

การวิเคราะห์การขยายหลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF AIRWAY DILATION USING RADIO FREQUENCY
ABLATION

เบญญาภา รักษาพงศ์
BENYAPA RUXSAPONG

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2557

KMITL-2014-EN-M-045-178

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การวิเคราะห์การขยายหลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF AIRWAY DILATION USING RADIO FREQUENCY
ABLATION



T138514

เบญญาภา รักษาพงศ์
BENYAPA RUXSAPONG

สารทศ.
เลขทะเบียน 138514
วันเดือนปี 8 ต.ค. 2558

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2557

KMITL-2014-EN-M-045-178

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF AIRWAY DILATION USING RADIO FREQUENCY
ABLATION

BENYAPA RUXSAPONG

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2014
KMITL-2014-EN-M-045-178





COPYRIGHT 2014

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวิเคราะห์การขยายหลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
Thesis Title Finite Element Analysis of Airway Dilation Using Radio Frequency Ablation
นักศึกษา นางสาวเบญญาภา รักษาพงศ์
รหัสประจำตัว 55612712
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุลมั่น
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ (ร่วม) ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2014-EN-M-045-178

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.กิติพล	ชิตสกุล	
ดร.ภัทรพงษ์	ผาสุขกิจ	ภป-ภ.
ผศ.ดร.อาทร	สรรพานิช	
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณ์	
ผศ.ดร.สุพันธ์	ตั้งจิตกุลมั่น	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันศุกร์ที่ 1 สิงหาคม พ.ศ. 2557 เวลา 15.30-17.30 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(ศาสตราจารย์ ดร.สุชัชวีร์ สุวรรณสวัสดิ์)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 1 สิงหาคม พ.ศ. 2557

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์การขยายหลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
นักศึกษา	นางสาวเบญญาภา รักษาพงศ์
รหัสประจำตัว	55612712
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
พ.ศ.	2557
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์(ร่วม)	ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการวิเคราะห์การขยายหลอดลมจากการใช้คลื่นความถี่วิทยุโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยจำลองการกระจายตัวของความร้อนที่หลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และใช้ผลการจำลองมาเป็นแนวทางในการทดลอง โดยออกแบบโพรบ 3 รูปแบบ ได้แก่ โพรบแบบ 2, 3 และ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ จำลองการกระจายตัวของความร้อนจากการใช้คลื่นความถี่วิทยุ พบว่าการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นจากโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ มีปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนบริเวณผนังหลอดลมเท่ากับ 6.428 ลูกบาศก์มิลลิเมตร ซึ่งมากกว่าโพรบแบบ 2 และ 3 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ จึงเหมาะสมจะนำมาทดลองในหลอดลมหมู เมื่อปล่อยกระแสไฟฟ้าเหนี่ยวนำทำให้เกิดคลื่นความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ แรงดัน 13 โวลต์ เป็นเวลา 10 วินาที ผลการทดลองพบว่า เกิดการกระจายตัวของความร้อนบริเวณกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมของหมูอันเนื่องมาจากคลื่นความถี่วิทยุ ส่งผลให้เกิดการขยายตัวของหลอดลม จากการศึกษาเบื้องต้นนี้ข้อมูลที่ได้เป็นประโยชน์ต่อการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ และเป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องมือที่ใช้ในการบำบัดโรคหืดที่เหมาะสมต่อไปในอนาคต

Thesis	Finite Element Analysis of Airway Dilation using Radio Frequency Ablation
Student	Miss Benyapa Ruxsapong
Student ID.	55612712
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2014
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Supan Tungjitkusolmun
Thesis Co-Advisor	Dr. Pattarapong Phasukkit

ABSTRACT

This thesis presents finite element analysis of airway dilation using radio frequency ablation. I simulated the temperature distribution of the airway caused by radio frequency ablation using finite element method and used the results as guidelines for *in vitro* experiments. I designed 3 types of probes which are two, three and four active electrodes probes. The ablated volume of four active electrodes was 6.428 mm^3 from airway wall area which was the largest volume. Four active electrodes probe was appropriate for experiment using swine airway. RF ablation generator created electric current to induce a frequency of 380 kHz, 13 V for 10 s. The results showed tissue discoloration around the swine airway smooth muscle due to radio frequency ablation and resulted in airway dilation. The results from this initial study can be useful for development of asthma therapy by radio frequency ablation.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น และดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหา ตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ ผศ.ดร.อาทร สรรพานิช ผศ.ดร.กิตติพล ชิตสกุล และดร.สุรเดช ตรีไตรลักษณะ ที่ให้แนวคิด คำปรึกษา และแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ที่เกิดขึ้น

ขอขอบคุณ นายแพทย์นันทกร จันทรรวงกาญจน์ ที่ให้คำปรึกษาและข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย

ขอขอบคุณคณาจารย์และบุคลากรภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบังทุกท่านที่ให้คำแนะนำและข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อการทำงานวิจัย

ขอขอบพระคุณ บิดา มารดา และครอบครัวที่ให้การสนับสนุนและเป็นกำลังใจในการทำวิจัย ผู้วิจัยหวังว่างานวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่ผู้ที่สนใจและสามารถนำมาใช้ประโยชน์ในด้านอื่นๆได้

เบญญาภา รักษาพงศ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VI
สารบัญรูป.....	VII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	3
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	4
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	4
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของหลอดลม.....	5
2.1.1 ท่อทางเดินหายใจ.....	5
2.1.2 ปอด.....	6
2.2 โรคหืด.....	8
2.2.1 นิยาม.....	8
2.2.2 สถิติ.....	8
2.2.3 พยาธิสรีรวิทยาของหลอดลมในโรคหืด.....	9
2.2.4 สาเหตุของโรคหืด.....	10
2.2.5 ระดับความรุนแรงของโรคหืด.....	10
2.2.6 การรักษา.....	11
2.3 การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ.....	14
2.4 สมการความร้อนทางชีววิทยา.....	18
2.5 สมการนาเวียร์-สโตกส์.....	20
2.6 หลักการวิเคราะห์สมการ.....	20
บทที่ 3 วิธีการในการวิจัย.....	22
3.1 วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์.....	22
3.2 กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์.....	24

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.3 การประยุกต์ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์.....	25
3.4 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ประมวลผล.....	26
3.5 กระบวนการวิเคราะห์วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics.....	27
3.6 โครงสร้างของโพรบและหลอดลม.....	27
3.7 การกำหนดค่าคงที่ต่างๆ ของแบบจำลอง.....	31
3.8 การเมช (Mesh) แบบจำลอง.....	32
3.9 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนแบบจำลอง.....	34
3.10 การประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลอง.....	34
บทที่ 4 ผลการจำลองโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และผลการทดลอง.....	36
4.1 ผลการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์.....	36
4.2 ผลการทดลอง.....	48
4.2.1 การทดลองในไขขาว.....	52
4.2.2 การทดลองในหลอดลมหมู.....	53
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	55
5.1 สรุปผลงานวิจัย.....	55
5.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป.....	56
เอกสารอ้างอิง.....	57
ภาคผนวก ก ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	62
ภาคผนวก ข การใช้งานโปรแกรม COMSOL Multiphysics ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์.....	67
ประวัติผู้เขียน.....	71

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 การจำแนกระดับความรุนแรงของโรคหืด.....	11
3.1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้วิเคราะห์การกระจายตัวของความร้อน.....	31
3.2 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้วิเคราะห์การไหลของอากาศ.....	32
4.1 ปริมาณการกระจายตัวของความร้อนบริเวณผนังหลอดลม.....	40

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 โครงสร้างของระบบทางเดินหายใจ.....	7
2.2 ท่อทางเดินหายใจ.....	7
2.3 ความชุกของโรคหืดต่อสัดส่วนของประชากรทั่วโลก.....	8
2.4 อัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยโรคหืดทั่วโลกในช่วงกลุ่มอายุ 5 – 34 ปี.....	9
2.5 พยาธิสรีรวิทยาของหลอดลมในโรคหืด.....	9
2.6 ยาและอุปกรณ์สำหรับใช้บรรเทาอาการหอบและรักษาโรคหืด (ก) ยาควบคุมโรค (ข) ยาขยายหลอดลมหรือยาบรรเทาอาการ (ค) เครื่องพ่นยาแบบ PMDI (ง) กระจกบด.....	12
2.7 การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก-ง) RF Ablation Procedure.....	16
2.8 ตำแหน่งของหลอดลมที่ต้องทำการบำบัด.....	18
2.9 โฟวชาร์ตลำดับในการวิเคราะห์สมการ.....	21
3.1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์และโหนด.....	23
3.2 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) โครงกระดูกหน้าขา (ข) ลิ้นหัวใจ (ค) สายอากาศที่ใช้ทำลายเซลล์มะเร็งระดับ (ง) โครงสร้างฟัน.....	25
3.3 กระบวนการวิเคราะห์วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics.....	27
3.4 ขนาดและโครงสร้างของโพรบที่ใช้ในการจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด.....	28
3.5 ขนาดของหลอดลม.....	29
3.6 โพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรดที่ใช้ในการทดลอง.....	29
3.7 แบบจำลองการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ 3 รูปแบบ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด.....	30
3.8 การเมชแบบจำลองการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ 3 รูปแบบ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด.....	33
3.9 การกำหนดขอบเขตของแบบจำลองการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ 3 รูปแบบ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด.....	35
4.1 การกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x=0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z=0 ในโพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด.....	37
4.2 การกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x=0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z=0 ในโพรบแบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด.....	38
4.3 การกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x=0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z=0 ในโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด.....	39
4.4 ความหนาแน่นของกระแสที่ออกจากโพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x=0 (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z=0.....	41

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.5 ความหนาแน่นของกระแสที่ออกจากโพรบแบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$	42
4.6 ความหนาแน่นของกระแสที่ออกจากโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$	43
4.7 การกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$	44
4.8 การกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$	45
4.9 การกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$	46
4.10 วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง (ก) RF power supply (ข) โพรบ (ค) เทอร์โมมิเตอร์ กระบอกตวง และไขควง (ง) มีดและกรรไกรผ่าตัด (จ) ปอดหมู.....	49
4.11 การทดลองบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในไขควง.....	52
4.12 ผลการทดลองบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในไขควง.....	53
4.13 การทดลองบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในหลอดลมหมู.....	54
4.14 ผลการทดลองบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในหลอดลมหมู.....	54

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

โรคหืดเป็นโรคทางเดินหายใจเรื้อรัง เกิดจากภาวะทางเดินหายใจอุดกั้นจากการตีบแคบของหลอดลม ซึ่งเป็นโรคที่รักษาไม่หายขาด มีผู้ป่วยประมาณ 300 ล้านคนทั่วโลก [1] โดยมีอาการหอบ ไอ หายใจเสียดังและอาจเสียชีวิตได้ ซึ่งสาเหตุหลักของโรคได้แก่ กรรมพันธุ์ การติดเชื้อ และสิ่งแวดล้อมที่ก่อให้เกิดการระคายเคืองและภูมิแพ้

วิธีการรักษาโรคหืดจะใช้ยารักษาตามระดับความรุนแรงของโรค ซึ่งมี 4 ระดับ คือ มีอาการนานๆ ครั้ง (Intermittent) อาการรุนแรงน้อย (Mild Persistent) อาการรุนแรงปานกลาง (Moderate Persistent) และอาการรุนแรงมาก (Severe Persistent) [2] โดยผู้ป่วยที่เป็นโรคหืดอาการรุนแรงมาก จะต้องได้รับยาในปริมาณมากแต่ก็ไม่สามารถลดการตีบแคบลงแบบถาวรของกล้ามเนื้อเรียบหลอดลม ภายในผนังหลอดลมได้ ผู้ป่วยจึงต้องทุกข์ทรมานจากอาการหอบบ่อยๆ หายใจลำบาก เสี่ยงต่อภาวะหอบเฉียบพลัน ถ้ารักษาไม่ทันเวลาจะเกิดภาวะหัวใจล้มเหลว และเสียชีวิตได้ในระยะเวลาอันสั้น วิธีการบำบัดโรคหืดโดยใช้คลื่นความถี่วิทยุ (Radio Frequency Ablation, RFA) จึงถูกนำมาบำบัดผู้ป่วยที่มีอาการรุนแรงมาก ซึ่งคลื่นความถี่วิทยุที่ใช้ในการบำบัดอยู่ในย่านความถี่ 375 - 500 กิโลเฮิร์ตซ์ เมื่อปล่อยคลื่นจะเกิดความร้อนส่งผ่านไปยังอิเล็กโทรดที่สัมผัสกับกล้ามเนื้อเรียบของหลอดลมที่ตีบแคบแบบถาวร เมื่อกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมถูกจี้ด้วยความร้อนประมาณ 55 - 65 องศาเซลเซียส สามารถลดขนาดของกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมได้ร้อยละ 50 โดยความร้อนมีผลโดยตรงต่อแอกติน (actin) และไมโอซิน (myosin) ที่มีหน้าที่ควบคุมการยึดและหดตัวของกล้ามเนื้อ ความร้อนสูงทำให้แอกตินและไมโอซินตอบสนองต่อการยึดและหดตัว (actin - myosin interaction) เพื่อไม่ให้กล้ามเนื้อเรียบหลอดลมตีบแคบถาวร และ actin - myosin interaction ทำให้จำนวนของโปรตีนขับเคลื่อน (motor protein) ที่ทำหน้าที่ช่วยในการเคลื่อนไหวภายในเซลล์และเนื้อเยื่อลดลงภายในไม่กี่วินาที ส่งผลให้เซลล์สามารถพดโบกเมือก เสมหะ และสิ่งแปลกปลอมได้ดีขึ้น เมื่อลดกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมจะมีผลทำให้ลดการหดตัวของกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมได้ ผลการบำบัดด้วยวิธีนี้จะทำให้ผู้ป่วยมีอาการหอบน้อยลง ใช้ยาในการรักษาในปริมาณที่น้อยลง และมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น [3] นอกจากการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

แล้ว ก่อนหน้านี้ได้มีการใช้คลื่นความถี่วิทยุในการรักษาโรคมะเร็งปอด มะเร็งเต้านม มะเร็งตับ โรคหัวใจ เต้นผิดจังหวะ โรคโพรงจมูกอักเสบ เส้นเลือดขาด และอาการนอนกรน และในอนาคตข้างหน้าก็อาจจะพัฒนาให้รักษาโรคปอดอุดกั้นเรื้อรัง โรคที่เกี่ยวข้องกับระบบทางเดินหายใจ และมะเร็งชนิดอื่นๆ เพิ่มขึ้นได้อีกด้วย [3-9]

นอกจากนี้ในระยะเวลา 10 ปีที่ผ่านมาได้มีการวิจัยเกี่ยวกับการบำบัดโรคหืดโดยใช้คลื่นความถี่วิทยุอย่างต่อเนื่อง ผู้วิจัยจึงขอนำเสนอตัวอย่างงานวิจัยที่เกี่ยวกับการใช้คลื่นความถี่วิทยุ ดังนี้ ในปี ค.ศ. 2004 Danek และคณะ [10-11] ได้ทดลองทำให้หลอดลมไวต่อสิ่งกระตุ้นผิดปกติจากการได้รับสาร Methacholine ลดลง จากการใช้คลื่นความถี่วิทยุในสุนัข โดยได้ทดลองบำบัดโรคหืดในสุนัขที่ไม่เป็นโรคหืด ทำการปล่อยคลื่นผ่านอิเล็กโทรดให้เกิดความร้อนที่กล้ามเนื้อเรียบหลอดลมของสุนัข โดยใช้อุณหภูมิ 65-75 องศาเซลเซียส ผลการศึกษาพบว่าภายใน 1 สัปดาห์หลังบำบัดจนถึง 3 ปี ไม่มีการสร้างกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมขึ้นมาใหม่ ต่อมาในปี ค.ศ. 2006 Cox และคณะ [1] ได้ศึกษาการใช้เครื่อง Bronchial Thermoplasty กับผู้ป่วยโรคหืดระดับรุนแรงน้อยถึงรุนแรงปานกลาง มีอายุระหว่าง 24-58 ปี จำนวน 16 คน โดยให้ยา Prednisone 30-50 มิลลิกรัม ก่อนทำการบำบัด 3 วันและในวันรักษา โดยทำการบำบัด 3 ครั้ง ครั้งแรกที่ปอดส่วนล่างขวา ครั้งที่สองที่ปอดส่วนล่างซ้าย และครั้งสุดท้ายที่ปอดส่วนบน ซึ่งระยะเวลาในการทำบำบัดแต่ละครั้งห่างกัน 3 สัปดาห์ ใช้เวลาในการบำบัดแต่ละครั้ง ประมาณ 1 ชั่วโมง ผลการศึกษาพบว่าหลอดลมไวต่อสิ่งกระตุ้นลดลง แต่มีผลข้างเคียงเกิดขึ้น คือ การไอ เหนื่อย หายใจเสียงดังวี๊ด ซึ่งมักจะเกิดขึ้นภายใน 1 วันหลังทำการรักษา และหายภายใน 4 - 6 วันหลังจากรักษา และไม่มีผู้ป่วยต้องนอนโรงพยาบาลจากผลข้างเคียงที่เกิดขึ้น และในปี ค.ศ. 2010 Jarrard และคณะ [12] ได้สร้างแบบจำลองการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ทางไฟฟ้าและความร้อน เพื่อควบคุมอุณหภูมิของคลื่นความถี่วิทยุที่ส่งผ่านไปยังผนังหลอดลม โดยแบบจำลองนี้จะทำนายการเกิดความร้อนจากความต้านทานไฟฟ้าของคลื่นความถี่วิทยุ การถ่ายโอนความร้อนที่เกิดจากการนำความร้อนภายในผนังหลอดลม ซึ่งในการสร้างแบบจำลองจะต้องรู้คุณลักษณะทางกายภาพและขนาดของหลอดลมและเนื้อเยื่อปอด โดยแบบจำลองนี้จะทำนายค่าของอุณหภูมิ ความต้านทาน พลังงาน และกำลังไฟฟ้า เพื่อใช้กับแบบจำลองของสุนัขทดลอง และแบบจำลองนี้ยังแสดงให้เห็นถึงความสำคัญของการวัดทางไฟฟ้า การกระจายตัวของความร้อน และเป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องมือสำหรับการรักษาโรคหืดชนิดรุนแรงด้วยคลื่นความถี่วิทยุต่อไปในอนาคต

นอกจากนี้ผู้วิจัยได้ศึกษาเกี่ยวกับการจำลองการไหลของอากาศในหลอดลม ในปี ค.ศ. 2010 Johari และคณะ [13] ได้เปรียบเทียบการจำลองการไหลของอากาศในแบบจำลองอย่างง่ายและแบบจำลองเสมือนจริงของหลอดลมใหญ่ (Trachea) และหลอดลมแขนง (Main Bronchi) ผลการศึกษาพบว่าแบบจำลองอย่างง่ายจะมีความน่าเชื่อถือและถูกต้องเกี่ยวกับการไหลเวียนของอากาศในทางเดิน

หายใจ สามารถใช้ได้ผลดีกับการไหลของอากาศในพื้นที่ไม่ซับซ้อน แต่ระดับของความถูกต้องจะลดลงในบริเวณที่มีรูปทรงซับซ้อนมาก พื้นที่หน้าตัดขวางมาก และรัศมีความโค้งที่มีขนาดเล็ก และแบบจำลองอย่างง่ายให้ผลการจำลองใกล้เคียงกับแบบจำลองจริง โดยแบบจำลองอย่างง่ายสามารถนำไปใช้จำลองการไหลเวียนของอากาศในหลอดลมของมนุษย์ได้ แต่มีแนวโน้มที่จะมีการเบี่ยงเบนอย่างมีนัยสำคัญเมื่อมีอัตราการไหลในบริเวณพื้นที่ที่มีความซับซ้อนมาก ตลอดจนการเปลี่ยนแปลงของพื้นที่หน้าตัด หรือพื้นที่ที่รัศมีความโค้งมีขนาดเล็ก

ในงานวิจัยนี้ผู้วิจัยได้ใช้คลื่นความถี่วิทยุในการวิเคราะห์การขยายหลอดลมของผู้ป่วยโรคหืดชนิดรุนแรงมากที่ความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ แรงดัน 13 โวลต์ เป็นเวลา 10 วินาที เพื่อจำลองการกระจายตัวของความร้อนที่หลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการสร้างแบบจำลองและทำการทดลองในไขขาวและหลอดลมหมู ซึ่งในงานวิจัยอ้างอิงค่าพารามิเตอร์ในสัตว์ [11] เนื่องจากมีค่าใกล้เคียงกับค่าพารามิเตอร์ของมนุษย์

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อจำลองการกระจายตัวของความร้อน ความหนาแน่นกระแสไฟฟ้า และสนามไฟฟ้าที่หลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
2. เพื่อนำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์มาเป็นแนวทางในการทดลองแบบ *in vitro*
3. เพื่อเป็นแนวทางในการใช้คลื่นความถี่วิทยุบำบัดโรคหืดชนิดรุนแรงต่อไปในอนาคต

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถนำมาใช้เพื่อศึกษาการแพร่กระจายตัวของความร้อน ความหนาแน่นกระแส และสนามไฟฟ้า ในแบบจำลองของการขยายหลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาสร้างแบบจำลองการกระจายตัวของความร้อนที่หลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุ จะเป็นไปตามสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation) และสมการนาเวียร์-สโตก (Navier-Stokes Equation)

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้กำหนดขอบเขตการศึกษาเกี่ยวกับการใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับสร้างแบบจำลองในการวิเคราะห์การกระจายตัวของความร้อนในหลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุ กำหนดสภาวะการไหลของอากาศในหลอดลมแบบทิศทางเดียว เพื่อเป็นแนวทางในการวิเคราะห์การไหลของอากาศที่เกิดขึ้นในหลอดลมเบื้องต้น และนำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์มาเป็นแนวทางในการทดลองในไขขาวและเนื้อเยื่อแบบ *in vitro* ของหลอดลมหมู

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงที่มาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตการวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องซึ่งประกอบไปด้วยกายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของระบบทางเดินหายใจ โรคหืด (Asthma) การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation) สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equation) และหลักการวิเคราะห์สมการ

บทที่ 3 กล่าวถึงวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์ การประยุกต์ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ ซอฟต์แวร์ที่ใช้ประมวลผล กระบวนการวิเคราะห์วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics โครงสร้างของโพรบและหลอดลม การกำหนดค่าคงที่ต่างๆ ของแบบจำลอง การเมช (Mesh) แบบจำลอง การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนแบบจำลอง และการประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลอง

บทที่ 4 กล่าวถึงผลการจำลองโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และผลการทดลอง

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้แก้ปัญหาในงานวิจัยซึ่งประกอบด้วยกายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของระบบทางเดินหายใจ โรคหืด (Asthma) การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation) สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equations) และหลักการวิเคราะห์สมการ

2.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของระบบทางเดินหายใจ

2.1.1 ท่อทางเดินหายใจ

อากาศจะผ่านเข้าทางรูจมูกไปยังโพรงจมูก (Nasal Cavity) คอหอย (Pharynx) แล้วเข้าสู่กล่องเสียง (Larynx) และหลอดลมตามลำดับ ดังรูปที่ 2.1 ซึ่งท่อทางเดินหายใจเป็นทางที่นำอากาศจากภายนอกผ่านเข้าไปยังส่วนที่มีการแลกเปลี่ยนก๊าซภายในปอด เริ่มจากหลอดลมใหญ่ (Trachea) จนไปถึงถุงลม (Alveoli) แบ่งเป็น 23 ลำดับชั้น (Generation) ดังรูปที่ 2.2 และแบ่งตามหน้าที่การแลกเปลี่ยนก๊าซ แบ่งได้เป็น 2 ส่วน คือ

2.1.1.1 Conducting Zone

Conducting Zone ได้แก่ ส่วนของท่อทางเดินหายใจ 16 ลำดับชั้นแรก เริ่มจากหลอดลมใหญ่ (Trachea) หลอดลม (Bronchi) หลอดลมฝอย (Bronchioles) จนถึงหลอดลมฝอยส่วนปลาย (Terminal Bronchioles) ท่อทางเดินหายใจส่วนนี้ไม่ได้ทำหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซ แต่ทำหน้าที่เป็นทางผ่านระหว่างอากาศภายนอกและอากาศในปอด ส่วน Conducting Zone นี้ มีความสำคัญในการปรับสภาพของอากาศที่หายใจเข้าไป ผนังของหลอดลมใหญ่และหลอดลม ประกอบด้วยกระดูกอ่อนรูปวงแหวนและกล้ามเนื้อเรียบ นอกจากนี้ยังมีน้ำเมือกเหนียว (Mucus) เคลือบผนังทางเดินอากาศ เพื่อดักจับฝุ่นละอองและสิ่งแปลกปลอมที่หายใจเข้าไป แล้วถูกขับออกโดยการพัดโบกของขนที่อยู่บนเซลล์เยื่อบุท่อทางเดินหายใจ ส่วนบริเวณหลอดลมฝอย มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 1 มิลลิเมตร หรือน้อยกว่า ส่วนนี้ไม่มี

กระดุกอ่อน เนื่องจากไม่มีการแลกเปลี่ยนอากาศ แต่มีกล้ามเนื้อเรียบทำหน้าที่ควบคุมขนาดของทางเดินอากาศ

2.1.1.2 Respiratory Zone หรือ Respiratory Unit หรือ Acinus

Respiratory Zone หรือ Respiratory Unit หรือ Acinus ได้แก่ ส่วนของท่อทางเดินหายใจ 7 ลำดับขั้นที่เหลือ เริ่มจากหลอดหายใจฝอย (Respiratory Bronchioles) ซึ่งมีผนังบุด้วยเยื่อเมือกชั้นบางๆ แล้วแยกแขนงเป็นท่อถุงลม (Alveolar Ducts) ซึ่งเป็นท่อบางๆ ติดต่อกับถุงลม (Alveolar Sacs) โดยถุงลมจะประกอบไปด้วย ถุงลมเล็กๆ (Alveoli) ที่ผนังของถุงลมเล็กๆ เหล่านี้ มีหลอดเลือดฝอยกระจายสัมผัสอยู่มากมาย เพื่อทำหน้าที่แลกเปลี่ยนก๊าซ

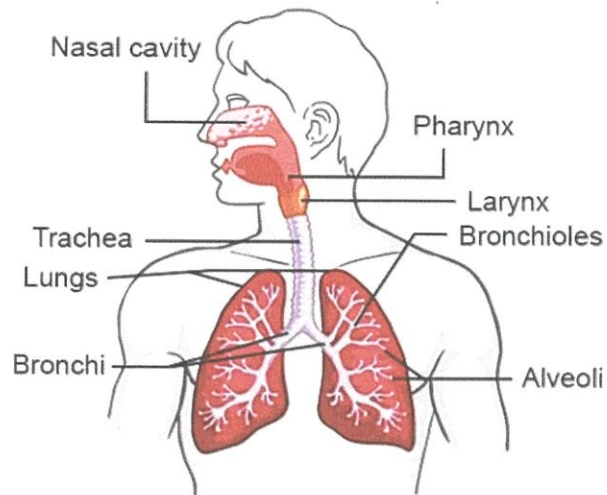
2.1.2 ปอด

ปอดเป็นอวัยวะภายในช่องอกที่ปิดทึบ มีกระดุกซี่โครงเป็นโครงเสริมให้ความแข็งแรง มีปริมาตรประมาณ 2 ใน 3 ของช่องอก มี 2 ข้าง รูปร่างคล้ายกรวยคว่ำ น้ำหนักประมาณ 1 กิโลกรัม ปริมาตรความจุสูงสุดประมาณ 5 - 6 ลิตร โดยปอดข้างขวาจะใหญ่กว่าปอดข้างซ้าย แต่กึ่งจะสั้นกว่า ส่วนปอดกึ่งซ้ายจะแคบกว่าปอดขวา เนื้อเยื่อปอดประกอบด้วยแขนงของหลอดลมมากมาย ที่ปลายของแขนงที่ 23 จะเป็นเยื่อบาง ลักษณะเป็นกระเปาะ คือ ถุงลม มีลักษณะครึ่งวงกลม (Hemisphere) เส้นผ่านศูนย์กลางตั้งแต่ 75 ถึง 300 ไมครอน มีทั้งหมดประมาณ 300 ล้านหน่วย พื้นที่ในการแลกเปลี่ยนก๊าซเป็นพื้นผิวประมาณ 50 - 100 ตารางเมตร ซึ่งมากกว่าพื้นที่ผิวกายประมาณ 40 เท่า เส้นผ่านศูนย์กลางของถุงลมและพื้นที่ผิว สำหรับการแลกเปลี่ยนก๊าซขึ้นอยู่กับขนาดของการขยายตัวของปอด ผนังของถุงลมหนา 0.2 - 0.6 ไมครอน ซึ่งผนังของถุงลมประกอบด้วย alveolar epithelium เพียงชั้นเดียว และมีหลอดเลือดฝอยกระจายล้อมรอบอยู่เพื่อแลกเปลี่ยนก๊าซระหว่างอากาศกับเลือดในปอด

