi, et al., 2005) ซึ่งการวิจัยเป็นลักษณะการวิเคราะห์การให้ความร้อนแก่วัสดุในโครงสร้าง สามารถทำให้ลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไปสู่ภายนอกโครงสร้างได้ดี ต่อมาได้มีผู้ทำการพิจารณาหน้าตัดรูปทรงเรขาคณิตเพื่อป้องกันสนามแม่เหล็ก (Hasselgren and Luomi, 1995) ซึ่งงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์รูปทรงเรขาคณิตแบบต่าง ๆ ที่สามารถป้องกันสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้ดีที่สุด จากนั้นได้มีผู้เสนอการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กความถี่ต่ำรอบตัวนำบาง (ชัยรัตน์ วิเชียรมงคลกุล, 2544) ซึ่งผู้วิจัยนำเสนอโครงสร้างการลดทอนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าชนิดบางที่ความถี่ต่ำมากในรูปทรงสี่เหลี่ยมปกติและสี่เหลี่ยมประยุกต์ โดยใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขมาทำการวิเคราะห์ สำหรับงานวิจัยที่ศึกษาถึงผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีหลากหลายรูปแบบ ซึ่งที่ผ่านมาได้มีผู้สนใจทำการศึกษาผลกระทบของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าต่อสิ่งมีชีวิต (Macchina, 1992) รวมถึงการศึกษาถึงผลกระทบของอวัยวะต่าง ๆ ที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Schulz, 1994) จากนั้นได้มีการวิจัยถึงผลกระทบจากใช้โทรศัพท์เคลื่อนที่ (Grissom, 1996) โดยทำการศึกษาถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่จากโทรศัพท์เคลื่อนที่ต่อมนุษย์ และได้จัดทำเป็นรายงานถึงผลกระทบในส่วนของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (The Stewart Report, 2000) ซึ่งได้รายงานถึงผลกระทบจากการได้รับคลื่นความถี่ทางโทรศัพท์ โดยผลกระทบเหล่านี้จะแสดงผลในค่าคุณสมบัติอัตราการดูดซับกำลังงานต่อปริมาตรเนื้อเยื่อที่รับกำลังงานจากคลื่นความถี่ทางโทรศัพท์นั่นเอง ซึ่งเป็นผลที่เกิดจากการประยุกต์ใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทั้งสิ้น

1.7.5 งานวิจัยในกลุ่มที่เกี่ยวข้องกับการป้องกันสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยมีผู้วิจัยเพื่อป้องกันผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบต่าง ๆ เช่น ออกแบบโครงสร้างที่เหมาะสมของขดลวดเหนี่ยวนำความร้อนสำหรับความถี่สูง โดยใช้ระเบียบวิธีการจำลองเชิงตัวเลขไฟไนต์อีลิเมนต์ในการวิเคราะห์ (Boadi, et al., 2005) ซึ่งการวิจัยเป็นลักษณะการวิเคราะห์การให้ความร้อนแก่วัสดุในโครงสร้าง สามารถทำให้ลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไปสู่ภายนอกโครงสร้างได้ดี ต่อมาได้มีผู้ทำการพิจารณาหน้าตัดรูปทรงเรขาคณิตเพื่อป้องกันสนามแม่เหล็ก (Hasselgren and Luomi, 1995) ซึ่งงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์รูปทรงเรขาคณิตแบบต่าง ๆ ที่สามารถป้องกันสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้ดีที่สุด จากนั้นได้มีผู้เสนอการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กความถี่ต่ำรอบตัวนำบาง (ชัยรัตน์ วิเชียรมงคลกุล, 2544) ซึ่งผู้วิจัยนำเสนอโครงสร้างการลดทอนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าชนิดบางที่ความถี่ต่ำมากในรูปทรงสี่เหลี่ยมปกติและสี่เหลี่ยมประยุกต์ โดยใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขมาทำการวิเคราะห์

จากการสืบค้นปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนกับไดอิเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยมีรูปแบบของการวิจัยและพัฒนามากมาย เช่น การให้ความร้อนในควมถี่ย่านวิทยุ ย่านความถี่ไมโครเวฟ รวมถึงการให้ความร้อนด้วยคลื่นอัลตราโซนิกส์ โดยนักวิจัยได้มีความพยายามที่จะพัฒนาการแพร่กระจายคลื่นเข้าไปสู่ตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง ด้วยเทคนิคต่าง ๆ อย่างต่อเนื่องเสมอมา ทั้งการสอดใส่อุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกาย (invasive hyperthermia) หรือเทคนิคการแพร่กระจายคลื่นที่ไม่ต้องสอดใส่เข้าร่างกาย (non-invasive hyperthermia) ซึ่งการสืบค้นจากฐานข้อมูลที่มีชื่อเสียงที่ได้กล่าวถึงข้างต้นตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันสามารถสรุปได้โดยย่อ ดังตารางที่ 2.1 โดยเรียงลำดับตามปี ค.ศ. ที่งานวิจัยนั้นได้รับการตีพิมพ์

ตารางที่ 1.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนกับไดอิเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง

ปี ค.ศ.	ผู้วิจัย	การดำเนินการวิจัย
1920	Johnson	ได้ศึกษาเกี่ยวกับการเพิ่มอุณหภูมิในเซลล์มะเร็งและศึกษาผลของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง อุณหภูมิในช่วง 43.5 ถึง 47 องศาเซลเซียส โดยการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมินั้นจะสัมพันธ์กับเวลา ซึ่งพบว่าการทำให้เซลล์มะเร็งลดลงครึ่งหนึ่งที่อุณหภูมิ 47 องศาเซลเซียสนั้นจะต้องใช้เวลา 45 นาที 1.5 ชั่วโมง และ 6 ชั่วโมง ตามลำดับ
1984	Guy and Hahn	ศึกษาเกี่ยวกับการใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนสำหรับใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง และพัฒนาเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ต่าง ๆ ขึ้นมาเรื่อยๆ และได้มีการประยุกต์ในการรักษาโรคต่าง ๆ เช่น โรคมะเร็งปากและโรคมะเร็งเต้านม
1996	Kotsuka et al.	ศึกษาเกี่ยวกับพื้นที่ความร้อนของขดลวดเหนี่ยวนำ โดยใช้วิธีการจัดวางขดลวดเหนี่ยวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์ให้เหมาะสมกับตำแหน่งของเซลล์มะเร็งและสามารถควบคุมสนามแม่เหล็กได้
1999	Kuroda et al.	พัฒนาอุปกรณ์ตัวปล่อยคลื่นย่านความถี่วิทยุชนิดช่องรู (IATA) ทำให้อุณหภูมิของเซลล์มะเร็งเพิ่มขึ้นตามขนาดของช่องรูและเหมาะสมสำหรับมะเร็งที่มีขนาดใหญ่

ตารางที่ 1.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนกับไอเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง (ต่อ)

ปี ค.ศ.	ผู้วิจัย	การดำเนินการวิจัย
2000	Hiraoka et al.	พัฒนาเครื่องมืออุปกรณ์และตัวปล่อยคลื่นในประเทศญี่ปุ่นใช้ในงานความถี่วิทยุ โดยใช้แท่งเฟอร์ไรต์ฝังเข้าไปในพื้นที่เป้าหมายได้ความร้อนตรงตำแหน่งที่ต้องการและย่านไมโครเวฟ โดยใช้อุปกรณ์เลนส์เป็นตัวปล่อยคลื่น
2002	Thongsopa et al.	ทำการวิเคราะห์และออกแบบสายอากาศปล่อยคลื่นแบบแถวลำดับ ป้อนผ่านโพรงสี่เหลี่ยม ด้วยเทคนิคคอนเจกชันล็อกกิง (injection locking) มีสายอากาศโมโนโพลเป็นตัวปล่อยคลื่นผ่านปากช่องสายอากาศ อยู่บนแผ่นระนาบขนาดใหญ่ ใช้วิธีควบคุมการเปลี่ยนแปลง ของขนาดสัญญาณมอดูเลตเชิงขนาดทำให้พื้นที่กระจายกว้างขึ้นและสม่ำเสมอ
2002	Kotsuka	พัฒนาเทคนิควิธีการควบคุมเส้นแรงแม่เหล็กของขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับมะเร็งเต้านม โดยจัดวางขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้วให้เหมาะสมตำแหน่งเซลล์มะเร็ง ซึ่งสามารถควบคุมเส้นแรงแม่เหล็ก โดยได้การกระจายและอุณหภูมิตามตำแหน่งที่ต้องการ
2007	Shiozawa and Makikawa	ศึกษาและพัฒนาวิธีการรักษามะเร็งให้ได้ตำแหน่งที่ลึกขึ้น โดยใช้เทคนิคการสอดใส่วัสดุเฟอร์ไรต์เข้าไปในร่างกาย จากนั้นใช้แหล่งกำลังงานสนามแม่เหล็กความถี่ต่ำ จากภายนอกร่างกายทำให้ได้การกระจายความร้อนลักษณะต่าง ๆ ตามรูปร่างของวัสดุที่สอดใส่เข้าไป
2009	Huang	พัฒนาตัวปล่อยคลื่น โดยใช้ขดลวดแบบ multiple-coils array สำหรับรักษามะเร็งที่มีขนาดใหญ่
2010	John	ศึกษาและพัฒนาการเพิ่มความร้อนให้กับเซลล์มะเร็ง โดยใช้เทคนิคการฉีดสารที่เป็นอนุภาคแม่เหล็ก (ferromagnetic nanoparticles) เข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ซึ่งทำการทดลองเปรียบเทียบที่ความถี่ต่ำและความถี่สูงและแสดงให้เห็นว่าที่ความถี่สูงนั้นสามารถดูดซับพลังงานได้ดีกว่า

ตารางที่ 1.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนกับไดอิเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง (ต่อ)

2010	Jing-Liang	ศึกษาและพัฒนาการเพิ่มความร้อนให้กับเซลล์มะเร็ง โดยใช้เทคนิคการฉีดสารที่เป็นอนุภาคทองคำ (gold nanoparticles) เข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะมีความปลอดภัยต่อผู้เข้ารับการรักษา
2011	John	ศึกษาผลกระทบสำหรับการเพิ่มความร้อน โดยใช้อนุภาคทองคำ (gold nanoparticles) โดยใช้คลื่น ความถี่ 13.56 MHz ในการกระตุ้นเพื่อให้เกิดความร้อน
2012	Bakoglidis	ศึกษารูปแบบของการสูญเสียความร้อนด้วยการเปลี่ยนแปลงอนุภาค super paramagnetic-ferromagnetic ที่มีขนาดของอนุภาคที่แตกต่างกัน การเพิ่มประสิทธิภาพของการถ่ายเทความร้อน และตอบสนองของสนามแม่เหล็กต่อกระบวนการของ hyperthermia ทั้งนี้เพื่อเลือกขนาดของอนุภาคนาโนที่มีความเหมาะสมสำหรับการประยุกต์ใช้งานกับ hyperthermia

โดยจากงานวิจัยต่าง ๆ ที่นำเสนอมานั้นส่วนใหญ่ได้มุ่งเน้นการเพิ่มประสิทธิภาพการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษามะเร็งด้วยเทคนิควิธีการที่หลากหลาย แต่ไม่ได้คำนึงถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าต่อเนื่องกับบริเวณอื่นของผู้เข้ารับการรักษา มะเร็ง ซึ่งทำให้พื้นที่ของเซลล์ปกติยังคงได้รับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากการบำบัดเหล่านี้ โดยเฉพาะการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กในการบำบัดรักษามะเร็งนั้นมักจะใช้กำลังในการส่งสนามแม่เหล็กที่สูงมาก ซึ่งนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบขึ้นส่วนอื่นของร่างกายของผู้บำบัดได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงสนใจที่จะทำการศึกษาวิธีการลดสนามแม่เหล็กรอบแหล่งกำเนิดที่กระทบเนื้อเยื่อ บริเวณอื่น โดยทำการจำลองเซลล์มะเร็งจากสารเนื้อเยื่อเทียม ซึ่งเลือกใช้จากเทคนิคกระบวนการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก โดยแสดงผลในรูปแบบค่าการกระจายของอุณหภูมิภายในบริเวณเซลล์มะเร็งที่ต้องการให้ความร้อน เนื่องจากอุณหภูมินั้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มสนามแม่เหล็ก ซึ่งการลดผลกระทบจากการบำบัดรักษามะเร็งจะทำการวิเคราะห์รูปร่าง ส่วนปิดกันสนามแม่เหล็กเป็นรูปทรงแบบต่าง ๆ อีกทั้งยังสามารถควบคุมแนวการเคลื่อนที่ของเส้นแรงแม่เหล็กตรงตำแหน่งที่ต้องการได้ เพื่อใช้เป็นแนวทางสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งและป้องกันผลกระทบต่อเนื้อเยื่อบริเวณอื่นที่เกิดจากการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

## 1.8 รายละเอียดในวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ประกอบด้วย 5 บท

**บทที่ 1** เป็นบทนำ โดยกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของการวิจัย ข้อตกลงเบื้องต้น ขอบเขตของการวิจัย วิธีดำเนินการวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ และรายละเอียดในวิทยานิพนธ์

**บทที่ 2** กล่าวถึงหลักการพื้นฐานสำหรับการให้ความร้อน โดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า กลไกการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก ทฤษฎีเบื้องต้นในการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำ และหลักการปิดกั้นสนามแม่เหล็ก

**บทที่ 3** กล่าวถึงการออกแบบวิเคราะห์การให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก และระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ รวมถึงเทคนิควิธีการควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็ง โดยศึกษาการแพร่กระจายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

**บทที่ 4** กล่าวถึงผลการทดลองและการวิเคราะห์คุณสมบัติต่าง ๆ ของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ รวมถึงการควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็ง โดยวิเคราะห์ผลการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสียด้วยการใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน

**บทที่ 5** กล่าวถึงการสรุปผลและคุณสมบัติของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำและการควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็ง ปัญหาที่เกิดขึ้น ข้อเสนอแนะ แนวทางในการแก้ไขปัญหา และแนวทางการพัฒนาต่อไปในอนาคต

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องในการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

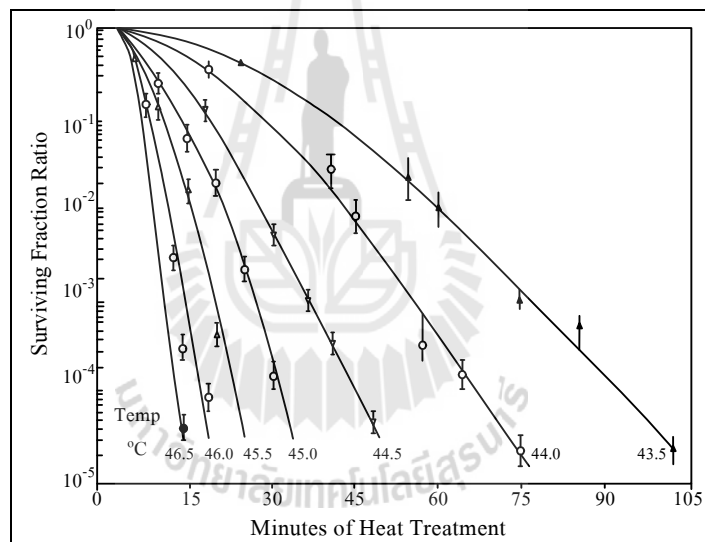
### 2.1 กล่าวนำ

มะเร็งนั้นเป็นกลุ่มของโรคที่เซลล์เกิดการแบ่งตัวอย่างผิดปกติและเจริญเติบโตอย่างรวดเร็ว ปัจจุบันโรคมะเร็งเป็นสาเหตุที่ทำให้ประชากรโลกสูญเสียชีวิตเป็นอันดับต้น ๆ โดยที่ผ่านมานั้นการบำบัดรักษามะเร็งได้รับความสนใจอย่างกว้างขวางในหลากหลายวิธี เช่น การใช้เคมีบำบัด การใช้รังสี การผ่าตัด รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็ง ซึ่งวิธีการให้ความร้อนในการรักษามะเร็งนั้นเป็นวิธีหนึ่งที่มีประสิทธิภาพและได้รับการยอมรับว่าเป็นวิธีการเสริมเมื่อใช้ร่วมกับการด้วยวิธีการอื่นแล้วจะให้ผลการรักษาที่มีประสิทธิภาพสูงขึ้น เนื่องจากคุณสมบัติของความร้อนนั้นมีผลกระทบต่อเซลล์มะเร็งมากกว่าเซลล์ปกติ สำหรับการให้ความร้อนเพื่อเพิ่มอุณหภูมิของเนื้ออกหรือเซลล์มะเร็งให้อยู่ในช่วงอุณหภูมิตั้งแต่ 41 องศาเซลเซียส ถึง 46 องศาเซลเซียส ด้วยการแพร่กระจายคลื่นเข้าไปนั้นจะเรียกว่า “Hyperthermia” โดยการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนที่สำคัญนั้นต้องควบคุมอุณหภูมิและช่วงเวลาที่เหมาะสม รวมถึงความแม่นยำในตำแหน่งที่ต้องการ ปัจจุบันเทคนิคการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งด้วยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นได้รับความสนใจอย่างสูง เนื่องจากเป็นวิธีการที่ให้ผลดีและผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวด จึงจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการศึกษาทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับหลักการให้ความร้อนโดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า รวมถึงการป้องกันคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้เป็นพื้นฐานของความรู้และความเข้าใจในงาน สามารถใช้เป็นแหล่งอ้างอิงในการดำเนินงานวิจัยนั้น

ดังนั้นในบทนี้จึงได้นำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ ซึ่งประกอบด้วยหัวข้อหลัก ได้แก่ ความเป็นมาของการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า หลักการบำบัดมะเร็งด้วยความร้อน และหลักการของขดลวดเหนี่ยวนำ รวมถึงคุณลักษณะและคุณสมบัติของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยจะกล่าวถึงเฉพาะส่วนที่เป็นประโยชน์หรือกล่าวอ้างถึงในการดำเนินงานวิจัย เพื่อให้เนื้อหามีความกระชับชัดเจน สำหรับใช้เป็นแนวทางในการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำต่อไป

## 2.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อน

การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนเป็นการรักษาโรคมะเร็งด้วยการเพิ่มอุณหภูมิของเซลล์มะเร็งให้สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส แล้วรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ตลอดช่วงเวลาที่เหมาะสม โดยการให้ความร้อนจากภายนอกและจะต้องมีการควบคุมอุณหภูมิของเซลล์ปกติไม่ให้สูงมากเกินไป ซึ่งในส่วนของ การให้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (microwave hyperthermia) จะเป็นการทำให้เกิดอุณหภูมิสูงขึ้นโดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในร่างกาย เพื่อทำให้อุณหภูมิของเซลล์มะเร็งสูงขึ้นในระดับ 41-46 องศาเซลเซียส โดยปริมาณพื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับหารักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนจะมีอยู่ 2 ปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิและเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งจะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลาที่มีต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายได้ตามรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเซลล์ต่อเวลาในการให้ความร้อน

จากรูปกราฟแสดงให้เห็นได้ว่าเมื่อใช้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งเมื่อเวลาผ่านไปเพียงเล็กน้อย เซลล์มะเร็งจะตายเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็งจะต้องใช้เวลานานขึ้นในการทำให้เซลล์มะเร็งตาย จนกระทั่งเมื่อเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เซลล์มะเร็งให้มีอุณหภูมิ 43.5 องศาเซลเซียส เซลล์มะเร็งจะตายเพียงเล็กน้อยเท่านั้นถึงแม้จะใช้เวลานานก็ตาม (ประมุข พรหมรัตนพงษ์, 2537; Cavaliere, 1967; Tsuji et al., 1996; Hahn, 1984) แม้ว่าจะทราบว่า การเพิ่มอุณหภูมิสูง ๆ ให้แก่เซลล์จะสามารถทำลายเซลล์ได้มากก็ตาม แต่จะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบ ๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้ ดังนั้นในการใช้งานจึงทำการเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เซลล์มะเร็งประมาณ 43 องศาเซลเซียส

ซึ่งสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้เป็นจำนวนมากและไม่เป็นอันตรายต่อเซลล์ปกติด้วย สำหรับการให้ความร้อนเพื่อเพิ่มอุณหภูมิของเซลล์มะเร็งให้อยู่ในช่วง 42 ถึง 46 องศาเซลเซียส นั้นเรียกว่า “Hyperthermia” โดยในทางชีววิทยานั้นอุณหภูมิเป็นปัจจัยสำคัญต่อกระบวนการทางชีววิทยา ซึ่งพบว่าโครงสร้างและการทำงานของเซลล์องค์ประกอบภายในเซลล์ นั้นมีความทนทานต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่ต่ำมาก เมื่อนำการรักษาโรคมะเร็งด้วยการให้ความร้อนมาใช้ในทางคลินิก จึงเท่ากับมีแรงผลักดันให้มีการวิจัยและค้นคว้าในระดับเซลล์มากขึ้น และยังรวมไปถึงการศึกษากลไกพื้นฐานที่จะอธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยาของการเพิ่มอุณหภูมิให้กับเซลล์มะเร็ง ถึงแม้ว่าในปัจจุบันนั้นจะยังไม่เข้าใจกลไกทางชีววิทยาของความร้อนอย่างละเอียดชัดเจน แต่มีหลักฐานและข้อมูลทางวิชาการมากขึ้นที่สามารถนำไปช่วยในการพิจารณาวางแผนการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพในการรักษาที่ดีที่สุด และหลีกเลี่ยงความผิดพลาดอันจะเกิดขึ้นจากการรักษา ซึ่งจะนำวิธีการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนมาใช้ในการบำบัดก็ต่อเมื่อเกิดข้อจำกัดของการใช้เคมีบำบัด การฉายแสงและการผ่าตัด (พรทิวา พิชา, 2537) เช่น

- 1) ปัญหาด้านอายุของผู้ป่วย
- 2) ปัญหาของเซลล์มะเร็งที่ต่อต้านรังสีหรือต่อยา
- 3) ปัญหาของมะเร็งในระยะลุกลามที่ไม่สามารถผ่าตัดได้
- 4) ปัญหาจากอาการข้างเคียงของผู้ป่วยจากรังสีและเคมีที่ใช้ในการบำบัดรักษา
- 5) ต้องการเพิ่มประสิทธิภาพในการทำลายเซลล์มะเร็ง

นอกจากนี้การบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนนั้นยังมีจุดเด่นและความเหมาะสมหลายประการ เช่น

- 1) เซลล์มะเร็งที่ได้รับความร้อนในช่วง 41 ถึง 45 องศาเซลเซียส มีการตอบสนองที่ดีต่อการรักษากว่า 80 เปอร์เซ็นต์ โดยที่อาการแทรกซ้อนไม่มากขึ้นตาม
- 2) เมื่อใช้ร่วมกับการบำบัดรักษาด้วยวิธีการอื่น ความร้อนจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเซลล์มะเร็งให้ได้ผลดียิ่งขึ้น
- 3) เซลล์มะเร็งมีผลมากต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิเนื่องจากสภาพแวดล้อมต่าง ๆ ของเซลล์มะเร็ง เช่น มีออกซิเจนต่ำ มีความเป็นกรดสูง เซลล์ขาดอาหารเพราะเส้นเลือดที่เลี้ยงเซลล์ไม่สมบูรณ์เท่าเซลล์ปกติ รวมถึงการระบายความร้อนภายในเซลล์ไม่ดีอันเนื่องมาจากความผิดปกติของระบบไหลเวียนของเลือด จึงส่งผลให้เซลล์มะเร็งถูกทำลายโดยความร้อนได้ง่ายกว่าเซลล์ปกติ
- 4) ความร้อนสามารถยับยั้งการฟื้นตัวของเซลล์มะเร็งอย่างได้ผล
- 5) ผลข้างเคียงหลังการรักษามีไม่มากเท่ากับวิธีการบำบัดรักษาด้วยรังสีหรือเคมี



สำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนในทางคลินิกนั้นมีการศึกษาและวิจัยอย่างแพร่หลาย โดยการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนนั้นจะนิยมใช้ร่วมกับการฉายรังสี (ประมุข พรหมรัตน์พงษ์, 2537; Tsuji et al., 1996) ซึ่งผลตัวอย่างข้อมูลเปรียบเทียบของการบำบัดรักษามะเร็งระหว่างการใช้รังสีเพียงอย่างเดียวกับการใช้การฉายรังสีร่วมกับการรักษาด้วยความร้อนบางส่วนแสดงได้ดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 2.1 ผลเปรียบเทียบการบำบัดรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสีร่วมกับการใช้ความร้อน

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

ตารางที่ 2.2 แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณหัวและคอโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียวกับการรักษาโดยการฉายรังสีและการใช้ความร้อน

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

นอกจากนี้ยังมีการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยการใช้ความร้อนร่วมกับการใช้เคมีบำบัด ซึ่งเป็นวิธีการที่ได้รับความนิยมเป็นอันดับสอง โดยผลการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยการใช้ความร้อนควบคู่ไปกับการใช้เคมีบำบัดนั้นจะทำให้การรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัดมีประสิทธิภาพสูง และมีผลการทดลองออกมาพบว่าการใช้ความร้อนจะช่วยเพิ่มความสามารถในการทำลายเซลล์มะเร็งของการบำบัดรักษาด้วยวิธีทางเคมีบำบัดให้ได้ผลดีมากยิ่งขึ้น (Hahn, 1984)

### 2.2.1 ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์

ในทางชีววิทยานั้นอุณหภูมิเป็นปัจจัยสำคัญต่อกระบวนการทางชีววิทยา ซึ่งพบว่าโครงสร้างและการทำงานของเซลล์องค์ประกอบภายในเซลล์ รวมถึงการทำงานของสารโมเลกุลใหญ่ในเซลล์ ซึ่งมีความทนทานต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่ต่ำมาก ซึ่งจะสอดคล้องกับกระบวนการให้ความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งเซลล์มะเร็งนั้นมีส่วนประกอบต่าง ๆ เหล่านี้มากผิดปกตินอกเหนือขอบเขตการควบคุมของร่างกาย จึงเป็นแนวทางชี้้นำในการค้นคว้าและวิจัยในระดับเซลล์มากขึ้น รวมไปถึงการศึกษากลไกพื้นฐานที่จะอธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยาของการเพิ่มอุณหภูมิให้กับเซลล์ เมื่อนำการรักษาโรคมะเร็งด้วยการใช้ความร้อนมาใช้ในทางคลินิกจึงเท่ากับมีแรงผลักดันให้มีการวิจัยและค้นคว้าในระดับเซลล์มากขึ้น และยังรวมถึงการศึกษากลไกพื้นฐานที่จะอธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยาของการเพิ่มอุณหภูมิให้กับเซลล์มะเร็ง ถึงแม้ว่าในปัจจุบันนั้นจะยังไม่เข้าใจกลไกทางชีววิทยาของความร้อนอย่างละเอียดชัดเจน แต่มีหลักฐานและข้อมูลทางวิชาการมากขึ้นที่สามารถนำไปช่วยในการพิจารณาวางแผนการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพในการรักษาที่ดีที่สุด

สำหรับหลักการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนนั้นเป็นการเพิ่มอุณหภูมิของเซลล์มะเร็งให้สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส แล้วรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ตลอดช่วงเวลาที่เหมาะสม โดยการให้ความร้อนจากภายนอกและจะต้องมีการควบคุมอุณหภูมิของเซลล์ปกติไม่ให้สูงมากเกินไป ซึ่งในส่วนของการให้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นวิทยุหรือคลื่นไมโครเวฟจะเป็นการทำให้เกิดอุณหภูมิสูงขึ้นโดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในร่างกาย เพื่อทำให้อุณหภูมิของเซลล์มะเร็งสูงขึ้นในระดับ 41-46 องศาเซลเซียส โดยปริมาณพื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับหารักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนจะมีอยู่ 2 ปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษาคือ อุณหภูมิและเวลาในการให้ความร้อน

### 2.2.2 การตอบสนองของเซลล์ต่อความร้อนและอัตราการไหลเวียนของโลหิต

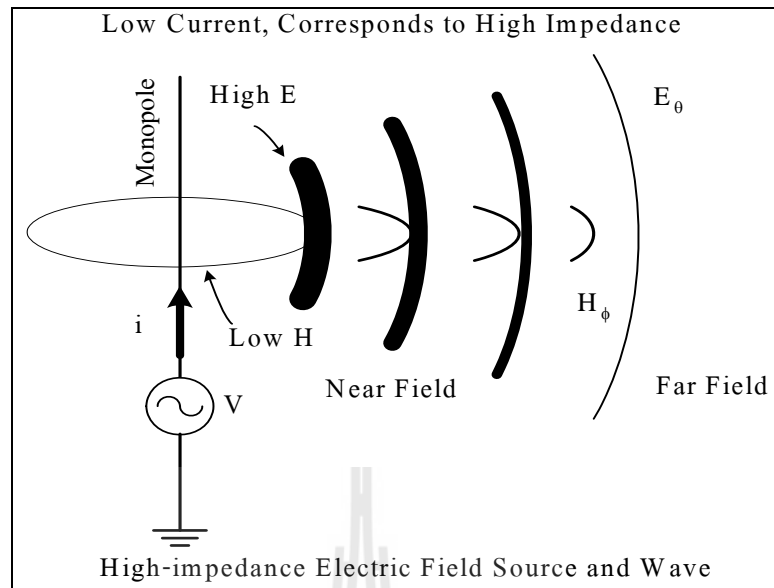
เมื่อทำการทดลองปลูกเนื้อเยื่อที่เป็นเนื้ออกที่บริเวณต่าง ๆ ของสัตว์ทดลองพบว่าเซลล์มะเร็งหรือเนื้ออกบางกลุ่มไวต่อความร้อน แต่ในขณะที่บางกลุ่มกลับต้านทานความร้อนทั้งที่ใส่สภาวะการทดลองเหมือนกัน ซึ่งกลุ่มที่ไวต่อความร้อนการรักษาจะได้ผลโดยใช้อุณหภูมิ 41-46 องศาเซลเซียส ในเวลา 30 นาที ถึง 1 ชั่วโมงครึ่ง และเป็นที่แน่ชัดว่าการให้ความร้อนร่วมกับการ

บำบัดรักษามะเร็งร่วมกับวิธีการอื่น ๆ จะมีประสิทธิภาพในการรักษาเซลล์เนื้องอกมากขึ้น โดยพิจารณาได้จากตารางที่ 2.1 และตารางที่ 2.2

สำหรับในส่วนอัตราไหลเวียนของโลหิตก็พบว่ามีความสำคัญในระบบการให้ความร้อนเป็นอย่างมาก ประการแรก คือ การไหลเวียนโลหิตจะมีผลต่อการกระจายอย่างไม่สม่ำเสมอของความร้อน สำหรับในเนื้อเยื่อปกติความร้อนที่เพิ่มขึ้นจะมีผลให้อัตราการไหลเวียนโลหิตสูงขึ้น ซึ่งเป็นการช่วยระบายความร้อนไปในตัวตรงกันข้ามกับในเนื้องอก เนื่องจากที่อุณหภูมิ 43 องศาเซลเซียส ถ้าเวลาการให้ความร้อนนานกว่า 30 นาทีแล้วการไหลเวียนของโลหิตจะหยุดโดยสิ้นเชิงทำให้การรักษาโรคมะเร็งจะต้องหาวิธีการกำจัดเซลล์มะเร็งทุกเซลล์หมดไป เพราะว่าถ้าเหลือแม้แต่เซลล์เดียวมันก็สามารถกระตุ้นให้เซลล์อื่น ๆ เป็นเซลล์มะเร็งขึ้นมาได้และลูกหลานใหม่ทำให้การรักษาล้มเหลว ดังนั้นถ้าการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งไม่ทั่วถึงเท่ากันหมดทุกเซลล์อาจทำให้การรักษาไม่ได้ผล โดยสาเหตุที่ทำให้การให้ความร้อนไม่ทั่วถึงดังกล่าว และดังที่ทราบแล้วว่าจำนวนเซลล์ที่ถูกฆ่าไม่ได้แปรผันโดยตรงกับอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น แม้แต่อุณหภูมิที่เปลี่ยนไป 1 องศาเซลเซียส ก็มีผลต่อจำนวนเซลล์ที่รอดชีวิตเป็นอย่างมาก สำหรับการให้ความร้อนในการรักษานี้จำเป็นต้องทำให้อุณหภูมิสูงพอที่จะฆ่าเซลล์ได้ แม้แต่ในบริเวณจุดอุณหภูมิต่ำ (cold spot) หรือจะต้องให้ความร้อนคงที่อย่างสม่ำเสมอที่บริเวณก่อนเนื้องอก และคงอุณหภูมิไว้ให้เปลี่ยนแปลงไม่เกิน 1 องศาเซลเซียส เนื่องจากจุดอุณหภูมิต่ำในร่างกายเกิดขึ้นได้จากการไหลเวียนโลหิต ซึ่งการหลีกเลี่ยงปัญหานี้ทำได้ยาก โดยเฉพาะถ้ามีโลหิตผ่านบริเวณให้ความร้อนแล้วยังเป็นไปได้อย่างที่จะให้ความร้อนได้อย่างคงที่สม่ำเสมอ

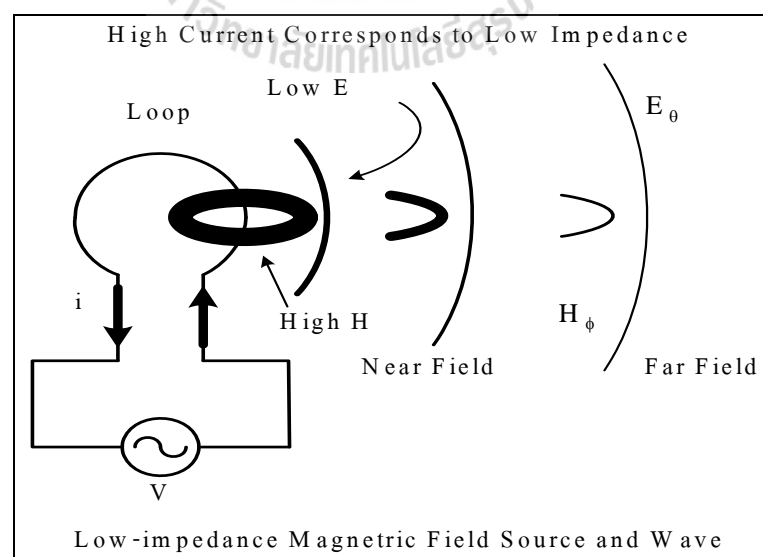
### 2.3 หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

สำหรับการใช้งานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นจำเป็นต้องเข้าใจหลักการพื้นฐานของสภาวะการแพร่กระจายคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าดังกล่าว เนื่องจากการใช้งานนั้นสามารถจำแนกสภาวะการเหนี่ยวนำของสนามแม่เหล็กและการแพร่กระจายสนามไฟฟ้าโดยสังเขปได้จากกระบวนการพื้นฐานของวงจรและแหล่งจ่าย ซึ่งจะต้องพิจารณาถึงภาวะกระแสและความต้านทานของวงจรที่กำเนิดคลื่นตามหลักการของฟาราเดย์ที่ว่าสนามแม่เหล็กจะเกิดขึ้นรอบลวดตัวนำที่มีกระแสไหลผ่านและจะเกิดสนามไฟฟ้าที่ตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กนั้น ซึ่งการนำสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้าไปใช้งานสามารถพิจารณาได้จากปริมาณของสนามดังกล่าวพิจารณาจากรูปที่ 2.2 เนื่องจากวงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูงนั้น พบว่าวงจรภายในเป็นลักษณะเปิดทำให้กระแสที่ไหลจากแหล่งจ่ายมีค่าน้อยทำให้เกิดสนามเหล็ก  $H$  ในช่วงต้นมีค่าน้อย (low  $H$ ) แต่ให้ผลด้านสนามไฟฟ้า  $E$  ที่มีมาก (high  $E$ ) ทำให้เกิดภาวะสมดุลด้านกำลังงานการพิจารณาระยะเริ่มต้นนี้มักใช้ชื่อเรียกว่าสนามระยะใกล้ (near field) ส่วนมากจะพิจารณากำลังงานจากสนามไฟฟ้าเป็นส่วนใหญ่



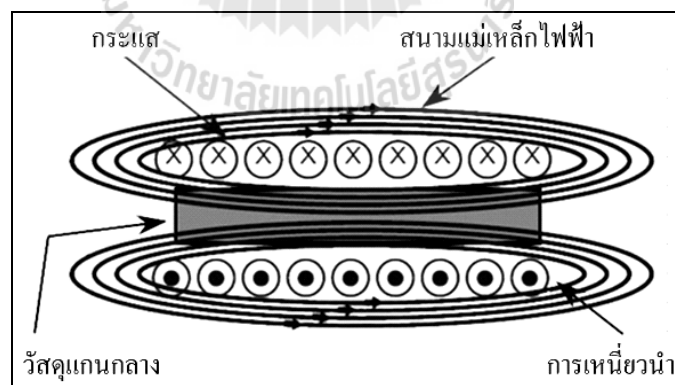
รูปที่ 2.2 วงจรพื้นฐานของการแพร่กระจายคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูง

นอกจากวงจรพื้นฐานของการแพร่กระจายคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้สภาวะความต้านทานสูงจากรูปที่ 2.2 แล้วยังมีวงจรแบบคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ เมื่อพิจารณาวงจรพบว่ามีลักษณะเป็นวงครบรอบ (loop) ทำให้กระแสสามารถไหลได้ในปริมาณที่มากเมื่อมีกระแสไหลในลวดตัวนำได้มากจึงทำให้เกิดสนามแม่เหล็ก  $H$  ลวดตัวนำในช่วงต้นได้มากเช่นกันแสดงได้ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 วงจรพื้นฐานของการแพร่กระจายคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ

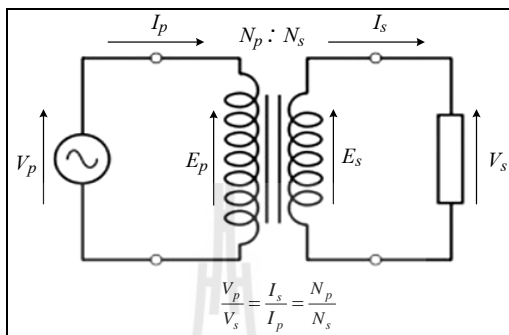
โดยถ้าพิจารณารูปที่ 2.3 แล้วจะพบว่า จะเกิดสนามแม่เหล็กเป็นส่วนใหญ่ ในขณะที่สนามไฟฟ้าจะเกิดขึ้นในลักษณะทิศทางตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กแต่จะมีปริมาณของสนามไฟฟ้าที่น้อยทำให้เกิดสถานะสมดุลด้านกำลังงาน ซึ่งการพิจารณาระยะเริ่มต้นนี้จะเรียกว่าสนามระยะใกล้ (near field) และการจะพิจารณาด้านกำลังงานนั้นจะพิจารณาจากสนามแม่เหล็กเป็นส่วนใหญ่ โดยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำเกิดจากการเหนี่ยวนำของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic induction) ปรากฏการณ์ที่ผิว (skin effect) และการถ่ายเทความร้อน (heat transfer) ซึ่งจากปรากฏการณ์ทั้งสาม ทำให้สามารถอธิบายการให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำโดยได้ดังนี้คือ เมื่อให้ไฟฟ้ากระแสสลับผ่านเข้าสู่ขดลวดเหนี่ยวนำที่มีโลหะอยู่ภายใน กระแสไฟฟ้าที่จ่ายเข้าสู่ขดลวดเหนี่ยวนำจะเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นในขดลวดคล้องผ่านโลหะภายใน เนื่องจากวัสดุภายในเป็นโลหะสนามแม่เหล็กที่คล้องผ่านชิ้นงานจะเหนี่ยวนำให้มีกระแสไฟฟ้าไหล โดยกระแสส่วนมากจะไหลผ่านชิ้นงานในบริเวณความถี่ระดับผิวของวัสดุ โดยกระแสที่ไหลวนรอบวัสดุทำให้เกิดความร้อนขึ้นที่บริเวณผิวของวัสดุ ซึ่งความร้อนนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่เหนี่ยวนำและความต้านทานสมมูลของเส้นทางที่กระแสไหลผ่าน โดยความร้อนที่เกิดขึ้นนี้จะเกิดการถ่ายเทไปสู่บริเวณอื่น ๆ โดยการนำความร้อน การพาความร้อน และการแผ่รังสีที่บริเวณผิวของโลหะที่เกิดความร้อน จากหลักการให้ความร้อนด้วยแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่ายกล่าวคือ เมื่อมีกระแสไหลผ่านขดลวดซึ่งพันอยู่รอบโลหะจะเกิดสนามแม่เหล็กขึ้นรอบ ๆ ขดลวดนั้น โดยโลหะนั้นจะถูกเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนภายในและเกิดความร้อนขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 การให้ความร้อนด้วยหลักการของแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย

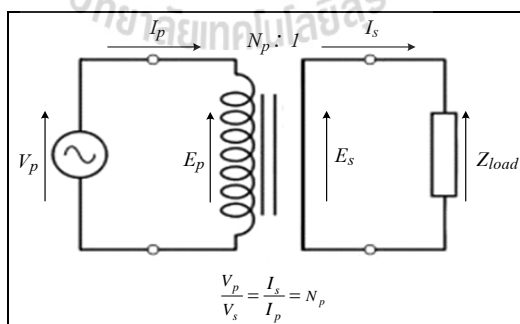
จากรูปที่ 2.4 นั้นเป็นการแสดงถึงหลักการให้ความร้อนด้วยแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย โดยให้มีกระแสไหลผ่านขดลวดที่พันอยู่รอบโลหะแล้วทำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นรอบ ๆ ขดลวดนั้น ถ้าพิจารณาทั้งระบบจะพบว่าคล้ายกับเป็นหม้อแปลงชุดหนึ่ง โดยที่ขดลวดเหนี่ยวนำจะ

เป็นเสมือนขดลวดปฐมภูมิ (primary coil) ของหม้อแปลงที่มีจำนวนรอบเท่ากับจำนวนรอบของขดลวดเหนี่ยวนำในวัสดุโลหะที่ถูกให้ความร้อนจะถูกเปรียบเสมือนขดลวดทุติยภูมิ (secondary coil) ของหม้อแปลงที่มีจำนวนรอบเป็น 1 รอบเท่านั้น โดยหลักการของแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำสำหรับวงจรของหม้อแปลงพื้นฐานทั่ว ๆ ไป จะแสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 หลักการของแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำของวงจรสมมูลหม้อแปลงไฟฟ้าพื้นฐาน

เมื่อไฟฟ้ากระแสสลับที่ถูกเหนี่ยวนำขึ้นใน โลหะจะไหลอยู่ภายในเนื้อ โลหะ ซึ่งสามารถเปรียบได้เป็นภาวะทางไฟฟ้าที่มีสภาพเกือบจะลัดวงจร เนื่องจากความต้านทานสมมูลของในวัสดุค่อนข้างต่ำมาก และสามารถเขียนเป็นวงจรสมมูลเปรียบเทียบกันระหว่างหม้อแปลงไฟฟ้ากับการให้ความร้อน โดยวงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำและในวัสดุภาวะทางไฟฟ้าแสดงได้ดัง



รูปที่ 2.6 วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาวะทางไฟฟ้า

สำหรับวงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาวะทางไฟฟ้าถ้า  $I_p$  เป็นกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านขดลวดเหนี่ยวนำเป็นสาเหตุให้เกิดการเหนี่ยวนำกระแสไฟฟ้า  $I_s$  ไหลวนอยู่ในโลหะจากกฎความสัมพันธ์ของหม้อแปลงไฟฟ้าจะทำให้กระแสทั้งสองมีความสัมพันธ์กันดังสมการที่ (2.1)

$$I_s = N_p I_p \quad (2.1)$$

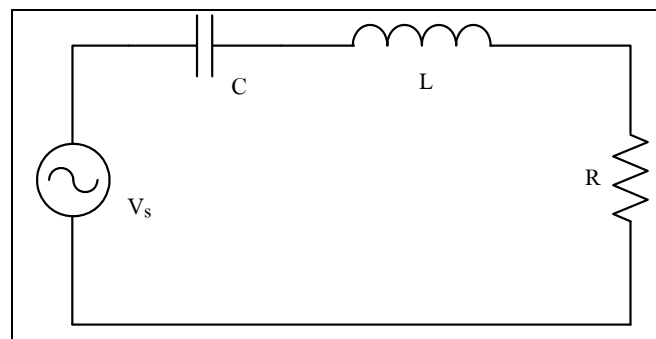
โดยที่  $N_p$  คือจำนวนรอบของขดลวดเหนี่ยวนำ ซึ่งกำลังสูญเสียเป็นความร้อนในวัสดุจะมีค่าเท่ากับสมการที่ (2.2) เมื่อ  $R_w$  คือความต้านทานสมมูลในวัสดุ

$$P_w = (N_p I_p)^2 R_w \quad (2.2)$$

โดยการอธิบายข้างต้นหากจะเขียนเป็นวงจรสมมูลเปรียบเทียบกันระหว่างหม้อแปลงไฟฟ้ากับการให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำ ซึ่งกระแสที่ไหลผ่านวงจรจะมีค่ามากที่สุดทำให้เกิดกำลังไฟฟ้าที่โหลดมีค่าสูงสุด เป็นวิธีการควบคุมกำลังไฟฟ้าจากการเปลี่ยนแปลงแรงดันที่จ่ายให้วงจรหรือเลื่อนความถี่การใช้งานให้ต่ำหรือสูงกว่าตำแหน่งรีโซแนนซ์ โดยที่หลักการรีโซแนนซ์นั้นเป็นสภาวะของวงจรที่ทำให้เกิดกระแสและแรงดันสูงสุดหรือต่ำสุด ซึ่งสามารถเกิดได้ 2 สภาวะ นั่นคือภาวะรีโซแนนซ์แบบวงจรอนุกรมและแบบขนาน ซึ่งในเนื้อหาวิทยานิพนธ์นี้จะได้กล่าวถึงเพียงแก่ภาวะวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมเท่านั้น

