

รหัสโครงการ [SUT7-716-55-12-03]



## รายงานการวิจัย

การศึกษาวิเคราะห์รูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตรา  
ไวด์แบนด์เพื่อประยุกต์ใช้ในงานด้านโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย

**Analysis of ultra-wideband wave propagation for wireless sensor  
networks applications**

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจาก  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว



## รายงานการวิจัย

การศึกษาวิเคราะห์รูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตรา  
ไวด์แบนด์เพื่อประยุกต์ใช้ในงานด้านโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย

**Analysis of ultra-wideband wave propagation for wireless sensor  
networks applications**

คณะผู้วิจัย

หัวหน้าโครงการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภา

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ 2555

ผลงานวิจัยเป็นความรับผิดชอบของหัวหน้าโครงการวิจัยแต่เพียงผู้เดียว

## บทคัดย่อ

ที่ผ่านมาเทคโนโลยีไมโครเวฟได้มีการประยุกต์ใช้ในทางพาณิชย์หลายด้าน นอกจากทางด้านการสื่อสารระยะสั้นที่สามารถส่งข้อมูลด้วยความเร็วสูงแล้ว อีกด้านหนึ่งที่ได้รับควมสนใจอย่างมากสำหรับเทคโนโลยีไมโครเวฟคือประยุกต์ใช้งานสำหรับทางการแพทย์โดยเฉพาะการตรวจมะเร็งเต้านม เนื่องจากว่ามะเร็งเต้านมเป็นหนึ่งในปัญหาหลักของการเสียชีวิตในผู้หญิงและเป็นมะเร็งที่เกิดมากที่สุด ซึ่งมักจะเกิดขึ้นกับผู้หญิงที่อายุมากกว่า 40 ปี วิธีโดยทั่วไปที่ใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมคือการเอ็กซเรย์เต้านม อัลตราซาวด์ และการตรวจด้วยแม่เหล็ก อย่างไรก็ตามเทคโนโลยีนี้ยังมีข้อบกพร่องอยู่ เช่น อาการเจ็บเต้านมที่เกิดจากการกดของการตรวจและมีรังสีก่อประจุ นอกจากนี้การตรวจด้วยวิธีดังกล่าวจะมีต้นทุนและความซับซ้อนสูง ต่อมาได้มีการวิจัยเกี่ยวกับการนำคลื่นไมโครเวฟมาใช้ตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้ความถี่ในย่านอัลตราไวด์แบนด์ ซึ่งเป็นวิธีที่มีต้นทุนต่ำ นอกจากนี้ยังหลีกเลี่ยงรังสีก่อประจุและการบีบกดอีกด้วย ในงานวิจัยนี้ได้ใช้ความถี่ย่านอัลตราไวด์แบนด์ในการตรวจหามะเร็งเต้านมโดยวิเคราะห์จากอัตราการดูดซับกำลังงานของร่างกายจากการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปที่เต้านมและสังเกตค่าอัตราการดูดซับซึ่งความเข้มของพลังงานที่ถูกดูดซับในส่วนที่เป็นมะเร็งจะมากกว่าส่วนที่เป็นปกติ เนื่องจากเนื้อที่เป็นมะเร็งจะมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่สูงกว่าเนื้อปกติของเต้านมอย่างมาก โดยวิเคราะห์ในช่วงความถี่จาก 4-8 GHz โดยต้องมีอุปกรณ์หลักคือ เครื่องมือวัดทางวิศวกรรมต่าง ๆ เครื่องคอมพิวเตอร์สำหรับใช้จำลองผล แบบจำลองของเต้านมที่มีค่าไดอิเล็กตริกที่สมจริง และสายอากาศที่ตอบสนองความถี่ 4-8 GHz ในการทดลองจริงจะทำการสร้างสายอากาศและแบบจำลองเต้านมเพื่อพิสูจน์ผล การวัดผลจะนำเสนอจากค่า  $S_{21}$  ซึ่งสามารถบอกถึงกำลังงานที่จุดนั้น ๆ ได้ ผลการวัดจากการทดลองทั้งหมดจะสรุปให้เห็นว่ามะเร็งเต้านมจะมีการเหนี่ยวนำคลื่นเข้าไปหาตัวมันเอง ซึ่งจากผลที่ได้จะตรงตามทฤษฎีและการจำลองผลด้วยคอมพิวเตอร์ทั้งหมด

## Abstract

In the past, microwave is used in many of the commercial. Unless the short range communication system that can be transmitted in high data rate, on the other application that attractively for microwave technology is medical application. Particularly breast cancer application, due to breast cancer is the one of main causes of women death and breast cancer is the most of cancer that found in women over 40 years old frequently. The common methods that used for detection the breast cancer are mammography, ultrasound, and magnetic resonance imaging (MRI). However, this technology suffer from some drawback such as the painful breast compression, and ionizing radiation, in addition this method are highly expensive and very complex. Later, breast cancer detection by using microwave has been researched in Ultra-wideband (UWB) frequency range. Which is the low cost method, in addition it avoids exposure to ionizing and breast compression too. In this research is used frequency in UWB range for breast cancer detection by analyzing form body power absorption by transmitted microwave into the breast and observed SAR. The SAR intensity in the tumor tissue is higher than normal tissue due to the tumor tissue has dielectric higher than normal tissue. This research is analyzed the system in frequency range 4-8 GHz. The important equipments that using for set up configuration and simulated are required measurement engineering equipments, personal computer for simulation the results, breast model that have dielectric same the real breast, and 4-8 GHz antenna. In experimental, antenna and phantom are created to proving the experiment. Results are presented in  $S_{21}$  which it can be indicated power at that point. In the all of experiment results can be concluded the signal will induced into the tumor position, which it is according to theory and simulation.

## กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ปีงบประมาณ 2555 ทางคณะผู้วิจัยขอขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณ สถาบันวิจัยและพัฒนา มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ขอขอบคุณ ศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่เอื้อเฟื้อเครื่องมือและสถานที่สำหรับการทดสอบงานวิจัย

ขอขอบคุณ คณะกรรมการผู้ตรวจสอบทางวิชาการ ที่ได้คำแนะนำข้อเสนอแนะต่อคณะผู้วิจัย ด้วยดีตลอดมา

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภณ

หัวหน้าโครงการวิจัย

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย) .....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ) .....	ข
กิตติกรรมประกาศ .....	ค
สารบัญ .....	ง
สารบัญตาราง .....	ช
สารบัญรูป .....	ซ
<b>บทที่</b>	
<b>1 บทนำ</b> .....	<b>1</b>
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา .....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย .....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย .....	2
1.4 วิธีดำเนินการวิจัย .....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ .....	3
1.6 ปรึกษาผู้ทรงคุณวุฒิ .....	4
<b>2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์</b> .....	<b>8</b>
2.1 กล่าวนำ .....	8
2.2 ความเป็นมาของมะเร็งเต้านมและการตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า .....	15
2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า .....	18
2.3.1 ข้อกำหนดและความรู้พื้นฐานในการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วย คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า .....	18
2.3.2 ข้อเปรียบเทียบระหว่างการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับเทคโนโลยี แบบอื่นในการตรวจหามะเร็งเต้านม .....	22
2.4 กระบวนการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีต่าง ๆ และทฤษฎีพื้นฐานสำหรับ การตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า .....	25
2.4.1 Maxwell's equation .....	25

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.4.2 Specific absorption rate (SAR) .....	27
2.5 ทฤษฎีค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเต้านม .....	29
2.6 ทฤษฎีพื้นฐานของสายอากาศ .....	32
2.6.1 การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ .....	33
2.6.2 อัตราขยาย .....	34
2.6.3 ความกว้างแถบ .....	35
2.7 สรุป .....	35
<b>3 การออกแบบเต้านม และสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์แบบไมโครสตริป .....</b>	<b>37</b>
3.1 กล่าวนำ .....	37
3.2 การออกแบบสายอากาศไมโครสตริปแพตช์แบบแบนด์กว้าง .....	37
3.2.1 พื้นฐานการออกแบบสายอากาศไมโครสตริป .....	37
3.2.2 ความเป็นมาของการออกแบบสายอากาศสำหรับเทคโนโลยีแบนด์กว้าง .....	39
3.2.3 การออกแบบสายอากาศไมโครสตริปอัลตราไวด์แบนด์ด้วยโปรแกรม คอมพิวเตอร์ CST และการจำลองผล .....	40
3.3 การสร้างแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม .....	49
3.4 การสร้างสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์ .....	53
3.5 ผลการทดลองวัดค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับของสายอากาศ .....	54
3.6 ผลการทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศ .....	57
3.7 สรุป .....	58
<b>4 การจำลองและการทดลองผลของระบบตรวจมะเร็งเต้านม .....</b>	<b>59</b>
4.1 กล่าวนำ .....	59
4.2 การจำลองการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยค่า SAR โดยใช้โปรแกรม CST .....	59
4.2.1 การจำลองของระบบตรวจมะเร็งเต้านม .....	59
4.2.2 ผลการจำลองของระบบตรวจมะเร็งเต้านมที่ออกแบบ .....	60
4.3 ผลการทดลองวัดค่าการดูดซับพลังงานของเต้านมและมะเร็งเต้านม .....	64
4.4 สรุป .....	82

## สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	84
5.1	สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์ .....	84
5.2	ปัญหาและข้อเสนอแนะ .....	85
5.3	แนวทางการพัฒนาในอนาคต .....	85
	รายการอ้างอิง .....	86
	ภาคผนวก	
	ภาคผนวก ก. รายละเอียดทางเทคนิคของสายอากาศและแบบจำลองเต้านม .....	88
	ภาคผนวก ข. บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ .....	90

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1	ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับในการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการทำงาน ..... 27
2.2	ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป ..... 28
2.3	ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงาน ..... 28
2.4	ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป ..... 28
2.5	ค่าพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าของ ไวมัน และมะเร็งเต้านม ..... 32
3.1	ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศต้นแบบ ..... 41
3.2	ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศที่ปรับปรุง ..... 45
3.3	วัสดุและปริมาณสำหรับทำเต้านม 49
3.4	วัสดุและปริมาณสำหรับทำมะเร็งเต้านม ..... 49
4.1	ผลการวัด S21 (dB) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ระนาบแกน Z = 20 มิลลิเมตร ..... 67
4.2	ผลการวัด S21 (dB) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 0, 20) ที่ระนาบแกน Z = 20 มิลลิเมตร ..... 69
4.3	ผลการวัด S21 (dB) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ระนาบแกน Z = 20 มิลลิเมตร ..... 71

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	รูปแบบสัญญาณพัลส์ลักษณะต่าง ๆ ของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์.....11
2.2	ตัวอย่างการกำเนิดสัญญาณพัลส์และการรับส่งพัลส์สำหรับเทคโนโลยี อัลตราไวด์แบนด์ผ่านช่องทางการสื่อสาร.....11
2.3	ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องส่งสัญญาณสำหรับเทคโนโลยี อัลตราไวด์แบนด์.....13
2.4	ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องรับสัญญาณสำหรับเทคโนโลยี อัลตราไวด์แบนด์.....13
2.5	ลักษณะการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ ผ่านช่องสัญญาณในในสภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ.....14
2.6	แบบจำลองแสดงรูปร่างอวัยวะภายในของเต้านมผู้หญิงทั้งกล้ามเนื้อ ไขมัน ต่อมน้ำนม ท่อน้ำนม และมะเร็งเต้านมเสมือนจริง ..... 15
2.7	ตัวอย่างอุปกรณ์และแบบจำลองที่ใช้ในระบบตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ รวมทั้งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นบนเต้านมปกติและผิดปกติ ..... 17
2.8	กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้า ของเต้านมและมะเร็งเต้านม .....17
2.9	ค่าไดอิเล็กตริกของไขมันและกล้ามเนื้อ (ค่าที่ต่ำกว่าเป็นไขมันและค่าที่สูงกว่า เป็นกล้ามเนื้อ) .....19
2.10	พื้นฐานของการถ่ายภาพด้วยไมโครเวฟโดยการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปใน เต้านมแล้วตรวจพลังงานที่ส่งผ่านหรือสะท้อนกลับจากมะเร็งเต้านมเปรียบเทียบกับเต้านมปกติ .....20
2.11	รูปแบบการสะท้อนกลับและการส่งผ่านของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางสองชนิด ที่มีค่าไดอิเล็กตริกต่างกัน .....21
2.12	ชนิดของย่านความถี่ต่าง ๆ และผลกระทบของย่านความถี่นั้น .....21
2.13	ตัวอย่างการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ .....22
2.14	ตัวอย่างการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราซาวด์ .....23

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.15 ตัวอย่างการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) .....	24
2.16 กราฟแสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ .....	31
2.17 กราฟแสดงค่าความนำทางไฟฟ้าของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ .....	31
2.18 กราฟแสดงค่าไดอิเล็กตริกเชิงซ้อนของไขมันและมะเร็งเต้านม .....	32
3.1 โครงสร้างของสายอากาศต้นแบบ .....	42
3.2 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศที่ค่าพารามิเตอร์เริ่มต้น .....	43
3.3 พารามิเตอร์ของสายอากาศเริ่มต้นที่จะทำการปรับ .....	44
3.4 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศเมื่อเปลี่ยนพารามิเตอร์ X1 .....	44
3.5 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศเมื่อเปลี่ยนพารามิเตอร์ X2 .....	45
3.6 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศเมื่อเปลี่ยนพารามิเตอร์ X3 .....	45
3.7 โครงสร้างของสายอากาศที่ปรับปรุง .....	46
3.8 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศที่ค่าพารามิเตอร์ปรับปรุง .....	47
3.9 รูปแบบการแพร่กระจายกำลังงานของสายอากาศที่ออกแบบในระนาบ E .....	48
3.10 รูปแบบการแพร่กระจายกำลังงานของสายอากาศที่ออกแบบในระนาบ H .....	48
3.11 โครงสร้างของแบบจำลองเต้านม .....	51
3.12 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ได้จากการวัดแบบจำลองเต้านม .....	51
3.13 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ได้จากการวัดแบบจำลองมะเร็งเต้านม .....	52
3.14 ค่าความนำที่คำนวณจากค่าไดอิเล็กตริกของแบบจำลองเต้านม .....	52
3.15 ค่าความนำที่คำนวณจากค่าไดอิเล็กตริกของแบบจำลองมะเร็งเต้านม .....	53
3.16 โครงสร้างของสายอากาศ .....	54
3.17 รูปแบบการจัดวางสายอากาศและเต้านม .....	55
3.18 ค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับที่ได้จากการทดสอบสายอากาศกับเต้านม .....	56
3.19 ค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่งที่ได้จากการทดสอบสายอากาศกับเต้านม .....	56
3.20 ค่าอิมพีแดนซ์ที่ได้จากการวัดทดสอบสายอากาศในช่วงความถี่ต่าง ๆ .....	57
4.1 แบบจำลองของเต้านมและสายอากาศ .....	60
4.2 ค่า SAR ของเต้านมที่มีมะเร็งเต้านมขนาด 5 มิลลิเมตรที่ความถี่ต่าง ๆ .....	61

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.3	ค่า SAR ของเต้านมที่ความถี่ 4 GHz ที่เซลล์มะเร็งขนาดต่าง ๆ .....62
4.4	ค่า SAR ในระนาบ $Z = 20$ เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20), (16, 0, 20) และ (-16, -16, 20) .....63
4.5	การจัดวางโครงสร้างและระบบสำหรับทดลอง .....65
4.6	องค์ประกอบพื้นฐานของเต้านมที่ใช้ในการวิเคราะห์การเกิดมะเร็งเต้านม .....66
4.7	แกนและการแบ่งตำแหน่งที่จะทำการวัดที่ระนาบแกน $Z$ ที่ความสูง 20 มิลลิเมตร .....66
4.8	ค่า $S_{21}$ บนเต้านมเมื่อมะเร็งอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) .....68
4.9	ค่า $S_{21}$ ที่วัดได้บนตำแหน่ง (0, 0, 20) .....68
4.10	ค่า $S_{21}$ บนเต้านมเมื่อมะเร็งอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 0, 20) .....70
4.11	ค่า $S_{21}$ ที่วัดได้บนตำแหน่ง (16, 0, 20) .....70
4.12	ค่า $S_{21}$ บนเต้านมเมื่อมะเร็งอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) .....72
4.13	ค่า $S_{21}$ ที่วัดได้บนตำแหน่ง (-16, -16, 20) .....72
4.14	ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมปกติ .....74
4.15	ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 30 วินาที .....74
4.16	ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 30 วินาที .....75
4.17	ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 30 วินาที .....75
4.18	ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 60 วินาที .....76
4.19	ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 60 วินาที .....77
4.20	ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 60 วินาที .....77

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.21 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองด้านมเมื่อมะเรียงด้านมอยู่ ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 90 วินาที .....	78
4.22 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองด้านมเมื่อมะเรียงด้านมอยู่ ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 90 วินาที .....	79
4.23 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองด้านมเมื่อมะเรียงด้านมอยู่ ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 90 วินาที .....	79
4.24 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองด้านมเมื่อมะเรียงด้านมอยู่ ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 120 วินาที .....	81
4.25 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองด้านมเมื่อมะเรียงด้านมอยู่ ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 120 วินาที .....	81
4.26 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองด้านมเมื่อมะเรียงด้านมอยู่ ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 120 วินาที .....	82

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ได้รับความสนใจอย่างกว้างขวาง มีการพัฒนามาใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์มากขึ้นและจะเป็นเทคโนโลยีการสื่อสารในอนาคตข้างหน้า เนื่องจากเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์เป็นเทคโนโลยีที่มีการส่งสัญญาณในรูปแบบของพัลส์แคบ ๆ ผ่านย่านความถี่แถบกว้าง ทำให้สามารถถ่ายโอนข้อมูลได้จำนวนมาก และมีอัตราเร็วในการส่งข้อมูลสูง แต่กลับใช้กำลังงานในระดับต่ำเพียง  $-41.3 \text{ dBm} / \text{MHz}$  โดยย่านความถี่ใช้งานสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นั้นมีการกำหนดไว้สองช่วงความถี่คือ ช่วงความถี่  $3.1 - 10.6 \text{ GHz}$  และช่วงความถี่ที่น้อยกว่า  $1 \text{ GHz}$  ซึ่งคาดว่าในอนาคตเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นั้นจะสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลายด้าน เช่น ด้านการสื่อสาร (การสื่อสารภายในอาคาร การเชื่อมต่อภายนอกอาคารความเร็วสูงแบบจุดต่อจุด) ด้านการประมวลผลภาพทางการแพทย์ และด้านการตรวจสอบวัตถุหรือสิ่งของต่าง ๆ (ผลผลิตทางการเกษตร โครงสร้างอาคาร วัตถุในตู้คอนเทนเนอร์ การตรวจสอบวัตถุที่อยู่ใต้ผิวดิน ฯลฯ) ซึ่งนอกจากการประยุกต์ใช้งานทางด้านการสื่อสารและการตรวจสอบวัตถุตั้งที่กล่าวมาแล้วนั้น ยังมีการประยุกต์ใช้งานอีกกลุ่มหนึ่งที่กำลังได้รับความสนใจสูงมากคือ โครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย เนื่องจากโครงข่ายสามารถมีโนดของเซนเซอร์ได้จำนวนมากจึงทำให้มีความน่าเชื่อถือและความแม่นยำสูง ประกอบกับใช้กำลังงานในระดับที่ต่ำมาก ซึ่งทำให้ระบบประหยัดพลังงานและมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น แต่อย่างไรก็ตามไม่ว่าจะมีการนำเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์หรือเทคโนโลยีใด ๆ ไปประยุกต์ใช้งานด้านอื่น ๆ ที่มีการส่งผ่านสัญญาณผ่านตัวกลาง ล้วนจำเป็นต้องมีการศึกษารูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นทั้งสิ้น เนื่องจากการใช้งานในแต่ละด้านนั้นมียังมีองค์ประกอบของสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกันไป

ดังนั้นจากความสำคัญของปัญหาที่กล่าวมาแล้วข้างต้นจึงจำเป็นต้องมีการศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นในสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน รวมถึงการวิเคราะห์ผลตอบแทนของสัญญาณพัลส์ในรูปแบบต่าง ๆ เพื่อให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานกับเทคโนโลยีโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สายในสภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ โดยการศึกษาและวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นี้จะประกอบด้วยชุดกำเนิดสัญญาณพัลส์ วงจรรับส่งสัญญาณพัลส์ สายอากาศรับส่งสัญญาณแบบแบนด์กว้าง ซึ่งจะต้องมีการเลือกใช้และออกแบบให้เหมาะสมกับการใช้งานของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์สำหรับ

โครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย และในงานวิจัยนี้ได้ทำการวิเคราะห์และประยุกต์ใช้กับการตรวจหามะเร็งเต้านม เพื่อการศึกษาต่อไป

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ ซึ่งมีแบบแบนด์กว้างมาก ๆ ในสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน รวมถึงการวิเคราะห์ผลตอบสนองของสัญญาณพัลส์ในรูปแบบต่าง ๆ ให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้ในงานด้านโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย ที่มีสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน และการทดสอบเพื่อหาความถี่ที่เหมาะสมในการตรวจสอบมะเร็งเต้านม

## 1.3 ขอบเขตของการวิจัย

ศึกษาข้อมูลเพิ่มเติมเกี่ยวกับระบบการทำงานของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ ศึกษาแบบจำลองของช่องสัญญาณโดยทั่วไป ศึกษาสภาพแวดล้อมที่สนใจและความเป็นไปได้ของการประยุกต์ใช้งานเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ สำหรับโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย ที่มีสภาพแวดล้อมที่ต่างกันอย่างออกแบบสายอากาศสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์ และวงจรรับส่งสัญญาณพัลส์ รวมถึงวิเคราะห์รูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ ในสภาพแวดล้อมที่ต่างกันอย่างชัดเจน โดยมีการวิเคราะห์ผลตอบสนองของสัญญาณพัลส์ในรูปแบบต่าง ๆ และการวิเคราะห์เพื่อหาความถี่ที่เหมาะสมในการตรวจสอบมะเร็งเต้านม

## 1.4 วิธีดำเนินการวิจัย

### 1.4.1 แนวทางการดำเนินงาน

- 1) สํารวจปริทัศน์วรรณกรรมและงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์
- 2) ศึกษาการออกแบบสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์
- 3) จำลองระบบของการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์
- 4) ทดสอบและวิเคราะห์ผล

### 1.4.2 ระเบียบวิธีวิจัย

เป็นงานวิจัยประยุกต์ ซึ่งดำเนินการตามกรอบงานดังต่อไปนี้

- 1) สํารวจปริทัศน์วรรณกรรม และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

- 2) จำลองระบบการตรวจหาแม่เหล็กไฟฟ้าด้วยอัลตราไวด์แบนด์โดยจำลองระบบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์
- 3) วิเคราะห์ผลตอบสนองของระบบและปรับปรุง

#### 1.4.3 สถานที่ทำการวิจัย

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

#### 1.4.4 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

- 1) คอมพิวเตอร์ส่วนบุคคล (personal computer)
- 2) โปรแกรมเฉพาะทางวิศวกรรม CST
- 3) โปรแกรมสำเร็จรูป PSPICE
- 4) เครื่องวิเคราะห์โครงข่ายเวกเตอร์ (network analyzer)
- 5) เครื่องวิเคราะห์สเปกตรัม (spectrum analyzer)
- 6) เครื่องวัดแรงดันไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงตลอดเวลา (oscilloscope)
- 7) เครื่องกำเนิดสัญญาณความถี่ (signal generator)

#### 1.4.5 การเก็บรวบรวมข้อมูล

- 1) เก็บรวบรวมข้อมูลจากการสำรวจทัศนัวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง
- 2) เก็บรวบรวมผลจากการจำลองผลด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูป PSPICE และ CST

#### 1.4.6 การวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลความรู้เกี่ยวกับการออกแบบและการสร้างระบบการตรวจหาแม่เหล็กไฟฟ้าด้วยอัลตราไวด์แบนด์สำหรับการประยุกต์ใช้สำหรับการแพทย์ นั้นจะถูกนำไปวิเคราะห์เปรียบเทียบระหว่างผลการทดลองและทฤษฎี รวมทั้งเปรียบเทียบกับผลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้ตีพิมพ์เผยแพร่ไปแล้ว

### 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

มีความเข้าใจเกี่ยวกับรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ ซึ่งจะเป็นเทคโนโลยีการสื่อสารในอนาคตข้างหน้า ที่สภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ เพื่อนำไปสู่การประยุกต์ใช้สำหรับการออกแบบระบบงานทางด้านโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สายในสภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ อีกทั้งสามารถทำวิจัยต่อยอดไปสู่การพัฒนาการใช้งานด้านการสื่อสารภายในอาคารหรือภายนอกอาคารแบบความเร็วสูง ด้านการประมวลผลภาพทางการแพทย์

และด้านการตรวจสอบวัตถุหรือสิ่งของต่าง ๆ เช่น ผลผลิตทางการเกษตร โครงสร้างอาคาร วัตถุในตู้คอนเทนเนอร์ การตรวจสอบวัตถุที่อยู่ใต้ผิวดิน เป็นต้น

## 1.6 ปรีทัศน์วรรณกรรม

สาเหตุของการเสียชีวิตของมนุษย์จากโรคต่าง ๆ มีอยู่มากมายแต่โรคที่เป็นเรื่องใกล้ตัวและมีสถิติเกิดขึ้นมากที่สุดในเพศหญิงก็คือมะเร็งเต้านมและยังมีอัตราการเสียชีวิตมากเป็นอันดับต้น ๆ อีกด้วย มะเร็งเต้านมเป็นสิ่งที่มักจะถูกละเลยเนื่องจากความคิดที่ว่าเป็นเรื่องใกล้ตัว แต่สาเหตุของการเกิดนั้นมีอยู่หลายข้อและไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้ โดยมะเร็งนั้นเป็นกลุ่มของโรคที่เซลล์เกิดการแบ่งตัวอย่างผิดปกติ จึงทำให้เกิดการรุกรานไปยังเนื้อเยื่อข้างเคียงหรืออาจแพร่กระจายไปยังบริเวณอื่น ๆ ได้อย่างรวดเร็ว ซึ่งมะเร็งบางชนิดสามารถรักษาให้หายขาดได้ถ้าตรวจพบในระยะเริ่มแรก ที่ผ่านมาก็ได้มีการทำวิจัยต่าง ๆ เกี่ยวกับการตรวจโรคด้วยวิธีใหม่ที่มีความง่ายและดีกว่าเทคโนโลยีการตรวจโรคมะเร็งแบบเดิมที่มีข้อเสียมากมาย ซึ่งหนึ่งในนั้นคือการตรวจโรคมะเร็งด้วยไมโครเวฟ

เพื่อให้ทราบถึงแนวทางที่จะศึกษาในงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง วิธีดำเนินการ ตลอดจนการแก้ปัญหาและข้อเสนอแนะต่าง ๆ เพื่อนำไปสู่วัตถุประสงค์หลักที่ได้ตั้งไว้ จึงได้ทำการศึกษาผลงานวิจัยที่ผ่านมาโดยอาศัยฐานข้อมูลที่มีอยู่ ซึ่งฐานข้อมูลที่ใช้ในการสืบค้นงานวิจัยนี้เป็นฐานข้อมูลที่มีชื่อเสียงต่าง ๆ ที่ได้รับการยอมรับกันอย่างกว้างขวาง เช่น ฐานข้อมูล IEEE และฐานข้อมูล IEICE นอกจากนี้ยังได้มีการสืบค้นงานวิจัยจากแหล่งอื่น ๆ เช่น จากเครือข่ายอินเทอร์เน็ตจากห้องสมุดของมหาวิทยาลัยต่าง ๆ โดยจะใช้ผลจากการสืบค้น ไปประยุกต์ปรับปรุงเพื่อเป็นแนวทางในการดำเนินการวิจัยต่อไป สำหรับเนื้อหาในส่วนนี้จะได้กล่าวถึง ปรีทัศน์วรรณกรรมที่ได้ศึกษาและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ซึ่งในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์และระบบการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์โดยพิจารณาจากค่า SAR สามารถแบ่งออกเป็นกลุ่มต่าง ๆ ดังนี้ คือ งานวิจัยเกี่ยวกับสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์และงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการออกแบบและทดลองระบบการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์โดยใช้ค่า SAR

1.6.1 งานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวข้องกับการออกแบบสายอากาศสำหรับเทคโนโลยีการอัลตราไวด์แบนด์ การรับส่งสัญญาณของระบบจะมีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงใดนั้นขึ้นอยู่กับสายอากาศด้วยส่วนหนึ่ง โดยเฉพาะสายอากาศที่ใช้ในเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ซึ่งต้องมีแถบความถี่กว้าง เพื่อรองรับการรับส่งข้อมูลในยุคปัจจุบันที่มีทั้งข้อมูล ภาพ เสียง วิดีโอ มีเดียมัลติมีเดีย ซึ่งปกติสายอากาศที่ถูกจัดให้เป็นสายอากาศแถบกว้างนั้นจะต้องมีความกว้างแถบมากกว่า 10% ขึ้นไป โดยจากข้อกำหนดของ FCC ได้กำหนดสเปกตรัมความถี่การใช้งานของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ไว้ในช่วง 3.1 GHz ถึง 10.6 GHz ไม่เพียงแต่ใช้ในการสื่อสารเท่านั้นแต่ในการประยุกต์ใช้ในทาง

อื่น ๆ เช่น ทางกายภาพที่จะทำการศึกษาในการวิจัยนี้ก็ต้องมีคุณสมบัติของสายอากาศตามที่กล่าวมาเช่นกัน และในงานวิจัยนี้ได้เลือกออกแบบสายอากาศเป็นแบบไมโครสตริปแพตช์เนื่องจากเป็นสายอากาศที่มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา โครงสร้างไม่ซับซ้อน และมีราคาถูก ซึ่งเหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านม อย่างไรก็ตามสายอากาศไมโครสตริปแพตช์ก็ยังมีข้อจำกัดอยู่ เช่น มีแบนด์วิดท์แคบ มีอัตราขยายค่อนข้างต่ำ มีรูปแบบการแผ่กระจายกำลังงานไม่ดี โดยส่วนใหญ่สายอากาศไมโครสตริปแพตช์จะมีรูปแบบการแผ่กระจายกำลังงานเพียงครึ่งระนาบ แต่ปัญหาที่สำคัญของสายอากาศที่ใช้สำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ก็คือความกว้างแถบของสายอากาศ จึงได้มีการวิจัยเพื่อนำเสนอเทคนิคใหม่ ๆ ขึ้นมาเพื่อแก้ปัญหาในเรื่องการเพิ่มความกว้างแถบให้กับสายอากาศ (Pairat Thosdee 2008) โดยงานวิจัยของ Phairat นั้นได้ทำการออกแบบสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์ชนิดแพตช์ซึ่งมีรูปร่างแบบหูกระต่าย (Bowtie) โดยมีแบนด์วิดท์ครอบคลุมย่านความถี่ใช้งานของเทคโนโลยีการสื่อสารอัลตราไวด์แบนด์ ที่มีความถี่ด้านต่ำอยู่ที่ 2.7 GHz และความถี่ด้านสูงอยู่ที่ 12 GHz นั่นคือสายอากาศมีแบนด์วิดท์มากกว่า 120% หรือคิดเป็นอัตราส่วนประมาณ 5 : 1 ที่ค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับต่ำกว่า -10 dB ตลอดย่านความถี่ใช้งานและมีอัตราขยายเฉลี่ยที่ 3 dB ซึ่งเหมาะสมที่จะนำมาใช้ทางด้านสื่อสารและการประยุกต์ใช้งานต่าง ๆ

1.6.2 งานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวข้องกับ การออกแบบระบบการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์โดยหลักแล้วจะมีด้วยกันหลายวิธีแต่องค์ประกอบโดยรวมแล้วจะมีอุปกรณ์พื้นฐานที่ใกล้เคียงกันคือ วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์ สายอากาศอัลตราไวด์แบนด์ และส่วนประมวลผลข้อมูล โดยการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์เป็นเทคนิคที่จะเข้ามาแทนเทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมแบบเดิมไม่ว่าจะเป็นการตรวจด้วยรังสีเอ็กซ์ การอัลตราซาวด์ การทำ MRI และอื่น ๆ ซึ่งเทคโนโลยีแบบเดิมนั้นยังมีข้อบกพร่องอยู่ไม่ว่าจะเป็นอันตรายจากการตรวจด้วยรังสีเอ็กซ์ ความไม่แม่นยำของการตรวจด้วยอัลตราซาวด์ หรือการถูกบีบกดที่เต้านม และมีค่าใช้จ่ายที่สูงของการตรวจด้วย MRI แต่เทคโนโลยีการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์มีคุณสมบัติที่ดีหลายอย่างที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ทดแทนในส่วนที่บกพร่องของเทคโนโลยีแบบเก่าได้จึงได้มีการค้นคว้าวิจัยกันอย่างแพร่หลาย ซึ่งเนื่องจากเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ใช้การส่งในลักษณะของพัลส์ที่แคบจึงทำให้ได้สเปกตรัมแถบความถี่ที่กว้างทำให้มีอัลตราไวด์แบนด์มีคุณสมบัติในการทะลุวัตถุและมีความแม่นยำที่สูงมาก อีกทั้งยังมีระดับพลังงานที่ต่ำมากทำให้รบกวนเครื่องมืออื่น ๆ ไม่ได้และมีความปลอดภัยต่อการใช้งานบนร่างกายมนุษย์ โดยทั่วไปแล้วการตรวจโรคมะเร็งเต้านมถ้าสามารถลดค่าใช้จ่ายลงได้จะเป็นเรื่องที่ดีมากเนื่องจากโรคมะเร็งเต้านมเป็นโรคที่เป็นกันมากเป็นอันดับต้น ๆ ของโลกทำให้ต้องมีการตรวจบ่อยครั้ง เพื่อเตรียมตัวรับมือกับปัญหาถ้าสามารถลดเรื่องค่าใช้จ่ายลงได้และสามารถตรวจโรคได้อย่าง

ปลอดภัยก็สามารถนำมาแทนที่หรือแก้ไขข้อบกพร่องเทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมแบบเดิมได้ โดยงานวิจัยในส่วนการออกแบบระบบตรวจมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์นี้จะเป็นการศึกษาและทดลองระบบความแม่นยำเพื่อวิเคราะห์หาวิธีที่ดีที่สุด

ที่ผ่านมาได้มีการศึกษาและออกแบบระบบการตรวจมะเร็งเต้านมโดยใช้อัลตราไวด์แบนด์ด้วยวิธีต่าง ๆ เพื่อทำการลดข้อจำกัดของเทคโนโลยีแบบเดิม การตรวจมะเร็งเต้านมโดยใช้หลักการของเรดาร์ (Elise C. Fear, Paul M. Meaney, and Maria A. Stuchly, 2003) โดยงานวิจัยของ Elise C. Fear เป็นการประมวลผลภาพของเต้านมและมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟโดยใช้หลักการของเรดาร์ซึ่งก็คือการส่งความถี่เข้าไปในเต้านมและรับคลื่นที่ผ่านทะลุเต้านมในอีกด้านอีกทั้งยังรับคลื่นที่สะท้อนกลับจากการกระทบกับเซลล์มะเร็งด้วยตัวส่งและนำพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ ซึ่งผลก็ออกมาเป็นที่น่าพอใจ ต่อมามีการทำวิจัยและออกแบบวิธีการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์โดยการรับการตอบสนองของพัลส์ในทางโดเมนของเวลา (Simone A. Winkler, Emily Porter, Adam Santorelli, Mark Coates, and Milica Popovic, 2012; Seyed Mohammadreza Razavizadeh, 2013) โดยงานวิจัยของ Simone A. Winkler นั้นมีแนวทางในการออกแบบคล้ายกับของ Seyed mohammadreza Razavizadeh เนื่องจากใช้การวางสายอากาศในลักษณะคล้ายกันและยังวิเคราะห์การตอบสนองของพัลส์ในทางโดเมนเวลาโดยทั้งสองงานวิจัยใช้การเปรียบเทียบผลตอบสนองของพัลส์ระหว่างเต้านมปกติกับเต้านมที่มีเซลล์มะเร็งอยู่ภายใน จากงานวิจัยของ Simone A. Winkler ซึ่งใช้การรับการตอบสนองของพัลส์จากการ scattering ผลก็ออกมาเห็นได้ชัดเจนจากการตอบสนองของพัลส์และได้ทดลองในหลายขนาดของเซลล์มะเร็ง (0.5cm, 1cm, 2cm) และขนาดของต่อมภายในเต้านม (60%, 70%, 80%) ซึ่งก็สามารถสังเกตการตอบสนองได้แม้เซลล์มะเร็งจะมีขนาดเล็กเพียง 0.5 cm ก็ตาม ส่วนในงานวิจัยของ Seyed mohammadreza Razavizadeh จะใช้การส่งและรับจากข้างหลังโดยเปรียบเทียบระหว่างเต้านมปกติกับเต้านมที่มีเซลล์มะเร็งแล้วสังเกตผลตอบสนอง

สำหรับงานวิจัยในอีกวิธีที่น่าสนใจเป็นการวิเคราะห์จากพลังงานการสูญเสียจากการถูกดูดซับ (N.I.M. Yusoff, S. Khatun, and S.A. Alshehri, 2009; Valerio De Santis, Jeremie Bourqui, and Elise C. Fear, 2011; Ponnuraj Kirthi Priya, and S. Poonguzhali, 2012; M.A. Shahira Banu, S. Vanaja, and S. Poonguzhali, 2013) ซึ่งในงานวิจัยของ N.I.M. Yusoff นี้เป็นการวิเคราะห์ค่าการดูดซับพลังงานและแสดงตำแหน่งที่มีค่า SAR มากที่สุด ซึ่งงานวิจัยของ Ponnuraj Kirthi Priya และ M.A. Shahira Banu ก็ได้ทำการทดลองในลักษณะคล้ายกันคือการเปรียบเทียบความแตกต่างของพลังงานที่ถูกดูดซับในเต้านมปกติกับเต้านมที่มีเซลล์มะเร็งที่แต่ละความถี่และแสดงตำแหน่งที่มีค่า SAR สูงที่สุดซึ่งในงานวิจัยของ Ponnuraj Kirthi Priya จะได้ความแตกต่างของพลังงานที่ถูกดูดซับระหว่างเต้านมปกติกับเต้านมที่มีมะเร็งอยู่มีความแตกต่างกันมากที่สุดที่ความถี่

4 GHz ทำให้สรุปได้ว่าช่วงความถี่ที่มีผลตอบสนองกับเซลล์มะเร็งมากที่สุดคือที่ความถี่ประมาณ 4 GHz โดยสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งในด้านมได้ถูกต้อง 5 ตำแหน่งจากการสุ่มวางทั้งหมด 6 ตำแหน่ง ส่วนในงานวิจัยของ M.A. Shahira Banu ก็ได้ทำในลักษณะเดียวกันกับงานวิจัยของ Ponnuraj Kirthi Priya แต่จะเน้นไปที่ความถี่ 7 GHz ซึ่งมีความสามารถในการเจาะลึกสูงที่สุดและพลังงานที่ถูกดูดซับก็ขึ้นอยู่กับตำแหน่ง โดยตำแหน่งที่มีค่า SAR สูงที่สุดจะเป็นตัวบ่งบอกตำแหน่งของจุดที่มีเซลล์มะเร็งและได้ทำการทดลองเปลี่ยนตำแหน่งของจุดที่มีเซลล์มะเร็งเพื่อทดสอบความน่าเชื่อถือของระบบ และในการวิจัยครั้งนี้จะได้ยึดหลักการข้างต้นมาเป็นแนวทางในการออกแบบระบบการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์โดยใช้ค่า SAR เพื่อให้ได้ระบบที่ดีและใช้เป็นตัวเปรียบเทียบกับงานวิจัยข้างต้นเพื่อปรับปรุงพัฒนาให้มีประสิทธิภาพ

## บทที่ 2

### ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

#### 2.1 กล่าวนำ

ทุกวันนี้เทคโนโลยีไมโครเวฟนอกจากจะเป็นเทคโนโลยีการสื่อสารข้อมูลที่ถูกนำมาใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์มากมายแล้วเทคโนโลยีนี้ยังมีความดึงดูดใจในการศึกษาวิจัยสำหรับใช้ในทางการแพทย์มากมายอีกด้วย โดยเฉพาะมะเร็งเต้านมซึ่งเป็นมะเร็งที่เป็นกันมากเป็นอันดับต้น ๆ ของการเกิดมะเร็งทั้งหมดและยังเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตอย่างมากในผู้หญิงที่เป็นโรคนี้นี้ การศึกษาวิธีการตรวจหามะเร็งชนิดนี้จึงเป็นเรื่องที่สำคัญเป็นอย่างมาก ถึงแม้ว่าปัจจุบันจะมีวิธีตรวจหาหลายวิธี แต่ก็ยังมีข้อเสียในหลายด้าน จึงมีการใช้เทคโนโลยีไมโครเวฟเพื่อตรวจหามะเร็งเต้านมซึ่งสามารถลดข้อเสียต่าง ๆ ของเทคโนโลยีเดิมได้อย่างมาก โดยระบบตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟมีส่วนประกอบหลักสำคัญสามส่วน คือ ส่วนวงจรกำเนิดสัญญาณ ส่วนของสายอากาศ และส่วนการประมวลผล เนื้อหาที่สำคัญในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาของเทคโนโลยีตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟ ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับระบบตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟ โครงสร้างของระบบตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟ ทฤษฎีเบื้องต้นในการวิเคราะห์และพิจารณาสัญญาณของระบบ โดยจะเน้นไปที่ช่วงความถี่ในย่านอัลตราไวด์แบนด์เนื่องจากว่าเป็นช่วงความถี่ที่ไม่ไปรบกวนการสื่อสารอื่น ๆ และเป็นฟรีแบนด์

เทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์เป็นเทคโนโลยีที่มีแบนด์วิดท์ของสัญญาณกว้าง มีรูปแบบการส่งสัญญาณในลักษณะของพัลส์แคบ ๆ ผ่านย่านความถี่แถบกว้าง ทำให้สามารถถ่ายโอนข้อมูลได้จำนวนมาก และมีอัตราเร็วในการส่งข้อมูลสูง อีกทั้งใช้กำลังงานในระดับที่ต่ำมาก โดยย่านความถี่สำหรับการประยุกต์ใช้งานของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นั้นมีการกำหนดไว้สองช่วงความถี่คือ (1) ช่วงความถี่ 3.1 – 10.6 GHz ซึ่งเป็นช่วงความถี่สำหรับการประยุกต์ใช้งานด้านการสื่อสารภายในอาคาร การเชื่อมต่อภายนอกอาคารความเร็วสูงแบบจุดต่อจุด ด้านการประมวลผลภาพทางการแพทย์ และโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย (2) ช่วงความถี่ที่น้อยกว่า 1 GHz เป็นช่วงความถี่สำหรับการประยุกต์ใช้งานด้านการตรวจสอบวัตถุหรือสิ่งของต่าง ๆ และการตรวจสอบวัตถุที่อยู่ใต้ผิวดิน เป็นต้น ซึ่งคาดว่าในอนาคตเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นั้นจะได้รับความสนใจนำไปประยุกต์ใช้งานในหลาย ๆ ด้าน โดยรูปแบบการส่งสัญญาณของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นั้นเป็นการประยุกต์มาจากวิธีการส่งสัญญาณพัลส์ที่ถูกคิดค้นมาใช้ทางการทหาร และใช้ในระบบเรดาร์ แต่ในปัจจุบันนั้นได้มีการพัฒนาที่จะนำเอารูปแบบการส่งสัญญาณพัลส์มาใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์

ในด้านอื่น ๆ มากขึ้นดังที่กล่าวมาแล้วข้างต้น แต่การที่จะนำเอาเทคโนโลยีใด ๆ มาใช้งานนั้นจำเป็นต้องอย่างยิ่งที่จะต้องมีการศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นของสัญญาณเป็นสำคัญ โดยเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ก็เช่นเดียวกัน เมื่อมีการนำมาประยุกต์ใช้งานในด้านต่าง ๆ แล้วจะต้องมีการศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นของสัญญาณ เนื่องจากเป็นตัวแปรสำคัญของการวิเคราะห์และออกแบบระบบการสื่อสารไร้สายในทุกรูปแบบ

โดยสิ่งแรกที่ต้องกล่าวถึงคืออัตราขยายของเส้นทาง (path gain) ซึ่งเป็นอัตราส่วนของกำลังงานรับต่อกำลังงานส่ง หรือสามารถหาได้จากค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนระหว่างกำลังของสัญญาณรบกวนต่อกำลังงานส่ง (SNR) และสำหรับระบบของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นั้น อัตราขยายของเส้นทางที่ความถี่ต่างกันสามารถที่จะมีความแตกต่างกันได้ โดยที่กระบวนการของการแพร่กระจายคลื่นนั้นเป็นผลที่เกิดจากการเปลี่ยนแปลงความถี่เหมือนกันกับการกระเจิง(diffraction) และการสะท้อนกลับ(reflection) ของคลื่นที่โคอีเล็กทริกซ์ ซึ่งสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.1)

$$G(f, d) = \frac{1}{\Delta f} E \left\{ \int_{f-\Delta f/2}^{f+\Delta f/2} |H(\tilde{f}, d)|^2 d\tilde{f} \right\} \quad (2.1)$$

เมื่อ  $H(\tilde{f}, d)$  เป็นฟังก์ชันถ่ายโอนจากเครื่องส่งไปยังเครื่องรับ  $\Delta f$  คือช่วงความถี่  $E\{\}$  เป็นความคาดหมายที่เกิดการจางหายของสัญญาณรวมในหน่วย dB สามารถหาได้จากความสัมพันธ์ต่อไปนี้

$$G_{dB}(d) = G_0 - 10n \log_{10} \left( \frac{d}{d_0} \right) \quad (2.2)$$

โดยที่  $d_0$  เป็นระยะทางอ้างอิง และ  $G_0$  เป็นอัตราขยายของเส้นทางที่ระยะทางอ้างอิง

นอกจากอัตราขยายของเส้นทางแล้วสิ่งที่จะต้องทำการพิจารณาในลำดับต่อไปของการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นคือ การลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสาร (path loss หรือ path attenuation) ซึ่งเป็นการอธิบายคุณลักษณะของการส่งผ่านสัญญาณจากเครื่องส่งผ่านช่องสัญญาณการสื่อสารไปยังเครื่องรับ โดย การลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารนั้นสามารถเกิดจากสิ่งต่าง ๆ เหล่านี้ได้ คือ การสูญเสียในอากาศว่าง (free space loss) การหักเห

(refraction) การสะท้อนกลับ และการกระเจิงของสัญญาณ เป็นต้น ซึ่งสามารถแสดงความสัมพันธ์ของการลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสาร โดยพื้นฐานได้ดังสมการ ต่อไปนี้

$$PL_{dB}(d) = -10 \log_{10} \left[ \frac{U_r(d)}{U_t(d)} \right] \quad (2.3)$$

โดยที่  $U_r(d)$  และ  $U_t(d)$  เป็นกำลังงานของสัญญาณที่เครื่องรับและเครื่องส่งตามลำดับ แต่เมื่อมีการพิจารณาการลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารในสภาพแวดล้อมที่ต่างกันสามารถพิจารณาได้จากสมการที่ (2.4)

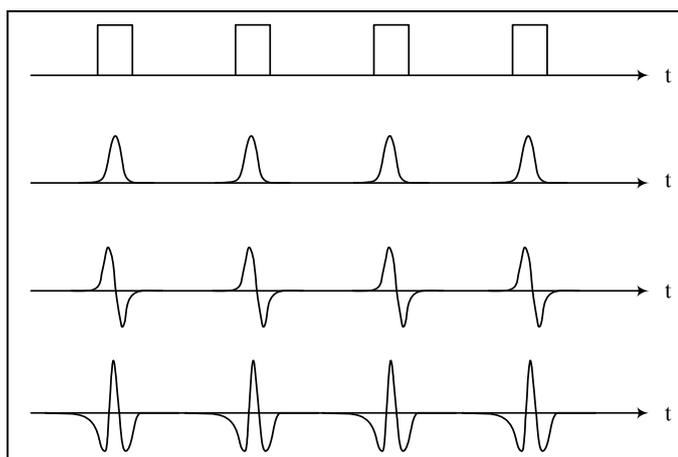
$$PL_{dB}(d) = PL_{0,dB}(d) + 10n \log_{10} \left[ \frac{d}{d_0} \right] \quad (2.4)$$

เมื่อ  $PL_{0,dB}(d)$  เป็นการลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารที่ระยะทางอ้างอิง และ  $n$  คือจำนวนเส้นทางการลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารในสภาพแวดล้อมที่พิจารณา และนอกจากนี้แล้วการลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารยังสามารถพิจารณาจากค่าของการตอบสนองทางความถี่ของช่องสัญญาณได้

$$PL_{dB}(d) \approx 10 \log_{10} \left[ \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |H(d, \tilde{f}_i)|^2 \right] \quad (2.5)$$

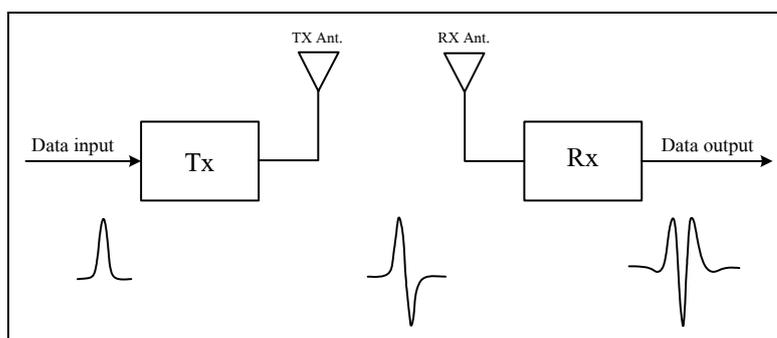
โดยที่  $H(d, \tilde{f}_i)$  เป็นผลตอบสนองทางความถี่ที่ระยะทางเท่ากับ  $d$  และ  $i = 1, 2, \dots, n$

แต่เนื่องจากสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์พื้นฐานนั้นมีการรับส่งสัญญาณในลักษณะของพัลส์แคบ ๆ หรือที่เรียกว่าอิมพัลส์ (Impulse) ซึ่งรูปแบบของพัลส์ที่นำมาพิจารณานั้นมีหลายรูปแบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 รูปแบบสัญญาณพัลส์ลักษณะต่าง ๆ ของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะกล่าวถึงสัญญาณพัลส์ 3 รูปแบบด้วยกัน คือสัญญาณพัลส์แบบเกาส์เซียน พัลส์แบบโมโนไซเคิล และพัลส์แบบเกาส์เซียนดับเลต ซึ่งเป็นพัลส์ที่มีช่วงเวลาแคบ ๆ เพียงหนึ่งพัลส์ที่มีการส่งแต่ละพัลส์แบบไม่ต่อเนื่อง ซึ่งแต่ละพัลส์จะมีความหนาแน่นของกำลังงานเชิงสเปกตรัมที่กว้างมากในโดเมนความถี่ และสามารถแสดงตัวอย่างการส่งสัญญาณพัลส์จากเครื่องส่งผ่านช่องสัญญาณไปยังเครื่องรับได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ตัวอย่างการกำเนิดสัญญาณพัลส์และการรับส่งพัลส์สำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ผ่านช่องทางการสื่อสาร

โดยสัญญาณพัลส์จากวงจรแหล่งกำเนิดของเครื่องส่งที่มากกระตุ้นสายอากาศเมื่อถูกกำหนดให้เป็นพัลส์แบบเกาส์แล้ว จากนั้นเมื่อสัญญาณพัลส์ถูกส่งออกจากสายอากาศและแพร่กระจายไปในช่องสัญญาณจะถูกพิจารณาเป็นพัลส์แบบโมโนไซเคิลซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์ที่เกิด

จากการทำอนุพันธ์อันดับที่หนึ่งของพัลส์แบบเกาส์เซียน และหลังจากที่สัญญาณพัลส์เดินทางมาถึงที่เครื่องรับโดยตกกระทบกับสายอากาศภาครับสัญญาณพัลส์จะถูกพิจารณาเป็นพัลส์แบบเกาส์เซียนดับเลต ซึ่งเป็นสัญญาณพัลส์ที่เกิดจากการทำอนุพันธ์อันดับที่สองของพัลส์แบบเกาส์เซียน และสามารถแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ (2.6)-(2.8) เมื่อพิจารณาในโดเมนเวลา แต่เมื่อนำมาพิจารณาในโดเมนความถี่โดยแปลงฟูริเยร์ของสมการที่ (2.6)-(2.8) ตามลำดับ ซึ่งจะได้ดังสมการที่ (2.9)-(2.11)

$$y_{g_1}(t) = A_1 e^{-(t/\tau)^2} \quad (2.6)$$

$$y_{g_2}(t) = A_2 \frac{-2t}{\tau^2} e^{-(t/\tau)^2} \quad (2.7)$$

$$y_{g_1}(t) = A_1 e^{-(t/\tau)^2} \quad y_{g_3}(t) = A_3 \frac{-2}{\tau^2} \left(1 - \frac{2t^2}{\tau^2}\right) e^{-(t/\tau)^2} \quad (2.8)$$

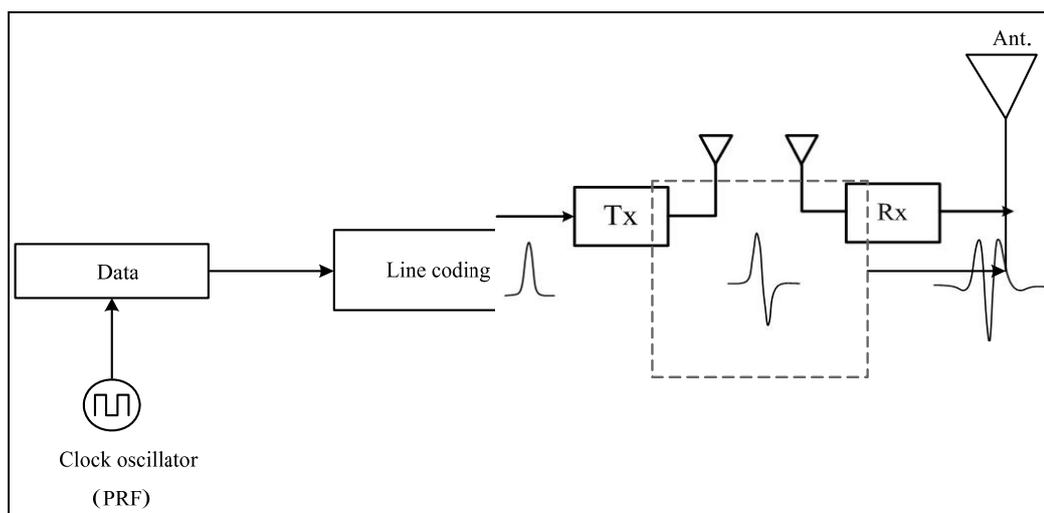
เมื่อ  $t$  คือช่วงเวลาโดยที่  $-\infty < t < \infty$  มี  $A_1$ ,  $A_2$  และ  $A_3$  เป็นแอมพลิจูดของพัลส์ และ  $\tau$  คือความกว้างของพัลส์

$$\begin{aligned} Y_{g_1}(f) &= F\{y_{g_1}(t)\} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} A_1 e^{-(t/\tau)^2} e^{-j2\pi ft} dt \\ &= A_1 \tau \sqrt{\pi} e^{-(\pi\tau f)^2} \end{aligned} \quad (2.9)$$

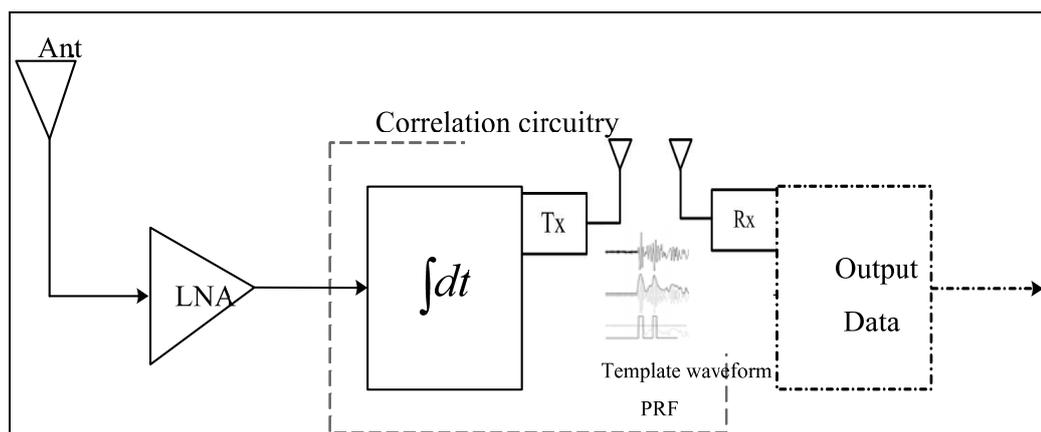
$$Y_{g_2}(f) = A_2 \tau \sqrt{\pi} (j2\pi f) e^{-(\pi\tau f)^2} \quad (2.10)$$

$$Y_{g_3}(f) = A_3 \tau \sqrt{\pi} (j2\pi f)^2 e^{-(\pi\tau f)^2} \quad (2.11)$$

โดยสำหรับการวิจัยในครั้งนี้จะมีการออกแบบวงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์และวงจรรับส่งสัญญาณของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ เพื่อการประยุกต์ใช้สำหรับโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย ซึ่งมีลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องรับส่งสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ ดังรูปที่ 3 และรูปที่ 4

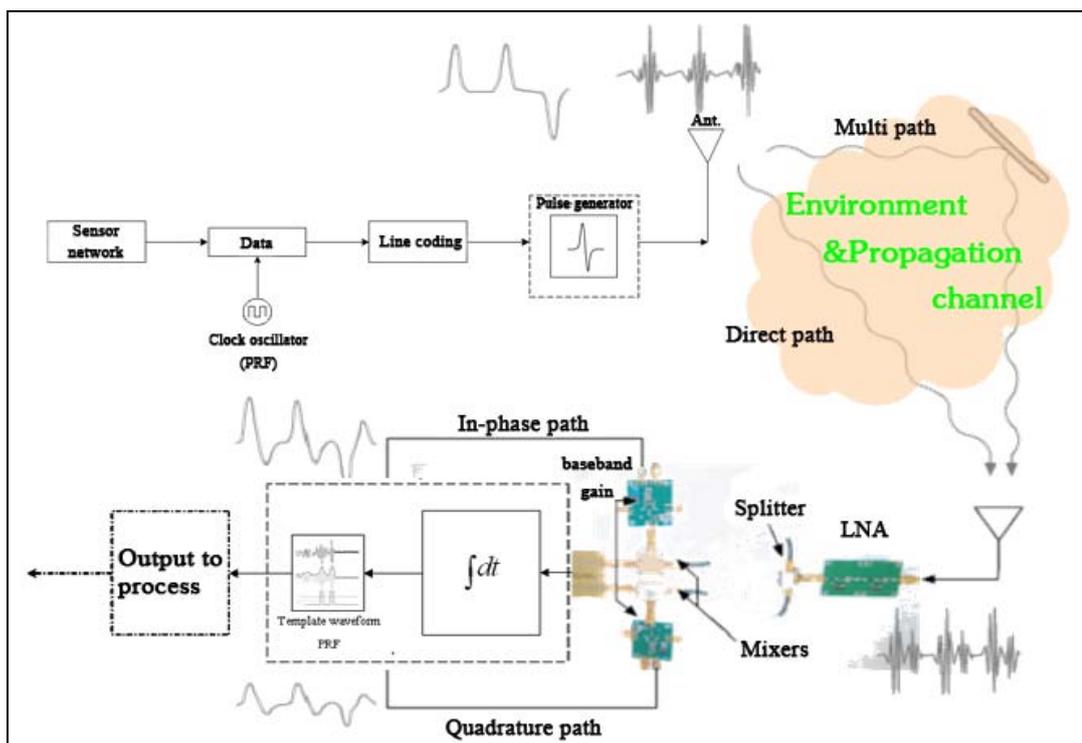


รูปที่ 2.3 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องส่งสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์



รูปที่ 2.4 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องรับสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

ซึ่งในการศึกษารูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ สำหรับโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย ในครั้งนี้จะมีการกำหนดรูปแบบการทดลองคร่าว ๆ ดังนี้



รูปที่ 2.5 ลักษณะการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ผ่านช่องสัญญาณในสภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ

จึงสรุปได้ว่าการทำวิจัยในครั้งนี้เป็นศึกษาแบบจำลองของช่องสัญญาณแบบแบนด์กว้าง และศึกษารูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นในสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน รวมถึงการวิเคราะห์ผลตอบแทนของสัญญาณพัลส์ในรูปแบบต่าง ๆ โดยการศึกษาและวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นี้จะประกอบด้วยชุดกำเนิดสัญญาณพัลส์ วงจรรับส่งสัญญาณพัลส์ สายอากาศรับส่งสัญญาณแบบแบนด์กว้าง เช่น เซอร์หรือตัวตรวจรู้ เพื่อให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานกับเทคโนโลยีโครงข่ายเช่น เซอร์แบบไร้สายในสภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ รวมถึงการใช้งานด้านการสื่อสาร (การสื่อสารภายในอาคาร การเชื่อมต่อภายนอกอาคารความเร็วสูงแบบจุดต่อจุด) ด้านการประมวลผลภาพทางการแพทย์ และด้านการตรวจสอบวัตถุหรือสิ่งของต่าง ๆ (ผลผลิตทางการเกษตร โครงสร้างอาคาร วัตถุในตู้คอนเทนเนอร์ การตรวจสอบวัตถุที่อยู่ใต้ผิวดิน ฯลฯ) ต่อไปในอนาคต

## 2.2 ความเป็นมาของมะเร็งเต้านมและการตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบัน โรคมะเร็งเต้านมเป็นปัญหาอย่างหนักมาโดยตลอด โดยโรคนี้จะพบบ่อยในผู้หญิงไทยหรือแม่เต้ในต่างประเทศก็ตาม ซึ่งสามารถพบได้เป็นอัตรา 1 ต่อ 10 ของผู้หญิงที่เป็นโรคมะเร็ง โรคมะเร็งเต้านมสามารถพบได้ในเพศชายเช่นกันแต่จะมีโอกาสพบในอัตราที่น้อยมาก โรคมะเร็งเต้านมเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อเต้านมไปเป็นเนื้อร้ายซึ่งอาจเกิดกับต่อมน้ำนมหรือท่อน้ำนม โดยมีปัจจัยที่ทำให้เกิดโรคคือ ผู้หญิงที่มีอายุมากกว่า 40 ปี ผู้หญิงที่มีบุตรหลังอายุ 30 ปี ผู้ที่รับประทานยาฮอร์โมน การสูบบุหรี่ หรือความอ้วน มีความเครียดสูงและออกกำลังกายน้อย หรือแม่เต้ที่มีประวัติของคนในครอบครัวที่เป็นมะเร็งเต้านม การรักษาสามารถทำได้โดยการผ่าตัด การฉายรังสีโดยใช้รังสีที่พลังงานสูงเพื่อกำจัดเซลล์มะเร็งหรือยับยั้งการเจริญเติบโต การให้ยาเคมีบำบัด โดยการให้รับประทานหรือฉีดเข้าไปบริเวณกล้ามเนื้อเพื่อกำจัดและยับยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็ง หรือการให้ยาที่เกี่ยวข้องกับฮอร์โมน รูปที่ 2.6 จะแสดงแบบจำลองเต้านมที่เป็นโรคมะเร็ง

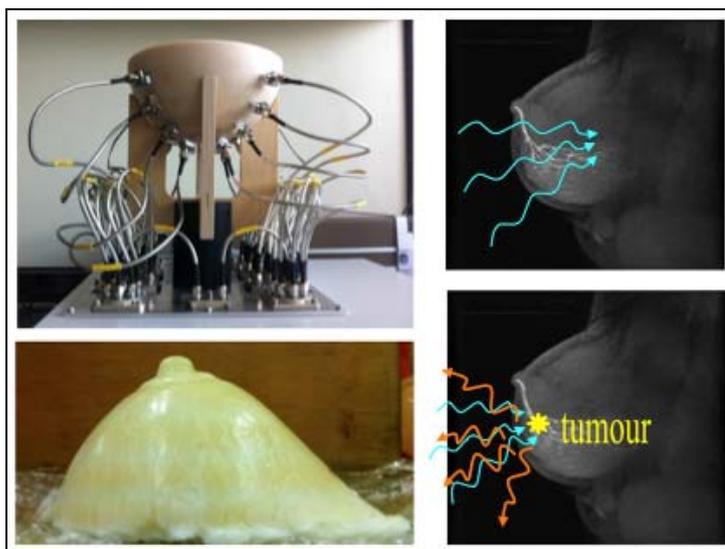


รูปที่ 2.6 แบบจำลองแสดงรูปร่างอวัยวะภายในของเต้านมผู้หญิงทั้งกล้ามเนื้อ ไขมัน ต่อมน้ำนม ท่อน้ำนม และมะเร็งเต้านมเสมือนจริง (fagonia.blogspot.com)

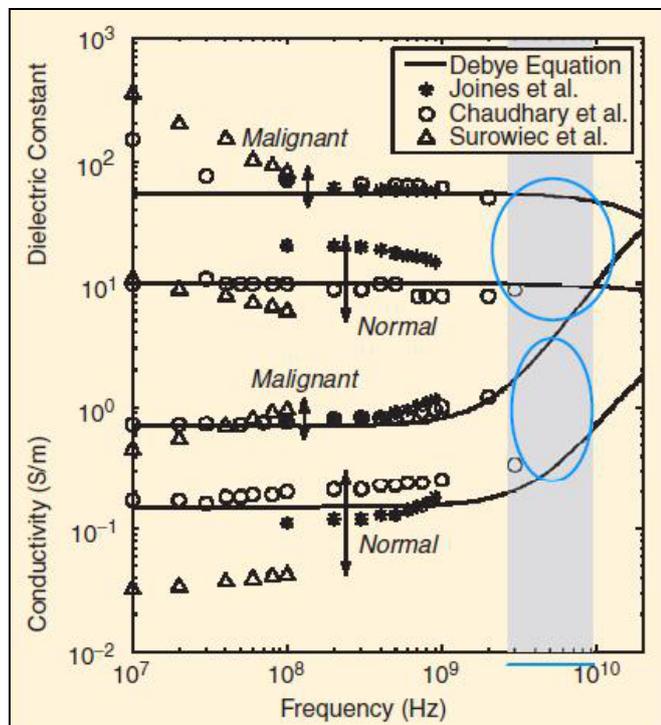
จากที่ทราบกันว่ามะเร็งเต้านมนั้นเป็นปัญหาที่ร้ายแรงอย่างมาก การตรวจหาเพื่อให้ทราบผลก่อนตั้งแต่เนิ่น ๆ จึงเป็นสิ่งที่จำเป็นอย่างมากซึ่งวิธีที่ใช้ในการตรวจโรคมะเร็งเต้านมก็มีอยู่หลายวิธี แต่ละวิธีก็จะมีรูปแบบและความสามารถที่ต่างกันไป เช่น การตรวจด้วยรังสีเอ็กซ์ (Mammography : x-ray screening test) เป็นเทคโนโลยีที่นิยมใช้กันมาก จะทำให้สามารถมองเห็นอวัยวะภายในของคนไข้ได้โดยไม่ต้องทำการผ่าตัดและช่วยในการวินิจฉัยโรคเต้านมชนิดต่าง ๆ เพื่อวางแผนการรักษาให้ถูกต้องอย่างมีประสิทธิภาพได้ การตรวจด้วยอัลตราซาวด์ (Ultrasound) เป็นการตรวจด้วยคลื่น

ความถี่สูงที่มากกว่า 20 kHz โดยใช้หลักการส่งคลื่นความถี่สูงออกไปกระทบกับเนื้อเยื่อต่าง ๆ ซึ่งโดยปกติแล้วในเนื้อเยื่อของส่วนต่าง ๆ จะมีความสามารถในการส่งผ่านและการสะท้อนกลับที่ไม่เท่ากันทำให้สามารถรับคลื่นความถี่ที่สะท้อนกลับและประมวลผลสร้างเป็นภาพได้จากระดับความหนาแน่นของคลื่นที่รับได้ในส่วนต่าง ๆ การตรวจโดยใช้เครื่องสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI : Magnetic resonance image) เป็นการตรวจโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อจำลองภาพอวัยวะเหมือนจริงในร่างกายแต่ต้องฉีดสารเหนียวนำแม่เหล็กเข้าไปในร่างกายด้วย และอีกวิธีคือการตัดหรือเอาชิ้นเนื้อต้องสงสัยไปส่งตรวจ แต่จะต้องทำการเอ็กซเรย์เพื่อหาตำแหน่งของส่วนที่เป็นมะเร็งก่อน ต่อมาพบว่าวิธีต่าง ๆ ดังที่กล่าวข้างต้นยังมีข้อเสียบางประการอยู่บ้างจึงได้มีการศึกษาวิธีใหม่ที่มีคุณภาพความแม่นยำและความปลอดภัยที่สูง อีกทั้งยังมีความซับซ้อนไม่มากและมีค่าใช้จ่ายที่ต่ำอีกด้วย คือการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 2.7 ซึ่งเป็นวิธีที่ได้รับความสนใจกันอย่างมากและคาดว่าจะจะเป็นเทคนิคใหม่ที่จะเข้ามาแทนการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยวิธีเดิมโดยที่สามารถแสดงการประมวลผลเป็นภาพออกมาได้และยังมีความแม่นยำในการตรวจหาสูง

การใช้งานคลื่นไมโครเวฟในทางการแพทย์เพื่อใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านมมีจุดเริ่มต้นมาจากความถี่ในช่วงของไมโครเวฟนั้นมีความแม่ตซ์กับเนื้อเยื่อเต้านมและมะเร็งเต้านม โดยสามารถดูได้จากค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านม ซึ่งจากรูปที่ 2.7 จะเป็นกราฟแสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านมที่ความถี่อย่างหนึ่งในย่านความถี่ไมโครเวฟ จะเห็นว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าจะมีค่าคงที่ตลอดย่านหนึ่งจนไปถึงที่ประมาณ 3.3 GHz ค่าความนำทางไฟฟ้าจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากซึ่งแสดงให้เห็นว่าที่ความถี่มากกว่า 3.3 GHz ขึ้นไปจะมีความแม่ตซ์และมีคุณสมบัติบางอย่างกระทำต่อเนื้อเยื่อของเต้านมและมะเร็งเต้านม



รูปที่ 2.7 ตัวอย่างอุปกรณ์และแบบจำลองที่ใช้ในระบบตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ รวมทั้งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นบนเต้านมปกติและผิดปกติ (www.compem.ece.mcgill.ca)



รูปที่ 2.8 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านม และมะเร็งเต้านม (Wenyi Chao, 2012)

## 2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

### 2.3.1 ข้อกำหนดและความรู้พื้นฐานในการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

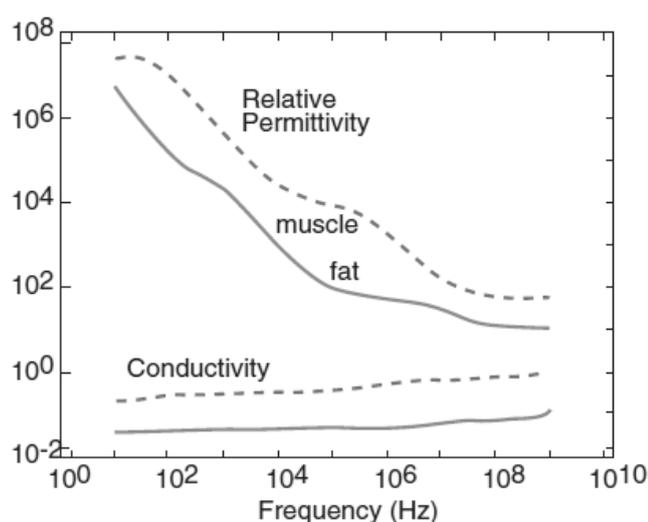
เหตุผลที่ใช้คลื่นไมโครเวฟเพื่อทดแทนเทคโนโลยีแบบเดิมเพราะว่าเทคโนโลยีเดิมนั้นมีปัญหาหลายอย่าง เช่นสภาวะอื้ออวน และการบีบกด ซึ่งการใช้ไมโครเวฟจะมีความปลอดภัยจากสภาวะอื้ออวนและมีความสบายมากกว่า ไมโครเวฟจะมีพลังงานสะสมในเนื้อเยื่อและการเกิดพลังงานสะสมนี้ได้มีการศึกษาและวิจัยสำหรับการใช้งานอย่างแพร่หลาย เช่น ระบบมือถือเซลลูลาร์ (Cellular) และการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia) ตามมาตรฐานความปลอดภัยที่กำหนดโดย IEEE C95.1 - 1999 ได้มีการระบุค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า กระแสที่เหนี่ยวนำในร่างกาย และค่าดูดกลืนพลังงานจำเพาะ (Specific absorption rate : SAR) เอาไว้ โดยค่า SAR หาได้จาก

$$SAR = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{\rho dV} \right) \quad (2.12)$$

โดยที่  $dW$  เป็นการเพิ่มขึ้นของพลังงานที่ถูกดูดซับ  $dm$  เป็นมวล  $dV$  เป็นปริมาตร ตามมาตรฐาน C95.1 – 1999 ได้ระบุการใช้งานอุปกรณ์ระหว่างช่วงความถี่ 100 kHz ถึง 6 GHz ให้มีค่า SAR ที่ร่างกายสูงสุดได้ไม่เกิน 1.6 W/kg การประเมินค่ามาตรฐานความปลอดภัยของระบบแม่เหล็กไฟฟ้า พลังงานสะสมและความร้อนสามารถประมาณได้ด้วยการจำลองจากคอมพิวเตอร์ ในทางเทคนิคการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟสามารถระบุได้แม้ว่ามะเร็งจะมีขนาดเล็กและยังเป็นที่คาดว่าจะมีค่าใช้จ่ายที่ไม่สูงเหมือนวิธีอื่น เช่น MRI และเวชศาสตร์นิวเคลียร์ เพราะอุปกรณ์สำหรับไมโครเวฟมีค่าใช้จ่ายเป็นแค่ส่วนหนึ่งของอุปกรณ์ MRI และเวชศาสตร์นิวเคลียร์ (หลักพันต่อหลักล้าน) อีกทั้งยังสามารถประมวลผลเป็นภาพได้เร็ว มีความไวต่อเนื้อเยื่อมะเร็ง และเจาะจงหาเฉพาะเนื้อเยื่อมะเร็ง กุญแจสำคัญของของความไว การเจาะจง และความสามารถที่สามารถหามะเร็งได้แม้ว่าเซลล์มะเร็งจะมีขนาดเล็กคือคุณสมบัติของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกระหว่างเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นความถี่ไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อทางชีววิทยาถูกกำหนดโดยค่าความซึมซาบสนามไฟฟ้า  $\epsilon$  (Complex permittivity) ประกอบด้วยค่าคงที่ไดอิเล็กตริก  $\epsilon'$  และค่าการสูญเสีย  $\epsilon''$  ซึ่งค่าคงที่ไดอิเล็กตริกจะเป็นตัวกำหนดความสามารถในเก็บพลังงานสนามไฟฟ้าของวัสดุ ในขณะที่ค่าการสูญเสียจะบ่งชี้ว่าพลังงานจะถูกเปลี่ยนเป็นความร้อนและกระจายตัวเท่าไร ในปี 1989 ได้มีการสรุปคุณสมบัติทางไฟฟ้าของหลาย ๆ อวัยวะ ชนิดของอวัยวะต่าง ๆ จะมีค่าไดอิเล็กตริกที่ต่างกันดังรูปที่ 2.9 แสดงคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและไขมัน กราฟนี้แสดง

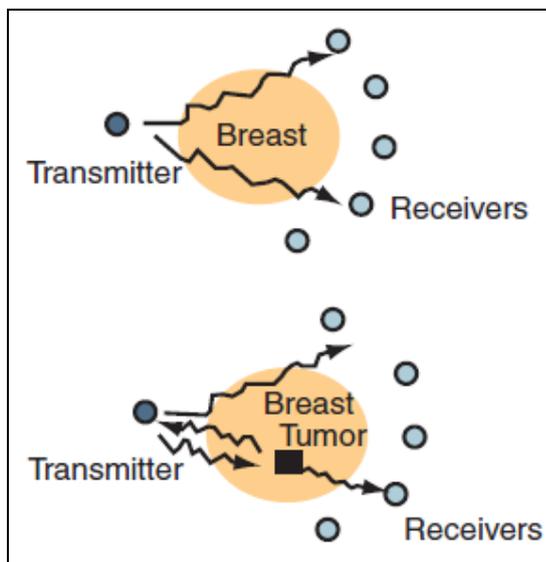
ความแตกต่างที่เปลี่ยนไปตามความถี่จะเห็นว่าที่ความถี่ต่ำเนื้อเยื่อจะมีค่าไดอิเล็กตริกที่สูง จากรูปที่ 2.9 จะบอกได้ว่าส่วนประกอบของน้ำเป็นปัจจัยหลักในการกำหนดค่าไดอิเล็กตริก อวัยวะที่มีส่วนประกอบของน้ำน้อย เช่น กระดูก ไขมัน ตับ และส่วนอื่น ๆ ภายนอกผิวหนังจะมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ต่ำกว่าอวัยวะที่มีส่วนประกอบของน้ำสูง เช่น กล้ามเนื้อ เลือด สมอง และอวัยวะภายใน จากการวัดค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของอวัยวะต่าง ๆ และเซลล์มะเร็งจะเห็นว่าเซลล์มะเร็งจะมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกมากกว่าเซลล์ปกติอยู่ที่ 10-20% จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมหลาย ๆ ที่แสดงให้เห็นว่าเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งกับเต้านมปกติจะมีความต่างทางไฟฟ้าอยู่มากและในการศึกษานี้คุณสมบัติของเต้านมปกติจะเหมือนกับไขมันขณะที่คุณสมบัติของเซลล์มะเร็งจะเหมือนกับกล้ามเนื้อ อย่างไรก็ตามอย่างไรก็ตามส่วนประกอบภายในของเต้านมก็ยังมีไขมันและต่อมต่าง ๆ เกี่ยวกับการผลิตน้ำนมอีกด้วย



รูปที่ 2.9 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก ( $\epsilon'$ ) ของไขมันและกล้ามเนื้อ (ค่าที่ต่ำกว่าเป็นไขมันและค่าที่สูงกว่าเป็นกล้ามเนื้อ) (Elise C. Fear, 2003)

การถ่ายภาพด้วยไมโครเวฟ (Microwave imaging) เป็นอีกวิธีที่ได้มีการศึกษากันอย่างมากโดยทำให้เห็นโครงสร้างภายในโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่ไมโครเวฟ (300 MHz – 30 GHz) ซึ่งจากรูปที่ 2.10 ตัวส่งได้ใช้คลื่นไมโครเวฟส่งเข้าไปในเต้านมซึ่งคลื่นจะทะลุผ่านเต้านมและถูกรับด้วยตัวรับคลื่นที่ฝังตรงข้ามของเต้านมในทางกลับกันคลื่นที่ถูกสะท้อนกลับก็จะทำการรับและบันทึกค่าด้วยที่สายอากาศตัวส่ง คลื่นที่ทะลุผ่านเต้านมแล้วเจอกับเนื้อเยื่อมะเร็งจะเปลี่ยนคุณสมบัติทางไฟฟ้าเพราะคลื่นเกิดการกระจายทำให้พลังงานส่วนใหญ่ที่รับได้เปลี่ยน

ดังที่แสดงในรูปที่ 2.9 จะสามารถแสดงเป็นภาพได้จากพลังงานที่เก็บผลไว้จากตัวรับ ต้องใช้อย่างน้อย 2 วิธี จึงสามารถสร้างภาพด้วยไมโครเวฟได้ วิธีแรกคือการส่ง-สะท้อน และวิธีที่สองคือการสะท้อน (Radar)

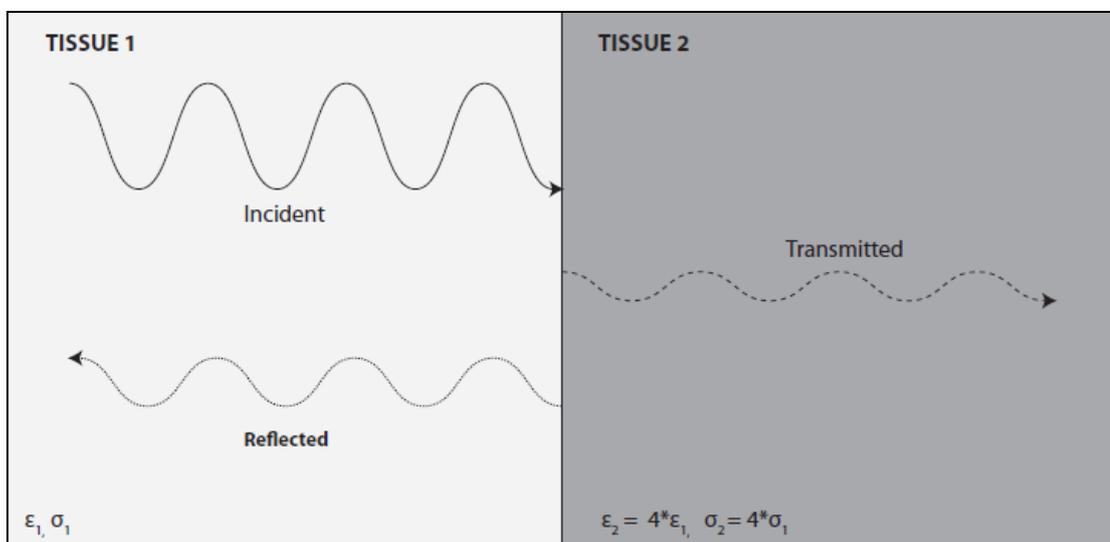


รูปที่ 2.10 พื้นฐานของการถ่ายภาพด้วยไมโครเวฟโดยการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในเต้านมแล้วตรวจพลังงานที่ส่งผ่านหรือสะท้อนกลับจากมะเร็งเต้านมเปรียบเทียบกับเต้านมปกติ (Elise C. Fear, 2003)

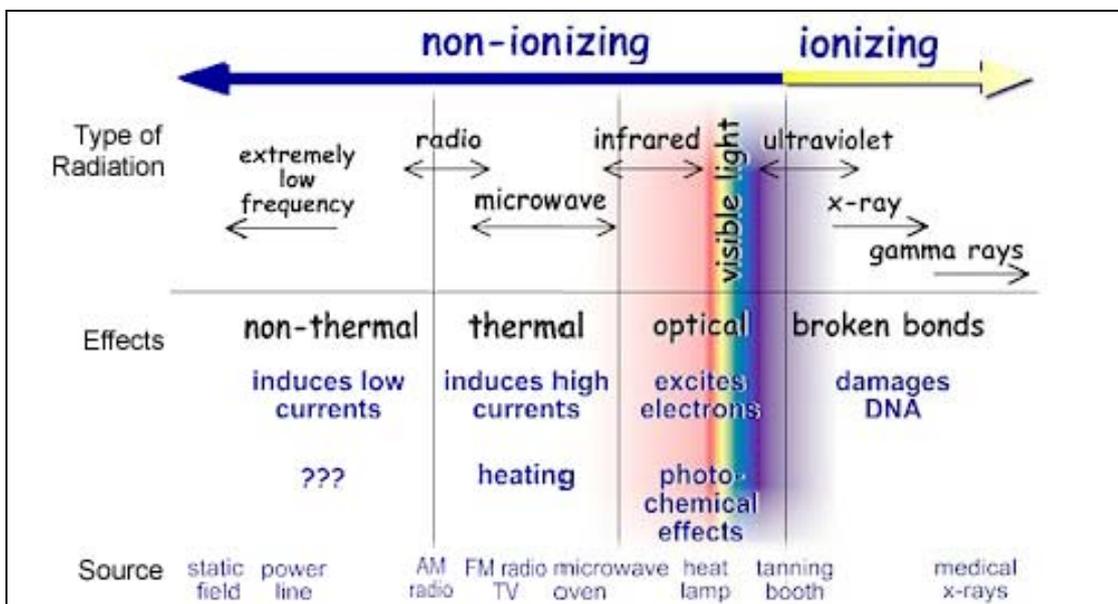
รูปที่ 2.11 เป็นการแสดงการแพร่ของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางที่มีค่าไดอิเล็กตริกที่ต่างกันโดยที่ tissue 1 มีค่าไดอิเล็กตริกน้อยกว่า tissue 2 ซึ่งรูปจะแสดงให้เห็นว่าคลื่นที่เดินทางผ่านตัวกลางที่ 1 เมื่อมากระทบเข้ากับตัวกลางที่ 2 แล้วคลื่นจะเกิดการส่งผ่านเข้าไปและมีการสะท้อนออกซึ่งขึ้นอยู่กับค่าไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของตัวกลางที่คลื่นเข้าไปกระทบ ดังนั้นการวิเคราะห์แบบนี้จึงสามารถนำมาพิจารณาและตรวจหามะเร็งเต้านมได้เนื่องจากความต่างกันอย่างมาของค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกระหว่างเต้านมกับมะเร็งเต้านมทำให้การวิเคราะห์จากคลื่นที่สะท้อนออกหรือการดูดซับพลังงานทำได้ง่าย

สิ่งที่น่าสนใจอีกอย่างของการนำไมโครเวฟมาใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมคือ ความถี่ในย่านนี้จะไม่มผลของสภาวะไอออน (ionizing radiation) ซึ่งเป็นสิ่งที่อันตรายมากต่อร่างกายมนุษย์เพราะอาจทำให้เนื้อเยื่อเกิดการผิดปกติ อีกทั้งความถี่ในย่านนี้สามารถเกิดการดูดซับพลังงานจนไปเป็นพลังงานความร้อนได้ดีจึงเหมาะสมที่จะนำมาวิเคราะห์และศึกษากับร่างกายมนุษย์ซึ่งดูได้

จากรูปที่ 2.12 โดยจากรูปจะแสดงชนิดของช่วงความถี่ในการแพร่ แหล่งจ่ายความถี่และผลกระทบของแต่ละช่วงความถี่



รูปที่ 2.11 รูปแบบการสะท้อนกลับและการส่งผ่านของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางสองชนิดที่มีค่าไดอิเล็กตริกต่างกัน

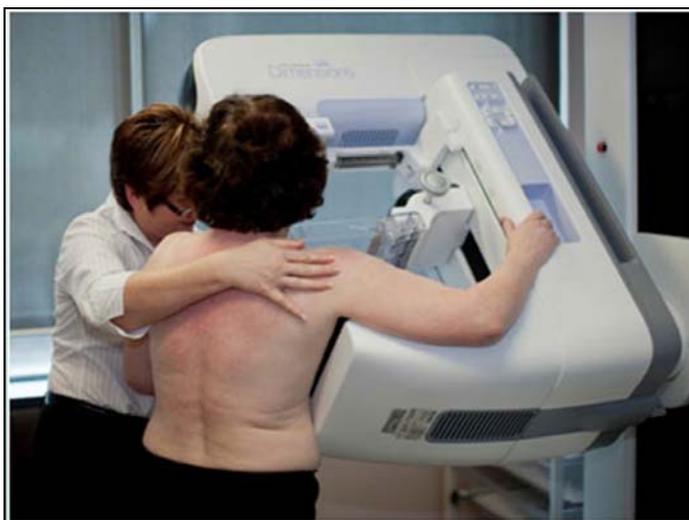


รูปที่ 2.12 ชนิดของย่านความถี่ต่าง ๆ และผลกระทบของย่านความถี่นั้น

### 2.3.2 ข้อเปรียบเทียบระหว่างการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับเทคโนโลยีแบบอื่นในการตรวจหามะเร็งเต้านม

เทคโนโลยีการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟมีข้อดีหลายประการที่เหนือกว่าเทคโนโลยีการตรวจหามะเร็งเต้านมแบบอื่นไม่ว่าจะเป็นทั้งด้านความแม่นยำในการตรวจ ต้นทุนระบบต่ำ ระบบมีความซับซ้อนไม่มากหรือแม้แต่ความปลอดภัยจากการตรวจ ซึ่งไม่ใช่ว่าเทคโนโลยีแบบอื่นจะไม่ดีแต่ว่ายังมีข้อเสียอยู่บางประการที่ต้องแก้ไขหรือปรับปรุงดังนี้

การตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ (รูปที่ 2.13) ซึ่งมีข้อดีในการทำให้เห็นอวัยวะภายในได้โดยไม่ต้องทำการผ่าตัดโดยใช้รังสีแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงมากถึง  $10^{15}$  Hz แต่การใช้รังสีเอ็กซ์ก็มีข้อเสียคือรังสีเอ็กซ์เป็นรังสีที่มีพลังงานที่สูงมากเมื่อรังสีชนเข้ากับเนื้อเยื่อของอวัยวะต่าง ๆ จะเกิดสภาวะไอออนคืออิเล็กตรอนของอะตอมนั้นจะหลุดออกไป สภาวะไอออนจะทำให้ปฏิกิริยาเคมีในร่างกายผิดปกติซึ่งอาจเกิดการกลายพันธุ์ของเซลล์กลายเป็นเซลล์มะเร็งได้ ดังนั้นการฉายรังสีเอ็กซ์บ่อย ๆ จึงอาจเป็นอันตรายต่อร่างกายได้



รูปที่ 2.13 ตัวอย่างการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ ([www.sydneybreastclinic.com.au](http://www.sydneybreastclinic.com.au))



รูปที่ 2.14 ตัวอย่างการตรวจโรคกระดูกสันหลังด้วยอัลตราซาวด์ (www.recentstory.com)

การตรวจหาแรงด้วยอัลตราซาวด์ (รูปที่ 2.14) เป็นการตรวจโดยใช้หลักการของคลื่นเสียงซึ่งเมื่อส่งคลื่นเสียงเข้าไปแล้วจะได้คลื่นเสียงสะท้อนกลับมาจากอวัยวะต่าง ๆ ที่กระทบแล้วประมวลผลจากคลื่นที่รับได้ไปเป็นภาพเสมือนซึ่งสามารถเห็นภาพอวัยวะภายในได้ ไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วยหรือสตรีมีครรภ์ การตรวจทำง่าย รวดเร็วไม่ซับซ้อนและสามารถตรวจได้เกือบทุกอวัยวะ แต่ก็มีข้อเสียคือ ไม่สามารถตรวจอวัยวะที่มีลมได้เช่น ปอดและกระเพาะอาหาร ขนาดของร่างกายมีผลต่อความถูกต้องของภาพ ค่าใช้จ่ายสูงและข้อเสียที่สำคัญที่สุดคือเป็นเทคโนโลยีที่มีประสิทธิภาพในการตรวจน้อยที่สุด

การตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรือ MRI เป็นการตรวจด้วยเครื่องสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (รูปที่ 2.15) ใช้หลักของความเป็นแม่เหล็กของอะตอมไฮโดรเจน (H) ซึ่งไฮโดรเจนเป็นส่วนประกอบหลักของร่างกายมนุษย์อยู่แล้วซึ่งก็คือน้ำ ( $H_2O$ ) โดยผู้ป่วยจะเข้าไปภายใต้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าและเครื่องจะทำการส่งคลื่นวิทยุเข้าไปเมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจะมีการเปลี่ยนระดับพลังงานหรือเรโซแนนซ์ (Resonance) และหลังจากหยุดกระตุ้นไฮโดรเจนจะคายพลังงานออกมาซึ่งจะมีอุปกรณ์สำหรับรับสัญญาณ ไปแปลงเป็นภาพอีกที ในเรื่องของคุณภาพการตรวจแทบจะไม่มีข้อบกพร่องเลยเนื่องจากมีความแม่นยำสูงมากและสามารถตรวจได้ทุกส่วนของร่างกาย แต่ก็มีข้อเสียในเรื่องความลำบากในการตรวจและค่าใช้จ่ายคือผู้ป่วยจะต้องกลืนหายใจเป็นระยะและต้องอยู่นิ่ง ๆ เป็นเวลานานมาก ส่วนเรื่องค่าใช้จ่ายก็อยู่ที่ประมาณหนึ่งหมื่นบาทซึ่งอยู่ในระดับที่แพงมาก



รูปที่ 2.15 ตัวอย่างการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI)

(www.bostonbdc.com)

จากข้อบกพร่องต่าง ๆ ดังที่กล่าวมาข้างต้นทำให้เทคโนโลยีคลื่นไมโครเวฟได้ถูกนำมาศึกษาวิจัยเพื่อจะนำมาทดแทนการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยวิธีอื่นเนื่องด้วยความสามารถในการทะลุทะลวงที่สูงเมื่อเปรียบเทียบกับการอัลตราซาวด์ที่มีความผิดพลาดค่อนข้างมาก ซึ่งปัจจุบันมีการใช้เทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ซึ่งอยู่ในช่วงความถี่ของไมโครเวฟ อัลตราไวด์แบนด์ไม่ได้ใช้คลื่นเสียงความถี่สูงที่ไม่สามารถเจาะทะลุเข้าไปในร่างกายได้ อัลตราไวด์แบนด์ใช้พัลส์วิทยุ (RF pulse) และมีแบนด์ความถี่กว้าง ซึ่งหมายความว่าอัลตราไวด์แบนด์อิมพัลส์ (UWB impulse) ในทุก ๆ ลูกจะมีสเปกตรัมความถี่มากกว่าระบบใช้งานอื่น ๆ ซึ่งสามารถอธิบายได้ว่าสามารถเจาะทะลุวัตถุได้ ทำให้อัลตราไวด์แบนด์มีศักยภาพมากในการประยุกต์ใช้กับงานประเภทตรวจหาวัตถุ

คุณสมบัติอื่นของอัลตราไวด์แบนด์คือมีความแม่นยำสูงในระดับเซนติเมตรซึ่งขึ้นอยู่กับความกว้างของพัลส์ ความแม่นยำที่สูงมาจากความสามารถจากหลายเส้นทาง (Multi-path) โดยทั่วไปของเทคนิคการสื่อสารไร้สายจะใช้คลื่นต่อเนื่อง (Continuous wave) และมีเวลานิ่ง (Standing time) นานกว่าเวลาส่งในแต่ละเส้นทาง อัลตราไวด์แบนด์พัลส์นั้นมีความแคบมากดังนั้นจึงมีความสามารถในการแยกแยะระหว่างช่องว่างเล็ก ๆ ได้ซึ่งเหมาะสมสำหรับการระบุตำแหน่งและใช้ตรวจสำหรับทางการแพทย์

คุณลักษณะที่สามของอัลตราไวด์แบนด์คือมีการแผ่กระจายทางแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic radiation) ที่ต่ำเนื่องมาจากกำลังของพัลส์ที่ต่ำกว่า -41.3 dB ในสภาพแวดล้อมปิด (Indoor) การที่มีการแผ่กระจายที่ต่ำทำให้ไม่มีอิทธิพลในการรบกวนเทคโนโลยีอื่น ๆ

ในสภาพแวดล้อมรอบข้างซึ่งเหมาะสมที่จะนำไปใช้งานภายในโรงพยาบาล นอกจากนั้นยังมีความปลอดภัยสำหรับร่างกายมนุษย์อีกด้วยถึงแม้ว่าจะใช้ได้ในระยะใกล้แต่อัลตราไวด์แบนด์ก็สามารถประยุกต์ใช้เป็นเครื่องมือที่ดีได้

คุณสมบัติอีกข้อคือการประมวลผลโดยใช้พลังงานที่ต่ำ เนื่องจากเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ใช้การส่งสัญญาณพัลส์ที่มีลักษณะแคบมาก ๆ การออกแบบในภาคส่งจึงทำได้ง่ายและมีการใช้พลังงานที่ต่ำ ซึ่งสามารถช่วยในเรื่องการประหยัดพลังงานของอุปกรณ์ได้ซึ่งจะคล้ายกับคุณสมบัติของระบบเซ็นเซอร์ไร้สาย (Wireless Sensor Network) ซึ่งทำงานภายใต้เงื่อนไขของกลไกควบคุมกำลังต่ำและให้ประสิทธิภาพสูง ลักษณะการทำงานของระบบอัลตราไวด์แบนด์จะเหมือนสัญญาณรบกวนทำให้เป็นไปได้อย่างสูงที่จะปรับใช้กับเซ็นเซอร์ทางการแพทย์เนื่องด้วยอัลตราไวด์แบนด์นั้นยากที่จะตรวจจับและไม่ถูกรบกวนจากสัญญาณอื่น ด้วยคุณลักษณะนี้ทำให้อัลตราไวด์แบนด์เหมาะกับการนำไปใช้ใน WBANs (Wireless Body Area Networks)

## 2.4 กระบวนการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีต่าง ๆ และทฤษฎีพื้นฐานสำหรับการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ในการแก้ปัญหาหรือวิเคราะห์ปัญหาต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็นทางด้านการสื่อสารหรือการประยุกต์ใช้งานในด้านอื่น กระบวนการและหลักการพื้นฐานทางคณิตศาสตร์จึงเป็นองค์ประกอบหลักสำหรับการแก้ปัญหา การตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟก็จำเป็นต้องรู้หลักการทางคณิตศาสตร์มาช่วยในการคิดวิเคราะห์รูปแบบการแพร่กระจายของคลื่นเช่นกัน เนื่องจากว่าเป็นการส่งด้วยไมโครเวฟและวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ ในงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์การตรวจหาตำแหน่งของมะเร็งด้วยการพิจารณาจากการดูดกลืนพลังงานในเนื้อเยื่อ

### 2.4.1 Maxwell's equation

สมการแมกซ์เวลล์หรือ Maxwell's equation เป็นสมการของคลื่นที่ใช้ในการอธิบายการเปลี่ยนแปลงของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในโดเมนของเวลาซึ่งเมื่อมีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่สมบูรณ์ลงไป จะสามารถอธิบายพฤติกรรมของสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าในตัวกลางได้อย่างสมบูรณ์

โดยสมการที่ใช้อธิบายถึงพฤติกรรมของสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า มีด้วยกัน 4 สมการ ซึ่งสมการแรกของแมกซ์เวลล์คือกฎของฟาราเดย์ (Faraday's law) เป็นสมการความสัมพันธ์ระหว่างสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา ซึ่งสามารถแสดงในรูปสมการอนุพันธ์ได้คือ

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.13)$$

สมการที่สองของแมกซ์เวลล์ คือ กฎของแอมแปร์ (Ampere's law) ซึ่งเป็นสมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเข้มสนามแม่เหล็ก (Magnetic field strength) กับความหนาแน่นของกระแสรวม (Total current density) ซึ่งสามารถแสดงในรูปสมการอนุพันธ์ได้คือ

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (2.14)$$

และเพื่อความสมบูรณ์ในการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า จึงได้ใช้กฎของเกาส์ (Gauss's law) ซึ่งอธิบายได้ว่าฟลักซ์แม่เหล็ก (Magnetic flux) ที่ออกจากขอบเขตเท่ากับศูนย์และฟลักซ์ไฟฟ้า (Electric flux) ที่ออกจากขอบเขตจะมีความสัมพันธ์กับความหนาแน่นของประจุภายในตัววัสดุนั้น ซึ่งจะอธิบายได้ดังสมการ

$$\nabla \cdot \vec{D} = q \quad (2.15)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.16)$$

โดยที่  $q$  เป็นความหนาแน่นของประจุไฟฟ้า (Charge density) เมื่อ  $E$  คือความเข้มของสนามไฟฟ้า  $H$  คือความเข้มของสนามแม่เหล็ก  $J$  คือความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า (Current density)  $B$  คือความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก (Magnetic flux density) โดยที่ทั้งหมดมีความสัมพันธ์กันคือ

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (2.17)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (2.18)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.19)$$

และ  $\sigma$  คือค่าความนำทางไฟฟ้า (Electric conductivity) ส่วน  $\mu$  และ  $\epsilon$  คือค่า Permeability และ Permittivity ตามลำดับ ซึ่งจากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถเขียนรูปแบบสมการ

อนุพันธ์ของสมการแมกซ์เวลล์โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก ประจุ และกระแสที่มีส่วนเกี่ยวข้องกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้ ซึ่งจากที่ทราบกันว่าสมการอนุพันธ์ของแมกซ์เวลล์เป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางในการใช้แก้ปัญหาทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีเงื่อนไขขอบเขตต่าง ๆ โดยรูปแบบสมการอนุพันธ์ของแมกซ์เวลล์สามารถเขียนในรูปความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กได้คือ

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (2.20)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (2.21)$$

$$\nabla \times \vec{E} = \frac{q}{\varepsilon} \quad (2.22)$$

$$\nabla \times \vec{H} = 0 \quad (2.23)$$

#### 2.4.2 อัตราการดูดกลืนพลังงานเฉพาะ (Specific absorption rate : SAR)

SAR หรืออัตราการดูดกลืนพลังงานเฉพาะ คืออัตราการดูดกลืนพลังงานโดยเนื้อเยื่อของร่างกาย มีหน่วยเป็น W/kg อัตราการดูดกลืนพลังงานเฉพาะเป็นหน่วยการวัดปริมาณที่ได้รับรังสีซึ่งใช้กันโดยทั่วไปสำหรับวัดการได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในย่านความถี่สูงที่มากกว่า 100 kHz ข้อจำกัดของอัตราการดูดกลืนพลังงานเฉพาะ หรือ SAR ของการได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากความถี่ 100 kHz - 10 GHz แสดงได้ดังตารางที่ 2.1 และ ตารางที่ 2.2

ค่าจำกัดสูงสุดของความแรงสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับกลุ่มผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงานและผู้ที่ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไปในแต่ละช่วงความถี่ แสดงได้ดังตารางที่ 2.3 และ ตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.1 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับในการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการทำงาน

ค่าเฉลี่ย SAR ในแต่ละส่วน	SAR (W/kg)
ทั้งร่างกาย (whole-body)	0.4
ศีรษะและลำตัว (head & trunk)	10
แขนและขา (limbs)	20

ตารางที่ 2.2 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป

ค่าเฉลี่ย SAR ในแต่ละส่วน	W/kg
ทั้งร่างกาย (whole-body)	0.08
ศีรษะและลำตัว (head & trunk)	2
แขนและขา (limbs)	4

- โดยที่ค่า SAR ทั้งหมดเป็นค่าเฉลี่ยในช่วงเวลา 6 นาทีใด ๆ
- ค่าเฉลี่ยของ SAR สำหรับทั้งร่างกายได้จากการหาผลหารของกำลังทั้งหมดที่ถูกดูดกลืนเข้าไปในร่างกายและมวลทั้งหมดของร่างกาย (total power/total mass)
- ค่า SAR เฉพาะส่วนเป็นค่าเฉลี่ยต่อมวล 10 กรัม ของเนื้อเยื่อส่วนเดียวกันที่มีรูปร่างเป็นสี่เหลี่ยมลูกบาศก์

ตารางที่ 2.3 ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงาน

ความถี่	E-field (V/m)	H-field (A/m)
9 kHz – 65 kHz	610	24.4
65 kHz – 1 MHz	610	1.6/f
1 MHz – 10 MHz	610/f	1.6/f
10 MHz – 400 MHz	61	0.16
400 MHz – 2 GHz	$3f^{1/2}$	$0.008f^{1/2}$
2 GHz – 300 GHz	137	0.36

ตารางที่ 2.4 ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป

ความถี่	E-field (V/m)	H-field (A/m)
9 kHz – 65 kHz	87	5
65 kHz – 1 MHz	87	0.73/f
1 MHz – 10 MHz	$81/f^{1/2}$	0.73/f
10 MHz – 400 MHz	28	0.073
400 MHz – 2 GHz	$1.375f^{1/2}$	$0.0037f^{1/2}$
2 GHz – 300 GHz	61	0.16

- $f$  คือ ความถี่ (MHz)
- สำหรับความถี่ระหว่าง 100 kHz และ 10 GHz ค่า  $E$  และ  $H$  เป็นค่าเฉลี่ยในช่วง 6 นาทีใด ๆ
- สำหรับความถี่มากกว่า 10 GHz ค่า  $E$  และ  $H$  เป็นค่าเฉลี่ยในช่วงเวลา  $68/f^{1.05}$  นาทีใด ๆ โดยที่  $f$  มีหน่วยเป็น GHz

ค่า SAR ถูกกำหนดโดยค่าอนุพันธ์ทางเวลาของพลังงาน (energy) ที่เพิ่มขึ้น (dW) ซึ่งถูกดูดซับโดยมวล (mass) ที่เพิ่มขึ้น (dm) ต่อองค์ประกอบปริมาณของปริมาตร (dV) ของความหนาแน่นของมวล ( $\rho$ ) ซึ่งแสดงดังสมการที่ 2.24

$$SAR = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left( \frac{dW}{\rho dV} \right) \quad (2.24)$$

นอกจากนี้ค่า SAR สามารถยังสามารถหาได้จากสนามไฟฟ้าอีกด้วย ซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้ากับเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ตามสมการที่ 2.25

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} = C \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2.25)$$

โดยที่  $\sigma$  คือค่าความนำของเนื้อเยื่อ (S/m)  $\rho$  คือความหนาแน่นของมวลเนื้อเยื่อ ( $\text{kg/m}^3$ )  $E$  คือความเข้มสนามไฟฟ้า rms (V/m)  $C$  คือค่าความจุทางความร้อน ( $\text{J/kg/}^\circ\text{C}$ ) และ  $\Delta T / \Delta t$  คืออัตราส่วนของอุณหภูมิต่อเวลา ( $^\circ\text{C/s}$ )

จากค่า SAR ที่หามาได้ เราสามารถคำนวณหาค่าพลังงานที่ถูกดูดซับ ( $P_{abs}$ ) ในเนื้อเยื่อได้จากค่า SAR ทั้งหมดคูณด้วยมวลของเนื้อเยื่อตามสมการที่ 2.26

$$P_{abs} = SAR_{total} \times mass \quad (2.26)$$

## 2.5 ทฤษฎีค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเต้านม

หลักการพื้นฐานของการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟคือค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกที่มีความแตกต่างกันระหว่างเนื้อดีและเนื้อร้ายที่มีผลต่อคลื่นความถี่อิกทั้งในเนื้อเยื่อของร่างกายในแต่ละส่วนยังมีค่าไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกันไปซึ่งโดยส่วนใหญ่จะขึ้นอยู่กับองค์ประกอบของน้ำ

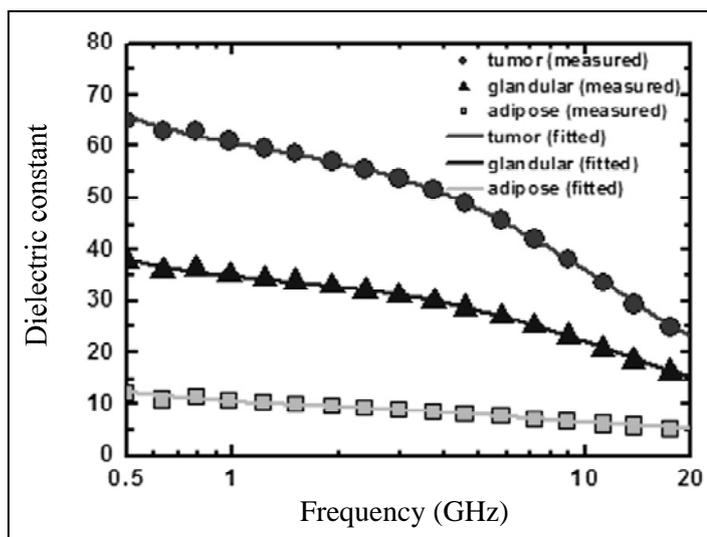
ภายในเซลล์เนื้อเยื่อนั้นและค่าไดอิเล็กตริกยังเป็นส่วนสำคัญอย่างมากอีกหนึ่งในงานวิจัยนี้ เนื่องจากการตรวจโรคมะเร็งด้วยความถี่ในย่านไมโครเวฟค่าไดอิเล็กตริกจะเป็นตัวแปรที่สำคัญต่อผลกระทบของคลื่นที่มีต่อเนื้อเยื่อนั้น ๆ ในส่วนนี้จะเป็นการอธิบายและนำเสนอการวัดค่าไดอิเล็กตริกของเต้านมในช่วงความถี่ไมโครเวฟ

ที่ผ่านมาได้มีการศึกษาค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าสำหรับเต้านมที่ปกติและค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของมะเร็งเต้านมที่คลื่นความถี่ไมโครเวฟมากมาย และจากงานวิจัยของ Takumi Sugitani ได้ทำการทดลองวัดค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านมและใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ two-pole Cole-Cole ในการหาค่า loss factor หรือ  $\epsilon''$  ตามสมการที่ (2.27) โดยที่ค่าพารามิเตอร์ตามตารางที่ 2.5

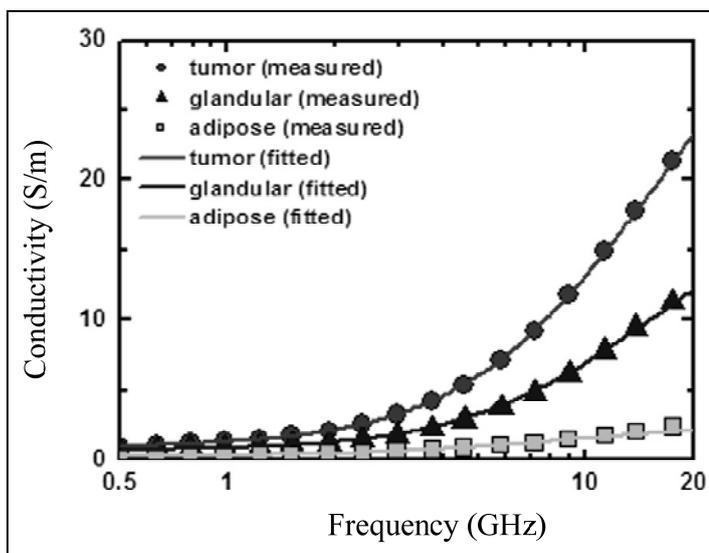
$$\epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega) = \frac{\epsilon_m - \epsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau_o)^{1-\beta}} + \frac{\epsilon_s - \epsilon_m}{1 + j\omega\tau_p} - \frac{\sigma_s}{\omega\epsilon_0} j \quad (2.27)$$

โดยที่  $\epsilon'(\omega)$  คือค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่เกิดขึ้นตามความถี่  $\epsilon''(\omega)$  คือค่าไดอิเล็กตริก loss factor ที่เกิดขึ้นตามความถี่  $\epsilon_0$  คือค่าไดอิเล็กตริกของอากาศว่าง  $\epsilon_s$  คือค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ความถี่ต่ำ  $\epsilon_\infty$  คือค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ความถี่กลาง  $\epsilon_\infty =$  ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ความถี่สูง  $\sigma_s$  คือค่า static conductivity  $\omega$  คือค่าความถี่เชิงมุม  $\beta$  คือค่าการกระจายของการแพร่  $\tau_p$  คือ relaxation constant ของความถี่ต่ำ และ  $\tau_o$  คือ relaxation constant ของความถี่สูง

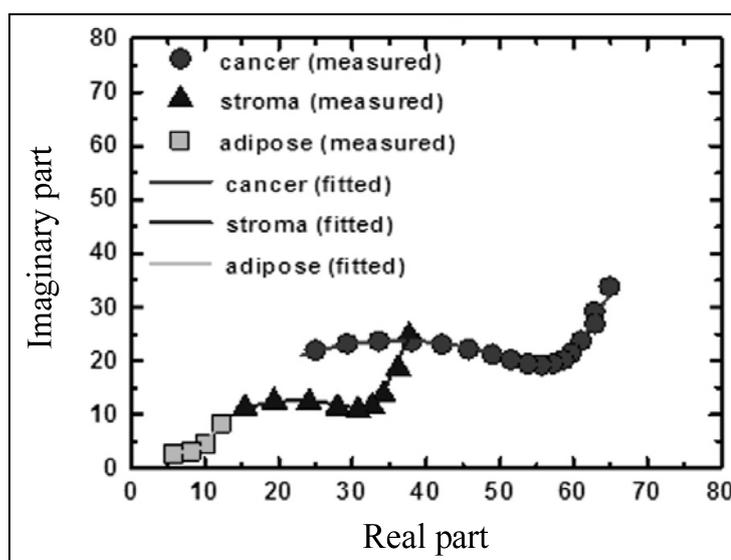
รูปที่ 2.16 และรูปที่ 2.17 แสดงผลการวัดของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าที่ความถี่ 0.5 – 20 GHz ซึ่งจะเห็นว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากที่ความถี่ประมาณ 3 GHz และค่าความนำทางไฟฟ้าเองก็เริ่มมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากประมาณความถี่ที่ 3 GHz เช่นเดียวกัน จากกราฟของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าจะสามารถหาค่าไดอิเล็กตริก loss factor สมการที่ 2.16 ซึ่งรูปที่ 2.13 คือค่าไดอิเล็กตริกเชิงซ้อนที่หาจากสมการ two-pole Cole-Cole โดยใช้ค่าพารามิเตอร์จากตารางที่ 2.5 ในการคำนวณ



รูปที่ 2.16 กราฟแสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ  
(Takumi Sugitani, 2014)



รูปที่ 2.17 กราฟแสดงค่าความนำทางไฟฟ้าของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ  
(Takumi Sugitani, 2014)



รูปที่ 2.18 กราฟแสดงค่าไดอิเล็กตริกเชิงซ้อนของไขมันและมะเร็งเต้านม  
(Takumi Sugitani, 2014)

ตารางที่ 2.5 ค่าพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าของ ไขมัน และมะเร็งเต้านม

Parameter	Fat	Tumor
$\epsilon_s$	11.7	72.14
$\epsilon_m$	6.95	59.43
$\epsilon_\infty$	3.5	2.23
$\tau_p$ (ns)	0.15	0.3
$\tau_Q$ (ns)	18	0.2
$\beta$	0	0.18
$\sigma_s$ (s/m)	0.11	0.71

## 2.6 ทฤษฎีพื้นฐานของสายอากาศ

ในการใช้งานระบบไร้สายไม่ว่าจะทางด้านการสื่อสารหรือการประยุกต์นั้นสายอากาศมีความสำคัญอย่างมาก เนื่องจากเป็นตัวแพร่กระจายสัญญาณและเป็นตัวรับสัญญาณ ซึ่งการรับส่งสัญญาณของระบบไร้สายจะมีประสิทธิภาพมากขึ้นเพียงใดนั้นนอกจากจะอยู่ที่ระบบแล้วยังขึ้นอยู่กับ การออกแบบสายอากาศอีกด้วย และสายอากาศที่ใช้กับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ที่ต้องมีความถี่กว้าง ซึ่งโดยปกติแล้วสายอากาศที่ถูกจัดให้เป็นสายอากาศแถบกว้างนั้นจะต้องมีความถี่กว้าง

แถบมากกว่า 10% ขึ้นไป ซึ่งการอธิบายพฤติกรรมของสายอากาศตัวใดตัวหนึ่งนั้นจำเป็นต้องทราบค่านิยามของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของสายอากาศเสียก่อน นั่นคือค่าของการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ (return loss) อิมพีแดนซ์แบนด์วิดท์ (impedance bandwidth) แบบรูปการแผ่กระจายพลังงาน (radiation pattern) อัตราขยาย (gain) ของสายอากาศ ซึ่งเป็นปัจจัยที่บ่งบอกคุณลักษณะและคุณภาพหรือการใช้งานของสายอากาศ ซึ่งสำหรับการออกแบบสายอากาศหรือการเลือกใช้สายอากาศให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งาน โดยทั่วไปแล้วส่วนมากสิ่งที่เป็นปัจจัยพื้นฐานของการพิจารณาสายอากาศ คือ ค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ อิมพีแดนซ์แบนด์วิดท์ แบบรูปการแผ่กระจายพลังงาน และอัตราขยาย

### 2.6.1 การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ

การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับนั้นเป็นตัวบ่งบอกถึงค่าสัญญาณที่สูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับเมื่อป้อนพลังงานให้กับสายอากาศ อีกทั้งยังบ่งชี้ช่วงแบนด์วิดท์สำหรับใช้งานของสายอากาศ ซึ่งยอมรับกันที่ต่ำกว่า -10 dB รวมทั้งเป็นการบ่งบอกถึงค่าคุณลักษณะของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง (Standing Wave Ratio, SWR) ที่สัมพันธ์กับค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับตลอดย่านความถี่ที่สนใจ โดยค่า SWR และค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับจะขึ้นอยู่กับค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน ( $\Gamma$ ) ซึ่งเป็นการกำหนดอัตราส่วนระหว่างคลื่นที่สะท้อนกลับ ( $V_0^-$ ) กับคลื่นที่ตกกระทบ ( $V_0^+$ ) ที่โหนดของสายส่งสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (2.28)

$$\Gamma = \frac{V_0^-}{V_0^+} = \frac{Z_{line} - Z_{load}}{Z_{line} + Z_{load}} \quad (2.28)$$

โดยที่  $Z_{line}$  และ  $Z_{load}$  เป็นอิมพีแดนซ์ของสายส่งและอิมพีแดนซ์ของโหลด โดยที่ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน  $\Gamma$  จะมีค่าเท่ากับพารามิเตอร์  $S_{11}$  ของเมตริกซ์การกระจัดกระจาย (scattering matrix)

เมื่อโหลดไม่แมตช์กับสายส่งแล้วจะเกิดการสะท้อนกลับจากโหลดไปยังแหล่งจ่าย ซึ่งเกิดเป็นคลื่นนิ่งในสายส่ง โดยการวัดค่า SWR นั้นเป็นอัตราส่วนของแอมพลิจูดสูงสุดของคลื่นนิ่งกับแอมพลิจูดต่ำสุดของคลื่นนิ่ง โดยค่าที่ยอมรับได้ของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง คือ มีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 2.0 โดยค่าของอัตราส่วนคลื่นนิ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ (2.29)

$$SWR = \frac{V_{max}}{V_{min}} = \frac{1 + |\Gamma|}{1 - |\Gamma|} \quad (2.29)$$

ต่อไปเป็นการพิจารณาค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศ ซึ่งเป็นการวัดคุณลักษณะของการแมตซ์อิมพีแดนซ์อีกแบบหนึ่ง โดยมีความสัมพันธ์เหมือนกับค่าของ  $\Gamma$  หรือค่าของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง โดยค่าสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศคำนวณได้จากสมการที่ (2.30)

$$\text{Return Loss} = -10 \log |S_{11}|^2 = -20 \log (|\Gamma|) \quad (2.30)$$

เนื่องจากการแมตซ์อิมพีแดนซ์ของสายอากาศที่ดีนั้นเป็นการบ่งบอกถึงค่าการสูญเสียย้อนกลับต้องน้อยกว่า -10 dB ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าสายอากาศที่ดีนั้นจำเป็นต้องมีค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนน้อยกว่า 0.3162 มีค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่งน้อยกว่า 2 และมีค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับต่ำกว่า -10 dB

### 2.6.2 อัตราขยาย

อัตราขยายถือว่าเป็นส่วนสำคัญส่วนหนึ่งของสายอากาศที่จะเป็นตัวบอกประสิทธิภาพของสายอากาศนั้น ๆ การวัดอัตราขยายของสายอากาศเป็นความสัมพันธ์เชิงเส้นกับการวัดสภาพเจาะจงทิศทาง ตลอดจนประสิทธิภาพการแผ่กระจายพลังงานของสายอากาศ โดยวิธีการวัดอัตราขยายจริงของสายอากาศส่วนใหญ่จะใช้หลักการของ Friis formula ซึ่งเป็นการคำนวณหาอัตราขยายจากการส่งกำลังงานของสายอากาศสองต้นผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.31)

$$\frac{P_r}{P_t} = G_t G_r L_{fs} \quad (2.31)$$

เมื่อ  $P_t$  คือ กำลังงานส่ง

$P_r$  คือ กำลังงานรับ

$G_t$  คือ อัตราขยายภาคส่ง

$G_r$  คือ อัตราขยายภาครับ

โดยทั่วไปจะใช้สายอากาศที่ใช้งานความถี่เดียวกันสองต้นซึ่งต้องรู้อัตราขยายของสายอากาศก่อนหนึ่งต้นและทำการรับส่งกำลังงานผ่านอากาศหรืออาจใช้เป็นสายอากาศชนิดเดียวกันสองต้นก็ได้เพื่อที่จะได้สายอากาศที่มีอัตราขยายที่มีขนาดเท่ากัน ซึ่งในการส่งกำลังงานผ่านในอากาศจะเกิดการลดทอนในอากาศที่เรียกว่า free space loss ( $L_{fs}$ ) โดยที่  $L_{fs} = \left(\frac{\lambda}{4\pi D}\right)^2$  ดังนั้นจะได้ดังสมการที่ (2.32)

$$\frac{P_r}{P_t} = G_t G_r \left( \frac{\lambda}{4\pi D} \right)^2 \quad (2.32)$$

### 2.6.3 ความกว้างแถบ

ความกว้างแถบของสายอากาศ (bandwidth) คือ ย่านของความถี่ที่ยังอยู่ในสภาวะที่สายอากาศยังสามารถทำงานได้ โดยความกว้างแถบจะพิจารณาจากช่วงระหว่างความถี่ที่ต่ำกว่าและสูงกว่าความถี่กลาง ซึ่งสภาวะการทำงานของสายอากาศที่ยอมรับได้นั้นจะต้องสามารถทำงานได้ตลอดย่านความถี่นั้นในกรณีที่เป็นสายอากาศแถบกว้าง ความกว้างแถบมักจะแสดงในรูปของอัตราส่วนระหว่างความถี่สูงสุดกับความถี่ต่ำสุดที่สายอากาศยังสามารถทำงานได้ และในกรณีที่เป็นสายอากาศแถบแคบ ความกว้างแถบมักจะแสดงในรูปของเปอร์เซ็นต์ของผลต่างความถี่ เมื่อเทียบกับความถี่กลางของความถี่แถบ และเนื่องจากคุณลักษณะของสายอากาศ ที่ถูกใช้ในการพิจารณาความถี่แถบไม่จำเป็นต้องเปลี่ยนแปลงหรือมีผลต่อความถี่เหมือนกัน จึงไม่มีการกำหนดคุณลักษณะเฉพาะเพื่อใช้ในการหาความถี่แถบของสายอากาศ ดังนั้นวิธีการกำหนดความถี่แถบ จึงมักจะแบ่งตามกลุ่มของคุณลักษณะต่าง ๆ ที่ใช้ในการพิจารณา คือ ความถี่แถบจากแบบรูปการแผ่พลังงาน ซึ่งเป็นความถี่แถบที่พิจารณาจากระดับของโลบด้านข้าง ความถี่ลำคลื่น การแยกขั้วคลื่น และทิศทางของลำคลื่น ส่วนความถี่แถบจากค่าอิมพีแดนซ์ เป็นความถี่แถบที่พิจารณาจาก ค่าอินพุทอิมพีแดนซ์ และค่าประสิทธิภาพของการแผ่กระจายพลังงาน

## 2.7 สรุป

สำหรับการออกแบบระบบการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟ สิ่งที่สำคัญคือแบบจำลองเต้านมที่มีค่าคุณลักษณะทางไฟฟ้าเหมือนของจริง มีค่าไดอิเล็กตริกที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อจริงทั้งแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านมจึงต้องมีการศึกษาและทำความเข้าใจกับลักษณะทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ก่อนที่จะทำการวิจัย เนื่องจากว่าลักษณะทางกายภาพของเต้านมหรือแม้กระทั่งค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเต้านมแต่ละคนนั้น ไม่เหมือนกันทั้งหมดซึ่งอาจแตกต่างกันไปตามอายุ สภาพแวดล้อม หรือสภาพร่างกาย จึงต้องมีการศึกษาข้อมูลในแต่ละสภาวะให้ละเอียดถี่ถ้วนก่อนที่จะนำมาวิเคราะห์ทำแบบจำลอง อีกทั้งเทคนิควิธีที่ใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านมคือการใช้ค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการหาค่า SAR ที่เนื้อเนื้อเต้านม เนื่องจากว่าเป็นวิธีโดยทั่วไป อีกทั้งยังเป็นวิธีที่ง่ายและใช้กันอย่างแพร่หลาย นอกจากนี้ระบบยังต้องมีส่วนของสายอากาศที่เป็นส่วนสำคัญอีกส่วนหนึ่ง โดยที่สายอากาศที่ใช้กับเทคโนโลยีวีโดแบนด์ต้องเป็นสายอากาศที่มีแถบความถี่ใช้งานที่กว้างเพื่อรองรับการใช้งานในแต่ละความถี่ได้ทั้งหมด จึงทำให้ต้องมีการศึกษาสายอากาศแถบกว้างด้วย และเพื่อการประยุกต์ใช้กับการตรวจมะเร็งเต้านมที่ต้องการลดค่าใช้จ่ายที่สูง ความสะดวก และ

ใช้งานง่าย สายอากาศที่ใช้จึงต้องเป็นสายอากาศแบนด์กว้างที่มีขนาดเล็กกะทัดรัด ออกแบบง่าย และน้ำหนักเบาอีกด้วย แต่สายอากาศต้องมีคุณลักษณะตามข้อกำหนดของ FCC โดยใช้หลักการพื้นฐานสำหรับการวิเคราะห์คุณลักษณะของสายอากาศคือ ค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ ความกว้างแถบ อัตราการขยาย และแบบรูปการแผ่กระจายพลังงาน ซึ่งหลักการและทฤษฎีพื้นฐานต่าง ๆ ที่ได้กล่าวไว้เพื่อนำไปประยุกต์ใช้งานต่อไป