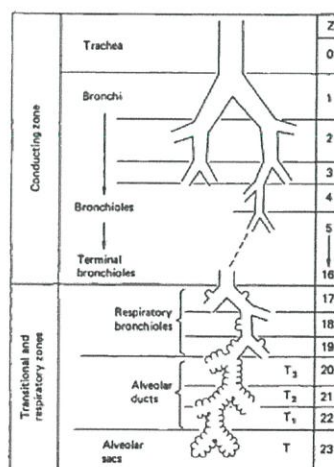
ปอดแต่ละข้างจะถูกห่อหุ้มด้วยถุงเนื้อเยื่อเกี่ยวพันที่มีผนัง 2 ชั้น ที่เรียกว่า เยื่อหุ้มปอด (Pleura) ชั้นในติดอยู่กับเนื้อปอดเรียก Visceral Pleura ชั้นนอกติดกับผนังของช่องอก เรียก Parietal Pleura เยื่อหุ้มปอดทั้ง 2 ชั้นนี้อยู่แนบติดกันจนดูเป็นผืนเดียว ระหว่างชั้นทั้งสองมีช่องเหลวใสๆ เคลือบอยู่ ซึ่งทำให้เกิดเป็นช่องว่างศักย์ขึ้น เรียกว่า Intra Pleural Space เนื่องจากปอดและผนังทรวงอก มีคุณสมบัติยืดหยุ่น โดยปอดจะพยายามหดกลับให้เล็กลง ทรวงอกก็จะพยายามขยายออกในทิศทางตรงข้าม ทำให้เยื่อหุ้มปอดทั้งสองพยายามแยกจากกัน เป็นเหตุให้ช่องเยื่อหุ้มปอดมีความดันต่ำกว่าบรรยากาศหรือมีค่าเป็นลบ ทำให้ปอดอยู่ในลักษณะที่พองโตเต็มทรวงอก แต่ถ้าความดันในช่องเยื่อหุ้มปอดสูงเท่ากับบรรยากาศจะทำให้ปอดแยกตัวจากผนังทรวงอก ทำให้ปอดเล็กหรือแฟบลงได้

หน้าที่หลักของปอด คือ การแลกเปลี่ยนก๊าซออกซิเจน (O_2) และก๊าซคาร์บอนไดออกไซด์ (CO_2) ระหว่างบรรยากาศและเลือด นอกจากนี้ปอดยังมีหน้าที่สำคัญหลายประการที่ไม่เกี่ยวข้องโดยตรงกับการหายใจ เช่น

1. เป็นแหล่งสะสมเลือดให้หัวใจห้องล่างซ้าย (Left-Ventricular Reservoir)
2. เป็นแหล่งกรองสารพิษจากระบบไหลเวียนเลือด (Filtration)
3. Metabolic function เช่น สร้าง สะสม เปลี่ยนแปลง ทำลาย และปล่อยสารเคมีบางชนิดที่มีความสำคัญต่อร่างกาย
4. ช่วยรักษาสมดุลของกรด ด่าง
5. ช่วยให้เลือดไม่แข็งตัว [14-17]



รูปที่ 2.1 โครงสร้างของระบบทางเดินหายใจ [18]



รูปที่ 2.2 ท่อทางเดินหายใจ [19]

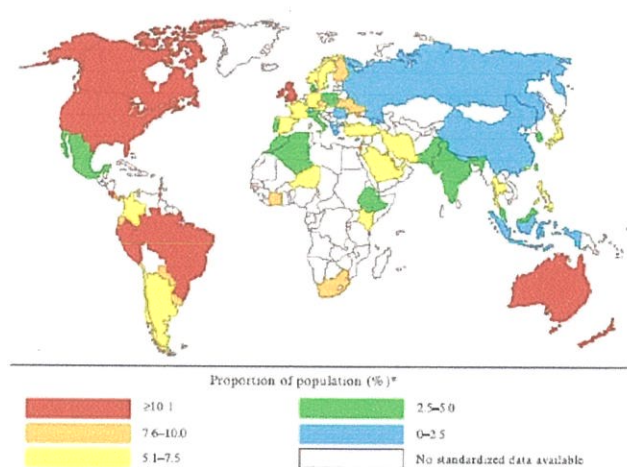
2.2 โรคหืด (Asthma)

2.2.1 นิยาม

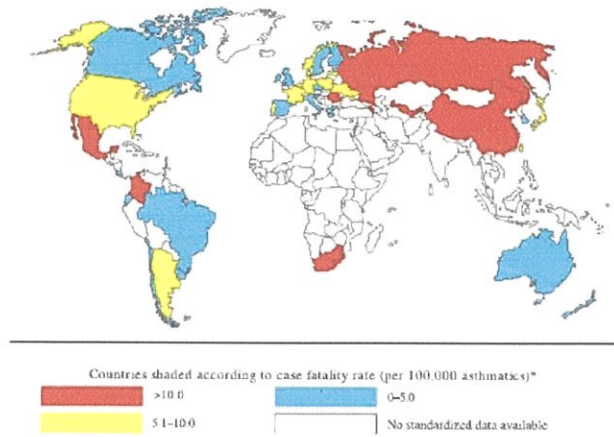
โรคหืดเป็นโรคที่มีการอักเสบเรื้อรังของหลอดลม ทำให้หลอดลมไวต่อสิ่งกระตุ้นผิดปกติ (Airway Hyperresponsiveness) เมื่อเจอสิ่งกระตุ้นหลอดลมจะหดตัวตีบลงทำให้ผู้ป่วยมีอาการไอ หอบหายใจไม่อึดและหายใจมีเสียงวี๊ด ซึ่งอาการเหล่านี้จะดีขึ้นเองหรือบรรเทาลงเมื่อได้รับการรักษา [20]

2.2.2 สถิติ

โรคหืดเป็นโรคที่พบบ่อยและมีอุบัติการณ์เพิ่มขึ้นทั่วโลก ปัจจุบันมีผู้ป่วยจากโรคนี้ประมาณ 300 ล้านคนทั่วโลก มีผู้เสียชีวิตจากโรคนี้ถึง 225,000 คน และยังคงคาดการณ์ว่าอีก 10 ปีข้างหน้าจะมีจำนวนผู้ป่วยเพิ่มมากขึ้นเป็น 400 ล้านคนทั่วโลก ส่วนในประเทศไทยมีอุบัติการณ์ของโรคหืดประมาณ ร้อยละ 4-13 ของประชากรทั้งหมด โรคหืดเป็นโรคที่มีสาเหตุทำให้คนไม่สามารถทำงานหรือดำเนินชีวิตได้ปกติ ประมาณ 15 ล้านคนใน 1 ปี หรือประมาณร้อยละ 1 ของผู้ป่วยทั้งหมดที่ก่อให้เกิดปัญหาในการทำงานหรือการดำเนินชีวิต จัดเป็นโรคเรื้อรังอันดับที่ 25 ซึ่งมีความชุกและความรุนแรงใกล้เคียงกับโรคเบาหวานและจิตเภท มีอัตราการตายจากโรคหืด 6.2 คนจากประชากรโรคหืด 1 แสนคน ความชุกของผู้ป่วยโรคหืดที่แสดงอาการทางคลินิกคิดเป็นร้อยละ 6.5 ของประชากรทั้งประเทศ รายงานขององค์การอนามัยโลกพบว่าประเทศไทยฟิลิปปินส์และสิงคโปร์มีความชุกสูงสุดในเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ แสดงดังรูป 2.3 - 2.4 ตามลำดับ [21-23]



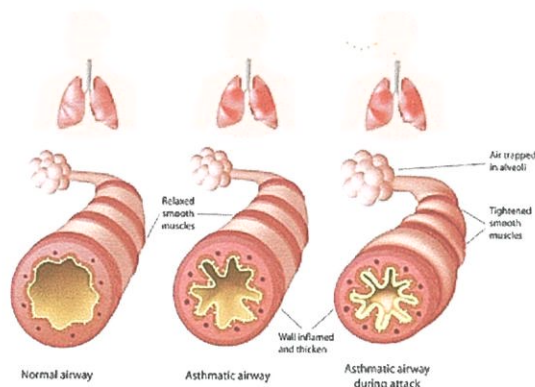
รูปที่ 2.3 ความชุกของโรคหืดต่อสัดส่วนของประชากรทั่วโลก [22]



รูปที่ 2.4 อัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยโรคหืดทั่วโลก (ต่อผู้ป่วยโรคหืด 100,000 คน) ในช่วงกลุ่มอายุ 5 – 34 ปี [22]

2.2.3 พยาธิสรีรวิทยาของหลอดลมในโรคหืด

โรคหืดเป็นโรคที่มีการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาของหลอดลมตลอดเวลา การเปลี่ยนแปลงอาจมากบ้างน้อยบ้างในแต่ละเวลา ในแต่ละคนหรือแม้แต่ในคนเดียวก็ตาม ลักษณะสำคัญที่มีการเปลี่ยนแปลงคือ การหดแคบเล็กของรูหลอดลม ซึ่งอาจเกิดจากการหดตัวของกล้ามเนื้อเรียบหลอดลม ผนังหลอดลมอักเสบและบวม เสมหะหรือน้ำคัดหลั่ง (Secretion) เกิดขึ้นภายในหลอดลม ซึ่งการอักเสบของหลอดลมที่เกิดขึ้นเป็นเวลานาน อาจจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของหลอดลมอย่างถาวรทั้งรูปร่างและการทำงาน (Airway Remodeling) [20], [24-26] ซึ่งการเปลี่ยนทางพยาธิสรีรวิทยาของหลอดลมในโรคหืด แสดงดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 พยาธิสรีรวิทยาของหลอดลมในโรคหืด [27]

2.2.4 สาเหตุของโรคหืด

ผู้ป่วยมักมีอาการกำเริบเมื่อมีสาเหตุมากระตุ้น ซึ่งสาเหตุกระตุ้นที่พบบ่อย ได้แก่

1. สารก่อภูมิแพ้ เช่น มลภาวะทางอากาศ ละอองหญ้า เกสรดอกไม้ ตัวไรฝุ่น แมลงสาบ ขนสัตว์ อาหารทะเล ผลิตภัณฑ์จากนม สี และสารกันบูดในอาหาร เป็นต้น
2. สิ่งระคายเคือง เช่น ควันบุหรี่ ควันท่อไอเสีย ควันธูป ฝุ่นละออง สปอร์ ยาฆ่าแมลง และสารเคมี เป็นต้น
3. ยา ได้แก่ ยาแอสไพรินต้านการอักเสบที่ไม่ใช่สเตียรอยด์
4. การติดเชื้อทางเดินหายใจ เช่น ไข้หวัดใหญ่ ไซนัสอักเสบ และหลอดลมอักเสบ เป็นต้น
5. การออกกำลังกาย อาจชักนำให้เกิดอาการหอบหืดกำเริบในบางราย โดยเฉพาะการออกกำลังกายแบบหักโหมมากเกินไป
6. ความเครียดทางจิตใจ รวมทั้งอารมณ์ซึมเศร้า ความเศร้าโศกจากการสูญเสียคนใกล้ชิด
7. ฮอร์โมนเพศ พบว่าผู้หญิงที่เข้าสู่วัยเจริญพันธุ์ ระยะก่อนมีประจำเดือนหรือขณะตั้งครรภ์มักมีอาการหอบหืดกำเริบ [2]

2.2.5 ระดับความรุนแรงของโรคหืด

การจำแนกระดับความรุนแรงของโรค เพื่อง่ายต่อการรักษา มี 4 ระดับด้วยกัน ได้แก่ ระดับที่ 1 มีอาการนานๆ ครั้งหรือเป็นครั้งคราว (Intermittent) ระดับที่ 2 อาการรุนแรงเล็กน้อย (Mild Persistent) ระดับที่ 3 อาการรุนแรงปานกลาง (Moderate Persistent) และระดับที่ 4 อาการรุนแรงมาก (Severe Persistent) [2] ซึ่งมีรายละเอียดดังตารางที่ 2.1

การรักษาผู้ป่วยโรคหืดนั้นจะใช้ยาในการรักษาตามระดับความรุนแรงของโรค ผู้ป่วยที่มีอาการรุนแรงมาก (Severe Persistent) หลอดลมจะตีบแคบลงแบบถาวร ยาที่ใช้รักษาไม่สามารถรักษาให้หายขาดได้เพียงแค่บรรเทาอาการให้ทุเลาลง และปัจจุบันก็ยังไม่มียาที่ลดอาการตีบแคบแบบถาวรของหลอดลมและยาช่วยในการลดปริมาณกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมที่หนาตัว [3] ผู้ป่วยจึงต้องทนทุกข์ทรมานจากอาการหอบบอຍทั้งกลางวันและกลางคืน เมื่ออาการกำเริบก็ต้องใช้ยาช่วยบรรเทาอาการ ซึ่งสิ่งเหล่านี้ส่งผลกระทบต่อการใช้ชีวิตประจำวัน ดังนั้นวิธีการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุจึงเป็นอีกทางเลือกหนึ่งในการบำบัดผู้ป่วยที่มีอาการรุนแรงมากและมีอายุ 18 ปีขึ้นไป เนื่องจากวิธีนี้ให้สามารถลดการตีบแคบลงแบบถาวรของหลอดลม ลดปริมาณกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมที่หนาตัวได้ หลังการบำบัดผู้ป่วยอาการรุนแรงมากจะลดยาที่ใช้ในการรักษาและการเข้ารับการรักษาตัวโรงพยาบาลจากอาการกำเริบเป็นระยะเวลา 3-5 ปี

ตารางที่ 2.1 การจำแนกระดับความรุนแรงของโรคหืด [2]

ระดับความรุนแรง	อาการช่วงกลางวัน	อาการช่วงกลางคืน
ระดับที่ 1 มีอาการนานๆ ครั้งหรือเป็นครั้งคราว (Intermittent)	1. มีอาการหอบหืดน้อยกว่าสัปดาห์ละ 1 ครั้ง 2. มีการจับหืดช่วงสั้น ๆ	1. มีอาการหอบเวลากลางคืนน้อยกว่า 2 ครั้งต่อเดือน
ระดับที่ 2 อาการรุนแรงเล็กน้อย (Mild Persistent)	1. มีอาการหืดอย่างน้อยสัปดาห์ละ 1 ครั้ง แต่น้อยกว่า 1 ครั้งต่อวัน 2. เวลาจับหืดอาจมีผลต่อการทำกิจกรรมและการนอนหลับ	1. มีอาการหอบเวลากลางคืนมากกว่า 2 ครั้งต่อเดือน
ระดับที่ 3 อาการรุนแรงปานกลาง (Moderate Persistent)	1. มีอาการหอบทุกวัน 2. เวลาจับหืดมีผลต่อการทำกิจกรรมและการนอนหลับ	1. มีอาการหอบเวลากลางคืนมากกว่า 1 ครั้งต่อสัปดาห์
ระดับที่ 4 อาการรุนแรงมาก (Severe Persistent)	1. มีอาการหอบตลอดเวลา 2. มีการหืดจับบ่อยและมีข้อจำกัดในการทำกิจกรรมต่าง ๆ	1. มีอาการหอบตลอดเวลา กลางคืนบ่อย ๆ

2.2.6 การรักษา

โรคหืดเป็นโรคที่รักษาไม่หายขาด ดังนั้นการรักษาจึงแค่บรรเทาหรือควบคุมไม่ให้อาการกำเริบ ซึ่งยารักษาโรคหืดแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ ยาควบคุมโรคและยาขยายหลอดลมหรือยาบรรเทาอาการ ซึ่งยาและอุปกรณ์สำหรับใช้บรรเทาอาการหอบและรักษาโรคหืด แสดงดังรูป 2.6

ยาควบคุมโรค (Controller) เป็นยาที่ใช้ประจำอย่างสม่ำเสมอเพื่อควบคุมโรค มีทั้งยากินและยาสูดพ่น มีสเตียรอยด์เป็นส่วนประกอบ ช่วยต้านการอักเสบ เช่น ทีโอฟีลีน เอสอาร์ (Theophylline SR) เดกซามิทาโซน (Dexamethasone) เพรดนิโซโลน (Prednisolone) มอนเทลูคาสท์ (Montelukast) โพรคาเทอรอล (Procaterol) บุติโซนายด์ (Budesonide) เบโคลเมทาโซน (Beclomethasone) ฟลูติคาโซนกับซาลมีเทอรอล (Fluticasone and Salmeterol) และบุติโซนายด์กับฟอร์มอเทอรอล (Budesonide and Formoterol) เป็นต้น ดังรูป 2.6 (ก)

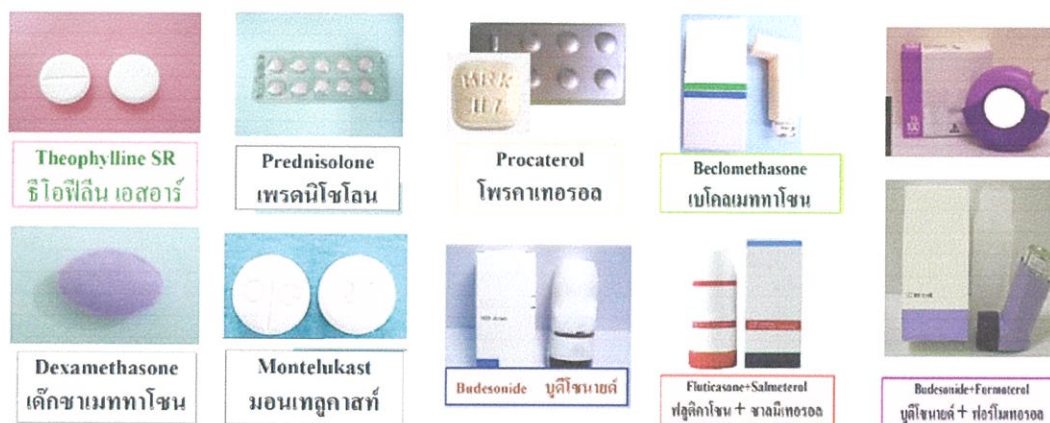
ยาพ่นสเตียรอยด์จะต้องใช้ทุกวันเป็นเวลานาน เพื่อลดการอักเสบของหลอดลม ทำให้หลอดลมไม่ไวต่อสิ่งกระตุ้น อาการหอบก็จะหายไป ซึ่งยาพ่นสเตียรอยด์เป็นยาปลอดภัย เพราะขนาดยาที่ใช้ต่ำมาก โทษของยาพ่นสเตียรอยด์ที่อาจพบได้ คือ เสียงแหบ และมีฝ้าขาวในปากจากเชื้อรา วิธีป้องกัน คือ บ้วนปากทุกครั้งหลังพ่นยา ในกรณีพ่นสเตียรอยด์แล้วควบคุมโรคหืดไม่ได้ก็ต้องใช้ยาอื่นควบคู่ไปด้วย ส่วนยากินเมื่อได้รับยาในขนาดที่สูงเกินไปจะมีโทษ คือ ปวดศีรษะ คลื่นไส้ อาเจียน มือสั่น และใจสั่น

ยาขยายหลอดลมหรือยาบรรเทาอาการ (Bronchodilator or Reliever) เป็นยาขยายหลอดลมชนิดเร็ว ใช้บรรเทาอาการที่เกิดขึ้นเฉียบพลัน มีทั้งยากินและยาสูดพ่น เช่น ซาลบูตามอล (Salbutamol or Salbutamol Evohaler) เทอบูทาลีน (Terbutaline or Terbutaline Turbuhaler) อะมีนอฟีลีน (Aminophylline) ไอปราโทรเปียมกับฟีโนเทอร์อล (Ipratropium Br and Fenoterol) และไทโอโทรเปียม (Tiotropium Br Monohydrate) [28], [29] เป็นต้น ดังรูป 2.6 (ข)

อุปกรณ์สำหรับการสูดยา แบ่งออกเป็น 2 ประเภท คือ เครื่องพ่นยาแบบ Pressurised Metered-Dose Inhaler (PMDI) และกระบอกต่อ (Spacer / Holding Chamber)

เครื่องพ่นยาแบบ Pressurised Metered-Dose Inhaler (PMDI) ตัวยาถูกบรรจุในหลอดยาด้วยความดันสูง เมื่อกดเครื่องพ่นยาตัวยาจะถูกขับออกมาจากหลอดยาด้วยความเร็วสูงในปริมาณที่กำหนด เมื่อตัวยาถูกขับออกมาผู้ป่วยก็สูดเอาละอองยาเข้าไป ดังรูป 2.6 (ค)

กระบอกต่อ (Spacer / Holding Chamber) มีหลายรูปแบบ ตั้งแต่ขนาดเล็ก ขนาดใหญ่ บางชนิดมีลิ้นเปิด-ปิดทางเดียวในด้านที่ต่อกับปากผู้ป่วย ลิ้นจะเปิดเมื่อผู้ป่วยพ่นสุดท้ายใจเข้าและปิดเมื่อผู้ป่วยหายใจออก ยาที่พ่นออกมาจึงไม่กระจายออกจากกระบอกต่อ ลักษณะของกระบอกต่อขึ้นอยู่กับบริษัทที่ผลิต จึงทำให้เกิดความหลากหลาย ดังรูป 2.6 (ง)



(ก)

รูปที่ 2.6 ยาและอุปกรณ์สำหรับใช้บรรเทาอาการหอบและรักษาโรคหืด (ก) ยาควบคุมโรค (ข) ยาขยายหลอดลมหรือยาบรรเทาอาการ (ค) เครื่องพ่นยาแบบ PMDI (ง) กระบอกต่อ [28], [29]



Salbutamol
ซาลบูตามอล



Amionophylline
อะมีนอฟีลีน



Salbutamol Evohaler
ซาลบูตามอล



Ipratropium Br + Fenoterol
ไอปรอโทรเปียม + ฟีนโอเทอรอล



Terbutaline
เทอบูทาลีน

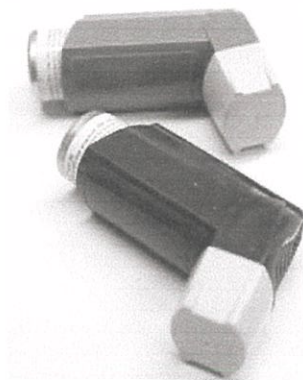


Terbutaline Turbuhaler
เทอบูทาลีน



Tiotropium Br monohydrate
ไทโอโทรเปียม

(ข)



(ค)



(ง)

รูปที่ 2.6 (ต่อ) ยาและอุปกรณ์สำหรับใช้บรรเทาอาการหอบและรักษาโรคหืด (ก) ยาควบคุมโรค (ข) ยาขยายหลอดลมหรือยาบรรเทาอาการ (ค) เครื่องพ่นยาแบบ PMDI (ง) กระบอกต่อ [28], [29]

2.3 การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

ปัจจุบันการบำบัดหรือรักษาโรคด้วยความร้อนถูกนำมาใช้รักษาโรคต่างๆ มากขึ้น เช่น โรคหืดเรื้อรัง โรคหัวใจเต้นผิดจังหวะ โรคโพรงจมูกอักเสบ เส้นเลือดขอด อาการนอนกรน และโรคหืด เป็นต้น วิธีการบำบัดหรือรักษาโรคด้วยความร้อนที่ถูกนำมาใช้ ได้แก่ การบำบัดหรือรักษาด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (Radio Frequency Ablation) และคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Ablation) ซึ่งวิธีการบำบัดหรือรักษาด้วยคลื่นความถี่วิทยุเป็นวิธีการบำบัดหรือรักษาโดยใช้ความร้อน (Thermal Ablation) เพื่อกำจัดหรือทำลายการทำงานของเนื้อเยื่อเป้าหมายในโรคหืดเรื้อรัง แก้อาการหืดเรื้อรังหรือโรคหืดเรื้อรัง [30] โรคโพรงจมูกอักเสบ เส้นเลือดขอด จีบริเวณเพดานเพื่อรักษาอาการนอนกรน และบำบัดโรคหืด ก็เป็นอีกหนึ่งโรคที่ทางการแพทย์ได้ใช้คลื่นความถี่วิทยุมาทำการบำบัดผู้ป่วยที่เป็นโรคหืดชนิดรุนแรงมาก และมีอายุ 18 ปีขึ้นไป เนื่องจากการรักษาด้วยยาไม่สามารถลดการตีบแคบลงแบบถาวรของกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมได้ ถ้าผู้ป่วยมารับการรักษาโรคหืดอาการรุนแรงเฉียบพลันไม่ทันเวลาจะทำให้เสี่ยงต่อการเสียชีวิต ซึ่งวิธีการบำบัดโรคหืดโดยใช้คลื่นความถี่วิทยุสามารถลดการตีบแคบลงแบบถาวรของกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมได้ และให้ผลการบำบัดนาน 3-5 ปี ช่วยลดปริมาณยาในรักษา ประหยัดเวลาในการเข้ารับการรักษาในโรงพยาบาลเมื่ออาการกำเริบ มีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น และเสี่ยงต่อการเสียชีวิตน้อยลง [3]

