

การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับบำบัดเส้นเลือดขอด
โดยใช้คลื่นไมโครเวฟ

FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR VARICOSE VEIN THERAPY
BY USING MICROWAVE ABLATION



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2557

KMITL-2014-EN-M-040-212

การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับบำบัดเส้นเลือดขอด
โดยใช้คลื่นไมโครเวฟ

**FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR VARICOSE VEIN THERAPY
BY USING MICROWAVE ABLATION**



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2557
KMITL-2014-EN-M-040-212

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR VARICOSE VEIN THERAPY
BY USING MICROWAVE ABLATION**



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2014
KMITL-2014-EN-M-040-212**

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้








COPYRIGHT 2014
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับบำบัดเส้นเลือดขอดโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ
Thesis Title Finite Element Analysis for Varicose Vein Therapy by Using Microwave Ablation
นักศึกษา นายพีรวิชญ์ ประสานธำรงศิริ
รหัสประจำตัว 54611022
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2014-EN-M-040-212

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ดร.กิตติพล	ชิตสกุล	
ผศ.ดร.ยุทธนา	คิดใจเดียว	
รศ.เวช	วิเวก	
ดร.บำรุง	พ่วงเกิด	
ดร.ภัทรพงษ์	ผาสุขกิจ	 ภา-น.

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 7 ตุลาคม พ.ศ. 2557 เวลา 09.00-11.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 4

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
วันที่ 7 ตุลาคม พ.ศ. 2557
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวิเคราะห์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับบำบัดเส้นเลือดขอโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ
นักศึกษา	นายพีรวิษณุ ประสานธำรงศิริ
รหัสประจำตัว	54611022
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2557
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ดร. ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อศึกษาความเป็นไปได้ในการรักษาเส้นเลือดขอ โดยใช้ความร้อนจากคลื่นความถี่ย่านไมโครเวฟ เนื่องจากผู้ป่วยที่เป็นโรคเส้นเลือดขออาจจะมีอาการปวดและปวดบวมบริเวณที่มีเส้นเลือดขอเกิดขึ้น หรือส่งผลต่อความสวยงามของร่างกาย ซึ่งปัญหาเหล่านี้ส่งผลต่อการใช้ชีวิตประจำวันของมนุษย์ ผู้วิจัยจึงได้ศึกษาวิธีการบำบัดเส้นเลือดขอโดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ เพราะสามารถบำบัดโรคเส้นเลือดขอได้โดยง่าย

ในงานวิจัยนี้ ได้ออกแบบการจำลองสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดขอ โดยจะแบ่งเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 3 แบบย่อย รวมทั้งหมด 9 รูปแบบ ได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COA 10, 20, 30) สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COAI 10, 20, 30) และสายอากาศแบบสล็อต 1, 2, 3 สล็อต (CSSA, CDSA, CTSA) ซึ่งรูปแบบการจำลองนี้ได้กำหนดการป้อนคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45GHz ใช้กำลังไฟฟ้า 60W เป็นระยะเวลาานาน 10 วินาทีให้กับแบบจำลองของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดขอทั้งหมด ซึ่งการจำลองจะแสดงให้เห็นได้ว่าการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิความร้อนในเส้นเลือดขอที่เวลา 0 ถึง 10 วินาที

การวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในแบบจำลองเส้นเลือดขอของสายอากาศทั้งหมดนี้ประกอบด้วย การกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อน ปริมาตรการกระจายตัวของอุณหภูมิความร้อน ทิศทางการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และการกระจายตัวของอัตราการดูดซับพลังงาน SAR (Specific Absorption Rate) เพื่อเป็นข้อมูลให้แพทย์ใช้ในการวางแผนรักษาผู้ป่วยต่อไป

Thesis	Finite Element Analysis for Varicose Vein Therapy by Using Microwave Ablation
Student	Mr. Peerawit Prasantamrongsiri
Student ID.	54611022
Degree	Master of Engineering
Program	Electronics Engineering
Year	2014
Thesis Advisor	Dr. Pattarapong Phasukkit

ABSTRACT

This thesis presents a method of finite elements. To study the possibility to treat varicose veins by heat from the microwave spectrum. Patients who suffer from varicose veins can be a pain and swollen at area with varicose veins occur or affect the beauty of the body. These problems which affect the daily life of human. The researchers have studied how to treat varicose veins by the heat from the microwave. It can treat varicose veins easily.

This research was designed to simulate the antenna at Inserted inside the varicose veins. It is divided into 3 groups of 3 sub total of 9 profiles include antenna with open ends 10, 20, 30 mm (COA 10, 20, 30) antenna the open end of a shielded 10, 20, 30 mm (COAI 10, 20, 30) and antenna designs slot 1, 2, 3 slot (CSSA, CDSA, CTSA). The simulation is scheduled to enter the microwave frequency 2.45 GHz 60W power consumption for a period of 10 seconds for the simulation of antenna inserted within a blood vessel all knitted. The simulation shows that the change of temperature in varicose vein at 0 to 10 seconds.

Analysis using the finite element model of varicose veins of the antenna in this town. The distribution of the heat flux. Volume of distribution of heat. Direction of the electric field distribution and the distribution of the rate of energy absorption SAR (Specific Absorption Rate). Provide information for medical use in treatment planning the next patient.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ผศ.ดร.สุพันธ์ุ ตั้งจิตกุศลมั่น ผศ.ดร.อาทร สรรพานิช และ พว.บุษรา บุญเจริญ ที่ให้แนวคิด คำปรึกษา ตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ที่เกิดขึ้น

ขอขอบคุณ คณะกรรมการสอบทุกท่านที่กรุณาแนะนำ และชี้แนะแนวทาง

ขอขอบพระคุณ อากงวิเชียร อาม่าส้มแป้น คุณพ่อสมมาตร คุณแม่อนงค์ คุณจุฑาภาวณิชย์ ประสานธำรงศิริ ที่คอยสนับสนุน และให้กำลังใจตลอดมา ผู้วิจัยหวังว่าบทความวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่ผู้ที่สนใจและสามารถนำมาใช้ประโยชน์ในด้านอื่นๆได้ไม่มากนักน้อย

พีรวิชญ์ ประสานธำรงศิริ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	3
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	4
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของเส้นเลือดดำส่วนต้น.....	5
2.1.1 เส้นเลือดดำส่วนต้น (Superficial Veins).....	5
2.2 เส้นเลือดขอด (Varicose Vein).....	7
2.2.1 ปัจจัยเสี่ยงของการเกิดเส้นเลือดขอดที่ขา.....	7
2.2.2 สาเหตุการเกิดเส้นเลือดขอด.....	8
2.2.3 อาการ.....	8
2.2.4 การรักษา.....	8
2.2.5 การรักษาเส้นเลือดขอดด้วยคลื่นไมโครเวฟ.....	10
2.3 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (Bio-heat Equation).....	10
2.4 การวิเคราะห์อัตราการผลิตพลังงานจำเพาะ.....	12
2.5 พื้นฐานการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	13
2.5.1 สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations).....	14
2.5.2 ทฤษฎีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	15
2.5.3 ปฏิกริยาระหว่างคลื่นไมโครเวฟกับวัสดุ (Interaction of electromagnetic fields with dielectric materials).....	16

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.5.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดความร้อนโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ (Factors effects on Microwave heating).....	17
2.6 การส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเชียล.....	18
บทที่ 3 วิธีการในการวิจัย.....	21
3.1 ระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method).....	21
3.2 กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์.....	24
3.3 โครงสร้างของสายอากาศที่ใช้ในการวิเคราะห์.....	24
3.4 การวัดคุณสมบัติของสายอากาศ.....	28
3.5 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดขาด.....	34
3.5.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต.....	34
บทที่ 4 ผลการจำลองการทำงาน และผลการทดลอง.....	43
4.1 ผลการจำลองการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อน.....	44
4.2 ผลการจำลองการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 10 วินาที.....	47
4.3 กราฟผลการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 10 วินาที.....	52
4.4 ปริมาณการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 1, 5, และ 10 วินาที.....	54
4.5 กราฟผลการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 1, 5, และ 10 วินาที.....	59
4.6 ผลการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า.....	64
4.7 ผลการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก.....	69
4.8 ผลการจำลองการกระจายตัวของ SAR.....	74
4.9 กราฟผลการกระจายตัวของ SAR.....	79
4.10 กราฟปริมาณการกระจายตัวของความร้อนในเส้นเลือดในผิวหนัง.....	81
4.11 กราฟปริมาณการกระจายตัวของความร้อนในกล้ามเนื้อ.....	83
4.12 กราฟปริมาณการกระจายตัวของความร้อนในเส้นเลือด.....	85
4.13 ผลการจำลองการเปรียบเทียบของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบ 2 สล็อต.....	87
4.14 ผลการทดลอง.....	92
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	96
5.1 สรุปผลงานวิจัย.....	96
5.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป.....	97

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
เอกสารอ้างอิง.....	98
ภาคผนวก ก ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	100
ประวัติผู้เขียน.....	108



สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 รายละเอียดของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของส่วนประกอบสายอากาศทั้งหมด.....	28
3.2 รายละเอียดค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองการบำบัดเส้นเลือดขอตโดยคลื่นไมโครเวฟ.....	42



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กายวิภาคศาสตร์ของเส้นเลือดดำที่ขา.....	6
2.2 ความยืดหยุ่นที่ความดันอย่างน้อย 50 มิลลิเมตรปรอท และเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้น เลือดดำสามารถขยายตัวได้ 1.5 – 1.6 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางเดิม.....	7
2.3 แถบสเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	15
2.4 สายโคแอกเชียล.....	18
2.5 การกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเชียล.....	20
2.6 ทิศทางของสนามไฟฟ้า (E) และสนามแม่เหล็ก (H) ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเชียล.....	20
3.1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์และโหนด.....	21
3.2 การแบ่งรูปร่างลักษณะของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์แบบต่างๆ.....	22
3.3 แสดงขั้นตอนการคำนวณด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	23
3.4 โครงสร้างของสายอากาศแบบปลายเปิด.....	25
3.5 โครงสร้างของสายอากาศแบบปลายเปิดที่มีฉนวนหุ้ม.....	26
3.6 โครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อต.....	27
3.7 ลักษณะสายอากาศจริงที่ใช้ในการวัดคุณสมบัติ.....	28
3.8 เครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ ยี่ห้อ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX.....	29
3.9 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	30
3.10 แสดงค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	31
3.11 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศปลายเปิดแบบมี ฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	31
3.12 แสดงค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	32
3.13 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต.....	32
3.14 แสดงค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต.....	33
3.15 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ในเส้นเลือด.....	34
3.16 เงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	35
3.17 เงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	36
3.18 เงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	37
3.19 เงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	38
3.20 เงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	39
3.21 เงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	40
3.22 การจัดรูปแบบของ Mesh Element ของแบบจำลองสายอากาศที่สอดอยู่ในเส้นเลือด.....	41

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.1 การกระจายฟลักซ์ความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	44
4.2 การกระจายฟลักซ์ความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	45
4.3 การกระจายฟลักซ์ความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต.....	46
4.4 การกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	47
4.5 การกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	49
4.6 การกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต.....	50
4.7 กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต.....	52
4.8 ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที.....	54
4.9 ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที.....	56
4.10 ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที.....	57
4.11 อุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที.....	59
4.12 กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที.....	61
4.13 กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที.....	62
4.14 การกระจายสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	64
4.15 การกระจายสนามไฟฟ้าของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	66
4.16 การกระจายสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต.....	67
4.17 การกระจายสนามแม่เหล็กของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	69
4.18 การกระจายสนามแม่เหล็กของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	71
4.19 การกระจายสนามแม่เหล็กของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต.....	72
4.20 ปริมาณการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	74
4.21 ปริมาณการกระจายตัวของ SAR จากสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร.....	76

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.22 ปริมาณการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีสี่.....	77
4.23 กราฟปริมาณการกระจายตัวของ SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีสี่.....	79
4.24 กราฟปริมาตรความร้อนในผิวหนังที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส จากสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ.....	81
4.25 ปริมาตรความร้อนในกล้ามเนื้อที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ.....	83
4.26 กราฟปริมาตรความร้อนในเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ.....	85
4.27 เปรียบเทียบปริมาตรความร้อนในเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ที่ระยะเวลา 10 วินาที ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ.....	87
4.28 กราฟเปรียบเทียบการกระจายความร้อนของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ.....	88
4.29 กราฟเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ.....	89
4.30 กราฟเปรียบเทียบปริมาตรความร้อนในผิวหนัง กล้ามเนื้อ และเส้นเลือด ที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ที่เวลา 10 วินาที ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ.....	90
4.31 วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	92
4.32 การทดลองในไข่ขาว.....	94
4.33 ผลการทดลองในไข่ขาว.....	94
4.34 การทดลองในขาหมู.....	95
4.35 ผลการทดลองในขาหมู.....	95

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มา และความสำคัญของปัญหา

เส้นเลือดขอดเป็นความผิดปกติของเส้นเลือดดำส่วนต้น ส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นบริเวณที่ขา อุบัติการณ์การพบเส้นเลือดขอดจะพบประมาณ 25-33% ในผู้หญิง และ 10-20% ในผู้ชาย [1] ซึ่งสาเหตุหลักของโรคประกอบด้วย กรรมพันธุ์ การได้รับฮอร์โมน น้ำหนักตัวมาก อายุที่มากขึ้น อาชีพที่ต้องยืนนานๆ สรีรวิทยา และแรงกดดันทางชีวเคมี [2]

การรักษาเส้นเลือดขอดที่ขามีหลายวิธี อย่างเช่น

1. Conservative Therapy เป็นการใช้อุปกรณ์ทางการแพทย์หรือการพันผ้ายืดซึ่งมีหลายขนาดและความยาวโดยชนิดที่เหมาะสมเป็นชนิดใส่ได้เข้าที่ขนาดของความดันประมาณ 20-30 มิลลิเมตรปรอท การใช้อุปกรณ์ทางการแพทย์ หรือการพันผ้ายืดอาจมีประโยชน์ในภาวะหลอดเลือดขอดในระยะเริ่มต้นแต่ไม่สามารถป้องกันการเกิด หรือทำให้หลอดเลือดขอดหายไปได้ [1]

2. Sclerotherapy เป็นการฉีดยาเข้าเส้นเลือดขอด วิธีนี้เหมาะกับเส้นเลือดขอดที่มีขนาดเล็กกว่า 3 มิลลิเมตร ที่เป็นแขนงบริเวณผิวหนังโดยที่ยังไม่ปรากฏความผิดปกติของวาล์วในตัวเส้นเลือดดำส่วนต้นหรือใช้ในกรณี ที่ทำการผ่าตัดรักษาเส้นเลือดขอดไปแล้วแต่ยังมีเส้นเลือดขอดเล็กๆ หลงเหลืออยู่ [2]

3. Ambulatory Phlebectomy เป็นการผ่าตัดโดยผ่าเป็นรูตามแนวเส้นเลือดขอดแล้วดึงเอาเส้นเลือดขอดออกมา [1-2]

4. Ligation and Stripping เป็นการผ่าตัดที่มักใช้ในผู้ป่วยที่มีข้อบ่งชี้ของการผ่าตัดทุกราย การผ่าตัดชนิดนี้ผู้ป่วยจะมีแผลให้เห็นได้หลังผ่าตัดบริเวณขาหนีบและใต้เข่า การผ่าตัดชนิดนี้ยังคงเป็นการรักษามาตรฐานในผู้ป่วยหลอดเลือดขอด [1-2]

5. External Beam Laser Therapy เป็นรักษาโดยการใส่แสงเลเซอร์จากภายนอกร่างกายจะใช้กับเส้นเลือดฝอยขนาดเล็กที่ไม่มีความผิดปกติจากภาวะ Reflex และ Large Feeder Vessel [3]

6. Endovenous Laser Ablation เป็นการรักษาโดยใช้แสงเลเซอร์รักษาหลอดเลือดโดยที่ไม่มีบาดแผลให้เห็นหลังการผ่าตัด อย่างไรก็ตามการผ่าตัดชนิดนี้ไม่สามารถใช้รักษาผู้ป่วยหลอดเลือดขอดที่มีขนาดใหญ่มากหรือคดเคี้ยวได้ รวมทั้งเครื่องมือที่ใช้ในการรักษายังคงมีราคาแพง

7. Endovenous Radiofrequency Ablation เป็นการรักษาเส้นเลือดขอดด้วยคลื่นวิทยุ วิธีนี้ไม่จำเป็นต้องผ่าตัดเปิดแผล แต่จะใช้วิธีเจาะผ่านรูเข็มขนาดเล็ก แล้วใช้อิเล็กโทรดความร้อนเข้าไปทำให้เส้นเลือดขอดนั้นฝ่อลง การรักษาด้วยคลื่นความถี่วิทยุจะแปรพลังงานจากคลื่นความถี่วิทยุนั้นมาเป็นความ

ร้อนโดยค่าความร้อนอยู่ที่ 120 องศาเซลเซียส โดยความร้อนระดับนี้ทำให้เส้นใยของ คอลลาเจนที่เป็นโครงสร้างสำคัญของผนังหลอดเลือดดำนั้นฝ่อตัวลงไป จุดเด่นของวิธีนี้คือ การรักษาจะใช้เวลาสั้นผู้ป่วยฟื้นตัวเร็วใน 1-2 วัน หลังจากการรักษาเส้นเลือดขอดจะยุบลง 50% และอีกใน 6-8 สัปดาห์จะยุบตัวลงอีก 90-100% [3] การใช้คลื่นความถี่วิทยุนี้จะใช้หลักการนำพาความร้อนจากอเล็กโทรดไปยังแผ่นกราวด์เพลนโดยมีเนื้อเยื่อเป็นตัวกลางระหว่างอเล็กโทรดกับแผ่นกราวด์เพลนทำให้เกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ

8. Endovenous Microwave Ablation เป็นการรักษาเส้นเลือดขอดด้วยคลื่นไมโครเวฟ ใช้การแผ่รังสีความร้อน โดยส่งคลื่นความถี่ย่านไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่สอดอยู่ในเส้นเลือดขอดทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากระจายไปยังเนื้อเยื่อส่วนนั้นๆจึงเกิดการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่ออย่างรวดเร็ว โดยส่วนใหญ่จะใช้คลื่นความถี่ 2.45 GHz ซึ่งเป็นย่านความถี่ที่ใช้ทางการแพทย์เรียกย่านความถี่นี้ว่า ISM Band (Industrial Scientific and Medical) ซึ่งในปัจจุบันการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟยังไม่แพร่หลายมากนัก [4]

ส่วนใหญ่การรักษาเส้นเลือดขอดจะใช้วิธีการผ่าตัด แต่การผ่าตัดใช้เวลาในการบำบัดนานและบาดแผลมีขนาดใหญ่ ผู้วิจัยจึงได้ศึกษาการบำบัดเส้นเลือดขอดด้วยคลื่นไมโครเวฟ เพราะสามารถทำให้บาดแผลในการบำบัดมีขนาดเล็ก ใช้เวลาน้อยกว่าการผ่าตัด ย่นระยะเวลาการพักฟื้นได้มากกว่า

งานวิจัยที่ใช้คลื่นไมโครเวฟในการบำบัดเส้นเลือดขอด ในปี 2008 Khantiworapong และคณะของ นพ.สมบูรณ์ ทรัพย์วงศ์เจริญ [5] ได้ศึกษาค่ากำลังไฟฟ้าที่มีผลในการรักษาเส้นเลือดขอด โดยศึกษา กำลังไฟฟ้าในช่วง 40-70 วัตต์ เป็นเวลา 10 วินาที กำลังวัตต์ที่เหมาะสมในการบำบัดคือ 50-60 วัตต์ เส้นเลือดจะฝ่อตัวลงได้ด้วยความร้อน 85 องศาเซลเซียส โดยเส้นเลือดขอดที่บำบัดมีขนาดไม่เกิน 5 มิลลิเมตร

ต่อมาในปี 2010 Kim และคณะ [6] ได้ศึกษาวิธีการใหม่สำหรับการบำบัดเลือดขอดในหนูของกระต่ายด้วยสายอากาศแบบรูปปากแตรโดยจะใช้ความถี่ไมโครเวฟที่ความถี่ 7.1 GHz กำลังไฟฟ้า 3 วัตต์ เป็นระยะเวลา 3 นาที ซึ่งผลที่ได้แสดงให้เห็นถึงการหดตัวของเส้นเลือดบริเวณหูของกระต่ายในระยะเวลา 2 สัปดาห์ต่อมาซึ่งเป็นผลมาจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากภายนอกร่างกาย

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ปัญหาการกระจายตัวของอุณหภูมิและ SAR (Specific Absorption Rate) ที่เกิดขึ้นในการบำบัดเส้นเลือดขอดด้วยคลื่นไมโครเวฟ
2. เพื่อออกแบบและเปรียบเทียบสายอากาศที่มีคุณสมบัติในการบำบัดเส้นเลือดขอด
3. สามารถทำให้คาดเดาและวางแผนรูปแบบในการบำบัดเพื่อเป็นข้อมูลให้แพทย์ใช้ในการบำบัดผู้ป่วยต่อไป

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การศึกษาการบำบัดเส้นเลือดขอด้วยความร้อนที่เกิดขึ้นจากการใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ โดยการสร้างแบบจำลองและกำหนดค่าพารามิเตอร์ลงในแบบจำลองให้มีคุณลักษณะที่เสมือนเนื้อเยื่อและเส้นเลือดจริง ซึ่งค่าพารามิเตอร์จะถูกนำมาใช้ในสมการทางคณิตศาสตร์เพื่อใช้ในการคำนวณให้ได้ผลการจำลองที่ถูกต้อง เพื่อแสดงการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อน การกระจายตัวของอุณหภูมิความร้อน การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าสนามแม่เหล็ก และการกระจายปริมาณอัตราการดูดซับจำเพาะ SAR (Specific Absorption Rate)

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์มาสร้างแบบจำลองแสดงให้เห็นถึงการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อนที่มีความสัมพันธ์กับการกระจายอุณหภูมิความร้อนที่เกิดขึ้น และการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีความสัมพันธ์กับปริมาณอัตราการดูดซับจำเพาะในเส้นเลือด ซึ่งมีคลื่นความถี่ไมโครเวฟเป็นตัวนำพาพลังงานความร้อน โดยจะเป็นไปตามสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio-heat Equation)

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ขอบเขตของงานวิจัยจะเป็นการใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับสร้างและทดสอบแบบจำลองในการวิเคราะห์การกระจายตัวของความร้อนของคลื่นไมโครเวฟในเส้นเลือดขอ การกระจายของ ฟลักซ์ความร้อน การกระจายของสนามไฟฟ้า และการกระจายของปริมาณอัตราการดูดซับจำเพาะ เพื่อนำไปใช้ในการออกแบบสายอากาศที่จะนำไปทดสอบในไขขาว และทดลองในชาสุกร

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 ในบทนี้จะกล่าวถึง ที่มาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย ขอบเขตการวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 ในบทนี้จะกล่าวถึงกายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของเส้นเลือดดำส่วนต้น เส้นเลือดขอคสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio- heat Equation) การวิเคราะห์อัตราการดูดซับพลังงานจำเพาะ พื้นฐานการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้า การส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเซียล

บทที่ 3 ในบทนี้จะกล่าวถึงระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์ โครงสร้างของสายอากาศที่ใช้ในการวิเคราะห์ การวัดคุณสมบัติของสายอากาศ และแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดขอค

บทที่ 4 แสดงถึงผลการจำลองการทำงาน และการทดลอง

บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

เอกสารอ้างอิง

ภาคผนวก ก. ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์



บทที่ 2

หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงกายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของเส้นเลือดดำส่วนตื้น เส้นเลือดขอ สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio- heat Equation) การวิเคราะห์อัตราการผลิตพลังงานจำเพาะ พื้นฐานการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้า การส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเชียล

2.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของเส้นเลือดดำส่วนตื้น

เส้นเลือดดำที่ขาแบ่งได้ 2 ระบบตามหลักกายวิภาคศาสตร์ คือ เส้นเลือดดำส่วนตื้น (Superficial Veins) และเส้นเลือดดำส่วนลึก (Deep Veins) โดยในงานวิจัยนี้เลือกศึกษาวิธีการบำบัดเส้นเลือดขอส่วนตื้น เพราะเส้นเลือดขอส่วนใหญ่เกิดบริเวณนี้และเป็นสาเหตุการเกิดโรคอื่นๆ ในเส้นเลือดดำส่วนลึก

2.1.1 เส้นเลือดดำส่วนตื้น (Superficial Veins)

เส้นเลือดดำส่วนตื้น (Superficial Veins) แบ่งได้ 3 ส่วน ดังนี้

1. Long Saphenous Vein หรือ Great Saphenous Vein เริ่มต้นจากบริเวณด้านในของเท้า และวิ่งผ่านทางด้านหน้าของตาตุ่มใน (Medial Malleolus) แล้วขึ้นไปสู่ขาและสิ้นสุดบริเวณด้าน medial ของขา และต่อรวมเข้าสู่เส้นเลือดดำต้นขา (Femoral Vein) โดยเส้นเลือดดำนี้มี Femoral Nerve อยู่ด้านหลัง

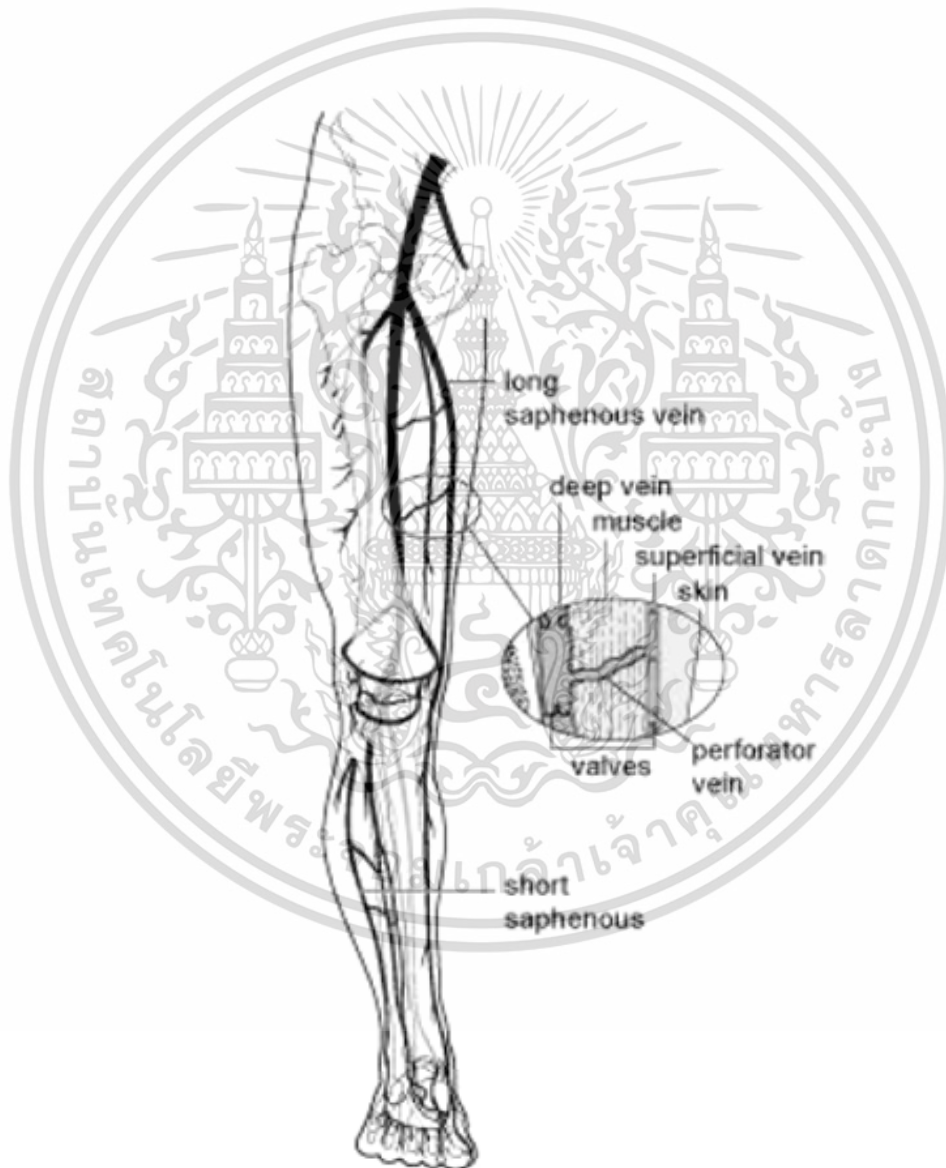
2. Short Saphenous Vein เริ่มต้นจากบริเวณด้านนอกของเท้าผ่านด้านหลังของตาตุ่มนอก (Lateral Malleolus) ขึ้นมาบริเวณน่องและเข้าสู่เส้นเลือดดำใหญ่ โดยบริเวณใกล้ข้อเท้ามี Sural Nerve อยู่ใกล้เส้นเลือด

3. Perforator Vein หรือ Communicating Vein เป็นเส้นเลือดดำที่ทำหน้าที่นำเลือดจากเส้นเลือดดำที่อยู่บริเวณผิวขา (Superficial Veins) เข้าสู่เส้นเลือดดำส่วนลึก (Deep Veins) โดยเส้นเลือดดำนี้พบมากบริเวณน่องและข้อเท้า ซึ่งแสดงดังรูปที่ 2.1

ในแง่สรีรวิทยาเส้นเลือดดำจะนำเลือดกลับสู่หัวใจโดยอาศัยการหดตัวของกล้ามเนื้อน่อง โดยมีลิ้นคอยบังคับให้เลือดไหลเป็นทางเดียวกลับสู่หัวใจ ซึ่งเส้นเลือดขอเกิดจากแรงดันในเส้นเลือดดำสูงขึ้น

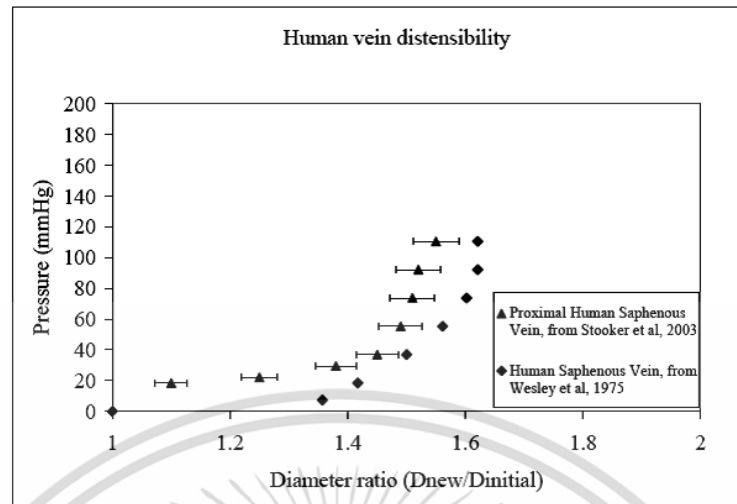
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ขณะร่างกายเคลื่อนไหว ทำให้ผนังเส้นเลือดดำอ่อนแอ เส้นเลือดโป่งพองออก ลึกลงไปในเส้นเลือดดำจึงปิดไม่สนิท มีผลทำให้เกิดการไหลย้อนกลับ เกิดการขยายของเส้นเลือดดำจนเกิดเป็นเส้นเลือดขอด และในการทำการรักษาเส้นเลือดขอดจะต้องระมัดระวังการบาดเจ็บของเส้นประสาทที่เกี่ยวข้องใน Long Saphenous Vein หรือ Great Saphenous Vein และ Short Saphenous Vein ด้วย [1], [7] ส่วนความยืดหยุ่นหรือความสามารถของเส้นเลือดดำในการดูดยืดให้ขยายออกโดยไม่ฉีกขาดซึ่งเส้นเลือดดำโป่งพองได้ง่ายที่ความดันอย่างน้อย 50 มิลลิเมตรปรอท และเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นเลือดดำสามารถขยายตัวได้ 1.5 – 1.6 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางเดิม แสดงดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.1 กายวิภาคศาสตร์ของเส้นเลือดดำที่ขา [8]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.2 ความยืดหยุ่นที่ความดันอย่างน้อย 50 มิลลิเมตรปรอท และเส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นเลือดดำสามารถขยายตัวได้ 1.5 – 1.6 เท่าของเส้นผ่านศูนย์กลางเดิม [9]

2.2 เส้นเลือดขอด (Varicose Vein)

เส้นเลือดขอด หมายถึง ความผิดปกติของเส้นเลือดดำส่วนต้นใต้ผิวหนัง ส่วนใหญ่เกิดขึ้นบริเวณขา ความผิดปกติที่พบ คือ การโป่งพอง ขยายตัว ยืดยาวออก และคดงอที่สามารถมองเห็นได้ โดยขึ้นอยู่กับขนาดและความลึกของเส้นเลือดที่ผิดปกติ เราจะมองเห็นเป็นเส้นเขียวปูดขึ้นและเห็นได้ชัดเจนในขณะยืน อุบัติการณ์การพบเส้นเลือดขอดในเพศหญิง 25-33% และ 10-20% ในเพศชาย โดยอุบัติการณ์จะสูงขึ้นตามอายุที่มากขึ้น