### 2.3.1 หลักการเบื้องต้นสำหรับวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรม

สำหรับวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมนั้นจะมีลักษณะพฤติกรรมทางไฟฟ้าของอิมพีแดนซ์ที่ตำแหน่งรีโซแนนซ์ต่ำสุด โดยค่าของกระแสที่ไหลผ่านวงจรดังกล่าวจะมีค่ามากที่สุด และทำให้เกิดกำลังไฟฟ้าที่โหลดมีค่าสูงสุด ซึ่งวิธีการควบคุมกำลังไฟฟ้านั้นสามารถทำได้โดยการลดแรงดันที่จ่ายให้วงจรหรือการเลื่อนความถี่การใช้งานให้มีค่าต่ำหรือสูงกว่าตำแหน่งรีโซแนนซ์ โดยที่วงจรรีโซแนนซ์ RLC ที่ต่อแบบอนุกรมนั้นแสดงได้ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 วงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรม

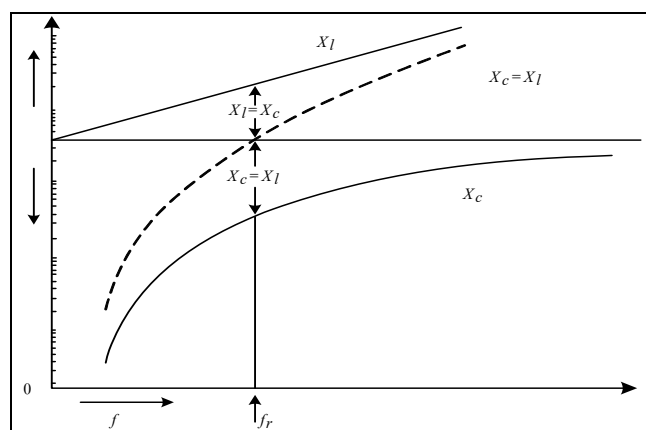
เมื่อพิจารณาค่าลักษณะของวงจรรีโซแนนซ์ในรูปที่ 2.7 แล้วพบว่าค่าอิมพีแดนซ์ของวงจรรีโซแนนซ์ RLC ที่ต่อแบบอนุกรมจะมีค่าดังสมการที่ (2.3)

$$Z = R + j(X_L - X_C) \quad (2.3)$$

ถ้ากำหนดให้  $X_L = X_C$  นั่นคือ  $2\pi fL = 1/2\pi fC$  จากนั้นจัดรูปใหม่ซึ่งจะได้ค่าของความถี่  $f^2 = 1/(2\pi)^2 LC$  ดังนั้นจะได้สมการความสัมพันธ์ของความถี่สำหรับวงจรรีโซแนนซ์ดังแสดงในสมการที่ (2.4)

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2.4)$$

จากสมการ (2.4) พบว่าค่าอิมพีแดนซ์นั้นจะขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้า เนื่องจากค่า  $X_L = 2\pi fL$  และ  $X_C = 1/2\pi fC$  โดยเมื่อพิจารณาวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมในรูปที่ 2.7 แล้วพบว่าถ้าความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้ามีค่าเพิ่มขึ้นแบบเชิงเส้นแล้วค่า  $X_L$  จะมีค่าเพิ่มขึ้น ส่วนค่าของ  $X_C$  จะมีค่าลดลงแบบเชิงเส้นเช่นเดียวกัน ดังนั้นถ้าความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้ามีค่าเท่ากับค่าความถี่ของวงจรรีโซแนนซ์แล้วจะมีผลทำให้ค่ารีแอกแตนซ์รวมของวงจรมีค่าเป็นศูนย์ นั่นคืออิมพีแดนซ์รวมของวงจรจะมีค่าเท่ากับค่าความต้านทาน ( $Z=R$ ) ซึ่งสามารถพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ของ  $X_L$  และ  $X_C$  ต่อความถี่สำหรับวงจรรีโซแนนซ์ RLC แบบอนุกรมได้ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์  $X_L$  และ  $X_C$  ต่อความถี่ของวงจรรีโซแนนซ์ RLC แบบอนุกรม



เมื่อพิจารณาคุณลักษณะของวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมในรูปที่ 2.7 พบว่าค่าของกระแสไฟฟ้าภายในวงจรรีโซแนนซ์แบบอนุกรมนี้สามารถอธิบายได้จากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.5) และกระแสที่ไหลเมื่อวงจรเกิดสภาวะการรีโซแนนซ์นั้นคือ  $X_L = X_C$  จะแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.6)

$$I = \frac{V}{R + j(X_L + X_C)} \quad (2.5)$$

$$I = \frac{V}{R} \quad (2.6)$$

โดยค่าความถี่รีโซแนนซ์นั้นเป็นความถี่เฉพาะค่าหนึ่งทีค่าแรงดัน ค่ากระแส และค่าความต้านทานอย่างไรอย่างหนึ่งมีค่ามากที่สุดหรือน้อยที่สุด ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังความสัมพันธ์ในสมการต่อไปนี้

$$X_L = 2\pi fL \quad (2.7)$$

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.8)$$

$$2\pi fL = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.9)$$

โดยที่  $L$  คือตัวเหนี่ยวนำ มีหน่วยเป็นเฮนรี่ (H)

$C$  คือตัวเก็บประจุ มีหน่วยเป็นฟารัด (F)

### 2.3.2 คุณลักษณะโดยทั่วไปของขดลวดเหนี่ยวนำ

สำหรับขดลวดเหนี่ยวนำที่ทำให้เกิดเป็นความร้อนนั้นเป็นขดลวดที่มีคุณลักษณะในการสร้างสนามแม่เหล็กไปเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนขึ้นที่วัสดุและเป็นผลให้เกิดความร้อน ซึ่งการออกแบบรูปร่าง ขนาด และจำนวนรอบขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ เช่น ขึ้นอยู่กับขนาด รูปร่าง และชนิดของวัสดุที่ใช้ทำขดลวดเหนี่ยวนำและวัสดุ ตลอดจนความถี่ของไฟฟ้ากระแสสลับที่ใช้

ป้อนให้กับขดลวดเหนี่ยวนำ ดังนั้นทั้งประสิทธิภาพและตัวประกอบดังกล่าวข้างต้น หลักการพื้นฐานประกอบไปด้วย

1) ขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องอยู่ใกล้วัสดุให้มากที่สุดเพื่อให้เกิดการส่งผ่านพลังงานสูงสุด ซึ่งสามารถอธิบายได้โดยการที่มีจำนวนเส้นแรงแม่เหล็กตัดผ่านชิ้นงานได้มากขึ้นเมื่ออยู่ใกล้ชิ้นงานมากขึ้น

2) ในกรณีที่ขดลวดเหนี่ยวนำเป็นขด โซลินอยด์เส้นแรงแม่เหล็กจะคล่องผ่านภายในขดลวดมากที่สุด ซึ่งตำแหน่งนี้จะให้อัตราการกระแสไหลวนในวัสดุมากที่สุด

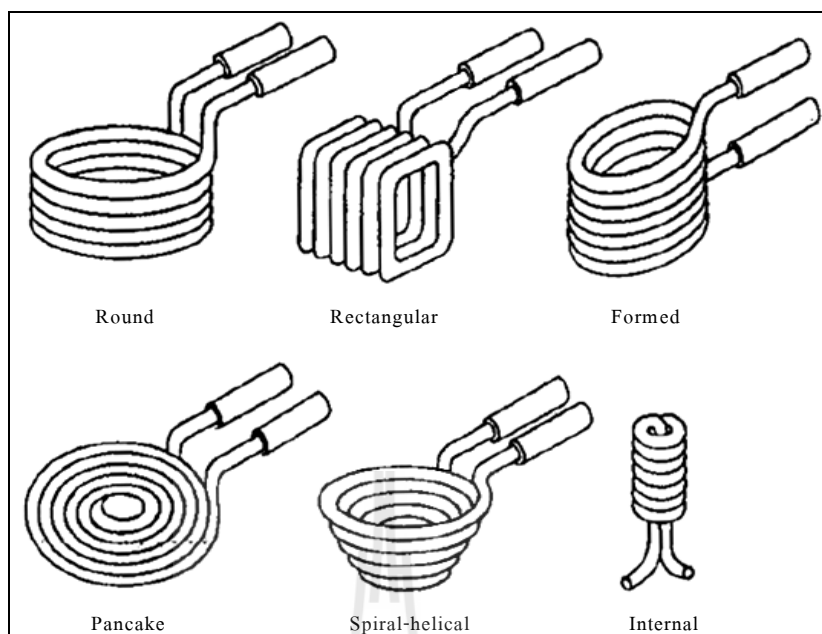
3) เนื่องจากเส้นแรงแม่เหล็กจะมีความหนาแน่นมากที่สุดที่ตำแหน่งใกล้ขดลวดเหนี่ยวนำและจะลดลงเมื่อห่างออกไป โดยที่ตำแหน่งศูนย์กลางของขดลวดเหนี่ยวนำจะมีเส้นแรงแม่เหล็กน้อยที่สุด ดังนั้นถ้าวัสดุถูกวางไม่ตรงกลางขดลวดเหนี่ยวนำพื้นที่ที่อยู่ใกล้กับขดลวดเหนี่ยวนำจะถูกเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนมากกว่าส่งผลให้ไม่ได้รับความร้อนสม่ำเสมอ

4) ที่จุดต่อของเส้นลวดตัวนำกับขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจะมีค่าอ่อนมาก ดังนั้นศูนย์กลางสนามแม่เหล็กไม่จำเป็นจะต้องเป็นศูนย์กลางทางเรขาคณิต ด้วยเหตุนี้จะมีผลอย่างมากสำหรับขดลวดเหนี่ยวนำที่มีรอบเดียว แต่ถ้ามีจำนวนรอบมากขึ้นสภาวะนี้จะมีผลน้อยลงการจับวัสดุหมุนไปด้วยขณะที่มีการเหนี่ยวนำให้เกิดความร้อน เพื่อให้วัสดุได้รับกระแสไหลวนจนเกิดเป็นความร้อนอย่างสม่ำเสมอ

5) การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องไม่ทำให้เกิดการหักล้างสนามแม่เหล็ก จากเหตุผลข้างต้นขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องสามารถทำให้เกิดความหนาแน่นเส้นแรงแม่เหล็กในพื้นที่ที่ต้องการให้ความร้อนได้ ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภทหลักดังนี้

- A helical solenoid จะให้ความร้อนแก่ชิ้นงานภายในขดลวดเหนี่ยวนำ
- A pancake coil จะให้ความร้อนเฉพาะบริเวณผิวหน้าด้านหนึ่งของชิ้นงาน
- An internal coil จะให้ความร้อนบริเวณรอบนอกของขดลวดเหนี่ยวนำ

โดยทั่วไปแล้วขดลวดเหนี่ยวนำนิยมจากลวดแดง ทั้งนี้เพราะทองแดงเป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดี ซึ่งลักษณะตัวอย่างขดลวดแบบต่าง ๆ ได้แก่ แบบ (1) round (2) rectangular (3) formed (4) pancake (5) spiral-helical และ (6) internal โดยขดลวดแบบต่าง ๆ เหล่านี้จะถูกนำไปใช้ตามสภาวะของงานตามรูปร่างวัสดุที่มีความเหมาะสม ทำให้มีกำลังสูญเสียในขดลวดเหนี่ยวนำต่ำ ซึ่งจะส่งผลให้ระบบมีประสิทธิภาพสูง โดยสามารถแสดงตัวอย่างลักษณะของขดลวดแบบต่าง ๆ ดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 ตัวอย่างลักษณะรูปร่างของขดลวดเหนี่ยวนำชนิดต่าง ๆ

สำหรับการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำนั้นจะต้องคำนึงถึงคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อกระแสไฟฟ้าในขดลวด จำนวนเส้นแรงแม่เหล็กหรือความเข้มของสนามแม่เหล็กโดยรวม โดยการคำนวณหรือการพิจารณาค่าความเหนี่ยวนำนั้นถูกกำหนดโดย 4 ปัจจัยดังนี้

1) จำนวนรอบของขดลวด โดยถ้าตัวเหนี่ยวนำมีจำนวนรอบของขดลวดมากขึ้น สนามแม่เหล็กที่เกิดจากการไหลผ่านของกระแสไฟฟ้าในขดลวดเกิดขึ้นมากด้วย สนามแม่เหล็กปริมาณมากนี้จะทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้นในตัวเหนี่ยวนำ และจากการที่มีเส้นแรงแม่เหล็กจำนวนมากตัดกับขดลวด จึงส่งผลให้ค่าความเหนี่ยวนำมากตามไปด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนรอบของขดลวด

2) พื้นที่ของขดลวด โดยถ้าพื้นที่ของขดลวดเพิ่มขึ้นสำหรับขดลวดที่มีจำนวนรอบใด ๆ จะทำให้เส้นแรงแม่เหล็กมีจำนวนมากขึ้นด้วย และการมีสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าความเหนี่ยวนำเพิ่มขึ้นตาม ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพื้นที่ของขดลวด

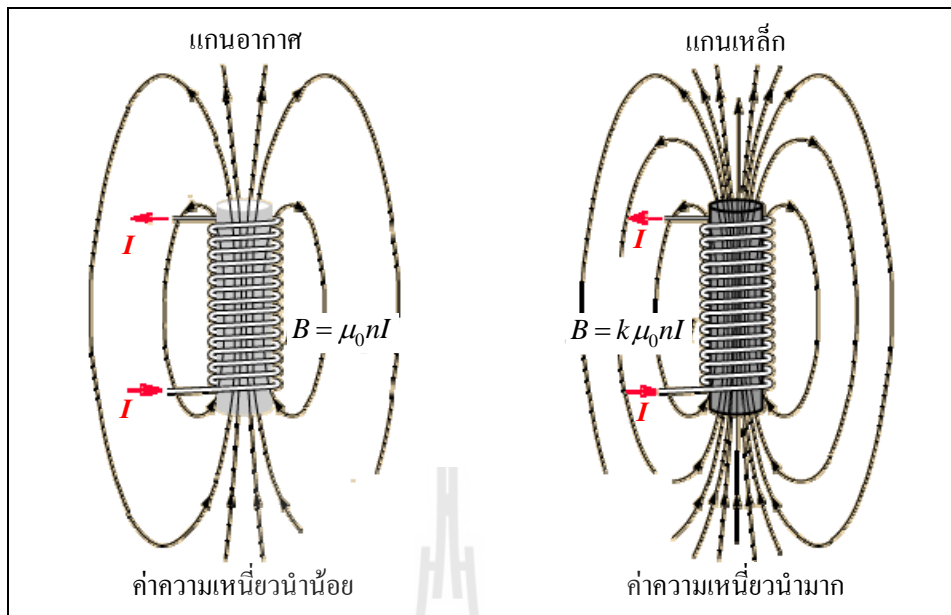
3) ความยาวของขดลวด โดยถ้าทำให้ขดลวดจำนวน 4 รอบขยายพื้นที่ออกผลรวมของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวดแต่ละขดจะมีปริมาณลดลง แต่ในทางกลับกันถ้าขดลวดที่มีจำนวนเท่าเดิมนำมาพันให้อยู่ชิดกันมากขึ้นความยาวของขดลวดสั้นลงสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวดในแต่ละขดจะเสริมซึ่งกันและกันทำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่มีปริมาณมากขึ้น ส่งผลให้ค่าความเหนี่ยวนำมีค่ามากตามไปด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนผกผันกับความยาวของขดลวด

4) วัสดุที่นำมาทำแกนภายในขดลวดตัวเหนี่ยวนำ ซึ่งส่วนมากมีแกนที่ทำจากวัสดุจำพวกนิกเกิล โคบอลต์ เหล็ก เฟอร์ไรต์ และอัลลอย ซึ่งแกนเหล่านี้มีคุณสมบัติที่จะช่วยรวมหรือเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก ดังนั้นค่าความซึมซาบได้จึงเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อค่าความเหนี่ยวนำ โดยถ้าค่าความซึมซาบได้ของวัสดุที่ใช้ทำแกนมีค่ามากแล้วจะทำให้ค่าความเหนี่ยวนำมีค่ามากตามไปด้วยดังแสดงในตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.3 ค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ

คุณลักษณะทางไฟฟ้าของวัสดุชนิดต่าง ๆ	
วัสดุ	ค่าความซึมซาบได้ ( $\mu_o, \mu_r$ )
อากาศหรือสุญญากาศ	$12.6 \times 10^{-5}$
นิกเกิล	$6.26 \times 10^{-5}$
โคบอล	$7.56 \times 10^{-5}$
เหล็กหล่อ	$1.1 \times 10^{-4}$
เฟอร์ไรต์	$2.51 \times 10^{-4}$
เหล็กแท่ง	$5.56 \times 10^{-4}$
แกนเหล็กหม้อแปลงไฟฟ้า	$6.9 \times 10^{-3}$
เหล็กซิลิกอน	$8.8 \times 10^{-3}$
เพอร์มาลอย	0.126
ชุบเปอร์มาลอย	1.26

เมื่อพิจารณาค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ ที่แสดงในตารางที่ 2.2 นั้นจะเห็นว่าวัสดุที่มีค่าความซึมซาบได้น้อย เช่น อากาศที่มีค่าความซึมซาบได้  $12.6 \times 10^{-5}$  เหล็กแท่งค่าความซึมซาบได้คือ  $5.56 \times 10^{-4}$  เหล็กซิลิกอนมีค่าความซึมซาบได้คือ  $8.8 \times 10^{-3}$  ไปจนถึงชุบเปอร์มาลอยที่ให้ค่าความซึมซาบได้มากที่สุดคือ 1.26 เป็นต้น ซึ่งปัจจัยของค่าความซึมซาบได้ของวัสดุเหล่านี้นอกจากส่งผลต่อค่าความเข้มสนามแม่เหล็กแล้วยังมีผลต่อความถี่ที่ก่อให้เกิดความร้อนภายในวัสดุอีกด้วย ตัวอย่างเช่น การพันขดลวดด้วยจำนวนรอบที่เท่ากันรอบแกนอากาศที่มีค่าความซึมซาบได้น้อยจะมีค่าความเหนี่ยวนำน้อย แต่การพันขดลวดรอบแกนเหล็กหรือแกนเฟอร์ไรต์ที่มีค่าความซึมซาบได้มากกว่าจะทำให้ได้ค่าความเหนี่ยวนำที่มากกว่าดังรูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 การเปรียบเทียบค่าความเหนี่ยวนำที่ได้จากการพันขดลวดระหว่างที่แกนภายในเป็นอากาศและแกนเหล็ก

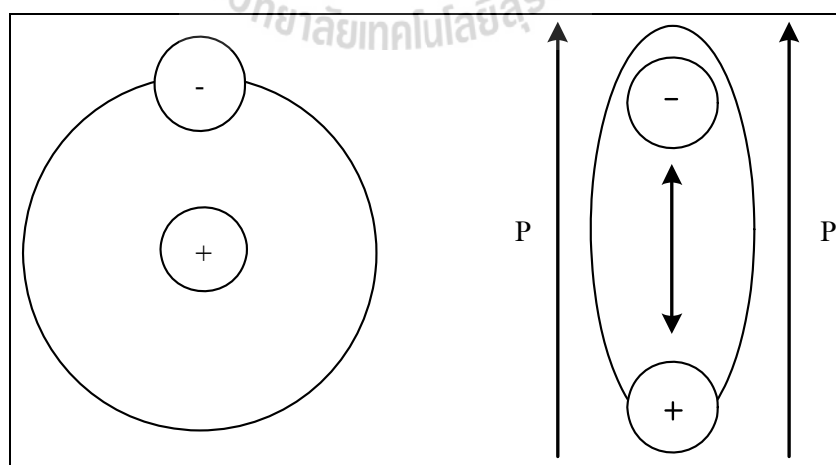
โดยเมื่อพิจารณาความแตกต่างระหว่างลักษณะของการพันขดลวดในรูปที่ 2.10 ที่มีแกนภายในเป็นอากาศและแกนภายในเป็นแกนเหล็ก พบว่าขดลวดที่พันรอบแกนอากาศซึ่งมีความซึมซาบได้น้อยนั้นจะทำให้ได้ค่าการเหนี่ยวนำน้อยว่าขดลวดที่พันรอบแกนเหล็กที่มีความซึมซาบได้มากกว่าด้วยจำนวนรอบที่เท่ากัน ซึ่งจากปัจจัยทั้ง 4 ประการที่มีผลต่อค่าความเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก ดังนั้นสามารถนำมาเขียนเป็นความสัมพันธ์สำหรับการคำนวณหาค่าความเหนี่ยวนำได้ดังสมการต่อไปนี้

$$L = \frac{\mu AN^2}{l} \quad (2.10)$$

- โดยที่  $L$  คือค่าความเหนี่ยวนำ มีหน่วยเป็นเฮนรี (H)  
 $\mu$  คือค่าความซึมซาบได้  
 $N$  คือจำนวนรอบของขดลวด  
 $A$  คือพื้นที่หน้าตัด มีหน่วยเป็นตารางเมตร ( $\text{m}^2$ )  
 $l$  คือความยาวของวัสดุที่นำมาทำแกน มีหน่วยเป็นเมตร (m)

## 2.4 หลักการพื้นฐานของการให้ความร้อนแกไดอิเล็กตริกด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

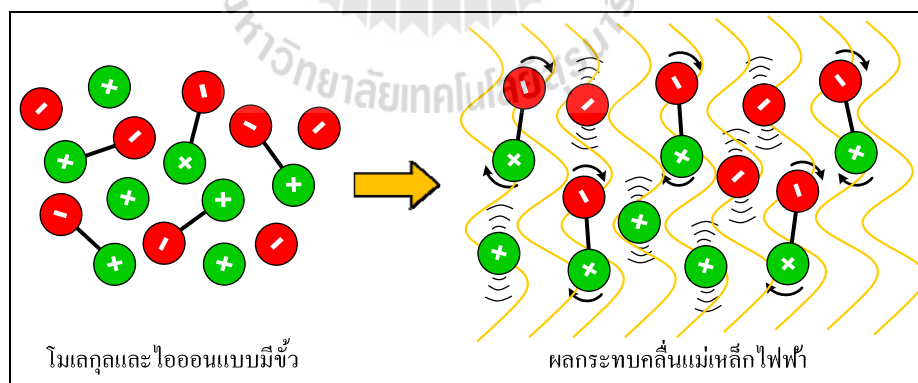
การให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก (dielectric heating) นั้นมีหลักการทำงานโดยอาศัยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าย่านความถี่วิทยุ (radio frequency) หรือไมโครเวฟ (microwave) กำลังสูงส่งผ่านเข้าไปในเนื้อวัสดุที่เป็นไดอิเล็กตริก โดยวัสดุที่สามารถใช้การให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกได้นั้นจะต้องเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติที่ตอบสนองต่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กล่าวคือจะต้องเป็นวัสดุที่มีโครงสร้างโมเลกุลแบบมีขั้วหรืออาจจะประกอบไปด้วยน้ำซึ่งมีโมเลกุลแบบมีขั้วเช่นกันเป็นองค์ประกอบ ซึ่งเป็นการทำให้เกิดความร้อนเป็นผลมาจากความสามารถของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ทำให้เกิดโพลาไรซ์ของประจุภายในไดอิเล็กตริก เมื่อทำการป้อนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสถิตแล้ว สนามแม่เหล็กไฟฟ้าสถิตจะทำให้เกิดโพลาไรซ์ขึ้น แต่ในกรณีที่เป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับ พลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนี้จะทำให้เกิดโพลาไรซ์ดังแสดงในรูปที่ 2.11 ส่วนวัสดุที่มีโครงสร้างโมเลกุลแบบไม่มีขั้ว เช่น อากาศ เทฟลอน (Teflon) หรือแก้ว ซึ่งจะไม่สามารถดูดซับพลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้ โดยคลื่นจะผ่านทะลุเข้าไปในเนื้อวัสดุโดยไม่เกิดความร้อนหรือการเปลี่ยนแปลงใด ๆ สำหรับการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกนั้นเป็นวิธีการให้ความร้อนที่มีประสิทธิภาพสูง เนื่องจากการถ่ายเทพลังงานเป็นความร้อนเกิดภายในเนื้อวัสดุโดยตรง ซึ่งจะมีความแตกต่างจากการให้ความร้อนแบบดั้งเดิมซึ่งใช้เชื้อเพลิงหรือขดลวดไฟฟ้า ซึ่งการถ่ายเทความร้อนจะอาศัยการพาของอากาศร้อนหรือการแผ่รังสีจากแหล่งความร้อนเป็นหลัก ซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นจะถ่ายเทไปที่ผิววัสดุก่อน จากนั้นจึงจะค่อยเกิดการนำความร้อนจากผิวนอกของวัสดุเข้าไปสู่ภายในวัสดุ



รูปที่ 2.11 อะตอมระหว่างประจุบวกต่อประจุลบของตัวกลาง

#### 2.4.1 กลไกการเกิดความร้อนแก๊ไดอิเล็กตริก

สำหรับวัสดุที่มีคุณสมบัติเป็นสารไดอิเล็กตริกนั้นสามารถทำให้เกิดความร้อนได้ โดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปใน ไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นการทำให้เกิดความร้อนเป็นผลมาจากความสามารถของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ทำให้เกิดโพลาไรซ์ของประจุภายใน ไดอิเล็กตริก เมื่อทำการป้อนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสถิตแล้วสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสถิตจะทำให้เกิดโพลาไรซ์ขึ้น แต่ในกรณีที่เป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับพลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนี้จะทำให้เกิดโพลาไรซ์ นั่นคือขั้วไฟฟ้าที่เป็นขั้วบวกและขั้วลบพยายามเรียงตัวกันตามทิศทางของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ส่งผ่านเข้าไป ซึ่งทำให้เกิดการเสียดสีกันของโมเลกุล เกิดเป็นความร้อนกระจายทั่วภายในเนื้อวัสดุหรือเป็นการถ่ายเทพลังงานจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไปยังวัสดุไดอิเล็กตริก ดังแสดงในรูปที่ 2.12 และเมื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงไปตามคาบเวลาของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนให้แก่ไดอิเล็กตริก ซึ่งการหมุนของไดโพลที่ทำให้เกิดความร้อนโดยเกิดจากความเสียดทานภายในของโมเลกุล โดยโมเลกุลของไดอิเล็กตริกนั้นจะต้องมีค่าไดโพลโมเมนต์ (dipole moment) สูงพอ โดยจะเป็นตัวกำหนดประสิทธิภาพของการทำให้เกิดความร้อนในไดอิเล็กตริก ไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียส่วนใหญ่จะเป็นวัสดุที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบ ซึ่งในสภาวะทั่วไปสารที่เป็นไดอิเล็กตริก สามารถเก็บพลังงานไฟฟ้าได้ โดยเกิดจากประจุบวกและประจุลบที่แยกห่างออกจากกันเนื่องจากการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปภายในไดอิเล็กตริกซึ่งจะฝืนกับแรงยึดเหนี่ยวของอะตอมหรือโมเลกุล



รูปที่ 2.12 ความร้อนที่เกิดจากการเสียดสีกันของโมเลกุลขั้วบวกและขั้วลบพยายามจัดเรียงตัวกันตามทิศทางของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ส่งผ่านเข้าไปในไดอิเล็กตริก

สำหรับการเกิดโพลาไรซ์ของไดอิเล็กตริกนั้นสามารถแบ่งได้ 4 ลักษณะ คือ การเกิดโพลาไรซ์แบบสเปซชาร์จ์ (space charge polarization) การเกิดโพลาไรซ์แบบการจัดเรียงไดโพล

(polarization by dipole alignment) การเกิดโพลาริเซชันแบบไอออนิก (ionic polarization) การเกิดโพลาริเซชันแบบอิเล็กทรอนิกส์ (electronic polarization) ซึ่งในแต่ละแบบจะเกิดปรากฏการณ์ที่คล้ายกันเพียงแต่จะเกิดขึ้นที่ความถี่ที่แตกต่างกันเท่านั้น โดยการเกิดโพลาริเซชันในแต่ละแบบความเป็นกลางทางไฟฟ้าจะถูกรบกวนจากการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งจะทำให้เกิดการแยกห่างออกจากกันของประจุลบและประจุบวก หรือการเปลี่ยนแปลงไปตามคาบเวลาของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนให้แก่ไดอิเล็กตริก ซึ่งการหมุนของไดโพลที่ทำให้เกิดความร้อนโดยเกิดจากความเสียดทานภายในของโมเลกุล โดยที่พลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนั้นความถี่จะเป็นตัวกำหนดชนิดของการเกิดโพลาริเซชัน ซึ่งการเกิดโพลาริเซชันแบบสเปซชาร์ตนั้นจะเกิดขึ้นที่ความถี่ต่ำช่วง VLF และ LF เนื่องจากการเกิดโพลาริเซชันจะเกิดขึ้นเมื่อวัสดุหรือตัวกลางมีอิเล็กตรอนอิสระ โดยที่ระยะห่างของประจุบวกและประจุลบจะถูกจำกัดด้วยส่วนกีดขวาง เมื่อมีการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปยังไดอิเล็กตริกแล้วอิเล็กตรอนจะไปสะสมที่บริเวณส่วนกีดขวาง ซึ่งจะทำให้ประจุบวกและประจุลบแยกห่างออกจากกัน และมีผลทำให้ไดอิเล็กตริกเกิดโพลาริเซชัน โดยการเกิดโพลาริเซชันลักษณะนี้เป็นพื้นฐานของอิเล็กทรอนิกส์สารกึ่งตัวนำ ส่วนการเกิดโพลาริเซชันแบบการจัดเรียงไดโพลนั้นจะเกิดขึ้นที่ความถี่สูงมาก เช่น ย่านความถี่ไมโครเวฟ เนื่องจากจะเกิดขึ้นในระดับของโมเลกุล โดยหลักการนี้จะใช้เป็นพื้นฐานของการเกิดความร้อนในไดอิเล็กตริก สำหรับการเกิดโพลาริเซชันแบบไอออนิกนั้นจะเกิดขึ้นที่ความถี่ของอินฟราเรด โดยจะเกิดขึ้นเนื่องจากการแยกห่างจากกันของประจุบวกและประจุลบภายในโมเลกุล สุดท้ายการเกิดโพลาริเซชันแบบอิเล็กทรอนิกส์นั้นจะเกิดขึ้นที่ความถี่สูง ๆ ที่ใกล้กับความถี่ของอัลตราไวโอเลต ซึ่งนิวเคลียสของอะตอมซึ่งเป็นประจุบวกจะอยู่กับที่ในเมตริกซ์ของไดอิเล็กตริก โดยกลุ่มของประจุลบที่อยู่รอบนิวเคลียสนั้นจะเคลื่อนที่ไปในทิศทางของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามาเมื่อไดอิเล็กตริกเป็นไดอิเล็กตริกแบบไม่มีขั้วภายในโมเลกุลนั้นจะไม่เกิดไดโพลไฟฟ้าถาวรขึ้น แต่สามารถเหนี่ยวนำโมเมนต์ได้โดยการทำให้โมเลกุลมีรูปร่างที่เปลี่ยนไป ซึ่งการป้อนสนามไฟฟ้าเข้าไปยังไดอิเล็กตริก เนื่องจากความสามารถในการเกิดโพลาริเซชัน (polarizations,  $\alpha'$ ) จะสามารถวัดได้จากการเหนี่ยวนำไดโพลโมเมนต์ของสนามไฟฟ้า โดยสามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการต่อไปนี้

$$p = \alpha' E_{loc} \quad (2.11)$$

โดยที่  $E_{loc}$  คือค่าสนามไฟฟ้าภายใน

เมื่อพิจารณาจากสมการที่ (2.11) ถ้าสมมติให้ไดอิเล็กตริกมี  $N$  โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตรจะสามารถแสดงไดโพลโมเมนต์รวมได้ดังสมการที่ (2.12) หรืออาจแสดงเป็นฟังก์ชันของการป้อนสนามได้ดังสมการที่ (2.13)



$$p = N\alpha' E_{loc} \quad (2.12)$$

$$P = \chi E \quad (2.13)$$

โดยที่  $\chi$  คือค่าซัสเซพติบิลิตี (susceptibility)

สำหรับค่าซัสเซพติบิลิตีของไดอิเล็กทริกของตัวกลางที่เป็นอวกาศว่าง (free space) นั้นจะเป็นความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้า (D) และสนามไฟฟ้า (E) ซึ่งสามารถอธิบายความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.14) แต่ถ้าพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้างกล่าวในไดอิเล็กทริกจะสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.15)

$$D = \varepsilon_0 E \quad (2.14)$$

$$D = \varepsilon_0 E + P \quad (2.15)$$

เมื่อทำการแทนค่าความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้าในสมการที่ (2.13) ลงในสมการที่ (2.15) แล้วจัดรูปแบบใหม่ได้ดังสมการที่ (2.16)

$$D = (\varepsilon_0 + \chi) E \quad (2.16)$$

หรือ

$$D = \varepsilon' E \quad (2.17)$$

ถ้า  $\chi = \varepsilon' - \varepsilon_0$  แล้วสามารถหาค่าซัสเซพติบิลิตีสัมพัทธ์ (relative susceptibility:  $\chi_r$ ) ได้ดังสมการสมการที่ (2.18) และเมื่อแทนค่า  $\chi$  ลงในสมการที่ (2.18) แล้วทำการจัดรูปสมการใหม่ จะได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.19)

$$\chi_r = \frac{\chi}{\varepsilon_0} \quad (2.18)$$

$$\chi_r = \varepsilon_r' - 1 \quad (2.19)$$

สำหรับการหาความสัมพันธ์ของค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (relative permittivity:  $\epsilon_r'$ ) ซึ่งเป็นคุณสมบัติของตัวกลางที่เป็นไดอิเล็กตริกกับค่าความสามารถในการเกิดโพลาริเซชัน ซึ่งเป็นคุณสมบัติของโมเลกุล เนื่องจากค่าของสนามไฟฟ้าภายในจะมีความแตกต่างจากสนามไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามา แสดงได้ดังสมการที่ (2.20) แต่ยกเว้นสำหรับกรณีของก๊าซความดันต่ำ (low pressure gases) และนอกจากนี้สำหรับในตัวกลางอื่น ๆ นั้นสามารถแสดงค่าของสนามไฟฟ้าภายในได้ดังสมการที่ (2.21)

$$\frac{N\alpha'}{\epsilon_0} = \epsilon_r' - 1 \quad (2.20)$$

$$E_{loc} = E + \frac{P}{3\epsilon_0} = E \left( 1 + \frac{\chi}{3\epsilon_0} \right) = \frac{\epsilon_r' + 2\epsilon_0}{3\epsilon_0} E = \frac{\epsilon_r' + 2}{3} E \quad (2.21)$$

จากนั้นเมื่อทำการแทนค่าสมการที่ (2.19) ลงในสมการที่ (2.12) สามารถเขียนสมการการเกิดโพลาริเซชันได้ดังสมการที่ (2.22) จากนั้นเมื่อพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างค่าสภาพยอมสัมพัทธ์กับความสามารถในการเกิดโพลาริเซชันของไดอิเล็กตริกจะให้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.23) ซึ่งจะเรียกความสัมพันธ์ดังกล่าวว่า “สูตรของ Clausius-Mosotti”

$$P = N\alpha' \frac{\epsilon_r' + 2}{3} E \quad (2.22)$$

$$\frac{N\alpha'}{3\epsilon_0} = \frac{\epsilon_r' - 1}{\epsilon_r' + 2} \quad (2.23)$$

#### 2.4.2 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับของคุณสมบัติพื้นฐานของไดอิเล็กตริก

คุณสมบัติพื้นฐานของไดอิเล็กตริกในวัสดุใด ๆ สำหรับการใช้งานเกี่ยวกับคลื่นความถี่นั้นเป็นส่วนสำคัญที่ต้องพิจารณา และจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องศึกษาการเกิดความร้อนของไดอิเล็กตริกและการแพร่กระจายความร้อนในไดอิเล็กตริกนั้น โดยคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกสามารถอธิบายได้ด้วยพฤติกรรมภายใต้การใช้งานคลื่นความถี่สูง ซึ่งเป็นค่าสภาพยอมเชิงซ้อน (complex permittivity:  $\epsilon^*$ ) หรือเรียกว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกประสิทธิผล (effective dielectric constant) ซึ่งสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.24)

$$\varepsilon^* = \varepsilon' - j\varepsilon''_{eff} \quad (2.24)$$

โดยที่  $\varepsilon''_{eff}$  คือ ตัวประกอบการสูญเสียประสิทธิผล (effective loss factor) สำหรับพิจารณาการเกิดการสูญเสียในวัสดุไดอิเล็กตริกจะพิจารณาจากส่วนที่เป็นจำนวนจินตภาพของค่าคงที่ไดอิเล็กตริก โดยขึ้นอยู่กับความถี่และอุณหภูมิที่ใช้งาน ซึ่งการนิยามการสูญเสียแทนเจนต์ (loss tangent) สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.25)

$$\tan \delta_{eff} = \varepsilon''_{eff} / \varepsilon' \quad (2.25)$$

### 2.4.3 รูปแบบการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก

วัสดุไดอิเล็กตริก (dielectric) ที่มีการสูญเสียนั้นสามารถทำให้เกิดเป็นความร้อนได้ โดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นการทำให้เกิดความร้อนเป็นผลมาจากความสามารถของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ทำให้เกิดโพลาไรซ์ของประจุภายในไดอิเล็กตริก เมื่อทำการป้อนสนามไฟฟ้าสลับแล้วสนามไฟฟ้าสลับจะทำให้เกิดโพลาไรซ์ขึ้น แต่ในกรณีที่เป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับพลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนี้จะทำให้เกิดโพลาไรซ์และจะทำให้ไดโพลเกิดการหมุนไปตามคาบเวลาของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อน การหมุนของไดโพลทำให้เกิดความร้อนโดยเกิดจากความเสียดทานภายในของโมเลกุล โดยโมเลกุลของไดอิเล็กตริกนั้นจะต้องมีค่าไดโพลโมเมนต์ (dipole moment) สูงพอ ซึ่งจะเป็นตัวกำหนดประสิทธิภาพของการทำให้เกิดความร้อนในไดอิเล็กตริก ไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียส่วนใหญ่จะเป็นวัสดุที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบ ซึ่งในสภาวะทั่วไปสารที่เป็นไดอิเล็กตริก สามารถที่จะเก็บพลังงานไฟฟ้าได้ โดยเกิดจากประจุบวกและประจุลบที่แยกห่างออกจากกัน เนื่องจากการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปภายในไดอิเล็กตริก ซึ่งจะฝืนกับแรงยึดเหนี่ยวของอะตอมหรือโมเลกุล โดยกลไกของการเกิดการแยกห่างกันของประจุจะขึ้นอยู่กับชนิดของไดอิเล็กตริกและความถี่ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนให้กับไดอิเล็กตริก โดยการแบ่งชนิดของการเกิดโพลาไรซ์ของไดอิเล็กตริกนั้นสามารถแบ่งได้ 4 ลักษณะ ซึ่งในแต่ละแบบจะเกิดปรากฏการณ์ที่คล้ายกันแต่จะเกิดขึ้นที่ความถี่ที่แตกต่างกัน โดยในแต่ละแบบความเป็นกลางทางไฟฟ้าจะถูกรบกวน เนื่องจากการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งจะทำให้เกิดการแยกห่างออกจากกันของประจุบวกและประจุลบ โดยที่พลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนั้นความถี่จะเป็นตัวกำหนดชนิดของการเกิดโพลาไรซ์ ซึ่งสามารถอธิบายการเกิดโพลาไรซ์ชนิดต่าง ๆ ได้ดังต่อไปนี้ คือ อันดับแรกนั้นเป็นลักษณะการเกิดโพลาไรซ์แบบสเปซชาร์จ์ (space charge polarization) โดยการเกิดโพลาไรซ์ชนิดนี้จะเกิดขึ้นที่

ความถี่ต่ำ ซึ่งจะเป็นช่วง VLF และ LF เนื่องจากการเกิด โพลาริเซชันจะเกิดขึ้นเมื่อวัสดุหรือตัวกลางมี อิเล็กตรอนอิสระ โดยที่ระยะห่างของประจุบวกและประจุลบจะถูกจำกัดด้วยสิ่งกีดขวาง

เมื่อมีการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปยัง ไดอิเล็กตริกแล้วอิเล็กตรอนก็จะไปสะสมบริเวณที่ส่วนกีดขวาง ซึ่งจะทำให้ประจุบวกและประจุลบแยกห่างออกจากกัน และมีผลทำให้ไดอิเล็กตริกเกิด โพลาริเซชัน โดยการเกิด โพลาริเซชันลักษณะนี้เป็นพื้นฐานของอิเล็กทรอนิกส์ สารกึ่งตัวนำ ต่อมาอันดับที่สองเป็นการเกิด โพลาริเซชันแบบการจัดเรียงขั้วของไดโพล (polarization by dipole alignment) การเกิด โพลาริเซชันแบบนี้จะเกิดขึ้นที่ความถี่สูงมาก เช่น ย่านความถี่ไมโครเวฟ โดยจะเกิดขึ้นในระดับของโมเลกุล โดยหลักการนี้จะใช้เป็นพื้นฐานของการเกิดความร้อนใน ไดอิเล็กตริก ต่อมาเป็นการเกิด โพลาริเซชันแบบไอออนิก (ionic polarization) การเกิด โพลาริเซชันแบบนี้จะเกิดขึ้นที่ความถี่ของอินฟราเรด โดยจะเกิดขึ้นเนื่องจากการแยกห่างจากกันของประจุบวกและประจุลบภายในโมเลกุล และสุดท้ายเป็นการเกิด โพลาริเซชันแบบอิเล็กทรอนิกส์ (electronic polarization) การเกิด โพลาริเซชันแบบนี้จะเกิดขึ้นที่ความถี่สูง ๆ ที่ใกล้เคียงกับความถี่ของอัลตราไวโอเล็ต ซึ่งนิวเคลียสของอะตอมซึ่งเป็นประจุบวกจะอยู่กับที่ในเมตริกซ์ของ ไดอิเล็กตริก โดยกลุ่มของประจุลบที่อยู่รอบนิวเคลียสนั้นจะเคลื่อนที่ไปในทิศทางของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามา

#### 2.4.4 การเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิของไดอิเล็กตริก

สำหรับการแพร่กระจายพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปใน ไดอิเล็กตริกจะทำให้เกิดความร้อนขึ้นใน ไดอิเล็กตริก ซึ่งพลังงานที่แพร่กระจายนี้จะทำให้เกิดการหมุนของไดโพล และเกิดความเสียหายจากการหมุนทำให้เกิดความร้อนและมีการแพร่กระจายของกำลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนในหนึ่งหน่วยปริมาตร โดยแปรผันตรงกับกำลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายในหนึ่งหน่วยปริมาตรนี้สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.26)

$$\frac{P_d}{V} = \sigma_d E_{loc}^2 \quad (2.26)$$

เมื่อ  $\sigma_d$  คือ ค่าความนำของไดอิเล็กตริก โดยที่  $\sigma_d$  มีค่าเท่ากับ  $\omega \epsilon' \epsilon_o \tan \delta_{eff}$  จากนั้นเมื่อทำการแทนค่าความนำของไดอิเล็กตริกลงในสมการที่ (2.3) สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.27) แต่ถ้าคลื่นภายในตัวกลางมีความแตกต่างจากคลื่นที่ให้ออกภายนอกแล้วคลื่นที่เดินทางผ่านตัวกลางในทิศทาง Z จะได้กำลังงานของคลื่นภายในตัวกลางดังสมการที่ (2.28)

$$\frac{P_d}{V} = \omega \epsilon' \epsilon_o \tan \delta_{eff} E_{loc}^2 \quad (2.27)$$

$$P_{(z)} = P_0 e^{-2\alpha z} \quad (2.28)$$

เมื่อ  $P_0$  คือ กำลังงานคลื่นที่ตกกระทบตัวกลาง  $\alpha$  คือ ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในไดอิเล็กตริก ถ้าพิจารณาสนามที่เคลื่อนที่ในระยะทาง  $d_1$  ได้ตั้งสมการที่ (2.29) จากนั้นทำการจัดรูปสมการที่ (2.29) ใหม่จะได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.30)

$$\int_0^{d_1} e^{-2\alpha z} dz = \frac{1}{2\alpha} (1 - e^{-2\alpha d_1}) \quad (2.29)$$

$$\frac{P_d(d_1)}{V} = \omega \varepsilon' \varepsilon_0 \tan \delta_{eff} E_{loc}^2 \frac{1}{2\alpha} (1 - e^{-2\alpha d_1}) \quad (2.30)$$

สำหรับการเกิดความร้อนภายในตัวกลางที่มีการสูญเสียจะมีรูปแบบการแพร่กระจายของความร้อนภายในตัวกลางด้วยวิธีการต่าง ๆ กัน เช่น การนำ (conduction) การพา (convection) และการแผ่ (radiation) แต่ในที่นี้จะพิจารณาเฉพาะการแพร่กระจายของความร้อนด้วยการนำและการแผ่เท่านั้น ซึ่งจะเป็นการเกิดความร้อนเนื่องจากคลื่นความถี่ภายในตัวกลาง โดยจะสามารถอธิบายได้ด้วยรูปแบบสมการมาตรฐานของสมการการส่งถ่ายความร้อน (heat transfer equation) (Thury, 1992) ซึ่งรวมทั้งเทอมของความร้อนภายในด้วย ในกรณีของระบบพิกัดฉาก (cartesian coordinate) จะสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.31)

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{q(x, y, z)}{k} = \frac{1}{a} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.31)$$

$$\text{เมื่อ } a = \frac{k}{\rho C_p}$$

โดยที่ $T$	คืออุณหภูมิ ( $^{\circ}\text{C}$ )
$q(x, y, z)$	คือกำลังงานต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร ( $\text{W} / \text{m}^3$ )
$k$	คือความนำเชิงอุณหภูมิ (thermal conductivity) ( $\text{W} / \text{m} \cdot ^{\circ}\text{C}$ )
$a$	คือความสามารถในการแพร่กระจายอุณหภูมิ (thermal diffusivity) ( $\text{m}^2 / \text{s}$ )
$\rho$	คือความหนาแน่นของวัสดุ ( $\text{kg} / \text{m}^3$ )
$C_p$	คือความร้อนจำเพาะ (specific heat) ( $\text{J} / \text{kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$ )
$t$	คือเวลา ( $\text{s}$ )