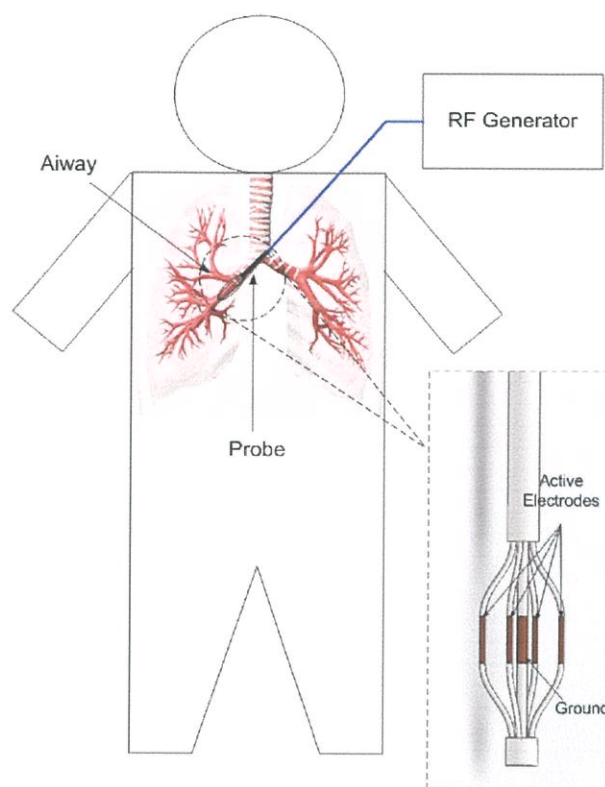
การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุเกิดขึ้นเมื่อประมาณ 10 ปีที่ผ่านมา เริ่มจากปี ค.ศ. 2004 Danek และคณะ [10-11] ได้ทดลองทำให้หลอดลมไวต่อสิ่งกระตุ้นผิดปกติจากการได้รับสาร Methacholine ลดลง และทดลองใช้คลื่นความถี่วิทยุกับสุนัข ซึ่งผู้วิจัยได้ทดลองบำบัดโรคหืดในสุนัขที่ไม่เป็นโรคหืด โดยปล่อยคลื่นผ่านอิเล็กโทรดให้เกิดความร้อนที่กล้ามเนื้อเรียบหลอดลมของสุนัข โดยใช้อุณหภูมิ 65-75 องศาเซลเซียส ผลการศึกษาพบว่าภายใน 1 สัปดาห์หลังบำบัดจนถึง 3 ปี ไม่มีการสร้างกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมขึ้นมาใหม่ ต่อมาในปี ค.ศ. 2006 Cox และคณะ [1] ได้ศึกษาการใช้เครื่อง Bronchial Thermoplasty กับผู้ป่วยโรคหืดระดับรุนแรงน้อยถึงรุนแรงปานกลาง มีอายุระหว่าง 24-58 ปี จำนวน 16 คน โดยให้ยา Prednisone 30-50 มิลลิกรัม ก่อนทำการบำบัด 3 วันและในวันรักษา โดยทำการบำบัด 3 ครั้ง ครั้งที่ปอดส่วนล่างขวา ครั้งที่สองที่ปอดส่วนล่างซ้าย และครั้งสุดท้ายที่ปอดส่วนบน ซึ่งระยะเวลาในการทำการบำบัดแต่ละครั้งห่างกัน 3 สัปดาห์ ใช้เวลาในการบำบัดแต่ละครั้งประมาณ 1 ชั่วโมง ผลการศึกษาพบว่าหลอดลมไวต่อสิ่งกระตุ้นลดลง แต่มีผลข้างเคียงเกิดขึ้น คือ การไอเหนื่อย หายใจเสียงดังวี๊ด ซึ่งมักจะเกิดขึ้นภายใน 1 วันหลังทำการรักษา และหายภายใน 4 - 6 วันหลังจากรักษา และไม่มีผู้ป่วยต้องนอนโรงพยาบาลจากผลข้างเคียงที่เกิดขึ้น และในปี ค.ศ. 2010 Jarrard และคณะ [12] ได้สร้างแบบจำลองการวิเคราะห์ที่ไฟไนต์เอลิเมนต์ทางไฟฟ้าและความร้อน เพื่อควบคุมอุณหภูมิของคลื่นความถี่วิทยุที่ส่งผ่านไปยังผนังหลอดลม โดยใช้โพรบรูปทรงตัว D (D Shape) ทำนายการเกิดความร้อนจากความต้านทานไฟฟ้าของคลื่นความถี่วิทยุ และการถ่ายโอนความร้อนที่เกิดจากการ

นำความร้อนภายในผนังหลอดลม ซึ่งในการสร้างแบบจำลองจะต้องรู้คุณลักษณะทางกายภาพและขนาดของหลอดลมและเนื้อเยื่อปอด โดยแบบจำลองนี้จะทำนายค่าของอุณหภูมิ ความต้านทาน พลังงาน และกำลังไฟฟ้า เพื่อใช้กับแบบจำลองของสุนัขทดลอง และแบบจำลองนี้ยังแสดงให้เห็นถึงความสำคัญของการวัดทางไฟฟ้า การกระจายตัวของความร้อน และเป็นแนวทางในการพัฒนาเครื่องมือสำหรับการรักษาโรคหืดชนิดรุนแรงด้วยคลื่นความถี่วิทยุต่อไปในอนาคต

การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุอาศัยหลักการให้ความร้อนกับกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมที่ตีบแคบลงแบบถาวรในช่วงอุณหภูมิ 55-65 องศาเซลเซียส ซึ่งสามารถลดขนาดกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมได้ร้อยละ 50 ส่วนพื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับบำบัดโรคหืดด้วยความร้อน จะมีอยู่ 2 ปริมาณที่มีความสำคัญต่อการบำบัด คือ อุณหภูมิและเวลาในการให้ความร้อน ถ้าใช้อุณหภูมिन้อยกว่า 45 องศาหรืออุณหภูมิเกิน 70 องศาเซลเซียสและเวลาไม่เหมาะสม จะทำให้เซลล์รอบข้างเกิดความเสียหาย โปรตีนหรือ DNA ถูกทำลายได้ ดังนั้นการใช้อุณหภูมิและเวลาที่เหมาะสมในการบำบัดมีผลต่อการบำบัดโรคหืดให้มีประสิทธิภาพ ปลอดภัย และให้ผลการรักษาที่ยาวนาน [31]

การบำบัดโรคนี้แพทย์จะต้องประเมินผู้ป่วยก่อนการบำบัดว่าไม่มีอาการหืดกำเริบหรือกำลังติดเชื้อก่อนทำการบำบัดต้องให้ยา Prednisolone 50 มิลลิกรัมก่อนทำการรักษา 3 วันและในวันรักษา เมื่อถึงวันที่ทำการบำบัดก็ให้ยาชาและยาระงับประสาท (Sedation) เมื่อคนไข้อยู่ภายใต้เครื่องช่วยหายใจแล้วทำการส่องกล้องที่ติดเครื่องมือปล่อยคลื่นความถี่วิทยุ ใช้เวลาในการบำบัด 3 ครั้ง ห่างกัน 3 สัปดาห์ เริ่มจากหลอดลมบริเวณปอดส่วนล่างขวา ปอดส่วนล่างซ้าย และปอดส่วนบนตามลำดับ อุณหภูมิที่ใช้ในการบำบัดแต่ละตำแหน่งประมาณ 55-65 เซลเซียส เวลาที่ใช้บำบัดแต่ละตำแหน่ง 10 วินาที ซึ่งผลการบำบัดคือ สามารถลดขนาดกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมได้ร้อยละ 50 เมื่อลดกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมก็จะมีผลทำให้ลดการหดตัวของกล้ามเนื้อเรียบหลอดลม ผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้น ได้แก่ การไอ เหนื่อย หายใจเสียงดังวี๊ด ซึ่งมักจะเกิดขึ้นภายใน 1 วันหลังทำการรักษา และหายภายใน 4 - 6 วันหลังจากรักษา และไม่มีผู้ป่วยต้องนอนโรงพยาบาลจากผลข้างเคียงที่เกิดขึ้น [3]

หลักการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ คือ เครื่องกำเนิด (Generator) จะปล่อยกระแสผ่านไปยังโพรบ โดยใช้การเหนี่ยวนำไฟฟ้าจากเครื่องกำเนิด ทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงประมาณ 375 - 500 กิโลเฮิร์ตซ์ ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่ใช้ในการแพทย์ โดยคลื่นจะทำให้เกิดการสั่นสะเทือนจนเกิดความร้อนแพร่กระจายรอบๆ บริเวณอิเล็กทรอนิกส์ [30]



(ก)

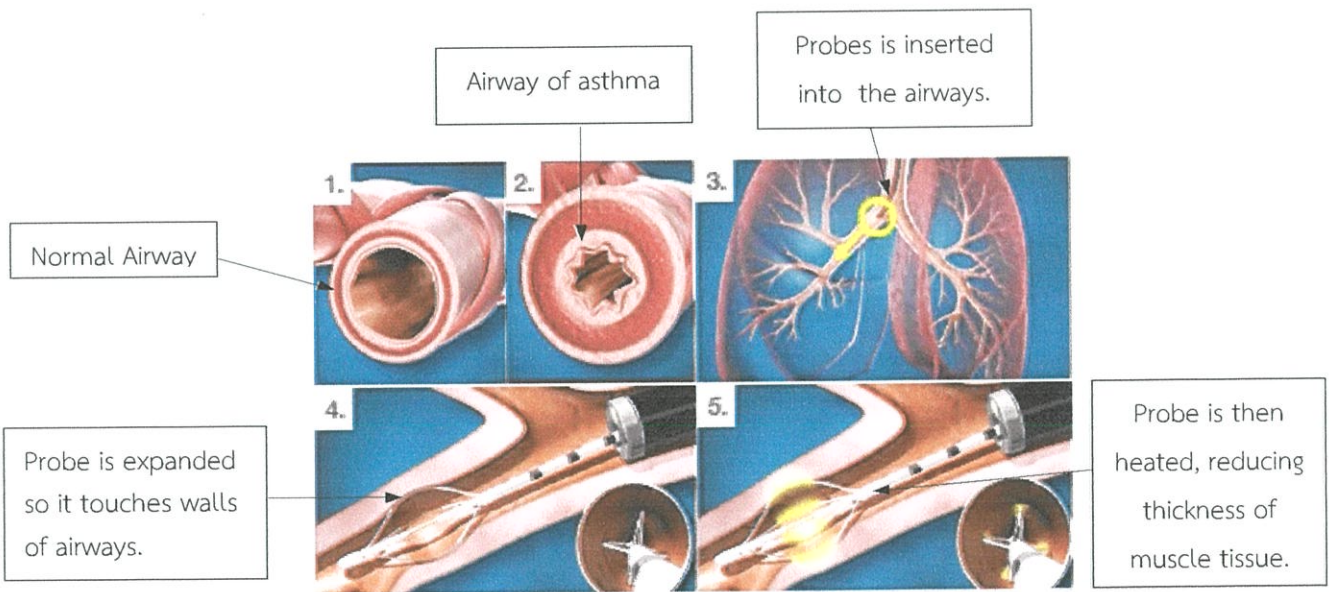


(ข)

รูปที่ 2.7 การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก-ง) RF Ablation Procedure [32-37]

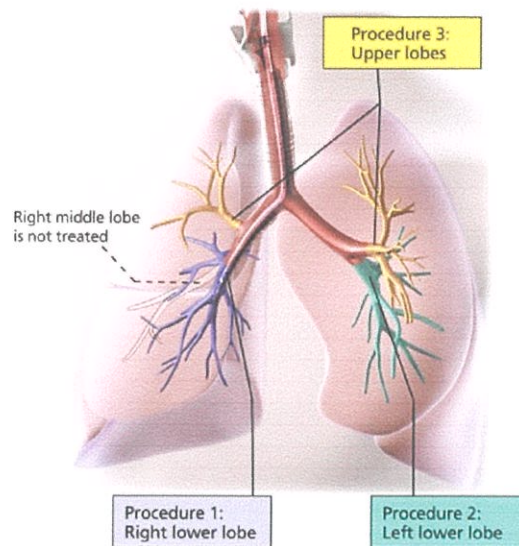


(ค)



(ง)

รูปที่ 2.7 (ต่อ) การบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก-ง) RF Ablation Procedure [32-37]



รูปที่ 2.8 ตำแหน่งของหลอดลมที่ต้องทำการบำบัด [32-37]

จากรูป 2.7 (ก-ง) แสดง RF Ablation Procedure ที่ใช้บำบัดโรคหืด และรูป 2.8 แสดงตำแหน่งของหลอดลม (Bronchi) ที่ต้องบำบัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุประกอบด้วย หลอดลม (Bronchi) บริเวณปอดส่วนล่างขวา ปอดส่วนล่างซ้าย และปอดส่วนบน

2.4 สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation)

สมการความร้อนทางชีววิทยาที่ใช้ในการวิเคราะห์การกระจายความร้อนภายในหลอดลมช่วงคลื่นความถี่วิทยุ ซึ่งภายในสมการจะพิจารณากระแสที่ไหลผ่านภายในหลอดลม พลังงานที่ถูกเก็บสะสมในรูปแบบของความร้อน การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านจากตัวอิเล็กโทรดลงสู่หลอดลม การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้า และการเก็บสะสมพลังงานในช่วงความถี่วิทยุ ซึ่งรูปแบบของสมการครอบคลุมตัวแปรต่างๆ เกิดขึ้นในหลอดลม ดังนี้

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + J \cdot E - h_{bl}(T - T_{bl}) + Q_m \quad (2.1)$$

$$h_{bl} = \rho_{bl} c_{bl} w_{bl} \quad (2.2)$$

โดยที่

- ρ = ความหนาแน่นจำเพาะ [kg/m^3]
- c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะ [$\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$]
- k = ค่าการนำความร้อน [$\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$]
- J = ค่าความหนาแน่นของกระแส [A/m^2]
- E = ความเข้มของสนามไฟฟ้า [V/m]
- T_{bl} = อุณหภูมิของเลือด [โดยกำหนดให้มีอุณหภูมิที่ 37°C]
- ρ_{bl} = ความหนาแน่นจำเพาะของเลือด [kg/m^3]
- c_{bl} = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเลือด [$\text{J}/\text{kg}\cdot\text{K}$]
- w_{bl} = อัตราการไหลของเลือด [$1/\text{s}$]
- h_{bl} = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนของเลือดที่ไหลเวียน
- Q_m = พลังงานที่เกิดจากการกระบวนการเมตาบอลิซึม [W/m^3]

จากสมการความร้อนทางชีววิทยาที่ได้นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ได้ละทิ้งค่าตัวแปรในส่วนของพลังงานที่เกิดขึ้นโดยกระบวนการเมตาบอลิซึมของเลือดซึ่งค่าตัวแปรนี้ถือว่ามีค่าน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ $J \cdot E$ [38-40] และคำนวณค่าความหนาแน่นกระแส จากสูตร

$$J = \sigma E = -\sigma \nabla V \quad (2.3)$$

โดยที่

- V = การกระจายตัวของความต่างศักย์
- σ = ค่าสภาพความนำไฟฟ้า [S/m]

จากสมการที่กล่าวมาข้างต้น การกระจายตัวของความร้อนจะหาค่าได้จากสมการที่ (2.1) ซึ่งค่าอุณหภูมิของเนื้อเยื่อจะขึ้นอยู่กับค่าการนำไฟฟ้า [12], [41]

2.5 สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equation)

สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equation) เป็นระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยจากการประยุกต์ใช้กฎการเคลื่อนที่ข้อที่สองของนิวตัน เพื่ออธิบายการเคลื่อนที่ของของไหล เช่น การจำลองสภาพอากาศ การไหลของอากาศผ่านปีกเครื่องบิน การไหลของของไหลในท่อ และการไหลของเลือดในเส้นเลือด เป็นต้น ซึ่งการวิเคราะห์การไหลของอากาศในหลอดลม นั้น ก็ใช้สมการนาเวียร์-สโตกส์ในการวิเคราะห์ โดยมีความเร็วและความหนืดเป็นปัจจัยสำคัญที่ใช้ในการวิเคราะห์การไหลของอากาศในหลอดลม [13], [42-43]

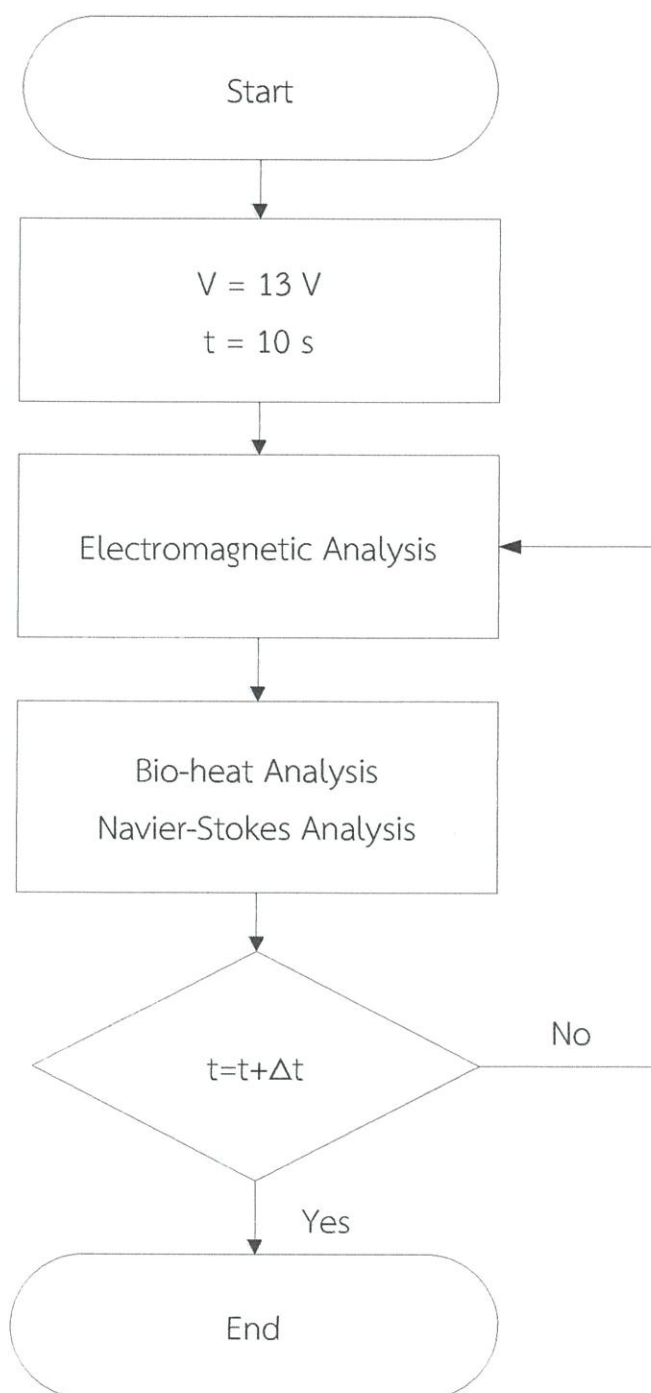
$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho(u \cdot \nabla)u = \nabla \cdot [-pI + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T)] + F \quad (2.4)$$

โดยที่

- u = ความเร็ว [m/s]
- P = ความดันขาเข้า [Pa]
- η = Dynamic viscosity [Pa·s]
- I = Unity tensor
- F = Volume forces [N/m³]

2.6 หลักการวิเคราะห์สมการ

หลักการวิเคราะห์สมการเริ่มจากกำหนดค่าแรงดันและเวลาที่ใช้ในการคำนวณ คือ แรงดัน 13 โวลต์ เป็นเวลา 10 วินาที แล้วเริ่มการวิเคราะห์แม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) จะได้ค่าพารามิเตอร์มาใช้ในการแก้ปัญหาทางความร้อน คือ ค่าสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และพลังงานความร้อนที่เกิดจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้ากระจายในเนื้อเยื่อ จึงนำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการวิเคราะห์แม่เหล็กไฟฟ้ามาวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation) และวิเคราะห์การไหลของอากาศด้วยสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equation) โดยควบคุมเวลาที่ 10 วินาที เมื่อสมการคำนวณครบตามเวลาที่กำหนดการคำนวณก็จะสิ้นสุดลง ซึ่งลำดับการวิเคราะห์สมการแสดงดังรูปที่ 2.9



รูปที่ 2.9 โฟลวชาร์ตลำดับในการวิเคราะห์สมการ

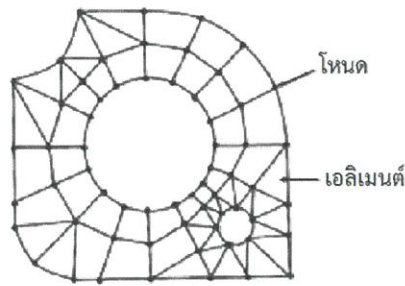
บทที่ 3

วิธีการในการวิจัย

ในบทนี้กล่าวถึงวิธีการในการวิจัย ซึ่งประกอบไปด้วย วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์ การประยุกต์ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ ซอฟต์แวร์ที่ใช้ประมวลผล กระบวนการวิเคราะห์วิธี ไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics โครงสร้างของโพรบและแบบจำลอง การกำหนดค่าคงที่ต่างๆ ของแบบจำลอง การเมช (Mesh) แบบจำลอง การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนแบบจำลอง และการประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลอง

3.1 วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)

ในการแก้ปัญหาหนึ่งๆ ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะทำการแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นชิ้นส่วนย่อยๆ ที่เรียกว่า เอลิเมนต์ (Elements) เอลิเมนต์เหล่านี้เชื่อมต่อกันที่จุดต่อ (Nodes) ดังรูปที่ 3.1 ในการวิเคราะห์ปัญหาใดปัญหาหนึ่งจะประกอบด้วย สมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดมาทำการหาค่าผลเฉลยแม่นยำ (Exact solution) จะประกอบด้วยค่าต่างๆ ทั้งหมดเป็นจำนวนอนันต์ ซึ่งไม่สามารถหาค่าผลเฉลยได้ จึงต้องเปลี่ยนค่าให้เป็นจำนวนที่นับได้ (Finite) ด้วยการแทนรูปร่างลักษณะของปัญหาด้วยเอลิเมนต์ที่มีขนาดต่างๆ กัน วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์จะเริ่มจากการพิจารณาเอลิเมนต์ที่ละเอียด เอลิเมนต์ทำการสร้างสมการให้แต่ละเอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ จากนั้นจึงนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่สร้างขึ้นประกอบรวมเป็นระบบสมการชุดใหญ่ จากนั้นทำการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่ให้มาลงในสมการชุดใหญ่จึงทำการแก้สมการแล้วจะเกิดผลเฉลยโดยประมาณที่ตำแหน่งต่างๆ ของปัญหา [44-46]



รูปที่ 3.1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์และโหนด [44]

กระบวนการวิเคราะห์ปัญหาใดๆโดยทั่วไปด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จะประกอบไปด้วย 5 ขั้นตอนหลักๆ ดังนี้

1. การแบ่งโดเมนของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ โดยปกติจะใช้เวลามาก เพราะจำเป็นต้องสร้างรูปร่างของปัญหา (Geometry) อย่างถูกต้องขึ้นมาก่อน รูปร่างของปัญหาอาจประกอบด้วยส่วนเว้า ส่วนโค้งที่มีความซับซ้อน จึงจำเป็นต้องอาศัยความรู้อันประกอบไปด้วยประสบการณ์เป็นอย่างมาก
2. การเลือกใช้ชนิดของเอลิเมนต์ เอลิเมนต์ย่อยที่แบ่งบนโดเมนของปัญหานั้น อาจเป็นเอลิเมนต์ในรูปแบบของสามเหลี่ยมหรือสี่เหลี่ยมด้านไม่เท่าก็ได้ หากแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยมตัวไม่รู้ค่า (Unknowns) จะอยู่ที่มุมทั้งสามของสามเหลี่ยมนั้น ซึ่งเรียกกันว่าจุดต่อ (Node) การเลือกใช้ชนิดของเอลิเมนต์จะสอดคล้องกับลักษณะการกระจายของตัวไม่รู้ค่าที่สมมติขึ้นบนเอลิเมนต์นั้นๆ เช่น หากเลือกใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยมแบบสามจุดต่อที่มุมทั้งสามแล้ว ลักษณะการกระจายของตัวไม่รู้ค่าบนเอลิเมนต์นั้น จะถูกสมมติให้อยู่ในรูปแบบของแผ่นเรียบ (Flat Plane) เป็นต้น แต่หากเลือกใช้เอลิเมนต์แบบสี่เหลี่ยมแบบสี่จุดต่อที่มุมทั้งสี่อาจไม่เรียบแต่จะโค้งไปโค้งมาได้ ดังนั้นการเลือกใช้เอลิเมนต์ชนิดต่างๆ กันจะมีผลโดยตรงกับผลลัพธ์ที่จะคำนวณได้
3. การประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ สมการเชิงอนุพันธ์ที่สอดคล้องกับปัญหาที่วิเคราะห์อยู่นั้น จะถูกเปลี่ยนไปเป็นสมการทางพีชคณิตที่เรียกกันว่า สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Equations) สมการไฟไนต์เอลิเมนต์จะถูกสร้างขึ้นสำหรับแต่ละเอลิเมนต์ เนื่องจากเอลิเมนต์ต่างมีขนาดไม่เท่ากัน
4. การรวมสมการไฟไนต์เอลิเมนต์เข้าด้วยกันแล้วแก้ระบบสมการใหญ่ สมการไฟไนต์เอลิเมนต์อยู่ในรูปแบบของสมการทางพีชคณิตซึ่งได้ประดิษฐ์ขึ้นสำหรับแต่ละเอลิเมนต์ ในขั้นตอนที่แล้วจำเป็นต้องนำมารวมกันอย่างถูกต้องและมีหลักการ การประกอบสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ แต่ละสมการเข้าด้วยกันจะก่อให้เกิดระบบสมการขนาดใหญ่ จากนั้นจึงประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตของปัญหานั้นๆ ก่อนแก้ระบบสมการขนาดใหญ่เพื่อหาผลลัพธ์

5. การคำนวณหาค่าอื่นๆที่เหลือ จากนั้นจึงเป็นการหาค่าอื่นๆที่ต้องการทราบ เพื่อที่จะทำให้ปัญหานั้นได้รับการวิเคราะห์ เมื่อทราบอนุสมมติตามตำแหน่งต่างๆ จะสามารถคำนวณหาปริมาณพลั๊กซ์ความร้อนที่ไหลผ่านได้ หรือเมื่อทราบค่าการเคลื่อนตัวก็สามารถหาค่าความเค้นได้ [47]

3.2 กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์

กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์ ประกอบด้วยขั้นตอนใหญ่ๆ 3 ขั้นตอน ดังนี้

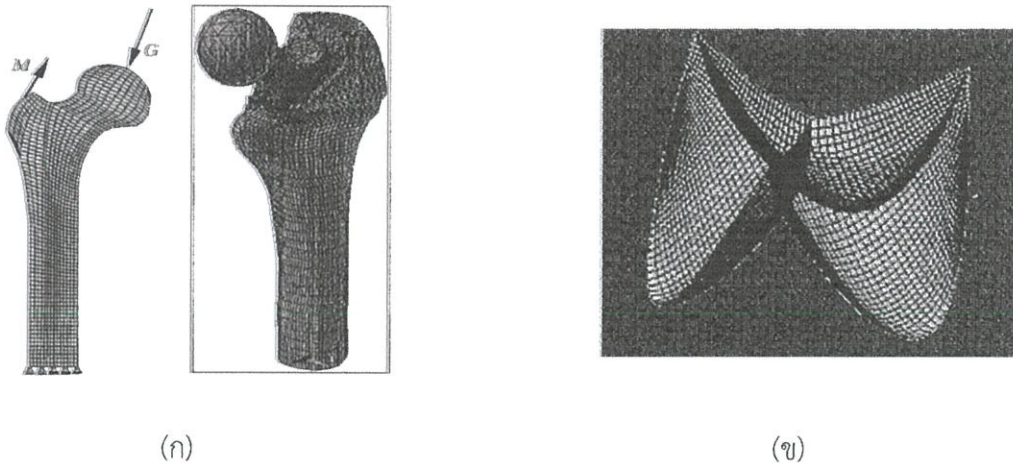
1. กระบวนการขั้นต้น คือ การสร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์จากรูปร่างลักษณะที่แท้จริงของปัญหา จากนั้นจึงประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตก่อนวิเคราะห์ปัญหานั้น การสร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์อันประกอบด้วยเอลิเมนต์จำนวนมากบนรูปร่างลักษณะของปัญหาที่กำหนดมาให้ โดยเริ่มสร้างตั้งแต่การสร้างจุดเส้นตรง เส้นโค้งต่างๆรวมทั้งพื้นผิว โดยข้อมูลของจุดเส้นตรง เส้นโค้ง และพื้นผิวเหล่านี้จะถูกเก็บในรูปแบบของสมการทางเรขาคณิต เพื่อผู้ใช้สามารถสร้างเอลิเมนต์ทั้งขนาดและจำนวนต่างๆ กันได้ โดยรูปแบบของไฟไนต์เอลิเมนต์ที่เกิดขึ้นจะเสมือนรูปร่างต้นแบบของจริงมากที่สุด รูปแบบของไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ยังประกอบไปด้วยหมายเลขของจุดต่อ หมายเลขของเอลิเมนต์และข้อมูลอื่นๆ ซึ่งจำเป็นต้องใช้ในกระบวนการวิเคราะห์ขั้นต่อไป หลังจากสร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์เสร็จสิ้นลงแล้ว ต้องกำหนดเงื่อนไขขอบเขต อันอาจประกอบไปด้วยการกำหนดค่าให้กับบางจุดต่อของรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์นั้น เงื่อนไขของเขตเหล่านี้จำเป็นต้องเหมือนกับของจริงให้มากที่สุด จึงจะนำไปสู่ผลลัพธ์ที่สอดคล้องกับความเป็นจริง