2.2.1 ปัจจัยเสี่ยงของการเกิดเส้นเลือดขอดที่ขา

1. ผู้หญิง
2. การได้รับฮอร์โมน
3. กรรมพันธุ์
4. น้ำหนักตัวมาก
5. ลักษณะอาชีพที่ต้องยืนนานๆ
6. อายุที่มากขึ้น
7. การตั้งครรภ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 สาเหตุการเกิดเส้นเลือดขอด

การเกิดเส้นเลือดขอดแบ่งได้ 2 กลุ่มใหญ่ๆ คือ Primary Varicose Vein สาเหตุนี้เป็นสาเหตุหลักของการเกิดเส้นเลือดขอดจากการรั่วของลิ้นที่สกัดกั้นการไหลย้อนกลับของเลือดจากเส้นเลือดดำส่วนตื้น (Superficial Veins) สู่เส้นเลือดดำส่วนลึก (Deep Veins) และ Secondary Varicose Vein สาเหตุนี้เกิดตามหลังภาวะ Deep Venous Thrombosis (DVT) เพราะ DVT ทำให้เกิดการอุดตันของเส้นเลือดดำหรือเกิดลิ้นรั่ว (Venous Incompetence) ได้

2.2.3 อาการ

อาการที่พบบ่อย คือ อาการปวดขา อาการหนักๆ รำคาญบริเวณเท้า เมื่อยล้าที่ขา ขา ปวดตื้อๆ ที่ขา เป็นตะคริว และบางคนอาจมีอาการแสบๆ คันๆ บริเวณขาได้ อาการมักดีขึ้นถ้าได้ยกขาสูง ส่วนอาการแสดงอย่างอื่นที่อาจตรวจพบร่วม ได้แก่ อาการขาบวม ผิวหนังอักเสบ ใต้ผิวหนังมีอาการแข็งตึงมีเลือดออกเนื่องจากเส้นเลือดขอดแตก มีอาการปวดจากเส้นเลือดขอดที่อักเสบเป็นไตแข็ง (Superficial Thrombophlebitis) ผิวหนังที่ขาที่มีสีคล้ำและการมีแผลเรื้อรังที่ข้อเท้า ซึ่งตำแหน่งที่พบบ่อยมักเป็นบริเวณด้านในของข้อเท้า

2.2.4 การรักษา

วัตถุประสงค์หลักในการรักษาเส้นเลือดขอด มีดังนี้

1. เพื่อความสวยงาม
2. รักษาและบรรเทาอาการ
3. รักษาภาวะแทรกซ้อน
4. ป้องกันภาวะแทรกซ้อน
5. ป้องกันการเกิดซ้ำ

2.2.4.1 การรักษาแบบประคับประคอง (Medical Management)

1. Conservative Therapy เป็นการรักษาโดยสวมถุงน่องชนิดพิเศษ ซึ่งจะมีความหนาและแน่นกว่าถุงน่องทั่วไป โดยทั่วไปจะมีความดันอยู่ในช่วง 20-30 มิลลิเมตรปรอท ใช้สวมที่ขาเวลาเดินหรือยืน และเวลานอนให้ยกขาสูงกว่าตัวเล็กน้อย หลักสำคัญของการรักษา คือ ช่วยลดอาการปวด อาการบวม และแผลได้ ข้อห้ามที่สำคัญในการรักษาวิธีนี้ คือ ผู้ป่วยที่ขาที่มีภาวะเส้นเลือดแดงอุดตัน

2. Wound and Skin Care ใช้สารและอุปกรณ์ใส่แผลต่างๆ มาช่วยให้แผลหายได้ดีขึ้น

3. Venoactive Drugs ยาในกลุ่มนี้ได้จากการสังเคราะห์หรือสารสกัดจากพืช กลไกของยาในกลุ่มนี้คือ ลดการรั่วไหลของหลอดเลือดฝอย (Capillary Leakage) เพิ่มการไหลของระบบน้ำเหลือง

(Lymphatic Flow) และลดกระบวนการเกิดการอักเสบในเส้นเลือดดำ ผลทางคลินิกพบว่ายาในกลุ่มนี้มีผลช่วยลดอาการบวมของขา อาการหน้าขา และปวดขา

2.2.4.2 การรักษาโดยการแทรกแซง (Interventional Management)

1. Sclerotherapy การรักษาที่ใช้กรณีที่มีเส้นเลือดขนาดเล็กๆ หรือหลงเหลือจากการผ่าตัด โดยฉีดสารเข้าไปในเส้นเลือดขด ทำให้เส้นเลือดขดเกิดการอักเสบและตีบไปในที่สุด และใช้ในการฉีดรักษาเส้นเลือดขดที่ยังหลงเหลือจากการผ่าตัดรักษา ประโยชน์ในการรักษา คือ ช่วยรักษาอาการปวด และช่วยป้องกันภาวะแทรกซ้อน

ข้อห้ามในการฉีดยา Sclerotherapy ได้แก่ ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์, ผู้ป่วยที่ไม่สามารถเดินเองได้, Deep Vein Thrombosis, แพ้สารที่ฉีด, ให้นมบุตร, ติดเชื้อที่ผิวหนังบริเวณที่ฉีด, ผู้ที่ได้รับฮอร์โมนหรือทานยาคุมกำเนิด, ผู้ป่วยที่มีปัญหาเรื่องหลอดเลือดแดงอุดตัน และผู้ป่วยที่ได้รับยา Disulfiram

2. External Beam Laser Therapy การรักษาโดยใช้เลเซอร์ใช้กับเส้นเลือดขนาดเล็กๆ (Small Telangiectasia) ที่ไม่มีความผิดปกติอย่างอื่นร่วม จะไม่ได้ผลถ้ามีภาวะของการไหลย้อนกลับ (Reflux) และ Large Feeder Vessel ถ้ามีภาวะเหล่านี้ควรได้รับการรักษาก่อน

3. Endovenous Radiofrequency and Laser Ablation ใช้รักษาเส้นเลือดขด เพื่อลดขนาดและจำนวนแผลผ่าตัด ลดการเกิดรอยข้ำเป็นจ้ำเลือดหลังผ่าตัด โดยใช้ความร้อนในการทำลายภายในเส้นเลือด เพื่อให้หลอดเลือดเป้าหมายตีบตันไป เมื่อเปรียบเทียบกับวิธี Venous Stripping มีข้อดี คือ มีอาการปวดหลังผ่าตัดน้อยกว่า, หายงานน้อยกว่า มีก้อนเลือดที่ออกในเนื้อเยื่อชั้นลึก (Hematoma) น้อยกว่า, อาการขาเส้นประสาทน้อยกว่าและกลับไปทำงานได้เร็วขึ้น แต่มีข้อเสียคือ อาจเกิดรอยไหม้ (Skin Burn) หรือเส้นเลือดดำอักเสบ (Thrombophlebitis) ได้ประมาณ 7%

2.2.4.3 การรักษาโดยใช้การผ่าตัด (Surgical Management)

1. Ligation and Stripping เป็นการผ่าตัดเปิดแผลบริเวณขาหนีบ, เข่า เพื่อเอาเส้นเลือดขดออกแล้วผูกแผล ส่วนเส้นเลือดเล็กๆที่เหลือใช้การฉีดยาได้ ผู้ป่วยที่ทำการผ่าตัดคือ ผู้ป่วยที่มี Reflux ที่ Sphenofemoral Junction (SFJ) หรือ Sphenopoplital Junction (SPJ) และผู้ป่วยไม่ควรมีภาวะ Deep Vein Thrombosis ร่วมด้วย

2. Ambulatory Phlebectomy ใช้การผ่าตัดเส้นเลือดขดที่ไม่ใหญ่มาก โดยผ่าเป็นรูเจาะตามแนวเส้นเลือดขดแล้วดึงเอาเส้นเลือดขดออกมาโดยใช้ตะขอ (Hook) หรือปากคีบ (Clamp) แต่ไม่ได้ผลดีหากยังมี reflux บริเวณ Sphenofemoral Junction (SFJ) หรือ Sphenopoplital Junction (SPJ) ที่ยังไม่ได้รับการแก้ไข ภาวะแทรกซ้อนที่อาจพบได้แก่ Hematoma, Transient Hyperpigmentation, ปวดแผลและแผลติดเชื้อ [1], [3]

2.2.5 การรักษาเส้นเลือดขาดด้วยคลื่นไมโครเวฟ

การรักษาเส้นเลือดขาดด้วยคลื่นไมโครเวฟ เป็นการแผ่รังสีความร้อน โดยส่งคลื่นความถี่ย่านไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดขาดทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากระจายไปยังเนื้อเยื่อส่วนนั้นๆ จึงเกิดการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่ออย่างรวดเร็ว ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟจะเข้าไปทำให้เส้นเลือดขาดนั้นฝ่อตัวลง ที่ความร้อน 85 องศาเซลเซียส [5] จะทำให้เส้นใยของคอลลาเจนที่เป็นโครงสร้างสำคัญของผนังหลอดเลือดดำนั้นฝ่อตัวลงไป ข้อดีของการรักษาคือ ผลมีขนาดเล็ก, ใช้เวลาในการรักษาสั้น, ย่นเวลาในการพักฟื้น และทำให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น

2.3 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (Bio-heat Equation)

ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีววิทยา ใช้สมการไบโอฮีท (Bio-heat Equation) ในสภาวะไม่คงตัว (Unsteady state) แสดงดังสมการที่ (2.1)

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (2.1)$$

โดยที่

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (Density of tissue, kg/m^3)

C = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ (Specific heat of tissue, $\text{J}/(\text{kg}\cdot\text{K})$)

k = สภาพการนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (Thermal conductivity of tissue, $\text{W}/(\text{m}\cdot\text{K})$)

ρ_b = ความหนาแน่นของเลือด (Density of blood, kg/m^3)

C_b = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเลือด (Specific heat of blood, $\text{J}/(\text{kg}\cdot\text{K})$)

ω_b = อัตราการไหลเวียนของเลือด (Blood perfusion rate, $1/\text{s}$)

T = ค่าอุณหภูมิของเนื้อเยื่อ (Temperature of tissue, 37°C)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

T_b = ค่าอุณหภูมิของเลือด (Arterial blood temperature, 37 °C)

Q_{met} = ค่าความร้อนจากกระบวนการสันดาป (Metabolic heat source, W/m³)

Q_{ext} = ค่าความร้อนจากภายนอกร่างกาย (External heat source, W/m³) ในงานวิจัยนี้คือ คลื่นไมโครเวฟที่ใช้สายอากาศเป็นตัวนำความร้อนเข้าไปในเส้นเลือด

ในพจน์ของ $\rho C \frac{\partial T}{\partial t}$ คือเทอมที่ขึ้นอยู่กับเวลา (Transient) จะอธิบายการเปลี่ยนแปลงของ อุณหภูมิเมื่อเวลาเปลี่ยนไป เทอมของ $\nabla \cdot (-k \nabla T)$ อธิบายการนำพาความร้อนในแบบจำลอง (Conduction) ระหว่างเนื้อเยื่อกับการไหลเวียนโลหิตในเนื้อเยื่อ และเทอมของ $\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)$ อธิบายการแพร่กระจายของเลือดภายในเนื้อเยื่อชีววิทยา (Perfusion) การแสดงเทอมของความร้อน ภายในแบบจำลอง คือ Q_{met} อธิบายพลังงานความร้อนภายในเนื้อเยื่อแต่ละแบบ จากการสันดาปของ ร่างกาย และเทอมของ Q_{ext} อธิบายพลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟที่ใช้สายอากาศเป็นตัวนำความร้อนเข้าไปในเส้นเลือดแสดงได้จากสมการ

$$Q_{ext} = \rho \cdot SAR = \sigma \cdot |E|^2 \quad (2.2)$$

โดยที่ SAR คืออัตราการดูดซับพลังงานจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อจะเห็นได้ว่า Q_{ext} จะเกิดสนามไฟฟ้าขึ้น

ในงานวิจัยนี้ผลจากกระบวนการสันดาปภายในเนื้อเยื่อมีค่าน้อยมาก ดังนั้นในกรณีนี้จะสามารถละทิ้งค่าการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ Q_{met} หรือกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์ได้

ส่วนค่าอัตราการแพร่ของเลือดจะเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ ซึ่งการไหลของเลือดที่เพิ่มขึ้นจะเป็นผลทำให้อุณหภูมิมีค่าสูงขึ้นไปด้วย จึงส่งผลให้อัตราการแพร่กระจายของเลือดไม่คงที่ แต่ในการศึกษาจากการจำลองแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในบางงานวิจัยพบว่ามักจะกำหนดนำอัตราการแพร่กระจายของเลือดให้คงที่ ที่มีค่าน้อยมาก หรืออาจจะไม่พิจารณาค่าอัตราการแพร่กระจายของเลือดภายในเนื้อเยื่อเลย เพื่อลดความซับซ้อนในการคำนวณ โดยเฉพาะในงานวิจัยที่ต้องการให้มีความใกล้เคียงกับความเป็นจริง ซึ่งจะนิยมใช้ในแบบจำลองของอวัยวะภายนอกของร่างกาย ส่วนในงานวิจัยนี้จะกำหนดให้อัตราการแพร่กระจายของเลือดมีค่าคงที่

2.4 การวิเคราะห์อัตราการดูดซับพลังงานจำเพาะ

เมื่อคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่เนื้อเยื่อ พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟจะถูกดูดซับโดยเนื้อเยื่อ และคลื่นจะค่อยๆลดกำลังลง และหมดไปในที่สุด พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟที่ถูกดูดซับจะถูกเปลี่ยนแปลงไปเป็นพลังงานความร้อน และเป็นสาเหตุทำให้เนื้อเยื่อภายในมีอุณหภูมิสูงขึ้น โดยอัตราการดูดกลืนพลังงานจำเพาะ (Specific absorption rate, SAR) ดังสมการที่ (2.3)

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (2.3)$$

โดยที่

SAR = อัตราการดูดซับพลังงานจำเพาะของเนื้อเยื่อ (W/kg)

E = ความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)

σ = สภาพการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (Electric Conductivity, S/m)

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (Density of tissue, kg/m^3) [11]

เมื่อแทนค่าอัตราการดูดซับพลังงานจำเพาะของเนื้อเยื่อในสมการแหล่งความร้อนจากภายนอก ดังสมการที่ (2.4)

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + \rho_{tissue} \cdot SAR \quad (2.4)$$

งานวิจัยที่เกี่ยวกับการรักษาโรคเส้นเลือดขาดด้วยวิธีการ MCT มีการพัฒนาไปอย่างกว้างขวางไม่ว่าจะเป็นการศึกษาด้วยการจำลองในคอมพิวเตอร์และการทดลองกับเนื้อเยื่อตัวอย่างจริงในห้องปฏิบัติการ ซึ่งการวิจัยในลักษณะทดลองกับเนื้อเยื่อจริง จะได้ผลการวิจัยโดยการวัดการดูดซับความร้อนในเนื้อเยื่อหลังเสร็จกระบวนการ MCT ผลการทดลองที่ได้จะไม่สามารถมองเห็นลักษณะคุณสมบัติบางประการ ที่เกิดขึ้นภายในเส้นเลือดตัวอย่างตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูก

ทำลายแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นได้เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอนุหุมีลักษณะของการเกิดรอยแผลอนุหุมีที่จุดต่างๆในเนื้อเยื่อตัวอย่างขณะทำการทดลองซึ่งคุณสมบัติที่สำคัญต่างๆ นี้สามารถที่จะเห็นได้จากการใช้การวิเคราะห์ด้วยแบบจำลองในคอมพิวเตอร์การวิเคราะห์กระบวนการ MCT ในคอมพิวเตอร์เป็นการศึกษาผลลัพธ์ของพารามิเตอร์และปรากฏการณ์ต่างๆ ด้วยวิธีการเชิงเลข เช่น การวิเคราะห์นำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการคำนวณการวิเคราะห์ด้วยวิธีการเชิงเลขเป็นการแก้ไขปัญหาโดยการสร้างแบบจำลองขึ้นและแบบจำลองจะมีคุณลักษณะเหมือนเส้นเลือดขอโดยอาศัยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆและกำหนดขอบเขตเงื่อนไขให้แบบจำลองมีคุณสมบัติเหมือนจริงมากที่สุดลงในแบบจำลอง ตามวัตถุประสงค์ของการศึกษา ซึ่งพารามิเตอร์และขอบเขตเงื่อนไขต่างๆที่กำหนดให้แบบจำลองจะถูกนำมาใช้ในสมการทางคณิตศาสตร์เพื่อการคำนวณผลลัพธ์ของพารามิเตอร์ในปัจจุบันการศึกษวิเคราะห์กระบวนการ MCT จะเป็นแบบจำลองเนื้อเยื่อหรือตัวกลางที่นำมาศึกษาจะมีลักษณะเป็นรูพรุน (Porous Medium) [13] ซึ่งการวิเคราะห์ด้วยวิธีการเชิงเลข การกำหนดลักษณะทางกายภาพของแบบจำลองและการกำหนดของเขตเงื่อนไขในการศึกษาวิเคราะห์เป็นสิ่งที่มีความจำเป็นมาก เพราะจะทำให้ผลการวิจัยมีความถูกต้อง และทำนายผลการจำลองถูกต้องและเป็นจริงมากที่สุด

2.5 พื้นฐานการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้า

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปแล้วจะเป็นคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก (Time-Harmonic Field) หรืออีกนัยหนึ่งคือ เป็นสัญญาณที่มีคาบการแกว่งที่แน่นอน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะแทนด้วยผลรวมของสัญญาณรูปไซน์ที่สามารถใช้ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์เขียนได้ทั้งฟังก์ชันโคไซน์ฟังก์ชันไซน์หรือฟังก์ชันเอ็กโปเนนเชียลเชิงซ้อน ถ้าพิจารณาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณโคไซน์ก็จะได้

$$\frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E$$

ในกรณีที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณรูปไซน์นั้น สามารถวิเคราะห์ผลของ

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีต่อตัวกลางได้ง่ายโดยพิจารณาการตอบสนองของช่วงเวลาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณชาน์คงตัว (Steady State) ซึ่งสามารถอนุมานอัตราการเปลี่ยนแปลงกับเวลาและเมื่อ $\frac{\partial}{\partial t}$ คือการเฉลี่ยด้วยค่า $j\omega$ ทำให้ได้สมการแมกซ์เวลล์ ดังสมการที่ 2.5 – 2.10

2.5.1 สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations)

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (2.5)$$

$$\nabla \times H = j\omega\varepsilon E + \sigma E \quad (2.6)$$

$$\nabla \cdot D = \rho \quad (2.7)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2.8)$$

$$D = \varepsilon E \quad (2.9)$$

$$B = \mu H \quad (2.10)$$

เมื่อ

E = ความเข้มของสนามไฟฟ้า

H = ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

D = ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

B = ความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก

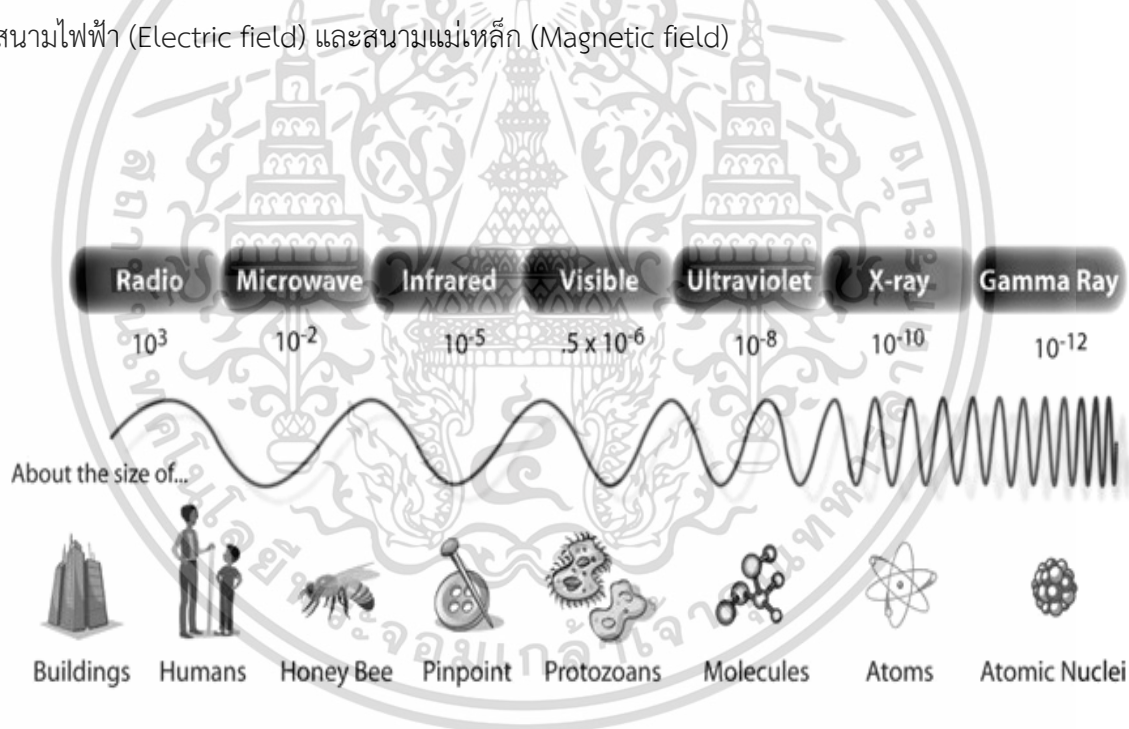
ε = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า

μ = ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก

ρ = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร

2.5.2 ทฤษฎีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

โดยปกติมนุษย์สัมผัสกับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Waves) ตลอดเวลาซึ่ง มีตัวอย่างของคลื่นดังกล่าวได้แก่ คลื่นแสง รังสีเอกซ์ (X-irradiation) คลื่นโทรทัศน์ คลื่นวิทยุทั้งคลื่น AM (Amplitude modulation) และคลื่น FM (Frequency modulation) รังสีอัลตราไวโอเล็ตรังสีอินฟราเรด และคลื่นไมโครเวฟ โดยจากหลักการที่ว่า วัตถุใด ๆ ในจักรวาลที่มีอุณหภูมิสูงกว่าศูนย์สัมบูรณ์ สามารถปล่อยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าออกมาได้ ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ซึ่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีลักษณะเฉพาะทั้งความยาวคลื่น (Wavelength, λ) และความถี่ (Frequency, f) ในธรรมชาติจะมีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดจากการสร้างของมนุษย์หรือเกิดเองจากธรรมชาติ ซึ่งมีหลายความถี่ต่างกันมากมาย ช่วงความถี่ต่าง ๆ นี้เราจะเรียกว่า สเปกตรัมคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า คลื่นบางช่วงอาจจะมีความถี่เท่ากันแต่เรียกชื่อต่างกัน เป็นเพราะมาจากแหล่งกำเนิดต่างกัน ความเร็วของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะเท่ากับความเร็วของแสงคือ 3×10^8 เมตรต่อวินาที ในปัจจุบันมีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามากมายที่เกิดจากการสร้างของมนุษย์และเกิดจากธรรมชาติ ซึ่งจะเห็นได้ว่าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในหนึ่งรอบคลื่นจะมีการผสมผสานกันของทั้งสนามไฟฟ้า (Electric field) และสนามแม่เหล็ก (Magnetic field)



รูปที่ 2.3 แถบสเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.3 ปฏิกริยาระหว่างคลื่นไมโครเวฟกับวัสดุ (Interaction of electromagnetic fields with dielectric materials)

โดยปกติเราสามารถแบ่งประเภทของวัสดุที่มีอันตรกิริยากับคลื่นไมโครเวฟได้ 4 ชนิด คือ

2.5.3.1 วัสดุตัวนำไฟฟ้า (Conductors)

วัสดุที่มีอิเล็กตรอนอิสระ (Free electrons) เช่น โลหะซึ่งสามารถสะท้อนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า คล้ายกับแสงซึ่งสะท้อนเมื่อกระทบกับกระจก โดยปกติวัสดุเหล่านี้ถูกใช้ออกแบบเป็น บริเวณกักเก็บคลื่น เพื่อควบคุมทิศทางและการแพร่กระจายของคลื่น หรือเป็นผนังท่อนำคลื่นหรือแอฟพลิคเคเตอร์

2.5.3.2 วัสดุฉนวนไฟฟ้า (Insulators)

วัสดุประเภทนี้ไม่มีคุณสมบัติในการนำไฟฟ้าเช่น แก้ว เซรามิก และอากาศ โดยฉนวนนี้จะสามารถสะท้อนและดูดกลืนคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้ไปจนถึงส่งผ่านคลื่นได้ โดยปกติจะถูกใช้เป็นตัวหุ้มหรือตัวบรรจุวัสดุที่ต้องการทำให้ร้อนด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ฐานรองรับจานและวัสดุอื่น ๆ และวัสดุเหล่านี้ถูกพิจารณาเป็นวัสดุไดอิเล็กตริกที่ไม่มีการสูญเสียของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายใน (Non-lossy dielectrics)

2.5.3.3 วัสดุไดอิเล็กตริก (Dielectric materials)

วัสดุประเภทนี้มีคุณสมบัติอยู่ระหว่างตัวนำและฉนวนไฟฟ้า และจัดอยู่ในประเภทของวัสดุไดอิเล็กตริกที่สามารถทำให้เกิดมีการสูญเสียของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Lossy dielectrics) ได้ (นั่นคือวัสดุมีค่าไดอิเล็กตริก ลอสแฟคเตอร์ที่เหมาะสมค่าหนึ่ง) ดังนั้น วัสดุกลุ่มนี้จึงสามารถดูดซับคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและแปลงเป็นพลังงานความร้อนได้ ยกตัวอย่างวัสดุไดอิเล็กตริก ได้แก่ น้ำ น้ำมัน ไม้และอาหารที่มีความชื้น เป็นต้น เพื่อให้มองเห็นภาพที่ชัดยิ่งขึ้น และเสริมกับหลักการ เกิดความร้อนดังที่ได้แสดงในหัวข้อที่ผ่านมา ในที่นี้จะขอยกตัวอย่างหลักการเกิดความร้อนของน้ำ ภายในเตาไมโครเวฟที่ใช้ภายในครัวเรือน เนื่องจากโมเลกุลของน้ำ ซึ่งมีการกระจายตัวของประจุ แบบไม่สมมาตรทำให้เกิดโพลาริเซชันแบบถาวรขึ้น เกิดกลับตัวไปมาตามความถี่ของคลื่นไมโครเวฟที่ใช้ยกตัวอย่างเช่นคลื่นไมโครเวฟที่มีความถี่ 2.45 GHz จะมีการกลับไปกลับมาของขั้ว ประจุเป็นจำนวน 2,450 ล้านรอบต่อวินาทีในหนึ่งรอบคลื่นจะประกอบไปด้วยคลื่นช่วงบวกและคลื่น ช่วงลบของสนามไฟฟ้า ดังนั้น โมเลกุลจะหันขั้ว บวกไปทางขั้วลบของสนามไฟฟ้า 2,450 ล้านครั้งต่อวินาที และหันขั้ว ลบไปทางขั้ว บวกของสนามไฟฟ้าอีก 2,450 ล้านครั้งต่อวินาที รวมแล้วมีการเปลี่ยนแปลงของขั้ว ประจุถึง 4,900 ล้านครั้งต่อวินาที ทำให้เกิดการชนและเสียดสีกันจนเกิดเป็นความร้อนภายในทำให้อุณหภูมิของน้ำสูงขึ้นในที่สุด ซึ่งภายในงานวิจัยนี้วัสดุไดอิเล็กตริกที่สนใจได้แก่ เนื้อเยื่อของมนุษย์

2.5.3.4 วัสดุที่มีองค์ประกอบของแม่เหล็ก (Magnetic compounds)

วัสดุประเภทนี้ยกตัวอย่างเช่น แร่เหล็ก ซึ่งจะมีอันตรกิริยากับองค์ประกอบของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กล่าวคือ สนามแม่เหล็กแปลงสภาพจนเกิดเป็นความร้อนอย่างรวดเร็วขึ้น เช่น วัสดุจำพวก ซิลิคอนคาร์ไบด์ เป็นต้น ดังนั้นวัสดุในกลุ่มนี้จึงมักถูกประยุกต์ใช้เป็นตัวกั้นหรือโช้ค (Shielding หรือ Choking devices) เพื่อป้องกันการรั่วของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

2.5.4 ปัจจัยที่มีผลต่อการเกิดความร้อนโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ (Factors effects on microwave heating)

2.5.4.1 ค่าความชื้น (Moisture content)

ค่าความชื้นในสสารมีผลอย่างมากต่อค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric constant) เนื่องจากน้ำซึ่งค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่อุณหภูมิห้องเหตุนี้เมื่อมีปริมาณน้ำมากจะทำให้ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกเพิ่มขึ้นตามไปด้วยซึ่งโดยปกติจะเป็น นสัดส่วนซึ่งกันและกัน และเมื่อวัสดุไดอิเล็กตริกหลายชนิดมาผสมกันเกิดพฤติกรรมที่เกิดขึ้น มีความซับซ้อนและยากต่อการอธิบายได้แต่อย่างไรก็ตามได้มีกฎทั่วไป (Rules of thumb) สำหรับอธิบายปรากฏการณ์นี้ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

- 1) ความชื้นสูงขึ้น มีผลทำให้ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสูงขึ้น
- 2) โดยปกติค่าไดอิเล็กตริกสูญเสียแฟกเตอร์ (Dielectric loss factor) มีค่าเพิ่มขึ้น เมื่อค่าความชื้นเพิ่มขึ้นแต่อยู่ในช่วงความชื้น ประมาณ 20% ถึง 30% แต่ก็เป็นไปได้ที่จะมีค่าลดลงเมื่อความชื้นเพิ่มสูงขึ้นไปมากกว่านี้ (ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับชนิดของวัสดุ)
- 3) ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของวัสดุผสมจะอยู่ระหว่างค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของแต่ละองค์ประกอบ

2.5.4.2 ความหนาแน่น (Density)

โดยปกติค่าคงที่ไดอิเล็กตริกในวัสดุจะมีค่าลดลงเมื่อความหนาแน่นของวัสดุลดลงซึ่งจะมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงความร้อนที่ลดลงตามไปด้วย

2.5.4.3 อุณหภูมิ (Temperature)

อุณหภูมิมีผลต่อค่าคงที่ไดอิเล็กตริกในลักษณะที่ซับซ้อนโดยอาจมีค่าเพิ่มขึ้นหรือลดลงตามอุณหภูมิแต่อย่างไรก็ตาม โดยทั่วไปวัสดุที่มีอุณหภูมิ ต่ำกว่าจุดเยือกแข็งจะแสดงว่าค่าคงที่ไดอิเล็กตริกและไดอิเล็กตริกสูญเสียแฟกเตอร์จะมีค่าต่ำ และในช่วงที่อุณหภูมิสูงกว่าจุดเยือกแข็งจะไม่สามารถชี้ชัดได้ถึงแนวโน้มที่จะเกิดขึ้น ด้วยเหตุนี้ทั้งค่าความชื้นและอุณหภูมิมีความสำคัญต่อค่าสมบัติไดอิเล็กตริกและกระบวนการ ดังนั้น จึงมีความจำเป็นที่ต้องเข้าใจถึงอันตรกิริยาของคลื่นและวัสดุไดอิเล็กตริกอย่างทอ่งแท้ ยกตัวอย่างเช่น ไม้ที่มีค่าความชื้นระดับต่ำระดับหนึ่ง พบว่าค่าไดอิเล็กตริกสูญเสียแฟกเตอร์มีค่าเพิ่มขึ้นตามอุณหภูมิจึงมีผลให้ เกิดปรากฏการณ์เทอร์มอลรันอะเวย์ซึ่งเป็นสาเหตุให้ไม้เกิดการไหม้ได้หากถูกอบแห้งอย่างต่อเนื่องเป็นเวลานาน

2.5.4.4 ความถี่ (Frequency)

ความถี่ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระทำมีผลต่อค่าสมบัติไดอิเล็กตริกด้วยเช่นกันแต่อย่างไรก็ตามด้วยเหตุที่กระบวนการทำความร้อนในงานอุตสาหกรรมถูกจำกัดด้วยความถี่ที่คงที่อยู่แล้วตามมาตรฐาน ISM ทำให้วิศวกรถูกจำกัดการใช้งานในเรื่องของความถี่นี้

2.5.4.5 ค่าการนำไฟฟ้า (Conductivity)