สำหรับการใช้งานคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า นั้น เมื่อคลื่นเดินทางเข้าไปในตัวกลางแล้วสามารถหาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในตัวกลางโดยใช้การวิเคราะห์เป็นวิธีการที่ยากเกินไป แต่อาจจะทำได้ด้วยการวัดหรือการประมาณจากวิธีการทางแบบจำลองเชิงเลข (numerical modeling) โดยที่ค่ากำลังที่ดูดซับต่อหนึ่งหน่วยมวล (power absorbed per unit mass:  $P_d$ ) จะเป็นตัวบอกลักษณะการวัดค่ากำลังงานที่แพร่กระจายอยู่ในตัวกลางและในการคำนวณหาอุณหภูมิสูงขึ้น โดยสามารถพิจารณาได้จากความสัมพันธ์ของสมการต่อไปนี้

$$\Delta T = \frac{1}{C_p} P_d \Delta t \quad (2.32)$$

#### 2.4.5 ความถี่สำหรับการใช้งานและระดับความลึกผิว

สำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า นั้นสิ่งที่มีความสำคัญในการกำหนดความถี่และรูปแบบในการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า นั้นคือส่วนปล่อยคลื่น (applicators) และความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งาน โดยค่าความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งานซึ่งจะมีส่วนเกี่ยวข้องกับความถี่ในการใช้งาน ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเนื้อเยื่อที่คลื่นเดินทางเข้ามา จะเห็นได้ว่าความถี่ต่ำจะสามารถทะลุทะลวงเนื้อเยื่อเข้าไปได้ในระยะทางที่ลึกมาก เช่น ที่ความถี่ 1 MHz สามารถทะลุทะลวงได้ลึกถึง 91.3 เซนติเมตร ซึ่งจะทำให้มีระยะในการใช้งานที่ลึก แต่เนื่องจากการในการออกแบบและสร้างสายอากาศปล่อยคลื่นที่ใช้สำหรับความถี่ต่ำขนาดของสายอากาศปล่อยคลื่นจะมีขนาดใหญ่ โดยที่สายอากาศขนาดใหญ่จะไม่เหมาะสมในการใช้งานจึงได้มีการพัฒนาจากสายอากาศปล่อยคลื่นมาเป็นขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้การบำบัดเป็นไปในลักษณะเน้นส่วนชิ้นเนื้อมะเร็งที่อยู่ลึกเข้าไปในร่างกายเช่น มะเร็งเต้านม แต่ในส่วนกรณีของคลื่นที่มีความถี่สูงจะมีความสามารถในการทะลุทะลวงต่ำ จึงทำให้คลื่นไม่สามารถแพร่กระจายเข้าไปได้ลึกนัก เช่น ที่ความถี่ 3000 MHz สามารถเข้าได้ลึกเพียง 1.61 เซนติเมตร แต่ในการออกแบบและสร้างสายอากาศปล่อยคลื่นนั้นสายอากาศปล่อยคลื่นที่ใช้จะต้องมีขนาดเล็กจึงจะเหมาะสมกับการใช้งานในการรักษาเฉพาะบริเวณมากขึ้น แต่เมื่อพิจารณาถึงการใช้งานที่ต้องการความลึกและการปล่อยคลื่นเฉพาะบริเวณนั้นจะเป็นสิ่งที่ท้าทายสำหรับนักวิจัย ซึ่งจะต้องคำนึงถึงองค์ประกอบในหลายส่วนร่วมกัน

นอกจากนี้การประยุกต์ใช้งานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า นั้นจำเป็นต้องพิจารณาถึงความสามารถในการทะลุทะลวงหรือความลึก (skin depth) ของคลื่นที่ใช้งานในตัวกลาง ซึ่งเป็นระยะความลึกที่คลื่นแพร่เข้าไปในตัวกลาง (penetration depth) และจะสัมพันธ์กับความถี่ดังที่ได้กล่าวมาแล้ว

ข้างต้น โดยเป็นระยะทางจากผิวของตัวกลางไปจนถึงตำแหน่งที่ทำให้คลื่นมีกำลังงานลดลง ซึ่งสามารถแสดงเป็นความสัมพันธ์ได้ดังสมการต่อไปนี้

$$D_p = \frac{1}{2\alpha} \quad (2.33)$$

$$\alpha = \omega \left( \frac{\mu_o \mu' \epsilon_o \epsilon'}{2} \right)^{1/2} \left[ \left( 1 + \left( \epsilon_{eff}'' / \epsilon' \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2} \quad (2.34)$$

$$D_p = \frac{1}{2\omega \left( \frac{\mu_o \mu' \epsilon_o \epsilon'}{2} \right)^{1/2} \left[ \left( 1 + \left( \epsilon_{eff}'' / \epsilon' \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2}} \quad (2.35)$$

โดยเมื่อพิจารณาสมการที่ (2.35) ในอวกาศว่างที่มีค่า  $\mu' = 1$  แล้วสามารถจัดรูปสมการใหม่แล้วได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.36) สำหรับกรณีของไดอิเล็กตริกที่มีความสูญเสียต่ำ โดยที่ค่า  $(\epsilon_{eff}'' / \epsilon') \ll 1$  นั้นสามารถจัดรูปแบบสมการใหม่ได้ดังสมการที่ (2.37)

$$D_p = \frac{\lambda}{2\pi (2\epsilon')^{1/2}} \left[ \left( 1 + \left( \epsilon_{eff}'' / \epsilon' \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2} \quad (2.36)$$

$$D_p = \frac{\lambda (\epsilon')^{1/2}}{2\pi \epsilon_{eff}''} \quad (2.37)$$

หรือ

$$D_p = \frac{\lambda (\epsilon')^{1/2}}{2\pi \epsilon_{eff}''} \quad (2.38)$$

โดยจากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.38) ซึ่งเป็นสมการความลึกในการใช้งานคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในตัวกลางของไดอิเล็กตริกที่มีความสูญเสียต่ำตามเงื่อนไขดังกล่าว โดยมีค่าความถี่เป็นตัวแปร ซึ่งนำไปสู่การพิจารณาในรายละเอียดของปัจจัยในด้านความถี่ที่ถูกเลือกไปใช้งานสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งต่อไป

## 2.5 ทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและหลักการการปิดกันสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

### 2.5.1 การหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

สำหรับการหาผลเฉลยของสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นทำการแก้สมการคลื่นโดยตรงแล้วจะค่อนข้างยุ่งยาก ดังนั้นจึงได้นำโพเทนเชียลฟังก์ชันเข้ามาช่วยได้ ซึ่งเป็นวิธีที่ง่ายและสามารถกำหนดให้ตัวกลางได้เป็นเชิงเส้น โดยเริ่มต้นจากสมการของแมกซ์เวลล์ดังนี้

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega\mu\mathbf{H} \quad (2.39)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_s + j\omega\varepsilon\mathbf{E} + \sigma\mathbf{E} \quad (2.40)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.41)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_s \quad (2.42)$$

เมื่อความถี่เชิงมุม ( $\omega$ ) อยู่ในช่วงความถี่ต่ำจะสามารถพิจารณาเทอมกระแสกระจัดที่เกิดขึ้นในอวกาศว่าง ดังนั้นสนามแม่เหล็กจึงอิสระต่อสนามไฟฟ้าและในอวกาศว่างจะเป็นอำนาจจากสนามแม่เหล็กเป็นส่วนใหญ่ ซึ่งการหาผลเฉลยสนามแม่เหล็กจะใช้ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก  $\mathbf{A}$  นำไปแทนในสมการที่ (2.41) จากนั้นใช้เอกลักษณ์เวกเตอร์  $\nabla \cdot \nabla \times \mathbf{A} = 0$  ทำให้ได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.43)

$$\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A} \quad (2.43)$$

จากนั้นแทนสมการที่ (2.43) ลงในสมการที่ (2.39) โดยใช้ความสัมพันธ์ของสมการสนามแม่เหล็ก  $\mathbf{B}$  ซึ่งสามารถคำนวณได้ด้วยการเคิร์ลศักย์เชิงเวกเตอร์แม่เหล็ก  $\mathbf{A}$  เท่านั้น แสดงได้ดังนี้ (Balanis, 1989; Renhart et al., 1992)

$$\mathbf{B}_A = \mu\mathbf{H}_A = \nabla \times \mathbf{A} \quad (2.44)$$



$$\mathbf{H}_A = \frac{1}{\mu} \nabla \times \mathbf{A} \quad (2.45)$$

$$\nabla \times \mathbf{E}_A = -j\omega\mu\mathbf{H}_A = -j\omega\nabla \times \mathbf{A} \quad (2.46)$$

จะได้

$$\nabla \times [\mathbf{E}_A + j\omega\mathbf{A}] = 0 \quad (2.47)$$

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

$$\mathbf{E}_A + j\omega\mathbf{A} = -\nabla\phi \quad (2.48)$$

$$\mathbf{E}_A = -\nabla\phi - j\omega\mathbf{A} \quad (2.49)$$

จากสมการแมกซ์เวลล์และเอกลักษณ์เวกเตอร์  $\nabla \times \nabla \times \mathbf{A} = \nabla\nabla \cdot \mathbf{A} - \nabla^2 \mathbf{A}$  และ  $\nabla \cdot \mathbf{A} = 0$  แล้วจัดรูปใหม่โดยทำให้ได้สมการสนามแม่เหล็กในการหาคำตอบดังสมการต่อไปนี้

$$\nabla \times \mathbf{H}_A = \mathbf{J}_s + \sigma \mathbf{E}_A \quad (2.50)$$

$$\nabla \times \left( \frac{1}{\mu} \nabla \times \mathbf{A} \right) + \sigma \frac{\partial}{\partial t} \mathbf{A} + \sigma \nabla\phi = \mathbf{J}_s \quad (2.51)$$

$$\nabla \times \frac{1}{\mu} \nabla \times \mathbf{A} = \mathbf{J}_s - j\omega\sigma \mathbf{A} \quad (2.52)$$

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 \mathbf{A} - j\omega\sigma \mathbf{A} = \mathbf{J}_s \quad (2.53)$$

เมื่อ  $H_A$  คือความเข้มสนามแม่เหล็ก  $J_s$  คือความหนาแน่นของกระแส (forced current density)  $\sigma$  คือสภาพนำทางไฟฟ้า (electrical conductivity)  $E_A$  คือความเข้มของสนามไฟฟ้า

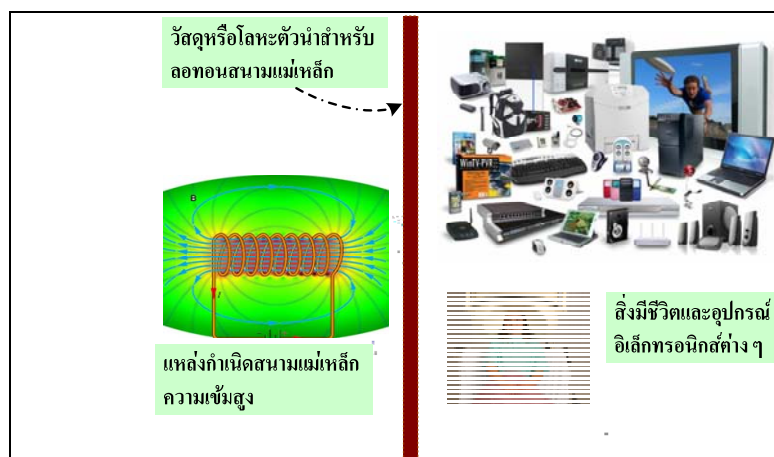
และ  $\rho$  คือ โปเทนเชียลไฟฟ้า เมื่อนำมาประยุกต์ใช้กับรูปแบบสนามแม่เหล็ก 2 มิติ ซึ่งมีแหล่งกำเนิดที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลาอยู่ในทิศทางแกน Z สนามแม่เหล็กอยู่ในแกน X-Y ทำให้สมการที่ (2.53) ในระบบพิกัดฉากจากจะแสดงได้ถึงความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$\frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 A_z}{\partial x^2} + \frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 A_z}{\partial y^2} - j\omega\sigma A_z = J_s \quad (2.54)$$

โดยที่ความเข้มสนามของไฟฟ้าคือ  $E$  ความเข้มสนามแม่เหล็กคือ  $H$  ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็กคือ  $B$  ความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้าคือ  $D$  ความหนาแน่นกระแสคือ  $J_s$  ความหนาแน่นประจุไฟฟ้าของแหล่งกำเนิดคือ  $\rho_s$  ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็กคือ  $A$  และศักย์เวกเตอร์แม่เหล็กในทิศทางแกน  $z$  คือ  $A_z$  โดยจากสมการที่ (2.49)-(2.52) เป็นการวิเคราะห์รูปแบบของสมการแมกซ์เวลล์จากสมการที่ (2.53) และ (2.54) เป็นรูปแบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยอันดับสอง ซึ่งสามารถใช้การจำลองทางคณิตศาสตร์ โดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ในการวิเคราะห์เพื่อหาผลเฉลยต่อไป

### 2.5.2 หลักการป้องกันสนามแม่เหล็กโดยทั่วไป

สำหรับการป้องกันหรือลดสนามแม่เหล็กสามารถทำได้โดยการนำวัสดุใด ๆ ที่เป็นวัสดุตัวนำ (conductor material) หรือวัสดุแม่เหล็ก (ferromagnetic material) มาปิดกั้นหรือล้อมแหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กจะเรียกว่า “วัสดุปิดกั้นแม่เหล็กหรือป้องกันสนามแม่เหล็ก (magnetic shield material)” ซึ่งเป็นการใช้วัสดุตัวนำหรือวัสดุแม่เหล็กมาปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็กดังแสดงในรูปที่ 2.13

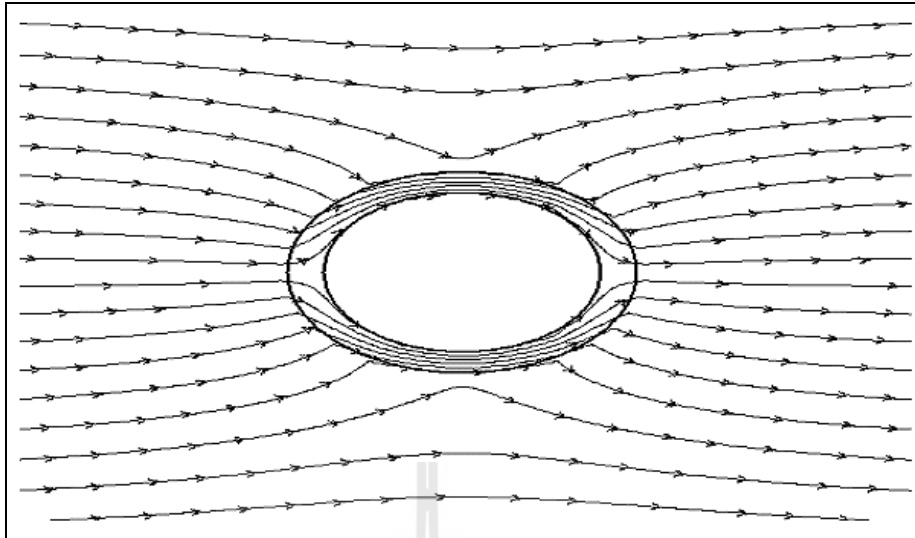


รูปที่ 2.13 รูปแบบการใช้วัสดุตัวนำหรือโลหะตัวนำมาป้องกันหรือลดทอนสนามแม่เหล็ก

โดยจากรูปที่ 2.13 แสดงให้เห็นการใช้วัสดุตัวนำหรือวัสดุแม่เหล็กมาป้องกันหรือลดทอนความเข้มของสนามแม่เหล็กหรือฟลักซ์แม่เหล็ก โดยสนามแม่เหล็กดังกล่าวจะถูกขวางกั้นจากวัตถุที่เป็นวัสดุตัวนำหรือวัสดุแม่เหล็กไม่ให้ผ่านไปยังสิ่งมีชีวิตและอุปกรณ์ที่มีผลต่อสนามแม่เหล็ก ซึ่งการป้องกันหรือลดทอนสนามแม่เหล็กด้วยวัสดุแม่เหล็กและวัสดุตัวนำนั้นสามารถเกิดขึ้นได้ด้วยกลไกหลัก ๆ สองแบบคือ หลักการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ induce current shielding mechanism และหลักการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ flux shunting shielding mechanism (Hoburg, 1995) ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังนี้คือ

(1) หลักการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ flux shunting shielding mechanism

ซึ่งการปิดกั้นสนามแม่เหล็กตามกลไกนี้จะเกิดขึ้นกับวัสดุแม่เหล็ก (ferromagnetic material) หรือวัสดุที่มีความซึมซาบได้สัมพัทธ์สูง (high permeability:  $\mu_r$ ) อาทิ เช่น นิกเกิล ( $\mu_r = 600$ ) เหล็กอ่อน ( $\mu_r = 2000$ ) เหล็ก ( $\mu_r = 5000$ ) Silicon iron ( $\mu_r = 7000$ ) เป็นต้น เมื่อวางวัสดุแม่เหล็กลงในสนามแม่เหล็กที่อยู่ภายในบริเวณอวกาศว่างตามทฤษฎีสถิตสนามแม่เหล็กไฟฟ้า พฤติกรรมความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  และความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ที่บริเวณผิวของแม่เหล็กจะต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขขอบเขต 2 ประการดังนี้คือ องค์กรประกอบในทิศทางแนวสัมผัสของเวกเตอร์สนามแม่เหล็กไฟฟ้า  $H$  นั้นจำเป็นต้องต่อเนื่องกันตลอดวัสดุแม่เหล็กและในอากาศเพื่อที่สอดคล้องกับกฎของแอมแปร์ (Ampere's law) และองค์กรประกอบในทิศทางแนวตั้งฉากของเวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  จำเป็นต้องต่อเนื่องกันตลอดในวัสดุแม่เหล็กและในอากาศเพื่อที่สอดคล้องกับกฎของเกาส์ (Gauss's law) เนื่องจากความแตกต่างของความซึมซาบได้ระหว่างวัสดุแม่เหล็กและอากาศมีมาก จึงเป็นสาเหตุให้ทิศทางของความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  และทิศทางของความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ที่บริเวณผิวรอยต่อจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วเพื่อที่สอดคล้องกับเงื่อนไขขอบเขต โดยทิศทางของความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  และความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ในวัสดุแม่เหล็กจะมีทิศทางในลักษณะลู่ขนานไปกับผิวรอยต่อขณะเดียวกันทิศทางของความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ในอากาศจะมีทิศทางลักษณะลู่ตั้งฉากกับผิวรอยต่อดังรูปที่ 2.14 แสดงลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กวัสดุที่มีความซึมซาบได้สูงและมีรูปร่างเป็นทรงกระบอกกลม โดยพบว่าปริมาณฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  จะหนาแน่นมากในบริเวณผิววัสดุขณะเดียวกันฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ในบริเวณอื่นก็จะลดลงจึงเป็นสาเหตุให้ความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ภายในทรงกระบอกกลมลดลง กลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่สามารถลดความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ได้ โดยวัสดุที่มีความซึมซาบได้สูงจะมีชื่อเรียกว่า “the flux shunting shielding mechanism”

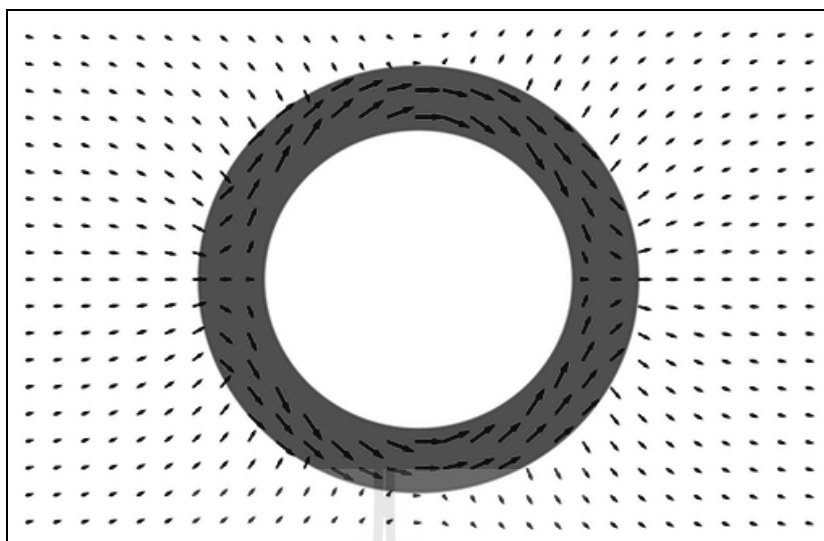


รูปที่ 2.14 ลักษณะกลไกการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ flux shunting shielding mechanism

เมื่อพิจารณาลักษณะการป้องกันสนามแม่เหล็กในรูปที่ 2.14 ซึ่งเป็นลักษณะกลไกการป้องกันฟลักซ์แม่เหล็กแบบขนาน โดยพบว่าเส้นแรงของสนามจะมีลักษณะลู่ไปกับผิวของวัสดุทำให้ภายในส่วนปิดกั้นมีสนามแม่เหล็กลดลง นอกจากวัสดุมีความซึมซาบได้สูงแล้วการลดขนาดความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ยังขึ้นกับความหนาของวัสดุแม่เหล็กด้วย เนื่องจากวัสดุแม่เหล็กมีความหนาเพิ่มขึ้นเท่าใดก็จะทำให้ปริมาณฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ลู่เข้าไปในเนื้อวัสดุได้มากขึ้น จึงทำให้ความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ในบริเวณอากาศมีค่าลดน้อยลง โดยข้อดีการปิดกั้นสนามแม่เหล็กตามกลไกนี้คือ ปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็กได้ดีกับวัตถุปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่มีขนาดใหญ่และหนามาก ส่วนข้อเสียการปิดกั้นสนามแม่เหล็กความถี่ตามกลไกนี้คือ ทำให้วัตถุปิดกั้นสนามแม่เหล็กนั้นมีน้ำหนักมากและวัสดุมีราคาแพง

(2) หลักการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ induce current shielding mechanism

การปิดกั้นสนามแม่เหล็กตามกลไกนี้จะเกิดขึ้นกับวัสดุตัวนำ (conductivity material) หรือวัสดุที่มีสภาพนำไฟฟ้าสูง (high conductivity:  $\sigma$ ) อาทิเช่น สังกะสี ( $\sigma = 1.7 \times 10^7$ ) อลูมิเนียม ( $\sigma = 3.96 \times 10^7$ ) ทองแดง ( $\sigma = 5.76 \times 10^7$ ) และเงิน ( $\sigma = 6.1 \times 10^7$ ) เป็นต้น โดยเมื่อวางวัสดุตัวนำลงในสนามแม่เหล็กที่อยู่ภายในบริเวณอวกาศว่างตามทฤษฎีสนามแม่เหล็กไฟฟ้า จะเกิดปรากฏการณ์กระแสไหลวนภายในวัสดุและกระแสไหลวนนี้จะสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นมาหักล้างกับสนามแม่เหล็กเดิม ทำให้สนามแม่เหล็กในบริเวณนั้นมีค่าลดลงดังแสดงในรูปที่ 2.15



รูปที่ 2.15 ลักษณะกลไกการป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ induce current shielding mechanism

เมื่อพิจารณาลักษณะการป้องกันสนามแม่เหล็กในรูปที่ 2.15 ซึ่งเป็นลักษณะกลไกการป้องกันฟลักซ์หรือสนามแม่เหล็กด้วยวัสดุที่มีสภาพการนำไฟฟ้าสูงและมีลักษณะรูปร่างทรงเป็นกระบอกกลม อันเนื่องมาจากการเกิดกระแสไหลวนที่ผิวของวัสดุตัวนำจะสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นมาหักล้างกับสนามแม่เหล็กเดิม จึงทำให้สนามแม่เหล็กภายในวัสดุตัวนำมีค่าลดลงและเรียกกลไกการปิดกั้นนี้ว่า “the induce current shielding mechanism” ตามคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการป้องกันหรือลดทอน

## 2.6 การส่งผ่านความร้อน

สำหรับการพิจารณากำลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญอย่างหนึ่งที่ทำให้เกิดความร้อนภายในตัวกลางที่เป็นไดอิเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยตัวกลางที่มีการสูญเสียดังกล่าวนั้นสามารถทำให้เกิดความร้อนได้ เมื่อมีพลังงานมากระตุ้นซึ่งอยู่ในรูปของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง โดยกลไกของความร้อนที่เกิดขึ้นมาจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าไปกระตุ้นอนุภาคที่มีสถานะเป็นกลางทางไฟฟ้าหรือประจุไฟฟ้าที่อยู่ภายในตัวกลางนั้นจากสภาวะสมดุลทำให้เกิดสภาพเป็นไดโพลที่มีผลต่อสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระตุ้นให้เกิดการโพลาไรซ์ตามทิศทางของสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้น ซึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระตุ้นเป็นผลทำให้เกิดการกระจายกำลังงานในรูปของความร้อนภายในตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยอีกปรากฏการณ์หนึ่งที่เกิดควบคู่กันคือ ตัวกลางที่มีการสูญเสียสามารถเกิดความร้อนโดยตรงจากการนำไฟฟ้า เนื่องจากการกระจายตัวของอนุภาคประจุไฟฟ้าภายใต้อิทธิพลของการกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากภายนอกและ

ทำให้เกิดเส้นทางการนำไฟฟ้าขึ้น โดยสามารถพิจารณาได้จากสมการพื้นฐานของแมกซ์เวลล์ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น ซึ่งนำไปสู่การคำนวณหาอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นภายใต้เงื่อนไขว่าเป็นตัวกลางที่มีการสูญเสียชนิดเดียวและมีการส่งผ่านความร้อนโดยการนำความร้อน (heat conduction) ภายในตัวกลางที่มีการสูญเสียที่มีการพาความร้อนที่บริเวณผิวของตัวกลางที่มีการสูญเสีย และไม่คิดการระเหยของน้ำกลายเป็นไอ (มวลไม่เปลี่ยนแปลง) โดยแหล่งกำเนิดอื่นที่ทำให้เกิดการโพลาไรซ์มาจากประจุไฟฟ้าที่บริเวณผิวของตัวกลางที่แตกต่างกับประจุไฟฟ้าในอากาศหรือการโพลาไรซ์ของแมกเวลล์ (Maxwell-wagner polarization) ซึ่งโครงสร้างของการโพลาไรซ์ของแมกเวลล์นั้นจะมีลักษณะเป็นการเปลี่ยนแปลงสลับกลับไปมาของการโพลาไรซ์เกิดขึ้นเนื่องจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงสลับทิศทาง (สลับขั้ว) ไปมาอย่างรวดเร็ว และเป็นกลไกพื้นฐานของการเกิดความร้อนโดยใช้คลื่นความถี่สูง ซึ่งการแพร่กระจายพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อจะทำให้เกิดความร้อนแก่วัตถุใด ๆ สามารถแสดงด้วยสมการการส่งผ่านความร้อน (heat transport equation) (Metaxas et al., 1983; ดวงอาทิตย์ ศรีมูล, 2544; ชาญชัย ทองโสภณ, 2545) แสดงได้ดังสมการต่อไปนี้

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 T + \frac{\epsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \quad (2.55)$$

โดยที่	$T$	คือ อุณหภูมิ ( $^{\circ}C$ )
	$t$	คือ เวลา (s)
	$R_T$	คือ ความสามารถในการกระจายอุณหภูมิ ( $m^2 / s$ )
	$\epsilon_v$	คือ อัตราส่วนการถ่ายเทของ เหลว ไอ น้ำต่อการถ่ายเทความชื้นทั้งหมด ( $kg^{-1}$ )
	$C_p$	คือ ความจุความร้อนจำเพาะของวัตถุ ( $kJ \cdot kg^{-1} \cdot ^{\circ}C^{-1}$ )
	$L_h$	คือ ความร้อนแฝงของการกลายเป็นไอของเหลว ( $kJ / kg$ )
	$M_l$	คือ มวลของของเหลว (kg)
	$\rho$	คือ ค่าความหนาแน่นของวัตถุ ( $kg \cdot m^{-3}$ )
	$P$	คือ ค่าความหนาแน่นของกำลังงานที่สูญเสีย ( $W \cdot m^{-3}$ )

โดยการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากสมการที่ (2.55) นั้นจะมีอยู่ 3 ปัจจัยคือ เทอมแรกหมายถึงการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจากการนำความร้อน เทอมที่สองหมายถึงการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากการพาความร้อน และเทอมที่สามหมายถึงการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจากกำลังงานภายนอกที่ป้อนให้แก่ระบบ เมื่อพิจารณาการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเป็นรูปทรงสามมิติในระบบพิกัดฉากและสามารถเขียนเป็นสมการใหม่ได้ดังนี้

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \left[ \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right] + \frac{\varepsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_l}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \quad (2.56)$$

นอกจากนี้การคำนวณค่าการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในก้อนวัตถุที่มีคุณสมบัติดูดซับกำลังงาน ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะใช้การคำนวณค่าการสูญเสียกำลังงานของตัวกลางที่มีการสูญเสียดังนี้ (Minoune et al., 1996; Bottomley et al., 1978; Kuster et al., 1992)

$$SAR = \frac{\sigma E^2}{\rho} = \frac{J^2}{\sigma \rho} \quad (2.57)$$

$$P = \rho SAR \quad (2.58)$$

$$P = \frac{J^2}{\sigma} \quad (2.59)$$

โดยที่  $P$  คือ ค่าความหนาแน่นของกำลังงานที่สูญเสีย ( $W / m^3$ )

$SAR$  คือ อัตราการดูดซับกำลังงาน ( $W / kg$ )

$\sigma$  คือ ค่าความนำ ( $S / m$ )

$J$  คือ ความหนาแน่นของกระแส ( $A / m^2$ )

สำหรับการคำนวณการกระจายอุณหภูมิภายในก้อนวัตถุที่มีคุณสมบัติดูดซับกำลังงานนั้น จะใช้การคำนวณจากสนามแม่เหล็กในการคำนวณหาสนามแม่เหล็ก  $B$  สามารถดำเนินการได้โดย เลี่ยงไปคำนวณหาศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก  $A$  เนื่องจากสามารถคำนวณได้ง่ายกว่า โดยสนามแม่เหล็ก  $B$  สามารถคำนวณได้ด้วยการเคิร์ลศักย์เชิงเวกเตอร์แม่เหล็ก  $A$  ดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น

## 2.7 สรุป

จากความเป็นมาของการบำบัดรักษามะเร็ง โดยการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า หลักการบำบัดมะเร็งด้วยความร้อน และหลักการของขดลวดเหนี่ยวนำ รวมถึงคุณลักษณะและคุณสมบัติของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งการบำบัดมะเร็งในลักษณะต่าง ๆ ที่ได้ถูกพัฒนา เพื่อให้ใช้ในการบำบัดรักษามะเร็งให้มีความเหมาะสมอาจทำให้เกิดผลกระทบต่อผู้ป่วยในด้านต่าง ๆ

เกิดขึ้นส่วนการบำบัด โดยวิธีใช้คลื่นก็ยังมีจำแนกรูปแบบของคลื่นเช่น คลื่นสนามแม่เหล็ก และคลื่นสนามไฟฟ้า ซึ่งกลุ่มของคลื่นสนามแม่เหล็กจะถูกระบุวิเคราะห์จากรูปแบบความถี่ต่ำ ส่วนทางด้านคลื่นสนามไฟฟ้าจะถูกระบุวิเคราะห์ในรูปแบบความถี่สูง โดยได้มีการศึกษาและออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อนำมาใช้ในการควบคุมการกระจายของคลื่นในโครงสร้างความถี่ต่ำ ซึ่งอาจใช้วัสดุจำพวกโลหะและวัสดุเฟอร์โรแมกเนติกส์ขึ้นอยู่กับช่วงความถี่ที่ถูกใช้ส่วนคุณสมบัติในหลักการเหนี่ยวนำจะใช้รูปแบบของที่ใช้ขดลวดพันรอบแกนเฟอร์ไรต์ โดยแกนเฟอร์ไรต์ที่ถูกเลือกจะต้องเป็นวัสดุที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนหรือเกิดความร้อนน้อยภายในแกน จำนวนขดลวดที่ถูกใช้สภาพค่าความต้านทาน ค่าความนำ ค่าความซึมซาบได้ และค่าความถี่ของคลื่น โดยจะส่งผลในลักษณะเรโซแนนซ์และความสามารถในการกระจายและการเหนี่ยวนำของคลื่น โดยในบทต่อไปจะได้ทำการออกแบบส่วนเหนี่ยวนำที่เป็นชนิดแกนเฟอร์ไรต์ปกติและแกนเฟอร์ไรต์ชนิดขั้ว จากนั้นจะได้นำวัสดุดังกล่าวมาทำการออกแบบรูปทรงต่าง ๆ ที่ใช้ในการป้องกันสนามแม่เหล็กด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO เพื่อให้ได้รูปแบบของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำต่อไป





## บทที่ 3

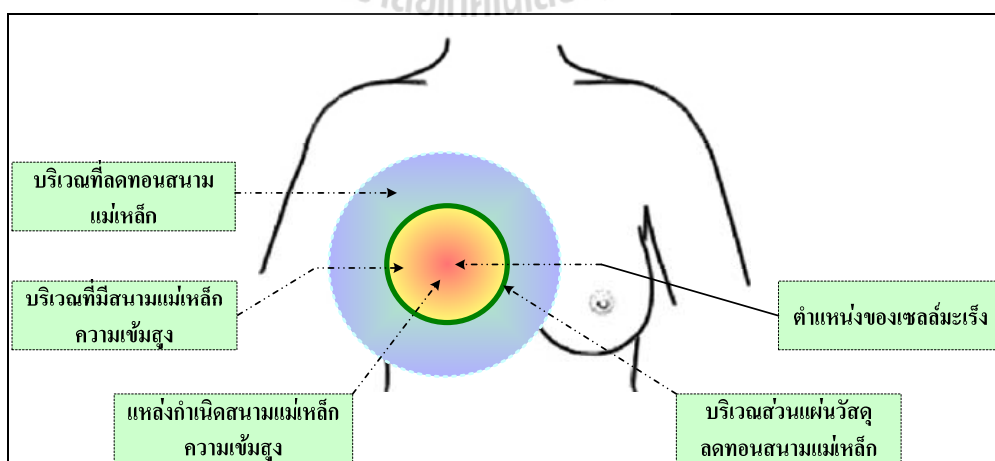
### การออกแบบและวิเคราะห์ระบบป้องกันสนามแม่เหล็กเพื่อลดผลกระทบ จากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

#### 3.1 กล่าวนำ

สำหรับเนื้อหาในบทนี้จะได้กล่าวถึงการวิเคราะห์และออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ ซึ่งจะใช้โปรแกรม CST EM STUDIO 2009 ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลข เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของรูปทรงของระบบป้องกันที่ใช้ลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กสำหรับการประยุกต์ใช้งานในการบำบัดมะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ โดยเบื้องต้นนั้นจะเป็นการศึกษาถึงความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลชนิดของวัสดุที่ใช้ทำส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อให้ทราบถึงประสิทธิภาพการปิดกั้นสนามแม่เหล็กจากวัสดุแต่ละชนิดและทำการออกแบบส่วนเหนี่ยวนำที่เป็นชนิดแกนเฟอร์ไรต์ชนิด 2 ขั้ว จากนั้นจะได้นำวัสดุดังกล่าวมาทำการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ซึ่งการออกแบบนั้นจะใช้สัญญาณคลื่นความถี่ที่ 4 MHz โดยเริ่มจากการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลขนาดช่องเปิดของระบบป้องกันที่มีรูปทรงกระบอก โดยสามารถพิจารณาประสิทธิภาพความร้อนที่เกิดขึ้นเมื่อมีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กได้จากการแปรพลังงานของสนามแม่เหล็กให้เป็นอุณหภูมิ ซึ่งจะใช้สมการของการส่งผ่านความร้อนวิเคราะห์การกระจายอุณหภูมิภายในตัวกลางที่มีการสูญเสียหรือขึ้นเนื้อจำลอง โดยที่อุณหภูมิดังกล่าวเกิดจากพลังงานสนามแม่เหล็กจากตัวปล่อยคลื่นแบบ 2 ขั้ว ซึ่งผลเฉลยของสมการการส่งผ่านความร้อนนั้นได้จากการจำลองแบบด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในตัวกลางที่มีการสูญเสียที่สัมพันธ์กับเวลา เพื่อให้ได้ขนาดของช่องเปิดที่เหมาะสมที่สุด จากนั้นทำการศึกษาความเป็นไปได้ในการปรับตำแหน่งมุมและผลจากการเลื่อนตำแหน่งของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วดังกล่าวในทิศทาง x และ z ด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO และใช้เป็นแนวทางในการวิเคราะห์เงื่อนไขการปรับขนาดของช่องเปิดและการจัดวางตำแหน่งของรูปทรงระบบป้องกันสนามแม่เหล็กแบบทรงกระบอกต่อไป

### 3.2 แนวความคิดในการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก

จากงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการบำบัดรักษามะเร็งรังสีด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ สนามแม่เหล็กที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น พบว่าส่วนใหญ่จะมุ่งเน้นการเพิ่มประสิทธิภาพการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษามะเร็งรังสีด้วยเทคนิควิธีการที่หลากหลาย เพื่อให้เซลล์มะเร็งได้รับความร้อนที่มากขึ้น แต่ไม่ได้คำนึงถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเนื้อเยื่อบริเวณอื่นที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็งทำให้เนื้อเยื่อปกติยังคงได้รับผลกระทบ โดยเฉพาะการใช้คลื่นแม่เหล็กในการบำบัดรักษามะเร็งรังสีนั้นจะใช้กำลังงานสนามแม่เหล็กที่สูงมาก ซึ่งนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติหรือแม้กระทั่งอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่าง ๆ ที่อยู่ใกล้เคียงได้ โดยการลดผลกระทบจากการบำบัดรักษามะเร็งรังสีจะทำการวิเคราะห์รูปแบบระบบป้องกันหรือส่วนลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิด อีกทั้งยังสามารถบังคับเส้นแรงแม่เหล็กตรงตำแหน่งตามต้องการได้ สำหรับการออกแบบส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กนั้นจำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติในการลดทอนสนามแม่เหล็ก โดยขั้นตอนแรกได้ทำการออกแบบและจำลองผลระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก โดยในเบื้องต้นนั้นจะทำการเปลี่ยนแปลงชนิดของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบระบบป้องกันที่สามารถลดสนามแม่เหล็กได้อย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด จากนั้นจะทำการวิเคราะห์ช่องเปิดขนาดต่าง ๆ ของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อให้ได้ความร้อนสูงสุด และต่อไปจะทำการจัดตำแหน่งของมุมและทิศทางของระบบป้องกัน เพื่อให้สนามแม่เหล็กแพร่กระจายผ่านช่องเปิดไปยังตำแหน่งที่ต้องการในการบำบัดมะเร็งมากที่สุด พร้อมทั้งลดสนามแม่เหล็กในส่วนที่ไม่ต้องการในบริเวณอื่น ๆ ได้อีกด้วย ซึ่งรูปแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่ใช้ในการวิเคราะห์หาวัสดุที่เหมาะสม เพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กในการบำบัดมะเร็งรังสีด้วยการให้ความร้อนแสดงได้ดังรูปที่ 3.1

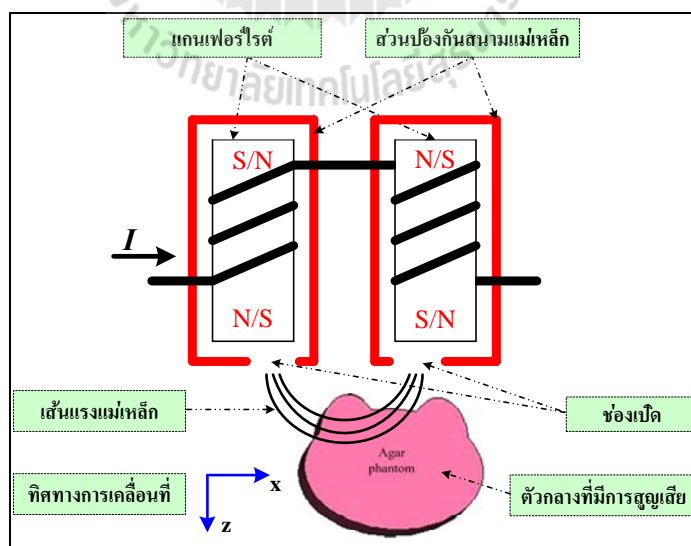


รูปที่ 3.1 แนวความคิดการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กจากผลกระทบของการบำบัดมะเร็งรังสีด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

### 3.3 การออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก

#### 3.3.1 การจัดวางรูปแบบโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก

สำหรับหัวข้อต่อไปนี้จะได้กล่าวถึงแนวความคิดในการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เนื่องจากได้ทำการศึกษาคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการลดทอนสนามแม่เหล็กและรูปแบบส่วนเหนี่ยวนำชนิด 2 ขั้ว โดยมีขดลวดเหนี่ยวนำพันรอบแกนเฟอร์ไรต์และส่วนของเต้านมถูกจำลองเป็นลักษณะตัวกลางที่มีความสูญเสียขนาด  $20 \times 25$  เซนติเมตร มีค่าความนำเท่ากับ  $0.62 \text{ S/m}$  ค่าคงที่ความซึมซาบได้สัมพันธ์เท่ากับ 1 พื้นที่รอบข้างกำหนดให้เป็นอวกาศว่าง คลื่นความถี่ที่ใช้  $4 \text{ MHz}$  เป็นแหล่งกำเนิดผ่านส่วนขยายสัญญาณแล้วนำมากระตุ้นขดลวดเหนี่ยวนำจำนวน 2 ชุดที่จัดวางเป็นลักษณะขั้ว มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฟอร์ไรต์ 7 เซนติเมตรค่าความนำเท่ากับ  $0.001 \text{ S/m}$  ค่าคงที่ความซึมซาบได้สัมพันธ์  $\mu_r = 200$  เป็นแกนกลาง (Youji, Masashi, Watanabe, Iku, and Masaki, 2000) การจัดวางขดลวดเหนี่ยวนำเป็นรูปแบบลักษณะขั้วขั้วผลที่รับได้คือเส้นแรงแม่เหล็กเคลื่อนระหว่างขั้วทั้งสอง และเมื่อนำตัวกลางที่มีการสูญเสียวางขวางกั้นเส้นแรงแม่เหล็กระหว่างขั้วขั้วก็จะทำให้เกิดปรากฏการณ์และความเข้มสนามแม่เหล็กที่ถูกเหนี่ยวนำตามทฤษฎีในบทที่ 2 ซึ่งโครงสร้างแบบจำลองของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กนั้นมีลักษณะเป็นชุดเหนี่ยวนำทำการล้อมรอบขดลวดเหนี่ยวนำ โดยขั้วทั้งสองประกอบด้วยด้วยส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ทำจากวัสดุที่ให้ประสิทธิผลการลดทอนสูง โดยลักษณะโครงสร้างแบบจำลองของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กนั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 ลักษณะการจัดวางรูปแบบของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

### 3.3.2 การวิเคราะห์และจำลองผลชนิดของวัสดุที่มีผลต่อการลดทอนสนามแม่เหล็ก

จากแนวความคิดการออกแบบใน และรูปที่ 3.2 ซึ่งเป็นรูปแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่ใช้สำหรับลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดมะเร็งด้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนในเบื้องต้น ซึ่งเริ่มต้นจากการกำหนดให้มีแหล่งจ่ายสนามแม่เหล็กแกนเฟอร์ไรต์ตรงตำแหน่งเซลล์มะเร็ง โดยสนามแม่เหล็กจะแพร่กระจายในทิศทางแกน z ตามสมการที่ (2.54) โดยมีวัสดุปิดกั้นล้อมรอบแหล่งจ่ายสนามแม่เหล็ก ซึ่งการเลือกใช้วัสดุในการป้องกันที่ปิดล้อมทุกด้านมีเส้นผ่านศูนย์กลาง 9.5 เซนติเมตร ใช้แกนเฟอร์ไรต์ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 7 เซนติเมตร และวัสดุสำหรับป้องกันหรือลดทอนสนามแม่เหล็กมีความหนา 1 มิลลิเมตร แล้วทำการวิเคราะห์การแพร่กระจายสนามแม่เหล็กโดยรอบพื้นที่

โดยในลำดับแรกนั้นจะต้องทำการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลชนิดของวัสดุต่าง ๆ ที่มีผลต่อการลดทอนสนามแม่เหล็ก เนื่องจากการออกแบบส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กนั้นจำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติในการลดทอนสนามแม่เหล็ก ซึ่งวัสดุประสงค์ในการออกแบบนั้นเพื่อให้ได้รูปแบบการแพร่กระจายเส้นแรงแม่เหล็กครอบคลุมเฉพาะพื้นที่ในส่วนที่ต้องการ ดังนั้นจะได้ทำการออกแบบและจำลองผลระบบป้องกันสนามแม่เหล็กเพื่อให้ได้ผลการลดทอนสนามแม่เหล็กที่ดีที่สุด โดยในเบื้องต้นนั้นจะทำการเปลี่ยนแปลงชนิดของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบระบบป้องกันที่สามารถลดสนามแม่เหล็กได้อย่างมีประสิทธิภาพมากที่สุด จากนั้นจะทำการวิเคราะห์ช่องเปิดขนาดต่าง ๆ ของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อให้ได้ความร้อนสูงที่สุด และต่อไปจะได้ทำการจัดตำแหน่งของมุมและทิศทางของระบบป้องกัน เพื่อให้สนามแม่เหล็กแพร่กระจายผ่านช่องเปิดไปยังตำแหน่งที่ต้องการในการบำบัดมะเร็งมากที่สุด พร้อมทั้งลดสนามแม่เหล็กในส่วนที่ไม่ต้องการในบริเวณอื่น ๆ ได้อีกด้วย ซึ่งรูปแบบโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่ใช้ในการวิเคราะห์หาวัสดุที่เหมาะสมเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กในการบำบัดมะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ โดยวิเคราะห์ผลจากระยะห่างของแกนเฟอร์ไรต์ต่อส่วนปิดกั้น และมีการกำหนดวัสดุป้องกันสนามแม่เหล็กในชนิดต่าง ๆ ซึ่งการแสดงผลการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กจะถูกกำหนดจากส่วนป้องกันที่ล้อมรอบสนามแม่เหล็ก โดยจะนำเสนอในรูปแบบค่าประสิทธิภาพการป้องกันสนามแม่เหล็ก (effective of magnetic field shielding: SE) และจะถูกกำหนดในลักษณะอัตราส่วนการลดทอนของจุดพื้นที่ส่วนไม่มีการลดทอนสนามแม่เหล็กต่อจุดพื้นที่เดียวกันที่มีการป้องกันสนามแม่เหล็ก โดยจะใช้ฟังก์ชันลอการิทึมประกอบร่วมดังสมการ (3.1)