2. กระบวนการวิเคราะห์ ข้อมูลต่างๆของรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ที่สร้างขึ้นและเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดให้ในขั้นตอนแรกจะผ่านกระบวนการวิเคราะห์เพื่อสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับปัญหานั้นสำหรับทุกๆ เอลิเมนต์ก่อนที่ประกอบกันเป็นระบบสมการรวมขนาดใหญ่ แล้วนำมาประยุกต์กับเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนด จากนั้นจึงแก้ระบบสมการรวมขนาดใหญ่ โดยเวลาที่ใช้ในการคำนวณจะขึ้นอยู่กับเอลิเมนต์ที่ได้สร้างขึ้นและขนาดของระบบสมการรวมขนาดใหญ่ที่เกิดขึ้น หากสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นอยู่ในรูปแบบเชิงเส้น ระบบสมการรวมนี้จะถูกแก้เพียงครั้งเดียว ทำให้เวลาที่ใช้ในการคำนวณนั้นไม่มากแต่หากสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหาอยู่ในรูปแบบไม่เชิงเส้น ระบบสมการรวมนี้จะถูกแก้ด้วยการวนซ้ำหลายรอบ ทำให้เวลาที่ใช้ในการคำนวณมากขึ้น ดังนั้นเมื่อเราเข้าใจถึงองค์ความรู้พื้นฐานภายในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ก็จะช่วยให้ตัดสินใจก่อนทำการวิเคราะห์ได้

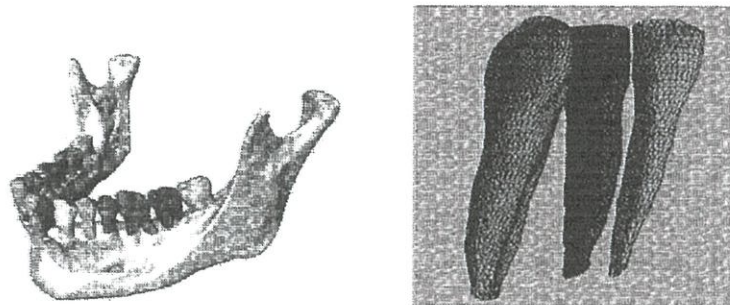
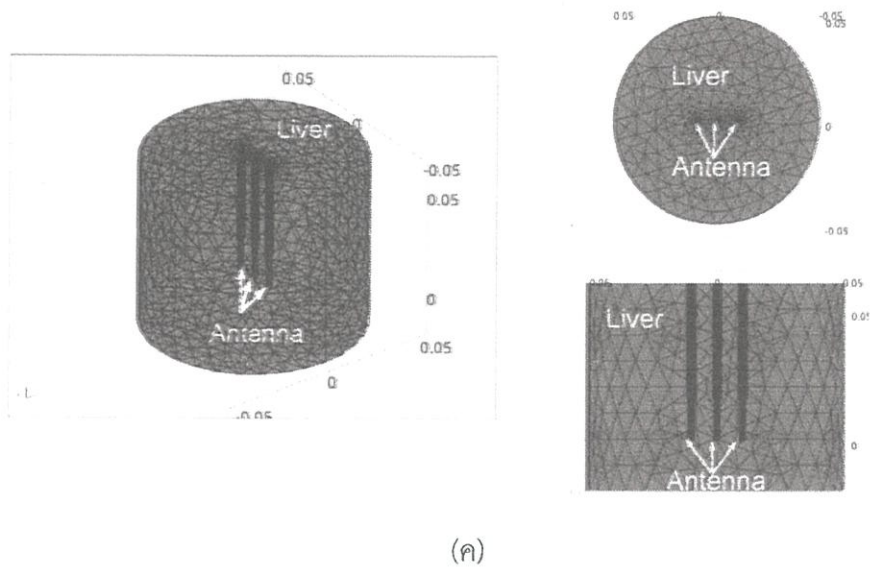
3. กระบวนการขั้นท้าย ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากการวิเคราะห์จะแสดงในรูปแบบของการแสดงด้วยแถบชั้นสี การแสดงด้วยเส้นชั้นสี การแสดงด้วยเวกเตอร์ เป็นต้น [47]

3.3 การประยุกต์ใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์

ในปัจจุบันวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในงานด้านวิศวกรรมชีวการแพทย์ โดยเฉพาะการสร้างแบบจำลองของชิ้นส่วนอวัยวะต่างๆ ในร่างกายมนุษย์ เพื่อประยุกต์ใช้กับวัสดุที่มีคุณสมบัติคล้ายเนื้อเยื่อของมนุษย์ เช่น การผ่าตัดเปลี่ยนลิ้นหัวใจเทียมที่เกิดจากลิ้นหัวใจรั่ว จะใช้การวิเคราะห์และออกแบบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการสร้างลิ้นหัวใจเทียม เพื่อให้มีสภาวะการทำงานใกล้เคียงกับลิ้นหัวใจปกติมากที่สุด ดังรูปที่ 3.2 (ก) การเปลี่ยนถ่ายกระดูกหน้าขา จะใช้การวิเคราะห์และออกแบบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการสร้างกระดูกเทียม เพื่อให้โครงสร้างกระดูกเทียมมีความแข็งแรงและน้ำหนักเบา [48] ดังรูปที่ 3.2 (ข) และการทำลายเซลล์มะเร็งระดับเฉพาะจุดด้วยคลื่นไมโครเวฟจะใช้การวิเคราะห์และออกแบบด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการสร้างสายอากาศที่ใช้ทำลายเซลล์มะเร็งระดับเพื่อให้สายอากาศสามารถทำลายเซลล์มะเร็งระดับได้อย่างมีประสิทธิภาพ [49] ดังรูป 3.2 (ค) เป็นต้น นอกจากนี้ยังประยุกต์ใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานด้าน ทันตกรรม เช่น การสร้างแบบจำลองโครงสร้างการเรียงตัวของฟัน เพื่อวิเคราะห์หาค่าแรงในการตัดฟัน ดังรูปที่ 3.2 (ง) และการสร้างแบบจำลองโครงสร้างกระดูกส่วนหน้ากับลักษณะของฟัน เพื่อหาค่าแรงในการบดเคี้ยว เป็นต้น [48]



รูปที่ 3.2 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) โครงกระดูกหน้าขา (ข) ลิ้นหัวใจ (ค) สายอากาศที่ใช้ทำลายเซลล์มะเร็งระดับ (ง) โครงสร้างฟัน [48], [49]



รูปที่ 3.2 (ต่อ) แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) โครงกระดูกหน้าขา (ข) ลิ้นหัวใจ (ค) สายอากาศที่ใช้ทำลายเซลล์มะเร็งตับ (ง) โครงสร้างฟัน [48], [49]

3.4 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ประมวลผล

ในการทดลองวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics เวอร์ชัน 3.5a มาทำการสร้างแบบจำลอง การกำหนดค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุภายในการทดลอง การกำหนดเงื่อนไขต่างๆ ในระบบและการประมวลผลด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ ทำการประมวลผลแบบจำลองบนเครื่องคอมพิวเตอร์พีซี ระบบปฏิบัติการ Window 8 โดยมี CPU 3.5 GHZ 64 Bit 16 GB of RAM

3.5 กระบวนการวิเคราะห์วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics



รูปที่ 3.3 กระบวนการวิเคราะห์วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics

จากรูปที่ 3.3 แสดงถึงกระบวนการวิเคราะห์วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics โดยประกอบไปด้วยขั้นตอนหลักๆ 3 ขั้นตอน ดังนี้

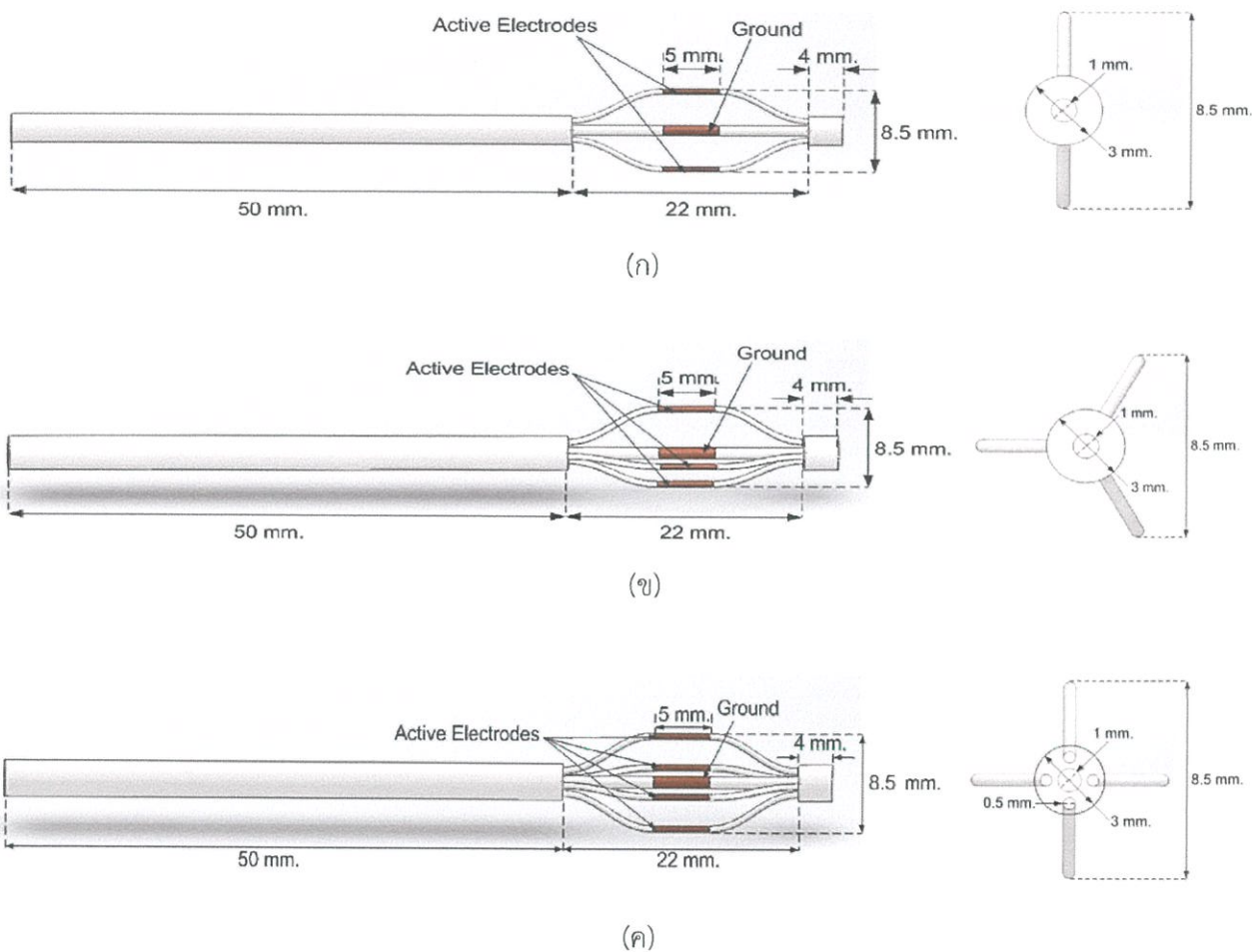
1. Preprocessing เป็นขั้นตอนแรกของการวิเคราะห์วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยเริ่มจากการสร้างแบบจำลอง กำหนดส่วนต่างๆ ของวัสดุที่ใช้ในการทดลอง กำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในแบบจำลอง กำหนดเงื่อนไขเริ่มต้น เงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง และการเมชแบบจำลอง
2. Solution เป็นขั้นตอนของการกำหนดเวลาที่ใช้ประมวลผลของการจำลองซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นการกำหนดเวลาที่ใช้ในการจำลองการบำบัดโรคหืดชนิดรุนแรงมากด้วยคลื่นความถี่วิทยุ
3. Postprocessing เป็นส่วนของการวิเคราะห์ผล ซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นการจำลองการบำบัดโรคหืดชนิดรุนแรงมากด้วยคลื่นความถี่วิทยุ จะทำการวิเคราะห์ผลการกระจายของอุณหภูมิ และการกระจายของสนามไฟฟ้า เป็นต้น

3.6 โครงสร้างของโพรบและหลอดลม

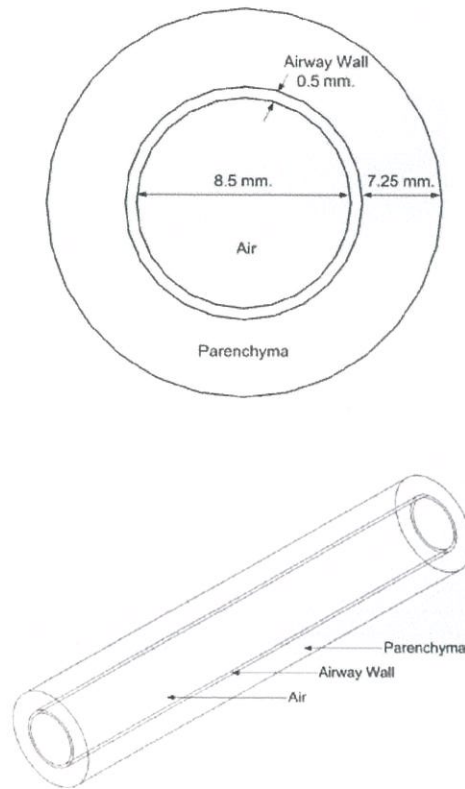
การออกแบบโพรบที่ใช้ในการบำบัดโรคหืดจะออกแบบเป็นรูปทรงบอลลูน เพื่อช่วยดันส่วนที่ติบให้ขยายออก มีแอคทีฟอิเล็กโทรด (Active Electrodes) เป็นจุดจ่ายสัญญาณคลื่นความถี่วิทยุที่มีความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ และมีกราวด์ (Ground) ที่มีค่าศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์เป็นจุดอ้างอิง ส่วนแบบจำลองหลอดลมออกแบบเป็นรูปทรงกระบอก โดยในหลอดลม (Bronchi) จะมีอากาศที่มีความชื้นจากเสมหะฝุ่นละออง มีชั้นผนังหลอดลม และเนื้อเยื่อ ซึ่งโพรบและแบบจำลองหลอดลมได้แนวคิดมาจาก Boston Scientific Corporation, Momem et al, King et al และ Haley et al [50-53] ดังรูป 3.4 และ 3.5 ส่วนในการทดลองนั้นผู้วิจัยได้สร้างโพรบที่มีโครงสร้างทำมาจากเหล็กกล้าไร้สนิมหรือสแตนเลส (Stainless Steel) หุ้มด้วยท่อหัดในบริเวณที่ไม่ใช่แอคทีฟอิเล็กโทรด และบริเวณ Catheter หุ้มด้วย

ปกอสายกันความร้อนและท่อหดตามลำดับ โดยโพรบที่สร้างขึ้นเป็นแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด เนื่องจากมีการกระจายตัวของความร้อนดีกว่าโพรบแบบ 2 และ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด ซึ่งรายละเอียดการกระจายตัวของความร้อนจะกล่าวถึงในบทที่ 4 และโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรดแสดงดังรูป 3.6

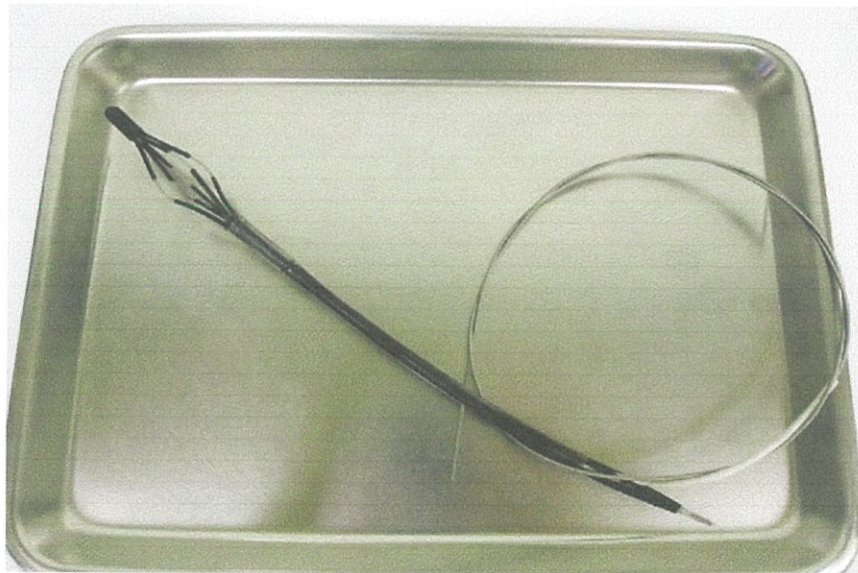
ในงานวิจัยนี้ได้สร้างแบบจำลองการบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ 3 รูปแบบ คือ แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด และแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด สำหรับสอดเข้าไปในหลอดลม เพื่อศึกษาการกระจายตัวของความร้อนที่ส่งผ่านอิเล็กโทรดในหลอดลมขณะทำการบำบัด ซึ่งแบบจำลองการบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ แสดงดังรูปที่ 3.7



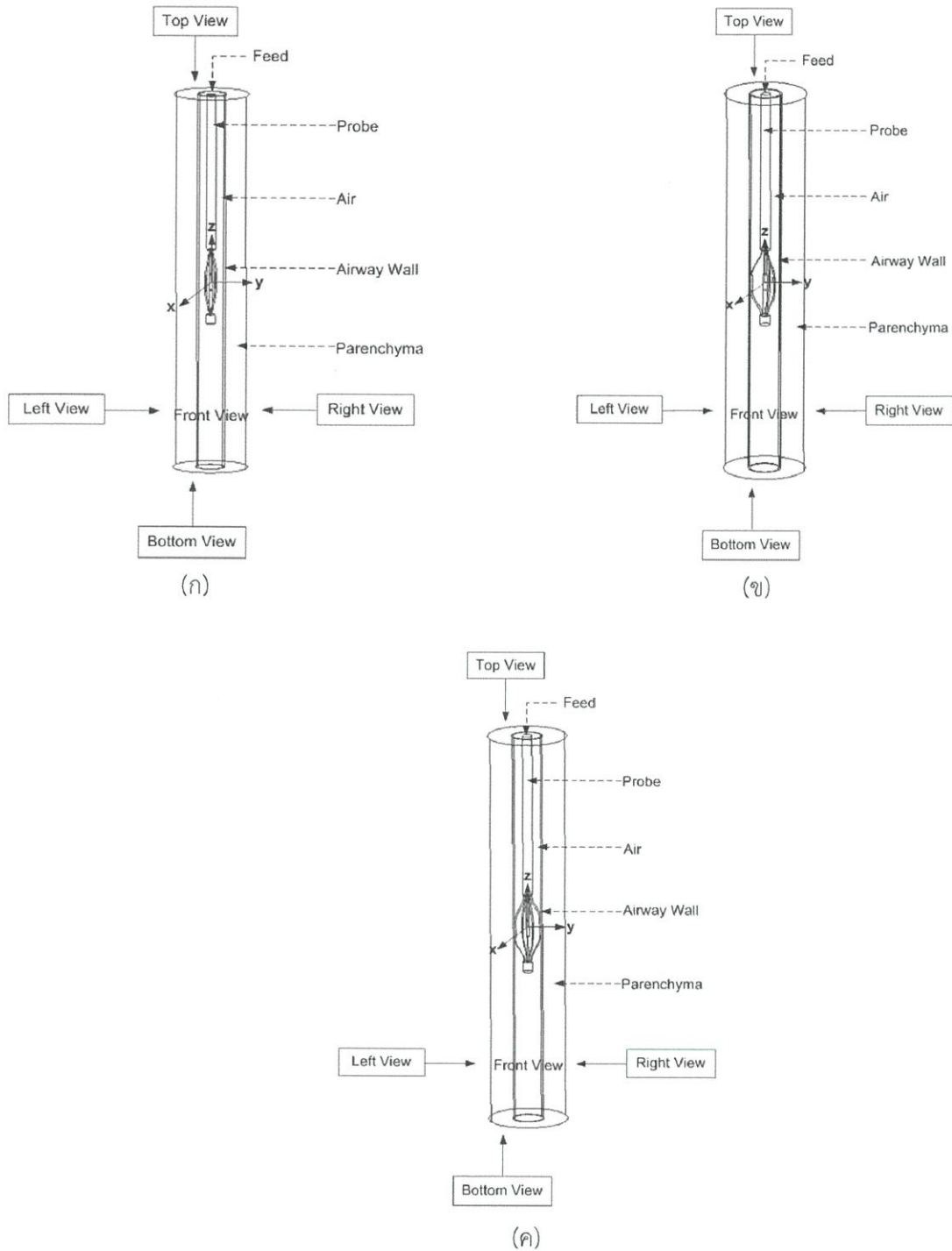
รูปที่ 3.4 ขนาดและโครงสร้างของโพรบที่ใช้ในการจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด



รูปที่ 3.5 ขนาดของหลอดลม



รูปที่ 3.6 โพรบแบบ 4 แฉกที่ฟิสิกส์โทรดที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 3.7 แบบจำลองการนำบัตโรคหีดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ 3 รูปแบบ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด

จากรูปที่ 3.7 แสดงแบบจำลองการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยในรูป (ก) เป็นโพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) โพรบแบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด และ (ค) โพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด ที่อยู่ในระนาบ yz ตำแหน่ง $x=0$

3.7 การกำหนดค่าคงที่ต่างๆ ของแบบจำลอง

ในงานวิจัยผู้วิจัยได้ศึกษาถึงคุณสมบัติทางไฟฟ้าและความร้อน โดยคุณสมบัติทางไฟฟ้าจะใช้ค่าพารามิเตอร์ที่อ้างอิงอุณหภูมิของมนุษย์ คือ 37 องศาเซลเซียส ส่วนค่าคุณสมบัติทางความร้อนของเนื้อเยื่อจะใช้ค่าพารามิเตอร์ของสัตว์ ส่วนผนังหลอดลมจะใช้ค่าพารามิเตอร์ของหลอดลมส่วนบน (Trachea) เพราะมีค่าพารามิเตอร์ที่ใกล้เคียงกัน [12] และค่าพารามิเตอร์การไหลของอากาศอ้างอิงจากบทความของ Johari et al [13] ซึ่งอากาศที่ใช้ในการวิเคราะห์ในแบบจำลองจะเป็นอากาศที่มีความชื้นจากเสมหะ และเมื่อจึงมีค่าสภาพความนำไฟฟ้าแตกต่างจากอากาศทั่วไป โดยค่าพารามิเตอร์ที่ใช้วิเคราะห์การกระจายตัวของความร้อนและการไหลของอากาศแสดงดังตารางที่ 3.1 และ 3.2 ตามลำดับ

ตารางที่ 3.1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้วิเคราะห์การกระจายตัวของความร้อน [12]

วัสดุ	ค่าสภาพ ความนำ ไฟฟ้า (σ) [S/m]	ค่าสภาพการนำ ความร้อน (k) [W/m·K]	ค่าความจุความร้อน จำเพาะ (c) [J/kg·K]	ค่าความหนาแน่น จำเพาะ (ρ) [kg/m ³]
อากาศ (Air)	1×10^{-16}	0.030	1009	0.995
ผนังหลอดลม (Airway Wall)	0.359	0.5	3000	1500
เลือด (Blood)	0.748	0.52	4176	1060
เนื้อเยื่อ (Parenchyma)	0.15	0.451	1643	199

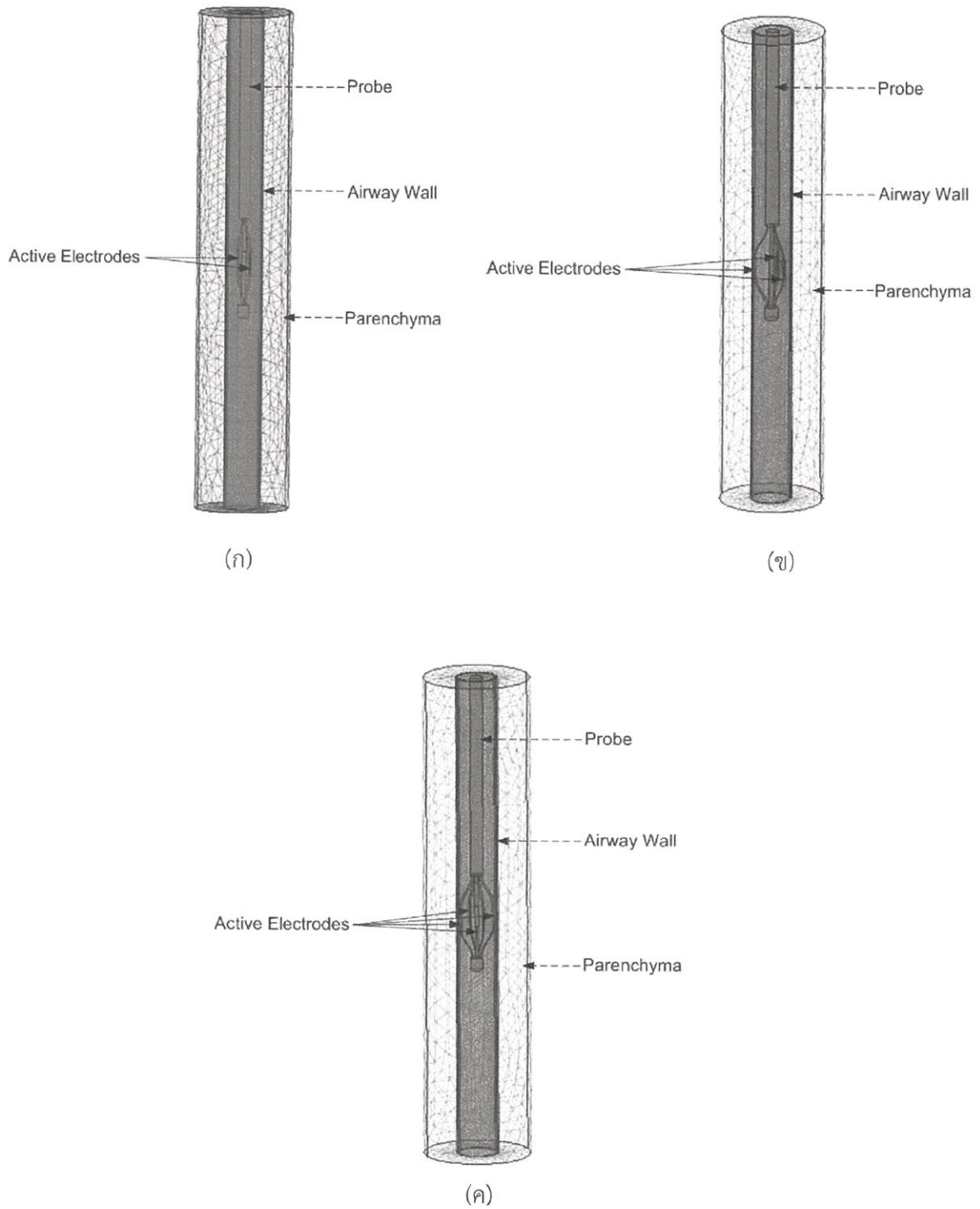
ตารางที่ 3.2 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้วิเคราะห์การไหลของอากาศ [13]

ค่าพารามิเตอร์	การไหล
ความเร็ว (u) [m/s]	0.06
ความดันขาเข้า (p) [kPa]	101
ความหนืด (η) [kg/ms^{-1}]	1.82×10^{-5}

จากตารางที่ 3.1 แสดงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์การกระจายตัวของความร้อน ซึ่งค่าพารามิเตอร์เหล่านี้จะนำมาใช้ในสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation) ส่วนค่าพารามิเตอร์ที่ใช้วิเคราะห์การไหลของอากาศในตารางที่ 3.2 และค่าความหนาแน่นจำเพาะในตารางที่ 3.1 จะนำมาใช้ในสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equation)