ค่าการนำไฟฟ้าคือ ความสามารถของวัสดุในการนำกระแสไฟฟ้าโดยการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนและไอออน โดยทั้ง อิเล็กตรอนและไอออนสามารถที่จะเป็นผลกระทบบหลักในการทำความร้อนและการอบแห้งเนื่องจากผลของน้ำ ที่ถูกเคลื่อนย้ายออกสู่ภายนอกทำให้ความเข้มข้นของไอออนภายในที่สูงขึ้น

2.5.4.6 ค่าการนำความร้อน (Thermal conductivity)

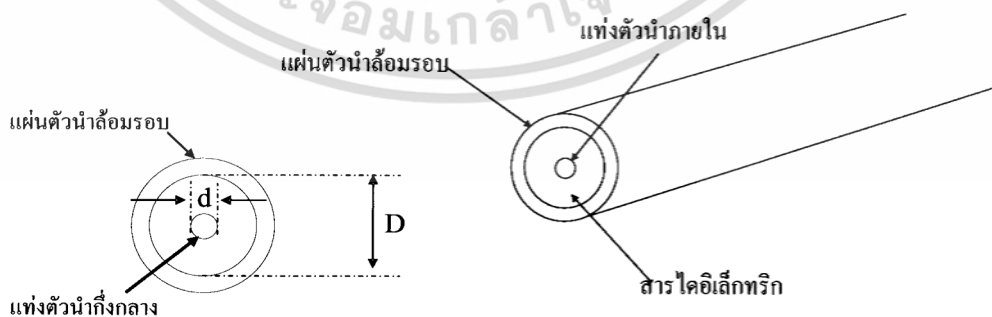
ค่าการนำความร้อนมีบทบาทที่ลดลงในกระบวนการทำความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟและไดอิเล็กตริกเมื่อเทียบกับกระบวนการทำความร้อนด้วยวิธีแบบเก่า อันเนื่องมาจากพลังงานไมโครเวฟส่งผลทำให้ความเร็วในการทำความร้อนมีค่าสูงกว่าจนค่าการนำความร้อนมีผลกระทบต่อระบบไม่มากนัก อย่างไรก็ตามก็ มีบางกรณีที่ค่าการนำความร้อนมีบทบาทหลัก ยกตัวอย่างเช่นเมื่อความสามารถในการทะลุทะลวงของคลื่นมีค่าต่ำเมื่อเทียบกับความลึกของวัสดุที่ต้องการทำความร้อนขึ้น ดังนั้น การนำความร้อนจึงเป็นตัวกำหนดความสามารถในการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อวัสดุ ณ ตำแหน่งที่คลื่นทะลุเข้าไปไม่ถึง

2.5.4.7 ค่าความจุความร้อนจำเพาะ (Specific heat)

โดยปกตินักวิจัยและวิศวกรหรือผู้ออกแบบที่เกี่ยวข้องกับกระบวนการทำความร้อนด้วยไมโครเวฟและไดอิเล็กตริกจะตัดตัวแปรนี้ทิ้ง ไป และมุ่งพิจารณาที่ค่าสมบัติไดอิเล็กตริกเป็นสำคัญแต่อย่างไรก็ตามโดยความเป็นจริง ค่าความจุความร้อนจำเพาะเป็นตัวแปรสำคัญซึ่งเป็นสาเหตุให้วัสดุมีความร้อนเพิ่มขึ้นได้มากขึ้น ตามธรรมชาติ ดังนั้น การพิจารณาทั้ง ค่าไดอิเล็กตริกและค่าความจุความร้อนจำเพาะจึงนับว่าเป็นสิ่งที่สำคัญเป็นอย่างยิ่ง

2.6 การส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเซียล

สายโคแอกเซียล ประกอบด้วย ตัวนำ 2 เส้นขนานกัน แต่ตัวนำภายนอกจะเปลี่ยนรูปเป็นแผ่นตัวนำล้อมรอบแท่งตัวนำที่เหลือนิ่ง ซึ่งวางในแนวศูนย์กลางใช้แกนร่วมกัน ดังรูปที่ 2.4 แท่งตัวนำภายในจะถูกรัดให้อยู่ในแนวศูนย์กลางได้ด้วยไดอิเล็กตริกสเปซเซอร์ หรือใช้สารไดอิเล็กตริกอัดแน่นเพื่อบังคับให้แท่งตัวนำวางในแนวศูนย์กลาง ซึ่งสายโคแอกเซียลที่ใช้งานมีด้วยกันหลายแบบ แบ่งออกเป็นประเภทหลักๆ ได้ตามลักษณะรูปร่างภายนอก คือ แบบ Flexible, Semi Rigid และ Rigid



รูปที่ 2.4 สายโคแอกเซียล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรือกำลังไฟฟ้าในสายโคแอกเชียลนั้น กระทำโดยอาศัยการเดินทางของคลื่นแรงดันและคลื่นกระแส ซึ่งเป็นผลให้เกิดสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กขึ้นในสาย แสดงดังรูปที่ 2.5 เส้นทึบแสดงสนามไฟฟ้า เส้นประแสดงสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้าจะเกิดลักษณะเป็นรัศมีกระจายออกจากแท่งตัวนำศูนย์กลางภายในไปยังตัวนำภายนอกที่ล้อมรอบอยู่ และจากตัวนำภายนอกพุ่งเข้าสู่ตัวนำภายในสลับกันไป ส่วนสนามแม่เหล็กจะเกิดล้อมรอบแท่งตัวนำศูนย์กลางภายใน ทำมุมฉากกับสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็กจะเกิดเป็นวงกลมมีศูนย์กลางร่วมกับตัวนำทั้งสองจากแท่งตัวนำภายในขยายออกเป็นวงกว้างไปสู่ตัวนำภายนอก ทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นไปตามความยาวของสาย คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายไปตามที่ว่างระหว่างตัวนำทั้งสอง โดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าขึ้นกับความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายในและตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของสายโคแอกเชียลเป็นแบบ TEM ซึ่งประกอบด้วยคลื่นสนามไฟฟ้า และคลื่นสนามแม่เหล็กที่เป็นรูปไซน์ ดังนั้นสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กจึงกลับทิศทางทุกๆ ครึ่งความยาวคลื่น ดังรูป 2.6

สำหรับค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เดินทางไปตามสายนั้น จะขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของมัน และค่าคงตัวของไดอิเล็กตริกของสารไดอิเล็กตริก ระหว่างตัวนำทั้งสองนอกจากนี้สายโคแอกเชียลไม่มีข้อจำกัดเกี่ยวกับความถี่คัทออฟ ในโหมดการส่งคลื่น TEM จึงสามารถปรับกระแส และแรงดันตามความถี่ที่ใช้งานได้ และค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเชียลคำนวณได้จากสมการที่ 2.11

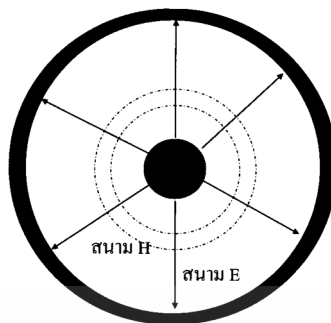
$$\lambda_{eff} = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_{r,tissue}}} \quad (2.11)$$

เมื่อ

λ_{eff}	คือ ความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่าง
c	คือ ความเร็วแสง มีค่าเท่ากับ 3×10^8 m/s
f	คือ ความถี่ที่ใช้ในระบบเท่ากับ 2.45 GHz
$\epsilon_{r,tissue}$	คือ ค่าความยินยอมทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

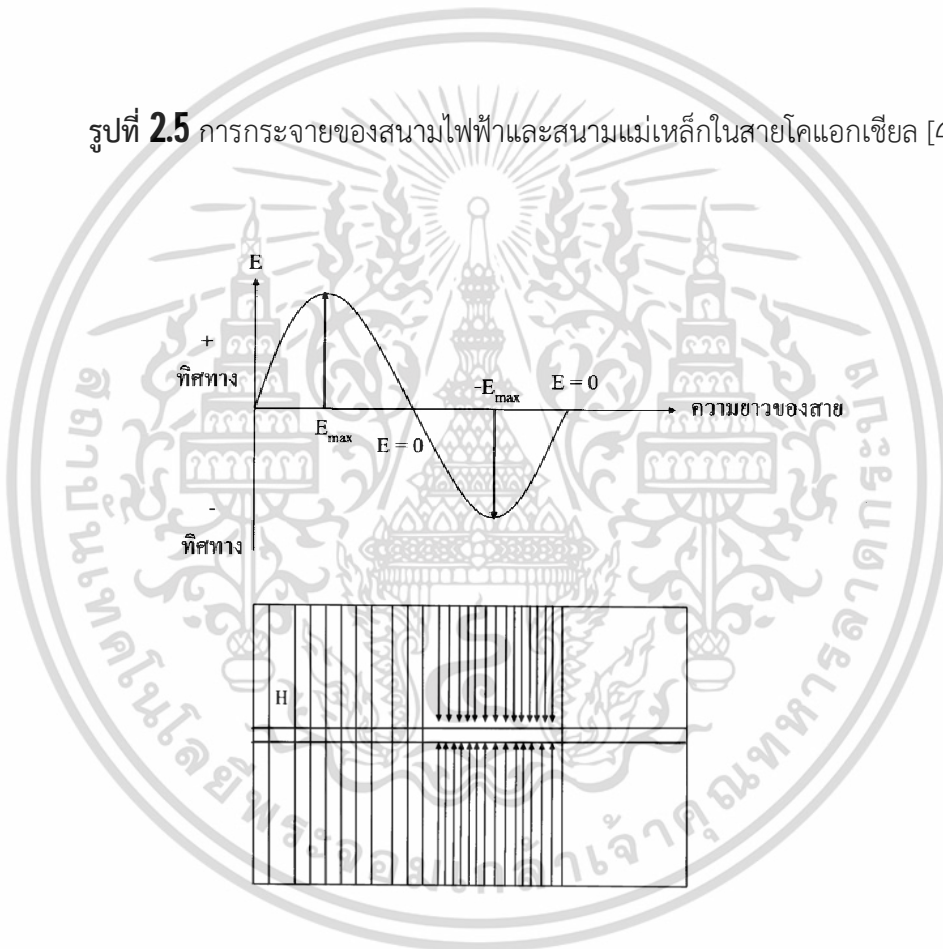
จากสมการ 2.5 จะเห็นว่าถ้าสารไดอิเล็กตริกเป็นสายอากาศ ค่าความยาวคลื่นจะไม่เปลี่ยนแปลง แต่ถ้าใช้สารไดอิเล็กตริกอื่นค่าความยาวคลื่นภายในจะลดลง ดังนั้นสมการ 2.11 สามารถนำมาใช้คำนวณขนาดของสายอากาศที่ใช้ในคลื่นไมโครเวฟได้ ซึ่งขนาดสายอากาศจะสอดคล้องกับขนาดความยาวคลื่น $\lambda_{eff}/4$ [4]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



มองเข้าทางปลายสายโคแอกเซียล

รูปที่ 2.5 การกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเซียล [4]



รูปที่ 2.6 ทิศทางของสนามไฟฟ้า (E) และสนามแม่เหล็ก (H) ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเซียล [4]

นอกจากนี้สายโคแอกเซียลยังมีการพัฒนาในเรื่องการลดการสูญเสียพลังงานในการเคลื่อนที่ของคลื่นจากโครงสร้างการซิดด์ของสายที่เป็นตัวนำทรงกระบอกหุ้มรอบแกนตัวนำด้านใน แต่ยังคงมีข้อจำกัดในเรื่องการสูญเสียพลังงานอันเนื่องมาจากฉนวนไดอิเล็กทริกภายใน และปรากฏการณ์ความลึกผิว [14]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการในการวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์ โครงสร้างของสายอากาศที่ใช้ในการวิเคราะห์ การวัดคุณสมบัติของสายอากาศ และแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดขาด

3.1 ระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)

ระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) เป็นวิธีการคำนวณเชิงตัวเลขชนิดหนึ่งสำหรับแก้สมการเชิงอนุพันธ์ ในการแก้ปัญหาหนึ่งๆด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ จะทำการแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นเนื้อที่หลายๆชิ้นที่เรียกว่า เอลิเมนต์ (Element) รูปแบบที่เที่ยงตรงดังรูปที่ 3.1



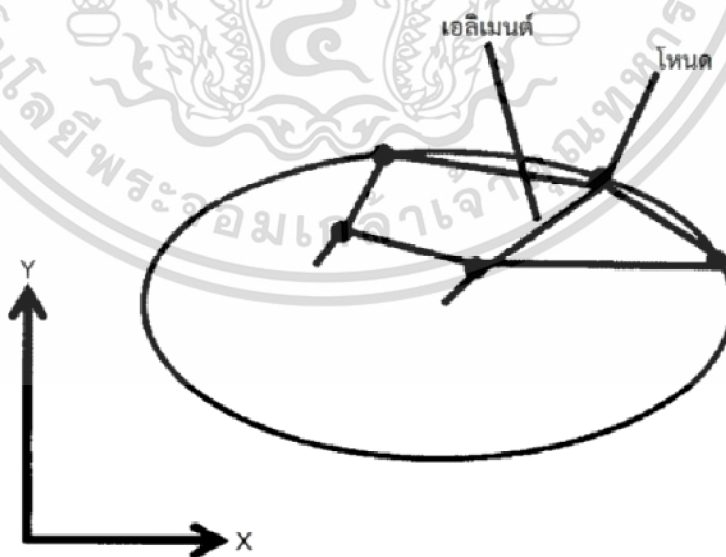
รูปที่ 3.1 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์และโหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการแก้ปัญหาทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะต้องประกอบด้วยสมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดมา การหาค่าผลเฉลยแม่นยำ (exact solution) จะประกอบด้วยค่าต่างๆ เป็นจำนวนอนันต์ ซึ่งเราไม่สามารถหาค่าผลเฉลยได้จึงต้องเปลี่ยนค่าทั้งหมดที่เป็นอนันต์ให้เป็นจำนวนที่นับได้ (finite) ทำการแทนรูปร่างลักษณะของปัญหาด้วยเอลิเมนต์ (element) ที่มีขนาดต่างๆกัน หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะเริ่มจากการพิจารณาเอลิเมนต์ทีละเอลิเมนต์ แล้วทำการสร้างสมการให้แต่ละเอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ จากนั้นจึงนำสมการที่สร้างขึ้นมาประกอบเข้าด้วยกัน เพื่อรวมกันเป็นระบบสมการชุดใหญ่แล้วกำหนดเงื่อนไขขอบเขตที่ให้มาลงไปในสมการชุดใหญ่ จึงทำการแก้สมการและจะเกิดผลเฉลยโดยประมาณที่ตำแหน่งนั้นๆของปัญหา

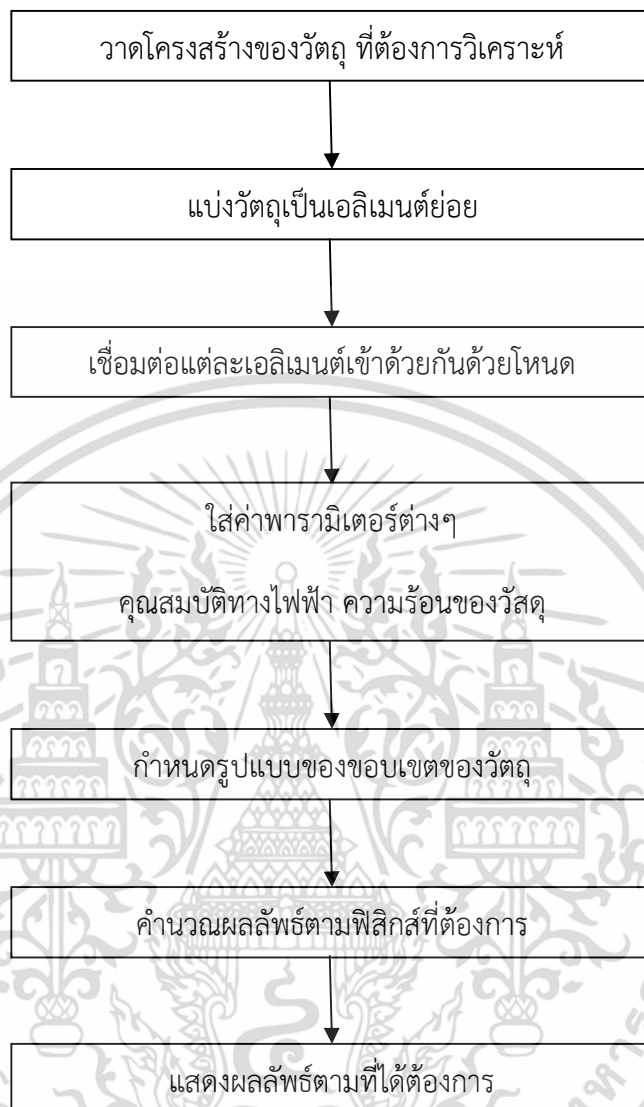
กระบวนการแก้ไขปัญหาใดๆโดยทั่วไปด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะประกอบไปด้วย 6 ขั้นตอนดังนี้

- ขั้นตอนที่ 1 แบ่งขอบเขตรูปร่างของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ
- ขั้นตอนที่ 2 เลือกฟังก์ชันประมาณภายในเอลิเมนต์
- ขั้นตอนที่ 3 สร้างสมการของเอลิเมนต์
- ขั้นตอนที่ 4 นำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้มาประกอบรวมเป็นสมการระบบใหญ่
- ขั้นตอนที่ 5 ทำการประยุกต์เงื่อนไขขอบเขต จากนั้นแก้สมการเพื่อหาค่าที่ไม่ทราบ
- ขั้นตอนที่ 6 เมื่อคำนวณค่าต่างๆ ที่จุดต่อออกมาแล้วก็สามารถหาค่าอื่นๆ ที่ต้องการทราบต่อไป เช่น เมื่อรู้ค่าอุณหภูมิที่จุดต่างๆ ก็จะสามารถหาค่าของความร้อนได้ [4] ดังรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 การแบ่งรูปร่างลักษณะของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์แบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.3 แสดงขั้นตอนการคำนวณด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์

จากรูปที่ 3.3 แสดงขั้นตอนการคำนวณทางวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ตามลำดับจากขั้นตอนแรกถึงขั้นตอนสุดท้าย มีรายละเอียดดังนี้ ขั้นตอนแรกจะเป็นการออกแบบโครงสร้างที่ต้องการวิเคราะห์ ด้วยโปรแกรมออกแบบงานแบบ 3 มิติ ในงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม SolidWork ในการออกแบบสร้างให้มีรูปแบบตามขนาด และสัดส่วนที่เท่ากับของจริงจากนั้นส่งออกไปเข้าสู่โปรแกรมไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยในงานวิจัยนี้จะใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics 3.4a ในการวิเคราะห์แก้ไขปัญหา

3.2 กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์

การประยุกต์ใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์มีขั้นตอนหลัก 3 ขั้นตอน ได้แก่ ขั้นตอน Pre-Processing, Analysis, Post-Processing

1. Pre-Processing คือการจัดเตรียมข้อมูลเพื่อนำไปวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยเริ่มจากการสร้างรูปแบบจำลองของชิ้นงาน เพื่อจำลองรูปร่างของชิ้นงานที่ต้องการวิเคราะห์ลงในคอมพิวเตอร์โปรแกรม จากนั้นจึงสร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Model) โดยแบ่งย่อยรูปร่างของแบบจำลองขนาดใหญ่ให้เป็นเอลิเมนต์ (Element) เล็กๆ การวิเคราะห์ปัญหาด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ก็จะแทนรูปแบบจำลองชิ้นงานที่เราสร้างขึ้นด้วยเอลิเมนต์ขนาดต่างๆ ตามที่เรากำหนด โดยจุดมุมของแต่ละเอลิเมนต์ เรียกว่า จุดต่อ (Node) จะเป็นจุดเชื่อมต่อแต่ละเอลิเมนต์เข้าด้วยกัน กลายเป็นรูปร่างตามแบบจำลองที่เราต้องการวิเคราะห์ นอกจากนี้ยังมีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของปัญหา การกำหนดขนาดและทิศทางของแรงกระทำต่อชิ้นงานที่เราจะทำการวิเคราะห์

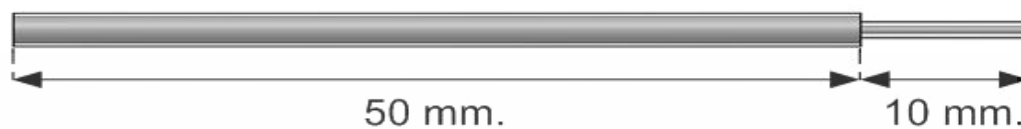
2. Analysis คือการสั่งให้คอมพิวเตอร์โปรแกรมวิเคราะห์ปัญหาโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ เพื่อหาคำตอบที่เราต้องการ และต้องให้ความสนใจกับรายละเอียดขั้นตอนการวิเคราะห์ปัญหาด้วย

3. Post-Processing เป็นขั้นตอนการแสดงผลการวิเคราะห์ปัญหาที่ผ่านกระบวนการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ผลด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ส่วนมากจะแสดงค่าที่เราสนใจด้วยแถบสีหลายระดับสี เช่น ถ้าเป็นปัญหาที่วิเคราะห์เกี่ยวกับโครงสร้างบริเวณที่เกิดความเค้นสูง บริเวณนั้นก็จะมีสีแดง และค่าความเค้นที่ต่ำลงมาด้วยการเรียงสีจากส้ม สีเหลือง ไปจนถึงสีชมพูที่แสดงค่าความเค้นที่น้อยที่สุด เป็นต้น

3.3 โครงสร้างของสายอากาศที่ใช้ในการวิเคราะห์

ในงานวิจัยนี้ได้จำลองโมเดลเส้นเลือดขอดที่มีสายอากาศสอดอยู่ภายในเส้นเลือดโดยจะแบ่งสายอากาศที่ได้จำลองเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 3 แบบย่อยรวมทั้งหมดเป็น 9 รูปแบบ ได้แก่กลุ่มแรกคือสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COA 10, 20, 30) กลุ่มที่สองคือ สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COAI 10, 20, 30) และกลุ่มที่สามคือ สายอากาศแบบสล็อต 1, 2, 3 สล็อต (CSSA, CDSA, CTSA)

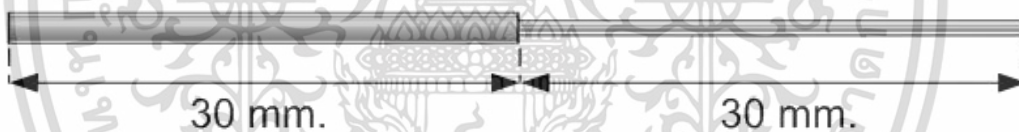
ในรูปที่ 3.4 -3.6 แสดงโครงสร้างสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20, 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20, 30 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบสลีต 1, 2, 3 สลีด ที่ใช้ในการจำลองการทำงานด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์



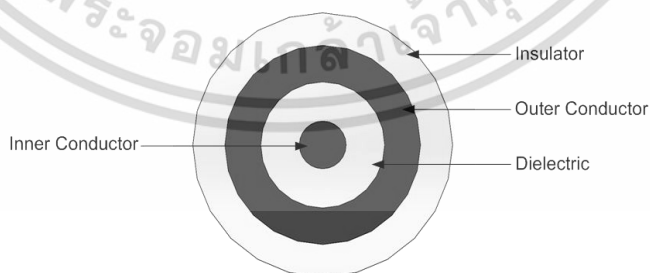
(ก) แบบปลายเปิดยาว 10 มิลลิเมตร (COA 10mm)



(ข) แบบปลายเปิดยาว 20 มิลลิเมตร (COA 20mm)



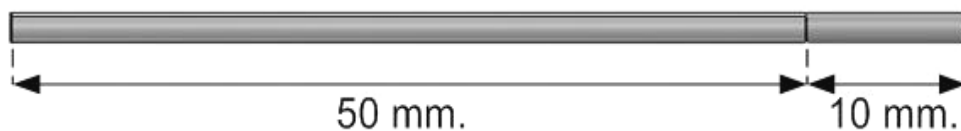
(ค) แบบปลายเปิดยาว 30 มิลลิเมตร (COA 30mm)



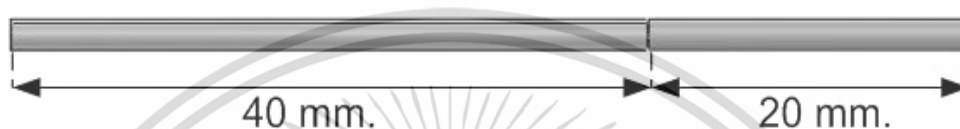
(ง) ส่วนประกอบของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA)

รูปที่ 3.4 โครงสร้างของสายอากาศแบบปลายเปิด

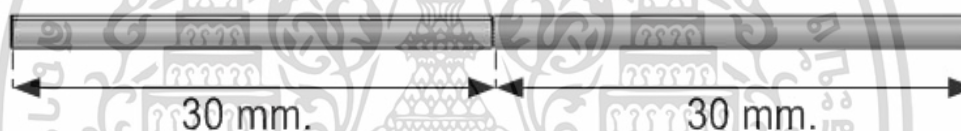
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



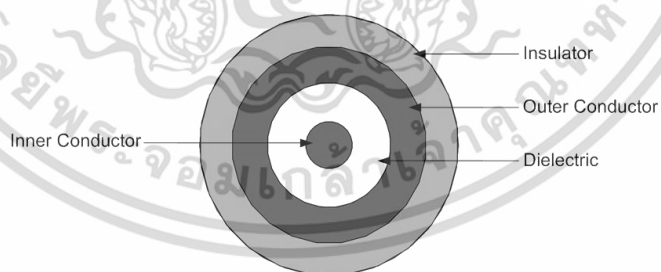
(ก) ปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้มยาว 10 มิลลิเมตร (COAI 10mm)



(ข) ปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้มยาว 20 มิลลิเมตร (COAI 20mm)



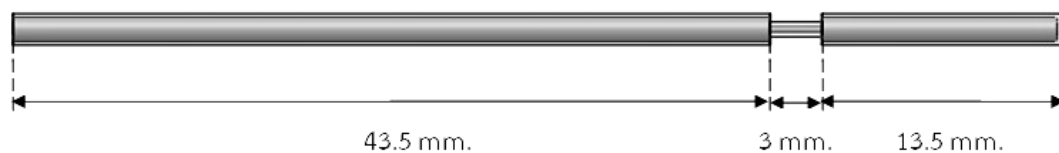
(ค) ปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้มยาว 30 มิลลิเมตร (COAI 30mm)



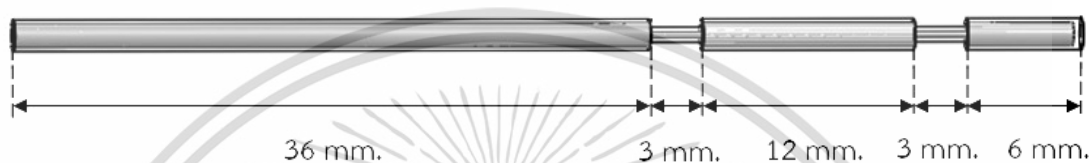
(ง) ส่วนประกอบของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม (COAI)

รูปที่ 3.5 โครงสร้างของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม

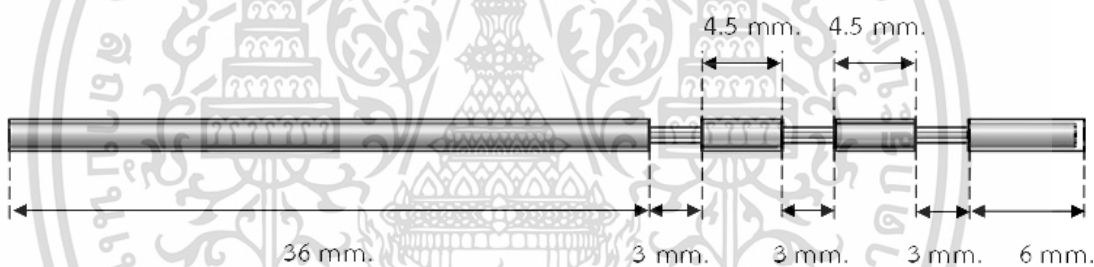
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



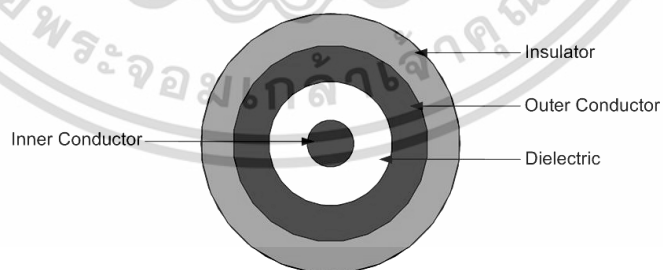
(ก) แบบสลีต 1 สลีส (CSSA)



(ข) แบบสลีต 2 สลีส (CDSA)



(ค) แบบสลีต 3 สลีส (CTSA)



(ง) ส่วนประกอบของสายอากาศแบบสลีต (CSA)

รูปที่ 3.6 โครงสร้างของสายอากาศแบบสลีต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

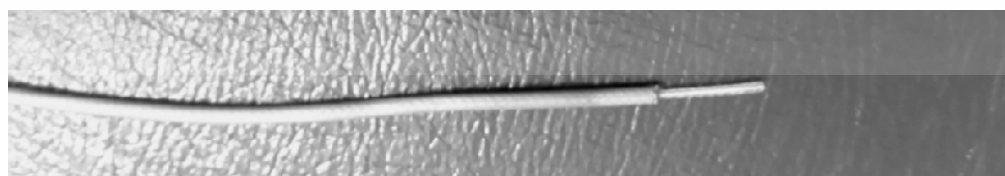
รายละเอียดของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของส่วนประกอบสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม (COAI) และสายอากาศแบบสล็อต (CSA) ที่ประกอบด้วย ตัวนำใน (Inner Conductor) ไดอิเล็กทริก (Dielectric) ตัวนำนอก (Outer Conductor) และฉนวน (Insulator) จะแสดงดังตารางที่ 3.1

ตารางที่ 3.1 รายละเอียดของขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของส่วนประกอบสายอากาศทั้งหมด

ส่วนประกอบของสายอากาศ ทั้งหมด	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง (mm)
	แบบปลายเปิด (COA), ปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม (COAI), แบบสล็อต (CSA)
ตัวนำใน (Inner Conductor)	0.32
ไดอิเล็กทริก (Dielectric)	0.85
ตัวนำนอก (Outer Conductor)	1.34
ฉนวน (Insulator)	1.78

3.4 การวัดคุณสมบัติของสายอากาศ

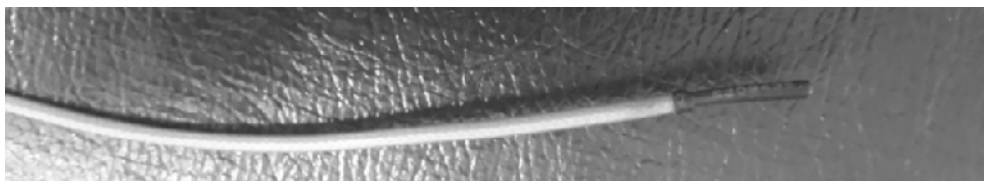
ในการวัดคุณสมบัติของสายอากาศผู้วิจัยได้ใช้สายอากาศทั้งหมดมาทดสอบเพื่อหาคุณสมบัติการแผ่รังสีที่ดีที่สุด จากนั้นผู้วิจัยได้เลือกสายอากาศสายอากาศที่แผ่รังสีที่ดีที่สุดของแต่ละกลุ่ม ไปทดสอบและทดลองจริง ในกลุ่มแรกคือสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร (COA 10mm) ดังในรูปที่ 3.7(ก) ในกลุ่มที่สองคือสายอากาศแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร (COAI 10mm) ดังในรูปที่ 3.7 (ข) และในกลุ่มที่สามคือสายอากาศแบบสล็อต 2 สล็อต (CDSA) ดังในรูปที่ 3.7 (ค) สายอากาศที่ใช้ในการวัดคุณสมบัติทดสอบและทดลอง จะเป็นสายนำสัญญาณแบบอ่อนสามารถโค้งงอสายได้ และมีความเหมาะสมในย่านความถี่ไมโครเวฟ



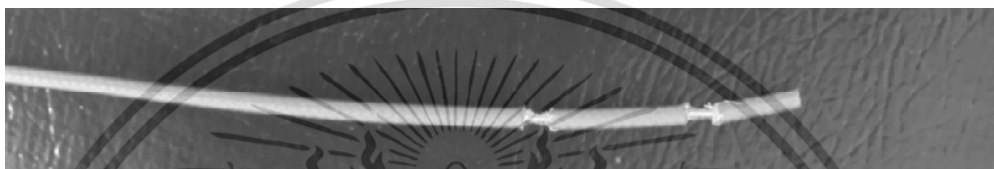
(ก) สายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร (COA 10mm)

รูปที่ 3.7 ลักษณะสายอากาศจริงที่ใช้ในการวัดคุณสมบัติ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) สายอากาศแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร (COAI 10mm)



