

การวิเคราะห์และออกแบบระบบให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก  
ความถี่สูงสำหรับการบำบัดรักษามะเร็ง



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และฟิสิกส์  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี  
ปีการศึกษา 2562

**ANALYSIS AND DESIGN OF HIGH FREQUENCY  
DIELECTRIC HEATING SYSTEM  
FOR CANCER TREATMENT**



**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the  
Degree of Doctor of Philosophy in Electronics and Photonics  
Engineering Suranaree University of Technology  
Academic Year 2019**

การวิเคราะห์และออกแบบระบบให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกความถี่สูง  
สำหรับการบำบัดรักษามะเร็ง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาคุณวุฒิปบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(ดร.อภิชาติ อินทรพานิชย์)

ประธานกรรมการ



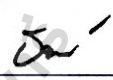
(รศ. ดร.ชาญชัย ทองโสหา)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)




(รศ. ดร.พีระพงษ์ อุچارสกุล)

กรรมการ



(ผศ. ดร.ชนเสฏฐ์ ทศศิกรพัฒน์)

กรรมการ




(ผศ. ดร.บุญส่ง สุตะพันธ์)

กรรมการ



(รศ. ร.อ. ดร.กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและพัฒนาความเป็นสากล



(รศ. ดร.พรศิริ จงกล)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ศุภวัฒน์ คชประดิษฐ : การวิเคราะห์และออกแบบระบบให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก ความถี่สูงสำหรับการบำบัดรักษามะเร็ง (ANALYSIS AND DESIGN OF HIGH FREQUENCY DIELECTRIC HEATING SYSTEM FOR CANCER TREATMENT)  
อาจารย์ที่ปรึกษา : รองศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภณ, 94 หน้า.

วิธีการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งนั้นเป็นวิธีหนึ่งที่มีประสิทธิภาพและได้รับการยอมรับว่าสามารถบำบัดรักษามะเร็งอย่างได้ผล จึงทำให้มีการวิจัยและพัฒนาอย่างต่อเนื่อง โดยเทคนิคการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นได้รับความสนใจอย่างสูง เนื่องจากเป็นวิธีการที่ให้ผลดีและผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวด แต่การใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษามะเร็งนี้ นอกจากจะมีผลต่อเนื้อเยื่อมะเร็งแล้วยังมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ใกล้เคียงอีกด้วย จากความสำคัญของปัญหานี้ทำให้ผู้วิจัยมีความสนใจที่จะทำการศึกษาและออกแบบระบบให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก โดยการประยุกต์ใช้งานแผ่นเพลตที่เป็นแบบโค้งสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งที่มีขนาดเล็กและอยู่ลึกภายในร่างกาย ซึ่งจากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องนั้นพบว่าความถี่ 2.45 GHz มีความเหมาะสมกับเนื้อเยื่อมะเร็งเนื่องจากสามารถดูดซับพลังงานเป็นความร้อนได้สูงกว่าเนื้อเยื่อปกติ โดยจะแสดงผลในรูปแบบของอุณหภูมิภายในสารเนื้อเทียมรูปเต้านมที่มีส่วนของเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายใน ในส่วนของการออกแบบโครงสร้างของแผ่นเพลตโค้งจะทำการวิเคราะห์โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO 2019 เพื่อจำลองหาค่าการสูญเสียย้อนกลับ (Return loss, S11) และค่าอิมพีแดนซ์ (Impedance,  $Z = R + jx$ ) ของเพลตโค้งที่เหมาะสม โดยอาศัยหลักการวิเคราะห์ของวงจรเรโซแนนซ์อนุกรม อีกทั้งจะแสดงผลการดูดซับพลังงานของเนื้อเยื่อมะเร็งเนื่องจากสนามไฟฟ้า โดยพิจารณาจากค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงาน (Power loss density,  $W/m^3$ ) ที่เกิดขึ้นในวัสดุสารเนื้อเทียมหรือแบบจำลองรูปเต้านม ซึ่งในส่วนนี้จะได้มีการสร้างสารเนื้อเทียมขึ้นพร้อมกับการวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก และทำการทดลองให้ความร้อนโดยใช้สนามไฟฟ้าความถี่สูงที่ปล่อยจากแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบ อีกทั้งยังทำการทดลองการให้ความร้อนที่เฉพาะเจาะจงกับเนื้อเยื่อมะเร็งที่ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในเต้านมจำลอง และทำการตรวจสอบการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้น โดยกล้องถ่ายภาพความร้อน

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์  
ปีการศึกษา 2562

ลายมือชื่อนักศึกษา ศุภวัฒน์ คชประดิษฐ  
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา ดร.ชาญชัย ทองโสภณ

SUPAWAT KOTCHAPRADIT : ANALYSIS AND DESIGN OF HIGH  
FREQUENCY DIELECTRIC HEATING SYSTEM FOR CANCER  
TREATMENT. THESIS ADVISOR : ASSOC. PROF. CHANCHAI  
THONGSOPA, Ph.D., 94 PP.

#### DIELECTRIC HEATING/MICROWAVE APPLICATOR/ELECTRIC FIELD

The method of heating the cancer tissue is one of the effective and accepted methods for cancer treatment. Resulting in continuous research and development. The technique of heating the cancer tissue with electromagnetic waves has received high attention. Since it is a method that works well and the patient does not receive pain. But the electromagnetic waves are not only affecting cancerous tissues but also nearby normal tissues. Consequently, the researcher is demonstrated to study and design the dielectric heating system and applying the curved plates for cancer treatment that is small and deep inside the body. According to a study of related research, it is found that the 2.45 GHz is suitable for cancer tissue because it can be absorbed more energy into heat than normal tissue. The results will be displayed an internal temperature of breast phantom with cancerous tissue inside. The structural design of the curved plate, it is analyzed using CST EM STUDIO 2019 to simulate the return loss (S11) and impedance ( $Z = R+jx$ ). Appropriate the curved plate using the analysis method of serial resonance circuits. The energy absorbed of cancer tissue due to the electric field is considered by using the power loss density ( $W/m^3$ ) that occurs in artificial material or breast model. In this section, artificial material is created along with the measurement of dielectric properties. And experimented with heating by using high-frequency electric fields

emitted from the curved plates designed. It also conducts heat that is specific to cancerous tissue at various locations within the breast phantom. And investigated the energy absorption also the thermal imaging camera.



School of Electronic Engineering

Academic Year 2019

Student's Signature K. Supawat

Advisor's Signature T. Chanke

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างยิ่ง ทั้งด้านวิชาการและด้านดำเนินงานวิจัย จากบุคคลและกลุ่มบุคคลต่าง ๆ ได้แก่ รองศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภิต อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหาและให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอดรวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธนเสฏฐ์ ทศศิกรพัฒน์ หัวหน้าสาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.บุญส่ง สุตะพันธ์ อาจารย์ ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ความรู้ทางวิชาการ และให้โอกาสในการศึกษา

ขอขอบคุณ สถาบันวิจัยและพัฒนาที่สนับสนุนเงินทุนสำหรับการตีพิมพ์บทความในวารสารวิชาการระดับนานาชาติ และเจ้าหน้าที่ประจำศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีทุกท่าน ที่ช่วยอำนวยความสะดวกด้านเครื่องมืออุปกรณ์

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

ศุภวัฒน์ กษประดิษฐ์

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย) .....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ) .....	ข
กิตติกรรมประกาศ .....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง .....	ช
สารบัญรูป.....	ฉ
คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ.....	ฎ
<b>บทที่</b>	
<b>1 บทนำ.....</b>	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย .....	5
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	5
1.4 ปรัชญาหรือวาระกรรม .....	6
<b>2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องสำหรับการบำบัดรักษาแม่เหล็กด้วยความร้อน .....</b>	<b>12</b>
2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการบำบัดรักษาแม่เหล็กด้วยความร้อน .....	12
2.1.1 การทำลายเนื้อเยื่อแม่เหล็กด้วยความร้อนจากไมโครเวฟ .....	13
2.1.2 ความร้อนและอัตราการไหลเวียนของโลหิตของเนื้อเยื่อ.....	14
2.2 ไดอิเล็กตริก (DIELECTRIC), โพลาริเซชัน (POLARIZATION), และ สภาพยอมทางไฟฟ้า (PERMITTIVITY) .....	14
2.2.1 ไดโพลโมเมนต์ที่ถูกดูดซึม .....	15
2.2.2 สภาพยอมเชิงซ้อน (Complex Permittivity) .....	17
2.3 การให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก (DIELECTRIC HEATING).....	18
2.3.1 การเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิของไดอิเล็กตริก .....	19
2.3.2 ระดับความลึกผิว .....	22



## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.4	การเรโซแนนซ์ในวงจรไฟฟ้า AC (RESONANCE IN AC CIRCUIT) .....	24
2.4.1	วงจรเรโซแนนซ์อนุกรม (Series resonance circuit) .....	25
2.4.2	การคำนวณค่าขดลวดเหนี่ยวนำ ( $L$ ) และค่าความจุไฟฟ้า ( $C$ ) .....	28
3	การออกแบบแผ่นเพลตโค้งสำหรับให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก.....	29
3.1	อุปกรณ์และวิธีการจำลองผล.....	29
3.2	การออกแบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งและแบบจำลอง .....	29
3.3	การออกแบบขนาดและรูปร่างของแผ่นเพลต.....	31
3.4	ผลการจำลองค่าการสูญเสียย้อนกลับ ( $S_{11}$ ) อิมพีแดนซ์ ( $Z$ ) และเวกเตอร์สนามไฟฟ้าที่แปรตามเวลา (E-FIELD) ของแผ่นเพลตโค้ง .....	34
3.5	ผลการจำลองค่าความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าภายในแบบจำลองเต้านมด้วยแผ่นเพลตโค้ง .....	38
3.6	ผลการจำลองค่าความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าภายในแบบจำลองเต้านมด้วยแผ่นเพลตโค้งเมื่อทำการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็ง.....	42
3.7	สรุปและอภิปรายผล.....	44
4	การทดลองและผลการทดลอง .....	46
4.1	ขั้นตอนและวิธีการทดลอง .....	46
4.2	ขั้นตอนการออกแบบแผ่นเพลตโค้ง.....	47
4.3	ขั้นตอนการสร้างสารเนื้อเทียมแบบจำลองรูปร่างเต้านมและเนื้อเยื่อมะเร็ง .....	48
4.4	ชุดขยายกำลังสำหรับให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกด้วยแผ่นเพลตโค้ง .....	52
4.5	ผลการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้ง.....	55
4.6	ผลการทดลองวัดค่าการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนของเนื้อเยื่อมะเร็ง .....	60
4.7	สรุปและอภิปรายผล.....	65
5	สรุปผลและข้อเสนอแนะ .....	67
	เอกสารอ้างอิง.....	69

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ .....	74
ภาคผนวก ข รายละเอียดทางเทคนิคการทำเต้านมจำลองที่เป็นวัสดุ ไดอิเล็กทริก .....	92
ประวัติผู้เขียน .....	94



## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1	ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อเต้านมและเนื้อเยื่อมะเร็งที่ความถี่ 2.45 GHz .....32
3.2	ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) และค่าความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz ขณะที่ไม่มีเนื้อเยื่อมะเร็ง และมีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาดเป็น 3–20 mm อยู่ภายในเนื้อเยื่อเต้านม .....41
3.3	ความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าในวัสดุไดอิเล็กตริกที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz ระหว่างเนื้อเยื่อมะเร็งที่ตำแหน่งต่าง ๆ ที่อยู่ภายในเนื้อเยื่อเต้านม .....44
4.1	คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกของสารเนื้อเยื่อที่ความถี่ 2.45 GHz .....52
4.2	ปริมาณแรงดันและกระแสไฟฟ้า ระดับสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตขนาดต่าง ๆ ที่ใช้ในวงจรขยายสัญญาณ .....54
4.3	ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) และค่าอิมพีแดนซ์ของเพลตโค้ง เมื่อมีตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย .....59

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1	อุปกรณ์แบบสอดใส่เพื่อให้ความร้อนในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งในระดับ.....2
1.2	การใช้อุปกรณ์แบบแพร่คลื่นเพื่อให้ความร้อนในการบำบัดรักษามะเร็งในสมอง.....2
1.3	การใช้อุปกรณ์แบบแพร่คลื่น (ก) ขดลวดเหนี่ยวนำความถี่ย่านวิทยุเพื่อให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งในระดับ (ข) ตัวปล่อยคลื่นความถี่ย่านไมโครเวฟเพื่อให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งขนาดเล็กในเนื้อเยื่อนุษย์ (ค) ตัวปล่อยคลื่นแบบสนามไฟฟ้าเพื่อให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกสำหรับบำบัดรักษามะเร็ง.....3
1.4	การให้ความร้อนใช้โดยสนามไฟฟ้าใช้งานที่ความถี่ 434 MHz (ก) แบบที่แผ่นเพลตสองแผ่นวางตัวในแนวเดียวกัน (CFMA) และ (ข) แบบที่แผ่นเพลตวางขนานกันและมีขนาดแผ่นด้านบนกับล่างต่างกันเป็น 15 cm และ 25 cm (Capacitive).....4
1.5	(ก) ลักษณะสายอากาศแถวลำดับแบบโค้ง (ข) ตำแหน่งเชิงมุมของสายอาร์เรย์.....7
1.6	(ก) การวิเคราะห์ค่า SAR ในแบบจำลองเต้านม (ข) แนวสายอากาศบนผิวโค้ง.....8
1.7	(ก) หัวของโพรบแบบโคแอกเซียลเมื่อสัมผัสกับตัวอย่างของเต้านมที่ได้รับจากการผ่าตัด และ (ข) การใช้หมึกกลสีสำหรับการกำหนดจุดการวัดค่า.....10
1.8	กราฟคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อมะเร็งเต้านมในช่วง 0.5–50 GHz (ก) ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r'$ ) (ข) ค่าปัจจัยการสูญเสียไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r''$ ) .....10
2.1	ความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเนื้อเยื่อต่อเวลาในการให้ความร้อนที่อุณหภูมิต่าง ๆ.....13
2.2	ลักษณะอะตอม (ก) เมื่อไม่มีสนามไฟฟ้า (ข) เมื่ออยู่ภายใต้สนามไฟฟ้า.....15
2.3	โครงสร้างพื้นฐานของการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก.....19
2.4	การเกิดเรโซแนนซ์ในวงจรไฟฟ้า AC.....25
2.5	วงจร RLC เรโซแนนซ์แบบอนุกรม.....25
2.6	วงจร RLC เรโซแนนซ์แบบอนุกรม (ก) Time-domain (ข) Frequency-domain.....26
2.7	ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ $X_L$ และ $X_C$ ต่อความถี่ของวงจร RLC เรโซแนนซ์แบบอนุกรม.....27
3.1	(ก) การจัดวางแผ่นเพลตรอบเนื้อเยื่อเต้านม (ข) วงจร RCL แบบอนุกรม.....30
3.2	ลักษณะของตัวปล่อยคลื่นแบบไดอิเล็กตริกแบบแผ่นเพลตโค้ง.....34

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.3	ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz ขณะที่ตัวกลางเป็นอากาศและมีเนื้อเยื่อมะเร็งที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 3–20 mm .....35
3.4	ค่าอิมพีแดนซ์ (Z) ของแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz (ก) เมื่อโหลดที่เป็นอากาศและเมื่อโหลดเป็นเต้านมที่มี (ข) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 3 mm, (ค) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 5 mm, (ง) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 10 mm, (จ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm, (ฉ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 15 mm, และ (ช) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 20 mm.....36
3.5	รูปแบบของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าของแผ่นเพลตโค้งที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (ก) เมื่อมุมเฟสของสนามไฟฟ้าเป็น $0^\circ$ (ข) เมื่อมุมเฟสของสนามไฟฟ้าเป็น $\pi/2^\circ$ (ค) เมื่อมุมเฟสของสนามไฟฟ้าเป็น $\pi^\circ$ .....37
3.6	ความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานต่อปริมาตร (ก) เมื่อโหลดที่เป็นอากาศและเมื่อโหลด เป็นเต้านมที่มี (ข) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 3 mm, (ค) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 5 mm, (ง) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 10 mm, (จ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm, (ฉ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 15 mm, และ (ช) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 20 mm.....39
3.7	ความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานต่อปริมาตร เมื่อขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 12 mm (ก) มีตำแหน่งที่ (u = 10 mm, v = 0 mm, w = 0 mm) (ข) มีตำแหน่งที่ (u = 0 mm, v = 10 mm, w = 0 mm) และ (ค) มีตำแหน่งที่ (u = 0 mm, v = 0 mm, w = 10 mm) .....43
3.8	(ก) แบบจำลองเนื้อเยื่อมะเร็งที่ใช้ในการจำลองไม่ได้มีการถ่ายโอนความร้อน (ข) แบบจำลองเนื้อเยื่อมะเร็งที่ใช้ในการจำลองที่มีการถ่ายโอนความร้อน.....45
4.1	โครงสร้างพื้นฐานระบบการทำงานของแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบ .....47
4.2	ส่วนประกอบของของแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าตัดโค้งที่ออกแบบ .....48
4.3	ชุดโครงสร้างฐานรองสำหรับแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าตัดโค้ง.....48
4.4	สารเนื้อเทียมแบบจำลองรูปเต้านมที่มีส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง.....49
4.5	โพรบวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกแบบ High Temperature Probe .....50
4.6	ลักษณะการวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก (ก) ของสารเนื้อเทียมที่เป็นรูปเต้านม (ข) ของสารเนื้อเทียมที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง .....51

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่		หน้า
4.7	กราฟคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของสารเนื้อเทียมที่รูปด้านมจำลองและเนื้อเยื่อมะเร็ง (ก) ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant, $\epsilon_r'$ ) (ข) ค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor, $\epsilon_r''$ ) .....	51
4.8	ชุดขยายกำลังสำหรับการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกด้วยแผ่นเพลตโค้ง .....	53
4.9	การวัดแถบสเปคตรัมของความถี่ 2.45 GHz ด้วยเครื่องวิเคราะห์สเปกตรัม .....	54
4.10	ระบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งสำหรับการทดลองการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านบน .....	55
4.11	การวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศ .....	56
4.12	การวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่มีการสูญเสีย .....	57
4.13	ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย .....	57
4.14	ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย .....	58
4.15	ค่าอิมพีแดนซ์ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย .....	59
4.16	ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ตำแหน่ง (u = 0 mm, v = 0 mm) อยู่ที่ภายในเนื้อเยื่อด้านมจำลองเป็นเวลา (ก) 30 นาที (ข) 45 นาที (ค) 60 นาที .....	61
4.17	ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ตำแหน่ง (u = 10 mm, v = 0 mm) อยู่ที่ภายในเนื้อเยื่อด้านมจำลองเป็นเวลา (ก) 30 นาที (ข) 45 นาที (ค) 60 นาที .....	62
4.18	ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปด้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ตำแหน่ง (u = 0 mm, v = 10 mm) อยู่ที่ภายในเนื้อเยื่อด้านมจำลองเป็นเวลา (ก) 30 นาที (ข) 45 นาที (ค) 60 นาที .....	64
5.1	อนุภาคนาโนที่ไปยึดเกาะกับเนื้อเยื่อมะเร็งเพื่อช่วยในการดูดซับพลังงานเป็นความร้อน .....	68

## คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ

$A$	=	คิกซ์เวกเตอร์แม่เหล็ก
$B$	=	magnetic flux density
$C$	=	capacitor
$C_p$	=	Specific heat of the material
$D$	=	electric flux density
$E$	=	electric field
$E_{loc}$	=	สนามไฟฟ้าภายใน
$H$	=	magnetic field
$L$	=	inductor
$L_h$	=	latent heat of vaporization
$N$	=	โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตร
$P$	=	heat power source density
$\rho_c$	=	specific heat capacity of an object
$P_D$	=	penetration depth
$P_o$	=	Incident power on medium
$P_d$	=	power absorbed per unit mass
$\epsilon^*$	=	complex permittivity
$\epsilon_r$	=	relative permittivity
$\epsilon_0$	=	permittivity of free space
$\epsilon_r'$	=	dielectric constant
$\epsilon_r''$	=	dielectric loss factor of the material
$\sigma_d$	=	ค่าความนำของไดอิเล็กตริก
$\mu_0$	=	permeability of free space
$f$	=	frequency
$\lambda$	=	wavelength

## คำอธิบายสัญลักษณ์และคำย่อ (ต่อ)

$\omega$	=	angular frequency
$k$	=	thermal conductivity
$\rho$	=	density of the material
$\Delta$	=	delta factor
$\Delta t$	=	time duration
$\Delta T$	=	temperature rise in the material
$l$	=	ความยาว
$\chi$	=	susceptibility
$\sigma$	=	electrical conductivity
$T$	=	temperature
$q$	=	กำลังงานต่อหน่วยปริมาตร
$T_0$	=	period
$R_T$	=	distribution temperature
$dt$	=	time delay
$\nu$	=	magnetic reluctance
rms	=	root mean square
DC	=	direct current
SAR	=	specific absorption rate
IEEE	=	the Institute of Electrical and Electronics Engineers



# บทที่ 1

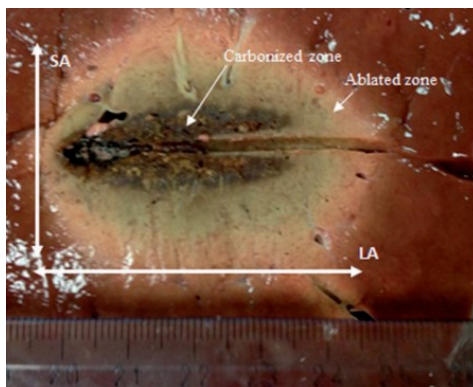
## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

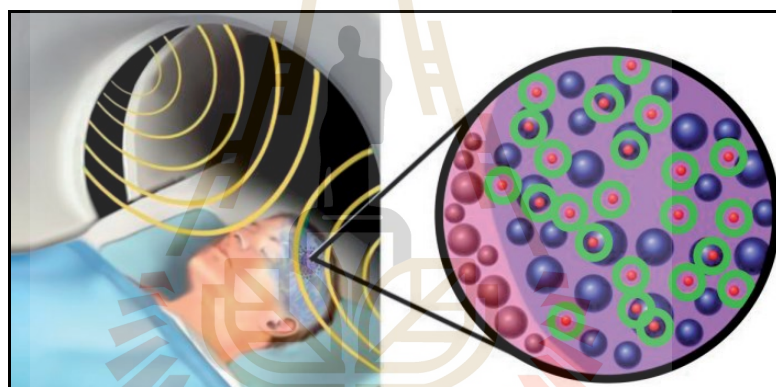
ปัจจุบันการทำลายเนื้อร้ายหรือมะเร็งด้วยการให้ความร้อน โดยการใช้พลังงานจากภายนอกของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสเปกตรัมไมโครเวฟ (300 MHz ถึง 300 GHz) นั้น ได้ถูกพัฒนาไปอย่างแพร่หลาย (Sidoff & Dupuy, 2017) วิธีการหนึ่งที่สามารถทำลายมะเร็งอย่างได้ผลคือ การทำให้ตำแหน่งที่เกิดมะเร็งนั้นมีอุณหภูมิเพิ่มสูงขึ้น โดยอาศัยการดูดซับพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่ในช่วงไมโครเวฟ โดยการใช้อุปกรณ์แบบสอดใส่ (Invasive Hyperthermia) เพื่อทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งจะต้องทำให้เกิดความร้อนที่เพียงพออย่างน้อย 50–60 °C โดยใช้เวลาสำหรับการทำลายมะเร็งที่มีขนาดกว่า 5 cm ในระยะเวลาสั้น ๆ ระหว่าง 5–10 นาที ซึ่งการเกิดความร้อนนี้จะทำอย่างรวดเร็วเพื่อไม่ทำให้เนื้อเยื่อบริเวณอื่นได้รับความเสียหาย (Lopresto, Pinto, Farina, & Cavagnaro, 2017) ส่วนใหญ่พบมากกับการรักษามะเร็งในตับ ดังแสดงในรูปที่ 1.1

นอกจากนี้ยังมีวิธีการในการทำลายมะเร็งโดยที่ไม่ต้องมีการสัมผัสกับอุปกรณ์ที่แพร่คลื่นจากภายนอก (Non-Invasive Hyperthermia) โดยจะทำให้เกิดอุณหภูมิความร้อนในการทำลายมะเร็งอยู่ที่ 40–45 °C และรักษาอุณหภูมิของมะเร็งในช่วงนี้ไว้เป็นเวลานานอย่างน้อย 60 นาที วิธีนี้จึงเป็นการทำลายมะเร็งไม่ทำให้สามารถเจริญเติบโตได้ โดยที่ไม่ต้องผ่าตัดร่างกาย ลดความเจ็บปวดและลดความเสี่ยงของการติดเชื้อ แต่ข้อเสียคือ เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อปกติอื่นที่ไม่สามารถทำลายได้ในสมอง ดังแสดงในรูปที่ 1.2

โดยทั่วไปแล้วเทคนิคการใช้ความร้อนแบบแพร่คลื่นนี้ จะนิยมใช้ตัวปล่อยคลื่นหรือตัวปล่อยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Applicator) เพื่อควบคุมการแพร่กระจายของคลื่นหรือสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อสร้างความร้อนให้เกิดขึ้นยังบริเวณเนื้อเยื่อมะเร็งที่ต้องการ โดยความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานที่ดูดซับเป็นความร้อนจะถูกคำนวณ โดยสมการการถ่ายเทความร้อนในเชิงชีวภาพ (Converse, Bond, Veen, & Hagness, 2006; Wu, Cheng, Liu, & Chen, 2015) ที่ผ่านมานั้น มีการศึกษาและวิจัยสำหรับการบำบัดรักษาโรคมะเร็งด้วยการใช้ความร้อนโดยการแพร่คลื่นจากภายนอก (Non-Invasive Hyperthermia)

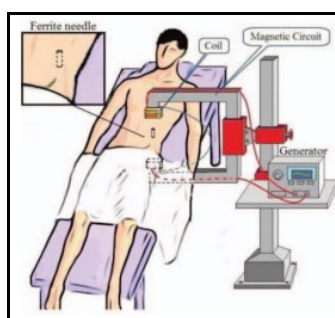


รูปที่ 1.1 อุปกรณ์แบบสอดใส่เพื่อให้ความร้อนในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งในตับ  
(Lopresto et al., 2017)



รูปที่ 1.2 การใช้อุปกรณ์แบบแพร่คลื่นเพื่อให้ความร้อนในการบำบัดรักษามะเร็งในสมอง  
(Mahmoudi et al., 2018)

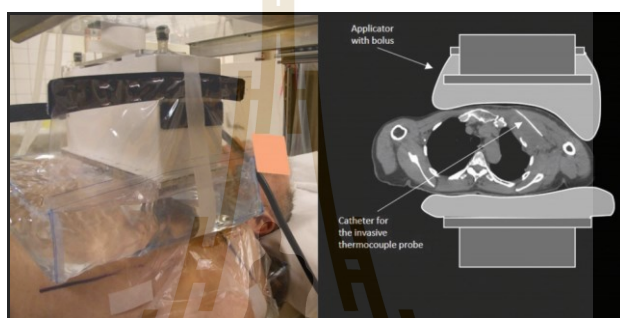
เป็นการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย ซึ่งได้รับการยอมรับว่าสามารถใช้บำบัดรักษาโรคมะเร็งอย่างได้ผล และมีการใช้เทคนิคมากมายในการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็ง เช่น ขดลวดเหนี่ยวนำความถี่ย่านวิทยุ (Radio Induction Heating) สำหรับการรักษา มะเร็งในตับ (Huang, 2015; Jordan et al., 2001) และการให้ความร้อนด้วยตัวปล่อยคลื่นความถี่ย่านไมโครเวฟ (Microwave Heating) (Fiser, Merunka, & Vrba, 2017; Vrba, Rodrigues, Vrba, & Stauffer, 2016) รวมถึงตัวปล่อยคลื่นแบบสนามไฟฟ้าเพื่อให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก (Dielectric Heating) (Kok & Crezee, 2017; van Stam et al., 2017) แสดงดังรูปที่ 1.3



(ก)



(ข)



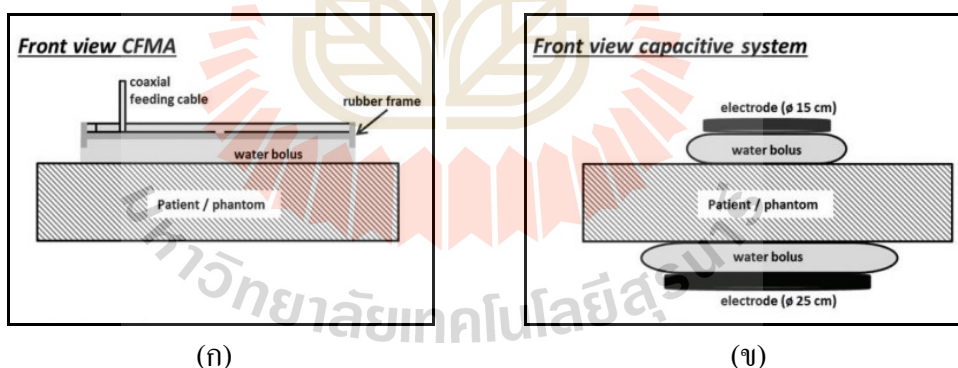
(ค)

รูปที่ 1.3 การใช้อุปกรณ์แบบแพร่คลื่น (ก) ขดลวดเหนี่ยวนำความถี่ย่านวิทยุเพื่อให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งในตับ (Huang, 2015) (ข) ตัวปล่อยคลื่นความถี่ย่านไมโครเวฟเพื่อให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งขนาดเล็กในเนื้อเยื่อมนุษย์ (Fiser et al., 2017) (ค) ตัวปล่อยคลื่นแบบสนามไฟฟ้าเพื่อให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกสำหรับบำบัดรักษามะเร็ง (van Stam et al., 2017)

จากผลการวิจัยที่ผ่านมาพบว่า คุณสมบัติของตัวกลางที่ความถี่ในช่วงไมโครเวฟนั้นสามารถดูดซับพลังงานเกิดเป็นความร้อนกระทบต่อเนื้อเยื่อมะเร็งมากกว่าเนื้อเยื่อปกติ เนื่องจากการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเพียงไม่กี่องศาเท่านั้นจะมีผลอย่างมากต่อเนื้อเยื่อมะเร็ง และที่สำคัญนั้นพบว่าเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นจะโดนทำลายที่อุณหภูมิตั้งแต่ 43 °C ในขณะที่เนื้อเยื่อปกติสามารถทนความร้อนได้ถึง 60 °C (Amabile et al., 2017; Mahmoudi et al., 2018) และการบำบัดรักษาแต่ละครั้งจะมีการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ 1 °C ถึง 2 °C ต่อนาที และจะให้ความร้อนคงที่ที่อุณหภูมิระหว่าง 41 °C ถึง 46 °C เป็นเวลาประมาณ 30 ถึง 60 นาที (Ryan & Brace, 2017) โดยที่พลังงานจากแม่เหล็กไฟฟ้านี้จะก่อให้เกิดความร้อนกับเนื้อเยื่อมะเร็ง ซึ่งมีคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกที่แตกต่างจากเนื้อเยื่อปกติอย่างมีนัยสำคัญ โดยทั่วไปแล้วการให้ความร้อนโดยใช้พลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสเปกตรัม

ไมโครเวฟจะดำเนินการในช่วงของ Industrial Scientific and Medical (ISM Bands) ซึ่งเป็นความถี่ที่ใช้เป็นมาตรฐานสำหรับการวิจัยและใช้งานทั่วไปในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง ได้แก่ 433 MHz, 915 MHz และ 2.45 GHz (Gani & Yoo, 2016) เนื่องจากการดูดซับพลังงาน ไมโครเวฟสามารถเกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อมะเร็งได้มากกว่าเนื้อเยื่อที่ปกติ โดยความถี่ที่ใช้ขึ้นอยู่กับลักษณะขนาดและตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยที่ความถี่ต่ำสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในร่างกายได้ดี แต่ไม่สามารถโฟกัสพลังงานให้อยู่ในบริเวณแคบ ๆ ได้ ขณะที่ความถี่สูง ๆ สามารถโฟกัสพลังงานได้ดีกว่า แต่สามารถทะลุทะลวงเข้าไปในร่างกายได้เป็นบริเวณสั้น ๆ เท่านั้น (Asili et al., 2015; Fiser et al., 2017; Iero, Crocco, & Isernia, 2014; Stang, Haynes, Carson, & Moghaddam, 2012)

ที่ผ่านมาได้มีการนำเสนอการให้ความร้อนโดยสนามไฟฟ้าที่ความถี่ 434 MHz โดยใช้แผ่นอิเล็กโทรดหรือแผ่นเพลตสองแผ่น ซึ่งแบ่งเป็นสองลักษณะคือ แบบที่แผ่นเพลตสองแผ่นวางตัวในแนวเดียวกัน (CFMA) ดังรูปที่ 1.4 (ก) และแบบที่แผ่นเพลตวางขนานกัน Capacitive และมีขนาดแผ่นด้านบนกับล่างต่างกันเป็น 15 cm และ 25 cm ตามลำดับ ดังรูปที่ 1.4 (ข) ผลคือ แผ่นเพลตแบบ Capacitive นั้นจะมีความสามารถในการให้ความร้อนที่ลึกกว่า นอกจากนี้ยังได้มีการศึกษาแผ่นเพลตแบบ Capacitive ที่ความถี่ 915 MHz และ 2.45 GHz พบว่ายังมีความสามารถในการทะลุทะลวงที่น้อยกว่า 3 cm เมื่อเทียบกับความถี่ 434 MHz (Kok & Crezee, 2017)



รูปที่ 1.4 การให้ความร้อนใช้โดยสนามไฟฟ้าใช้งานที่ความถี่ 434 MHz (ก) แบบที่แผ่นเพลตสองแผ่นวางตัวในแนวเดียวกัน (CFMA) และ (ข) แบบ Capacitive ที่แผ่นเพลตวางขนานกัน และมีขนาดแผ่นด้านบนกับล่างต่างกันเป็น 15 cm และ 25 cm (Kok & Crezee, 2017)

แต่อย่างไรก็ตามจากการศึกษาพบว่า ความถี่ 2.45 GHz จะสามารถให้ความร้อนเฉพาะจุดที่เหมาะสมกับเนื้อเยื่อมะเร็งที่มีขนาดเล็กระหว่าง 2–3 cm ได้ดี (Fiser et al., 2017)

ด้วยเหตุผลดังกล่าวนี้ผู้วิจัยจึงได้สนใจที่จะศึกษาและออกแบบแผ่นเพลตที่ใช้สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 2.45 GHz โดยจะทำการประยุกต์รูปแบบของแผ่นเพลตแบบขนานมาทำการปรับลักษณะของแผ่นเพลตด้านบนกับล่างให้เป็นรูปแบบโค้ง เพื่อปรับปรุงรูปแบบของสนามไฟฟ้าในการทะลุทะลวงให้สามารถส่งพลังงานไปยังวัสดุตัวกลางภายในหรือเนื้อเยื่อมะเร็งที่เพียงพอต่อการดูดซับเพื่อให้เกิดเป็นความร้อน ในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งได้ที่ระดับความลึกมากกว่า 3 cm ซึ่งจะเป็นการพัฒนาการใช้ความถี่ 2.45 GHz ให้สามารถส่งพลังงานความร้อนไปยังเนื้อเยื่อได้ลึกขึ้น อีกทั้งยังต้องการที่จะศึกษาความสามารถในการให้ความร้อนที่เฉพาะเจาะจงกับบริเวณตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งที่ต้องการ โดยอาศัยโครงสร้างของแผ่นเพลตในรูปแบบแผ่นโค้ง ซึ่งจะได้ทำการศึกษาผลของแผ่นเพลตโค้งในการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 3–20 mm ที่เกิดขึ้นที่ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในแบบจำลองรูปเต้านม ซึ่งจะแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างของความร้อนที่เกิดขึ้นระหว่างเนื้อเยื่อทั้งสอง โดยจะได้กล่าวถึงหลักการที่เกี่ยวข้องกับการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก คุณสมบัติค่าคงที่ไดอิเล็กตริก ค่าการสูญเสียไดอิเล็กตริก ความหนาแน่นการดูดซับพลังงานเนื่องจากสนามไฟฟ้าของตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยจะมีการจำลองเพื่อออกแบบแผ่นเพลตโค้งที่เหมาะสมกับการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็ง จากนั้นจะได้ทำการสร้างสารเนื้อเทียมที่เป็นรูปเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายในเพื่อใช้ในการทดสอบการให้ความร้อนดังกล่าวในบัตช์ไป

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

- 1.2.1 เพื่อศึกษารูปแบบของสนามไฟฟ้าเมื่อใช้แผ่นเพลตแบบโค้งสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก
- 1.2.2 เพื่อออกแบบสร้างเครื่องให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยคลื่นความถี่สูงและกำลังสูง

## 1.3 ขอบเขตของการวิจัย

ศึกษาการจำลองผลด้วยโปรแกรมสำเร็จรูปเพื่อวิเคราะห์ผลของสนามไฟฟ้าเมื่อมีสารเนื้อเทียมที่เป็นวัสดุตัวกลางอยู่ระหว่างแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าแบบโค้ง โดยหาค่าการดูดซับพลังงานของตัวกลางสารเนื้อเทียม ซึ่งประกอบด้วย สารเนื้อเทียมส่วนที่เป็นเต้านม และส่วนที่เป็นมะเร็ง ซึ่งจะมีคุณสมบัติไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกัน จากนั้นทำการสร้างสารเนื้อเทียมสำหรับการทดสอบโดยจะทำการวัดหาค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกโดยเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย และชุดโพรบวัดค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก ให้สอดคล้องกับการจำลองผล ซึ่งแบ่งได้เป็นค่าคงที่ไดอิเล็กตริก และค่าการสูญเสียไดอิเล็กตริก และออกแบบสร้างเครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่สูงและกำลังสูงสำหรับการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก โดยจะทำการทดสอบเปรียบเทียบการจำลองกับสารเนื้อเทียมรูปเต้านมที่มี

ส่วนของมะเร็งอยู่ภายใน เพื่อศึกษาความสามารถของแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าแบบโค้งความถี่สูง สำหรับการให้ความร้อนในการบำบัดรักษามะเร็งและศึกษาความแตกต่างความเข้มของสนามไฟฟ้าบนสารเนื้อเทียมจำลองกับตำแหน่งมะเร็งที่ต้องการเพื่อศึกษารูปแบบการดูดซับพลังงานที่เกิดขึ้น โดยทำการตรวจจากการถ่ายภาพความร้อน

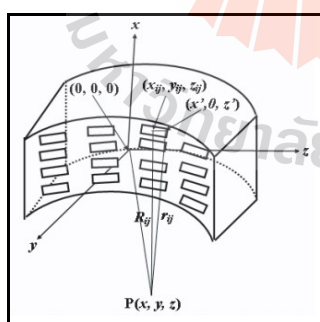
#### 1.4 ปรีทศน์วรรณกรรม

สำหรับเนื้อหาในส่วนนี้จะได้กล่าวถึง ปรีทศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ผ่านมาสามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มต่าง ๆ ดังนี้ คือ งานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการบำบัดรักษาโรคมะเร็งและงานวิจัยที่ศึกษาถึงผลกระทบจากคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ตลอดจนงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ที่ผ่านมามีงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อใช้ในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง (Guy, 1984; Hahn, 1984) โดยการวิจัยพบว่าการแพร่คลื่นความถี่สูงเข้าไปในตัวกลางที่มีการสูญเสียจะเกิดการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนขึ้น ซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นเปรียบเสมือนกับการปล่อยกระแสไฟฟ้าผ่านตัวต้านทาน นอกจากนี้ยังพบว่าคุณสมบัติของความร้อนนั้นมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อมะเร็งมากกว่าเนื้อเยื่อปกติ เนื่องจากการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเพียงไม่กี่องศาจะส่งผลอย่างมากต่อเนื้อเยื่อมะเร็ง และที่สำคัญพบว่าเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นจะโดนทำลายในช่วงอุณหภูมิ 41 °C ถึง 46 °C ในขณะที่เนื้อเยื่อปกติสามารถทนความร้อนได้ถึง 60 °C (Antich, Tokita, Kim, & Hahn, 1978; Guerquin-Kern, Hgmann, & Levin, 1988; Kotsuka, Hankui, & Shigematsu, 1996; Oleson, 1984; Storm, Elliott, Harrison, & Morton, 1982) ต่อมาได้มีการประยุกต์ใช้การให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย ซึ่งเทคนิคที่ได้รับ ความสนใจสำหรับการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งคือ การแพร่คลื่นเข้าไปสู่ตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็ง สำหรับการแพร่คลื่นเข้าไปในร่างกายเพื่อทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งเกิดการดูดซับพลังงานและเปลี่ยนเป็นความร้อนได้มากกว่าเนื้อเยื่อปกติจะเรียกว่า “Hyperthermia” (Dughiero & Corazza, 2005; Thongsopa & Thosdeekoraphat, 2013; Yue, Zheng, Luo, Zhang, & Tang, 2011)

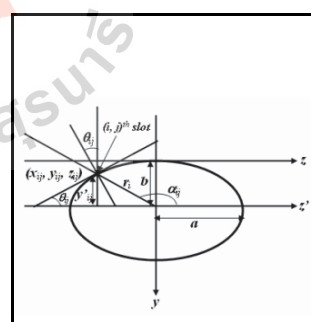
โดยงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทำให้เกิดความร้อนนั้นมีผู้คิดค้นและพัฒนาเกี่ยวกับแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ต่าง ๆ (Guy, 1984; Hahn, 1984) และได้มีการประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคต่าง ๆ เช่น โรคไขข้ออักเสบ โรคเท้าบวม รวมทั้งทำการศึกษาค้นคว้าเผยแพร่ความรู้ทางด้านการรักษาโรคด้วยวิธีทางไฟฟ้าอย่างต่อเนื่อง โดยเฉพาะความพยายามในการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษามะเร็ง (Hyperthermia Cancer Therapy) ซึ่งเป็นการค้นพบแนวทางการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยคลื่นความถี่สูง (Johnson, Preece, Hand, & James, 1987; J. J. H. Wang & Dubberley, 1989) โดยทำการศึกษาเกี่ยวกับการเพิ่มอุณหภูมิในเนื้อเยื่อมะเร็งและผลของอุณหภูมิ

ในช่วง  $43.5\text{ }^{\circ}\text{C}$  ถึง  $47\text{ }^{\circ}\text{C}$  ที่มีผลต่อเนื้อเยื่อมะเร็ง และพบว่าเงื่อนไขที่จะทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งลดลงครึ่งหนึ่งนั้นจะต้องทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งเกิดความร้อนอยู่ที่อุณหภูมิประมาณ  $45\text{ }^{\circ}\text{C}$  ซึ่งต้องใช้เวลาอย่างน้อย 45 นาที ถึง 1 ชั่วโมง ต่อมาได้มีการวิจัยและพัฒนารูปแบบการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการรักษามะเร็ง เช่น การให้ความร้อนในความถี่ย่านวิทยุ ย่านความถี่ไมโครเวฟ (Behrouzki, Joveini, Keshavarzi, Eyvazzadeh, & Aghdam, 2016) โดยนักวิจัยได้มีความพยายามที่จะพัฒนาการแพร่คลื่นเพื่อให้ความร้อนสู่ตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งที่ต้องการด้วยเทคนิคต่าง ๆ อย่างต่อเนื่องเสมอมา ทั้งการสอดใส่อุปกรณ์ปล่อยคลื่นเข้าสู่ร่างกาย (Invasive Hyperthermia) หรือเทคนิคการแพร่คลื่นที่ไม่ต้องสอดใส่เข้าสู่ร่างกาย (Non-Invasive Hyperthermia) การกระทำด้วยวิธีแรกให้ผลที่ดี โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อตำแหน่งเป้าหมายของเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ลึกจากผิว แต่ผู้ป่วยจะได้รับความเจ็บปวด ในขณะที่วิธีสองไม่ก่อให้เกิดความเจ็บปวดแต่มีความยุ่งยากในการจัดการเพื่อให้คลื่นเข้าสู่ร่างกายทำให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อมะเร็งสูงขึ้นอย่างเหมาะสม โดยไม่กระทบต่อเนื้อเยื่อปกติ

ที่ผ่านมาได้ศึกษาเกี่ยวกับการออกแบบสายอากาศแถวลำดับแบบโค้งสำหรับการโพกัสพลังงานเพื่อให้สามารถกำหนดตำแหน่งการให้ความร้อนที่แม่นยำในการบำบัดรักษามะเร็งแบบไม่สัมผัสร่างกายด้วยความถี่ 433 MHz ผลคือ สามารถควบคุมตำแหน่งการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนได้ยังตำแหน่งของเนื้อเยื่อที่ต้องการ โดยมีอุณหภูมิอยู่ที่  $43\text{ }^{\circ}\text{C}$  ถึง  $50\text{ }^{\circ}\text{C}$  (Gupta & Singh, 2006) ดังในรูปที่ 1.5 ซึ่งมีข้อดีคือ สามารถทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งนั้นสามารถดูดซับพลังงานเป็นความร้อนได้สูงขึ้นในขณะที่เนื้อเยื่อปกติข้างเคียงไม่ได้รับผลกระทบที่จะเกิดเป็นความร้อนได้ดีกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับสายอากาศแถวลำดับที่วางตัวในแนวระนาบปกติ



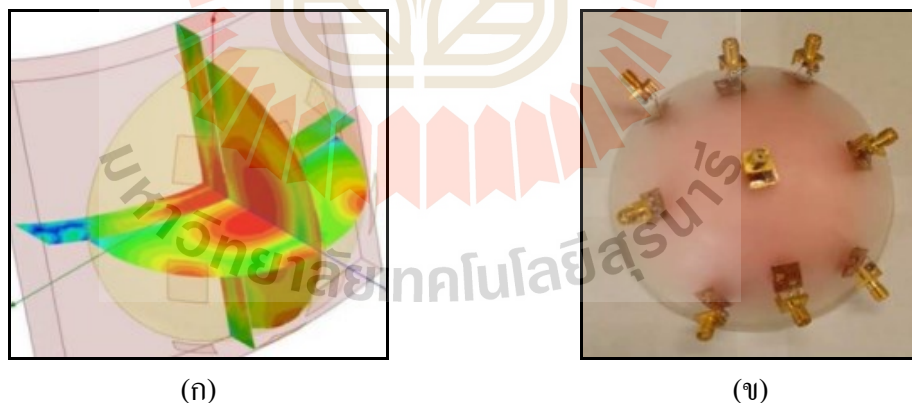
(ก)



(ข)

รูปที่ 1.5 (ก) ลักษณะสายอากาศแถวลำดับแบบโค้ง (ข) ตำแหน่งเชิงมุมของสายอาร์เรย์

ต่อมาทีมงานวิจัยที่เกี่ยวกับการให้ความร้อนสำหรับการรักษามะเร็งโดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งผลปรากฏว่าสามารถรักษามะเร็งได้ที่ระดับความลึกประมาณ 1–3 cm โดยใช้สายอากาศไดโพลแบบอาร์เรย์ย่านไมโครเวฟในการควบคุมพลังงานไปยังเนื้อเยื่อโดยการแพร่คลื่น โดยที่ไม่ต้องมีการผ่าตัดเพื่อสอดใส่สายอากาศหรือแอฟพลิเคชันเข้าไปในเนื้อเยื่อ อีกทั้งยังมีขนาดเล็ก เนื่องจากอยู่ในช่วงความถี่ไมโครเวฟแต่อย่างไรก็ตามยังมีพลังงานบางส่วนที่อาจก่อให้เกิดการให้ความร้อนยังเนื้อเยื่อปกติได้ ซึ่งในงานวิจัยนี้จึงได้นำเสนอสายอากาศแถวลำดับแบบอาร์เรย์ที่สามารถกำหนดจุดโฟกัสไปยังตำแหน่งเนื้อเยื่อที่ต้องการ ผลคือ สามารถลดการกระจายตัวของความร้อนได้ดีขึ้น และการศึกษานี้จะนำเสนอผลของการกำหนดรูปแบบการให้ความร้อนที่เกิดการดูดซับบนเนื้อเยื่อที่มีการสูญเสียโดยการปรับขนาดของแอมพลิจูดและมุมเฟสของสายอากาศไดโพลแบบอาร์เรย์ (Elkayal, Ismail, & Lotfy, 2015) และงานวิจัยที่ศึกษาและออกแบบสายอากาศลำดับแบบอาร์เรย์ย่านความถี่ไมโครเวฟแบบรูปทรงโค้งเพื่อให้สามารถใช้งานสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งเต้านม โดยเป้าหมายของงานวิจัยนี้คือ การให้ความร้อนด้วยพลังงานต่ำในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งเพื่อลดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อที่ปกติให้น้อยที่สุด พลังงานความถี่ไมโครเวฟที่ใช้จะอยู่ที่ไม่เกิน 10 W เพื่อรักษาอุณหภูมิในการทำลายเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็งให้อยู่ระหว่าง 39 °C ถึง 42 °C สำหรับส่วนที่เป็นการออกแบบสายอากาศจะใช้งานที่ความถี่ 1.6 GHz (Asili et al., 2015) ดังในรูปที่ 1.6



รูปที่ 1.6 (ก) การวิเคราะห์ค่า SAR ในแบบจำลองเต้านม (ข) แนวสายอากาศบนผิวโค้ง

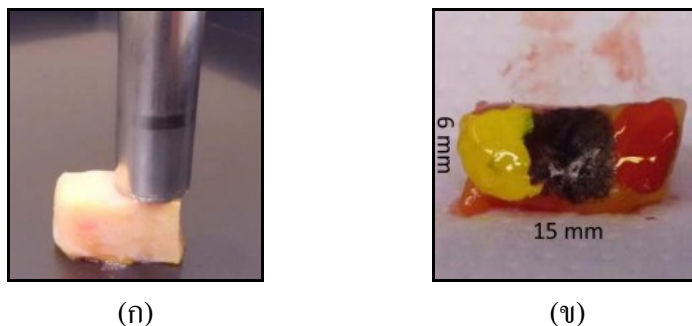
โดยจะทำการออกแบบสายอากาศแถวลำดับแบบอาร์เรย์เป็นแผ่นสี่เหลี่ยมเล็กแบบตารางขนาด 3 แถว 3 หลัก บนพื้นผิวโค้ง วางทำมุมกัน 45 ° และทำการเก็บข้อมูลเป็นผลการดูดซึมความร้อนภายในเนื้อเยื่อเต้านม Specific Absorption Rate (SAR) ในการศึกษาทดลองพบว่า ค่า



การสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของสายอากาศแฉวลำดับจะมีขนาด  $-10$  dB และถูกทดสอบด้วยเต้านมจำลองที่ประกอบด้วยส่วนที่เป็นชั้นผิวหนัง ชั้นไขมัน และชั้นที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยทำการทดลองที่ความลึก 1 cm, 2.5 cm และ 4 cm ผลคือ เมื่อใช้กำลังของสายอากาศเป็น 1 W ที่ความลึกเป็น 1 cm สามารถให้ความร้อนเพิ่มขึ้นได้  $3^{\circ}\text{C}$  ในเวลา 8 นาที และที่ความลึก 2.5 cm และ 4 cm สามารถให้ความร้อนเพิ่มขึ้นได้  $0.146^{\circ}\text{C}$  และ  $0.112^{\circ}\text{C}$  ในเวลา 10 นาที เมื่อกำลังของสายอากาศเป็น 2.5 W ที่ความลึก 1 cm สามารถให้ความร้อนเพิ่มขึ้นได้  $3^{\circ}\text{C}$  ในเวลา 7 นาที และที่ความลึก 2.5 cm และ 4 cm สามารถให้ความร้อนเพิ่มขึ้นได้  $0.197^{\circ}\text{C}$  และ  $0.125^{\circ}\text{C}$  ในเวลา 10 นาที ตามระดับความลึก ซึ่งพบว่าที่ความลึก 2.5 cm และ 4 cm นั้นยังมีข้อจำกัดในการให้ความร้อนได้ไม่เพียงพอ

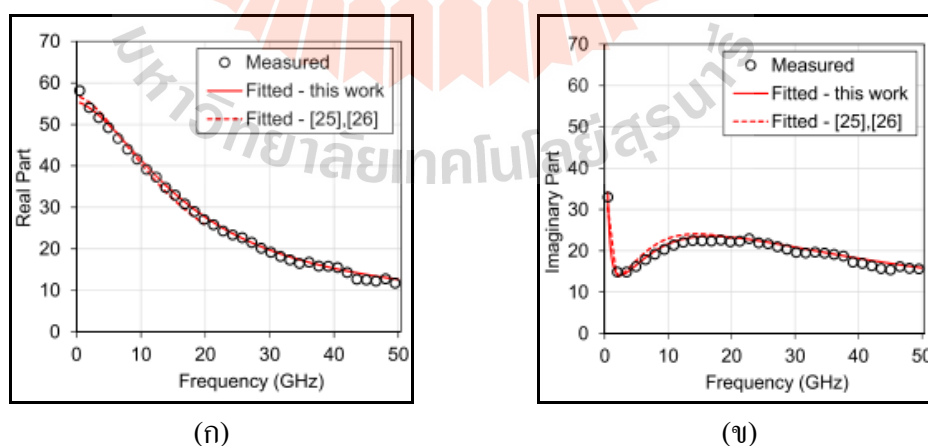
นอกจากนี้แล้วยังมีงานวิจัยในกลุ่มที่เกี่ยวข้องกับการใช้สนามไฟฟ้าในย่านความถี่สูงเพื่อให้ความร้อนในการบำบัดรักษามะเร็งเนื้องอกที่ขาของมนุษย์แบบไดอิเล็กตริก โดยทำการเปรียบเทียบความสามารถในการให้ความร้อนของตัวปล่อยคลื่น (Applicator) แบบไดอิเล็กตริก (Capacitive Applicator) ด้วยความถี่ 70 MHz เทียบกับแบบใช้สายอากาศแบบปากแตร (Waveguide Applicator) ผลคือ แบบไดอิเล็กตริก (Capacitive Applicator) สามารถให้ความร้อนได้ลึกถึง 12 cm ในขณะที่แบบสายอากาศแบบปากแตรสามารถให้ความร้อนแทรกซึมเข้าไปยังเนื้อเยื่อได้ลึกไม่เกิน 3 cm แต่อย่างไรก็ตามสำหรับความถี่ที่ 70 MHz สามารถให้ความร้อนที่เนื้องอกในช่วง  $40\text{--}45^{\circ}\text{C}$  โดยต้องใช้กำลังของตัวปล่อยคลื่นสูงถึง 300 W แต่ที่ผ่านมามีถือว่าเป็นที่ยอมรับในการปฏิบัติทางคลินิก (Petra Kok et al., 2010; van Wieringen et al., 2009) นอกจากนี้ยังได้มีการเพิ่มความถี่เป็น 433 MHz, 915 MHz และ 2.45 GHz ร่วมกับการใช้ตัวปล่อยคลื่นแบบไดอิเล็กตริก พบว่าสามารถเห็นขนาดคลื่นความถี่ไมโครเวฟเข้าไปภายในเนื้อเยื่อได้ที่ระดับความลึกมากกว่า 3–4 cm (Kok & Crezee, 2017) สำหรับความถี่ 433 MHz, 915 MHz และ 2.45 GHz นั้นจะมีข้อดีคือ ไม่ต้องใช้กำลังสูงเมื่อเทียบกับความถี่ 70 MHz โดยความถี่ 2.45 GHz จะมีผลกระทบในการให้ความร้อนต่อเนื้อเยื่อมะเร็งสูงที่สุด

นอกจากนี้ยังได้มีการศึกษาตัวอย่างเนื้อเยื่อมะเร็งเต้านมพบว่ามีความสัมพันธ์เป็นฉนวนที่ตอบสนองต่อความถี่ไมโครเวฟ ระหว่าง  $0.5\text{--}50$  GHz โดยทำการศึกษาเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านมปกติและส่วนที่เป็นเนื้องอก ในการทดลองใช้โพรบโคแอ็กเซียลแบบสัมผัสเพื่อทำการวัดค่าจากเนื้อเยื่อ ตัวอย่างดังในรูปที่ 1.7



รูปที่ 1.7 (ก) หัวของโพรบแบบโคแอกเซียลเมื่อสัมผัสกับตัวอย่างของเต้านมที่ได้รับจากการผ่าตัด และ (ข) การใช้หมึกกลสีสำหรับการกำหนดจุดการวัดค่า (Martellosio et al., 2017)

พบว่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อทั้งสองนั้นมีความแตกต่างกัน ซึ่งได้อธิบายไว้ ดังนี้คือ ส่วนจริงเป็นค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant,  $\epsilon_r'$ ) และส่วนจินตภาพซึ่งเป็นค่าบ่งชี้ในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor,  $\epsilon_r''$ ) ผลคือ ค่าการสูญเสียไดอิเล็กตริกนั้นจะส่งผลให้เกิดการดูดซับพลังงานเป็นความร้อน ได้ดีกว่าเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านมปกติและมีแนวโน้มที่มากขึ้นเมื่อความถี่สูงขึ้นในช่วง 0.5–50 GHz (Martellosio et al., 2017) ดังในรูปที่ 1.8 ซึ่งข้อมูลในส่วนนี้จะใช้สำหรับการอ้างอิงเพื่อเป็นข้อมูลในการจำลองออกแบบการให้ความร้อนในบทถัดไป



รูปที่ 1.8 กราฟคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อมะเร็งเต้านมในช่วง 0.5–50 GHz (ก) ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r'$ ) (ข) ค่าบ่งชี้การสูญเสียไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r''$ ) (Martellosio et al., 2017)

จากการศึกษาค้นคว้าข้อมูลต่าง ๆ พบว่าเนื้อเยื่อมะเร็งบ่งนั้นจะดูดซับพลังงานและเปลี่ยนเป็นความร้อนได้ดีกับความถี่ 2.45 GHz แต่เนื่องจากความสามารถในการทะลุทะลวงเข้าไปในเนื้อเยื่อนั้นจะลดลงเมื่อความถี่มีค่าสูง จึงได้มีการนำเอาวิธีการปล่อยคลื่นแบบสนามไฟฟ้ามาช่วยในการเพิ่มความสามารถในการทะลุทะลวงของคลื่นเข้าไปยังเนื้อเยื่อมะเร็งบ่งได้ดีขึ้น อีกทั้งความถี่สูงยังเหมาะสมต่อการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งบ่งแบบเฉพาะจุด โดยการออกแบบตัวปล่อยคลื่นที่เป็นแนวโค้งเพื่อให้เกิดแนวความเข้มของพลังงาน ดังนั้นในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จึงได้นำเสนอการใช้หลักการตัวปล่อยคลื่นแบบสนามไฟฟ้าที่เป็นแบบโค้งและใช้งานที่ความถี่สูง เพื่อสามารถให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งบ่งได้ดี และสามารถกำหนดตำแหน่งของการให้ความร้อนยังบริเวณแคบ ๆ ได้ อีกทั้งยังสามารถดูดซับพลังงานและเกิดความร้อนสูง โดยใช้พลังงานที่ต่ำกว่า 300 W ซึ่งจะอาศัยหลักการพื้นฐานการออกแบบของการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกร่วมกับการออกแบบวงจรแบบเรโซแนนซ์อนุกรม โดยจะได้นำเสนอในบทถัดไป

## บทที่ 2

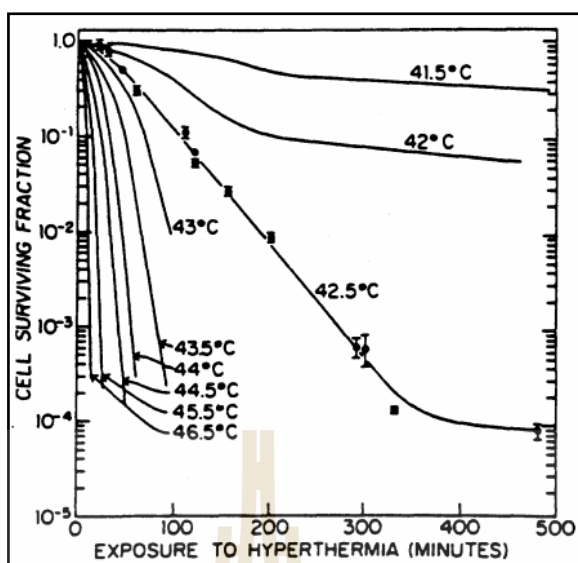
### ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อน

การบำบัดรักษามะเร็งได้รับความสนใจอย่างกว้างขวางในหลากหลายวิธี เช่น การใช้เคมีบำบัด การใช้รังสี การผ่าตัด รวมไปถึงการให้ความร้อนต่อเนื้อเยื่อมะเร็ง ซึ่งการให้ความร้อนในการรักษามะเร็งนั้นเป็นวิธีหนึ่งที่ได้รับการยอมรับว่าเป็นวิธีการเสริมเมื่อใช้ร่วมกับการด้วยวิธีการอื่น เนื่องจากคุณสมบัติของความร้อนนั้นมีผลกระทบต่อเนื้อเยื่อมะเร็งมากกว่าเนื้อเยื่อปกติ สำหรับการให้ความร้อนเพื่อเพิ่มอุณหภูมิของเนื้อเยื่อมะเร็งให้อยู่ในช่วงอุณหภูมิตั้งแต่ 41 °C ถึง 46 °C ด้วยการแพร่กระจายคลื่นเข้าไปนั้นจะเรียกว่า “Hyperthermia” โดยการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนที่สำคัญนั้นต้องควบคุมอุณหภูมิและช่วงเวลาที่เหมาะสม รวมถึงความแม่นยำในตำแหน่งที่ต้องการ ปัจจุบันเทคนิคการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นได้รับความสนใจอย่างสูง เนื่องจากเป็นวิธีการที่ให้ผลดีและผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวด

#### 2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อน

Hyperthermia (HT) เป็นวิธีการทางเลือกสำหรับบำบัดรักษามะเร็งทางหนึ่งร่วมกับการผ่าตัด (Surgery) รังสีบำบัด (Radiotherapy) และการใช้เคมีบำบัด (Chemotherapy) ในทางการศึกษาและการรักษาเนื้ออกจะใช้แหล่งความร้อนภายนอกเพื่อเพิ่มอุณหภูมิเนื้อเยื่อและฆ่าเนื้อเยื่อมะเร็งหรือซัดขวางการเติบโตต่อไป (Behrouzki et al., 2016)

การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนเป็นการรักษาโรคมะเร็งด้วยการเพิ่มอุณหภูมิของเนื้อเยื่อมะเร็งให้สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41–46 °C แล้วรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ตลอดช่วงเวลาที่เหมาะสม โดยการรักษาจะต้องใช้เวลาอย่างน้อย 1 ชั่วโมง หรือมากกว่านั้น และความร้อนจะต้องมีการควบคุมอุณหภูมิของเนื้อเยื่อปกติไม่ให้สูงมากเกินไป ซึ่งในส่วนของการให้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นวิทยุหรือคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Hyperthermia) จะเป็นการทำให้เกิดอุณหภูมิสูงขึ้นโดยการป้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในร่างกาย เพื่อทำให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อมะเร็งสูงขึ้น (Lang, Erdmann, & Seebass, 1999) โดยปริมาณพื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนจะมีอยู่ 2 ปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิและเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งจะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลาที่มีต่อปริมาณเนื้อเยื่อมะเร็งที่รอดตายได้ตามรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ของอัตราส่วนการมีชีวิตรอดของเนื้อเยื่อต่อเวลาในการให้ความร้อนที่อุณหภูมิต่าง ๆ (Strohbehn & Douple, 1984)

จากรูปกราฟแสดงให้เห็นได้ว่า เมื่อใช้อุณหภูมิสูงแก่เนื้อเยื่อมะเร็งเมื่อเวลาผ่านไปเพียงเล็กน้อยเนื้อเยื่อมะเร็งจะตายเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เนื้อเยื่อมะเร็งจะต้องใช้เวลานานขึ้นในการทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งตาย จนกระทั่งเมื่อเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เนื้อเยื่อมะเร็งให้มีอุณหภูมิ 43.5 °C เนื้อเยื่อมะเร็งจะตายเพียงเล็กน้อยเท่านั้นถึงแม้จะใช้เวลานานก็ตาม (Strohbehn & Douple, 1984) แม้ว่าจะทราบว่าการเพิ่มอุณหภูมิสูง ๆ ให้แก่เนื้อเยื่อจะสามารถทำลายเนื้อเยื่อได้มากก็ตาม แต่จะทำให้เนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบ ๆ เนื้อเยื่อมะเร็งได้รับความเสียหายได้ ดังนั้นในการใช้งานจึงทำการเพิ่มอุณหภูมิให้แก่เนื้อเยื่อมะเร็งประมาณ 43 °C ซึ่งสามารถทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งได้เป็นจำนวนมากและไม่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อปกติ

### 2.1.1 การทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยความร้อนจากไมโครเวฟ

อุณหภูมิเป็นปัจจัยสำคัญต่อกระบวนการทางชีววิทยา ซึ่งพบว่าโครงสร้างและการทำงานของเนื้อเยื่อองค์ภายใน มีความทนทานต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่ต่ำมาก ซึ่งจะสอดคล้องกับกระบวนการให้ความร้อนในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง เนื่องจากเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นมีโครงสร้างที่ผิดปกติไปจากเนื้อเยื่อปกติของร่างกาย (Storm et al., 1982)

ไมโครเวฟถูกนำไปใช้งานอย่างแพร่หลายสำหรับการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยทำให้เนื้อเยื่อนั้นเกิดเป็นความร้อนได้อย่างรวดเร็ว เช่นเดียวกับการให้ความร้อนด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

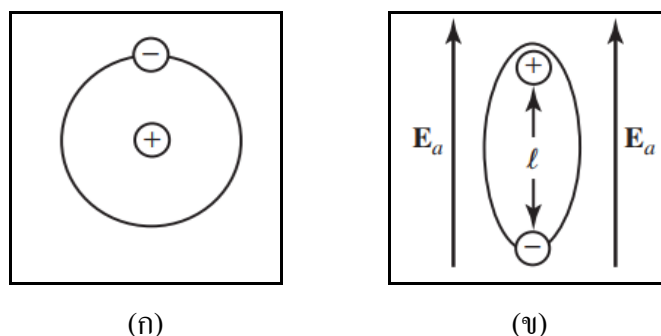
โดยทั่วไปพลังงานไมโครเวฟจะถูกส่งไปยังเนื้อเยื่อมะเร็งโดยใช้หัวฉีดแบบเข็ม ซึ่งจะต้องมีการสัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรง เพื่อให้พลังงานไมโครเวฟแพร่กระจายผ่านเนื้อเยื่อ โดยไมโครเวฟนั้นจะสามารถดูดซับเนื่องจากเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติทางไฟฟ้าที่ต้านทานความถี่สูงและเกิดเป็นความร้อน ซึ่งส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็ง (Brace, 2011) ทั้งนี้ความร้อนส่วนใหญ่เกิดจากปฏิกิริยาทางแม่เหล็กไฟฟ้ากับโมเลกุลที่มีขั้วเช่น น้ำ

### 2.1.2 ความร้อนและอัตราการไหลเวียนของโลหิตของเนื้อเยื่อ

สำหรับในส่วนของอัตราไหลเวียนของโลหิตพบว่า มีบทบาทสำคัญในการให้ความร้อนเป็นอย่างมาก เนื่องจากเนื้อเยื่อปกติในร่างกายเมื่อมีความร้อนที่เพิ่มขึ้นจะมีผลทำให้อัตราการไหลเวียนโลหิตสูงขึ้นเพื่อเป็นการช่วยระบายความร้อนให้ร่างกายมีอุณหภูมิอยู่ในระดับปกติ ซึ่งตรงกันข้ามกับเนื้อเยื่อมะเร็ง เนื่องจากมีการไหลเวียนโลหิตไม่ดึน (Lang et al., 1999) ถ้าเวลาการให้ความร้อนนานกว่า 30 นาที ที่อุณหภูมิ 43 °C เนื้อเยื่อมะเร็งจะไม่สามารถถ่ายเทความร้อนเนื่องจากการไหลเวียนของโลหิตได้ ในขณะที่เนื้อเยื่อปกติจะสามารถถ่ายเทความร้อนเพื่อให้มีอุณหภูมิที่ต่ำลงได้ดีกว่า (Song, 1984) จึงทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งเกิดความร้อนสะสมและถูกทำลายในที่สุด

## 2.2 ไดอิเล็กทริก (DIELECTRIC), โพลารีเซชัน (POLARIZATION), และสภาพยอมทางไฟฟ้า (PERMITTIVITY)

วัสดุไดอิเล็กทริกเป็นฉนวนทางไฟฟ้า (Insulators) เมื่อมีสนามไฟฟ้า  $E$  จากภายนอกมากระทำต่อประจุ ซึ่งแรงทางไฟฟ้านี้จะแยกประจุลบออกจากประจุบวกด้วยระยะทาง  $l$  เล็กน้อย โดยที่ประจุทั้งสองนี้จะไม่สามารถเคลื่อนตัวได้อิสระเหมือนตัวนำไฟฟ้า แต่สนามไฟฟ้านั้นจะบังคับให้โครงสร้างโมเลกุลเบี่ยงเบนออกไปจากเดิม เรียกลักษณะที่เกิดขึ้นนี้ว่า โพลารีเซชันในไดอิเล็กทริก โดยที่สนามไฟฟ้าทำให้ประจุบวกเคลื่อนตัวไปจากตำแหน่งที่สมดุลไปตามทิศทาง  $E$  ในขณะที่ประจุลบเคลื่อนตัวในทิศตรงข้ามกับประจุบวก ทำให้เกิดไดโพลโมเมนต์ ซึ่งมีทิศทางเดียวกับ  $E$  ดังรูปที่ 2.2 (C. A. Balanis, 2011) เมื่อวัสดุอยู่ภายใต้สนามไฟฟ้าไดโพลโพลารีเซชันของวัสดุจะทำให้เกิดปฏิกิริยากับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้ สำหรับวัสดุไดอิเล็กทริก (ฉนวน) ไม่ว่าจะเป็นของแข็งของเหลว หรือก๊าซ ปฏิกิริยานี้ให้ความสามารถในการจัดเก็บวัสดุพลังงานไฟฟ้าซึ่งสามารถทำได้ โดยการเปลี่ยนจากการบังคับให้ประจุเกิดการเคลื่อนตัวภายในโมเลกุลเนื่องจากสนามไฟฟ้าภายนอกเปรียบเสมือนการยึดสปริงหรือยกน้ำหนักซึ่งเป็นไปตามพลังงานศักย์ไฟฟ้า



รูปที่ 2.2 ลักษณะอะตอม (ก) เมื่อไม่มีสนามไฟฟ้า (ข) เมื่ออยู่ภายใต้สนามไฟฟ้า

(C. A. Balanis, 2011)

### 2.2.1 ไดโพลโมเมนต์ที่ถูกดูดซึม

ในวัสดุไดอิเล็กตริกที่เป็นแบบไม่มีขั้วภายในโมเลกุลก็จะมีไดโพลไฟฟ้าถาวร แต่จะสามารถเหนี่ยวนำโมเมนต์ได้โดยการทำให้โมเลกุลมีรูปร่างที่เปลี่ยนไปโดยการป้อนพลังงาน สนามไฟฟ้าเข้าไปยังไดอิเล็กตริก สัมประสิทธิ์การเกิดโพลาไรซ์ (Polarizations,  $\alpha'$ ) จะสามารถวัดได้จากการเหนี่ยวนำไดโพลโมเมนต์ของสนามไฟฟ้า ซึ่งแสดงได้ดังนี้

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

เมื่อ  $E_{loc}$  คือ สนามไฟฟ้าระหว่างโมเลกุล

$\alpha'$  คือ สัมประสิทธิ์การเกิดโพลาไรซ์

จากสมการที่ (2.1) ถ้าสมมติให้มีโมเลกุลเป็น  $N$  โมเลกุลในหนึ่งหน่วยปริมาตร สามารถแสดงไดโพลโมเมนต์รวมได้ดังสมการที่ (2.2) หรือในรูปฟังก์ชันของการป้อนสนามไฟฟ้า สามารถได้ ดังสมการที่ (2.3)

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

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

เมื่อ  $\chi$  คือ ค่าซัสเซพติบิลิตี (Susceptibility) ของตัวกลางไดอิเล็กตริก

สำหรับค่าสัทธิเบิลิตีของไดอิเล็กตริกของตัวกลางที่เป็นอวกาศว่าง (Free space) นั้นจะเป็นความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้า ( $D$ ) และสนามไฟฟ้า ( $E$ ) ซึ่งสามารถอธิบายความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.4) แต่ถ้าพิจารณาความสัมพันธ์ระหว่างความหนาแน่นของเส้นแรงไฟฟ้าดังกล่าวในไดอิเล็กตริกจะสามารถแสดงได้ ดังสมการที่ (2.5)

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

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

เมื่อทำการแทนค่าสมการที่ (2.3) ลงในสมการ (2.5) แล้วจัดรูปใหม่สามารถแสดงได้ ดังสมการที่ (2.6)

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

หรือ

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

ถ้า

$$\chi = \epsilon' - \epsilon_0 \quad (2.8)$$

สามารถหาค่า Relative susceptibility ( $\chi_r$ ) ได้ ดังสมการที่ (2.9) เมื่อแทนค่าสมการ (2.8) ลงในสมการ (2.9) แล้วจัดรูปใหม่สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.10)

$$\chi_r = \frac{\chi}{\epsilon_0} \quad (2.9)$$

$$\chi_r = \epsilon' - 1 \quad (2.10)$$



การหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าสภาพยอมสัมพัทธ์ (Relative permittivity,  $\epsilon_r'$ ) ซึ่งเป็นคุณสมบัติของตัวกลางไดอิเล็กตริกกับค่าความสามารถในการเกิดโพลาริเซชัน ซึ่งเป็นคุณสมบัติของโมเลกุลเนื่องจากค่าของสนามไฟฟ้าภายในจะแตกต่างจากสนามไฟฟ้าที่ป้อนเข้ามา แสดงได้ดังสมการที่ (2.11) แต่ยกเว้นสำหรับกรณีของก๊าซความดันต่ำ (Low pressure gases)

$$\frac{N\alpha'}{\epsilon_0} = \epsilon_r' - 1 \quad (2.11)$$

และนอกจากนี้สำหรับในตัวกลางอื่น ๆ จะสามารถแสดงค่าสนามไฟฟ้าภายในได้ ดังสมการที่ (2.12) (C. A. Balanis, 2011)

$$E_{loc} = E + \frac{P}{3\epsilon_0} = E \left( 1 + \frac{\chi}{3\epsilon_0} \right) = \frac{\epsilon_r' + 2\epsilon_0}{3\epsilon_0} E = \frac{\epsilon_r' + 2}{3} E \quad (2.12)$$

จากนั้นเมื่อแทนค่าสมการ (2.11) ลงในสมการ (2.12) จะเขียนสมการการเกิดโพลาริเซชันได้ดังสมการที่ (2.13)

$$P = N\alpha' \frac{\epsilon_r' + 2}{3} E \quad (2.13)$$

โดยจากสมการที่ (2.13) สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า  $\epsilon_r'$  กับ  $\alpha'$  ได้ ดังสมการที่ (2.14) ซึ่งเรียกความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.14) นี้ว่า สมการของ Clausius-Mosotti

$$\frac{N\alpha'}{3\epsilon_0} = \frac{\epsilon_r' - 1}{\epsilon_r' + 2} \quad (2.14)$$

## 2.2.2 สภาพยอมเชิงซ้อน (Complex Permittivity)

คุณสมบัติของตัวกลางไดอิเล็กตริกของวัสดุใด ๆ ที่มีความสัมพันธ์เกี่ยวกับคลื่นความถี่ จำเป็นต้องมีการศึกษาถึงลักษณะการเกิดและการแพร่กระจายความร้อนในไดอิเล็กตริกด้วยสนามไฟฟ้า เพื่อให้ตัวกลางไดอิเล็กตริกของวัสดุใด ๆ มีความร้อนและมีช่วงความถี่ใช้งานเหมาะสมที่สุด จึงต้องมีการศึกษาถึงคุณสมบัติของไดอิเล็กตริก ซึ่งคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกนั้น

สามารถอธิบายได้จากพฤติกรรมภายใต้การใช้งานคลื่นที่มีความถี่ต่าง ๆ ด้วยค่าสภาพยอมทางไฟฟ้าเชิงซ้อน (Complex permittivity,  $\epsilon^*$ ) หรือที่เรียกว่า “ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกยังผล” ซึ่งสามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์ของสมการ ได้ดังต่อไปนี้ (Miklavcic, Pavselj, & Hart, 2006; Sugitani et al., 2014; C. A. Balanis, 2011) เมื่อ  $\epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12}$  (F/m)

$$\frac{\epsilon^*}{\epsilon_0} = \epsilon_r = \epsilon_r' - j\epsilon_r'' \quad (2.15)$$

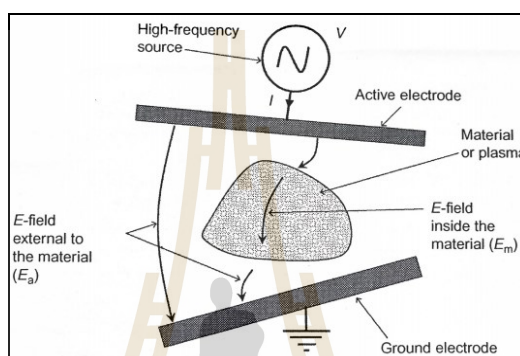
เมื่อ  $\epsilon_r'$  คือค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant) และ  $\epsilon_r''$  คือ ปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor) โดยสำหรับการพิจารณาค่าการสูญเสีย นั้น จะพิจารณาจากส่วนที่เป็นจินตภาพของค่าคงที่ไดอิเล็กตริก ซึ่งจะขึ้นอยู่กับค่าของความถี่และอุณหภูมิที่ใช้ งาน และสามารถนิยามค่าการสูญเสียแทนเจนต์ (Loss Tangent) ได้ดังสมการต่อไปนี้

$$\tan \delta = \epsilon_r'' / \epsilon_r' \quad (2.16)$$

### 2.3 การให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก (DIELECTRIC HEATING)

สำหรับการนำคลื่นความถี่มาประยุกต์ใช้งานในการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกโดยใช้หลักการของการส่งผ่านคลื่น ไปยังเนื้อวัสดุ นั้นมีอย่างแพร่หลายที่ผ่านมามีความถี่ที่ใช้งานนั้นจะมีย่านความถี่ที่ไม่สูงมากนักคือ ประมาณ 100 MHz ถึง 10 GHz ซึ่งต่อมาได้มีการพัฒนาใช้คลื่นความถี่ที่สูงขึ้นและได้รับความนิยมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากให้ความร้อนด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า นั้นสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในอุตสาหกรรมได้ เช่น การประกอบอาหาร การอบแห้งอาหาร การถนอมอาหาร แต่อย่างไรก็ตามการให้ความร้อนด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้างี้ดังกล่าวข้างต้นสามารถพัฒนาและประยุกต์ใช้งานด้านอื่น ๆ ได้เช่นกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งทางด้านการแพทย์ เช่น การบำบัดรักษาโรคมะเร็งที่กำลังได้รับความนิยมในปัจจุบัน โดยมีการประยุกต์ใช้หลักการส่งผ่านคลื่นความถี่เข้าไปในวัสดุตัวกลางที่มีการสูญเสียและส่งผลให้ตัวกลางหรือเนื้อเยื่อมะเร็งเกิดเป็นความร้อนเนื่องจากเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่แตกต่างจากเนื้อเยื่อปกติ (Mehdizaseh, 2015) ประกอบกับการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิเพียงไม่กี่องศา นั้นจะมีผลอย่างมากต่อเนื้อเยื่อมะเร็ง ซึ่งการให้ความร้อนด้วยวิธีการดังกล่าวจะมีตัวแปรหลักในการพิจารณาประกอบด้วย ย่านความถี่ที่ใช้งาน รูปแบบการแพร่กระจายคลื่นเข้าสู่ตัวกลางที่เป็นไดอิเล็กตริก การดูดกลืนหรือการสูญเสียของคลื่นความถี่และกำลังงานที่ต้องใช้ ซึ่งตัวปล่อยคลื่นแบบสนามไฟฟ้า มักมีตัวนำที่แตกต่างกันอย่างน้อยสองตัวซึ่งเรียกว่า “ขั้วไฟฟ้า” คั่นด้วยฉนวนซึ่งอยู่

ระหว่างสนามไฟฟ้าความถี่สูง แสดงในรูปที่ 2.3 ซึ่งเป็นแผนผังอย่างง่ายของวัสดุทั่วไปที่เป็นโพลดที่มีการสูญเสียภายใต้ตัวปล่อยคลื่นแบบสนามไฟฟ้า โดยจะสร้างสนามไฟฟ้าความถี่สูงจากแหล่งกำเนิด (High-frequency source) และส่งผ่านตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลต (Active electrode) ไปยังแผ่นเพลตกราวด์ (Ground electrode) ทำให้เกิดความเข้มสนามไฟฟ้าขึ้นระหว่างแผ่นเพลตทั้งสองและภายในวัสดุตัวกลางที่มีการสูญเสียทางไฟฟ้า ซึ่งจะเกิดเป็นความร้อนและจะมีปริมาณไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับความเข้มสนามไฟฟ้าและความถี่ที่ใช้กับวัสดุนั้น ๆ



รูปที่ 2.3 โครงสร้างพื้นฐานของการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก (Mehdizaseh, 2015)

### 2.3.1 การเกิดความร้อนและการกระจายอุณหภูมิของไดอิเล็กตริก

การทำให้เกิดความร้อนในไดอิเล็กตริกด้วยคลื่นสนามไฟฟ้า จะเกิดขึ้นเนื่องจากการแพร่กระจายของพลังงานของสนามไฟฟ้าเข้าไปในไดอิเล็กตริก ซึ่งพลังงานที่แพร่กระจายนี้ จะทำให้เกิดการหมุนของไดโพล และจะเกิดความเสียหายจากการหมุนทำให้เกิดความร้อน การแพร่กระจายของกำลังงาน ที่ทำให้เกิดความร้อนในหนึ่งหน่วยปริมาตร  $V_d$  จะแปรผันตรงกับกำลังงานของคลื่นสนามไฟฟ้าที่แพร่กระจายในหนึ่งหน่วยปริมาตรและจะเป็นไปตามสมการที่ (2.17) (C. A. Balanis, 2011)

$$\frac{P}{V_d} = \sigma_d E_{loc}^2 \quad (2.17)$$

เมื่อ  $\sigma_d$  คือ ค่าความนำของไดอิเล็กตริก (Dielectric Conductivity) และมีค่าเท่ากับสมการที่ (2.18) เมื่อแทนค่าจากสมการที่ (2.18) ลงในสมการที่ (2.17) สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.19)

$$\sigma_d = \omega \varepsilon_r' \varepsilon_o \tan \delta \quad (2.18)$$

$$\frac{P}{V_a} = \omega \varepsilon_r' \varepsilon_o \tan \delta E_{loc}^2 \quad (2.19)$$

ในกรณีของคลื่นภายในตัวกลางที่มีความแตกต่างจากคลื่นที่ให้จากภายนอก โดยที่คลื่นเดินทางภายในตัวกลางในทิศทาง Z สามารถได้กำลังงานของคลื่นภายในตัวกลางดังสมการที่ (2.20)

$$P_{(z)} = P_o e^{-2\alpha z} \quad (2.20)$$

เมื่อ  $P_o$  คือ กำลังงานคลื่นที่ตกกระทบในตัวกลาง

$\alpha$  คือ ค่าคงที่ของการลดทอนกำลังงานคลื่นในตัวกลางไดอิเล็กตริก

ในกรณีที่พิจารณาสนามที่เคลื่อนที่ในระยะทาง  $d_1$  สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.21) ถ้าพิจารณาสมการ (2.19) ใหม่จะได้ความสัมพันธ์ดังแสดงในสมการที่ (2.22)

$$\int_0^{d_1} e^{-2\alpha z} dz = \frac{1}{2\alpha} (1 - e^{-2\alpha d_1}) \quad (2.21)$$

$$\frac{P(d_1)}{V_a} = \omega \varepsilon_r' \varepsilon_o \tan \delta E_{loc}^2 \frac{1}{2\alpha} (1 - e^{-2\alpha d_1}) \quad (2.22)$$

สำหรับการพิจารณาความร้อนภายในตัวกลางไดอิเล็กตริกจะมีการแพร่กระจายของความร้อนภายในตัวกลางด้วยวิธีการต่างๆ เช่น การนำ (Conduction) การพา (Convection) และการแผ่ (Radiation) แต่ในที่นี้จะพิจารณาเฉพาะการแพร่กระจายของความร้อนโดยการนำและการแผ่เท่านั้น การเกิดความร้อนเนื่องจากคลื่นความถี่ภายในตัวกลางจะสามารถอธิบายได้ด้วยรูปแบบสมการมาตรฐานของสมการการส่งถ่ายความร้อน ซึ่งวัสดุไดอิเล็กตริกจะแปลงพลังงานไฟฟ้าที่ย่านความถี่วิทยุให้เป็นพลังงานความร้อน โดยความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นเป็นผลมาจากการทำอันตรกิริยากันระหว่างพลังงานและตัวกลางที่มีคุณสมบัติเป็นไดอิเล็กตริกที่มีโครงสร้างโมเลกุลแบบ

มีข้อและสามารถเหนี่ยวนำคลื่นความถี่วิทยุให้เกิดเป็นความร้อนได้ (S. Wang, Tang, Cavalieri, & Davis, 2003) ซึ่งค่ากำลังที่ดูดซับต่อหนึ่งหน่วยมวล (Power absorbed per unit mass,  $P$ ) สามารถหาได้จาก การแทนค่าจากสมการที่ (2.16) ลงในสมการที่ (2.22) ซึ่งจะมีค่าเท่ากับ

$$\frac{P}{V_a} = \omega \varepsilon' \varepsilon_0 (\varepsilon'' / \varepsilon') E_{loc}^2$$

ดังนั้นเมื่อพิจารณาในรูปของตัวกลางไดอิเล็กตริกใด ๆ สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.23)

$$P = 5.563 \times 10^{-11} f \varepsilon'' E_{loc}^2 \quad (2.23)$$

โดยที่  $E_{loc}$  คือ ความเข้มสนามไฟฟ้า (V/m)  
 $f$  คือ ความถี่ (Hz)  
 $\varepsilon''$  คือ ปัจจัยที่มีการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor)

เมื่อคลื่นเดินทางเข้ามาในตัวกลางที่มีการสูญเสีย จะสามารถหาค่าการดูดซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในตัวกลางได้โดยการวัดหรือการประมาณ โดยวิธีทางแบบจำลองเชิงเลข (Numerical modeling) โดยที่ค่าความหนาแน่นของพลังงานที่ดูดซับต่อหนึ่งหน่วยมวล (Power absorbed per unit mass,  $P$ ) จะเป็นตัวบ่งชี้ถึงการวัดค่ากำลังงานที่แพร่กระจายอยู่ในตัวกลาง และในการคำนวณหาอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเนื่องจากการดูดซับพลังงานนั้น สามารถหาได้จากสมการที่ (2.24) (Ayappa, Davis, Davis, & Gordon, 1991; Brace, 2011)

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{P}{\rho C_p} \quad (2.24)$$

โดยที่  $C_p$  คือ ความร้อนจำเพาะ (Specific heat) (J/kg°C)  
 $\rho$  คือ ความหนาแน่นของวัสดุ (kg/m<sup>3</sup>)  
 $\Delta t$  คือ ระยะเวลา (s)  
 $\Delta T$  คือ อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นในวัสดุ (°C)

### 2.3.2 ระดับความลึกผิว

สำหรับความสามารถในการทะลุทะลวงของคลื่นความถี่วิทยุ นั้นพลังงานจะลดลง  $1/e$  เมื่อ ( $e = 2.718$ ) ของพลังงานที่ป้อนเข้าไปในพื้นที่ผิวของตัวกลางที่เป็นไดอิเล็กตริก ซึ่งโดยทั่วไปแล้วพลังงานของคลื่นความถี่วิทยุจะสามารถทะลุทะลวงเข้าไปในพื้นที่ผิวของตัวกลางได้มากกว่าคลื่นความถี่ย่านไมโครเวฟ เนื่องจากคลื่นวิทยุมีความถี่ต่ำและมีความยาวคลื่นมากกว่าคลื่นไมโครเวฟ ดังนั้นความถี่จึงเป็นปัจจัยที่สำคัญในลำดับต้น ๆ ที่ต้องพิจารณาให้เหมาะสมกับเนื้อวัสดุที่ต้องการนำมาใช้งาน โดยสามารถพิจารณาได้จากการทะลุทะลวงคลื่น ซึ่งสามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้ (C. A. Balanis, 2011)

$$d_p = \frac{1}{2\alpha}$$

$$\alpha = \omega \left( \frac{\mu_0 \mu' \epsilon_0 \epsilon'}{2} \right)^{1/2} \left[ \left( 1 + \left( \frac{\epsilon''}{\epsilon'} \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2}$$

$$d_p = \frac{1}{2\omega \left( \frac{\mu_0 \mu' \epsilon_0 \epsilon'}{2} \right)^{1/2} \left[ \left( 1 + \left( \frac{\epsilon''}{\epsilon'} \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2}}$$

เมื่อพิจารณาสมการข้างต้นในอากาศว่างที่มี  $\mu' = 1$  จากนั้นจัดรูปสมการใหม่แล้วจะได้ความสัมพันธ์ดังสมการ (2.25)

$$d_p = \frac{\lambda}{2\pi(2\epsilon')^{1/2} \left[ \left( 1 + \left( \frac{\epsilon''}{\epsilon'} \right)^2 \right)^{1/2} - 1 \right]^{1/2}}$$

$$d_p = \frac{c}{2\pi f \sqrt{2\epsilon' \left[ \sqrt{1 + \left( \frac{\epsilon''}{\epsilon'} \right)^2} - 1 \right]}} \quad (2.25)$$

โดยที่  $d_p$  คือ ความลึกของการทะลุทะลวง

$c$  คือ ความเร็วแสงในอากาศว่าง  $3 \times 10^8$  m/s

สำหรับกรณีของไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียต่ำ โดยที่ค่า  $(\varepsilon''/\varepsilon') = 1$  นั้นสามารถจัดรูปแบบสมการใหม่ได้ดังสมการที่ (2.26)

$$d_p = \frac{\lambda(\varepsilon')^{1/2}}{2\pi\varepsilon''}$$

หรือ

$$d_p = \frac{c(\varepsilon')^{1/2}}{2\pi f \varepsilon''} \quad (2.26)$$

โดยจากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.26) ซึ่งเป็นสมการความลึกในการใช้งานของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในตัวกลางของไดอิเล็กตริกที่มีความสูญเสียต่ำตามเงื่อนไขดังกล่าว โดยมีค่าความถี่เป็นตัวแปรซึ่งนำไปสู่การพิจารณาในรายละเอียดของปัจจัยในด้านความถี่ที่ถูกเลือกนำไปใช้งานสำหรับการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกต่อไป

สำหรับการพิจารณากำลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญอย่างหนึ่งที่ทำให้เกิดความร้อนภายในตัวกลางที่เป็นไดอิเล็กตริกหรือตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยตัวกลางที่มีการสูญเสียดังกล่าวนั้นสามารถทำให้เกิดความร้อนได้ เมื่อมีพลังงานมากระตุ้นซึ่งอยู่ในรูปของคลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง โดยกลไกของความร้อนที่เกิดขึ้นมาจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าไปกระตุ้นอนุภาคที่มีสถานะเป็นกลางทางไฟฟ้าหรือประจุไฟฟ้าที่อยู่ภายในตัวกลางนั้น จากสภาวะสมดุลทำให้เกิดสภาพเป็นไดโพลที่มีผลต่อสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระตุ้นให้เกิดการโพลาไรซ์ตามทิศทางของสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้น ซึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระตุ้นเป็นผลทำให้เกิดการกระจายกำลังงานในรูปของความร้อนภายในตัวกลางที่มีการสูญเสีย โดยอีกปรากฏการณ์หนึ่งที่เกิดควบคู่กันคือ ตัวกลางที่มีการสูญเสียสามารถเกิดความร้อนโดยตรงจากการนำไฟฟ้า เนื่องจากการกระจายตัวของอนุภาคประจุไฟฟ้าภายใต้อิทธิพลของการกระตุ้นจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากภายนอกและทำให้เกิดเส้นทางการนำไฟฟ้าขึ้น โดยสามารถพิจารณาได้จากสมการพื้นฐานของแมกซ์เวลล์ดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น ซึ่งนำไปสู่การคำนวณหาอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นภายใต้เงื่อนไขว่าเป็นตัวกลางที่มีการสูญเสียชนิดเดียวและมีการส่งผ่านความร้อนโดยการนำความร้อน (heat conduction) ภายในตัวกลางที่มีการสูญเสียที่มีการพาความร้อนที่บริเวณผิวของตัวกลางที่มีการสูญเสีย และไม่คิดการระเหยของน้ำกลายเป็นไอ (มวลไม่เปลี่ยนแปลง) โดยแหล่งกำเนิดอื่นที่ทำให้เกิดการโพลาไรซ์มาจากประจุไฟฟ้าที่บริเวณผิวของตัวกลางที่แตกต่างกัน

กับประจุไฟฟ้าในอากาศหรือการโพลาไรซ์ของแมกเวลล์ (Maxwell-wagner polarization) ซึ่งโครงสร้างนั้นจะมีลักษณะเป็นการเปลี่ยนแปลงสลับกลับไปมาของการโพลาไรซ์เกิดขึ้นเนื่องจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้ามีการเปลี่ยนแปลงสลับทิศทาง (สลับขั้ว) ไปมาอย่างรวดเร็ว และเป็นกลไกพื้นฐานของการเกิดความร้อนโดยใช้คลื่นความถี่สูง ซึ่งการแพร่กระจายพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อจะทำให้เกิดความร้อนแก่วัตถุใด ๆ สามารถแสดงด้วยสมการการส่งผ่านความร้อน (Jiao, Johnson, Tang, Tiwari, & Wang, 2011; Kok & Crezee, 2017; Paulides et al., 2013) แสดงได้ดังสมการต่อไปนี้

$$\rho C_p \frac{\Delta T}{\Delta t} = 5.563 \times 10^{-11} f \varepsilon_r'' E^2 \quad (2.27)$$

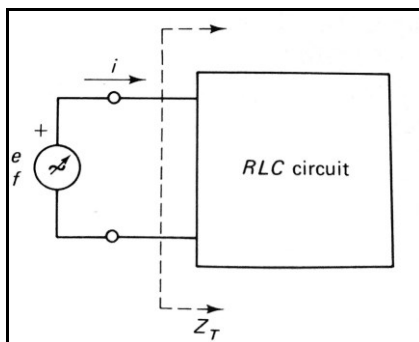
โดยที่	$E$	คือ ความเข้มสนามไฟฟ้า (V/m)
	$f$	คือ ความถี่ (Hz)
	$\varepsilon_r''$	คือ ปัจจัยที่มีการสูญเสียยังผลไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor)
	$C_p$	คือ ความร้อนจำเพาะ (Specific heat) (J/kg°C)
	$\rho$	คือ ความหนาแน่นของวัสดุ (kg/m <sup>3</sup> )
	$\Delta t$	คือ ระยะเวลา (s)
	$\Delta T$	คือ อุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นในวัสดุ (°C)

## 2.4 การเรโซแนนซ์ในวงจรไฟฟ้า AC (RESONANCE IN AC CIRCUIT)

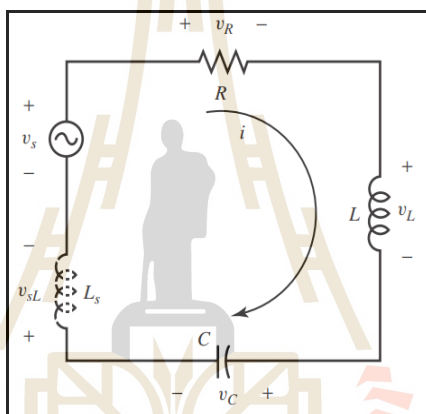
วงจรเรโซแนนซ์นั้นจะมีลักษณะพฤติกรรมทางไฟฟ้าของอิมพีแดนซ์ (Impedance) ทางด้านอินพุต ( $Z_T$ ) เท่ากับอิมพีแดนซ์ของโหลด ( $Z_{Load}$ ) ซึ่งมีค่าต่ำสุด ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ทำให้ค่าของกระแสที่ไหลผ่านวงจรดังกล่าวจะมีค่ามากที่สุดและทำให้เกิดกำลังไฟฟ้าที่โหลดมีค่าสูงสุด ซึ่งวิธีการควบคุมกำลังไฟฟ้านั้นสามารถทำได้โดยการเลื่อนความถี่ใช้งานให้มีค่าต่ำหรือสูงกว่าตำแหน่งเรโซแนนซ์ (S. A. Boctor, 1987)

ในวงจรสมมูลเรโซแนนซ์จะมีองค์ประกอบ ได้แก่ ตัวต้านทาน ( $R$ ), ตัวเหนี่ยวนำ ( $L$ ), และตัวเก็บประจุ ( $C$ ) ดังรูปที่ 2.5 ทำให้อิมพีแดนซ์รวมของโหลดเป็นจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งสามารถอธิบายได้แบ่งเป็นค่าความต้านทานส่วนจริง  $Re(Z_T)$  และค่าความต้านทานส่วนจินตภาพ  $Im(Z_T)$  เงื่อนไขในการเกิดเรโซแนนซ์จะเกิดขึ้นเมื่อ  $Im(Z_T) = 0$  จะส่งผลให้พลังงานถูกถ่ายโอนไปยังโหลดที่เหลือเฉพาะความต้านทานในส่วนจริง  $Re(Z_T)$  ทำให้ได้กำลังไฟฟ้าสูงสุดจากแหล่งจ่ายที่เป็นแหล่งจ่ายแรงดัน  $e(t)$  หรือแหล่งจ่ายกระแส  $i(t)$





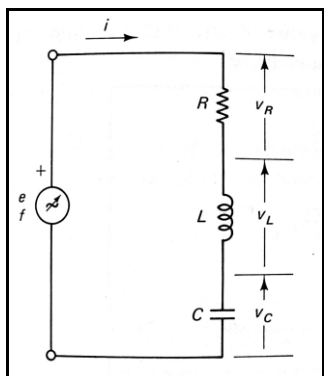
รูปที่ 2.4 การเกิดเรโซแนนซ์ในวงจรไฟฟ้า AC (S. A. Boctor, 1987)



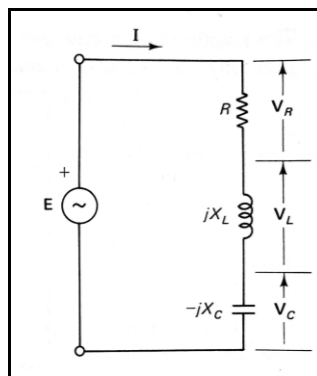
รูปที่ 2.5 วงจร RLC เรโซแนนซ์แบบอนุกรม

#### 2.4.1 วงจรเรโซแนนซ์อนุกรม (Series resonance circuit)

วงจร RLC เรโซแนนซ์ที่ต่อแบบอนุกรมนั้นจะมีวงจรสมมูล ดังรูปที่ 2.6 ซึ่งจะสามารถวิเคราะห์วงจรได้ทั้ง Time-domain และ Frequency-domain โดยจะพิจารณาคำขนาดของแรงดันที่ตกคร่อมอุปกรณ์แต่ละตัว โดยการประยุกต์ใช้กฎแรงดันของเคอร์ชอฟฟ์ (Kirchoff's Voltage Law) เมื่อพิจารณาใน Time-domain ดังรูปที่ 2.6 (ก) จะได้ว่า  $e_f = v_R + v_L + v_C$  ซึ่งจากสมการเชิงอนุพันธ์ของตัวเหนี่ยวนำ ( $L$ ) จะมีแรงดันตกคร่อม คือ  $v_L = L di/dt$  และจากสมการเชิงอนุพันธ์ของตัวเก็บประจุ ( $C$ ) จะมีกระแส คือ  $i_C = C dv/dt$  ซึ่งเมื่อแปลงให้อยู่ในรูปของ Frequency-domain จะได้ว่า  $E = V_R + V_L + V_C$  นั่นคือ แรงดันตกคร่อมตัวเหนี่ยวนำ คือ  $V_L = jX_L \times I$  และจะได้แรงดันที่ตกคร่อมตัวเก็บประจุ คือ  $V_C = -jX_C \times I$  ดังรูปที่ 2.6 (ข) (S. A. Boctor, 1987)



(ก)



(ข)

รูปที่ 2.6 วงจร RLC เรโซแนนซ์แบบอนุกรม (ก) Time-domain (ข) Frequency-domain

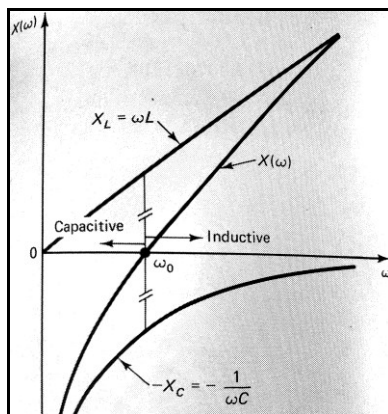
เมื่อพิจารณาค่าอิมพีแดนซ์ของวงจร RLC เรโซแนนซ์ที่ต่อแบบอนุกรม (S. A. Boctor, 1987) จากรูปที่ 2.6 (ข) พบว่าค่าอิมพีแดนซ์ของวงจรจะมีค่าดังสมการที่ (2.28)

$$Z = R + j(X_L - X_C) \tag{2.28}$$

ถ้ากำหนดให้  $X_L = X_C$  นั่นคือ  $2\pi fL = 1/2\pi fC$  โดยที่  $\omega = 2\pi f$  จากนั้นจัดรูปใหม่ซึ่งจะได้ค่าของความถี่  $f^2 = 1/(2\pi)^2 LC$  ดังนั้น จะได้ความสัมพันธ์ของความถี่สำหรับวงจรเรโซแนนซ์ดังแสดงในสมการที่ (2.29)

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \tag{2.29}$$

จากสมการ (2.30) พบว่าค่าอิมพีแดนซ์นั้นจะขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้า เนื่องจากค่า  $X_L = 2\pi fL$  และ  $X_C = 1/2\pi fC$  โดยเมื่อพิจารณาวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมในรูปที่ 2.6 แล้วพบว่าถ้าความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้ามีค่าเพิ่มขึ้นแบบเชิงเส้นแล้วค่า  $X_L$  จะมีค่าเพิ่มขึ้น ส่วนค่าของ  $X_C$  จะมีค่าลดลงแบบเชิงเส้นเช่นเดียวกัน ดังนั้นถ้าความถี่ของแหล่งจ่ายไฟฟ้ามีค่าเท่ากับ ความถี่ของวงจรเรโซแนนซ์แล้วจะมีผลทำให้ค่ารีแอกแตนซ์รวมของวงจรมีค่าเป็นศูนย์ นั่นคืออิมพีแดนซ์รวมของวงจรจะมีค่าเท่ากับค่าความต้านทาน ( $Z=R$ ) ซึ่งสามารถพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ของ  $X_L$  และ  $X_C$  ต่อความถี่สำหรับวงจรเรโซแนนซ์ RLC แบบอนุกรม (S. A. Boctor, 1987) แสดงดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์  $X_L$  และ  $X_C$  ต่อความถี่ของวงจร RLC  
เรโซแนนซ์แบบอนุกรม (S. A. Boctor, 1987)

เมื่อพิจารณาคูณลักษณะของวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมใน พบว่าค่าของกระแสไฟฟ้าภายในวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมนั้นสามารถอธิบายได้จากความสัมพันธ์ของสมการที่ (2.28) และกระแสที่ไหลเมื่อวงจรเกิดสภาวะเรโซแนนซ์นั้นคือ  $X_L = X_C$  จะแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.30)

$$E = IR + j(X_L - X_C) \quad (2.30)$$

และ

$$E = IR \quad (2.31)$$

โดยค่าความถี่เรโซแนนซ์นั้นเป็นความถี่เฉพาะค่าหนึ่งทีค่าแรงดัน ค่ากระแส และค่าความต้านทาน  $X_L$  หรือ  $X_C$  อย่างใดอย่างหนึ่งมีค่ามากที่สุดหรือน้อยที่สุด ซึ่งสามารถอธิบายได้ถึงความสัมพันธ์ในสมการต่อไปนี้

$$X_L = 2\pi fL \quad (2.32)$$

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.33)$$

$$2\pi fL = \frac{1}{2\pi fC} \quad (2.34)$$

โดยที่  $L$  คือ ตัวเหนี่ยวนำ มีหน่วยเป็นเฮนรี (H)  
 $C$  คือ ตัวเก็บประจุ มีหน่วยเป็นฟารัด (F)

#### 2.4.2 การคำนวณค่าขดลวดเหนี่ยวนำ ( $L$ ) และค่าความจุไฟฟ้า ( $C$ )

ค่าความเหนี่ยวนำสนามแม่เหล็กที่ใช้หรับเป็นตัวการปรับแมตซ์อิมพีแดนซ์ให้กับแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบโดยใช้หลักการวงจรเรโซแนนซ์อนุกรมพื้นฐานนั้น สามารถนำมาเขียนเป็นความสัมพันธ์สำหรับการคำนวณหาค่าความเหนี่ยวนำได้ดังสมการต่อไปนี้

$$L = \frac{\mu AN^2}{l} \quad (2.35)$$

โดยที่  $L$  คือ ค่าความเหนี่ยวนำ มีหน่วยเป็นเฮนรี (H)  
 $\mu$  คือ ค่าความซึมซาบได้ (H/m)  
 $N$  คือ จำนวนรอบของขดลวด  
 $A$  คือ พื้นที่หน้าตัด มีหน่วยเป็นตารางเมตร ( $m^2$ )  
 $l$  คือ ความยาวของวัสดุที่นำมาทำแกน มีหน่วยเป็นเมตร (m)

โดยในการออกแบบจะใช้แกนกลางของขดลวดตัวเหนี่ยวนำที่เป็นแกนอากาศ ซึ่งมีค่าความซึมซาบได้  $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$  H/m การคำนวณค่าความจุของตัวสร้างสนามไฟฟ้าแบบแผ่นเพลต สามารถคำนวณและออกแบบได้จากสมการที่ (2.36) ดังนี้

$$C = \frac{k\epsilon_0 A}{d} \quad (2.36)$$

โดยที่  $k$  คือ ค่าความซึมซาบได้ของวัสดุไดอิเล็กตริกที่อยู่ระหว่างแผ่นเพลต  
 $A$  คือ พื้นที่หน้าตัดของแผ่นเพลต ( $m^2$ )  
 $\epsilon_0$  คือ  $8.854 \times 10^{-12}$  (F/m)  
 $d$  คือ ระยะห่างระหว่างแผ่นเพลต (m)

### บทที่ 3

#### การออกแบบแผ่นเพลตโค้งสำหรับให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก

เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบตัวปล่อยคลื่น (Applicator) ที่เป็นแผ่นเพลตโค้งโดยใช้การออกแบบด้วยรูปทรงเรขาคณิต 3 มิติ และใช้โปรแกรมจำลองสำเร็จรูปเพื่อศึกษาลักษณะการแผ่สนามไฟฟ้าของแผ่นเพลตโค้งที่มีผลต่อแบบจำลองรูปทรงเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายใน รวมถึงค่าอิมพีแดนซ์ของสารเนื้อเยื่อที่มีผลต่อการส่งพลังงานไปยังวัสดุตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง นอกจากนี้ยังศึกษาความสามารถในการส่งพลังงานของเพลตโค้งเมื่อย้ายตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งไปยังบริเวณอื่น ๆ ภายในแบบจำลองรูปเต้านม เพื่อศึกษารูปแบบของการดูดซับพลังงานจากสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้น

#### 3.1 อุปกรณ์และวิธีการจำลองผล

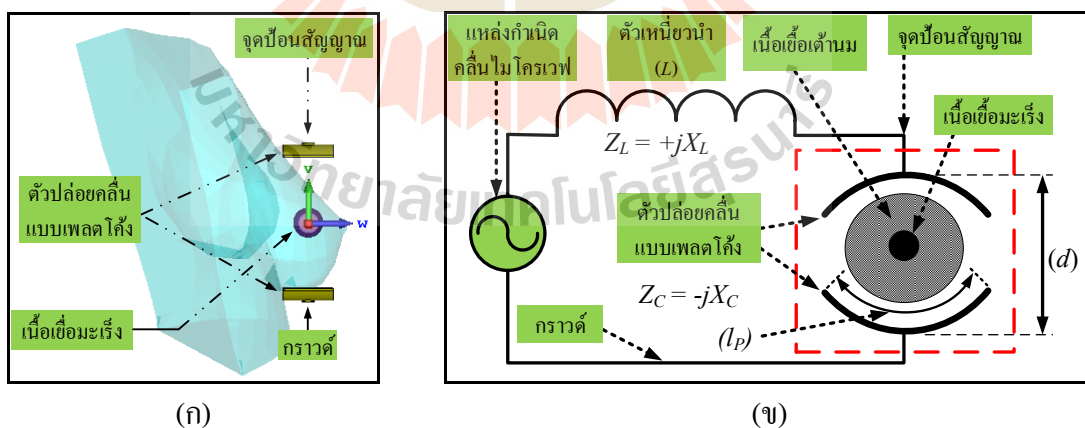
การออกแบบเพลตโค้งสำหรับบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก โดยใช้การจำลองหาค่าความหนาแน่นของการดูดซับพลังงาน (Power loss density,  $W/m^3$ ) ที่เกิดขึ้นกับวัสดุสารเนื้อเยื่อจำลองด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ซึ่งเป็นชุดซอฟต์แวร์การวิเคราะห์แบบ 3 มิติ ที่เป็นที่นิยมสำหรับการออกแบบวิเคราะห์การทำงานของส่วนประกอบและระบบแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) ซึ่งสามารถกำหนดพารามิเตอร์ตามขนาดทางเรขาคณิตหรือคุณสมบัติของวัสดุ สิ่งนี้ทำให้ผู้ใช้สามารถศึกษาพฤติกรรมของอุปกรณ์เมื่อคุณสมบัติของอุปกรณ์เปลี่ยนไป โดยในโปรแกรมจะประกอบไปด้วยหน้าต่างที่สำคัญต่าง ๆ ได้แก่ หน้าต่าง Simulation ซึ่งจะต้องทำการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตสำหรับการจำลอง (Boundaries conditions) แบ่งเป็น ระนาบ (X), ระนาบ (Y), และระนาบ (Z) เป็นแบบ Open (and Space) และทำการตั้งค่า Field monitor เพื่อพิจารณาเวกเตอร์สนามไฟฟ้า และความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานต่อปริมาตร ซึ่งจะเป็นผลที่บอกถึงการดูดซับพลังงานของตัวกลางที่เกิดขึ้นเนื่องจากการปล่อยสนามไฟฟ้าความถี่สูงจากแผ่นเพลตแบบโค้ง

#### 3.2 การออกแบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งและแบบจำลอง

โดยการออกแบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งจะมีการพิจารณาค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่สำคัญ ได้แก่ ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (Return loss,  $S_{11}$ ) และค่าอิมพีแดนซ์ (Impedance,  $Z = R + jx$ ) ซึ่งสามารถพิจารณาได้จากหลักการของวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมพื้นฐานในสมการที่ 2.29

ซึ่งจะประกอบไปด้วยความต้านทานส่วนจริง ( $R$ ) และความต้านทานเชิงซ้อนที่มีส่วนประกอบที่สำคัญที่เป็นตัวเก็บประจุ ( $C$ ) ซึ่งจะมีอิมพีแดนซ์เป็น  $-jX_C \Omega$  หรือตัวเหนี่ยวนำ ( $L$ ) ซึ่งจะมีอิมพีแดนซ์เป็น  $+jX_L \Omega$  ดังในรูปที่ 3.1 ในที่นี้ตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งจะมีระยะระหว่างเพลตเป็น  $d$  (mm) และมีขนาดความยาวเป็น  $l_p$  (mm) ซึ่งทำหน้าที่เหมือนตัวเก็บประจุในวงจรเรโซแนนซ์และเพื่อให้วงจรสามารถทำงานเพื่อให้เกิดการถ่ายโอนกำลังสูงสุดไปยังโหลดหรือวัสดุตัวกลางที่มีการสูญเสีย ที่ความถี่เรโซแนนซ์คือ 2.45 GHz จะต้องให้มีการหักล้างของอิมพีแดนซ์ในส่วนของความต้านทานเชิงซ้อนด้วยค่าตัวเหนี่ยวนำในโครงสร้างแบบ 3 มิติ แต่อย่างไรก็ตามยังคงสามารถทำการชดเชยค่าอิมพีแดนซ์ที่ขาดไปในส่วนนี้ได้โดยการสร้างตัวเหนี่ยวนำเพิ่มให้กับแผ่นเพลตโค้งที่จุดบ่อนสัญญาณแทน ซึ่งเมื่อรวมกับอินพุตอิมพีแดนซ์จากแหล่งกำเนิดสัญญาณมีค่าเท่ากับ  $50 \Omega$  ความต้านทานเชิงซ้อนถูกหักล้างไป จะเกิดการถ่ายโอนพลังงานจากแหล่งกำเนิดคลื่นไปยังเนื้อเยื่อเต้านมสูงสุด

สำหรับจำลองการทำงานของแผ่นเพลต โดยกำหนดให้เนื้อเยื่อเต้านมมีเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายใน ทำหน้าที่เป็นไดโพลเล็กทริกของตัวเก็บประจุที่เกิดจากแผ่นเพลต เมื่อทราบค่า  $X_C$  ของไดโพลเล็กทริกจากการคำนวณแล้ว จะสร้างขดลวดเหนี่ยวนำให้มีค่า  $X_L = X_C$  โดยค่านี้ถูกกำหนดเป็นค่าเริ่มต้นโดยโปรแกรมจำลอง จึงทำให้จุดบ่อนสัญญาณที่ขาเข้าของแผ่นเพลตโค้งมีค่าอิมพีแดนซ์รวมเป็น  $50 + jX_L \Omega$  โดยที่ค่า  $x$  จะกำหนดให้มีค่าเป็น  $X_L = 1$  นั่นคือ จะเป็นการชดเชยอิมพีแดนซ์เพื่อหักล้างกับอิมพีแดนซ์ของแผ่นเพลตโค้ง  $X_C$  เพื่อให้ความต้านทานเชิงซ้อนรวมเป็นศูนย์



รูปที่ 3.1 (ก) การจัดวางแผ่นเพลตรอบเนื้อเยื่อเต้านม (ข) วงจร RCL แบบอนุกรม

การจำลองการทำงานของแผ่นเพลตโค้งสำหรับการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายในนั้น จะแบ่งเป็น 4 ส่วนหลัก ตามลำดับดังนี้

การจำลองแรกจะประมาณค่าอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อเต้านม เพื่อนำข้อมูลดังกล่าวมาคำนวณค่าความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเต้านม ซึ่งจะนำมาใช้ในการคำนวณระหว่างแผ่นเพลตทั้งสองว่าควรอยู่ห่างกันเท่าใด ส่วนขนาดต่าง ๆ ของแผ่นเพลตจะออกแบบให้สอดคล้องกับขนาดของเต้านม ผลที่ได้จากการจำลองนั้นคือ ขนาดและรูปร่างของแผ่นเพลตโค้ง

การจำลองที่สองจะคำนวณค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) และค่าอิมพีแดนซ์ (Z) ของเนื้อเยื่อเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาดต่าง ๆ อยู่ในใน ข้อมูลที่ได้จากการจำลองจะทำให้สามารถเลือกขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งที่มีค่า S11 ต่ำสุด เพื่อนำไปใช้สร้างสารเนื้อเทียมในบดถัดไป นอกจากนี้ยังจำลองเวกเตอร์สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นตามเวลาเพื่อให้ทราบถึงขนาดและทิศทางของสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อเต้านมที่เป็นผลมาจากแผ่นเพลตที่เป็นแบบโค้ง

การจำลองส่วนที่สามจะคำนวณหาค่า Power loss density เมื่อกำหนดให้เนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ที่กึ่งกลางของเนื้อเยื่อเต้านมและอยู่ในแนวแกนกึ่งกลางของแผ่นเพลตโค้งทั้งสอง

ส่วนสุดท้ายของการจำลองจะศึกษา Power loss density เมื่อเนื้อเยื่อมะเร็งไม่อยู่กึ่งกลางระหว่างแผ่นเพลตทั้งสอง เพื่อดูรูปแบบของการดูดซับสนามไฟฟ้าไปยังตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งที่ต้องการ

### 3.3 การออกแบบขนาดและรูปร่างของแผ่นเพลต

โดยในเบื้องต้นนั้นจะทำการออกแบบส่วนที่เป็นแผ่นเพลตโค้ง โดยพิจารณาด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศ และทำการเพิ่มตัวกลางที่มีค่าคุณสมบัติที่เป็น ไดอิเล็กตริกที่เป็นเนื้อเยื่อแบบปกติและที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งเข้าไป จากนั้นทำการพิจารณาการตอบสนองความถี่ใช้งานโดยพิจารณาจากค่าการสูญเสียย้อนกลับของวงจรโซแนนซ์แบบอนุกรม ในขณะที่โหลดเป็นอากาศว่างและขณะเมื่อมีโหลดตัวกลางที่มีการสูญเสีย เพื่อเปรียบเทียบค่าการถ่ายโอนพลังงานไปยังโหลดทั้งสองแบบ

การออกแบบตัวปล่อยคลื่นเพื่อใช้ในการส่งผ่านสนามไฟฟ้าเข้าไปยังบริเวณเนื้อเยื่อที่มีการสูญเสีย โดยตัวปล่อยคลื่นสนามไฟฟ้าเป็นแผ่นเพลต 2 แผ่นซึ่งทำหน้าที่เสมือนเป็นตัวเก็บประจุ (C) ในการสะสมพลังงานให้กับตัวกลางที่อยู่ภายใน การคำนวณหาค่าระยะห่างของแผ่นเพลต  $d$  หาได้จากสมการที่ (3.4) เมื่อมีวัสดุที่มีค่าไดอิเล็กตริกอยู่ในจำเป็นต้องทราบค่าอิมพีแดนซ์ตัวกลางไดอิเล็กตริก

การคำนวณหาอิมพีแดนซ์ของไดอิเล็กตริกสามารถคำนวณได้จากพื้นฐานของการส่งผ่านคลื่นในตัวกลางที่มีการสูญเสีย ในสมการที่ (3.2) และสมการที่ (3.3) โดยที่ค่าสภาพยอมทางไฟฟ้าเชิงซ้อน ( $\epsilon_c$ ) ของบริเวณส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อเต้านมที่เนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายใน จะมีองค์ประกอบเป็นคงที่ไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r'$ ) และค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r''$ ) แสดงดังสมการที่ (3.1)

โดยมีพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่สำคัญ ได้แก่ ค่าอิมพีแดนซ์ของอากาศว่าง ( $\eta$ ) หาได้จากค่าซึมซาบแม่เหล็กของอากาศว่าง ( $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$  H/m) และสภาพยอมทางไฟฟ้าของอากาศว่าง ( $\epsilon_0 = \{1/36\pi\} \times 10^{-9}$  F/m) โดยที่  $Z$  คือ อิมพีแดนซ์ของวัสดุไดอิเล็กตริก ( $\Omega$ ),  $f$  คือ ความถี่ที่ใช้ (Hz),  $\lambda$  คือ ความยาวคลื่น (m) และความเร็วของแสงในสุญญากาศ  $c = 3 \times 10^8$  m/s (F. T. Ulaby, 2005)

$$\epsilon_r = \epsilon_r' - j\epsilon_r'' \quad (3.1)$$

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} = 120\pi \quad (3.2)$$

$$Z = \frac{\eta}{\sqrt{\epsilon_r'}} \quad (3.3)$$

$$\lambda = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r'}} \quad (3.4)$$

วัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้ในการจำลองจะประกอบด้วยเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านมและเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยที่เนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งจะถูกแทรกอยู่ในเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นแบบจำลองเต้านม ซึ่งประกอบด้วยชั้นของไขมันเป็นส่วนใหญ่ ที่ความถี่ 2.45 GHz เนื้อเยื่อที่เป็นเต้านมจะมีค่า  $\epsilon_r' = 5.6$  และมีค่า  $\epsilon_r'' = 0.26$  และเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็งจะมีค่า  $\epsilon_r' = 55.25$  และมีค่า  $\epsilon_r'' = 19.82$  ตามลำดับ (ดังตารางที่ 3.1) (Martellosio et al., 2017)

ตารางที่ 3.1 ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อเต้านมและเนื้อเยื่อมะเร็งที่ความถี่ 2.45 GHz

(Martellosio et al., 2017)

ชนิดสารเนื้อเทียม	ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant, $\epsilon_r'$ )	ค่าการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor, $\epsilon_r''$ )
เนื้อเยื่อเต้านม	5.6	0.26
เนื้อเยื่อมะเร็ง	55.25	19.82

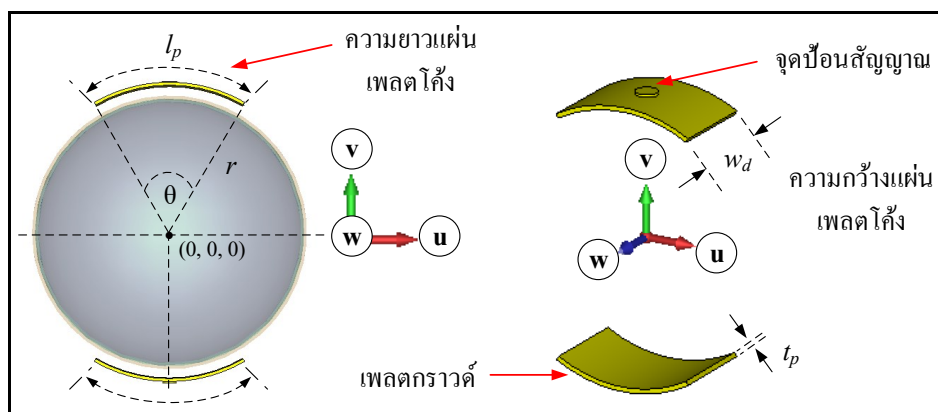


จากข้อมูลในตารางที่ 3.1 จะได้ว่าค่า  $\varepsilon_r$  ของเนื้อเยื่อเต้านมเท่ากับ  $5.6+j0.26$  และเนื้อเยื่อมะเร็งเท่ากับ  $55.25+j19.82$  ซึ่งจะได้ผลรวมของค่าสภาพยอมเชิงซ้อนเป็น  $60.85+j20.08$  สามารถหาค่า  $\varepsilon_r$  จากสมการที่ (3.1) เป็น 64.07 และจากสมการที่ (3.3) จึงสามารถหาค่าอิมพีแดนซ์ของวัสดุไดอิเล็กตริกได้เท่ากับ  $47.09 \Omega$  โดยจะมีค่าใกล้เคียงกับอิมพีแดนซ์ของจุดป้อนสัญญาณที่ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.2 และในส่วนของอิมพีแดนซ์ที่ขาดไปสามารถชดเชยได้โดยการปรับตัวแปร  $X_L$  ของตัวเหนี่ยวนำภายนอกเพื่อให้เกิดการถ่ายโอนพลังงานสูงสุด

จากการคำนวณขนาดความยาวคลื่นตามสมการที่ (3.4) จะได้  $\lambda$  มีค่าประมาณ 1.53 cm ซึ่งจะเป็นความยาวคลื่นใกล้เคียงกับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็ง แต่เนื่องจากการจำลองจะต้องออกแบบให้มีขนาดเหมาะสมกับส่วนที่เป็นเต้านมจำลอง เนื่องจากทุก ๆ  $\lambda$  จะเกิดค่าสูงสุดที่ยอดคลื่นทำให้โมเมนต์ของเนื้อเยื่อเกิดการเสียดสีครบหนึ่งรอบซึ่งทำให้เกิดเป็นความร้อน ดังนั้นจึงได้เลือกออกแบบแผ่นเพลตที่ระยะห่างเป็น  $6\lambda$  เพื่อให้คลื่นทำงานได้ครบรอบและมีระยะห่างเพียงพอที่จะใช้งานกับขนาดของเต้านมจริงได้ ทำให้แผ่นเพลตที่ออกแบบมีระยะห่างประมาณ 9.18 cm หรือมีรัศมีจากจุดศูนย์กลาง ( $r$ ) เป็น 4.59 cm ซึ่งจะไม่มีผลต่ออิมพีแดนซ์ของวัสดุไดอิเล็กตริกรวม แต่จะส่งผลในส่วนของความต้านทานเชิงซ้อนของแผ่นเพลต ซึ่งจะสามารถปรับชดเชยการแมทชิ่งอิมพีแดนซ์ได้โดยการปรับแต่งระยะห่างและการปรับชดเชยอิมพีแดนซ์ของจุดป้อนสัญญาณจากในโปรแกรมจำลอง

ดังนั้นระยะระหว่างเพลต ( $d = 2r$ ) ที่กำหนดในโปรแกรมมีค่าเท่ากับ 90 mm ซึ่งจะทำให้สามารถคำนวณมุมองศาความโค้งของแผ่นเพลตได้จากสมการเรขาคณิต  $\theta = (360/2\pi)(l/r)$  ได้ว่า  $\theta$  จะมีค่าเป็น  $76.39^\circ$  สำหรับวัสดุโลหะที่ใช้ในการออกแบบโครงสร้าง 3 มิติ ของแผ่นเพลตโค้งเลือกเป็นชนิดทองแดง ซึ่งจะมีค่าความนำไฟฟ้าเท่ากับ  $5.8 \times 10^7$  S/m ขนาดความยาว  $l_p$  เป็น 60 mm ค่าความกว้าง  $w_p$  เป็น 30 mm และกำหนดให้แผ่นทองแดงมีความหนา  $t_p$  เป็น 0.5 mm ดังนั้นลักษณะของตัวปล่อยคลื่นแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบจะสามารถแสดงดังในรูปที่ 3.2

สำหรับในส่วนของการวิเคราะห์การให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกที่เกิดขึ้นในตัวกลางที่มีการสูญเสียจะกำหนดพิกัดอ้างอิงเป็นสามแกนคือ แกน  $u$ , แกน  $v$ , และแกน  $w$  ซึ่งที่จุดกึ่งกลางระหว่างแผ่นเพลตทั้งสองจะมีพิกัดเป็น  $(u = 0, v = 0, w = 0)$  โดยที่ระนาบ  $uv$  จะตัดขวางที่กึ่งกลางของแผ่นเพลต ซึ่งในส่วนนี้จะนำไปใช้ในการบอกตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งที่ใช้ในการจำลองผลของสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้น สำหรับในการจำลองจะกำหนดให้ตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น  $(u = 0, v = 0, w = 0)$  ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อยู่กึ่งกลางระหว่างแผ่นเพลต โดยจะได้แสดงผลของการจำลองที่เป็นค่าการสูญเสียย้อนกลับ ค่าอิมพีแดนซ์ รูปแบบของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าที่แปรตามเวลา และค่าความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในบริเวณตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งจากความสัมพันธ์ตามสมการที่ 2.24



รูปที่ 3.2 ลักษณะของตัวปล่อยคลื่นแบบไดอิเล็กทริกแบบแผ่นเพลตโค้ง

โดยที่ปริมาณของการดูดซับพลังงานจากสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กทริก ซึ่งจะใช้ในการคำนวณให้อยู่ในรูปของความร้อนสำหรับการทดลองในบดัดไป

### 3.4 ผลการจำลองค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) อิมพีแดนซ์ (Z) และเวกเตอร์สนามไฟฟ้าที่แปรตามเวลา (E-FIELD) ของแผ่นเพลตโค้ง

การจำลองผลการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบ จากรูปที่ 3.3 เป็นการแสดงค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ในขณะที่ตัวกลางเป็นอากาศ และขณะที่มีตัวกลางเป็นเนื้อเยื่อเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งที่อยู่ภายใน โดยจะทำการเลือกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดต่าง ๆ เพื่อให้ได้ค่า S11 ต่ำสุด จากนั้นจะแสดงให้อยู่ในรูปของค่าอิมพีแดนซ์ (Z)

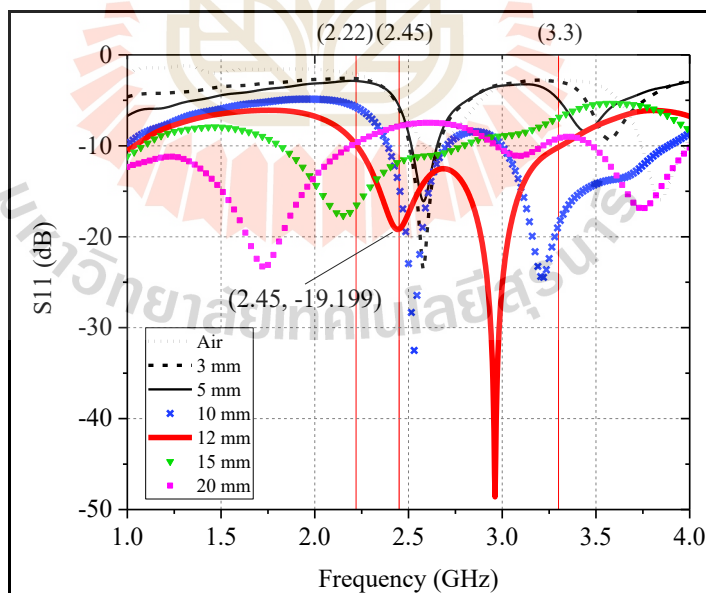
พิจารณาในช่วงความถี่ตั้งแต่ 1–4 GHz ในขณะที่โหนดตัวกลางเป็นอากาศ จะได้ค่า S11 ที่ความถี่ 2.45 GHz เป็น -5.61 dB เมื่อแปลงให้อยู่ในรูปของอิมพีแดนซ์ซึ่งได้จากการจำลองผล ดังในรูปที่ 3.4 (ก) จะมีค่า  $Z(1) = 18.81-j21.26 \Omega$  และขณะที่โหนดตัวกลางเป็นวัสดุไดอิเล็กทริกรูปเต้านมจำลอง เมื่อทำการปรับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งไว้ภายใน โดยมีขนาดเป็น 3 mm จะได้ค่า S11 ที่ความถี่ 2.45 GHz เป็น -5.92 dB และค่า  $Z(2) = 17.06-j9.27 \Omega$  ดังในรูปที่ 3.4 (ข)

แต่เมื่อพิจารณาแนวโน้มของ S11 เมื่อมีวัสดุตัวกลางเต้านมและเนื้อเยื่อมะเร็งจะเห็นได้ว่ามีค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ดีกว่าขณะที่โหนดตัวกลางเป็นอากาศ แต่ยังไม่ใช่ความถี่ที่ต้องการ จากนั้นจึงทำการปรับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งเพิ่มเป็น 5 mm จะได้ค่า S11 ที่ความถี่ 2.45 GHz เป็น -5.65 dB และค่า  $Z(3) = 15.79-j3.02 \Omega$  ดังในรูปที่ 3.4 (ค) ซึ่งในส่วนนี้จะเห็นได้ว่าการตอบสนองของความถี่ยังไม่แตกต่างจากเดิมมากนัก และเมื่อทำการปรับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งเพิ่มเป็น 10 mm

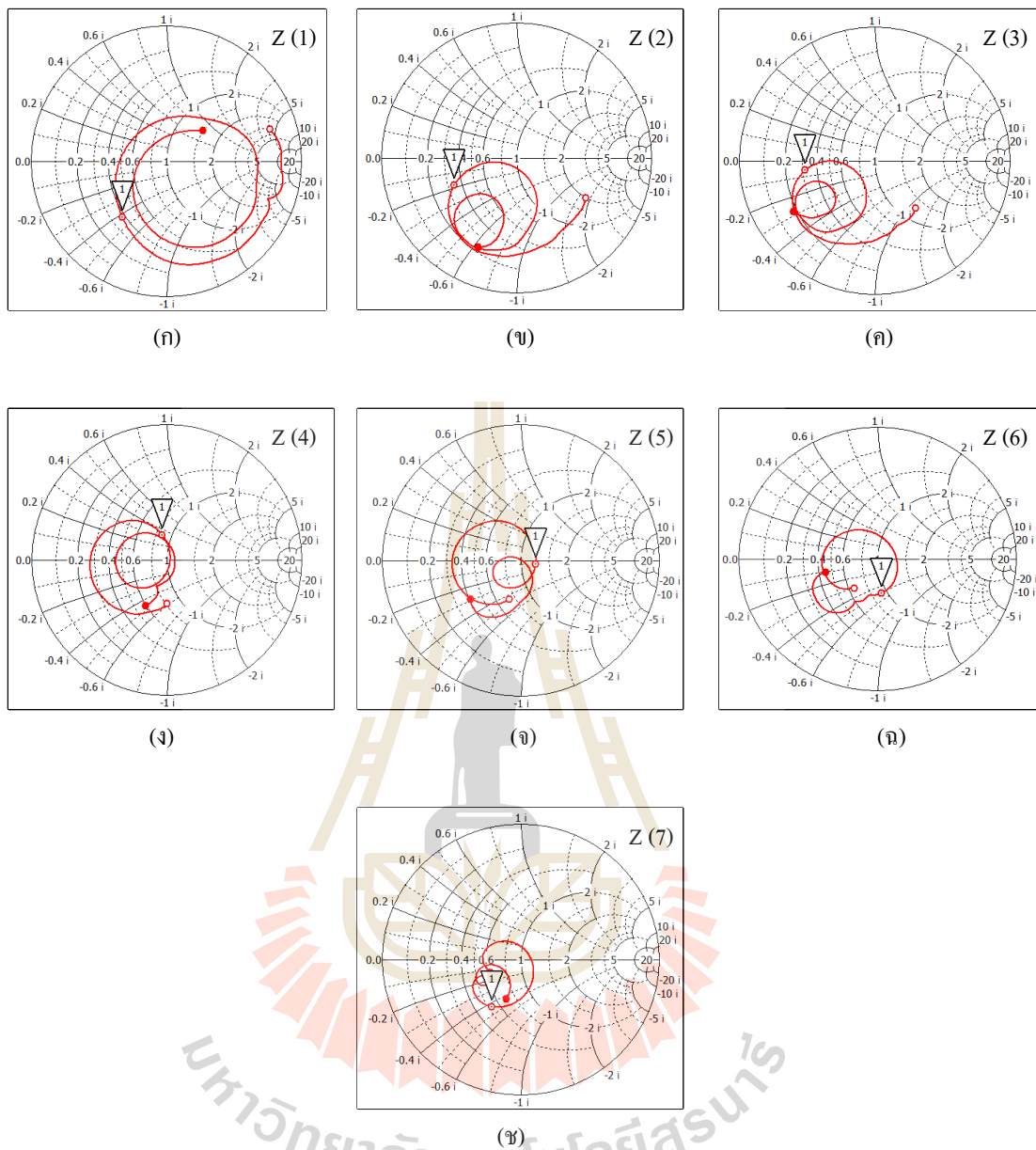
ลักษณะของการตอบสนองความถี่เริ่มมีการเปลี่ยนแปลงดีขึ้น โดยที่ค่า S11 ที่ความถี่ 2.45 GHz มีค่าเป็น -14.47 dB ซึ่งส่งผลให้ค่า  $Z(4) = 43.64 + j16.82 \Omega$  ดังในรูปที่ 3.4 (ง)

จากนั้นทำการปรับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งเพิ่มเป็น 12 mm ซึ่งเป็นขนาดที่ทำให้มีค่า S11 ที่ความถี่ 2.45 GHz สูงที่สุด ซึ่งก็คือ -19.16 dB และเมื่อทำการแปลงให้อยู่ในรูปของค่าอิมพีแดนซ์จะมีค่า  $Z(5) = 61.95 - j3.01 \Omega$  ดังในรูปที่ 3.4 (จ) ซึ่งจะเห็นได้ว่ามีความต้านทานส่วนจริงใกล้เคียงกับ  $50 \Omega$  และมีความต้านทานเชิงซ้อนในส่วนที่เป็นตัวเก็บประจุ (C) ซึ่งจะมีอิมพีแดนซ์เป็น  $-jX_C \Omega$  ที่น้อย นั่นคือ ในลักษณะนี้จะสามารถทำให้เกิดการถ่ายโอนพลังงานของสนามไฟฟ้าไปยังโหลดได้ดีตามที่ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อที่ 3.3

และเมื่อเพิ่มขนาดเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 15 mm และ 20 mm จะได้ค่า S11 ที่ความถี่ 2.45 GHz เป็น -11.76 dB และ -7.84 dB เมื่อแสดงให้อยู่ในรูปของค่าอิมพีแดนซ์ จะมีค่า  $Z(6) = 46.07 - j25.35 \Omega$  ดังในรูปที่ 3.4 (ฉ) และ  $Z(7) = 26.31 - j21.72 \Omega$  ดังในรูปที่ 3.4 (ช) ตามลำดับ แต่สำหรับที่ขนาดเป็น 15 mm แม้ว่าจะมีความต้านทานส่วนจริงใกล้เคียงกับ  $50 \Omega$  เช่นกัน แต่เนื่องจากว่ามีความต้านทานเชิงซ้อนในส่วนที่เป็นตัวเก็บประจุที่สูง จึงทำให้เกิดการสูญเสียพลังงานไปในส่วนนี้ และสำหรับที่ขนาดเป็น 20 mm จะไม่สามารถทำงานตอบสนองที่ความถี่ 2.45 GHz ได้เนื่องจากมีค่าการสะท้อนกลับที่สูง



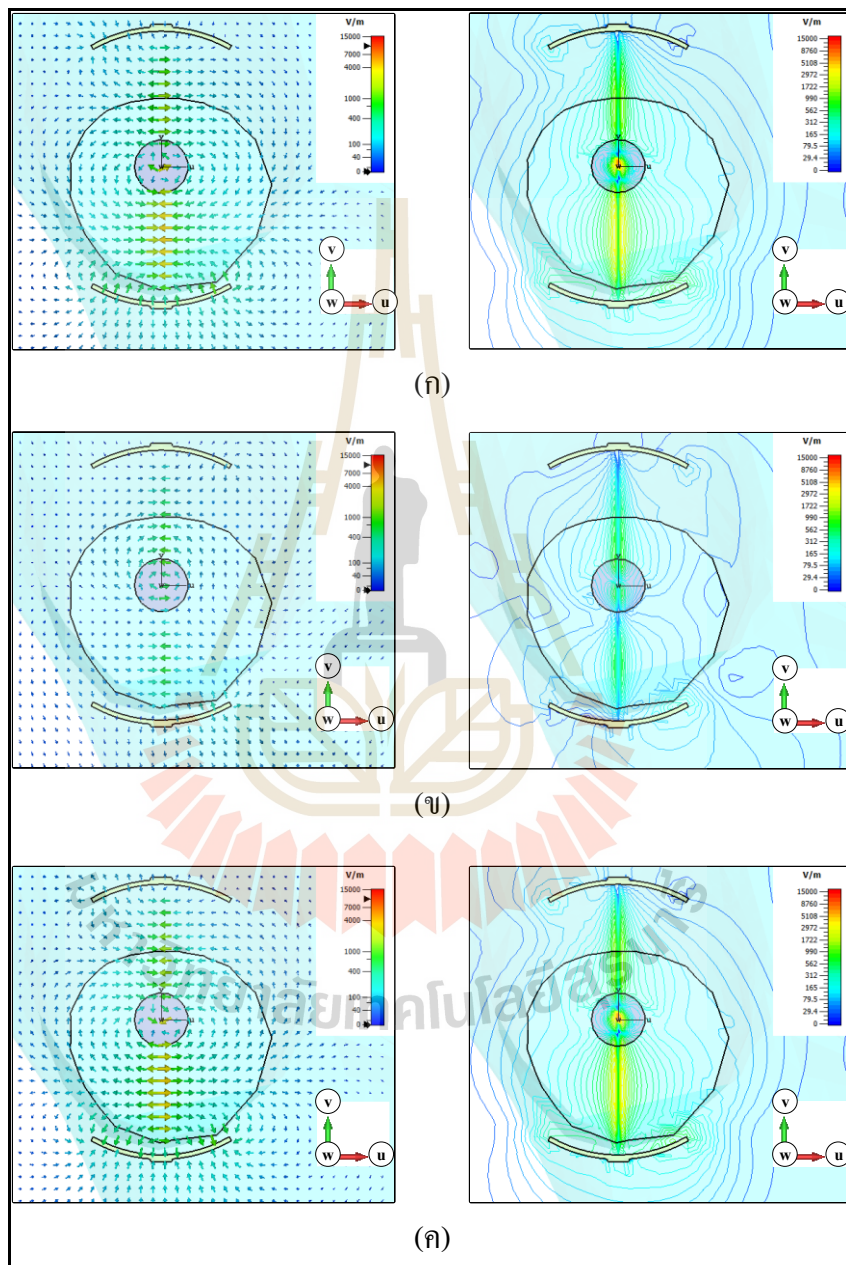
รูปที่ 3.3 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz ขณะที่ตัวกลางเป็นอากาศและมีเนื้อเยื่อมะเร็งที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 3–20 mm



รูปที่ 3.4 ค่าอิมพีแดนซ์ ( $Z$ ) ของแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz (ก) เมื่อโหนดที่เป็นอากาศ และเมื่อโหนดเป็นเต้านมที่มี (ข) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 3 mm, (ค) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 5 mm, (ง) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 10 mm, (จ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm, (ฉ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 15 mm, และ (ซ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 20 mm

นอกจากนี้หากพิจารณาจากข้อมูลที่ขนาดเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 12 mm จะมีค่า S11 ที่สามารถใช้งานได้โดยจะพิจารณาที่ระดับที่มีค่าต่ำกว่า -10 dB อยู่ในช่วงระหว่าง 2.22–3.30 GHz ดังนั้นในการจำลองนี้ขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 12 mm จะสามารถใช้งานได้ดีที่สุด

ในลำดับถัดมาจะแสดงรูปแบบของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าที่แปรตามเวลาของแผ่นเพลตโค้ง ซึ่งจะพิจารณาโดยดูจากค่าการตอบสนองความถี่ที่ดีที่สุดจากการค่า S11 ซึ่งก็คือ เมื่อทำการจำลอง ด้วยเส้นที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ดังแสดงในรูปที่ 3.5

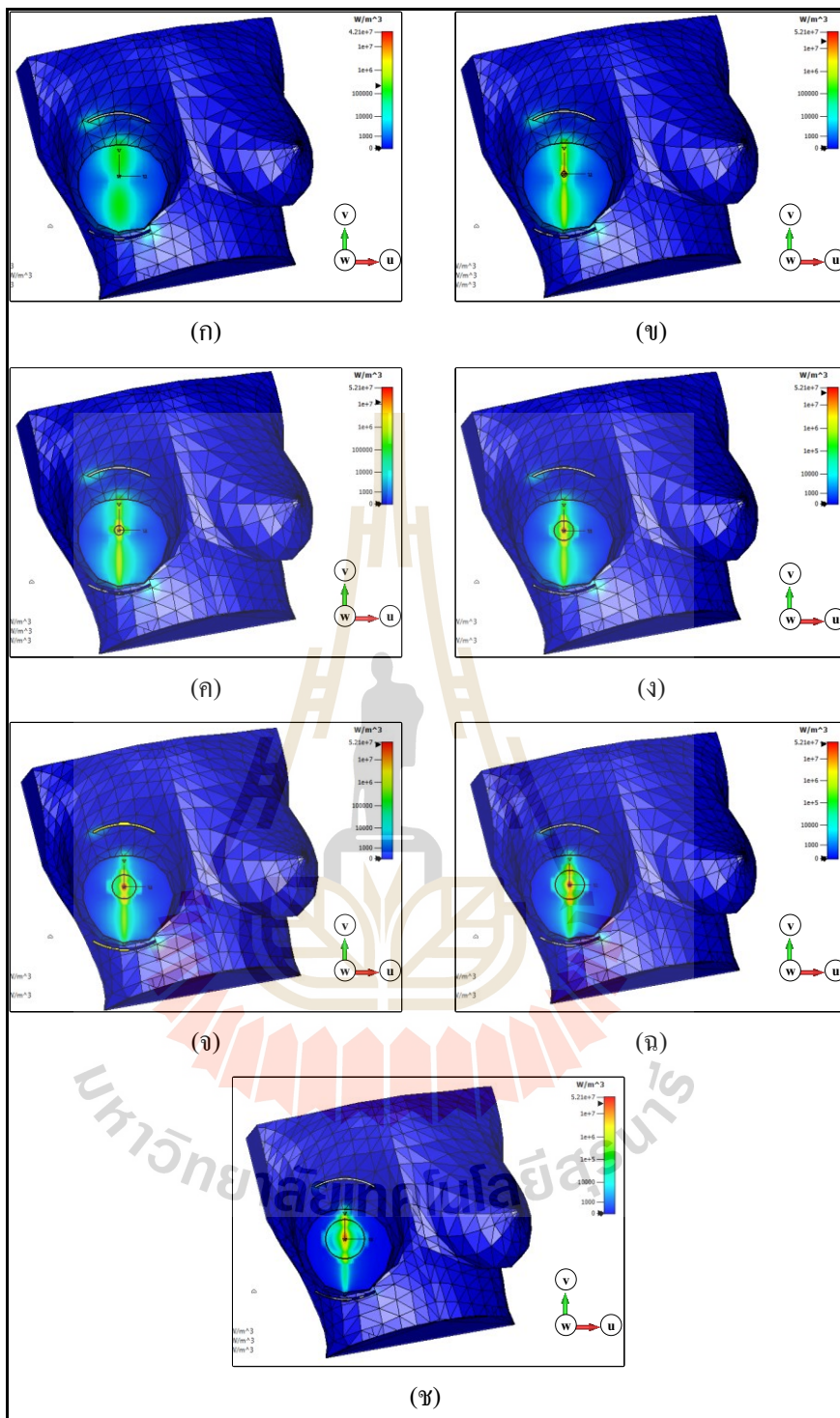


รูปที่ 3.5 รูปแบบของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าของแผ่นเพลตโค้งที่เปลี่ยนแปลงตามเวลา (ก) เมื่อมุมเฟสของสนามไฟฟ้าเป็น  $0^\circ$  (ข) เมื่อมุมเฟสของสนามไฟฟ้าเป็น  $\pi/2^\circ$  (ค) เมื่อมุมเฟสของสนามไฟฟ้าเป็น  $\pi^\circ$

โดยทำการแสดงภาพตัดขวางแบบ 2 มิติ โดยใช้ระนาบ uv ซึ่งเป็นระนาบอ้างอิงที่กำหนดไว้ในหัวข้อที่ 3.4 และกำหนดตำแหน่งแกน w เท่ากับ 0 เพื่อดูรูปแบบของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นภายในเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยจะใช้ฟังก์ชัน Animate fields ซึ่งการอธิบายจะใช้หน่วยของการเปลี่ยนแปลงมุมเฟสของสัญญาณที่ตำแหน่งต่าง ๆ เพื่อดูค่าการเปลี่ยนแปลงแอมพลิจูดของสนามไฟฟ้า (Instantaneous field amplitude) ซึ่งจะสามารถอ่านค่าได้จากในโปรแกรมจำลอง โดยจะกำหนดมุมเฟส ดังนี้คือ  $0^\circ$ ,  $\pi/2^\circ$ , และ  $\pi^\circ$  จากผลการจำลองรูปแบบของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าในของแผ่นเพลตโค้งรูปที่ 3.5 (ก) ด้านซ้ายมือคือ แนวเวกเตอร์สนามไฟฟ้าเมื่อจุดป้อนสัญญาณมีมุมเฟสเป็น  $0^\circ$  โดยที่ทิศทางของสนามไฟฟ้านั้นจะพุ่งเข้าหาแกนกลางของวัสดุตัวกลาง ทำให้ในบริเวณแกนกลางนั้นมีขนาดแอมพลิจูดสูงสุด และเมื่อพิจารณารูปในด้านขวาจะเห็นเส้นแนวสนามไฟฟ้าที่เคลื่อนผ่านวัสดุตัวกลางเป็นเส้นโค้งตามลักษณะรูปทรงของแผ่นเพลตโค้งทางด้านขวามือ ในรูปที่ 3.5 (ข) ด้านซ้ายคือ แนวเวกเตอร์สนามไฟฟ้าเมื่อจุดป้อนสัญญาณมีมุมเฟสเป็น  $\pi/2^\circ$  โดยที่ทิศทางของสนามไฟฟ้านั้นจะพุ่งเข้าหาแกนกลางของวัสดุตัวกลาง แต่ในบริเวณแกนกลางนั้นจะมีขนาดแอมพลิจูดลดลง และเมื่อพิจารณารูปในด้านขวาจะเห็นเส้นแนวสนามไฟฟ้าที่เคลื่อนผ่านวัสดุตัวกลางยังคงเป็นเส้นโค้ง แต่มีลักษณะที่แคบลงทางด้านขวามือ และเมื่อพิจารณาในรูปที่ 3.5 (ค) ด้านซ้ายคือ แนวเวกเตอร์สนามไฟฟ้าเมื่อจุดป้อนสัญญาณมีมุมเฟสเป็น  $\pi^\circ$  โดยที่ทิศทางของสนามไฟฟ้านั้นจะพุ่งเข้าหาแกนกลางของวัสดุตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง และมีขนาดแอมพลิจูดใกล้เคียงกับขณะที่เมื่อจุดป้อนสัญญาณมีมุมเฟสเป็น  $0^\circ$  และเห็นเส้นแนวสนามไฟฟ้าที่เคลื่อนผ่านวัสดุตัวกลางในลักษณะเดียวกัน

### 3.5 ผลการจำลองค่าความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าภายในแบบจำลองเต้านมด้วยแผ่นเพลตโค้ง

สำหรับในส่วนนี้เป็นการแสดงการความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานของสนามไฟฟ้าในตัวกลางที่มีการสูญเสีย เมื่อมีขนาดของเนื้อเยื่อเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 3–20 mm ตามลำดับ โดยจะแสดงดังรูปที่ 3.6 ซึ่งจะแสดงผลการจำลองเป็นระนาบตัดขวางแบบ 2 มิติ ในระนาบ uv โดยกำหนดให้ w เท่ากับ 0 เพื่อพิจารณารูปแบบของการดูดซับพลังงานดังกล่าว ซึ่งจะได้เปรียบเทียบกับพลังงานดูดซับที่เกิดขึ้นในแบบจำลองเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาดต่าง ๆ กับความสามารถในการส่งผ่านพลังงานหรือค่า S11 ที่ความถี่ 2.45 GHz ที่ได้แสดงในหัวข้อที่ 3.4 ซึ่งจะได้ทำการวิเคราะห์หาค่าการดูดซับที่ดีที่สุด



รูปที่ 3.6 ความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานต่อปริมาตร (ก) เมื่อโหนดที่เป็นอากาศ และเมื่อโหนดเป็นเต้านมที่มี (ข) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 3 mm, (ค) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 5 mm, (ง) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 10 mm, (จ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm, (ฉ) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 15 mm, และ (ข) เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 20 mm

จากรูปที่ 3.6 (ก) จะเป็นการปล่อยสนามไฟฟ้าผ่านวัสดุตัวกลางที่เป็นแบบจำลองเต้านม โดยที่ไม่มีเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายในจะเห็นว่าค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าสูงสุด โดยพิจารณาที่ตำแหน่ง ( $u = 0, v = 0, w = 0$ ) จะมีค่าเป็น  $1.77 \times 10^5 \text{ W/m}^3$  จากนั้นเมื่อมีการใส่เนื้อเยื่อมะเร็งในแบบจำลองเต้านมเป็น 3 mm จะได้ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบเป็น  $1.58 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  ดังในรูปที่ 3.6 (ข) ซึ่งในส่วนนี้จะเห็นได้ว่าที่ระยะความลึกบริเวณกึ่งกลางของเนื้อเยื่อเต้านมจะมีการดูดซับพลังงานที่สูงขึ้นจากเดิม โดยผลการจำลองแสดงให้เห็นว่าคลื่นสามารถแทรกซึมผ่านแบบจำลองของเต้านมเข้าไปยังจุดที่เป็นตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งที่ต้องการ ซึ่งอยู่ในตำแหน่งที่ลึกลงไปภายในแบบจำลองเต้านมได้ และความหนาแน่นการดูดซับพลังงานของสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อเต้านมนั้นมีปริมาณน้อยกว่า  $1 \times 10^5 \text{ W/m}^3$  ซึ่งน้อยกว่าในตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งประมาณ 100 เท่า

และเมื่อทำการเพิ่มขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งในแบบจำลองเต้านมเป็น 5 mm จะได้ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบเป็น  $9.36 \times 10^6 \text{ W/m}^3$  ดังในรูปที่ 3.6 (ค) ในส่วนนี้ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานนั้นลดลง เนื่องจากเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 5 mm จะมีค่า S11 ที่สูงกว่า เนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 3 mm สอดคล้องกับผลการจำลองในหัวข้อที่ 3.5

จากนั้นทำการเพิ่มขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งในแบบจำลองเต้านมเป็น 10 mm จะได้ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบเป็น  $2.32 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  ดังในรูปที่ 3.6 (ง) และเมื่อทำการปรับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งในแบบจำลองเต้านมเป็น 12 mm ซึ่งเป็นจุดที่สามารถให้การสูญเสียย้อนกลับ (S11) ดีที่สุดตามผลการจำลองในหัวข้อที่ 3.5 พบว่าจะมีค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบเป็น  $3.06 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  ดังในรูปที่ 3.6 (จ)

และสุดท้ายจะทำการปรับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 15 mm และ 20 mm จะได้ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบเป็น  $2.98 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  และ  $1.96 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  ดังในรูปที่ 3.6 (ฉ) และรูปที่ 3.6 (ช) ตามลำดับ

ซึ่งเมื่อพิจารณาค่าความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าในรูปที่ 3.6 แล้ว จะเห็นได้ว่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานของสนามไฟฟ้าของเนื้อเยื่อมะเร็ง จะสอดคล้องกับค่า S11 ซึ่งถ้าการสะท้อนกลับมีสูงกว่าที่ระดับ -10 dB แล้วนั้นจากการจำลองผลแสดงให้เห็นว่าค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้านั้น จะมีค่าลดลงที่ความถี่ 2.45 GHz และพื้นที่ในส่วนเนื้อเยื่อข้างเคียงซึ่งเป็นส่วนของเนื้อเยื่อเต้านมจะมีค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าได้น้อยกว่า จากผลการจำลองที่ได้นำเสนอนี้จะพบว่าเมื่อเปรียบเทียบการจำลองผลภายใต้เงื่อนไขวัสดุที่มีค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r''$ ) ที่เท่ากัน ปัจจัยที่มีผลต่อความสามารถในการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็ง ซึ่งจะส่งผลให้ค่าอิมพีแดนซ์มีการเปลี่ยนแปลง และจะส่งผลต่อการถ่ายโอนพลังงานไปยังโหนด



ซึ่งจากการจำลองผลในส่วนของคุณค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานของไฟฟ้าในวัสดุตัวกลางที่มีการสูญเสียหรือวัสดุไดอิเล็กตริกนั้นจะสามารถถ่ายโอนพลังงานไปยังโหนดได้สูงและเข้าไปได้ลึก โดยที่ไม่ก่อให้เกิดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ข้างเคียง ตารางที่ 3.2 สรุปผลการจำลองทั้งหมดประกอบด้วย ค่าการสูญเสียย้อนกลับ, ค่าอิมพีแดนซ์, และค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าของตัวกลางเนื่องจากการถ่ายโอนพลังงานจากแผ่นเพลตโค้ง

ตารางที่ 3.2 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) และค่าความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz ขณะที่ไม่มีการเชื่อมะเร็ง และมีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาดเป็น 3–20 mm อยู่ภายในเนื้อเยื่อเต้านม

ขนาดเนื้อเยื่อมะเร็ง (mm)	ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) (dB)	อิมพีแดนซ์ของเต้านมเทียม (Z) ( $\Omega$ )	ค่าความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบ ( $W/m^3$ )
–	-5.61	$Z(1) = 18.81-j21.26$	$1.77 \times 10^5$
3	-5.92	$Z(2) = 17.06-j9.27$	$1.58 \times 10^7$
5	-5.65	$Z(3) = 15.79-j3.02$	$9.36 \times 10^6$
10	-14.47	$Z(4) = 43.64+j16.82$	$2.32 \times 10^7$
12	-19.16	$Z(5) = 61.95-j3.01$	$3.06 \times 10^7$
15	-11.76	$Z(6) = 46.07-j25.35$	$2.98 \times 10^7$
20	-7.84	$Z(7) = 26.31-j21.72$	$1.96 \times 10^7$

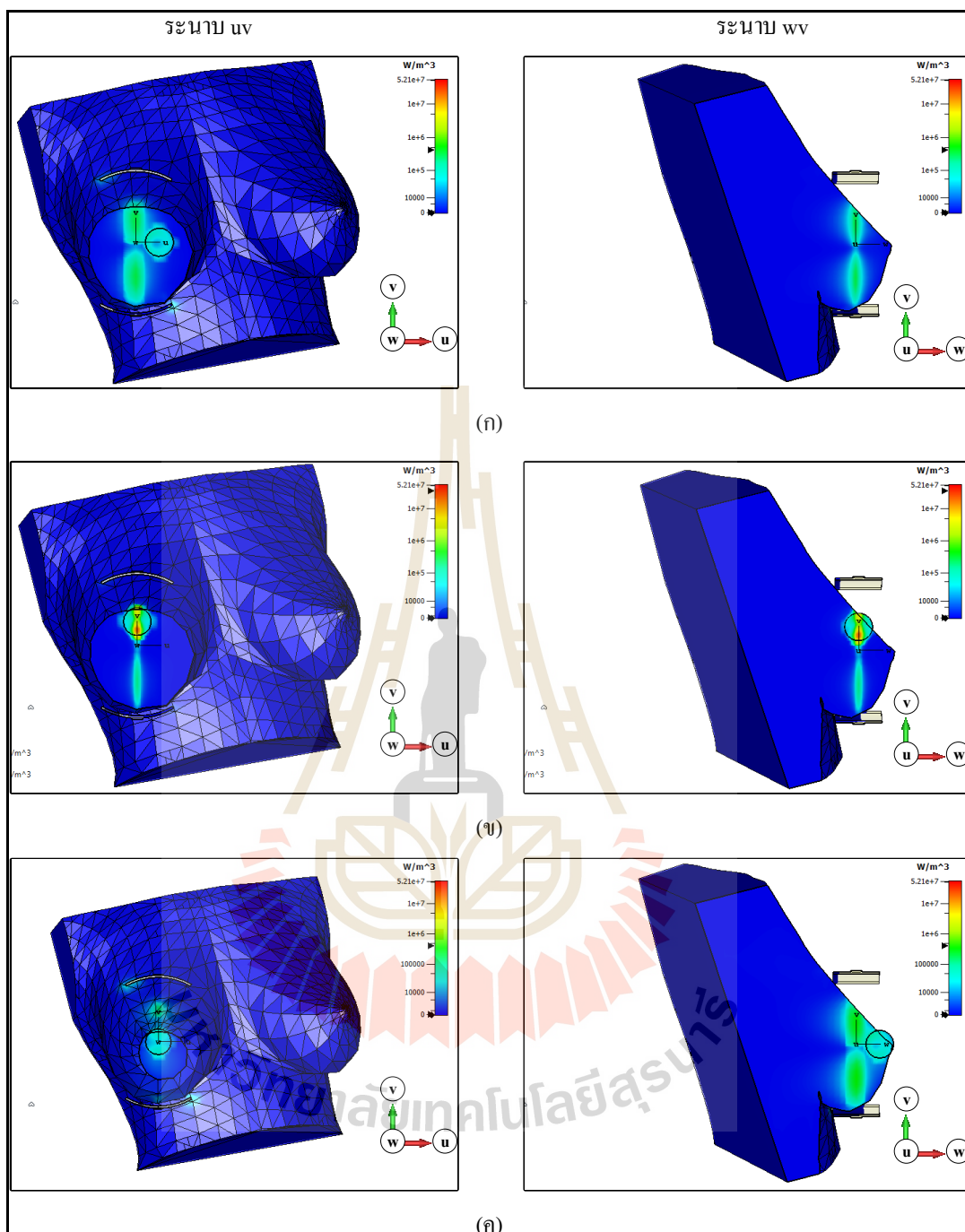
จากผลการออกแบบพบว่าตัวปล่อยคลื่นแผ่นเพลตโค้งนี้มีค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ที่ความถี่ 2.45 GHz มีค่าน้อยกว่า -10 dB เมื่อขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ระหว่าง 10–15 mm ซึ่งจะส่งผลให้ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าภายในตัวกลางที่เป็นวัสดุที่มีการสูญเสียทางไฟฟ้าสูงสุดเมื่อขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งมีขนาดเท่ากับ 12 mm และต้องอยู่ในบริเวณจุดกึ่งกลางภายในแบบจำลองเต้านม ซึ่งในลำดับถัดไปจะได้ทำการวิเคราะห์รูปแบบของการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อมีการย้ายในส่วนของเนื้อเยื่อมะเร็งที่อยู่ภายในแบบจำลองรูปเต้านมโดยจะกำหนดตำแหน่งโดยใช้พิกัดอ้างอิงคือ (u, v, w) ตามที่ได้กำหนดไว้ในหัวข้อที่ 3.4 ซึ่งจะได้แสดงผลโดยการตรวจสอบแบ่งเป็น 2 ระนาบคือ ระนาบ uv และระนาบ vw ตามลำดับ

### 3.6 ผลการจำลองค่าความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าภายในแบบจำลองเต้านมด้วยแผ่นเพลตโค้งเมื่อทำการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็ง

เมื่อเนื้อเยื่อมะเร็งมีตำแหน่งไม่อยู่ตรงกลางของเนื้อเยื่อเต้านม ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าของการให้ความร้อนที่มีแก่เนื้อเยื่อมะเร็งอาจจะเปลี่ยนแปลงไปจากเดิม โดยจะใช้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 12 mm ซึ่งจากการจำลองผลที่ผ่านมาพบว่ามีค่าอิมพีแดนซ์สูงสุด ทั้งนี้เพื่อเป็นพิจารณาการดูดซับพลังงานจากสนามไฟฟ้าของเนื้อเยื่อมะเร็งที่ย้ายไปยังตำแหน่งต่าง ๆ จะทำการเลื่อนตำแหน่งจากเดิมที่ตำแหน่ง ( $u = 0 \text{ mm}$ ,  $v = 0 \text{ mm}$ ,  $w = 0 \text{ mm}$ ) ไปตามแนวแกน  $u$  เลื่อนไปอยู่ที่ตำแหน่งเป็น ( $u = 10 \text{ mm}$ ,  $v = 0 \text{ mm}$ ,  $w = 0 \text{ mm}$ ) ดังในรูปที่ 3.7 (ก) พบว่าค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าที่เกิดขึ้นสูงสุดของเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าเป็น  $3.47 \times 10^5 \text{ W/m}^3$  ซึ่งเมื่อพิจารณาจากข้อมูลในตารางที่ 3.3 แล้วนั้น จะมีค่าการดูดซับพลังงานไฟฟ้าลดลงจากเดิมคือ  $3.06 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  สำหรับเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 12 mm แต่ในส่วนของเนื้อเยื่อปกติยังคงมีค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าเป็น  $1 \times 10^5 \text{ W/m}^3$  ซึ่งการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งในลักษณะนี้จะส่งผลให้เนื้อเยื่อมะเร็งได้รับพลังงานที่น้อยลง

จากนั้นจะได้ทำการย้ายทำการเลื่อนตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งไปตามแนวแกน  $v$  เลื่อนไปอยู่ที่ตำแหน่งเป็น ( $u = 0 \text{ mm}$ ,  $v = 10 \text{ mm}$ ,  $w = 0 \text{ mm}$ ) ดังรูปที่ 3.7 (ข) ในส่วนนี้ค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าที่เกิดขึ้นสูงสุดของเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าเป็น  $2.29 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  ซึ่งจะมีค่าใกล้เคียงกับผลการจำลองในตารางที่ 3.3 คือ  $3.06 \times 10^7 \text{ W/m}^3$  หากพิจารณาในส่วนนี้จะเห็นว่าลักษณะของเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นเคลื่อนที่ไปจากแนวเดิมซึ่งเป็นแนวหลักของสนามไฟฟ้า แต่เมื่อมีการย้ายตำแหน่งจึงทำให้พลังงานที่ดูดซับได้มีค่าลดลงไม่มากนัก ด้วยเหตุผลนี้แสดงให้เห็นว่า แนวของสนามไฟฟ้ามีผลต่อการดูดซับพลังงานแก่เนื้อเยื่อมะเร็งได้

สุดท้ายทำการย้ายตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งไปตามแนวแกน  $w$  โดยทำการเลื่อนไปอยู่ที่ตำแหน่งเป็น ( $u = 0 \text{ mm}$ ,  $v = 0 \text{ mm}$ ,  $w = 10 \text{ mm}$ ) ดังรูปที่ 3.7 (ค) พบว่าการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นมีค่าเหลือเพียง  $4.73 \times 10^4 \text{ W/m}^3$  ซึ่งค่าความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานจะมีค่าน้อยที่สุด เมื่อพิจารณาถึงรูปแบบของสนามไฟฟ้านี้จะให้เห็นได้ว่า สนามไฟฟ้าถูกบีบบังคับให้รวมอยู่มากที่จุดแกนกลางระหว่างเพลตโค้งทั้งสองจึงเป็นเหตุให้ความหนาแน่นสนามไฟฟ้าสูง ประกอบกับ หากมีการเคลื่อนย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งออกไปจากแนวของเวกเตอร์สนามไฟฟ้าเดิม ระหว่างแผ่นเพลตทั้งสองนี้ จะพบว่าการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นมีค่าลดลง



รูปที่ 3.7 ความหนาแน่นของการดูดซับพลังงานต่อปริมาตร เมื่อขนาดของเนื้อเชื่อมะเรียงเป็น 12 mm  
 (ก) มีตำแหน่งที่  $(u = 10 \text{ mm}, v = 0 \text{ mm}, w = 0 \text{ mm})$  (ข) มีตำแหน่งที่  $(u = 0 \text{ mm}, v = 10 \text{ mm}, w = 0 \text{ mm})$  และ (ค) มีตำแหน่งที่  $(u = 0 \text{ mm}, v = 0 \text{ mm}, w = 10 \text{ mm})$

นั่นแสดงให้เห็นว่าการทำงานของแผ่นเพลตโค้งนั้นมีความสามารถในการบังคับทิศทางของสนามไฟฟ้าให้หนาแน่นที่บริเวณแกนกลางระหว่างแผ่นเพลตทั้งสอง ด้วยเหตุนี้จะสามารถอาศัยรูปแบบของสนามไฟฟ้าดังกล่าวไปใช้ในการให้ความร้อนกับเนื้อเยื่อมะเร็งเฉพาะกับตำแหน่งที่ต้องการได้โดยไม่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่ออื่นข้างเคียง โดยการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าเมื่อมีการย้ายตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งในการจำลองนี้จะสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 3.3

ตารางที่ 3.3 ความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าในวัสดุไดอิเล็กตริกที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่ความถี่ 2.45 GHz ระหว่างเนื้อเยื่อมะเร็งที่ตำแหน่งต่าง ๆ ที่อยู่ภายในเนื้อเยื่อเต้านม

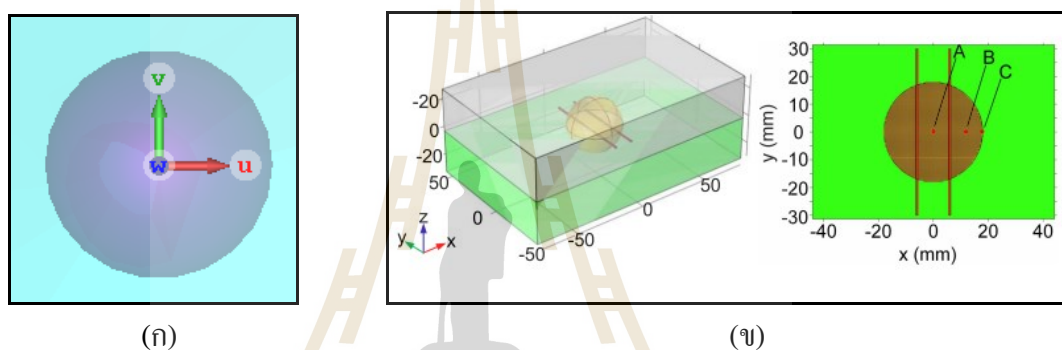
ตำแหน่งเนื้อเยื่อเนื้อเยื่อมะเร็ง (u, v, w)	ค่าความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบของเนื้อเยื่อเนื้อเยื่อมะเร็ง ( $W/m^3$ )	ค่าความหนาแน่นการสูญเสียพลังงานไฟฟ้าสูงสุดในระนาบของเนื้อเยื่อเต้านม ( $W/m^3$ )
u = 10, v = 0, w = 0	$3.47 \times 10^5$	1 $\times 10^5$
u = 0, v = 10, w = 0	$2.29 \times 10^7$	
u = 0, v = 0, w = 10	$4.73 \times 10^4$	

### 3.7 สรุปและอภิปรายผล

ในส่วนของการจำลองจะใช้แบบจำลองรูปเต้านมที่มีคุณสมบัติไดอิเล็กตริก โดยแบ่งเป็นสองส่วนคือ ส่วนที่เป็นเต้านม และส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยจากการสืบค้นข้อมูลจะใช้ค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริกสำหรับเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าเป็น 19.82 (Martellosio et al., 2017) ซึ่งจะใช้เงื่อนไขนี้เป็นปัจจัยหลักในการอธิบายว่าเนื้อเยื่อมะเร็งดังรูปที่ 3.8 (ก) นั้นมีการดูดซับพลังงานจากสนามไฟฟ้าและสามารถเปลี่ยนเป็นความร้อนได้ อีกทั้งจะได้ทำการปรับขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งตั้งแต่ 3–20 mm ตามลำดับ ซึ่งจะส่งผลให้เกิดการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าได้ไม่เท่ากัน โดยเมื่อขนาดของเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น 12 mm ที่อยู่ภายในแบบจำลองรูปเต้านม จะมีค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าได้ดีที่สุด ซึ่งจะสามารถเปลี่ยนให้อยู่ในรูปของความความร้อนได้สูง ในขณะที่เนื้อเยื่อปกติข้างเคียงถึงแม้จะได้รับพลังงานเช่นเดียวกันแต่ไม่สามารถดูดซับพลังงานได้ดีเท่าที่ควรจึงเกิดเป็นความร้อนได้น้อย แต่ในความเป็นจริงแล้วเนื้อเยื่อมะเร็งอาจจะไม่เป็นรูปทรงเรขาคณิตที่สมมาตรและเป็นเนื้อเดียวกันเช่นเดียวกับในการจำลอง ทำให้ผลดังกล่าวนี้อาจจะยังไม่ใช่ว่าขนาดที่ชัดเจนว่าเหมาะสมสำหรับการใช้งานจริง แต่ทว่าแนวโน้มยังคงชี้ให้เห็นว่าการเกิดความร้อนของ

เนื้อเยื่อมะเร็งนั้นจะสูงกว่าเนื้อเยื่อปกติ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการปรับปรุงให้แผ่นเพลตโค้งสามารถใช้งานได้กับมะเร็งขนาดต่าง ๆ ได้ เพื่อลดข้อจำกัดในการใช้งานแผ่นเพลตโค้งนี้ให้สะดวกมากขึ้น

อย่างไรก็ตาม ในการจำลองนี้ยังไม่ได้พิจารณาถึงการถ่ายเทพลังงานความร้อนเนื่องจากปัจจัยอื่น ๆ ที่มีผล เช่น การถ่ายโอนความร้อนของเส้นเลือดที่อยู่ภายในเต้านม ซึ่งจะมีการถ่ายโอนความร้อน เพื่อให้อุณหภูมิของเนื้อเยื่อร่างกายคงที่ ซึ่งจะแตกต่างจากเนื้อเยื่อมะเร็งที่ไม่สามารถถ่ายโอนความร้อนได้ดีนัก ซึ่งอาจจะเป็นผลให้ความร้อนที่เกิดบนเนื้อเยื่อมะเร็งในตัวอย่างที่ใช้ในการจำลองนี้ยังไม่สมบูรณ์ ที่ผ่านมามีการศึกษาตัวอย่างของเนื้อเยื่อมะเร็งที่มีการถ่ายโอนความร้อนของเส้นเลือด (Tang, Jin, & Flesch, 2017) ดังในรูปที่ 3.8 (ข)



รูปที่ 3.8 (ก) แบบจำลองเนื้อเยื่อมะเร็งที่ใช้ในการจำลองไม่ได้มีการถ่ายโอนความร้อน

(ข) แบบจำลองเนื้อเยื่อมะเร็งที่ใช้ในการจำลองที่มีการถ่ายโอนความร้อน

(Tang et al., 2017)

ซึ่งจะสามารถอธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อมะเร็งได้แม่นยำขึ้น เนื่องจากการให้ความร้อนนั้นจะต้องมีการให้พลังงานอย่างต่อเนื่องเพื่อให้เนื้อเยื่อมะเร็งสามารถเกิดความร้อนได้ตามที่ต้องการ แต่หากมีการถ่ายเทความร้อนขณะนั้นเนื่องจากปัจจัยการไหลเวียนของโลหิต ก็จะส่งผลให้การให้ความร้อนนั้นอาจจะต้องทำในเวลานานขึ้น ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้ไม่ได้กล่าวถึง ซึ่งอาจจะต้องมีการปรับปรุงแบบจำลองให้มีการวิเคราะห์ในส่วนของการถ่ายเทพลังงานเพิ่มเติม เพื่อให้ได้ผลการจำลองที่แม่นยำยิ่งขึ้น

## บทที่ 4

### การทดลองและผลการทดลอง

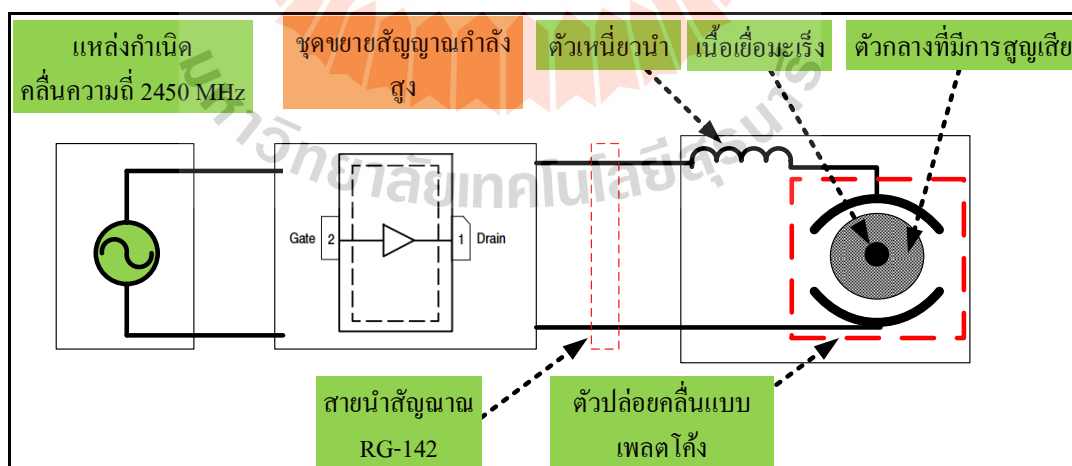
#### 4.1 ขั้นตอนและวิธีการทดลอง

จากการกล่าวถึงการวิเคราะห์และออกแบบคุณลักษณะโครงสร้างของแผ่นเพลตสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยความร้อนแบบไดอิเล็กตริก โดยใช้โปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ในการวิเคราะห์เชิงตัวเลขนั้นจะได้ขนาดของแผ่นเพลตที่มีค่าความยาวเท่ากับ 60 mm ที่ขนาดความกว้างเท่ากับ 30 mm ความหนา 0.5 mm ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยสนามไฟฟ้าหรือไดอิเล็กตริก เนื่องจากสามารถให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งได้ลึกและสามารถเลือกตำแหน่งที่เหมาะสมได้ ด้วยการจำลองออกแบบการการส่งพลังงานของสนามไฟฟ้าของแผ่นเพลตโค้งในบทที่ 3 นั้นให้ผลของค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานไฟฟ้าเพื่อให้สามารถเกิดเป็นความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งได้มากกว่าเนื้อเยื่อปกติ และสามารถควบคุมตำแหน่งการให้ความร้อนที่เฉพาะเจาะจงตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งได้ สอดคล้องเป็นไปตามทฤษฎี ซึ่งต่อไปจะได้นำผลการจำลองออกแบบดังกล่าวไปทำการทดลองและวัดทดสอบจริงเพื่อเปรียบเทียบผลของการทำงานของแผ่นเพลตโค้งโดยจะพิจารณาให้อยู่ในรูปแบบของความร้อน

ในบทนี้จะนำเอาข้อมูลที่ได้จากผลการจำลองออกแบบมาทำการสร้างระบบจริง โดยมีส่วนหลักที่สำคัญคือ ตัวปล่อยคลื่นแบบเพลตโค้งสำหรับปล่อยสนามไฟฟ้า โดยใช้ตัวเหนี่ยวนำเป็นส่วนประกอบของวงจรเรโซแนนซ์อนุกรม เพื่อปรับอิมพีแดนซ์ให้สัมพันธ์กับโหลด ในขั้นตอนนี้จะทำการสร้างแบบจำลองรูปเต้านมและเนื้อเยื่อมะเร็งโดยใช้วัสดุที่เป็นสารเนื้อเทียม พร้อมกับวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก และวัดทดสอบคุณลักษณะต่าง ๆ ที่สำคัญ ได้แก่ ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (Return loss, S11) ค่าการสะท้อนกลับ (Voltage standing wave ratio, VSWR) และค่าอิมพีแดนซ์ (Impedance, Z) ของแผ่นเพลตโค้ง จากนั้นในการทดลองจะทำการจ่ายพลังงานสนามไฟฟ้าคงที่ขนาด 60 W ระหว่างแผ่นเพลตทั้งสองที่ความถี่ 2.45 GHz ให้กับตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่เวลาต่าง ๆ เพื่อทดสอบผลการดูดซับพลังงานของสารเนื้อเทียมจำลองรูปเต้านมที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งอยู่ภายใน จากนั้นจะทำการวัดค่าอุณหภูมิความร้อน โดยในการวัดทดสอบจากวัสดุสารเนื้อเทียมรูปเต้านมจำลองในลักษณะตัดขวางแบบ 2 มิติ เพื่อตรวจสอบความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อมะเร็ง ด้วยกล้องถ่ายภาพความร้อน (IR Camera)

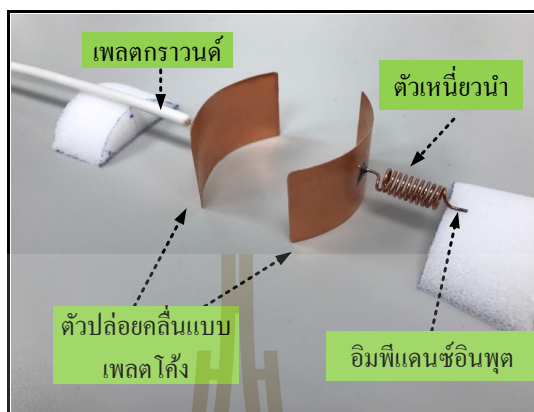
## 4.2 ขั้นตอนการออกแบบแผ่นเพลตโค้ง

การออกแบบโครงสร้างของแผ่นเพลตสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งเรื้อรังด้วยการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกนั้น จะประกอบไปด้วยชุดแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ 2.45 GHz พร้อมด้วยส่วนขยายสัญญาณกำลังสูง โดยใช้ตัวขยายสัญญาณของบริษัท Ampleon เบอร์ BLF7G24LS-140 ซึ่งเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์สำหรับขยายสัญญาณ RF ชนิด Laterally-Diffused Metal-Oxide Semiconductor (LDMOS) Transistor ที่มีขนาดพิสัยการขยายกำลังสูงสุดที่ 300 W ค่าประสิทธิภาพ 44 % ของขนาดแหล่งจ่ายไฟกระแสตรงทางดำนินพุต และมีอัตราขยายสัญญาณแบบต่อเนื่อง 15 dB โดยใช้การส่งผ่านสัญญาณจะทำผ่านสายนำสัญญาณชนิด RG-142 ซึ่งมีขนาดอิมพีแดนซ์มาตรฐานขนาด 50  $\Omega$  และส่งสัญญาณไปยังวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมที่มีตัวเหนี่ยวนำและตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าแบบโค้ง ประกอบกันเป็นวงจรเรโซแนนซ์อนุกรมซึ่งจะได้ทำการปรับค่าตัวเหนี่ยวนำเป็น  $L = 168$  nH เพื่อหักล้างค่าความเก็บประจุเป็น  $C = 0.025$  pF เพื่อให้มีอิมพีแดนซ์รวมเป็น 50  $\Omega$  ให้เท่ากับอิมพีแดนซ์ของสายนำสัญญาณ เพื่อให้เกิดการถ่ายโอนกำลังสูงสุดที่แผ่นเพลต โดยแผ่นเพลตจะมีขนาดความยาวเท่ากับ 60 mm ที่ขนาดความกว้างเท่ากับ 30 mm ความหนา 0.5 mm โดยมีวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปเดียนจำลองสำหรับทดสอบผลการให้ความร้อนที่เกิดจากคลื่นสนามไฟฟ้าระหว่างขั้วทั้งสองของแผ่นเพลต โดยโครงสร้างระบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าแบบโค้งสำหรับการทดลองบำบัดรักษามะเร็งเรื้อรังด้วยการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกต้นแบบสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 โครงสร้างพื้นฐานระบบการทำงานของแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบ

โดยตัวปล่อยคลื่นแบบเพลตโค้งที่ออกแบบจริงจะมีส่วนประกอบต่าง ๆ ซึ่งจะทำหน้าที่ส่งผ่านสนามไฟฟ้าให้กับโหลดหรือวัสดุตัวกลาง แสดงรายละเอียดเพิ่มเติมดังในรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 ส่วนประกอบของของแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าตัดโค้งที่ออกแบบ

จากนั้นจะได้ทำการออกแบบติดตั้งในส่วนของชุดรองรับแผ่นเพลตเพื่อให้สามารถใช้งานได้สะดวกและสามารถทำการปรับระยะห่างของแผ่นเพลตได้ โดยจะแสดงดังรูปที่ 4.3



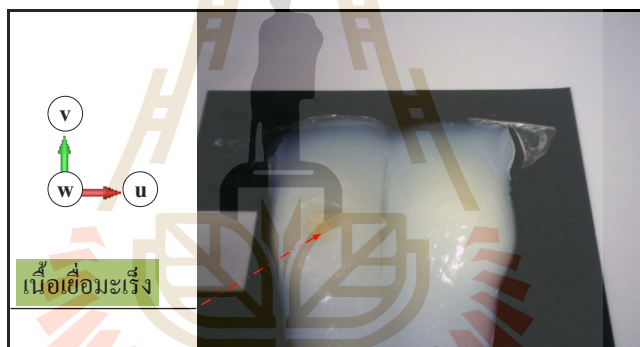
รูปที่ 4.3 ชุดโครงสร้างฐานรองรับสำหรับแผ่นเพลตสนามไฟฟ้าตัดโค้ง

#### 4.3 ขั้นตอนการสร้างสารเนื้อเทียมแบบจำลองรูปเต้านมและเนื้อเยื่อมะเร็ง

สำหรับการสร้างสารเนื้อเทียมแบบจำลองรูปเต้านมจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนคือ ส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อเต้านมซึ่งได้จากส่วนผสมของผงวุ้น (Ito, Furuya, Okano, & Hamada, 2001) และส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งจะได้จากส่วนผสมของเจลาคติน (Nguyen, Abbosh, & Crozier, 2016) จากงานวิจัยนี้ได้ระบุค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกไว้ที่ประมาณ 10 สำหรับส่วนที่เป็นเต้านมซึ่งส่วนมากเป็นไขมัน และ



มีค่าประมาณ 50 สำหรับส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง ดังนั้นจะได้ทำการผสมสารเนื้อเทียมและทำการวัดคุณสมบัติไดอิเล็กตริกโดยใช้ส่วนผสมในลักษณะเดียวกัน ซึ่งส่วนผสมหลักที่ใช้จะมีดังนี้คือ เอ้ก้า (Agar) เป็นเจลาตินประเภทหนึ่งที่สามารถสังเคราะห์ได้จากสาหร่ายแบบที่เป็นเกรดวิจัย (Analytical grade) และเจลาติน (Gelatin 250 Bloom) เป็นสารทำวุ้นที่ได้จากโปรตีนของสัตว์ โดยบริษัท เคมีภัณฑ์ คอร์ปอเรชั่น (Chemipan corporation CO., Ltd.) รายละเอียดจะอยู่ในภาคผนวก ข นอกจากนี้ค่าพารามิเตอร์อื่น ๆ ที่ต้องใช้ในการคำนวณการดูดซับพลังงาน ได้แก่ ค่าความหนาแน่นของสารเนื้อเทียมที่เป็นแบบจำลองเต้านมคือ  $1069 \text{ kg/m}^3$  และเนื้อเยื่อมะเร็งเป็น  $1050 \text{ kg/m}^3$  ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเต้านมเป็น  $2880 \text{ J/kg}^\circ\text{C}$  และของเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าเป็น  $3500 \text{ J/kg}^\circ\text{C}$  ซึ่งข้อมูลในส่วนนี้จะใช้วิธีประมาณการจากการอ้างอิงข้อมูลในงานวิจัยของ (Nguyen et al., 2016) เพื่อใช้งานการคำนวณหาค่าการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ ( $\Delta T$ ) โดยแบบจำลองรูปเต้านมที่สร้างจากส่วนผสมของวุ้นที่ใช้ในการทดลอง จะแสดงดังรูปที่ 4.4



รูปที่ 4.4 สารเนื้อเทียมแบบจำลองรูปเต้านมที่มีส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง

ในการทดลองจะนำส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งใส่เข้าไปภายในเต้านมจำลอง โดยทำการผ่าชั้นที่เป็นเนื้อเยื่อเต้านมออกเพื่อทำการแทรกส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเป็น 12 mm ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมที่สุดเข้าไปในแบบจำลองเต้านมที่บริเวณกึ่งกลางที่ตำแหน่งอ้างอิง ( $u = 0 \text{ mm}$ ,  $v = 0 \text{ mm}$ ,  $w = 0 \text{ mm}$ ) จากนั้น จะทำการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งไปตามแกน  $u$  ที่ตำแหน่ง ( $u = 10 \text{ mm}$ ,  $v = 0 \text{ mm}$ ) และไปตามแกน  $v$  ที่ตำแหน่ง ( $u = 0 \text{ mm}$ ,  $v = 10 \text{ mm}$ ) โดยลักษณะของการแทรกเนื้อเยื่อมะเร็งจะแสดงดังรูปที่ 4.4 สำหรับการทดลองในส่วนนี้จะพิจารณาสารเนื้อเทียมเฉพาะค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียเท่านั้น

ลำดับต่อมาจะเป็นการแสดงการตรวจวัดค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของแบบจำลองสารเนื้อเทียมที่ใช้แทนเนื้อเยื่อเต้านมและเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยในส่วนนี้ทำการวัดค่าด้วยชุดโพรบวัด

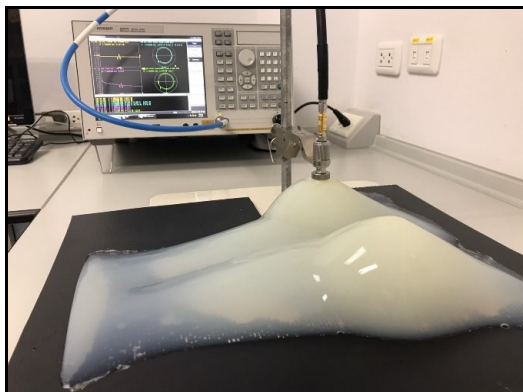
คุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก (N1501A, Keysight Open-Ended Coaxial Dielectric Probe) ร่วมกับเครื่องวิเคราะห์โครงข่ายเวกเตอร์ (E5071C, Keysight Vector Network Analyzer) ในส่วนขั้นตอนของการวัดค่าไดอิเล็กตริกนั้นจะผ่านโปรแกรม Keysight N1501A ซึ่งเป็นโปรแกรมที่จำเป็นต้องใช้งานผ่าน License สำหรับการวัดค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของสารเนื้อเทียมที่ใช้สำหรับการทดลองในวิทยานิพนธ์นี้ ซึ่งจะเลือกใช้โพรบชนิดที่เป็น High Temperature Probe ดังรูปที่ 4.4 ซึ่งจะสามารถวัดค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกในตัวกลางที่มีการสูญเสียที่ความถี่ 200 MHz ถึง 20 GHz โดยที่สารเนื้อเทียมที่นำมาวัดคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกนี้จะต้องเป็นสารเนื้อเดียวและมีโครงสร้างที่สมมาตรเนื่องจากลักษณะวิธีการวัดค่าจะใช้การคำนวณจากค่าการสูญเสียย้อนกลับด้วยโปรแกรม Keysight Materials Measurement Suite



รูปที่ 4.5 โพรบวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกแบบ High Temperature Probe (200 MHz to 20 GHz)

ในส่วนของการวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกจะมีขั้นตอนดังต่อไปนี้ เริ่มจากการปรับตั้งค่าโพรบวัดโดยการเลือก calibration type เป็นแบบ Air-Short-Water ปรับเทียบกับโหลดที่เป็นอากาศและโหลดที่เป็น short block ดังในรูปที่ 4.5 จากนั้นจึงทำการปรับเทียบกับน้ำ DI (Deionized water) ที่ 25 °C เป็นลำดับสุดท้าย ในการวัดค่า จะทำการตั้งค่าช่วงของการวัดตั้งแต่ 1-10 GHz และในการวัดด้วย High Temperature Probe วัสดุจะต้องมีความหนาน้อยกว่า 3 cm ขึ้นไปตามข้อกำหนดของอุปกรณ์ ลักษณะการวัดดังกล่าวจะแสดงดังรูปที่ 4.6

โดยจะแสดงผลของคุณสมบัติไดอิเล็กตริกแบ่งออกเป็นสองส่วนคือ ส่วนจริงซึ่งเป็นค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant,  $\epsilon_r'$ ) และส่วนจินตภาพซึ่งเป็นค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor,  $\epsilon_r''$ ) ที่เป็นของสารเนื้อเทียมในส่วนแบบจำลองรูปเดียนมและส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง ดังในรูปที่ 4.7

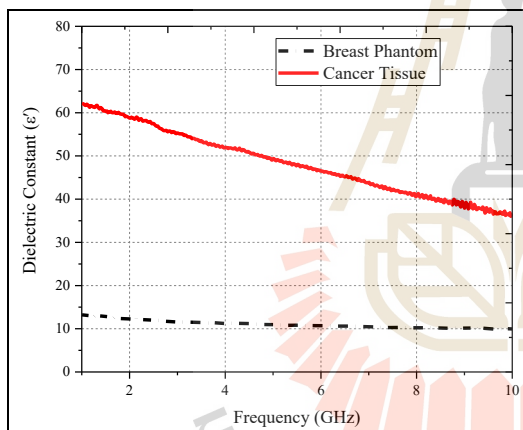


(ก)

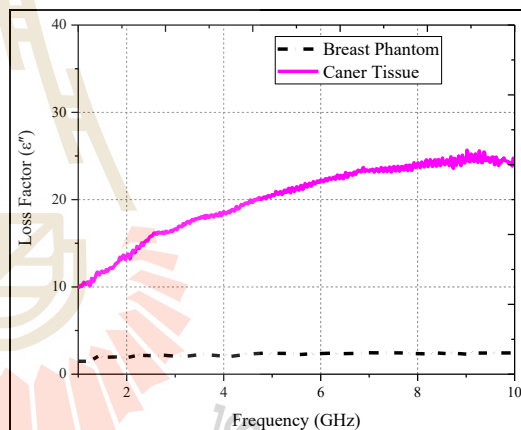


(ข)

รูปที่ 4.6 ลักษณะการวัดคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก (ก) ของสารเนื้อเทียมที่เป็นรูปเต้านม (ข) ของสารเนื้อเทียมที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง



(ก)



(ข)

รูปที่ 4.7 กราฟคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของสารเนื้อเทียมที่รูปเต้านมจำลองและเนื้อเยื่อมะเร็ง (ก) ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant,  $\epsilon_r'$ ) (ข) ค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor,  $\epsilon_r''$ )

เมื่อพิจารณาที่ความถี่ 2.45 GHz จากผลการวัดคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกในรูปที่ 4.7 (ก) พบว่าค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant,  $\epsilon_r'$ ) ของเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านมนั้นมีค่าอยู่ที่ประมาณ 12.04 และเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 57.75 ในส่วนของค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor,  $\epsilon_r''$ ) ในรูปที่ 4.7 (ข) ของเนื้อเยื่อส่วนที่

เป็นเต้านมนั้นมีค่าอยู่ที่ประมาณ 2.03 และเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ประมาณ 15.44 ซึ่งจะมีค่าใกล้เคียงกับการจำลองผลที่ได้ทำไปแล้วในบทที่ 3 จะเห็นได้ว่าส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งจะเป็นตัวกลางที่มีค่าการการสูญเสียสูงกว่าเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านม และเมื่อพิจารณาในส่วนของค่าคงที่ของไดอิเล็กตริกเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็งจะมีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านม ซึ่งจะส่งผลให้ความสามารถในรวมดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าที่ความถี่ 2.45 GHz ในบริเวณนี้มีสูงอันจะส่งผลต่อการเปลี่ยนพลังงานเป็นความร้อน เมื่อพิจารณาตามหลักการพื้นฐานของควมลึกผิวที่ได้อธิบายไว้ในบทที่ 2 โดยค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant,  $\epsilon_r'$ ) และค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor,  $\epsilon_r''$ ) ของสารเนื้อเทียมที่ใช้งานวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.1 จากนั้นจะได้ทำการนำวัสดุที่มีการสูญเสียนี้ไปประกอบเข้ากับแผ่นเพลตโค้งเพื่อเป็นตัวกลางสำหรับการดูดซับพลังงานจากสนามไฟฟ้าเพื่อทำการวิเคราะห์หาค่าการสูญเสียย้อนกลับ (Return loss, S11) ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) และค่าอิมพีแดนซ์ (Impedance, Z) ของแผ่นเพลตโค้ง เมื่อมีตัวกลางที่เป็นอากาศและตัวกลางที่มีการสูญเสียต่อไป

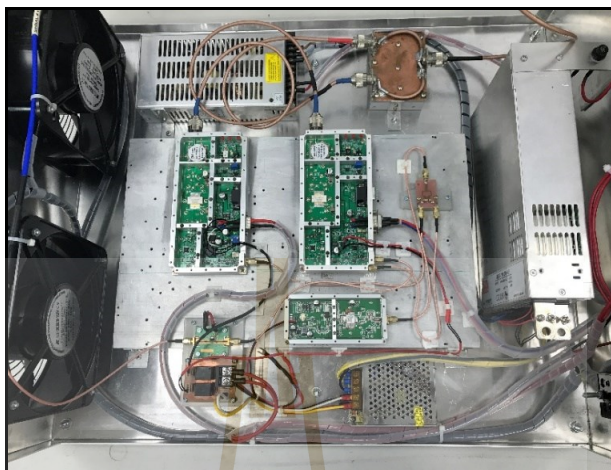
ตารางที่ 4.1 คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกของสารเนื้อเทียมที่ความถี่ 2.45 GHz

ชนิดสารเนื้อเทียม	ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant, $\epsilon_r'$ )	ค่าการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor, $\epsilon_r''$ )
เต้านม	12.04	2.03
เนื้อเยื่อมะเร็ง	57.75	15.44

#### 4.4 ชุดขยายกำลังสำหรับให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกด้วยแผ่นเพลตโค้ง

สำหรับชุดขยายกำลังสัญญาณความถี่ 2.45 GHz นั้นจะออกแบบด้วยชุดทรานซิสเตอร์สนามไฟฟ้าแบบสำเร็จรูปโดยจะใช้เบอร์ BLF7G24LS-140 ซึ่งเป็น RF Power LDMOS Transistor ที่มีขนาดพิักัดการขยายกำลังเอาต์พุตสูงสุดที่ 300 W ค่าประสิทธิภาพ 44 % ของขนาดแหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงทางด้านอินพุต และมีอัตราขยายสัญญาณแบบต่อเนื่อง 15 dB ซึ่งได้มีการออกแบบระบบขยายสัญญาณเป็นแบบขนาดโดยตัวขยายสัญญาณ 2 ชุด เพื่อเพิ่มกำลังขยาย โดยใช้แหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงขนาด 25 V และจะมีชุดวงจรควบคุมการทำงานซึ่งจะสามารถปรับกำลังทางด้านเอาต์พุตได้ โดยระบบชุดขยายกำลังที่ออกแบบใช้งานจะมีเอาต์พุตอิมพีแดนซ์เป็น 50  $\Omega$  เท่ากับตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้ง ดังแสดงดังรูปที่ 4.8 และมีแหล่งกำเนิดสัญญาณความถี่ 2.45 GHz

จากเครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่ (E4433B, Agilent Signal Generator) และในส่วนของอัตรายขยาย และสัดส่วนกำลังของสัญญาณทางด้านอินพุตจะได้ทำการอธิบายในลำดับถัดไป

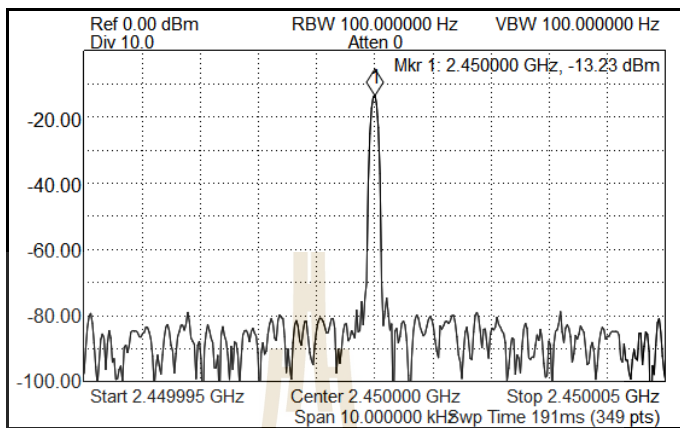


รูปที่ 4.8 ชุดขยายกำลังสำหรับการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกด้วยแผ่นเพลตโค้ง

โดยจะทำการปรับตั้งขนาดกำลังทางด้านอินพุตเริ่มต้นเป็น  $-10$  dBm และนอกจากนี้ภายในชุดวงจรขยายกำลังจะมีภาค LNA ทำหน้าที่เป็น Pre-amp สำหรับช่วยในการขยายสัญญาณได้  $18$  dB นอกจากนี้ในส่วนของค่าการสูญเสียในสายส่ง cable loss จะมีค่าอยู่ที่ประมาณ  $-3.23$  dB และจะทำการวัดสเปกตรัมของความถี่  $2.45$  GHz ด้วยเครื่องวิเคราะห์สเปกตรัม (N9340B, Keysight Spectrum Analyzer) ดังรูปที่ 4.9 ซึ่งในส่วนของการวัดทางด้านเอาต์พุตของชุดขยายสัญญาณนี้จะได้ทำการเพิ่มระดับกำลังทางด้านอินพุต จากนั้นวัดระดับกำลังทางด้านเอาต์พุตของวงจรขยายสัญญาณด้วยเครื่องวัดกำลังงานแบบเทอร์มิสเตอร์ (N432A, Keysight Thermistor Power Meter) ซึ่งสามารถทำระดับกำลังสูงสุดได้ที่  $10$  dBm โดยสำหรับการวัดกำลังในส่วนของการวัดทางด้านเอาต์พุตเนื่องจากมีขนาดกำลังสูงจึงจำเป็นต้องมีการต่ออุปกรณ์ลดทอนสัญญาณ (Attenuation) ขนาด  $30$  dB  $1500$  W

ในรูปที่ 4.9 เป็นการแสดงการแถบสเปกตรัมของสัญญาณความถี่  $2.45$  GHz ด้วยเครื่องวิเคราะห์สเปกตรัม (N9340B, Keysight Spectrum Analyzer) ซึ่งจะทำการกำหนดความถี่กลางไว้ที่  $2.45$  GHz และกำหนดช่วงของความถี่ span ไว้ที่  $10$  kHz และเมื่อทำการป้อนสัญญาณอินพุตที่ระดับ  $-10$  dB จะสามารถอ่านค่าขนาดของสัญญาณความถี่  $2.45$  GHz ได้เป็น  $-13.23$  dBm ซึ่งในส่วนนี้จะมีค่าการสูญเสียในสายส่งคือ  $-3.23$  dB และในส่วนของการวัดขนาดกำลังทางด้านเอาต์พุตเมื่อชุดขยายสัญญาณมีขนาดของสัญญาณจากแหล่งกำเนิดเป็น  $-13.23$  dB คิดรวมค่าการสูญเสียในสายส่งและมีอัตรายขยายของภาค LNA เป็น  $18$  dB จะได้ว่าขนาดของสัญญาณอินพุตที่เข้าสู่ชุดขยาย

กำลังหลักจะมีค่าเป็น 4.77 dB จากรูปจะสามารถวัดขนาดกำลังทางด้านเอาต์พุตได้เป็น 48.99 dBm หรือ ประมาณ 80 W RF จะเท่ากับว่าระบบมีอัตราขยายกำลังหลักเป็น 44.22 dBm



รูปที่ 4.9 การวัดแถบสเปกตรัมของความถี่ 2.45 GHz ด้วยเครื่องวิเคราะห์สเปกตรัม

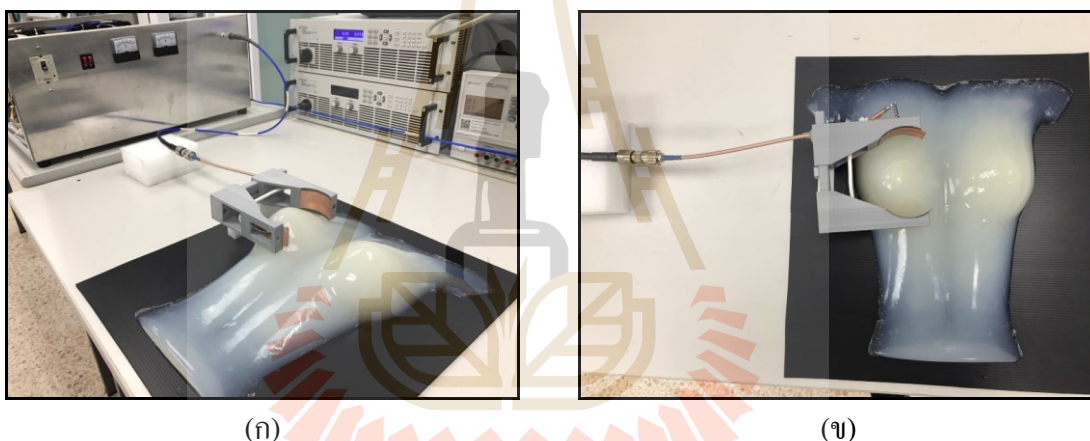
ในการเลือกใช้งานระดับกำลังทางด้านเอาต์พุตค่าต่าง ๆ จะได้ทำการวัดทดสอบโดยทำการป้อนสัญญาณอินพุตที่ระดับต่าง ๆ รวมถึงการหาค่าประสิทธิภาพในการจ่ายพลังงานจากแหล่งกำเนิดไฟฟ้ากระแสตรง รวมถึงขนาดของแรงดันและปริมาณของกระแสไฟฟ้าในชุดวงจรรขยาย ขนาดของสัญญาณอินพุตและเอาต์พุต ซึ่งจะสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ปริมาณแรงดันและกระแสไฟฟ้า ระดับสัญญาณอินพุตและเอาต์พุตขนาดต่าง ๆ ที่ใช้

$$\text{ในวงจรรขยายสัญญาณ โดย } V_{pk-pk(50\Omega)} = 2 \times 10^{\frac{P_{dBm(50\Omega)} - 10}{20}} [V]$$

แรงดัน (V)	กระแส (A)	DC input power (W)	RF power input (dBm)	RF power output			Efficiency (%)
				(dBm)	(V <sub>p-p</sub> )	(W)	
24.5	4.8	117.6	-10	43.07	90.06	20.3	45.12
	6.8	166.6	-8.4	46.95	140.78	49.5	33.22
	7.5	183.75	-7.8	47.82	155.6	60.5	30.27
	8.6	210.7	-6.4	49.04	179.08	79.7	26.31
	9.8	240.1	-5.9	49.63	191.66	92.2	23.13

เมื่อได้อंकประกอบต่าง ๆ สำหรับการทดลองครบถ้วนแล้ว ต่อไปจะได้ทำการจัดวางรูปแบบโครงสร้างของระบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบและส่วนที่เป็นสารเนื้อเทียมเต้านมจำลองแสดงดังรูปที่ 4.10 ซึ่งเป็นรูปแบบของการจัดวางอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองตามโครงสร้างของระบบการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกที่ได้กำหนดไว้ในรูปที่ 4.1 โดยการทดลองนั้นจะมีวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองสำหรับทดสอบผลที่เกิดจากคลื่นสนามไฟฟ้าระหว่างแผ่นเพลตทั้งสองนั้นจะแสดงผลโดยใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน (U5857A True IR, Keysight Technology) สำหรับการวัดทดสอบคุณลักษณะของการดูดซับพลังงานเป็นความร้อน เพื่อจะทำการวิเคราะห์เปรียบเทียบผลจากการวัดทดสอบในรูปแบบความร้อนจากกล้องถ่ายภาพความร้อนกับผลการจำลองค่าความหนาแน่นการดูดซับพลังงานทางไฟฟ้าด้วยโปรแกรม CST EM STUDIO 2019 ที่ได้ทำการจำลองแบบในบทที่ 3

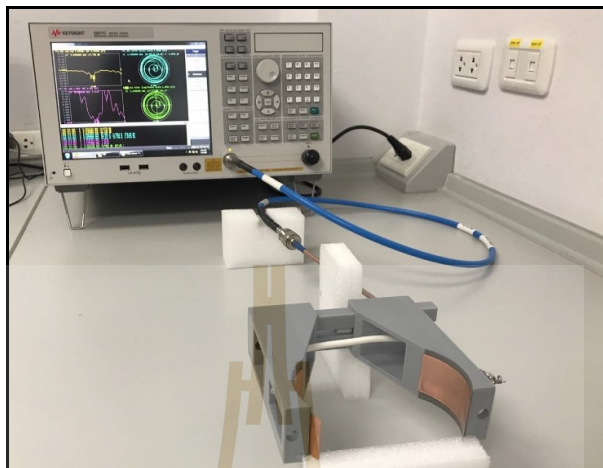


รูปที่ 4.10 ระบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งสำหรับการทดลองการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก (ก) ด้านข้าง (ข) ด้านบน

#### 4.5 ผลการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้ง

ในส่วนของการตรวจสอบค่าการตอบสนองสัญญาณของแผ่นเพลตโค้งที่มีตัวเหนี่ยวนำประกอบจะใช้การวัดค่าการตอบสนองความถี่โดยใช้ S-parameter (S11) ซึ่งจะได้ทำการวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) และค่าอิมพีแดนซ์ของวงจรรวมที่ออกแบบเพื่อให้ได้การตอบสนองความถี่ที่ดีที่สุดโดยจะพิจารณาที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งในส่วนนี้จะต้องทำการวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับของสัญญาณในขณะที่มีตัวกลางที่มีการสูญเสียอยู่ภายในแผ่นเพลตโค้ง ซึ่งลักษณะการวัด

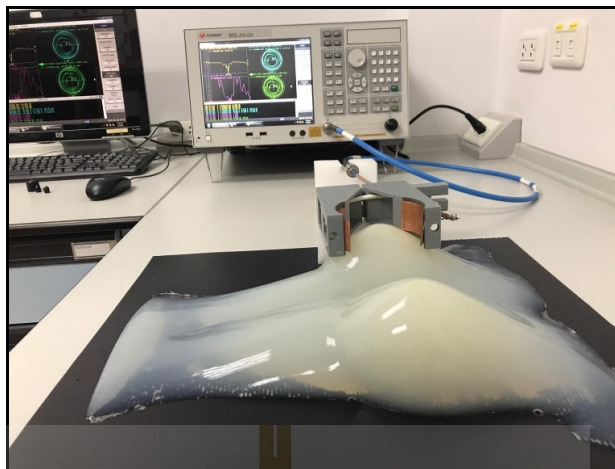
สัญญาณสะท้อนกลับของวงจร โดยรวมจะทำโดยเครื่องวิเคราะห์โครงข่ายเวกเตอร์รุ่น (E5071C, Keysight Vector Network Analyzer) ดังรูปที่ 4.11



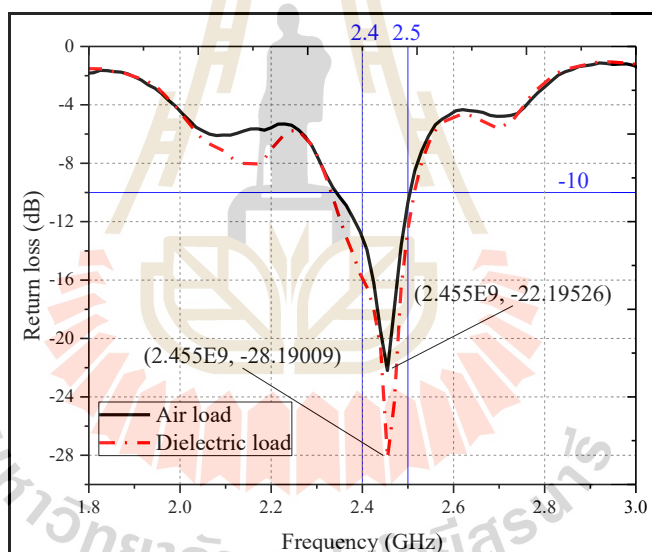
รูปที่ 4.11 การวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศ

จากรูปที่ 4.11 จะแสดงลักษณะการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้ง โดยพิจารณาในรูปแบบของวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรม ซึ่งมีองค์ประกอบในส่วนที่เป็นตัวเหนี่ยวนำและตัวเก็บประจุที่ทำหน้าที่ร่วมกันในวงจรเรโซแนนซ์แบบอนุกรมเพื่อให้เกิดการถ่ายโอนกำลังสูงสุดและจะต้องทำการปรับค่าอิมพีแดนซ์รวมให้มีค่าใกล้เคียงที่  $50 \Omega$  เพื่อที่จะให้มีการสะท้อนกลับน้อยที่สุดสำหรับการถ่ายกำลังไฟฟ้าไปยังโหลดที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสีย จากนั้นจะได้ทำการต่อผ่านสายนำสัญญาณที่มีอิมพีแดนซ์ขนาด  $50 \Omega$  มาตรฐาน (Mini-Circuits, KBL-4FT-LOW+, 40 GHz) ไปยังพอร์ต 1 ของเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย โดยทำการกำหนดช่วงความถี่พิจารณาเป็น 1.8 GHz ถึง 3 GHz ในการวัดผลการตอบสนองทางความถี่จะแบ่งรูปแบบออกเป็น ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) และค่าอิมพีแดนซ์ของระบบรวม ซึ่งจะได้ทำการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้งนี้ในสองลักษณะคือ แบบแรกเป็นการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้งโดยใช้โหลดตัวกลางที่เป็นอากาศดังในรูปที่ 4.11 และแบบที่สองเป็นการวัดค่าการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้งโดยใช้โหลดตัวกลางที่มีการสูญเสียดังในรูปที่ 4.12 ซึ่งจะได้จากสารเนื้อเทียมที่ได้ทำการวัดค่าไดอิเล็กตริกไว้เรียบร้อยแล้วจากหัวข้อการวัดคุณสมบัติไดอิเล็กตริกในหัวข้อที่ 4.3 จากนั้นจะได้ทำการวิเคราะห์แสดงผลการเปรียบเทียบผลการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตโค้งในลำดับถัดไป





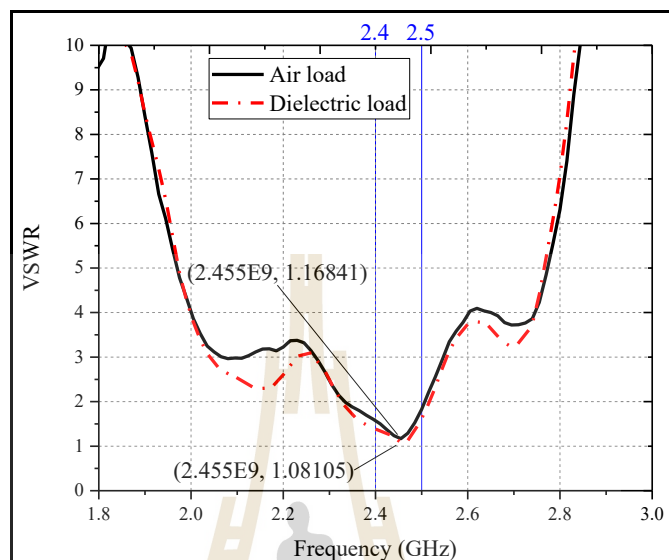
รูปที่ 4.12 การวัดค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่มีการสูญเสีย



รูปที่ 4.13 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย

จากรูปที่ 4.13 จะแสดงค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ของแผ่นเพลตโค้งเมื่อตัวกลางภายในเพลตโค้งเป็นอากาศจะมีค่าการสูญเสียย้อนกลับเป็น  $-12.7$  dB ที่ความถี่  $2.4$  GHz เป็น  $-22.19$  dB ที่ความถี่  $2.45$  GHz และ  $-10.7$  dB ที่ความถี่  $2.5$  GHz สำหรับตัวกลางที่มีการสูญเสียจะมีค่าการสูญเสียย้อนกลับเป็น  $-15.6$  dB ที่ความถี่  $2.4$  GHz เป็น  $-28.19$  dB ความถี่  $2.45$  GHz และ  $-12.5$  dB ที่ความถี่  $2.5$  GHz ตามลำดับ ซึ่งจะเห็นได้ว่าการส่งผ่านสนามไฟฟ้าเมื่อมีตัวกลางมีการสูญเสียจะมีค่า

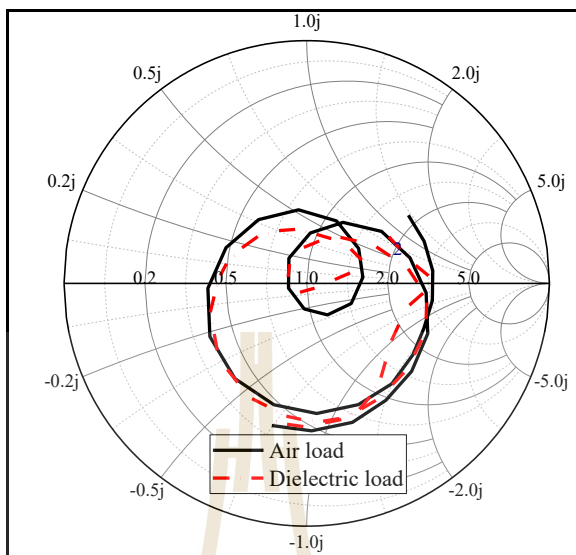
การสูญเสียย้อนกลับ (S11) ที่น้อยกว่าเมื่อตัวกลางเป็นอากาศ แต่ช่วงของการตอบสนองความถี่ของแผ่นเพลตนั้นจะมีค่าเท่ากัน



รูปที่ 4.14 ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย

จากรูปที่ 4.14 เมื่อพิจารณาในส่วนของค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ของแผ่นเพลตโค้งเมื่อตัวกลางภายในแผ่นเพลตเป็นอากาศจะมีค่าการสะท้อนกลับเป็น 1.6 ที่ความถี่ 2.4 GHz เป็น 1.16 ที่ความถี่ 2.45 GHz และ 1.83 ที่ความถี่ 2.5 GHz สำหรับตัวกลางที่มีการสูญเสียจะมีค่าการสะท้อนกลับเป็น 1.4 dB ที่ความถี่ 2.4 GHz เป็น 1.08 ที่ความถี่ 2.45 GHz และ 1.62 dB ที่ความถี่ 2.5 GHz ตามลำดับ ซึ่งค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) จะต้องอยู่ในช่วงที่ยอมรับเป็น 1.0–1.5 จึงจะสามารถใช้งานได้ จากผลการวัดค่าการสะท้อนกลับสำหรับแผ่นเพลตสามารถใช้งานได้ทั้งสองตัวกลางนี้ และในรูปที่ 4.15 โดยทำการ Normalize ด้วย  $50 \Omega$  ซึ่งค่าอิมพีแดนซ์ของแผ่นเพลตโค้งสำหรับตัวกลางที่เป็นอากาศจะมีค่าเป็น  $79.9+j4.19 \Omega$  ที่ความถี่ 2.4 GHz และเป็น  $47.9-j10.2 \Omega$  ที่ความถี่ 2.45 GHz และ  $58.1+j32 \Omega$  ความถี่ 2.5 GHz สำหรับตัวกลางที่มีการสูญเสียมีค่าเป็น  $63.7+j13.2 \Omega$  ที่ความถี่ 2.4 GHz เป็น  $51.6-j0.88 \Omega$  ที่ความถี่ 2.45 GHz และ  $63.8+j23.9 \Omega$  ความถี่ 2.5 GHz ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า ค่าอิมพีแดนซ์ของแผ่นเพลตโค้งสำหรับตัวกลางที่มีการสูญเสียจะมีค่าใกล้เคียงกับ  $50 \Omega$  ซึ่งเป็นค่าที่เหมาะสมที่จะทำให้เกิดการถ่ายโอนพลังงานไปยังโหลดที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกได้สูงที่สุด จากนั้นจะได้ทำการเปรียบเทียบการตอบสนองความถี่ระหว่างตัวกลางที่เป็น

อากาศกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย ในช่วงความถี่ที่ 2.4 GHz ถึง 2.5 GHz โดยจะสามารถสรุปได้ดังตารางที่ 4.3



รูปที่ 4.15 ค่าอิมพีแดนซ์ของแผ่นเพลตโค้งด้วยตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย

ตารางที่ 4.3 ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) และค่าอิมพีแดนซ์ของเพลตโค้ง เมื่อมีตัวกลางที่เป็นอากาศเทียบกับตัวกลางที่มีการสูญเสีย

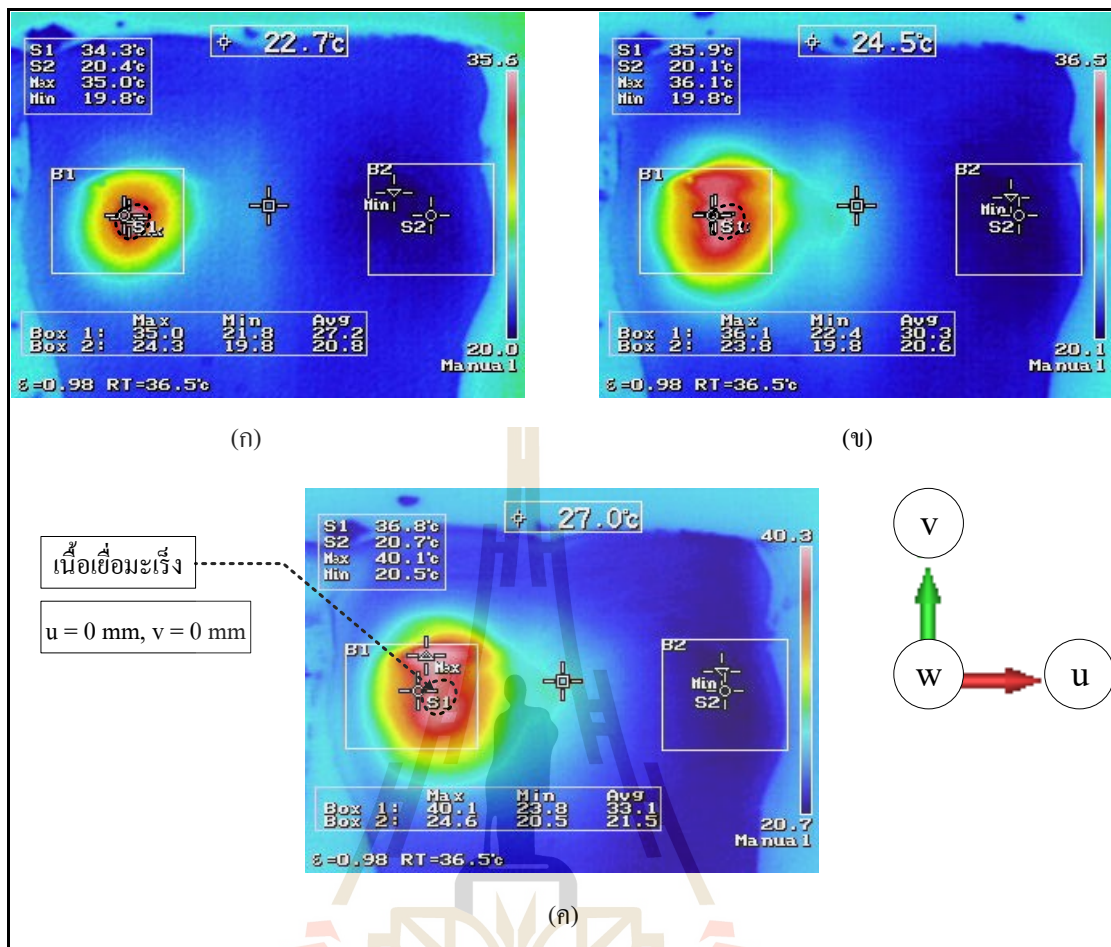
รูปแบบการตอบสนองความถี่ของเพลตโค้ง	ตัวกลางที่เป็นอากาศ			ตัวกลางที่มีการสูญเสีย		
	2.4 (GHz)	2.45 (GHz)	2.5 (GHz)	2.4 (GHz)	2.45 (GHz)	2.5 (GHz)
ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11)	-12.7 dB	-22.19 dB	-10.7 dB	-15.6 dB	-28.19 dB	-12.5 dB
ค่าการสะท้อนกลับ (VSWR)	1.6	1.16	1.83	1.4	1.08	1.62
อิมพีแดนซ์	79.9 +j4.19	47.9 -j10.2	58.1 +j32	63.7 +j13.2	51.6 -j0.88	63.8 +j23.9

#### 4.6 ผลการทดลองวัดค่าการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนของเนื้อเยื่อมะเร็ง

สำหรับการทดลองนั้นจะเริ่มต้นโดยกำหนดให้วัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองมีอุณหภูมิเริ่มต้นที่อุณหภูมิห้อง จากนั้นทำการเปิดแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ 2.45 GHz จ่ายให้กับระบบตัวปล่อยคลื่นสนามไฟฟ้าแบบแผ่นเพลตโค้ง เพื่อทำการให้สนามไฟฟ้าไหลผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองเป็นเวลา 30 นาที กับ 45 นาที และ 60 นาที ตามลำดับ โดยแผ่นเพลตทั้งสองจะมีระยะห่างอยู่ระหว่าง 60 mm ถึง 90 mm สำหรับกำลังของแหล่งกำเนิดที่ใช้ในระบบตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้ง นั้นจะอยู่ระหว่าง 20 W ถึง 100 W โดยในการปรับระดับพลังงานจะกระทำผ่านเครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่ (E4433B, Agilent Signal Generator) ดังข้อมูลในตารางที่ 4.3 จากนั้นจะทำการวัดค่าการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยการใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน Keysight Technology รุ่น U5857A โดยการกำหนดค่า Emissivity เป็น 0.98 ตามที่ในอุปกรณ์กำหนดให้สำหรับการวัดอุณหภูมิของวัสดุที่เป็นเนื้อเยื่อ ซึ่งสามารถแสดงลักษณะรูปร่างของตัวกล้องถ่ายภาพความร้อน โดยระหว่างที่ทำการวัดนั้น จะหยุดการส่งสัญญาณความถี่จากแหล่งกำเนิด เนื่องจากคลื่นความถี่ที่มีกำลังงานสูงนั้นจะรบกวนการทำงานของตัวกล้องถ่ายภาพความร้อนและส่งผลกระทบต่อค่าการวัดค่าอุณหภูมิได้

โดยการวัดผลการทดลองนั้นจะเริ่มต้นด้วยระบบตัวปล่อยคลื่นสนามไฟฟ้าแบบแผ่น โคงซึ่งจากการทดลองจะได้ค่าการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนบนตัวกลางที่มีการสูญเสีย เมื่อมีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ที่ตำแหน่ง ( $u = 0$  mm,  $v = 0$  mm) อยู่ที่ภายในเนื้อเยื่อเต้านมจำลอง ซึ่งจะได้ทำการเปรียบเทียบกับผลการจำลองผลตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งภายในเนื้อเยื่อเต้านมที่ได้ทำการวิเคราะห์แล้วในบทที่ 3 ซึ่งเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm เป็นขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของตัวกลางที่มีการสูญเสียที่สูงที่สุด โดยผลของการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.16

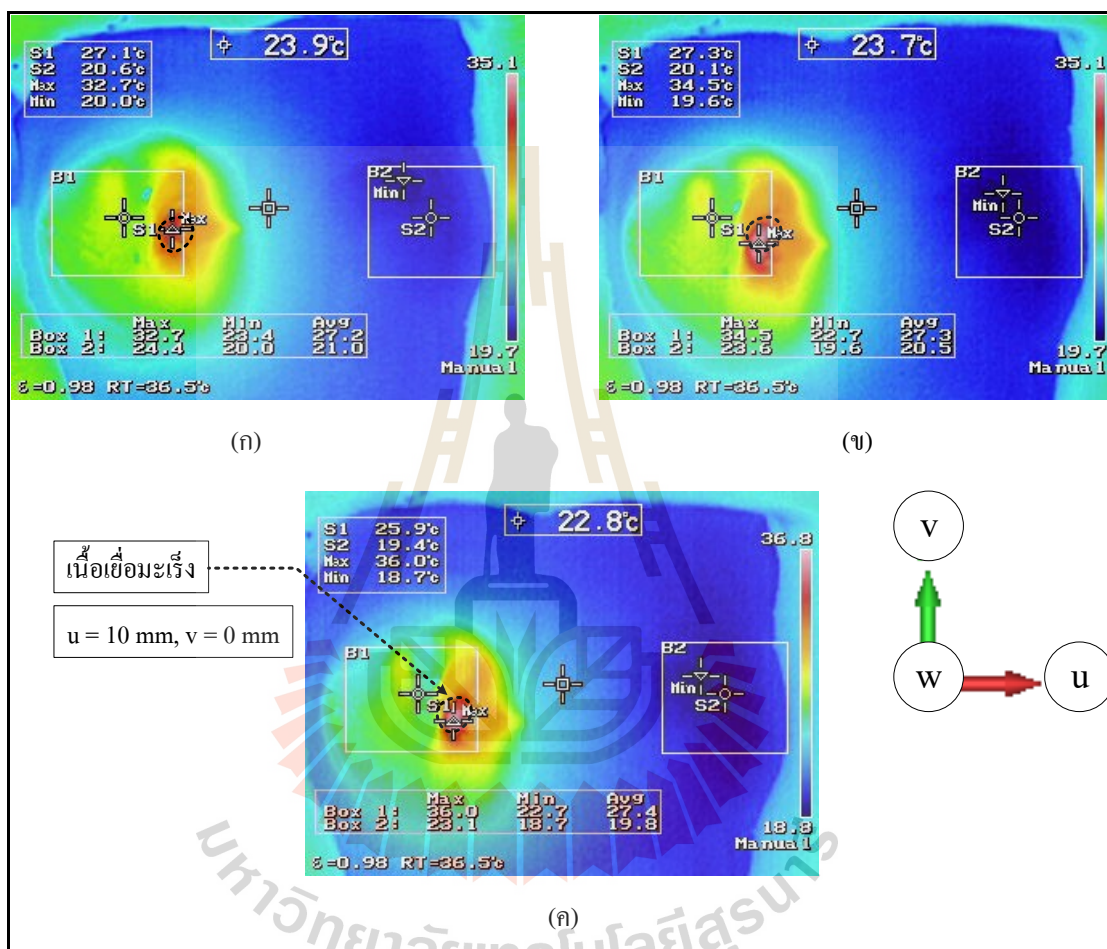
จากรูปที่ 4.16 (ก) ผลการทดลองดังกล่าวพบว่าเมื่อทำการให้ความร้อนด้วยแผ่นเพลตโค้งเป็นเวลา 30 นาที ลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมจำลองที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm อยู่ภายในนั้นมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิจากเดิม 22.7 °C เป็น 35.0 °C จากนั้นเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็น 45 นาที ดังแสดงในรูปที่ 4.16 (ข) เนื้อเยื่อเต้านมจำลองมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิ 36.1 °C และเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็น 60 นาที ดังแสดงในรูปที่ 4.16 (ค) เนื้อเยื่อเต้านมจำลองมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิเป็น 40.1 °C โดยที่รูปแบบของการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนนั้นจะเกิดขึ้นส่วนใหญ่ที่บริเวณที่เป็นตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ที่ตำแหน่ง ( $u = 0$  mm,  $v = 0$  mm) และเมื่อพิจารณาการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมนั้นจะเห็นได้ว่าค่าอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไปของเนื้อเยื่อมะเร็งจะมีค่าสูงชันกว่าในเนื้อเยื่อเต้านมเมื่อเวลาผ่านไปตั้งแต่ 30 นาที จนถึง 60 นาที



รูปที่ 4.16 ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ตำแหน่ง  $(u = 0 \text{ mm}, v = 0 \text{ mm})$  อยู่ในเนื้อเยื่อเต้านมจำลองเป็นเวลา (ก) 30 นาที (ข) 45 นาที (ค) 60 นาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.21 นั้นเมื่อนำลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมจำลองไปเปรียบเทียบกับค่าความหนาแน่นการดูดซับสนามไฟฟ้าจากการจำลองที่ผ่านมาแล้วในบทที่ 3 จะพบว่าความแตกต่างของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นระหว่างเนื้อเยื่อมะเร็งกับเนื้อเยื่อเต้านมนั้นมีความแตกต่างกัน เช่นเดียวกับความแตกต่างของการดูดซับสนามไฟฟ้าที่ได้จากการจำลองระหว่างเนื้อเยื่อทั้งสอง ซึ่งเป็นผลมาจากความแตกต่างของค่าการสูญเสียไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อจากข้อมูลที่ได้นำเสนอไว้แล้วในตารางที่ 3.1 ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อเต้านมและเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็งที่ความถี่ 2.45 GHz และ ตารางที่ 4.1 คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกของสารเนื้อเยื่อที่ความถี่ 2.45 GHz ที่ได้ทำการวัดค่า ซึ่งได้อธิบายถึงค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อมะเร็งที่เป็นตัวกลางที่มีการสูญเสียที่ตอบสนองความถี่ 2.45 GHz ได้ดีกว่า

เนื้อเยื่อปกติที่เป็นเนื้อเยื่อเด้านมซึ่งประกอบไปด้วยส่วนที่เป็นไขมันเป็นส่วนใหญ่ โดยในลำดับถัดไป จะได้ทำการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ไปยังตำแหน่ง ( $u = 10$  mm,  $v = 0$  mm,  $w = 0$  mm) เพื่อศึกษาลักษณะของการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเด้านมจำลองดังในรูปที่ 4.17



รูปที่ 4.17 ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเด้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ตำแหน่ง ( $u = 10$  mm,  $v = 0$  mm) อยู่ที่ภายในเนื้อเยื่อเด้านมจำลองเป็นเวลา (ก) 30 นาที (ข) 45 นาที (ค) 60 นาที

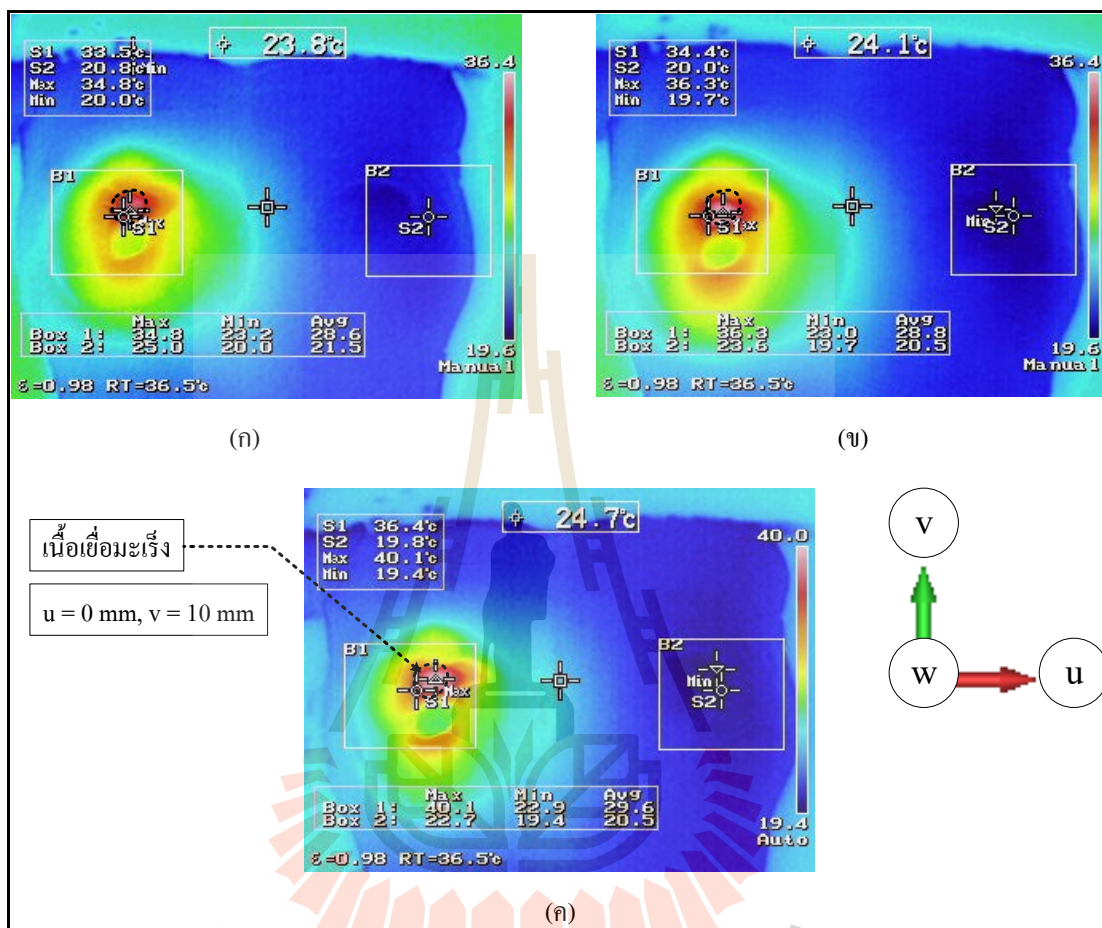
จากรูปที่ 4.17 (ก) ผลการทดลองลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นเมื่อทำการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ไปยังตำแหน่ง ( $u = 10$  mm,  $v = 0$  mm) พบว่าเมื่อทำการให้ความร้อนด้วยแผ่นเพลตโค้งเป็นเวลา 30 นาที ลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเด้านมจำลองที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ที่ตำแหน่งนี้มีการเปลี่ยนแปลงค่า

อุณหภูมิจากเดิม  $24.4\text{ }^{\circ}\text{C}$  เป็น  $32.7\text{ }^{\circ}\text{C}$  จากนั้นเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็น 45 นาที ดังในรูปที่ 4.17 (ข) เนื้อเยื่อเต้านมจำลองมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิเป็น  $34.5\text{ }^{\circ}\text{C}$  และเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็น 60 นาที ดังแสดงในรูปที่ 4.17 (ค) เนื้อเยื่อเต้านมจำลองมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิเป็น  $36.0\text{ }^{\circ}\text{C}$  โดยที่รูปแบบของการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนนั้นจะเกิดขึ้นที่เป็นตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด  $12\text{ mm}$  ที่ตำแหน่ง ( $u = 10\text{ mm}$ ,  $v = 0\text{ mm}$ ) มีการเปลี่ยนแปลงลดลง และเมื่อพิจารณาการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมนั้นจะเห็นได้ว่าค่าอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไปของเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นลดลงจากเดิมที่อยู่บริเวณตำแหน่งกึ่งกลาง เมื่อเวลาผ่านไปตั้งแต่ 30 นาที จนถึง 60 นาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.17 นั้นเมื่อนำลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมจำลองไปเปรียบเทียบกับค่าความหนาแน่นการดูดซับสนามไฟฟ้าจากการจำลองผลการให้สนามไฟฟ้าที่ผ่านมาแล้วในบทที่ 3 จะพบว่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นมีการเปลี่ยนแปลงลดลง เช่นเดียวกับความแตกต่างของการดูดซับสนามไฟฟ้าที่ได้จากการจำลองผลการให้สนามไฟฟ้าเมื่อตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งย้ายไปยังตำแหน่งเป็น ( $u = 10\text{ mm}$ ,  $v = 0\text{ mm}$ ) ซึ่งเป็นผลมาจากความหนาแน่นของสนามไฟฟ้านั้นถูกบีบบังคับไว้ที่บริเวณกึ่งกลางระหว่างแผ่นเพลตโค้งทั้งสอง จึงทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งไม่สามารถรับคลื่นได้ยังตำแหน่งสูงสุด ทำให้การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมินั้นเกิดขึ้นได้น้อยลงซึ่งแม้ว่าความแตกต่างของค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก ( $\epsilon_r''$ ) ของเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นจะมีค่าสูงกว่าของเนื้อเยื่อเต้านมที่ความถี่  $2.45\text{ GHz}$  จากตารางที่ 4.1 แต่เนื่องจากได้รับความเข้มสนามไฟฟ้าที่น้อยลงจึงทำให้การให้ความร้อนนั้นลดลงด้วย ซึ่งเป็นไปตามผลการจำลองการดูดซับสนามไฟฟ้าที่ได้ทำการวิเคราะห์ไปแล้วในบทที่ 3 โดยในลำดับถัดไปจะได้ทำการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด  $12\text{ mm}$  ไปยังตำแหน่ง ( $u = 0\text{ mm}$ ,  $v = 10\text{ mm}$ ) เพื่อศึกษาลักษณะของการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมอีกครั้งเพื่อเป็นการเปรียบเทียบกับผลการจำลองกับเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด  $12\text{ mm}$  ดังรูปที่ 4.18

ในรูปที่ 4.18 (ก) ผลการทดลองลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นเมื่อทำการย้ายตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด  $12\text{ mm}$  ไปยังตำแหน่ง ( $u = 0\text{ mm}$ ,  $v = 10\text{ mm}$ ) พบว่าเมื่อทำการให้ความร้อนด้วยแผ่นเพลตโค้งเป็นเวลา 30 นาที ลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมจำลองที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด  $12\text{ mm}$  ที่ตำแหน่งนี้มีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิจากเดิม  $25\text{ }^{\circ}\text{C}$  เป็น  $34.8\text{ }^{\circ}\text{C}$  จากนั้นเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็น 45 นาที ดังแสดงในรูปที่ 4.18 (ข) เนื้อเยื่อเต้านมจำลองมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิเป็น  $36.3\text{ }^{\circ}\text{C}$  และเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเป็น 60 นาที ดังแสดงในรูปที่ 4.18 (ค) เนื้อเยื่อเต้านมจำลองมีการเปลี่ยนแปลงค่าอุณหภูมิเป็น  $40.1\text{ }^{\circ}\text{C}$  โดยที่รูปแบบของการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนนั้นจะเกิดขึ้นที่เป็นตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด  $12\text{ mm}$  ที่ตำแหน่ง ( $u = 0\text{ mm}$ ,  $v = 10\text{ mm}$ ) มีการเปลี่ยนแปลงการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนส่วนใหญ่บนเนื้อเยื่อมะเร็ง และเมื่อพิจารณาการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านม

นั้นจะเห็นได้ว่าค่าอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไปของเนื้อเยื่อเต้านมจะใกล้เคียงกัน เมื่อเวลาผ่านไปตั้งแต่ 30 นาที จนถึง 60 นาที



รูปที่ 4.18 ภาพถ่ายความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสียรูปเต้านมจำลองที่เกิดจากตัวปล่อยคลื่นแบบแผ่นเพลตโค้งที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ตำแหน่ง ( $u = 0 \text{ mm}, v = 10 \text{ mm}$ ) อยู่ในเนื้อเยื่อเต้านมจำลองเป็นเวลา (ก) 30 นาที (ข) 45 นาที (ค) 60 นาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.18 นั้นเมื่อนำลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อเต้านมจำลองไปเปรียบเทียบกับค่าความหนาแน่นการดูดซับสนามไฟฟ้าจากการจำลองผลการให้สนามไฟฟ้าที่ผ่านมาแล้วในบทที่ 3 จะพบว่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นมีการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งการเกิดความร้อนส่วนใหญ่ตามตำแหน่งที่เปลี่ยนไป ในขณะที่เนื้อเยื่อปกติมีลักษณะการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนในรูปแบบเดิม ซึ่งสามารถเปรียบเทียบได้จากการดูดซับสนามไฟฟ้าที่ได้จากการจำลองผลการให้สนามไฟฟ้าเมื่อตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งย้ายไปยัง



ตำแหน่งเป็น ( $u = 0, v = 10 \text{ mm}$ ) ซึ่งเป็นผลมาจากเนื้อเยื่อมะเร็งยังคงอยู่ในตำแหน่งที่เป็นแนวความหนาแน่นของสนามไฟฟ้าที่ถูกบีบบังคับไว้ที่บริเวณแกนกลางระหว่างแผ่นเพลตโค้งทั้งสอง จึงทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งยังสามารถดูดซับพลังงานได้ ทำให้การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมินั้นเกิดขึ้นได้ตามตำแหน่งที่เปลี่ยนไปของเนื้อเยื่อมะเร็ง ขณะที่เนื้อเยื่อปกตินั้นยังคงมีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่ต่ำกว่าเนื้อเยื่อมะเร็งในรูปแบบเดิม ซึ่งเป็นไปตามผลการจำลองการดูดซับสนามไฟฟ้าที่ได้ทำการวิเคราะห์ไปแล้วในบทที่ 3 ซึ่งจะเห็นได้ว่าแผ่นเพลตที่เป็นแบบโค้งนี้จะสามารถให้สนามไฟฟ้าที่หนาแน่นที่บริเวณแกนกลางในวัสดุที่มีการสูญเสียระหว่างแผ่นเพลตได้มากที่สุด และจะส่งผลให้ความสามารถในการให้ความร้อนยังตำแหน่งที่ต้องการนั้นสามารถทำได้โดยการบังคับทิศทางของสนามไฟฟ้าที่ตั้งฉากกับแนวของแผ่นเพลตโค้ง ส่งผลให้เนื้อเยื่อปกติในส่วนของบริเวณข้างเคียงได้รับสนามไฟฟ้าที่น้อยกว่า ด้วยเหตุนี้การใช้แผ่นเพลตแบบโค้งจึงเป็นการลดผลกระทบยังเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงจากการให้ความร้อนด้วยสนามไฟฟ้าได้

#### 4.7 สรุปและอภิปรายผล

สำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก ซึ่งจะได้ทำการตรวจวัดค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของแบบจำลองสารเนื้อเยื่อที่ใช้แทนเนื้อเยื่อเต้านมและเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยแบ่งเป็นค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant,  $\epsilon_r'$ ) และค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor,  $\epsilon_r''$ ) สำหรับในส่วนของ การทดลองสามารถวัดค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านมจำลองได้  $12.04+j2.03$  และเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งมีค่าเฉลี่ยเป็น  $57.75+j15.44$  เมื่อพิจารณาที่ความถี่ 2.45 GHz จากนั้นทำการวิเคราะห์ในส่วนที่เป็นแผ่นเพลตโค้งที่มีโหนดตัวกลางที่มีการสูญเสียในรูปแบบของวงจรเรโซแนนซ์อนุกรม โดยเครื่องวิเคราะห์โครงข่ายเวกเตอร์รุ่น (E5071C, Keysight Vector Network Analyzer) ซึ่งจะได้ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) ในตัวกลางที่มีการสูญเสียที่ความถี่ 2.45 GHz เป็น -28.19 dB ซึ่งสามารถแปลงเป็นค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ได้เป็น 1.08 และมีค่าอิมพีแดนซ์เป็น  $51.6-j0.88 \Omega$  เพื่อให้สามารถตอบสนองการถ่ายโอนสัญญาณได้ดีที่สุด และจากนั้นจะได้ทำการทดสอบการให้สนามไฟฟ้าของแผ่นเพลตโค้งที่ออกแบบ โดยใช้สัญญาณคลื่นความถี่ที่ 2.45 GHz ด้วยกำลังงานด้านเอาต์พุตที่ 60 W โดยจากการวิเคราะห์ผลการปรับขนาดของแผ่นเพลตตัวปล่อยคลื่นนั้นจะได้ค่าของความยาวเท่ากับ 60 mm ที่ขนาดความกว้างเท่ากับ 30 mm ความหนา 0.5 mm ซึ่งเป็นขนาดที่เหมาะสมสำหรับการให้ความร้อนสำหรับการบำบัดรักษามะเร็งด้วยสนามไฟฟ้าหรือไดอิเล็กตริกที่ดีที่สุด และจากผลการตรวจสอบการวัดค่าการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนในตัวกลางที่มีการสูญเสีย เป็นเวลา 30 ถึง 60 นาที ด้วยการใช้กล้องถ่ายภาพความร้อน พบว่าที่ตำแหน่งความร้อนสูงสุดจะมีค่าอุณหภูมิ

เท่ากับ  $41.0\text{ }^{\circ}\text{C}$  ที่เวลาผ่านไปเป็น 60 นาที จากตัวปล่อยคลื่นสนามไฟฟ้าแบบแผ่นเพลตโค้งที่มีเนื้อเยื่อมะเร็งขนาด 12 mm ตำแหน่ง ( $u = 0\text{ mm}$ ,  $v = 0\text{ mm}$ ) และเมื่อตำแหน่งของมะเร็งเปลี่ยนเป็นตำแหน่ง ( $u = 10\text{ mm}$ ,  $v = 0\text{ mm}$ ) พบว่าเนื้อเยื่อมะเร็งจะมีค่าอุณหภูมิที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อปกติเวลาผ่านไปเป็น 60 นาที ซึ่งเป็นผลที่เกิดจากการบังคับควบคุมความเข้มของสนามไฟฟ้าให้เกิดการสูญเสียที่แกนกลางระหว่างแผ่นเพลตโค้งทั้งสองเป็นส่วนใหญ่จึงทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งไม่สามารถดูดซับสนามไฟฟ้าได้อย่างเต็มที่ และตำแหน่ง ( $u = 0\text{ mm}$ ,  $v = 10\text{ mm}$ ) พบว่าเนื้อเยื่อมะเร็งยังคงมีค่าอุณหภูมิที่  $41.0\text{ }^{\circ}\text{C}$  เมื่อเวลาผ่านไปเป็น 60 นาที เนื่องจากยังคงอยู่ในตำแหน่งที่เป็นแนวความหนาแน่นของสนามไฟฟ้าที่ถูกบีบบังคับไว้ที่บริเวณแกนกลางระหว่างแผ่นเพลตโค้ง

แต่อย่างไรก็ตาม การวัดค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นนั้นเป็นการวัดจากบริเวณพื้นผิวของสารเนื้อเยื่อที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็งและดูดซับพลังงานเป็นความร้อน ซึ่งในความเป็นจริงแล้วสารเนื้อเยื่อนี้ยังมีการดูดซับพลังงานในทุกส่วนที่อยู่ลึกภายในด้วย ดังนั้นหากจะทำการวัดอุณหภูมิภายในสารเนื้อเยื่อนี้ อาจมีความร้อนสูงกว่าที่วัดได้จากผิวด้านนอก แต่ในวิทยานิพนธ์นี้จะแสดงเฉพาะส่วนที่เป็นภาพถ่ายความร้อนเพื่อแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นบนสารเนื้อเยื่อเต็มด้ามจำลองและเนื้อเยื่อมะเร็งเท่านั้น และในการวัดอุณหภูมิในแต่ละครั้งจะต้องหยุดจ่ายสัญญาณความถี่เนื่องจากการรบกวนการแสดงผลของกล้องถ่ายภาพความร้อน จึงไม่สามารถคงค่าอุณหภูมิของเนื้อเยื่อไว้ได้ตลอดเวลา ซึ่งอาจทำให้การอ่านคลาดเคลื่อนไป ดังนั้นอุณหภูมิที่วัดได้ที่ผิวจึงอาจมีการถ่ายเทความร้อนให้กับอากาศ ทำให้อุณหภูมิที่วัดได้นั้นอาจมีความคลาดเคลื่อนไปราว  $1-2\text{ }^{\circ}\text{C}$

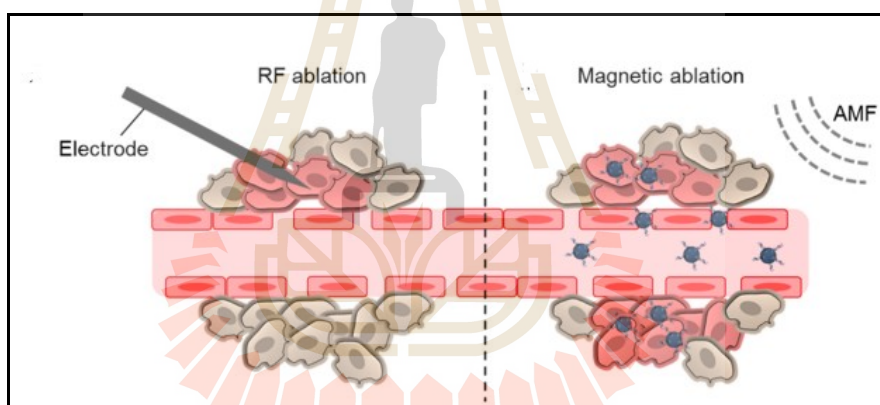
## บทที่ 5

### สรุปผลและข้อเสนอแนะ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอระบบให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริก สำหรับการบำบัดมะเร็งเต้านม ซึ่งเป็นการใช้สนามไฟฟ้าส่งผ่านแผ่นเพลตโค้ง 2 แผ่น ทำให้เกิดสนามไฟฟ้าโดยมีตัวกลางที่มีการสูญเสียอยู่ระหว่างขั้วทั้งสอง โดยมีความถี่ใช้งานคือ 2.45 GHz และออกแบบการทำงานในลักษณะที่เป็นวงจรเรโซแนนซ์อนุกรม ซึ่งจะมีการวัดทดสอบพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่สำคัญของแผ่นเพลต ได้แก่ ค่าการสูญเสียย้อนกลับ (S11) มีค่าต่ำสุดเป็น -28.19 dB ซึ่งจะสามารถแปลงให้อยู่ในรูปของค่าการสะท้อนกลับ (VSWR) ได้เป็น 1.08 และมีค่าอิมพีแดนซ์ของระบบได้เป็น  $51.6-j0.88 \Omega$  ซึ่งทำในขณะที่มีวัสดุตัวกลางระหว่างแผ่นเพลต สำหรับการบำบัดมะเร็งเต้านมด้วยวิธีการนี้จะส่งผลกระทบต่อทั้งส่วนเนื้อเยื่อมะเร็งมากกว่าในเนื้อเยื่อปกติ เนื่องจากสนามไฟฟ้าที่ไหลผ่านเนื้อเยื่อทั้งสองจะเกิดการสูญเสียของสนามไฟฟ้าและดูดซับเป็นความร้อนได้แตกต่างกัน เกิดจากค่าปัจจัยในการสูญเสียไดอิเล็กตริก (Dielectric Loss Factor,  $\epsilon_r''$ ) ของแต่ละวัสดุ ซึ่งจากการศึกษาค้นคว้าและทดลองพบว่าที่ความถี่ 2.45 GHz ขนาดกำลังที่ 60 W ใช้เวลาในการดำเนินการอยู่ที่ 30 นาที ถึง 60 นาที เนื้อเยื่อมะเร็งจะมีการดูดซับสนามไฟฟ้าที่ดีกว่าในเนื้อเยื่อเต้านม และการใช้หลักการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกนี้จะช่วยให้ความสามารถในการดูดซับพลังงานที่ลึกมากกว่า 3 cm จึงสามารถเกิดความร้อนให้แก่เนื้อเยื่อมะเร็งได้สูงสุด 40.0 °C ด้วยเหตุนี้การใช้หลักการให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกจึงสามารถช่วยในเรื่องของความลึกผิว อีกทั้งลักษณะสนามไฟฟ้าที่ไหลผ่านเนื้อเยื่อปกติโดยใช้แผ่นเพลตโค้งนั้น สามารถควบคุมแนวของสนามไฟฟ้าไปยังตำแหน่งของเนื้อเยื่อมะเร็งที่อยู่เฉพาะจุดได้ โดยที่ไม่ส่งผลให้แบบจำลองสารเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเต้านมได้รับความร้อนที่สูงเกิน 35.0 °C

สำหรับปัญหาที่พบในการทดลองคือ การกำหนดตัวกลางที่มีการสูญเสียหรือแบบจำลองของเต้านมที่มีค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าเป็นตัวกลางเพียงชนิดเดียว ซึ่งอาจจะมีความแตกต่างจากเนื้อเยื่อจริงในมนุษย์ที่มีโครงสร้างเนื้อเยื่อที่ซับซ้อนกว่า นอกจากนี้อาจจะมีปัญหาด้านการถ่ายเทความร้อนเนื่องจากการหมุนเวียนของโลหิต ซึ่งอาจจะส่งผลต่อความผิดพลาดระหว่างการคำนวณทางทฤษฎีและผลการทดลองได้ อีกทั้งอาจจะต้องทำการทดลองเพิ่มเติมเกี่ยวกับการใช้อุณหภูมิของสารอื่นที่มีผลทางไฟฟ้าเข้าไปภายในสารเนื้อเยื่อเทียมหรือส่วนเต้านมจำลองเพื่อช่วยปรับปรุงการดูดซับพลังงานสนามไฟฟ้าเฉพาะกับตำแหน่งเนื้อเยื่อมะเร็งที่สูงขึ้น เพื่อให้เกิดความร้อนที่กระทบต่อเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงน้อยที่สุด

สำหรับแนวทางการพัฒนาในอนาคตนั้นสิ่งที่ควรปรับปรุงคือ การพัฒนารูปแบบของสารเนื้อเทียมที่ใช้ในการทดลองให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น โดยมีการศึกษาในส่วนที่เป็นการถ่ายโอนความร้อนของเนื้อเยื่อปกติ เพื่อทำให้สามารถปรับปรุงการทำงานของแผ่นเพลตโค้งให้เหมาะสมมากขึ้น เช่น การกำหนดความถี่การให้ความร้อน ขนาดของกำลังที่ป้อน รวมถึงรูปแบบการวางแนวของแผ่นเพลตโค้งที่มีผลต่อลักษณะเวกเตอร์ของสนามไฟฟ้า เพื่อให้สามารถส่งพลังงานไปยังเนื้อเยื่อมะเร็งได้อย่างเต็มที่ และส่งผลกระทบต่อให้เกิดการดูดซับพลังงานเป็นความร้อนต่อบริเวณเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงน้อยที่สุด อีกทั้งอาจจะมีการศึกษาทดลองการใช้อนุภาคนาโนที่ไปยึดเกาะกับเนื้อเยื่อมะเร็ง (Lee et al., 2015) ดังรูปที่ 5.1 ซึ่งจะมีผลช่วยเร่งทำให้เกิดการดูดซับพลังงานที่สูงขึ้น หรือแม้แต่การใช้เลเซอร์เข้ามาเกี่ยวข้องกับการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อมะเร็งที่มีขนาดเล็กถึงประมาณ 800 nm (Espinosa et al., 2016) เพื่อนำมาศึกษาใช้งานร่วมกับความถี่ย่านไมโครเวฟได้



รูปที่ 5.1 อนุภาคนาโนที่ไปยึดเกาะกับเนื้อเยื่อมะเร็งเพื่อช่วยในการดูดซับพลังงานเป็นความร้อน (Lee et al., 2015)

## เอกสารอ้างอิง

- Amabile, C., Farina, L., Lopresto, V., et al. (2017). **Tissue shrinkage in microwave ablation of liver: an ex vivo predictive model.** *International Journal of Hyperthermia*, 33(1), 101–109.
- Antich, P. P., Tokita, N., Kim, J. H., & Hahn, E. W. (1978). **Selective Heating of Cutaneous Human Tumors at 27.12 MHz.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 26(8), 569–572.
- Asili, M., Chen, P., Hood, A. Z., Purser, A., Hulsey, R., Johnson, L., Topsakal, E. (2015). **Flexible Microwave Antenna Applicator for Chemo-Thermotherapy of the Breast.** *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 14, 1778–1781.
- Ayappa, K. G., Davis, H. T., Davis, E. A., & Gordon, J. (1991). **Analysis of microwave heating of materials with temperature-dependent properties.** *AIChE Journal*, 37(3), 313–322.
- Behrouzkia, Z., Joveini, Z., Keshavarzi, B., Eyvazzadeh, N., & Aghdam, R. Z. (2016). **Hyperthermia: How can it be used.** *Oman Medical Journal*, 31(2), 89–97.
- Brace, C. (2011). **Thermal Tumor Ablation in Clinical Use.** *IEEE Pulse*, 2(5), 28–38.
- Converse, M., Bond, E. J., Veen, B. D., & Hagness, C. (2006). **A computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer treatment.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 54(5), 2169–2180.
- Dughiero, F., & Corazza, S. (2005). **Numerical simulation of thermal disposition with induction heating used for oncological hyperthermic treatment.** *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(1), 40–46.
- Elkayal, H. A., Ismail, N. E., & Lotfy, M. (2015). **Microwaves for breast cancer treatments.** *Alexandria Engineering Journal*, 54(4), 1105–1113.
- Espinosa, A., Di Corato, R., Kolosnjaj-Tabi, J., Flaud, P., Pellegrino, T., & Wilhelm, C. (2016). **Duality of Iron Oxide Nanoparticles in Cancer Therapy: Amplification of Heating Efficiency by Magnetic Hyperthermia and Photothermal Bimodal Treatment.** *ACS Nano*, 10(2), 2436–2446.

- Fiser, O., Merunka, I., & Vrba, J. (2017). **Optimization of microwave hyperthermia applicator system for deep placed tumors treatment in head and neck area.** *Progress In Electromagnetics Research Symposium - Spring (PIERS)*.
- Gani, I., & Yoo, H. (2016). **Multi-Band Antenna System for Skin Implant.** *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, 26(4), 294–296.
- Guerquin-Kern, J., Hgmann, M. J., & Levin, R. L. (1988). **Experimental characterization of helical coils as hyperthermia applicators.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(1), 46–51.
- Gupta, R. C., & Singh, S. P. (2006). **Elliptically bent slotted waveguide conformal focused array for hyperthermia treatment of tumors in curved region of human body.** *Progress in Electromagnetics Research*, 62, 107–125.
- Guy, A. W. (1984). **History of Biological Effects and Medical Applications of Microwave Energy.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 32(9), 1182–1200.
- Hahn, G. M. (1984). **Hyperthermia for the Engineer: A Short Biological Primer.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 31(1), 3–8.
- Huang, C. (2015). **On the development of magnetic induction heating for hyperthermia and ablation of tumors.** *International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO)*.
- Iero, D. A. M., Crocco, L., & Isernia, T. (2014). **Thermal and Microwave Constrained Focusing for Patient-Specific Breast Cancer Hyperthermia: A Robustness Assessment.** *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 62(2), 814–821.
- Ito, K., Furuya, K., Okano, Y., & Hamada, L. (2001). **Development and characteristics of a biological tissue-equivalent phantom for microwaves.** *Electronics and Communications in Japan, Part I: Communications*, 84(4), 67–77.
- Jiao, S., Johnson, J. A., Tang, J., Tiwari, G., & Wang, S. (2011). **Dielectric properties of cowpea weevil, black-eyed peas and mung beans with respect to the development of radio frequency heat treatments.** *Biosystems Engineering*, 108(3), 280–291.
- Johnson, R. H., Preece, A. W., Hand, et al. (1987). **A New Type of Lightweight Low-Frequency Electromagnetic Hyperthermia Applicator.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 35(12), 1317–1321.

- Jordan, A., Scholz, R., Maier-Hauff, K., et al. (2001). **Presentation of a new magnetic field therapy system for the treatment of human solid tumors with magnetic fluid hyperthermia.** *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 225(1), 118–126.
- Kok, H. P., & Crezee, J. (2017). **A comparison of the heating characteristics of capacitive and radiative superficial hyperthermia.** *International Journal of Hyperthermia*, 33(4), 378–386.
- Kotsuka, Y., Hankui, E., & Shigematsu, Y. (1996). **Development of ferrite core applicator system for deep-induction hyperthermia.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 44(10), 1803–1810.
- Lang, J., Erdmann, B., & Seebass, M. (1999). **Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(9), 1129–1138.
- Lee, N., Yoo, D., Ling, D., et al. (2015). **Iron Oxide Based Nanoparticles for Multimodal Imaging and Magnetoresponse Therapy.** *Chemical Reviews*, 115(19), 10637–10689.
- Lopresto, V., Pinto, R., Farina, L., & Cavagnaro, M. (2017). **Treatment planning in microwave thermal ablation: clinical gaps and recent research advances.** *International Journal of Hyperthermia*, 33(1), 83–100.
- Mahmoudi, K., Bouras, A., Bozec, D., et al. (2018). **Magnetic hyperthermia therapy for the treatment of glioblastoma: a review of the therapy's history, efficacy and application in humans.** *International Journal of Hyperthermia*, 34(8), 1316–1328.
- Martellosio, A., Pasian, M., Bozzi, M., Perregrini, L., Mazzanti, A., Svelto, F., Bellomi, M. (2017). **Dielectric Properties Characterization from 0.5 to 50 GHz of Breast Cancer Tissues.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 65(3), 998–1011.
- Miklavcic, D., Pavselj, N., & Hart, F. (2006). **Electric Properties of Tissues.** (Vol. 6).
- Nguyen, P. T., Abbosh, A. M., & Crozier, S. (2016). **Thermo-Dielectric Breast Phantom for Experimental Studies of Microwave Hyperthermia.** *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 15, 476–479.
- Oleson, J. R. (1984). **A Review of Magnetic Induction Methods for Hyperthermia Treatment of Cancer.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 31(1), 91–97.

- Paulides, M. M., Stauffer, P. R., Neufeld, et al. (2013). **Simulation techniques in hyperthermia treatment planning.** *International Journal of Hyperthermia*, 29(4), 346–357.
- Petra Kok, H., De Greef, M., Van Wieringen, et al. (2010). **Comparison of two different 70 MHz applicators for large extremity lesions: Simulation and application.** *International Journal of Hyperthermia*, 26(4), 376–388.
- Ryan, T. P., & Brace, C. L. (2017). **Interstitial microwave treatment for cancer: historical basis and current techniques in antenna design and performance.** *International Journal of Hyperthermia*, 33(1), 3–14.
- Sidoff, L., & Dupuy, D. E. (2017). **Clinical experiences with microwave thermal ablation of lung malignancies.** *International Journal of Hyperthermia*, 33(1), 25–33.
- Song, C. W. (1984). **Effect of local hyperthermia on blood flow and microenvironment: A review.** *Cancer Research*, 44(10 SUPPL.), 4721s–4730s.
- Stang, J., Haynes, M., Carson, P., & Moghaddam, M. (2012). **A Preclinical System Prototype for Focused Microwave Thermal Therapy of the Breast.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(9), 2431–2438.
- Storm, F. K., Elliott, R. S., Harrison, W. H., & Morton, D. L. (1982). **Clinical RF Hyperthermia by Magnetic-Loop Induction: A New Approach to Human Cancer Therapy.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 30(8), 1149–1158.
- Strohbehn, J. W., & Douple, E. B. (1984). **Hyperthermia and Cancer Therapy: A Review of Biomedical Engineering Contributions and Challenges.** *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 31(12), 779–787.
- Sugitani, T., Kubota, S. I., Kuroki, et al. (2014). **Complex permittivities of breast tumor tissues obtained from cancer surgeries.** *Applied Physics Letters*, 104(25).
- Tang, Y., Jin, T., & Flesch, R. C. C. (2017). **Numerical temperature analysis of magnetic hyperthermia considering nanoparticle clustering and blood vessels.** *IEEE Transactions on Magnetics*, 53(10).
- Thongsopa, C., & Thosdeekoraphat, T. (2013). **Analysis and Design of Magnetic Shielding System for Breast Cancer Treatment with Hyperthermia Inductive Heating.** *International Journal of Antennas and Propagation*, 2013, 12.



- van Stam, G., Kok, H. P., Hulshof, et al. (2017). **A flexible 70 MHz phase-controlled double waveguide system for hyperthermia treatment of superficial tumours with deep infiltration.** *International Journal of Hyperthermia*, 33(7), 796–809.
- van Wieringen, N., Wiersma, J., Zum Vörde Sive Vörding, et al. (2009). **Characteristics and performance evaluation of the capacitive Contact Flexible Microstrip Applicator operating at 70 MHz for external hyperthermia.** *International Journal of Hyperthermia*, 25(7), 542–553.
- Vrba, D., Rodrigues, D. B., Vrba, et al. (2016). **Metamaterial antenna arrays for improved uniformity of microwave hyperthermia treatments.** *Progress in Electromagnetics Research*, 156, 1–12.
- Wang, J. J. H., & Dubberley, J. R. (1989). **Computation of electromagnetic fields in large biological bodies by an iterative moment method with a restart technique.** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 37(12), 1918–1923.
- Wang, S., Tang, J., Cavalieri, R. P., & Davis, D. C. (2003). **Differential Heating of Insects in Dried Nuts and Fruits Associated with Radio Frequency and Microwave Treatments.** *Transactions of the American Society of Agricultural Engineers*, 46(4), 1175–1182.
- Wu, L., Cheng, J., Liu, W., & Chen, X. (2015). **Numerical Analysis of Electromagnetically Induced Heating and Bioheat Transfer for Magnetic Fluid Hyperthermia.** *IEEE Transactions on Magnetics*, 51(2), 1–4.
- Yue, K., Zheng, S., Luo, Y., Zhang, X., & Tang, J. (2011). **Determination of the 3D temperature distribution during ferromagnetic hyperthermia under the influence of blood flow.** *Journal of Thermal Biology*, 36(8), 498–506.
- Fawwaz T. Ulaby. (2005). **Electromagnetics for Engineers: International Edition.** *University of Michigan*, Person Education, Inc.
- Mehard Mehdizaseh. (2015). **Microwave RF Applications and Probes for Material Heating, Sensing, and Plasma Generation (2nd Edition).** *Mehrdad Mehdizadeh*, Elsevier, Inc.
- Constantine A. Balanis. (2011). **Advanced Engineering Electromagnetics (2nd Edition).** *Arizona State University*, John Wiley & Sons, Inc.
- S. A. Buctor (1987). **Electric Circuit Analysis.** *Englewood Cliffs, New Jersey*, Prentice-Hall, Inc.



ภาคผนวก ก

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

## รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

### บทความวิชาการ

- S. Kotchapradit, T. Thosdeekoraphat, S. Santalunai, and C. Thongsopa, "**Analysis of High Frequency Curved Plate Applicator for Deep Hyperthermia in Breast Cancer Treatment by Using Dielectric Heating**," in *ISAP 2018 - 2018 International Symposium on Antennas and Propagation*, Busan, Korea (South), 2018.
- S. Kotchapradit, T. Thosdeekoraphat, S. Santalunai, and C. Thongsopa, "**Improvement of electric field focusing for deep hyperthermia in breast cancer treatment by using microwave dielectric heating with curved plate applicator**," in *Asia-Pacific Microwave Conference Proceedings, APMC*, Kyoto, 2018, pp. 1474-1476.

### วารสารวิชาการ

- S. Kotchapradit, C. Thongsopa, and T. Thosdeekoraphat, "**Analysis and Design of Microwave Dielectric Heating with Curved Plate Applicator for Deep Hyperthermia in Breast Cancer Treatment**," *Radioengineering*, vol. 28, pp. 703-713, 2019.

# Analysis of High Frequency Curved Plate Applicator for Deep Hyperthermia in Breast Cancer Treatment by Using Dielectric Heating

Supawat Kotchpradit<sup>#1</sup>, Thanaset Thosdeekoraphat<sup>#2</sup>, Samran Santalunai<sup>#3</sup>, and Chanchai Thongsopa<sup>#4</sup>

<sup>#</sup>School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhonratchasima 30000, Thailand

<sup>1</sup>d5740253@g.sut.ac.th, <sup>2</sup>thanaset@sut.ac.th, <sup>3</sup>samran.sa@sut.ac.th, <sup>4</sup>chan@sut.ac.th

**Abstract** – In this paper, we present the curved plate applicator for deep hyperthermia cancer treatment by using dielectric heating. To determine the heat distribution in the breast phantom and cancer cells, the electric loss density was analyzed in the cancer cells location inside the heat area. This heating technique was implemented based on the electric field using the electrode plate applicator was excited by 2.45 GHz. The cancer cells position was located at location (0, 0, 15) of breast phantom. Simulation results show that the heating efficiency area is related to the plate shape. The maximum heating area was close to the cancer cells at the midpoint position that it can heat the deep and narrow for cancer cells.

**Index Terms** — Curved applicators, dielectric heating, deep hyperthermia.

## 1. Introduction

Nowadays, breast cancer treatment has many methods. One of interesting hyperthermia methods is non-invasive techniques. It can be treated by thermal ablation of the excess tissue by surgical excision [1-2]. Moreover, high frequency applicator for hyperthermia treatment has been developed extensively. The cancer removal of body tissue is exposed to high temperatures. Which is usually breast cancer have dielectric properties that are significantly different than those of healthy breast tissues [3-4]. It is recognized as an effective way to cure the cancer by applying the lossy media absorption become to heat. The heating method includes microwave heating, magnetic and dielectric heating [5]. However, control of heat induction directly with deep cancer cells is required. In this paper presents the analysis of high frequency curved plate applicator for deep hyperthermia treatment. Consequently, the dielectric heating can be applied. To focus the heat to the cancer cells and reduces the heating area that affects neighboring tissues, the electric loss density was analyzed. For the analysis process, the high frequency curved plate applicator was excited by frequency 2.45 GHz, the electrode plate applicator is considered in two ways includes rectangle and curved plate shape to investigate the difference of electric loss density in the dielectric material.

## 2. Characteristic and Parameter of Electrode Plate Applicator for Dielectric Heating

The proposed plate applicator was performed based on high frequency at 2.45 GHz. In simulation, the electrode

plate applicator is a copper plate with conductivity of  $5.8e7 S/m$ . During simulation, we have suggested the rectangle and curved plate applicators. Furthermore, the cancer model was defined from breast phantom with a relative permeability ( $\mu$ ), relative permittivity ( $\epsilon_r$ ) and electric conductivity ( $\sigma, S/m$ ) equal to 1, 55.25 and 2.7 respectively. Therefore, the construction and simulation model of dielectric heating system are illustrated in Fig. 1 and Fig. 2 respectively.

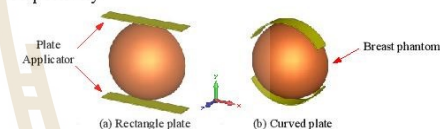


Fig. 1. Characteristic of plate shape in simulation.

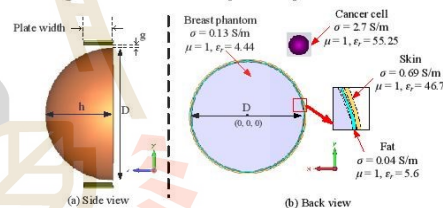


Fig. 2. Analytical model of dielectric material or breast phantom with cancer cells.

Fig. 2 represents the characteristic of the dielectric material which is a breast phantom model consisting of skin and fat. In the simulation the cancer is placed in the breast phantom model at midpoint location (0, 0, 15) by using (mm) units. In the simulation results, the parameter of the simulation are provided in Table I.

TABLE I. Setup Parameters

Materials	Size	Unit
Copper electrode plate (width, length and thickness)	30 x105x1	mm
Input power between electrode plate (Iport)	500	mW
Diameter (D) and height (h) of dielectric material	90x45	mm
Plate and dielectric material gap (g)	5	mm
The sphere cancer cells diameter	10	mm

### 3. Analysis of Temperature Distribution

In this section, the electric field density was investigated in the form of heat distributions in 3-D simulation by using commercial software. The increasing temperature of the dielectric material as a result of absorbed electromagnetic energy from microwave frequency is given by [6]:

$$\rho C_p \frac{\Delta T}{\Delta t} = 5.563 \times 10^{-11} f E^2 \epsilon'' \quad (1)$$

In this equation,  $C_p$  is the specific heat capacity ( $J/kg \cdot K$ ),  $\rho$  is the density of the material ( $kg/m^3$ ),  $E$  is the electric field intensity ( $V/m$ ),  $f$  is the frequency ( $Hz$ ),  $\epsilon''$  is the dielectric loss factor of the material,  $\Delta t$  is the time duration ( $s$ ) and  $\Delta T$  is the temperature rising in the material ( $^{\circ}C$ ). The power absorption per volume:  $P_d$  ( $W/m^3$ ) describe the power deposited in the lossy medium that consists of cancer, skin and fat. The temperature increasing can be obtained using the following equation:

$$\Delta T = \frac{1}{\rho C_p} P_d \Delta t \quad (2)$$

From equation (1) and (2), the temperature of the other materials can be increased by using the same parameters as the materials under consideration.

### 4. Results and Discussion

As mentioned as the above equations, the efficiency of the heating in the cancer treatment was examined. The distributions of the power absorption per volume for the different plate shape are shown in Fig. 3.

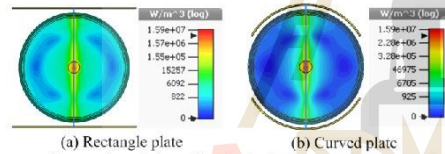


Fig. 3. Electric loss density in the breast phantom and sphere cancer cells diameter 10 mm.

Fig. 3 the simulation results show that the heating efficiency is related to the plate shape. It can be seen that the maximum heat occurs between electrode plates in position of cancer cells. Furthermore, the result of curved plate also has a role in reducing heat distribution in neighboring tissues of breast phantom but midpoint heating are increasing. As mentioned, if the diameter of the sphere cancer cells are changed as 20 and 30 mm. The distributions of the power absorption per volume are changed as shown in Fig. 4 and Fig. 5 respectively.

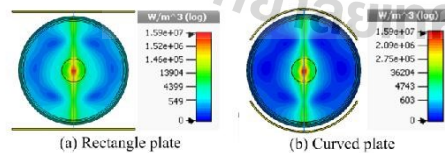


Fig. 4. Electric loss density in the breast phantom and sphere cancer cells diameter 20 mm.

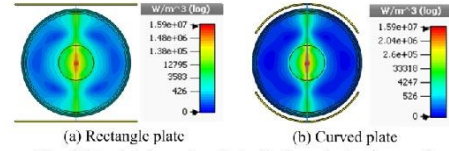


Fig. 5. Electric loss density in the breast phantom and sphere cancer cells diameter 30 mm.

According, Fig. 3, 4 and 5 the heating results show that the efficiency is related to the sphere cancer cells diameter, which the maximum heating area was inside the cancer cells.

### 5. Conclusion

In this paper, the dielectric heating for deep hyperthermia with high frequency plate applicator was conducted to determine the heat distribution in the dielectric loads or cancer cells. For analyzing process, the electrode plate applicator was excited by frequency 2.45 GHz. Then the electrode plate applicator is considered in two ways includes rectangle and curved plate shape to investigate the difference of electric power in the dielectric material. The simulation found that the electric loss density can be increased while the heating area is narrowed when the plate shape changes as curved. Nevertheless, the electric loss density changes as a function of sphere cancer cells diameter also. This research is believed to be effectively applied to control the size of the heating area for hyperthermia cancer treatment.

### Acknowledgment

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

### References

- [1] P. T. Nguyen and A. M. Abbosh, "Focusing techniques in breast cancer treatment using non-invasive microwave hyperthermia," *2015 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP)*, Hobart, TAS, 2015, pp. 1-3.
- [2] P. T. Nguyen, A. M. Abbosh and S. Crozier, "3-D Focused Microwave Hyperthermia for Breast Cancer Treatment With Experimental Validation," in *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 65, no. 7, pp. 3489-3500, July 2017.
- [3] S. Singh, B. Sahu and S. P. Singh, "Hyperthermia performance of conformal applicator for limb tumor in presence of water bolus," *2017 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP)*, Phuket, 2017, pp. 1-2.
- [4] R. Ortega-Palacios, L. Leija, A. Vera and M. F. J. Cepeda, "Measurement of breast - tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation," *2010 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control*, Tuxtla Gutierrez, 2010, pp. 216-219.
- [5] C. Brace, "Thermal Tumor Ablation in Clinical Use," in *IEEE Pulse*, vol. 2, no. 5, pp. 28-38, Sept.-Oct. 2011.
- [6] Nelson, S. O., "Review and assessment of radio-frequency and microwave energy for stored-grain insect control," *Transactions of the ASAE*, 39, pp. 1475-1484, 1996.

## Improvement of Electric Field Focusing for Deep Hyperthermia in Breast Cancer Treatment by Using Microwave Dielectric Heating with Curved Plate Applicator

Supawat Kotchapradit <sup>#1</sup>, Thanaset Thosdeekoraphat <sup>\*2</sup>, Samran Santalunai <sup>#3</sup>, Chanchai Thongsopa <sup>#4</sup>

<sup>#</sup>School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhonratchasima 30000, Thailand  
<sup>1</sup>d5740253@eg.sut.ac.th

**Abstract** — In this paper presents the improvement of electric field focusing by using microwave dielectric heating techniques with curved plate applicator for deep hyperthermia in breast cancer treatment. To focus on the deep heat distribution in the breast phantom close to the cancer cells, the electric loss density was analyzed in the cancer cells at different location inside of the breast phantom. This heating technique was implemented based on the electric field using the electrode plate applicator was excited by 2.45 GHz. The cancer cells position in breast phantom was located at different location in xy-plane and xz-plane. Simulation results show that the heating efficiency area can be relocated and deep focused when the rotation axis of curved plate has been rotated in the vertical or horizontal direction of breast phantom and also have describe that the heat distribution area to the affected neighboring tissues has been decreased. The maximum heating area was close to the cancer cells at the midpoint position between electrode plates. The CST microwave studio is used for simulation.

**Index Terms** — Microwave technology, Heat treatment, Dielectric heating.

### I. INTRODUCTION

Microwave hyperthermia has been continuously developed that lead to treat by thermal ablation of the excess body tissue by surgical excision, especially hyperthermia in breast cancer treatment. Normally, the hyperthermia condition of body tissue is exposed to high temperatures, which is process of cancer removal. Therefore, this method is induced heat from electromagnetic wave which the breast cancer has dielectric properties that are significantly different than those of healthy breast tissues [1-2]. It is recognized as an effective way to cure the cancer by applying the lossy media absorption become to heat. In addition, there are also a number of different types of thermal induction for cancer treatment under hyperthermia technique. Numerous research has proposed the use of microwave applicator for thermal ablation in the breast cancer treatment [3-4]. However, cancer cells can occur in unmistakable positions both the size of cancer cells is also different [5]. Consequently, the control of heat induction directly with deep and non-invasive cancer cells are required. To focus the heat to the cancer cells and reduces the heating distribution area that affects neighboring tissues. One of interesting heating methods is dielectric heating based on electric field absorption similar to the microwave and magnetic heating [6]. In this work presents the improvement

of curved plate applicator with microwave dielectric heating techniques for deep hyperthermia in breast cancer treatment. To focus the heat to the cancer cells at different location in breast phantom, the electric loss density was analyzed. For the analysis process, the curved plate applicator was excited by frequency 2.45 GHz, the electrode plate applicator is considered, compared to the rotation axis of curved plate has been rotated in the vertical or horizontal direction of breast phantom to investigate the difference of electric loss density in the dielectric material by using CST studio.

### II. STRUCTURE AND PARAMETER OF CURVED PLATE APPLICATOR FOR DIELECTRIC HEATING

The dielectric heating simulation was performed based on 2.45 GHz. The proposed plate applicator and dielectric heating system, includes rectangle and curved plate are illustrated in Fig. 1. The electrode plate applicator is a copper curved plate with conductivity of  $5.8e7 S/m$ . During simulation, we have suggested the usability of curved plate applicators able to focus the heating absorption position for cancer cells inside breast phantom by changing the orientation of the curved plate along z-axis or y-axis over the breast phantom depend on cancer cells position. Furthermore, the characteristic of the dielectric material and cancer model was defined from breast phantom consisting of skin and fat. In the simulation the sphere cancer is placed in the breast phantom model at location (0, 0, 10) with diameter 10 by using (mm) units. The dielectric property of cancer cells includes density ( $kg/m^3$ ), relative permittivity ( $\epsilon_r$ ) and electric conductivity ( $\sigma, S/m$ ) equal to 1050, 55.25 and 2.7 respectively. The parameter of the simulation are provided in Table I.

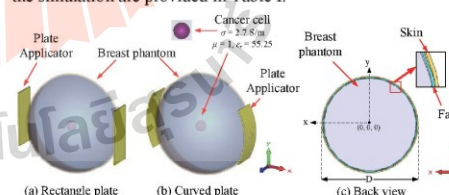


Fig. 1. Analytical model of dielectric material or breast phantom with cancer cells.

TABLE I  
SUMMARY OF ELECTRICAL PROPERTIES OF SKIN, FAT, BREAST, AND CANCER CELLS AT 2.45 GHZ [7-8]

Material	Electrical property				density ( $kg/m^3$ )
	dielectric constant ( $\epsilon'$ )	permittivity ( $\epsilon''$ ) loss factor ( $\epsilon''$ )	loss Tangent ( $\tan \delta$ )	conductivity ( $\sigma$ , S/m)	
Skin	46.7	5.06	0.11	0.69	1130
Fat	5.6	0.29	0.05	0.04	920
Breast phantom	4.44	0.95	0.21	0.13	1020
Sphere cancer cells	55.25	19.80	0.36	2.7	1050

Fig. 2 represents the curved plate applicator and breast phantom, determined the dimension of curved plate applicator include, plate length (L, 52 mm), copper thickness (1mm), plate width (20mm), breast phantom width (D, 90mm) and height (h, 45mm) respectively. Both the rectangle and curved plate are similar in size.

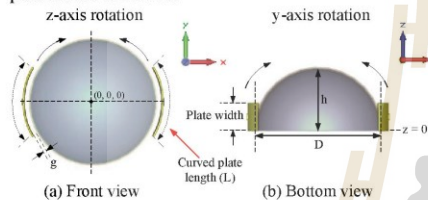


Fig. 2. Analytical model of curved plate and breast phantom in simulation.

In this context, Results that the heat distribution of rectangle plate was compared with curved plate as shown in Fig. 3. Moreover, the analysis was investigated the electric loss in different locations of cancer cells in xy-plane and xz-plane by rotation the orientation of curved plate above breast phantom. The cancer cells was relocated along y-direction as (0, 0, 10), (0, 10, 10), and (0, 20, 10). In addition, along z-direction as (0, 0, 10), (0, 0, 20), and (0, 0, 30). The distributions of the power absorption per volume for the different location depend on plate orientation and cancer cells position are shown in Fig. 4 and Fig. 5.

### III. ANALYSIS OF TEMPERATURE DISTRIBUTION

In this section, the electric field density was investigated in the form of heat distributions in 3-D simulation by using the CST microwave studio. The increasing temperature of the dielectric material as a result of absorbed electromagnetic energy from microwave frequency is given by [9]:

$$\rho C_p \frac{\Delta T}{\Delta t} = 5.563 \times 10^{-11} f E^2 \epsilon'' \quad (1)$$

In this equation,  $C_p$  is the specific heat capacity ( $J/kg \cdot K$ ),  $\rho$  is the density of the material ( $kg/m^3$ ),  $E$  is the electric field intensity ( $V/m$ ),  $f$  is the frequency ( $Hz$ ),  $\epsilon''$  is the dielectric loss factor of the material,  $\Delta t$  is the time duration (s) and  $\Delta T$  is the

temperature rising in the material ( $^{\circ}C$ ). The power absorption per volume:  $P_d$  ( $W/m^3$ ) describe the power deposited in the lossy medium that consists of cancer, skin and fat. The input power 250W to generate stabilized temperature between 42–45 degrees of Celsius can be obtained using the following equation:

$$\Delta T = \frac{1}{\rho C_p} P_d \Delta t \quad (2)$$

From equation (1) and (2), the temperature of the other materials can be increased by using the same parameters as the materials under consideration.

### IV. RESULTS AND DISCUSSION

As mentioned as the above equations, the efficiency of the heating in the cancer treatment was examined. The distributions of the power absorption per volume for the breast phantom and cancer cells located at (0, 0, 10) as shown in Fig. 3. The curved plate will be rotated to focus the heat distribution and observed changes occur as shown in Fig. 4.

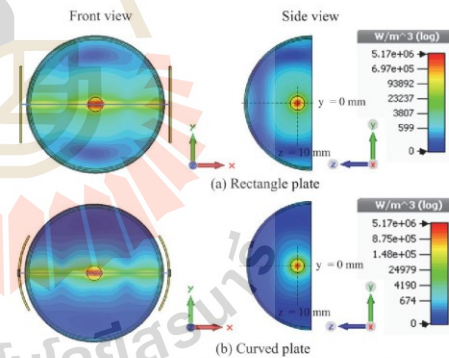


Fig. 3. Electric loss density in the breast phantom and sphere cancer cells diameter 10 mm with rectangle plate (a) and curved plate (b).

Fig. 3 the simulation results shown the heating efficiency, it will be noticed that the curved plate can able to focus the heat distribution better, and it also increases the heat at location of cancer cells.

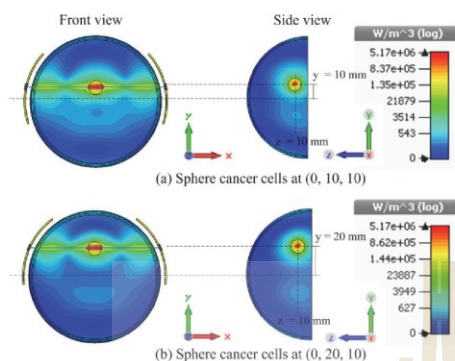


Fig. 4. Electric loss density in the breast phantom and sphere cancer cells diameter 10 mm with curved plate, moved along y-direction.

Fig. 4 the simulation results show that the heating efficiency is related to the curved plate rotation angle as orientation in xy-plane that the heat location occurs in different position of cancer cells. Furthermore, the result of curved plate also has a role in focusing the heat distribution in directly to the cancer cells of breast phantom. In contrast, the rotation angle of curved plate can be an orientation in xz-plane, cancer cells location are relocated along z-direction as shown in Fig. 5

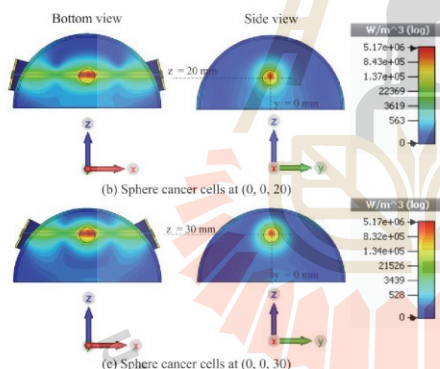


Fig. 5. Electric loss density in the breast phantom and sphere cancer cells diameter 10 mm with curved plate, moved along z-direction.

The heating results show that the efficiency is related to the sphere cancer cells location, which the maximum heating area was inside the cancer cells and heat distribution in neighboring tissue of breast phantom are minimal. However, in this study did not consider the size of cancer cells yet that may affect the heat distribution as well. In this study, we would like to present the aspects of determining the heat

points by the orientation of the curved plate that corresponds to the position of the cell.

## V. CONCLUSION

The microwave dielectric heating for deep hyperthermia with curved plate applicator was improved better than rectangle plate, it was excited by 2.45 GHz. The operation was demonstrated to control the position of the electric field corresponds to the position of the cancer cell to investigate the difference of electric loss in the dielectric material. In this simulation found that the electric loss density can be moved by orientation of curved plate applicator at a different location inside the breast phantom as a result make the heat can be directed to the position of the cancer cells. This method can be controlled the heat into the cancer cells position and reduce heat distribution that affects to neighboring tissue minimally.

## ACKNOWLEDGEMENT

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

## REFERENCES

- [1] H. A. Elkayal, N. E. Ismail, and M. Lotfy, "Microwaves for breast cancer treatments," *Alexandria Engineering Journal*, vol. 54, pp. 1105-1113, 2015.
- [2] P. T. Nguyen, A. M. Abbosh and S. Crozier, "3-D Focused Microwave Hyperthermia for Breast Cancer Treatment With Experimental Validation," in *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 65, no. 7, pp. 3489-3500, July 2017.
- [3] K. Ito and K. Saito, "Microwave antennas for medical applications," *2014 Asia-Pacific Microwave Conference*, Sendai, Japan, 2014, pp. 119-121.
- [4] M. Chaichanyut, P. Lertprasert and S. Tungjitkusolmun, "Experimental studies on power control microwave ablation in vitro animal tissues with microwave percutaneous coagulator," *2013 Asia-Pacific Microwave Conference Proceedings (APMC)*, Seoul, 2013, pp. 830-832.
- [5] H. F. G. Mendez, J. J. Pantoja and M. A. P. Arango, "Hyperthermia study in cancer treatment," *2018 International Applied Computational Electromagnetics Society Symposium (ACES)*, Denver, CO, USA, 2018, pp. 1-2.
- [6] C. Brace, "Thermal Tumor Ablation in Clinical Use," in *IEEE Pulse*, vol. 2, no. 5, pp. 28-38, Sept.-Oct. 2011.
- [7] R. Ortega-Palacios, L. Leija, A. Vera and M. F. J. Cepeda, "Measurement of breast tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation," *2010 7th International Conference on Electrical Engineering Computing Science and Automatic Control*, Tuxtla Gutierrez, 2010, pp. 216-219.
- [8] S. Singh, B. Sahu and S. P. Singh, "Hyperthermia performance of conformal applicator for limb tumor in presence of water bolus," *2017 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP)*, Phuket, 2017, pp. 1-2.
- [9] Nelson, S. O., "Review and assessment of radio-frequency and microwave energy for stored-grain insect control," *Transactions of the ASAE*, 39, pp. 1475-1484, 1996.



# Analysis and Design of Microwave Dielectric Heating with Curved Plate Applicator for Deep Hyperthermia in Breast Cancer Treatment

Supawat KOTCHAPRADIT, Chanchai THONGSOPA, Thanaset THOSDEEKORAPHAT

School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology,  
111 University Avenue Muang, Nakhon Ratchasima 30000 Thailand

d5740253@g.sut.ac.th, chan@sut.ac.th, thanaset@sut.ac.th

Submitted April 29, 2019 / Accepted October 21, 2019

**Abstract.** This paper presents microwave hyperthermia treatment using dielectric heating techniques with the curved plate applicator. The 3D breast phantom model simulation was used to investigate heat distribution. The microwave heating equation was employed to focus the power loss density in the deep breast phantom tissues that consists of skin, fat, and tumor, 2D maximum ( $W\cdot cm^{-3}$ ) are 5.67, 11.92, and 8.42 for tumor size as 10 mm, 16 mm, and 30 mm, respectively. The dielectric constant and loss factor of tumor tissue provides 55.25 and 19.8, respectively. The power loss density was analyzed and was excited by a microwave power signal generator 2450 MHz inside of the breast phantom. This heating technique was implemented based on the electric field generated by the curved plate applicator, which is designed by a series resonance circuit with an LC matching element. Simulations revealed that the heating focused area could be targeted into the internal tumor. The measurement of dielectric properties at 24°C was performed by open-ended coaxial dielectric probe kit (N1501A, Keysight Technology) connected to a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology) that can be operated in the range of 1–10 GHz. The heat distribution was measured in agar phantom as a surrogate tumor tissue using IR cameras (U5857A True IR, Keysight Technology). The used parameters are microwave DC input power of 120 W, efficiency of about 20% and microwave power of 24 W to generate a stabilized temperature between 39°C and 42°C.

## Keywords

Dielectric applicator, microwave treatment, deep hyperthermia

## 1. Introduction

Currently, microwave hyperthermia is widespread in cancer treatment. The primary advantage of hyperthermia treatment is that it is non-invasive and minimizes pain and

risk of infection. Microwave frequencies can have a focused effect on the tumor tissue site and heat the area efficiently. The primary purpose of hyperthermia is to increase the tumor temperature up to around 42–43°C for a sufficient time more than 30 to 60 minutes while keeping the surrounding tissues temperatures below 42°C [1], [2]. Commonly the technique uses antennas as a microwave applicator and to control the spread of the electromagnetic waves into tumor tissue to generate heat. The absorbed power loss density was calculated by the bio-heat transfer equation EM model [3–5].

The electromagnetic energy selectively heats the dielectric tumor tissue, which has properties that are significantly different than healthy tissues. Typically, this is performed in the range of (ISM) band 433 MHz, 915 MHz, and 2450 MHz. Microwave energy absorption is better in tumors than in healthy tissues, particularly when induced from outside to the body or used for a short time. Nevertheless, the microwave frequency configuration is insufficient to deliver enough thermal energy to the tumor to be effective in treatment [6–15]. These studies indicate that microwave frequency at 2450 MHz is suitable for clinical performance of tumor located less than 3 cm in tissues. Generally, the capacitive systems working at 70 MHz exhibits significantly better penetration depth. This frequency is suitable to heat up tumors to a depth of 12 cm as given in the literature [16], [17], where the radiative superficial system operating at 2450 MHz has an insufficient penetration. It is known that the dielectric behavior of tumor tissue at 70 MHz is different from 2450 MHz. Furthermore, the capacitive heating of 70 MHz should get the applied power level more than 300 W to generate a stabilized temperature between 39–42°C due to the conversion of the energy from the electromagnetic field into heat to tumor tissue and is suitable for large areas [18–20]. The advantages of 2450 MHz applicator is employing less electric field power to heat up the tumor tissue in comparison to 70 MHz, considering the capacitive heating in lossy tissues as follows in (4). In this research, a capacitive system with microwave frequencies in conjunction with the curved plate applicator is proposed to improve the adequate heating and penetration

Material	Electrical Property			Thermal Property		
	Permittivity ( $\epsilon_c$ )			Conductivity ( $\sigma$ , $\text{Sm}^{-1}$ )	Density ( $\rho$ , $\text{kgm}^{-3}$ )	Specific heat ( $C_p$ , $\text{J kg}^{-1}\text{C}^{-1}$ )
	Dielectric constant ( $\epsilon'$ )	Loss factor ( $\epsilon''$ )	Loss tangent ( $\delta$ )			
<i>Skin</i>	46.7	5.06	0.11	0.69	1085	3770
<i>Fat</i>	5.60	0.29	0.05	0.04	900	3500
<i>Breast phantom</i>	4.44	0.95	0.21	0.13	1020	3500
<i>Tumor</i>	55.25	19.80	0.36	0.80	1050	3500

Tab. 1. Summary of material properties of skin, fat, breast phantom, and tumor at 2450 MHz

depth. Especially, on the focal area of small tumors, it is necessary to avoid overheating of the applicator that affects the surrounding of the breast tissue.

There is a great deal of research proposing methods for effective control of the thermal conductivity. The studies of hyperthermia apparatus are focused on the electromagnetic energy on a focal region of the breast tissue and provide a means for protecting the nearby healthy tissues and for low power consumption. Tissue penetration by electromagnetic waves and using high frequency for direct thermal therapy within the breast tissue is a delicate matter. Studies on resonating metamaterial for microwave thermotherapy can improve the ability to dissipate heat into the tissues. The frequency dependence of reflection coefficients for the applicators are about  $-18$  dB [21–23]. Alternatively, dielectric heating offers an exciting new therapeutic avenue. Previous studies using sample tissues have found that breast cancer tissue has dielectric properties that respond to microwave frequencies. The material tested was made using a coaxial probe between 0.5–50 GHz [24], [25]. The relative permittivity  $\epsilon_c$  is divided into two parts, the real part of dielectric constant  $\epsilon'$  and the imaginary part of loss factor  $\epsilon''$ , which represents the frequency dependence. On average, the tumor tissue under test that is measured at 2450 MHz in literature will have a loss factor of approximately 20. From the microwave heating equation [26–28], dielectric loss factor  $\epsilon''$ , and specific heat of the tissue is an important part that causes of heat, which indicates that the dielectric property that has a high loss factor  $\epsilon''$  value will be able to receive energy and convert it to thermal energy. Also, many studies show that microwave frequency affects the heat generated in the tissues by breast phantom [29–33]. The electrical and thermal properties mentioned above are listed in Tab. 1.

In this study, we present thermal treatment to tumor tissue using dielectric heating using a curved plate applicator. The curved plate applicator was designed using three-dimensional simulations and is based on the dielectric properties of the breast phantom at 2450 MHz. Similarly, the dielectric properties of the entire breast model, determined by measuring the agar phantom with open-ended coaxial probe kit (N1501A, Keysight Technology) between 1–10 GHz, are listed in Tab. 5. This property involves the efficiency of heating with the microwave power frequency source in 2450 MHz. In this experiment, the heat dissipation results are between  $39$ – $42^\circ\text{C}$ , as shown by thermal imaging by IR camera (U5857A True IR,

Keysight Technology). This demonstrates the ability to induce heat into the deep interior of the phantom model using the dielectric curved plate applicator technique.

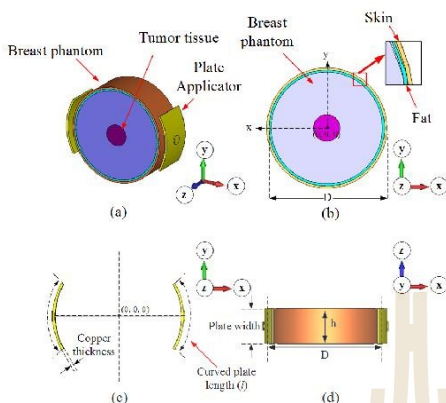
In this work, the curve plate system will be modeled using a series resonance circuit and will be able to determine the frequency response capability. The matching network has been measured in 1 port by a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology). The LC element is designed to the input impedance of resonance circuit of  $(50.3 - j7.91) \Omega$ , returns a loss matching ( $-22.38$  dB) and VSWR (1.16 : 1) at the frequency of 2400 MHz, bandwidth 163.5 MHz. This achieves a maximum power transfer into the dielectric loads. The microwave source has a DC input power of 120 W, which with the efficiency of 20% should get microwave power of about 24 W (43.6 dBm). The microwave power was measured by Bird (4391A, RF Power Analyser).

## 2. Materials and Methods

In this study, there were two sections, analytical 3D simulation, and experimentation. In the simulation, the curved plate applicator is done by the CST program to see the frequency response, power loss density, and E-field vector while there is a dielectric load inside. In terms of plate design, it is considered by the input impedance of the series resonance circuit, return loss (S11) and VSWR measurement using a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology). Therefore, this section describes the principles and design of a curved plate, which will demonstrate the results of the experiment in the form of power loss density and temperature distribution.

### 2.1 Analytical Model of Curve Plates Applicator in the 3D Simulation Setup

The analytical model of dielectric plate applicator in the 3D simulation was performed based on 2450 MHz. The curved plate was designed to increase the ability to focus on the electric field. The copper plates have a conductivity of  $5.8 \times 10^7 \text{ Sm}^{-1}$ . During the simulation, we have determined the effectiveness of curved plate applicators to focus the heat absorption position for a tumor inside the breast phantom model. The properties of the dielectric material and tumor tissue were defined using the breast phantom model consisting of skin and fat. In the simulation, the



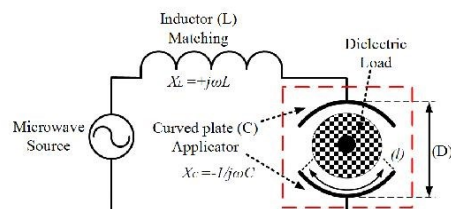
**Fig. 1.** The analytical model of dielectric material or breast phantom with tumor tissue in simulation: (a) curved plate applicator system, (b) breast phantom model, (c) curved plate with XY-plane orientation, and (d) curved plate with XZ-plane orientation.

tumor tissue is placed in a breast phantom model at the location (0, 0, and 10 mm) with diameter 10, 16, and 30 mm. The dielectric properties including density ( $\text{kgm}^{-3}$ ), relative permittivity ( $\epsilon_r$ ), and electric conductivity ( $\sigma$ ,  $\text{Sm}^{-1}$ ) of various tissues are provided in Tab. 1. Subsequently, the effect of the electric field is analyzed in the study. For analyses of the focusing of the electric field materials, we specify an impedance of  $50 \Omega$  for the frequency source. In Fig. 1 the dimensions and schematic details of the curved plate applicator for analyzing the electric field focusing are shown. The curved plates size includes plates length ( $l$ , 60 mm), copper thickness (1 mm), plates width (20 mm), breast phantom width ( $D$ , 50 mm) and height ( $h$ , 25 mm), respectively.

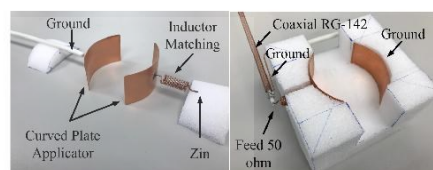
## 2.2 Concept and Construction of Curved Plate Applicator for Dielectric Heating

In this section, the design of the curved plate applicator was performed by a series resonance circuit model, as shown in Fig. 2. The curved plate applicator works with a series resonance circuit that uses an LC matching element ( $X_L = +j\omega L$ ,  $X_C = -1/(j\omega C)$ ). The plate itself acts as a capacitor in the series resonance circuit. In design, the relative permittivity value of about 4.44 is used for calculating the capacitance between the two plates by estimating from a parallel plate equation standard using  $C = K E_0 (A/D)$ , where  $E_0 = 8.854 \times 10^{-12}$  F/m,  $K$  is the dielectric constant,  $A$  is the surface area of the plate ( $\text{m}^2$ ),  $D$  is the distance between the plate (m) and  $C$  is the capacitance (F). To calculate the LC element value, use the resonance frequency equation as follows

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



**Fig. 2.** Schematic of series resonance circuits consisting of the curved plate applicator and L matching element.



**Fig. 3.** Construction of the curved plate applicator.

When  $X_L = X_C$  the maximum power transfer is reached. For the used resonance frequency at 2450 MHz,  $L = 168 \text{ nH}$ , and  $C = 0.025 \text{ pF}$  were used in this calculation.

Figure 3 shows the curved plates designed for the series of experiments. The plates have the following specifications: length of the curved plate  $l = \lambda/2 = 6 \text{ cm}$ , plate width is 3 cm, and radius  $D/2 = 2.5 \text{ cm}$ . The plate has a curvature of angle  $\theta = 60^\circ$ . The material used as the base for the curved plate plan has the dielectric properties close to the air ( $\epsilon_r = 1$ ).

## 3. Analysis and Temperature Distribution

The power loss density was investigated in the form of heat distributions in the 3D model. The increasing temperature of the dielectric material was the result of absorbed microwave energy due to the loss factor of the tumor tissue and the highest resonance frequency obtained with the curved applicator. Consequently, the power loss density is observed by simulation and 2D cross-section of breast phantom. The temperature changes are dependent on the strength of the electric field from the microwave power oscillator into the applicator systems and the duration of the treatment period. The temperature distribution in the dielectric loss tissues can be calculated from the electric field power and dielectric loss factor. Moreover, we controlled the heating temperature as a function of the applicator systems. The bio-heat transfer equation can be solved for the temperature distribution in loss media by assuming the loss media is a replica of human tissues or breast. It can be expressed as follows [3], [23], [26–28]:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = R_T \nabla^2 T + \alpha P, \quad (2)$$

$$R_T = \frac{k_t}{\rho C_p} \quad (3)$$

where  $T$  is the temperature ( $^{\circ}\text{C}$ ),  $t$  is the heating time period (s),  $R_T$  is the distribution temperature ( $\text{m}^2\text{s}^{-1}$ ),  $k_t$  is the thermal conductivity of tissue ( $\text{W}\cdot\text{cm}^{-1}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1}$ ),  $\rho$  is the local physical density of tissue ( $\text{kgm}^{-3}$ ),  $C_p$  is the specific heat capacity of an object ( $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1}$ ),  $\alpha$  is the correction coefficient ( $\alpha=1/(\rho C_p)$ ), and  $P$  is the power loss density ( $\text{W}\cdot\text{cm}^{-3}$ ):

$$P = 5.536 \times 10^{-11} f E^2 \epsilon'' \quad (4)$$

The power loss density was calculated from dielectric loss factor ( $\epsilon''$ ),  $E$  is the electric field  $\text{V}\cdot\text{cm}^{-1}$ , and  $f$  is the frequency (Hz). The simulated and experimental models of dielectric heating were conducted by analyzing the power loss density of the plate applicator. It will be described in more detail in the next section.

## 4. Numerical Results

We investigated the power loss density, which can be controlled by the shape of the curved plates and varying a dielectric gap. Moreover, the studies show that the position of the treatment region could be directed inside the curved plates over the dielectric load. Full-wave 3D numerical simulation was performed using the dielectric heating method to verify the field distribution on the model. The curved plate applicator has been measured to optimize the operating frequency response. They are optimizing parameters such as return loss, VSWR, and impedance of system analyzed in the series resonance circuit. The dielectric properties in the experiments were measured to determine the efficacy of the microwave heating.

### 4.1 Evaluation of Electric Loss Density

The power loss density ( $\text{W}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) distributions of the heating in the tumor treatment using curved plate applicator was examined in Fig. 4. The simulation results showed that heating efficiency was related to the tumor size. The maximum heat occurred between electrode plates, and power loss density was dependent on the size of tumor tissue inside. Furthermore, the result of the curved plate also functioned in reducing heat distribution in healthy tissues of breast phantom, but midpoint heating increased. In the simulation, the investigation results uncovered 2D maximum power loss density of  $5.67 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-3}$  for tumor size of 10 mm. As mentioned, the diameter of the tumor changed to be 16 mm and 30 mm, the distributions of the power absorption per volume also changed to  $11.92 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-3}$ , and  $8.42 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-3}$  in logarithmic scale respectively. Unequal absorption power for each tumor size was found in the investigation result. In this simulation, the dielectric model consists of skin, fat, breast phantoms, and

tumor tissue whose dielectric constants ( $\epsilon'$ ) are 46.7, 5.6, 4.44, and 55.25, respectively. The loss factor ( $\epsilon''$ ) of the tumor is 19.8, the tumor was located at (0, 0, and 10 mm). The diameter size of the breast phantom is 50 mm. It seemed that power loss density of surrounding tissues inside applicator was not very high compared to the centered tumor. The heat distribution in  $^{\circ}\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$  of (2), was established from the power loss density ( $\text{W}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) and dielectric loss factor ( $\epsilon''$ ) mentioned above into the last term of (4). The value of power loss density, which was more than  $5 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-3}$  to heat up tumor tissue to  $39\text{--}43^{\circ}\text{C}$  is depending on periods. Also, the temperature was investigated in the next section. The treatment simulation may require the idealized input power port to heat the tumor tissue to the desired one. The power loss density of analytical model was shown in Fig. 4.

Similarly, in Fig. 5 the orientation of the E-field vector (phase 0 deg.) mostly is diverted into the internal core of the breast phantom. The ability of the curved plate

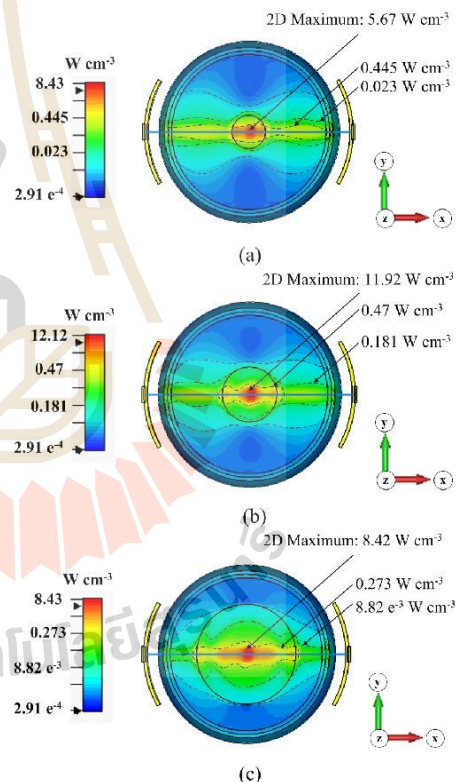


Fig. 4. Power loss density of the breast tumor heating model with tumor size (a) 10 mm, (b) 16 mm and (c) 30 mm.

to focus an E-field vector to the internal core is possible. The investigation of E-field intensity is  $45.43 \text{ V}\cdot\text{cm}^{-1}$ ,  $64.74 \text{ V}\cdot\text{cm}^{-1}$ , and  $54.02 \text{ V}\cdot\text{cm}^{-1}$  in linear scale for tumor size 10 mm, 16 mm and 30 mm respectively. The tumor has higher power absorption because the dielectric loss factor ( $\epsilon''$ ) responding to 2450 MHz in tumor tissue is more significant than in the surrounding tissues given in Tab. 1. Although the orientation of the E-field vector, which is perpendicular to the fat tissue interface with low permittivity. The tumor tissue has a higher permittivity in an electric field that is integrated; the ability to store electrical energy into the core is high. For this reason, there is a high penetration of depth, under the applicator that is an electric field. Also, evidence suggests that the microwave can pass through the dielectric material with high loss factor ( $\epsilon''$ ), is that the return loss (S11) is lower than  $-10 \text{ dB}$ , as shown in Fig. 6. From the analysis, the density of tumor tissue in each size also affects the direction of the E-field vector.

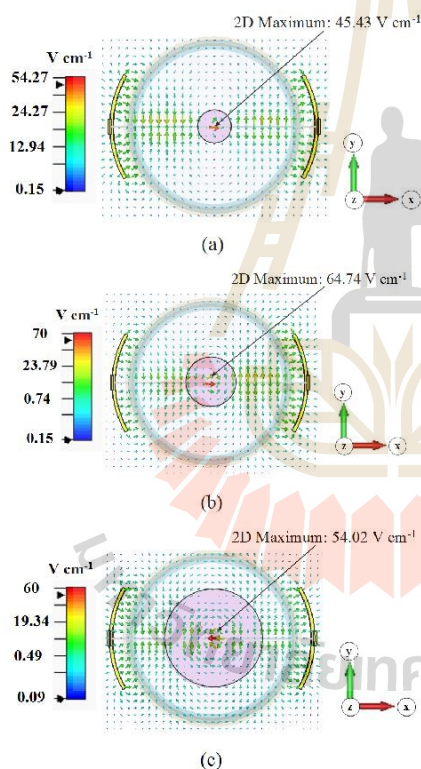


Fig. 5. E-field vector of the curved plate with tumor size (a) 10 mm, (b) 16 mm and (c) 30 mm.

#### 4.2 Simulation and Measured the Frequency Response of Curved Plate Applicator

The efficiency of the curved plates, inside the Agar phantom, yields the dielectric loss factor ( $\epsilon''$ ). In the simulation, the dielectric material has the dielectric loss factor of breast phantom and tumor tissue by 0.95 and 19.8, respectively. The tumor tissue located at (0, 0, and 10 mm), fat and skin have the dielectric losses factor by 0.29 and 5.06, respectively. Upon changing the tumor diameter size to 10 mm, 16 mm, and 30 mm, the simulation results of each diameter size are  $-10.97 \text{ dB}$  at 2.528 GHz,  $-18.19 \text{ dB}$  at 2.438 GHz, and  $-12.48 \text{ dB}$  at 2.398 GHz, respectively. This relationship is illustrated in Fig. 6. The simulation results of the return loss of each tumor size are not equal and are depending on each intrinsic resonance frequency. Similarly, the reflection value is displayed in term of VSWR, as shown in Fig. 7. In simulation results, VSWR will respond to the size of the tumor tissue at the same frequency as return loss. The VSWR will have values of 1.78, 1.28, and 1.62, respectively. The maximum values of each tumor size across these differing conditions are summarized in Tab. 2.

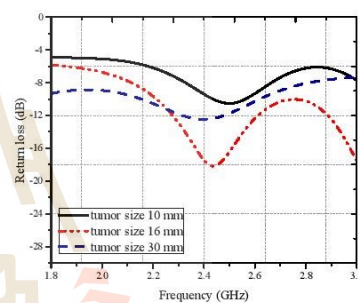


Fig. 6. Return loss in dB (S11) of series resonance circuit in simulation with tumor size 10 mm, 16 mm, and 30 mm.

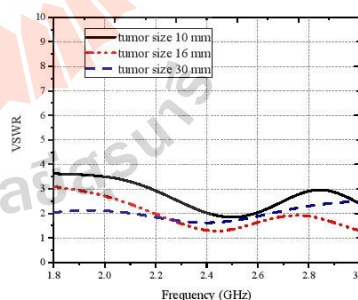


Fig. 7. VSWR of series resonance circuit in simulation with tumor size 10 mm, 16 mm, and 30 mm.

Tumor size (mm)	Resonance frequency (GHz)	Return loss (dB)	VSWR
10	2.52	-10.97	1.78
16	2.43	-18.19	1.28
30	2.39	-12.48	1.62

Tab. 2. Return loss and VSWR of the series resonance circuit in simulation for each maximum frequency with tumor tissue size 10 mm, 16 mm, and 30 mm.

Table 2 shows the comparison of the frequency response (-18.19 dB) of the tumor while in conjunction with the curved plate. As a result, varying the simulated tumor size, it was found that the size of the tumor that responded to the frequency of 2450 MHz was 16 mm. This achieves a maximum power transfer into tumor tissue.

The signal measurement test experimental setup is shown in Fig. 8. The frequency response of the curved plate applicator has been measured using a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology) using the curved plate and inductor input impedance and sweep frequency in the series resonance circuit. The frequency response of the curved plate applicator includes return loss (S11), voltage standing wave ratio (VSWR) and impedance ( $R + jX$ ) on the Smith chart, determining the measurement range from 1.8 to 3 GHz. The design considers the properties of the series resonance circuit with the LC matching network consisting of an inductor (L) and capacitor (C) that acts as the curved plate applicator. The variable that affects the frequency response is the dielectric properties of the breast phantom and tumor tissue, which in turn affect the capacitance in the resonance circuit and act as a load to absorb the microwave energy.

The next experiment compared the simulation for 16 mm tumor size, which is the range with the maximum frequency response relative to 2450 MHz and VSWR. The return loss of the series resonance circuit for the LC network was measured using a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology). Figure 9 plots the relationship between frequency and measured return loss (S11). As shown, for a measured return loss less than -10 dB and the bandwidth for curved plate applicator of 163.5 MHz will cover a frequency range between 2.31 GHz and 2.48 GHz and will respond to 2.41 GHz at

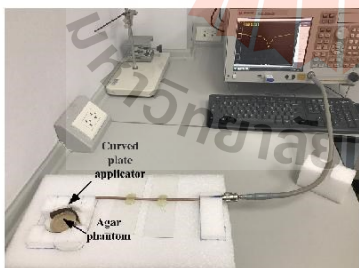


Fig. 8. Measurement setup for curved plate applicator designed with the agar phantom.

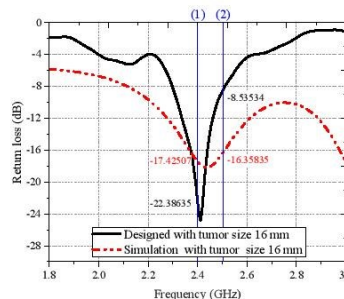


Fig. 9. Return loss in dB (S11) of the series resonance circuit in simulation and designed with tumor size 16 mm.

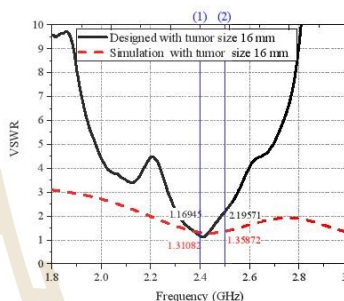


Fig. 10. VSWR of the series resonance circuit in simulation and designed with tumor size 16 mm.

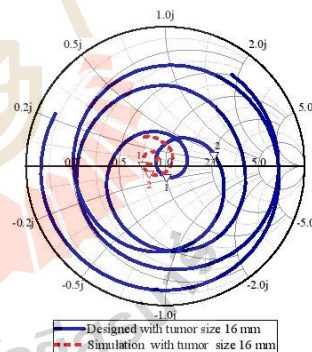


Fig. 11. The impedance of the series resonance circuit in simulation and designed with tumor size 16 mm.

-23.82 dB. Similarly, Figure 10 demonstrates a VSWR response to 2.41 GHz at 1.12.

Figure 11 plots the Smith chart for the input impedance of the series resonance circuit for an LC matching network that is normalized to 50. Table 3 compares the

Data	Simulation		Measured	
	2400 MHz (1)	2500 MHz (2)	2400 MHz (1)	2500 MHz (2)
Return loss (dB)	-17.42	-16.35	-22.38	-8.53
VSWR	1.31	1.35	1.16	2.19
Impedance ( $\Omega$ )	38.19+j1.2	38.55-j6.89	50.3-j7.91	102+j18.4

Tab. 3. Frequency response of series resonance circuit in simulation and designed with tumor size 16 mm.

operating frequency of the resonance circuit and the prediction from the simulation for a 16 mm tumor for 2400 MHz and 2500 MHz.

### 4.3 Dielectric Properties of Agar Phantom: Measurement Results

The dielectric properties of agar phantom and tumor tissue samples were measured using open-ended coaxial dielectric probe kit (NI1501A, Keysight Technology) type High Temperature and connected to a vector network analyzer (E5071C, Keysight Technology) to confirm the dielectric property value (see Fig. 12. for setup). The measurement was analyzed using Keysight materials measurement suite 2016 software. The open-ended coaxial probe has been calibrated with air, short-block, and DI water at 24°C. The calibration frequency was set between 1 GHz and 10 GHz. The agar phantom size was 50 mm in diameter, and the tumor tissue was inside and acted as a dielectric material. The interior tumor is created within the tumor tissue layer with the diameter size of 10 mm, 16 mm, or 30 mm. The measurements of the agar phantom and tumor were performed separately. The material must have enough thickness for measuring, maybe thicker than 20 mm. The dielectric properties of agar phantom and tumor tissue samples were subsequently measured.

The composition of agar phantom and tumor tissue recipe given in [29], [34] are listed in Tab. 4. Figure 13 displays the dielectric material created for measurement. The tumor of each size will have the concentration of ingredients in a similar ratio. The compounds are mixed and

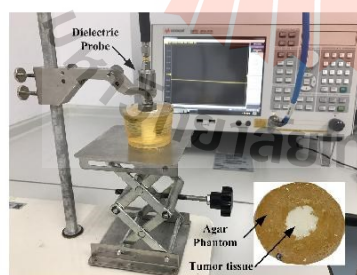


Fig. 12. Measurement setup for dielectric properties of agar phantom and tumor tissue sample.

Material	Agar phantom	Tumor (10 mm)	Tumor (16 mm)	Tumor (30 mm)
Agar-agar	30 g	-	-	-
Gelatin	-	1.5 g	4 g	15 g
NaCl	-	1 g	1 g	1 g
Corn oil	1 ml	-	-	-
White color powder	-	0.5 g	0.5 g	0.5 g
Deionized water	40 ml	1.8 ml	4.8 ml	16.9 ml

Tab. 4. Composition of agar phantom and tumor tissue.

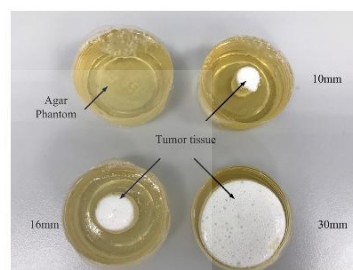


Fig. 13. The agar phantom and tumor size are 10 mm, 16 mm, and 30 mm for experiments with dielectric heating.

heated to 80°C. Then the mixture was poured into molds of various sizes of the tumor.

Figures 14 and 15 represent dielectric properties results between 1–10 GHz and compared to agar phantom and a tumor tissue sample for each diameter size. From the experimental results, it can be seen that the dielectric constant ( $\epsilon'$ ) and loss factor ( $\epsilon''$ ) of the agar phantom is significantly different from the tumor tissue. In particular, the tumor tissue has a very different loss factor from agar phantom, as shown in Fig. 14, and Fig. 15, considered in (4), it can be seen that the tumor has higher thermal absorption than agar phantom.

This section measures the dielectric properties of both materials at a constant temperature of 24°C. The dielectric properties are not stable, depending on the temperature at

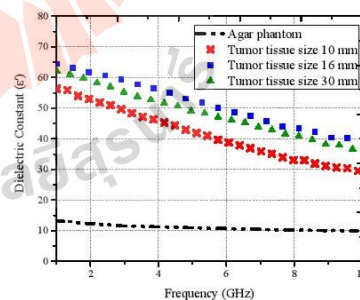


Fig. 14. The dielectric constant of the agar phantom and tumor tissue with the diameter size 10 mm, 16 mm, and 30 mm at 24°C.

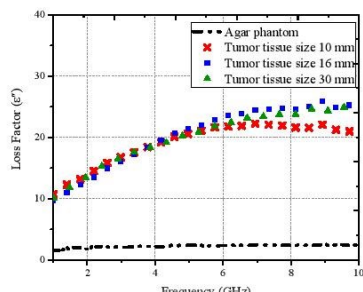


Fig. 15. The losses factor of the agar phantom and tumor tissue with the diameter size 10 mm, 16 mm, and 30 mm at 24°C.

Tumor size (mm)	Dielectric constant ( $\epsilon'$ )	Loss factor ( $\epsilon''$ )
10	51.27	15.25
16	60.49	14.55
30	57.75	15.44
Agar phantom	12.04	2.03

Tab. 5. The dielectric property at 2450 MHz of agar phantom and tumor tissue sample at 24 °C.

that time. Therefore, it is difficult to control the temperature of the dielectric material. In this experiment, the focus is on the differences in dielectric properties of each element that affect microwave heating. Consistent with the theory that the tumor tissue is a better thermal conductor than the surrounding material, the results can show a tendency to generate heat despite fluctuations in the dielectric constant. The dielectric property of agar phantom tumor tissue sample at 2450 MHz is listed in Tab. 5.

## 5. The Heating Experiment and Measurement Results

The experiment of the dielectric heating system consists of a microwave power signal, curved plate applicator with agar phantom. In the analysis, the focus will be on the ability of the electric field of the curved plate to induce heat according to the bio-heat transfer equation for tumors within the body tissue. And the temperature will be investigated that occurs with internal tumors of various sizes and side tissues. Figure 16 shows the construction of the dielectric heating system for breast cancer treatment. Similarly, previous studies have shown theoretical and experimental evidence carried out using an agar phantom. The transferring of the microwave power source will continue 50  $\Omega$  transmission line through by the directional coupler power meter Bird (4391A, RF Power Analyst) for measuring the RF power transmitted to the dielectric load.

For the microwave signal generators to be used from the high power semiconductor generators by RF High Power LDMOS Transistor (MRF24300N, Freescale Semiconductor) with a maximum power rating of 300 W. In the

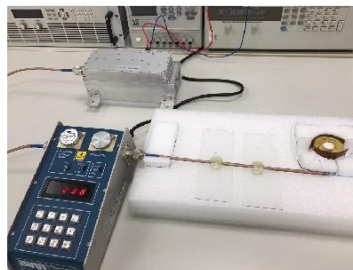


Fig. 16. The microwave dielectric heating system for breast cancer treatment with a curved plate applicator.

DC input power (W)	RF power output			Efficiency (%)
	(dBm)	(V <sub>rms</sub> )	(W)	
23.5	34.4	33.2	1.8	7.66
43.8	37.1	45.3	4.3	9.82
80.7	40.7	68.5	12.5	15.49
119.8	43.6	95.7	24.0	20.02
147.0	45.0	127.3	32.0	21.77
172.0	46.0	130.1	41.6	24.18

Tab. 6. Measurement of DC input power and RF output power efficiency.

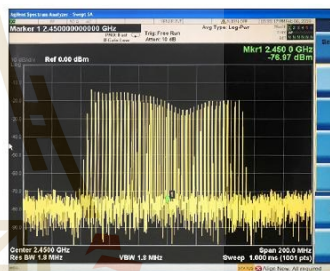


Fig. 17. Microwave signals on channel power at 2450 MHz.

experiment, we have examined the efficiency of the microwave output power at various values in Tab. 6. We choose the DC input at 120 W (input voltage is 18 V and input current is 6.66 A), with the performance was about 20% to generate RF output power about 24 W, 95.72 V peak to peak in the experiment to induce heat distribution inside the dielectric load of agar phantom. The distance between the plate is equal to 50 mm. The microwave signal has been measured in channel power and connected by power attenuation 30 dB into the Agilent MXA Signal Analyzer (N9020A). We set the intermediate frequency at 2450 MHz and bandwidth span in the scope of 200 MHz, as shown in Fig. 17.

Most electromagnetic waves occur between the plates as a feature in the electric field that is generated. The purpose of the experiment is to investigate the resulting heat from targeting the dielectric tumor material. The energy focus is based on the electric field induction of curved



plates, which will help to penetrate deep into the body tissue without affecting the neighboring tissue. This method is guided by simulation results and compared with actual experiment results.

In the experimental part, the thermal effect generated by microwave is measured with the 2D cross-section in XY-plane by the thermal imaging camera, IR camera (U5857A True IR, Keysight Technology). We set the emissivity parameter to 0.98, background compensation of reflected temperature (RT) 29.3°C, measured temperature range 22.0–46.5°C. The experiment was conducted using a tumor size of 10 mm, 16 mm, and 30 mm. It was found that after 30, 40, and 60 minutes, respectively, the temperature of the tumor tissue increased from 31°C to 42°C.

Figure 18 represents the experimental results of the temperature distribution surrounding the position of agar phantom. It was found that the heating characteristic is consistent with the theoretical, simulated results. The resulting observation using a thermograph is consistent with the numerical simulation results. The power loss density of the heating model is a part of the electromagnetic wave from the external source excited by 2450 MHz signal because of the power loss density ( $W \cdot cm^{-3}$ ) of (4) and is directly proportional to the temperature interval of the agar phantom and tumor tissue model. The heat distribution relationship in (2) is likely to occur in tumor samples with power loss and dielectric properties found in (4). However, the side tissue is also affected and heated. The neighboring tissue is heated to 39°C, which will not affect that tissue. In addition, the heat distribution that occurs is also a function of the size of the tumor tissue. While the maximum temperature of the tumor is at 42°C, considering the ability to penetrate the tissues by using a curved plate, the results can be seen clearly with smaller tumors are 10 mm and 16 mm. For tumor size 30 mm, it looks as if the heat is spread over a wide area. However, due to the density of different materials while using the same amount of energy. The time required to test each tumor size was not the same as obtained for the desired temperature. In summary, it is evident that the induction of the electric field can penetrate the internal core with the dielectric principle by using microwave frequency. Therefore, the inner tumor tissue can produce more heat than normal tissues as a result of its dielectric properties and higher loss factor ( $\epsilon''$ ).

## 6. Discussion

In the experiment of thermal effects, it is essential to point out that we cannot make a model like a breast shape because the thermal imaging relies on emitting heat from the surface. Similarly, the breast contains other tissues that are not homogeneous. In addition, this experiment does not address the cooling of the blood vessels effect of the circulatory system and merits further study. Also, the size of the different tumors resulted in unequal time to spend to achieve 42°C temperatures.

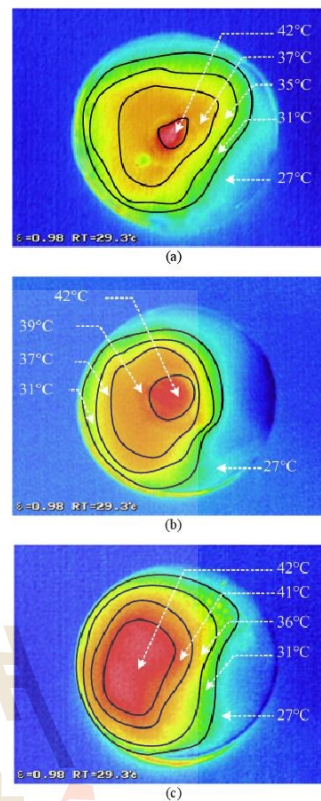


Fig. 18. Temperature distribution in agar phantom with tumor tissue size: (a) 10 mm (b) 16 mm (c) 30 mm.

## 7. Conclusion

This study demonstrates the ability to use dielectric curved plate applicators, excited by a 2450 MHz signal, the return loss (−22.38 dB). DC input power 120 W was used to generate the microwave output power of 24 W. This energy was then selectively transferred to a focal area by way of tumor tissues dielectric properties. Thus this study demonstrates the potential application of deep hyperthermia as tumor therapy. It is a novel technique to control an electric field, using curved plate applicators, for focusing on deep tissue areas. The distribution of the loss medium was analyzed. From these investigations, we found that the curved plate applicator yielded the best results because the maximum power loss density is equal to  $11.92 W \cdot cm^{-3}$  with tumor 16 mm in the simulation. The results show that the heating location can be penetrated deep in the agar

phantom diameter 50 mm to the inner tumor layer. The experiment value of the maximum temperature distribution in the agar phantom model is approximately 42°C for 40 minutes.

### Acknowledgments

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

### References

- [1] ELKAYAL, H. A. ISMAIL, N. E., LOTFY, M. Microwaves for breast cancer treatments. *Alexandria Engineering Journal*, 2015, vol. 54, no. 4, p. 1105–1113. DOI: 10.1016/j.aej.2015.06.012
- [2] LANG, J. ERDMANN, B., SEEBASS, M. Impact of nonlinear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1999, vol. 46, no. 9, p. 1129–1138. DOI: 10.1109/10.784145
- [3] WU, L. CHENG, J., LIU, W., et al. Numerical analysis of electromagnetically induced heating and bioheat transfer for magnetic fluid hyperthermia. *IEEE Transactions on Magnetics*, 2015, vol. 51, no. 2, p. 1–4. DOI: 10.1109/TMAG.2014.2358268
- [4] DRŽIĐAL, T., TOGNI, P., VÍSEK, L., et al. Comparison of constant and temperature dependent blood perfusion in temperature prediction for superficial hyperthermia. *Radioengineering*, 2010, vol. 19, no. 2, p. 281–289. ISSN: 1210-2512
- [5] CONVERSE, M., BOND, E. J., VEEN, B. D., et al. A computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer treatment. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2006, vol. 54, no. 5, p. 2169–2180. DOI: 10.1109/TMTT.2006.872790
- [6] FISER, O., MERUNKA, I., VRBA, J. Optimization of microwave hyperthermia applicator system for deep placed tumors treatment in head and neck area. In *Progress In Electromagnetics Research Symposium - Spring (PIERS)*. St. Peterburg (Russia), 2017, p. 1733–1738. DOI: 10.1109/PIERS.2017.8262029
- [7] ASILI, M., CHEN, P., HOOD, A. Z., et al. Flexible microwave antenna applicator for chemo-thermotherapy of the breast. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2015, vol. 14, p. 1778–1781. DOI: 10.1109/LAWP.2015.2423655
- [8] IERO, D. A. M., CROCCO, L., ISERNIA, T. Thermal and microwave constrained focusing for patient-specific breast cancer hyperthermia: A robustness assessment. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2014, vol. 62, no. 2, p. 814–821. DOI: 10.1109/TAP.2013.2293336
- [9] STANG, J., HAYNES, M., CARSON, P., et al. A preclinical system prototype for focused microwave thermal therapy of the breast. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, vol. 59, no. 9, p. 2431–2438. DOI: 10.1109/TBME.2012.2199492
- [10] CORREIA, D., PETRA KOK, H., DE GREEF, M., et al. Body conformal antennas for superficial hyperthermia: The impact of bending contact flexible microstrip applicators on their electromagnetic behavior. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2009, vol. 56, no. 12, p. 2917–2926. DOI: 10.1109/TBME.2009.2029081
- [11] GUPTA, R. C., SINGH, S. P. Elliptically bent slotted waveguide conformal focused array for hyperthermia treatment of tumors in curved region of human body. *Progress In Electromagnetics Research*, 2006, vol. 62, p. 107–125. DOI: 10.2528/PIER06012801
- [12] NGUYEN, P. T., ABBOSH, A., CROZIER, S. Three-dimensional microwave hyperthermia for breast cancer treatment in a realistic environment using particle swarm optimization. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, vol. 64, no. 6, p. 1335–1344. DOI: 10.1109/TBME.2016.2602233
- [13] NGUYEN, P. T., ABBOSH, A., CROZIER, S. Microwave hyperthermia for breast cancer treatment using electromagnetic and thermal focusing tested on realistic breast models and antenna arrays. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2015, vol. 63, no. 10, p. 4426–4434. DOI: 10.1109/TAP.2015.2463681
- [14] BELLIZZI, G., BUCCI, O. M. Magnetic nanoparticle-guided blind focusing of the electric field for microwave hyperthermia. *IEEE Access*, 2017, vol. 5, p. 17246–17257. DOI: 10.1109/ACCESS.2017.2740967
- [15] CONVERSE, M., BOND, E. J., Hagness, S. C., et al. Ultrawide-band microwave space-time beamforming for hyperthermia treatment of breast cancer: A computational feasibility study. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2004, vol. 52, no. 8, p. 1876–1889. DOI: 10.1109/TMTT.2004.832012
- [16] PETRA KOK, H., DE GREEF, M., VAN WIERINGEN, N., et al. Comparison of two different 70 MHz applicators for large extremity lesions: Simulation and application. *International Journal of Hyperthermia*, 2010, vol. 26, no. 4, p. 376–388. DOI: 10.3109/02656730903521383
- [17] VAN STAM, G., PETRA KOK, H., HULSHOF, M. C. C. M., et al. A flexible 70 MHz phase-controlled double waveguide system for hyperthermia treatment of superficial tumors with deep infiltration. *International Journal of Hyperthermia*, 2017, vol. 33, no. 7, p. 796–809. DOI: 10.1080/02656736.2017.1313460
- [18] PETRA KOK, H., CREZEE, J. A comparison of the heating characteristics of capacitive and radiative superficial hyperthermia. *International Journal of Hyperthermia*, 2017, vol. 33, no. 4, p. 378–386. DOI: 10.1080/02656736.2016.1268726
- [19] VAN WIERINGEN, N., WIERSMA, J., ZUM VÖRDE SIVE VÖRDING, P., et al. Characteristics and performance evaluation of the capacitive contact flexible microstrip applicator operating at 70 MHz for external hyperthermia. *International Journal of Hyperthermia*, 2009, vol. 25, no. 7, p. 542–553. DOI: 10.3109/02656730903061591
- [20] VAN DE KAMER, J. B., VAN WIERINGEN, N., DE LEEUW, A. A. C., et al. The significance of accurate dielectric tissue data for hyperthermia treatment planning. *International Journal of Hyperthermia*, 2001, vol. 17, no. 2, p. 123–142. DOI: 10.1080/02656730150502297
- [21] VRBA, D., VRBA, J. Novel applicators for local microwave hyperthermia based on zeroth-order mode resonator metamaterial. *International Journal of Antennas and Propagation*, 2014, vol. 2014, p. 1–7. DOI: 10.1155/2014/631398
- [22] VRBA, D., VRBA, J., RODRIGUES, D. B., et al. Numerical investigation of novel microwave applicators based on zero-order mode resonance for hyperthermia treatment of cancer. *Journal of the Franklin Institute*, 2017, vol. 354, no. 18, p. 8734–8746. DOI: 10.1016/j.jfranklin.2016.10.044
- [23] VRBA, D., RODRIGUES, D., VRBA, J. (JR.), et al. Metamaterial antenna arrays for improved uniformity of microwave hyperthermia treatments. *Progress In Electromagnetics Research*, 2016, vol. 156, p. 1–12. DOI: 10.2528/PIER16012702
- [24] MARTELLOSIO, A., PASIAN, M., BOZZI, M., et al. Dielectric properties characterization from 0.5 to 50 GHz of breast cancer tissues. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 2017, vol. 65, no. 3, p. 998–1011. DOI: 10.1109/TMTT.2016.2631162

- [25] SUGITANI, T., KUBOTA, S.-I., KUROKI, S.-I., et al. Complex permittivities of breast tumor tissues obtained from cancer surgeries. *Applied Physics Letters*, 2014, vol. 104, no. 25, p. 1–5. DOI: 10.1063/1.4885087
- [26] JIAO, S., JOHNSON, J. A., TANG, J., et al. Dielectric properties of cowpea weevil, black-eyed peas and mung beans with respect to the development of radio frequency heat treatments. *Biosystems Engineering*, 2011, vol. 108, no. 3, p. 280–291. DOI: 10.1016/j.biosystemseng.2010.12.010
- [27] WANG, S., TANG, J., CAVALIERI, R. P., et al. Differential heating of insects in dried nuts and fruits associated with radio frequency and microwave treatments. *Transactions of the American Society of Agricultural and Biological Engineers*, 2003, vol. 46, no. 4, p. 1175–1182. DOI: 10.13031/2013.13941
- [28] NELSON, S. O., CHARITY, L. F. Frequency dependence of energy absorption by insects and grain in electric fields. *Transactions of the American Society of Agricultural and Biological Engineers*, 1972, vol. 15, no. 6, p. 1099–1102. DOI: 10.13031/2013.38079
- [29] NGUYEN, P. T., ABBOSH, A., CROZIER, S. Thermo-dielectric breast phantom for experimental studies of microwave hyperthermia. *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, 2016, vol. 15, p. 476–479. DOI: 10.1109/LAWP.2015.2453432
- [30] ZASTROW, E., DAVIS, S. K., LAZEBNIK, M., et al. Development of anatomically realistic numerical breast phantoms with accurate dielectric properties for modeling microwave interactions with the human breast. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, vol. 55, no. 12, p. 2792–2800. DOI: 10.1109/TBME.2008.2002130
- [31] ARUNACHALAM, K., UDPA, S. S., UDPA, L. Microwave breast cancer hyperthermia using deformable mirror. In *IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, Albuquerque (USA), 2006, p. 2191–2194. DOI: 10.1109/APS.2006.1711022
- [32] NGUYEN, P. T., ABBOSH, A., CROZIER, S. 3-D focused microwave hyperthermia for breast cancer treatment with experimental validation. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, 2017, vol. 65, no. 7, p. 3489–3500. DOI: 10.1109/TAP.2017.2700164
- [33] KANAI, Y., TSUKAMOTO, T., SAITOH, Y., et al. Analysis of a hyperthermic treatment using a reentrant resonant cavity applicator for a heterogeneous model with blood flow. *IEEE Transactions on Magnetics*, 1997, vol. 33, no. 2, p. 2175–2178. DOI: 10.1109/20.582763
- [34] POOMPAVAI, S., GOWRI SREE, V. Dielectric property measurement of breast-tumor phantom model under pulsed electric field treatment. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, 2018, vol. 2, no. 6, p. 608–617. DOI: 10.1109/TRPMS.2018.2868818

### About the Authors ...

**Supawat KOTCHAPRADIT** (corresponding author) received the B.Eng. (1'Hons) in Electronic Engineering (2013), from Suranaree University of Technology. At present he has been studying a Ph.D. degree in Electronic Engineering since 2014, Suranaree University of Technology, Thailand. Research interests include power electronics, microwave circuit and RF circuit design.

**Chanchai THONGSOPA** received the D.Eng. (Electrical Engineering), King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Thailand in 2002. Lecturer, School of and Electronic Engineering. At present Associate Professor, School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology, Thailand. Experiences & Expert are RF circuit design, active antenna, microwave heating application.

**Thanaset THOSDEEKORAPHAT** received the Ph.D. in Telecommunication Engineering (2012), Suranaree University of Technology, Thailand. At present Lecturer, School of Electronic Engineering, Suranaree University of Technology, Thailand. Research interests include hyperthermia inductive heating, magnetic shielding system, RF and microwave circuit design, microwave heating, antenna. In addition, as a reviewer of the International Journal of Antennas and Propagation. At present Assistant Professor in Electronics Engineering Head, School of Electronics Engineering.



ภาคผนวก ข

รายละเอียดทางเทคนิคการทำเต้านมจำลองที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริก

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

## รายละเอียดทางเทคนิค

ตารางที่ ข.1 ข้อมูลทางเทคนิคของเต้านมที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีความสูญเสีย

วัสดุ	จำนวน
น้ำกลั่น	75%
ผงวุ้น (Agar powder)	25%
แบบหุ้ณรูปเต้านม	1 ชิ้น

ตารางที่ ข.2 ข้อมูลทางเทคนิคของมะเร็งที่เป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ใช้เป็นตัวกลางที่มีความสูญเสีย

วัสดุ	จำนวน
น้ำกลั่น	50%
Gelatin	49%
NaCl	1%

### ขั้นตอนในการทำเต้านมจำลอง

- 1) นำน้ำกลั่นจำนวน 3 ลิตร มาต้มในภาชนะจนเดือด
- 2) เติมผงวุ้น (agar powder) แล้วทำการคนให้เข้ากันให้ทั่วทั้งของเหลว
- 3) นำของเหลวที่ทำการผสมเสร็จเทใส่ในแบบหุ้ณรูปเต้านม
- 4) ผสมส่วนที่เป็นมะเร็งด้วย Gelatin และ NaCl ในแบบหุ้ณรูปเต้านม
- 5) นำแบบหุ้ณเข้าแช่ในน้ำเย็นเพื่อให้ของเหลวแข็งตัวประมาณ 3 ชั่วโมง
- 6) นำแบบหล่อออกจากส่วนผสมที่แข็งตัวจะได้ชิ้นแบบส่วนเต้านมจำลอง

## ประวัติผู้เขียน

นายศุภวัฒน์ คชประดิษฐ์ เกิดเมื่อวันที่ 11 ธันวาคม พ.ศ. 2534 ที่อำเภอเมือง จังหวัดนครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาจากโรงเรียนสุรธรรมพิทักษ์ ก่ายสุรธรรมพิทักษ์ อำเภออำเภอเมืองนครราชสีมา จังหวัดนครราชสีมา สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์) จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี จังหวัดนครราชสีมา เมื่อปี พ.ศ. 2556 ด้วยเกียรตินิยมอันดับ 1

ในปี พ.ศ. 2557 ได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาเอก หลักสูตรวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโฟตอนิกส์ สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ได้มีผลงานวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในวารสารวิชาการระดับนานาชาติ 1 ฉบับในปี พ.ศ. 2562 ในวารสาร Radioengineering ซึ่งเป็นวารสารวิชาการในฐานข้อมูลที่ได้รับการยอมรับทั้ง SCOPUS และ ISI ในหัวข้อเรื่อง “Analysis and Design of Microwave Dielectric Heating with Curved Plate Applicator for Deep Hyperthermia in Breast Cancer Treatment” และในระหว่างศึกษาได้มีผลงานวิจัยต่าง ๆ ทางด้านวงจรอิเล็กทรอนิกส์ความถี่สูงและวงจรไมโครเวฟสำหรับประยุกต์ใช้งานทางด้านการเกษตรและการแพทย์ เช่น การให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกสำหรับการกำจัดหนอนในลำต้นไม้ผล การออกแบบสายอากาศไมโครเวฟสำหรับการตรวจสอบน้ำยางในต้นยางพารา การออกแบบเครื่องตัดสัญญาณ GPS กำลังสูงสำหรับอากาศยานไร้คนขับ และการออกแบบระบบให้ความร้อนแบบไดอิเล็กตริกสำหรับการบำบัดรักษามะเร็ง