



## รายงานการวิจัย

โรคมะเร็งปอดกับการศึกษาความเป็นไปได้ในการรักษาด้วยคลื่น  
ไมโครเวฟ

Lungs cancer microwave ablation: possibility study in the  
treatment

โดย

นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

นายกิตติพล ชิตสกุล

นายพลศาสตร์ เลิศประเสริฐ

นายอิทธิพล พจนสัง

นายพิมล ผลพุกษา

ที่ปรึกษา

นายสุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยเงินงบประมาณแผ่นดินประจำปีงบประมาณ 2552

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร

## สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

### โรคมะเร็งปอดกับการศึกษาความเป็นไปได้ในการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ

#### บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้ได้กล่าวถึงการวิเคราะห์แบบ 3 มิติ โดยแบบจำลองในคอมพิวเตอร์ ด้วยการนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการแก้ปัญหา ซึ่งเราได้พิจารณาลักษณะของสายอากาศแบบโมนโพลเพื่อใช้ในการฆ่าเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อปอดด้วยคลื่นไมโครเวฟ รูปแบบของสายอากาศแบบโมนโพลที่เราพิจารณามีรูปแบบต่าง ๆ อันได้แก่ แบบปลายเปิด (*open tip*) แบบปลายปิดไดอิเล็กตริก (*dielectric tip*) แบบปลายปิดโลหะ (*metal tip*) โดยได้ศึกษาลักษณะการกระจายตัวความร้อนที่เกิดจากการเหนี่ยวนำของคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz จากการจำลองจะเห็นว่าการกระจายความร้อนของสายอากาศทั้งสามรูปแบบมีลักษณะการกระจายความร้อนที่คล้าย ๆ กัน และสามารถเหนี่ยวนำอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในมะเร็งปอดสูงกว่า 50°C ซึ่งมีความเป็นไปได้ที่จะใช้ในการทำลายมะเร็งปอด จากการจำลองแบบควบคุมเวลาได้กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอกและตัวนำภายในของสายโคแอ็กเซียลคองที่ 50 โวลต์ สายอากาศแบบปลายเป็น ไดอิเล็กตริกสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดอุณหภูมิในปอดได้สูงที่สุด(300s อุณหภูมิ 402°C) และสามารถทำลายมะเร็งปอดได้มากที่สุด(98.51%) สำหรับการจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ โดยควบคุมอุณหภูมิสูงสุดที่ 100 °C สายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายมะเร็งปอดได้มากที่สุด ในขณะที่สายอากาศแบบ *DTM* สามารถทำลายมะเร็งปอดได้น้อยที่สุด สำหรับการใช้คลื่นไมโครเวฟที่ระดับกำลังต่ำ ๆ สายอากาศทั้งสามแบบสามารถทำลายมะเร็งได้มากแต่ต้องใช้เวลาในการทำลายมะเร็งนาน

RCH

RC

280

· L8

5924

ลงทนาย

เลขทะเบียน 115631

วัน,เดือน,ปี. 24 ส.ค. 2554

b.	12198319
i.	

## **Lungs cancer microwave ablation: possibility study in the treatment**

### **ABSTRACT**

This research has presents three-dimensional finite element analyses of microwave ablation. We studied the characteristics of various monopole antennas for microwave ablation at frequency of 2.45 GHz. Three configurations of monopole antennas were considered: open-tip, dielectric-tip and metal-tip. Our simulations modes were time control and temperature control mode. The all mode simulation results, from the analyses of electromagnetic are magnetic and electric field; we used their results to further analyze temperature distributions. the open-tip, dielectric-tip and metal-tip monopole antennas had similar temperature distribution profiles. All antennas can be induce the temperature exceed 50°C, that mean has possibility for using microwave frequency to lung cancer ablation. For simulations on time control mode: we set the potential difference between the inner and an outer conductor was 50V. From the simulation results, Dielectric-tip monopole can be induced the maximum tissue temperature over 100°C in cancer tissue (at 300s, maximum temperature 402°C) and Dielectric-tip monopole can be maximum destruction lung cancer (98.51%). And for the simulation on temperature control mode: we set the ablation controlled temperature was 100 °C. in all cases. From the simulation results, Metal-tip monopole antennas can be maximum destruction lung cancer, while the dielectric-tip monopole antennas were minimum destruction lung cancer; Furthermore, from simulation on temperature control mode, if you use low power for using microwave frequency to ablation, you must a long time to destruction cancer tissue.

## กิตติกรรมประกาศ

รายงานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือ และการสนับสนุนจากบุคคลหลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆ ท่านดังต่อไปนี้

ขอขอบพระคุณคุณพ่อและคุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน เลี้ยงดู สนับสนุนการศึกษา ตลอดจนใจให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ซึ่งให้คำแนะนำต่างๆ รวมทั้งเอื้อเฟื้อเครื่องมือเครื่องใช้ในการทำวิจัย และติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งในความเมตตาของท่านจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ ผศ. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ ผู้ให้คำปรึกษา และคำแนะนำต่าง ๆ เกี่ยวกับการทำงานวิจัย

ขอขอบคุณนางวรรณา พรหมจรัส ที่ช่วยในการสนับสนุนค้นหาข้อมูลเกี่ยวกับงานวิจัยเรื่องมะเร็งในปอด จนงานวิจัยสามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี และคอยให้กำลังใจเสมอมา

นอกจากนี้ผู้เขียนใคร่ขอขอบพระคุณ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร ที่ให้ความรู้ และโอกาสในการทำงาน

คุณค่า และประโยชน์อันพึงมีจากรายงานการวิจัยฉบับนี้ คณะผู้วิจัยขอขอบแต่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

มนตรี ไชยชาญยุทธ์

และคณะผู้วิจัย

30 กันยายน 2551

# สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	3
1.7 แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยีหรือผลการวิจัยสู่กลุ่มเป้าหมาย.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของโปรแกรม ANSYS.....	4
2.1 บทนำ.....	4
2.2 พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	4
2.3 การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง.....	7
2.4 สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และ อุณหภูมิ.....	8
2.5 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	9
2.5.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bioheat Equation).....	10
2.5.2 สมการการดูดซับความร้อน.....	11
บทที่ 3 หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง.....	12
3.1 บทนำ.....	12
3.2 หลักการวิเคราะห์.....	12
3.3 สายอากาศแบบโมโนโพล.....	14

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
3.4 รูปแบบของแบบจำลอง (Geometric model).....	14
3.5 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา.....	15
3.5.1 เงื่อนไขทางด้านอิเล็กทรอนิกส์.....	15
3.5.2 เงื่อนไขการแก้ปัญหาด้านความร้อน.....	15
3.6 คุณสมบัติของวัสดุ (Material Properties).....	16
3.6.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์.....	16
3.6.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาด้านความร้อน.....	16
3.7 การเมชเอลิเมนต์ (Meshing).....	17
3.7.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119.....	17
3.7.2 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D-SOLID 87.....	17
3.8 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	18
3.8.1 รูปแบบของสายอากาศแบบโมโนโพล.....	19
3.8.2 แบบจำลองของปอดที่เป็นมะเร็ง.....	20
3.8.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย.....	21
3.8.4 การเมชแบบจำลอง.....	21
3.8.5 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	23
3.8.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	23
บทที่ 4 ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	24
4.1 บทนำ.....	24
4.2 วิธีการ และการบันทึกผลการทดลอง.....	24
4.2.1 การทดลองที่ 1 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควบคุมเวลา.....	24
4.2.1.1 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ OTM.....	24
4.2.1.2 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ DTM.....	27
4.2.1.3 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ MTM.....	30

## สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.2.2 การทดลองที่ 2 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควมคุมอุณหภูมิ.....	33
4.2.1.1 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> .....	33
4.2.1.2 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> .....	35
4.2.1.3 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> .....	36
4.2.3 การพิจารณาทางด้านมิติความกว้าง-ลึกของแผล.....	39
4.3 วิเคราะห์ผลการทดลอง.....	40
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	44
5.1 สรุปผลงานวิจัย.....	44
5.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต.....	45
เอกสารอ้างอิง.....	46

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ.....	13
3.1(ต่อ) แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ.....	14
3.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางแม่เหล็กไฟฟ้า.....	16
3.3 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	17
3.4 แสดงจำนวน โหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ.....	22
4.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM ทำลายมะเร็งปอด.....	26
4.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ DTM ทำลายมะเร็งปอด.....	29
4.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ MTM ทำลายมะเร็งปอด.....	32
4.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM DTM และMTM เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที.....	32
4.5 ผลการทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิที่กำลังงานระดับต่าง ๆของสายอากาศแบบ OTM....	35
4.6 ผลการทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิที่กำลังงานระดับต่าง ๆของสายอากาศแบบ DTM ...	36
4.7 ผลการทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิที่กำลังงานระดับต่าง ๆของสายอากาศแบบ MTM....	38
4.8 ผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผล แบบควบคุมเวลาที่ ความต่างศักย์ 50V.....	39
4.9 แสดงผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผลแบบควบคุมอุณหภูมิ.....	40

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	10
3.1 โฟวชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา.....	12
3.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมนโพล (หน่วยเป็น : mm).....	13
(a) OTM: สายอากาศแบบปลายเปิด ( <i>Open tip Monopole</i> ).....	13
(b) DTM: สายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริก ( <i>Dielectric tip Monopole</i> ).....	13
(c) MTM: สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ ( <i>Metal tip Monopole</i> ).....	13
3.3 แสดงแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	14
3.4 แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย.....	18
3.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหา.....	18
3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมนโพล.....	19
(a) สายอากาศแบบปลายเปิด ( <i>OTM: Open tip Monopole</i> ).....	19
(b) สายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริก ( <i>DTM: Dielectric tip Monopole</i> ).....	19
(c) สายอากาศแบบปลายปิดโลหะ ( <i>MTM: Metal tip Monopole</i> ).....	20
3.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของปอดที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่.....	20
3.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	21
3.9 บล็อกไดอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	21
3.10 แสดงลักษณะการเมฆแบบจำลอง.....	22
3.11 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	23
4.1 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 60 วินาที.....	24
4.2 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 120 วินาที.....	25
4.3 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 180 วินาที.....	25
4.4 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 240 วินาที.....	25

## สารบัญญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.5 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	26
4.6 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจาก ส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 60 วินาที.....	27
4.7 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 120 วินาที .....	27
4.8 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 180 วินาที .....	28
4.9 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> เมื่อส่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 240 วินาที .....	28
4.10 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> เมื่อ ส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 300 วินาที .....	28
4.11 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> เมื่อ ส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 60 วินาที.....	30
4.12 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> เมื่อ ส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 120 วินาที.....	30
4.13 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> เมื่อ ส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 180 วินาที.....	30
4.14 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> เมื่อ ส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 240 วินาที.....	31
4.15 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> เมื่อ ส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	31
4.16 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>OTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่ง คลื่นไมโครเวฟที่ 25 V เป็นเวลา 1440 วินาที.....	33
4.17 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>OTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่ง คลื่นไมโครเวฟที่ 30 V เป็นเวลา 120 วินาที.....	33

## สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.18 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>OTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 35 V เป็นเวลา 30 วินาที.....	34
4.19 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>OTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 40 V เป็นเวลา 10 วินาที.....	34
4.20 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>OTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 45 V เป็นเวลา 5 วินาที.....	34
4.21 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>DTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 45 V เป็นเวลา 5 วินาที.....	35
4.22 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>MTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 25 V เป็นเวลา 7200 วินาที.....	36
4.23 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>MTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 30 V เป็นเวลา 2700 วินาที.....	37
4.24 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>MTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 35 V เป็นเวลา 600 วินาที.....	37
4.25 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>MTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 40 V เป็นเวลา 210 วินาที.....	37
4.26 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>MTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 45 V เป็นเวลา 110 วินาที.....	38
4.27 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ <i>MTM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่ง ส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 50 V เป็นเวลา 65 วินาที.....	38

# บทที่ 1

## บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎี หรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับและ แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยี

### 1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

สาเหตุการตายอันดับ 1 ของประเทศไทยในวันนี้คือ โรคมะเร็ง [1]ซึ่งมะเร็งปอดเป็นมะเร็งที่พบมากที่สุด ในเพศชาย และเพศหญิง แต่สำหรับในเพศชายพบว่า ปัจจุบันมะเร็งปอดเป็นมะเร็งที่พบมากที่สุด โดยเฉพาะในกรุงเทพฯ และเขตจังหวัดทางภาคเหนือของประเทศไทย เพราะมะเร็งปอดมาพร้อมกับสังคมเมืองและพฤติกรรมการใช้ชีวิตที่ไม่ถูกต้อง เช่น การสูบบุหรี่ ในไทยมีผู้ป่วยมะเร็งปอด เกิดขึ้นใหม่มากกว่า 10,000 รายต่อปี หรือเท่ากับว่าคนไทยเป็นมะเร็งปอดเพิ่มขึ้นวันละ 26 ราย และใน 26 ราย จะมีผู้เสียชีวิตถึง 19 ราย เมื่อเทียบมะเร็งชนิดอื่น เช่น มะเร็งเต้านมพบว่าคนไทยจะเป็นมะเร็งเต้านมเพิ่มขึ้นวันละ 32 ราย แต่มีการสูญเสียชีวิตเพียงแค่ 4 รายเท่านั้น และจากสถิติการเป็นมะเร็งในผู้ชายอันดับ 1 คือ มะเร็งปอด หากแต่แนวโน้มอนาคตการเป็นมะเร็งปอดในผู้ชายก็นับวันจะเป็นเพิ่มขึ้นแซงหน้ามะเร็งปอดอีกด้วย ทางสหรัฐฯ ยังทำสถิติไว้อีกด้วยว่าในทุกๆ 30 วินาทีจะมีคนเสียชีวิตจากโรคมะเร็งปอดในที่ใดที่หนึ่งของโลก

การรักษา มะเร็งปอดมีอยู่ 3 วิธีหลัก ๆ คือ ซึ่งอาจใช้ร่วมกัน[2] (1) *การผ่าตัด (Surgery)* ควรทำเฉพาะในรายที่คาดว่ายังมีหวังตัดมะเร็งออกได้หมด และปอดที่เหลืออยู่ยังเพียงพอ (2) *รังสีรักษา หรือการฉายแสง (Radiation therapy)* ใช้ในผู้ป่วยมะเร็งปอดที่ผ่าตัดไม่ได้ และในรายที่ผ่าตัดแล้วแต่ตัดมะเร็งออกไม่หมดหรือคาดว่ามะเร็งจะงอกขึ้นมาอีก (3) *เคมีบำบัด (Chemotherapy)* มีบทบาทสำคัญในการรักษา มะเร็งปอด ในปัจจุบันนิยมใช้ยาหลายตัวสลับกันเป็นระยะ (cyclical treatment) เพราะได้ผลดีกว่าการใช้ยาตัวเดียว ผลการรักษา มักจะดีในผู้ป่วยที่สภาพร่างกายสมบูรณ์ และมีมะเร็งในร่างกายน้อย ยาที่ใช้ขึ้นอยู่กับชนิดของมะเร็ง

การใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษาโรคมะเร็งปอดยังไม่มีการใช้จริง สำหรับงานวิจัยในต่างประเทศจะเป็นการใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษา มะเร็งปอด แต่มะเร็งปอดมีเพียงการวิจัยโดยใช้คลื่นความถี่วิทยุในการรักษาเท่านั้น[3],[4] การวิจัยของต่างประเทศส่วนใหญ่จะเป็นการทดลองกับเนื้อเยื่อสัตว์ แล้วทำการวัดการดูดซับความร้อนในเนื้อเยื่อ ซึ่งผลการทดลองที่ได้ จะไม่สามารถมองเห็นลักษณะคุณสมบัติบางประการที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อปอดตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็น

ได้ เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆในเนื้อเยื่อ ซึ่งคุณสมบัติที่สำคัญต่าง ๆ นี้สามารถที่จะเห็นได้จากการใช้แบบจำลองในคอมพิวเตอร์

ดังนั้นในงานวิจัยนี้คณะผู้วิจัย จึงได้นำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการศึกษารูปแบบการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในปอดที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่มีความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศ แบบโมโนโพล (Monopole antennas) 3 รูปแบบ คือ แบบปลายเปิด แบบปลายปิดด้วยไดอิเล็กตริก และแบบปลายปิดด้วยโลหะเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อปอดส่วนที่เป็นมะเร็ง

## 1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา

โครงการวิจัยนี้เป็นการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์และศึกษาผลการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยมีวัตถุประสงค์ คือ

- 1.2.1 เพื่อสนับสนุนให้มีการนำเทคโนโลยีมาใช้ในการศึกษาทางการแพทย์เพื่อทำการรักษาโรคมะเร็ง โดยทำการวิเคราะห์ในคอมพิวเตอร์ก่อนที่จะทำการทดลองจริง
- 1.2.2 เพื่อเพิ่มศักยภาพในการวิจัยทางวิทยาศาสตร์การแพทย์
- 1.2.3 เพื่อส่งเสริมให้สาธารณสุขภายในประเทศมีการพัฒนายิ่งขึ้น
- 1.2.4 เพื่อเผยแพร่ผลงานวิจัยเชิงประยุกต์โดยแนวทางใหม่
- 1.2.5 กระตุ้นให้เกิดการวิจัยในเชิงวิทยาศาสตร์การแพทย์ และเผยแพร่ต่อสาธารณะ

## 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การศึกษาการทำลายก้อนมะเร็งในเนื้อเยื่อปอดที่ผ่านมาได้มีการศึกษาการกระจายความร้อนเมื่อส่งคลื่นความถี่วิทยุเข้าไปทำลายก้อนมะเร็งซึ่งผลที่ได้ก็แสดงให้เห็นข้อจำกัดทางด้านขนาดของก้อนมะเร็งที่ถูกทำลาย และการกำหนดรูปแบบของการกระจายความร้อน ดังนั้นจึงนำเสนอการศึกษารูปแบบการกระจายความร้อนเมื่อส่งคลื่นความถี่ไมโครเวฟแทนความถี่วิทยุ โดยนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการแก้ไขปัญหาทางคณิตศาสตร์ ซึ่งวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะเป็นการแก้ไขปัญหาโดยการสร้างแบบจำลองขึ้น และแบบจำลองจะมีคุณลักษณะเหมือนเนื้อเยื่อปอด โดยอาศัยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ลงในแบบจำลอง พารามิเตอร์จะถูกนำมาใช้ในสมการทางคณิตศาสตร์ เพื่อใช้ในการคำนวณ

การใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นบนแบบจำลอง จะต้องแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ตรงเนติกก่อน หลังจากนั้นก็นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการแก้ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์ตรงเนติก ซึ่งหมายถึง สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อน การวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ตรงเนติกจะเป็นไปตาม

สมการของ แมกซ์เวลล์(Maxwell) และสมการของแฮมโฮลต์ (Helmholtz) ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อนเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของความร้อน หรืออุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อปอด จะเป็นไปตาม สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation)

#### 1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นบนแบบจำลอง จะต้องแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กโทรแมกเนติกก่อน หลังจากนั้นก็นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการแก้ปัญหาทางอิเล็กโทรแมกเนติก ซึ่งหมายถึง สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อน การวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กโทรแมกเนติกจะเป็นไปตามสมการของ แมกซ์เวลล์ (Maxwell) และสมการของเฮล์มโฮลตซ์ (Helmholtz) ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อนเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของความร้อน หรืออุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อปอด จะเป็นไปตาม สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation)

#### 1.5 ขอบเขตการวิจัย

ภายในปีงบประมาณ 2552 จะเป็นการใช้วิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบโมโนโพล (Monopole antennas) 3 รูปแบบ คือ แบบปลายเปิด แบบปลายปิดด้วยไดอิเล็กตริก และแบบปลายปิดด้วยโลหะ

#### 1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

##### 1.6.1 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- นำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไปใช้ในการออกแบบเครื่องมือที่ใช้งานจริง
- เพิ่มศักยภาพในการวิจัยสำหรับนักวิจัยรุ่นใหม่ ศึกษาระดับปริญญาตรีและโท ของภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- เผยแพร่ผลงานวิจัยในระดับนานาชาติ
- เป็นข้อมูลสนับสนุนให้หน่วยงานอื่นๆ และผู้สนใจได้นำไปใช้ประโยชน์ เพื่อการพัฒนาประเทศ
- สนับสนุนให้มีการวิจัยทางด้านวิทยาศาสตร์การแพทย์

### 1.6.2 หน่วยงานที่นำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์

- หน่วยงานที่คาดว่าจะสามารถนำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์ได้คือหน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับ สถาบันทางการแพทย์ เช่น สถาบันวิจัยโรคมะเร็งแห่งชาติ โรงพยาบาลของรัฐตลอดจน โรงพยาบาลเอกชนที่สนใจ

### 1.7 แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยีหรือผลการวิจัยสู่กลุ่มเป้าหมาย

เมื่อเสร็จสิ้นการทดลองในห้องปฏิบัติการแล้ว จะนำผลการทดลองที่ได้นำเสนอในการประชุมวิชาการ และนิทรรศการทางวิชาการต่างๆ

## บทที่ 2

# ทฤษฎีและวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของโปรแกรม ANSYS

### 2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีทางคณิตศาสตร์ของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปแบบของเมตริกซ์ พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง และสมการความสัมพันธ์กันระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และอุณหภูมิต

### 2.2 พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า [3]

$$\nabla \times \{H\} = \{J\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} = \{J_s\} + \{J_e\} + \{J_v\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} \quad (2.2.1)$$

$$\nabla \times \{E\} = - \left\{ \frac{\partial B}{\partial t} \right\} \quad (2.2.2)$$

$$\nabla \cdot \{B\} = 0 \quad (2.2.3)$$

$$\nabla \cdot \{D\} = \rho \quad (2.2.4)$$

เมื่อ

$\nabla_x$  = ตัวปฏิบัติการเกร็ด

$\nabla \cdot$  = ตัวปฏิบัติการไดเวอร์เจน

$\{H\}$  = เวกเตอร์ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

$\{J\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม

$\{J_s\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของที่แหล่งกำเนิดกระแส

$\{J_e\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสที่เกิดจากการเหนี่ยวนำ

$\{J_{vs}\}$  = เวกเตอร์อัตราความเร็วของความหนาแน่นของกระแส

$\{D\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

t = เวลา

$\{E\}$  = เวกเตอร์ความเข้มของสนามไฟฟ้า

$\{B\}$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

$\rho$  = ความหนาแน่นของประจุไฟฟ้า

สมการที่ 2.2.5 เป็นสมการแสดงการหาค่าของเวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

$$\{B\} = [\mu]\{H\} \quad (2.2.5)$$

เมื่อ

$\mu$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็ก (Magnetic permeability)

สมการ 2.2.6 แสดงค่าความซึมซับแม่เหล็กในรูปแบบของเมตริกซ์

$$[\mu] = \mu_0 \begin{bmatrix} \mu_{rx} & 0 & 0 \\ 0 & \mu_{ry} & 0 \\ 0 & 0 & \mu_{rz} \end{bmatrix} \quad (2.2.6)$$

เมื่อ

$\mu_0$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในสุญญากาศ

$\mu_{rx}$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในทิศทางแกน x

$\mu_{ry}$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในทิศทางแกน y

$\mu_{rz}$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในทิศทางแกน z

สมการที่ 2.2.7 แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม

$$\{J\} = [\sigma][\{E\} + \{V\} \times \{B\}] \quad (2.2.7)$$

และ สมการ 2.2.8 แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

$$\{D\} = [\epsilon]\{E\} \quad (2.2.8)$$

เมื่อ

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

$$[\epsilon] = \begin{bmatrix} \epsilon_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \epsilon_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \epsilon_{zz} \end{bmatrix} = \text{เมตริกซ์ของความยินยอมทางไฟฟ้า}$$

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

$\sigma_{xx}$  = สภาพการนำไฟฟ้ามีหน่วยเป็น S/m

$\epsilon_{xx}$  = ความยินยอมทางไฟฟ้า

### 2.3 การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง

จากสมการ 2.3.1 และสมการ 2.3.2 เป็นสมการแมกซ์เวลล์ถ้าพิจารณาในกรณีที่มีสัญญาณฮาร์โมนิกโดยเขียนในรูปของ  $e^{j\omega t}$  จะได้เวกเตอร์ของสนามไฟฟ้าในรูปของสมการเฮล์มโฮลทซ์ดังสมการที่ 2.3.1

$$\nabla \times \left[ \mu_r^{-1} \cdot (\nabla \times \bar{E}) \right] - k_0^2 \bar{\epsilon}_r \cdot \bar{E} = -j\omega \mu_0 \bar{J}_s \quad (2.3.1)$$

เมื่อ

$\bar{E}$  = เวกเตอร์ของสนามไฟฟ้า

$\bar{\epsilon}_r$  = ความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์

$\mu_0$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในอากาศ

$\mu_r$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กสัมพัทธ์

$k_0$  = จำนวนคลื่น (*vacuum wavenumber*)

$\omega$  = ค่าความถี่เชิงมุม

$\bar{J}_s$  = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสแหล่งกำเนิด

จากสมการ 2.3.1 สามารถหาค่าของสนามไฟฟ้าจะหาได้จากสมการที่ 3.3.2 และหาค่าของสนามแม่เหล็กได้จากสมการที่ 2.3.3

$$E = \sum_{i=1}^N \bar{W}_i E_i \quad (2.3.2)$$

$$\bar{H} = \frac{j}{\omega\mu_0} \mu_r \cdot \sum_{i=1}^N \nabla \times \bar{W}_i E_i \quad (2.3.3)$$

เมื่อ

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

## 2.4 สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และ อุณหภูมิ

สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กับความร้อนที่ใช้ในวิธีการทางไฟในเอลิเมนต์มีรูปแบบของสมการทางคณิตศาสตร์แบบเมตริกซ์ซึ่งแสดงดังในสมการที่ 2.4.1

$$\begin{bmatrix} [C] & [0] \\ [0] & [0] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\{T\}} \\ \{0\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K_c] & [0] \\ [0] & [K_v] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{V\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{Q\} \\ \{I\} \end{Bmatrix} \quad (2.4.1)$$

เมื่อ

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

และ

- $[C]$  = เมตริกซ์ของความร้อนจำเพาะ
- $[K_c]$  = เอลิเมนต์ของการนำความร้อน
- $[K_v]$  = เอลิเมนต์ของการนำไฟฟ้า
- $\{T\}$  = เวกเตอร์ของอุณหภูมิที่โหนด
- $\dot{\{T\}}$  = เวกเตอร์การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่โหนดโดยสัมพันธ์กับเวลา
- $\{V\}$  = เวกเตอร์แรงดันที่โหนด
- $\{Q\}$  = ความร้อนรวม
- $\{Q^{nd}\}$  = เวกเตอร์อัตราการไหลของความร้อนที่โหนดนั้นๆ
- $\{Q^g\}$  = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนภายใน
- $\{Q^j\}$  = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ *Joule heating*

- $\{Q^c\}$  = เวกเตอร์การพาความร้อนที่ผิว  
 $\{J\}$  = โหลดเวกเตอร์อันเนื่องมาจากการไหลของกระแสที่โหนด

จากสมการที่ (2.4.1) เป็นสมการที่มีการใช้ลักษณะการคำนวณของเมตริกซ์ ที่มีความสัมพันธ์รูปแบบของอุณหภูมิ และกระแสไฟฟ้า ฟลักซ์แม่เหล็ก และค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับอุณหภูมิซึ่งจะถูกกำหนดด้วยการนำพาความร้อน ( $Q$ ), อุณหภูมิ ( $T$ ), ความร้อนจำเพาะ ( $C$ ), การนำพาความร้อน ( $K$ ) และในส่วนของพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับพลังงานไฟฟ้า จะถูกกำหนดด้วยแรงดัน ( $V$ ), กระแส ( $J$ ), ในสมการค่าของพารามิเตอร์  $Q^j$  เวกเตอร์อัตราการผลิตความร้อนจากสมการ *Joule heat* ดังในสมการที่ 2.4.2

$$Q^j = \text{Re} \left( \frac{1}{2n} \sum_{i=1}^n [\rho] \{J_{ii}\} \cdot \{J_{ii}\}^* \right) \quad (2.4.2)$$

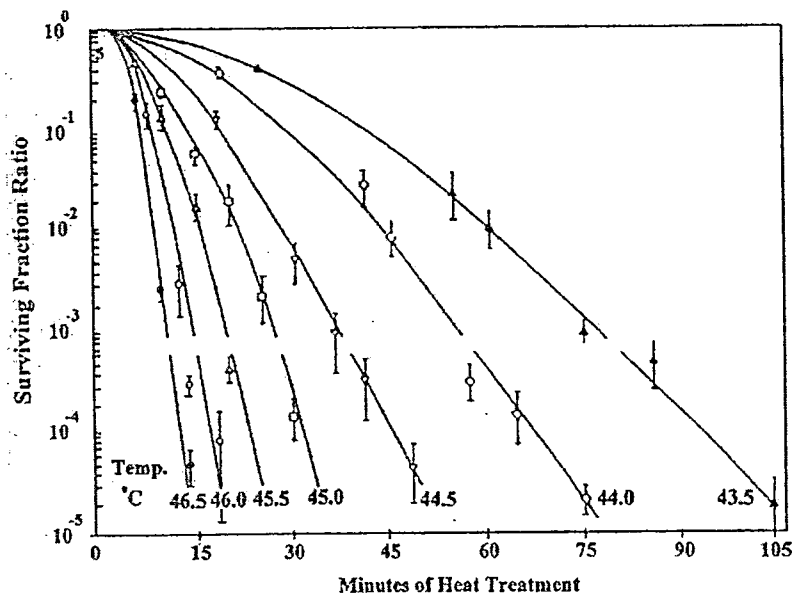
เมื่อ

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

## 2.5 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ.บริเวณนั้น สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41–46 องศาเซลเซียส [4-5] 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 พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษา

โรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษาคือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตาม รูปที่ 2.1 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายจากการให้ความร้อน รูปที่ 2.1 เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงกว่าแก่เซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [6]

### 2.5.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bioheat Equation)

ในการวิเคราะห์ช่วงความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด ซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน[7-8] ในปอดแสดงดังสมการที่ 2.5.1.1

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + J \cdot E - h_{b1}(T - T_{b1}) + Q_m \quad (2.5.1.1)$$

เมื่อ

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

- $\rho$  = ความหนาแน่นจำเพาะ ( $\text{kg/m}^3$ )  
 $c$  = ค่าความจุความร้อนจำเพาะ ( $\text{J/kg.K}$ )  
 $K$  = ค่าความนำความร้อน ( $\text{W/m.K}$ )  
 $J$  = ค่าความหนาแน่นกระแส ( $\text{A/m}^2$ )  
 $E$  = ความเข้มของสนามไฟฟ้า ( $\text{V/m}$ )  
 $T_{bi}$  = อุณหภูมิบนเลือด ( $37\text{ C}$ )  
 $\rho_{bi}$  = ความหนาแน่นเลือด ( $\text{kg/m}^3$ )  
 $c_{bi}$  = ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด ( $\text{J/kg.K}$ )  
 $w_{bi}$  = อัตราฉีดเลือด ( $1/\text{s}$ )  
 $h_{bi}$  = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ  
 $Q_m$  = พลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึม ( $\text{W/m}^3$ )

จากสมการ Bioheat[7] ที่นำมาใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ ( $h_{bi}$ ) และ พลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด ( $Q_m$ ) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่ามิต้าน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ  $J.E$

### 2.5.2 สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจาก สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงสู่เนื้อเยื่อปอด จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อปอด[9] ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการ ดังสมการที่ 2.3.2

$$SAR = \frac{1}{\rho} J.E = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (2.5.2.1)$$

เมื่อ

- $SAR$  = Specific absorption rate ( $\text{W/kg}$ )  
 $J$  = ค่าความหนาแน่นกระแส ( $\text{A/m}^2$ )  
 $E$  = ค่าความเข้มของสนามไฟฟ้า ( $\text{V/m}$ )  
 $\sigma$  = สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ ( $\text{S/m}$ )  
 $\rho$  = ความหนาแน่นจำเพาะ ( $\text{kg/m}^3$ )

### บทที่ 3

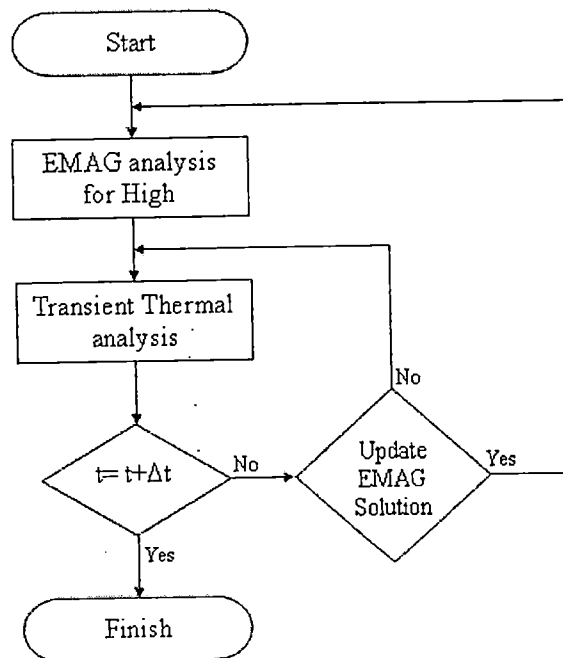
## หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง

### 3.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการวิเคราะห์ และวิธีการที่ใช้ในการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์-เอลิเมนต์ สายอากาศแบบโมนโพล เงื่อนไขที่ใช้ในการจำลอง คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลอง การเมชเอลิเมนต์ และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

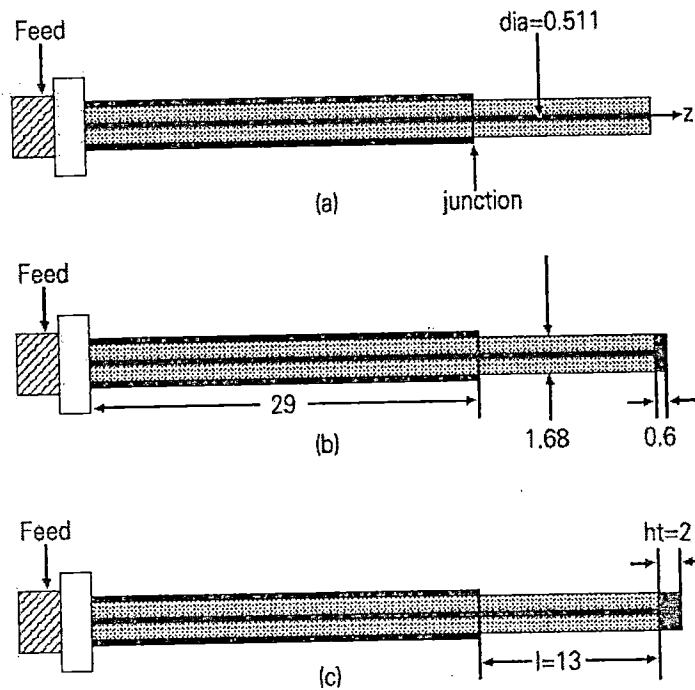
### 3.2 หลักการวิเคราะห์

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการแก้ปัญหาโดยการแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์ ขนาดเล็กๆ แล้วใช้สมการดิฟเฟอเรนเชียลมาทำการคำนวณพารามิเตอร์ต่างๆ ในแต่ละโหนดของเอลิเมนต์ สำหรับในงานวิจัยนี้จะเป็นการคิด เปรียบเทียบ และเรียนรู้เกี่ยวกับรูปทรงทางเรขาคณิตของสายอากาศแบบโมนโพล เพื่อใช้ในการฆ่าเซลล์ด้วยไมโครเวฟ โดยใช้การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งจะต้องทำการวิเคราะห์ปัญหาสองด้านคือทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และทางด้านความร้อน ซึ่งลำดับของการวิเคราะห์ปัญหาแสดงดังโฟลชาร์ต รูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 โฟลชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา

ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้วิเคราะห์โครงสร้างของสายอากาศแบบ โมโนโพลโดยทั่วๆ ไป ซึ่งได้เปรียบเทียบรูปแบบทางเรขาคณิตของสายอากาศโมโนโพล ดังแสดงในรูปที่ 3.2 (1. โมโนโพลแบบปลายเปิด (OTM) ซึ่งส่วนปลายของตัวนำจะสัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรง 2. โมโนโพลแบบปลายมีฉนวน (DTM) ที่ปลายของสายอากาศโมโนโพลจะถูกปิดอย่างสมบูรณ์ด้วยฉนวน 3. โมโนโพลที่มีปลายเป็นโลหะ (MTM) ซึ่งจะเพิ่มกระแสไฟฟ้าที่สัมผัสกับเซลล์ หรือเนื้อเยื่อปอด และในตารางที่ 3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ [10]



รูปที่ 3.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบ โมโน โพล (หน่วยเป็น : mm)

(a) OTM: สายอากาศแบบปลายเปิด (*Open tip Monopole*)

(b) DTM: สายอากาศแบบปลายปิด ไดอิเล็กตริก (*Dielectric tip Monopole*)

(c) MTM: สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ (*Metal tip Monopole*)

ตารางที่ 3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ

Material	Radius R(mm)	Length(mm)
Inner conductor	0.2555	42
Dielectric tip	0.84	0.6
Metal tip	0.84	2
Inner dielectric	0.84	29
Antenna	0.84	13

ตารางที่ 3.1(ต่อ)

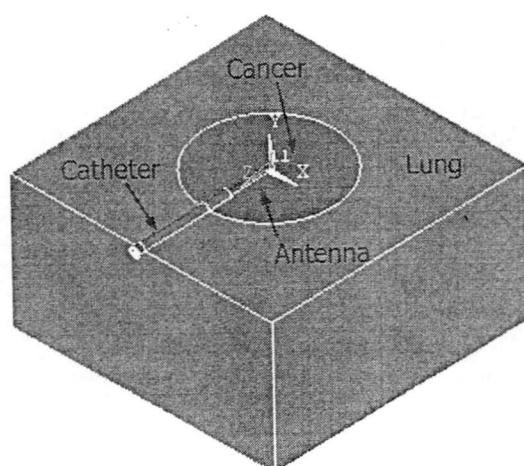
Material	Radius R(mm)	Length(mm)
Outer conductor	1.0795	29
Shaft	1.0795	29
Lung Cancer(Deflated)	20	*
Lung(Deflated)	40	*

\* รูปแบบของเนื้อเยื่อมีลักษณะทรงกลมจึงไม่มีความยาว

### 3.3 สายอากาศแบบโมโนโพล (Monopole antennas)

สายอากาศแบบโมโนโพล เป็นสายอากาศแบบพื้นฐาน สามารถทำได้ง่ายโดยการเปิดปลายของสายส่ง หรือสายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลจะประกอบด้วย ตัวนำภายนอก ตัวนำภายใน และไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นตัวแยก หรือกั้นระหว่างตัวนำภายนอก กับตัวนำภายใน คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายระหว่างตัวนำทั้งสอง โดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับ ความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายใน กับตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กจะขึ้นกับ กระแสที่ไหลผ่านตัวนำ ซึ่งการส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสายโคแอกเซียลจะใช้การส่งในโหมด TEM (Transverse electromagnetic Mode)[11]

### 3.4 รูปแบบของแบบจำลอง (Geometric model)



รูปที่ 3.3 แสดงแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

แบบจำลองที่ใช้ในการจำลองรูปแบบของเนื้อเยื่อปอดปกติจะแทนด้วยเนื้อที่ขนาดกว้างในลักษณะแบบจำลองรูปแบบสี่เหลี่ยม สำหรับปอดที่เป็นมะเร็งจะใช้แบบจำลองแบบทรงกลมแทนก้อนมะเร็ง และสายอากาศที่จะส่งคลื่นไมโครเวฟจะแทงผ่านเนื้อเยื่อปอดทั้งสองส่วนแสดงดังในรูปที่ 3.3 ซึ่งจะใช้ในการวิเคราะห์และแก้ปัญหาทั้งด้านอิเล็กทรอนิกส์ โทรแม็กเนติก และปัญหาด้านความร้อน

### 3.5 เจ็อนใจขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา

#### 3.5.1 เจ็อนใจทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแม็กเนติก[12]

1. โหมดในการส่งคลื่นเข้าสู่สายโคแอกเซียลกำหนดให้ส่งแบบ TEM ซึ่งในการส่งโหมดนี้ จะมีสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับทิศทางในการเดินทางของคลื่น โดยความถี่ที่ใช้นั้นจะใช้ที่ความถี่ 2.45 GHz
2. เจ็อนใจที่กำหนดที่รอยต่อของตัวกลางกำหนดดังนี้
  - สนามไฟฟ้า E ที่พื้นผิวของตัวนำ กำหนดให้มีสนามไฟฟ้า E เฉพาะในทิศทางที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - สนามไฟฟ้า E ในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำจะกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์
  - สนามแม่เหล็ก H ที่พื้นผิวของตัวนำ กำหนดให้มีสนามแม่เหล็ก H เฉพาะในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - สนามแม่เหล็ก H ในแนวตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์ คือไม่มีการเกิดสนามแม่เหล็ก H ขึ้นเลย
3. ในกรณีที่เป็นกรจำลองแบบควบคุมเวลา จะเปลี่ยนแปลงเวลาที่ส่งคลื่นเข้าสู่สายอากาศแบบต่อเนื่องตามต้องการ และกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเซียลคงที่โดยให้มีค่าเท่ากับ 50 โวลต์
4. ในกรณีที่เป็นกรจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ จะเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเซียล และกำหนดเวลาที่ส่งคลื่นเข้าสู่สายอากาศเป็นเวลา 300 วินาที
5. กำหนดอุณหภูมิอ้างอิงของแบบจำลองเนื้อเยื่อปอดอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส

#### 3.5.2 เจ็อนใจกรแก้ปัญหาทางด้านความร้อน

กรแก้ปัญหาทางด้านความร้อน จะทำการทดลองต่อเนื่องมาจากการทดลองทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแม็กเนติก โดยจากการแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแม็กเนติก จะได้ค่าพารามิเตอร์มาใช้ในการแก้ปัญหาทางด้านความร้อนนั้นคือ ค่าของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ซึ่งพลังงานความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอดจะมาจากกรถ่ายโอนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อปอด กรแก้

ปัญหาทางด้านความร้อนจึงเป็นการพิจารณาการถ่ายโอนของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้ามาเป็นความร้อนเท่านั้น โดยเราสามารถที่จะควบคุมได้เพียงแค่เวลาที่จะใช้ในการฆ่าเซลล์เท่านั้น

### 3.6 คุณสมบัติของวัสดุ (Material Properties)

#### 3.6.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์

คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์แสดงดังในตารางที่ 3.2 ซึ่งเป็นคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ความถี่ 2.45 GHz [13] โดยค่าที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาคือ ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก (Magnetic permeability) ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า (permittivity) และค่าสภาพความต้านทาน (Resistivity)

ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางแม่เหล็กไฟฟ้า

Material	permeability ( $\mu$ )	permittivity ( $\epsilon$ )	Resistivity ( $\rho$ )	Conductivity ( $\sigma$ )
	MURX	PERX	RSVX [ $\Omega/m$ ]	KXV [S/m]
1. Metal tip	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
2. inner conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
3. outer conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
4. inner dielectric	1	2.03	10000	$10^{-5}$
6. Lung cancer	1	48.38	0.561	1.782
7. Lung (Deflated)	1	48.38	0.594	1.682

#### 3.6.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

ค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุอุปกรณ์ใน 4 ส่วน ได้แก่ ตัวนำในสายอากาศ ไดอิเล็กตริก ก้อนเซลล์มะเร็งปอด และก้อนเซลล์ปกติ ซึ่งในตารางที่ 3.3. เป็นค่าคุณสมบัติจำเพาะที่จะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ในแบบจำลอง 3 มิติโดยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยได้กล่าวถึงค่าตัวแปรต่างๆ คือ ความหนาแน่นจำเพาะ ( $kg/m^3$ ) ค่าความร้อนจำเพาะ (J/kg.K) ค่าความนำความร้อน (W/m.K) ค่าความนำไฟฟ้าของวัสดุ [S/m] [14]

## สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

FEM	Material	Density [kg/m <sup>3</sup> ]	Specific heat (c) [J/kg.K]	Thermal Conduct [W/m.K]	Conductivity( $\sigma$ ) [S/m]
Conductor	Ni-Ti	6450	840	18	$1 \cdot 10^8$
Tissue	Lung	260	2000	0.316	1.682
Tissue	Lung cancer	260	2000	0.316	1.782
Catheter	Polyurethane	70	1045	0.026	$10^{-5}$

### 3.7 การเมชเอลิเมนต์ (Meshing)

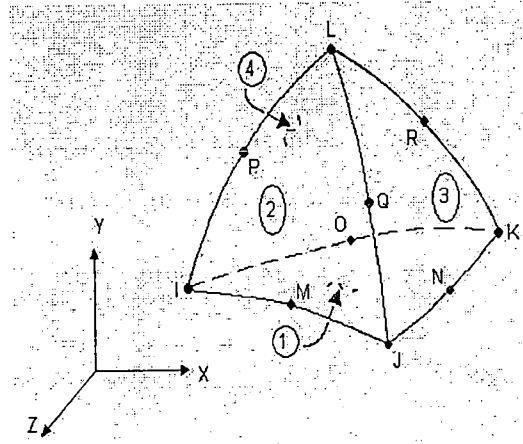
ในการเมชแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็กๆ ได้ใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “3D HF119” (*High-Frequency Tetrahedral Solid*) สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “Solid 87” สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านความร้อน ซึ่งเอลิเมนต์ทั้งสองชนิดจะประกอบด้วย 10 โหนด ลักษณะการเมชแสดงดังในรูปที่ 3.4

#### 3.7.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119

เอลิเมนต์แบบ 3D-HF 119 ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ที่ความถี่สูง ซึ่งโครงสร้างของเอลิเมนต์จะประกอบด้วย 4 ด้าน 10 โหนด ดังแสดงในรูปที่ 3.4a ในโหนดต่างๆ จะมีชื่อเรียกประจำโหนด คือ โหนด I, J, K, L, M, N, O, P, Q และ R ค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต้องใช้ในการคำนวณได้แก่ ความยินยอมทางไฟฟ้า (MURX, MURY, MURZ) ค่าความซึมซับแม่เหล็ก (PERX, PERY, PERZ) และ สภาพความต้านทาน (RSVX, RSVY, RSVZ) สำหรับผลที่ได้หลังจากการวิเคราะห์ด้วยเอลิเมนต์ชนิดนี้ เช่น สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า พลังงานความร้อนต่อปริมาตร

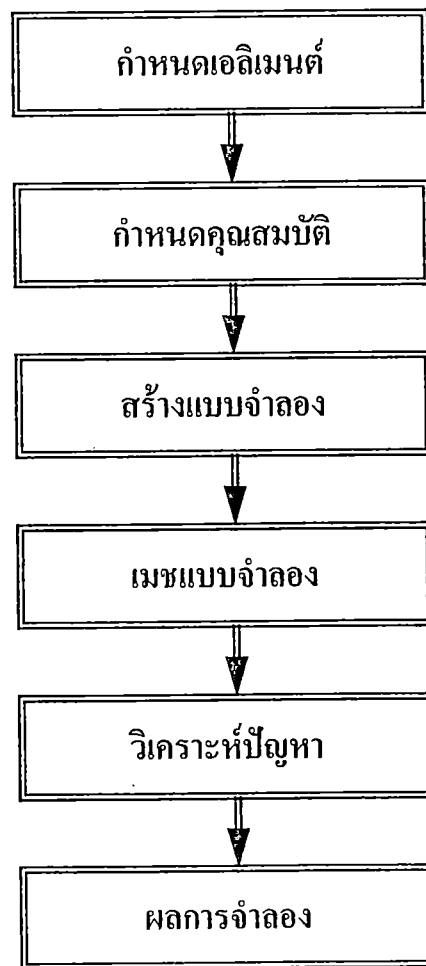
#### 3.7.2 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D-SOLID 87

เอลิเมนต์แบบ 3D- Solid 87 ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อน โดยโครงสร้างของเอลิเมนต์แบบ 3D- Solid 87 มีลักษณะเหมือนกับเอลิเมนต์แบบ 3D-HF 119 ค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต้องใช้ในการคำนวณได้แก่ ค่าความนำความร้อน (KXX, KYY, KZZ) ความหนาแน่นจำเพาะ (DENS), ค่าความร้อนจำเพาะ (C), ค่าความต้านทาน (RSVX, RSVY, RSVZ) สำหรับผลที่ได้หลังจากการวิเคราะห์ด้วยเอลิเมนต์ชนิดนี้ คือ ค่าอุณหภูมิ



รูปที่ 3.4 แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย

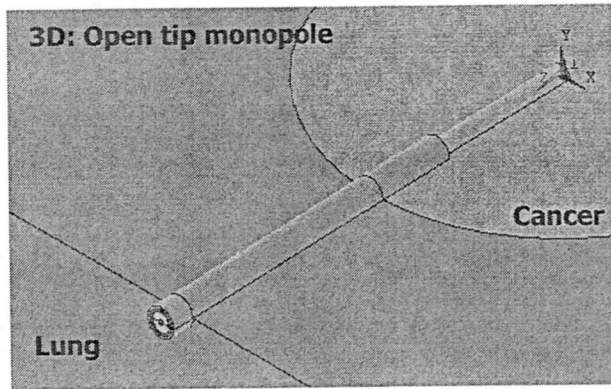
### 3.8 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ มีลำดับการดังแสดงในบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหา

### 3.8.1 รูปแบบของสายอากาศแบบโมนโพล

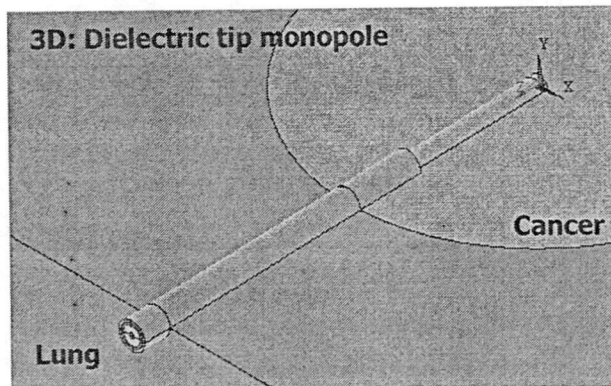
สำหรับการสร้างแบบจำลอง ในขั้นแรกจะต้องทำการสร้างส่วนของสายอากาศ และค้ำจับก่อน โดยส่วนที่เป็นสายอากาศจะประกอบด้วยส่วนของตัวนำภายใน (Inner conductor) และ ไดอิเล็กตริก (Dielectric) สำหรับส่วนของค้ำจับจะประกอบด้วยส่วนประกอบ 3 ส่วน คือ ตัวนำภายใน ไดอิเล็กตริก และส่วนที่เป็นตัวนำภายนอก (Outer conductor) สำหรับส่วนที่เป็นตัวนำภายใน กับ ไดอิเล็กตริก ของสายอากาศจะเป็นส่วนที่ต่อกับตัวนำภายใน กับ ไดอิเล็กตริกของค้ำจับ



รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมนโพล

(a) สายอากาศแบบปลายเปิด (OTM: Open tip Monopole)

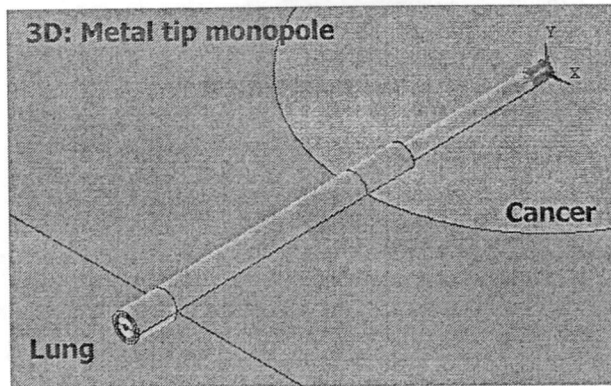
จากรูปที่ 3.6(a.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายเปิด (OTM) ซึ่งส่วนปลายสายอากาศจะถูกเปิด โดยปล่อยให้ตัวนำภายในของสายอากาศ สัมผัสกับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อที่ใช้จำลองได้โดยตรง



รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมนโพล(ต่อ)

(b) สายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริก (DTM: Dielectric tip Monopole)

จากรูปที่ 3.6(b.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายปิดด้วยไดอิเล็กทริกหรือฉนวน (DTM) ที่ส่วนปลายของสายอากาศจะถูกปิดด้วยวัสดุที่มีคุณสมบัติเป็นฉนวน ซึ่งหมายความว่า ตัวนำภายในของสายอากาศจะต่อกับฉนวนที่ปลายของสายอากาศนั่นเอง



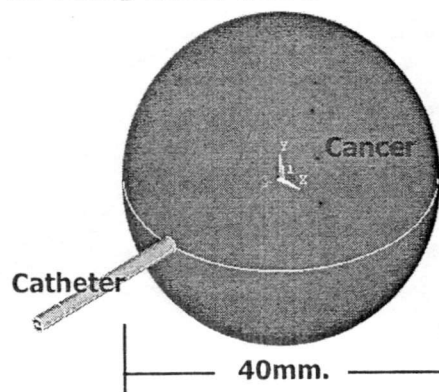
รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมนโพล(ต่อ)

(c) สายอากาศแบบปลายปิดโลหะ (MTM: Metal tip Monopole)

จากรูปที่ 3.6(c.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ หรือตัวนำ (MTM) ซึ่งที่ส่วนปลายสายอากาศจะถูกปิดด้วยโลหะ หรือตัวนำ โดยโลหะที่ปลายสายอากาศจะต่อกับตัวนำภายในของสายอากาศ ฉะนั้นจึงเป็นเสมือนตัวนำภายในสายอากาศสัมผัสกับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อที่ใช้จำลองได้โดยตรง

3.8.2 แบบจำลองของปอดที่เป็นมะเร็ง ลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัยการทำลายมะเร็งปอดแสดงดังในรูปที่ 3.7

3D : Lung cancer model

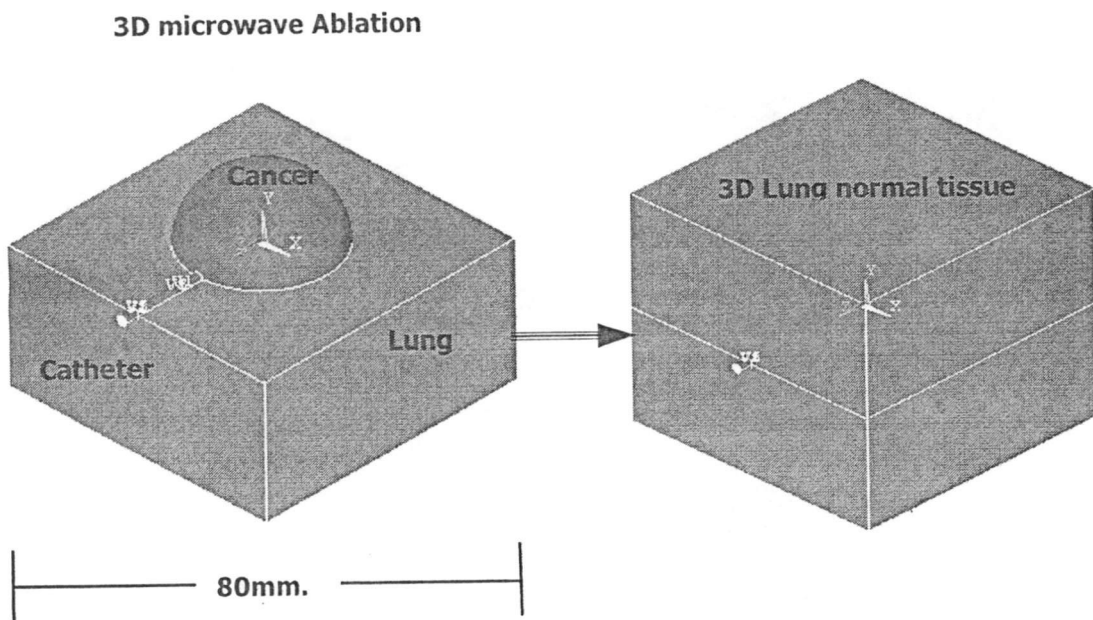


รูปที่ 3.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของปอดที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่

สำหรับการจำลองรูปแบบของปอดที่เป็นมะเร็ง จะทำการสร้างแบบจำลองในลักษณะทรงกลมมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตรโดยกำหนดคุณสมบัติทางอิเล็กทรอนิกส์ของเนื้อเยื่อ และคุณสมบัติทางความร้อนให้แบบจำลอง เพื่อให้แบบจำลองมีคุณสมบัติเป็นเสมือนปอดที่เป็นมะเร็ง

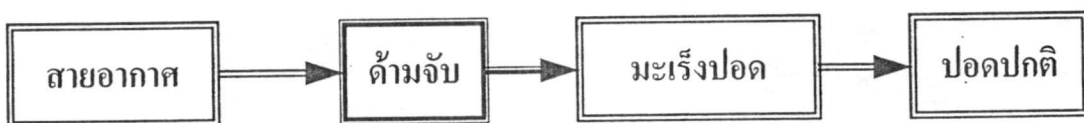
### 3.8.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย

แบบจำลองที่ใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟจะประกอบด้วยส่วนของสายอากาศ ด้ามจับ เนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง และ เนื้อเยื่อปอดที่เป็นปกติ ซึ่งแสดงดังในรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

จากหัวข้อที่ 3.8.1, 3.8.2 และ 3.8.3 จะกล่าวถึงลักษณะรูปแบบของแบบจำลองเพื่อใช้ในการวิจัย ซึ่งลำดับขั้นตอนดังแสดงบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 3.9

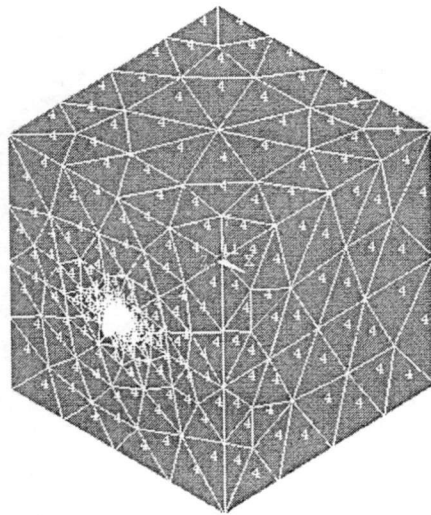


รูปที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

### 3.8.4 การเมฆแบบจำลอง

ในการเมฆแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ จะเมฆในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบ หรือขนาดตายตัวแต่จะเมฆในส่วนที่อยู่ใกล้ ๆ สายอากาศจะเมฆแบบละเอียดย แต่ที่บริเวณ

เนื้อเยื่อปกปิดจะเมฆในลักษณะที่ค่อนข้างหยาบ หรือเอลิเมนต์มีขนาดใหญ่ ทั้งนี้เพราะถ้าเมฆแบบละเอียดเท่ากันหมดจะทำให้มีจำนวนโหนดและเอลิเมนต์ที่มากทำให้ใช้เวลาในการคำนวณค่อนข้างนาน แต่ถ้าเมฆในลักษณะหยาบเหมือนกันทั้งหมด ก็จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีความผิดพลาดมากไปด้วย ถึงแม้ว่าใช้เวลาน้อยก็ตาม ฉะนั้นการเมฆที่ใช้ในงานวิจัยนี้จึงเป็นการเมฆแบบผสม คือ พิจารณาตามลำดับความสำคัญ ส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็ทำการเมฆแบบละเอียดกำหนดให้มีการเมฆเอลิเมนต์ขนาดเล็ก ส่วนที่พิจารณาแล้วว่าขนาดเอลิเมนต์ไม่มีผลต่อการคำนวณ หรือว่ามีผลน้อยก็ทำการเมฆแบบหยาบ ซึ่งลักษณะการเมฆแบบจำลองในงานวิจัยนี้แสดงดังในรูปที่ 3.10 และในตารางที่ 3.4 แสดงถึงจำนวนโหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองของสายอากาศแต่ละแบบ



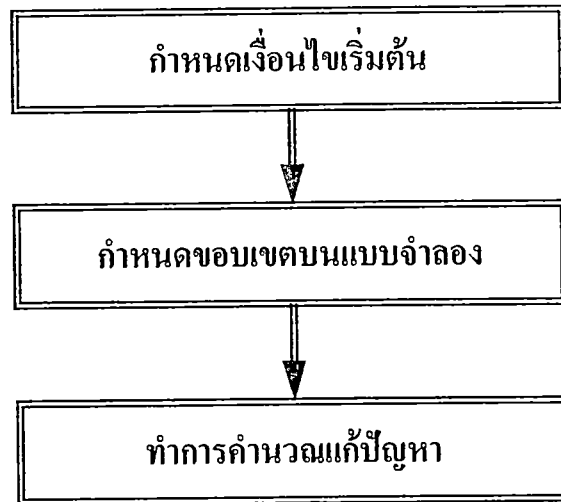
รูปที่ 3.10 แสดงลักษณะการเมฆแบบจำลอง

ตารางที่ 3.4 แสดงจำนวนโหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ

Type Antenna	Node	Elements
OTM	152885	114687
DTM	151486	113705
MTM	151145	112814

### 3.8.5 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

จากหัวข้อที่ 3.8.1 ถึง 3.8.4 จะเป็นการจัดการกับแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย โดยการจัดการแบบจำลองทั้งหมดก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการวิเคราะห์ และแก้ปัญหา ซึ่งมีขั้นตอนที่เกี่ยวข้องหลัก ๆ คือ การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขโดยการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขจะประกอบด้วย



รูปที่ 3.11 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น (ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.5) จะเป็นการกำหนดสถานะแวดล้อมรอบนอกของแบบจำลอง อย่างเช่น กำหนดค่าอุณหภูมิอ้างอิง สนามไฟฟ้าที่ผิวรอบนอกของแบบจำลอง กำหนดรูปแบบของการวิเคราะห์ ต่อจากการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น จะเป็นการกำหนดเงื่อนไขที่แบบจำลอง ตัวอย่างเช่น การกำหนดค่าแรงดันบนแบบจำลอง เพื่อใช้ในการคำนวณ กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำ ในกรณีที่เป็นการวิเคราะห์แก้ปัญหาแบบต่อเนื่องอาจจะเป็นการอ่านไฟล์ข้อมูลที่บันทึกค่าพารามิเตอร์ไว้มาใช้ในการวิเคราะห์ หลังจากกำหนดขอบเขตเงื่อนไขบนแบบจำลองเรียบร้อยแล้ว ก็ทำการวิเคราะห์ปัญหา

### 3.8.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

หลังจากที่ทำการวิเคราะห์ปัญหาเรียบร้อยแล้ว ก็จะเป็นการพิจารณาผลที่ได้จากการจำลอง โดยการพิจารณาผลมีหลายรูปแบบ อย่างเช่น ในลักษณะของกราฟ การพิจารณาผลที่เกิดขึ้นในด้วยวิธีการตัดแบบจำลองออกเป็นส่วน ๆ ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองวิจัยจะขอกกล่าวในบทถัดไป

## บทที่ 4

# ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

### 4.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลที่ได้รับจากการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อปอด ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม ANSYS ซึ่งพารามิเตอร์ที่นำมาพิจารณาคือ สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด ในที่นี้จะแสดงการกระจายของความร้อนอันเกิดจากการเหนี่ยวนำของสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าเท่านั้น

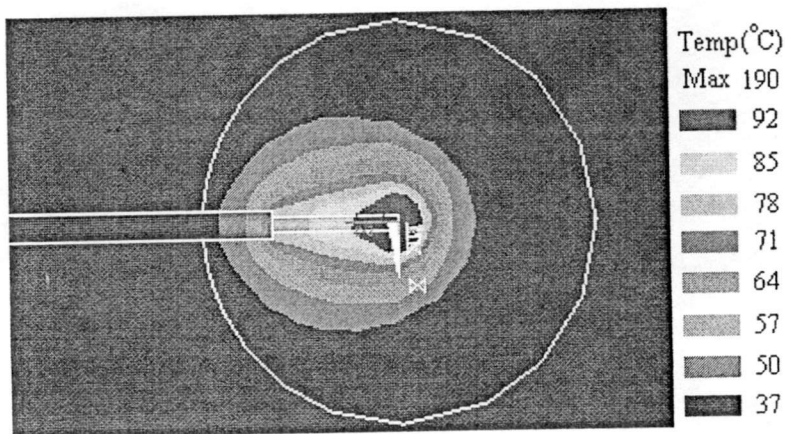
### 4.2 วิธีการ และการบันทึกผลการทดลอง

ในการทดลองจะแบ่งการทดลองออกได้เป็น 2 ระบบ ซึ่งในแต่ละการทดลองจะทำการบันทึกลักษณะการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อมะเร็งปอด ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อมะเร็งปอดที่ระดังกำลังงานต่าง ๆ หรือที่ระยะเวลาต่าง ๆ และระยะเวลาที่ส่งคลื่นเพื่อให้ระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อมะเร็งปอดสูงถึงระดับที่ต้องการ ในโครงการวิจัยผู้วิจัยได้แบ่งระบบการทดลองออกดังต่อไปนี้

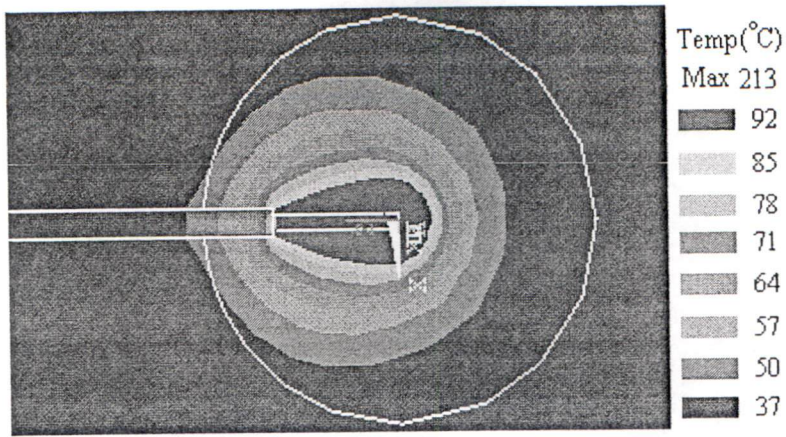
#### 4.2.1 การทดลองที่ 1 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควบคุมเวลา

ในกรณีที่เป็นการจำลองแบบควบคุมเวลา จะเปลี่ยนแปลงเวลาที่ส่งคลื่นเข้าสู่สายอากาศแบบต่อเนื่องตามต้องการ โดยได้ทำการทดลองส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปในปอดเป็นระยะเวลาที่แตกต่างกัน คือ ที่เวลา 60 วินาที 120 วินาที 180วินาที 240วินาที และที่ 300 วินาที และกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเซียลลงที่โดยให้มีค่าเท่ากับ 50 โวลต์

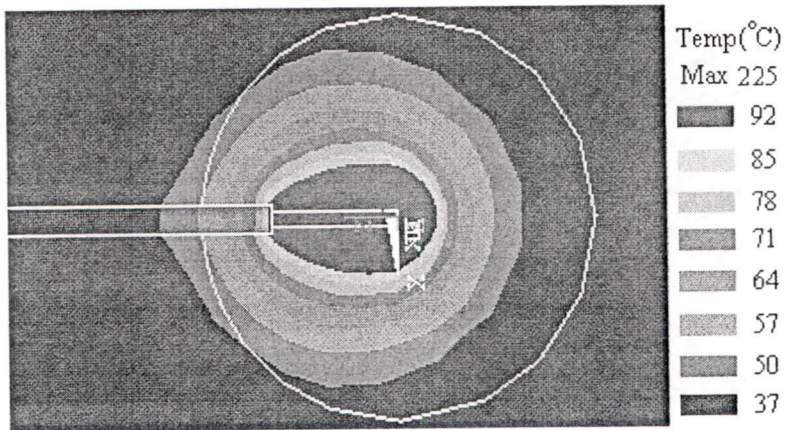
##### 4.2.1.1 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ OTM



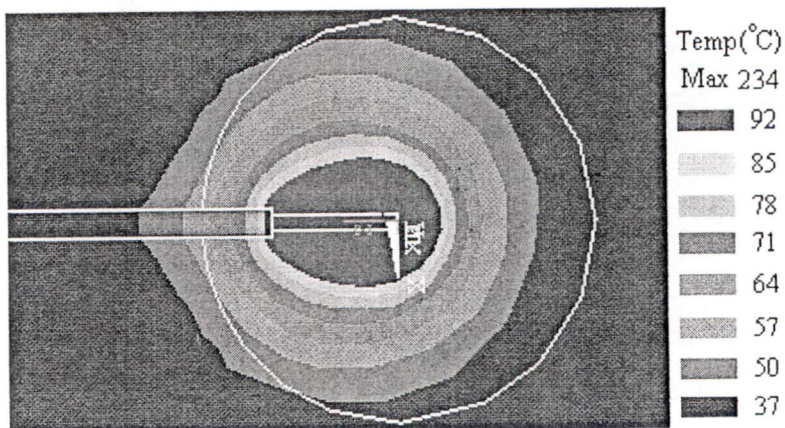
รูปที่ 4.1 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 60 วินาที



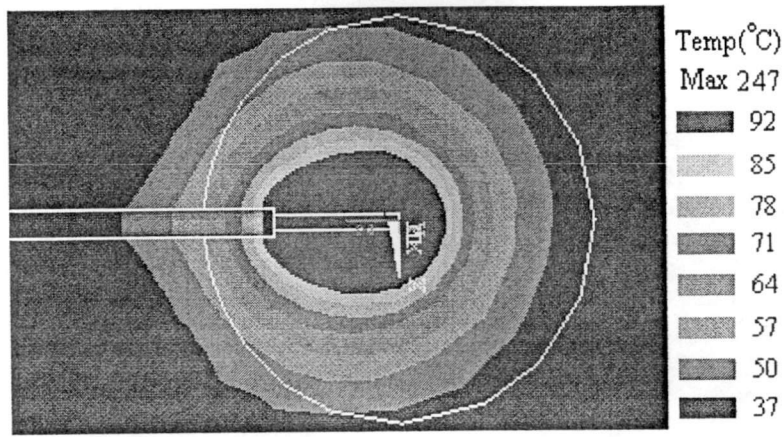
รูปที่ 4.2 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 120 วินาที



รูปที่ 4.3 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 180 วินาที



รูปที่ 4.4 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 240 วินาที



รูปที่ 4.5 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 300 วินาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.1-4.5 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 60 120 240 180 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ OTM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งปอดเป็นเวลา 60 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 189 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นตามระยะเวลา และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 247 องศาเซลเซียส

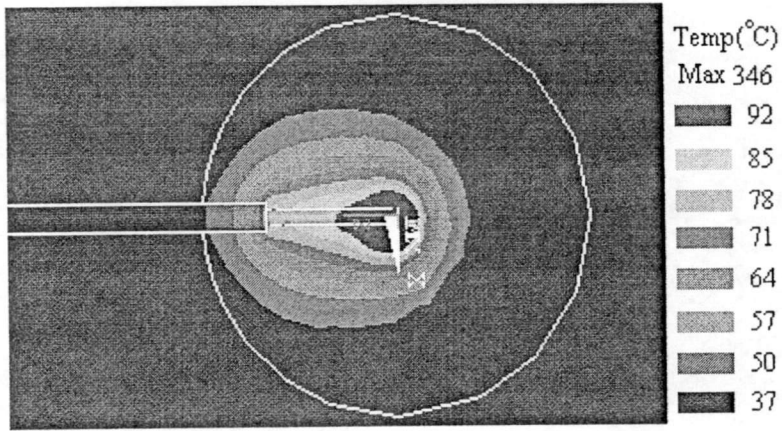
ตารางที่ 4.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM ทำลายมะเร็งปอด

Time(s)	ปริมาตรของแผล(cm <sup>3</sup> )	ปริมาตรของมะเร็ง(cm <sup>3</sup> )	ปริมาตรทั้งหมดของระบบ(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของปอดที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
60	11.6	33.51	268.08	34.59	4.32
120	12.7	33.51	268.08	38.01	4.75
180	19.6	33.51	268.08	58.36	7.30
240	25.2	33.51	268.08	75.34	9.42
300	31.4	33.51	268.08	93.76	11.72

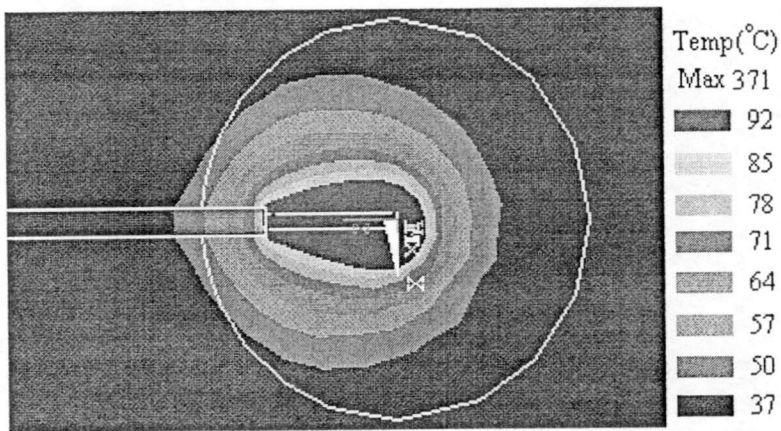
จากตารางที่ 4.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM ในการทำลายมะเร็งปอด ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอด ปริมาตรของมะเร็งปอดที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอดเวลา 60 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายแค่ 11.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร และเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลาย

มะเร็งปอดต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 31.4 ลูกบาศก์ เซนติเมตร

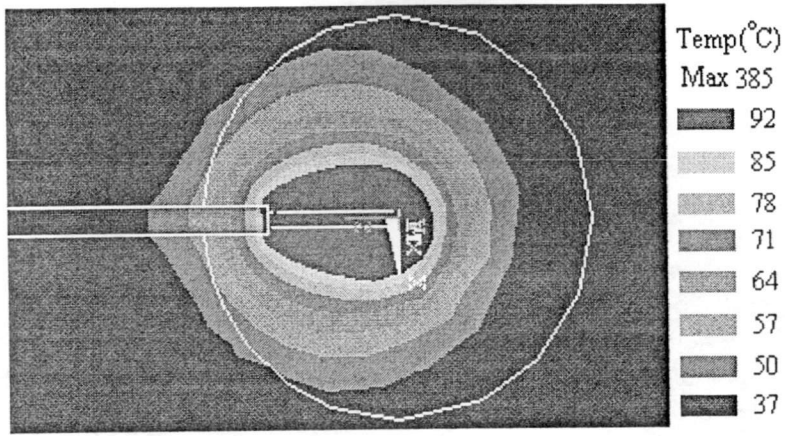
#### 4.2.1.2 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ DTM



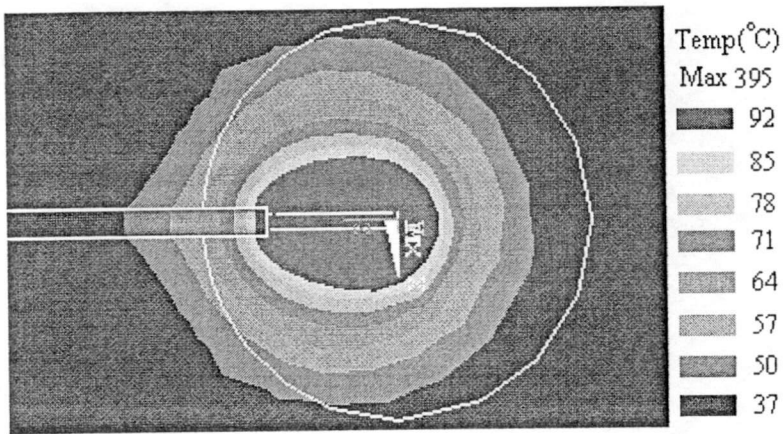
รูปที่ 4.6 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM เมื่อส่ง สังกคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 60 วินาที



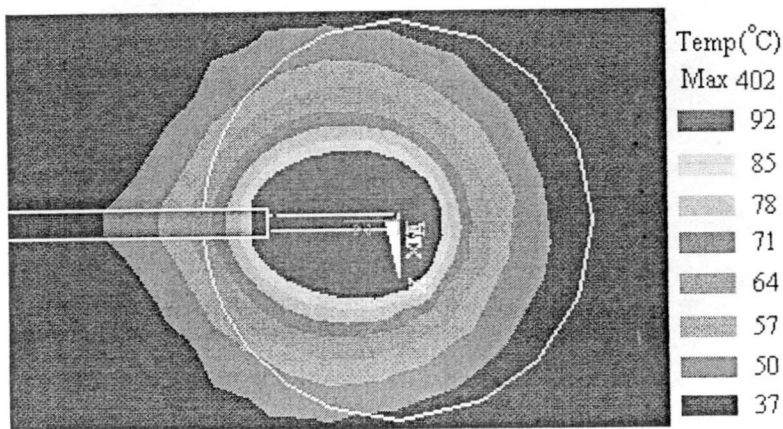
รูปที่ 4.7 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM เมื่อส่ง สังกคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 120 วินาที



รูปที่ 4.8 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 180 วินาที



รูปที่ 4.9 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 240 วินาที



รูปที่ 4.10 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 300 วินาที

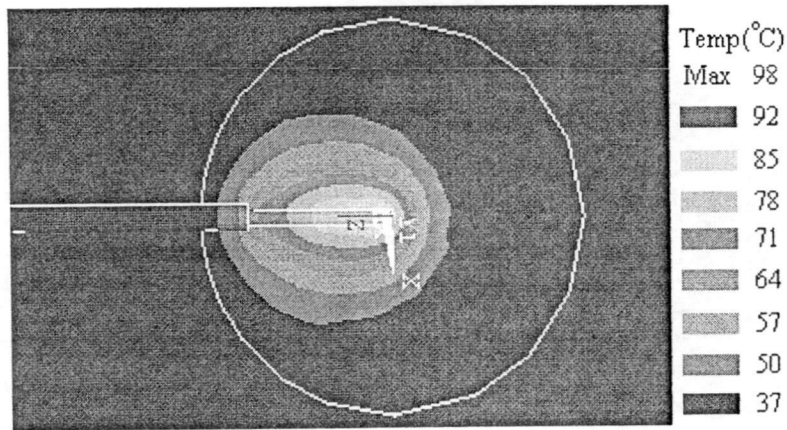
จากผลการทดลองในรูปที่ 4.6-4.10 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 60 120 240 180 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ OTM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งปอดเป็นเวลา 60 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 346 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งนานขึ้นระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นตามระยะเวลา และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 402 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ DTM ทำลายมะเร็งปอด

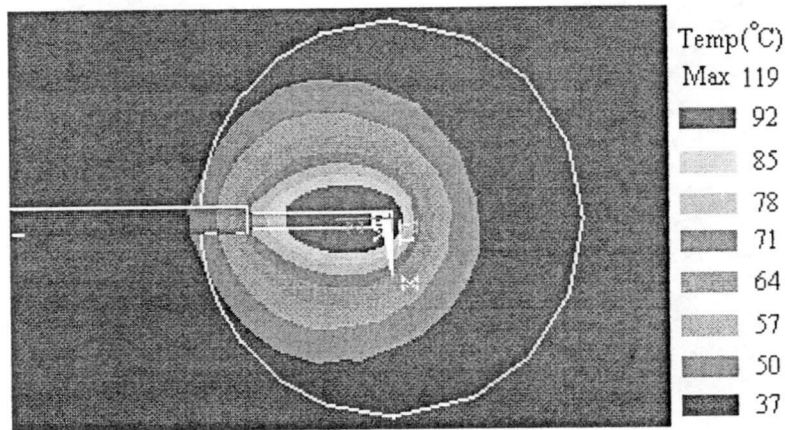
Time(s)	ปริมาตร ของแผล(cm <sup>3</sup> )	ปริมาตรของ มะเร็ง	ปริมาตรทั้งหมด ของระบบ(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของปอดที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
60	6.42	33.51	268.08	19.16	2.39
120	13.80	33.51	268.08	41.17	5.15
180	20.39	33.51	268.08	60.84	7.60
240	26.97	33.51	268.08	80.49	10.06
300	33.01	33.51	268.08	98.51	12.31

จากตารางที่ 4.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ DTM ในการทำลายมะเร็งปอด ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอด ปริมาตรของมะเร็งปอดที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอดเวลา 60 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายเพียงแค่ 6.42 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น แต่เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอดต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 33.01 ลูกบาศก์เซนติเมตร

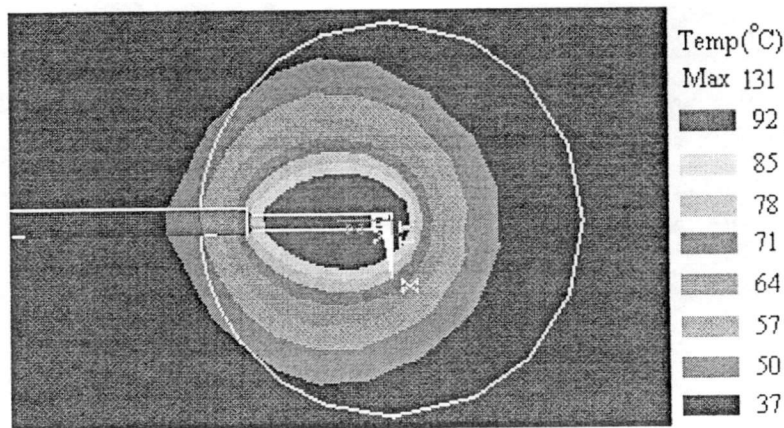
#### 4.2.1.3 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ MTM



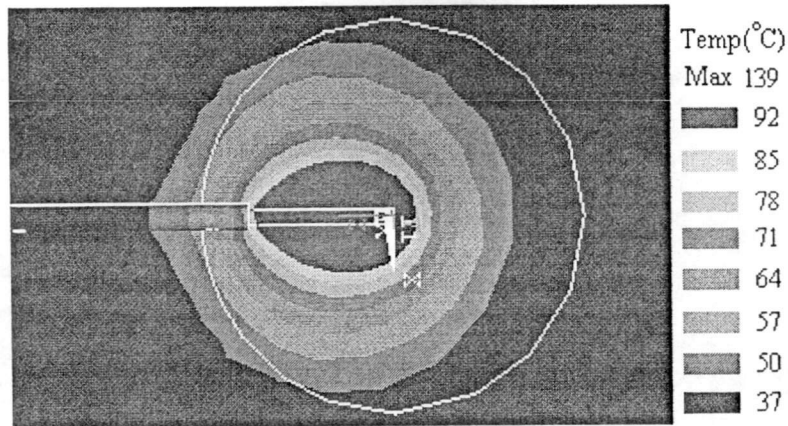
รูปที่ 4.11 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 60 วินาที



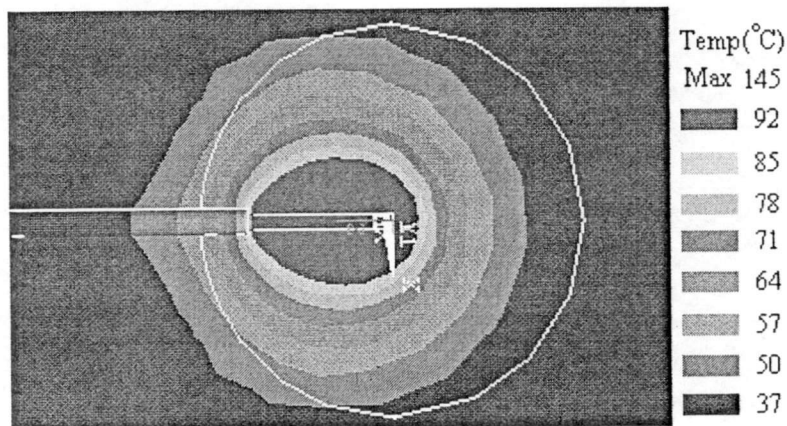
รูปที่ 4.12 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 120 วินาที



รูปที่ 4.13 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 180 วินาที



รูปที่ 4.14 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 300 วินาที



รูปที่ 4.15 แสดงการกระจายอุณหภูมิที่ในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* เมื่อส่งส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 300 วินาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.11-4.15 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 60 ,120 ,240 ,180 และ300 วินาที ตามลำดับผ่านสายอากาศแบบ *MTM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งปอดเป็นเวลา 60 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่าเพียง 98 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งนานขึ้นระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นตามระยะเวลา และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 145 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *MTM* ทำลายมะเร็งปอด

Time(s)	ปริมาตร ของแผล(cm <sup>3</sup> )	ปริมาตรของ มะเร็ง	ปริมาตรทั้งหมด ของระบบ(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของปอดที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
60	5.23	33.51	268.08	15.60	1.95
120	12.10	33.51	268.08	36.10	4.51
180	17.83	33.51	268.08	53.19	6.65
240	23.17	33.51	268.08	69.15	8.64
300	28.34	33.51	268.08	84.56	10.57

จากตารางที่ 4.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *MTM* ในการทำลายมะเร็งปอด ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอด ปริมาตรของมะเร็งปอดที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอดเวลา 60 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายเพียงแค่ 5.23 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น แต่เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งปอดต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 28.34 ลูกบาศก์เซนติเมตร

ตารางที่ 4.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *OTM DTM* และ *MTM* เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที

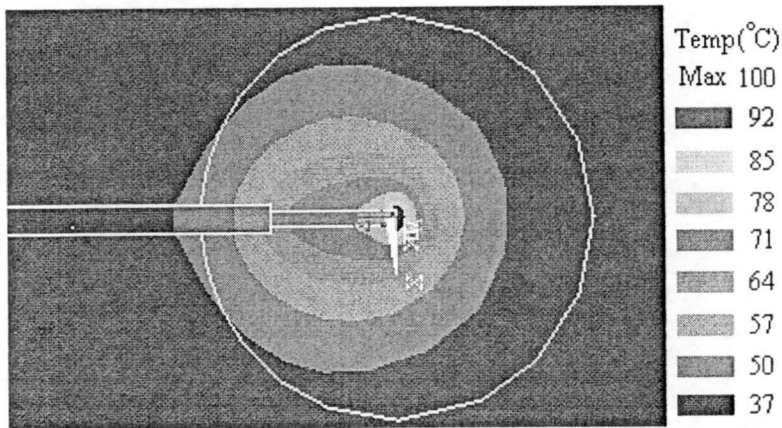
Type	ปริมาตร ของแผล(cm <sup>3</sup> )	ปริมาตรของ มะเร็ง	ปริมาตรทั้งหมด ของระบบ(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของปอดที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
OTM	31.42	33.51	268.08	93.76	11.72
DTM	33.01	33.51	268.08	98.51	12.31
MTM	28.34	33.51	268.08	84.56	10.57

จากตารางที่ 4.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *OTM DTM* และ *MTM* เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที จะเห็นว่า สายอากาศแบบ *DTM* สามารถทำลายมะเร็งปอดได้ปริมาณที่มากที่สุดโดยสามารถทำลายมะเร็งปอดได้ 33.01 ลูกบาศก์เซนติเมตร รองลงมาคือสายอากาศแบบ *OTM* สามารถทำลายมะเร็งปอดได้ 31.42 ลูกบาศก์เซนติเมตร และสายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายมะเร็งปอดได้น้อยที่สุด คือ 28.34 ลูกบาศก์เซนติเมตร

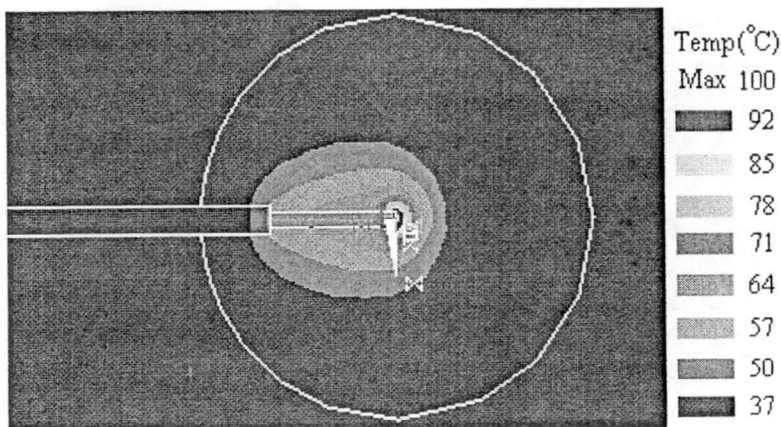
#### 4.2.2 การทดลองที่ 2 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควบคุมอุณหภูมิ

ในกรณีที่เป็นการจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ จะเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอ็กเซียล โดยได้ทำการทดลองเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอ็กเซียลที่ 25, 30, 35, 40, 45 และ 50V เพื่อให้ได้ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดในมะเร็งปอดมีค่า 100 องศาเซลเซียส ซึ่งเป็นการกำหนดว่าอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดในมะเร็งปอดไม่สามารถเกินค่านี้ได้ และพิจารณาขนาดของแผล หรือปอดที่โดนทำลาย โดยถือว่าตำแหน่งที่มีระดับอุณหภูมิสูงเกิน 50 องศาเซลเซียส เซลล์ปอด และมะเร็งจะโดนทำลายตายหรือ ฝ่อไปนั่นเอง

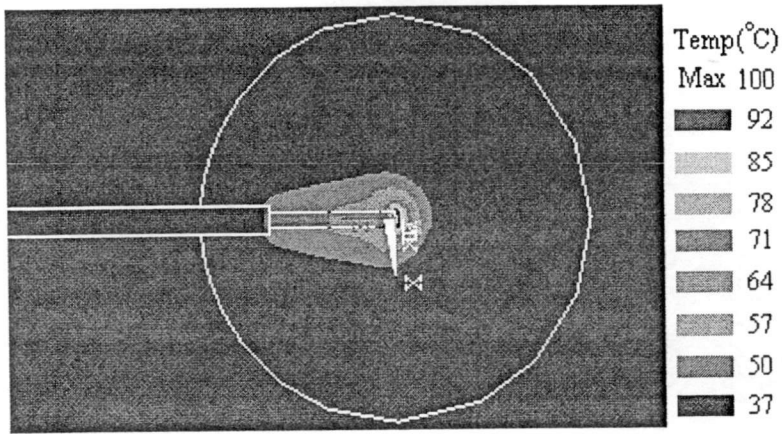
##### 4.2.2.1 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ OTM



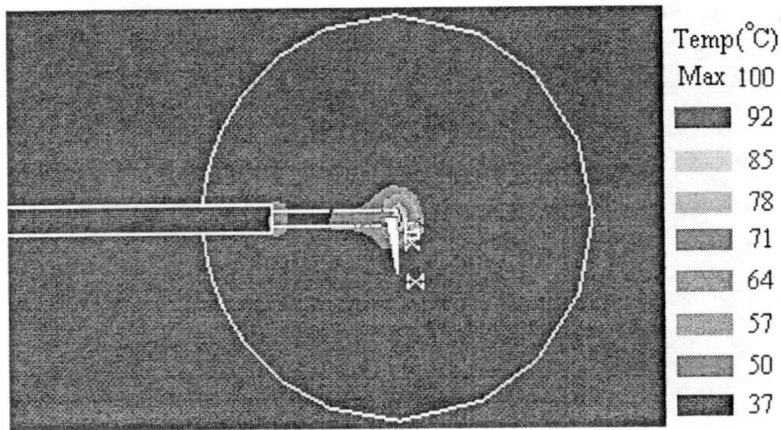
รูปที่ 4.16 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ OTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 25 V เป็นเวลา 1440 วินาที



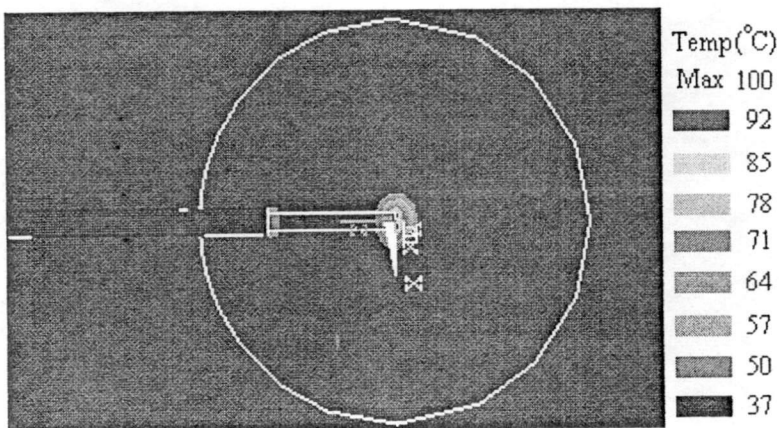
รูปที่ 4.17 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ OTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 30 V เป็นเวลา 120 วินาที



รูปที่ 4.18 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ OTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 35 V เป็นเวลา 30 วินาที



รูปที่ 4.19 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ OTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 40 V เป็นเวลา 10 วินาที



รูปที่ 4.20 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ OTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 45 V เป็นเวลา 5 วินาที

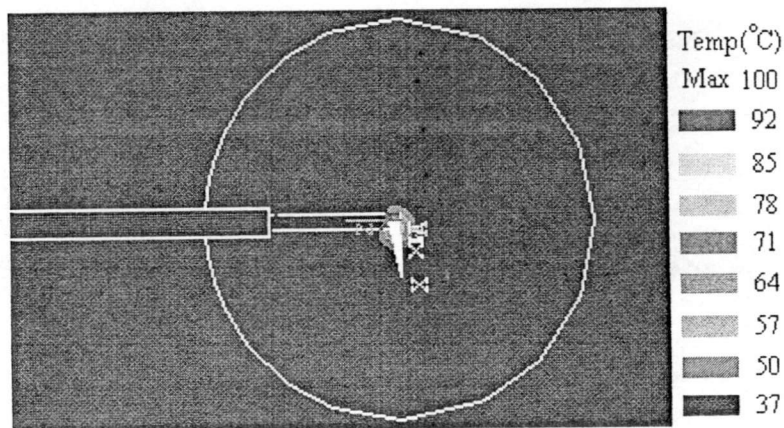
ตารางที่ 4.5 ผลการทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิที่กำลังงานระดับต่าง ๆ ของสายอากาศแบบ OTM

กำลังงาน Power(V)	สนามแม่เหล็ก Emag(H)	เวลาที่ใช้ Time(s)	ปริมาตร ของแผล(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของปอดที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
25	52.826	1440	15.06	44.95	5.62
30	63.392	120	2.51	7.50	0.94
35	73.957	30	0.70	2.08	0.26
40	84.522	10	0.14	0.41	0.05
45	95.088	5	0.07	0.20	0.02
50	105.653	*	*	*	*

\* เวลายน้อยแต่สายอากาศดังกล่าวสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงกว่า 100 องศาเซลเซียส

จากรูปที่ 4.16-4.20 และจากผลการทดลองที่ได้บันทึกในตารางที่ 4.5 จะเห็นได้ว่าเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ระดับกำลังงานต่ำ ๆ ผ่านสายอากาศแบบ OTM เข้าไปทำลายเซลล์หรือเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง เนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งจะถูกทำลายสูง แต่ทั้งนี้ก็ต้องใช้เวลานานในการเหนี่ยวนำคลื่นเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็งปอด จากการทดลองจะเห็นว่า ถ้าส่งคลื่นไมโครเวฟที่มีความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอกของสายส่งเท่ากับ 25 V เซลล์มะเร็งปอดจะถูกทำลายถึง 44.95% และใช้เวลานาน ถึง 1440 วินาที หรือ 24 นาที ในขณะที่ ถ้าความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอกของสายส่งมากเกินไปจะไม่สามารถทำลายมะเร็งปอดได้ หรือว่าขนาดแผลมีขนาดเล็กมากเพราะระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในปอดเกินกว่า 100 องศาเซลเซียสซึ่งไม่สามารถทำได้(50V สำหรับสายอากาศแบบ OTM)

#### 4.2.2.2 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ DTM



รูปที่ 4.21 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ DTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 45 V เป็นเวลา 5 วินาที

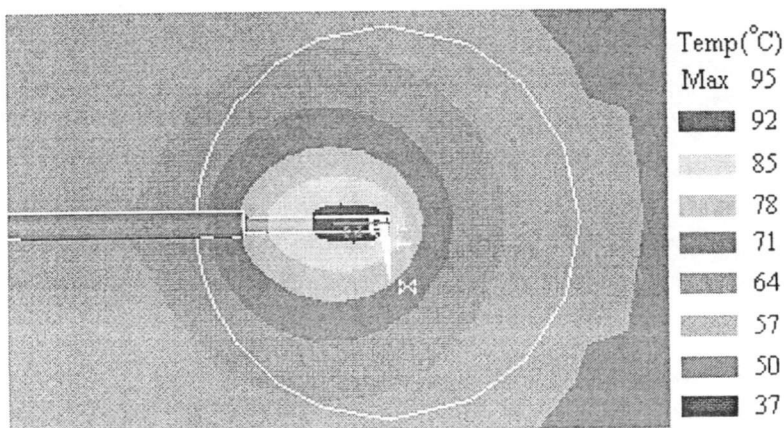
ตารางที่ 4.6 ผลการทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิที่กำลังงานระดับต่าง ๆ ของสายอากาศแบบ DTM

กำลังงาน Power(V)	สนามแม่เหล็ก Emag(H)	เวลาที่ใช้ Time(s)	ปริมาตร ของแผล(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของปอดที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
25	1.005	15	0.03	0.093	0.012
30	1.206	*	*	*	*
35	1.407	*	*	*	*
40	1.608	*	*	*	*
45	1.809	*	*	*	*
50	2.01	*	*	*	*

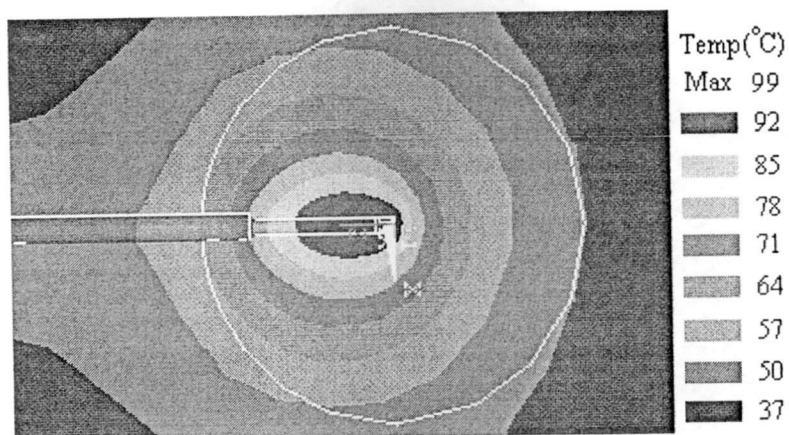
\* เวลานั้นแต่สายอากาศดังกล่าวสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงกว่า 100 องศาเซลเซียส

จากรูปที่ 4.21 และจากผลการทดลองที่ได้บันทึกในตารางที่ 4.6 จะเห็นได้ว่าเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ระดับกำลังงานต่ำ ๆ ผ่านสายอากาศแบบ DTM เข้าไปทำลายเซลล์หรือเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง เนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งจะถูกทำลายบ้าง แต่น้อยมากๆไม่ถึง 1 % (ที่ความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอกของสายส่งเท่ากับ 25 V เซลล์มะเร็งปอดจะถูกทำลายเพียง 0.093%) ถ้าความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอกของสายส่งมากเกินไป จะไม่สามารถทำลายมะเร็งปอดได้ หรือว่าขนาดแผลมีขนาดเล็กมากเพราะระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในปอดเกินกว่า 100 องศาเซลเซียสซึ่งไม่สามารถทำได้ (มากกว่า 25V สำหรับสายอากาศแบบ DTM ที่ระดับต่ำกว่านี้ผู้วิจัยไม่ได้ทำการทดลอง)

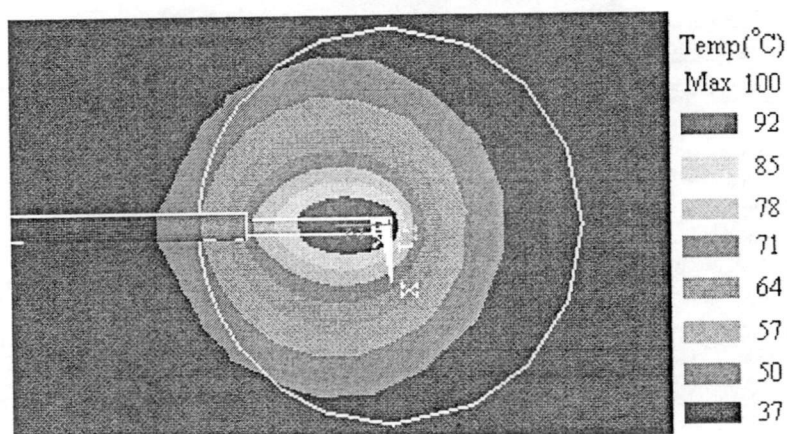
#### 4.2.2.3 ผลการทดลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบ MTM



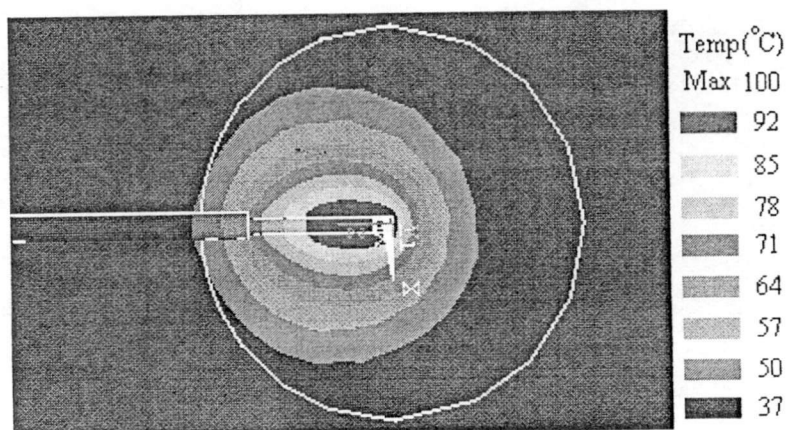
รูปที่ 4.22 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ MTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 25 V เป็นเวลา 7200 วินาที



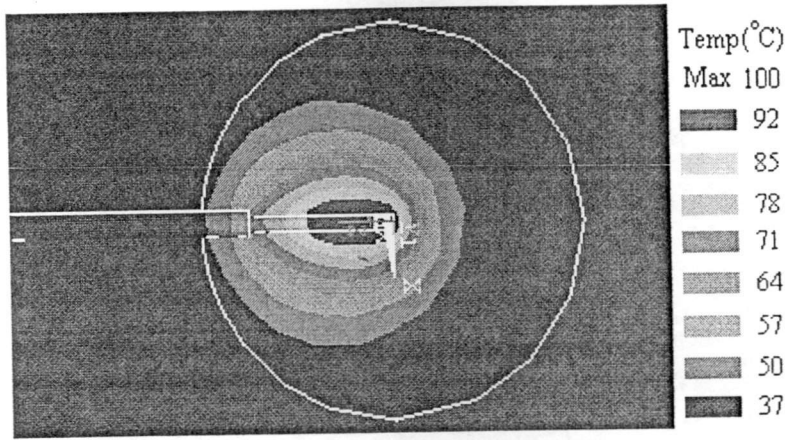
รูปที่ 4.23 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ *MTM* แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 30 V เป็นเวลา 2700 วินาที



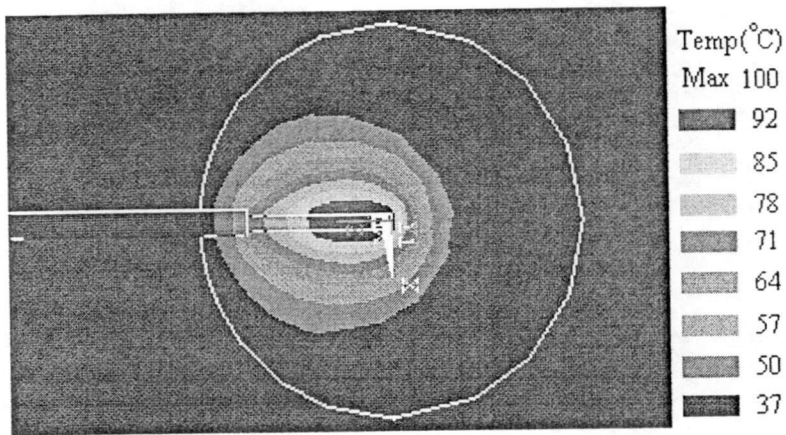
รูปที่ 4.24 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ *MTM* แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 35 V เป็นเวลา 600 วินาที



รูปที่ 4.25 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ *MTM* แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 40 V เป็นเวลา 210 วินาที



รูปที่ 4.26 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ MTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 45 V เป็นเวลา 110 วินาที



รูปที่ 4.27 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งปอดของสายอากาศ MTM แบบควบคุมอุณหภูมิ ซึ่งส่งคลื่นไมโครเวฟที่ 50 V เป็นเวลา 65 วินาที

ตารางที่ 4.7 ผลการทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิที่กำลังงานระดับต่าง ๆ ของสายอากาศแบบ MTM

กำลังงาน Power(V)	สนามแม่เหล็ก Emag(H)	เวลาที่ใช้ Time(s)	ปริมาตร ของแผล(cm <sup>3</sup> )	เนื้อเยื่อของปอดที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
25	0.889	7200	512.23	1528.60	191.08
30	1.068	2700	82.01	244.74	30.59
35	1.246	600	20.79	62.05	7.76
40	1.424	210	11.45	34.16	4.27
45	1.602	110	8.13	24.25	3.03
50	1.78	65	5.88	17.54	2.19

จากรูปที่ 4.22-4.27 และจากผลการทดลองที่ได้บันทึกในตารางที่ 4.7 จะเห็นได้ว่าเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ระดับกำลังงานต่ำ ๆ ผ่านสายอากาศแบบ *MTM* เข้าไปทำลายเซลล์หรือเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง เนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็งจะถูกทำลายสูง แต่ทั้งนี้ก็ต้องใช้เวลาในการเหนี่ยวนำคลื่นเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็งปอด จากการทดลองจะเห็นว่า ถ้าส่งคลื่นไมโครเวฟที่มีความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอกของสายส่งเท่ากับ 25 V เซลล์มะเร็งปอดจะถูกทำลายถึง 1528.60% และใช้เวลาจนถึง 7200 วินาที หรือ 2 ชั่วโมง กว่าที่ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในปอดจะสูงถึง 100 องศาเซลเซียส ทั้งนี้ขนาดแผลที่ได้มีขนาดใหญ่มากจะทำลายส่วนที่เป็นปอดดีไปด้วย (ดังแสดงในรูปที่ 4.22) และเมื่อเพิ่มความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอกของสายส่งขึ้นเรื่อยดังผลการทดลองในตารางที่ 4.7 จะเห็นว่าขนาดของแผลหรือมะเร็งปอดที่โดนทำลายจะมีค่าลดลง ในขณะที่เวลาที่จะเหนี่ยวนำให้ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในปอดเกินกว่า 100 องศาเซลเซียสจะลดลงเช่นกัน

**4.2.3 การพิจารณาทางด้านมิติความกว้าง-ลึกของแผล** เป็นการพิจารณาถึงขนาดของแผลหรือขนาดของมะเร็งปอดที่โดนทำลายซึ่งบริเวณที่มีระดับอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส นั้นหมายความว่ามะเร็งจะตายโดยสมบูรณ์ ในการวิเคราะห์จะพิจารณาดำแหน่งของแผลที่มีขนาดกว้างที่สุด และยาวที่สุด

**ตารางที่ 4.8 ผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผล แบบควบคุมเวลาที่ ความต่างศักย์ 50V**

ระยะเวลา ส่งคลื่น (s)	ขนาดของแผลที่เกิดจาก สายอากาศแบบ <i>OTM</i>		ขนาดของแผลที่เกิดจาก สายอากาศแบบ <i>DTM</i>		ขนาดของแผลที่เกิดจาก สายอากาศแบบ <i>MTM</i>	
	ความกว้าง (mm)	ความลึก (mm)	ความกว้าง (mm)	ความลึก (mm)	ความกว้าง (mm)	ความลึก (mm)
60	23	27	23	27	22	24
120	28	32	29	34	28	30
180	33	36	33	38	32	34
240	36	40	36	42	36	38
300	40	44	40	46	40	42

จากการจำลองการกระจายความร้อนสังเกตได้ว่าสายอากาศทั้งสามแบบมีรูปแบบการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อปอดคล้ายกัน และจากตารางที่ 4.8 จะเห็นได้ว่ามิติทางความกว้างในการกระจายความร้อนของสายอากาศทั้งสามแบบจะมีขนาดใกล้เคียงกัน แต่จะแตกต่างกันในด้านของ

มิติทางความลึกของแผล และเมื่อพิจารณาพร้อมกับปริมาตรของแผลที่เกิดจากสายอากาศแต่ละแบบ สายอากาศแบบ *DTM* สามารถทำลายเซลล์มะเร็งเร็วปอดได้มากที่สุด และสายอากาศแบบ *MTM* ทำลายเซลล์มะเร็งเร็วปอดได้น้อยที่สุด แต่ทั้งนี้มันเป็นผลที่เกิด เมื่อเราไม่ได้พิจารณาระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด

ตารางที่ 4.9 แสดงผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผลแบบควบคุมอุณหภูมิ

ความต่าง ศักย์ (V)	ขนาดของแผลที่เกิดจาก สายอากาศแบบ <i>OTM</i>		ขนาดของแผลที่เกิดจาก สายอากาศแบบ <i>DSM</i>		ขนาดของแผลที่เกิดจาก สายอากาศแบบ <i>MTM</i>	
	ความกว้าง	ความลึก	ความกว้าง	ความลึก	ความกว้าง	ความลึก
	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)
25	30	34	5	5	>40	>40
30	14	20	ไม่สามารถจำลองได้*		>40	>40
35	10	17	ไม่สามารถจำลองได้*		34	36
40	6	7	ไม่สามารถจำลองได้*		28	30
45	6	5	ไม่สามารถจำลองได้*		24	26
50	ไม่สามารถจำลองได้*		ไม่สามารถจำลองได้*		22	25

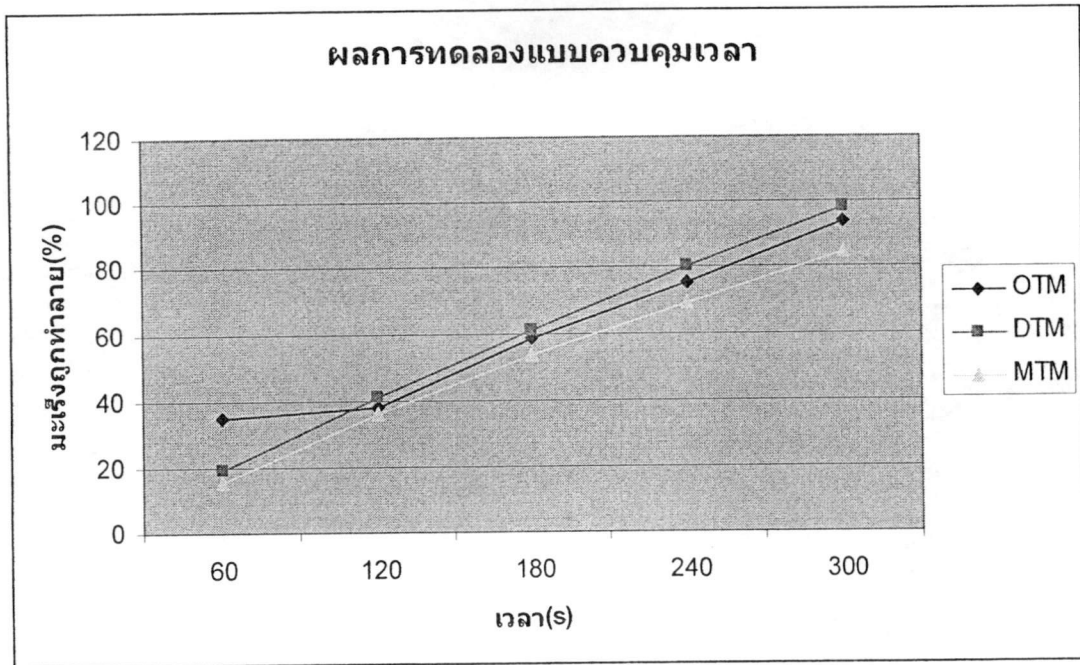
\* เวลายน้อยแต่สายอากาศดังกล่าวสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงกว่า 100 องศาเซลเซียส

เมื่อพิจารณาระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด (<100°C) และพิจารณาระดับกำลังที่ส่งคลื่นไมโครเวฟ จากตารางที่ 4.9 จะเห็นได้ว่าระดับกำลังที่สูง ๆ จะไม่สามารถส่งผ่านสายอากาศแบบ *DTM* ได้ แต่สำหรับสายอากาศแบบ *OTM* และ *MTM* สามารถเหนี่ยวนำคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่ปอดได้ ซึ่งทำให้มะเร็งปอดที่ถูกทำลายมีขนาดค่อนข้างใหญ่ แต่ทั้งนี้ก็ใช้ได้ ในกรณีที่ระดับกำลังต่ำ ๆ ถ้าที่ระดับกำลังงานสูงขึ้นขนาดของมะเร็งปอดที่ถูกทำลายก็จะลดลง

#### 4.3 วิเคราะห์ผลการทดลอง

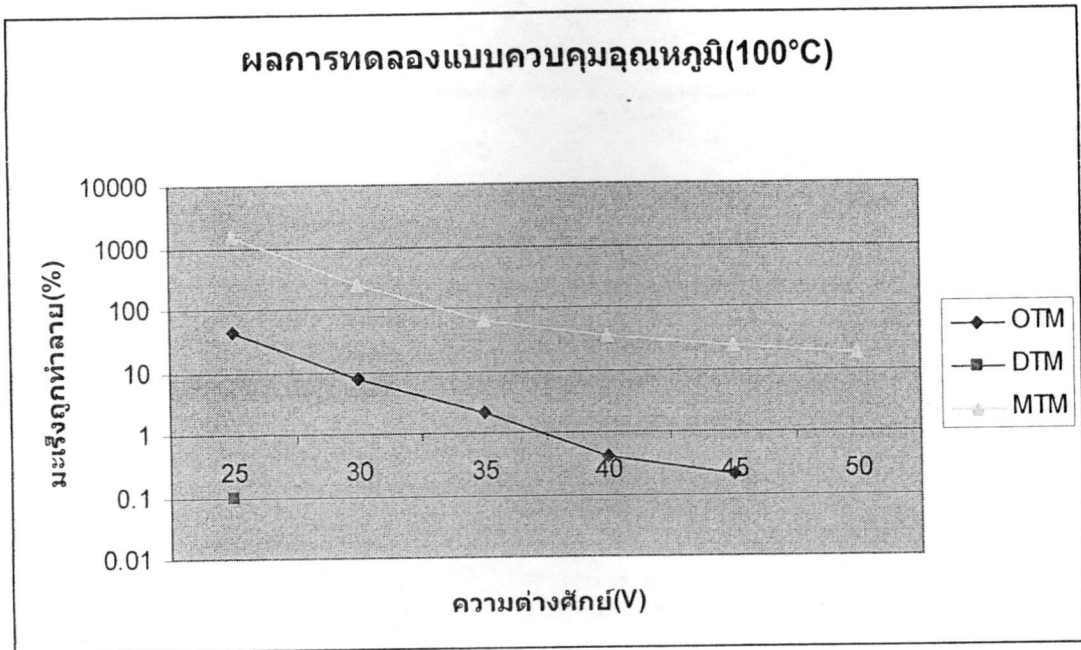
จากรูปที่ 4.28 จะเห็นได้ว่าเมื่อเวลาเพิ่มขึ้นเซลล์มะเร็งปอดจะถูกทำลายเพิ่มมากขึ้น โดยสายอากาศแบบ *DTM* สามารถทำลายมะเร็งได้มากที่สุด แต่ที่เวลาต่ำ ๆ สายอากาศแบบ *OTM* สามารถทำลายมะเร็งได้มากที่สุด ทั้งนี้เพราะสายอากาศแบบ *OTM* จะสามารถเหนี่ยวนำคลื่นไมโครเวฟได้เร็วตามที่ King[15] ได้กล่าวไว้ ในขณะที่สายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้น้อยที่สุด ทั้งนี้ผลที่ได้นี้ไม่ได้พิจารณาระดับอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเซลล์มะเร็งปอดซึ่งอุณหภูมิอาจจะเกิน 100°C ดังนั้นในการจำลองในคอมพิวเตอร์สามารถทำได้โดยไม่มีผลกระทบใด

แต่ถ้าทำการทดลองในเซลล์มะเร็งปอดจริง ต้องพิจารณาเรื่องของกระแสเลือดที่ไหลด้วย ซึ่งถ้าอุณหภูมิสูงกว่า  $100^{\circ}\text{C}$  อาจจะทำให้เลือดเดือดมีผลกระทบต่อผู้ป่วยได้



รูปที่ 4.28 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับมะเร็งที่ถูกทำลายของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

ถ้าทำการทดลองโดยพิจารณาความสำคัญของระดับอุณหภูมิที่จะเกิดขึ้นในปอดโดยควบคุมให้ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่จะเกิดขึ้นได้อยู่ที่  $100^{\circ}\text{C}$  ซึ่งทดลองเปลี่ยนแปลงระดับความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอกกับตัวนำภายในของสายส่งผลการจำลองที่ได้แสดงดังในรูปที่ 4.29 ซึ่งสายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายมะเร็งได้มากที่สุดแต่ต้องใช้เวลาในการส่งคลื่นนานที่สุดเช่นกัน ซึ่งที่ระดับความต่างศักย์สูงขึ้นมะเร็งที่ถูกทำลายจะน้อยลง(มะเร็งที่ถูกทำลายมากกว่า  $100\%$  หมายความว่า เซลล์เนื้อปอดส่วนที่ยังดีหรือปกติก็ถูกทำลายด้วย) สายอากาศแบบ *OTM* สามารถใช้ได้ที่รับความต่างศักย์ไม่สูงมาก จากการจำลองจะเห็นว่าที่ความต่างศักย์สูงกว่า  $45\text{V}$  ไม่สามารถใช้ได้เพราะใช้เวลาไม่เกิน 5 วินาที ก็จะเหนี่ยวนำให้ระดับอุณหภูมิในปอดสูงกว่าระดับที่เราควบคุม ( $100^{\circ}\text{C}$ ) และมะเร็งที่ถูกทำลายก็มีขนาดเล็กมาก และสำหรับสายอากาศแบบ *DTM* ที่ความต่างศักย์สูงกว่า  $25\text{V}$  ก็ไม่สามารถใช้ได้เช่นกัน



รูปที่ 4.29 กราฟแสดงความสัมพันธ์การเปลี่ยนแปลงระดับความต่างศักย์กับมะเร็งที่ถูกทำลายของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

จากการพล็อตค่าสนามแม่เหล็ก โดยใช้พื้นฐานในการประมาณค่า กำหนดให้สนามแม่เหล็ก รอบๆ สายอากาศมีค่า  $H_\phi = I(z)/2\pi r$  เมื่อ  $I(z)$  คือ กระแสไฟฟ้าที่ไหลภายในสายอากาศ ดังนั้นการกระจายของ  $H_\phi$  ที่แกน  $z$  จึงเป็นการบอกถึงการกระจายของกระแสไฟฟ้าที่สายอากาศ

สายอากาศแบบ DTM จะมีกระแสไฟฟ้าที่บริเวณปลายเป็นศูนย์ ซึ่งตรงกับทฤษฎีของ King [15] ซึ่งจะแสดงตัวในการป้องกันกระแสไฟฟ้าของสายอากาศชนิดนี้ สายโคแอกเซียล จะมีการสูญเสียที่ปลายสายหากมีการเปิดปลายสาย โดย King อธิบายเพิ่มเติมว่า สำหรับ OTM และ MTM นั้น กระแสไฟฟ้าบริเวณปลายสายอากาศจะต่างกันไป ไม่ควรเป็นศูนย์ เพราะตัวนำสายอากาศนั้น สัมผัสกับตัวกลางที่อาจเกิดการสูญเสีย ผลที่ได้จากการจำลองสายอากาศแบบ OTM และ MTM หากพิจารณาถึงความแตกต่างในการกระจายกระแสไฟฟ้าของทั้งสองแบบ สำหรับ OTM จำนวนกระแสไฟฟ้าจะมีค่าคงที่ และค่อยๆ ลดลงที่บริเวณปลายของสายอากาศ สำหรับ MTM จำนวนกระแสไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงตามคุณลักษณะของคลื่น ที่บริเวณซึ่งเป็นรอยต่อของโลหะ กับสายอากาศกระแสไฟฟ้ารวมภายในตัวนำ ควรจะเหมือนกับกระแสไฟฟ้าที่ไหลบริเวณผิวหน้า ที่ปลายของโลหะ ซึ่งกระแสไฟฟ้าจะลดลงอย่างรวดเร็ว เพราะจะมีการกระจาย หรือแพร่ออกไปรอบๆ ตัวกลาง

สำหรับการกระจายตัวของอุณหภูมินั้นจะสังเกตเห็นว่า มีรูปแบบการกระจายตัวคล้ายกับการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้า ถ้าพิจารณาจาก สมการ  $SAR = \frac{1}{\rho} J \cdot E = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2$  จะเห็นว่าสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้า เป็นตัวแปรที่สำคัญ ที่จะบ่งบอกถึงรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ แต่สนามไฟฟ้าก็ไม่สามารถบ่งบอกถึงขนาดของผล และระดับสูงสุดของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อได้ ทั้งนี้เพราะว่ายังมีตัวแปรอื่นที่เกี่ยวข้องในการแปลงจากสมการทางแม่เหล็กไฟฟ้า ไปเป็นสมการความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอดที่เป็นมะเร็ง

## บทที่ 5

# สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลงานวิจัย

สำหรับงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อปอด โดยส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศโมนอโพล แบบปลายเปิด(*OTM*) แบบปลายเป็นไดอิเล็กตริก(*DTM*) และ แบบปลายเป็นโลหะ(*MTM*) ซึ่งสายอากาศจะช่วยให้การกระจายคลื่นไมโครเวฟในเนื้อปอดที่เป็นมะเร็งในการวิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อปอดนั้น จะต้องทำการวิเคราะห์หรือแก้ปัญหา 2 ด้าน คือ ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้า และปัญหาด้านความร้อน การแก้ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้าได้ทำการวิเคราะห์ การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้าซึ่งในการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์เหล่านี้ เนื่องจาก เมื่อคลื่นอันประกอบด้วยสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้ามีการแพร่กระจายไปในเนื้อเยื่อปอด ก็จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อ เพราะเนื้อเยื่อมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งพลังงานที่สูญเสียไปในเนื้อเยื่อนี้จะกลายเป็นความร้อน การแก้ปัญหาด้านความร้อนทำได้โดยการนำค่า สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก มาใช้ในสมการความร้อน โดยได้ทำการจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่เนื้อเยื่อปอดเป็นเวลา 60 120 180 240 และ 300 วินาที

จากการทดลองแบบควบคุมเวลาจะเห็นว่าเมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศทั้งสามแบบเป็นเวลาเท่ากัน สังเกตได้ว่าสายอากาศทั้งสามแบบมีรูปแบบการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อปอดคล้ายกัน และความกว้างในการกระจายความร้อนของสายอากาศทั้งสามแบบจะมีขนาดใกล้เคียงกัน แต่จะแตกต่างกันทางความลึกของแผล และเมื่อพิจารณาร่วมกับปริมาณของแผลที่เกิดจากสายอากาศแต่ละแบบ สายอากาศแบบ *DTM* สามารถทำลายมะเร็งปอดได้ปริมาณที่มากที่สุด รองลงมาคือสายอากาศแบบ *OTM* และสายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายมะเร็งปอดได้น้อยที่สุด แต่ทั้งนี้มันเป็นผลที่เกิดขึ้นเมื่อเราไม่ได้พิจารณาระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด ถ้าพิจารณาการเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงสุดในเนื้อเยื่อปอด สายอากาศแบบ *DTM* สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดอุณหภูมิได้สูงที่สุด และสายอากาศแบบ *MTM* สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดอุณหภูมิได้น้อยที่สุด

จากการทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิ เมื่อพิจารณาระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด (<100°C) และพิจารณาระดับกำลังที่ส่งคลื่นไมโครเวฟ จะเห็นได้ว่าระดับกำลังที่สูง ๆ จะไม่สามารถส่งผ่านสายอากาศแบบ *DTM* ได้ แต่สำหรับสายอากาศแบบ *OTM* และ *MTM* สามารถเหนี่ยวนำคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่ปอดได้ ซึ่งทำให้มะเร็งปอดที่ถูกทำลายมีขนาดค่อนข้างใหญ่ แต่ทั้งนี้

ที่ใช้ในกรณีที่ระดับกำลังต่ำ ๆ ถ้าที่ระดับกำลังงานสูงขึ้นขนาดของมะเร็งปอดที่ถูกทำลายก็จะลดลง ในขณะที่เดียวกันถ้าใช้ระดับกำลังต่ำ ๆ ก็ต้องส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งปอดเป็นระยะเวลา นาน นั่นหมายความว่าระดับกำลังของคลื่นไมโครเวฟจะเป็นตัวกำหนดขนาดของแผลและเวลาที่ใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งปอด

ผลการทดลองวิจัยที่ได้กล่าวถึงนี้เป็นเพียงการจำลองในคอมพิวเตอร์ ซึ่งในเบื้องต้นนี้ผู้วิจัยได้ตัดพารามิเตอร์หลายอย่างออกเพื่อให้สามารถวิเคราะห์ได้ง่าย อาทิเช่นการไหลของกระแสเลือด การหายใจเข้า-ออก นอกจากนี้ ถ้าพิจารณาจากรูปแบบการกระจายความร้อนจะเห็นว่าความร้อนได้กระจายไปในส่วนของปอดคือด้วย ซึ่งผู้วิจัยได้พิจารณาส่วนที่มีระดับอุณหภูมิสูงกว่า  $50^{\circ}\text{C}$  ถือว่าเป็นส่วนที่ถูกทำลาย ดังนั้นตำแหน่งความลึกในการเสียบสายอากาศจึงมีผลต่อบริเวณที่ปอดจะถูกทำลาย

## 5.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต

จากผลการทดลองการจะเห็นว่า การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของสายอากาศ ไม่ว่าจะเป็นการเปลี่ยนแปลงขนาดของโลหะที่ปลายสายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในการกระจายตัวของอุณหภูมิด้วย ดังนั้น เราจึงสามารถควบคุมขนาด และตำแหน่งของแผลที่จะเกิดขึ้นได้ โดยการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของสายอากาศ การออกแบบสายอากาศให้มีลักษณะที่แตกต่างกัน จึงเป็นประโยชน์สำหรับเป็นตัวเลือกในการเลือกใช้สายอากาศหรือ โพรบให้เหมาะสมกับลักษณะ หรือขนาดของเซลล์มะเร็งที่ต้องการทำลาย นอกจากนี้เวลาที่ใช้ในการส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายมะเร็งปอดก็เป็นตัวแปรที่สำคัญในการกำหนดปริมาณของมะเร็งปอดที่ถูกทำลาย จากการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ผ่านมา ได้พิจารณาและวิเคราะห์ในส่วนสำคัญ แล้วนั้นคือ การกระจายความร้อนของสายอากาศแต่ละแบบ ซึ่งสายอากาศแต่ละแบบก็มีการกระจายความร้อนที่แตกต่างกัน ดังนั้น สิ่งที่จะดำเนินการต่อไป คือ พิจารณาสายอากาศแบบอื่น หรือพิจารณาถึงลักษณะการวางสายอากาศที่แตกต่างออกไป เช่น การวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ นอกจากนี้อาจจะมีการออกแบบเครื่องจ่ายคลื่นไมโครเวฟ หรือทดลองส่งคลื่นไมโครเวฟจริงผ่านสายอากาศที่ออกแบบโดยอาจจะทดลองในปอดหมูหรือปอดวัวแทนการจำลองในคอมพิวเตอร์

## เอกสารอ้างอิง

- [1] [http://women.sanook.com/health/healthcare/sick\\_07216.php](http://women.sanook.com/health/healthcare/sick_07216.php)
- [2] [http://www.siamca.com/Backup2002/3\\_26.html](http://www.siamca.com/Backup2002/3_26.html)
- [3] ANSYS, Inc. is a UL registered ISO 9001: 1994 Company. <http://www.Ansys.com>
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] J.P.McGahan, 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
- [7] 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.
- [8] H.H. Pennes. "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in Resting Forearm." *Journal of Applied Physiology*," vol. 1, 1948. pp.93-122
- [9] K. Saito,Y. Hayashi,H. Yoshimura,K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48 , Issue:11 , Nov. 2000 pp.1800 - 1806
- [10] S. Labonte, A. Blais, S.R Legault, , H.O Ali,L Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 44, pp. 1832–1840, 1996.
- [11] D. Hammerich, S.T. Sraelin, S. Tungjitkusolmun, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and J.G. Webster, "Hepatic bipolar radio-frequency ablation between separated multiprong electrodes," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48, pp. 1145-52, 2001.
- [12] J. D. Kraus, D. A.Flesich, "Electromagnetics with applications," 5th Edition, McGraw-Hill Company, pp. 389–419, 1999.

- [13] Federal communications commission, Tissue Dielectric Properties [www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh](http://www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh)
- [14] A.Chaiyapong, M.Sangworasil, S.Tugjitusolmun, "3-D finite element analysis of percutaneous antenna for microwave lung ablation," The 3<sup>rd</sup> International Symposium on Biomedical Engineering (ISBME), pp.429-431, 2008
- [15] R. W. P. King, B. S. Trembly, and J. W. Strohbehn, "The Electromagnetic field of an insulated antenna in conducting or dielectric medium." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 31, no. 7, pp. 574–583, 1983.