

การประมาณการกระจายของอุณหภูมิและ SAR ในเนื้อเยื่อปอดโดยใช้สายอากาศย่าน  
ความถี่ไมโครเวฟด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ESTIMATION OF TEMPERATURE AND SAR DISTRIBUTIONS FROM  
MICROWAVE ANTENNA IN PULMONARY TISSUE USING FINITE ELEMENT  
METHOD

ดีพร้อม เกียรติกิตติสรณ์  
DEEPROM KIATKITTISORN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของเอกสารศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

KMITL-2007-EN-M-040-001

การประมาณการกระจายของอุณหภูมิและ SAR ในเนื้อเยื่อปอดโดยใช้สายอากาศย่าน  
ความถี่ไมโครเวฟด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ESTIMATION OF TEMPERATURE AND SAR DISTRIBUTIONS FROM  
MICROWAVE ANTENNA IN PULMONARY TISSUE USING FINITE ELEMENT  
METHOD

ดีพร้อม เกียรติกิตติสรณ์  
DEEPROM KIATKITTISORN

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์  
บัณฑิตวิทยาลัย  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ. 2550

KMITL-2007-EN-M-040-001

**ESTIMATION OF TEMPERATURE AND SAR DISTRIBUTIONS FROM  
MICROWAVE ANTENNA IN PULMONARY TISSUE USING FINITE ELEMENT  
METHOD**

**DEEPROM KIATKITTISORN**

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING  
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

**2007**

**KMITL-2007-EN-M-040-001**

**COPYRIGHT 2007**

**SCHOOL OF GRADUATE STUDIES**

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การประมาณการกระจายของอุณหภูมิและ SAR ในเนื้อเยื่อปอด โดยใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
นักศึกษา	นายศศิพรพร้อม เกียรติกิตติธรรม์
รหัสนักศึกษา	48060404
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2550
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุลสมัน

### บทคัดย่อ

งานวิจัยฉบับนี้นำเสนอลักษณะการกระจายตัวของความร้อนและ SAR รวมถึงลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอดหมู ซึ่งเกิดจากคลื่นไมโครเวฟ 2.45 GHz เดินทางผ่านสายอากาศโคแอกเซียลไปเนื้อเยื่อปอดหมู เพื่อพิสูจน์ว่าการจำลองถูกต้องเราจึงทำการทดลองจริงในปอดหมูแบบ *in vitro* เพื่อดูความสัมพันธ์ของผลการจำลองและการทดลอง โดยรูปร่างและขนาดของรอยแผลที่เกิดจากการจำลองมีความสอดคล้องกันกับการทดลอง โดยสายอากาศที่ใช้มีชนิดปลายเปิด หนึ่งสล็อต สองสล็อต และแบบสองสล็อตสามเส้น การจำลองจะใช้วิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เนื่องจากปอดเป็นอวัยวะที่มีอัตราการเกิดมะเร็งสูงและยังเป็นอวัยวะที่ทำหน้าที่สำคัญหลายอย่าง ผลการจำลองที่ได้สามารถนำไปเป็นแนวทางในการประยุกต์เพื่อวิเคราะห์หาขอบเขตในการทำลายซึ่งอาจเป็นบริเวณที่มีเซลล์มะเร็งอยู่ โดยผลการจำลองแสดงให้เห็นว่าสายอากาศแบบปลายเปิดมีการกระจายตัวของอุณหภูมิที่กว้างกว่าแบบหนึ่งและสองสล็อตและยังให้ขนาดรอยแผลที่ใหญ่ ส่วนสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตให้การกระจายอุณหภูมิที่แคบที่สุดและขนาดรอยแผลค่อนข้างเล็ก ส่วนสายอากาศแบบสองสล็อตจะให้การกระจายอุณหภูมิที่กว้างรองจากปลายเปิดและให้ขนาดรอยแผลที่ค่อนข้างใหญ่ ส่วนสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นให้การกระจายอุณหภูมิที่กว้างที่สุดและให้ขนาดรอยแผลที่ใหญ่กว่าสองเท่าของสายอากาศแบบเส้นเดียวและรอยแผลยังมีความสมมาตรอีกด้วย

<b>Thesis Title</b>	Estimation of Temperature and SAR Distributions from Microwave Antenna in Pulmonary Tissue Using Finite Element Method
<b>Student</b>	Mr. Deeprom Kiatkittisorn
<b>Student ID.</b>	48060404
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Electronics
<b>Years</b>	2007
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc. Prof. Manas Sangwarasil
<b>Co thesis Advisor</b>	Assist. Prof. Supan Tungjitkusolmun

### ABSTRACT

This research presents the characteristics of temperature and SAR distributions as well as the characteristics of lesion occurring in swine lung tissue derived from microwave transmitting through coaxial antennas into swine lung tissue. To prove that the simulation is true, we set up *in vitro* swine lung experiments to consider correspondence between the simulations and the experiments. The figures and sizes between simulations and experiment are corresponding. The types of the antennas used are open-tip, 1-slot, 2-slot, and three 2-slots. We use Finite Element Method (FEM) in the simulation. Lung is the common site of cancer and responsible for many important functions for living. The results of the simulation can be guidance for analyzing the boundary of terminating cancer cell. The results can be summarized as follows. The open-tip antenna has wider temperature distribution than 1 and 2 slot antennas and also gives bigger lesion's size than 1 and 2 slot antenna. The 1-slot antenna has the narrowest area of temperature distribution and gives a small lesion's size. The 2-slot antenna has temperature distribution in second wider than open-tip and gives large lesion's size. The three 2-slot antennas has the most temperature distribution and give the lesion's size larger than 2 times of all the previous single antenna.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือ และการสนับสนุนจากบุคคล  
หลายๆท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆท่านดังต่อไปนี้

ขอขอบพระคุณ คุณพ่อและคุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน เลี้ยงดู สนับสนุนการศึกษา  
ตลอดจนให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ รศ. ดร. มนัส สังวรศิลป์ (อาจารย์ที่ปรึกษา) และ ผศ.ดร. สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน  
(อาจารย์ที่ปรึกษาร่วม) ผู้ซึ่งให้คำแนะนำต่างๆ รวมทั้งเอื้อเฟื้อเครื่องมือเครื่องใช้ในการทำวิจัย  
และตีความเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งในความเมตตาของท่าน จึงขอกราบ  
ขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ดิพัธม เกียรติกิตติสรณ์

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VIII
สารบัญรูป.....	IX
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	2
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	3
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	4
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	4
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	4
บทที่ 2 หลักการพื้นฐานทางคณิตศาสตร์.....	6
2.1 บทนำ.....	6
2.2 การวิเคราะห์ทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	6
2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations).....	6
2.2.2 สมการคลื่นสำหรับตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	7
2.2.3 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา.....	9
2.2.4 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสีย.....	10
2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	13
2.2.6 ตัวนำและไดอิเล็กตริก.....	14
2.2.7 การเดินทางของคลื่นในไดอิเล็กตริกที่ดี.....	15
2.2.8 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ.....	17
2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ.....	18

# สารบัญ(ต่อ)

หน้า

2.3 โหมดสำหรับการเดินทางของคลื่น (Wave Propagation Modes).....	19
2.4 สนามไฟฟ้าในช่องว่างวัสดุ(Electric Fields in Material Space).....	21
2.4.1 วัสดุตัวกลาง(Material Media) ในสนามไฟฟ้าสถิต(Static Electric Field).....	22
2.4.2 ตัวนำ(Conductors) ในสนามไฟฟ้าสถิต.....	22
2.4.3 ไดอิเล็กตริก(Dielectrics)ในสนามไฟฟ้าสถิต.....	22
2.4.4 เงื่อนไขขอบของสนามไฟฟ้าสถิต.....	23
2.4.5 เงื่อนไขขอบระหว่างไดอิเล็กตริกกับไดอิเล็กตริก.....	24
2.4.6 เงื่อนไขขอบระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับไดอิเล็กตริก.....	30
2.4.7 เงื่อนไขขอบระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับอากาศว่าง.....	32
2.5 สายส่งไมโครเวฟและท่อนำคลื่น.....	33
2.5.1 สายส่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้นำคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง โดยสายส่งมีโครงสร้างที่ใช้กันทั่วไปสี่แบบคือ.....	35
2.6 สมการความร้อนในทางชีววิทยา ( The Bioheat Equation ).....	36
2.6.1 สมการการดูดซับความร้อน.....	37
2.7 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	37
2.8 การทำลายมะเร็งโดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	38
2.8.1 เงื่อนไขขอบเขตของพอร์ต์ (Port condition).....	39
2.8.2 เงื่อนไขขอบเขตของความต่อเนื่อง (Continuity).....	40
2.8.3 เงื่อนไขขอบเขตของตัวนำ (Perfect Electric Conductor).....	40
2.8.4 เงื่อนไขขอบเขตของเนื้อเยื่อ (Scattering condition).....	41
บทที่ 3 ทฤษฎีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	42
3.1 บทนำ.....	42
3.2 พื้นฐานสมการทางด้านแม่เหล็กไฟฟ้า.....	43
3.3 การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง.....	44
3.4 สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอุณหภูมิ.....	45

# สารบัญ(ต่อ)

หน้า

บทที่ 4 หลักการและวิธีการที่การทดลอง.....	47
4.1 บทนำ.....	47
4.2 หลักการวิเคราะห์.....	47
4.3 เจื่อนใจขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา.....	48
4.3.1 เจื่อนใจทางด้านอิเล็กทรอนิกส์.....	48
4.3.2 เจื่อนใจปัญหาทางด้านความร้อน.....	48
4.4 ซอฟแวร์ที่ใช้ในการทดลอง.....	49
4.5 สายอากาศโคแอกเซียล(Coaxial Line) .....	49
4.6 รูปแบบของสายอากาศที่ใช้ในการทดลอง.....	50
4.7 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการทดลอง.....	51
4.8 วิธีการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL.....	52
บทที่ 5 ผลการจำลองและผลการทดลอง.....	56
5.1 การตั้งค่าสำหรับการจำลอง.....	56
5.2 ผลการทดลองที่เกิดจากเสาอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว.....	57
5.2.1 การกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อปอดที่เกิดจากสายอากาศปลายเปิด.....	57
5.2.2 การกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อปอดที่เกิดจากสายอากาศปลายเปิด .....	59
5.2.3 รอยแผลงจากสายอากาศปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป.....	60
5.2.4 กราฟเปรียบเทียบการกระจายอุณหภูมิและ SAR ในปอดที่เกิดจากสายอากาศ ปลายเปิด.....	62
5.3 ผลการทดลองที่เกิดจากสายอากาศหนึ่งสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว.....	63
5.3.1 การกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อปอดที่เกิดจากสายอากาศหนึ่งสล็อต.....	64
5.3.2 ลักษณะการกระจาย SAR ของสายอากาศหนึ่งสล็อตในเนื้อเยื่อปอด.....	66
5.3.3 รอยแผลงที่เกิดขึ้นจากสายอากาศหนึ่งสล็อตในเนื้อเยื่อปอดที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้น ไป.....	67
5.3.4 กราฟเปรียบเทียบการกระจายอุณหภูมิและ SAR ในปอดที่เกิดจากสายอากาศ หนึ่งสล็อต.....	68

# สารบัญ(ต่อ)

หน้า

5.5	ลักษณะการกระจายของอุณหภูมิและ SAR ของเสาอากาศแบบสองสล็อต.....	69
5.5.1	การกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อปอดที่เกิดจากเสาอากาศสองสล็อต.....	70
5.5.2	การกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อปอดที่เกิดจากเสาอากาศสองสล็อต.....	72
5.5.3	รอยแผลที่เกิดขึ้นจากเสาอากาศแบบสองสล็อตในเนื้อเยื่อปอดที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป.....	73
5.5.4	กราฟเปรียบเทียบการกระจายอุณหภูมิและ SAR ในขณะปอดหดและขยายตัวที่ เกิดจากเสาอากาศสองสล็อต.....	74
5.6	เสาอากาศแบบสองสล็อตสามอัน.....	75
5.6.1	ลักษณะการกระจายอุณหภูมิของเสาอากาศแบบสองสล็อตสามอันในเนื้อเยื่อ.....	77
5.6.2	ลักษณะการกระจาย SAR ของเสาอากาศแบบสองสล็อตสามอันในเนื้อเยื่อ.....	80
5.6.3	ลักษณะของรอยแผลที่เกิดขึ้นจากเสาอากาศแบบสองสล็อตสามอันในเนื้อเยื่อ ปอดที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป.....	81
5.6.4	กราฟแสดงการเปรียบเทียบการกระจายอุณหภูมิและ SAR ของเสาอากาศแบบ สองสล็อตสามอันขณะปอดหดและขยายตัว.....	82
5.7	ผลการทดลองในปอดหมู ( <i>in vitro</i> ).....	87
5.7.1	การเตรียมการทดลองในเนื้อเยื่อปอดหมูแบบ <i>in vitro</i> .....	87
5.7.2	ลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจากเสาอากาศปลายเปิด.....	89
5.7.3	ลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจากเสาอากาศหนึ่งสล็อต.....	91
5.7.4	ลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจากเสาอากาศสองสล็อต.....	93
บทที่ 6	สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	96
6.1	สรุปผลงานวิจัย.....	96
6.2	ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต.....	97
	เอกสารอ้างอิง.....	98
	ภาคผนวก ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	100

ประวัติผู้เขียน.....105

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 ค่าคุณสมบัติของสายอากาศ.....	51
4.2 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ.....	51
4.3 ค่า VSWR ของแต่ละสายอากาศวัดในเนื้อเยื่อปอดแบบ <i>in vitro</i> .....	52
5.1 สรุปค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญผลการชิมิวเลตทั้ง 3 รูปแบบ.....	77
5.2 สรุปค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญผลการชิมิวเลตทั้ง 4 รูปแบบ.....	85

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 มะเร็งปอด.....	1
2.1 สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กกับทิศทางการเดินทางของคลื่นในโหมดการเคลื่อนที่แบบต่างๆ...20	
2.2 ภาคตัดขวางของตัวกลางไดอิเล็กตริกโพลาไรซ์.....	23
2.3 ขอบเขตระหว่างไดอิเล็กตริกกับไดอิเล็กตริก.....	25
2.4 ขอบร่วมระหว่างสองตัวกลาง.....	26
2.5 การหักเหของ $E$ หรือ $D$ ที่ขอบเขตระหว่างไดอิเล็กตริกกับไดอิเล็กตริ.....	29
2.6 ขอบเขตระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับไดอิเล็กตริก.....	31
2.7 การกลั่นกรองไฟฟ้าสถิต.....	32
2.8 ขอบเขตระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับอวกาศว่าง.....	33
2.9 ตัวอย่างสายส่งสัญญาณแบบต่างๆ.....	35
2.10 ท่อนำคลื่นแบบต่างๆ.....	36
2.11 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	38
2.12 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโคแอกเซียลในเนื้อเยื่อทดสอบ.....	39
2.13 แสดงจุดจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟให้กับสายอากาศ.....	39
2.14 แสดงจุดจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟให้กับสายอากาศ.....	40
2.15 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตต่อเนื่อง.....	40
2.16 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตตัวนำ.....	41
2.17 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตสะท้อน.....	41
4.1 ไฟร์ชาตแสดงถึงขั้นตอนการในวิเคราะห์ปัญหา.....	48
4.2 แสดงลักษณะของสายอากาศโคแอกเซียลที่ใช้ในการทดลอง.....	50
4.3 แสดงแบบจำลองของสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตและเนื้อเยื่อทรงกระบอก.....	52
4.4 แสดงโครงสร้างแบบจำลองของสายอากาศ ปลายเปิด หนึ่งสล็อต และสองสล็อต.....	53
4.5 แสดงการเมฆแบบจำลองสายอากาศทั้งสามแบบในเนื้อเยื่อ.....	54
4.6 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเมฆ.....	54
4.7 แผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	55
5.1 การกระจายของอุณหภูมิของสายอากาศปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดในแบบสามมิติ.....	59
5.2 แสดงการกระจายของ SAR ของเสาอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว.....	60

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.3 รอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่อุณหภูมิ.....61	61
5.4 แสดงการกระจายอุณหภูมิจากจุดต่อของปลายเปิดสายอากาศไปยังขอบของเนื้อเยื่อ.....62	62
5.5 แสดงการกระจาย SAR จากจุดต่อของสายอากาศปลายเปิดไปยังขอบของเนื้อเยื่อ.....63	63
5.6 แสดงการกระจายของอุณหภูมิของเสาอากาศแบบหนึ่งสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติ..... 65	65
5.7 แสดงการกระจายของ SAR ของเสาอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว.....66	66
5.8 รอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศหนึ่งสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป.....67	67
5.9 แสดงการกระจายอุณหภูมิจากสล็อตของสายอากาศหนึ่งสล็อตไปยังขอบของเนื้อเยื่อ.....68	68
5.10 แสดงการเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตบนแกนซึ่งค่าสูงสุด.....69	69
5.11 แสดงการกระจายของอุณหภูมิของสายอากาศสองสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติ..... 71	71
5.12 แสดงการกระจายของ SAR ของเสาอากาศแบบสองสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว..... 73	73
5.13 แสดงรูปร่างของบาดแผลที่เกิดขึ้นจากเสาอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป.....73	73
5.14 แสดงการกระจายอุณหภูมิจากสล็อตของสายอากาศสองสล็อตไปยังขอบของเนื้อเยื่อ..... 74	74
5.15 แสดงการกระจาย SAR จากสล็อตของสายอากาศสองสล็อตไปยังขอบของเนื้อเยื่อ.....75	75
5.16 แสดงการกระจายของอุณหภูมิของสายอากาศแบบสองสล็อตสามอันในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติ.....79	79
5.17 แสดงการกระจาย SAR สำหรับเสาอากาศแบบสองสล็อตสามอันในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวแสดงโดยสไลด์คัมยาวและตามขวาง.....80	80
5.18 รอยแผลที่เกิดขึ้นจากเสาอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป.....81	81
5.19 แสดงการกระจายอุณหภูมิของสายจากสายอากาศไปยังจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสามอัน.....82	82

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่

หน้า

5.20	แสดงการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบสองสล็อตสามอันวัดในแนวความถี่ ผิดตลอดแนวศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม.....	83
5.21	แสดงการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบสองสล็อตสามอันวัดในแนวตั้งฉาก กับสายอากาศโดยวัดผ่านจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม.....	84
5.22	แสดงการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อปอดของสายอากาศแบบสองสล็อตสามอันวัดใน แนวตั้งฉากกับสายอากาศโดยวัดผ่านจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม.....	82
5.23	ปอดหนูแบบ <i>in vitro</i> .....	87
5.24	สายอากาศแบบปลายเปิด หนึ่งสล็อต และสองสล็อตและเครื่องกำเนิดไมโครเวฟ.....	88
5.25	แสดงภาพขณะทำการปล่อยคลื่นไมโครเวฟไปในเนื้อเยื่อปอดแบบ <i>in vitro</i> .....	88
5.26	แสดงลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศทั้งสามแบบคี่ หนึ่งสล็อต ปลายเปิด และ สอง สล็อต.....	89
5.27	แสดงรอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศปลายเปิด.....	91
5.28	แสดงรอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศหนึ่งสล็อต.....	93
5.29	แสดงรอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศสองสล็อต.....	95

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

มะเร็งปอดเป็นโรคที่พบบ่อยและเป็นสาเหตุการตายในอันดับต้นๆทั้งในเพศชายและหญิง และอุบัติการณ์โรครากำลังเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วโดยเฉพาะในเพศหญิง ผู้ป่วยมะเร็งปอดส่วนใหญ่ (80-90%) สาเหตุหลักมาจากการสูบบุหรี่และผู้ได้รับควันจากผู้สูบบุหรี่ [1] จึงสามารถป้องกันได้ ธรรมชาติทางชีววิทยาของมะเร็งปอด ทำให้เราพบผู้ป่วยเมื่อเริ่มมีอาการ ในขณะที่โรครอยู่ในระยะลุกลาม และแพร่กระจาย เป็นผลให้ผู้ป่วยประมาณ 90% เสียชีวิตจากโรคมะเร็งภายใน เวลา 1-2 ปี

มะเร็งชนิดอื่นก็อาจเพิ่มปัจจัยเสี่ยงต่อมะเร็งปอดได้โดยเฉพาะผู้สูบบุหรี่ร่วมด้วย นอกจากนี้ปัจจัยทางพันธุกรรมก็อาจมีส่วนเกี่ยวข้องด้วย มะเร็งปอดเป็นโรคที่ตรวจค้นหาในระยะ เริ่มแรกได้ยาก การนำเอาผู้ที่อยู่ในกลุ่มเสี่ยง (ผู้ชายสูบบุหรี่อายุเกิน 40 ปี) มาตรวจ เสมหะและเอ็กซเรย์ปอด เพื่อพยายามจะลดอัตราการตายจากโรคมะเร็ง พบว่า สามารถพบ ผู้ป่วยมะเร็งในระยะเริ่มแรกมากขึ้น แต่ไม่สามารถลดอัตราการตายลงได้ การล้มเหลวจากการนี้ เชื่อว่า เนื่องจากมะเร็งปอดแม้จะมีขนาดเล็กก็พบการแพร่กระจายได้สูงมะเร็งปอด มักจะเริ่มมีอาการเมื่อ โรคลุกลามมากแล้ว อาการที่พบได้แก่ อาการไอ หายใจลำบาก ไอเป็นเลือด ปอดอักเสบบ่อย และเจ็บลิ้นที่หน้าอก หายใจลำบาก จากน้ำท่วมปอด เป็นต้น นอกจากนี้ อาจมีอาการเนื่องจากมะเร็งลุกลามหรือแพร่กระจาย เช่น เสียอหวน อาการทางสมอง ปวดกระดูก เป็นต้น



รูปที่ 1.1 มะเร็งปอด

รูปที่ 1.1 พื้นที่สีขาวคือมะเร็งปอด พื้นที่สีดำแสดงให้เห็นว่าเป็นปอดของคนที่สูงอายุหรือมีอายุมาก มะเร็งปอดเป็นความผิดปกติที่เกิดจากการขยายตัวของและการเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อปอดที่ผิดปกติไป ซึ่งมะเร็งปอดนี้เองก่อให้เกิดการตายของคนทั่วโลกประมาณ 1.2 ล้านคนต่อปี จนถึงปัจจุบันยังไม่มีงานวิจัยที่เกี่ยวกับการรักษามะเร็งปอดด้วยคลื่นไมโครเวฟ แต่การรักษามะเร็งปอดในปัจจุบันมีอยู่หลายวิธีด้วยกัน แต่ละวิธีก็เหมาะสมกับการรักษากับมะเร็งแต่ละแบบ โดยสรุปคร่าวๆดังนี้ การฉายรังสี (Radiotherapy) [2] การใช้เคมีบำบัด (Chemotherapy) การผ่าตัดเย็น (Cryosurgery) [3] การผ่าตัด (Surgery) และวิธีการทำลายโดยคลื่นวิทยุ (Interventional therapy or Radiofrequency ablation)

ซึ่งแต่ละวิธีการที่กล่าวมาข้างต้นนี้ก็เหมาะสมกับเงื่อนไขในการรักษาแต่ละแบบ เช่นการใช้รังสีหรือเคมีบำบัดมีข้อเสียคือเซลล์เนื้อเยื่อปกติจะถูกทำลายไปด้วยสังเกตได้จากการที่ขนหรือผมร่วง การผ่าตัดเอาก้อนมะเร็งออกอาจให้ผลการรักษาที่ดี แต่ในบางกรณีก็จะไม่สามารถผ่าตัดออกได้เนื่องจากผู้ป่วยมีสภาพร่างกายที่ไม่สมบูรณ์หรืออาจมีภาวะของโรคแทรกซ้อนอื่น ๆ รวมอยู่ด้วยและยังต้องเสี่ยงต่อการเสียเลือดมาก การรักษาด้วยการทำลายด้วยคลื่นวิทยุก็ยังมีประสิทธิภาพไม่พอในการทำลายเซลล์มะเร็งปอดที่มีขนาดใหญ่เนื่องจากมีพลังงานน้อยความร้อนจึงแผ่ไปยังเนื้อเยื่อปอดไปได้ไม่ไกลนัก แต่ก็ยังคงมีการทดลองและการศึกษาวิจัยอยู่ตลอด [4]-[7]

โดยการใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษามะเร็งนั้นมียางานวิจัยอยู่มากมายสำหรับการรักษามะเร็งในตับ โดยที่เด่นที่สุดคือของ Kazuyuki Saito [8] และงานวิจัยอื่นๆที่เกี่ยวข้องกับมะเร็งในตับ [9]-[10] วิธีการรักษามะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Ablation) จึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งที่น่าเสนอเพื่อใช้ในการรักษามะเร็งปอด [11] การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการใช้คลื่นไมโครเวฟส่งผ่านสายอากาศที่เสียบอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงานซึ่งจะทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูงถึง  $50^{\circ}\text{C}$  ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [12]

โดยวิธีการดังกล่าวนี้จะทำให้ก้อนเซลล์มะเร็งที่ได้รับความร้อนตาย หรือมีการเสื่อมสภาพลง และสามารถยับยั้งมิให้โรคดำเนินไปเร็วนัก อาการก็จะทุเลาเบาบางลง แต่อาจไม่หายขาด ซึ่งวิธีการนี้ก็ได้มีการใช้กันอย่างแพร่หลายในการรักษาเซลล์มะเร็งตับ โดยลักษณะบาดแผลที่เกิดขึ้นจะมีขนาดเล็ก ซึ่งจะใช้เวลาพักฟื้นสั้นและผู้ป่วยมีอัตราการรอดสูง อีกทั้งค่าใช้จ่ายในการรักษาต่ำซึ่งจากข้อดีของการใช้การรักษาแบบการใช้ความร้อน การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Ablation) ก็เป็นรูปแบบหนึ่งของการรักษาแบบการใช้ความร้อน

วิทยานิพนธ์นี้ศึกษาถึงคุณลักษณะการกระจายตัวของความร้อน การกระจายตัวของอัตราการดูดซึมความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ Specific heat Absorption Rate (SAR) ลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นเมื่อเนื้อเยื่อปอดได้รับความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟที่เดินทางผ่านสายอากาศโคแอกเซียลแต่ละแบบ โดยพิจารณาผลทางความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด เพื่อเป็นแนวทางในการนำไปประยุกต์ในการรักษามะเร็งปอดในอนาคต โดยได้นำวิธีการไฟไนท์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์คุณสมบัติต่างๆ เช่น คุณสมบัติการกระจายของสนามไฟฟ้า รูปแบบการกระจายของอุณหภูมิ ลักษณะการเกิดรอยแผล ทำให้เราสามารถทราบคุณสมบัติต่างๆนี้ได้จากแบบจำลองในคอมพิวเตอร์ เพราะว่าคุณสมบัติบางประการก็ไม่สามารถทราบได้จากการทดลองบนเนื้อเยื่อจริง

## 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาโครงสร้างปอด การเกิดมะเร็งในปอด และการนำพาความร้อนของคลื่นไมโครเวฟไปยังปอด
2. เพื่อศึกษาการกระจายของอุณหภูมิและ SAR รวมถึงลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด
3. เพื่อออกแบบสายอากาศซึ่งสามารถให้รูปร่างของความร้อนตามต้องการ
4. ใช้วิธีการทางไฟไนท์เอลิเมนต์ออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ไมโครเวฟเพื่อใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งปอด
5. สร้างสายอากาศตามรูปแบบที่ได้ออกแบบทางไฟไนท์เอลิเมนต์

## 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ที่ผ่านมาแทบจะไม่มีงานวิจัยเกี่ยวกับการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อปอด แต่ได้มีการทดลองจริงสำหรับการใช้คลื่นความถี่วิทยุซึ่ง ซึ่งผลที่ได้ก็แสดงให้เห็นข้อจำกัดทางด้านขนาดของก้อนมะเร็งที่ถูกทำลาย และการกำหนดรูปแบบของการกระจายความร้อน ดังนั้นจึงนำเสนอรักษามะเร็งปอดโดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟซึ่งมีพลังงานในการทะลุทะลวงเนื้อเยื่อได้สูงกว่าโดยนำเอาวิธีการทางไฟไนท์เอลิเมนต์มาใช้ในการแก้ปัญหาทางคณิตศาสตร์และฟิสิกส์ของแบบจำลองที่สร้างขึ้น และแบบจำลองจะมีคุณสมบัติเหมือนเนื้อเยื่อปอด โดยอาศัยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆลงในแบบจำลอง พารามิเตอร์จะถูกนำมาใช้ในสมการทางคณิตศาสตร์และฟิสิกส์เพื่อใช้ในการคำนวณ

## 1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

ค้นคว้าหารูปแบบของสายอากาศที่สามารถนำพาคคลื่นไมโครเวฟไปยังปอดได้ดีที่สุดและศึกษาการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในปอดจากสายอากาศที่ติดตั้งขึ้นมาศึกษาข้อดีข้อเสียและการนำไปประยุกต์ใช้ในของจริง การใช้วิธีการทางไฟไนท์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นบนแบบจำลองที่สร้างขึ้น และจากนั้น จะแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแมกเนติกก่อน หลังจากนั้นก็นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการแก้ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งหมายถึง สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อน การวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์โทรแมกเนติกซึ่งจะเป็นไปตามสมการของแมกซ์เวลล์ (Maxwell) และสมการของเฮล์มโฮลทซ์ (Helmholtz) ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อนเพื่อการศึกษาลักษณะการกระจายตัวของความร้อน หรืออุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อปอดจะเป็นไปตามสมการทางความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation)

## 1.5 ขอบเขตการวิจัย

ขอบเขตของงานวิจัยจะเป็นการใช้วิธีการทางไฟไนท์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบชนิดปลายเปิด (open tip) แบบหนึ่งสล็อต (1 slot) และแบบสองสล็อต (2 slot) และแบบสองสล็อตสามอัน

## 1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

ในวิทยานพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งขั้นตอนของการศึกษาออกเป็น 6 ส่วนดังนี้

1. ศึกษาโครงสร้างของปอด การเกิดมะเร็งปอด และชนิดของมะเร็งปอด ศึกษาทฤษฎีความร้อนจากสมการความร้อนและและศึกษาการนำพาคความร้อนในเนื้อเยื่อ ศึกษาทฤษฎีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการแผ่รังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในเนื้อเยื่อ
2. ทำการสร้างแบบจำลองของสายอากาศ 3 แบบคือ แบบปลายเปิด แบบหนึ่งสล็อต และแบบสองสล็อตโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ พร้อมกับสร้างสายอากาศต้นแบบจริงขึ้นมาเพื่อใช้ในการทดลองจริงกับปอดแบบนอกร่างกาย (in vitro) และเพื่อเปรียบเทียบผลที่ได้ระหว่างผลทางด้านกรจำลองโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์กับผลที่ได้จากการทดลองจริง

3. ทำการทดลองกับปอดจริงแบบนอกร่างกาย โดยใช้เครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz กับสายอากาศแบบโคแอกเซียลที่สร้างขึ้นเองทั้งสามแบบดังที่กล่าวมาข้างต้นและทำการถ่ายภาพการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อปอดแบบนอกร่างกายเพื่อทำการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการทดลองจริงกับปอดแบบนอกร่างกายกับผลการกระจายความร้อนเมื่อทำการจำลองโดยโปรแกรมคอมพิวเตอร์

4. ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ทำการคำนวณผลที่เกิดขึ้นเมื่อใส่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเข้าไปในเนื้อเยื่อปอดโดยผ่านสายอากาศแบบโคแอกเซียลทั้ง 3 แบบคือ แบบปลายเปิด แบบ 1 สลั๊ต และแบบ 2 สลั๊ต

5. วิเคราะห์ผลการกระจายความร้อนและการกระจายของ SAR ที่ได้จากการจำลองทางคณิตศาสตร์และผลที่ได้จากการทดลองจริง

6. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะถึงแนวทางในการดำเนินงานวิจัยต่อไป

## บทที่ 2

# หลักการและทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์

### 2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา โดยกล่าวถึงสมการแมกซ์เวลล์ [13] การเดินทางของคลื่นในตัวกลางชนิดต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio – heat Equation )

### 2.2 การวิเคราะห์ทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปแล้วจะเป็นคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก ( Time – Harmonic Field ) หรืออีกนัยหนึ่งคือ เป็นสัญญาณที่มีคาบการแกว่งที่แน่นอน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะแทนด้วยผลรวมของสัญญาณรูปไซน์ที่สามารถใช้ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ เขียนได้ทั้งฟังก์ชันโคไซน์ ฟังก์ชันไซน์ หรือฟังก์ชันเอ็กโปเนนเชียลเชิงซ้อน ถ้าพิจารณาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณโคไซน์ก็จะได้  $\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = j\omega \vec{E}$  ในกรณีที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณรูปซายนั่น สามารถวิเคราะห์ผลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีต่อตัวกลางได้ง่ายได้ง่ายโดยพิจารณาการตอบสนองของช่วงเวลาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีต่อตัวกลางได้ง่ายโดยพิจารณาการตอบสนองของช่วงเวลาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณชาน์คงตัว (Steady state) ซึ่งสามารถอนุมานอัตราการเปลี่ยนแปลงกับเวลา  $\frac{\partial}{\partial t}$  คือ การเคลื่อนที่ด้วยค่า  $j\omega$  ทำให้ได้สมการแมกซ์เวลล์ตามหัวข้อที่ 2.2.1 ซึ่งเป็นการเขียนในลักษณะเฟสเซอร์

#### 2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations)

$$\nabla \times \vec{H} = -j\omega \epsilon \vec{E} + \sigma \vec{E} \quad (2.1)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.3)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (2.4)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.5)$$

- เมื่อ  $\vec{E}$  = สนามไฟฟ้า  
 $\vec{D}$  = ฟลักซ์ของสนามไฟฟ้า  
 $\vec{H}$  = ความเข้มสนามแม่เหล็ก  
 $\rho$  = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร  
 $\vec{B}$  = สนามแม่เหล็ก  
 $\varepsilon$  = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า  
 $\mu$  = ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก

### 2.2.2 สมการคลื่นสำหรับตัวกลางที่เป็นตัวนำ

เมื่อพิจารณาตัวกลางที่เป็นตัวนำ ในตัวกลางนี้ค่าสภาพนำไฟฟ้าจะไม่เป็นศูนย์ และมีกระแสการนำเกิดขึ้นซึ่งจากสมการของแมกซ์เวลล์

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (2.6)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \vec{J} \quad (2.7)$$

ถ้า  $\sigma$  เป็นสภาพการนำของตัวกลาง จากกฎของโอห์มจะให้ความหนาแน่นกระแสการนำมีค่าดังสมการที่ (2.8)

$$\vec{J} = \sigma \vec{E} \quad (2.8)$$

ดังนั้น จากสมการ (2.1) และ (2.2) จะได้

$$\nabla \times \vec{H} = \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} + \sigma \vec{E} \quad (2.9)$$

หาดีริฟต์ของสมการ (2.1) จะได้

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

แทนค่า  $\nabla \times \vec{H}$  จากสมการ (2.9) จะได้

แต่  
ดังนั้น

$$\begin{aligned}\nabla \times \nabla \times \bar{E} &= \mu\epsilon \frac{\partial^2 \bar{E}}{\partial t^2} = -\mu\sigma \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} \\ \nabla \times \nabla \times \bar{E} &= \nabla(\nabla \cdot \bar{E}) - \nabla^2 \bar{E} \\ \nabla(\nabla \cdot \bar{E}) - \nabla^2 \bar{E} &= -\mu\epsilon \frac{\partial^2 \bar{E}}{\partial t^2} - \sigma \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} \\ \nabla^2 E - \mu\epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial E}{\partial t} &= \nabla(\nabla \cdot E)\end{aligned}\quad (2.10)$$

สำหรับตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน  $\epsilon$  มีค่าคงที่

$$\nabla \cdot \bar{E} = \frac{1}{\epsilon} \nabla \cdot \bar{D}$$

แต่  $\nabla \cdot \bar{D} = \rho$  เนื่องจากประจุสุทธิของตัวนำอยู่ที่ผิว ภายในตัวนำไม่มีประจุ  $\sigma$  จึงเท่ากับศูนย์  
ดังนั้น

$$\nabla \cdot \bar{E} = \frac{1}{\epsilon} \nabla \cdot \bar{D} = \frac{1}{\epsilon} \rho = 0$$

จากสมการ (2.10) จะได้

$$\nabla^2 \bar{E} - \mu\epsilon \frac{\partial^2 \bar{E}}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} = 0 \quad (2.11)$$

สมการ (2.11) คือ สมการคลื่นสำหรับ  $\bar{E}$  ในทำนองเดียวกัน สามารถหาสมการคลื่นสำหรับ  $\bar{H}$  ได้โดยหาเคิร์ลของสมการ (2.9) จะได้

$$\nabla \times \nabla \times \bar{H} = \epsilon \frac{\partial \bar{E}}{\partial t} = 0 \quad (2.12)$$

สมการ (2.12) คือ สมการคลื่นสำหรับ  $\bar{H}$

### 2.2.3 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

ในการปฏิบัติแหล่งกำเนิดส่วนมากจะให้ความแตกต่างและกระแสไฟฟ้ารวมทั้งสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ ตัวอย่างเช่น

$$\begin{aligned} \vec{E} &= \vec{E}_0 \cos \omega t = \vec{E}_0 \cos 2\pi f t \\ \text{หรือ} \quad \vec{E} &= \vec{E}_0 \sin \omega t = \vec{E}_0 \sin 2\pi f t \end{aligned} \quad (2.13)$$

เมื่อเป็นความถี่ของการแปรเปลี่ยน จากสมการ (2.13) แสดงว่ามีแฟกเตอร์ (factor) ของเวลาที่เป็นเส้นโค้งรูปไซน์ปรากฏในทุกพจน์ในสมการใดๆ

เมื่อกำหนดให้  $\vec{E}(\mathbf{r}, t)$  เป็นสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

$\vec{E}(\mathbf{r})$  เป็นสนามไฟฟ้าที่จุดๆหนึ่งในปริภูมิ (space)

จะได้สนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลามีรูปแบบดังนี้

$$\vec{E}(\mathbf{r}, t) = \text{Re}[\vec{E}(\mathbf{r}) e^{j\omega t}] \quad (2.14)$$

เมื่อ  $\vec{E}(\mathbf{r})$  เป็นจำนวนเชิงซ้อน (complex number) ในทำนองเดียวกัน จะได้การขจัดไฟฟ้า ความเข้มของสนามแม่เหล็ก และสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาดังนี้

$$\vec{D}(\mathbf{r}, t) = \text{Re}[\vec{D}(\mathbf{r}) e^{j\omega t}] \quad (2.15)$$

$$\vec{H}(\mathbf{r}, t) = \text{Re}[\vec{H}(\mathbf{r}) e^{j\omega t}] \quad (2.16)$$

$$\vec{B}(\mathbf{r}, t) = \text{Re}[\vec{B}(\mathbf{r}) e^{j\omega t}] \quad (2.17)$$

เมื่อ  $\vec{D}(\mathbf{r})$ ,  $\vec{H}(\mathbf{r})$ ,  $\vec{B}(\mathbf{r})$  และเป็นจำนวนเชิงซ้อน

พิจารณาจากสมการของแมกซ์เวลล์ เกร็ดของสนามแม่เหล็ก เมื่อมีการแปรเปลี่ยนตามเวลา

$$\nabla \times \vec{H} = \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} + \vec{J} \quad (2.18)$$

แทนค่า  $\vec{D}(\mathbf{r}, t)$  และ  $\vec{H}(\mathbf{r}, t)$  จากสมการ (2.15) และ (2.16) ในสมการ (2.18) จะได้

$$\begin{aligned} \nabla \times [\text{Re} \vec{H}(\mathbf{r}) e^{j\omega t}] &= \frac{\partial}{\partial t} [\text{Re} \vec{D}(\mathbf{r}) e^{j\omega t}] + \text{Re}[\vec{J}(\mathbf{r}) e^{j\omega t}] \\ \text{Re}[\nabla \times \vec{H}(\mathbf{r})] &= \text{Re}[j\omega \vec{D}(\mathbf{r}) + \vec{J}(\mathbf{r})] \end{aligned}$$

ถ้าความสัมพันธ์นี้เป็นจริงทุกค่าของ  $t$  จะได้

$$\nabla \times \vec{H} = j\omega\vec{D} + \vec{J} \quad (2.19)$$

ในทำนองเดียวกัน จากสมการของแมกซ์เวลล์ เคิร์ลของสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลาจะได้

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

แทนค่า  $\vec{E}(r, t)$  และ  $\vec{B}(r, t)$  จากสมการ (2.15) และ (2.16) ในสมการ (2.20) จะได้

$$\begin{aligned} \nabla \times [\text{Re} \vec{E}(r) e^{j\omega t}] &= -\frac{\partial}{\partial t} [\text{Re} \vec{B}(r) e^{j\omega t}] \\ \text{Re}[\nabla \times \vec{E}(r)] &= -\text{Re}[j\omega \vec{B}(r)] \\ \nabla \times \vec{E} &= -j\omega \vec{B} \end{aligned} \quad (2.21)$$

ดังนั้น สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปซายน์ จึงมีรูปแบบดังสมการทั้งสี่ (2.22) ข้างล่าง โดยจัดในรูปแบบอนุพันธ์

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \vec{D} &= \sigma \\ \nabla \cdot \vec{B} &= 0 \\ \nabla \times \vec{E} &= -j\omega \vec{B} \\ \nabla \times \vec{H} &= j\omega \vec{D} + \vec{J} \end{aligned} \quad (2.22)$$

#### 2.2.4 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสีย

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปซายน์ สมการคลื่นสำหรับสนามไฟฟ้าในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสียพลังงานมีรูปดังนี้

$$\nabla^2 \vec{E} = \mu\epsilon \frac{\partial^2 \vec{E}}{\partial t^2}$$

แทนค่า  $\vec{E}(r, t) = \text{Re}[\vec{E}(r)e^{j\omega t}]$  จะได้

$$\begin{aligned}\nabla^2[\operatorname{Re} \bar{E}(r)e^{j\omega t}] &= \mu\epsilon \frac{\partial^2}{\partial t^2}[\operatorname{Re} \bar{E}(r)e^{j\omega t}] \\ \operatorname{Re} \nabla^2 \bar{E}(r) &= \mu\epsilon \operatorname{Re}(j\omega)^2 \bar{E}(r) \\ \nabla^2 \bar{E} &= -\omega^2 \mu\epsilon \bar{E}\end{aligned}\quad (2.23)$$

เรียกสมการ (2.23) ว่าสมการของเฮล์มโฮลทซ์ ดังนั้นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ ถ้าสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลา สมการคลื่น (2.11) สามารถเขียนได้ดังนี้

$$\begin{aligned}\nabla^2 \bar{E} + \omega^2 \mu\epsilon \bar{E} - j\omega\sigma \bar{E} &= 0 \\ \nabla^2 \bar{E} + (\omega^2 \mu\epsilon - j\omega\sigma) \bar{E} &= 0\end{aligned}\quad (2.24)$$

เมื่อ  $\frac{\partial \bar{E}}{\partial t} = j\omega \bar{E}$  และ  $\frac{\partial^2 \bar{E}}{\partial t^2} = -\omega^2 \bar{E}$

ในทำนองเดียวกัน สมการคลื่นสำหรับสนามแม่เหล็ก  $\bar{H}$  (2.12) สามารถเขียนได้ในรูปแบบเดียวกัน ดังนี้

$$\nabla^2 \bar{H} + (\omega^2 \mu\epsilon - j\omega\mu\sigma) \bar{H} = 0 \quad (2.25)$$

เมื่อ  $\frac{\partial \bar{H}}{\partial t} = j\omega \bar{H}$  และ  $\frac{\partial^2 \bar{H}}{\partial t^2} = -\omega^2 \bar{H}$

สำหรับคลื่นระนาบสม่ำเสมอที่ไม่แปรเปลี่ยนตาม  $x$  และ  $y$  สมการคลื่นมีรูปแบบดังนี้

$$\begin{aligned}\frac{\partial^2 \bar{E}}{\partial z^2} &= -\omega^2 \mu\epsilon \bar{E} \\ \text{หรือ} \quad \frac{\partial^2 \bar{E}}{\partial z^2} &= -\beta^2 \bar{E} \\ \text{เมื่อ} \quad \beta &= \omega\sqrt{\mu\epsilon}\end{aligned}\quad (2.26)$$

พิจารณาองค์ประกอบ  $E_x(z)$  ผลเฉลยของสมการ (2.26) อาจเขียนอยู่ในรูปแบบ ดังนี้

$$E_x(z) = C_1 e^{-j\beta z} + C_2 e^{j\beta z} \quad (2.27)$$

เมื่อ  $C_1$  และ  $C_2$  เป็นค่าคงตัวเชิงซ้อน (Complex constant) สนามที่แปรเปลี่ยนตามเวลาคือ

$$E_x(z, t) = \text{Re}[E_x(z)e^{j\omega t}]$$

แทนค่า  $E_x(z)$  จากสมการ (2.27) จะได้

$$E_x(z, t) = \text{Re}[C_1 e^{j(\omega t - \beta z)} + C_2 e^{j(\omega t + \beta z)}] \quad (2.28)$$

ถ้าใช้ส่วนจริง (real part) ในสมการ (2.28) ผลเฉลยจะอยู่ในรูปแบบเส้นโค้งรูปไซน์ ตัวอย่างเช่นเมื่อ  $C_1$  และ  $C_2$  เป็นค่าจริง สมการ (2.28) จะกลายเป็น

$$E_x(z, t) = C_1 \cos(\omega t - \beta z) + C_2 \cos(\omega t + \beta z) \quad (2.29)$$

จะเห็นว่าตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีการสูญเสียพลังงาน ถ้าสมมติว่าการแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ จะทำให้การแปรเปลี่ยนของปริภูมิ หรือพิคต์เป็นเส้นโค้งรูปไซน์ด้วย

สมการ (2.28) และ (2.29) แทนสนามไฟฟ้าที่เป็นผลบวกของคลื่น 2 ขบวนที่เคลื่อนที่ในทิศตรงข้าม ถ้า  $C_1 = C_2$  คลื่นเดินทาง (traveling wave) ทั้ง 2 ขบวนจะรวมกันเป็นคลื่นนิ่ง (standing wave) โดยความเร็วของคลื่นหรือความเร็วเฟส (phase velocity) มีค่าดังนี้

$$v = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon}} = \frac{\omega}{\beta}$$

ถ้า  $f$  เป็นความถี่ของคลื่น

$\lambda$  เป็นความยาวของคลื่น

จะได้

$$v = f\lambda = \frac{\omega}{\beta}$$

แต่

$$\omega = 2\pi f$$

ดังนั้น

$$v = f\lambda = \frac{2\pi f}{\beta}$$

$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda}$$

(2.30)

เรียก  $\beta$  ว่า ค่าคงที่ทางเฟส (Phase constant) ของคลื่น

### 2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ สามารถหาผลเฉลยของสมการคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำได้ สมการคลื่น (2.24) สามารถเขียนในรูปแบบสมการของเฮล์มโฮลทซ์ ได้ดังนี้

$$\nabla^2 \bar{E} - \gamma^2 \bar{E} = 0 \quad (2.31)$$

เมื่อ 
$$\gamma^2 = j\omega\mu\sigma - \omega^2\mu\epsilon = j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon) \quad (2.32)$$

เรียก  $\gamma$  ว่าคงตัวการแผ่ (Propagation constant) โดย  $\gamma$  เป็นจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งมีส่วนจริง (Real) คือ  $\alpha$  โดยมีหน่วยเป็น Neper/m และส่วนจินตภาพ (imaginary part) มีหน่วยเป็น radian/m คือ  $\beta$

เมื่อ 
$$\gamma = \alpha + j\beta$$

และ 
$$\alpha = \text{Re} \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

และ 
$$\beta = \text{Im} \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

เรียก  $\alpha$  ว่า ค่าคงที่ของการลดทอน (Attenuation constant) ตามความเป็นจริงแล้วรากที่สองของ  $\gamma^2$  มี 2 ค่า คือ ค่าที่เป็นบวกค่าที่เป็นลบ แต่เพื่อความสะดวกจะต้องใช้ค่าที่เป็นบวก เมื่อพิจารณาคลื่นระนาบสม่ำเสมอที่เคลื่อนที่ในทิศ  $z$  สนามไฟฟ้าต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขดังนี้

$$\frac{\partial^2 \bar{E}}{\partial z^2} = \gamma^2 \bar{E} \quad (2.33)$$

ผลเฉลยที่เป็นไปได้คือ

$$E(z) = E_0 e^{-\gamma z} \quad (2.34)$$

ในรูปแบบการแปรเปลี่ยนตามเวลา จะได้

$$\bar{E}(z, t) = \text{Re}[\bar{E}_0 e^{j(\omega t - \beta z)}] \quad (2.35)$$

สมการ (2.35) คือ ผลเฉลยของสมการของคลื่นที่ในทิศ  $z$  และมีสนามไฟฟ้าลดลงโดยแฟกเตอร์  $e^{-\alpha z}$  ตามระยะทางที่เพิ่มขึ้น เช่นเดียวกันกรณีของตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสียพลังงานค่าคงตัวของคลื่นเฟส และความเร็วเฟสของคลื่นมีค่าดังนี้

$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda} \quad \text{และ} \quad v = f\lambda = \frac{\omega}{\beta}$$

นอกจากนี้ยังสามารถเขียน  $\alpha$  และ  $\beta$  เป็นพจน์ของ  $\sigma, \mu$  และ  $\epsilon$  ดังนี้

$$\alpha = \text{Re} \sqrt{(j\omega\mu)(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left[ \sqrt{\left(1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2\epsilon^2}\right)} - 1 \right]} \quad (2.36)$$

$$\beta = \text{Im} \sqrt{(j\omega\mu)(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

$$\beta = \omega \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left[ \sqrt{\left(1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2\epsilon^2}\right)} + 1 \right]} \quad (2.37)$$

### 2.2.6 ตัวนำและไดอิเล็กตริก

ในทางแม่เหล็กไฟฟ้า วัสดุถูกแบ่งออกเป็น 2 พวก คือ ตัวนำ และ ไดอิเล็กตริก หรือ ฉนวน (Insulator) เส้นแบ่งระหว่าง 2 พวกนี้ไม่ชัดเจน ตัวอย่างเช่น โลก ในช่วงของความถี่วิทยุจัดเป็น ตัวนำแต่ช่วยอื่นจัดเป็นไดอิเล็กตริก พิจารณาสมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนไปตามเวลา

$$\vec{V} \times \vec{H} = \vec{J} + j\omega\vec{D}$$

แทนค่า  $\vec{J} = \sigma\vec{E}$  และ  $\vec{D} = \epsilon\vec{E}$  จะได้

$$\vec{V} \times \vec{H} = \sigma\vec{E} + j\omega\epsilon\vec{E}$$

พจน์แรกทางขวาของสมการคือ ความหนาแน่นกระแสการนำไฟฟ้า (Conduction current density) และพจน์ที่สองคือ ความหนาแน่นกระแสการขจัด (displacement current density)

อัตราส่วน  $\frac{J}{\omega D} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon}$  คือ อัตราส่วนระหว่างความหนาแน่นกระแสการนำ และความหนาแน่นกระแสการกระจัดในตัวกลางเรียกอัตราส่วนนี้ว่า แฟกเตอร์การกระจาย (dissipation factor) ดังนั้น  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} = 1$  คือ เส้นแบ่งระหว่างตัวนำและไดอิเล็กตริก สำหรับตัวนำ  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} > 1$  ส่วนไดอิเล็กตริก  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} < 1$

สำหรับตัวนำที่ดี เช่น โลหะ ในช่วงสเปกตรัมความถี่วิทยุ  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \gg 1$  จากสมการ (2.36) และ (2.37) จะได้

$$\alpha = \beta = \omega \sqrt{\frac{\mu \sigma}{2\omega}} = \sqrt{\frac{\omega \mu \sigma}{2}}$$

ตัวอย่างเช่น ถ้าพิจารณาทองแดง ที่มีค่าความถี่สูงถึง 30,000 เมกกะเฮิร์ตซ์  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon}$  มีค่าประมาณ  $3.5 \times 10^8$

สำหรับไดอิเล็กตริกหรือฉนวนที่ดี ในช่วงความถี่วิทยุ  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \ll 1$  ตัวอย่างเช่น ไมกา ในช่วงความถี่วิทยุที่คนได้ยิน  $\frac{\sigma}{\omega \epsilon}$  อยู่ในระดับ 0.0002

สำหรับตัวนำที่ดี  $\sigma$  และ  $\epsilon$  เกือบจะไม่ขึ้นกับความถี่ แต่สำหรับไดอิเล็กตริก  $\sigma$  และ  $\epsilon$  เป็นฟังก์ชันของความถี่ แต่อัตราส่วน  $\sigma / \omega \epsilon$  เป็นค่าคงที่ในช่วงความถี่ที่พิจารณา ด้วยเหตุผลนี้สมบัติของไดอิเล็กตริกถูกกำหนดด้วยพจน์ของค่าคงตัวไดอิเล็กตริก  $\sigma$  และอัตราส่วน  $\sigma / \omega \epsilon$

### 2.2.7 การเดินทางของคลื่นในไดอิเล็กตริกที่ดี

กรณีของไดอิเล็กตริกที่ดี  $\sigma / \omega \epsilon \ll 1$  ดังนั้นจากการใช้ทฤษฎีบทไบนอมิยัล (binomial theorem)

$$\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \epsilon^2}} = 1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \epsilon^2}$$

ซึ่งมีเพียงสองพจน์แรกของการขยายไบนอมิยัลเท่านั้น จากสมการ (2.36) จะได้  $\alpha$  มีค่าดังนี้

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu \epsilon}{2} \left[ \left( 1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \epsilon^2} \right) - 1 \right]}$$

$$\alpha = \frac{\sigma}{2} \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (2.38)$$

ในทำนองเดียวกัน จากการใช้ทฤษฎีบทไบโนเมียล พจน์สำหรับ  $\beta$  จากสมการ (2.37) มีค่าดังนี้

$$\beta = \omega \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left[ \left( 1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2\epsilon^2} \right) + 1 \right]}$$

$$\beta = \omega \sqrt{\mu\epsilon} \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{4\omega^2\epsilon^2}}$$

จากการใช้ทฤษฎีบทไบโนเมียลอีกครั้งจะได้

$$\beta = \omega \sqrt{\mu\epsilon} \left[ 1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2\epsilon^2} \right] \quad (2.39)$$

$\omega\sqrt{\mu\epsilon}$  คือ แฟกเตอร์การเลื่อนเฟส (Phase factor) สำหรับไดอิเล็กตริกสมบูรณ์ (perfect dielectric) ถ้า  $v$  เป็นความเร็วคลื่นในไดอิเล็กตริก  $v$  มีค่าดังนี้

$$v = \frac{\omega}{\beta} = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon} \left[ 1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2\epsilon^2} \right]} = \frac{1}{\sqrt{\mu\epsilon}} \left[ 1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2\epsilon^2} \right]$$

$$v = v_0 \left[ 1 - \frac{\sigma^2}{8\omega^2\epsilon^2} \right] \quad (2.40)$$

เมื่อ  $v_0 = 1/\sqrt{\mu\epsilon}$  เป็นความเร็วของคลื่นในไดอิเล็กตริกเมื่อสภาพนำไฟฟ้าเป็นศูนย์ ผลของการสูญเสียพลังงานเพียงเล็กน้อย ทำให้ความเร็วของการแผ่คลื่นลดลง

สำหรับความต้านทางเชิงซ้อนในตัว หรือความต้านทานเชิงซ้อนเฉพาะ  $Z$  ของตัวกลางที่เป็นตัวนำบางส่วน ซึ่งมีค่าสภาพนำคงที่ และสนามแปรเปลี่ยนตามเวลา นิพจน์ทั่วไปของ  $Z$  มีค่าดังนี้

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon}}$$

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon} \left[ \frac{1}{1 + \frac{\sigma}{j\omega\varepsilon}} \right]} \quad (2.41)$$

จะเห็นได้ว่าในตัวนำที่ดี ( Good conductor )  $\sigma$  มีค่ามากกว่า  $\omega\varepsilon$  มากๆ ซึ่งหมายความว่า  $\alpha, \beta$  และ  $\gamma$  มีค่ามากด้วย แสดงว่า คลื่นจะลดลงมากเมื่อเคลื่อนที่ผ่านตัวนำ และการเลื่อนเฟสต่อหนึ่งหน่วยความยาวมีค่ามาก ความเร็วของคลื่นซึ่งเป็นปฏิภาคผกผันกับ  $\beta$  จะมีค่าน้อยในตัวนำที่ดี ส่วนความต้านทานเชิงซ้อนเฉพาะมีค่าน้อย มุมของความต้านทานเชิงซ้อนมีค่า  $45^\circ$  เสมอสำหรับตัวนำที่ดี

$$Z = \sqrt{\frac{\omega\mu}{\sigma}} \angle 45^\circ = \sqrt{\frac{\omega\mu}{\sigma}} e^{j\pi/4} \quad (2.42)$$

สำหรับฉนวนสมบูรณ์  $\sigma = 0$  จากสมการ (2.41) จะได้

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon}} \quad (2.43)$$

สำหรับสุญญากาศ  $Z = Z_0$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}} = 120\pi \quad (2.44)$$

### 2.2.8 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ

สารกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ คือสารไดอิเล็กตริกที่มีสภาพการนำไฟฟ้าสูงพอประมาณ โดยมีค่า  $\sigma$  อยู่ระหว่าง  $0.01 \approx 100$  เท่าของ  $\varepsilon$  ค่าคงที่ของการเคลื่อนที่  $\gamma$  ( $\alpha$  กับ  $\beta$ ) และค่าอิมพีแดนซ์ของสาร  $Z$  จะได้ค่าสุดท้ายเป็นจำนวนเชิงซ้อนค่าหนึ่งซึ่งสามารถจะนำมาหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน  $\alpha$  ค่าคงที่ทางเฟส  $\beta$  ตามลำดับดังนี้

$$\alpha = \text{Re} \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\varepsilon)} \quad (2.45)$$

$$\beta = \text{Im} \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\varepsilon)} \quad (2.46)$$

และอิมพีแดนซ์ของเนื้อสาร  $Z$

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\varepsilon}} \quad (2.47)$$

### 2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ

เนื้อเยื่อปอดจัดเป็นตัวกลางที่มีค่าคงที่ประจำตัวกลาง เป็นตัวกลางชนิดกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ จากสมการของเฮล์มโฮลทซ์ ( Helmholtz ) ในพรีสเปซความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าจะได้ดังสมการที่ (2.48)

$$\nabla^2 \bar{E} + \omega^2 \mu \epsilon \bar{E} = 0 \tag{2.48}$$

ในกรณีที่ตัวกลางมีสภาพความนำไฟฟ้าจำกัดที่ค่าๆหนึ่ง เช่น คลื่นเดินทางผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อจะ ได้รับความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าดังสมการที่ (2.49)

$$\nabla^2 \bar{E} + \omega^2 \mu \epsilon \left( 1 + j \frac{\sigma}{\omega \epsilon} \right) \bar{E} = 0 \tag{2.49}$$

และสมการหาสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อให้คลื่นเดินทางในทิศทาง +Z

$$\bar{E} = E_0 e^{-j\gamma z} \tag{2.50}$$

เมื่อกำหนดให้  $\gamma$  มีค่าดังสมการที่ (2.51)

$$\gamma = \alpha + j\beta = \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} = \omega \sqrt{\mu\epsilon} \left( j \frac{\sigma}{\omega\epsilon} - 1 \right) \tag{2.51}$$

โดยที่  $\gamma$  เป็นค่าคงที่ในการเดินทางของคลื่น  
 $\alpha = \text{Re}(\gamma)$  สัมประสิทธิ์ในการลดทอนของคลื่น  
 $\beta = \text{Im}(\gamma)$  ค่าคงที่ทางเฟส  
สามารถหาสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นได้ดังสมการที่ (2.52)

$$\bar{H} = \frac{\gamma}{j\omega\mu} (E_0 e^{-j\gamma z}) \tag{2.52}$$

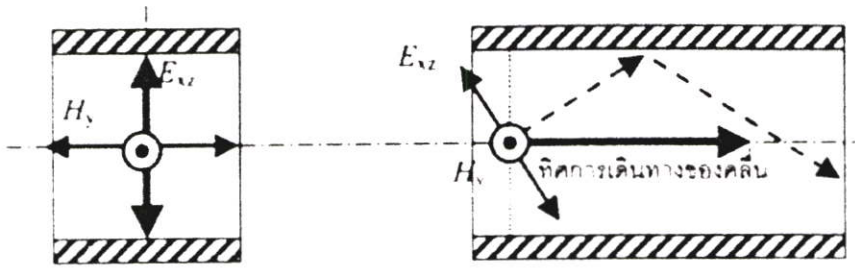
## 2.3 โหมดสำหรับการเดินทางของคลื่น (Wave Propagation Modes)

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ในสายส่งใดๆ นั้นจะมีลักษณะ โหมดการเคลื่อนที่ หรือลักษณะ การเคลื่อนที่ภายในสายส่งนั้นจะขึ้นอยู่กับลักษณะการพุ่งเข้าของคลื่นและรูปทรงภาคตัดขวางของ สายส่งสัญญาณไฟฟ้านั้น โดยแต่ละ โหมดจะมีรูปแบบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีรูปร่างลักษณะที่ สอดคล้องกับภาคตัดขวางภายในของสายนั้นๆ ซึ่งในทางคณิตศาสตร์แล้วจะเปรียบเทียบบรรยากาศ ภาคตัดขวางว่าเป็นเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Conditions) ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่อยู่ภายในสาย ส่งสัญญาณไฟฟ้านั้นๆ สนามแม่เหล็กไฟฟ้าภาคตัดขวาง (Transverse fields) ที่เกิดขึ้นมาจะมี รูปแบบของสนามเฉพาะตัวที่เรียกว่า โหมดภาคตัดขวาง (Transverse mode) โดยทั่วไปแล้วสายส่ง ได้จำแนกตามประเภทของโหมดการเคลื่อนที่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยจำแนกออกเป็น โหมด พื้นฐานได้สามแบบ คือ

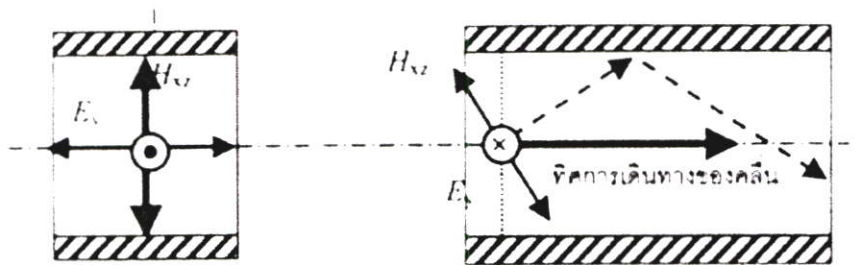
ก) โหมดสนามแม่เหล็กตัดขวาง (Transverse Magnetic Mode :TM mode) เป็นโหมดที่คลื่นที่ เคลื่อนที่ไปตามตัวกลาง โดยมีส่วนประกอบของสนามแม่เหล็กเท่านั้นที่ตั้งฉากกับทิศการเดินทาง ของคลื่นในสายส่งนั้นหรืออีกนัยหนึ่งคือคลื่นจะเคลื่อนที่ไปตามตัวกลาง โดยไม่มีสนามแม่เหล็กใน ทิศทางของคลื่นในสายส่ง ดูรูปประกอบการอธิบายได้ในรูปที่ 2.1(ก)

ข) โหมดสนามไฟฟ้าตัดขวาง (Transverse Electric Mode :TE mode) เป็นโหมดที่คลื่นที่ เคลื่อนที่ไปตามตัวกลาง โดยมีส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าเท่านั้นที่ตั้งฉากกับทิศทางการเดินทาง ของคลื่นในสายส่งนั้นหรืออีกนัยหนึ่งคือคลื่นจะเคลื่อนที่ไปตามตัวกลาง โดยไม่มีสนามไฟฟ้าใน ทิศทางการเดินทางของคลื่นในสายส่ง ดูรูปประกอบการอธิบายได้ในรูปที่ 2.2(ข)

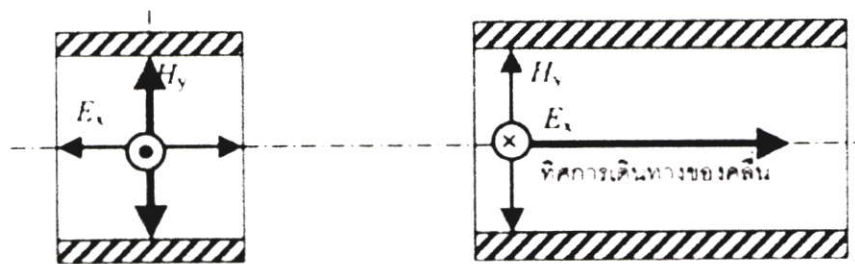
ค) โหมดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตัดขวาง (Transverse Electromagnetic Mode :TEM mode) เป็น โหมดที่คลื่นที่เคลื่อนที่ไปตามตัวกลาง โดยมีส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กใน ทิศที่ตั้งฉากกับทิศทางการเดินทางของคลื่นในสายส่งนั้น หรืออีกนัยหนึ่งคือคลื่นจะเคลื่อนที่ไปตาม ตัวกลาง โดยไม่มีสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในทิศทางการเดินทางของคลื่นในสายส่งเลย ดูรูป ประกอบการอธิบายได้ในรูปที่ 2.2(ค) โดยทั่วไปแล้วการเคลื่อนที่ในโหมดนี้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ เกิดขึ้นจะต้องมีความสมมาตรกันหมด ดังเช่น คลื่นเคลื่อนที่ในอากาศ ในสายโคแอกเซียล (Coaxial) และสายส่งอื่นๆ ในรูปที่ 2.1(ก) แต่ก็อาจมีโอกาที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีความ สมมาตรไม่สมบูรณ์หมดดังเช่นคลื่นที่เคลื่อนที่ในสายส่งแบบ ไมโครสตริป (Microstrip) ในรูปที่ 2.1(ก) จึงเรียกโหมดข้อยนี้ว่า โหมดกึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตัดขวาง(Quasi-TEM)



(ก) การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสนามแม่เหล็กตัดขวาง(TM mode)



(ข) การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสนามไฟฟ้าตัดขวาง(TE mode)



(ค) การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตัดขวาง(TEM mode)

รูปที่ 2.1 สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กกับทิศการเดินทางของคลื่นในโหมดการเคลื่อนที่แบบต่าง ๆ

ตัวอย่างของโหมดการเคลื่อนที่ทั้งสามแบบของคลื่นที่เคลื่อนที่ในแผ่นตัวนำคลื่นรูปสี่เหลี่ยมนี้ (Slab Waveguide) ได้แสดงดังในรูปที่ 2.1

ในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายส่งนั้น โดยทั่วไปแล้วจะต้องหาสมการคำตอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กบนแกนต่างๆ ในที่ว่างอิสระทั้งหมดหกลักษณะด้วยกันคือ  $E_x$ ,  $E_y$ ,  $E_z$ ,  $H_x$ ,  $H_y$ , และ  $H_z$  แต่เมื่อมาทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่น

ในสายส่งสัญญาณแล้ว สามารถที่จะกำหนดรูปแบบโหมดของการเคลื่อนที่เพื่อที่จะลดจำนวนองค์ประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่จะคำนวณลงไปได้ เช่นในกรณีที่คลื่นเคลื่อนที่ไปในทิศ  $z$  ในโหมด TM สามารถไม่นำ  $H_z$  (โดยมี  $H_z = 0$ ) มาพิจารณาจึงเหลือส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กทั้งหมดห้าสนามด้วยกันคือ  $E_x, E_y, E_z, H_x,$  และ  $H_y$  ในทำนองเดียวกันในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมด TE จะเหลือส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กทั้งหมดห้าสนามด้วยกันคือ  $E_x, E_y, H_x, H_y,$  และ  $H_z$  (โดยมี  $E_z = 0$ ) สำหรับการเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสุดท้ายหรือ โหมด TEM จะไม่มีสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในทิศทางเคลื่อนที่หรือมีสนาม  $E_z$  กับ  $H_z = 0$  จึงเหลือสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพียงแค่สี่สนามคือ  $E_x, E_y, H_x,$  และ  $H_y$  เท่านั้น

นอกจากนี้แล้วการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของโหมดต่างๆสามารถทำให้ง่ายยิ่งขึ้นมาก ถ้าสมมุติการวิเคราะห์คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้าสนามใดสนามหนึ่งอยู่บนหลักต่าง ๆ นั้นคือ แกน  $x$  หรือ แกน  $y$  แล้วจะทำให้สามารถลดจำนวนสนามบนระนาบ  $xy$  สี่สนาม  $E_x, E_y, H_x,$  และ  $H_y$  ลงมาเหลือเป็น  $E_x$  กับ  $H_y$  หรือ  $E_y$  กับ  $H_x$  เพียงแค่สองสนามเท่านั้น ดังนั้นสำหรับในกรณีที่คลื่นเคลื่อนที่ไปในทิศ  $z$  ในโหมด TM จะมีส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กทั้งหมดที่ต้องพิจารณาเหลือเพียงสามสนามด้วยกันคือ  $E_x, H_y$  กับ  $E_z, E_y$  เพียง  $H_x$  กับ  $E_z$  เช่นเดียวกันสำหรับในกรณีที่คลื่นเคลื่อนที่ไปในทิศ  $z$  ในโหมด TE จะมีส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กทั้งหมดที่ต้องพิจารณาเหลือเพียงสามสนามด้วยกันคือ  $E_x, H_y$  กับ  $H_z$  หรือ  $E_y, H_x$  กับ  $E_z$  ในทำนองเดียวกันการวิเคราะห์ของคลื่นในสายส่งเป็นคลื่นที่อยู่ในรูปแบบของโหมด TEM สามารถจะทำการวิเคราะห์ได้ง่ายที่สุดโดยมีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพียงแค่  $E_x$  กับ  $H_y$  หรือ  $E_y$  กับ  $H_x$  เพียงแค่คู่สนามเดียวเท่านั้น เราจึงมักเริ่มทำการวิเคราะห์หาสมการของคลื่นที่โหมด TEM ก่อนเสมอเนื่องจากเป็นโหมดที่ง่ายที่สุด

## 2.4 สนามไฟฟ้าในช่องว่างวัสดุ (Electric Fields in Material Space)

การพิจารณาถึงสนามไฟฟ้าสถิตในช่องว่างอวกาศว่าง (free space) หรือสุญญากาศ (vacuum) หรือบริเวณที่ไม่มีวัสดุอยู่ (no material) ได้กล่าวไปแล้วในบทที่ 4 ในบทนี้เราจะพัฒนาขึ้นไปอีก สนามไฟฟ้าสามารถเกิดขึ้นได้ในอวกาศว่าง มันอาจจะเกิดขึ้นได้ในตัวกลางวัสดุ (material media) เช่น ตัวกลางที่เป็นกระดาษ ฯลฯ ที่คั่นอยู่ระหว่างขั้วทั้งสองของตัวเก็บประจุ เราจะเรียกว่าเป็นตัวกลางวัสดุ วัสดุอาจถูกจำแนกอย่างคร่าวๆ ตามคุณสมบัติทางไฟฟ้าของมันได้ดังเช่น ตัวนำไฟฟ้า (conductor) และตัวไม่นำไฟฟ้า (nonconductor) ซึ่งไม่นำไฟฟ้าหรือวัสดุไม่นำไฟฟ้า (nonconducting material) โดยปกติจะเรียกว่า ตัวฉนวน (insulator) หรือ ไดอิเล็กตริก (dielectric) และโดยทั่วไปการพิจารณาอย่างคร่าวๆ ถึงคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวัสดุจะขึ้นอยู่กับพื้นฐานความเข้าใจถึง

แนวความคิดเกี่ยวกับ การนำ (conduction), กระแสไฟฟ้า (electric current) และการโพลาไรซ์ (polarization) และนอกจากนั้นก็จะต้องพิจารณาถึงคุณสมบัติของวัสดุไดอิเล็กตริก(dielectric material)

#### 2.4.1 วัสดุตัวกลาง(Material Media) ในสนามไฟฟ้าสถิต(Static Electric Field)

เราได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากการกระจายของประจุอยู่กับที่ในอากาศหรืออวกาศว่างมาแล้ว และจากนี้ไปเราจะได้ศึกษาถึงพฤติกรรมของสนามในวัสดุตัวกลาง(material media) โดยทั่วไปเราสามารถจำแนกวัสดุตามคุณสมบัติทางไฟฟ้าได้เป็นสามชนิดคือ ตัวนำ(conductor) สารกึ่งตัวนำ(semiconductor) และตัวฉนวน(insulator หรือ dielectric) ตามการพิจารณาข้างต้นเราได้ทราบแล้วว่าการที่วัสดุจะเป็นตัวนำสารกึ่งตัวนำ หรือตัวนำฉนวนนั้น จะขึ้นอยู่กับอิเล็กตรอนอิสระที่เคลื่อนที่จากอะตอมหนึ่งไปยังอีกอะตอมหนึ่ง

#### 2.4.2 ตัวนำ (Conductors) ในสนามไฟฟ้าสถิต

โดยทั่วไปแล้วปัญหาแม่เหล็กไฟฟ้าจะเกี่ยวข้องกับตัวกลางที่มีคุณสมบัติทางฟิสิกส์หลายอย่าง และยังคงทราบถึงความสัมพันธ์ของปริมาณสนามที่ขอบร่วม (interface) ระหว่างสองตัวกลาง ดังเช่น เราอาจจะต้องการหาวิธีการที่ E และ D เปลี่ยนไปตรงบริเวณขอบร่วม ซึ่งเราทราบมาแล้วว่าเงื่อนไขขอบจะต้องสอดคล้องที่ขอบร่วมระหว่างตัวนำกับอากาศว่าง และเงื่อนไขเหล่านี้ได้กำหนดไว้ในสมการที่ (2.53) และ (2.54)

$$\vec{E}_t = 0 \quad (2.53)$$

$$\vec{E}_n = \frac{\rho_s}{\epsilon_0} \quad (2.54)$$

#### 2.4.3 ไดอิเล็กตริก (Dielectrics) ในสนามไฟฟ้าสถิต

ตัวกลางวัสดุทุกชนิดจะประกอบไปด้วยอะตอมที่มีนิวเคลียสประจุบวกถูกล้อมรอบด้วยอิเล็กตรอนประจุลบ ถึงแม้ว่าโมเลกุลของไดอิเล็กตริกจะเป็นกลางแบบมาโครสโคปิก (macroscopically neutral) แต่การมีสนามไฟฟ้าอยู่นอกจะเป็นเหตุทำให้เกิดแรงกระทำบนแต่ละอนุภาคประจุ และเป็นเหตุทำให้เกิดการเข้าแทนที่กันของประจุบวกและประจุลบในระยะสั้นๆ ในทิศทางตรงข้ามกัน ซึ่งประจุเหล่านี้คือ ประจุผูกพัน(bound charge) การเข้าแทนที่กันถึงแม้ว่าจะเป็นระยะสั้นๆ เมื่อเปรียบเทียบกับขนาดของอะตอม การเป็นขั้วหรือโพลาไรซ์(polarize) ของวัสดุไดอิเล็กตริกจะเข้ามาเกี่ยวข้อง และไดโพลไฟฟ้า(electric dipole) จะเกิดขึ้นเสมอ ตำแหน่งในการเคลื่อนที่ดังกล่าวนี้ได้แสดงไว้ดังรูปที่ 2.2 ซึ่งในขณะที่ไดโพลไฟฟ้าเกิดขึ้นนั้นศักย์ไฟฟ้าและความเข้มสนามไฟฟ้าจะต้องปรากฏขึ้นด้วย



รูปที่ 2.2 ภาควัดขวางของตัวกลางไดอิเล็กตริกโพลาริซ

#### 2.4.4 เงื่อนไขขอบ (Boundary Condition) ของสนามไฟฟ้าสถิต (Electrostatic Field)

จากนี้ไปเราจะพิจารณาถึงสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในตัวกลางไม่เอกพันธ์ (nonhomogeneous medium) ดังเช่นสนามที่เกิดขึ้นในบริเวณที่ประกอบด้วยสองตัวกลางที่ต่างกัน ทั้งนี้เงื่อนไขต่างๆที่สนามจะต้องสอดคล้องที่ขอบร่วมซึ่งแยกระหว่างตัวกลางทั้งสอง เรียกเงื่อนไขว่า เงื่อนไขขอบ (boundary condition) เงื่อนไขต่างๆเหล่านี้จะเป็นประโยชน์ในการหาสนามบนด้านหนึ่งถ้ารู้สนามบนอีกด้านหนึ่งของขอบ เงื่อนไขจะช่วยให้เราจำแนกชนิดของวัสดุได้อย่างชัดเจนว่าเป็นตัวกลางอะไร เราจะพิจารณาเงื่อนไขขอบที่การแยกขอบร่วมระหว่าง

1. ไดอิเล็กตริก  $\epsilon_1$  และ ไดอิเล็กตริก  $\epsilon_2$
2. ตัวนำไฟฟ้า และ ไดอิเล็กตริก
3. ตัวนำไฟฟ้า และ อากาศว่าง

ซึ่งก่อนที่จะพิจารณาขอบร่วมทั้งสามข้างต้น ในการกำหนดเงื่อนไขขอบ เราต้องใช้สมการของแมกซ์เวลล์สำหรับสนามไฟฟ้าสถิตคือ

$$\oint_L \vec{E} \cdot d\vec{l} = 0 \quad (2.54)$$

สมการที่ (2.54) เป็นสมการสนามไฟฟ้าสถิต  $E$  ของแมกซ์เวลล์ ซึ่ง  $\oint_L$  เป็นการอินทิเกรตวิถีปิด (close path) และ

$$\oint_L \vec{D} \cdot d\vec{s} = Q_{enc} \quad (2.55)$$

สมการที่ (2.55) เป็นสมการสนามไฟฟ้าสถิต  $\vec{D}$  ของแมกซ์เวลล์ซึ่ง  $\oint_S$  เป็นการอินทิเกรตพื้นผิวปิด (close surface) และในเวลาเดียวกันเราจะต้องแยกความเข้มสนามไฟฟ้า ออกเป็นสองส่วนประกอบตั้งฉาก (orthogonal component) คือ

$$\vec{E} = \vec{E}_t - \vec{E}_n \quad (2.56)$$

เมื่อ  $E_t$  คือส่วนประกอบแนวสัมผัส (tangential component) กับขอบร่วมและ  $E_n$  คือส่วนประกอบแนวตั้งฉาก (normal component) กับขอบร่วม และในลักษณะเดียวกันนี้เราสามารถแยกความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้า  $D$  ออกเป็นสองส่วนประกอบด้วย

#### 2.4.5 เงื่อนไขขอบระหว่างไดอิเล็กตริกกับไดอิเล็กตริก (Dielectric-Dielectric Boundary Condition)

##### Condition)

พิจารณาสนาม  $E$  ที่เกิดขึ้นในบริเวณที่ประกอบด้วยไดอิเล็กตริกสองชนิด ซึ่งกำหนดคุณลักษณะของไดอิเล็กตริกที่ 1 ด้วย  $\epsilon_1 = \epsilon_0 \epsilon_{r1}$  และ คุณลักษณะของไดอิเล็กตริกที่ 2 กำหนดด้วย  $\epsilon_2 = \epsilon_0 \epsilon_{r2}$  ดังแสดงในรูปที่ 2.3(ก)  $\vec{E}_1$  และ  $\vec{E}_2$  เป็นสนามไฟฟ้าในตัวกลางที่ 1 และตัวกลางที่ 2 เราสามารถแยกสนามไฟฟ้าได้คือ

$$\vec{E}_1 = \vec{E}_{1t} + \vec{E}_{1n} \quad (2.57)$$

$$\vec{E}_2 = \vec{E}_{2t} + \vec{E}_{2n} \quad (2.58)$$

ประยุกต์ใช้สมการที่ (2.57) กับวิถีปิด abcd ของรูปที่ 2.3(ก) โดยสมมุติให้วิถีมีขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับการเปลี่ยนแปลงของ  $E$  จะได้

$$0 = \vec{E}_{1t} \Delta w - \vec{E}_{1n} \left(\frac{\Delta h}{2}\right) - \vec{E}_{2n} \left(\frac{\Delta h}{2}\right) - \vec{E}_{2t} \Delta w + \vec{E}_{2n} \left(\frac{\Delta h}{2}\right) + \vec{E}_{1n} \left(\frac{\Delta h}{2}\right) \quad (2.59)$$

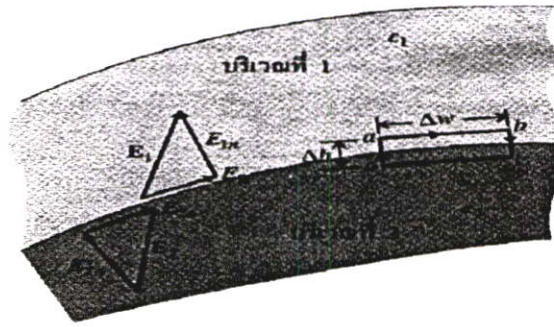
เมื่อ  $\vec{E}_t = |E_t|$  และ  $\vec{E}_n = |E_n|$  ในขณะที่  $\Delta h$  เข้าสู่ 0 (วิถีขนาดเล็กมาก) สมการที่ (2.59) จะเปลี่ยนเป็น

$$\vec{E}_{1t} = \vec{E}_{2t} \quad (2.60)$$

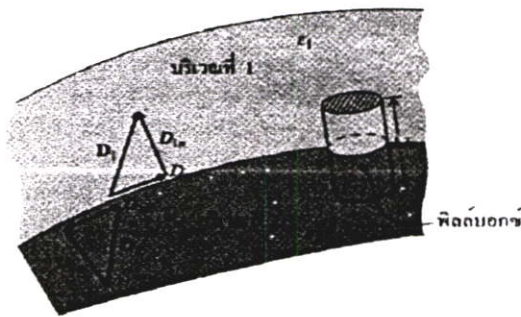
ส่วนประกอบแนวสัมผัสในตัวกลางที่ 1 ( $\vec{E}_{1t}$ ) เหมือนกับ  
ส่วนประกอบแนวสัมผัสในตัวกลางที่ 2 ( $\vec{E}_{2t}$ )

ดังนั้นส่วนประกอบแนวสัมผัสของ  $E$  บนด้านทั้งสองของขอบจะเหมือนกัน ( $\vec{E}_{1t} = \vec{E}_{2t}$ ) หรืออาจหมายถึงว่า  $E_t$  จะไม่เปลี่ยนแปลงบนขอบและจะกล่าวได้ว่า  $\vec{E}_t$  ต่อเนื่อง (continuous) ตรงบริเวณขอบ เนื่องจาก  $\vec{D} = \epsilon\vec{E} = \epsilon\vec{E}_t + \epsilon\vec{E}_n = \vec{E}_t + \vec{E}_n$  ดังนั้นจากสมการที่ (2.61) จะกำหนดได้ว่า

$$\frac{\vec{D}_{1t}}{\epsilon_1} = \vec{E}_{1t} = \vec{E}_{2t} = \frac{\vec{D}_{2t}}{\epsilon_2} \quad (2.61)$$



(ก)



(ข)

รูปที่ 2.3 ขอบเขตระหว่างไดอิเล็กตริกกับไดอิเล็กตริก

หรือ

$$\frac{\vec{D}_{1t}}{\epsilon_1} = \frac{\vec{D}_{2t}}{\epsilon_2} \quad (2.62)$$

นั่นคือ  $\vec{D}_t$  จะเปลี่ยนแปลงตรงขอบรวม  $\vec{D}_t$  ดังนั้น กล่าวได้ว่า ไม่ต่อเนื่อง (discontinuous) ตรงขอบรวม

ในทำนองเดียวกันนี้ เมื่อประยุกต์ใช้สมการที่ (2.55) กับฟิลลบอกซ์ (pillbox) หรือ พื้นผิวแบบเกาส์ (Gaussian surface) ในรูปที่ 2.3(ข) โดยให้  $\Delta h$  เข้าสู่ศูนย์จะได้ว่า

$$\Delta q = \rho_s \Delta S = \vec{D}_s \Delta S - \vec{D}_s \Delta S \quad (2.63)$$

หรือ

$$\vec{D}_{1n} - \vec{D}_{2n} = \rho_s$$

(2.64)

ความแตกต่างระหว่างส่วนประกอบแนวตั้งฉากของความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้าในบริเวณที่ 1 และบริเวณที่ 2 เท่ากับความหนาแน่นประจุพื้นผิว  $\rho_s$

เมื่อ  $\rho_s$  เป็นความหนาแน่นประจุอิสระที่อยู่อย่างมั่นคงที่ขอบ สมการที่ (2.64) จะขึ้นอยู่กับพื้นฐานของการสมมุติว่า  $\vec{D}$  มีทิศทางจากบริเวณที่ 2 ไปยังบริเวณที่ 1 และสมการที่ (2.64) จะต้องถูกนำมาประยุกต์ใช้ตามนี้ด้วยถ้าไม่มีประจุอิสระเกิดขึ้นที่ขอบร่วม  $\rho_s = 0$  และสมการที่ 2.64 จะกลายเป็น

$$\vec{D}_{1n} = \vec{D}_{2n}$$

(2.65)

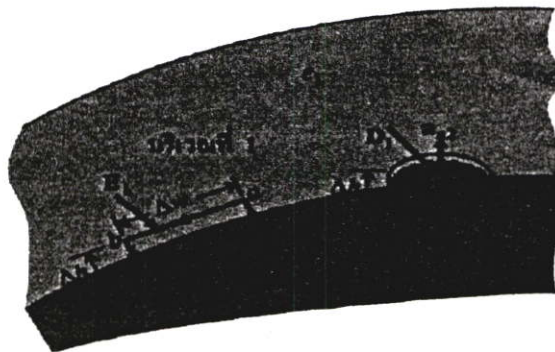
ตรงบริเวณขอบร่วมไม่มีประจุพื้นผิว  $\rho_s$

ดังนั้นส่วนประกอบแนวตั้งฉากของ  $\vec{D}_n$  จึงต่อเนื่องตรงขอบร่วมนั่นคือ  $\vec{D}_n$  จะไม่เปลี่ยนแปลงที่ขอบเนื่องจาก  $\vec{D} = \epsilon\vec{E}$  สมการที่ (2.65) จึงสามารถกำหนดได้ว่า

$$\epsilon_1 \vec{E}_{1n} = \epsilon_2 \vec{E}_{2n}$$

(2.66)

สมการที่ (2.66) แสดงให้เห็นว่า ส่วนประกอบแนวตั้งฉากของ  $\vec{E}$  ไม่ต่อเนื่องที่ขอบ สมการที่ (2.61) และ (2.64) หรือ (2.65) จะกล่าวได้อย่างถูกต้องว่าเป็น เงื่อนไขขอบ (boundary conditions) ซึ่งสมการเหล่านี้ต้องสอดคล้องตามสนามไฟฟ้าที่ขอบที่ถูกแยกด้วยไดอิเล็กทริกที่ต่างกันทั้งสอง



รูปที่ 2.4 ขอบร่วมระหว่างสองฉนวน

การพิจารณาความเข้มสนามไฟฟ้า  $\vec{E}$  และความหนาแน่นสนามไฟฟ้า  $\vec{D}$  ข้างต้นอาจจะพิจารณาได้จากการอินทิเกรตวิถีปิด (close path) เราลองมาพิจารณาขอบร่วมระหว่างสองตัวกลางทั่วไปในรูปที่ 2.4 ซึ่งถ้าเรากำหนดวิถีขนาดเล็ก (small path)  $abcda$  ซึ่งประกอบด้วยด้าน  $ab$  ในบริเวณที่ 1 และด้าน  $cd$  ในบริเวณที่ 2 โดยทั้งนี้ด้านทั้งสองจะขนานกับขอบร่วมและยาวเท่ากับ  $\Delta w$  เราจะประยุกต์ใช้สมการที่ (2.54) กับเส้นทางเดิน(วิถี) ขนาดเล็กนี้ ถ้ากำหนดให้  $bc=da= \Delta h$  มีค่าเข้าสู่ศูนย์ ดังนั้นอินทิกรัลตามเส้นทางทั้งสองนี้สามารถตัดทิ้งได้ เพราะฉะนั้นอินทิกรัลตามเส้นบนทางเดิน(วิถี)  $abcda$  คือ

$$\begin{aligned}\oint_{abcd a} \vec{E} \cdot d\vec{l} &= \vec{E}_1 \cdot \Delta w + \vec{E}_1 \cdot \Delta w \\ &= \vec{E}_n \cdot \Delta w + \vec{E}_n \cdot \Delta w \\ &= 0\end{aligned}$$

เพราะฉะนั้น

$$\vec{E}_{1t} = \vec{E}_{2t} \text{ V/m} \quad (2.67)$$

เงื่อนไขขอบของส่วนประกอบแนวสัมผัสของ  $E$

(Boundary condition for tangential component of  $E$ )

ในสมการที่ (2.67) แสดงให้ทราบว่า ส่วนประกอบแนวสัมผัสของสนาม  $\vec{E}$  ต่อเนื่องตรงบริเวณขอบร่วม (tangential component of an  $E$  field is continuous across an interface) เมื่อบริเวณที่ 1 มีสภาพยอมเป็น  $\epsilon_1$  และบริเวณที่ 2 มีสภาพยอมได้ทางไฟฟ้าเป็น  $\epsilon_2$  ดังนั้นสามารถกำหนดได้ว่า

$$\frac{\vec{D}_{1t}}{\epsilon_1} = \frac{\vec{D}_{2t}}{\epsilon_2} \quad (2.68)$$

เพื่อที่จะหาความสัมพันธ์ระหว่างส่วนประกอบแนวฉากของสนามที่ขอบ เราจะต้องสร้างฟิลล์บ็อกซ์ขนาดเล็ก (pillbox) ที่มีมิด้านบนอยู่ในบริเวณที่ 1 และมีมิด้านล่างอยู่ในบริเวณที่ 2 ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ถ้ามิด้านบนมีพื้นที่  $\Delta S$  และความสูงของฟิลล์บ็อกซ์ขนาดเล็กคือ  $\Delta h$  เมื่อประยุกต์ใช้กฎของเกาส์ ในสมการที่ (2.55) กับฟิลล์บ็อกซ์ขนาดเล็กนี้จะได้รับ

$$\begin{aligned}\oint_L \vec{D} \cdot d\vec{s} &= (\vec{D}_1 \cdot \vec{a}_{n1} + \vec{D}_2 \cdot \vec{a}_{n1}) \Delta S \\ &= \vec{a}_{n2} \cdot (\vec{D}_1 - \vec{D}_2) \Delta S \\ &= \rho_s \Delta S\end{aligned} \quad (2.69)$$

ในสมการข้างต้นเราได้ใช้ความสัมพันธ์  $a_{n2} = -a_{n1}$  โดยที่เวกเตอร์  $a_{n1}$  และ  $a_{n2}$  เป็นเวกเตอร์หนึ่งหน่วยตั้งฉากซึ่งออกจากบริเวณที่ 1 และบริเวณที่ 2 ตามลำดับ ซึ่งจากสมการที่ (2.69) เราจะได้ว่า

$$a_{n2} \cdot (\vec{D}_1 - \vec{D}_2) = \rho_s \quad (2.70)$$

หรือ

$$\vec{D}_1 - \vec{D}_2 = \rho_s \quad C/m^2 \quad (2.71)$$

ซึ่งแนวฉากหนึ่งหน่วยอ้างอิง (reference unit normal) จะชี้ออก(พุ่งออก) จากบริเวณที่

สมการที่ (2.71) แสดงให้เห็นว่า ส่วนประกอบแนวฉาก (ตั้งฉาก) ของสนาม จะไม่ต่อเนื่องตรงบริเวณขอบร่วมที่ซึ่งมีประจุตามพื้นผิวเกิดขึ้น ซึ่งจำนวนที่ไม่ต่อเนื่องจะเท่ากับความหนาแน่นประจุตามพื้นผิว ถ้าบริเวณที่ 2 เป็นตัวนำ  $\vec{D}_2 = 0$  สมการที่ (2.4.5.14) จะกลายเป็น

$$\vec{D}_{1n} = \epsilon_2 \vec{E}_{2n} = \rho_s \quad (2.72)$$

ซึ่งเพื่อให้เข้า สมการที่ (2.72) จะกลายเป็น  $\vec{E}_n = \rho_s / \epsilon_0$  เมื่อบริเวณที่ 1 เป็นอากาศว่าง

เมื่อเรานำเอาไดอิเล็กตริกสองอันมาประกบกันโดยไม่มีประจุอิสระที่ขอบร่วมระหว่างไดอิเล็กตริกทั้งสอง  $\rho_s$  ดังนั้น

$$\vec{D}_{1n} = \vec{D}_{2n} \quad (2.73)$$

หรือ

$$\epsilon_1 \vec{E}_{1n} = \epsilon_2 \vec{E}_{2n} \quad (2.74)$$

ตามที่ได้กล่าวข้างต้นเราพอจะสรุปเงื่อนไขขอบที่ซึ่งต้องสอดคล้องในกรณีของสนามไฟฟ้าสถิตได้ ดังนี้คือ

$$\text{ส่วนประกอบแนวสัมผัส } \vec{E}_{1t} = \vec{E}_{2t} \quad (2.75)$$

$$\text{ส่วนประกอบแนวตั้งฉาก } a_{n2} \cdot (\vec{D}_1 - \vec{D}_2) = \rho_s \quad (2.76)$$

**เงื่อนไขขอบของสนามไฟฟ้าสถิต**

**(Boundary conditions for electrostatic fields)**

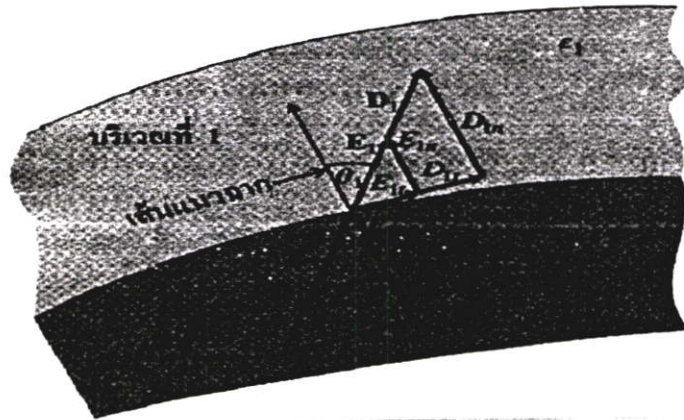
สิ่งที่ได้กล่าวไปแล้วว่า โดยปกติเงื่อนไขขอบจะประยุกต์ใช้หาสนามไฟฟ้าบนด้านหนึ่งเมื่อทราบสนามไฟฟ้าบนอีกด้านหนึ่งของขอบ และนอกจากนี้เรายังสามารถใช้เงื่อนไขขอบเพื่อกำหนดการหักเห (refraction) ของสนามไฟฟ้าตรงของรวม ซึ่งตามการพิจารณา  $\vec{D}_1$  หรือ  $\vec{E}_1$  และ  $\vec{D}_2$  หรือ  $\vec{E}_2$  จะเห็นว่ามันทำมุมกับเส้นปกติ เส้นแนวฉาก เป็นมุม  $\theta_1$  และ  $\theta_2$  ดังแสดงในรูปที่ 2.5 และโดยอาศัยสมการที่ (2.60) จะได้ว่า

$$\vec{E}_1 \sin \theta_1 = \vec{E}_{1t} = \vec{E}_{2t} = \vec{E}_2 \sin \theta_2 \quad (2.77)$$

หรือ 
$$\vec{E}_1 \sin \theta_1 = \vec{E}_2 \sin \theta_2 \quad (2.78)$$

ในลักษณะเดียวกันนี้ เมื่อประยุกต์ใช้สมการที่ (2.65) หรือ (2.66) จะได้รับ

$$\epsilon_1 \vec{E}_1 \cos \theta_1 = \vec{D}_{1n} = \vec{D}_{2n} = \epsilon_2 \vec{E}_2 \cos \theta_2 \quad (2.79)$$



รูปที่ 2.5 การหักเหของ  $\vec{E}$  หรือ  $\vec{D}$  ที่ขอบเขตระหว่างไดอิเล็กตริกกับไดอิเล็กตริก

หรือ

$$\epsilon_1 \vec{E}_1 \cos \theta_1 = \epsilon_2 \vec{E}_2 \cos \theta_2 \quad (2.80)$$

หารสมการที่ (2.79) ด้วยสมการที่ (2.80) จะได้

$$\frac{\tan \theta_1}{\epsilon_1} = \frac{\tan \theta_2}{\epsilon_2} \quad (2.81)$$

เนื่องจาก  $\epsilon_1 = \epsilon_0 \epsilon_{r1}$  และ  $\epsilon_2 = \epsilon_0 \epsilon_{r2}$  ด้วยสมการที่ (2.81) จะได้

$$\frac{\tan\theta_1}{\tan\theta_2} = \frac{\epsilon_{r1}}{\epsilon_{r2}}$$

(2.82)

กฎการหักเหของสนามไฟฟ้าที่ขอบซึ่งปราศจากประจุ

สมการที่ (2.82) เป็นกฎการหักเหของสนามไฟฟ้าที่ขอบซึ่งปราศจากประจุ (เนื่องจากสมมติให้  $\rho_s = 0$  ที่ขอบร่วม) ดังนั้นโดยทั่วไปที่ขอบร่วมระหว่างสองไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกันจะทำให้เกิดการโค้งตัวของเส้นฟลักซ์ ตามผลลัพธ์ของประจุการไหลไรซ์ที่ไม่เท่ากัน ซึ่งจะสะสมเพิ่มพูนขึ้นบนด้านทั้งสองของขอบร่วม

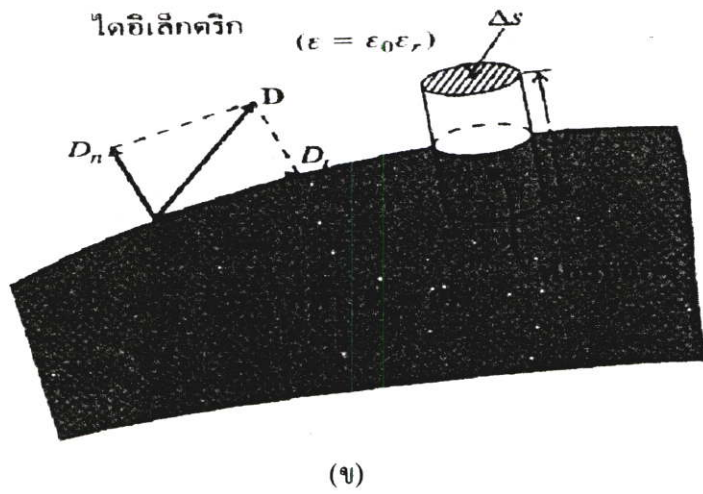
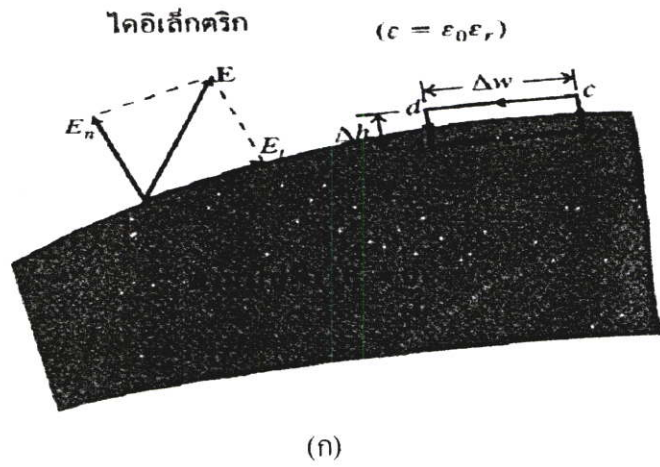
#### 2.4.6 เงื่อนไขขอบระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับไดอิเล็กตริก(Conductor-Dielectric Condition)

เงื่อนไขขอบระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับไดอิเล็กตริกจะพิจารณาได้จากรูปที่ 2.6 ซึ่งสมมติให้ตัวนำไฟฟ้าเป็นตัวนำที่สมบูรณ์ (คือมี  $\sigma \rightarrow \infty$  หรือ  $\rho_c \rightarrow 0$ ) ทั้งนี้ถึงแม้ว่าในทางปฏิบัติจะไม่มีตัวนำชนิดนี้ก็ตาม แต่เราอาจจะพิจารณาให้ตัวนำไฟฟ้า อย่างเช่น ทองแดง และเงิน เป็นตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ จากกฎของโอห์ม  $\vec{j} = \sigma \vec{E}$  จะยังคงรักษาความหนาแน่นกระแสจำนวน ไว้ในตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ ในขณะที่สนามไฟฟ้าภายในตัวนำจะไม่เกิดขึ้น หรือในอีกความหมายหนึ่งนั้น  $E \rightarrow 0$  เนื่องจากว่า  $\sigma \rightarrow \infty$  ( $E = J/\sigma$ ) ในตัวนำไฟฟ้า ซึ่งถ้ามีประจุอยู่ภายในตัวนำไฟฟ้าข้างต้น ประจุจะเคลื่อนย้ายไปยังพื้นผิวตัวนำไฟฟ้า และจะกระจายอีกครั้งหนึ่งในลักษณะที่สนามภายในตัวนำไฟฟ้าไม่ปรากฏขึ้น(ไม่มีสนาม) ตามกฎของเกาส์ถ้า  $E=0$  ความหนาแน่นประจุ  $\rho_c$  จะต้องเป็นศูนย์ ดังนั้นเราสามารถสรุปได้ว่า ตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ไม่สามารถรวบรวมสนามไฟฟ้าสถิตไว้ภายในตัวมันได้

เพื่อที่จะกำหนดเงื่อนไขขอบของขอบร่วมระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับไดอิเล็กตริก เราจะดำเนินการตามขั้นตอนที่ใช้พิจารณาขอบร่วมระหว่างไดอิเล็กตริกกับไดอิเล็กตริก ซึ่งเรากำหนดตามความจริงได้ว่า ภายในตัวนำไฟฟ้า และเมื่อประยุกต์ใช้สมการ กับวิถีปิด(วิถี abcda ) ของรูปที่ 2.6(ก) จะได้ว่า

$$0 = 0 \cdot \Delta w + 0 \left( \frac{\Delta h}{2} \right) + \vec{E}_n \left( \frac{\Delta h}{2} \right) - \vec{E}_t \cdot \Delta w - \vec{E}_n \left( \frac{\Delta h}{2} \right) - 0 \left( \frac{\Delta h}{2} \right) \quad (2.83)$$

ในกรณีที่  $\Delta h \rightarrow 0$



รูปที่ 2.6 ขอบเขตระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับไดอิเล็กตริก

ในการทำงานเดียวกัน เมื่อประยุกต์ใช้สมการที่ (2.55) กับฟิล์มออกซ์ของรูปที่ 2.6ข และกำหนดให้  $\Delta h \rightarrow 0$  จะได้

$$\Delta Q = D_n \cdot S - 0 \cdot \Delta S \quad (2.84)$$

เพราะว่า  $\vec{D} = \epsilon \vec{E}$  ภายในตัวนำไฟฟ้า สมการที่ (2.84) จะเขียนได้ว่า

$$\vec{D}_n = \frac{\Delta Q}{\Delta S} = \rho_s \quad (2.85)$$

หรือ

$$\vec{D}_n = \rho_s \quad (2.86)$$

ดังนั้นภายใต้เงื่อนไขสถิตที่เกี่ยวข้องกับตัวนำไฟฟ้าสมบูรณ์ พอดีสรุปได้ดังต่อไปนี้

1. ไม่มีสนามไฟฟ้าเกิดขึ้นภายในตัวนำไฟฟ้า นั่นคือ

$$\rho_v=0 \text{ และ } \vec{E}=0 \quad (2.87)$$

2. เนื่องจาก  $E=-V=0$  ดังนั้นจึงไม่มีความต่างศักย์ ระหว่างจุดสองจุดใดๆในตัวนำไฟฟ้า นั่นคือ ตัวนำไฟฟ้าเป็นวัตถุศักย์เท่า (equipotential body)

3. สนามไฟฟ้า  $E$  จะอยู่ภายนอกตัวนำไฟฟ้าเท่านั้น และจะตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำไฟฟ้า คือ

$$\vec{D}_t = \epsilon_0 \epsilon_r \vec{E}_t = 0, \quad \vec{D}_n = \epsilon_0 \epsilon_r \vec{E}_t = 0 \quad (2.88)$$

การประยุกต์ใช้ที่สำคัญจริงๆ ที่ว่า  $E=0$  ภายในตัวนำไฟฟ้าอยู่ในการกั้นกรองไฟฟ้าสถิต (electrostatic screening หรือ electrostatic shielding : การชิลด์ไฟฟ้าสถิต) ดังตัวอย่าง ชิลด์ที่อยู่รอบๆ สายโคแอกเซียล(coaxial cable : สายเคเบิ้ลรวม) ดังรูปที่ 2.7 ซึ่งภาคตัดขวางของสาย(หรืออุปกรณ์) ใดๆ ที่ต้องการชิลด์ประกอบด้วย A ซึ่งทำหน้าที่กั้นกรอง(screen หรือ shield) ทางไฟฟ้า เพื่อให้ศักย์รอบๆ ตัวนำไฟฟ้า B ซึ่งเกิดขึ้นจากระบบไฟฟ้าอื่นๆ เป็นศูนย์



รูปที่ 2.7 การกั้นกรองไฟฟ้าสถิต

#### 2.4.7 เงื่อนไขขอบระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับอากาศว่าง (Conductor-Free-Space Boundary Conditions)

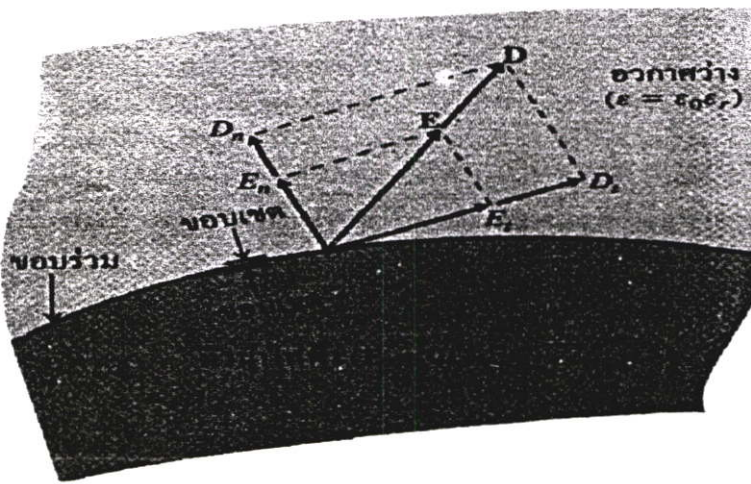
เงื่อนไขนี้เป็นกรณีพิเศษของเงื่อนไขขอบระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับไดอิเล็กตริก ในรูปที่ 2.7 จะแสดงถึงเงื่อนไขขอบระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับอากาศว่าง (ไดอิเล็กตริก) ซึ่งเงื่อนไขขอบในกรณีพิเศษนี้จะได้รับจากสมการที่ (2.88) โดยแทน  $\epsilon_r$  ด้วย 1 (เพราะว่าอากาศว่างจะค้ำนึ่งว่าเป็นไดอิเล็กตริก

พิเศษ ซึ่งมี  $\epsilon_r = 1$ ) เนื่องจากสนามไฟฟ้า  $\vec{E}$  อยู่ภายนอกตัวนำและตั้งฉากกับพื้นผิวของมัน ดังนั้นเงื่อนไขขอบคือ

$$\vec{D}_t = \epsilon_0 \vec{E}_t = 0, \quad \vec{D}_n = \epsilon_0 \vec{E}_n = \rho_s \quad (2.89)$$

ความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้าแนวสัมผัส กับขอบเป็นศูนย์ ความหนาแน่นฟลักซ์ไฟฟ้าแนวตั้งฉาก กับขอบจะเกิดความหนาแน่นประจุพื้นผิว

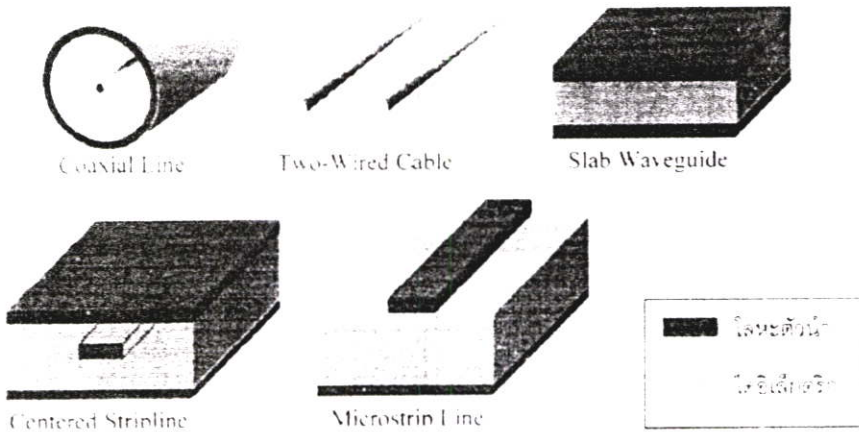
สมการที่ (2.89) แสดงให้ทราบว่า สนามไฟฟ้า  $\vec{E}$  จะต้องเข้าสู่พื้นผิวในแนวตั้งฉาก



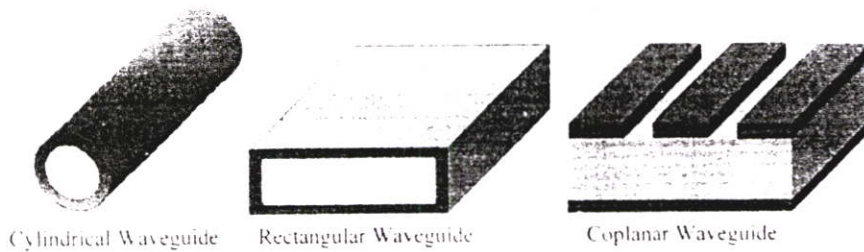
รูปที่ 2.8 ขอบเขตระหว่างตัวนำไฟฟ้ากับอวกาศว่าง

## 2.5 สายส่งไมโครเวฟและท่อนำคลื่น (Microwave Transmission Line and Wave Guides)

ในการส่งสัญญาณไฟฟ้าจากแหล่งกำเนิดไปยังโหลดหรือแหล่งที่ใช้พลังงานทางไฟฟ้านั้น จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องพึ่งตัวกลางส่งผ่านสัญญาณหรือพลังงานทางไฟฟ้านั้น ซึ่งส่วนใหญ่แล้วสำหรับในทางไฟฟ้านั้นมักจะใช้สายตัวนำไฟฟ้าสองเส้นเป็นตัวกลางนำส่งสัญญาณหรือกระแสไฟฟ้านั้นๆ โดยทั่วไปคู่สายตัวนำที่ใช้ในการนำกระแสไฟฟ้านั้นเรียกว่า สายส่งสัญญาณไฟฟ้า (Transmission Lines)



ก) สายส่งสัญญาณโหมด TEM (TEM transmission lines)



ข) สายส่งสัญญาณโหมด (Multi-mode transmission lines)

### รูปที่ 2.9 ตัวอย่างสายส่งสัญญาณแบบต่างๆ

สายส่งสัญญาณไฟฟ้านั้นมีอยู่ด้วยกันหลายประเภทขึ้นอยู่กับความถี่และลักษณะการเคลื่อนที่ของสัญญาณในสายส่งนั้นๆ โดยที่ความถี่ต่ำมักจะพิจารณาการเคลื่อนที่ของสัญญาณคล้ายกับการไหลของกระแสน้ำตามท่อน้ำทั่วไป แต่สำหรับที่ความถี่สูงแล้วมักจะพิจารณาการเคลื่อนที่ของสัญญาณคล้ายกับการเคลื่อนที่ของคลื่นสัญญาณที่ประกอบด้วยสนามไฟฟ้ากับสนามแม่เหล็กหรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั่นเอง

เนื่องจากว่าสายสัญญาณความถี่สูงนั้นจะมีรูปแบบต่างๆที่ได้รับการวิเคราะห์มาแล้วมากมาย ตากลักษณะโครงสร้างของภาคตัดขวางต่างๆที่แน่นอน โดยทั้งไปแล้วในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าในสายส่งต่างๆนั้นมักจะสมมติให้สายส่งเหล่านั้นมีคุณสมบัติทางไฟฟ้าตามแนวความยาวที่แน่นอน โดยกำหนดให้มีการกระจายค่าทางไฟฟ้าเหล่านั้นอย่างสม่ำเสมอตลอดทั้งเส้น

ดังนั้นจึงมักเรียกสายส่งเหล่านี้ว่าสายส่งสัญญาณไฟฟ้าแบบราบเรียบสม่ำเสมอ (Uniform transmission lines) โดยมีตัวอย่างของสายส่งประเภทนี้ดังรูปที่ 2.8

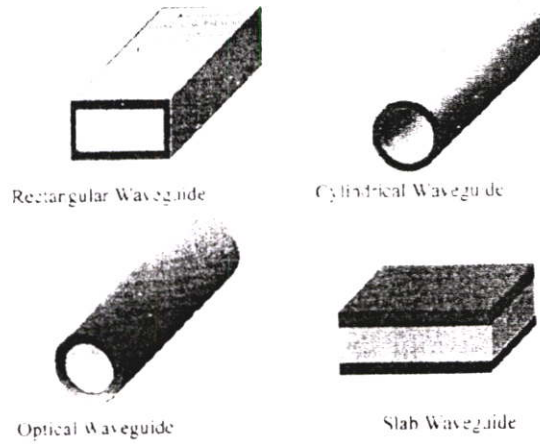
### 2.5.1 สายส่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้นำคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง โดยสายส่งมีโครงสร้างที่ใช้กันทั่วไปสี่แบบคือ

- 1) สายตัวนำคู่ขนาน
- 2) สายโคแอกเซียล
- 3) ท่อนำคลื่นหรือเวฟไกด์ (Wave Guide)
- 4) ไมโครสตริป หรือ สายสตริป

สายตัวนำคู่ขนานมักใช้ในย่านความถี่ไมโครเวฟช่วงความถี่ต่ำเท่านั้น ข้อจำกัดหลักนี้ได้มาจากการสูญเสียในการกระจายคลื่นซึ่งเป็นการสูญเสียเนื่องมาจากสารไดอิเล็กตริกและปรากฏการณ์ความลึกผิว (Skin depth) ที่ย่านความถี่เหนือ 200 MHz สายโคแอกเซียลจะมีประสิทธิภาพดีกว่าที่ความถี่สูงกวานี้

สายโคแอกเซียลมีการพัฒนาในเรื่องการลดการสูญเสียพลังงานในการเคลื่อนที่ของคลื่นจากโครงสร้างการบิดค้ของสายที่เป็นตัวนำทรงกระบอกหุ้มรอบแกนตัวนำด้านใน แต่ยังคงมีข้อจำกัดในเรื่องการสูญเสียพลังงานอันเนื่องมาจากฉนวนไดอิเล็กตริกภายในและปรากฏการณ์ความลึกผิวอยู่ดี

ท่อนำคลื่นหรือเวฟไกด์จัดเป็นสายส่งย่านความถี่ไมโครเวฟหรือเป็นท่อนำคลื่นในย่านความถี่สูงที่ดีที่สุดสำหรับ โครงสร้างทั้งหมดที่ได้กล่าวมาแล้ว ท่อนำคลื่นที่ใช้งานได้มีการออกแบบโครงสร้างและส่วนประกอบที่แตกต่างกันไปตามความเหมาะสมกับย่านความถี่ที่ใช้งาน โครงสร้างตัวอย่างที่แสดงในรูปที่ 2.3 แต่เนื่องจากคลื่นเดินทางท่อนำคลื่นทั้งป้อนั้นไม่อาจจะเป็นเพียงแค่มอดพื้นฐาน TEM บริสุทธิ์เท่านั้นแต่มีโหมดการเคลื่อนที่แบบอื่นๆอีกที่สามารถเคลื่อนที่อยู่ในท่อนำคลื่นนั้นๆได้ ดังนั้นการวิเคราะห์คลื่นบนท่อนำคลื่นจะต้องคำนึงถึงโหมดการเดินทางของคลื่นโหมดอื่นๆที่สามารถจะเป็นไปได้คือ โหมด TM กับ TE



รูปที่ 2.10 ท่อนำคลื่นแบบต่างๆ

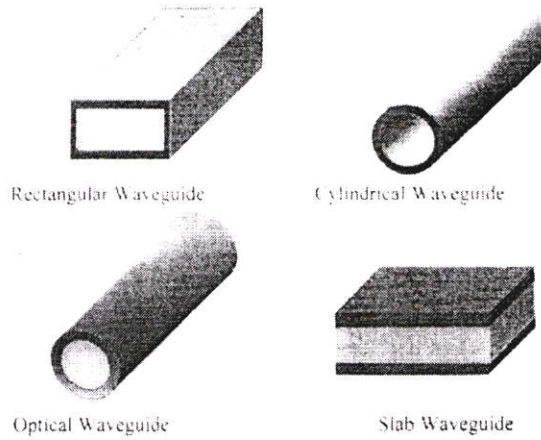
## 2.6 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation)

ในการวิเคราะห์ด้วยความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด ซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆ ที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน [16-17] ในปอดแสดงดังสมการที่ (2.90)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_{ext} \quad (2.90)$$

เมื่อ  $h_{b1} = \rho_{b1} c_{b1} \omega_{b1}$

$\rho$	=	ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ ( $\text{kg/m}^3$ )
$c$	=	ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ ( $\text{J/kg}\cdot\text{K}$ )
$k$	=	ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ ( $\text{W/m}\cdot\text{K}$ )
$h_b$	=	สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
$\rho$	=	ความหนาแน่นเลือด ( $\text{kg/m}^3$ )
$c_b$	=	ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด ( $\text{J/kg}\cdot\text{K}$ )
$\omega_b$	=	อัตราไหลเลือด ( $1/\text{s}$ )
$T_b$	=	ค่าอุณหภูมิเลือด ( $37\text{ }^\circ\text{C}$ )
$Q_m$	=	ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด ( $\text{W/m}^3$ )



รูปที่ 2.10 ท่อนำคลื่นแบบต่างๆ

## 2.6 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation)

ในการวิเคราะห์ด้วยความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด ซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆ ที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน [16-17] ในปอดแสดงดังสมการที่ (2.90)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_{ext} \quad (2.90)$$

เมื่อ  $h_{b1} = \rho_{b1} c_{b1} \omega_{b1}$

$\rho$	=	ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (kg/m <sup>3</sup> )
$c$	=	ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ (J/kg.K)
$k$	=	ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (W/m.K)
$h_b$	=	สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
$\rho$	=	ความหนาแน่นเลือด (kg/m <sup>3</sup> )
$c_b$	=	ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด (J/kg.K)
$\omega_b$	=	อัตราฉีดเลือด (1/s)
$T_b$	=	ค่าอุณหภูมิเลือด (37 °C)
$Q_m$	=	ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (W/m <sup>3</sup> )

$$Q_{\text{ext}} = \text{ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m}^3\text{)}$$

จากสมการ Bioheat (2.90) ที่นำมาใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ ( $h_p$ ) และพลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด ( $Q_m$ ) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่ามิต้าน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ  $Q_{\text{ext}}$

### 2.6.1 สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจาก สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงเนื้อเยื่อปอด จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อปอด [18] ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการ ดังสมการที่ (2.91)

$$SAR = \frac{1}{\rho} Q_{\text{ext}} = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (2.91)$$

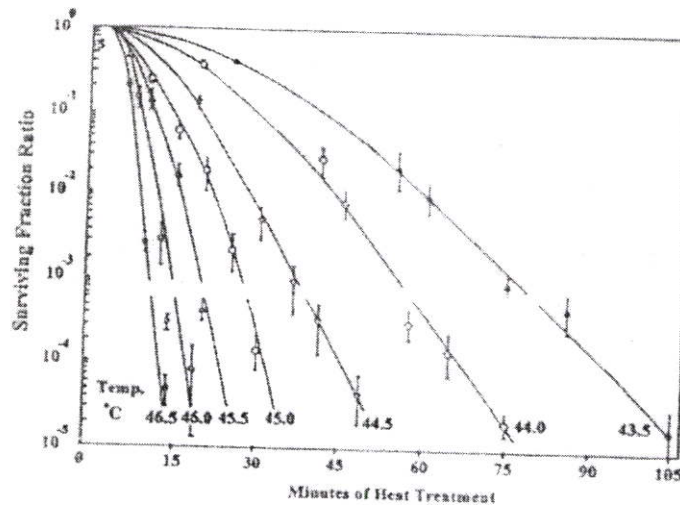
เมื่อ

SAR	=	Specific absorption rate (W/kg)
$Q_{\text{ext}}$	=	ค่าความร้อนที่เกิดขึ้นจากภายนอกเนื้อเยื่อ (W/m <sup>3</sup> )
$\sigma$	=	สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)
$\rho$	=	ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m <sup>3</sup> )

## 2.7 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41 – 46 องศาเซลเซียส [14 – 15] เซลล์ที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็ง ได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyperthermal cancer therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960 โดยการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 – 46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตาม รูปที่ 2.1 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง

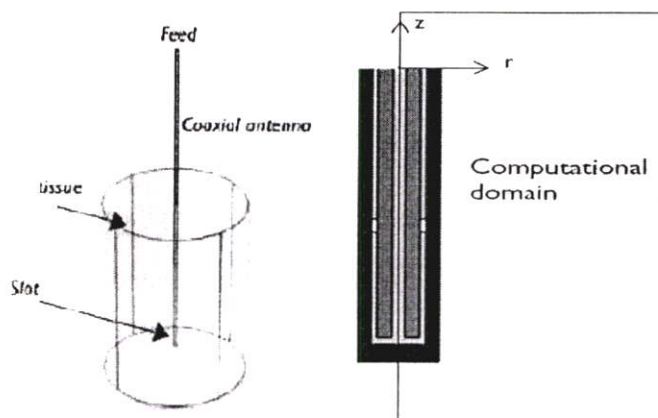
อุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายจากการให้ความร้อน รูปที่ 21 เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็งผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงขึ้น แก่ เซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้นสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



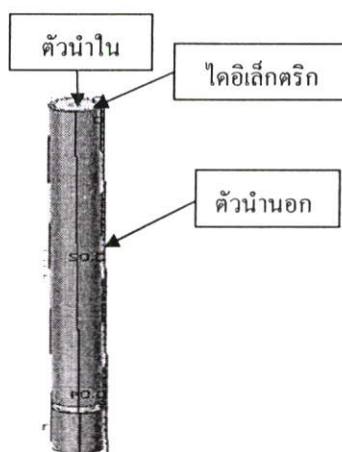
รูปที่ 2.11 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง[18]

## 2.8 หลักการของเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการจำลอง

จากรูปที่ 2.11 เป็นการแสดงให้เห็นถึงแบบจำลองของการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยใช้สายอากาศแบบโคแอกเซียลแบบสล็อต โดยทรงกระบอกกลมแทนเนื้อเยื่อทดสอบโดยสายอากาศโคแอกเซียลถูกแทงเข้าไปในเนื้อเยื่อทดสอบ และสายอากาศจะถูกจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟที่จุดบนตรงส่วนของชั้นฉนวน (Feed) และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะถูกปล่อยออกมาบริเวณสล็อต จากนั้นเนื้อเยื่อจะถูกทำให้เกิดความร้อนซึ่งจะไปตามสมการของชาร์ โดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งเดินทางในสายโคแอกเซียลอยู่ในโหมดของ TEM โดยสมมุติว่าคลื่นเป็นคลื่นฮาโมนิกส์แบบเชิงซ้อน



รูปที่ 2.12 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโคแอกเซียลในเนื้อเยื่อทดสอบ

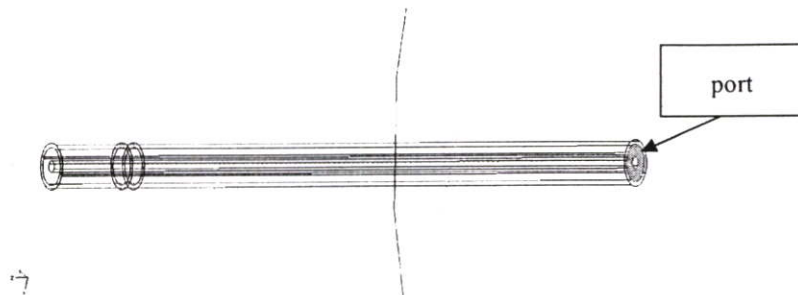


รูปที่ 2.13 แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อตโคแอกเซียล

สายอากาศโคแอกเซียลจะประกอบไปด้วยชั้นสามชั้นด้วยกันชั้นแรกเป็นชั้นของตัวนำใน ชั้นถัดมาเป็นชั้นของไดอิเล็กตริก และชั้นสุดท้ายเป็นชั้นของตัวนำนอกโดยเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเดินทางผ่านสายโคแอกเซียลจะมีกระบวนการจะต้องมีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตให้กับแบบจำลองโดยตัวอย่างต่อไปนี้จะเป็นการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของสายอากาศแบบหนึ่งสล็อต

### 2.8.1 เงื่อนไขขอบเขตของพอร์ต (Port)

ใช้เงื่อนไขสำหรับใส่ค่ากำลังของคลื่นไมโครเวฟที่จ่ายให้กับสายอากาศโดยกำหนดเป็นค่ากำลัง เช่น 5 W. โดยจะจ่ายให้กับชั้นไดอิเล็กตริกตามรูปเนื่องจากคลื่นจะเดินทางในชั้นนี้

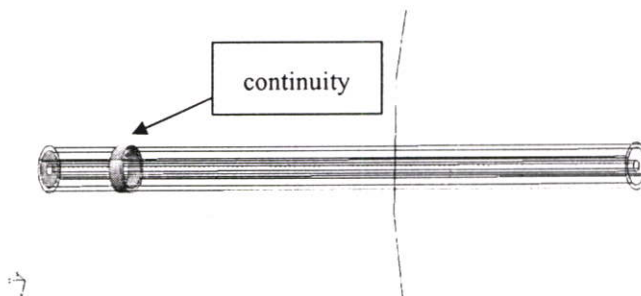


รูปที่ 2.14 แสดงจุดจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟให้กับสายอากาศ

### 2.8.2 เงื่อนไขขอบเขตของความต่อเนื่อง (Continuity)

เงื่อนไขนี้เป็นเงื่อนไขที่เกิดขึ้นโดยธรรมชาติที่แสดงให้ถึงความต่อเนื่องขององค์ประกอบใน  
แนวเส้นสัมผัสของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

(2.92)



รูปที่ 2.15 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตต่อเนื่อง

จากรูปบริเวณที่เป็นความต่อเนื่อง (continuity) จะเป็นบริเวณที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่านจากตัวกลางหนึ่ง  
ไปสู่อีกตัวกลางหนึ่ง

### 2.8.3 เงื่อนไขขอบเขตของตัวนำ (Perfect Electric Conductor)

เป็นกรณีของเงื่อนไขซึ่งกำหนดให้องค์ประกอบของสนามไฟฟ้าในแนวขนานกับผิวตัวนำมีค่า  
เป็นศูนย์

$$n \times E = 0$$

(2.93)

## บทที่ 3

# ทฤษฎีฟิสิกส์แม่เหล็กไฟฟ้า

### 3.1 บทนำ

บทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีฟิสิกส์แม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบสมการพื้นฐานทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง และสมการความสัมพันธ์ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอนุภาค

### 3.2 พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

$$\nabla \times \{H\} = \{J\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} = \{J_s\} + \{J_e\} + \{J_v\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} \quad (3.1)$$

$$\nabla \times \{E\} = - \left\{ \frac{\partial B}{\partial t} \right\} \quad (3.2)$$

$$\nabla \cdot \{B\} = 0 \quad (3.3)$$

$$\nabla \cdot \{D\} = \rho \quad (3.4)$$

เมื่อ  $\nabla \times$  = ตัวปฏิบัติการเคิร์ล

$\nabla \cdot$  = ตัวปฏิบัติการไดเวอร์เจนซ์

$\{H\}$  = เวกเตอร์ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

$\{J\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม

$\{J_s\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของแหล่งกำเนิดกระแส

$\{J_e\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสที่เกิดจากการเหนี่ยวนำ

$\{J_v\}$  = เวกเตอร์อัตราความเร็วของความหนาแน่นของกระแส

$\{D\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

$\{E\}$  = เวกเตอร์ความเข้มของสนามไฟฟ้า

$\{B\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

$\rho$  = ความหนาแน่นของประจุไฟฟ้า

$t$  = เวลา

สมการที่ (3.5) เป็นสมการแสดงการหาค่าของเวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

$$\{B\} = [\mu]\{H\} \quad (3.5)$$

เมื่อ  $[\mu]$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในรูปแบบของเมตริกซ์ (Magnetic permeability)

เมื่อสมการที่ (3.5) แสดงค่าความซึมซับแม่เหล็กในรูปแบบของเมตริกซ์

$$[\mu] = \mu_0 \begin{bmatrix} \mu_{rx} & 0 & 0 \\ 0 & \mu_{ry} & 0 \\ 0 & 0 & \mu_{rz} \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

เมื่อ  $\mu_0$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในสุญญากาศ

$\mu_{rx}$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กสัมพัทธ์ในแนวแกน x

สมการที่ (3.7) แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม

$$\{D\} = [\sigma][\{E\} + \{V\} \times \{B\}] \quad (3.7)$$

สมการที่ (3.8) แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแส

$$\{D\} = [\sigma][\{E\}] \quad (3.8)$$

เมื่อ

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{rz} \end{bmatrix} = \text{เมตริกซ์ของสภาพการนำไฟฟ้า}$$

$$[\varepsilon] = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \text{เมตริกซ์ของสภาพการนำไฟฟ้า}$$

$$\{V\} = \begin{Bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{Bmatrix}$$

$\sigma_{xx}$  = สภาพการนำไฟฟ้าในแนวแกน x มีหน่วยเป็น S/m

$\epsilon_{xx}$  = สภาพยินยอมทางไฟฟ้าในแนวแกน x มีหน่วยเป็น F/m

### 3.3 การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กที่ความถี่สูง

จากสมการ (3.1) และสมการ (3.2) เป็นสมการแมกซ์เวลล์ถ้าพิจารณาในกรณีที่มีสัญญาณฮาร์มอนิก โดยเขียนในรูปของ  $e^{j\omega t}$  จะได้เวกเตอร์ของสนามไฟฟ้าในรูปของสมการเฮล์มโฮลทซ์ดังสมการที่ (3.9)

$$\nabla \times [\bar{\mu}_r^{-1} \cdot (\nabla \times \vec{E})] - k_0^2 \bar{\epsilon}_r \cdot \vec{E} = -j\omega \mu_0 \vec{J}_s \quad (3.9)$$

เมื่อ  $\vec{E}$  = เวกเตอร์สนามไฟฟ้า

$\bar{\epsilon}_r$  = ความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์

$\mu_0$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในฟรีสเปซ

$\bar{\mu}_r$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในฟรีสเปซ

$k_0$  = จำนวนคลื่น (vacuum wave number)

$\omega$  = ค่าความถี่เชิงมุม

$\vec{J}_s$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสแหล่งกำเนิด

จากสมการ (3.9) สามารถหาค่าของสนามไฟฟ้าได้จากสมการที่ (3.10) และหาค่าของสนามแม่เหล็กได้จากสมการที่ (3.11)

$$\vec{E} = \sum_{i=1}^N \bar{W}_i E_i \quad (3.10)$$

$$\vec{H} = \frac{j}{\omega \mu_0} \bar{\mu}_r^{-1} \cdot \sum_{i=1}^N \bar{W}_i E_i \quad (3.11)$$

เมื่อ  $\vec{E}$  = เวกเตอร์ความเข้มของสนามไฟฟ้า

- $\bar{H}$  = เวกเตอร์ความเข้มของสนามแม่เหล็ก  
 $E_i$  = สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแต่ละเอลิเมนต์  
 $\bar{W}$  = รูปแบบฟังก์ชันเวกเตอร์ของเอลิเมนต์แต่ละแบบ

### 3.4 สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอุณหภูมิ

ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กับความร้อนที่ใช้ในวิธีการทางไฟไนท์เอลิเมนต์มีรูปแบบของสมการทางคณิตศาสตร์แบบเมตริกซ์ซึ่งแสดงได้ดังสมการ 3.12

$$\begin{bmatrix} [C] & [0] \\ [0] & [0] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{T}\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K_c] & [0] \\ [0] & [K_v] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{Q\} \\ \{I\} \end{Bmatrix} \quad (3.12)$$

เมื่อ  $\{Q\} = \{Q^{nd}\} + \{Q^g\} + \{Q^j\} + \{Q^c\}$

- และ
- $[C]$  = เมตริกซ์ของความร้อนจำเพาะ
  - $\{\dot{T}\}$  = เอลิเมนต์ของการนำความร้อน
  - $\{T\}$  = เวกเตอร์การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่โหนด โดยสัมพันธ์กับเวลา
  - $\{V\}$  = เวกเตอร์แรงดันที่โหนด
  - $[K_c]$  = เวกเตอร์อัตราการไหลของความร้อนที่โหนดนั้นๆ
  - $[K_v]$  = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนภายใน
  - $[K^m]$  = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ Joule heating
  - $\{Q\}$  = ความร้อนรวม
  - $\{Q^{nd}\}$  = เวกเตอร์อัตราการไหลของความร้อนที่โหนดนั้นๆ
  - $\{Q^g\}$  = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนภายใน
  - $\{Q^j\}$  = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ Joule heating
  - $\{Q^c\}$  = เวกเตอร์การพาความร้อนที่ผิว
  - $\{I\}$  = โหลดเวกเตอร์อันเนื่องมาจากการไหลของกระแสที่โหนด

จากสมการที่ (3.12) เป็นสมการที่มีการใช้ลักษณะการคำนวณของเมตริกซ์ ที่มีความสัมพันธ์รูปแบบของอุณหภูมิ และกระแสไฟฟ้า ฟลักซ์แม่เหล็ก และค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับอุณหภูมิซึ่งจะถูกกำหนด

ด้วยการนำพาความร้อน  $Q$ , อุณหภูมิ  $T$ , ความร้อนจำเพาะ  $C$ , การนำพาความร้อน  $K$  และในส่วนของ พารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับพลังงานไฟฟ้า จะถูกกำหนดด้วยแรงดัน  $V$ , กระแส  $I$ , ในสมการค่าของ พารามิเตอร์  $Q^j$  เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ Joule heat ดังในสมการที่ (3.13)

$$Q^j = \text{Re} \left( \frac{1}{2n} \sum_{i=1}^n [\rho] \{U_{ti}\} \cdot \{U_{ti}\}^* \right) \quad (3.13)$$

- เมื่อ  $Q^j$  = Joule Heat ต่อหน่วยปริมาตร  
 $n$  = จำนวนเอลิเมนต์ที่อินทิเกรต  
 $[\rho]$  = เมตริกซ์ของสภาพความต้านทาน  
 $\text{Re}$  = จำนวนจริงขององค์ประกอบ  
 $\{U_{ti}\}$  = ความหนาแน่นของกระแสรวมในแต่ละเอลิเมนต์  
 $\{U_{ti}\}^*$  = คอนจูเกตของความหนาแน่นของกระแสรวมในแต่ละเอลิเมนต์

## บทที่ 4

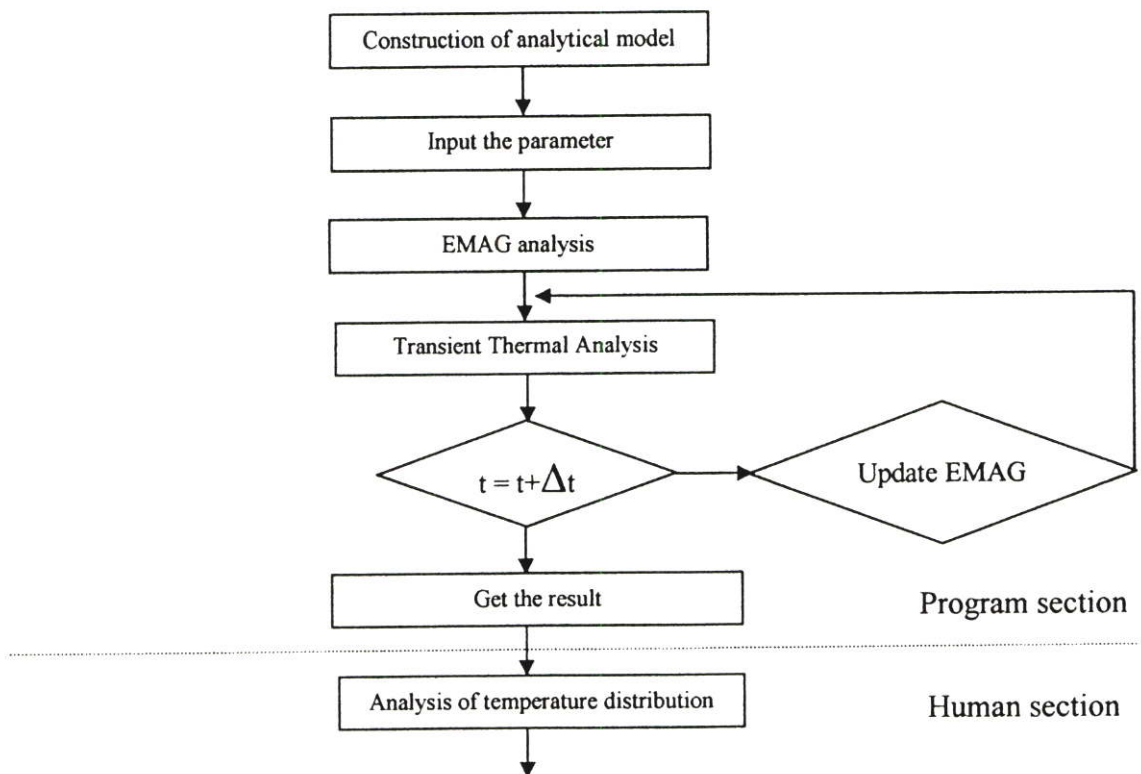
# หลักการและวิธีการทดลอง

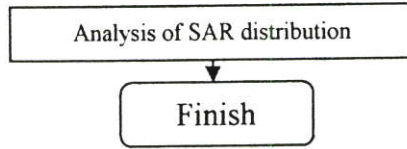
### 4.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและวิธีการที่ใช้ในการทดลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศแบบโมโนโพล ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการประมวลผล เงื่อนไขที่ใช้ในการจำลอง คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลอง การเมชเอลิเมนต์ และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม คอมโซล (COMSOL multiphysics)

### 4.2 หลักการวิเคราะห์

งานวิจัยฉบับนี้ได้ใช้โปรแกรมคอมโซลเพื่อทำการวิเคราะห์การส่งผ่านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากสายอากาศแบบโคแอกเซียลทั้งสามแบบไปยังเนื้อเยื่อปอด โดยมีหลักการวิเคราะห์ดังนี้หลังจากที่กล่าวถึงองค์ประกอบทั้งหมดที่ใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ไปแล้วในตอนต้น ต่อไปจะเป็นการแสดงถึงขั้นตอนทั้งหมดในการนำโปรแกรม COMSOL ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา





รูปที่ 4.1 โฟว์ชาตแสดงถึงขั้นตอนการวิเคราะห์ปัญหา

จากรูปเป็นกระบวนการในการวิเคราะห์ปัญหาในงานวิจัยฉบับนี้ซึ่งปัญหาที่ทดลองเป็นปัญหาทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและปัญหาทางด้านความร้อนซึ่งแปรเปลี่ยนไปตามเวลา ฉะนั้นเมื่อเราทำการคำนวณปัญหาจึงต้องมีการอัปเดตปัญหาอยู่เสมอเพื่อหาผลลัพธ์เวลานั้นๆจนกระทั่งครบเวลาที่เราตั้งไว้จึงเสร็จสิ้นการวิเคราะห์ปัญหาอย่างสมบูรณ์ จึงวนออกจากลูปและทำการเก็บผลมาแสดงผลและตีความผลที่ได้

### 4.3 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา

#### 4.3.1 เงื่อนไขทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

1. โหมดของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เดินทางในสายโคแอกเซียลใช้เป็นโหมด Transverse Electric Mode: TEM (สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กมีทิศทางตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของคลื่น)
2. กำลังที่จ่ายให้กับสายอากาศอยู่ในช่วงแตกต่างตามชนิดของสายอากาศ
3. เงื่อนไขขอบเขตของตัวนำไฟฟ้า
  - มีสนามไฟฟ้าเฉพาะในทิศทางตั้งฉากกับผิวตัวนำเท่านั้น
  - สนามแม่เหล็กมีเฉพาะในทิศทางขนานกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
4. อุณหภูมิเริ่มต้นที่เนื้อเยื่อปอดอยู่เริ่มที่ 37 °C

#### 4.3.2 เงื่อนไขปัญหาทางด้านความร้อน

เงื่อนไขปัญหาทางด้านความร้อน สนามไฟฟ้าที่ได้จากเงื่อนไขขอบเขตทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะถูกนำมาเป็นอินพุตของเงื่อนไขปัญหาทางด้านความร้อน นั่นคือความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อจะมาจากสนามไฟฟ้าซึ่งเป็นไปตามสมการ (2.90)

#### 4.4 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการทดลอง

1. COM-SOL version 3.3a, Inc. I New England Executive Park Suite 350
2. PC with Intel Pentium® D(Duo Core), Main memory 4 GB, and 80 GB of Hard disk

#### 4.5 สายอากาศโคแอกเซียล(Coaxial Line)

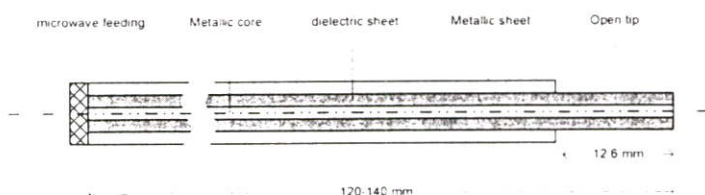
สายโคแอกเซียลมีการพัฒนาในเรื่องการลดการสูญเสียพลังงานในการเคลื่อนที่ของคลื่นจากโครงสร้างการขีดของสายที่เป็นตัวนำทรงกระบอกหุ้มรอบแกนตัวนำด้านใน แต่ยังคงมีข้อจำกัดในเรื่องการสูญเสียพลังงานอันเนื่องมาจากจนวนไดอิเล็กตริกภายในและปรากฏการณ์ความถี่ผิวอยู่ที่

ท่อนำคลื่นหรือเวฟไกด์จัดเป็นสายส่งย่านความถี่ไมโครเวฟหรือเป็นท่อนำคลื่นในย่านความถี่สูงที่ดีที่สุดสำหรับโครงสร้างทั้งหมดที่ได้กล่าวมาแล้ว ท่อนำคลื่นที่ใช้งานได้มีการออกแบบโครงสร้างและส่วนประกอบที่แตกต่างกันไปตามความเหมาะสมกับย่านความถี่ที่ใช้งาน แต่เนื่องจากคลื่นเดินทางท่อนำคลื่นทั้งไปนั้น ไม่อาจจะเป็นเพียงแค่อิมโอดพื้นฐาน TEM บริสุทธิ์เท่านั้นแต่มีโหมดการเคลื่อนที่แบบอื่นๆที่สามารถเคลื่อนที่อยู่ในท่อนำคลื่นนั้นๆได้ ดังนั้นการวิเคราะห์คลื่นบนท่อนำคลื่นจะต้องคำนึงถึงโหมดการเดินทางของคลื่น โหมดอื่นๆที่สามารถจะเป็นไปได้คือ โหมด TM กับ TE

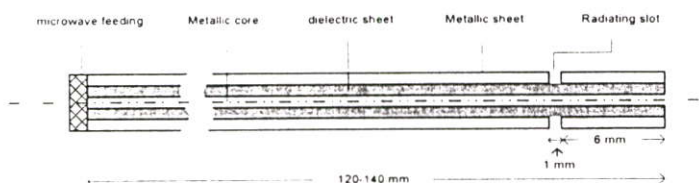
สายโคแอกเซียลประกอบด้วยตัวนำในซึ่งถูกหุ้มด้วยไดอิเล็กตริกและตัวนำนอกตามลำดับ คลื่นแม่เหล็กจะเดินทางในไดอิเล็กตริกโดยตัวนำนอกจะทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้เกิดการแผ่รังสีทำให้ไม่เกิดการสูญเสียพลังงานเมื่อคลื่นเดินทางผ่านสายโคแอกเซียล โดยความเข้มของสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับความต่างศักย์ระหว่างตัวนำในและตัวนำนอกและระยะห่างระหว่างตัวนำทั้งสอง ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กจะขึ้นกับกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ ซึ่งการส่งคลื่นแม่เหล็กในงานวิจัยฉบับนี้ใช้เป็นโหมด TEM

#### 4.6 รูปแบบของสายอากาศที่ใช้ในการจำลอง

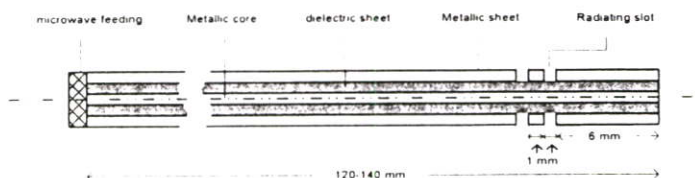
สายอากาศที่ใช้ในการทดลองเป็นสายอากาศแบบโคแอกเซียล ซึ่งในการทดลองเราใช้ทั้งหมดสามแบบด้วยกัน คือ สายอากาศชนิดปลายเปิด(Open Tip Coaxial Antenna:OTCA), สายอากาศชนิดหนึ่งสล็อต(One Slot Coaxial Antenna:OSCA), และ สายอากาศชนิดสองสล็อต(Two Slot Coaxial Antenna:TSCA) โดยโครงสร้างและขนาดทางกายภาพถูกแสดงไว้ดังรูปที่



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 4.2 แสดงลักษณะของสายอากาศโคแอกเซียลที่ใช้ในการทดลอง

(ก) Open Tip Antenna:OTCA (ข) One-Slot Coaxial Antenna:OSCA (ค) Two-Slot Coaxial Antenna:TSCA

## 4.7 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลอง

ค่าพารามิเตอร์ซึ่งใช้ในการทดลองจะถูกแบ่งออกเป็น พารามิเตอร์ของสายอากาศและของเนื้อเยื่อ โดยค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศแสดงดังตารางที่ 4.1 โดยแต่ละส่วนดูได้จากหัวข้อที่ 4.6 โดยตารางนี้จะแสดงขนาดของสายอากาศที่ใช้ในการจำลองซึ่งอ้างอิงมาจากสายอากาศจริงโดยตัวนำจะกำหนดให้เป็นตัวนำ ค่าพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อที่ใช้จะเป็นค่าที่ถูกใช้ที่ความถี่ 2.45 GHz ดังแสดงในตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.1 ค่าคุณสมบัติของสายอากาศ

Dimension of the antenna[mm]		
Metallic sheet	Dielectric sheet	Metallic core
0.5mm	1mm	1mm
$\epsilon_r$ (Relative permittivity o the inner dielectric)		2.03
$\epsilon_r$ (Relative permittivity of the catheter)		2.6
Metallic sheet and Metallic core		PEC*

\* PEC = Perfect Electric Conductor

ตารางที่ 4.2 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ[19]-[21]

Electrical and Thermal properties of the media	Deflated Lung	Inflated Lung
Thermal conductivity [W/m · K]	0.316	
Relative permittivity	48.380	20.477
Conductivity [S/m]	1.682	0.804
Density [kg/m <sup>3</sup> ]	260	
Specific heat [J/kg · K]	2000	
Blood flow rate [m <sup>3</sup> /kg · s]	6.4x10 <sup>-6</sup>	
Density of the blood [kg/m <sup>3</sup> ]	1000	
Specific heat of blood [J/kg · K]	4180	

ตารางที่ 4.3 ตารางแสดงค่า VSWR ของแต่ละสายอากาศวัดในเนื้อเยื่อปอดแบบ *in vitro*

Coaxial 1 Slot	VSWR = 1.3 : 1
Coaxial 2 Slot	VSWR = 1.4 : 1
Open-tip	VSWR = 1.2 : 1

ตารางที่ 4.3 แสดงค่า Voltage Standing Wave Ratio (VSWR) ซึ่งบอกถึงความแตกต่างระหว่างสายอากาศกับเนื้อเยื่อทดสอบ โดยถ้าค่า VSWR มีค่าเท่ากับ 1 หมายถึงเมทซิ่งสมบูรณ์ นั่นคือคลื่นที่เดินทางผ่านสายอากาศไม่มีการสะท้อนกลับของสัญญาณ สัญญาณสามารถส่งผ่านไปยังเนื้อเยื่อได้ร้อยเปอร์เซ็นต์ โดยค่า VSWR วัดโดยเครื่อง Bird Site Analyzer

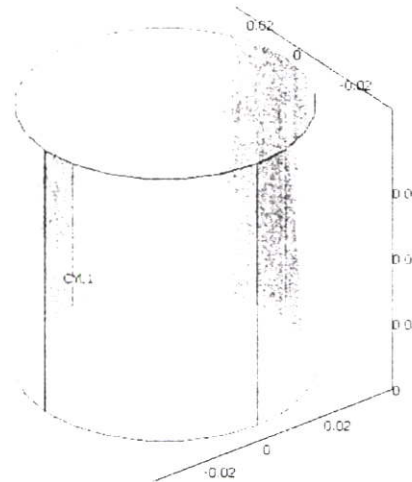
#### 4.8 วิธีการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL

##### 1. สร้างแบบจำลองของสายอากาศตามพารามิเตอร์ข้างบน

เราทำการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์สร้างแบบจำลองสายอากาศและเนื้อเยื่อทรงกระบอกตามรูป 1 โดยกำหนดค่าพารามิเตอร์ของสายอากาศตามหัวข้อ 4.6 และ 4.7



(ก)



(ข)

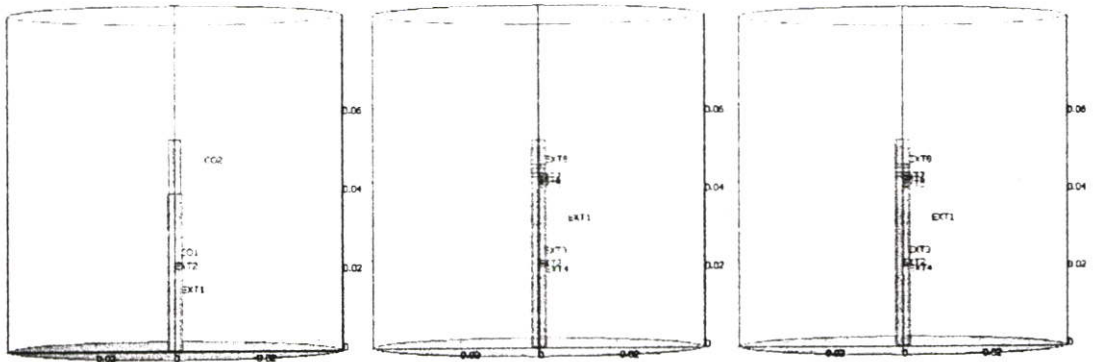
รูปที่ 4.3 แสดงแบบจำลองของสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตและเนื้อเยื่อทรงกระบอก

รูปที่ 4.3(ก) เป็นตัวอย่างแบบจำลองสายอากาศชนิดหนึ่งสล็อตและรูป 4.2(ข) เป็นแบบจำลองเนื้อเยื่อทรงกระบอกซึ่งมีความยาว 80 mm และมีความกว้าง 40 mm

รูปที่ 4.3(ก) เป็นตัวอย่างแบบจำลองสายอากาศชนิดหนึ่งสล็อตและรูป 4.2(ข) เป็นแบบจำลองเนื้อเยื่อทรงกระบอกซึ่งมีความยาว 80 mm และมีความกว้าง 40 mm

## 2. รวมสายอากาศและเนื้อเยื่อเข้าด้วยกัน

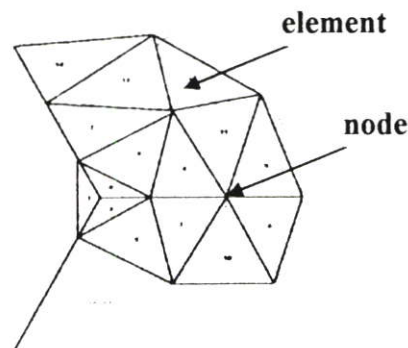
หลังจากเราได้แบบจำลองของสายอากาศในเนื้อเยื่อปอด จากนั้นเราจึงทำการเมชแบบจำลองเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางไฟไนต์เอลิเมนต์



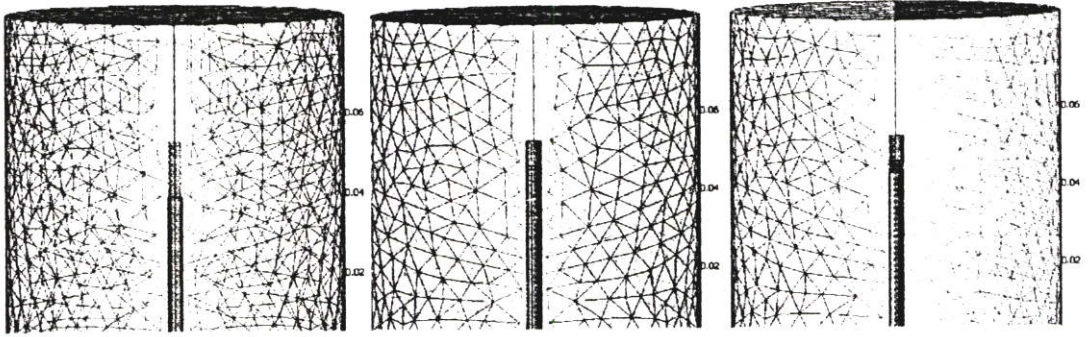
รูปที่ 4.4 แสดงโครงสร้างแบบจำลองของสายอากาศ ปลายเปิด หนึ่งสล็อต และสองสล็อต

## 2. กำหนดจำนวนเมชให้เหมาะกับองค์ประกอบแต่ละส่วน

ในการเมชแบบจำลองในงานวิจัยนี้เราจะดูว่าโครงสร้างไหนรายละเอียดมากน้อยแค่ไหน โดยยิ่งแบบจำลองมีรายละเอียดมากจำนวนเมชก็จะยิ่งมากตาม โดยรูปที่ 4.5(ก) แสดงลักษณะของเมช ซึ่งเป็นเมชแบบสามเหลี่ยมแทนด้วย element และแต่ละจุดต่อซึ่งจะทำหน้าที่บรรจจุดสมการที่ใช้ในการคำนวณจะแทนด้วย node โดยรูปที่ 4.5(ข) จะเป็นผลลัพธ์ของการเมชแบบจำลองสายอากาศในเนื้อเยื่อ



(ก)



(๗)

รูปที่ 4.5 แสดงการเมชแบบจำลองสายอากาศทั้งสามแบบในเนื้อเยื่อ

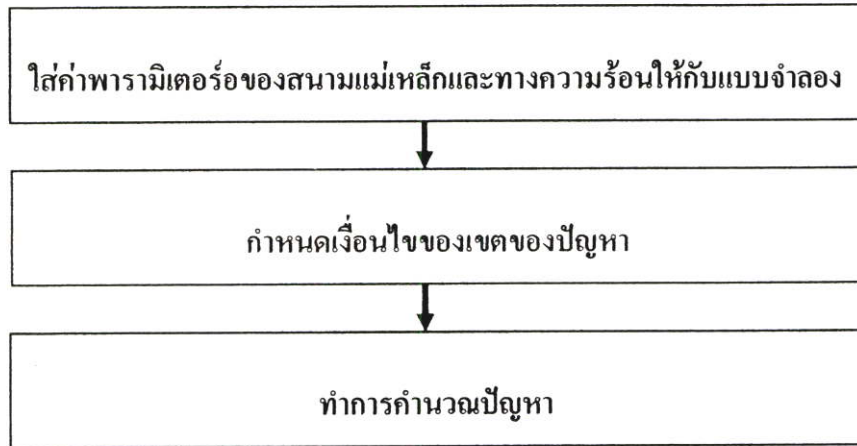
รูปที่ 4.6 แสดงให้เห็นถึงจำนวนของโหนด จำนวนเอลิเมนต์ คุณภาพของเอลิเมนต์ จำนวนอัตราส่วนปริมาตรของเอลิเมนต์ ซึ่งแตกต่างกันไปตามสายอากาศแต่ละแบบ

Global	Subdomain	Boundary	Edge	Point
<b>Mesh Statistics</b>				
Extended mesh:				
Number of degrees of freedom: 279978				
Base mesh:				
Number of mesh points:	6658			
Number of elements:	36711			
Tetrahedral:	36711			
Prism:	0			
Hexahedral:	0			
Number of boundary elements:	5224			
Triangular:	5224			
Quadrilateral:	0			
Number of edge elements:	646			
Number of vertex elements:	36			
Minimum element quality:	0.1836			
Element volume ratio:	1.00E-4			
OK Help				
<b>Mesh Statistics</b>				
Extended mesh:				
Number of degrees of freedom: 287635				
Base mesh:				
Number of mesh points:	7510			
Number of elements:	41935			
Tetrahedral:	41935			
Prism:	0			
Hexahedral:	0			
Number of boundary elements:	6300			
Triangular:	6300			
Quadrilateral:	0			
Number of edge elements:	748			
Number of vertex elements:	48			
Minimum element quality:	0.1877			
Element volume ratio:	1.00E-4			
OK Help				
<b>Mesh Statistics</b>				
Extended mesh:				
Number of degrees of freedom: 263289				
Base mesh:				
Number of mesh points:	7383			
Number of elements:	41142			
Tetrahedral:	41142			
Prism:	0			
Hexahedral:	0			
Number of boundary elements:	6260			
Triangular:	6260			
Quadrilateral:	0			
Number of edge elements:	805			
Number of vertex elements:	64			
Minimum element quality:	0.1839			
Element volume ratio:	8.30E-5			
OK Help				

รูปที่ 4.6 แสดงค่าพารามิเตอร์ของเมช

### 3. ทำการคำนวณปัญหา

จากนั้นทำการใส่ค่าพารามิเตอร์ต่างๆลงในสมการความร้อนและสมการสนามแม่เหล็กทำการกำหนดเงื่อนไขของเขตให้กับสายอากาศและเนื้อเยื่อ



รูปที่ 4.7 แผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

โดยกระบวนการนี้หัวใจของการแก้ปัญหาคือเงื่อนไขขอบเขตเป็นสำคัญว่าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเดินทางในสายอากาศโคเอกเซียลอย่างไร เราควรจะกำหนดปัญหาขอบระหว่างไดซ์ัน ไดอิเล็กตริกและเนื้อเยื่ออย่างไร เพราะถ้ากำหนดผิดเพียงนิดเดียวก็จะทำให้ผลที่ออกมาไม่เป็นไปในทางที่ต้องการ และปัญหาอีกอย่างหนึ่งก็คือ ปัญหาทางด้านความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ การกำหนดค่ากำลังงานที่ใส่เข้าไปในสายอากาศ การใส่ค่าพารามิเตอร์ให้กับสมการที่ใช้ในการคำนวณปัญหาก็จำเป็นจะต้องใส่ให้ครบและถูกต้องมากที่สุดเพื่อให้ผลที่ได้มีความเที่ยงตรงและสมบูรณ์ที่สุด

## บทที่ 5

### ผลการจำลองและผลการทดลอง

ในบทนี้เราจะแสดงให้เห็นถึงผลการจำลองและผลการทดลอง โดยในการจำลองจะแสดงให้เห็นถึงการกระจายของอุณหภูมิ การกระจายของอัตราการดูดซับความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ Specific heat Absorption Rate (SAR) และลักษณะของบาดแผลที่เกิดจากสายอากาศทั้งสามแบบคือ สายอากาศโคแอกเชียลแบบปลายเปิด (Open-Tip Antenna: OTCA) หนึ่งสล็อต (One-Slot Antenna: OSCA) และสองสล็อต (Two-Slot Antenna: TSCA) ในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติว่ามีลักษณะการกระจายของอุณหภูมิและ SAR อย่างไร มีลักษณะรอยแผลอย่างไร หลังจากนั้นเราจะทำการวิเคราะห์ผลการกระจายของอุณหภูมิและ SAR ในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวของสายอากาศแต่ละแบบด้วยกราฟเพื่อให้เห็นถึงความแตกต่างของการกระจายอุณหภูมิและ SAR ระหว่างปอดในขณะหดและขยายตัว จากนั้นจึงทำการทดลองในเนื้อเยื่อปอดหมูแบบนอกร่างกาย (*in vitro*) เพื่อเปรียบเทียบและพิสูจน์ผลการจำลองว่ามีความถูกต้องเพียงใด จากนั้นเราจะทำการเพิ่มขนาดรอยแผลโดยวิธีนำสายอากาศสามเส้นแทงเข้าไปในเนื้อเยื่อปอดพร้อมกันเพื่อเพิ่มขนาดของรอยแผลโดยใช้วิธีการจำลอง โดยเราได้ทำการวิเคราะห์ผลและเลือกเอาสายอากาศที่เหมาะสมที่สุดในการนำไปใช้แบบสามเส้นพร้อมกันดังจะแสดงในรายละเอียดต่อไปในบทนี้

โดยหลักในการจำลอง เนื่องจากสายอากาศแต่ละแบบจะมีการปล่อยกำลังงานคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ออกสู่เนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน ดังนั้นเราจะทำการปรับเปลี่ยนค่ากำลังงานที่ใส่เข้าไปในสายอากาศแต่ละแบบและทำการคำนวณทางไฟไนต์อีลิเมนต์หลายครั้งเพื่อดูว่าสายอากาศแบบไหนใช้กำลังเท่าไรจึงจะได้ประสิทธิภาพในการกระจายกำลังงานไปสู่เนื้อเยื่อปอดได้ดีที่สุด โดยจะเน้นในแง่ของพื้นที่ในการทำลายและรูปร่างของการกระจายความร้อนที่ใช้ในการทำลายเนื้อเยื่อ หลังจากนั้นจึงทำการแสดงผลจากการจำลองทางไฟไนต์อีลิเมนต์และเปรียบเทียบผลตามที่กล่าวมาข้างต้นอีกครั้ง

#### 5.1 การตั้งค่าสำหรับการจำลอง

สำหรับกระบวนการจำลองเราจะทำการเปลี่ยนแปลงค่ากำลังงานคลื่นไมโครเวฟที่ใส่เข้าไปในสายอากาศแต่ละแบบแล้วสังเกตค่าอุณหภูมิสูงสุดที่ออกมาสู่เนื้อเยื่อของแต่ละสายอากาศว่ามีค่าเท่าใด โดยอุณหภูมิสูงสุดไม่ควรเกิน 100 °C เนื่องจากเนื้อเยื่ออาจเกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางกายภาพบางอย่าง แต่เนื่องจากอุณหภูมิสัมพันธ์กับขนาดบาดแผล ยิ่งอุณหภูมิยิ่งสูงยิ่งได้ขนาดบาดแผลที่ใหญ่ โดยในการจำลองเราตั้งค่าเวลาในการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อเท่ากับ 3 นาที (เพื่อให้

เหมาะสมกับการรักษา) แล้วทำการใส่กำลังงานคลื่นเข้าไปในสายอากาศแต่ละแบบแล้วดูว่าอุณหภูมิสูงสุด (ประมาณ 100 °C) เกิดขึ้นจากการใช้กำลังที่วัตต์ โดยมีตัวแปรที่ใช้ในการทดลองดังต่อไปนี้

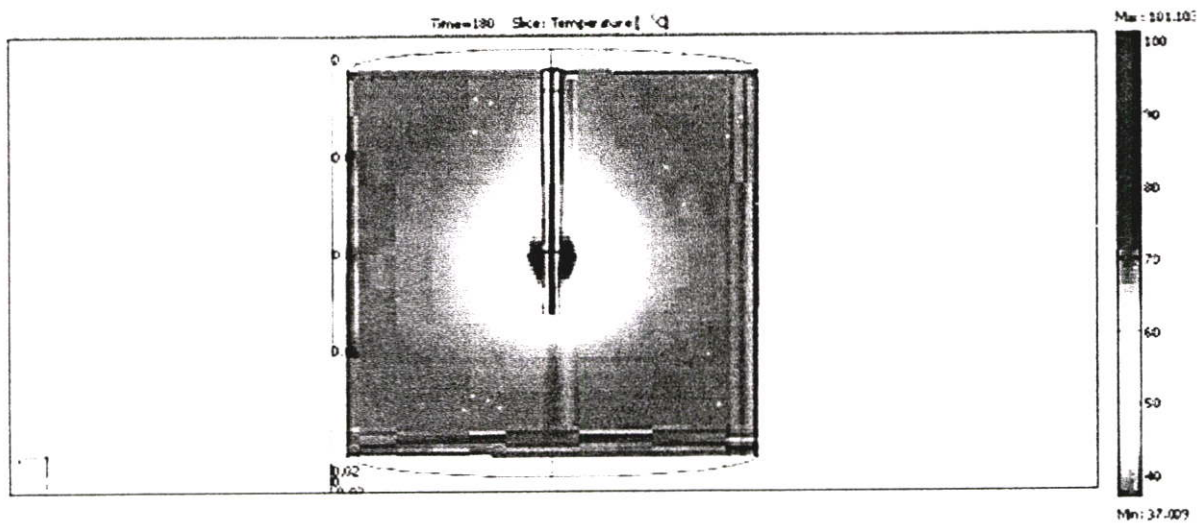
การทดลองเราจึงกำหนดให้อุณหภูมิของแต่ละสายอากาศอยู่ในช่วงใกล้ 100 °C แล้วทำการเปลี่ยนแปลงกำลังที่ใส่ไปในสายอากาศแต่ละชนิดแล้วดูว่าสายอากาศแต่ละแบบต้องการกำลังอินพุตที่วัตต์จึงจะก่อให้เกิดขนาดแผ่ขนาดใหญ่ที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้

## 5.2 ผลการจำลองที่ได้จากสายอากาศปลายเปิด (OTCA) ในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว

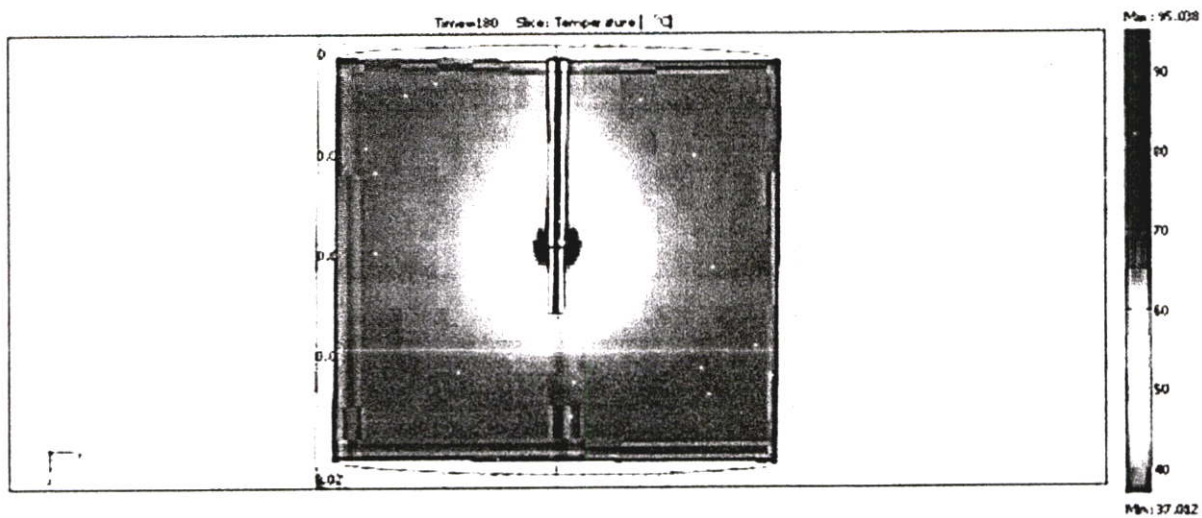
ในการทดลองสายอากาศในแบบต่างๆ ในเนื้อเยื่อปอดเราจะทำการสร้างแบบจำลองเนื้อเยื่อซึ่งมีสายอากาศอยู่ข้างในและจากนั้นจึงทำการกำหนดพารามิเตอร์และเงื่อนไขขอบให้กับเนื้อเยื่อและสายอากาศจากนั้นทำการกำหนดเงื่อนไขขอบให้กับโมเดลที่สร้างขึ้นสุดท้ายทำการใส่ค่ากำลังของคลื่นที่พอร์ตของสายอากาศและทำการจำลอง โดยจำเป็นต้องทำการจำลองสายอากาศในปอดสองกรณีหลักๆ คือ สายอากาศที่อยู่ในปอดตอนหดตัวกับสายอากาศที่อยู่ในปอดตอนขยายตัว โดยความแตกต่างของสองกรณีนี้อยู่ที่ค่าพารามิเตอร์ของปอดที่ต่างกันทำให้เกิดผลทางการจำลองที่ต่างกัน ซึ่งจะกล่าวในรายละเอียดในหัวข้อย่อยของสายอากาศแต่ละแบบต่อไป

### 5.2.1 การกระจายอุณหภูมิที่ได้จากสายอากาศปลายเปิด (OTCA)

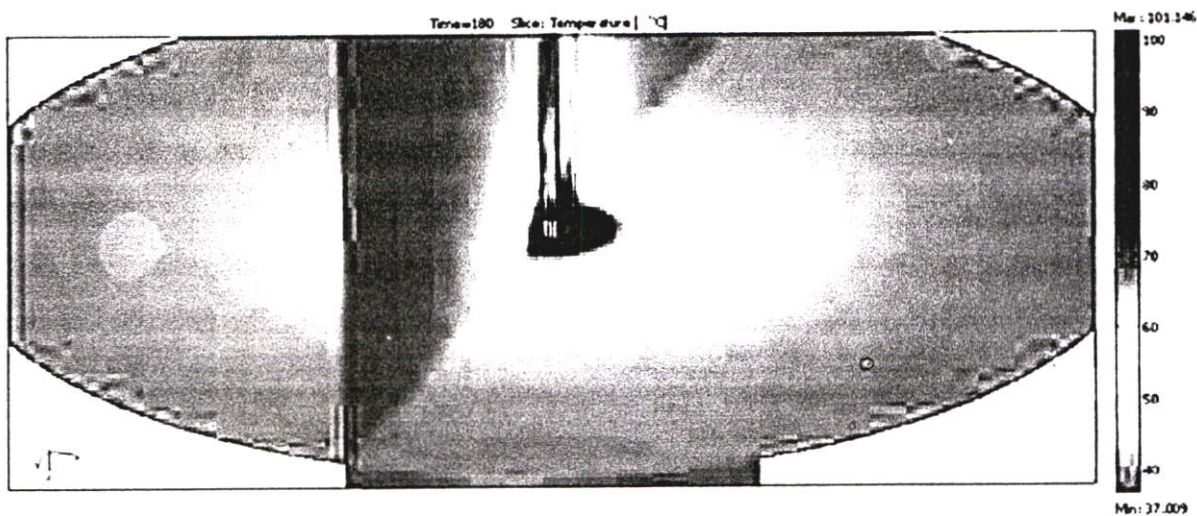
กระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบปลายเปิดจะเกิดบริเวณจุดต่อระหว่างตัวนำนอก (outer conductor) กับชั้นไดอิเล็กตริก (dielectric sheet) ดังรูปที่ 5.1 โดยจากการทดลองหลายครั้งพบว่าวัตต์ที่ทำให้เกิดขนาดแผ่ใหญ่ที่สุดโดยอุณหภูมิอยู่ใกล้ร้อยองศาคือมากที่สุดมีค่า 7 W.



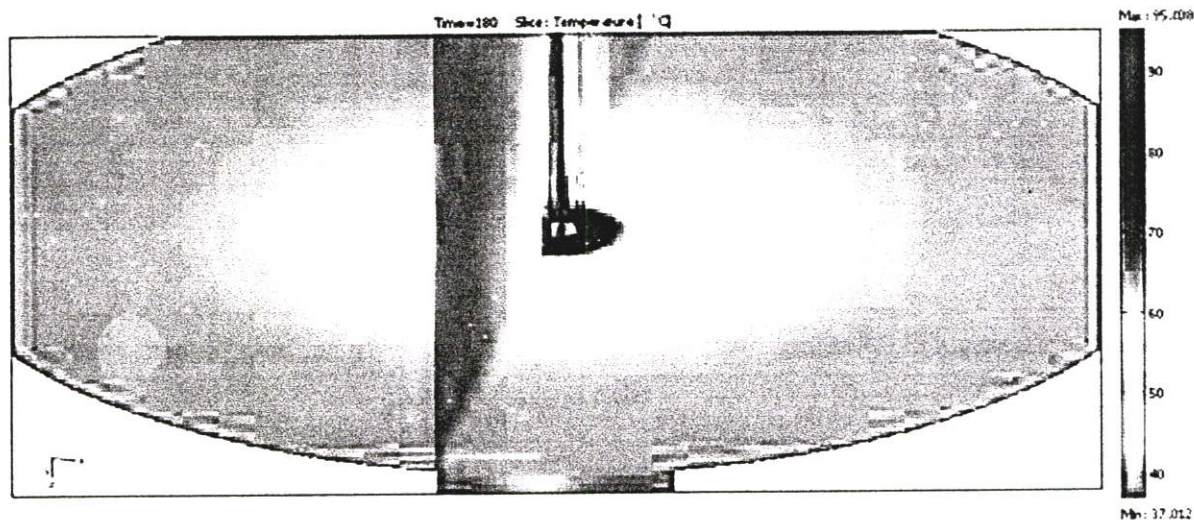
(ก) หดตัว



(ข) ขยายตัว



(ค) หดตัว



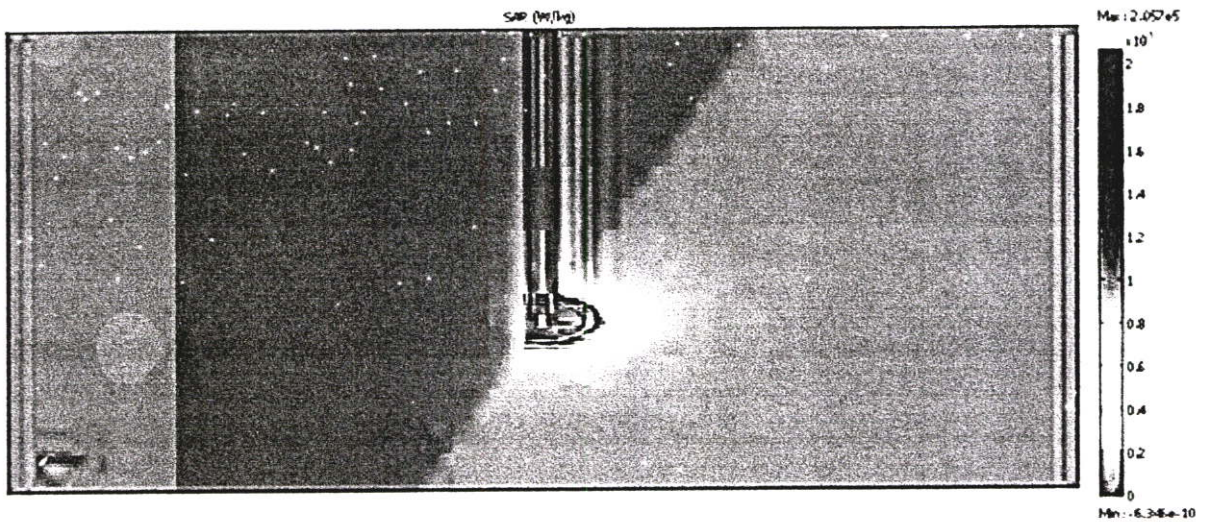
(ง) ขยายตัว

รูปที่ 5.1 การกระจายของอุณหภูมิของสายอากาศปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติ ภาพ (ก) และ (ข) แสดงให้เห็นด้านหน้าของสายอากาศ (ค) และ (ง) แสดงให้เห็นในแบบด้านข้าง

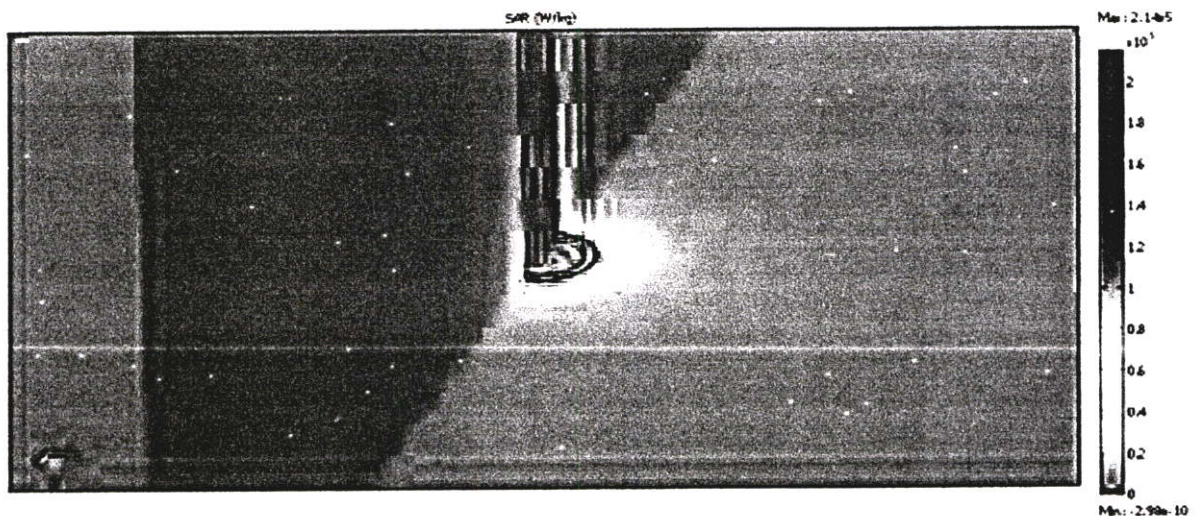
รูปที่ 5.1(ก) แสดงการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในปอดขณะหดตัวโดยอุณหภูมิสูงสุดที่ได้จากสไลด์ตามยาวมีค่าเท่ากับ  $101.1^{\circ}\text{C}$  และรูปที่ 5.1(ข) อุณหภูมิสูงสุดขณะขยายตัวเท่ากับ  $95^{\circ}\text{C}$  ต่างกัน  $6.1^{\circ}\text{C}$  ซึ่งจุดที่มีอุณหภูมิสูงสุดนี้จะอยู่บริเวณจุดต่อระหว่างตัวนำนอกกับชั้นไดอิเล็กตริกนั่นเอง นั่นหมายถึงอุณหภูมิสูงสุดในการทำลายของสายอากาศแบบปลายเปิดในขณะปอดหดตัวมีค่าสูงกว่าในขณะขยายตัว

### 5.2.2 การกระจาย SAR ที่ได้จากสายอากาศปลายเปิด (OTCA)

ลักษณะการกระจายของ SAR จะแสดงถึงการกระจายของสนามไฟฟ้าตามสมการของ SAR สมการที่ (2.3.2.1) โดยการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อปอดขณะหดตัวมีค่าสูงสุดประมาณ  $2.05 \times 10^7 \text{ W/kg}$  และในเนื้อเยื่อปอดขณะขยายตัวประมาณ  $2.14 \times 10^7 \text{ W/kg}$  ซึ่งทั้งสองค่านี้ถือว่าใกล้เคียงกันมาก รูปที่ 5.2 เป็นการแสดงการกระจายของ SAR แสดงโดยสไลด์ตามยาวและตามขวาง



(ก) หดตัว

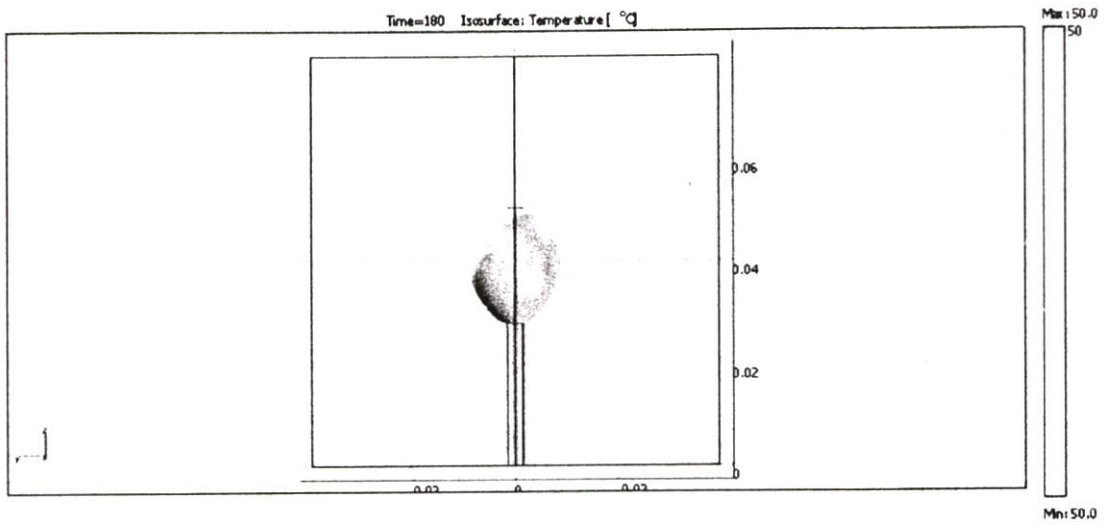


(ข) ขยายตัว

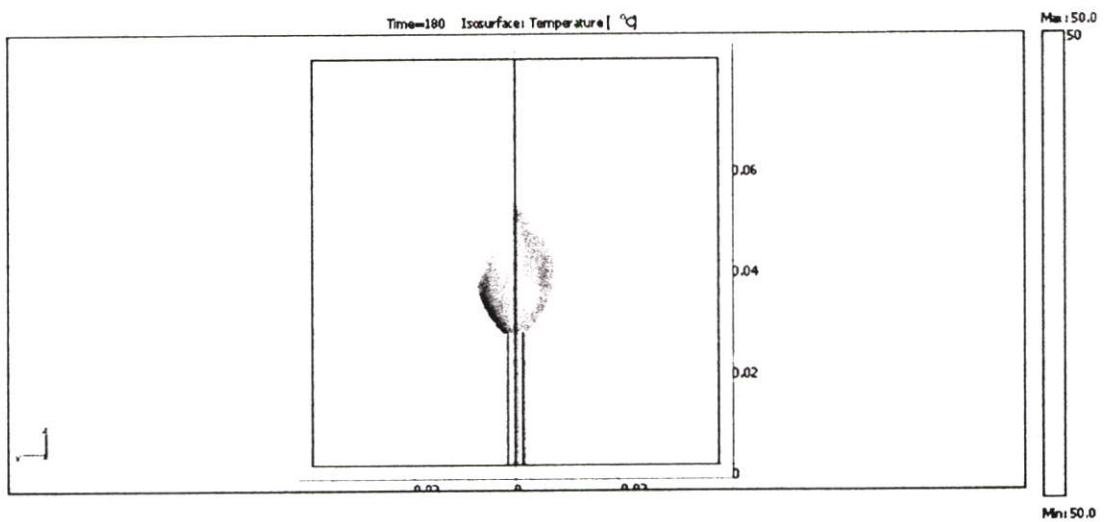
รูปที่ 5.2 แสดงการกระจายของ SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว

### 5.2.3 รอยแผลที่เกิดจากสายอากาศปลายเปิด (OTCA) ที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป

จากการทดลองรอยแผลที่เกิดขึ้นมีลักษณะแบบ ellipsoid ซึ่งเป็นลักษณะรอยแผลแบบสมบูรณ์ที่เกิดจากการใช้สายอากาศแบบปลายเปิด โดยปริมาตรของรอยแผลในขณะปอดหดตัวเท่ากับ  $3.601081 \text{ cm}^3$  และในขณะปอดขยายตัวเท่ากับ  $2.732425 \text{ cm}^3$  ดังนั้นปริมาตรรอยแผลของปอดขณะปอดหดตัวมีค่ามากกว่าขณะขยายตัวเท่ากับ  $0.868656 \text{ cm}^3$



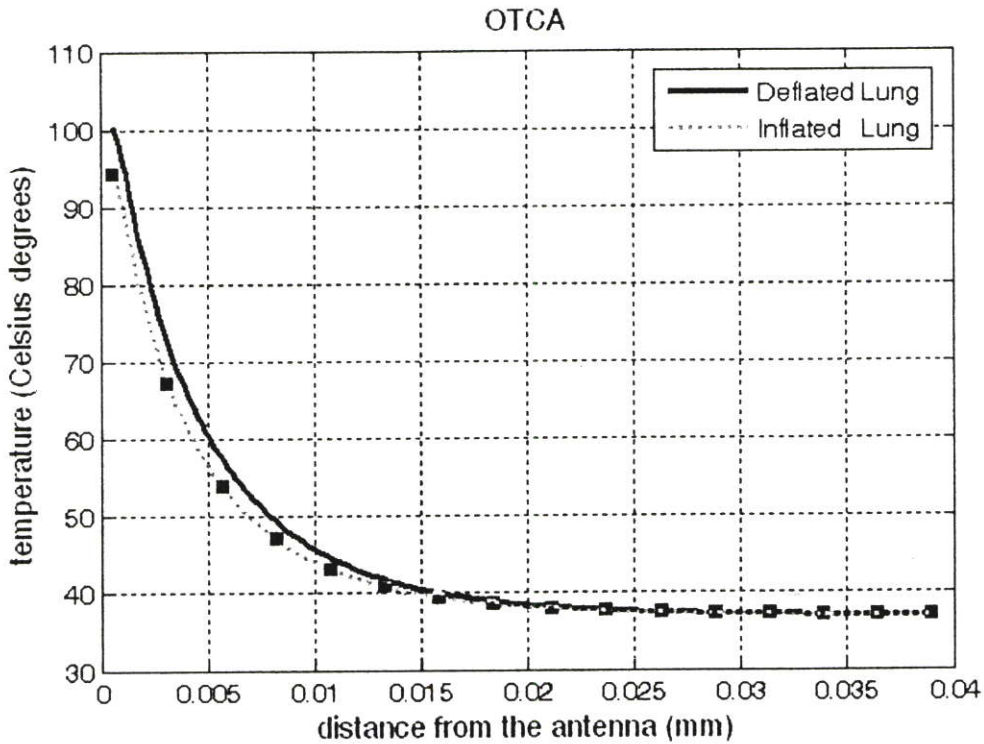
(ก) หดตัว



(ข) ขยายตัว

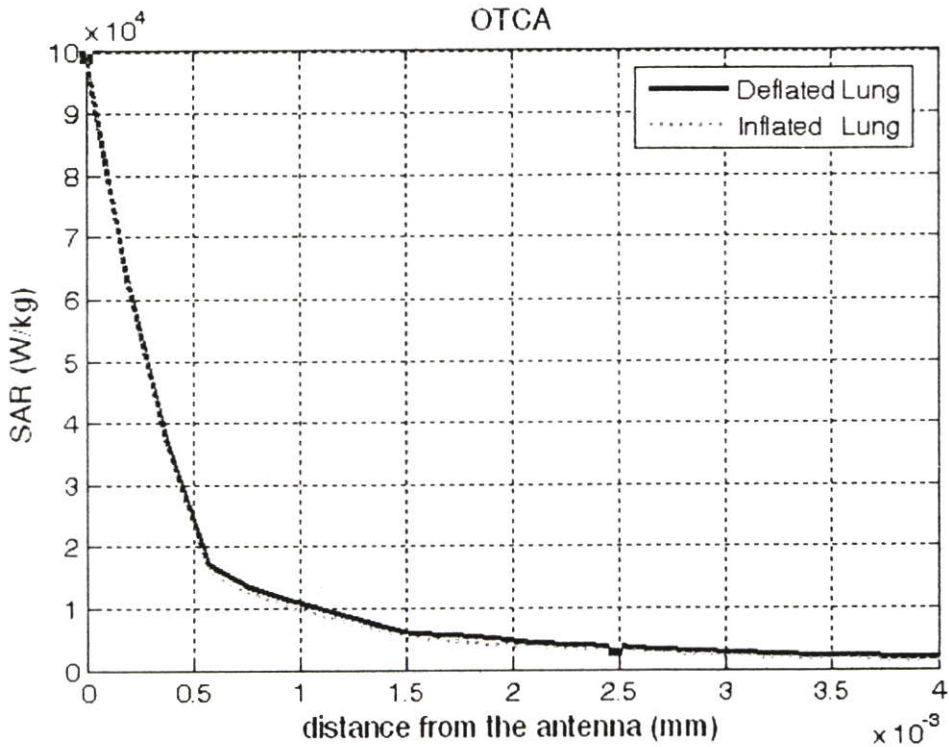
รูปที่ 5.3 รอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป

### 5.2.4 กราฟการกระจายอุณหภูมิ และ SAR ที่ได้จากสายอากาศปลายเปิด (OTCA)



รูปที่ 5.4 แสดงการกระจายอุณหภูมิจากจุดต่อของปลายเปิดสายอากาศไปยังขอบของเนื้อเยื่อ

รูปที่ 5.4 แสดงการเปรียบเทียบการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศในขณะปอดหดและขยายตัว โดยวัดในแนวรัศมีจากสายอากาศ ณ จุดต่อของตัวนำนอกกับชั้นไดอิเล็กตริก จะพบว่าระยะการทำลายเนื้อเยื่อในแนวรัศมีในขณะปอดหดตัวมีค่าประมาณ 7.8 mm และขณะปอดขยายตัวมีค่าประมาณ 6.9 mm ต่างกัน 0.9 mm (วัดที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไปซึ่งเป็นช่วงอุณหภูมิที่เซลล์มะเร็งเริ่มถูกทำลาย)



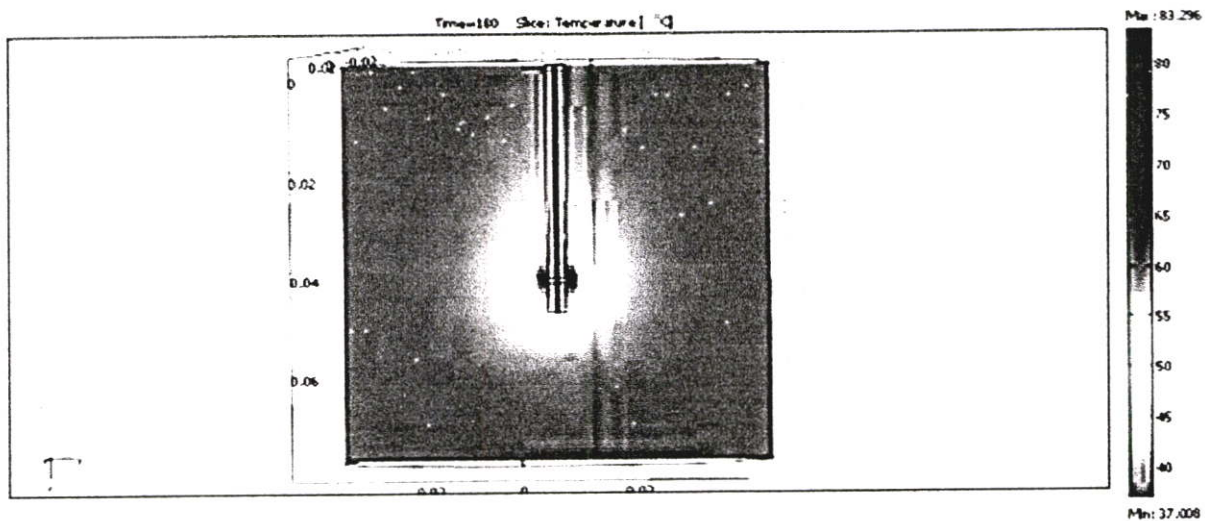
รูปที่ 5.5 แสดงการกระจาย SAR จากจุดต่อของสายอากาศปลายเปิดไปยังขอบของเนื้อเยื่อ

รูปที่ 5.5 แสดงการเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิดในแบบจำลองสามมิติบนแกนซึ่งค่าสูงสุดของ SAR ปรากฏ(วัดในแนวตั้งฉากกับสายอากาศ) ณ จุดต่อระหว่างตัวนำออกกับชั้นไดอิเล็กตริก พบว่าระยะความลึกผิวของกำลังซึ่งปล่อยออกมาในขณะปอดหดตัวเท่ากับ 1.1758 mm และในขณะปอดขยายตัวเท่ากับ 1.1750 mm (วัดจากระยะที่ SAR ลดลง  $1/e$  ของค่าสูงสุด)

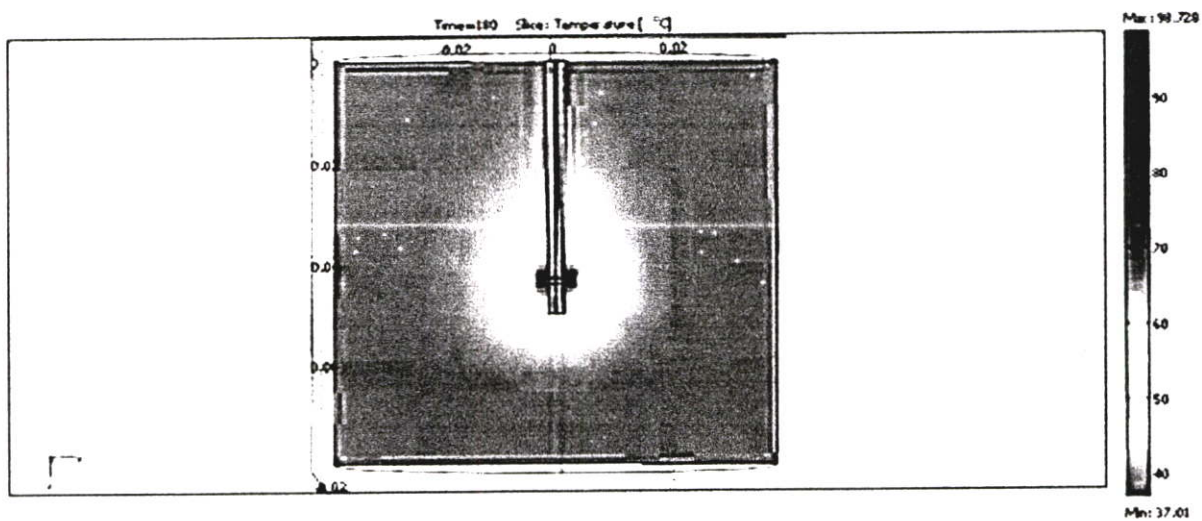
### 5.3 ผลการจำลองที่ได้จากสายอากาศหนึ่งสล็อต (OSCA) ในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว

สายอากาศแบบหนึ่งสล็อตจะมีการกระจายของอุณหภูมิอยู่ตรงบริเวณสล็อตและจะมีอุณหภูมิสูงที่สุดที่กลางสล็อตและค่อยๆลดลงตามระยะทางจากสล็อต ดังรูปที่ 5.3 จากการทดลองหลายครั้งพบว่าวัดคนที่ทำให้เกิดบาดแผลใหญ่ที่สุด โดยอุณหภูมิอยู่ใกล้รั้วของเสา คือ 4 W. ถ้าเทียบกับสายอากาศที่มีสล็อตมากกว่าหนึ่งสล็อตขึ้นหรือสายอากาศหลายสล็อต สายอากาศแบบหนึ่งสล็อตจะให้อุณหภูมิ max มีค่าสูงที่สุดแต่จะมีการกระจายของอุณหภูมิในบริเวณแคบกว่าสายอากาศแบบหลายสล็อต

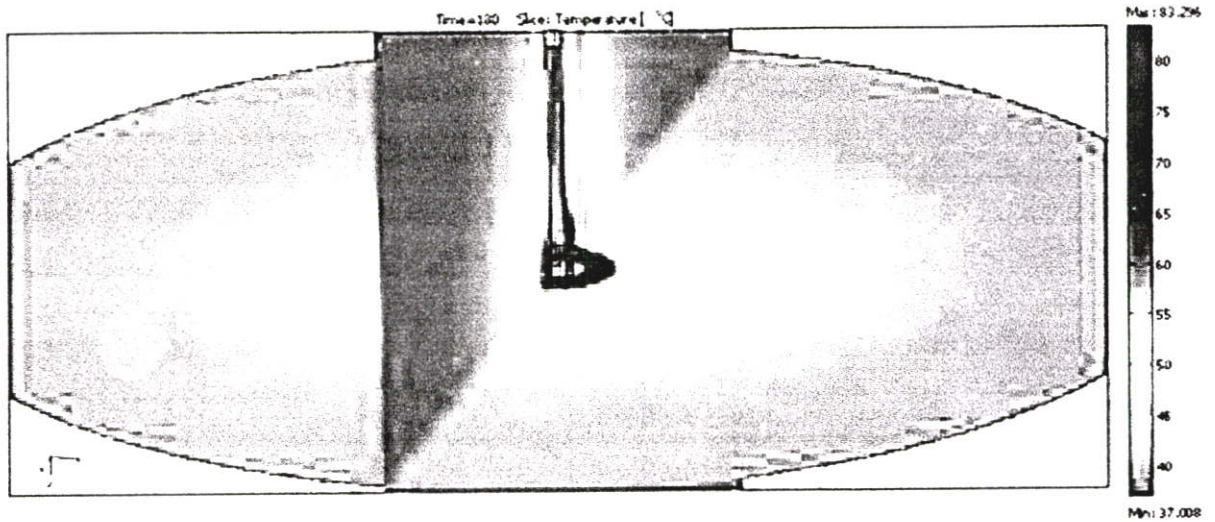
### 5.3.1 การกระจายอุณหภูมิที่ได้จากสายอากาศหนึ่งสล็อต (OSCA)



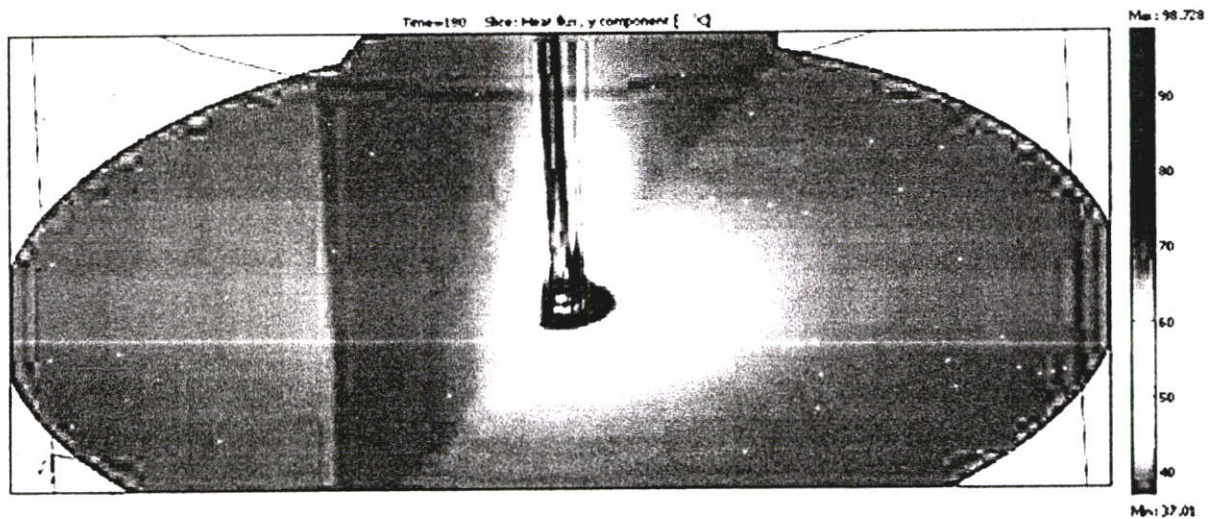
(ก) หดตัว



(ข) ขยายตัว



(ก) หดตัว



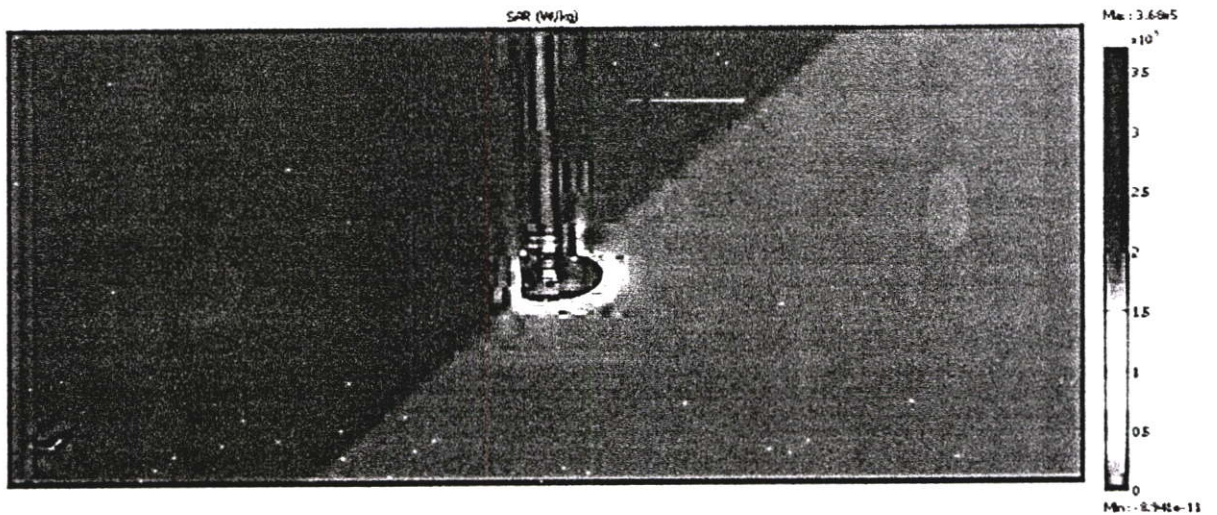
(ข) ขยายตัว

รูปที่ 5.6 แสดงการกระจายของอุณหภูมิของสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติ ภาพ (ก) และ (ข) แสดงสไลด์ตามยาวและตามขวาง ภาพ (ค) และ (ง) แสดงให้เห็นส่วนใต้ของสายอากาศ

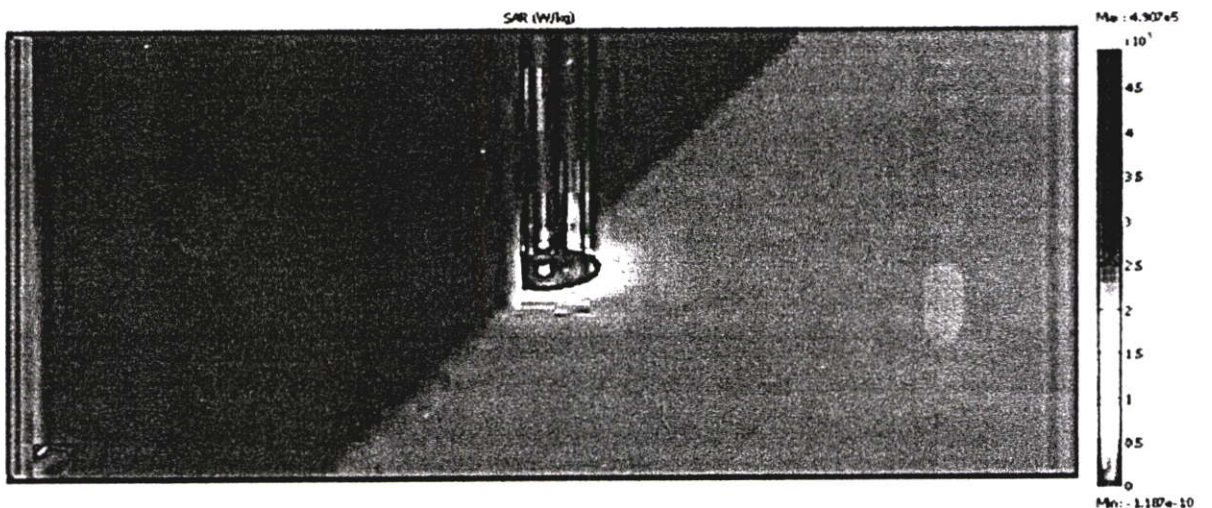
รูปที่ 5.6(ก) แสดงการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในปอดขณะหดตัวโดยอุณหภูมิสูงสุดที่จากสไลด์ตามยาวมีค่าเท่ากับ  $83.3\text{ }^{\circ}\text{C}$  และรูปที่ 5.6(ข) อุณหภูมิสูงสุดขณะขยายตัวเท่ากับ  $98.7\text{ }^{\circ}\text{C}$  อุณหภูมิสูงสุดในขณะปอดหดตัวน้อยกว่าในขณะปอดขยายตัวเท่ากับ  $15.4\text{ }^{\circ}\text{C}$  ซึ่งจุดที่มีอุณหภูมิสูงสุดนี้จะอยู่บริเวณกลางสล็อต

### 5.3.2 การกระจาย SAR ที่ได้จากสายอากาศหนึ่งสล็อต (OSCA)

ลักษณะการกระจายของ SAR จะแสดงถึงการกระจายของสนามไฟฟ้าตามสมการของ SAR (2.3.2.1) โดยการกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อปอดขณะหอดตัวมีค่าสูงสุดประมาณ  $3.68 \times 10^5$  W/kg และในขณะปอดขยายตัวมีค่าประมาณ  $4.91 \times 10^5$  W/kg รูปที่ 5.7 เป็นการแสดงการกระจายของ SAR โดยสไลด์ตามยาวและตามขวาง



(ก) หอดตัว

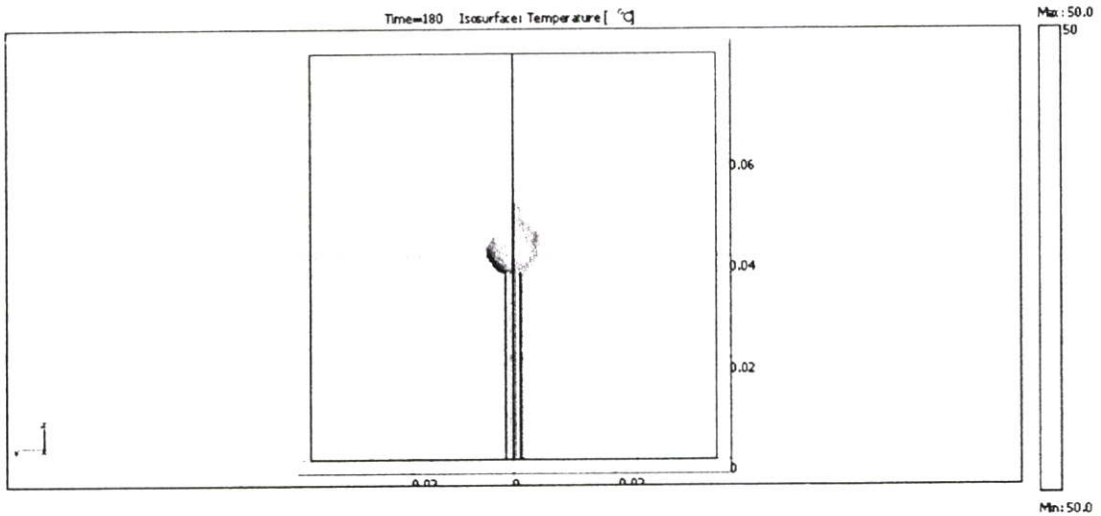


(ข) ขยายตัว

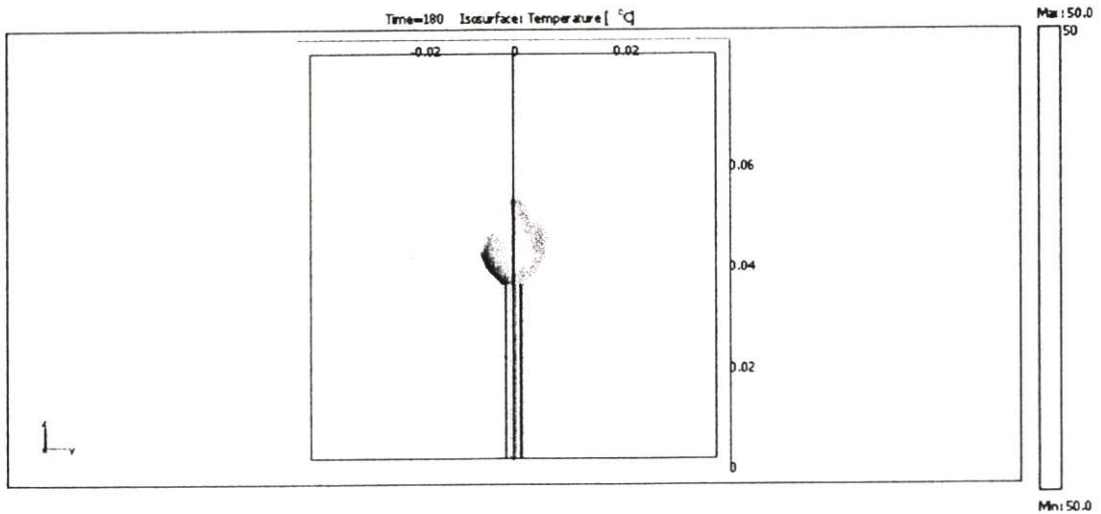
รูปที่ 5.7 แสดงการกระจายของ SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหอดและขยายตัว

### 5.3.3 รอยแผลที่เกิดจากสายอากาศหนึ่งสล็อตที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป

รูปที่ 5.8 เป็นลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศแบบสองสล็อตในบริเวณที่มีอุณหภูมิมากกว่า 50°C ของสายอากาศขณะหดและขยายตัว โดยปริมาตรของรอยแผลในปอดขณะหดตัวที่เกิดจากสายอากาศชนิดนี้มีค่าเท่ากับ 0.818086 cm<sup>3</sup> และในขณะขยายมีปริมาตรเท่ากับ 1.505612 cm<sup>3</sup> ดังนั้นปริมาตรรอยแผลของปอดขณะปอดหดตัวมีค่าน้อยกว่าขณะขยายตัวเท่ากับ 0.687526 cm<sup>3</sup>



(ก) หดตัว

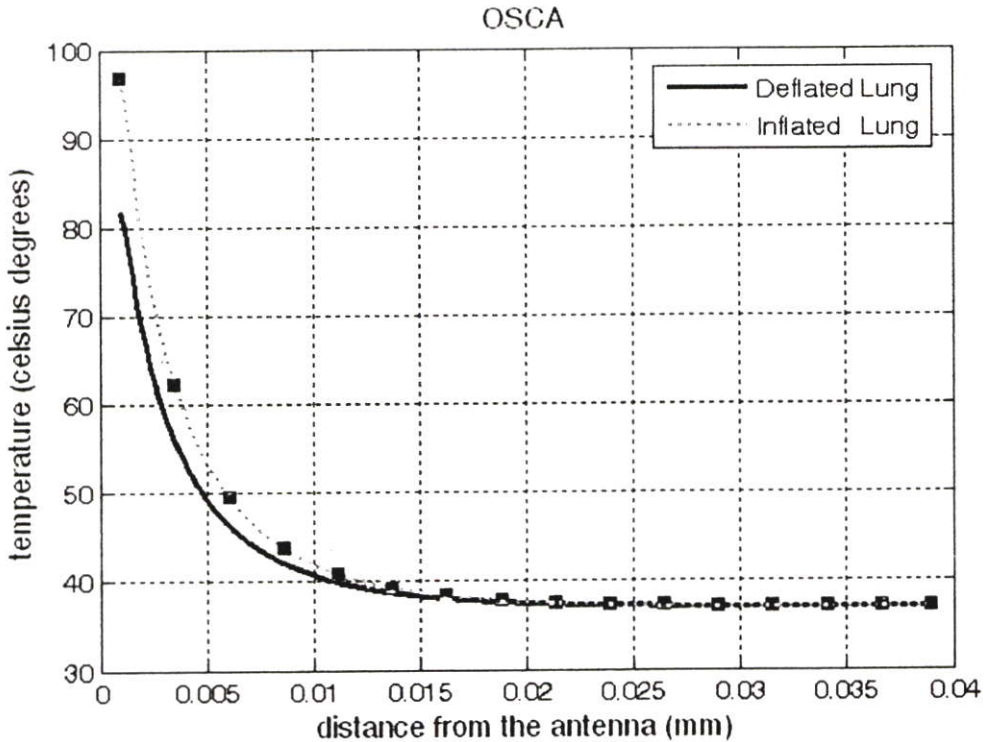


(ข) ขยายตัว

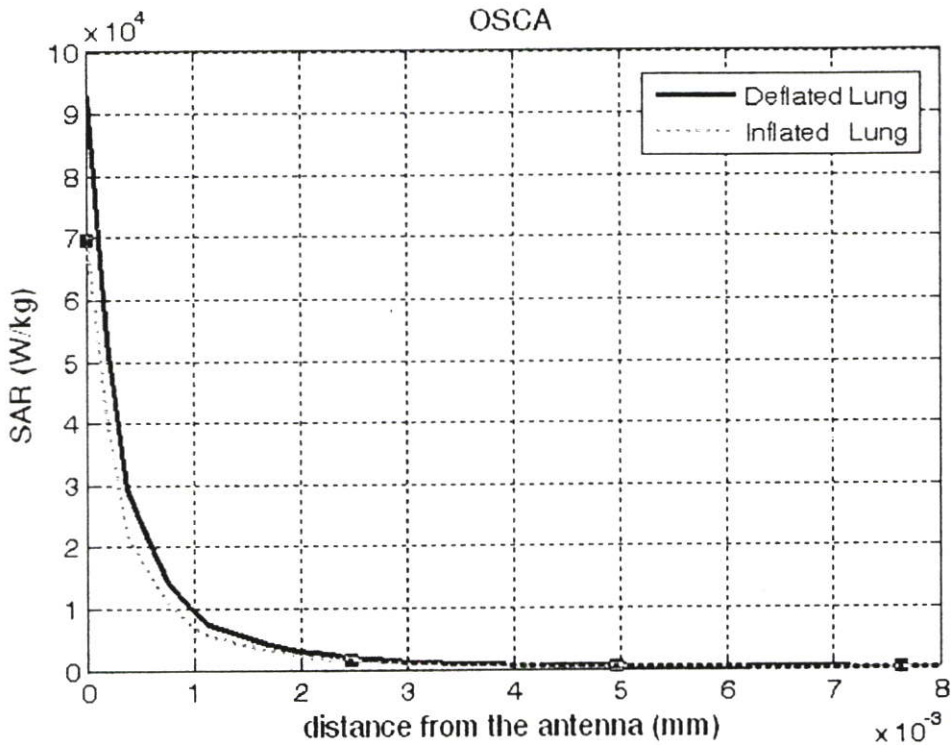
รูปที่ 5.8 รอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศหนึ่งสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป

### 5.3.4 กราฟการกระจายอุณหภูมิ และ SAR ที่ได้จากสายอากาศหนึ่งสล็อต (OSCA)

รูปที่ 5.9 แสดงการเปรียบเทียบการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศในขณะปอดหดและขยายตัว โดยวัดในแนวรัศมีจากสายอากาศ ณ จุดกึ่งกลางของสล็อตซึ่งเป็นจุดที่ให้ค่าอุณหภูมิสูงที่สุดของสายอากาศแบบหนึ่งสล็อต จากกราฟจะพบว่าระยะการทำลายเนื้อเยื่อในแนวรัศมีในขณะปอดหดตัวอยู่ที่ 4.70 mm และขณะปอดขยายอยู่ที่ 6.07 mm ต่างกัน 1.37 mm (วัดที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป ซึ่งเป็นช่วงอุณหภูมิที่เซลล์มะเร็งเริ่มถูกทำลาย)



รูปที่ 5.9 แสดงการกระจายอุณหภูมิจากสล็อตของสายอากาศหนึ่งสล็อตไปยังขอบของเนื้อเยื่อ



รูปที่ 5.10 แสดงการเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตบนแกนซึ่งค่าสูงสุด

รูปที่ 5.10 แสดงการเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายหนึ่งสล็อตในแบบจำลองสามมิติบนแกนซึ่งค่าสูงสุดของ SAR ปรากฏ(วัดในแนวตั้งฉากกับสายอากาศ) พบว่าระยะความลึกผิวของกำลังซึ่งปล่อยออกมาในเนื้อเยื่อขณะหัดตัวประมาณ 0.979 mm และในขณะปอดขยายตัวประมาณ 0.932 mm (วัดจากระยะที่ SAR ลดลง 1/e ของค่าสูงสุด)

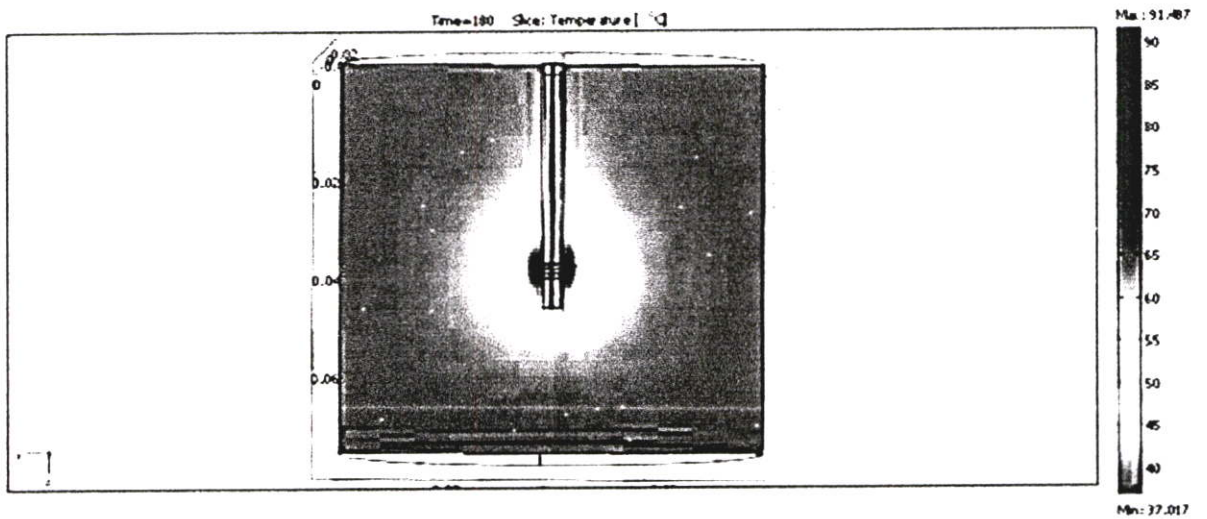
## 5.5 ผลการจำลองที่ได้จากสายอากาศสองสล็อต (TSCA) ในเนื้อเยื่อปอดขณะหัดและขยายตัว

โดยปกติแล้วสายอากาศแบบสองสล็อตจะเป็นสายอากาศที่มีความกว้างของการกระจายอุณหภูมิมากกว่าสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตแต่ละแฉกกว่าสองสล็อต ในขณะที่อุณหภูมิสูงสุดจะมีต่ำกว่าหนึ่งสล็อตและแบบปลายเปิด แต่ในการทดลองนี้เราจะทำการหาประสิทธิภาพสูงสุดของสายอากาศแบบสองสล็อต เราจึงพยายามใส่กำลังวัตต์ที่มากที่สุดที่ทำให้เกิดอุณหภูมิสูงสุด(100 °C) เราจึงทำการปรับเปลี่ยนวัตต์โดยให้ค่าเวลาคงที่ๆ 180 s. จากการทดลองหลายครั้งพบว่าวัตต์ที่

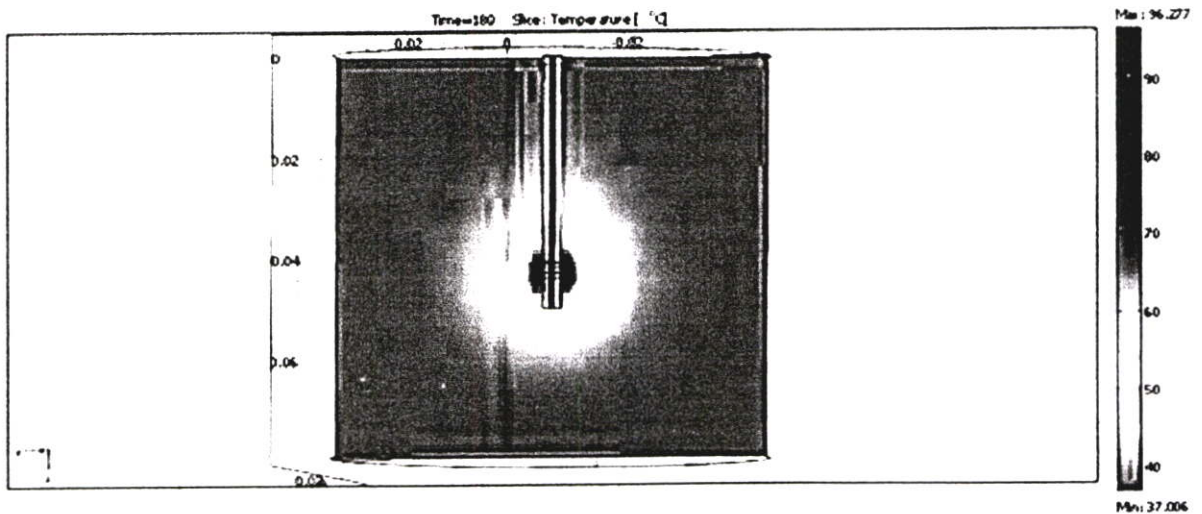
ทำให้เกิดบาดแผลใหญ่ที่สุดโดยอุณหภูมิอยู่ที่ใกล้ร้อยละของสาคือ 5 W. โดยส่วนต่อไปจะอธิบายถึงผลที่ได้จากการทดลองสายอากาศแบบสองสล็อต

### 5.5.1 การกระจายอุณหภูมิที่ได้จากสายอากาศสองสล็อต (TSCA)

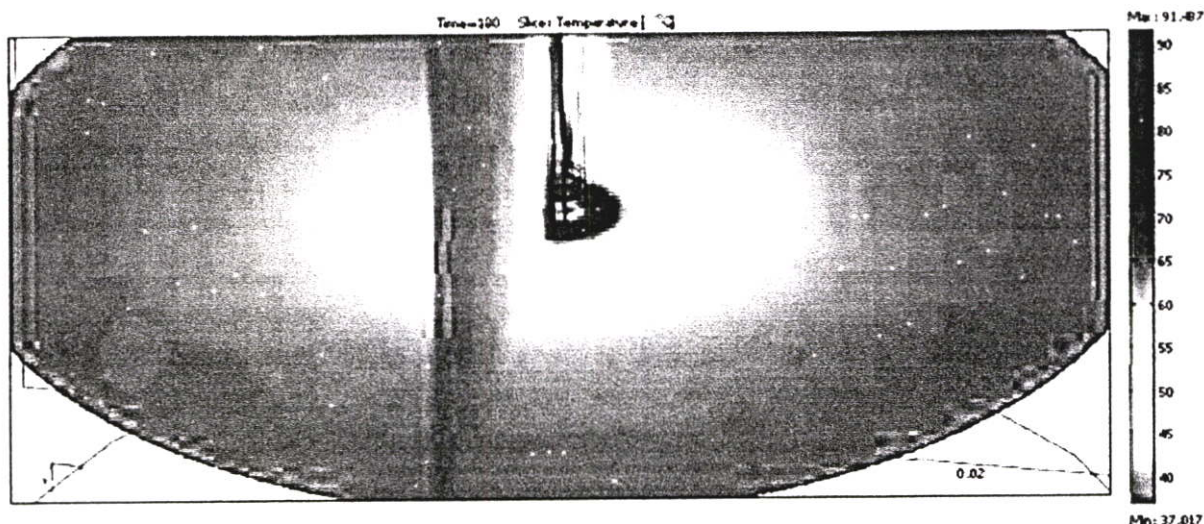
รูปที่ 5.11 แสดงลักษณะการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบสองสล็อต ซึ่งการกระจายของอุณหภูมิจะเกิดขึ้นบริเวณสล็อตทั้งสอง แต่การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศชนิดนี้จะมีลักษณะต่างกันระหว่างปอดหดกับขยายตัว โดยในขณะที่ปอดหดตัวการกระจายจะเกิดขึ้นสูงบริเวณสล็อตอันบนแต่ในขณะที่ขยายตัวการกระจายอุณหภูมิจะมีความหนาแน่นบริเวณสล็อตอันล่าง แต่อุณหภูมิสูงสุดจะมีค่าใกล้เคียงกันมาก



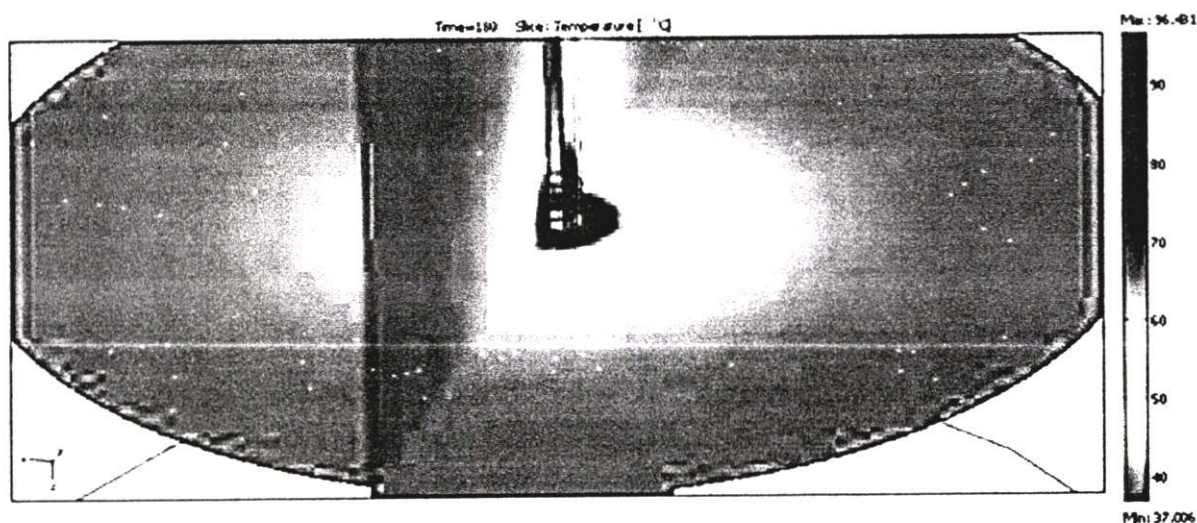
(ก) หดตัว



(ข) ขยายตัว



(ก) หดตัว



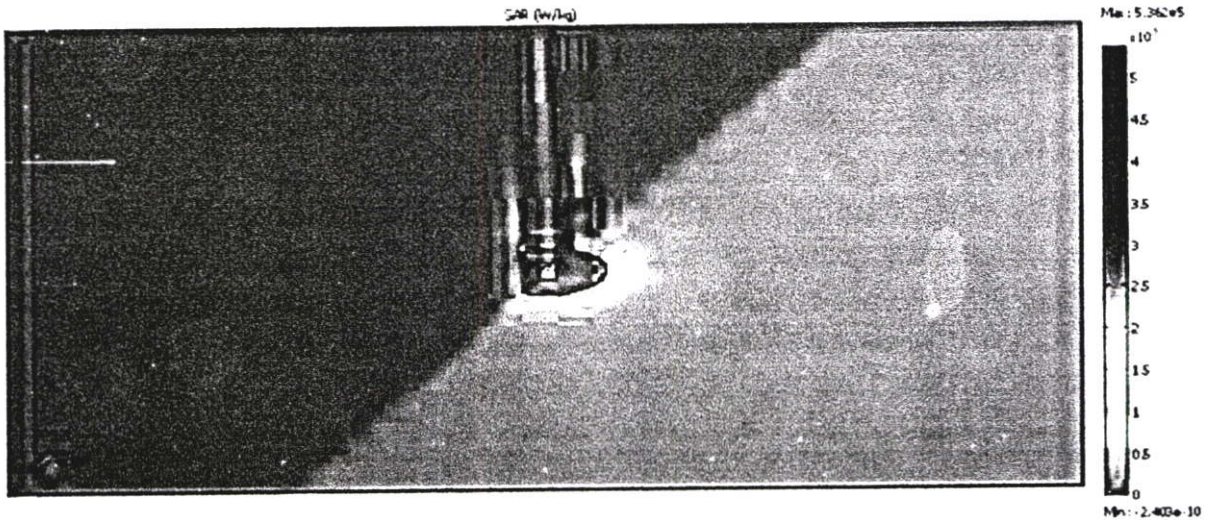
(ง) ขยายตัว

รูปที่ 5.11 แสดงการกระจายของอุณหภูมิของสายอากาศสองสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติ ภาพ (ก) และ (ข) แสดงสไลด์ตามยาวและตามขวาง ภาพ (ค) และ (ง) แสดงให้เห็นส่วนใต้ของสายอากาศ

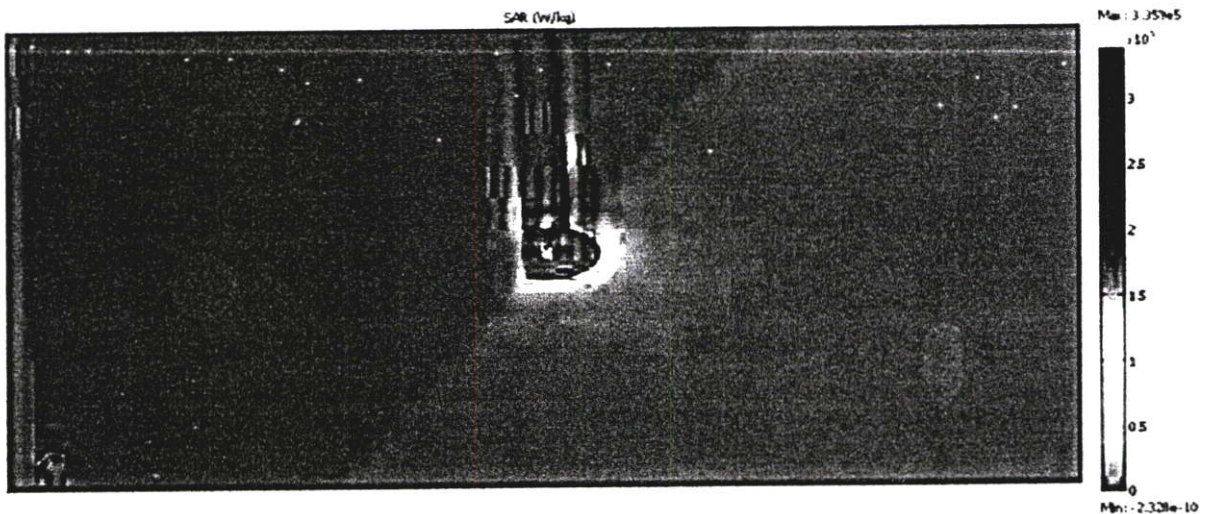
การกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในปอดขณะหดตัวที่ได้จากสายอากาศแบบสองสล็อตมีค่าประมาณ  $91.49\text{ }^{\circ}\text{C}$  และอุณหภูมิสูงสุดขณะปอดขยายตัวประมาณ  $96.28\text{ }^{\circ}\text{C}$  อุณหภูมิสูงสุดขณะปอดหดตัวต่ำกว่าขณะปอดขยายตัวประมาณ  $4.79\text{ }^{\circ}\text{C}$  ซึ่งต่างก็น้อยที่สุดเมื่อเทียบกับสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตกับปลายเปิด

### 5.5.2 การกระจาย SAR ที่ได้จากสายอากาศสองสล็อต (TSCA)

การกระจายของ SAR ในเนื้อเยื่อปอดขณะหัดตัวมีค่าสูงสุดประมาณ  $5.36 \times 10^{-5}$  W/kg และในเนื้อเยื่อปอดขณะขยายตัวคือ  $3.36 \times 10^{-5}$  W/kg รูปที่ 5.2 เป็นการแสดงการกระจายของ SAR แสดงโดยสไลด์ตามยาวและตามขวาง



(ก) หัดตัว

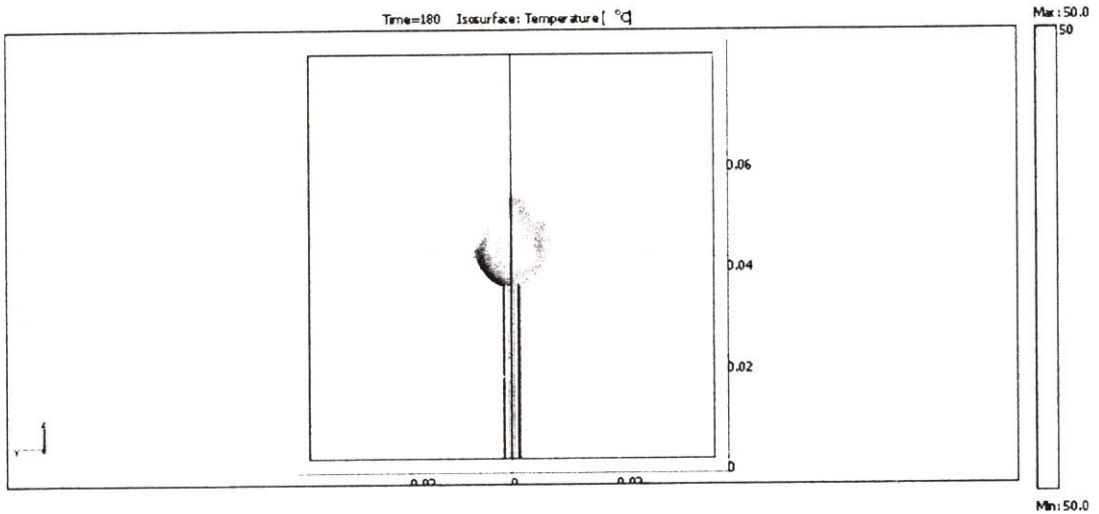


(ข) ขยายตัว

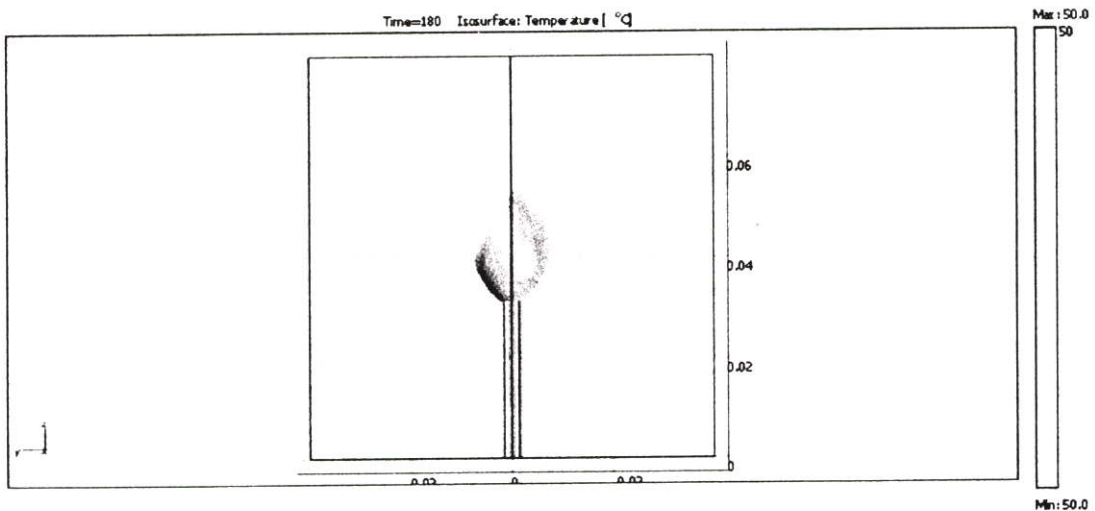
รูปที่ 5.12 แสดงการกระจายของ SAR ของสายอากาศแบบสองสล็อตในเนื้อเยื่อปอดขณะหัดและขยายตัว

### 5.5.3 รอยแผลที่เกิดจากสายอากาศสองสล็อต (TSCA) ที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป

จากรูปที่ 5.6 เป็นลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศแบบสองสล็อตในขณะปอดกดและขยายตัว โดยปริมาตรของรอยแผลในปอดขณะหดตัวที่เกิดจากสายอากาศชนิดนี้มีค่าเท่ากับ  $2.08774 \text{ cm}^3$  และในขณะขยายตัวมีปริมาตรเท่ากับ  $2.405959 \text{ cm}^3$  ดังนั้นปริมาตรรอยแผลของปอดขณะปอดหดตัวมีค่าน้อยกว่าขณะขยายตัวเท่ากับ  $0.318 \text{ cm}^3$



(ก) หดตัว

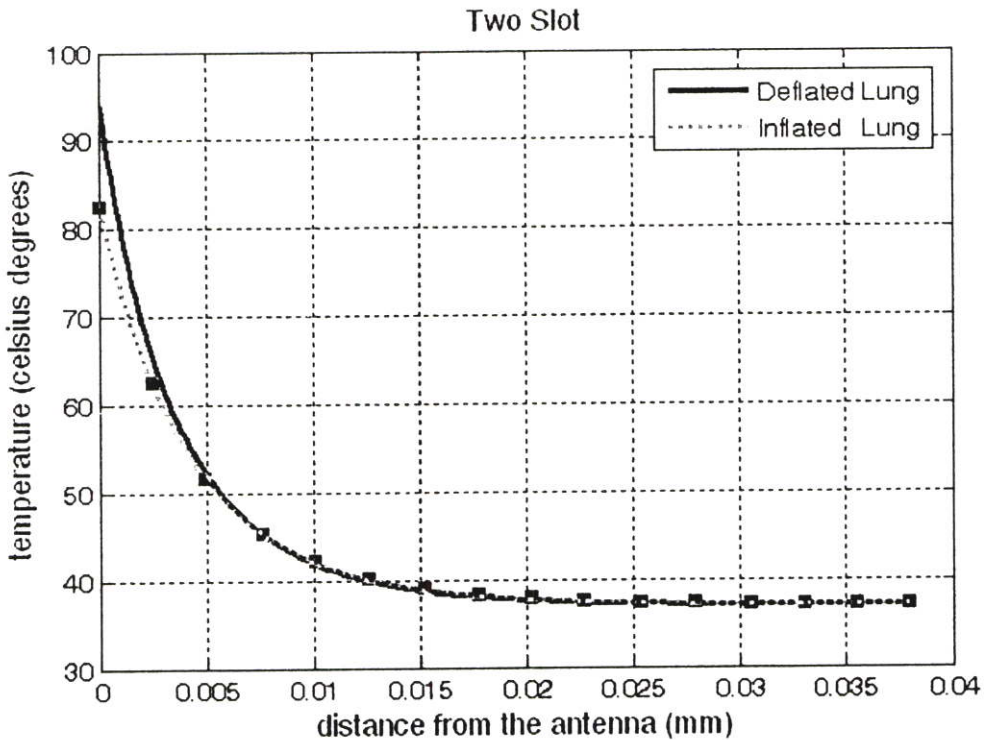


(ข) ขยายตัว

รูปที่ 5.13 แสดงรูปร่างของบาดแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป

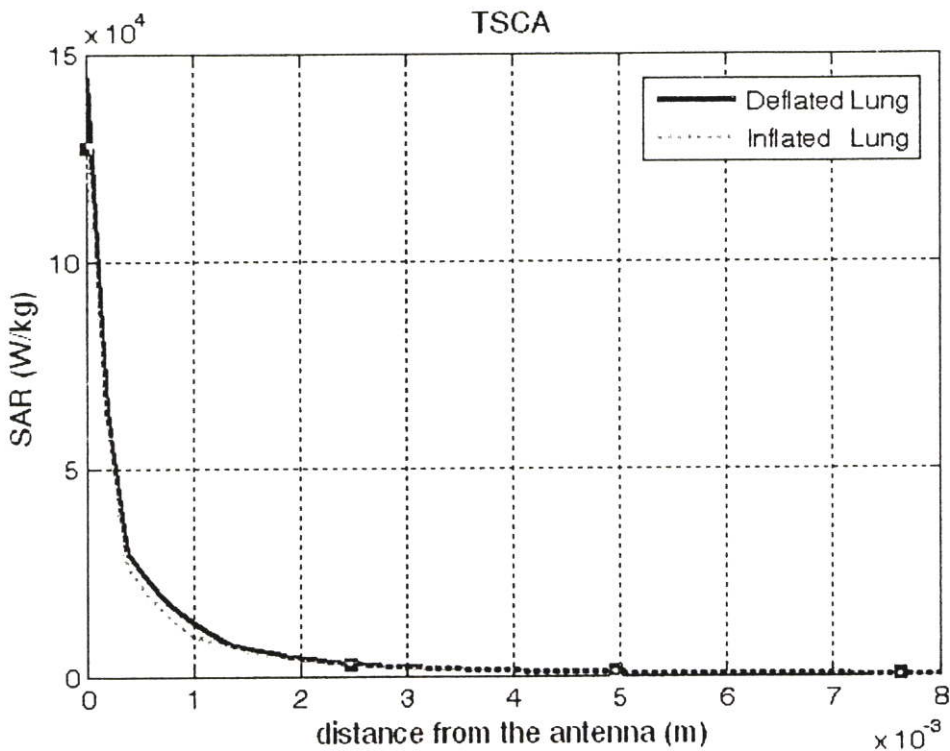
#### 5.5.4 กราฟการกระจายอุณหภูมิ และ SAR ที่ได้จากสายอากาศสองสลีต (TSCA)

การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศชนิดสองสลีตในแนวรัศมีจากสลีตในขณะปอดหดและขยายตัวจะมีค่าใกล้เคียงกันมากกว่าผลที่ได้จากสายอากาศแบบอื่นๆ ซึ่งเป็นข้อดีในการรักษา เนื่องจากการควบคุมการกระจายอุณหภูมิด้วยการเปลี่ยนแปลงวัติน์ในขณะปอดหดและขยายตัวอาจไม่แม่นยำนัก แต่เนื่องจากสายอากาศแบบสองสลีตมีการกระจายอุณหภูมิที่สม่ำเสมอใกล้เคียงกัน ในขณะปอดหดและขยายตัวจึงไม่จำเป็นต้องเปลี่ยนแปลงค่าวัติน์มากในขณะที่ทำการรักษา



รูปที่ 5.14 แสดงการกระจายอุณหภูมิจากสลีตของสายอากาศสองสลีตไปยังขอบของเนื้อเยื่อ

รูปที่ 5.14 แสดงการเปรียบเทียบการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศในขณะปอดหดและขยายตัวโดยวัดในแนวรัศมีจาก โดยวัดจากจุดที่มีอุณหภูมิสูงสุดของสายอากาศแบบสองสลีตนี้คือปลายสลีตอันบนในขณะปอดหดตัว และปลายสลีตอันล่างในขณะปอดขยายตัว โดยจากกราฟจะพบว่าระยะการทำลายเซลล์เนื้อเยื่อในแนวรัศมีในขณะปอดหดตัวอยู่ที่ 6.663 mm และขณะปอดขยายตัวอยู่ที่ 6.663 mm ต่างกัน 0 mm (วัดในช่วงที่อุณหภูมิ 50°C ขึ้นไป)



รูปที่ 5.15 แสดงการกระจาย SAR จากสล็อตของสายอากาศสองสล็อต ไปยังขอบของเนื้อเยื่อ

รูปที่ 5.15 แสดงการเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสองสล็อตบนแกนซึ่งค่าสูงสุดของ SAR ปรากฏ (วัดในแนวตั้งฉากกับสายอากาศ) พบว่าระยะความลึกผิวของกำลังซึ่งปล่อยออกมาในขณะที่ปอดหดตัวเท่ากับ  $2.5664654 \times 10^{-7}$  mm และในขณะที่ปอดขยายตัวเท่ากับ  $1.1364655 \times 10^{-6}$  mm วัดจากระยะที่ SAR ลดลง  $1/e$  ของค่าสูงสุด) ซึ่งมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับสายอากาศทั้งสามแบบ

## 5.6 ผลการจำลองที่ได้จากสายอากาศสองสล็อตสามเส้นในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว

เนื่องจากปอดมีค่าไดอิเล็กตริกที่ค่อนข้างต่ำคลื่นแพร่กระจายได้น้อย ดังนั้นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำลายหรือเพิ่มขนาดบาดแผลที่ใช้ในการทำลายเซลล์เนื้อเยื่อปอด เราสามารถทำได้โดยการเพิ่มจำนวนของสายอากาศเพื่อเพิ่มขนาดรอยแผลที่ใช้ในการทำลายเซลล์เนื้อเยื่อ แต่ปอดเป็นอวัยวะพิเศษที่มีการหดและขยายตัวอยู่ตลอดเวลา ซึ่งลักษณะการกระจายของอุณหภูมิและรอยแผลที่เกิดขึ้นขณะปอดหดตัวและขยายตัวมีค่าต่างกัน ดังนั้นสายอากาศที่จะถูกนำมาใช้ในแบบสามเส้นพร้อมกันควรมีคุณสมบัติดังต่อไปนี้

1. เป็นสายอากาศที่ให้ความแตกต่างของการกระจายอุณหภูมิน้อยที่สุดในระหว่างปอดหดตัวกับขยายตัวของสายอากาศทั้งสามแบบ
2. อุณหภูมิสูงสุดในระหว่างปอดหดตัวกับขยายตัว มีค่าแตกต่างกันน้อยที่สุดของสายอากาศทั้งสามแบบ
3. มีความแตกต่างในปริมาตรของบาดแผลในขณะปอดหดตัวและในขณะขยายตัวน้อยที่สุดในสายอากาศทั้งสามแบบ

จากการทดลองเราพบว่าเมื่อเปลี่ยนแปลงเวลาที่ใช้ในการให้ความร้อนเนื้อเยื่อวัคน์ที่ใช้จะต้องมีการเปลี่ยนแปลงไปด้วยเพื่อให้อุณหภูมิสูงสุดในเนื้อเยื่อมีค่าเท่ากับ  $100\text{ }^{\circ}\text{C}$  ตัวอย่างเช่น เมื่อเรากำหนดเวลาให้ความร้อนเนื้อเยื่อเท่ากับ 6 นาที พบว่าต้องใช้กำลังเท่ากับ 2.5 W. เพื่อให้ได้อุณหภูมิประสิทธิผล ( $\sim 100\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) และพบว่าปริมาตรบาดแผลที่ในขณะปอดหดตัวเท่ากับ  $2.924\text{ cm}^3$  และในขณะปอดขยายตัวมีค่าเท่ากับ  $4.801\text{ cm}^3$  ซึ่งน้อยกว่าเงื่อนไข 3 นาที 3 W. ซึ่งเราได้ทำการทดลองแปลเปลี่ยนค่ากำลังและเวลาจนกระทั่งพบว่าเงื่อนไข 3 นาที 3 W เป็นค่าดีที่สุด (optimum) ของสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้น

เราสามารถสรุปได้จากผลการทดลองและการวิเคราะห์ก่อนหน้านี้ว่า จากสายอากาศทั้งสามแบบข้างต้นสายอากาศที่เหมาะสมจะนำมาใช้ในวิธีนี้คือ สายอากาศแบบสองสล็อต โดยสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นจะมีลักษณะการวางตัวแบบสามเหลี่ยมด้านเท่า และมีระยะห่างจากสายอากาศถึงจุดกึ่งกลางของทั้งสามสายอากาศเท่ากับ 5 mm โดยตารางที่ 5.1 แสดงค่าพารามิเตอร์ของผลการจำลองของสายอากาศทั้งสามแบบที่กล่าวข้างต้น โดยตารางสรุปถึงสายอากาศที่เหมาะสมที่สุดที่จะนำไปทำรูปแบบสายอากาศสามเส้นแทงเข้าไปในเนื้อเยื่อพร้อมกัน เพื่อให้ได้อุณหภูมิประสิทธิผลนั้นคือ  $100\text{ }^{\circ}\text{C}$  มากที่สุดในเวลา 3 นาที โดยสามารถสรุปได้จากตารางว่าสายอากาศแบบสองสล็อตมีความเหมาะสมที่สุดเนื่องจาก

ตารางที่ 5.2 สรุปค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญผลการจำลองทั้ง 3 รูปแบบ

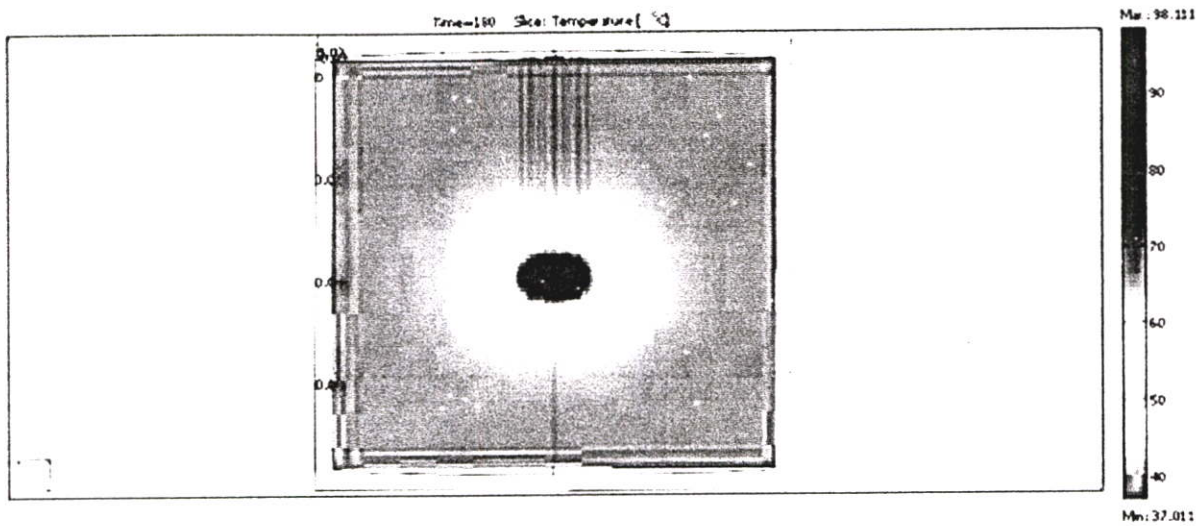
	OTCA		OSCA		TSCA		
	Deflated	Inflated	Deflated	Inflated	Deflated	Inflated	
Power	7 W.		4W.		5W.		The least
Max temperature (°C)	101.1 6.1	95	83.3 15.4	98.7	91.49 4.79	96.28	The least Δ of the values in Deflated and Inflated
Max SAR (W/kg)	2.05x10 <sup>5</sup>	2.14x10 <sup>5</sup>	3.68x10 <sup>5</sup>	4.91x10 <sup>5</sup>	5.36x10 <sup>5</sup>	3.36x10 <sup>5</sup>	
Lesion volume (cm <sup>3</sup> )	3.601081 0.869	2.732425	0.818086 0.688	1.505612	2.08774 0.318	2.405959	The least
Max Lesion radius(mm)	7.8 0.9	6.9	4.70 1.4	6.1	6.66 0	6.66	The least
Absorbed power distance(mm)	1.1758	1.1750	0.979	0.932	2.566x10 <sup>-7</sup>	1.136x10 <sup>-6</sup>	

1. ใช้ค่าวัตต์น้อยที่สุด (5W) ในสายอากาศทั้งสามแบบเพื่อให้ได้อุณหภูมิประสิทธิผล ซึ่งหมายถึงมีการส่งถ่ายกำลังคลื่นไมโครเวฟไปยังปอดได้ดี
2. มีค่าความแตกต่างอุณหภูมิสูงสุดในขณะปอดหดและขยายตัวน้อยที่สุด (4.79 °C) ในสายอากาศทั้งสามแบบซึ่งหมายถึงมีอุณหภูมิของสายอากาศแบบสองสล็อต
3. มีความแตกต่างของปริมาตรรอยแผลระหว่างปอดหดและขยายตัวน้อยที่สุด (0.318 cm<sup>3</sup>) ในสายอากาศทั้งสามแบบซึ่งไม่ทำให้เกิดผลผิดพลาดในการควบคุมขนาดรอยแผลมาก
4. มีความแตกต่างในรัศมีสูงสุดของรอยแผลน้อยที่สุด (0 mm) ในสายอากาศทั้งสามแบบ

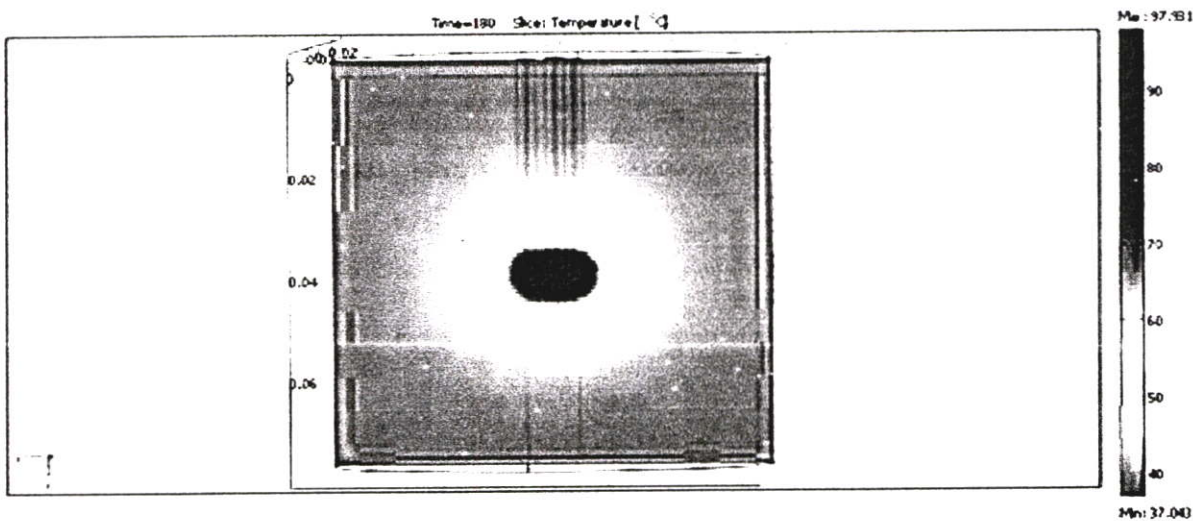
ด้วยเหตุนี้สายอากาศแบบสองสล็อตจึงถูกนำมาพัฒนาเป็นแบบสองสล็อตสามเส้นซึ่งจะกล่าวในรายละเอียดต่อไป

### 5.6.1 การกระจายอุณหภูมิที่ได้จากสายอากาศสองสล็อตสามเส้น

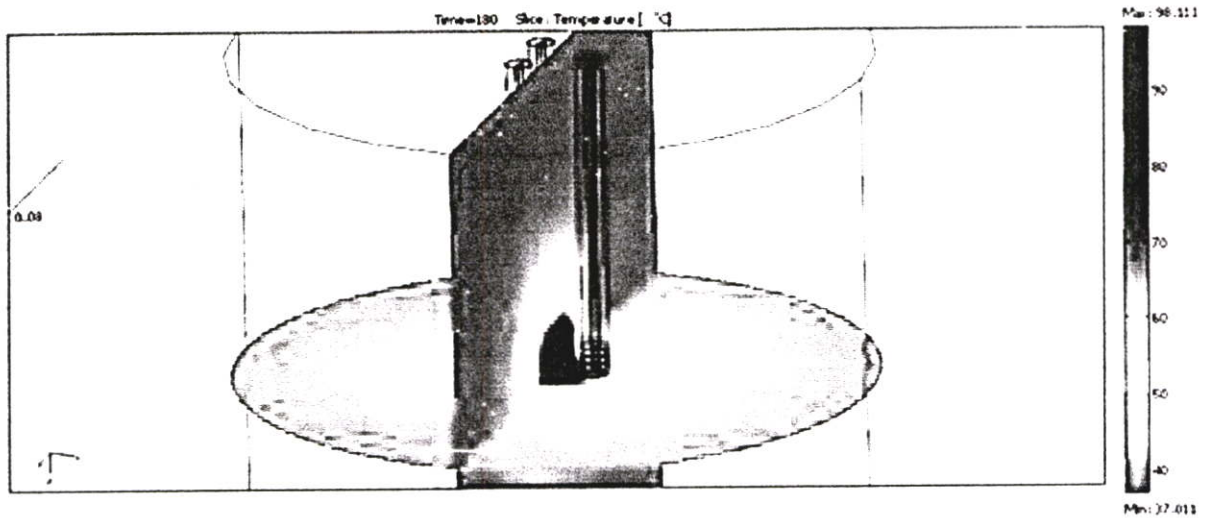
สำหรับสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้น (Three-TSCA) เราได้ทำการทดลองหลายครั้งโดยการเปลี่ยนแปลงกำลังที่ใส่เข้าไปในเนื้อเยื่อ และพบว่าวัตต์ที่ทำให้เกิดบาดแผลใหญ่ที่สุดโดยอุณหภูมิอยู่ใกล้ร้อยละของค่าคือ 3 W. ในเวลา 180 s.



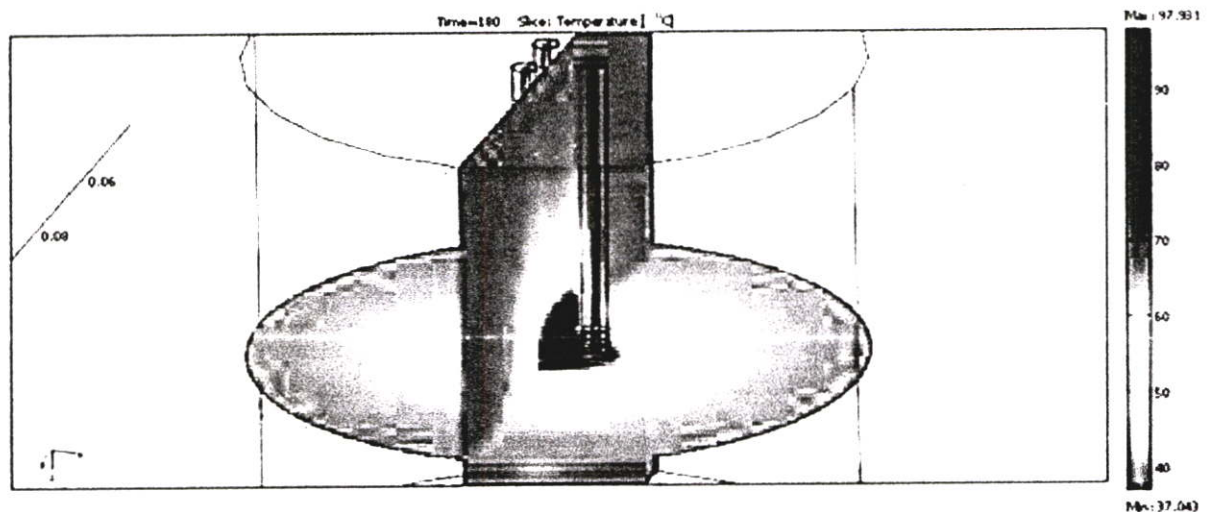
(ก) หดตัว



(ข) ขยายตัว



(ก) หดตัว



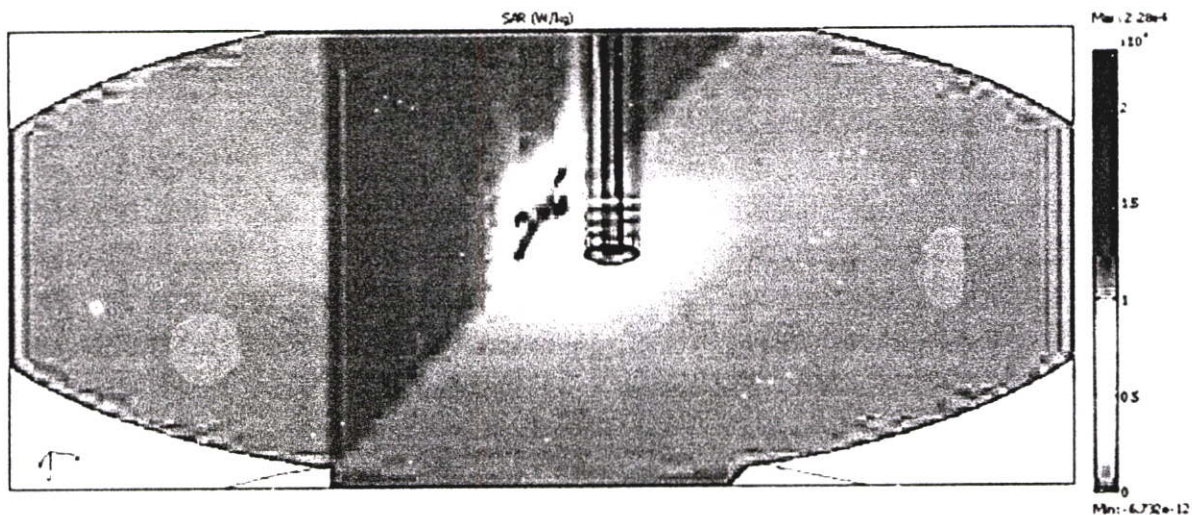
(ข) ขยายตัว

รูปที่ 5.16 แสดงการกระจายของอุณหภูมิของสายอากาศแบบสองสล็อตตามเส้นในเนื้อเยื่อปอด ขณะหดและขยายตัวในแบบสามมิติ ภาพ (ก) และ (ข) แสดงให้เห็นด้านหน้าของสายอากาศ (ค) และ (ง) แสดงให้เห็นในแบบสามมิติ

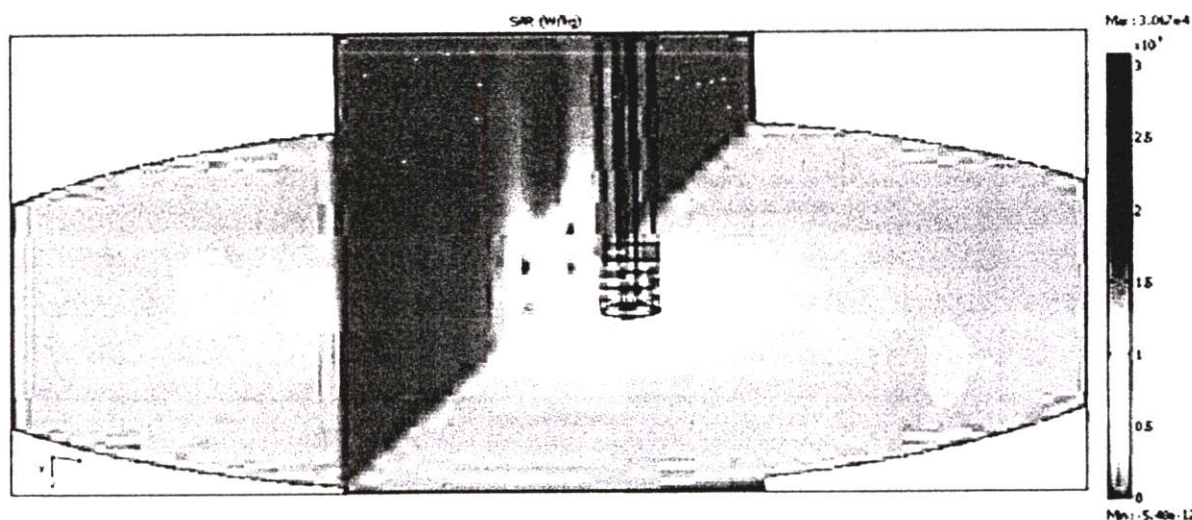
รูป 5.16(ก) และ (ข) แสดงให้เห็นถึงการกระจายอุณหภูมิทางด้านหน้าของสายอากาศ โดยในขณะที่ปอดหดและขยายตัวมีลักษณะการกระจายที่ค่อนข้างใกล้เคียงกัน แต่จะมีความแตกต่างทางด้านอุณหภูมิสูงสุดคือ อุณหภูมิสูงสุดขณะปอดหดตัวมีค่าเท่ากับ 98.111 และในขณะที่ขยายตัวเท่ากับ 97.981 ต่างกัน 0.13 °C ซึ่งเป็นความแตกต่างที่ค่อนข้างน้อย โดยอุณหภูมิสูงสุดนี้อ้างอิงจากสไลด์ตามยาวซึ่งผ่านจุดศูนย์กลางของทั้งสามสายอากาศ

### 5.6.2 การกระจาย SAR ที่ได้จากสายอากาศสองสล็อตสามเส้น

ลักษณะการกระจายของ SAR ในสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นจะมีความหนาแน่นสูงบริเวณภายในของสายอากาศทั้งสามเส้น เนื่องมาจากการเสริมกันของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าข้างใน ซึ่งจะมีลักษณะการกระจายดังรูปที่ 5.17



(ก) หดตัว

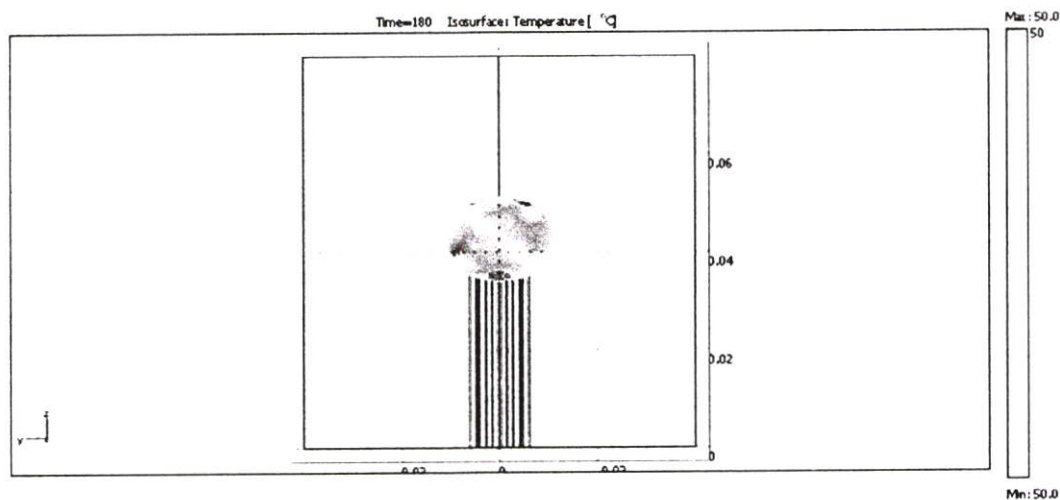


(ข) ขยายตัว

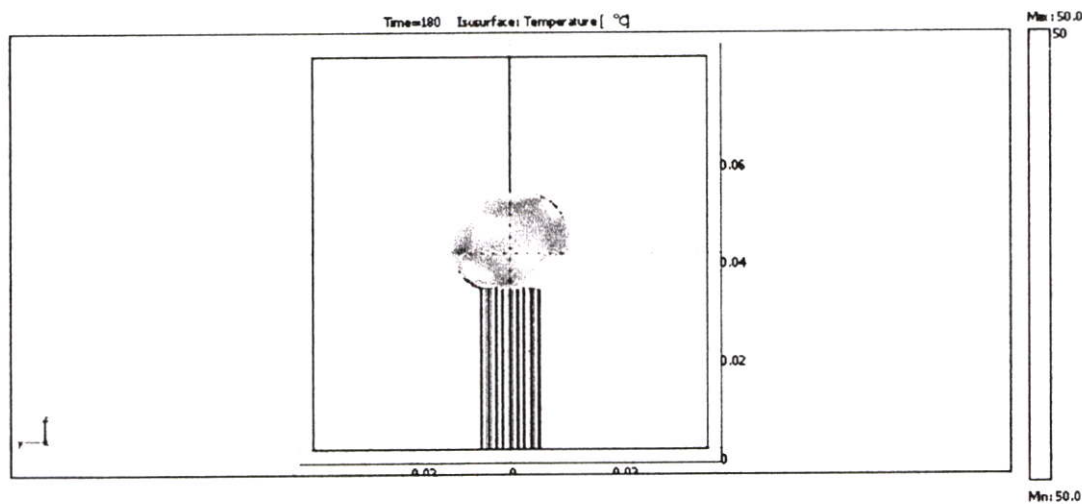
รูปที่ 5.17 แสดงการกระจาย SAR สำหรับสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัว แสดงโดยสไลด์ตามยาวและตามขวาง

สไลด์ตามยาวตัดผ่านจุดกึ่งกลางของสายอากาศทั้งสาม และสไลด์ตามขวางตัดบริเวณใต้สล็อต อันที่สองเพื่อให้เห็นการกระจายของ SAR จากสล็อตทั้งสอง โดยการกระจายของ SAR ตามสไลด์ ในเนื้อเยื่อปอดขณะหดตัวมีค่าสูงสุดคือ  $2.28 \times 10^4$  W/kg และในเนื้อเยื่อปอดขณะขยายตัวคือ  $3.067 \times 10^4$  W/kg

### 5.6.3 รอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศสองสล็อตสามเส้นที่อุณหภูมิ $50^\circ\text{C}$ ขึ้นไป



(ก) หดตัว



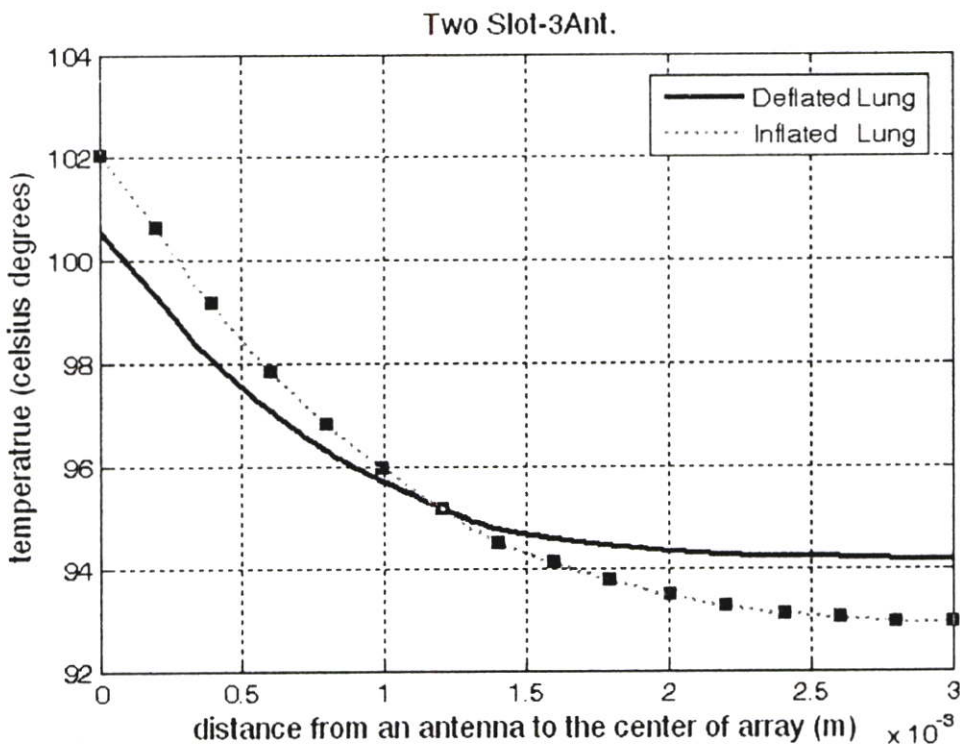
(ข) ขยายตัว

รูปที่ 5.18 รอยแผลที่เกิดขึ้นจากสายอากาศแบบปลายเปิดในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวที่ อุณหภูมิ  $50^\circ\text{C}$  ขึ้นไป

จากการทดลองรอยแผลที่เกิดขึ้นมีลักษณะแบบ sphere ซึ่งเป็นลักษณะรอยแผลแบบสมบูณ์ที่เกิดจากการใช้สายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้น โดยปริมาตรของรอยแผลเท่ากับในขณะปอดหดตัวเท่ากับ  $3.897708 \text{ cm}^3$  และในขณะปอดขยายตัวเท่ากับ  $6.308141 \text{ cm}^3$  ดังนั้นปริมาตรรอยแผลของปอดขณะปอดหดตัวมีค่าน้อยกว่าขณะขยายตัวเท่ากับ  $2.410433 \text{ cm}^3$

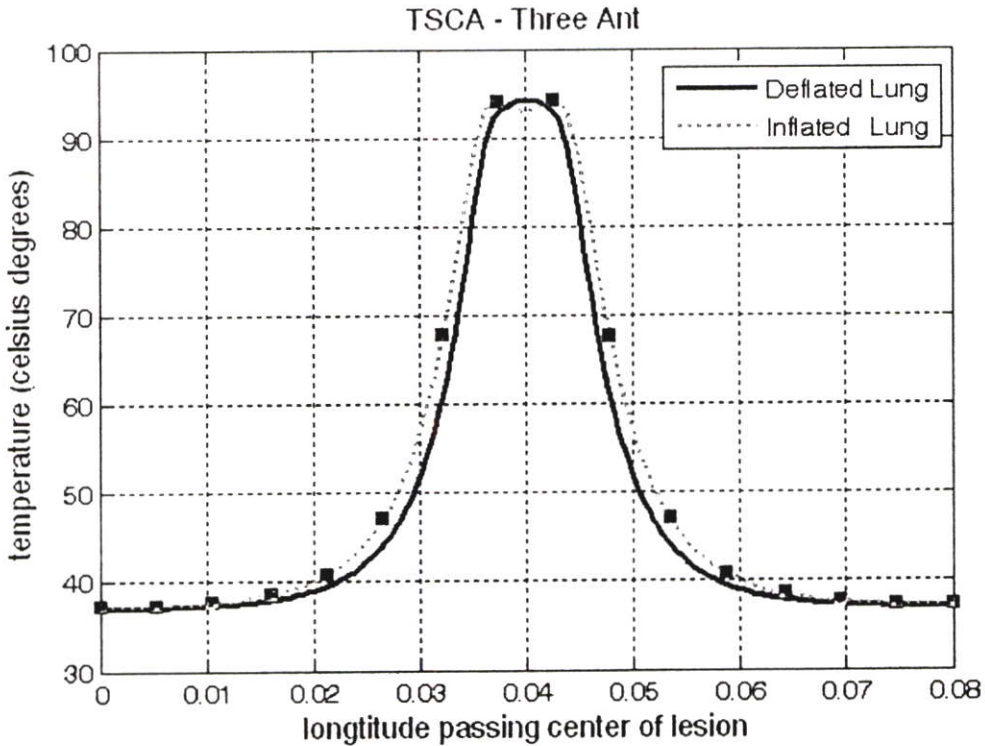
#### 5.6.4 กราฟการกระจายอุณหภูมิ และ SAR ที่ได้จากสายอากาศสองสล็อตสามเส้น

รูปที่ 5.19 แสดงให้เห็นถึงการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศเส้นใดเส้นหนึ่งไปยังจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม จะเห็นว่าอุณหภูมิที่จุดศูนย์กลางจะมีค่ามากที่สุดและค่อยๆลดลงเมื่อไปยังสายอากาศเส้นใดเส้นหนึ่ง โดยในกรณีของปอดขณะหดตัวอุณหภูมิสูงสุดจะมีค่ามากกว่ากรณีของปอดขยายตัว แต่อุณหภูมิของปอดขณะหดตัวจะมีค่าลดลงเร็วกว่าจากจุดศูนย์กลางไปยังสายอากาศ จนกระทั่งอุณหภูมิทั้งสองเท่ากันที่ระยะ  $1.15 \text{ mm}$  (จากจุดศูนย์กลาง) และลดลงจนอุณหภูมิต่ำกว่าในที่สุด



รูปที่ 5.19 แสดงการกระจายอุณหภูมิของสายจากสายอากาศไปยังจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสามเส้น

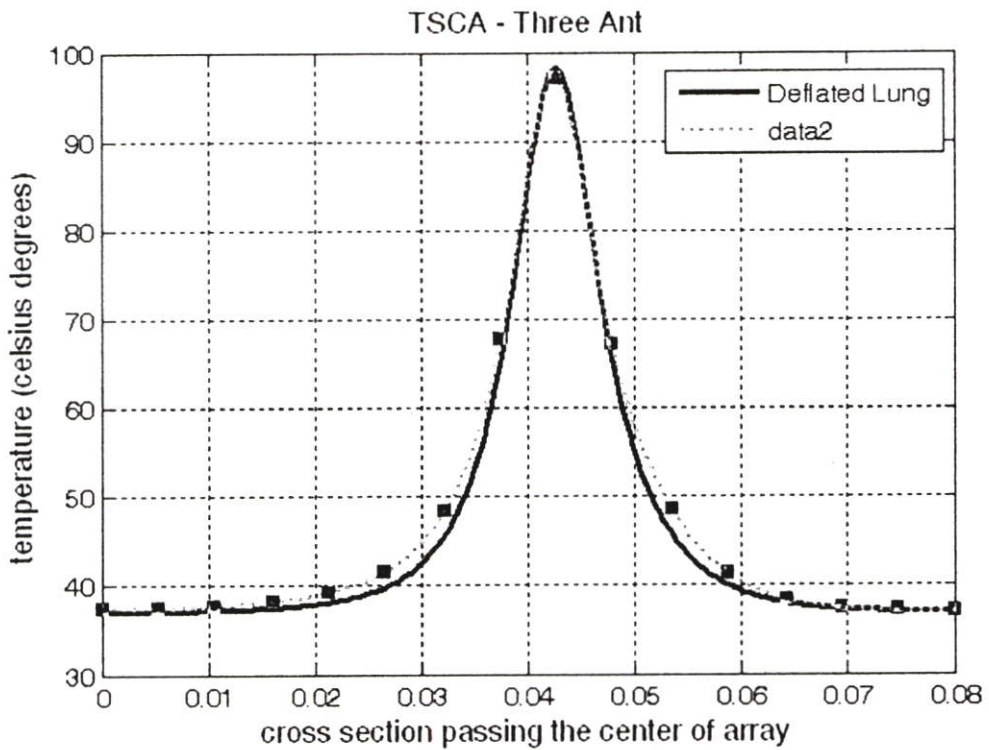
รูปที่ 5.20 แสดงให้เห็นถึงลักษณะการกระจายอุณหภูมิตามแนวกึ่งกลางของสายอากาศทั้งสาม พบว่าอุณหภูมิจะมีค่าสูงสุดอยู่ที่ความลึกผิวตรงช่วงสล็อตทั้งสองของสายอากาศโดยในขณะที่ปอดหดตัวจะมียุ่ฟีดเดียวส่วนในขณะที่ขยายตัวจะมีอยู่สองฟีด แต่อุณหภูมิของปอดทั้งในขณะที่หดและขยายตรงบริเวณฟีด จะมีค่าค่อนข้างคงตัวอยู่ระยะหนึ่งแล้วอุณหภูมิจึงลด โดยจากกราฟยังสามารถบอกถึงเส้นผ่าศูนย์กลางตามแนวยาวของรอยแผลได้ด้วยโดยดูบริเวณที่กราฟมีอุณหภูมิ  $50^{\circ}\text{C}$  ขึ้นไป โดยสำหรับปอดในขณะที่หดตัวมีค่าประมาณ 2 cm และในขณะที่ขยายตัวมีค่าประมาณ 2.45 cm



รูปที่ 5.20 แสดงการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นวัดในแนวความลึกผิวตลอดแนวศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม

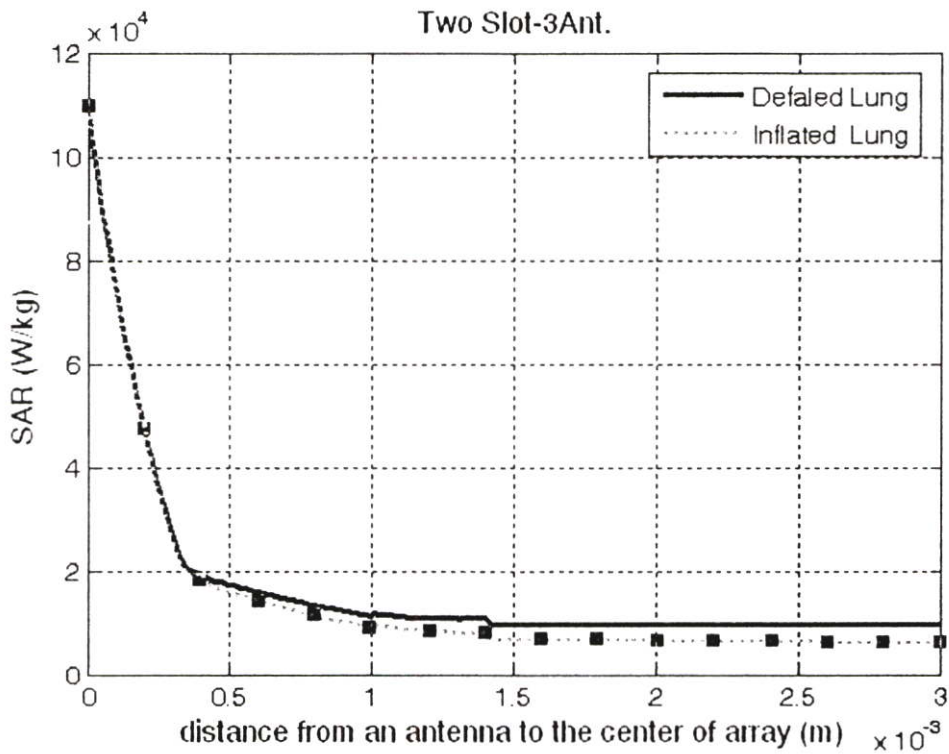
รูปที่ 5.20 แสดงให้เห็นถึงการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศทั้งสาม โดยวัดที่ปลายของสล็อตที่สองซึ่งเป็นจุดที่ให้ค่าอุณหภูมิสูงสุดสำหรับสายอากาศแบบสองสล็อตโดยวัดในแนวตัดผ่านศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม จากรูป ที่ระยะแกน  $x=0$  คือปลายของเนื้อเยื่อด้านหนึ่ง(ตามแนวขวาง) และ  $x=0.04$  คือจุดกึ่งกลางของสายอากาศทั้งสาม  $x=0.08$  คือปลายของเนื้อเยื่ออีกด้านหนึ่ง โดยการกระจายอุณหภูมิของปอดขณะหดและขยายตัวมีค่าใกล้เคียงกันมาก จากรูปที่ 5.15 เราสามารถบอกเส้นผ่าศูนย์กลางตามขวางของรอยแผลได้โดยดูจากบริเวณที่เส้นกราฟบริเวณที่มี

อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป โดยในขณะปอดหดตัวมีค่าเท่ากับ 2.130653 cm และในขณะปอดขยายตัวมีค่าเท่ากับ 2.41 cm



รูปที่ 5.21 แสดงการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นวัดในแนวตั้งฉากกับสายอากาศโดยวัดผ่านจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม

รูปที่ 5.22 แสดงการเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสองสล็อตบนแกนซึ่งค่าสูงสุดของ SAR ปรากฏ(วัดในแนวตั้งฉากกับสายอากาศ) โดยปลายของสล็อตที่สองไปยังจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสาม



รูปที่ 5.22 แสดงการกระจาย SAR ในเนื้อเยื่อปอดขณะหดและขยายตัวของสายอากาศแบบสอง สล็อตสามเส้นวัดในแนวตั้งฉากกับสายอากาศโดยวัดผ่านจุดศูนย์กลางของสายอากาศ ทั้งสาม

ตารางที่ 5.2 สรุปค่าพารามิเตอร์ที่สำคัญผลการจำลองทั้ง 4 รูปแบบ

	OTCA		OSCA		TSCA		3-TSCA	
	Deflated	Inflated	Deflated	Inflated	Deflated	Inflated	Deflated	Inflated
Power	7 W.		4W.		5W.		3 W.	
Max temperature ( $^{\circ}$ C)	101.1	95	83.3	98.7	91.49	96.28	98.11	97.981
Max SAR (W/kg)	$2.05 \times 10^5$	$2.14 \times 10^5$	$3.68 \times 10^5$	$4.91 \times 10^5$	$5.36 \times 10^5$	$3.36 \times 10^5$	$2.28 \times 10^4$	$3.067 \times 10^4$
Lesion volume ( $\text{cm}^3$ )	3.601081	2.732425	0.818086	1.505612	2.08774	2.405959	3.897708	6.308141
Max Lesion radius(mm)	7.8	6.9	4.70	6.1	6.66	6.66	10.65	12.10
Absorbed power distance(mm)	1.1758	1.1750	0.979	0.932	$2.566 \times 10^{-7}$	$1.136 \times 10^{-6}$	-	-

จากตารางเราสามารถสรุปผลได้ดังต่อไปนี้ โดยทำการกำหนดเวลาที่ใช้ในการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อเท่ากับ 3 นาทีผลที่ได้เป็นดังต่อไปนี้

สายอากาศแบบปลายเปิดจะมีการกระจายอุณหภูมิอยู่บริเวณจุดต่อระหว่างตัวนำนอกและชั้นไดอิเล็กตริก กำลังที่ก่อให้เกิดอุณหภูมิใกล้เคียงของสามมากที่สุดคือ 7 W อุณหภูมิสูงสุดที่ได้จากสายอากาศปลายเปิดในขณะปอดหดตัวมีค่ามากกว่าในขณะปอดขยายตัว  $6.1^{\circ}\text{C}$  และปริมาตรของรอยแผลในปอดขณะหดตัวมากกว่าตอนขยายตัว  $0.868656\text{ cm}^3$  รัศมีของรอยแผลในขณะปอดหดตัวมากกว่าขณะขยายตัวประมาณ  $0.9\text{ mm}$  การกระจายของ SAR ในขณะปอดหดตัวมากกว่าขณะขยายตัวประมาณ  $1.23 \times 10^7\text{ W/kg}$  ระยะความลึกผิวที่กำลังส่งผ่านไปเนื้อเยื่อคือในปอดขณะหดตัวมากกว่าในขณะขยายตัวเท่ากับ  $8 \times 10^{-4}\text{ mm}$

สายอากาศแบบหนึ่งสล็อตจะมีการกระจายอุณหภูมิอยู่บริเวณสล็อต โดยอุณหภูมิสูงสุดจะอยู่บริเวณกลางสล็อต กำลังประสิทธิผลคือ 4 W. อุณหภูมิสูงสุดที่ได้จากสายอากาศหนึ่งสล็อตในขณะปอดขยายตัวมีค่ามากกว่าในขณะปอดหดตัว  $15.4^{\circ}\text{C}$  และปริมาตรของรอยแผลในปอดขณะขยายตัวมากกว่าตอนหดตัว  $0.6875\text{ cm}^3$  รัศมีของรอยแผลในขณะปอดขยายตัวมากกว่าขณะหดตัวประมาณ  $1.37\text{ mm}$  การกระจายของ SAR ในขณะปอดขยายตัวมากกว่าขณะหดตัวประมาณ  $1.23 \times 10^7\text{ W/kg}$  ระยะความลึกผิวที่กำลังส่งผ่านไปเนื้อเยื่อคือในปอดขณะหดตัวมากกว่าในขณะขยายตัวเท่ากับ  $4.7 \times 10^{-2}\text{ mm}$

สายอากาศแบบสองสล็อตจะมีการกระจายอุณหภูมิอยู่บริเวณสล็อตทั้ง โดยอุณหภูมิสูงสุดจะอยู่บริเวณปลายสล็อต โดยในขณะปอดหดตัวอุณหภูมิสูงสุดจะอยู่บริเวณปลายสล็อตอันบนและในขณะปอดขยายตัวจะอยู่บริเวณปลายสล็อตอันล่าง กำลังประสิทธิผลคือ 5 W. อุณหภูมิสูงสุดที่ได้จากสายอากาศสองสล็อตในขณะปอดขยายตัวมีค่ามากกว่าในขณะปอดหดตัว  $4.79^{\circ}\text{C}$  และปริมาตรของรอยแผลในปอดขณะขยายตัวมากกว่าตอนหดตัว  $0.318\text{ cm}^3$  รัศมีของรอยแผลในขณะปอดขยายตัวเท่ากับกับขณะปอดหดตัว การกระจายของ SAR ในปอดขณะขยายตัวมากกว่าขณะหดตัวประมาณ  $2 \times 10^7\text{ W/kg}$  ระยะความลึกผิวที่กำลังส่งผ่านไปเนื้อเยื่อคือในปอดขณะขยายตัวมากกว่าในขณะหดตัวเท่ากับ  $8.79 \times 10^{-7}\text{ mm}$

สายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นจะวางตัวแบบสามเหลี่ยมด้านเท่าและมีระยะห่างจากจุดศูนย์กลางของสายอากาศทั้งสามเท่ากับ  $5\text{ mm}$ . โดยการกระจายของอุณหภูมิจะอยู่บริเวณรอบสายอากาศทั้งสามแต่จะมีความหนาแน่นสูงบริเวณภายในสายอากาศทั้งสาม กำลังประสิทธิผลคือ 3 W. อุณหภูมิสูงสุดที่ได้จากสายอากาศสองสล็อตสามเส้นในขณะปอดหดตัวมีค่ามากกว่าในขณะปอดขยายตัว  $0.13^{\circ}\text{C}$  และปริมาตรของรอยแผลในปอดขณะหดตัวมากกว่าตอนขยายตัว  $2.41\text{ cm}^3$  รัศมีของรอยแผลในขณะปอดหดขยายตัวมากกว่าในขณะปอดหดตัวประมาณ  $1.45\text{ mm}$  การกระจายของ SAR ในขณะปอดขยายตัวมากกว่าขณะหดตัวประมาณ  $7.87 \times 10^3\text{ W/kg}$

จากผลการทดลองทั้งหมดแสดงให้เห็นถึงคุณสมบัติในการส่งผ่านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าไปสู่เนื้อเยื่อที่ต่างกันของสายอากาศแต่ละชนิดในเนื้อเยื่อปอดที่มีการหดและขยายตัว โดยนำการนำเอาคุณสมบัติที่ต่างกันนี้มาวิเคราะห์ เราสามารถหาสายอากาศที่เหมาะสมจะนำมาใช้แบบหลายเส้นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำลายเนื้อเยื่อได้ ในที่นี้คือสายอากาศแบบสองสล็อต เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูงสุดในขณะปอดหดและขยายตัวมีค่าต่างกันไม่มากจึงเป็นข้อดี ทำให้ไม่จำเป็นในการควบคุมหรือเปลี่ยนแปลงกำลังเพื่อรักษาอุณหภูมิให้คงที่มากนักในการรักษาปฏิบัติงานจริง และปริมาตรรอยแผลในขณะปอดหดและขยายตัวยังมีค่าต่างกันไม่มากนักเมื่อเทียบกับสายอากาศแบบหนึ่งสล็อตและปลายเปิด และอุณหภูมิสูงสุดก็ยังมีค่าไม่มากนักเมื่อเปรียบเทียบกับกำลังวัตต์ที่ใช้และอุณหภูมิที่ได้(หากเทียบกับสายอากาศอีกสองชนิดที่เหลือ) ทำให้เราสามารถเพิ่มกำลังวัตต์ได้อีกเพื่อเพิ่มพื้นที่ในการทำลายเซลล์เนื้อเยื่อ (การเพิ่มกำลังวัตต์ทำให้ได้พื้นที่ในการทำลายมากขึ้นแต่อุณหภูมิสูงสุดในเนื้อเยื่อต้องไม่เกินร้อยละสามมากนักเพื่อไม่ให้เนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางกายภาพ)

## 5.7 ผลการทดลองในเนื้อเยื่อปอดหมู (*in vitro*)

### 5.7.1 การเตรียมการทดลองในเนื้อเยื่อปอดหมูแบบ *in vitro*

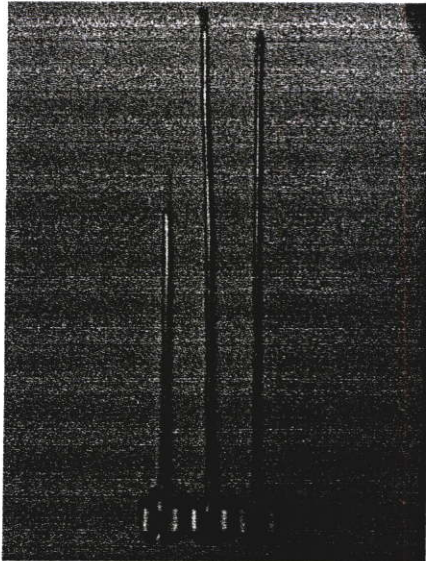
การทดลองจริงในปอดหมูมีกระบวนการดังต่อไปนี้

1. นำปอดหมูสดหาซื้อได้ทั่วไปมาล้างให้สะอาดแล้วเตรียมไว้ในโถที่สะอาดรองจนกระทั่งอุณหภูมิเนื้อเยื่อปอดหมูคงที่ทั่วกันทั้งปอด โดยปอดหมูที่นำมาทดลองนี้มีคุณสมบัติแบบหดตัว (deflated lung)

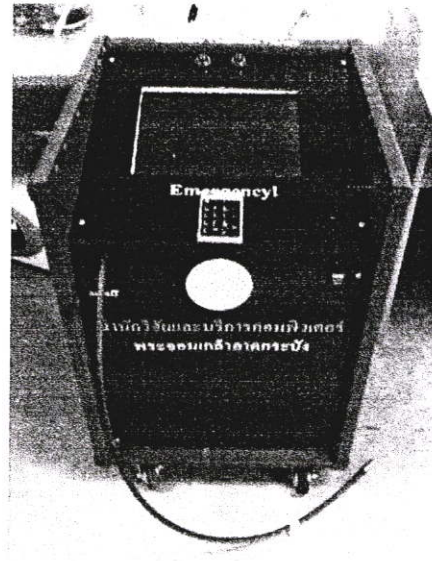


รูปที่ 5.23 ปอดหมูแบบ *in vitro*

2. นำสายอากาศทั้งสามแบบที่เตรียมไว้มาต่อกับเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ 2.45 GHz ตั้งค่ากำลังประสิทธิภาพตามแต่ละสายอากาศนั้นคือ แบบปลายเปิด 7 W, แบบหนึ่งสล็อต 4 W, และแบบสองสล็อต 5 W รูปที่ 5.73 (ก) แสดงสายอากาศทั้งสามแบบที่ใช้ในการทดลองโดยจากซ้ายไปขวามือคือ ปลายเปิด หนึ่งสล็อต สองสล็อต รูปที่ 5.74 (ข) แสดงเครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟที่ใช้ในการทดลอง

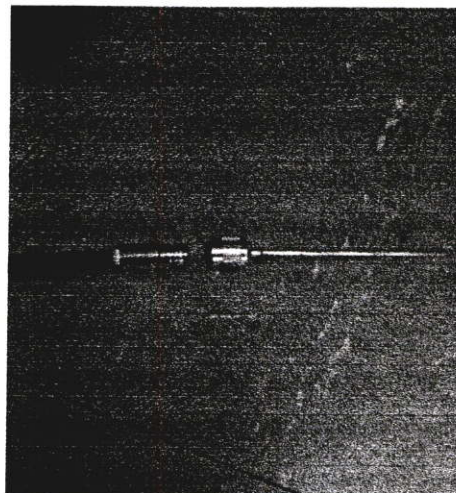


(ก)



(ข)

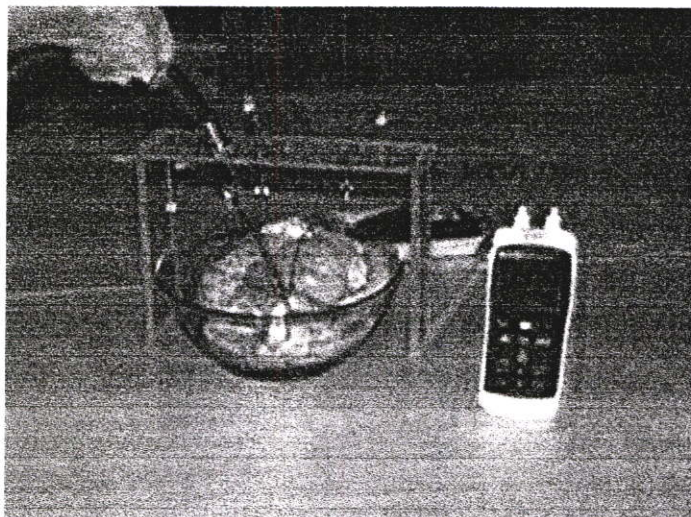
รูปที่ 5.24 (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด หนึ่งสล็อต และสองสล็อต (ข) เครื่องกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ 2.45 GHz



รูปที่ 5.25 ลักษณะการคับปลิ่งของสายอากาศกับโพรบ

จากนั้นทำการต่อ (coupling) สายอากาศ (โพรบ) แต่ละแบบเข้ากับสายโคแอกเซียลดังรูปที่ 5.25

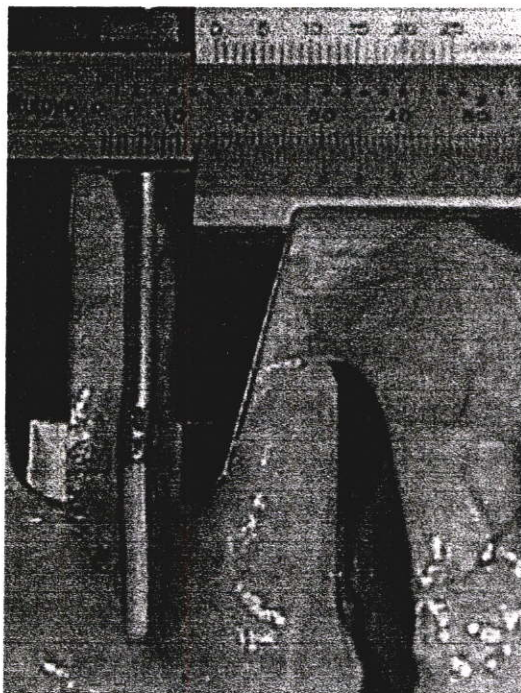
3. นำสายอากาศแทงเข้าไปในปอดแบบ *in vitro* (deflated lung) แล้วจับเวลาเมื่ออุณหภูมิเริ่มต้นอยู่ที่อุณหภูมิร่างกายแล้วจับเวลา 3 นาทีจากนั้นดูรอยแผลที่เกิดขึ้น



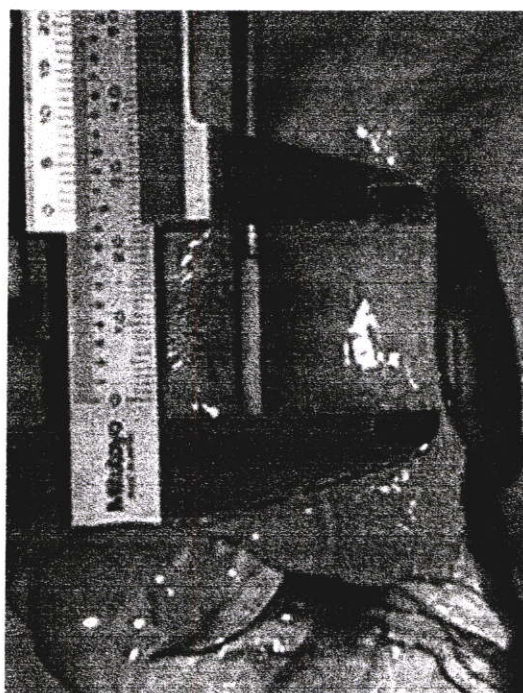
รูปที่ 5.26 สายอากาศแบบปลายเปิด หนึ่งสล็อต และสองสล็อต

### 5.7.2 ลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจาดสายอากาศปลายเปิด

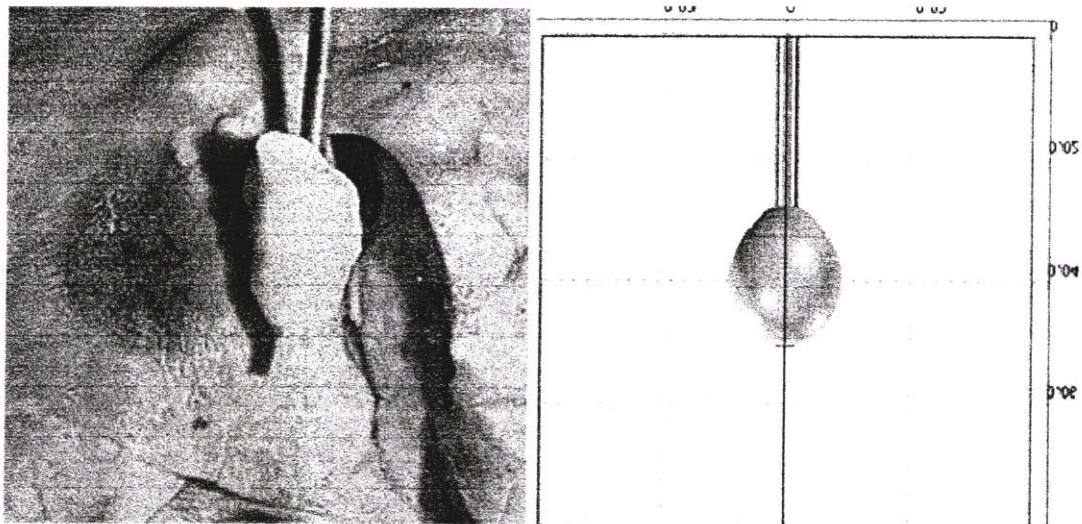
Kazuyuki Saito อ้างว่ารอยแผลของเนื้อเยื่อจะเริ่มเกิดรอยไหม้ที่อุณหภูมิเริ่มต้น 60 °C [8] ซึ่งจะทำให้สามารถวัดขนาดรอยแผลให้สอดคล้องกับผลทางการจำลองได้ดังต่อไปนี้ โดยรูปที่ 5.27 แสดงรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยสามารถวัดขนาดรอยแผลได้ดังนี้ รูปที่ 5.27 (ก) แสดงเส้นผ่าศูนย์กลางสูงสุดของรอยแผลในแนวรัศมีของสายอากาศปลายเปิดมีค่าเท่ากับ 1.56 cm รูปที่ 5.27 (ข) แสดงเส้นผ่านศูนย์กลางตามแนวสายอากาศปลายเปิด 2.53 cm รูปที่ 5.27 (ค) แสดงการเปรียบเทียบลักษณะรอยแผลที่เกิดในไขขาว ในเนื้อเยื่อปอดและ ผลจากการจำลอง โดยผลจากการจำลองเป็นรอยแผลที่เกิดขึ้นที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป



(n)



(v)

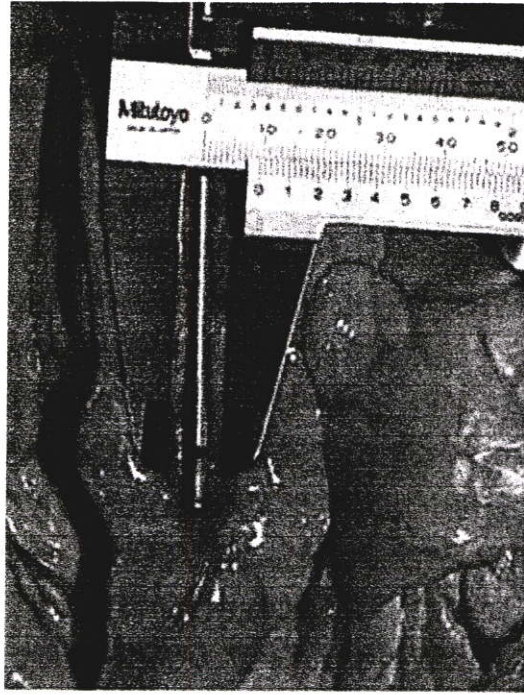


(ก)

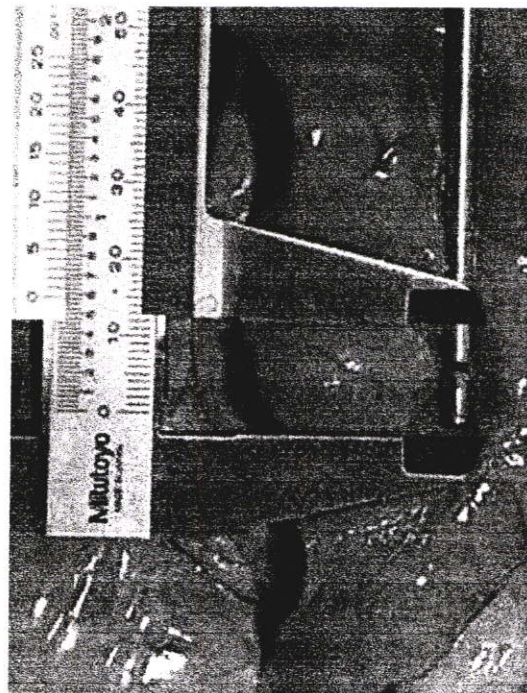
รูปที่ 5.27 แสดงรอยแผลในปอดแบบ *in vitro* ที่เกิดจากสายอากาศปลายเปิด

### 5.7.3 ลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจาสายอากาศหนึ่งสล็อต

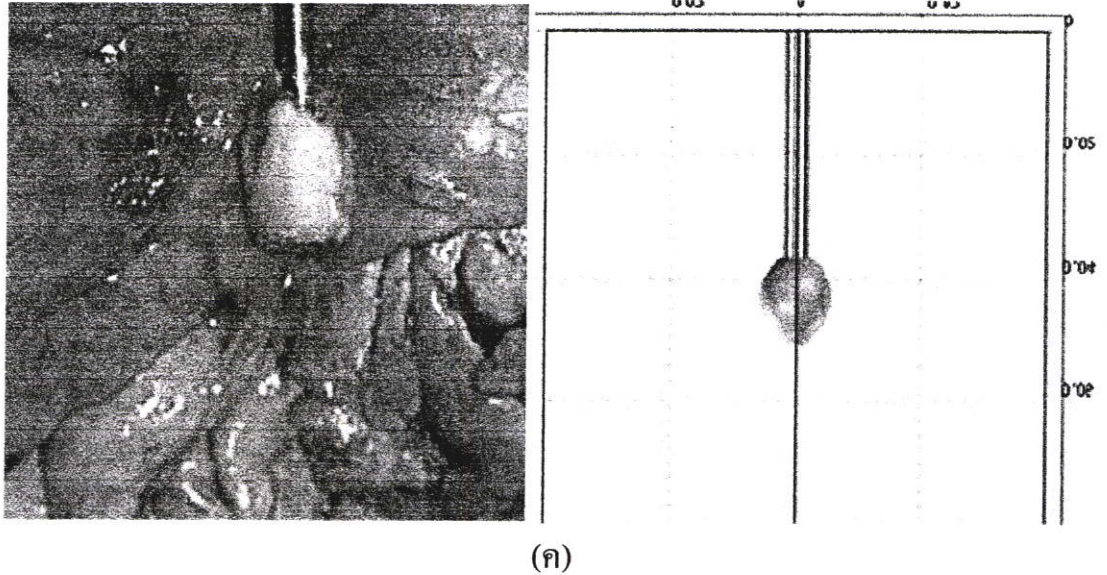
รูปที่ 5.28 แสดงรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบหนึ่งสล็อต โดยสามารถวัดขนาดรอยแผลได้ ดังนี้ รูปที่ 5.28 (ก) แสดงเส้นผ่าศูนย์กลางสูงสุดของรอยแผลในแนวรัศมีของสายอากาศปลายเปิดมีค่าเท่ากับ 0.96 cm รูปที่ 5.28 (ข) แสดงเส้นผ่านศูนย์กลางตามแนวสายอากาศปลายเปิด 1.93 cm รูปที่ 5.28 (ค) แสดงการเปรียบเทียบลักษณะรอยแผลที่เกิดในไขขาว ในเนื้อเยื่อปอด และผลจากการจำลอง โดยผลจากการจำลองเป็นรอยแผลที่เกิดขึ้นที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป



(n)



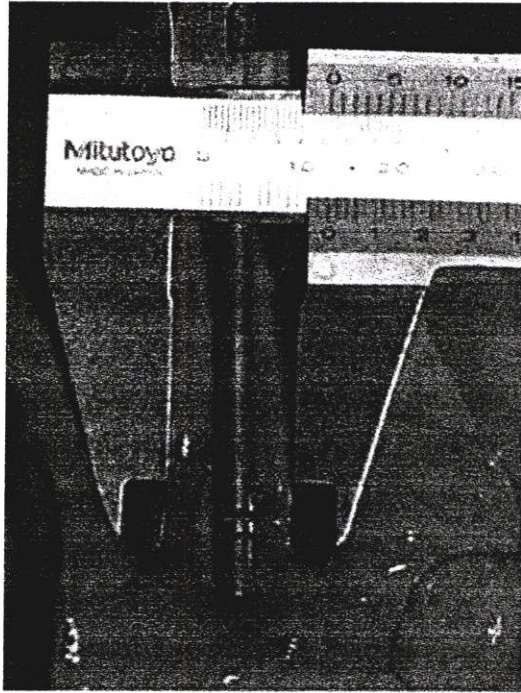
(v)



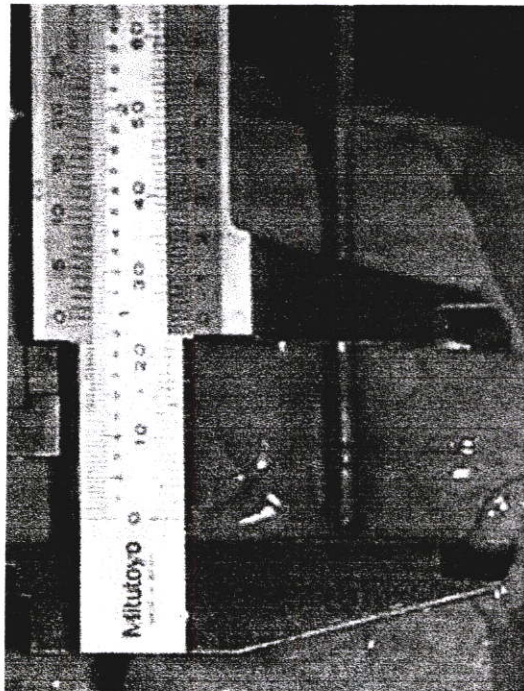
รูปที่ 5.28 แสดงรอยแผลในปอดแบบ *in vitro* ที่เกิดจากสายอากาศหนึ่งสลีต

#### 5.7.4 ลักษณะรอยแผลที่เกิดขึ้นจาสายอากาศสองสลีต

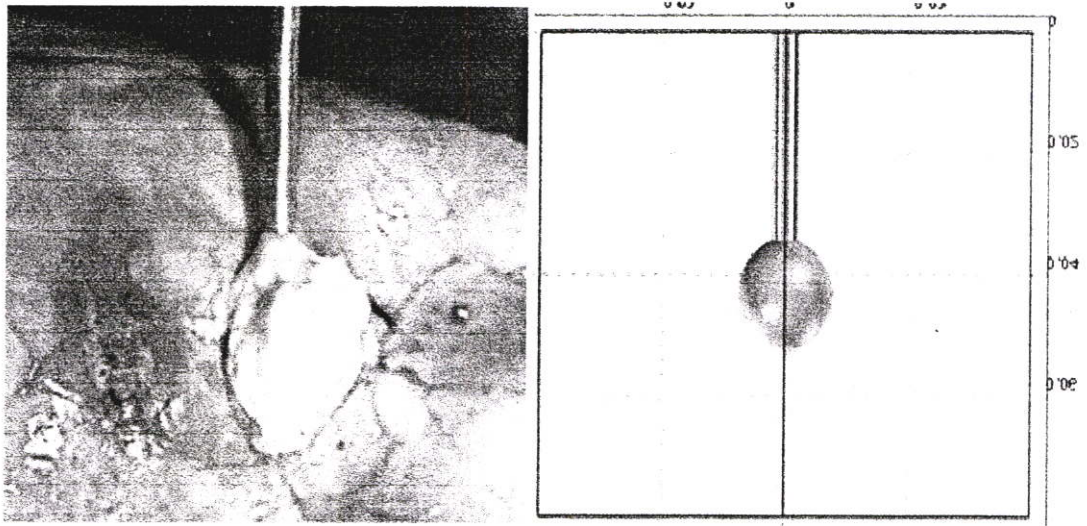
รูปที่ 5.29 แสดงรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศสองสลีต โดยสามารถวัดขนาดรอยแผลได้ดังนี้ รูป (ก) แสดงเส้นผ่าศูนย์กลางสูงสุดของรอยแผลในแนวรัศมีของสายอากาศปลายเปิดมีค่าเท่ากับ 1.34 cm รูป (ข) แสดงเส้นผ่านศูนย์กลางตามแนวสายอากาศปลายเปิด 2.48 cm รูป (ค) แสดงการเปรียบเทียบลักษณะรอยแผลที่เกิดในไขขาว ในเนื้อเยื่อปอด และผลจากการจำลอง โดยผลจากการจำลองเป็นรอยแผลที่เกิดขึ้นที่อุณหภูมิ 50 °C ขึ้นไป



(n)



(o)



(ค)

รูปที่ 5.29 แสดงรอยแผลในปอดแบบ *in vitro* ที่เกิดจากสายอากาศสองสล็อต

## บทที่ 6

# สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

### 6.1 สรุปผลงานวิจัย

งานวิทยานิพนธ์นี้แสดงให้เห็นถึงการกระจายของอุณหภูมิและ SAR รวมไปถึงขนาดรอยแผลที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอดที่เกิดจากคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz เคลื่อนที่ผ่านสายอากาศแบบโคแอกเชียลไปยังปอด โดยงานวิจัยนี้ใช้สายอากาศโคแอกเชียลทั้งหมดสามชนิดด้วยกันนั่นคือ ชนิดปลายเปิด หนึ่งสล็อต และสองสล็อต โดยเราจะทำการจำลองและดูผลทางความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอดมาจากสายอากาศทั้งสามแบบและหลังจากนั้นจะทำการทดลองเนื้อเยื่อปอดหมูแบบนอกร่างกาย (*in vitro, deflated lung*) เพื่อดูความสอดคล้องกันของขนาดรอยแผลที่ได้จากการจำลองและที่ได้จากการทดลอง โดยการทดลองจะใช้เครื่องกำเนิดไมโครเวฟ 2.45 GHz ร่วมกับสายอากาศโคแอกเชียลแบบ ปลายเปิด หนึ่งสล็อต และสองสล็อต หลังจากนั้นจะทำการเพิ่มประสิทธิภาพในการกระจายอุณหภูมิและเพิ่มขนาดรอยแผลโดยหาสายอากาศที่เหมาะสมที่สุดที่จะนำมาทำเป็นสายอากาศแบบสามเส้นแทงเข้าไปในเนื้อเยื่อปอดหมูพร้อมกันเพื่อเพิ่มขนาดรอยแผลโดยใช้วิธีจำลอง การวิเคราะห์ใช้โปรแกรมคอมโซล มัลติฟิสิกส์ ซึ่งเป็นโปรแกรมที่ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์ปัญหา โดยปัญหาที่ใช้วิเคราะห์ในงานวิจัยฉบับนี้ เป็นปัญหาทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและปัญหาทางความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ โดยสามารถสรุปผลการวิจัยที่ดังนี้

สายอากาศแบบปลายเปิดเป็นสายอากาศที่ต้องการกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามากที่สุดในสายอากาศทั้งสามแบบเพื่อให้ได้อุณหภูมิประสิทธิภาพ และให้อุณหภูมิสูงสุดในขณะปอดหดตัวมากกว่าในขณะปอดขยายตัว แต่มีข้อดีคือจะให้ปริมาตรหรือขนาดบาดแผลที่ใหญ่ที่สุดของทั้งสายอากาศทั้งสามแบบ แต่ข้อเสียคือมีความแตกต่างในปริมาตรของรอยแผลในขณะปอดหดตัวกับขยายตัวค่อนข้างมากทำให้เกิดความยุ่งยากในกรณีที่จะนำไปใช้จริงเนื่องจากทำให้ต้องการเครื่องควบคุมกำลังคลื่นไมโครเวฟที่รวดเร็วและแม่นยำเพื่อควบคุมปริมาตรรอยแผลไม่ให้ต่างกันมากนัก

สายอากาศแบบหนึ่งสล็อตเป็นสายอากาศที่ต้องการกำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าน้อยที่สุดในสายอากาศทั้งสามแบบเพื่อให้ได้อุณหภูมิประสิทธิภาพ และให้อุณหภูมิสูงสุดในขณะปอดหดตัวน้อยกว่าในขณะปอดขยายตัว แต่จะให้ปริมาตรบาดแผลน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับสายอากาศทั้งสามแบบแต่จะให้ความแตกต่างในปริมาตรบาดแผลน้อยกว่าแบบปลายเปิด ข้อดีอีกอย่างคือกรณีนำไปใช้จริงอาจไม่ต้องการความแม่นยำในการควบคุมอุณหภูมิเท่าสายอากาศแบบปลายเปิด

เนื่องจากมีความแตกต่างของขนาดรอยแผล ณ ขณะปอดหัวตัวกับขณะปอดขยายตัวไม่มากเท่าสายอากาศแบบปลายเปิด

สายอากาศแบบสองสล็อตต้องการกำลังวัตต์ค่อนข้างน้อยเพื่อให้ได้อุณหภูมิประสิทธิผลคือใกล้เคียงกับแบบหนึ่งสล็อตและ ให้อุณหภูมิสูงสุดขณะปอดหดตัวน้อยกว่าในขณะปอดขยายตัว และมีข้อดีหลักคือจะให้ปริมาตรของรอยแผลในขณะปอดหดตัวและขยายตัวต่างกันน้อยที่สุดในสายอากาศทั้งสามแบบทั้งยังให้รัศมีของขนาดรอยแผลที่แทบไม่ต่างกันเลขระหว่างปอดหดและขยายตัว และยังให้ขนาดรอยแผลที่ค่อนข้างใหญ่เมื่อเทียบกับแบบหนึ่งสล็อตด้วยเหตุนี้สายอากาศแบบนี้จึงเหมาะที่จะนำไปใช้ในแบบสายอากาศสามสายพร้อมกันในปอด

สายอากาศแบบสองสล็อตสามเส้นพร้อมกันมีความต้องการกำลังวัตต์น้อยที่สุดถ้าเทียบกับสายอากาศแบบเส้นเดียวเพื่อให้ได้อุณหภูมิประสิทธิผล และให้อุณหภูมิสูงสุดขณะปอดหดตัวมากกว่าในขณะปอดขยายตัวแต่แตกต่างกันน้อยมากเมื่อเทียบกับแบบอื่นและยังให้ปริมาตรรอยแผลที่ใหญ่ที่สุดเมื่อเทียบกับการทดลองในสายอากาศแบบอื่นๆ(ขนาดเฉลี่ยในขณะปอดหดและขยายตัวมากกว่า 2 เท่าของสายอากาศเดี่ยวทั้งสามแบบ) และยังให้รัศมีรอยแผลเฉลี่ยที่ใหญ่กว่าสองเท่าของสายอากาศแบบเดี่ยวๆของทั้งสามการทดลองที่ผ่านมา แต่จะมีข้อเสียคือยังคงให้ความแตกต่างที่ค่อนข้างมากในขณะปอดหดและขยายตัว

การทดลองโดยใช้ปอดหมูแบบนอกร่างกาย (*in vitro*) ผลที่ได้มีความสอดคล้องกันทั้งในการกระจายอุณหภูมิและขนาดของรอยแผลเมื่อใช้เงื่อนไขเดียวกันกับการจำลองแต่อาจมีความคลาดเคลื่อนอยู่บ้างเนื่องจากความแตกต่างของสภาพแวดล้อมของเนื้อเยื่อปอดแบบนอกร่างกายแตกต่างกันอยู่บ้างกับที่ใช้ในการจำลองเช่นสภาพแวดล้อมของอุณหภูมิอัตราการไหลของเลือดในเส้นเลือด แต่โดยรวมไม่ว่าจะรูปร่าง ลักษณะการกระจายอุณหภูมิและขนาดรอยแผลมีความสอดคล้องกันระหว่างผลการจำลองและผลการทดลอง

## 6.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต

จากการจำลองที่กล่าวมาข้างต้นอาจมีบางตัวแปรที่ยังไม่เที่ยงตรงและต้องการการปรับปรุงและยังมีบางตัวแปรที่ไม่ได้ถูกใส่เข้ามาในการทดลองเนื่องจากยังไม่มีข้อมูลในส่วนนั้นหรือยังไม่สามารถทำได้ อย่างเช่นการตัวแปรบางตัวอาจไม่คงที่เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ และเนื้อเยื่อปอดอาจมีเส้นเลือดซึ่งอาจก่อให้เกิดผลที่แตกต่างไปเล็กน้อยในการคำนวณ บางส่วนที่กล่าวมานี้จึงเป็นงานที่ต้องพัฒนาและปรับปรุงต่อไปในอนาคต

## เอกสารอ้างอิง

- [1] มะเร็งปอด, <http://www.thailabonline.com/sec7calung.htm>.
- [2] **Radiofrequency Ablation of Lung Tumors,**  
<http://www.ctsnet.org/sections/thoracic/newtechnology/article-8.html>
- [3] Edgar Allen Cabrera, Kerry Mullaney, and Marina Ramirez, “**A Cryosurgical Approach to Lung Cancer,**” BEE 453: Computer-Aided Engineering: Applications to Biomedical Processes 7 May 2004.
- [4] Marcello Carlo Ambrogi, MD, PhD; Paolo Dini, MD; and Alfredo Mussi, MD, “**Radiofrequency Ablation of Lung Tumors,**”  
<http://www.ctsnet.org/sections/thoracic/newtechnology/article-8.html>
- [5] Fernando HC, Hoyos A D, Lanreneau R J, Gilbert S, Gooding W E, Nuenaventura P O, Christie N A, Belani C, and Luketich J D, “**Radiofrequency ablation for the treatment of non-small cell lung cancer in marginal surgical candidates,**” J Thorac Cardiovasc Surg. (March 2005); 129(3): pp. 639-44
- [6] Lee J M, Jin G Y and Goldberg S N et al, “**Percutaneous radiofrequency ablation for inoperable non-small cell lung cancer and metastases: preliminary report,**” Radiology (2004); 230: pp. 125–134.
- [7] Vaughn C, Mychaskiw G, 2nd, and Sewell P et al, “**Massive hemorrhage during radiofrequency ablation of a pulmonary neoplasm,**” Anesth. Analg. (2002); 94: pp. 1,149–1,151.
- [8] Kazuyuki Saito, Student Member, IEEE; Yoshihiko Hayashi; Hiroyuki Yoshimura, Member, IEEE; and Koichi Ito, Member, IEEE, “**Heating Characteristics of Array Applicator Composed of Two Coaxial-Slot Antennas for Microwave Coagulation Therapy,**” IEEE Transaction on microwave theory and techniques, VOL. 48, NO. 11, NOVEMBER 2000
- [9] T. Seiki, M. Wakabayashi, T. Nakagawa, T. Itoh, T. Shiro, K. Kunieda, M. Sato, S.Uchiyama, and K. Inoue, “**Ultrasonically guided percutaneous microwave coagulation therapy for small carcinoma,**” *Cancer*, vol.74, no. 3, pp. 817-825, 1994.
- [10] R. Murakami, S. Yoshimatsu, T. Matsukawa, M. Takahashi, and K. Sagara, “**Treatment of hepatocellular carcinoma: Value of percutaneous microwave coagulation,**”

*Amer. J. Rentgenol.*, vol. 164, pp. 1159-1164, 1995.

- [11] A.S. Wright, F. T. Lee, Jr., and D. Malvi, **“Hepatic microwave ablation with multiple antennas results in synergistically larger zones of coagulation necrosis,”** *Ann Sure Oncoi*, Vol. 10, pp. 275-283. 2003.
- [12] Caroline J. Simon, MD . Damian E. Dupuy, MD . William W.Mayo-Smith, MD  
**“Microwave Ablation: Principles and Applications1,”** RG Volume 25 • Special Issue • October 2005.
- [13] J.D. Kraus and D. A. Flesich, **“Electromagnetics with applications,”** 5<sup>th</sup> Edition, McGraw-Hill Company, pp. 389-419. 1999.
- [14] A.W. Guy, **“History of Biological Effects and Medical Application of Microwave Energy,”** *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. MTT-32, No.9, September 1984. pp. 1182-1199.
- [15] G. M. Hahn, **“Hyperthermia for the Engineer: A Shost Biological Primer,”** *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, No.1, January 1984, pp.3-8.
- [16] M.G. Skinner, M.N. Iizuka, M.C. Kolios, and M.D. Sherar, **“A theoretical comparison of energy sources – microwave, ultrasound and laser – for interstitial thermal therapy,”** *Physics in Medicine and Biology*, vol. 43, pp. 3535-3547, 1998.
- [17] H. H. Pennes, **“Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in Resting Forearm.”** *Journal of Applied Physiology*,” vol. 1, 1948. pp. 93-122.
- [18] J.P. McGahn, J.M.Brock, H.Tesluk, W.-Z.Gu, P. Schneider, and P.D.Browing, **“Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model,”** *J.Vasc. Inter. Radiol.*, vol 3, 1992, pp. 291-297.
- [19] J. W. Valvano, J. R. Cochran, and K. R. Diller, **“Thermal Conductivity and Diffusivity of Biomaterials Measured with Self-Heated Thermistors,”** *International Journal of Thermophysics*, vol. 6, No.3, 1985.
- [20] Michaela Morega, Laura Mogos, M. Neagu, Al. Morega, **“Optimal Design for Microwave Hyperthermia Applicator”** POLITEHNICA University of Bucharest, Department of Electrical Engineering, Bucharest, Romania.
- [21] F. A. Duck, **Physical Properties of Tissue.** New York: Academic, 1990.

## ภาคผนวก

### ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

[1] D Kiatkittisorn, M Sangworasil, P Phasukkit, and S Tungjitkusolmun “Microwave Ablation Therapy for Lung Cancer using Open-Tip and Multi-Slot Coaxial Antenna.” ECTI-CON 2007 International Conference on Biomedical Eng, May 9-12, 2007

# Microwave Ablation Therapy for Lung Cancer using Open-Tip and Multi-Slot Coaxial Antenna

D Kiatkittisorn<sup>1</sup>, M Sangworasil<sup>1,2</sup>, P Phasukkit<sup>1,2</sup>, and S Tungjitkusolmun<sup>1,2</sup>

Faculty of Engineering<sup>1</sup>, Computer Research and Service Center<sup>2</sup>

King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand 10520

[ktsupan@kmitl.ac.th](mailto:ktsupan@kmitl.ac.th)

**Abstract** -This paper presents the treatment of pulmonary carcinoma using microwave coagulation therapy with open-tip and multi-slot coaxial antennas. Because lung is a common site for cancer and usually has substantial functional reserve, MW ablation of lung cancers is an attractive option for minimally invasive treatment. We performed finite element analysis simulation of microwave ablation and analyzed heating characteristics of open-tip and multi-slot coaxial antennas. We also performed *in vitro* experiments and analyzed heating characteristics in swine-lung tissue during application of microwave energy through open-tip and coaxial-slot antennas. The validity of the analysis was confirmed by comparison of the results from the simulation and *in vitro* experiments.

**Keyword:** MCT, lung Cancer, open-tip, multi-slot

## I. INTRODUCTION

Microwave coagulation therapy (MCT) has been used extensively for the treatment of hepatocellular carcinoma [1], [2]. Microwave ablation technique is minimally invasive, thus it requires shorter recovery period compared to surgical resection. In the treatment, a thin microwave antenna is inserted into the tumor, and the microwave energy provided by the antenna heats up the tumor to produce the coagulated region covering cancer cells. The input power of the antenna is usually less than 50 W. The goal of microwave ablation is to elevate the temperature of unwanted tissue to above 50 °C where cancer cells are destroyed [3].

From our literature review, no previous studies have discussed the use of microwave ablation for treatment of lung cancer. However, previous studies using radio-frequency (RF) ablation for lung cancer have been reported [4]. Using microwave is potentially more effective than using RF due to air-filled anatomical structure of the lung. For RF ablation of lung carcinoma,

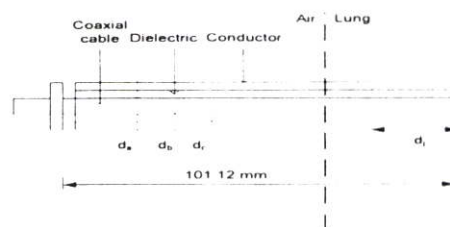
the major problem is that the size of coagulated region is generally insufficient due to low RF energy deposited in lung tissue.

In this paper, we used finite element method (FEM) to determine electromagnetic fields and heating patterns of various antenna designs. Then we constructed the antennas with desirable characteristics and utilized them to perform *in vitro* experiments using swine lung tissue.

## II. MATERIALS AND METHODS

### (a) Open-tip and multi-slot coaxial antennas

Fig. 1 (a) and (b) show the configuration of the open-tip antenna (OTA) and multi-slot coaxial antenna (MSCA). Table 1 lists all related structural parameters of the antennas. Here,  $d_a$  is the diameter of the antenna;  $d_b$  is the thickness of the dielectric;  $d_c$  is the thickness of the conductor;  $d_g$  is the length from the tip to the center of the slot; and  $d_f$  is the width of the slot. We used a thin semi-rigid coaxial with a diameter of 3.6 mm. Table 2 provides values for the relative permittivities of the materials used in the antennas.



(a)

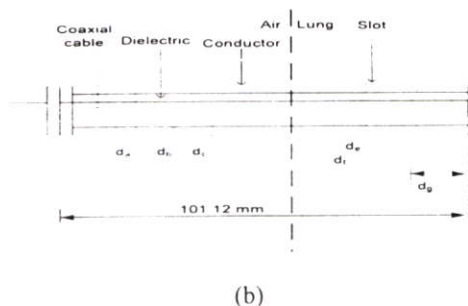


Figure 1. Structural configuration of (a) OTA and (b) MSCA

TABLE 1

THE DIMENSION AND RELATIVE PERMITTIVITIES OF THE COAXIAL ANTENNAS USED IN MW

Dimension of Antenna	
da (diameter of the coaxial antenna) [mm]	3.66
db(thickness of the dielectric), dc (thickness of the conductor), de (length between the slots), di (width of the slot) [mm]	1
dgt(length from the tip to the center of the slot) [mm]	6.5
dt(length of the tip) [mm]	18.82
Relative permittivity	
$\epsilon_{in}$ (relative permittivity of the inner dielectric) [mm]	2.03
$\epsilon_{in}$ (relative permittivity of the catheter) [mm]	2.36

TABLE 2

ELECTRICAL AND THERMAL PROPERTIES OF THE TISSUE [5]-[6]

Electrical and Thermal properties of the media	Lung
Thermal conductivity [W/m · K]	0.3158920
Relative permittivity	20.476801
Conductivity [S/m]	0.8041280
Blood flow rate [m <sup>3</sup> /kg · s]	6.67x10 <sup>-6</sup>
Density of the blood [kg/m <sup>3</sup> ]	1060
Specific heat of blood [J/kg · K]	3960

### (b) Finite element studies of coupled thermal-electromagnetic analyses

Since our goal is to compare the characteristics of different antenna designs in terms of energy and heating distribution, we performed all analyses using the bio-heat and Maxwell's equations. Finite element analysis was utilized to obtain approximate numerical results of the complex coupled thermal-electromagnetic problems by dividing the domain of interest into many small areas with simple geometry. We describe the bio-heat equation and calculation of the specific absorption ratio (SAR) in this section.

#### Bio-heat equation

We can calculate the temperature distribution inside the biological tissue by solving the bio-heat transfer equation

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) + \rho_b \rho_b c_b \omega_b (T_b - T_h) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (1)$$

where  $T$  is the temperature ( $^{\circ}\text{C}$ ),  $t$  is the time (s),  $\rho$  is the density ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ),  $c$  is the specific heat ( $\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$ ),  $k$  is the thermal conductivity ( $\text{W}/\text{m} \cdot \text{K}$ ),  $\rho_b$  is the density of the blood ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ),  $c_b$  is the specific heat of the blood ( $\text{J}/\text{kg} \cdot \text{K}$ ),  $\omega_b$  is the blood perfusion rate ( $\text{m}^3/\text{kg} \cdot \text{s}$ ),  $T_b$  is the temperature of the blood ( $^{\circ}\text{C}$ ).

The first, second, and third terms on the right hand side of (1) denote thermal conduction, heat dissipation by the blood flow, and heat generation by the electric field ( $Q_{ext}$ ), respectively.  $Q_{met}$  is the amount of heat generated by metabolic process and is comparatively much smaller than the previous terms. Thus  $Q_{met}$  is considered negligible in this study.

#### Calculation of SAR

We can calculate SAR using equation (2):

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad [W / kg] \quad (2)$$

where  $\sigma$  is the electrical conductivity [S/m]

$\rho$  is density [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ] and

$E$  is the electric field intensity (rms) [V/m]

### Software simulation

In this study we performed finite element analyses using COM-SOL version 3.2b. We ran all simulations on a PC with Intel Pentium M, 1.5 GB of RAM, and 50 GB of Hard disk space. There were three types of MW antennas used—OTA, 1-slot MSCA, and 2-slot MSCA. For each case, we set the input power to 80 W, for a duration of 30 s.

### In vitro Studies

We constructed the OTA, 1-slot MSCA, and 2-slot MSCA using the semi-rigid coaxial cables. We tested each antenna in *in vitro* experiments using swine lung tissue. The microwave power generator was built in house and was able to supply 0-100 W to the MW antenna. Swine lung tissue was placed in a saline bath and MW energy was delivered to each antenna. In addition, we measured SAR and temperature distribution along the shaft of each antenna using the Bird Site Analyzer (Electronic Corporation, Cleveland (Solon) Ohio, USA).

## III. RESULTS

Fig. 2 illustrates SAR distributions along the axial surface of OTA, 1-slot MSCA, and 2-slot MSCA from finite element analyses. Table 3 lists VSWR for each antenna used. Table 3 lists Voltage Standing Wave Ratio (VSWR) measured with the Bird Site Analyzer in *in vitro* experiment. Graph 1 shows the distribution of SAR in lung tissue from the three antennas. Fig. 3 compares temperature distributions of the three antennas along their axes. Graph 2 shows corresponding temperature distributions and Fig. 4 displays temperature gradients within lung tissue for in vitro experiment.

TABLE 3

VSWR VALUES OF EACH ANTENNA MEASURED WITH BIRD SITE ANALYZER

Coaxial 1 Slot	VSWR: 1.33:1
Coaxial 2 Slot	VSWR: 1.45:1
Open-tip	VSWR: 1.29:1

### Simulation Results

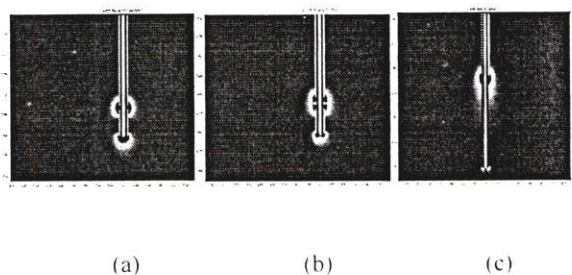
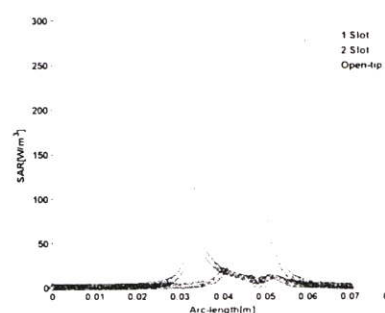


Fig. 2 the quantities of SAR distributions of the antennas in pulmonary tissue (a) 1-slot (b) 2-Slot (c) Open-tip



Graph 1 SAR distributions within lung tissue from the simulation of 1-slot, 2-slot, and open-tip antennas

Fig. 2 shows the simulation values of SAR in pulmonary tissue corresponding to the 1slot, 2 slot, and open-tip respectively. SAR values relates to the values of electric field by Eq. (2). Graph 1 shows that the 1 slot has the highest level of whole electrical field, and the 2 slot has the highest level of electric field around the slots. Finally the pen-tip has lower level of electric field than the 1 and 2 slots.

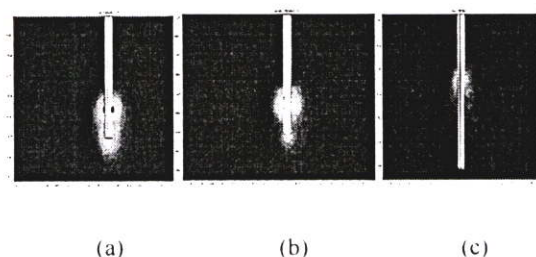
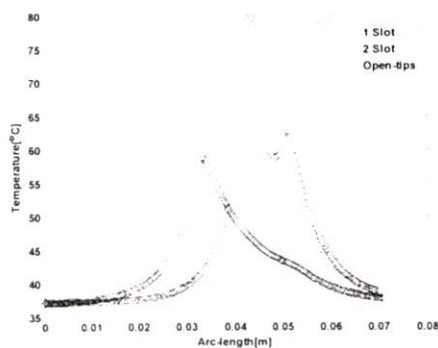


Fig. 3 the quantity of temperature distribution in pulmonary tissue: (a) 1-slot (b) 2-Slot (c) Open-tip



Graph 2 graph shows the comparison of temperature distributions from the simulation of 1-Slot, 2-Slot, Open-tip coaxial antennas in pulmonary tissue

Fig. 2 and graph 2 show the level of temperature distribution of the tree types of the antennas in pulmonary tissue. As shown in fig. 2 and graph 2, the 1 slot has the highest level of temperature. The 1 and 2 slots have the temperature distributions around the slots and the tips of the antennas. The open-tip has lower level of temperature than the 1 and 2 slots

#### Experiment Results

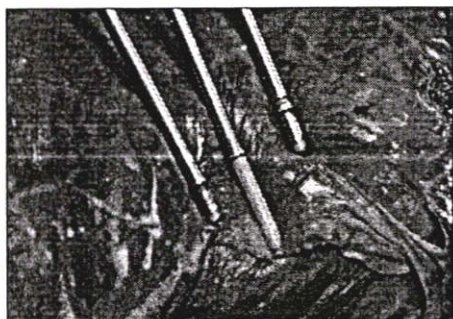


Figure 4 Lesions created in swine lung tissue using 1-slot MSCA, OTA, and 2-slot MSCA.

Fig. 4, in vitro experiment, shows that the analysis with the finite element method gave the simulation result similar to the in vitro experiment.

#### IV. CONCLUSIONS

This study presents 2 different antenna designs—OTA and MSCA—for use in lung cancer treatment. Due to high electrical resistivity in lung compared to other tissues, using microwave ablation can be potentially more effective than RF ablation. With OTA design, the location with optimal SAR occurs at regions

adjacent to the outer conductor. For MSCA, optimal SAR is distributed close to the slots. From both FE analyses and in vitro experiments, 1-slot MSCA appeared to have a higher maximum temperature compared to that of OTA. When we increased the slot from 1 to 2, the maximum temperature in lung tissue decreased, however, the maximum temperature region was more widely distributed. The different results obtained from each antenna design can be applied to appropriate treatment criteria

#### REFERENCES

- [1] T. Seiki, M. Wakabayashi, T. Nakagawa, T. Itoh, T. Shiro, K. Kunieda, M. Sato, S. Uchiyama, and K. Inoue. "Ultrasonically guided percutaneous microwave coagulation therapy for small carcinoma," *Cancer*, vol.74, no. 3, pp. 817-825, 1994.
- [2] R. Murakami, S. Yoshimatsu, T. Matsukawa, M. Takahashi and K. Sagarra, "Treatment of hepatocellular carcinoma: Value of percutaneous microwave coagulation," *Amer. J. Rentgenol.*, vol. 164, pp. 1159-1164, 1995.
- [3] J. P. McGahan, J. M. Brock, H. Tesluk, W. -Z. Gu, P. Schneider, and P. D. Browning. "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model." *J Vasc. Inter. Radiol.*, vol 3, pp.291-297, 1992.
- [4] Steven C. Rose, MD, Patricia A. Thistlethwaite, MD, PhD, Patrick E. Sewell, MD, and Ralph B. Vancd, MD, "Lung Cancer and Radiofrequency Ablation," *J. Vasc. Inter. Radiol.*, vol. 17, pp. 927-951, 2006.
- [5] J. W. Valvano, J. R. Cochran, and K. R. Diller. "Thermal Conductivity and Diffusivity of Biomaterials Measured with Self-Heated Thermistors," *International Journal of Thermophysics*, vol. 6, No.3, 1985.
- [6] F. A. Duck, *Physical Properties of Tissue*. New York: Academic, 1990.

## ประวัติผู้เขียน

นายดิพร้อม เกียรติกิตติสรณ์ เกิดเมื่อวันที่ 20 กันยายน 2523 อำเภอบางกรวย จังหวัดนนทบุรี  
ปีการศึกษา 2547 สำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาฟิสิกส์ประยุกต์ (เกียรตินิยม)  
จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพฯ

งานวิจัยที่สนใจ Microwave Ablation Therapy with Finite Element Method