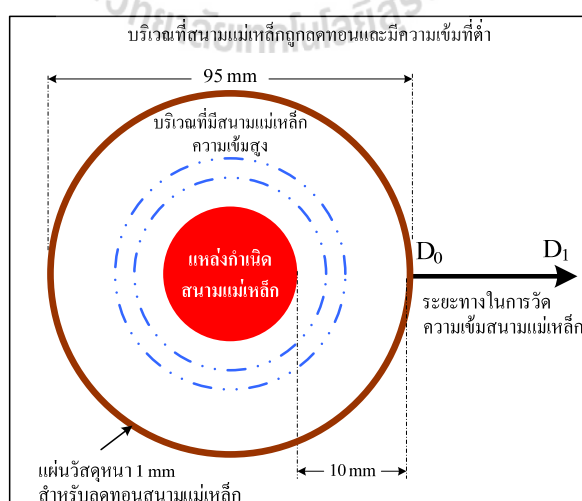
$$SE(dB) = 20 \log \left[ \frac{H_{unshield}}{H_{shield}} \right] \quad (3.1)$$

โดยการพิจารณาคูณลักษณะการลดทอนสนามแม่เหล็กนั้น ได้เลือกใช้วัสดุที่มีค่าตัวแปรของสภาพนำทางไฟฟ้าและตัวแปรของค่าความซึมซาบได้ เพื่อนำมาทดสอบค่าประสิทธิภาพการป้องกันสนามแม่เหล็กได้แก่ ทองแดง (Cu) ตะกั่ว (Lead) วัสดุเหล็กหม้อแปลง (Ck-37) และวัสดุเหล็กโครงสร้าง (Fe) มาเป็นวัสดุทดสอบเพื่อจะหาวัสดุที่สามารถลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กได้ดี ซึ่งมีค่าสภาพนำทางไฟฟ้าและค่าความซึมซาบได้แสดงดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของวัสดุชนิดต่าง ๆ ที่เลือกมาทำการทดสอบประสิทธิภาพการป้องกันสนามแม่เหล็ก

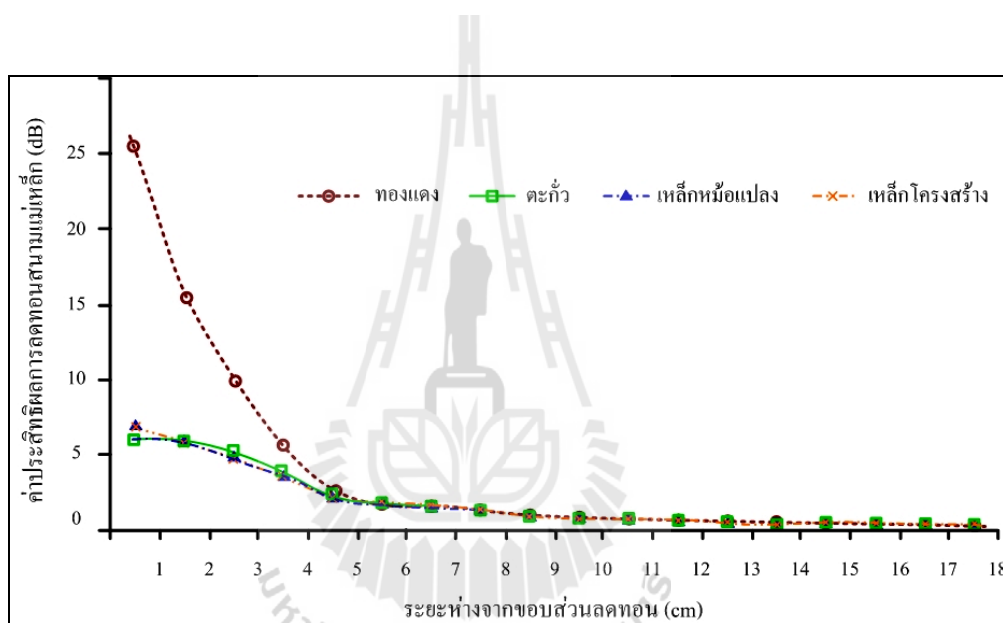
ชนิดของวัสดุ	ค่าสภาพนำทางไฟฟ้า (Sm)	ค่าความซึมซาบได้
ทองแดง (Cu)	$59.6 \times 10^6$	1
ตะกั่ว (Lead)	$5.0 \times 10^5$	1
เหล็กโครงสร้าง (Fe)	$7.14 \times 10^6$	700
เหล็กหม้อแปลง (Ck-37)	$2.17 \times 10^5$	4000

สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนสนามแม่เหล็กของวัสดุชนิดต่าง ๆ โดยใช้ระยะทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากการกำหนดจุดสองจุด ซึ่งการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากส่วนปิดกั้นนั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.3 ลักษณะโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กและระยะทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็ก

สำหรับระยะทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กนั้นจะกำหนดจากจุด  $D_0$  ที่เป็นระยะเริ่มต้นจากขอบของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กไปจนถึงจุด  $D_1$  ที่เป็นระยะสิ้นสุดการวัดโดยมีระยะทางในการวัดคือ 18 เซนติเมตร ซึ่งเป็นระยะทางที่สนามแม่เหล็กลดลงเกือบจะเป็นศูนย์ ซึ่งการทดสอบประสิทธิภาพการลดทอนของวัสดุจะใช้กระแสที่แหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็ก ( $J_s$ ) คือ 1 แอมแปร์ต่อตารางเมตร เป็นบรรทัดฐาน โดยการวิเคราะห์นั้นจะกำหนดให้พิกัดด้านแกนแนวนอนจะเป็นระยะห่างจากขอบของระบบป้องกัน ส่วนแกนแนวตั้งเป็นขนาดของค่าประสิทธิภาพการลดทอน ซึ่งผลการวิเคราะห์ค่าประสิทธิภาพของการลดทอนสนามแม่เหล็กของวัสดุแต่ละชนิดแสดงได้ดังรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 ประสิทธิภาพการลดทอนสนามแม่เหล็กของวัสดุชนิดต่าง ๆ ที่เลือกใช้ในการทดสอบ

เมื่อพิจารณาผลที่ได้จากการวิเคราะห์ค่าประสิทธิภาพการลดทอนสนามแม่เหล็กของวัสดุแต่ทั้ง 4 ชนิดที่เลือกมาทำการทดสอบความสามารถในการลดทอนสนามแม่เหล็ก โดยใช้ระยะทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากจุด  $D_0$  ไปจนถึงจุดสุดท้าย  $D_1$  ตามรูปที่ 3.3 ซึ่งจากการวิเคราะห์ผลวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากส่วนปิดกั้นที่ระยะทางต่าง ๆ ดังแสดงในรูปที่ 3.4 นั้นพบว่าวัสดุทองแดงจะให้ค่าประสิทธิภาพการปิดกั้นหรือสามารถลดทอนสนามแม่เหล็กได้สูงสุดประมาณ 25.47 dB ซึ่งดีกว่าวัสดุตะกั่วและวัสดุเหล็กหม้อแปลงรวมถึงวัสดุเหล็กโครงสร้างด้วย โดยวัสดุเหล็กหม้อแปลงและวัสดุเหล็กโครงสร้างนั้นจะมีค่าประสิทธิภาพใกล้เคียงกันมากตลอดระยะทางที่ทำการวัดทดสอบจากขอบของวัสดุป้องกันสนามแม่เหล็ก และนอกจากนี้ยังพบว่าระยะห่างที่ 15 เซนติเมตร ขึ้นไปวัสดุทดสอบทุกชนิดจะมีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากจนถือได้ว่าคงที่

โดยจากผลในรูปที่ 3.4 นั้นแสดงให้เห็นว่าวัสดุที่มีค่าความนำสูงอย่างเช่นทองแดงจะให้ค่าประสิทธิผลการลดทอนสนามแม่เหล็กดีที่สุดและสอดคล้องกับสมการที่ (2.54) ดังนั้นจากผลการวิเคราะห์ข้างต้นนี้จะได้เลือกทองแดงมาเป็นวัสดุทดสอบในการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่ประกอบด้วยช่องเปิดและการจัดวางตำแหน่งของแกนเฟอร์ไรต์ ซึ่งวัสดุทองแดงที่ถูกเลือกดังกล่าวจะมีการกำหนดให้มีความหนาประมาณ 1 มิลลิเมตร วางห่างจากเฟอร์ไรต์ที่ 1 เซนติเมตร ในระยะเริ่มต้น จากนั้นจะได้ทำการวิเคราะห์ผลของระยะช่องเปิดที่เหมาะสมและการเคลื่อนตำแหน่งจุดเหนี่ยวนำในทิศทาง  $x$  และ  $z$  รวมถึงการเปลี่ยนตำแหน่งมุมของจุดเหนี่ยวนำ ซึ่งจะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กและกระแสไหลวนไปยังบริเวณตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยจะแสดงค่าในรูปแบบของความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้าที่ตัวกลางได้รับและค่าสนามแม่เหล็กในตัวกลาง ทั้งนี้เพื่อวิเคราะห์จะหาคณลักษณะรูปแบบของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการประยุกต์ใช้ร่วมกับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำที่มีประสิทธิภาพต่อไป

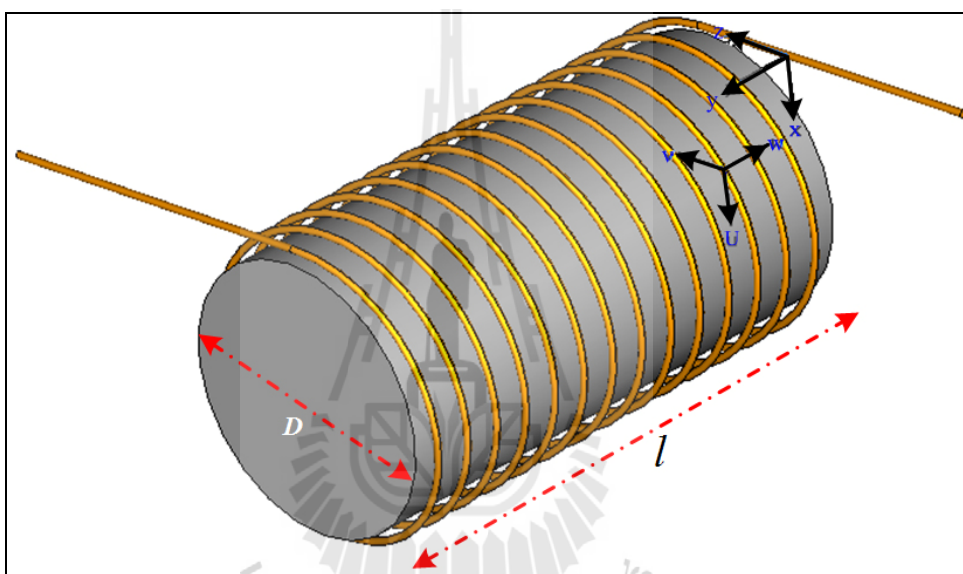
### 3.4 การออกแบบตัวปล่อยคลื่น

สำหรับหัวข้อต่อไปนี้จะได้กล่าวถึงการออกแบบตัวปล่อยคลื่นเพื่อใช้ในการแพร่กระจายหรือเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก โดยในส่วนนี้จะประกอบไปด้วยส่วนตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กในลักษณะของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันอยู่รอบแกนเฟอร์ไรต์รูปทรงกระบอกที่ต่ออนุกรมอยู่กับตัวเก็บประจุและตัวต้านทาน ซึ่งสามารถนำรูปแบบสมการของวงจรรีโซแนนซ์อนุกรมตามพื้นฐานในสมการที่ 2.4 และสมการที่ 2.9 เพื่อใช้ในการวิเคราะห์หาค่าตอบของค่าความเหนี่ยวนำ ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะทำการกำหนดความถี่ใช้งานคือ  $f = 4 \text{ MHz}$  มีค่าความต้านทานคือ  $R = 0 \Omega$  และค่าตัวเก็บประจุคือ  $C = 1.65 \text{ pF}$  โดยสามารถหาค่าการเหนี่ยวนำได้ดังสมการที่ (3.2) จากนั้นทำการพิจารณาหาค่าจำนวนรอบของขดลวด ( $N$ ) ได้ตามสมการที่ (2.10) ซึ่งสามารถใช้สมการความสัมพันธ์สำหรับการหาจำนวนรอบของขดลวดพันรอบแกนกลางที่เป็นเฟอร์ไรต์รูปทรงกระบอกชนิดนิเกิล-สังกะสี (Ni-Zn type) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง  $D$  ความยาว  $l$  ดังนั้นจะสามารถประยุกต์ใช้ความสัมพันธ์ในการวิเคราะห์หาจำนวนรอบของขดลวดเหนี่ยวนำได้ดังสมการที่ (3.3)

$$L = \left[ \frac{1}{2\pi f \sqrt{C}} \right]^2 \quad (3.2)$$

$$N = \sqrt{\frac{4lL}{\mu_r \mu_0 \pi D^2}} \quad (3.3)$$

จากสมการที่ (3.2) จะได้ค่าการเหนี่ยวนำคือ  $L = 959.48 \mu H$  และคำนวณหาจำนวนรอบของขดลวดจากสมการที่ (3.3) โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ดังนี้คือ ค่าคงที่การซึมซาบได้ของแกนเฟอร์ไรต์  $\mu_r = 200$  มีค่าความนำไฟฟ้าเท่ากับ  $0.001 \text{ S/m}$  ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแกนเฟอร์ไรต์  $D = 7$  เซนติเมตร ค่าความยาวของแกนเฟอร์ไรต์  $l = 20$  เซนติเมตร และกำหนดให้เส้นลวดที่ใช้พันมีพื้นที่หน้าตัดคือ  $4.15$  มิลลิเมตร<sup>2</sup> ซึ่งจากการคำนวณจะได้จำนวนรอบของขดลวดคือ  $N = 14$  รอบ ซึ่งจะได้ลักษณะของส่วนเหนี่ยวนำหรือตัวปล่อยคลื่นที่ทำมาจากขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด Ni-Zn ดังแสดงในรูปที่ 3.5

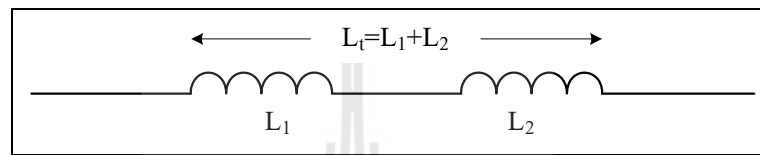


รูปที่ 3.5 รูปแบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กในลักษณะของขดลวดพันรอบแกนเฟอร์ไรต์

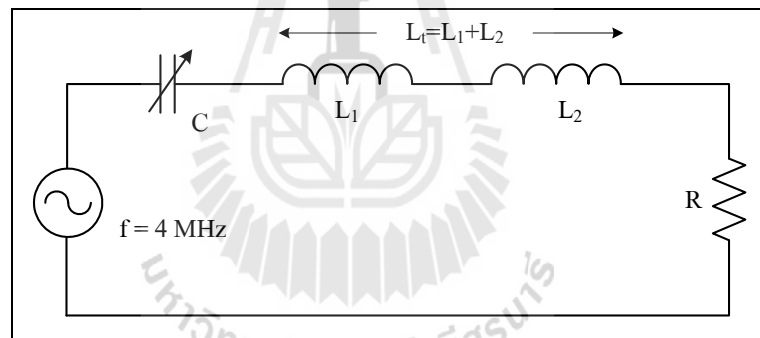
จากรูปที่ 3.5 ซึ่งเป็นขดลวดเหนี่ยวนำที่พันอยู่รอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด Ni-Zn โดยที่ปลายของขดลวดด้านหนึ่งจะถูกต่ออนุกรมกับตัวเก็บประจุและค่าความต้านทาน ซึ่งรูปแบบของตัวปล่อยคลื่นในลักษณะที่เป็นส่วนเหนี่ยวนำนี้จะให้ค่าทางด้านสนามแม่เหล็กที่อิสระต่อสนามไฟฟ้าและผลของสนามแม่เหล็กนั้นเป็นผลที่ใช้ในการพิจารณาค่าคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ได้เช่น ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าเมื่อสนามแม่เหล็กไหลผ่านตัวกลาง รวมถึงค่าความร้อนในตัวกลาง โดยจะทำการวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO และส่วนเหนี่ยวนำดังกล่าวนี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการออกแบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กชนิดขั้ว เพื่อใช้ในการศึกษาและออกแบบร่วมกับระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำต่อไป



สำหรับการออกแบบส่วนเหนี่ยวนำแกนเฟอร์ไรต์ชนิดขั้วจะอาศัยหลักเบื้องต้นในการอนุกรมกันของส่วนเหนี่ยวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์ที่ได้ออกแบบมาแล้วในเบื้องต้นจำนวน 2 ส่วน ซึ่งจะทำให้ได้ค่าการเหนี่ยวนำรวมเท่ากับผลรวมของค่าการเหนี่ยวนำทั้งสองดังรูปที่ 3.6 ซึ่งเป็นการอนุกรมกันของส่วนเหนี่ยวนำโดยทั่วไปแล้วค่าการเหนี่ยวนำรวมที่ได้จะมีค่าเท่ากับผลรวมของค่าการเหนี่ยวนำแต่ละตัว จากนั้นเมื่อเขียนเป็นวงจรสมมูลของวงจรรีโซแนนซ์อนุกรม RLC ที่ขดลวดเหนี่ยวนำต่ออยู่ 2 ส่วนในลักษณะอนุกรมกัน แสดงได้ดังรูปที่ 3.7

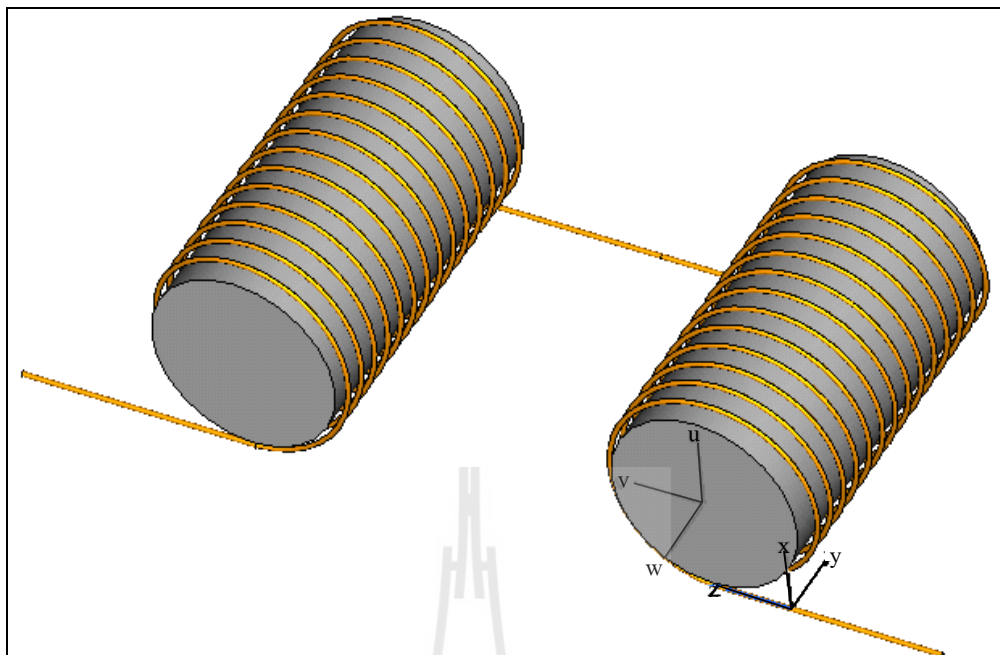


รูปที่ 3.6 ลักษณะวงจรของส่วนเหนี่ยวนำที่นำมาต่อแบบอนุกรมกัน



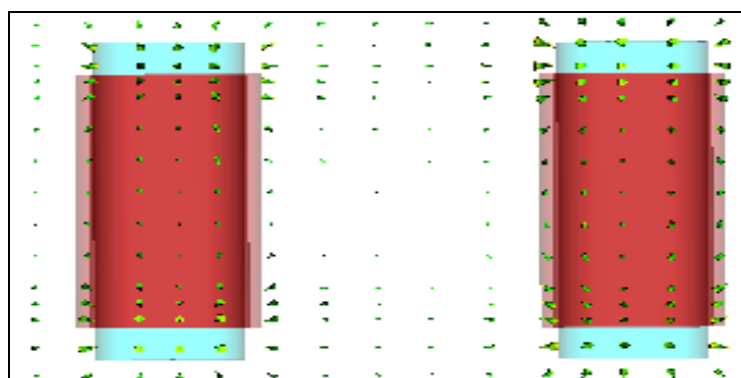
รูปที่ 3.7 วงจรรีโซแนนซ์อนุกรม RLC ที่มีขดลวดเหนี่ยวนำต่ออยู่ 2 ส่วนในลักษณะอนุกรมกัน

จากรูปที่ 3.6 และ รูปที่ 3.7 ซึ่งเป็นการอนุกรมกันของขดลวดเหนี่ยวนำโดยทั่วไปแล้วค่าการเหนี่ยวนำรวมที่ได้จะมีค่าเท่ากับผลรวมของค่าการเหนี่ยวนำแต่ละตัว เมื่อทำการกำหนดความถี่รีโซแนนซ์  $f = 4 \text{ MHz}$  และกำหนดจำนวนขั้วจำนวนของขดลวดเป็น 2 ขั้ว ซึ่งจะได้ค่าการเหนี่ยวนำรวมคือ  $L_T = L_1 + L_2 = 1918.96 \mu\text{H}$  โดยจำนวนรอบของขดลวดแต่ละส่วนคือ 14 รอบ จากนั้นทำการปรับขนาดของค่าตัวเก็บประจุเพื่อให้วงจรดังกล่าวอยู่ในสถานะของการรีโซแนนซ์ ซึ่งได้ขนาดของตัวเก็บประจุคือ  $C = 0.825 \text{ pF}$  ส่วนค่าความต้านทาน  $R$  เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพสูงสุดจะดำเนินเลือกค่า  $R = 0 \Omega$  เพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณและออกแบบส่วนเหนี่ยวนำ ซึ่งสามารถแสดงรูปแบบโครงสร้างของการเชื่อมต่อขดลวดเหนี่ยวนำชนิดขั้วทั้ง 2 ส่วนที่พันอยู่บนแกนเฟอร์ไรต์



รูปที่ 3.8 รูปแบบการเชื่อมต่อขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กชนิดขั้วทั้ง 2 ส่วนที่พื้นบนแกนเฟอร์ไรต์

โดยที่ส่วนของขดลวดเหนี่ยวนำดังกล่าวจะให้ผลในการกระจายสนามแม่เหล็กที่เส้นแรงแม่เหล็กมีการเคลื่อนกลับไปกลับมาระหว่างกันคือ ระหว่าง  $L_1$  ไปสู่  $L_2$  และระหว่าง  $L_2$  ไปสู่  $L_1$  ซึ่งลักษณะดังกล่าวนี้เป็นคุณลักษณะของสนามแม่เหล็กกระแสสลับนั่นเองสอดคล้องกับรูปแบบสมการของโปรแกรม CST EM STUDIO ซึ่งจากรูปที่ 3.8 เมื่อทำการจำลองผลการกระจายของสนามแม่เหล็กพบว่าเส้นแรงแม่เหล็กจะมีการเคลื่อนกลับไปกลับมาที่ระหว่างขั้วของ  $L_1$  ไปสู่  $L_2$  และระหว่าง  $L_2$  ไปสู่  $L_1$  โดยสามารถแสดงทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วทั้งสองได้ดังรูปที่ 3.9

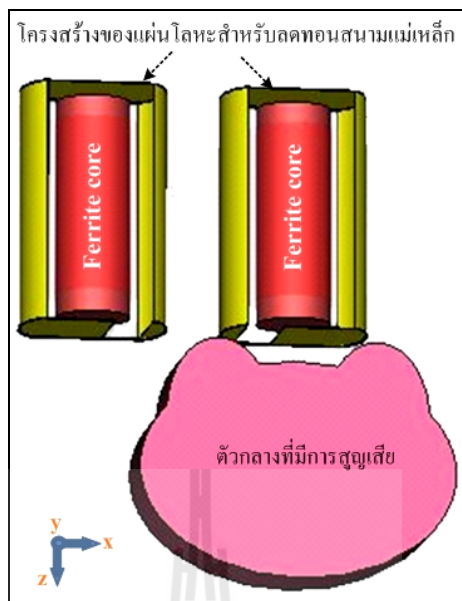


รูปที่ 3.9 ทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วของขดลวดเหนี่ยวนำทั้งสอง

โดยจากการพิจารณาทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วทั้งสองใน ซึ่งได้จากการประยุกต์ใช้ขดลวดเหนี่ยวนำในรูปแบบขั้วทั้งสองส่วน ทำให้เกิดผลในด้านทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วทั้งสองในรูปแบบเสริมกันดังแสดงในรูปที่ 3.9 โดยจำลองให้แกนเฟอร์ไรต์ถูกล้อมรอบด้วยขดลวดจำลองและมีลูกศรแสดงทิศทางการไหลของสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะเห็นได้ว่าสนามแม่เหล็กหรือเส้นแรงแม่เหล็กนั้นจะมีการเคลื่อนที่จากขั้วของเฟอร์ไรต์ขั้วด้านขวาไปสู่ขั้วของเฟอร์ไรต์ขั้วด้านซ้ายอีกขั้วหนึ่ง โดยสนามเหล็กดังกล่าวมีผู้นำมาประยุกต์ใช้ในการบำบัดมะเร็งรักษาอย่างแพร่หลาย แต่อย่างไรก็ตามอิทธิพลของสนามแม่เหล็กในการบำบัดนี้จะยังคงส่งผลกระทบต่อต่าง ๆ ตามที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 1 และ บทที่ 2 ดังนั้นการควบคุมผลกระทบจึงอยู่ในลักษณะของการควบคุมทิศทางของสนามแม่เหล็กที่ใช้ในการบำบัดรักษาโรค โดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะได้ใช้ส่วนเหนี่ยวนำดังกล่าวในการศึกษาและออกแบบร่วมกับระบบป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำต่อไป

### 3.5 การออกแบบและจำลองผลระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กชนิดขั้ว

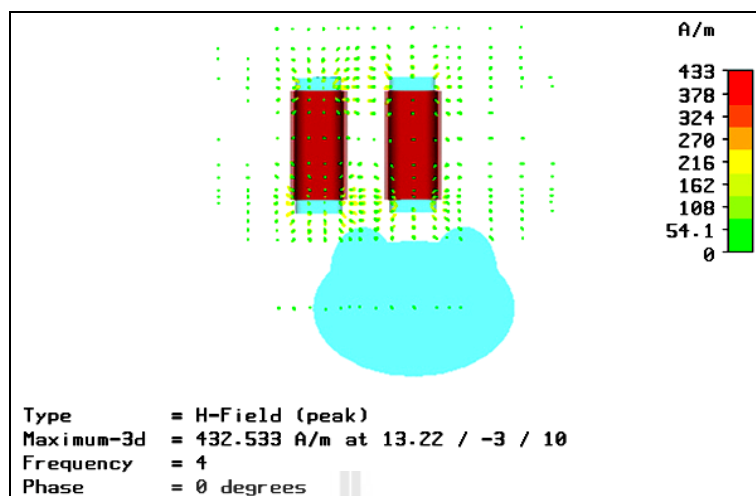
สำหรับหัวข้อต่อไปนี้จะได้กล่าวถึงการออกแบบและจำลองผลระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กชนิดขั้ว สำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยวิธีการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ จากการศึกษาคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการลดทอนสนามแม่เหล็กและรูปแบบส่วนเหนี่ยวนำชนิดสองขั้ว โดยมีขดลวดเหนี่ยวนำพันรอบแกนเฟอร์ไรต์และส่วนของเต้านมถูกจำลองเป็นลักษณะตัวกลางที่มีความสูญเสียขนาด  $20 \times 30$  เซนติเมตร มีค่าความนำเท่ากับ  $0.62 \text{ S/m}$  ค่าคงที่ความซึมซาบได้สัมพัทธ์เท่ากับ 1 พื้นที่รอบข้างกำหนดให้เป็นอวกาศว่าง คลื่นความถี่ที่ใช้  $4 \text{ MHz}$  เป็นแหล่งกำเนิดผ่านส่วนขยายสัญญาณแล้วนำมากระตุ้นขดลวดเหนี่ยวนำจำนวน 2 ชุดที่จัดวางเป็นลักษณะขั้ว มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฟอร์ไรต์  $7$  เซนติเมตรค่าความนำเท่ากับ  $0.001 \text{ S/m}$  ค่าคงที่ความซึมซาบได้สัมพัทธ์  $\mu_r = 200$  เป็นแกนกลาง (Youji, Masashi, Watanabe, Iku, and Masaki, 2000) ซึ่งโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กนั้นมีลักษณะเป็นชุดเหนี่ยวนำทำการล้อมรอบขดลวดเหนี่ยวนำ และขั้วทั้งสองประกอบด้วยส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ทำจากวัสดุทองแดงที่มีคุณสมบัติการลดทอนสนามแม่เหล็กสูง โดยมีลักษณะการจัดวางรูปแบบของระบบตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กดังแสดงในรูปที่ 3.2 และสามารถแสดงลักษณะโครงสร้างแบบจำลองของตัวกลางที่มีการสูญเสียและระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กแบบขั้วดังรูปที่ 3.10



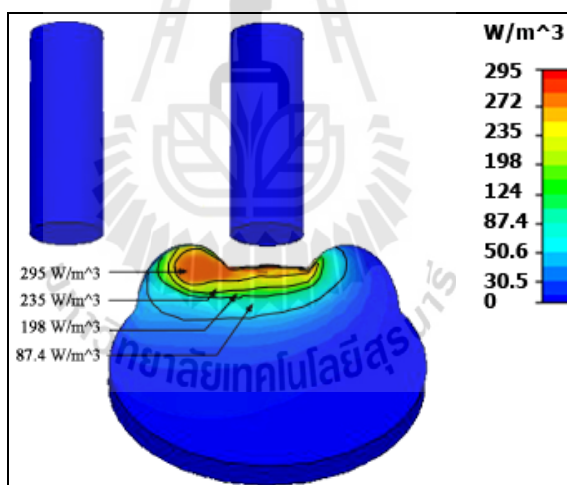
รูปที่ 3.10 โครงสร้างแบบจำลองของตัวกลางที่มีการสูญเสียและระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ร่วมกับตัวปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กแบบ 2 ขั้ว

สำหรับการจำลองผลออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กแบบ 2 ขั้วนั้นจะทำการศึกษาความเป็นไปได้ของแนวความคิดและการออกแบบด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ซึ่งเป็นกลุ่มโปรแกรมที่ใช้ในการออกแบบและวิเคราะห์ผลในส่วนของฟังก์ชันทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำ ซึ่งการวิเคราะห์นั้นจะเริ่มต้นจาก โครงสร้างพื้นฐานจากการจ่ายสัญญาณความถี่ไปยังขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์จำนวน 2 ขั้ว และกำหนดให้ทิศทางสนามแม่เหล็กเคลื่อนที่จากขั้วหนึ่งไปยังอีกขั้วหนึ่ง โดยมีวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียเป็นตัวกลางแล้ววิเคราะห์ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางดังในรูปที่ 3.11 และ รูปที่ 3.12

จากผลการวิเคราะห์ในรูปที่ 3.11 และ รูปที่ 3.12 ซึ่งแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลวดทองสนามแม่เหล็ก โดยในรูปที่ 3.11 นั้นจะแสดงความเข้มของเส้นแรงสนามแม่เหล็กที่ไหลจากขั้วหนึ่งไปยังขั้วอีกขั้วหนึ่ง โดยจะไหลผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียที่ความถี่ 4 MHz ส่วนแถบสีความเข้มสนามสนามแม่เหล็กจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กที่สูงที่สุดคือ 433 A/m และจากรูปที่ 3.12 แสดงการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางเมื่อใช้สนามแม่เหล็ก 2 ขั้วที่ไม่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก โดยค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่มีการสูญเสียนั้นจะกระจายตัวในลักษณะกว้างตั้งแต่กึ่งกลางแบบจำลองด้านมที่มีเซลล์มะเร็งด้านขวาไปจนทั่วบริเวณในด้านซ้าย พบว่ามีค่าการสูญเสียอยู่ในระดับ  $295 \text{ W/m}^3$



รูปที่ 3.11 ความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก



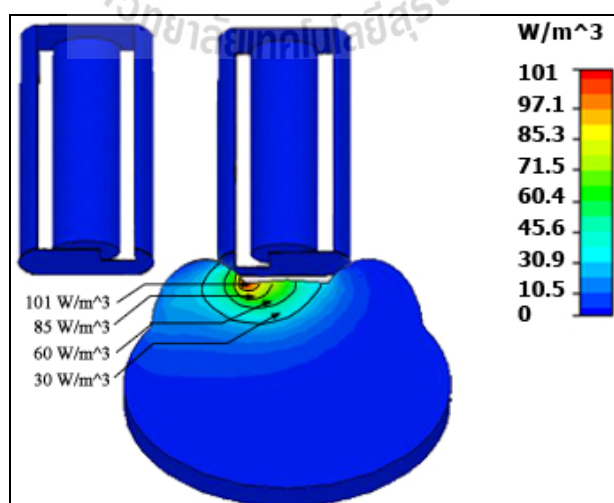
รูปที่ 3.12 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก

ซึ่งจากผลการจำลองดังกล่าวนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วสนามแม่เหล็กยังมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่น ๆ หรือแม้กระทั่งอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่าง ๆ ที่อยู่ใกล้เคียงได้ แต่อย่างไรก็ตามการลดผลกระทบจากการบำบัดรักษามะเร็งนั้นสามารถทำได้โดยการประยุกต์ใช้ระบบป้องกันหรือส่วนลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดล้อมรอบขดลวดแกนเฟอร์ไรต์ทั้งสองขั้ว อีกทั้งสามารถบังคับและควบคุมเส้นแรงแม่เหล็กให้ตรงตำแหน่งตามต้องการได้ ซึ่งปริมาณความเข้ม

ของสนามแม่เหล็กนั้นสามารถทำได้โดยการควบคุมขนาดช่องเปิดของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่เหมาะสม ซึ่งจะได้ทำการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่น โลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก โดยจะทำการกำหนดระยะช่องเปิดขนาดต่าง ๆ เพื่อให้ได้ผลการลดทอนสนามแม่เหล็กที่เหมาะสมมากที่สุดแต่ยังให้ผลของความร้อนดีที่สุดดังจะได้กล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

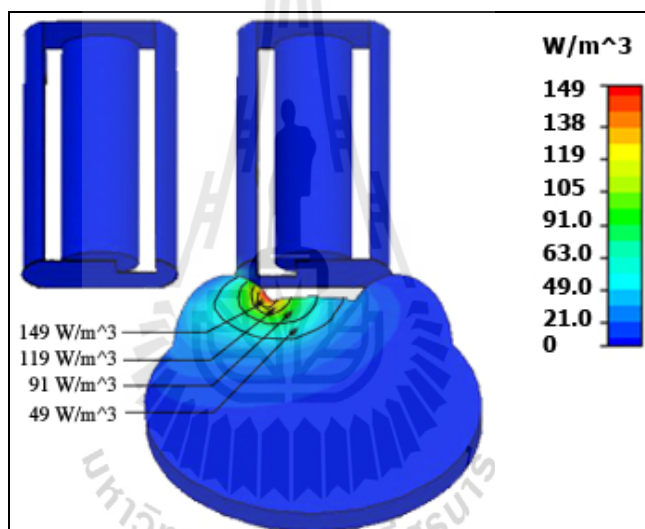
### 3.5.1 ผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กแบบสองขั้วที่ส่วนลดทอนสนามแม่เหล็กมีช่องเปิดขนาดต่าง ๆ

สำหรับหัวข้อนี้จะได้กล่าวถึงการศึกษาความหนาแน่นของเส้นแรงแม่เหล็ก โดยทำการวิเคราะห์ผลที่เกิดขึ้นจากการพิจารณาขนาดของช่องเปิดของแผ่น โลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก ทั้งนี้เพื่อเป็นการแก้ปัญหาของการกำหนดบริเวณขอบเขตของการให้ความร้อนที่มีประสิทธิภาพแก่เซลล์มะเร็ง ซึ่งการควบคุมเส้นแรงแม่เหล็กหรือสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วของตัวปล่อยคลื่นแบบเหนี่ยวนำให้มีค่าที่เหมาะสมนั้น สามารถกำหนดได้จากขนาดของช่องเปิดที่ล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำแบบขั้ว สำหรับการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดขนาดต่าง ๆ ร่วมกับตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีเฟอร์ไรต์เป็นแกนกลางนั้นจะจำลองผลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO 2009 โดยจะทำการเปลี่ยนแปลงขนาดของช่องเปิดที่ระยะตั้งแต่ 2 เซนติเมตร ถึง 10 เซนติเมตร เพื่อพิจารณาประสิทธิภาพให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งที่ดีที่สุด นั่นคือให้ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือเกิดความร้อนมากที่สุดในขณะที่บริเวณตำแหน่งของความร้อนนั้นส่งผลต่อเซลล์ปกติบริเวณอื่นน้อยที่สุด โดยผลการจำลองแบบสามารถแสดงได้ดังต่อไปนี้



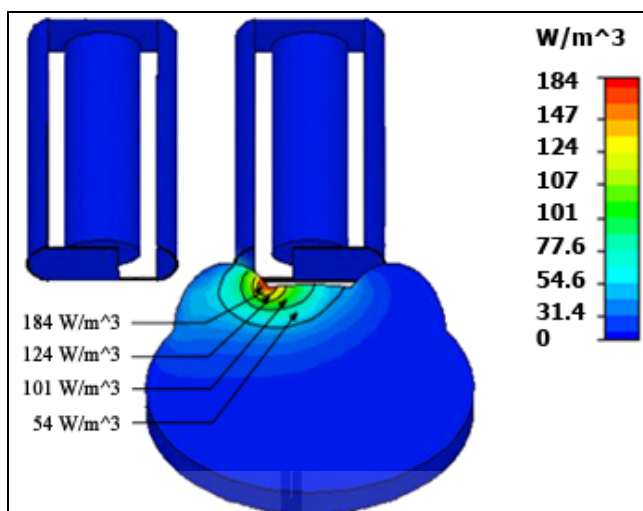
รูปที่ 3.13 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 2 เซนติเมตร

จากรูปที่ 3.13 เป็นการแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กแบบขั้วที่ส่วนลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็กมีขนาดช่องเปิดขนาด 2 เซนติเมตร และมีระยะห่างระหว่างขั้วเท่ากับ 18 เซนติเมตร โดยเส้นแรงแม่เหล็กที่ไหลระหว่างขั้วและมีวัสดุไดอิเล็กตริกตัวกลางที่มีการสูญเสียวางกันอยู่จะมีค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือความร้อนเกิดขึ้น ซึ่งจะเห็นว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุดตามระดับแถบสีอยู่ที่  $101 \text{ W/m}^3$  และนอกจากนี้ยังพบว่าการกระจายความสูญเสียทางไฟฟ้าจะมีลักษณะเป็นกลุ่มบริเวณใกล้แบบจำลองด้านขวา จากการพิจารณาพบว่าค่าการสูญเสียลดลงมากเมื่อพิจารณาเปรียบเทียบกับค่าการสูญเสียสูงสุดในกรณีที่ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับป้องกันหรือลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีค่า  $295 \text{ W/m}^3$  แต่อย่างไรก็ตามสามารถลดผลกระทบกับเซลล์บริเวณข้างเคียงจากสนามแม่เหล็กได้อย่างเห็นได้ชัด

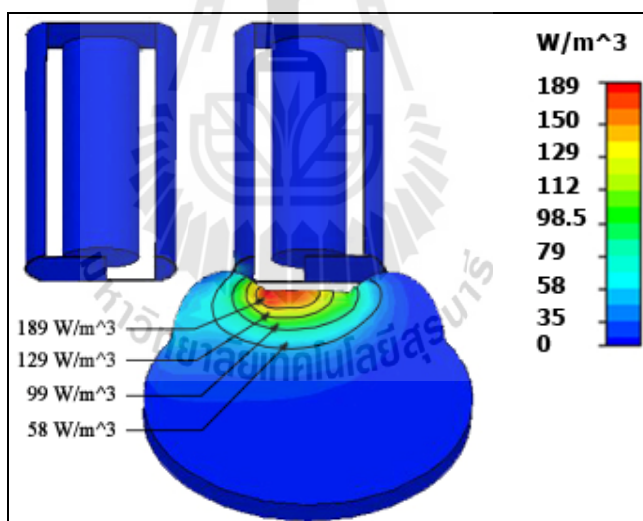


รูปที่ 3.14 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 5 เซนติเมตร

จากรูปที่ 3.14 เป็นการแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กแบบขั้วที่ส่วนลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็กมีขนาดช่องเปิดขนาด 5 เซนติเมตร ซึ่งจะเห็นว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุดตามระดับแถบสีมีค่าเพิ่มขึ้นมาที่  $149 \text{ W/m}^3$  ในขณะที่การกระจายความสูญเสียบนตัวกลางยังคงมีลักษณะเป็นกลุ่มบริเวณใกล้แบบจำลองด้านขวาอยู่ จากนั้นจะได้ทำการปรับขนาดของช่องเปิดให้มีค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือเกิดความร้อนมากที่สุด ในขณะที่บริเวณตำแหน่งของความรอนนั้นส่งผลต่อเซลล์ปรกติบริเวณอื่นน้อยที่สุดเช่นเดียวกัน ซึ่งสามารถแสดงผลการจำลองแบบได้ดังรูปที่ 3.15 และ รูปที่ 3.16 ตามลำดับ



รูปที่ 3.15 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบชั่ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 8 เซนติเมตร



รูปที่ 3.16 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบชั่ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 10 เซนติเมตร

เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบผลการจำลองจะพบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบชั่วโดยไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่นั่นจะให้ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามากถึง  $295 \text{ W/m}^3$  แต่มีพื้นที่การกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นเป็นบริเวณกว้างทั่วบริเวณของแบบจำลอง ในขณะที่ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่น



แบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิดขนาดต่าง ๆ นั้นจะมีค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าที่ลดลงตามขนาดของช่องเปิดที่ลดลงและจะมีพื้นที่การกระจายความร้อนเฉพาะจุดหรือบริเวณมากขึ้น ซึ่งผลการออกแบบโครงสร้างส่วนป้อนสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดขนาดต่าง ๆ นั้นสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 3.2

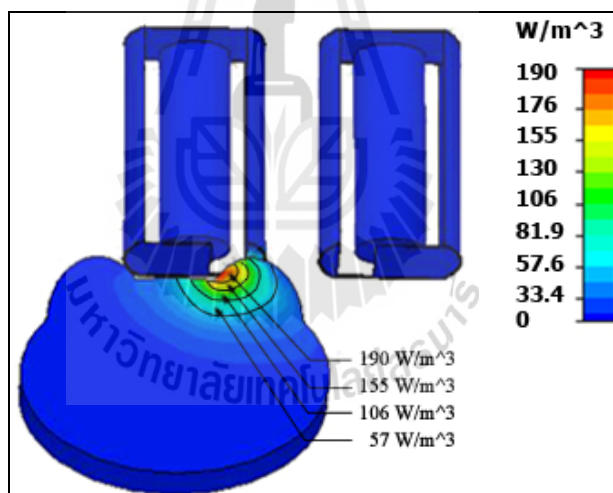
ตารางที่ 3.2 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าและความเข้มของสนามแม่เหล็กที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ช่องเปิดขนาดต่าง ๆ

ขนาดช่องเปิดของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก (cm)	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุด(W/m <sup>3</sup> )	ความเข้มสนามแม่เหล็กสูงสุด (A/m)	อุณหภูมิสูงสุด (°C)
ไม่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก	295.0	433.0	70.5
10	189.0	301.0	45.2
9	187.0	291.0	44.7
8	184.0	289.0	44.0
7	152.0	278.0	36.4
6	150.0	273.0	35.9
5	149.0	270.0	35.6
4	132.0	268.0	31.6
3	112.0	259.0	26.8
2	101.0	245.0	24.2

จากผลการออกแบบพบว่าตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 8 เซนติเมตร นั้นให้ผลดีที่สุด เนื่องจากให้ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าที่สูง ในขณะที่สามารถควบคุมการรั่วไหลของสนามแม่เหล็กหรือมีประสิทธิภาพลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีประสิทธิภาพสูงสุด โดยจะเห็นว่าพื้นที่การกระจายความร้อนเฉพาะจุดหรือเฉพาะบริเวณได้ดีที่สุด จากผลการจำลองแบบแสดงให้เห็นว่าปริมาณสนามแม่เหล็กและพื้นที่การให้ความร้อนของระบบสามารถควบคุมได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยใช้ระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่มีการปรับขนาดช่องเปิดเท่ากับ 8 เซนติเมตร แต่ถ้าปรับขนาดของช่องเปิดให้มีค่ามากกว่า 8 เซนติเมตร ปริมาณสนามแม่เหล็กและพื้นที่การกระจายความร้อนจะมีการกระจายตัวเป็นบริเวณกว้าง และที่สำคัญ