3.8 การเมช (Mesh) แบบจำลอง

ในรูปที่ 3.8 จะแสดงการเมชแบบจำลองด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics ของแบบจำลองที่ประกอบไปด้วย โพรบและหลอดลม โดยใช้เอลิเมนต์เป็นแบบ tetrahedral elements การเมชแบบจำลองหรือการแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็กๆ จะเมชในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบหรือขนาดตายตัวแต่จะเมชส่วนของโพรบ ผนังหลอดลมจะเมชแบบละเอียด แต่บริเวณเนื้อเยื่อ (Parenchyma) จะเมชในลักษณะที่ค่อนข้างหยาบ เพราะเมื่อทำการเมชแบบจำลองแบบละเอียดเท่ากันหมดจะมีจำนวนโหนดและเอลิเมนต์มาก ทำให้ใช้หน่วยความจำของคอมพิวเตอร์และเวลาในการคำนวณค่อนข้างมากจนอาจส่งผลให้โปรแกรมมีข้อผิดพลาดไม่สามารถทำการเมชแบบจำลองได้ แต่หากทำการเมชในลักษณะที่หยาบเหมือนกันทั้งหมดก็จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีความผิดพลาดมากตามไปด้วย แม้ว่าจะใช้เวลาในการคำนวณน้อยก็ตาม ดังนั้นการเมชแบบจำลองจะพิจารณาตามลำดับความสำคัญ โดยส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็จะทำการเมชแบบจำลองแบบละเอียด ส่วนที่พิจารณาแล้วไม่มีผลต่อการคำนวณหรือว่ามีผลน้อยก็จะทำการเมชแบบหยาบ ซึ่งในงานวิจัยนี้แบบจำลองการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด มีจำนวนเอลิเมนต์เฉลี่ย 282,385 เอลิเมนต์ แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด มีจำนวนเอลิเมนต์เฉลี่ย 282,443 เอลิเมนต์ และแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด มีจำนวนเอลิเมนต์เฉลี่ย 282,887 เอลิเมนต์



รูปที่ 3.8 การเมฆแบบจำลองการบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ 3 รูปแบบ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด

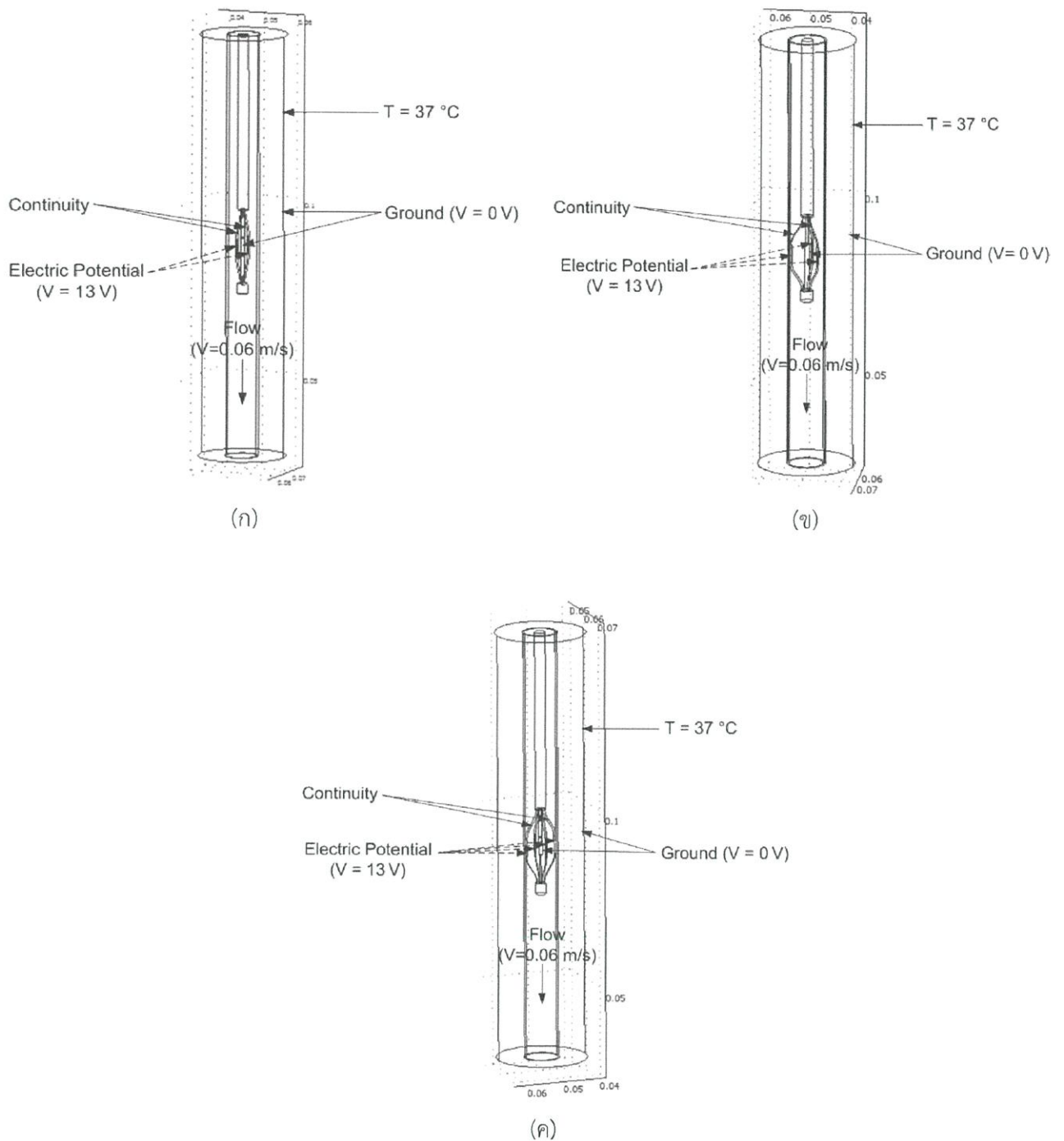
3.9 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนแบบจำลอง (Boundary Condition)

ในการจำลองการทำงาน เราใช้การจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics เวอร์ชัน 3.5a ระบบปฏิบัติการ Window 8 โดยมี CPU 3.5 GHZ 64 Bit 16 GB of RAM กำหนดอุณหภูมิของหลอดเลือดอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส ความดันที่ 13 โวลต์ เป็นเวลา 10 วินาที ซึ่งค่าแรงดันนี้ทำให้เกิดความร้อนภายในหลอดเลือดประมาณ 55 - 65 องศาเซลเซียส เมื่อหลอดเลือดได้รับความร้อนและเวลาที่เหมาะสมก็จะสามารถลดขนาดกล้ามเนื้อเรียบหลอดเลือดได้

สำหรับการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขในแบบจำลองการบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุของโพรบ แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด และแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรดนี้ จะกำหนดให้แอคทีฟอิเล็กโทรดมีเงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Electric Potential โดยป้อนคลื่นความถี่ที่มีแรงดัน 18 โวลต์ ส่วนกราวด์ของโพรบกับบริเวณเนื้อเยื่อ (Parenchyma) จะกำหนดเงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Ground และบริเวณอื่นๆ กำหนดให้มีเงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบของ Continuity ดังแสดงในรูปที่ 3.9

3.10 การประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลอง

การวิเคราะห์ปัญหาของแบบจำลองการบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุของโพรบ 3 รูปแบบ จะจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics เวอร์ชัน 3.5a มาประมวลผลข้อมูล ซึ่งในงานวิจัยนี้จะใช้การวิเคราะห์แบบหลายฟิสิกส์ (Multiphysics) ได้แก่ การวิเคราะห์แม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic) การวิเคราะห์ทางความร้อนด้วยสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation) การวิเคราะห์การไหลด้วยสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equation) ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากการประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลองจะกล่าวถึงในบทต่อไป



รูปที่ 3.9 การกำหนดขอบเขตของแบบจำลองการบำบัดโรคที่ติดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ 3 รูปแบบ (ก) แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ข) แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ค) แบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด

บทที่ 4

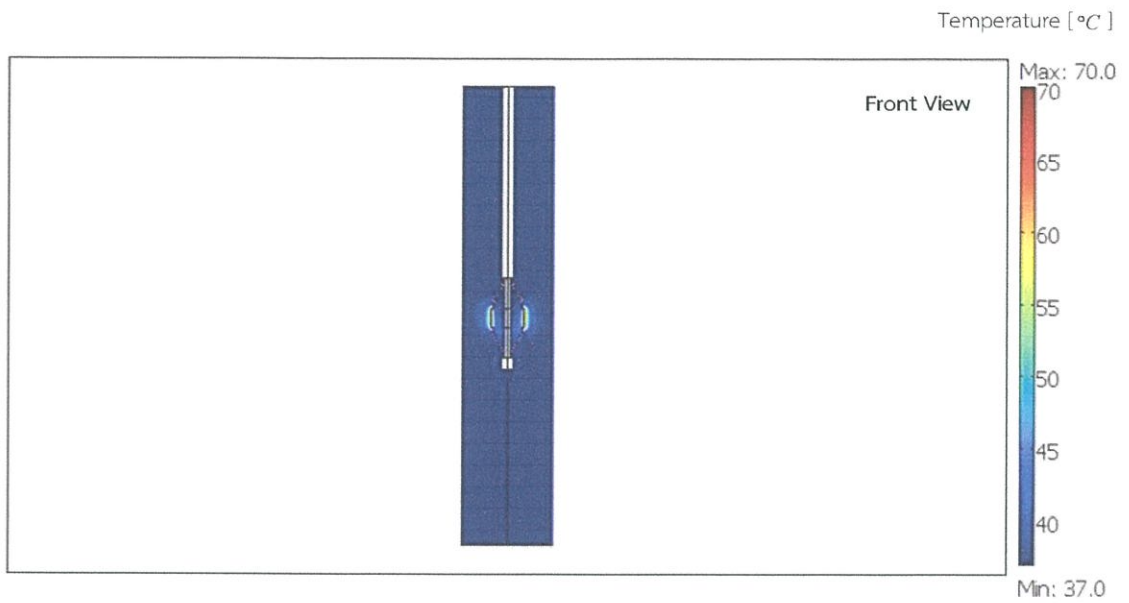
ผลการจำลองโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และผลการทดลอง

ในบทนี้กล่าวถึงผลการจำลองโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งเป็นการจำลองการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ผลการทดลองที่ทำการทดลองในไขขาว และหลอดลมหนู ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

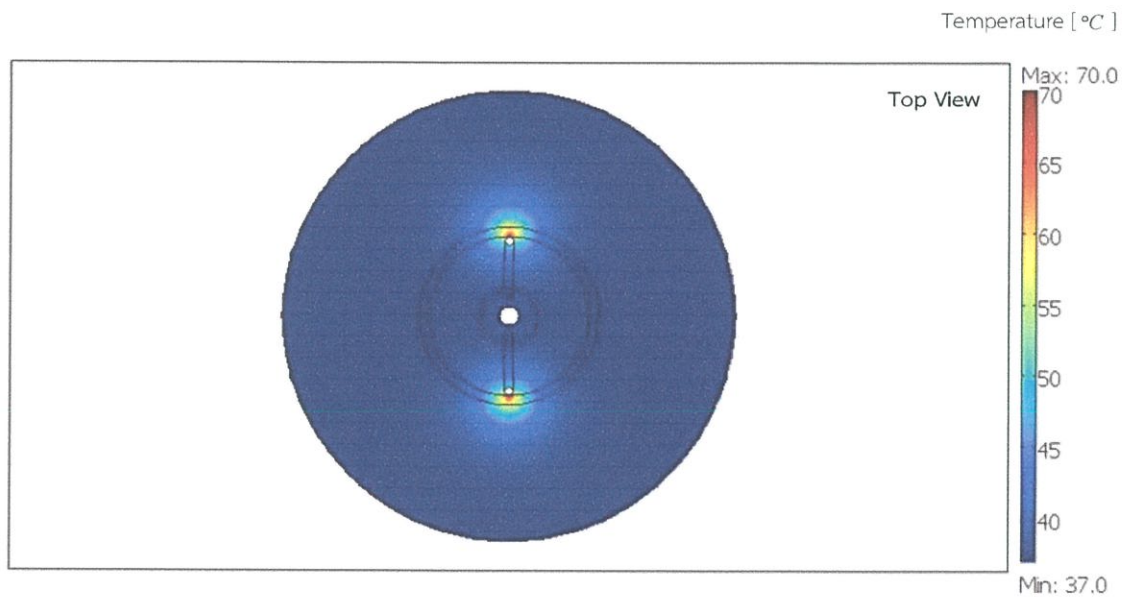
4.1 ผลการจำลองโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ มีการกำหนดเงื่อนไขในการจำลองการทำงานคือ กำหนดคุณสมบัติของแบบจำลองหลอดลมอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส ควบคุมแรงดันที่ 13 โวลต์ และเวลาที่ใช้ในการบำบัด 10 วินาที ในการจำลองการทำงานนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โปรแกรม SolidWorks สร้างแบบจำลองของโพรบและหลอดลม จากนั้นนำแบบจำลองของโพรบและหลอดลมที่สร้างขึ้นไปใส่ในโปรแกรม COMSOL Multiphysics version 3.5 a ทำการวิเคราะห์โดยใช้สมการความร้อนทางชีววิทยาและสมการนาเวียร์-สโตกส์ เพื่อศึกษาการกระจายตัวของความร้อน ซึ่งในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ มีข้อจำกัดในเรื่องเนื้อเยื่อของหลอดลมที่มีความยืดหยุ่น ตัวโปรแกรมวิเคราะห์ไม่สามารถที่จะกำหนดสภาวะการไหลของอากาศให้สมจริงได้ทั้งหมด และแบบจำลองหลอดลมที่ใช้ในการวิเคราะห์ที่มีโครงสร้างไม่ซับซ้อนเหมือนหลอดลมจริง

ในการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการจำลองการบำบัดโรคหืดจากการใช้คลื่นความถี่วิทยุ รูปการจำลองจะแสดงให้เห็นการกระจายตัวของความร้อนที่ส่งผ่านโพรบ 3 รูปแบบ คือ แบบ 2 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์แบบ 3 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ และแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ ในหลอดลมขณะทำการบำบัดโดยใช้คลื่นความถี่วิทยุ แสดงในรูปที่ 4.1 - 4.3 ส่วนรูปที่ 4.4 - 4.8 แสดงความหนาแน่นของกระแสและการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบ 3 รูปแบบตามลำดับ

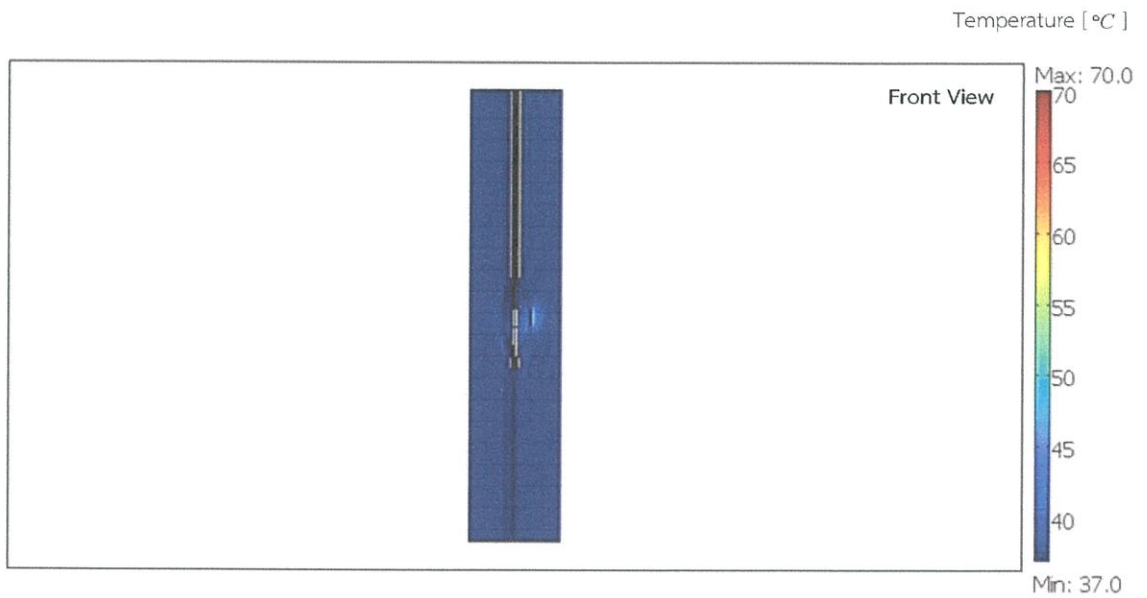


(ก) ระนาบ yz

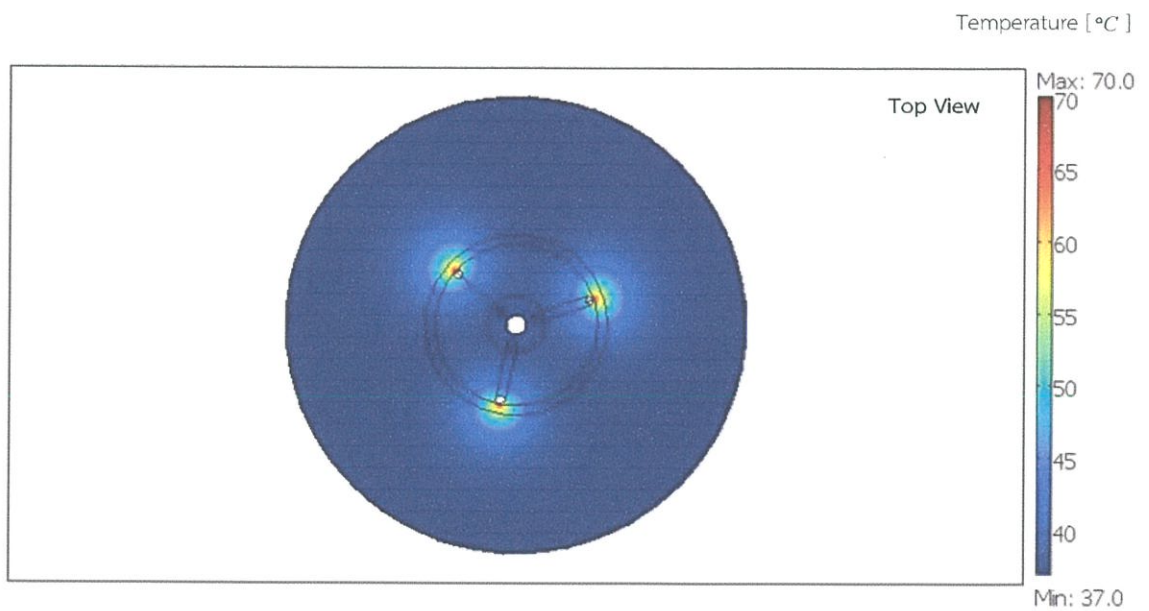


(ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.1 การกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ในโพรงแบบ 2 แอคที่ฟิสิกส์โทรด

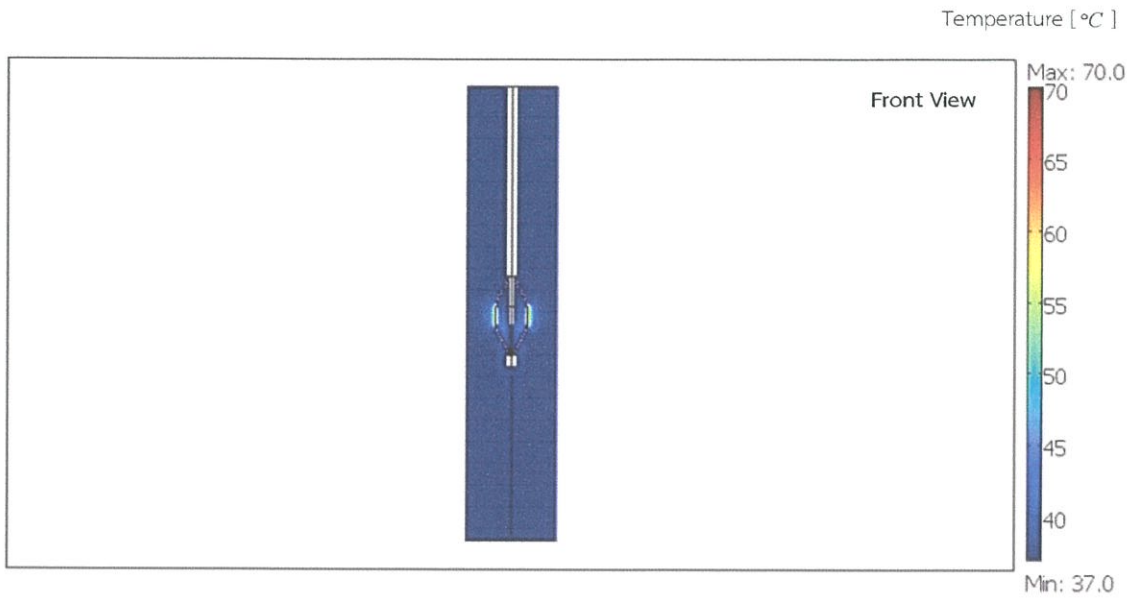


(ก) ระนาบ yz

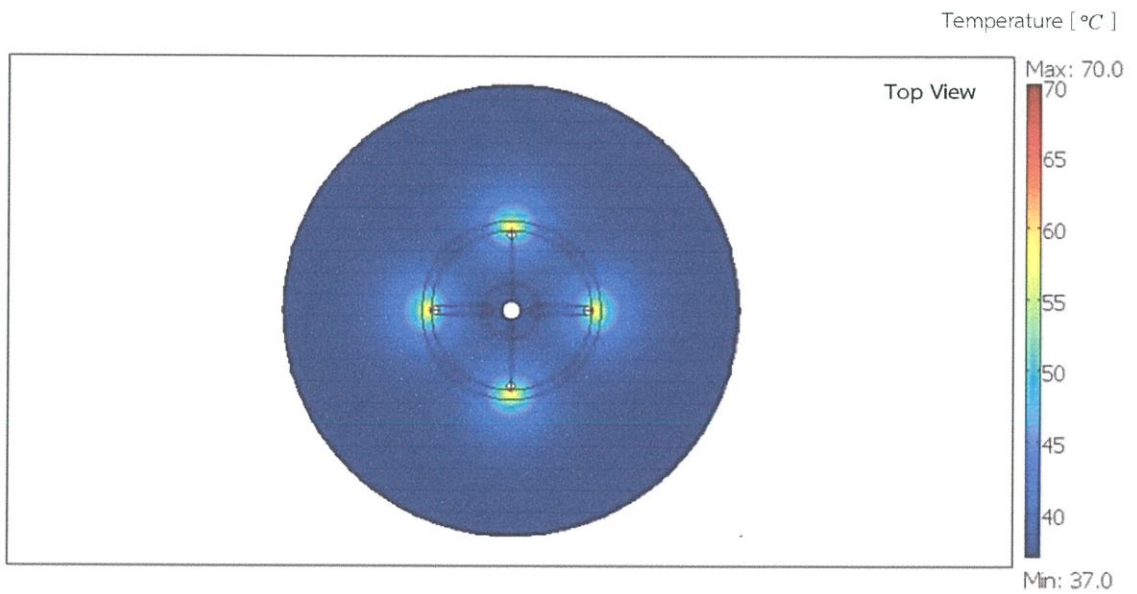


(ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.2 การกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ในโพรบแบบ 3 แอดที่ฟิอเล็กโทรด



(ก) ระนาบ yz



(ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.3 การกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ในโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด

รูปที่ 4.1 เป็นการกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยรูป (ก) แสดงการกระจายตัวของความร้อนในระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ ส่วนรูป (ข) แสดงการกระจายตัวของความร้อนในระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ในโพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด ซึ่งผลการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงให้เห็นว่าจะเกิดความร้อนบริเวณอิเล็กโทรดที่ทำการออกแบบมาเท่านั้น โดยการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นบริเวณรอบแอคทีฟอิเล็กโทรดทั้ง 2 เส้น บริเวณบางส่วนของหลอดลม อุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณผนังหลอดลม คือ 73 องศาเซลเซียส

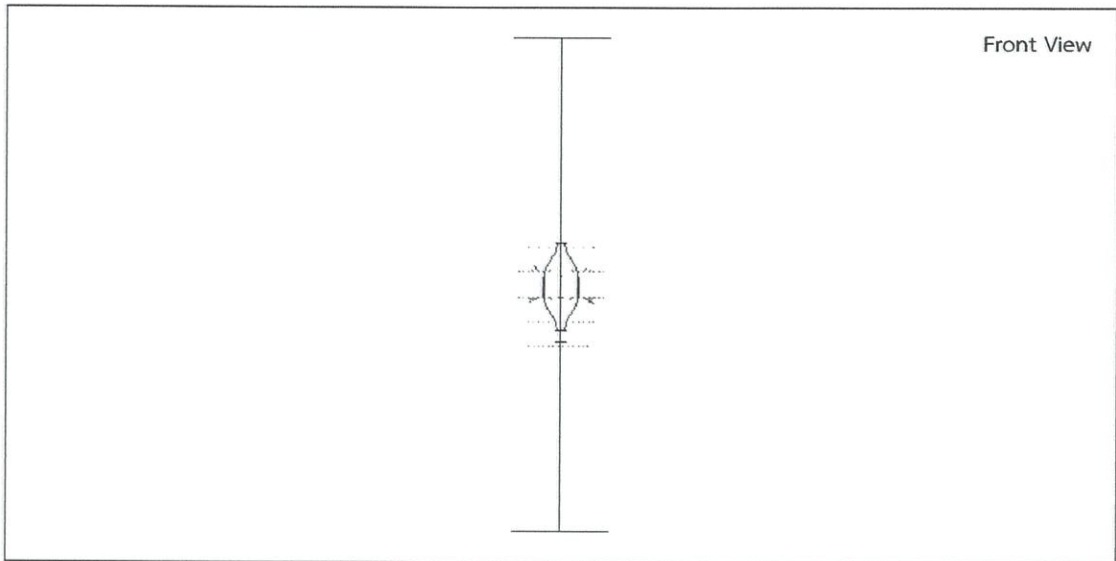
รูปที่ 4.2 เป็นการกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยรูป (ก) แสดงการกระจายตัวของความร้อนในระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ ส่วนรูป (ข) แสดงการกระจายตัวของความร้อนในระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ในโพรบแบบ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด ซึ่งผลการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงให้เห็นว่าจะเกิดความร้อนบริเวณอิเล็กโทรดที่ทำการออกแบบมาเท่านั้น โดยการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นบริเวณรอบแอคทีฟอิเล็กโทรดทั้ง 3 เส้น บริเวณบางส่วนของหลอดลม อุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณผนังหลอดลม คือ 75 องศาเซลเซียส

รูปที่ 4.3 เป็นการกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยรูป (ก) แสดงการกระจายตัวของความร้อนในระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ ส่วนรูป (ข) แสดงการกระจายตัวของความร้อนในระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ในโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด ซึ่งผลการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงให้เห็นว่าจะเกิดความร้อนบริเวณอิเล็กโทรดที่ทำการออกแบบมาเท่านั้น โดยการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นบริเวณรอบแอคทีฟอิเล็กโทรดทั้ง 4 เส้น เนื่องจากการไหลของกระแสสุ่งกราวด์ โดยการกระจายมีการกระจายที่สม่ำเสมอ เพราะทำการออกแบบระยะห่างของกราวด์กับอิเล็กโทรดที่เท่ากัน จึงทำให้เกิดการกระจายที่สม่ำเสมอบริเวณรอบๆ หลอดลม อุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นบริเวณผนังหลอดลม คือ 65 องศาเซลเซียส