## บทที่ 3

### การออกแบบเต้านม และสายอากาศแบนด์กว้างแบบไมโครสตริป

#### 3.1 กล่าวนำ

จากการศึกษางานวิจัยที่ผ่านมาและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ พบว่าเทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟมีส่วนประกอบหลักที่สำคัญ คือ แบบจำลองเต้านมที่มีค่าไดอิเล็กตริกเหมือนเนื้อเยื่อจริง และสายอากาศแบนด์กว้าง ซึ่งเนื้อหาที่สำคัญในบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบระบบการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า สายอากาศแบนด์กว้างแบบไมโครสตริปแพตช์ และพิสูจน์ทฤษฎีด้วยจำลองผลโดยใช้โปรแกรม โดยในส่วนของ การออกแบบเต้านม มะเร็งเต้านม และสายอากาศนั้นมีการจำลองโครงสร้างด้วยโปรแกรม CST Microwave studio ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้ในการจำลองแบบและแก้ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ช่วยในการออกแบบและวิเคราะห์คุณลักษณะที่สำคัญของแบบจำลองเต้านมและสายอากาศ โดยที่สายอากาศที่ออกแบบจะใช้เป็นรูปทรงปีกซึ่งตัดแปลงมาจากรูปทรงหุกระต่าย ส่วนเต้านมและมะเร็งเต้านมจะใช้รูปทรงอย่างง่ายคือ ทรงกลมและครึ่งทรงกลม แต่จะมีการกำหนดค่าคุณสมบัติอื่น ๆ ให้มีความสมจริง และเมื่อทำการสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรมแล้วจะทำการทดสอบว่าเป็นไปตามทฤษฎีหรือไม่ โดยนำแบบจำลองมาวิเคราะห์ด้วยกันโดยจะมีการวิเคราะห์ค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศเมื่อวางใกล้กับเต้านม และวิเคราะห์ค่า SAR ที่เกิดขึ้นบริเวณแบบจำลองเต้านมเมื่อทำการปล่อยคลื่นเข้าไปในบัพทัดไป

#### 3.2 การออกแบบสายอากาศไมโครสตริปแพตช์แบบแบนด์กว้าง

##### 3.2.1 พื้นฐานการออกแบบสายอากาศไมโครสตริป

ที่ผ่านมาเทคโนโลยีการสื่อสารไร้สายมีการขยายตัวอย่างรวดเร็ว และต้องการสื่อสารข้อมูลที่มีขนาดใหญ่ขึ้น ซึ่งปัจจุบันเทคโนโลยีแบบไวด์แบนด์กำลังได้รับความสนใจอย่างกว้างขวาง เนื่องจากเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์เป็นระบบการสื่อสารที่มีราคาถูก และใช้พลังงานในระดับต่ำ มีอัตราเร็วในการรับส่งข้อมูลที่สูงมาก อีกทั้งยังมีความแม่นยำในการระบุตำแหน่งที่สูงในระดับเซนติเมตร และไม่ว่าจะเป็น การสื่อสารไร้สายหรือการประยุกต์ใช้งานอัลตราไวด์แบนด์ในด้านใดก็ตามจำเป็นต้องมีสายอากาศเป็นส่วนประกอบหลักที่สำคัญ ซึ่งสายอากาศนั้นมีให้เลือกหลากหลายรูปแบบสำหรับการประยุกต์ใช้งานในแต่ละประเภท แต่สายอากาศที่ใช้สำหรับระบบ

การสื่อสารอัลตราไวด์แบนด์นั้นจะต้องเป็นสายอากาศที่มีแบนด์วิดท์กว้าง โดยจากข้อกำหนดของ FCC ได้กำหนดสเปกตรัมความถี่ของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ไว้ในช่วง 3.1 GHz ถึง 10.6 GHz ซึ่งสายอากาศที่นิยมนำมาใช้ในส่วนมากเป็นสายอากาศแบบไมโครสตริปแพตช์ เนื่องจากสายอากาศไมโครสตริปแพตช์สามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้อย่างกว้างขวาง เนื่องจากเป็นสายอากาศที่มีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา ติดตั้งง่าย โครงสร้างไม่ซับซ้อน มีการออกแบบได้หลากหลายโดยใช้รูปทรงต่าง ๆ และมีต้นทุนในการผลิตต่ำ แต่อย่างไรก็ตามสายอากาศแบบไมโครสตริปแพตช์นี้ยังมีข้อจำกัดอยู่ เช่น มีแบนด์วิดท์แคบ มีอัตราการขยายค่อนข้างต่ำ และมีแบบรูปการแผ่กระจายพลังงานไม่ดี โดยส่วนใหญ่สายอากาศแบบไมโครสตริปแพตช์นั้นจะมีแบบรูปการแผ่กระจายพลังงานเพียงครึ่งระนาบเท่านั้น

จากความต้องการของสายอากาศที่ใช้สำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ คือแบนด์วิดท์หรือความกว้างแถบของสายอากาศ เนื่องจากสายอากาศจะต้องมีแบนด์วิดท์ที่กว้างมาก ซึ่งจากที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นสำหรับสายอากาศแบบไมโครสตริปแพตช์ ซึ่งนับว่าเป็นสิ่งที่ท้าทายอย่างยิ่งของนักวิจัยที่จะนำสายอากาศแบบนี้มาประยุกต์ใช้งานกับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ จึงได้มีการวิจัยและพัฒนาเพื่อนำเสนอเทคนิคใหม่ ๆ มาใช้เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว โดยเฉพาะการเพิ่มแบนด์วิดท์ให้กับสายอากาศหลายเทคนิค เช่น เทคนิคการเพิ่มองค์ประกอบปรสิต (parasitic element) ในชั้นเดียวกันในโครงสร้างแบบระนาบร่วม (coplanar geometry) ซึ่งเป็นองค์ประกอบปรสิตไดโพลที่มีความยาวที่แตกต่างกันถูกนำมาวางด้านหน้าและด้านหลังของสายอากาศแพตช์หลักที่ทำหน้าที่แผ่กระจายพลังงาน องค์ประกอบจะถูกกระตุ้นโดยการคับปลิงจากแพตช์หลัก ตำแหน่งองค์ประกอบปรสิตจะถูกนำมาวางในลักษณะสมมาตรทั้งสองด้าน โดยมีแพตช์หลักวางอยู่ตำแหน่งกึ่งกลาง ซึ่งเทคนิคนี้สามารถเพิ่มแบนด์วิดท์ได้เพียง 10-20% เท่านั้น และมีข้อเสียคือสายอากาศมีขนาดใหญ่ขึ้นดังนั้นราคาของสายอากาศจึงแพงขึ้น การสร้างสายอากาศทำได้ยากขึ้น และเนื่องจากมีขนาดใหญ่ขึ้นจึงไม่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ในการตรวจมะเร็งสำหรับงานวิจัยนี้ หรือการเพิ่มความกว้างแถบของสายอากาศไมโครสตริปด้วยการใช้สายอากาศสองตัวหรือมากกว่า ให้มีการเชื่อมต่อระหว่างสายอากาศที่นำมาวางซ้อนกันเป็นชั้น ๆ โดยสามารถเลือกขนาดของสายอากาศในแต่ละชั้นให้มีขนาดที่แตกต่างกันได้ รวมถึงการเพิ่มความหนาของวัสดุฐานรอง แต่เทคนิควิธีที่นิยมนำมาใช้สำหรับการออกแบบสายอากาศแบนด์กว้างมีอยู่ 3 รูปแบบ คือ การเพิ่มชั้นหรือนำแพตช์หลายแพตช์ที่มีความถี่เรโซแนนซ์ต่างกันมาวางซ้อนกัน ซึ่งเทคนิควิธีนี้มีข้อเสียคือ ทำให้สายอากาศมีความสูงเพิ่มมากขึ้น โครงสร้างซับซ้อน ต้นทุนในการผลิตสูง ส่วนอีกวิธี คือ การเซาะร่องบนแพตช์เพื่อให้แพตช์มีความถี่เรโซแนนซ์หลายความถี่ แต่เทคนิควิธีนี้มีข้อเสียคือ การแมตซ์อิมพีแดนซ์ของสายอากาศทำได้ค่อนข้างยาก และวิธีการสุดท้ายคือ การออกแบบการแมตซ์อิมพีแดนซ์ของสายอากาศเข้าไป ซึ่งวิธีการนี้เป็นวิธีที่ไม่ยุ่งยากซับซ้อนมากนัก และการเลือกใช้

สายอากาศของงานวิจัยฉบับนี้ได้อ้างอิงถึงผู้ที่ใช้เทคนิควิธีนี้ในการออกแบบและนำมาปรับปรุงให้เข้ากับงาน เนื่องจากการเพิ่มความกว้างแถบให้กับสายอากาศแบบไมโครสตริปแพตช์นั้นเป็นแพตช์ชั้นเดียวและมีขนาดเล็กกะทัดรัดเหมาะสมที่จะนำไปใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านมได้ แต่ข้อเสียของการออกแบบด้วยวิธีนี้คือ สายอากาศมีแบบรูปการแผ่กระจายพลังงานได้ไม่ดี

ที่ผ่านมาได้มีการศึกษาและออกแบบสายอากาศเพื่อให้ได้สายอากาศแบบอัลตราไวด์แบนด์หลายวิธี ซึ่งนำไปสู่การออกแบบพัฒนาสายอากาศไมโครสตริปแพตช์แบนด์กว้างรูปแบบต่าง ๆ เพื่อรองรับระบบการสื่อสารของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ ยกตัวอย่างเช่น สายอากาศแบบหุกระต่าย (Phairat Thosdee, 2008) ซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นการนำสายอากาศที่เป็นแพตช์ชั้นเดียว มีน้ำหนักเบา เล็กกะทัดรัด แต่จะใช้วิธีการออกแบบสายอากาศรูปแบบต่าง ๆ ที่มีแบนด์วิดท์กว้างอยู่แล้วให้กว้างยิ่งขึ้น เพื่อครอบคลุมย่านความถี่ของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ โดยของอ้างอิงจากสายอากาศแบบหุกระต่ายตามที่ได้กล่าวมา ซึ่งสายอากาศที่ได้เป็นสายอากาศรูปแบบใหม่โดยมีการประยุกต์ใช้สายอากาศแบบไดโพล ร่วมกับสายอากาศแบบหุกระต่าย สายอากาศดังกล่าวถูกออกแบบบนแผ่นวงจรพิมพ์ FR-4 ทำให้สายอากาศที่ได้นั้นมีขนาดเล็ก และมีต้นทุนต่ำ ซึ่งการออกแบบสายอากาศดังกล่าวใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ CST โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อหาจะนำไปประยุกต์ใช้งานกับการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยอัลตราไวด์แบนด์ โดยจะต้องมีค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศต่ำกว่า -10 dB อยู่ในย่านการใช้งาน 3.1–10.6 GHz

### 3.2.2 ความเป็นมาของการออกแบบสายอากาศสำหรับเทคโนโลยีแบนด์กว้าง

หลังจากที่มีการนำเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์มาใช้ในเชิงพาณิชย์มากขึ้น จึงได้เกิดกระแสความสนใจของการพัฒนาและออกแบบสายอากาศอย่างแพร่หลายไม่ว่าจะทางด้านการสื่อสาร การตรวจจับ ทางการแพทย์ และอื่น ๆ เนื่องจากเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นี้มีความดึงดูดน่าสนใจและสร้างความท้าทายในการทำวิจัยอย่างมากเนื่องจากว่าเป็นเทคโนโลยีที่จะกลายเป็นเทคโนโลยีหลักในอนาคต งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์จึงได้มีการศึกษาวิจัยเพิ่มขึ้นด้วยอย่างรวดเร็ว ซึ่งไม่ว่าจะเป็นการประยุกต์ใช้งานเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ในทางใดก็ต้องมีการใช้สายอากาศอัลตราไวด์แบนด์ควบคู่กันไปด้วยทำให้งานวิจัยเกี่ยวกับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ส่วนใหญ่จะเป็นงานวิจัยที่เป็นสายอากาศ โดยจุดประสงค์ที่สำคัญที่สุดของการออกแบบสายอากาศสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์คือการออกแบบให้ได้สายอากาศที่มีแบนด์วิดท์กว้างมาก โดยมีแบนด์วิดท์ 7.5 GHz แต่ยังคงประสิทธิภาพของการแผ่กระจายพลังงานในแต่ละความถี่ที่ต้องยังดีอยู่ ซึ่งสายอากาศสำหรับเทคโนโลยีการสื่อสารอัลตราไวด์แบนด์นั้นมีความต้องการให้ได้มาซึ่งแบนด์วิดท์ที่มากกว่า 100% ของความถี่กลาง และมีการแมตช์อิมพีแดนซ์อย่างสมบูรณ์ตลอดย่านความถี่

ใช้งานเช่น มีค่าการสูญเสียเนื่องจากการสะท้อนกลับที่จุดเชื่อมต่อของสายอากาศต้องมีค่าน้อยกว่า 10% และนอกจากนี้แล้วจะต้องมีเฟสที่เป็นเชิงเส้น มีการแผ่กระจายกำลังงานที่มีประสิทธิภาพสูง และยิ่งไปกว่านั้นจะต้องมีการบิดเบี้ยวของพัลส์น้อยที่สุดสำหรับการส่งสัญญาณพัลส์ออกไปสู่ช่องทางการสื่อสาร ซึ่งสิ่งเหล่านี้เป็นความต้องการทั้งสำหรับการประยุกต์ใช้งานของเทคโนโลยีการสื่อสารอัลตราไวด์แบนด์และการประยุกต์ใช้ในทางด้านอื่น ๆ เนื่องจากเทคโนโลยีนี้มีการส่งพลังงานในระดับที่ต่ำมาก การสูญเสียพลังงานเนื่องจากไดอิเล็กตริกและสื่อ นำไฟฟ้าจะต้องมีน้อยที่สุด และโดยทางกายภาพแล้วจะต้องสามารถนำไปใช้ร่วมกับอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์และวงจรรวมอื่น ๆ ได้ เช่น จะต้องเป็นสายอากาศที่มีขนาดเล็ก ติดตั้งง่าย และสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้สะดวก เป็นต้น

### 3.2.3 การออกแบบสายอากาศไมโครสตริปอัลตราไวด์แบนด์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ CST และการจำลองผล

โปรแกรม CST เป็นโปรแกรมสำเร็จรูปที่ใช้ในการจำลองปัญหาแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อวิเคราะห์โครงสร้างของสายอากาศ และหาคำตอบด้วยการใช้สมการอินทิกรัลในอากาศแบบสามมิติ ซึ่งโปรแกรมสำเร็จรูป CST เป็นโปรแกรมที่ให้ความถูกต้องที่ตรงตรงของการจำลองแบบขึ้นอยู่กับขนาดของกริดเซลล์ ถ้าขนาดของกริดเซลล์เล็กจะให้ความถูกต้องแม่นยำมากขึ้น แต่จะใช้หน่วยความจำในการจำลองผลมากและใช้เวลานานมากขึ้นด้วย โดยงานวิจัยนี้ได้ทำการประยุกต์นำเอาสายอากาศแบบหุกระด้างจากงานวิจัยของไพรัตน์มาปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์เล็กน้อยและนำมาใช้ร่วมกันกับการตรวจมะเร็งเต้านม ซึ่งมีเทคนิควิธีที่หลากหลายในการออกแบบ ทั้งการเพิ่มความหนาของวัสดุฐานรอง การเจาะร่อง การออกแบบสายอากาศให้มีรูปแบบต่าง ๆ หรือมีการออกแบบการแมตซ์อิมพีแดนซ์ของสายอากาศเข้าไป ซึ่งในงานวิจัยของไพรัตน์ ทศดี ได้มีการประยุกต์ใช้สายอากาศแบบโคโพล กับสายอากาศแบบหุกระด้าง ร่วมกับการออกแบบการแมตซ์อิมพีแดนซ์ของสายอากาศเพิ่มเข้าไป เพื่อให้สายอากาศมีแบนด์วิดท์ครอบคลุมย่านความถี่ 3.1–10.6 GHz โดยมีการปรับแต่งสายอากาศประกอบกับออกแบบการแมตซ์อิมพีแดนซ์สายส่งสัญญาณรวมอยู่กับตัวสายอากาศบนวัสดุฐานรองขึ้นเดียวกัน แต่ในงานวิจัยนี้ได้ทำการปรับปรุงค่าพารามิเตอร์บางตัวเพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานสำหรับงานวิจัยนี้ ซึ่งจากของเดิมมีการกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญในการออกแบบสายอากาศได้แก่ ความถี่ปฏิบัติการของสายอากาศ ในที่นี้เราจะเลือกใช้ความถี่กลางที่ 6.85 GHz ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ของวัสดุฐานรอง ( $\epsilon_r$ ) และความสูงของวัสดุฐานรอง ( $h$ )

โดยการออกแบบสายอากาศได้เลือกใช้แผ่น PCB ชนิด FR-4 ซึ่งมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ของวัสดุฐานรอง ( $\epsilon_r$ ) เท่ากับ 4.3 ค่าสูญเสียแทนเจนต์  $\delta$  เท่ากับ 0.02 และความสูงของวัสดุฐานรอง ( $h$ ) เท่ากับ 1.6 มิลลิเมตร ความถี่ใช้งานกำหนดไว้ที่ความถี่กลาง ซึ่งการออกแบบสายอากาศ

มีการแมตซ์อิมพีแดนซ์ของสายอากาศด้วยสายส่งความยาว  $\lambda/4$  ของความถี่กลาง โดยเริ่มต้น ออกแบบสายอากาศที่มีรูปร่างคล้ายสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูนด้วยการใช้หลักการของสายอากาศไดโพล แบบครึ่งคลื่น  $\lambda/2$  โดยสามารถคำนวณหาความยาวของการแมตซ์อิมพีแดนซ์ด้วยสายส่งความยาว  $\lambda/4$  ที่ค่าอิมพีแดนซ์คุณลักษณะได้ดังสมการที่ (3.3)

$$Z_0 = \sqrt{Z_1 Z_2} \quad (3.1)$$

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left(1 + 12 \frac{h}{w}\right)^{-1/2} \quad (3.2)$$

$$l = \frac{\lambda}{4} = \frac{c}{4f\sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (3.3)$$

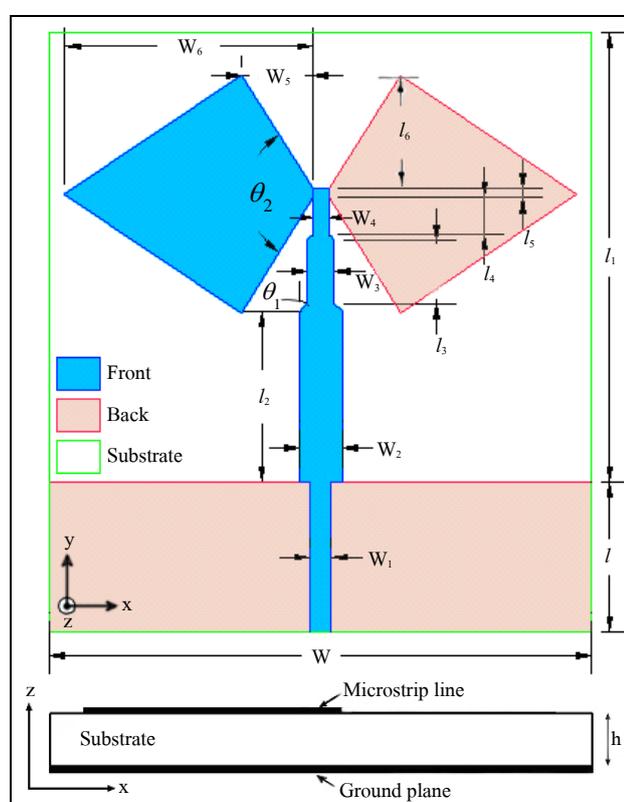
ซึ่งได้ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศเริ่มต้นตามตารางที่ 3.1 โดยที่  $\theta_1 = 45^\circ$  และ  $\theta_2 = 116^\circ$  และจำลองผลด้วยโปรแกรม CST ซึ่งใช้แผ่นวงจรพิมพ์ชนิด FR-4 เนื่องจากเป็นวัสดุฐานรองที่สามารถใช้ได้ในช่วงความถี่สูง และหาซื้อได้ง่ายตามท้องตลาด โดยสายอากาศที่ได้ นั้นเป็นสายอากาศรูปแบบใหม่ที่มีรูปร่างคล้ายสี่เหลี่ยมขนมเปียกปูนมีโครงสร้างแสดงได้ดังรูปที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศต้นแบบ (Phairat Thosdee, 2008)

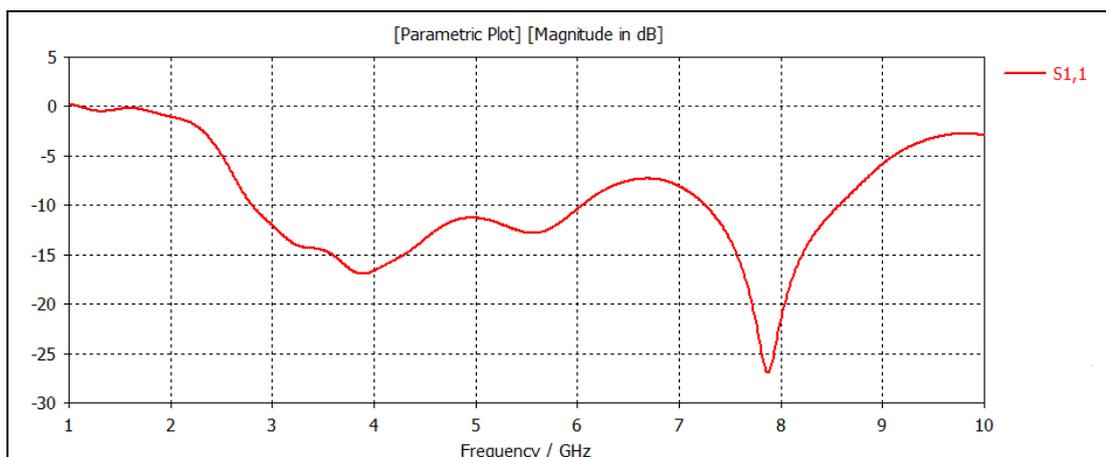
พารามิเตอร์	ขนาด (มิลลิเมตร)
W	36.5
W <sub>1</sub>	2
W <sub>2</sub>	3
W <sub>3</sub>	2.5
W <sub>4</sub>	1.5
W <sub>5</sub>	5
W <sub>6</sub>	15.85
l	10.5

ตารางที่ 3.1 ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศต้นแบบ (Phairat Thosdee, 2008) (ต่อ)

$l_1$	30
$l_2$	10.5
$l_3$	3.65
$l_4$	2
$l_5$	1.5
$l_6$	7.85

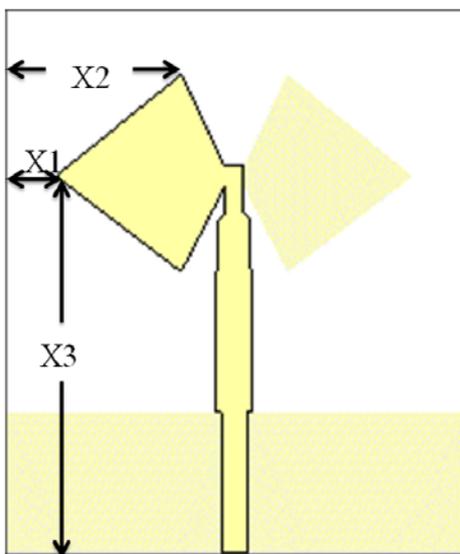


รูปที่ 3.1 โครงสร้างของสายอากาศต้นแบบ (Phairat Thosdee, 2008)

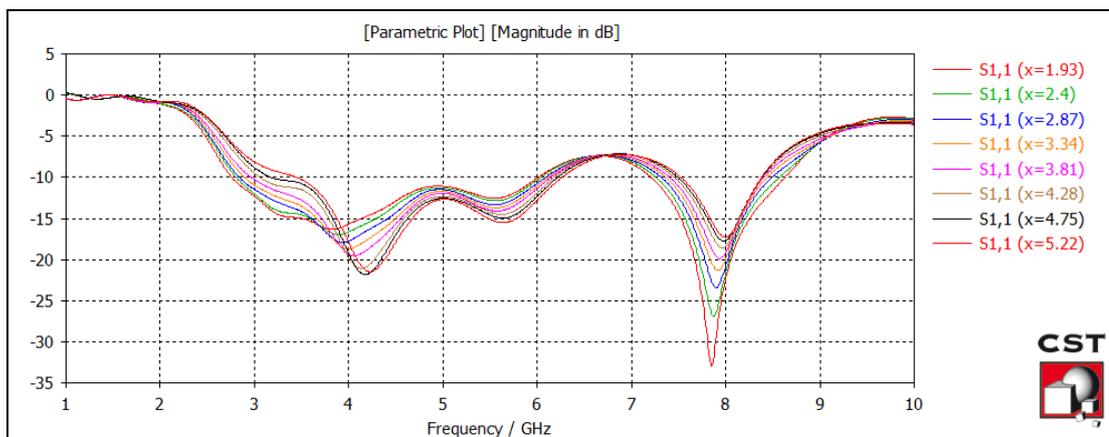


รูปที่ 3.2 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศที่ค่าพารามิเตอร์เริ่มต้น

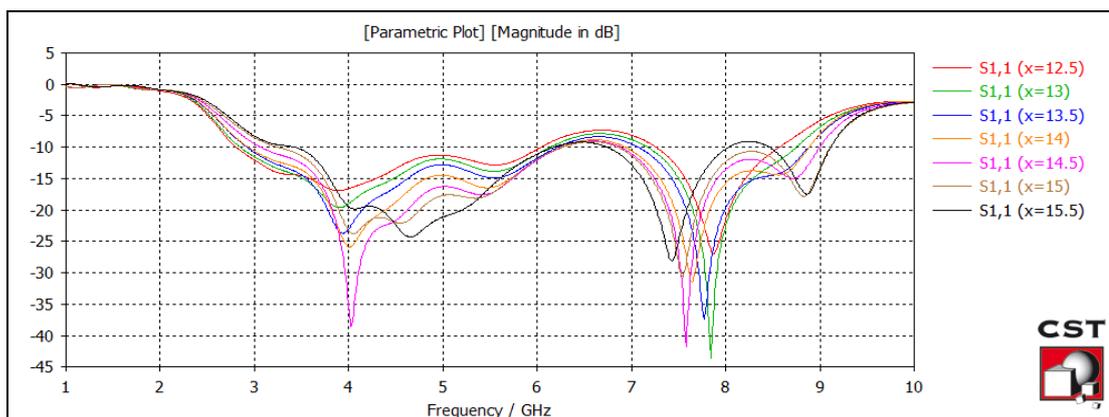
จากผลการจำลองแบบด้วยค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นของสายอากาศนั้น และได้ทดลองวิเคราะห์ผลร่วมกับแบบจำลองด้านมทำให้ได้ค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับดังรูปที่ 3.2 ซึ่งเมื่อพิจารณาค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับในช่วงที่ต่ำกว่า -10 dB แล้วพบว่าสายอากาศมีช่วงความถี่ที่ประมาณ 6-7.2 GHz ที่มีค่าการสูญเสียย้อนกลับที่มากกว่า -10 dB ซึ่งมีค่ามากกว่าเกณฑ์การยอมรับได้ซึ่งอาจทำให้ประสิทธิภาพในช่วงความถี่นั้นเมื่อนำไปใช้งานจะทำให้มีประสิทธิภาพไม่ดีและอาจเกิดความผิดพลาดขึ้นได้ โดยหลังจากที่ทำการพิจารณาผลของการจำลองแบบด้วยค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นจากรูปที่ 3.1 แล้วเราจะทำการปรับเปลี่ยนค่าพารามิเตอร์อื่น ๆ ที่มีผลกระทบต่อคุณลักษณะของสายอากาศเพื่อให้มีค่าการสูญเสียย้อนกลับที่ต่ำกว่า -10 dB ในช่วงความถี่ที่เราต้องการใช้งานซึ่งก็คือ 4-8 GHz โดยได้ทำการปรับพารามิเตอร์ใหม่ ซึ่งเลือกใช้แผ่น PCB ชนิด FR-4 ซึ่งมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ของวัสดุฐานรอง ( $\epsilon_r$ ) เท่ากับ 4.3 ค่าสูญเสียแทนเจนต์  $\delta$  เท่ากับ 0.02 และความสูงของวัสดุฐานรอง ( $h$ ) เท่ากับ 0.8 มิลลิเมตร โดยปรับปรุงค่าพารามิเตอร์บางตัวตามรูปที่ 3.3 ซึ่งจะได้ออกมาตามรูปที่ 3.4-3.6 โดยเลือกใช้  $X1 = 4.75$   $X2 = 14.5$  และ  $X3 = 21$  โดยตารางที่ 3.2 คือพารามิเตอร์ที่ได้ทำการปรับเปลี่ยนใหม่ และได้ปรับเปลี่ยนรูปทรงไปเล็กน้อยตามรูปที่ 3.7 ซึ่งจะได้ออกมาตามรูปที่ 3.8 โดยได้ค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับในช่วงที่ต่ำกว่า -10 dB ที่ความถี่ประมาณ 2.6-8.5 GHz ตามรูปที่ 3.8



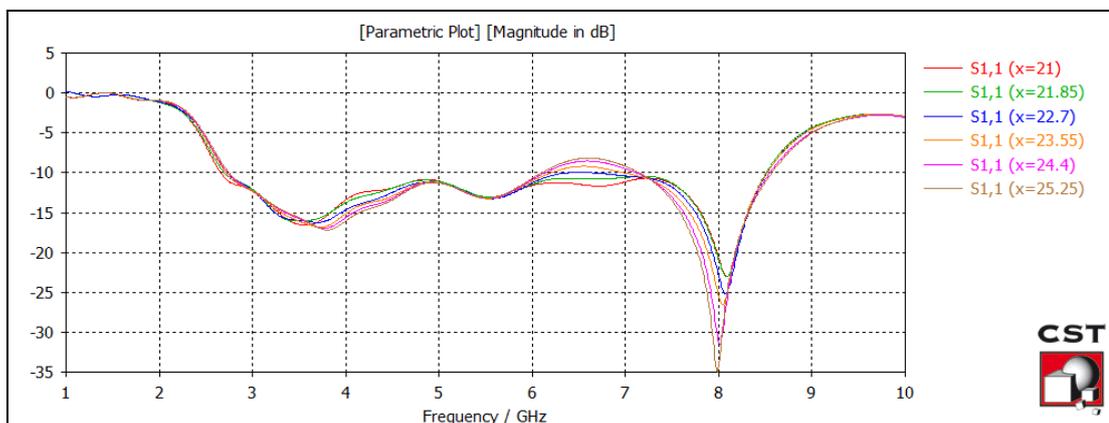
รูปที่ 3.3 พารามิเตอร์ของสายอากาศเริ่มต้นที่จะทำการปรับ



รูปที่ 3.4 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศเมื่อเปลี่ยนพารามิเตอร์ X1



รูปที่ 3.5 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศเมื่อเปลี่ยนพารามิเตอร์ X2



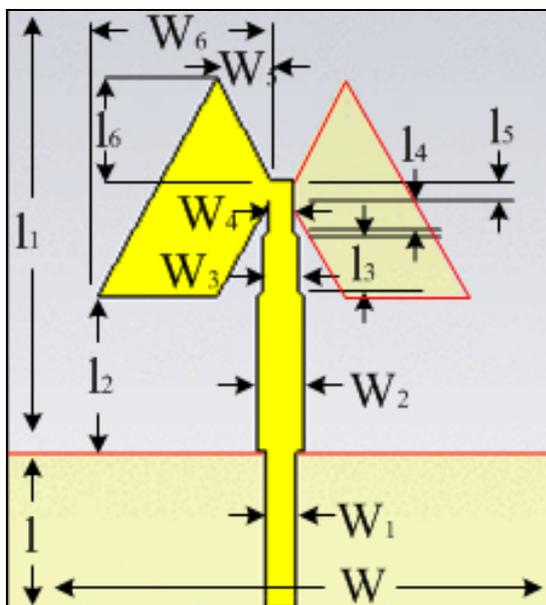
รูปที่ 3.6 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศเมื่อเปลี่ยนพารามิเตอร์ X3

ตารางที่ 3.2 ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศที่ปรับปรุง

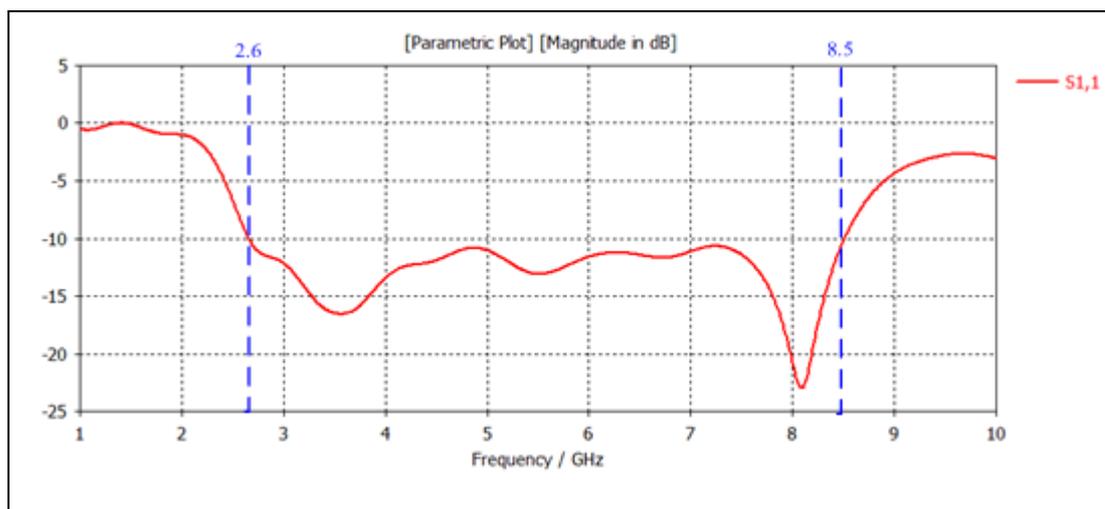
พารามิเตอร์	ขนาด (มิลลิเมตร)
W	36.5
W <sub>1</sub>	2
W <sub>2</sub>	3
W <sub>3</sub>	2.5
W <sub>4</sub>	1.5
W <sub>5</sub>	3
W <sub>6</sub>	12.75
l	10.5

ตารางที่ 3.2 ค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศที่ปรับปรุง (ต่อ)

$l_1$	30
$l_2$	10.5
$l_3$	3.65
$l_4$	2
$l_5$	1.5
$l_6$	6.85

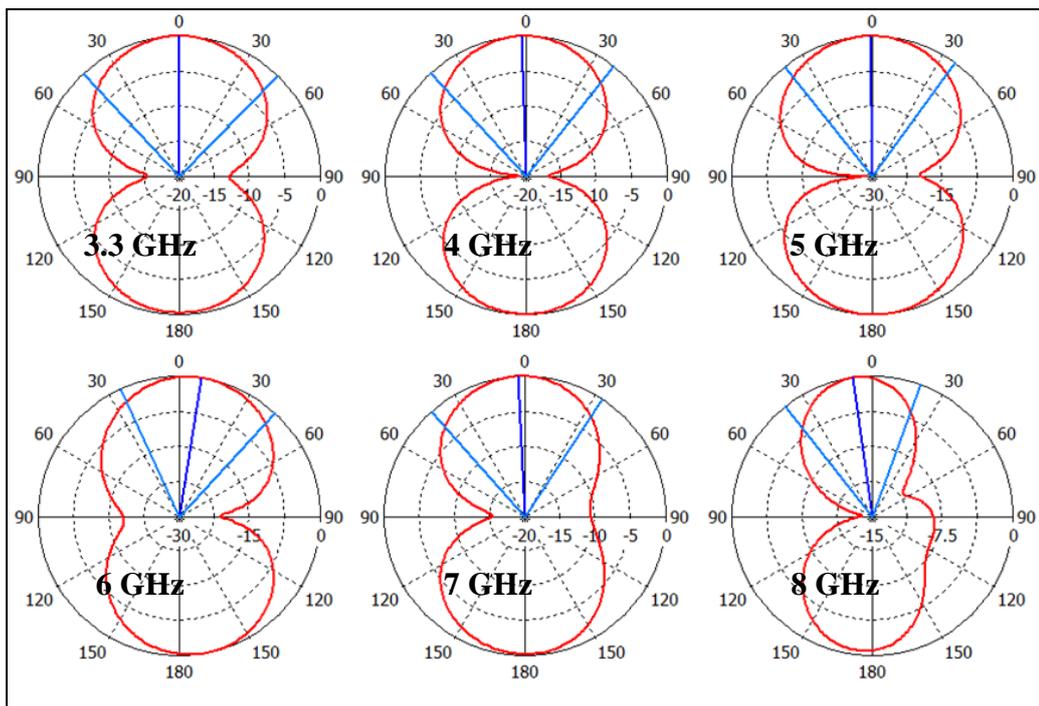


รูปที่ 3.7 โครงสร้างของสายอากาศที่ปรับปรุง

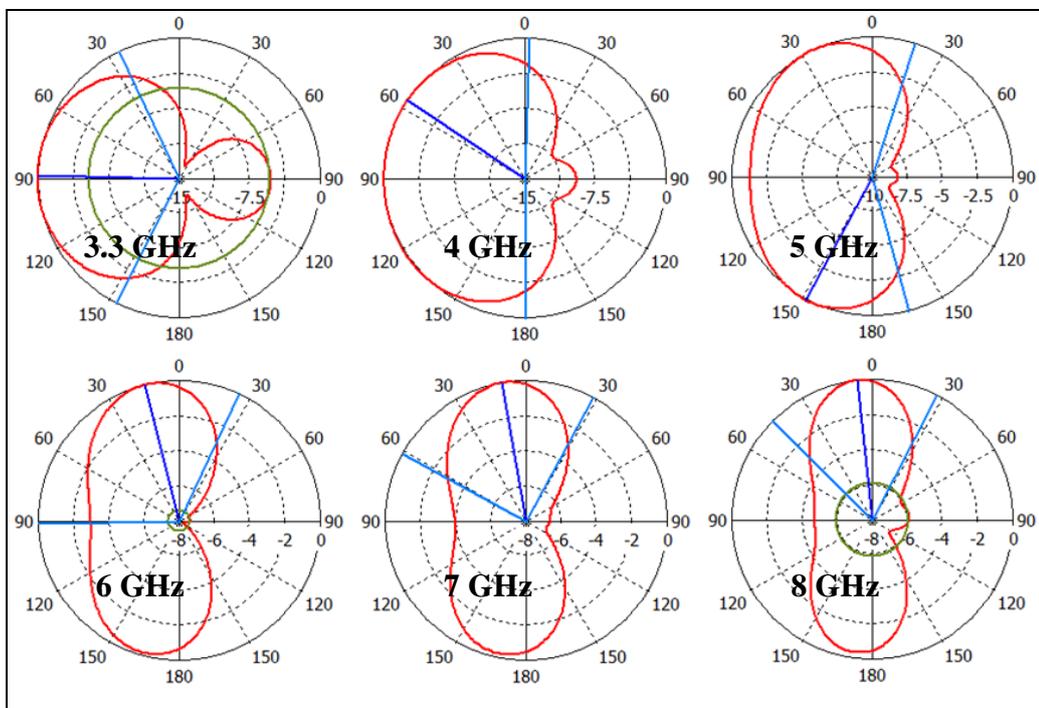


รูปที่ 3.8 ความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศที่ค่าพารามิเตอร์ปรับปรุง

สำหรับผลการจำลองแบบสายอากาศสำหรับงานวิจัยนี้จะพิจารณาเพียงส่วนของการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับหรือ  $S_{11}$  เท่านั้นเนื่องจากการใช้งานสำหรับการตรวจมะเร็งเต้านมในงานวิจัยนี้ได้ใช้งานสายอากาศในลักษณะของสนามระยะใกล้หรือ near field ซึ่งทำให้ไม่ต้องพิจารณารูปแบบของการแพร่กระจายกำลังงานรอบตัวหรือ radiation pattern เนื่องจากว่าการแพร่กระจายกำลังงานของสนามระยะใกล้จะเป็นลักษณะรอบตัวหรือ isotropic radiation ทำให้สายอากาศสามารถแพร่กระจายคลื่นครอบคลุมเต้านมได้ และไม่ต้องพิจารณาในส่วนของอัตราขยาย (gain) ของสายอากาศ เนื่องจากกำลังส่งของคลื่นเพียงเล็กน้อยก็เพียงพอที่จะสามารถตรวจจับมะเร็งเต้านมได้ แต่ถึงแม้ว่าจะไม่สนใจ radiation pattern แต่จะขอแสดงรูปแบบของ radiation pattern ให้อูเพื่อจะได้รู้ว่าสายอากาศมีรูปแบบการแพร่กระจายกำลังงานเป็นแบบใด โดยรูปแบบการแพร่กระจายกำลังงานของสายอากาศทั้งในระนาบ E และ H จะแสดงดังรูปที่ 3.9 และรูปที่ 3.10 ซึ่งเป็นรูปแบบการแพร่ในอากาศโดยไม่ได้มีเต้านมมาเกี่ยวข้อง



รูปที่ 3.9 รูปแบบการแพร่กระจายกำลังงานของสายอากาศที่ออกแบบในระนาบ E



รูปที่ 3.10 รูปแบบการแพร่กระจายกำลังงานของสายอากาศที่ออกแบบในระนาบ H

### 3.3 การสร้างแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม

ในการออกแบบเต้านมและมะเร็งเต้านมเพื่อใช้ในการทดลอง แบบจำลองจะต้องมีค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อจริง เพื่อให้ผลการทดลองมีความสอดคล้องกับความเป็นจริงมากที่สุด ซึ่งการสร้างแบบจำลองของเต้านมและมะเร็งเต้านมให้มีค่าไดอิเล็กตริกที่สอดคล้องกับเนื้อเยื่อจริงนั้น ได้มีการใช้วัสดุและปริมาณการผสมตามตารางที่ 3.3 และตารางที่ 3.4 โดยจากตารางได้กำหนดอัตราส่วนของวัสดุไว้เป็นเปอร์เซ็นต์

ตารางที่ 3.3 วัสดุและปริมาณสำหรับทำเต้านมจำลอง

สารประกอบ	ปริมาณ
น้ำมันข้าวโพด	63.66 %
Deionised tridistilled water	21.22 %
สารซักฟอกที่มีฤทธิ์เป็นกลาง	12.73 %
Agarose	2.39 %

#### วิธีการทำเต้านม

- ทำการตวงวัสดุสารผสมตามปริมาณที่กำหนดตามตาราง
- ผสม Deionised tridistilled water กับ สารซักฟอกที่มีฤทธิ์เป็นกลางให้เข้ากัน
- ใส่น้ำมันข้าวโพดเข้าไปผสมเพิ่มเติม
- ต้มส่วนผสมที่เข้ากันแล้วให้ได้อุณหภูมิประมาณ 80° เซลเซียส จากนั้นผสม Agarose และผสมให้เข้ากัน
- เทส่วนผสมใส่พิมพ์ รอส่วนผสมเย็นตัว

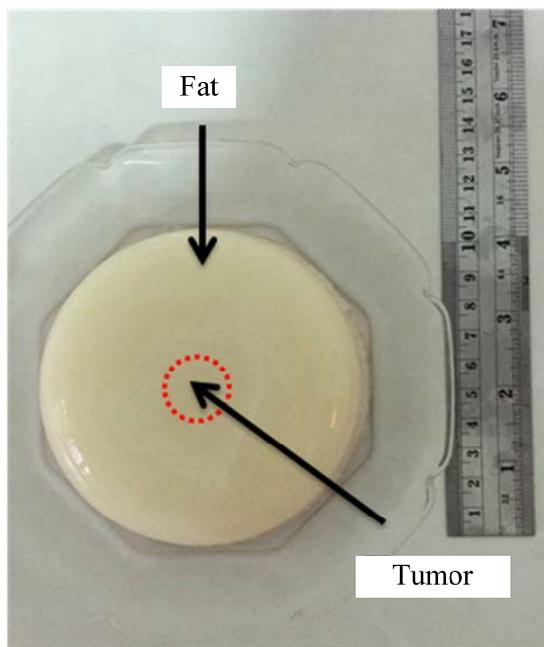
ตารางที่ 3.4 วัสดุและปริมาณสำหรับทำมะเร็งเต้านม

สารประกอบ	ปริมาณ
Deionised tridistilled water	61.3 %
Ethanol	36.78 %
NaCl	0.77 %
Agarose	1.15 %

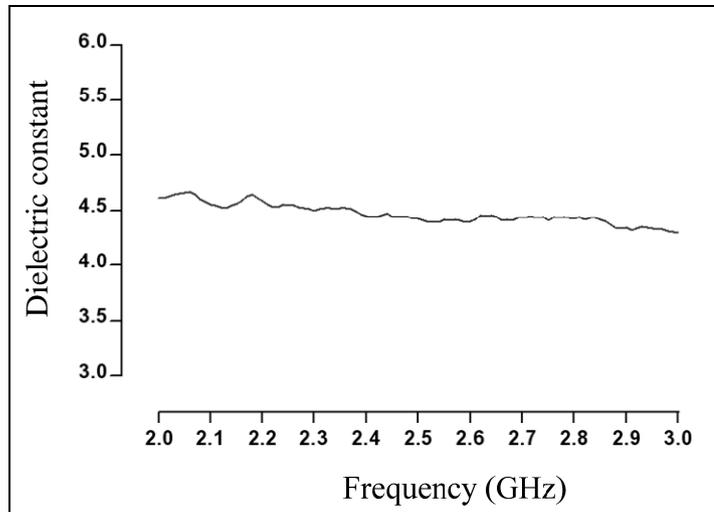
### วิธีการทำมะเร็งเต้านม

- ทำการตวงวัสดุสารผสมตามปริมาณที่กำหนดตามตาราง
- ผสม Deionised tridistilled water กับ NaCl ให้เข้ากัน
- ใส Ethanol เข้าไปผสมเพิ่มเติม
- ต้มส่วนผสมที่เข้ากันแล้วให้ได้อุณหภูมิประมาณ 80° เซลเซียส จากนั้นผสม Agarose และผสมให้เข้ากัน
- เทส่วนผสมใส่พิมพ์ รอส่วนผสมเย็นตัว

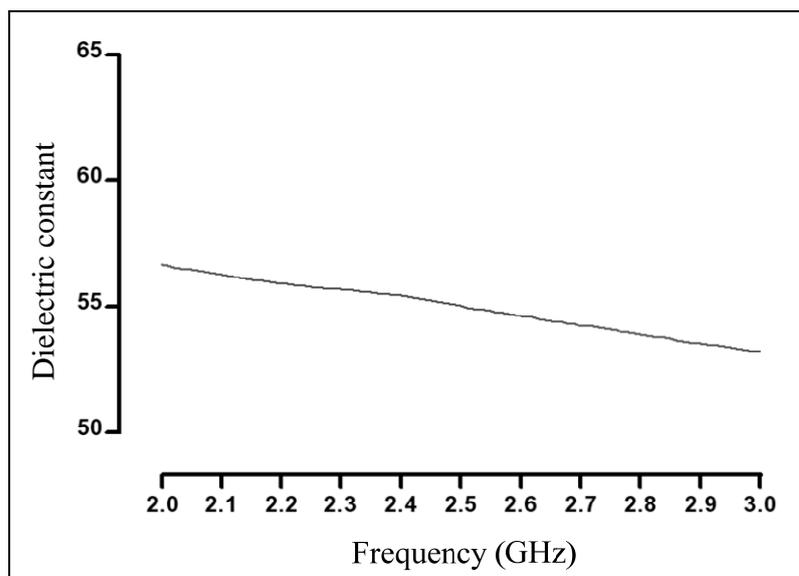
แบบจำลองเต้านมที่มีค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าซึ่งสร้างมาจากวัสดุที่กล่าวมาข้างต้นแสดงดังรูปที่ 3.11 โดยที่เต้านมมีขนาดรัศมี 50 มิลลิเมตร จากสารวัสดุและปริมาณที่ได้กล่าวมาในข้างต้นได้อ้างอิงมาจากการวิจัยของ (R. Ortega-Palacios, L. Leija, A. Vera, and M.F.J. Cepeda, 2010) ซึ่งในงานวิจัยของ R. Ortega-Palacios ได้ทำการวัดค่าของไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านมจากวัสดุนี้ไว้ ซึ่งแสดงตามรูปที่ 3.12 - 3.15 การวัดค่าไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าวัดได้จากการใช้ E5071B ENA Series Network Analyzer Agilent Technologies และ 85070C Dielectric Probe Kit ซึ่งได้ทำการวัดในช่วงความถี่ที่ 2 GHz ถึง 3 GHz และค่าความนำสามารถคำนวณได้จากค่าไดอิเล็กตริกนั้นซึ่งในงานวิจัยของ R. Ortega-Palacios ได้ทำการวัดและคำนวณไว้ทั้งหมดแล้ว ซึ่งจากรูปจะเห็นว่าที่ความถี่ 3 – 4 GHz ค่าไดอิเล็กตริกของเต้านมจะอยู่ที่ประมาณ 4.5 และไดอิเล็กตริกของมะเร็งเต้านมจะอยู่ที่ประมาณ 55 ซึ่งถือว่าใกล้เคียงกับค่าไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อจริง



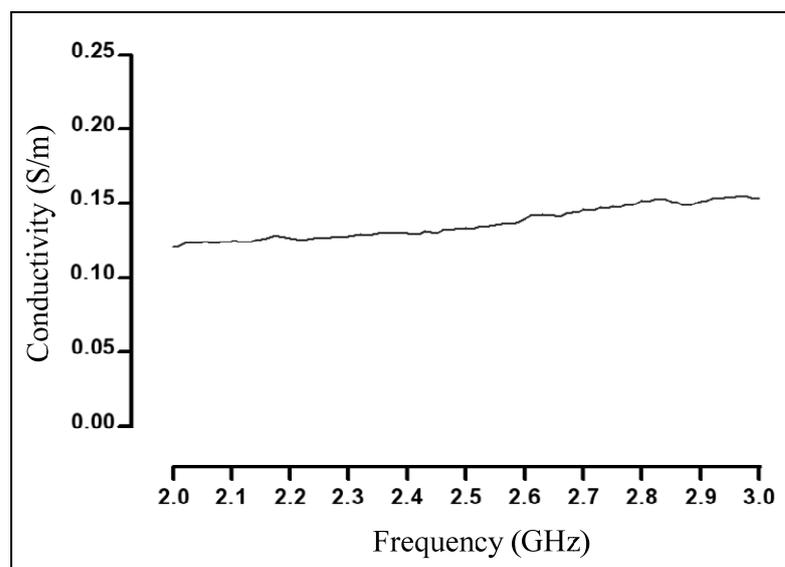
รูปที่ 3.11 โครงสร้างของแบบจำลองเต้านม



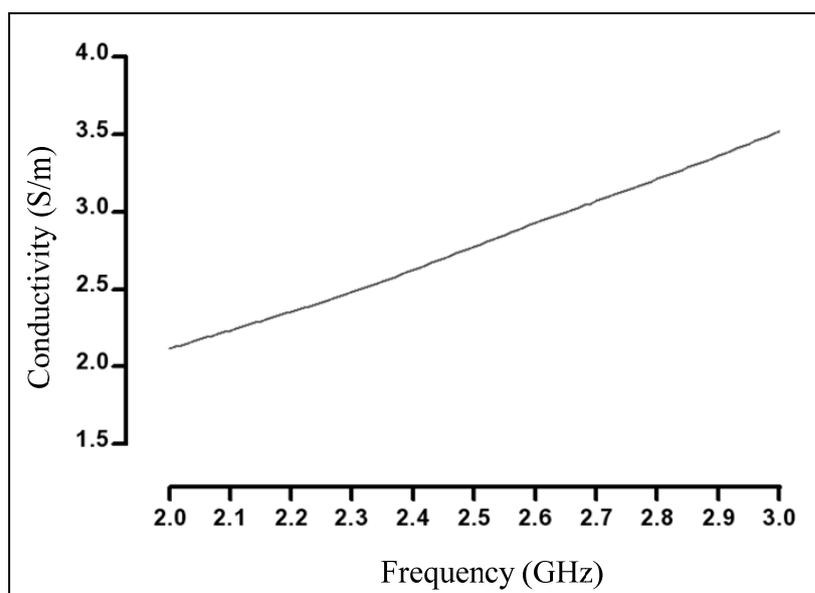
รูปที่ 3.12 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ได้จากการวัดแบบจำลองเต้านม



รูปที่ 3.13 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ได้จากการวัดแบบจำลองมะเร็งเต้านม



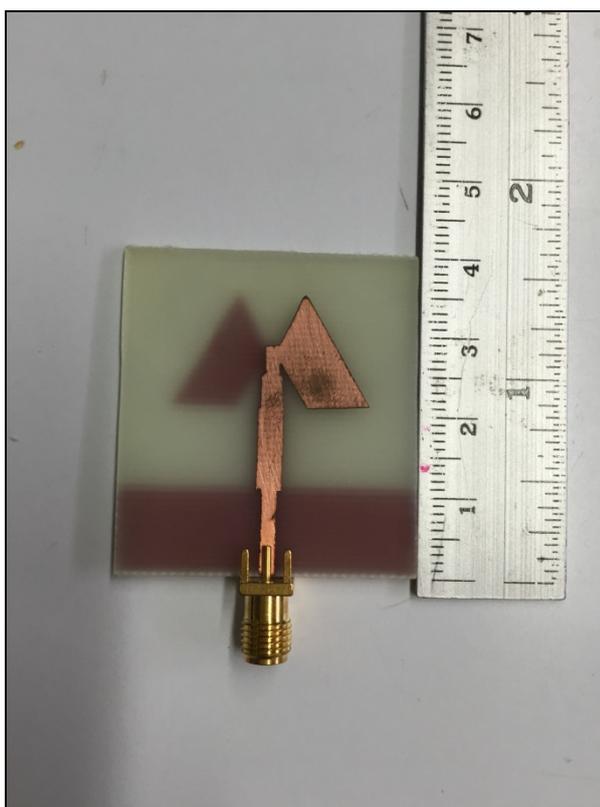
รูปที่ 3.14 ค่าความนำที่คำนวณจากค่าไดอิเล็กตริกของแบบจำลองเต้านม



รูปที่ 3.15 ค่าความนำที่คำนวณจากค่าไดอิเล็กตริกของแบบจำลองมะเร็งเต้านม

### 3.4 การสร้างสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์

ในการออกแบบสายอากาศได้ทำการจำลองผลด้วยโปรแกรม CST Microwave Studio ก่อนเพื่อให้ได้สายอากาศที่มีคุณสมบัติที่เหมาะสมกับการใช้งานมากที่สุด โดยในการจำลองผลได้ทำการทดสอบสายอากาศพร้อมกับเต้านม เมื่อได้ผลการจำลองที่เหมาะสมแล้วจึงทำการสร้างสายอากาศที่มีขนาดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ตามที่ได้ออกแบบโดยทำการแปลงไฟล์หรือนำไฟล์ออกจากโปรแกรม CST ก่อน โดยวิธีการนำไฟล์ออกมานั้นคือการเซฟไฟล์ออกมาให้เป็นนามสกุลเป็น .dxf เนื่องจากไฟล์นี้จะสามารถพิมพ์ออกมาเป็นขนาดจริงได้เพื่อที่จะนำมาพิมพ์ลงบนแผ่นทองแดง FR-4 แบบสองหน้าสำหรับใช้กับย่านความถี่สูง และใช้หัวคอนเน็กเตอร์ชนิด SMA ขนาด 3.5 มิลลิเมตร ซึ่งสายอากาศที่ได้นั้นมีขนาดเล็ก น้ำหนักเบา มีโครงสร้างที่ออกแบบง่ายไม่ซับซ้อน วัสดุที่ใช้สำหรับสร้างสายอากาศนี้สามารถหาซื้อได้ง่ายและมีราคาถูก เพื่อตอบโจทย์การใช้งานสายอากาศมีรูปร่างเป็นรูปปีกระหว่างด้านหน้าและด้านหลังแบบสมมาตรซึ่งมีโครงสร้างและขนาดของสายอากาศแสดงดังรูปที่ 3.16

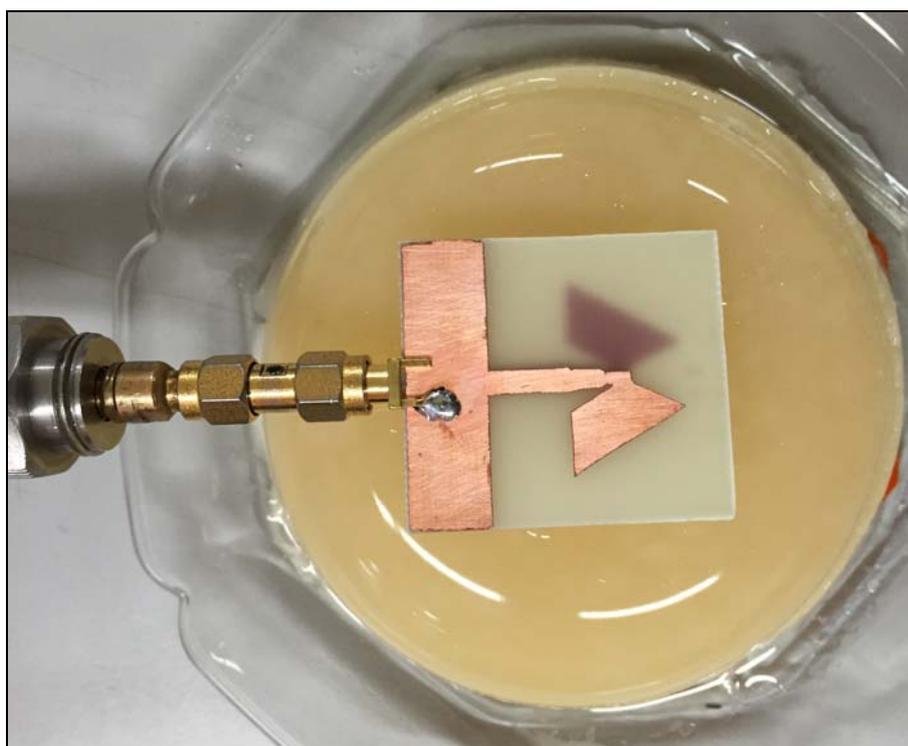


รูปที่ 3.16 โครงสร้างของสายอากาศ

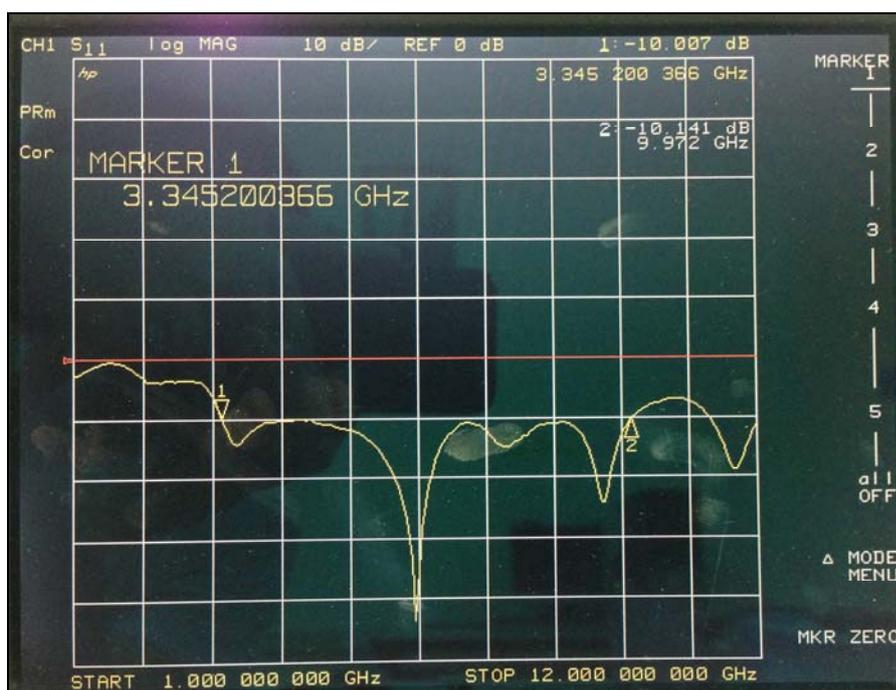
### 3.5 ผลการทดลองวัดค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับของสายอากาศ

สำหรับการวัดและทดสอบวัดค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับของสายอากาศทุกชนิด นั้น พารามิเตอร์ที่สำคัญที่ใช้ในการพิจารณา คือ ค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ (return loss) หรือ  $S_{11}$  เนื่องจากค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับสามารถใช้เพื่อพิจารณาถึงการแมตซ์ของ อินพุตอิมพีแดนซ์ของสายอากาศได้ โดยค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศนั้น สามารถมีค่าได้ตั้งแต่ 0 dB ลงไปเรื่อย ๆ จนถึงลบอนันต์ ซึ่งถ้าค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับมีค่าเท่ากับ 0 dB แสดงว่าสายอากาศไม่แมตซ์อย่างสมบูรณ์หรือจะบอกได้ว่าสายอากาศมีการสูญเสียย้อนกลับทั้งหมด และถ้าสายอากาศมีค่าความสูญเสียการย้อนกลับเป็นลบอนันต์ แสดงว่าสายอากาศมีการแมตซ์ที่สมบูรณ์ดีที่สุด ค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับเป็น 0 dB อาจทำให้เครื่องส่งเสียหายได้ ดังนั้นในการประยุกต์ใช้งานต่าง ๆ ค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศจะยอมรับได้ถ้ามีค่าต่ำกว่าหรือเท่ากับ -10 dB แสดงว่ามีการแมตซ์ที่ดี โดยจากการวัดทดสอบคุณสมบัติของสายอากาศในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้กำหนดค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศให้มีค่าน้อยกว่า -10 dB ตลอดย่านความถี่ใช้งาน โดยอยู่ในช่วงของ

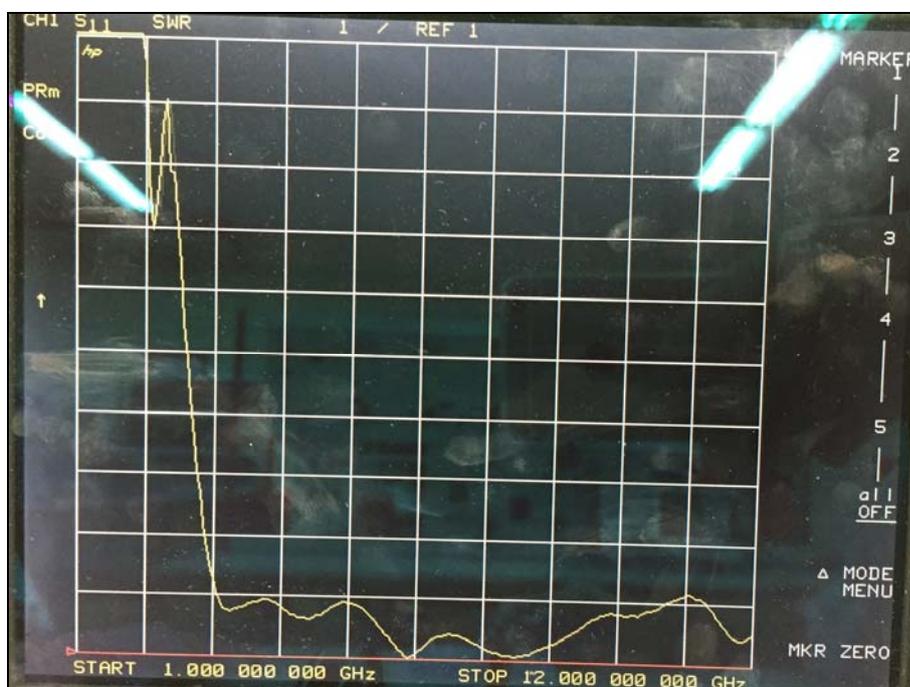
อัลตราไวด์แบนด์ ในการทดลองได้จกวางสายอากาศไว้ห่างจากแบบจำลองเต้านมประมาณ 1 มิลลิเมตร โดยจัดวางตามรูปที่ 3.17 การวัดได้วิเคราะห์จากเครื่อง Network analyzer ซึ่งจากการทดลองพบว่าสายอากาศมีค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับที่มีค่าน้อยกว่า -10 dB ที่ตลอดย่านความถี่ 3.34 GHz ถึง 9.9 GHz ดังแสดงในรูปที่ 3.18 ในวิทยานิพนธ์นี้จะพิจารณาค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศเพียงแค่ค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับเนื่องจากการใช้งานของสายกับเต้านม จะทดลองโดยการพิจารณาแบบสนามระยะใกล้ (near field) จึงไม่ต้องพิจารณาในส่วนของการแพร่กระจายกำลังงานของสายอากาศ (radiation pattern) เนื่องจากในระยะของสนามระยะใกล้ จะมีการแพร่กระจายกำลังงานในลักษณะ isotropic radiation หรือมีการแพร่กระจายกำลังงานแบบรอบตัวทำให้การกระจายคลื่นสามารถครอบคลุมทั้งเต้านมได้ ส่วนในรูปที่ 3.19 เป็นการแสดงค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่งในแต่ละความถี่ ซึ่งค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่งที่อยู่ในค่าที่ยอมรับได้จะอยู่ในค่าที่ต่ำกว่า 2 ซึ่งจะมีค่าสอดคล้องกับค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ จากรูปดังกล่าวจะเห็นว่าค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่งมีการสอดคล้องกันกับค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ



รูปที่ 3.17 รูปแบบการจัดวางสายอากาศและเต้านม



รูปที่ 3.18 ค่าความสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับที่ได้จากการทดสอบสายอากาศกับเต้านม



รูปที่ 3.19 ค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่งที่ได้จากการทดสอบสายอากาศกับเต้านม

### 3.6 ผลการทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศ

ค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศก็เป็นพารามิเตอร์ที่สำคัญอย่างหนึ่งที่จะบอกความแม่นยำของสายอากาศที่ความถี่นั้น ๆ ซึ่งผลการทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์สำหรับใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านมนี้ได้ทำการวัดด้วยเครื่องวิเคราะห์ Network analyzer ซึ่งการวัดค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์ที่ทำการออกแบบนั้นจะเลือกแสดงผลให้เห็นใน 5 ความถี่คือ 4, 5, 6, 7 และ 8 GHz เนื่องจากเป็นความถี่ที่จะนำไปใช้วิเคราะห์ผลร่วมกับแบบจำลอง จากผลการทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์นี้พบว่าสายอากาศมีค่าอิมพีแดนซ์ที่ความถี่ 4 GHz เท่ากับ  $38.6-j20.34 \Omega$  ค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศที่ความถี่ 5 GHz มีค่าเท่ากับ  $42.26+j32.48 \Omega$  ค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศที่ความถี่ 6 GHz มีค่าเท่ากับ  $44.97-j14.73 \Omega$  ค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศที่ความถี่ 7 GHz มีค่าเท่ากับ  $27.98+j0.5 \Omega$  และค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศที่ความถี่ 8 GHz มีค่าอิมพีแดนซ์เท่ากับ  $52.08-j13.61 \Omega$  แสดงได้ดังรูปที่ 3.20 โดยจากผลการทดลองวัดค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศพบว่าสายอากาศมีอิมพีแดนซ์อยู่ในช่วงประมาณที่ใกล้เคียงกับ  $50 \Omega$  ซึ่งเป็นการแสดงว่าสายอากาศต้นแบบที่ทำการออกแบบนั้น มีการแมตซ์อิมพีแดนซ์ที่ดีตลอดช่วงความถี่ใช้งานสามารถนำไปใช้งานได้



รูปที่ 3.20 ค่าอิมพีแดนซ์ที่ได้จากการทดสอบสายอากาศที่ช่วงความถี่ต่าง ๆ

### 3.7 สรุป

เนื้อหาที่สำคัญของบทนี้เป็นการกล่าวถึงขั้นตอนการวิเคราะห์ออกแบบสายอากาศ เต้านม และการสร้างและวัดสายอากาศ ซึ่งใช้การจำลองด้วยโปรแกรม CST microwave studio โดยผลที่ได้จะนำไปใช้ในการวิเคราะห์และทดลองตรวจมะเร็งเต้านมต่อไป จากการศึกษาวิจัยในบทนี้จึงสามารถสรุปได้ว่าค่าพารามิเตอร์ขนาดเท่าใดของสายอากาศที่มีความเหมาะสมในการใช้ตรวจมะเร็งเต้านมเนื่องจากการจำลองได้มีเนื้อเยื่อเต้านมเข้ามารวมอยู่ด้วยในการพิจารณาสายอากาศ อีกทั้งในการสร้างและทดสอบแบบจำลองเต้านมและสายอากาศที่มีคุณสมบัติเลียนแบบเต้านมจริง โดยอ้างอิงมาจากงานวิจัยที่เชื่อถือได้โดยมีกราฟผลการวัดค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้ามาอ้างอิง ซึ่งผลการสร้างและวัดผลทำให้ได้ค่าคุณสมบัติของสายอากาศที่คล้ายกับการจำลองและมีความเหมาะสมที่จะใช้งาน โดยพิจารณาจากค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน อัตราส่วนคลื่นนิ่ง และค่าอิมพีแดนซ์ของสายอากาศ

## บทที่ 4

### การจำลองและการทดลองผลของระบบตรวจมะเร็งเต้านม

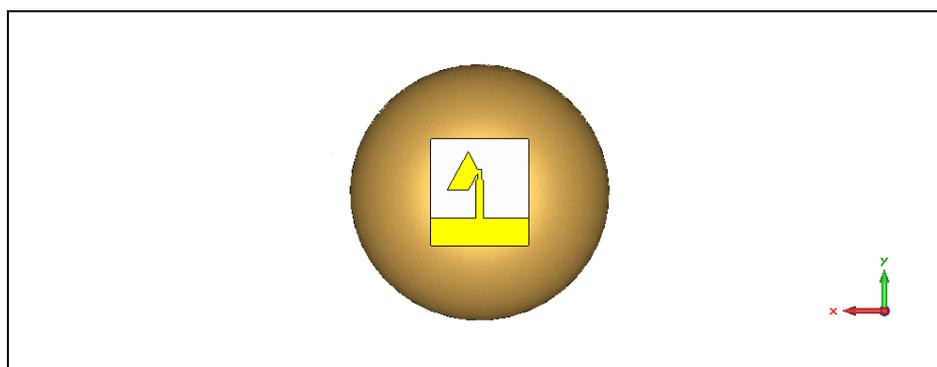
#### 4.1 กล่าวนำ

จากการกล่าวถึงการออกแบบระบบการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟโดยทดลองจากสายอากาศแพตช์ไมโครสตริป และแบบจำลองของเต้านมกับมะเร็งเต้านม ซึ่งจากที่ได้กล่าวมาในบทก่อนหน้านี้ ดังนั้นเพื่อเป็นการทดลองระบบว่ามีความถูกต้องและน่าเชื่อถือมากน้อยเพียงใด จึงต้องทำการทดลองระบบโดยการวัดและทดสอบเพื่อยืนยันทฤษฎีกับผลที่ได้ว่าสอดคล้องกับหลักการหรือไม่ โดยที่เนื้อหาในบทนี้จะกล่าวถึงการจำลองระบบตรวจมะเร็งเต้านมและการทดสอบระบบการตรวจมะเร็งเต้านม โดยเริ่มจากการจำลองผลด้วยโปรแกรม CST Microwave Studio ก่อนและวัดผลจริงจากแบบจำลองเพื่อเปรียบเทียบ ซึ่งการทดลองได้ประยุกต์ใช้คลื่นความถี่ในย่านอัลตราไวด์แบนด์มาตรวจหามะเร็งเต้านมจากค่ากำลังงานที่ส่งผ่าน  $S_{21}$  โดยใช้ Vector network analyzer รุ่น HP8722D โดยที่ค่า  $S_{21}$  มีความสัมพันธ์กับค่า SAR และพลังงานความร้อน ซึ่งระบบได้ทำการตรวจมะเร็งจากการใช้โพรบวัดกำลังงานที่ส่งผ่านจากสายอากาศ

#### 4.2 การจำลองการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยค่า SAR โดยใช้โปรแกรม CST

##### 4.2.1 การจำลองของระบบตรวจมะเร็งเต้านม

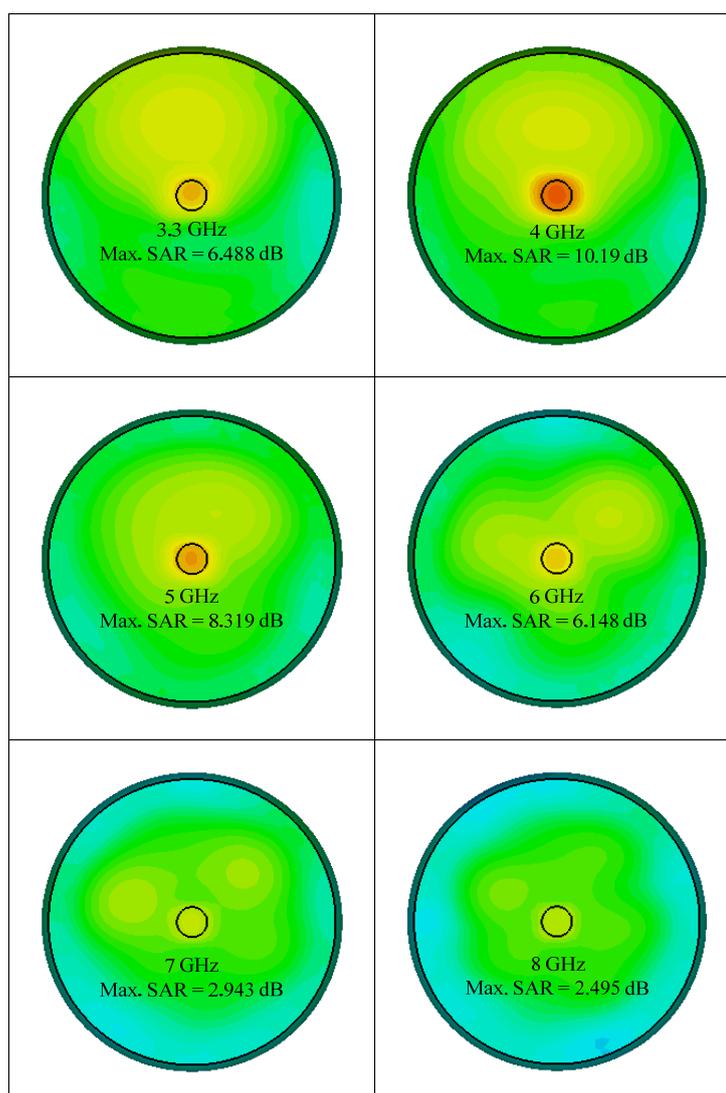
จากรูปที่ 4.1 เป็นแบบจำลองของสายอากาศอัลตราไวด์แบนด์รูปทรงปีกที่มี  $S_{11}$  ต่ำกว่า -10 dB ที่ช่วงความถี่ 2.6 – 8.5 GHz ซึ่งได้ทำการออกแบบในบทที่ 3 และแบบจำลองของเต้านม งานวิจัยนี้จะใช้แบบจำลองอย่างง่ายโดยกำหนดให้เต้านมทั้งหมดเป็นเนื้อเยื่อไขมันและไม่พิจารณาผิวหนังเพื่อลดความซับซ้อนมากขึ้น แบบจำลองเต้านมนี้ได้ออกแบบให้มีรัศมี 50 มิลลิเมตร รูปครึ่งทรงกลม ค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเต้านมหรือเนื้อเยื่อไขมันที่กำหนดในแบบจำลองนี้คือ  $\epsilon_r = 9.5$  และ  $\sigma = 0.4$  S/m โดยมีความหนาแน่น  $928$  kg/m<sup>3</sup>



รูปที่ 4.1 แบบจำลองของเต้านมและสายอากาศ

#### 4.2.2 ผลการจำลองของระบบตรวจมะเร็งเต้านมที่ออกแบบ

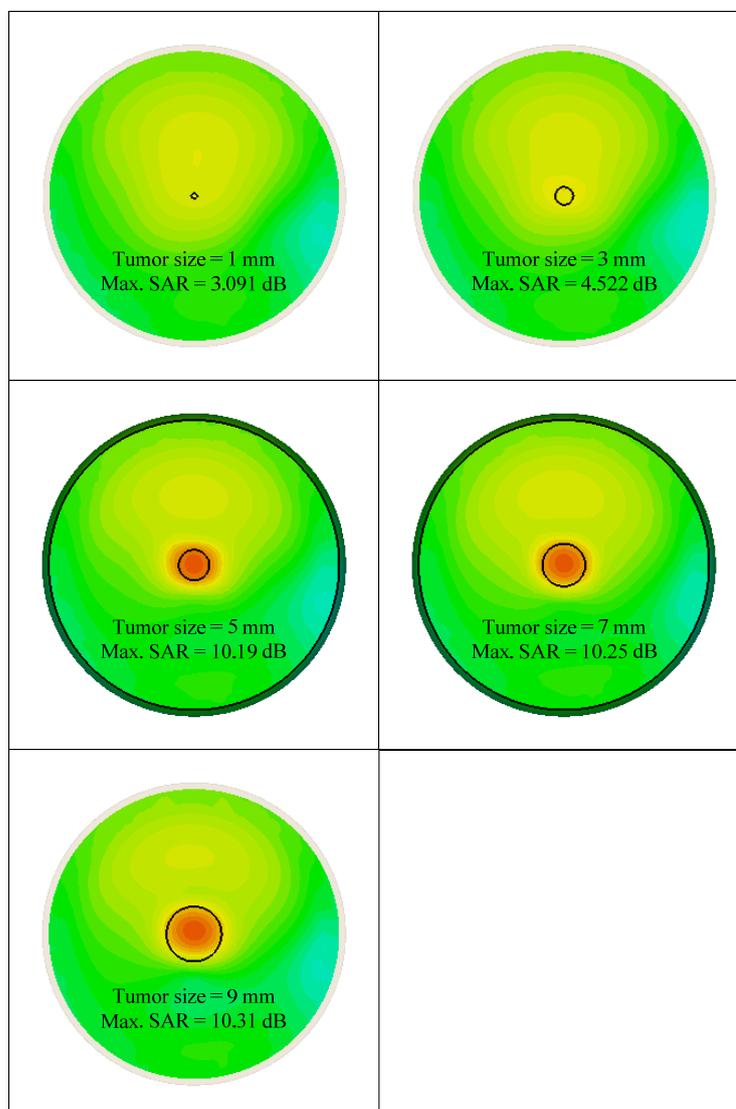
การทดลองแรกคือการหาช่วงความถี่ที่เหมาะสมในการใช้งานในระบบตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ โดยการวิเคราะห์จากค่า Specific absorption rate : SAR ที่เกิดขึ้นในเต้านม โดยจะทดลองด้วยความถี่ 3.33 – 8 GHz เพื่อหาความถี่ที่มีการดูดซับพลังงานในเนื้อเยื่อดีที่สุด โดยเริ่มจำลองจากเต้านมที่มีมะเร็งเต้านมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตรใส่ไว้ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของเต้านม และรูปแบบการจัดวางจะทำตามรูปที่ 4.1 โดยวางสายอากาศไว้ใกล้กับเต้านม ห่างกันเป็นระยะ 1 มิลลิเมตรจากส่วนปลายของเต้านมเพื่อจะวิเคราะห์ผลในระยะของ near field ซึ่งผลการจำลองได้ดังรูปที่ 4.2



รูปที่ 4.2 ค่า SAR ของเต้านมที่มีมะเร็งเต้านมขนาด 5 มิลลิเมตรที่ความถี่ต่าง ๆ

จากรูปที่ 4.2 เป็นผลของการจำลองค่า SAR ด้วยโปรแกรม CST microwave studio เป็นภาพตัดด้านข้างโดยใช้สายอากาศรูปปีกที่ได้ทำขึ้นก่อนหน้านี้อาวางชิดกับเต้านมที่มีมะเร็งเต้านมขนาด 5 มิลลิเมตรฝังอยู่ตรงกลาง ซึ่งจะเห็นได้ว่าที่ความถี่ 4 GHz มีการเหนี่ยวนำคลื่นไปที่มะเร็งเต้านมมากกว่าที่ความถี่อื่น ๆ และมีความเข้มที่ตรงกลางของมะเร็งเต้านมชัดเจน ในขณะที่ความถี่ที่สูงขึ้นจะมีการเหนี่ยวนำของคลื่นไปที่มะเร็งเต้านมน้อยลงไปเรื่อย ๆ ตามลำดับ ซึ่งตรงกับคุณสมบัติของคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ยิ่งสูงก็จะมีกระสะท้อนและไม่เข้าไปในร่างกายมนุษย์หรือวัสดุไดอิเล็กตริกมากกว่าที่ความถี่ต่ำกว่า ส่วนที่ความถี่ 3.3 GHz มีการเหนี่ยวนำกำลังงานไปที่

มะเร็งได้แต่จะน้อยกว่าที่ความถี่ 4 GHz ซึ่งผลการวิเคราะห์ในส่วนนี้ทำให้ทราบว่าที่ความถี่ 4 GHz จะมีผลการเหนี่ยวนำของคลื่น ไปที่มะเร็งดีที่สุด

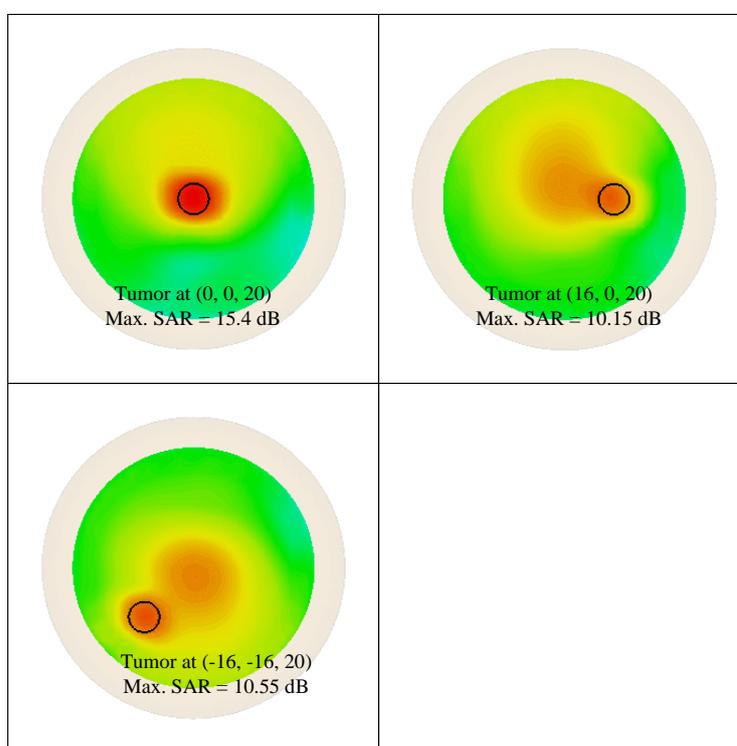


รูปที่ 4.3 ค่า SAR ของเต้านมที่ความถี่ 4 GHz ที่เซลล์มะเร็งขนาดต่าง ๆ

เมื่อทราบความถี่ที่มีการเหนี่ยวนำของคลื่น ไปที่มะเร็งดีที่สุดแล้วจึงทำการวิเคราะห์ ในขั้นตอนต่อไปในเรื่องของขนาดมะเร็งเต้านมที่สามารถตรวจได้ด้วยไมโครเวฟ ซึ่งทำการปรับ ขนาดของมะเร็งเต้านมเป็นขนาดต่าง ๆ โดยมีเส้นผ่านศูนย์กลางที่ 1, 3, 5, 7 และ 9 มิลลิเมตร การวิเคราะห์ทำในลักษณะเดียวกับที่วิเคราะห์ก่อนหน้านี้ นั่นคือวางสายอากาศตัวส่งสัญญาณไว้ชิด กับปลายของเต้านม 1 มิลลิเมตรวิเคราะห์ผลแบบ near field แต่จะคงค่าความถี่ที่ใช้งานไว้ที่ 4 GHz

ซึ่งผลที่ได้จากการวิเคราะห์แสดงได้ตามรูปที่ 4.3 ซึ่งเป็นผลของค่า SAR ที่เกิดขึ้นในเต้านมที่มีขนาดของมะเร็งเต้านมต่างกัน

จากรูปที่ 4.3 จะเห็นว่าที่มะเร็งเต้านมขนาด 1 และ 3 มิลลิเมตร ความเข้มของ SAR ไม่ได้ถูกเหนี่ยวนำเข้าไปที่ตัวของมะเร็งเต้านม แต่ที่ขนาดของมะเร็งเต้านมตั้งแต่ 5 มิลลิเมตรขึ้นไป จะมีการเหนี่ยวนำของคลื่นเข้าไปที่มะเร็งเต้านมที่ชัดเจนโดยที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางยิ่งมากขึ้น คลื่นที่ถูกเหนี่ยวนำเข้าไปในมะเร็งเต้านมก็จะยิ่งแรงมากขึ้นด้วย ซึ่งจากผลที่ได้จะสรุปได้ว่าที่ความถี่ใช้งาน 4 GHz จะสามารถตรวจจับมะเร็งเต้านมได้ตั้งแต่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่า 5 มิลลิเมตร

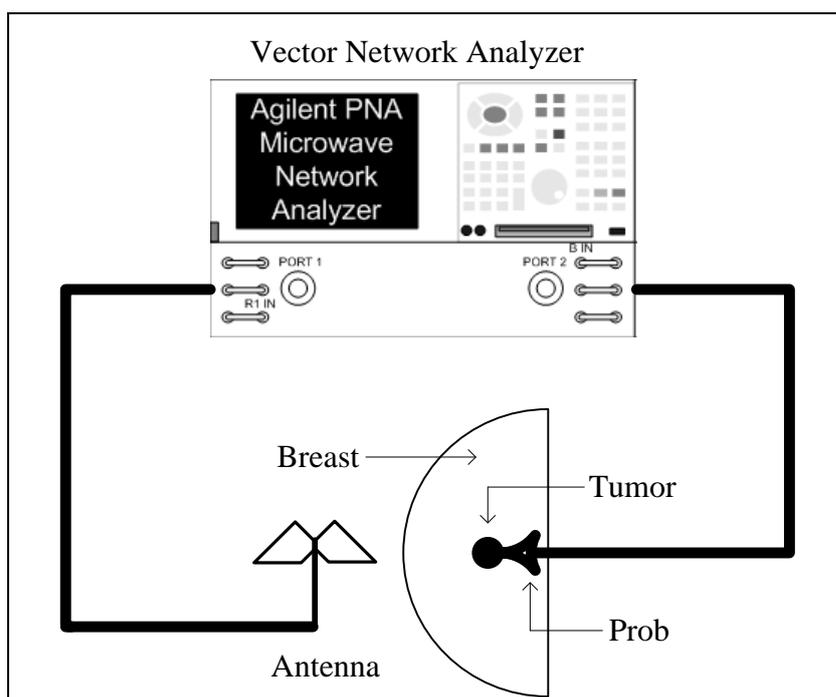


รูปที่ 4.4 ค่า SAR ในระนาบ  $Z = 20$  เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง  $(0, 0, 20)$ ,  $(16, 0, 20)$  และ  $(-16, -16, 20)$

จากการวิเคราะห์ข้างต้นทำให้ได้ความถี่และขนาดของมะเร็งเต้านมที่มีความเหมาะสมในการทดลอง ซึ่งต่อไปเป็นการจำลองผลจากความถี่และขนาดของมะเร็งเต้านมดังกล่าว เมื่อทำการย้ายมะเร็งเต้านมไปที่ตำแหน่งต่าง ๆ เพื่อดูการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นและนำผลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลการทดลองในบทต่อไป จากรูปที่ 4.4 เป็นภาพแสดงผลของค่า SAR ที่เกิดในเต้านมที่มีมะเร็งเต้านมขนาด 5 มิลลิเมตรที่ความถี่ 4 GHz โดยที่มะเร็งอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20), (16, 0, 20) และ (-16, -16, 20) ในการจำลองผลนี้จะกำหนดให้มะเร็งเต้านมอยู่บนระนาบแกน  $Z = 20$  มิลลิเมตร เพื่อให้สอดคล้องกับการทดลองเนื่องจากบนระนาบ  $Z = 20$  มิลลิเมตร จะมีความยาวรัศมีหน้าตัดอยู่ที่ 40 มิลลิเมตร ทำให้ง่ายต่อการแบ่งช่วงของการวัดผลในการทดลองและยังเป็นตำแหน่งที่มีโอกาสเกิดมะเร็งได้มากอีกด้วย จะเห็นว่าค่า SAR ที่เกิดขึ้นในเต้านมทั้ง 3 ภาพจะมีการเหนี่ยวนำเข้าไปหาตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่และมีค่า SAR สูงสุดที่ตำแหน่งที่มะเร็งเต้านม ทำให้ยืนยันได้ตามทฤษฎี และจากการจำลองทั้ง 3 รูปแบบ ในบทถัดไปจะใช้ทั้ง 3 รูปแบบที่จำลองมาทดลองและใช้เปรียบเทียบผลที่ได้

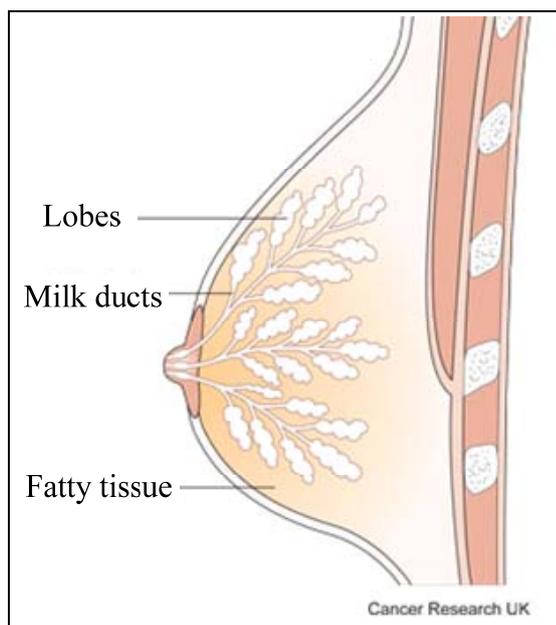
### 4.3 ผลการทดลองวัดค่าการดูดซับพลังงานของเต้านมและมะเร็งเต้านม

สำหรับการวัดค่าการดูดซับพลังงาน เริ่มต้นโดยการให้แบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม มีอุณหภูมิเริ่มต้นที่อุณหภูมิห้อง โดยที่เต้านมจะถูกฝังมะเร็งลงไปข้างในไว้ที่ตำแหน่งต่าง ๆ และสายอากาศจะถูกนำมาวางไว้แนบกับเต้านมประมาณ 1 มิลลิเมตร โดยสายอากาศจะต่อกับเครื่องกำเนิดสัญญาณ (function generator) ในที่นี้จะใช้ Vector network analyzer ทำหน้าที่เป็น function generator และรับสัญญาณในตัวเดียวกันโดยวิเคราะห์กำลังงานการสูญเสียจากค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านหรือ  $S_{21}$  ซึ่งจะใช้ Port 1 ต่อเข้ากับตัวสายอากาศเพื่อเป็นตัวปล่อยคลื่น และ Port 2 จะต่อกับโพรบวัดสัญญาณ การจัดวางจะจัดตามรูปที่ 4.5 จากรูปจะเห็นว่าอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดสอบจะมีอยู่ 4 อย่างคือ Vector network analyzer สายอากาศ โพรบวัดสัญญาณ และแบบจำลองเต้านม หลังจากที่ได้สายอากาศที่มีคุณสมบัติตามต้องการและจัดวางอุปกรณ์แล้ว อันดับแรกต้องทำคือการ calibrate การวัด  $S_{21}$  ของเครื่อง Network analyzer ก่อนจากนั้นต่อสายอากาศเข้ากับสายนำสัญญาณของ Port 1 และต่อโพรบที่จะใช้วัดสัญญาณเข้ากับสายสัญญาณของ Port 2 จากนั้นทำการส่งสัญญาณโดยโฟกัสไปที่เต้านมและทำการวัดค่าของการสูญเสียของคลื่นที่แพร่เข้าไปในเต้านมด้วยโพรบวัดสัญญาณ โดยจะทำการวัดค่า  $S_{21}$  เป็นระนาบแกน X และ Y และนำเสนอออกมาในรูปแบบ coordinate

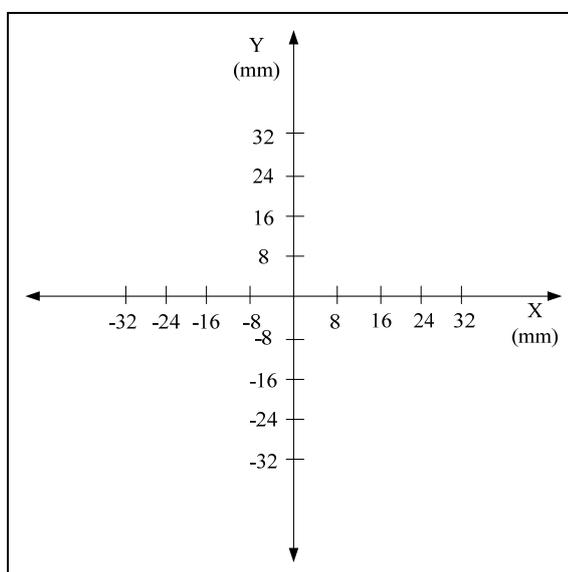


รูปที่ 4.5 การจัดวาง โครงสร้างและระบบสำหรับทดลอง

ในการทดลองจะทำการวิเคราะห์ในระนาบแกน  $Z$  ที่ความสูง 20 มิลลิเมตร เนื่องจากว่า มะเร็งเต้านมนั้นเกิดจากการผิดปกติของเซลล์และมีการแบ่งตัวที่ผิดปกติ ดังนั้นมะเร็งเต้านมจึงไม่ เกิดที่บริเวณกลุ่มของไขมันแต่จะเกิดได้เฉพาะบริเวณ glandular หรือเซลล์ของต่อมเนื้อเยื่อต่าง ๆ ซึ่งในเต้านมจะมีต่อมที่ใช้ผลิตน้ำนมโดยมะเร็งเต้านมจะสามารถเกิดได้บริเวณนี้ รูปที่ 4.6 แสดง โครงสร้างพื้นฐานของเต้านมซึ่งจะเห็นว่า glandular จะอยู่ที่บริเวณตรงกลางไปจนถึงปลายของ หัวนมและในส่วนที่อยู่ด้านหลังติดกับผนังอกจะเป็นกลุ่มของไขมันทำให้การทดลองนี้ได้วิเคราะห์ ผลที่ตำแหน่งห่างจากผนังอกออกมา 20 มิลลิเมตรและไม่ทำการวิเคราะห์ผลโดยให้มะเร็งอยู่นอก บริเวณ glandular ซึ่งรูปที่ 4.7 ได้แสดงแกนและการแบ่งตำแหน่งที่จะทำการวัดที่ระนาบแกน  $Z$  ที่ความสูง 20 มิลลิเมตร โดยสาเหตุที่ทำการวิเคราะห์และทดลองที่ระนาบนี้เนื่องจากเป็นตำแหน่ง ที่ลึกจนใกล้กับผนังอกแต่ยังอยู่ในบริเวณ glandular ที่สามารถเกิดมะเร็งเต้านมได้ อีกทั้งยังง่ายต่อ การวัดและวิเคราะห์เนื่องจากที่ระนาบนี้หน้าตัดของเต้านมจะมีรัศมี 40 มิลลิเมตรทำให้การแบ่งช่วง ในการวัดทำได้ง่ายโดยแบ่งตำแหน่งที่จะทำการวัดออกเป็นช่วงละ 8 มิลลิเมตร



รูปที่ 4.6 องค์ประกอบพื้นฐานของเต้านมที่ใช้ในการวิเคราะห์การเกิดมะเร็งเต้านม  
([www.cancerresearchuk.org](http://www.cancerresearchuk.org))



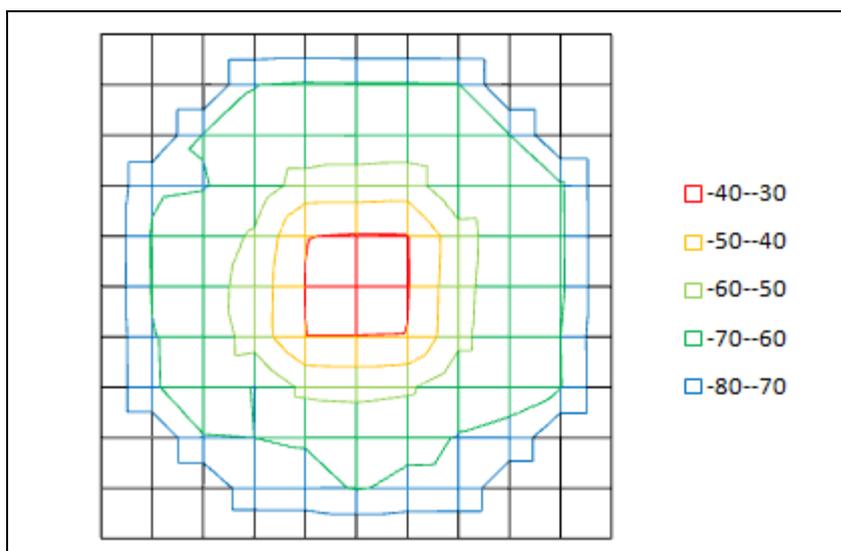
รูปที่ 4.7 แกนและการแบ่งตำแหน่งที่จะทำการวัดที่ระนาบแกน Z ที่ความสูง 20 มิลลิเมตร

ผลการวัดจะนำเสนอออกมาในรูปแบบของตารางโดยอ้างอิงจาก coordinate การวัดผลของ  $S_{21}$  จะทำทั่วทั้งระนาบ  $Z$  ที่ความสูง 20 มิลลิเมตร ตารางที่ 4.1 เป็นตารางแสดงผลการวัดค่า  $S_{21}$  ที่ตำแหน่งต่าง ๆ บนระนาบ  $Z = 20$  มิลลิเมตรในหน่วย dB โดยฝั่งมะเร็งด้านมไว้ที่ตำแหน่ง  $(0, 0, 20)$  จากตารางจะเห็นว่าตำแหน่งที่มีแบบจำลองมะเร็งด้านมอยู่จะมีค่า  $S_{21}$  เท่ากับ -37.1 dB ซึ่งมีค่า  $S_{21}$  ที่สูงที่สุดเมื่อเทียบกับตำแหน่งอื่น แสดงให้เห็นว่าที่จุดนี้มีการเหนี่ยวนำของคลื่นเข้ามา เนื่องจากว่าตำแหน่งอื่นที่ห่างออกไปจากตำแหน่งของมะเร็งด้านมจะมีกำลังงานที่ลดลงมากขึ้น จากตารางจะเห็นว่าผลการวัดค่า  $S_{21}$  ที่ตำแหน่งใกล้เคียงกับจุดที่มีมะเร็งด้านมอยู่จะมีกำลังงานที่สูงใกล้เคียงกับตำแหน่งที่มีมะเร็งด้านมอยู่โดยที่ตรงแถวขอบของเต้านมจะมีกำลังที่รับได้ต่ำมาก ซึ่งบ่งบอกได้ว่ากำลังงานถูกดึงดูดเข้าไปหามะเร็งด้านมหมด เพื่อให้เห็นภาพมากขึ้นจึงได้นำเสนอผลในอีกรูปแบบตามรูปที่ 4.8 ซึ่งเป็นการนำเสนอในรูปแบบภาพของ contour plot ให้เห็นภาพว่ากำลังงานที่รับได้จะมีค่าลดลงเมื่ออยู่ห่างจากตำแหน่งของมะเร็งด้านม จากรูปดังกล่าวจะเห็นว่า การทดลองได้ฝั่งมะเร็งไว้ที่ตรงกึ่งกลางของเต้านมและทำการวัดกำลังงานตั้งแต่ตำแหน่งของมะเร็งด้านมจะไปถึงจุดที่ห่างออกไปซึ่งจะเห็นว่าตำแหน่งที่มีมะเร็งด้านมอยู่จะมีกำลังงานมากที่สุด และจากรูปที่ 4.9 เป็นภาพแสดงผลการวัดค่า  $S_{21}$  บนตำแหน่งที่มีมะเร็งด้านมอยู่ จะเห็นว่าค่า  $S_{21}$  ที่วัดได้จะมีค่าลดลงเมื่อความถี่สูงขึ้น ซึ่งเป็นไปตามทฤษฎีของคุณสมบัติคลื่นไมโครเวฟที่จะมีการสะท้อนออกและไม่ค่อยส่งผ่านเข้าไปในร่างกายมนุษย์ อย่างไรก็ตามการทดลองนี้เป็นารวัดผลเมื่อมะเร็งด้านมอยู่ตำแหน่งกึ่งกลางซึ่งตรงกับตำแหน่งที่สายอากาศปล่อยคลื่นเข้าไปจึงอาจจะสามารถตรวจหามะเร็งด้านมได้แบบสมบูรณ์ ดังนั้นเพื่อพิสูจน์ทฤษฎีและประสิทธิภาพของระบบ จึงต้องมีการทดลองในตำแหน่งอื่น ๆ และวิเคราะห์ผลการทดลองโดยรวม

ตารางที่ 4.1 ผลการวัด  $S_{21}$  (dB) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ เมื่อมะเร็งด้านมอยู่ที่ตำแหน่ง  $(0, 0, 20)$  ที่ระนาบ แกน  $Z = 20$  มิลลิเมตร

32	*	*	-70.1	-69.1	-69.3	-69.3	-69.5	*	*
24	-	-69.5	-69	-69.1	-66.5	-66.4	-68.6	-69.7	-
16	-71.3	-70.5	-66.3	-55.3	-55.4	-54.6	-68.6	-67.7	-68.5
8	-69.2	-65.5	-58.7	-40.2	-39.3	-39.5	-55.7	-66.7	-68.3
0	-69.4	-64.3	-55.9	-39.8	-37.1	-39.4	-56.6	-66.8	-68.2
-8	-70.4	-67.3	-55.5	-40.1	-40.1	-40.2	-57.1	-68.2	-69.9
-16	-70.5	-67.4	-70.2	-57.5	-56.9	-58.3	-67.7	-67.9	-69.5
-24	*	-70.2	-70	-69.4	-67.2	-68.3	-70.3	-71.5	*
-32	*	*	-72.4	-72.3	-69.5	-71.4	-71.5	*	*
Y/X	-32	-24	-16	-8	0	8	16	24	32

หมายเหตุ : \* ไม่ได้วัดค่าเนื่องจากอยู่นอกพื้นที่ของเต้านม



รูปที่ 4.8 ค่า  $S_{21}$  บนเด้านมที่ระนาบแกน  $Z = 20$  mm เมื่อมะเร็งอยู่ที่ตำแหน่ง  $(0, 0, 20)$

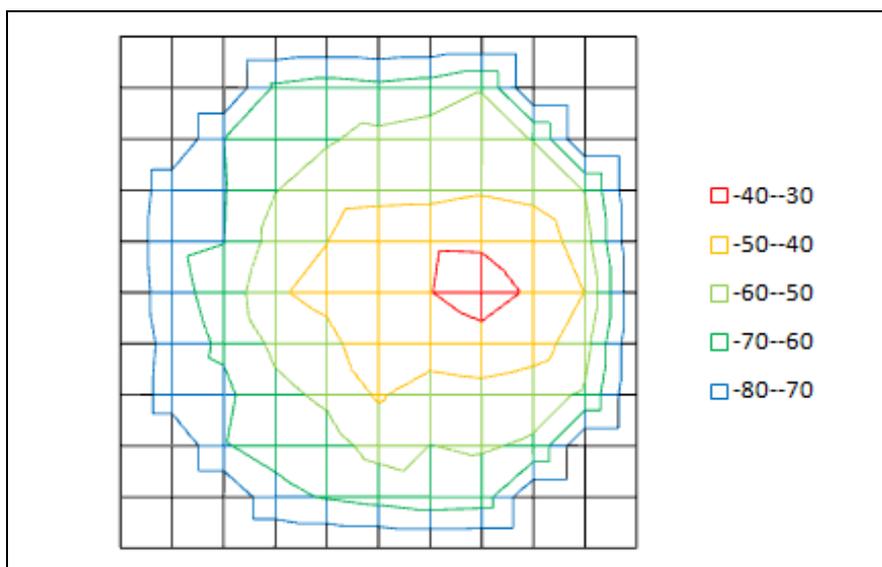


รูปที่ 4.9 ค่า  $S_{21}$  ที่วัดได้บนตำแหน่ง  $(0, 0, 20)$  ระหว่างช่วงความถี่ 3.0-8.0 GHz

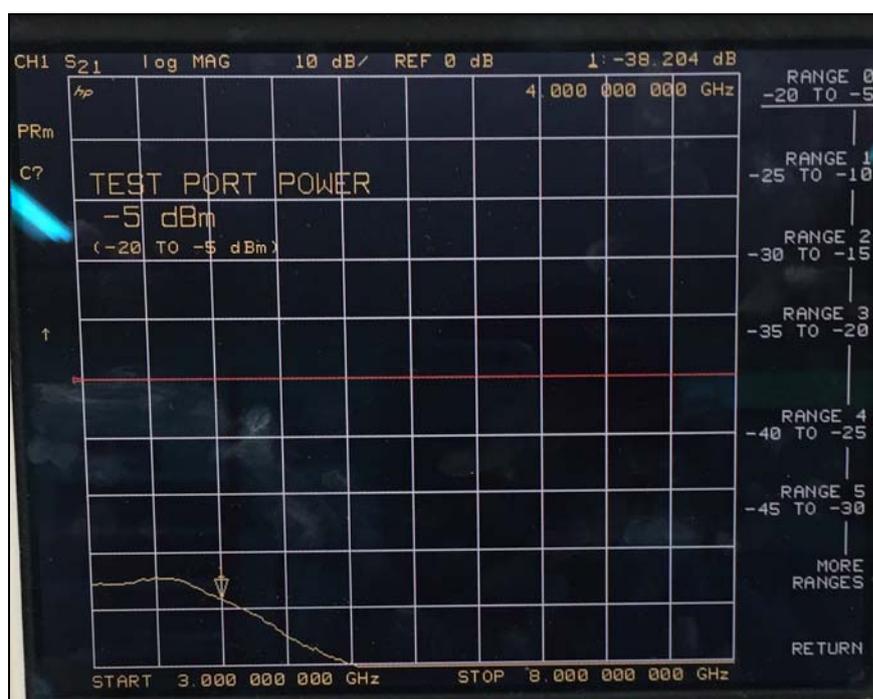
จากการทดลองก่อนหน้านี้ได้ทำการเปลี่ยนตำแหน่งของมะเร็งเต้านมไปไว้บนระนาบ Z เท่ากับ 20 มิลลิเมตร ที่ตำแหน่ง (16, 0, 20) โดยจะอยู่ไปทางด้านขวาของเต้านมซึ่งได้นำเสนอผลการวัดออกมาเป็น coordinate เหมือนการทดลองก่อนหน้านี้ ตารางที่ 4.2 ได้แสดงผลการวัด  $S_{21}$  ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในเต้านมจะเห็นว่าที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีกำลังงานสูงสุด (-38.2 dB) เมื่อเทียบกับที่ตำแหน่งอื่น ๆ และจะเห็นว่ากำลังงานที่ตำแหน่งรอบ ๆ มะเร็งเต้านมจะมีค่ากำลังงานเข้าใกล้กับตำแหน่งที่มีมะเร็งซึ่งแสดงให้เห็นว่ามะเร็งเต้านมมีการเหนี่ยวนำของคลื่นเข้ามาหาตัวเอง ถึงแม้ว่าจะไม่ได้อยู่ตรงกับตำแหน่งตรงกลางของสายอากาศ และจะเห็นว่าที่ตำแหน่งอื่นที่ห่างออกไปจากตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีกำลังงานที่ลดลงมากขึ้นจนไปถึงขอบทางด้านซ้าย ซึ่งจะเห็นว่าค่า  $S_{21}$  ที่วัดได้จะต่ำมากประมาณ -73 dB จึงบอกได้ว่าคลื่นที่ถูกปล่อยออกมาจะถูกดูดเข้าไปหามะเร็งเต้านมหมด จากตารางสามารถนำเสนอให้เห็นภาพได้ตามรูปที่ 4.10 ซึ่งเป็นการนำเสนอในรูปแบบภาพ contour plot เช่นเดียวกับที่ได้นำเสนอก่อนหน้านี้ โดยจากรูปนี้จะเห็นว่า การวัดบนตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่จะได้ค่ากำลังงานที่ถูกดูดซับสูงกว่าที่ตำแหน่งอื่น ๆ และเมื่อวัดกำลังงานที่ตำแหน่งอื่น ๆ กำลังงานที่รับได้จะมีค่าลดลงเมื่ออยู่ห่างจากตำแหน่งของมะเร็งเต้านม ซึ่งจากรูปดังกล่าวเมื่อสังเกตค่ากำลังงานที่ได้ในแต่ละจุดจะเห็นว่ามะเร็งเต้านมมีความสามารถในการเหนี่ยวนำคลื่นเข้ามาหาตัวเอง และจากรูปที่ 4.11 เป็นภาพแสดงผลการวัดค่า  $S_{21}$  บนตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่ (16, 0, 20) จะเห็นว่าค่ากำลังงานที่ถูกดูดซับในแต่ละจุดจะมีค่าลดลงเมื่อความถี่สูงขึ้น ซึ่งเป็นไปตามทฤษฎีของคลื่นไมโครเวฟที่มีผลต่อร่างกายมนุษย์ อย่างไรก็ตามถึงแม้การทดลองนี้จะสามารถสรุปผลของคุณสมบัติการเหนี่ยวนำคลื่นของมะเร็งเต้านมได้แต่เพื่อเป็นการยืนยันความสามารถของการตรวจมะเร็งเต้านมของระบบนี้จึงได้ทำการทดลองอีกครั้ง โดยการปรับเปลี่ยนตำแหน่งของมะเร็งเต้านมเพื่อทดลองดูในหลาย ๆ ตำแหน่งว่ายังสามารถตรวจพบได้หรือไม่

ตารางที่ 4.2 ผลการวัด  $S_{21}$  (dB) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 0, 20) ที่ระนาบ แกน Z = 20 มิลลิเมตร

32	-	-	-68.2	-65.3	-67.4	-65.3	-60.4	-	-
24	-	-70.1	-66.4	-60.9	-57.5	-55.5	-56.7	-60.3	-
16	-73.3	-70.7	-60.3	-55.4	-54.3	-53.6	-51.1	-53.3	-60.3
8	-71.4	-70.2	-56.1	-50.2	-40.5	-40.4	-40.5	-42.4	-55.9
0	-72.7	-66.6	-51.3	-46.5	-40.4	-40.1	-38.2	-40.6	-50.2
-8	-75.3	-68.3	-57.9	-53.8	-41.2	-42.7	-41.4	-44.8	-56.4
-16	-74.2	-72.4	-62.3	-58.3	-48.7	-56.3	-54.1	-56.6	-61.2
-24	-	-70.5	-67.5	-63.8	-56.6	-60.1	-59.2	-61.1	-
-32	-	-	-72.4	-69.3	-66.4	-63.5	-64.4	-	-
Y/X	-32	-24	-16	-8	0	8	16	24	32



รูปที่ 4.10 ค่า  $S_{21}$  บนเด็านมที่ระนาบแกน  $Z = 20$  mm เมื่อมะเร็งอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 0, 20)



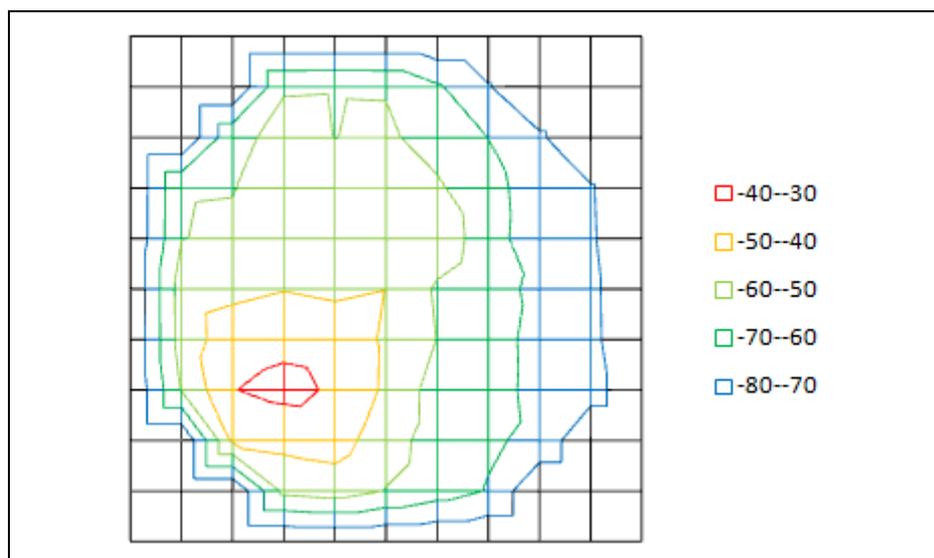
รูปที่ 4.11 ค่า  $S_{21}$  ที่วัดได้บนตำแหน่ง (16, 0, 20) ระหว่างช่วงความถี่ 3.0-8.0 GHz

ในการทดลองครั้งนี้จะทำการฝังมะเร็งเต้านมไว้บนระนาบ  $Z$  เท่ากับ 20 มิลลิเมตร ที่ตำแหน่ง  $(-16, -16, 20)$  ซึ่งจะอยู่เอียงไปทางด้านซ้ายล่าง โดยคาร์นาเสนอผลการวัดก็ได้แสดงออกมาในลักษณะเดียวกันกับการทดลองก่อนหน้านี้ ในตารางที่ 4.3 เป็นการนำเสนอผลการวัด  $S_{21}$  ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในหน่วย dB จากตารางจะเห็นว่าผลการวัดที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมมีค่า  $S_{21}$  เท่ากับ -37.2 dB ซึ่งมีค่ามากที่สุด โดยมีผลการวัดที่ตำแหน่งรอบ ๆ ประมาณ -43 dB และผลการวัดที่ตำแหน่งอื่น ๆ ที่ห่างออกไปจะมีค่าลดลงเรื่อย ๆ จนไปถึงขอบทางด้านขวาจะมีค่ากำลังงานที่น้อยมากประมาณ -77 dB ซึ่งแสดงให้เห็นว่ามะเร็งเต้านมมีการเหนี่ยวนำคลื่นเข้าหาตัวเองถึงแม้ว่าตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะอยู่เอียงออกไปทางข้างล่างฝั่งซ้ายของสายอากาศ แต่ก็สามารถดูดคลื่นเข้าไปหาได้ เช่นเดียวกันกับการทดลองก่อนหน้านี้ รูปที่ 4.12 จะแสดงภาพการนำเสนอแบบง่ายเพื่อให้เห็นภาพมากขึ้น ซึ่งจากรูปดังกล่าวจะเห็นว่าที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีกำลังงานที่มากที่สุด ในขณะที่ตำแหน่งอื่น ๆ จะมีกำลังงานลดลงตามความห่างจากมะเร็งเต้านม และจากรูปที่ 4.13 เป็นภาพแสดงผลการวัดค่า  $S_{21}$  บนตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่  $(-16, -16, 20)$  จะเห็นว่าค่า  $S_{21}$  ที่วัดได้จะมีค่าลดลงเมื่อความถี่สูงขึ้น ซึ่งเป็นไปตามทฤษฎีเช่นกัน ซึ่งจากการทดลองมาทั้งหมดทำให้สรุปได้ว่าความถี่ที่สูงมากจะมีการแพร่เข้าไปในร่างกายมนุษย์ได้น้อย และจากการทดลองทั้งหมดที่ได้ทำมาสามารถยืนยันประสิทธิภาพการตรวจมะเร็งเต้านมของระบบนี้ได้ดีไม่ว่าจะมีการเปลี่ยนตำแหน่งของมะเร็งเต้านมให้ออกไปจากตรงกลางของสายอากาศก็ตาม แต่ทั้งนี้การทดลองก็อ้างอิงถึงความเป็นจริงโดยให้การเปลี่ยนตำแหน่งของมะเร็งเต้านมนั้นอยู่ในพื้นที่ของ glandular ซึ่งเป็นจุดที่สามารถเกิดมะเร็งเต้านมได้

ตารางที่ 4.3 ผลการวัด  $S_{21}$  (dB) ที่ตำแหน่งต่าง ๆ เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง  $(-16, -16, 20)$

ที่ระนาบแกน  $Z = 20$  มิลลิเมตร

32	-	-	-60.6	-60.4	-60.5	-68.6	-79.3	-	-
24	-	-62.3	-57.5	-60.1	-58.7	-63.2	-70.1	-78.5	-
16	-60.5	-60.3	-57.3	-55.6	-55.6	-58.8	-65.7	-76.4	-79.1
8	-60.2	-58.7	-54.4	-53.2	-53.2	-54.2	-64.9	-77.3	-78.7
0	-55.3	-52.6	-50.4	-52.1	-50.2	-61.3	-66.4	-72.2	-77.5
-8	-55.6	-44.2	-42.4	-43.5	-51.4	-60.2	-65.4	-73.5	-77.3
-16	-59.3	-40.3	-37.2	-41.3	-51.6	-64.4	-65.8	-73.2	-75.3
-24	-	-48.6	-47.1	-45.7	-55.5	-64.6	-68.6	-72.4	-
-32	-	-	-57.4	-55.1	-60.4	-65.3	-70.6	-	-
Y/X	-32	-24	-16	-8	0	8	16	24	32



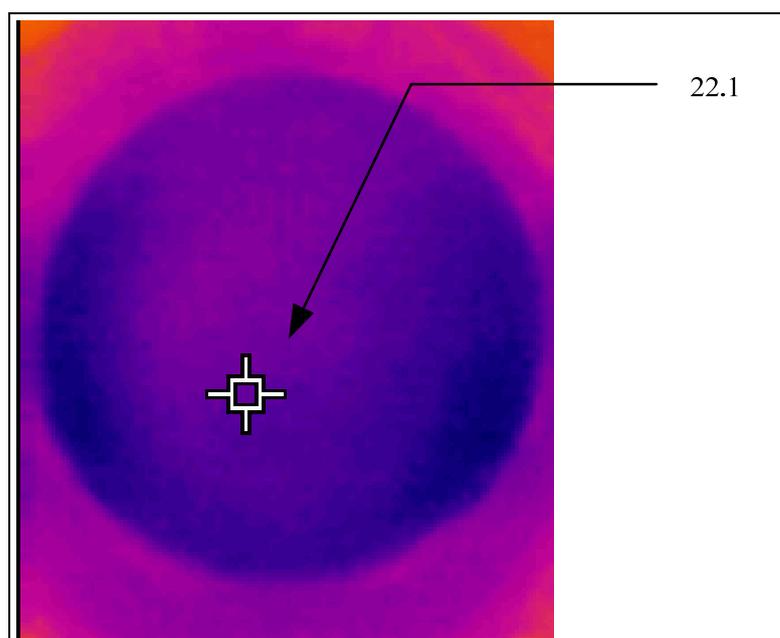
รูปที่ 4.12 ค่า  $S_{21}$  บนเด้ามนที่ระนาบแกน  $Z = 20$  mm เมื่อมะเร็งอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20)



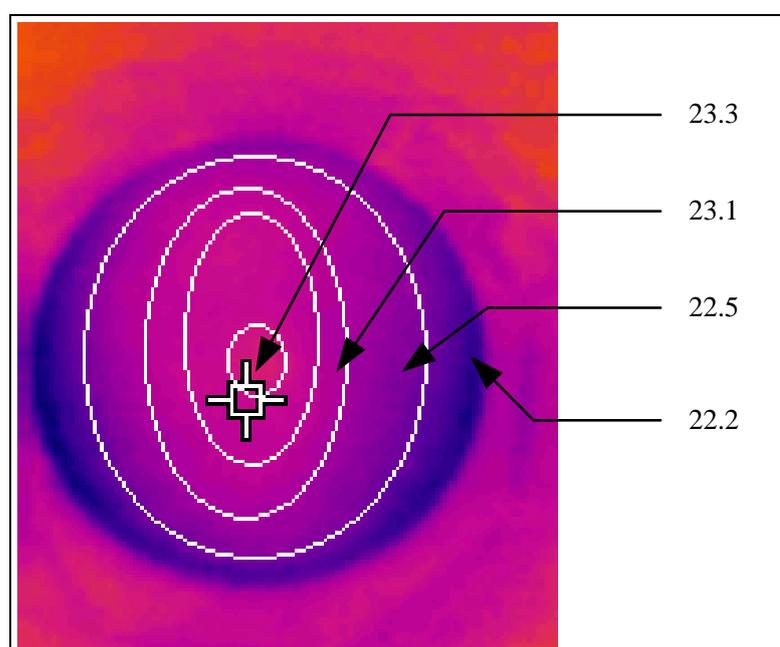
รูปที่ 4.13 ค่า  $S_{21}$  ที่วัดได้บนเด้ามนตำแหน่ง (-16, -16, 20) ระหว่างช่วงความถี่ 3.0-8.0 GHz

ตามทฤษฎีแล้วในการทดลองถ้าแหล่งจ่ายมีกำลังส่งมากพอ กำลังงานสะสมในตัวของมะเร็งเต้านมและเต้านมจะสามารถแสดงออกมาในรูปของอุณหภูมิได้ แต่เนื่องจากว่ากำลังส่งของแหล่งจ่ายความถี่ที่ 4 GHz ที่มีนั้นไม่สามารถสร้างกำลังส่งที่มากได้โดยมีกำลังส่งสูงสุดเพียง -5 dB แต่ในการทดลองนี้จะทำการแสดงผลของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นจากการส่งคลื่นความถี่ที่ 2.4 GHz เข้าไปในแบบจำลองเต้านมแทนความถี่ 4 GHz เนื่องจากว่าแหล่งจ่ายกำลังส่งสูงที่มีใช้ในการทดลองมีเพียงที่ความถี่นี้เท่านั้น ซึ่งการทดลองนี้สามารถปรับเทียบผลไปตามความถี่อื่น ๆ ได้ โดยตัวส่งที่ใช้มีกำลังส่งประมาณ 200 W และอุปกรณ์ที่ใช้ในการถ่ายภาพความร้อนคือกล้องถ่ายภาพอุณหภูมิประเภทอินฟราเรด FLIR TG 165 และรูปที่ 4.14 เป็นภาพแสดงอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมแบบปกติที่ไม่มีมะเร็งเต้านมเมื่อถูกส่งกำลังงานเข้าไปจะเห็นว่ามียุณหภูมิอยู่ที่ประมาณ 22 °C

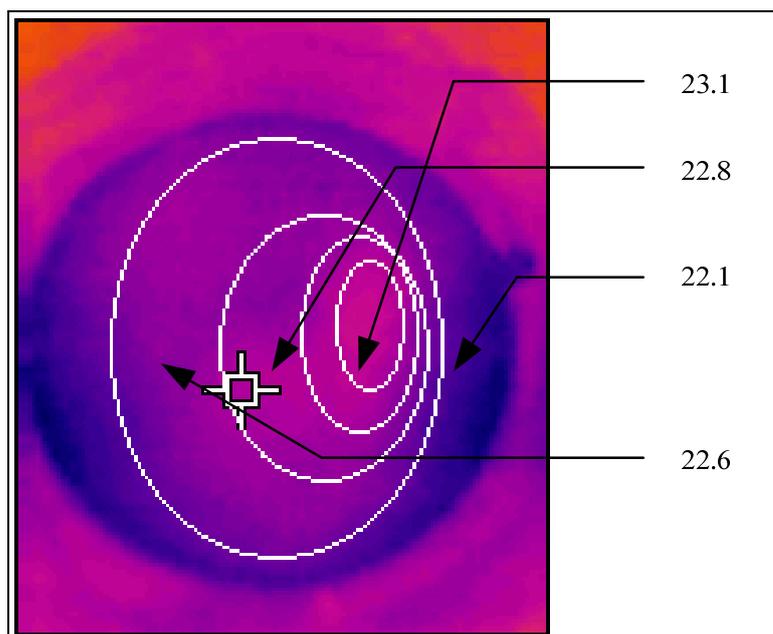
รูปที่ 4.15–4.17 เป็นผลการถ่ายภาพอุณหภูมิด้วยกล้อง FLIR TG 165 โดยกำหนดระยะห่างการถ่ายภาพเท่ากับ 10 เซนติเมตร โดยทำการถ่ายภาพหลังจากให้ความร้อนด้วยคลื่นความถี่ 2.4 GHz ที่เวลา 30 วินาที ซึ่งในรูปที่ 4.15 เป็นรูปที่ทำการส่งมะเร็งเข้าไปที่ตำแหน่งตรงกลางหรือที่ (0, 0, 20) ในรูปที่ 4.16 เป็นรูปที่ทำการส่งมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่งทางขวา (16, 16, 20) และในรูปที่ 4.17 เป็นการทดลองโดยการส่งมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) โดยทั้ง 3 ภาพการทดลองเป็นผลที่เกิดขึ้นเมื่อทำการปล่อยคลื่นเข้าไปเป็นระยะเวลา 30 วินาที จะเห็นว่าที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะเริ่มมีอุณหภูมิสูงขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับตำแหน่งอื่น ๆ ในเต้านม โดยทั้ง 3 ภาพจะมีอุณหภูมิที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมสูงที่สุดเป็น 23.1 °C ซึ่งอุณหภูมิปกติของแบบจำลองเต้านมจะอยู่ที่ประมาณ 22 °C แต่ทั้งนี้เวลาที่ใช้ในการทดลองที่ 30 วินาทียังเป็นเวลาที่น้อยเกินไปเนื่องจากว่า ความต่างของอุณหภูมิของมะเร็งเต้านมยังมีความใกล้เคียงกับตำแหน่งที่ไม่มีมะเร็งเต้านมจนไม่สามารถแยกตำแหน่งออกจากการมองในภาพ แต่สามารถระบุตำแหน่งได้โดยการใช้อุปกรณ์พิสูจน์ การทดลองต่อมาจึงได้ทำการเพิ่มเวลาในการทดลองขึ้นอีกเป็น 60 วินาที เพื่อพิสูจน์ว่ามะเร็งเต้านมจะมีการดูดซับคลื่นเพิ่มขึ้นจากเดิมมากแค่ไหนและสามารถระบุตำแหน่งได้หรือไม่



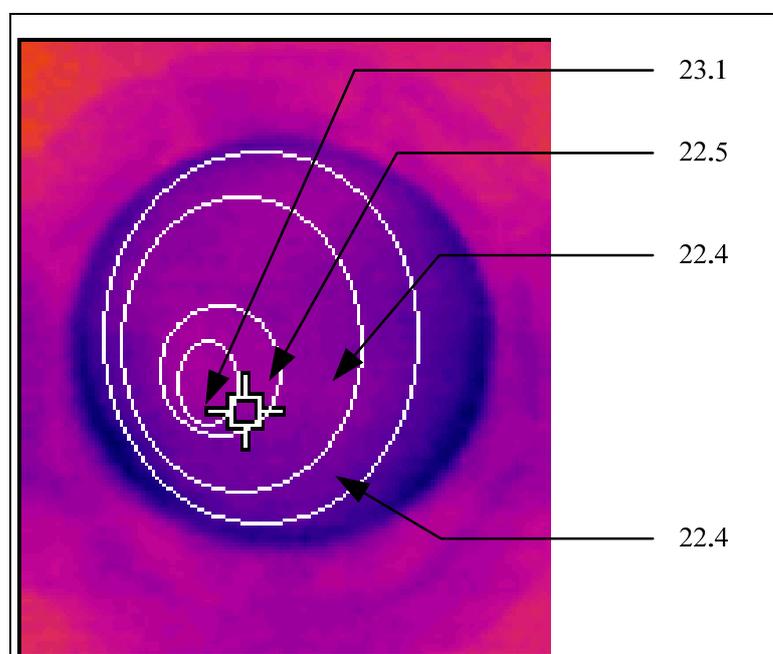
รูปที่ 4.14 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมปกติ



รูปที่ 4.15 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมีะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 30 วินาที

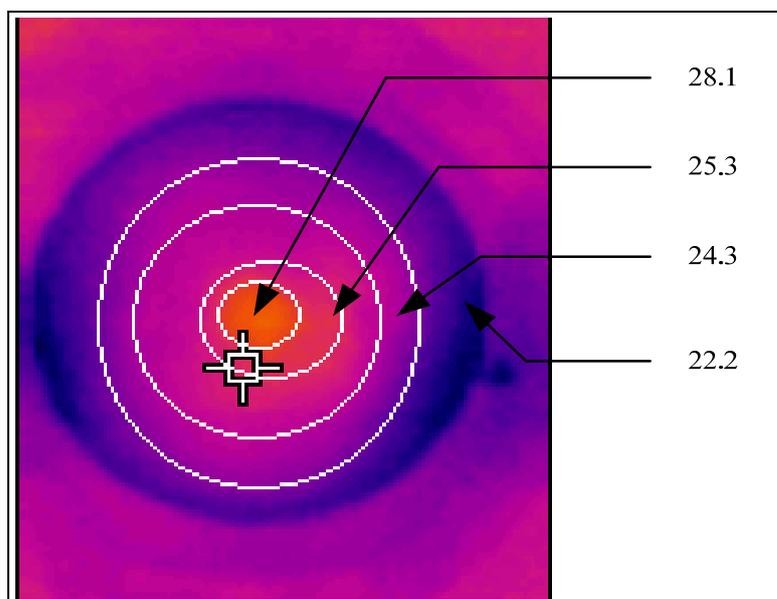


รูปที่ 4.16 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อระเร้งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 30 วินาที

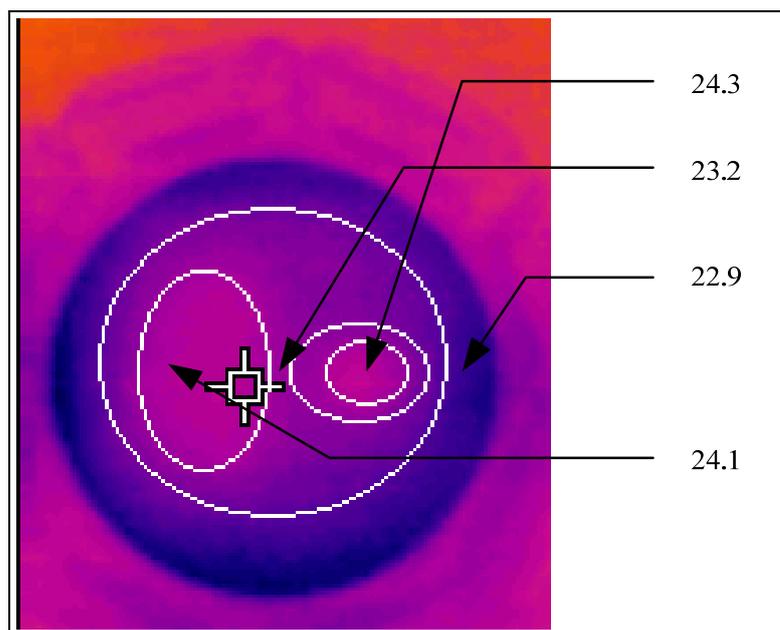


รูปที่ 4.17 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อระเร้งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 30 วินาที

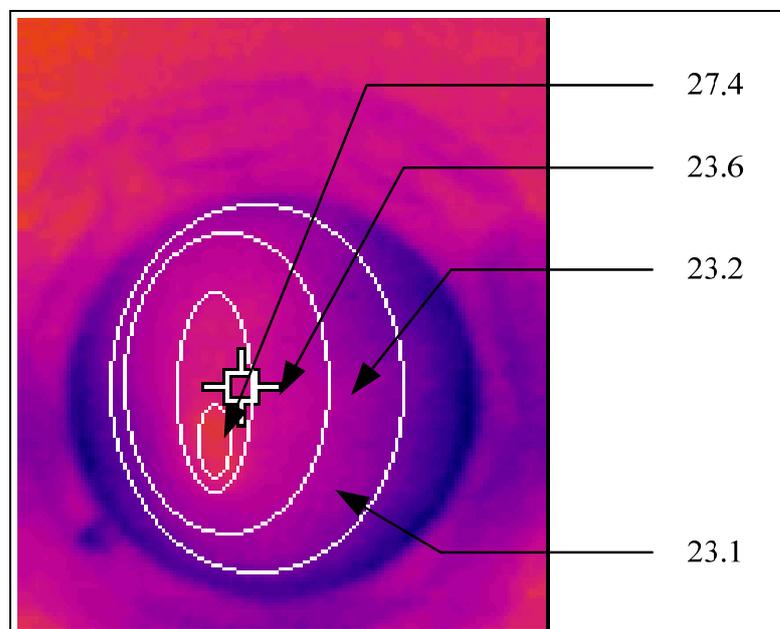
รูปที่ 4.18–4.20 เป็นผลการถ่ายภาพอุณหภูมิด้วยกล้อง FLIR TG 165 และใช้คลื่นความถี่ 2.4 GHz เช่นกัน แต่จะทำการปล่อยคลื่นเข้าไปในแบบจำลองเต้านมเป็นเวลา 60 วินาที รูปที่ 4.18 เป็นรูปที่ทำการฝังมะเร็งเข้าไปที่ตำแหน่งตรงกลางหรือที่ (0, 0, 20) และทำการปล่อยคลื่นเข้าไปเป็นเวลา 60 วินาที เช่นกัน จะเห็นว่าตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่จะมีอุณหภูมิที่สูงขึ้นเป็น 28.1 °C และที่ตำแหน่งถัดจากมะเร็งเต้านมก็ได้รับการถ่ายโอนความร้อนจากตัวมะเร็งเต้านมทำให้อุณหภูมิสูงขึ้นตามลำดับ ซึ่งจะเห็นว่าตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่มีอุณหภูมิสูงกว่าบริเวณขอบ 5 °C ซึ่งสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งเต้านมออกได้ ในรูปที่ 4.19 เป็นรูปที่ทำการฝังมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่งทางขวาหรือ (16, 0, 20) และทำการปล่อยคลื่นเข้าไปเป็นเวลา 60 วินาที จะเห็นว่าถึงแม้ อุณหภูมิจะในแต่ละจุดจะแตกต่างกันเล็กน้อยแต่ก็ยังสามารถระบุตำแหน่งได้เนื่องจากว่าที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมยังมีอุณหภูมิที่สูงกว่าตำแหน่งอื่น ๆ อยู่โดยมีอุณหภูมิที่ 24.3 °C ซึ่งเมื่อดูจากรูปแล้วจะเห็นว่าสีของความร้อนจะเอนไปทางฝั่งซ้าย จึงสรุปว่าคลื่นที่ออกจากแหล่งจ่ายมีรูปแบบการแพร่กำลังงานไปทางฝั่งซ้ายมากกว่าทำให้มะเร็งเต้านมที่อยู่ฝั่งขวาได้รับพลังงานน้อย และในรูปที่ 4.20 ซึ่งเป็นการทดลองสุดท้าย เป็นการทดลองโดยการฝังมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) จะเห็นว่าครั้งนี้สามารถระบุตำแหน่งได้ชัดเจนโดยที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีอุณหภูมิสูงถึง 27.4 °C และในส่วนข้างเคียงหรือถัดไปจะมีอุณหภูมิต่ำลงตามลำดับ และเพื่อให้เห็นความเป็นไปมากขึ้นจึงได้ทดลองเพิ่มอีกโดยเพิ่มเวลาการปล่อยคลื่นเป็น 90 วินาที



รูปที่ 4.18 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 60 วินาที

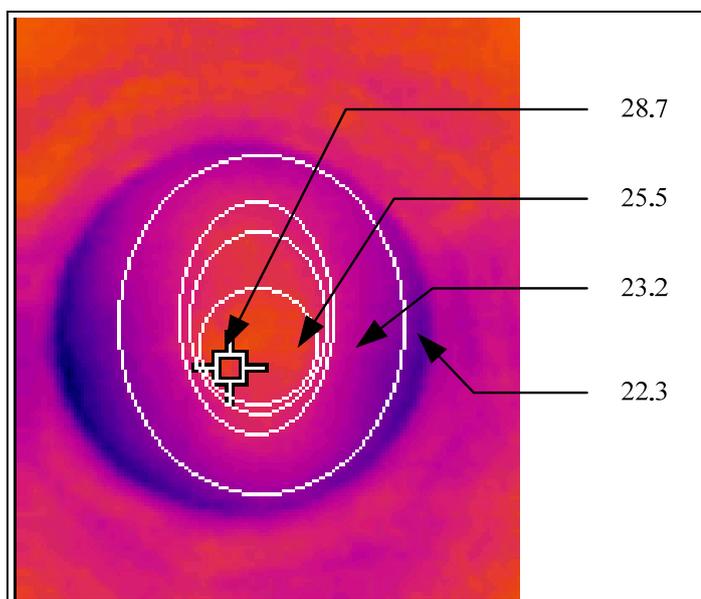


รูปที่ 4.19 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 60 วินาที

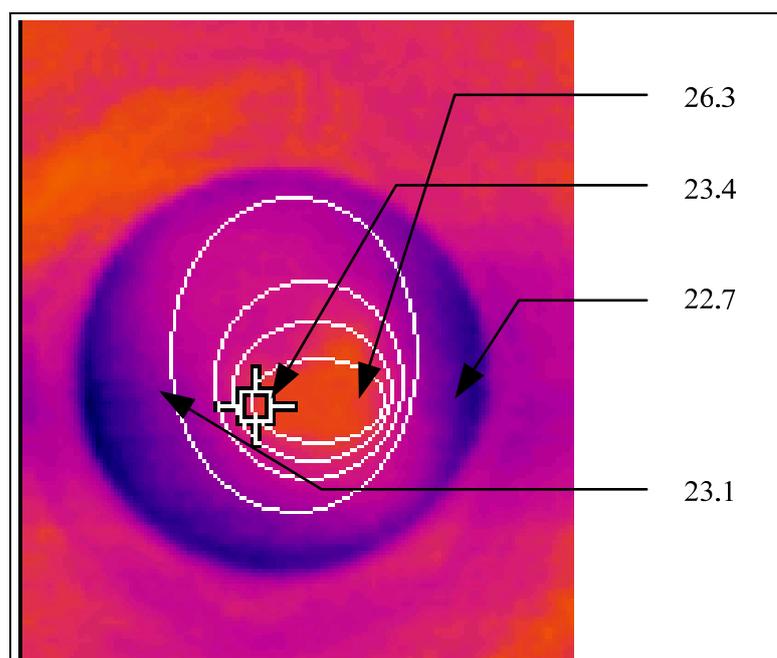


รูปที่ 4.20 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 60 วินาที

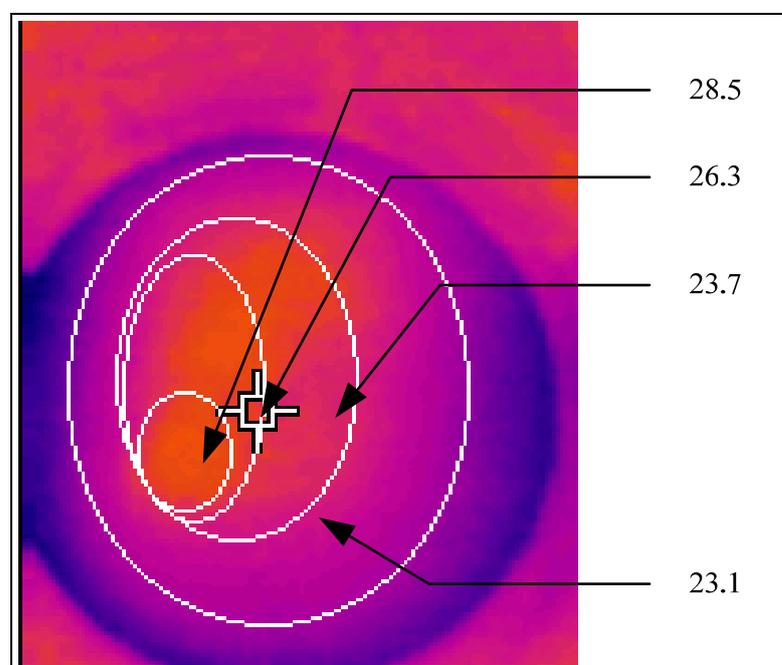
รูปที่ 4.21–4.23 เป็นอีกการทดลองที่ถ่ายภาพอุณหภูมิด้วยกล้อง FLIR TG 165 และใช้คลื่นความถี่ 2.4 GHz เช่นกัน แต่จะทำการปล่อยคลื่นเข้าไปในแบบจำลองเต้านมเป็นเวลา 90 วินาที รูปที่ 4.21 เป็นรูปที่ทำการฝังมะเร็งเข้าไปที่ตำแหน่งตรงกลางหรือที่ (0, 0, 20) และทำการปล่อยคลื่นเข้าไป เป็นเวลา 90 วินาที เช่นกัน จะเห็นว่าตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่จะมีอุณหภูมิที่สูงขึ้นเป็น 28.7 °C และที่ตำแหน่งถัดจากมะเร็งเต้านมก็ได้รับการถ่ายโอนความร้อนจากตัวมะเร็งเต้านม ทำให้อุณหภูมิสูงขึ้นตามลำดับแต่ครั้งนี้อุณหภูมิบริเวณใกล้เคียงจะเริ่มสูงขึ้นตามด้วย ซึ่งจะเห็นว่าตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่มีอุณหภูมิสูงกว่าบริเวณขอบที่มีอุณหภูมิอยู่ที่ 22.3 °C ซึ่งสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งเต้านมออกได้ ในรูปที่ 4.22 เป็นรูปที่ทำการฝังมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) และทำการปล่อยคลื่นเข้าไปเป็นเวลา 90 วินาที จะเห็นว่าอุณหภูมิของตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมจะสูงถึง 26.3 °C ถึงแม้อุณหภูมิจะมีการแพร่ไปที่ตำแหน่งข้างเคียงสูงแต่ก็สามารถแยกตำแหน่งของมะเร็งเต้านมออกได้ เนื่องจากว่าที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมมีอุณหภูมิที่สูงกว่าตำแหน่งอื่น ๆ อยู่ประมาณ 3 °C และในรูปที่ 4.23 เป็นการทดลองโดยการฝังมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) จะเห็นว่าที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีอุณหภูมิสูงถึง 28.5 °C และในส่วนข้างเคียงหรือถัดไปจะมีอุณหภูมิที่ต่ำลงตามลำดับ ซึ่งสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งเต้านมได้เช่นกัน แต่จากทั้ง 3 การทดลองนี้จะเห็นว่าอุณหภูมิของมะเร็งเต้านมจะเริ่มมีการฟุ้งออกไปที่บริเวณข้างเคียงทำให้บริเวณอื่นมีอุณหภูมิที่สูงขึ้นตามตำแหน่งของมะเร็งเต้านมด้วย



รูปที่ 4.21 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 90 วินาที



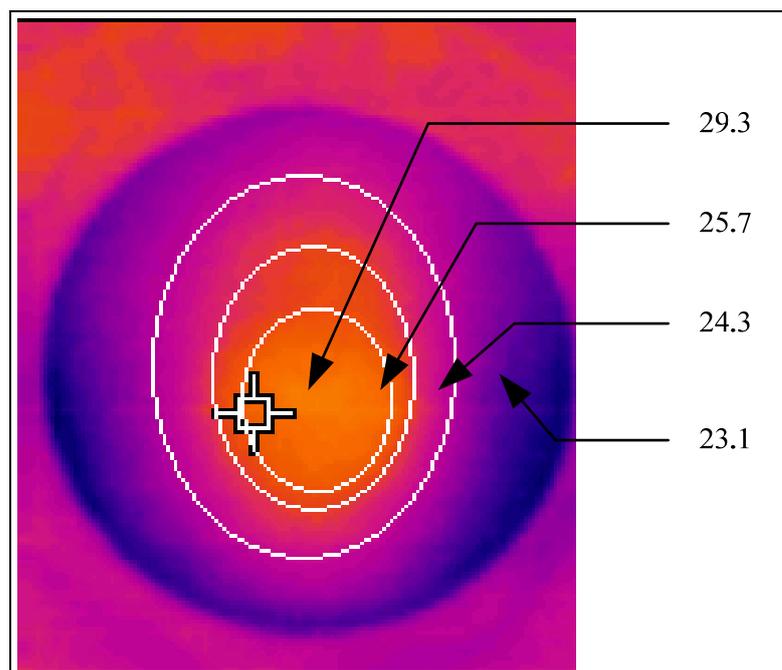
รูปที่ 4.22 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 90 วินาที



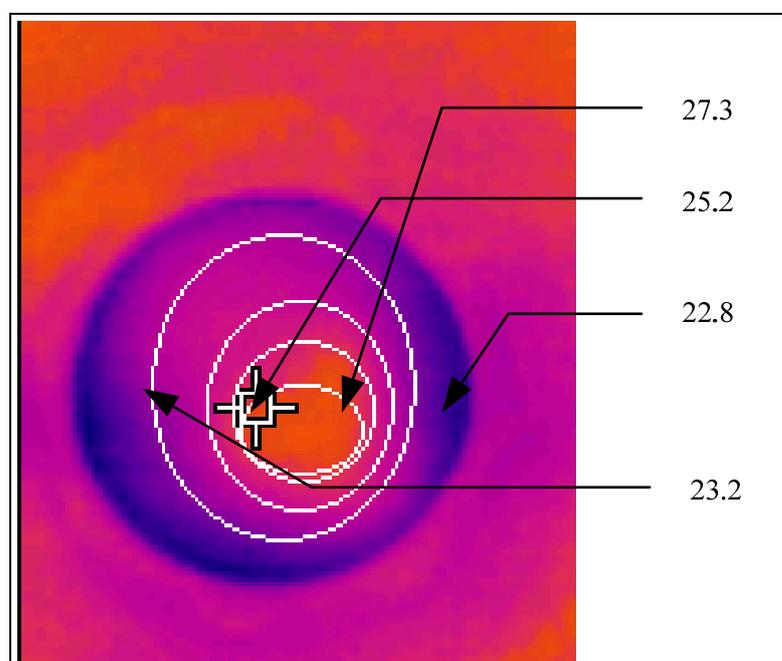
รูปที่ 4.23 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 90 วินาที

รูปที่ 4.24–4.26 เป็นการทดลองสุดท้ายซึ่งเป็นผลการถ่ายภาพอุณหภูมิด้วยกล้อง FLIR TG 165 และใช้คลื่นความถี่ 2.4 GHz เช่นกัน โดยครั้งนี้จะทำการปล่อยคลื่นเข้าไปในแบบจำลองเต้านมเป็นเวลา 120 วินาที รูปที่ 4.24 เป็นรูปที่ทำการฝังมะเร็งเต้านมที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) และทำการปล่อยคลื่นเข้าไปเป็นเวลา 120 วินาที จะเห็นว่าตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่จะมีอุณหภูมิที่สูงขึ้นเป็น 29.3 °C แต่ความร้อนจะฟุ้งกระจายไปยังพื้นที่โดยรอบของมะเร็งเต้านมอย่างมากทำให้พื้นที่อื่นมีอุณหภูมิสูงขึ้นด้วย ซึ่งถ้าใช้การวัดจากอุณหภูมิระหว่างจุดจะสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งเต้านมได้แต่ถ้าดูจากสีของภาพจะแยกไม่ค่อยออกเนื่องจากความร้อนที่ฟุ้งออกกระจายมาก ในรูปที่ 4.25 เป็นรูปที่ทำการฝังมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) และทำการปล่อยคลื่นเข้าไปเป็นเวลา 120 วินาที จะเห็นว่าถึงแม้อุณหภูมิในตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีค่าสูงที่สุดคือ 27.3 °C แต่อุณหภูมิจากตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีการฟุ้งกระจายออกเช่นกันซึ่งทำให้สามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งเต้านมออกได้ยากเมื่อดูจากภาพ และสุดท้ายในรูปที่ 4.26 เป็นการทดลองโดยการฝังมะเร็งเต้านมไว้ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) จะเห็นว่าที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมจะมีอุณหภูมิสูงที่สุดโดยมีอุณหภูมิสูงถึง 29.1 °C แต่การกระจายความร้อนของมะเร็งเต้านมก็ฟุ้งออกไปโดยรอบเหมือนกันทำให้สามารถแยกตำแหน่งของมะเร็งเต้านมได้ยาก

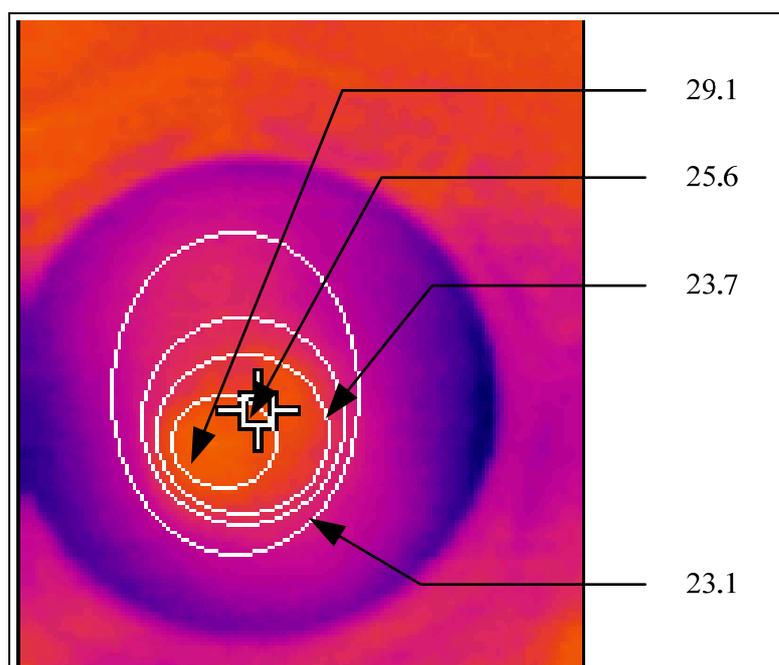
จากการทดลองทั้ง 4 การทดลองคือที่เวลา 30, 60, 90 และ 120 วินาทีทำให้สรุปได้ว่าที่ความถี่ 2.4 GHz กำลังส่ง 200 W จะสามารถตรวจมะเร็งได้ดีเมื่อใช้งานในเวลาระหว่าง 60–90 วินาที เนื่องจากว่าถ้าใช้งานในเวลาที่ต่ำกว่านี้การดูดซับพลังงานของมะเร็งเต้านมจะไม่มากพอที่จะแสดงผลในรูปแบบของอุณหภูมิที่ชัดเจนได้ แต่ถ้าใช้งานในเวลาที่สูงกว่านี้จะทำให้เกิดการฟุ้งกระจายของอุณหภูมิที่ออกจากมะเร็งเต้านมซึ่งทำให้ระบุตำแหน่งได้ยากเช่นกัน และจากการแสดงผลของการทดลองทั้งหมดซึ่งเป็นการทดลองที่ความถี่ 2.4 GHz แต่สามารถเปรียบเทียบกับความถี่ 4 GHz ซึ่งมีความเหมาะสมที่สุดในการตรวจมะเร็งเต้านมได้ เนื่องจากว่าความถี่ 2.4 GHz ที่มีความแม่นยำน้อยกว่าสามารถตรวจและระบุตำแหน่งได้ ความถี่ 4 GHz ที่มีความแม่นยำกว่าจึงต้องสามารถตรวจได้ดียิ่งกว่า



รูปที่ 4.24 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (0, 0, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 120 วินาที



รูปที่ 4.25 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (16, 16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 120 วินาที



รูปที่ 4.26 ภาพถ่ายอุณหภูมิของแบบจำลองเต้านมเมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ที่ตำแหน่ง (-16, -16, 20) ที่ความถี่ 2.45 GHz ในเวลา 120 วินาที

#### 4.4 สรุป

เนื้อหาที่สำคัญของบทนี้เป็นการกล่าวถึงการจำลองผลและวัดทดสอบระบบตรวจมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟ ในการจำลองผลด้วยโปรแกรม CST ทำให้ได้ความถี่ที่เหมาะสมกับการใช้งานคือความถี่ที่ 4 GHz ซึ่งเป็นความถี่ที่มีการเหนี่ยวนำเข้าไปที่ตำแหน่งของมะเร็งเต้านมมากที่สุด โดยที่ความถี่ที่สูงขึ้นไปจะมีการสะท้อนที่บริเวณพื้นผิวของเต้านมมากขึ้นทำให้มี SAR ที่เกิดขึ้นบริเวณพื้นผิวสูง ซึ่งตรงตามคุณสมบัติของคลื่นไมโครเวฟที่มีการสะท้อนบนร่างกายมนุษย์และไม่เกิดการแพร่เข้าไปข้างในมากเมื่อความถี่สูงขึ้น ส่วนที่ความถี่ที่ต่ำกว่า 4 GHz ก็สามารถทะลุผ่านเข้าไปในเต้านมได้แต่การเหนี่ยวนำคลื่นไปที่มะเร็งเต้านมจะไม่ดีเท่ากับที่ความถี่ 4 GHz และในการทดสอบวิเคราะห์เรื่องขนาดของมะเร็งเต้านมที่มีผลต่อการเหนี่ยวนำจะได้ว่าที่ความถี่ 4 GHz ขนาดของมะเร็งเต้านมที่สามารถตรวจพบได้จะอยู่ที่ขนาด 5 มิลลิเมตรเป็นอย่างต่ำ ซึ่งถ้าขนาดเล็กกว่านี้จะไม่สามารถตรวจพบได้และถ้ามีขนาดใหญ่กว่าจะสามารถตรวจพบได้ชัดเจนขึ้น และจากการทดลองจริงจะแบ่งออกเป็น 3 การทดลองโดยปรับเปลี่ยนตำแหน่งของมะเร็งเต้านมเพื่อพิสูจน์ผลและทฤษฎี โดยจะเห็นว่าทั้งสามการทดลองสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งเต้านมได้อย่างถูกต้องจากค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน หรือ  $S_{21}$  ที่ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในเต้านม โดยที่ตำแหน่งที่มีมะเร็งเต้านมอยู่จะมีค่ากำลังงานสูงที่สุดและผลการวัดในตำแหน่งอื่น ๆ ที่ห่างออกไปจากมะเร็ง

เต้านมจะมีกำลังงานลดลง ซึ่งไม่ว่าจะลองเปลี่ยนตำแหน่งของมะเร็งเต้านมไปไว้ที่อื่นระบบก็ยัง  
สามารถตรวจหาได้เนื่องจากตามทฤษฎีแล้วมะเร็งจะมีการเหนี่ยวนำคลื่นไมโครเวฟเข้ามาหาตัวมัน  
เอง และจากภาพผลการวัด  $S_{21}$  จะเห็นว่ากำลังงานที่ความถี่สูงภายในเต้านมจะมีค่าน้อยลงซึ่งยืนยัน  
ได้ตามคุณสมบัติของคลื่นไมโครเวฟที่ยิ่งความถี่สูงจะมีการสะท้อนออกและมีการส่งผ่านเข้าไป  
ข้างในร่างกายมนุษย์ได้น้อย

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบและสร้างระบบตรวจจับมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟในย่านอัลตราไวด์แบนด์ ซึ่งสาเหตุที่ใช้ความถี่ในย่านนี้จะเริ่มมีการดูดซับกับเนื้อเยื่อส่วนประกอบหลัก ๆ ของระบบตรวจมะเร็งเต้านมในงานวิจัยนี้คือ ส่วนที่เป็นสายอากาศที่ใช้เป็นตัวส่งสัญญาณ แบบจำลองของเต้านมและมะเร็งเต้านมที่มีคุณสมบัติทางไฟฟ้าเหมือนเนื้อเยื่อจริง โดยสายอากาศที่ใช้ทดลองจะเลือกใช้เป็นแบบแพทช์ที่มีแบนด์กว้างเนื่องจากมีขนาดเล็กใช้งานง่ายและสามารถดูผลในหลายความถี่ได้ ในระบบนี้ได้พิจารณาการแพร่กระจายคลื่นแบบ near field โดยให้สายอากาศวางอยู่ห่างจากเต้านม 1 มิลลิเมตร โดยการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เริ่มจากการศึกษาเนื้อหาและความสำคัญของปัญหา ตั้งวัตถุประสงค์ของการวิจัย ข้อตกลงเบื้องต้นขอบเขตของการวิจัย และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

จากการจำลองผลด้วยโปรแกรม CST microwave studio เพื่อดูแนวโน้มของทฤษฎีและผลที่ได้รับ โดยเริ่มจากการออกแบบและจำลองสายอากาศก่อนโดยใช้สายอากาศต้นแบบของไพร์ตัน ทศศิ มาปรับพารามิเตอร์ให้เหมาะสมกับการใช้งานเมื่อมีการใช้งานร่วมกับเต้านม และเมื่อได้แบบจำลองที่เหมาะสมแล้วจึงทำการจำลองผลค่าการดูดซับพลังงานของเนื้อเยื่อที่ความถี่ต่าง ๆ และขนาดของมะเร็งที่สามารถตรวจได้จากเต้านมที่มีขนาดรัศมี 50 มิลลิเมตร ซึ่งจากการจำลองผลจะได้ว่า ความถี่ 4 GHz จะมีความสามารถในการถูกเหนี่ยวนำเข้าไปหามะเร็งเต้านมได้ดีที่สุดในขณะที่ขนาดมะเร็งขนาดรัศมี 5 มิลลิเมตร เป็นขนาดที่เล็กที่สุดที่สามารถตรวจได้ โดยรายละเอียดทั้งหมดนี้จะถูกกล่าวไว้ในบทที่ 3 และ 4 ของวิทยานิพนธ์

ในส่วนของการสร้างและทดลองจริงได้ใช้สายอากาศที่ออกแบบมาจากการจำลองมาใช้งาน โดยมีย่านความถี่ใช้งานอยู่ในช่วง 3.34 GHz ไปจนถึง 9 GHz ส่วนเต้านมและมะเร็งเต้านมจะสร้างโดยอ้างอิงมาจาก R. Ortega-Palacios ซึ่งมีผลการวัดค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าอ้างอิงความเหมือนกับเต้านมและมะเร็งเต้านมจริง ในการทดลองได้ทดสอบวัดผลจากการเปลี่ยนตำแหน่งของมะเร็งเต้านมไปในหลายตำแหน่งเพื่อพิสูจน์ทฤษฎี โดยการวัดได้ใช้เครื่อง vector network analyzer เป็นทั้งตัวกำเนิดสัญญาณและตัวรับสัญญาณจากทั้งสองพอร์ต พอร์ตที่ 1 จะต่อเข้ากับสายอากาศ และพอร์ตที่ 2 จะต่อเข้ากับโพรบวัดสัญญาณ การวัดสัญญาณจะทำโดยการบันทึกค่าในทีละจุดบนระนาบแกน Z ที่ 20 มิลลิเมตร ในแนวระนาบ X, Y โดยเว้นช่วงการวัดห่างกัน 8 มิลลิเมตร เนื่องจากว่าที่ระนาบ

$Z = 20$  มิลลิเมตร จะมีรัศมีในระนาบ  $X, Y$  ที่  $40$  มิลลิเมตร จึงแบ่งช่วงให้ง่ายต่อการวัดผล การวัดผลจะนำเสนอจากค่า  $S_{21}$  ซึ่งสามารถบอกถึงกำลังงานที่จุดนั้น ๆ ได้ ผลการวัดจากการทดลองทั้งหมดจะสรุปให้เห็นว่ามะเร็งเต้านมจะมีการเหนี่ยวนำคลื่นเข้าไปหาตัวมันเอง โดยที่ความถี่ที่สูงขึ้นจะมีการแพร่กำลังงานเข้าไปในเต้านมได้น้อย ซึ่งจากผลที่ได้จะตรงตามทฤษฎีและการจำลองผลด้วยคอมพิวเตอร์ทั้งหมด ทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถยืนยันประสิทธิภาพของการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟได้และสามารถนำไปประยุกต์หรือพัฒนาต่อยอดให้มีประสิทธิภาพขึ้นไปอีกได้

## 5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

ในการออกแบบสายอากาศ ส่วนที่สำคัญคือการเลือกใช้แผ่นวงจรพิมพ์ ซึ่งต้องเลือกใช้ที่มีความหนาและค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่แน่นอน เพื่อให้มีคุณสมบัติเหมาะสมกับงานที่ทำการออกแบบ ส่วนแบบจำลองของเต้านมและมะเร็งเต้านมก็ต้องใช้การผสมส่วนประกอบตามปริมาตรที่กำหนด เพื่อให้มีค่าไดอิเล็กตริกที่สมจริง รวมถึงเครื่องมือต่าง ๆ ที่ใช้สร้างและวัดผลยังมีข้อจำกัด เช่นการใช้ vector network analyzer เป็นตัวกำเนิดสัญญาณจะทำให้กำลังส่งน้อยมาก ซึ่งสามารถปรับได้สูงสุดแค่  $-5$  dB และไม่มีเครื่องกำเนิดสัญญาณที่มีกำลังส่งมากกว่านี้ ซึ่งถ้าสามารถหาเครื่องกำเนิดสัญญาณที่มีกำลังส่งสูงได้ การนำเสนอผลจะมีความชัดเจนยิ่งขึ้นไปอีก และสามารถแสดงผลในรูปแบบของอุณหภูมิได้เนื่องจากกำลังที่ถูกดูดซับในเต้านมและมะเร็งเต้านมจะแปรผันตรงกับค่า SAR ซึ่งมีผลต่ออุณหภูมิที่เกิด

## 5.3 แนวทางการพัฒนาในอนาคต

แนวทางการพัฒนาต่อไปของระบบนี้สามารถพัฒนาต่อยอดได้เนื่องโดยการนำเสนอแบบอื่น ๆ เช่นการนำเสนอในรูปแบบกระประมาณผลภาพ หรือแสดงผลทางความร้อน ซึ่งจะเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพการตรวจให้ระบบมีความน่าเชื่อถือมากขึ้น และสามารถต่อยอดไปถึงการรักษา มะเร็งเต้านมได้เนื่องจากอยู่ในฟิลด์ของ Hyperthermia ซึ่งสามารถให้ความร้อนแก่เซลล์มะเร็งได้ในลำดับสุดท้ายนี้ผู้เขียนหวังเป็นอย่างยิ่งว่าแนวความคิด วิธีการศึกษาวิเคราะห์ออกแบบ ผลการวิเคราะห์และผลการทดลองจากงานวิจัยฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ และเป็นแนวทางที่ดีให้แก่ผู้ที่สนใจศึกษาค้นคว้าในเรื่องการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ทั้งในระบบโครงสร้างที่นำเสนอในงานวิจัยนี้หรือ โครงสร้างแบบอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องเพื่อที่จะนำไปพัฒนาต่อยอดให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น

## รายการอ้างอิง

- Alexandre, S., Yvan, D., Tan, P. V., Ewerton, F. J., and Glauco, F. (2006). **A New Simple UWB Monocycle Pulse Generator**. *In Proc. 13<sup>th</sup> IEEE ICECS*, pp. 1212-1215.
- Banu, M. A. S., Vanaja, S., and Poonguzhali, S. (2013). **UWB microwave detection of breast cancer using SAR**. *In Proc. ICEETS*, pp. 113-118
- Fear, E. C., Meaney, P. M., and Stuchly, M. A. (2003). **Microwaves for breast cancer detection?**. *IEEE Potentials*, Vol. 22, pp. 12-18
- Martin, B., Delmote, P. and Jecko, B. (2007). **Design of an ultra-compact UWB pulse former**. *Pulsed Power Conference 16<sup>th</sup>*, Vol. 1, pp. 464-467
- Priya, P. K., and Poonguzhali, S. (2012). **Detection of Breast Cancer Using Microwave Absorption Loss**. *In Proc. 20<sup>th</sup> ICECE*, pp.161-164
- Phairat, T. (2008). **Design of An Antenna And RF Front End Transmitter Circuit For Ultra Wideband Wireless Communication Systems**. Master's degree thesis Suranaree University of Technogy.
- Santorelli, A. (2012). **Breast screening with custom-shaped pulsed microwaves**. Master's degree thesis McGill University.
- Simone A. Winkler, Emily Porter, Adam Santorelli, Mark Coates, and Milica Popovic (2012). **Recent progress in ultra-wideband microwave breast cancer detection**. *In Proc. IEEE ICUWB*, pp. 182-186
- Santis, V. D., Bourqui, J., and Fear, E. C. (2011). **Safety assessment of microwave breast imaging techniques: A comparison between two different approaches**. *General Assembly and Scientific Symposium, 2011 XXXth URSI*, pp. 1-4
- Santorelli, A. (2012). **Breast screening with custom-shaped pulsed microwaves**. Master's degree thesis McGill University.
- Sadiku, A. **Fundamentals of Electric Circuit**. McGraw-Hill.
- Wun, B. L., Ying, T. L., and Fu, C. C. (2008). **A New Ultra-Wideband Monocycle Pulse Generator Using Second-Order Transient Circuit**. *In Proc. European Radar Conference 5<sup>th</sup>*, pp. 428-431.

- Yang, C. L., Yang, Y. L. and Lo, C. C. (2011). **Subnanosecond Pulse Generators for Impulsive Wireless Power Transmission and Reception.** *Circuits and Systems II: Express Briefs*, Vol. 58, pp. 817-821
- Yusoff, N. I. M., Khatun, S., and Alshehri, S. A. (2009). **Characterization of absorption loss for UWB body tissue propagation model.** *In Proc. 9<sup>th</sup> IEEE MICC*, pp. 254 – 258
- Ortega-Palacios, R., Leija, L., Vera, A., and Cepeda, M. F. J. (2010). **Measurement of breast – tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation.** *In Proc. 7<sup>th</sup> IEEE CCE*, pp. 216 – 219
- Sugitani, T., Kubota, S., Kuroki, S., Kuroki, K., Sago, K., Arihiro, K., Okada, M., Kadoya, T., Hide, M., Oda, M., and Kikkawa, T. (2014). **Complex permittivities of breast tumor tissues obtained from cancer surgeries.** *Appl. Phys. Lett.*, 104,253702
- Wenyi, C. (2012). **Microwave power imaging for ultra-wideband early breast cancer detection.** Doctor degree thesis The University of North Carolina at Charlotte.

## ภาคผนวก ก

รายละเอียดทางเทคนิคของสายอากาศและแบบจำลองเต้านม

## รายละเอียดทางเทคนิค

ตารางที่ ข.1 ข้อมูลทางเทคนิคของสายอากาศ

ความถี่	3.34 – 9.9 GHz
อิมพีแดนซ์	~ 50 โอห์ม
หัวเชื่อมต่อ	SMA
วัสดุฐานรอง	FR-4
ขนาด	36.5 × 40.5 มิลลิเมตร

ตารางที่ ข.2 ข้อมูลทางเทคนิคของแบบจำลองเต้านม

ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (2 – 3 GHz)	4.3 – 4.7
ค่าความนำทางไฟฟ้า (2 – 3 GHz)	0.12 – 0.15 S/m
คุณสมบัติเลียนแบบ	ไขมัน
ขนาด (รัศมี)	50 มิลลิเมตร

ตารางที่ ข.3 ข้อมูลทางเทคนิคของแบบจำลองมะเร็งเต้านม

ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (2 – 3 GHz)	53 – 57
ค่าความนำทางไฟฟ้า (2 – 3 GHz)	2 – 3.5 S/m
คุณสมบัติเลียนแบบ	มะเร็งเต้านม
ขนาด (รัศมี)	1 – 9 มิลลิเมตร

ภาคผนวก ข

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

## บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

Wasusathien, W., Santalunai, S., Thosdeekoraphat, T., and Thongsopa C. (2014). **Ultra Wideband Breast Cancer Detection by Using SAR for Indication the Tumor Location**. In ISI Proc. WASET International Journal of Medical, Health, Phamaceutical and Biomedical Engineering, Vol. 8, No. 7.

## Ultra Wideband Breast Cancer Detection by Using SAR for Indication the Tumor Location

Wittawat Wasusathien, Samran Santalunai, Thanaset Thosdeekoraphat, Chanchai Thongsopa

**Abstract**—This paper presents breast cancer detection by observing the specific absorption rate (SAR) intensity for identification tumor location, the tumor is identified in coordinates (x,y,z) system. We examined the frequency between 4-8 GHz to look for the most appropriate frequency. Results are simulated in frequency 4-8 GHz, the model overview include normal breast with 50 mm radius, 5 mm diameter of tumor, and ultra wideband (UWB) bowtie antenna. The models are created and simulated in CST Microwave Studio. For this simulation, we changed antenna to 5 location around the breast, the tumor can be detected when an antenna is close to the tumor location, which the coordinate of maximum SAR is approximated the tumor location. For reliable, we experiment by random tumor location to 3 position in the same size of tumor and simulation the result again by varying the antenna position in 5 position again, and it also detectable the tumor position from the antenna that nearby tumor position by maximum value of SAR, which it can be detected the tumor with precision in all frequency between 4-8 GHz.

**Keywords**—Specific absorption rate (SAR), ultra wideband (UWB), coordinates and cancer detection.

### I. INTRODUCTION

**B**REAST cancer is the most of cancer that can be occurred in women, and it is the killer of the women over 40 years old. The American statistics in 2013 are exhibited, an estimated of women over 40 years old are In Situ 64,640 cases, invasive 232,340 cases, and death 39,620 peoples. Form the statistics, it shown that breast cancer is the main problem in women [1].

In currently, breast cancer detection technology that used to diagnosing the breast have been widely, include X-ray (Mammography), Ultrasound, MRI (Magnetic Resonance Imaging), and other. However, these technologies have some issue form limitations. Such as, compression of the breast and ionizing radiation form X-ray which using very high energy electromagnetic radiation and frequency more than  $10^{15}$  Hz, that made the electron is unbound form the atom, and mutated to malignant [2], ultrasound is the basic technique for diagnosing breast tumor, but this technology is very low potential to used for detection, because of an ultrasound is used echo of sound wave and the reflection of sound wave will be processed to breast image and wave reflect accuracy is depended on body dimension, that made an ultrasound have high false rate, MRI is a kind of high

Wittawat Wasusathien, Samran Santalunai, Thanaset Thosdeekoraphat, and Chanchai Thongsopa are with the School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology, Nakhonratchasima 30000, Thailand; (e-mail: wittawat\_wasusathien@hotmail.com, ja\_s\_tce@hotmail.com, thanaset@sut.ac.th, chan@sut.ac.th, respectively).

performance technology by using magnetic field to align the protons of the hydrogen atom to be resonance, and used radio frequency signal to triggered to produce high resolution images, but disadvantage of MRI is along with the high costs associated with MR imaging and very complex.

Recently, in a medical application the microwave frequency has been applied for breast tumor detection. Microwave breast cancer detection is an alternative of low costs technique and noninvasive for detected the tumor. It can be avoidable an ionizing radiation and compression of the breast, and have high accuracy to detected breast tumor. The basic technique for detecting breast tumor is based on significant of dielectric property that contrast between normal tissues and malignant tissues at the microwave frequency. As a high dielectric property of malignant tissues, therefore, electric field and absorption loss will more than normal tissues, so we can be identified breast tumor location [3]-[5].

In this paper is presented UWB breast cancer detection by using electric field. A system overview on this research is based on electric field intensity of tissues and can identify the breast tumor location. Breast tumor will be detected due to dielectric property that large difference between normal breast tissues and malignant tissues. For an overview of this system, the UWB patch antenna is used for transmitter [6], breast phantom model is considered in fatty tissue only, skin, glandular and other tissues are ignored to reduce the system complication. The results are created and simulated by using CST Microwave Studio. The work is proposed breast cancer detection by considering SAR intensity. System model is portioned to two sections, that is breast model and antenna model, breast model is created in normal breast and breast embedded tumor cell with dielectric property that realistically, and the antenna is used for UWB patch antenna that have characteristic of S11 below -10 dB at 3.6 - 8.4 GHz. This work is simulated by using CST microwave studio. 4-8 GHz of Frequency is used to simulation the breast cancer detection at random location of tumor, by changing the antenna for five locations and observed maximum value of SAR for identified tumor location.

### II. MODELS

#### A. Breast and Tumor

In the development and study of breast phantom model, it is important to have a basic understanding of the anatomy. The female breast has three major breast structures: adipose tissue, Glandular tissue, and connective tissue, and dielectric property

in each tissue are studied too.

The breast model in this paper is ignored other structures except an adipose tissue, that make it simple to analyzed the result. The breast model is created as a hemispherical shape, with radius of 50 mm, and tumor model is created as a spherical shape, with diameters of 5 mm. Dielectric property is modeled by using Debye dispersion [9]-[11], and can be obtained normal breast (fatty) and tumor dielectric property that shown in Table I at 6 GHz.

TABLE I  
DIELECTRIC PROPERTY AND CONDUCTIVITY OF BREAST AND TUMOR MODEL AT 6 GHz [10]

	Fat	Tumor
$\epsilon_r$	9.5	46
$\sigma$ (S/m)	0.4	3.4

B. UWB Antenna

The propose UWB antenna that used for this paper is a bowtie patch antenna [6]-[8]. The antenna consists of half bow shape with two sides with symmetrical shape, and ground plane at the bottom of patch. A PCB type FR-4 is used for antenna design, substrate thickness 0.8 mm with dielectric constant 4.5 and loss tangent 0.02, and copper thickness 0.035 mm. The geometry of bowtie patch antenna is illustrated in Fig. 1 and dimension of this antenna is shown in Table II with  $\theta_1 = 45^\circ$  and  $\theta_2 = 144^\circ$ . The operational bandwidth of UWB antenna should be return loss below -10 dB in range of 3.1 – 10.6 GHz. In this antenna, the simulation result of return loss of antenna is illustrated in Fig. 2 with 3.6-8.4 GHz at S11 below -10 dB. An antenna is used discrete port and excitation signal by using Gaussian pulse 10 GHz bandwidth with amplitude 1 V.

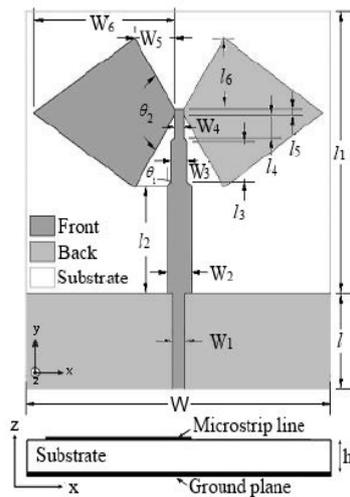


Fig. 1 UWB bowtie patch antenna geometry [6]

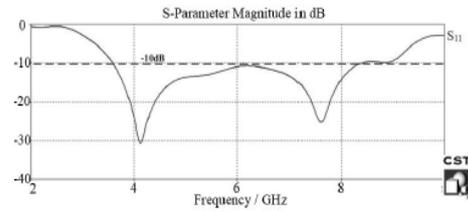


Fig. 2 S11 characteristics of UWB bowtie patch antenna with return loss below -10 dB between 3.6 – 8.4 GHz

TABLE II  
UWB BOWTIE PATCH ANTENNA PARAMETER DIMENSION

Parameter	Dimension (mm)
W	36.5
W <sub>1</sub>	2
W <sub>2</sub>	3
W <sub>3</sub>	2.5
W <sub>4</sub>	1.5
W <sub>5</sub>	3.5
W <sub>6</sub>	13.5
l	10.5
l <sub>1</sub>	30
l <sub>2</sub>	10.5
l <sub>3</sub>	3.65
l <sub>4</sub>	2
l <sub>5</sub>	1.5
l <sub>6</sub>	6.85

C. Specific Absorption Rate (SAR)

SAR is a measure of the rate at which energy is absorbed by the human body when exposed to electromagnetic field [12], [13]. For related to electromagnetic energy, it can be calculated from electric field in tissue as (1)

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

where  $E$  is the rms electric field (V/m),  $\sigma$  is tissue conductivity (S/m) and  $\rho$  is tissue mass density (Kg/m<sup>3</sup>)

In this paper, we used SAR for identification the tumor location and calculated SAR by using CST microwave studio, and used average values of SAR in 1 g tissue. The set up of system model for SAR detection is illustrated in Fig. 3, and SAR in this system simulation is depended on direction radiation pattern of antenna. Radiation patterns of this antenna are illustrated in Fig. 4 in both E-plane and H-plane. Antenna patterns have an effect on SAR intensity and precision to detected, depend on direction of radiation patterns of antenna, which an antenna that have wide beam-width can be detected the tumor well in a wide range and if an antenna have direction of radiation patterns correspond to the tumor position, it will be detected the tumor in accuracy location.

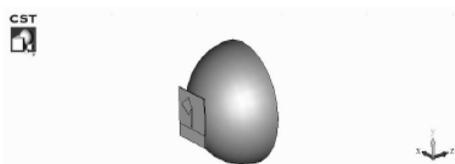


Fig. 3 Breast model with patch antenna (breast tip is at the origin)

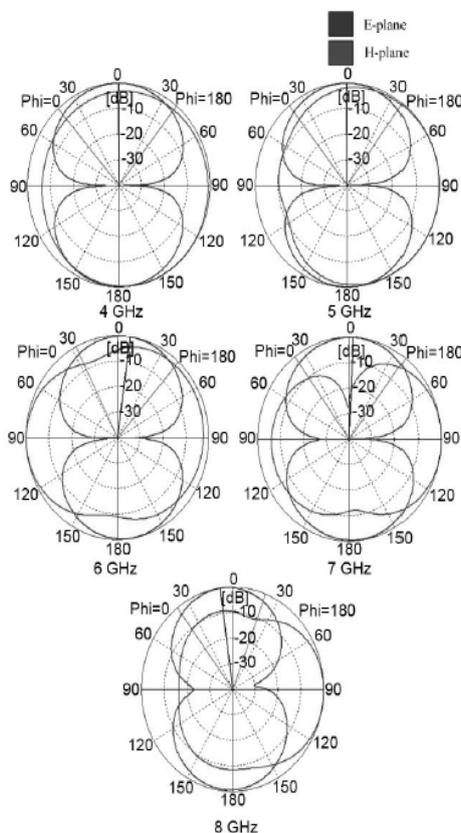


Fig. 4 The simulated of E-plane and H-plane radiation patterns for bowtie antenna at 4-8 GHz, red line is E-plane, pink line is H-plane, and blue line is shown the radiation patterns

In Fig. 4 is shown simulation of radiation pattern for bowtie patch antenna that used in this paper. If consideration in E-field, it will be observed that radiation pattern in each frequency between 4-8 GHz there will be pattern shape in similarly. At 4 GHz have the widest radiation patterns for each frequency that use in the work, therefore at 4 GHz will most

appropriate to use for detecting. At 5 GHz and 7 GHz are quite well and have straight direction of radiation patterns, which that can be detected the tumor well too. At 6 GHz have an obtainable radiation patterns, but it have direction slope to the right side, therefore, if we used 6 GHz for detection the tumor, SAR intensity will be strong in the right side more than left side, but we can be rotated the antenna for suitable. At 8 GHz have the narrowest beam-width for each frequency that use in the work, and have direction slope to left side, therefore at 8 GHz is dull to use for detecting.

### III. SIMULATION AND RESULT

In the first, we compared the simulation data between value of SAR in the breast without tumor and value of SAR in breast with tumor to look for the frequency that suitable for our system. The model set up is shown in Fig. 3, tumor diameter 5 mm is inserted in breast model at (0,0,10) location and central of patch antenna is placed at the origin, away from the breast tip 5 mm. Tables III and IV are shown the total SAR, maximum SAR and coordinate of maximum SAR in each frequency, this results are simulated in 1 g tissue mass average. Total SAR and coordinate are illustrated with nearby in each frequency. At 6 GHz, the maximum SAR in normal breast and breast with tumor are little to difference, at 5, 7, and 8 GHz have maximum SAR slightly more 6 GHz. Anyway, the frequency that discussed above can be detected tumor in location nearby the tumor that inserted in the breast, but from the maximum SAR in 4 GHz is the most distinction between maximum SAR in normal breast and breast with tumor between 0.40163 and 0.997267 respectively, which that may be make opportunity to detect tumor is more accurate.

TABLE III  
SAR AVERAGE IN 1 G TISSUE AND MAXIMUM SAR COORDINATE IN A BREAST WITHOUT TUMOR

Frequency (GHz)	Total SAR (W/kg)	Max SAR (W/kg)	Max SAR Coordinate (x,y,z), (mm)
4	0.01660	0.40163	1.33,7.03,6.11
5	0.01767	0.42693	1.33,7.03,6.11
6	0.03986	0.88968	0.38,7.03,6.11
7	0.01102	0.17234	-3.67,9.47,6.11
8	0.01167	0.15151	8.14,3.59,6.11

TABLE IV  
SAR AVERAGE IN 1 G TISSUE AND MAXIMUM SAR COORDINATE IN A BREAST WITH 5 MM OF TUMOR

Frequency (GHz)	Total SAR (W/kg)	Max SAR (W/kg)	Max SAR Coordinate (x,y,z), (mm)
4	0.0242433	0.997267	0.375,1.78,9.625
5	0.0189309	0.779072	0.375,1.26,9.625
6	0.0228495	0.941562	0.375,1.78,9.625
7	0.0174804	0.446675	1.06,1.775,9.625
8	0.0195102	0.354248	1.06,1.258,9.625

TABLE V  
MAXIMUM SAR AND COORDINATE IN A BREAST WITH 5 MM. OF TUMOR FOR 5 LOCATION OF ANTENNA, TUMOR AT (20,20,20)

Antenna location (x,y,z), (mm)	Max SAR Coordinate (x,y,z), (mm)				
	4 GHz	5 GHz	6 GHz	7 GHz	8 GHz
0,0,-5	1.0625, 7.025, 6.011	1.063, 7.025, 6.011	0.375, 7.025, 6.011	-2.81, 9.434, 6.011	8.139, 4.63125, 6.011
0,20,25,-5	0.375, 36.25, 16.75	0.375, 36.25, 16.75	-0.38, 35.08, 15.63	4.8056, 32.75, 14.6	18.54, 20.875, 19.625
0,-20,25,-5	0.375, -24.156, 9.29	0.375, -24.156, 9.29	-0.375, -24.16, 9.29	-2.81, -21.78, 8.197	-3.771, -21.781, 8.197
18.25,0,-5	20.28, 19.625, 20.625	20.28, 19.63, 20.63	20.28, 18.5, 19.625	20.84, 18.5, 19.625	23.075, 5.775, 8.1973
-18.25,0,-5	-27.25, 7.025, 10.383	-28.36, 7.025, 11.48	-27.25, 7.03, 10.38	-23.92, 5.775, 9.29	-22.806, 3.594, 8.197

TABLE VI  
MAXIMUM SAR AND COORDINATE IN A BREAST WITH 5 MM. OF TUMOR FOR 5 LOCATION OF ANTENNA, TUMOR AT (-10,-25,15)

Antenna location (x,y,z), (mm)	Max SAR Coordinate (x,y,z), (mm)				
	4 GHz	5 GHz	6 GHz	7 GHz	8 GHz
0,0,-5	1.0625, 7.025, 6.0113	1.0625, 5.78, 6.011	0.375, 7.025, 6.05	-2.573, 9.471, 6.05	-2.5729, 9.4708, 6.05
0,20,25,-5	0.375, 36.25, 16.75	-0.375, 35.08, 15.63	0.375, 35.08, 15.95	4.806, 32.75, 13.75	5.9167, 30.417, 12.65
0,-20,25,-5	-8.25, -24.51, 14.375	-8.25, -24.51, 14.38	-9.38, -25.13, 15.38	-8.25, -24.51, 14.38	-8.25, -25.131, 14.375
18.25,0,-5	20.28, 19.625, 20.625	28.361, 5.78, 11.55	27.25, 5.775, 10.45	26.139, 8.275, 9.35	23.917, 5.775, 8.2506
-18.25,0,-5	-27.25, 7.025, 10.383	-29.47, 7.025, 11.55	-27.25, 7.03, 10.45	-22.81, 5.775, 8.25	-22.81, 3.594, 8.2506

TABLE VII  
MAXIMUM SAR AND COORDINATE IN A BREAST WITH 5 MM. OF TUMOR FOR 5 LOCATION OF ANTENNA, TUMOR AT (-30,10,20)

Antenna location (x,y,z), (mm)	Max SAR Coordinate (x,y,z), (mm)				
	4 GHz	5 GHz	6 GHz	7 GHz	8 GHz
0,0,-5	1.0625, 7.025, 6.01	1.063, 5.775, 6.011	0.375, 7.025, 6.011	-2.813, 9.175, 6.01	8.139, 4.70116, 6.011
0,20,25,-5	0.375, 36.25, 16.75	-0.38, 35.08, 15.625	-0.38, 35.08, 15.63	4.806, 32.75, 13.66	5.917, 30.417, 12.569
0,-20,25,-5	0.375, -24.1562, 9.29	-0.375, -24.16, 9.29	-0.375, -24.16, 9.29	-2.81, -21.78, 8.197	-2.8125, -21.78, 8.197
18.25,0,-5	20.28, 19.625, 20.625	28.36, 5.775, 11.47	27.25, 5.775, 10.38	26.14, 8.588, 10.38	23.9167, 5.775, 8.197
-18.25,0,-5	-29.38, 9.73, 19.625	-28.25, 9.175, 19.63	-29.38, 9.18, 19.63	-29.38, 9.18, 19.63	-30.28, 9.175, 19.625

However, frequency between 4-8 GHz will used in examination the accuracy of tumor detection, to prove that in each frequency, how is the maximum SAR coordinate in breast with tumor for 5 mm diameter. In the next simulation, we will simulate by changing the tumor to 3 difference locations in the same size at (20,20,20), (-10,-25,15), and (-30,10,20) respectively, and simulated in 5 locations antenna (0,0,-5), (0,20,25,-5), (0,-20,25,-5), (18.25,0,-5), and (-18.25,0,-5) respectively.

Table V is demonstrated simulation result of breast that inserted the tumor 5 mm. at (20,20,20) location, on changing the location of antenna to 5 points, and adjusting frequency between 4-8 GHz. In this table is demonstrated, at the antenna location (18.25,0,-5), the coordinates of maximum SAR is the most approached to the tumor location, which frequency 4-7 GHz can be detect maximum SAR at the coordinate close to tumor at (20,20,20), but at 8 GHz is detected maximum SAR at (23.075,5.775,8.1973), which it not to close the tumor location, and other antenna in another points are failed to detect tumor.

In Table VI is demonstrated maximum SAR coordinate at tumor locations (-10,-25,15), and can detect the tumor for the antenna location at (0,-20,25,-5). From this table can be observed, maximum SAR coordinates at antenna location (0,-20,25,-5) are close at approximately (-8.25,-24.51,14.38) in frequency 4, 5, 7, 8 GHz, and at 6 GHz can be obtained maximum SAR at (-9.38,-25.13,15.38), which 6GHz is the most accurate for tumor location (-10,-25,15). And other

antenna locations are failed to detection.

And in Table VII, the maximum SAR coordinates for antenna location at (-18.25,0,-5) are the most accurate with great at all frequency, but at 4 GHz is the most greatly accurate to detect at (-19.38,9.73,19.625). However, frequency from 5-8 GHz was precision enough for instead the frequency at 4 GHz. In the other hand, the other locations of antenna are failed to detection. Although, the antenna at (18.25,0,-5) is liable to detect, but it also considered difference from the tumor location.

In this simulation results are clearly shows that the tumor can be detected by using SAR, but we must be varying the location of antenna around the breast in detection. Due to the small size of patch antenna that made the pattern is not spread cover breast model and understand to results in each frequency from 4-8 GHz.

#### IV. CONCLUSION

This paper demonstrated breast tumor can be detected by considering the different of the power that absorbed in normal tissue and malignant tissue. Because of distinction of dielectric property in normal tissue and malignant tissue difference highly. In simulation result, the 4-8 GHz frequency is used for this system. In the first examination, 4 GHz is the frequency that has highest distinction of SAR between normal and malignant tissue, which it may be the most accurate frequency for detection tumor, but for examination, frequency from 4-8 GHz can be detected greatly, except at tumor (20, 20, 20), at

frequency 8 GHz is failed to detection. In this simulation, the tumor is inserted in the breast model at random location, and changing an antenna position into five locations around the breast. For the simulation, the results are shown that the tumor in the breast can be detected when antenna is close to the tumor location, as shown in above table. So from the results in this paper can be concluded, detection of breast cancer will be examined in several position around the breast for accuracy.

#### ACKNOWLEDGMENT

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

#### REFERENCES

- [1] American Cancer Society, "Breast Cancer Fact & Figures 2013-2014," 2013
- [2] M. Klemm, I. J. Craddock, J. A. Leendertz, A. Preece, and R. Benjamin, "Radar-based breast cancer detection using a hemispherical antenna array—experimental results," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 57, no. 6 pp. 1692-1232, 2010.
- [3] P. M. Meaney, M. W. Fanning, T. Reynolds, C. J. Fox, Q. Fang, C. A. Kogel, S. P. Popalack, and K. D. Paulsen, "Initial clinical experience with microwave breast imaging in women with normal mammography," *Academic Radiol*, vol. 14, pp. 207-218, 2007.
- [4] A. Christ, A. Klingenbock, T. Samaras, C. Goiceamu, and N. Kuster, "The dependence of electromagnetic far-field absorption on body tissue composition in the frequency range from 300 MHz to 6 GHz," *IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques*, vol. 54, no. 5, pp. 2188-2195, 2006.
- [5] E. C. Fear, P. M. Meaney, and M. A. Stuchly, "Microwaves for breast cancer detection?," *IEEE Potentials*, vol. 22, pp. 12-18, 2003.
- [6] P. Thosdee, "Design of an antenna and RF front end transmitter circuit for ultra wideband wireless communication systems," *Suranaree university of technology*, 2008.
- [7] S. Thanormsuay, P. Thosdee, and C. Thongsopa, "Array of quasi-rhomboid antenna for ultra wideband applications," *ECTI-CON 2008*, pp. 293-296, 2008.
- [8] N. S. Hassaine, L. Merad, S. M. Meriah, and F. T. Bendimerad, "UWB bowtie slot antenna for breast cancer detection," *World Academy of Science, Engineering and Technology*, vol. 6, pp. 1218-1221, 2012.
- [9] A. Santorelli, "Breast screening with custom-shaped pulsed microwaves (ch. 4)," McGill University, 2012.
- [10] S. A. Winkler, E. Porter, A. Santorelli, M. Coates, and M. Popovic, "Recent progress in ultra-wideband microwave breast cancer detection," *Ultra-wideband (ICUWB)*, pp. 182-186, 2012.
- [11] S. M. Razavizadeh, "A new link set-up for breast tumor detection," *Power Amplifiers for Wireless and Radio Applications (PAWR)*, pp. 109-111, 2013.
- [12] S. I. Al-Mously, and M. M. Abousetta, "A study of the hand-hold impact on the EM interaction of a cellular handset and a human," *World Academy of Science, Engineering and Technology*, Vol. 2, pp. 157-161, 2008.
- [13] D. X. Yin, M. Li, and J. L. Li, "Non-invasive breast cancer thermotherapy studies using conformal microstrip antennas," *Antenna, Propagation & EM Theory (ISAPE)*, pp. 159-162, 2012.



Samran Santalunai received the B.Eng. and M.Eng. degrees in telecommunication engineering from Suranaree University of Technology in 2007 and 2009, respectively. At present, He Studying doctoral's degree in telecommunication engineering at Suranaree University of Technology, Thailand. Research interests include wireless power transfer, induction heating, dielectric heating and RF circuit design.



Thanaset Thosdeekoraphat received the B.Eng. and M.Eng. degrees in Telecommunication engineering from Suranaree University of Technology in 2006 and 2008, respectively. Ph.D. in Telecommunication engineering (2013), Suranaree University of Technology, Thailand. At present Lecturer, School of Telecommunication Engineering, Suranaree University of Technology, Thailand. Research interests include hyperthermia inductive heating, magnetic shielding system, RF and microwave circuit design, microwave heating, antenna, active antenna and UWB transmitter-receiver design and analysis of impulse signal for UWB communication system. In addition, as a reviewer of the International Journal of Antennas and Propagation.



Chanchai Thongsopa B.Eng. (1'Hons) Electronics Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Thailand, M.Eng. (Electrical and Communications Engineering), Kasetsart University, Thailand and D.Eng.(Electrical Engineering), King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMITL), Thailand in 1992, 1996 and 2002, respectively. Experiences & Expert are RF circuit design, active antenna, Microwave heating application in 1992-1997 Researcher at Aeronautical Radio of Thailand Company Design Systems Air Traffic control: Design transmitters VHF-UHF (AM) 25W (on 24 Hour) and Design Transmitters HF (AM) 1KW (on 24 Hour). Furthermore, Researcher at National Electronics and Computer Technology Center (NECTEC) and consultant of SDH project at Telephone Organization of Thailand (TOT) design RF circuit in 1997-2000.



Wittawat Wasusathien received the B.Eng. degree in telecommunication engineering from Suranaree University of Technology in 2012. At present, He is studying master degree in telecommunication engineering at Suranaree University of Technology, Thailand. Research interests include wireless communication, RF circuit design and microwave application.

## ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ-นามสกุล : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ชานชัย ทองโสภณ

วันเดือนปีเกิด : 6 มีนาคม 2509 (สุพรรณบุรี)

เลขหมายบัตรประจำตัวประชาชน 3 7208 00098 92 5

รหัสประจำตัวนักวิจัยแห่งชาติ : 00040671

ตำแหน่งปัจจุบัน : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

หน่วยงานที่อยู่ติดต่อได้พร้อมโทรศัพท์ โทรสาร และE-mail :

สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สำนักวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

111 ถ.มหาวิทยาลัย ต.สุรนารี อ.เมือง จ.นครราชสีมา 30000

โทรศัพท์: 0-4422-4397

โทรสาร: 0-4422-4392

E-mail: [chan@sut.ac.th](mailto:chan@sut.ac.th)

ที่อยู่ : 454/168 ม.ชนขอบ-ชั้นวีซ้ ถ.รามอินทรา-วัชรพล แขวงคลองถนน

เขตสายไหม กรุงเทพมหานคร 10220

โทร. 08-1837-8185, 0-2994-2095

ประวัติการศึกษา 2545 วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยี  
พระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง

2539 วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า-สื่อสาร  
มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์

2535 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ (เกียรตินิยม  
อันดับ 1) สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบประกอบวิชาชีพวิศวกรรมไฟฟ้าแขนงไฟฟ้าสื่อสาร, ภฟศ. 5514

ความชำนาญเฉพาะด้าน

- 1) การออกแบบวงจรความถี่สูง
- 2) ระบบสายอากาศ และสายอากาศแบบแอคทีฟ (Active antenna)
- 3) การให้ความร้อนด้วยคลื่นความถี่สูง (Microwave Hypothermia)

### รางวัลเกียรติคุณ

- 2533: โล่เกียรติคุณ จากกรมสื่อสารทหารอากาศ ในฐานะบุคคลดีเด่น
- 2534: โล่เกียรติคุณ จากกองทัพอากาศ ในฐานะบุคคลดีเด่น
- 2540: รางวัลวิทยานิพนธ์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์
- 2546: รางวัลศิษย์เก่าดีเด่น โรงเรียนช่างฝีมือทหาร
- 2551: โล่เกียรติคุณ จากมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ในฐานะบุคคลดีเด่น

### สิทธิบัตร

1. การหลอมขึ้นรูปผลิตภัณฑ์โดยใช้วัตถุปิโรไซเคิลจากขยะชุมชนโดยขบวนการคลื่นแม่เหล็กและการบีบอัด เลขที่คำขอ 0501000290
2. สายอากาศแพตช์แนวตั้งคู่ที่มีสตริปเชื่อมอยู่ตรงกลาง เลขที่คำขอ 0701001929
3. เครื่องเหนี่ยวนำให้เกิดความร้อนสำหรับอุตสาหกรรมครัวเรือน เลขที่คำขอ 0901003816
4. เครื่องไล่ค้างคาวด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง เลขที่คำขอ 0901003815
5. เครื่องกำจัดลูกน้ำยุงโดยไม่ทำลายสิ่งแวดล้อม เลขที่คำขอ 1001000444

### ประสบการณ์ทำงานและผลงานวิจัย

- พ.ศ. 2535-2540 ตำแหน่งนักวิจัยบริษัทวิทยุการบินแห่งประเทศไทย จำกัด โดยมีผลงานดังต่อไปนี้
- การออกแบบระบบสื่อสาร หอบังคับการบินกับนักบิน
  - การออกแบบวิทยุรับ-ส่ง VHF, UHF (AM) 25 วัตต์ (ระบบเปิดตลอด 24 ชั่วโมง)
  - การออกแบบระบบวิทยุคลื่นสั้น HF (AM) 1kW (ระบบเปิดตลอด 24 ชั่วโมง)
- พ.ศ. 2540-2543 ตำแหน่งนักวิจัย สังกัดหน่วยปฏิบัติการวิจัยเทคโนโลยีโทรคมนาคม ศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTE)
- เป็นที่ปรึกษาองค์การโทรศัพท์แห่งประเทศไทยในโครงการ SDH
  - ผลงานการออกแบบวงจรทางด้านความถี่สูง
- ปัจจุบัน อาจารย์มหาวิทยาลัยเทคโนโลยี สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม

### บทความวิชาการทั้งในประเทศและต่างประเทศ

- 1) M.Krairiksh, **C.Thongsopa** and A.Mearnchu, "A Steerable Active Applicator," Proceedings of the 1998 Asia-Pacific Microwave Conference, Yokohama, vol. 2, pp.861-864, Dec. 1998.
- 2) M.Krairiksh, **C.Thongsopa** and C.Phongcharoenpanich, "A Steerable Active Spherical Slot Array Antenna," Proceedings of the 1999 Progress in Electromagnetics Research Symposium, Taipei, vol. 1, p.483, Mar. 1999.
- 3) M.Krairiksh, **C.Thongsopa**, D.Srimoon and A.Mearnchu, "Analysis of Steerable Active Slot Array Applicator," Proceedings of the 1999 Asia-Pacific Microwave Conference, Singapore, vol. 2, pp.489-492, Dec. 1999.
- 4) M.Krairiksh, **C.Thongsopa**, C.Phongcharoenpanich, E.Khoomwong and C.Leekpai, "A Steerable Spherical Slot Array Antenna," Journal Science Asia, vol. 25, no.4, pp.231-236,
- 5) **C.Thongsopa**, M.Krairiksh, N.Srirattana and A.Intarapanich, "A Single Patch Beam Steering Antenna," Proceedings of the 2000 Asia-Pacific Microwave Conference, Sydney, pp. 1510-1513, Dec. 2000.
- 6) **C.Thongsopa**, M.Krairiksh and A.Mearnchu, " Analysis and Design of a Steerable Active Array Applicator," The First National Meeting on Biomedical Engineering, Bangkok Thailand, Sep. 2001
- 7) **C.Thongsopa**, M.Krairiksh, A.Mearnchu and D.Srimoon, "Analysis and Design of Injection Locking Steerable Active Array Applicator," IEICE Trans. Communications, vol.E 85-B, no 10, pp. 2327-2337, Oct. 2002.
- 8) **C.Thongsopa**, C. Jumniensri, and J.Wongmethanukro, "Beam Steering Using Single Patch Active Antenna," Proceedings of the 26th Electrical Engineering Conference, Thailand, pp.1796-1800, Nov. 2003.
- 9) **C. Thongsopa**, P. Jarataku, and P. Sukpong, "Wide Band U-Shaped cross section Antenna with a strip on a U-Shaped ground plane," IEEE Transactions on Magnetics, Beijing, China, pp.458-461, Apr. 2005.
- 10) P. Sukpong, **C. Thongsopa**, and P. Jarataku, "Injection-Locked Active Antenna Using a Dual Gate MESFET," The 4th PSU-Engineering Conference (PEC4), Songkhla, Thailand, pp. 50-54, December 8-9, 2005.
- 11) C. Thongsopa, A. Intarapanich, and C. Saetiauw, " Amplitude Modulation Using Injection Locking Oscillator Under Strong Envelop Variation Injection," Journal of Electromagnetic Waves and Applications, Tokyo, Japan, August 2006.

- 12) **C. Thongsopa**, “Array of A U-Shaped Element on A U-Shaped Ground Plane Wideband Antenna”, 2006 Asia-Pacific Conference on Communication, Bussan, Republic of Korea, 31 August-1 September 2006, 5D-145.
- 13) P. Jarataku, and **C. Thongsopa**, “2.45 GHz Bi- Directional Amplifier for Wireless LAN,” The 5th PSU-Engineering Conference (PEC5), Phuket, Thailand, pp.197-201, May 10-11. 2007.
- 14) **C. Thongsopa**, D.Srimoon, and P. Jarataku, “A U-Shaped Cross Sectional Antenna on a U-Shaped Ground Plane with an offset Parabolic Reflector for WLAN,” IEEE AP-S International Symposium 2007, Honolulu, Hawaii. USA, pp 5159-5162, Jun 10-15, 2007.
- 15) C. Saetiaw, A. Intarapanich, and **C. Thongsopa**, “Effect of Spatial Correlation with Directional Antenna on MIMO capacity,” 2007 International Symposium on Antenna and Propagation, Niigata, Japan, pp 1334-1337, August 20-24, 2007.
- 16) A. Intarapanich, **C. Thongsopa**, and C. Saetiaw, “Effect of Antenna Patterns on Narrowband MIMO capacity,” IEEE 2007 International Symposium on Microwave, Antenna, Propagation, and EMC Technologies For Wireless Communications, Hangzhou, China, pp 160-163, August 14-16, 2007.
- 17) **C. Thongsopa**, and A. Intarapanich, “ Double injection Locking Active Antenna,” European Conference on Antennas and Propagation, (Eucap 2007) Edinburgh, UK, pp aa-bb, November 11-16, 2007.
- 18) P. Thosdee, and **C. Thongsopa**, “Quasi-Rhomboid Antenna for Ultra Wideband Wireless Communication System,” Proceedings of the 30th Electrical Engineering Conference, Kanchanaburi, Thailand, pp. aa-bb, October 25-26. 2007.
- 19) C. Saetiaw, A. Intarapanich, and **C. Thongsopa**, “Relations between 3-Dimensions Antenna Pattern and Narrowband MIMO Capacity,” Proceedings of the 2007 Asia-Pacific Microwave Conference, Bangkok, Thailand, pp. aa-bb, December 11-14, 2007.
- 20) Maungrat, M., **Thongsopa**, C., and Jarataku, P., “Measurement of UHF Radio Wave Propagation in Parking,” *The 7<sup>th</sup> PSU-Engineering Conference (PEC7)*, Songkhla, Thailand, pp. 97-100, May. 21-22, 2009.
- 21) Tangwachirapan, S., **Thongsopa**, C., “Numerical Simulation of Magnetic Fields Shield for Breast Cancer Hyperthermia,” *The 7<sup>th</sup> PSU-Engineering Conference (PEC7)*, Songkhla, Thailand, pp. 102-105, May. 21-22, 2009.

- 22) Patummakasorn, C., and **Thongsopa, C.**, “Analysis and Design of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz,” WSEAS Transactions on Communications, Issue 9, Volume 8, September 2009.
- 23) **Thongsopa, C.**, and Thosdee, P., “Array of Quasi Rhomboid Shaped Element Bowtie Antenna with Reflector for Ultra Wideband Applications,” *in proc.* The 2009 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2009), Thailand, October 20-23, 2009.
- 24) **Thongsopa, C.**, and Saetiaw, C., “The Effect of 3D Antenna Radiation Pattern on Narrowband MIMO Capacity: Simulation and Measurement,” *in proc.* The 2009 International Symposium on Antennas and Propagation (ISAP 2009), Bangkok, Thailand, October 20-23, 2009.
- 25) Patummakasorn, C., and **Thongsopa, C.**, “Simulations and Experiment of Applicator System for Regional Induction Heating 2.45 GHz,” WSEAS Conferences AIC '09, ISCGAV '09, ISTASC '09, HTE '09, FMA '09, BEBI'09 Moscow, Russia, August 20-22, 2009.
- 26) **Thongsopa, C.**, Intarapanich, A. and Maungrat, M., “Temporal Measurement of UHF Radio Wave in Presence of Vehicles” *in proc.* 2009 International Symposium on Electromagnetic Compatibility(EMC'09) Kyoto, Japan, July 20-24, 2009.
- 27) **Thongsopa, C.**, Intarapanich, A. and Tangwachirapan, S., “Shielding system for breast hyperthermia inductive heating” *in proc.* The XIV<sup>th</sup> International Symposium on Electromagnetic Fields in Mechatronics Electrical and Electronic Engineering, (ISEF'09) Arras, France, Sep 10-12, 2009.
- 28) **Thongsopa, C.**, and Thosdee, P., “*Development of Monocycle pulse* Generator Circuit for Ultra Wideband Applications,” *in proc.* 32<sup>nd</sup> Electrical Engineering Conference (EECON-32), Tawaravadee Resort Hotel, Prachinburi, Thailand, October 20-23, 2009.
- 29) Maungrat, M., and **Thongsopa, C.**, “Measurement of ASK and FSK Wave Propagation in Parking,” *in proc.* 32<sup>nd</sup> Electrical Engineering Conference (EECON-32), Tawaravadee Resort Hotel, Prachinburi, Thailand, October 20-23, 2009.

- 30) Tangwachirapan, S., **Thongsopa, C.**, “Study Magnetic Fields Shield for Lossy Mediums Inductive Hyperthermia Heating,” *in proc. 32<sup>nd</sup> Electrical Engineering Conference (EECON-32)*, Tawaravadee Resort Hotel, Prachinburi, Thailand, October 20-23, 2009.  
***(The Best Paper Award in Biomedical Engineering).***
- 31) Santalunai, S., and **Thongsopa, C.**, “High Power Amplifier Design for RF Induction Heating” *in proc. 32<sup>nd</sup> Electrical Engineering Conference (EECON-32)*, Tawaravadee Resort Hotel, Prachinburi, Thailand, October 20-23, 2009.
- 32) Yaemsuan, P., and **Thongsopa, C.**, “Design and Construction of Induction Heating Boiler Machine with Full-Bridge Inverter” *in proc. 32<sup>nd</sup> Electrical Engineering Conference (EECON-32)*, Tawaravadee Resort Hotel, Prachinburi, Thailand, October 20-23, 2009.
- 33) Saetiaw, C., **Thongsopa, C.**, Intarapanich, A. and Chinanupakorn, M., "Effect of Directional Antennas to Narrowband MIMO Capacity", 2010 International Workshop on Information Communication Technology ( ICT 2010) , August 24 - 25, 2010 KMITL, Bangkok, Thailand.
- 34) **C. Thongsopa** and P. Thosdee, “*Development and Design of Mobile Jammer Systems,*” ECTI-CARD 2011, Bangkok, THAILAND (Best Paper award)
- 35) T. Phairat and **T. Chanchai**, “*Design of an UWB Quasi Rhomboid Shaped Element Bowtie Antenna for MIMO Applications,*” WCE 2011, IAENG, South Kensington campus, Imperial College London, U.K.
- 36) Phairat Thosdee, Montree Chinanupakorn and **Chanchai Thongsopa**, “*Design of Magnetic Shielding System for Cancer Treatment with Hyperthermia Inductive Heating,*” ISAP 2011, Lotte Hotel Jeju, Korea
- 37) Montree Chinanupakorn, Phairat Thosdee and **Chanchai Thongsopa**, “*Dual Band Quasi-Rhomboid Antenna for Bio-medical Monitoring Applications,*” ISAP 2011, Lotte Hotel Jeju, Korea
- 38) Montree Chinanupakorn, Phairat Thosdee and **Chanchai Thongsopa**, “*Design of Dual band Quasi-Rhomboid Antenna for Human On-body Applications,*” EE-CON 34 th, Ambassador City Jomtien, Chonburi, Thailand
- 39) Thanaset Thosdeekoraphat and **Chanchai Thongsopa**, “*Development of Magnetic Shielding System for Breast Hyperthermia Inductive Heating,*” *IEEE Proceedings of*

Asia-Pacific International Symposium on Electromagnetic Compatibility (APEMC 2012), Hard Rock Hotel, Resorts World™ Sentosa, Singapore, 21-24 May 2012.

- 40) Thanaset Thosdeekoraphat, Samran Santalunai, and **Chanchai Thongsopa**, “Improved the Performance of Focusing Deep Hyperthermia Inductive Heating for Breast Cancer Treatment by Using Ferro-fluid with Magnetic Shielding System,” Trans Tech Publications, Applied Mechanics and Materials, Vols. 325-326, June 2013, pp. 353-358.
- 41) Thanaset Thosdeekoraphat and **Chanchai Thongsopa**, “The Optimization of Non-invasive Focused Deep Hyperthermia Inductive Heating for Breast Cancer Treatment by Using Nanoparticles and Magnetic Shielding System,” Australian Journal of Basic and Applied Sciences, June 2013.
- 42) Samran Santalunai, Thanaset Thosdeekoraphat<sup>1</sup>, and **Chanchai Thongsopa**, “Thermal Analysis of Inductive Coils Array against Cylindrical Material, Steel for Induction Heating Applications,” Trans Tech Publications, Applied Mechanics and Materials, Vol. 330, June 2013, pp. 754-759.
- 43) Kongsak Ratniyomchai<sup>1</sup>, Samran Santalunai, Thanaset Thosdeekoraphat<sup>1</sup>, and **Chanchai Thongsopa**, “Optimization of Capacitor Copper Plate for Dielectric Heating to Eliminate Insect,” Trans Tech Publications, Applied Mechanics and Materials, Vol. 343, July 2013, pp. 101-105.