ปริมาณสนามแม่เหล็กและพื้นที่การกระจายความร้อนจะไม่สามารถควบคุมได้ถ้าตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่ใช้ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็กดังกล่าว แต่อย่างไรก็ตามค่าปริมาณความร้อนที่เกิดขึ้นจะมีค่าลดลงเมื่อตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่ใช้มีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก แต่อย่างไรก็ตามสามารถลดเซชปริมาณความร้อนที่หายไปด้วยการเพิ่มระยะเวลาการปล่อยคลื่นให้นานมากขึ้น

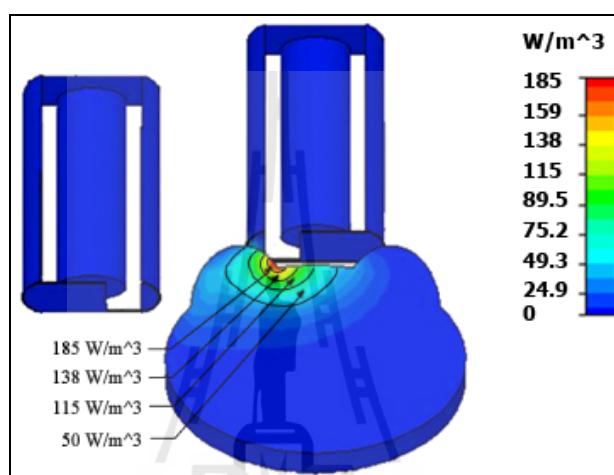
จากนั้นได้ทำการศึกษาผลของการควบคุมพื้นที่การกระจายความร้อนและตำแหน่งการให้ความร้อน โดยการเลื่อนตำแหน่งของระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีส่วนของแผ่นโลหะลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไปในแนวแกน x ซึ่งมีการปรับขนาดช่องเปิดเท่ากับ 8 เซนติเมตร ตามผลที่ได้ก่อนหน้านี้ โดยมีการเลื่อนตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นพร้อมด้วยระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไปในแนวแกน x เป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร ซึ่งจะได้ตำแหน่งการให้ความร้อนและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิดเท่ากับ 8 เซนติเมตร แสดงได้ดังรูปที่ 3.17



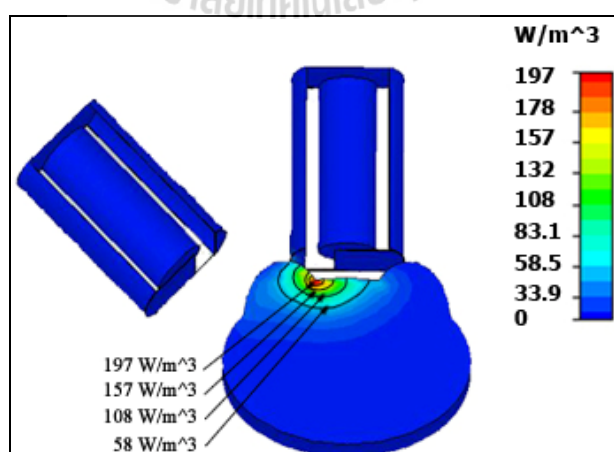
รูปที่ 3.17 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่ขนาดช่องเปิด 8 เซนติเมตร และมีการเลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นไปในแนวแกน x เป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร

นอกจากนี้จะได้ทำการศึกษาผลของการควบคุมพื้นที่การกระจายความร้อนและตำแหน่งการให้ความร้อน โดยการเลื่อนตำแหน่งของระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วพร้อมด้วยส่วนของแผ่นโลหะลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไปในแนวแกน z ซึ่งขนาดของช่องเปิดเท่ากับ 8 เซนติเมตร ตามผลที่ได้ก่อนหน้านี้ โดยจะเลื่อนตำแหน่งเฉพาะตัวปล่อยคลื่นด้านซ้ายมือ

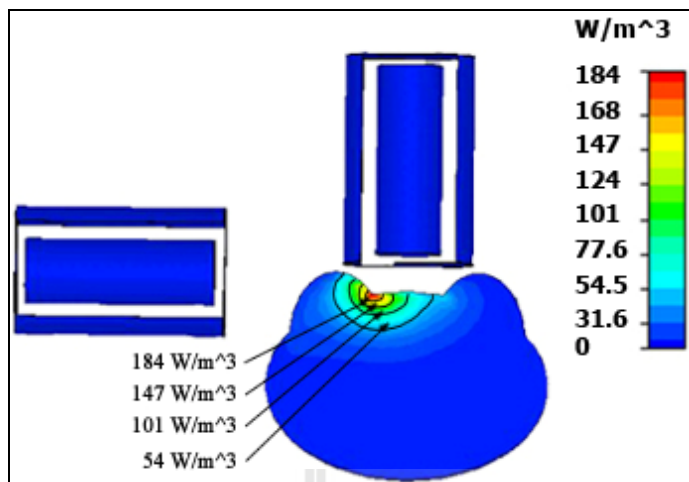
และคงตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นด้านขวามือไว้ที่เดิม ซึ่งจะได้ตำแหน่งของการให้ความร้อนและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางแสดงได้ดังรูปที่ 3.18 จากนั้นทำการเลื่อนตำแหน่งมุมของระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วพร้อมด้วยส่วนของแผ่นโลหะลดทอนสนามแม่เหล็กที่ 45 องศา และ 90 องศา โดยจะเรียงตำแหน่งมุมเฉพาะตัวปล่อยคลื่นด้านซ้ายมือและคงตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นด้านขวามือไว้ที่เดิม ซึ่งจะได้ตำแหน่งของการให้ความร้อนและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางแสดงได้ดังรูปที่ 3.19 และรูปที่ 3.20 ตามลำดับ



รูปที่ 3.18 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีการเลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นไปในแนวแกน z



รูปที่ 3.19 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีการเลื่อนตำแหน่งมุมของระบบไป 45 องศา



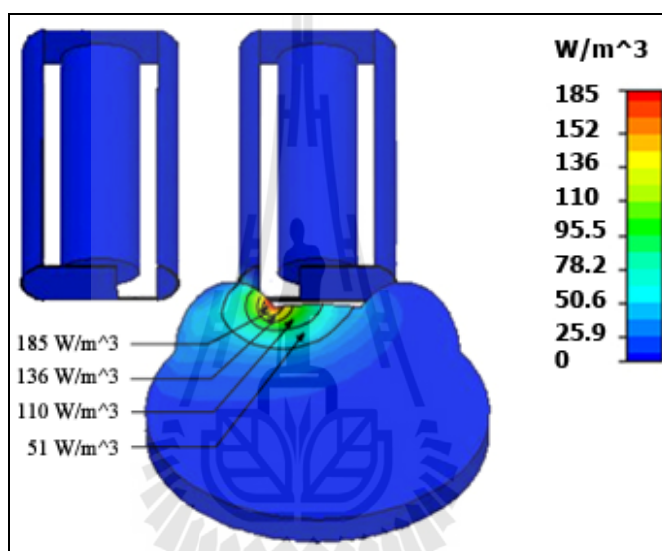
รูปที่ 3.20 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่มีการเลื่อนตำแหน่งมุมของระบบไป 90 องศา

จากผลการจำลองในรูปที่ 3.17 ถึง รูปที่ 3.20 นั้นแสดงให้เห็นว่าตำแหน่งหรือบริเวณของการให้ความร้อนนั้นสามารถควบคุมได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยการเลื่อนตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วพร้อมด้วยส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ซึ่งจากผลการจำลองแบบพบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางสำหรับการเลื่อนตำแหน่งของระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วพร้อมด้วยส่วนของแผ่นโลหะลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไปในแนวแกน  $x$  หรือ  $z$  รวมทั้งการเลื่อนตำแหน่งมุมของระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วพร้อมด้วยส่วนของแผ่นโลหะลดทอนสนามแม่เหล็กที่ 45 องศา และ 90 องศา นั้นจะมีค่าใกล้เคียงกัน แต่อย่างไรก็ตามการจัดวางตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นในลักษณะเอียงมุมนั้นจะค่อนข้างยุ่งยากเมื่อทำการสร้างและทดลองจริง ดังนั้นการทดลองในบทที่ 4 นั้นจะไม่ได้ทำการแสดงผลเปรียบเทียบ และนอกจากนี้สามารถเพิ่มประสิทธิภาพของความร้อนได้โดยการปรับขนาดรัศมีของระบบป้องกันให้มีความเหมาะสม ซึ่งจะได้กล่าวในหัวข้อต่อไป

### 3.5.2 ผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กแบบสองขั้วที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก

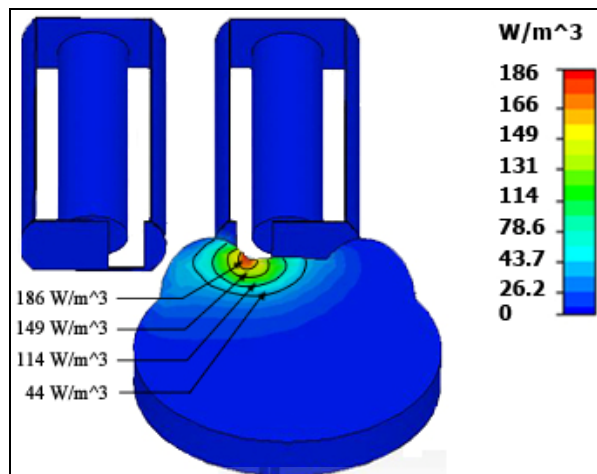
สำหรับหัวข้อนี้จะได้กล่าวถึงการศึกษาและวิเคราะห์เพิ่มเติมประสิทธิภาพของการให้ความร้อน โดยการปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กรูปทรงกระบอกให้มีความเหมาะสม ทั้งนี้เพื่อเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็กและประสิทธิภาพการให้ความร้อนได้ดีมากขึ้น ซึ่งในการศึกษาและวิเคราะห์นั้นจะทำการปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยให้ได้ประสิทธิภาพของความร้อนดีที่สุด ในขณะที่ปริมาณของ

สนามแม่เหล็กที่รั่วไหลออกไปยังบริเวณอื่น ๆ น้อยที่สุด ซึ่งปริมาณเส้นแรงแม่เหล็กหรือสนามแม่เหล็ก ระหว่างขั้วของตัวปล่อยคลื่นแบบเหนี่ยวนำให้มีค่าที่เหมาะสมนั้นนอกจากควบคุมด้วยขนาดช่องเปิดแล้วยังสามารถควบคุมเปลี่ยนแปลงจากปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กได้ จากนั้นทำการจำลองผลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ซึ่งจะทำการเปลี่ยนแปลงขนาดรัศมีของ ส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยจะเริ่มต้นปรับที่ระยะตั้งแต่ 0.25 เซนติเมตร ถึง 2.75 เซนติเมตร แล้วพิจารณาประสิทธิภาพให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งที่ดีที่สุด ซึ่งผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในแบบจำลองนั้นสามารถแสดงได้ดังต่อไปนี้

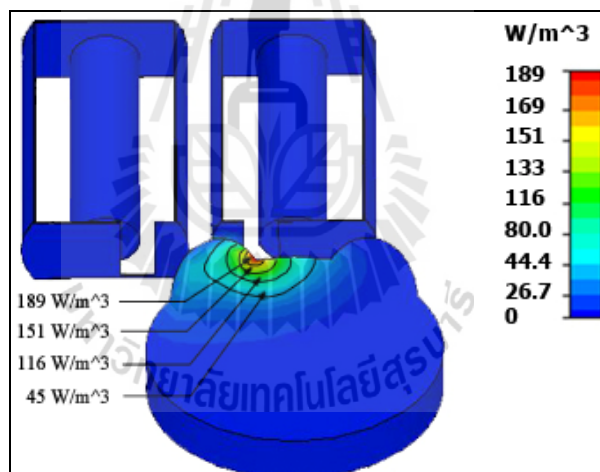


รูปที่ 3.21 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 0.25 เซนติเมตร

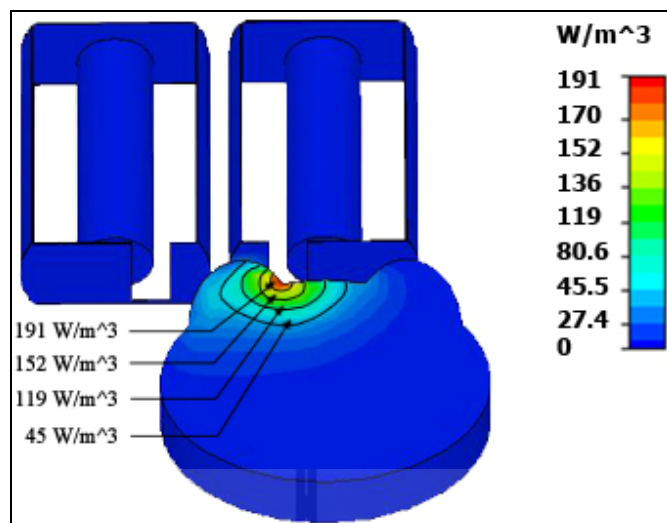
จากผลการศึกษาและวิเคราะห์ของความเป็นไปได้ในการเพิ่มค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางหรือเพิ่มประสิทธิภาพของการให้ความร้อนนั้น พบว่าเมื่อขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 0.25 เซนติเมตร แล้วค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางจะมีค่าเพิ่มขึ้นเป็น 185 W/m<sup>3</sup> ดังนั้นจึงทำการเพิ่มขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กขึ้น โดยคงขนาดของช่องเปิดไว้ที่ 8 เซนติเมตร ตามผลที่ได้ก่อนหน้านี้ ซึ่งผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าจากการเปลี่ยนแปลงขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กนั้นสามารถแสดงได้ดังต่อไปนี้



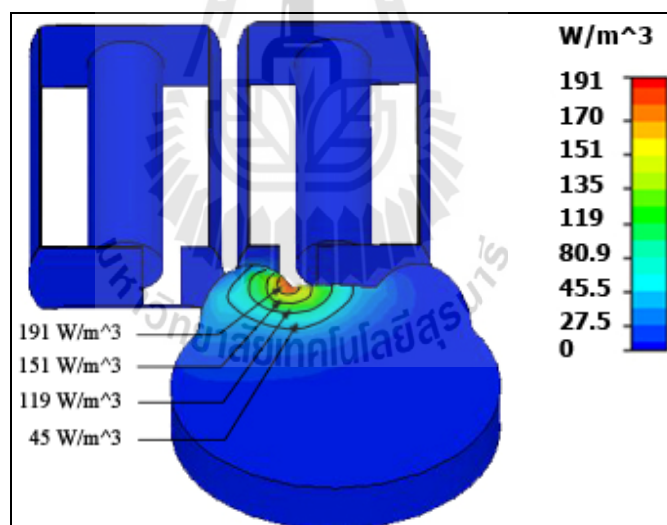
รูปที่ 3.22 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในหัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 0.5 เซนติเมตร



รูปที่ 3.23 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในหัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 1.5 เซนติเมตร



รูปที่ 3.24 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 2 เซนติเมตร



รูปที่ 3.25 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยที่ปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 2.5 เซนติเมตร

จากการจำลองและวิเคราะห์ผลการปรับขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นนั้น พบว่าเมื่อขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้นแล้วค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางหรือปริมาณความร้อนจะมีค่าเพิ่มขึ้น โดยผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าจากการปรับรัศมีขนาดต่าง ๆ ของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสามารถแสดงได้ดังตารางที่ 3.3

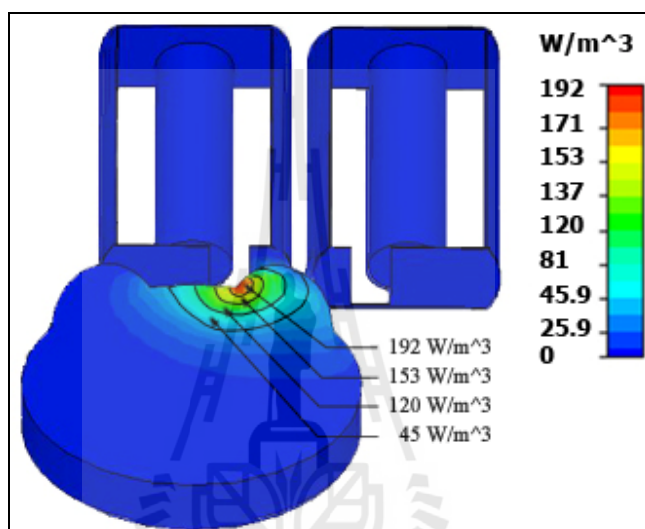
ตารางที่ 3.3 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กแบบสองขั้วที่ปรับรัศมีของ ส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กขนาดต่าง ๆ

ขนาดรัศมีของส่วนป้องกัน สนามแม่เหล็ก (cm)	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุด (W/m <sup>3</sup> )	อุณหภูมิสูงสุด (°C)
2.75	191.0	45.7
2.50	191.0	45.7
2.25	191.0	45.7
2.00	191.0	45.7
1.75	189.5	45.3
1.50	189.0	45.2
1.25	188.5	45.1
1.00	188.0	45.0
0.75	187.0	44.7
0.50	186.0	44.5
0.25	185.0	44.3

จากตารางที่ 3.3 พบว่าการปรับรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้น 2 เซนติเมตร และมีขนาดของช่องเปิดคงที่ 8 เซนติเมตร นั้นจะให้ผลค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางหรือปริมาณความร้อนของระบบที่มีประสิทธิภาพมากที่สุด เนื่องจากเมื่อทำการปรับรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้นมากกว่า 2 เซนติเมตร จากการจำลองนั้นจะให้ผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากซึ่งเกือบจะคงที่ นอกจากนี้เมื่อขนาดรัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้นมากกว่า 2 เซนติเมตร นั้นจะทำให้ระบบมีขนาดใหญ่มากขึ้นและไม่สะดวกต่อการใช้งาน ดังนั้นค่ารัศมีของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ปิดล้อมตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว นั้นจะได้ค่าของรัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาดช่องเปิดเท่ากับ 3×8 เซนติเมตร และมีระยะห่างระหว่างขั้วเท่ากับ 18 เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก โดยที่มีปริมาณการรั่วไหลของสนามแม่เหล็กและกำหนดบริเวณขอบเขตของการให้ความร้อนที่มีประสิทธิภาพแก่เซลล์มะเร็ง เนื่องจากสามารถควบคุมเส้นแรงหรือสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วของตัวปล่อยคลื่นแบบเหนี่ยวนำให้มีค่าที่เหมาะสมรวมทั้งยังสามารถลดผลกระทบกับเซลล์บริเวณข้างเคียงจากสนามแม่เหล็กได้ นอกจากนี้จะได้



ผลการออกแบบและวิเคราะห์ดังกล่าวมาพิจารณา ผลของการควบคุมพื้นที่การกระจายความร้อน และตำแหน่งการให้ความร้อน โดยการเลื่อนตำแหน่งของระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วพร้อมด้วย ส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่คาร์ซีมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาดช่องเปิดเท่ากับ 3×8 เซนติเมตร โดยให้มีการเลื่อนตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นพร้อมด้วยระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไปใน แนวแกน x เป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร ซึ่งจะได้ตำแหน่งของการให้ความร้อนและค่าการ สูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากระบบการให้ความร้อนแสดงได้ดังรูปที่ 3.26

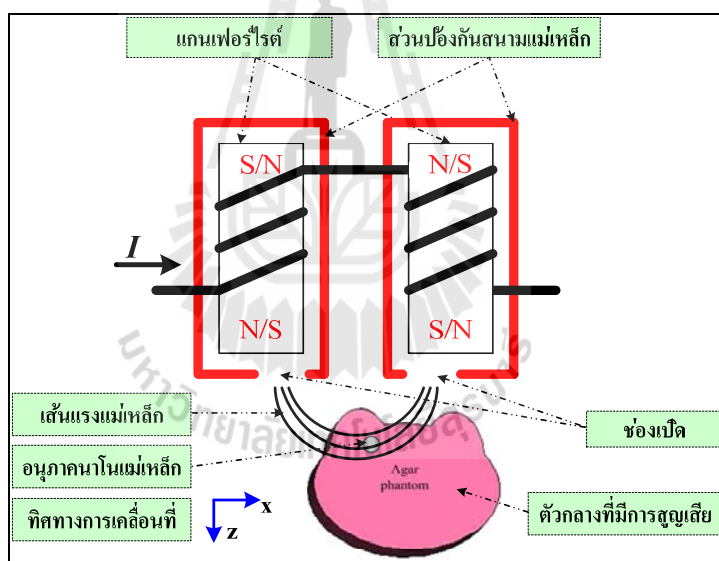


รูปที่ 3.26 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของแผ่น โลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กที่คาร์ซีมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาด ช่องเปิดเท่ากับ 3×8 เซนติเมตร และมีการเลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่น ไปในแนวแกน x เป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร

จากผลการจำลองในรูปที่ 3.26 นั้นแสดงให้เห็นว่าตำแหน่งหรือบริเวณของการให้ ความร้อนนั้นยังสามารถควบคุมได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยจะได้บริเวณตำแหน่งของการให้ความ ร้อนเกิดขึ้นนั้นเปลี่ยนตำแหน่งจากด้านซ้ายมือไปยังด้านขวามือของแบบจำลองและมีค่าการ สูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางมีค่าสูงสุดที่ 192 W/m<sup>3</sup> ซึ่งผลที่ได้นี้นั้นจะมีค่าที่ใกล้เคียงกับค่าการ สูญเสียทางไฟฟ้าในตำแหน่งเริ่มต้น อย่างไรก็ตามการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งด้วยการ เหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจากตัวปล่อยคลื่นแบบสองขั้วที่มีส่วนของระบบป้องกันสำหรับลดทอน สนามแม่เหล็กที่นำเสนอข้างต้นนั้น สามารถประยุกต์ใช้ร่วมกับเทคนิควิธีการอื่น ๆ สำหรับการ บำบัดรักษามะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ

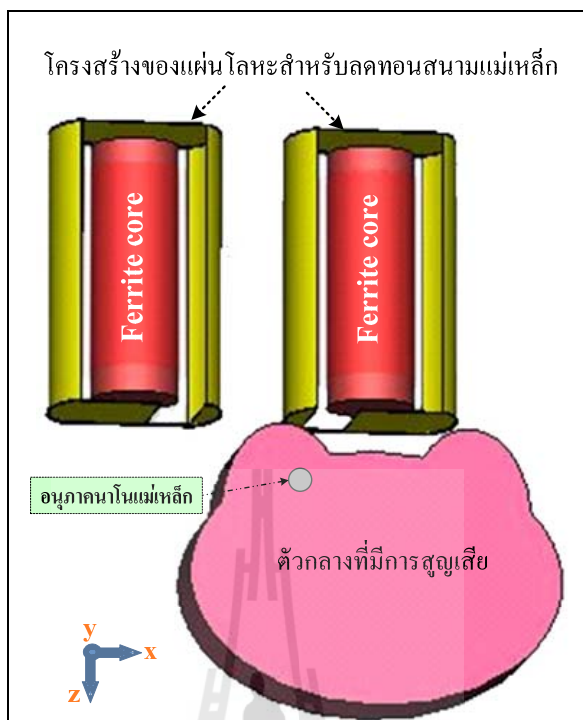
### 3.5.3 การเพิ่มประสิทธิภาพในการให้ความร้อนและควบคุมตำแหน่งความลึกโดยใช้ อนุภาคนาโนร่วมกับระบบป้องกันสนามแม่เหล็กแบบสองขั้ว

สำหรับหัวข้อต่อไปนี้จะได้อธิบายถึงการเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุมตำแหน่ง และระดับความลึกของการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็ง โดยใช้อนุภาคนาโนร่วมกับตัวปล่อยคลื่น เหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ทั้งนี้เพื่อให้สามารถควบคุมความลึกและ ตำแหน่งของการให้ความร้อนได้แม่นยำมากยิ่งขึ้น ด้วยหลักการของการฉีดอนุภาคนาโน (เช่น สาร แม่เหล็กเหลว ทองคำ หรือเงิน เป็นต้น) เข้าไปในเซลล์ของมะเร็ง เนื่องจากอนุภาคนาโนต่าง ๆ เหล่านี้จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง รวมทั้งลด ผลกระทบจากสนามแม่เหล็กต่อเซลล์ปกติที่อยู่ในบริเวณใกล้เคียงได้มากยิ่งขึ้น โดยลักษณะ โครงสร้างแบบจำลองของระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก ร่วมกับการใช้อนุภาคนาโนนั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.27



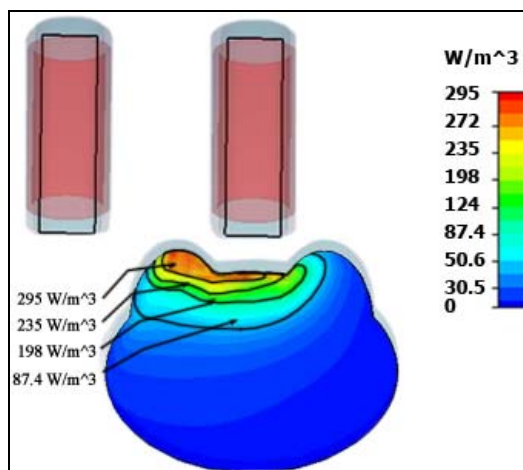
รูปที่ 3.27 ลักษณะการจัดวางรูปแบบของระบบระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วน ป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการใช้อนุภาคนาโนแม่เหล็ก

สำหรับลักษณะโครงสร้างภาพตัดขวางของแบบจำลองตัวกลางที่มีการสูญเสียและระบบ ระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการใช้อนุภาคนาโน แม่เหล็กนั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.28

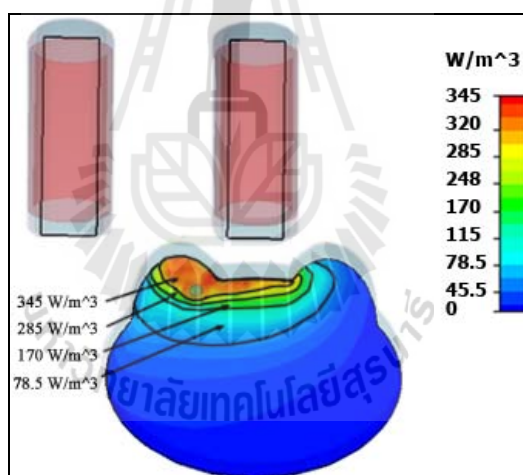


รูปที่ 3.28 โครงสร้างภาพตัดขวางของแบบจำลองตัวกลางที่มีการสูญเสียและระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดสองขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก ร่วมกับการใช้อนุภาคนาโนแม่เหล็ก

จากรูปที่ 3.28 เป็นการแสดงภาพตัดขวางของแบบจำลองที่มีการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์แม่เหล็ก ทั้งนี้เพื่อให้สามารถทำความเข้าใจเกี่ยวกับหลักการดังกล่าวได้ดียิ่งขึ้น ซึ่งลักษณะของการวิเคราะห์และออกแบบนั้นจะทำการเปลี่ยนตำแหน่งและระดับความลึกของเซลล์แม่เหล็กที่มีการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไป ณ ตำแหน่งต่าง ๆ จากนั้นทำการจำลองผลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO เพื่อพิจารณาผลของการให้ความร้อนรวมถึงประสิทธิภาพของการควบคุมตำแหน่งและระดับความลึก โดยที่ระบบตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วพร้อมด้วยส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ค่ารัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาดช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตรซึ่งผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในแบบจำลองดังกล่าวนี้สามารถแสดงได้ดังต่อไปนี้ โดยรูปที่ 3.29 เป็นการแสดงภาพตัดขวางของผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในแบบจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก และรูปที่ 3.30 เป็นการแสดงภาพตัดขวางของผลการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในแบบจำลองตัวกลางที่มีการสูญเสียและระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดสองขั้วที่ไม่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กและใช้อนุภาคนาโนแม่เหล็กร่วมด้วย



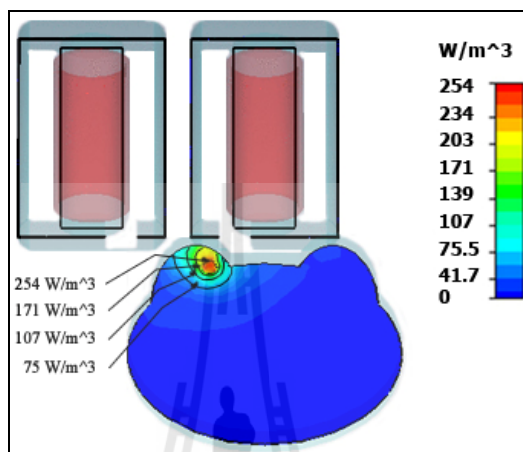
รูปที่ 3.29 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก



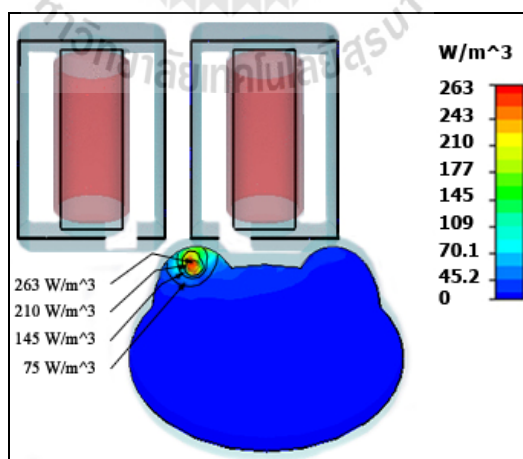
รูปที่ 3.30 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก แต่มีการใช้เทคนิคฉนวนภาคานาโนแม่เหล็กร่วมด้วย

จากการพิจารณาผลการวิเคราะห์ในรูปที่ 3.30 นั้นพบว่าเมื่อใช้หลักการฉนวนภาคานาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งนั้นจะให้ผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือประสิทธิภาพของการให้ความร้อนเพิ่มมากขึ้นถึง  $50 \text{ W/m}^3$  แต่อย่างไรก็ตามจากผลการจำลองจะเห็นว่าพื้นที่ของการให้ความร้อนนั้นจะมีการกระจายตัวอยู่เป็นบริเวณกว้างและยากต่อการควบคุมตำแหน่งของสนามแม่เหล็กเพื่อไม่ให้ส่งผลกระทบต่อเซลล์ปกติบริเวณอื่น ๆ เมื่อระบบตัวปล่อยคลื่นไม่มีระบบป้องกันหรือส่วน

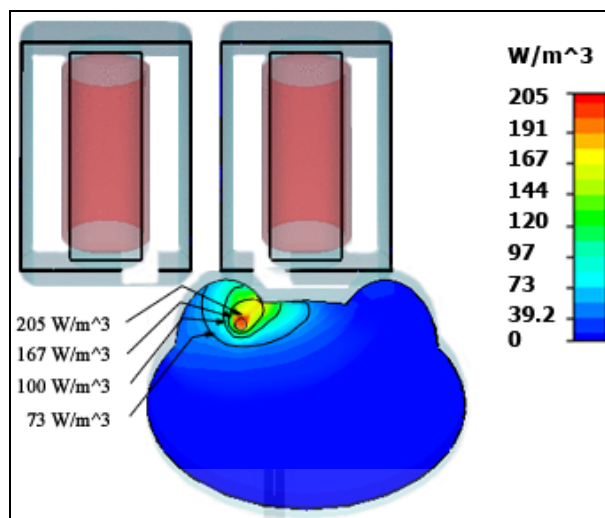
ของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก จากนั้นจะได้ทำการพิจารณาการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งเมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็ง โดยจะทำการเปลี่ยนตำแหน่งและระดับความลึกของเซลล์มะเร็งที่มีการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไป ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ซึ่งแสดงผลการวิเคราะห์ที่ได้ดังต่อไปนี้



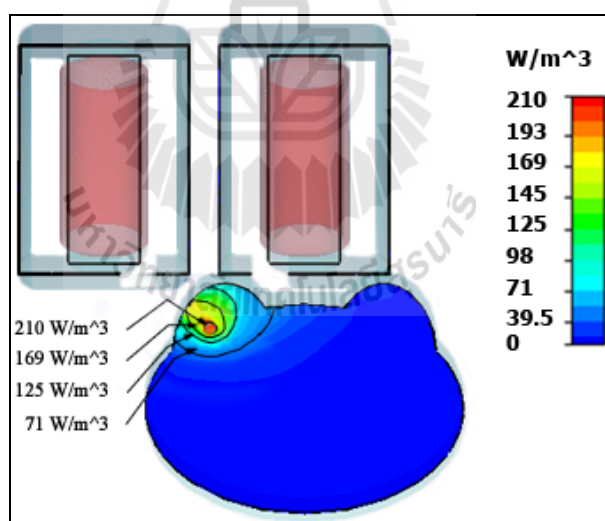
รูปที่ 3.31 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร



รูปที่ 3.32 ภาพตัดขวางแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือเท่ากับ 3 เซนติเมตร



รูปที่ 3.33 ภาพตัดขวางของการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปลดปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร



รูปที่ 3.34 ภาพตัดขวางแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางเมื่อใช้ตัวปลดปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับการของการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือเท่ากับ 3 เซนติเมตร

จากการพิจารณาผลการวิเคราะห์ในรูปที่ 3.31 ถึงรูปที่ 3.34 นั้นพบว่าเมื่อใช้หลักการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งนั้นจะให้ผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือปริมาณการให้

ความร้อนเพิ่มมากขึ้นประมาณ  $50 - 60 \text{ W/m}^3$  โดยที่ระดับความลึก 3 เซนติเมตร นั้นจะได้ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางสูงสุดเท่ากับ  $263 \text{ W/m}^3$  ส่วนที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร นั้นจะได้ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางสูงสุดเท่ากับ  $210 \text{ W/m}^3$  อีกทั้งยังสามารถควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนที่แม่นยำตรงตำแหน่งของเซลล์มะเร็งมากยิ่งขึ้น ซึ่งเทคนิคการออกแบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการของการฉีดอนุภาคนาโนนั้น สามารถนำไปประยุกต์ใช้เพื่อเป็นแนวทางสำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่มีประสิทธิภาพต่อไป

### 3.6 บทสรุป

เนื้อหาที่สำคัญของบทนี้เป็นการกล่าวถึงขั้นตอนการวิเคราะห์ และออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ ซึ่งจะใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลข เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของรูปทรงระบบป้องกันที่ใช้ลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดมะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ โดยมีการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลชนิดของวัสดุที่ใช้ทำส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อให้ทราบถึงประสิทธิภาพการปิดกั้นสนามแม่เหล็กจากวัสดุแต่ละชนิดและทำการออกแบบส่วนเหนี่ยวนำที่เป็นชนิดแกนเฟอร์ไรต์ชนิด 2 ขั้ว จากนั้นจะได้นำวัสดุที่ได้มาทำการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ซึ่งการออกแบบนั้นจะใช้สัญญาณคลื่นความถี่ที่ 4 MHz โดยเริ่มต้นจากการออกแบบและจำลองผลขนาดช่องเปิดของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะพิจารณาประสิทธิภาพความร้อนที่เกิดขึ้นจากการแปรพลังงานของสนามแม่เหล็กให้เป็นอุณหภูมิ โดยจากการจำลองและวิเคราะห์ผลการปรับขนาดของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นนั้นจะได้ค่าของรัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาดช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก โดยที่มีปริมาณการรั่วไหลของสนามแม่เหล็กและกำหนดบริเวณขอบเขตของการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื่องจากสามารถควบคุมเส้นแรงหรือสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วของตัวปล่อยคลื่นแบบเหนี่ยวนำให้มีค่าที่เหมาะสม นอกจากนี้ยังสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุมความลึกและตำแหน่งของการให้ความร้อนได้แม่นยำมากยิ่งขึ้น ด้วยหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็ง ซึ่งจากการออกแบบนั้นพบว่าเมื่อใช้หลักการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งนั้นจะให้ผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือปริมาณการให้ความร้อนเพิ่มมากขึ้นและสามารถควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนที่แม่นยำมากยิ่งขึ้น รวมถึงได้ระดับความลึกของการให้ความร้อนที่เพิ่มมากขึ้นด้วย โดยจะได้นำผลการออกแบบดังกล่าวไปสร้างและวัดทดสอบจริงเพื่อเปรียบเทียบและยืนยันผลการจำลองแบบในบทที่ 4 ต่อไป

## บทที่ 4

### การวัดและผลการทดลอง

#### 4.1 กล่าวนำ

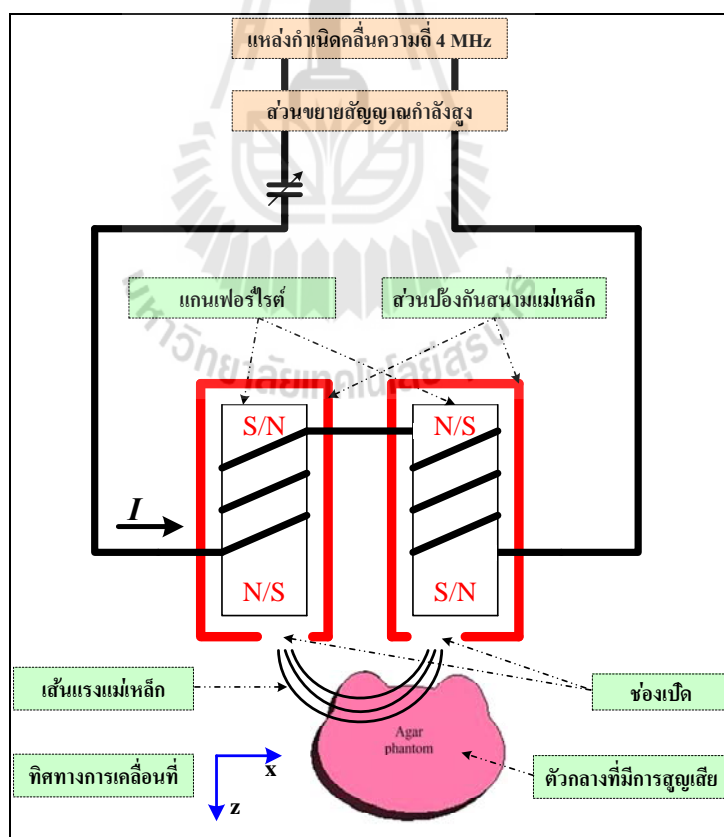
จากการกล่าวถึงการวิเคราะห์และออกแบบคุณลักษณะโครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กเพื่อลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ โดยเมื่อใช้โปรแกรม CST EM STUDIO 2009 ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลขนั้นจะได้ขนาดของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นที่มีค่ารัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาดของช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก เนื่องจากมีปริมาณการรั่วไหลของสนามแม่เหล็กและกำหนดบริเวณขอบเขตของการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ รวมทั้งได้เสนอแนวทางการเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุมความลึกและตำแหน่งของการให้ความร้อนได้แม่นยำมากยิ่งขึ้น ด้วยหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็ง โดยผลการออกแบบในบทที่ 3 นั้นให้ผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือการให้ความร้อนที่มีประสิทธิภาพและสามารถมาควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนที่แม่นยำ เมื่อพิจารณาจากการออกแบบและจำลองผลพบว่าผลที่ได้นั้นสอดคล้องกับทฤษฎี ซึ่งต่อไปจะได้นำผลการออกแบบดังกล่าวไปสร้างและวัดทดสอบจริงเพื่อเปรียบเทียบและผลการจำลองแบบที่ได้ในบทก่อนหน้า

ดังนั้นในบทที่ 4 นี้จะได้ทำการสร้างและวัดทดสอบ เพื่อเป็นการยืนยันผลดังกล่าวที่ได้ ซึ่งเนื้อหาที่สำคัญในบทนี้จะกล่าวถึงการนำทฤษฎีและหลักการต่าง ๆ ที่ได้กล่าวไว้แล้วในบทที่ผ่านมาเพื่อใช้สำหรับการออกแบบสร้างระบบจริง โดยมีตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์สองขั้วที่มีส่วนของระบบป้องกันสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก และมีวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองสำหรับทดสอบผลที่เกิดจากคลื่นสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วทั้งสอง จากนั้นในการทดลองจะทำการจ่ายพลังงานคลื่นแม่เหล็กที่ความถี่ 4 MHz ให้กับตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำ เพื่อวัดทดสอบคุณลักษณะต่าง ๆ ได้แก่ ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดและค่าอุณหภูมิความร้อนในส่วนของวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลอง โดยในการวัดทดสอบคุณลักษณะของการกระจายความร้อนนั้นจะใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน FLIR SYSTEMS รุ่น T360 และสุดท้ายจะทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบผลจากการวัดทดสอบในรูปความร้อนจากกล้องถ่ายภาพความร้อนกับผลการจำลองค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO



## 4.2 การสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำและระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก

จากออกแบบคุณลักษณะ โครงสร้างของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กเพื่อลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำนั้น อุปกรณ์ในการทดลองนั้นจะประกอบไปด้วยชุดแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ 4 MHz พร้อมด้วยส่วนขยายสัญญาณกำลังสูง เชื่อมต่อกับตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์สองขั้วที่มีส่วนของระบบป้องกันสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กล้อมรอบ โดยที่มีคาร์ซีมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ความสูงเท่ากับ 22 เซนติเมตร ที่ขนาดของช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตร โดยมีตัวเก็บประจุต่ออยู่ในลักษณะวงจรอนุกรม เพื่อใช้ในการปรับรีโซแนนซ์ส่วนของขดลวดเหนี่ยวนำแบบสองชั้นที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ และมีวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปเดียนจำลองสำหรับทดสอบผลการให้ความร้อนที่เกิดจากคลื่นสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วทั้งสองของขดลวดเหนี่ยวนำ โดยโครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการทดลองบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำต้นแบบสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 โครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วต้นแบบที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก สำหรับการทดลองบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

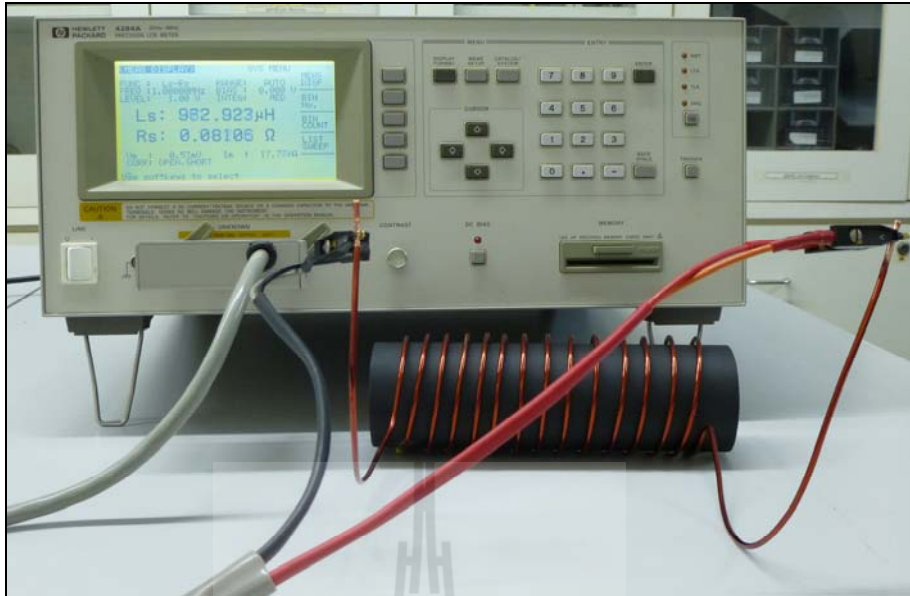
#### 4.2.1 การสร้างตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์

สำหรับการสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กแบบขั้วนั้นจะได้นำผลการวิเคราะห์และออกแบบในบทที่ 3 มาทำการสร้างตัวเหนี่ยวนำ ซึ่งจะได้ขดลวดทองแดงที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์รูปทรงกระบอกชนิดนิกเกิล-สังกะสี (Ni-Zn Type) ที่มีขนาดของเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 7 เซนติเมตร มีความยาวเท่ากับ 20 เซนติเมตร และค่าคงที่การซึมซาบได้ของแกนเฟอร์ไรต์ชนิดนี้มีค่าเท่ากับ  $\mu_r = 200$  โดยขดลวดทองแดงที่ใช้พันนั้นเป็นเบอร์ 13-SWG มีขนาดพื้นที่หน้าตัดเท่ากับ 4.15 มิลลิเมตร<sup>2</sup> หรือเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.3 มิลลิเมตร ซึ่งมีจำนวนรอบเท่ากับ 14 รอบ ที่ค่าความเหนี่ยวนำ  $L = 959.48 \mu H$  โดยคุณลักษณะของขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์นั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.2

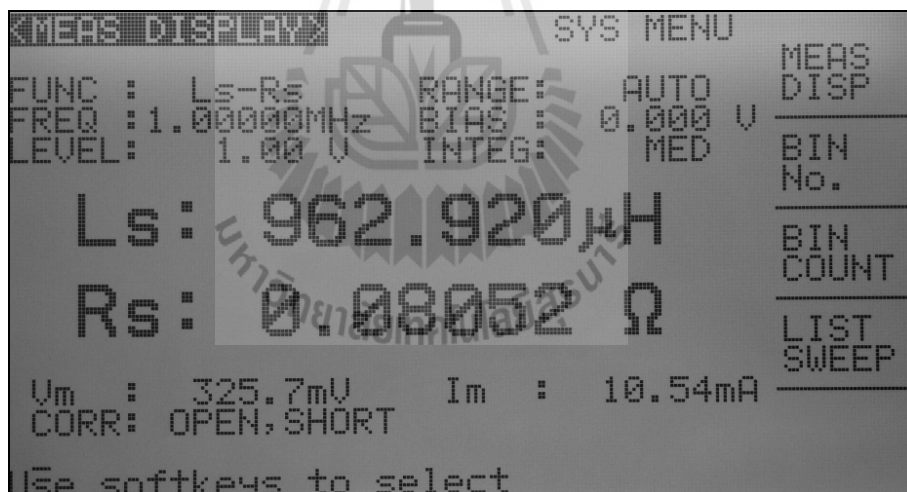


รูปที่ 4.2 รูปแบบโครงสร้างของขดลวดเหนี่ยวนำแบบขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์

จากนั้นจะทำการวัดค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ โดยใช้เครื่องมือวัด LCR ยี่ห้อ Hewlett Packard รุ่น 4284A ซึ่งรูปแบบการวัดและค่าการเหนี่ยวนำของขดลวดสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.3 และ รูปที่ 4.4 ตามลำดับ โดยเลือกวงจรสมมูลสำหรับการวัดเป็นแบบอนุกรม ซึ่งค่าความเหนี่ยวนำที่วัดได้นั้นมีค่า  $L = 962.92 \mu H$



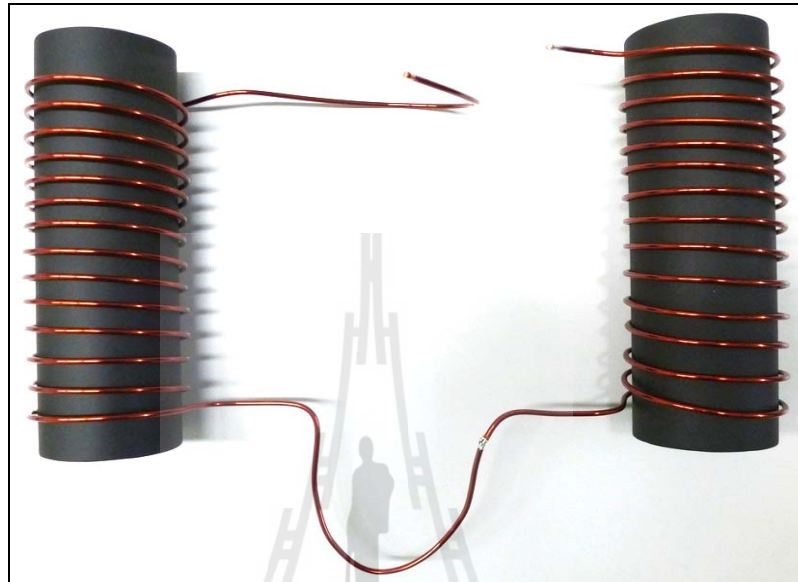
รูปที่ 4.3 รูปแบบการวัดค่าของขดลวดเหนี่ยวนำแบบขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์



รูปที่ 4.4 ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำแบบขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์

จากนั้นทำการสร้างขดลวดเหนี่ยวนำแบบสองขั้ว โดยใช้หลักเบื้องต้นในการอนุกรมกันของส่วนเหนี่ยวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์ที่ได้ออกแบบมาแล้วในเบื้องต้นจำนวน 2 ส่วน ซึ่งจะทำให้ได้ค่าการเหนี่ยวนำรวมเท่ากับผลรวมของค่าการเหนี่ยวนำทั้งสอง ทั้งนี้เพื่อใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นให้กับระบบการให้ความร้อนเหนี่ยวนำ โดยจากการออกแบบในบทที่ 3 จะได้ค่าการเหนี่ยวนำรวมคือ  $L_T = L_1 + L_2 = 1918.96 \mu H$  ซึ่งคุณลักษณะของขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์นั้นสามารถแสดงได้

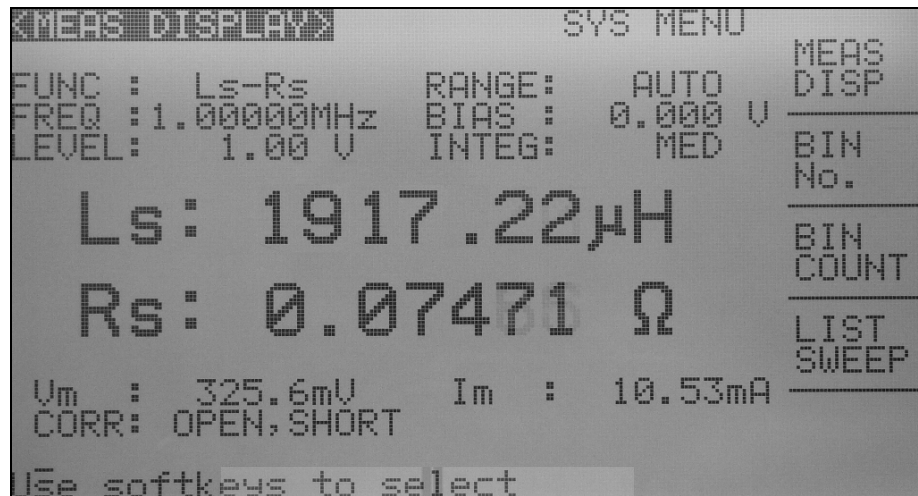
ดังรูปที่ 4.5 จากนั้นจะทำการวัดค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ โดยใช้เครื่องมือวัด LCR ยี่ห้อ Hewlett Packard รุ่น 4284A ซึ่งรูปแบบการวัดและค่าการเหนี่ยวนำของขดลวดสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.6 และ รูปที่ 4.7 ตามลำดับ



รูปที่ 4.5 รูปแบบโครงสร้างของขดลวดเหนี่ยวนำแบบสองขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ที่ใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นสำหรับการทดลองให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ



รูปที่ 4.6 รูปแบบการวัดค่าของขดลวดเหนี่ยวนำแบบสองขั้วที่ใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นของระบบ



รูปที่ 4.7 ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำแบบสองขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์สำหรับใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นของระบบการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก

จากผลการวัดค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำแบบที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์สองขั้ว ที่ใช้เป็นตัวปล่อยคลื่นของระบบการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะได้ค่าความเหนี่ยวนำรวมคือ  $L_t = L_1 + L_2 = 1917.22 \mu\text{H}$  โดยจากผลการวัดค่าของขดลวดเหนี่ยวนำทั้งแบบขั้วเดี่ยวและสองขั้วนั้นจะให้ค่าที่ใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากการคำนวณ

#### 4.2.2 การสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำแบบสองขั้วที่มีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก

สำหรับการสร้างตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำแบบสองขั้วร่วมกับส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กนั้น จากการวิเคราะห์และออกแบบในบทที่ 3 นั้นจะเลือกใช้แผ่นทองแดงเป็นวัสดุ โดยที่แผ่นทองแดงที่เลือกใช้นั้นมีค่าความนำ  $\sigma = 5.58 \times 10^7 \text{ S/m}$  มีความหนาเท่ากับ 1 มิลลิเมตร ความสูงเท่ากับ 22 เซนติเมตร และความกว้างของรัศมีคือ 9.5 เซนติเมตร เป็นลักษณะรูปทรงกระบอกล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำ ที่ขนาดของช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก โดยที่มีปริมาณการรั่วไหลของสนามแม่เหล็กและกำหนดบริเวณขอบเขตของการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งได้ และสามารถแสดงคุณลักษณะดังกล่าวได้ในรูปที่ 4.8 นอกจากนี้แล้วยังได้มีการสร้างแบบจำลองในส่วนของด้านมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ถูกจำลองเป็นลักษณะตัวกลางที่มีความสูญเสียขนาด  $20 \times 30$  เซนติเมตร ตามมาตรฐาน The Quality Assurance Committee, Japanese Society of Hyperthermia Oncology (QAC, JASHO) (Youji, Masashi, Watanabe, Iku, and Masaki, 2000) มีค่าความนำ  $\sigma = 0.62 \text{ S/m}$  ค่าคงที่ความซึมซาบได้  $\epsilon_r = 1$  โดยวัสดุที่ใช้สำหรับทำส่วนด้านมจำลองประกอบด้วยสารเคมีดังต่อไปนี้คือ น้ำกลั่น 95.66% ผงวุ้น (agar powder) 4% NaCl 0.24%



และ  $\text{NaN}_3$  0.1% โดยวิธีการเตรียมการและขั้นตอนในการทำเต้านมจำลองนี้ได้แสดงไว้ในภาคผนวก ซึ่งลักษณะรูปร่างของแบบจำลองในส่วนของเต้านมที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีความสูญเสียนั้นแสดงได้ดังรูปที่ 4.9

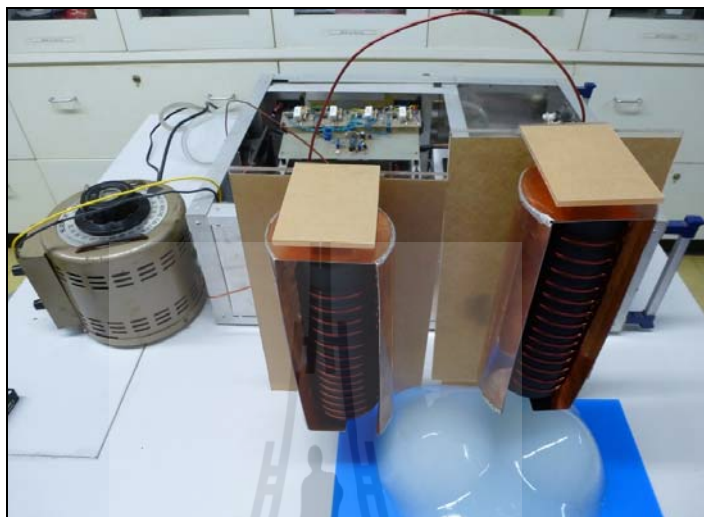


รูปที่ 4.8 คุณสมบัติของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับทดลองให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

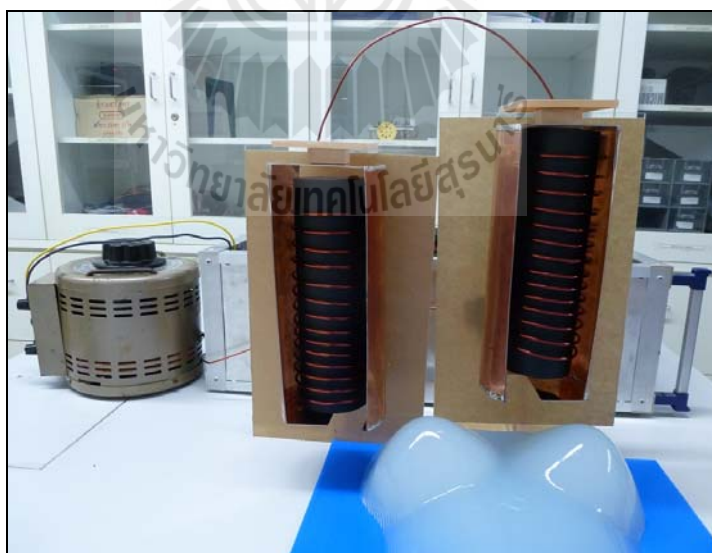


รูปที่ 4.9 ลักษณะรูปร่างของเต้านมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีการสูญเสีย

เมื่อได้องค์ประกอบต่าง ๆ สำหรับการทดลองครบถ้วนแล้วแล้ว ต่อไปจะได้จัดวางรูปแบบโครงสร้างของระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วตันแบบที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการทดลองบำบัดรักษามะเร็งเร่งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำแสดงได้ดังรูปที่ 4.10



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.10 ระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วตันแบบที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการทดลองบำบัดรักษามะเร็งเร่งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

จากรูปที่ 4.10 ซึ่งเป็นรูปแบบของการจัดวางอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองตามโครงสร้างของระบบการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำที่ได้กำหนดไว้ในรูปที่ 4.1 โดยการทดลองนั้นจะมีวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปด้านบนจำลองสำหรับทดสอบผลที่เกิดจากคลื่นสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วทั้งสอง ซึ่งการแสดงผลนั้นจะใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน FLIR SYSTEMS รุ่น T360 สำหรับการวัดทดสอบคุณลักษณะของการกระจายความร้อน เพื่อจะทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบผลจากการวัดทดสอบในรูปความร้อนจากกล้องถ่ายภาพความร้อนกับผลการจำลองค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ที่ได้ทำการจำลองแบบในบทที่ 3

#### 4.3 ผลการทดลองวัดค่าการแพร่กระจายความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย

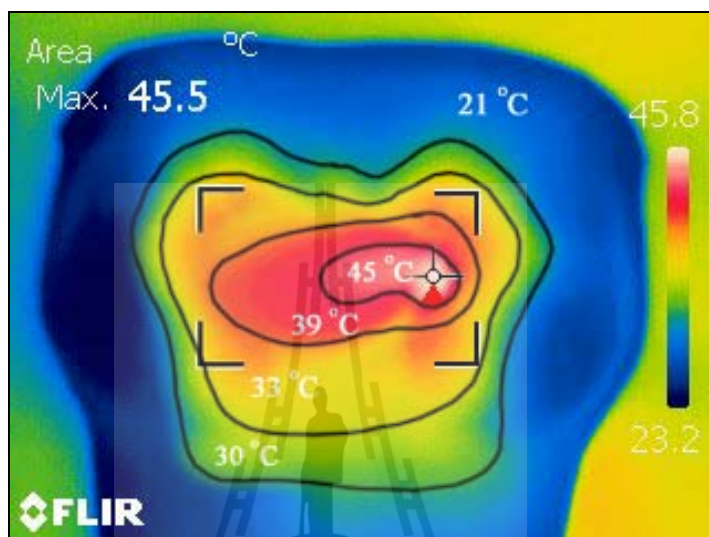
สำหรับการทดลองนั้นจะเริ่มต้น โดยกำหนดค่าให้วัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปด้านบนจำลองมีอุณหภูมิเริ่มต้นที่อุณหภูมิห้อง และมีระยะห่างระหว่างขั้วเท่ากับ 18 เซนติเมตร จากนั้นทำการเปิดแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่จ่ายให้กับระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์โดยที่ไม่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก เพื่อทำการให้พลังงานสนามหรือเส้นแรงแม่เหล็กขั้วทั้งสองไหลผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปด้านบนจำลองเป็นเวลา 10 นาที สำหรับระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่ไม่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก และ 30 นาที สำหรับระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กจากนั้นจะทำการวัดค่าอุณหภูมิของตัวกลางที่มีการสูญเสียด้วยการใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน FLIR T360 ซึ่งสามารถแสดงลักษณะรูปร่างของตัวกล้องถ่ายภาพความร้อนได้ดังรูปที่ 4.11 โดยระหว่างที่ทำการวัดนั้นจะหยุดการส่งสัญญาณความถี่จากแหล่งกำเนิด เนื่องจากคลื่นความถี่ที่มีกำลังงานสูงนั้นจะรบกวนการทำงานของตัวกล้องถ่ายภาพความร้อนและส่งผลกระทบต่อการใช้วัดค่าอุณหภูมิได้



รูปที่ 4.11 ลักษณะรูปร่างของตัวกล้องถ่ายภาพความร้อน FLIR SYSTEMS รุ่น T360 (ภาพจากเว็บไซต์ของบริษัทเทอร์โมสแกน จำกัด; <http://www.thermoscan.co.th>)



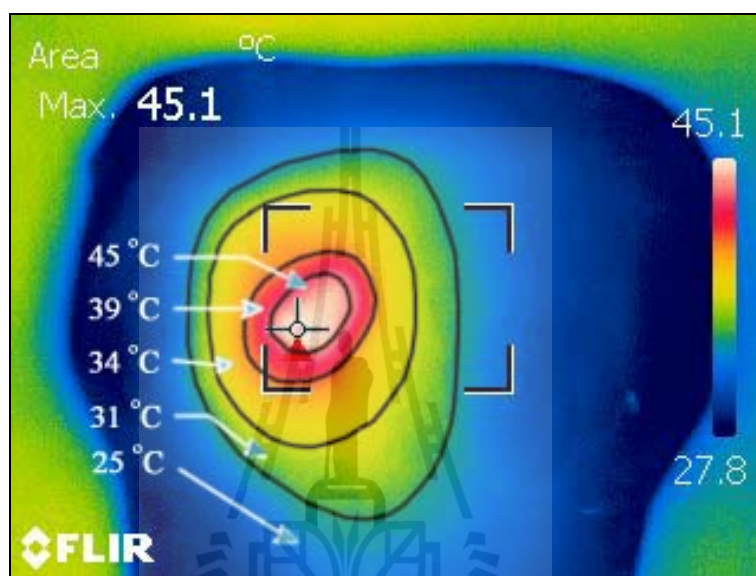
โดยการวัดผลการทดลองนั้นจะเริ่มต้นด้วยระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่ไม่มี ส่วนลวดทองหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ซึ่งจากการทดลองจะได้ค่าการกระจายความร้อน ของอุณหภูมิบนตัวกลางที่มีการสูญเสีย เมื่อระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่พันรอบแกน เฟอร์ไรต์โดยที่ไม่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กแสดงได้ดังรูปที่ 4.12



รูปที่ 4.12 ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่น แบบขั้วโดยไม่มีส่วนของแผ่น โลหะสำหรับลวดทองสนามแม่เหล็ก

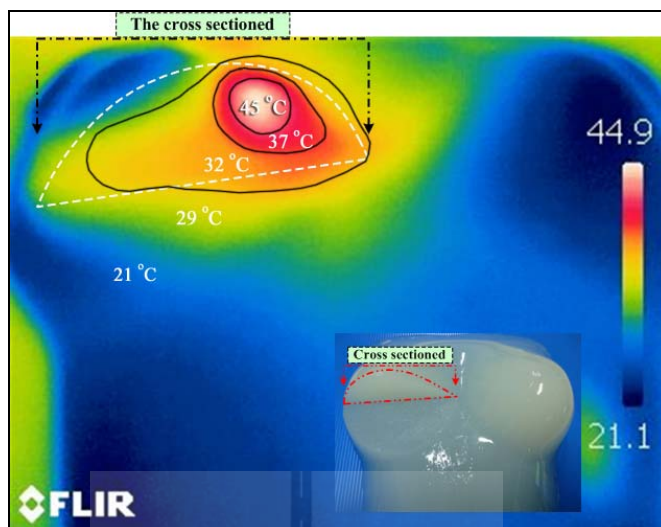
ซึ่งจากผลการทดลองดังกล่าวพบว่ามีการกระจายตัวของความร้อนเป็นบริเวณกว้าง ซึ่งจะผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่น ๆ หรือแม้กระทั่งอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่าง ๆ ที่อยู่ ใกล้เคียงได้ เนื่องจากการยากที่จะบังคับและควบคุมเส้นแรงแม่เหล็กให้ตรงตำแหน่งตาม ต้องการได้ โดยจากรูปที่ 4.12 พบว่าที่ตำแหน่งความร้อนสูงสุดจะมีค่าอุณหภูมิเท่ากับ  $45.5^{\circ}\text{C}$  แต่ อย่างไรก็ตามการลดผลกระทบจากการกระจายความร้อนดังกล่าวนี้สามารถทำได้ โดยการ ประยุกต์ใช้ระบบป้องกันหรือส่วนลวดทองสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดล้อมรอบขดลวดแกนเฟอร์ไรต์ทั้งสองขั้ว ซึ่งสามารถบังคับและควบคุมเส้นแรงแม่เหล็กให้ตรงตำแหน่งตามต้องการได้ เนื่องจากปริมาณความเข้มของสนามแม่เหล็กนั้นสามารถควบคุมได้จากขนาดช่องเปิดของระบบ ป้องกันสนามแม่เหล็กที่เหมาะสม โดยจากผลการออกแบบและจำลองผลในบทที่ผ่านมานั้นจะได้ ตัวปล่อยคลื่นแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์สองขั้วที่มีส่วนของระบบป้องกัน สำหรับลวดทองสนามแม่เหล็กล้อมรอบ โดยมีค่ารัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ความสูงเท่ากับ 22 เซนติเมตร ที่ขนาดของช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตร ซึ่งใช้เป็นต้นแบบสำหรับการวัดทดสอบ

คุณลักษณะของการกระจายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อจะทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบ ผลจากการวัดทดสอบในรูปแบบความร้อนจากกล้องถ่ายภาพความร้อนกับผลการจำลองค่าการสูญเสีย ทางไฟฟ้าด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ซึ่งจากการทดลองจะได้ค่าการกระจายความร้อนของ อุณหภูมิบนตัวกลางที่มีการสูญเสีย เมื่อระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์โดยที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กแสดง ได้ดังรูปที่ 4.13



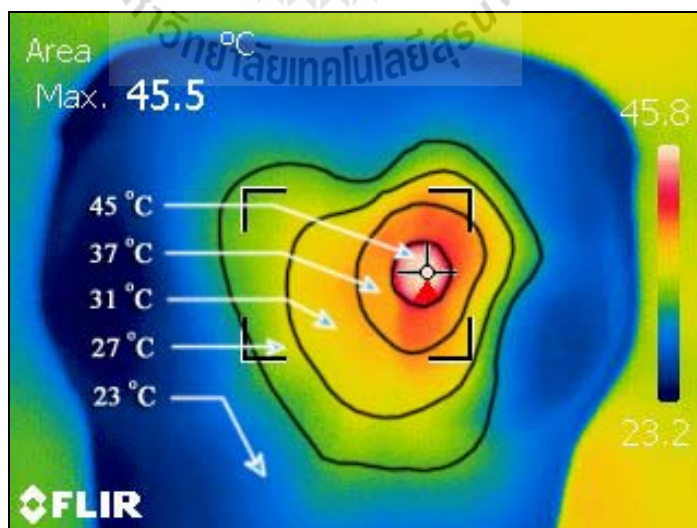
รูปที่ 4.13 ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมีส่วนของแผ่น โลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็ก

ซึ่งจากผลการทดลองดังกล่าวพบว่ามีการกระจายตัวของความร้อนนั้นจะมีลักษณะเป็นกลุ่มเฉพาะบริเวณ ซึ่งจะช่วยลดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่น ๆ ได้ เนื่องจากสามารถบังคับ และควบคุมปริมาณของเส้นแรงแม่เหล็กได้ จึงทำให้การแพร่กระจายความร้อนตรงตำแหน่งตามต้องการได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยจากรูปที่ 4.13 พบว่าที่ตำแหน่งความร้อนสูงสุดจะมีค่าอุณหภูมิเท่ากับ  $45.1^{\circ}\text{C}$  นอกจากนี้จะได้แสดงค่าการกระจายตัวของความร้อนจากภาพตัดขวางของเต้านมจำลองได้ดังรูปที่ 4.14 ซึ่งพบว่าที่ตำแหน่งความร้อนสูงสุดจะมีค่าอุณหภูมิเท่ากับ  $44.9^{\circ}\text{C}$  แต่อย่างไรก็ตามเมื่อเปรียบเทียบปริมาณการให้ความร้อนกับระบบตัวปล่อยคลื่นที่ไม่มีส่วนของแผ่นโลหะสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กแล้วจะมีค่าที่น้อยกว่า ดังนั้นเพื่อให้ได้ค่าอุณหภูมิที่ใกล้เคียงกันนั้นจำเป็นจะต้องใช้ระยะเวลาในการให้ความร้อนที่นานมากขึ้น ซึ่งผลที่ได้จากการทดลองนั้นพบว่ามีความสอดคล้องกับผลที่ได้จากการจำลองแบบในบทที่ 3



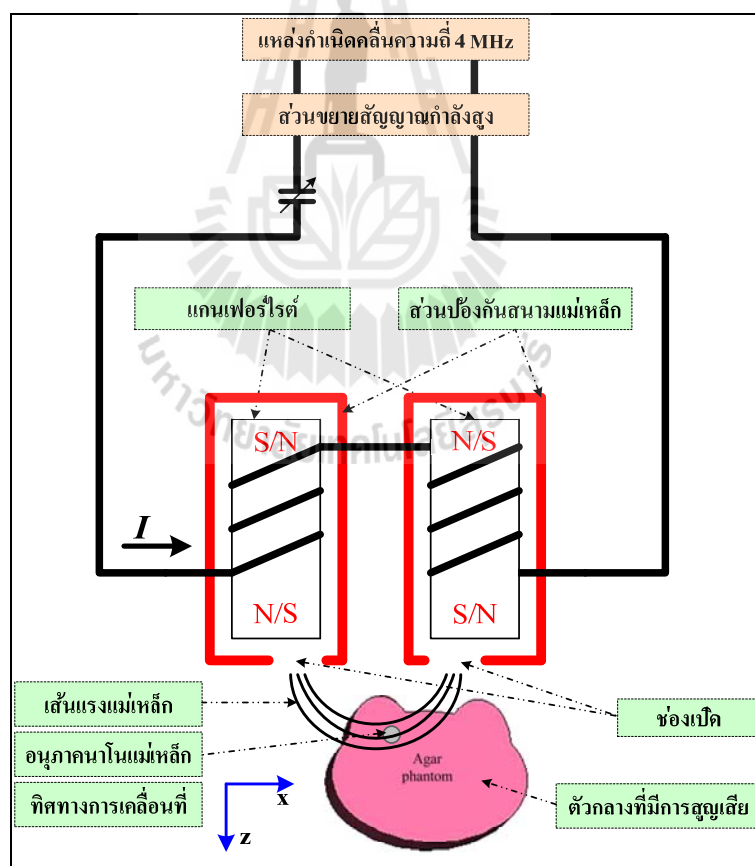
รูปที่ 4.14 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเด้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้ว โดยมีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก

นอกจากนี้จะได้พิจารณาถึงการควบคุมพื้นที่การกระจายความร้อนและตำแหน่งการให้ความร้อน โดยให้มีการเลื่อนตำแหน่งของตัวปล่อยคลื่นพร้อมด้วยระบบป้องกันสนามแม่เหล็กไปในแนวแกน x ทางด้านขวามือเป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร ซึ่งจะได้ตำแหน่งของการแพร่กระจายอุณหภูมิความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียแสดงได้ดังรูปที่ 4.15



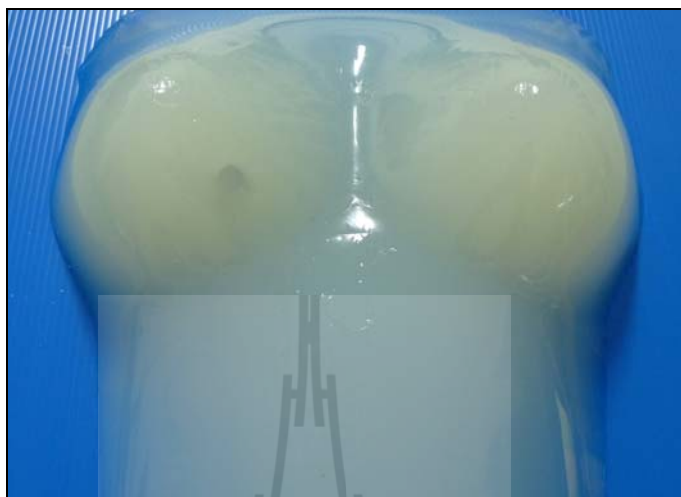
รูปที่ 4.15 ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเด้านมจำลองที่เกิดจากการเลื่อนตำแหน่งตัวปล่อยคลื่นไปในแนวแกน x เป็นระยะทางเท่ากับ 16 เซนติเมตร

ซึ่งจากผลการทดลองจะเห็นว่าเมื่อตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กนั้นสามารถบังคับและควบคุมปริมาณของเส้นแรงแม่เหล็กได้ จึงทำให้การแพร่กระจายความร้อนตรงตำแหน่งตามต้องการได้อย่างมีประสิทธิภาพ และจากผลการถ่ายภาพความร้อนพบว่าที่ตำแหน่งความร้อนสูงสุดจะมีค่าอุณหภูมิเท่ากับ  $45.5^{\circ}\text{C}$  นอกจากนี้จากการนำเสนอแนวคิดเพิ่มเติมสำหรับเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุมตำแหน่งและระดับความลึกของการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งในบทที่ผ่านมา โดยใช้อินдукชันโนร่วมกับตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กด้วยหลักการของการฉีดอนุภาคไอออนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็ง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการเหนี่ยวนำเส้นแรงแม่เหล็กเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง รวมทั้งลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กต่อเซลล์ปกติที่อยู่ในบริเวณใกล้เคียงได้ดีมากยิ่งขึ้น โดยลักษณะโครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการใช้อินдукชันโนนั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.16



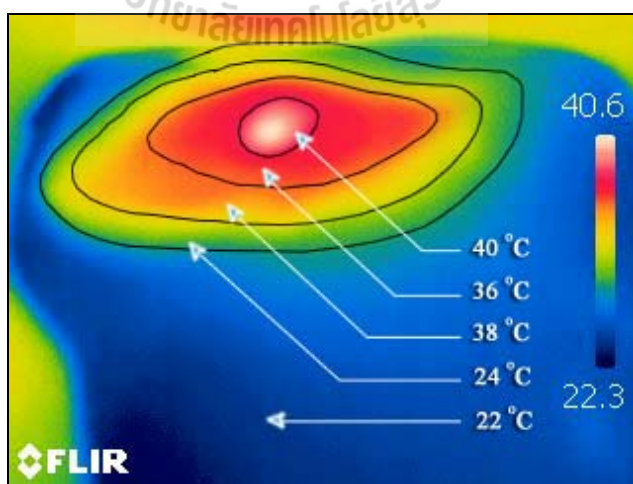
รูปที่ 4.16 โครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วต้นแบบที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับการทดลองให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำร่วมกับการใช้อินдукชันโนแม่เหล็ก

ซึ่งลักษณะรูปร่างของแบบจำลองในส่วนของเต้านมที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีความสูญเสียที่มีการกระจายอุณหภูมิในแม่เหล็กนั้นแสดงได้ดังรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.17 ลักษณะรูปร่างของเต้านมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีการสูญเสียที่มีการกระจายอุณหภูมิในแม่เหล็กพร้อมด้วย

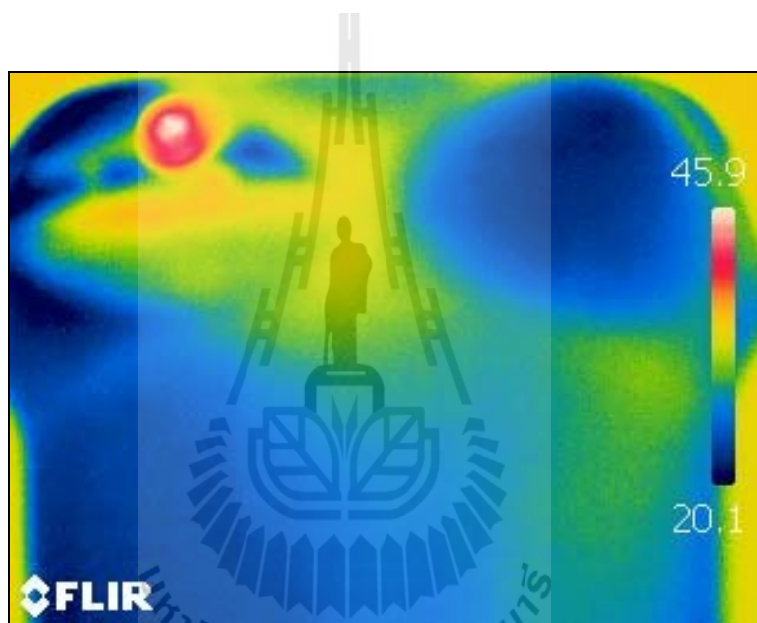
ซึ่งจากผลการทดลองให้ความร้อนกับวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีการสูญเสียที่มีการกระจายอุณหภูมิในแม่เหล็กพร้อมด้วยสามารถแสดงได้ดังต่อไปนี้ รูปที่ 4.18



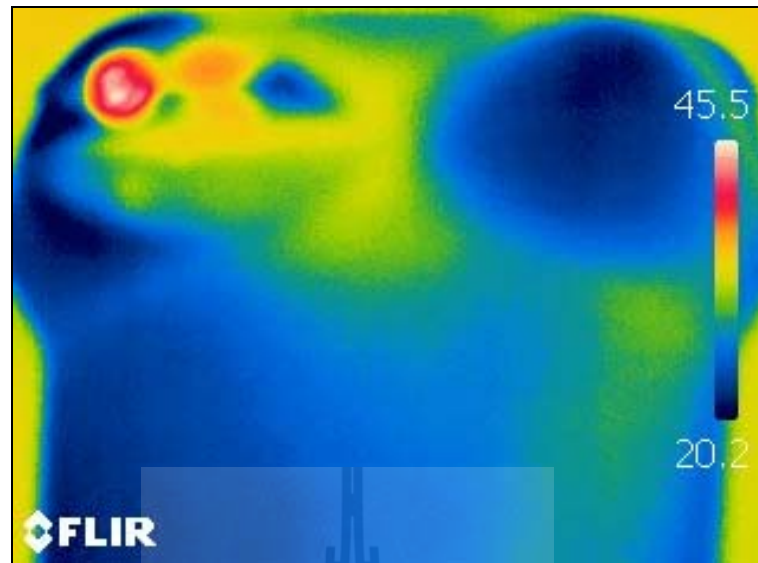
รูปที่ 4.18 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยไม่มีส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับการกระจายอุณหภูมิในแม่เหล็กพร้อมด้วย



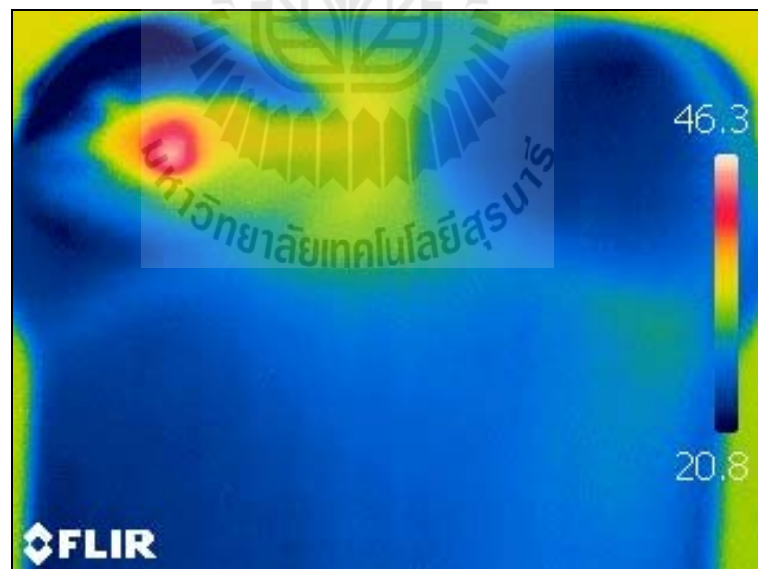
จากรูปที่ 4.18 เป็นการแสดงภาพตัดขวางของผลการแสดงค่าการกระจายตัวของความร้อน จากภาพตัดขวางของเต้านมจำลอง เมื่อระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดสองขั้วที่ไม่มีส่วนป้องกัน สนามแม่เหล็กและไอออนูภาคนาโนแม่เหล็กไปด้วย เมื่อพิจารณาผลการให้ความร้อนพบว่า มีประสิทธิภาพการให้ความร้อนที่มีประสิทธิภาพ แต่มีการแพร่กระจายอุณหภูมิความร้อนในบริเวณกว้าง จากนั้นจะได้ทำการพิจารณาค่าการกระจายอุณหภูมิความร้อน เมื่อใช้ตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิด ขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็กพร้อมกับหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของ มะเร็ง โดยทำการเปลี่ยนตำแหน่งและระดับความลึกของเซลล์มะเร็งที่มีการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไป ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ซึ่งแสดงผลการทดลองสามารถแสดงได้ดังต่อไปนี้



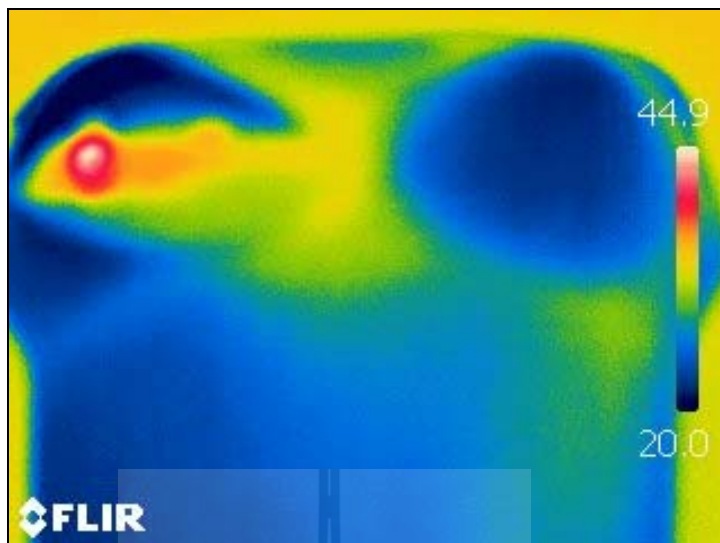
รูปที่ 4.19 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วโดยมี ส่วนของระบบป้องกันสนามแม่เหล็กร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ ของมะเร็งที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร



รูปที่ 4.20 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือเท่ากับ 3 เซนติเมตร



รูปที่ 4.21 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร



รูปที่ 4.22 ภาพถ่ายตัดขวางการกระจายความร้อนในตัวกลางที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบขั้วที่มีระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก ร่วมกับการฉีดอนุภาคนาโนที่ระดับความลึก 4 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งไปทางซ้ายมือเท่ากับ 3 เซนติเมตร

จากการพิจารณาผลการทดลองในรูปที่ 4.19 ถึงรูปที่ 4.22 นั้นพบว่าเมื่อใช้หลักการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งนั้นจะทำให้ประสิทธิภาพของการให้ความร้อนเพิ่มมากขึ้น เนื่องจากใช้ระยะเวลาการให้พลังงานสนามแม่เหล็กไหลผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียที่สั้นลง อีกทั้งยังสามารถบังคับและควบคุมปริมาณของเส้นแรงแม่เหล็กได้ จึงทำให้การแพร่กระจายความร้อนตรงตำแหน่งตามต้องการได้อย่างมีประสิทธิภาพ และจากผลการถ่ายภาพความร้อนพบว่าที่ตำแหน่งความร้อนสูงสุดจะมีค่าอุณหภูมิเท่ากับ  $45.9^{\circ}\text{C}$  และ  $46.3^{\circ}\text{C}$  สำหรับที่ระดับความลึก 2 เซนติเมตร และระดับความลึก 4 เซนติเมตร ตามลำดับ โดยใช้ระยะเวลาในการให้พลังงานสนามแม่เหล็กไหลผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียแต่ละครั้งแตกต่างกัน เนื่องจากพิจารณาให้ได้ค่าของอุณหภูมิความร้อนในด้านมจำลองหรือตัวกลางที่มีการสูญเสียมีค่าประมาณ  $45^{\circ}\text{C}$  ซึ่งในการทดลองนั้นจะเริ่มด้วยระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่ไม่มีส่วนลดทอนหรือระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก โดยใช้ระยะเวลาการให้พลังงานเท่ากับ 10 นาที ส่วนการทดลองเมื่อระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กล้อมรอบที่มีค่ารัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ความสูงเท่ากับ 22 เซนติเมตร ที่ขนาดของช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตร นั้นจะใช้ระยะเวลาในการให้พลังงานเท่ากับ 20 นาที และสุดท้ายเป็นการทดลองเมื่อระบบตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสำหรับลดทอนสนามแม่เหล็กล้อมรอบ ร่วมกับหลักการของการฉีดอนุภาค



นาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งจะใช้เวลาเท่ากับ 15 นาที ซึ่งจากการทดลองพบว่าเมื่อใช้หลักการฉีดอนุภาคนาโนระบบร่วมกับตัวปล่อยคลื่นเหนี่ยวนำชนิดขั้วที่มีส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กสามารถเพิ่มประสิทธิภาพของการให้ความร้อนได้มากขึ้น สามารถควบคุมปริมาณของเส้นแรงแม่เหล็กได้ จึงทำให้การแพร่กระจายความร้อนตรงตำแหน่งตามต้องการได้ดียิ่งขึ้น อีกทั้งยังช่วยลดระยะเวลาในการให้พลังงานแก่เซลล์มะเร็งได้มากขึ้นอีกด้วย

#### 4.4 บทสรุป

เนื้อหาที่สำคัญของบทนี้เป็นการกล่าวถึงขั้นตอนการสร้างและวัดทดสอบคุณลักษณะของระบบป้องกันสนามแม่เหล็ก สำหรับใช้ลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ ซึ่งจะใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลข เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของรูปทรงระบบป้องกันที่ใช้ลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กสำหรับการบำบัดมะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำ จากนั้นได้นำผลการออกแบบดังกล่าวมาสร้างระบบจริง เพื่อศึกษาผลการกระจายตัวของการให้ความร้อนแก่เต้านมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกซึ่งมีการสูญเสีย โดยจะทำการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการทดลองว่ามีความสอดคล้องกับการจำลองด้วยโปรแกรมมากน้อยเพียงใด ซึ่งผลที่ได้พบว่าค่าการกระจายตัวของความร้อนนั้นจะมีลักษณะเป็นกลุ่มเฉพาะบริเวณ นอกจากนี้เมื่อทำการพิจารณาผลการทดลองเมื่อใช้หลักการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งนั้นจะให้ประสิทธิภาพของการให้ความร้อนเพิ่มมากขึ้น สามารถบังคับและควบคุมปริมาณของเส้นแรงแม่เหล็กได้ จึงทำให้การแพร่กระจายความร้อนตรงตำแหน่งตามต้องการได้ ซึ่งจะช่วยลดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่น ๆ ได้ เนื่องจากสามารถบังคับและควบคุมปริมาณของเส้นแรงแม่เหล็กได้ จึงทำให้การแพร่กระจายความร้อนตรงตำแหน่งตามต้องการได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยผลที่ได้จากการทดลองนั้นพบว่ามีความสอดคล้องกับผลที่ได้จากการจำลองแบบในบทที่ 3 ดังนั้นระบบดังกล่าวที่นำเสนอนี้สามารถใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กรอบแหล่งกำเนิดที่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นของผู้เข้ารับการรักษาแม่เหล็กเร็ง เนื่องจากที่ผ่านมานั้นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการบำบัดรักษาแม่เหล็กเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำส่วนมากจะมุ่งเน้นการเพิ่มประสิทธิภาพการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษาแม่เหล็กเร็งด้วยเทคนิควิธีการที่หลากหลาย แต่ไม่ได้คำนึงถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าต่อกล้ามเนื้อบริเวณอื่นที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็ง ทำให้เนื้อเยื่อปกติยังคงได้รับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากการบำบัดเหล่านี้ โดยเฉพาะการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กในการบำบัดรักษาแม่เหล็กเร็งนั้นจะใช้กำลังงานสนามแม่เหล็กที่สูงมาก ซึ่งนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ใกล้เคียงได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้นำเสนอการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กรอบแหล่งกำเนิดที่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นของผู้เข้ารับการรักษาแม่เหล็กเร็ง โดยจะแสดงผลในรูปแบบค่าการกระจายของอุณหภูมิภายในบริเวณเซลล์มะเร็งที่ต้องการให้ความร้อน เนื่องจากอุณหภูมินั้นจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับความเข้มสนามแม่เหล็ก ซึ่งการลดผลกระทบจากการบำบัดรักษาแม่เหล็กเร็งจะทำการวิเคราะห์รูปร่างระบบป้องกันสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิด อีกทั้งยังสามารถบังคับเส้นแรงแม่เหล็กตรงตำแหน่งตามต้องการได้ โดยการบำบัดแม่เหล็กเร็งด้านในกระบวนให้ความร้อนชนิดนี้เป็นการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กมากระตุ้นผ่านขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์แบบสองขั้ว ทำให้เกิดสนามแม่เหล็กไหลผ่านระหว่างขั้วโดยมีตัวกลางที่มีการสูญเสียอยู่ระหว่างขั้วทั้งสองการใช้รูปแบบสนามแม่เหล็กนี้ได้กำหนดความถี่ที่ใช้กระตุ้นตัวปล่อยคลื่นด้วยขดลวดเหนี่ยวนำความถี่ 4 MHz โดยเริ่มต้นจากการออกแบบและจำลองผลขนาดช่องเปิดของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็ก ซึ่งจะพิจารณาประสิทธิภาพความร้อนที่เกิดขึ้นจากการแปรพลังงานของสนามแม่เหล็กให้เป็นอุณหภูมิ โดยจากการจำลองและวิเคราะห์ผลการปรับขนาดของส่วนป้องกันสนามแม่เหล็กที่ล้อมรอบตัวปล่อยคลื่นนั้นจะได้ค่าของรัศมีเท่ากับ 9.5 เซนติเมตร ที่ขนาดช่องเปิดเท่ากับ  $3 \times 8$  เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษาแม่เหล็กเร็งแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็ก โดยที่มีปริมาณการรั่วไหลของสนามแม่เหล็กและกำหนดบริเวณขอบเขตของการให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ เนื่องจากสามารถควบคุมเส้นแรงหรือสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วของตัวปล่อยคลื่นแบบเหนี่ยวนำให้มีค่าที่เหมาะสม นอกจากนี้ยัง

สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการควบคุมความถี่และตำแหน่งของการให้ความร้อนได้แม่นยำมากยิ่งขึ้น ด้วยหลักการของการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็ง ซึ่งจากการออกแบบนั้นพบว่าเมื่อใช้หลักการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งนั้นจะให้ผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือปริมาณการให้ความร้อนเพิ่มมากขึ้นและสามารถมาควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนที่แม่นยำมากยิ่งขึ้น รวมถึงได้ระดับความถี่ของการให้ความร้อนที่เพิ่มมากขึ้นด้วย โดยจะได้นำผลการออกแบบดังกล่าวไปสร้างและวัดทดสอบจริงเพื่อเปรียบเทียบและยืนยันผลการจำลองแบบ ซึ่งจากผลการทดลองนั้นมีความสอดคล้องกับทฤษฎีและผลการจำลองด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO โดยระบบดังกล่าวนี้สามารถใช้เป็นแนวทางป้องกันผลกระทบที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ

## 5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

สำหรับปัญหาที่พบในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์คือ การกำหนดตัวกลางที่มีการสูญเสียหรือแบบจำลองของเต้านมที่มีลักษณะค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าและความเป็นตัวกลางเพียงชนิดเดียว ซึ่งอาจจะเกิดความคลาดเคลื่อนจากส่วนผสมจริงได้ ซึ่งหากมีการพัฒนาการวิเคราะห์เพิ่มเติมในส่วนค่าการสูญเสียทางไฟฟ้านี้จะสามารถให้ผลด้านค่าการกระจายความร้อนในตัวกลางตามทฤษฎีการถ่ายเทความร้อนที่แม่นยำมากขึ้น นอกจากนี้อาจจะมีปัญหาด้านเครื่องมือวัดที่มีข้อจำกัด ซึ่งอาจจะส่งผลกระทบต่อความผิดพลาดระหว่างการคำนวณทางทฤษฎีและผลการทดลองได้บ้าง อีกทั้งปัญหาที่เกี่ยวกับการจัดหาสารอนุภาคนาโนซึ่งค่อนข้างจะหาได้ยากและมีข้อจำกัดหลายอย่าง เนื่องจากเป็นสารที่ใช้เฉพาะทาง รวมทั้งผลที่ได้จะเป็นแนวคิดใหม่ในการลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กและการควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนในการบำบัดมะเร็งเต้านม และนอกจากนี้จะต้องเพิ่มเติมในการทดลองการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กด้วยเครื่องวัดสนามแม่เหล็กภายในชิ้นเนื้อหรือส่วนเต้านมจำลองเพื่อให้การทดลองมีชัดเจนมากขึ้นและความผิดพลาดน้อยลงจนเป็นที่ยอมรับได้ตามหลักทฤษฎีนำไปสู่การประยุกต์ใช้งานจริงได้อย่างมีประสิทธิภาพ

## 5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต

จากงานวิจัยที่ผ่านมาเน้นการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบเหนี่ยวนำส่วนมากจะมุ่งเน้นการเพิ่มประสิทธิภาพการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษามะเร็งด้วยเทคนิควิธีการที่หลากหลาย แต่ไม่ได้คำนึงถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าต่อกล้ามเนื้อบริเวณอื่นที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็ง ทำให้เนื้อเยื่อปกติยังคงได้รับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากการบำบัดเหล่านี้ โดยเฉพาะการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กในการบำบัดรักษามะเร็งนั้นจะใช้กำลังงานสนามแม่เหล็กที่สูงมาก ซึ่ง

นอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ใกล้เคียงได้ ดังนั้นผู้วิจัยจึงได้นำเสนอการออกแบบระบบป้องกันสนามแม่เหล็กروبแหล่งกำเนิดที่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณอื่นของผู้เข้ารับการรักษา มะเร็ง ซึ่งจากการออกแบบนั้นพบว่าเมื่อใช้หลักการฉีดอนุภาคนาโนเข้าไปในเซลล์ของมะเร็งนั้นจะให้ผลของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าหรือปริมาณการให้ความร้อนเพิ่มมากขึ้นและสามารถควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนที่แม่นยำมากยิ่งขึ้น รวมถึงได้ระดับความลึกของการให้ความร้อนที่เพิ่มมากขึ้นด้วย โดยรูปแบบและโครงสร้างการนำเสนอของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นการจำลองทั้งส่วนการวิเคราะห์และการทดลอง ทั้งนี้เพื่อให้ผู้ที่สนใจนำไปเป็นแนวทางการพัฒนาใช้งานหรือทำการทดลองเพิ่มเติมในสิ่งมีชีวิตจริง ๆ ไม่ว่าจะเป็นสัตว์หรือทดลองคนมนุษย์ นอกจากนี้สารที่เป็นอนุภาคนาโนนั้นควรเลือกใช้งานในลักษณะที่ถูกนำมาใช้งานทางการแพทย์ได้ แต่อย่างไรก็ตามระบบดังกล่าวนี้สามารถใช้เป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์สำหรับบำบัดรักษาผู้ป่วยมะเร็งด้วยวิธีการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำเพื่อลดหรือป้องกันผลกระทบที่เกิดจากการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กต่อไปได้อย่างมีประสิทธิภาพ



## รายการอ้างอิง

- ชัยรัตน์ วิเชียรมงคลกุล. (2544). การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กความถี่ต่ำมากรอบตัวนำบางโดยวิธีไฟไนต์อีลีเมนต์กับขบวนการอีลีเมนต์ วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- มนตรี ธนภักดิ์. (2540). การพัฒนาระบบให้ความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- A. Boadi, Y. Tsuchida, and M. Enokizono, (2005). **Designing of Suitable Construction of High-Frequency Induction Heating coil by Using Finite-Element Method.** *IEEE Transaction on Magnetics*, Vol. 41, No. 10.
- C. Thongsopa, and A. Mearnchu, (2002). **Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator.** *IEICE Transaction on Communication*, Vol. E85-B, No. 10.
- F. Sato, N. Suzuki, J. H. Matsuki, and T. Sato, (2004). **Heat characteristics of micro magnetic heat elements for advanced hyperthermia.** *IEEE Transaction on Magnetic*, Vol. 40, No. 4, pp. 2967-2969.
- Ben-Hur, E., et al., **“Thermal enhanced radio-response of cultured Chinese hamster cell-inhabitation of repair of sub lethal damage and enhancement of lethal damage,”** *Radiation Research*, vol. 58, pp. 38–51, 1974.
- Antichi, P. P., et al., **“Selective heating of coetaneous human tumors at 27.12 MHz,”** *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-26, no. 8, pp. 569–572, Aug. 1978.
- Oleson, J. R., **“A review of magnetic induction methods for hyperthermia treatment of cancer,”** *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME 31, no. 1, pp. 98-105, Jan. 1984.
- Kimura, I., et al., **“VLF induction heating for clinical hyperthermia applications,”** *IEEE Trans. Mag.*, vol. 22, no. 6, pp. 1897-1900, Nov. 1986.
- Charles, P. and Elliot, P., **“Handbook of Biological effects of Electromagnetic Fields,”** CRC Press, USA, 1995.

- Storm, F. K., Elliot, R. S., Harrison, W. H., and Morton, D. L., “**Clinical RF hyperthermia by magnetic-loop induction: a new approach to human cancer therapy,**” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT 30, no. 8, pp. 1124–58, Aug. 1982.
- Kato, H. and Ishida, T., “**A new inductive applicator for hyperthermia,**” *J. Microw. Power*, vol. 18, no. 4, pp. 331–336, Dec. 1983.
- Rosen, A., Stuchly, M. A., and Vorst, A. V., “**Applications of RF/microwaves in medicine,**” *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, vol. 50, no. 3, pp. 963–74, Mar. 2002.
- Vander, V. A., Rosen, A., and Kotsuka, Y., “**RF/microwave interaction with biological tissues,**” New York: Wiley-IEEE, Jan. 2006.
- Stauffer, P. R. and Goldberg, S. N., “**Introduction: thermal ablation therapy,**” *Int. J Hyperthermia*. Vol. 20, no. 7, pp. 671–677, 2004.
- Kotsuka, Y., et al., “**Development of RF and microwave heating equipment and clinical application to cancer treatment in Japan,**” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1789–1799, Nov. 2000.
- Kotsuka, Y., Hankui, E., Hashimoto, M., and Miura, M., “**Development of double-electrode applicator for localized thermal therapy,**” *IEEE Trans. Microwave. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1906–1908, Nov. 2000.
- Ruggera, P. S. and Kantor, G., “**Development of a family of helical coil applicators which produce transversely uniform axially distributed heating in cylindrical fat-muscle phantoms,**” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, no. 1, pp. 98–105, Jan. 1984.
- Kotsuka, Y., Hankui, E., and Shigematsu, Y., “**Development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia,**” *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 44, no. 10, pp. 1803–1810, Oct. 1996.
- Kotsuka, Y., et al., “**Development of small and high efficiency implant for deep local hyperthermia,**” *Japn. J. Hypertherm. Oncol.*, vol. 19, no. 1, pp. 11–22, 2003.
- Ambrosio, V. D. and Dughiero, F., “**Numerical model for RF capacitive regional deep hyperthermia in pelvic tumors,**” *Med Bio Eng Comput.*, vol. 45, no.5, pp. 459–466, 2007.
- Kim, J. H., et al., “**Local tumor hyperthermia in combination with radiation therapy. 1. Malignant cutaneous lesions,**” *Cancer*, vol. 40, pp. 161– 169, Jul. 1978.

- Kuroda, S., Uchida, N., Sugimura, K., and Kato, H., “**Thermal distribution of radiofrequency inductive hyperthermia using an inductive aperture-type applicator: evaluation of the effect of tumour size and depth,**” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 37, no. 3, pp. 285-290, 1999.
- Elliott, R. S., Harrison, W. H., and Storm, F. K., “**Electromagnetic heating of deep seated tumors,**” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BEM-29, pp. 61–64, Jan. 1982.
- Hagmann, M. J. and Levin, R. L., “**Coupling efficiency of helical coil hyperthermia applications,**” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 32, no. 7, pp. 539–540, Jul. 1985.
- Kern, J. L. G., et al. “**Experimental characterization of helical coil as hyperthermia applicators,**” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 1, pp. 46–52, Jan. 1988.
- Raskmark ,P. and Andersen, J. B., “**Focused electromagnetic heating of muscle tissue,**” *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MTT-32, no. 8, pp. 887-888, Aug. 1984.
- Tiberio, C. A., et al., “**The RF toroidal transformer as a heat delivery system for regional and focused hyperthermia,**” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 35, pp. 1077–1085, Dec. 1988.
- Anderson, J. B., et al., “**A hyperthermia system using a new type of inductive applicator,**” *IEEE Trans., Biomed. Eng.*, vol. BEM-31, no. 1, pp. 212–227, Jan. 1984.
- Dughiero ,F. and Corazza, S., “**Numerical simulation of thermal disposition with induction heating used for oncological hyperthermia treatment,**” *Med Biol Comp Eng.*, vol. 43, pp. 40–46, 2005.
- Rahn, H., et al., “**Tissue Model for the Study of Heat Transition During Magnetic Heating Treatment,**” *IEEE Trans. on Magnetics*, vol. 49, no. 1, pp. 244–249, Jan. 2013.
- Polk, C. and Postow, E. “**Handbook of biological effects of electromagnetic fields,**” Boca Raton: CRC Press, 1996.
- Habash, R. W. Y., “**Electromagnetic fields and radiation: human bioeffects and safety,**” New York: Marcel Dekker, 2001.
- Stang, J., et al., “**A Preclinical System Prototype for Focused Microwave Thermal Therapy of the Breast,**” *IEEE Trans. on Biomedical Eng.*, vol. 59, no. 9, pp. 2431-2438, Sep. 2012.
- Ho, S. L., et al., “**Design and Analysis of Novel Focused Hyperthermia Devices,**” *IEEE Trans. on Magnetics*, vol. 48, no. 11, pp. 3254-3257, Nov. 2012.

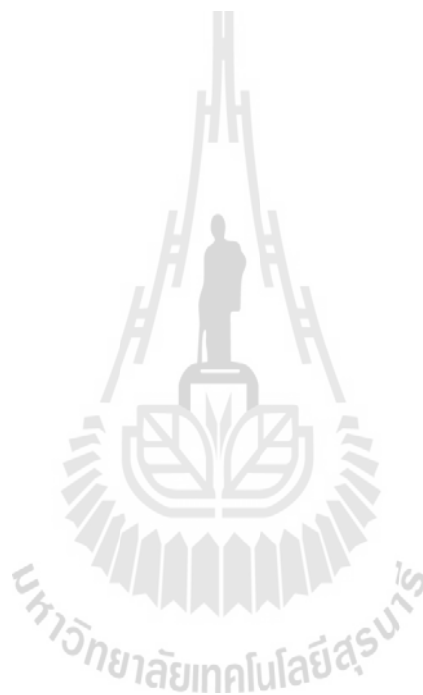
- Kotsuka, Y., et al., “**Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia,**” *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48 No. 11, pp. 1807-1813, Nov. 2000.
- Thongsopa, C., Intarapanich, A., and Tangwachirapan, S. “**Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating,**” *Proc. in ISEF-XIV International Symposium on Electromagnetic Fields in Mechatronics, Electrical and Electronic Engineering*, Arras, France, Sep. 2009.
- Du, Y., et al., “**Principles of Power-Frequency Magnetic Field Shielding with Flat Sheets in a Source of Long Conductors,**” *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, vol. 38, pp. 450–59, Aug. 1996.
- Kotsuka, Y., et al., “**Local Inductive Heating Method Using Novel High-Temperature Implant for Thermal Treatment of Luminal Organs,**” *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, vol. 57:2574–2580, Oct. 2009.
- Hasselgren, L. and Luomi, J. “**Geometrical Aspects of Magnetic Shielding at Extremely Low Frequencies,**” *IEEE Trans Electromag Compat.*, vol. 37, pp. 409–420, Aug. 1995.
- Sullivan, D., “**Three-dimensional computer simulation in deep regional hyperthermia using the finite-difference time-domain method,**” *IEEE Trans. on Microwave Theory Tech.*, vol. 38, no. 2, pp. 204–211, Feb. 1990.
- Kunz, K. S. and Luebbers, R. J. “**The Finite Difference Time Domain for Electromagnetics,**” CRC Press, 1993.
- Dennis, M. S. “**A Frequency-Dependent FDTD Method for Biological Applications,**” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 40, no 3, pp. 532-539, Mar. 1992.
- Chanchai, T., and Mearnchu, A., “**Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator,**” *IEICE Transactions on Communication*, vol.E85-B, no.10, pp. 2327-2337, 2002.
- Renhart, W., et al., “**Application of Eddy Current Formulations to Magnetic Resonance Imaging,**” *IEEE Trans. on Magnetics*, vol. 28, pp. 1517-1520, Mar. 1992.
- Boadi, A. Suchida, T. and Enokizono, M., “**Designing of Suitable Construction of High-Frequency Induction Heating Coil by Using Finite- Element Method,**” *IEEE Trans. Magnetics*, vol. 41, no.10 pp. 4048-50, Oct. 2005.



- Bottomley, P. A. and Andrew, E. R. **“RF Magnetic Field Penetration,” Phase Shift and Power Dissipation in Biological Tissue : Implications for NMR Imaging,** *Phys. Med. Biol.*, vol.23, pp. 630-643, 1978.
- Kuster, N. and Balzano, Q. **“Energy Absorption Mechanism by Biological Bodies in the Near-Field of Dipole Antennas above 300 MHz,”** *IEEE Trans. Vehicul. Technol.*, vol. VT-41, no. 1, pp. 17-23, Feb. 1992.
- Balanis, C. A., **Advanced Engineering Electromagnetic**, New York Wiley, 1989.
- Yee, K. S. **“ Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell’s Equations in Isotropic Media,”** *IEEE Trans. Antennas Propagation*, vol.14, no. 3, pp. 302-307, May, 1966.
- Mateev, V., et al., **“Coupled Field Modeling of Ferrofluid Heating in Tumor Tissue,”** *IEEE Trans. on Magnetics*, vol. 49, no. 5, pp. 1793-1796, May 2013.
- Ambrosio, V. D. and Dughiero, F., **“Numerical model for RF capacitive regional deep hyperthermia in pelvic tumors,”** *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol.45, no. 5, pp. 459-466, 2007.
- Roemer, R. B. and Cetas, T. C. **“Applications of Bioheat Transfer Simulations in Hyperthermia,”** *Cancer Research*, Vol.44, pp. 4788s-4798s, Oct. 1984.
- Mimoune, S. M., Fouladgar, J., Chentoufand, A., and Develey, G., **“A 3D Impedance Calculation for an Induction Heating System for Materials with Poor Conductivity,”** *IEEE Trans. Magnetics*, vol. 32, no. 3, pp. 1605-1608, May, 1996.
- Milovanovic, B. and Doncov, N. **“TLM Modeling 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, pp. 237-247, 2002.
- Gandhi, O. P. and Chen, J. Y., **“Electromagnetic Absorption in The Human Head From Experimental 6-GHz Handheld Transceivers,”** *IEEE Trans. on Electromagnetic Compat.*, vol.37, no. 4, pp. 547-558, Nov. 1995.
- Hadjem, A., et al., **“Study of Specific Absorption Rate (SAR) I induced in Two Child Head Models and in Adult Heads Using Mobile Phones,”** *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques*, vol. 53, no.1, pp. 4-11, Jan. 2005.

Dughiero, F. and Corazza, S., “ **Numerical Simulation of Thermal Disposition with Induction Heating Used for Oncological Hyperthermia Treatment,**” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol.43, pp. 40-43, Jan. 2005.

Surya, C., et al., “**Temperature measurement on tissue surface during laser irradiation,**” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol.46, no. 2, pp. 159–168, 2008.





ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

## รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

### บทความวิชาการ

Phairat Thosdee (*Thanaset Thosdeekoraphat*), Montree Chinanupakorn and Chanchai Thongsopa **Design of Magnetic Shielding System for Cancer Treatment with Hyperthermia Inductive Heating**, *Proceedings of International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2011)*, Lotte Hotel on JeJu Island, Korea, , October 25-28 2011.

Thanaset Thosdeekoraphat and Chanchai Thongsopa **Development of Magnetic Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating**, *IEEE Proceedings of Asia-Pacific International Symposium on Electromagnetic Compatibility (APEMC 2012)*, Hard Rock Hotel, Resorts World™ Sentosa, Singapore, 21-24 May 2012.

### วารสารวิชาการ

Thanaset Thosdeekoraphat, Samran Santalunai, and Chanchai Thongsopa **Improved the Performance of Focusing Deep Hyperthermia Inductive Heating for Breast Cancer Treatment by Using Ferro-fluid with Magnetic Shielding System**, *Trans Tech Publications, Applied Mechanics and Materials*, Vols. 325-326, June 2013, pp. 353-358.

Thanaset Thosdeekoraphat and Chanchai Thongsopa, **The Optimization of Non-invasive Focused Deep Hyperthermia Inductive Heating for Breast Cancer Treatment by Using Nanoparticles and Magnetic Shielding System**, *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, Vol. 7 No. 8, June 2013, pp. 757-766.

Thanaset Thosdeekoraphat Saksit Summart, Chanchai Thongsopa, **Current-mode Sinusoidal Quadrature Oscillator Using Single Dual-output Current Controlled current Conveyor Transconductance Amplifier (DO-CCCCTA)**, *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, Vol. 7 No. 8, June 2013, pp. 230-236.

Samran Santalunai, Thanaset Thosdeekoraphat1, and Chanchai Thongsopa **Thermal Analysis of Inductive Coils Array against Cylindrical Material, Steel for Induction Heating Applications**, *Trans Tech Publications, Applied Mechanics and Materials*, Vol. 330, June 2013, pp. 754-759.

Kongsak Ratniyomchai1, Samran Santalunai, Thanaset Thosdeekoraphat1, and Chanchai Thongsopa, **Optimization of Capacitor Copper Plate for Dielectric Heating to Eliminate Insect**, *Trans Tech Publications, Applied Mechanics & Materials*, Vol. 343, July 2013, pp. 101-105.

# Design of Magnetic Shielding System for Cancer Treatment with Hyperthermia Inductive Heating

<sup>#</sup>Phairat Thosdee, Montree Chinanupakorn and Chanchai Thongsopa  
<sup>#</sup>School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology  
 Nakhon Ratchasima 30000, Thailand  
 t.phairat99@gmail.com

## Abstract

In this paper, we propose magnetic shielding system for cancer treatment with hyperthermia inductive heating. It is a technique to control magnetic field intensity and relocate the heating area by using a cylindrical metal shielding with aperture.

**Keywords :** Shielding Hyperthermia Inductive heating

## 1. Introduction

At present, cancer is one of leading cause of population death in worldwide. Cancer is the uncontrolled growth and spread of cells. It can affect almost any part of the body. Especially breast cancer, because of breast cancer has been increasing worldwide in every year [1]. Therefore, it is desirable to remove the cancer from the human body as soon as possible. Cancer can be treated effectively by various methods such as surgical excision, chemotherapy and radio therapy including hyperthermia [2] which is one of noninvasive techniques. There are few techniques for noninvasive deep hyperthermia. Most of microwave heating methods could not be used for deep hyperthermia due to skin depth effect. Low frequency technique is possible for deep treatment, however. 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. Nevertheless, the direction of magnetic field is important for localizing the heating region. Because of high intensity magnetic field will side effects of neighbouring normal cells, which can have devastating to normal cells. Moreover, the magnetic field intensity is crucial for hyperthermia treatment since it controls tissue temperature. It has been shown that magnetic core orientation and position can control the field distribution in both horizon and vertical direction [3]. To concentrate magnetic field to a specific region, a shielding system is installed at the magnetic core [3]. The location of heating can be controlled by moving the ferrite core.

Resent the controlling heating position system in [3] utilizes two metal plates to control the vertical magnetic field. One metal plate is placed between two ferrite cores and other two metal plates are placed closed to the ferrite cores. This configuration provides control over the vertical field and, hence, the heating location can be determined by the ferrite cores location. However, the magnetic field will leak thought the unshielded side of the ferrite cores. The leakage of magnetic field results in difficulty of controlling the heating area and also effects normal cells that is nearby. Radio-therapy for breast cancer requires regional heating with specific temperature. The temperature is directly proportional to magnetic field intensity.

In this paper, we study the effect of cylindrical shield to heating area, depth and location of induction heating for breast cancer hyperthermia treatment. The heating area is determined by the aperture size of the cylindrical shield. To determine heat distribution in the breast, electric loss density is analyzed for various aperture sizes of the shielding cylinder. The applicator is a ferrite cylinder with diameter of 7 cm. In the simulation, the applicator is fed by a 4 MHz source. It is difficult to limit heating area when the applicator ferrite cores are unshielded. However, the heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. If the small heating area is needed, it may require longer treatment time. Moreover, the heating location can be varied by changing ferrite core

orientation. By moving the orientation of the ferrite core in x-axis and z-axis direction, the heating location and area are altered dramatically for unshielded ferrite cores whereas the heating position and area are slightly different for shielded cores. Simulations show that the heating position can be relocated from the top to the bottom and the left to the right of the breast by changing the orientation of the ferrite core with cylindrical shield. The cores vertical position has almost no effect on the heating area and position for shielded cores. In contrast, heating area and position is difficult to predict when unshielded cores are used. The proposed magnetic shielding system is suitable for prevent the effects of hyperthermia cancer treatment by induction heating.

## 2. Shielding System

The proposed magnetic shielding system consists of a shielding plate and two cylinders as shown in Fig. 1 (a). The shielding system in [3] consists of a metal plate to control the magnetic field from a single side of the core. Unlike the shielding system in [3], the proposed shielding system controls the vertical by enclosing the ferrite core with a cylindrical shield with aperture size of  $3.5 \times 8$  cm. Since placing the shielding plate only one side of the ferrite core can control the magnetic field only one side, it will be magnetic field leak in the opposite side of the shielding plate. This magnetic field leakage results in spreading of the heating region. Thus, it is difficult to control the heating area. The proposed shielding system limits the magnetic field around the ferrite cores to confine the field in horizontal direction. Most of the vertical magnetic field will penetrate into the heating body via the aperture and, hence the heating region size can be determining by the aperture size. Moreover, the heating position can be relocated from the top to the bottom and the left to the right of the breast by moving the orientation of the ferrite core with cylindrical shield in x-axis and z-axis direction. The schematic of the simulation model is shown in Fig. 1 (b).

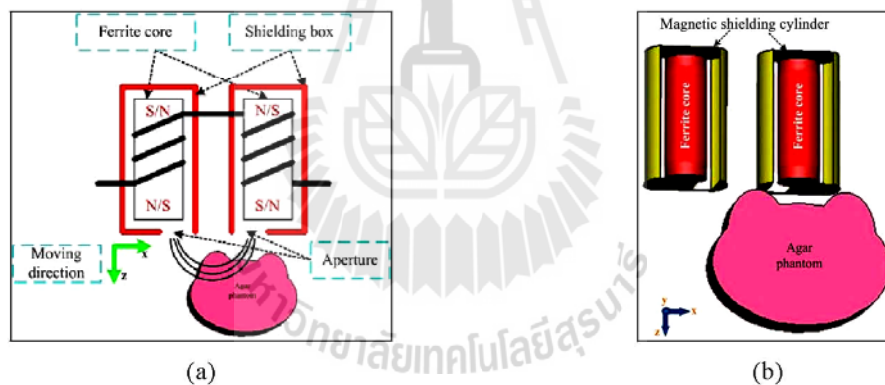


Figure 1: Construction of magnetic shielding system (a) schematic of applicator system (b) simulation model

Fig. 1 represent the heating model is made from agar phantom with conductivity, relative permeability and relative permittivity are 0.62 s/m, 1 and 130 respectively. The magnetic shield plate and cylinders are metal with conductivity of  $5.84 \times 10^4$  s/m. The ferrite core is a highly magnetic material with conductivity 0.001 s/m and relative permeability 200.

## 3. Simulation Results

The construction of magnetic shielding system to verify the field distribution on the heating model, full wave 3-D numerical simulation is performed using commercial software, CST EM Studio 2009. We evaluate electric loss density for the heating body. The ferrite core is excited by 4 MHz signal. The aperture sizes in the simulation are 5 cm, 7 cm and 8 cm. Electric loss density images for heating region of the ferrite core without shield and cylindrical shield with all aperture sizes are shown in Fig. 2.

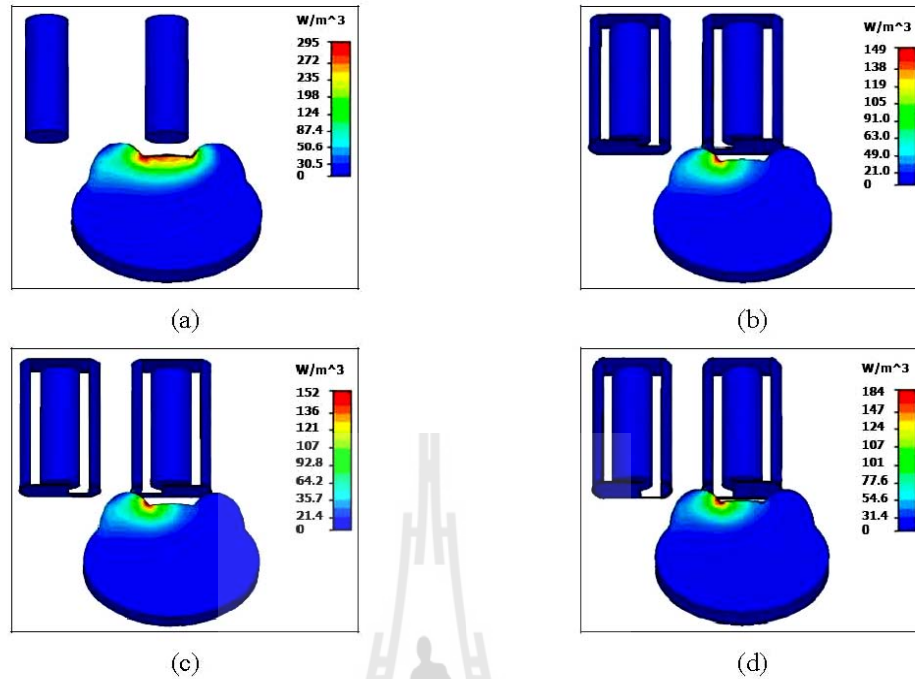


Figure 2: Electric loss density of the heating model (a) ferrite core without shielding (b) cylindrical shielding with 5 cm aperture (c) cylindrical shielding with 7 cm aperture (d) cylindrical shielding with 8 cm aperture

Fig. 2 represents the heating region of the ferrite core with and without cylindrical shield. The heating region has spread over the large area when the ferrite core is unshielded with cylindrical shield as shown in Fig. 2 (a). When the ferrite core is cylindrical shielded with various aperture size, the heating region size is confined in smaller area as shown in Fig. 2 (b) - Fig. 2 (d). The heating region size is reduced when the aperture size is smaller. It can be seen that the heating region is controlled by varying the aperture size.

We further investigate the heating location by changing shielded ferrite cores orientation. The ferrite cores orientation with 45-degree and 90-degree are investigated as shown in Fig. 3.

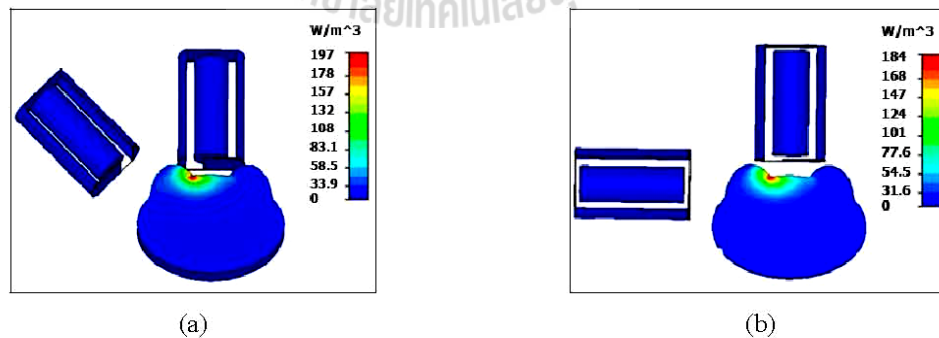


Figure 3: Electric loss density of the heating model for ferrite cores orientation (a) 45-degree (b) 90-degree

Fig. 3 shows the heating region when the ferrite core orientation with 45-degree and 90-degree. In the shielded cores, the aperture size is 8 cm in the simulation for both orientations. The maximum electric loss densities for the 45-degree and 90-degree orientation are more than the parallel ferrite core configuration. Furthermore, we investigate the effect of distance of the ferrite core in x-direction to the heating location as shown in Fig. 4.



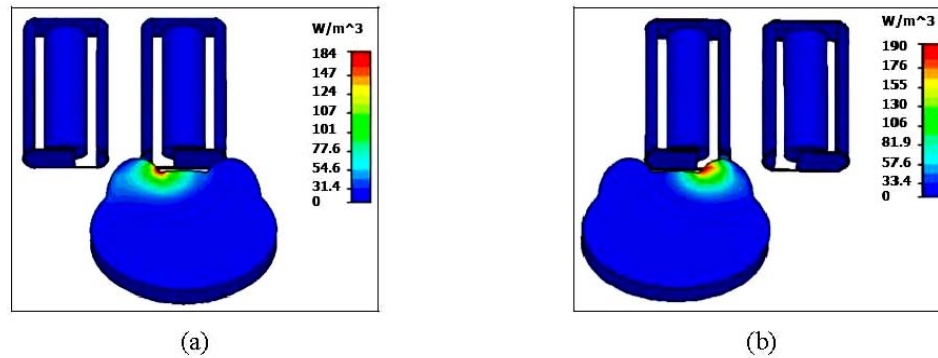


Figure 4: Electric loss density of the heating model for ferrite cores position in x-direction

The simulation results in Fig. 4 show that the heating locations can be relocated from the left to the right of the breast by changing the orientation of the ferrite core with cylindrical shield. The simulations show that the heating area can be controlled by aperture size. The heating area is proportional to the aperture size. It is difficult to limit heating area when the cores are unshielded. However, the heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. If the small heating area is needed, it may require longer treatment time.

#### 4. Conclusion

In this paper, the effect of cylindrical shield to heating area and location of induction heating for breast cancer hyperthermia treatment are presented. To determine heat distribution in the breast, which electric loss density is analyzed for various aperture sizes shielding cylinder. In the simulation, the inductive applicator is a ferrite core with diameter of 7 cm and excited by 4 MHz signal. The magnetic applicator is located inside this shielding cylinder. The simulations show that size of heating region can be controlled by varying the aperture size. Moreover, we investigate the position of heating region by varying the orientation of the ferrite core in x-axis and z-axis direction. Furthermore, we investigate the heating location by changing shielded ferrite cores orientation with 45-degree and 90-degree. The effect of vertical and horizontal position of the ferrite core to the heating location is also studied. Simulations show that the heating position can be relocated from the top to the bottom and the left to the right of the breast by changing the orientation of the ferrite core with cylindrical shield. The advantage of the magnetic shielding system is that it can be used to applied for prevent the effects of hyperthermia cancer treatment by induction heating.

#### References

- [1] Breast Cancer Facts & Figures 2009-2010 <http://www.cancer.org/Research/CancerFactsFigures/BreastCancerFactsFigures/f861009-final-9-08-09-pdf>.
- [2] P. Charles, P. Elliot, Handbook of Biological effects of Electromagnetic Fields, CRC Press, USA, 1995
- [3] Y. Kotsuka, *et al.* "Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia," IEEE Trans. On Microwave Theory and Techniques, Vol. 48 No. 11, pp 1807-1813, 2000.

#### Acknowledgments

This work was supported by the Research Department Institute of Engineering Suranaree University of Technology Thailand.



# Development of Magnetic Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating

Thanaset Thosdeekoraphat<sup>#1</sup>, Chanchai Thongsopa<sup>#2</sup>

<sup>§</sup>School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology

Nakhon Ratchasima 30000, Thailand

<sup>†</sup>t.thanaset99@gmail.com

**Abstract**— In this paper, the effect of cylindrical shield to heating area and location of induction heating for breast cancer hyperthermia treatment with hyperthermia inductive heating are presented. To determine heat distribution in the breast, which electric loss density is analyzed for various aperture sizes and radius of shielded cylindrical. It is a technique to control magnetic field intensity and relocate the heating area by using a cylindrical metal shielding with aperture. In the simulation, the inductive applicator is a ferrite core with diameter of 7 cm and excited by 4 MHz signal. The simulations show that the heating area can be effectively controlled by using the cylindrical shield with adjustable aperture size. The heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. If the small heating area is needed, it may require longer treatment time. Nevertheless, the efficiency of heat can be increased by varying the radius size of shielding plate. Moreover, we investigate the position of heating region by varying the orientation of the ferrite core in x direction. The effect of horizontal position of the ferrite core to the heating location is also studied. Simulations show that the heating position can be relocated by changing the orientation of the ferrite core with cylindrical shield. The advantage of the magnetic shielding system is that it can be used to applied for prevent the effects of hyperthermia cancer treatment by induction heating.

## I. INTRODUCTION

Cancer is one of leading cause of population death in worldwide. Especially breast cancer, because of breast cancer has been increasing worldwide in every year [1]. Cancer is the uncontrolled growth and spread of cells. It can affect almost any part of the body. Therefore, it is desirable to remove the cancer from the human body as soon as possible. Cancer can be treated effectively by various methods such as surgical excision, chemotherapy and radio therapy including hyperthermia [2]-[6] which is one of noninvasive techniques. There are few techniques for noninvasive deep hyperthermia.

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 [7], [8]. Nevertheless, the microwave heating methods could not be used for deep hyperthermia due to skin depth effect [10]. Conversely, low frequency technique is possible for deep treatment, however. 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. However, the direction of magnetic field is important for localizing the heating region. Radio-therapy for breast cancer requires regional heating with specific temperature. Because of high intensity magnetic field will side effects of neighbouring normal cells, which can have devastating to normal cells. Moreover, the magnetic field intensity is crucial for hyperthermia treatment since it controls tissue temperature. It has been shown that magnetic core orientation and position can control the field distribution in both horizon and vertical direction [9]. To concentrate magnetic field to a specific region, a shielding system is installed at the magnetic core [9]. The location of heating can be controlled by moving the ferrite core. Resent the controlling heating position system in [9] utilizes two metal plates to control the vertical magnetic field. One metal plate is placed between two ferrite cores and other two metal plates are placed closed to the ferrite cores. This configuration provides control over the vertical field and, hence, the heating location can be determined by the ferrite cores location. However, the magnetic field will leak thought the unshielded side of the ferrite cores. The leakage of magnetic field results in difficulty of controlling the heating area and also effects normal cells that is nearby. Consequently, the radio-therapy for breast cancer requires regional heating with specific temperature. Because of, the temperature is directly proportional to magnetic field intensity.

In this paper, we proposed shielding system is a cylindrical metal with aperture. The effect of cylindrical shield to heating area and location of induction heating for breast cancer hyperthermia treatment with hyperthermia inductive heating are presented. The magnetic applicator is located inside this shielding cylinder. We show that the magnetic field intensity can be regulated by varying the aperture size. In the simulation, the inductive applicator is a ferrite core with diameter of 7 cm and excited by 4 MHz signal. The simulations show that the heating area can be effectively controlled by using the cylindrical shield with adjustable aperture size. The heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. If the small heating area is needed, it may require longer treatment time. Nevertheless, the efficiency of heat can be increased by varying the radius size of shielding plate. Moreover, we show that the heating location can be relocated by changing the orientation of the ferrite core. The

effect of horizontal position of the ferrite core to the heating location is also studied. Simulations show that the heating position can be relocated by changing the orientation of the ferrite core with cylindrical shield.

II. CONCEPT AND CONSTRUCTION OF SHIELDING SYSTEMS

The proposed shielding system controls the vertical by enclosing the ferrite core with a cylindrical shield with aperture. The shielding system in [9] consists of a metal plate to control the magnetic field from a single side of the core. Unlike the regional heating system in [9], since placing the shielding plate only one side of the ferrite core in [9] can control the magnetic field only one side, it will be magnetic field leak in the opposite side of the shielding plate. Thus, it is difficult to control the heating area. This magnetic field leakage results in spreading of the heating region that has an effect on another nearby tissues. The construction and simulation model of magnetic shielding system as shown in Fig. 1 (a) and (b) respectively.

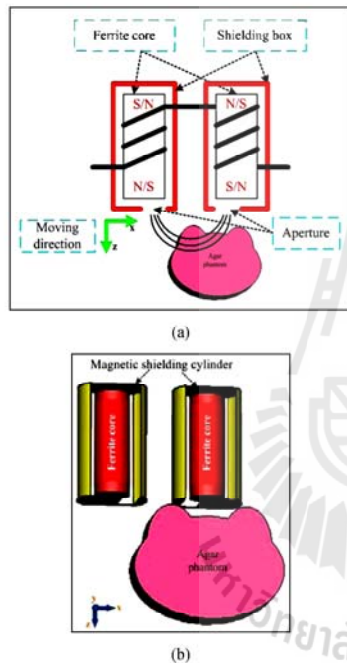


Fig. 1 Construction of magnetic shielding system (a) schematic of applicator system (b) Analytical model of magnetic field shielding system

In this figure, a two dimension cross section of the analytic region is represented to be able to easily understand the configuration of the shielding system analysis. The proposed shielding system limits the magnetic field around the ferrite cores to confine the field in horizontal direction. Most of the vertical magnetic field will penetrate into the heating body via

the aperture and, hence the heating region size can be determining by the aperture size. Moreover, the heating position can be relocated from the left to the right of the breast model by moving the orientation of the ferrite core with cylindrical shield in x-axis direction. The heating model is made from agar phantom with conductivity, relative permeability and relative permittivity are 0.62 s/m, 1 and 130 respectively. The magnetic shield plate and cylinders are metal with conductivity of 5.84e4 s/m. The ferrite core is a highly magnetic material with conductivity 0.001 s/m and relative permeability 200.

III. SIMULATION RESULTS AND DISCUSSION

In this section, we investigate the magnetic flux density, which can be controlled by varying the aperture size. In order to resolve the problem of heating region and a local heating can be controlled by varying the aperture and radius size of the shielded system. Moreover, we investigate the position of heating region can be relocated by changing the orientation of the ferrite core with shielded system in x-axis direction. The construction of magnetic shielding system to verify the field distribution on the heating model, full wave 3-D numerical simulation is performed using commercial software, CST EM Studio 2009.

From these theoretical investigations, one effective method to control a heating region in the breast was found. Hence, the temperature in the heating body can be controlled by the size of shielding aperture. We evaluate electric loss density for the heating model. The ferrite core is excited by 4 MHz signal. The aperture sizes in the simulation are 5 cm, 8 cm and 10 cm. Electric loss density images for heating region of the ferrite core without shield and cylindrical shield with all aperture sizes are shown in Fig. 2.

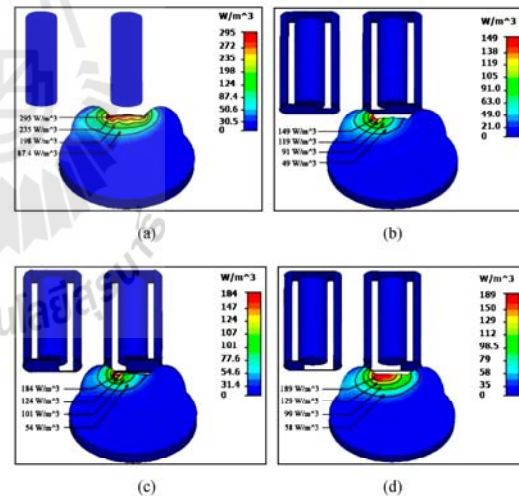


Fig. 2 Electric loss density of the heating model (a) ferrite core without shielding (b) cylindrical shielding with 5 cm aperture (c) cylindrical shielding with 8 cm aperture (d) cylindrical shielding with 10 cm aperture



Fig. 2 represents the heating region of the ferrite core with and without cylindrical shield. The heating region has spread over the large area when the ferrite core is unshielded with cylindrical shield as shown in Fig. 2 (a). When the ferrite core is cylindrical shielded with various aperture size, the heating region size is confined in smaller area as shown in Fig. 2 (b)-Fig. 2 (d). It could be observed that the heating region size is reduced when the aperture size is smaller. It can be seen that the heating region is controlled by varying the aperture size are illustrated in Table 1.

TABLE I  
EVALUATE THE ELECTRIC LOSS DENSITY FROM VARYING THE APERTURE SIZES

Aperture sizes of shield plate (cm)	Electric loss density ( $W/m^3$ )
without shielding	295.0
10	189.0
9	187.0
8	184.0
7	152.0
6	150.0
5	149.0
4	132.0
3	112.0
2	101.0

From table 1, we found that the aperture size of 8 centimeters, it will give the best results. Because of the electric loss density is high. Furthermore, it can control the leakage of the magnetic field or the effectiveness of magnetic field shielding more effectively. The simulations show that the heating area can be effectively controlled by using the cylindrical shield with adjustable aperture size. The heating area is determined by the aperture size of the cylindrical shield. Nevertheless, when the cylindrical shielded have aperture size more than 8 cm the heating region have spread over the large area. Due to the heating area is proportional to the aperture size. In contrast, heating area is difficult to predict when unshielded cores are used. In unshielded cores, the heating area spreads unpredictably, and hence, it is difficult to limit the heating area when the cores are unshielded. Simulations show that the heating area can be controlled by the aperture size of cylindrical shield. However, the heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. Nevertheless, if the small heating area is needed, it may require longer treatment time. More treatment time may be required to heat the cancer cell to desire temperature. In addition to increased the heating efficiency by increasing the time to treatment. It can also increase heating efficiency by varying the radius size of shielding plate.

Subsequently, we investigate the heating efficiency can be increased by changing the radius size of shielding plate. To find out how to increase the magnetic flux and heating efficiency, we will change the radius size of shield plate to get the most excellent heating efficiency, while causing smallest magnetic flux leakage to another nearby tissue. We show that the heating efficiency can be increased by varying the radius sizes of cylindrical shield plate are illustrated in Fig. 3.

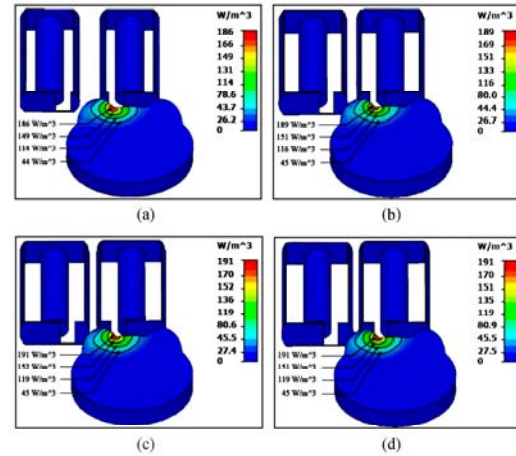


Fig. 3 Electric loss density of the heating model (a) radius size of shielding plate is 0.5 cm (b) radius size of shielding plate is 1.5 cm (c) radius size of shielding plate is 2 cm (d) radius size of shielding plate is 2.5 cm

Fig. 3 represents the heating efficiency when the radius size of cylindrical shield plate is changed. The simulations show that the heating efficiency can be effectively controlled by varying the radius size of cylindrical shield plate with fixed aperture size of 8 cm is unchanged, obtained from previous studies. Due to aperture size of cylindrical shield plate more than 8 cm the heating region have spread over the large area uncontrollable, and it is difficult to limit the magnetic field. However, the heating efficiency has increased when the radius size of cylindrical shield plate is increased as shown in Fig. 3 (b) and (c). Subsequently, when increasing the radius of more than 8 cm, the heating efficiency is slightly different or approximately the efficiency of heating are not changed. It could be observed that the efficiency of heating size has a few changed, when the radius size of cylindrical shield plate increasing more than 8 cm. It can be seen that the heating efficiency is controlled by varying the radius size of cylindrical shield plate are illustrated in Table 2.

TABLE III  
EVALUATE THE ELECTRIC LOSS DENSITY FROM VARYING THE RADIUS SIZES

Radius size of shielding plate (cm)	Electric loss density ( $W/m^3$ )
2.75	191.0
2.50	191.0
2.25	191.0
2.00	191.0
1.75	189.5
1.50	189.0
1.25	188.5
1.00	188.0
0.75	187.0
0.50	186.0
0.25	185.0

From table 2, we found that the radius size of cylindrical shield plate is 2 cm with aperture size of 8 cm it will give the best results. Because of the electric loss density is highest. In addition, it can control the leakage of the magnetic field or the effectiveness of magnetic field shielding more effectively. From this investigated shows that the heating efficiency can be increased by changing the radius size of cylindrical shield plate. However, when the cylindrical shielded have radius size more than 2 cm the heating efficiency is slightly different or approximately the efficiency of heating are not changed. It will also influence to the applicator of the system is very large. The simulations show that the radius size of cylindrical shield plate is 2 cm with aperture size of 8 cm it will give the best most excellent heating efficiency results, while causing smallest magnetic flux leakage to another nearby tissue.

Moreover, we investigate the heating location by changing shielded ferrite cores position. We show that the heating location can be relocated by changing the position of the ferrite core with cylindrical metal shield as shown in Fig. 4.

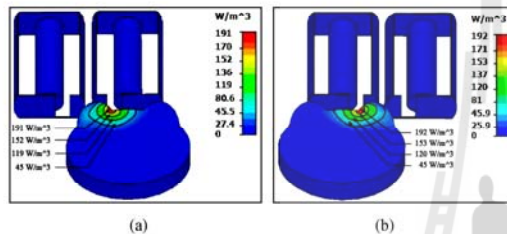


Fig. 4 Electric loss density of the heating model for changing the ferrite core with cylindrical shields in x-direction (a) the electric loss density at the starting position (b) the electric loss density when the ferrite cores applicator offset from original position in the x-direction equal to 16 cm.

Fig. 4 shows the heating locations can be relocated from the left to the right of the breast model by changing the orientation of the ferrite core with cylindrical shields in x-direction. The maximum electric loss density for the initial positions and 16 cm offset from the original position are  $191 \text{ W/m}^3$  and  $192 \text{ W/m}^3$  respectively. In this case, the heating efficiency is similar for both positions and original position in Fig. 3 (c) since the aperture size is identical.

#### IV. CONCLUSIONS

In this paper, we study the effect of cylindrical shield to heating area and location of induction heating for breast cancer hyperthermia treatment with hyperthermia inductive heating are presented. It is a technique to control magnetic field intensity and relocate the heating area by using a cylindrical metal shielding with aperture. It is difficult to limit heating area when the applicator ferrite cores are unshielded.

The cylindrical shield provides a convenient way to control the heating area and heating efficiency via the aperture size and radius size of shielding plate respectively. In the simulation, the inductive applicator is a ferrite core with diameter of 7 cm and excited by 4 MHz signal. The magnetic applicator is located inside this shielding cylinder. The simulations show that the heating area can be controlled by aperture size, which the heating area is proportion to the aperture size. The heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. If the small heating area is needed, it may require longer treatment time. However, the efficiency of heat can be increased by varying the radius size of shielding plate. Moreover, we investigate the position of heating region by varying the ferrite core orientation and position in x direction. We show that the ferrite orientation can relocate the heating area from the left to the right of the breast model. The effect of horizontal position of the ferrite core to the heating location is also studied. Simulations show that the heating position can be relocated by changing the orientation of the ferrite core with cylindrical shield. The advantage of the magnetic shielding system is that it can be used to applied for prevent the effects of hyperthermia cancer treatment by induction heating.

#### ACKNOWLEDGMENT

This work was supported by Suranaree University of Technology (SUT) and by the Office of the Higher Education under NRU project of Thailand

#### REFERENCES

- [1] Breast Cancer Facts & Figures 2009-2010 [http://www.cancer.org/Research/CancerFactsFigures/Breast\\_CancerFactsFigures/t861009-final-9-08-09-pdf](http://www.cancer.org/Research/CancerFactsFigures/Breast_CancerFactsFigures/t861009-final-9-08-09-pdf).
- [2] E. Ben-Hur et al., "Thermal enhanced radio response of cultured Chinese hamster cell inhabitation of repair of sublethal damage and enhancement of lethal damage," *Radial Res.*, vol. 58, p. 38-51, 1974.
- [3] P. P. Antichi et al., "Selective heating of coetaneous human tumors at 27.12 MHz," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. MITT-26, p. 569-572, Aug. 1978.
- [4] J. R. Oleson, "A review of magnetic induction methods for hyperthermia treatment of cancer," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 31, p. 98-105, Jan. 1984.
- [5] I. Kimura et al., "VLF induction heating for clinical hyperthermia applications," *IEEE Trans. Magn.*, Vol 22, p. 1897-1900, June 1986.
- [6] P. Charles, P. Elliot, *Handbook of Biological effects of Electromagnetic Fields*, CRC Press, USA, 1995.
- [7] 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*, 1995, Vol.345, p. 540-543.
- [8] J. Van der zee, "Heating the patient A promising approach," *Annals of Oncology*, 2002., 1173-1184.
- [9] Y. Kotsuka, et al., "Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia," *IEEE Trans. On Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48 No. 11, p. 1807-1813, 2000.
- [10] 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, p. 1803-1810.

## The Optimization of Non-invasive Focused Deep Hyperthermia Inductive Heating for Breast Cancer Treatment by Using Nanoparticles and Magnetic Shielding System

Thanaset Thosdeekoraphat and Chanchai Thongsopa

School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhonratchasima  
30000, Thailand

**Abstract:** The optimization of noninvasive focused deep hyperthermia inductive heating with nanoparticles injected and magnetic shielding system for breast cancer treatment has been presented in this article and the results are discussed. It is a technique to control magnetic field intensity and focusing the heating area by using magnetic fluid and cylindrical metal shielded with aperture. To focusing and increase the heating efficiency in the breast cancer treatment. In the simulation, the inductive applicator is a ferrite core with diameter of 7 cm and excited by 4 MHz signal. We show that the magnetic field intensity can be controlled by changing the aperture size to suitable. The simulations show that the heating area can be effectively controlled by using the magnetic fluid together with shielding system. Results have shown that the efficiency of heat can be increased by varying the radius size of shielding. Moreover, we show that the heating efficiency can be increased by using the magnetic fluid nanoparticles. The advantage of proposed magnetic field shielding system with nanoparticles injected is that it can be applied to non-invasive focused deep hyperthermia inductive heating for breast cancer treatment.

**Key words:** magnetic shielding, non-invasive, focused, inductive heating, nanoparticle, hyperthermia.

### INTRODUCTION

Cancer is one of leading cause of population death in worldwide. Cancer is the uncontrolled growth and spread of cells. It can affect almost any part of the body. Especially breast cancer, because of breast cancer has been increasing worldwide in every year. Therefore, it is desirable to remove the cancer from the human body as soon as possible. Cancer can be treated effectively by various methods such as surgical excision, chemotherapy and radio therapy including hyperthermia (Ben-Hur, E., *et al.*, 1974; Antichi, P. P., *et al.*, 1978; Oleson, J. R., 1984; Kimura, I., *et al.*, 1986; Charles, P., *et al.*, 1995) which is one of noninvasive techniques. The demands for noninvasive cancer treatment by hyperthermia heating are rapidly growing (Storm, F. K., *et al.*, 1982; Rosen, A., *et al.*, 2002; Vander, V. A., *et al.*, 2006; Stauffer, P. R., *et al.*, 2004; Kotsuka, Y., *et al.*, 2000;). There are few techniques for noninvasive deep hyperthermia (Kotsuka, Y., *et al.*, 1996; Kotsuka, Y., *et al.*, 2003; Ambrosio, V. D., *et al.*, 2007; Kuroda, S., *et al.*, 1999). Most of microwave heating methods could not be used for deep hyperthermia due to skin depth effect.

Conversely, low frequency technique is possible for deep treatment, however. The temperature in cancer cell can be increased by induction (Elliott, R. S., *et al.*, 1982; Rahn, H., *et al.*, 2013; Tiberio, C. A., *et al.*, 1988; Dughiero, F., *et al.*, 2005). 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. Nevertheless, the direction of magnetic field is important for localizing the heating region. Radio-therapy for breast cancer requires regional heating with specific temperature. A magnetic shielded system has become an important topic for hyperthermia inductive heating because it can reduce the side effects of neighbouring normal cells from magnetic field. Because of high intensity magnetic field will side effects of neighbouring normal cells, which can have devastating to normal cells. Moreover, the magnetic field intensity is crucial for hyperthermia treatment since it controls tissue temperature. It has been shown that magnetic core orientation and position can control the field distribution in both horizon and vertical direction (Kotsuka, Y., *et al.*, 2000). To concentrate magnetic field to a specific region, a shielding system is installed at the magnetic core. The location of heating can be controlled by moving the ferrite core. Resent the controlling heating position system in (Kotsuka, Y., *et al.*, 2000) utilizes two metal plates to control the vertical magnetic field. One metal plate is placed between two ferrite cores and other two metal plates are placed closed to the ferrite cores. This configuration provides control over the vertical field and, hence, the heating location can be determined by the ferrite cores location. However, the magnetic field will leak thought the unshielded side of the ferrite cores. The leakage of magnetic field results in difficulty of controlling the heating area and also effects normal cells that is nearby. Consequently, the radio-therapy for breast cancer treatment requires regional heating

**Corresponding Author:** Thanaset Thosdeekoraphat, School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology, 111, University Rd., Muang, Nakhonratchasima 30000, Thailand.  
E-mail: thanaset@sut.ac.th

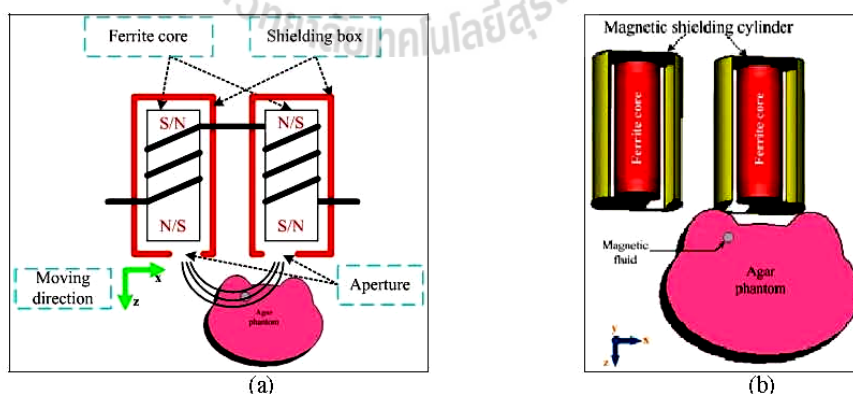


with specific temperature (Thanaset, T., *et al.*, 2012). Because of, the temperature is directly proportional to magnetic field intensity.

In this paper, we proposed the optimization of noninvasive focused deep hyperthermia inductive heating with magnetic shielding system for breast cancer treatment and the results are discussed. We show that the magnetic field intensity can be controlled by varying the aperture size and the radius size of shielding plate to suitable (Thanaset, T., *et al.*, 2012). In addition, the position of the heating region and heating efficiency can be controlled very well by using our magnetic shielded system as mentioned above with the magnetic fluid. It also uses principle injected of magnetic fluid into the cancer cell so that it can be attracted magnetic flux to cancer cell most effectively. In addition, the heating region at the position of cancer cells will be the most effectively and it can be penetrated into the breast even more. It is a technique to control magnetic field intensity and focusing the heating area by using magnetic fluid and a cylindrical metal shielding with aperture. To focusing and increase the heating efficiency in the breast cancer treatment, which electric loss density is analyzed for various aperture sizes and radius of shielded cylindrical. The magnetic applicator is located inside this shielding cylinder. Theoretical analyses investigate that a novel shielded system and magnetic fluid are effective for controlling the magnetic field distribution or heating position. Theoretical investigations were carried out using a lossy medium. The simulations show that the heating area can be effectively controlled by using the cylindrical shield with magnetic fluid. In the simulation, the inductive applicator is a ferrite core with diameter of 7 cm and excited by 4 MHz signal. The simulations show that the heating area can be effectively controlled by using the cylindrical shield with adjustable aperture size. The heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. If the small heating area is needed, it may require longer treatment time. Nevertheless, the efficiency of heat can be increased by varying the radius size of shielding plate. Moreover, we show that the heating efficiency can be increased and focusing of heating region can be controlled by using the magnetic fluid with our shielded system. The proposed magnetic field shielding system with magnetic fluid is suitable for non-invasive focused deep hyperthermia inductive heating and preventing the side-effects for breast cancer treatment.

#### **The Concept and Construction of Shielding Systems:**

The magnetic shielding system for noninvasive focused deep hyperthermia inductive heating in this proposed that consists of two cylindrical shielding plates. This system controls the vertical by enclosing the ferrite core with a cylindrical shield with aperture. Nevertheless the system in (Kotsuka, Y., *et al.*, 2000) consists of a metal plate to control the magnetic field from a single side of the core. Unlike the regional heating system in (Kotsuka, Y., *et al.*, 2000), since placing the metal plate only one side of the ferrite core in (Kotsuka, Y., *et al.*, 2000) which can control the magnetic field only one side, it will be magnetic field leak in the opposite side of the shielding plate. Thus, it is very difficult to control the heating area. This magnetic field leakage results in spreading of the heating region that has an effect on another nearby tissues. The construction of magnetic shielding system and simulation model with magnetic fluid for noninvasive focused heating region are illustrated in Fig. 1 (a) and (b) respectively.



**Fig. 1:** Schematic of shielding system with ferro-fluid injected: The shielding system consists of two cylindrical shielding plates, controls the vertical by enclosing the ferrite core with a cylindrical shield with aperture. (a) Schematic of applicator system (b) The cross section of the breast analysis model injected the magnetic fluid into the cancer cell.

In this figure, a two dimension cross section of the analytic region is represented in order to easily understand the configuration of the shielding system analysis. The proposed shielding system limits the

magnetic field around the ferrite cores to confine the field in horizontal direction. Most of the vertical magnetic field will penetrate into the heating body via the aperture and, hence the heating region size can be determined by the aperture size. Moreover, the heating position can be focused from the top to the bottom and the left to the right of the breast by moving the orientation of the cancer model with magnetic fluid in x-axis and y-axis direction is illustrated in Fig. 1. In addition, the design of magnetic field shielding system is necessary to take into consideration the attenuation of the magnetic field properties of the various materials used in order to spread the magnetic field over the specific area and leakage of magnetic field to the nearby areas to a fewest. Therefore, we have to consider effects of magnetic field shielding of various materials that were tested, such as, copper (Cu), lead (Pb), steel (Fe) and transformer steel (Ck-37), which has conductivity, relative permeability and relative permittivity are illustrated in TABLE 1.

Table 1: Properties of various materials to be tested.

Materials	conductivity	permeability
copper (Cu)	$59.6 \times 10^6$	1
lead (Pb)	$5.0 \times 10^5$	1
steel (Fe)	$7.14 \times 10^6$	700
transformer steel (Ck-37)	$2.17 \times 10^5$	4000

The investigation of the effective reduction of the magnetic field for various materials was carried out in the study. To analyse the effective of magnetic field shielding of materials, we specify a current source of the magnetic field ( $J_s$ )  $1 \text{ A/m}^2$ . Within the cylindrical shield plate with dimensions  $15 \times 15 \text{ cm}$  and a thickness of  $1 \text{ mm}$  copper plate as shown in Fig. 2.

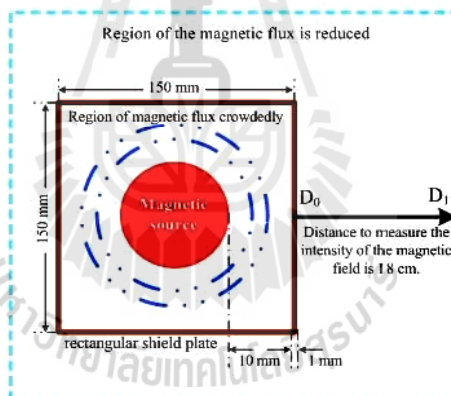


Fig. 2: Schematic of shield plate and distance to measure the intensity of the magnetic field for various materials. The material used in the analyses consists of copper, lead, steel and transformer steel.

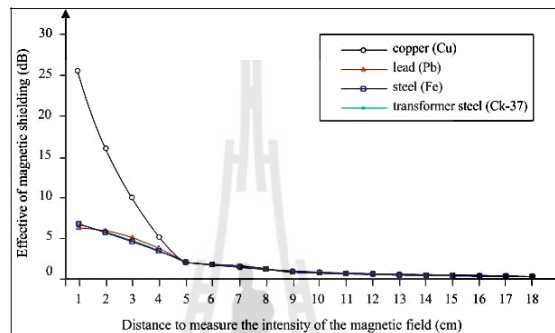
Figure 2 represents the model of cylindrical shield plate and distance to measure the intensity of the magnetic field (Du, Y., *et al.*, 1996; Kotsuka, Y., *et al.*, 2009). After that, we analyzed the effectiveness of magnetic field shielding (SE) of various materials in following equation (1) (Hasselgren, L., *et al.*, 1995).

$$SE(\text{dB}) = 20 \log \left[ \frac{H_{unshield}}{H_{shield}} \right] \quad (1)$$

For analyzing the effective shielding of magnetic field in our study is illustrated in Fig. 3. The material used in the analyses consists of copper, lead, steel and transformer steel, as mentioned above. Fig. 3 shows that the effective of magnetic field shielding of various materials were tested. The horizontal axis represents the distance from the edge of the cylindrical shielding plate and the vertical axis shows the effectiveness of the shielding for various materials. The analysis found that the copper materials will be provided the most effective shield approximately 25.47 dB. Therefore, we chose copper as the material used for the analysis and design of magnetic shielding system. Because copper is a material that can be reduced to a maximum magnetic field in

order to study the characteristics of magnetic field shielding system which are applied with various aperture sizes to control the magnetic field density and heating position appropriately.

The schematic of the analytical model of magnetic field shielding system is shown in Fig. 1 (b). Which represent the cross section of the breast analysis model injected the magnetic fluid into the cancer cell. The heating model as mentioned above is made from agar phantom with conductivity, relative permeability and relative permittivity are 0.62 s/m, 1 and 130 respectively. A phantom simulating a human breast was placed between a pair of ferrite cores with magnetic shielded. The magnetic shield plate is a cylindrical metal with conductivity of  $5.84 \times 10^4$  s/m. The ferrite core is a highly magnetic material with 0.001 s/m conductivity and relative permeability at 200. The magnetic flux density to resolve the problem of heating region and a local heating for analysis of temperature distribution will be illustrated in section of numerical results and temperature distribution.



**Fig. 3:** The effectiveness of magnetic field shielded of various materials that were tested. The horizontal axis represents the distance of the cylindrical shielding plate and the vertical axis shows the effectiveness of the shielding for various materials.

#### Analysis of Temperature Distribution:

In this section, we investigate the magnetic flux density, which can be controlled by varying the aperture size. In order to resolve the problem of heating region and a local heating can be controlled by varying the aperture and radius size of the shielded system. To determine a method of heating induction and controlling heating position, we solved Maxwell's equation and analyzed by using the full wave three-dimensional numerical simulation (Chanchai, T., *et al.*, 2002) following equations (Renhart, W., *et al.*, 1992; Yee, K. S., 1966). The construction of magnetic shielding system to verify the field distribution on the heating model is performed using full wave 3-D numerical simulation.

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (2)$$

$$\nabla \times H = J_0 + j\omega\varepsilon E + \sigma E \quad (3)$$

where  $E$  is the electric field,  $H$  is the magnetic field,  $\omega$  is the radian frequency,  $\mu$  is the permeability,  $J_0$  is the forced current density,  $\varepsilon$  is the permittivity and  $\sigma$  is the electrical conductivity. In this analysis, the following fundamental equation for vector potential  $A$ , which takes the eddy current into consideration, is used. Solving the below equation for  $A$ , the magnetic field and eddy current distribution is calculated as follows.

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = J_0 - J \quad (4)$$

$$\nabla \times (\nu \nabla \times A) = J_0 - \sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \quad (5)$$

where  $\nu$ ,  $J$  and  $\phi$  represent the magnetic reluctance, the current density and the electric potential, respectively. In the electromagnetic analysis, we derive the lowest resonant frequency of the applicator. Subsequently, the temperature distributions are observed. The temperature distribution in lossy media can be calculated from bioheat transfer equation by assuming the lossy media is human tissue or breast replica. It can be expressed as (Roemer, R. B., *et al.*, 1984; Milovanovic, B., *et al.*, 2002; Mateev, V., *et al.*, 2013).

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 T + \frac{\varepsilon_v}{C_p} L_h \left( \frac{\partial M_l}{\partial t} \right) + \frac{P}{\rho C_p} \quad (6)$$



$$P = J \cdot J^* \quad (7)$$

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

where  $T$  is the temperature,  $t$  is the heating time,  $R_T$  is the distribution temperature,  $\varepsilon_v$  is the liquid water flow ratio to the moisture transfer,  $C_p$  is the specific heat capacity of an object,  $L_h$  is the latent heat of vaporization,  $M_l$  is the mass of liquid,  $P$  is the heat source of distribution and  $\rho$  is the local physical density of tissue. The simulation of induction heating was conducted by analyzing eddy current distribution of the inductive applicator is a ferrite core, its will be discussed in the next section.

#### Numerical Results and Discussion:

In this section, we investigate the magnetic flux density, which can be controlled by varying the aperture size. In order to resolve the problem of heating region and a local heating can be controlled by using the shielded system. Moreover, the position of the heating region and heating efficiency can be controlled very well by using our magnetic shielded system as mentioned above with the magnetic fluid. It also uses principle injected of magnetic fluid into the cancer cell so that it can be attracted magnetic flux to cancer cell most effectively. The construction of magnetic shielding system to verify the field distribution on the heating model, full wave 3-D numerical simulation was performed using full wave three-dimensional numerical simulation.

#### A. Evaluate Electric Loss Density:

To find out how to control the magnetic flux and heating region, we will change aperture size to get the most excellent heating efficiency, while causing smallest magnetic flux leakage to another nearby tissue. The proposed shielding system limits the magnetic flux around the ferrite cores to confine the field between two ferrite cores. It is a technique to control magnetic field intensity and relocate the heating area by using a cylindrical metal shielding with aperture. The demonstration shows that the magnetic field intensity can be regulated by varying the aperture size. From these theoretical investigations, one effective method to control a heating region in the breast was found. Hence, the temperature in the heating body can be controlled by the size of shielding aperture. Electric loss density for the heating model was evaluated. The ferrite core is excited by 4 MHz signal. The aperture sizes in the simulation are 5 cm, 7 cm and 8 cm. Electric loss density images for heating region of the ferrite core without shield and cylindrical shield with all aperture sizes are shown in Fig. 4.

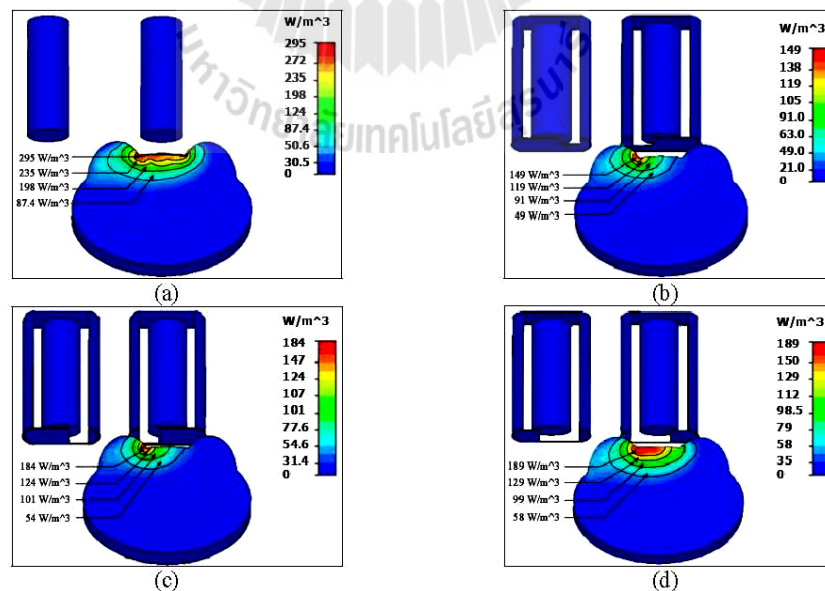


Fig. 4: Electric loss density of the heating model (a) ferrite core without shielding (b) cylindrical shielding with 5 cm aperture (c) cylindrical shielding with 8 cm aperture (d) cylindrical shielding with 10 cm aperture.

Figure 4 represents the heating region of the ferrite core with and without cylindrical shield. The heating region has spread over the large area when the ferrite core is unshielded with cylindrical shield as shown in Fig. 4 (a). When the ferrite core is cylindrical shielded with various aperture size, the heating region size is confined in smaller area as shown in Fig. 4 (b)- Fig. 4 (d). It could be observed that the heating region size is reduced when the aperture size is smaller. It can be seen that the heating region is controlled by varying the aperture size are illustrated in TABLE 2.

From TABLE 2, we found that the aperture size of 8 centimeters can perform the best results because the electric loss density is high. Furthermore, it can control the leakage of the magnetic field or the effectiveness of magnetic field shielding (SE) more effectively (Hasselgren, L., *et al.*, 1995; Thanaset, T., *et al.*, 2012). However, the heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. Nevertheless, if the small heating area is needed, it may require longer treatment time. More treatment time may be required to heat the cancer cell to desire temperature.

**Table 2:** Evaluate the electric loss density from changing the aperture sizes.

aperture sizes of shield plate (cm)	electric loss density (W/m <sup>3</sup> )	magnetic flux density	effective of magnetic field shielding (dB)
without shielding	295.0	433.0	-
10	189.0	297.0	3.27
9	187.0	295.0	3.33
8	184.0	291.0	3.45
7	152.0	285.0	3.63
6	150.0	280.0	3.77
5	149.0	275.0	3.94
4	132.0	271.0	4.07
3	112.0	269.0	4.13
2	101.0	265.0	4.26

The simulations show that the heating area can be effectively controlled by using the cylindrical shield with adjustable the aperture size as mentioned above in TABLE 2. The heating area was determined by the aperture size of the cylindrical shield. Due to the heating area is proportional to the aperture size. In unshielded cores, the heating area spreads unpredictably, and, hence, it is difficult to limit the heating area when the cores are unshielded. Simulations show that the heating area can be controlled by the aperture size of cylindrical shield. In contrast, heating area is difficult to predict when unshielded cores are used. However, the heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. Nevertheless, if the small heating area is needed, it may require longer treatment time. More treatment time may be required to heat the cancer cell to desire temperature. It can also increase heating efficiency by varying the radius size of shielding plate.

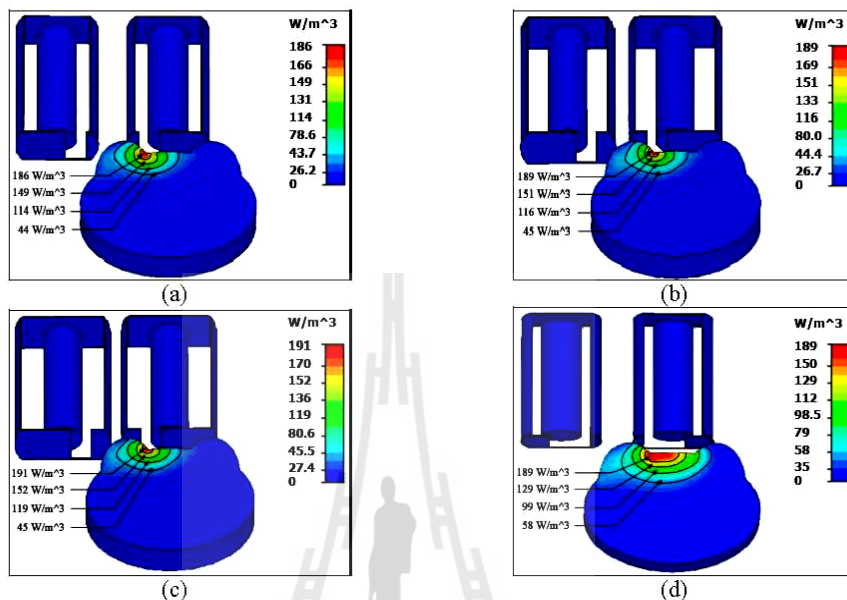
Subsequently, we investigate the heating efficiency can be increased by changing the radius size of cylindrical shielding plate. To find out how to increase the magnetic flux and heating efficiency, we will change the radius size of shield plate to get the most excellent heating efficiency, while causing smallest magnetic flux leakage to another nearby tissue. We show that the heating efficiency can be increased by varying the radius sizes of cylindrical shield plate are illustrated in Fig. 5.

**Table 3:** Evaluate the electric loss density from changing the radius sizes.

radius size of shielding plate (cm)	electric loss density (W/m <sup>3</sup> )	magnetic flux density	effective of magnetic field shielding (dB)
2.75	191.0	300	3.18
2.50	191.0	300	3.18
2.25	191.0	300	3.18
2.00	191.0	299	3.22
1.75	189.5	299	3.22
1.50	189.0	300	3.18
1.25	188.5	301	3.16
1.00	188.0	299	3.22
0.75	187.0	298	3.24
0.50	186.0	299	3.22
0.25	185.0	300	3.18

Figure 5 represents the heating efficiency when the radius size of cylindrical shield plate is changed. The simulations show that the heating efficiency can be effectively controlled by varying the radius size of cylindrical shield plate with fixed aperture size of 8 cm is unchanged, obtained from previous studies. Due to aperture size of cylindrical shield plate more than 8 cm the heating region have spread over the large area uncontrollable, and it is difficult to limit the magnetic field. However, the heating efficiency has increased when the radius size of cylindrical shield plate is increased as shown in Fig. 3 (b) and (c). Subsequently, when increasing the radius of more than 8 cm, the heating efficiency is slightly different or approximately the efficiency of heating are not changed. It could be observed that the efficiency of heating size has a few

changed, when the radius size of cylindrical shield plate increasing more than 8 cm. It can be seen that the heating efficiency is controlled by varying the radius size of cylindrical shield plate are illustrated in TABLE 3.

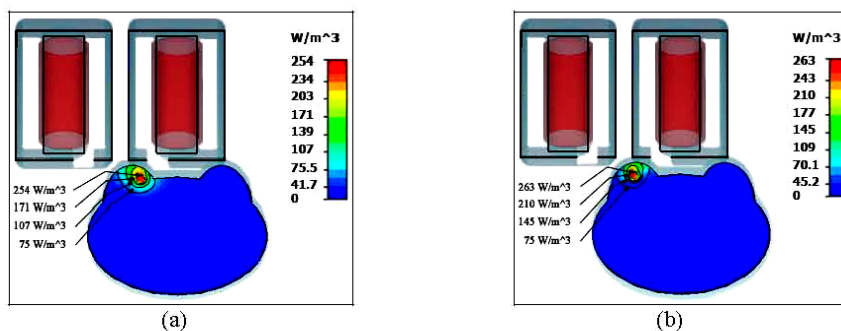


**Fig. 5:** Electric loss density of the heating model (a) radius size of shielding plate is 0.5 cm (b) radius size of shielding plate is 1.5 cm (c) radius size of shielding plate is 2 cm (d) radius size of shielding plate is 2.5 cm.

From TABLE 3, we found that the radius size of cylindrical shield plate is 2 cm with aperture size of 8 cm it will give the best results. Because of the electric loss density is highest. In addition, it can control the leakage of the magnetic field or the effectiveness of magnetic field shielding more effectively. From this investigated shows that the heating efficiency can be increased by changing the radius size of cylindrical shield plate. However, when the cylindrical shielded have radius size more than 2 cm the heating efficiency is slightly different or approximately the efficiency of heating are not changed. It will also influence to the applicator of the system is very large. The simulations show that the radius size of cylindrical shield plate is 2 cm with aperture size of 8 cm it will give the best most excellent heating efficiency results, while causing smallest magnetic flux leakage to another nearby tissue.

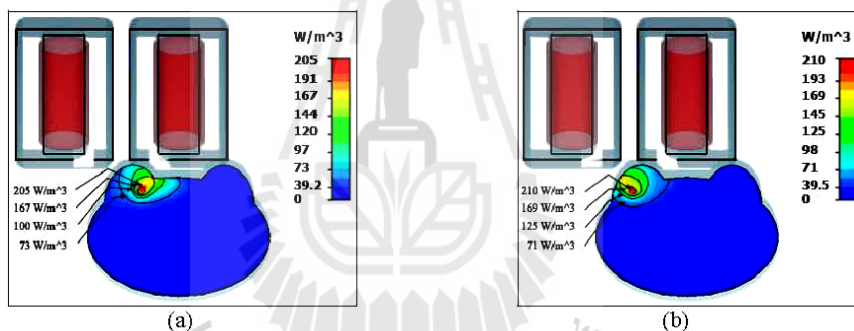
#### **B. Investigate the Heating Orientation and Focusing:**

Moreover, we investigate the position of heating region by using the magnetic shielded system as mentioned above with the magnetic fluid. Due to, principle injected of magnetic fluid into the cancer cell so that it can be attracted magnetic flux to cancer cell most effectively. Simulations show that the heating and focusing can be relocated by using the magnetic field shielding system and magnetic fluid with fixed radius size of cylindrical shield plate is 2 cm with aperture size is 8 cm are unchanged, obtained from previous studies. Because of the radius size of cylindrical shield plate is 2 cm with aperture size of 8 cm it will give the best most excellent heating efficiency results, while causing smallest magnetic flux leakage to another nearby tissue. The effect of magnetic shielded system and magnetic fluid to heating location and focused deep hyperthermia are also studied. We show that the heating region can be focused or relocated by using the magnetic fluid as shown in Fig. 6, and the focal point of the cancer cells to be heating more effectively when used in combination with the magnetic shielding system.



**Fig. 6:** Electric loss density of the heating model by using the magnetic fluid so that it can be attracted magnetic flux to cancer cell most effectively (a) cross sectioned of the heating region and focused at the cancer cell deep in the breast is equal to 2 cm (b) position of the cancer cell with injected of magnetic fluid changed from original position in the left hand is equal to 3 cm.

Furthermore, the effect of noninvasive focused deep hyperthermia inductive heating of the heating region was investigated in the original position to the various heating location of cancer cells is altered. The result shows that the heating location can be relocated by changing the position of the cancer cell with magnetic fluid injected, as shown in Fig. 7.



**Fig. 7:** Electric loss density of the heating model by using the magnetic fluid (a) cross sectioned of the heating focused at the cancer cell deep in the breast is equal to 4 cm (b) position of the cancer cell with injected of magnetic fluid changed from original position in the left hand is equal to 3 cm.

Figure 6 represents the heating efficiency when uses principle injected of magnetic fluid into the cancer cell so that it can be attracted magnetic flux to cancer cell most effectively. The heating region at the position of cancer cells will be the most effectively and it can be penetrated into the breast even more. The maximum electric loss density for the heating region and focused at the cancer cell deep in the breast equal to 2 cm is 254  $W/m^3$ . In addition, position of the cancer cell with injected of magnetic fluid changed from original position to the left hand, the position of the heating region can be focusing accurately and high efficiently. The maximum electric loss density of the heating region at the cancer cell for changed from original position to the left hand is 263  $W/m^3$ . Moreover, the simulation results in Fig. 7 show that the effect of noninvasive focused deep hyperthermia inductive heating of the heating region can be removed from the top to the bottom of the breast model by changing the position of the cancer cell with magnetic fluid injected, deep in the breast equal to 4 cm. The maximum electric loss density for this position is equal to 205  $W/m^3$ . And the maximum electric loss density of the heating region at the cancer cell changed from starting position to the left hand in this case is 210  $W/m^3$ .

From the simulation results, we show that the heating efficiency can be increased and focusing of heating region can be controlled by using the magnetic fluid with magnetic shielded system. Because of principle injected of magnetic fluid into the cancer cell so that it can be attracted magnetic flux to cancer cell most effectively. The heating region at the position of cancer cells will be the most effectively and it can be penetrated into the breast even more. Nevertheless, it also given to thermal efficiency, it can be prevented the side-effects of hyperthermia cancer treatment of neighbouring normal cells.



**Conclusion:**

The optimization of noninvasive focused deep hyperthermia inductive heating with magnetic shielding system for breast cancer treatment is presented. It is a novel technique to control magnetic field intensity and focusing the heating area by using magnetic fluid and a cylindrical metal shielding with aperture. The distribution of the lossy medium was analyzed using the full wave 3-D numerical simulation. In the simulation, the inductive applicator is a ferrite core with diameter of 7 cm and excited by 4 MHz signal. The simulations show that the heating area can be controlled by using the cylindrical shield. From the simulation we found that the heating efficiency is reduced as the aperture size decreases. Nevertheless, the efficiency of heat can be increased by varying the radius size of shielding plate, due to the heating area is proportion to the aperture size. The results show that the suitable radius size of cylindrical shield plate increasing is 2 cm with aperture size is 8 cm it will give the best most excellent heating efficiency results, while causing smallest magnetic flux leakage to another nearby tissue. Moreover, the investigations we found that the principle injected of magnetic fluid into the cancer cell so that it can be attracted magnetic flux to cancer cell most effectively. In addition, the heating region at the position of cancer cells will be the most effectively and it can be penetrated into the breast even more. The magnetic field shielding system with magnetic fluid injected could perform the best results because the electric loss density is high equal  $263 \text{ W/m}^3$ . The proposed magnetic field shielding system with magnetic fluid is suitable for non-invasive focused deep hyperthermia inductive heating for breast cancer treatment.

**ACKNOWLEDGMENT**

This work was supported by Suranaree University of Technology (SUT) and by the Office of the Higher Education under NRU project of Thailand.

**REFERENCES**

- Ambrosio, V.D. and F. Dughiero, 2007. "Numerical model for RF capacitive regional deep hyperthermia in pelvic tumors," *Med Bio Eng Comput.*, 45(5): 459-466.
- Antichi, P.P., *et al.*, 1978. "Selective heating of coetaneous human tumors at 27.12 MHz," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, MTT-26(8): 569-572.
- Ben-Hur, E., *et al.*, 1974. "Thermal enhanced radio-response of cultured Chinese hamster cell-inhabitation of repair of sub lethal damage and enhancement of lethal damage," *Radiation Research*, 58: 38-51.
- Chanchai, T. and A. Mearnchu, 2002. "Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator," *IEICE Transactions Communication*, E85-B(10): 2327-2337.
- Charles, P. and P. Elliot, 1995. "Handbook of Biological effects of Electromagnetic Fields," *CRC Press*, USA.
- Dughiero, F. and S. Corazza, 2005. "Numerical simulation of thermal disposition with induction heating used for oncological hyperthermia treatment," *Med Biol Comp Eng.*, 43: 40-46.
- Du, Y., *et al.*, 1996. "Principles of Power-Frequency Magnetic Field Shielding with Flat Sheets in a Source of Long Conductors," *IEEE Trans Electromagnetic Compatibility*, 38(3): 450-59.
- Elliott, R.S., W.H. Harrison and F.K. Storm, 1982. "Electromagnetic heating of deep seated tumors," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BEM-29(1): 61-64.
- Hasselgren, L. and J. Luomi, 1995. "Geometrical Aspects of Magnetic Shielding at Extremely Low Frequencies," *IEEE Trans. Electromagnetic Compatibility*, 37: 409-420.
- Kimura, I., *et al.*, 1986. "VLF induction heating for clinical hyperthermia applications," *IEEE Trans. Mag.*, 22(6): 1897-1900.
- Kotsuka, Y., *et al.*, 2000. "Development of RF and microwave heating equipment and clinical application to cancer treatment in Japan," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 48(11): 1789-1799.
- Kotsuka, Y., E. Hankui, M. Hashimoto and M. Miura, 2000. "Development of double-electrode applicator for localized thermal therapy," *IEEE Trans. Microwave. Theory Tech.*, 48(11): 1906-1908.
- Kotsuka, Y., E. Hankui and Y. Shigematsu, 1996. "Development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 44(10): 1803-1810.
- Kotsuka, Y., *et al.*, 2000. "Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia," *IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques*, 48(11): 1807-1813.
- Kotsuka, Y., *et al.*, 2009. "Local Inductive Heating Method Using Novel High-Temperature Implant for Thermal Treatment of Luminal Organs," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, 57(10): 2574-2580.
- Kotsuka, Y., *et al.*, 2003. "Development of small and high efficiency implant for deep local hyperthermia," *Japanese Journal of Hyperthermic Oncology*, 19(1): 11-22.
- Kuroda, S., N. Uchida, K. Sugimura and H. Kato, 1999. "Thermal distribution of radiofrequency inductive hyperthermia using an inductive aperture-type applicator: evaluation of the effect of tumour size and depth," *Med. Biol. Eng. Comput.*, 37(3): 285-290.

Mateev, V., *et al.*, 2013. "Coupled Field Modeling of Ferrofluid Heating in Tumor Tissue," *IEEE Transactions on Magnetics*, 49(5): 1793-1796.

Milovanovic, B. and N. Doncov, 2002. "TLM Modeling of the Circular Cylindrical Cavity Loaded by Lossy Dielectric Sample of Various Geometric Shapes," *Journal of Microwave Power and Electromag. Energy, USA*, 37(4): 237-247.

Oleson, J.R., 1984. "A review of magnetic induction methods for hyperthermia treatment of cancer," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, BME31(1): 98-105.

Rahn, H., *et al.*, 2013. "Tissue Model for the Study of Heat Transition During Magnetic Heating Treatment," *IEEE Trans. on Magnetics*, 49(1): 244-249.

Rosen, A., M.A. Stuchly and A.V. Vorst, 2002. "Applications of RF/microwaves in medicine," *IEEE Trans Microwave Theory Tech.*, 50(3): 963-74.

Renhart, W., *et al.*, 1992. "Application of Eddy Current Formulations to Magnetic Resonance Imaging," *IEEE Trans. on Mag.*, 28: 1517-1520.

Roemer, R.B. and T.C. Cetas, 1984. "Applications of Bioheat Transfer Simulations in Hyperthermia," *Cancer Research*, 44: 4788s-4798s.

Storm, F.K., R.S. Elliot, W.H. Harrison and D.L. Morton, 1982. "Clinical RF hyperthermia by magnetic-loop induction: a new approach to human cancer therapy," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, MTT30(8): 1124-58.

Stauffer, P.R. and S.N. Goldberg, 2004. "Introduction: thermal ablation therapy," *Int. J Hyperthermia*, 20(7): 671-677.

Thanaset, T., *et al.*, 2012. "Development of Magnetic Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating," *IEEE Conf. Electromagnetic Compatibility (APEMC)*, pp: 465-468.

Tiberio, C.A., *et al.*, 1988. "The RF toroidal transformer as a heat delivery system for regional and focused hyperthermia," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 35(12): 1077-1085.

Vander, V.A., *et al.*, 2006. "RF/microwave interaction with biological tissues," New York: Wiley-IEEE.

Yee, K.S., 1966. "Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media," *IEEE Trans. Antennas Propagation*, 14(3): 302-307.





ภาคผนวก ข

รายละเอียดทางเทคนิคการทำต้นมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

## รายละเอียดทางเทคนิค

ตารางที่ ข.1 ข้อมูลทางเทคนิคของเต้านมที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีความสูญเสีย

วัสดุ	จำนวน
น้ำกลั่น	95.66%
ผงวุ้น (Agar powder)	4%
อนุภาคนาโน (Nanoparticles)	2%
NaCl	0.24%
NaN <sub>3</sub>	0.1%
แบบหุ้รูปเต้านม	1 ชิ้น

### ขั้นตอนในการทำเต้านมจำลอง

- 1) นำน้ำกลั่นจำนวน 3 ลิตร มาต้มในภาชนะจนเดือด
- 2) เติมผงวุ้น (agar powder) แล้วทำการคนให้เข้ากันให้ทั่วทั้งของเหลว
- 3) เติม NaCl และ NaN<sub>3</sub> ลงไปในน้ำกลั่นที่ผสมผงวุ้นต้มเดือดแล้วคนให้ละลายเข้ากัน
- 4) นำของเหลวที่ทำการผสมเสร็จเทใส่ในแบบหุ้รูปเต้านม
- 5) นำแบบหุ้รูดึงเข้าแช่ในน้ำเย็นเพื่อให้ของเหลวแข็งตัวประมาณ 3 ชั่วโมง
- 6) นำแบบหล่อออกจากส่วนผสมที่แข็งตัวจะได้ชิ้นแบบส่วนเต้านมจำลอง
- 7) สำหรับการฉีดสารอนุภาคนาโน จากข้อ 5) ก่อนที่ของเหลวจะแข็งตัวให้ทำการฉีดอนุภาคนาโนที่ผสมน้ำเกลือเข้าไป



## ประวัติผู้เขียน

นายชนเสฏฐ์ ทศศิกรพัฒน์ เกิดเมื่อวันที่ 13 มกราคม พ.ศ. 2527 ที่อำเภอหนองบัว จังหวัดนครสวรรค์ สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลายจากโรงเรียนหนองบัว จังหวัดนครสวรรค์ และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมโทรคมนาคม) และปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมโทรคมนาคม) จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา เมื่อ พ.ศ. 2549 จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขณะที่ศึกษาในระดับปริญญาเอก ได้มีผลงานวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ทั้งในระดับชาติและนานาชาติ ดังต่อไปนี้

- 1) “*Development and Design of Mobile Jammer Systems*” (**Best Paper award**) ในงาน ECTI-CARD 2011, Bangkok, THAILAND.
- 2) “*Design of an UWB Quasi Rhomboid Shaped Element Bowtie Antenna for MIMO Applications*” ในงาน WCE 2011, IAENG, South Kensington campus, Imperial College London, U.K.
- 3) “*Dual Band Quasi-Rhomboid Antenna for Bio-medical Monitoring Applications*” ” ในงาน International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2011), Lotte Hotel on JeJu Island, Korea, October 25-28 2011.
- 4) “*Design of Dual band Quasi-Rhomboid Antenna for Human On-body Applications*” ในงาน EE-CON 34<sup>th</sup>, Ambassador City Jomtien, Chonburi, Thailand.
- 5) “*Design of Magnetic Shielding System for Cancer Treatment with Hyperthermia Inductive Heating*” ในงาน International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2011), Lotte Hotel on JeJu Island, Korea, October 25-28 2011.
- 6) “*Development of Magnetic Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating*” ในงาน IEEE Asia-Pacific International Symposium on Electromagnetic Compatibility (APEMC 2012), Hard Rock Hotel, Resorts World™ Sentosa, Singapore, 21-24 May 2012.

- 7) “*Development of Magnetic Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating*” ในงาน IEEE Asia-Pacific International Symposium on Electromagnetic Compatibility (APEMC 2012), Hard Rock Hotel, Resorts World™ Sentosa, Singapore, 21-24 May 2012.
- 8) “*Wireless Power Transfer Efficiency of Flat and Conical Spiral Coil*” ในงาน International Technical Conference on Circuits/Systems, Computers and Communications, Sapporo Convention Center, Sapporo, Japan, July 15-18, 2012.
- 9) “*Resistor-less Current-mode Universal biquadratic Filter Using CCTAs and Grounded Capacitors*” ในงาน International Conference on Electrical, Computer, Electronics and Communication Engineering (ICECECE 2012) River View Hotel, Singapore, September 12-13, 2012.
- 10) “*Improved the Performance of Focusing Deep Hyperthermia Inductive Heating for Breast Cancer Treatment by Using Ferro-fluid with Magnetic Shielding System*” ในงาน International Conference on Manufacturing Engineering and Process (ICMEP 2013), Vancouver, Canada, April 13-14, 2013.
- 11) “*Thermal Analysis of Inductive Coils Array against Cylindrical Material Steel for Induction Heating Applications*” ในงาน International Conference on Manufacturing Engineering and Process (ICMEP 2013), Vancouver, Canada, April 13-14, 2013.
- 12) “*CCTAs based Current-mode Quadrature Oscillator with High Output Impedances*” ในงาน International Conference on Solid-State and Integrated Circuit (ICSIC 2013), Vancouver, Canada, April 13-14, 2013.