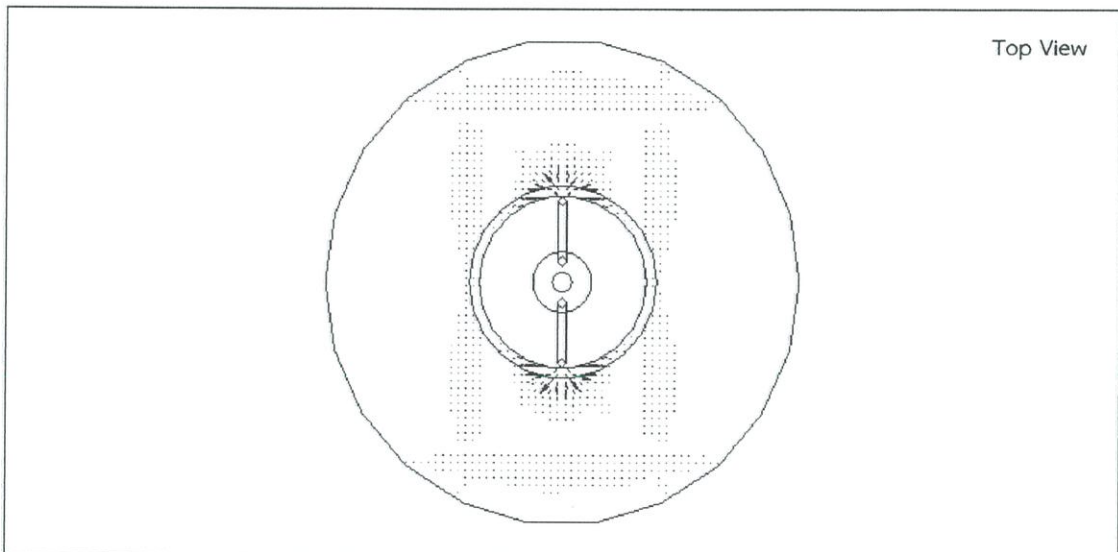
การกระจายตัวของความร้อนที่เหมาะสม คือ การกระจายตัวของความร้อนขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กโทรด เนื่องจากมีปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนบริเวณผนังหลอดลมมากกว่าโพรบแบบ 2 และ 3 แอคทีฟอิเล็กโทรด ซึ่งค่าปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนบริเวณผนังหลอดลม แสดงดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนบริเวณผนังหลอดลม

โพรบ	ปริมาตร [mm^3]
2 แอคทีฟอิเล็กโทรด	4.598
3 แอคทีฟอิเล็กโทรด	5.601
4 แอคทีฟอิเล็กโทรด	6.428

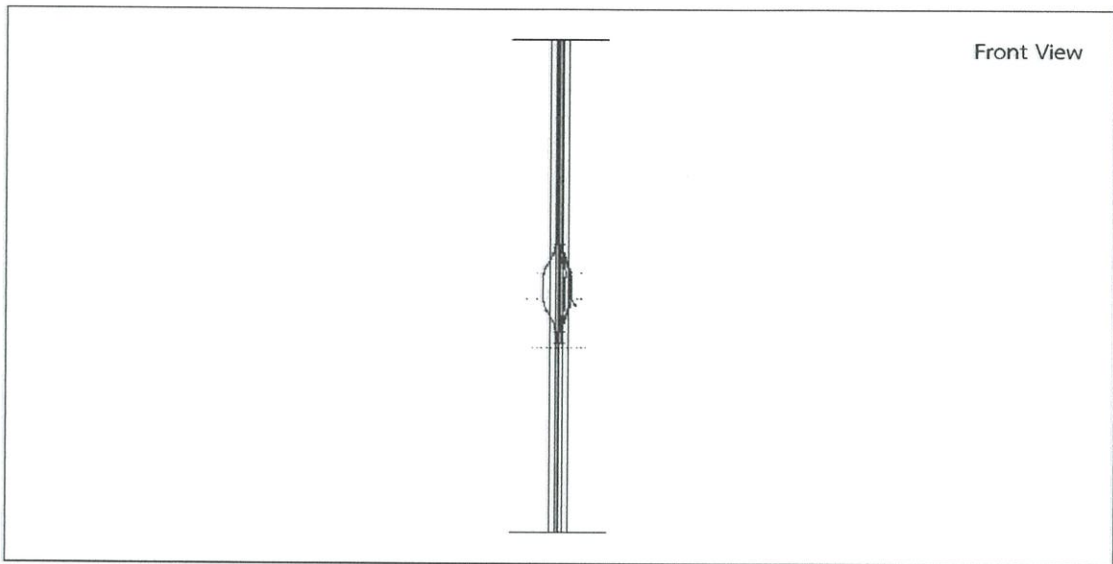


(ก) ระนาบ yz

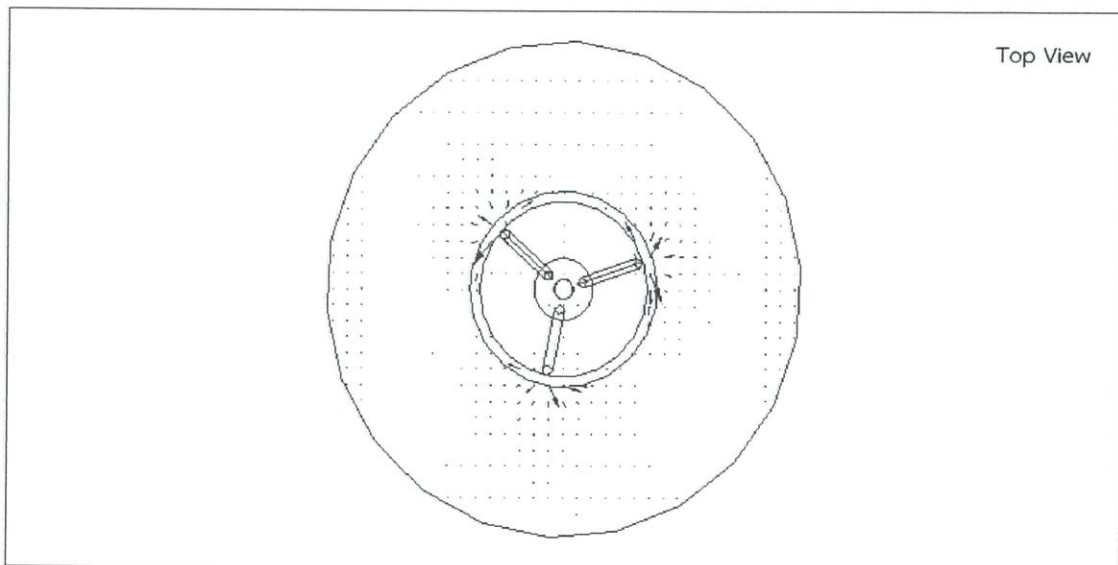


(ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.4 ความหนาแน่นของกระแสที่ออกจากโพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กโทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$

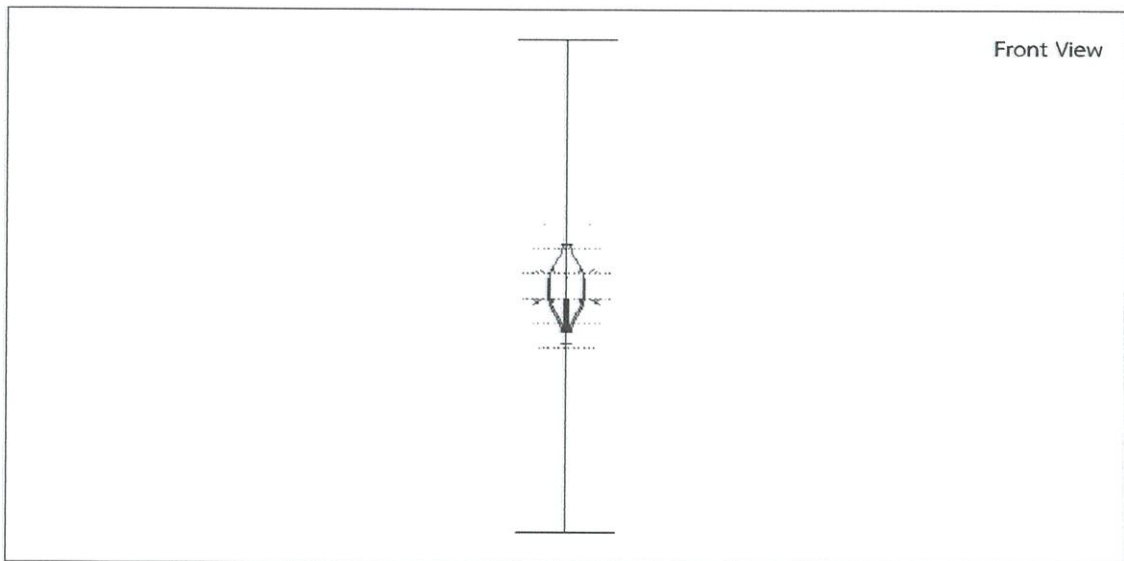


(ก) ระนาบ yz

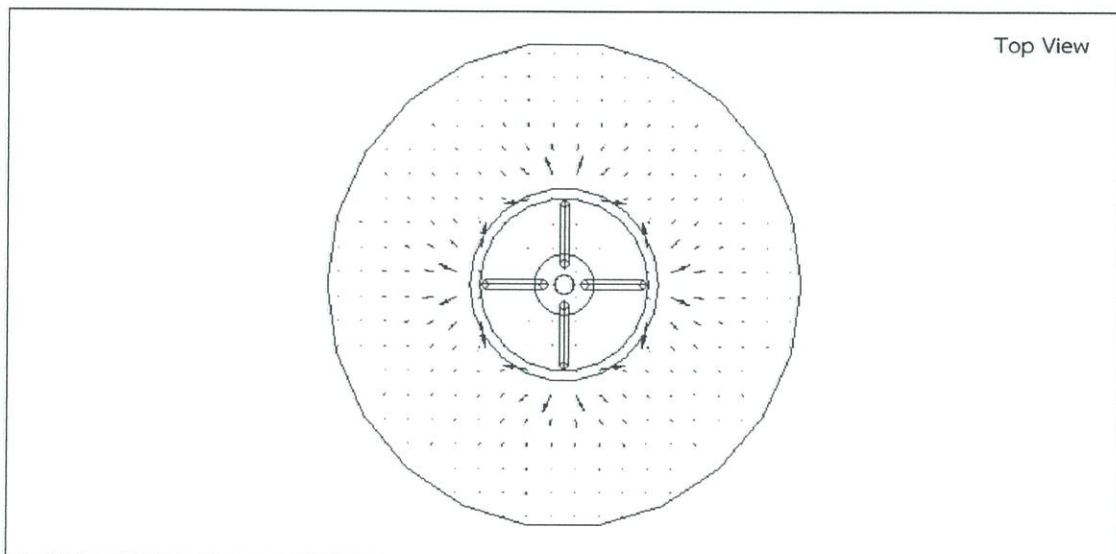


(ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.5 ความหนาแน่นของกระแสที่ออกจากโพรบแบบ 3 แอคที่ฟิสิกส์โทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$

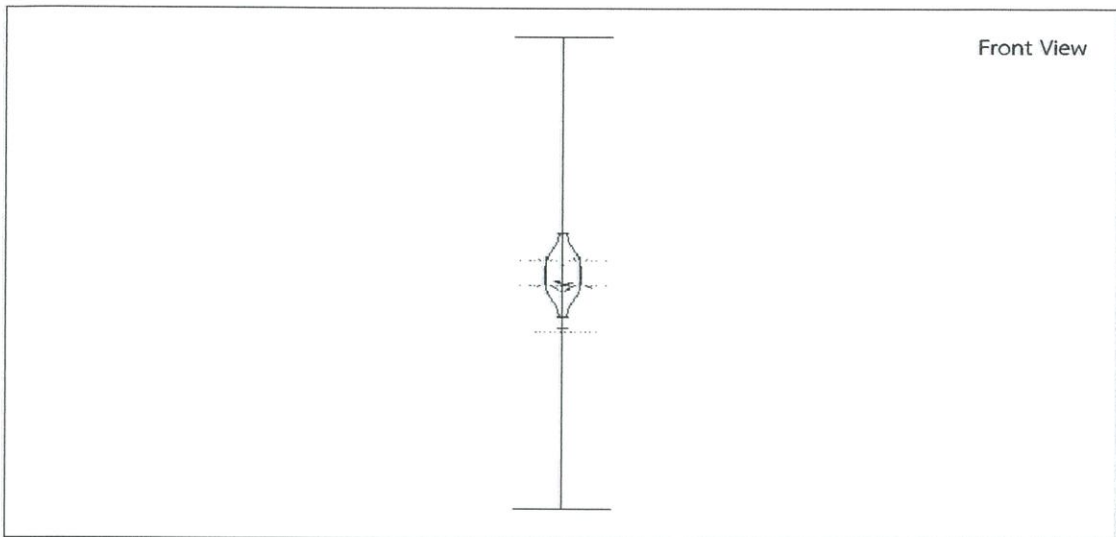


(ก) ระนาบ yz

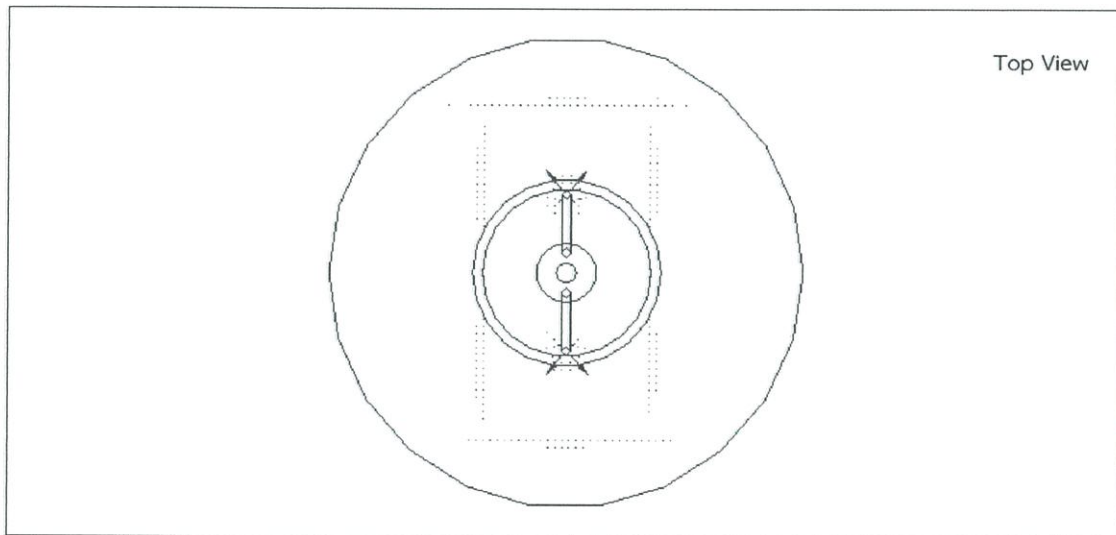


(ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.6 ความหนาแน่นของกระแสที่ออกจากโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$

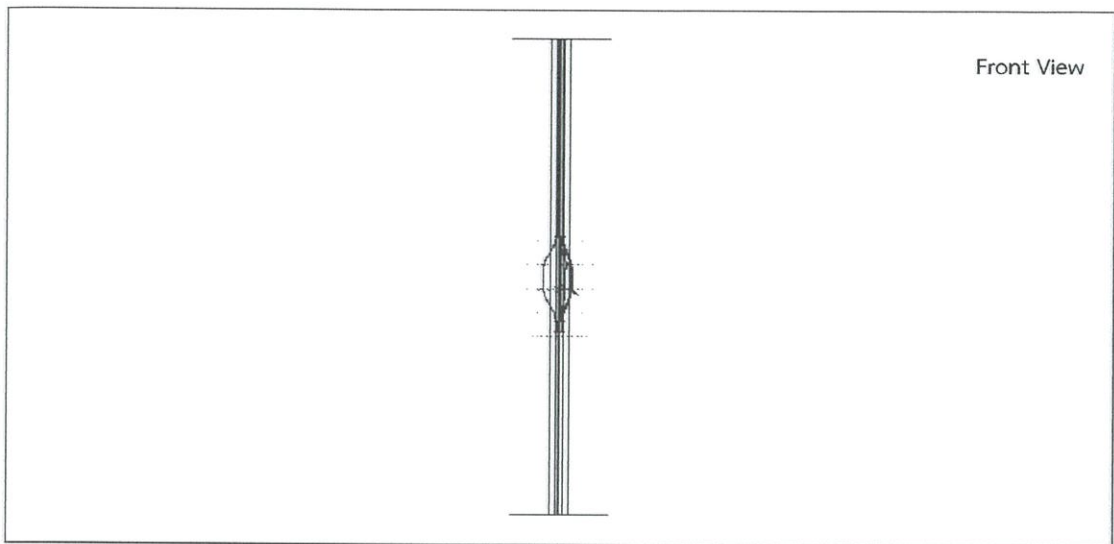
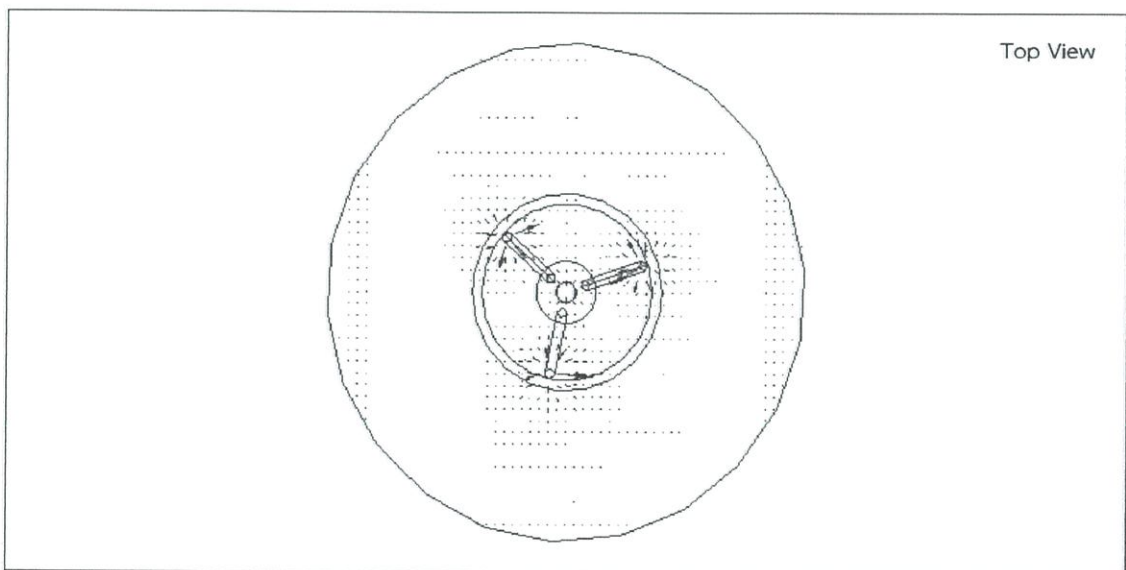


(ก) ระนาบ yz

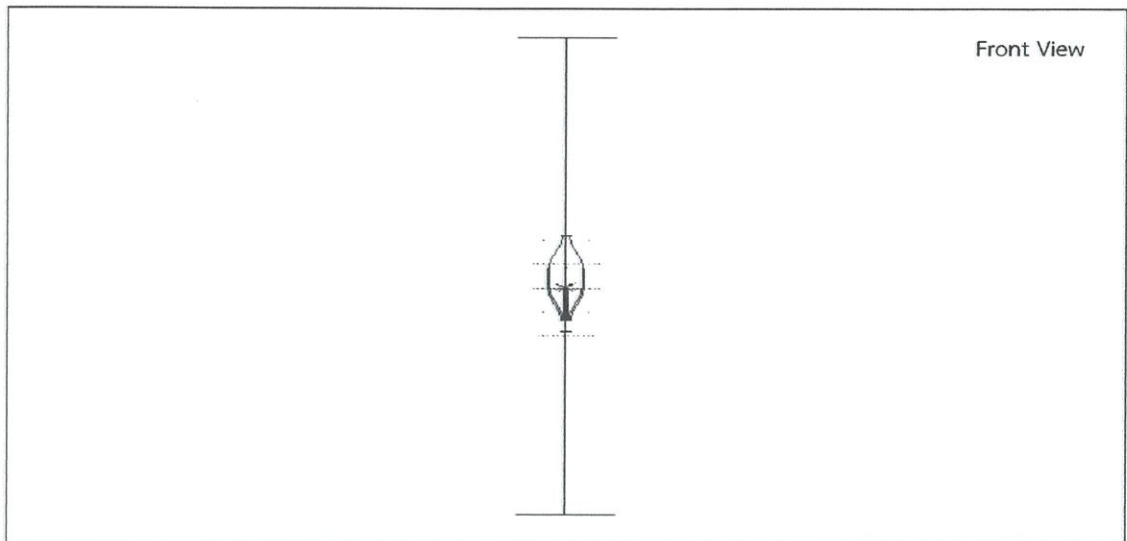


(ข) ระนาบ xy

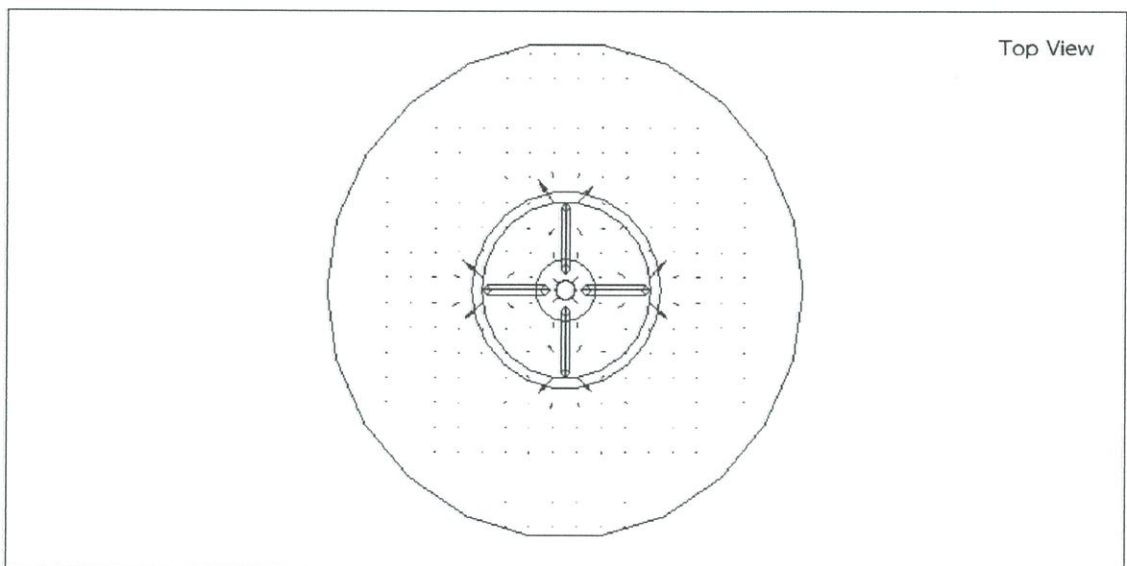
รูปที่ 4.7 การกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 2 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$

(ก) ระนาบ yz (ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.8 การกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 3 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$



(ก) ระนาบ yz



(ข) ระนาบ xy

รูปที่ 4.9 การกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 4 แฉกที่ฟิสิกส์โทรด (ก) ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ (ข) ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$

กระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 3 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ ขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ซึ่งผลการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 4.8 แสดงให้เห็นว่าที่แรงดัน 13 โวลต์ จะเห็นได้ว่าสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ทุกทิศทาง ซึ่งบริเวณรอบๆ แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์จะมีค่าสนามไฟฟ้าสูงกว่าบริเวณที่ห่างออกไป

รูปที่ 4.9 เป็นการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ ขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยรูป (ก) แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ ขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x=0$ ส่วนรูป (ข) แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ ขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในระนาบ xy ที่ตำแหน่ง $z=0$ ซึ่งผลการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 4.9 แสดงให้เห็นว่าที่แรงดัน 13 โวลต์ จะเห็นได้ว่าสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ทุกทิศทางเป็นแบบสมมาตร

ผลของการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถยืนยันความถูกต้องด้วยการทดลองจริง ดังนั้นในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยจึงสร้างโพรบแบบ 4 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์ มาใช้ในการทดลองแบบ *in vitro* เนื่องจากมีปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนดีกว่าโพรบแบบ 2 และ 3 แอคทีฟอิเล็กทรอนิกส์

4.2 ผลการทดลอง

ในการทดลองบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุได้ทำการทดลองในไขขาวและหลอดลมหมู เพื่อดูการกระจายตัวของความร้อนและการไหลของอากาศในหลอดลม ซึ่งวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง ดังแสดงในรูป 4.10 ดังนี้

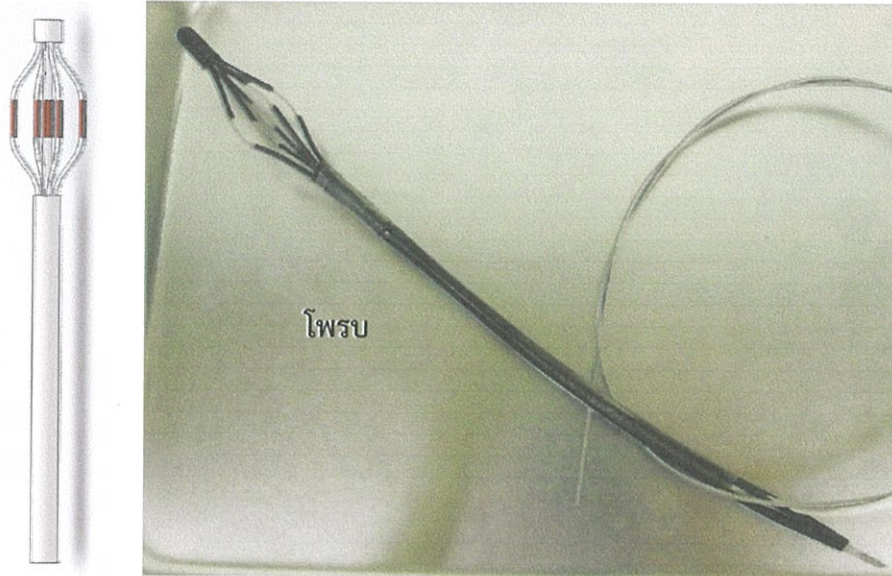
1. RF power supply รุ่น PDX 500 ผู้ผลิต Advanced Energy Company in Fort Collins, Colorado, USA. ย่านความถี่ 325 - 380 กิโลเฮิรตซ์
2. โพรบ ไข้วัด คือ เหล็กกล้าไร้สนิมหรือสแตนเลส (Stainless Steel) ผู้ผลิต Curt Mangan Strings in Cortez, Colorado, USA. ท่อหอดสีดำ ขนาด 1.5 - 3.5 มิลลิเมตร ทนความร้อนได้ -55 ถึง 125 องศาเซลเซียส ผู้ผลิต Thai Unichem Company at 56/228 Soi 63 Phetkasem Road, Bang Khae-Nua, Bang Khae, Bangkok 10160 และปลอกสายกันความร้อนสีขาว ขนาด 2.5 - 3 มิลลิเมตร ทนความร้อนได้- 60 ถึง 200 องศาเซลเซียส ผู้ผลิต Is Tech Company at 3037/14 Sukhumvit Road, Bang Chak, Phra Khanong, Bangkok 10260

3. เทอร์โมมิเตอร์และสายเทอร์โมคัปเปิล รุ่น 54 Series II ผู้ผลิต Fluke Company in Snohomish, Washington, USA. เป็นดิจิตอลเทอร์โมมิเตอร์แบบสัมผัสขนาดมือถือรับอินพุต 2 ช่องสัญญาณ มีความแม่นยำระดับ : $\pm(0.05\% + 0.3^{\circ}\text{C})$ แสดงผลในหน่วยองศาเซลเซียส ($^{\circ}\text{C}$) ฟาเรนไฮต์ ($^{\circ}\text{F}$) หรือ เคลวิน (K)
4. ไข่ จำนวน 2 ฟอง
5. ปอดหมู อายุประมาณ 30 สัปดาห์ ตายไม่เกิน 6 – 8 ชั่วโมง
6. มีดผ่าตัด ไข่ใบมีดเบอร์ 11 และ 24 ผู้ผลิต Feather Safety Razor Company in Ohyodo Minami 3-Chome Kita-Ku, Osaka, Japan และด้ามมีด เบอร์ 3 และ 4
7. กรรไกรผ่าตัด
8. กระจกบอขวด (Glass Cylinder) ขนาด 50 มิลลิลิตร ผู้ผลิต Duran group in Wertheim, Germany
9. ผ้าปิดจมูก (Cloth Mask)
10. ถุงมือชนิดมีแป้ง



(ก)

รูปที่ 4.10 วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง (ก) RF power supply (ข) โพรบ (ค) เทอร์โมมิเตอร์ กระจกบอขวด และไข่ขาว (ง) มีดและกรรไกรผ่าตัด (จ) ปอดหมู



(ข)

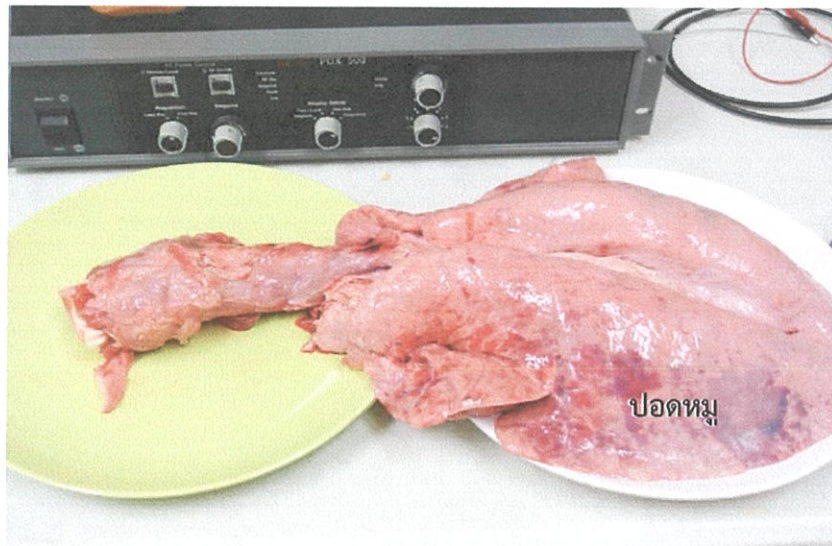


(ค)

รูปที่ 4.10 (ต่อ) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง (ก) RF power supply (ข) โพรบ (ค) เทอร์โมมิเตอร์
กระบอกตวง และไข่ขาว (ง) มีดและกรรไกรผ่าตัด (จ) ปอดหมู



(ง)



(จ)

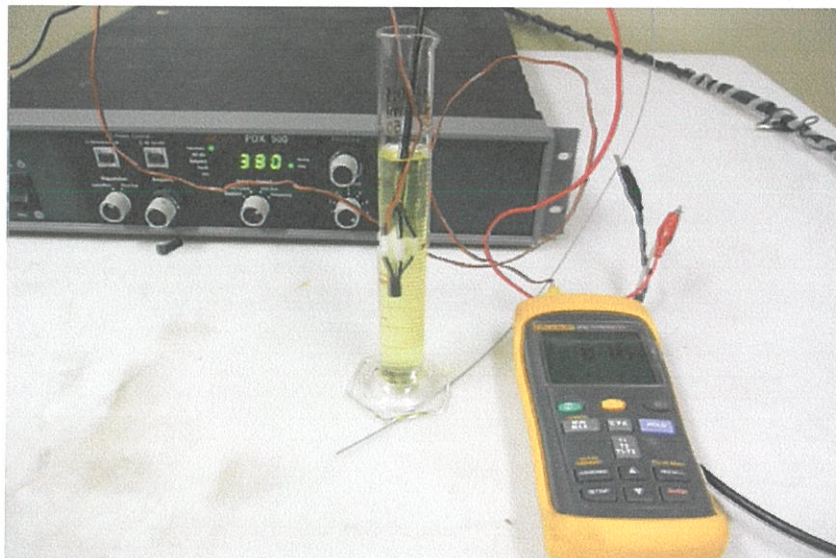
รูปที่ 4.10 (ต่อ) วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง (ก) RF power supply (ข) โพรบ (ค) เทอร์โมมิเตอร์ กระบอกตวง และไซ้ขาว (ง) มีดและกรรไกรผ่าตัด (จ) ปอดหมู

โพรบในรูปที่ 4.10 (ข) มีโครงสร้างทำมาจากเหล็กกล้าไร้สนิมหรือสแตนเลส (Stainless Steel) ซึ่งบริเวณที่ไม่ใช่แอคทีฟอิเล็กโทรดจะหุ้มด้วยท่อหอด ส่วน Catheter จะหุ้มด้วยพลาสติกกันความร้อนและท่อหอดตามลำดับ

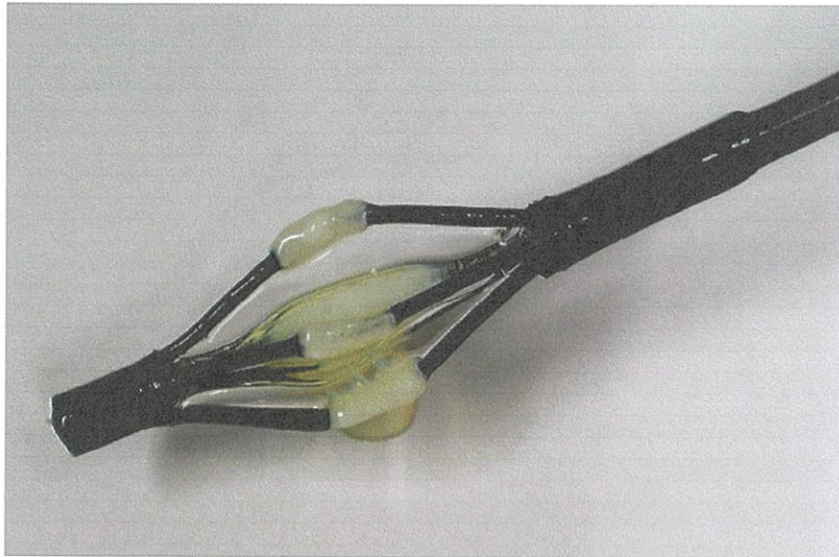
4.2.1 การทดลองในไขขาว

เพื่อดูตำแหน่งของการเกิดความร้อนที่เกิดขึ้นบริเวณแอคทีฟอิเล็กโทรด ซึ่งมีขั้นตอนการทดลองในไขขาว ดังนี้

1. เตรียมอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง ได้แก่ RF power supply โพรบ เทอร์มิเตอร์ สายเทอร์โมคัปเปิ้ล ไข จำนวน 2 ฟอง กระจบอทวง ผ้าปิดจุ่ม และถุงมือชนิดมีแบ่ง
2. แยกไขขาวออกจากไขแดง
3. นำไขขาวที่คัดแยกแล้วใส่ในกระจบอทวง
4. ติดตั้งอุปกรณ์ RF power supply เชื่อมต่อกับโพรบ
5. นำโพรบและสายเทอร์โมคัปเปิ้ลเชื่อมต่อกับเทอร์มิเตอร์ใส่ลงในกระจบอทวงที่มีไขขาวบรรจุอยู่
6. เปิด RF power supply ให้ปล่อยกระแสแรงดัน 13 โวลต์ ไปยังโพรบโดยการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้าทำให้เกิดคลื่นความถี่ 380 กิโลเฮิรตซ์ ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่ใช้ในการแพทย์ เป็นเวลา 10 วินาที อุณหภูมิระหว่าง 55 - 65 องศาเซลเซียส
7. บันทึกผลการทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 4.11 และ 4.12



รูปที่ 4.11 การทดลองบำบัดโรคหิดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในไขขาว



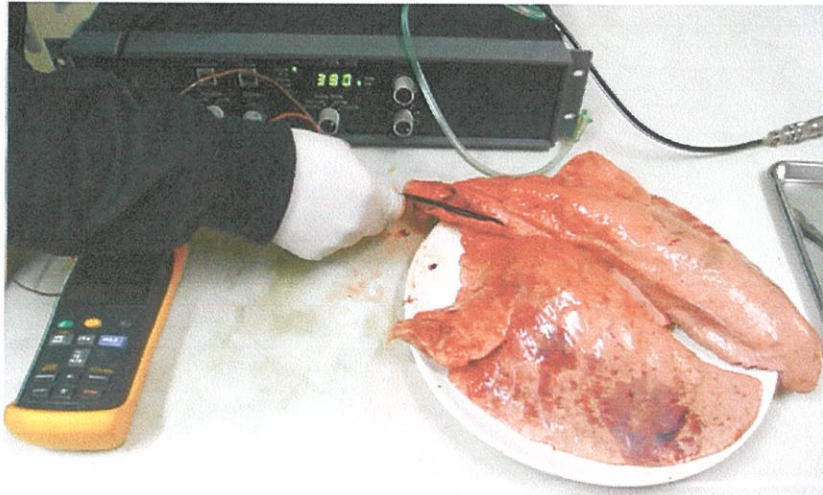
รูปที่ 4.12 ผลการทดลองบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในไซ่ขาว

ผลการทดลองในไซ่ขาว เมื่อนำโพรบที่ทำการออกแบบไปทดลองในไซ่ขาว ปล่อยกระแสไฟฟ้าแรงดัน 13 โวลต์ เหนี่ยวนำทำให้เกิดคลื่นความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ เป็นเวลา 10 วินาที ผลการทดลองพบว่าไซ่ขาวจะมีการเปลี่ยนแปลงจากของเหลวเป็นของแข็งรอบๆ แอคทีฟอิเล็กโทรด ซึ่งรูปแบบการก่อตัวของไซ่ขาวใกล้เคียงกับผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ต่อไปเป็นการทดลองกับเนื้อเยื่อจริง คือ หลอดลมหนู

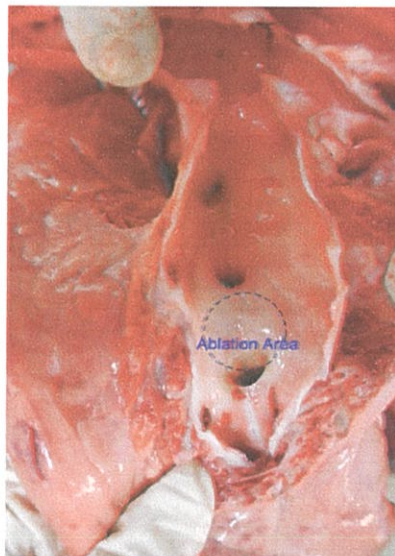
4.2.2 การทดลองในหลอดลมของหนู

ขั้นตอนการทดลองในหลอดลมหนู ผู้วิจัยดำเนินการดังนี้

1. เตรียมอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง ได้แก่ RF power supply โพรบ เทอร์โมมิเตอร์ สายเทอร์โมคัปเปิ้ล หลอดลมหนู มีดผ่าตัด กรรไกรผ่าตัด ผ้าปิดจมูก และถุงมือชนิดมีแบง์
2. ติดตั้งอุปกรณ์ RF power supply เชื่อมต่อกับโพรบ
3. นำโพรบและสายเทอร์โมคัปเปิ้ลเชื่อมต่อกับเทอร์โมมิเตอร์สอดเข้าไปในหลอดลม (Bronchi) ของหนูที่เตรียมไว้
4. เปิด RF power supply ให้ปล่อยกระแสแรงดัน 13 โวลต์ ไปยังโพรบโดยการเหนี่ยวนำทางไฟฟ้าทำให้เกิดคลื่นความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่ใช้ในการแพทย์เหมาะสมในการบำบัดโรคหืด เป็นเวลา 10 วินาที อุณหภูมิระหว่าง 55 - 65 องศาเซลเซียส
5. ทำการผ่าตัดปอดหนูเพื่อดูการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นบริเวณหลอดลม
6. บันทึกผลการทดลอง ดังแสดงในรูปที่ 4.13 และ 4.14



รูปที่ 4.13 การทดลองบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในหลอดลมหมู



รูปที่ 4.14 ผลการทดลองบำบัดโรคหัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุในหลอดลมหมู

ผลการทดลองในหลอดลมหมู เมื่อนำโพรบที่ทำกรออกแบบไปทดลองในหลอดลม (Bronchi) ของหมู ปลั๊กกระแสไฟฟ้า แรงดัน 13 โวลต์ เหนี่ยวนำทำให้เกิดคลื่นความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ เป็นเวลา 10 วินาที อุณหภูมิ 55 - 65 องศาเซลเซียส ผลการทดลองพบว่าเกิดการกระจายตัวของความร้อนบริเวณกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมหมูอันเนื่องมาจากคลื่นความถี่วิทยุ ส่งผลให้เกิดการขยายตัวของหลอดลมจาก 9.5 เป็น 10.5 มิลลิเมตร

บทที่ 5

สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลงานวิจัย

การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ มาทำการสร้างแบบจำลองเป็นอีกวิธีการหนึ่งที่จะช่วยให้เราสามารถวางแผนการทดลองได้ถูกต้อง ทำให้ประหยัดเวลาเมื่อต้องทดลองในไขขาวและหลอดลมหนู ในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการจำลองการกระจายตัวของความร้อนที่หลอดลมด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ และนำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ไปทำโพรบ เพื่อทดลองแบบ *in vitro*

ในการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ มีการกำหนดเงื่อนไขในการจำลองการทำงานโดยกำหนดอุณหภูมิอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส ควบคุมแรงดันที่ 13 โวลต์ และเวลาที่ใช้ในการบำบัดประมาณ 10 วินาที ซึ่งการจำลองทำงานนี้เป็นการศึกษาการกระจายตัวของความร้อน ความหนาแน่นกระแสไฟฟ้า และสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โปรแกรม SolidWorks สร้างแบบจำลองของโพรบและหลอดลม จากนั้นนำแบบจำลองของโพรบและหลอดลมที่สร้างขึ้นไปใส่ในโปรแกรม COMSOL Multiphysics version 3.5 a ทำการวิเคราะห์ด้วยสมการความร้อนทางชีววิทยา และสมการนาเวียร์-สโตกส์

เป้าหมายของการขยายหลอดลมของผู้ป่วยโรคหืดชนิดรุนแรงมาก คือ การให้ความร้อนบริเวณรอบผนังหลอดลมประมาณ 55 - 65 องศาเซลเซียส เป็นเวลา 10 วินาที ซึ่งในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ มีข้อจำกัดในเรื่องเนื้อเยื่อของหลอดลมที่มีความยืดหยุ่น ตัวโปรแกรมวิเคราะห์ไม่สามารถที่จะกำหนดสภาวะการไหลของอากาศให้สมจริงได้ทั้งหมด และแบบจำลองหลอดลมที่ใช้ในการวิเคราะห์มีโครงสร้างไม่ซับซ้อนเหมือนหลอดลมจริง

ผลการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ แสดงให้เห็นว่าจะเกิดความร้อนบริเวณแอกทีฟอิเล็กโทรดที่ทำการออกแบบมาเท่านั้น โดยการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นจะเกิดขึ้นบริเวณรอบแอกทีฟอิเล็กโทรด เนื่องจากการไหลของกระแสสุกราวด์มีการกระจายที่สม่ำเสมอ เพราะทำการออกแบบระยะห่างของกราวด์กับแอกทีฟอิเล็กโทรดที่เท่ากัน จึงทำให้เกิดการกระจายที่สม่ำเสมอ ซึ่งแบบ 4

แอกทีฟอิเล็กโทรดมีปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนบริเวณผนังหลอดลมมากกว่าแบบ 2 และ 3 แอกทีฟอิเล็กโทรด ดังนั้นผู้วิจัยจึงสร้างโพรบแบบ 4 แอกทีฟอิเล็กโทรด มาใช้ในการทดลองแบบ *in vitro*

ส่วนความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่ออกจากโพรบขณะบำบัดโรคหืดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ผลการจำลองการทำงานโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่ากระแสมีการกระจายออกรอบๆ แอกทีฟอิเล็กโทรดทุกๆ ทิศทางเป็นแบบสมมาตร และการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบ ผลการจำลองการทำงานโดยพบว่าสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ แอกทีฟอิเล็กโทรดทุกๆ ทิศทางเป็นแบบสมมาตร

การทดลองในไขขาว เมื่อนำโพรบที่ทำการออกแบบไปทดลองในไขขาว ปล່อยกระแสไฟฟ้า แรงดัน 13 โวลต์ เหนี่ยวนาทำให้เกิดคลื่นความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ เป็นเวลา 10 วินาที ผลการทดลองพบว่าไขขาวจะมีการเปลี่ยนแปลงจากของเหลวเป็นของแข็งรอบๆ แอกทีฟอิเล็กโทรดที่สามารถนำไปเปรียบเทียบกับผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติได้

การทดลองในหลอดลมหมู เมื่อนำโพรบที่ทำการออกแบบไปทดลองในหลอดลม (Bronchi) ของหมู ปล່อยกระแสไฟฟ้า แรงดัน 13 โวลต์ เหนี่ยวนาทำให้เกิดคลื่นความถี่ 380 กิโลเฮิร์ตซ์ เป็นเวลา 10 วินาที อุณหภูมิ 55 - 65 องศาเซลเซียส ผลการทดลองพบว่าเกิดการกระจายตัวของความร้อนบริเวณกล้ามเนื้อเรียบหลอดลมหมูอันเนื่องมาจากคลื่นความถี่วิทยุ ส่งผลให้เกิดการขยายตัวของหลอดลม

5.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป

จากการจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ได้พิจารณาและวิเคราะห์การกระจายตัวของความร้อนของโพรบ 3 รูปแบบ ซึ่งโพรบแต่ละรูปแบบมีการกระจายความร้อนที่แตกต่างกัน ซึ่งหากออกแบบโพรบให้มีจำนวนแอกทีฟอิเล็กโทรดมากขึ้น ก็จะมีการกระจายตัวของความร้อนที่มากขึ้น และอาจใช้เวลาในการบำบัดที่สั้นลง นอกจากนี้การสร้างแบบจำลองการขยายหลอดลมของผู้ป่วยโรคหืดชนิดรุนแรงมากด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ยังเป็นวิธีการที่มีประโยชน์เป็นอย่างมาก เพราะสามารถใช้เป็นแนวทางการออกแบบเครื่องมือหรืออุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองกับเนื้อเยื่อจริง ทำให้ประหยัดค่าใช้จ่ายในการทดลองและสามารถออกแบบการทดลองในส่วนที่เราไม่สามารถทำจริงได้ นอกจากนี้ยังเป็นแนวทางในการบำบัดหรือรักษาผู้ป่วยที่มีอาการหลอดลมตีบ โดยวิธีการขยายทางเดินของหลอดลมที่ตีบตันด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ทำให้ผนังหลอดลมมีการขยายตัวหรือเป็นแนวทางในการรักษาโรคปอดอุดกั้นเรื้อรัง (COPD) และเป็นแนวทางในการใช้คลื่นความถี่วิทยุขยายหลอดลมของผู้ป่วยโรคหืดชนิดรุนแรงต่อไปในอนาคต

เอกสารอ้างอิง

- [1] Chen A. “Bronchial Thermoplasty for Asthma.” *Pak. J. Chest Med.*, vol. 18, no. 1, 2012. pp. 58-64.
- [2] ทวีพร ยิ้มอ่อน. “รูปแบบการดูแลและป้องกันอาการหอบหืดเฉียบพลันแบบมีส่วนร่วมในผู้ป่วยโรคหอบหืด.” วิทยานิพนธ์บริหารธุรกิจมหาบัณฑิต สาขาการจัดการสาธารณสุข บัณฑิตวิทยาลัย, มหาวิทยาลัยบูรพา. 2553.
- [3] อรพรรณ โพนกุล. “BT (Bronchial Thermoplasty) นวัตกรรมใหม่ของการรักษาโรคหอบหืด.” *Medical Focus Academic and Recreation Magazine*, ปีที่ 4, ฉบับที่ 39, มีนาคม 2555. หน้า 8-10
- [4] Liu Y., Wang C., Zhao R., Wan D., Xie H., Jin G., Wang J., Lin L., Liu Q. and Bai R. “Incidence and clinical characteristics of postcardiac injury syndrome complicating cardiac perforation caused by radiofrequency catheter ablation for cardiac arrhythmias.” *International Journal of Cardiology*, vol. 168, 2013. pp. 3224-3229.
- [5] Noguchi M., Motoyoshi A., Earashi M. and Fujii H. “Long-term outcome of breast cancer patients treated with radiofrequency ablation.” *EJSO.*, vol. 38, 2012. pp. 1036-1042.
- [6] Kermadec H., Blumen M., Engalenc D., Vezina J. and Chabolle F. “Radiofrequency of the soft palate for sleep-disordered breathing : A 6-year follow-up study.” *European Annals of Otorhinolaryngology*, vol. 131, 2014. pp. 27-31.
- [7] Lencioni R., and Crocetti L. “Radiofrequency Ablation of Liver Cancer.” *Tech Vasc Interventional Rad.*, vol. 10, 2007. pp. 38-46.
- [8] Modesto A., Giron J., Massabeau C., Sans N., Berjaud J. and Mazieres J. “Radiofrequency Ablation for non-small-cell lung cancer in a single-lung patient : Case report and review of the literature.” *Lung Cancer*, vol. 80, 2013. pp. 341-343.
- [9] Boon R., Akkersdijk G.J.M. and Nio D. “Percutaneous treatment of varicose veins varicose veins with bipolar radiofrequency ablation.” *European Journal of Radiology*, vol. 75, 2010. pp. 43-47.
- [10] Gildea T. R., Khatri S. B., and Castro M. “Bronchial thermoplasty : A new treatment for severe refractory asthma.” *Cleve. Clin. J. Med.*, vol.78, 2011. pp. 477-485.

- [11] Danek C. J., Lombard C. M., Dungworth D. L., Cox P. G., Miller J. D., Biggs M. J., Keast T. M., Loomas B. E., Wizeman W. J., Hogg J. C., and Leff A. R. "Reduction in airway hyperresponsiveness to methacholine by the application of RF energy in dogs." *J. Appl. Phys.*, vol. 97, 2004. pp. 1946-1953.
- [12] Jarrard J., Wizeman B., Brown R. H., and Mitzner W. "A theoretical model of the application of RF energy to the airway wall and its experimental validation." [Online]. Available : <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/9/1/81>. 2010.
- [13] Johari N.H., Helmi N.H.N., and Osman K. "Comparison of simplified and actual model of trachea and main bronchi in airflow simulation," *CSSR*, pp. 172-177, 2010.
- [14] ผาสุก มหรรฆานุเคราะห์. *ตำรากายวิภาคศาสตร์ทั่วไป*. เชียงใหม่ : พิมพ์นานา. 2555.
- [15] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. "2555 Lecture note respiratory physiology." [Online]. Available : <http://physiology.md.chula.ac.th/index.php/downloads/category/2-2556?...%E2%80%8E>. 2555.
- [16] คณาจารย์ภาควิชาสรีรวิทยา ศิริราชพยาบาล. *สรีรวิทยา 2*. กรุงเทพมหานคร : ภาควิชาสรีรวิทยา คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล. 2551.
- [17] เสียงชัย ลี้มล่อมวงศ์. *ปอดและการหายใจ*. กรุงเทพมหานคร : ไทยวัฒนาพานิช. 2545.
- [18] Nair S. "Human Respiratory System Function." [Online]. Available : <http://www.buzzle.com/articles/human-respiratory-system-functions.html>. 2013.
- [19] Darquenne C. "Numerical and experimental investigation of aerosol transport and deposition in the human lung." Ph.D. Thesis of University of Libre Bruxelles. 1995.
- [20] นิธิพัฒน์ เจียรกุล. *ตำราโรคระบบหายใจ*. กรุงเทพมหานคร : ภาพพิมพ์. 2550.
- [21] Global Initiative for Asthma. "Pocket Guide for Asthma Management and Prevention." [Online]. Available : www.ginaasthma.org/local/uploads/files/GINA_Pocket_2013_May15.pdf. 2012.

- [22] Masoli M., Fabian D., Holt S., and Beasley R. "The global burden of asthma : executive summary of the GINA Dissemination Committee Report." **Blackwell Munksgard Allergy**, vol. 59, 2004. pp. 469-478.
- [23] วันวิสา เสถียรพันธ์. "กรณีศึกษาประสิทธิภาพการดูแลโรคหืดในเด็ก." [Online]. Available : <http://hpc11.go.th/information/7.1/3.9/38.pdf>. 2554.
- [24] ไพบุลย์ พานิชการ. **โรคหืด**. กรุงเทพมหานคร : พิชฌเนศ. 2526.
- [25] สุมาลี เกียรติบุศรี. **อุรเวชช์2003**. กรุงเทพมหานคร : ภาพพิมพ์. 2546.
- [26] กิตติพงศ์ มณีโชติสุวรรณ. **โรคหืด : อิมมูโนวิทยาโมเลกุลและการรักษาด้วยยา**. กรุงเทพมหานคร : เอ็นพีเพรส. 2554.
- [27] Noseworthy M. "Alberta Health Services The Canadian Toracic Society 2012 guideline." [Online]. Available : www.bcrt.ca. 2013.
- [28] วัชรนา บุญสวัสดิ์. **การพัฒนาระบบการดูแลโรคหืด เครือข่ายหน่วยบริการปฐมภูมิระดับอำเภอ (CUP) และโรงพยาบาลส่งเสริมสุขภาพตำบล**. กรุงเทพมหานคร : บุเลติน. 2554.
- [29] งานเภสัชสนเทศ กลุ่มงานเภสัชกรรม โรงพยาบาลมหาราช จังหวัดนครศรีธรรมราช. "แผนภาพประกอบการให้ความรู้แก่ผู้ป่วยโรคหอบหืด." [Online]. Available : <http://www.mnst.go.th/dicpharmacy/INFORMATION/PDF%20asthma.pdf>.
- [30] ชัญชนา ตั้งวงศ์ศานต์. "การผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ." [Online]. Available : www.doctor.or.th/Clinic/detail/7355. 2550.
- [31] Lindsay E. DoHarris. "Effect of Extreme Temperature on Airway Smooth Muscle Cell Death." M.Sc. Thesis of McMaster University. 2011.
- [32] Haemmerich D. "Biophysics of Radiofrequency Ablation." [Online]. Available : <http://academicdepartments.musc.edu/ablation/pubs/Haemmerich-CritRevBME-BiophysicsofRFablation.pdf>. 2010.
- [33] Tungjitkusolmun S. "Finite Element Modeling of Radio-Frequency Cardiac and Hepatic Ablation." Ph.D. Thesis of University of Wisconsin-Madison. 2000.
- [34] Berjano E.J., Romero R., Franco W., "Radiofrequency Based Hyperthermia Therapy : A Centennial Technique Serving Modern Surgey." **SOMIB.**, vol. XXXI, no. 2, 2010. pp. 142-153.

