

การออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ย่านไมโครเวฟสำหรับศึกษาวิธี
ตรวจหามะเร็งเต้านมผ่านแบบจำลอง



นางสาวภาวิณี สุวรรณทา

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
ปีการศึกษา 2559

**MICROWAVE DIELECTRIC RESONATOR ANTENNA
DESIGN FOR STUDYING OF BREAST CANCER
PHANTOM DETECTION METHODOLOGY**



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

Suranaree University of Technology

Academic Year 2016

การออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ย่านไมโครเวฟ
สำหรับศึกษาวิธีตรวจหามะเร็งเต้านมผ่านแบบจำลอง

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อนุมัติให้นักศึกษานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(ศ. ดร. ประยูทธ อัครเอกตถาลิน)

ประธานกรรมการ



(ผศ. ดร. ปิยาภรณ์ มีสวัสดิ์ดี)

กรรมการ (อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์)



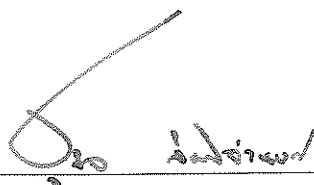
(รศ. ดร. รุ่งสรรค์ วงศ์สุรศักดิ์)

กรรมการ



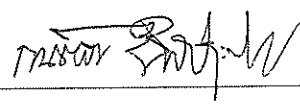
(รศ. ดร. มนต์ทิพย์ภา อูชาสารกุล)

กรรมการ



(ศ. ดร. ชูกิจ ลิ้มปิจันทร์)

รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการและนวัตกรรม



(รศ. ร.อ. ดร. กนต์ธร ชำนิประศาสน์)

คณบดีสำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์

ภาวิณี สุวรรณเทา : การออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ย่านไมโครเวฟสำหรับ
ศึกษาวิธีตรวจหามะเร็งเต้านมผ่านแบบจำลอง (MICROWAVE DIELECTRIC
RESONATOR ANTENNA DESIGN FOR STUDYING OF BREAST CANCER
PHANTOM DETECTION METHODOLOGY) อาจารย์ที่ปรึกษา: ผู้ช่วยศาสตราจารย์
ดร.ปิยาภรณ์ มีสวัสดิ์, 132 หน้า.

มะเร็งเต้านมเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับต้นๆ ของผู้หญิงไทย จากข้อมูลสถาบันวิจัยมะเร็ง
พบว่า มะเร็งเต้านมมีโอกาสรักษาหายได้หากสามารถตรวจพบได้ในระยะเริ่มแรก ปัจจุบันมีการ
วินิจฉัยมะเร็งเต้านมหลายวิธี ได้แก่ การฉายรังสีเอกซ์ (X-ray) การอัลตราซาวด์ (Ultrasound) และการ
ตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Image : MRI) อย่างไรก็ตาม การตรวจหามะเร็ง
เต้านมด้วยวิธีดังกล่าวยังมีข้อจำกัด เช่น ผู้ป่วยจะได้รับความเจ็บปวดเนื่องจากเต้านมจะถูกบีบอัด
นอกจากนั้น รังสีก่อประจําอาจจะทำให้เกิดการกลายพันธุ์ของเซลล์ปกติไปเป็นเซลล์มะเร็งได้และยังมี
ค่าใช้จ่ายในการตรวจสูง เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวข้างต้น จึงมีหลายงานวิจัยได้พัฒนาสายอากาศเพื่อการ
วินิจฉัยมะเร็งเต้านม ด้วยหลักการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave imaging) ซึ่งมีความ
แม่นยำสูงมากระดับมิลลิเมตร อีกทั้งยังปลอดภัยเมื่อนำมาใช้งานกับร่างกายมนุษย์

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ย่านไมโครเวฟ เพื่อ
ศึกษาวิธีตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรกผ่านแบบจำลอง โดยใช้สายอากาศแพทช์รูปสี่เหลี่ยมคาง
หมูกลับด้าน ร่วมกับไดอิเล็กตริก ทำให้สายอากาศสามารถเหนี่ยวนำคลื่นไปยังเต้านมได้ อีกทั้งการ
ปรับเปลี่ยนขนาดรูปร่างไดอิเล็กตริก ยังทำให้สายอากาศมีแถบความถี่กว้างขึ้น และมีความเข้มการแผ่
กำลังงานที่สูง โดยสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์จะถูกออกแบบให้มีแบบรูปการแผ่กำลังงานใน
ลักษณะเจาะจงทิศทาง และจำลองแบบด้วยโปรแกรม CST microwave studio 2104 โดยจะพิจารณา
มะเร็งเต้านมจากค่าดูดกลืนพลังงานจำเพาะ (Specific Absorption Rate : SAR) ซึ่งในบริเวณที่เป็น
มะเร็งจะมีค่าดูดกลืนพลังงานจำเพาะมากกว่าบริเวณเต้านมปกติ ในส่วนการวัดทดสอบจะสร้าง
สายอากาศต้นแบบ ศึกษาวิธีตรวจหามะเร็งเต้านมผ่านแบบจำลอง และประมวลผลภาพโดยอาศัย
หลักการเรดาร์ ซึ่งวิทยานิพนธ์นี้มุ่งหวังว่าสายอากาศจะมีประสิทธิภาพ และสามารถนำไปประยุกต์ใช้
ในทางการแพทย์ได้

สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม
ปีการศึกษา 2559

ลายมือชื่อนักศึกษา ภาวิณี
ลายมือชื่ออาจารย์ที่ปรึกษา ป.ค.

PAVINEE SUWANTA : MICROWAVE DIELECTRIC RESONATOR
ANTENNA DESIGN FOR STUDYING OF BREAST CANCER PHANTOM
DETECTION METHODOLOGY. THESIS ADVISOR : ASST. PROF.
PIYAPORN MEESAWAD, Ph.D., 132 PP.

DIELECTRIC RESONATOR ANTENNA/WIDEBAND/MICROWAVE IMAGING

Breast cancer is the first leading cause of Thai woman death. The cancer information center has found that the breast cancer will have the curable opportunity if it be found in its early stages. Nowadays, there are several methods in breast cancer detection such as X-ray, Ultrasound, and Magnetic Resonance Image (MRI). However, they are some limitations. For example: patients usually get pained because of breast compression, ionizing radiation may cause a mutation of normal cell to be cancer cell, and diagnosis is high cost. To solve the problems as mentioned, many researchers have developed the antenna in the field of microwave imaging used for breast cancer detection, which provides very high accuracy in millimeters and also safe to be used in the human body.

Therefore, this thesis is to design a dielectric resonator antenna in the microwave range to detect the early stage breast cancer by using the inverted trapezoidal patch antenna associated with dielectric, also, the antenna can induce waves to the breast. In addition, adjustable sizes of the dielectric make a wide band and high intensity radiation power. The dielectric resonator antenna is designed to be the directional radiation pattern modelled by using CST microwave studio 2014 software to consider the breast cancer from specific absorption rate (SAR), resulting in the tumor tissue SAR is higher than normal tissue SAR. In the experiment, we make the antenna prototype, study the tissue

phantom detection methodology, and process the radar-based microwave imaging. The aim of this research is that the antenna achieves high efficiency and can be applied for medical applications.



School of Telecommunication Engineering

Academic Year 2016

Student's Signature ณิชา

Advisor's Signature ปิยะพร

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี เนื่องจากได้รับความช่วยเหลืออย่างยิ่ง ทั้งด้านวิชาการและด้านดำเนินงานวิจัย จากบุคคลและกลุ่มบุคคลต่าง ๆ ได้แก่

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ปิยาภรณ์ มีสวัสดิ์ อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ให้คำแนะนำ คำปรึกษา ช่วยแก้ปัญหา และให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยมาโดยตลอด รวมทั้งช่วยตรวจทานและแก้ไข วิทยานิพนธ์เล่มนี้จนเสร็จสมบูรณ์

รองศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ วงศ์สรรคร์ รองศาสตราจารย์ ดร.พีระพงษ์ อุฑารสกุล ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สมศักดิ์ วาณิชอนันต์ชัย รองศาสตราจารย์ ดร. มนต์ทิพย์ภา อุฑารสกุล ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วิภาวี หัตถกรรม ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชุตินา พรหมมาก ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.รังสรรค์ ทองทา ผู้ช่วยศาสตราจารย์ เรืออากาศเอก ดร.ประโยชน์ คำสวัสดิ์ รองศาสตราจารย์ ดร.ชาญชัย ทองโสภณและ อาจารย์ ดร.เศรษฐวิทย์ ภูญาษา อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี ที่ให้ความรู้ทางวิชาการ และให้โอกาสในการศึกษา

ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารีที่ให้การสนับสนุนทุนการศึกษา

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอขอบคุณอาจารย์ผู้สอนทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทความรู้ด้าน ต่าง ๆ ทั้งในอดีตและปัจจุบัน และขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา รวมถึงญาติพี่น้องของผู้วิจัย ทุกท่านที่ให้การอบรมเลี้ยงดู ให้ความรักความอบอุ่น และให้การสนับสนุนทางการศึกษาอย่างยิ่ง มาโดยตลอด อีกทั้งเป็นกำลังใจที่ยิ่งใหญ่ในยามที่ผู้วิจัยท้อแท้และทุกข์ใจ ทำให้ผู้วิจัยประสบความสำเร็จในชีวิตเรื่อยมา สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์เล่มนี้ ผู้วิจัยขอมอบ ใให้กับบิดามารดา รวมถึงญาติพี่น้องซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ผู้สอนที่เคารพทุก ท่านที่ได้ถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ผู้วิจัยทั้งในอดีตและปัจจุบัน จนสำเร็จการศึกษาไปด้วยดี

ภาวิณี สุวรรณทา

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ (ภาษาไทย).....	ก
บทคัดย่อ (ภาษาอังกฤษ).....	ข
กิตติกรรมประกาศ.....	ง
สารบัญ.....	จ
สารบัญตาราง.....	ฉ
สารบัญรูป.....	ญ
บทที่	
1 บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	4
1.3 สมมติฐานของการวิจัย.....	4
1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น.....	4
1.5 ขอบเขตของการวิจัย.....	4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
1.7 นวัตกรรมของงานวิจัยนี้.....	5
1.8 การจัดรูปเล่มวิทยานิพนธ์.....	5
2 ปริทัศน์วรรณกรรมและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	7
2.1 กล่าวนำ.....	7
2.2 ปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง.....	7
2.2.1 สายอากาศแบบรอบตัวในระนาบเดียวสำหรับตรวจหามะเร็งเต้านม.....	8
2.2.2 สายอากาศแบบเจาะจงทิศทางสำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านม.....	11
2.2.3 สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์.....	16
2.2.4 วิธีการป้อน.....	24

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3	ความเป็นมาของมะเร็ง..... 27
2.4	เทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมในปัจจุบัน..... 28
2.4.1	การตรวจมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซเรย์..... 29
2.4.2	การตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์..... 30
2.4.3	การตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า..... 31
2.5	การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ..... 32
2.5.1	การสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟพาสซีฟ..... 33
2.5.2	การสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟแอกทีฟ..... 33
2.6	ขีดจำกัดในการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ..... 34
2.7	คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเต้านม..... 38
2.8	หลักการวัดหามะเร็งเต้านมด้วยสัมประสิทธิ์การสะท้อน สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน..... 40
2.9	ทฤษฎีพื้นฐานสายอากาศ..... 43
2.9.1	การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ..... 43
2.9.2	แบนด์วิดท์..... 45
2.9.3	แบบรูปการแผ่พลังงาน..... 46
2.9.4	อัตราขยาย..... 50
2.9.5	S-Parameter..... 51
2.10	การออกแบบสายส่งไมโครสตริป..... 52
2.11	สรุป..... 53
3	การออกแบบ..... 54
3.1	บทนำ..... 54
3.2	การออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์..... 54
3.2.1	การคำนวณหาค่าความกว้างไมโครสตริปไลน์..... 55
3.2.2	การคำนวณหาค่าความยาวคลื่นสัมพัทธ์..... 56
3.3	การจำลองผลด้วยโปรแกรม CST Microwave Studio..... 58

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

3.3.1 การศึกษาผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงความยาว l	59
3.3.2 การศึกษาผลกระทบจากการปรับความสูงของ h	61
3.3.3 ศึกษาพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูกับไดอิเล็กตริก.....	62
3.3.4 ศึกษาขนาดไดอิเล็กตริกที่เหมาะสม ปรับ b_1	63
3.3.5 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กตริกที่เหมาะสม ปรับ a_1	64
3.3.6 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กตริกที่เหมาะสม ปรับ d_1	65
3.3.7 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กตริกที่เหมาะสมร่วมปรับกับการเทียบ ด้านบนเป็นรูปโค้งกับสี่เหลี่ยม.....	66
3.3.8 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กตริกโค้งที่เหมาะสม ปรับ b_1	68
3.3.9 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กตริกโค้งที่เหมาะสม ปรับ a_1	69
3.3.10 ศึกษาพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของไดอิเล็กตริก.....	70
3.3.11 เปรียบเทียบไดอิเล็กตริกโดยปรับค่า d_1 และ a_1	72
3.3.12 ศึกษาพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของ WDRAs.....	74
3.4 แบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม.....	78
3.5 พฤติกรรมสนามไฟฟ้าเมื่อมีเต้านมและมะเร็งจำลองอยู่ด้านหน้า สายอากาศ WDRAs.....	78
3.6 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาค่า SAR.....	80
3.6.1 ศึกษาตำแหน่งการวางสายอากาศ.....	80
3.6.2 ศึกษาขนาดของมะเร็งเต้านมที่สายอากาศสามารถตรวจพบ.....	82
3.7 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาจากสัมประสิทธิ์การสะท้อน.....	89
3.8 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยการพิจารณาสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน.....	91
3.9 สรุป.....	93

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4 ผลการทดลอง	94
4.1 บทนำ.....	94
4.2 การสร้างสายอากาศ WDRA.....	94
4.3 ผลจากการวัดค่า S_{11}	96
4.4 ผลการวัดแบบรูปการแผ่พลังงานและอัตรายาย.....	97
4.5 การสร้างแบบจำลองด้านมและมะเร็งด้านม.....	101
4.6 การออกแบบระบบการตรวจหามะเร็งด้วยการสร้างภาพจากคลื่นไมโครเวฟ.....	103
4.7 ผลการทดลองวัดสัมประสิทธิ์การสะท้อน.....	106
4.8 ผลการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ.....	108
4.9 สรุป.....	113
5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	114
5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์.....	114
5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ.....	115
5.3 แนวทางในการพัฒนาต่อไป.....	116
รายการอ้างอิง.....	117
ภาคผนวก	
ภาคผนวก ก. โค้ดโปรแกรม MATLAB.....	122
โค้ดโปรแกรม MATLAB ที่ใช้ในการประมวลผลภาพมะเร็งด้านม.....	123
โค้ดโปรแกรม MATLAB ที่ใช้ในการอ่านข้อมูลที่เก็บค่าสัมประสิทธิ์	
การสะท้อนตำแหน่งต่างๆรอบบริเวณด้านม.....	124
ภาคผนวก ข. บทความที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	125
ประวัติผู้เขียน.....	132

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1	ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการทำงาน..... 36
2.2	ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป..... 36
2.3	ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงาน..... 37
2.4	ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป..... 37
2.5	ค่าพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าของไขมัน และมะเร็งเต้านม..... 40
3.1	คุณสมบัติของวัสดุฐานรอง..... 55
3.2	ค่าที่คำนวณได้จากวัสดุฐานชนิด FR4 เพื่อใช้ออกแบบ..... 58
3.3	ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ สำหรับสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์..... 77
3.4	ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกเต้านมและมะเร็งเต้านม..... 78
4.1	ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้สร้างสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์..... 96
4.2	อัตราการขยายระหว่างผลการจำลองแบบและผลการวัดทดสอบ..... 100
4.3	สารประกอบและปริมาณที่ใช้ทำเต้านม..... 101
4.4	สารประกอบและปริมาณที่ใช้ทำเต้านม..... 102

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1	สายอากาศโมโนโพล (ก) จัดเรียงกันล้อมรอบเต้านม (ข) แทงค์น้ำ (water tank) (ค) ชุดอุปกรณ์ทั้งหมดในการตรวจหามะเร็งเต้านม..... 9
2.2	(ก) สายอากาศโมโนโพลรูปตัวที (ข) VSWR ของสายอากาศ (ค) อัตราขยาย..... 10
2.3	สายอากาศไดโพลคล้าย (ก) ไดโพลหูกะต่ายและรูปตา (ข) แบบรูปการแผ่พลังงาน (ค) ค่า S_{11} แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ..... 12
2.4	(ก) สายอากาศโมโนโพลแบบวงรี..... 13 (ข) แบบรูปการแผ่พลังงาน..... 13 (ค) ค่า S_{11} แสดงค่าความถี่การทำงานของสายอากาศ..... 13
2.5	(ก) สายอากาศโมโนโพลแบบกลม..... 14 (ข) ค่า S_{11} แสดงค่าความถี่การทำงานของสายอากาศ..... 14 (ค) แบบรูปการแผ่พลังงาน..... 14
2.6	(ก) สายอากาศวิวอลดี..... 15 (ข) แบบรูปการแผ่พลังงาน..... 15 (ค) ค่า S_{11} แสดงค่าความถี่การทำงานของสายอากาศ..... 15
2.7	สายอากาศไดอิเล็กทริกป้อนด้วยโพรบ (ก) ไดอิเล็กทริกทรงกระบอก (ข) ไดอิเล็กทริก ทรงกระบอกวงแหวน (ค) ไดอิเล็กทริกทรงคล้ายกระโปรง..... 17
2.8	สายอากาศไดอิเล็กทริกรูปอักษรต่างๆ (ก) รูปตัวแอล (L-shaped) (ข) รูปตัวยู (U-shaped) (ค) รูปตัวแซด (Z-shaped)..... 18
2.9	(ก) สายอากาศไดอิเล็กทริกรูปตัวเอส..... 18 (ข) ค่า S_{11} แสดงช่วงความถี่การทำงานของสายอากาศ..... 18
2.10	(ก) สายอากาศรูปตัวที..... 19 (ข) ค่า S_{11} แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ..... 19 (ค) แบบรูปการแผ่พลังงาน..... 19
2.11	(ก) สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์รูปสี่เหลี่ยมด้านบน โคนิ่ง..... 20

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
(ข) ค่า S_{11} แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ.....	20
(ค) แบบรูปการแผ่พลังงาน.....	20
(ง) อัตรายาย.....	20
2.12 รูปทรงต่างๆของ DRA.....	22
2.13 (ก) การป้อนไดโอดีเล็กตริกด้วยสายส่งไมโครสตริป.....	24
(ข) การป้อนด้วยสายส่งไมโครสตริปแบบอนุโลม.....	24
2.14 การป้อนไดโอดีเล็กตริกด้วยสล็อตอะเพอร์เจอร์.....	25
2.15 การป้อนไดโอดีเล็กตริกด้วยโพรบ.....	26
2.16 การป้อนไดโอดีเล็กตริกด้วยโคพลานา.....	26
2.17 รูปร่างอวัยวะภายในของเต้านมผู้หญิง.....	28
2.18 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์.....	29
2.19 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยอัลตราซาวด์.....	30
2.20 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	31
2.21 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ.....	32
2.22 ค่าคงที่ไดโอดีเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็ง.....	34
2.23 ความสัมพันธ์ระหว่างเนื้อเยื่อเต้านมและมะเร็งเต้านม (ก) ค่าคงที่ไดโอดีเล็กตริก (ข) ค่าความนำในเนื้อเยื่อ (ค) ค่าเชิงซ้อน.....	39
2.24 พื้นฐานการถ่ายภาพด้วยไมโครเวฟโดยการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในเต้านมด้วยการ สะท้อนหรือส่งผ่าน.....	41
2.25 กฎการสะท้อนของคลื่น.....	41
2.26 รูปแบบการสะท้อนกลับหรือส่งผ่านของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางต่างชนิดกันที่มี ค่าไดโอดีเล็กตริกต่างกัน.....	42
2.27 ย่านความถี่ต่างๆและผลกระทบของย่านความถี่.....	43
2.28 แสดงกราฟ S_{11}	46

สารบัญญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.29 ระบบพิกัดที่ใช้แสดงคุณสมบัติของการแผ่พลังงานของคลื่น.....	47
2.30 แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศไดโพลแบบครึ่งคลื่นในระนาบสามมิติ และระนาบสองมิติ.....	48
2.31 แบบรูปการแผ่พลังงานของคลื่น (ก) แบบไอโซทรอปิก (ข) แบบรอบตัวในระนาบเดียว (ค) แบบมีทิศทาง.....	49
2.32 การแบ่งบริเวณของสนามจากสายอากาศที่ต้องการพิจารณา.....	50
3.1 (ก) สายอากาศไมโครสตริปแพทช์สี่เหลี่ยมผืนผ้า และ (ข) แพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู.....	58
3.2 ผลการจำลองแบบแสดงค่า S_{11} เปรียบเทียบระหว่าง กราฟเส้นสีแดง สายอากาศแพทช์ สี่เหลี่ยมผืนผ้ากับกราฟเส้นสีดำสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู.....	59
3.3 ศึกษาผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงความยาว l	60
3.4 การเปรียบเทียบ S_{11} เมื่อเปลี่ยนแปลงค่า l	60
3.5 แสดงการปรับความสูงของ h	61
3.6 การเปรียบเทียบ S_{11} เมื่อเปลี่ยนแปลงค่า h	61
3.7 แสดงสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู.....	62
3.8 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู.....	62
3.9 แสดงสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์.....	63
3.10 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าสายอากาศไดอิเล็กทริก.....	63
3.11 แสดงการปรับความกว้างของ b_1	63
3.12 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความกว้างของ b_1	64
3.13 แสดงการปรับค่าความหนาของ a_1	64
3.14 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับค่าความหนาของ a_1	65
3.15 แสดงการปรับค่าความหนาของ d_1	65
3.16 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับค่าความหนาของ d_1	66
3.17 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างไดอิเล็กทริก.....	66

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.18 ค่า S_{11} ที่จากการเปรียบเทียบระหว่างสี่เหลี่ยมธรรมดา กับสี่เหลี่ยมด้านบนบนเส้นโค้ง	67
3.19 แบบรูปการแผ่พลังงานที่ได้จากไดโพลเล็กสี่เหลี่ยม	67
3.20 แบบรูปการแผ่พลังงานที่ได้จากไดโพลเล็กโค้ง b_1	68
3.21 แสดงการปรับความกว้างของไดโพลเล็กโค้ง b_1	68
3.22 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความยาวของ b_1	68
3.23 แสดงการปรับความหนาของไดโพลเล็กโค้ง a_1	69
3.24 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความหนาของ a_1	69
3.25 แสดงสายอากาศไดโพลเล็กโค้งด้านบน	70
3.26 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าที่ความถี่ 5 GHz	70
3.27 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าที่ความถี่ 7 GHz	71
3.28 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าที่ความถี่ 9 GHz	71
3.29 สายอากาศไดโพลเล็กเรโซเนเตอร์	72
3.30 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความยาวของ d_2	72
3.31 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความยาวของ a_2	72
3.32 ค่า S_{11} ของสายอากาศ WDRA	73
3.33 ค่าอัตราขยายระหว่างสายอากาศที่ออกแบบ WDRA กับ rectangular DR	73
3.34 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 4 GHz	74
3.35 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 5 GHz	74
3.36 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 6 GHz	74
3.37 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 7 GHz	75
3.38 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 8 GHz	75
3.39 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 9 GHz	75
3.40 แบบรูปการแผ่พลังงานที่ความถี่ต่างๆ	76

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.41 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์.....	78
3.42 พฤติกรรมสนามไฟฟ้าเมื่อมีเต้านมและมะเร็งจำลองอยู่ด้านหน้าสายอากาศ WDRA.....	79
3.43 ตำแหน่งของสายอากาศในการตรวจหามะเร็งเต้านม.....	81
3.44 ค่า SAR ของสายอากาศในการตรวจหามะเร็งเต้านมที่ตำแหน่งต่างๆ.....	81
3.45 ค่า SAR ของสายอากาศในการตรวจหามะเร็งเต้านมที่ตำแหน่งต่างกันและความถี่ต่างกัน.....	83
3.46 ค่า SAR เมื่อมะเร็งอยู่กึ่งกลางเต้านม.....	85
3.47 ค่า SAR เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ด้านล่าง.....	87
3.48 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาสัมประสิทธิ์การสะท้อน (ก) โครงสร้าง และ (ข) ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน.....	89
3.49 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาจากพฤติกรรมสนามไฟฟ้า เมื่อสายอากาศภาคส่งอยู่ ด้านบนและสายอากาศภาครับอยู่ด้านล่าง.....	90
3.50 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาจากพฤติกรรมสนามไฟฟ้า เมื่อสายอากาศภาคส่งอยู่ ด้านล่างและสายอากาศภาครับอยู่ด้านบน.....	90
3.51 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (ก) ตำแหน่งการวางสายอากาศ และ (ข) ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน.....	92
4.1 สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ WDRA ต้นแบบ.....	95
4.2 รูปแบบการวัด S_{11}	97
4.3 ค่า S_{11} ที่ได้จากการวัด.....	97
4.4 แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศในระนาบสนามไฟฟ้าที่ความถี่ต่างๆ.....	98
4.5 แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศในระนาบสนามแม่เหล็กที่ความถี่ต่างๆ.....	99
4.6 การวัดอัตราขยายสายอากาศ WDRA ต้นแบบ.....	100

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.7	ต้นแบบเต้านมและมะเร็งเต้านม.....103
4.8	ต้นแบบ (ก) ระบบที่ใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ (ข) วิธีการหมุน สายอากาศ (ค) จุดในการตรวจวัดหามะเร็งเต้านม.....104
4.9	การใช้สายอากาศในระบบการตรวจหามะเร็งเต้านม.....105
4.10	ระบบการตรวจหามะเร็งเต้านม.....105
4.11	ตำแหน่งสายอากาศที่ครอบคลุมเต้านม.....106
4.12	จุดในการวัดทดสอบ.....107
4.13	พลังงานที่ได้รับจากคลื่นสะท้อนที่ตำแหน่งต่างกัน.....107
4.14	ภาพมะเร็งเต้านมที่ความถี่แตกต่างกัน.....109



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

มะเร็งเต้านมเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับต้นๆ ของผู้หญิงไทย โดยในแต่ละปีจะมีจำนวนผู้ป่วยมะเร็งเต้านมประมาณ 25,000 คน และในจำนวนนั้นมีผู้เสียชีวิตปีละประมาณ 2,500 คน จากข้อมูลของสถาบันวิจัยมะเร็งพบว่า มะเร็งเต้านมมีโอกาสรักษาหายได้หากสามารถตรวจพบได้ในระยะเริ่มแรก โดยในปัจจุบันมีการวินิจฉัยมะเร็งเต้านมหลายวิธี แต่วิธีที่นิยม ได้แก่ การฉายรังสีเอ็กซ์ (X-ray) การอัลตราซาวด์ (Ultrasound) และการตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Image : MRI) (J. G. Elmore, M. B. Barton, V. M. Mocerri, S. Polk, P. J. Arena and S. W. Fletcher, 1988) (C. K. Kuhl, S. Schrading, C. C. Leutner, N. Morakkabati-Spitz, E. Wardelmann, R. Fimmers, W. Kuhn and H. H. Schild, 2005) โดยการฉายรังสีเอ็กซ์ เป็นการส่องผ่านเซลล์เนื้อเยื่อเต้านมโดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงมาก ประมาณ 30 ถึง 30,000 เพตะเฮิร์ตซ์ (10^{15} เฮิร์ตซ์) ลงบนแผ่นฟิล์ม ทำให้เห็นภาพโครงสร้างภายในเต้านมได้ แต่การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยวิธีนี้ผู้ป่วยจะได้รับความเจ็บปวดเนื่องจากเต้านมจะถูกบีบอัด นอกจากนี้เมื่อรังสีเอ็กซ์เข้าชนกับเนื้อเยื่อของอวัยวะต่างๆ อาจจะทำให้เกิดการกลายพันธุ์ของเซลล์ไปเป็นเซลล์มะเร็งได้ สำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยการอัลตราซาวด์ เป็นการส่งคลื่นเสียงความถี่สูงประมาณ 1 เมกกะเฮิร์ตซ์ ถึง 15 เมกกะเฮิร์ตซ์ เข้าไปในเนื้อเยื่อเต้านม เมื่ออุปกรณ์ตรวจจับภาพได้รับคลื่นสะท้อนกลับที่ต่างกันตามความหนาแน่นของเนื้อเยื่อเต้านม จึงทำให้เกิดภาพจากการสะท้อนคลื่น วิธีนี้สามารถแยกประเภทได้เพียงว่าเป็นของแข็งหรือของเหลวเท่านั้น ทำให้การตรวจหามะเร็งเต้านมไม่แม่นยำ และสุดท้ายเป็นการตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งเป็นการตรวจโดยใช้คลื่นวิทยุความถี่สูงประมาณ 64 เมกกะเฮิร์ตซ์ โดยให้ผู้ป่วยเข้าไปภายใต้สนามแม่เหล็กไฟฟ้า และอาศัยคุณสมบัติความเป็นแม่เหล็กของไฮโดรเจนอะตอม (Hydrogen, H) หรือ โมเลกุลของน้ำ (H_2O) ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักที่อยู่ภายในร่างกายมนุษย์ เครื่องจะทำการส่งคลื่นความถี่วิทยุเข้าไปกระตุ้น ทำให้เกิดการเรโซแนนซ์ และเมื่อหยุดการกระตุ้นไฮโดรเจนภายในร่างกายจะคายพลังงานออกมาและนำสัญญาณไปแปลงเป็นภาพ การตรวจด้วย MRI นั้นมีความแม่นยำสูงและสามารถตรวจได้ทุกส่วนของร่างกาย อีกทั้งผู้ป่วยไม่ต้องมีการเคลื่อนย้ายร่างกายขณะทำการตรวจ แต่วิธีนี้ก็ยังมีข้อเสียอยู่คือค่าใช้จ่ายในการตรวจสูงจึงไม่นิยมที่จะใช้ตรวจเฉพาะส่วน และมีผลต่อการกระตุ้นการทำงานของหัวใจ

เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าวข้างต้น ทั้งเรื่องความปลอดภัยต่อร่างกายมนุษย์ ค่าใช้จ่ายในการตรวจสูง และระยะเวลาในการตรวจที่นาน จึงมีหลายงานวิจัยได้พัฒนาสายอากาศเพื่อการวินิจฉัยมะเร็งเต้านม ด้วยหลักการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave imaging) (Fear, E. C., Meaney, P. M., and Stuchly, 2003) (T.M. Grzegorzczuk, P.M. Meaney and K.D. Paulsen, 2014) โดยใช้ความถี่ย่านอัลตราไวด์แบนด์ (ultra-wide band) ที่ถูกกำหนดด้วย Federal Communications Commission (FCC) ซึ่งความถี่ช่วง 3.1-10.6 GHz จะใช้พลังงานในระดับต่ำเพียง 0.0001 มิลลิวัตต์ต่อเมกะเฮิรตซ์ และมีความแม่นยำสูงมากในระดับมิลลิเมตร อีกทั้งยังปลอดภัยเมื่อนำมาใช้งานกับร่างกายมนุษย์ วิธีการนี้จะทำให้ผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวดขณะตรวจมะเร็งเต้านม นอกจากนี้ผู้ป่วยในแต่ละคนจะมีค่าความหนาแน่นมวลและค่าไดอิเล็กตริกของเต้านมที่ต่างกัน จึงทำให้ต้องใช้สายอากาศในช่วงความถี่อัลตราไวด์แบนด์ เพื่อให้อุปกรณ์สามารถรองรับผู้ป่วยได้หลายคนและหลายช่วงอายุ และช่วงความถี่นี้ยังเกิดความร้อนได้ดี ซึ่งจะทำให้มีการดูดซับพลังงานภายในเต้านมได้ดีอีกด้วย โดยการใช้การวินิจฉัยมะเร็งเต้านมด้วยการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ มีหลักการทำงานคือ ใช้สายอากาศส่งคลื่นความถี่เข้าไปยังเต้านม ซึ่งจะมีคลื่นบางส่วนทะลุผ่านเต้านม และมีคลื่นบางส่วนสะท้อนกลับเมื่อคลื่นตกกระทบกับเซลล์มะเร็งและเนื้อเยื่อ แล้วนำค่าพลังงานที่รับได้จากคลื่นสะท้อนกลับหรือส่งผ่านในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ ทำให้สามารถชี้ให้เห็นตำแหน่งของมะเร็งได้ และลดค่าใช้จ่ายในการตรวจมะเร็งเต้านม ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงสนใจออกแบบสายอากาศสำหรับตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้หลักการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรม พบว่า สายอากาศส่วนใหญ่ที่ใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านม คือ สายอากาศโมโนโพล (P. M. Meaney, K. D. Paulsen', Margaret W. Fanning, and S. P. Poplack, 2007) (NR. Epstein, AG. Golnabi, PM. Meaney, and KD. Paulsen KD, 2012) โดยจะนำสายอากาศโมโนโพลมาเรียงแถวลำดับแบบวงกลมล้อมรอบเต้านม โดยเปลี่ยนตำแหน่งสายอากาศส่งและรับไปเรื่อยๆ แล้วนำพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ ซึ่งวิธีการนี้ต้องใช้สายอากาศจำนวนมากในการวัดทดสอบ ส่งผลให้ระบบป้อนมีความซับซ้อน และเนื่องจากสายอากาศโมโนโพลมีแบบรูป การแผ่พลังงานในลักษณะรอบตัวในระนาบเดียว ทำให้มีคลื่นบางส่วนเหนี่ยวนำกันระหว่างสายอากาศ และมีคลื่นบางส่วนแผ่ออกไปนอกบริเวณที่ไม่ต้องการทดสอบ ดังนั้นจึงต้องนำแท่งค้ำน้ำ (Water bath coupling medium) วางล้อมรอบสายอากาศโมโนโพล เพื่ออาศัยน้ำลดคลื่นที่แผ่ออกไปนอกบริเวณ และเพื่อลดการเหนี่ยวนำระหว่างกันของสายอากาศ ทำให้สามารถเหนี่ยวนำคลื่นไปยังเต้านมได้ แต่การออกแบบในลักษณะนี้จะทำให้อุปกรณ์มีขนาดใหญ่ ต่อมาจึงมีการใช้สายอากาศแบบเจาะจงทิศทาง ในการตรวจสอบมะเร็งเต้านม (S. Adnan, R. A. Abd-Alhameed, H. I. Hraga, I. T. E. Elfergani, J. M. Noras, and R. Halliwell, 2011) (G. K. Pandey, H. S. Singh, P. K. Bharti, A. Pandey, and M. K. Meshram, 2015) โดยมีวิธีวัดคือ การเคลื่อนตำแหน่งสายอากาศส่งและรับพร้อมกันให้ครอบคลุมบริเวณเต้านม ซึ่งต้องอาศัยตำแหน่งการวัดหลาย

ตำแหน่ง แล้วนำพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดมาประมวลผลเป็นภาพ เนื่องจากมีความเข้มการแผ่พลังงานสูงในทิศทางใดทิศทางหนึ่งจึงสามารถตรวจหามะเร็งที่มีขนาดเล็กได้ อีกทั้งยังใช้จำนวนสายอากาศน้อยลงในการวัดทดสอบ และโครงสร้างของเครื่องวัดมะเร็งเต้านมมีขนาดเล็กลง

จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟที่กล่าวมาแล้วข้างต้น พบว่า การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยวิธีดังกล่าวมีส่วนประกอบที่สำคัญ 3 ส่วน คือ สายอากาศอัลตราไวด์แบนด์ แบบจำลองเต้านมมนุษย์ และวิธีการประมวลผลภาพด้วยการวิเคราะห์จากการส่งผ่านคลื่น (transmission) หรือวิเคราะห์จากการสะท้อนของคลื่น (Reflection) โดยนำเอาพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดไปทำการวิเคราะห์ภาพหามะเร็งเต้านม นอกจากนี้วิธีที่กล่าวมาแล้วยังสามารถพิจารณาหามะเร็งเต้านมจากค่าดูดกลืนพลังงานจำเพาะ (Specific Absorption Rate : SAR) โดยอาศัยส่วนประกอบที่คล้ายกันคือสายอากาศแถบความถี่กว้าง และแบบจำลองเต้านมมนุษย์ พบว่า ในบริเวณที่เป็นมะเร็งจะมีค่าดูดกลืนพลังงานจำเพาะมากกว่าบริเวณเต้านมปกติ (M. A. Shahira Banu, S. Vanaja, and S. Poonguzhali, 2013) (M. A. Shahira Banu, S. Vanaja, and S. Poonguzhali, 2013) ซึ่งทำการทดลองในช่วงความถี่ 4-9 GHz เพื่อหาความถี่ที่มีผลต่อการตอบสนองกับเซลล์มะเร็งที่มากที่สุด แล้วทดสอบความถูกต้องด้วยการสุ่มวางมะเร็งในตำแหน่งต่างๆ ใ้ภายในเต้านม ซึ่งสามารถระบุตำแหน่งได้ถูกต้อง

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ ความถี่ 4-9 GHz เพื่อใช้ตรวจหามะเร็งเต้านมในระยะเริ่มแรก โดยใช้สายอากาศแพทช์รูปสี่เหลี่ยมคางหมูกลับด้านซึ่งให้แถบความถี่กว้าง ร่วมกับไดอิเล็กทริก ซึ่งการนำเอาไดอิเล็กทริกมาใช้งานร่วมกับสายอากาศจะสามารถเหนี่ยวนำคลื่นไปยังเต้านมได้ อีกทั้งการปรับเปลี่ยนขนาดรูปร่างไดอิเล็กทริกแบบต่างๆ ยังทำให้สายอากาศมีแถบความถี่กว้างขึ้น และยังมีค่าความเข้มการแผ่พลังงานที่สูง ดังนั้นสายอากาศที่ออกแบบจะสามารถรองรับการตรวจหามะเร็งเต้านมในผู้ป่วยได้ โดยสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมที่มีขนาดเล็กตั้งแต่ระยะเริ่มแรก ซึ่งหากสามารถตรวจพบก็มีโอกาสรักษาหายขาดได้ โดยสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์จะถูกออกแบบให้มีแบบรูปการแผ่พลังงานในลักษณะเจาะจงทิศทาง และจำลองแบบด้วยโปรแกรม CST microwave studio 2014 ในส่วนของแบบจำลองเต้านมมีการฝังมะเร็งเข้าไปในขนาดต่างๆ กัน และทดสอบการตรวจหามะเร็งมะเร็งเต้านมจากค่า SAR ที่ความถี่ต่างๆ จากนั้นทำการสร้างสายอากาศต้นแบบและวัดทดสอบผ่านเต้านมและมะเร็งจำลองแล้วเปรียบเทียบกับผลการจำลองแบบ ซึ่งวิทยานิพนธ์นี้มุ่งหวังว่าสายอากาศจะมีประสิทธิภาพ และสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ได้

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 เพื่อออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์สำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ

1.2.2 สร้างสายอากาศต้นแบบ และวัดทดสอบ

1.2.3 เพื่อศึกษาการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ

1.3 สมมติฐานของการวิจัย

1.3.1 ถ้าทำการเซาะร่องสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์เป็นรูปตัวแอล จะทำให้มีแบนด์วิดท์กว้างขึ้นและสามารถรองรับการตรวจหามะเร็งเต้านมได้หลายความถี่

1.3.2 การปรับสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ให้ด้านบนโค้งทำให้สายอากาศมีอัตราขยายสูงขึ้นและความเข้มการแผ่พลังงานสูงสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมที่มีขนาดเล็กลงได้

1.4 ข้อตกลงเบื้องต้น

1.4.1 สร้างสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์สำหรับประยุกต์ในการตรวจหามะเร็งเต้านมผ่านแบบจำลอง

1.4.2 ใช้โปรแกรม CST microwave studio 2014 ในการจำลองแบบ

1.5 ขอบเขตของการวิจัย

1.5.1 จำลองสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ด้วย โปรแกรม CST microwave studio 2014 ให้ใช้งานในย่านแถบความถี่กว้าง

1.5.2 จำลองแบบเต้านมและมะเร็งเต้านม

1.5.3 สร้างสายอากาศต้นแบบและวัดทดสอบเปรียบเทียบผลที่ได้จากการจำลองแบบ

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ได้สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ย่านอัลตราไวด์แบนด์ ซึ่งมีคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับการประยุกต์ใช้งานทางการแพทย์ในการตรวจหามะเร็งเต้านม ที่มีแถบความถี่กว้าง และอัตราขยายในทิศทางด้านหน้าสูง

1.6.2 สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟได้

1.7 นวัตกรรมของงานวิจัยนี้

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ทำการออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์สำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟที่มีขนาดเล็กตั้งแต่ 4 มิลลิเมตรขึ้นไป กระบวนการทำงานสำหรับการออกแบบสายอากาศในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะประกอบไปด้วย 3 ส่วน คือ ในสายอากาศที่ทำการออกแบบมีวัตถุประสงค์ คือ ต้องการแบนด์วิดท์กว้างเท่ากับ 5 GHz ทำงานในช่วงความถี่ 4-9 GHz เพื่อทดสอบหลายความถี่ให้ได้ภาพที่ชัดเจน มีแบบรูปการแผ่พลังงานแบบชี้ทิศทางและอัตราขยายสูงเพื่อตรวจหามะเร็งขนาดเล็กกลงได้ กระบวนการในส่วนที่สอง คือ การนำสายอากาศที่ทำการออกแบบมาใช้เป็นสายอากาศภาคส่งทำหน้าที่ส่งคลื่นไปยังเต้านมและสายอากาศภาครับทำหน้าที่รับพลังงาน ณ ตำแหน่งต่างๆรอบบริเวณเต้านม และกระบวนการสุดท้าย คือ การประมวลผลภาพ ซึ่งภาพที่ได้มีความชัดเจนสามารถตรวจหาตำแหน่งของมะเร็งเต้านมได้จากการดูหลายๆความถี่ประกอบกัน

1.8 การจัดรูปเล่มวิทยานิพนธ์

เนื้อหาวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการศึกษาค้นคว้า รวบรวมข้อมูล วิเคราะห์ และสรุปผลสำหรับสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ ประกอบไปด้วยเนื้อหาทั้งหมด 5 บทด้วยกัน

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของการวิจัย สมมุติฐานของการวิจัย ขอบเขตของการวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ นวัตกรรมของงานวิจัยนี้ และการจัดรูปเล่มวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 กล่าวถึงปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศแบบรอบตัวในระนาบเดียวสำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านม สายอากาศแบบเจาะจงทิศทางสำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านม สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ วิธีการป้อน (Feed Method) สำหรับสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ ความเป็นมาของมะเร็งเต้านม เทคโนโลยีการตรวจหามะเร็งเต้านมในปัจจุบัน การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ ความรู้เบื้องต้นในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ คุณสมบัติของไดอิเล็กทริกและค่าความนำของเต้านม ทฤษฎีพื้นฐานสายอากาศ หลักการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยสัมประสิทธิ์การสะท้อน สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน และการออกแบบ สายส่งไมโครสตริป

บทที่ 3 กล่าวถึงการออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ด้วยโปรแกรมสำเร็จรูปซีเอสทีแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม และ การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาค่าคูดกลืนพลังงานจำเพาะเพื่อทดสอบระบบตรวจหามะเร็งเต้านม การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาจากสัมประสิทธิ์การสะท้อน และการตรวจหามะเร็งเต้านมโดยการพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน

บทที่ 4 กล่าวถึงผลการทดลอง การสร้างสายอากาศต้นแบบ การวัดค่า S11 การวัดแบบรูปการแผ่พลังงานและอัตราขยาย การสร้างแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม การออกแบบระบบการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยการสร้างภาพจากคลื่นไมโครเวฟ การทดลองวัดสัมประสิทธิ์การสะท้อน การสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ

บทที่ 5 กล่าวถึงสรุปผลการวิจัยและคุณสมบัติสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ต้นแบบ รวมถึงการสร้างภาพ ปัญหาที่เกิดขึ้นข้อเสนอแนะอีกทั้งแนวทางในการแก้ปัญหา และการพัฒนาต่อไปในอนาคต



บทที่ 2

ปฏิศัณั้ววรรณกรรมและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 กล่าวนำ

การสื่อสารโทรคมนาคมมีการพัฒนาไปอย่างรวดเร็ว การเพิ่มประสิทธิภาพสายอากาศให้สามารถรองรับการใช้งานในหลายๆ ด้านนับได้ว่ามีความจำเป็นอย่างยิ่ง โดยในปัจจุบันสายอากาศถูกนำมาใช้ในเทคโนโลยีที่ทันสมัย เช่น การสื่อสารแบบไร้สาย การทหาร อุตสาหกรรม การเกษตร และทางการแพทย์ เป็นต้น ซึ่งในทางการแพทย์มีการใช้สายอากาศสำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านมในย่านความถี่ไมโครเวฟ ในบทนี้ได้ทำการศึกษาผลงานวิจัยที่ผ่านมาโดย อาศัยฐานข้อมูลที่มีการยอมรับอย่างกว้างขวาง เช่น ฐานข้อมูล IEEE นอกจากนี้ยังได้สืบค้นข้อมูลจากแหล่งอื่น ๆ เช่น จากห้องสมุดของมหาวิทยาลัยต่างๆ จากเครือข่ายอินเทอร์เน็ต โดยจะนำผลจากการสืบค้นไปเป็นแนวทางในการดำเนินการวิจัยต่อไป ผู้วิจัยได้เสนอรายละเอียดและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง โดยเรียงลำดับดังต่อไปนี้

ปฏิศัณั้ววรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง ความเป็นมาของมะเร็งเต้านม เทคโนโลยีการตรวจหามะเร็งเต้านมในปัจจุบัน การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ ความรู้เบื้องต้นในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเต้านม หลักการวัดหามะเร็งเต้านมด้วยสัมประสิทธิ์การสะท้อน สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน ทฤษฎีพื้นฐานสายอากาศและการออกแบบสายส่งไมโครสตริป

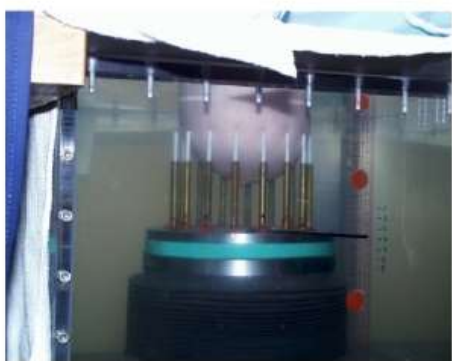
2.2 ปฏิศัณั้ววรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง

ในปัจจุบันนี้ การรับและส่งสัญญาณในระบบสื่อสารต้องอาศัยสายอากาศ ซึ่งทำหน้าที่สำคัญคือ กรณีส่งสัญญาณ สายอากาศจะทำหน้าที่เปลี่ยนสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่กระจายไปในอากาศ และในทางกลับกัน ด้านรับสัญญาณ สายอากาศจะเปลี่ยนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า นอกจากนั้นสายอากาศยังถูกประยุกต์ใช้งานในทางการแพทย์ โดยมีหลายงานวิจัยได้พัฒนาสายอากาศเพื่อการวินิจฉัยมะเร็งเต้านม โดยใช้เทคนิคการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการตรวจหามะเร็งเต้านมส่วนใหญ่ สายอากาศที่ใช้ต้องมีแบนด์วิดท์กว้าง ที่สามารถทำงานได้ตลอดย่านความถี่ตั้งแต่ 4-9 กิกะเฮิรตซ์ (GHz) ปฏิศัณั้ววรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศสำหรับตรวจหามะเร็งเต้านมจะพิจารณาได้ทั้งกรณีใช้สายอากาศแบบรอบตัวในระนาบเดียวและสายอากาศแบบเจาะจงทิศทาง นอกจากนั้นวิทยานิพนธ์นี้ยังสนใจสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ ซึ่งเป็นสายอากาศที่มีแบนด์วิดท์กว้าง เพื่อนำมาใช้ตรวจหามะเร็งเต้านม ซึ่งจะกล่าวถึงต่อไป

2.2.1 สายอากาศแบบรอบตัวในระนาบเดียวสำหรับตรวจหามะเร็งเต้านม

จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศรอบตัวในระนาบเดียวสำหรับใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านม (P. M. Meaney, K. D. Paulsen', Margaret W. Fanning, and S. P. Poplack, 2007) (NR. Epstein, AG. Golnabi, PM. Meaney, and KD. Paulsen KD, 2012) จะทำการจัดเรียงสายอากาศโมนโพลเป็นลักษณะวงกลมล้อมรอบบริเวณเต้านม แสดงดังรูป 2.1 (ก) โดยมีสายอากาศภาคส่งหนึ่งต้นและสายอากาศโมนโพลตัวอื่นๆ เป็นภาครับเพื่อรับพลังงานในแต่ละจุดล้อมรอบบริเวณเต้านม ทำการเปลี่ยนตัวรับจนครบ และนำพลังงานที่รับได้ไปประมวลผลเป็นภาพข้อดีของวิธีการนี้คือ สายอากาศติดตั้งง่าย หลากหลาย อีกทั้งราคาไม่แพง สามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้ขนาด 10 mm ขึ้นไป แต่เนื่องจากการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยวิธีการนี้มีการใช้สายอากาศจำนวนมากในการวัด ส่งผลให้มีการเหนี่ยวนำกันเองระหว่างสายอากาศ อีกทั้งยังมีคลื่นแพร่กระจายไปยังทิศทางที่ไม่ต้องการตรวจสอบอีกด้วย ดังนั้นเพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว จึงใช้แทงค์น้ำ (water tank) ดังรูปที่ 2.1 (ข) เพื่อลดการเหนี่ยวนำ (coupling) ระหว่างสายอากาศและยังลดการแพร่กระจายไปด้านหลังสายอากาศด้วย ส่งผลให้อุปกรณ์ในการตรวจวัดมีขนาดใหญ่ แสดงดังรูปที่ 2.1 (ค) และระบบป้อนมีความซับซ้อน ใน A. Abdollahvand, A. Pirhadi, H. Ebrahimian, and M. Abdollahvand, 2014 ได้ออกแบบสายอากาศโมนโพลโดยใช้เทคนิคการเซาะร่องระนาบกราวด์เป็นรูปตัวที ดังรูปที่ 2.2 ทำให้มีแบนด์วิดท์กว้าง เนื่องจากการแผ่พลังงานงานแบบรอบตัว ข้อสังเกตคือ มีอัตราขยายต่ำ

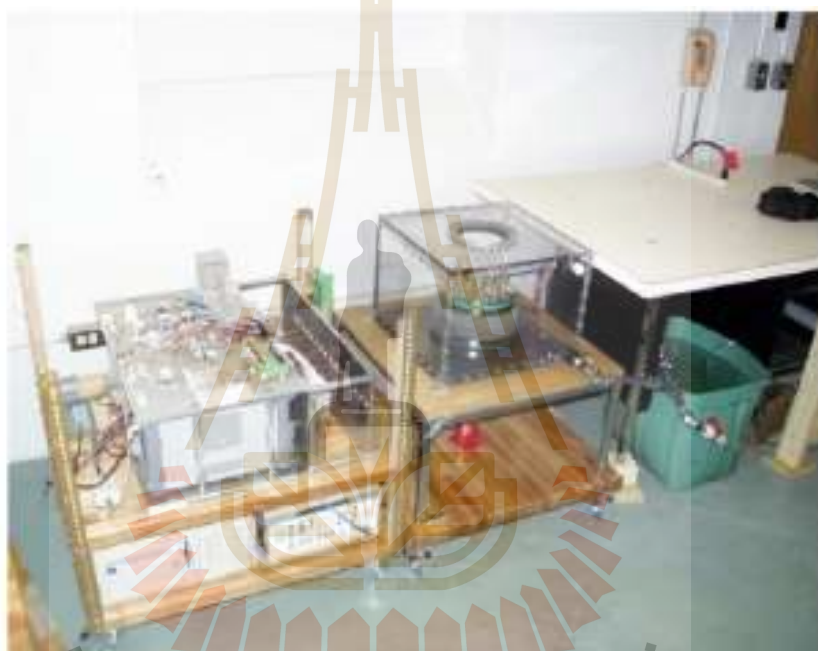




(ก)

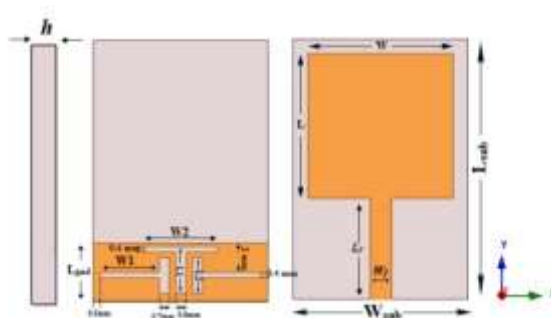


(ข)

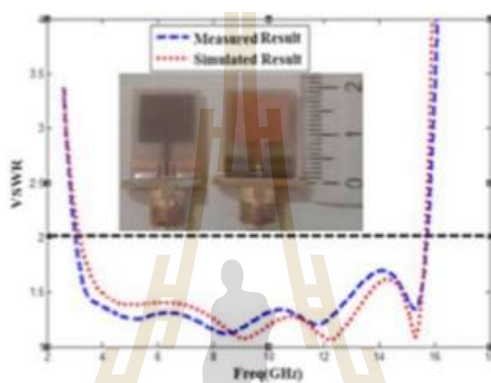


(ค)

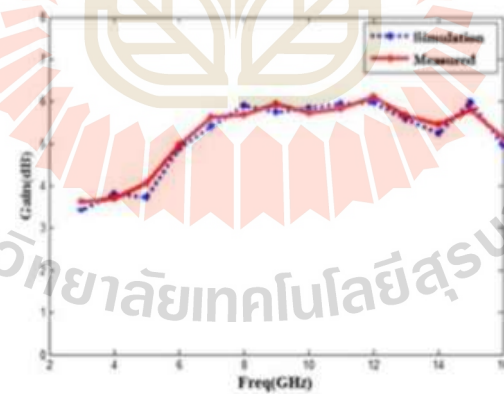
รูปที่ 2.1 สายอากาศโมนิโพล (ก) จัดเรียงกันล้อมรอบเต้านม (ข) แทงค์น้ำ (water tank)
 (ค) ชุดอุปกรณ์ทั้งหมดในการตรวจหามะเร็งเต้านม



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 2.2 (ก) สายอากาศโมโนโพลรูปตัวที (ข) VSWR ของสายอากาศ (ค) อัตราขยาย

2.2.2 สายอากาศแบบเจาะจงทิศทางสำหรับการตรวจหามะเร็งเต้านม

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศแบบเจาะจงทิศทาง ในการตรวจหามะเร็งเต้านมคือ จะมีการนำเอาสายอากาศในลักษณะแบบเจาะจงทิศทาง 2 ตัว จัดวางในสองลักษณะคือ เพื่อการส่งผ่านของคลื่น และการสะท้อนของคลื่น กล่าวคือ กรณีที่หนึ่งพิจารณาจากการส่งผ่านของคลื่นพบว่า มีการวางสายอากาศภาคส่งและสายอากาศภาครับในตำแหน่งตรงข้ามกัน ทำการเลื่อนสายอากาศภาคส่งและภาครับไปรอบๆบริเวณเต้านม นำค่าพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ ส่วนกรณีที่สองจะพิจารณาจากการสะท้อนกลับของคลื่นคือ สายอากาศภาคส่งและภาครับวางคู่กัน เลื่อนตำแหน่งสายอากาศภาคส่งและภาครับไปรอบๆบริเวณเต้านม และนำค่าพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ แสดงดังรูปที่ 2.3

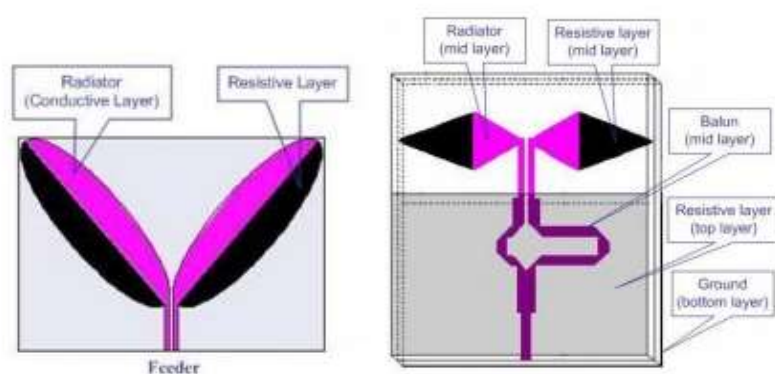
โดยงานวิจัยของ A. M. Abbosh and M. E. Bialkowski, 2007 ออกแบบสายอากาศไดโพล (dipole antenna) ซึ่งพัฒนามาจากสายอากาศไดโพลคล้ายรูปตา ให้เป็นสายอากาศไดโพลแบบหุกระต่าย ทำมุมระหว่างแขนไดโพลทั้งสองน้อยกว่า 90 องศา มีตัวสะท้อนด้านหลัง คือกราวด์ทำให้สามารถแผ่คลื่นในลักษณะแบบเจาะจงทิศทาง อีกทั้ง สายอากาศมีความกว้างลำคลื่นกว้าง และแบนด์วิดท์กว้าง

งานวิจัยของ A. Eesuola, . Chen, and G. Y. Tain, 2011 ออกแบบสายอากาศโมโนโพลลักษณะวงรี ดังรูปที่ 2.4 ให้มีการแผ่คลื่นแบบเจาะจงทิศทางโดยใช้เทคนิคการเจาะร่องกราวด์ด้านหลังคือ ทำมุม 45 องศา กับพื้นระนาบและ 90 องศา กับพื้นระนาบ ส่งผลให้มีแบบรูปการแผ่พลังงานแบบชี้ทิศทาง สายอากาศมีความกว้างลำคลื่นกว้างและ แบนด์วิดท์กว้าง

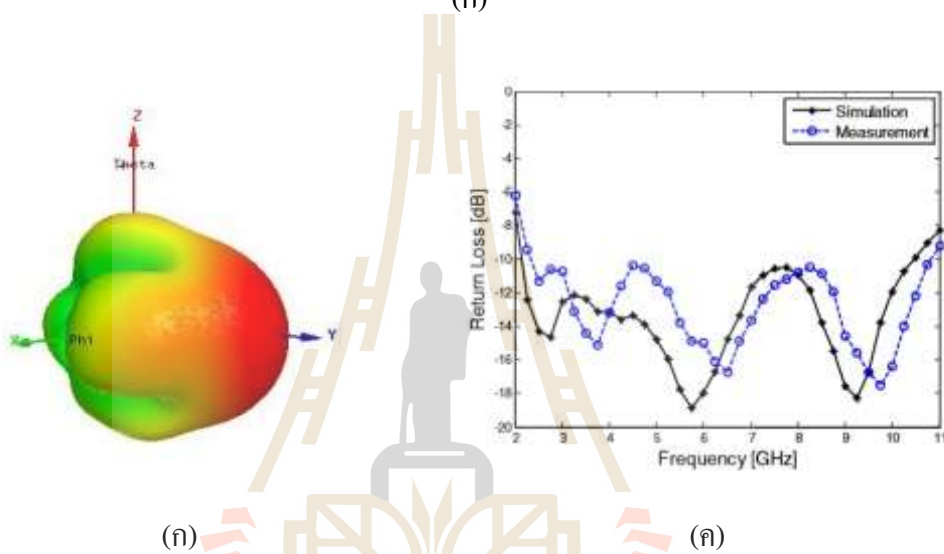
ในงานวิจัยของ J. J. Golezani, M. Abbak, and I. Akduman, 2012 เป็นการออกแบบสายอากาศโมโนโพลโดยมีตัวสะท้อนด้านหลัง แสดงดังรูปที่ 2.5 การออกแบบลักษณะนี้ส่งผลให้มีแบบรูปการแผ่พลังงานเป็นแบบเจาะจงทิศทาง โดยสามารถสแกนบีบได้ สายอากาศมีความกว้างลำคลื่นแคบ และแบนด์วิดท์กว้าง

ต่อมงานวิจัยของ G. K. Pandey, H. S. Singh, P. K. Bharti, A. Pandey, and M. K. Meshram, 2015 เป็นการออกแบบสายอากาศวิวัลดี (Vivaldi antenna) ดังแสดงในรูปที่ 2.6 โดยมีเทคนิคการเจาะร่องด้านข้าง ทำให้มีแบบรูปการแผ่กำลังงานเป็นแบบชี้ทิศทาง การออกแบบในลักษณะนี้เมื่อเทียบกับแบบไม่เจาะร่อง พบว่า มีแถบกว้างขึ้นและ มีความกว้างลำคลื่นกว้าง

ซึ่งจากที่กล่าวมาข้างต้นเกี่ยวกับสายอากาศแบบเจาะจงทิศทางพบว่าข้อดี คือ มีอัตราขยายสูง สามารถตรวจหามะเร็งเต้านมที่มีขนาดเล็กลงได้ตั้งแต่ 5 มิลลิเมตรขึ้นไป และ โครงสร้างของเครื่องตรวจหามะเร็งเต้านมมีขนาดเล็กด้วย



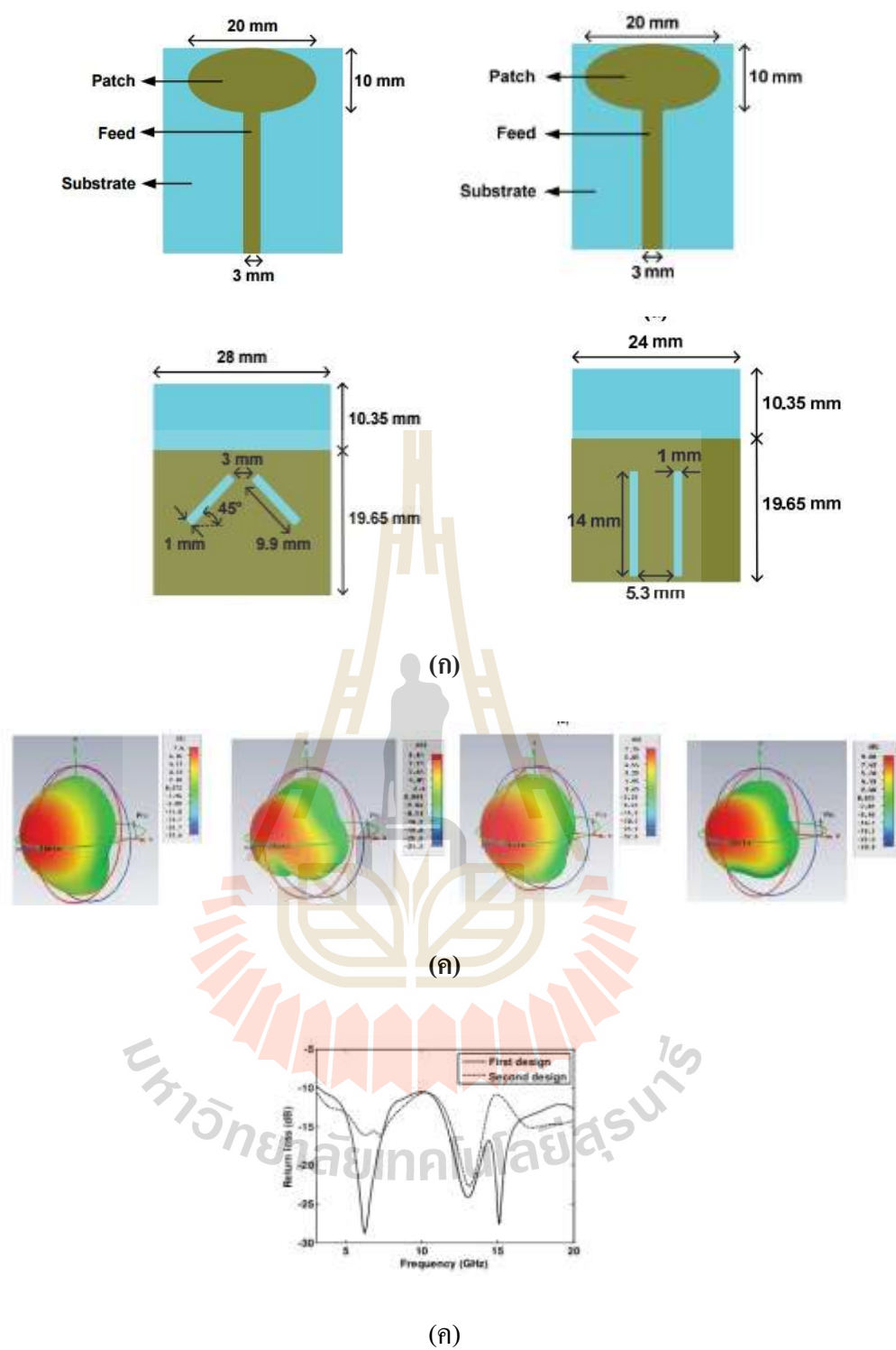
(ก)



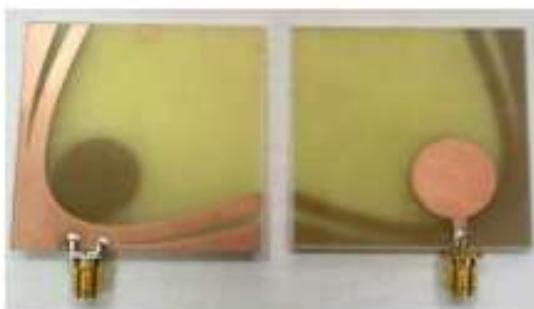
(ก)

(ก)

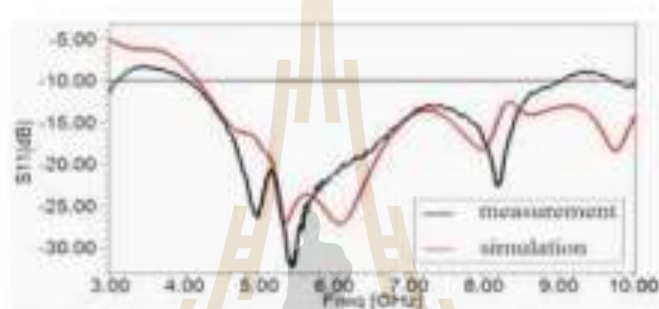
รูปที่ 2.3 สายอากาศไดโพลคล้าย (ก) ไดโพลหูกระต่ายและรูปดา (ข) แบบรูปการแผ่พลังงาน (ค) ค่า S11 แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ



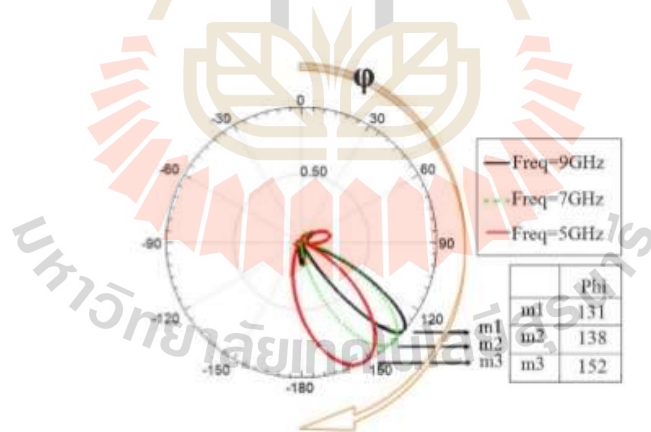
รูปที่ 2.4 (ก) สายอากาศไมโนโพลแบบวงรี (ข) แบบรูปการแผ่พลังงาน (ค) ค่า S11 แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ



(ก)

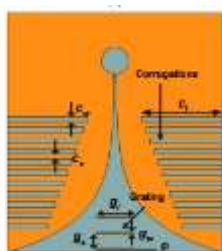


(ข)

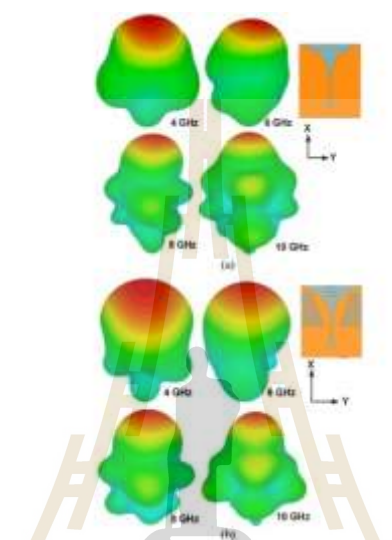


(ค)

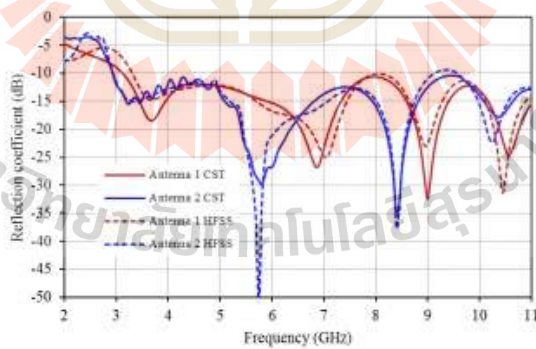
รูปที่ 2.5 (ก) สายอากาศโมโนลูปวงกลม (ข) ค่า S11 แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ (ค) แบบรูปการแผ่พลังงาน



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 2.6 (ก) สายอากาศวีวอลดี (Vivaldi) (ข) แบบรูปการแผ่พลังงาน (ค) ค่า S11 แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ

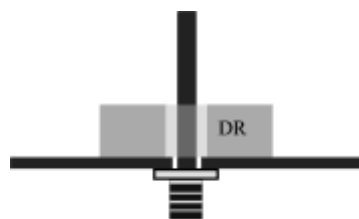
2.2.3. สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ (Dielectric resonator antenna, DRA)

จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับการตรวจหาแม่เหล็กไฟฟ้าด้วยคลื่นไมโครเวฟ พบว่าต้องการสายอากาศที่มีแถบความกว้าง ดังนั้นในหัวข้อนี้จะกล่าวถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ ในการนำเอาทฤษฎีประยุกต์ใช้งานพบว่ามีข้อดี อาทิ สามารถเหนี่ยวนำคลื่นไปยังทิศทางที่ต้องการ มีแบนด์วิดท์กว้าง และมีอัตราขยายสูง โดยพบว่ามีหลายงานวิจัยที่พัฒนาสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ ดังต่อไปนี้

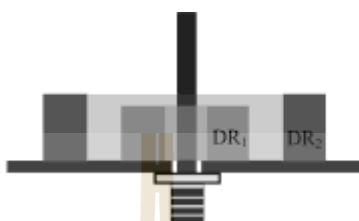
งานวิจัยของ M. Lapierre, Y. M. M. Antar , and A. Petosa, 2005 ได้ออกแบบไดอิเล็กทริกเป็นทรงกระบอกโดยมีตัวป้อนแบบ โพรบ ดังรูปที่ 2.7 (ก) ในงานวิจัยของ YF .Ruan, YX . Guo and S. XQM, 2007 ออกแบบไดอิเล็กทริกเป็นทรงกระบอกลักษณะวงแหวนและใช้ตัวป้อนแบบ โพรบ ดังรูปที่ 2.7 (ข) และ M.N. Jazi, and T. A. Denidni, 2008 ออกแบบไดอิเล็กทริกเป็นทรงคล้ายกระโปรงโดยใช้ตัวป้อนแบบ โพรบ ดังรูปที่ 2.7 (ค) การออกแบบดังกล่าวส่งผลให้มีแบนด์วิดท์กว้าง สายอากาศมีขนาดเล็ก แต่ข้อสังเกตคือมีอัตราขยายที่ต่ำ

ถัดมาก็มีการพัฒนาไดอิเล็กทริกโดยการปรับเปลี่ยนรูปร่างของไดอิเล็กทริกคล้ายตัวอักษรต่างๆ ดังรูปที่ 2.8 เช่น รูปตัวแอล (X.L. Liang, T.A. Denidni , and L.N. Zhang, 2009) รูปตัว ยู (L.N Zhang, S.S. Zhong, and X.L. Liang, 2010) รูปตัวแซด T.A. Denidni , Z. Weng, and M.N. Jazi, 2010) ใน K. S.Ryui , and A. A. Kishk, 2011 ออกแบบไดอิเล็กทริกเป็นรูปตัวเอช ดังรูปที่ 2.9 ซึ่งการออกแบบในลักษณะนี้ทำให้มีแบนด์วิดท์กว้าง รูปที่ 2.10 แสดงการออกแบบไดอิเล็กทริกคล้ายรูปตัว ที (Y. Gao, Z. Feng, and L.Zhang, 2012) และใช้เทคนิคในการออกแบบตัวป้อนให้เป็นแบบรูปสี่เหลี่ยมคางหมูกลับด้าน ส่งผลให้แบบรูปการแผ่พลังงานเป็นแบบเจาะจงทิศทางซึ่งไปยังด้านหน้ามากกว่าด้านหลัง และมีแบนด์วิดท์กว้าง

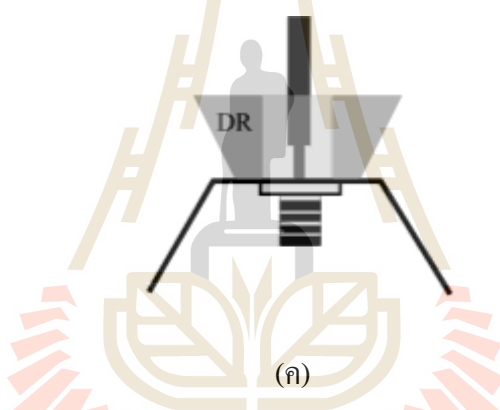
แต่การออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ทั้งหมดที่กล่าวมามีระนาบกราวด์ที่ใหญ่ส่งผลให้โครงสร้างสายอากาศโดยรวมมีขนาดใหญ่ และ ใน A. A. N. Al-Azza, and F. J. Harackiewicz, 2013 ทำการออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์คล้ายรูปสี่เหลี่ยมด้านบนเป็นแบบโค้ง ดังรูปที่ 2.11 มีการป้อนด้วยสายอากาศแพทช์ส่งผลให้ได้แบบรูปการแผ่พลังงานในลักษณะเจาะจงทิศทาง มีอัตราขยายสูง และยังมีแบนด์วิดท์กว้างมากด้วย ดังนั้นจากที่ศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมของสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์สี่เหลี่ยมและด้านบนเป็นแบบโค้ง พบว่ามีข้อดี คือ แบนด์วิดท์กว้างมากอัตราขยายสูง และ สามารถเหนี่ยวนำคลื่นไปยังทิศทางที่ต้องการได้



(ก)

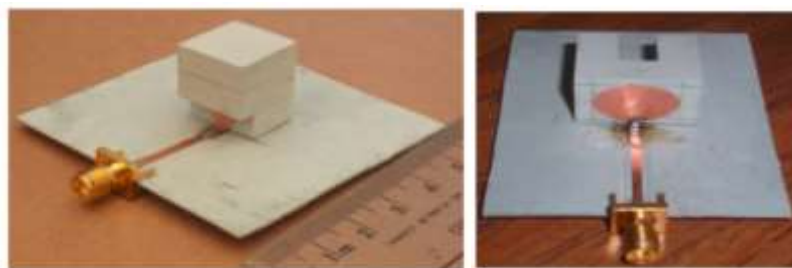


(ข)



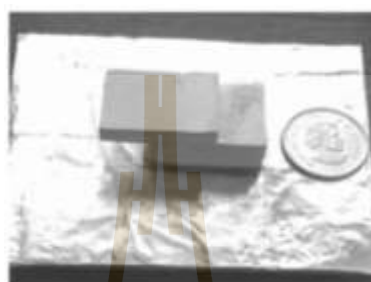
(ค)

รูปที่ 2.7 สายอากาศไดอิเล็กตริกป้อนด้วยโพรง (ก) ไดอิเล็กตริกทรงกระบอก (ข) ไดอิเล็กตริกทรงกระบอกวงแหวน (ค) ไดอิเล็กตริกทรงคล้ายกระโปรง



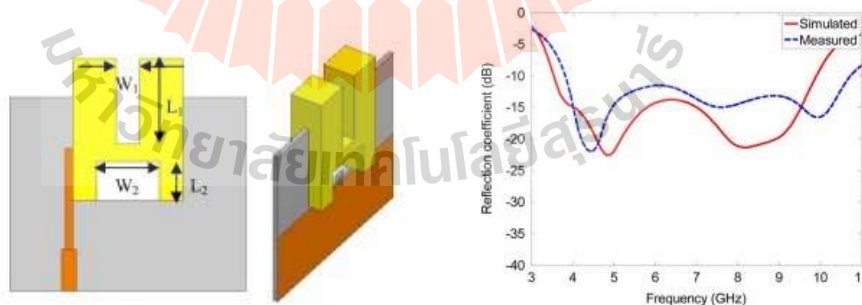
(ก)

(ข)



(ค)

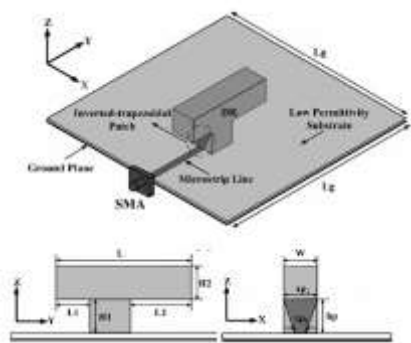
รูปที่ 2.8 สายอากาศไดอิเล็กตริกรูปอักษรต่างๆ (ก) รูปตัวแอล (L-shaped) (ข) รูปตัวยู (U-shaped)
(ค) รูปตัวแซด (Z-shaped)



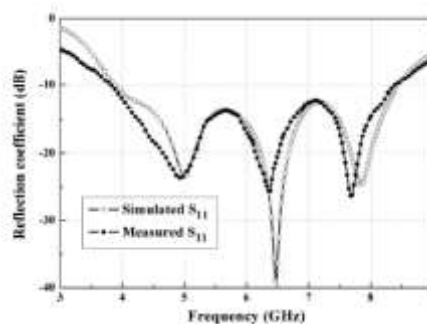
(ก)

(ข)

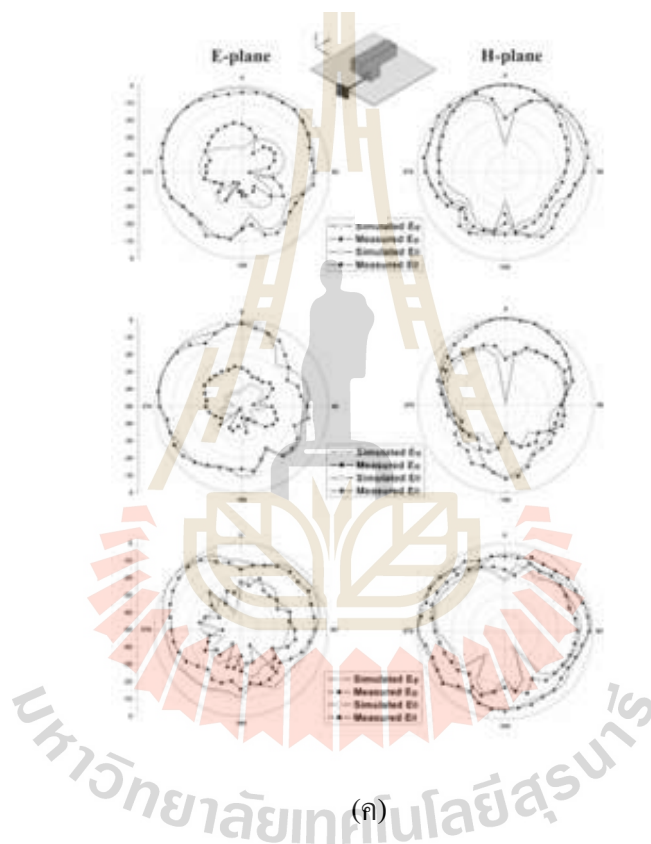
รูปที่ 2.9 (ก) สายอากาศไดอิเล็กตริกรูปตัวแซด (ข) ค่า S11 แสดงช่วงความถี่การทำงานของสายอากาศ



(ก)

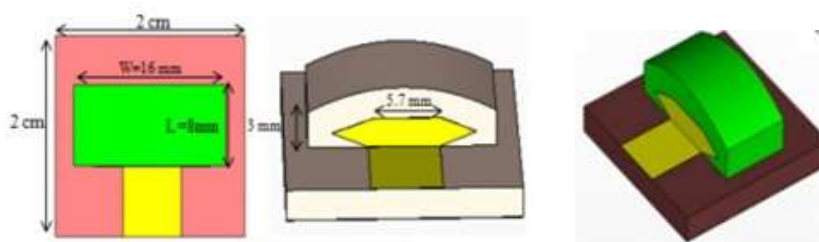


(ข)

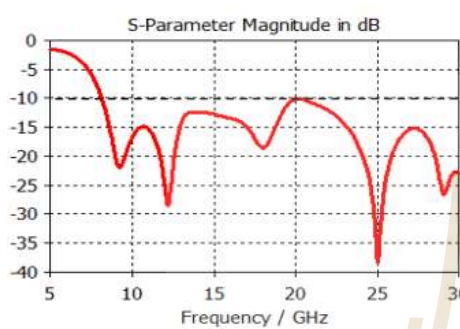


(ค)

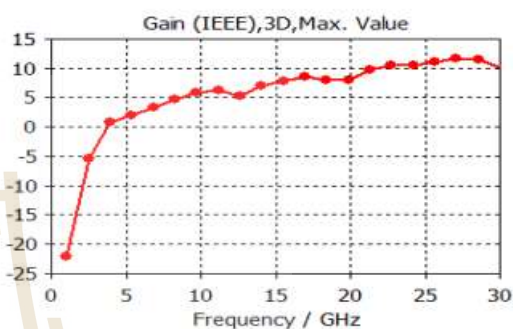
รูปที่ 2.10 (ก) สายอากาศรูปตัวที (ข) ค่า S11 แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ (ค) แบบรูปการแผ่พลังงาน



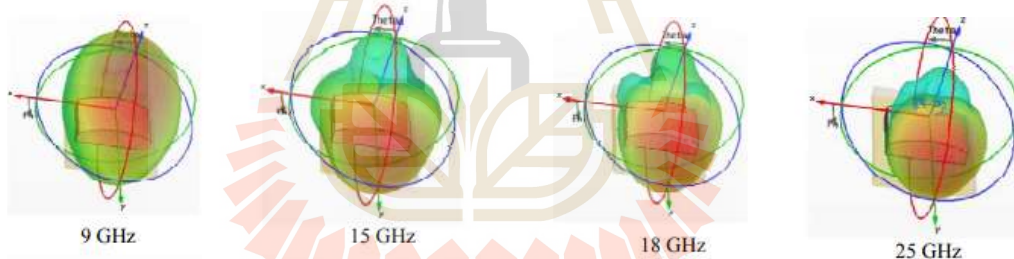
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

รูปที่ 2.11 (ก) สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์รูปสี่เหลี่ยมด้านบนโค้ง (ข) ค่า S11 แสดงความถี่การทำงานของสายอากาศ (ค) อัตราขยาย (ง) แบบรูปการแผ่พลังงาน

ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงสนใจออกแบบสายอากาศสำหรับตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้หลักการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งได้นำเสนอการออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ที่ต้องการแบนด์วิดท์ครอบคลุมช่วงความถี่ตั้งแต่ 4 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) ถึง 9 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) ให้สามารถรองรับการตรวจหามะเร็งเต้านมในหลายความถี่เพื่อให้ได้ภาพที่ละเอียดขึ้น โดยใช้สายอากาศแพทช์รูปสี่เหลี่ยมคางหมูกลับด้านร่วมกับไดอิเล็กตริกที่มีการปรับรูปร่าง ซึ่งให้แถบความถี่กว้าง ซึ่งการนำเอาไดอิเล็กตริกมาใช้งานร่วมกับสายอากาศจะสามารถเหนี่ยวนำคลื่นไปยังเต้านมได้ อีกทั้งการปรับเปลี่ยนขนาดรูปร่างไดอิเล็กตริกแบบต่างๆ ยังทำให้สายอากาศมีแถบความถี่กว้างขึ้น และยังมี ความเข้มการแผ่กำลังงานที่สูง จึงเหมาะสำหรับการประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์ นอกจากนี้วัสดุ อุปกรณ์ที่ใช้ในการสร้างสายอากาศ มีโครงสร้างแข็งแรงและมีประสิทธิภาพสูง ซึ่งจะกล่าวถึงขั้นตอน ออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกในบทถัดไป

ข้อดีของสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์

จากปริทัศน์วรรณกรรมที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ พบว่าสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์มีประสิทธิภาพการแผ่พลังงานสูง (high-radiation) มีแบนด์วิดท์กว้าง และมีการโพลาไรซ์ (polarization) ขึ้นอยู่กับตัวป้อน โดย Dielectric resonator antenna ไม่เกิดการสูญเสียที่ผิว ไม่มีการรั่วไหลและการสูญเสียภายในตัวนำซึ่งเป็นสาเหตุทำให้ประสิทธิภาพของสายอากาศลดลง นอกจากนั้น Dielectric resonator antenna ยังมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของวัสดุที่สูง และถูกวางบนระนาบกราวด์ที่มีค่า ไดอิเล็กตริกต่ำ ดังนั้น Dielectric resonator antenna จึงมีการสูญเสียต่ำ มีการออกแบบได้หลากหลายรูปร่าง เช่น ทรงกระบอก สี่เหลี่ยม ทรงกลม ทรงกระบอกแยกงาน และครึ่งทรงกลม แสดงดังรูปที่ 2.12 มีคุณสมบัติ เช่น รูปร่างกะทัดรัด อุนหนุ้มคิงที่เมื่อความถี่เปลี่ยนแปลง ออกแบบรวมทั้งวงจรทางไฟฟ้าได้ง่าย ทนทานต่อสภาพแวดล้อม และสร้างง่าย



รูปที่ 2.12 รูปทรงต่างๆ ของ Dielectric resonator antenna (ทรงกระบอก สี่เหลี่ยม ครึ่งทรงกลม วงกลม-จาน สามเหลี่ยมทรงต่ำ) (researchgate.net)

Dielectric resonator antenna มีคุณสมบัติที่น่าสนใจหลายประการ ได้แก่

1. สามารถใช้ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกได้หลากหลาย ($\epsilon_r = 10 - 100$) ซึ่งจะช่วยให้ออกแบบสามารถควบคุมขนาดของ DRA และแบนด์วิดท์ได้ โดยขนาดของ DRA มีค่าแปรผันตรงกับ $\lambda_0 / \sqrt{\epsilon_r}$ โดยที่ λ_0 คือความยาวคลื่นในอากาศที่ความถี่เรโซแนนซ์ และ ϵ_r คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของวัสดุ
2. DRA สามารถออกแบบให้ทำงานได้ในช่วงความถี่ตั้งแต่ 1-3 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) ไปจนถึง 40 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) (A. Petosa, 2007)
3. DRA มีประสิทธิภาพการแผ่พลังงานสูง (95%) เนื่องจากไม่มีการสูญเสียในตัวนำหรือการสูญเสียคลื่นผิว
4. กลไกการป้อนมีหลายชนิดสามารถใช้ได้ทั้งแบบร่อง โพรง สายส่งไมโครสตริป และท่อนำคลื่น เพื่อกระตุ้นให้ DRA แผ่พลังงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ
5. DRA สามารถกระตุ้นได้หลายโหมด มีแบบรูปการแผ่พลังงานคล้ายกับสายอากาศไดโพลไฟฟ้าหรือสายอากาศไดโพลแม่เหล็ก โดยคลื่นสามารถแผ่พลังงานได้ทั้งมีทิศทาง หรือแบบรอบตัวในระนาบเดียว ครอบคลุมหลากหลายความต้องการ (K. M. Luk and K. W. Leung, 2002)
6. การใช้วัสดุ ไดอิเล็กตริกในการออกแบบทำให้มีการสูญเสียต่ำ การแผ่พลังงานสูง และมีสูญเสียในตัวนำต่ำ (A. Petosa, 2007) (K. M. Luk and K. W. Leung, 2002)

ในช่วงไม่กี่ปีที่ผ่านมา การศึกษาเกี่ยวกับ Dielectric resonator antenna ได้เน้นไปที่สายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ที่รูปร่างต่างๆ วิธีการการป้อน และวิธีการเพิ่มประสิทธิภาพแบนด์วิดท์ โดยคุณสมบัติเฉพาะของ Dielectric resonator antenna เหมาะสำหรับการใช้งานที่หลากหลายโดยเฉพาะคลื่นมิลลิเมตร DRA สามารถใช้ตัวป้อนส่งผ่านเกือบทุกชนิด สามารถออกแบบร่วมกับวงจร MMIC ได้ง่าย โดยปกติสายอากาศโลหะ เช่น สายอากาศไมโครสตริป จะมีค่าการสูญเสียในตัวนำ ทำให้ประสิทธิภาพของสายอากาศลดลง ในทางตรงกันข้าม การออกแบบโดยใช้ DRA จะทำให้มีสูญเสียในตัวนำต่ำ ซึ่งอาจทำให้ไดอิเล็กตริกมีขนาดเล็กมากในทางปฏิบัติ และยังมีประสิทธิภาพในการแผ่รังสีสูง เมื่อเทียบกับสายอากาศไมโครสตริป โดยที่ DRA มีแบนด์วิดท์ที่สูงกว่าสายอากาศไมโครสตริปด้วย สำหรับ DRA ทั่วไปมีค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก เท่ากับ 10 ซึ่งจะมีแบนด์วิดท์ประมาณ 10 เปอร์เซ็นต์ ไม่มีคลื่นผิว (surface wave)

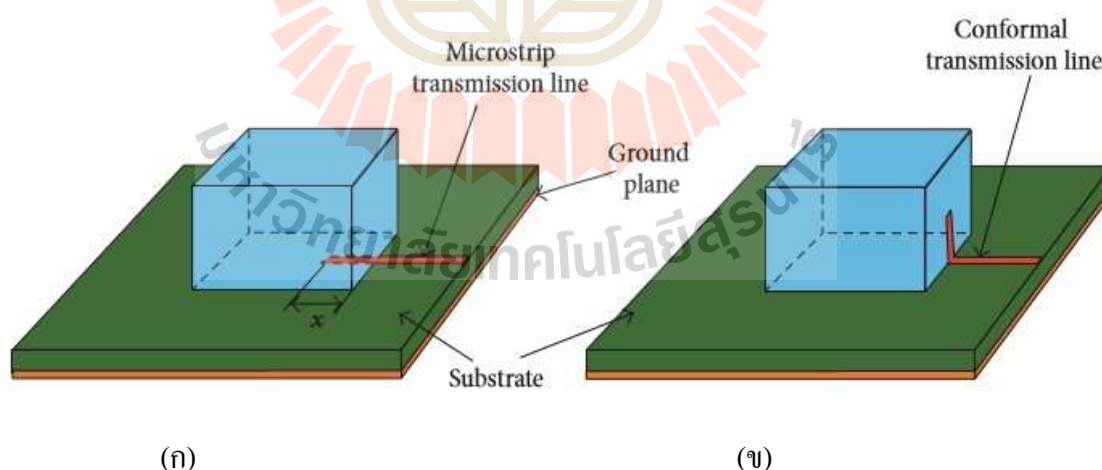
DRA ได้รับการยอมรับว่าเป็นสายอากาศที่มีประสิทธิภาพ (R. K. Mongia and P. Bhartia, 1994) การพัฒนาให้สายอากาศมีขนาดเล็กลง จะลดประสิทธิภาพการทำงานของสายอากาศลงด้วย นอกจากนี้ยังสามารถใช้ได้วงจรไฟฟ้า เนื่องจากสามารถสร้าง DRA ได้โดยตรงบนแผงวงจรพิมพ์ (PCB) คุณลักษณะเฉพาะของ DRA เหมาะกับการใช้งานหลายหลายประเภทและมีข้อดี เช่น มีขนาดเล็ก และราคาถูก สามารถเชื่อมต่อกับสายส่งเกือบทุกชนิด R. Kumari, K. Parmar, and S. K. Behera (2010) DRA มีรูปร่างที่แตกต่างกันหลากหลาย เช่น รูปสี่เหลี่ยม ทรงกระบอก ครึ่งวงกลม รูปทรงสามเหลี่ยม รูปทรงกรวย ฯลฯ โดยรูปทรงกระบอกและรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้านิยมนำมาออกแบบมากที่สุด นอกจากนั้นยังมีความหลากหลายของการป้อน ซึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสามารถเชื่อมต่อ (coupling) จากตัวป้อนที่ดีกว่าสายอากาศแบบไมโครสตริปซึ่งมีการสูญเสียความนำสูง และเกิดคลื่นพื้นผิว Dielectric resonator antenna จะไม่เกิดคลื่นผิวถ้าวางบนระนาบกราวด์โดยตรง (R. Chair, A. A. Kishk and KF lee, 2005) สายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ มีข้อดีหลายประการเมื่อเปรียบเทียบกับ สายอากาศที่ใช้งานในย่านไมโครเวฟทั่วไป และการใช้งานสามารถทำงานได้ครอบคลุมช่วงความถี่กว้าง

2.2.4 วิธีการป้อนสำหรับสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์

เทคนิคในการป้อนหรือส่งพลังงานคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไปยังสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ มีด้วยกัน 5 วิธีที่นิยม คือ สายส่งไมโครสตริป (microstrip line) สายส่งไมโครสตริปแบบอนุโลม (conformal) สล็อตอะเพอร์เจอร์ (slot aperture) โพรบ (probe) โคพลานาร์ (Co-Planar) (S.Keyrouz and D.Caratelli, 2016)

การป้อนด้วยไมโครสตริป (Microstrip)

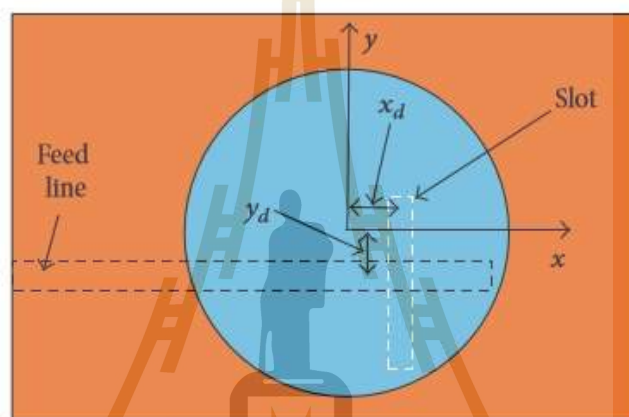
วิธีการป้อน Dielectric resonator antenna โดยใช้ไมโครสตริปมี 2 แบบคือ การใช้สายส่งไมโครสตริป แสดงดังรูปที่ 2.13 (ก) และการใช้สายส่งไมโครสตริปแบบทำอนุโลม (conformal) แสดงดังรูปที่ 2.13 (ข) การป้อนด้วย ไมโครสตริป เป็นการวางไดอิเล็กตริกบนสายส่งไมโครสตริป ในระยะ x เท่ากับ $\lambda/4$ ข้อเสียเปรียบ ของการป้อนด้วยสายส่งไมโครสตริป คือการป้อนไม่ได้ถูกแยกออกจากไดอิเล็กตริก ซึ่งอาจมีผลต่อประสิทธิภาพการแผ่พลังงานของ DRA นอกจากนี้เมื่อวางไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ด้านบนระนาบกราวด์อาจเกิดช่องว่างระหว่างอากาศที่ไม่พึงประสงค์ ในการป้อนด้วยสายส่งไมโครสตริปแบบอนุโลม ไดอิเล็กตริกจะถูกวางลงบนระนาบกราวด์ โดยตรงและสายส่งไมโครสตริปจะถูกโค้งเชื่อมต่อไปตามไดอิเล็กตริก โดยไม่เกิดช่องว่าง สามารถเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของ DRA ได้ดียิ่งขึ้น ตัวอย่างเช่น แพทช์รูปไข่ป้อนให้กับ DRA รูปตัว U ใน L. N. Zhang, S. S. Zhong, and S. Q. Xu, 2008 S.Keyrouz and D.Caratelli, 2016 ที่มีแบนด์วิดท์สูงถึง 72%



รูปที่ 2.13 (ก) การป้อนไดอิเล็กตริกด้วยสายส่งไมโครสตริป (ข) การป้อนด้วยสายส่งไมโครสตริปแบบอนุโลม

การป้อนด้วยสลิตอะพอร์เจอร์ (Slot aperture)

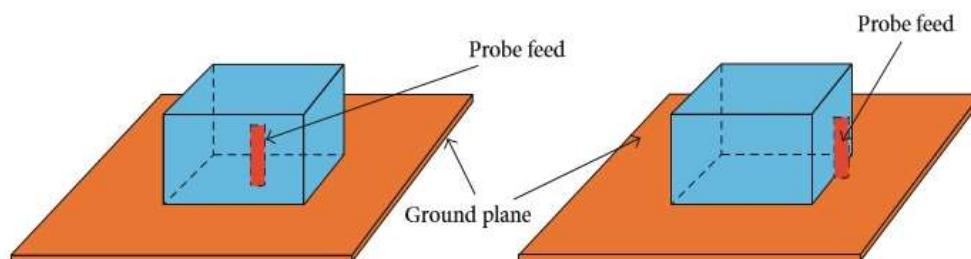
DRA จะถูกป้อนด้วยสลิตอะพอร์เจอร์หรือแบบร่อง ดังรูปที่ 2.14 ในระนาบกราวด์ ซึ่งวาง DRA ไว้ชิดกับร่อง การป้อนด้วยแบบร่องเป็นการทำงานเหมือนกระแสแม่เหล็กขนานกับขนาดของร่อง ซึ่งจะเซาะร่องในระนาบกราวด์และถูกป้อนโดยสายส่งไมโครสตริปที่อยู่ด้านล่าง ระนาบกราวด์ ในการป้อนแบบสลิตอะพอร์เจอร์เป็นเทคนิคที่น่าสนใจ สามารถเปลี่ยนแปลงการเชื่อมต่อโดยการเลื่อน DRA ไปตามร่อง ข้อเสียเปรียบของการป้อนด้วยวิธีนี้คือ มีปัญหาในเรื่องโครงสร้างหลายชั้น ซึ่งเพิ่มความหนาของสายอากาศ และยังมีแบนด์วิดท์แคบ (สูงสุด 21%) (K. W. Leung, K. M. Luk, K. Y. A. Lai, and D. Lin, 1995) (S.Keyrouz and D.Caratelli, 2016)



รูปที่ 2.14 การป้อนไดอิเล็กทริกด้วยสลิตอะพอร์เจอร์ (Slot aperture)

การป้อนด้วยโคแอกเซียล (Coaxial Feed)

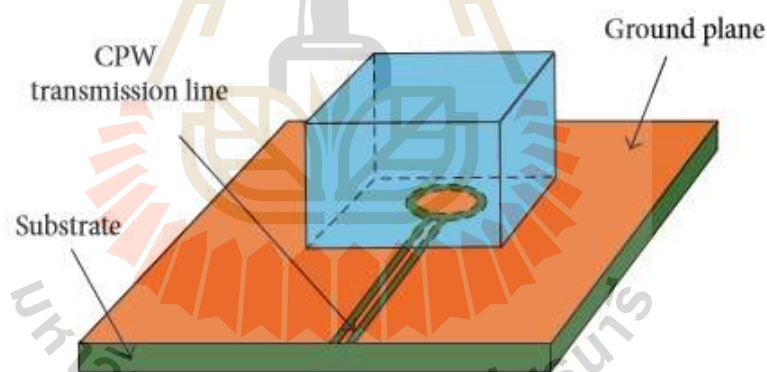
โคแอกเซียล (coaxial) หรือ โพรบ (probe) เป็นเทคนิคทั่วไปที่ใช้ในการป้อน ให้กับไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2.15 ในวิธีนี้โพรบสามารถวางติดกับ DRA หรือ วางไว้ภายใน DRA ก็ได้ โดยการเชื่อมต่อสามารถทำได้โดยการปรับค่าความสูงของโพรบและตำแหน่ง DRA ใน DRA โหมดต่างๆ จะขึ้นอยู่กับตำแหน่งของโพรบ เมื่อ โพรบอยู่ติดกับ DRA คือ โหมดสนามแม่เหล็ก TE₁₁ เป็นรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าถูกป้อนและ แผ่นพลังงานคล้ายไดโพล สนามแม่เหล็กในลักษณะแนวนอน สำหรับโพรบที่อยู่ตรงกลางของ DRA ทรงกระบอก คือ โหมด TE₀₁₁ จะถูกป้อนและแผ่กระจายออกไปเหมือนกับ ไดโพลแนวตั้ง ข้อดีของการใช้เชื่อมต่อแบบโพรบ คือ การเชื่อมต่อ 50 โอห์ม ได้โดยตรงโดยไม่ต้องใช้การแมตซ์ การป้อนด้วยโพรบเหมาะสมกับความถี่ต่ำ อาจไม่สามารถใช้งานกับความถี่สูง การเจาะ DR ยังทำให้มีราคาแพง สำหรับในวงจร PCB หรือ ชิปบอร์ด ในทางปฏิบัติการป้อนด้วยโพรบทำได้ยาก (K. W. Leung, K. M. Luk, K. Y. A. Lai, and D. Lin, 1993) (S.Keyrouz and D.Caratelli, 2016)



รูปที่ 2.15 การป้อนไดอิเล็กทริกด้วยโพรบ (Probe Fed)

การป้อนด้วยโคพลานาร์ (Co-Planar Feed)

การป้อนแบบโคพลานาร์ เป็นเทคนิคทั่วไปที่ใช้สำหรับไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ ดังแสดงที่ 2.16 DRA แบบทรงกระบอกถูกป้อนด้วยลูป co-planar การเชื่อมต่อสามารถปรับเปลี่ยนโดย DRA ที่วางบนลูป พฤติกรรมการเชื่อมต่อคล้ายกับโพรบ สามารถเชื่อมได้กับโหมด TE₀₁₁ ของ DRA ทรงกระบอก (B. Ghosh, K. Ghosh, and C. S. Panda, 2009 S.Keyrouz and D.Caratelli, 2016)



รูปที่ 2.16 การป้อนไดอิเล็กทริกด้วยโคพลานา (Co-planar loop- Fed)

จากวิธีการป้อนไดอิเล็กทริกที่กล่าวมาแล้วข้างต้น ดังนั้นวิธีนี้จึงเลือกที่จะป้อนด้วยสายส่งไมโครสตริปแบบอนุโลมมาใช้ในการป้อนไดอิเล็กทริก เนื่องจากการป้อนที่ให้แบนด์วิดท์ที่กว้างและง่ายต่อการออกแบบ

2.3 ความเป็นมาของมะเร็งเต้านม

โรคมะเร็งเต้านมเป็นสาเหตุการเสียชีวิตเป็นอันดับต้นๆ ของผู้หญิงไทย และถือเป็นปัญหาสาธารณสุขของโลกที่ทำให้สูญเสียชีวิตของประชากรด้วย ทำให้สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายในตรวจหามะเร็งเต้านม โดยทั่วไปแล้วมะเร็งเต้านมเกิดได้ทุกกลุ่มอายุ แต่กลุ่มอายุที่พบมากที่สุด คือ อายุระหว่าง 40-49 ปี ปัจจัยเสี่ยงในการเกิดมะเร็งเต้านมมีมากมาย เช่น อายุที่เพิ่มมากขึ้นเซลล์ย้อมมีการเปลี่ยนแปลงการมีความเกี่ยวข้องกับกรรมพันธุ์ซึ่งมียีนส์ที่เกี่ยวข้อง และการได้รับฮอร์โมน เช่น เอสโตรเจน สูงกว่าปกติ ปัญหาสำคัญของการรักษามะเร็ง คือ การตรวจหามะเร็งที่ล่าช้าเกินไป ซึ่งมีหลายสาเหตุ อาจเกิดจากผู้ป่วยและระบบการตรวจหามะเร็ง มะเร็งเต้านมแบ่งออกเป็น 4 ระยะ คือ

ระยะที่ 1 (Stage I) ขนาดมะเร็งเล็กกว่า 2 ซม. และยังไม่มีการแพร่กระจายไปยังต่อมน้ำเหลืองที่รักแร้

ระยะที่ 2 (Stage II) ขนาดมะเร็งมีระหว่าง 2 - 5 ซม. และ/หรือมีการแพร่กระจายของเซลล์มะเร็งไปยังต่อมน้ำเหลืองที่รักแร้ข้างเดียวกัน

ระยะที่ 3 (Stage III) ก้อนมะเร็งมีขนาดใหญ่กว่า 5 ซม. แพร่กระจายไปยังต่อมน้ำเหลืองที่รักแร้อย่างมาก จนทำเป็นก้อนใหญ่หรือติดแน่นกับอวัยวะข้างเคียง

ระยะที่ 4 (Stage IV) ก้อนมะเร็งมีขนาดโตเท่าไหนก็ได้ แต่พบว่ามี การแพร่กระจายไปยังส่วนอื่นของร่างกาย เช่น กระดูก ปอด ตับ หรือ สมอง เป็นต้น

การตรวจหามะเร็งเต้านมที่ล่าช้าเกินไป ก้อนมักมีขนาดใหญ่ และมีการลุกลามไปตามต่อมน้ำเหลือง การไหลเวียนเลือด หรือแพร่กระจายไปยังอวัยวะข้างเคียง โดยทั่วไปอวัยวะที่สำคัญที่มักมีการแพร่กระจาย เช่น ปอด ตับ สมอง และกระดูก จากที่กล่าวมาแล้วข้างต้น แม้ว่ามะเร็งในระยะต่างๆ จะก่ออันตรายถึงชีวิต ซึ่งทางเลือกในการรักษามี 5 วิธี ดังนี้ การรักษาโดยการผ่าตัด การรักษาโดยฉายแสง (รังสีรักษา) การรักษาโดยฮอร์โมน การรักษาโดยยาเคมีบำบัด และ การรักษาโดยยาที่มีการออกฤทธิ์จำเพาะ รูปที่ 2.17 แสดงลักษณะเต้านมที่เป็นโรคมะเร็ง



รูปที่ 2.17 รูปร่างอวัยวะภายในของเต้านมผู้หญิง ประกอบไปด้วยกล้ามเนื้อ ไขมัน ต่อมน้ำนม ต่อมน้ำนม และมะเร็งเต้านมเสมือนเต้านมจริง (fagonia.blogspot.com)

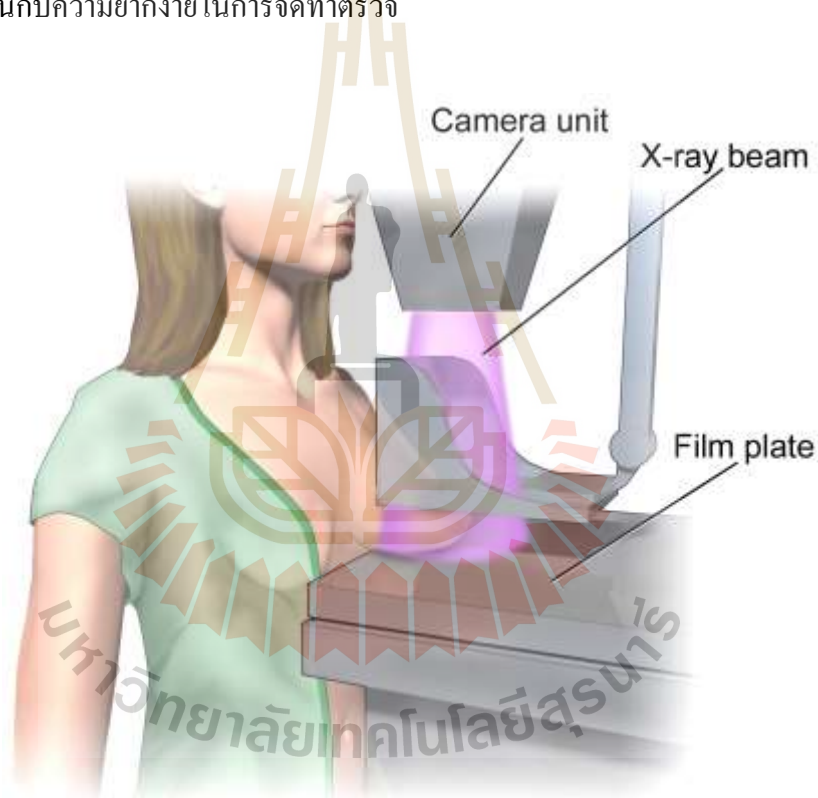
เนื่องจากมะเร็งเต้านมเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับหนึ่งของมะเร็งทั้งหมดในผู้หญิงไทย และมีแนวโน้มว่าจะเพิ่มมากขึ้นทุกปี ดังนั้นการตรวจหามะเร็งจึงมีความสำคัญ หากสามารถตรวจพบได้ในระยะเริ่มแรก คือ ระยะที่ 1 และระยะที่ 2 ในปัจจุบันมีโอกาสรักษาหายขาดได้มากกว่าร้อยละ 80 - 90 เปอร์เซนต์ ดังนั้นเทคโนโลยีในการตรวจหามะเร็งจึงมีความสำคัญโดยจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

2.4 เทคโนโลยีการตรวจหามะเร็งเต้านมในปัจจุบัน

วิธีการตรวจหาโรคมะเร็งเต้านมในปัจจุบันที่นิยมใช้ ได้แก่ การตรวจมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์เรย์ (X-ray Mamography) อัลตราซาวด์ (Ultrasound) และการถ่ายภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Image : MRI) (C. K. Kuhl, S. Schrading, C. C. Leutner, N. Morakkabati-Spitz, E. Wardelmann, R. Fimmers, W. Kuhn and H. H. Schild, 2005) ทั้งสามวิธีนี้ใช้ในการวินิจฉัยและตรวจหาโรคมะเร็งเต้านมระยะเริ่มแรกสำหรับผู้ป่วยที่ไม่มีอาการของโรค ซึ่งมีการใช้งานกันอย่างแพร่หลายในทางการแพทย์ สามารถสรุปหลักการของทั้ง 3 วิธีดังต่อไปนี้

2.4.1 การตรวจมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอกซ์เรย์ (X – Mammography)

การตรวจมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอกซ์เรย์ เป็นการนำรังสีเอกซ์มาใช้ในการตรวจ โดยส่งคลื่นความถี่สูง ประมาณ 30 ถึง 30,000 เพตะเฮิร์ตซ์ (10^{15} เฮิร์ตซ์) ผ่านไปยังเต้านม และในขณะที่เต้านมจะต้องถูกบีบอัดโดยการกดแผ่น โลหะ (plate) ลงบนเต้านม ดังแสดงในรูปที่ 2.18 เพื่อกดเต้านมให้แบนราบเท่าที่จะเป็นไปได้ เนื้อเยื่อยิ่งบางทำให้มีโอกาสในการตรวจพบจะสูงขึ้น ภาพของเต้านมจะถูกบันทึกลงในฟิล์มเพื่อการวินิจฉัย กระบวนการตรวจด้วยวิธีนี้ผู้ป่วยค่อนข้างเจ็บปวดเนื่องจากการถูกบีบอัด นอกจากนี้คลื่นความถี่ในช่วงรังสีเอกซ์เรย์ยังทำให้เกิดการกลายพันธุ์ของเซลล์ไปเป็นเซลล์มะเร็งได้ ความละเอียดของภาพที่ได้จะเพียงพอสำหรับการวินิจฉัย แต่สำหรับเต้านมที่มีความหนาแน่นสูงจะไม่สามารถวินิจฉัยได้ การตรวจภาพรังสีเต้านมใช้เวลาทั้งหมดประมาณ 30 - 60 นาทีขึ้นกับความยากง่ายในการจัดทำตรวจ

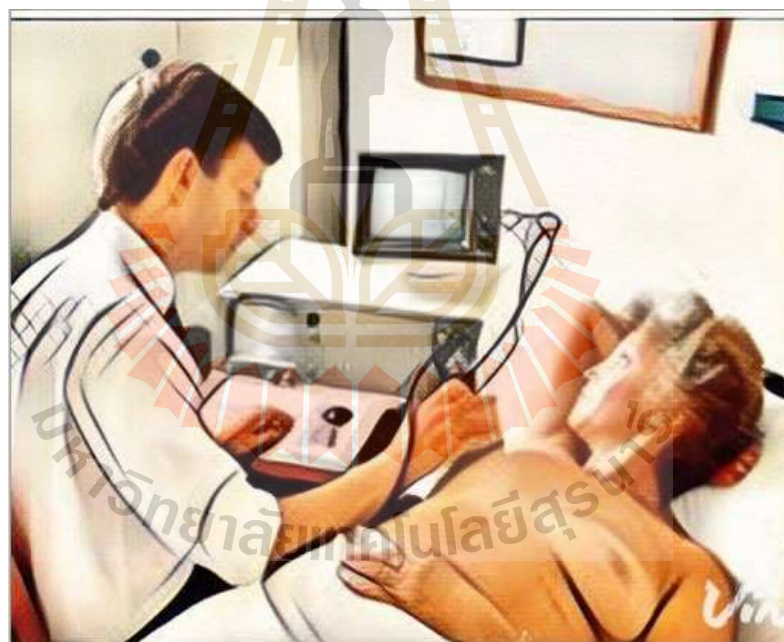


Mammogram

รูปที่ 2.18 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอกซ์ (medindia.net)

2.4.2 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ (Ultrasonography)

การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นอัลตราซาวด์ ดังรูปที่ 2.19 เป็นการใช้คลื่นเสียงที่มีความถี่สูงประมาณ 1 เมกกะเฮิรตซ์ถึง 15 เมกกะเฮิรตซ์ ส่งคลื่นไปยังเต้านม และวัดการสะท้อนกลับของคลื่น คล้ายกับโซนาร์ คือ ส่งคลื่นเสียงที่มีความถี่สูงกว่าหูมนุษย์จะได้ยินมีความถี่ประมาณ 50,000 รอบต่อวินาที ผ่านไปยังน้ำ เมื่อกระทบวัตถุ อาทิ สิ่งมีชีวิต เรือดำน้ำ หรือพื้นทะเล คลื่นก็จะสะท้อนกลับมายังเครื่องรับแล้วปรากฏออกมาเป็นภาพที่เคลื่อนไหวได้ โดยมีหลักการคือ วัตถุที่มีความหนาแน่นสูง คลื่นเสียงจะสะท้อนกลับหมด และแสดงภาพเป็นสีขาวและมีเงาดำ ส่วนวัตถุที่มีความหนาแน่นต่ำ คลื่นเสียงจะผ่านไปได้ ทำให้ภาพปรากฏเป็นสีขาวหรือดำ ทำให้เมื่อนำคลื่น อัลตราซาวด์มาตรวจหามะเร็งเต้านมจะสามารถแยกแยะระหว่างเนื้อเยื่อเต้านมปกติกับมะเร็งเต้านมได้ นอกจากนี้ยังสามารถบอกได้ว่าก้อนที่พบในเนื้อเต้านมนั้น มีองค์ประกอบเป็นน้ำ หรือก้อนเนื้อ แต่ข้อเสียของอัลตราซาวด์คือ มันจะผ่านลมได้ไม่ดี ภาพจะออกมาไม่ชัดเจน คูปอดไม่ดี เพราะมันมีซี่โครงบัง เมื่อเจอกระดูกก็จะสะท้อนกลับหมด



รูปที่ 2.19 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วย Ultrasound (nibib.nih.gov)

2.4.3 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Magnetic Resonance Imaging ; MRI)

การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เป็นการส่งคลื่นวิทยุไปยังผู้ป่วยด้วยความถี่สูงประมาณ 64 เมกกะเฮิร์ตซ์ โดยผู้ป่วยต้องนอนนิ่งๆ อยู่ภายใต้อุปกรณ์การตรวจสอบพร้อมกับอุปกรณ์สแกนเนอร์ขนาดเล็กล้อมตัววางอยู่รอบๆ ผู้ป่วย ดังรูปที่ 2.20 หลักการทำงานคือ ส่งคลื่นวิทยุจากไปยังผู้ป่วย ซึ่งนอนอยู่ในสนามแม่เหล็กแรงสูง อาศัยคุณสมบัติความเป็นแม่เหล็กของไฮโดรเจนอะตอม (Hydrogen, H) หรือ โมเลกุลของน้ำ (H_2O) ซึ่งเป็นส่วนประกอบหลักที่อยู่ภายในร่างกายมนุษย์ พลังงานเหล่านี้จะสะท้อนกลับมายังตัวรับสัญญาณ โดยสัญญาณที่สะท้อนกลับมาจะถูกเปลี่ยนแปลงตามคุณสมบัติของเนื้อเยื่อ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงเหล่านี้ ถูกนำไปประมวลผลในการสร้างภาพโดยคอมพิวเตอร์ การตรวจด้วยวิธี MRI ให้ภาพที่มีความละเอียดสูงมากและยังสามารถแยกอวัยวะหรือก้อนที่มีลักษณะความหนาแน่นใกล้เคียงกันกับอวัยวะข้างเคียงได้ แต่อย่างไรก็ตามการตรวจด้วยวิธีนี้จะใช้ค่าใช้จ่ายสูง จึงไม่นิยมตรวจเฉพาะจุด และใช้กระบวนการวินิจฉัยที่นานประมาณ 1-3 ชั่วโมง ซึ่งขึ้นอยู่กับอวัยวะที่จะตรวจ ทำให้ผู้ป่วยต้องนอนนิ่งๆ เป็นเวลานาน เนื่องจากผ่านกระบวนการประมวลผลเยอะและจะมีเสียงดังจากการทำงานของเครื่องเป็นระยะๆ ซึ่งเป็นข้อบกพร่องที่สำคัญ



รูปที่ 2.20 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) (nibib.nih.gov)

2.5 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Imaging for Breast Cancer Detection)

เทคโนโลยีในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์เรย์ อัลตราซาวด์ และการถ่ายภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าดังที่กล่าวมาแล้วมีข้อเสียทั้งเรื่องค่าใช้จ่ายในการตรวจรักษาที่สูง ความไม่ปลอดภัยต่อผู้ป่วย และข้อจำกัดของวิธีต่างๆ ดังนั้นเพื่อแก้ไขปัญหานี้ จึงมีนักวิจัยใช้วิธีการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟซึ่งมีประสิทธิภาพมากขึ้น ซึ่งการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ แสดงดังรูปที่ 2.21 จะใช้ความถี่อัลตราไวด์แบนด์ (Ultra-wide band) ที่ถูกกำหนดด้วย Federal Communications Commission (FCC) ซึ่งความถี่ช่วง 3.1-10.6 กิกะเฮิรตซ์ (GHz) จะใช้พลังงานในระดับต่ำเพียง 0.0001 มิลลิวัตต์ต่อเมกะเฮิรตซ์ และมีความแม่นยำสูงมากในระดับมิลลิเมตร ไม่เกิดการกลายพันธุ์ของเซลล์ไปเป็นมะเร็ง จึงมีความปลอดภัยเมื่อนำมาใช้งานกับร่างกายมนุษย์ และเป็นช่วงที่เกิดความร้อนได้ต่อกัดด้วย ทั้งนี้ผู้ป่วยไม่ได้รับความเจ็บปวดขณะตรวจหามะเร็งเต้านม ซึ่งการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทหลักๆ คือ คลื่นไมโครเวฟพาสซีฟ (passive) และ คลื่นไมโครเวฟแอกทีฟ (active) ดังนี้



รูปที่ 2.21 การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ (chalmers.se)

2.5.1 การสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟพาสซีฟ (passive microwave imaging)

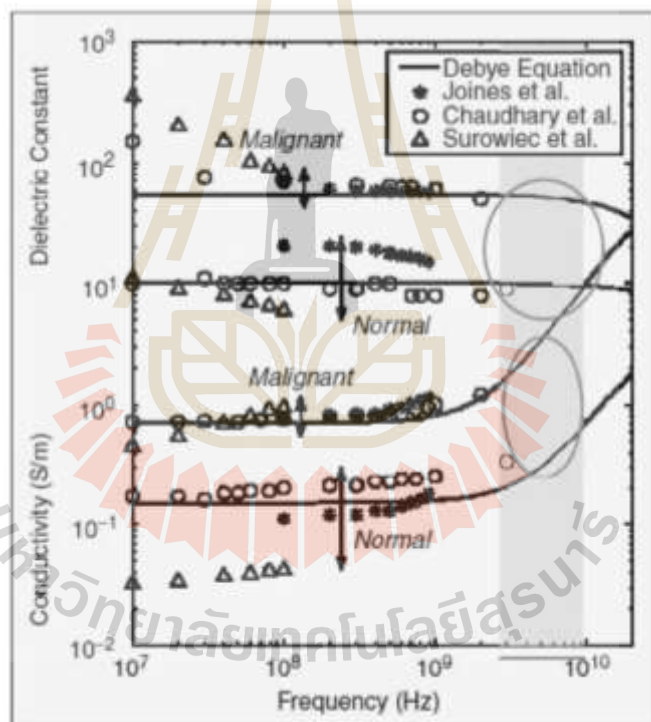
การสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟพาสซีฟ (Vitality Zhurbenko, 2011) ขึ้นอยู่กับความแตกต่างของอุณหภูมิระหว่างเนื้อเยื่อมะเร็งและเนื้อเยื่อเต้านมปกติ อาศัยการกระจายอุณหภูมิที่รับได้จากเครื่องวัดรังสี มาวิเคราะห์การกระจายอุณหภูมิเพื่อการวินิจฉัย อย่างไรก็ตามความท้าทายสำหรับการถ่ายภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟแบบพาสซีฟ คือ พลังงานที่แผ่กระจายจากเนื้องอกหรือมะเร็งไม่สามารถตรวจจับได้ง่าย เนื่องจากมีการแพร่กระจายอุณหภูมิผ่านชั้นเนื้อเยื่อต่างๆ ดังนั้นการแผ่กระจายพลังงานจากมะเร็งจึงต่ำมาก ซึ่งในการตรวจจับอาจทำให้เกิดปัญหาในการกระจายตัวของอุณหภูมิภายใน ทำให้ยากที่จะเปรียบเทียบหรือแยกความแตกต่างระหว่างผิวและมะเร็งที่อยู่ภายในเนื้อเยื่อ และอุณหภูมิของสภาพแวดล้อมก็ยังมีผลต่อเครื่องวัดรังสีอีกด้วย

2.5.2 การสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟแอกทีฟ (passive microwave imaging)

การสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟแอกทีฟ คือวิธีการเปรียบเทียบความแตกต่างกันระหว่างค่าไดอิเล็กตริกของเต้านมและมะเร็งเต้านมที่ต่างกันอย่างมาก เทคนิคนี้แบ่งออกเป็นสองกลุ่มคือ คลื่นไมโครเวฟเอกซเรย์ (microwave tomography) และ คลื่นไมโครเวฟเรดาร์ (radar based microwave imaging) การตรวจด้วยคลื่นสัญญาณไมโครเวฟเอกซเรย์ อาศัยการสะท้อนกลับของคลื่นไมโครเวฟเพื่อสร้างภาพของมะเร็งเต้านม ซึ่งขึ้นอยู่กับค่าสภาพยอมและความนำไฟฟ้าของเต้านมในการประมวลผลภาพ ถ้าสัญญาณที่ได้เป็นแบบไม่เชิงเส้น จะมีกระบวนการผกผันที่ค่อนข้างยากและพบว่าสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมที่มีขนาดเล็กที่สุด เท่ากับเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 เซนติเมตร ในส่วนของเทคนิคคลื่นไมโครเวฟเรดาร์ จะมีความแม่นยำสูงมากในระดับมิลลิเมตร เกี่ยวข้องกับการรวม (เน้นสังเคราะห์) ของสัญญาณที่สะท้อนกลับ โดยใช้สายอากาศส่งคลื่นความถี่เข้าไปยังเต้านม ซึ่งจะมีคลื่นบางส่วนทะลุผ่านเต้านม และมีคลื่นบางส่วนสะท้อนกลับเมื่อคลื่นตกกระทบกับเซลล์มะเร็งและเนื้อเยื่อ แล้วนำค่าพลังงานที่รับได้จากคลื่นสะท้อนกลับหรือส่งผ่านในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ ทำให้สามารถชี้ให้เห็นตำแหน่งของมะเร็งได้ และลดค่าใช้จ่ายในการตรวจมะเร็งเต้านม ข้อได้เปรียบของการตรวจด้วยคลื่นไมโครเวฟเรดาร์ ที่ดีกว่าแบบคลื่นไมโครเวฟเอกซเรย์ คือ มีความซับซ้อนในการคำนวณ น้อย (Y.M. Abbosh, 2014) (E. C. Fear, X. Li, S. C. Hagness, and M. A. Stuchly, 2002) (E.J. Bond, X. Li, S. C. Hagness, and B. D. Van Veen, 2003) นอกจากนี้ในการตรวจด้วยคลื่นไมโครเวฟจะประกอบไปด้วย ช่วงความถี่ต่ำและความถี่สูง ซึ่งความถี่ต่ำยังสามารถส่งคลื่นเข้าไปได้ลึก และในแง่ของความถี่สูงก็ให้ภาพที่มีความละเอียดสูง ดังนั้น ในการตรวจจับหามะเร็งต้องอาศัยทั้งความถี่ต่ำและความถี่สูง ก็คือต้องการสายอากาศที่มีแบนด์วิดท์การใช้งานที่กว้างเพื่อความละเอียดในการสร้างภาพมะเร็งเต้านม ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เลือกใช้การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยหลักการคลื่นไมโครเวฟเรดาร์

2.6 จิตจำกัดในการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ

ในการนำคลื่น ไมโครเวฟมาใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านมมีเหตุผลมาจาก ช่วงความถี่ของ ไมโครเวฟมีความมีการตอบสนองกับมะเร็งเต้านมและเนื้อเยื่อปกติได้ดี โดยเปรียบเทียบจากรูปที่ 2.22 ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของมะเร็งเต้านมและ บริเวณเต้านมปกติ โดยที่แกน x คือความถี่ และแกน y คือค่าความนำทางไฟฟ้า (Conductivity (S/m)) และ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric constant) มีค่าคงที่ตลอดย่าน จะเห็นได้ว่าเมื่อความถี่เพิ่มขึ้นไปเรื่อยๆ ที่ 3.3 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) พบว่าเส้นกราฟของเนื้อเยื่อเต้านมปกติ (Normal) และ มะเร็งเต้านม (Malignant) ทั้งที่เป็นค่าคงที่ไดอิเล็กตริก และ ค่าความนำทางไฟฟ้ามีการตอบสนองโดยมีเปลี่ยนแปลงอย่างเห็นได้ชัด ดังนั้นจึงสรุปได้ว่า เนื้อเยื่อเต้านมปกติ และมะเร็งเต้านมมีการตอบสนองต่อความถี่ไมโครเวฟตั้งแต่ ความถี่ 3.3 (GHz) ขึ้นไป



รูปที่ 2.22 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็ง (Wenyi Chao, 2012)

จากการศึกษาพบว่า คลื่นไมโครเวฟมีพลังงานสะสมในเนื้อเยื่อโดยมีการศึกษาอย่างแพร่หลาย เช่น ระบบเซลล์กูลาร์ (Cellular) และการบำบัดด้วยความร้อน (Hyperthermia) ตามมาตรฐานความปลอดภัยที่กำหนดโดย IEEE C95.1 - 1999 ได้มีการระบุค่าปริมาณเชิงตัวเลขสูงสุดของการได้รับคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งแสดงในรูปของความแรงสนามไฟฟ้า (E) หมายถึง แรงที่กระทำ ต่อประจุบวกที่อยู่กับที่ ณ ตำแหน่งใด ๆ ในสนามไฟฟ้า มีหน่วยเป็นโวลต์ต่อเมตร (V/m) ความแรงสนามแม่เหล็ก (H) หมายถึง ขนาดของเวกเตอร์ตามแกน ซึ่ง เป็นค่าที่แสดงให้เห็นถึงปริมาณของสนามแม่เหล็ก ณ ตำแหน่งใดๆ ในที่ว่าง มีหน่วยเป็นแอมแปร์ต่อเมตร (A/m) ความหนาแน่นกำลัง (power density) (S) ในการแพร่กระจายคลื่นวิทยุ หมายถึง กำลังต่อหน่วยพื้นที่ในทิศของการแพร่กระจายคลื่น มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อตารางเมตร (W/m) และค่าดูดกลืนพลังงานจำเพาะ (Specific absorption rate : SAR) หมายถึง อัตราที่พลังงานถูกดูดกลืนโดยเนื้อเยื่อของร่างกาย มีหน่วยเป็นวัตต์ต่อกิโลกรัม (W/kg) อัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะ เป็นหน่วยการวัดปริมาณการได้รับรังสี (dosimetric measure) ซึ่งใช้กันทั่วไปสำหรับการวัด การได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในย่านความถี่สูงกว่า 100 กิโลเฮิร์ตซ์ (kHz) โดยค่า SAR หาได้จากสมการ (2.1ก)

ค่า SAR ถูกกำหนดโดยค่าอนุพันธ์ทางเวลาของพลังงาน (energy) ที่เพิ่มขึ้น dW (ซึ่งถูกดูดซับโดยมวล (mass) ที่เพิ่มขึ้น dm ต่อองค์ประกอบปริมาณของปริมาตร dV ของความหนาแน่นของมวล (ρ) ซึ่งแสดงดังสมการที่ (2.1ก)

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{dm} \right) = \frac{d}{dt} \left(\frac{dW}{\rho dV} \right) \quad (2.1ก)$$

โดยที่ dW เป็นการเพิ่มขึ้นของพลังงานที่ถูกดูดซับ

dm เป็นมวล

dV เป็นปริมาตร

นอกจากนี้ค่า SAR ยังสามารถหาได้จากสนามไฟฟ้า คือความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้ากับเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ตามสมการที่ (2.1ข)

$$SAR = \frac{\sigma |E|^2}{\rho} = C \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2.1ข)$$

โดยที่ σ คือค่าความนำของเนื้อเยื่อ (S/m)

ρ คือความหนาแน่นของมวลเนื้อเยื่อ (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 (2.2)

$$P_{abs} = SAR_{total} \times mass \quad (2.2)$$

ตามมาตรฐาน C95.1 – 1999 ได้ระบุการใช้งานอุปกรณ์ระหว่างช่วงความถี่ 100 กิโลเฮิร์ตซ์ (kHz) ถึง 6 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) ให้มีค่า SAR ที่ร่างกายสูงสุดได้ไม่เกิน 1.6 W/kg การประเมินค่ามาตรฐานความปลอดภัยของระบบแม่เหล็กไฟฟ้า พลังงานสะสมและความร้อนสามารถประมาณได้ด้วยการจำลองจากคอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรม CST microwave studio

จึงจำกัดอัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะ SAR ในย่านความถี่ 100 กิโลเฮิร์ตซ์ (kHz) – 10 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) สำหรับกลุ่มผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงาน และกลุ่มผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป ต้องมีค่าไม่เกินค่าในตารางที่ 2.1 และ ตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.1 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการทำงาน

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

ตารางที่ 2.2 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป

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

- โดยที่
1. ค่า SAR ทั้งหมดเป็นค่าเฉลี่ยในช่วงเวลา 6 นาทีใดๆ
 2. ค่าเฉลี่ยของ SAR สำหรับทั่วทั้งร่างกาย ได้จากผลหารของกำลังทั้งหมด (total power) ที่ถูกดูดกลืนเข้าไปในร่างกาย และมวลทั้งหมดของร่างกาย (total mass)
 3. ค่า SAR เฉพาะส่วน เป็นค่าเฉลี่ยต่อมวล 10 กรัม (g) ของเนื้อเยื่อส่วนเดียวกันที่มีรูปร่างเป็นสี่เหลี่ยมลูกบาศก์
- สำหรับขีดจำกัดความแรงสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับกลุ่มผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงานและกลุ่มผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป จะต้องมีค่าไม่เกินค่าดังแสดงในตารางที่ 2.3 และตารางที่ 2.4

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

E-field strength หมายถึง ความแรงสนามไฟฟ้า มีหน่วยเป็น โวลต์ต่อเมตร (V/m)

H-field strength หมายถึง ความแรงสนามแม่เหล็ก มีหน่วยเป็นแอมแปร์ต่อเมตร (A/m)

f หมายถึง ความถี่ มีหน่วยเป็นเมกะเฮิรตซ์ (MHz)

สำหรับความถี่ระหว่าง 100 กิโลเฮิรตซ์ (kHz) และ 10 กิกะเฮิรตซ์ (GHz) ค่า Seq E และ H เป็นค่าเฉลี่ยในช่วงเวลา 6 นาที ใดๆ สำหรับความถี่มากกว่า 10 กิกะเฮิรตซ์ ค่า Seq E และ H เป็นค่าเฉลี่ยในช่วงเวลา $68 / f^{1.05}$ นาทีใดๆ โดยในที่นี้ f คือความถี่ มีหน่วยเป็นกิกะเฮิรตซ์

2.7 คุณสมบัติของไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเต้านม

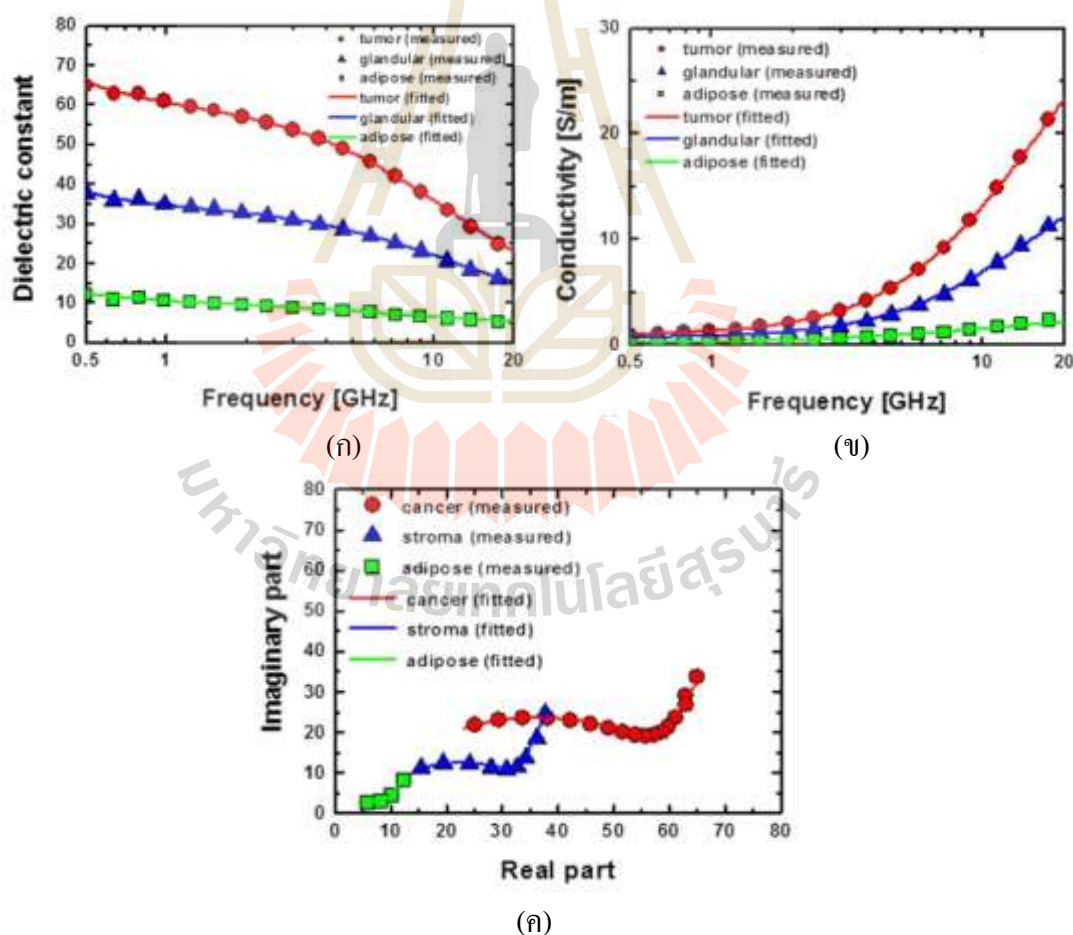
การใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการตรวจหามะเร็งเต้านมขึ้นอยู่กับคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อมะเร็งและคุณสมบัติทางไฟฟ้าเนื้อเยื่อรอบ ๆ รวมถึงค่าสภาพยอมทางไฟฟ้า (Complex permittivity) ประกอบด้วยสองพารามิเตอร์หลักที่เรียกว่า ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก และค่าการสูญเสียไดอิเล็กตริก จากการศึกษา (M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J. H. Booske, M. Okoniewski and S. C. Hagness, 2007) (E. Pancera, 2010) ได้เปิดเผยว่า น้ำในเนื้อเยื่อจะกำหนดค่าความสัมพัทธ์ เนื้อเยื่อที่มีปริมาณน้ำสูง เช่น เนื้อเยื่ออก มีความสัมพันธ์มากกว่า เนื้อเยื่อที่มีปริมาณน้ำต่ำ เช่น ไขมัน การดูดซึมสัมพัทธ์ของเนื้อเยื่อเกี่ยวข้องกับค่าการเก็บรักษาพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ ขณะที่การนำของเนื้อเยื่อบ่งชี้ถึงการลดทอนของคลื่นย่านไมโครเวฟ ซึ่งจะบ่งชี้ว่าพลังงานจะถูกเปลี่ยนเป็นความร้อนและกระจายตัว จะเห็นได้ว่าส่วนประกอบของน้ำเป็นปัจจัยหลักในการกำหนดค่าคงที่ไดอิเล็กตริก และเนื้อเยื่อมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่สูงกว่ากล้ามเนื้อ เนื่องจากเนื้อเยื่อเต้านมปกติมีองค์ประกอบของน้ำที่เยอะกว่าบริเวณกล้ามเนื้อ ดังนั้นองค์ประกอบของน้ำจึงเป็นตัวกำหนดค่าคงที่ไดอิเล็กตริก คือถ้าองค์ประกอบของน้ำมากจะมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่สูงกว่าบริเวณที่มีน้ำน้อย

จากที่ทราบแล้วว่าการตรวจโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่ในย่านไมโครเวฟ ค่าคงที่ ไดอิเล็กตริกจะเป็นเป็นตัวแปรสำคัญ การดูดซึมสัมพัทธ์และการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อปกติและมะเร็งได้รับการวัดในช่วงระหว่าง 500 เมกะเฮิรตซ์ (MHz) ถึง 20 กิกะเฮิรตซ์ (GHz) และจากงานวิจัยของ (Takumi Sugitani, 2014) ได้ทำการทดลองวัดค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านมด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (two-pole Cole-Cole) ในการหาค่าแฟกเตอร์การสูญเสีย (loss factor) หรือ ϵ'' ตามสมการที่ 2.16 โดยที่ค่าพารามิเตอร์แสดงดังตารางที่ 2.5

$$\epsilon'(\omega) = j\epsilon''(\omega) = \frac{\epsilon_m - \epsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau_Q)^{1-\beta}} + \frac{\epsilon_s - \epsilon_m}{1 + j\omega\tau_p} - \frac{\sigma_s}{\omega\epsilon_0} j \quad (2.3)$$

โดยที่ $\varepsilon'(\omega)$ คือค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่เกิดขึ้นตามความถี่ $\varepsilon''(\omega)$ คือค่าการสูญเสีย (loss factor) ในไดอิเล็กตริก ที่เกิดขึ้นตามความถี่ ε_0 คือค่าไดอิเล็กตริกของอากาศว่าง ε_s คือค่าไดอิเล็กตริกที่ความถี่ต่ำ ε_∞ คือค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ความถี่กลาง ε_∞ คือค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ความถี่สูง σ_s คือค่า static conductive ω คือค่าความเร็วเชิงมุม β คือค่าคงที่เฟสของการแพร่ τ_p คือค่า relaxation constant ของความถี่ต่ำ และ τ_o คือ relaxation constant ของความถี่สูง

รูปที่ 2.23 (ก) และ (ข) แสดงผลการวัดค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำไฟฟ้าที่ความถี่ 0.5-20 กิกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งจะเห็นได้ว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากที่ความถี่ประมาณ 3 กิกะเฮิร์ตซ์ และค่าความนำไฟฟ้าก็เริ่มมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากประมาณความถี่ที่ 3 กิกะเฮิร์ตซ์ เช่นเดียวกัน จากกราฟค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำไฟฟ้าจะสามารถหาค่าการสูญเสียในไดอิเล็กตริกได้สมการที่ 2.3 ซึ่งรูปที่ 2.23 (ค) คือค่าไดอิเล็กตริกเชิงซ้อนที่หาจากสมการ two-pole Cole-Cole โดยใช้ค่าพารามิเตอร์จากตารางที่ 2.5 ในการคำนวณ



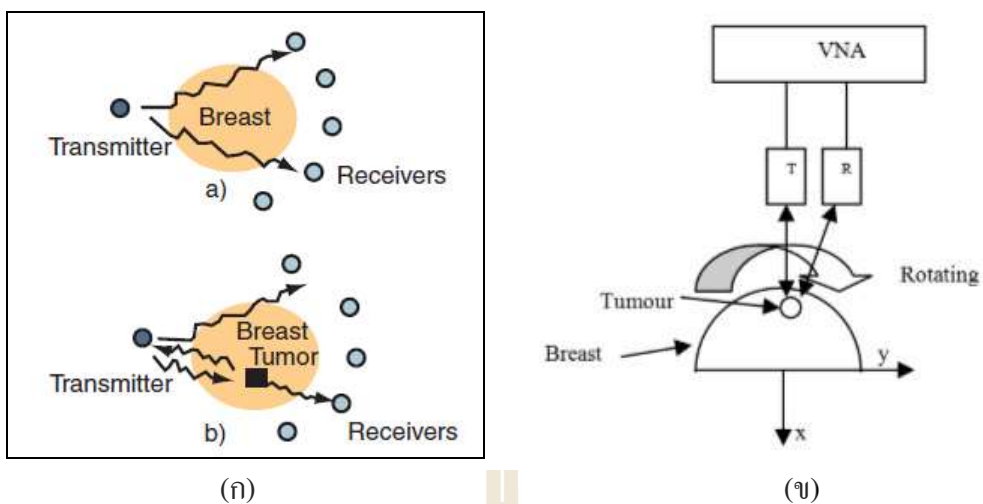
รูปที่ 2.23 ความสัมพันธ์ระหว่างเนื้อเยื่อเต้านมและมะเร็งเต้านม (ก) ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (ข) ค่าความนำในเนื้อเยื่อ (ค) ค่าเชิงซ้อน (Takumi Sugitani, 2014)

ตารางที่ 2.5 ค่าพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าของไขมัน และมะเร็งเต้านม

Parameter	Fat	Tumor
ϵ_s	11.7	72.14
ϵ_m	6.95	59.43
ϵ_∞	3.5	2.23
$\tau_p (ns)$	0.15	0.3
$\tau_Q (ns)$	18	0.2
β	0	0.18
$\sigma_s (s/m)$	0.11	0.71

2.8 หลักการวัดหามะเร็งเต้านมด้วยสัมประสิทธิ์การสะท้อน สัมประสิทธิ์การส่งผ่าน

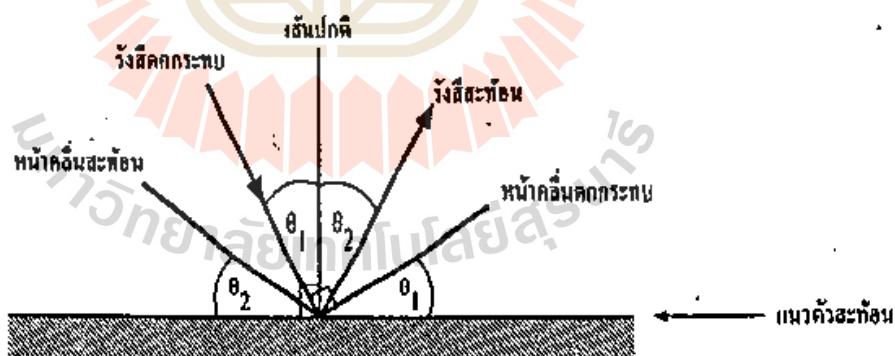
การตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยการสร้างภาพจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave imaging) โดยใช้คลื่นความถี่ช่วง 300 เมกะเฮิรตซ์ – 30 กิกะเฮิรตซ์ ซึ่งจากรูปที่ 2.24 .(ก) เป็นการใส่สายอากาศภาคส่งส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในเต้านม โดยมีสายอากาศภาครับอยู่ ณ ตำแหน่งตรงกันข้าม เมื่อคลื่นตกกระทบกับเซลล์มะเร็งและเนื้อเยื่อ จะมีคลื่นบางส่วนทะลุผ่านเต้านมและคลื่นบางส่วนสะท้อนกลับ ซึ่งจะถูกบันทึกค่าด้วยสายอากาศภาครับ แล้วนำค่าพลังงานที่รับได้จากคลื่นสะท้อนกลับหรือส่งผ่านในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ ทำให้สามารถชี้ให้เห็นขนาดและตำแหน่งของมะเร็งได้ รูปที่ 2.24 (ข) มีหลักการทำงานคือ ใช้สายอากาศภาคส่ง และภาครับวางคู่กัน โดยส่งคลื่นความถี่ไมโครเวฟเข้าไปยังเต้านม ซึ่งจะมีคลื่นบางส่วนทะลุผ่านเต้านมและมีคลื่นบางส่วนสะท้อนกลับ มีสายอากาศภาครับนำค่าพลังงานที่รับได้จากคลื่นสะท้อนกลับ โดยทำการเลื่อนสายอากาศภาคส่งและภาครับไปรอบๆ บริเวณเต้านม นำค่าพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ



รูปที่ 2.24 พื้นฐานการถ่ายภาพด้วยคลื่นย่านไมโครเวฟโดยการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในเต้านมด้วยการสะท้อนหรือส่งผ่าน (Elise C. Fear, 2003) (Haoyu Zhang, 2014)

กฎการสะท้อนของคลื่น

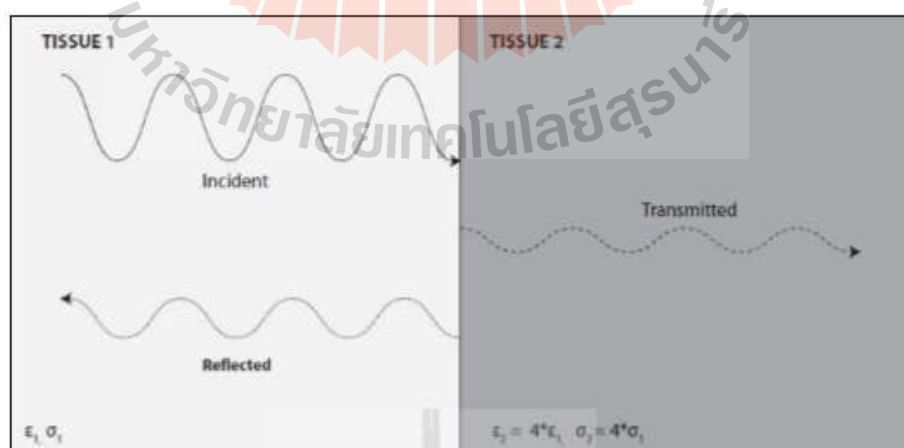
1. มุมตกกระทบ = มุมสะท้อน
2. รังสีตกกระทบ เส้นปกติและรังสีสะท้อนต้องอยู่บนระนาบเดียวกัน



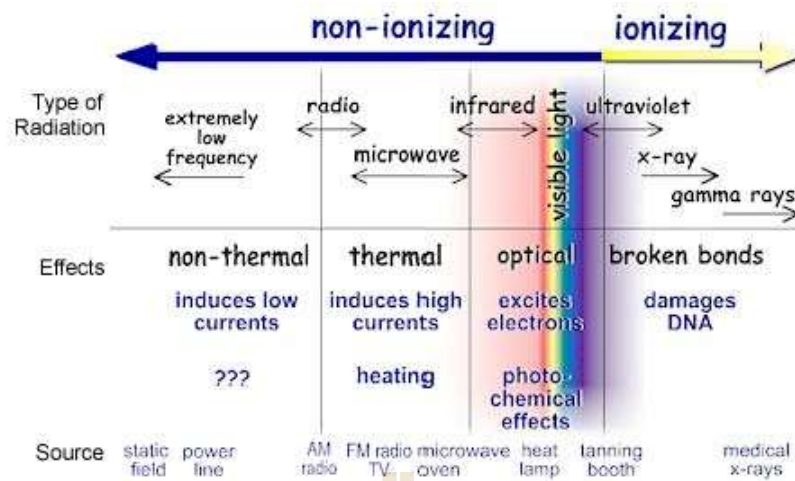
รูปที่ 2.25 กฎการสะท้อนของคลื่น

- รังสีตกกระทบ คือแนวที่คลื่นวิ่งเข้าชนตัวสะท้อนก่อนสะท้อน
- รังสีสะท้อน คือแนวที่คลื่นวิ่งออกจากตัวสะท้อนหลังสะท้อน
- เส้นปกติ คือเส้นที่ลากตั้งฉากกับตัวสะท้อน ณ ตำแหน่งที่คลื่นตกกระทบ
- มุมตกกระทบ คือ มุม θ_1 อาวัดได้จากมุมที่หน้าคลื่นตกกระทบทำกับแนวตัวสะท้อนหรือมุมที่รังสีตกกระทบทำกับเส้นปกติ
- มุมสะท้อน คือ มุม θ_2 อาวัดได้จากมุมที่หน้าคลื่นสะท้อนทำกับแนวตัวสะท้อนหรือมุมที่รังสีสะท้อนทำกับเส้นปกติ

รูปที่ 2.26 เป็นการแสดงการแผ่พลังงานของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางที่หนึ่งเป็น tissue 1 และ (tissue 2) เป็นตัวกลางที่สอง ซึ่งตัวกลางทั้งสองจะมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริก แตกต่างกัน ตัวกลางที่หนึ่ง (tissue 1) มีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกน้อยกว่าตัวกลางที่สอง (tissue 2) ซึ่งจากรูปจะเห็นว่าคลื่นที่เดินทางผ่านตัวกลางที่หนึ่ง ไปกระทบกับตัวกลางที่สองโดยมีคลื่นบางส่วนสามารถส่งผ่านไปในตัวกลางที่สองได้ และบางส่วนมีการสะท้อนกลับ เนื่องจากค่าไดอิเล็กตริกของทั้งสองตัวกลางต่างกัน เป็นไปตามคุณสมบัติทางไฟฟ้ากล่าวคือ เมื่อคลื่นเดินทางผ่านตัวกลางต่างชนิดกัน จะเกิดการสะท้อนและส่งผ่าน ดังนั้นการจากหลักการดังกล่าว จึงสามารถนำมาใช้ในตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟได้ เนื่องจากเนื้อเต้านมกับมะเร็งเต้านมมีค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก แตกต่างกันอย่างมาก สามารถวิเคราะห์หามะเร็งเต้านมจากคลื่นที่สะท้อนออกหรือการดูดซับพลังงานได้ สิ่งสำคัญอย่างยิ่งคือ ช่วงความถี่นี้เป็นช่วงที่ปลอดภัยต่อมนุษย์เนื่องจากไม่มีการกลายพันธุ์ของเซลล์ไปเป็นมะเร็งอีก ทั้งยังเป็นช่วงที่เกิดความร้อนได้ดี ดังนั้นจึงสามารถนำมาวิเคราะห์ในเรื่องการดูดซับพลังงานของเต้านมและมะเร็งเต้านมได้ด้วย ดังรูปที่ 2.27



รูปที่ 2.26 รูปแบบการสะท้อนกลับหรือส่งผ่านของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางต่างชนิดกันที่มีค่าไดอิเล็กตริกต่างการ



รูปที่ 2.27 ย่านความถี่ต่างๆและผลกระทบของย่านความถี่

2.9 ทฤษฎีพื้นฐานสายอากาศ

ที่ผ่านมาสายอากาศ ถูกประยุกต์ใช้งานหลากหลายด้านเช่น การสื่อสาร ไร้สาย และทางการแพทย์ ในการส่งและรับการแพร่กระจายของสัญญาณ ซึ่งสายอากาศจะมีประสิทธิภาพมากขึ้นขึ้นอยู่กับกรออกแบบสายอากาศ ให้สามารถรองรับการใช้งานในด้านที่ต้องการ หลายงานวิจัยได้พัฒนาสายอากาศที่ใช้ในทางการแพทย์ ซึ่งมีความต้องการในเรื่อง แบนด์วิดท์ที่กว้าง ซึ่งในการออกแบบจำเป็นต้องคำนึงถึงพฤติกรรมของสายอากาศด้วย โดยต้องศึกษาพารามิเตอร์ที่สำคัญดังต่อไปนี้ เพื่อเป็นการบ่งบอกความสามารถของสายอากาศที่ได้ทำการออกแบบ โดยจะอธิบายถึงพารามิเตอร์ต่าง ๆ เป็นลำดับดังนี้ ค่าของการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ (return loss) อิมพีแดนซ์แบนด์วิดท์ (impedance bandwidth) แบบรูปการแผ่พลังงาน (radiation pattern) อัตราขยาย (gain) ของสายอากาศ และ S-parameter ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่อธิบาย ถึงความสามารถของสายอากาศที่ทำการออกแบบ

2.9.1 การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ

การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ เป็นการแสดงถึงค่า การสูญเสียเมื่อป้อนพลังงานให้กับสายอากาศและยังสามารถแสดงถึง ช่วงแบนด์วิดท์ของสายอากาศที่สามารถทำงานได้ โดยมีค่าเท่ากับหรือต่ำกว่า -10 dB รวมทั้งแสดงถึงคุณลักษณะของอัตราส่วน คลื่นนิ่ง (Standing Wave Ratio, SWR) โดยค่า SWR และค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับสัมพันธ์กันการสะท้อนกลับ (Voltage reflection coefficient)

$$\Gamma = \frac{V_r}{V_i} \quad (2.4)$$

เมื่อ Γ คือ สัมประสิทธิ์แรงดันสะท้อนกลับ

v_r คือแรงดันสะท้อนกลับ

v_i คือ แรงดันตกกระทบ

จากสมการที่ (2.8) ถ้าสัมประสิทธิ์แรงดันสะท้อนกลับมีค่าเป็นบวกแสดงว่าแรงดันสะท้อนกลับมีเฟสตรงกัน (in phase) แต่ถ้าเครื่องหมายเป็นลบแสดงว่าแรงดันสะท้อนกลับมีเฟสตรงกันข้าม (out of phase) การหาค่าเปอร์เซ็นต์ของคลื่นแรงดันสะท้อนกลับหาได้ดังนี้

$$\% \text{ แรงดันสะท้อนกลับ} = \Gamma \times 100 \quad (2.5)$$

กำลังงานหาได้จากแรงดันยกกำลังสองหารด้วยอิมพีแดนซ์คุณลักษณะ z_c

$$P = \frac{v^2}{z_c} \quad (2.6)$$

ฉะนั้นสัมประสิทธิ์กำลังงานสะท้อนกลับ (Power reflection coefficient) มีค่าเท่ากับกำลังสองของค่าสัมประสิทธิ์แรงดันสะท้อนกลับ

$$\Gamma^2 = \frac{P_r}{P_i} \quad (2.7)$$

เมื่อ Γ คือ สัมประสิทธิ์แรงดันสะท้อนกลับ

P_r คือ กำลังงานสะท้อนกลับ

P_i คือ กำลังงานตกกระทบ

เทียบเป็นเปอร์เซ็นต์ได้โดย

$$\% \text{ แรงดันสะท้อนกลับ} = \Gamma^2 \times 100 \quad (2.8)$$

นอกจากนี้สัมประสิทธิ์แรงดันสะท้อนกลับยังสามารถหาได้จากอัตราส่วนของผลต่างและผลรวมระหว่างโหลดกับอิมพีแดนซ์คุณลักษณะของสายนำสัญญาณ

$$\Gamma = \frac{z_L - z_c}{z_L + z_c} \quad (2.9)$$

โดยที่ z_c และ z_L เป็นอิมพีแดนซ์ของสายส่งและอิมพีแดนซ์ของโหลด เนื่องจากอิมพีแดนซ์คุณลักษณะของสายส่งเท่ากับ 50 โอห์ม อิมพีแดนซ์โหลด ก็คือสายอากาศที่เราทำการออกแบบ ถ้าสามารถออกแบบให้เท่ากับ 50 โอห์มก็จะไม่เกิดการสะท้อนกลับ แต่ถ้าไม่เท่ากับ 50 โอห์ม ก็จะเกิดการสะท้อนกลับจากโหลดไปยังแหล่งกำเนิด ทำให้เกิดคลื่นนิ่ง (SWR) ในสายส่ง โดยการวัดค่า SWR เป็นอัตราส่วนระหว่างแอมพลิจูดสูงสุดของคลื่นนิ่งกับแอมพลิจูดต่ำสุดของคลื่นนิ่ง โดยค่ามาตรฐานที่ยอมรับได้ของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง คือ มีค่าน้อยกว่าหรือ เท่ากับ 2.0 สามารถคำนวณได้จากสมการ (2.10)

$$SWR = \frac{V_{\max}}{V_{\min}} = \frac{1+|\Gamma|}{1-|\Gamma|} \quad (2.10)$$

ถัดไปเป็นการแสดงสมการสูญเสียย้อนเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศ โดยมีความสัมพันธ์เหมือนกับ ค่าของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง โดย สามารถคำนวณได้จาก ได้จากสมการที่ (2.10)

$$\text{Return Loss} = 10\log|S_{11}|^2 = -20\log(|\Gamma|) \quad (2.11)$$

เนื่องจากการแมตช์อิมพีแดนซ์ของสาย อากาศที่ดี ค่าของการสูญเสียย้อนกลับต้องน้อยกว่า 10 dB เมื่อคำนวณย้อนกลับแล้วค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนต้องน้อยกว่า 0.3162 ส่งผลให้ค่าอัตราส่วนคลื่นนิ่ง น้อยกว่า 2 ซึ่งเป็นไปตามมาตรฐานที่กำหนดไว้ตั้งแต่แรก

2.9.2 แบนด์วิดท์ (Bandwidth)

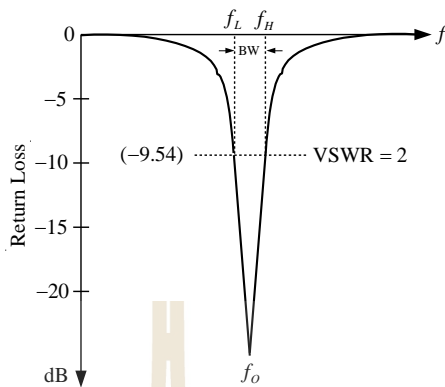
แบนด์วิดท์ความถี่ของสายอากาศ หมายถึง ความสามารถของสายอากาศที่ทำงานได้ตลอดย่านความถี่ โดยจากคุณสมบัติบางตัวของสายอากาศและให้เป็นไปตามมาตรฐานกำหนดแบนด์วิดท์ซึ่งจะพิจารณาจากช่วงของความถี่ที่ต่ำกว่าและสูงกว่าความถี่กลาง (Center Frequency) ซึ่งสายอากาศที่สามารถทำงานได้ตลอดย่านนี้ แบ่งเป็น สายอากาศแถบกว้าง และ สายอากาศแถบกว้างคั้งนี้

กรณีที่เป็นสายอากาศแถบกว้าง (Broadband Antennas) แบนด์วิดท์มักจะแสดงในรูปของอัตราส่วนระหว่างความถี่สูงสุดกับความถี่ต่ำสุดที่สายอากาศสามารถทำงานได้ เช่น ถ้าสายอากาศชนิดนี้มีแบนด์วิดท์เท่ากับ 10:1 แสดงว่าความถี่สูงสุดมีค่ามากกว่าความถี่ต่ำสุดอยู่ 10 เท่า

กรณีของสายอากาศแถบแคบ (Narrowband Antennas) แบนด์วิดท์มักจะแสดงในรูปของเปอร์เซ็นต์ของผลต่างความถี่ (ความถี่สูงสุด-ลบความถี่ต่ำสุด) โดยเมื่อเทียบกับความถี่กลางของแบนด์วิดท์ เช่น ถ้าสายอากาศชนิดนี้มีแบนด์วิดท์เท่ากับ 5 เปอร์เซ็นต์ แสดงว่าผลต่างของความถี่ที่สายอากาศสามารถทำงานได้มีค่าเป็น 5 เปอร์เซ็นต์ ของความถี่กลางของแบนด์วิดท์ โดยคุณสมบัติของสายอากาศ แต่ละตัวที่ไม่เหมือนกัน จึงเป็นการยากที่จะพิจารณาค่าของแบนด์วิดท์ สองวิธีที่นิยมที่สุดในการพิจารณาค่าของแบนด์วิดท์ คือ pattern bandwidth และ impedance bandwidth

ค่า สูญเสียย้อนกลับ ยิ่งดีคลบมากยิ่งขึ้น ซึ่งแสดงว่ามีการสะท้อนกลับ (reflection) ที่น้อย ค่าประมาณ -10 dB เป็นค่าที่บ่งบอกช่วงความถี่ที่สายอากาศสามารถทำงานได้ โดยสายอากาศไม่เปลี่ยนแปลงมากนัก พิจารณาจาก (ความถี่สูงสุด-ลบความถี่ต่ำสุด) ที่ค่า SWR ค่าที่ยอมรับได้ค่ามาตรฐานในแลป $SWR < 2$ ส่วนทางปฏิบัติที่ยอมรับได้ $SWR < 1.5$ ค่า $SWR = 1.5$ อาจมี

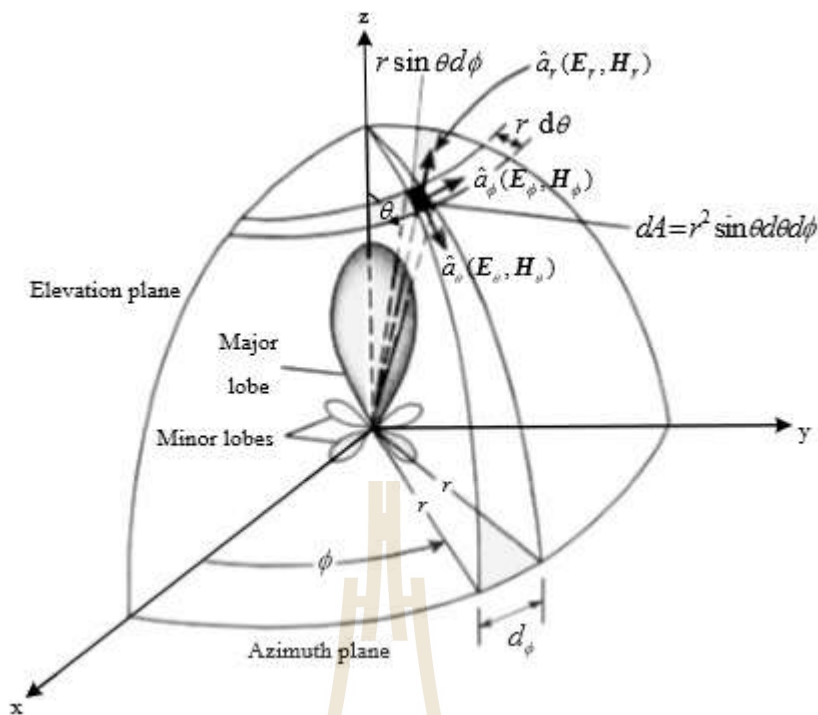
แบนด์วิดท์น้อยกว่า $SWR = 2$ แสดงดังรูปที่ 2.28 แต่และเป็นเหตุผลที่ว่าเครื่องส่งและเครื่องมืออื่นจะปลอดภัยต่อการเสียหายมากกว่า



รูปที่ 2.28 แสดงกราฟ S11

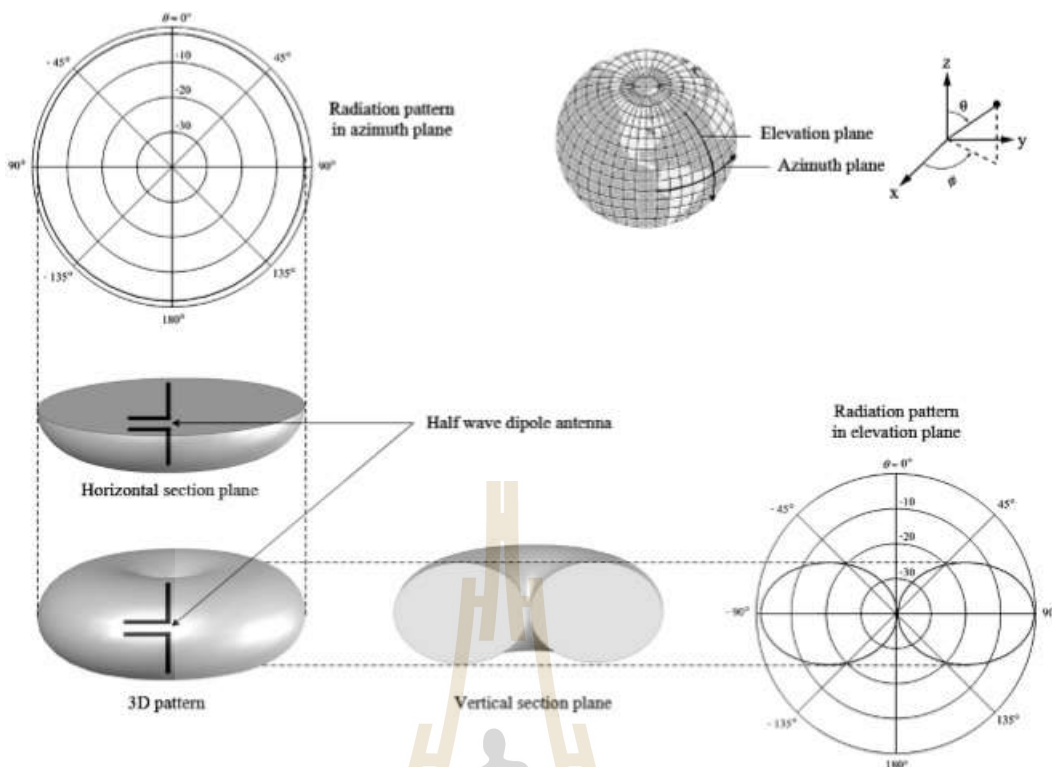
2.9.3 แบบรูปการแผ่พลังงาน (radiation pattern)

สำหรับการอธิบายคุณลักษณะของสายอากาศที่จำเป็นอีกประการหนึ่ง นั่นคือ แบบรูปการแผ่พลังงาน (radiation pattern) เพื่อแสดงคุณสมบัติการแผ่พลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า รูปที่ 2.29 แสดงระบบพิกัดที่นำมาใช้สำหรับการแสดงคุณสมบัติของการแผ่พลังงานของคลื่นซึ่งจะพิจารณาในพิกัดทรงกลมแสดงเป็นสามมิติ ซึ่งเป็นการพิจารณาความสัมพันธ์ของการแผ่พลังงานในสนามระยะไกลที่ล้อมรอบสายอากาศในลักษณะที่เป็นทรงกลม ในระนาบ $x-z$ เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลง θ เมื่อ $\phi = 0^\circ$ บ่งบอกถึงระนาบมุมเงย ส่วนระนาบ $x-y$ เป็นการวัดการเปลี่ยนแปลง ϕ เมื่อ $\theta = 90^\circ$ บ่งบอกถึงระนาบมุมเอซิมัท ในระนาบมุมเงยคือเวกเตอร์ของสนามไฟฟ้า (E-plane) ซึ่งมีทิศทางของการแผ่พลังงานสูงสุด ในระนาบมุมเอซิมัทคือเวกเตอร์ของสนามแม่เหล็ก (H-plane) ซึ่งมีทิศทางของการแผ่พลังงานสูงสุด แบบรูปการแผ่พลังงานทั้งสองระนาบ คือ การพล็อตในเชิงขั้วเกิดจากการเปลี่ยนแปลงค่า θ คงที่ค่า ϕ หรือ เปลี่ยนแปลงค่า ϕ และคงที่ค่า θ



รูปที่ 2.29 ระบบพิกัดที่ใช้แสดงคุณสมบัติของการแผ่พลังงานของคลื่น

ซึ่งพิจารณาในเชิงขั้วของสายอากาศ เมื่อให้ระนาบมุมแอมพิทูดที่แล้วทำการเปลี่ยนแปลงในระนาบมุมเงยนั่นก็คือเปลี่ยนแปลงค่า θ ซึ่งสัมพันธ์กับระนาบสนามไฟฟ้า เมื่อให้ระนาบมุมเงยคงที่ โดยมีการแผ่พลังงานสูงสุดที่ $\theta = 90^\circ$ แล้วทำการเปลี่ยนแปลงในระนาบมุมแอมพิทูดนั่นก็คือเปลี่ยนแปลงค่า ϕ ซึ่งสัมพันธ์กับระนาบสนามแม่เหล็ก ดังรูปที่ 2.29 เป็นการแสดงแบบรูปการแผ่พลังงานในระนาบสามมิติของสายอากาศไดโพลแบบครึ่งคลื่น และในระนาบสองมิติเมื่อทำการเปลี่ยนแปลงค่า θ กำหนดให้ $\phi = 0^\circ$ คงที่ จากนั้นเปลี่ยนแปลงค่า ϕ กำหนดให้ $\theta = 90^\circ$ คงที่ ในการพิจารณาทั้งสองระนาบนั้นเพื่อทำให้เข้าใจมากขึ้น อีกทั้งยังพบว่าแบบรูปการแผ่พลังงานสูงสุดที่ $\theta = 90^\circ$ โดยเปลี่ยนแปลงค่า ϕ ในระนาบแอมพิทูด และ แบบรูปการแผ่พลังงานจะมีค่าเป็นศูนย์ในส่วนปลายของไดโพลตามแกน z (หรือ $\phi = 0^\circ$ และ 180°)



รูปที่ 2.30 แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศไดโพลแบบครึ่งคลื่นในระนาบสามมิติและระนาบสองมิติ

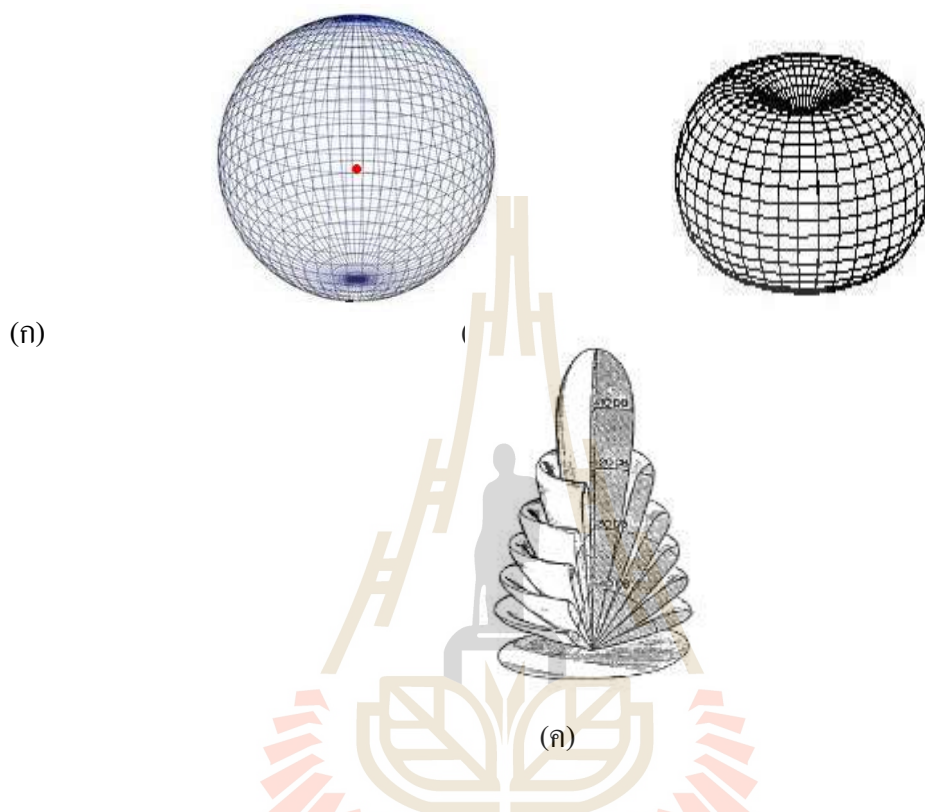
แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศสามารถแบ่งออกเป็นดังนี้

สายอากาศที่มีแบบรูปการแผ่พลังงานแบบ ไอโซทรอปิก (isotropic pattern) ดังรูปที่ 2.31 (ก) เป็นสายอากาศที่ใช้ในทางทฤษฎีโดยมีการแพร่กระจายของคลื่นทุกทิศทาง และมีความเข้มสนามที่เท่ากัน เป็นสายอากาศที่ไม่สามารถสร้างขึ้นได้จริง แต่จะใช้ในการเปรียบเทียบหรือกำหนดเป็นมาตรฐานนำไปเทียบกับสายอากาศแบบอื่น เพื่อคุณลักษณะ คุณสมบัติ แสดงทิศทางของสายอากาศ

สายอากาศที่มีแบบรูปการแผ่พลังงานแบบรอบทิศทาง (omni-directional pattern) ดังรูปที่ 2.31 (ข) เป็นสายอากาศที่สามารถรับส่งคลื่นได้ดีในทุกทิศทาง ซึ่งมีทิศทางการแพร่กระจายคลื่นรอบทิศทาง 360 องศาเหมาะสำหรับการใช้งานด้านการติดต่อกับลูกข่ายที่มีตำแหน่งและทิศทางที่ไม่แน่นอน โดยสายอากาศที่นิยมใช้คือ สายอากาศไดโพล (Dipole Antenna) มีอีลีเมนต์(Element) เพียงด้านเดียว การใช้งานจริงจะออกแบบด้วยโลหะหรือสายไฟรอบๆตัว สายอากาศชนิดนี้เป็นสายอากาศที่ใช้ในมาตรฐานในการเปรียบเทียบกับสายอากาศแบบอื่นๆ

สายอากาศที่มีแบบรูปการแผ่พลังงานแบบมีทิศทาง (directional pattern) ดังรูปที่ 2.31 (ค)แสดงดังรูปที่ เป็นสายอากาศที่สามารถรับส่งคลื่นได้ดี และมีทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นที่มีทิศทางชัดเจนเหมาะสำหรับการติดต่อระหว่างจุด แต่มีข้อเสียคือ ถ้าไม่อยู่ในทิศทางการ

แพร่กระจายของคลื่นจะไม่สามารถรับสัญญาณได้ซึ่งสายอากาศประเภทนี้มีอัตราขยาย (gain) สูง ชนิดของสายอากาศที่นิยม ได้แก่ สายอากาศแบบยาگی (Yagi Antenna) และสายอากาศแบบจานสะท้อน (Dish Antenna) เป็นต้น



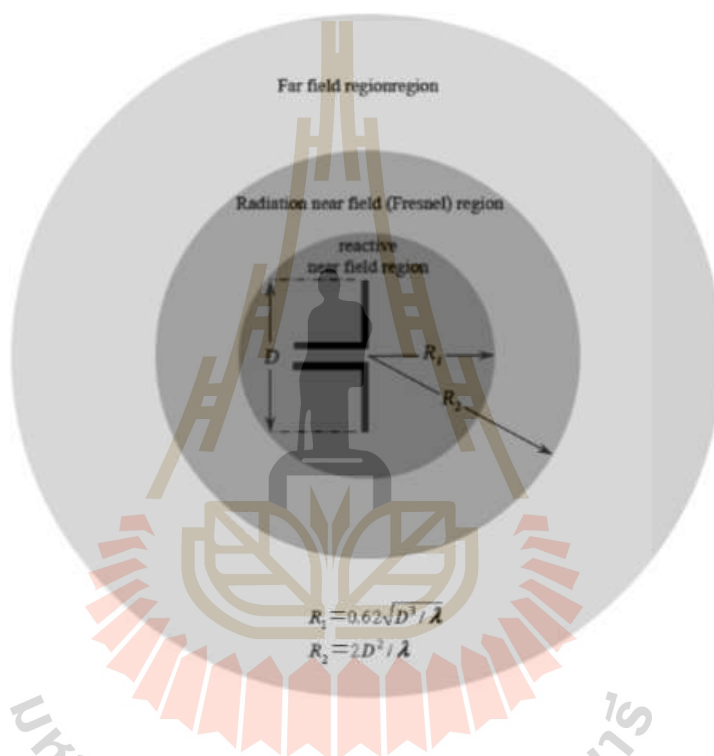
รูปที่ 2.31 แบบรูปการแผ่พลังงานของคลื่น (ก) แบบไอโซทรอปิก (ข) แบบรอบตัวในระนาบเดียว (ค) แบบมีทิศทาง

บริเวณสนามของสายอากาศถูกแบ่งออกเป็น 3 บริเวณ ดังนี้

สนามระยะใกล้รีแอกทีฟ (reactive near field region) เป็นบริเวณที่สนามอยู่ใกล้สายอากาศมากที่สุด $R < 0.62\sqrt{D^2/\lambda}$ จากสายอากาศ เมื่อความยาวคลื่นเท่ากับ λ และ ขนาดของสายอากาศที่ยาวที่สุดเท่ากับ D

สนามระยะใกล้ที่มีการแผ่ (radiation near field region) เป็นสนามที่อยู่ระหว่างสายอากาศระยะใกล้รีแอกทีฟและสนามระยะไกล ซึ่งมีสนามการแผ่พลังงานเป็นส่วนใหญ่ และจะมีการแผ่พลังงานตามมุม ถ้าหากขนาดของสายอากาศมีขนาดเล็กกว่าความยาวคลื่นสนามบริเวณนี้จะไม่เกิดขึ้น โดยมีระยะทาง $0.62\sqrt{D^2/\lambda} < R < 2D^2/\lambda$

สนามระยะไกล (far field region) เป็นบริเวณการแผ่พลังงานไม่ขึ้นกับระยะทางที่ห่างออกจากสายอากาศ ถ้าหากขนาดสายอากาศใหญ่สุดเท่ากับ D บริเวณการแผ่พลังงานจะเกิดขึ้นเมื่อ $R > 2D^2/\lambda$ จากสายอากาศ สำหรับการพิจารณาแบบรูปการแผ่พลังงานนั้นจะต้องทำในสนามระยะไกล ซึ่งคุณลักษณะการแผ่พลังงานประกอบด้วย ความหนาแน่นของเส้นแรง (power flux density) ความหนาแน่นของพลังงานที่แผ่พลังงาน (radiation power density) ความเข้มของสนาม (field intensity) สภาพเจาะจงทิศทาง (directivity phase) หรือการแยกขั้วคลื่น (polarization) ในรูปที่ 2.32 แสดงบริเวณสนามของสายอากาศซึ่งแบ่งออกเป็น 3 บริเวณ



รูปที่ 2.32 การแบ่งบริเวณของสนามจากสายอากาศที่ต้องการพิจารณา

2.9.4 อัตราขยาย

อัตราขยายเป็นตัวบ่งบอกประสิทธิภาพของสายอากาศนั้นๆ การวัดอัตราขยายของสายอากาศเป็นความสัมพันธ์เชิงเส้นกับการวัดสภาพเจาะจงทิศทาง ตลอดจนประสิทธิภาพการแผ่กระจายพลังงานของสายอากาศ โดยวิธีการวัดอัตราขยายจริงของสายอากาศส่วนใหญ่จะใช้หลักการของฟรีส (Friis formula) ซึ่งเป็นการคำนวณหาอัตราขยายจากการส่งกำลังงานของสายอากาศสองต้นผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศ โดยสมการส่งผ่านของฟรีสที่นำมาใช้แสดงดังสมการที่ (2.12)

$$\frac{P_r}{P_t} = G_t G_r L_{fs} \quad (2.12)$$

โดยทั่วไปแล้วสายอากาศที่ใช้งานความถี่เดียวกันสองต้น ต้องรู้อัตราขยายของสายอากาศต้นหนึ่งก่อนและทำการส่งกำลังผ่านอากาศ หรือ อาจใช้สายอากาศชนิดเดียวกัน เพื่อให้มีอัตราขยายขนาดเท่ากัน โดยในการส่งกำลังงานผ่าน ในอากาศจะเกิดการลดทอนในอากาศที่เรียกว่า free space loss (L_{fs}) โดยที่ $L_{fs} = \left(\frac{\lambda}{4\pi D}\right)^2$ ดังนั้น จะได้ดังสมการที่ (2.12)

$$\frac{P_r}{P_t} = G_t G_r \left(\frac{\lambda}{4\pi D}\right)^2 \quad (2.13)$$

$$G_{dB} = \frac{1}{2} \left[20 \log \left(\frac{4\pi D}{\lambda} \right) + 10 \log_{10} \left(\frac{P_r}{P_t} \right) \right] \quad (2.14)$$

$$G_{r,dB} = P_{r,dB} - P_{t,dB} - G_{t,dB} + 20 \log \left(\frac{4\pi D}{\lambda} \right) \quad (2.15)$$

โดยที่ P_t คือ กำลังที่ป้อนให้กับสายอากาศภาคส่ง (วัตต์)
 P_r คือ กำลังที่รับได้ของสายอากาศภาครับ (วัตต์)
 G_{dB} คือ อัตราขยายรวมของสายอากาศภาคส่งและสายอากาศภาครับเมื่อสายอากาศตัว ทั้งสองตัวมีลักษณะเหมือนกัน
 G_t คือ อัตราขยายของสายอากาศภาคส่ง
 G_r คือ อัตราขยายของสายอากาศภาครับ
 R คือ ระยะห่างระหว่างสายอากาศภาคส่งและสายอากาศภาครับ (เมตร)

2.9.5 S-Parameter

เนื่องจากการกำหนดแรงดันและกระแสที่เกิดขึ้นในสาย (Line) ย่านความถี่ไมโครเวฟที่ไม่ใช่โหมด TEM เพื่อนำมาคำนวณหาคุณสมบัติต่างๆ ของอุปกรณ์ในทางปฏิบัตินั้นจะกระทำได้ยากจึงจำเป็นต้องทำการวัดขนาด (Magnitude) และเฟสของคลื่นที่เดินทางไปในทิศทางที่กำหนดให้โดยตรง (หรือขนาดและเฟสของคลื่นนิ่ง (Standing Wave) ก็ได้) จึงมีการกำหนดให้พิจารณาช่วงความถี่ไมโครเวฟในรูปของคลื่นพุ่งกระทบ (Incident Wave) คลื่นสะท้อนกลับ (Reflected Wave) และคลื่นส่งผ่าน (Transmitted Wave) ที่เดินทางในรูปเมตริกซ์การกระจัดกระจาย (Scattering Matrix) ผ่านเข้าออกอุปกรณ์หรือโครงข่ายที่มีจำนวน N ซึ่งมีจำนวนของ S-parameter ตั้งแต่ S_{11} จนถึง S_{NN} เช่น ถ้าเป็นอุปกรณ์ที่มี 2 พอร์ตก็จะมี S-parameter จำนวน 4 ตัวได้แก่ S_{11} S_{12} S_{21} และ S_{22} ซึ่ง S-parameter ของเครื่องมือวิเคราะห์โครงข่าย (Network analyzer) ที่มีลักษณะช่องสัญญาณ 2 พอร์ต โดยปกติสามารถใช้วัดค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนและสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน การลดทอนของสัญญาณที่ผ่านจุดต่อ (Insertion Loss) การสูญเสียย้อนกลับ (Return Loss) และมุม (phase) เป็นต้น

2.10 การออกแบบสายส่งไมโครสตริป

ไมโครสตริปไลน์มีลักษณะเป็นแถบโลหะแคบ โดยความกว้างของแถบโลหะเป็นตัวกำหนดค่าอิมพีแดนซ์ของไมโครสตริปไลน์ที่ต้องการออกแบบเพื่อให้แมตช์กับอิมพีแดนซ์คุณลักษณะของสายส่งที่นำมาต่อเข้าที่ปลายสายส่งไมโครสตริป ส่วนความยาวเป็นตัวช่วยในการปรับแต่งให้มีค่าการสูญเสียกลับเกิดน้อยที่สุด

ถ้ากำหนดให้ w เป็นความกว้างของสายส่งไมโครสตริป d เป็นความสูงของวัสดุฐานรอง (Substrate) ที่มีความหนาของชั้นโลหะน้อยมากและ z_c เป็นอิมพีแดนซ์คุณลักษณะของสายส่งสัญญาณแบบไมโครสตริปสมการในการคำนวณหาความกว้าง w มีดังนี้

$$\text{กรณี } \frac{w}{d} \leq 1$$

$$z_c = 60 \ln \left(\frac{8d}{e} + \frac{w}{4d} \right) / (\epsilon_{eff})^{1/2} \quad (2.16)$$

$$\text{กรณี } \frac{w}{d} \geq 1$$

$$z_c = \frac{120\pi / (\epsilon_{eff})^{1/2}}{\frac{w}{d} + 1.393 + 0.661 \ln \left(\frac{w}{d} + 144 \right)} \quad (2.17)$$

$$\text{กรณี } \frac{w}{d} \leq 2$$

$$\frac{w}{d} = \frac{8 \exp(A)}{\exp(2A) - 2} \quad (2.18)$$

$$\text{กรณี } \frac{w}{d} \geq 2$$

$$\frac{w}{d} = \frac{2}{\pi} \left\{ B - 1 - \ln(2B - 1) + \frac{\epsilon_r - 1}{z\epsilon_r} \left[\ln(B - 1) + 0.39 - \frac{0.61}{\epsilon_r} \right] \right\} \quad (2.19)$$

เมื่อ

$$A = \frac{z_c}{60} \left(\frac{\epsilon_r - 1}{2} \right)^{1/2} + \frac{\epsilon_r - 1}{\epsilon_r + 1} \left(0.23 + \frac{0.11}{\epsilon_r} \right) \quad (2.20)$$

$$B = \frac{60\pi^2}{z_o \sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.21)$$

โดยปกติแล้วสายส่งไมโครสตริปมีคุณสมบัติในการทำให้คลื่นกระจัดกระจาย (Dispersive) นั่นคือการที่ค่าคงตัวไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ประสิทธิผล (Effective Dielectric Constant : กรณิ ϵ_{eff}) แปรตามค่าความถี่และค่าโครงสร้างของสายส่งไมโครสตริปเป็นลักษณะกึ่ง TEM ดังนั้นสมการพื้นฐานเกี่ยวกับความยาวคลื่นในสายส่งไมโครสตริปคือ

$$\lambda_g = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (2.22)$$

2.11 สรุป

การออกแบบสายอากาศเพื่อประยุกต์ใช้กับระบบการตรวจหามะเร็งเต้านมผ่านแบบจำลองโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ (Microwave imaging) มีส่วนประกอบที่สำคัญคือ สายอากาศที่สามารถรองรับการทำงานได้ตั้งแต่ 4-9 กิกะเฮิร์ตซ์ (GHz) แบบจำลองเต้านมที่มีค่าคุณลักษณะทางไฟฟ้าและมีค่าไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อเต้านมและมะเร็งเต้านมที่เสมือนจริง จึงต้องทำความเข้าใจศึกษาคุณลักษณะสายอากาศพื้นฐานในการออกแบบ วิเคราะห์การทำงานของสายอากาศ และค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของแบบจำลองเต้านม ซึ่งแต่ละคนจะแตกต่างกันไป จึงต้องทำการศึกษาข้อมูลให้เข้าใจก่อนที่จะนำมาทำแบบจำลอง และเนื่องจากคุณสมบัติของคลื่นไมโครเวฟที่สามารถทำให้เกิดความร้อน จึงมีการศึกษาค่า SAR เพื่อการควบคุมคลื่นพลังงานของ มะเร็งเต้านมและเนื้อเยื่อเต้านม อีกทั้งยังเทคนิควิธีที่ใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านม อย่างแพร่หลาย และศึกษาหลักการตรวจหามะเร็งเต้านม โดยอาศัยพลังงานจากคลื่นสะท้อนในการสร้างภาพ

บทที่ 3

การออกแบบ

3.1 บทนำ

จากการศึกษาปริทัศน์วรรณกรรมและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศที่ใช้ในการตรวจหามะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ มีส่วนประกอบหลักที่สำคัญ คือ สายอากาศที่มีแถบความถี่กว้างแบบจำลองเต้านม และส่วนประมวลผลภาพ ซึ่งเนื้อหาของบทนี้จะกล่าวถึงการออกแบบสายอากาศที่มีแถบกว้างความถี่โดยใช้สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ โดยในการออกแบบสายอากาศนั้นมีการจำลองโครงสร้างของสายอากาศด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ CST microwave studio ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้ในการจำลองแบบและวิเคราะห์คุณลักษณะที่สำคัญของสายอากาศ เพื่อให้ได้สายอากาศที่เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานสำหรับการตรวจหามะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ ให้สามารถใช้งานได้ที่ความถี่ 4-9 GHz จากนั้นนำค่าที่ได้จากการออกแบบไปทำการสร้างสายอากาศต้นแบบต่อไป และในส่วนสำคัญอีกอย่างของการตรวจหามะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ คือ ส่วนของเต้านมจำลอง โดยในงานวิทยานิพนธ์นี้ แบ่งเป็นสองส่วนซึ่งลดความซับซ้อนด้วยการให้เต้านมเป็นส่วนของไขมันและอีกส่วนคือ ส่วนของมะเร็ง

3.2 การออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ (Dielectric resonator Antenna)

ในบทนี้เป็นการออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ (Dielectric resonator antenna) ซึ่งมีค่าคงที่ไดอิเล็กของวัสดุ เท่ากับ 10.2 (Roger RT 6010) โดยไดอิเล็กทริกจะถูกวางบนวัสดุฐานรอง FR4 ซึ่งมีราคาถูก สามารถหาซื้อได้ง่าย โดยวัสดุฐานรองแบบ FR4 มีคุณสมบัติตามตารางที่ 3.1 โครงสร้างสายอากาศแสดงดังรูปที่ 3.1 ระบายกราวด์เป็นรูปสี่เหลี่ยม ($x = 44 \text{ mm}$, $y = 44 \text{ mm}$) ส่วนด้านบนของไดอิเล็กทริกจะมีลักษณะโค้ง มีการป้อนด้วยสายส่งไมโครสตริป เชื่อมกับสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูกลับด้าน เพื่อเป็นตัวป้อนให้กับสายอากาศไดอิเล็กทริก

ตารางที่ 3.1 คุณสมบัติของวัสดุ

วัสดุ	ϵ_r	$h(mm)$	$\sigma(s/m)$	$t(mm)$	$\tan \delta$
FR4	4.5	1.6	5.8×10^7	0.035	0.02
Roger RT 6010	10.2	5.08	-	-	0.0027

โดยที่	ϵ_r	คือ ค่าคงตัวไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant)
	h	คือ ค่าความหนาของวัสดุ
	σ	คือ ค่าความนำของวัสดุตัวนำ (ทองแดง)
	t	คือ ค่าความหนาของวัสดุตัวนำ
	$\tan \delta$	คือ ค่ามุมสัมพัทธ์การสูญเสีย (Loss tangent)

3.2.1 การคำนวณหาความกว้างไมโครสตริปไลน์ (Microstrip Line)

การออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ (Dielectric resonator Antenna) ที่เชื่อมด้วยแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู และมีการป้อนด้วยสายส่งไมโครสตริป จึงเริ่มจากการคำนวณความกว้างของสายส่งไมโครสตริป (w) ออกแบบเพื่อแมตช์อิมพีแดนซ์ของสายอากาศที่ 50 โอห์ม

สำหรับความกว้างของสายนำสัญญาณแบบสายส่งไมโครสตริป W สามารถคำนวณหาได้จากสมการในบทที่ 3 ซึ่งได้นำแสดงอีกครั้ง คือ สมการ (3.1ก) และ (3.1ข) โดยขึ้นอยู่กับค่าคงตัวไดอิเล็กตริก ϵ_r และค่าคงตัวไดอิเล็กตริกประสิทธิผล (Effective Dielectric Constant : ϵ_{eff})

$$\frac{w}{d} = \frac{2}{\pi} \left\{ B - 1 - \ln(2B - 1) + \frac{\epsilon_r - 1}{2\epsilon_r} \left[\ln(B - 1) + 0.39 - \frac{0.61}{\epsilon_r} \right] \right\} \quad (3.1 ก)$$

$$B = \frac{60\pi^2}{z_o \sqrt{\epsilon_r}} \quad (3.1 ข)$$

เมื่อ W คือ ความกว้างของสายส่งไมโครสตริป

h คือ ความหนาของวัสดุฐานรอง

ϵ_r คือ ค่าคงตัวไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant)

z_o คือ อิมพีแดนซ์คุณลักษณะของสายส่งสัญญาณ

แทนค่าการคำนวณในสมการที่ (3.1 ข) :

$$B = \frac{60\pi^2}{z_o \sqrt{\epsilon_r}}$$

$$B = \frac{60\pi^2}{50\sqrt{4.5}}$$

$$B = 5.58$$

แทนค่าการคำนวณในสมการที่ (3.1 ก)

$$\frac{w}{d} = \frac{2}{\pi} \left\{ 5.58 - 1 - \ln(2(5.58) - 1) + \frac{4.5 - 1}{2(4.5)} \left[\ln(5.58 - 1) + 0.39 - \frac{0.61}{4.5} \right] \right\}$$

$$\text{จะได้ } \frac{w}{d} = 1.88$$

$$\text{หรือ } w = 1.88 \times d = 1.88 \times 1.6 = 3.008 \text{ มิลลิเมตร}$$

จากนั้นนำค่าคุณสมบัติต่างๆของวัสดุฐานรองในตารางที่ 3.1 แทนค่าลงในสมการที่ (3.1 ก) และสมการที่ (3.1ข) จะได้ความกว้างของสายส่งไมโครสตริป ซึ่งวัสดุฐานรองที่เลือกใช้ คือ แผ่น PCB ชนิด FR4 ความกว้างของสายส่งไมโครสตริปที่คำนวณได้แสดงดังตารางที่ 3.2 โดยการแมตซ์อิมพีแดนซ์ด้วยสายส่งความยาว $\lambda_g/4$ เนื่องจากเป็นความยาวที่คลื่นมีค่าแรงดันสูงสุด

3.2.2 การคำนวณหาค่าความยาวคลื่นสัมพันธ์ λ_g

การออกแบบสายอากาศแบบไดอิเล็กตริก เชื่อมด้วยสายอากาศแพทช์ ซึ่งมีพารามิเตอร์สำคัญที่เป็นตัวกำหนดความถี่เรโซแนนซ์ที่ต้องการ คือ ความสูงของแพทช์สี่เหลี่ยมมุมแหลม (h) ความยาวของสายส่ง $\lambda_g/4$ ซึ่งต้องมีการคำนวณผ่านความถี่ที่ต้องการออกแบบ ในที่นี่จะทำการศึกษาและออกแบบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ (Dielectric resonator Antenna) ที่ความถี่กลาง 6.85 GHz ดังนั้นจึงสามารถหาค่าความสูงของสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยม และทำการคำนวณค่าความยาวสายส่งได้เท่ากับ $\lambda_g/4$ ได้

คำนวณหาความยาวคลื่นในอากาศ λ_o ได้จาก

$$\lambda_o = \frac{c}{f} \quad (3.1 ค)$$

ค่าความยาวคลื่นสัมพันธ์ λ_g ในวัสดุฐานรอง

$$\lambda_g = \frac{\lambda_o}{\sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (3.1 ง)$$

$$\lambda_g = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (3.1 จ)$$

ซึ่งค่าคงตัวไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ประสิทธิผล (Effective Dielectric Constant : ϵ_{eff}) สามารถคำนวณได้จาก

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \sqrt{1 + \frac{12d}{w}} \quad (3.1 \text{ ข})$$

โดยที่ c คือ ความเร็วแสง (ประมาณ 3×10^8 m/s)

f คือ ความถี่ที่ต้องการออกแบบ

ϵ_{eff} คือ ค่าคงตัวไดอิเล็กตริกประสิทธิผล (Effective Dielectric Constant)

ϵ_r คือ ค่าคงตัวไดอิเล็กตริก (Dielectric Constant)

แทนค่าการคำนวณในสมการที่ (3.1 ค)

$$\lambda_o = \frac{c}{f}$$

$$\lambda_o = \frac{3 \times 10^8}{6.85 \times 10^9} = 43.79 \text{ มิลลิเมตร}$$

แทนค่าการคำนวณในสมการที่ (3.1 ข)

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \sqrt{1 + \frac{12d}{w}}$$

$$\epsilon_{eff} = \frac{4.5 + 1}{2} + \frac{4.5 - 1}{2} \sqrt{1 + \frac{12(1.6)}{3.008}} = 3.39$$

แทนค่าการคำนวณในสมการที่ (3.1 ง)

$$\lambda_g = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_{eff}}}$$

$$\lambda_g = \frac{43.79 \text{ mm}}{\sqrt{3.39}} = 23.78 \text{ มิลลิเมตร}$$

ความยาวสายส่งและความสูงของแพทช์ หาได้จาก

$$\frac{\lambda_g}{4} = \frac{23.78 \text{ mm}}{4} = 5.95 \text{ มิลลิเมตร}$$

ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ดังแสดงในตารางที่ 3.2 ซึ่งค่าพารามิเตอร์ความยาวสายส่ง λ_g และความกว้างของสายส่งไมโครสตริป W ของการใช้วัสดุฐานรองชนิด FR4 ที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการดังกล่าวข้างต้น จะถูกนำไปใช้ในการออกแบบต่อไป

ตารางที่ 3.2 ค่าที่คำนวณได้จากวัสดุฐานชนิด FR4 เพื่อใช้ออกแบบ

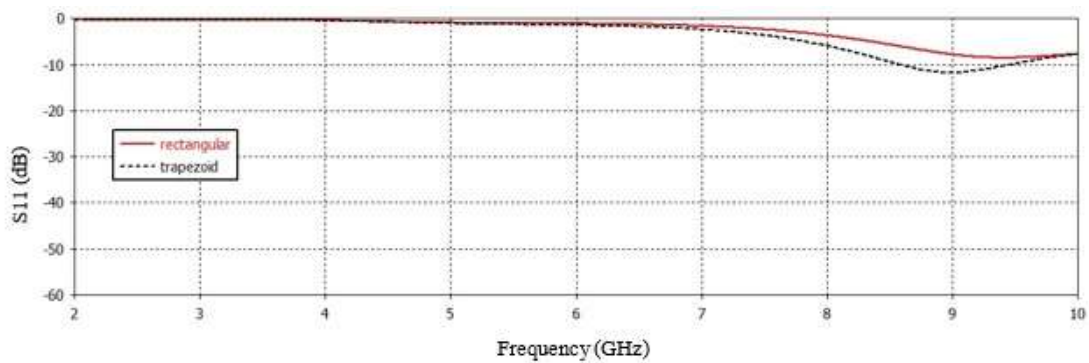
วัสดุฐานรอง	f (GHz)	ϵ_{eff}	λ_o (mm)	λ_g (mm)	$\lambda_g/4$ (mm)	W (mm)
FR4	6.85	3.39	44	23.78	5.95	3.008

3.3 การจำลองผลด้วยโปรแกรม CST Microwave Studio

การจำลองผลด้วยโปรแกรม CST Microwave Studio เพื่อวิเคราะห์โครงสร้างของสายอากาศให้สามารถทำงานได้ที่ความถี่ 4-9 GHz โดยค่า S_{11} ต่ำกว่า -10 dB เพราะเป็นค่าที่บ่งบอกว่าสายอากาศมีสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่น้อย อีกทั้งยังทำให้การแมตซ์อิมพีแดนซ์ที่ดีมากยิ่งขึ้น โดยค่าอิมพีแดนซ์ที่ต้องการแมตซ์คือ 50 โอห์ม เมื่อนำค่าที่คำนวณได้จากตารางที่ 3.2 มาใช้ในการจำลองและเชื่อมต่อกับสายอากาศไมโครสตริปแบบแพทช์สี่เหลี่ยมผืนผ้า เปรียบเทียบกับแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู ผลการจำลองแบบแสดงดังรูปที่ 3.1 และรูปที่ 3.2 ตามลำดับ



รูปที่ 3.1 สายอากาศไมโครสตริป (ก) แพทช์สี่เหลี่ยมผืนผ้า และ (ข) แพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู

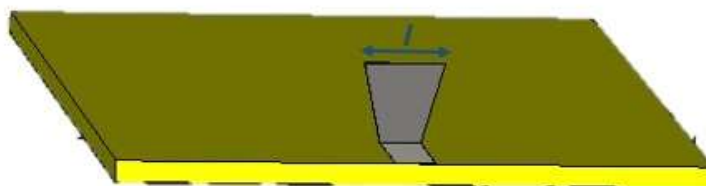


รูปที่ 3.2 ผลการจำลองแบบแสดงค่า S_{11} เปรียบเทียบระหว่างกราฟเส้นสีแดงเป็นสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมผืนผ้ากับกราฟเส้นสีดำเป็นสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู

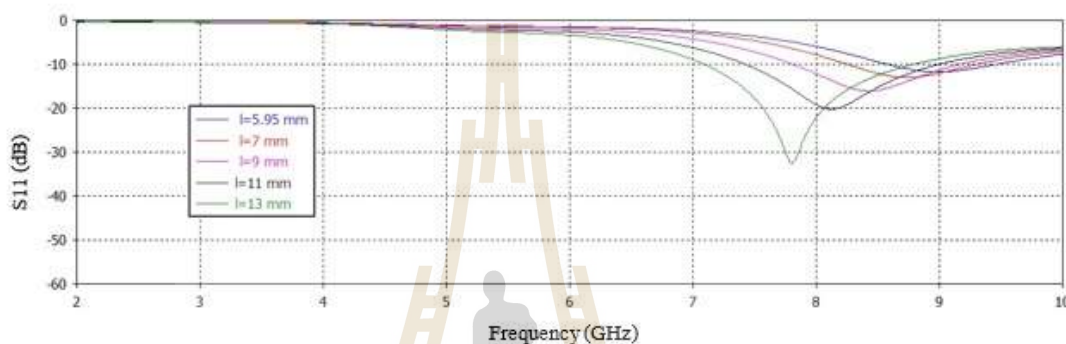
จากรูปที่ 3.2 ผลการจำลองแบบแสดงค่า S_{11} เปรียบเทียบระหว่างสายอากาศแบบแพทช์สี่เหลี่ยมผืนผ้ากับสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู พบว่าเมื่อเปรียบเทียบที่ความสูงและความกว้างของสายอากาศเท่ากันสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูมีแนวโน้มนำแบนด์วิดท์ที่กว้างกว่าสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมผืนผ้า และสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูก็มีการแมตช์ที่ดีกว่าสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมผืนผ้าด้วย เนื่องจากสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูมีความเร็วของสายอากาศ จึงสามารถแมตช์ได้หลายความถี่ ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงเลือกสายอากาศแบบแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูมาใช้ร่วมกับตัวป้อนแบบสายส่งไมโครสตริป แต่ยังคงพบว่าสายอากาศยังไม่สามารถทำงานได้ตลอดย่านในความถี่ที่ต้องการ จึงต้องทำการศึกษาพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศ ก็คือความยาว l และความสูง h ดังนี้

3.3.1 การศึกษาผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงความยาว l

ในอันดับแรกจะเป็นการศึกษาผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงระยะความยาว l ดังแสดงในรูปที่ 3.3 โดยให้ค่าพารามิเตอร์ทุกตัวคงที่คือ $W = 3.008$ มิลลิเมตร $x = 44$ มิลลิเมตร $y = 44$ มิลลิเมตร และ $h = 5.95$ มิลลิเมตร เพื่อเปรียบเทียบค่า S_{11} ในการปรับระยะความยาว l ดังแสดงในรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.3 ศึกษาผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงความยาว l

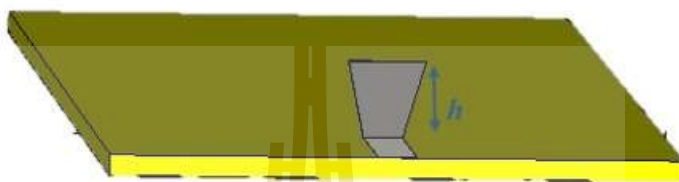


รูปที่ 3.4 การเปรียบเทียบ S_{11} เมื่อเปลี่ยนแปลงค่า l

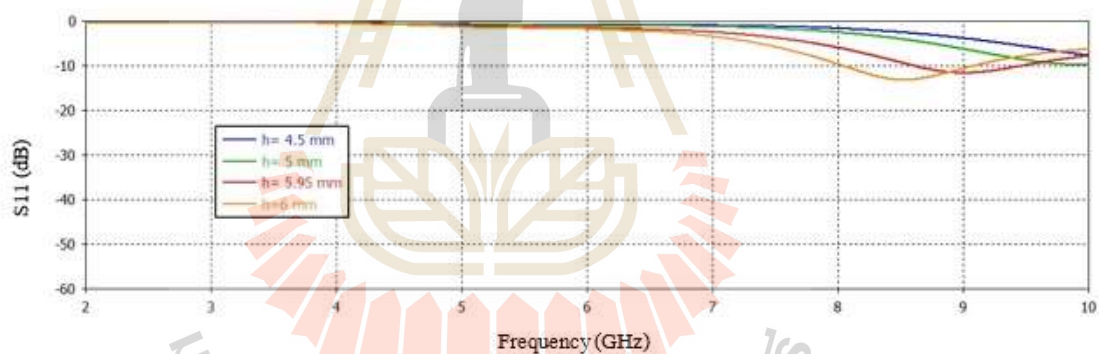
ขั้นตอนแรกนี้กำหนดค่าพารามิเตอร์ความกว้างของสายส่งไมโครสตริป W ที่ได้จากการคำนวณดังที่แสดงอยู่ในตารางที่ 3.2 เท่ากับ 3.008 มิลลิเมตร ในการศึกษาผลกระทบของ l ที่เกิดขึ้น โดยต้องกำหนดค่าพารามิเตอร์ตัวอื่นๆ ให้คงที่ จากนั้นทำการปรับค่า l เพื่อศึกษาผลกระทบของ S_{11} เมื่อทำการจำลองผลสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูโดยการเปลี่ยนความยาว l จาก 5.95 มิลลิเมตร ถึง 13 มิลลิเมตร โดยแบ่งเป็น 5 ค่าที่ทำการเปรียบเทียบกัน ซึ่งแสดงได้ดังรูปที่ 3.4 พบว่าความยาว l จะมีผลต่อการแมตซ์อิมพีแดนซ์ จะสังเกตเห็นได้ว่าถ้าความยาว l มากขึ้นจะทำให้การแมตซ์อิมพีแดนซ์ที่ดีมากขึ้น ขณะเดียวกันจะมีผลตอบสนองต่อความถี่เรโซแนนซ์เช่นเดียวกัน กล่าวคือ มีผลกระทบต่อการเล่นของความถี่ ผลจากการจำลองแบบเพื่อศึกษาการปรับความยาว l ดังแสดงในรูปที่ 3.3 แสดงให้เห็นว่าความยาว l เท่ากับ 13 มิลลิเมตร จะให้การแมตซ์อิมพีแดนซ์ที่ดีที่สุด แต่สายอากาศยังไม่สามารถทำงานได้ตลอดย่านที่ต้องการ นอกจากนี้ยังมีพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูคือในส่วนของความสูงซึ่งจะกล่าวในหัวข้อถัดไป

3.3.2 การศึกษาผลกระทบจากการปรับความสูงของ h

ถัดมาได้ทำการจำลองผลการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ความสูงของ h ดังแสดงในรูปที่ 3.5 โดยเปลี่ยนค่าความสูง จาก 4.5 มิลลิเมตร ถึง 6 มิลลิเมตร ซึ่งในการจำลองครั้งนี้ให้พารามิเตอร์ทุกตัวคงที่คือ $W = 3.008$ มิลลิเมตร $x = 44$ มิลลิเมตร $y = 44$ มิลลิเมตรและ $l = 5.95$ มิลลิเมตร เพื่อดูผลกระทบในการปรับความสูงของ h เพื่อเปรียบเทียบค่า S_{11} ในการปรับค่าความสูงซึ่งแสดงผลดังแสดงในรูปที่ 3.6



รูปที่ 3.5 แสดงการปรับความสูงของ h



รูปที่ 3.6 การเปรียบเทียบค่า S_{11} เมื่อเปลี่ยนแปลงความสูงของ h

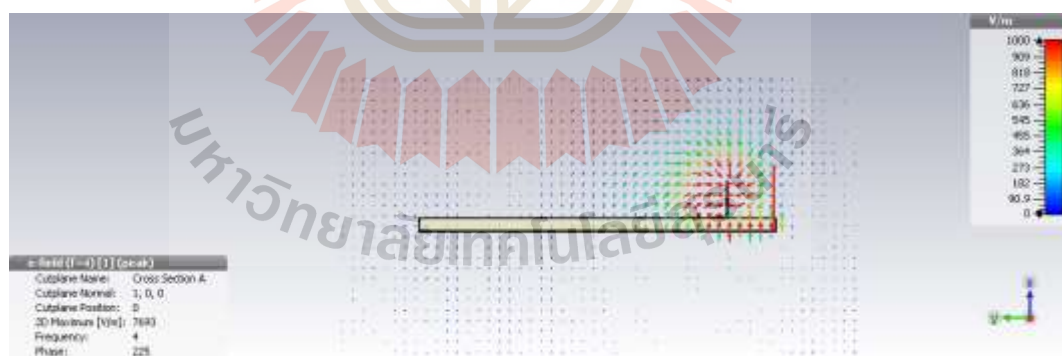
จากผลการจำลองพบว่า เมื่อเพิ่มความสูงของ h จะมีผลต่อความถี่เรโซแนนซ์สรุปผลคือ เมื่อทำการเพิ่มความสูงของ h จาก 4.5 ถึง 6 มิลลิเมตร ความถี่จะมีการเลื่อนต่ำลงและสายอากาศมีการแมตซ์อิมพีแดนซ์ที่ดีมากยิ่งขึ้น แต่เมื่อพิจารณา ค่า S_{11} ยังมีความถี่ที่ไม่สามารถทำงานได้ครอบคลุมย่านความถี่ที่ต้องการ

3.3.3 ศึกษาพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูกับไดอิเล็กตริก

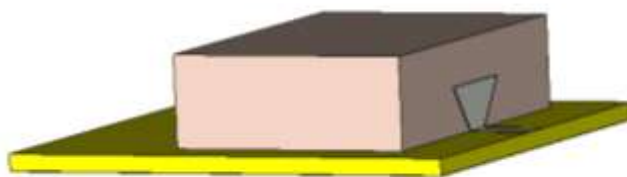
ในเบื้องต้นจะทำการจำลองผลของพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู โดยมีโครงสร้างสายอากาศแสดงในรูปที่ 3.7 และพฤติกรรมสนามไฟฟ้าแสดงดังรูปที่ 3.8 พบว่ามีสนามไฟฟ้าหนาแน่นบริเวณใกล้ๆ แพทช์ และเมื่อนำเอาไดอิเล็กตริกมาเชื่อมกับแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมูและสังเกตพฤติกรรมสนามไฟฟ้าอีกครั้ง จะเห็นว่าไดอิเล็กจะมีผลต่อการเหนี่ยวนำคลื่น ดังแสดงในรูปที่ 3.9 และ 3.10 กล่าวคือ พฤติกรรมสนามไฟฟ้ามีการแพร่กระจายไปยังทิศที่มีไดอิเล็กตริกอยู่ ในการจำลองนี้จึงได้เลือกสายอากาศแพทช์ที่เชื่อมด้วยไดอิเล็กตริก หรือเรียกว่า สายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ ซึ่งเหมาะสมกับการเหนี่ยวนำคลื่นเพื่อใช้วัดมะเร็งเต้านม จากนั้นจะทำการศึกษาพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับการปรับขนาดรูปร่างของไดอิเล็กตริกในหัวข้อถัดไป



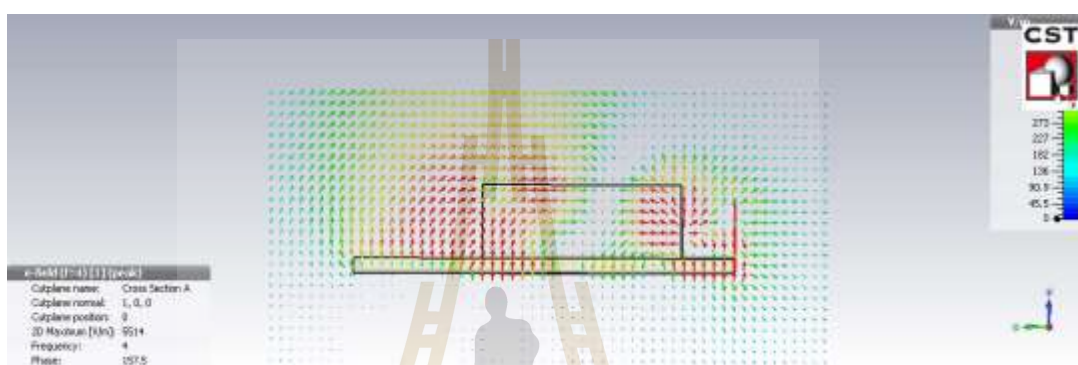
รูปที่ 3.7 แสดงสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู



รูปที่ 3.8 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าสายอากาศแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู



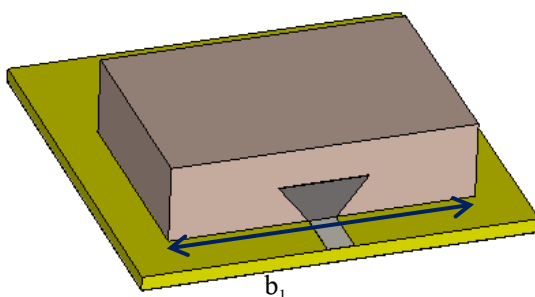
รูปที่ 3.9 แสดงสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์



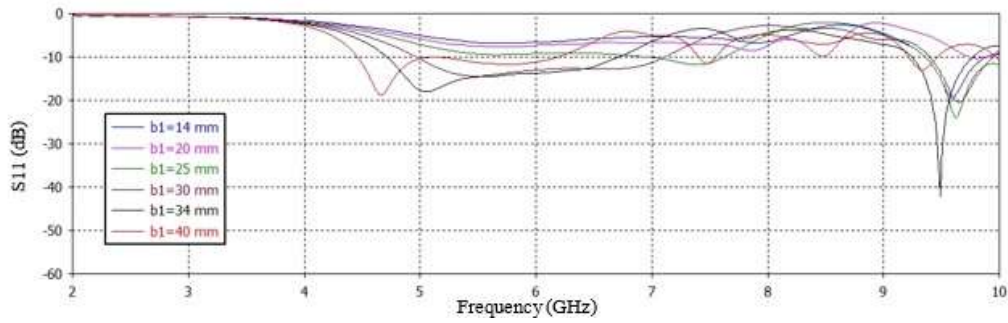
รูปที่ 3.10 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์

3.3.4 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กทริกที่เหมาะสม ปรับ b_1

เพื่อศึกษาผลกระทบเมื่อการเปลี่ยนแปลงความกว้างของ b_1 ดังแสดงในรูปที่ 3.11 จะต้องกำหนดตามค่าพารามิเตอร์เบื้องต้นให้คงที่ คือ $W = 3.008$ มิลลิเมตร $x = 44$ มิลลิเมตร $y = 44$ มิลลิเมตร $a_1 = 23$ มิลลิเมตร $d_1 = 10$ มิลลิเมตร จากนั้นทำการเพิ่มค่าความกว้างของ b_1 ผลการจำลองแสดง S_{11} ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.11 แสดงการปรับความกว้างของ b_1

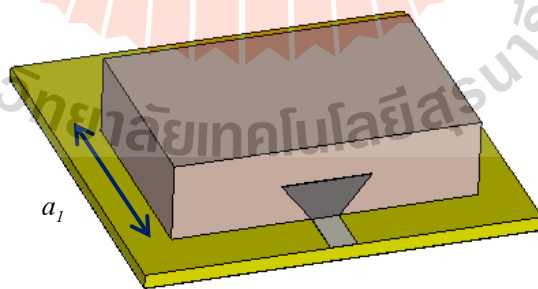


รูปที่ 3.12 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความกว้างของ b_1

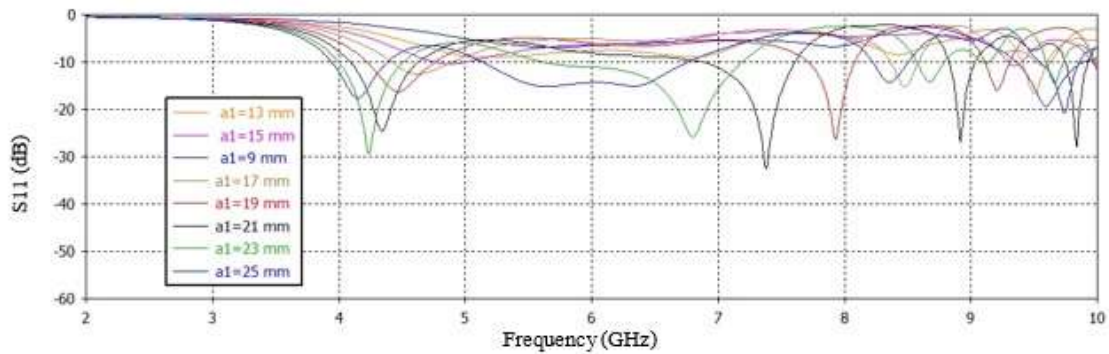
จากรูปที่ 3.12 พบว่าเมื่อทำการปรับเปลี่ยนขนาดไดอิเล็กทริก โดยเพิ่มความกว้างของ b_1 ตั้งแต่ 14 มิลลิเมตร ถึง 40 มิลลิเมตร พบว่า ค่า S_{11} มีผลกระทบกับความถี่เรโซแนนซ์ เมื่อความกว้างเพิ่มขึ้นก็จะทำให้แบนด์วิดท์มีแนวโน้มที่จะกว้างขึ้นด้วย และ $b_1 = 34$ มิลลิเมตร มีแนวโน้มแบนด์วิดท์ที่กว้างกว่าความกว้าง b_1 อื่นๆ แต่ยังไม่สามารถทำงานได้ครอบคลุมความถี่ที่ต้องการ

3.3.5 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กทริกที่เหมาะสม ปรับ a_1

การจำลองเพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลงความหนาของ a_1 ดังแสดงในรูปที่ 3.13 จะต้องกำหนดตามค่าพารามิเตอร์เบื้องต้นให้คงที่ คือ $W = 3.008$ มิลลิเมตร $x = 44$ มิลลิเมตร $y = 44$ มิลลิเมตร $b_1 = 34$ มิลลิเมตร จากนั้นทำการจำลองแบบโดยปรับเปลี่ยนค่าความหนาของ a_1 โดยการเพิ่มความหนาขึ้น ผลการจำลองแสดง S_{11} ดังรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.13 แสดงการปรับความหนาของ a_1

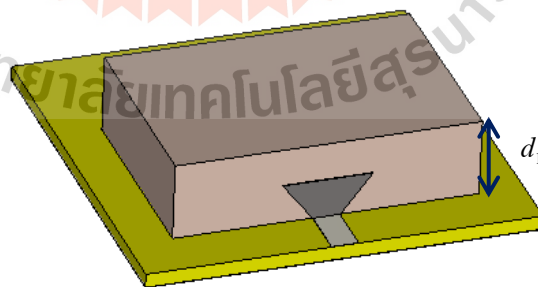


รูปที่ 3.14 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความหนาของ a_1

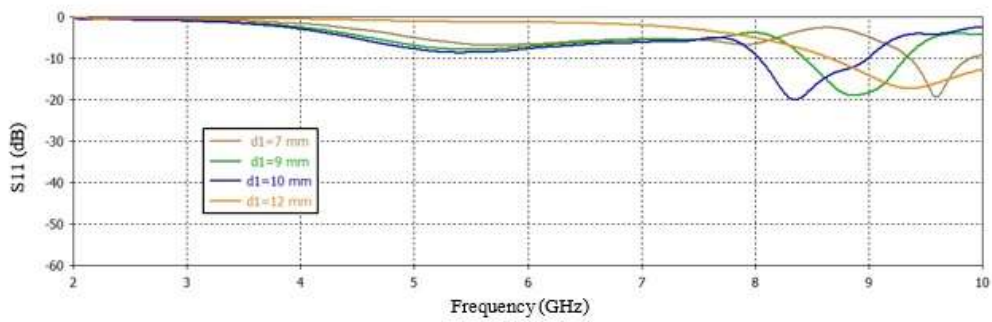
จากรูปที่ 3.14 พบว่าเมื่อ ไดอิเล็กทริกมีความหนาของ a_1 เพิ่มขึ้นเรื่อยๆ ส่งผลต่อความถี่เรโซแนนซ์ช่วงความถี่สูง ซึ่งความหนาที่เพิ่มขึ้นจะทำให้การส่งผ่านคลื่นช่วงความถี่สูงออกไปได้น้อยลง จึงเกิดการสะท้อนกลับมาก นอกจากนี้สายอากาศยังไม่สามารถทำงานได้ครอบคลุมความถี่ที่ต้องการ

3.3.6 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กทริกที่เหมาะสม ปรับ d_1

การจำลองเพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลงความสูงของ d_1 ดังแสดงในรูปที่ 3.15 จะต้องกำหนดตามค่าพารามิเตอร์เบื้องต้นให้คงที่ คือ d_1 มิลลิเมตร $x = 44$ มิลลิเมตร $y = 44$ มิลลิเมตร $b_1 = 34$ มิลลิเมตร $a_1 = 23$ มิลลิเมตร จากนั้นทำการจำลองแบบโดยปรับเปลี่ยนค่าความสูงของ d_1 โดยการเพิ่มความสูงขึ้น ผลการจำลองแสดงค่า S_{11} ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.15 แสดงการปรับความสูงของ d_1

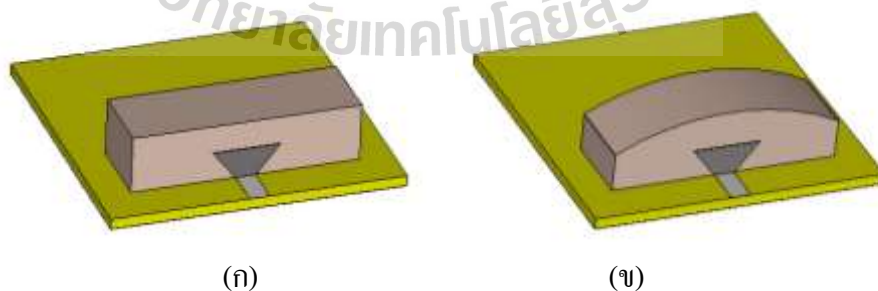


รูปที่ 3.16 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความยาวของ d_1

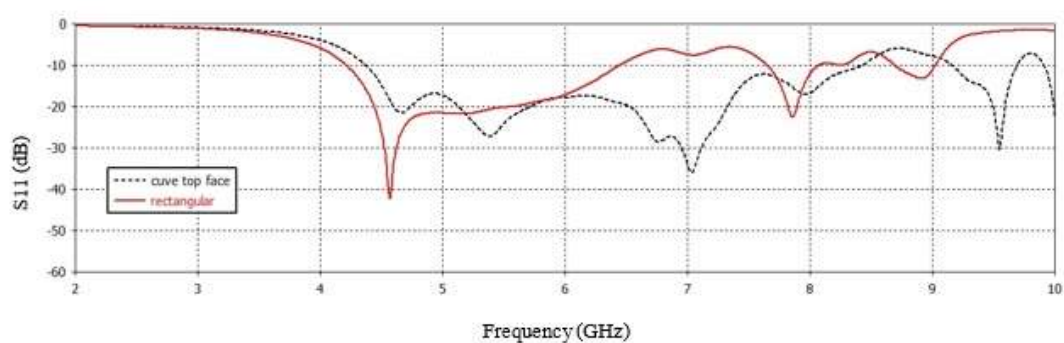
จากรูปที่ 3.16 เมื่อทำการปรับเปลี่ยนรูปร่างไดอิเล็กตริกโดยเพิ่มความสูงของ d_1 ขึ้นเรื่อยๆ พบว่าค่า S_{11} มีผลกระทบกับความถี่เรโซแนนซ์ คือมีการเลื่อนความถี่ โดยสังเกตที่ความสูง d_1 เท่ากับ 7 มิลลิเมตร สายอากาศจะทำงานที่ความถี่ 9.7 GHz เมื่อความสูง d_1 เท่ากับ 9 มิลลิเมตร ความถี่มีการเลื่อนลงมาทำงานประมาณ 8.9 GHz จากนั้นเพิ่มขึ้นเป็น 10 มิลลิเมตร ความถี่เรโซแนนซ์ทำงานที่ 8.2 GHz จะเห็นได้ว่าการปรับความสูงของ d_1 มีผลกระทบต่อ การเลื่อนของความถี่ และสายอากาศยังไม่สามารถทำงานได้ครอบคลุมความถี่ที่ต้องการ

3.3.7 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กตริกที่เหมาะสมร่วมปรับกับการเทียบด้านบนเป็นรูปโค้งกับสี่เหลี่ยม

ทำการเปรียบเทียบสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ระหว่างไดอิเล็กตริก รูปสี่เหลี่ยมกับไดอิเล็กตริกสี่เหลี่ยมที่มีด้านบนโค้งดังรูปที่ 3.17 โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ของทั้งสองแบบเท่ากัน แตกต่างกัน ตรงที่เป็นสี่เหลี่ยมกับโค้งด้านบน ผลการจำลองแสดง S_{11} ดังรูปที่ 3.18

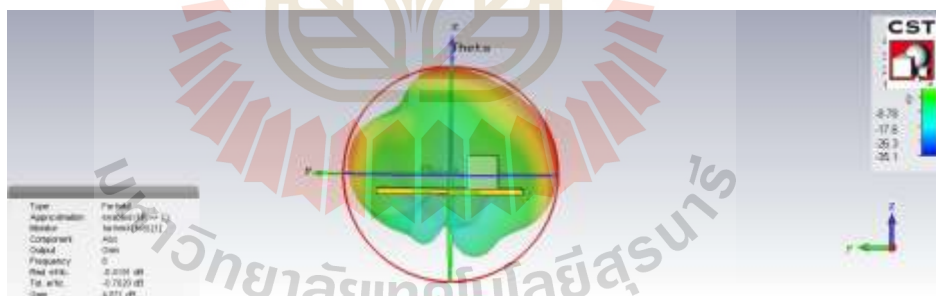


รูปที่ 3.17 แสดงการเปรียบเทียบระหว่างไดอิเล็กตริก (ก) สี่เหลี่ยม (จ) สี่เหลี่ยมด้านบนโค้ง

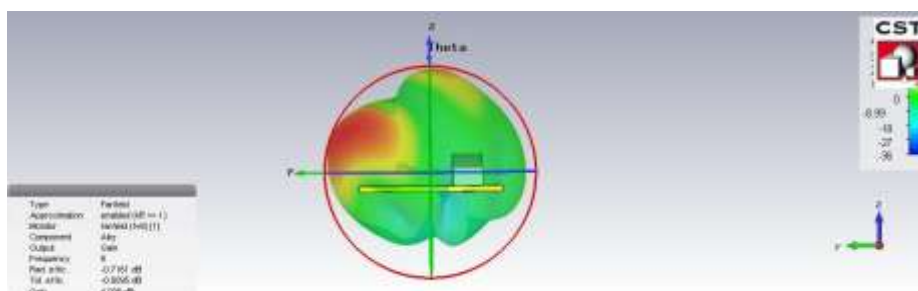


รูปที่ 3.18 ค่า S_{11} ที่ได้จากการเปรียบเทียบระหว่างสี่เหลี่ยมธรรมดา กับสี่เหลี่ยมด้านขนานโค้ง

จากรูปที่ 3.18 แสดงทำการปรับเปลี่ยนรูปร่างไดอิเล็กทริกโดยการเปรียบเทียบระหว่างรูปร่างไดอิเล็กทริกที่เป็นสี่เหลี่ยมกับที่เป็นในลักษณะโค้งด้านบน เมื่อพิจารณาที่ S_{11} ต่ำกว่า -10 dB พบว่าไดอิเล็กทริกสี่เหลี่ยมที่โค้งด้านบนมีแนวโน้มแบนด์วิดท์ที่กว้างกว่าสี่เหลี่ยมธรรมดา สามารถลดการแผ่พลังงานไปด้านหลัง และมีทางทิศการแผ่พลังงานแบบชี้ทิศทางไปด้านหน้าอีกด้วย ดังแสดงในรูปที่ 3.19 ถึง 3.20 ดังนั้นเราจึงเลือกออกแบบสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ที่ให้ด้านบนเป็นแบบโค้ง ลำดับถัดไปจึงต้องศึกษาพารามิเตอร์อีกครั้งเพื่อให้สายอากาศทำงานได้ตามที่เราต้องการในหัวข้อถัดไป



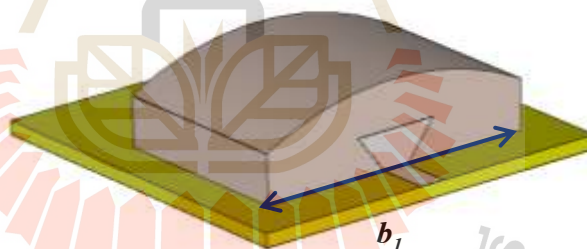
รูปที่ 3.19 แบบรูปการแผ่พลังงานที่ได้จากไดอิเล็กทริกสี่เหลี่ยม



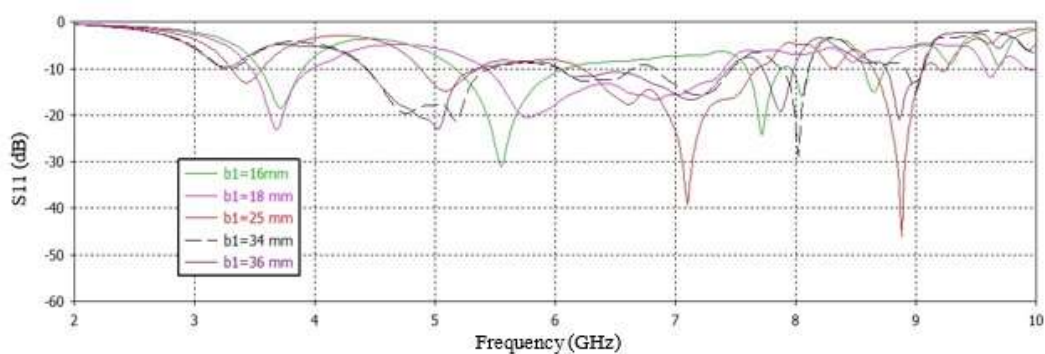
รูปที่ 3.20 แบบรูปการแผ่พลังงานที่ได้จากไดอิเล็กทริกโค้ง

3.3.8 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กทริกโค้งที่เหมาะสม ปรับ b_1

การจำลองเพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลงความกว้างของ b_1 ดังแสดงในรูปที่ 3.21 จะต้องกำหนดตามค่าพารามิเตอร์เบื้องต้นให้คงที่ คือ $a_1 = 23$ มิลลิเมตร $d_1 = 10$ มิลลิเมตร จากนั้นทำการจำลองแบบโดยปรับเปลี่ยนค่าความกว้างของ b_1 โดยการเพิ่มความกว้างขึ้น ผลการจำลองแสดง S_{11} ดังรูปที่ 3.22



รูปที่ 3.21 แสดงการปรับความกว้างของไดอิเล็กทริกโค้ง b_1

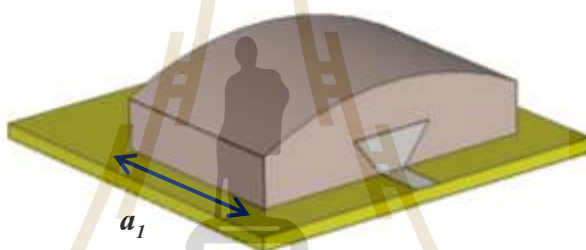


รูปที่ 3.22 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความยาวของ b_1

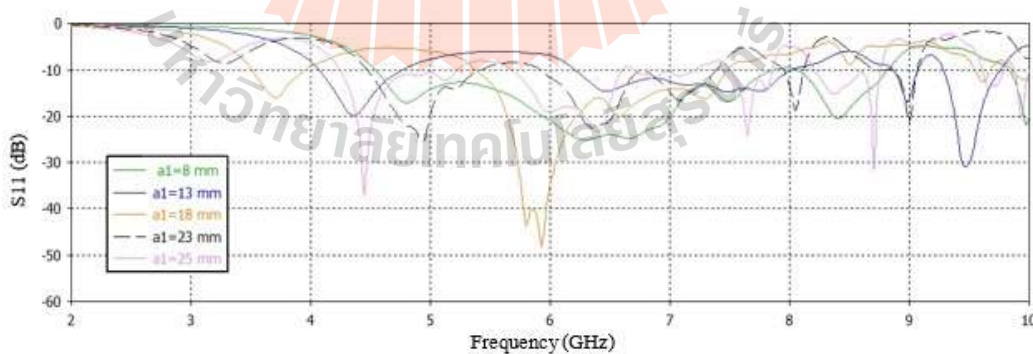
จากรูปที่ 3.22 พบว่าเมื่อทำการปรับเปลี่ยนขนาดไดอิเล็กตริก โดยเมื่อทำการเพิ่มความกว้างของ b_1 ตั้งแต่ 18 มิลลิเมตร ถึง 36 มิลลิเมตร พบว่า ค่า b_1 มีผลกระทบต่อความถี่เรโซแนนซ์ เมื่อความกว้างเพิ่มขึ้นก็จะทำให้แบนด์วิดท์มีแนวโน้มที่จะกว้างขึ้นด้วย และที่ $b_1 = 34$ มิลลิเมตร มีแนวโน้มแบนด์วิดท์ที่กว้างกว่าความกว้างอื่นๆ และเมื่อเทียบกับความยาว b_1 กับไดอิเล็กตริกสี่เหลี่ยมพบว่ามีแบนด์วิดท์ที่กว้างขึ้นด้วย แต่ยังไม่สามารถทำงานได้ครอบคลุมความถี่ที่ต้องการ

3.3.9 ศึกษาขนาดของไดอิเล็กตริกโค้งที่เหมาะสม ปรับ a_1

การจำลองเพื่อหาผลของความหนาของ a_1 ที่เหมาะสม ดังแสดงในรูปที่ 3.23 จะต้องกำหนดตามค่าพารามิเตอร์เบื้องต้นให้คงที่ คือ $b_1 = 34$ มิลลิเมตร $d_1 = 34$ มิลลิเมตร จากนั้นปรับเปลี่ยนค่าความกว้างของ a_1 โดยการเพิ่มความหนาขึ้น ผลการจำลองแสดง S_{11} ดังรูปที่ 3.24



รูปที่ 3.23 แสดงการปรับความหนาของไดอิเล็กตริกโค้ง a_1

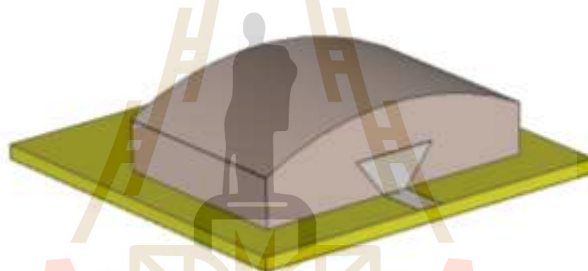


รูปที่ 3.24 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความหนาของ a_1

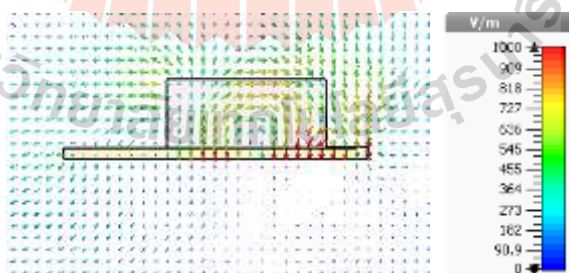
จากรูปที่ 3.24 พบว่าเมื่อทำการปรับความหนาของไดอิเล็กตริก โดยทำการเพิ่มความหนาของ a_1 เพิ่มขึ้นจาก 8 มิลลิเมตร ถึง 25 มิลลิเมตร จะเห็นได้ว่าค่า a_1 มีผลกระทบกับความถี่สูง และมีผลกระทบกับความถี่เรโซแนนซ์ เมื่อความหนาเพิ่มขึ้นก็จะทำให้การส่งผ่านคลื่นออกไปได้น้อยลงจึงเกิดการสะท้อนกลับมาก เมื่อความหนาเพิ่มขึ้นก็จะทำให้แบนด์วิดท์เพิ่ม และที่ $a_1 = 23$ มิลลิเมตร มีผลกระทบกับความถี่เรโซแนนซ์หลายช่วง แต่ยังไม่สามารถทำงานได้ครอบคลุมความถี่ที่ต้องการ

3.3.10 ศึกษาพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์

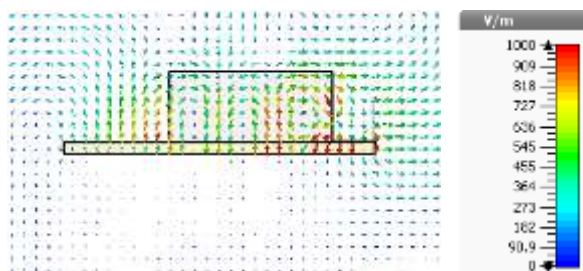
การจำลองเพื่อหาศึกษาพฤติกรรมของสนามไฟฟ้าของสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์แบบสี่เหลี่ยมที่มีโค้งด้านบน โดยขนาดพารามิเตอร์กำหนด ดังนี้ ความหนาของไดอิเล็กตริก $a_1 = 23$ มิลลิเมตร ความกว้างของไดอิเล็กตริก $b_1 = 34$ มิลลิเมตร และความสูงของไดอิเล็กตริก $d_1 = 10$ มิลลิเมตร แสดงดังรูปที่ 3.25 และสังเกตพฤติกรรมของสนามไฟฟ้าดังรูปที่ 3.25



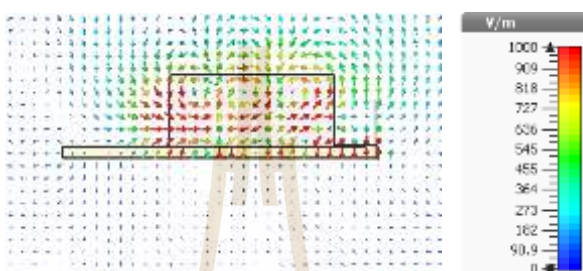
รูปที่ 3.25 แสดงสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์โค้งด้านบน



รูปที่ 3.26 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ที่ความถี่ 5 GHz



รูปที่ 3.27 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ที่ความถี่ 7 GHz

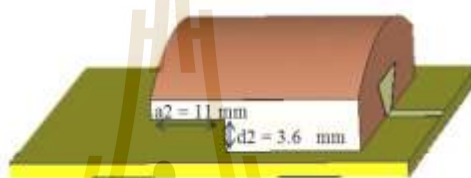


รูปที่ 3.28 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ที่ความถี่ 9 GHz

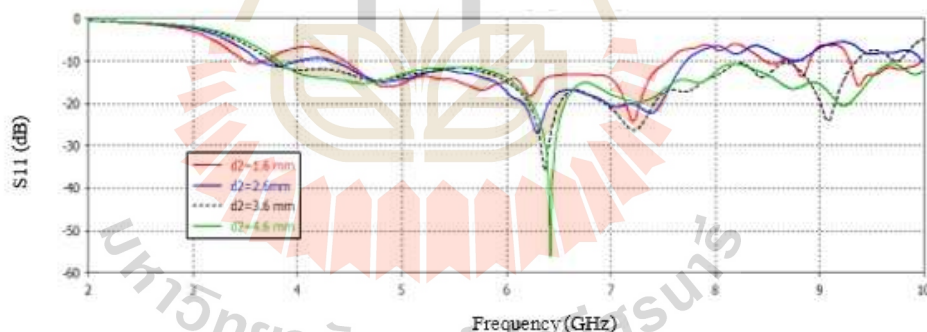
จากรูปที่ 3.26-3.28 แสดงพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์ที่เป็นสี่เหลี่ยมด้านบนโค้ง ที่ความถี่ 5 GHz 7 GHz และ 9 GHz ตามลำดับ สเกลสีแดงแสดงถึงค่าความเข้มของสนามไฟฟ้าที่สูง และสีน้ำเงินคือค่าความเข้มของสนามไฟฟ้าต่ำสุด พบว่า ที่ความถี่ 5 GHz มีการแพร่กระจายสนามไฟฟ้าบริเวณด้านบนของไดอิเล็กตริก ที่ความถี่ 7 GHz การแพร่กระจายของสนามไฟฟ้าบริเวณตรงกลางของไดอิเล็กตริก และสุดท้ายที่ความถี่ 9 GHz มีการแพร่กระจายสนามไฟฟ้าหนาแน่นมากบริเวณตรงด้านหน้าของไดอิเล็กตริก เป็นข้อสังเกตได้ว่า ณ ความถี่สูงยังมีแพร่กระจายของคลื่นได้ไม่ดี จึงเป็นแนวคิดให้มีการเลื่อนชิ้นงานออกบางส่วนซึ่งจะอธิบายในหัวข้อถัดไป

3.3.11 การเงื่อนไขไดอิเล็กตริกโดยปรับ d_2 และ a_2

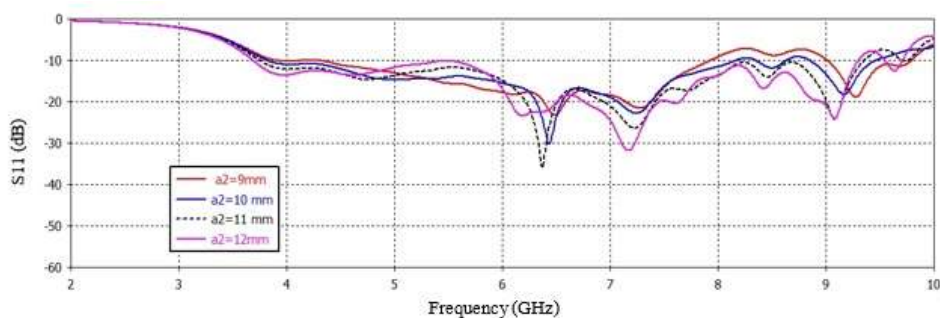
ทำการเงื่อนไขไดอิเล็กตริกออกบางส่วน โดยพารามิเตอร์อื่นๆ คงที่ $a_1 = 23$ มิลลิเมตร $b_1 = 34$ มิลลิเมตร และ $d_1 = 10$ มิลลิเมตร โดย ระยะ d_2 คือความสูงที่จะตัดออก ปรับค่าตั้งแต่ 1.6 มิลลิเมตร ถึง 4.6 มิลลิเมตร หลังจากนั้นทำการเงื่อนไข a_2 คือความหนาจากขอบด้านหน้า ไดอิเล็กตริก โดยปรับค่าจาก 9 มิลลิเมตร ถึง 12 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.29 และแสดงค่าของ S_{11} ดังรูปที่ 3.30 และ 3.31 จากการปรับเปลี่ยนค่าการเงื่อนไขชิ้นงานของไดอิเล็กตริกออกบางส่วน แสดงให้เห็นว่าที่ d_2 เท่ากับ 3.6 มิลลิเมตร และ a_2 เท่ากับ 11 มิลลิเมตร ทำให้สายอากาศสามารถทำงานได้ตลอดย่าน แสดงดังรูปที่ 3.32 เราถือว่าสายอากาศนี้มีแถบความถี่กว้าง (wideband)



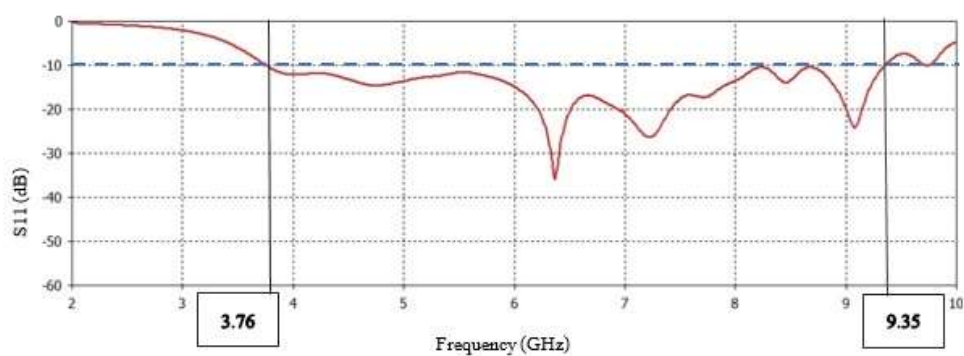
รูปที่ 3.29 สายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์



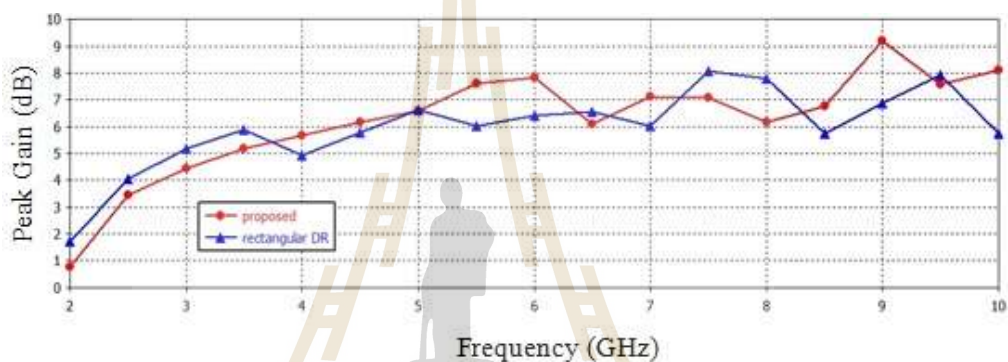
รูปที่ 3.30 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความยาวของ d_2



รูปที่ 3.31 ค่า S_{11} ที่ได้จากการปรับความยาวของ a_2



รูปที่ 3.32 ค่า S_{11} ของสายอากาศ WDRA

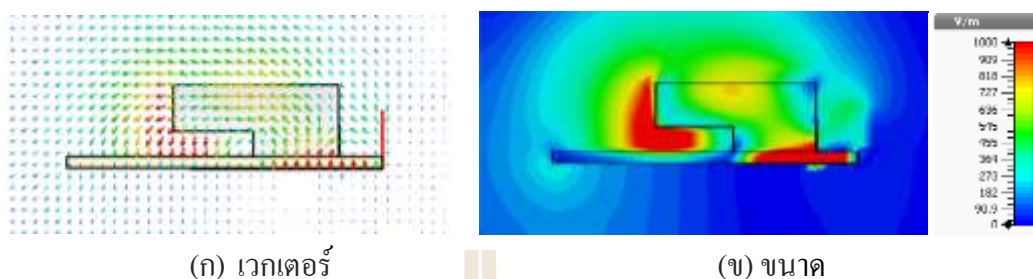


รูปที่ 3.33 ค่าอัตราขยายระหว่างสายอากาศที่ออกแบบ WDRA กับ rectangular DR

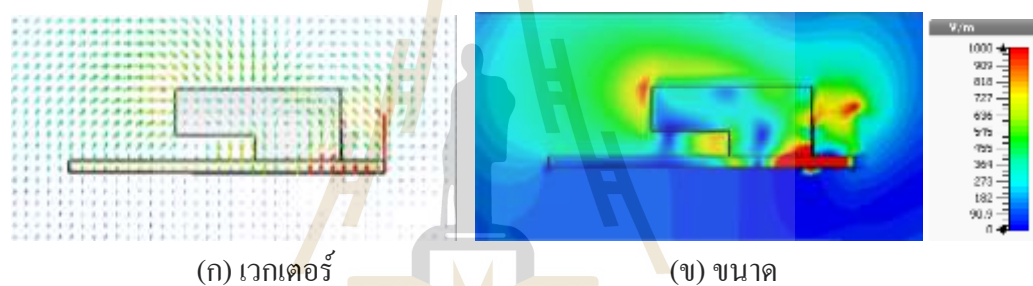
จากรูป 3.32 แสดงสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์แบนด์วิดท์กว้าง (Wideband Dielectric Resonator Antenna ;WDAR) ที่ทำการออกแบบ เมื่อพิจารณาที่ S_{11} ต่ำกว่า -10 dB มีการแมตซ์อิมพีแดนซ์ที่ดีกับสายส่งไมโครสตริป มีการคลื่นสะท้อนกลับน้อยและสามารถทำงานได้ดีตั้งแต่ความถี่ 3.76 - 9.35 GHz ซึ่งสามารถครอบคลุมตลอดย่านความถี่ที่ต้องการออกแบบ เพื่อรองรับการใช้งานกับการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ อีกทั้งสายอากาศที่ได้ทำการออกแบบยังมีอัตราขยาย ในช่วง 5.8 ถึง 9.2 dB แสดงดังรูปที่ 3.33

3.3.12 ศึกษาพฤติกรรมสนามไฟฟ้าและแบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศ WDR

ในหัวข้อนี้จะศึกษาพฤติกรรมสนามไฟฟ้าของ WDR ที่ทำการออกแบบเพื่อดูว่าสนามไฟฟ้าสามารถแพร่กระจายไปในทิศทางใด แสดงดังรูปที่ 3.34 - 3.39



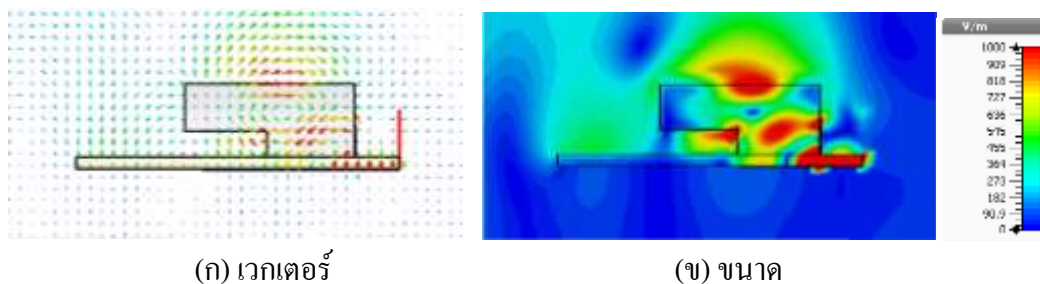
รูปที่ 3.34 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 4 GHz



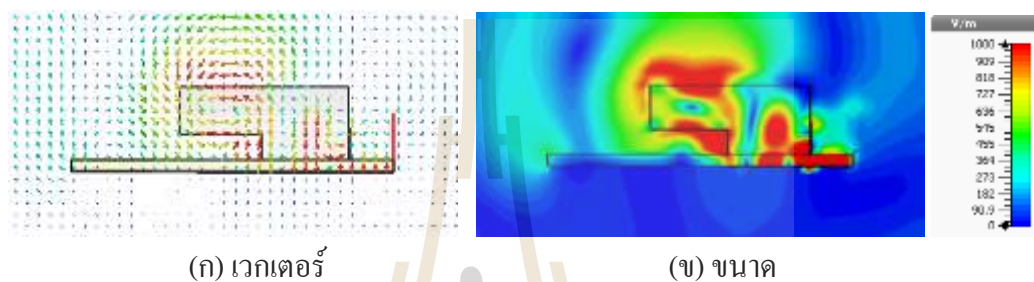
รูปที่ 3.35 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 5 GHz



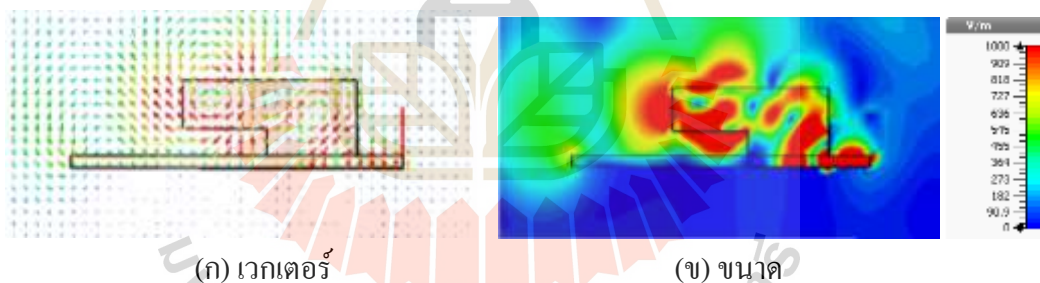
รูปที่ 3.36 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 6 GHz



รูปที่ 3.37 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 7 GHz

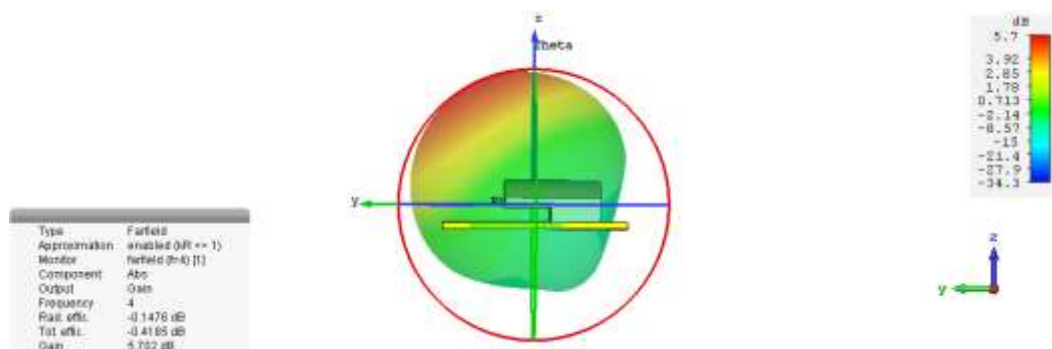


รูปที่ 3.38 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 8 GHz

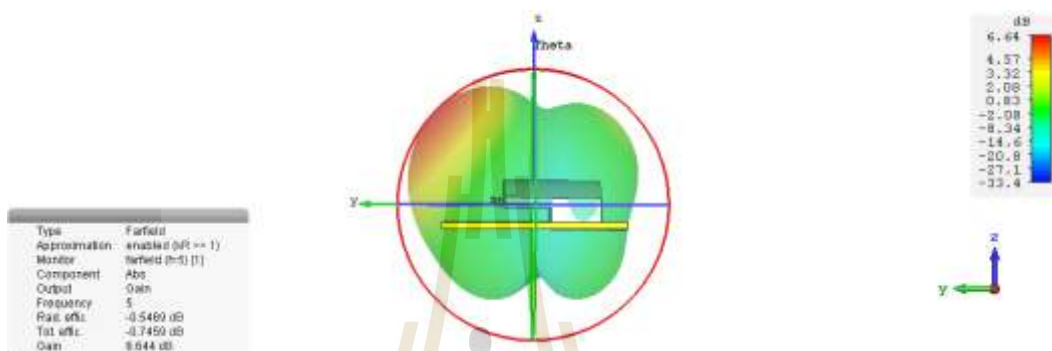


รูปที่ 3.39 สนามไฟฟ้าที่ความถี่ 9 GHz

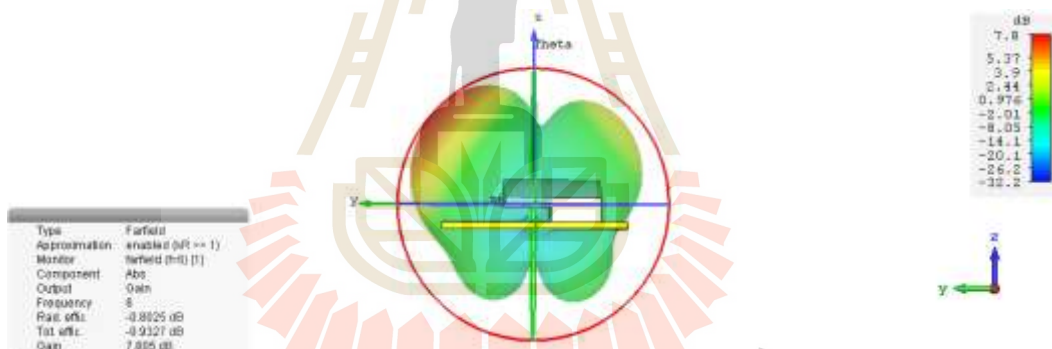
จากรูปที่ 3.39 แสดงพฤติกรรมของสนามไฟฟ้า โดยสังเกตการกระจายตัวของสนาม ที่ความถี่ 4 - 9 GHz ได้ว่า คลื่นที่ออกจากพอร์ตหรือแหล่งกำเนิดจะเดินทางตามสายส่งไมโครสตริปมายังแพทช์สี่เหลี่ยมคางหมู จากนั้นคลื่นจะถูกเหนี่ยวนำโดยไดโอดเล็กริกตัวแอลกลับด้าน ทำให้คลื่นเดินทางออกไปยังด้านหน้าของสายอากาศ ซึ่งที่ความถี่ต่ำจะมีการแผ่พลังงานบริเวณเฉียงขึ้นไปด้านบนของไดโอดเล็กริก และที่ความถี่สูงมีการแผ่พลังงานไปด้านหน้าของไดโอดเล็กริก ผลการจำลองแบบสายอากาศที่ความถี่ 4 - 9 GHz พบว่ามีแบบรูปการแผ่พลังงานแบบชีททิศทาง แสดงเป็นรูป 3 มิติ (3D) ดังรูปที่ 3.40 โดยค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศที่ทำการออกแบบ (WDRA) แสดงดังตารางที่ 3.3



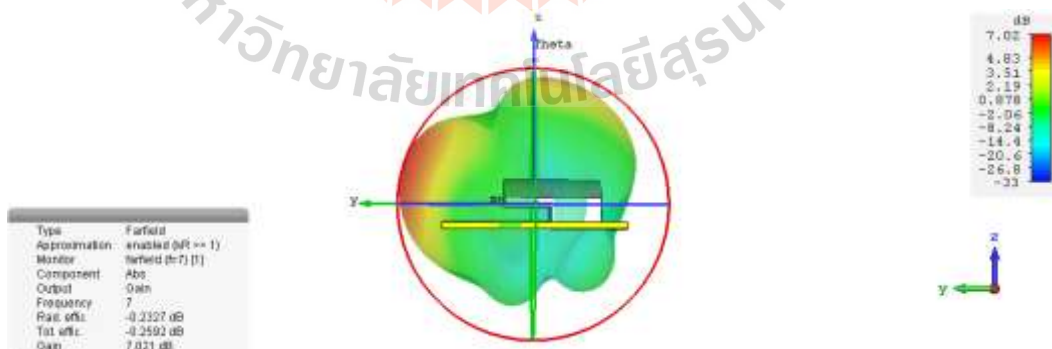
(ก) 4 GHz



(ข) 5 GHz

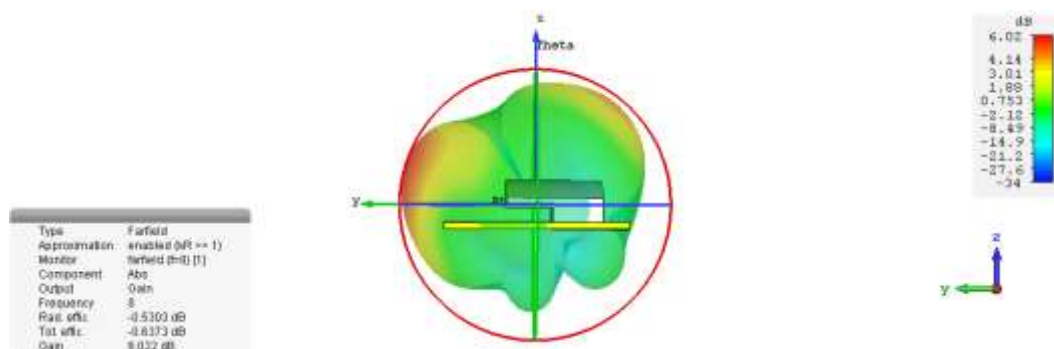


(ค) 6 GHz

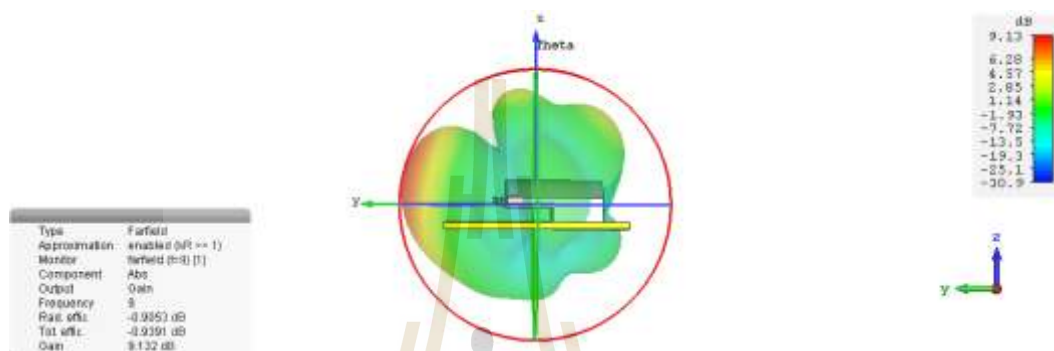


(ง) 7 GHz

รูปที่ 3.40 แบบรูปการแผ่พลังงานที่ความถี่ต่างๆ



(ก) 8 GHz



(ข) 9 GHz

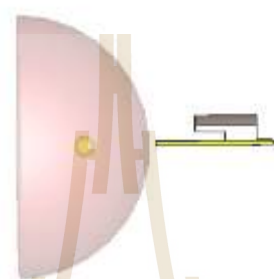
รูปที่ 3.40 แบบรูปการแผ่พลังงานที่ความถี่ต่างๆ (ต่อ)

ตารางที่ 3.3 ค่าพารามิเตอร์ต่างๆสำหรับสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์

พารามิเตอร์	ขนาด (mm.)
ความกว้างของสายอากาศ (X)	44
ความยาวของสายอากาศ (y)	44
ความกว้างสายนำสัญญาณ (w)	3.008
ความสูงของไดอิเล็กทริก (d_1)	34
ความหนาของไดอิเล็กทริก (a_1)	23
เนื้อไดอิเล็กทริกจากขอบด้านหน้า (a_2)	11
เนื้อไดอิเล็กทริกจากด้านล่าง (d_2)	3.6
ความยาวด้านของตัวป้อนสี่เหลี่ยมคางหมูกลับด้าน (l)	11
ความสูงของวัสดุฐานรอง (h)	1.6

3.4 แบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม

แบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านมเป็นส่วนที่สำคัญ ซึ่งในงานวิทยานิพนธ์นี้ ได้ออกแบบอย่างง่ายให้เป็นเนื้อเดียวกัน (homogeneous) แสดงดังรูปที่ 3.41 โดยออกแบบให้เต้านมมีลักษณะเป็นครึ่งทรงกลม มีรัศมีขนาด 50 mm และมะเร็งเป็นทรงกลม มีเส้นผ่าศูนย์กลางขนาด 5 mm โดยจะมีค่าไดอิเล็กตริก ค่าความนำเนื้อเยื่อ และความหนาแน่นมวล แสดงดังตารางที่ 3.4 ส่วนที่เป็นเต้านมจะเป็นส่วนของไขมัน และมะเร็งจะถูกฝังอยู่บริเวณตรงกลางเต้านม



รูปที่ 3.41 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้สายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์

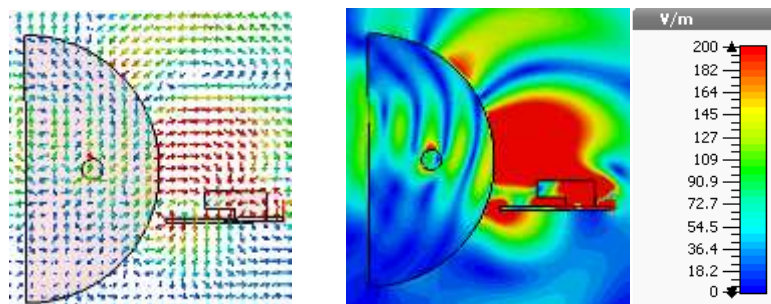
ตารางที่ 3.4 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกเต้านมและมะเร็งเต้านม

คุณสมบัติ	เต้านม (Breast)	มะเร็ง (Tumor)
ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (ϵ_r)	9.5	46
ค่าความนำของเนื้อเยื่อ σ (s/m)	0.4	3.4
ความหนาแน่นมวล ρ (kg/m^3)	928	245.181

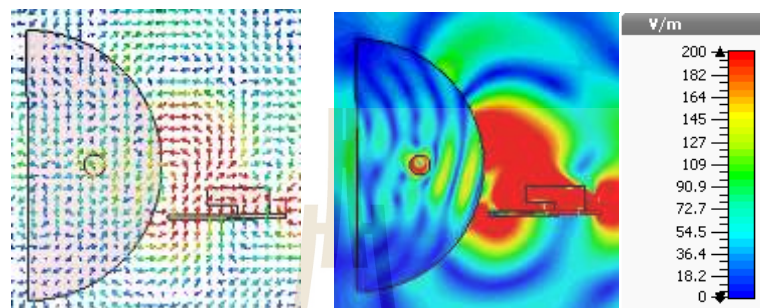
3.5 พฤติกรรมสนามไฟฟ้าเมื่อมีเต้านมและมะเร็งจำลองอยู่ด้านหน้าสายอากาศ

WDRA

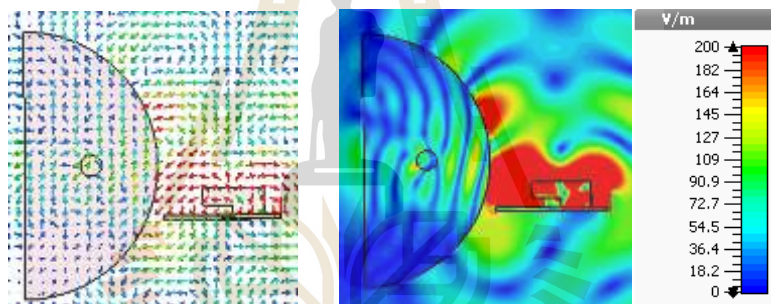
ในหัวข้อนี้จะศึกษาพฤติกรรมของสนามไฟฟ้า กรณีนำสายอากาศวางไว้หน้าเต้านมและมะเร็งจำลอง โดยผลการจำลองแบบ แสดงดังรูปที่ 3.42 (ภาพทางซ้ายมือเป็นเวกเตอร์ของสนามไฟฟ้าและภาพทางขวามือเป็นขนาดสนามไฟฟ้า) พบว่า เมื่อมีเต้านมมาวางด้านหน้าสายอากาศจะมีคลื่นบางส่วนแผ่เข้าไปในเต้านมและคลื่นบางส่วนสะท้อนกลับจากเนื้อเยื่อเต้านม โดยคลื่นสามารถแผ่พลังงานลึกเข้าไปถึงมะเร็งและถูกดูดซับไว้ได้ในบางความถี่ ขณะที่คลื่นที่สะท้อนกลับจากเนื้อเยื่อเต้านมจะสะท้อนกลับไปยังบริเวณด้านบนของเต้านมเป็นส่วนใหญ่ และสะท้อนกลับไปยังบริเวณด้านล่างของสายอากาศเล็กน้อย



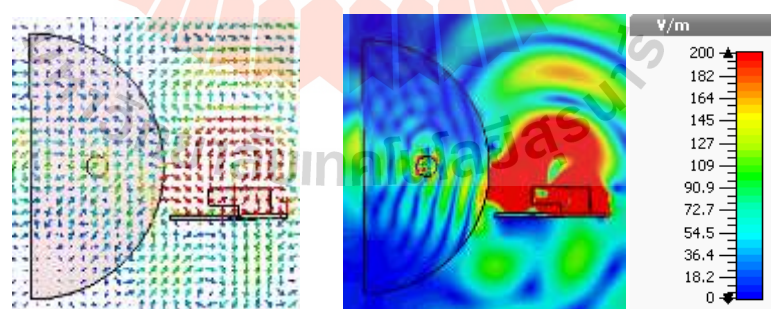
(ก) ความถี่ 4 GHz



(ข) ความถี่ 5 GHz

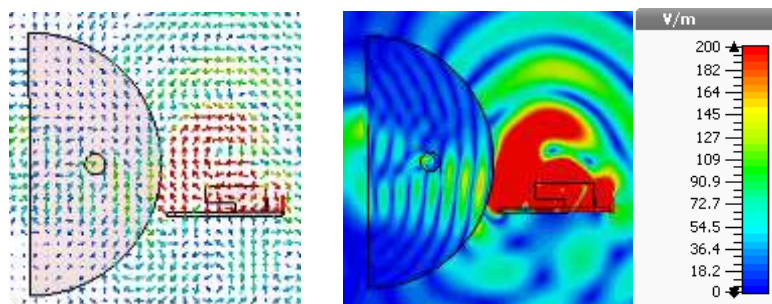


(ค) ความถี่ 6 GHz

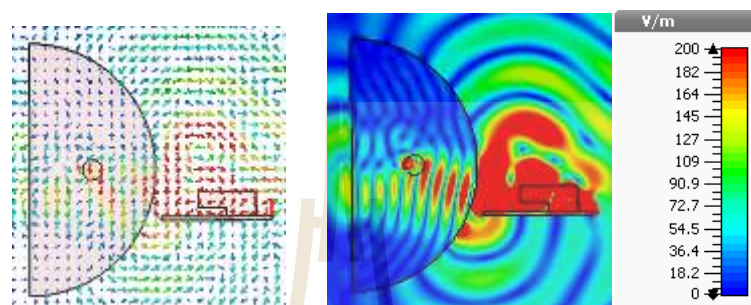


(ง) ความถี่ 7 GHz

รูปที่ 3.42 พฤติกรรมสนามไฟฟ้าเมื่อมีเต้านมและมะเร็งจำลองอยู่ด้านหน้าสายอากาศ WDRA



(จ) ความถี่ 8 GHz



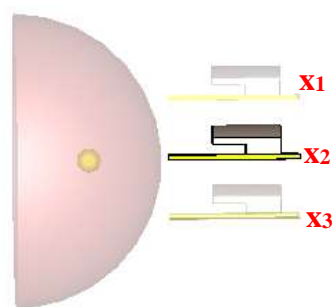
(ข) ความถี่ 9 GHz

รูปที่ 3.42 พฤติกรรมสนามไฟฟ้าเมื่อมีเต้านมและมะเร็งจำลองอยู่ด้านหน้าสายอากาศ WDRA (ต่อ)

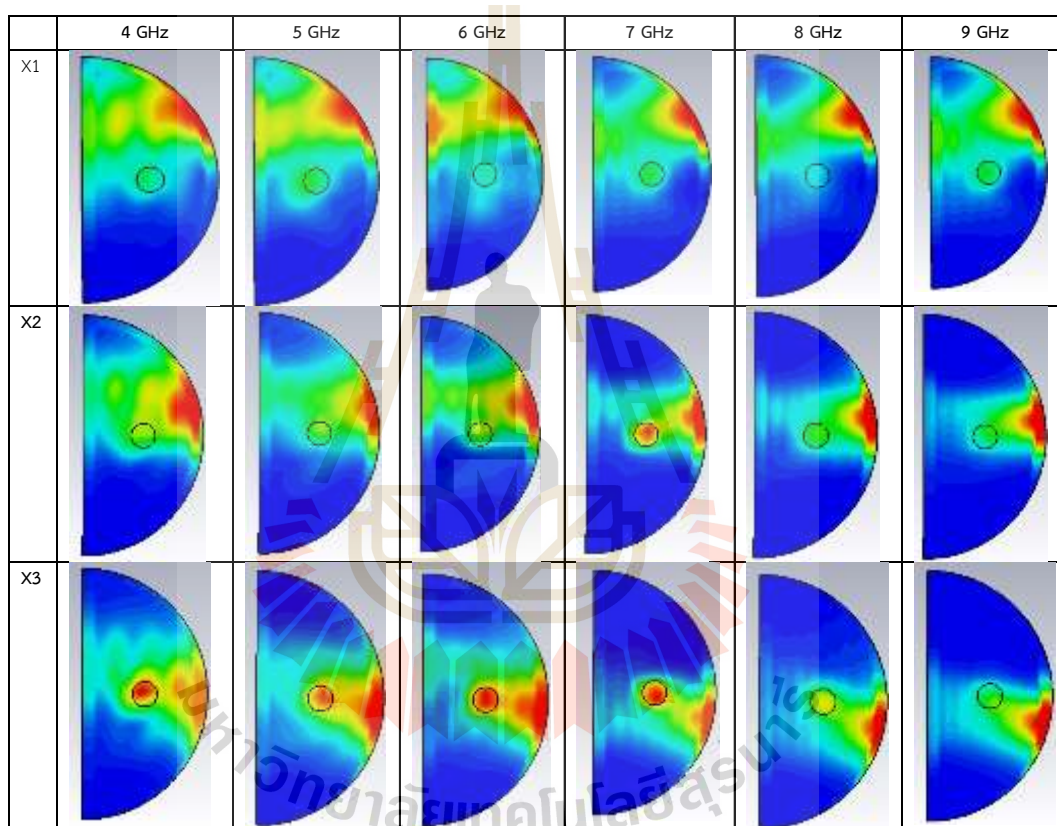
3.6 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาค่า SAR

3.6.1 ศึกษาตำแหน่งการวางสายอากาศ

ในหัวข้อนี้จะเป็นการนำสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ (WDAR) ที่ได้ออกแบบเพื่อทดสอบว่าสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้เบื้องต้นหรือไม่ โดยพิจารณาจากค่า SAR ซึ่งเป็นค่าอัตราการดูดซับพลังงาน โดยในการจำลองแบบจะวางสายอากาศ WDRA ไว้ด้านหน้าเต้านมเพื่อเลียนแบบการตรวจวัดเต้านมและมะเร็งผ่านแบบจำลองที่เสมือนจริง โดยในอันดับแรกจะทำการทดสอบหาตำแหน่งของสายอากาศที่เหมาะสม โดยวางห่างจากแบบจำลองเต้านมที่ได้ทำการออกแบบไว้เป็นระยะ 10 mm ที่ตำแหน่งสายอากาศ x_1 , x_2 และ x_3 แสดงดังรูปที่ 3.43 และทำการวิเคราะห์ค่า SAR ที่ความถี่ 4-9 GHz แสดงดังรูปที่ 3.44 โดยสีแดงแสดงความเข้มพลังงานที่ดูดซับไว้ได้สูงสุดในหน่วย W/Kg และสีน้ำเงินเป็นระดับพลังงานต่ำสุดที่เนื้อเยื่อดูดซับพลังงานไว้ได้



รูปที่ 3.43 ตำแหน่งของสายอากาศในการตรวจหามะเร็งเต้านม



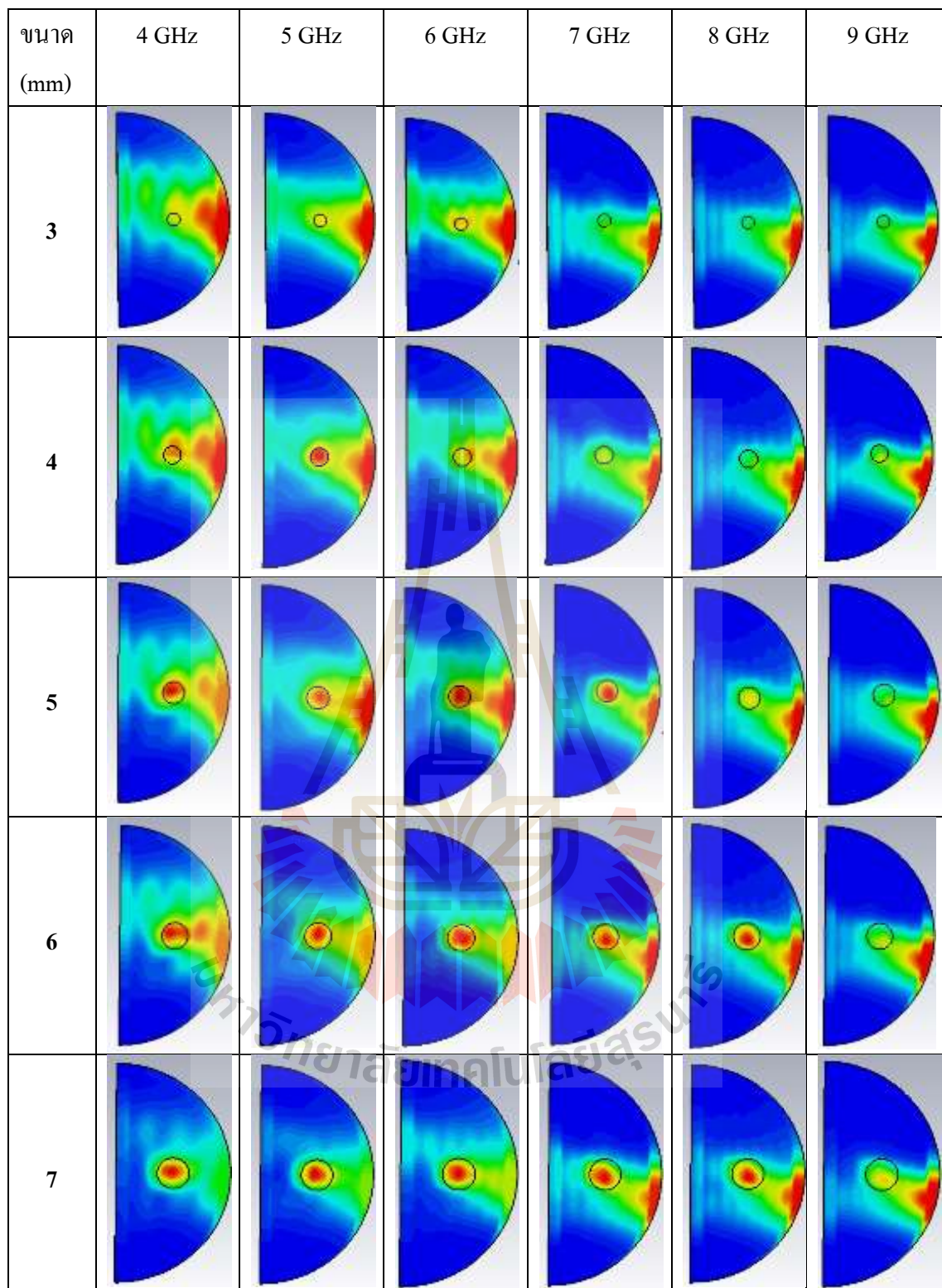
รูปที่ 3.44 ค่า SAR ของสายอากาศในการตรวจหามะเร็งเต้านมที่ตำแหน่งต่างๆ

จากรูปที่ 3.44 แสดงสเกลของความเข้มพลังงานที่ดูดซับไว้สูงเป็นสีแดง ซึ่งถ้าสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้จะมีความเข้มของพลังงานเหนียวนำไปที่ตำแหน่งของมะเร็ง เมื่อทำการวางสายอากาศไว้ที่ตำแหน่งหนึ่ง แล้วส่งคลื่นไมโครเวฟไปยังเต้านม และกำหนดให้เต้านมมีขนาด 50 mm และ มะเร็งขนาด 5 mm พบว่า บริเวณผิวของเต้านมที่อยู่ใกล้สายอากาศจะสามารถดูดซับพลังงานได้สูงกว่าบริเวณเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงไป และที่ความถี่ต่ำคลื่นสามารถแผ่พลังงานลงไปในเต้านมได้ลึกมากกว่าที่ความถี่สูง เมื่อพิจารณาการวางสายอากาศที่ตำแหน่งต่างๆ จะเห็นได้ว่า

ที่ตำแหน่ง x_1 ไม่มีความถี่ไหนเลยที่สามารถตรวจหามะเร็งได้ เนื่องจากมะเร็งอยู่ในระดับต่ำกว่าสายอากาศ และสายอากาศ WDRA ไม่สามารถแผ่กำลังงานไปยังด้านล่างของสายอากาศได้ เมื่อพิจารณาที่ตำแหน่ง x_2 สามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้ที่ความถี่ 7 GHz (สังเกตจากมะเร็งมีแถบสีแดง) และที่ตำแหน่ง x_3 สามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้ตั้งแต่ความถี่ 4-7 GHz ดังนั้นในการวิเคราะห์การตรวจหามะเร็งเต้านมในหัวข้อถัดไป เราจะเลือกวางสายอากาศ ณ ตำแหน่ง x_3 และทำการทดสอบความสามารถของสายอากาศที่ทำการออกแบบว่าสามารถตรวจหามะเร็งได้เล็กสุดเท่าใด โดยเปลี่ยนขนาดของมะเร็งตั้งแต่ 3 ถึง 7 มิลลิเมตร แสดงดังรูปที่ 3.45 หลังจากนั้น จะพิจารณาผลการตรวจหามะเร็งเต้านมเมื่อมะเร็งมีตำแหน่งเปลี่ยนไป

3.6.2 ศึกษาขนาดของมะเร็งเต้านมที่สายอากาศสามารถตรวจพบ

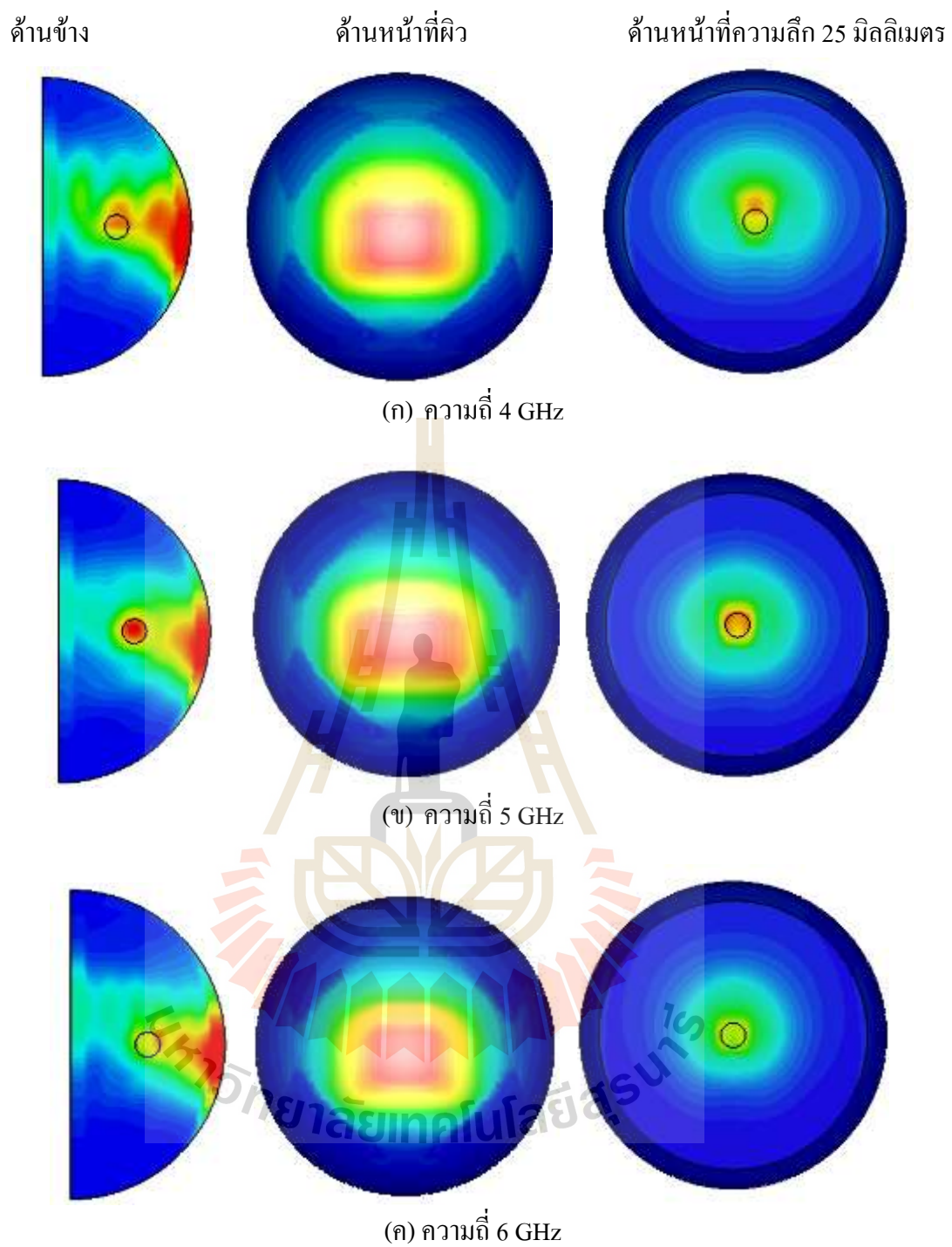
จากรูปที่ 3.45 แสดงให้เห็นว่า เมื่อเราทำการเปลี่ยนขนาดของมะเร็ง โดยทำการทดสอบที่ขนาดต่างกัน เมื่อพิจารณามะเร็งขนาด 3 mm สังเกตได้ว่า ไม่มีความถี่ใดที่มะเร็งจะเหนี่ยวนำคลื่นเข้าหาตัวเองและสามารถสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้ เมื่อพิจารณาที่มะเร็งขนาด 4 mm พบว่าสามารถตรวจหามะเร็งได้เนื่องจากภาพสเกลความเข้มสีแดงที่บ่งบอกค่าพลังงานไปปรากฏอยู่ที่ความถี่ 4 GHz แต่ความเข้มยังไม่มากพอ และที่ความถี่ 5 GHz มีความเข้มสีแดงมากพอ แสดงให้เห็นว่าสามารถตรวจหามะเร็งได้ ที่มะเร็งขนาด 5 mm สามารถตรวจพบได้ตั้งแต่ความถี่ 4-7 GHz เมื่อขนาดมะเร็งเปลี่ยนเป็น 6 mm สามารถตรวจหามะเร็งได้ตั้งแต่ ความถี่ 4-8 GHz และสุดท้ายมะเร็งขนาด 7 mm สามารถตรวจพบได้เช่นเดียวกับ 6 mm คือตั้งแต่ ความถี่ 4-8 GHz และเมื่อสังเกตที่ความถี่ 9 GHz จะมีความเข้มพลังงานสีแดงเหนี่ยวนำได้บ้างแต่เป็นสีจางๆ ยังไม่มีความเข้มมากพอที่จะตรวจหามะเร็งเต้านมได้ จากนั้นทำการตรวจสอบมะเร็งที่ตำแหน่ง x_3 คือด้านล่างเต้านมอีกครั้งโดยเปลี่ยน มุมมองในการดู SAR ที่มะเร็งขนาด 4 mm



รูปที่ 3.45 ค่า SAR ของสายอากาศในการตรวจหามะเร็งเต้านมที่ขนาดต่างกันและความถี่ต่างกัน

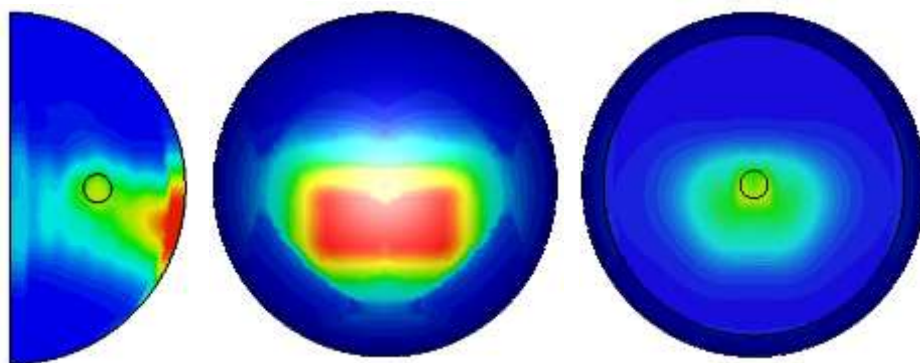
จากรูปที่ 3.46 และ 3.47 จะพิจารณา ด้านข้างของเต้านมและด้านบนของเต้านม โดยพิจารณาจากค่า SAR แบบเชิงเส้น จะเห็นได้ว่าสเกลความเข้มพลังงานสีแดงคือค่าที่มีความเข้มพลังงานสูงที่สุดซึ่งสามารถบ่งบอกถึงมะเร็งได้ โดยสายอากาศ WDRA ที่เราออกแบบ สามารถตรวจหามะเร็งได้ที่มีความถี่แตกต่างกัน ถ้าตำแหน่งมะเร็งแตกต่างกันก็จะได้ผลการตรวจหามะเร็งที่แตกต่างกันด้วย ข้อสังเกตที่ได้คือ สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ที่ออกแบบสามารถแผ่คลื่นไปยังเต้านม ณ ความถี่ต่างกัน จะได้ตำแหน่งการแผ่คลื่นแตกต่างกัน เมื่อพิจารณาจากด้านข้างของเต้านม ที่ความถี่ 4 GHz 5 GHz และ 6 GHz คลื่นจะแผ่เฉียงขึ้นไปด้านบนของสายอากาศ และตกกระทบบที่บริเวณกึ่งกลางเต้านม (เมื่อวางสายอากาศ ณ ตำแหน่ง X_3) ส่วนที่ความถี่ 7 GHz 8 GHz และ 9 GHz ระดับของการแผ่คลื่นจะลดต่ำลงมายังบริเวณด้านหน้าของสายอากาศตามลำดับ ทำให้คลื่นตกกระทบบไปยังบริเวณระดับต่ำลงมาจากกึ่งกลางของเต้านม ถ้าพิจารณาบริเวณผิวหนังด้านหน้าเต้านม พบว่า ความเข้มของพลังงานที่ความถี่สูงจะมากกว่าความถี่ต่ำ เนื่องจากอัตราขยายของสายอากาศที่ความถี่สูงจะมากกว่าที่ความถี่ต่ำ แต่ถ้าพิจารณาในระดับลึกลงไปในเต้านม ที่ระดับ 25 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นระดับของมะเร็ง จะเห็นว่าที่ความถี่ต่ำมีความเข้มพลังงานสูงกว่าความถี่สูง เนื่องจากคลื่นสามารถแผ่พลังงานลงไปใ้ในเนื้อเยื่อเต้านมที่ความถี่ต่ำได้มากกว่าความถี่สูง ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าการตรวจหามะเร็งเต้านม จะขึ้นอยู่กับทิศทางการแผ่คลื่น อัตราขยายของสายอากาศ และความถี่ที่ใช้ทดสอบ ดังนั้นในการวัดทดสอบเพื่อตรวจหามะเร็งเต้านมควรทำการวัดหลายจุดทดสอบ และพิจารณาหลายความถี่ร่วมกัน



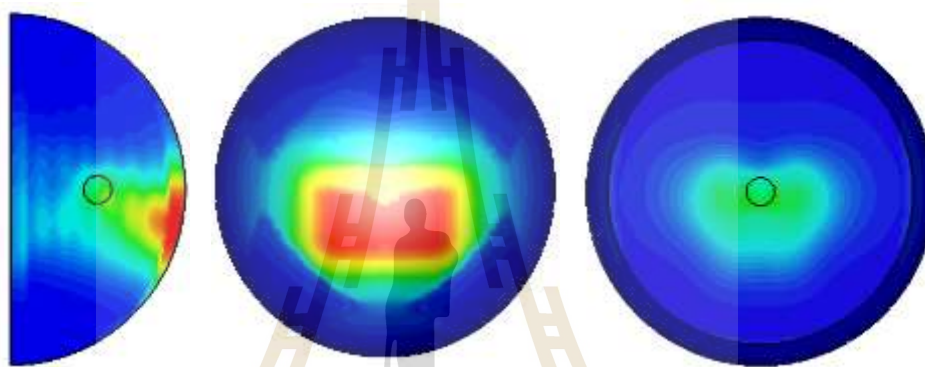


รูปที่ 3.46 ค่า SAR เมื่อมะเร็งอยู่กึ่งกลางเต้านม

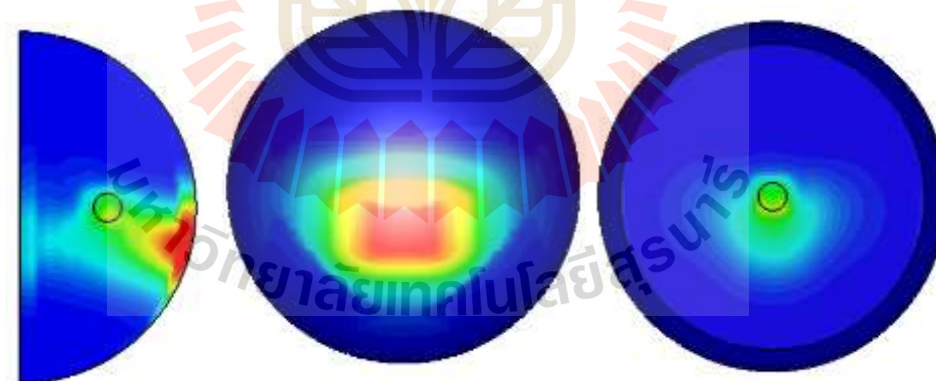
ด้านข้าง ด้านหน้าที่ผิว ด้านหน้าที่ความลึก 25 มิลลิเมตร



(ง) ความถี่ 7 GHz

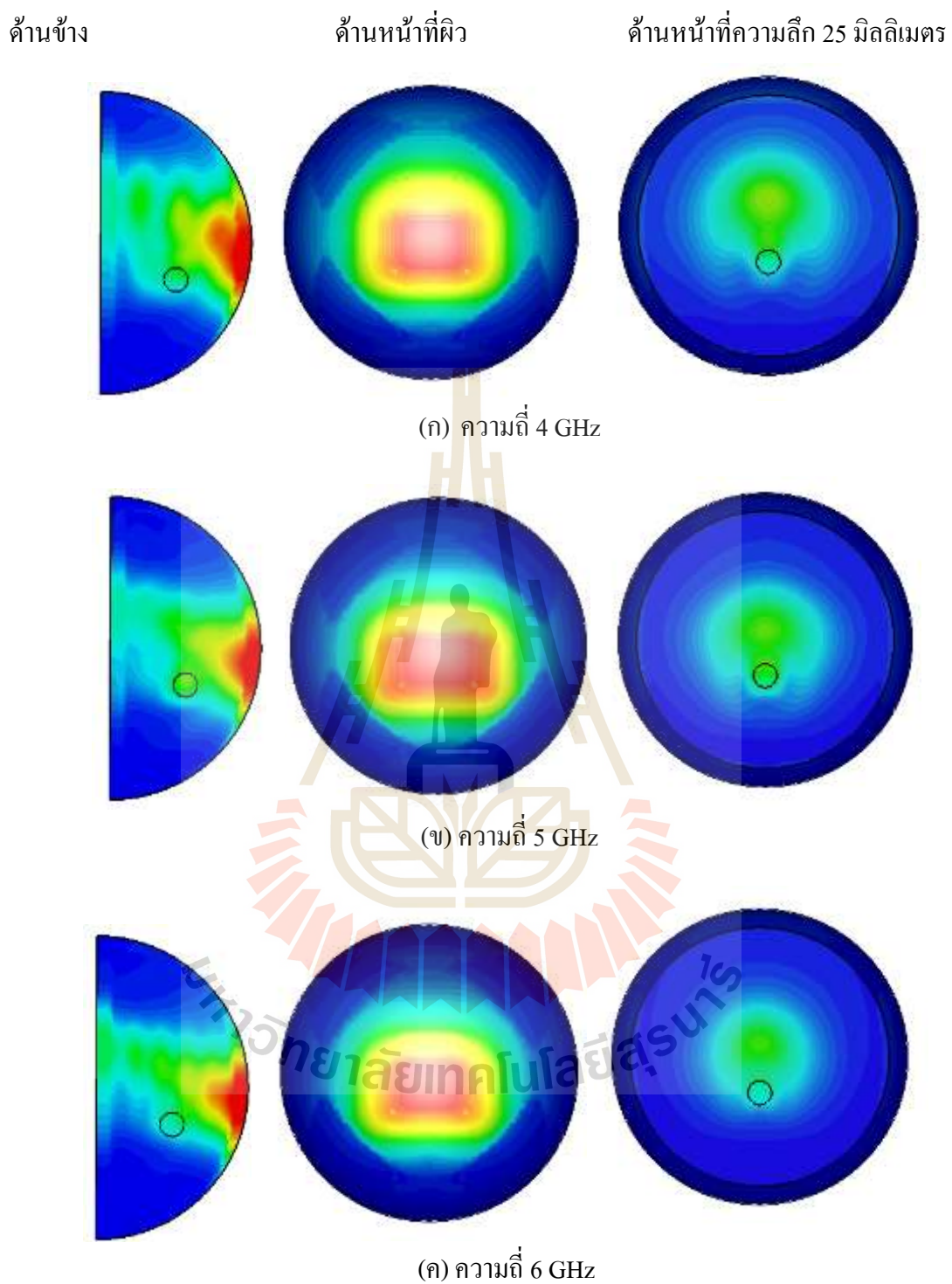


(จ) ความถี่ 8 GHz



(ฉ) ความถี่ 9 GHz

รูปที่ 3.46 ค่า SAR เมื่อมะเร็งอยู่กึ่งกลางเต้านม (ต่อ)

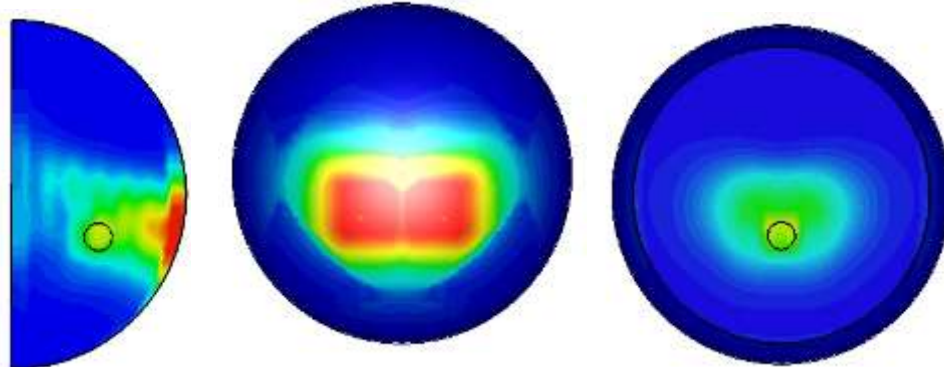


รูปที่ 3.47 ค่า SAR เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ด้านล่าง

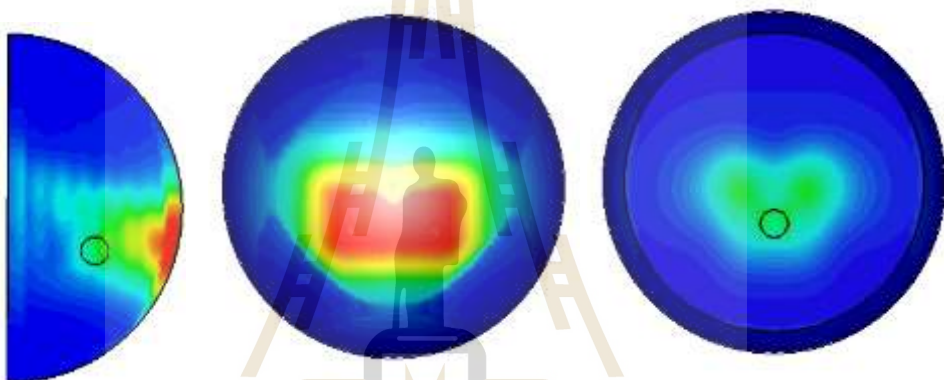
ด้านข้าง

ด้านหน้าที่ผิว

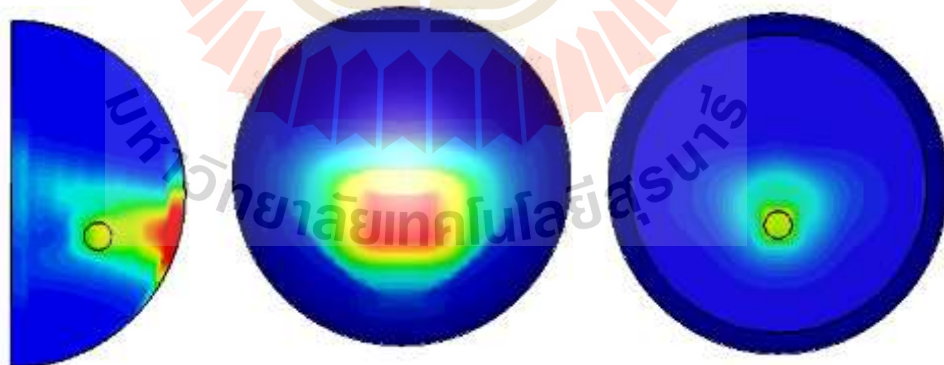
ด้านหน้าที่ความลึก 25 มิลลิเมตร



(ง) ความถี่ 7 GHz



(จ) ความถี่ 8 GHz

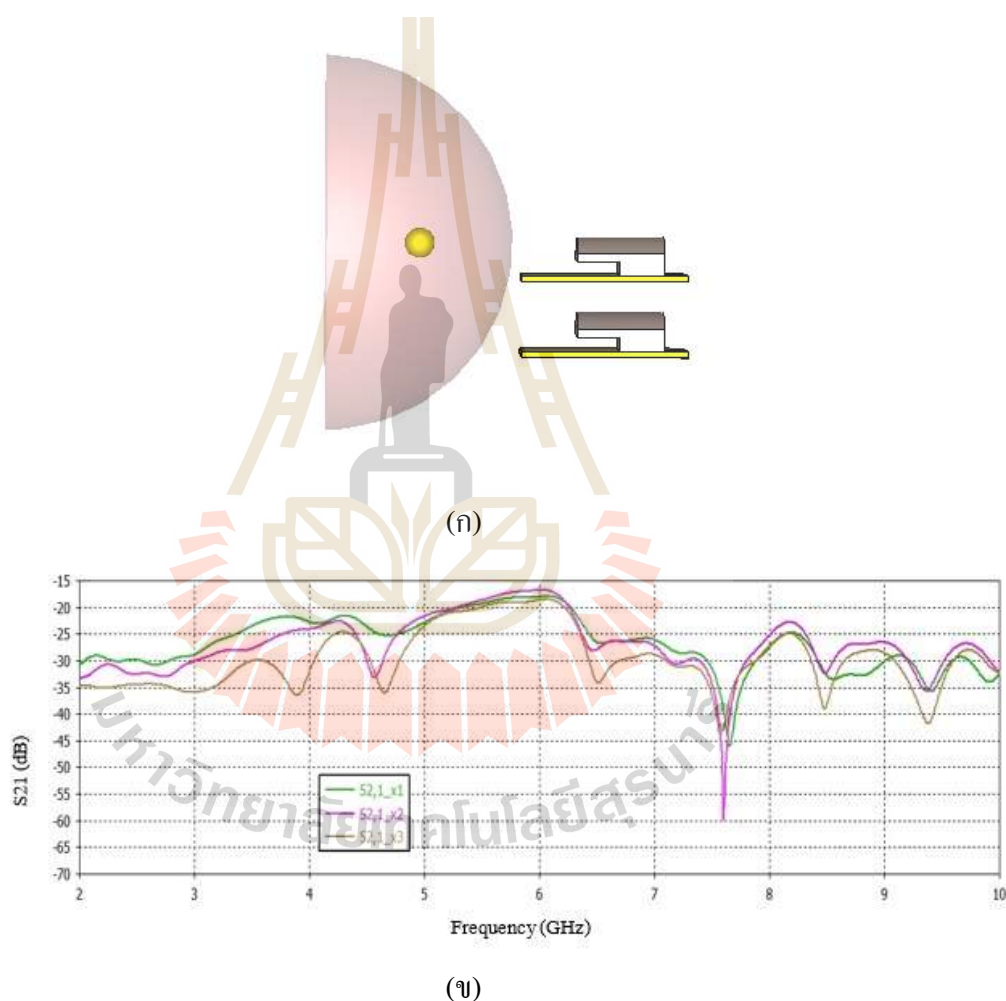


(ฉ) ความถี่ 9 GHz

รูปที่ 3.47 ค่า SAR เมื่อมะเร็งเต้านมอยู่ด้านล่าง (ต่อ)

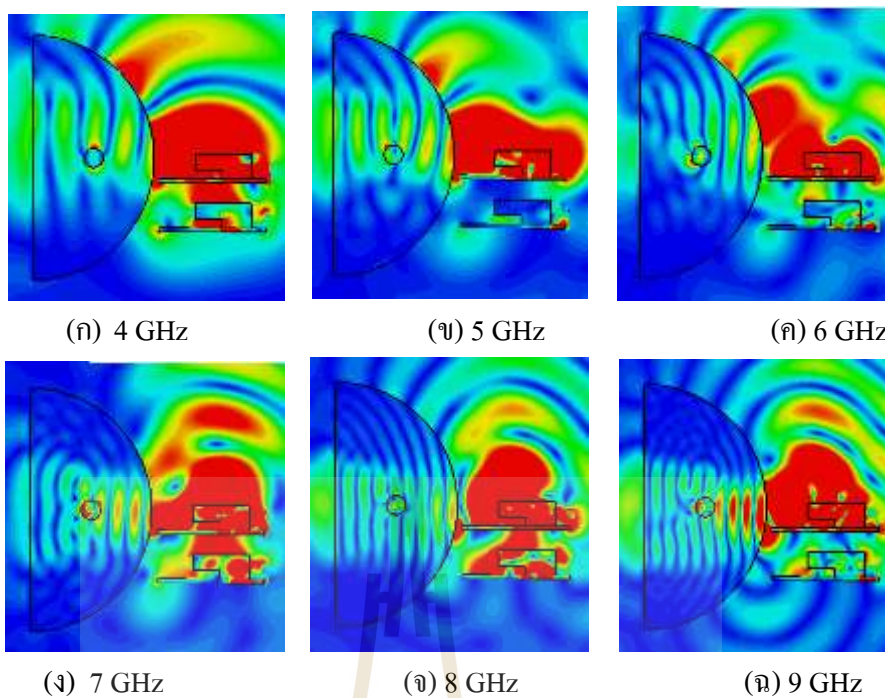
3.7 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาจากสัมประสิทธิ์การสะท้อน

ในหัวข้อนี้ทำการจำลองแบบโดยการวางสายอากาศ WDRA ที่ทำการออกแบบ โดยใช้ WDRA สองตัววางคู่กัน ดันที่หนึ่งทำหน้าที่เป็นสายอากาศภาคส่งและดันที่สองทำหน้าที่เป็นสายอากาศภาครับ โดยวางสายอากาศห่างกัน 20 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นระยะที่มากกว่า $\lambda/2$ เพื่อเป็นการลดการเหนี่ยวนำระหว่างกันเองของสายอากาศ และวางห่างจากเต้านมเป็นระยะ 10 มิลลิเมตร จากนั้นเลื่อนตำแหน่งของสายอากาศทั้งคู่ไปพร้อมกันที่ตำแหน่ง x_1 x_2 และ x_3 รูปที่ 3.48 (ก) แสดงการวางสายอากาศที่ตำแหน่ง x_3

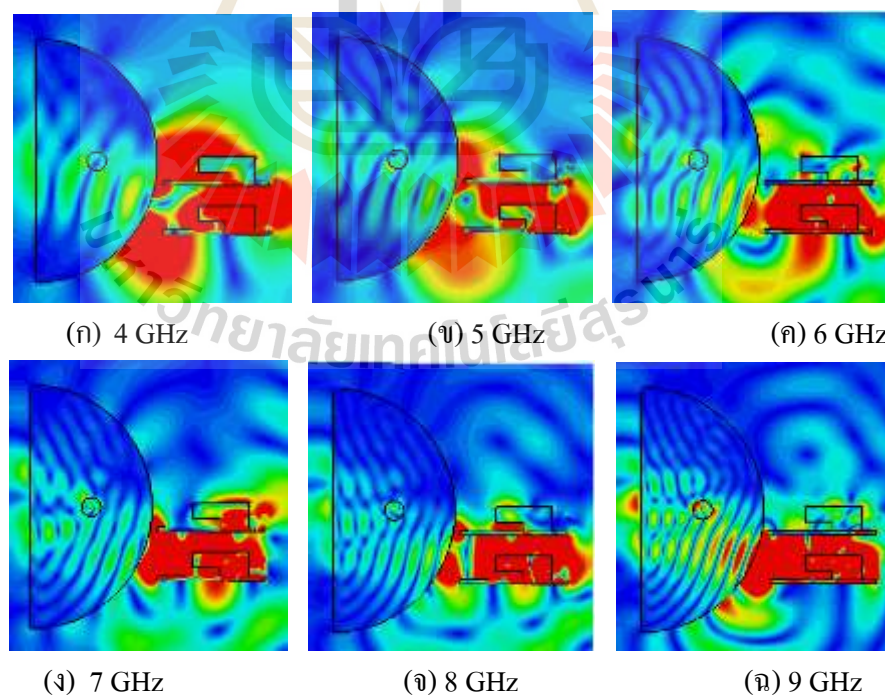


รูปที่ 3.48 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาสัมประสิทธิ์การสะท้อน

(ก) โครงสร้าง และ (ข) ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน ณ ตำแหน่ง x_1 x_2 และ x_3



รูปที่ 3.49 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาจากพฤติกรรมสนามไฟฟ้า
เมื่อสายอากาศภาคส่งอยู่ด้านบนและสายอากาศรับอยู่ด้านล่าง

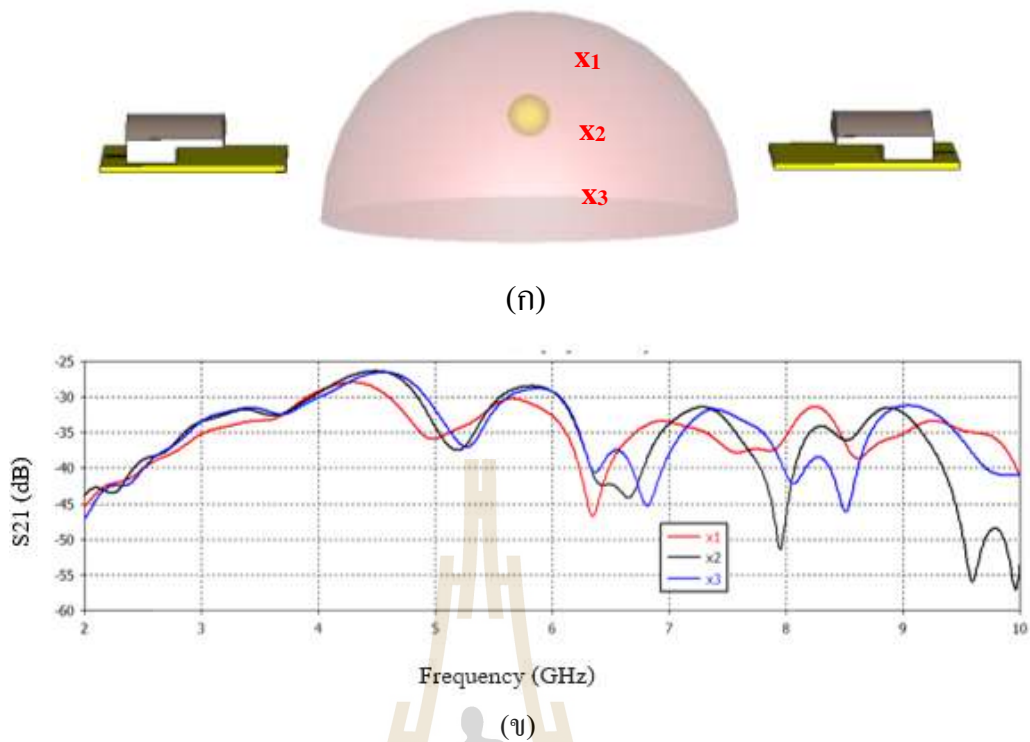


รูปที่ 3.50 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาจากพฤติกรรมสนามไฟฟ้า
สายอากาศภาคส่งอยู่ด้านล่างและสายอากาศรับอยู่ด้านบน

จากรูป 3.48 (ข) แสดงค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน โดยพิจารณาค่า S_{21} เมื่อเลื่อนตำแหน่งของสายอากาศทั้งคู่ไปพร้อมกันที่ตำแหน่ง x_1 x_2 และ x_3 พบว่าค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนในแต่ละความถี่และแต่ละตำแหน่งมีค่าแตกต่างกัน โดยค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนมีค่าสูงสุดที่ความถี่ 6 GHz เมื่อพิจารณาพฤติกรรมสนามไฟฟ้า สเตลลีแดงเป็นความเข้มพลังงานสูงสุดและสีน้ำเงินความเข้มพลังงานต่ำสุดดังรูปที่ 3.49 กรณีที่สายอากาศภาคส่งอยู่ด้านบนและสายอากาศภาครับอยู่ด้านล่างและรูปที่ 3.50 กรณีที่สายอากาศภาคส่งอยู่ด้านล่างและสายอากาศภาครับอยู่ด้านบน จะเห็นได้ว่าลักษณะของคลื่นมีการแผ่เข้าไปยังเนื้อเยื่อเต้านมได้ลึกในกรณีที่เป็นความถี่ต่ำ คลื่นบางส่วนมีการเลี้ยวเบนไปตามผิวของเนื้อเยื่อเต้านม และบางส่วนสะท้อนกลับมา จากการพิจารณาผลการจำลองของการวางตำแหน่งสายอากาศภาคส่งไว้ด้านบน และสายอากาศภาครับไว้ด้านล่างคลื่นแผ่ไปในเต้านมได้ดีและสะท้อนกลับมายังสายอากาศได้ดีกว่าการวางสายอากาศภาคส่งไว้ด้านล่างและสายอากาศภาครับไว้ด้านบน ในการวางสายอากาศภาครับไว้ด้านบนจะเห็นได้ว่าสายอากาศภาครับมีโอกาสรับคลื่นที่เกิดจากสายอากาศภาคส่ง มากกว่าการวางสายอากาศภาครับไว้ด้านล่างที่มีระนาบกรวดขวางกั้นการเหนี่ยวนำคลื่น และพบว่าที่ความถี่ 4 GHz 5 GHz 6 GHz และ 8 GHz มะเร็งมีการเหนี่ยวนำได้น้อยเนื่องจากพิจารณาสเตลลีความเข้มของพลังงาน มีคลื่นบางส่วนแผ่ไปยังเนื้อเยื่อเต้านมและมะเร็งเต้านมซึ่งบริเวณมะเร็งเต้านมไม่มีความเข้มพลังงานสีแดงเกิดขึ้น ไม่เกิดการเหนี่ยวนำหรือดูดซับพลังงานไว้ ดังนั้นจึงมีคลื่นบางส่วนสะท้อนกลับสูง เมื่อพิจารณา ที่ความถี่ 7 GHz และ 9 GHz มะเร็งเหนี่ยวนำคลื่นเข้าหาตัวเองหรือดูดซับพลังงานไว้ โดยเห็นได้จากสเตลลีความเข้มสีแดงเกิดขึ้นบริเวณตำแหน่งมะเร็ง ดังนั้นจึงมีคลื่นสะท้อนกลับน้อย ซึ่งสัมพันธ์กับกราฟในรูปที่ 3.48 (ข) ที่ความถี่ 4 GHz 5 GHz 6 GHz และ 8 GHz มีคลื่นสะท้อนกลับมาก ช่วงความถี่ 7 GHz และ 9 GHz การสะท้อนกลับลดน้อยลง

3.8 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยการพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน

ในหัวข้อนี้ทำการจำลองแบบโดยการวางสายอากาศ WDRA ที่ทำการออกแบบ โดยใช้ WDRA สองตัววางตรงข้ามกัน ต้นที่หนึ่งทำหน้าที่เป็นสายอากาศภาคส่งและต้นที่สองทำหน้าที่เป็นสายอากาศภาครับ ที่ตำแหน่ง x_2 โดยวางสายอากาศห่างจากเต้านม 10 มิลลิเมตร แสดงดังรูปที่ 3.51 (ก) สายอากาศภาคส่งอยู่ทางด้านซ้ายที่ตำแหน่งตรงกลางเต้านม (x_2) และสายอากาศภาครับอยู่ทางด้านขวาจากนั้นเปลี่ยนตำแหน่งสายอากาศภาครับไปยังตำแหน่ง x_1 x_2 และ x_3 ตามลำดับ และพิจารณาสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน แสดงดังรูปที่ 3.51 (ข)



รูปที่ 3.51 การตรวจหามะเร็งเต้านมโดยพิจารณาสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน
(ก) ตำแหน่งการวางสายอากาศ และ (ข) ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน

จากรูปที่ 3.51 (ข) แสดงค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน โดยให้ตำแหน่งสายอากาศภาคส่งคงที่ ณ ตำแหน่ง x_2 จากนั้นเปลี่ยนตำแหน่งสายอากาศภาครับ ไปที่ x_1 , x_2 และ x_3 โดยพิจารณาค่า S_{21} เปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน พบว่า ที่ความถี่ 4 GHz 5 GHz และ 6 GHz มีการส่งผ่านคลื่นสูง ส่วนที่ความถี่ 7 GHz 8 GHz และ 9 GHz คลื่นมีการส่งผ่านได้น้อยลง เนื่องจากความถี่ต่ำคลื่นสามารถแผ่ไปยังเต้านมได้ลึกกว่าความถี่สูง และเมื่อพิจารณากราฟเส้นสีแดง คือตำแหน่ง x_1 คลื่นมีการส่งผ่านได้น้อยเนื่องจากสายอากาศภาครับถูกวางไว้ด้านบนเต้านม สายอากาศภาคส่งและภาครับวางไม่ตรงกันจึงมีการส่งผ่านไปยังสายอากาศภาครับได้น้อย ที่ตำแหน่ง x_2 คือ ตรงกลางเต้านม และ x_3 คือบริเวณด้านล่างเต้านม ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนใกล้เคียงกันเนื่องจากตำแหน่งด้านล่างเอียงลงมาด้านล่างเล็กน้อย แต่ค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านก็ยังน้อยกว่าตำแหน่งที่สายอากาศภาครับวางไว้ ณ ตำแหน่ง x_2 ซึ่งตรงกับสายอากาศภาครับพอดี ดังนั้นค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านจะมีค่ามากเมื่อสายอากาศภาคส่งกับภาครับวางไว้ตรงกันและเมื่อวางสายอากาศภาครับในตำแหน่งที่เอียงออกไปจะส่งผลให้ค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่านน้อยลง ถ้าหากวางสายอากาศในลักษณะตรงข้ามกันเพื่อตรวจหามะเร็งเต้านมในทางปฏิบัติการทำเช่นนี้จะส่งผลให้เกิดความยุ่งยากในการจัดวางสายอากาศ อีกทั้งการเก็บค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน ณ ตำแหน่งต่างๆรอบเต้านมยังจำเป็นต้องใช้จุดทดสอบในการตรวจหา

มะเร็งเต้านมมาก และตำแหน่งในการวัดอาจซ้ำกัน ทำให้การประมวลผลภาพมีความซับซ้อน ซึ่งเป็นข้อบกพร่องของการวางสายอากาศในลักษณะนี้

จากการวางสายอากาศทั้งสองแบบ เมื่อทำการเปรียบเทียบในการแยกความแตกต่างระหว่างพลังงานที่รับได้ของสายอากาศภาครับ จะเห็นได้ว่าการวางสายอากาศภาครับในลักษณะวางคู่กันจะสามารถแสดงค่าพลังงานจากคลื่นสะท้อนได้ชัดเจนกว่าสายอากาศที่วางในลักษณะตรงข้ามกัน อีกทั้งการเลื่อนสายอากาศภาคส่งและภาครับวางคู่กันยังสามารถทำได้ง่ายกว่า และจุดในการเก็บค่าพลังงานรอบๆ บริเวณเต้านมยังน้อยกว่าด้วย ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงเลือกวางสายอากาศในลักษณะวางคู่กันโดยอาศัยการวัดสัมประสิทธิ์การสะท้อนในการตรวจหามะเร็งเต้านมและทำการออกแบบระบบในการตรวจหามะเร็งเต้านมเพื่อสร้างภาพจากพลังงานที่รับได้จากคลื่นสะท้อนในบทถัดไป

3.9 สรุป

ในส่วนของบทนี้ได้อธิบายถึงขั้นตอน การออกแบบสายอากาศ การวิเคราะห์สายอากาศ และการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟ โดยใช้โปรแกรม CST microwave studio ซึ่งผลที่ได้จากการออกแบบและวิเคราะห์จากบทนี้จะนำไปสร้างและวัดผลจากการทดลองในบทถัดไป จากการออกแบบสายอากาศ WDRA สามารถทำงานได้ที่ความถี่ได้ตั้งแต่ 3.76 - 9.35 GHz สำหรับส่วนที่วิเคราะห์หามะเร็งเต้านมเบื้องต้นได้พิจารณาจากค่า SAR ซึ่งทำการฝังมะเร็งไว้บริเวณตรงกลางเต้านมจากนั้นก็เปลี่ยนขนาดมะเร็งเต้านม จาก 3 – 7 มิลลิเมตร เพื่อทดสอบความสามารถของสายอากาศพบว่าสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้ ตั้งแต่ขนาด 4 มิลลิเมตร ถ้าขนาดเล็กกว่านี้ยังไม่มีความเข้มของสนามมากพอที่จะระบุตำแหน่งของมะเร็งได้ แต่ถ้าขนาดใหญ่กว่าขนาด 4 มิลลิเมตรขึ้นไปจะเห็นความเข้มพลังงานชัดเจนสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งได้ นอกจากนี้ยังสามารถสังเกตได้ว่าบริเวณผิวของเต้านมที่ความถี่ต่ำจะมีความเข้มพลังงานน้อยกว่าความถี่สูง เนื่องจากที่ความถี่ต่ำจะมีการเดินทางของคลื่นยาวกว่าความถี่สูง คลื่นจึงสามารถแพร่เข้าไปในเต้านมได้มากกว่า ความเข้มสนามจึงไม่เกิดที่บริเวณผิวมากเท่ากับความถี่สูง

บทที่ 4

ผลการทดลอง

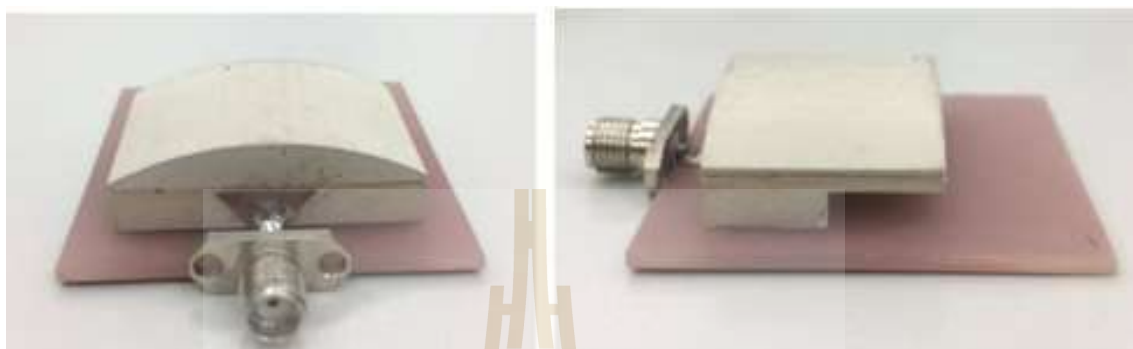
4.1 บทนำ

ในบทที่แล้วเป็นออกแบบสายอากาศให้สามารถใช้งานได้กับการตรวจหามะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ โดยใช้แบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม ซึ่งในส่วนของกรออกแบบนั้น ได้ออกแบบตามทฤษฎีและทำการปรับเปลี่ยนรูปร่างสายอากาศให้เหมาะสมกับการใช้งานในช่วงความถี่ที่ต้องการคือ 4-9 GHz ดังนั้นเพื่อเป็นการยืนยันและทดสอบความสามารถของสายอากาศที่ออกแบบ ในบทนี้จึงได้นำค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ทำการสร้างสายอากาศจริงและวัดผลทดสอบเพื่อเปรียบเทียบ โดยเนื้อหาในบทนี้ จะกล่าวถึง การสร้างสายอากาศ WDRAs โดยวางบนวัสดุฐานรอง FR-4 พิจารณาค่า S_{11} แบบรูปการแผ่พลังงาน และอัตราขยาย โดยใช้เครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Network Analyzer) เพื่อเปรียบเทียบกับผลการจำลองแบบ สร้างแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม ซึ่งมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับเต้านมและมะเร็งเต้านมจริงของมนุษย์ แล้วนำมาใช้ในการทดสอบจริง โดยอาศัยสายอากาศ WDRAs ที่สร้างขึ้นมา ในการวัดทดสอบเราไม่สามารถวัดจากค่า SAR ได้โดยตรง เนื่องจากต้องอาศัยโพรมิเตอร์วัดอุณหภูมิ หรือ กล้องตรวจจับวัดอุณหภูมิ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงทำการศึกษาการใช้สายอากาศ WDRAs ส่งคลื่นไปยังเต้านมผ่านแบบจำลองและนำค่าพลังงานที่รับได้จากสะท้อนกลับของคลื่นรอบๆ บริเวณเต้านม มาประมวลผลเป็นภาพ

4.2 การสร้างสายอากาศ WDRAs

จากการออกแบบสายอากาศ WDRAs โดยอาศัยโปรแกรมเฉพาะทางวิศวกรรม CST Microwave Studio ในการออกแบบเพื่อให้ได้สายอากาศที่มีคุณสมบัติเหมาะสมกับการใช้งานในการตรวจหามะเร็งเต้านมผ่านแบบจำลองและทดสอบสายอากาศว่าสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้ ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ แสดงดังตารางที่ 4.1 โดยสายอากาศ จะแยกเป็นส่วนของวัสดุฐานรอง ตัวป้อน และส่วนของไดอิเล็กตริก ในส่วนของวัสดุฐานรอง FR4 ($\epsilon_r = 4.5$) สองหน้า จะมีส่วนที่เป็นสายส่งไมโครสตริปกับกราวด์ โดยขั้นตอนในการสร้างจะเริ่มจากการแปลงไฟล์จาก CST นามสกุล DXF บันทึกแฟ้มข้อมูล จากนั้นนำไปแต่งรูปร่างสายอากาศด้วยโปรแกรม Auto CAD 2009 และใช้โปรแกรม CorelDraw X13 เพื่อไป ตัดสติ๊กเกอร์ลอกสายส่งไมโครสตริปลงแผ่น PCB ในส่วน ตัวป้อนจะตัดแผ่นทองแดงรูปสี่เหลี่ยมตามขนาด และอีกส่วนจะเป็นไดอิเล็กตริก RT/Duroid 6010 มีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกเท่ากับ 10.2 เนื่องจากชิ้นงานมีความแข็งพอสมควร เป็นวัสดุที่เกิดจากการผสมระหว่างพอลิเมอร์กับเซรามิก ดังนั้นเพื่อให้ได้ขนาดตามต้องการจึงได้สั่งตัดชิ้นงาน หลังจากได้

ชิ้นงานทั้งสามส่วนจึงทำการประกอบเข้าด้วยกัน ซึ่งสายส่งไมโครสตริปทำหน้าที่ป้อนสัญญาณให้แก่สายอากาศผ่านไปยังแพทช์เหลี่ยมคางหมูที่เชื่อมเข้ากับไดอิเล็กทริก ดังแสดงในรูปที่ 4.1 ในการวัดจะใช้หัวคอนเน็คเตอร์ (connector) ชนิด SMA ต่อเข้ากับเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Network Analyzer) เพื่อพิจารณาค่า S_{11} แบบรูปการแผ่พลังงานงาน และอัตราขยายของสายอากาศ WDRA



Front view

(ก)

Side view

(ข)

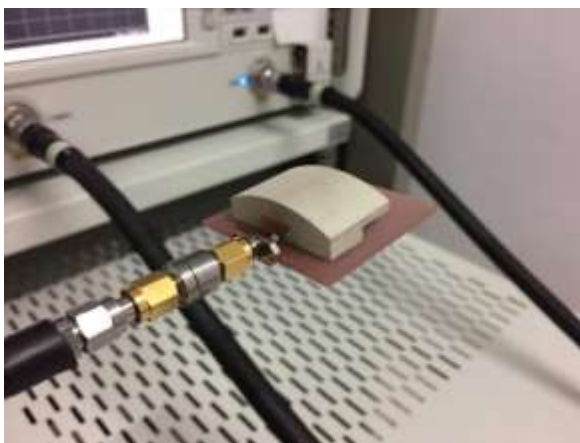
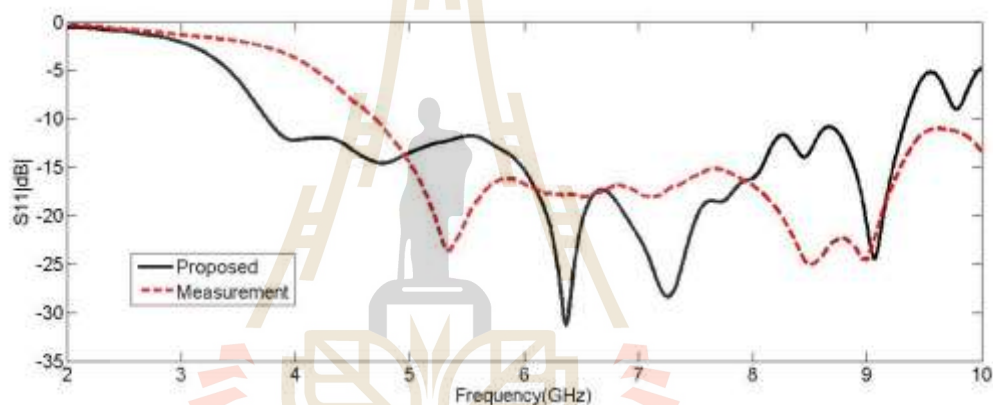
รูปที่ 4.1 สายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ WDRA ต้นแบบ

ตารางที่ 4.1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้สร้างสายอากาศไดอิเล็กตริกเรโซเนเตอร์

พารามิเตอร์	ขนาด (mm.)
ความกว้างของสายอากาศ (x)	44
ความยาวของสายอากาศ (y)	44
ความกว้างสายนำสัญญาณ (w)	3.008
ความสูงของไดอิเล็กตริก (d_1)	34
ความหนาของไดอิเล็กตริก (a_1)	23
เนื้อไดอิเล็กตริกจากขอบด้านหน้า (a_2)	11
เนื้อไดอิเล็กตริกจากด้านล่าง (d_2)	3.6
ความยาวด้านของตัวป้อนสี่เหลี่ยมคางหมูกลับด้าน (l)	11
ความสูงของวัสดุฐานรอง (h)	1.6

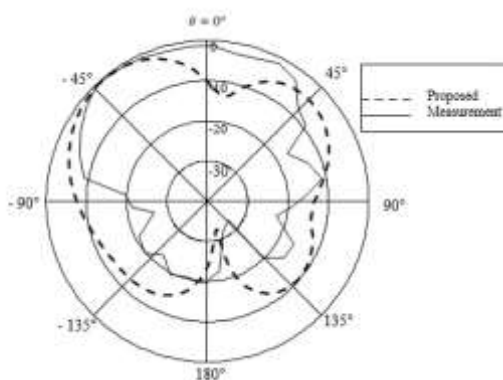
4.3 ผลการวัดค่า S_{11}

เนื่องจากค่า S_{11} สามารถใช้เพื่อพิจารณาถึงการแมตซ์ของอินพุตอิมพีแดนซ์ของสายอากาศได้ และยังบ่งบอกความสามารถของสายอากาศว่าสามารถทำงานได้ช่วงความถี่ไหน หากการออกแบบสายอากาศนั้นสามารถทำงานได้ใกล้เคียงกับอิมพีแดนซ์ 50 โอห์มก็จะส่งผลให้เกิดการแมตซ์ของอินพุตอิมพีแดนซ์ โดยการพิจารณาจากค่า S_{11} จะต้องมีค่าต่ำกว่าหรือเท่ากับ -10 dB รูปที่ 4.2 แสดงการวัดค่า S_{11} จากเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย ซึ่งจากผลการทดสอบ จะสังเกตได้ว่าสายอากาศสามารถทำงานได้ตั้งแต่ความถี่ 4.33 ถึง 9.2 GHz ดังแสดงในรูปที่ 4.3 ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบผลจากการจำลองแบบในโปรแกรม CST Microwave Studio ของสายอากาศที่ทำการออกแบบสามารถทำงานได้ตั้งแต่ 3.76 GHz ถึง 9.2 GHz ซึ่งค่าความถี่ที่ได้มีค่าใกล้เคียงกับความถี่ที่ต้องการ ซึ่งในทางปฏิบัติอาจจะเกิดจากความผิดพลาดในการสร้างชิ้นงาน รวมไปถึงการรบกวนจากสิ่งแวดล้อมรอบข้าง แต่อย่างไรก็ดีผลที่ได้จากการวัดนั้นสามารถนำไปใช้งานได้จริง และครอบคลุมย่านความถี่ที่ต้องการ

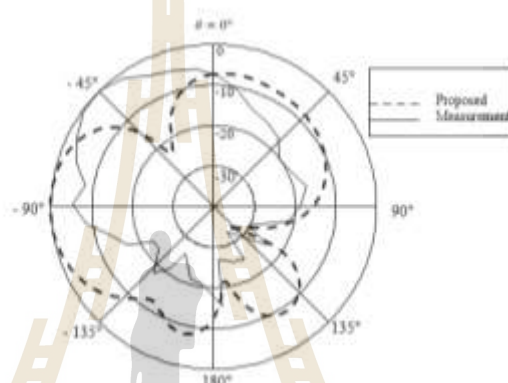
รูปที่ 4.2 รูปแบบการวัด S_{11} รูปที่ 4.3 ค่า S_{11} ที่ได้จากการวัด

4.4 ผลการวัดแบบรูปการแผ่พลังงานและอัตรายาย

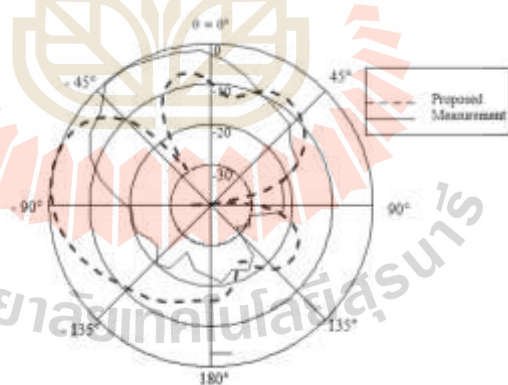
จากรูปที่ 4.4 และ 4.5 แสดงแบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศ (radiation pattern) พบว่ามีสายอากาศแบบรูปการแผ่พลังงานในลักษณะเจาะจงทิศทาง (directional radiation) หรือคลื่นมีการแพร่กระจายแบบชี้ทิศทางไปยังด้านม รูปที่ 4.4 แสดงแบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศในระนาบสนามไฟฟ้า และรูปที่ 4.5 แสดงแบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศในระนาบสนามแม่เหล็ก โดยพิจารณาที่ความถี่ 5 GHz 7 GHz และ 9 GHz พบว่า แบบรูปการแผ่พลังงานที่วัดได้มีลักษณะเดียวกันกับผลการจำลองแบบ และตารางที่ 4.2 แสดงอัตรายายของสายอากาศที่ออกแบบ



ก. ที่ความถี่ 5 GHz

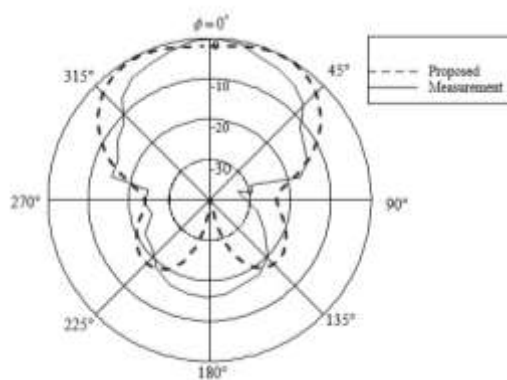


ข. ที่ความถี่ 7 GHz

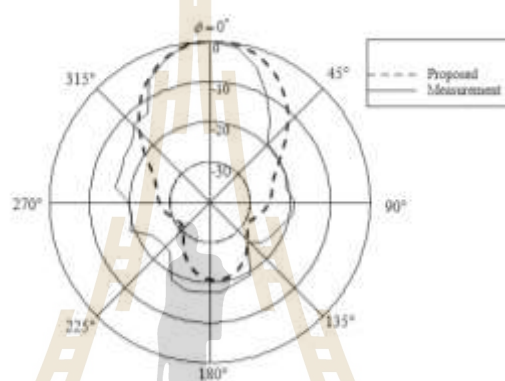


ค. ที่ความถี่ 9 GHz

รูปที่ 4.4 แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศในระนาบสนามไฟฟ้าที่ความถี่ต่างๆ



ก. ที่ความถี่ 5 GHz



ข. ที่ความถี่ 7 GHz



ค. ที่ความถี่ 9 GHz

รูปที่ 4.5 แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศในระนาบสนามแม่เหล็กที่ความถี่ต่างๆ



รูป 4.6 การวัดอัตราขยายของสายอากาศ WDRA ต้นแบบ

ในการวัดอัตราขยายจะป้อนคลื่นให้กับสายอากาศทางด้านเข้าที่พอร์ตหนึ่งเท่ากับ -10 dB ตลอดย่านความถี่ $3-12$ GHz และนำค่าพลังงานที่รับได้ของสายอากาศมาพิจารณา โดย S_{21} คือค่าสัมประสิทธิ์การส่งผ่าน (P_r / P_t) จากเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย แทนค่าลงในสมการฟรีส จะได้ค่าอัตราขยายของสายอากาศต้นแบบที่ได้จากการวัดทดสอบในแต่ละความถี่ตลอดย่านแสดงดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 อัตราขยายระหว่างผลการจำลองแบบและผลการวัดทดสอบ

ความถี่ (GHz)	ผลการจำลอง (dB)	ผลการวัดทดสอบ
5	6.58	7.07
6	7.84	10.67
7	7.13	8.41
8	6.16	13.10
9	9.2	10.30

จากการสร้างชิ้นงานจริงเพื่อศึกษาสายอากาศต้นแบบตามวัตถุประสงค์ของวิทยานิพนธ์พบว่า ผลจากการวัดจริงจะมีค่าความคลาดเคลื่อนเล็กน้อย เนื่องด้วยสภาวะแวดล้อมโดยรอบ ความชำนาญของผู้ใช้อุปกรณ์ และหลักการการสร้างชิ้นงานที่ขาดความชำนาญจึงมีผลต่อผลการวัดชิ้นงานจริง

4.5 การสร้างแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านม

การออกแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านมสำหรับทดสอบกับสายอากาศที่ได้ทำการออกแบบนั้น จะต้องมีค่าไดอิเล็กตริกและค่าความนำไฟฟ้าที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อจริง ซึ่งในการสร้างแบบจำลองของเต้านมและมะเร็งเต้านม จะได้ปริมาณและการผสมสาร ดังตารางที่ 4.3 และตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.3 สารประกอบและปริมาณที่ใช้ทำเต้านม

สารประกอบ	ปริมาณ (ml)
น้ำมันข้าวโพด	150
Deionised tridistilled water	50
สารซักฟอกที่มีฤทธิ์เป็นกลาง	30
Agarose	4.5 กรัม

4.5.1 ขั้นตอนการทำเต้านม

ในขั้นตอนการทำเต้านมแบ่งเป็น 6 ขั้นตอน

1. ตวงสารประกอบที่ใช้ในปริมาณกำหนดดังตาราง 4.3
2. ผสม Deionised tridistilled water กับสารซักฟอกที่มีฤทธิ์เป็นกลางเข้าด้วยกัน
3. ใส่น้ำมันข้าวโพดเพิ่มลงคนให้เข้ากัน
4. ผสมผง Agarose กับ Deionised tridistilled water หยดพอให้ผงจับเป็นก้อน
5. ต้มส่วนผสมที่เข้ากันแล้ว จากนั้นผสม Agarose คนให้ก้อนวุ้น Agarose เป็นเนื้อเดียวกันกับส่วนผสมทั้งหมด
6. เทส่วนผสมใส่พิมพ์หรือส่วนผสมเย็นตัว หรือแช่แข็ง

ตารางที่ 4.4 สารประกอบและปริมาณที่ใช้ทำมะเร็งเต้านม

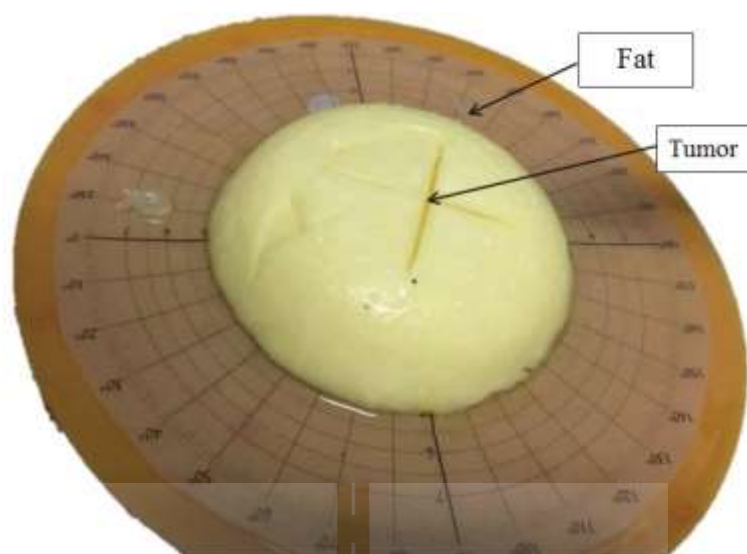
สารประกอบ	ปริมาณ (ml)
Deionised tridistilled water	100
Ethanol	60
NaCl	1 กรัม
Agarose	1.5 กรัม

4.5.2 ขั้นตอนการทำมะเร็งเต้านม

ในขั้นตอนการทำมะเร็งเต้านมแบ่งเป็น 6 ขั้นตอน

1. ตวงสารประกอบที่ใช้ในปริมาณกำหนดดังตาราง 4.4
2. ผสม Deionised tridistilled water กับ NaCl เข้าด้วยกัน
3. ใส่ Ethanol เพิ่มเข้าไปคนให้เข้ากัน
4. ผสมผง Agarose กับ Deionised tridistilled water หยอดพอให้ผงจับเป็นก้อน
5. ต้มส่วนผสมที่เข้ากันแล้ว จากนั้นผสม Agarose คนให้ก้อนวุ้น Agarose เป็นเนื้อเดียวกันกับส่วนผสมทั้งหมด
6. เทส่วนผสมใส่พิมพ์หรือส่วนผสมเย็นตัว หรือแช่แข็ง

ต้นแบบเต้านมและมะเร็งเต้านมจำลอง แสดงดังรูปที่ 4.7 ซึ่งมีสารประกอบและปริมาณตามที่กล่าวมาแล้วข้างต้น อ้างอิงมาจากการวิจัยของ R. Ortega-Palacios, L. Leija, A. Vera, and M.F.J. Cepeda, 2010 ค่าไดอิเล็กตริกของเต้านมจะอยู่ที่ประมาณ 9.5 และไดอิเล็กตริกของมะเร็งเต้านมจะอยู่ที่ประมาณ 46 ซึ่งถือว่าใกล้เคียงกับค่าไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อจริง

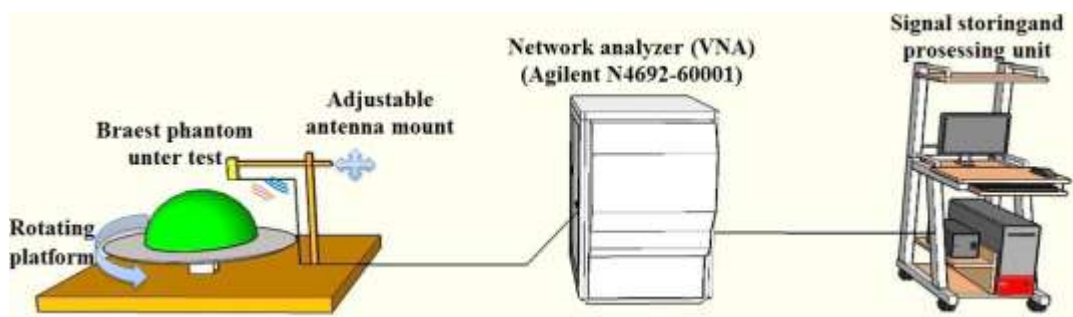


รูปที่ 4.7 ต้นแบบเต้านมและมะเร็งเต้านม

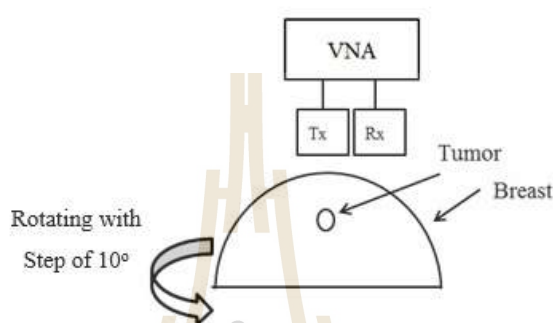
4.6 การออกแบบระบบการตรวจหามะเร็งรังสีด้วยการสร้างภาพจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave imaging system)

ในงานวิทยานิพนธ์นี้ออกแบบการตรวจหามะเร็งรังสีเต้านมด้วยการสร้างภาพจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยอาศัยหลักการของเรดาร์ ด้วยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านเข้าไปยังเต้านมโดยใช้สายอากาศ WDRA ที่ได้ออกแบบไว้แล้วข้างต้น ซึ่งมีหลักการคือ สายอากาศภาคส่งทำหน้าที่ส่งคลื่นไปยังเต้านมและสายอากาศภาครับจะทำหน้าที่รับสัญญาณจากการสะท้อนรอบบริเวณเต้านม โดยจะทำการเลื่อนสายอากาศภาคส่งและภาครับไปพร้อมๆ กัน และหลักการของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้คือ มุ่งเน้นไปที่การรวมค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่ได้จากเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย ซึ่งข้อมูลค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่ได้รับในโดเมนความถี่ (frequency domain) เป็นการนำเอาค่าพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุด บนเต้านมไปประมวลผลเป็นภาพ ด้วย MATLAB ต่อไป

รูปที่ 4.8 แสดงการออกแบบระบบตรวจหามะเร็งรังสีเต้านมโดยการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ โดยเต้านมจำลองที่ออกแบบมีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน และฝังมะเร็งห่างจากจุดศูนย์กลาง ประมาณ 1 เซนติเมตร ซึ่งระบบตรวจหามะเร็งรังสีเต้านมต้นแบบประกอบไปด้วย สายอากาศที่ทำการออกแบบ WDRA ซึ่งสามารถทำงานได้ตั้งแต่ ความถี่ 4-9 GHz ถูกเชื่อมต่อเข้ากับเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Agilent N4692-60001) และวางแบบจำลองมะเร็งเต้านมไว้บนแท่นการหมุน แสดงดังรูปที่ 4.8 (ก) จากนั้นทำการหมุนแท่น (rotating platform) ทีละ 10 องศา ดังรูปที่ 4.8 (ข) และ รูปที่ 4.8 (ค) แสดงจุดบนเต้านมที่ทำการทดสอบในการเก็บค่าพลังงานมาประมวลผลเป็นภาพ



(ก)



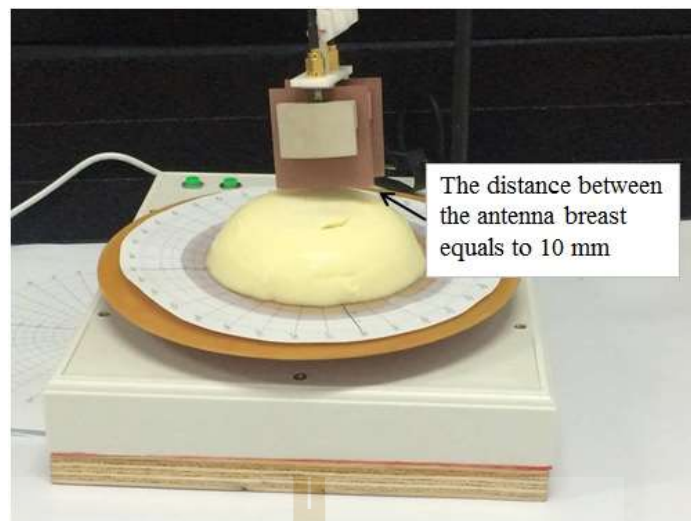
(ข)



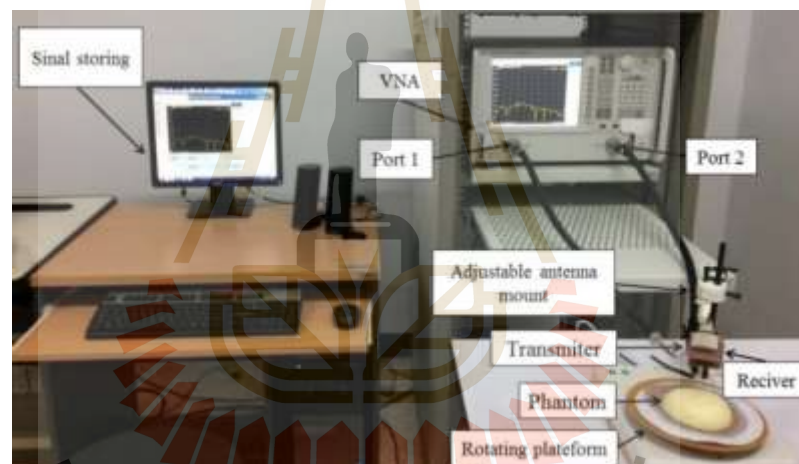
(ค)

รูปที่ 4.8 (ก) ระบบที่ใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ (ข) วิธีการหมุนสายอากาศ (ค) จุดในการตรวจวัดหามะเร็งเต้านม

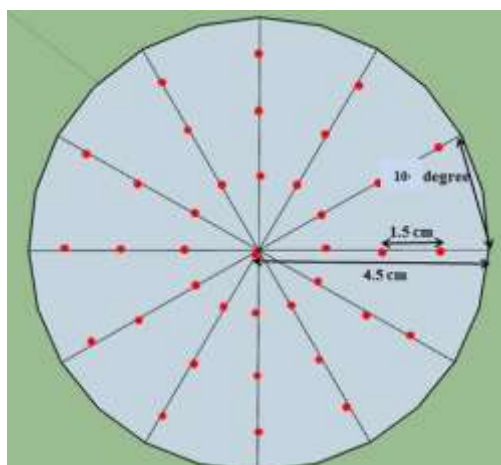
การทดสอบระบบการตรวจหามะเร็งเต้านม แสดงดังรูปที่ 4.10 ซึ่งเป็นกระบวนการใช้สายอากาศ WDRA ที่ทำการออกแบบสำหรับตรวจหามะเร็งเต้านม อันดับแรกจะวางสายอากาศ WDRA ห่างจากเต้านม 10 mm ถัดไป หมุนรอบแกนกลางจาก 0 องศา ถึง 360 องศา โดยหมุนทีละ 10 องศา รอบๆ บริเวณเต้านม ใช้สายอากาศภาคส่งและภาครับในการส่งและรับคลื่นไมโครเวฟ รูปที่ 4.11 แสดงจุดในการวัด การปรับสายอากาศไดอิเล็กทริกเรโซเนเตอร์ทั้งภาคส่งและภาครับไปพร้อมๆ กันที่ตำแหน่งจุดสีแดง สุดท้ายจะเป็นการสร้างภาพ โดยการนำสัญญาณที่รับได้ในแต่ละตำแหน่งบนจุดสีแดงไปประมวลผลเป็นภาพ ซึ่งสามารถระบุตำแหน่งของมะเร็งได้ถูกต้องซึ่งจะกล่าวในหัวข้อถัด



รูปที่ 4.9 การใช้สายอากาศในระบบการตรวจหามะเร็งเต้านม



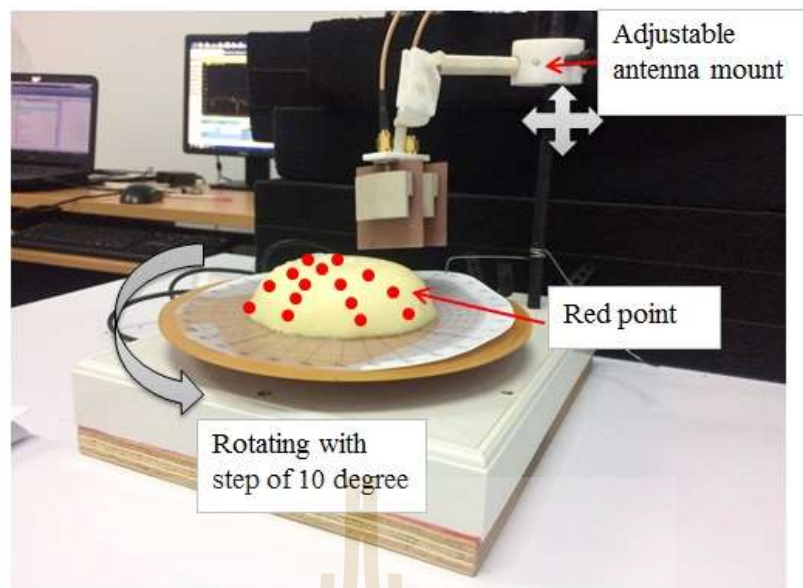
รูปที่ 4.10 ระบบการตรวจหามะเร็งเต้านม



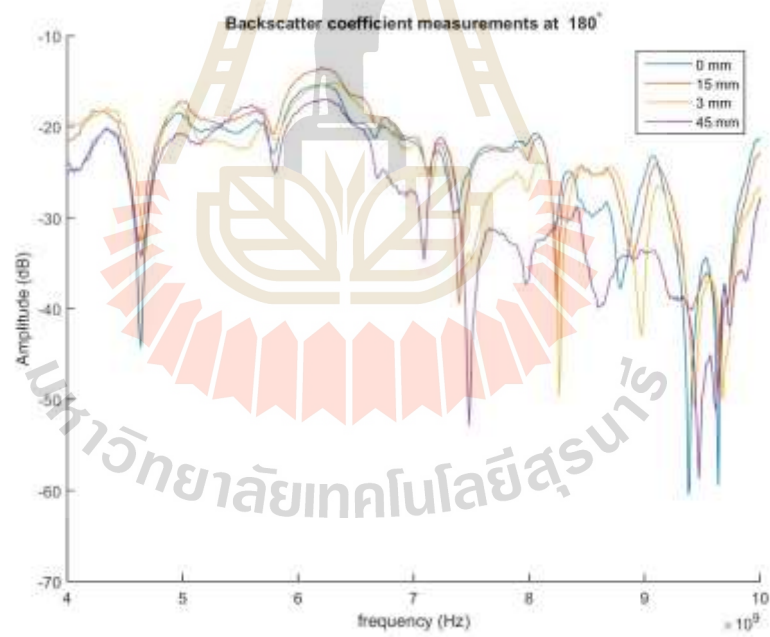
รูปที่ 4.11 ตำแหน่งสายอากาศที่ครอบคลุมเต็มมจำลอง

4.7 ผลการทดลองวัดสัมประสิทธิ์การสะท้อน

ในการวัดผลจะดูค่าขนาดสัมประสิทธิ์การสะท้อน เป็นหลัก เนื่องจากเราต้องการดูว่าเมื่อส่งคลื่นออกจากสายอากาศภาคส่ง (พอร์ตที่ 1) ไปกระทบกับแบบจำลองมะเร็งเต้านมที่สร้างขึ้น แล้วสะท้อนกลับมายังสายอากาศภาครับ (พอร์ตที่ 2) ได้มากน้อยแค่ไหน และนำค่าเหล่านั้นมาคำนวณและพล็อตค่าลงในโปรแกรม MATLAB เพื่อประมวลผลให้ได้เป็นภาพกราฟฟิกที่สามารถบอกลักษณะของวัตถุที่เราต้องการค้นหาได้อย่างถูกต้อง โดยในการวัดทดสอบนี้ให้สายอากาศหันไปในทิศทางเดียวกัน และสายอากาศภาครับและภาคส่งอยู่ห่างกัน 25 มิลลิเมตร เหตุผลในการเลือกระยะ 25 มิลลิเมตร เนื่องจากเป็นระยะที่ไม่เกิดการเหนี่ยวนำกันเองระหว่างสายอากาศ ซึ่งมีระยะห่างกันมากกว่า $\lambda/2$ โดยเลื่อนสายอากาศทั้งภาคส่งและภาครับไปพร้อมๆกัน โดยรอบๆ บริเวณเต้านม และบันทึกค่า รูปที่ 4.12 แสดงจุดในการวัดทดสอบซึ่งสายอากาศจะถูกต่อหัวคอนเน็คเตอร์ (connector) ชนิด SMA เข้ากับเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Network Analyzer) และรูปที่ 4.13 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่รับได้จากการสะท้อนกลับของคลื่น ณ ตำแหน่งต่างๆ



รูปที่ 4.12 จุดในการวัดทดสอบ

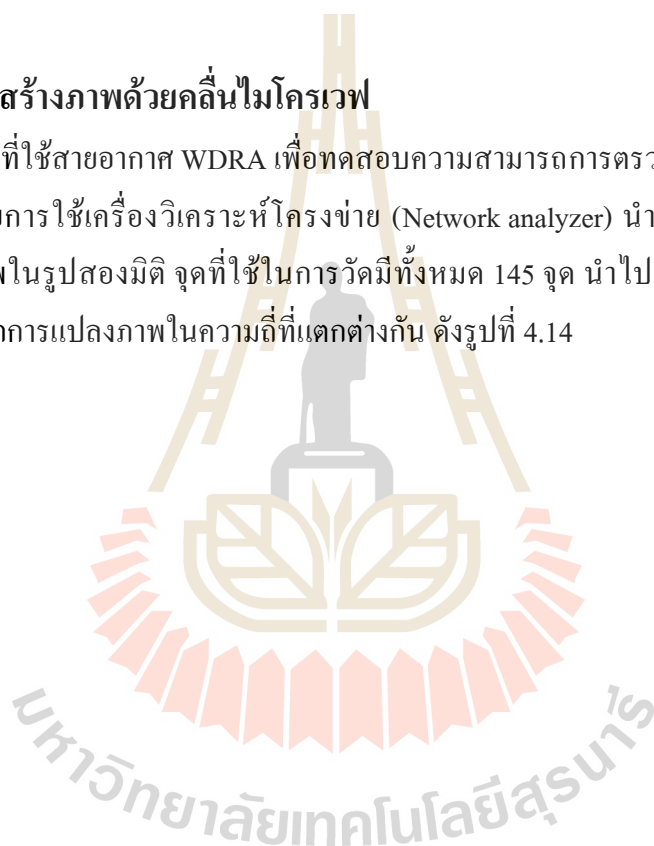


รูปที่ 4.13 พลังงานที่รับได้จากคลื่นสะท้อนที่ตำแหน่งต่างกัน

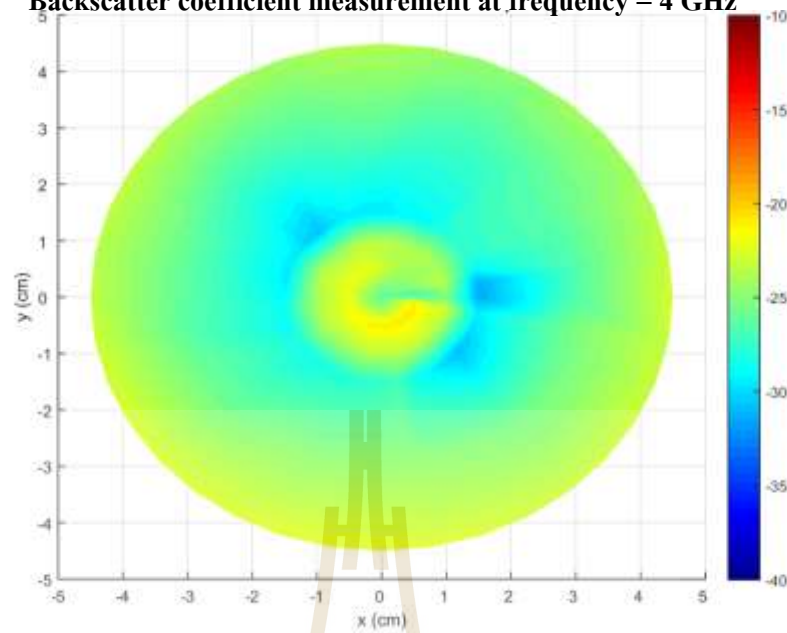
จากรูปที่ 4.13 แสดงขนาดสัมประสิทธิ์การสะท้อน ณ ตำแหน่งที่แตกต่างกันคือ 0 cm 1.5 cm 3 cm และ 4.5 cm และหมุนรอบแกนกลางตั้งแต่ 0 องศา ถึง 360 องศา หมุนทีละ 10 องศา โดยที่ตำแหน่ง 0 cm หมายถึง สายอากาศจะหยุดอยู่ในตำแหน่งตรงกลางด้านบน จากนั้นเลื่อนห่างออกจากจุดศูนย์กลาง เป็นระยะ 1.5 cm 3 cm และ 4.5 cm ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า ที่ความถี่ 6 GHz จะมีค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนสูงสุด และระดับของสัมประสิทธิ์การสะท้อนมีค่าแตกต่างกัน ที่ความถี่ต่ำ 4 GHz 5 GHz 6 GHz และ 8 GHz มีค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับสูงกว่าที่ความถี่ 7 GHz และ 9 GHz ในการทดสอบนี้เป็นเพียงจุดทดสอบตัวอย่างเท่านั้น ซึ่งในทางปฏิบัติจริงจำเป็นต้องใช้จุดรอบๆ ด้านบน เพื่อบันทึกค่าพลังงานจากคลื่นสะท้อนการประมวลผลเป็นภาพ

4.8 ผลการสร้างภาพด้วยคลื่นไมโครเวฟ

จากการที่ใช้สายอากาศ WDRA เพื่อทดสอบความสามารถการตรวจหาโลหะเรียงด้านบนด้วยคลื่นไมโครเวฟ โดยการใช้เครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (Network analyzer) นำเอาค่าพลังงานที่รับได้มาประมวลผลภาพในรูปสองมิติ จุดที่ใช้ในการวัดมีทั้งหมด 145 จุด นำไปประมวลผลใน MATLAB และแสดงผลจากการแปลงภาพในความถี่ที่แตกต่างกัน ดังรูปที่ 4.14

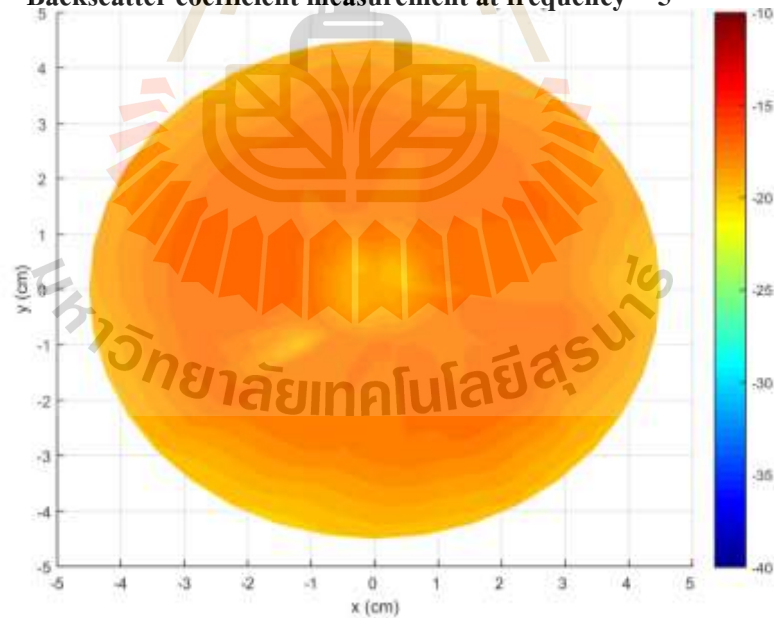


Backscatter coefficient measurement at frequency = 4 GHz



ก. ที่ความถี่ 4 GHz

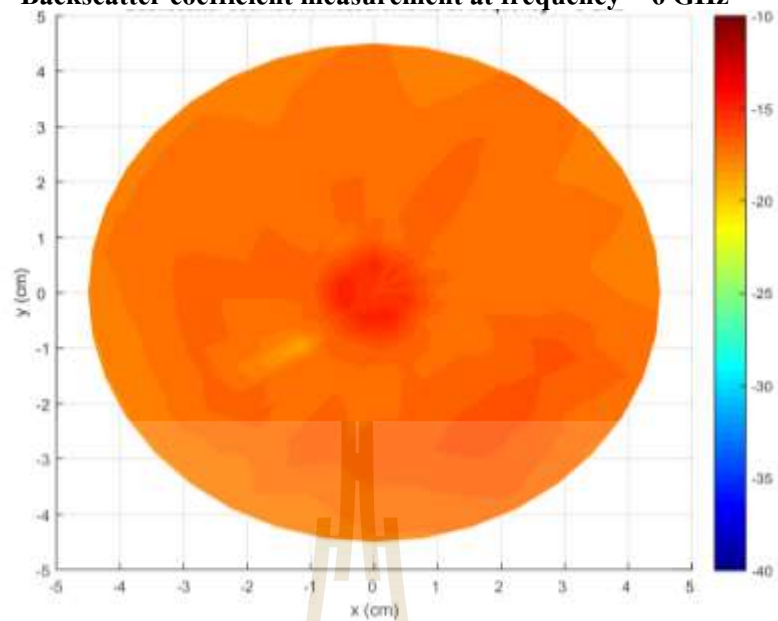
Backscatter coefficient measurement at frequency = 5



ข. ที่ความถี่ 5 GHz

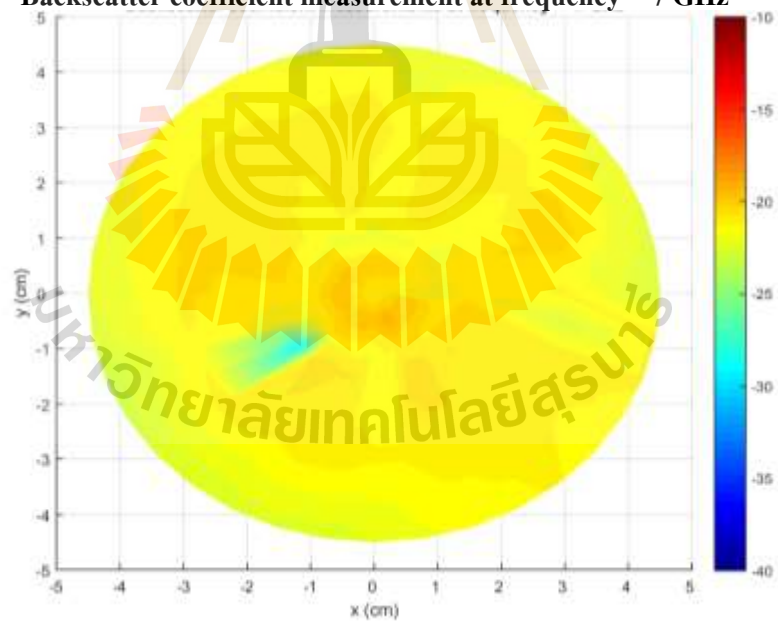
รูปที่ 4.14 ภาพมระเริ่งเด้านมที่ความถี่แตกต่างกัน

Backscatter coefficient measurement at frequency = 6 GHz



ค. ที่ความถี่ 6 GHz

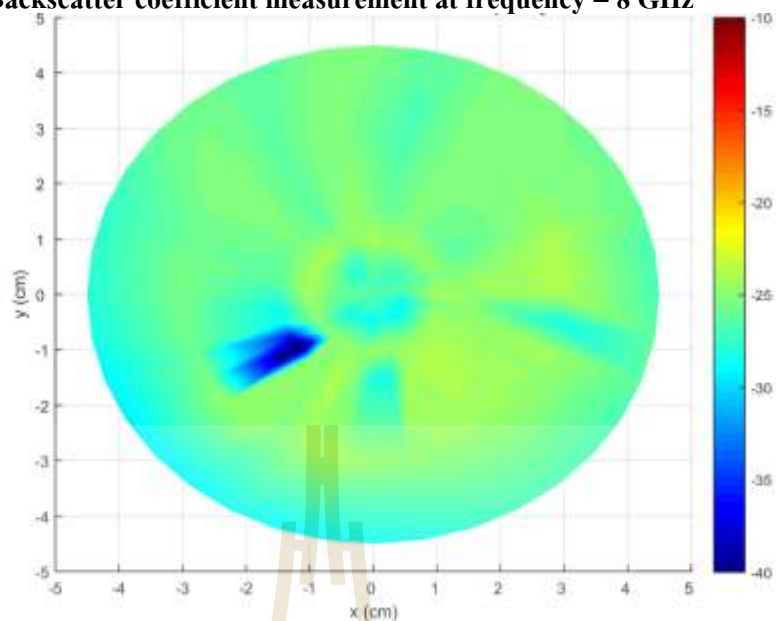
Backscatter coefficient measurement at frequency = 7 GHz



ง. ที่ความถี่ 7 GHz

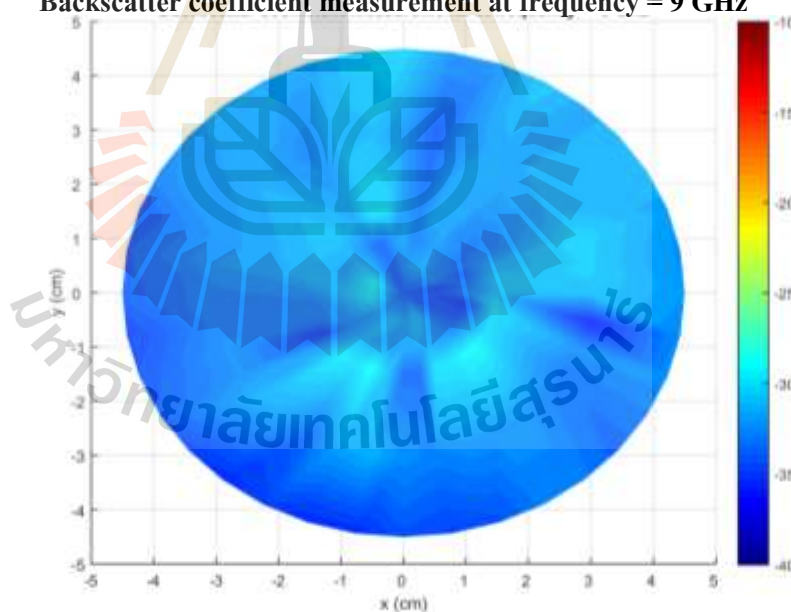
รูปที่ 4.14 ภาพมะเร็งเต้านมที่ความถี่แตกต่างกัน (ต่อ)

Backscatter coefficient measurement at frequency = 8 GHz



จ. ที่ความถี่ 8 GHz

Backscatter coefficient measurement at frequency = 9 GHz



ฉ. ที่ความถี่ 9 GHz

รูปที่ 4.14 ภาพมระเร้งเต้านมที่ความถี่แตกต่างกัน (ต่อ)

รูปที่ 4.14 แสดงการนำขนาดสัมประสิทธิ์การสะท้อนที่รับได้มาใช้ในการสร้างภาพมะเร็งเต้านมโดยพิจารณาที่ความถี่ 4-9 GHz จะเห็นได้ว่า สามารถบ่งชี้ตำแหน่งของมะเร็งได้เมื่อพิจารณาที่สเกลแถบสี จะเห็นว่าสีแดงบ่งบอกถึงพลังงานที่เข้มที่สุดและไล่ระดับความแรงลดต่ำลงมา ซึ่งระดับต่ำสุดจะเป็นสีน้ำเงิน ในการพิจารณาการสร้างภาพมะเร็งเต้านมในเชิงความถี่ พบว่าที่ความถี่ 4 GHz มีการรวมกลุ่มของพลังงานบริเวณตรงกลาง ซึ่งลักษณะภาพยังบอกรายละเอียดมะเร็งไม่ได้ ส่วนที่ความถี่ 5 GHz มีค่าพลังงานสองจุดที่มีการรวมกลุ่มกันที่มีแนวโน้มบ่งบอกตำแหน่งของมะเร็งแต่ยังไม่สามารถชี้ให้เห็นได้ว่าตำแหน่งไหนเป็นมะเร็งที่แท้จริง เมื่อพิจารณาที่ความถี่ 6 GHz พบว่าสามารถแยกพลังงานได้ว่าบริเวณที่มีการรวมกลุ่มกันคือ บริเวณจุดตรงกลาง ซึ่งมีพลังงานที่มากกว่าบริเวณจุดที่อยู่รอบนอกไป และเนื่องจากการที่มะเร็งสามารถเหนี่ยวนำพลังงานเข้าหาตัวเอง ส่งผลให้ค่าพลังงานงานที่ปรากฏออกมาน้อยลง ดังนั้นในส่วนที่เป็นมะเร็งมีแนวโน้มเป็นจุดเล็กๆ ที่รวมกัน เชื่อมบริเวณตรงกลางเต้านม และเมื่อพิจารณาที่ความถี่ที่สูงขึ้นไปคือ ที่ความถี่ 7 GHz และ 8 GHz สามารถเห็นตำแหน่งมะเร็งได้ชัดเจนขึ้น ส่วนที่ความถี่ 9 GHz ภาพที่ได้มีความไม่ชัดเจน เนื่องจากการรวมกลุ่มหลายจุดอาจเป็นเพราะที่ ความถี่สูงส่งผลให้ความยาวคลื่นสั้น จึงอาจทำให้คลื่นตกกระทบบริเวณผิวของเต้านมคลื่นกระจายเข้าไปในเต้านมได้น้อย ซึ่งทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนดังกล่าวได้ เมื่อพิจารณาที่ความถี่ 4-8 GHz จึงสรุปได้ว่า บริเวณมะเร็งเต้านมจะมีสีน้ำเงินซึ่งเป็นค่าพลังงานสะท้อนกลับที่น้อย ส่วนบริเวณรอบๆ มะเร็งเต้านมก็คือเนื้อเยื่อเต้านมปกติ จะมีค่าพลังงานการสะท้อนกลับที่มากกว่า เนื่องจากในการที่ส่งคลื่นไมโครเวฟไปยังเต้านม จะมีคลื่นบางส่วนทะลุผ่านไปยังเต้านมและบางส่วนสะท้อนกลับมายังสายอากาศสกรับ เนื่องจากเนื้อเยื่อมะเร็งจะเหนี่ยวนำคลื่นเข้าหาตัวเองและดูดกลืนพลังงานได้ดี จึงทำให้มีการสะท้อนกลับที่น้อยกว่า บริเวณเต้านมปกติ

จากผลการทดสอบพบว่า ระยะห่างระหว่างสายอากาศกับบริเวณผิวของเต้านมมีความไวของสัญญาณ คือไม่สามารถระบุได้ว่าความถี่ไหนที่มะเร็งตอบสนองได้ดี เพื่อที่จะนำไปสร้างภาพของมะเร็งเต้านมและบ่งชี้ตำแหน่งของมะเร็งได้ นอกจากนี้ ยังมีความไม่สม่ำเสมอของคลื่นที่สะท้อนกลับมา สังเกตเห็นว่าคลื่นที่สะท้อนกลับระหว่างมะเร็งกับบริเวณผิวของเต้านมมีสิ่งแวดล้อมภายนอกครบถ้วน ดังนั้นสัญญาณที่รับได้อาจจะไม่ได้มาจากเนื้อมะเร็งหรือเต้านมโดยตรง ดังนั้นจึงทำให้ภาพที่ได้บางความถี่มีความผิดเพี้ยนไป และการพิจารณาภาพควรศึกษา การสร้างภาพที่ใช้ทั้งขนาดและเฟสของสัมประสิทธิ์การสะท้อน ซึ่งจะให้ภาพที่ชัดเจนมากกว่า

4.9 สรุป

ในบทนี้ แสดงการสร้างและพิจารณาการตรวจหะเร็งเต้านมของสายอากาศ WDRA โดยพิจารณาคูณลักษณะของสายอากาศที่ได้จากการวัดทดสอบ S11 แบบรูปการแผ่พลังงานของสายอากาศในสนามระยะไกล และอัตราขยาย พบว่าค่า S11 บ่งบอกว่าสายอากาศสามารถทำงานได้ตั้งแต่ความถี่ 4.3 GHz ถึง 9.2 GHz ซึ่งมีความกว้างแถบ 5 GHz มีแบบรูปการแผ่พลังงานในลักษณะแบบชี้ทิศทาง เมื่อนำมาใช้กับการตรวจหะเร็งเต้านมโดยการส่งคลื่นไมโครเวฟไปยังเต้านมและรับสัญญาณที่สะท้อนได้จากตำแหน่งต่างๆ ไปประมวลผลภาพ ผลที่ได้พบว่าสามารถตรวจหะเร็งเต้านมได้ แต่ในอนาคตควรปรับปรุงตรวจสอบให้ได้ภาพที่ถูกต้องและแม่นยำขึ้น ซึ่งผลการทดสอบกับใกล้เคียงกับผลจำลองด้วย CST ในผลการทดลองมีบางส่วนที่ต่างกันบ้างเล็กน้อย สาเหตุมาจากความแม่นยำในการสร้างสายอากาศ ตลอดจนสภาพแวดล้อมภายนอก



บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการออกแบบสายอากาศ WDRA สำหรับใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมโดยอาศัยคลื่นไมโครเวฟ โดยส่งคลื่นไมโครเวฟไปยังเต้านมและรับคลื่นไมโครเวฟที่สะท้อนกลับมา ซึ่งอาศัยแบบจำลองที่มีค่าไดอิเล็กตริกที่เสมือนจริง เนื่องจากความถี่ในช่วงนี้ไม่เป็นอันตรายต่อมนุษย์ เป็นช่วงที่เกิดความร้อนได้ดีจึงเกิดการดูดซับพลังงานได้ดีอีกด้วย อีกทั้งคุณสมบัติของเนื้อเยื่อเต้านมปกติและมะเร็งเต้านมยังมีค่าไดอิเล็กตริกและค่าความนำไฟฟ้าที่แตกต่างกันมาก ซึ่งสัมพันธ์กับอุณหภูมิของมะเร็งเต้านมซึ่งมีความร้อนสูงกว่าบริเวณปกติ เนื่องจาก มะเร็งจะทำการเหนี่ยวนำคลื่นเข้าหาตัวเอง โดยที่จะมีพลังงานสูงกว่าบริเวณเต้านมปกติ โดยในการทดลองจะวางสายอากาศ WDRA ห่างจากเต้านม 10 มิลลิเมตร ในส่วนของลำดับการจัดทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เริ่มจากการศึกษาเนื้อหาและความสำคัญของปัญหาวัตถุประสงค์ของการวิจัย ข้อตกลงเบื้องต้น ขอบเขตของการวิจัย และประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

สำหรับการจำลองผลด้วยโปรแกรม CST microwave studio เพื่อยืนยันทฤษฎีและผลที่ได้รับ โดยเริ่มจากการออกแบบ WDRA และปรับพารามิเตอร์ให้เหมาะสมกับการใช้งานในการตรวจหามะเร็งเต้านม และหลังจากที่ได้สายอากาศที่เหมาะสมแล้วจึงพิจารณาค่า SAR เพื่อดูการดูดซับพลังงานของเนื้อเยื่อเต้านมปกติและมะเร็งเต้านม โดยใช้แบบจำลองเต้านมขนาดรัศมี 50 มิลลิเมตร ซึ่งจากการจำลองผล จะเห็นว่า คลื่นความถี่ต่ำสามารถแพร่กระจายไปในเต้านมลึกกว่าความถี่สูงซึ่งเป็นไปตามทฤษฎี และส่งผลให้บริเวณผิวของเต้านมจะมีพลังงานเข้มข้นมากเมื่อมีคลื่นความถี่สูงตกกระทบ เมื่อทำการเปลี่ยนขนาดมะเร็งเต้านม พบว่า สายอากาศที่ออกแบบสามารถตรวจหามะเร็งเต้านมได้ตั้งแต่ขนาด 4 มิลลิเมตรขึ้นไป รายละเอียดดูกล่าวไว้ในบทที่ 3 ของวิทยานิพนธ์ ในส่วนของการสร้างและทดลองจริงทำให้ได้สายอากาศต้นแบบซึ่งสามารถทำงานได้ตั้งแต่ความถี่ 4.3 GHz ไปจนถึง 9.2 GHz ส่วนเต้านมและมะเร็งเต้านมจะสร้างโดยอ้างอิงมาจาก R. Ortega-Palacios , L. Leija, A. Vera, and M. F. J. Cepeda, 2010 ที่มีค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าอ้างอิง ตามความเหมือนกับเต้านมและมะเร็งเต้านมจริง ในการทดลองได้ทดสอบวัดผลจากการกำหนดขนาดของมะเร็งเต้านมเพื่อพิสูจน์ทฤษฎี โดยใช้เครื่องวิเคราะห์โครงข่าย (network analyzer) เป็นทั้งตัวกำเนิดสัญญาณและตัวรับสัญญาณจากทั้งสองพอร์ต พอร์ตที่ 1 จะต่อเข้ากับสายอากาศ WDRA ภาคส่ง และพอร์ตที่ 2 จะต่อเข้ากับสายอากาศ WDRA ภาครับ การวัดจะทำโดยการบันทึกค่าที่ละเอียดรอบๆ บริเวณเต้านม โดยสายอากาศทั้งสองวางห่างจากเต้านม 10 มิลลิเมตร จากนั้น นำค่าพลังงานที่รับได้ในแต่ละจุดไปประมวลผลเป็นภาพ โดยใช้

MATLAB ในการแปลงค่าพลังงาน ซึ่งสามารถบอกถึงตำแหน่งของมะเร็งเต้านมได้ จากผลการจำลองแบบและวัดทดสอบ สรุปได้ว่า มะเร็งเต้านมจะมีการเหนี่ยวนำคลื่นเข้าไปหาตัวเอง โดยค่าพลังงานบริเวณมะเร็งเต้านมจะมีค่าพลังงานที่สูงกว่าบริเวณเนื้อเยื่อปกติ อีกทั้งสายอากาศมีการแผ่พลังงานเข้าไปในเต้านมได้น้อยหากมีความถี่สูง แต่ความถี่ต่ำจะสามารถแผ่พลังงานไปในเต้านมได้มาก ดังนั้นจึงมีคลื่นสะท้อนกลับมาน้อยในบริเวณที่มีมะเร็ง ดังนั้นสายอากาศ WDRA ที่เราได้ทำการออกแบบนี้สามารถยืนยันประสิทธิภาพของการตรวจมะเร็งด้วยไมโครเวฟได้ และสามารถนำไปพัฒนาในเรื่องการแปลงภาพให้มีความชัดเจนขึ้น

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

ในการออกแบบสายอากาศ โดยใช้โปรแกรม CST Microwave Studio มีการใช้งานทรัพยากรของเครื่องคอมพิวเตอร์สูงพอสมควรในขณะที่ประมวลผล ซึ่งทำให้คอมพิวเตอร์ เกิดมีอาการค้าง และช้า ดังนั้นผู้ใช้งานโปรแกรมนี้ควรใช้งานกับคอมพิวเตอร์ ที่มีสมรรถนะสูง เพื่อความราบรื่นและรวดเร็วในขณะที่ใช้โปรแกรม สำหรับส่วนการสร้างจริงที่สำคัญ คือ ไดโอดเล็กทรอนิกส์ที่หาไม่สามารด์ัดขึ้นงานได้เอง จึงต้องอาศัยเครื่องมือในการตัดชิ้นงานที่ละเอียด การเลือกใช้แผ่นวงจรพิมพ์ ต้องเลือกใช้ที่มีความหนาและค่าคงที่ไดโอดเล็กทรอนิกส์ที่แน่นอน เพื่อให้มีคุณสมบัติเหมาะสมกับงานที่ทำการออกแบบ ในการกัลดายวงจร ควรหาวิธีที่เหมาะสม เพื่อความคมชัดของลายวงจร แนะนำให้ใช้น้ำยากัดแผ่นปริ้นในปริมาณที่เหมาะสมและไม่ต้องผสมน้ำ สิ่งที่เราควรระวังคือ อุปกรณ์หรือวัสดุที่ใช้รองรับน้ำยากัดแผ่นปริ้นควรมีความเหมาะสม เพื่อความปลอดภัยขณะกัดแผ่นปริ้น

ถัดไปแบบจำลองของเต้านมและมะเร็งเต้านมก็ต้องใช้การผสมส่วนประกอบตามปริมาตร ให้มีค่าไดโอดเล็กทรอนิกส์ที่เหมือนเต้านมจริง รวมถึงอุปกรณ์ ที่ใช้สร้างและวัดผลยังมีข้อจำกัด เช่น การใช้เครื่องวิเคราะห์โครงข่ายเป็นเครื่องกำเนิดสัญญาณส่งสัญญาณและรับสัญญาณ เนื่องจากสัญญาณที่รับได้อยู่ในโดเมนความถี่ ซึ่งไม่สามารถวัดเป็นโดเมนเวลาได้โดยตรง ดังนั้นวิจัยนี้ยังมีขอบเขตจำกัดในเรื่องของความแม่นยำที่ใช้ในการตรวจสอบ ดังนั้นหากต้องการที่จะเพิ่มความแม่นยำในการตรวจสอบให้มากยิ่งขึ้นไปอีก ถ้าสามารถหาเครื่องกำเนิดสัญญาณที่สามารถดูเป็นโดเมนเวลาได้ซึ่งจะทำให้มีประสิทธิภาพในการทำงานที่มากยิ่งขึ้นและจะทำให้สามารถประมวลผลสัญญาณได้ง่ายขึ้นอีกทั้งยังส่งผลให้ได้ภาพที่ชัดเจนขึ้นด้วยอีก ซึ่งจะเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพการตรวจให้ระบบมีความน่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น

5.3 แนวทางในการพัฒนาต่อไป

เนื่องจากวิทยานิพนธ์นี้ยังมีขอบเขตจำกัดในเรื่องของความแม่นยำที่ใช้ในการตรวจสอบ ดังนั้นแนวทางการพัฒนาต่อไปของระบบนี้สามารถพัฒนา โดยการนำเสนอแบบการประมวลผลภาพ โดยใช้โดเมนเวลา รวมทั้งมีความสะดวกสบายในการวัดค่า และจะเพิ่มความแม่นยำในการตรวจสอบ ให้มากยิ่งขึ้นไปอีก และอาศัยอัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์ให้สามารถแยกประเภทของเนื้อเยื่อได้ว่าเป็น ก้อนเนื้อธรรมดาหรือมะเร็งที่แท้จริงได้ ซึ่งจะทำให้มีประสิทธิภาพในการทำงานที่มากยิ่งขึ้น เพิ่ม ประสิทธิภาพการตรวจให้ระบบมีความน่าเชื่อถือมาก ในลำดับสุดท้ายนี้ผู้เขียนหวังเป็นอย่างยิ่งว่า แนวความคิด วิธีการศึกษาวิเคราะห์ห่ออกแบบสายอากาศ ผลการวิเคราะห์และผลการทดลองจริง จาก งานวิจัยฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ อีกทั้งยังเป็นแนวทางที่ดีให้แก่ผู้ที่สนใจศึกษาค้นคว้าในเรื่องการ ตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ ให้สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดให้มี ประสิทธิภาพมากขึ้นในอนาคต



รายการอ้างอิง

- รังสรรค์ วงศ์สวรรค์ และ ชวงศ์ พงเจริญพานิชย์. (ม.ป.ป.). **คู่มือการทดลองพื้นฐานของ สายอากาศ.**
สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์: มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี
- รังสรรค์ วงศ์สวรรค์, **วิศวกรรมสายอากาศ (พิมพ์ครั้งที่ 3)**, ศูนย์นวัตกรรมและเทคโนโลยีการศึกษา,
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี, 2555.
- J. G. Elmore, M. B. Barton, V. M. Moceris, S. Polk, P. J. Arena and S. W. Fletcher (1998), **Ten-
Year Risk of False Positive Screening Mammograms and Clinical Breast Examinations,**
The New England Journal of Medicine, Vol.338, No. 16, pp. 1089-1096
- C. K. Kuhl, S. Schradang, C. C. Leutner, N. Morakkabati-Spitz, E. Wardelmann, R. Fimmers, W.
Kuhn and H. H. Schild (2005), **Mammography, Breast Ultrasound, and Magnetic
Resonance Imaging for Surveillance of Women at High Familial Risk for Breast Cancer,**
Journal of Clinical Oncology, Vol. 23, No. 33, pp. 8469-8476
- Fear, E. C., Meaney, P. M., and Stuchly, M. A (2003), **Microwaves for breast cancer detection,**
IEEE Potentials, pp.12-18
- T.M. Grzegorzczuk, P.M. Meaney and K.D. Paulsen (2014), **Microwave Tomographic Imaging for
Breast Cancer Chemotherapy Monitoring,** European Conference on Antennas and
Propagation, pp.702-703
- P. M. Meaney, K. D. Paulsen', Margaret W. Fanning, and S. P. Poplack (2007), **Microwave breast
imaging with a non-contacting, monopole antenna array,** Microwave conference, 2000. 30th
European
- NR. Epstein, AG. Golnabi, PM. Meaney, and KD. Paulsen KD (2012), **Conformal Microwave
Tomography using a Broadband Non- Contacting Monopole Antenna Array,** IEEE
International Conference on Ultra-Wideband, pp.192-196
- S. Adnan, R. A. Abd-Alhameed, H. I. Hraga, I. T. E. Elfergani, J. M. Noras, and R. Halliwell (2011),
Microstrip Antenna for Microwave Imaging Application, Progress In Electromagnetics
Research Symposium, pp.431-434
- G. K. Pandey, H. S. Singh, P. K. Bharti, A. Pandey, and M. K. Meshram (2015), **High Gain Vivaldi
Antenna for Radar and Microwave Imaging Applications,** International Journal of Signal
Processing Systems , pp.35-39

- M. A. Shahira Banu, S. Vanaja, and S. Poonguzhali (2013), **WUWB microwave detection of breast cancer using SAR**, International conference on energy efficient technologies for sustainability, IEEE, pp.113-118
- M. A. Shahira Banu, S. Vanaja & S. Poonguzhali (2013), **UWB Microwave Breast Cancer Detection Using SAR**, ISSN (Print) : 2278-8948, vol-2
- A. Abdollahvand, A. Pirhadi, H. Ebrahimian, and M. Abdollahvand (2014), **A Compact UWB Printed Antenna with Bandwidth Enhancement for In- Body Microwave Imaging Application**, Progress In Electromagnetics Research C, pp.149–157, vol. 55
- A. M. Abbosh and M. E. Bialkowski (2007), **A UWB Directional Antenna for Microwave Imaging Applications**, IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, pp.5709-5712
- A. Eesuola, Y. Chen, and G. Y. Tian (2011), **Novel Ultra-Wideband Directional Antennas for Microwave Breast Cancer Detection**, IEEE International Symposium on Antennas and Propagation (APSURSI), pp. 90-93
- J. J. Golezani, M. Abbak, and I. Akduman (2012), **Modified Directional Wide Band Printed Monopole Antenna for Use in Radar and Microwave Imaging Applications**, Progress In Electromagnetics Research Letters, pp.119-129
- G. K. Pandey, H. S. Singh, P. K. Bharti, A. Pandey, and M. K. Meshram (2015), **High Gain Vivaldi Antenna for Radar and Microwave Imaging Applications**, International Journal of Signal Processing Systems, pp.35-39, Vol. 3
- M. Lapierre, Y. M. M. Antar, and A. Petosa (2005), **Ultra Wideband Monopole/Dielectric Resonator Antenna**, IEEE microwave and wireless components letters, pp. 7-9, Vol. 15
- YF .Ruan, YX . Guo and S. XQM (2007), **Double Annular-ring Dielectric Resonator Antenna for Ultrawideband Application**, Microwave and Optical Technology Letters, pp. 362-366, Vol. 49
- M.N. Jazi, and T. A. Denidni (2008), **Design and Implementation of an Ultrawideband Hybrid Skirt Monopole Dielectric Resonator Antenna**, IEEE antenna and wireless propagation letters, pp. 493-496, Vol. 7
- X.L. Liang, T.A. Denidni, and L.N. Zhang (2009), **Wideband L-Shaped Dielectric Resonator Antenna With a Conformal Inverted- Trapezoidal Patch Feed**, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, pp. 271-274, Vol. 57

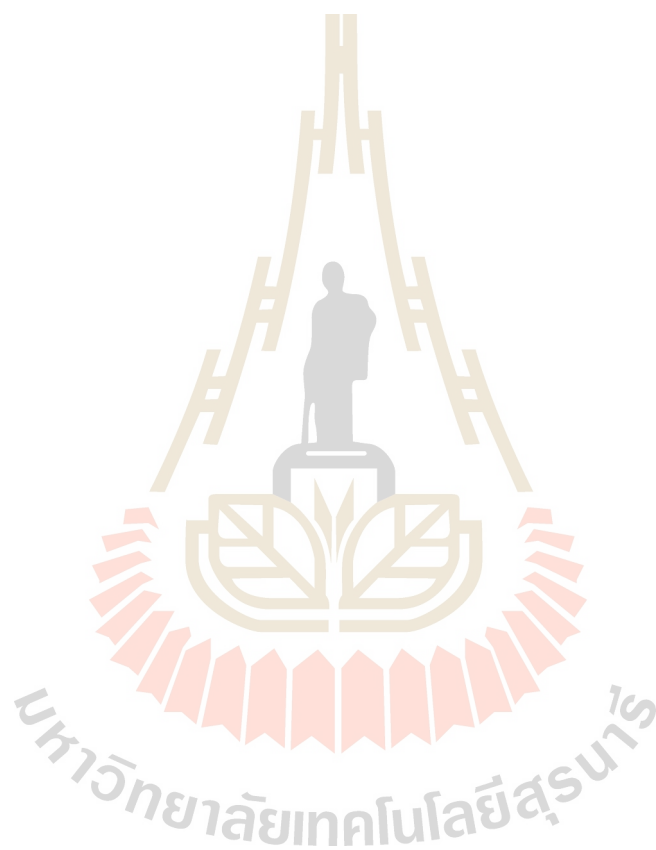
- L.N Zhang, S.S. Zhong, and X.L. Liang (2010), **Wideband U-Shaped Dielectric Resonator Antenna Fed by Triangle Patch**, Microwave and optical technology letters, pp. 2435-2438, Vol. 52
- T.A. Denidni , Z. Weng, and M.N. Jazi, (2010), **Z-shaped dielectric resonator antenna for ultrawideband application**, IEEE Transactions On Antennas and Propagation 2010, pp. 4059-4062.
- K. S.Ryui , and A. A. Kishk (2011), **Evaluation of Dielectric Resonator Sensor for Near-Field Breast Tumor Detection**, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, pp. 3738-3745 Vol. 59
- Y. Gao, Z. Feng, and L.Zhang (2012), **Compact Asymmetrical T-Shaped Dielectric Resonator Antenna for Broadband Applications**, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, pp. 1611-1615, Vol. 60
- A. A. N. Al-Azza, and F. J. Harackiewicz (2013), **Novel Compact Ultra Wideband Rectangular Dielectric Resonator Antenna**, IEEE Antennas and propagation society international symposium, pp. 1694-1695
- A. Petosa (2007), **Dielectric Resonator Antenna Handbook**, Artech House Publishers
- K. M. Luk and K.W. Leung (2002), **Dielectric Resonator Antennas**, Herfordshire, U.K.: Research Studies Ltd
- R.K. Mongia and P. Bhartia and A. Ittipiboon (1994), **Dielectric resonator antennas-A review and general design relations for resonant frequency and bandwidth**, || Int. J. Microwave Millimeter-wave Eng., pp. 230-247
- R. Kumari, K. Parmar and S. K. Behera (2010), **Conformal Patch Fed Stacked Triangular Dielectric Resonator Antenna for WLAN Applications**, IEEE International Conference on Emerging Trends in Robotics and Communication Technology, Sathyabama University, Chennai.
- S.Keyrouz and D.Caratelli (2016), **Dielectric Resonator Antennas: Basic Concepts, Design Guidelines, and Recent Developments at Millimeter-Wave Frequencies**, International Journal of Antennas and Propagation, pp. 1-20
- L.-N.Zhang,S.-S.Zhong,and S.-Q.Xu (2008), **Broadband U-shaped dielectric resonator antenna with elliptical patch feed**, Electronics Letters, pp.947-949, Vol.44

- K.-W. Leung, K.-M. Luk, K. Y. A. Lai, and D. Lin (1995), **Theory and experiment of an aperture-coupled hemispherical dielectric resonator antenna**, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, pp.1192–1198
- K. W. Leung, K. M. Luk, K. Y. A. Lai, and D. Lin (1993), **Theory and experiment of a coaxial probe fed hemispherical dielectric resonator antenna**, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, pp.1390–1398, vol.41
- B.Ghosh, K.Ghosh, and C.S.Panda (2009), **Coplanar waveguide feed to the hemispherical DRA**, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, pp.1566–1570, vol.57
- C. K. Kuhl, S. Schradling, C. C. Leutner, N. Morakkabati-Spitz, E. Wardelmann, R. Fimmers, W. Kuhn and H. H. Schild (2005), **Mammography, Breast Ultrasound, and Magnetic Resonance Imaging for Surveillance of Women at High Familial Risk for Breast Cancer**, Journal of Clinical Oncology, pp. 8469-8476 ,Vol. 23
- Y.M. Abbosh (2014), **Breast cancer diagnosis using microwave and hybrid imaging methods**, International Journal of Computer Science & Engineering Survey (IJCSES), pp.41-48
- E. C. Fear, X. Li, S. C. Hagness, and M. A. Stuchly (2002), **Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions**, IEEE Transactions on biomedical engineering, pp.812-822
- E.J. Bond, X. Li, S. C. Hagness, and B. D. Van Veen (2003), **Microwave imaging via space-time beamforming for Early Detection of Breast Cancer**, IEEE Transactions on antenna and propagation, pp. 1690-1705
- Wenyi, C. (2012). **Microwave power imaging for ultra-wideband early breast cancer detection**. Doctor degree thesis The University of North Carolina at Charlotte.
- M. Lazebnik, L. McCartney, D. Popovic, C. B. Watkins, M. J. Lindstrom, J. Harter, S. Sewall, A. Magliocco, J. H. Booske, M. Okoniewski and S. C. Hagness (2007), **A Large-Scale Study of the Ultrawideband Microwave Dielectric Properties of Normal Breast Tissue Obtained from Reduction Surgeries**, Physics in Medicine and Biology, Vol. 52, pp. 2637–2656
- E. Pancera (2010), **Medical applications of the Ultra Wideband technology**, 2010 Loughborough Antennas and Propagation Conference (LAPC), pp.52-56
- T. Sugitani, S. Kubota, S. Kuroki, K. Kuroki, K. Sago, K. Arihiro, M. Okada, T. Kadoya, M. Hide, M. Oda, and T. Kikkawa (2014), **Complex permittivities of breast tumor tissues obtained from cancer surgeries**, Appl. Phys. Lett, 104,253702

Haoyu Zhang (2014), **Microwave Imaging for Ultra-Wideband Antenna Based Cancer**

Detection. Degree doctor Philosophy thesis The University of Edinburgh 2014

R. Ortega-Palacios, L. Leija, A. Vera, M. F. J. Cepeda (2010), **Measurement of breast - tumor phantom dielectric properties for microwave breast cancer treatment evaluation**, 7th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE 2010), pp 216-219



ภาคผนวก ก

โค้ดโปรแกรม MATLAB



โค้ดโปรแกรม MATLAB ที่ใช้ในการประมวลผลภาพมะเร็งเต้านม

```

clc; close all;

theta = 10;

n_th = 360/theta;

n_r = 4;

n_f=205;

A = SdataEachFreq0('..\breast\New\spher_1_10_4', theta, n_r, n_f);

r = 4.5;

dr = r/(n_r);

[R,TH] = ndgrid( [0 1.5 3 4.5], 0:2*pi/n_th:2*pi );

[X,Y] = pol2cart(TH, R);

num=7;

d=1;

for k = 1:(n_f-1)/(num-1):n_f

    figure(d)

    Z = A( :, :, k );

    surf( X', Y', Z )

    view(2)

    title( ['Backscatter coefficient measurements at frequency = ', num2str(d+3), ' GHz'] )

    shading interp

    colormap jet

    colorbar

    grid on

    xlim([ -5 5])

ylim([ -5 5])

    rng = -5:5;

    set( gca, 'XTick', rng, 'XTickLabel', rng )

    set( gca, 'YTick', rng, 'YTickLabel', rng )

    xlabel('x (cm)')

    yla

    ylabel('y (cm)')

```

```

d=d+1;
end

```

โค้ดโปรแกรม MATLAB ที่ใช้ในการอ่านข้อมูลที่เก็บค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนตำแหน่งต่างๆรอบบริเวณด้านม

```

function A = SdataEachFreq0(folderpath, th, r, f_range)

n_th = 360/th+1;
n_r = r+1;
L = cell(n_th, n_r);
A = zeros(n_th, n_r, f_range);
for i=1:n_th
    for j=1:n_r
        filename = sprintf([folderpath '\\%d%d.csv'], i-1, j-1);
        L{i, j} = importdata(filename);
        A(i, j, :) = L{i, j};
    end;% j
end;% i
end

```

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ภาคผนวก ข

บทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างการศึกษา

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

รายชื่อบทความวิชาการที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่ในระหว่างศึกษา

Pavinee Suwanta and Piyaporn Krachodnok (2017)., International Conference on Electronics, Information and Communication (ICEIC), 11-14 January 2017, pp.169-171

Pavinee Suwanta Piyaporn Krachodnok and Rangsun Wongsan (2017). **Wideband Inverted L-shaped Dielectric Resonator Antenna for Medical Applications**, IEEE International Conference on Computational Electromagnetics (ICCEM), 8-10 March 2017 Japan, pp.188-189



Wideband Inverted L-shaped Dielectric Resonator Antenna With Curved Top Face

P. Suwanta and P. Krachodnok

School of Telecommunication Engineering,
Suranaree University of Technology, Nakhonratchasima, Thailand 30000
M5841486@g.sut.ac.th

Abstract

An antenna has been developed to use in for the biomedical field which requires high bandwidth. In this paper, a wideband L-shaped dielectric resonator antenna (WLDRA) with curved top face and inverted trapezoidal patch feed is designed by using CST Microwave Studio software. The proposed antenna offers a wide bandwidth of 81.61%, the frequency ranges 3.76 to 9.35 GHz, with the peak gain of 9.2 dB. The antenna can be applied in microwave imaging, which important to the application in the medical field.

Keywords: compact; dielectric resonator antenna; inverted trapezoidal patch; wideband.

1. Introduction

Microwave imaging has been widely used in the field of medicine to detect breast cancer. It is used high bandwidth electromagnetic waves to illustrate the phantom of the breast. The previous studies relating to breast cancer detection found that antenna in a narrow range of frequencies might not be a resolution to notice breast tissue [1]-[2]. Many types of research try to improve the bandwidth of an antenna used monopole antenna to detect breast cancer. In [2]-[4], they designed a monopole antenna with wide bandwidth to be able to effectively high resolution of breast phantom. However, a monopole antenna leads to consuming a lot of energy in unnecessary direction and low gain. The impact of breast cancer detection used wide frequency range from 4 to 9 GHz [5]. The study also found that they could make wider bandwidth of DRA from the type of feed technique [6]-[7].

In this paper we present the dielectric resonator antenna with modified DRA shape to use in medical fields, thus increasing of the range of frequency and high gain can be investigated by high resolution breast cancer. In addition, an effort is made to improve the wideband dielectric resonator antenna use inverted trapezoidal patch feed with wide bandwidth. In [8]-[9], they apply an inverted

trapezoidal patch antenna to merge with DR. To resize a shape of the DR and slash in some parts of the DR, this allows higher frequency signal transmission. The results obtained a bandwidth between 3.76 GHz to 9.35 GHz, and the directional radiation pattern. This design would be particularly useful to the application in the medical field.

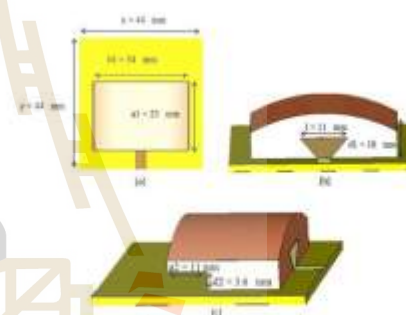


Figure 1 Geometry of the proposed DRA (a) Top view, (b) Front view, (c) side view.

2. DRA DESIGN AND ANALYZER

The Design of wideband dielectric resonator antenna with a dielectric constant of 10.2 (Roger RT 6010). The DRA would put on a FR4 substrate with a dielectric permittivity of 4.5 with the length and the width of 44 mm and 34 mm, respectively. Curved DRA on the top, this excited by the microstrip line to inverted trapezoidal patch feed to merge with DR as illustrated in Figure 1.

A step-by-step elucidation of approach is presented. First, the length and the width of DR were resized, the S11 results are shown in Figures 2-3. To observe the characteristics of the reflection field (S11), the parameters b_1 is adjusted when other constant parameters were fixed at $a_1=23$ mm and $d_1=10$ mm, respectively. It is found that the length of b_1 affect the resonance frequency. A trend was observed a wide range of frequency at $b_1=34$ as seen in Figure 2. Figure 3 shows the s11 result when the

parameter a is added to the width of DR, it is to have an influence on the penetration of waves at higher frequencies. To reduce this problem, so we cut some pieces (vary a_2 and d_2) to reduce the reflection of electromagnetic waves at high frequency as shown the result in Figures 4-5. There are waves reflected back at least as well as the frequency in the range between 3.76 to 9.35 GHz. Conclusion of the parameters are $a_1 = 23$ mm, $b_1 = 34$ mm, $d_1 = 3.6$ mm, and $a_2 = 11$ mm. The results of the proposed antenna design display in Figures 7-8 with the gain in the range of 5.8 to 9.2 dB and. Figure 8 shows radiation patterns of the antenna in different frequency that are directional pattern.

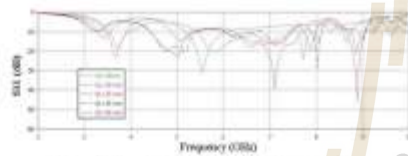


Figure 2 Simulated S11 with different values of b_1 .

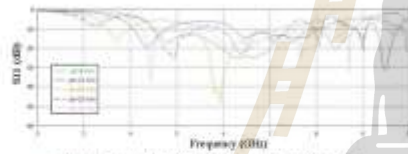


Figure 3 Simulated S11 with different values of d_1 .

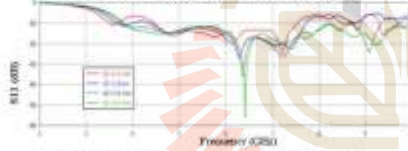


Figure 4 Simulated S11 with different values of d_2 .

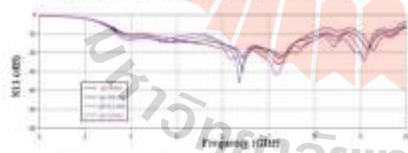


Figure 5 Simulated S11 with different values of a_1 .

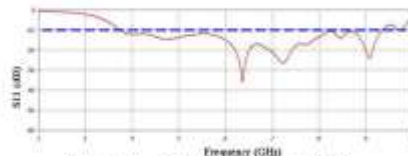


Figure 6 Simulated S11 of the proposed DRA

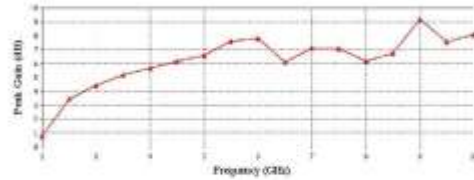


Figure 7 The simulated gain of the proposed DRA.

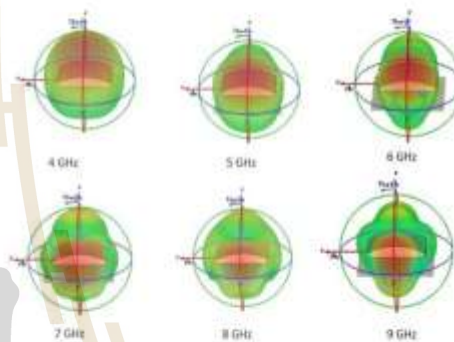


Figure 8 3D radiation patterns of different frequencies.

3. Conclusion

The researchers design wideband dielectric resonator antenna. The results of the design obtained impedance bandwidth of 81.61%, the frequency range between 3.71 to 9.35 GHz, the characteristic of radiation pattern was direction with the peak gain of 9.2 dB. As an application in medicine for breast cancer, make the future is building prototype and performance test of the antenna.

References

- [1] A. K. Alqallaf, R. K. Dab and S.F. Mahmood, "Microwave imaging using synthetic radar scheme processing for the detection of breast tumors," Applied computational electromagnetics society journal , vol. 31, pp.98-105, February 2016.
- [2] S. Alshetri, "Directional versus omni directional antennas for UWB imaging," International journal of engineering research and development, vol. 5, pp.13-18, December 2012.
- [3] M. Converse, E. J. Bond, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, "A computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer

treatment,"IEEE Transactions on microwave theory and techniques, vol. 54, pp. 2169-2180, May 2006.

[4] E. NR, G. AG, M. PM, and P.KD, "Conformal microwave tomography using a broadband non-contacting monopole antenna array,"International conference on ultra-wideband, pp.192-196, 2012.

[5] M. A. Shaira Bani, S.Vanaja, and S. Poonguzhali, "UWB microwave detection of breast cancer using SAR," International conference on energy efficient technologies for sustainability, IEEE, pp.113-118, 2013.

[6] A. A. N. Al-Azza, and F. J. Harackiewicz, "Novel compact ultra wideband rectangular dielectric resonator antenna," IEEE Antennas and propagation society international symposium, pp.1694-1695, 2013.

[7] Y. Gao, Z. Feng, and L. Zhang, "Compact asymmetrical T-Shaped dielectric resonator antenna for broadband applications," IEEE transactions on antennas and propagation, pp.1611-1615, March 2012.

[8] H. Elkamchouchi, and Y. M. Modony, "Wideband inverted trapezoid microstrip patch antenna fed by uneven l-beam," IEEE Antennas and propagation society international symposium, pp.3725-3728, 2004.

[9] X. L. Liang, T. A. Denidni, and L.N. Zhang, "Wideband L-Shaped dielectric resonator antenna with a conformal inverted-trapezoidal patch feed," IEEE transactions on antennas and propagation, pp. 271-274, January 2009.



มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

Wideband Inverted L-shaped Dielectric Resonator Antenna for Medical Applications

P. Suwanta, P. Krachodnok, and R. Wongson
 School of Telecommunication Engineering, Institute of Engineering
 Suranaree University of Technology, Nakhonratchasima, Thailand
 E-mail: m5841486@g.sut.ac.th, priam@sut.ac.th, and rangsan@sut.ac.th

Abstract— Telecommunications has expanded rapidly. It's absolutely necessary to optimize the antenna's performance to support applications usage in medical development as microwave imaging. The radiation pattern basically needs to be directed toward the breast phantom and high gain. Investigated by high resolution breast cancer that makes antenna can be delivered in a wide spectrum. The role of this research is to design wideband dielectric resonator antenna (WDRA) by using inverted L-shape associated with a curved top face and inverted trapezoidal patch feed, specialized by engineering CST microwave studio for a bandwidth, gain, behavior of the wave, and radiation pattern demonstration. WDRA that make this replication can be used in the function of a medical technique.

Keywords— compact dielectric resonator antenna; inverted trapezoidal patch; wideband

I. INTRODUCTION

Many researchers regard antenna's recent development growth in medical applications used to diagnose the breast cancer, which was in the frequency range of 4-9 GHz [1]-[2]. The antenna design was to be combined with the technical microwave imagine. The diagnosis required a high resolution by virtue of the wide bandwidth [3] - [4], thus monopole antennas were used to detect the breast cancer. However, these antenna patterns were spread around in a manner which was not in a position to verify the continued propagation, resulting in wasted energy. On the other hand, the directional antenna was to point the beams to the breast only one side, resulting in a narrow bandwidth [4].

The previous studies relating to have a dielectric resonator (DR) antenna developed to make waves reduced, features specifically to the characteristics attributed to high radiation entering the feed resulted in increased bandwidth [5] - [7]. Therefore, this paper proposes the method to take DR to be designed antenna with high bandwidth for applications in the medical field by using the reshaped DR associated with inverted trapezoidal patch feed, to induce a wave tend in one direction. When we observed the behavior of the electric field, it makes the slash piece off some DR waves to spread well. This article is based on simulation used the CST microwave studio software with the impedance bandwidth of 81.16%. The role of this research is to design the wide band DR antenna to be applied in medical applications.

The remainders of this paper are organized as follows: section II presents an overview of the parameters involved in the design model, section III the simulation results of the proposed model. The conclusion of this paper is presented in Section IV.

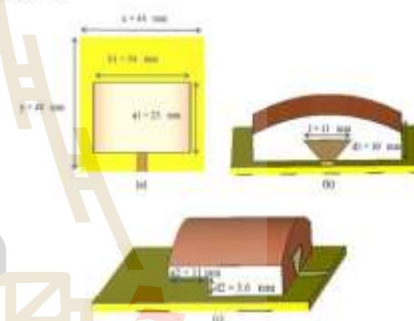


FIG. 1. GEOMETRY OF THE PROPOSED DR. (A) TOP VIEW, (B) FRONT VIEW, (C) SIDE VIEW.

II. DESIGN

The structure of the wideband dielectric resonator antenna as shown in Fig.1 is placed on the PCB FR4 substrate permittivity 4.5, the length of $x = 44$ mm, and the width of $y = 34$ mm. The Curved DR on the top is designed by Roger RT 6010 (dielectric constant of 10.2) excited by the microstrip line to inverted trapezoidal patch feed to merge with DR. The top of the arc has adapted to reduce the back radiation. We cut some pieces (a_1 and a_2) to reduce the reflection of electromagnetic waves at high frequency. Details of parameters used in the model are shown in Table I.

TABLE I. ANTENNA PARAMETERS

Parameter	Dimension (mm.)	Parameter	Dimension (mm.)
b_1	34	a_1	10
a_1	23	a_2	3.6
a_2	11	l	11

III. SIMULATION RESULTS

Because the S11 can be used to determine the matching of the input impedance, the antenna is only accepted if it is less than or equal to -10 dB. As seen in Fig. 2, the proposed antenna is matched to the transmission line. There are waves reflected back at least as well as the frequency in the range between 3.76 to 9.35 GHz. The gain of the antenna that is around 5.8 to 9.2 dB illustrates in Fig. 3. The simulated electric field distributions of proposed antenna display in Fig. 4, the waves are organized the distribution of power to suit the frequency. It is found that the surface in above of the DR will affect the low frequency and region's bottom affect to the high frequency, which the shape of DR affects to the spread of the wave. Fig. 5 shows radiation patterns in different frequencies, it is the pointed direction

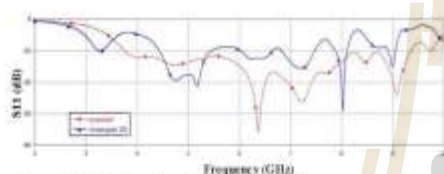


Fig. 2. Simulated S11 results of the wideband dielectric resonator antenna

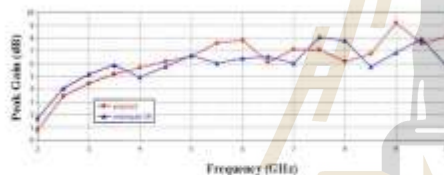


Fig. 3. Simulation antenna of Gain

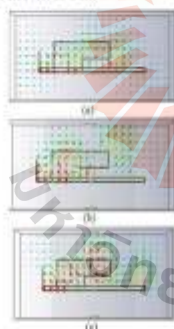


Fig. 4. Simulated electric field distributions of proposed antenna at (a) 5 GHz, (b) 7 GHz, and (c) 9 GHz

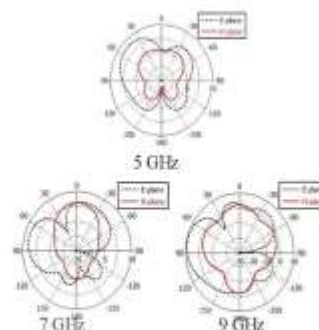


Fig. 5. The simulated radiation patterns of the proposed antenna in E- and H-planes at (a) 5 GHz, (b) 7 GHz, and (c) 9 GHz.

IV. CONCLUSION

This research proposes the wide bandwidth antenna by using modified shape of dielectric resonator. The results obtained from the S11 with the impedance bandwidth of 81.61% in the operating frequency range between 3.71 to 9.35 GHz. The nature of the radiation pattern is the direction in which the outcome. It shows in the way that the antenna is designed to be useful for medical applications in the detection of breast cancer.

REFERENCES

- [1] M. A. Shahin Bara, S. Yama, and S. Poonguzhali, "UWB microwave detection of breast cancer using SAR," International conference on energy efficient technologies for sustainability, IEEE, pp.113-118, 2013.
- [2] M. A. Shahin Bara, S. Yama, & S. Poonguzhali, "UWB Microwave Breast Cancer Detection Using SAR," JSSN (Print) - 2278-8948, vol-2, 2013.
- [3] S. Alshelbi, "Directional versus omnidirectional antenna for UWB imaging," International journal of engineering research and development, vol. 5, pp.13-18, December 2012.
- [4] M. Corvino, E. J. Bond, B. D. Van Veen, and S. C. Hagness, "A computational study of ultra-wideband versus narrowband microwave hyperthermia for breast cancer treatment," IEEE Transactions on microwave theory and techniques, vol. 54, pp. 2169-2180, May 2006.
- [5] A. A. N. Al-Ara, and F. J. Harackiewicz, "Novel compact ultra wideband rectangular dielectric resonator antenna," IEEE Antennas and propagation society international symposium, pp.1694-1695, 2013.
- [6] Y. Gao, Z. Feng, and L. Zhang, "Compact asymmetrical T-shaped dielectric resonator antenna for broadband applications," IEEE transactions on antennas and propagation, pp.1611-1615, March 2012.
- [7] X. L. Liang, T. A. Denzin, and L. N. Zhang, "Wideband L-shaped dielectric resonator antenna with a conformal inverted-trapezoidal patch feed," IEEE transactions on antennas and propagation, pp. 271-274, January 2011.

ประวัติผู้เขียน

นางสาวภาวิณี สุวรรณทา เกิดเมื่อวันที่ 28 มกราคม พุทธศักราช 2535 สำเร็จการศึกษาระดับประถมศึกษาปีที่ 1-6 และระดับมัธยมศึกษาปีที่ 1-3 แผนกวิทยาศาสตร์-คณิตศาสตร์ จากโรงเรียนเทศบาล 1 (บูรพาวิทยากร) ระดับมัธยมศึกษาปีที่ 4-6 แผนกวิทยาศาสตร์-คณิตศาสตร์ โรงเรียน บุญวัฒนา จังหวัดนครราชสีมา จากนั้นได้เข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาตรี สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ สาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี เมื่อปี พุทธศักราช 2553 หลังจากสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรีในปีพุทธศักราช 2556 ได้เข้าทำงานในตำแหน่งวิศวกร (Network Quality Management) ที่บริษัท แอดวานซ์ อินโฟร์ เซอร์วิส จำกัด มีหน้าที่รับผิดชอบในการดูแลวิเคราะห์สัญญาณระบบเครือข่ายและแก้ปัญหาเครือข่ายรวมทั้งดูแลฐานข้อมูลของบริษัทเป็นเวลา 1 ปี 4 เดือน หลังจากนั้นได้มีความสนใจที่จะศึกษาต่อในระดับปริญญาวิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิต ด้านสายอากาศ จึงได้สมัครเข้าศึกษาต่อในสาขาวิชาวิศวกรรมโทรคมนาคม สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี

ระหว่างศึกษาได้เสนอบทความเข้าร่วมประชุมในงานวิชาการนานาชาติ 16th International Conference on Electronics, Information, and Communication (ICEIC 2017) ณ โรงแรมฮิลตัน ประเทศไทย วันที่ 11-14 มกราคม 2560 และ งานประชุมวิชาการนานาชาติ IEEE International

Conference on Computational Electromagnetics (ICCEM) ณ Parea Kumamoto Prefectural Community Center ประเทศญี่ปุ่น วันที่ 8-10 มีนาคม 2560 โดยมีรายละเอียดดังภาคผนวก ข

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีสุรนารี