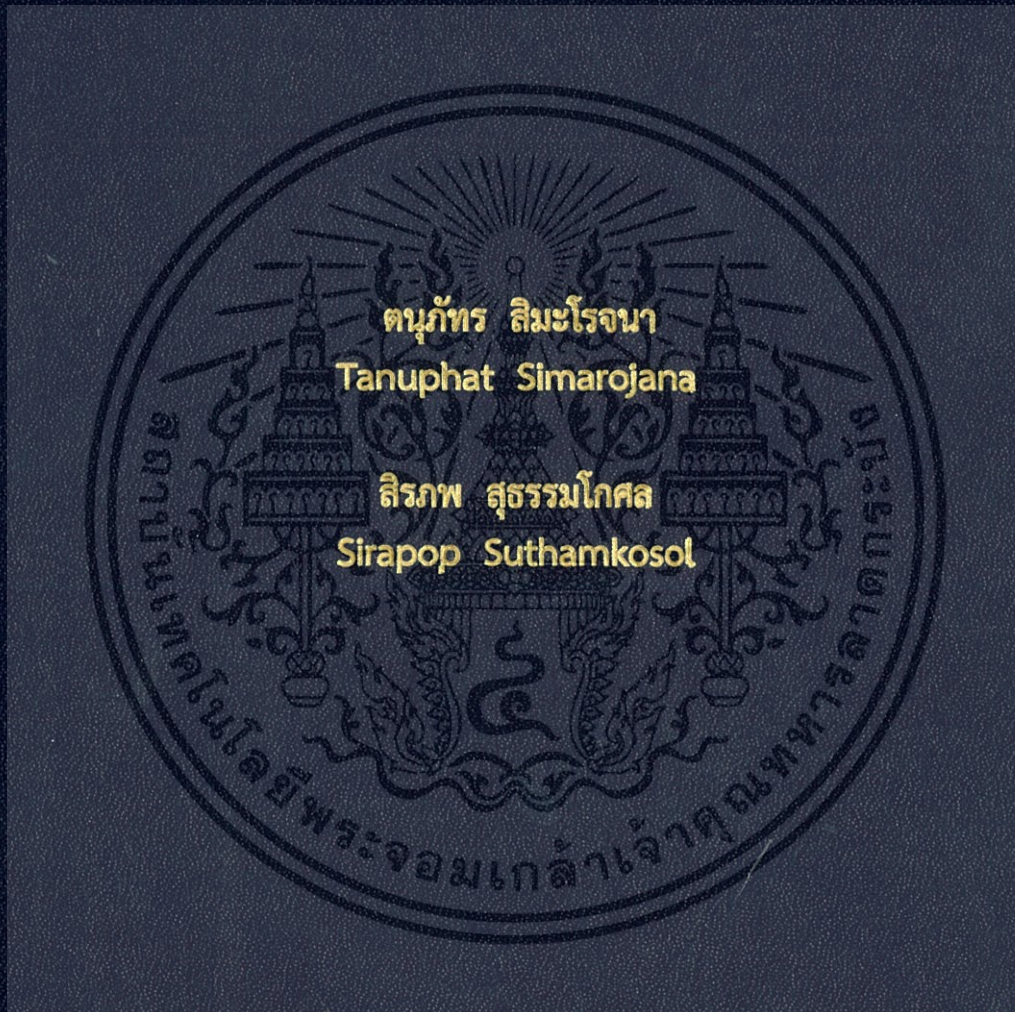


การตรวจจับมะเร็งเต้านมของคลื่นเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์  
Breast cancer detection using UWB radar technique



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2559

การตรวจจับมะเร็งเต้านมคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์  
Breast cancer detection using UWB radar technique

โดย

ตฤภัทร สิมะโรจนา

สิรภาพ สุธรรมโกศล



ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2559

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญาานิพนธ์ปีการศึกษา 2559

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง การตรวจจับมะเร็งเต้านมคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

Breast cancer detection using UWB radar technique

ผู้จัดทำ นาย ตฤภัทร สิมะโรจนา รหัสนักศึกษา 56010457

นาย สิริภพ สุธรรมโกศล รหัสนักศึกษา 56011315

ปริญญาานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว



(ผศ.ดร.ภัทรพงศ์ ผาสุขกิจ)

อาจารย์ที่ปรึกษา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อโครงการ	การตรวจหามะเร็งเต้านมของคลื่นเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์
นักศึกษา	นาย ตันภัทร สิมะโรจนา 56010457 นาย สิริภพ สุธรรมโกศล 56011315
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาโครงการ	ผศ.ดร.ภัทรพงศ์ ผาสุกกิจ
ปีการศึกษา	2559

### บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้เกี่ยวกับการนำคลื่นไมโครเวฟมาใช้ตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้ความถี่ในย่านอัลตราไวด์แบนด์ที่ช่วงความถี่ 2-4 GHz ผ่านเครื่อง Network analyzer รุ่น HP-8720A โดยวิเคราะห์จากค่าคงที่ของสัญญาณที่สะท้อนกลับมา (Reflection coefficient: S11) ของร่างกายจากการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปที่เต้านม และคำนวณเป็นค่าแรงต้านสนามไฟฟ้า (Complex permittivity) โดยเปรียบเทียบกับแบบจำลองซึ่งมีลักษณะคล้ายก้อนเนื้อที่เป็นมะเร็งกับก้อนเนื้อที่เป็นปกติ (Phantom) และมีการส่งสัญญาณ (Pulse Generator) ผ่านเสาอากาศและรับสัญญาณกลับมา เพื่อดูเวลาที่ติลลยไป (Time Delay) โดยประมวลผลผ่านโปรแกรม MATLAB Simulink เนื่องจากวิธีโดยทั่วไปที่ใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมคือการเอ็กซเรย์เต้านม อัลตราซาวด์ และการตรวจด้วยแม่เหล็ก อย่างไรก็ตามเทคโนโลยีนี้ยังมีข้อบกพร่องอยู่ เช่น อาการเจ็บเต้านมที่เกิดจากการกดของการตรวจ มีรังสีก่อประจุและไม่เหมาะสมกับขนาดหน้าอกของผู้หญิงไทยที่มีขนาดเล็กซึ่งยากต่อการตรวจสอบโดยการบีบกด นอกจากนี้การตรวจด้วยวิธีดังกล่าวจะมีต้นทุนและความซับซ้อนสูง แต่สำหรับการนำคลื่นไมโครเวฟมาใช้ตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้ความถี่ในย่านอัลตราไวด์แบนด์ เป็นวิธีที่มีต้นทุนต่ำ สามารถปรับใช้ให้เหมาะสมกับลักษณะผู้หญิงในประเทศไทย นอกจากนี้ยังหลีกเลี่ยงรังสีก่อประจุและการบาดเจ็บเนื่องจากการบีบกดของเต้านมอีกด้วย

<b>Research Title</b>	Breast cancer detection using UWB radar technique
<b>Researcher Name</b>	Tanuphat Simarajana 56010457 Sirapop Suthamkosol 56011315
<b>Major</b>	Biomedical Engineering, Electronic Department
<b>Adviser</b>	Asst.Prof.Patarapong Pasungkit
<b>Academic Year</b>	2016

### Abstract

This thesis is about the use of microwave to detect breast cancer using a frequency in the Ultra-Wideband range of 2-4 GHz with Network analyzer model HP-8720A. The analyzation of a constant value of signal reflection was performed (reflection coefficient:  $S_{11}$ ) and later calculated into complex permittivity by comparing with the phantom model, which is similar to cancerous and normal tissues. Then, the signal was transmitted and received by a pulse generator with our design of the antenna with time delay. The processing of the signals was complete with the help from MATLAB Simulink. The methods commonly use for the detection of breast cancer are mammography (X-rays), ultra-sound and magnetic resonance imaging (MRI). However, those technologies still have some drawbacks, such as the pain caused by the compression from mammography, a radiation caused ionizing accumulation, or even the fitting of the size for average Thai women with small breasts, which make it difficult to detect with squeezing press method. In addition to that is a highly cost and complexity of the process, Hence, using microwave in the Ultra-Wideband method is on a lower budget. It can be adapted to suit the characteristics of Thai women and also avoided the charge and radiation injury due to the compression of the breast as well.

## กิตติกรรมประกาศ

ในการโครงการครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนจาก สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง งบประมาณปี 2559 ทางคณะผู้จัดทำขอขอบคุณมา ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณศูนย์เครื่องมือวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ ภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ สำนักวิชาวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่เอื้อเฟื้อเครื่องมือและสถานที่สำหรับการทดสอบในการทำงาน

ขอขอบคุณ อาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ และหัวหน้าสาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ รศ.ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่ได้แนะนำข้อเสนอแนะต่อคณะผู้จัดทำจนงานสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ตฤภัทร สิมะโรจนา

สิริภพ สุธรรมโกศล



# สารบัญ

เรื่อง	หน้า
บทคัดย่อ.....	I
Abstract.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญภาพ.....	VIII
สารบัญตาราง.....	XII
บทที่ 1 บทนำ	
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมุติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้องของรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์	
2.1 กล่าวนำ.....	4
2.2 ความเป็นมาของมะเร็งเต้านมและการตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	10
2.3 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	13
2.3.1 ข้อกำหนดและความรู้พื้นฐานในการตรวจโรคมะเร็งเต้านม.....	13
2.3.2 ข้อเปรียบเทียบระหว่างการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับเทคโนโลยีแบบอื่นในการตรวจ หามะเร็งเต้านม.....	16
2.4 กระบวนการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีต่าง ๆ และทฤษฎีพื้นฐานสำหรับการตรวจ โรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	19
2.4.1 Maxwell's equation.....	20
2.4.2 อัตราการดูดกลืนพลังงานเฉพาะ (Specific absorption rate : SAR).....	21
2.5 ทฤษฎีค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเต้านม.....	24
2.6 ทฤษฎีพื้นฐานของสายอากาศ.....	27

## สารบัญ (ต่อ)

เรื่อง	หน้า
2.6.1 การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ.....	27
2.6.2 อัตราขยาย.....	28
2.6.3 ความกว้างแถบ.....	29
2.7 ทฤษฎีพื้นฐานของเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย ( Vector Network Analyzer,VNA).....	29
2.7.1 S-Parameters.....	29
2.7.2 Vector Network Analyzer.....	32
2.8 สรุป.....	33
บทที่ 3 การใช้เครื่อง Vector Network Analyzer เพื่อหาค่า Dielectric property	
3.1 กล่าวนำ.....	35
3.2 การใช้เครื่องวิเคราะห์โครงข่ายแบบเวกเตอร์ (Vector Network Analyzer).....	36
3.3 การใช้โปรแกรม Lab view.....	41
3.4 แบบจำลองเต้านม (Phantom).....	48
3.5 วิธีทำแบบจำลองไขมัน (Fat) และ ก้อนมะเร็ง (Tumor).....	48
3.6 คำนวณหาค่า Complex permittivity.....	49
3.7 ส่งสัญญาณ (Pulse Generator) ผ่านเสาอากาศและรับสัญญาณกลับมา เพื่อดูเวลาที่ ดีเลย์ไป (Time Delay) โดยประมวลผลผ่านโปรแกรม MATLAB Simulink.....	50
บทที่ 4 ผลการทดลอง	
4.1 ทดลองวัดค่า Complex permittivity ในสารละลายต่างๆ ในช่วงความถี่ 2-6 GHz....	54
4.1.1 ผลที่ได้จากการวัดน้ำกลั่น.....	54
4.1.2 ผลที่ได้จากการวัด Isopropyl Alcohol, 70%.....	55
4.1.3 ผลที่ได้จากการวัดสารละลายกลูโคส (glucose).....	56
4.2 ทดลองวัดค่า Complex permittivity ของ Phantom ในช่วงความถี่ 2-4 GHz.....	58
4.2.1 ผลที่ได้จากการวัดน้ำกลั่น Real Part of Complex Permittivity of Normal Tissue Phantom and Cancerous Tissue Phantom.....	58
4.2.2 ผลที่ได้จากการวัดน้ำกลั่น Imaginary Part of Complex Permittivity of Normal Tissue Phantom and Cancerous Tissue Phantom.....	59

## สารบัญ (ต่อ)

เรื่อง

หน้า

4.3 ทดลองวัดค่า Time shift ของชั้นเนื้อเยื่อต่างๆ ในแบบจำลองเต้านม โดยหลักการ Cross Correlation.....	60
4.3.1 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Time shift ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับเข้ามา (Received signal) โดย ตัวกลางที่เป็นอากาศ (air).....	60
4.3.2 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับเข้ามา (Received signal) โดยผ่านตัวกลางที่เป็นไขมัน (fat) หรือ Normal breast tissue.....	61
4.3.3 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่ส่งออก (Transmitted signal) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับเข้ามา (Received signal) โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมัน(fat) ที่ข้างในเป็น เนื้อขนาด 3 เซนติเมตร ที่มีลักษณะคล้ายกับเนื้อเยื่อมะเร็ง(Tumor).....	62
4.3.4 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่ส่งออก (Transmitted signal) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับเข้ามา(Received signal) โดยผ่านตัวกลางที่เป็นไขมัน(fat) ที่ข้างในเป็น เนื้อขนาด 4 เซนติเมตรที่มีลักษณะคล้ายกับเนื้อเยื่อมะเร็ง(Tumor).....	63
4.3.5 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับเข้ามา(Received signal) โดย ผ่านตัวกลางเป็นไขมัน(fat) ที่ข้างในเป็น เนื้อขนาด 6 เซนติเมตรที่มีลักษณะคล้ายกับเนื้อเยื่อมะเร็ง(Tumor).....	64
4.3.6 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่รับสัญญาณของไขมัน(Received signal of fat) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับสัญญาณของอากาศ(Received signal of air) เพื่อคำนวณหา Relative Permittivity ของแบบจำลองไขมัน.....	65
4.3.7 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่รับสัญญาณของไขมัน(Received signal of fat) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับสัญญาณของเนื้อที่แทนมะเร็งทั้ง 3 ขนาด(Received signals of meat) เพื่อคำนวณหาRelative Permittivity ของ แบบจำลองเนื้อเยื่อมะเร็ง.....	66

## สารบัญ (ต่อ)

เรื่อง	หน้า
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ	
5.1 สรุปผลการทดลองเรื่องการหาค่า Complex Permittivity ของสารละลาย.....	67
5.2 สรุปผลการทดลองเรื่องการส่งสัญญาณ (Pulse Generator) ผ่านเสาอากาศและรับ สัญญาณกลับมา เพื่อดูเวลาที่ติลเลยไป (Time Delay) โดยประมวลผลผ่านโปรแกรม MATLAB Simulink.....	68
5.3 ข้อเสนอแนะจากการทำวิจัย.....	68
บรรณานุกรม.....	69
ภาคผนวก ก.....	70
ภาคผนวก ข.....	73
ภาคผนวก ค.....	76
ภาคผนวก ง.....	85



# สารบัญภาพ

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.1 รูปแบบสัญญาณพัลส์ลักษณะต่าง ๆ ของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์.....	6
รูปที่ 2.2 ตัวอย่างการกำเนิดสัญญาณพัลส์และการรับส่งพัลส์สำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ผ่านช่องทางสื่อสาร.....	7
รูปที่ 2.3 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องส่งสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์.....	8
รูปที่ 2.4 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องรับสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์.....	9
รูปที่ 2.5 ลักษณะการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ผ่านช่องทางสัญญาณใน.....	9
รูปที่ 2.6 แบบจำลองแสดงรูปร่างอวัยวะภายในของเต้านมผู้หญิง.....	10
รูปที่ 2.7 ตัวอย่างอุปกรณ์และแบบจำลองที่ใช้ในระบบตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟรวมทั้งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นบนเต้านมปกติและผิดปกติ.....	12
รูปที่ 2.8 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านม.....	12
รูปที่ 2.9 ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก ( $\epsilon'$ ) ของไขมันและกล้ามเนื้อ.....	14
รูปที่ 2.10 พื้นฐานของการถ่ายภาพด้วยไมโครเวฟโดยการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในเต้านมแล้วตรวจพลังงานที่ส่งผ่านหรือสะท้อนกลับจากมะเร็งเต้านมเปรียบเทียบกับเต้านมปกติ.....	15
รูปที่ 2.11 รูปแบบการสะท้อนกลับและการส่งผ่านของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางสองชนิดที่มีค่าไดอิเล็กตริกต่างกัน.....	16
รูปที่ 2.12 ชนิดของย่านความถี่ต่าง ๆ และผลกระทบของย่านความถี่นั้น.....	16
รูปที่ 2.13 ตัวอย่างการตรวจด้วยรังสีเอ็กซ์ (Mammography :x-ray screening test) และภาพที่ตรวจวัดได้.....	17
รูปที่ 2.14 ตัวอย่างการตรวจด้วยอัลตราซาวด์ (Ultrasound) และภาพที่ตรวจวัดได้.....	17
รูปที่ 2.15 ตัวอย่างการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) และ ภาพที่ตรวจวัดได้.....	18
รูปที่ 2.16 กราฟแสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ.....	25

## สารบัญภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 2.17 กราฟแสดงค่าความนำทางไฟฟ้าของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ.....	25
รูปที่ 2.18 กราฟแสดงค่าไดอิเล็กตริกเชิงซ้อนของไขมันและมะเร็งเต้านม.....	26
รูปที่ 2.19 Box Circuit.....	30
รูปที่ 2.20 พฤติกรรมของสัญญาณเมื่อทำการส่งสัญญาณในเน็ตเวิร์ค.....	30
รูปที่ 2.21 Impedance ของ Source และ Load ในเน็ตเวิร์ค[2].....	31
รูปที่ 2.22 องค์ประกอบพื้นฐานของ Vector network analyzer.....	32
รูปที่ 3.1 รุ่น HP-8720A Microwave Network Analyzer.....	36
รูปที่ 3.2 หน้าจอของเครื่องเมื่อกดปุ่ม CAL.....	37
รูปที่ 3.3 ปุ่มกด CALIBRATE MENU.....	37
รูปที่ 3.4 ปุ่มกด S11 1-PORT.....	38
รูปที่ 3.5 หน้าจอเมื่อกดเข้าเมนู Calibrate S11 1-PORT.....	38
รูปที่ 3.6 การเชื่อมต่อตัวเสียบอากาศกับตัว Adaptor.....	39
รูปที่ 3.7 ทำการต่อกับตัวสอบเทียบช่อง OPEN.....	39
รูปที่ 3.8 ทำการต่อกับตัวสอบเทียบช่อง SHORT.....	40
รูปที่ 3.9 นำตัวเสียบอากาศมาต่อกับหัวโพรบ ( Coaxial probe ).....	40
รูปที่ 3.10 นำไปจุ่มใน Load ที่ทราบค่าทางไฟฟ้า ( น้ำกลั่น).....	41
รูปที่ 3.11 โปรแกรม Measurement & Automation Explorer หรือ (NI MAX).....	42
รูปที่ 3.12 Devices and Interfaces .....	42
รูปที่ 3.13 GPIB-USB-HS+ ของ Vector Network Analyzer รุ่น HP-8720A.....	43
รูปที่ 3.14 โปรแกรม NI MAX ซึ่งเลือก Input ไปที่ GPIB0::16 .....	44
รูปที่ 3.15 Block diagram ใน Lab view .....	45
รูปที่ 3.16 ข้อมูลในรูปของกราฟในหน้าต่าง Front panel หรือ User interface.....	46
รูปที่ 3.17 วิธีการนำค่าของข้อมูลทั้งหมด จัดเก็บใน Microsoft Excel.....	47

## สารบัญภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 3.18 แบบจำลองเต้านม (Phantom) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร.....	48
รูปที่ 3.19 แบบจำลองไขมัน (Fat).....	48
รูปที่ 3.20 เนื้อหมูขนาด 3,4 และ 6 เซนติเมตร.....	49
รูปที่ 3.21 สารละลาย Glucose และ Isopropyl Alcohol, 70%.....	49
รูปที่ 3.22 การทดลองส่งสัญญาณผ่านเสาอากาศ.....	50
รูปที่ 3.23 เสาอากาศที่ความถี่ 3 GHz.....	51
รูปที่ 3.24 เครื่องกำเนิดพัลส์ (Pulse Generator).....	51
รูปที่ 3.25 เครื่องรับสัญญาณพัลส์ (Infinium 54854A DSO).....	52
รูปที่ 3.26 แบบจำลองเต้านมบรรจุไขมันอย่างเดียว.....	52
รูปที่ 3.27 แบบจำลองเต้านมบรรจุไขมันและก้อนเนื้อหมู.....	53
รูปที่ 4.1 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของน้ำกลั่น...54	
รูปที่ 4.2 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของ isopropyl Alcohol, 70%.....	55
รูปที่ 4.3 70% Isopropyl Alcohol Complex Permittivity (University of Cincinnati).....	55
รูปที่ 4.4 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของ สารละลาย กลูโคสที่มีความเข้มข้น 0.1M.....	56
รูปที่ 4.5 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของ สารละลาย กลูโคสที่มีความเข้มข้น 0.2M.....	56
รูปที่ 4.6 กราฟเปรียบเทียบกันทั้งหมดในส่วนของ Real part of complex relative permittivity.....	57
รูปที่ 4.7 กราฟเปรียบเทียบกันทั้งหมดในส่วนของ Imaginary part of complex relative permittivity.....	57
รูปที่ 4.8 กราฟเปรียบเทียบ Relative Permittivity หรือ Real Part of Complex Permittivity ของ Normal Tissue กับ Cancerous Tissue Phantom.....	58
รูปที่ 4.9 กราฟเปรียบเทียบ Loss factor หรือ Imaginary Part of Complex Permittivity ของ Normal Tissue Phantom กับ Cancerous Tissue Phantom.....	59

## สารบัญภาพ (ต่อ)

รูปที่	หน้า
รูปที่ 4.10 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นอากาศ.....	60
รูปที่ 4.11 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมัน.....	61
รูปที่ 4.12 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมันที่มีตรงกลางเป็นเนื้อขนาด 3 เซนติเมตร...62	
รูปที่ 4.13 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมันที่มีตรงกลางเป็นเนื้อขนาด 4 เซนติเมตร..63	
รูปที่ 4.14 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมันที่มีตรงกลางเป็นเนื้อขนาด 6 เซนติเมตร...64	
รูปที่ 4.15 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Received signal of fat กับ Received signal of air.....	65
รูปที่ 4.16 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Received signal of fat กับ Received signals of meat ทั้ง 3 ขนาด.....	66

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 2.1 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับในการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการทำงาน.....	22
ตารางที่ 2.2 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป.....	22
ตารางที่ 2.3 ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงาน.....	22
ตารางที่ 2.4 ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป.....	23
ตารางที่ 2.5 ค่าพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าของ ไขมัน และมะเร็งเต้านม.....	26



# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1) ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

เมื่อปี พ.ศ. 2545 (ค.ศ. 2002) คณะกรรมการกลางกำกับดูแลกิจการสื่อสารของประเทศสหรัฐอเมริกา (FCC : Federal Communications Commission) หรือเรียกกันว่า เอฟซีซี ได้ออกข้อกำหนดการใช้สัญญาณชนิดหนึ่งที่มีชื่อว่า “อัลตราไวด์แบนด์” (UWB : Ultra Wide Band) เนื่องจากคุณสมบัติของสัญญาณอัลตราไวด์แบนด์มีคุณลักษณะที่โดดเด่น คือ เป็นสัญญาณไร้สายที่มีรูปคลื่นพัลส์ซึ่งปรากฏเพียงชั่วขณะ หรือเป็นพัลส์ที่มีความกว้างของสัญญาณในทางเวลาที่แคบมากที่สุด (F. Nekoojar, 2005) ซึ่งอยู่ในระดับนาโนวินาที (ns : nanosecond,  $10^{-9}$ ) หรือที่ระดับพิโควินาที (ps : picosecond,  $10^{-12}$ ) เนื่องด้วยความกว้างของพัลส์ทางเวลาที่อยู่ในระดับนี้เมื่อทำการวิเคราะห์แถบความถี่หรือสเปกตรัม (spectrum) พบว่าเกิดการแผ่สเปกตรัมที่กว้างที่สุด ( ultra-wide bandwidth ) ในการส่งสัญญาณและเป็นที่มาของชื่อที่ว่าอัลตราไวด์แบนด์ สำหรับการใช้นวัตกรรมอัลตราไวด์แบนด์ในปัจจุบันนั้น ได้รับความสนใจอย่างกว้างขวาง มีการพัฒนามาใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์มากขึ้นและจะเป็นเทคโนโลยีการสื่อสารในอนาคตข้างหน้า เนื่องจากเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์เป็นเทคโนโลยีที่มีการส่งสัญญาณในรูปแบบของพัลส์แคบ ๆ ผ่านย่านความถี่แถบกว้าง ทำให้สามารถถ่ายโอนข้อมูลได้จำนวนมาก และมีอัตราเร็วในการส่งข้อมูลสูง ซึ่งคาดว่าในอนาคตเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นั้นจะสามารถนำไปประยุกต์ใช้งานได้หลายด้าน เช่น ด้านการสื่อสาร (การสื่อสารภายในอาคาร การเชื่อมต่อ ภายนอกอาคารความเร็วสูงแบบจุดต่อจุด) ด้านการตรวจสอบวัตถุหรือสิ่งของต่าง ๆ (ผลผลิตทางการเกษตร โครงสร้างอาคาร วัตถุในตู้คอนเทนเนอร์ การตรวจสอบวัตถุที่อยู่ใต้ผิวดิน ฯลฯ) และ ด้านการประมวลผลภาพทางการแพทย์ โดยเฉพาะด้านการแพทย์นั้นได้รับความสนใจอย่างมากสำหรับเทคโนโลยีไมโครเวฟหรือในย่านอัลตราไวด์แบนด์ คือประยุกต์ใช้งานสำหรับทางการแพทย์โดยเฉพาะการตรวจมะเร็งเต้านม เนื่องจากว่ามะเร็งเต้านมเป็นหนึ่งในปัญหาหลักของการเสียชีวิตในผู้หญิงและเป็นมะเร็งที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เกิดมากที่สุด ซึ่งมักจะเกิดขึ้นกับผู้หญิงที่อายุมากกว่า 40 ปี วิธีโดยทั่วไปที่ใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมคือการเอ็กซเรย์เต้านม อัลตราซาวด์ และการตรวจด้วยแม่เหล็ก อย่างไรก็ตามเทคโนโลยีนี้ยังมีข้อบกพร่องอยู่ เช่น อาการเจ็บเต้านมที่เกิดจากการกดของการตรวจและมีรังสีก่่อประจุ นอกจากนี้การตรวจด้วยวิธีดังกล่าวจะมีต้นทุนและความซับซ้อนสูง ต่อมาได้มีการวิจัยเกี่ยวกับการนำคลื่นไมโครเวฟมาใช้ตรวจหามะเร็งเต้านมโดยใช้ความถี่ในย่านอัลตราไวด์แบนด์ ซึ่งเป็นวิธีที่มีต้นทุนต่ำ นอกจากนี้ยังหลีกเลี่ยงรังสีก่่อประจุและการบีบกดอีกด้วย ในงานวิจัยนี้ได้ใช้ความถี่ย่านอัลตราไวด์แบนด์ในการตรวจหามะเร็งเต้านมโดยวิเคราะห์ความแตกต่างจากค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของเนื้อที่เป็นมะเร็งเต้านมซึ่งมีความแตกต่างจากค่าเนื้อเยื่อปกติเป็นอย่างมากโดยวิเคราะห์ที่ช่วงความถี่จาก 2-4 GHz โดยต้องมีอุปกรณ์หลักคือ เครื่องมือวัดทางวิศวกรรมต่าง ๆ เครื่องคอมพิวเตอร์สำหรับใช้จำลองผล แบบจำลองของเต้านมที่มีค่าไดอิเล็กตริกที่สมจริง และสายอากาศที่ตอบสนองความถี่ 2-4 GHz ในการทดลองจริงจะทำการสร้างสายอากาศและแบบจำลองเต้านมเพื่อพิสูจน์ผลตามที่ต้องการต่อไป

## 1.2 ) ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

เพื่อศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ รวมไปถึงค่าคงที่ของไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อต่างๆ ให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้ในงานด้านการขึ้นภาพโดยอาศัยหลักการของเรดาร์เทคนิค เพื่อนำมาใช้เป็นประโยชน์ในทางด้านการแพทย์เพื่อความปลอดภัยจากรังสีที่เพิ่มขึ้น มีราคาที่ลดลง และมีคุณภาพที่ดี สำหรับผู้ป่วย

## 1.3) สมมุติฐานของการศึกษา

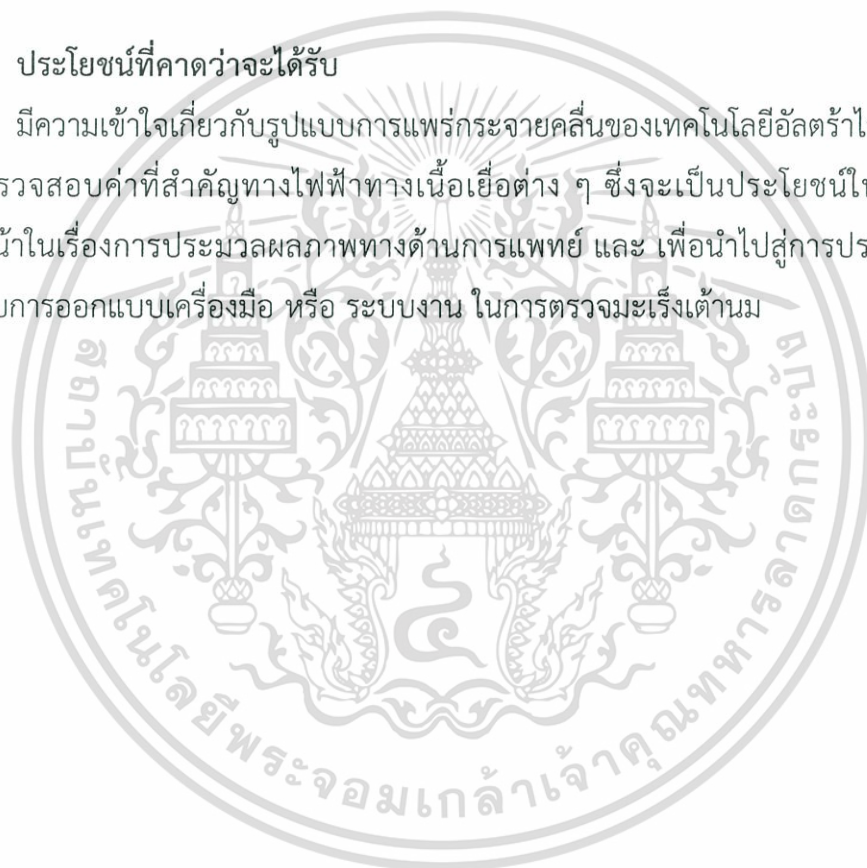
จากการศึกษาสัญญาณในเรื่องเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ จะสามารถนำคุณสมบัติของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ตรวจสอบและหาค่าได้ นำมาทำกระบวนการประมวลผลโดยหลักการของเรดาร์เทคนิค

#### 1.4) ขอบเขตการวิจัย

ศึกษาข้อมูลเพิ่มเติมเกี่ยวกับระบบการทำงานของเทคโนโลยีอัลตราไวต์แบนด์ ศึกษาแบบจำลองของ ศึกษาสภาพแวดล้อมที่สนใจและความเป็นไปได้ของการประยุกต์ใช้งานเทคโนโลยีอัลตราไวต์แบนด์ ซึ่งมีการออกแบบสายอากาศสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวต์แบนด์ วงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์ และวงจรรับส่งสัญญาณพัลส์ ของเทคโนโลยีอัลตราไวต์แบนด์ ซึ่งมีคุณสมบัติค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกันออกไปในแต่ละชนิดของเนื้อเยื่อ โดยมีการวิเคราะห์ผลตอบสนองและการแปลงของข้อมูลเพื่อนำมาประมวลผล

#### 1.5) ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

มีความเข้าใจเกี่ยวกับรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวต์แบนด์ เพื่อตรวจสอบค่าที่สำคัญทางไฟฟ้าทางเนื้อเยื่อต่าง ๆ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ในอนาคตข้างหน้าในเรื่องการประมวลผลภาพทางการแพทย์ และ เพื่อนำไปสู่การประยุกต์ใช้สำหรับการออกแบบเครื่องมือ หรือ ระบบงาน ในการตรวจมะเร็งเต้านม



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 2

# ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ) กล่าวนำ

ทุกวันนี้เทคโนโลยีไม่โครเวฟนอกจากจะเป็นเทคโนโลยีการสื่อสารข้อมูลที่ถูกนำมาใช้ประโยชน์ในเชิงพาณิชย์มากมายแล้วเทคโนโลยีนี้ยังมีความดึงดูดในการศึกษาวิจัยสำหรับใช้ในทางการแพทย์มากมายอีกด้วย โดยเฉพาะมะเร็งเต้านมซึ่งเป็นมะเร็งที่เป็นกันมากเป็นอันดับต้น ๆ ของการเกิดมะเร็งทั้งหมดและยังเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตอย่างมากในผู้หญิงที่เป็นโรคนี้นี้ การศึกษาวิธีการตรวจหามะเร็งชนิดนี้จึงเป็นเรื่องที่สำคัญเป็นอย่างมาก ถึงแม้ว่าปัจจุบันจะมีวิธีตรวจหาหลายวิธีแต่ก็ยังมีข้อเสียในหลายด้าน จึงมีการใช้เทคโนโลยีไม่โครเวฟเพื่อตรวจหามะเร็งเต้านมซึ่งสามารถลดข้อเสียต่าง ๆ ของเทคโนโลยีเดิมได้อย่างมาก โดยระบบตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไม่โครเวฟมีส่วนประกอบหลักสำคัญสามส่วน คือ ส่วนวงจรกำเนิดสัญญาณ ส่วนของสายอากาศ และส่วนการประมวลผล เนื้อหาที่สำคัญในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาของเทคโนโลยีตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไม่โครเวฟ ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับระบบตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไม่โครเวฟ โครงสร้างของระบบตรวจหามะเร็งเต้านมด้วยไม่โครเวฟ ทฤษฎีเบื้องต้นในการวิเคราะห์และพิจารณาสัญญาณของระบบ โดยจะเน้นไปที่ช่วงความถี่ในย่านอัลตราไวด์แบนด์เนื่องจากว่าเป็นช่วงความถี่ที่ไม่ไปรบกวนการสื่อสารอื่น ๆ และเป็นฟรีแบนด์

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มาแล้วข้างต้น แต่การที่จะนำเอาเทคโนโลยีใด ๆ มาใช้งานนั้นจำเป็นอย่างไรที่จะต้องมีการศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นของสัญญาณเป็นสิ่งสำคัญโดยเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ก็เช่นเดียวกัน เมื่อมีการนำมาประยุกต์ใช้งานในด้านต่าง ๆ แล้วจะต้องมีการศึกษาและวิเคราะห์รูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นของสัญญาณ เนื่องจากเป็นตัวแปรสำคัญของการวิเคราะห์และออกแบบระบบการสื่อสารไร้สายในทุกรูปแบบ

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

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

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

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

โดยที่  $d_0$  เป็นระยะทางอ้างอิง และ  $G_0$  เป็นอัตราขยายของเส้นทางที่ระยะทางอ้างอิง

นอกจากอัตราขยายของเส้นทางแล้วสิ่งที่จะต้องทำการพิจารณาในลำดับต่อไปของการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นคือ การลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสาร (path loss หรือ path attenuation) ซึ่งเป็นการอธิบายคุณลักษณะของการส่งผ่านสัญญาณจากเครื่องส่งผ่านช่องสัญญาณการสื่อสารไปยังเครื่องรับ โดย การลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารนั้นสามารถเกิดจากสิ่งต่าง ๆ เหล่านี้ได้ คือ การสูญเสียในอากาศว่าง (free space loss) การหักเห (refraction) การสะท้อนกลับ และการกระเจิงของสัญญาณ เป็นต้น ซึ่งสามารถแสดงความสัมพันธ์ของการลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารโดยพื้นฐานได้ดังสมการ ต่อไปนี้

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลดทอนของสัญญาณในช่องทางการสื่อสารในสภาพแวดล้อมที่ต่างกันสามารถพิจารณาได้จากสมการที่ (2.4)

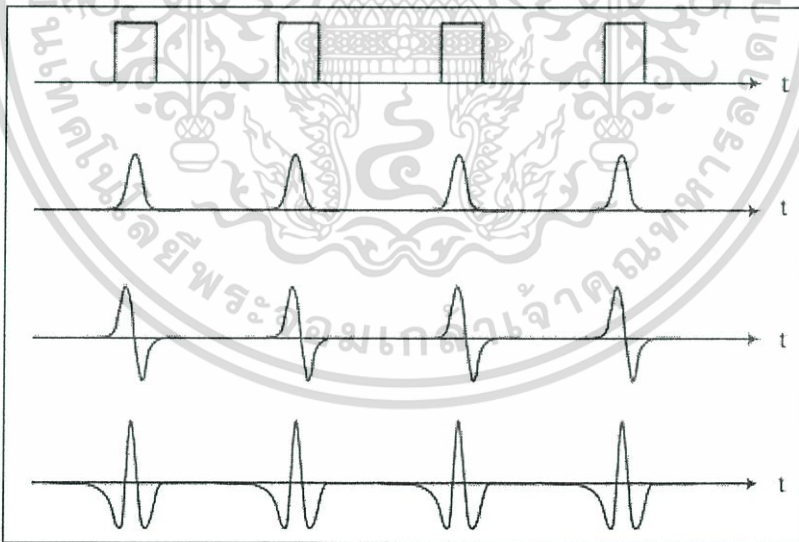
$$PL_{dB}(d) = PL_{0,dB}(d) + 10n \log_{10} \left[ \frac{d}{d_0} \right] \quad (2.4)$$

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

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

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

แต่เนื่องจากสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์พื้นฐานนั้นมีการรับส่งสัญญาณในลักษณะของพัลส์แคบ ๆ หรือที่เรียกว่าอิมพัลส์ (impulse) ซึ่งรูปแบบของพัลส์ที่นำมาพิจารณานั้นมีหลายรูปแบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.1

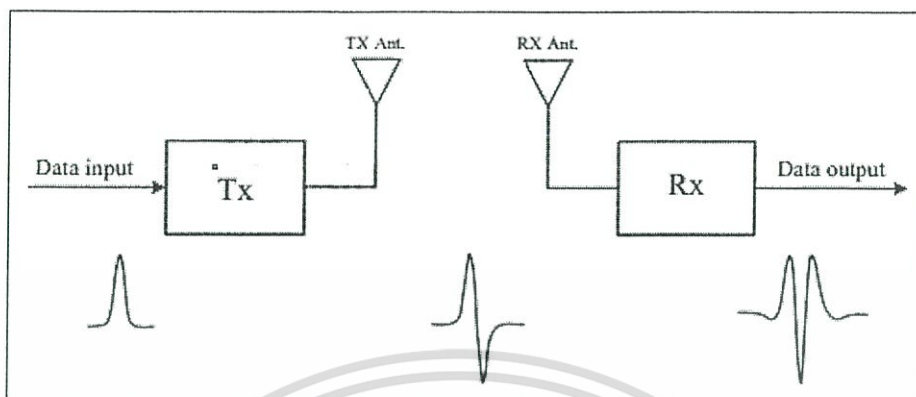


รูปที่ 2.1 รูปแบบสัญญาณพัลส์ลักษณะต่าง ๆ ของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

ดังนั้นในงานวิจัยนี้จะกล่าวถึงสัญญาณพัลส์ 3 รูปแบบด้วยกัน คือสัญญาณพัลส์แบบเกาส์เซียน พัลส์แบบโมโนไซเคิล และพัลส์แบบเกาส์เซียนดับเลต ซึ่งเป็นพัลส์ที่มีช่วงเวลาแคบ ๆ เพียงหนึ่งพัลส์ที่มีการส่งแต่ละพัลส์แบบไม่ต่อเนื่อง ซึ่งแต่ละพัลส์จะมีความหนาแน่นของกำลังงานเชิงสเปกตรัม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ที่กว้างมากในโดเมนความถี่ และสามารถแสดงตัวอย่างการส่งสัญญาณพัลส์จากเครื่องส่งผ่านช่องสัญญาณไปยังเครื่องรับได้ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 ตัวอย่างการกำเนิดสัญญาณพัลส์และการรับส่งพัลส์สำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ผ่านช่องทางการสื่อสาร

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

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

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

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

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

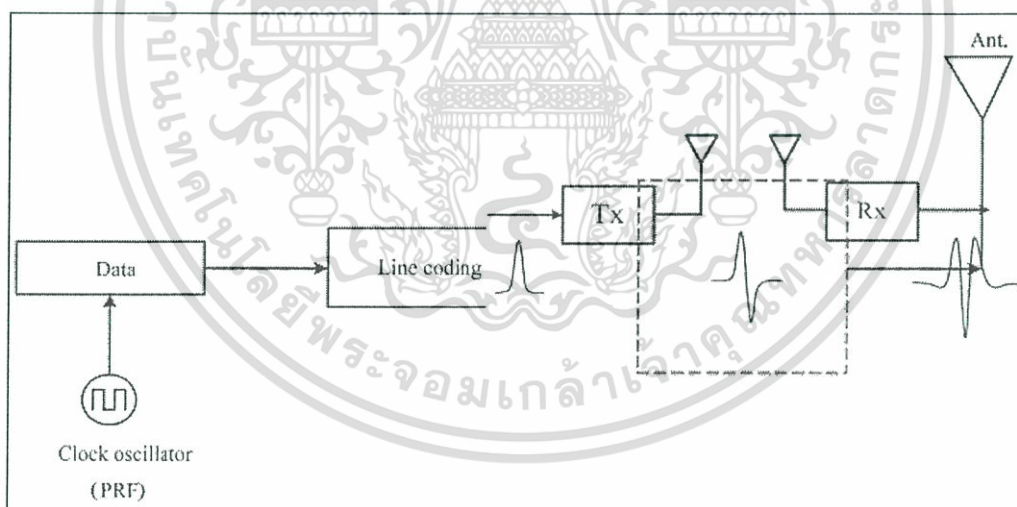
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

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

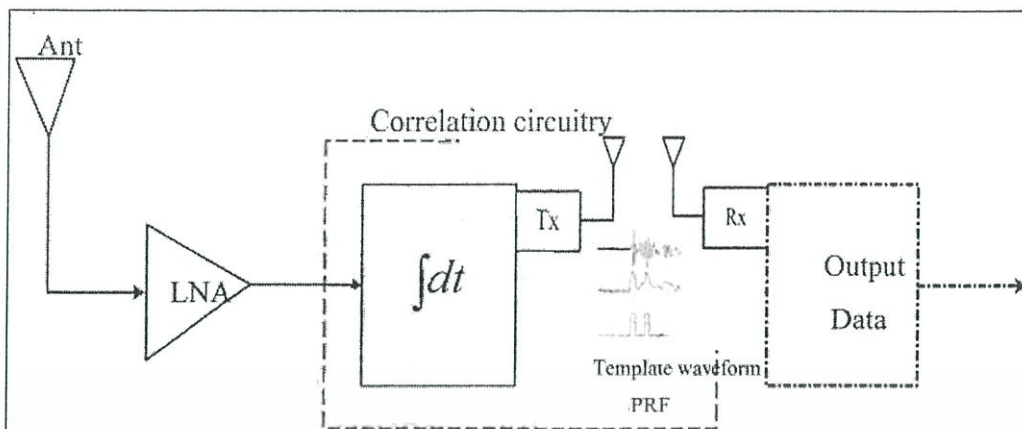
$$Y_{g_2}(f) = A_3 \tau \sqrt{\pi} (j2\pi f)^2 e^{-(\pi f)^2} \tag{2.11}$$

โดยสำหรับการวิจัยในครั้งนี้จะมีการออกแบบวงจรกำเนิดสัญญาณพัลส์และวงจรรับส่งสัญญาณของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ เพื่อการประยุกต์ใช้สำหรับโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สายซึ่งมีลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องรับส่งสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ดังรูปที่ 3 และรูปที่ 4



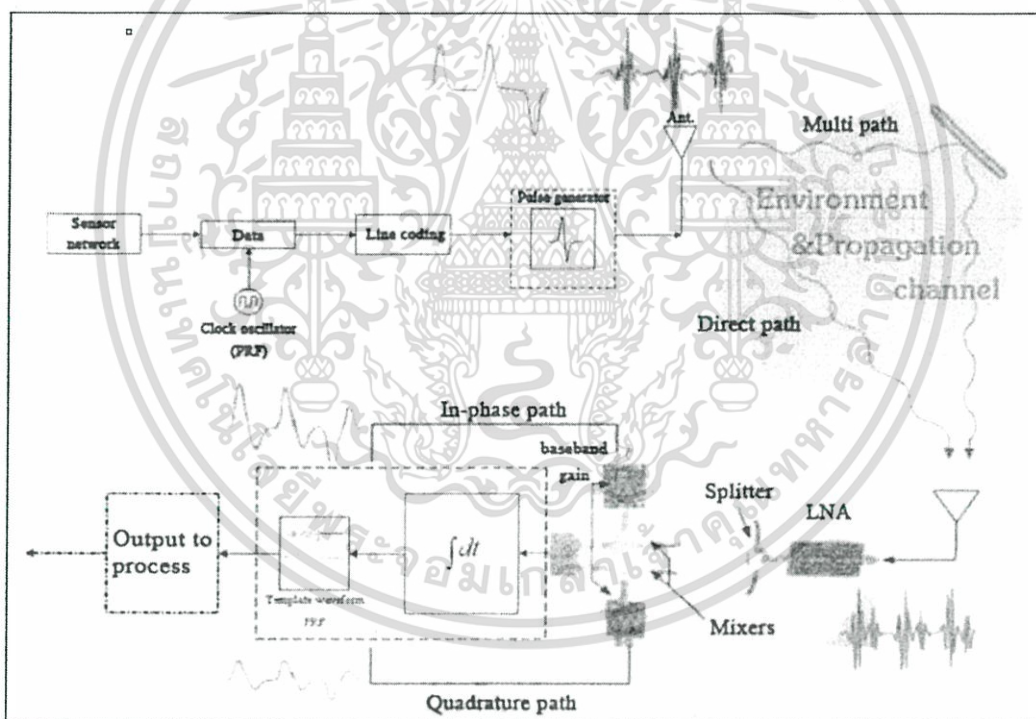
รูปที่ 2.3 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องส่งสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 ลักษณะโครงสร้างพื้นฐานของเครื่องรับสัญญาณสำหรับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

ซึ่งในการศึกษารูปแบบการแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ สำหรับโครงข่ายเซนเซอร์แบบไร้สาย ในครั้งนี้จะมีการกำหนดรูปแบบการทดลองคร่าว ๆ ดังนี้



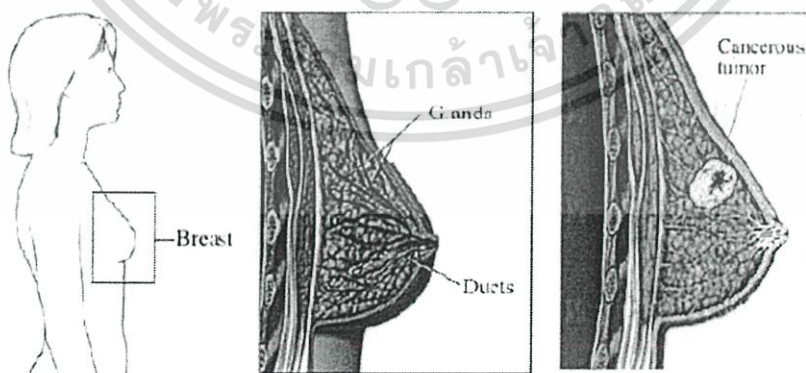
รูปที่ 2.5 ลักษณะการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ผ่านช่องสัญญาณใน สภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จึงสรุปได้ว่าการทำวิจัยในครั้งนี้เป็นศึกษาแบบจำลองของช่องสัญญาณแบบแบนด์กว้าง และศึกษารูปแบบของการแพร่กระจายคลื่นในสภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน รวมถึงการวิเคราะห์ผลตอบสนองของสัญญาณพัลส์ในรูปแบบต่าง ๆ โดยการศึกษาและวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์นี้จะประกอบด้วยชุดกำเนิดสัญญาณพัลส์ วงจรรับส่งสัญญาณพัลส์ สายอากาศรับส่งสัญญาณแบบแบนด์กว้าง เช่นเซอ์หรือตัวตรวจรู้ เพื่อให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งานกับเทคโนโลยีโครงข่ายเซอ์แบบไร้สายในสภาพแวดล้อมแบบต่าง ๆ ได้อย่างมีประสิทธิภาพ รวมถึงการใช้งานด้านการสื่อสาร (การสื่อสารภายในอาคาร การเชื่อมต่อภายนอกอาคารความเร็วสูงแบบจุดต่อจุด) ด้านการประมวลผลภาพทางการแพทย์ และด้านการตรวจสอบวัตถุหรือสิ่งของต่าง ๆ (ผลผลิตทางการเกษตร โครงสร้างอาคาร วัตถุในตู้คอนเทนเนอร์ การตรวจสอบวัตถุที่อยู่ใต้ผิวดิน ฯลฯ) ต่อไปในอนาคต

## 2.2 ) ความเป็นมาของมะเร็งเต้านมและการตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ตั้งแต่อดีตจนถึงปัจจุบันโรคมะเร็งเต้านมเป็นปัญหาอย่างหนักมาโดยตลอด โดยโรคนี้จะพบบ่อยในผู้หญิงไทยหรือแม้แต่ในต่างประเทศก็ตาม ซึ่งสามารถพบได้เป็นอัตรา 1 ต่อ 10 ของผู้หญิงที่เป็นโรคมะเร็ง โรคมะเร็งเต้านมสามารถพบได้ในเพศชายเช่นกันแต่จะมีโอกาสพบในอัตราที่น้อยมาก โรคมะเร็งเต้านมเกิดจากการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อเต้านมไปเป็นเนื้อร้ายซึ่งอาจเกิดกับต่อมน้ำนมหรือท่อน้ำนม โดยมีปัจจัยที่ทำให้เกิดโรคคือ ผู้หญิงที่มีอายุมากกว่า 40 ปี ผู้หญิงที่มีบุตรหลังอายุ 30 ปี ผู้ที่รับประทานยาฮอร์โมน การสูบบุหรี่ ความอ้วน มีความเครียดสูงและออกกำลังกายน้อยหรือแม้แต่ผู้ที่มีประวัติของคนในครอบครัวที่เป็นมะเร็งเต้านม การรักษาสามารถทำได้โดยการผ่าตัด การฉายรังสีโดยใช้รังสีที่พลังงานสูงเพื่อกำจัดเซลล์มะเร็งหรือยับยั้งการเจริญเติบโต การให้ยาเคมีบำบัด โดยการให้รับประทานหรือฉีดเข้าไปบริเวณกล้ามเนื้อเพื่อกำจัดและยับยั้งการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็ง หรือการให้ยาที่เกี่ยวข้องกับฮอร์โมน รูปที่ 2.6 จะแสดงแบบจำลองเต้านมที่เป็นโรคมะเร็ง



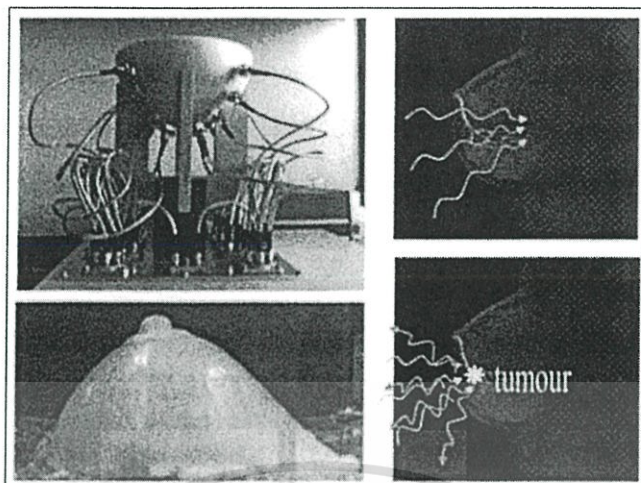
รูปที่ 2.6 แบบจำลองแสดงรูปร่างอวัยวะภายในของเต้านมผู้หญิง

(<http://www.inetfoundation.or.th/healthysmile/about.php>)

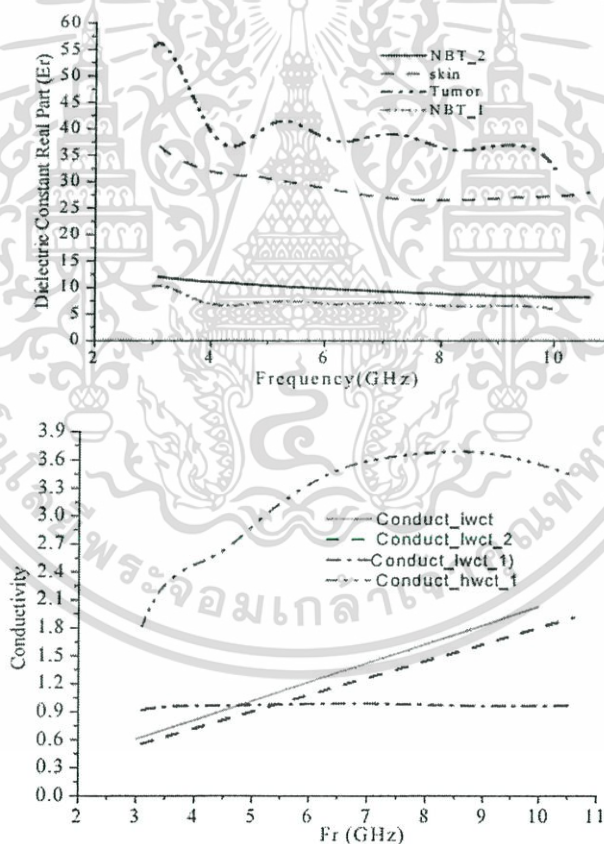
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากที่ทราบกันว่ามะเร็งเต้านมนั้นเป็นปัญหาที่ร้ายแรงอย่างมาก การตรวจหาเพื่อให้ทราบผลก่อนตั้งแต่เนิ่น ๆ จึงเป็นสิ่งที่จำเป็นอย่างมากซึ่งวิธีที่ใช้ในการตรวจโรคมะเร็งเต้านมก็มีอยู่หลายวิธีแต่ละวิธีก็จะมีรูปแบบและความสามารถที่ต่างกันไป เช่น การตรวจด้วยรังสีเอ็กซ์ (Mammography :x-ray screening test) เป็นเทคโนโลยีที่นิยมใช้กันมาก จะทำให้สามารถมองเห็นอวัยวะภายในของคนที่ใช้ได้โดยไม่ต้องทำการผ่าตัดและช่วยในการวินิจฉัยโรคเต้านมชนิดต่าง ๆ เพื่อวางแผนการรักษาให้ถูกต้องอย่างมีประสิทธิภาพได้ การตรวจด้วยอัลตราซาวด์ (Ultrasound) เป็นการตรวจด้วยคลื่นความถี่สูงที่มากกว่า 20 kHz โดยใช้หลักการส่งคลื่นความถี่สูงออกไปกระทบกับเนื้อเยื่อต่าง ๆ ซึ่งโดยปกติแล้วในเนื้อเยื่อ ของส่วนต่าง ๆ จะมีความสามารถในการส่งผ่านและการสะท้อนกลับที่ไม่เท่ากัน ทำให้สามารถรับคลื่นความถี่ที่สะท้อนกลับและประมวลผลสร้างเป็นภาพได้จากระดับความหนาแน่นของคลื่นที่รับได้ในส่วนต่าง ๆ การตรวจโดยใช้เครื่องสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI : Magnetic resonance image) เป็นการตรวจโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพื่อจำลองภาพอวัยวะเหมือนจริงในร่างกายแต่ต้องฉีดสารทึบยวสีแม่เหล็กเข้าไปในร่างกายด้วย และอีกวิธีคือการตัดหรือเอาชิ้นเนื้อต้องส่งสไลด์ไปส่งตรวจ แต่จะต้องทำการเอ็กซเรย์เพื่อหาตำแหน่งของส่วนที่เป็นมะเร็งก่อนต่อมาพบว่าวิธีต่าง ๆ ดังที่กล่าวข้างต้นยังมีข้อเสียบางประการอยู่บ้างจึงได้มีการศึกษาวิธีใหม่ที่มีคุณภาพความแม่นยำและมีความปลอดภัยที่สูง อีกทั้งยังมีความซับซ้อนไม่มากและมีค่าใช้จ่ายที่ต่ำอีกด้วย คือการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ แสดงตัวอย่างดังรูปที่ 2.7 ซึ่งเป็นวิธีที่ได้รับ ความสนใจกันอย่างมากและคาดว่าจะจะเป็นเทคนิคใหม่ที่จะเข้ามาแทนการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยวิธีเดิมโดยที่สามารถแสดงผลเป็นภาพออกมาได้และยังมีความแม่นยำในการตรวจหาสูง

การใช้งานคลื่นไมโครเวฟในทางการแพทย์เพื่อใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านมมีจุดเริ่มต้นมาจากความถี่ในช่วงของไมโครเวฟนั้นมีความแม่ตซ์กับเนื้อเยื่อเต้านมและมะเร็งเต้านม โดยสามารถดูได้จากค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านม ซึ่งจากรูปที่ 2.9 จะเป็นกราฟแสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านมที่ความถี่อย่างหนึ่งในย่านความถี่ไมโครเวฟ จะเห็นว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าจะมีค่าคงที่ตลอดย่านหนึ่งจนไปถึงที่ประมาณ 3.3 GHz ค่าความนำทางไฟฟ้าจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมากซึ่งแสดงให้เห็นว่าที่ความถี่มากกว่า 3.3 GHz ขึ้นไปจะมีความแม่ตซ์และมีคุณสมบัติบางอย่างกระทำต่อเนื้อเยื่อของเต้านมและมะเร็งเต้านม



รูปที่ 2.7 ตัวอย่างอุปกรณ์และแบบจำลองที่ใช้ในระบบตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟรวมทั้งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นบนเต้านมปกติและผิดปกติ ([www.compem.ece.mcgill.ca](http://www.compem.ece.mcgill.ca))



รูปที่ 2.8 กราฟแสดงการเปลี่ยนแปลงของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของเต้านมและมะเร็งเต้านม (M.H. Bah, J.S. Hong, D.A. Jamro School of Physical Electronics University of Electronic Science and Technology of China Chengdu, China, 2015)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.3 ) ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

### 2.3.1 ) ข้อกำหนดและความรู้พื้นฐานในการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

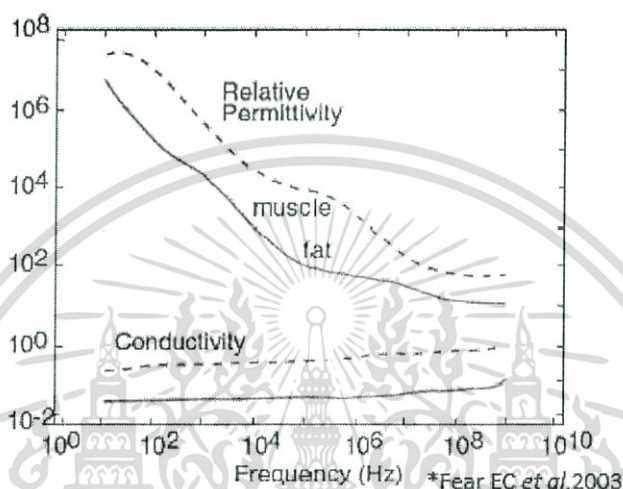
เหตุผลที่ใช้คลื่นไมโครเวฟเพื่อทดแทนเทคโนโลยีแบบเดิมเพราะว่าเทคโนโลยีเดิมนั้นมีปัญหาหลายอย่าง เช่นสภาวะฮีทช็อก และการบีบกด ซึ่งการใช้ไมโครเวฟจะมีความปลอดภัยจากสภาวะฮีทช็อกและมีความสบายมากกว่า ไมโครเวฟจะมีพลังงานสะสมในเนื้อเยื่อและการเกิดพลังงานสะสมนี้ได้มีการศึกษาและวิจัยสำหรับการใช้งานอย่างแพร่หลาย เช่น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

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

โดยที่  $dW$  เป็นการเพิ่มขึ้นของพลังงานที่ถูกดูดซับ  $dm$  เป็นมวล  $dV$  เป็นปริมาตรตามมาตรฐาน C95.1 - 1999 ได้ระบุการใช้งานอุปกรณ์ระหว่างช่วงความถี่ 100 kHz ถึง 6 GHz ให้มีค่า SAR ที่ร่างกายสูงสุดได้ไม่เกิน 1.6 W/kg การประเมินค่ามาตรฐานความปลอดภัยของระบบแม่เหล็กไฟฟ้าพลังงานสะสมและความร้อนสามารถประมาณได้ด้วยการจำลองจากคอมพิวเตอร์ในทางเทคนิคการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟสามารถระบุได้แม้ว่ามะเร็งจะมีขนาดเล็กและยังเป็นที่คาดว่าค่าใช้จ่ายที่ไม่สูงเหมือนวิธีอื่น เช่น MRI และเวชศาสตร์นิวเคลียร์ เพราะอุปกรณ์สำหรับไมโครเวฟมีค่าใช้จ่ายเป็นแค่ส่วนหนึ่งของอุปกรณ์ MRI และเวชศาสตร์นิวเคลียร์(หลักพันต่อหลักล้าน) อีกทั้งยังสามารถประมวลผลเป็นภาพได้เร็ว มีความไวต่อเนื้อเยื่อมะเร็ง และเจาะจงหาเฉพาะเนื้อเยื่อมะเร็ง กุญแจสำคัญของของความไวการเจาะจง และความสามารถที่สามารถหามะเร็งได้แม้ว่าเซลล์มะเร็งจะมีขนาดเล็กคือคุณสมบัติของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกระหว่างเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อ ที่เป็นมะเร็ง

ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นความถี่ไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อ ทางชีววิทยาถูกกำหนดโดยค่าความซึมซาบสนามไฟฟ้า  $\epsilon$  (Complex permittivity) ประกอบด้วยค่าคงที่ไดอิเล็กตริก  $\epsilon'$  และค่าการสูญเสีย  $\epsilon''$  ซึ่งค่าคงที่ไดอิเล็กตริกจะเป็นตัวกำหนดความสามารถในเก็บพลังงานสนามไฟฟ้าของวัสดุนั้น ขณะที่ค่าการสูญเสียจะบ่งชี้ว่าพลังงานจะถูกเปลี่ยนเป็นความร้อนและกระจายตัวเท่าไร ในปี 1989 ได้มีการสรุปคุณสมบัติทางไฟฟ้าของหลาย ๆ อวัยวะ ชนิดของอวัยวะต่าง ๆ จะมีค่าไดอิเล็กตริกที่ต่างกันดังรูปที่ 2.9 แสดงคุณสมบัติของกล้ามเนื้อและไขมัน กราฟนี้แสดงความแตกต่างที่เปลี่ยนไปตามความถี่จะเห็นว่าที่ความถี่ต่ำเนื้อเยื่อ จะมีค่าไดอิเล็กตริกที่สูง จากรูปที่ 2.9 จะบอกได้ว่า ส่วนประกอบของน้ำเป็นปัจจัยหลักในการกำหนดค่าไดอิเล็กตริก อวัยวะที่มีส่วนประกอบของน้ำน้อย เช่น กระดูก ไขมัน ตับ และส่วนอื่น ๆ ภายนอกผิวหนังจะมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ต่ำกว่าอวัยวะที่มีส่วนประกอบของน้ำสูง เช่น กล้ามเนื้อ เลือด สมอง และอวัยวะภายใน จากการวัดค่าคงที่ไดอิเล็กตริก

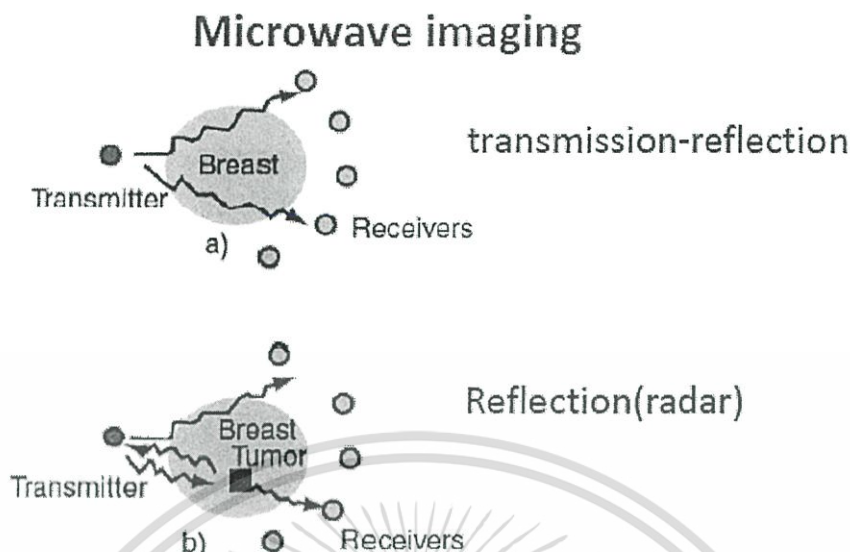
ของอวัยวะต่าง ๆ และเซลล์มะเร็งจะเห็นว่าเซลล์มะเร็งจะมีค่าคงที่ไดอิเล็กตริกมากกว่าเซลล์ปกติอยู่ที่ 10-20% จากการศึกษาปรีคลินิกวรรณกรรมหลาย ๆ ที่แสดงให้เห็นว่าเนื้อเยื่อ ที่เป็นมะเร็งกับเต้านมปกติจะมีความต่างทางไฟฟ้าอยู่มากและในการศึกษานี้คุณสมบัติของเต้านมปกติจะเหมือนกับไขมันขณะที่คุณสมบัติของเซลล์มะเร็งจะเหมือนกับกล้ามเนื้อ อย่างไรก็ตามส่วนประกอบภายในของเต้านมก็ยังมีไขมันและต่อมต่าง ๆ เกี่ยวกับการผลิตน้ำนมอีกด้วย



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

การถ่ายภาพด้วยไมโครเวฟ (Microwave imaging) เป็นอีกวิธีที่ได้มีการศึกษากันอย่างมาก โดยทำให้เห็นโครงสร้างภายในโดยใช้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่ไมโครเวฟ (300 MHz– 30 GHz) ซึ่งจากรูปที่ 2.10 ตัวส่งได้ใช้คลื่นไมโครเวฟส่งเข้าไปในเต้านมซึ่งคลื่นจะทะลุผ่านเต้านมและถูกรับด้วยตัวรับคลื่นที่ฝั่งตรงข้ามของเต้านมในทางกลับกันคลื่นที่ถูกสะท้อนกลับก็จะทำการรับและบันทึกค่าด้วยที่สายอากาศตัวส่ง คลื่นที่ทะลุผ่านเต้านมแล้วเจอกับเนื้อเยื่อมะเร็งจะเปลี่ยนคุณสมบัติทางไฟฟ้าเพราะคลื่นเกิดการกระจายทำให้พลังงานส่วนใหญ่ที่รับได้เปลี่ยนดังที่แสดงในรูปที่ 2.9 จะสามารถแสดงเป็นภาพได้จากพลังงานที่เก็บผลไว้จากตัวรับ ต้องใช้อย่างน้อย 2 วิธี จึงสามารถสร้างภาพด้วยไมโครเวฟได้ วิธีแรกคือการส่ง-สะท้อน และวิธีที่สองคือการสะท้อน (Radar)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

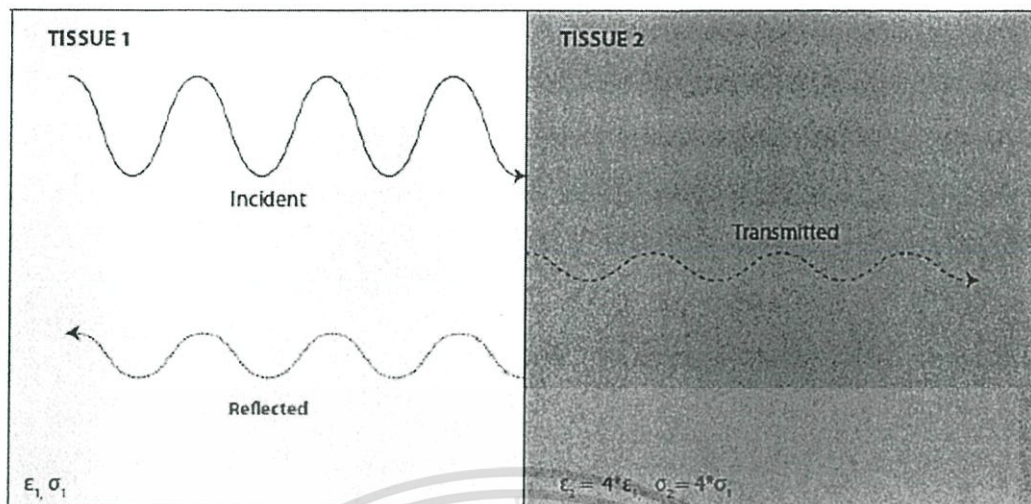


รูปที่ 2.10 พื้นฐานของการถ่ายภาพด้วยไมโครเวฟโดยการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในเต้านมแล้วตรวจพลังงานที่ส่งผ่านหรือสะท้อนกลับจากมะเร็งเต้านมเปรียบเทียบกับเต้านมปกติ (Elise C. Fear, 2003)

รูปที่ 2.11 เป็นการแสดงการแพร่ของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางที่มีค่าไดอิเล็กตริกที่ต่างกัน โดยที่ tissue 1 มีค่าไดอิเล็กตริกน้อยกว่า tissue 2 ซึ่งรูปจะแสดงให้เห็นว่าคลื่นที่เดินทางผ่านตัวกลางที่ 1 เมื่อมากระทบเข้ากับตัวกลางที่ 2 แล้วคลื่นจะเกิดการส่งผ่านเข้าไปและมีการสะท้อนออกซึ่งขึ้นอยู่กับค่าไดอิเล็กตริกและค่าความนำทางไฟฟ้าของตัวกลางที่คลื่นเข้าไปกระทบดังนั้นการวิเคราะห์แบบนี้จึงสามารถนำมาพิจารณาและตรวจหามะเร็งเต้านมได้เนื่องจากความต่างกันอย่างมากของค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกระหว่างเต้านมกับมะเร็งเต้านมทำให้การวิเคราะห์จากคลื่นที่สะท้อนออกหรือการดูดซับพลังงานทำได้ง่าย

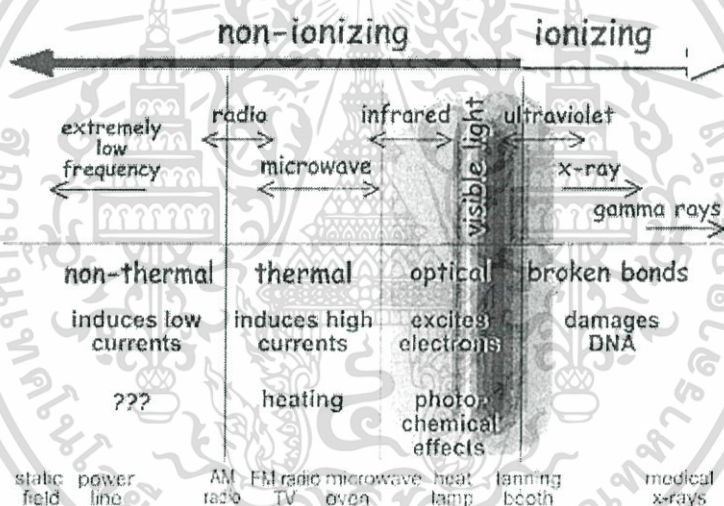
สิ่งที่น่าสนใจอีกอย่างของการนำไมโครเวฟมาใช้ในการตรวจหามะเร็งเต้านมคือความถี่ในย่านนี้จะไม่มีผลของสภาวะไอออน (ionizing radiation) ซึ่งเป็นสิ่งที่อันตรายมากต่อร่างกายมนุษย์เพราะอาจทำให้เนื้อเยื่อเกิดการผิดปกติ อีกทั้งความถี่ในย่านนี้สามารถเกิดการดูดซับพลังงานจนไปเป็นพลังงานความร้อนได้ดีจึงเหมาะสมที่จะนำมาวิเคราะห์และศึกษากับร่างกายมนุษย์ซึ่งดูได้จากรูปที่ 2.14 โดยจากรูปจะแสดงชนิดของช่วงความถี่ในการแพร่ แหล่งจ่ายความถี่และผลกระทบของแต่ละช่วงความถี่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 รูปแบบการสะท้อนกลับและการส่งผ่านของคลื่นไมโครเวฟในตัวกลางสองชนิดที่มีค่า

ไดอิเล็กตริกต่างกัน



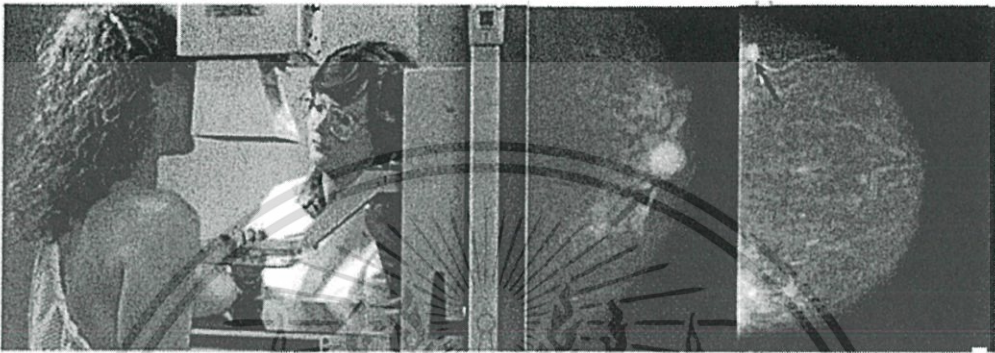
รูปที่ 2.12 ชนิดของย่านความถี่ต่าง ๆ และผลกระทบของย่านความถี่นั้น

2.3.2 ) ข้อเปรียบเทียบระหว่างการใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับเทคโนโลยีแบบอื่นในการตรวจหามะเร็งเต้านม

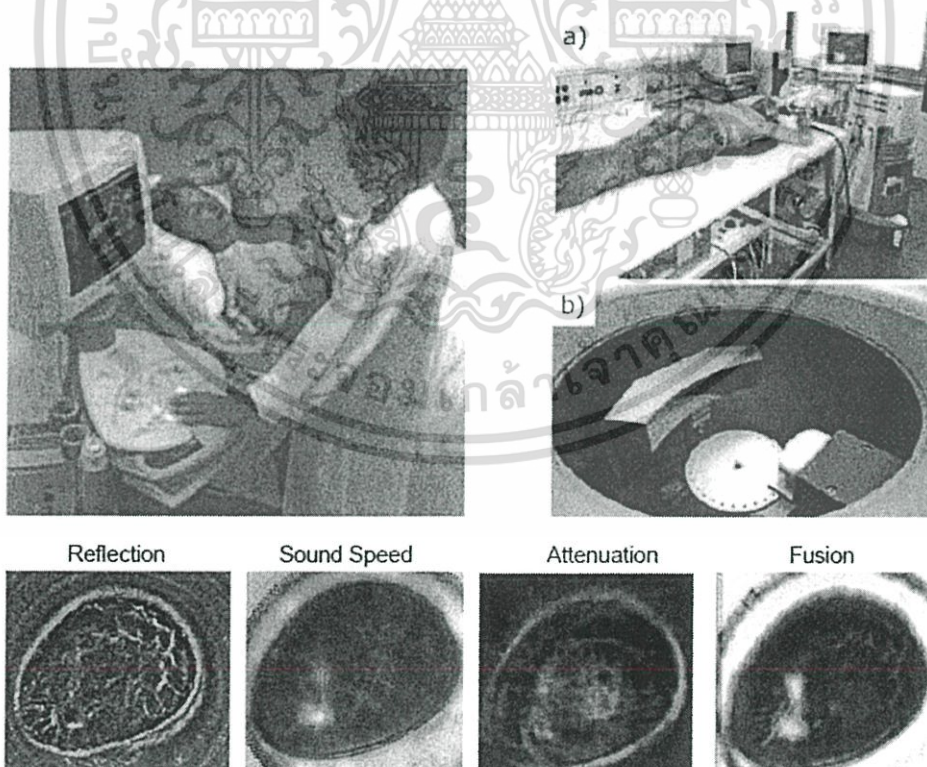
เทคโนโลยีการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟมีข้อดีหลายประการที่เหนือกว่าเทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมแบบอื่นไม่ว่าจะเป็นทั้งด้านความแม่นยำในการตรวจ ต้นทุนระบบต่ำ ระบบมีความซับซ้อนไม่มากหรือแม้แต่ความปลอดภัยจากการตรวจ ซึ่งไม่ใช่ว่าเทคโนโลยีแบบอื่นจะไม่ได้แต่อย่างน้อยมีข้อเสียอยู่บางประการที่ต้องแก้ไขหรือปรับปรุงดังเช่นการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยรังสีเอ็กซ์ (รูปที่ 2.13) ซึ่งมีข้อดีในการทำให้เห็นอวัยวะภายในได้โดยไม่ต้องทำการผ่าตัดโดยใช้รังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงมากถึง  $10^{15}$  Hz แต่การใช้รังสีเอกซ์ก็มีข้อเสียคือรังสีเอกซ์เป็นรังสีที่มีพลังงานที่สูงมากเมื่อรังสีชนเข้ากับเนื้อเยื่อของอวัยวะต่าง ๆ จะเกิดสภาวะไอออนคืออิเล็กตรอนของอะตอมนั้นจะหลุดออกไป สภาวะไอออนจะทำให้ปฏิกิริยาเคมีในร่างกายผิดปกติซึ่งอาจเกิดการกลายพันธุ์ของเซลล์กลายเป็นเซลล์มะเร็งได้ ดังนั้นการฉายรังสีเอกซ์บ่อย ๆ จึงอาจเป็นอันตรายต่อร่างกายได้



รูปที่ 2.13 ตัวอย่างการตรวจด้วยรังสีเอกซ์ (Mammography :x-ray screening test) และภาพที่ตรวจวัดได้

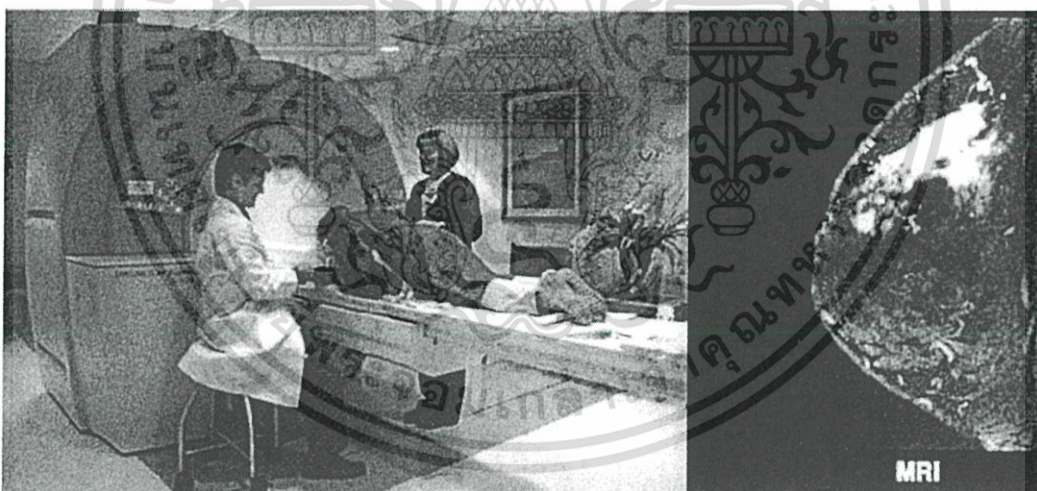


รูปที่ 2.14 ตัวอย่างการตรวจด้วยอัลตราซาวด์ (Ultrasound) และภาพที่ตรวจวัดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การตรวจหาแรงด้วยอัลตราซาวด์ (รูปที่ 2.14) เป็นการตรวจโดยใช้หลักการของคลื่นเสียงซึ่งเมื่อส่งคลื่นเสียงเข้าไปแล้วจะได้คลื่นเสียงสะท้อนกลับมาจากอวัยวะต่าง ๆ ที่กระทบแล้วประมวลผลจากคลื่นที่รับได้ไปเป็นภาพเสมือนซึ่งสามารถเห็นภาพอวัยวะภายในได้ ไม่เป็นอันตรายต่อผู้ป่วยหรือสตรีมีครรภ์ การตรวจทำง่าย รวดเร็วไม่ซับซ้อนและสามารถตรวจได้เกือบทุกอวัยวะแต่ก็มีข้อเสียคือไม่สามารถตรวจอวัยวะที่มีลมได้เช่น ปอดและกระเพาะอาหาร ขนาดของร่างกายมีผลต่อความถูกต้องของภาพ ค่าใช้จ่ายสูงและข้อเสียที่สำคัญที่สุดคือเป็นเทคโนโลยีที่มีประสิทธิภาพในการตรวจน้อยที่สุด

การตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรือ MRI เป็นการตรวจด้วยเครื่องสร้างภาพด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (รูปที่ 2.15) ใช้หลักของความเป็นแม่เหล็กของอะตอมไฮโดรเจน (H)ซึ่งไฮโดรเจนเป็นส่วนประกอบหลักของร่างกายมนุษย์อยู่แล้วซึ่งก็คือน้ำ (H<sub>2</sub>O) โดยผู้ป่วยจะเข้าไปภายในสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและเครื่องจะทำการส่งคลื่นวิทยุเข้าไปเมื่อเซลล์ถูกกระตุ้นจะมีการเปลี่ยนระดับพลังงานหรือเรโซแนนซ์ (Resonance) และหลังจากหยุดกระตุ้นไฮโดรเจนจะคายพลังงานออกมาซึ่งจะมีอุปกรณ์สำหรับรับสัญญาณไปแปลงเป็นภาพอีกที ในเรื่องของคุณภาพการตรวจแทบจะไม่มีข้อบกพร่องเลยเนื่องจากมีความแม่นยำสูงมากและสามารถตรวจได้ทุกส่วนของร่างกาย แต่ก็มีข้อเสียในเรื่องความลำบากในการตรวจและค่าใช้จ่ายคือผู้ป่วยจะต้องกลั้นหายใจเป็นระยะและต้องอยู่นิ่ง ๆ เป็นเวลานานมาก ส่วนเรื่องค่าใช้จ่ายก็อยู่ที่ประมาณหนึ่งหมื่นบาทซึ่งอยู่ในระดับที่แพงมาก



รูปที่ 2.15 ตัวอย่างการตรวจโรคกระเพาะด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) และ ภาพที่ตรวจวัดได้

จากข้อบกพร่องต่าง ๆ ดังที่กล่าวมาข้างต้นทำให้เทคโนโลยีคลื่นไมโครเวฟได้ถูกนำมาศึกษาวิจัยเพื่อจะนำมาทดแทนการตรวจโรคกระเพาะด้วยวิธีอื่นเนื่องด้วยความสามารถในการทะลุทะลวงที่สูงเมื่อเปรียบเทียบกับอัลตราซาวด์ที่มีความผิดพลาดค่อนข้างมากซึ่งปัจจุบันมีการใช้เทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ซึ่งอยู่ในช่วงความถี่ของไมโครเวฟ อัลตราไวด์แบนด์ไม่ได้ใช้คลื่นเสียง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่สูงที่ไม่สามารถเจาะทะลุเข้าไปในร่างกายได้ อัลตราไวต์แบนด์ใช้พัลส์วิทยุ (RF pulse) และมีแบนด์ความถี่กว้าง ซึ่งหมายความว่าอัลตราไวต์แบนด์อิมพัลส์ (UWB impulse) ในทุก ๆ ลูกจะมีสเปกตรัมความถี่มากกว่าระบบใช้งานอื่น ๆ ซึ่งสามารถอธิบายได้ว่าสามารถเจาะทะลุวัตถุได้ ทำให้อัลตราไวต์แบนด์มีศักยภาพมากในการประยุกต์ใช้กับงานประเภทตรวจหาวัตถุ

คุณสมบัติอื่นของอัลตราไวต์แบนด์คือมีความแม่นยำสูงในระดับเซนติเมตรซึ่งขึ้นอยู่กับความกว้างของพัลส์ ความแม่นยำที่สูงมาจากความสามารถจากหลายเส้นทาง (Multi-path) โดยทั่วไปของเทคนิคการสื่อสารไร้สายจะใช้คลื่นต่อเนื่อง (Continuous wave) และมีเวลานิ่ง (Standing time) นานกว่าเวลาส่งในแต่ละเส้นทาง อัลตราไวต์แบนด์พัลส์นั้นมีความแคบมากดังนั้นจึงมีความสามารถในการแยกแยะระหว่างช่องว่างเล็ก ๆ ได้ซึ่งเหมาะสมสำหรับการระบุตำแหน่งและใช้ตรวจสำหรับทางการแพทย์

คุณลักษณะที่สามของอัลตราไวต์แบนด์คือมีการแผ่กระจายทางแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic radiation) ที่ต่ำเนื่องจากกำลังของพัลส์ที่ต่ำกว่า  $-41.3$  dB ในสภาพแวดล้อมปิด (Indoor) การที่มีการแผ่กระจายที่ต่ำทำให้ไม่มีอิทธิพลในการรบกวนเทคโนโลยีอื่น ๆ ในสภาพแวดล้อมรอบข้างซึ่งเหมาะสมที่จะนำไปใช้งานภายในโรงพยาบาล นอกจากนี้ยังมีความปลอดภัยสำหรับร่างกายมนุษย์อีกด้วยถึงแม้ว่าจะใช้ได้ในระยะใกล้แต่อัลตราไวต์แบนด์ก็สามารถประยุกต์ใช้เป็นเครื่องมือที่ทำได้

คุณสมบัติอีกข้อคือการประมวลผลโดยใช้พลังงานที่ต่ำ เนื่องจากเทคโนโลยีอัลตราไวต์แบนด์ใช้การส่งสัญญาณพัลส์ที่มีลักษณะแคบมาก ๆ การออกแบบในภาคส่งจึงทำได้ง่ายและมีการใช้พลังงานที่ต่ำ ซึ่งสามารถช่วยในเรื่องการประหยัดพลังงานของอุปกรณ์ได้ซึ่งจะคล้ายกับคุณสมบัติของระบบเซ็นเซอร์ไร้สาย (Wireless Sensor Network) ซึ่งทำงานภายใต้เงื่อนไขของกลไกควบคุมกำลังต่ำและให้ประสิทธิภาพสูง ลักษณะการทำงานของระบบอัลตราไวต์แบนด์จะเหมือนสัญญาณรบกวนทำให้เป็นไปได้อย่างสูงที่จะปรับใช้กับเซ็นเซอร์ทางการแพทย์เนื่องด้วยอัลตราไวต์แบนด์นั้นยากที่จะตรวจจับและไม่ถูกรบกวนจากสัญญาณอื่น ด้วยคุณลักษณะนี้ทำให้อัลตราไวต์แบนด์เหมาะกับการนำไปใช้ใน WBANs (Wireless Body Area Networks)

## 2.4 ) กระบวนการวิเคราะห์สัญญาณด้วยวิธีต่าง ๆ และทฤษฎีพื้นฐานสำหรับการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ในการแก้ปัญหาหรือวิเคราะห์ปัญหาต่าง ๆ ไม่ว่าจะเป็ทางด้านการสื่อสารหรือการประยุกต์ใช้งานในด้านอื่น กระบวนการและหลักการพื้นฐานทางคณิตศาสตร์จึงเป็นองค์ประกอบหลักสำหรับการแก้ปัญหา การตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟก็จำเป็นต้องรู้หลักการทางคณิตศาสตร์มาช่วยในการคิดวิเคราะห์รูปแบบการแพร่กระจายของคลื่นเช่นกัน เนื่องจากว่าเป็นการ

ส่งด้วยไมโครเวฟและวิเคราะห์ในโดเมนความถี่ ในงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์การตรวจหาตำแหน่งของมะเร็งด้วยการพิจารณาจากค่าการดูดกลืนพลังงานในเนื้อเยื่อ

#### 2.4.1 ) Maxwell's equation

สมการแมกซ์เวลหรือ Maxwell's equation เป็นสมการของคลื่นที่ใช้ในการอธิบายการเปลี่ยนแปลงของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในโดเมนของเวลาซึ่งเมื่อมีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่สมบูรณ์ลงไป จะสามารถอธิบายพฤติกรรมของสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าในตัวกลางได้อย่างสมบูรณ์

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

และ  $\sigma$  คือค่าความนำทางไฟฟ้า (Electric conductivity) ส่วน  $\mu$  และ  $\epsilon$  คือค่า Permeability และ Permittivity ตามลำดับ ซึ่งจากที่กล่าวมาทั้งหมดสามารถเขียนรูปแบบสมการอนุพันธ์ของสมการแมกซ์เวลล์โดยใช้ความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก ประจุและกระแสที่มีส่วนเกี่ยวข้องกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้ ซึ่งจากที่ทราบกันว่าสมการอนุพันธ์ของแมกซ์เวลล์เป็นที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางในการใช้แก้ปัญหาทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีเงื่อนไขขอบเขตต่าง ๆ โดยรูปแบบสมการอนุพันธ์ของแมกซ์เวลล์สามารถเขียนในรูปความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กได้คือ

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

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

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

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

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

SAR หรืออัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะ คืออัตราการดูดกลืนพลังงานโดยเนื้อเยื่อของร่างกาย มีหน่วยเป็น W/kg อัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะเป็นหน่วยการวัดปริมาณที่ได้รับรังสีซึ่งใช้กันโดยทั่วไปสำหรับวัดการได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในย่านความถี่สูงที่มากกว่า 100 kHz ข้อจำกัดของอัตราการดูดกลืนพลังงานจำ หรือ SAR ของการได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากความถี่ 100 kHz - 10 GHz แสดงได้ดังตารางที่ 2.1 และ ตารางที่ 2.2

ค่าจำกัดสูงสุดของความแรงสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับกลุ่มผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงานและผู้ที่ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไปในแต่ละช่วงความถี่ แสดงได้ดังตารางที่ 2.3 และ ตารางที่ 2.4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.1 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ที่ได้รับในการคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในการทำงาน

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

ตารางที่ 2.2 ค่าสูงสุดของ SAR สำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าทั่วไป

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

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

ตารางที่ 2.3 ค่าสูงสุดของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าสำหรับผู้ได้รับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากการทำงาน

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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 <sup>1/2</sup>	0.73/f
10 MHz – 400 MHz	28	0.073
400 MHz – 2 GHz	1.375f <sup>1/2</sup>	0.0037f <sup>1/2</sup>
2 GHz – 300 GHz	61	0.16

- f คือ ความถี่ (MHz)

- สำหรับความถี่ระหว่าง 100 kHz และ 10 GHz ค่า E และ H เป็นค่าเฉลี่ยในช่วง 6 นาทีใดๆ

- สำหรับความถี่มากกว่า 10 GHz ค่า E และ H เป็นค่าเฉลี่ยในช่วงเวลา 68/f<sub>1.05</sub> นาทีใด ๆ

โดยที่ f มีหน่วยเป็น GHz

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

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

นอกจากนี้ค่า SAR สามารถยังสามารถหาได้จากสนามไฟฟ้าอีกด้วยซึ่งความสัมพันธ์ระหว่างสนามไฟฟ้ากับเนื้อเยื่อ ในร่างกายมนุษย์ตามสมการที่ 2.25

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

โดยที่  $\sigma$  คือค่าความนำของเนื้อเยื่อ (S/m)  $\rho$  คือความหนาแน่นของมวลเนื้อเยื่อ (kg/m<sup>3</sup>)  $E$  คือความเข้มสนามไฟฟ้า rms (V/m)  $c$  คือค่าความจุทางความร้อน (J/kg/°C) และ  $\Delta T / \Delta t$  คืออัตราส่วนของอุณหภูมิต่อเวลา (°C/s) จากค่า SAR ที่หามาได้ เราสามารถคำนวณหาค่าพลังงานที่ถูกดูดซับ ( $P_{obs}$ ) ในเนื้อเยื่อ ได้จากค่า SAR ทั้งหมดคูณด้วยมวลของเนื้อเยื่อ ตามสมการที่ 2.26

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.5 ) ทฤษฎีค่าคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกและค่าความนำของเต้านม

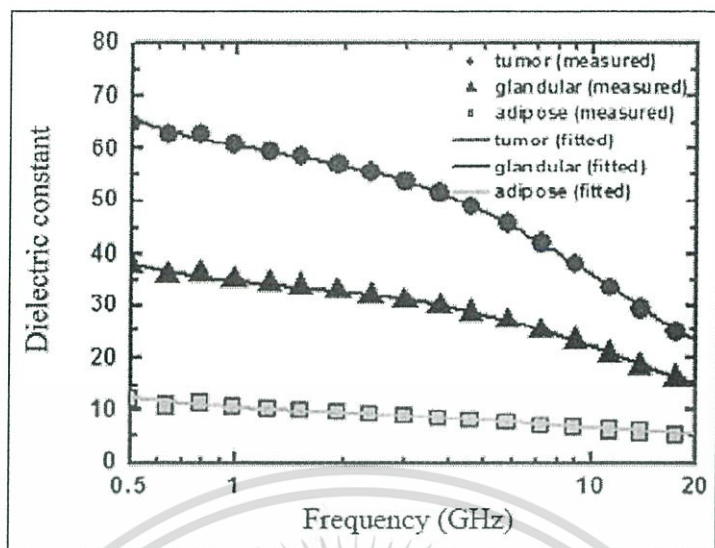
หลักการพื้นฐานของการตรวจโรคมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟคือค่าคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกที่มีความแตกต่างกันระหว่างเนื้อดีและเนื้อร้ายที่มีผลต่อคลื่นความถี่อีกทั้งในเนื้อเยื่อของร่างกายในแต่ละส่วนยังมีค่าไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกันไปซึ่งโดยส่วนใหญ่จะขึ้นอยู่กับองค์ประกอบของน้ำภายในเซลล์เนื้อเยื่อนั้นและค่าไดอิเล็กตริกยังเป็นส่วนสำคัญอย่างมากอีกหนึ่งในงานวิจัยนี้ เนื่องจากการตรวจโรคมะเร็งด้วยความถี่ในย่านไมโครเวฟค่าไดอิเล็กตริกจะเป็นตัวแปรที่สำคัญต่อผลกระทบของคลื่นที่มีต่อเนื้อเยื่อ นั้น ๆ ในส่วนนี้จะเป็นการอธิบายและนำเสนอการวัดค่าไดอิเล็กตริกของเต้านมในช่วงความถี่ไมโครเวฟ

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

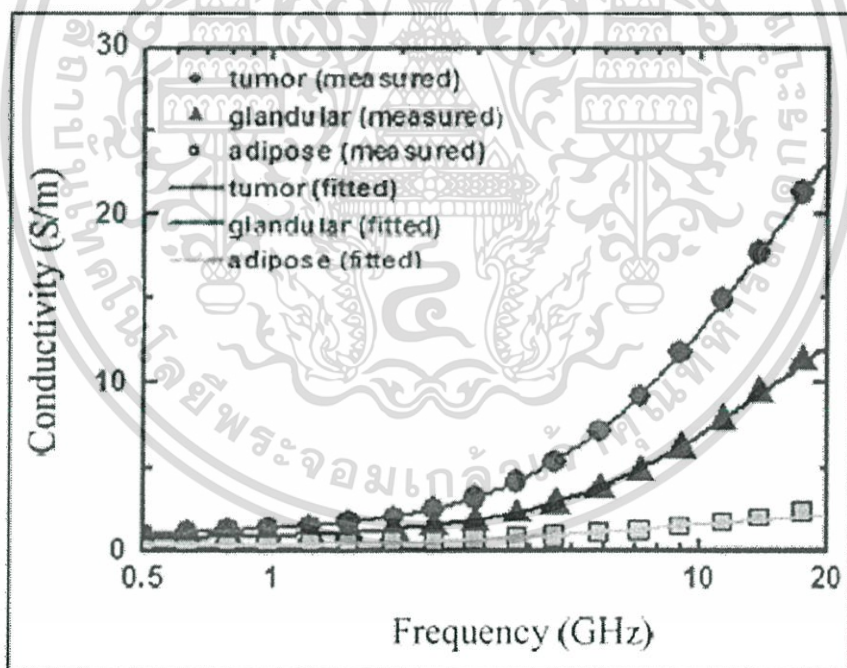
$$\epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega) = \frac{\epsilon_m - \epsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau_Q)^{1-\beta}} + \frac{\epsilon_s - \epsilon_m}{1 + j\omega\tau_p} - \frac{\sigma_s}{\omega\epsilon_0} j \quad (2.27)$$

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

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

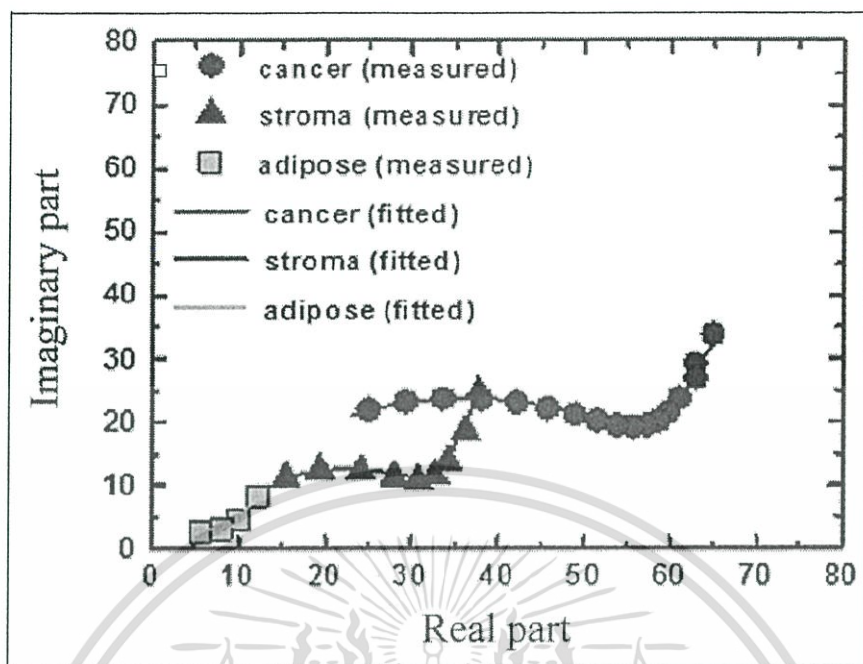


รูปที่ 2.16 กราฟแสดงค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ (Takumi Sugitani, 2014)



รูปที่ 2.17 กราฟแสดงค่าความนำทางไฟฟ้าของไขมันและมะเร็งเต้านมตามความถี่ต่าง ๆ (Takumi Sugitani, 2014)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.18 กราฟแสดงค่าไดโพลีกริกเชิงซ้อนของไขมันและมะเร็งเต้านม (Takumi Sugitani, 2014)

ตารางที่ 2.5 ค่าพารามิเตอร์ทางไฟฟ้าของ ไขมัน และมะเร็งเต้านม

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.6 ) ทฤษฎีพื้นฐานของสายอากาศ

ในการใช้งานระบบไร้สายไม่ว่าจะทางด้านการสื่อสารหรือการประยุกต์นั้นสายอากาศมีความสำคัญอย่างมาก เนื่องจากเป็นตัวแพร่กระจายสัญญาณและเป็นตัวรับสัญญาณ ซึ่งการรับส่งสัญญาณของระบบไร้สายจะมีประสิทธิภาพมากน้อยเพียงใดนั้นนอกจากจะอยู่ที่ระบบแล้วยังขึ้นอยู่กับ การออกแบบสายอากาศอีกด้วย และสายอากาศที่ใช้กับเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์ที่ต้องมีแถบความถี่กว้าง ซึ่งโดยปกติแล้วสายอากาศที่ถูกจัดให้เป็นสายอากาศแถบกว้างนั้นจะต้องมีความกว้างแถบมากกว่า 10% ขึ้นไป ซึ่งการอธิบายพฤติกรรมของสายอากาศตัวใดตัวหนึ่งนั้นจำเป็นต้องทราบค่านิยามของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของสายอากาศเสียก่อน นั่นคือค่าของการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ (return loss) อิมพีแดนซ์แบนด์วิดท์ (impedance bandwidth) แบบรูปการแผ่กระจายพลังงาน (radiation pattern) อัตราขยาย (gain) ของสายอากาศ ซึ่งเป็นปัจจัยที่บ่งบอกคุณลักษณะและคุณภาพหรือการใช้งานของสายอากาศ ซึ่งสำหรับการออกแบบสายอากาศหรือการเลือกใช้สายอากาศให้เหมาะสมกับการประยุกต์ใช้งาน โดยทั่วไปแล้วส่วนมากสิ่งที่เป็นปัจจัยพื้นฐานของการพิจารณาสายอากาศ คือ ค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ อิมพีแดนซ์แบนด์วิดท์ แบบรูปการแผ่กระจายพลังงาน และอัตราขยาย

### 2.6.1 ) การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ

การสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับนั้นเป็นตัวบ่งบอกถึงค่าสัญญาณที่สูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับเมื่อป้อนพลังงานให้กับสายอากาศ อีกทั้งยังบ่งชี้ช่วงแบนด์วิดท์สำหรับใช้งานของสายอากาศ ซึ่งยอมรับกันที่ต่ำกว่า -10 dB รวมทั้งเป็นการบ่งบอกถึงค่าคุณลักษณะของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง (Standing Wave Ratio, SWR) ที่สัมพันธ์กับค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับตลอดย่านความถี่ที่สนใจ โดยค่า SWR และค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับจะขึ้นอยู่กับค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน ( $\Gamma$ ) ซึ่งเป็นการกำหนดอัตราส่วนระหว่างคลื่นที่สะท้อนกลับ ( $V_{-}$ ) กับคลื่นที่ตกกระทบ ( $V_{+}$ ) ที่โหลดของสายส่งสามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (2.28)

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

โดยที่  $Z_{in}$  และ  $Z_{out}$  เป็นอิมพีแดนซ์ของสายส่งและอิมพีแดนซ์ของโหลด โดยที่ค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน  $\Gamma$  จะมีค่าเท่ากับพารามิเตอร์  $S_{11}$  ของเมตริกซ์การกระจาย (scattering matrix)

เมื่อโหลดไม่แมตช์กับสายส่งแล้วจะเกิดการสะท้อนกลับจากโหลดไปยังแหล่งจ่ายซึ่งเกิดเป็นคลื่นนิ่งในสายส่ง โดยการวัดค่า SWR นั้นเป็นอัตราส่วนของแอมพลิจูดสูงสุดของคลื่นนิ่งกับแอมพลี

จุดต่ำสุดของคลื่นนิ่ง โดยค่าที่ยอมรับได้ของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง คือ มีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 2.0 โดยค่าของอัตราส่วนคลื่นนิ่งสามารถคำนวณได้จากสมการที่ (2.29)

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

ต่อไปเป็นการพิจารณาค่าการสูญเสียย้อนเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศซึ่งเป็นการวัดคุณลักษณะของการแมตซ์อิมพีแดนซ์อีกแบบหนึ่ง โดยมีความสัมพันธ์เหมือนกับค่าของ  $\Gamma$  หรือค่าของอัตราส่วนคลื่นนิ่ง โดยค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับของสายอากาศคำนวณได้จากสมการที่ (2.30)

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

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

## 2.6.2 ) อัตราขยาย

อัตราขยายถือว่าเป็นส่วนสำคัญส่วนหนึ่งของสายอากาศที่จะเป็นตัวบอกประสิทธิภาพของสายอากาศนั้น ๆ การวัดอัตราขยายของสายอากาศเป็นความสัมพันธ์เชิงเส้นกับการวัดสภาพเจาะจงทิศทาง ตลอดจนประสิทธิภาพการแผ่กระจายพลังงานของสายอากาศโดยวิธีการวัดอัตราขยายจริงของสายอากาศส่วนใหญ่จะใช้หลักการของ Friis formula ซึ่งเป็นการคำนวณหาอัตราขยายจากการส่งกำลังงานของสายอากาศสองต้นผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศสามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.31)

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

เมื่อ  $P_t$  คือ กำลังงานส่ง

$P_r$  คือ กำลังงานรับ

$G_t$  คือ อัตราขยายภาคส่ง

$G_r$  คือ อัตราขยายภาครับ

โดยทั่วไปจะใช้สายอากาศที่ใช้งานความถี่เดียวกันสองต้นซึ่งต้องรู้อัตราขยายของสายอากาศก่อนหนึ่งต้นและทำการรับส่งกำลังงานผ่านอากาศหรืออาจจะใช้เป็นสายอากาศชนิดเดียวกันสองต้นก็ได้เพื่อที่จะได้สายอากาศที่มีอัตราขยายที่มีขนาดเท่ากัน ซึ่งในการส่งกำลังงานผ่านในอากาศจะเกิด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

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

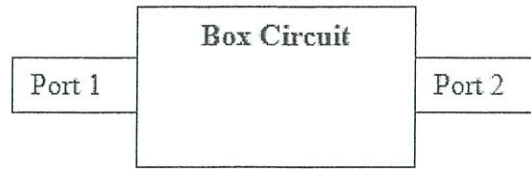
### 2.6.3 ) ความกว้างแถบ

ความกว้างแถบของสายอากาศ (bandwidth) คือ ย่านของความถี่ที่ยังอยู่ในสภาวะที่สายอากาศยังสามารถทำงานได้ โดยความกว้างแถบจะพิจารณาจากช่วงระหว่างความถี่ที่ต่ำกว่าและสูงกว่าความถี่กลาง ซึ่งสภาวะการทำงานของสายอากาศที่ยอมรับได้นั้นจะต้องสามารถทำงานได้ตลอดย่านความถี่นั้นในกรณีที่เป็นสายอากาศแถบกว้าง ความกว้างแถบมักจะแสดงในรูปของอัตราส่วนระหว่างความถี่สูงสุดกับความถี่ต่ำสุดที่สายอากาศยังสามารถทำงานได้ และในกรณีที่เป็นสายอากาศแถบแคบ ความกว้างแถบมักจะแสดงในรูปของเปอร์เซ็นต์ของผลต่างความถี่ เมื่อเทียบกับความถี่กลางของความกว้างแถบ และเนื่องจากคุณลักษณะของสายอากาศ ที่ถูกใช้ในการพิจารณาความกว้างแถบไม่จำเป็นต้องเปลี่ยนแปลงหรือมีผลต่อความถี่เหมือนกัน จึงไม่มีการกำหนดคุณลักษณะเฉพาะเพื่อใช้ในการหาความกว้างแถบของสายอากาศ ดังนั้นวิธีการกำหนดความกว้างแถบ จึงมักจะแบ่งตามกลุ่มของคุณลักษณะต่าง ๆ ที่ใช้ในการพิจารณา คือ ความกว้างแถบจากแบบรูปการแผ่พลังงาน ซึ่งเป็นความกว้างแถบที่พิจารณาจากระดับของโบลต์ด้านข้าง ความกว้างลำคลื่น การแยกขั้วคลื่น และทิศทางของลำคลื่น ส่วนความกว้างแถบจากค่าอิมพีแดนซ์ เป็นความกว้างแถบที่พิจารณาจาก ค่าอินพุทอิมพีแดนซ์ และค่าประสิทธิภาพของการแผ่กระจายพลังงาน

## 2.7 ) ทฤษฎีพื้นฐานของเครื่องวิเคราะห์โครงข่าย(Vector Network Analyzer,VNA)

### 2.7.1 ) S-Parameters

ในการเรื่องนี้สิ่งที่สำคัญคือการหาค่า Scattering parameters หรือ S-Parameters หรือสัมประสิทธิ์การสะท้อนนั่นเอง S-Parameter เอส-พารามิเตอร์ เป็นวิธีการที่เป็นประโยชน์ในการแสดงการทำงานของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ที่มีรูปแบบคล้ายกล่องของวงจร (Box Circuit)ซึ่งในกล่องวงจรสามารถเป็นได้หลายอย่าง เช่น ตัวต้านทานขดลวดเหนี่ยวนำ ตัวเก็บประจุ หรืออาจจะเป็นวงจรรวมต่างๆ โดยจะสนใจแค่เพียงข้อมูลขาเข้า (Input) และผลรับของข้อมูลที่ขาออก (Output) เท่านั้น โดยไม่สนใจว่าของในกล่องจะเป็นวงจรแบบใด



รูปที่ 2.19 Box Circuit

กล่องวงจรหรือเรียกอีกอย่างว่าเน็ตเวิร์ค (Network) จะมีพอร์ตที่ใช้เชื่อมต่อกับสัญญาณภายนอกโดยที่ 1 เน็ตเวิร์คสามารถมีหลายพอร์ต จากรูปที่ 1 แสดงตัวอย่างกล่องวงจรที่มีเพียง 2 พอร์ต (แต่ละพอร์ตจะมี 1 คู่สาย) S-Parameter เป็นวิธีการวัดประสิทธิภาพการทำงาน โดยส่งสัญญาณเพียงความถี่เดียวเข้าไปในเน็ตเวิร์คจากนั้นจะตรวจสอบการตอบสนองต่อคลื่นสัญญาณของแต่ละพอร์ต โดยที่ค่ากระแส กำลังศักย์ทางไฟฟ้าจะพิจารณาในรูปแบบของคลื่นที่เดินทางไปทั้งสองทาง (พอร์ต 1 และ พอร์ต 2)

สมมติให้กล่องวงจรเป็นเพียงสายส่งสัญญาณธรรมดาเมื่อมีสัญญาณส่งเข้าให้กล่องวงจรที่พอร์ต 1 (ต้นสาย) จะมีสัญญาณบางส่วนที่สะท้อนกลับออกมาที่พอร์ต 1 และมีสัญญาณที่สามารถส่งผ่านไปที่พอร์ต 2 (ปลายสาย)



รูปที่ 2.20 พฤติกรรมของสัญญาณเมื่อทำการส่งสัญญาณในเน็ตเวิร์ค

จากรูปที่ส่งแสดงการพฤติกรรมของสัญญาณ โดยเมื่อป้อนสัญญาณที่พอร์ต 1 เพื่อทำการส่งสัญญาณไปที่พอร์ต 2 จะมีสัญญาณบางส่วนที่ผ่านไปพอร์ต 2 และบางส่วนสะท้อนกลับออกมา

โดยสามารถอธิบายรูปแบบของ S-Parameter ได้ดังนี้

1.  $S(11)$  คือสัญญาณที่สะท้อนกลับ โดยสามารถหาค่าได้เท่ากับอัตราส่วนของสัญญาณที่สะท้อนที่พอร์ต 1 ต่อสัญญาณที่ส่งเข้าไปในเน็ตเวิร์คที่พอร์ต 1
2.  $S(21)$  คือสัญญาณสามารถส่งออกเทียบเท่ากับสัญญาณที่ส่งเข้า โดยสามารถหาค่าได้เท่ากับอัตราส่วนของสัญญาณที่ส่งออกที่พอร์ต 2 ต่อสัญญาณที่ส่งเข้าไปในเน็ตเวิร์คที่พอร์ต 1 ในทางกลับกันเมื่อส่งเข้าสัญญาณที่พอร์ต 2 สามารถอธิบายรูปแบบของ S-Parameter ได้ดังนี้
3.  $S(22)$  คือสัญญาณที่สะท้อนกลับ โดยสามารถหาค่าได้เท่ากับอัตราส่วนของสัญญาณที่สะท้อนที่พอร์ต 2 ต่อสัญญาณที่ส่งเข้าไปในเน็ตเวิร์คที่พอร์ต 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.  $S(12)$  คือสัญญาณสามารถส่งออกเทียบกับสัญญาณที่ส่งเข้า โดยสามารถหาค่าได้เท่ากับ อัตราส่วนของสัญญาณที่ส่งออกที่พอร์ต 1 ต่อสัญญาณที่ส่งเข้าไปในเนตเวิร์คที่พอร์ต 2 จากที่กล่าวไปแล้วสามารถแสดงการคำนวณได้ดังสมการต่อไปนี้ [1]

$$S(11) = P1 \text{ out} / P1 \text{ in}$$

$$S(21) = P2 \text{ out} / P1 \text{ in}$$

$$S(22) = P2 \text{ out} / P2 \text{ in}$$

$$S(12) = P1 \text{ out} / P2 \text{ in}$$

จากสมการจะเห็นได้ว่า S-Parameter เป็นการเปรียบเทียบระหว่าง Output และ Input ในแต่ละพอร์ตที่ต้องการวัดค่า

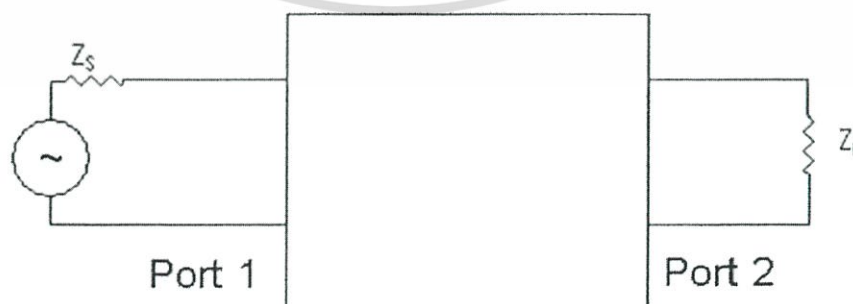
ค่าต่างๆของ S-Parameter จะขึ้นกับเนตเวิร์ค โดยปัจจัยที่สำคัญที่ทำให้ค่าต่างๆของ S-Parameter เปลี่ยนคือลักษณะเฉพาะของ Impedance ใน Source และ Load รวมถึงความถี่ของสัญญาณที่ส่งในเนตเวิร์คนั้นๆ โดยสามารถแบ่งสาเหตุของการเปลี่ยนแปลงของ S-Parameter ได้ดังนี้

1.เมื่อเนตเวิร์คเปลี่ยนไปค่า S-Parameter จะเปลี่ยนด้วยคือ เมื่อมีหลายเนตเวิร์คที่ต่างชนิดกันค่า S-Parameter ไม่ว่าจะ เป็น  $S(11)$ ,  $S(21)$ ,  $S(22)$  และ  $S(12)$  ของแต่ละเนตเวิร์คจะต่างกันไปด้วย

2.เมื่อความถี่เปลี่ยนไปค่า S-Parameter จะเปลี่ยนด้วยคือ เมื่อความถี่ของสัญญาณส่งเข้าเปลี่ยนไปจากเดิม ค่า S-Parameter ไม่ว่าจะ เป็น  $S(11)$ ,  $S(21)$ ,  $S(22)$  และ  $S(12)$  จะเปลี่ยนไปตามการตอบสนองต่อความถี่ของแต่ละเนตเวิร์ค

3.เมื่อค่าความต้านทานของ Load เปลี่ยนไปค่า S-Parameter จะเปลี่ยนด้วยคือ เมื่อค่าความต้านทานของ Load เปลี่ยนไปจากเดิม ค่า S-Parameter ไม่ว่าจะ เป็น  $S(11)$ ,  $S(21)$ ,  $S(22)$  และ  $S(12)$  จะเปลี่ยนไปตามการลักษณะเฉพาะของเนตเวิร์ค

4.เมื่อค่าความต้านทานของ Source เปลี่ยนไปค่า S-Parameter จะเปลี่ยนด้วยคือ เมื่อค่าความต้านทานของ Source เปลี่ยนไปจากเดิม ค่า S-Parameter ไม่ว่าจะ เป็น  $S(11)$ ,  $S(21)$ ,  $S(22)$  และ  $S(12)$  จะเปลี่ยนไปตามการลักษณะเฉพาะของเนตเวิร์ค



รูปที่ 2.21 Impedance ของ Source และ Load ในเนตเวิร์ค[2]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

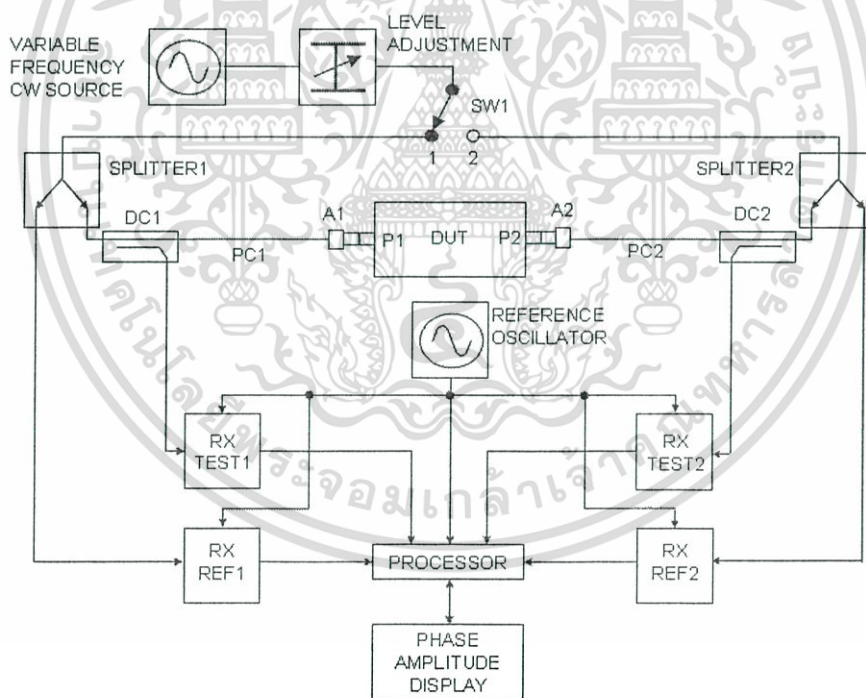
จากรูปที่ 2.21 แสดงสัญลักษณ์ Impedance ของ Source และ Load ในเนตเวิร์คที่อยู่ในด้านส่งเข้าและส่งออก โดย  $Z_s$  เป็นความต้านทานที่อยู่ในแหล่งกำเนิดสัญญาณ (Source) และ  $Z_i$  เป็นความต้านทานของ Load โดยค่ามูลฐานที่นิยมใช้สำหรับการออกแบบ RF Amplifier คือ  $Z_i = 50 \text{ Ohm}$

### 2.7.2 ) Vector Network Analyzer

Network Analyzer แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ

1. Vector Network Analyzer สามารถวัดได้ทั้งขนาดของสัญญาณ (amplitude) และมุม (phase)
2. Scalar Network Analyzer สามารถวัดได้เฉพาะขนาดของสัญญาณ (amplitude) เท่านั้น

โดยปกติสามารถวัดค่าสัมประสิทธิ์และการสะท้อนค่า S-parameterได้จากเครื่อง Network Analyzer นอกจากนี้เครื่อง Network Analyzer ยังใช้วัดค่าคงที่อื่นๆ (constant value) ของคลื่นความถี่วิทยุและไมโครเวฟได้เช่น อิมพีแดนซ์ สัมประสิทธิ์ การส่งผ่าน (transmission coefficient), Insert Loss, Return Loss (S11) และมุม (phase) เป็นต้น



รูปที่ 2.22 องค์ประกอบพื้นฐานของ Vector network analyzer

แผนภาพแสดงส่วนประกอบที่สำคัญโดยทั่วไปของ 2-port vector network analyzer (VNA) โดยสองพอร์ตของอุปกรณ์ภายใต้การทดสอบ (DUT) กล่าวคือ พอร์ต 1 ( P1 ) และพอร์ต 2 ( P2 ) พอร์ตทดสอบที่เชื่อมต่อไว้ใน VNA อยู่แล้วมีความแม่นยำ ซึ่งปกติจะต้องยึดต่อสายแล้วเชื่อมต่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กับ P1 และ P2 โดยใช้สายที่มีความแม่นยำ PC1 และ PC2 ตามลำดับ และทำการเชื่อมต่ออะแดปเตอร์ที่เหมาะสม A1 และ A2 ตามลำดับ

ความถี่ที่ต้องการทดสอบจะถูกสร้างขึ้นโดยใช้แหล่งตัวแปรความถี่ CW และตั้งระดับพลังของมัน โดยใช้ attenuator . ตำแหน่งของสวิตช์ sw1 ตั้งทิศทางของสัญญาณที่ต้องการทดสอบผ่านไปยัง DUT. เริ่มแรกให้คิดว่า sw1 อยู่ที่ตำแหน่ง 1 ดังนั้นสัญญาณที่ทดสอบ จะไปตกกระทบ DUT ที่ P1 ที่สามารถวัดค่า S11 และ S21 ได้สัญญาณที่ทดสอบถูกป้อนโดย sw1 ไปยังพอร์ตทั่วไปของ splitter 1 , one arm( the reference channel ) ให้ตัวรับอ้างอิงสำหรับ P1 ( RX ref1 ) และอื่นๆ ( the test channel ) เชื่อมต่อกับ P1 ผ่าน directional coupler DC1, PC1 และ A1. พอร์ตที่สามของ DC1 couples off the power reflected จาก P1 ผ่าน A1 และ PC1 แล้วป้อนเพื่อทดสอบตัวรับ P1 ( RX REF1 ) โดยสัญญาณออกจาก P2 ผ่าน A2 , PC2 และ DC2 ไปที่ RX TEST2. RX REF1, RX TEST1, RX REF2 และ RXTEST2 ที่เรียกกันว่า coherent receivers ที่ใช้ออลซีเลเตอร์ อ้างอิงเดียวกันและมีความสามารถในการวัดค่า amplitude และ phase ของสัญญาณที่ทดสอบตามความถี่นั้นๆ ตัวรับสัญญาณทั้งหมดจะส่งเอาที่พู่ไปประมวลผลซึ่งจะประมวลผลทางคณิตศาสตร์และแสดงผล พารามิเตอร์ที่ต้องการ ในรูปแบบเฟสและแอมพลิจูด แสดงค่า instantaneous ของ phase รวมถึงทั้ง temporal และ spatial แต่รูปแบบเก่าจะเอาออกโดยอาศัยการใช้ 2 ช่อง ช่องแรกเป็น reference และอีกอันสำหรับการวัด เมื่อ sw1 ตั้งที่ตำแหน่งที่ 2, สัญญาณที่ทดสอบถูกใช้กับ P2 reference วัดโดยจำนวน RX REF2 สัญญาณที่สะท้อนจาก P2 จะ coupled off โดย DC2 และถูกวัดด้วย RX TEST2 และสัญญาณที่ออกจากจาก P1 จะ coupled off โดย dc1 และถูกวัดด้วย RX TEST1. ตำแหน่งนี้เหมาะสำหรับการวัด S22 และ S12

## 2.8 ) สรุป

สำหรับการออกแบบระบบการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยไมโครเวฟสิ่งที่สำคัญคือแบบจำลองเต้านมที่มีค่าคุณลักษณะทางไฟฟ้าเหมือนของจริง มีค่าไดอิเล็กตริกที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อจริงทั้งแบบจำลองเต้านมและมะเร็งเต้านมจึงต้องมีการศึกษาและทำความเข้าใจกับลักษณะทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ก่อนที่จะทำการทดลอง เนื่องจากว่าลักษณะทางกายภาพของเต้านมหรือแม้กระทั่งค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเต้านมแต่ละคนนั้นไม่เหมือนกันทั้งหมดซึ่งอาจแตกต่างกันไปตามอายุ สภาพแวดล้อม หรือสภาพร่างกาย จึงต้องมีการศึกษาข้อมูลในแต่ละสภาวะให้ละเอียดถี่ถ้วนก่อนที่จะนำมาวิเคราะห์ทำแบบจำลอง อีกทั้งเทคนิควิธีที่ใช้ในการตรวจมะเร็งเต้านมคือการหาค่า S-parameter จากการใช้เครื่อง Vector Network Analyzer เพื่อตรวจสอบค่าคุณลักษณะทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อต่างๆ คือค่า Permittivity และ Conductivity เพื่อดูความแตกต่างนั่นเอง นอกจากนี้ระบบยังต้องมีส่วนของสายอากาศที่เป็นส่วนสำคัญอีกส่วนหนึ่ง โดยที่สายอากาศที่ใช้กับเทคโนโลยีไวต์แบนด์ต้องเป็นสายอากาศที่มีแถบความถี่ใช้งานที่กว้างเพื่อรองรับการใช้งานในแต่ละความถี่ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทั้งหมด จึงทำให้ต้องมีการศึกษาสายอากาศแถบกว้างด้วย และเพื่อการประยุกต์ใช้กับการตรวจมะเร็ง เต้านมที่ต้องการลดค่าใช้จ่ายที่สูง ความสะดวก และใช้งานง่าย สายอากาศที่ใช้จึงต้องเป็นสายอากาศแบนด์กว้างที่มีขนาดเล็กกะทัดรัด ออกแบบง่ายและน้ำหนักเบาอีกด้วย แต่สายอากาศต้องมีคุณลักษณะตามข้อกำหนดของ FCC โดยใช้หลักการพื้นฐานสำหรับการวิเคราะห์คุณลักษณะของสายอากาศคือ ค่าการสูญเสียเนื่องจากการย้อนกลับ ความกว้างแถบ อัตราการขยาย และแบบรูปการแผ่กระจายพลังงาน ซึ่งหลักการและทฤษฎีพื้นฐานต่าง ๆ ที่ได้กล่าวไว้ และในท้ายสุดนำค่าคุณลักษณะทางไฟฟ้าไปประมวลผลและขึ้นภาพ 2 มิติ (2D) นั้นเอง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 3

### วิธีดำเนินการวิจัย

การใช้เครื่อง Vector Network Analyzer เพื่อหาค่า Dielectric property และการใช้เสาอากาศส่งคลื่นสัญญาณพัลส์ (Pulse Generator) และรับสัญญาณพัลส์เพื่อดูเพื่อดูเวลาที่ดีเลย์ไปของเทคโนโลยีอัลตราไวด์แบนด์

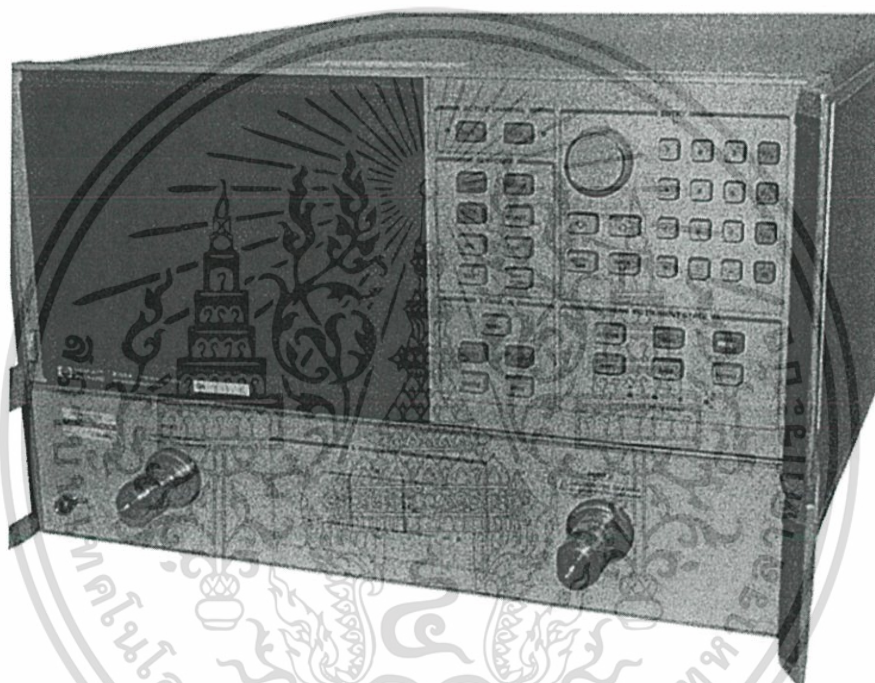
#### 3.1) กล่าวนำ

จากการศึกษาวิจัยที่ผ่านมาและทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับเทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟ พบว่าเทคโนโลยีการตรวจมะเร็งเต้านมด้วยคลื่นไมโครเวฟมีส่วนประกอบหลักที่สำคัญ คือ แบบจำลองเต้านมที่มีค่าไดอิเล็กตริกเหมือนเนื้อเยื่อจริง ซึ่งเนื้อหาที่สำคัญในบทนี้จะกล่าวถึง หลักการหาค่าไดอิเล็กตริกเพื่อที่จะได้นำค่ามาเพื่อพัฒนาและประมวลผลภาพ แต่ก่อนอื่นนั้นจำเป็นต้องรู้หลักการว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกนั้นมาอย่างไรเสียก่อน ซึ่งค่าคงที่ไดอิเล็กตริกนั้นจะมากจากการพัฒนาค่าของขนาดและเฟสจากเครื่องวิเคราะห์โครงข่ายแบบเวกเตอร์ (Vector Network Analyzer) ซึ่งในบทนี้จะเป็นการอธิบายถึงที่มาและหลักการของการใช้เครื่องวิเคราะห์โครงข่ายแบบเวกเตอร์ (Vector Network Analyzer) โดยใช้ coaxial probe เพื่อรับสัญญาณจากค่า reflection coefficient (S11) และ การใช้โปรแกรม Labview ในการดึงค่าสัญญาณจากเครื่องมือที่ใช้ ที่นำไปสู่การหาค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric property) หลังจากนั้นจะมีการส่งสัญญาณ (Pulse Generator) ผ่านเสาอากาศเข้าไปในแบบจำลองเต้านม (Phantom) และรับสัญญาณกลับมา เพื่อดูเวลาที่ดีเลย์ไป (Time Delay) โดยประมวลผลผ่านโปรแกรม MATLAB Simulink

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2 ) การใช้เครื่องวิเคราะห์ที่โครงข่ายแบบเวกเตอร์ (Vector Network Analyzer)

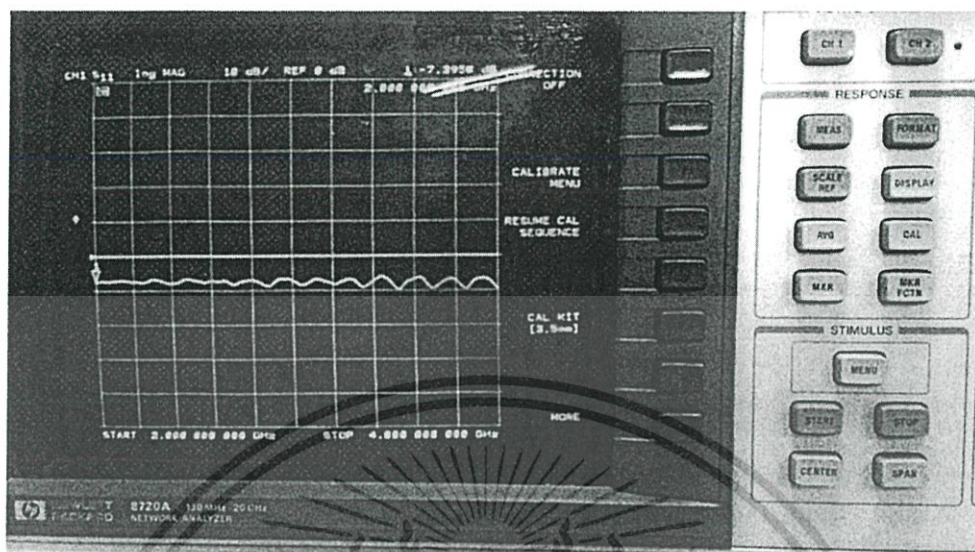
โดยเครื่องที่ใช้เป็น รุ่น HP-8720A Microwave Network Analyzer เครื่องวิเคราะห์โครงข่ายแบบเวกเตอร์นี้ (Vector Network Analyzer,VNA ) โดยปกติสามารถวัดค่าสัมประสิทธิ์และการสะท้อนค่า S-parameter ได้จากเครื่อง Network Analyzer นอกจากนี้เครื่อง Network Analyzer ยังใช้วัดค่าคงที่อื่นๆ (constant value) ของคลื่นความถี่วิทยุและไมโครเวฟได้ เช่น อิมพีแดนซ์ สัมประสิทธิ์ การส่งผ่าน (transmission coefficient),Insert Loss, Return Loss และมุม (phase) เป็นต้น โดยขั้นแรกต้องทำการสอบเทียบตัวเครื่องมือวัดก่อน ( Coaxial Probe)



รูปที่ 3.1 รุ่น HP-8720A Microwave Network Analyzer

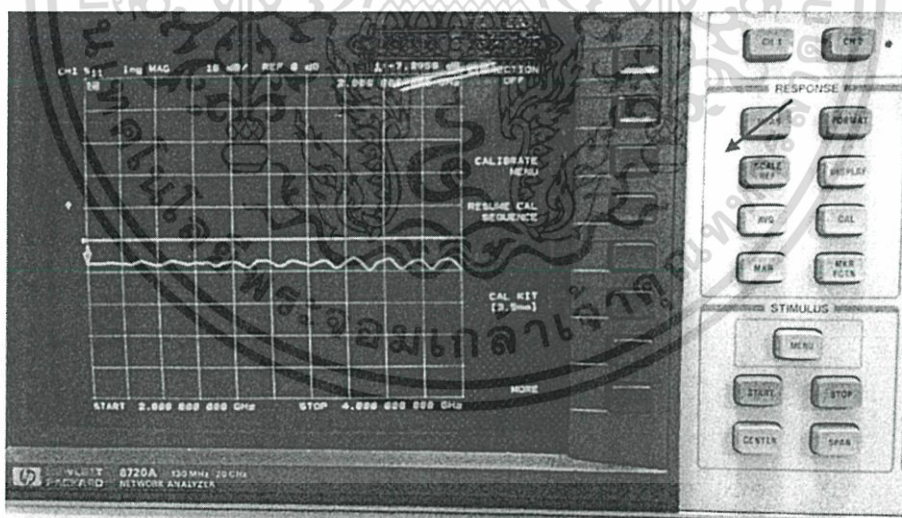
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.1 ) เมื่อทำการเปิดเครื่องขึ้นมาแล้ว ไปที่ปุ่ม Calibration



รูปที่ 3.2 หน้าจอของเครื่องเมื่อกดปุ่ม CAL

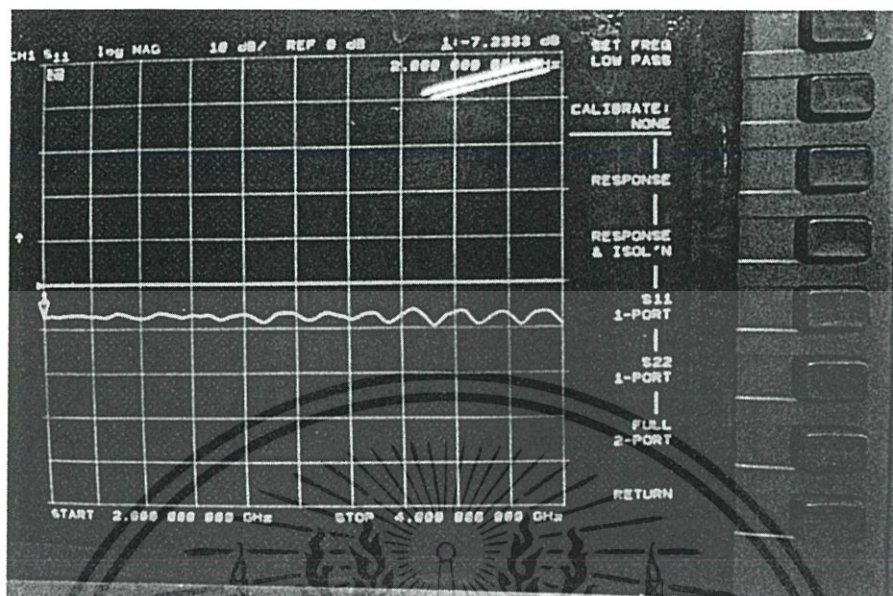
3.2.2 ) โดยไปที่ปุ่ม CALIBRATE MENU



รูปที่ 3.3 ปุ่มกด CALIBRATE MENU

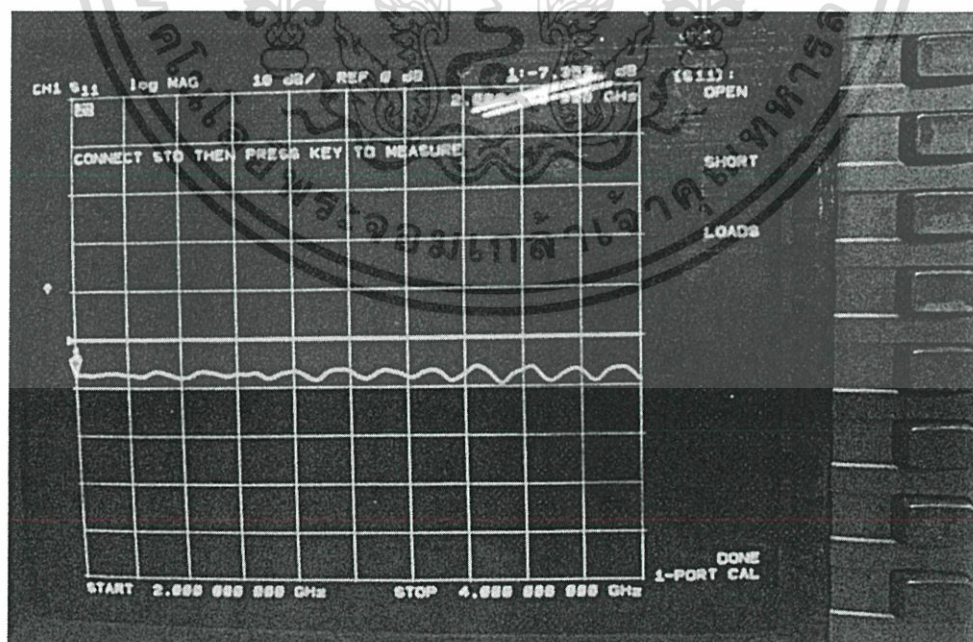
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2.3 ) เลือก CALIBRATE S11 1-PORT



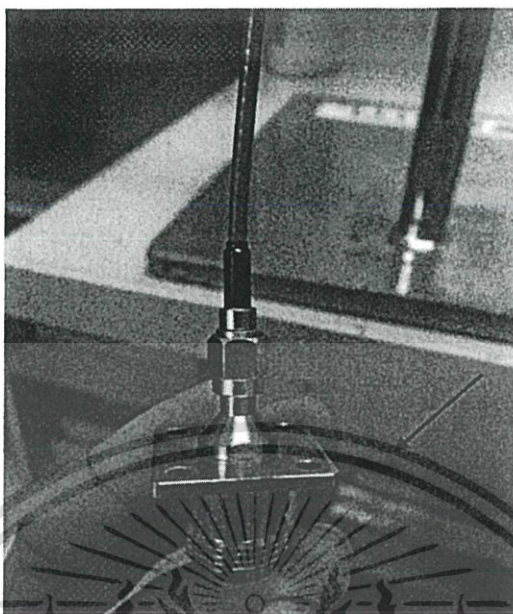
รูปที่ 3.4 ปุ่มกด S11 1-PORT

3.2.4 ) หลังจากนั้นต้องทำการต่อตัวเครื่องมือวัด โดยการถอดหัวโพรบ ( Coaxial Probe ) ออกก่อน แล้วจึงนำไปต่อกับ adaptor ทำการต่อกับ อุปกรณ์สอบเทียบ open , short



รูปที่ 3.5 หน้าจอเมื่อกดเข้าเมนู Calibrate S11 1-PORT

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

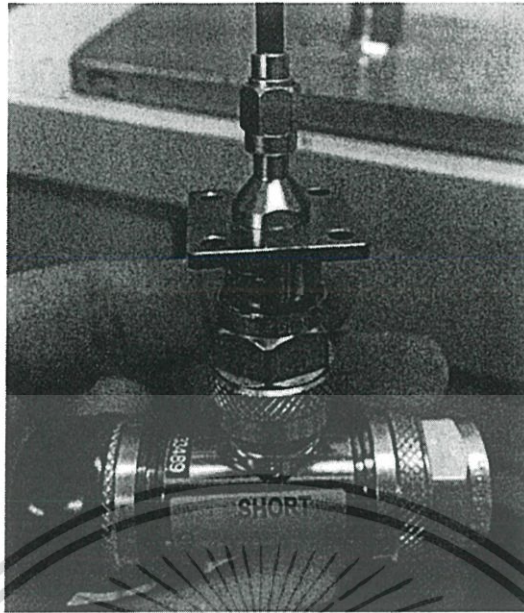


รูปที่ 3.6 การเชื่อมต่อท่ออากาศกับตัว Adaptor



รูปที่ 3.7 ทำการต่อกับตัวสอบเทียบช่อง OPEN

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



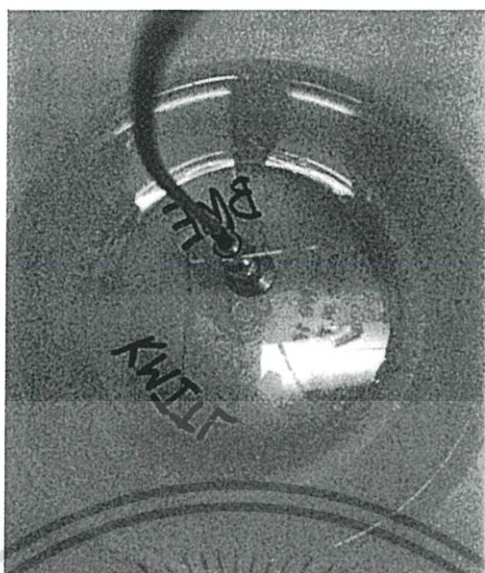
รูปที่ 3.8 ทำการต่อกับตัวสอบเทียบช่อง SHORT

3.2.5 ) ในการต่อ Load นั้นต้องต่อกับสิ่งที่ทราบค่าการนำไฟฟ้า (conductivity) เช่น น้ำกลั่น ซึ่งมีค่าใกล้เคียงศูนย์ ซึ่งในขั้นตอนนี้ต้องทำการต่อหัวโพรบ (Coaxial Probe) กลับคืนแล้วนำไปจุ่มในน้ำกลั่น จึงถือว่าเสร็จสิ้นการสอบเทียบเครื่องมือวัด



รูปที่ 3.9 นำตัวเสาอากาศมาต่อกับหัวโพรบ ( Coaxial probe )

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.10 นำไปจุ่มใน Load ที่ทราบค่าทางไฟฟ้า (น้ำกลั่น)

### 3.3 ) การใช้โปรแกรม Labview

ในการนำ S11 ( S-Parameter ) Reflection Coefficient ออกมาจากเครื่องมือแลปนั้น ต้องใช้ Labview ในการดึงมาในรูปของ แกน X เป็น ความถี่ (GHz) แกน Y เป็น Log magnitude (-dB) โดยได้รูปของกราฟ และ import ข้อมูลไปลงในโปรแกรม Excel หลักการทำงานในโปรแกรม มีดังนี้

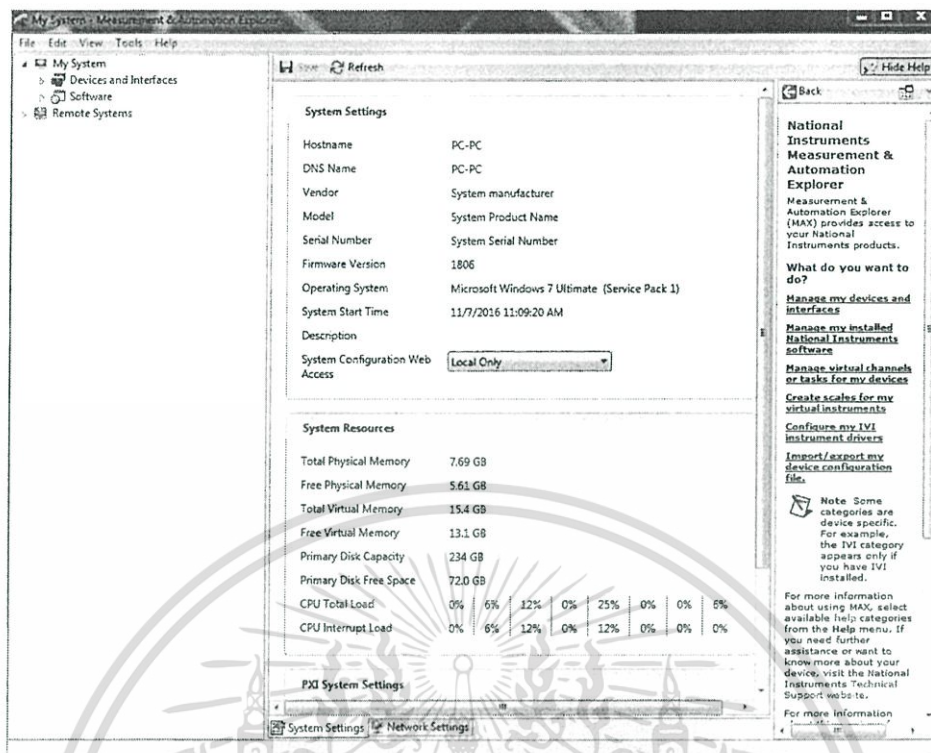
#### 3.3.1 ) การเชื่อมต่ออุปกรณ์ VNA กับ Computer โดยใช้ Software ที่ชื่อว่า

Measurement & Automation Explorer หรือ (NI MAX)

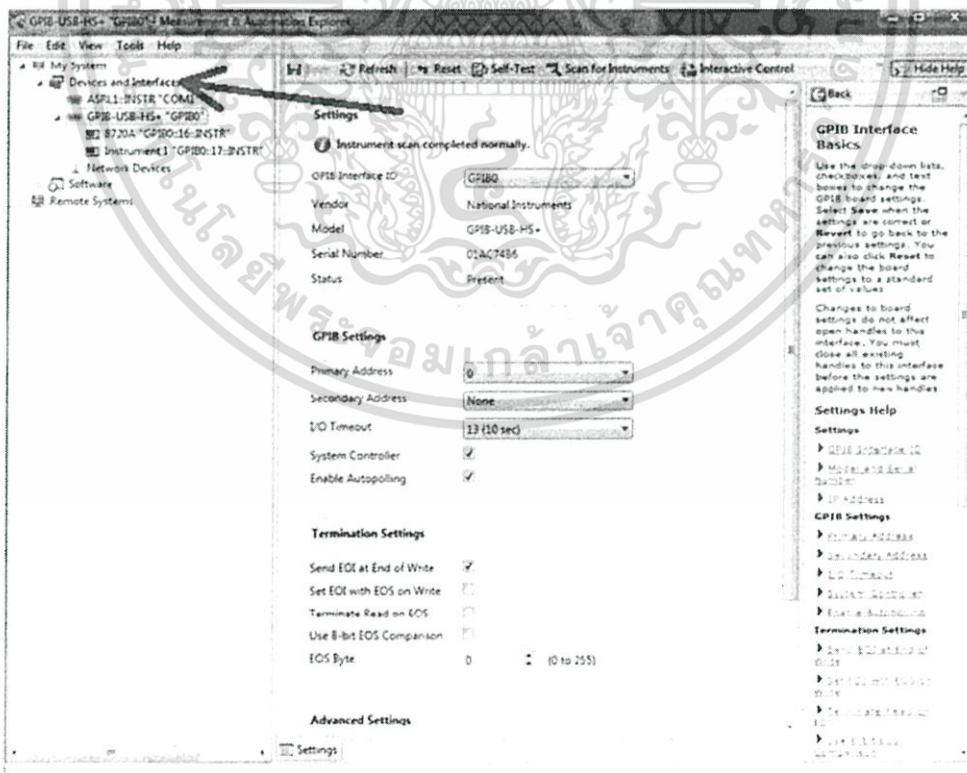


โดยมีวิธีการทำดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



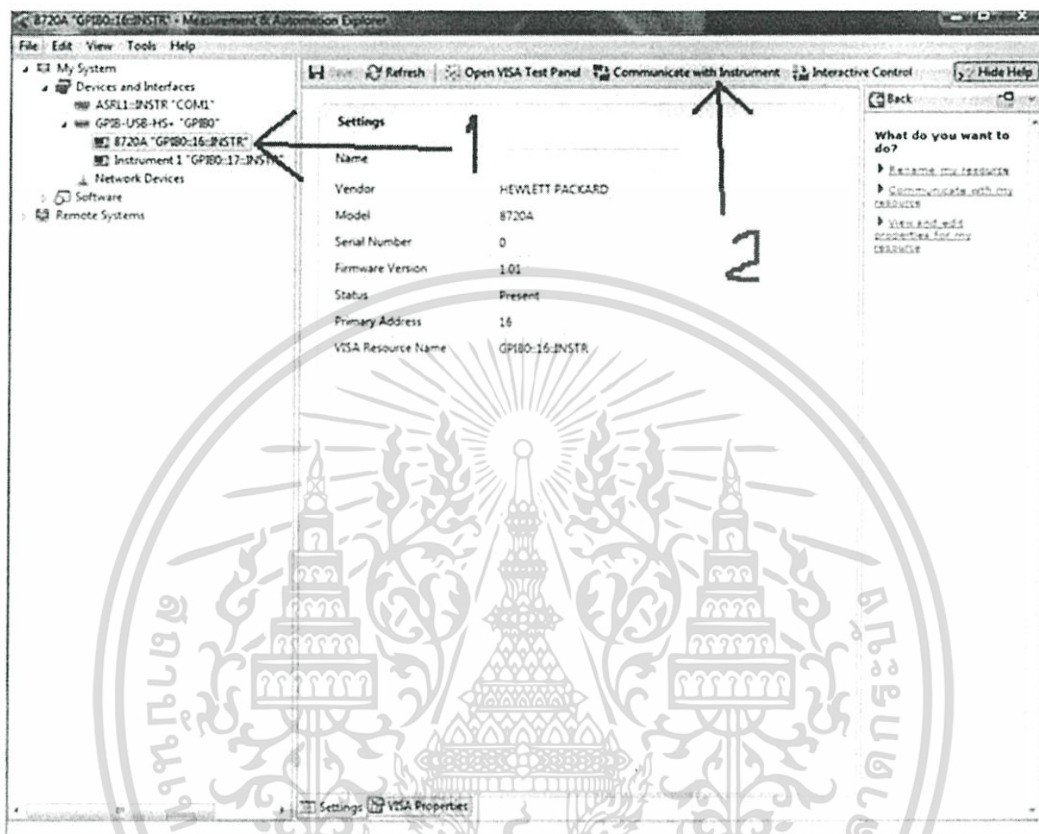
รูปที่ 3.11 โปรแกรม Measurement & Automation Explorer หรือ (NI MAX)  
 3.3.1.1 ) เปิดโปรแกรม Measurement & Automation Explorer หรือ (NI MAX) ขึ้นมาแล้ว คลิก  
 ไปที่ Devices and Interfaces



รูปที่ 3.12 Devices and Interfaces ตามหัวข้อคร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

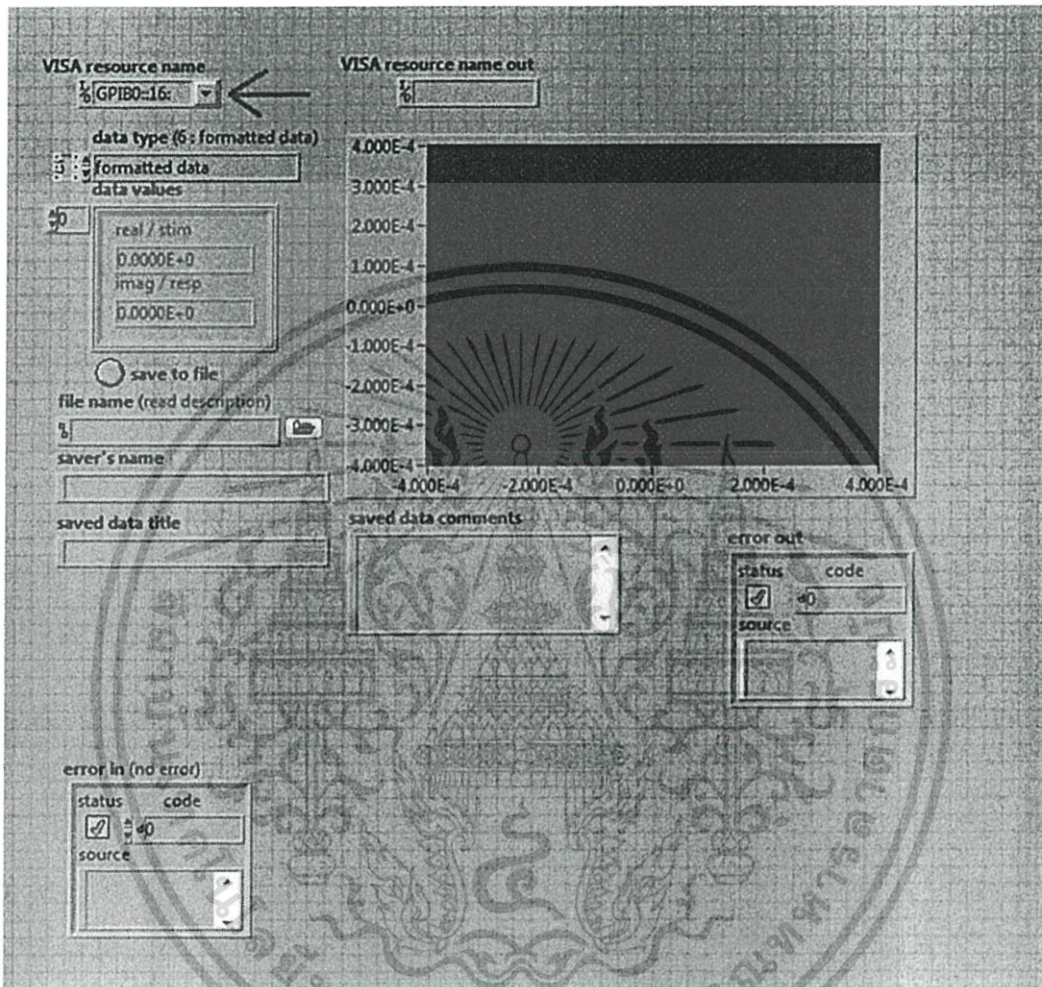
3.3.1.2 ) เลือกไปที่ GPIB-USB-HS+ แล้วทำการ Refresh ซึ่งเมื่อเราทำการต่อสาย GPIB กับ Computer แล้วกด Scan for Instruments จะมีการขึ้นให้เลือก GPIB ของ Vektor Network Analyzer รุ่น HP-8720A หลังจากนั้น เลือก Communicate with Instrument ดังรูป



รูปที่ 3.13 GPIB-USB-HS+ ของ Vektor Network Analyzer รุ่น HP-8720A และ Communicate with Instrument ตามลำดับของหัวข้อศร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.1.3 ) ในขั้นตอนสุดท้าย หลังจากเลือก เครื่อง HP-8720A แล้ว เลือก Communicate with Instrument เสร็จแล้ว เพื่อเป็นการเชื่อมต่อระหว่าง Vector Network Analyzer รุ่น HP-8720A และ โปรแกรม Labview



รูปที่ 3.14 โปรแกรม NI MAX ซึ่งเลือก Input ไปที่ GPIBO::16 ตามหัวลูกศร

3.3.1.4 ) จากรูปทำการเลือก Port ที่ได้ตั้งไว้ก่อนหน้านี้ในโปรแกรม NI MAX ซึ่งเลือก Input ไปที่ GPIBO::16 ซึ่งจะเป็นการเลือกช่องข้อมูลช่อง VNA เข้ามาในโปรแกรม Labview

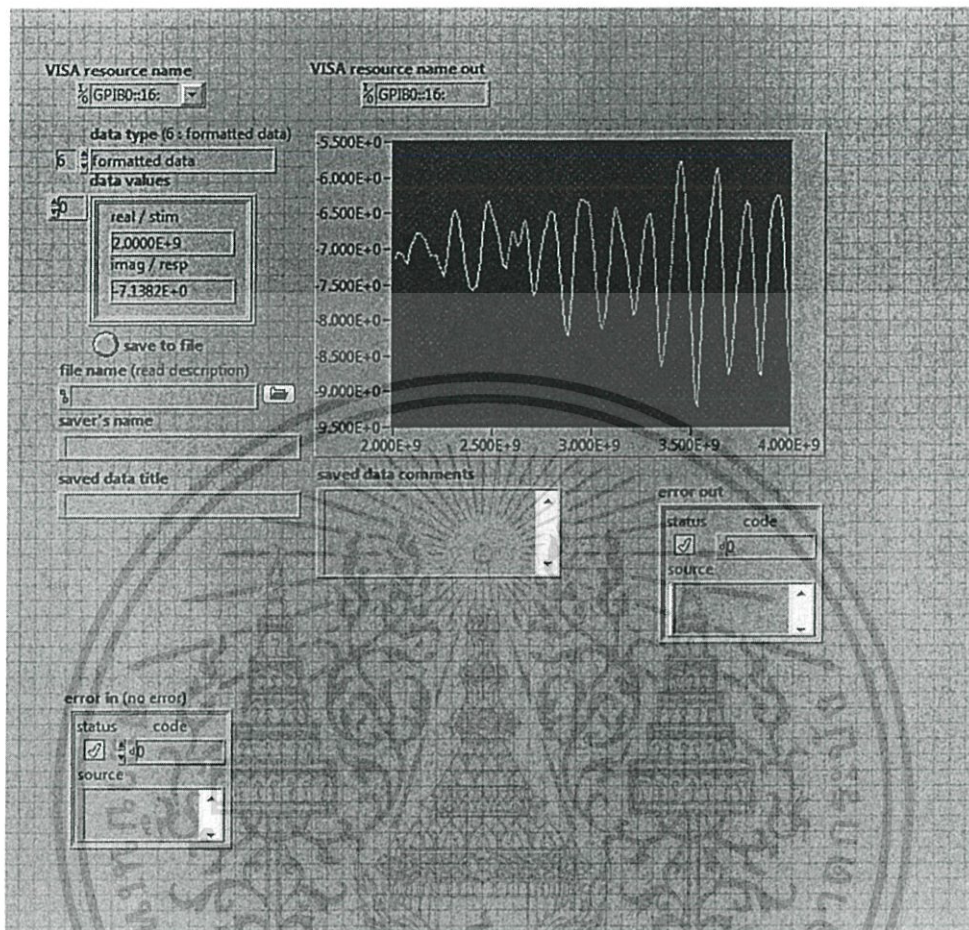
3.3.2 ) การเขียนBlock diagram โดยใช้โปรแกรม Labview

หลังจากที่สามารถทำการเชื่อมต่อตัวตัวเครื่อง Vector Network Analyzer ได้แล้ว เราจะสามารถที่จะเขียนโปรแกรมซึ่งจะเป็นการดึงข้อมูลของกราฟที่เราเห็นค่าจากในเครื่อง Vector Network Analyzer มา plot เป็นข้อมูลลงใน Microsoft Excel ได้ โดยมีส่วนสำคัญในการเขียน Block diagram ตามรูปดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



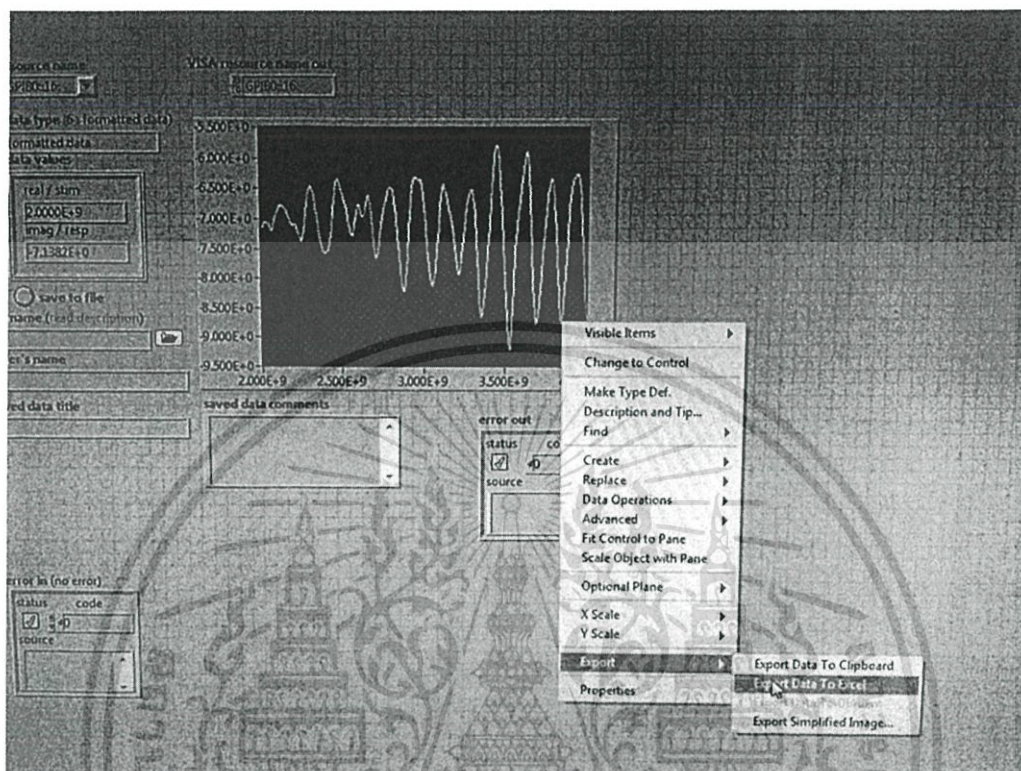
### 3.3.2.3 ) การเก็บข้อมูล เมื่อข้อมูลไม่มีการError (True) ข้อมูลก็สามารถขึ้นกราฟได้ดังรูป



รูปที่ 3.16 ข้อมูลในรูปของกราฟในหน้าต่าง Front panel หรือ User interface

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

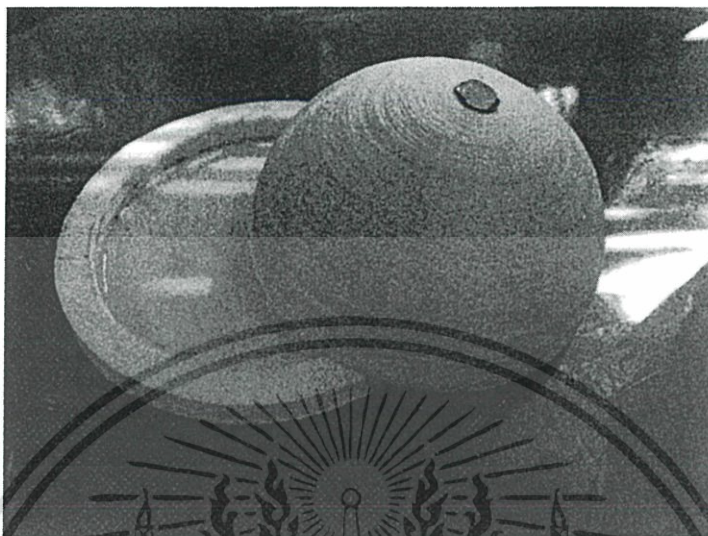
ทั้งนี้ เรายังสามารถบันทึกค่าและสารลดกำหนดชื่อไฟล์ได้อีกด้วย หรือ เราจะสามารถใช้วิธีการค่าจากกราฟดึงข้อมูลเข้ามาในโปรแกรม Microsoft Excel ได้อีกด้วยตามรูป



รูปที่ 3.17 วิธีการนำค่าของข้อมูลทั้งหมด จัดเก็บใน Microsoft Excel

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

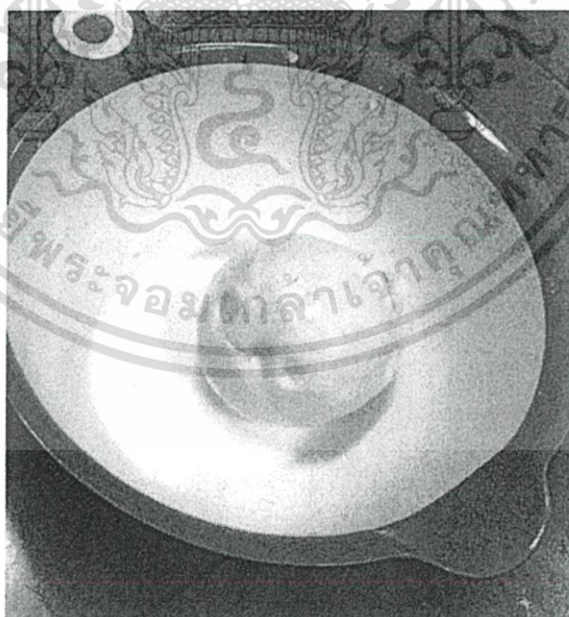
3.4 ) ออกแบบจำลองเต้านม (Phantom) แทนผิวหนัง (Skin) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร



รูปที่ 3.18 แบบจำลองเต้านม (Phantom) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 เซนติเมตร

3.5 ) วิธีทำแบบจำลองไขมัน (Fat) และ ก้อนมะเร็ง (Tumor)

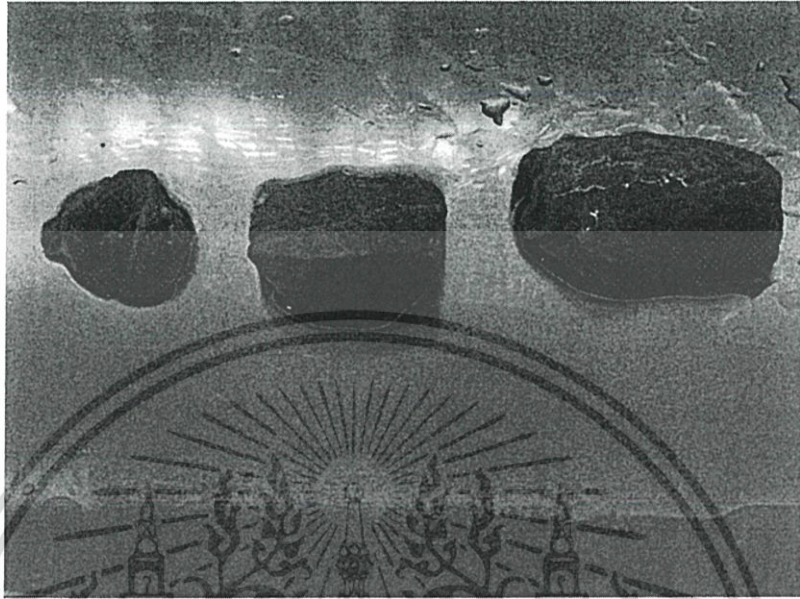
3.5.1 ) แบบจำลองไขมัน โดยมีส่วนผสมของแป้งข้าวโพด พิโตรเลียมเจล และน้ำมันพืช



รูปที่ 3.19 แบบจำลองไขมัน (Fat)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.5.2 ) แบบจำลองก้อนมะเร็ง (Tumor) โดยเลือกใช้เนื้อหมูเพราะมีค่าไดอิเล็กตริกใกล้เคียงเนื้อเยื่อมะเร็ง และใช้เนื้อหมูที่มีขนาด 3,4 และ 6 เซนติเมตรตามลำดับ



รูปที่ 3.20 เนื้อหมูขนาด 3,4 และ 6 เซนติเมตร

### 3.6) คำนวณหาค่า Complex permittivity

การคำนวณหาค่า Complex permittivity โดยมีการคำนวณในโปรแกรม MATLAB Simulink โดยทดลองกับสารละลาย Isopropyl Alcohol, 70% และ สารละลายกลูโคส (glucose) ที่ความเข้มข้น 0.1 M และ 0.2 M โดยอ้างอิงจากน้ำกลั่น หลังจากนั้น ทดลองกับไขมัน และ ก้อนเนื้อหมู



รูปที่ 3.21 สารละลายกลูโคส (Glucose) และ Isopropyl Alcohol, 70% โดยการใช้สูตรความสัมพันธ์ระหว่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$Y = Y_0 \frac{1 - S_{11}}{1 + S_{11}} \quad (3.1)$$

$$Y = j\omega\epsilon_c C_0 + \sqrt{\epsilon_c} G_0 \quad (3.2)$$

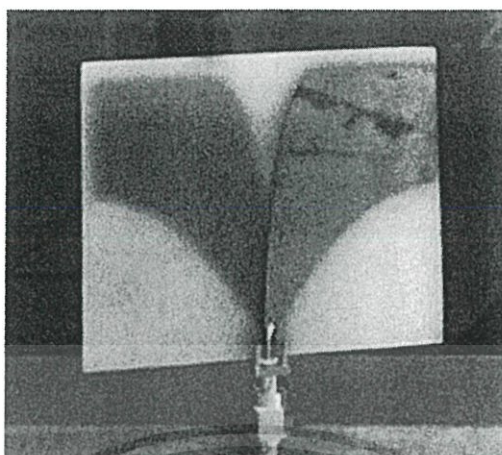
ซึ่ง  $Y_0 = 1/(50 \Omega) = 0.02 \text{ S}$  และ  $S_{11}$  วัดโดยเครื่อง Vector Network Analyzer จะสามารถหาค่า  $C_0$  และ  $G_0$  ได้ต่อจากนั้นจะสามารถหาค่า Complex permittivity ( $\epsilon_c$ )

3.7 ) ส่งสัญญาณ (Pulse Generator) ผ่านเสาอากาศและรับสัญญาณกลับมา เพื่อดูเวลาที่ตีเลยไป (Time Delay) โดยประมวลผลผ่านโปรแกรม MATLAB Simulink

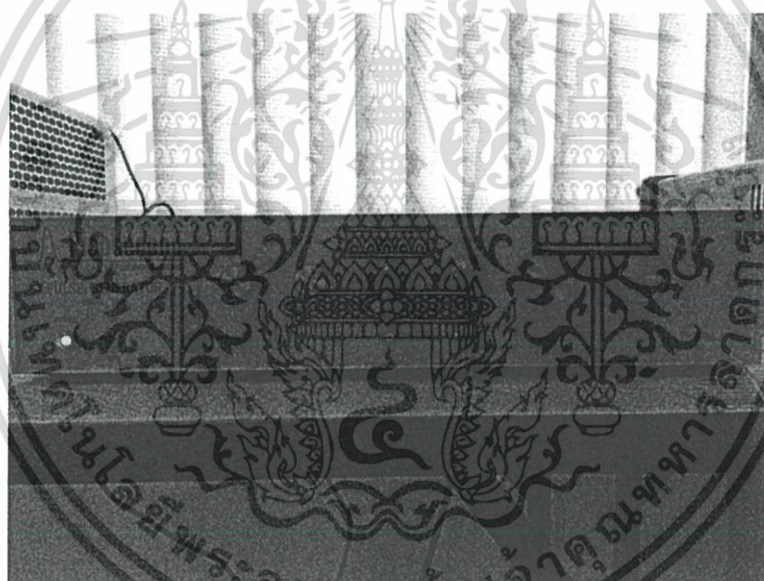


รูปที่ 3.22 การทดลองส่งสัญญาณผ่านเสาอากาศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

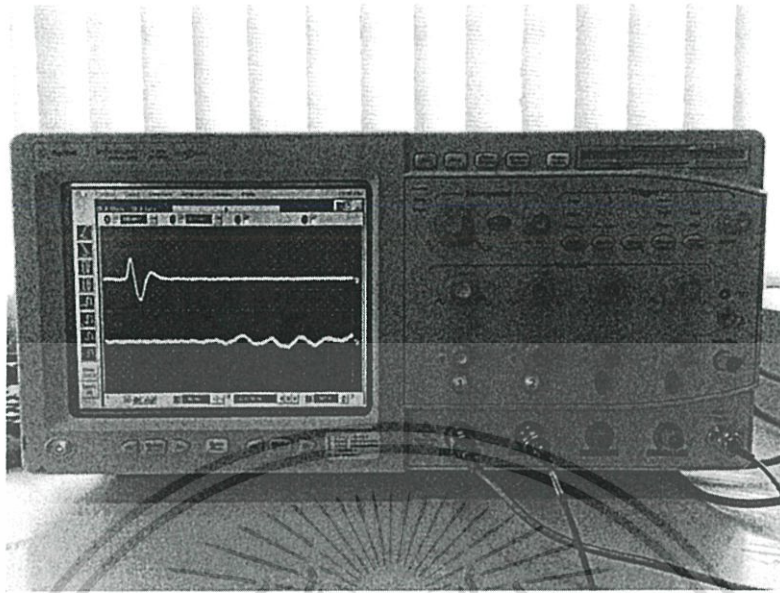


รูปที่ 3.23 เสาอากาศที่ความถี่ 3 GHz



รูปที่ 3.24 เครื่องกำเนิดพัลส์ (Pulse Generator)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.25 เครื่องรับสัญญาณพัลส์ (Infinium 54854A DSO)

โดยจะทำการส่งสัญญาณผ่านเสาอากาศที่ความถี่ 3 GHz ผ่านแบบจำลองเต้านมแบ่งเป็น 3 รูปแบบ

3.7.1 ) ส่งสัญญาณผ่านเสาอากาศ โดยภายในแบบจำลองเต้านมว่างเปล่า

3.7.2 ) ส่งสัญญาณผ่านเสาอากาศ โดยภายในแบบจำลองเต้านมบรรจุไขมันอย่างเดียว



รูปที่ 3.26 แบบจำลองเต้านมบรรจุไขมันอย่างเดียว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.7.3 ) ส่องสัญญาณผ่านเสาอากาศ โดยภายในแบบจำลองบรรจุไขมันกับก้อนเนื้อหมูตามขนาด 3,4 และ 6 เซนติเมตร



รูปที่ 3.27 แบบจำลองเต้านมบรรจุไขมันและก้อนเนื้อหมู



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

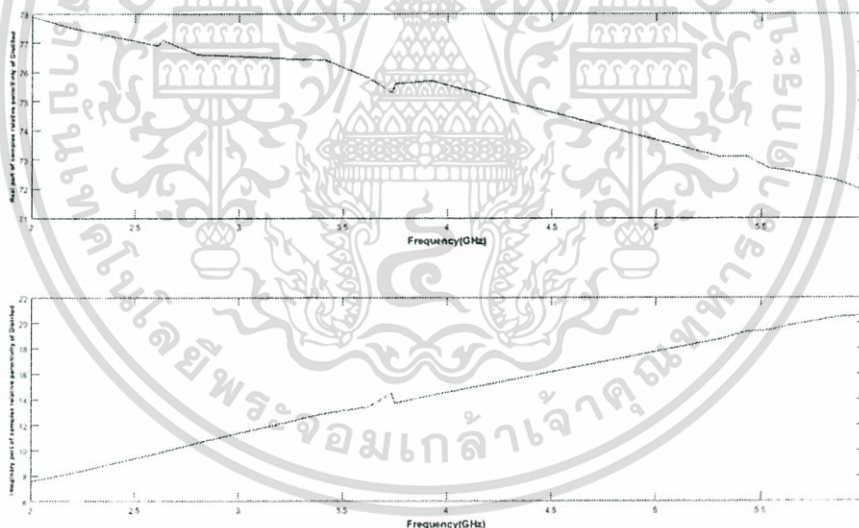
### ผลการทดลอง

#### 4.1 ) ทดลองวัดค่า Complex permittivity ในสารละลายต่างๆ ในช่วงความถี่ 2-6 GHz

จากการทดลองวัดค่า Complex permittivity ในตัวกลางสารละลายต่างๆ ได้กราฟดังนี้

##### 4.1.1 ) ผลที่ได้จากการวัดน้ำกลั่น

จะเห็นว่ากราฟจะมีแนวโน้มของค่า Real part และ Imaginary part ค่อนข้างดี เพราะเป็นตัวอ้างอิงสำหรับการวัดสารละลายอื่นๆ Real part จะลดลงตามความถี่ที่เพิ่มขึ้น ส่วน Imaginary part จะเพิ่มขึ้นตามความถี่

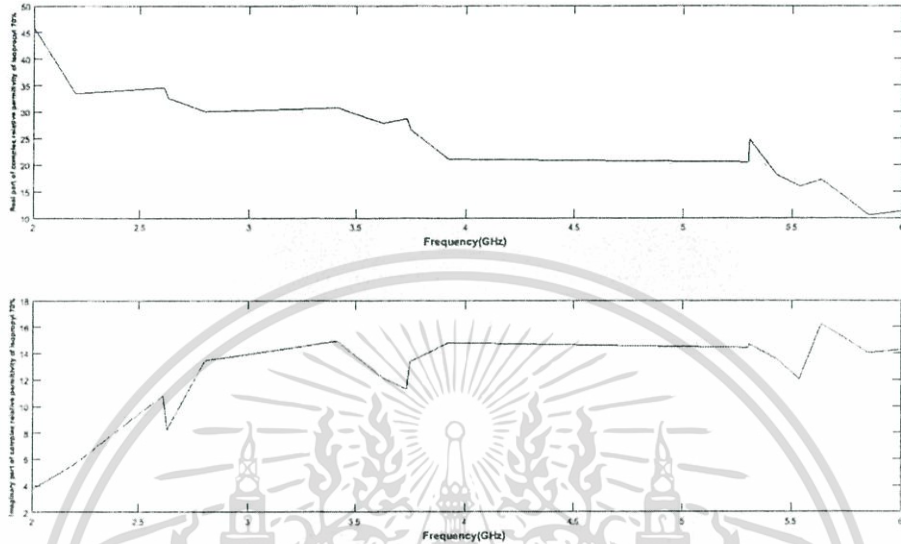


รูปที่ 4.1 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของน้ำกลั่น

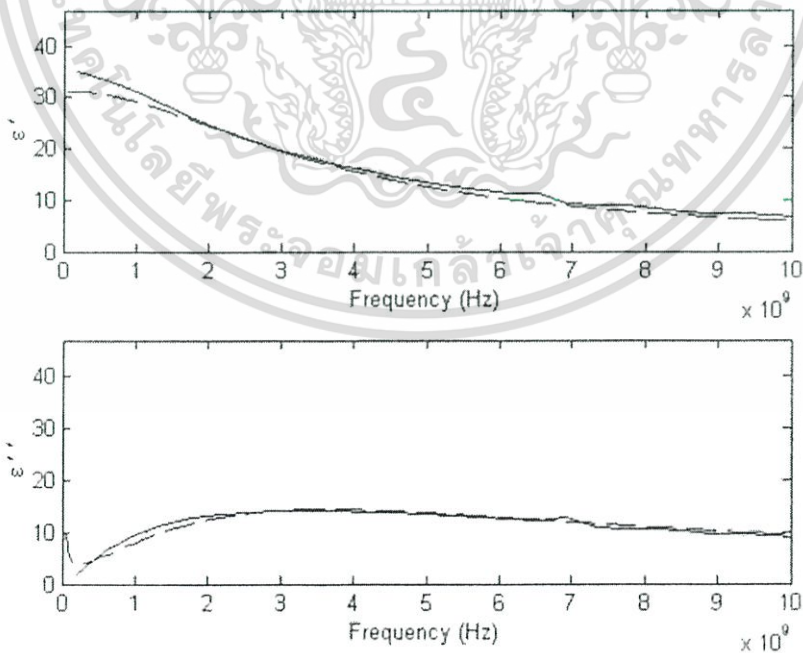
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.1.2 ) ผลที่ได้จากการวัด Isopropyl Alcohol, 70%

จากผลที่ได้มีแนวโน้มที่ใกล้เคียงจากแหล่งอ้างอิงแต่จะมีความผิดพลาดที่เกิดขึ้นเนื่องจากตัวผู้ใช้อุปกรณ์ที่ไม่มีความชำนาญ



รูปที่ 4.2 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของ Isopropyl Alcohol, 70%

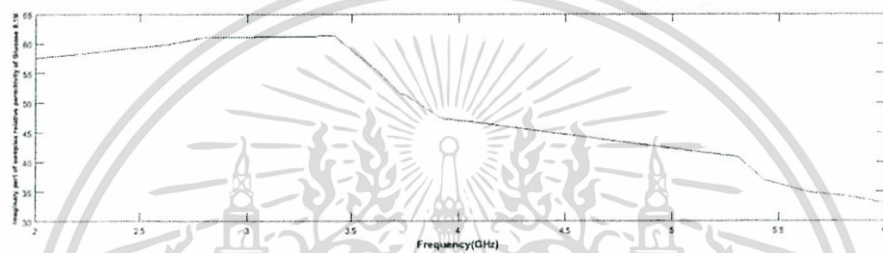
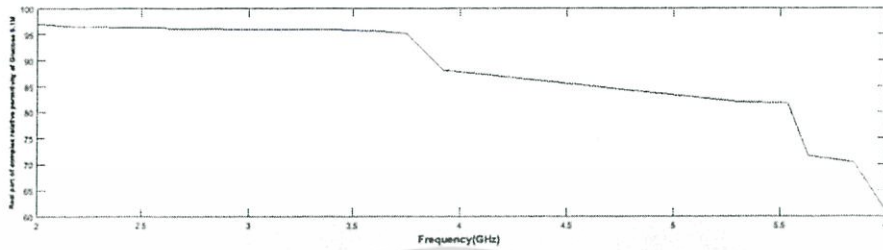


รูปที่ 4.3 70% Isopropyl Alcohol Complex Permittivity (University of Cincinnati)

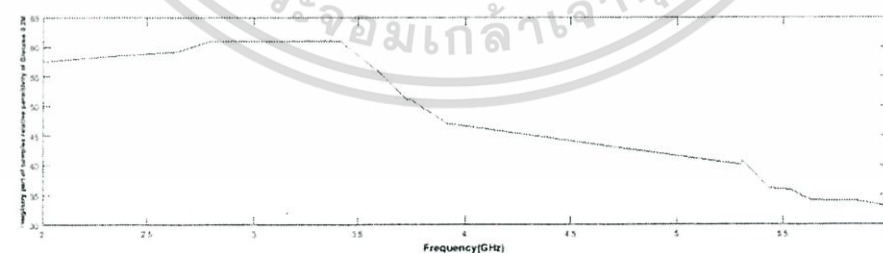
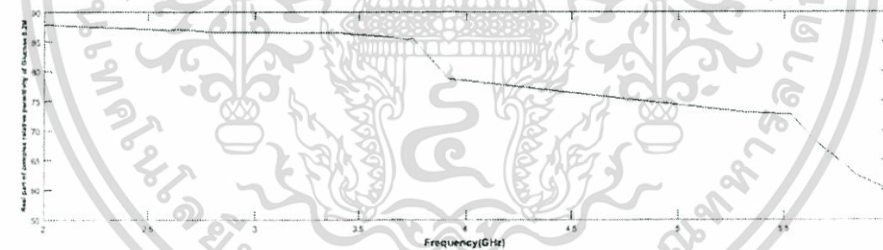
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.1.3 ) ผลที่ได้จากการวัดสารละลายกลูโคส ( glucose )

จากการทดลองในสารละลายกลูโคส ( glucose ) เข้มข้น 0.1M , 0.2M ให้ผลไม่ค่อยแตกต่างกันมากนักในสารละลายกลูโคสความเข้มข้น 0.2M มีค่าที่น้อยกว่าเล็กน้อย

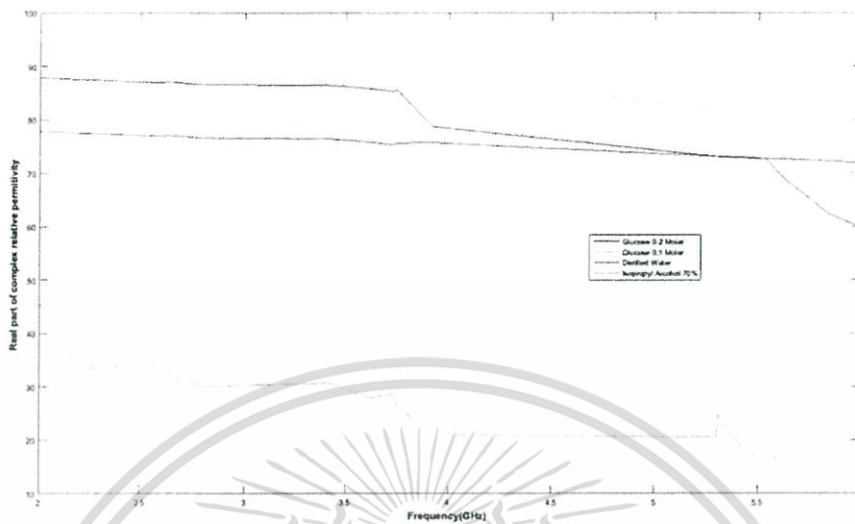


รูปที่ 4.4 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของสารละลายกลูโคสที่มีความเข้มข้น 0.1M

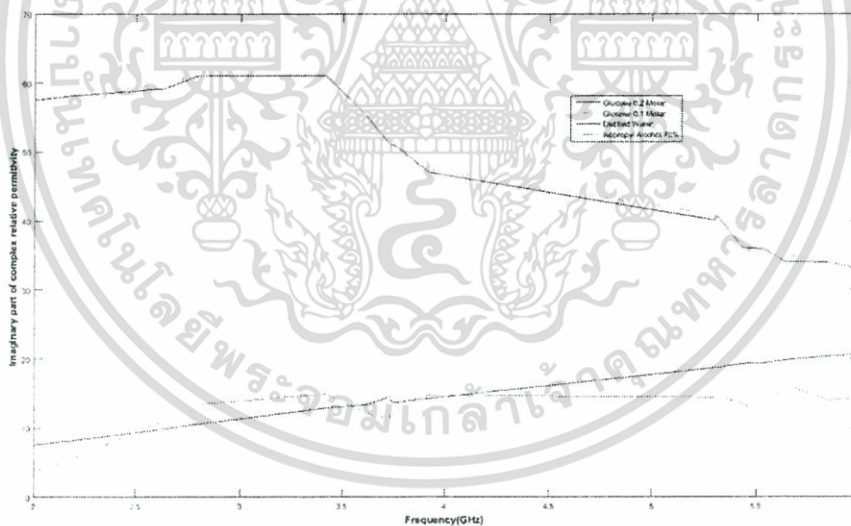


รูปที่ 4.5 กราฟแสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity ของสารละลายกลูโคสที่มีความเข้มข้น 0.2M

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 กราฟเปรียบเทียบกันทั้งหมดในส่วนของ Real part of complex relative permittivity



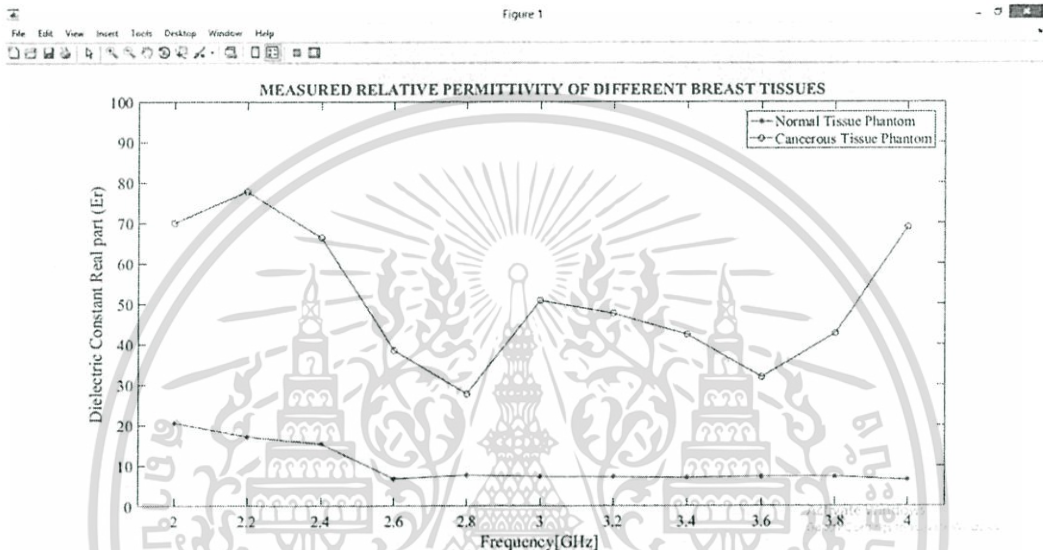
รูปที่ 4.7 กราฟเปรียบเทียบกันทั้งหมดในส่วนของ Imaginary part of complex relative permittivity

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.2 ) ทดลองวัดค่า Complex permittivity ของ Phantom ในช่วงความถี่ 2-4GHz

จากการทดลองวัดค่า Complex permittivity ใน Normal Tissue กับ Cancerous Tissue ได้กราฟดังนี้

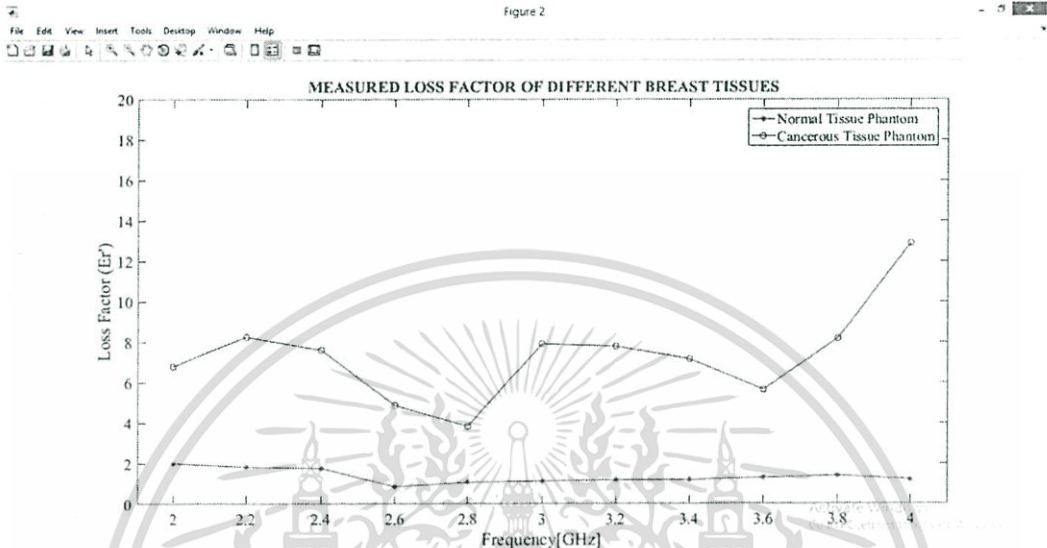
##### 4.2.1 ) ผลที่ได้จากการวัดน้ำกลั่น Real Part of Complex Permittivity of Normal Tissue Phantom and Cancerous Tissue Phantom



รูปที่ 4.8 กราฟเปรียบเทียบ Relative Permittivity หรือ Real Part of Complex Permittivity ของ Normal Tissue กับ Cancerous Tissue Phantom

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.2.2 ) ผลที่ได้จากการวัดน้ำกลั่น Imaginary Part of Complex Permittivity ของ Normal Tissue Phantom กับ Cancerous Tissue Phantom

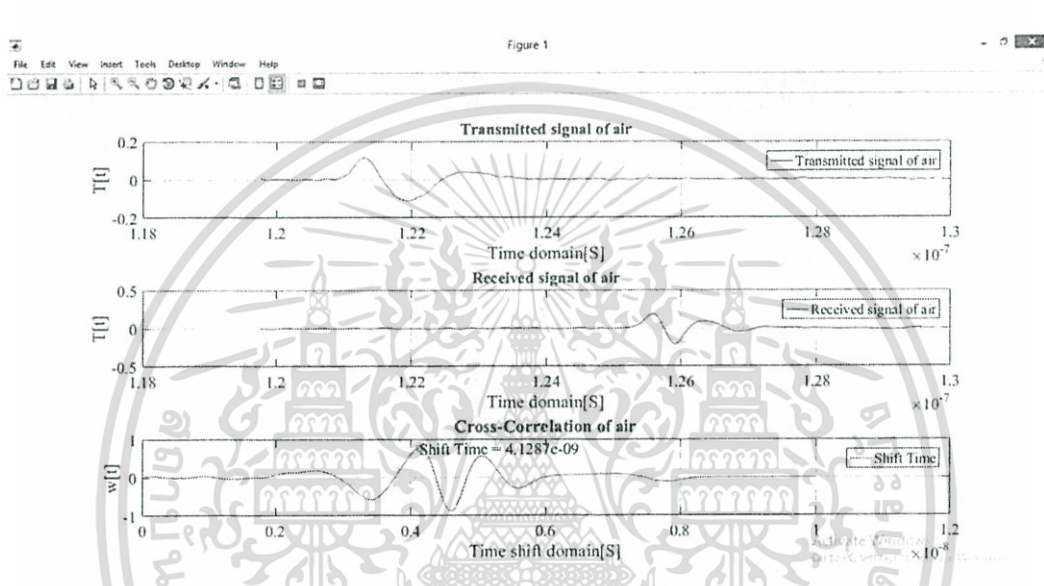


รูปที่ 4.9 กราฟเปรียบเทียบ Loss factor หรือ Imaginary Part of Complex Permittivity ของ Normal Tissue Phantom กับ Cancerous Tissue Phantom

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3 ) ทดลองวัดค่า Time shift ของชั้นเนื้อเยื่อต่างๆ ในแบบจำลองเต้านม โดยหลักการ Cross Correlation

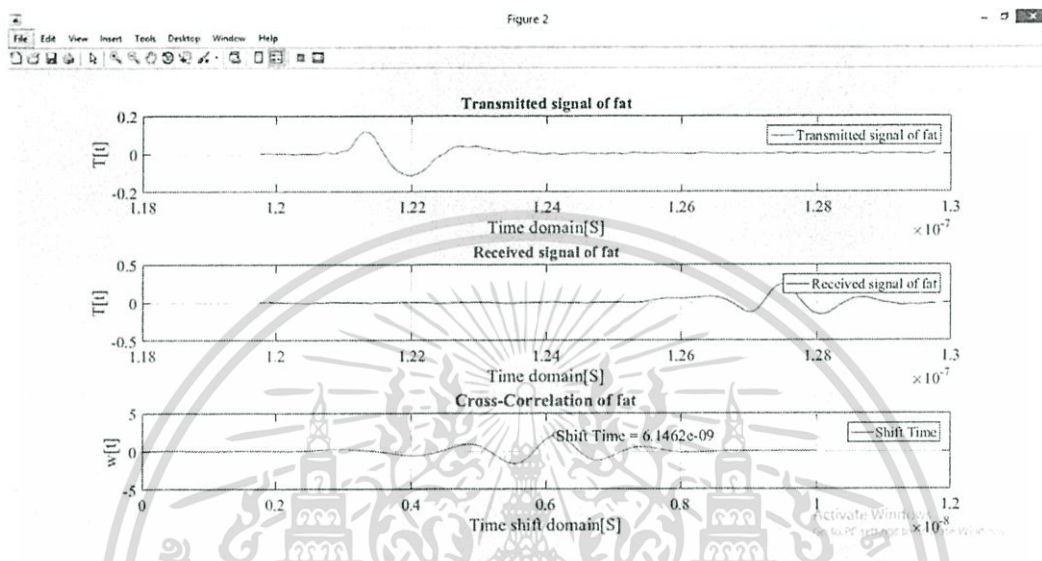
4.3.1 ) ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Time shift ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับเข้ามา (Received signal) โดยผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศ (air)



รูปที่ 4.10 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นอากาศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

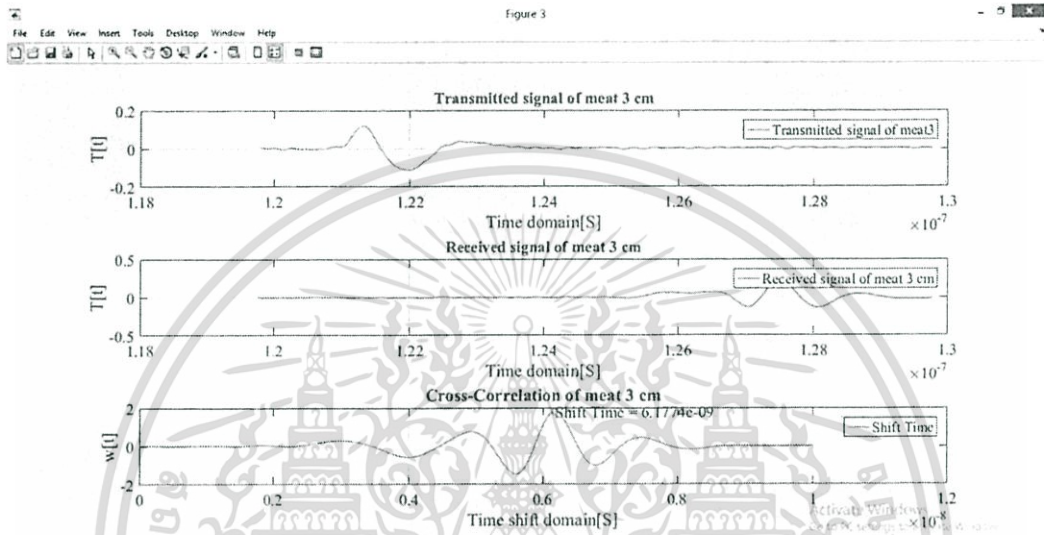
4.3.2 ) ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับเข้ามา (Received signal) โดยผ่านตัวกลางที่เป็นไขมัน (fat) หรือ Normal breast tissue



รูปที่ 4.11 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.3 ) ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสาอากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสาอากาศที่รับเข้ามา (Received signal) โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมัน(fat) ที่ข้างในเป็น เนื้อขนาด 3 เซนติเมตรที่มีลักษณะคล้ายกับเนื้อเยื่อมะเร็ง (Tumor)



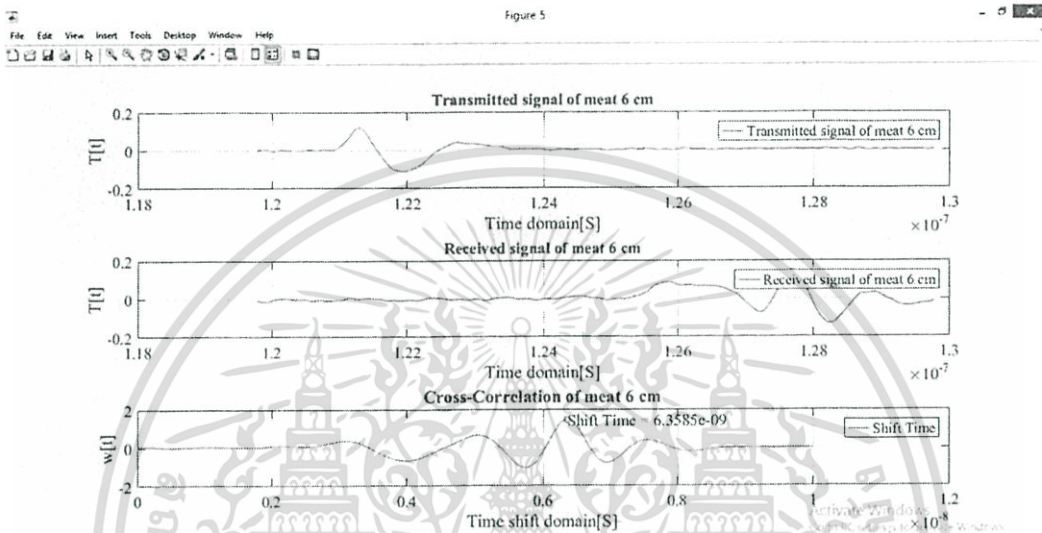
รูปที่ 4.12 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมันที่มีตรงกลางเป็นเนื้อขนาด 3 เซนติเมตร

4.3.4 ) ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสื่ออากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสื่ออากาศที่รับเข้ามา(Received signal) โดยผ่านตัวกลางที่เป็นไขมัน(fat) ที่ข้างในเป็น เนื้อขนาด 4 เซนติเมตร ที่มีลักษณะคล้ายกับเนื้อเยื่อมะเร็ง (Tumor)



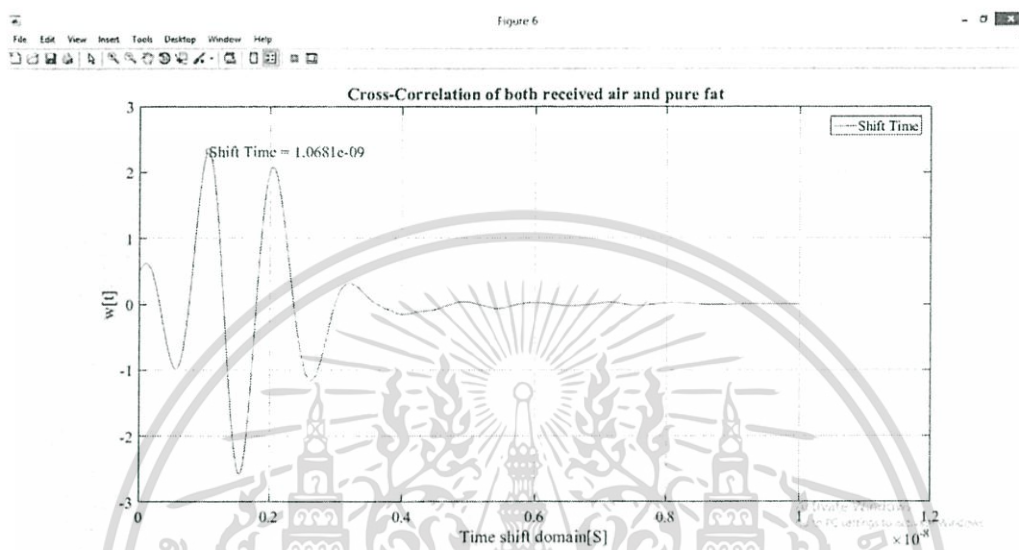
รูปที่ 4.13 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมันที่มีตรงกลางเป็นเนื้อขนาด 4 เซนติเมตร

4.3.5 ) ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสาอากาศที่ส่งออก(Transmitted signal) กับ สัญญาณเสาอากาศที่รับเข้ามา(Received signal) โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมัน(fat) ที่ข้างในเป็น เนื้อขนาด 6 เซนติเมตร ที่มีลักษณะคล้ายกับเนื้อเยื่อมะเร็ง (Tumor)



รูปที่ 4.14 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Transmitted signal กับ Received signal โดยผ่านตัวกลางเป็นไขมันที่มีตรงกลางเป็นเนื้อขนาด 6 เซนติเมตร

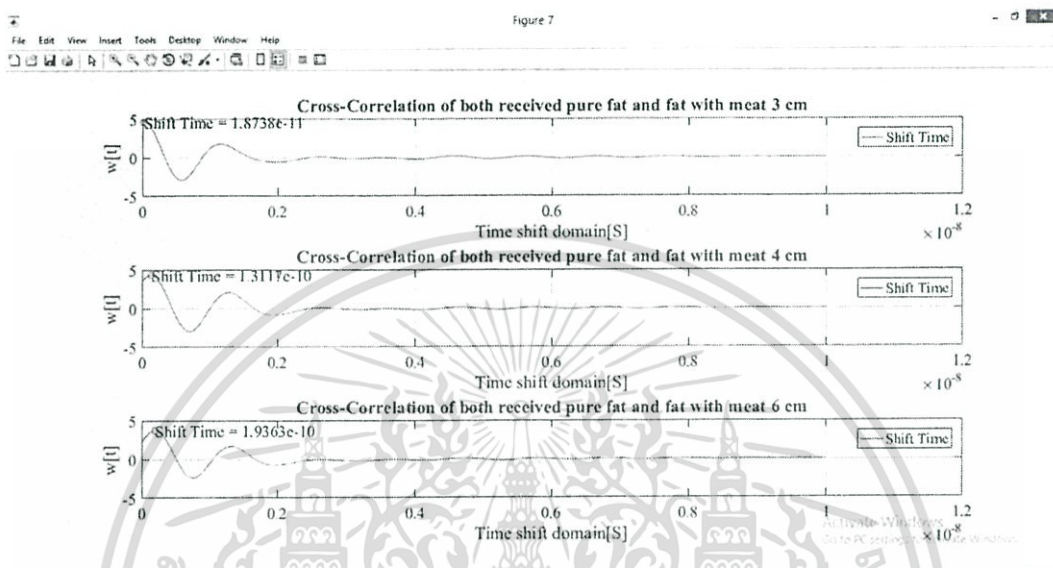
4.3.6 ) ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสาอากาศที่รับ สัญญาณของไขมัน(Received signal of fat) กับ สัญญาณเสาอากาศที่รับสัญญาณของอากาศ (Received signal of air) เพื่อคำนวณหา Relative Permittivity ของแบบจำลองไขมัน



รูปที่ 4.15 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Received signal of fat กับ Received signal of air

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.3.7 ) ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง สัญญาณเสอากาศที่รับ สัญญาณของไขมัน(Received signal of fat) กับ สัญญาณเสอากาศที่รับสัญญาณของเนื้อที่ แทนมะเร็งทั้งสามขนาด(Received signals of meat) เพื่อคำนวณหา Relative Permittivity ของ แบบจำลองเนื้อเยื่อมะเร็ง



รูปที่ 4.16 ผลที่ได้จากการวัดค่าผลต่างเวลา Shift Time ระหว่าง Received signal of fat กับ Received signals of meat ทั้ง 3 ขนาด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 5

### สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

#### 5.1) สรุปผลการทดลองเรื่องการหาค่า Complex Permittivity ของสารละลาย

โดยได้ทำการทดลองกับสารละลายทั้งหมด 4 ชนิด คือ น้ำกลั่น แอลกอฮอล์ล้างแผล (Isopropyl Alcohol, 70%) สารละลายกลูโคสที่ความเข้มข้น 0.1 และ 0.2 โมลาร์ ที่อุณหภูมิห้อง (25 องศาเซลเซียส) ซึ่งจากผลการทดลองการหาค่า แสดงผล Real part & Imaginary part of Complex permittivity มีค่าประมาณจากการทดลองที่ใกล้เคียงกับค่าข้อมูลที่เอกสารมีการอ้างอิงไว้มากกว่า 95 เปอร์เซ็นต์ ซึ่งมีรูปแบบค่าของกราฟที่ขึ้นกับค่าของความถี่ในแต่ละช่วงได้ใกล้เคียงในสารละลายทั้ง 4 ชนิด โดยมีการสรุปอย่างละเอียดดังนี้

Real part of Complex permittivity จะมีค่าแตกต่างกันไปในแต่ละช่วงความถี่ ซึ่งสารละลายกลูโคสที่ความเข้มข้น 0.1 สารละลายกลูโคสที่ความเข้มข้น 0.2 น้ำกลั่น และ แอลกอฮอล์ล้างแผล (Isopropyl Alcohol, 70%) จะมีค่า Complex permittivity ทั้งในส่วนของ Real part และ Imaginary part of Complex permittivity มากไปน้อย ตามลำดับ ทั้งนี้ค่าที่ได้มาทั้งหมดจำเป็นต้องมีความใกล้เคียงกับมาตรฐานทั้งสิ้น เนื่องจากการตรวจสอบเพื่อหาค่า Complex permittivity จำเป็นต้องมีการออกแบบจำลองของเต้านมที่ประกอบไปด้วยเซลล์มะเร็งและเนื้อเยื่ออื่น ๆ ภายในร่างกายเช่น ชั้นไขมัน ซึ่งจำเป็นต้องมีค่าให้ใกล้เคียงหรือเท่ากับความเป็นจริงให้มากที่สุด เพื่อประโยชน์ที่ดีกว่าและค่าความผิดพลาดที่น้อยที่สุด เพื่อที่จะนำไปทำการประมวลผลภาพด้วยกระบวนการแบบเสาอากาศต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 5.2 ) สรุปผลการทดลองเรื่องการส่งสัญญาณ (Pulse Generator) ผ่านเสาอากาศ และรับสัญญาณกลับมา เพื่อดูเวลาที่ตีเลยไป (Time Delay) โดยประมวลผลผ่านโปรแกรม MATLAB Simulink

เมื่อทำการตรวจวัดค่าไดโอดีลิกของแบบจำลองเต้านมแล้ว หลังจากนั้นทำการส่งสัญญาณผ่านเสาอากาศ สัญญาณที่ได้รับกลับมาของแบบจำลองเต้านมทั้ง 3 รูปแบบผลสรุปว่ามีความแตกต่างกันของเวลาหลังจากนำสัญญาณที่ได้รับมา Cross-Correlation กับสัญญาณที่ส่งผ่านเสาอากาศ เวลาที่ตีเลยไปจะเพิ่มมากขึ้นแปรผันตามค่าไดโอดีลิก และยังมีตัวแปรที่สำคัญอีกหลายประการคือ ระยะทาง และ ความเร็วของสัญญาณที่ส่งผ่านเสาอากาศ จากผลจะทราบได้ว่าเนื้อหมูขนาด 6 เซนติเมตร จะมีเวลาที่ตีเลยไปมากที่สุด และ เนื้อหมูขนาด 4 , 3 เซนติเมตร จะมีเวลาที่ตีเลยน้อยลงไปตามลำดับจนถึง ไชมัน

## 5.3 ) ข้อเสนอแนะจากการทำวิจัย

จากการทำทดลองที่ผ่านมาประสบปัญหาอยู่อย่างสม่ำเสมอ จึงจำเป็นต้องค่อยๆแก้ไขไปที่ละระดับ ยกตัวอย่างเช่น ปัญหาจากการใช้เครื่อง Vector Network Analyzer เนื่องจากผู้ทำวิจัยและศึกษาปัญหาในเรื่องนี้ มีความรู้ความเข้าใจในการใช้เครื่องมืออุปกรณ์ไม่มากพอจึงจำเป็นต้องศึกษาโดยใช้เวลาส่วนใหญ่ไปกับการศึกษาคู่มือของเครื่อง Vector Network Analyzer เนื่องจากเป็นเครื่องมือที่ไม่ค่อยแพร่หลาย มีการใช้เครื่องมืออยู่อย่างในวงจำกัด เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่มีราคาสูง และมีความจำเพาะเจาะจงต่องานนั้น ๆ และปัญหาจากสภาพแวดล้อมภายนอก อุณหภูมิภายนอก ที่จำเป็นต้องควบคุมอย่างรัดกุมที่สุด เนื่องจากค่าในผลการทดลองบางค่าอาจจะมีสาเหตุมาจากปัจจัยภายนอกเช่น อุณหภูมิ ความชื้นสัมพัทธ์ ฝุ่นละอองต่าง ๆ ซึ่งทั้งหมดนั้นมีผลต่อค่าการทดลองทั้งสิ้น ซึ่งเป็นผลให้ค่าต่าง ๆ เกิดการคลาดเคลื่อนไป และ การทำแบบจำลองเต้านมต้องมีการวัดค่าของค่าไดโอดีลิกอย่างถูกต้องเพราะในการทดลองส่งสัญญาณผ่านเสาอากาศและรับสัญญาณเพื่อดูเวลาที่ตีเลยไปนั้น สัญญาณที่รับมาต้องมีความแตกต่างกันจริงเป็นผลมาจากความแตกต่างของค่าไดโอดีลิกนั่นเอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บรรณานุกรม

- [1] ชาญชัย ทองโสภิต, Analysis of ultra-wideband wave propagation for wireless sensor networks applications, เข้าถึงได้จาก :  
<http://sutir.sut.ac.th:8080/sutir/bitstream/123456789/5702/5/Fulltext.pdf>
- [2] วิธีวัดค่า s-parameter กับเครื่องมือ, เข้าถึงได้จาก : <https://dl.dropboxusercontent.com/u/15034228/s-parameter/Logbook%20st%202011.pdf>
- [3] Agilent Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials, เข้าถึงได้จาก :  
[http://academy.cba.mit.edu/classes/input\\_devices/meas.pdf](http://academy.cba.mit.edu/classes/input_devices/meas.pdf)
- [4] Anna Angela Barba and Matteo d'Amore, Relevance of Dielectric Properties in Microwave Assisted Processes, เข้าถึงได้จาก : <http://www.intechopen.com/books/microwave-materials-characterization/relevance-of-dielectric-properties-in-microwave-assisted-processes>
- [5] Characterization of the Complex Permittivity of Glucose/Water Solutions for Noninvasive RF/Microwave Blood Glucose Sensing, เข้าถึงได้จาก : <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=7520546>
- [6] Measurement of Dielectric Material Properties, เข้าถึงได้จาก : [https://cdn.rohde-schwarz.com/pws/dl\\_downloads/dl\\_application/00aps\\_undefined/RAC-0607-0019\\_1\\_5E.pdf](https://cdn.rohde-schwarz.com/pws/dl_downloads/dl_application/00aps_undefined/RAC-0607-0019_1_5E.pdf)
- [7] Network Analyzer, เข้าถึงได้จาก : [http://www.tpa.or.th/tpanews/upload/mag\\_Content/22/ContentFile258.pdf](http://www.tpa.or.th/tpanews/upload/mag_Content/22/ContentFile258.pdf)
- [8] PERMITTIVITY PROBE MODELLING, เข้าถึงได้จาก :  
<http://www.dtic.mil/dtic/tr/fulltext/u2/a243236.pdf>
- [9] S-Parameter , เข้าถึงได้จาก : <http://antenna-km.blogspot.com/2011/03/s-Parameter-s11.htmlZYL9wRmdKzYM9l8yv1iq7qBjw5LtpSkRnr2u>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# NETWORK ANALYZERS

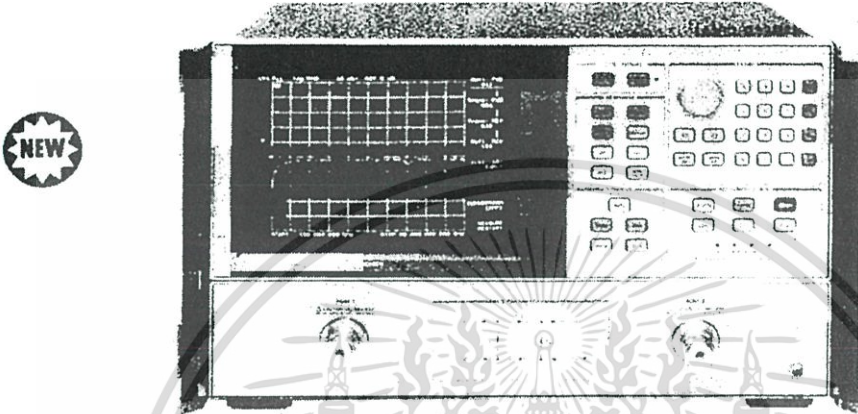
## Microwave Network Analyzer, 130 MHz to 20 GHz

Models 8720A, 85162A

247

- 130 MHz to 20 GHz frequency range
- Integrated swept synthesized source
- Integrated switching s-parameter test set

- Direct save/recall to an external disc drive
- >85 dB dynamic range
- Built-in vector accuracy enhancement



HP 8720A

DESIGNED FOR  
HP-IB  
SYSTEMS

### Description

The HP 8720A provides simple and complete vector network measurements in a compact and fully integrated microwave network analyzer. Characterize your microwave components and networks accurately, yet economically with the HP 8720A microwave network analyzer. Integration of the 130 MHz to 20 GHz swept synthesized source, test set, and receiver results in a compact, low cost network analyzer which is ideal for incoming inspection, production, and final test measurements.

With two independent display channels available, you can simultaneously measure the reflection and transmissions characteristics of the device under test. The easy-to-use softkey selection of measurement functions allows you to quickly measure the magnitude, phase, or group delay characteristics of your device under test. Directly measure the electrical length of a single device or phase match multiple devices. Data can be displayed in log magnitude, linear magnitude, SWR, phase, group delay, polar, real, or Smith Chart formats.

The HP 8720A's integrated synthesized source provides 100 kHz frequency resolution standard or, with the addition of option 001, it will provide 1 Hz frequency resolution for testing narrowband, frequency selective or electrically long devices. The integrated synthesized source also provides a measurement port power level of  $-10$  to  $-65$  dBm which is settable in 5 dB steps.

### Time Domain Analysis

The HP 8720A with option 010 has the capability of displaying the time domain response of a network, obtained by computing the Inverse Fourier Transform of the frequency domain response. The time domain response displays the reflection coefficient versus time, yielding the magnitude and location of each individual discontinuity of the network. It can also display the transmission coefficient versus time, yielding simulated transient response analysis of the network.

### Features Designed for Manufacturing

The HP 8720A's productivity features allow increased throughput on your production floor. The arbitrary frequency list mode allows selection of only those frequencies you wish to test, resulting in reduced test time. In this mode, you can define up to 30 CW frequencies or swept frequency segments, calibrate once, and then measure all of the segments or "zoom-in" on just one segment and still remain calibrated. The HP 8720A's limit test capability allows your technicians to make pass/fail decisions easily and systematically. Based on the specifications for the device under test, define up to 22 test limits on each channel so your technicians can align and objectively verify the device's response. Utilize the HP 8720A's save/recall capability to reduce set up time and enable all your technicians to repeatedly use the same test configuration. This feature allows your engineer or skilled specialist to define the test configuration once, store it to an external CS80 compatible disc drive, and then have it recalled by each member of your production test line without the use of an external computer. This feature provides confidence that each technician is aligning and evaluating your devices under the same conditions. For a permanent record of your measurement results, the HP 8720A's copy feature allows the entire CRT display to be directly output to a compatible HP-GL plotter or printer.

All of the functions of the HP 8720A are completely programmable from an external computer through the Hewlett-Packard Interface Bus. For fully automated, guided measurements, use the HP 85162A Measurement Automation Software. To completely and efficiently characterize crystals, SAWs, and other resonant devices, use the HP 85165A Resonator Measurement Software.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## NETWORK ANALYZERS

### Microwave Network Analyzer, 130 MHz to 20 GHz

Models 8720A, 85162A (cont'd)

#### HP 8720A System Performance

##### Dynamic Range (for transmission measurements)<sup>1</sup>

Dynamic Range	Frequency Range			
	0.13 to 0.5 GHz	0.5 to 2 GHz	2 to 8 GHz	8 to 20 GHz
	70 dB	80 dB	85 dB	85 dB

##### Measurement Port Characteristics<sup>2</sup>

The following specifications show the residual system uncertainties (including switch repeatability) after accuracy enhancement using a full 2-port measurement calibration (including isolation) with an IF bandwidth of 10 Hz, and the specified calibration kit. Environmental temperature is 23±3°C.

##### Calibration Kit: HP 85052B (3.5 mm, male and female lowband and sliding loads)

	Frequency Range			
	0.13 to 0.5 GHz	0.5 to 2 GHz	2 to 8 GHz	8 to 20 GHz
Directivity	40 dB	40 dB	40 dB	40 dB
Source Match	30 dB	30 dB	30 dB	30 dB
Load Match	35 dB	35 dB	30 dB	30 dB
Reflection Tracking	±0.10 dB	±0.10 dB	±0.10 dB	±0.20 dB
Transmission Tracking	±0.10 dB	±0.10 dB	±0.12 dB	±0.15 dB

##### Calibration Kit: HP 85052D (3.5 mm, male and female broadband precision fixed load)

	Frequency Range			
	0.13 to 0.5 GHz	0.5 to 2 GHz	2 to 8 GHz	8 to 20 GHz
Directivity	40 dB	40 dB	38 dB	36 dB
Source Match	30 dB	30 dB	30 dB	30 dB
Load Match	35 dB	35 dB	30 dB	30 dB
Reflection Tracking	±0.10 dB	±0.10 dB	±0.10 dB	±0.20 dB
Transmission Tracking	±0.10 dB	±0.10 dB	±0.12 dB	±0.15 dB

#### System Accessories

	3.5 mm	7 mm <sup>3</sup>	Type N <sup>4</sup>
Test port cables			
Semi-flexible	HP 85131C/D	HP 85132C/D	HP 85132C/D <sup>4</sup>
Super-flexible <sup>5</sup>	HP 85131E/F	HP 85132E/F	HP 85132E/F <sup>4</sup>
Adapter sets	HP 85130D	HP 85130B	HP 85130C
Calibration kits			
Standard (sliding loads)	HP 85052B	HP 85050B	HP 85054B
Economy (fixed loads)	HP 85052D	HP 85050D	
Verification kits	HP 85051B	HP 85053B	HP 85055A

<sup>1</sup>Limited by maximum output power and system noise floor. Specified for an IF bandwidth of 10 Hz, using a full 2-port measurement calibration (including an isolation calibration performed with an averaging factor of 16).

<sup>2</sup>Crosstalk, after an isolation calibration, is below the system noise floor and can be ignored.

<sup>3</sup>HP 85130B/C Special Adapter Sets required if devices with 7 mm or Type N connectors are to be connected directly to the HP 8720A's test ports.

<sup>4</sup>Use the cables recommended for 7 mm devices. Precision 7 mm to Type N adapters are included in the HP 85054B Type N calibration kit.

<sup>5</sup>Semi-flexible cable are warranted for 90 days. Super-flexible cables carry a standard one-year warranty.

#### General Characteristics

##### Source Frequency Characteristics

**Range:** 130 MHz to 20.0 GHz  
**Resolution:** 100 kHz (1 Hz with Option 001)  
**Stability:** typically ±7.5 ppm @ 0° to 55°C  
 typically ±3 ppm/year  
**Accuracy:** 10 ppm @ 25°±3°C

##### Output characteristics (at test ports, 25°±3°C)

**Power range:** -10 to -65 dBm in 5 dB steps  
**Power level:** -10 dBm ±3 dB  
**Harmonic:** <-15 dBc @ -10 dBm (typical)

##### Test ports

**Connector type:** 3.5 mm (male)  
**Impedance:** 50 ohms nominal  
**Switch type:** Mechanical  
**Switch lifetime:** >3 million cycles (typical)  
**Maximum input level:** +20 dBm  
**DC bias:** 500 mA, 40 VDC maximum

##### Rear Panel Connectors

**External reference frequency input:**  
**Frequency:** 1, 2, 5, and 10 MHz; ≤200 Hz at 10 MHz  
**Level:** -10 dBm to +20 dBm, typical  
**Impedance:** 50 ohms  
**External trigger:** Triggers start of sweep on a negative TTL transition or contact closure to ground.  
**External AM auxiliary input:** 0 to 10 volts (1 dB/volt) into a 10 kohm resistor, 5 kHz max.  
**Auxiliary voltage input:** -10 to +10 V  
**IO interconnect:**  
**Type:** DB-25  
**Output:** Standard LS TTL output (active high logic) on pin 17 indicative of PASS/FAIL status during limit testing. Output voltage remains at +5 Vdc (nominal) until a FAIL condition occurs. Remains at 0 Vdc until a PASS condition occurs.

#### HP 85162A Measurement Automation Software

The HP 85162A Measurement Automation software is designed specifically to operate on an HP 9000 series 200 or 300 computer with BASIC 3.0 or higher. The software complements the HP 8720A microwave network analyzer, providing calibration, measurement, and data output capabilities with a minimum of operator interaction.

#### Ordering Information

	Price
HP 8720A Microwave Network Analyzer	\$55,000
Option 001 1 Hz frequency resolution	9,500
Option 010 Time Domain Capability	9,000
Option 802 add HP 9122C Dual Disc Drive, HP 10833A cable	1,495
Option 830 add HP 85052D Cal Kit, HP 85131E cable	5,800
Option 913 Rack Mount Kit	40
HP 85162A Measurement Automation Software	
Requires BASIC 3.0 or above and 2 Mbytes of RAM	1,500
Must select media option (no charge):	
Option 630 for 3.5 in. disc media	N/C
Option 655 for 5.25 in. disc media	N/C

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

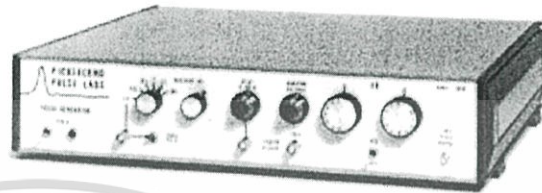


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

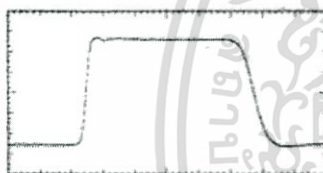


## Model 2600C Pulse Generator

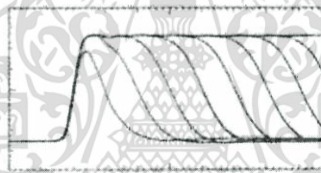
- Turbo Option
- 50 V
- 250 ps Risetime
- 1 - 100 ns Duration



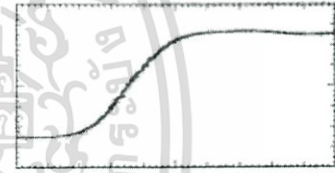
The Model 2600C Pulse Generator produces high amplitude 45 V, fast < 500 ps risetime pulses. With the "Turbo" option, 50 V, 250 ps risetime pulses are available. The pulse duration can be adjusted with a front panel, ten-turn control from < 1 ns to 100 ns. Either a positive or negative polarity pulse is selectable by a front panel switch. The amplitude may be adjusted over a 70 dB range in 1 dB steps. Applications for the 2600C include testing the switching time of semiconductors and driving high current laser diodes to obtain fast risetime optical pulses. A programmable GPIB version of the 2600C is also available; see the specifications for the PSPL Model 10,300B.



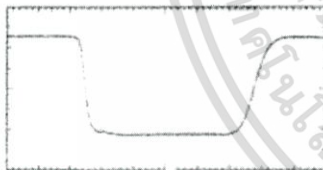
10 V/div and 1 ns/div  
Positive Pulse



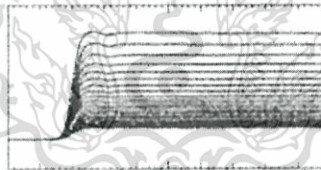
10 V/div and 500 ps/div  
Adjustable Duration 1 ns to 100 ns



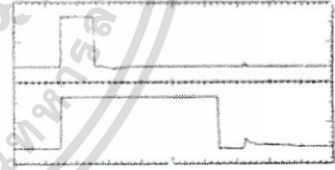
10 V/div and 100 ps/div  
Positive Pulse Leading Edge



10 V/div and 1 ns/div  
Negative Pulse



10 V/div and 500 ps/div  
Adjustable Amplitude in 1 dB steps



20 V/div and 20 ns/div  
20 ns and 100 ns Duration Pulses

Waveforms were measured using an HP-54121A, 20 GHz digital sampling oscilloscope.

### Ordering Information

Model Number	Description
2600C	Pulse Generator: $\pm 45$ V, < 500 ps risetime, 1 – 100 ns adj. duration
2600C-300NS	Pulse Generator: $\pm 45$ V, < 500 ps risetime, 2 – 300 ns adj. duration
2600C-TURBO	Pulse Generator: $\pm 50$ V, 250 ps risetime, 1 – 100 ns adj. duration
2600C-TURBO300NS	Pulse Generator: $\pm 50$ V, 250 ps risetime, 2 – 300 ns adj. duration

PICOSECOND PULSE LABS P.O. Box 44 BOULDER, CO 80306, USA TEL: 1.303.443.1249 FAX: 1.303.447.2236

SPEC-4040008, Revision 2, 3/01

WWW.PICOSECOND.COM

Page 1 of 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



**Model 2600C**  
**Pulse Generator**

Output Pulse Parameters [1]	
Amplitude into 50 $\Omega$ [2,3]	50 V typical, 45 V min. (turbo option) 45 V typical, 40 V min. (standard)
Attenuation	0 to 70 dB, 1 dB steps
Polarity	Positive or negative
Baseline	0 V
Duration (50%) [4]	< 1 ns to 100 ns adjustable
Risetime (10% - 90%) (leading edge) [2,3]	250 ps typical, 350 ps max (turbo option) < 500 ps max (standard)
Falltime (90% - 10%) (trailing edge)	< 800 ps typical, 1 ns max. (turbo option) 1 ns typical, 1.8 ns max. (standard)
Baseline Precursor	< $\pm 2\%$
Topline Overshoot	< 4% (turbo option), 2% (standard)
Topline Perturbations	$\pm 2\%$
Spurious Pulse @ 115 ns	+6% (dur. < 20 ns) +30% (dur. = 100 ns)
Source Impedance	50 $\Omega$ nominal
Reflection Coefficient	-30% during pulse +50% after pulse. Improves with increasing attenuation.

General Specifications	
Controls	Power, Rep. Rate Range., Rep. Rate Vernier, Delay, Duration, Polarity and Attenuation
Connectors	SMA for 50 V pulse output, BNC for trigger in and trigger output
Power Supply (mains)	100, 115 or 230 V AC, $\pm 10\%$ switch selectable, 50 or 60 Hz
Power Consumption	42 VA (60 Hz), 65 VA (50 Hz)
Operating Environment	Indoors, 0 C to 50 C, < 80% rh
Safety Certifications	Conforms to EN-61010-1 (CE mark) UL-1244 and IEC-348. Safety Class I. For lab use only by qualified personnel
EMI Certifications	Conforms to EU Directive 89/336/EEC EN55011 and EN50082-1. CE mark
Calibration	Calibration report with waveforms furnished, NPL/NIST-traceable, valid at +23 C $\pm 3$ C and 100 kHz rep. rate
Warranty	One year. See Terms and Conditions of Sale for details.
Accessories Included	Power cord, front handles, rack mount kit, instruction manual and video.
Dimensions	17" x 13" x 3.25" (43 x 33 x 8.3 cm)
Weight	15 lbs (6.8 kg), 20 lbs (9.1 kg) shipping

Trigger and Timing	
Trigger Output Pulse	0.8 V into 50 $\Omega$
Adjustable Delay	0 to 100 ns
Adjustable Delay Jitter	35 ps rms typical
Fixed Trigger Delay	115 ns
Fixed Trig. Delay Jitter	12 ps rms typical
Repetition Rate	1 Hz to 100 kHz
Ext. Trigger Input Level	TTL pulse required, level > 1.5 V, + slope > 10 ns
Ext. Trigger Impedance	430 $\Omega$
Trigger In/Out Delay	200 ns

#### Notes

[1] The performance parameters listed here are typical values as measured using an HP-54121A, 20 GHz oscilloscope and 46 dB, PSPL Model 5510, 18 GHz attenuators. Parameters are guaranteed at 23 C when max. and/or min. limits are given.

[2] Parameters listed are for positive polarity pulse. Negative polarity pulse amplitude is typically 1 dB less and the risetimes and falltimes are typically 75 ps slower.

[3] **Turbo Option:** This extra cost option enhances the generator's performance with premium, rare, selected semiconductors. The positive polarity pulse amplitude is increased from 45 V to 50 V and the risetime is improved from < 500 ps to 250 ps. The negative polarity pulse has an additional 8 ns of delay relative to the positive pulse.

[4] **300 ns Option:** This extra cost option increases the maximum pulse duration from 100 ns to 300 ns. The following specifications change for this 300 ns option: maximum pulse duration = 300 ns, minimum pulse duration = 2 ns typical, 3 ns max., positive polarity pulse trailing edge falltime = 2 ns typical, 3 ns max., max rep. rate = 20 kHz, ext. trigger input to fixed trigger output delay = 270 ns and weight = 17 lbs. Trigger output delay jitter = 35 ps rms typical. Fixed trigger output delay jitter = 15 ps rms typical.

PICOSECOND PULSE LABS P.O. Box 44 BOULDER, CO 80306, USA TEL: 1.303.443.1249 FAX: 1.303.447.2236

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

clear all
close all
clc
%%
a1=load('airwithphantom.txt'); %text file of free space
a2=load('fat.txt'); %text file of fat
a3=load('fatwithmeat3cm.txt'); %text file of fat+meat
a4=load('fatwithmeat4cm.txt'); %text file of fat+meat
a5=load('fatwithmeat6cm.txt'); %text file of fat+meat
a6=load('fatwithball3.txt'); %text file of fat+meat
%%
tranair=a1(:,2); %transmitted air
tranfat=a2(:,2); %transmitted fat
tranmeat3=a3(:,2); %transmitted meat 3 cm
tranmeat4=a4(:,2); %transmitted meat 4 cm
tranmeat6=a5(:,2); %transmitted meat 6 cm
tranball3=a6(:,2); %transmitted ball*3
%%
receiveair=a1(:,3); %received air
receivefat=a2(:,3); %received fat
receivemeat3=a3(:,3); %received meat 3 cm
receivemeat4=a4(:,3); %received meat 4 cm
receivemeat6=a5(:,3); %received meat 6 cm
receiveball3=a6(:,3); %received ball*3
%%
timeair=a1(:,1); %time of air
timefat=a2(:,1); %time of fat
timemeat3=a3(:,1); %time of meat 3 cm
timemeat4=a4(:,1); %time of meat 4 cm
timemeat6=a5(:,1); %time of meat 6 cm
timeball3=a6(:,1); %time of ball*3
%%
dt1=(timeair(length(timeair))-timeair(1))/length(timeair);
dt2=(timefat(length(timefat))-timefat(1))/length(timefat);
dt3=(timemeat3(length(timemeat3))-timemeat3(1))/length(timemeat3);
dt4=(timemeat4(length(timemeat4))-timemeat4(1))/length(timemeat4);
dt5=(timemeat6(length(timemeat6))-timemeat6(1))/length(timemeat6);
dt6=(timeball3(length(timeball3))-timeball3(1))/length(timeball3);

% Transmitted signal of air
figure(1); subplot(3,1,1), plot(timeair, tranair);
legend('Transmitted signal of air')
ylabel('T[t]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
xlabel('Time domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16);
title('Transmitted signal of air', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
grid on

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

%%Received signal of air
figure(1);subplot(3,1,2),plot(timeair, receiveair, 'r');
legend('Received signal of air')
ylabel('T[t]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
xlabel('Time domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16);
title('Received signal of air', 'Fontname', 'Times New Roman', 'Font-
Size',16)
grid on
%%air
format shortg

[c,lags]=xcorr(receiveair,tranair); %compute cross correlation; keep
lags vector
positive=find(lags>0); %plot positive time
c1 = c(positive); %show positive value
lags1 =lags(positive)*dtl; %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1, 'MINPEAKHEIGHT',0.6); %find peak value
Shift_Time_AIR = lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(1);subplot(313),
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_AIR)
plot(Shift_Time_AIR(ii),Peak(ii), 'or');
strmax =['Shift Time =',num2str(Shift_Time_AIR(ii))];
text(Shift_Time_AIR(ii),Peak(ii), strmax, 'HorizontalAlignment', 'left',...
'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of air', 'Fontname', 'Times New Roman', 'Font-
Size',16)
legend('Shift Time')
ylabel('w[t]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
xlabel('Time shift domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'Font-
Size',16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16);

%%Transmitted signal of fat
figure(2);subplot(3,1,1),plot(timefat, tranfat);
legend('Transmitted signal of fat')
ylabel('T[t]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
xlabel('Time domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16);
title('Transmitted signal of fat', 'Fontname', 'Times New Roman', 'Font-
Size',16)
grid on
%%Received signal of air
figure(2);subplot(3,1,2),plot(timefat, receivefat, 'r');
legend('Received signal of fat')
ylabel('T[t]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
xlabel('Time domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
title('Received signal of fat','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
grid on
%% fat
format shortg
[c,lags]=xcorr(receivefat,tranfat); %compute cross correlation; keep
lags vector
positive =find(lags>0);           %plot positive time
c1 =c(positive);                 %show positive value
lags1 =lags(positive)*dt1;       %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1,'MINPEAKHEIGHT',1); %find peak value
Shift_Time_fat =lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(2);subplot(313),
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_fat)
plot(Shift_Time_fat(ii),Peak(ii),'or');
strmax =['Shift Time =',num2str(Shift_Time_fat(ii))];
text(Shift_Time_fat(ii),Peak(ii),strmax,'HorizontalAlignment','left',...
'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of fat','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
legend('Shift Time')
ylabel('wt|','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time shift domain[S]','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);

%% Transmitted signal of meat3
figure(3);subplot(3,1,1),plot(timemeat3,tranmeat3);
legend('Transmitted signal of meat3')
ylabel('T|t|','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time domain[S]','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
title('Transmitted signal of meat 3 cm','Fontname','Times New
Roman','FontSize',16)
grid on
%% Received signal of meat3
figure(3);subplot(3,1,2),plot(timemeat3,receivemeat3,'r');
legend('Received signal of meat 3 cm')
ylabel('T|t|','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time domain[S]','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
title('Received signal of meat 3 cm','Fontname','Times New
Roman','FontSize',16)
grid on

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

%%meat3
format shortg

[c, lags]=xcorr(receivemeat3, tranmeat3); %compute cross correlation;
keep lags vector
positive = find(lags>0); %plot positive time
c1 = c(positive); %show positive value
lags1 = lags(positive)*dt1; %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1, 'MINPEAKHEIGHT', 1); %find peak value
Shift_Time_meat3 = lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(3); subplot(313),
plot(lags1, c1); hold on; grid on

for ii = 1:length(Shift_Time_meat3)
plot(Shift_Time_meat3(ii), Peak(ii), 'or');
strmax = ['Shift Time = ', num2str(Shift_Time_meat3(ii))];
text(Shift_Time_meat3(ii), Peak(ii), strmax, 'HorizontalAlignment', 'left', ...
'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of meat 3 cm', 'Fontname', 'Times New
Roman', 'FontSize', 16)
legend('Shift Time')
ylabel('wt', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
xlabel('Time shift domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'Font-
Size', 16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16);

%%Transmitted signal of meat4
figure(4); subplot(3, 1, 1), plot(timemeat4, tranmeat4);
legend('Transmitted signal of meat 4 cm')
ylabel('T|t|', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
xlabel('Time domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16);
title('Transmitted signal of meat 4 cm', 'Fontname', 'Times New
Roman', 'FontSize', 16)
grid on
%%Received signal of meat4
figure(4); subplot(3, 1, 2), plot(timemeat4, receivemeat4, 'r');
legend('Received signal of meat 4 cm')
ylabel('T|t|', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
xlabel('Time domain', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize', 16);
title('Received signal of meat 4 cm', 'Fontname', 'Times New
Roman', 'FontSize', 16)
grid on
%%meat4
format shortg

[c, lags]=xcorr(receivemeat4, tranmeat4); %compute cross correlation;
keep lags vector

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

positive = find(lags>0);           %plot positive time
c1 = c(positive);                 %show positive value
lags1 = lags(positive)*dt1;      %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1, 'MINPEAKHEIGHT',1); %find peak value
Shift_Time_meat4 = lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(4);subplot(313),
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_meat4)
plot(Shift_Time_meat4(ii),Peak(ii), 'or');
strmax =['Shift Time = ',num2str(Shift_Time_meat4(ii))];
text(Shift_Time_meat4(ii),Peak(ii),strmax, 'HorizontalAlignment','left',...
'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of meat 4 cm','Fontname','Times New
Roman','FontSize',16)
legend('Shift Time')
ylabel('wt'),'Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time shift domain[S]','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
set(gca, 'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);

%%Transmitted signal of meat6
figure(5);subplot(3,1,1),plot(timemeat6, tranmeat6);
legend('Transmitted signal of meat 6 cm')
ylabel('T[t]','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time domain[S]','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
set(gca, 'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
title('Transmitted signal of meat 6 cm','Fontname','Times New
Roman','FontSize',16)
grid on
%%Received signal of meat6
figure(5);subplot(3,1,2),plot(timemeat6, receivemeat6, 'r');
legend('Received signal of meat 6 cm')
ylabel('T[t]','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time domain[S]','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
set(gca, 'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
title('Received signal of meat 6 cm','Fontname','Times New
Roman','FontSize',16)
grid on
%%meat6
format shortg

[c,lags]=xcorr(receivemeat6,tranmeat6); %compute cross correlation;
keep lags vector
positive = find(lags>0);           %plot positive time
c1 = c(positive);                 %show positive value
lags1 = lags(positive)*dt1;      %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1, 'MINPEAKHEIGHT',1); %find peak value
Shift_Time_meat6 = lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

figure(5);subplot(313),
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_meat6)
plot(Shift_Time_meat6(ii),Peak(ii),'or');
strmax =['Shift Time = ',num2str(Shift_Time_meat6(ii))];
text(Shift_Time_meat6(ii),Peak(ii),strmax,'HorizontalAlignment','left',...
'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of meat 6 cm','Fontname','Times New
Roman','FontSize',16)
legend('Shift Time')
ylabel('wt|','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time shift domain|S|','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);

%%5
%%time shift fat and air
format shortg

[c,lags]=xcorr(receivefat,receiveair); %compute cross correlation; keep
lags vector
positive =find(lags>0); %plot positive time
c1 =c(positive); %show positive value
lags1 =lags(positive)*dt1; %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1,'MINPEAKHEIGHT',2.2); %find peak value
Shift_Time_FATAIR =lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(6);
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_FATAIR)
plot(Shift_Time_FATAIR(ii),Peak(ii),'or');
strmax =['Shift Time = ',num2str(Shift_Time_FATAIR(ii))];
text(Shift_Time_FATAIR(ii),Peak(ii),strmax,'HorizontalAlign-
ment','left',...
'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of both received air and pure fat','Font-
name','Times New Roman','FontSize',16)
legend('Shift Time')
ylabel('wt|','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time shift domain|S|','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);

%.time shift meat 3 cm and fat
format shortg

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

[c, lags]=xcorr(receivemeat3, receivefat); %compute cross correlation;
keep lags vector
positive =find(lags>0); %plot positive time
c1 =c(positive); %show positive value
lags1 =lags(positive)*dt1; %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1, 'MINPEAKHEIGHT',2.2); %find peak value
Shift_Time_meat3fat =lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(7), subplot(311),
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_meat3fat)
plot(Shift_Time_meat3fat(ii),Peak(ii), 'or');
strmax =['Shift Time =', num2str(Shift_Time_meat3fat(ii))];
text(Shift_Time_meat3fat(ii),Peak(ii),strmax, 'HorizontalAlign-
ment', 'left', ...
'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of both received pure fat and fat with meat 3
cm', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
legend('Shift Time')
ylabel('w[t]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
xlabel('Time shift domain[S]', 'Fontname', 'Times New Roman', 'Font-
Size',16)
set(gca, 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16);

%%time shift meat 4 cm and fat
format shortg

[c, lags]=xcorr(receivemeat4, receivefat); %compute cross correlation;
keep lags vector
positive =find(lags>0); %plot positive time
c1 =c(positive); %show positive value
lags1 =lags(positive)*dt1; %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1, 'MINPEAKHEIGHT',2.2); %find peak value
Shift_Time_meat4fat =lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(7), subplot(312),
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_meat4fat)
plot(Shift_Time_meat4fat(ii),Peak(ii), 'or');
strmax =['Shift Time =', num2str(Shift_Time_meat4fat(ii))];
text(Shift_Time_meat4fat(ii),Peak(ii),strmax, 'HorizontalAlign-
ment', 'left', ...
'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of both received pure fat and fat with meat 4
cm', 'Fontname', 'Times New Roman', 'FontSize',16)
legend('Shift Time')

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

ylabel('wt','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time shift domain[S]','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);

%%time shift meat 6 cm and fat
format shortg

[c,lags]=xcorr(receivemeat6,receivefat); %compute cross correlation;
keep lags vector
positive =find(lags>0);           %plot positive time
c1 =c(positive);                 %show positive value
lags1 =lags(positive)*dt1;       %time domain of time shift
[Peak, PeakIdx]=findpeaks(c1,'MINPEAKHEIGHT',2,2); %find peak value
Shift_Time_meat6fat =lags1(PeakIdx) %Find Time Shift

figure(7), subplot(313),
plot(lags1,c1);hold on;grid on

for ii =1:length(Shift_Time_meat6fat)
plot(Shift_Time_meat6fat(ii),Peak(ii),'or');
strmax =['Shift Time =',num2str(Shift_Time_meat6fat(ii))];
text(Shift_Time_meat6fat(ii),Peak(ii),strmax,'HorizontalAlign-
ment','left',...
'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);
hold on;
end
title('Cross-Correlation of both received pure fat and fat with meat 6
cm','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
legend('Shift Time')
ylabel('wt','Fontname','Times New Roman','FontSize',16)
xlabel('Time shift domain[S]','Fontname','Times New Roman','Font-
Size',16)
set(gca,'Fontname','Times New Roman','FontSize',16);

%%Er fat =10.84084401301095
c=3e8;
s_fat=0.1; %10cm
v_fat=s_fat/Shift_Time_FATAIR;
Er_fat=(c/v_fat)^2

%%Er meat3 = 50.7763253601264
c=3e8;
Er_meat=50.7763253601264
s_meat3=sqrt((v_fat*Shift_Time_meat3fat)^2/Er_meat)
%%Er meat4 = 50.7763253601264
Er_meat=50.7763253601264
s_meat4=sqrt((v_fat*Shift_Time_meat4fat)^2/Er_meat)
%%Er meat6 = 50.7763253601264
Er_meat=50.7763253601264
s_meat6=sqrt((v_fat*Shift_Time_meat6fat)^2/Er_meat)

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```

clear all
close all
clc
%%
Yo=0.02;
D11=load('DISTILLED.txt');
S11_fat=load('VNA_fat.txt');
S11_fat=-S11_fat

S11_meat=load('VNA_meat.txt');
S11_meat=-S11_meat

Ewr=load('REAL_WATER.txt');
%??? Real complex permit ??? ????????
Ewi=load('IM_WATER.txt');
%%water

Y=Yo.*(1-D11(:,2))/(1+D11(:,2));
Ec=Ewr(:,2)-j.*Ewi(:,2);
Co=Y./(j.*2.*pi.*D11(:,1).*Ec);
Go=Y./(sqrt(Ec.^5));
%% fat
Y_fat=Yo.*(1-S11_fat(:,2))/(1+S11_fat(:,2));

%% meat
Y_meat=Yo.*(1-S11_meat(:,2))/(1+S11_meat(:,2));

```

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้