- [35] Beck M. “**New Surgery to Treat Asthma.**” [Online]. Available : <http://online.wsj.com/news/articles/SB10001424052748704865104575588262923189320>. 2010.
- [36] Vanderbilt University Medical Center. “**Vanderbilt Offers New Therapy to Help Asthma Patients Breathe Easier.**” [Online]. Available : <http://www.newswise.com/articles/vanderbilt-offers-new-therapy-to-help-asthma-patients-breathe-easier>. 2012.
- [37] Ravenscroft N. “**UK doctors begin pioneering asthma treatment.**” [Online]. Available : <http://www.bbc.co.uk/news/uk-13690102>. 2011.
- [38] Phasukkit P., Tungjitkusolmun S., and Sangworasil M., “Finite Element Analysis and invitro Experiments of Placement Configurations Using Triple Antennas in Microwave Hepatic Ablation.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, TBME-00164, 2009. pp. 1-9.
- [39] Tungjitkusolmun S., Staelin S. T., Haemmerich D., Tsai J. Z., Webster J. G., Lee F. T., Mahvi D. M., and Vorperian V. R. “Three-Dimensional Finite-Element Analyses for Radio-Frequency Hepatic Tumor Ablation.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 49, no.1, 2002. pp. 3-9.
- [40] Haemmerich D., Staelin S. T., Tungjitkusolmun S., Lee F. T., Mahvi D. M., and Webster J. G. “Hepatic Bipolar Radio-Frequency Ablation Between Separated Multiprong Electrodes.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 48, no.10, 2001. pp. 1145-1152.
- [41] Tungjitkusolmun S., Woo E. J., Tsai J. Z., Vorperian V. R., and Webster J. G. “Finite Element Analyses of Uniform Current Density Electrodes for Radio-Frequency Cardiac Ablation.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 47, No.1, 2001. pp. 32-40.
- [42] ปราโมทย์ เดชะอำไพ. **ระเบียบวิธีเพื่อการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อการคำนวณพลศาสตร์ของไหล.** กรุงเทพมหานคร : จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 2545.
- [43] อัครพงศ์ วงศ์พัฒน์. “แบบจำลองการไหลใน 2 มิติของของไหลแบบมีความหนืดที่ไม่อัดตัว.” **วิทยาศาสตร์ มข.**, ปีที่ 37, ฉบับที่ 4, 2552, หน้า 482-494

- [44] อภินันท์ กาธรรมา. “การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการกระจายอุณหภูมิในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2550.
- [45] อาเขต บุญทาราม. “การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับการศึกษาการทำลายเซลล์มะเร็งในระดับแบบโมโนโพลาร์และไบโพลาร์ช่วงคลื่นความถี่วิทยุ.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2548.
- [46] ปราโมทย์ เดชะอำไพ. ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม. กรุงเทพมหานคร : จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 2555.
- [47] ปราโมทย์ เดชะอำไพ, สุทธิศักดิ์ พงศ์ธนาพานิช. ไฟไนต์เอลิเมนต์อย่างง่ายพร้อมซอฟต์แวร์. กรุงเทพมหานคร : จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 2548.
- [48] สุรสิทธิ์ ปิยะศิลป์. “การประยุกต์ใช้งานของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในวิศวกรรมการแพทย์.” วารสารศูนย์วิชาการ, ปีที่ 11, ฉบับที่ 1, มกราคม-มีนาคม 2546. หน้า 55-57
- [49] ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ. “การออกแบบและวิเคราะห์สายอากาศสำหรับทำลายเซลล์มะเร็งระดับเฉพาะจุดด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2552.
- [50] Boston Scientific Corporation. “The Alair™ System.” [Online]. Available : <http://www.btforasthma.com/physician-resources/the-alair-system>. 2014.
- [51] Momen M., Wahidi and Kraft M. “Bronchial Thermoplasty for Severe Asthma.” *Am J Respir Crit Care Med*, vol. 185, 2012. pp. 709-714.
- [52] King G., Muller N. and Pare P. “Evaluation of Airways in Obstructive Pulmonary Disease Using High-Resolution Computed Tomography.” *Am J Respir Crit Care Med*, vol. 159, 1999. pp. 992-1004.
- [53] Haley K., Sunday M., Wiggs B., Kozakewich H., Reilly J., Mentzer S., Sugarbaker D., Doerschuk C. and Drazen J. “Inflammatory Cell Distribution within and along Asthmatic Airways.” *Am J Respir Crit Care Med*, vol. 158, 1998. pp. 565-572.

ภาคผนวก ก.

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

Punnipa Ruxsapong, Pattarapong Phasukkit, Supan Tungjitkusolmun, Somkiat Prasantamrongsiri, Arthorn Sanpanich. " Airflow Analysis of Radiofrequency Ablation for Asthma Therapy by using 3D Finite Element Method." The 2013 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2013), October 23-25, 2013, Krabi, Thailand.

Airflow Analysis of Radiofrequency Ablation for Asthma Therapy by using 3D Finite Element Method

P. Ruksapong¹, P. Phasukkit^{1*}, S. Tungjikusolmun¹, S. Prasantamrongsiri¹, and A. Sanpanich²

¹Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand.

²Institute of Molecular Biosciences, Mahidol University, NakhonPathom, Thailand.

* kppattar@kmitl.ac.th

Abstract—There search aimed to present airflow analysis of radiofrequency ablation for asthma therapy by using three-dimensional finite element method. We study a solution for asthma therapy by using radiofrequency ablation method. Airflow is main factor for asthma therapy. Asthma patients have shortness of breath, coughing, wheezing, and chest tightness that influence a daily life of patients. All symptoms cause to die, especially in severe symptom patients. Asthma therapy by using radiofrequency ablation is a new alternative maneuver to the patient and hopefully may extend his lifetime, reduce using of medicines in asthma treatment and also save money on medical care. The simulation results obtained from our three-dimensional finite element method show airflow that will directly affect the temperature distribution by using radiofrequency ablation technique. These simulation results also guide us to develop an advance asthma treatment in the future.

Keywords—Radiofrequency Ablation, Asthma Therapy, Finite Element Method, Temperature, Airflow.

I. INTRODUCTION

Asthma is a chronic airway inflammation, with over 300 million people in worldwide who suffer from disease [1]. Asthma symptom is shortness of breath, coughing, wheezing, and chest tightness. All symptoms cause to die, especially in severe symptom patients. Therapy method based on severity of disease. Medical therapies cannot reduce a permanent narrowing of airway smooth muscle dimension in an airway wall. The persistent airflow can be difficult to control with medical therapies. We study solution to treat asthma by using radiofrequency ablation method because this method can reduce airway smooth muscle dimension. Patients who cured by this technique are supposed to have a fewer shortness of breath symptoms, and taking medicine in low-dose.

Previously, studies on radiofrequency ablation for asthma therapy. By the year 2004, Danek et al, [2-3] studied in non-asthmatic dogs. Treatments applied RF energy at 65 °C or 75 °C delivered to airway wall in lung. After therapy, airway hyperresponsiveness decreased significantly. Treatments effect persisted 3 years. Jarrard et al, [4] studied electro-thermal finite element analysis model in 2010. Catheter electrodes were designed as D-shaped wires. Model was designed to simulate the delivery of temperature controlled RF energy to airway wall.

Recently, the airflow simulations in airways have been based on dimension of airway. Johari et al, [5] define the accuracy of simplified models versus actual human airways. Simplified model depends on regions with complex geometry. Salleh et al,[6]studied effect of stenosis to the airflow pattern in the trachea and main bronchi. Press drop is one effect of healthy model.

In this paper, we argue that radiofrequency ablation for asthma therapy. Radiofrequency delivers 380 kHz. RF probe temperature is controlled to 65-70°C at 22 volt for 10 seconds[3]. Velocity is equal to 0.066 m/s.

II. METHOD

A. Structure of RF Probe and Airway Model

The structure of RF probe is designed basing on a tractable electrode. Electrodes are intently designed similar to an ellipse shape. This RF probe control heat to airway wall. Zone of active tissue heating from RF probe is limited to a few millimeters surrounding this active electrode, with the remainder of the ablation zone is supposed to be heated via a thermal convection [7].

Airway is simply designed as a human smooth muscle airway in lung in which a phenomenon of muscle spasm due to an asthma symptom frequently existing. The airway model consists of lumen part, airway wall and parenchyma [4]. Fig. 1 and Fig. 2 display structure of RF probe and an airway model in this research. Material at the tractable wire part is stainless steel. Dimensions of structure of RF probe are shown in table I.

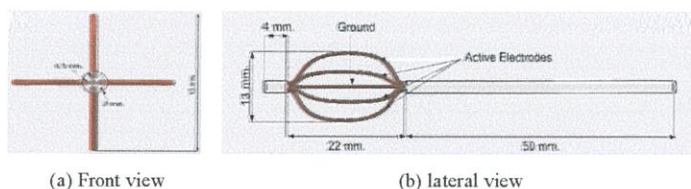


Figure 1. Structure of RF probe.

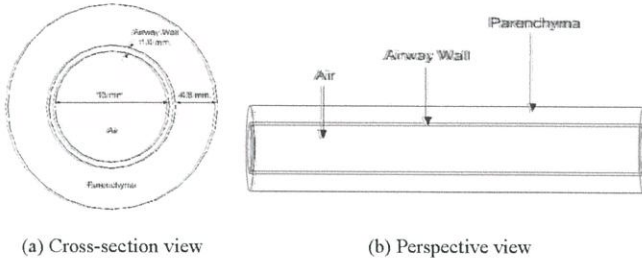


Figure 2. Airway model.

TABLE I. DIMENSIONS OF STRUCTURE OF RF PROBE

Component	Dimensions (mm.)
Diameter of electrode	0.5
Diameter of catheter	2.0
Width of electrode	13
Length of electrode	22.0
Overall length of RF probe	76.0

B. Bio-heat Equation

Joule heating arises when an electric current passes through a conductor. Electromagnetic energy is converted into heat. The heating of tissue during RF ablation is governed by the bio-heat equation in (1) and convective term in (2):

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot kT + J \cdot E - h_{bl}(T - T_{bl}) - Q_m \quad (1)$$

$$h_{bl} = \rho_{bl} c_{bl} \omega_{bl} \quad (2)$$

Where

- ρ = Density of tissue [kg/m^3];
- c = Specific heat of tissue [$J/kg \cdot K$];
- k = Thermal conductivity of tissue [$W/m \cdot K$];
- J = Current density [A/m^2];
- E = Electric field intensity [V/m];
- T_{bl} = Temperature of blood;
- ρ_{bl} = Density of blood [kg/m^3];
- h_{bl} = Convective heat transfer coefficient accounting for the blood perfusion;

Q_m = Energy generated by metabolic processes and was neglected since it is small compared with the other terms.

In the Pennes model described in the bioheat equation, the energy exchange between blood and tissue is modeled as a nondirectional heat source. One major assumption is that the heat transfer related to perfusion between tissue and blood occurs in the capillary bed, which turned out not to be fully correct. The main thermal equilibrium process takes place in the precapillary or postcapillary vessels. Nevertheless, the Pennes model describes blood perfusion with acceptable accuracy, if no large vessels are nearby [8-10]. The blood perfusion in airway wall (smooth muscle) used in the FEM was $\omega_{bl} = 0.6 \times 10^{-3} s^{-1}$ [4].

We can compute the electric field intensity by solving the Laplace equation is shown in (3)

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad (3)$$

and the current density can be computed from (4)

$$J = \sigma E = -\sigma \nabla V \quad (4)$$

where

- V = potential distribution;
- σ = electrical conductivity [S/m].

Then, (1) is solved for the temperature distribution. The temperature dependence of tissue electrical conductivity is incorporated in the model and required that the equations be coupled [4].

Electrical properties are specified at body temperature. Thermal properties of tissues are modified from animals [4]. We apply trachea properties for airway wall due to a similarity structure and property. Material properties used in FE models are shown in table II .

TABLE II. MATERIAL PROPERTIES USED IN FE MODELS

Material	Conductivity (σ) [S/m]	Thermal conductivity (k) [$W/m \cdot K$]	Specific heat (c) [$J/kg \cdot K$]	Density (ρ) [kg/m^3]
Air	0.01	0.030	1009	0.995
Airway wall	0.359	0.5	3000	1500
Blood	0.748	0.52	4176	1060
Parenchyma	0.15	0.451	1643	199
Stainless Steel	1.39×10^6	16.2	500	8030

C. Navier-Stokes and Energy Transport Equation

The model uses chemical engineering module to simulate the problem: weakly compressible Navier-Stokes equations and an energy transport equation with both convection and conduction. The weakly compressible Navier-Stokes equations can be used to simulate variable density flows; see equation (5):

$$\rho(u \cdot \nabla)u = \nabla \cdot \left[-pI + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T) - \left(\frac{2\eta}{3}\right)(\nabla \cdot u)I \right] + \rho g \quad (5)$$

and the energy transport equation with both convection and conduction can be computed from (6)

$$\rho C_p u \cdot \nabla T - \nabla \cdot (k \nabla T) = 0 \quad (6)$$

Where

$$\begin{aligned} u &= \text{Velocity [m/s]}; \\ p &= \text{Pressure [Pa]}; \\ \eta &= \text{Viscosity [kg/(m \cdot s)]}; \\ C_p &= \text{Heat capacity [J/(kg \cdot K)]}. \end{aligned}$$

Airflow parameters are shown in table III [5].

TABLE III. AIRFLOW PARAMETERS

Parameter	Airflow
Velocity [m/s]	0.066
Pressure [Pa]	101,325
Density [kg/m ³]	1.225
Viscosity[kg/ms ⁻¹]	1.7894×10^{-5}

D. Finite Element method

In this paper, we apply a finite element method of COMSOL Multiphysics program to simulation the radiofrequency ablation in our asthma therapy. Airway model and RF probe are designed firstly by using a general CAD program then imported into the COMSOL solver. RF module, electromagnetics module and chemical engineering module was selected as a radiofrequency thermal ablation. All physics parameter and boundary condition was precisely defined. Number of meshing element is 248,864 at fine Meshing. Fig. 3 shows meshing refinement respectively. This simulation was implement on Intel Core-i7 3.5 GHz and 16 GB RAM on Window platform.

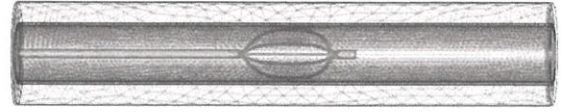


Figure 4. Meshing refinement.

III. RESULTS

From the figures it may be shown that the simulation results of radiofrequency ablation for asthma therapy by using three-dimensional finite element method. Radiofrequency is controlled to 380 kHz for 10 seconds. Velocity is equal to 0.066m/s. After RF probe operate for 10 seconds, temperature surrounding the active electrode equal to 65-70°C. The airflow will directly affect the temperature distribution. Dilation of an airway wall results in an increasing airflow and increasing temperature distribution during receiving the thermal energy. Models illustrate an increasing of temperature from an origin temperature 37 °C to 90 °C. At 65-70 °C, these temperatures are suitable for asthma therapy because these temperatures cannot destroy cell surrounding the airway smooth muscle and proteins including actin and DNA.

IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

In conclusion, radiofrequency ablation for asthma therapy by using three-dimensional finite element method clearly demonstrates that RF probe control heat that radiate to an airway wall. Airway smooth muscle in airway wall is heated then its thickness becomes narrow cause an airway lumen bigger. Radiofrequency is controlled to 380 kHz at 65-70°C for 10 seconds. Velocity is equal to 0.066 m/s. After receiving the thermal energy, airway wall is dilate dimension. Thus, asthma therapy by using radiofrequency ablation is a new alternative maneuver to the patient and hopefully may extend his lifetime, reduce using of medicines in asthma treatment, save money on medical care, and also guide us to develop an asthma treatment in the future. We plan to apply our treatment system to use with lung cancer, chronic obstructive pulmonary disease, and lung disease in the future.

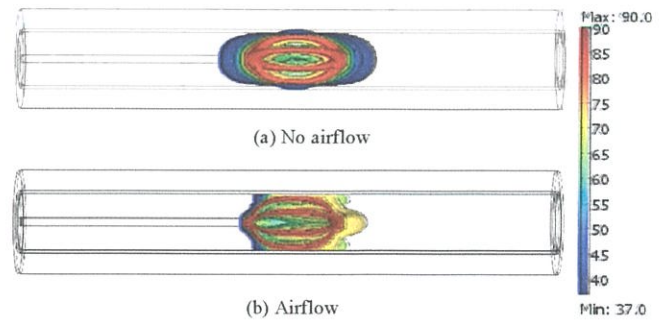


Figure 5. Temperature distribution.

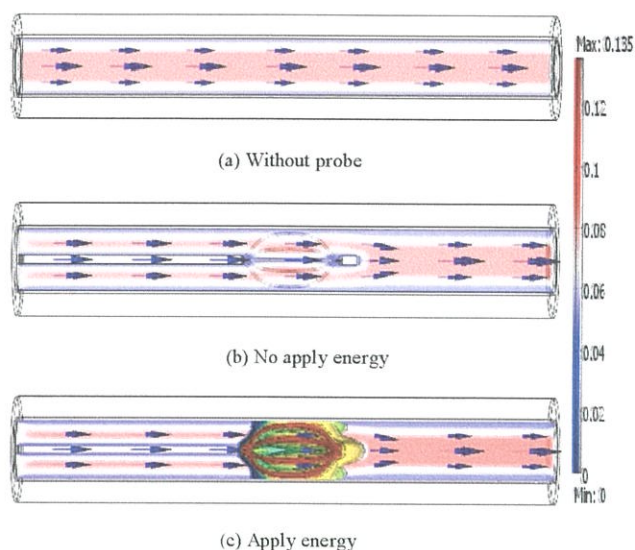


Figure 6. Airflow.

REFERENCES

- [1] A. Chen, "Bronchial Thermoplasty for Asthma," *Pak. J. Chest Med.*, vol. 18, pp. 58-64, 2012.
- [2] T. R. Gildea, S. B. Khatri, and M. Castro, "Bronchial thermoplasty: A new treatment for severe refractory asthma," *Cleve. Clin. J. Med.*, vol. 78, pp. 477-485, 2011.
- [3] C. J. Danck, C. M. Lombard, D. L. Dungworth, P. G. Cox, J. D. Miller, M. J. Biggs, T. M. Keast, B. E. Loomas, W. J. Wizeman, J. C. Hogg, and A. R. Leff, "Reduction in airway hyperresponsiveness to methacholine by the application of RF energy in dogs," *J. Appl. Phys.*, vol. 97, pp. 1946-1953, 2004.
- [4] J. Jarrard, B. Wizeman, R. H. Brown, and W. Mitzner, "A theoretical model of the application of RF energy to the airway wall and its experimental validation," [Online]. Available: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/9/1/81>.
- [5] N.H. Johari, N.H.N. Helmi, and K.Osman, "Comparison of simplified and actual model of trachea and main bronchi in airflow simulation," *CSSR*, pp. 172-177, 2010.
- [6] Z.M. Salleh, N.H. Johari, K.Osman, J. Haron, and M.Rafiq, "Simulation of stenosis effect on airflow pattern in trachea and main bronchi," *CSSR*, pp. 341-346, 2010.
- [7] P. Phasukkit, S. Tungjitkusolmun, and M. Sangworasil, "Finite Element Analysis and in vitro Experiments of Placement Configurations Using Triple Antennas in Microwave Hepatic Ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, TBME-00164, pp. 1-9, 2009.
- [8] S. Tungjitkusolmun, S. T. Staelin, D. Haemmerich, J. Z. Tsai, J. G. Webster, F. T. Lee, D. M. Mahvi, and V. R. Vorperian, "Three-Dimensional Finite-Element Analyses for Radio-Frequency Hepatic Tumor Ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, No.1, pp. 3-9, 2002.
- [9] D. Haemmerich, S. T. Staelin, S. Tungjitkusolmun, F. T. Lee, D. M. Mahvi, and J. G. Webster, "Hepatic Bipolar Radio-Frequency Ablation Between Separated Multiprong Electrodes," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, No.10, pp. 1145-1152, 2001.
- [10] S. Tungjitkusolmun, E. J. Woo, J. Z. Tsai, V. R. Vorperian, and J. G. Webster, "Finite Element Analyses of Uniform Current Density Electrodes for Radio-Frequency Cardiac Ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, No.1, pp. 32-40, 2001.

ภาคผนวก ข.

การใช้งานโปรแกรม COMSOL Multiphysics ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

การใช้งานโปรแกรม COMSOL Multiphysics ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์

ในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics Version 3.5a ในการวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์ของแบบจำลอง โดยกำหนดสมการ กำหนดเงื่อนไขต่างๆ ในระบบ การวิเคราะห์ และการพิจารณาผลการจำลอง ซึ่งมีลำดับและขั้นตอนการใช้งานโปรแกรม ดังนี้

1. การสร้างแบบจำลองด้วย COMSOL

ขั้นที่ 1 เปิดโปรแกรมจะปรากฏหน้าต่าง Model Navigator ในช่อง Space dimension ให้เลือก 3D

ขั้นที่ 2 ในช่องรายการของ Application Modes เลือก COMSOL Multiphysics>Electro magnetics>Conductive Media DC

ขั้นที่ 3 คลิกปุ่ม "Multiphysics" และคลิกปุ่ม "Add"

ขั้นที่ 4 ในช่องรายการของ Application Modes เลือก Heat Transfer Module>General Heat Transfer>Transient analysis ซึ่งเป็นการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับเวลา

ขั้นที่ 5 คลิกปุ่ม "Add"

ขั้นที่ 6 ในช่องรายการของ Application Modes เลือก COMSOL Multiphysics>Chemical Engineering Module>Momentum Transport>Laminar Flow>Incompressible Navier-Stokes >Transient analysis

ขั้นที่ 7 คลิกปุ่ม "Add" แล้วคลิกปุ่ม "OK"

2. การตั้งค่าการทำงาน

แถบเมนู "File" เลือก SolidWorks Connection>Initialize เพื่อนำแบบจำลองที่วาดในโปรแกรม SolidWorks มาใช้

2.1 สมการ Conductive Media DC

ขั้นที่ 1 แถบเมนู " Multiphysics " เลือก Conductive Media DC

ขั้นที่ 2 แถบเมนู " Physics " เลือก Subdomain Settings

ขั้นที่ 3 เลือกโดเมนย่อย ใส่ค่า Electric conductivity จากตารางที่ 3.1 ซึ่งอยู่ในบทที่ 3 แล้วกด OK

ขั้นที่ 4 แถบเมนู " Physics " เลือก Boundary Settings

ขั้นที่ 5 เลือกโดเมนย่อย เพื่อกำหนด Boundary Condition ซึ่งมี 3 เงื่อนไข คือ เงื่อนไข Electric Potential ให้ใส่ค่า 13 V ในโดเมนย่อยที่เป็น Active Electrodes เงื่อนไข Ground

ให้เลือกโดเมนนอกสุดและส่วนที่มีศักย์ไฟฟ้าเป็นศูนย์ และเงื่อนไข Continuity ให้เลือกใช้กับโดเมนย่อยที่เหลือทั้งหมด แล้วกด OK

2.2 สมการ General Heat Transfer

ขั้นที่ 1 แถบเมนู " Multiphysics " เลือก General Heat Transfer

ขั้นที่ 2 แถบเมนู " Physics " เลือก Subdomain Settings

ขั้นที่ 3 เลือกโดเมนย่อย 1, 2 และ 3 ซึ่งเป็นส่วนของเนื้อเยื่อ ผนังหลอดเลือด และอากาศ แล้วเลือก Active in this domain

ขั้นที่ 4 ใส่ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของโดเมนย่อย 1, 2 และ 3 จากตารางที่ 3.1 ซึ่งอยู่ในบทที่ 3 ในส่วน "General"

ขั้นที่ 5 ในส่วน "Convection" ของโดเมนย่อย 3 (อากาศ) กดเลือก Enable Convective heat transfer กำหนด Matter State เป็น User defined จากนั้นใส่ค่า Velocity field เป็น u, v และ w ตามลำดับ และใส่ค่า Absolute pressure เป็น $101325 \text{ [Pa]}+p$

ขั้นที่ 6 ในส่วน "Init" ของโดเมนย่อย 1, 2 และ 3 ใส่ค่า Temperature เป็น 310.15 K แล้วกด OK

ขั้นที่ 7 แถบเมนู " Physics " เลือก Boundary Settings

ขั้นที่ 8 เลือกโดเมนย่อย เพื่อกำหนด Boundary Condition

ขั้นที่ 9 เลือกโดเมนย่อยที่เป็นทางเข้าของอากาศ กำหนด Boundary Condition เป็น Heat flux ใส่ค่า External temperature เป็น 310.15 K และเลือกโดเมนย่อยที่เป็นทางออกของอากาศ กำหนด Boundary Condition เป็น Convective flux แล้วกด OK

2.3 สมการ Incompressible Navier-Stokes

ขั้นที่ 1 แถบเมนู " Multiphysics " เลือก Incompressible Navier-Stokes

ขั้นที่ 2 แถบเมนู " Physics " เลือก Subdomain Settings

ขั้นที่ 3 เลือกโดเมนย่อย 3 (อากาศ) แล้วเลือก Active in this domain

ขั้นที่ 4 ใส่ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของโดเมนย่อย 3 จากตารางที่ 3.2 ซึ่งอยู่ในบทที่ 3 ในส่วน "Physics"

ขั้นที่ 5 ในส่วน "Init" ของโดเมนย่อย 3 ใส่ค่า Pressure เป็น 101325 Pa แล้วกด OK

ขั้นที่ 7 แถบเมนู " Physics " เลือก Boundary Settings

ขั้นที่ 8 เลือกโดเมนย่อย เพื่อกำหนด Boundary Condition

ขั้นที่ 9 เลือกโดเมนย่อยที่เป็นทางเข้าของอากาศ กำหนด Boundary type เป็น Inlet แล้วกำหนด Boundary Condition เป็น Velocity ใส่ค่า Normal inflow velocity เป็น 0.06 m/s และเลือกโดเมนย่อยที่เป็นทางออกของอากาศ กำหนด Boundary type เป็น Outlet แล้วกำหนด

Boundary Condition เป็น Pressure, no viscous stress ใส่ค่า Pressure เป็น 101325 Pa แล้วกด OK

3. Mesh Generation

ขั้นที่ 1 แถบเมนู "Mesh" เลือก Free Mesh Parameters

ขั้นที่ 2 ในส่วน "Global" เลือก Finer

ขั้นที่ 3 คลิกปุ่ม Remesh แล้วกด OK

4. Solution

ขั้นที่ 1 แถบเมนู "Solve" เลือก Solver Parameter

ขั้นที่ 2 ในส่วน "General" กำหนด Times เป็น range(0,1,10) จากนั้นกำหนด Linear system solver เป็น GMRES และ Preconditioner เป็น Geometric multigrid

ขั้นที่ 3 กดเลือก Plot white solving แล้วกด OK

ขั้นที่ 4 แถบเมนู "Solve" เลือก Solve Problem

5. Results

5.1 ผลของการกระจายตัวของความร้อน

ขั้นที่ 1 แถบเมนู "Postprocessing" เลือก Plot Parameters

ขั้นที่ 2 เลือก Slice plot กำหนด Predefined quantities เป็น Temperature กำหนด Unit เป็น °C กำหนด Range เป็น Min: 37, Max: 70 และกำหนด z levels เป็น 1 เมื่อต้องการแสดง ผลในระนาบ xy หรือกำหนด x levels เมื่อต้องการแสดงผลในระนาบ yz แล้วกด OK

5.2 ผลของความหนาแน่นกระแสที่ออกจากโพรบ

ขั้นที่ 1 แถบเมนู "Postprocessing" เลือก Plot Parameters

ขั้นที่ 2 เลือก Arrow plot กำหนด Predefined quantities เป็น Total current density แล้วกด OK

5.2 ผลของการกระจายสนามไฟฟ้าที่ออกจากโพรบ

ขั้นที่ 1 แถบเมนู "Postprocessing" เลือก Plot Parameters

ขั้นที่ 2 เลือก Arrow plot กำหนด Predefined quantities เป็น Electric field แล้วกด OK

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นางสาวเบญญาภา รักษาพงศ์
วัน เดือน ปีเกิด 1 กุมภาพันธ์ 2533 ที่กาญจนบุรี
ที่อยู่ 654 ถนนแสงชูโตเหนือ ตำบลท่ามะขาม อำเภอเมือง
จังหวัดกาญจนบุรี 71000 โทร.034-624323
ประวัติการศึกษา 2555 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และ
โทรคมนาคม มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี