

ผลกระทบของรูปแบบส่วนปิดกั้นชนิดบางต่อการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม  
ด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

นายเฉลิมชนม์ ตั้งวชิรพันธุ์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี  
ปีการศึกษา 2552

**EFFECT OF THIN SHIELD FOR BREAST CANCER  
TREATMENT BY INDUCTION HYPERTHERMIA**

**Shalermchon Tangwachirapan**

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

**Suranaree University of Technology**

**Academic Year 2009**

ผลกระทบของรูปแบบส่วนปิดกั้นชนิดบางต่อการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม  
ด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา  
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

(ผศ. ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล)

ประธานกรรมการ

(ผศ. ดร.ชาญชัย ทองโสภณ)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)

(ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์)

กรรมการ

(ศ. ดร.ชูกิจ ลิ้มปิฉานนท์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ

(รศ. น.อ. ดร.วรพจน์ ขำพิศ)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

เฉลิมชนม์ ตั้งวชิรพันธุ์ : ผลกระทบของรูปแบบส่วนปิดกั้นชนิดบางต่อการบำบัดรักษา  
มะเร็งเต้านมด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ (EFFECTS OF THIN SHIELD FORM  
TO BREAST CANCER TREATMENT BY INDUCTION HYPERTHERMIA)

อาจารย์ที่ปรึกษา : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภณ, 116 หน้า.

การใช้คลื่นความถี่วิทยุในการบำบัดมะเร็งเต้านม สำหรับงานวิจัยนี้เป็นการปล่อยคลื่น  
ความถี่ต่ำที่มีกำลังงานสูงเข้าสู่เซลล์มะเร็ง คลื่นความถี่ต่ำเหล่านี้จะอยู่ในรูปของสนามแม่เหล็กโดย  
จะทำให้เกิดเป็นความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็ง แต่การกระจายของสนามแม่เหล็กบางส่วนจะไป  
กระทบเนื้อเยื่อบริเวณอื่น ๆ ที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็งทำให้เกิดผลข้างเคียงขึ้นได้ ดังนั้นจึงทำการวิเคราะห์  
ออกแบบส่วนปิดกั้นชนิดบาง เพื่อควบคุมสนามแม่เหล็กจากตัวปล่อยคลื่นแบบแกนเฟอร์ไรต์รูป  
ทรงกระบอกที่มีขดลวดเหนี่ยวนำพันรอบ เพื่อไม่ให้คลื่นสนามแม่เหล็กไปกระทบบริเวณอื่นที่ไม่ใช่  
เซลล์มะเร็ง โดยการวิเคราะห์ผลและออกแบบนั้นจะใช้โปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ช่วย  
ในการจำลองรูปแบบส่วนปิดกั้นที่มีช่องเปิดขนาดต่าง ๆ และควบคุมทิศทางการกระจายของคลื่น สำหรับ  
ปล่อยคลื่นเข้าสู่ตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง เพื่อลดการกระจายของคลื่นไปยังบริเวณอื่น ๆ ซึ่งผล  
การวิเคราะห์จำลองรูปแบบนี้สอดคล้องกับผลการทดลองที่แสดงในลักษณะความร้อนภายในเต้านม  
จำลอง โดยรูปแบบของส่วนปิดกั้นสามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้โดยมีประสิทธิภาพต่อไป

สาขาวิชา วิศวกรรมโทรคมนาคม

ปีการศึกษา 2552

ลายมือชื่อนักศึกษา \_\_\_\_\_

ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา \_\_\_\_\_

SHALERMCHON TANGWACHIRAPAN : EFFECTS OF THIN SHIELD  
FORM TO BREAST CANCER TREATMENT BY INDUCTION  
HYPERTHERMIA. THESIS ADVISOR : ASST. PROF.  
CHANCHAI THONGSOPA, Ph.D., 116 PP.

#### INDUCTION HYPERTHERMIA/SHIELDING

Radio therapy for treating breast cancer requires suitable amount of heating temperature. By generation a low-frequency high-energy electromagnetic field wave will introduces heat distribution to the breast cancer region. A technique to control magnetic field intensity toward directly into cylindrical shielding is employed to control the heat distribution this technique is verified by simulations of heat distribution in artificial-breast substance using CST EM STUDIO software. The simulations show that the heating region can be controlled by the size of cylindrical shields and the position of the ferrite core. The ferrite core and cylindrical shields are built. We perform experiments to validate this technique and the results show the breast-cancer region without affecting other nearby areas are proposed the heating position can be controlled with the desired efficiently application.

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

Academic Year 2009 Advisor's Signature\_\_\_\_\_

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างยิ่ง ทั้งด้านวิชาการและ  
ด้านดำเนินงานวิจัย จากบุคคลและกลุ่มบุคคลต่าง ๆ ได้แก่

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภาก อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำ  
ปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาและให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไข  
วิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล หัวหน้าสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ วงศ์สรรคร์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ ทองทา ผู้ช่วย  
ศาสตราจารย์ ดร.ชุติมา พรหมมาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี หัตถกรรม ผู้ช่วยศาสตราจารย์  
เรืออากาศเอก ดร.ประโยชน์ คำสวัสดิ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.มนต์ทิพย์ภา อุฑารสกุล อาจารย์ ดร.  
สมศักดิ์ วาณิชอนันต์ชัย และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปิยาภรณ์ กระจงนอก อาจารย์ประจำ  
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ความรู้ทางวิชาการ และให้  
โอกาสในการศึกษา

ขอขอบคุณ ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์ อาจารย์ชุมพล ปทุมมาเกษร อาจารย์อนันต์ โสภิน  
อาจารย์ทวีทย์ วิทย์สหมุณี อาจารย์ ดร.อาณัติ เหมือนชู อาจารย์นักวิชาการจากสถาบันอุดมศึกษา  
และหน่วยงานด้านเทคโนโลยีทั้งภาครัฐและเอกชน ที่คอยให้คำปรึกษาและช่วยเหลือทั้งในด้าน  
วิชาการและด้านเทคนิค ที่สนับสนุนต่อการทำวิทยานิพนธ์มาโดยตลอด

ขอขอบคุณเพื่อนบัณฑิตศึกษาทุกคน ที่คอยให้ความช่วยเหลือและเป็นกำลังใจ อาทิเช่น  
คุณประพล จาระตะคุ คุณไพรัตน์ ทศดี คุณมังคลา ม่วงรัตน์ ที่คอยช่วยเหลือในการจัดรูปเล่ม  
วิทยานิพนธ์ รวมถึงน้อง ๆ นักศึกษาสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคมทุกคนที่เป็นกำลังใจให้การ  
ดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์

ท้ายที่สุดนี้ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่าน ที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้  
ทางด้านต่าง ๆ ทั้งในอดีตและปัจจุบัน ขอกราบขอบพระคุณ คุณแม่เพ็ญทกาญจน์ ฉายาภูมิ  
คุณจาวรธรรม เพ็ญทอง รวมถึงญาติพี่น้องของผู้วิจัยทุกท่านที่ได้ให้ความรักความห่วงใย คอยเป็น  
กำลังใจที่ดียิ่งสำหรับผู้วิจัยให้สามารถเผชิญกับปัญหาและอุปสรรคต่าง ๆ จนทำให้ผู้วิจัยประสบ  
ความสำเร็จในชีวิตและพร้อมจะพัฒนาตนเองให้ดียิ่ง ๆ ขึ้นไป

เฉลิมชนม์ ตั้งวัชรพันธุ์

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย) .....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ค
สารบัญ.....	ง
สารบัญรูป.....	ช
สารบัญตาราง .....	ฉ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ .....	ฐ
<b>บทที่</b>	
<b>1 บทนำ .....</b>	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	1
1.3 ขอบเขตของเบื้องต้น .....	2
1.4 ขอบเขตของการวิจัย .....	2
1.5 วิธีดำเนินการวิจัย .....	2
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	3
1.7 ปรัชญาหรือบรรณกรรม.....	3
1.8 รายละเอียดในวิทยานิพนธ์.....	6
<b>2 ทฤษฎีและหลักการของส่วนปิดกั้นต่อการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม</b>	
<b>ด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ.....</b>	<b>7</b>
2.1 กล่าวนำ.....	7
2.2 หลักการพื้นฐานของการให้ความร้อนโดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า .....	7
2.2.1 กลไกการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก .....	7
2.2.2 ไดโพลโมเมนต์ที่ถูกเหนี่ยวนำ.....	9
2.2.3 คุณสมบัติของไดอิเล็กตริก .....	11
2.2.4 รูปแบบการเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิ.....	12

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.2.5	ระดับความลึกผิว .....	14
2.3	หลักการบำบัดมะเร็งเต้านมด้วยความร้อน .....	15
2.3.1	ความเป็นมาในการใช้ความร้อนรักษาโรคมะเร็ง .....	15
2.3.2	ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์ .....	16
2.3.3	ผลการใช้ความร้อนและการฉายรังสีในการรักษาโรคมะเร็ง บริเวณเต้านม .....	18
2.3.4	ผลการใช้งานการใช้ความร้อนและการใช้เคมีในการบำบัด รักษามะเร็ง .....	18
2.3.5	การตอบสนองของเซลล์ต่อความร้อนและอัตราการไหลเวียน ของโลหิต .....	19
2.3.6	ความถี่ในการใช้งาน .....	20
2.4	หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า .....	21
2.4.1	หลักการเบื้องต้นในการเหนี่ยวนำด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า .....	21
2.4.2	วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรม .....	25
2.4.3	วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรม .....	28
2.4.4	แรงดันที่จุดเรโซแนนซ์ .....	28
2.4.5	พลังงานที่ส่งผ่านระหว่าง L และ C .....	29
2.4.6	Q แฟกเตอร์ของวงจรอนุกรม LC .....	29
2.5	หลักการของขดลวดเหนี่ยวนำ .....	30
2.5.1	รูปแบบโดยทั่วไปของขดลวดเหนี่ยวนำ .....	30
2.5.2	การหาค่าความเหนี่ยวนำ .....	32
2.6	ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับการปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า .....	35
2.6.1	หลักการปิดกั้นโดยทั่วไปของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า .....	35
2.6.2	หลักการปิดกั้น flux shunting shielding mechanism .....	35
2.6.3	หลักการปิดกั้น induce current shielding mechanism .....	37
2.7	สรุป .....	40



## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

<b>3</b>	<b>การออกแบบและวิเคราะห์ส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อน .....</b>	<b>41</b>
3.1	กล่าวนำ.....	41
3.2	การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลชนิดของวัสดุส่วนปิดกั้นรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยม .....	41
3.3	การออกแบบส่วนเหนี่ยวนำ.....	45
3.3.1	ส่วนเหนี่ยวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์ .....	45
3.3.2	ส่วนเหนี่ยวนำแกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพล .....	46
3.4	รูปแบบส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ใช้แกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพล.....	49
3.5	การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO .....	50
3.5.1	ผลของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพล .....	50
3.5.2	ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นระยะ 4 เซนติเมตร .....	52
3.5.3	ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นระยะ 5 เซนติเมตร .....	53
3.5.4	ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นระยะ 7 เซนติเมตร .....	55
3.5.5	ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นระยะ 8 เซนติเมตร .....	56
3.5.6	ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นระยะ 9 เซนติเมตร .....	57
3.6	การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลการปรับตำแหน่งมุมของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO.....	59
3.6.1	การเลื่อน ตำแหน่งมุม 45 องศา .....	59
3.6.2	การเลื่อน ตำแหน่งมุม 90 องศา .....	62
3.7	การศึกษาความเป็นไปได้การออกแบบและจำลองผลการเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลในทิศทาง y ด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO .....	65
3.7.1	การเลื่อนตำแหน่ง y=4 เซนติเมตร.....	65

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.7.2	การเลื่อนตำแหน่ง $y=8$ เซนติเมตร.....	68
3.8	สรุป.....	71
<b>4</b>	<b>ผลการทดลอง .....</b>	<b>73</b>
4.1	กล่าวนำ.....	73
4.2	โครงสร้างส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อน .....	73
4.3	การสร้างขดลวดเหนี่ยวนำรอบแกนเฟอร์ไรต์.....	74
4.4	การสร้างส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก .....	77
4.5	วัสดุไดอิเล็กทริกรูปเต้านมจำลอง .....	79
4.6	การวัดค่าอุณหภูมิภายในเต้านมจำลอง.....	81
4.6.1	ผลการวัดขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร ทิศทาง $y=4$ เซนติเมตร .....	82
4.7	สรุป.....	86
<b>5</b>	<b>บทสรุปและข้อเสนอแนะ .....</b>	<b>88</b>
5.1	สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์.....	88
5.2	วิจารณ์การวิเคราะห์ทางทฤษฎีและทดลอง.....	89
5.3	ข้อเสนอแนะและแนวทางการพัฒนา .....	89
	รายการอ้างอิง.....	90
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก. บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	92
	ภาคผนวก ข. รายละเอียดทางเทคนิคของวัสดุที่ใช้ทำส่วนเต้านมจำลอง .....	114
	ประวัติผู้เขียน .....	116

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	อะตอมระหว่างประจุบวกต่อประจุลบของตัวกลาง .....8
2.2	กราฟความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเซลล์ต่อเวลา ในการให้ความร้อน..... 17
2.3	ผลของการใช้เคมีบำบัดร่วมกับการให้ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์ ..... 19
2.4	วงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูง.....22
2.5	วงจรแบบคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ .....22
2.6	การให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย.....23
2.7	วงจรพื้นฐานของหม้อแปลงไฟฟ้า ..... 24
2.8	วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาระทางไฟฟ้า ..... 24
2.9	วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรม.....25
2.10	กราฟความสัมพันธ์ของ XL และ XC ต่อความถี่สำหรับวงจร RLC แบบอนุกรม ..... 26
2.11	อิมพีแดนซ์รวมและกระแสที่ไหลในวงจร RLC แบบอนุกรมที่ความถี่ต่าง ๆ .....27
2.12	ลักษณะสัญญาณแรงดันของ VR VC และ VL ที่จุดเรโซแนนซ์.....29
2.13	การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำกับค่าอินดักแตนซ์.....31
2.14	ตัวอย่างของขดลวดเหนี่ยวนำชนิดต่าง ๆ.....32
2.15	ลักษณะของแกนภายในระหว่างอากาศและแกนเหล็ก .....34
2.16	การนำวัสดุแม่เหล็กหรือวัสดุตัวนำมาปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็ก .....35
2.17	ลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กแบบ flux shunting shielding mechanism .....36
2.18	ลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กแบบ induce current shielding mechanism .....37
3.1	รูปแบบส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กจากผลกระทบของการบำบัดมะเร็งเต้านม ..... 42
3.2	ส่วนปิดกั้นชนิดบางรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยม ..... 43
3.3	การวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากส่วนปิดกั้น ..... 43
3.4	ประสิทธิภาพการชีลด์ของวัสดุชนิดต่างๆที่ปิดกั้นสี่เหลี่ยมแบบปิดล้อมทุกด้าน ..... 44
3.5	ส่วนเหนี่ยวนำแบบขดลวดพันรอบแกนเฟอร์ไรต์ ..... 46

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.6	ส่วนเหนี่ยวนำที่นำมาต่ออนุกรมกัน.....47
3.7	วงจรอนุกรม RLC เมื่อส่วนเหนี่ยวนำมีลักษณะอนุกรม.....47
3.8	การประยุกต์ส่วนเหนี่ยวนำในรูปโพลทั้ง 2 ส่วน .....48
3.9	ทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างโพลทั้งสอง .....48
3.10	โครงสร้างแบบจำลองของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก .....50
3.11	ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ไม่มีส่วนปิดกั้น.....51
3.12	การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางเมื่อใช้สนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพล ที่ไม่มีส่วนปิดกั้น.....51
3.13	ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 4 เซนติเมตร.....52
3.14	การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 2 ขั้วโพล ระยะ 4 เซนติเมตร .....53
3.15	ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 5 เซนติเมตร .....54
3.16	การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 2 ขั้วโพล ระยะ 5 เซนติเมตร .....54
3.17	ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 7 เซนติเมตร .....55
3.18	การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 2 ขั้วโพล ระยะ 7 เซนติเมตร .....55
3.19	ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 8 เซนติเมตร .....56
3.20	การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 2 ขั้วโพล ระยะ 8 เซนติเมตร .....57
3.21	ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 9 เซนติเมตร .....58
3.22	การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 2 ขั้วโพล ระยะ 9 เซนติเมตร .....58
3.23	ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา .....60
3.24	การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลที่ไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา.....60

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.25 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 45 องศา .....	61
3.26 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 45 องศา .....	61
3.27 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 90 องศา .....	62
3.28 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา .....	63
3.29 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา .....	64
3.30 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา .....	64
3.31 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง $y=4$ เซนติเมตร .....	66
3.32 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง $y=4$ เซนติเมตร .....	66
3.33 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น $y=4$ เซนติเมตร .....	67
3.34 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น $y=4$ เซนติเมตร .....	68
3.35 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง $y=8$ เซนติเมตร .....	69
3.36 สูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง $y=8$ เซนติเมตร .....	69
3.37 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น $y=8$ เซนติเมตร .....	70
3.38 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น $y=8$ เซนติเมตร .....	70
4.1 โครงสร้างแบบจำลองของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการ บำบัดมะเร็งเต้านม .....	74
4.2 ขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ .....	75

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.3 การวัดค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ .....	75
4.4 ค่าการเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์.....	76
4.5 ขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด 2 โพล .....	76
4.6 ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ทำมาจากวัสดุทองแดงมีช่องเปิด 7 เซนติเมตร .....	77
4.7 หน้าจอของเครื่องกำเนิดสัญญาณ.....	78
4.8 สัญญาณไซน์ความถี่ 4 MHz จากเครื่องกำเนิดเมื่อวัดด้วยออสซิลโลสโคป .....	78
4.9 เต้านมจำลอง .....	79
4.10 ด้านหน้าส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลอง.....	80
4.11 ด้านบนส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลอง .....	80
4.12 ลักษณะภาพกล้องถ่ายภาพความร้อน FLUKE Ti20.....	81
4.13 ลักษณะการถ่ายภาพความร้อน .....	82
4.14 ด้านหน้าของการบำบัดที่มีขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร .....	83
4.15 ด้านข้างของการบำบัดที่มีขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร .....	84
4.16 ภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนของตัวกลางที่ไม่มีส่วนปิดกั้นทิศทาง y=4 เซนติเมตร .....	85
4.17 ภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนของตัวกลางที่ช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร .....	85

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1	แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสีร่วมกับการใช้ความร้อน ..... 18
2.2	แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสีร่วมกับการใช้ความร้อน ..... 20
2.3	ค่าความชื้นซบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ ..... 33
3.1	แสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าและค่าความเข้มของสนามแม่เหล็กของส่วนปิดกั้นตามขนาดช่องเปิดที่ระยะต่าง ๆ ..... 59

## คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

$A$	=	ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก
$B$	=	ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก
$C$	=	คาปาซิเตอร์
$E$	=	electric field
$H$	=	magnetic field
$l$	=	ความยาว
$N$	=	โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตร
$D_p$	=	penetration depth
$E_{loc}$	=	สนามไฟฟ้าภายใน
$p$	=	polarizations
$\chi$	=	susceptibility
$\chi_r$	=	relative susceptibility
$\epsilon^*$	=	complex permittivity
$\epsilon_{eff}''$	=	effective loss factor
$\sigma_d$	=	ค่าความนำของไดอิเล็กตริก
$P_o$	=	กำลังงานคลื่นที่ตกกระทบตัวกลาง
$\alpha$	=	ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในไดอิเล็กตริก
$\epsilon_{eff}$	=	effective dielectric constant
$\epsilon_r$	=	relative permittivity
$\epsilon_0$	=	permittivity of free space
$\sigma$	=	ความนำ
$T$	=	อุณหภูมิ
$\mu_0$	=	permeability of free space
$f$	=	frequency
$q$	=	กำลังงานต่อหน่วยปริมาตร
$k$	=	thermal conductivity
$a$	=	thermal diffusivity



### คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

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

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันความต้องการทางเทคโนโลยีสูงมากขึ้น ไม่ว่าจะเป็นการนำเอาเทคโนโลยีไปใช้ให้เกิดความสะดวกสบายหรือนำเอาเทคโนโลยีไปใช้พัฒนาในแหล่งห่วงโซ่อาหาร รวมไปถึงการบำบัดรักษาโรค และ โรคมะเร็งเป็น โรคที่ผู้ป่วยมีอัตราการเสียชีวิตสูง ซึ่งสาเหตุจากการป่วยเป็นโรคมะเร็งมีหลายสาเหตุ และผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็ก เป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดการเจ็บป่วย

ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะทำการศึกษาวิธีการลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำรอบแหล่งกำเนิดที่กระทบเนื้อเยื่อบริเวณอื่นซึ่งจะเลือกจากกระบวนการให้ความร้อนบำบัดมะเร็งเต้านมโดยทำการจำลองมะเร็งเต้านมจากสารเนื้อเทียมและใช้แหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำ เนื่องจากการลดผลกระทบจากการบำบัดนี้จะวิเคราะห์ให้รูปร่างส่วนวัสดุปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำเป็นรูปทรงเฉพาะส่วน ที่สามารถลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากำลังสูงความถี่ต่ำจากการบำบัดรักษามะเร็งไม่ให้กระทบเนื้อเยื่อส่วนอื่น โดยจะแสดงผลในรูปแบบค่าการกระจายของอุณหภูมิภายในเต้านมจำลองอีกทั้งรูปทรงส่วนวัสดุปิดกั้นที่ใช้ในการลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำยังมีความเหมาะสมต่อการบำบัดมะเร็งเต้านม ทำให้ผลกระทบเนื้อเยื่อส่วนอื่นจากการบำบัดนี้ลดลงและมีความเหมาะสมกับสรีระของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาต่อไป

### 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.2.1 เพื่อศึกษาการใช้ความร้อนในการบำบัดรักษามะเร็ง
- 1.2.2 เพื่อศึกษาผลกระทบต่อร่างกายเมื่อบำบัดรักษามะเร็งด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำ
- 1.2.3 เพื่อศึกษาการปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำชนิดบางในรูปแบบต่าง ๆ
- 1.2.4 เพื่อศึกษาการใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำ
- 1.2.5 สร้างต้นแบบทดสอบคุณลักษณะและปรับปรุงให้สามารถนำไปประยุกต์ใช้งานต่อไป

### 1.3 ข้อตกลงเบื้องต้น

- 1.3.1 โครงสร้างของส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองเป็นแบบที่เหมาะสมกับเต้านมจำลอง โดยไม่จำกัดรูปร่างในระนาบ 2 มิติ
- 1.3.2 วัสดุตัวนำที่ใช้ทำส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองมีคุณสมบัติทางแม่เหล็ก ตัวนำหรือวัสดุที่มีสภาพนำไฟฟ้าสูง

### 1.4 ขอบเขตของการวิจัย

- 1.4.1 ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อพัฒนาหาความเข้มสนามแม่เหล็ก ค่าคุณลักษณะต่าง ๆ ของส่วนปิดกั้น เพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำ
- 1.4.2 สร้างส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำบริเวณรอบสารเนื้อเยื่อที่จำลองเป็นส่วนของเต้านมจากค่าคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ได้พัฒนาด้วยโปรแกรมและวัดค่าคุณลักษณะทางความร้อนของสารเนื้อเยื่อด้วยเครื่องมือวัดทางวิศวกรรม
- 1.4.3 เปรียบเทียบผลการคำนวณกับผลการวัดด้วยเครื่องมือวัดและปรับปรุงแก้ไข

### 1.5 วิธีดำเนินการวิจัย

- 1.5.1 แนวทางการดำเนินงาน
  - 1) สืบค้นปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์
  - 2) วิเคราะห์ออกแบบส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองในรูปทรงต่าง ๆ ที่เหมาะสม
  - 3) สร้างส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำจากการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองในรูปทรงต่าง ๆ ที่เหมาะสมตามที่ได้ออกแบบไว้
  - 4) ทดสอบและวิเคราะห์ผลการทดลอง
- 1.5.2 ระเบียบวิธีวิจัย
 

เป็นงานวิจัยประยุกต์ ซึ่งดำเนินการตามกรอบงานดังต่อไปนี้

  - 1) สืบค้นปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
  - 2) ใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในการคำนวณหาคุณลักษณะต่าง ๆ ของส่วนปิดกั้นชนิดบางด้วยโปรแกรมทางคณิตศาสตร์

- 3) สร้างส่วนปิดกั้นต้นแบบเปรียบเทียบประยุกต์กับค่าคุณลักษณะทางความร้อนที่ได้จากผลการวัดต่อผลการคำนวณ

#### 1.5.3 สถานที่ทำการวิจัย

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

#### 1.5.4 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

- 1) คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (personnel computer)
- 2) เครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่ (signal generator)
- 3) เครื่องวัดอุณหภูมิ (temperature measuring)
- 4) เครื่องวัดคลื่นทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

#### 1.5.5 การเก็บรวบรวมข้อมูล

- 1) เก็บรวบรวมข้อมูลจากการสำรวจทัศนัวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง
- 2) เก็บรวบรวมผลจากการจำลองผลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูปจากคอมพิวเตอร์
- 3) นำผลดังกล่าวไปวิเคราะห์ เพื่อใช้ประกอบการออกแบบส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อใช้ลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำ

#### 1.5.6 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลความรู้เกี่ยวกับการส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำจะถูกนำไปวิเคราะห์เปรียบเทียบระหว่างผลการทดลองและทฤษฎี รวมทั้งเปรียบเทียบกับผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้ตีพิมพ์เผยแพร่ไปแล้ว

## 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- 1.6.1 ได้ลักษณะพื้นฐานของการออกแบบส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข โดยโดยเป็นแนวทางในการพัฒนาต่อไป
- 1.6.2 ได้ส่วนปิดกั้นชนิดบางรูปร่างใด ๆ ที่สามารถลดสนามแม่เหล็กความถี่ต่ำจากกระบวนการให้ความร้อนด้วยคลื่นในการบำบัดมะเร็ง โดยไม่ให้คลื่นไปกระทบเนื้อเยื่อส่วนอื่น

## 1.7 ทัศนัวรรณกรรม

ทั้งนี้เพื่อให้ทราบถึงแนวทางและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ผลการดำเนินการวิจัยตลอดจนปัญหาและข้อเสนอแนะต่างๆเพื่อนำไปสู่วัตถุประสงค์หลักที่ได้ตั้งไว้โดยได้มีการศึกษาผลงานวิจัยที่ผ่านมาและอาศัยฐานข้อมูลที่มีอยู่ ซึ่งฐานข้อมูลที่ใช้ในการสืบค้นงานวิจัยนี้เป็นฐานข้อมูลที่มีชื่อเสียง

และได้รับการยอมรับกันอย่างกว้างขวาง เช่น ฐานข้อมูล IEEE และฐานข้อมูล IEICE นอกจากนี้ยังได้มีการสืบค้นงานวิจัยจากแหล่งอื่น ๆ เช่น จากเครือข่ายอินเทอร์เน็ต จากห้องสมุดของมหาวิทยาลัยต่าง ๆ โดยจากผลการสืบค้นที่ได้นั้นจะใช้เป็นแนวทางในการดำเนินการวิจัยต่อไป สำหรับเนื้อหาในส่วนนี้จะได้อธิบายถึง ทัศนวิสัยและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ที่ผ่านมาสามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มต่าง ๆ ดังนี้ คือ งานวิจัยและรายงานที่ศึกษาถึงผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษาโรคมะเร็งและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

1.7.1 งานวิจัยและรายงานที่ศึกษาถึงผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง ประโยชน์จากเทคโนโลยีที่มีคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นส่วนประกอบได้ถูกพัฒนาขึ้นมาหลายอย่าง เช่น การสื่อสารข้อมูลในรูปแบบโทรศัพท์เคลื่อนที่ การสื่อสารข้อมูลสัญญาณในสายส่งสายอากาศ การส่งกระแสไฟฟ้าตามอาคารบ้านเรือน การให้ความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟ เป็นต้น ดังนั้นจึงมีผู้สนใจทำการศึกษา (Macchina, 1992) คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะส่งผลกระทบต่อผลกระทบของสิ่งมีชีวิตที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Schultz, 1994) ศึกษาถึงผลกระทบของอวัยวะต่าง ๆ ที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และได้ดำเนินการทดสอบปฏิกิริยาเอ็นไซม์จากกระบวนการทางเคมี ผลของอุณหภูมิที่สอดคล้องกับการสูญเสียทางไฟฟ้า และความดัน เป็นต้น ต่อมาได้มีการวิจัยถึงผลกระทบจากใช้โทรศัพท์เคลื่อนที่ (Grissom, 1996) ศึกษาถึงผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่จากโทรศัพท์เคลื่อนที่ต่อมนุษย์ และได้จัดทำเป็นรายงานถึงผลกระทบในส่วนของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (The Stewart Report, 2000) ได้รายงานถึงผลกระทบจากการได้รับคลื่นความถี่ทางโทรศัพท์ โดยผลกระทบเหล่านี้จะแสดงผลในค่าคุณสมบัติอัตราการดูดซับกำลังงานต่อปริมาตรเนื้อเยื่อที่รับกำลังงานจากคลื่นความถี่ทางโทรศัพท์นั่นเองซึ่งเป็นผลมาจากการประยุกต์ใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้านอกจากคุณสมบัติประโยชน์โดยทั่วไปจากการใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในด้านการสื่อสาร สนามแม่เหล็กไฟฟ้ายังได้รับการพัฒนาและประยุกต์ใช้ในการบำบัดรักษาโรคได้เช่น ใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษาโรคมะเร็ง

การบำบัดรักษาโรคมะเร็งนั้นมีอยู่หลายวิธี (Thongsopa and Mearnchu, 2002) เช่น การใช้เคมีบำบัด การผ่าตัด รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งซึ่งวิธีนี้มีทั้งการฉายแสงและการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นแหล่งกำเนิดทำให้เกิดความร้อนต่อเซลล์มะเร็ง โดยอุณหภูมิที่จะใช้บำบัดรักษาแต่ละครั้งจะควบคุมอยู่ที่ 42-44 องศาเซลเซียส โดยใช้ช่วงเวลาเริ่มต้นของอุณหภูมิขอบขาขึ้นประมาณ 10 นาที และคงที่อุณหภูมิควบคุม 42-44 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาประมาณ 1 ชั่วโมง แสดงการวิเคราะห์ค่าคุณสมบัติอัตราการดูดซับกำลังงานต่อปริมาตรในเนื้อเยื่อ นอกจากนี้ยังได้การพัฒนาการบำบัดด้วยวิธีปล่อยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าสู่ร่างกายนี้มีทั้งวิธีผ่าตัดเพื่อนำอุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกาย (มนตรี ธนภควัต, 2540) ได้นำเสนองานวิจัยการ

พัฒนาระบบให้ความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้คลื่นไมโครเวฟควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ ซึ่งได้ทำการพัฒนาเครื่องมือทางการแพทย์ที่ใช้คลื่นไมโครเวฟทำการบำบัดมะเร็งที่ให้ผลของมะเร็งที่อยู่ไม่ลึกมากนักเช่นมะเร็งผิวหนัง (Sato, Suzuki, Shimizu, Matsuki, and Sato, 2004) เสนองานวิจัยคุณสมบัติของความร้อนของแม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ โดยการใช้อแม่เหล็กเล็กขนาดต่าง ๆ ผังเข้าไปในเนื้อจำลองเพื่อให้เกิดสนามแม่เหล็กเหนี่ยวนำขึ้นผลปรากฏว่าอุณหภูมิเพิ่มขึ้นตามขนาดปริมาตรของแม่เหล็กแต่ต้องใช้พลังงานสูง (Tatsuya, 1986) เสนองานวิจัยการเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กรักษามะเร็งในสมองโดยการฝังส่วนแม่เหล็กที่ความถี่ 250 kHz ผลปรากฏว่าสามารถควบคุมอุณหภูมิเซลล์มะเร็งได้ดีแต่ต้องใช้กระแสในการกำเนิดสนามแม่เหล็กในขดลวดถึง 1 กิโลแอมป์/เมตร ในส่วนวิธีการที่ใช้อุปกรณ์ปล่อยคลื่นภายนอกในร่างกายในรูปแบบสนามแม่เหล็กได้มีการพัฒนาเฟอร์ไรต์เป็นแกนกลางที่พันรอบด้วยขดลวดเหนี่ยวนำเช่นงานวิจัย (Robert and Elliott, 1982) การใช้สนามแม่เหล็กแกนเฟอร์ไรต์ทรงกระบอกเป็นตัวกลางทำการเหนี่ยวนำที่ความถี่ 20 kHz ผลปรากฏว่าใช้กำลัง 3-4 วัตต์/ตารางเซนติเมตร ที่เซลล์มะเร็งซึ่งต้องใช้กำลังส่งต้นกำเนิดที่สูง (Kimura and Takeshi, 1986) งานวิจัยการเหนี่ยวนำทรงกระบอกการให้ความร้อนรักษามะเร็งโดยใช้คลื่นความถี่ต่ำผลปรากฏว่าสามารถรักษามะเร็งที่ความลึกได้ดีแต่ใช้กำลังจากแหล่งกำเนิดความถี่ถึง 1 kW (Youji, Masashi, Watanabe, Iku, and Masaki, 2000) งานวิจัยพัฒนาพื้นที่ให้ความร้อนของขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งเต้านมโดยป้อนความถี่ที่มีกำลังถึง 600 W ให้แก่ขดลวดเหนี่ยวนำและจัดวางขดลวดชนิดแกนเฟอร์ไรต์ในรูปแบบขั้วสองขั้วทำการปรับเปลี่ยนความถี่แหล่งกำเนิด และได้มีการสร้างแผ่นโลหะหนา 1 มิลลิเมตร กั้นระหว่างขดลวดเหนี่ยวนำที่มีเฟอร์ไรต์เป็นแกนเพื่อป้องกันและลดการรบกวนของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วผลปรากฏว่าที่ความถี่ 4 MHz สามารถให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งที่มีลักษณะเป็นกลุ่มได้ดีกว่าความถี่อื่น ๆ แต่ลักษณะแผ่นปิดกั้นได้ถูกออกแบบมาเฉพาะส่วนเพื่อป้องกันการรบกวนระหว่างขั้วสนามแม่เหล็กไม่ได้ป้องกันผลกระทบของสนามแม่เหล็กต่อกล้ามเนื้ออื่นที่ไม่ใช่เซลล์มะเร็ง ทำให้พื้นที่กล้ามเนื้อปกติยังคงได้รับสนามแม่เหล็กจากการบำบัดเหล่านี้ ในส่วนการประชุมทางวิชาการ (Hernandez, Vera, and Leija, 2002) ได้นำเสนอบทความในงานประชุมวิชาการเรื่องระบบสนามแม่เหล็กเหนี่ยวนำความร้อนสำหรับส่วนมะเร็งที่ให้ผลในด้านการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งได้และใช้ความถี่ตั้งแต่ 600 Hz-60 kHz โดยมีกำลังส่งถึง 650 W ซึ่งการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กบำบัดรักษามะเร็งนี้มักจะใช้กำลังในการส่งสนามแม่เหล็กสูงนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบชิ้นส่วนอื่นของร่างกายของผู้บำบัดได้

1.7.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ได้มีผู้วิจัยเพื่อป้องกันผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบต่าง ๆ (Boadi, Tsuchida, and Enokizono, 2005) เช่น ออกแบบโครงสร้างที่เหมาะสมของขดลวดเหนี่ยวนำความร้อนสำหรับความถี่สูงโดยใช้ระเบียบ

วิธีการจำลองเชิงตัวเลขไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์ ซึ่งการวิจัยเป็นลักษณะการวิเคราะห์การให้ความร้อนแก่วัสดุในโครงสร้าง สามารถทำให้ลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไปสู่ภายนอกโครงสร้างได้ดี ส่วนการพัฒนาด้านการวิเคราะห์ (Hasselgren and Luomi, 1995) ได้ทำการพิจารณาหน้าตัดรูปทรงเรขาคณิตป้องกันสนามแม่เหล็ก ซึ่งงานวิจัยนี้สามารถวิเคราะห์ได้ดีในรูปทรงเรขาคณิต (ชัยรัตน์ วิเชียรมงคลกุล, 2544) ได้นำเสนอการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กความถี่ต่ำรอบตัวนำบาง ซึ่งผู้วิจัยนำเสนอโครงสร้างการลดทอนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าชนิดบางที่ความถี่ต่ำมากในรูปทรงสี่เหลี่ยมปกติและสี่เหลี่ยมประยุกต์ โดยใช้การพัฒนาระเบียบวิธีเชิงตัวเลขมาทำการวิเคราะห์

ด้วยเหตุผลดังกล่าวนี้ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะทำการศึกษาวิธีการลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำรอบแหล่งกำเนิดที่กระทบเนื้อเยื่อบริเวณอื่น ซึ่งจะเลือกจากกระบวนการให้ความร้อนบำบัดมะเร็งเต้านม โดยทำการจำลองมะเร็งเต้านมจากสารเนื้อเทียมและใช้แหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เนื่องจากการลดผลกระทบจากการบำบัดนี้จะวิเคราะห์ให้รูปร่างส่วนวัสดุปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นรูปทรงเฉพาะส่วน ที่สามารถลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากำลังสูงจากการบำบัดรักษามะเร็งไม่ให้กระทบเนื้อเยื่อส่วนอื่น อีกทั้งรูปทรงส่วนวัสดุปิดกั้นที่ใช้ในการลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้ายังมีความเหมาะสมต่อการบำบัดมะเร็งเต้านม โดยใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในส่วน โปรแกรม CST EM STUDIO เป็นเครื่องมือในการวิเคราะห์ ทำให้ผลกระทบเนื้อเยื่อส่วนอื่นจากการบำบัดนี้ลดลงและมีความเหมาะสมกับสรีระของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาต่อไป

## 1.8 รายละเอียดในวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ประกอบด้วย 5 บท

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

**บทที่ 2** กล่าวถึงหลักการบำบัดมะเร็งเต้านมด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำ ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับการปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

**บทที่ 3** การออกแบบและวิเคราะห์ส่วนปิดกั้นเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อน

**บทที่ 4** กล่าวถึงผลการทดลองและการวัดค่าคุณสมบัติต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการบำบัดรักษามะเร็งการแสดงผลภาพถ่ายความร้อนในเต้านมจำลองจากการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ

**บทที่ 5** กล่าวถึงการสรุปผลการวิจัยข้อเสนอแนะของการใช้ส่วนปิดกั้นในการลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การวิเคราะห์วิจารณ์ ข้อเสนอแนะ และแนวทางการพัฒนา

## บทที่ 2

# ทฤษฎีและหลักการของส่วนปิดกั้นต่อการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม ด้วยการให้ความร้อนแบบเหนียวนำ

### 2.1 กล่าวนำ

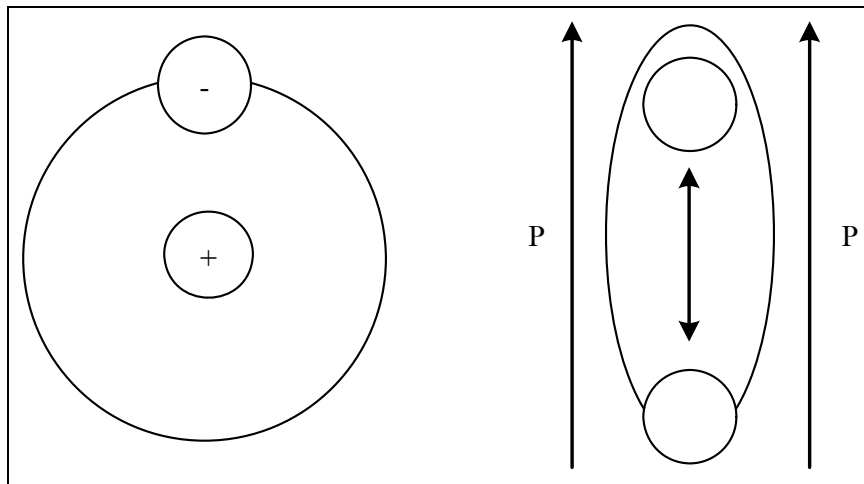
การศึกษาและเข้าใจถึงทฤษฎีต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยมีความสำคัญและมีประโยชน์อย่างมากในการดำเนินงาน เพื่อให้เป็นพื้นฐานของความรู้และความเข้าใจในงาน สามารถใช้เป็นแหล่งอ้างอิงในการดำเนินงานวิจัยนั้น ดังนั้นในบทนี้จึงได้นำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยนี้ ซึ่งประกอบด้วย 5 หัวข้อหลัก ได้แก่ (1) หลักการให้ความร้อนโดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (2) หลักการบำบัดมะเร็งเต้านมด้วยความร้อน (3) หลักการพื้นฐานของการเหนียวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (4) หลักการของขดลวดเหนียวนำ (5) คุณสมบัติและสมบัติส่วนปิดกั้นเพื่อลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยจะกล่าวถึงเฉพาะส่วนที่เป็นประโยชน์หรือกล่าวอ้างถึงต่อการดำเนินงานวิจัยเพื่อให้เนื้อหามีความกระชับและชัดเจน

### 2.2 หลักการพื้นฐานของการให้ความร้อนโดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

#### 2.2.1 กลไกการให้ความร้อนแก่ไดอิเล็กตริก

วัสดุไดอิเล็กตริก (dielectric) สามารถทำให้เกิดความร้อนได้โดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นการทำให้เกิดความร้อนเป็นผลมาจากความสามารถของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ทำให้เกิดโพลาไรซ์ของประจุภายในไดอิเล็กตริก เมื่อทำการป้อนสนามไฟฟ้าสถิตแล้วสนามไฟฟ้าสถิตจะทำให้เกิดโพลาไรซ์ขึ้น แต่ในกรณีที่เป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับพลังงานของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนี้จะทำให้เกิดโพลาไรซ์ดังแสดงในรูปที่ 2.1 และจะทำให้ไดโพลเกิดการหมุนไปตามคาบเวลาของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อน การหมุนของไดโพลทำให้เกิดความร้อนโดยเกิดจากความเสียดทานภายในของโมเลกุล โดยโมเลกุลของไดอิเล็กตริกนั้นจะต้องมีค่าไดโพลโมเมนต์ (dipole moment) สูงพอ ซึ่งจะเป็นตัวกำหนดประสิทธิภาพของการทำให้เกิดความร้อนในไดอิเล็กตริก ไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียส่วนใหญ่จะเป็นวัสดุที่มีน้ำเป็นองค์ประกอบ ซึ่งในสถานะทั่วไปสารที่เป็นไดอิเล็กตริก สามารถที่จะเก็บพลังงานไฟฟ้าได้ โดยเกิดจากประจุบวกและประจุลบที่แยกห่างออกจากกัน เนื่องจากการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปภายในไดอิเล็กตริก ซึ่งจะฝืนกับแรงยึดเหนี่ยวของอะตอมหรือโมเลกุล





รูปที่ 2.1 อะตอมระหว่างประจุบวกต่อประจุลบของตัวกลาง

โดยกลไกของการเกิดการแยกห่างกันของประจุจะขึ้นอยู่กับชนิดของไดอิเล็กตริกและความถี่ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนให้กับไดอิเล็กตริก โดยการแบ่งชนิดของการเกิดโพลาริเซชันของไดอิเล็กตริกนั้นสามารถแบ่งได้ 4 ลักษณะ ซึ่งในแต่ละแบบจะเกิดปรากฏการณ์ที่คล้ายกันแต่จะเกิดขึ้นที่ความถี่ที่แตกต่างกัน โดยในแต่ละแบบความเป็นกลางทางไฟฟ้าจะถูกครอบงำ เนื่องจากการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งจะทำให้เกิดการแยกห่างออกจากกันของประจุลบและประจุบวก โดยที่พลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสลับนั้นความถี่จะเป็นตัวกำหนดชนิดของการเกิดโพลาริเซชัน ซึ่งสามารถอธิบายการเกิดโพลาริเซชันชนิดต่าง ๆ ได้ดังต่อไปนี้

อันดับแรกนั้นเป็นลักษณะการเกิดโพลาริเซชันแบบสเปซชาร์จ (space charge polarization) โดยการเกิดโพลาริเซชันชนิดนี้จะเกิดขึ้นที่ความถี่ต่ำ ซึ่งจะเป็นช่วง VLF และ LF เนื่องจากการเกิดโพลาริเซชันจะเกิดขึ้นเมื่อวัสดุหรือตัวกลางมีอิเล็กตรอนอิสระ โดยที่ระยะห่างของประจุบวกและประจุลบจะถูกจำกัดด้วยส่วนกีดขวาง เมื่อมีการป้อนพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปยังไดอิเล็กตริกแล้วอิเล็กตรอนก็จะไปสะสมบริเวณที่ส่วนกีดขวาง ซึ่งจะทำให้ประจุบวกและประจุลบแยกห่างออกจากกัน และมีผลทำให้ไดอิเล็กตริกเกิดโพลาริเซชัน โดยการเกิดโพลาริเซชันลักษณะนี้เป็นพื้นฐานของอิเล็กทรอนิกส์สารกึ่งตัวนำ ต่อมาอันดับที่สองเป็นการเกิดโพลาริเซชันแบบการจัดเรียงไดโพล (polarization by dipole alignment) การเกิดโพลาริเซชันแบบนี้จะเกิดขึ้นที่ความถี่สูงมาก เช่น ย่านความถี่ไมโครเวฟเนื่องจากจะเกิดขึ้นในระดับของโมเลกุล โดยหลักการนี้จะใช้พื้นฐานของการเกิดความร้อนในไดอิเล็กตริก ต่อมาเป็นการเกิดโพลาริเซชันแบบไอออนิก (ionic polarization) การเกิดโพลาริเซชันแบบนี้จะเกิดขึ้นที่ความถี่ของอินฟราเรด โดยจะเกิดขึ้นเนื่องจากการ

แยกห่างจากกันของประจุบวกและประจุลบภายใน โมเลกุล และสุดท้ายเป็นการเกิดโพลาริเซชันแบบอิเล็กทรอนิกส์ (electronic polarization) การเกิดโพลาริเซชันแบบนี้จะเกิดขึ้นที่ความถี่สูง ๆ ที่ใกล้เคียงกับความถี่ของอัลตราไวโอเลต ซึ่งนิวเคลียสของอะตอมซึ่งเป็นประจุบวกจะอยู่กับที่ในเมตริกซ์ของไดอิเล็กตริก โดยกลุ่มของประจุลบที่อยู่รอบนิวเคลียสนั้นจะเคลื่อนที่ไปในทิศทางของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามา

### 2.2.2 ไดโพลโมเมนต์ที่ถูกเหนี่ยวนำ

ไดโพลไฟฟ้าถาวรนั้นจะไม่เกิดขึ้นถ้าไดอิเล็กตริกเป็นไดอิเล็กตริกแบบไม่มีขั้วภายในโมเลกุล แต่สามารถเหนี่ยวนำโมเมนต์ได้โดยการทำให้โมเลกุลมีรูปร่างที่เปลี่ยนไป ซึ่งการป้อนสนามไฟฟ้าเข้าไปยังไดอิเล็กตริกความสามารถในการเกิดโพลาริเซชัน (polarizations,  $\alpha'$ ) จะสามารถวัดได้จากการเหนี่ยวนำไดโพลโมเมนต์ของสนามไฟฟ้า แสดงได้ดังสมการต่อไปนี้

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

เมื่อ  $E_{loc}$  คือ สนามไฟฟ้าภายใน

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

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

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

เมื่อ  $\chi$  คือ ค่าซัสเซพติบิลิตี (susceptibility)

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

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

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

จากนั้นเมื่อทำการแทนค่าสมการที่ (2.3) ลงในสมการที่ (2.5) แล้วจัดรูปแบบใหม่ได้  
ดังสมการที่ (2.6)

$$D = (\varepsilon_0 + \chi) E \quad (2.6)$$

หรือ

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

ถ้า  $\chi = \varepsilon' - \varepsilon_0$  แล้วสามารถหาค่าซัสเซพติบิลิตีสัมพัทธ์ (relative susceptibility:  $\chi_r$ )  
ได้ดังสมการสมการที่ (2.8) และเมื่อแทนค่า  $\chi$  ลงในสมการ(2.8) แล้วทำการจัดรูปใหม่จะได้ดัง  
สมการที่ (2.9)

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

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

สำหรับการหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (relative permittivity:  
 $\varepsilon_r'$ ) ซึ่งเป็นคุณสมบัติของตัวกลางที่เป็นไดอิเล็กตริกกับค่าความสามารถในการเกิดโพลาไรซ์ ซึ่ง  
เป็นคุณสมบัติของโมเลกุล เนื่องจากค่าของสนามไฟฟ้าภายในจะมีความแตกต่างจากสนามไฟฟ้าที่  
ป้อนเข้ามา แสดงได้ดังสมการที่ (2.10) แต่ยกเว้นสำหรับกรณีของก๊าซความดันต่ำ (low pressure  
gases) และนอกจากนี้สำหรับในตัวกลางอื่น ๆ นั้นสามารถแสดงค่าของสนามไฟฟ้าภายในได้ดัง  
สมการที่ (2.11)

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

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

จากนั้นเมื่อทำการแทนค่าสมการที่ (2.9) ลงในสมการที่ (2.2) สามารถเขียนสมการการเกิดโพลาไรซ์ได้ดังสมการที่ (2.12)

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

โดยจากสมการที่ (2.12) สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า  $\epsilon_r'$  กับ  $\alpha'$  ได้สมการที่ (2.13) ซึ่งจะเรียกความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.13) ว่าสูตรของ Clausius-Mosotti

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

### 2.2.3 คุณสมบัติของไดอิเล็กตริก

จากความรู้เบื้องต้นของคุณสมบัติไดอิเล็กตริกในวัสดุใด ๆ สำหรับการใช้งานเกี่ยวกับคลื่นความถี่เป็นส่วนสำคัญที่ต้องพิจารณาสำหรับการออกแบบตัวปล่อยคลื่นความถี่และระบบที่ใช้งานคลื่นความถี่ โดยการศึกษาการเกิดและการแพร่กระจายความร้อนในไดอิเล็กตริกนั้น คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกสามารถอธิบายได้ด้วยพฤติกรรมของไดอิเล็กตริกภายใต้การใช้งานคลื่นความถี่สูง ซึ่งเป็นค่าสภาพยอมเชิงซ้อน (complex permittivity:  $\epsilon^*$ ) หรือเรียกว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกประสิทธิผล (effective dielectric constant) ซึ่งสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.14)

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

โดยที่  $\epsilon''_{eff}$  คือ ตัวประกอบการสูญเสียประสิทธิผล (effective loss factor) สำหรับการพิจารณาการเกิดการสูญเสีย ซึ่งจะพิจารณาจากส่วนที่เป็นจินตภาพของค่าคงที่ไดอิเล็กตริก โดยขึ้นอยู่กับความถี่และอุณหภูมิที่ใช้งานในการนิยามการสูญเสียแทนเจนต์ (loss tangent) สามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.15)

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

### 2.2.4 รูปแบบการเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิ

จากการแพร่กระจายของพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริกจะทำให้เกิดความร้อนขึ้นในไดอิเล็กตริก ซึ่งพลังงานที่แพร่กระจายนี้จะทำให้เกิดการหมุนของไดโพล และเกิดความเสียหายจากการหมุนทำให้เกิดความร้อนและมีการแพร่กระจายของกำลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนในหนึ่งหน่วยปริมาตร โดยแปรผันตรงกับกำลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายในหนึ่งหน่วยปริมาตรนี้สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.16)

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

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

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

แต่ในกรณีของคลื่นภายในตัวกลางที่มีความแตกต่างจากคลื่นที่ให้ออกภายนอก โดยที่คลื่นเดินทางภายในตัวกลางในทิศทาง Z จะได้กำลังงานของคลื่นภายในตัวกลางดังสมการที่ (2.18)

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

เมื่อ  $P_o$  คือ กำลังงานคลื่นที่ตกกระทบตัวกลาง  $\alpha$  คือ ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในไดอิเล็กตริก ถ้าพิจารณาสนามที่เคลื่อนที่ในระยะทาง  $d_1$  ได้ดังสมการที่ (2.19) จากนั้นเมื่อจัดรูปสมการที่ (2.19) ใหม่จะได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.20)

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

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

โดยการเกิดความร้อนภายในตัวกลางจะมีการแพร่กระจายของความร้อนภายในตัวกลางด้วยวิธีการต่าง ๆ เช่น การนำ (conduction) การพา (convection) และการแผ่ (radiation) แต่ในที่นี้จะพิจารณาเฉพาะการแพร่กระจายของความร้อนด้วยการนำและการแผ่เท่านั้น ซึ่งการเกิดความร้อนเนื่องจากคลื่นความถี่ภายในตัวกลางจะสามารถอธิบายได้ด้วยรูปแบบสมการมาตรฐานของสมการการส่งถ่ายความร้อน (heat transfer equation) ซึ่งรวมทั้งเทอมของความร้อนภายในด้วย ในกรณีของระบบพิกัดฉาก (cartesian coordinate) จะสามารถเขียนความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.21)

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

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

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

สำหรับการใช้งานคลื่นความถี่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเมื่อคลื่นเดินทางเข้ามาในตัวกลาง ซึ่งการหาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในตัวกลางโดยใช้การวิเคราะห์เป็นวิธีการที่ยากเกินไป แต่อาจกระทำได้ด้วยการวัดหรือการประมาณจากวิธีการทางแบบจำลองเชิงเลข (numerical modeling) โดยที่ค่ากำลังที่ดูดซับต่อหนึ่งหน่วยมวล (power absorbed per unit mass:  $P_d$ ) จะเป็นตัวบ่งชี้ถึงการวัดค่ากำลังงานที่แพร่กระจายอยู่ในตัวกลางและในการคำนวณหาอุณหภูมิสูงขึ้นสามารถพิจารณาได้จากความสัมพันธ์ต่อไปนี้

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

### 2.2.5 ระดับความลึกผิว

สำหรับการใช้งานคลื่นความถี่สนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นจำเป็นต้องพิจารณาถึงความลึกของคลื่นที่ใช้งานในตัวกลาง ซึ่งเป็นระยะความลึกที่คลื่นแพร่เข้าไปในตัวกลาง (penetration depth) เนื่องจากเป็นระยะทางจากผิวของตัวกลางไปจนถึงความลึกที่ทำให้คลื่นมีกำลังงานลดลงของกำลังงานผิวสามารถแสดงเป็นความสัมพันธ์ได้ดังสมการต่อไปนี้

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

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

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

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

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

สำหรับกรณีของไดอิเล็กตริกที่มีความสูญเสียต่ำ โดยที่ค่า  $(\epsilon''_{eff} / \epsilon') \ll 1$  นั้น สามารถจัดรูปแบบสมการใหม่ได้ดังสมการที่ (2.27)

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

หรือ

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

โดยจากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.26) ซึ่งเป็นสมการความลึกในการใช้งานของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในตัวกลางของไดอิเล็กตริกที่มีความสูญเสียต่ำตามเงื่อนไขดังกล่าว โดยมีค่าความถี่เป็นตัวแปรซึ่งนำไปสู่การพิจารณาในรายละเอียดของปัจจัยในด้านความถี่ที่ถูกเลือกนำไปใช้งานสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งต่อไป

## 2.3 หลักการบำบัดมะเร็งเต้านมด้วยความร้อน

### 2.3.1 ความเป็นมาในการใช้ความร้อนรักษาโรคมะเร็ง

ประวัติของระบบการให้ความร้อนในยุคประวัติศาสตร์การแพทย์แผนปัจจุบันโดยสรุปคือ ความก้าวหน้าและความสนใจของมนุษย์ในช่วงระยะแรกต่อการนำความร้อนมาใช้ในการรักษามะเร็งนั้นมีน้อยเนื่องจากความยากลำบากทางเทคนิค และการพัฒนาก้าวหน้าอย่างรวดเร็วของการรักษาด้วยวิธีอื่น ๆ ได้แก่ การผ่าตัด รังสีรักษา และเคมีบำบัด จึงทำให้ความสนใจต่อไฮเปอร์เทอร์เมียไม่มากเท่าที่ควร แต่เมื่อเวลาผ่านไปมนุษย์ก็ตระหนักถึงข้อจำกัดของการรักษาหลักทั้ง 3 วิธีดังกล่าว ตัวอย่างเช่น ปัญหาของมะเร็งระยะลุกลามที่ผ่าตัดไม่ได้ ปัญหาของเซลล์มะเร็งที่ดื้อต่อรังสี คือยา รวมถึงอาการข้างเคียงที่เกิดจากรังสีและยาเป็นต้น สำหรับประวัติความเป็นมาของการใช้ความร้อนรักษาโรค โดยเฉพาะมะเร็งโพสซิงเขปดังนี้

เมื่อ 3000 ปีก่อนคริสตศักราช ในประเทศอินเดียมีการรักษาโรคด้วยวิธีอายูรเวทโดยใช้ความร้อนกับผู้ป่วยโดยใช้อ่างน้ำ (stream baths) และในประเทศอียิปต์มีการรักษามะเร็งเต้านมด้วยการใช้ไฟเผาบริเวณก้อนเนื้อออก ต่อมาศตวรรษที่ 4 Rufus แห่ง Ephesus สังเกตว่าการเกิดมิใช่ในผู้ป่วยสามารถบำบัดอาการของโรคต่าง ๆ ได้รวมทั้งมะเร็งด้วย จากนั้น Busch (1866) แพทย์ชาวเยอรมันรายงานว่าก้อนมะเร็งซาร์โคมา (sarcoma) ที่คอของผู้ป่วยหายไปเมื่อมีไข้สูง

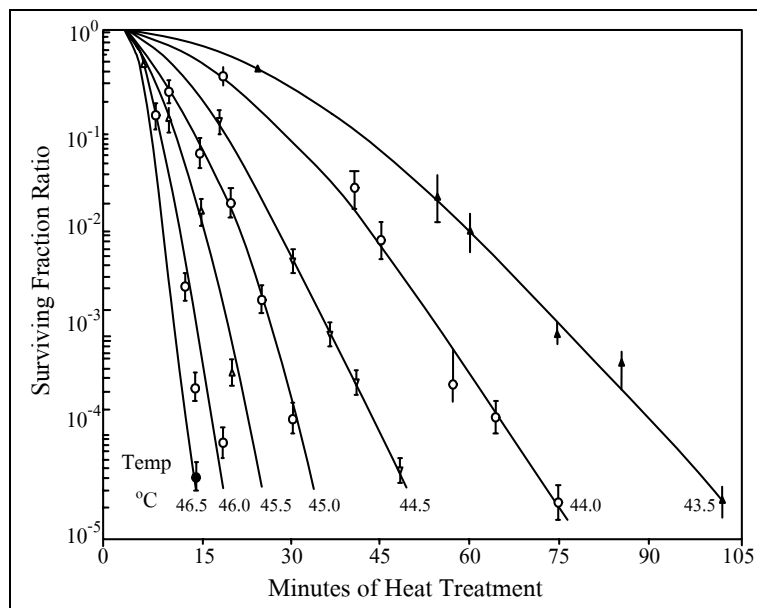
หลังจากนั้น Roentgen (1895) ค้นพบรังสีเอ็กซ์ (X-rays) ต่อมา Schmidt (1909) เสนอให้นำระบบการให้ความร้อนมาใช้เป็น radio sensitizing agent หรือสารที่ใช้เพิ่มประสิทธิภาพของรังสีในการทำลายเซลล์มะเร็ง จากนั้น Freundlich (1932-1944) ใช้คลื่นเสียงความถี่สูง (ultrasound) ในการกำเนิดความร้อนแต่ไม่ประสบความสำเร็จเป็นที่น่าพอใจ โดยระหว่าง ค.ศ. 1936-1947 เป็นช่วงเวลาที่มีการรายงานผลการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ (microwave) ความถี่ 375 MHz และ 3000 MHz ซึ่ง Waeber (1957-1965) ได้รับผลการรักษาเป็นที่น่าพอใจเมื่อใช้คลื่นเสียงความถี่สูงผสมผสานกับรังสีในการรักษา ต่อมา Cavaliere (1967) แพทย์ชาวอิตาลีเสนอสรุปว่าเซลล์มะเร็งมีความไวต่อความร้อนมากกว่าเซลล์ปกติ จึงเป็นการจุดประกายให้กลับมาวิจัยและพัฒนาการนำความร้อนมาใช้รักษามะเร็งอีกครั้ง ซึ่งผลการวิจัยสรุปได้ว่าอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเพียงไม่กี่องศาณั้นมีผลอย่างมากต่อเซลล์และเนื้อเยื่อ โดยยืนยันว่าความร้อนมีผลต่อการทำลายเซลล์มะเร็งแน่นอนโดยเฉพาะในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส



### 2.3.2 ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์

จากประวัติความเป็นมาในการใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งตั้งแต่สมัยกรีกโรมัน โดยได้มีการค้นพบว่าความเป็นไข้สามารถหยุดยั้งการเจริญเติบโตหรือการแพร่ขยายของเชื้อโรคได้ แต่ในสมัยนั้นก็เพียงสมมติฐานเท่านั้น ซึ่งไม่มีข้อมูลชัดเจนยืนยันได้ เนื่องจากในช่วงก่อนหน้านี้ ความก้าวหน้าและความสนใจของมนุษย์ ในช่วงระยะแรกสำหรับการนำความร้อนมารักษามะเร็งมีน้อย เนื่องจากความยากลำบากทางเทคนิคและการพัฒนาก้าวหน้าอย่างรวดเร็วของการรักษาด้วยวิธีการอื่น ได้แก่ การผ่าตัด รังสีรักษาและเคมีบำบัด จึงทำให้ความสนใจต่อการรักษา มะเร็งด้วยความร้อนมีไม่มากเท่าที่ควร เมื่อเวลาผ่านไปมนุษย์ตระหนักถึงข้อจำกัดของการรักษาหลัก 3 วิธี เช่น ปัญหาของโรคมะเร็งระยะรุกรานที่ผ่าตัดไม่ได้ ปัญหาของเซลล์มะเร็งที่ดื้อต่อรังสี คือต่อยา และอาการข้างเคียงอันเกิดจากรังสีและยา เป็นต้น โดยปัจจุบันนี้ได้มีการใช้ความร้อนในการรักษา โรคมะเร็งหรือที่เรียกว่า hyperthermia cancer therapy ซึ่งเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 เป็นต้นมา โดยการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนนี้เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่แบบหนึ่ง ซึ่งมี พื้นฐานและหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ทดลองและอธิบายได้ เมื่อไม่นานมานี้มีการค้นพบ ว่าการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนนี้ สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่าง ๆ ได้ทั่วร่างกายและ ได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ

การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนเป็นการรักษาโรคมะเร็งเป็นการเพิ่มอุณหภูมิของ เซลล์มะเร็งให้สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส แล้วรักษาระดับของอุณหภูมิไว้คงให้คงที่ ตลอดช่วงเวลาที่เหมาะสม โดยการให้ความร้อนจากภายนอกและจะต้องมีการควบคุมอุณหภูมิของ เซลล์ปกติไม่ให้สูงนัก ซึ่งในส่วนของกรให้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (microwave hyperthermia) จะเป็นการทำให้เกิดอุณหภูมิสูงขึ้นโดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไป ในร่างกาย เพื่อทำให้อุณหภูมิของเซลล์มะเร็งสูงขึ้นในระดับ 41-46 องศาเซลเซียส โดยปริมาณ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับหารักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนจะมีอยู่ 2 ปริมาณที่ มีความสำคัญในการรักษาคือ อุณหภูมิและเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งจะแสดงความสัมพันธ์ ระหว่างอุณหภูมิและเวลาที่มีต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายได้ตามรูปที่ 2.2 จากรูปแสดงกราฟ โดยเห็นได้ว่าเมื่อใช้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งเมื่อเวลาผ่านไปเพียงเล็กน้อยเซลล์มะเร็งจะตายเป็น จำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็งจะต้องใช้เวลามากขึ้นในการทำให้ เซลล์มะเร็งตาย จนกระทั่งเมื่อเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เซลล์มะเร็งให้มีอุณหภูมิ 43.5 องศาเซลเซียส เซลล์มะเร็งจะตายเพียงเล็กน้อยเท่านั้นถึงแม้จะใช้เวลามากก็ตาม แม้ว่าจะทราบว่าการเพิ่มอุณหภูมิ สูง ๆ ให้แก่เซลล์จะสามารถทำลายเซลล์ได้มากก็ตาม แต่จะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบ ๆ เซลล์มะเร็ง ได้รับความเสียหายได้ ดังนั้นในการใช้งานจึงทำการเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เซลล์มะเร็งประมาณ 43 องศา เซลเซียส ซึ่งสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้เป็นจำนวนมากและไม่เป็นอันตรายต่อเซลล์ปกติด้วย



รูปที่ 2.2 กราฟความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเซลล์ต่อเวลาในการให้ความร้อน

ในทางชีววิทยาอุณหภูมิเป็นปัจจัยสำคัญต่อกระบวนการทางชีววิทยา ซึ่งพบว่าโครงสร้างและการทำงานของเซลล์และองค์ประกอบภายในเซลล์ รวมถึงการทำงานของสารโมเลกุลใหญ่ในเซลล์ เช่น DNA และ โปรตีน เนื่องจากมีความทนทานต่ำต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ เมื่อมีการนำการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนมาใช้ในทางคลินิกจึงเท่ากับมีแรงผลักดันให้มีการวิจัยและค้นคว้าในระดับเซลล์มากขึ้น รวมไปถึงการศึกษากลไกพื้นฐานที่จะอธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยาของการเพิ่มอุณหภูมิให้กับเซลล์ ซึ่งปัจจุบันแม้จะยังไม่เข้าใจถึงกลไกทางชีววิทยาของความร้อนอย่างละเอียดชัดเจน แต่ก็มีหลักฐานและข้อมูลทางวิชาการมากขึ้น ซึ่งสามารถนำไปช่วยในการพิจารณาวางแผนการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพในการรักษาที่ดีที่สุดและหลีกเลี่ยงความผิดพลาด ซึ่งสามารถนำการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนมาใช้รักษาโรคมะเร็งต่อเมื่อ

- 1) เซลล์คือต่อรังสี ซึ่งเป็นปัญหาสำคัญของการรักษาทางรังสีโดยเซลล์จะถูกทำลายได้ง่ายโดยความร้อน
- 2) ความร้อนจะเพิ่มประสิทธิภาพการทำลายเซลล์มะเร็งของรังสีและยารักษาโรคมะเร็งบางชนิด จะยับยั้งขบวนการฟื้นตัวของเซลล์ หลังถูกรบกวนด้วยรังสีและยา
- 3) เซลล์มะเร็งในร่างกายจะถูกทำลายโดยความร้อนได้ง่ายกว่าปกติ เนื่องจากสภาพแวดล้อมของเซลล์มะเร็ง ได้แก่ สภาพออกซิเจนต่ำ สภาพความเป็นกรดสูง เซลล์ขาดอาหาร เพราะเส้นเลือดที่เลี้ยงเซลล์ไม่สมบูรณ์เท่าเซลล์ปกติ

4) การวิจัยเบื้องต้นพบว่าเซลล์มะเร็งที่ได้รับความร้อนในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส มีการตอบสนองที่ดีที่สุดต่อการรักษามากกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ โดยที่อาการแทรกซ้อนไม่มากขึ้น

### 2.3.3 ผลการใช้ความร้อนและการฉายรังสีในการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านม

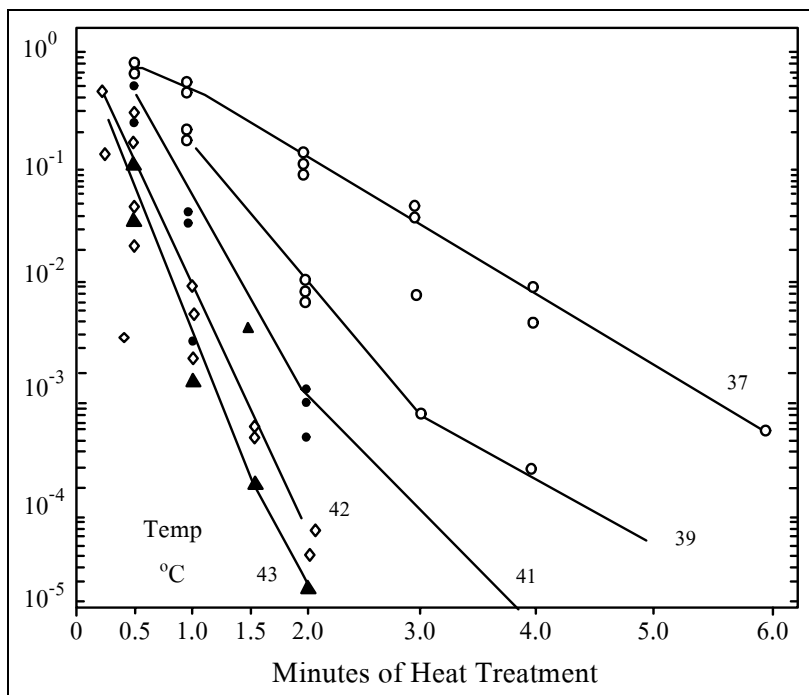
การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนร่วมกับการฉายรังสีได้มีการทดลองในทางคลินิกอย่างแพร่หลายและได้มีข้อมูลในการรักษาเปรียบเทียบระหว่างการรักษา โดยใช้การฉายรังสีอย่างเดียวกับการใช้การฉายรังสีร่วมกับการรักษาด้วยความร้อนออกมาอย่างมาก ซึ่งจะแสดงข้อมูลบางส่วนตามตารางที่ 2.1 ดังนี้

ตารางที่ 2.1 แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสีในการรักษา เพียงอย่างเดียว 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

### 2.3.4 ผลการใช้งานการใช้ความร้อนและการใช้เคมีในการบำบัดรักษามะเร็ง

ในการใช้งานการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนและการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัด พบว่าเมื่อมีการใช้งานการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนควบคู่ไปกับการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัดจะทำให้การรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัดมีประสิทธิภาพสูงขึ้น โดยได้มีการนำไปใช้ในทางคลินิกและมีผลการทดลองออกมา เช่น จากผลการทดลองและในการใช้งานพบว่า ความร้อนช่วยเพิ่มความสามารถในการทำลายเซลล์มะเร็งของการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีเคมีบำบัด ได้ดังรูปที่ 2.3



รูปที่ 2.3 ผลของการใช้เคมีบำบัดร่วมกับการใช้ความร้อนที่มีผลต่อเซลล์

โดยจากรูปที่ 2.3 เมื่อทำการทดลองกับหนู (chinese hamster) พบว่าเซลล์จะมีความไวต่อยาที่ใช้มากขึ้นเมื่ออุณหภูมิบริเวณนั้นสูงขึ้น

### 2.3.5 การตอบสนองของเซลล์ต่อความร้อนและอัตราการไหลเวียนของโลหิต

จากการทดลองกับหนู โดยทำการปลูกเนื้อเยื่อที่เป็นเนื้องอกที่บริเวณต่าง ๆ พบว่าเนื้องอกบางกลุ่มไวต่อความร้อน แต่ในขณะที่บางกลุ่มกลับต้านทานความร้อนทั้งที่ให้สภาวะการทดลองเหมือนกัน ซึ่งกลุ่มที่ไวต่อความร้อนการรักษาจะได้ผลโดยใช้อุณหภูมิ 44 องศาเซลเซียส ในเวลา 30 นาที และเป็นที่น่าสนใจว่าการใช้ความร้อนร่วมกับการฉายรังสีเอ็กซ์จะมีประสิทธิภาพในการรักษาเซลล์เนื้องอกมากกว่าการฉายรังสีอย่างเดียว และในส่วนอัตราไหลเวียนของโลหิตก็พบว่า มีบทบาทสำคัญในระบบการให้ความร้อนเป็นอย่างมาก ประการแรก คือ การไหลเวียนโลหิตจะมีผลต่อการกระจายอย่างไม่สม่ำเสมอของความร้อน สำหรับในเนื้อเยื่อปกติความร้อนที่เพิ่มขึ้นจะมีผลให้อัตราการไหลเวียนโลหิตสูงขึ้น ซึ่งเป็นการช่วยระบายความร้อนไปในตัวตรงกันข้ามกับในเนื้องอก เนื่องจากที่อุณหภูมิ 43 องศาเซลเซียส ถ้าเวลาการให้ความร้อนนานกว่า 30 นาทีแล้วการไหลเวียนของโลหิตจะหยุดโดยสิ้นเชิงทำให้การรักษาโรคมะเร็งจะต้องหาวิธีกำจัดเซลล์มะเร็งทุกเซลล์หมดไป เพราะว่าถ้าเหลือแม้แต่เซลล์เดียวมันก็สามารถกระตุ้นให้เซลล์อื่น ๆ เป็นเซลล์มะเร็งขึ้นมาได้และลูกหลานใหม่ทำให้การรักษาล้มเหลว ดังนั้นถ้าการให้ความร้อนแก่ก้อนเนื้อเยื่อไม่ทั่วถึง

เท่ากันหมดทุกเซลล์อาจทำให้การรักษาไม่ได้ผล โดยสาเหตุที่ทำให้การให้ความร้อนไม่ทั่วถึงดังกล่าว และดังที่ทราบแล้วว่าจำนวนเซลล์ที่ถูกฆ่าไม่ได้แปรผันโดยตรงกับอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น แม้แต่อุณหภูมิที่เปลี่ยนไป 1 องศาเซลเซียส ก็มีผลต่อจำนวนเซลล์ที่รอดชีวิตเป็นอย่างมาก สำหรับการให้ความร้อนในการรักษานี้จำเป็นต้องทำให้อุณหภูมิสูงพอที่จะฆ่าเซลล์ได้ แม้แต่ในบริเวณจุดอุณหภูมิต่ำ (cold spot) หรือจะต้องให้ความร้อนคงที่อย่างสม่ำเสมอที่บริเวณก้อนเนื้อออก และคงอุณหภูมิไว้ให้เปลี่ยนแปลงไม่เกิน 1 องศาเซลเซียส เนื่องจากจุดอุณหภูมิต่ำในร่างกายเกิดขึ้นได้จากการไหลเวียนโลหิต ซึ่งการหลีกเลี่ยงปัญหานี้ทำได้ยาก โดยเฉพาะถ้ามีโลหิตผ่านบริเวณให้ความร้อนแล้วยังเป็นไปได้อย่างยากที่จะให้ความร้อนได้อย่างคงที่สม่ำเสมอ

### 2.3.6 ความถี่ในการใช้งาน

จากการใช้งานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการให้ความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็งนั้น สิ่งที่มีความสำคัญในการกำหนดความลึกและรูปแบบในการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามสมการที่ (2.23) และสมการที่ (2.28) นั่นคือส่วนปล่อยคลื่นและความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งาน

ตารางที่ 2.2 แสดงผลเปรียบเทียบการรักษาโรคมะเร็งบริเวณเต้านมโดยการฉายรังสีในการรักษาเพียงอย่างเดียว และการรักษาโดยการฉายรังสีร่วมกับการให้ความร้อน

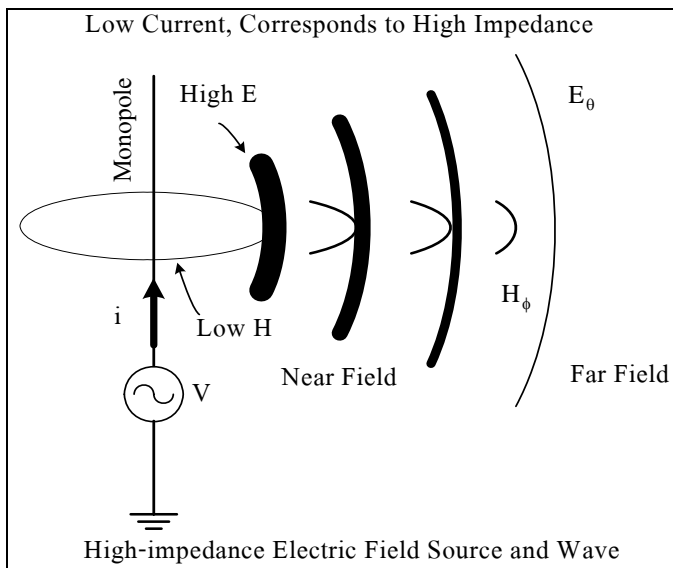
ความถี่ (MHz)	บริเวณเซลล์กล้ามเนื้อ		
	ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก ( $\epsilon$ )	ค่าความนำ ( $\sigma$ )	ความลึกในการใช้งาน (cm)
1	2000	0.400	91.3
10	160	0.625	21.6
27.12	113	0.612	14.3
40.68	97.3	0.693	11.2
100	71.7	0.889	6.66
300	54	1.37	3.89
433	53	1.43	3.57
915	51	1.60	3.04
1500	49	1.77	2.42
2450	47	2.21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

โดยค่าความถี่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งานซึ่งจะมีส่วนเกี่ยวข้องกับความเสี่ยงในการใช้งาน ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเนื้อเยื่อที่คลื่นเดินทางเข้ามา ดังแสดงในตารางที่ 2.2 ซึ่งจากตารางจะเห็นว่าความถี่ต่ำจะสามารถทะลุทะลวงเนื้อเยื่อเข้าไปได้ในระยะทางที่ลึกมาก เช่น ที่ความถี่ 1 เมกะเฮิร์ตซ์ สามารถเข้าได้ลึกถึง 91.3 เซนติเมตร ซึ่งจะทำให้มีระยะในการใช้งานที่ลึก แต่เนื่องจากการในการออกแบบและสร้างสายอากาศปล่อยคลื่นที่ใช้สำหรับความถี่ต่ำขนาดของสายอากาศปล่อยคลื่นจะมีขนาดใหญ่ โดยที่สายอากาศขนาดใหญ่จะไม่เหมาะสมในการใช้งานจึงได้มีการพัฒนาจากสายอากาศปล่อยคลื่นมาเป็นขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อให้การบำบัดเป็นไปในลักษณะเน้นส่วนชิ้นเนื้อมะเร็งที่อยู่ลึกเข้าไปในร่างกายเช่น มะเร็งเต้านม แต่ในส่วนกรณีของคลื่นที่มีความถี่สูงจะมีความสามารถในการทะลุทะลวงต่ำ จึงทำให้คลื่นไม่สามารถแพร่กระจายเข้าไปได้ลึกนัก เช่น ที่ความถี่ 3000 เมกะเฮิร์ตซ์ สามารถเข้าได้ลึกเพียง 1.61 เซนติเมตร แต่ในการออกแบบและสร้างสายอากาศปล่อยคลื่นนั้นสายอากาศปล่อยคลื่นที่ใช้จะต้องมีขนาดเล็กจึงจะเหมาะสมกับการใช้งานในการรักษาเฉพาะบริเวณมากขึ้น

## 2.4 หลักการพื้นฐานของการเหนี่ยวนำความร้อนด้วยคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

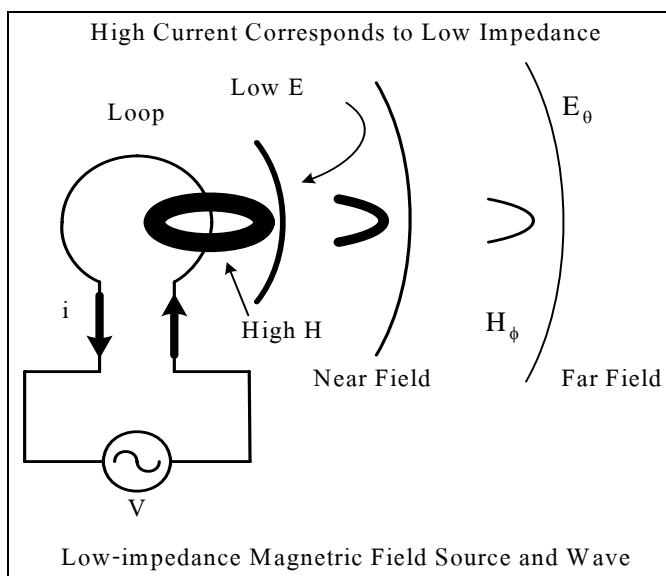
### 2.4.1 หลักการเบื้องต้นในการเหนี่ยวนำด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

การจำแนกภาวะของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าไปใช้งานสามารถจำแนกโดยสังเขปได้ว่า การเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กและการแพร่กระจายสนามไฟฟ้าโดยจะอาศัยกระบวนการพื้นฐานจากวงจรและแหล่งจ่าย โดยพิจารณาถึงภาวะกระแสและความต้านทานของวงจรที่กำหนดคลื่นตามหลักการของฟาราเดย์ที่ว่าสนามแม่เหล็กจะเกิดขึ้นรอบลวดตัวนำที่มีกระแสไหลผ่านและจะเกิดสนามไฟฟ้าที่ตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กนั้น ซึ่งการนำสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้าไปใช้งานสามารถพิจารณาได้จากปริมาณของสนามดังกล่าวพิจารณาจากรูปที่ 2.4 เนื่องจากวงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูงนั้น พบว่าวงจรภายในเป็นลักษณะเปิดทำให้กระแสที่ไหลจากแหล่งจ่ายมีค่าน้อยทำให้การเกิดสนามแม่เหล็ก  $H$  ในช่วงต้นมีค่าน้อย (low  $H$ ) แต่ให้ผลด้านสนามไฟฟ้า  $E$  ที่มีมาก (high  $E$ ) ทำให้เกิดภาวะสมดุลด้านกำลังงานการพิจารณาระยะเริ่มต้นนี้มักใช้ชื่อเรียกว่าสนามระยะใกล้ (near field) ส่วนมากจะพิจารณากำลังงานจากสนามไฟฟ้าเป็นส่วนใหญ่



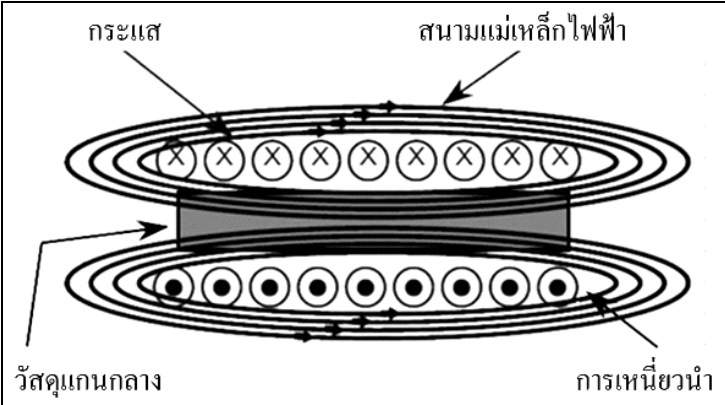
รูปที่ 2.4 วงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูง

นอกจากวงจรพื้นฐานแบบคลื่นสนามไฟฟ้าที่ให้ภาวะความต้านทานสูงจากรูปที่ 2.4 แล้วยังมีวงจรแบบคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ เมื่อพิจารณาวงจรพบว่ามีลักษณะครบรอบ (loop) ทำให้กระแสสามารถไหลได้ในปริมาณที่มากเมื่อมีกระแสไหลในลวดตัวนำได้มากจึงทำให้เกิดสนามแม่เหล็ก  $H$  ลวดตัวนำในช่วงต้นได้มากเช่นกันแสดงได้ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 วงจรแบบคลื่นสนามแม่เหล็กที่ให้ภาวะความต้านทานต่ำ

เมื่อพิจารณารูปที่ 2.5 ในขณะที่สนามไฟฟ้าจะเกิดขึ้นในลักษณะทิศทางตั้งฉากกับสนามแม่เหล็กแต่จะมีปริมาณสนามไฟฟ้าที่น้อยทำให้เกิดสถานะสมดุลด้านกำลังงาน การพิจารณา ระยะเริ่มต้นนี้ใช้ชื่อเรียกว่าสนามระยะใกล้ (near field) เช่นกัน และการจะพิจารณากำลังงานจากสนามแม่เหล็กเป็นส่วนใหญ่การให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำเกิดจากทฤษฎีทางไฟฟ้าและความร้อนร่วมกัน โดยมีสาเหตุมาจากการเหนี่ยวนำของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (electromagnetic induction) ปฏิกิริยาการที่ผิว (skin effect) และการถ่ายเทความร้อน (heat transfer) ซึ่งจากปรากฏการณ์ทั้งสามทำให้สามารถอธิบายการให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำโดยย่อได้ดังนี้ เมื่อให้ไฟฟ้ากระแสสลับผ่านเข้าสู่ขดลวดเหนี่ยวนำที่มีโลหะอยู่ภายใน กระแสไฟฟ้าที่จ่ายเข้าสู่ขดลวดเหนี่ยวนำจะเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นในขดลวดค้ำผ่านโลหะภายใน เนื่องจากวัสดุภายในเป็นโลหะสนามแม่เหล็กที่ค้ำผ่านขึ้นงานจะเหนี่ยวนำให้มีกระแสไฟฟ้าไหล โดยกระแสส่วนมากจะไหลผ่านชั้นงานในบริเวณความถี่ระดับผิวของวัสดุ โดยกระแสที่ไหลวนรอบวัสดุทำให้เกิดความร้อนขึ้นที่บริเวณผิวของวัสดุ ซึ่งความร้อนนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่เหนี่ยวนำและความต้านทานสมมูลของเส้นทางที่กระแสไหลผ่าน โดยความร้อนที่เกิดขึ้นนี้จะเกิดการถ่ายเทไปสู่บริเวณอื่น ๆ โดยการนำความร้อน การพาความร้อน และการแผ่รังสีที่บริเวณผิวของโลหะที่เกิดความร้อน จากหลักการให้ความร้อนด้วยแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่ายกล่าวคือ เมื่อมีกระแสไหลผ่านขดลวดซึ่งพันอยู่รอบโลหะจะเกิดสนามแม่เหล็กขึ้นรอบ ๆ ขดลวดนั้น โดยโลหะนั้นจะถูกเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนภายในและเกิดความร้อนขึ้นดังแสดงในรูปที่ 2.6

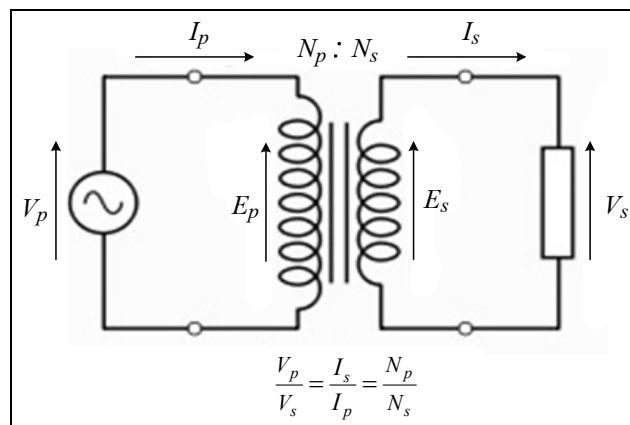


รูปที่ 2.6 การให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย

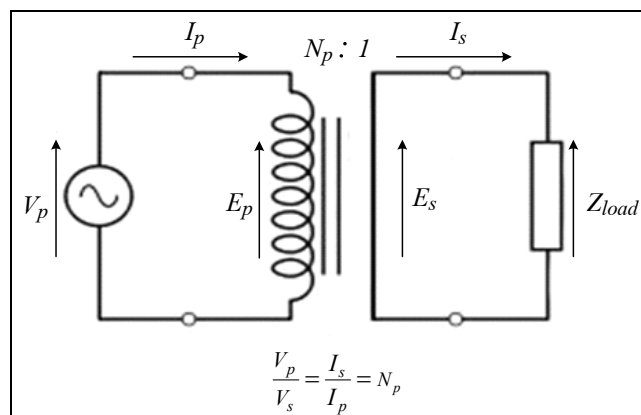
จากรูปที่ 2.6 เป็นการแสดงถึงหลักการให้ความร้อนด้วยแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำอย่างง่าย โดยให้มีกระแสไหลผ่านขดลวดที่พันอยู่รอบโลหะแล้วทำให้เกิดสนามแม่เหล็กขึ้นรอบ ๆ



ขดลวดนั้น ถ้าพิจารณาทั้งระบบจะพบว่าคล้ายกับเป็นหม้อแปลงชุดหนึ่ง โดยที่ขดลวดเหนี่ยวนำจะเป็นเสมือนขดลวดปฐมภูมิ (primary coil) ของหม้อแปลงที่มีจำนวนรอบเท่ากับจำนวนรอบของขดลวดเหนี่ยวนำในวัสดุโลหะที่ถูกให้ความร้อนจะถูกเปรียบเสมือนขดลวดทุติยภูมิ (secondary coil) ของหม้อแปลงที่มีจำนวนรอบเป็น 1 รอบเท่านั้น เมื่อไฟฟ้ากระแสสลับที่ถูกเหนี่ยวนำขึ้นในโลหะจะไหลอยู่ภายในเนื้อโลหะ ซึ่งสามารถเปรียบได้เป็นภาระทางไฟฟ้าที่มีสภาพเกือบจะลัดวงจร เนื่องจากความต้านทานสมมูลของในวัสดุค่อนข้างต่ำมาก โดยจากการอธิบายข้างต้นหากจะเขียนเป็นวงจรสมมูลเปรียบเทียบกันระหว่างหม้อแปลงไฟฟ้ากับการให้ความร้อนหลักการแรงเคลื่อนไฟฟ้าเหนี่ยวนำจะแสดงให้เห็นได้อย่างชัดเจนในรูปที่ 2.7 แสดงให้เห็นถึงวงจรพื้นฐานของหม้อแปลงไฟฟ้าทั่วไปและรูปที่ 2.8 แสดงถึงวงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาระทางไฟฟ้า



รูปที่ 2.7 วงจรพื้นฐานของหม้อแปลงไฟฟ้า



รูปที่ 2.8 วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาระทางไฟฟ้า

จากรูปที่ 2.8 วงจรพื้นฐานของขดลวดเหนี่ยวนำกับภาระทางไฟฟ้าถ้า  $I_p$  เป็นกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านขดลวดเหนี่ยวนำเป็นสาเหตุให้เกิดการเหนี่ยวนำกระแสไฟฟ้า  $I_s$  ไหลวนอยู่ในโลหะจากกฎความสัมพันธ์ของหม้อแปลงไฟฟ้าจะทำให้กระแสทั้งสองมีความสัมพันธ์กันดังสมการที่ (2.29)

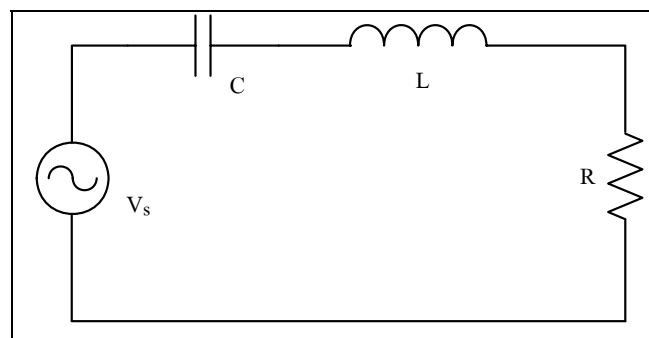
$$I_s = N_p I_p \quad (2.29)$$

โดยที่  $N_p$  คือจำนวนรอบของขดลวดเหนี่ยวนำ ซึ่งกำลังสูญเสียเป็นความร้อนในวัสดุจะมีค่าเท่ากับสมการที่ 2.32 เมื่อ  $R_w$  คือความต้านทานสมมูลในวัสดุ

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

#### 2.4.2 วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรม

ลักษณะพฤติกรรมทางไฟฟ้าของวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมจะมีอิมพีแดนซ์ที่ตำแหน่งเรโซแนนซ์ต่ำที่สุด ดังนั้นกระแสที่ไหลผ่านวงจรจะมีค่ามากที่สุดทำให้เกิดกำลังไฟฟ้าที่โหลดมีค่าสูงสุด วิธีการควบคุมกำลังไฟฟ้าทำได้โดยการลดแรงดันที่จ่ายให้วงจรหรือเลื่อนความถี่การใช้งานให้ต่ำหรือสูงกว่าตำแหน่งเรโซแนนซ์ ดังแสดงในรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรม

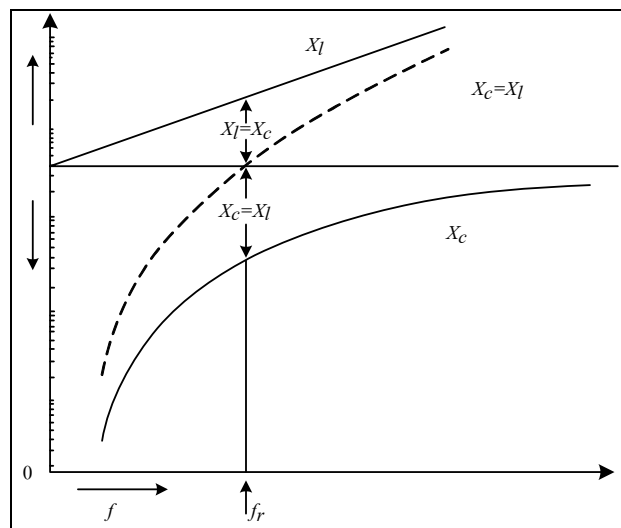
เมื่อพิจารณาในรูปที่ 2.9 แล้วพบว่าค่าอิมพีแดนซ์ของวงจรเรโซแนนซ์ RLC ที่ต่อแบบอนุกรมจะมีค่าดังสมการที่ 2.31

$$Z = R + j(X_L - X_C) \quad (2.31)$$

โดยกำหนดให้  $X_L = X_C$  และ  $2\pi fL = 1/2\pi fC$  จากนั้นจัดรูปใหม่ซึ่งจะได้ค่า  $f^2 = 1/(2\pi)^2 LC$  ดังนั้นจะได้สมการความสัมพันธ์ของวงจรเรโซแนนซ์ดังสมการที่ 2.32

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (2.32)$$

จากสมการ 2.32 พบว่าค่าอิมพีแดนซ์จะขึ้นอยู่กับความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้า เนื่องจากค่า  $X_L = 2\pi fL$  และ  $X_C = 1/2\pi fC$  จากรูปที่ 2.9 วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมจะเห็นว่าเมื่อความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้ามีค่าเพิ่มขึ้นอย่างเป็นเชิงเส้น ค่า  $X_L$  จะมีค่าเพิ่มขึ้น ส่วนค่าของ  $X_C$  จะมีค่าลดลงอย่างเป็นเชิงเส้นด้วย ดังนั้นถ้าความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้ามีค่าเท่ากับค่าเรโซแนนซ์จะมีผลทำให้ค่ารีแอกแตนซ์รวมมีค่าเป็นศูนย์ และอิมพีแดนซ์รวมของวงจรจะมีค่าเท่ากับค่าความต้านทาน ( $Z=R$ ) ซึ่งสามารถพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ของ  $X_L$  และ  $X_C$  ต่อความถี่สำหรับวงจร RLC แบบอนุกรมได้ดังรูปที่ 2.10

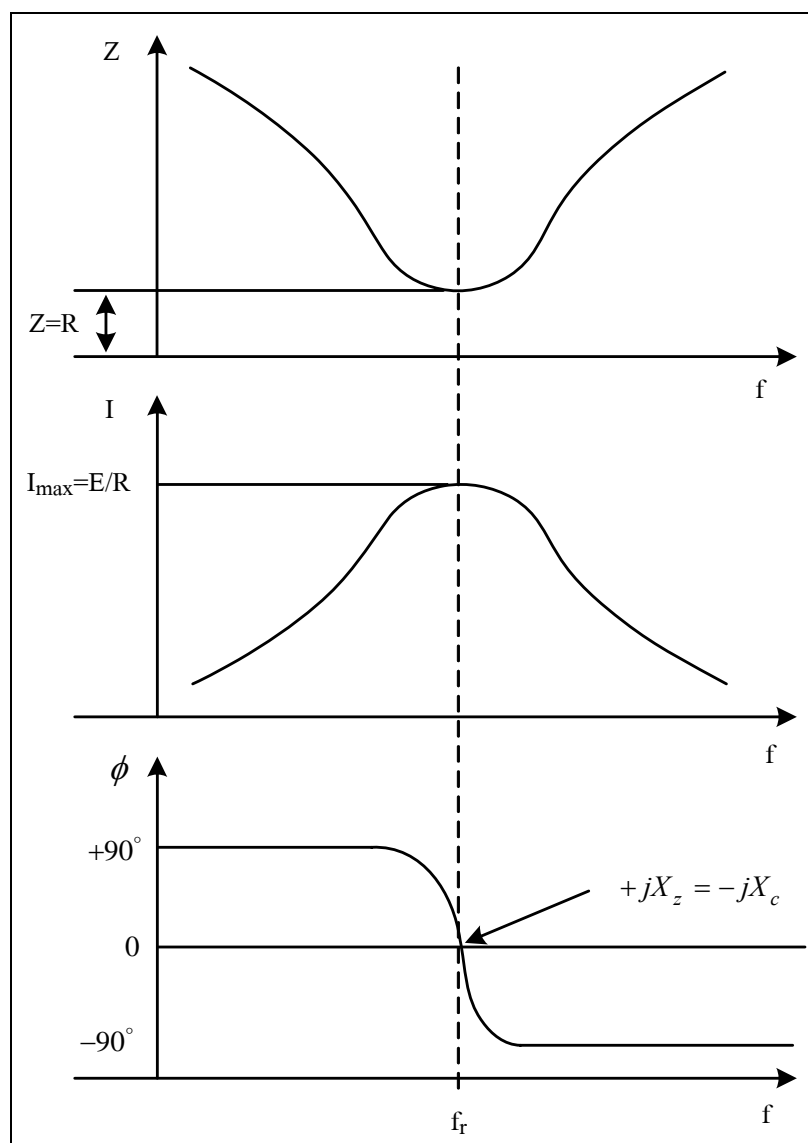


รูปที่ 2.10 กราฟความสัมพันธ์ของ  $X_L$  และ  $X_C$  ต่อความถี่สำหรับวงจร RLC แบบอนุกรม

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (2.33)$$

$$I = \frac{V}{Z} \quad (2.34)$$

จากสมการที่ (2.33) และสมการที่ (2.34) เมื่อนำค่าอิมพีแดนซ์รวมและกระแสที่ไหลในวงจรที่ความถี่ใด ๆ มาเขียนกราฟได้ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 อิมพีแดนซ์รวมและกระแสที่ไหลในวงจร RLC แบบอนุกรมที่ความถี่ต่าง ๆ

จากรูปที่ 2.9 วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมจะเห็นว่ากระแสในวงจรอนุกรมสามารถอธิบายได้จากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.35) และกระแสที่ไหลเมื่อเรโซแนนซ์นั้นคือ  $X_L = X_C$  จะแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.36)

$$I = \frac{V}{R + j(X_L + X_C)} \quad (2.35)$$

$$I = \frac{V}{R} \quad (2.36)$$

### 2.4.3 วงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรม

โดยความถี่เรโซแนนซ์นั้นเป็นความถี่เฉพาะค่าหนึ่งที่ค่าโวลเตจ ค่ากระแส และค่าความต้านทานอย่างใดอย่างหนึ่งมีค่ามากที่สุดหรือน้อยที่สุด ซึ่งสามารถอธิบายได้ดังความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$X_L = 2\pi fL \quad (2.37)$$

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.38)$$

$$2\pi fL = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.39)$$

โดยที่  $L$  คือตัวเหนี่ยวนำ มีหน่วยเป็นเฮนรี (H)

$C$  คือตัวเก็บประจุ มีหน่วยเป็นฟารัด (F)

### 2.4.4 แรงดันที่จุดเรโซแนนซ์

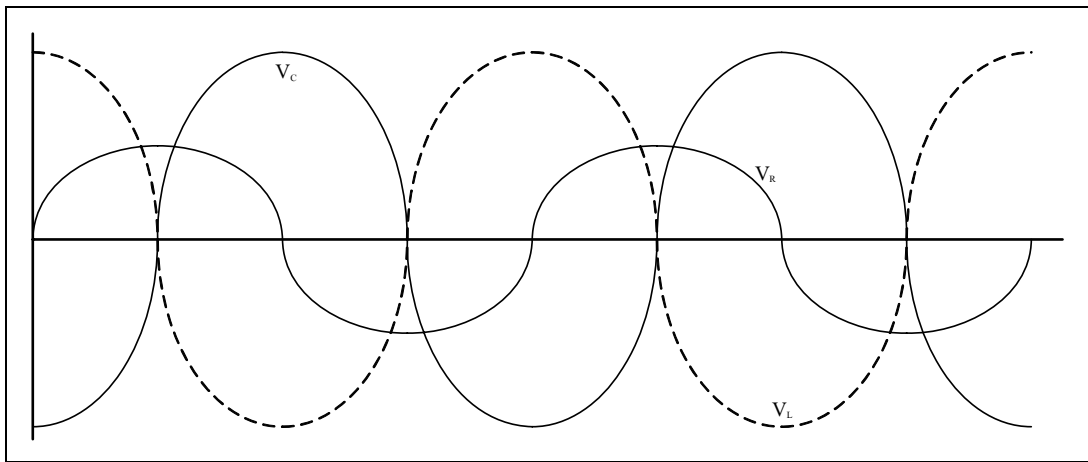
เมื่อพิจารณาแรงดันที่จุดตกคร่อมตัวต้านทานในวงจร RLC พบว่ามีค่าเท่ากับ  $I \times R$  และที่จุดเรโซแนนซ์แรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทานจะมีค่าเท่ากับแรงดันที่แหล่งจ่าย ส่วนแรงดันที่ตกคร่อมตัวเก็บประจุและตัวเหนี่ยวนำจะมีค่าดังสมการที่ (2.40) และสมการที่ (2.41)

$$V_C = I(X_C) \quad (2.40)$$

$$V_L = I(X_L) \quad (2.41)$$

#### 2.4.5 พลังงานที่ส่งผ่านระหว่าง L และ C

เมื่อนำรูปคลื่นสัญญาณของ  $V_R$ ,  $V_C$  และ  $V_L$  ที่จุดเรโซแนนซ์มาอธิบายด้วยกราฟดังรูปที่ 2.12 แล้วพบว่ารูปคลื่นสัญญาณของ  $V_L$  และ  $V_C$  จะกลับเฟสกัน 180 องศา ส่วนรูปคลื่นสัญญาณของ  $V_R$  จะมีค่ามากที่สุดเมื่อ  $V_C$  และ  $V_L$  มีค่าเท่ากับศูนย์ ซึ่งจากที่กล่าวมานี้แสดงให้เห็นว่ามีการส่งพลังงานระหว่าง L และ C กลับไปกลับมาเมื่ออยู่ในสภาวะเรโซแนนซ์



รูปที่ 2.12 ลักษณะสัญญาณแรงดันของ  $V_R$ ,  $V_C$  และ  $V_L$  ที่จุดเรโซแนนซ์

#### 2.4.6 Q แฟกเตอร์ของวงจรอนุกรม LC

เมื่อนำรูปคลื่นสัญญาณของ  $V_R$ ,  $V_C$  และ  $V_L$  ที่จุดเรโซแนนซ์มาอธิบายด้วยกราฟดังรูปที่ 2.12 แล้วพบว่ารูปคลื่นสัญญาณของ  $V_L$  และ  $V_C$  จะกลับเฟสกัน 180 องศา ส่วนรูปคลื่นสัญญาณของ  $V_R$  จะมีค่ามากที่สุดเมื่อ  $V_C$  และ  $V_L$  มีค่าเท่ากับศูนย์ ซึ่งจากที่ได้กล่าวมานี้แสดงให้เห็นว่ามีการส่งพลังงานระหว่าง L และ C กลับไปกลับมาเมื่ออยู่ในสภาวะเรโซแนนซ์ จากการพิจารณาความสัมพันธ์ของ  $I$ ,  $V_C$  และ  $V_L$  ที่จุดเรโซแนนซ์ ซึ่งจากกฎของโอห์ม  $V = IR$  นั่นคือ  $V_L = IX_L$  ดังนั้น  $V_L = (VX_L) / R$  และจะได้ความสัมพันธ์ดังนี้

$$\frac{V_L}{V} = \frac{X_L}{R} \quad (2.42)$$

โดยอัตราส่วน  $V_L/V$  และ  $V_C/V$  คือค่าควอลิตี้ (quality) ของวงจรเรโซแนนซ์หรือค่า Q แฟกเตอร์นั่นเองดังความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$Q = \frac{X_L}{R} = \frac{X_C}{R} = \frac{1}{\omega CR} \quad (2.43)$$

ซึ่งจากสมการพบว่าค่า Q แฟกเตอร์ของวงจรอนุกรมเรโซแนนซ์สามารถเปลี่ยนแปลงได้ เมื่อลดความต้านทานหรือโดยการเพิ่มอัตราส่วนของ L/C

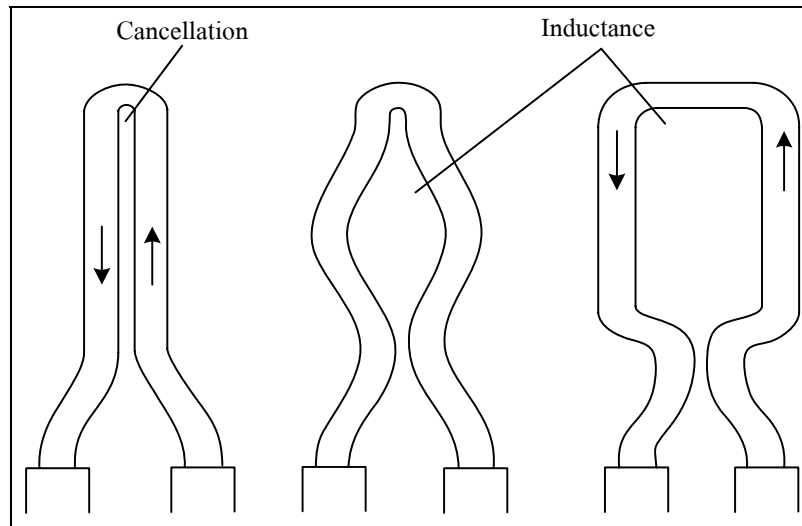
## 2.5 หลักการของขดลวดเหนี่ยวนำ

### 2.5.1 รูปแบบโดยทั่วไปของขดลวดเหนี่ยวนำ

ขดลวดเหนี่ยวนำหรือขดลวดให้ความร้อนเป็นขดลวดที่สร้างสนามแม่เหล็กไปเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนขึ้นที่วัสดุและเป็นผลให้เกิดความร้อน ซึ่งการออกแบบรูปร่างขนาด และจำนวนรอบขึ้นอยู่กับปัจจัยต่าง ๆ เช่น ขึ้นอยู่กับขนาด รูปร่างและชนิดของวัสดุที่ใช้ทำขดลวดเหนี่ยวนำและวัสดุ ตลอดจนความถี่ของไฟฟ้ากระแสสลับที่ใช้ป้อนให้กับขดลวดเหนี่ยวนำ ดังนั้นทั้งประสิทธิภาพและตัวประกอบดังกล่าวข้างต้น หลักการพื้นฐานประกอบไปด้วย

- 1) ขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องอยู่ใกล้วัสดุให้มากที่สุดเพื่อให้เกิดการส่งผ่านพลังงานสูงสุด ซึ่งสามารถอธิบายได้โดยการที่มีจำนวนเส้นแรงแม่เหล็กตัดผ่านชิ้นงานได้มากขึ้นเมื่ออยู่ใกล้ชิ้นงานมากขึ้น
- 2) ในกรณีที่ขดลวดเหนี่ยวนำเป็นขดโซลินอยด์เส้นแรงแม่เหล็กจะคล่องผ่านภายในขดลวดมากที่สุด ซึ่งตำแหน่งนี้จะให้อัตราการกระแสไหลวนในวัสดุมากที่สุด
- 3) เนื่องจากเส้นแรงแม่เหล็กจะมีความหนาแน่นมากที่สุดที่ตำแหน่งใกล้ขดลวดเหนี่ยวนำและจะลดลงเมื่อห่างออกไป โดยที่ตำแหน่งศูนย์กลางของขดลวดเหนี่ยวนำจะมีเส้นแรงแม่เหล็กน้อยที่สุด ดังนั้นถ้าวัสดุถูกวางไม่ตรงกลางขดลวดเหนี่ยวนำพื้นที่ที่อยู่ใกล้กับขดลวดเหนี่ยวนำจะถูกเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไหลวนมากกว่าส่งผลให้ไม่ได้รับความร้อนสม่ำเสมอ
- 4) ที่จุดต่อของเส้นลวดตัวนำกับขดลวดเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กจะมีค่าอ่อนมาก ดังนั้นศูนย์กลางสนามแม่เหล็กไม่จำเป็นจะต้องเป็นศูนย์กลางทางเรขาคณิต ด้วยเหตุนี้จะมีผลอย่างมากสำหรับขดลวดเหนี่ยวนำที่มีรอบเดียว แต่ถ้ามีจำนวนรอบมากขึ้นสภาวะนี้จะมีผลน้อยลงการจับวัสดุหมุนไปด้วยขณะที่มีการเหนี่ยวนำให้เกิดความร้อน เพื่อให้วัสดุได้รับกระแสไหลวนจนเกิดเป็นความร้อนอย่างสม่ำเสมอ

5) การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องไม่ทำให้เกิดการหักล้างสนามแม่เหล็กดังแสดงในรูปที่ 2.13 ด้านซ้ายสุดจะไม่มีค่าอินดักแตนซ์



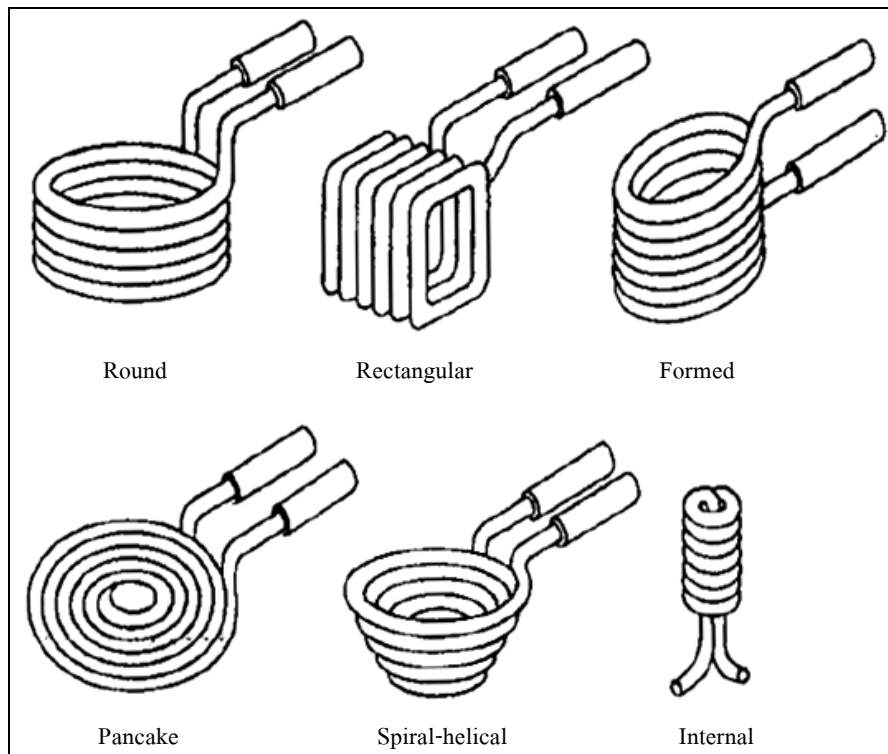
รูปที่ 2.13 การออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำกับค่าอินดักแตนซ์

จากเหตุผลข้างต้นขดลวดเหนี่ยวนำจะต้องสามารถทำให้เกิดความหนาแน่นเส้นแรงแม่เหล็กในพื้นที่ที่ต้องการให้ความร้อนได้ ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภทหลักดังนี้

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

โดยทั่วไปแล้วขดลวดเหนี่ยวนำนิยมจากท่อทองแดงกลวง ทั้งนี้เพราะทองแดงเป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดี ทำให้มีกำลังสูญเสียในขดลวดเหนี่ยวนำต่ำ ซึ่งส่งผลให้ระบบมีประสิทธิภาพสูงดังแสดงในรูปที่ 2.14 ซึ่งเป็นลักษณะตัวอย่างขดลวดแบบต่าง ๆ เช่น (1) แบบ round rectangular formed (2) pancake (3) spiral-helical และ (4) internal โดยขดลวดแบบต่าง ๆ เหล่านี้จะถูกนำไปใช้ตามสถานะของงานตามรูปร่างวัสดุที่มีความเหมาะสม อย่างไรก็ตามเนื่องจากความหนาแน่นของกระแสที่ไหลในขดลวดเหนี่ยวนำมีค่าสูงความร้อนที่เกิดจากกระแสที่ไหลในขดลวดเหนี่ยวนำนั้นจะมีค่ามาก ดังนั้นจึงต้องใช้ท่อทองแดงกลวงเพื่อให้สามารถระบายความร้อนที่เกิดขึ้นภายในขดลวดเหนี่ยวนำได้ด้วยของเหลว เช่น นำน้ำผ่านเข้าไปในท่อ





รูปที่ 2.14 ตัวอย่างของขดลวดเหนี่ยวนำชนิดต่าง ๆ

### 2.5.2 การหาค่าความเหนี่ยวนำ

สำหรับการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำนั้นจะต้องคำนึงถึงคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อกระแสไฟฟ้าในขดลวด จำนวนเส้นแรงแม่เหล็กหรือความเข้มของสนามแม่เหล็กโดยรวม โดยการคำนวณหรือการพิจารณาค่าความเหนี่ยวนำนั้นถูกกำหนดโดย 4 ปัจจัยดังนี้

1) จำนวนรอบของขดลวด โดยถ้าตัวเหนี่ยวนำมีจำนวนรอบของขดลวดมากขึ้น สนามแม่เหล็กที่เกิดจากการไหลผ่านของกระแสไฟฟ้าในขดลวดเกิดขึ้นมากด้วย สนามแม่เหล็กปริมาณมากนี้จะทำให้เกิดแรงดันไฟฟ้าขึ้นในตัวเหนี่ยวนำ และจากการที่มีเส้นแรงแม่เหล็กจำนวนมากตัดกับขดลวด จึงส่งผลให้ค่าความเหนี่ยวนำมากตามไปด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนรอบของขดลวด

2) พื้นที่ของขดลวด โดยถ้าพื้นที่ของขดลวดเพิ่มขึ้นสำหรับขดลวดที่มีจำนวนรอบใด ๆ จะทำให้เส้นแรงแม่เหล็กมีจำนวนมากขึ้นด้วย และการมีสนามแม่เหล็กเพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าความเหนี่ยวนำเพิ่มขึ้นตาม ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพื้นที่ของขดลวด

3) ความยาวของขดลวด โดยถ้าทำให้ขดลวดจำนวน 4 รอบขยายพื้นที่ออกผลรวมของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นจากขดลวดแต่ละขดจะมีปริมาณลดลง แต่ในทางกลับกันถ้าขดลวดที่มี

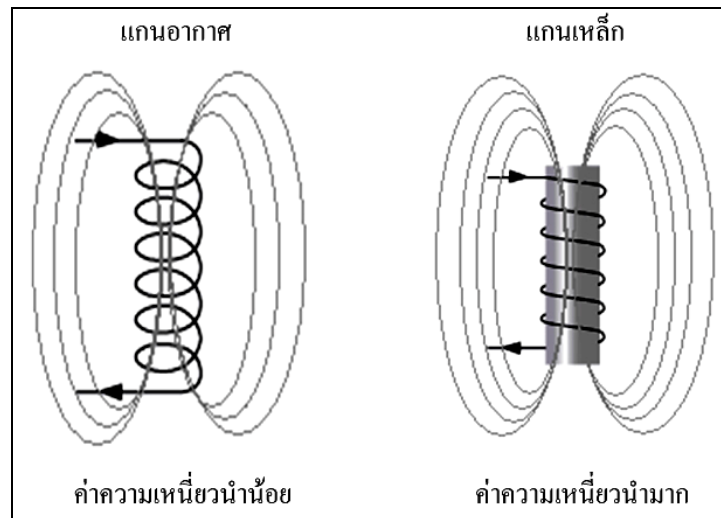
จำนวนเท่าเดิมนี้นำมาพันให้อยู่ชิดกันมากขึ้นความยาวของขดลวดสั้นลงสนามแม่เหล็กที่เกิดจากขดลวดในแต่ละขดจะเสริมซึ่งกันและกันทำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่มีปริมาณมากขึ้น ส่งผลให้ค่าความเหนี่ยวนำมีค่ามากตามไปด้วย ดังนั้น ค่าความเหนี่ยวนำจึงเป็นสัดส่วนผกผันกับความยาวของขดลวด

4) วัสดุที่นำมาทำแกนภายในขดลวดตัวเหนี่ยวนำ ซึ่งส่วนมากมีแกนที่ทำจากวัสดุจำพวกนิกเกิล โคบอลต์ เหล็ก เฟอร์ไรต์ และอัลลอย ซึ่งแกนเหล่านี้มีคุณสมบัติที่จะช่วยรวมหรือเพิ่มความเข้มของสนามแม่เหล็ก ดังนั้น ค่าความซึมซาบได้จึงเป็นอีกปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อค่าความเหนี่ยวนำ โดยถ้าค่าความซึมซาบได้ของวัสดุที่ใช้ทำแกนมีค่ามากแล้วจะทำให้ค่าความเหนี่ยวนำมีค่ามากตามไปด้วยดังแสดงในตารางที่ 2.3 และรูปที่ 2.15

ตารางที่ 2.3 ค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ

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

โดยจากตารางที่ 2.3 แสดงค่าความซึมซาบได้ของวัสดุชนิดต่าง ๆ เช่น อากาศที่มีค่าความซึมซาบได้น้อยคือ  $12.6 \times 10^{-5}$  เหล็กแท่งค่าความซึมซาบได้คือ  $5.56 \times 10^{-4}$  เหล็กซิลิกอนมีค่าความซึมซาบได้คือ  $8.8 \times 10^{-3}$  ไปจนถึงซูเปอร์มาลอยที่ให้ค่าความซึมซาบได้มากที่สุดคือ 1.26 เป็นต้น ซึ่งปัจจัยจากวัสดุเหล่านี้นอกจากส่งผลต่อค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและเป็นผลต่อความถี่ที่ก่อให้เกิดความร้อนภายในวัสดุอีกด้วย



รูปที่ 2.15 ลักษณะของแกนภายในระหว่างอากาศและแกนเหล็ก

จากรูปที่ 2.15 ลักษณะของแกนภายในระหว่างอากาศและแกนเหล็กพบว่าขดลวดพันรอบแกนอากาศที่มีค่าความซึมซาบได้น้อยจะให้ค่าการเหนี่ยวนำน้อยกว่าขดลวดที่พันรอบแกนเหล็กที่มีค่าความซึมซาบได้มากกว่า ซึ่งจากปัจจัยทั้ง 4 ประการที่มีผลต่อค่าความเหนี่ยวนำ ดังนั้นจึงสามารถนำมาเขียนเป็นได้ตามสมการ 2.44 เพื่อคำนวณหาค่าความเหนี่ยวนำได้ดังนี้

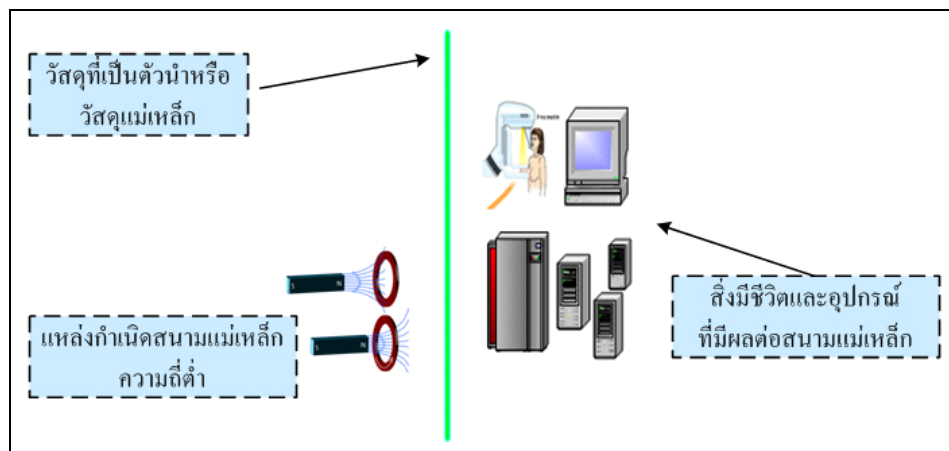
$$L = \frac{\mu AN^2}{l} \quad (2.44)$$

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

## 2.6 ทฤษฎีและหลักการที่เกี่ยวข้องกับการปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

### 2.6.1 หลักการปิดกั้นโดยทั่วไปของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

การปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็กสามารถทำได้ โดยการนำวัตถุที่เป็นวัสดุแม่เหล็ก (ferromagnetic material) หรือวัสดุตัวนำ (conductor material) มาปิดกั้นหรือล้อมแหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กจะเรียกว่า วัตถุปิดกั้นสนามแม่เหล็กหรือชีลด์แม่เหล็ก (magnetic shield material) ซึ่งเป็นการนำวัสดุแม่เหล็กหรือวัสดุตัวนำมาปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็กดังแสดงใน



รูปที่ 2.16 การนำวัสดุแม่เหล็กหรือวัสดุตัวนำมาปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็ก

โดยจากรูปที่ 2.16 แสดงให้เห็นการนำวัสดุแม่เหล็กหรือวัสดุตัวนำมาปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็ก โดยสนามแม่เหล็กจะถูกกั้นจากวัตถุที่เป็นวัสดุตัวนำหรือวัสดุแม่เหล็กไปให้ผ่านไปยังสิ่งมีชีวิตและอุปกรณ์ที่มีผลต่อสนามแม่เหล็ก ซึ่งการปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็กนั้นด้วยวัสดุแม่เหล็กและวัสดุตัวนำสามารถเกิดขึ้นได้ด้วยกลไกต่าง ๆ ดังต่อไปนี้ (Hoburg, 1995)

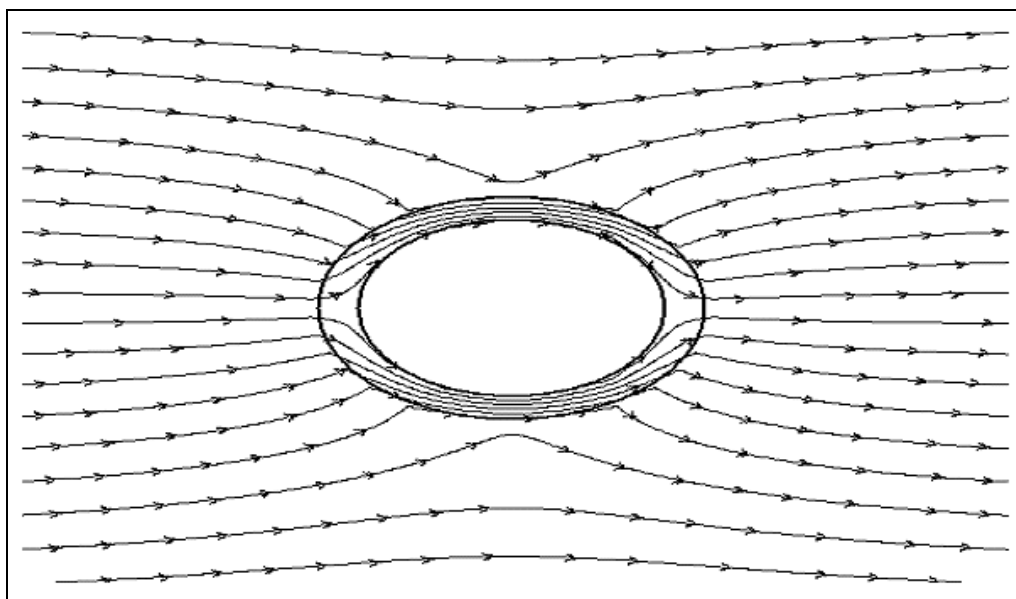
### 2.6.2 หลักการปิดกั้น flux shunting shielding mechanism

ซึ่งการปิดกั้นสนามแม่เหล็กตามกลไกนี้จะเกิดขึ้นกับวัสดุแม่เหล็ก (ferromagnetic material) หรือวัสดุที่มีค่าความซึมซาบได้สัมพัทธ์สูง (high permeability:  $\mu_r$ ) อาทิเช่น นิกเกิล ( $\mu_r = 600$ ) เหล็กอ่อน ( $\mu_r = 2000$ ) เหล็ก ( $\mu_r = 5000$ ) Silicon iron ( $\mu_r = 7000$ ) เป็นต้น เมื่อวางวัสดุแม่เหล็กลงในสนามแม่เหล็กที่อยู่ภายในบริเวณอวกาศว่างตามทฤษฎีสนามแม่เหล็กไฟฟ้า พฤติกรรมความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  และความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ที่บริเวณผิวของแม่เหล็กจะต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขขอบเขต 2 ประการดังนี้คือ

1) องค์กรประกอบในทิศทางแนวสัมผัสผิวของเวกเตอร์สนามแม่เหล็กไฟฟ้า  $H$  นั้น จำเป็นต้องต่อเนื่องกันตลอดวัสดุแม่เหล็กและในอากาศเพื่อที่จะสอดคล้องกับกฎของแอมแปร์ (Ampere's law)

2) องค์กรประกอบในทิศทางแนวตั้งฉากของเวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  จำเป็นต้องต่อเนื่องกันตลอดในวัสดุแม่เหล็กและในอากาศเพื่อที่จะสอดคล้องกับกฎของเกาส์ (Gauss's law)

เนื่องจากความแตกต่างของความซึมซาบได้ระหว่างวัสดุแม่เหล็กและอากาศมีมาก จึงเป็นสาเหตุให้ทิศทางของความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  และทิศทางของความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ที่บริเวณผิวรอยต่อจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วเพื่อที่จะสอดคล้องกับเงื่อนไขขอบเขต โดยทิศทางของความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  และความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ในวัสดุแม่เหล็กจะมีทิศทางในลักษณะลู่ขนานไปกับผิวรอยต่อ ขณะเดียวกันทิศทางของความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ในอากาศจะมีทิศทางลักษณะลู่ตั้งฉากกับผิวรอยต่อดังรูปที่ 2.17 แสดงลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กวัสดุที่มีความซึมซาบได้สูงและมีรูปร่างเป็นทรงกระบอกกลม โดยพบว่าปริมาณฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  จะหนาแน่นมากในบริเวณผิววัสดุขณะเดียวกันฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ในบริเวณอื่นก็จะลดลงจึงเป็นสาเหตุให้ความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ภายในทรงกระบอกกลมลดลง กลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่สามารถลดความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ได้ โดยวัสดุที่มีความซึมซาบได้สูงจะมีชื่อเรียกว่า “the flux shunting shielding mechanism”

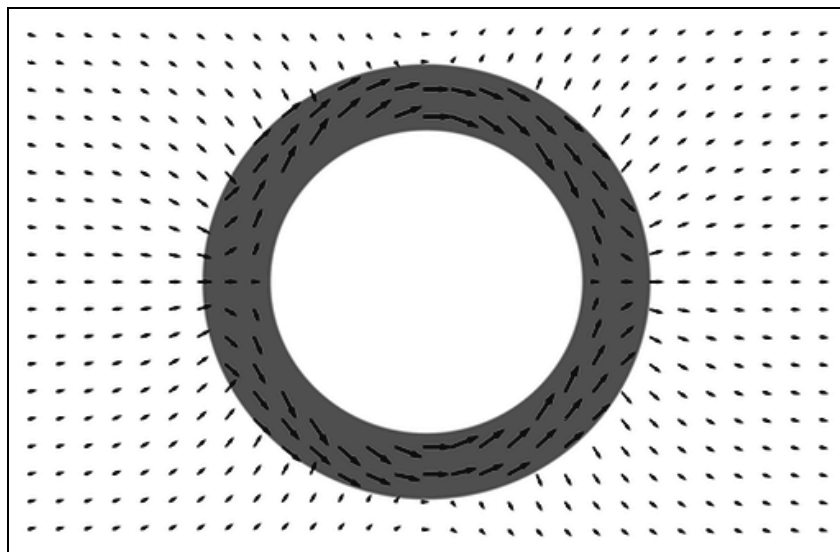


รูปที่ 2.17 ลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กแบบ flux shunting shielding mechanism

จากรูปที่ 2.17 ซึ่งเป็นลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กฟลักซ์แบบขนาน โดยพบว่าเส้นแรงของสนามจะมีลักษณะลู่ไปกับผิวของวัสดุทำให้ภายในส่วนปิดกั้นมีสนามแม่เหล็กลดลง นอกจากนี้วัสดุมีความซึมซาบได้สูงแล้วการลดขนาดความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ยังขึ้นกับความหนาของวัสดุแม่เหล็กด้วย เนื่องจากวัสดุแม่เหล็กมีความหนามากขึ้นเท่าใดก็จะทำให้ปริมาณฟลักซ์แม่เหล็ก  $B$  ลู่เข้าไปในเนื้อวัสดุได้มากขึ้น จึงทำให้ความเข้มสนามแม่เหล็ก  $H$  ในบริเวณอากาศมีค่าลดน้อยลง โดยข้อดีการปิดกั้นสนามแม่เหล็กตามกลไกนี้คือ ปิดกั้นหรือลดสนามแม่เหล็กได้ดีกับวัตถุปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่มีขนาดใหญ่และหนามาก ส่วนข้อเสียการปิดกั้นสนามแม่เหล็กคือตามกลไกนี้คือ ทำให้วัตถุปิดกั้นสนามแม่เหล็กนั้นมีน้ำหนักมากและวัสดุมีราคาแพง

### 2.6.3 หลักการปิดกั้น 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



รูปที่ 2.18 ลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กแบบ induce current shielding mechanism

เมื่อวางวัสดุตัวนำลงในสนามแม่เหล็กที่อยู่ภายในบริเวณอวกาศว่างตามทฤษฎีสนามแม่เหล็กไฟฟ้า จะเกิดปรากฏการณ์กระแสไหลวนภายในวัสดุและกระแสไหลวนนี้จะสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นมาหักล้างกับสนามแม่เหล็กเดิม ทำให้สนามแม่เหล็กในบริเวณนั้นมีค่าลดลง จากรูปที่ 2.18 ลักษณะกลไกการปิดกั้นสนามแม่เหล็กด้วยวัสดุที่มีสภาพนำไฟฟ้าสูงและมีรูปร่าง

ทรงกระบอกกลม อันเนื่องมาจากการเกิดกระแสไหลวนที่ผิวของวัสดุตัวนำจะสร้างสนามแม่เหล็กขึ้นมาหักล้างกับสนามแม่เหล็กเดิม ทำให้สนามแม่เหล็กภายในวัสดุตัวนำมีค่าลดลงและเรียกกลไกการปิดกั้นนี้ว่า “the induce current shielding mechanism” ตามคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการปิดกั้นและเริ่มต้นจากสมการของแมกซ์เวลล์ดังนี้

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\phi \omega \mu \mathbf{H} \quad (2.45)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J}_s + j\omega \varepsilon \mathbf{E} + \sigma \mathbf{E} \quad (2.46)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.47)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_s \quad (2.48)$$

เมื่อความถี่เชิงมุม ( $\omega$ ) อยู่ในช่วงความถี่ต่ำจะสามารถละการพิจารณาทอมกระแสกระจัดที่เกิดขึ้นในอวกาศว่าง ดังนั้นสนามแม่เหล็กจึงอิสระต่อสนามไฟฟ้าและในอวกาศว่างจะเป็นอำนาจจากสนามแม่เหล็กเป็นส่วนใหญ่ ซึ่งการหาผลเฉลยสนามแม่เหล็กจะใช้ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก  $\mathbf{A}$  นำไปแทนในสมการที่ (2.47) จากนั้นใช้เอกลักษณ์เวกเตอร์  $\nabla \cdot \nabla \times \mathbf{A} = 0$  ทำให้ได้ความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.49)

$$\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A} \quad (2.49)$$

จากนั้นแทนสมการที่ (2.49) ลงในสมการที่ (2.45) โดยจะได้รับความสัมพันธ์ของสมการดังต่อไปนี้

$$\nabla \times \mathbf{E} = -j\omega \nabla \times \mathbf{A} = -\nabla \times j\omega \mathbf{A} \quad (2.50)$$

$$\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A} \nabla \times (\mathbf{E} + j\omega \mathbf{A}) = 0 \quad (2.51)$$

โดยจากเอกลักษณ์เวกเตอร์  $\nabla \times \nabla \phi = 0$  ดังนั้นจากสมการที่ (2.51) จะสามารถจัดรูปใหม่ได้ดังสมการที่ (2.52)

$$E + j\omega A = -\nabla \phi \quad (2.52)$$

เมื่อแทนสมการที่ (2.52) ลงในสมการที่ (2.46) โดยจะได้รับความสัมพันธ์ดังสมการที่ (2.53) จากนั้นจัดรูปใหม่โดยใช้เอกลักษณ์เวกเตอร์  $\nabla \times \nabla \times A = \nabla \nabla \cdot A - \nabla^2 A$  และ  $\nabla \cdot A = 0$  ทำให้ได้สมการสนามแม่เหล็กในการหาคำตอบดังสมการที่ (2.54)

$$\nabla \times \frac{1}{\mu} \nabla \times A = J_s - j\omega \sigma A \quad (2.53)$$

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 A - j\omega \sigma A = -J_s \quad (2.54)$$

เมื่อนำมาประยุกต์กับรูปแบบสนามแม่เหล็ก 2 มิติ โดยมีแหล่งกำเนิดที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลาอยู่ในทิศทางแกน Z สนามแม่เหล็กอยู่ในแกน X-Y ทำให้สมการที่ (2.54) ในระบบพิกัดฉากจะแสดงได้ดังความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$\frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 A_z}{\partial x^2} + \frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 A_z}{\partial y^2} - j\omega \sigma A_z = -J_s \quad (2.55)$$

โดยที่ความเข้มสนามของไฟฟ้าคือ E ความเข้มสนามแม่เหล็กคือ H ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็กคือ B ความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้าคือ D ความหนาแน่นกระแสคือ J ความหนาแน่นประจุไฟฟ้าของแหล่งกำเนิดคือ  $\rho_s$  ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็กคือ A และศักย์เวกเตอร์แม่เหล็กในทิศทางแกน Z คือ  $A_z$  โดยจากสมการที่ (2.49)-(2.53) เป็นการวิเคราะห์รูปแบบของสมการแมกซ์เวลล์และสมการที่ (2.54)-(2.55) เป็นรูปแบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยอันดับสองซึ่งสามารถใช้อธิบายจำลองทางคณิตศาสตร์ โดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ในการวิเคราะห์หาผลเฉลย



## 2.7 สรุป

จากหลักการบำบัดมะเร็งในลักษณะต่าง ๆ ที่ได้ถูกพัฒนาเพื่อให้ใช้บำบัดมะเร็งให้มีความเหมาะสมอาจทำให้เกิดผลกระทบต่อผู้ป่วยในด้านต่าง ๆ เกิดขึ้นส่วนการบำบัดโดยใช้คลื่นก็ยังมีจำแนกรูปแบบของคลื่นเช่น คลื่นสนามแม่เหล็ก และคลื่นสนามไฟฟ้า ซึ่งกลุ่มของคลื่นสนามแม่เหล็กจะถูกวิเคราะห์จากรูปแบบความถี่ต่ำ ส่วนทางด้านคลื่นสนามไฟฟ้าจะถูกวิเคราะห์ในรูปแบบความถี่สูง โดยการนำส่วนปิดกันมาทำการควบคุมการกระจายของคลื่นในโครงสร้างความถี่ต่ำอาจใช้วัสดุจำพวกโลหะและวัสดุเฟอร์โรแมกเนติกส์ขึ้นอยู่กับช่วงความถี่ที่ถูกใช้ส่วนคุณสมบัติในหลักการเหนี่ยวนำจะใช้รูปแบบของที่ใช้ขดลวดพันรอบแกนเฟอร์ไรต์ โดยแกนเฟอร์ไรต์ที่ถูกเลือกจะต้องเป็นวัสดุที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนหรือเกิดความร้อนน้อยภายในแกน จำนวนขดลวดที่ถูกใช้สภาพค่าความต้านทาน ค่าความนำ ค่าความซึมซาบได้ และค่าความถี่ของคลื่น โดยจะส่งผลในลักษณะเรโซแนนซ์และความสามารถในการกระจายและการเหนี่ยวนำของคลื่น

### บทที่ 3

## การออกแบบและวิเคราะห์ส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบ สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อน

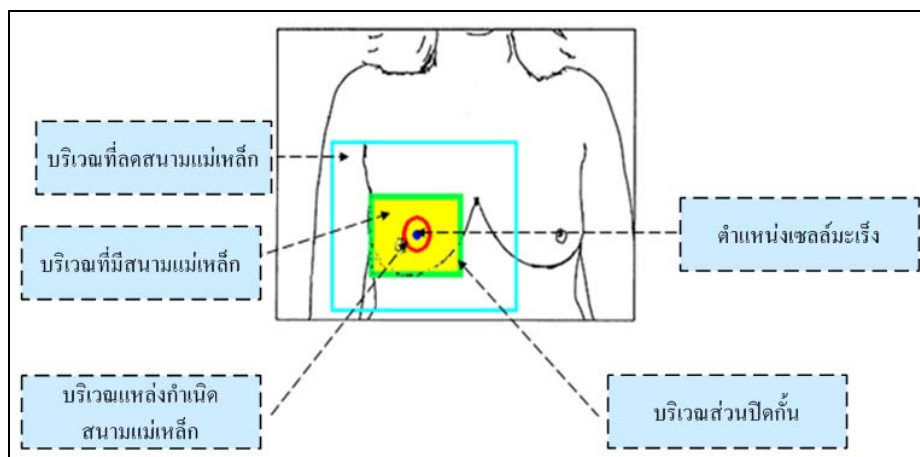
### 3.1 กล่าวนำ

ในบทนี้ได้กล่าวถึงการวิเคราะห์และออกแบบส่วนปิดกั้นชนิดบาง เพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยความร้อน โดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูปทางด้านวิเคราะห์เชิงตัวเลข เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ของส่วนปิดกั้นเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับการประยุกต์ใช้งานในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลอง เพื่อลดตัวแปรทางด้านความหนาบางของส่วนปิดกั้นจะทำการกำหนดความหนาบางของส่วนปิดกั้นแบบคงที่คือ 1 มิลลิเมตร และคงที่สัญญาณคลื่นความถี่ที่ 4 MHz (Youji, Masashi, Watanabe, Iku, and Masaki, 2000) โดยในส่วนแรกจะเป็นการศึกษาถึงความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลชนิดของวัสดุส่วนปิดกั้นรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยม เพื่อให้ทราบถึงประสิทธิภาพการชิลด์ของวัสดุรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยมที่ใช้ในการปิดกั้นในส่วนถัดไปได้ดำเนินการในการออกแบบส่วนเหนี่ยวนำที่เป็นชนิดแกนเฟอร์ไรต์ปกติและแกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพล รวมถึงรูปแบบส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ใช้แกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพล ทำให้ได้รูปแบบที่จะนำไปศึกษาวิเคราะห์โดยเลือกใช้โปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ที่เริ่มจากการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ซม. โพล ตามด้วยการศึกษาความเป็นไปได้การออกแบบและจำลองผลการปรับตำแหน่งมุมของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ซม. โพล และการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลการเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ซม. โพลในทิศทาง y ด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO และสรุปผลดังกล่าวในส่วนท้าย

### 3.2 การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลชนิดของวัสดุส่วนปิดกั้น รูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยม

ในการออกแบบส่วนปิดกั้นจำเป็นต้องคำนึงถึงคุณสมบัติในการปิดกั้นสนามแม่เหล็กซึ่งตรงกับวัตถุประสงค์ในการออกแบบที่ให้มีรูปแบบการแพร่กระจายครอบคลุมพื้นที่เฉพาะส่วนที่ต้องการ ในขั้นตอนแรกได้ทำการออกแบบและจำลองผลส่วนปิดกั้นในรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยม โดยจะกำหนดการเปลี่ยนแปลงวัสดุปิดกั้นต่าง ๆ เพื่อให้ได้วัสดุที่สามารถปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่

เหมาะสมในการใช้งาน จากนั้นทำประยุกต์โดยใช้ช่องเปิดในขนาดต่าง ๆ และจัดทิศทางของส่วนปิดกั้นเพื่อให้สนามแม่เหล็กแพร่กระจายผ่านช่องเปิดไปยังส่วนที่ต้องการในการบำบัดมะเร็ง พร้อมทั้งลดสนามแม่เหล็กในส่วนที่ไม่ต้องการอีกด้วย ซึ่งรูปแบบส่วนปิดกั้นเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กในการบำบัดมะเร็งด้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนแสดงได้ดังรูปที่ 3.1

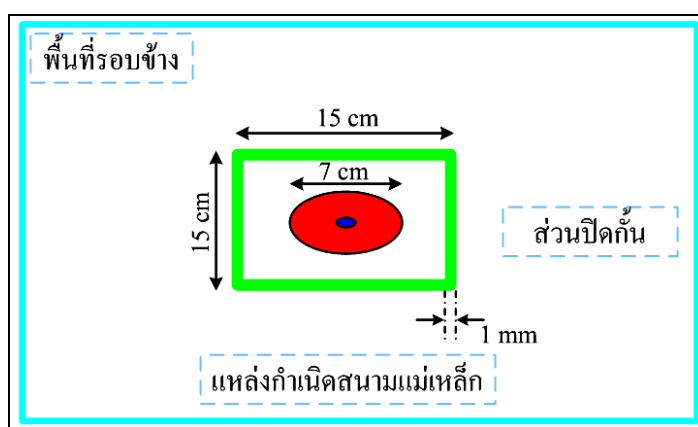


รูปที่ 3.1 รูปแบบส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กจากผลกระทบของการบำบัดมะเร็งด้านม

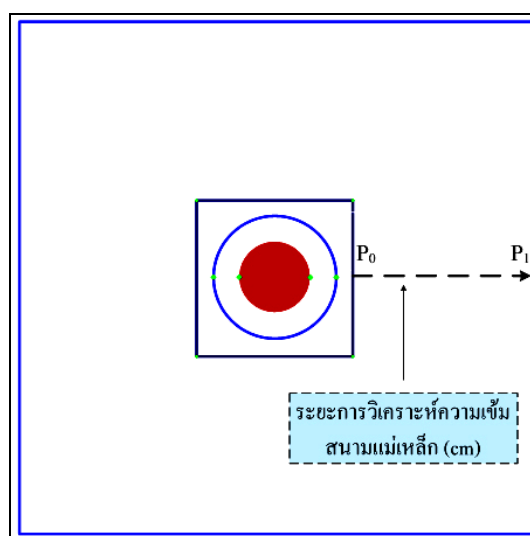
จากรูปที่ 3.1 เป็นรูปแบบส่วนปิดกั้นเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กในการบำบัดมะเร็งด้านมจำลองด้วยการให้ความร้อน ซึ่งจะเริ่มต้นจากการกำหนดให้มีแหล่งจ่ายสนามแม่เหล็กแกนเฟอร์ไรต์ตรงตำแหน่งเซลล์มะเร็ง โดยสนามแม่เหล็กจะแพร่กระจายในทิศทางแกน  $z$  ตามสมการที่ (2.55) โดยมีวัสดุปิดกั้นล้อมรอบแหล่งจ่ายสนามแม่เหล็กแล้วทำการวิเคราะห์การแพร่กระจายสนามแม่เหล็กโดยรอบพื้นที่ ซึ่งการเลือกใช้วัสดุในการ shield ส่วนปิดกั้นที่เป็นแบบรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยมปิดล้อมทุกด้านที่ขนาดด้านม 15 เซนติเมตร ใช้เส้นผ่าศูนย์กลางของเฟอร์ไรต์ที่ 7 เซนติเมตร และส่วนปิดกั้นมีความหนา 1 มิลลิเมตร วิเคราะห์ผลจากระยะห่างของแกนเฟอร์ไรต์ต่อส่วนปิดกั้นโดยกำหนดวัสดุปิดกั้นต่าง ๆ เช่น ทองแดง ตะกั่ว เหล็กหม้อแปลง และเหล็กโครงสร้างของการแสดงผลการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กจะถูกกำหนดจากส่วนปิดกั้นที่ล้อมรอบสนามแม่เหล็ก โดยจะนำเสนอในรูปค่าประสิทธิภาพการ shield (sensitive effective) ซึ่งจะถูกกำหนดในลักษณะอัตราส่วนการลดทอนของจุดพื้นที่ส่วนไม่มีการปิดกั้นสนามแม่เหล็กต่อจุดพื้นที่เดียวกันที่มีการปิดกั้นสนามแม่เหล็ก โดยจะใช้ฟังก์ชันลอการิทึมประกอบพร้อมดังสมการ (3.1)

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

โดยส่วนปิดกั้นชนิดบางรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยมที่ใช้สำหรับลดผลกระทบสนามแม่เหล็กในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนนั้นแสดงได้ดังรูปที่ 3.2 ซึ่งเป็นการทดสอบประสิทธิภาพการชีลด์ของวัสดุ โดยใช้เส้นทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจะมีการกำหนดจุดสองจุด ซึ่งการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากส่วนปิดกั้นนั้นสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 3.3

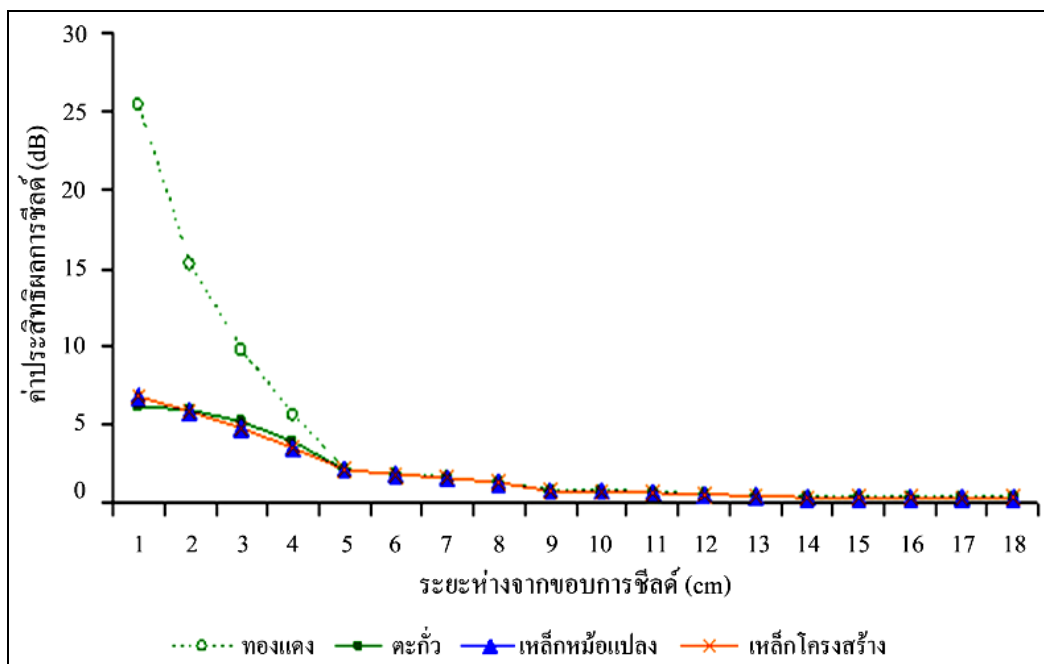


รูปที่ 3.2 ส่วนปิดกั้นชนิดบางรูปทรงเรขาคณิตสี่เหลี่ยม



รูปที่ 3.3 การวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากส่วนปิดกั้น

จากรูปที่ 3.3 เส้นทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจะกำหนดจากจุด  $P_0$  เป็นระยะเริ่มต้นจากขอบของส่วนปิดกั้นไปจนถึงจุด  $P_1$  ที่เป็นระยะสิ้นสุดการวัด โดยมีระยะทางในการวัดคือ 18 เซนติเมตร โดยการทดสอบประสิทธิภาพการชิลด์ของวัสดุจะใช้กระแสที่แหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็ก ( $J_s$ ) คือ 1 แอมแปร์ต่อตารางเมตร เป็นบรรทัดฐาน ส่วนวัสดุที่เป็นตัวแปรค่าสภาพนำทางไฟฟ้าและตัวแปรด้านค่าความซึมซาบได้ที่นำมาทดสอบได้แก่ ทองแดง (Cu) มีสภาพนำทางไฟฟ้าเท่ากับ 58.8 MS/m ค่าคงที่ความซึมซาบได้เท่ากับ 1 ตะกั่ว (Lead) มีสภาพนำทางไฟฟ้าเท่ากับ 0.5 MS/m ค่าคงที่ความซึมซาบได้เท่ากับ 1 ส่วนวัสดุเหล็กหม้อแปลง (Ck-37) มีสภาพนำทางไฟฟ้าเท่ากับ 0.2174 MS/m ค่าคงที่ความซึมซาบได้เท่ากับ 4000 และวัสดุเหล็กโครงสร้าง (Fe) มีสภาพนำทางไฟฟ้าเท่ากับ 7.14 MS/m ค่าคงที่ความซึมซาบได้เท่ากับ 700 มาเป็นวัสดุทดสอบเพื่อจะหาวัสดุที่สามารถลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กได้ดี



รูปที่ 3.4 ประสิทธิภาพการชิลด์ของวัสดุชนิดต่าง ๆ ที่ปิดกั้นสี่เหลี่ยมแบบปิดล้อมทุกด้าน

จากรูปที่ 3.4 ในพิกัดด้านแกนแนวนอนจะเป็นการแสดงถึงระยะห่างจากขอบการชิลด์ ส่วนแกนแนวตั้งจะแสดงขนาดของค่าประสิทธิภาพการชิลด์ โดยวัสดุทองแดงให้ค่าประสิทธิภาพการชิลด์สูงสุด 25.47 dB ซึ่งดีกว่าวัสดุตะกั่วและวัสดุเหล็กหม้อแปลงรวมไปถึงวัสดุเหล็กโครงสร้าง โดยวัสดุเหล็กหม้อแปลงและวัสดุเหล็กโครงสร้างนั้นจะมีค่าประสิทธิภาพใกล้เคียงกันมากตลอดระยะห่างจากขอบการชิลด์ ค่าประสิทธิภาพการชิลด์ของทุกวัสดุนั้นมีค่ามากที่สุดที่ระยะห่างจาก

ขอบการขีดหลังจากนั้นค่าจะลดลงและพบวาระยะห่างที่ 15 เซนติเมตร ขึ้นไปจะมีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากจนถือได้ว่าคงที่ โดยจากการวิเคราะห์นี้เราจะได้วัสดุทองแดงมาเป็นวัสดุทดสอบในการนำมาทำส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กรูปสี่เหลี่ยมแบบต่าง ๆ เพื่อจะหารูปแบบที่มีประสิทธิผลการขีดที่ดีที่สุดต่อไป

### 3.3 การออกแบบส่วนเหนี่ยวนำ

#### 3.3.1 ส่วนเหนี่ยวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์

สำหรับการออกแบบตัวประกอบในการแพร่กระจายหรือเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กไฟฟ้าใน ส่วนนี้จะประกอบไปด้วยส่วนเหนี่ยวนำในลักษณะขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์รูปทรงกระบอกค่าคาปาซิเตอร์และค่ารีซิสเตอร์ที่ต่ออนุกรมกัน สามารถนำสมการรูปแบบเรโซแนนซ์อนุกรมตามสมการที่ 2.32 เพื่อใช้ในการพิจารณาหาคำตอบโดยกำหนดความถี่ที่ใช้คือ  $f = 4 \text{ MHz}$  และค่าความต้านทานคือ  $R = 0 \Omega$  ค่าคาปาซิเตอร์คือ  $C = 1.65 \text{ pF}$  สามารถหาค่าการเหนี่ยวนำได้จากสมการที่ 3.2 ดังนี้

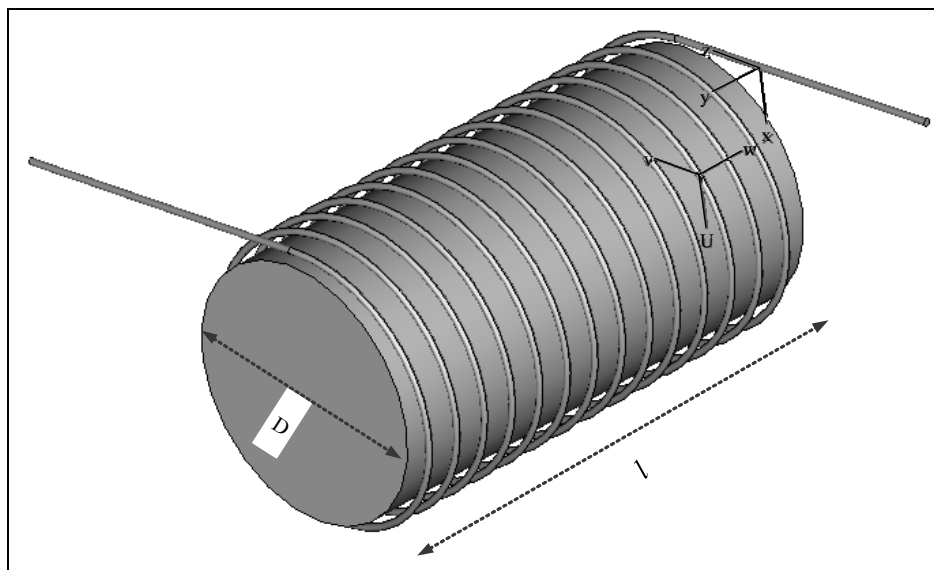
$$L = \left[ \frac{1}{2\pi f \sqrt{C}} \right]^2 \quad (3.2)$$

จากสมการที่ (3.2) จะได้ค่าการเหนี่ยวนำคือ  $L = 959.48 \mu\text{H}$  เมื่อการพิจารณาหาค่าจำนวนรอบของขดลวด  $N$  สามารถใช้สมการการหาจำนวนรอบของขดลวดที่พันรอบแกนกลาง โดยมีขนาดพื้นที่หน้าของขดลวดคือ 4 มิลลิเมตร<sup>2</sup> ได้ตามสมการที่ (2.44) เมื่อแกนกลางของส่วนเหนี่ยวนำเป็นแกนเฟอร์ไรต์ชนิดนิเกิล-สังกะสี (Ni-Zn Type) รูปทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง  $D$  ความยาว  $l$  สามารถประยุกต์ได้ดังสมการที่ (3.3) และมีค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

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

โดยค่าคงที่การซึมซาบได้ของแกนเฟอร์ไรต์  $\mu_r = 200$  ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของแกนเฟอร์ไรต์  $D = 7$  เซนติเมตร ค่าความยาวของแกนเฟอร์ไรต์  $l = 20$  เซนติเมตร ดังนั้นจะได้จำนวนรอบขดลวดคือ  $N = 14$  รอบ ซึ่งรูปแบบตัวประกอบในลักษณะส่วนเหนี่ยวนำนี้จะให้ค่า

ทางด้านสนามแม่เหล็กที่อิสระต่อสนามไฟฟ้าและผลของสนามแม่เหล็กนั้นเป็นผลที่ใช้ในการพิจารณาค่าคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ได้เช่น ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าเมื่อสนามแม่เหล็กไหลผ่านตัวกลาง รวมถึงค่าความร้อนในตัวกลาง โดยการวิเคราะห์ผ่านโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO

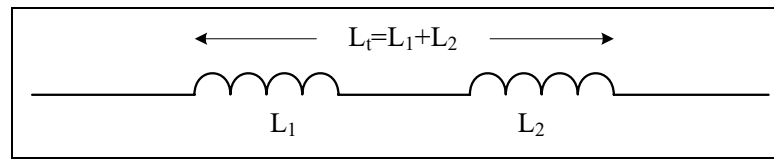


รูปที่ 3.5 ส่วนเหนี่ยวนำแบบขดลวดพันรอบแกนเฟอร์ไรต์

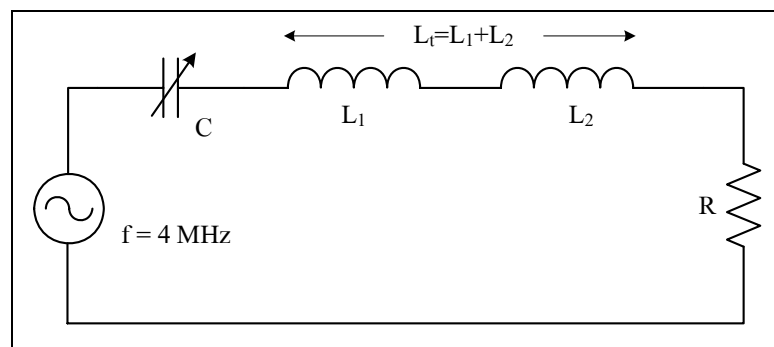
จากรูปที่ 3.5 เป็นส่วนเหนี่ยวนำที่ทำมาจากขดลวดพันอยู่รอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด Ni-Zn ที่มีค่า  $\mu_r = 200$  เส้นผ่าศูนย์กลาง  $D=7$  เซนติเมตร โดยมีความยาว  $l=20$  เซนติเมตร ลวดทองแดงขนาดพื้นที่หน้าตัด 4 มิลลิเมตร<sup>2</sup> จำนวนรอบลวดทองแดงคือ 14 รอบ โดยที่ปลายของลวดด้านหนึ่งจะถูกต่ออนุกรมกับคาปาซิเตอร์และค่าความต้านทาน ซึ่งส่วนเหนี่ยวนำนี้จะนำไปประยุกต์ต่อไปในรูปแบบส่วนเหนี่ยวนำแกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพล

### 3.3.2 ส่วนเหนี่ยวนำแกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพล

การออกแบบส่วนเหนี่ยวนำแกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพลจะอาศัยหลักเบื้องต้นในการอนุกรมของส่วนเหนี่ยวนำชนิดแกนเฟอร์ไรต์จำนวน 2 ส่วน คือ ค่าการเหนี่ยวนำรวมจะมีค่าเท่ากับผลรวมของค่าการเหนี่ยวนำทั้งสองดังรูปที่ 3.6



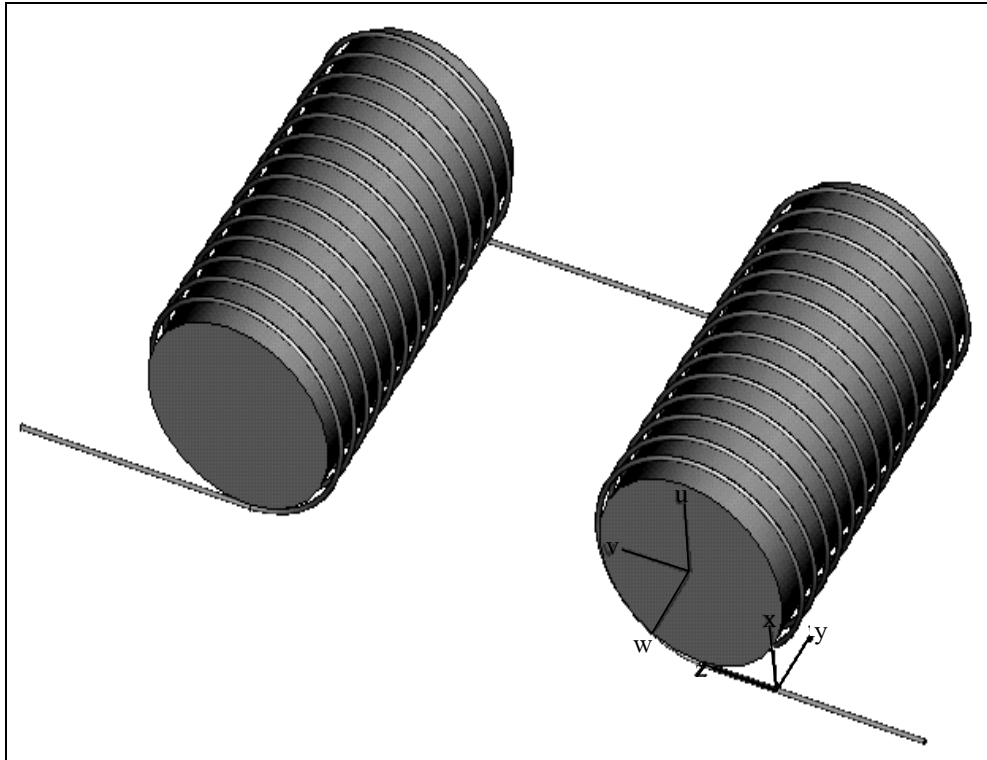
รูปที่ 3.6 ส่วนเหนี่ยวนำที่นำมาต่ออนุกรมกัน



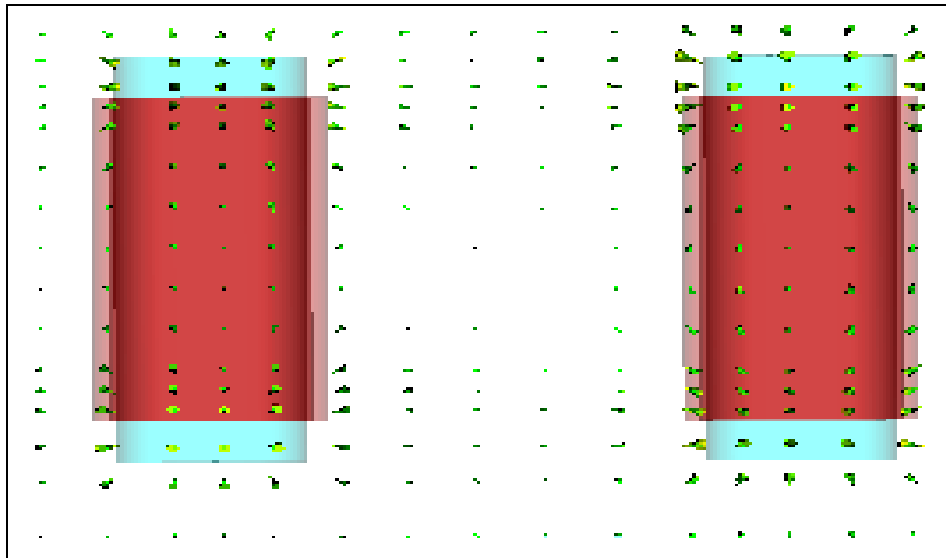
รูปที่ 3.7 วงจรอนุกรม RLC เมื่อส่วนเหนี่ยวนำมีลักษณะอนุกรม

จากรูปที่ 3.6 เป็นการอนุกรมส่วนเหนี่ยวนำโดยทั่วไปโดยค่าการเหนี่ยวนำรวมได้มีค่าเท่ากับผลรวมของค่าการเหนี่ยวนำแต่ละตัว และจากรูปที่ 3.7 เมื่อทำการคงที่ความถี่เรโซแนนซ์  $f = 4 \text{ MHz}$  จำนวนโพลที่กำหนด คือ 2 โพล ค่าการเหนี่ยวนำรวม  $L_T = L_1 + L_2 = 1918.96 \mu\text{H}$  จำนวนรอบของขดลวดแต่ละส่วนคือ 14 รอบ และทำการปรับขนาดของค่าคาปาซิเตอร์เพื่อให้อยู่ในสภาวะการเรโซแนนซ์ได้ขนาดคาปาซิเตอร์คือ  $C = 0.825 \text{ pF}$  ส่วนค่าความต้านทาน  $R$  เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพสูงสุดจะดำเนินเลือกค่า  $R = 0 \Omega$  เพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณในการดำเนินออกแบบส่วนเหนี่ยวนำดังกล่าวจะให้ผลในการกระจายสนามแม่เหล็ก โดยเส้นแรงแม่เหล็กจะมีการเคลื่อนกลับไปกลับมาที่ระหว่างกันคือ ระหว่าง  $L_1$  ไปสู่  $L_2$  และระหว่าง  $L_2$  ไปสู่  $L_1$  ลักษณะดังกล่าวนี้เป็นลักษณะสนามแม่เหล็กกระแสลัดนั่นเองสอดคล้องกับรูปแบบสมการของโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO





รูปที่ 3.8 การประยุกต์ส่วนเหนี่ยวนำในรูปโพลทั้ง 2 ส่วน



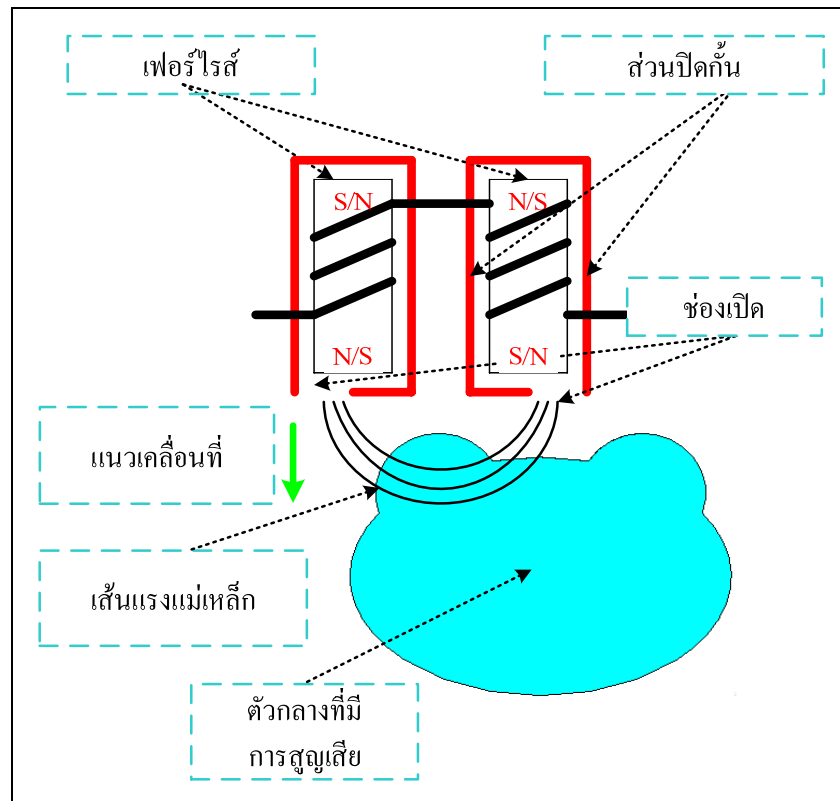
รูปที่ 3.9 ทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างโพลทั้งสอง

จากรูปที่ 3.8 เป็นการประยุกต์ส่วนเหนี่ยวนำในรูปแบบโพลทั้ง 2 ส่วน การประยุกต์ลักษณะนี้ทำให้เกิดผลในด้านทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วโพลทั้งสองในรูปแบบเสริมกันดังรูปที่ 3.9 แสดงทิศทางการเคลื่อนที่ของสนามแม่เหล็กระหว่างโพล โดยจำลองให้แกนเฟอร์ไรต์ถูกล้อมรอบด้วยขดลวดจำลองและมีลูกศรแสดงทิศทางการไหลของสนามแม่เหล็กซึ่งจะเห็นได้ว่าสนามแม่เหล็กจะเคลื่อนที่จากโพลของเฟอร์ไรต์ขั้วด้านขวาไปสู่โพลของเฟอร์ไรต์ขั้วด้านซ้ายอีกขั้วหนึ่ง และสนามเหล็กดังกล่าวมีผู้นำมาประยุกต์ใช้ในการบำบัดมะเร็งรักษาเต้านม นอกจากนี้อิทธิพลของสนามแม่เหล็กในการบำบัดนี้ยังส่งผลกระทบต่อต่าง ๆ ตามที่ได้กล่าวไว้ในบทที่ 1 การควบคุมผลกระทบจึงอยู่ในลักษณะของการควบคุมทิศทางของสนามแม่เหล็กที่ใช้ในการบำบัดเหล่านั้นนั่นเอง

### 3.4 รูปแบบส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ใช้แกนเฟอร์ไรต์ชนิดโพล

เมื่อทราบถึงคุณสมบัติของวัสดุปิดกั้นและรูปแบบส่วนเหนี่ยวนำชนิด 2 โพล ในส่วนนี้จึงเป็นการออกแบบจำลองการวิเคราะห์ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ใช้ในการบำบัดมะเร็งเต้านม โดยมีขดลวดเหนี่ยวนำพันรอบแกนเฟอร์ไรต์และส่วนของเต้านมถูกจำลองเป็นลักษณะตัวกลางที่มีความสูญเสียรูปวงรีขนาด  $20 \times 30$  เซนติเมตร มีค่าความนำเท่ากับ  $0.62 \text{ s/m}$  ค่าคงที่ความซึมซาบได้สัมพัทธ์เท่ากับ 1 พื้นที่รอบข้างถูกกำหนดให้เป็นอวกาศว่าง คลื่นความถี่ที่ใช้  $4 \text{ MHz}$  เป็นแหล่งกำเนิดผ่านส่วนขยายสัญญาณแล้วนำมากระตุ้นขดลวดเหนี่ยวนำจำนวน 2 ชุดที่จัดวางเป็นลักษณะขั้ว มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางเฟอร์ไรต์  $7$  เซนติเมตรค่าความนำเท่ากับ  $0.001 \text{ s/m}$  ค่าคงที่ความซึมซาบได้สัมพัทธ์  $\mu_r = 200$  เป็นแกนกลาง (Youji, Masashi, Watanabe, Iku, and Masaki, 2000) การจัดวางขดลวดเหนี่ยวนำเป็นรูปแบบลักษณะขั้วโพลผลที่รับได้คือเส้นแรงแม่เหล็กเคลื่อนระหว่างขั้วโพลทั้งสอง และเมื่อนำตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมกั้นเส้นแรงแม่เหล็กระหว่างขั้วโพลก็จะทำให้เกิดปรากฏการณ์และความเข้มสนามแม่เหล็กที่ถูกเหนี่ยวนำตามทฤษฎีในบทที่ 2

ในรูปที่ 3.10 โครงสร้างแบบจำลองของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก ซึ่งเป็นแบบส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กมีลักษณะเป็นชุดเหนี่ยวนำทำการล้อมรอบขดลวดเหนี่ยวนำ โดยขั้วทั้งสองด้วยส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ทำจากวัสดุที่ให้ประสิทธิผลการชีลด์ที่สูง โดยจากรูปที่ 3.4 นั้นพบว่าวัสดุที่มีค่าความนำสูงเช่นทองแดงให้ค่าประสิทธิผลการชีลด์มากที่สุดซึ่งสอดคล้องกับสมการ 2.55 การเลือกวัสดุทองแดงดังกล่าวจะถูกกำหนดให้มีความหนา  $1$  มิลลิเมตร วางห่างจากเฟอร์ไรต์  $1$  เซนติเมตรวิเคราะห์ผลจากระยะช่องเปิดและการเคลื่อนชุดเหนี่ยวนำในตำแหน่งทิศทางแนวตั้ง Y รวมถึงตำแหน่งมุมของชุดเหนี่ยวนำที่สามารถให้ผลการเหนี่ยวนำโดยทำให้เกิดสนามแม่เหล็กและกระแสไหลวนไปสู่บริเวณตัวกลาง ซึ่งก่อให้เกิดการสูญเสียแสดงค่าในรูปแบบความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้าที่ตัวกลางได้รับและค่าสนามแม่เหล็กในตัวกลาง

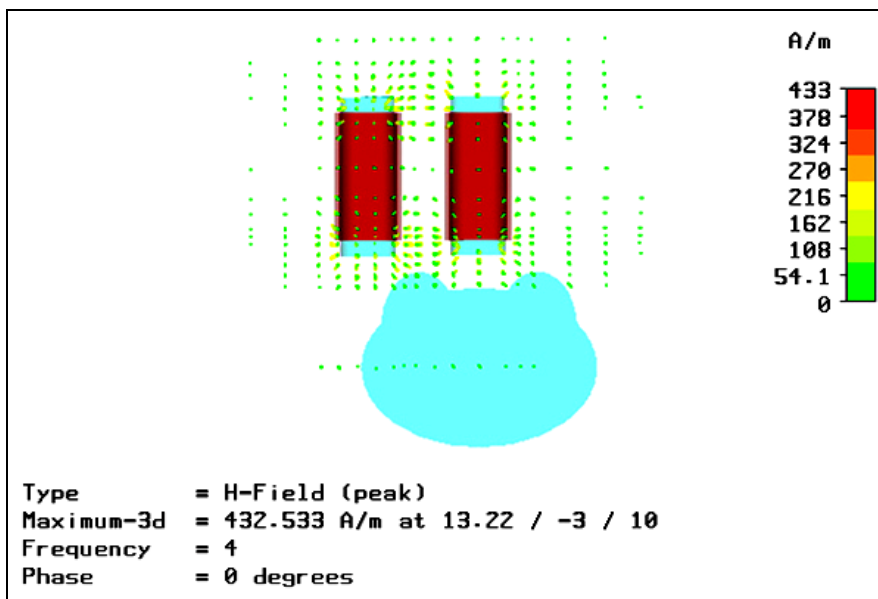


รูปที่ 3.10 โครงสร้างแบบจำลองของส่วนปิดกันสนามแม่เหล็ก

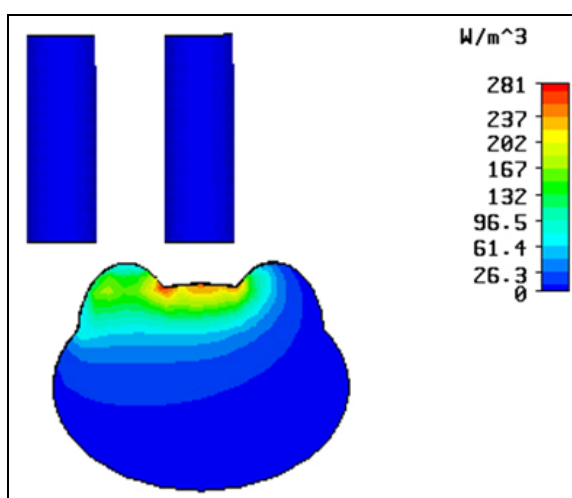
### 3.5 การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลขนาดช่องเปิดส่วนปิดกันสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO

#### 3.5.1 ผลของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพล

สำหรับการออกแบบส่วนปิดกันสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลจำเป็นต้องศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ซึ่งเป็นกลุ่มที่ใช้ในการออกแบบและวิเคราะห์ในส่วนของฟังก์ชันทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบความถี่ต่ำ การศึกษาในส่วนนี้จะเริ่มต้นจากโครงสร้างพื้นฐานจากการจำลองความถี่ไปยังขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์จำนวน 2 ขั้วโพล ให้ทิศทางสนามแม่เหล็กเคลื่อนที่จากโพลขั้วหนึ่งไปยังอีกขั้วหนึ่ง โดยมีวัสดุไดอิเล็กตริกที่จำลองเป็นบริเวณส่วนของเด้านมเป็นตัวกลางวิเคราะห์ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางดังรูปที่ 3.11 และรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.11 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลที่ไม่มีส่วนปิดกัน



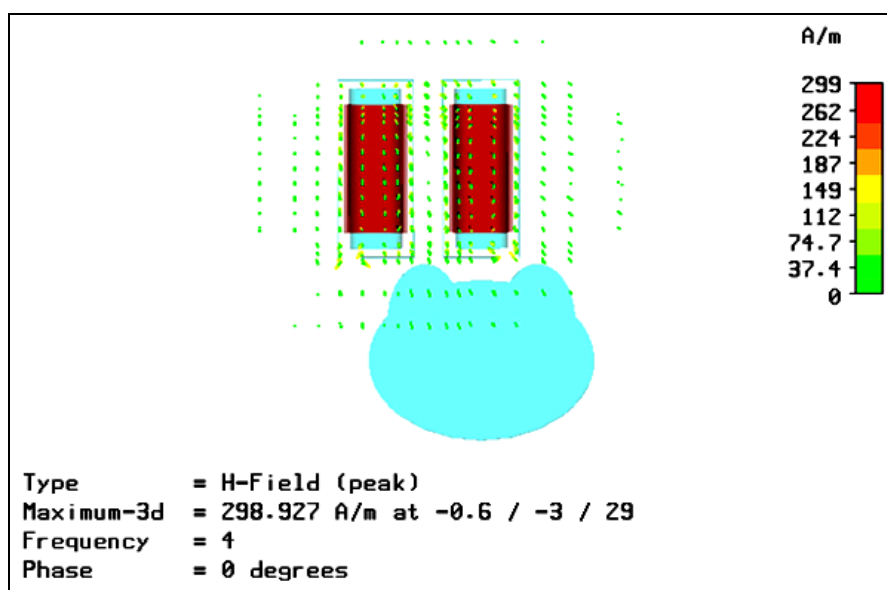
รูปที่ 3.12 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางเมื่อใช้สนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลที่ไม่มีส่วนปิดกัน

จากรูปที่ 3.11 เส้นแรงสนามแม่เหล็กจะไหลจากโพลขั้วหนึ่งไปยังโพลอีกขั้วหนึ่ง โดยจะไหลผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่เป็นตัวกลางลักษณะคล้ายเต้านมที่มีความถี่ 4 MHz ส่วนแถบสี ความเข้มสนามแม่เหล็กจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กที่สูงที่สุดคือ 433 A/m และจากรูปที่ 3.12 แสดงการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางเมื่อใช้สนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลที่ไม่มีส่วนปิดกัน โดยค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางมีการกระจายตัวในลักษณะกว้างตั้งแต่กึ่งกลางเต้านม

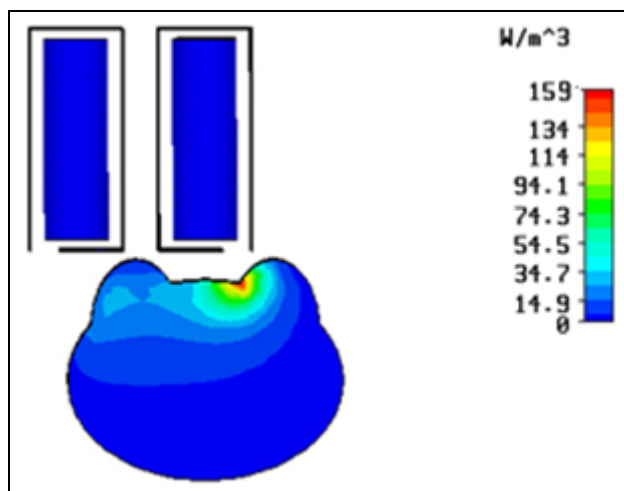
จำลองด้านขวาไปจนทั่วบริเวณด้านบนจำลองด้านซ้ายซึ่งมีค่าการสูญเสียอยู่ในระดับ  $132 \text{ W/m}^3$  ที่ความถี่ 4 MHz โดยค่าการสูญเสียสูงสุดคือ  $281 \text{ W/m}^3$

### 3.5.2 ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นระยะ 4 เซนติเมตร

การควบคุมเส้นแม่เหล็กให้มีค่าน้อยสามารถทำได้จากการปิดกั้นด้วยส่วนปิดกั้นล้อมรอบขดลวดแกนเฟอร์ไรต์ทั้งสองขั้วโพล เพื่อให้สามารถกำหนดและควบคุมเส้นแรงแม่เหล็กระหว่างขั้วโพลทั้ง 2 ซึ่งวิธีหนึ่งก็คือการควบคุมช่องเปิดของส่วนปิดกั้นโดยกำหนดระยะช่องเปิดต่าง ๆ เริ่มจากช่องเปิดที่ระยะ 4 เซนติเมตร ดำเนินการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ทำการวิเคราะห์ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางจากระยะของช่องเปิดของส่วนปิดกั้นทั้งสองที่ระยะ 4 เซนติเมตร ดังรูปที่ 3.13 และรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.13 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 4 เซนติเมตร

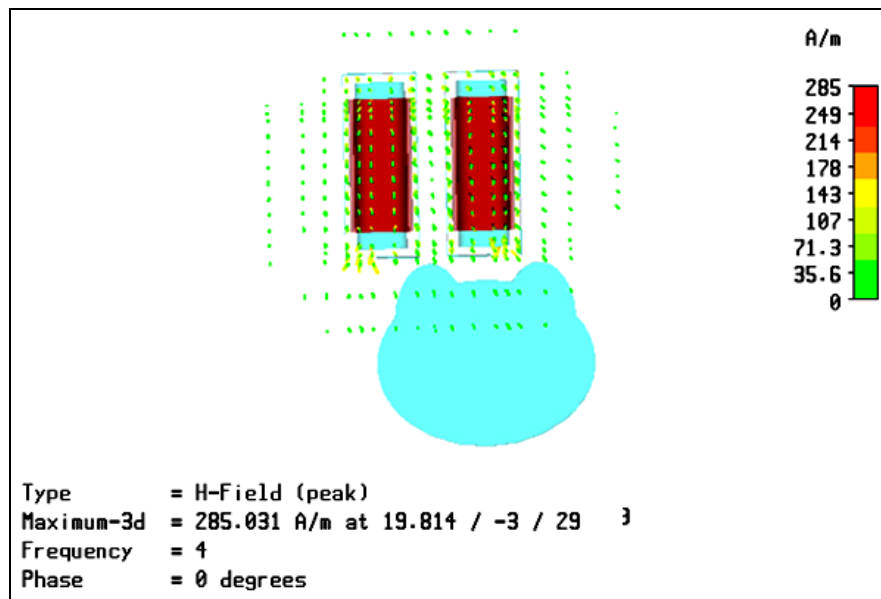


รูปที่ 3.14 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 2 ขั้ว โพลระยะ 4 เซนติเมตร

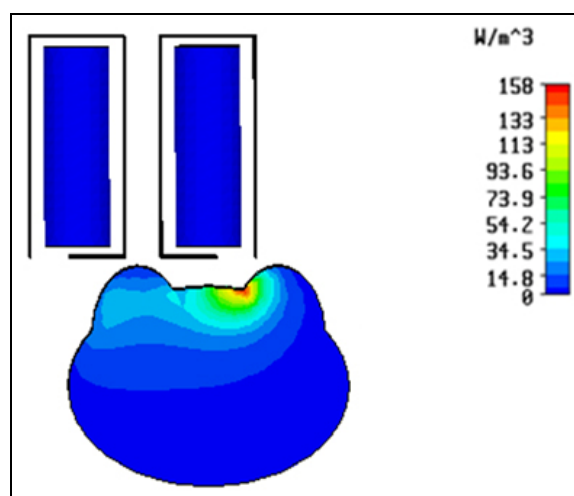
จากรูปที่ 3.13 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 4 เซนติเมตร เส้นแรงแม่เหล็กที่ไหลระหว่างขั้วโพลโดยมีวัสดุไดอิเล็กตริกตัวกลางคือเต้านมจำลองค่าความถี่ที่ใช้ในการจำลอง 4 MHz ส่วนภาพบริเวณด้านขวาเป็นภาพของแถบสีที่แสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กในวัสดุไดอิเล็กตริกตัวกลาง โดยค่าความเข้มสนามแม่เหล็กสูงสุดตามแถบสีคือ 299 A/m และจากรูปที่ 3.14 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 2 ขั้ว โพลระยะ 4 เซนติเมตร จะเห็นได้ว่าค่าการสูญเสียสูงสุดของระดับแถบสีอยู่ที่ 95.8 W/m<sup>3</sup> ความถี่ที่ใช้คือ 4 MHz การกระจายความสูญเสียมีลักษณะเป็นกลุ่มบริเวณใกล้เต้านมด้านขวา ซึ่งค่าการสูญเสียลดลงมากเมื่อพิจารณาเปรียบเทียบกับค่าการสูญเสียสูงสุดของรูปแบบที่ไม่มีส่วนปิดกันคือ 281 W/m<sup>3</sup>

### 3.5.3 ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกันระยะ 5 เซนติเมตร

เมื่อพิจารณาช่องเปิดที่ 5 เซนติเมตร การศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในส่วนนี้จะทำการวิเคราะห์และออกแบบส่วนปิดกันสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดขนาด 5 เซนติเมตร ค่าความถี่ 4 MHz โดยโปรแกรมจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กตาม และค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าตาม ตามลำดับ



รูปที่ 3.15 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 5 เซนติเมตร

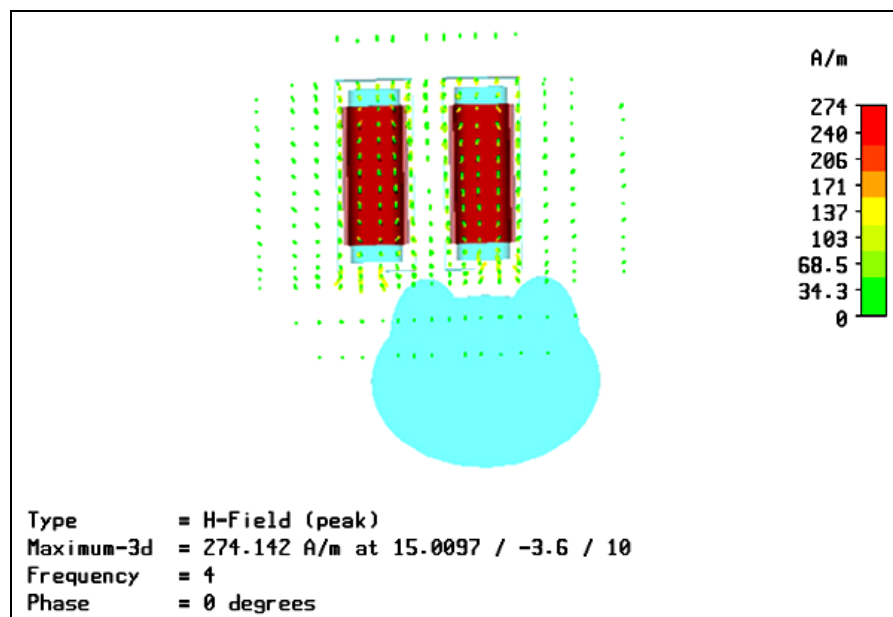


รูปที่ 3.16 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 2 ขั้วโพลระยะ 5 เซนติเมตร

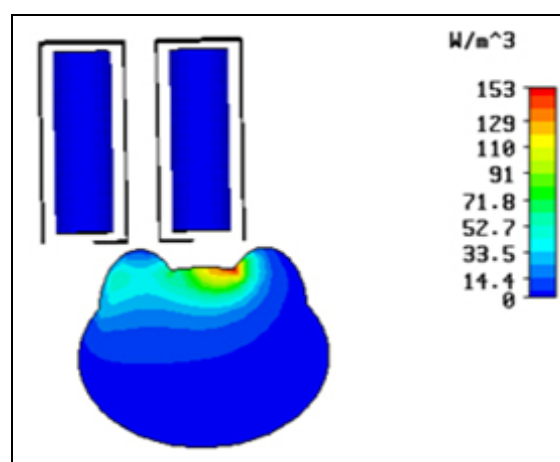
จากรูปที่ 3.15 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 5 เซนติเมตร จะพบว่าเส้นแรงแม่เหล็กหนาแน่นบริเวณปากทางช่องเปิดของส่วนปิดกันทั้งสองค่า ความหนาแน่นมีค่าสูงสุดที่ 285 A/m ระดับความถี่ 4 MHz จากรูปที่ 3.16 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่ขนาดช่องเปิดระยะ 5 เซนติเมตร พบว่ามีลักษณะการกระจายเป็นกลุ่มบริเวณด้านบนจำลองด้านขวาโดยค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุด  $124 \text{ W/m}^3$  ที่ระดับความถี่ 4 MHz

### 3.5.4 ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกันระยะ 7 เซนติเมตร

การศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในส่วนนี้จะทำการวิเคราะห์และออกแบบส่วนปิดกันสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดขนาด 7 เซนติเมตร ค่าความถี่ 4 MHz โดยโปรแกรมจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กตามรูปที่ 3.17 และค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าตามรูปที่ 3.18 ตามลำดับ



รูปที่ 3.17 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 7 เซนติเมตร



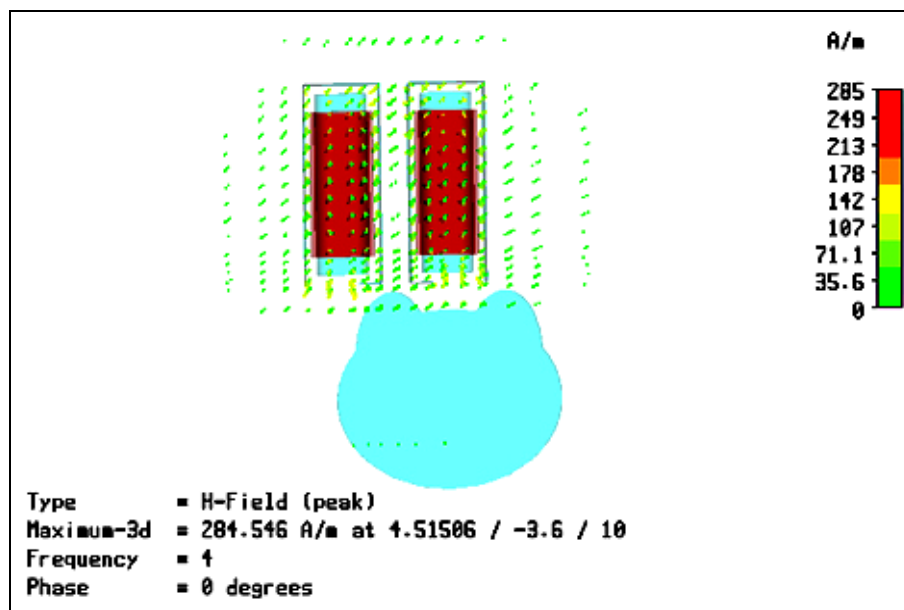
รูปที่ 3.18 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 2 ขั้วโพลระยะ 7 เซนติเมตร



จากรูปที่ 3.17 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 7 เซนติเมตร จะพบว่าเส้นแรงแม่เหล็กหนาแน่นบริเวณปากทางช่องเปิดของส่วนปิดกั้นทั้งสองค่าความหนาแน่นมีค่าสูงสุดที่ 274 A/m ระดับความถี่ 4 MHz และจากรูปที่ 3.18 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 7 เซนติเมตร พบว่า มีลักษณะการกระจายเป็นกลุ่มบริเวณด้านมจำลองด้านขวาและกระจายบางส่วนไปยังด้านมด้านซ้ายโดยมีค่าการกระจายอยู่ในช่วงแถบสีระดับ 52.7 W/m<sup>3</sup> และค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุด 153 W/m<sup>3</sup> ที่ระดับความถี่ 4 MHz

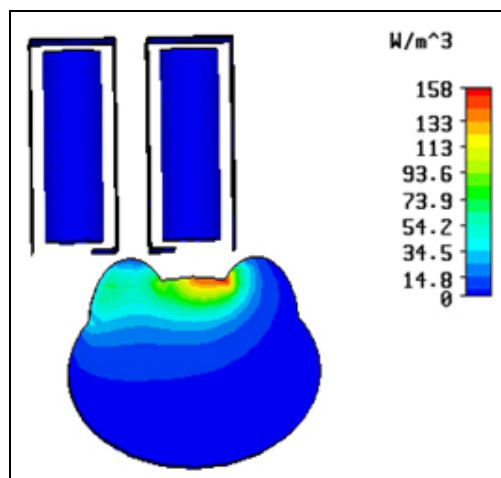
### 3.5.5 ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นระยะ 8 เซนติเมตร

เมื่อพิจารณาช่องเปิดที่ 8 เซนติเมตร การศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในส่วนนี้จะทำการวิเคราะห์และออกแบบส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดขนาด 8 เซนติเมตร ค่าความถี่ 4 MHz โดยโปรแกรมจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กตามรูปที่ 3.19 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าตามรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.19 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 8 เซนติเมตร

จากรูปที่ 3.19 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 7 เซนติเมตร เส้นแรงแม่เหล็กที่ไหลระหว่างขั้วโพลทั้งสองของส่วนปิดกั้นมีระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 285 A/m ระดับความถี่ 4 MHz ซึ่งจะเห็นได้ว่าระดับแถบสีของค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลในส่วนระยะช่องเปิด 8 เซนติเมตร นี้มีค่าในระดับเดียวกับค่าระดับแถบสีของความเข้มสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดที่ระยะ 5 เซนติเมตร



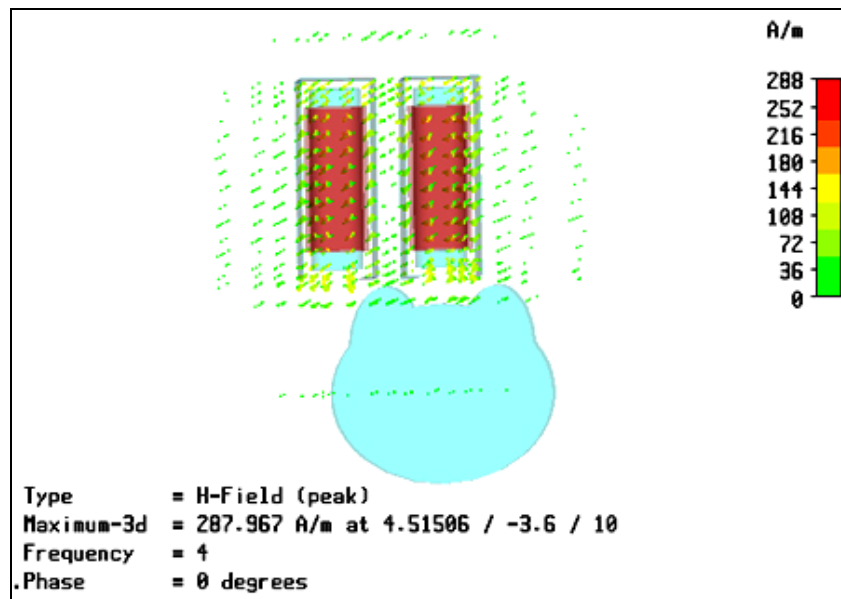
รูปที่ 3.20 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 2 ขั้วโพลระยะ 8 เซนติเมตร

เมื่อพิจารณาจากรูปที่ 3.20 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 2 ขั้วโพลระยะ 8 เซนติเมตร นั้นพบว่าค่าการสูญเสียมีลักษณะกว้างจากขอบบริเวณด้านมจำลองด้านขวาไปยังบริเวณด้านมด้านซ้ายซึ่งมีค่าระดับการสูญเสียทางไฟฟ้าที่  $73.9 \text{ W/m}^3$  และระดับค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $158 \text{ W/m}^3$

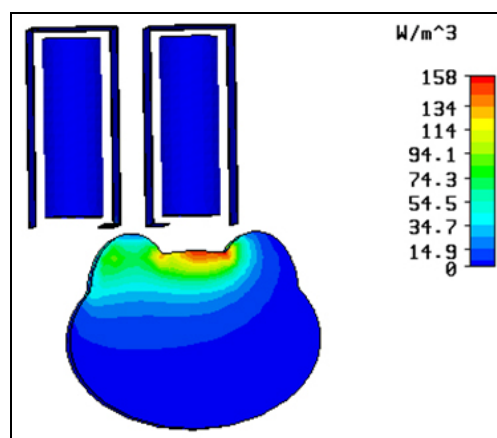
### 3.5.6 ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกันระยะ 9 เซนติเมตร

เมื่อพิจารณาช่องเปิดที่ 9 เซนติเมตร การศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในส่วนนี้จะทำการวิเคราะห์และออกแบบส่วนปิดกันสนามแม่เหล็กที่มีช่องเปิดขนาด 9 เซนติเมตร ค่าความถี่ 4 MHz โดยโปรแกรมจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กตามรูปที่ 3.21 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าตามรูปที่ 3.22 โดยในรูปที่ 3.21 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 9 เซนติเมตร เป็นช่องเปิดที่กว้างที่สุดตามแนวขอบของการปิดกันเส้นแรงแม่เหล็กที่ไหลระหว่างขั้วโพลทั้งสองของส่วนปิดกันมีระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 288 A/m ระดับความถี่ 4 MHz ซึ่งจะเห็นได้ว่าระดับแถบสีของค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลในส่วนระยะช่องเปิด 9 เซนติเมตร นี้มีค่ามากขึ้นกว่าระดับแถบสีของค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลช่องเปิดที่ระยะ 8 เซนติเมตร ที่มีค่าเพียง 285 A/m เพียงเล็กน้อยเท่านั้นคือ 3 A/m

เมื่อพิจารณาการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 2 ขั้วโพลระยะ 9 เซนติเมตร นั้นพบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีลักษณะกว้างจากขอบบริเวณด้านมจำลองด้านขวาไปยังบริเวณด้านมด้านซ้ายและค่าการสูญเสียจะมีมากตลอดแนวระหว่างกลางของด้านมจำลอง และระดับค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $158 \text{ W/m}^3$  ซึ่งเมื่อพิจารณาพบว่ามีลักษณะใกล้เคียงกับการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิด 2 ขั้วโพลระยะ 8 เซนติเมตร ดังรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.21 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิดระยะ 9 เซนติเมตร



รูปที่ 3.22 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 2 ขั้วโพลระยะ 9 เซนติเมตร

จากการศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO วิเคราะห์และออกแบบขนาดช่องเปิดของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ระยะ 4 เซนติเมตร 5 เซนติเมตร 7 เซนติเมตร 8 เซนติเมตร และ 9 เซนติเมตร พบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุดเป็นดังตารางที่ 3.1 ซึ่งจะเห็นได้ว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าจะมีลักษณะเพิ่มขึ้นตามระยะช่องเปิดคือเมื่อช่องเปิดกว้างขึ้นค่าการสูญเสียจะมีค่ามากขึ้นส่วนค่าความเข้มของสนามแม่เหล็กนั้นจะพบว่าที่ช่องเปิดระยะ 7 เซนติเมตร จะมีค่าความเข้มสนามแม่เหล็กน้อยที่สุดสำหรับกรณีศึกษาครั้งนี้ ดังนั้นการพิจารณาถึงความเข้มของ

สนามแม่เหล็กที่ลดน้อยลงนี้จะสอดคล้องกับการลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กในกระบวนการบำบัดมะเร็งเต้านมได้ต่อไป

ตารางที่ 3.1 แสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าและค่าความเข้มของสนามแม่เหล็กของส่วนปิดกั้นตามขนาดช่องเปิดที่ระยะต่าง ๆ

ระยะช่องเปิด (cm)	ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้า ( $W/m^3$ )	ค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก (A/m)
ไม่มีส่วนปิดกั้น	281	433
9	158	288
8	158	285
7	153	274
5	158	285
4	159	299

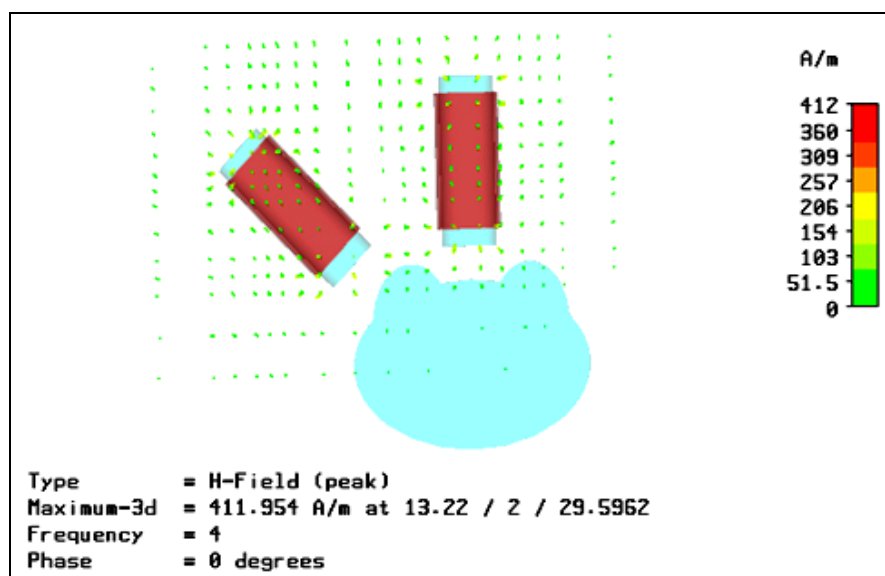
### 3.6 การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลการปรับตำแหน่งมุมของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO

การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองการปรับเลื่อนตำแหน่งมุมของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลนั้น จะทำการปรับเลื่อนขนาดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ไปพร้อมกับส่วนปิดกั้นของโพลชิ้นหนึ่งคือ ชิ้นด้านซ้ายและคงที่ขนาดลวดพันรอบแกนเฟอร์ไรต์ที่มีส่วนปิดกั้นของโพลด้านขวา การปรับเลื่อนขนาดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์พร้อมกับส่วนปิดกั้นของโพลด้านซ้ายซึ่งในส่วนนี้จะเป็นการปรับเลื่อนตำแหน่งมุม โดยทำการปรับตำแหน่งมุมจาก 0 องศา เป็น 45 องศา และ 90 องศา ทั้งกรณีที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กและไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ใช้จะถูกเลือกจากช่องเปิดที่สามารถลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดนั่นก็คือลดค่าสนามแม่เหล็กได้มากที่สุด ซึ่งจะใช้นาขนาดช่องเปิดที่ 7 เซนติเมตร โดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ในการวิเคราะห์และออกแบบนั่นเอง

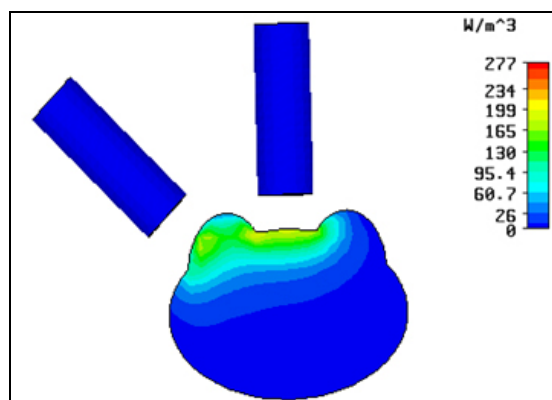
#### 3.6.1 การเลื่อน ตำแหน่งมุม 45 องศา

การศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในส่วนนี้จะทำการวิเคราะห์และออกแบบขนาดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ 2 ขั้วโพล ซึ่งจะวิเคราะห์ทั้งกรณีที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่กำหนดส่วนช่องเปิดไว้ 7 เซนติเมตร และไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก

โดยจะทำการเลื่อนตำแหน่งมุมขั้วโพลด้านซ้ายให้มีมุม 45 องศา และคงที่ตำแหน่งขั้วโพลด้านขวา ในตำแหน่งปกติ ค่าความถี่ที่ใช้ 4 MHz โปรแกรมจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าทั้งกรณีที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กและกรณีที่ไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก แสดงได้ดังรูปที่ 3.23 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา รูปที่ 3.24 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา รูปที่ 3.25 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 45 องศา และ รูปที่ 3.26 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 45 องศา

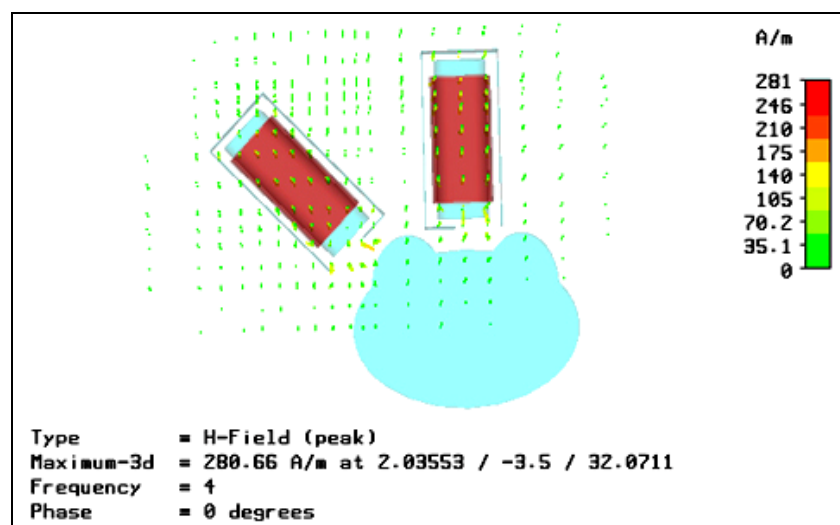


รูปที่ 3.23 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา

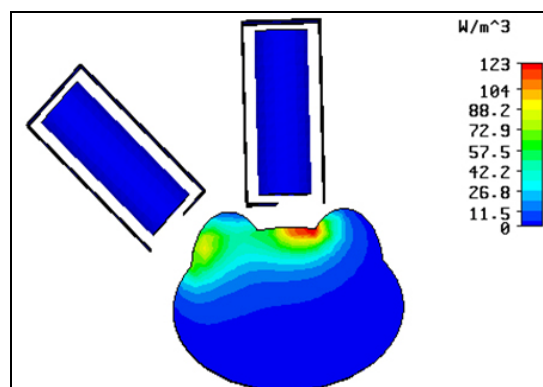


รูปที่ 3.24 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา

จากรูปที่ 3.23 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกันมีมุม 45 องศา ระดับความถี่ 4 MHz เส้นแรงสนามแม่เหล็กจะไหลจากโพลขั้วหนึ่งไปยังโพลอีกขั้วหนึ่งโดยจะไหลผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่เป็นตัวกลางลักษณะคล้ายเต้านมมีระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 412 A/m และจากรูปที่ 3.24 เมื่อวิเคราะห์ทางด้านการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกันที่มุม 45 องศา พบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ากระจายตัวหนาแน่นตั้งแต่ช่วงกลางของเต้านมจำลองด้านขวาไปจนถึงตลอดเต้านมด้านซ้ายและมีระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $277 \text{ W/m}^3$



รูปที่ 3.25 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกันมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 45 องศา

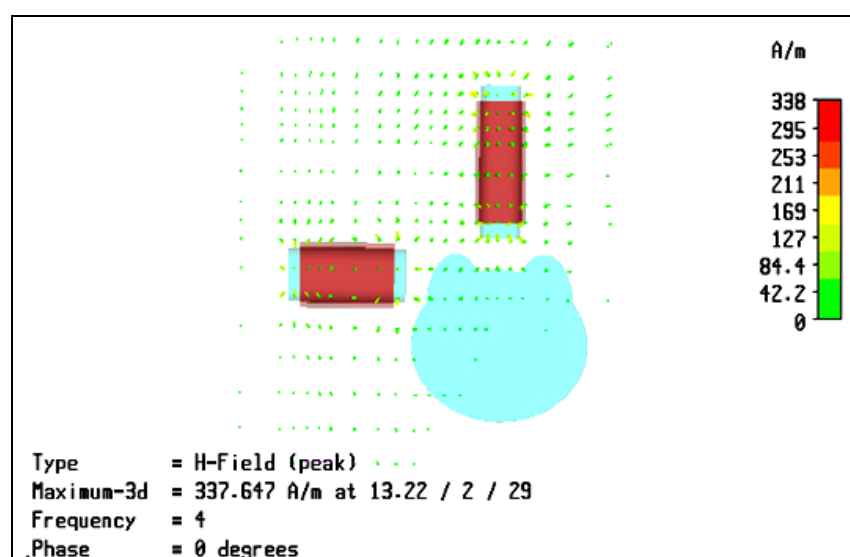


รูปที่ 3.26 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลส่วนปิดกันมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 45 องศา

จากรูปที่ 3.25 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 45 องศา ระดับความถี่ 4 MHz เส้นแรงสนามแม่เหล็กจะไหลจากโพลขั้วหนึ่งไปยังโพล อีกขั้วหนึ่งโดยความเข้มสนามแม่เหล็กจะมีค่ามากบริเวณช่องเปิดทั้งสองระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 281 A/m และจากรูปที่ 3.26 เมื่อวิเคราะห์ทางด้าน การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร โพลด้านซ้ายทำมุม 45 องศา พบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ากระจายตัวหนาแน่นตั้งแต่ช่วงกลางของด้านบนจำลองด้านขวาไปจนถึงตลอดด้านบนด้านซ้าย ซึ่งค่าการสูญเสียจะมีค่ามากบริเวณช่วงกลางระหว่างด้านบนระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $123 \text{ W/m}^3$

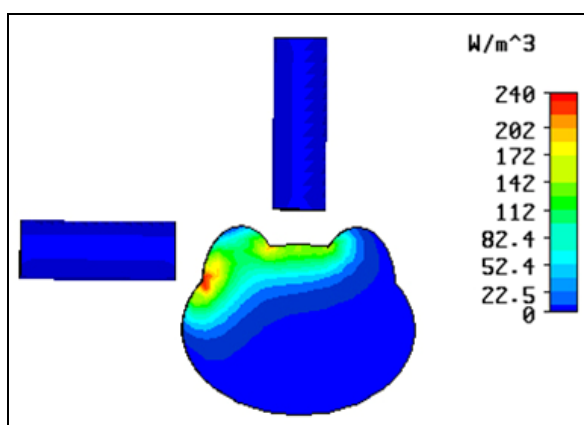
### 3.6.2 การเลื่อน ตำแหน่งมุม 90 องศา

สำหรับการศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในส่วนนี้จะทำการวิเคราะห์และออกแบบขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ 2 ขั้วโพลโดยวิเคราะห์ทั้งที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่กำหนดส่วนช่องเปิดไว้ 7 เซนติเมตร และไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กทั้ง 2 โพล มีตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านบนจำลองวางอยู่บริเวณระหว่างทั้ง 2 ขั้วโพล ทำการเลื่อนตำแหน่งมุมขั้วโพลด้านซ้ายให้มีมุม 90 องศา และคงที่โพลด้านขวาในตำแหน่งปกติค่าความถี่ที่ใช้ 4 MHz โดยโปรแกรม CST EM STUDIO จะแสดงผลในรูปแบบ ค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและรูปแบบค่าการสูญเสียทางไฟฟ้างดังรูปที่ 3.27 ที่แสดงถึงความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 90 องศา รูปที่ 3.28 แสดงถึงการ การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 90 องศา



รูปที่ 3.27 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 90 องศา

เมื่อทำการปรับมุมของโพลด้านซ้ายจะให้ความเข้มข้นสนามแม่เหล็กในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลอง โดยรูปที่ 3.27 ความเข้มข้นของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นมีมุม 90 องศา ระดับความถี่ 4 MHz เส้นแรงสนามแม่เหล็กจะไหลจากโพลขั้วหนึ่งไปยังโพลอีกขั้วหนึ่งในลักษณะกว้างผ่านตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองตั้งแต่ช่วงกลางระหว่างเต้านมจำลองไปจนถึงบริเวณเต้านมด้านซ้ายมีระดับแถบสีของค่าความเข้มข้นสูงสุดที่ 338 A/m

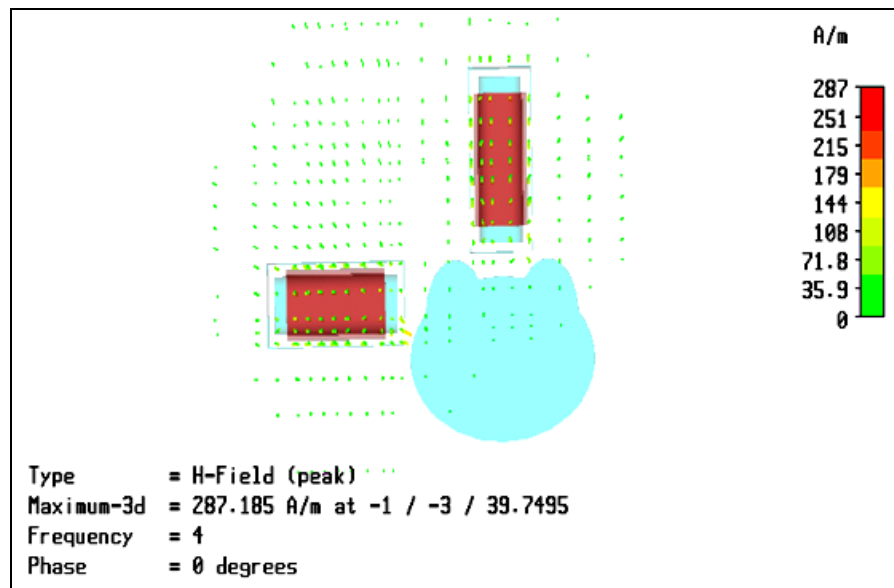


รูปที่ 3.28 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นที่มุม 45 องศา

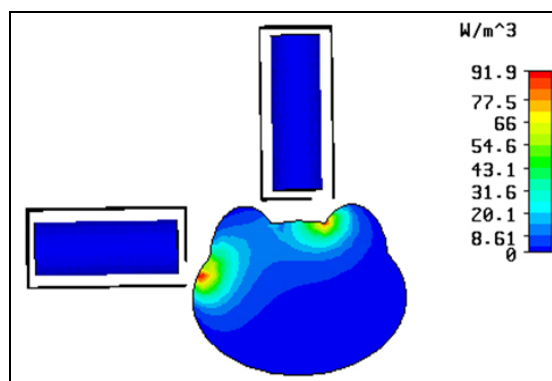
จากรูปที่ 3.28 เมื่อวิเคราะห์ทางด้านการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพล โดยไม่มีส่วนปิดกั้นโพลด้านซ้ายทำมุม 90 องศา พบว่าค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ายังคงกระจายตัวหนาแน่นตั้งแต่ช่วงกลางของเต้านมจำลองด้านขวาไปจนถึงตลอดเต้านมด้านซ้าย แต่ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีค่ามากอยู่บริเวณใต้เต้านมด้านซ้ายระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $240 \text{ W/m}^3$

จากนั้นเป็นการวิเคราะห์ในกรณีที่มีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา ระดับความถี่ 4 MHz โดยที่รูปที่ 3.29 แสดงความเข้มข้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่มีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา และรูปที่ 3.30 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา





รูปที่ 3.29 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา



รูปที่ 3.30 ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา

จากรูปที่ 3.29 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา ระดับความถี่ 4 MHz ความเข้มสนามแม่เหล็กจะมีค่ามากบริเวณช่องเปิด ทั้งสองระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 284 A/m และจากรูปที่ 3.30 พบว่าทางด้านการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร โพลด้านซ้ายทำมุม 90 องศา นั้นค่าการสูญเสียทางไฟฟ้า การกระจายมีความเป็นลักษณะกลุ่ม โดยส่วนหนึ่งกระจายตัว

เป็นกลุ่มบริเวณกึ่งกลางด้านบนจำลองด้านขวา อีกส่วนหนึ่งกระจายตัวอยู่บริเวณใต้ด้านบนจำลอง ด้านซ้ายระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $91.9 \text{ W/m}^3$

ในการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลการปรับตำแหน่งมุมของ ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ส่วนนี้พบว่าการ ปรับตำแหน่งมุมของขั้วโพลด้านหนึ่งในลักษณะมุม 45 องศา จะส่งผลให้ความเข้มสนามแม่เหล็ก และค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีการกระจายตัวมากยิ่งขึ้น ซึ่งลักษณะดังกล่าวอาจจะส่งผลกระทบต่อใน การบำบัดมะเร็งเต้านมต่อเนื่องกันได้ ส่วนการปรับตำแหน่งมุมของขั้วโพลด้านหนึ่งในลักษณะ มุม 90 องศา พบว่าการกระจายของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีลักษณะเป็นกลุ่มมากกว่า 1 กลุ่ม ซึ่ง กลุ่มค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าง่ากล่าวอาจมีความเหมาะสมสำหรับตำแหน่งของเซลล์แบบมะเร็ง 2 จุด แต่กรณีศึกษานี้จำกัดว่ามีเซลล์มะเร็งเพียงจุดเดียว ดังนั้นกลุ่มค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าและค่า ความเข้มของสนามแม่เหล็กอีกกลุ่มหนึ่งอาจจะก่อให้เกิดผลกระทบต่อเนื้อเยื่ออื่นได้เช่นกัน

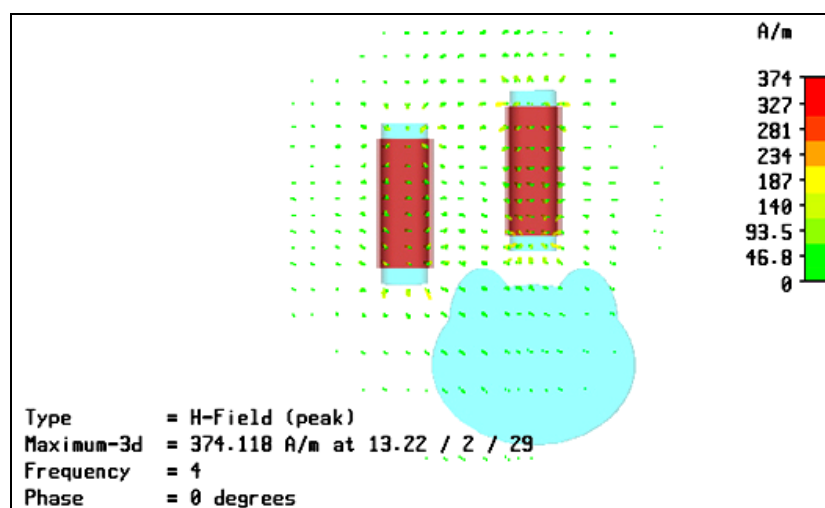
### 3.7 การศึกษาความเป็นไปได้การออกแบบและจำลองผลการเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น สนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลในทิศทาง y ด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO

การศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองการปรับเลื่อนตำแหน่งทิศทาง y ของ ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลนั้น จะทำการปรับเลื่อนขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ไป พร้อมกับส่วนปิดกั้นของโพลชิ้นหนึ่งคือ ชิ้นด้านซ้ายโดยจะเลื่อนโพลด้านซ้ายไปในทิศทางแนว x ก่อนให้เป็นระยะที่น้อยที่สุด เพื่อให้โพลด้านซ้ายนี้สามารถเคลื่อนในแนวตั้งได้โดยไม่สัมผัส ตัวกลาง ต่อมาจึงทำการเคลื่อนที่โพลด้านซ้ายในแนวตั้งหรือทิศทาง y และคงที่ขดลวดพันรอบ แกนเฟอร์ไรต์ที่มีส่วนปิดกั้นของโพลด้านขวา ซึ่งการปรับเลื่อนขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ พร้อมกับส่วนปิดกั้นของโพลด้านซ้าย ในส่วนนี้จะเป็นการปรับเลื่อนตำแหน่งในแนวตั้งทิศทาง y โดยทำการปรับตำแหน่งแนวตั้งทิศทาง y จากตำแหน่งแนวตั้งทิศทาง y เดิมเป็นตำแหน่งแนวตั้ง ทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร และตำแหน่งแนวตั้งทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร ทั้งกรณีที่มีส่วนปิดกั้น สนามแม่เหล็กและไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก ขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ใช้จะ ถูกเลือกจากช่องเปิดที่สามารถลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กจากการบำบัดนั่นก็คือ ช่องเปิดที่ลด ค่าสนามแม่เหล็กได้มากที่สุด ซึ่งจะใช้ขนาดช่องเปิดที่ 7 เซนติเมตร โดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ในการวิเคราะห์และออกแบบ

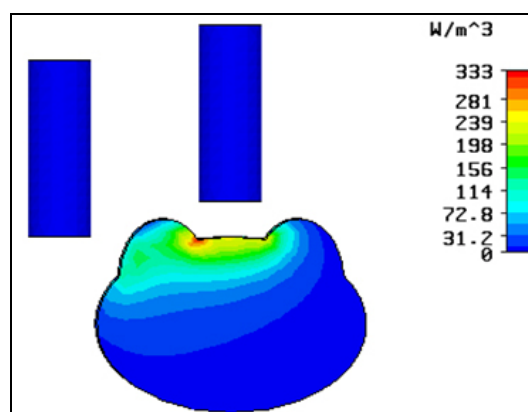
#### 3.7.1 การเลื่อนตำแหน่ง $y=4$ เซนติเมตร

การศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในส่วนนี้จะทำการ ออกแบบและวิเคราะห์ขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ 2 ขั้ว โพล ซึ่งจะวิเคราะห์ทั้งกรณีที่มีส่วนปิด กั้นสนามแม่เหล็กที่กำหนดส่วนช่องเปิดไว้ 7 เซนติเมตร และไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก โดยที่

จะทำการเคลื่อนที่ขั้วโพลด้านซ้ายในแนวดิ่งหรือทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร และคงที่ตำแหน่งขั้วโพลด้านขวาในตำแหน่งปกติ ค่าความถี่ที่ใช้ 4 MHz โปรแกรมจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าทั้งกรณีที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กและกรณีที่ไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กแสดงได้ดังรูปที่ 3.31 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร รูปที่ 3.32 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร รูปที่ 3.33 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร เลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น  $y=4$  เซนติเมตร และรูปที่ 3.34 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร ทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร



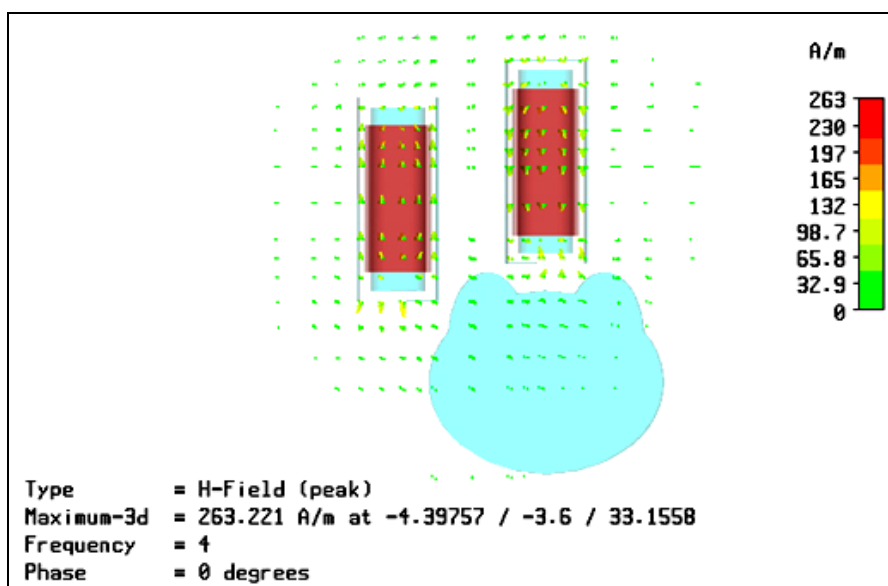
รูปที่ 3.31 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร



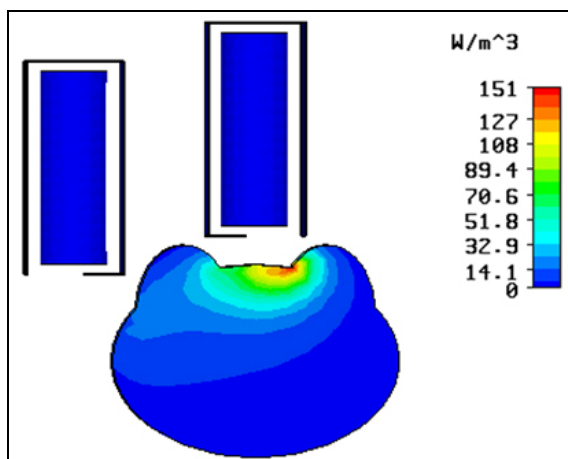
รูปที่ 3.32 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร

โดยจากรูปที่ 3.31 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลไม่มีส่วนปิดกั้นโดยเคลื่อนที่ขั้วโพลในทางแนวตั้ง  $y=4$  เซนติเมตร ระดับความถี่ 4 MHz เส้นแรงสนามแม่เหล็กที่ไหลจากโพลขั้วด้านขวาไปยังโพลขั้วด้านซ้ายผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่เป็นตัวกลางลักษณะคล้ายเต้านม มีค่าระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 374 A/m และจากรูปที่ 3.32 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นและเคลื่อนที่ขั้วโพลด้านซ้ายในแนวตั้งทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร นั้นค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีการกระจายเป็นลักษณะกว้างตั้งแต่บริเวณกึ่งกลางเต้านมจำลองด้านขวาตลอดไปจนถึงบริเวณเต้านมจำลองด้านซ้าย โดยระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $333 \text{ W/m}^3$

เมื่อทำการปิดกั้นโดยใช้ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กทั้ง 2 ขั้วโพลช่องเปิดมีขนาด 7 เซนติเมตร และเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น  $y=4$  เซนติเมตร จะให้ผลการวิเคราะห์ดังรูปที่ 3.33 ระดับความถี่ 4 MHz สนามแม่เหล็กจะไหลผ่านขั้วโพลด้านขวาเข้าสู่ตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมไปสู่ขั้วโพลด้านซ้าย โดยค่าความเข้มจะมีค่ามากในบริเวณเต้านมด้านซ้ายและระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 263 A/m



รูปที่ 3.33 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น  $y=4$  เซนติเมตร

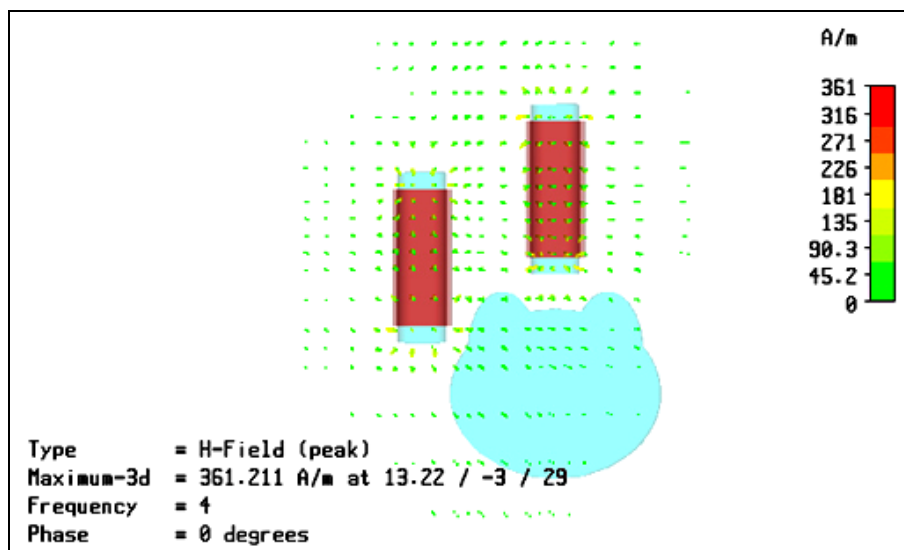


รูปที่ 3.34 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น  $y=4$  เซนติเมตร

จากรูปที่ 3.34 พบว่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลขนาดช่องเปิดของส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร และเคลื่อนที่ขั้วโพลด้านซ้ายในทิศทางแนวตั้ง  $y=4$  เซนติเมตร เนื่องจากการกระจายของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีความเป็นลักษณะกลุ่มเพียงกลุ่มเดียวบริเวณกึ่งกลางด้านบนจำลองด้านขวา ค่าระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $151 \text{ W/m}^3$

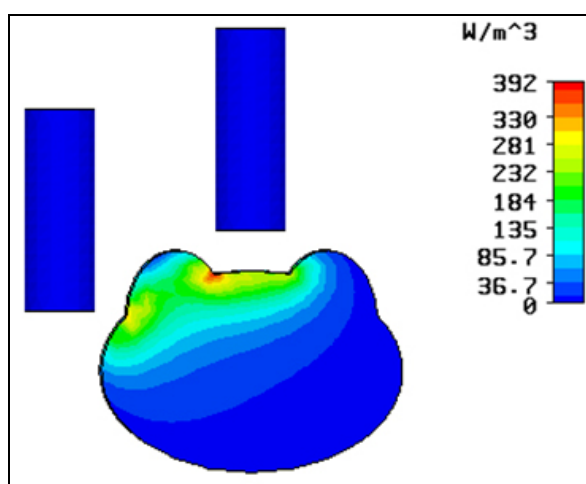
### 3.7.2 การเลื่อนตำแหน่ง $y=8$ เซนติเมตร

การศึกษาความเป็นไปได้โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ในการเลื่อนตำแหน่ง  $y=8$  เซนติเมตร นี้จะทำการออกแบบและวิเคราะห์ขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ 2 ขั้วโพล ซึ่งจะวิเคราะห์ทั้งกรณีมีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่กำหนดส่วนช่องเปิดไว้ 7 เซนติเมตร และจะไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก โดยจะทำการเคลื่อนที่ขั้วโพลด้านซ้ายในแนวตั้งหรือทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร และคงที่ตำแหน่งขั้วโพลด้านขวาในตำแหน่งปกติ โดยค่าความถี่ที่ใช้  $4 \text{ MHz}$  โปรแกรมจะแสดงค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าทั้งกรณีที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก และกรณีที่ไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก แสดงได้ดังรูปที่ 3.35 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร โดยรูปที่ 3.36 เป็นการแสดงค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร รูปที่ 3.37 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร เลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น  $y=8$  เซนติเมตร และรูปที่ 3.38 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร ทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร



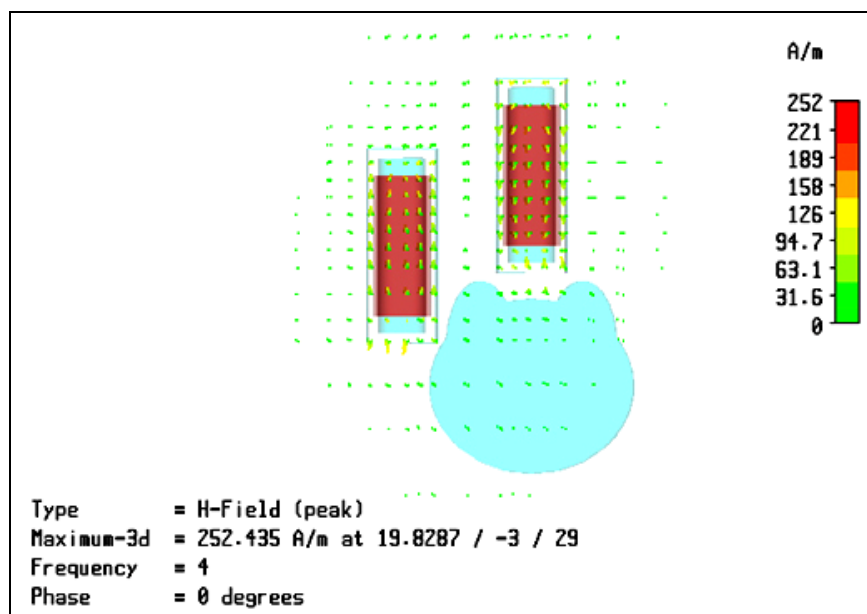
รูปที่ 3.35 ความเข้มสนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร

จากรูปที่ 3.35 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลไม่มีส่วนปิดกั้น โดยเคลื่อนที่ขั้ว โพลในทางแนวตั้ง  $y=8$  เซนติเมตร ที่ระดับความถี่ 4 MHz เส้นแรงสนามแม่เหล็กที่ไหลจากโพลขั้วด้านขวาไปยังโพลขั้วด้านซ้ายผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่เป็นตัวกลางลักษณะคล้ายเต้านมมีค่าระดับแถบสีของค่าความเข้มสูงสุดที่ 361 A/m

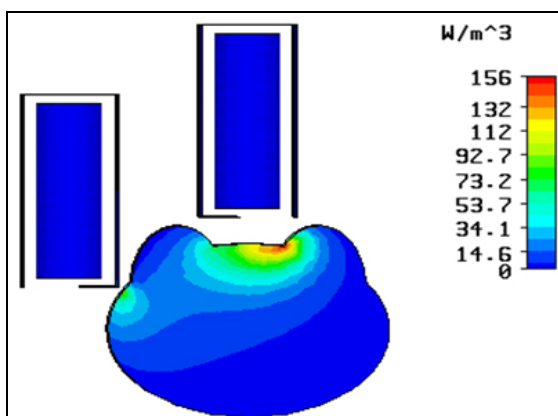


รูปที่ 3.36 สูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้ว โพลไม่มีส่วนปิดกั้นในทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร

โดยจากรูปที่ 3.36 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลไม่มีส่วนปิดกันและเคลื่อนที่ขั้วโพลด้านซ้ายในแนวตั้งทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร ซึ่งค่าการสูญเสียทางไฟฟ้านั้นมีการกระจายเป็นลักษณะกว้างมากตั้งแต่บริเวณกึ่งกลางเต้านมจำลองด้านขวาตลอดไปจนถึงบริเวณใต้เต้านมจำลองด้านซ้าย โดยระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $392 \text{ W/m}^3$



รูปที่ 3.37 ความเข้มของสนามแม่เหล็ก 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกัน  $y=8$  เซนติเมตร



รูปที่ 3.38 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้วโพลที่ช่องเปิด 7 เซนติเมตร โดยเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกัน  $y=8$  เซนติเมตร

เมื่อทำการปิดกั้นโดยใช้ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กทั้ง 2 ขั้ว โพล ช่องเปิดมีขนาด 7 เซนติเมตร และเลื่อนตำแหน่งส่วนปิดกั้น  $y=8$  เซนติเมตร ผลการวิเคราะห์ดังรูปที่ 3.37 พบว่าระดับความถี่ 4 MHz สนามแม่เหล็กจะหนาแน่นบริเวณขอบด้านบนจำลองด้านขวาและได้ขอบด้านบนจำลองด้านซ้าย โดยค่าความเข้มสนามแม่เหล็กจะมีค่ามากในบริเวณด้านบนด้านซ้าย โดยระดับของแถบสีมีค่าความเข้มสูงสุดที่ 252 A/m และจากรูปที่ 3.38 พบว่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้ว โพลขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร และเคลื่อนที่ขั้ว โพลด้านซ้ายในทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร นั้นค่าการสูญเสียทางไฟฟ้า การกระจายมีความเป็นลักษณะกลุ่ม โดยส่วนหนึ่งกระจายตัวเป็นกลุ่มบริเวณกึ่งกลางด้านบนจำลองด้านขวา โดยอีกส่วนหนึ่งกระจายตัวอยู่บริเวณใต้ด้านบนจำลองด้านซ้าย ซึ่งระดับแถบสีของค่าการสูญเสียสูงสุดอยู่ที่  $156 \text{ W/m}^3$

ในการศึกษาความเป็นไปได้ในการออกแบบและจำลองผลการเลื่อนตำแหน่งของขั้ว โพลด้านซ้ายในแนวตั้ง  $y$  ทั้งที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก 2 ขั้ว โพลและไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ส่วนนี้พบว่าการเลื่อนตำแหน่งของขั้ว โพลด้านซ้ายในแนวตั้งที่ 4 เซนติเมตร แบบไม่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กการกระจายตัวของค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าจะยังคงมีลักษณะกว้างตลอดทั้งบริเวณกลางด้านบนด้านขวาไปถึงบริเวณด้านบนด้านซ้าย ซึ่งเมื่อใช้ส่วนรูปแบบที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร จะส่งผลให้ความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีลักษณะการกระจายตัวเป็นกลุ่มเพียงกลุ่มเดียว ส่วนกรณีเคลื่อนที่ขั้ว โพลด้านซ้ายในแนวตั้งทิศทาง  $y=8$  เซนติเมตร ไม่มีส่วนปิดกั้นค่าความเข้มสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางรูปด้านบนยังคงมีลักษณะกว้าง แต่เมื่อใช้ส่วนปิดกั้นขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มาทำการปิดกั้นสนามแม่เหล็กมีผลทำให้การกระจายตัวดังกล่าวแคบลงและมีลักษณะเป็นกลุ่มมากขึ้น ซึ่งให้ผลเป็น 2 กลุ่มคล้ายกับกรณีการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลาง 2 ขั้ว โพลส่วนปิดกั้นมีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร มุม 90 องศา นั่นเอง

### 3.8 สรุป

ในการออกแบบและวิเคราะห์ส่วนปิดกั้นชนิดบาง เพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้า สำหรับการบำบัดมะเร็งด้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนนี้ จะให้ผลทางด้าน การควบคุมสนามแม่เหล็กที่ไหลระหว่างขั้ว โพล โดยผ่านตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านบนจำลองมีลักษณะเป็นกลุ่มไม่กระจายตัว ซึ่งผลดังกล่าวจะให้ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าในตัวกลางมีลักษณะเป็นกลุ่มเช่นกัน อย่างไรก็ตามส่วนปิดกั้นทำจากวัสดุทองแดงที่มีขนาดช่องเปิด 7 เซนติเมตร ปิดกั้นขดลวดทองแดงที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ในรูปแบบ 2 ขั้ว โพลเคลื่อนที่ขั้ว โพลด้านซ้ายในทิศทางแนวตั้ง  $y=4$  เซนติเมตร จะให้ผลทางด้านสนามแม่เหล็กและค่าการสูญเสียทางไฟฟ้ามีลักษณะเป็น



กลุ่ม ซึ่งลักษณะของการเป็นกลุ่มของค่าดังกล่าวสามารถส่งผลโดยตรงในการลดผลกระทบจากการบำบัดมะเร็งได้้านมได้ นอกจากนี้ค่าดังกล่าวนั้นยังจะส่งผลในรูปแบบค่าความร้อนที่มีลักษณะเป็นกลุ่มเพื่อช่วยในการบำบัดให้ได้ผลที่แม่นยำได้อีกเช่นกัน

## บทที่ 4

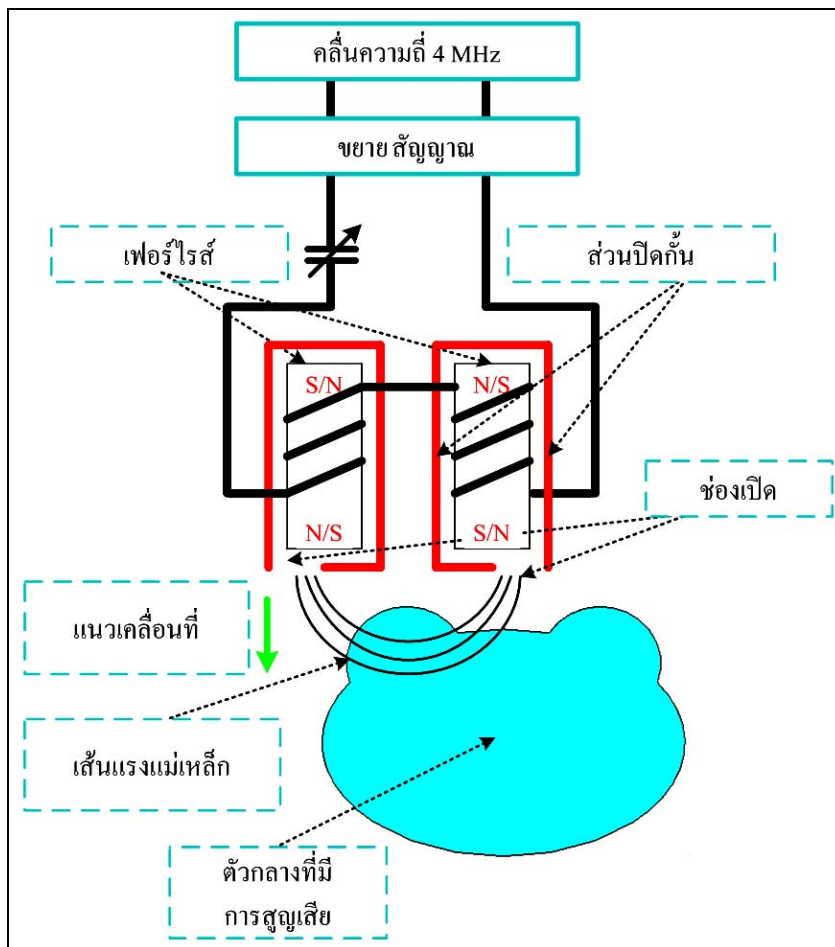
### ผลการทดลอง

#### 4.1 กล่าวนำ

จากทฤษฎีและหลักการทดลองการออกแบบและวิเคราะห์คุณลักษณะที่สำคัญของส่วนปิดกั้นชนิดบาง เพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนในบทที่ 2 และ 3 ซึ่งในคุณลักษณะของการปิดกั้นที่ให้ผลในการลดสนามแม่เหล็กเป็นรูปแบบของการกระจายค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าที่สามารถเปรียบเทียบได้กับการแสดงผลในรูปแบบอุณหภูมิความร้อน ดังนั้นในบทที่ 4 นี้จะกล่าวถึงการสร้างส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กโดยมีขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์และมีวัสดุไดอิเล็กทริกรูปเต้านมจำลองสำหรับทดสอบผลที่เกิดจากคลื่นสนามแม่เหล็กระหว่างขั้วโพล จากนั้นทำการจ่ายพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ 4 MHz ให้ส่วนขดลวดเหนี่ยวนำเพื่อวัดทดสอบคุณลักษณะต่าง ๆ ได้แก่ ค่าความเหนี่ยวนำที่ขดลวดเหนี่ยวนำและค่าอุณหภูมิความร้อนในส่วนเต้านมจำลอง จากนั้นเปรียบเทียบกับผลการวิเคราะห์ โดยในการวัดทดสอบคุณลักษณะการกระจายความร้อนจะใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน FLUKE รุ่น Ti20 และสุดท้ายได้ทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบผลจากการจำลองค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO และผลจากการวัดทดสอบในรูปแบบความร้อนจากกล้องถ่ายภาพความร้อน

#### 4.2 โครงสร้างส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อน

ในส่วนการสร้างลักษณะสร้างส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในกระบวนการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนนี้จะแสดงในรูปแบบที่ 4.1 โดยโครงสร้างแบบจำลองของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในกระบวนการบำบัดมะเร็งเต้านม ซึ่งประกอบไปด้วยชุดแหล่งจ่ายคลื่นความถี่ 4 MHz พร้อมส่วนขยายสัญญาณกำลังสูงแบบสำเร็จรูปที่ต่อผ่านตัวคาปาซิเตอร์ในลักษณะอนุกรมที่ใช้ในการปรับการกำหนดต่อส่วนขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์แบบ 2 ขั้ว มีส่วนปิดกั้นล้อมรอบอีกชั้นหนึ่ง โดยส่วนปิดกั้นนี้ทำมาจากวัสดุโลหะรูปทรงสี่เหลี่ยมมุมฉากมีช่องเปิด เพื่อบังคับเส้นแรงแม่เหล็กให้ไหลผ่านตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปทรงเต้านมจำลองซึ่งการกำหนดการสร้างจะถูกจำแนกเป็นส่วน ๆ



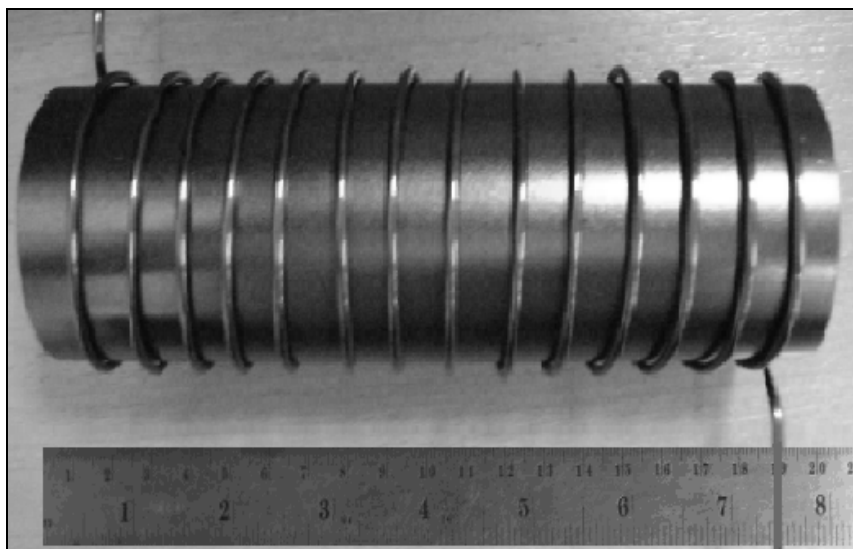
รูปที่ 4.1 โครงสร้างแบบจำลองของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการบำบัดมะเร็งด้านม

เมื่อทำการสร้างสายอากาศต้นแบบเรียบร้อยแล้ว ต่อไปจะต้องทดลองวัดค่าความสูญเสีย เนื่องจากการย้อนกลับ ค่าอัตราขยาย ค่าอินพุตอิมพีแดนซ์ ค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่ง รวมถึงแบบรูปการแผ่กระจายพลังงานของสายอากาศ ทั้งระนาบสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กต่อไป

#### 4.3 การสร้างขดลวดเหนี่ยวนำรอบแกนเฟอร์ไรต์

จากผลการออกแบบและวิเคราะห์ค่าความเหนี่ยวนำในบทที่ 3 จะได้ตัวเหนี่ยวนำที่ทำมา จากขดลวดทองแดงพันรอบแกนเฟอร์ไรต์ โดยขดลวดทองแดงจะใช้ขนาดพื้นที่หน้าของขดลวด คือ 4 มิลลิเมตร<sup>2</sup> หรือเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.25 มิลลิเมตร พันรอบแกนเฟอร์ไรต์รูปทรงกระบอกชนิด นิกเกิล-สังกะสี (Ni-Zn Type) ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7 เซนติเมตร ยาว 20 เซนติเมตร ค่าคงที่ การซึมซาบได้ของแกนเฟอร์ไรต์ชนิดคือนี้  $\mu_r = 200$  จำนวนรอบขดลวดคือ 14 รอบ ค่าความเหนี่ยวนำ  $L = 959.48 \mu H$  โดยมีลักษณะดังรูปที่ 4.2 แสดงขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์

ซึ่งตัวเหนี่ยวนำที่ถูกดำเนินการสร้างขึ้นเป็นตัวเหนี่ยวนำแบบขั้วเดียวหรือ โพลเดี่ยวและเมื่อทำการวัดค่าความเหนี่ยวนำจะมีค่า  $L = 968.6 \mu H$  ซึ่งการวัดค่าการเหนี่ยวนำนี้จะแสดงดังรูปที่ 4.2 แสดงการวัดค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ โดยเป็นการวัดค่าความเหนี่ยวนำสำหรับขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์แบบหนึ่งโพล



รูปที่ 4.2 ขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์



รูปที่ 4.3 การวัดค่าความเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์



รูปที่ 4.4 ค่าการเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์

จากรูปที่ 4.4 แสดงค่าการเหนี่ยวนำของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ ซึ่งจากการวัดแสดงค่า  $968.6 \mu H$  เมื่อได้ตัวเหนี่ยวนำต้นแบบในลักษณะขดลวดพันรอบแกนเฟอร์ไรต์แล้ว ในส่วนนี้เป็นการนำตัวเหนี่ยวนำจำนวน 2 ชุดมาต่ออนุกรมร่วมกันในลักษณะโพล โดยขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด 2 โพลดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 ขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด 2 โพล

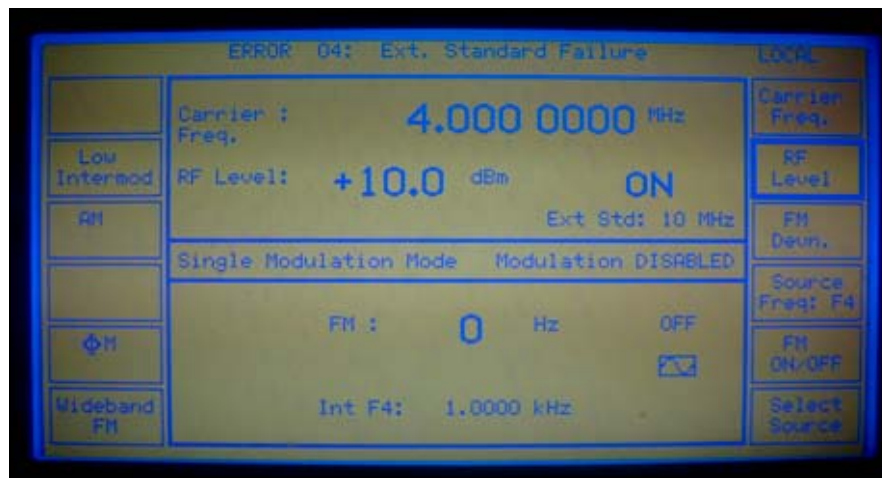
#### 4.4 การสร้างส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก

ในส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กจะถูกสร้างขึ้นจากวัสดุทองแดงชนิดบางที่มีค่าความนำ  $\sigma = 5.58 \times 10^7 \text{ s/m}$  มีความหนา 1 มิลลิเมตร ความยาว 22 เซนติเมตร และความกว้างคือ 9 มิลลิเมตร เป็นลักษณะรูปสี่เหลี่ยมล้อมรอบ โดยส่วนด้านล่างของวัสดุปิดกั้นนี้จะถูกกำหนดให้เป็นช่องเปิดที่มีขนาด 7 เซนติเมตรซึ่งเป็นช่องเปิดที่ถูกเลือกใช้จากการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ในบทที่ 3 ลักษณะส่วนปิดกั้นดังกล่าวแสดงได้ดังรูปที่ 4.6 แสดงส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ทำมาจากวัสดุทองแดงมีช่องเปิด 7 เซนติเมตร

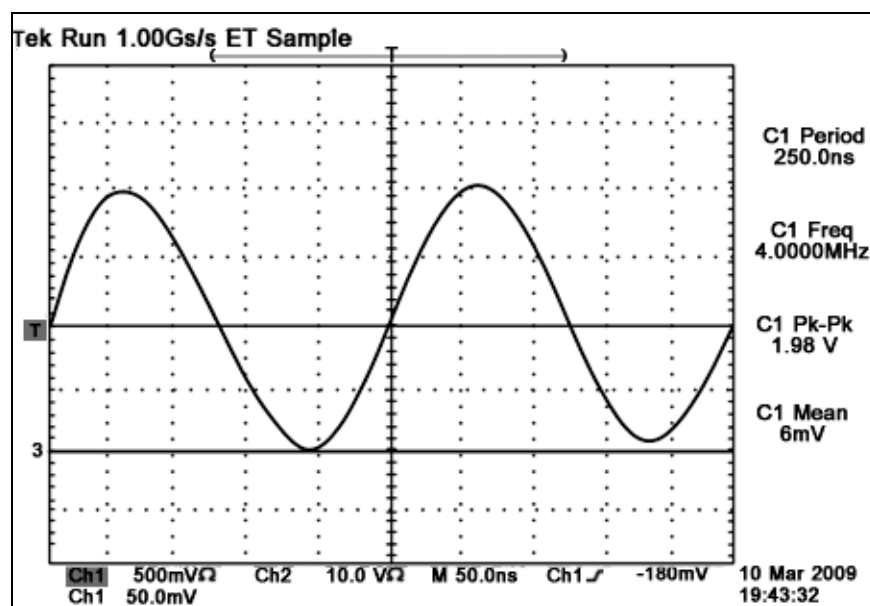


รูปที่ 4.6 ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ทำมาจากวัสดุทองแดงมีช่องเปิด 7 เซนติเมตร

โดยในการทดลองนั้นพลังงานอินพุตที่ป้อนให้กับสายอากาศตัวส่งเท่ากับ -10 dB ตลอดย่านความถี่ 1 GHz ถึง 12 GHz และนำค่าที่รับได้ของสายอากาศที่คิดเป็นพลังงาน  $P_r$  แทนค่าลงในสมการที่ (4.4) แล้วจะได้ค่าอัตราการขยายของสายอากาศต้นแบบจากการวัดทดสอบในแต่ละความถี่ตลอดย่านดังแสดงในรูปที่ 4.7



รูปที่ 4.7 หน้าจอของเครื่องกำเนิดสัญญาณ



รูปที่ 4.8 สัญญาณไซน์ความถี่ 4 MHz จากเครื่องกำเนิดเมื่อวัดด้วยออสซิลโลสโคป

จากรูปที่ 4.7 แสดงหน้าจอของเครื่องกำเนิดสัญญาณ โดยความถี่ที่เลือกใช้คือความถี่ 4 MHz ระดับความแรงที่ 10 dBm และจากรูปที่ 4.8 แสดงสัญญาณไซน์ความถี่ 4 MHz จากเครื่องกำเนิดเมื่อวัดด้วยออสซิลโลสโคปโดยแรงดันของสัญญาณคือ  $1.98 V_{pp}$  ค่าเวลาต่อช่องคือ 250 ns

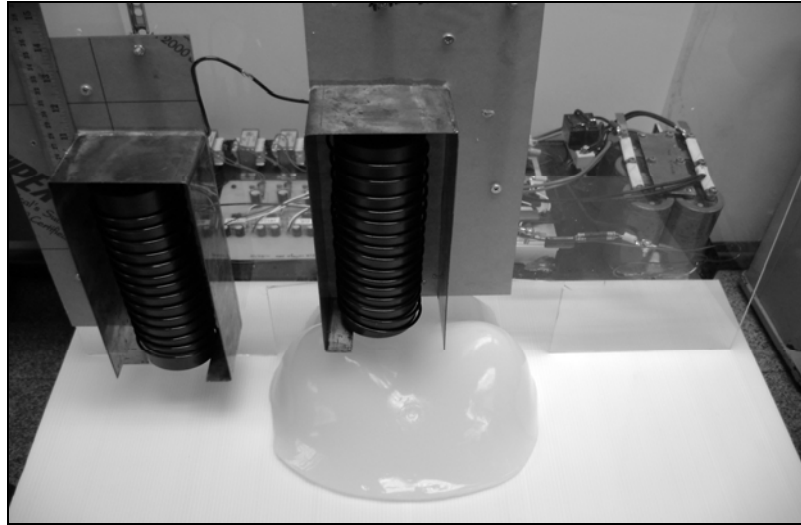
#### 4.5 วัสดุไดอิเล็กทริกรูปเต้านมจำลอง

ส่วนเต้านมจำลองเป็นวัสดุไดอิเล็กทริกที่ถูกจำลองเป็นลักษณะตัวกลางที่มีความสูญเสียรูปคล้ายวงรีขนาด  $20 \times 30$  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  $\epsilon_r = 1 \text{ s/m}$  วัสดุที่ใช้ทำส่วนเต้านมจำลองประกอบด้วยสารเคมีดังต่อไปนี้คือน้ำกลั่น 95.66% ผงวุ้น (agar powder) 4% NaCl 0.24%  $\text{NaN}_3$  0.1% วิธีการเตรียมการและขั้นตอนในการทำเต้านมจำลองนี้ได้แสดงไว้ในภาคผนวก ลักษณะเต้านมจำลองที่ถูกสร้างขึ้นจะถูกแสดงไว้ในรูปที่ 4.9 รูปเต้านมจำลอง



รูปที่ 4.9 เต้านมจำลอง





รูปที่ 4.10 ด้านหน้าส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการบำบัดมะเร็งด้านมจำลอง



รูปที่ 4.11 ด้านบนส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการบำบัดมะเร็งด้านมจำลอง

จากรูปที่ 4.10 และรูปที่ 4.11 แสดงส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการบำบัดมะเร็งด้านมจำลอง โดยการจำลองนี้เป็นการจำลองในลักษณะคล้ายผู้รับการบำบัดนอนหงาย ส่วนด้านมจำลองจะถูกวางในลักษณะแนวนอนให้ด้านมหันเข้าหาแกนเฟอร์ไรต์ โดยที่แกนเฟอร์ไรต์มีขดลวดเหนี่ยวนำพันรอบอยู่จำนวนสองแกนขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบจะถูกเชื่อมต่อที่รอยต่อ

ระหว่างขั้วโพล์ทั้งสอง ส่วนปลายทั้งสองที่เหลือของขดลวดจะถูกต่อกับเครื่องขยายสัญญาณที่มีกำลังสูง โดยเครื่องขยายนี้จะถูกต่อจากเครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่และความถี่ที่เลือกใช้สำหรับงานวิจัยนี้คือ 4 MHz

#### 4.6 การวัดค่าอุณหภูมิภายในเต้านมจำลอง

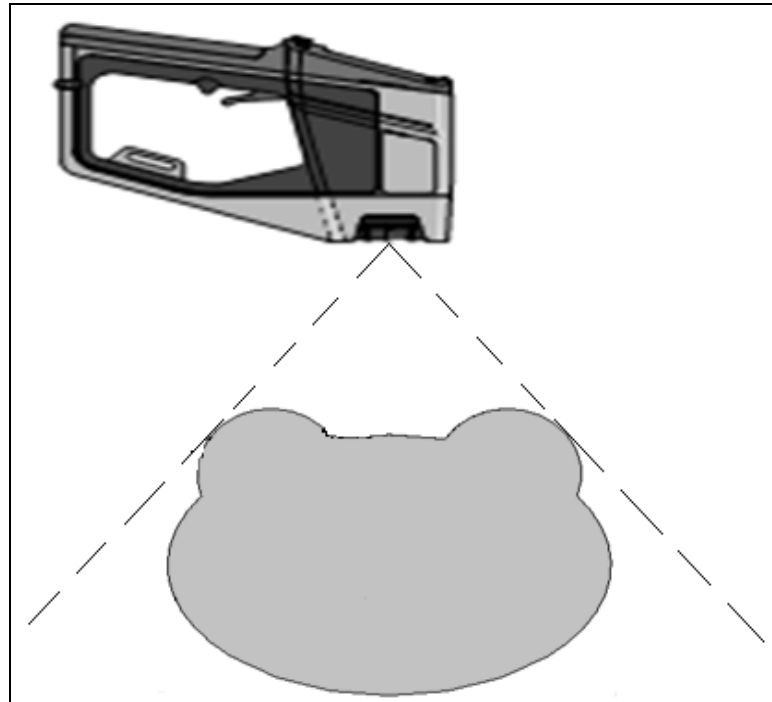
การวัดอุณหภูมิภายในเต้านมจำลองจะถูกทำการวัด เมื่อทำการจ่ายสัญญาณตามเวลาทั่วไปของการบำบัด โดยในขณะที่ทำการวัดจะต้องทำการหยุดส่งสัญญาณความถี่ของแหล่งกำเนิด เพื่อให้คลื่นความถี่ที่มีกำลังสูงหลังจากผ่านชุดเครื่องขยายกำลังสูงนั้นทำการรบกวนเครื่องมือวัดอุณหภูมิหรือกล้องถ่ายภาพความร้อน ในส่วนอุณหภูมิโดยทั่วไปของเต้านมจำลองจะอยู่ที่ประมาณ 19 °C ความร้อนภายในเต้านมจำลองจะมีลักษณะกระจายเป็นอุณหภูมิตำแหน่งต่าง ๆ การวัดค่าการกระจายอุณหภูมิหรือการกระจายความร้อนในเต้านมนี้จะใช้วิธีการถ่ายภาพความร้อนที่เกิดขึ้นภายในเต้านมจำลอง เมื่อทำการให้พลังงานสนามแม่เหล็กไหลผ่านในตัวกลางเต้านมจำลองนี้เป็นเวลา 10 นาที



รูปที่ 4.12 ลักษณะภาพกล้องถ่ายภาพความร้อน FLUKE Ti20

จากรูปที่ 4.12 แสดงภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนยี่ห้อ FLUKE รุ่น Ti20 ซึ่งเป็นภาพจากเว็บไซต์ของบริษัท FLUKE โดยกล้องถ่ายภาพความร้อนนี้จะแสดงภาพถ่ายความร้อนจากวัสดุที่ถ่ายและแสดงลักษณะของอุณหภูมิเป็นแถบสีจะมีตำแหน่งโฟกัสที่สามารถแสดงอุณหภูมิเป็น

ตัวเลขในลักษณะองศาได้เช่น องศาเซลเซียส ( $^{\circ}C$ ) องศาฟาเรนไฮต์ ( $^{\circ}F$ ) ส่วนแถบวันที่แสดงเวลาจะอยู่บริเวณมุมบนขวาของจอภาพนั่นเอง

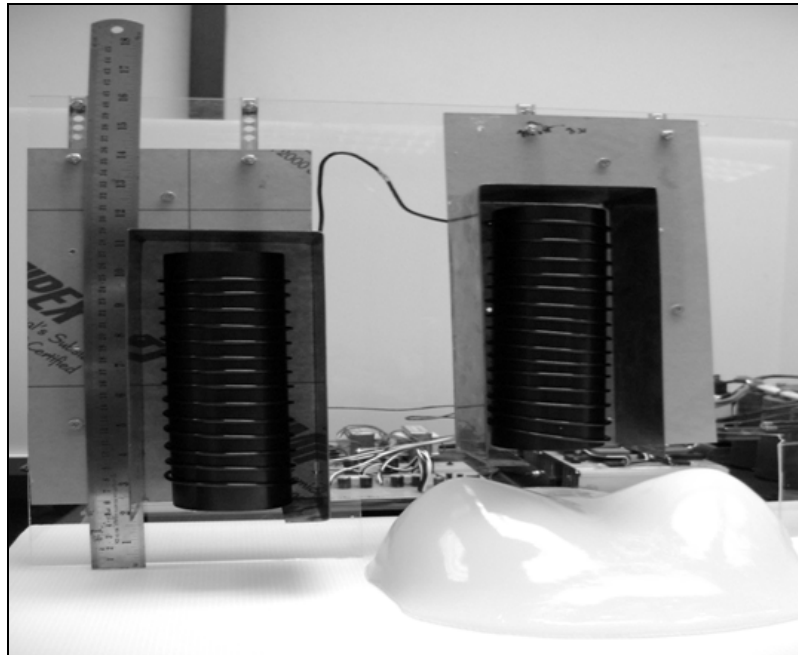


รูปที่ 4.13 ลักษณะการถ่ายภาพความร้อน

จากรูปที่ 4.13 แสดงลักษณะการถ่ายภาพความร้อนซึ่งจะถ่ายจากด้านบนของส่วนด้านบนจำลอง การถ่ายภาพในลักษณะจากด้านบนนี้จะสามารถแสดงการกระจายของความร้อนในส่วนด้านบนจำลองจากตำแหน่งด้านบนในลักษณะ 2 มิติ โดยจะสอดคล้องกับแบบจำลองที่ได้ศึกษาด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO ในบทที่ 3 นั่นเอง

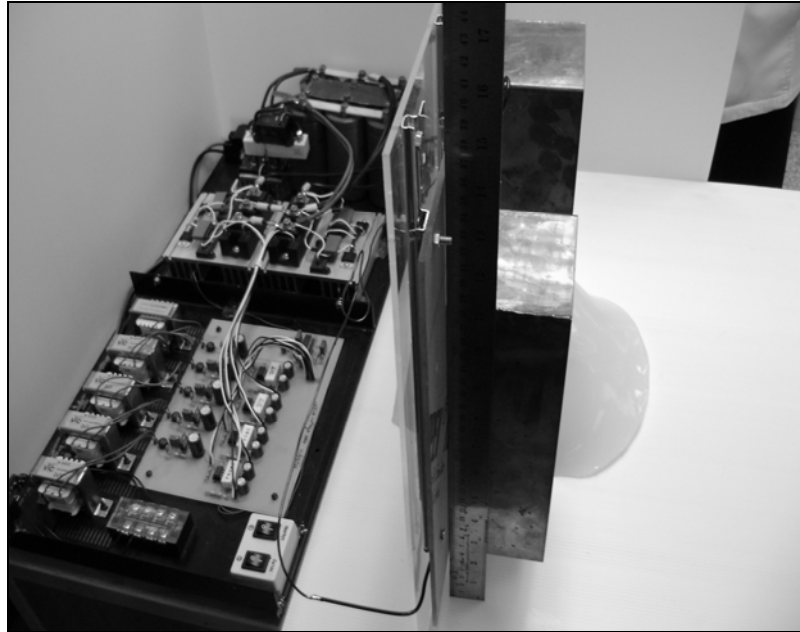
#### 4.6.1 ผลการวัดขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร ทิศทาง $y=4$ เซนติเมตร

เมื่อทำการเคลื่อนที่แกนเฟอร์ไรต์ที่พันรอบด้วยขดลวดในตำแหน่งด้านซ้ายลงมาในทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร โดยใช้ส่วนปิดกั้นที่มีขนาดช่องเปิดคือ 7 เซนติเมตร ทำการจ่ายแรงดันส่วนขยายสัญญาณที่ไปกระตุ้นขดลวดอยู่ที่ 48 โวลต์ พิกัดกระแส 20 แอมป์ คิดเป็นกำลังงานที่ 960 วัตต์ เป็นระยะเวลา 10 นาที โดยอัตรากำลังงานส่วนนี้คิดรวมค่าการสูญเสียในรูปแบบความร้อนตามตำแหน่งต่าง ๆ ของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์หรือกำลังงานโดยรวมทั้งหมดนั่นเอง



รูปที่ 4.14 ด้านหน้าของการบำบัดที่มีขนาดช่องเปิดส่วนปิดกัน 7 เซนติเมตร  
เคลื่อนที่ทิศทาง  $y = 4$  เซนติเมตร

จากรูปที่ 4.14 แสดงด้านหน้าของการบำบัดที่มีขนาดช่องเปิดของส่วนปิดกัน 7 เซนติเมตร เคลื่อนที่ส่วนเฟอร์ไรต์และส่วนปิดกันด้านซ้ายในทิศทาง  $y = 4$  เซนติเมตร โดยความยาวของส่วนปิดกันจะมีระยะอยู่ที่ 22 เซนติเมตร จำนวนรอบของลวดทองแดงที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ต่อชั้นคือ 14 รอบ ขดลวดที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ทั้งสองจะถูกเชื่อมต่อกันที่ปลายขั้วหนึ่ง ส่วนปลายอีกขั้วหนึ่งจะถูกต่อไปยังส่วนขยายและด้านล่างของรูปจะเป็นส่วนของเต้านมจำลองที่ทำมาจากสารเนื้อเทียมวางอยู่ใต้แกนเฟอร์ไรต์ที่พันรอบด้วยขดลวดตามรูปแบบของการออกแบบที่ถูกลือไว้คือรูปที่ 3.34



รูปที่ 4.15 ด้านข้างของการบำบัดที่มีขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร  
เคลื่อนที่ทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร

จากรูปที่ 4.15 ด้านข้างของการบำบัดที่มีขนาดช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตรเคลื่อนที่ส่วนเฟอร์ไรต์และส่วนปิดกั้นด้านซ้ายในทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร โดยด้านซ้ายสุดของรูปจะเป็นส่วนกำเนิดสัญญาณและส่วนขยายกำลังที่จะถูกส่งต่อมายังขดลวดที่พันรอบเฟอร์ไรต์ ในรูปจะเห็นความสูงของส่วนปิดกั้นที่ปิดล้อมแกนเฟอร์ไรต์อีกชั้นหนึ่ง การเคลื่อนที่เข้าออกของส่วนด้านมจำลองจะเคลื่อนที่จากด้านขวาไปยังด้านซ้ายของภาพตำแหน่งส่วนปิดกั้นจะอยู่บริเวณด้านมหรือปรับระยะกำหนดใหม่ได้ ซึ่งทำให้มีความยืดหยุ่นสูงตามการเข้าออกของส่วนด้านมจำลอง โดยการจำลองในรูปแบบนี้จะทำให้ง่ายต่อการศึกษาและพัฒนาการบำบัดให้มีประสิทธิภาพอีกทั้งยังสามารถเห็นผลกระทบในรูปแบบความร้อนได้ง่ายยิ่งขึ้น



รูปที่ 4.16 ภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนของตัวกลางที่ไม่มีส่วนปิดกั้นทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร



รูปที่ 4.17 ภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนของตัวกลางที่ช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร  
ทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร

จากรูปที่ 4.16 แสดงภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนของตัวกลาง เมื่อให้ความร้อนจากการเหนี่ยวนำโดยไม่มีส่วนปิดกั้นและทำการเคลื่อนที่ส่วนเฟอร์ไรต์ด้านซ้ายในทิศทาง  $y=4$

เซนติเมตร ซึ่งพบว่าอุณหภูมิต่ำสุดและอุณหภูมิสูงสุดจากแถบวัดคือ  $19^{\circ}\text{C}$  และ  $41^{\circ}\text{C}$  ตำแหน่งโฟกัสอยู่ที่  $29.8^{\circ}\text{C}$  ลักษณะการกระจายของความร้อนในรูปนั้นจะมีลักษณะกลุ่มอุณหภูมิสูงบริเวณขอบด้านมด้านซ้ายไปจนถึงขอบด้านมด้านขวาและมีการกระจายของของความร้อนในช่วงอุณหภูมิกึ่งกลางของแถบวัดอยู่ตลอดบริเวณด้านมด้านซ้าย ซึ่งการบำบัดในลักษณะนี้ให้ผลทางการกระจายความร้อนที่กว้าง ผลดังกล่าวสืบเนื่องมาจากการไหลของสนามแม่เหล็กที่ไม่ได้ถูกควบคุมและมีลักษณะคล้ายกับผลการจำลองของการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่ถูกเลือกมาทำการทดลองในรูปที่ 3.32 ส่วนรูปที่ 4.17 เป็นภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนของตัวกลางที่ช่องเปิดส่วนปิดกั้น 7 เซนติเมตร เคลื่อนที่ส่วนเฟอร์ไรต์และส่วนปิดกั้นด้านซ้ายในทิศทาง  $y=4$  เซนติเมตร ภาพดังกล่าวนี้พบว่ามีการกระจายของความร้อนจะมีลักษณะการกระจายจากกึ่งกลางส่วนบนด้านขวาไปตลอดจนถึงกึ่งกลางส่วนบนด้านซ้าย โดยการกระจายมีลักษณะรวมตัวเป็นกลุ่มไม่กระจายกว้างมากนัก ซึ่งมีลักษณะคล้ายกับผลการจำลองของการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่ถูกเลือกมาทำการทดลองในรูปที่ 3.34 อุณหภูมิต่ำสุดและอุณหภูมิสูงสุดจากแถบวัดคือ  $19^{\circ}\text{C}$  และ  $41^{\circ}\text{C}$  ตำแหน่งโฟกัสอยู่ที่  $20.9^{\circ}\text{C}$

ผลของภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนนี้ให้ผลไปในทิศทางที่สอดคล้องกับการจำลองถึงแม้ว่าส่วนของการจำลองเป็นการแสดงตัวชี้วัดของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้า แต่ภาพที่แสดงจากกล้องถ่ายภาพความร้อนเป็นลักษณะตัวชี้วัดผลทางอุณหภูมิ ซึ่งเบื้องต้นพบว่าไม่ใช่ตัวชี้วัดเดียวกัน แต่เมื่อพิจารณาจากหลักการและทฤษฎีบทที่ 2 ในส่วนของการส่งผ่านความร้อน ซึ่งเทอมของค่าพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายนอกเป็นค่าพลังงานหนึ่งที่สามารถส่งผลในด้านอุณหภูมิและจากผลการวิจัยที่เป็นที่ยอมรับค่าพลังงานเหล่านี้จะถูกวิเคราะห์ในรูปแบบค่าคุณสมบัติ อัตราการดูดซับกำลังงานต่อปริมาตรหรือต่อน้ำหนักของชิ้นเนื้อ ซึ่งค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางด้านมจำลองในงานวิจัยนี้เป็นส่วนหนึ่งของค่าพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากภายนอกทำให้ค่าพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายนอกนี้จะส่งผลแบบแปรผันตรงโดยต่ออุณหภูมิภายในด้านมจำลองที่ได้จากกล้องถ่ายภาพความร้อนเช่นกัน

#### 4.7 สรุป

ในส่วนเนื้อหาบทนี้ได้แสดงการสร้างและการวัดทดสอบคุณลักษณะสมบัติของขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านม โดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กทั้งที่มีส่วนปิดกั้นและไม่มีส่วนปิดกั้น ไม่ว่าจะเป็นไปในส่วนของขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ในรูปแบบขั้วโพล การให้ความร้อนโดยใช้แหล่งกำเนิดคลื่นความถี่การกระจายความร้อนในส่วนด้านมจำลอง ทั้งนี้เพื่อพิจารณาเปรียบเทียบผลที่ได้จากการวัดทดสอบและจากการจำลองผลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO ว่ามีความสอดคล้องกันมากน้อยเพียงใด ซึ่งคุณลักษณะของขบวนการบำบัดมะเร็งเต้านมโดยโดยใช้

คลื่นสนามแม่เหล็กมีส่วนปิดกั้นและไม่มีส่วนปิดกั้น ที่ได้ทำการวัดทดสอบเมื่อเปรียบเทียบกับ การคำนวณและการจำลองด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO มีลักษณะสอดคล้องไปใน ทิศทางเดียวกัน โดยเฉพาะการวัดทดสอบค่าการกระจายความร้อนในตัวกลางรูปเต้านมจำลองเมื่อ เปรียบเทียบกับค่าการสูญเสียทางไฟฟ้า ซึ่งหากมีการพัฒนาการวิเคราะห์เพิ่มเติมในส่วนค่าการ สูญเสียทางไฟฟ้านี้จะสามารถให้ผลด้านค่าการกระจายความร้อนในตัวกลางตามกลุ่มสมการการ ถ่ายเทความร้อน สำหรับผลด้านอื่นบางส่วนที่แตกต่างกันระหว่างการคำนวณกับการวัดทดสอบ เช่น ค่าความเหนี่ยวนำของขดลวด ซึ่งอาจจะมีสาเหตุมาจากข้อจำกัดของเครื่องมือวัดที่ให้ผลใน การวัดตามช่วงความถี่มาตรฐานการวัดคือ 10 kHz โดยจะแตกต่างจากความถี่ที่ถูกใช้งานคือ 4 MHz ทำให้ผลในการวัดค่าความเหนี่ยวนำในส่วนนี้ไม่เท่ากับผลจากการคำนวณ แต่ค่าผิดพลาดที่ เกิดขึ้นนั้นมีค่าไม่มากมานักผลทางด้านสัญญาณรบกวนส่วนขยายสัญญาณที่ไม่ได้ถูกนำเสนอ นั้นอาจสามารถวิเคราะห์เพิ่มเติมในรูปแบบอื่นเช่น การเปรียบเทียบผลการใช้ส่วนปิดกั้นต่อย่าน ความถี่ ซึ่งสามารถวิเคราะห์เพิ่มเติมด้วยโปรแกรมสำเร็จรูป CST EM STUDIO และจากการวัด ทดสอบในรูปแบบความร้อนหรือรูปแบบอื่น ๆ ที่เหมาะสมได้เป็นแนวทางการพัฒนาไปสู่การ ทดลองในสิ่งมีชีวิตต่อไป



## บทที่ 5

### บทสรุปและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์นี้ได้นำเสนอส่วนปิดกั้นชนิดบาง เพื่อลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ ซึ่งการบำบัดมะเร็งเต้านมในกระบวนให้ความร้อนชนิดนี้เป็นการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้ามากระตุ้นผ่านขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์จำนวน 2 ขั้ว ทำให้เกิดสนามแม่เหล็กไหลผ่านระหว่างขั้ว โดยมีตัวกลางที่มีการสูญเสียอยู่ระหว่างขั้วทั้งสองการใช้รูปแบบสนามแม่เหล็กนี้ได้กำหนดความถี่ที่ใช้กระตุ้นขดลวดเหนี่ยวนำ 4 MHz การบำบัดมะเร็งเต้านมด้วยวิธีการนี้จะส่งผลกระทบต่อทั้งส่วนเนื้อเยื่อมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติ เนื่องมาจากสนามแม่เหล็กที่ไหลผ่านเนื้อเยื่อทั้งสอง การลดผลกระทบไม่ให้คลื่นสนามแม่เหล็กไหลผ่านเนื้อเยื่อปกติ จึงเป็นแนวคิดหลักของวิทยานิพนธ์นี้ โดยเริ่มจากการออกแบบขดลวดเหนี่ยวนำที่พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด Ni-Zn กระบวนการต่อมาใช้โปรแกรม CST EM STUDIO ทำการวิเคราะห์ถึงวัสดุที่ใช้ทำส่วนปิดกั้น เพื่อลดสนามแม่เหล็กและออกแบบส่วนปิดกั้นที่มีลักษณะรูปทรงสี่เหลี่ยมปิดล้อมทุกด้านทำการเจาะช่องเปิด เพื่อให้สนามแม่เหล็กไหลผ่านระหว่างขั้วโพลทั้งสองที่มีชิ้นเนื้อรูปเต้านมที่ถูกจำลองวางอยู่ระหว่างขั้วโพล วิเคราะห์หรัยะของช่องเปิดและเคลื่อนที่ตำแหน่งช่องเปิด โดยการทำวิเคราะห์นี้จะทำการเปรียบเทียบค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของเต้านมจำลองทั้งก่อนและหลังใช้ส่วนปิดกั้น ผลการออกแบบและวิเคราะห์ทางทฤษฎีพบว่าการปรับช่องเปิดของส่วนปิดกั้นจะสามารถช่วยลดค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางเต้านมจำลองได้ อีกทั้งการเคลื่อนตำแหน่งของขั้วโพลให้มีความเหมาะสมจะสามารถให้ผลในการไหลของสนามแม่เหล็กที่มีลักษณะเป็นกลุ่มมากขึ้น ซึ่งการแพร่กระจายของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าก็ส่งผลให้มีลักษณะเป็นกลุ่มเช่นกัน ดังนั้นจึงนำหลักการดังกล่าวมาทำการทดลองพิสูจน์ในลักษณะเปรียบเทียบกับทำการกระจายความร้อนภายในตัวกลางรูปเต้านมจำลองและผลจากการทดลองเปรียบเทียบระหว่างการกระจายของค่าการสูญเสียทางไฟฟ้าที่ได้ จากการวิเคราะห์ต่อการกระจายทางอุณหภูมิที่ได้จากการวัดมีความสอดคล้องกัน ทำให้กระบวนการบำบัดมะเร็งเต้านมด้วยวิธีการนี้สามารถให้สนามแม่เหล็กเข้าสู่ตำแหน่งเซลล์มะเร็งได้แม่นยำมากขึ้นและเนื้อเยื่อปกติ ส่วนอื่นได้รับสนามแม่เหล็กจากการบำบัดน้อยลงเป็นการลดผลกระทบสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำที่น่าสนใจและเป็นประโยชน์อย่างมากอีกวิธีหนึ่ง

## 5.2 วิจารณ์การวิเคราะห์ทางทฤษฎีและทดลอง

สำหรับปัญหาที่พบในการดำเนินการจัดทำวิทยานิพนธ์คือ ขั้นตอนในการวิเคราะห์ผลทางทฤษฎียังไม่ตรงกับความเป็นจริงเช่น การกำหนดขนาดช่องเปิดของส่วนปิดกั้นจะเป็นการกำหนดในทางความยาวเพียงอย่างเดียวการกำหนดตัวกลางส่วนเต้านมในลักษณะค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าและความเป็นตัวกลางชนิดเดียว ซึ่งการทดลองส่วนปิดกั้นจะมีลักษณะความกว้าง ซึ่งความคลาดเคลื่อนจากส่วนผสมจริง โดยการวัดค่าในการทดลองเป็นการวัดการกระจายทางความร้อนที่ให้ผลในลักษณะสอดคล้องกับการกระจายวิเคราะห์ค่าการสูญเสียทางไฟฟ้า ซึ่งผลที่ได้จะเป็นแนวคิดใหม่ในการลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กในการบำบัดมะเร็งเต้านมและยังให้ผลในการตรงจุดบำบัดมากขึ้นและควรเพิ่มเติมในการทดลองการวัดด้วยเครื่องสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในชิ้นเนื้อหรือส่วนเต้านมจำลองเพื่อให้การทดลองมีชัดเจนมากขึ้นและความผิดพลาดน้อยลงจนเป็นที่ยอมรับได้ตามหลักทฤษฎีนั่นเอง

## 5.3 ข้อเสนอแนะและแนวทางการพัฒนา

ในกระบวนการบำบัดรักษามะเร็งโดยใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โดยทั่วไปมักจะสนใจเฉพาะการกำจัดเซลล์มะเร็งของผู้ป่วยเป็นหลักสำคัญ แต่การใช้ส่วนปิดกั้นชนิดบางเพื่อลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองนี้ยังคงคำนึงถึงผลกระทบที่ผู้ป่วยได้รับไปพร้อมกับการกำจัดเซลล์มะเร็ง ซึ่งวิทยานิพนธ์นี้เป็นจุดเริ่มสำหรับการพัฒนาการบำบัดมะเร็งแนวทางเลือกใหม่ ซึ่งการใช้ส่วนปิดกั้นหรือวัสดุโลหะสามารถพัฒนารูปแบบได้หลากหลายตามความเหมาะสมไม่ว่าจะเป็นด้านความถี่ คุณลักษณะและตำแหน่งเซลล์มะเร็ง ในการจำลองตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำเป็นต้องมีการคิดชั้นเนื้อเยื่อต่างๆ เช่น ชั้นผิวหนัง ชั้นไขมัน ชั้นกล้ามเนื้อ เลือดไหลเวียน กระดูก ตลอดจนอุณหภูมิภายในของร่างกาย โดยโครงสร้างของวิทยานิพนธ์นี้เป็นการทำการจำลองทั้งส่วนการวิเคราะห์และการทดลอง เพื่อให้ผู้ที่สนใจนำไปเป็นแนวทางการพัฒนาใช้งานหรือทำการทดลองเพิ่มเติมในสิ่งมีชีวิตไม่ว่าจะเป็นสัตว์หรือทดลองบนมนุษย์ ซึ่งสามารถนำไปเป็นแนวทางการพัฒนาเป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่มีประสิทธิภาพในการบำบัดรักษามะเร็งที่คำนึงถึงผลกระทบต่อไป

นอกจากการใช้ส่วนปิดกั้นในการลดผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดมะเร็งเต้านมจำลองแล้ว ส่วนปิดกั้นที่ทำจากวัสดุโลหะเหล่านี้อาจให้ผลในการวิเคราะห์แนวใหม่เพิ่มเติมนั่นคือ การวิเคราะห์แนวค่าการเชื่อมต่อกัน (mutual coupling) ซึ่งมักจะเป็นปัญหาการวิเคราะห์ตัวประยุกต์ที่เป็นลักษณะแฉกร่องลำดับ ซึ่งปัญหานี้จะส่งผลต่อความถูกต้องของคำตอบในการวิเคราะห์การนำส่วนปิดกั้นไปพิจารณาพร้อม เพื่อลดปัญหาดังกล่าวจะเป็นการสร้างแนวความคิดทางคณิตศาสตร์และประยุกต์ใช้งานที่ให้ผลสอดคล้องความจริงสำหรับนักวิจัยต่อไป

## รายการอ้างอิง

- ชัยรัตน์ วิเชียรมงคลกุล. (2544). การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กความถี่ต่ำมากรอบตัวนำบางโดยวิธีไฟไนต์อีลีเมนต์กับบาวนด์อาร์อีลีเมนต์ วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- มนตรี ธนภักดิ์. (2540). การพัฒนาระบบให้ความร้อนสำหรับการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า บัณฑิตวิทยาลัย สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- Boadi, A., Tsuchida, Y., and Enokizono, M. (2005). **Designing of Suitable Construction of High-Frequency Induction Heating coil by Using Finite-Element Method.** *IEEE Transaction on Magnetics*, Vol. 41, No. 10.
- Thongsopa, C. and Mearnchu, A. (2002). **Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator.** *IEICE Transaction on Communication*, Vol. E85-B, No. 10.
- Sato, F., Suzuki, N., Shimizu, Matsuki, J. H., and Sato, T. (2004). **Heat characteristics of micro magnetic heat elements for advanced hyperthermia.** *IEEE Transaction on Magnetic*, Vol. 40, No. 4, pp. 2967-2969.
- Kristian, S. F. and Robert, S. E. (1982). **Clinical RF Hyperthermia by Magnetic-Loop Induction: A New Approach to Human Cancer Therapy.** *IEEE Transaction on Microwave Theory Technology*, Vol. Mtt-30 No. 8.
- Grissom, C. (1996). **Magnetic Spin effects in Radical Enzymatic Reaction.**
- Hasselgren, L. and Luomi, J. (1995). **Geometrical aspects of magnetic shielding at extremely low frequency.** *IEEE Transaction on Electromagnetic, Compat.* 37, pp. 409-419.
- Ichiro, K. and Takeshi, K. (1986). **VLF Induction Heating for Clinical Hyperthermia.** *IEEE transaction on Magnetics*, Vol. 22 No. 6.
- Youji, K., Masashi, W., Watanabe, H., Iku, I., and Masaki, I. (2000). **Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia.** *IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, No. 11.
- Macchina, L. D. (1992). **Study of Biological effects of Electromagnetic Radiation inconclusive.**
- Schulz, W. (1994). **Biological effects of Radio wave Transmission.**

- Tatsuya, K. (1986). **Magnetic induction hyperthermia for brain tumor using ferromagnetic implant with low Curie temperature.** *Journal of Neuro-Oncology* 4, pp. 175-181.
- The Stewart Report. (2000). **Mobile Phones and Health IEGMP.** Independent expert group on Mobile Phones, UK.
- Mier, H. Y., Hernandez, A. V., and Salas, L. L. (2002). **Magnetic Induction Heating System for Local Hyperthermia Research.** *IEEE Conference.* October, 23-26.

ภาคผนวก ก

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

## บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

- Patummakasorn, C. Tangwachirapan, S., and Thongsopa, C. (2008). **Development of inductive regional heating by energy control at frequency 2.45 GHz.** *IEEE CNF-Electromagnetic Compatibility and 19th International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility 2008 APEMC 2008 Asia-Pacific Symposium*, Singapore.
- Tangwachirapan, S. and Thongsopa, C. (2009). **Numerical Simulation of Magnetic Fields Shield for Breast Cancer Hyperthermia.** *The 7<sup>th</sup> Proceedings of the PSU-Engineering Conference*, Songkha, Thailand.
- Thongsopa, C., Intarapanich, A., and Tangwachirapan, S. (2009). **Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating.** *ISEF 2009-XIV International Symposium on Electromagnetic Fields in Mechatronics, Electrical and Electronic Engineering Arras*, France.
- Tangwachirapan, S. and Thongsopa, C. (2009). **Study Magnetic Fields Shield for Lossy Mediums Inductive Hyperthermia Heating.** *(The Best Paper Award of Biomedical Engineering)*, *Proceedings of the 32th Electrical Engineering Conference*, Prajeenburi, Thailand.

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

Chumpon Patummakasorn, Shalermchon Tangwachirapan and Chanchai Thongsopa

School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology

Nakhon ratchasima 30000, Thailand

Chumponep@vru.ac.th

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

## I. INTRODUCTION

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

heating-induction coil was operated at 2.45 GHz with the 700 W magnetron tube (model M24FA-410A). There were two sets of coils used in this experiment: two coils and four coils, and each coil had its own power supply. The experiment was conducted on the element (composing NaCl 0.4%, NaN<sub>3</sub> 0.02%, Agar 4%) which imitated the cancer cell.

## II. ANALYSIS

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

$$\nabla \times (\nu \nabla \times \mathbf{A}) = -\sigma \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} + \mathbf{J}_0 - \sigma \nabla \phi \quad (1)$$

Where  $\nu$  is magnetic reluctance,  $\mathbf{J}_0$  is Forced Current Density,  $\sigma$  is Conductivity and  $\phi$  is Electric Potential.

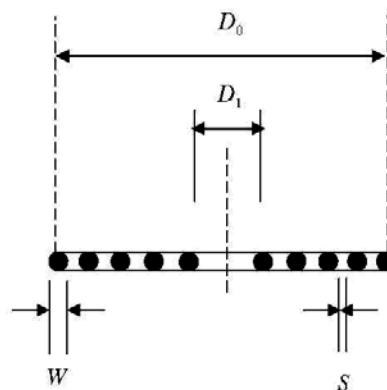


Fig 1. The design of two coils and four coils of spiral induction

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

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

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

### III. CONSTRUCTION OF INDUCTION COIL

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

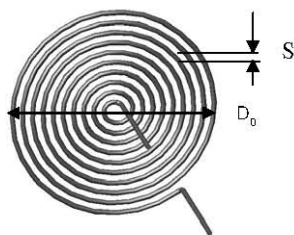
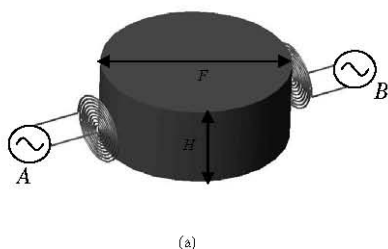
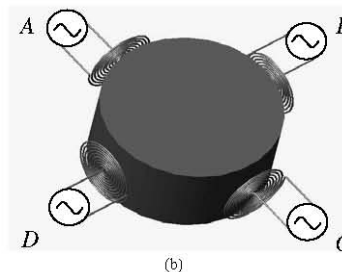


Fig 2. Diameter of conduction coil



(a)



(b)

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

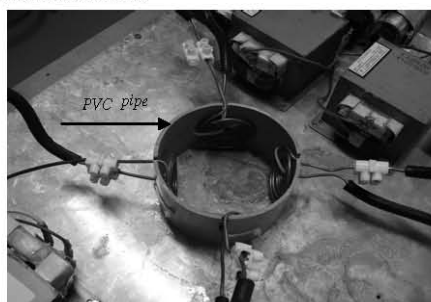


Fig 4. The equipment and instrument

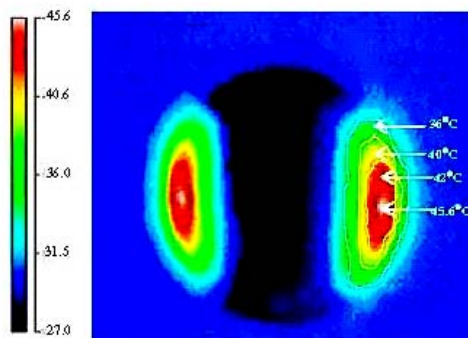
### IV. MEASUREMENT AND RESULT CONCLUSIONS

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

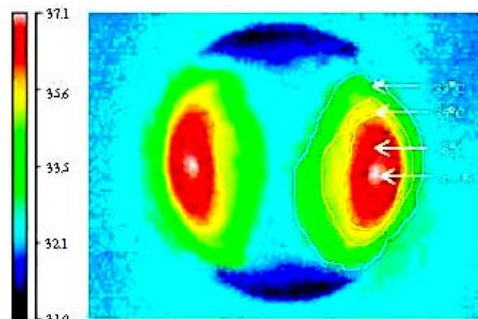
In figure 5 and 6 showed the comparison results of heating area from lossy medium. The experimental procedures were performed by : feeding energy to both coils turning on all power supply and feeding energy to both coils turning on each power supply one by one . The results showed that when energy was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



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

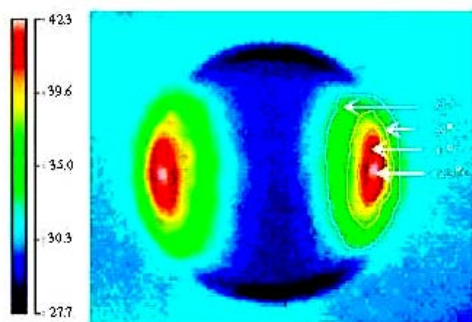


(a)

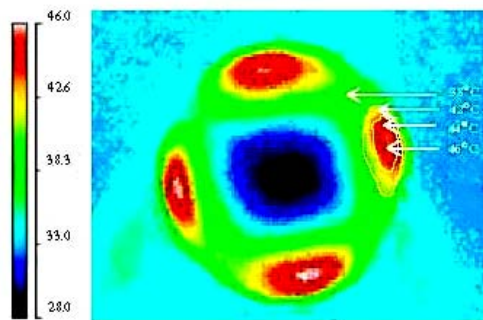


(d)

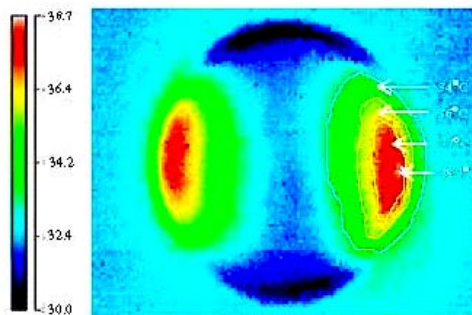
Fig 5. Size of distribution temperature of lossy medium for induction coil series (a) Every induction coil series are received energy at the same time (b), (c), (d) Each induction coil series is received energy lossy medium for 10 sec, 15 sec and 20 sec, respectively



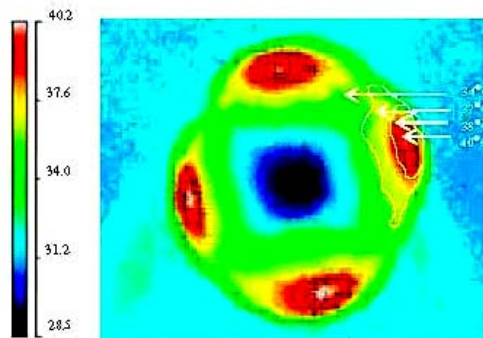
(b)



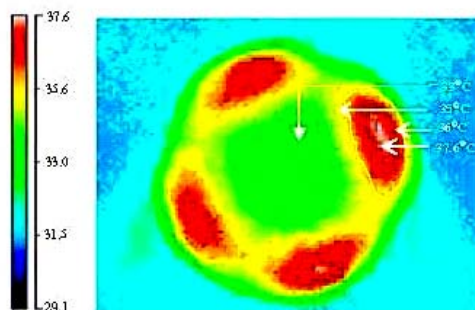
(a)



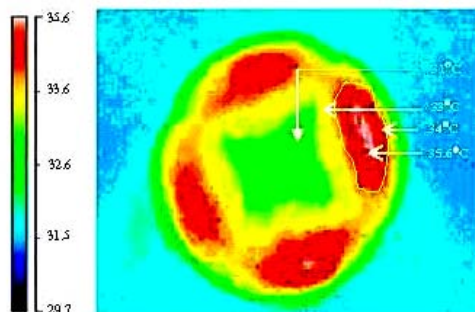
(c)



(b)



(c)



(d)

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

#### VI. CONCLUSIONS

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

#### ACKNOWLEDGMENT

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

#### REFERENCES

- [1] Van der zee J, "Heating the patient A promising approach," *Annals of Oncology*, 1173-1184, 2002.
- [2] F.Sato, N.Suzuki, J.Shimizu, H.Matsuki and T.Sato, "Heat characteristics of micro magnetic heat elements for advanced hyperthermia," *IEEE Trans. Magnetic*, vol.40, pp. 2967-2969, Nov. 2004.
- [3] C.Thongsopa, and A.Mearnchu, "Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator," *IEICE Trans. Commun.*, vol.E85-B, No.10, October, 2002.
- [4] Y.Kotsuka, E.Hankui and Y.Shigematsu, "Development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol.44, pp. 1803-1810, Oct. 1996.
- [5] K.youji, W.Masashi, H.Watanabe, I.Iku, and I.Masaki, "Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia," *IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, No.11, November, 2000.

การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ครั้งที่ 7  
21-22 พฤษภาคม 2552

## การจำลองวิธีเชิงตัวเลขของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในขบวนการให้ความร้อน บริเวณเต้านม

### Numerical Simulation of Magnetic Fields Shield for Breast Cancer Hyperthermia

เฉลิมชนม์ ตั้งวชิรพันธุ์<sup>1\*</sup> ชชาญชัย ทองโสภณ<sup>2</sup>

สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000

Email: [shalem123@yahoo.co.th](mailto:shalem123@yahoo.co.th)

Shalemchon Tangwachirapan<sup>1\*</sup> Chanchai Thongsopa<sup>2</sup>

School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology, Muang, Nakhon Ratchasima 30000

Email: [shalem123@yahoo.co.th](mailto:shalem123@yahoo.co.th)

#### บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอการจำลองส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กไม่ให้อำนาจกระจายไปในบริเวณอื่นที่ไม่ต้องการจากขบวนการให้ความร้อนเฉพาะที่บริเวณเต้านมด้วยหลักวิธีไฟไนต์อีลิเมนต์ ซึ่งมีแหล่งกำเนิดเป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ 4MHz เป็นตัวกระตุ้นขดลวดเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าบริเวณมะเร็งเต้านม และสนามแม่เหล็กที่ไหลผ่านเนื้อมะเร็งจะมีการสูญเสียเกิดเป็นความร้อนโดยอุณหภูมิที่เนื้อมะเร็ง 42-43 องศาเซลเซียสซึ่งเป็นอุณหภูมิที่ใช้ในการบำบัดรักษา ส่วนบริเวณใกล้เคียงที่เป็นเนื้อปกติจะได้รับสนามแม่เหล็กนี้ทำให้เกิดผลกระทบข้างเคียงตามมาเช่นกัน ในการลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กกระทำได้โดยการพัฒนาส่วนปิดกั้นเพื่อลดการแผ่กระจายสนามแม่เหล็กไปในส่วนอื่น ๆ รอบบริเวณเต้านม โดยการเปรียบเทียบรูปร่างส่วนปิดกั้นแบบสี่เหลี่ยมต่างๆ ปัจจัยด้านการนำไฟฟ้าของโลหะปิดกั้นแต่ละชนิดและความหนาของวัสดุที่ใช้ในการออกแบบเป็นต้น ผลที่ได้จากการวิเคราะห์ โดยปัจจัยทั้งหมดนี้จะนำมาใช้ในการจัดทำรูปร่างของส่วนปิดกั้นรอบบริเวณเต้านมที่จะช่วยลดผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไปสู่บริเวณอื่น ๆ ในขบวนการให้ความร้อนเฉพาะที่พบว่าส่วนปิดกั้นที่มีรูปร่างสี่เหลี่ยมปิดล้อมและวัสดุที่ใช้ในการออกแบบมีสภาพการนำไฟฟ้าและค่าความซึมซาบที่สูงจะช่วยลดการแผ่กระจายสนามแม่เหล็กได้ดีที่สุด

**คำหลัก** ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก, การให้ความร้อนเนื้อเยื่อ, มะเร็งเต้านม

#### Abstract

A Closing magnetic field region simulation within breast cancer hyperthermia is presented by using the finite element method which has 4MHz frequency electromagnetic source. This excited inductor, since it is arise magnetic field at cancer region. Magnetic field flow cross breast cancer region that has loss in medium and transform to heat at cancer with temperature it 42-43°C This temperature is used to treat cancer region, which the nearby region is effected also by the magnetic field radiation. In order to decreasing the affection of magnetic field radiation to other region around breast, the magnetic field shield is developed in various models. The comparison of material whose conductance factor of each metal and thickness are used to design square formed shielding models. The result of form factor analysis is in produced how to create shield model of breast. the designed shield model of breast could decrease the affect of magnetic field to other region. Then, only the breast region under heating process could be observed. The result shown that the squared shape-shield with high conductance and permeability was the best design to minimize or to decrease the effect of those magnetic field radiation.

**Keywords:** Magnetic Fields shield, Hyperthermia, Breast Cancer

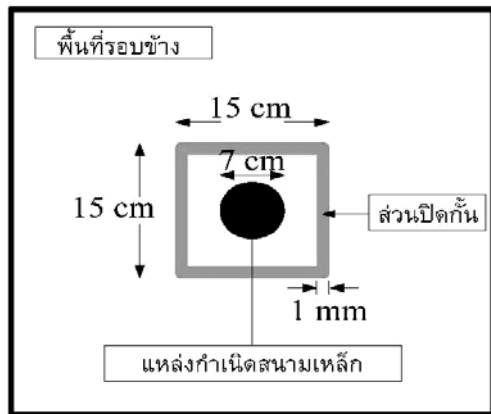
**1. บทนำ**

โรคมะเร็งเป็นโรคที่ผู้ป่วยมีอัตราการเสียชีวิตสูง ซึ่งการป่วยเป็นโรคมะเร็งมีหลายสาเหตุ ผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็กเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดโรคมะเร็งได้และยังทำให้เกิดความผิดปกติต่อเนื้อเยื่อโดยมีการศึกษาวิจัยถึงผลกระทบของสิ่งมีชีวิตที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า [1] ศึกษาถึงผลกระทบของอวัยวะต่างๆที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า [2] ศึกษาผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่จากโทรศัพท์เคลื่อนที่ต่อมนุษย์ [3] และการบำบัดรักษามะเร็งนั้นมียุทธวิธีเช่นการใช้เคมีบำบัด การผ่าตัด รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งซึ่งวิธีนี้มีทั้งการฉายแสงและการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นแหล่งกำเนิดทำให้เกิดความร้อนต่อเซลล์มะเร็ง โดยอุณหภูมิจึงจะใช้บำบัดรักษาแต่ละครั้งจะควบคุมอยู่ที่ 42-44 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาประมาณ 1 ชั่วโมง [4] โดยใช้อุปกรณ์ปล่อยคลื่นภายนอกร่างกายดังเช่นงานวิจัย การใช้สนามแม่เหล็กแกนเฟอร์ไรต์เป็นตัวกลาง ผลปรากฏว่าใช้กำลัง 3-4 วัตต์/ตารางเซนติเมตร ที่เซลล์มะเร็งซึ่งต้องใช้กำลังส่งต้นกำเนิดที่สูง [5] งานวิจัย การเหนี่ยวนำแบบทรงกระบอกที่ให้ความร้อนบำบัดรักษามะเร็งโดยใช้คลื่นความถี่ต่ำ ผลปรากฏว่าสามารถรักษามะเร็งที่ความลึกได้ดี แต่ใช้กำลังจากแหล่งกำเนิดความถี่ถึง 1KW [6] ส่วนงานวิจัยที่บำบัดรักษามะเร็งเต้านมนั้นพบว่ามีการวิจัยพัฒนาพื้นที่ให้ความร้อนของขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งเต้านมโดยการป้องกันความถี่ที่มีกำลังถึง 600 W ที่ความถี่ 4MHz ให้แก่ขดลวดเหนี่ยวนำโดยการจัดวางขดลวดชนิดแกนเฟอร์ไรต์และสร้างแผ่นป้องกันสนามแม่เหล็กให้ทิศทางเคลื่อนที่ของสนามเหมาะสมกับตำแหน่งเซลล์มะเร็งซึ่งมีการกำหนดขนาดของเต้านมและรูปร่างของแหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กซึ่งสามารถควบคุมการแพร่สนามแม่เหล็กทำให้กำหนดพื้นที่ ตำแหน่งของความร้อนต่อเซลล์มะเร็งได้แม่นยำขึ้นแต่ไม่ได้เน้นในส่วนการป้องกันผลกระทบต่อเนื้อเยื่ออื่น [7] ในการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กบำบัดรักษามะเร็งนี้ มักจะใช้กำลังในการส่งสนามแม่เหล็กสูงนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อชิ้นส่วนอื่นของร่างกายของผู้บำบัดได้ ดังนั้นจึงมีผู้วิจัยพัฒนาศึกษาการป้องกันผลกระทบจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบต่างๆ เช่น การออกแบบโครงสร้างที่เหมาะสมของขดลวดเหนี่ยวนำความร้อนสำหรับความถี่สูงโดยใช้ ไฟไนต์อีลิเมนต์วิเคราะห์ ผลปรากฏว่า ทำให้ลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไปสู่ส่วนภายนอกได้อย่างน่าสนใจ แต่ไม่มีขอบเขตอื่นมาช่วยเสริมในการปิดกั้นการแพร่กระจายสนาม [8] งานวิจัยหน้าตัดรูปทรงเรขาคณิตป้องกันสนามแม่เหล็ก ผลปรากฏว่าสามารถวิเคราะห์ได้ดีในรูปทรงเรขาคณิต [9] ส่วนในรูปแบบขบวนการวิเคราะห์ได้มีผู้แนะนำระเบียบวิธีเชิงตัวเลขทำการจำลองผลของคู่เกี่ยวสนามแม่เหล็กและความร้อนในเส้นแอมป์กระบวนการวิเคราะห์ที่ส่งผลสอดคล้องอย่างน่าเชื่อถือ [10] ด้วยเหตุผลดังกล่าวนี้ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะทำการศึกษาวิธีการลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้ารอบแหล่งกำเนิดที่กระทบเนื้อเยื่อบริเวณอื่นซึ่งจะเลือกจากกระบวนการให้ความร้อนบำบัดมะเร็งเต้านมโดยทำ

การจำลองส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กรอบบริเวณเต้านมและแหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าโดยใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแบบไฟไนต์อีลิเมนต์ ช่วยในการวิเคราะห์และจำลองแบบ การลดผลกระทบจากการบำบัดนี้โดยทำการเลือกรูปทรงของส่วนวัสดุปิดกั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นรูปทรงเฉพาะส่วน ที่สามารถลดสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากำลังสูงจากการบำบัดรักษามะเร็งไม่ให้กระทบเนื้อเยื่อส่วนอื่น และมีความเหมาะสมกับสรีระของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาต่อไป

**2. หลักการที่เกี่ยวข้อง**

การแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กในกระบวนการให้ความร้อนเฉพาะที่บริเวณเต้านมจะถูกวิเคราะห์จากปัญหาการกระจายของสนามแม่เหล็กในบริเวณรอบเต้านม สนามแม่เหล็กจะกระจายไปรอบทิศทางบริเวณเซลล์มะเร็งเต้านมและอวัยวะอื่นทั้งทางอากาศว่างและภายในเนื้อเยื่อที่เป็นตัวกลางอันจะก่อให้เกิดปัญหาผลกระทบตามมาเพื่อทำการลดผลกระทบดังกล่าวจึงสร้างส่วนปิดกั้นรอบบริเวณเต้านมที่มีเซลล์มะเร็ง หลักการดังกล่าวจะเกิดการลดทอนการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไปยังอวัยวะอื่นจากทางอากาศว่างได้ โดยจะนำวัสดุที่มีค่าสภาพนำทางไฟฟ้าได้แก่ทองแดง ตะกั่ว และวัสดุที่มีค่าความซึมซาบได้ ได้แก่เหล็กหม้อแปลงเหล็กโครงสร้างมาเป็นส่วนปิดกั้นสูงตลอดแนวของแหล่งกำเนิดและจะใช้รูปร่างของส่วนปิดกั้น ในรูปแบบสี่เหลี่ยมมุมฉาก แบบปิดล้อมทุกด้าน แบบสี่เหลี่ยมที่มีด้านเปิดด้านหนึ่ง แบบสี่เหลี่ยมที่มีช่องเจาะตรงกลางด้านหนึ่งเป็นช่องเปิด ล้อมรอบเต้านม ใช้การพิจารณาปัญหาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและการแพร่กระจายซึ่งจะกำหนดให้สนามแม่เหล็กเคลื่อนที่สำหรับการบำบัดในทิศทางแกน Z ส่วนการวิเคราะห์ผลกระทบจะวิเคราะห์ในรูปแบบสองมิติแกน X - Y เป็นส่วนการแพร่กระจายจากบริเวณพื้นที่รอบข้างที่เป็นอากาศว่าง เป็นพื้นฐานในการแก้ปัญหา



รูปที่ 1 แบบจำลองในการวิเคราะห์สนามแม่เหล็ก

จากรูปที่ 1 แสดงการจำลองแบบของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กซึ่งบริเวณดังกล่าวจะมีแหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กที่ใช้ในการบำบัดมะเร็งทำจากขดลวดเหนี่ยวนำพันรอบแกนเฟอร์ไรต์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7 cm ค่าความนำ ( $\sigma$ ) = 0.001 s/m ค่าคงที่ความซึมซาบได้ ( $\mu_r$ ) = 200 ความถี่สนามแม่เหล็ก 4 MHz ขนาดส่วนเต้านมมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 12 cm ค่าความนำ = 0.62 s/m ค่าคงที่ความซึมซาบได้ = 1 [7] พื้นที่รอบข้างถูกกำหนดให้เป็นอวกาศว่างและในส่วนปิดกั้นจะมีความหนา 1 mm มีขนาด 15x15 cm ซึ่งเป็นขนาดที่สามารถสวมบริเวณรอบเต้านมได้ดี ทำมาจากวัสดุที่มีความนำ และค่าคงที่ความซึมซาบได้ ตามคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการปิดกั้นและเริ่มต้นจากสมการของแมกซ์เวลล์ดังนี้

$$\nabla \times \vec{E} = -\phi \omega \mu \vec{H} \quad (1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J}_s + j\omega \epsilon \vec{E} + \sigma \vec{E} \quad (2)$$

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

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_s \quad (4)$$

เมื่อความถี่เชิงมุม ( $\omega$ ) อยู่ในช่วงความถี่ต่ำจะสามารถละการพิจารณาเทอมกระแสกระจัดที่เกิดขึ้นในอวกาศว่าง ดังนั้นสนามแม่เหล็กจึงอิสระต่อสนามไฟฟ้าและในอวกาศว่างจะเป็นอำนาจจากสนามแม่เหล็กเป็นส่วนใหญ่ การหาผลเฉลยสนามแม่เหล็กจะใช้ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก  $\vec{A}$  นำไปแทนในสมการที่ (3) จากนั้นใช้เอกลักษณ์เวกเตอร์  $\nabla \cdot \nabla \times \vec{A} = 0$  ทำให้ได้สมการดังนี้

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \quad (5)$$

แทนสมการ (5) ลงในสมการ (1) จะได้ความสัมพันธ์ของสมการดังนี้

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega \nabla \times \vec{A} = -\nabla \times j\omega \vec{A} \quad (6)$$

และ

$$\nabla \times (\vec{E} + j\omega \vec{A}) = 0 \quad (7)$$

จากเอกลักษณ์เวกเตอร์  $\nabla \times \nabla \phi = 0$  ดังนั้นสมการ (7) จะได้ว่า

$$\vec{E} + j\omega \vec{A} = -\nabla \phi \quad (8)$$

แทนสมการ (8) ลงในสมการ (2) จะได้ความสัมพันธ์ดังนี้

$$\nabla \times \frac{1}{\mu} \nabla \times \vec{A} = \vec{J}_s - j\omega \sigma \vec{A} \quad (9)$$

จัดรูปใหม่โดยใช้เอกลักษณ์เวกเตอร์

$$\nabla \times \nabla \times \vec{A} = \nabla \nabla \cdot \vec{A} - \nabla^2 \vec{A} \text{ และ } \nabla \cdot \vec{A} = 0$$

ทำให้ได้สมการสนามแม่เหล็กในการหาคำตอบคือ

$$\frac{1}{\mu} \nabla^2 \vec{A} - j\omega \sigma \vec{A} = -\vec{J}_s \quad (10)$$

เมื่อนำมาประยุกต์กับรูปแบบสนามแม่เหล็ก 2 มิติโดยมีแหล่งกำเนิดที่ไม่เปลี่ยนแปลงตามเวลาอยู่ในทิศทางแกน Z สนามแม่เหล็กอยู่ในแกน X-Y ทำให้สมการ (10) ในระบบพิกัดฉากฉากจะแสดงได้ดังนี้

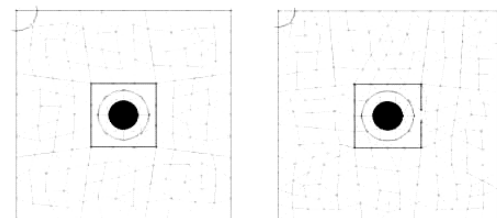
$$\frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 A_x}{\partial x^2} + \frac{1}{\mu} \frac{\partial^2 A_x}{\partial y^2} - j\omega \sigma A_x = -\vec{J}_s \quad (11)$$

โดยที่ความเข้มสนามไฟฟ้าคือ  $\vec{E}$  ความเข้มสนามแม่เหล็กคือ  $\vec{H}$  ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็กคือ  $\vec{B}$  ความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้าคือ  $\vec{D}$  ความหนาแน่นกระแสคือ  $\vec{J}_s$  ความหนาแน่นประจุไฟฟ้าของแหล่งกำเนิดคือ  $\rho_s$  ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็กคือ  $\vec{A}$  และ ศักย์เวกเตอร์แม่เหล็กในทิศทางแกน Z คือ  $A_z$

จากสมการ (5) - (9) เป็นการวิเคราะห์รูปแบบของสมการแมกซ์เวลล์และสมการ (10) - (11) เป็นรูปแบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยอันดับสองซึ่งสามารถใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์อีลิเมนต์ในการวิเคราะห์หาคำตอบ

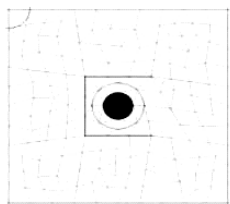
### 3. การจำลองแบบและผลการวิเคราะห์

ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขแบบไฟไนต์อีลิเมนต์ในการวิเคราะห์ปัญหาสนามแม่เหล็กจะใช้ การวิเคราะห์รูปแบบ 2 มิติในลักษณะปัญหา สนามแม่เหล็กทางไฟฟ้ากระแสสลับ [11] ซึ่งเป็นปัญหาตามสมการ (11) โดยมีการกำหนดโนดในการวิเคราะห์ตามลักษณะของรูปร่างส่วนปิดกั้น



ก. สี่เหลี่ยมแบบปิดล้อมทุกด้าน

ข. สี่เหลี่ยมที่มีช่องเจาะตรงกลาง



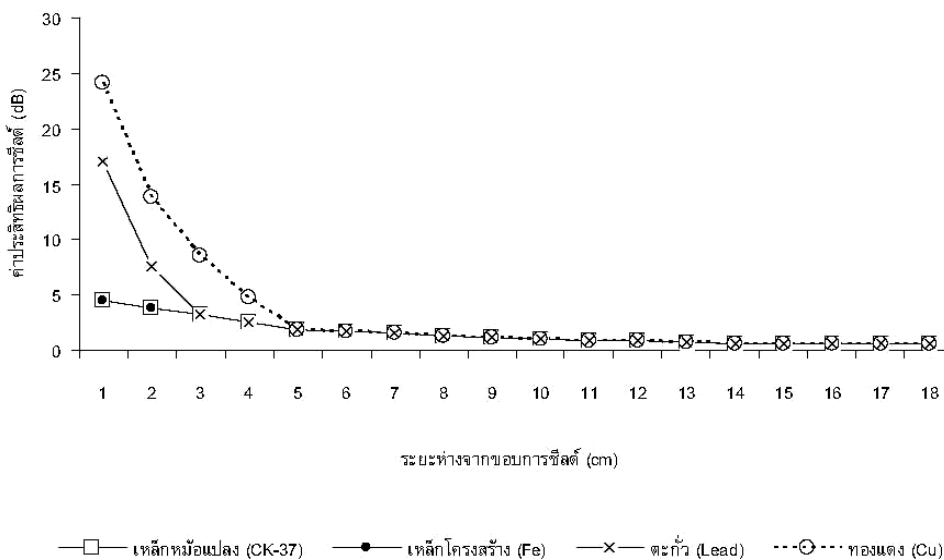
ค. สี่เหลี่ยมที่มีด้านเปิดด้านหนึ่ง

รูปที่ 2 แสดงรูปร่างสี่เหลี่ยมปิดกันส่วนเต้านมในแบบต่างๆ

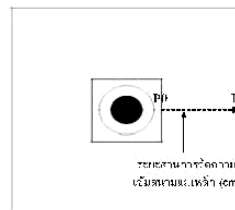
จากรูปที่ 2ก เป็นลักษณะแบบการวิเคราะห์โดยมีส่วนปิดกันรูปสี่เหลี่ยมมุมฉากแบบปิดล้อมทุกด้าน ส่วนรูปที่ 2ข เป็นลักษณะแบบการวิเคราะห์โดยมีส่วนปิดกันแบบรูปสี่เหลี่ยมที่มีช่องเจาะตรงกลาง และรูปที่ 2ค เป็นลักษณะแบบการวิเคราะห์โดยมีส่วนปิดกันแบบรูปสี่เหลี่ยมที่มีด้านเปิดด้านหนึ่ง ในส่วนจำนวนโนตที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ 233 โนต

การแสดงผลการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กจะถูกกำหนดจากส่วนเปิดกันที่ล้อมรอบสนามแม่เหล็กโดย จะนำเสนอในรูปค่าประสิทธิภาพการชิลด์ (SE) ซึ่งจะถูกกำหนดในรูปอัตราส่วนการลดทอนของจุดพื้นที่ส่วนไม่มีการปิดกันสนามแม่เหล็กต่อจุดพื้นที่เดียวกันที่มีการปิดกันสนามแม่เหล็ก โดยใช้ฟังก์ชันลอการิทึมประกอบร่วมดังสมการ (12)

$$SE(dB) = 20 \log \left[ \frac{H_{unshield}}{H_{shield}} \right] \quad (12)$$

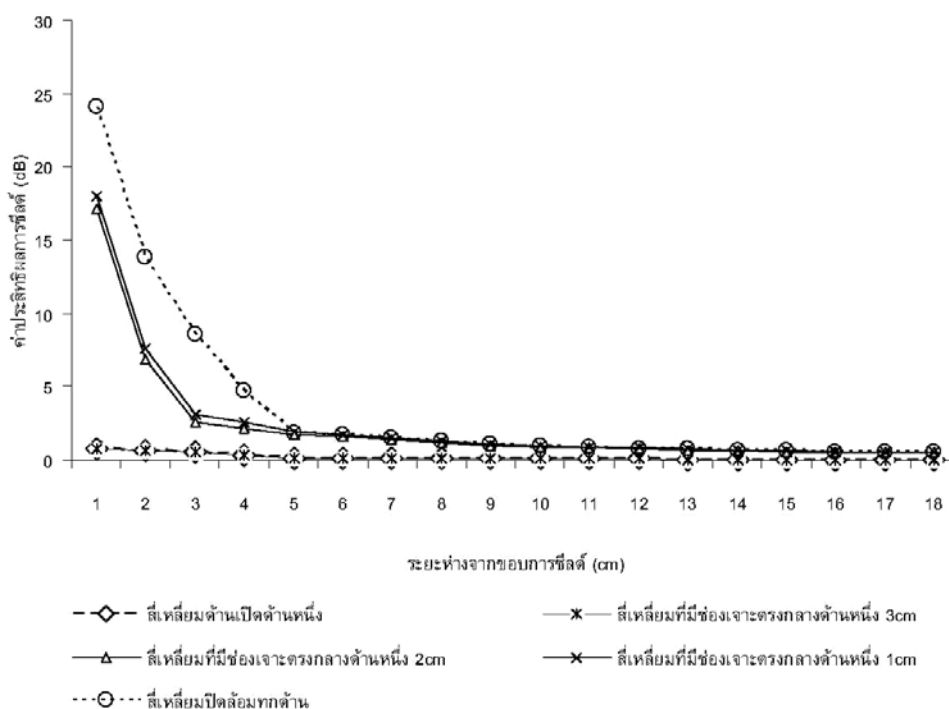


รูปที่ 4 แสดงประสิทธิภาพการชิลด์ของวัสดุชนิดต่างๆที่ปิดกันสี่เหลี่ยมแบบปิดล้อมทุกด้าน



รูปที่ 3 แสดงการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจากส่วนปิดกัน

จากรูปที่ 3 เส้นทางในการวัดความเข้มสนามแม่เหล็กจะกำหนดจากจุด P0 เป็นระยะเริ่มต้นจากขอบของส่วนปิดกันไปจนถึงจุด P1 ที่เป็นระยะสิ้นสุดการวัดโดยมีระยะทางในการวัดคือ 18 cm การทดสอบประสิทธิภาพการชิลด์ของวัสดุจะใช้กระแสที่แหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็ก ( $J_s$ ) คือ 1 แอมแปร์ต่อตารางเมตร เป็นบรรทัดฐาน ส่วนวัสดุที่เป็นตัวแปรค่าสภาพนำทางไฟฟ้าและตัวแปรด้านค่าความซึมซาบได้ที่นำมาทดสอบได้แก่ ทองแดง (Cu) มีสภาพนำทางไฟฟ้า = 58.8M S/m ค่าความซึมซาบได้ = 1 ตะกั่ว (Lead) มีสภาพนำทางไฟฟ้า = 0.5M S/m ค่าความซึมซาบได้ = 1 ส่วนวัสดุเหล็กหม้อแปลง (CK-37) มีสภาพนำทางไฟฟ้า = 0.2174M S/m ค่าความซึมซาบได้ = 4000 และวัสดุเหล็กโครงสร้าง (Fe) มีสภาพนำทางไฟฟ้า = 7.14M S/m ค่าความซึมซาบได้ = 700 มาเป็นวัสดุทดสอบเพื่อจะหาวัสดุที่สามารถลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กได้ดี



รูปที่ 5 แสดงประสิทธิภาพการซึบของวัสดุทองแดงในรูปร่างส่วนปิดกันแบบต่างๆ

จากรูปที่ 4 ในพิกัดด้านแกนแนวนอนจะเป็นการแสดงถึงระยะห่างจากขอบการซึบ ส่วนแกนแนวตั้งจะแสดงขนาดของค่าประสิทธิภาพการซึบ โดยวัสดุทองแดงให้ค่าประสิทธิภาพการซึบสูงสุด 19.5 dB ที่จุดวัด P0 และลดต่ำลงมาเหลือ 1.71dB ที่ระยะห่าง 4.5 cm ซึ่งดีกว่าวัสดุทังสเตนและวัสดุเหล็กหม้อแปลงรวมไปถึงวัสดุเหล็กโครงสร้างโดยวัสดุเหล็กหม้อแปลงและวัสดุเหล็กโครงสร้างนั้นจะมีค่าประสิทธิภาพใกล้เคียงกันมากตลอดระยะห่างจากขอบการซึบ ค่าประสิทธิภาพการซึบของทุกวัสดุนั้นมีค่ามากที่สุดที่ระยะห่างจากขอบการซึบหลังจากนั้นค่าจะลดลงและพบว่าที่ระยะห่าง 15 cm ขึ้นไปจะมีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากจนถือได้ว่าคงที่จากการวิเคราะห์นี้เราจะได้วัสดุทองแดงมาเป็นวัสดุทดสอบในการนำมาทำส่วนปิดกันสนามแม่เหล็กรูปสี่เหลี่ยมแบบต่างๆเพื่อหารูปแบบที่มีประสิทธิภาพการซึบที่ดีที่สุดต่อไป จากรูปที่ 5 แสดงกราฟเปรียบเทียบรูปสี่เหลี่ยมแบบต่างๆที่นำมาปิดกันโดยกำหนดให้แกนแนวนอนเป็นระยะห่างจากขอบการซึบ ส่วนแกนแนวตั้งจะแสดงค่าประสิทธิภาพการซึบ ในส่วนปิดกันที่ใช้วัสดุทองแดงรูปสี่เหลี่ยมมุมฉากปิดล้อมทุกด้านจะมีค่าประสิทธิภาพการซึบสูงสุด 24.1 dB และส่วนปิดกันรูปสี่เหลี่ยมที่มีรูเจาะตรงกลางด้านหนึ่งโดยรูเจาะมีขนาดที่แตกต่างกันพบว่ารูเจาะขนาด 1cm, 2cm มีค่าประสิทธิภาพการซึบสูงสุด 18dB, 17.1dB ตามลำดับและค่าประสิทธิภาพการซึบตั้งกล้าวจะเริ่มลดลงจนมีค่าใกล้เคียงกันที่ระยะ 5 cm และมีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากที่ระยะ

15 cm จนถือได้ว่าคงที่ นอกจากนี้พบว่าส่วนปิดกันรูปสี่เหลี่ยมที่มีรูเจาะตรงกลางด้านหนึ่งขนาด 3cm และส่วนปิดกันที่มีปลายเปิดด้านหนึ่งนั้นมีค่าประสิทธิภาพการซึบสูงสุดที่ 0.77 dB เท่ากันโดยเส้นกราฟจะมีค่าใกล้เคียงกันมากตลอดระยะห่างจากขอบการซึบ ซึ่งจากการวิเคราะห์นี้จะเห็นได้ว่าเมื่อรูเจาะมีขนาดมากขึ้นจะทำให้ค่าประสิทธิภาพการซึบน้อยลงและส่งผลให้มีค่าใกล้เคียงกับส่วนปิดกันรูปสี่เหลี่ยมที่มีปลายเปิดด้านหนึ่งตลอดระยะห่างจากขอบการซึบ

**กิตติกรรมประกาศ**

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจาก สถาบันวิจัยสำนักวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี คุณชัยวัฒน์ วิเชียรมงคลกุล สำนักมาตรวัดวิทยาแห่งชาติ อ.คลองหลวง จ.ปทุมธานี และคุณพรพิสุทธิ์ มงคลวานิช วิทยาลัยเทคโนโลยีสยาม เขตบางกอกใหญ่ กรุงเทพฯ

**4. สรุปผลการทดลอง**

การจำลองผลการวิเคราะห์ส่วนปิดกันสนามแม่เหล็กในการบำบัดรักษามะเร็งในบริเวณเต้านมนี้จะพบว่าปัจจัยด้านวัสดุที่มีค่าสภาพนำทางไฟฟ้าและค่าความซึมซาบได้ ที่สูงสามารถปิดกันสนามแม่เหล็กไม่ให้แพร่กระจายไปนอกบริเวณพื้นที่บำบัดได้ดี และรูปร่างสี่เหลี่ยมมุมฉากปิดล้อมทุกด้านที่ทำการปิดกันนั้น

สามารถลดการแพร่กระจายสนามแม่เหล็กได้ดีกว่ารูปสี่เหลี่ยมลักษณะอื่น ซึ่งการนำส่วนเปิดกันสนามแม่เหล็กในกระบวนการให้ความร้อนบำบัดรักษามะเร็งเต้านมนั้นจะสามารถลดผลกระทบที่เกิดจากการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไปในเนื้อเยื่ออื่นได้โดยการลดความเข้มสนามแม่เหล็กในทิศทางของการแพร่กระจายที่ไม่ต้องการ

#### เอกสารอ้างอิง

- [1] LaMacchina, D. 1992 Study of Biological effects of Electromagnetic Radiation inconclusive, Independent expert group on Mobile Phones, UK.
- [2] Polk, Charles. and Postow, Elliot. 1995. Biological effects of Electromagnetic Fields, CRC Press, USA.
- [3] Sir William, Stewart. 2000. Mobile Phones and Health Independent expert group on Mobile Phones, UK.
- [4] Thongsopa, C. and Mearnchu, A. 2002. Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator. IEICE Transactions Communication,E85- B: 2327-2337.
- [5] Kristian Storm, F. and Robert S, Elliott. 1982. Clinical RF Hyperthermia by Magnetic-Loop Induction : A New Approach to Human Cancer Therapy. IEEE Transactions Microwave Theory Techology,30: 1149-1158.
- [6] Kimura, Ichiro. and Katsuki, Takeshi. 1986. VLF Induction Heating for Clinical Hyperthermia. IEEE Transactions Magnetics,22: 1897-1900
- [7] Youji, K. Masashi, W. Watanabe, H. Iku, I. and Masaki, I. 2000. Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia. IEEE Transection Microwave Theory and Techniques,48: 1807-1813
- [8] Boadi,A. Tsuchida,Y. and Enokizono M. 2005. Designing of Suitable Construction of High-Frequency Induction Heating coil by Using Finite-Element Method. IEEE Transactions Magnetics,41: 4048-4050.
- [9] Hasselgren, L. and Luomi, J. 1995. Geometrical aspects of magnetic shielding at extremely low frequency. IEEE Transactions Electromagnetic,37: 409-419.
- [10]Carstea, D. Carstea, I. and Carstea, A. 2005. Numerical Simulation of coupled Magnetic and Thermal Fields in Two-Bars Line. Proceedings of Telecommunication in Modern Satellite Cable and Broadcasting Services, Motenegro, Serbia, Sept. 28-30, 2005: 311-314.
- [11]Quickfield package. Tera Analysis Co.



ISEF 2009 - XIV International Symposium on Electromagnetic Fields  
in Mechatronics, Electrical and Electronic Engineering  
Arras, France, September 10-12, 2009

## Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating

Chanchai Thongsopa\*, Apichart Intarapanich<sup>†</sup>, Shalermchon Tangwachirapan\*

\*School of telecommunication engineering, Suranaree University of Technology,  
Nakhon Ratchasima, THAILAND, email:chan@sut.ac.th

<sup>†</sup>National Electronic and Computers Technology Center,  
Phatuntani, THAILAND, email:apichart.intarapanich@nectec.or.th

*Abstract – Radio-therapy for breast cancer requires regional heating with specific temperature. The temperature is directly proportional to magnetic field intensity. In this paper, we propose a technique to control magnetic field intensity by using a cylindrical shielding with aperture. To determine heat distribution in the breast, electric loss density is analyzed for various aperture sizes of the shielding cylinder using full wave 3-D simulation. In the simulation, the applicator is fed by a 4 MHz source. The applicator is a ferrite cylinder with diameter of 7 cm. The simulations show that size of heating region can be controlled by the aperture size. We investigate the position of heating region by varying the ferrite core orientation and position in y-axis direction. We show that the ferrite orientation can relocate the heating area from the top to the side of the heating body. The effect of vertical position of the ferrite core to the heating location is also studied. Simulations show that the heating position for the ferrite core without shielding is changed whereas the heating location is insensitive to the y-axis position of the ferrite core with cylindrical shield.*

### Introduction

Breast cancer can be treated effectively by various methods such as surgical excision, chemotherapy and radio therapy including hyperthermia [1] 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. 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 [2]. To concentrate magnetic field to a specific region, a shielding system is installed at the magnetic core [2]. The location of heating can be controlled by moving the ferrite core.

The shielding system in [2] 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 through the unshielded side of the ferrite cores. The leakage of magnetic field results in difficulty of controlling the heating area. In this paper, we propose a shielding system which can control the vertical magnetic field intensity by using cylindrical shielding. Performance of the shielding system is evaluated by full wave 3-D simulation. The proposed shielding system is a cylindrical metal with aperture. The magnetic applicator is located inside this shielding cylinder. We show that the magnetic field intensity can be regulated by varying the aperture size. Hence, the temperature in the heating body can be controlled by the size of shielding aperture. The penetration depth is also determined by the aperture size. Moreover, we show that the heating location can be relocated by changing the orientation of the ferrite core.

### Shielding Performance Simulation Results

The proposed shielding system consists of a shielding plate and two cylinders as shown in Fig. 1. The shielding system in [2] consists of a metal plate to control the magnetic field from a single side of the core. Unlike the shielding system in [2], the proposed shielding system controls the vertical by enclosing the ferrite core with a cylindrical shield with aperture. 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.

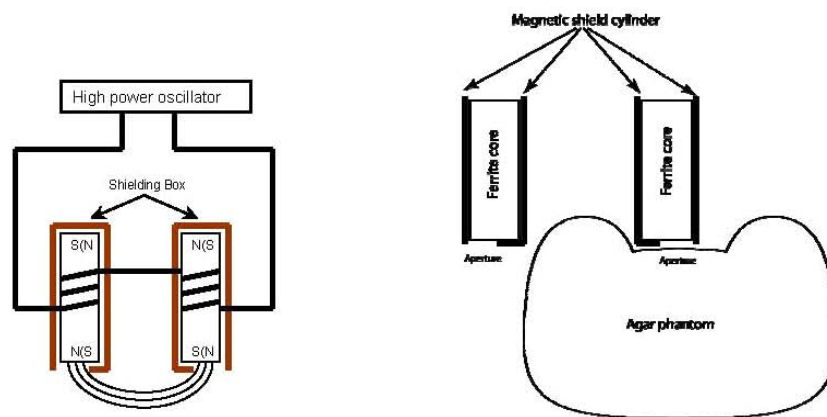


Fig. 1. Schematic of the applicator system.

Fig 2. Simulation model

To verify the field distribution on the heating body, full wave 3-D numerical simulation is performed using commercial software, CST Microwave Studio 2009. The schematic of the simulation is shown in Fig. 2. The heating body 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. 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 7 cm, 5 cm and 4 cm. Electric loss density images for all aperture sizes are shown in Fig 3. The heating region spread over the large area when the ferrite core is unshielded as shown in Fig 3(a). When the aperture size is 7 cm, the heating region size is confined in smaller area as shown in Fig 3(b). It can be seen from Fig 3 (c) and (d) that the heating region size is reduced when the aperture size is smaller. The penetration depth varies with the aperture size. It can be observed that the depth is for large aperture size is deeper than small aperture size. The heating efficiency of the cores without shield is higher than shielded core as shown in Fig 4. The maximum electric loss density for the core without shield is  $281 \text{ W/m}^3$  whereas the maximum electric loss for shielded core is  $153 \text{ W/m}^3$  for the largest aperture size of 7 cm. It can be observed that the electric loss density decreases as the aperture size decreases. The maximum electric loss density for aperture size 7 cm, 5 cm and 4 cm are  $153 \text{ W/m}^3$ ,  $124 \text{ W/m}^3$  and  $95.8 \text{ W/m}^3$  respectively.

We evaluate the heating location by changing both shielded and unshielded ferrite cores orientation. The ferrite cores with 90-degree and 45-degree orientation are investigated. In unshielded ferrite core, the heating area is larger than the parallel cores for both orientation settings. The heat spot can be observed on the side of heating body when the ferrite cores are perpendicular. The maximum electric loss densities are  $277 \text{ W/m}^3$  and  $240 \text{ W/m}^3$  for 90-degree and 45-degree orientation respectively. In the shielded cores, the aperture size is 7 cm in the simulation for both orientations. There are two heating spots when two cores are in perpendicular configuration. Heat is more concentrated on the side than the top of the heating body as shown in Fig. 4c. When the cores are 45 degree to each other, most of heat is on the top of the heating body as shown in Fig. 4d. It can be observed that the heating efficiency for this configuration is lower than the parallel ferrite core configuration. However, the heating area is larger than the parallel configuration and the heating depth is deeper than the parallel configuration. The maximum electric loss densities for the 90-degree and 45-degree orientation are  $139 \text{ W/m}^3$  and  $123 \text{ W/m}^3$  respectively. In this case, the heating efficiency is similar for both configurations since the aperture size is identical. i.e. 7 cm.

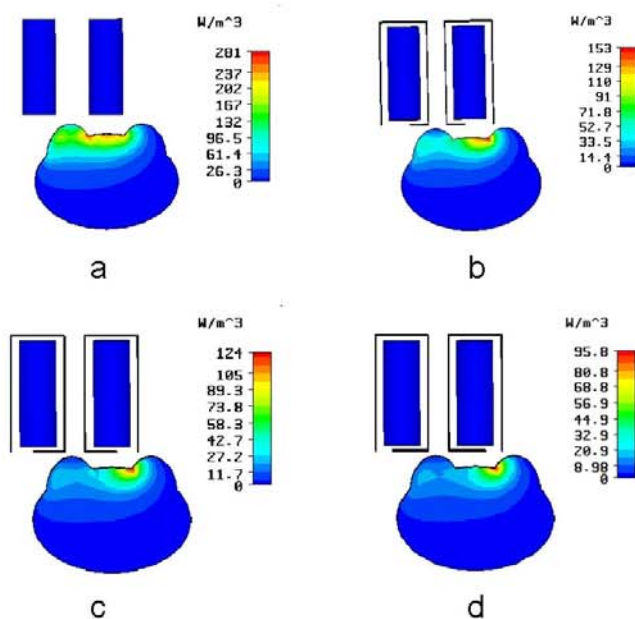


Fig 3. Electric loss density image of the heating body a) ferrite core without shielding b) cylindrical shielding with 7 cm aperture c) cylindrical shielding with 5 cm aperture d) cylindrical shielding with 4 cm aperture.

Fig 5 shows the heating location when the ferrite core is moved from the original position by 8 cm in y-axis direction. It can be seen that the ferrite core without shielding generates broad area of heat and the heat is more concentrated on the left of the heating body. For shielded ferrite cores, the heat is concentrated on the right of the heating body which is similar to the heating location of the original core position in Fig 3b. This result shows that the heating location for the ferrite core with shield does not vary with the location of the core in y-direction while the heating location is changed for unshielded cores. The maximum electric

loss densities for unshielded and shielded are  $392 \text{ W/m}^3$  and  $156 \text{ W/m}^3$  respectively. The heating efficiency for unshielded cores is higher than shielded core and it is consistent with the previous results. The heating penetration for shielded cores is deeper than unshielded cores. This result is consistent with the parallel core configuration.

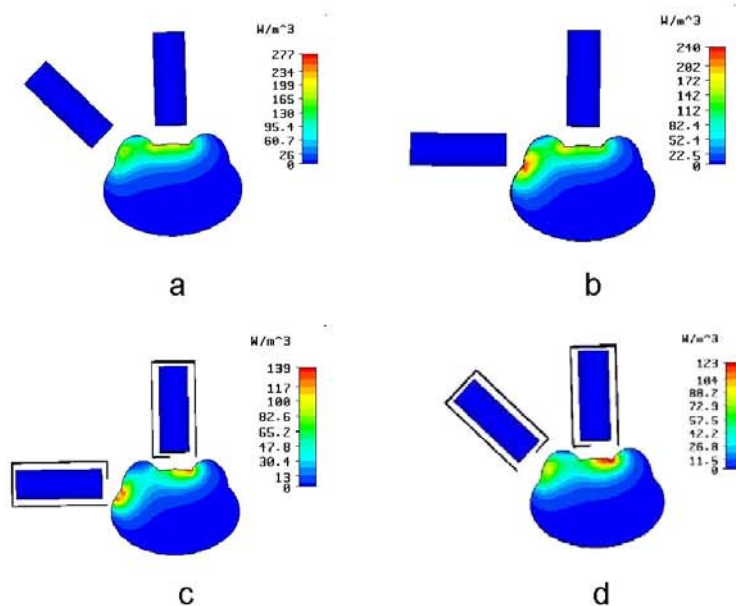


Fig 4. Electric loss density image of the heating body for the shielding cylinder with 7 cm aperture a) two ferrite cores are perpendicular b) two ferrite cores are 45 degree angle.

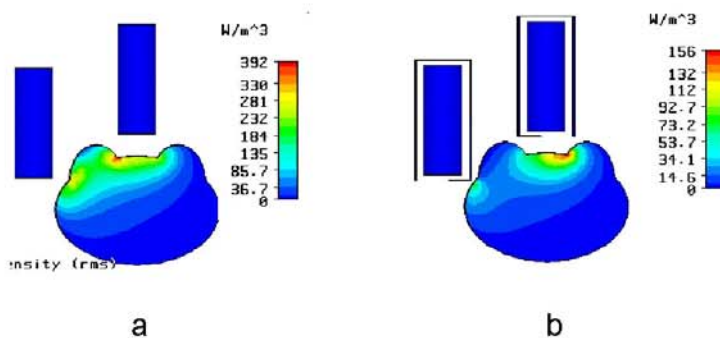


Fig 5. Electric loss density image of the heating body for a) unshielded ferrite cores and b) shielded ferrite cores. The cores location is 8 cm offset from the original position.

We further investigate the effect of distance of the ferrite core in y-direction to the heating location. The simulation results in Fig 6 show that the heating locations are identical for the distance of 4 and 8 cm in y-direction. The maximum electric loss density are  $W/m^3$  and  $152 W/m^3$  for both core distances. The heating efficiency is also similar for both core distances since the aperture size is identical. The heating depth is almost identical for both core distances. The results show that the heating area, position and depth is not sensitive to the vertical core position for cylindrical shield.

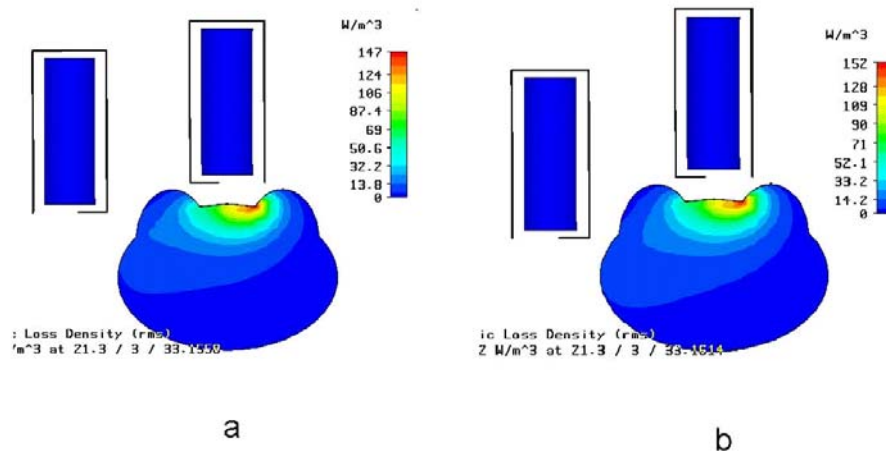


Fig 6. Electric loss density image of the heating body for shielded ferrite cores with 7 cm aperture. The cores locations are 4 cm (a) and 8 cm (b) offset from the original position.

### Discussion

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. Moreover, the heating depth is proportional to the aperture size. Deeper penetration requires smaller aperture size. The heating location can be varied by changing core orientation. However, the simulations show that the heating location is difficult to predict. By moving the ferrite cores vertically, 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 area and depth can be controlled by the aperture size of 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.

ISEF 2009 - XIV International Symposium on Electromagnetic Fields  
in Mechatronics, Electrical and Electronic Engineering  
Arras, France, September 10-12, 2009

### Conclusion

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. In unshielded cores, the heating area spreads unpredictably, and, hence, it is difficult to limit the heating area. Moreover, the cylindrical shield provides a convenient way to control the heating depth via the aperture size. The location of heating can be moved by changing the core orientation. Nevertheless, the location is difficult to predict and it is possible to generate more than one heat area. Although, moving unshielded cores vertically can change the heating area, two heating areas are generated in the heating body. Vertical movement of the shielded ferrite cores slightly affects the heating area. The simulations show that the heating area and location can be effectively controlled by using the cylindrical shield with adjustable aperture size. The heating area is proportion to the aperture size. The location is determined by the horizontal core position. However, the heating efficiency of the shielded cores is less than unshielded cores. More treatment time may be required to heat the cancer cell to desire temperature.

### Acknowledgement

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

### References

- [1] P. Charles. and P. Elliot, Handbook of Biological effects of Electromagnetic Fields, CRC Press, USA, 1995
- [2] 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
- [3] P. P. Antiechi, *et. al.* "Selective heating of coetaneous human tumors at 27.12 MHz", IEEE Trans. On Microwave Theory and Techniques", Vol. 26 No. 8, pp 1149-1157, 1978
- [4] J. R. Oleson, "A review of magnetic induction methods for hyperthermia treatment of cancer", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 31, pp 98-105, Jan. 1984
- [5] I. Kimura *et. al.*, "VLF induction heating for clinical hyperthermia applications", IEEE Trans. Magn., Vol 22, pp 1897-1900, June 1986

## การศึกษาส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กในการให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำสำหรับตัวกลางที่มีการสูญเสีย

### Study Magnetic Fields Shield for Lossy Mediums Inductive Hyperthermia Heating

เฉลิมชนม์ ตั้งวชิรพันธุ์<sup>1</sup> และ ชายุชัย ทองโสภณี<sup>2</sup>

<sup>1,2</sup>สาขาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

111 ถ.มหาวิทยาลัย อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา 30000 โทรศัพท์ : 086-7590827 Email: shalerm123@yahoo.co.th

#### บทคัดย่อ

บทความนี้นำเสนอส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กเพื่อลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กในบริเวณอื่นที่ไม่ต้องการซึ่งแสดงในค่าความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้าจากขบวนการบำบัดมะเร็งด้วยความร้อนโดยจะใช้คลื่นความถี่ 4MHz เป็นแหล่งกำเนิด มีการค้นคว้าทดลองเหนี่ยวนำที่มีเฟอร์ไรต์ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7 cm. ยาว 20 cm. เป็นแกนกลาง ทำให้เกิดสนามแม่เหล็กแพร่กระจายไปสู่ส่วนชิ้นเนื้อมะเร็งจำลองซึ่งเป็นตัวกลางที่มีการสูญเสีย การลดการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กจะใช้วัสดุโลหะทองแดงมาปิดกั้นโดยรูปร่างของส่วนปิดกั้นจะเป็นลักษณะสี่เหลี่ยมล้อมรอบที่มีช่องเปิดคลื่นขนาด 7 cm. ส่วนบริเวณตัวกลางใกล้เคียงที่ไม่ต้องการบำบัดจะได้รับสนามแม่เหล็กน้อยลง การจำลองจะทำการปรับเลื่อนตำแหน่งขั้วขดลวดจากการใช้ส่วนปิดกั้นเปรียบเทียบและแสดงด้วยค่าความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้า ส่วนผลการทดลองใช้ค่ากำลังงานในการกระตุ้นขดลวด 960W เป็นเวลา 10 นาที ให้ผลในการกระจายความร้อนเป็นอุณหภูมิที่สอดคล้องกับผลการจำลองการกระจายค่าความสูญเสียทางไฟฟ้า ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กนี้สามารถลดสนามแม่เหล็กจากการบำบัดมะเร็งที่ใช้สนามแม่เหล็กเป็นแหล่งกำเนิดซึ่งเป็นผลให้สามารถลดผลกระทบต่อเกิดขึ้นจากสนามแม่เหล็กได้เช่นกัน

คำสำคัญ : ส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก, การให้ความร้อนด้วยการเหนี่ยวนำ

#### Abstract

For cancer Hyperthermia heating, the techniques for shielding and radiated protection of the magnetic field leak thought the unshielded region are introduced to this paper. The induced coil with diameter 7-cm  $\times$  20 cm. length-ferrite cores is fed with 4MHz radio wave source to distribute electromagnetic field into cancer-cell simulation. The strong magnetic field generate eddy current inducing heat in the cancer cell more than normal cell which can be visualized as electric loss. To reduce the field distribution on the heating body, those configuration copper shield plate is used to close. It has enclosed with rectangular shape that the 7-cm opening wave-slot. The nearby region

which is not treatment will decrease magnetic field. By simulation, we adjusted position of pole from using shield to compare and show electric loss density. The experiment result use power to activate coil is 960 W for 10 minute. The temperature distributions correspond to electric loss density simulation. Shield can reduce the affect of field distribution to the unshielded region of the hyperthermia treatment.

Keywords : Magnetic Fields Shield, Inductive Hyperthermia

#### 1. บทนำ

โรคมะเร็งเป็นโรคที่ผู้ป่วยมีอัตราการเสียชีวิตสูง ซึ่งการป่วยเป็นโรคมะเร็งมีหลายสาเหตุ ผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็ก เป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดโรคมะเร็งและยังทำให้เกิดความคิดผิดต่อเนื้อเยื่อโดยมีการศึกษาวิจัยถึงผลกระทบของสิ่งมีชีวิตที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า [1] ศึกษาถึงผลกระทบของอวัยวะต่างๆที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า [2] ศึกษาผลกระทบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่จากโทรศัพท์เคลื่อนที่ต่อมนุษย์ [3]

การบำบัดรักษามะเร็งนั้นเมื่อผู้หลายวิธีเช่นการใช้เคมีบำบัด การผ่าตัด รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเซลล์มะเร็งซึ่งวิธีนี้ทั้งการฉายแสงและการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นแหล่งกำเนิดทำให้เกิดความร้อนต่อเซลล์มะเร็ง โดยอุณหภูมิที่จะใช้บำบัดรักษามะเร็งแต่ละครั้งจะควบคุมอยู่ที่ 42-44 องศาเซลเซียส เป็นระยะเวลาประมาณ 1 ชั่วโมง [4] โดยใช้อุปกรณ์ปล่อยคลื่นภายนอกร่างกายดังเช่น งานวิจัย การใช้สนามแม่เหล็กแกนเฟอร์ไรต์เป็นตัวกลาง ผลปรากฏว่าใช้กำลัง 3-4 W/cm<sup>2</sup> ที่เซลล์มะเร็งซึ่งต้องใช้กำลังส่งคลื่นที่ [5] งานวิจัย การเหนี่ยวนำแบบทรงกระบอกที่ให้ความร้อนบำบัดรักษามะเร็งโดยใช้คลื่นความถี่ต่ำ ผลปรากฏว่าสามารถรักษามะเร็งที่ความลึกได้ดี แต่ใช้กำลังจากแหล่งกำเนิดความถี่ถึง 1KW [6] ส่วนงานวิจัยที่บำบัดรักษามะเร็งด้านนั้นพบว่างานวิจัยพัฒนาพื้นที่ให้ความร้อนของขดลวดเหนี่ยวนำสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้านนี้โดยการป้อนความถี่ที่มีกำลังถึง 600 W ที่ความถี่ 4MHz ให้แก่ขดลวดเหนี่ยวนำโดยการจัดวางขดลวดชนิดแกนเฟอร์ไรต์และสร้างแผ่นป้องกันสนามแม่เหล็กให้ทิศทางกระแสของสนามแม่เหล็กเหมาะสมกับตำแหน่งเซลล์มะเร็งซึ่งมี โดยรูปร่างของแหล่งกำเนิดสนามแม่เหล็กที่สามารถควบคุมการแพร่สนามแม่เหล็ก

ทำให้กำหนดพื้นที่ ตำแหน่งของความร้อนต่อเซลล์มะเร็งได้แม่นยำขึ้น แต่ไม่ได้เน้นในส่วนการป้องกันผลกระทบต่อดวงกลางที่มีการสูญเสีย หรือเนื้อเยื่ออื่น [7] ในการใช้คลื่นสนามแม่เหล็กบำบัดรักษามะเร็งนี้ มักจะใช้กำลังในการส่งสนามแม่เหล็กสูงนอกจากจะมีผลต่อเซลล์มะเร็ง แล้วยังมีผลกระทบต่อดวงกลางที่มีการสูญเสียในส่วนอื่นของร่างกายผู้ บำบัดได้ ส่วนการป้องกันผลกระทบจากสนามแม่เหล็กในรูปแบบต่างๆ เช่น การออกแบบ โครงสร้างที่เหมาะสมของขดลวดเหนี่ยวนำความร้อน สำหรับความถี่สูง โดยใช้ ไฟในดีไอเอ็มเอ็นดีวิเคราะห์ ผลปรากฏว่า ทำให้ลด การแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไปสู่ส่วนภายนอกได้แต่ไม่มีขอบเขต อื่นมาช่วยเสริมในการปิดกั้นการแพร่กระจายสนาม [8]

ด้วยเหตุผลดังกล่าวนี้ผู้วิจัยจึงสนใจที่จะทำการศึกษาวิธีการ ลดสนามแม่เหล็กรอบบริเวณดวงกลางที่มีการสูญเสียรวมไปถึงส่วนมะเร็ง โดยใช้ขบวนการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขจาก โปรแกรมสำเร็จรูปมาช่วยในการวิเคราะห์และจำลองแบบการลด ผลกระทบจากการบำบัดนี้โดยทำการกำหนดรูปร่างของส่วนวัสดุปิดกั้น สนามแม่เหล็กเป็นรูปทรงเฉพาะส่วน ที่สามารถลดสนามแม่เหล็กกำลัง สูงจากการบำบัดรักษามะเร็งไม่ให้กระทบต่อดวงกลางที่มีการสูญเสียหรือ เนื้อเยื่อส่วนอื่นและมีความเหมาะสมกับสรีระของผู้ป่วยที่เข้ารับ การบำบัดต่อไป

**2. หลักการที่เกี่ยวข้อง**

การแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กในกระบวนการบำบัดมะเร็งด้วยความ ร้อนจากคลื่นจะถูกวิเคราะห์จากปัญหาการกระจายของสนามแม่เหล็กใน บริเวณดวงกลางที่มีการสูญเสีย สนามแม่เหล็กจะกระจายไปรอบทิศทาง บริเวณเซลล์มะเร็งและอวัยวะอื่นทั้งทางอากาศว่างและภายในเนื้อเยื่อที่ เป็นดวงกลางที่มีการสูญเสียซึ่งก่อให้เกิดปัญหาผลกระทบตามมา เพื่อ ทำการลดผลกระทบดังกล่าวจึงสร้างส่วนปิดกั้นรอบบริเวณอุปกรณ์ ปลดออกคลื่น หลักการดังกล่าวจะเกิดการลดทอนการแพร่กระจายของ สนามแม่เหล็กไปยังดวงกลางที่มีการสูญเสียส่วนอื่นหรืออวัยวะอื่นจาก ทางอากาศว่างได้ โดยจะนำวัสดุที่มีค่าสภาพนำทางไฟฟ้าทองแดงเป็น ส่วนปิดกั้น ใช้การพิจารณาปัญหาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและการ แพร่กระจายบริเวณพื้นที่รอบข้างเป็นพื้นฐานในการแก้ปัญหาเพื่อทำการ หาค่าสนามแม่เหล็กที่แพร่กระจายตลอดจนกระแสไหลวนที่เกิดขึ้นใน ดวงกลางจะใช้สมการของแมกซ์เวลล์ทำการวิเคราะห์หาค่าสนามแม่เหล็ก โดยผ่านศักย์เวกเตอร์ตลอดจนค่ากระแสแฉก [7] ซึ่งสามารถแสดง สมการในการหาค่าตอบเป็นรูปแบบของศักย์เวกเตอร์แม่เหล็ก  $A$  ดัง สมการ (1) จะแสดงในรูปศักย์เวกเตอร์แม่เหล็กซึ่งสามารถใช้ กระบวนการทางคณิตศาสตร์ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลขจากโปรแกรม สำเร็จรูปมาช่วยในการวิเคราะห์ในการหาค่าตอบ การลดผลกระทบจะ ถูกวิเคราะห์จากการลดค่าความสูญเสียทางไฟฟ้าซึ่งเป็นผลจากการ แพร่กระจายเนื่องจากสนามแม่เหล็กและกระแสไหลวนในดวงกลาง

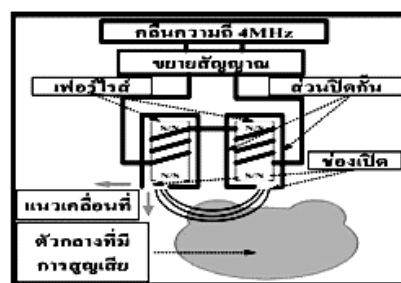
$$\nabla \times (\nabla \times A) = J_o - \sigma \frac{\partial A}{\partial t} - \sigma \nabla \phi \tag{1}$$

เมื่อ  $\phi$  คือความต่างศักย์ทางไฟฟ้า ( $V/m$ )  $\sigma$  คือค่าความนำ ( $S/m$ )  $J_o$  คือ ความหนาแน่นกระแส ( $A/m^2$ ) และ  $v$  คือค่าตัวแปรทาง แม่เหล็ก  $t$  คือ เวลา (s)

**3. การวิเคราะห์และผลการทดลอง**

**3.1 การจำลองแบบ**

การจำลองรูปแบบลักษณะปัญหาสนามแม่เหล็กซึ่งเป็นปัญหาตาม สมการ (1) ใช้โปรแกรม CST EM STUDIO 2009 มาวิเคราะห์โดยทำ การวิเคราะห์ในลักษณะ 3 มิติ



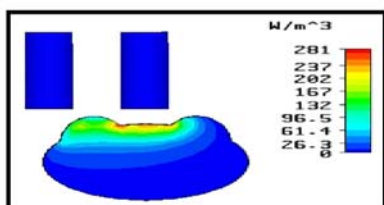
รูปที่ 1 โครงสร้างแบบจำลองของส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก

จากรูปที่ 1 แบบจำลองในการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กของส่วนปิดกั้น สนามแม่เหล็กที่ใช้ในการบำบัดมะเร็ง โดยมีขดลวดเหนี่ยวนำพันรอบ แกนเฟอริไรต์ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7cm. ค่าความนำ = 0.001 s/m ค่าคงที่ความซึมซาบได้  $\mu_r = 200$  ส่วนดวงกลางที่มีความสูญเสียเป็น ลักษณะรูปวงรีขนาด 20x30 cm. [7] มีค่าความนำ = 0.62 s/m ค่าคงที่ ความซึมซาบได้ = 1 พื้นที่รอบข้างถูกกำหนดให้เป็นอวกาศว่าง คลื่น ความถี่ 4MHz เป็นแหล่งกำเนิดผ่านส่วนขยายสัญญาณแล้วนำมาระคูน ขดลวดเหนี่ยวนำจำนวน 2 ชุดที่จัดวางเป็นลักษณะขั้วมีเฟอริไรต์เป็น แกนกลางทำการล้อมรอบขดลวดเหนี่ยวนำลักษณะขั้วทั้งสองด้วยส่วน ปิดกั้นสนามแม่เหล็กที่ทำจากวัสดุทองแดงที่มีความหนา 1mm. วางห่าง จากเฟอริไรต์ 1cm. ช่องเปิดมีระยะ 7cm. ส่งผลให้มีการแพร่กระจายคลื่น ทำให้เกิดสนามแม่เหล็กและกระแสไหลวนไปสู่บริเวณดวงกลางที่มี รูปปร่างคล้ายเต้านม ซึ่งก่อให้เกิดการสูญเสียแล้วแสดงค่าความหนาแน่น การสูญเสียทางไฟฟ้าที่ดวงกลางได้รับ ค่าดังกล่าวนี้จะสามารถแสดงในรูป ของสมการส่งถ่ายความร้อนโดยมีสมการอยู่ในรูปแบบดังนี้

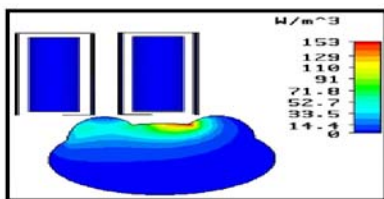
$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 T + \frac{\epsilon_v}{C_p} L_h \frac{\partial M_I}{\partial t} + \frac{P}{\rho C_p} \tag{2}$$



เมื่อ  $T$  คืออุณหภูมิ( $^{\circ}\text{C}$ )  $R_c$  คือความสามารถในการกระจายอุณหภูมิ ( $\text{m}^2/\text{s}$ )  $\varepsilon_v$  คืออัตราส่วนการถ่ายเทของเหลวไอน้ำต่อการถ่ายเทความร้อนทั้งหมด ( $\text{kg}^{-1}$ )  $C_p$  คือความจุความร้อนจำเพาะของวัสดุ ( $\text{kJ/kg } ^{\circ}\text{C}$ )  $L_k$  คือความร้อนแฝงของการกลายเปลี่ยนไอของเหลว ( $\text{kJ/kg}$ )  $\rho$  คือค่าความหนาแน่นของวัสดุ ( $\text{kg.m}^{-3}$ ) การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากสมการ (2) มีอยู่ 3 ปัจจัยคือ เทอมแรกหมายถึง การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจากการนำความร้อน เทอมที่สองหมายถึง การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดจากการพาความร้อน และเทอมที่สามหมายถึง การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจากกำลังงานภายนอกที่ป้อนให้แก่ระบบ เมื่อ  $P$  คือค่าความหนาแน่นของกำลังงานในตัวกลางที่มีการสูญเสีย ( $\text{W}/\text{m}^3$ ) และ  $P$  แปรผันตรงต่อเทอมการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อเวลา ในบทความนี้จะไม่ได้ทำการวิเคราะห์ผลสำคัญจากสมการส่งถ่ายความร้อน (2) แต่จะทำการเปรียบเทียบค่าความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้ากับค่าอุณหภูมิภายในตัวกลางเท่านั้น

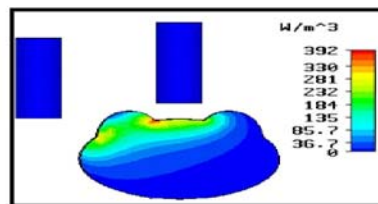


รูปที่ 2 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่ไม่มีส่วนปิดกั้น

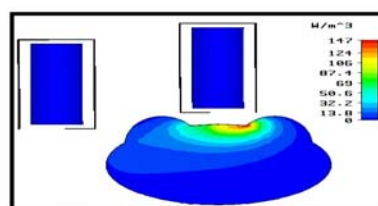


รูปที่ 3 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางที่มีส่วนปิดกั้น

จากรูปที่ 2 และ รูปที่ 3 เป็นการแพร่กระจายสนามแม่เหล็กเข้าไปในตัวกลางโดยไม่มีส่วนปิดกั้นและมีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กตามลำดับ ค่าความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางคือ 132- 281  $\text{W}/\text{m}^3$  มีบริเวณกว้างจากกึ่งกลางส่วนบนด้านขวาไปตลอดจนถึงส่วนบนของด้านซ้าย และเมื่อมีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็กระดับค่าความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางยังคงกระจายจากกึ่งกลางส่วนด้านขวาไปตลอดจนถึงส่วนบนของด้านซ้าย โดยมีค่าตั้งแต่ 52.7 - 153  $\text{W}/\text{m}^3$  เมื่อเปรียบเทียบกันจะเห็นพบว่า ขณะมีส่วนปิดกั้น ค่าการสูญเสียมีค่าลดลงจนสังเกตได้ว่าส่วนบนด้านซ้าย ค่าการสูญเสียมีค่าลดลงจาก 61.4 ( $\text{W}/\text{m}^3$ ) ลงเหลือไม่เกิน 14.4 ( $\text{W}/\text{m}^3$ )



รูปที่ 4 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางเมื่อทำการเคลื่อนที่เฟอร์ไรต์ที่ไม่มีส่วนปิดกั้น



รูปที่ 5 การสูญเสียทางไฟฟ้าของตัวกลางเมื่อทำการเคลื่อนที่เฟอร์ไรต์โดยมีส่วนปิดกั้น

เมื่อทำการเคลื่อนที่เฟอร์ไรต์ที่มีส่วนปิดกั้นไปด้านข้างเป็นระยะ 6cm. และ 2cm. ในแนวตั้งผลที่ได้คือรูปที่ 4 ค่าความหนาแน่นของการสูญเสียมีลักษณะการกระจายเป็นบริเวณกว้างตั้งแต่กึ่งกลางขอบบนด้านขวาไปจนทั่วบริเวณขอบกลางด้านซ้ายที่มีค่าอยู่ในช่วง 36.7-392  $\text{W}/\text{m}^3$  ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับรูปที่ 5 ที่มีส่วนปิดกั้นสนามแม่เหล็ก พบว่าการแพร่กระจายมีลักษณะการรวมตัวเป็นกลุ่มมากขึ้น โดยเฉพาะในบริเวณส่วนบนเชิงด้านขวาจะมีค่าความหนาแน่นของการสูญเสียสูงสุด 147  $\text{W}/\text{m}^3$  และสังเกตอีกได้ว่า พื้นที่ส่วนกลางด้านซ้ายมีค่าความหนาแน่นของการสูญเสียลดลงจาก 184-281  $\text{W}/\text{m}^3$  เหลือเพียง 13.8-32.2  $\text{W}/\text{m}^3$  เท่านั้น

3.2 ผลการทดลอง

ใช้แหล่งจ่ายสัญญาณคลื่นความถี่ 4MHz มาขยายสัญญาณโดยเครื่องขยายสัญญาณกำลังสูงที่อำนาจความถี่สูงใช้แรงดัน 48 V กระแส 20 A มากระตุ้นขดลวดทองแดงเพื่อให้เกิดการเหนี่ยวนำมีจำนวนรอบ 14 รอบ เส้นผ่าศูนย์กลางลวด 2.25mm. พันรอบแกนเฟอร์ไรต์ชนิด Ni-Zn ทรงกระบอกขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 7cm ยาว 20cm. ลักษณะเป็นขั้วจำนวนสองขั้ว โดยมีส่วนปิดกั้นทำจากวัสดุทองแดงหนา 1mm. รูปที่เหลี่ยมเปิดด้านหน้าและด้านหลัง กว้าง 9cm. ยาว 22cm. มีขนาดช่องเปิดคลื่นขนาด 7 cm. ในทิศทางแพร่กระจายไปยังตัวกลางและตัวกลางทำมาจากสารเนื้อเทียม [4] เป็นวงรีคล้ายส่วนด้านบน กว้าง 20cm. ยาว 30cm. [7] จัดวางลักษณะดังรูปที่ 5 ทำการจ่ายคลื่นเป็นเวลา 10นาที่ ทดลองถ่ายเทพารกระจายความร้อนโดยมีอุณหภูมิในตำแหน่งไฟที่ 20.9 $^{\circ}\text{C}$



รูปที่ 6 ภาพจากกล้องถ่ายภาพความร้อนของตัวกลางที่มีการสูญเสีย

จากรูปที่ 6 การกระจายอุณหภูมิในตัวกลางที่มีการสูญเสียจะมีลักษณะการกระจายจากกึ่งกลางส่วนบนด้านขวาไปตลอดจนถึงกึ่งกลางส่วนบนด้านซ้าย โดยการกระจายมีลักษณะรวมตัวเป็นกลุ่ม ไม่กระจายกว้างมากนัก คล้ายดังรูปที่ 5 และมีอุณหภูมิอยู่ในช่วง 19 - 40 °C

#### 4. สรุปผลการทดลอง

ลักษณะของส่วนปิดกั้นพบว่าไม่มีปัจจัยที่เกี่ยวข้องจากการทดลองนี้ คือปัจจัยทางด้านวัสดุที่ให้ค่าความนำมากเช่น ทองแดงจะเป็นวัสดุที่ให้ผลในการปิดกั้นที่ดี โดยเมื่อวางห่างจากเฟอร์ไรต์ 1cm. ที่ช่องเปิดมีระยะ 7 cm. พบว่าสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในตัวกลางมีค่าลดลงโดยเห็นได้จากความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้าลดลง ปัจจัยในเคลื่อนย้ายหรือการวางตำแหน่งของส่วนปิดกั้น การวางตำแหน่งไปด้านข้างเป็นระยะ 6 cm. และ 2cm. ในแนวตั้ง จะทำให้กระแสไหลวนเกิดขึ้นในเฉพาะส่วน ค่าความหนาแน่นการสูญเสียทางไฟฟ้าลดลงเหลือเพียง  $147 \text{ W/m}^2$  สามารถนำไปวิเคราะห์กำหนดทิศทางการแพร่กระจายให้ตัวกลางที่มีการสูญเสียได้รับการบำบัดตรงตำแหน่งที่ต้องการได้ และเมื่อจ่ายสัญญาณความถี่ 4MHz กำลัง 960W เป็นเวลา 10 นาที ให้ตัวเหนี่ยวนำ ผลที่ได้จากตัวกลางจะแสดงในรูปแบบความร้อนที่มีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูงสุด 21 °C ซึ่งจะส่งผลให้การบำบัดมะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุมีการพัฒนาความก้าวหน้า ทั้งยังเป็นการลดผลกระทบอันเนื่องมาจากสนามแม่เหล็กที่ใช้ในการบำบัด ได้มากยิ่งขึ้นอีกด้วย

#### 5. กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับการสนับสนุนจาก สถานวิจัยสำนักวิศวกรรมศาสตร์มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

#### เอกสารอ้างอิง

- [1] D. LaMacchia, "Study of Biological effects of Electromagnetic Radiation inconclusive", Independent expert group on Mobile Phones, UK. 1992

- [2] Charles. Polk, and Elliot. Postow, "Biological effects of Electromagnetic Fields", CRC Press, USA. 1995.
- [3] Stewart. Sir William, "Mobile Phones and Health" ,Independent expert group on Mobile Phones, UK. 2000.
- [4] C. Thongsopa, and A. Mearnchu, "Analysis and Design of Injection-Locking Steerable Active Array Applicator", IEICE Transactions Communication, E85- B: 2327-2337, 2002.
- [5] F. Kristian Storm, and, Elliott. Robert S, "Clinical RF Hyperthermia by Magnetic-Loop Induction": A New Approach to Human Cancer Therapy, IEEE Transactions Microwave Theory and Technology, 30: 1149-1158, 1982.
- [6] Ichiro. Kimura, and Takeshi. Katsuki, "VLF Induction Heating for Clinical Hyperthermia" IEEE Transactions Magnetics, 22: 1897-1900, 1986.
- [7] K. Youji, W. Masashi, H. Watanabe, I. Iku, and I. Masaki, "Development of Inductive Regional Heating System for Breast Hyperthermia" IEEE Transection Microwave Theory and Techniques, 48: 1807-1813, 2000.
- [8] A. Boadi, Y. Tsuchida, and M. Enokizono, "Designing of Suitable Construction of High-Frequency Induction Heating coil by Using Finite-Element Method" IEEE Transactions Magnetics, 41: 4048-4050, 2005.



**เฉลิมชนม์ ตั้งวชิรพันธุ์** สำเร็จการศึกษาปริญญาตรี วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปี 2541 ปัจจุบันศึกษาในระดับปริญญาโท สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี งานวิจัยที่สนใจ ผลกระทบของรูปแบบส่วนปิดกั้นชนิดบางต่อการบำบัดรักษามะเร็งเต้านมด้วยการให้ความร้อนแบบเหนี่ยวนำ



**ชาญชัย ทองโสภา** สำเร็จการศึกษาปริญญาตรี อิเล็กทรอนิกส์ (เกียรติคุณอันดับหนึ่ง) จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปี 2535 ปริญญาโท ไฟฟ้า-สื่อสาร จากมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ บางเขน ปี 2539 และปริญญาเอก ไฟฟ้า จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ปี 2542 ปัจจุบันเป็นผู้ช่วยศาสตราจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี งานวิจัยที่เกี่ยวข้องทางด้าน วงจรทางด้านความถี่สูง สายอากาศเอทเอฟ และการให้ความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟ

## ภาคผนวก ข

รายละเอียดทางเทคนิคของวัสดุที่ใช้ทำส่วนต้านมจำลอง

ตารางที่ ข.1 ข้อมูลทางเทคนิคของวัสดุที่ใช้ทำส่วนเต้านมจำลอง

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

#### ขั้นตอนในการทำเต้านมจำลอง

- 1) นำน้ำกลั่นจำนวน 3 ลิตร มาต้มในภาชนะจนเดือด
- 2) เติม NaCl และ NaN<sub>3</sub> ลงไปในน้ำกลั่นที่ต้มเดือดแล้วคนให้ละลายเข้ากัน
- 3) เติมผงวุ้น (agar powder) แล้วทำการคนให้เข้ากันให้ทั่วทั้งของเหลว
- 4) นำของเหลวที่ทำการผสมเสร็จเทใส่ในแบบหุ่นรูปเต้านม
- 5) นำแบบหุ่นเข้าแช่ในระบบทำความเย็นเพื่อให้ของเหลวแข็งตัวประมาณ 6 ชั่วโมง
- 6) นำแบบหล่อออกจากส่วนผสมที่แข็งตัวจะได้ชิ้นแบบส่วนเต้านมจำลอง

## ประวัติผู้เขียน

นายเฉลิมชนม์ ตั้งวชิรพันธุ์ เกิดเมื่อวันที่ 5 ธันวาคม พ.ศ. 2518 ที่อำเภอเมือง จังหวัดตรัง สำเร็จการศึกษาระดับประกาศนียบัตรวิชาชีพ สาขาอิเล็กทรอนิกส์ วิทยาลัยเทคนิคนครศรีธรรมราช จังหวัดนครศรีธรรมราช เมื่อ พ.ศ. 2536 สำเร็จการศึกษาระดับประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล วิทยาเขตเทคนิคกรุงเทพ ฯ เมื่อ พ.ศ. 2538 และสำเร็จการศึกษาในปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์) จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า ฯ เจ้าคุณทหารลาดกระบัง เมื่อ พ.ศ. 2541 และได้ทำงานในบริษัทเอกชน ตำแหน่งวิศวกรอิเล็กทรอนิกส์ ในปี พ.ศ. 2545 ถึง พ.ศ. 2550 จากนั้นได้เข้าเป็นอาจารย์ประจำในระดับประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูงของโรงเรียนเทคโนโลยีสยาม ในปี พ.ศ. 2551 ถึงปัจจุบัน ได้ทำการสอนในระดับอุดมศึกษา สาขาเทคโนโลยีไฟฟ้าและอิเล็กทรอนิกส์ วิทยาลัยเทคโนโลยีสยาม ตลอดระยะเวลาการเป็นอาจารย์มีผลงานเหรียญทองเหรียญเงินมากมายในงานประกวดสิ่งประดิษฐ์ อาชีวศึกษาเอกชนกรุงเทพ ฯ และได้รับรางวัลชนะเลิศอาจารย์ดีเด่นประจำสาขาอิเล็กทรอนิกส์จาก (การคัดเลือกจำนวน 22 คน) ประจำปี 2547 และรางวัลรองชนะเลิศอันดับ 1 อาจารย์ดีเด่นประจำปี 2548 ต่อมาในปี พ.ศ. 2549 ได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชา วิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขณะที่ศึกษาในระดับปริญญาโท ได้มีผลงานวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ทั้งในระดับชาติและนานาชาติดังต่อไปนี้

- 1) “*Numerical Simulation of Magnetic Fields Shield for Breast Cancer Hyperthermia*” ในงาน The 7<sup>th</sup> Proceedings of the PSU-Engineering Conference (PEC7).
- 2) “*Study Magnetic Fields Shield for Lossy Mediums Inductive Hyperthermia Heating*” ในงานการประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้าครั้งที่ 32 (EECON-32) ได้รับรางวัล The Best Paper Award of Biomedical Engineering.
- 3) “*Development of inductive regional heating by energy control at frequency 2.45 GHz*” ในงาน International Zurich Symposium on Electromagnetnetic Compatibility 2008 (APEMC 2008).
- 4) “*Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating*” ในงาน International Symposium on Electromagnetic Fields in Mechatronics Electrical and Electronic Engineering (ISEF 2009).