(ค) สายอากาศแบบสล็อต 2 สล็อต (CDSA)

รูปที่ 3.7 (ต่อ)

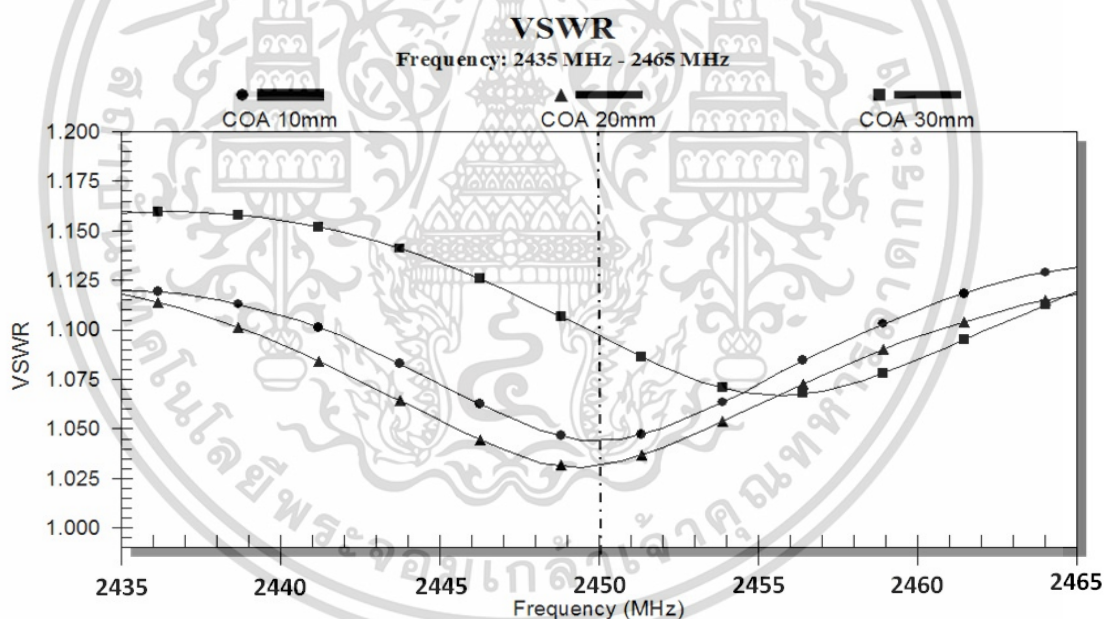
หลังจากที่ได้ออกแบบและสร้างสายอากาศขึ้นมาแล้ว ได้นำสายอากาศที่สร้างขึ้นมาไปทดสอบวัดคุณสมบัติด้านการใช้งานในย่านความถี่ไมโครเวฟ 2.45 GHz ด้วยเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ ยี่ห้อ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX รูปเครื่องวัดคุณสมบัติ ดังรูปที่ 3.7



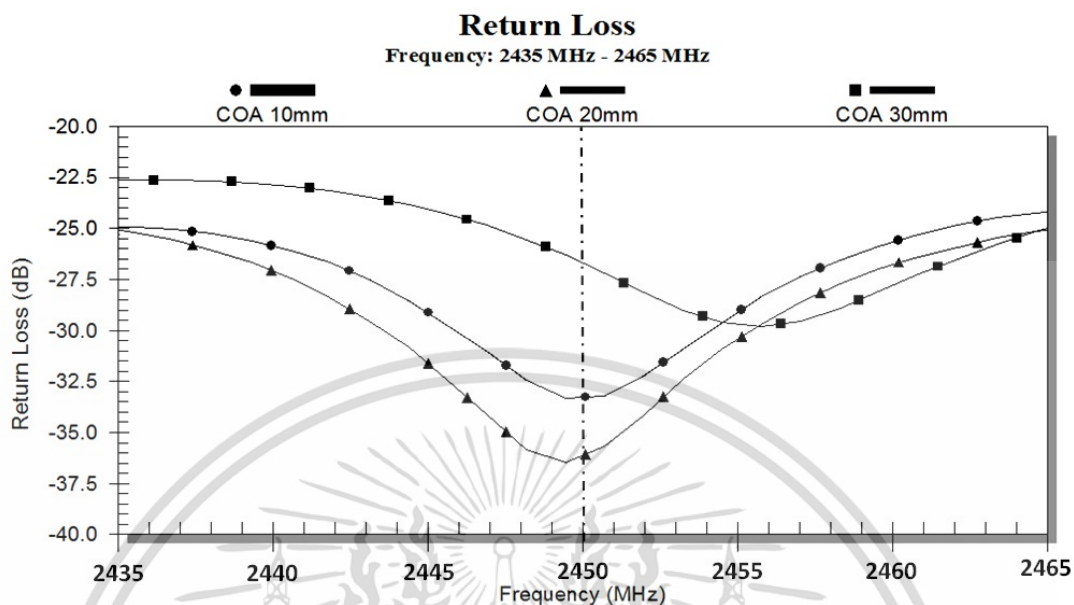
รูปที่ 3.8 เครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ ยี่ห้อ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

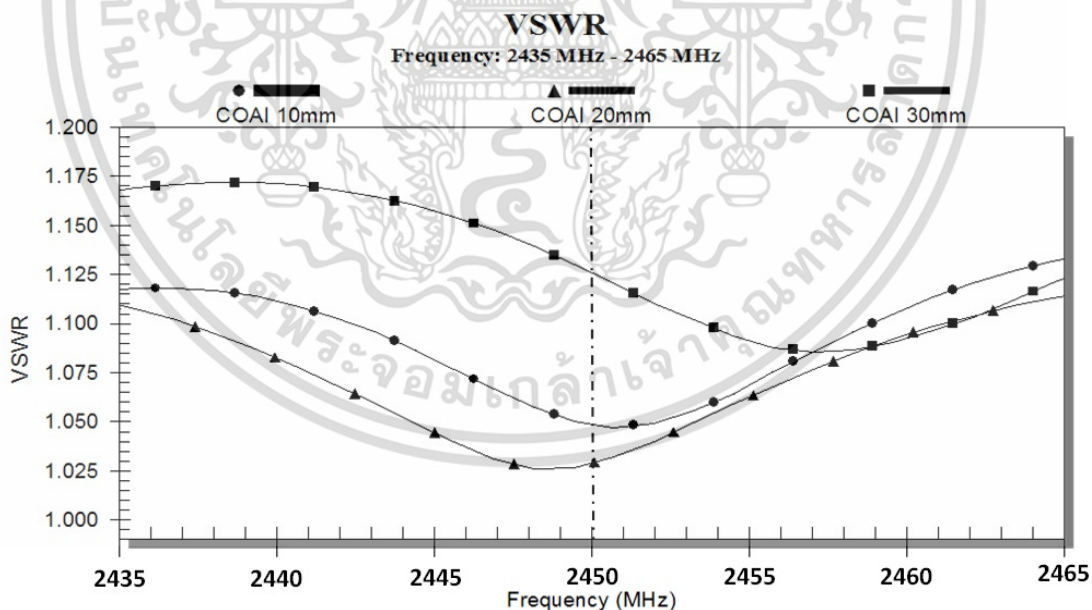
เครื่อง Bird Site Analyzer® (Model SA-6000EX) สามารถวัดคุณสมบัติของสายอากาศได้ โดยค่าที่มีความสำคัญในการออกแบบของสายอากาศ คือค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) และค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศที่มีผลต่อคลื่นไมโครเวฟและเครื่องกำเนิดไมโครเวฟ โดยจะสนใจความถี่ที่ 2.45 GHz โดยค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร จะแสดงในรูปที่ 3.7 ค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร จะแสดงในรูปที่ 3.8 ค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร จะแสดงในรูปที่ 3.10 ค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร จะแสดงในรูปที่ 3.11 ค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต จะแสดงในรูปที่ 3.12 และค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต จะแสดงในรูปที่ 3.13 ตามลำดับ



รูปที่ 3.9 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

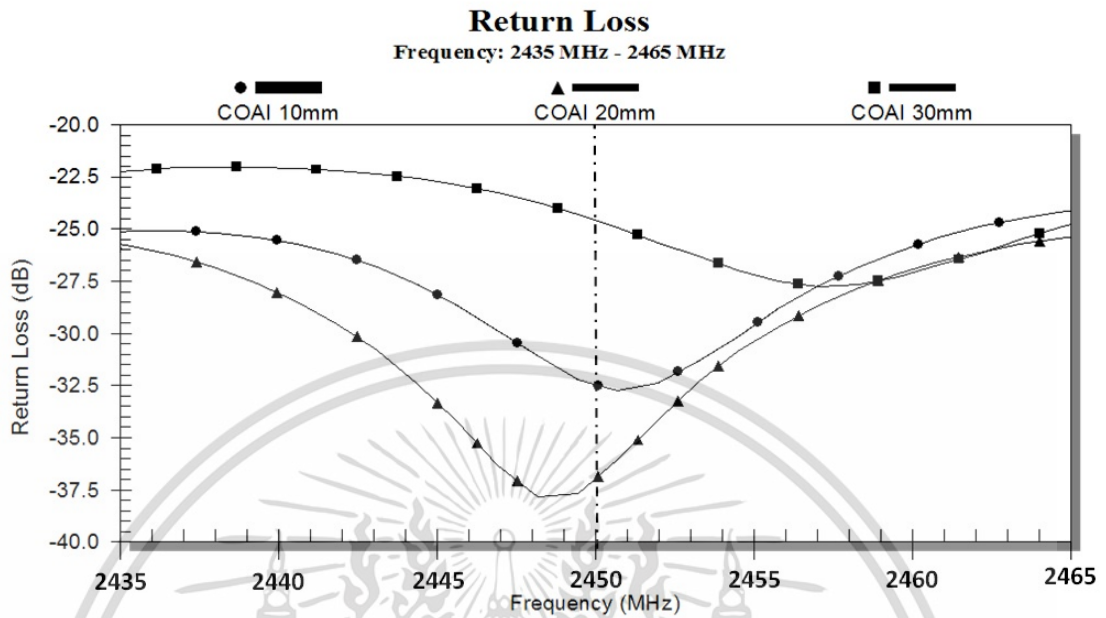


รูปที่ 3.10 แสดงค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

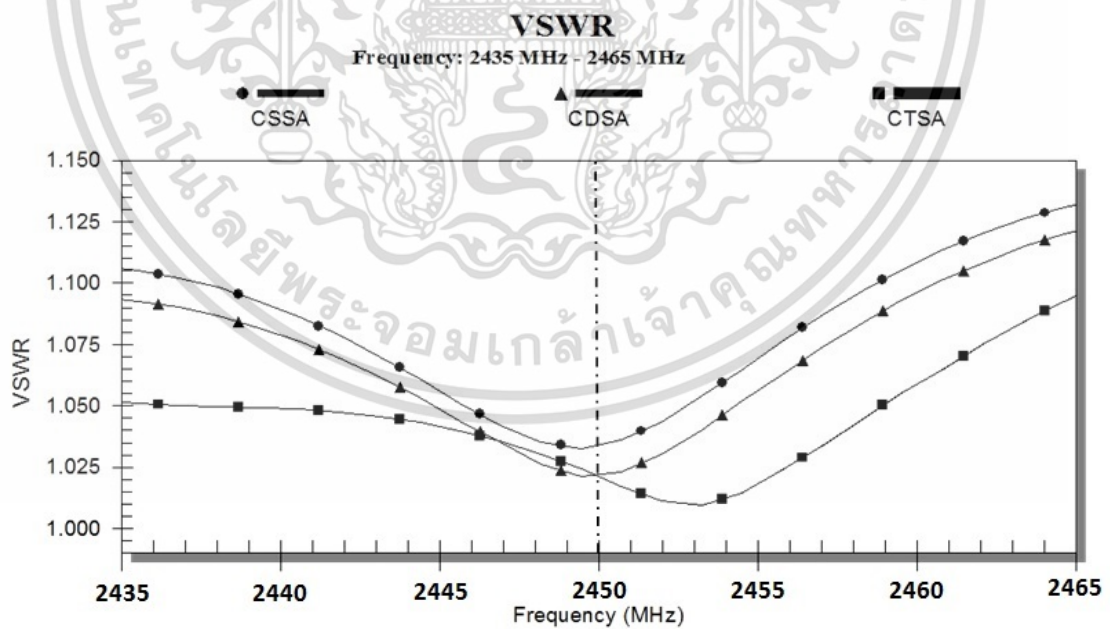


รูปที่ 3.11 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศปลายเปิดแบบมี
ฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

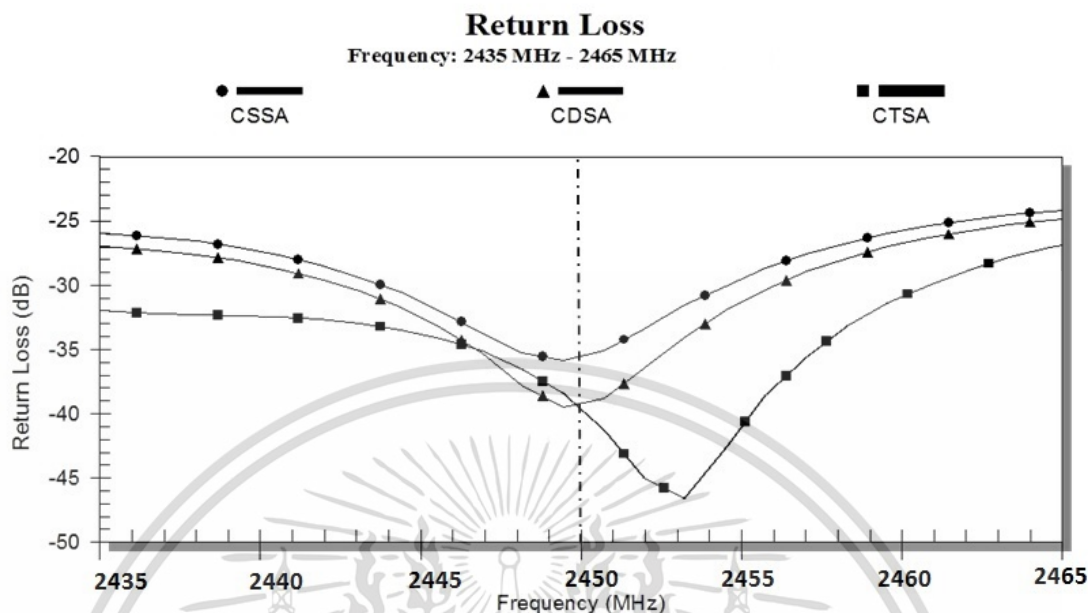


รูปที่ 3.12 แสดงค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.13 แสดงค่า VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) ของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สล็อต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

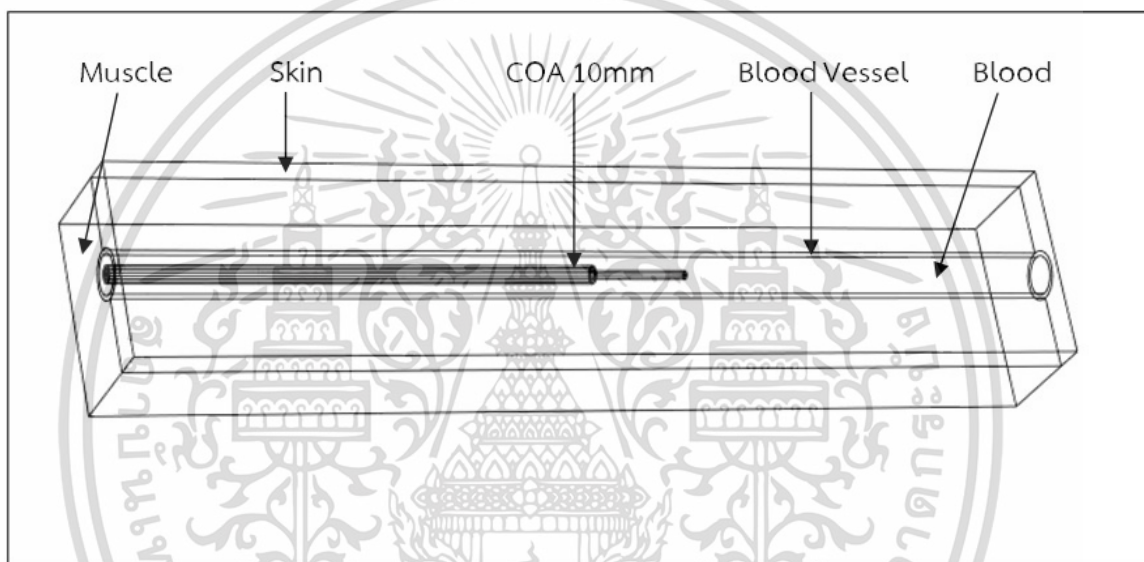


รูปที่ 3.14 แสดงค่า Return Loss (dB) ของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต

ในรูปที่ 3.9 - 3.14 แสดงค่าคุณสมบัติของสายอากาศในรูปแบบ VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) และ Return Loss ของสายอากาศแบบปลายเปิดสายอากาศปลายเปิดแบบที่มีฉนวนหุ้มและสายอากาศแบบสล็อต ซึ่งจากกราฟเป็นผลจากการวัดคุณสมบัติที่ได้จากเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX โดยสายอากาศที่ทำการทดสอบค่า VSWR และค่า Return Loss ที่ความถี่ไมโครเวฟที่ใช้งาน 2.45 GHz สายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร มีค่า VSWR เท่ากับ 1.050, 1.032 และ 1.1 ตามลำดับ มีค่า Return Loss เท่ากับ (-32.5 dB), (-36 dB) และ (-26.5 dB) ตามลำดับสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร มีค่า VSWR เท่ากับ 1.050, 1.030 และ 1.130 ตามลำดับ มีค่า Return Loss เท่ากับ (-32.5 dB), (-36.3 dB) และ (-23.8 dB) ตามลำดับสายอากาศแบบสล็อต 1 สล็อต, 2 สล็อต และ 3 สล็อต มีค่า VSWR เท่ากับ 1.033, 1.025 และ 1.025 ตามลำดับ มีค่า Return Loss เท่ากับ (-35 dB), (-40 dB) และ (-40 dB) ตามลำดับ ซึ่งเมื่อพิจารณาแล้วพบว่าสายอากาศมีค่า VSWR และ Return Loss ที่ต่ำเมื่อนำไปใช้งานจะมีค่าของการส่งผ่านพลังงานได้สูงสุดที่ความถี่ 2.45 GHz โดยพบว่าสายอากาศทุกอันมีการแมทซิ่งที่ดี และพบว่าสายอากาศแบบ CDSA มีค่า 1 ต่อ 1.025 ซึ่งจะได้ค่าการแมทซิ่งที่ดีที่สุด

3.5 แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดขด

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบ แบบจำลองทางการไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือดเพื่อวิเคราะห์แสดงการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อน การกระจายตัวของอุณหภูมิความร้อน การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าสนามแม่เหล็ก และการกระจายปริมาณอัตราการดูดซับจำเพาะ SAR (Specific Absorption Rate) แบบจำลองทางการไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือด แสดงดังรูปที่ 3.15



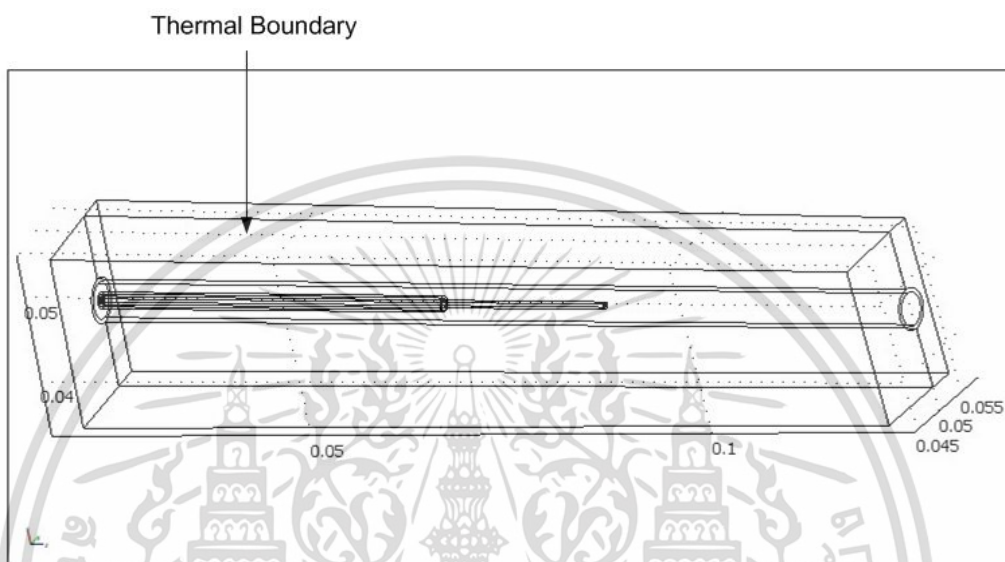
รูปที่ 3.15 แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือด

3.5.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)

ในการกำหนดขอบเขตของการกำหนดเงื่อนไข ในระบบไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์การบำบัดเส้นเลือดขดด้วยคลื่นไมโครเวฟ ทำการกำหนดเงื่อนไขของขอบเขตของโมดูลของ Electromagnetic (RF Module) และ Heat Transfer (Bio-heat Equation) เพื่อกำหนดรายละเอียดที่ใช้ในการคำนวณด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ มีรายละเอียดดังนี้

3.5.1.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer

ในการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer เราจะมีเงื่อนไขขอบเขตอยู่ 2 กลุ่ม คือ Thermal Boundary Condition และ Continuity แสดงรายละเอียดได้ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 เงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Thermal Boundary Condition มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.1

$$n \cdot (k\nabla T) = 0 \quad (3.1)$$

โดยที่

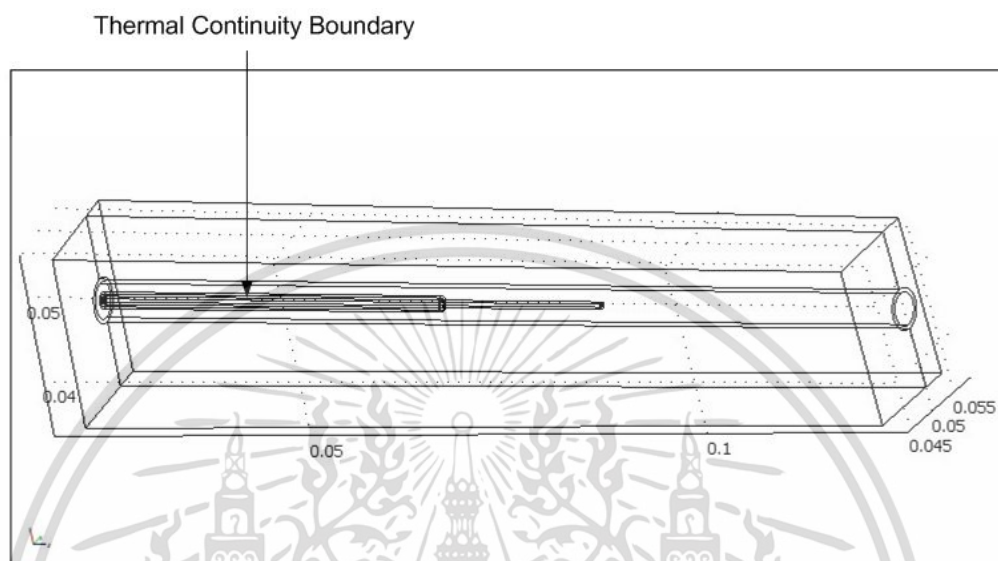
n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของฟลักซ์ความร้อน

k คือ สัมประสิทธิ์การนำความร้อนในเนื้อเยื่อ

T คือ อุณหภูมิ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในขอบเขตของเนื้อเยื่อด้านนอกถูกกำหนดให้เป็นฉนวนกันความร้อน เพื่อให้การแสดงผลถูกแสดงในส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อไม่นำความร้อนออกนอกพื้นที่ที่ไม่ต้องการวิเคราะห์



รูปที่ 3.17 เงื่อนไขขอบเขตของ Heat Transfer ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Thermal Continuity ในรูปที่ 3.17 มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.2

$$n \cdot (k_u \nabla T \cdot k_d \nabla T_d) = 0 \quad (3.2)$$

โดยที่

n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของฟลักซ์ความร้อน

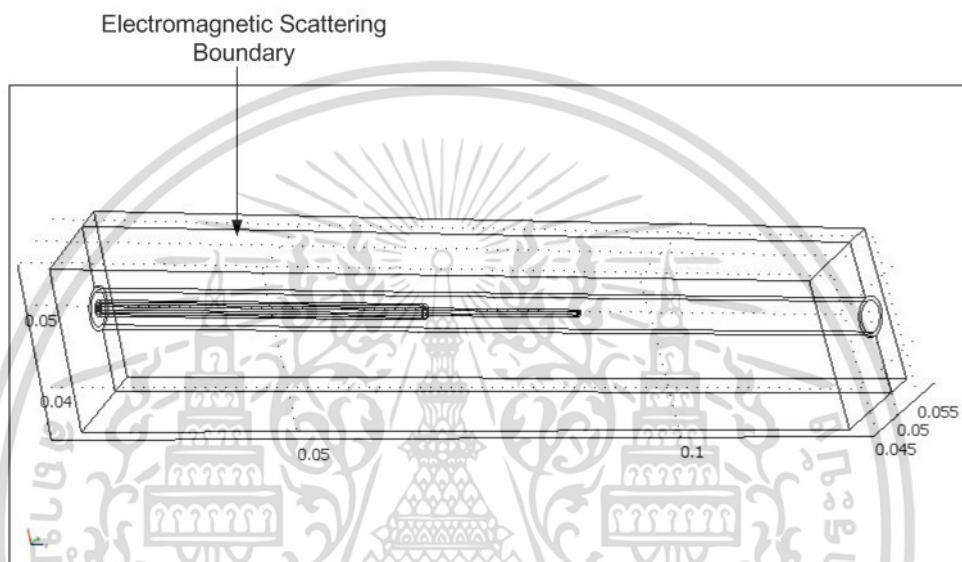
k_u, k_d คือ สัมประสิทธิ์การนำความร้อนของวัสดุลำดับที่ 1 และ 2

T, T_d คือ อุณหภูมิใดๆ

นิยาม Thermal Continuity คือ การเชื่อมโยงความร้อนของวัสดุที่แตกต่างกันให้มีการสูญเสียน้อยที่สุดเสมือนกับเป็นวัสดุเดียวกัน เพื่อลดปัญหาเรื่องการสูญเสียที่เกิดขึ้นกับวัสดุที่แตกต่างกัน

3.5.1.2 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic)

ในการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) เราจะมีเงื่อนไขขอบเขตอยู่ 4 กลุ่ม คือ Scattering Perfect Electric Conductor Continuity และ Port แสดงรายละเอียดได้ ดังรูปที่ 3.18



รูปที่ 3.18 เงื่อนไขขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองทางการไฟไนต์เอลิเมนต์

เงื่อนไขขอบเขตในรูปแบบ Scattering มีรูปแบบของเงื่อนไขที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.3

$$n \times (\nabla \times E) - jkn \times (E \times n) = -n \times (E_0 \times jk(n-k)) \exp(-jk \cdot r) \quad (3.3)$$

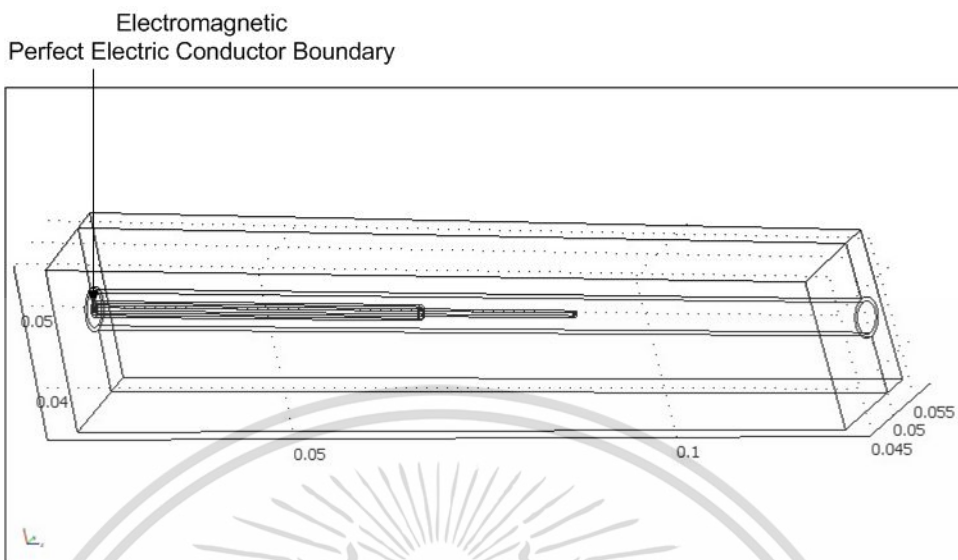
โดยที่

n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของฟลักซ์ความร้อน

k คือ สัมประสิทธิ์การนำความร้อนในเนื้อเยื่อ

E, E_0 คือ สนามไฟฟ้าตำแหน่งต่างๆ และสนามไฟฟ้าเริ่มต้นที่ตำแหน่งต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.19 เจ็อนไซขอบเขตของRF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เจ็อนไซขอบเขตในรูปแบบ Perfect Electric Conductor ในรูปที่ 3.19 มีรูปแบบของเจ็อนไซที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.4

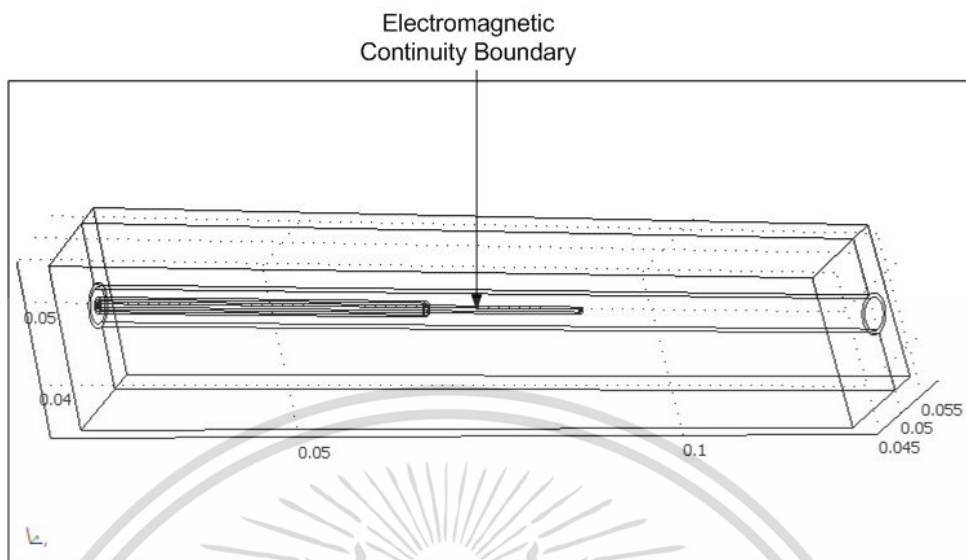
$$n \times E = 0 \quad (3.4)$$

โดยที่

n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่น

E คือ สนามไฟฟ้า

นิยามของ Perfect Electric Conductor คือ ตัวนำสนามไฟฟ้าที่สมบูรณ์ในวัสดุที่เป็น Perfect Electric Conductor เพื่อบ่งบอกว่าในวัสดุนั้นมีเฉพาะสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในทิศทางตั้งฉากกับการเคลื่อนที่ของคลื่นเท่านั้น ฉะนั้นจะมีเฉพาะสนามไฟฟ้ารอบๆ สายอากาศเท่านั้น



รูปที่ 3.20 เส้นไขว้ขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เส้นไขว้ขอบเขตในรูปแบบ Continuity ในรูปที่ 3.20 มีรูปแบบของเส้นไขว้ที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.5

$$n \times (H_1 - H_2) = 0$$

$$n \times (E_1 - E_2) = 0$$

(3.5)

โดยที่

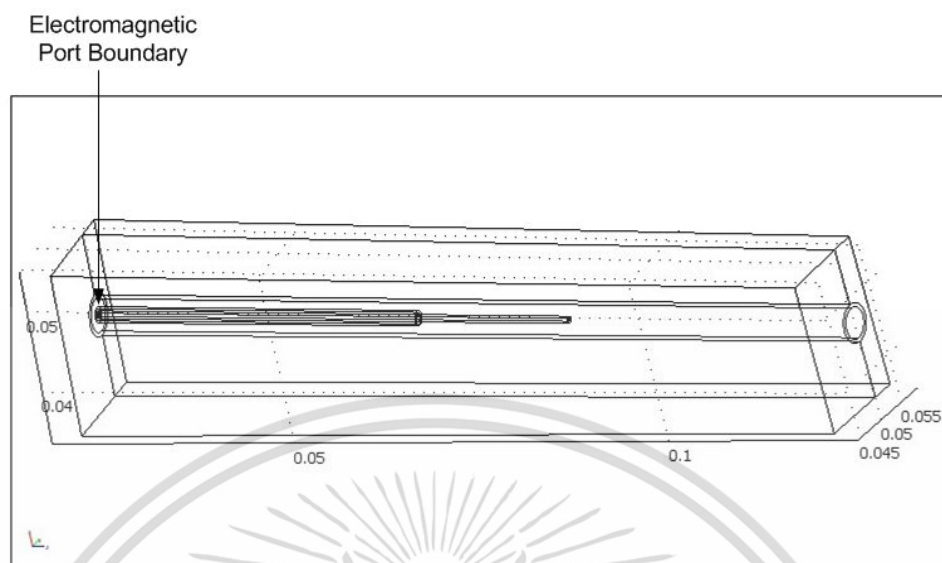
n คือ ทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่น

H_1, H_2 คือ สนามแม่เหล็กในตัวของวัสดุที่ 1 และ 2

E_1, E_2 คือ สนามไฟฟ้าในตัวของวัสดุที่ 1 และ 2

นิยามของ Continuity ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า คือ จุดที่จะเป็นส่วนเชื่อมต่อขององค์ประกอบคลื่นสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.21 เส้นขอบเขตของ RF Module (Electromagnetic) ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เส้นขอบเขตในรูปแบบ Port (ตำแหน่งป้อนคลื่นความถี่ที่มีระดับพลังงาน) ในรูปที่ 3.21 มีรูปแบบของเส้นที่มีความสัมพันธ์ตามสมการ 3.6

$$s = \frac{\int (E_1 - E_2) \cdot E_2}{\int E_2 \cdot E_2} \quad (3.6)$$

โดยที่

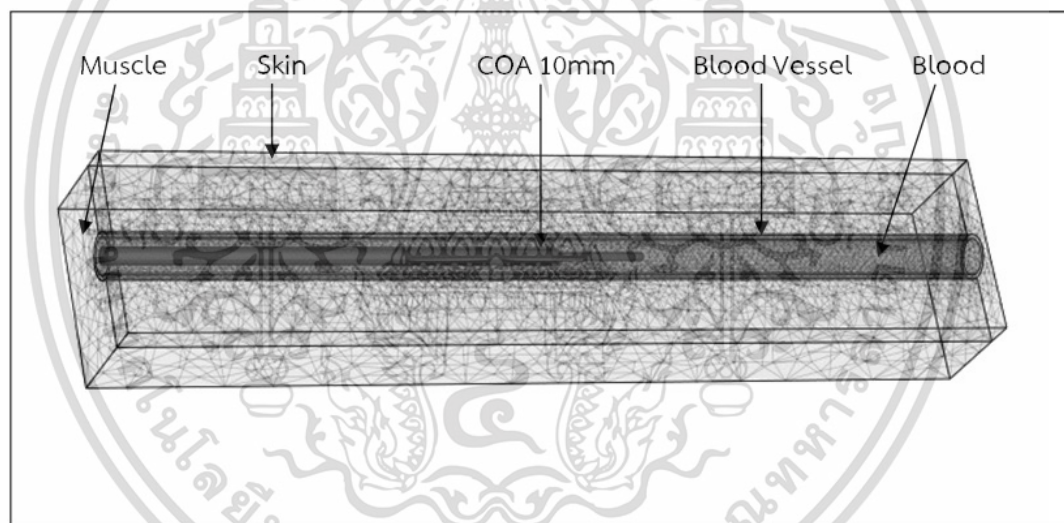
s คือ พลังงานที่ขอบเขตที่ตำแหน่งใดๆ

E_1, E_2 คือ สนามไฟฟ้าในตัวของวัสดุที่ 1 และ 2

ส่วนของ Port ในโปรแกรม COMSOL ใช้เพื่อกำหนดรูปแบบของการรับสัญญาณเข้าในรูปแบบต่างๆ และกำหนดระดับพลังงานที่ป้อน และยังสามารถที่จะกำหนดเฟสของสัญญาณที่เข้ามาได้อีกด้วย โดยในการกำหนดค่าที่ใช้ในการจำลองการทำงาน กำหนดรูปแบบของ Port เป็นโคแอกเซียลป้อนความถี่ 2.45 GHz กำลังงาน 60 วัตต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ประกอบด้วยชุดสายอากาศ กล้ามเนื้อ ผิวหนัง เส้นเลือด และเลือด โดยสายอากาศจะสอดอยู่ตรงกลางภายในเส้นเลือดซึ่งส่วนของสายอากาศจะถูกแบ่งเป็นชั้นย่อยๆ ด้วยเอลิเมนต์ที่มีรูปแบบเป็นสามเหลี่ยม ส่วนเอลิเมนต์ของเนื้อเยื่อมีการกระจายของขนาดเอลิเมนต์ โดยบริเวณรอบๆสายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่เล็ก ส่วนบริเวณที่ห่างออกจากสายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่ใหญ่ขึ้น เพื่อลดขนาดของหน่วยความจำของเครื่องในการจำลองการทำงาน โดยสร้างรูปแบบของสายอากาศและส่วนประกอบต่างๆ ด้วย SolidWorks Version 2013 ส่งออกในรูปแบบ IGES ไปยังโปรแกรม COMSOL Multiphysics Version 3.5a เพื่อทำการใส่ Boundary และค่าคงที่ต่างๆ ที่ใช้ในการจำลองการทำงานซึ่งการทำไฟไนต์เอลิเมนต์โดยการจัดรูปแบบของ Mesh มีจำนวนเอลิเมนต์เฉลี่ย 165,000 เอลิเมนต์ ดังรูป 3.22 ส่วนค่าค่าคุณสมบัติทางความร้อนของแบบจำลองเส้นเลือดขอดที่ใช้ในการจำลอง แสดงในตารางที่ 3.2



รูปที่ 3.22 การจัดรูปแบบของ Mesh Element ของแบบจำลองสายอากาศที่สอดอยู่ภายในเส้นเลือด

ตารางที่ 3.2 รายละเอียดค่าพารามิเตอร์ของแบบจำลองการบำบัดเส้นเลือดขอคโดยคลื่นไมโครเวฟ

ρ_m (Density of muscle)	1047 [kg/m ³]
ρ_{sk} (Density of skin)	1125 [kg/m ³]
ρ_{bl} (Density of blood)	1058 [kg/m ³]
ρ_v (Density of blood vessel)	1000 [kg/m ³]
c_m (Specific heat of muscle)	3500 [J/kg.K]
c_{sk} (Specific heat of skin)	3437 [J/kg.K]
c_{bl} (Specific heat of blood)	3960 [J/kg.K]
c_v (Specific heat of blood vessel)	4000 [J/kg.K]
k_m (Thermal conductivity of muscle)	0.60 [S/m]
k_{sk} (Thermal conductivity of skin)	0.35 [S/m]
k_{bl} (Thermal conductivity of blood)	0.45 [S/m]
k_v (Thermal conductivity of blood vessel)	0.60 [S/m]
σ_m (Electrical conductivity of muscle)	1.74 [S/m]
σ_{sk} (Electrical conductivity of skin)	1.46 [S/m]
σ_{bl} (Electrical conductivity of blood)	2.54 [S/m]
σ_v (Electrical conductivity of blood vessel)	1.44 [S/m]
ϵ_m (Relative permittivity of muscle)	52.73
ϵ_{sk} (Relative permittivity of skin)	38.01
ϵ_{bl} (Relative permittivity of blood)	58.30
ϵ_v (Relative permittivity of blood vessel)	42.53
ϵ_{diel} (Relative permittivity of dielectric)	2.03
ϵ_{insul} (Relative permittivity of insulator)	2.60

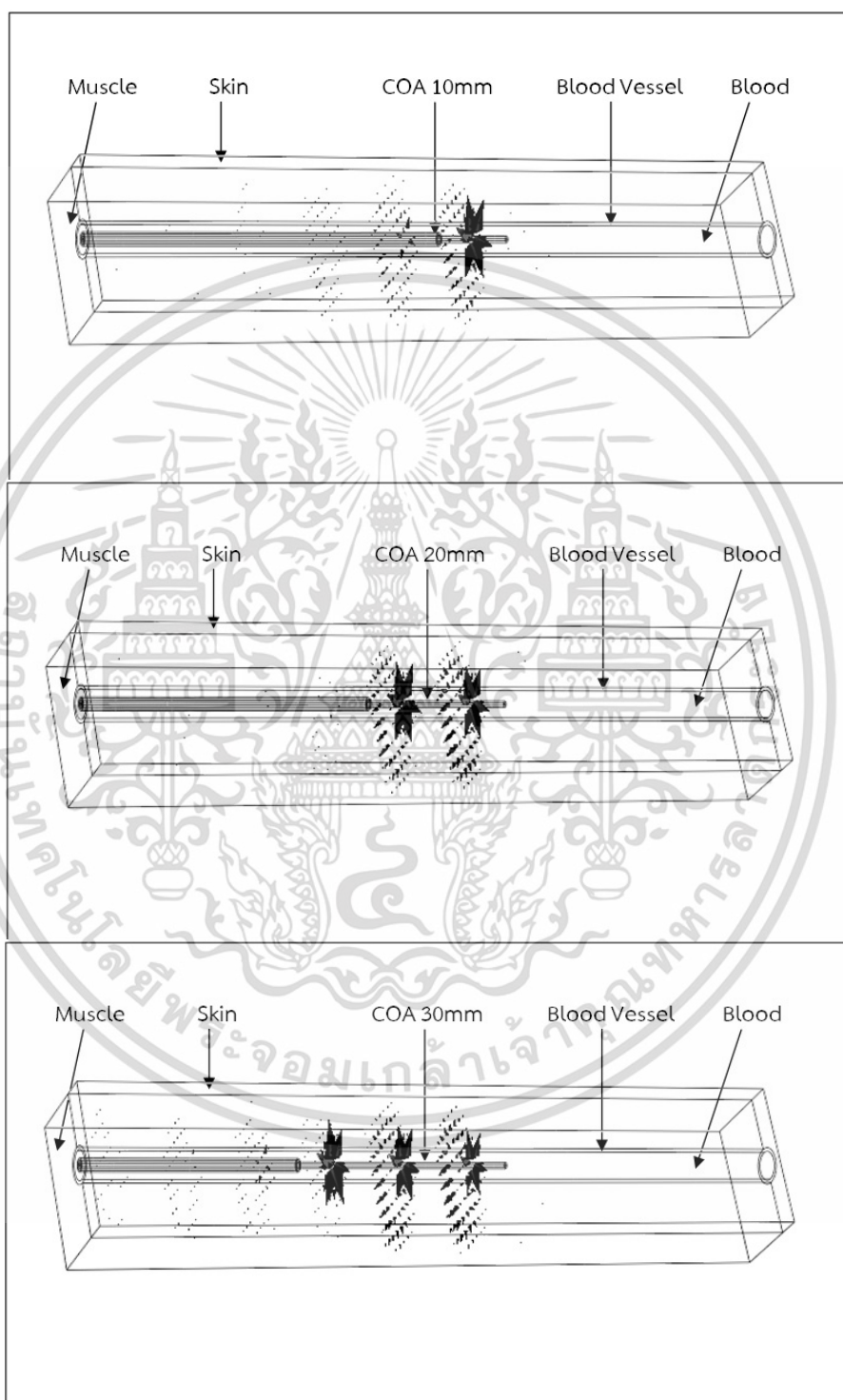
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการจำลองการทำงาน และการทดลอง

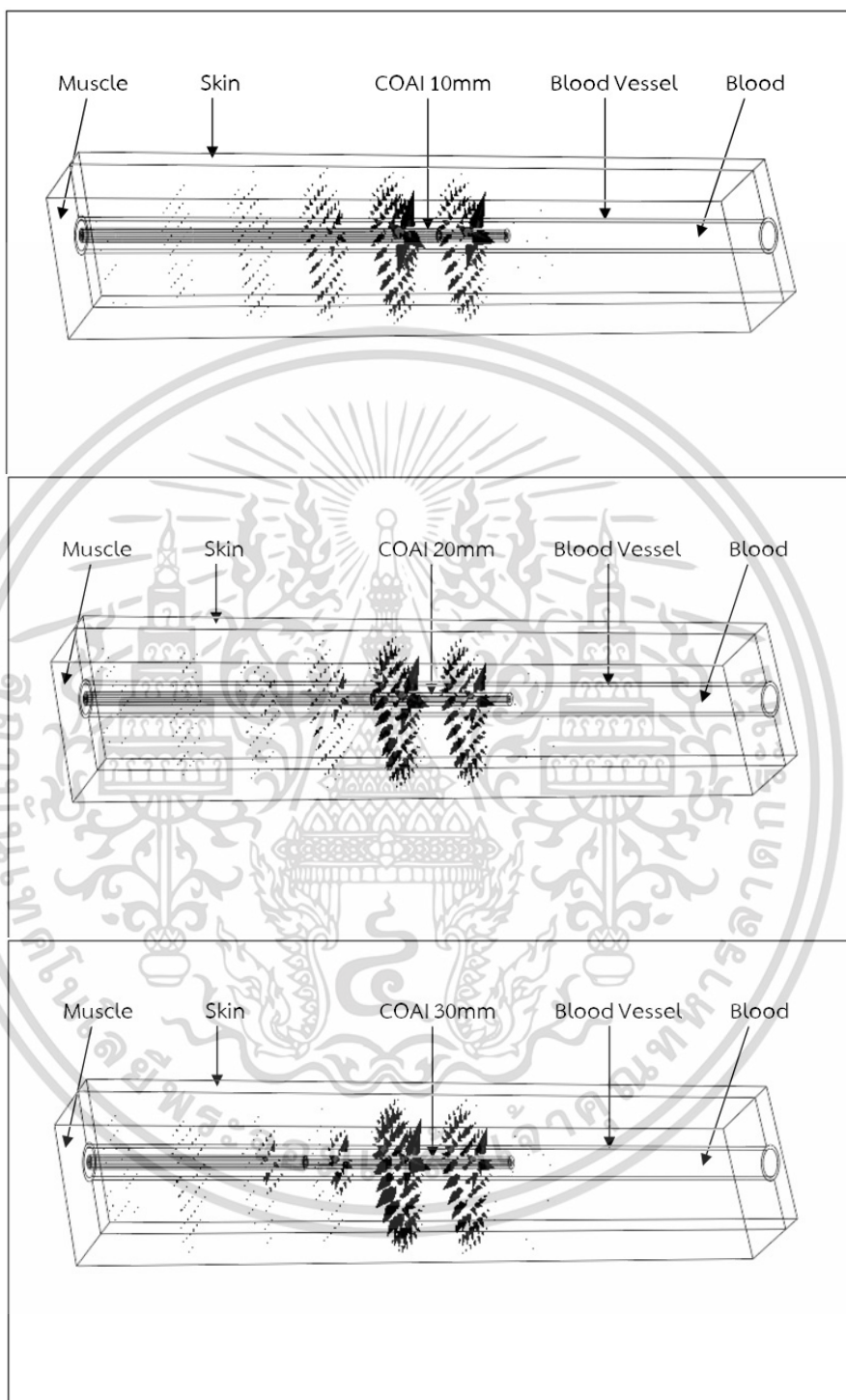
การจำลองผลการทำงานด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics ใช้จำนวนเอลิเมนต์ 160,500 เอลิเมนต์ ซึ่งจะแสดงการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อน การกระจายตัวของอุณหภูมิความร้อน การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็กและการกระจายตัวของ SAR (Specific Absorption Rate) ที่เกิดขึ้นเป็นในรูปแบบ 3 มิติ โดยรูปแบบการจำลองจะแบ่งเป็นสายอากาศ 3 กลุ่ม กลุ่มละ 3 แบบย่อยรวมทั้งหมดเป็น 9 รูปแบบ ได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COA) สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COAI) และสายอากาศแบบสลีต 1, 2, 3 สลิต (CSA) ใช้ความถี่ย่านไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz กำหนดการป้อนกำลังไฟฟ้าที่ 60 วัตต์ เป็นเวลานาน 10 วินาที จะทำให้เส้นเลือดขอได้รับความร้อนเฉพาะจุดโดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อบริเวณนั้นที่อุณหภูมิไม่เกิน 85 องศาเซลเซียส และทำการเปรียบเทียบสายอากาศที่มีปริมาณการกระจายความร้อนในเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส มากที่สุดของแต่ละกลุ่มได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร (COA 10mm) สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร (COAI 10mm) และสายอากาศแบบสลีต 2 สลิต (CDSA) แล้วนำสร้างสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบมาทดสอบการกระจายความร้อนในไขขาวและทดลองกับเส้นเลือดบริเวณส่วนขาของสุกรแบบ In Vitro

4.1 ผลการจำลองการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อน



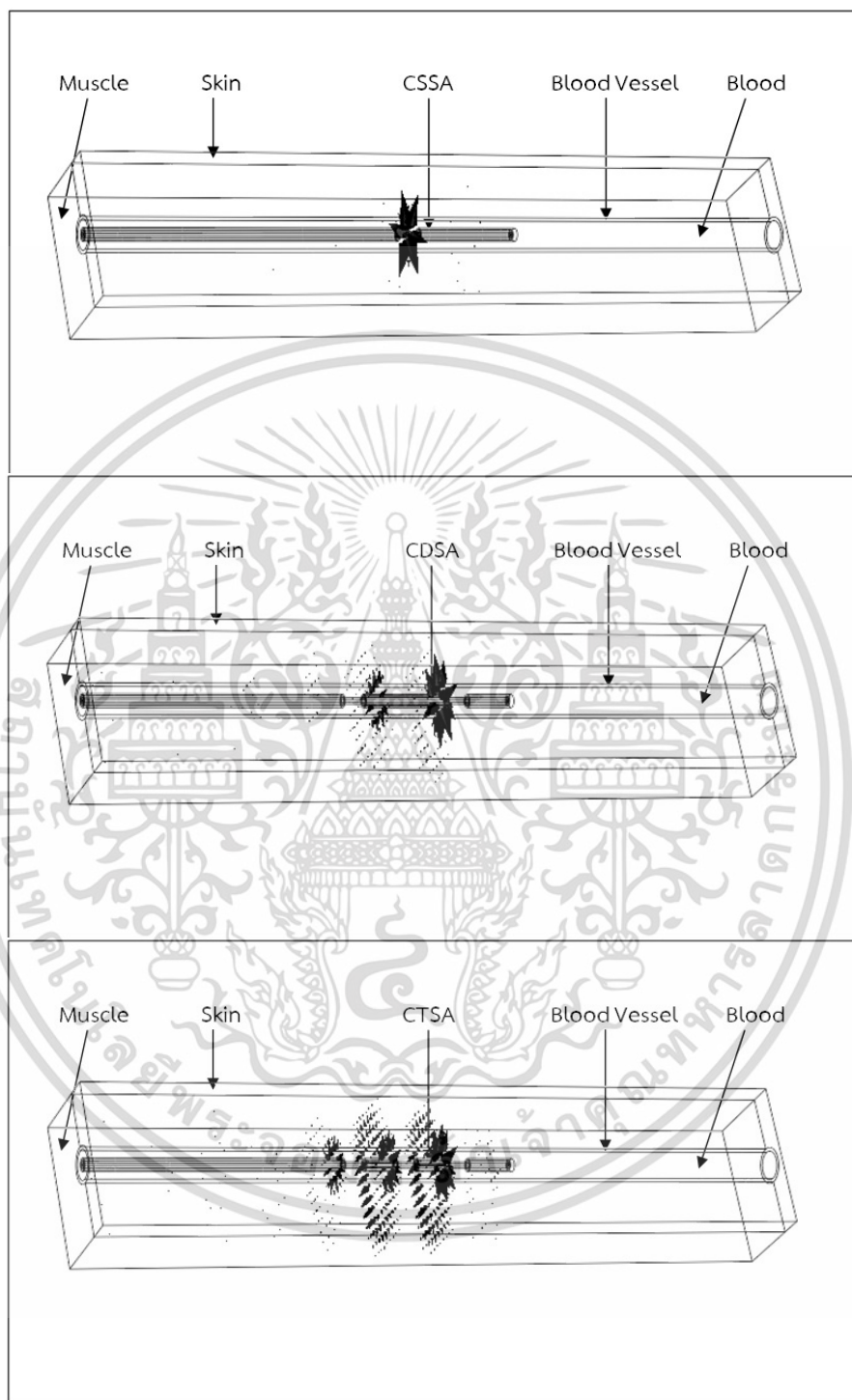
รูปที่ 4.1 การกระจายฟลักซ์ความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.2 การกระจายฟลักซ์ความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

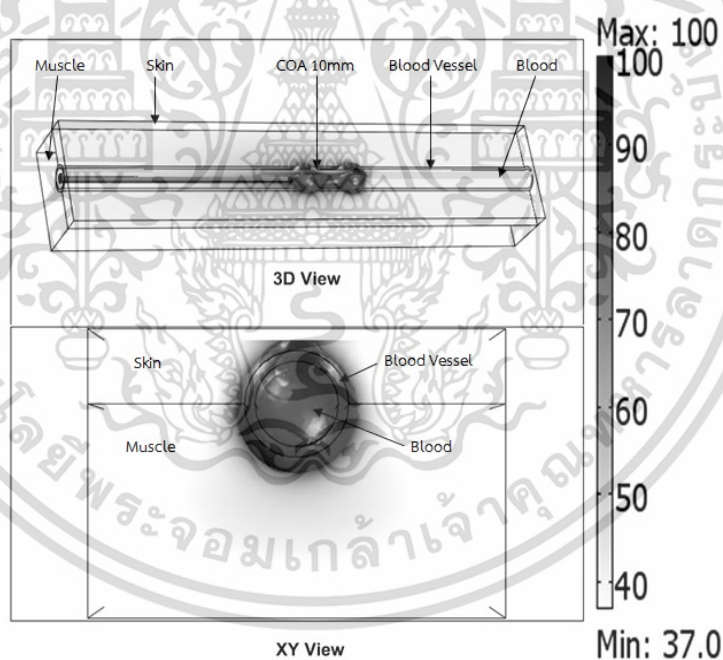


รูปที่ 4.3 การกระจายฟลักซ์ความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

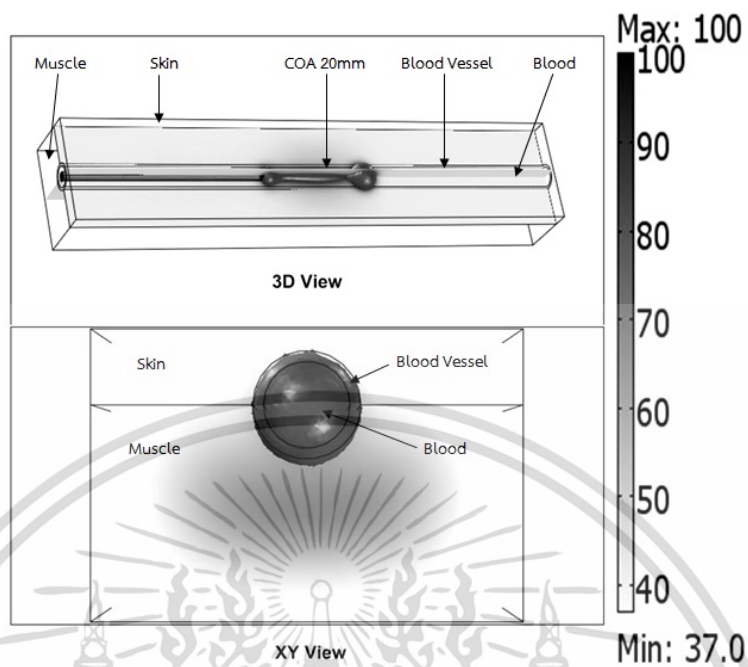
จากรูปที่ 4.1-4.3 เป็นการแสดงการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อนที่เกิดขึ้นในแบบจำลองเส้นเลือดขอด โดยกำหนดกำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ ใช้ระยะเวลา 10 วินาที จากการวิเคราะห์ด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ พบว่าเกิดการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อนจะกระจายสมมาตรจากกึ่งกลางของสายอากาศ ออกไปรอบๆ ส่วนที่เกิดขึ้นจะเกิดบริเวณรอยต่อจุดที่พบกับตัวนำนอกของสายอากาศปลายเปิด จะแสดงในรูป 4.1 ซึ่งสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้มจะเกิดการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อนตรงบริเวณฉนวนหุ้มปลายของสายอากาศแบบปลายเปิดที่มีฉนวนหุ้ม จะแสดงในรูป 4.2 และเกิดการกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อนตรงบริเวณสล็อตของสายอากาศแบบสล็อต จะแสดงในรูป 4.3 โดยฟลักซ์ความร้อนจะแสดงให้เห็นถึงปริมาณ และทิศทางของการกระจายเข้าไปในเลือด เส้นเลือด กล้ามเนื้อ และผิวหนังของแบบจำลองโดยปริมาณการกระจายความร้อนสูงสุดของเสาอากาศแต่ละแบบจะไม่เท่ากัน

4.2 ผลการจำลองการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 10 วินาที

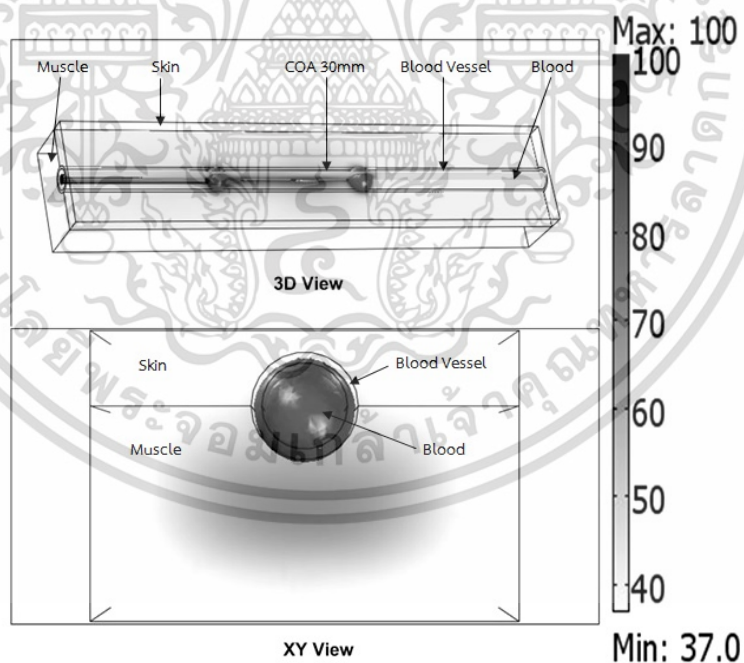


(ก) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.4 การกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



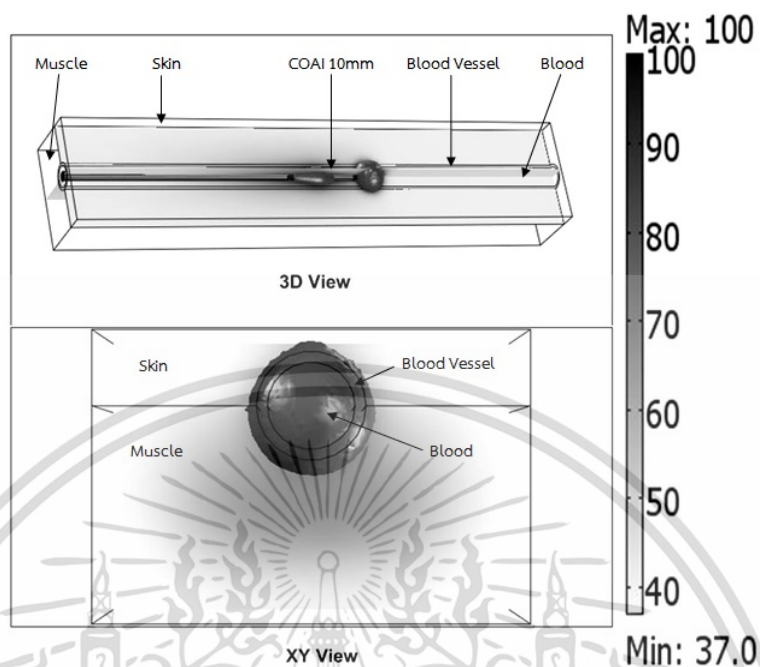
(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 20 มิลลิเมตร



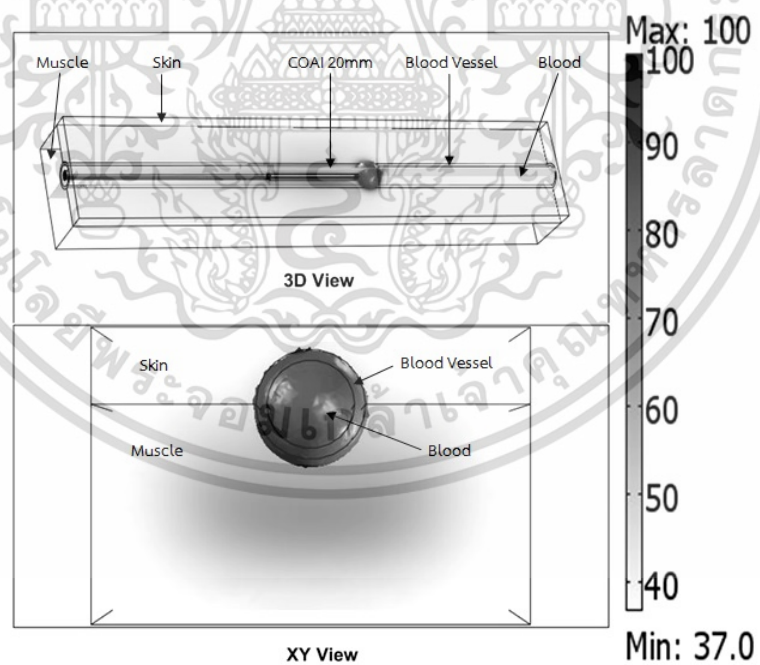
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.4 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



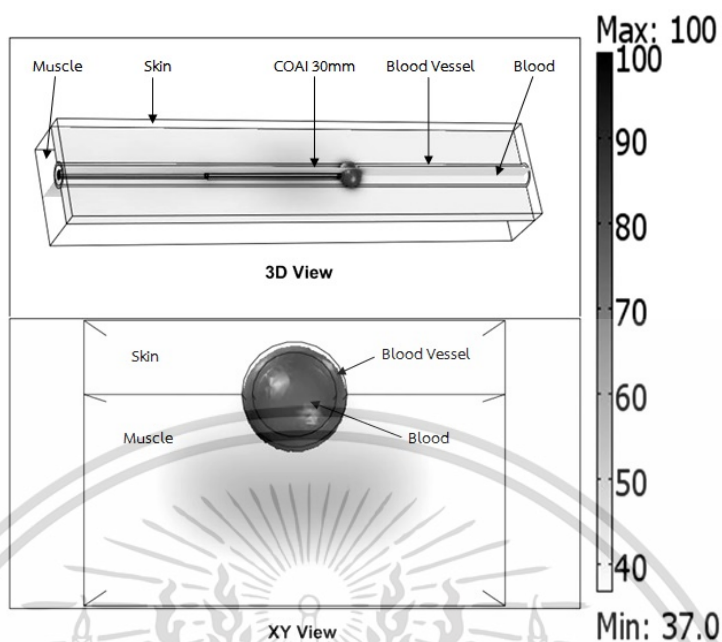
(ก) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร



(ข) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 20 มิลลิเมตร

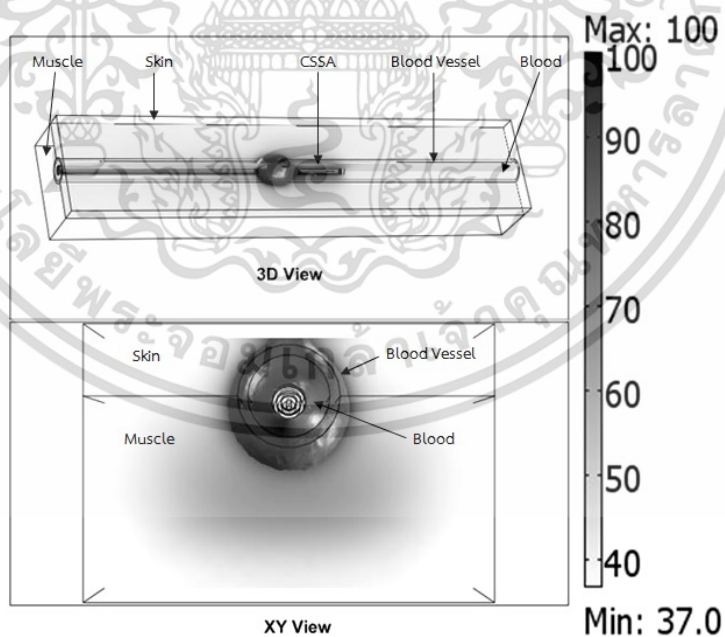
รูปที่ 4.5 การกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 30 มิลลิเมตร

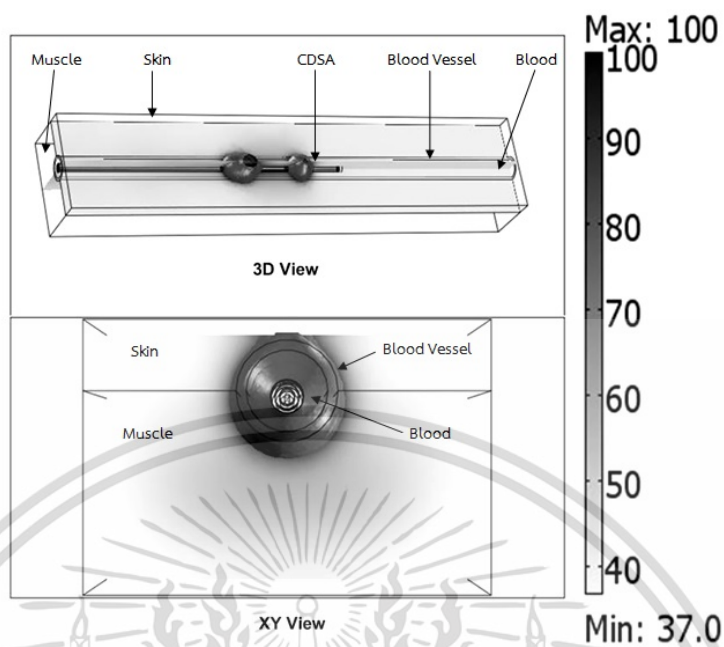
รูปที่ 4.5 (ต่อ)



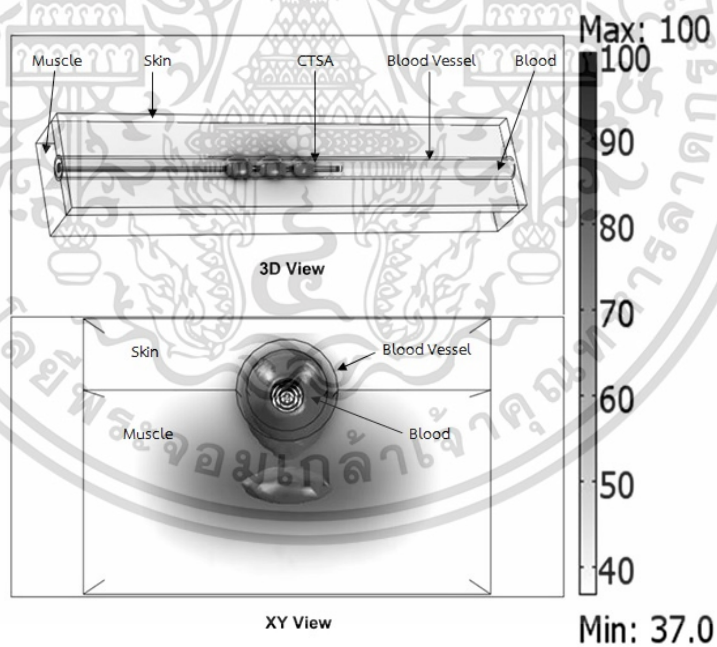
(ก) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 1 สลีด

รูปที่ 4.6 การกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 2 สลีส



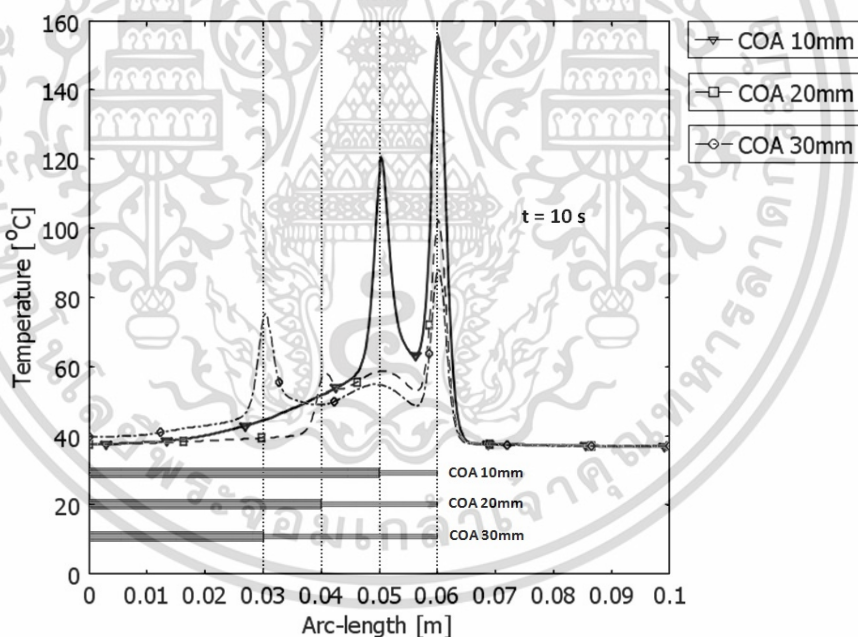
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 3 สลีส

รูปที่ 4.6 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

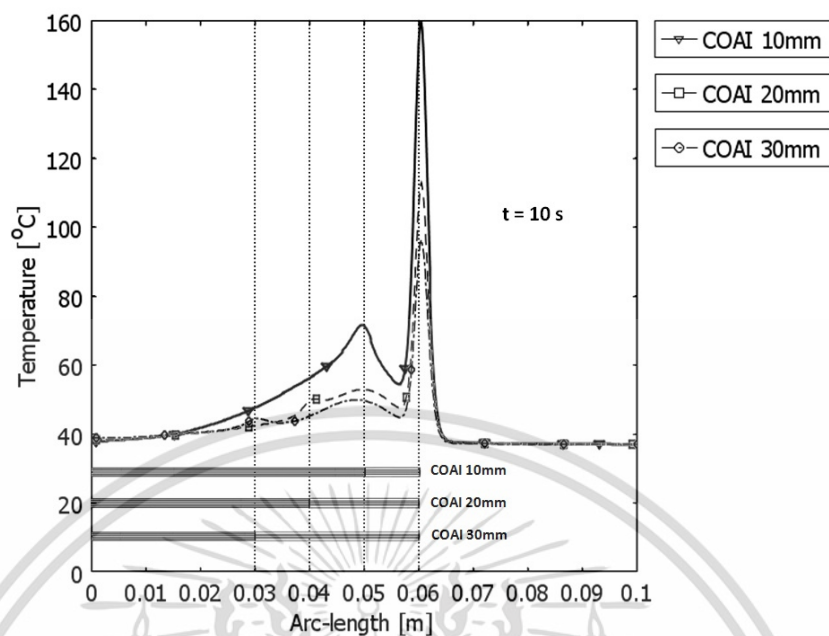
จากรูปที่ 4.4-4.6 เป็นการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในแบบจำลองเส้นเลือดขดโดยจะมี ความร้อนที่เกิดขึ้นบริเวณส่วนปลายเปิดของสายอากาศแบบปลายเปิด ดังรูปที่ 4.4 สายอากาศแบบมี ผนววนหุ้มจะมีความร้อนที่เกิดขึ้นบริเวณปลายเปิดที่มีผนววนหุ้ม ดังรูปที่ 4.5 และสายอากาศแบบสล็อตจะ มีความร้อนที่เกิดขึ้นบริเวณสล็อตของสายอากาศแบบสล็อต ดังรูปที่ 4.6 โดยได้กำหนดกำลังไฟฟ้าที่ 60 วัตต์ เป็นระยะเวลา 10 นาที ความร้อนจากสายอากาศจะกระจายเข้าไปใน เลือด เส้นเลือด กล้ามเนื้อ และผิวหนัง ซึ่งมีการกระจายลงไปในพื้นที่กล้ามเนื้อมากกว่าผิวหนังเพราะผิวหนังมีความต้านทานความร้อนได้มากกว่า ความร้อนจึงแทรกซึมลงไปในพื้นที่กล้ามเนื้อได้ดีกว่าในพื้นที่ผิวหนัง โดยสายอากาศ แบบสล็อต 3 สล็อตจะมีการกระจายของความร้อนที่ 85 องศาเซลเซียส ลงไปในพื้นที่กล้ามเนื้อมากที่สุด ดังรูปที่ 4.6 (ค)

4.3 กราฟผลการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 10 วินาที

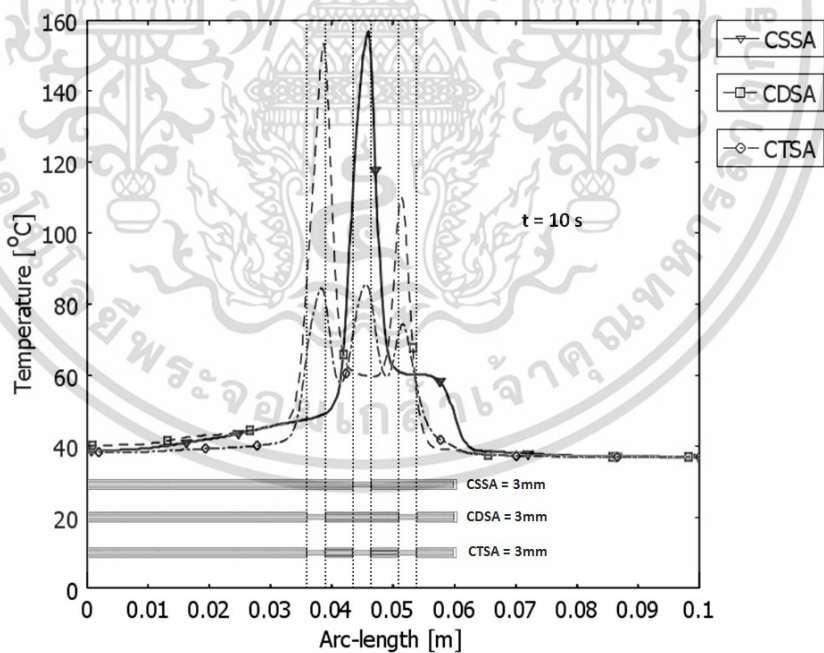


(ก) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.7 กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20, 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีผนววนหุ้ม 10, 20, 30 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบสล็อต 1, 2, 3 สล็อต



(ข) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



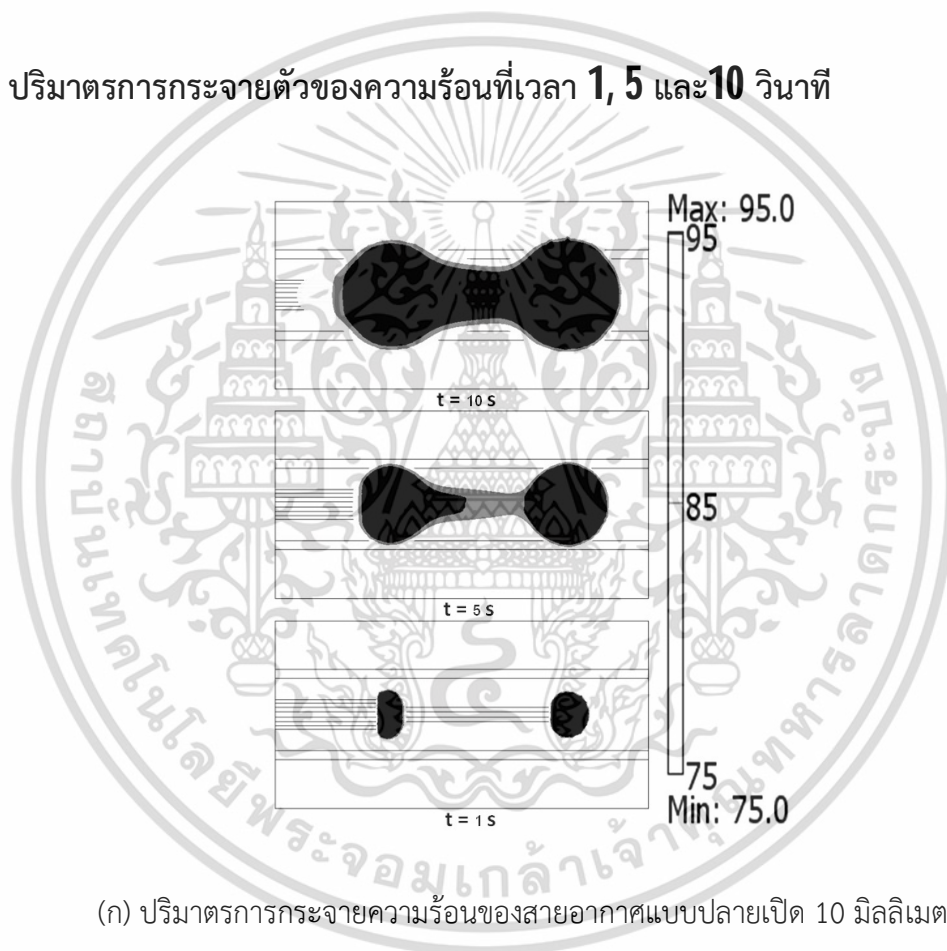
(ค) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีด

รูปที่ 4.7 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

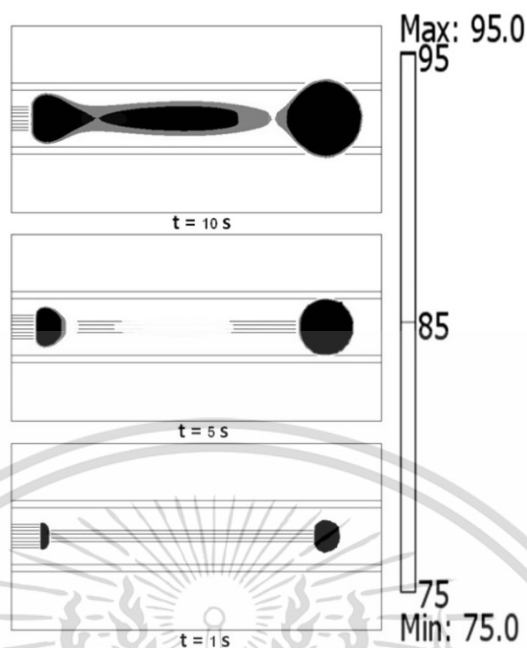
จากรูปที่ 4.7 เป็นกราฟอุณหภูมิแสดงการกระจายความร้อนของสายอากาศที่ได้ถูกออกแบบไว้ทั้งหมดโดย (ก) จะเป็นสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร (ข) จะเป็นสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตรและ (ค) จะเป็นสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีส โดยได้กำหนดกำลังไฟฟ้าที่ 60 วัตต์ เป็นระยะเวลา 10 วินาที สายอากาศที่มีปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนได้ดีที่สุดของในแต่ละกลุ่ม ได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบสลีต 2 สลีส ดังรูปที่ 4.7

4.4 ปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที

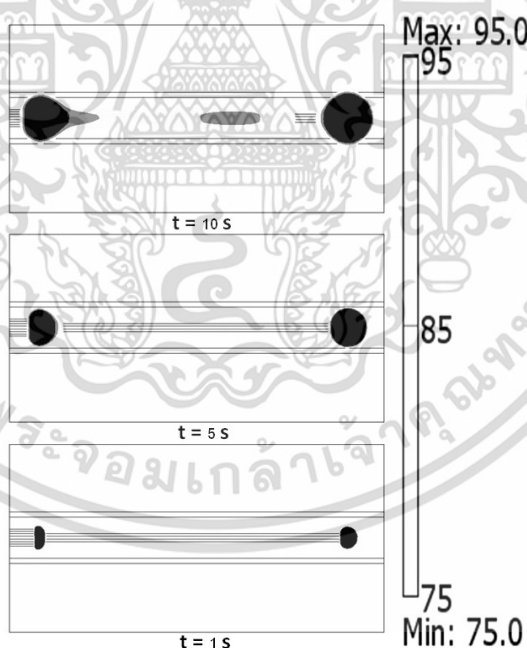


(ก) ปริมาตรการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.8 ปริมาตรการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที



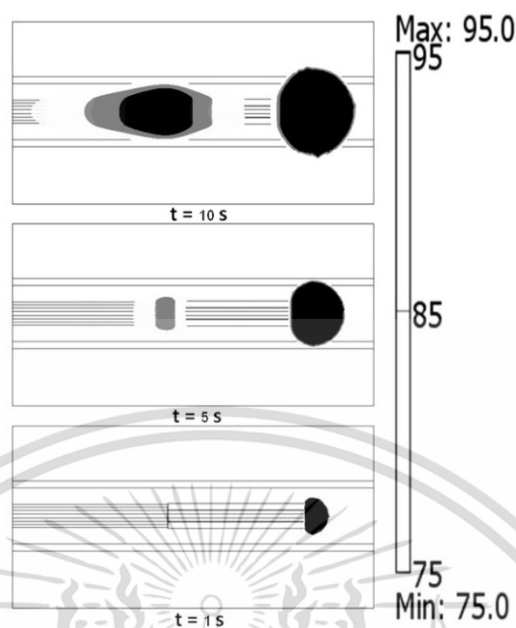
(ข) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 20 มิลลิเมตร



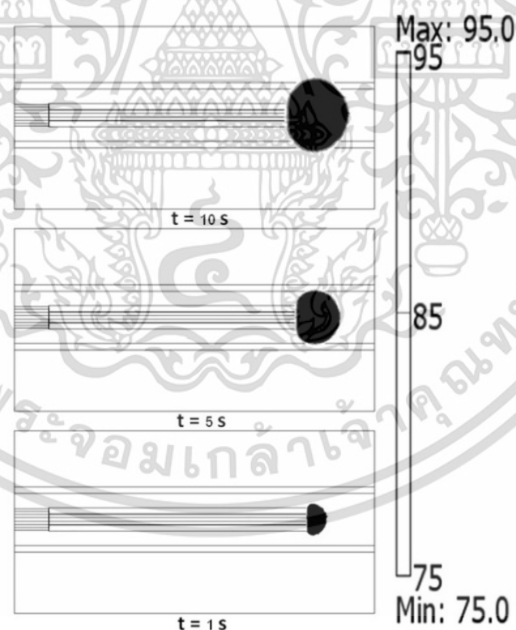
(ค) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.8 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



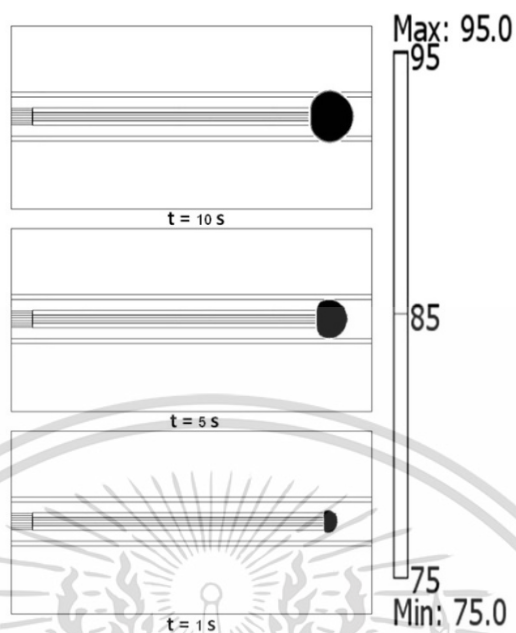
(ก) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร



(ข) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 20 มิลลิเมตร

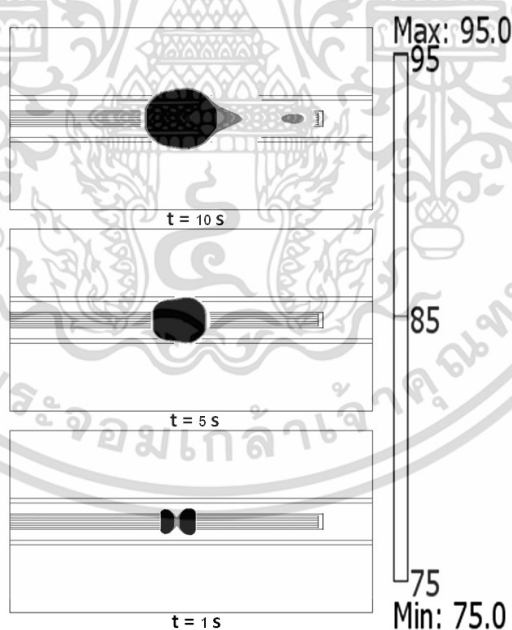
รูปที่ 4.9 ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร
ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 30 มิลลิเมตร

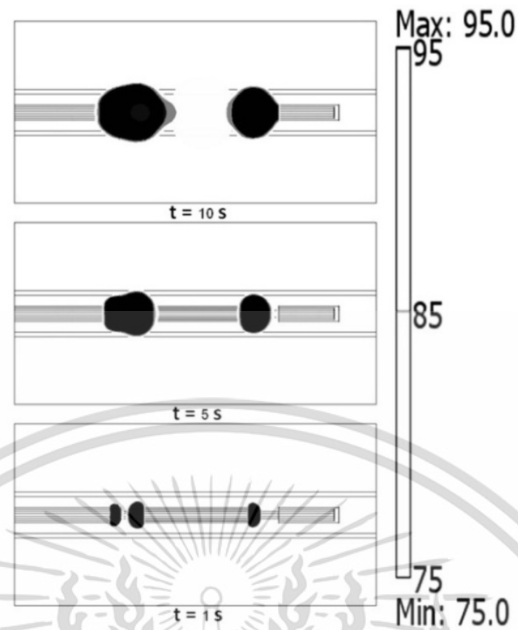
รูปที่ 4.9 (ต่อ)



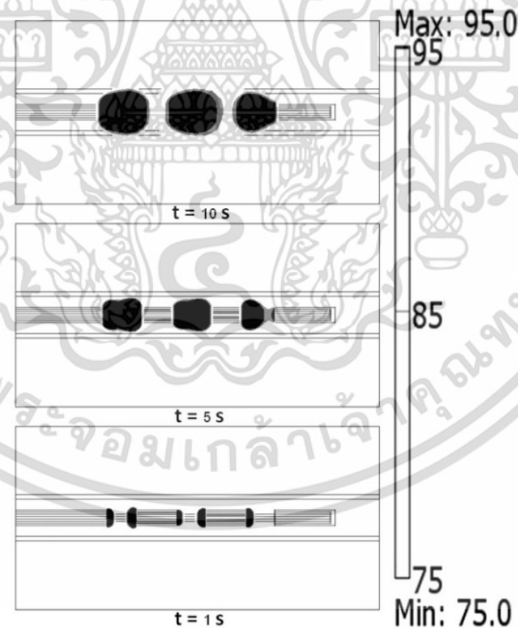
(ก) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศเปิดปลายแบบสล็อต 1 สล็อต

รูปที่ 4.10 ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสล๊อต 2 สล๊อต



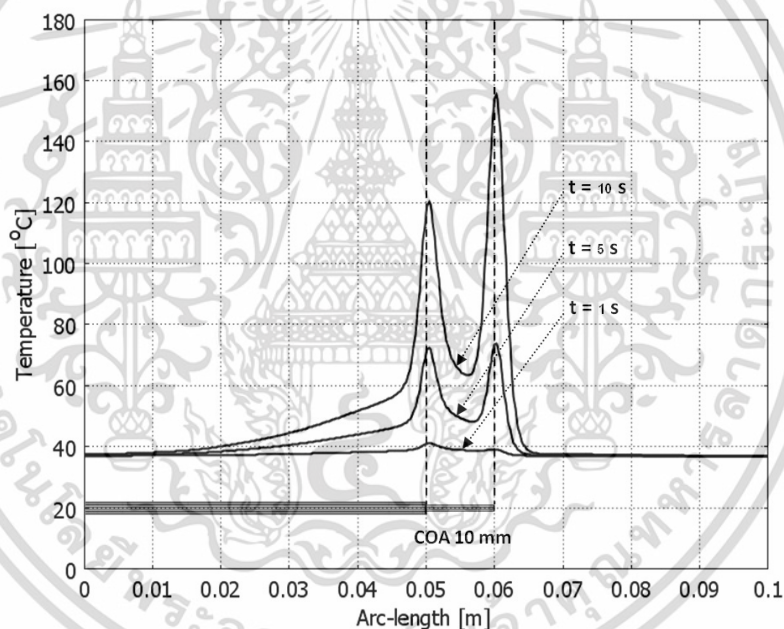
(ค) ปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสล๊อต 3 สล๊อต

รูปที่ 4.10 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

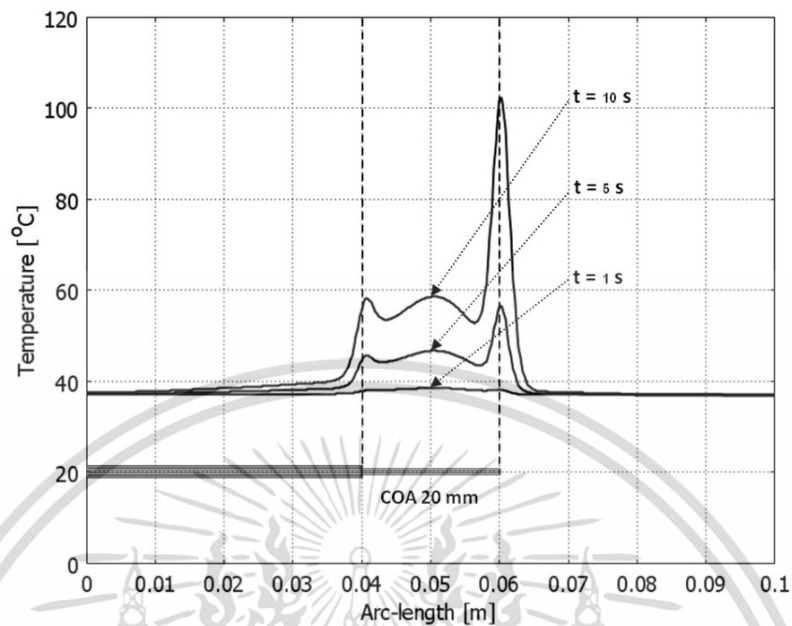
จากรูปที่ 4.8-4.10 เป็นปริมาณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต โดยกำหนดกำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที เพื่อดูปริมาณการกระจายตัวของอุณหภูมิความร้อนที่มีความสัมพันธ์กับเวลาซึ่งที่เวลามากขึ้นปริมาณการกระจายของความร้อนก็จะสูงขึ้นมาเวลา ซึ่งสายอากาศแต่ละแบบก็จะมีปริมาณการกระจายตัวที่เวลาต่างๆ มากน้อยไม่เท่ากัน ดังรูปที่ 4.8-4.10

4.5 กราฟผลการกระจายตัวของความร้อนที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที

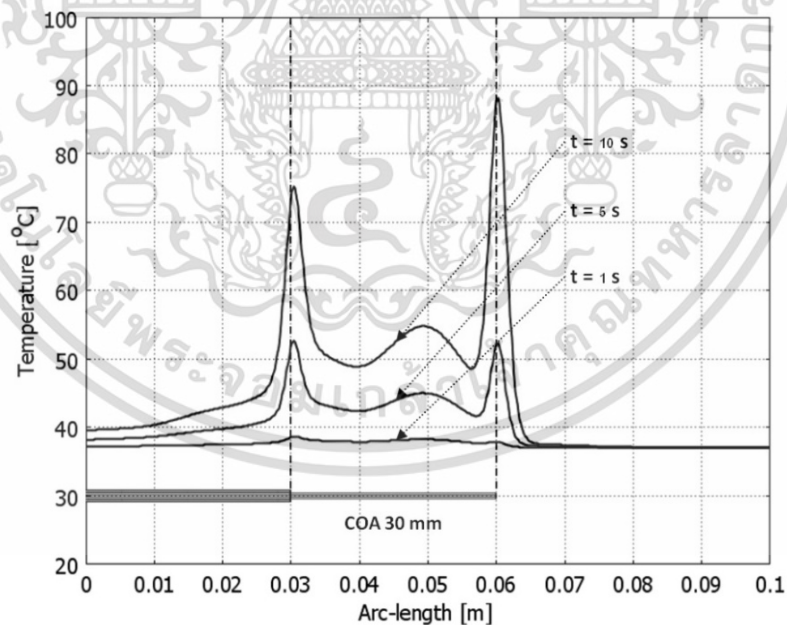


(ก) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.11 กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตรที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที



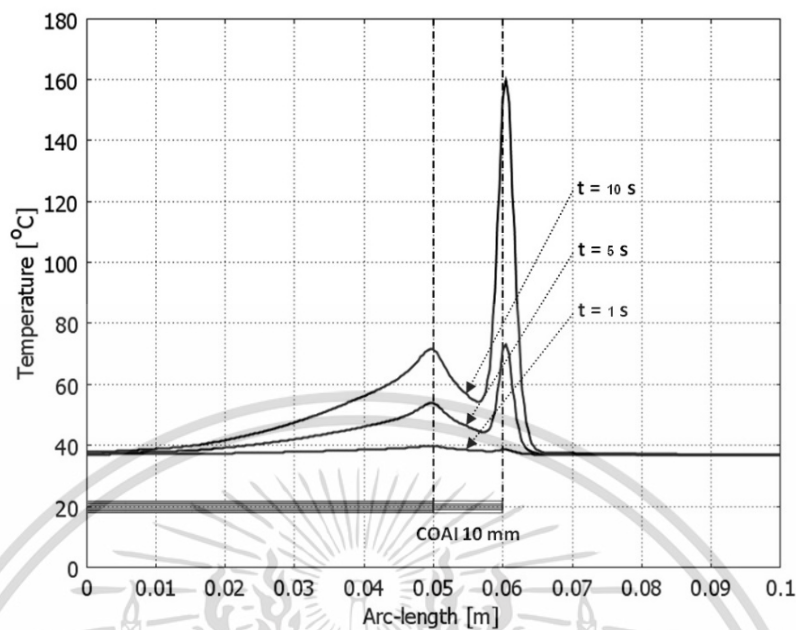
(ข) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 20 มิลลิเมตร



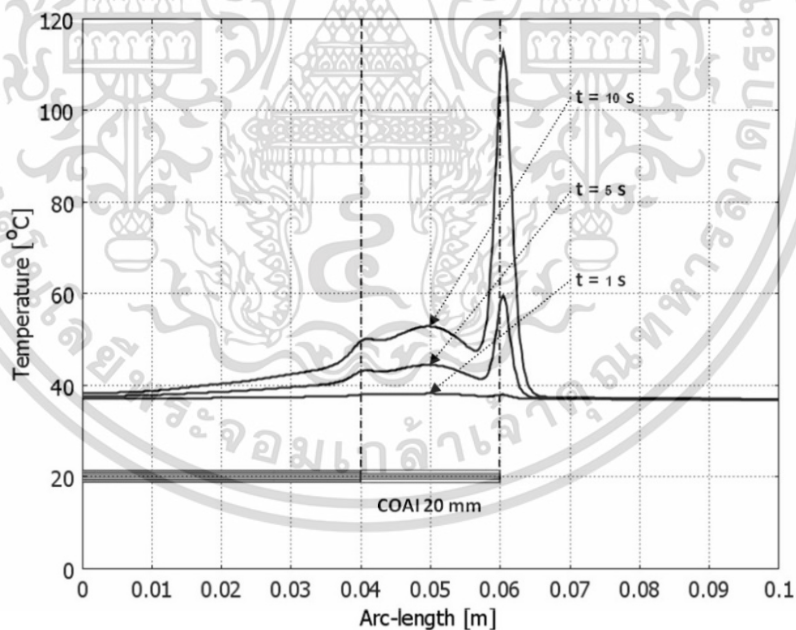
(ค) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.11 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



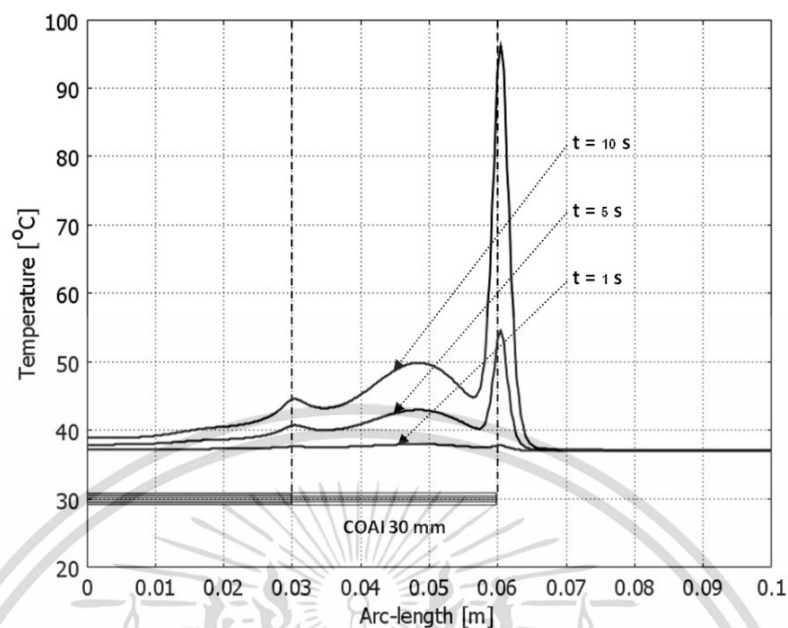
(ก) กราฟพอดูณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร



(ข) กราฟพอดูณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 20 มิลลิเมตร

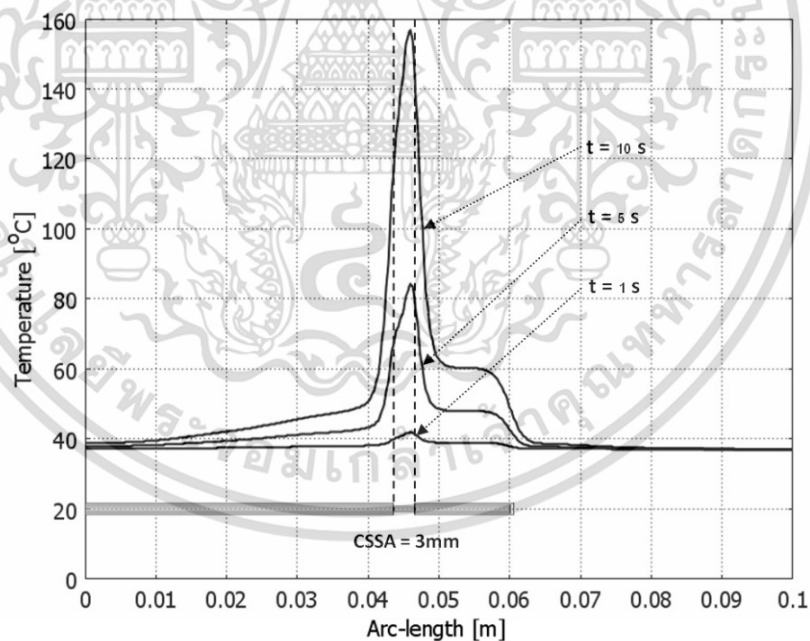
รูปที่ 4.12 กราฟพอดูณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 30 มิลลิเมตร

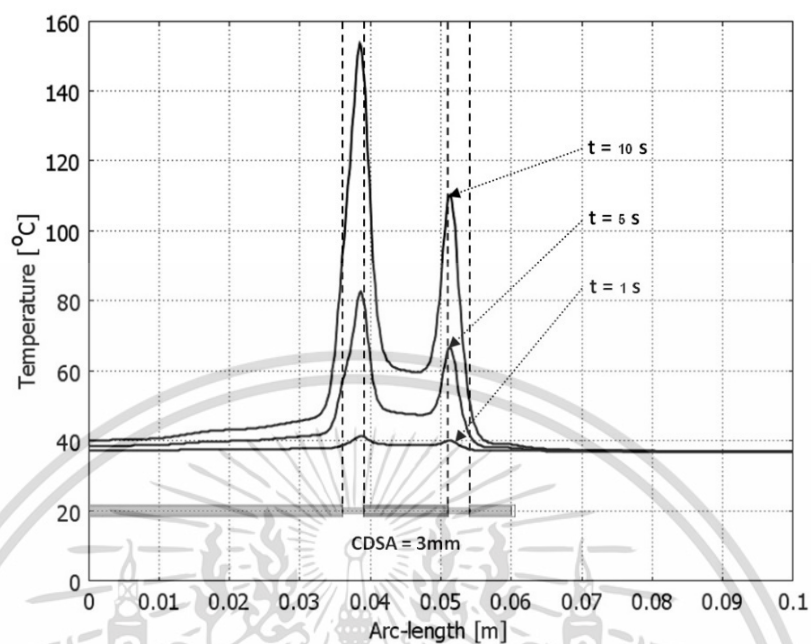
รูปที่ 4.12 (ต่อ)



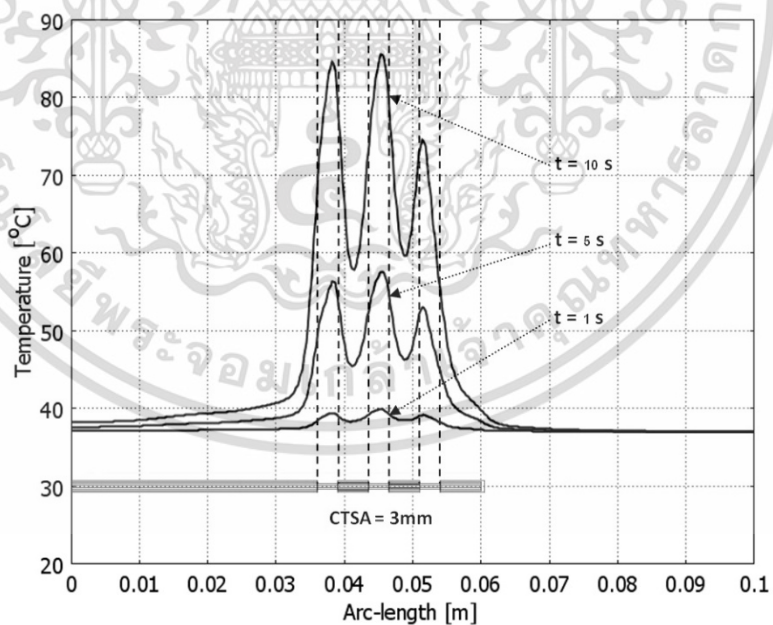
(ก) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1 สลีสิต

รูปที่ 4.13 กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีสิต ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสล็อต 2 สล็อต



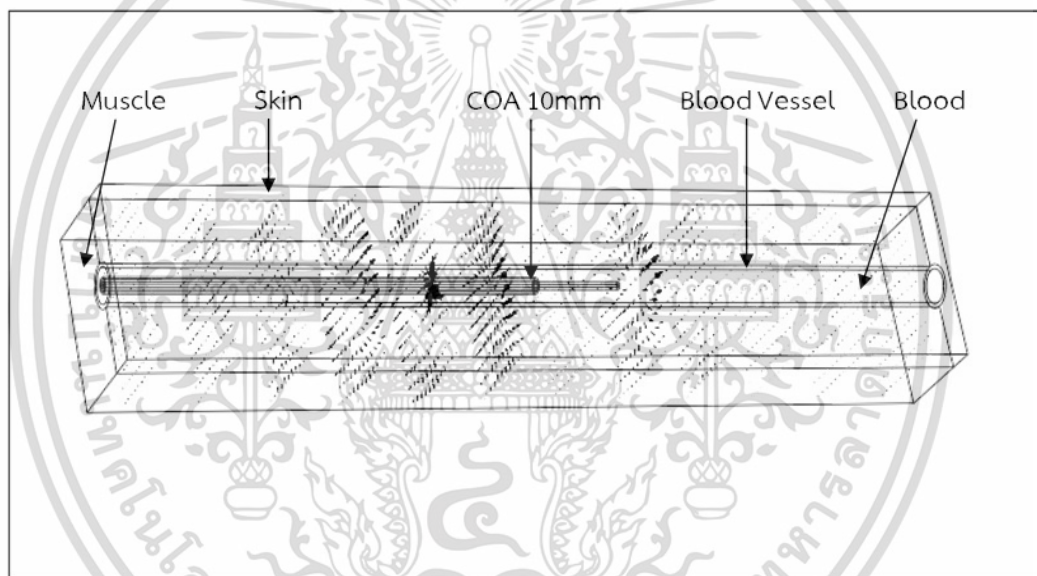
(ค) กราฟอุณหภูมิการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบสล็อต 3 สล็อต

รูปที่ 4.13 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

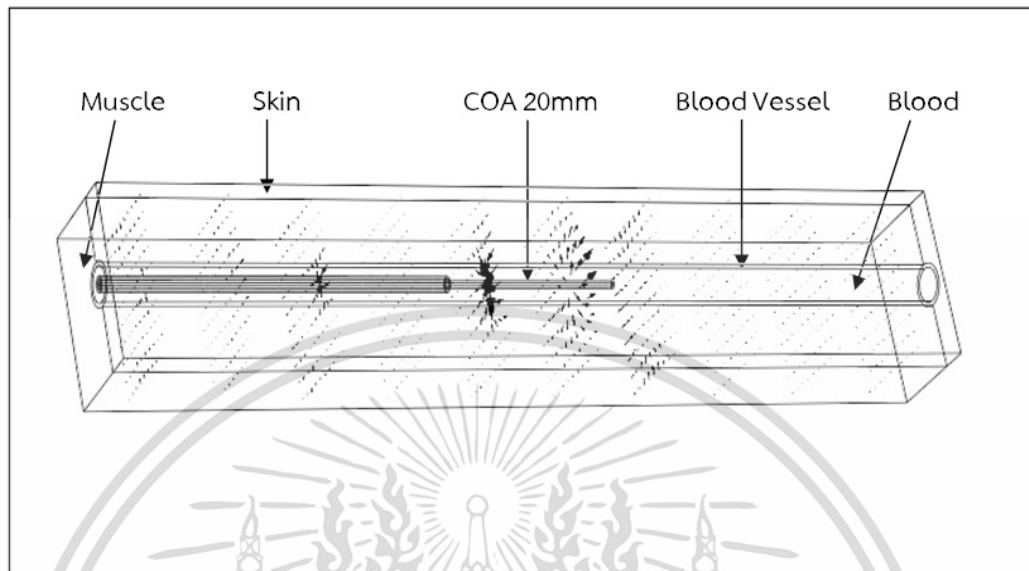
จากรูปที่ 4.11-4.13 เป็นกราฟพหุคูณการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีส โดยกำหนดกำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ ที่เวลา 1, 5 และ 10 วินาที เพื่อดูการกระจายลักษณะของความร้อนในระยะเวลาร่างๆ และตำแหน่งต่างๆ ของสายอากาศแต่ละรูปแบบจะมีอุณหภูมิที่เกิดขึ้นแตกต่างกันไป ดังรูปที่ 4.11-4.13

4.6 ผลการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า

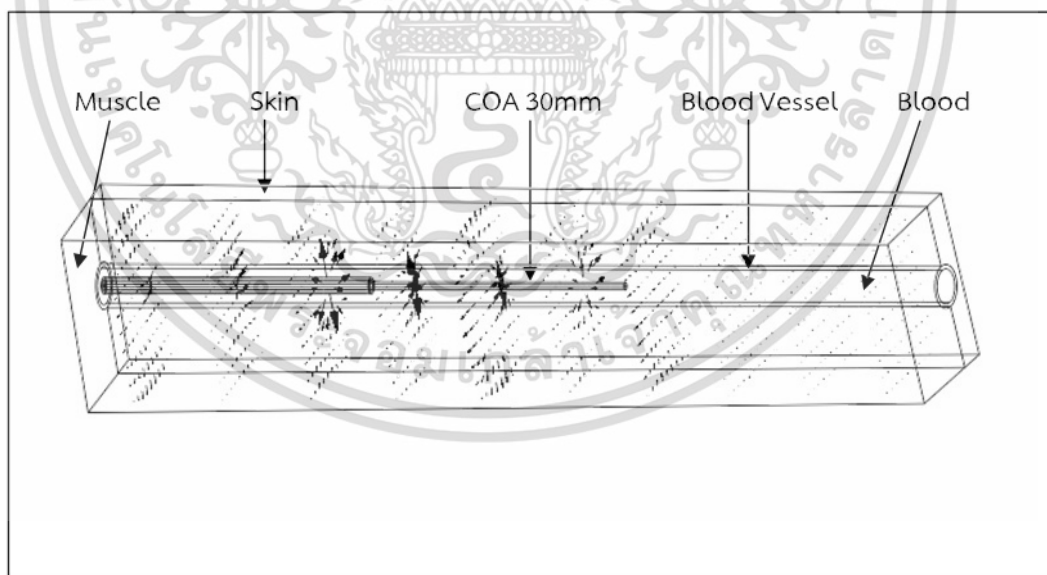


(ก) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.14 การกระจายสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



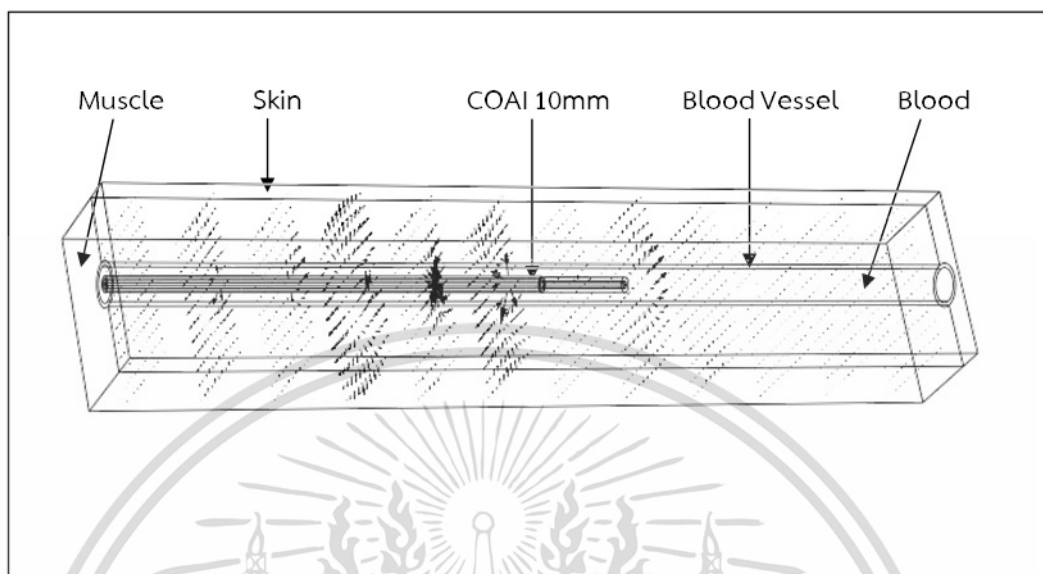
(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 20 มิลลิเมตร



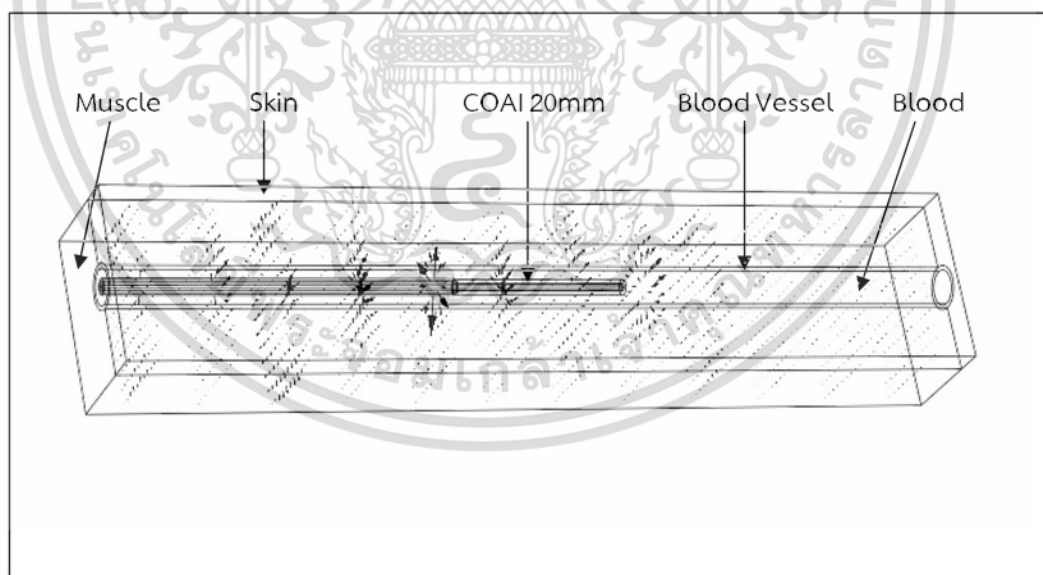
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.14 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



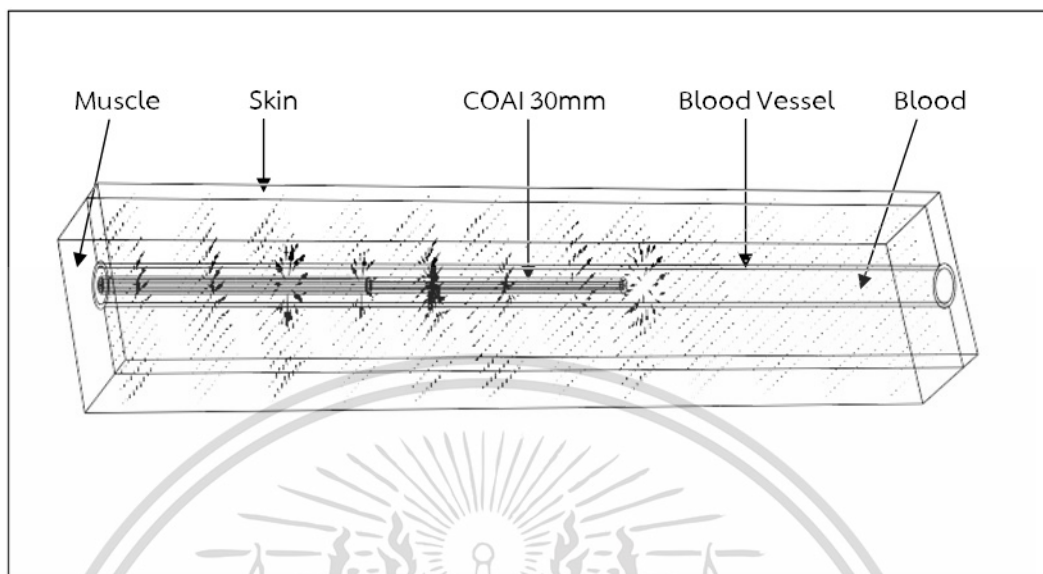
(ก) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร



(ข) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 20 มิลลิเมตร

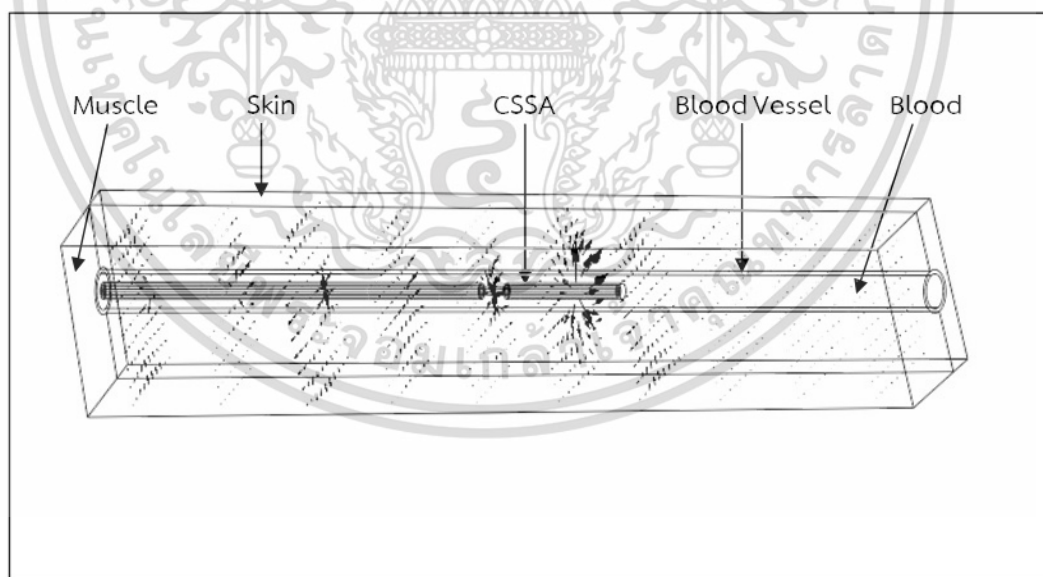
รูปที่ 4.15 การกระจายสนามไฟฟ้าของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 30 มิลลิเมตร

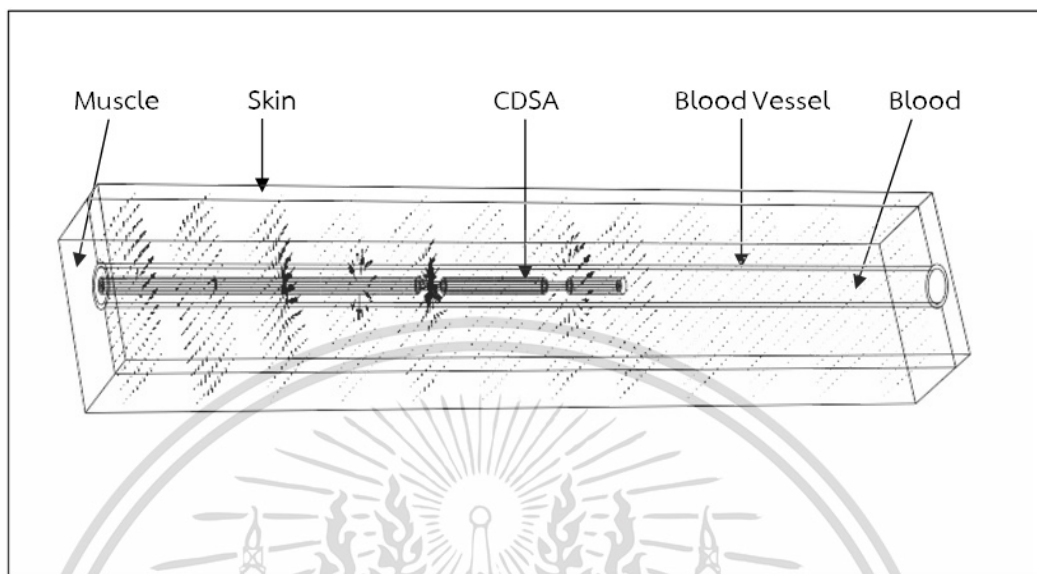
รูปที่ 4.15 (ต่อ)



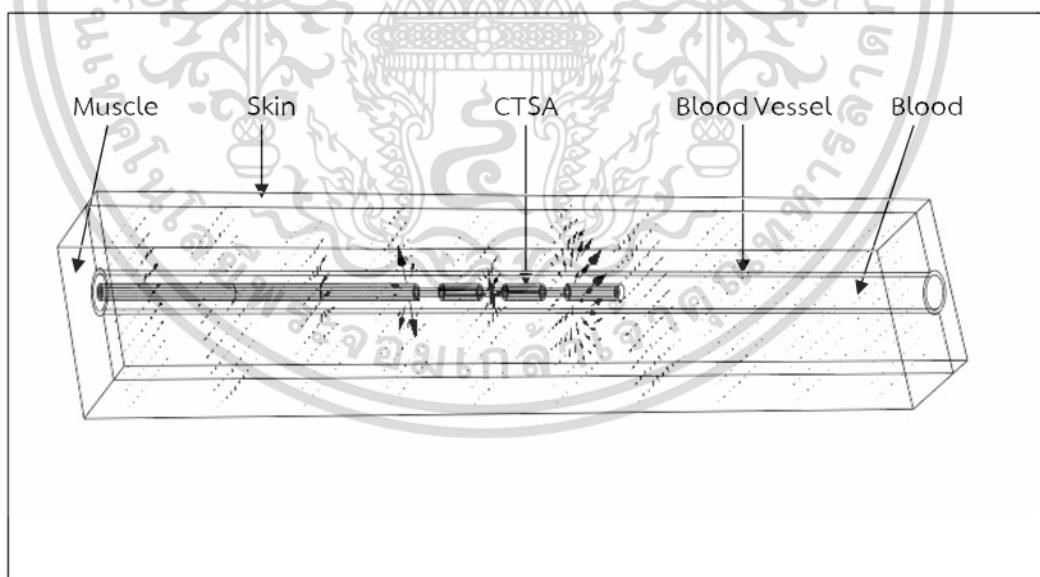
(ก) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลิต 1 สลิต

รูปที่ 4.16 การกระจายสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบสลิต 1, 2 และ 3 สลิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 2 สลีด



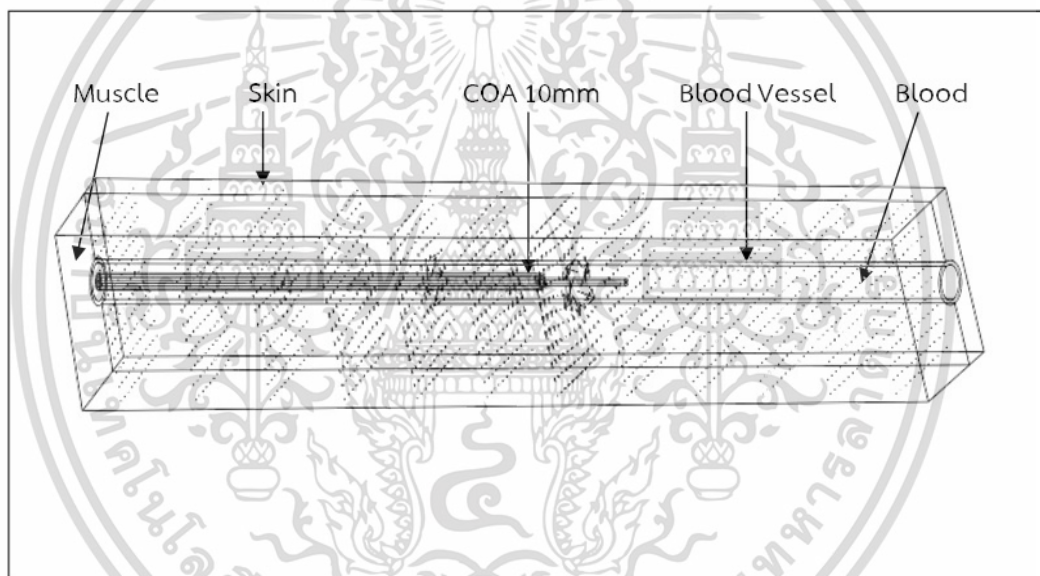
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 3 สลีด

รูปที่ 4.16 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

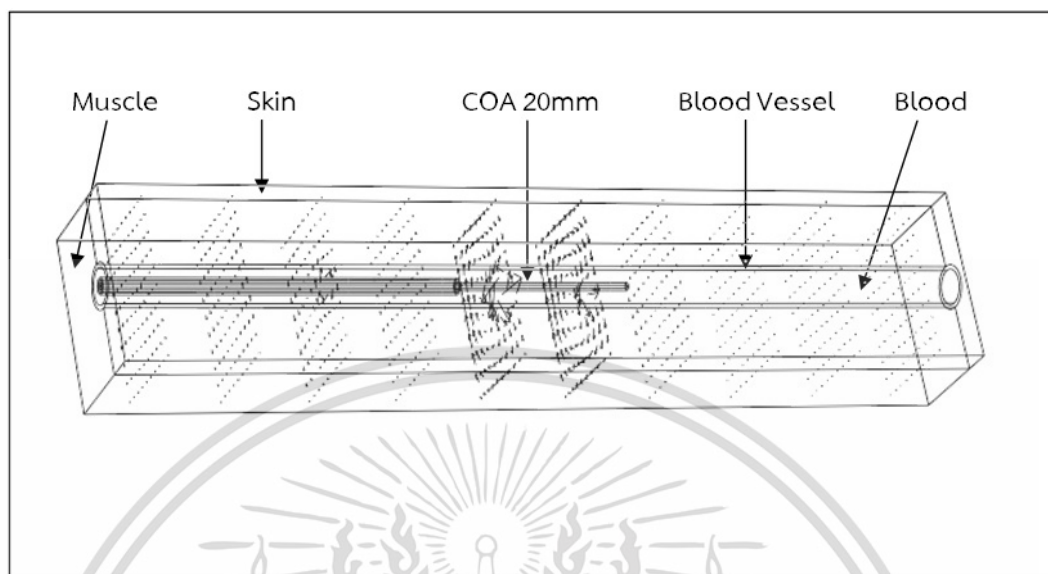
จากรูปที่ 4.14-4.16 เป็นการจำลองการกระจายสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต ซึ่งการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแบบจำลองจะมีทิศทางตั้งฉากกับสายอากาศของเสาอากาศของแต่ละรูปแบบในตำแหน่งที่ไม่เหมือนกัน และปริมาณความเข้มของสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในบริเวณส่วนต่างๆของสายอากาศในแต่ละแบบแตกต่างกันไป ดังในรูปที่ 4.14-4.16

4.7 ผลการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก

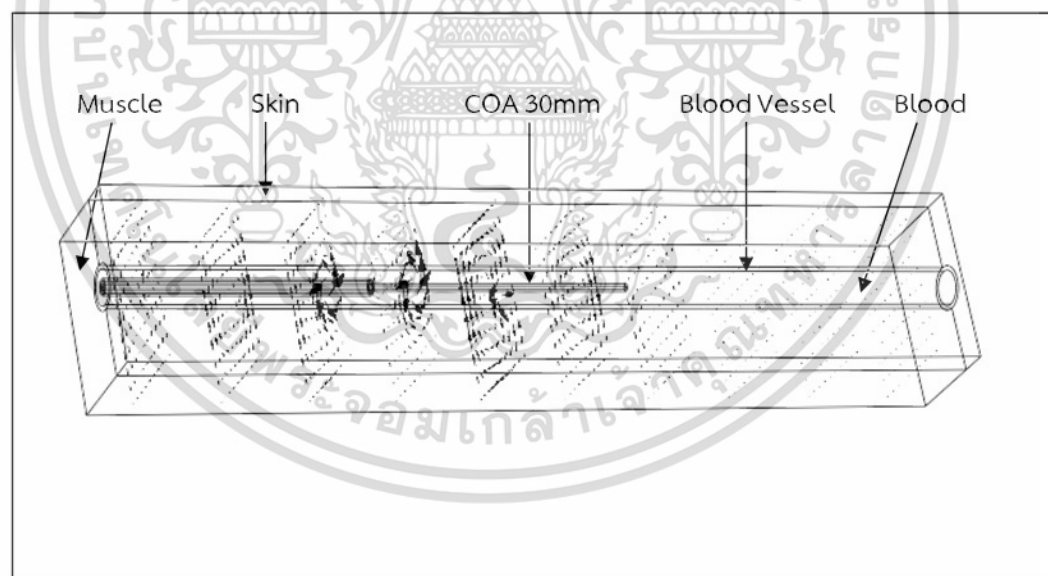


(ก) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.17 การกระจายสนามแม่เหล็กของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



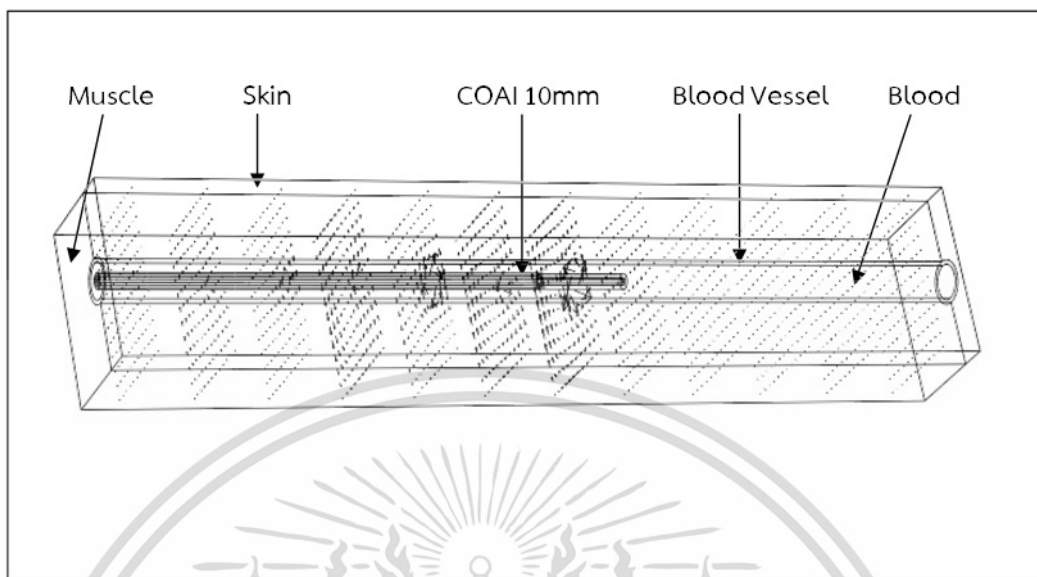
(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 20 มิลลิเมตร



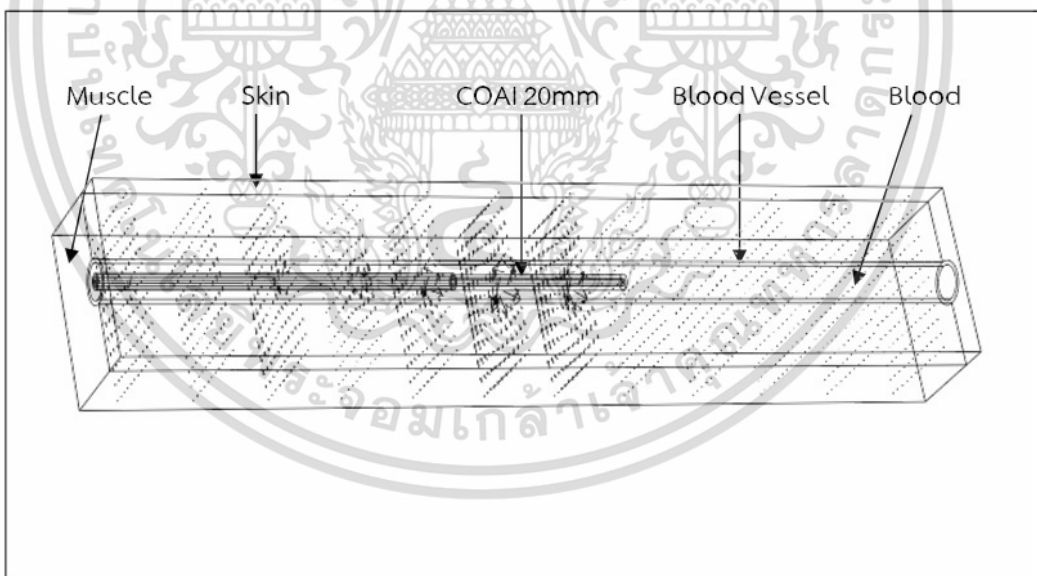
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.17 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



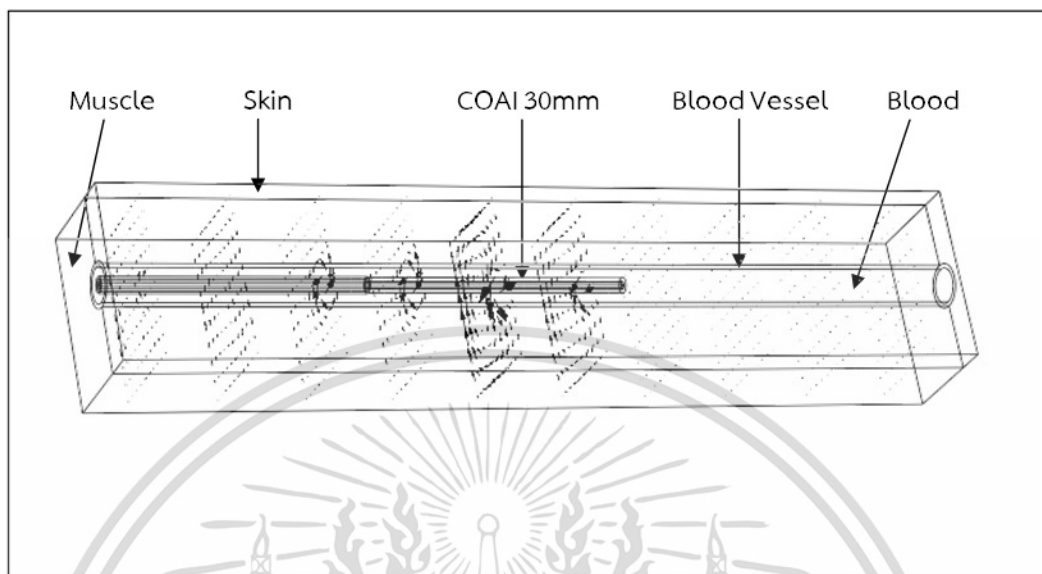
(ก) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร



(ข) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 20mm

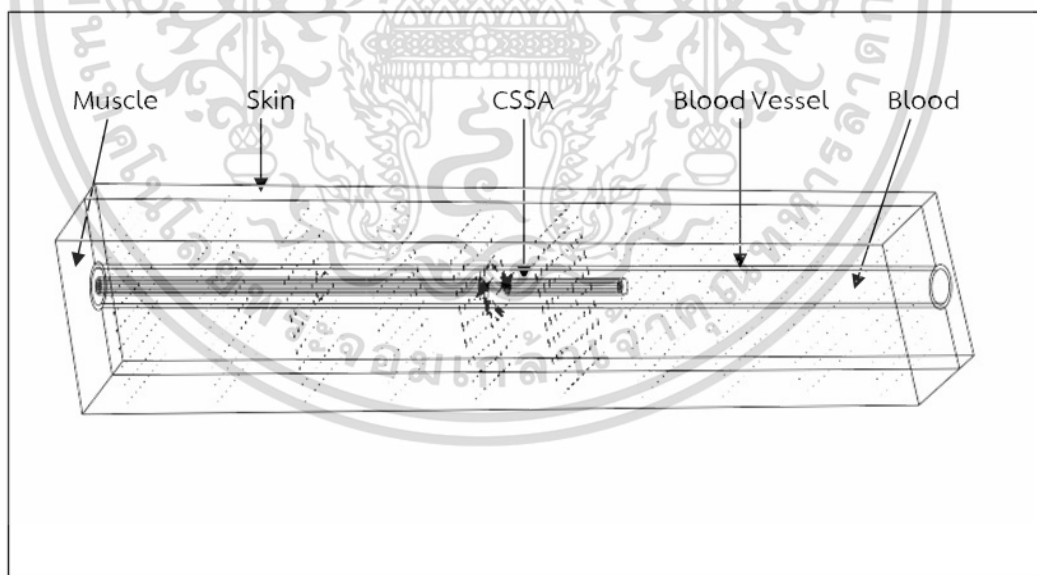
รูปที่ 4.18 การกระจายสนามแม่เหล็กของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 30 มิลลิเมตร

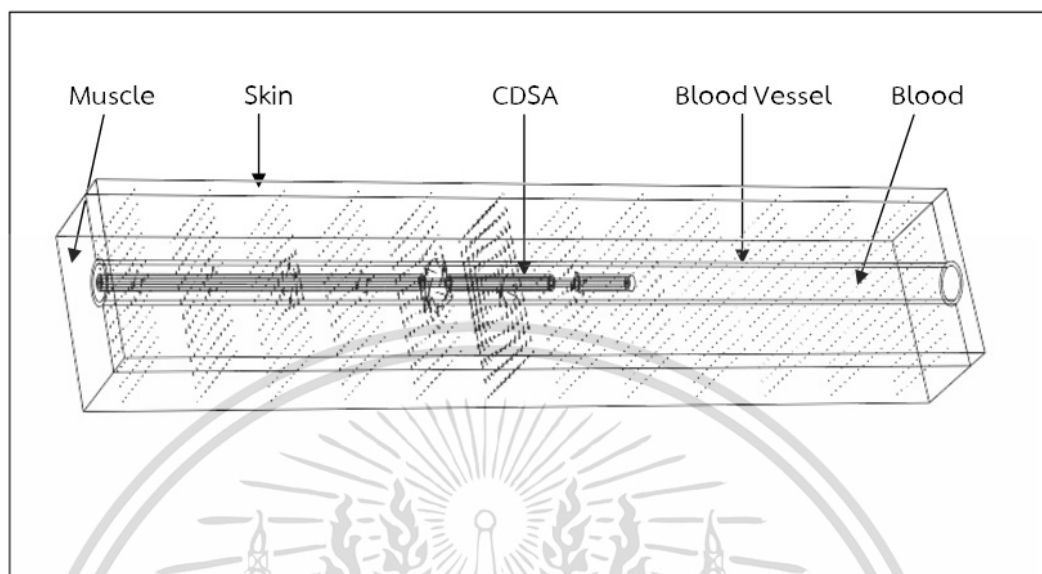
รูปที่ 4.18 (ต่อ)



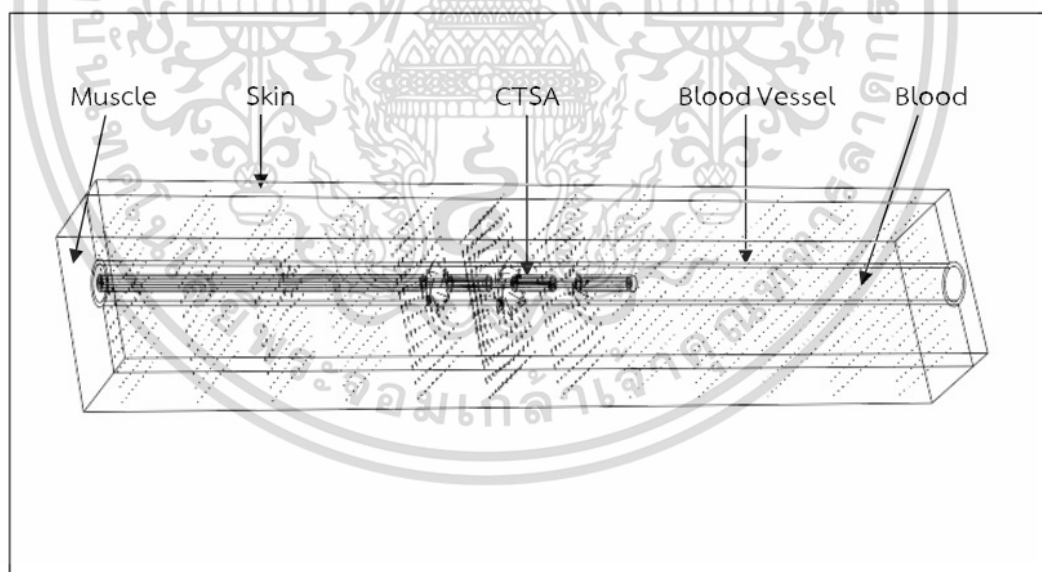
(ก) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 1 สลีด

รูปที่ 4.19 การกระจายสนามแม่เหล็กของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลีด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 2 สลิต



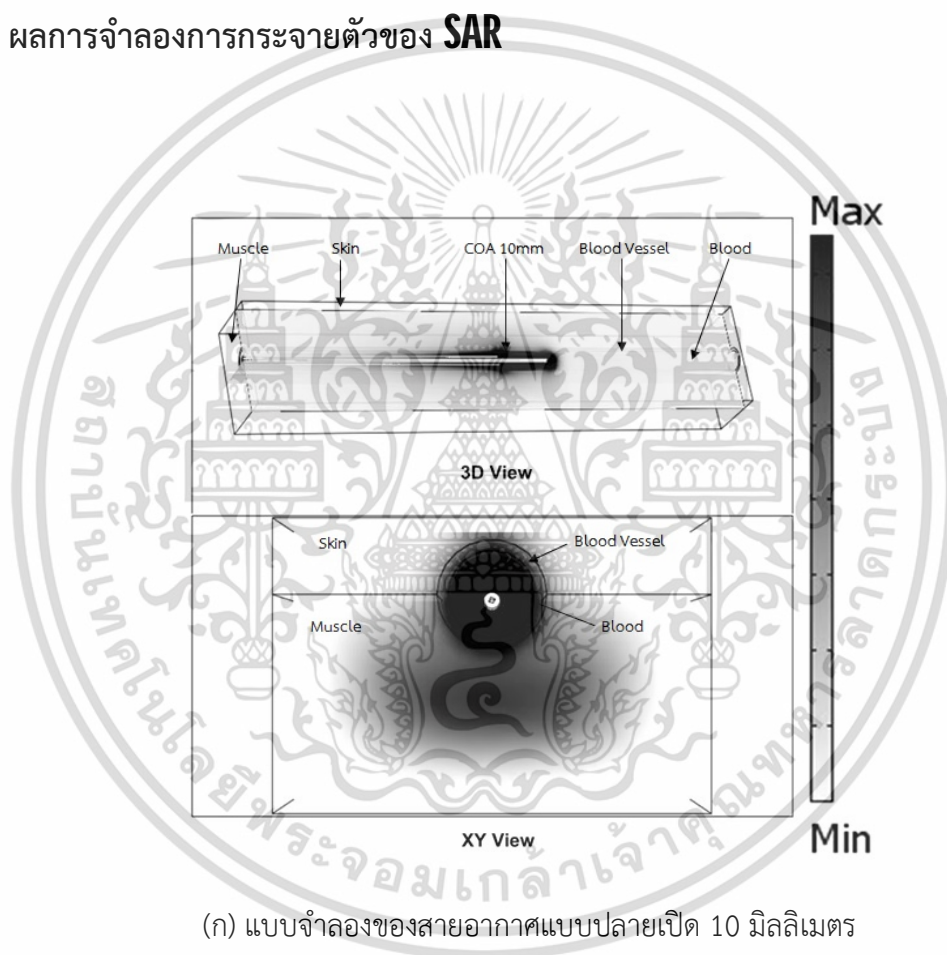
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 3 สลิต

รูปที่ 4.19 (ต่อ)

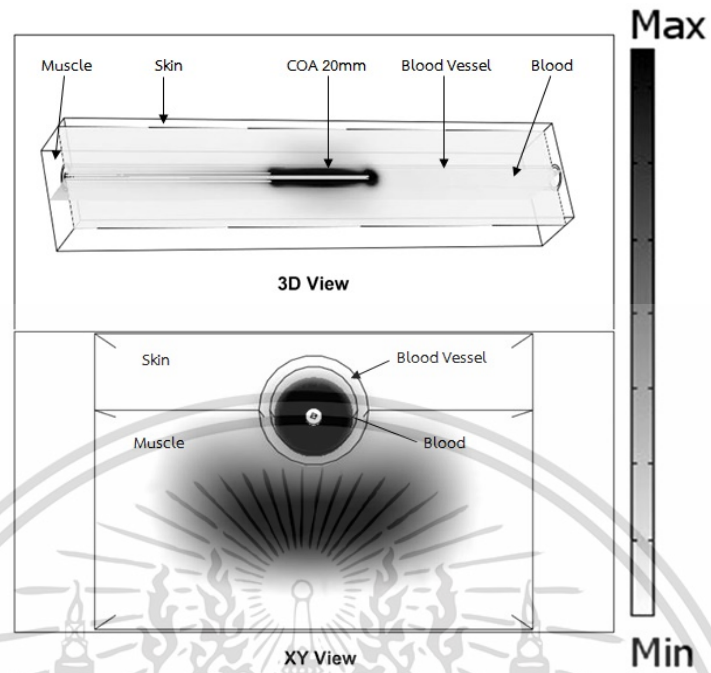
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.17-4.19 เป็นการจำลองการกระจายสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต ซึ่งทิศทางการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นในแบบจำลองจะมีลักษณะวนรอบๆ สายอากาศ โดยสายอากาศในรูปแบบต่างๆ จะมีการเกิดสนามแม่เหล็กที่บริเวณตำแหน่งต่างๆ แตกต่างกันไปดังรูปที่ 4.17-4.19

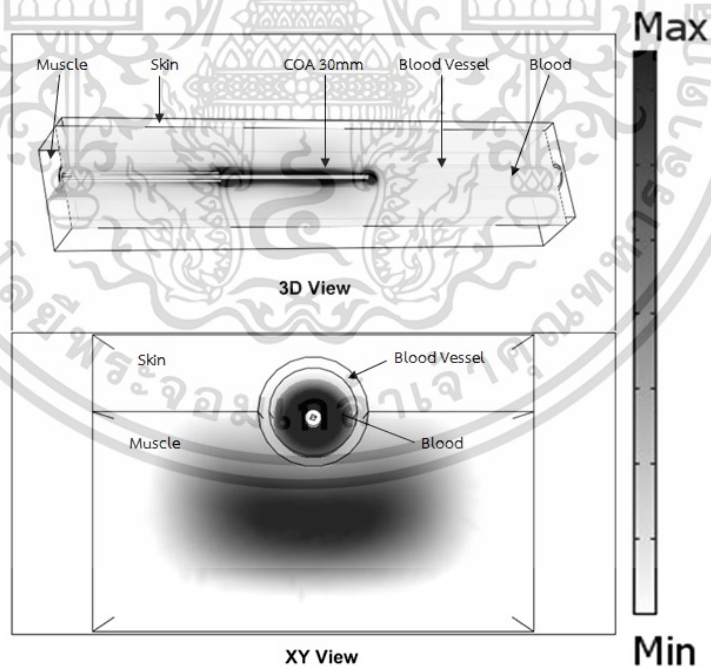
4.8 ผลการจำลองการกระจายตัวของ SAR



รูปที่ 4.20 ปริมาณการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



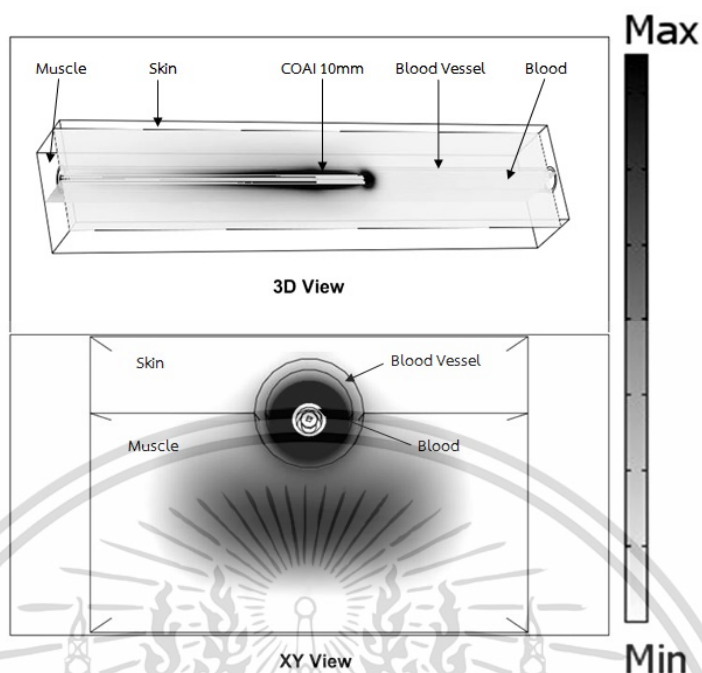
(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 20 มิลลิเมตร



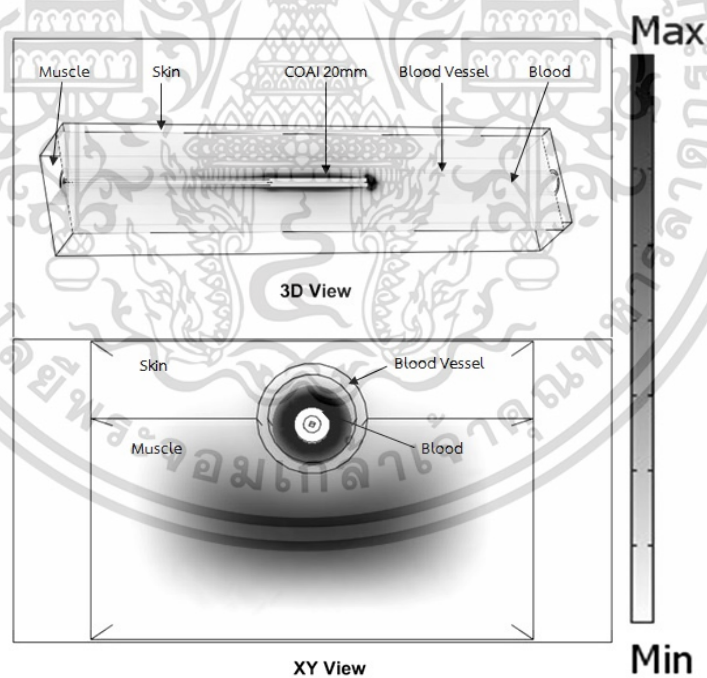
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบปลายเปิด 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.20 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



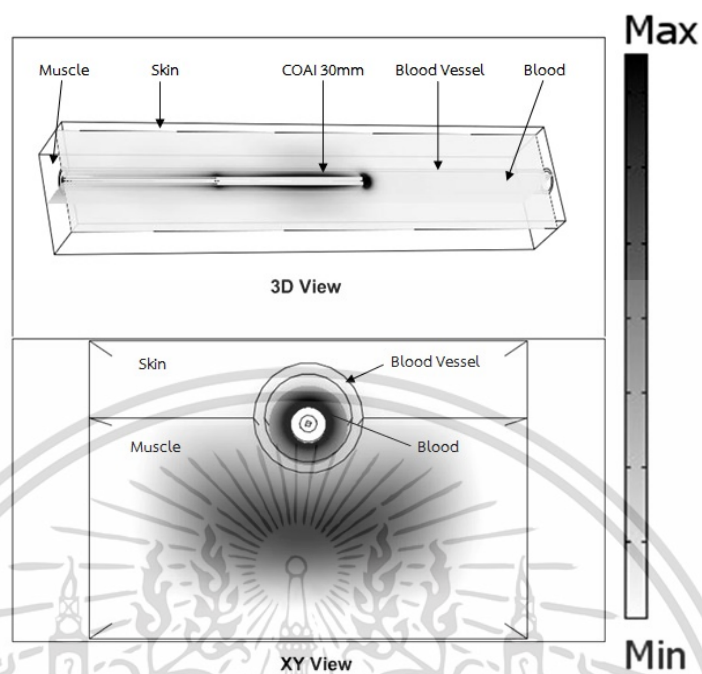
(ก) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร



(ข) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 20 มิลลิเมตร

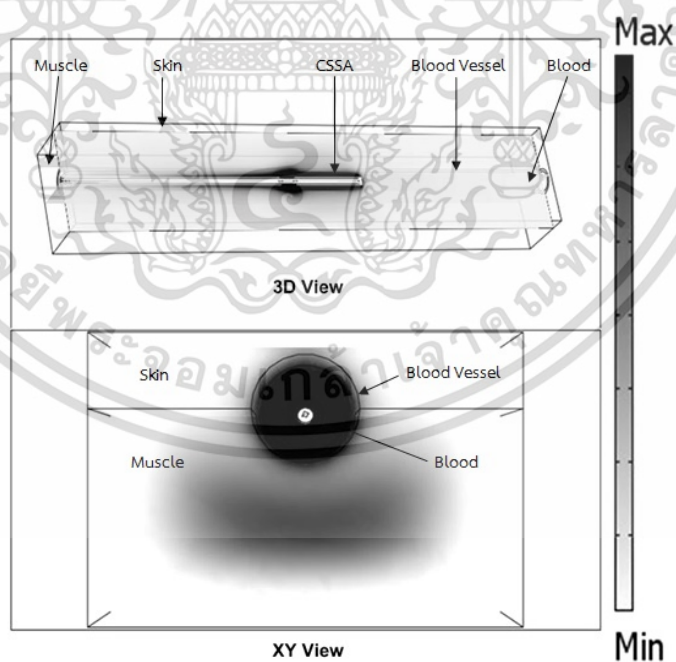
รูปที่ 4.21 ปริมาณการกระจายตัวของ SAR จากสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) แบบจำลองของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 30 มิลลิเมตร

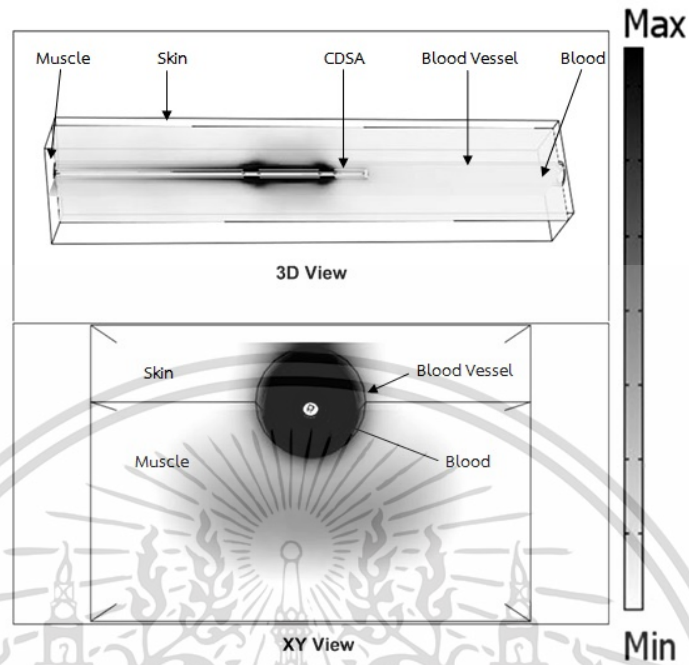
รูปที่ 4.21 (ต่อ)



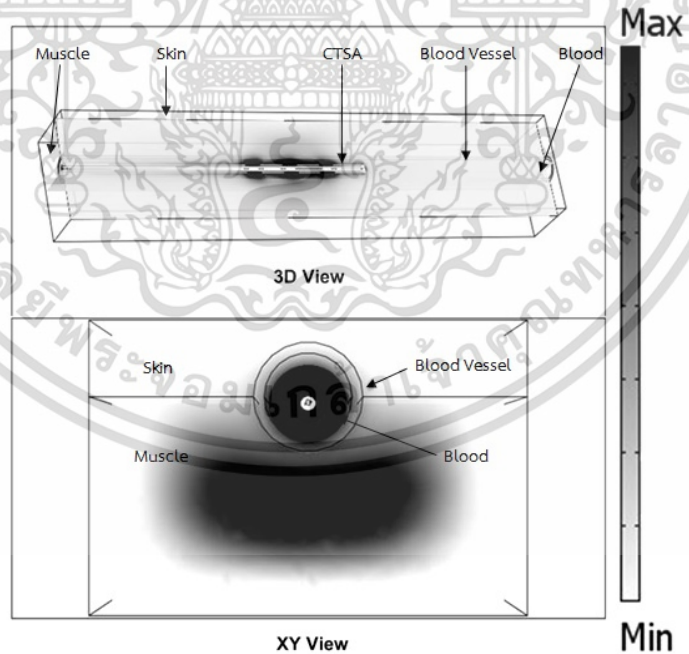
(ก) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 1 สลิต

รูปที่ 4.22 ปริมาณการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 2 สลิต



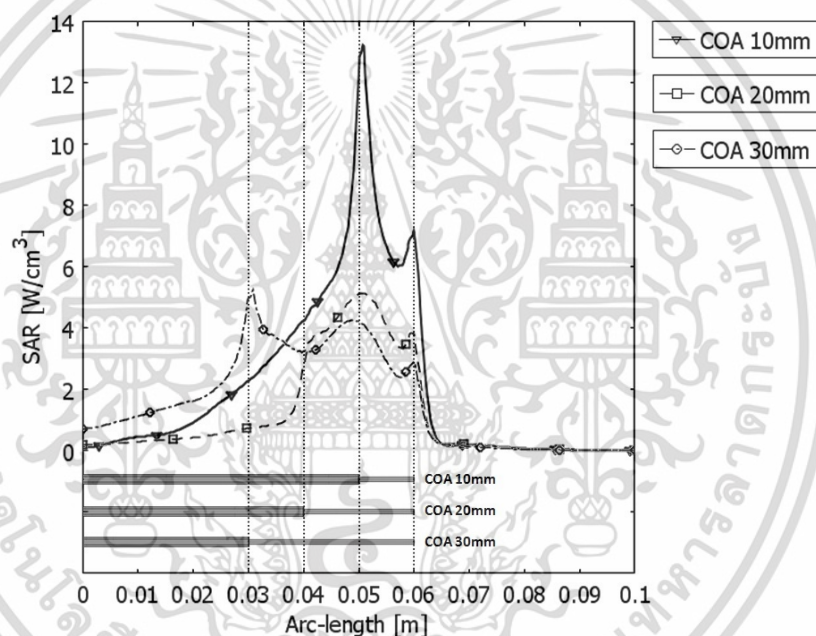
(ค) แบบจำลองของสายอากาศแบบสลีต 3 สลิต

รูปที่ 4.22 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

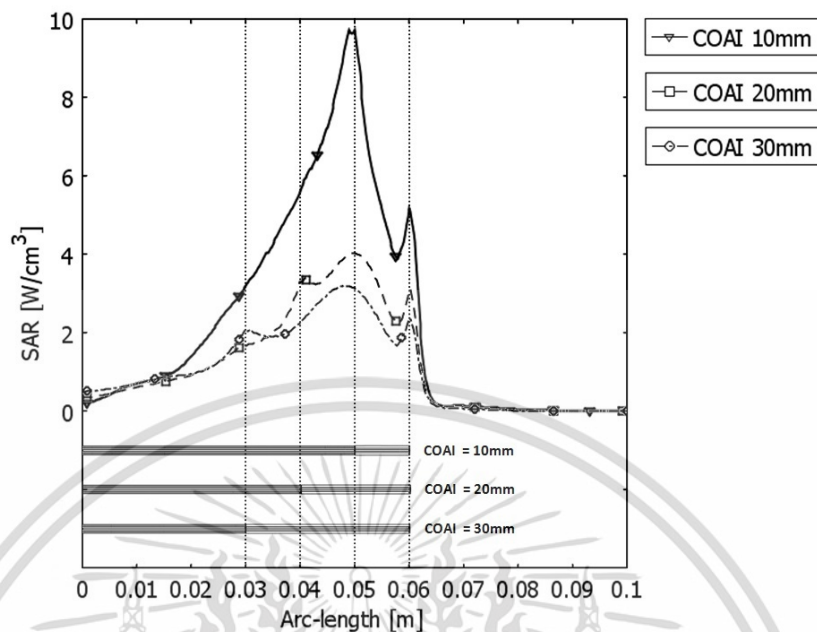
จากรูปที่ 4.20-4.22 เป็นการจำลองการกระจายตัวของปริมาณ SAR ในเลือด เส้นเลือด กล้ามเนื้อ และผิวหนังของ ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ในรูปที่ 4.20 สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร ในรูปที่ 4.21 และสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต ในรูปที่ 4.22 โดยใช้กำลังไฟฟ้าที่ 60 วัตต์ เป็นระยะเวลา 10 วินาที พบว่าจะมีปริมาณ SAR เกิดขึ้นในแบบจำลองของสายอากาศแต่ละรูปแบบแตกต่างกันออกไปจะพิจารณาได้ ดังรูปที่ 4.20-4.22

4.9 กราฟผลการกระจายตัวของ SAR

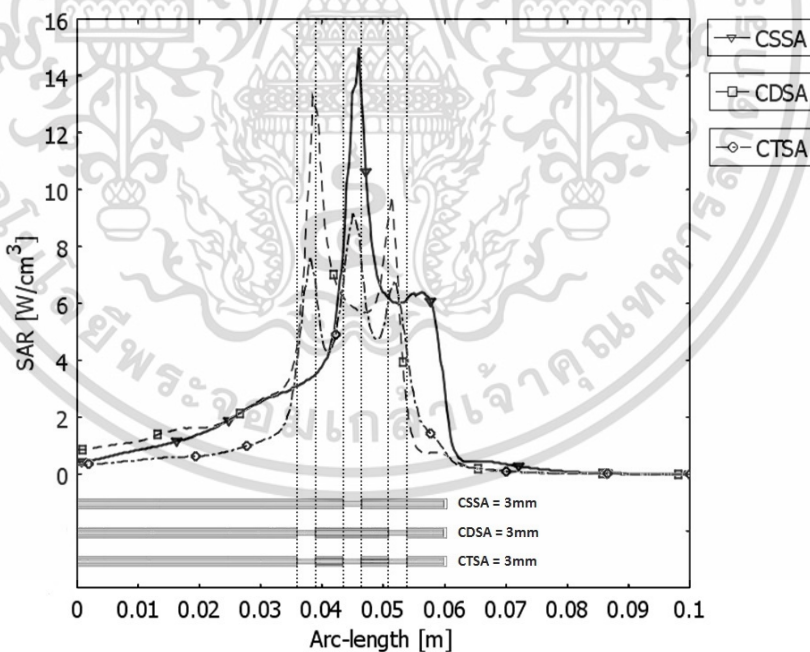


(ก) กราฟปริมาณการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.23 กราฟปริมาณการกระจายตัวของ SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต



(ข) กราฟปริมาณการกระจาย SAR ของสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



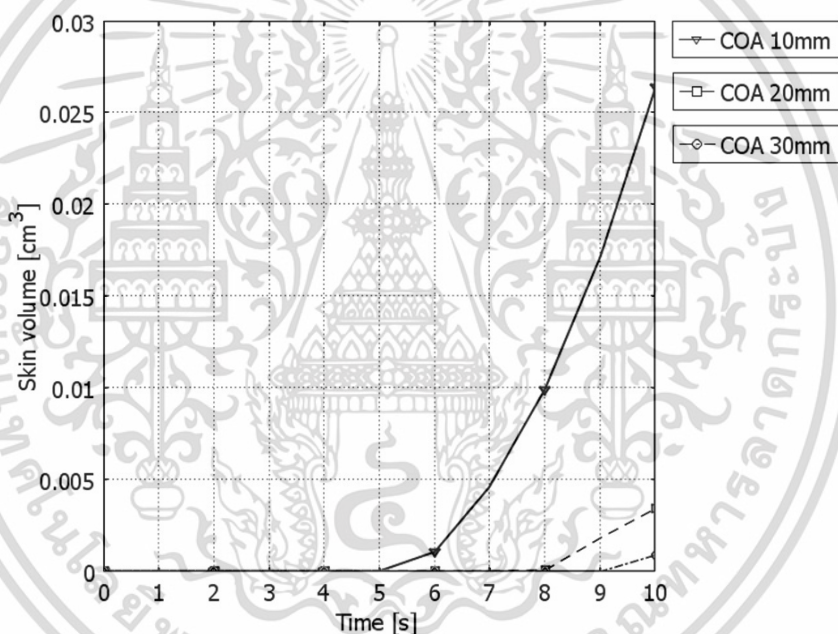
(ค) กราฟปริมาณการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสลีต 1, 2 และ 3 สลิต

รูปที่ 4.23 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

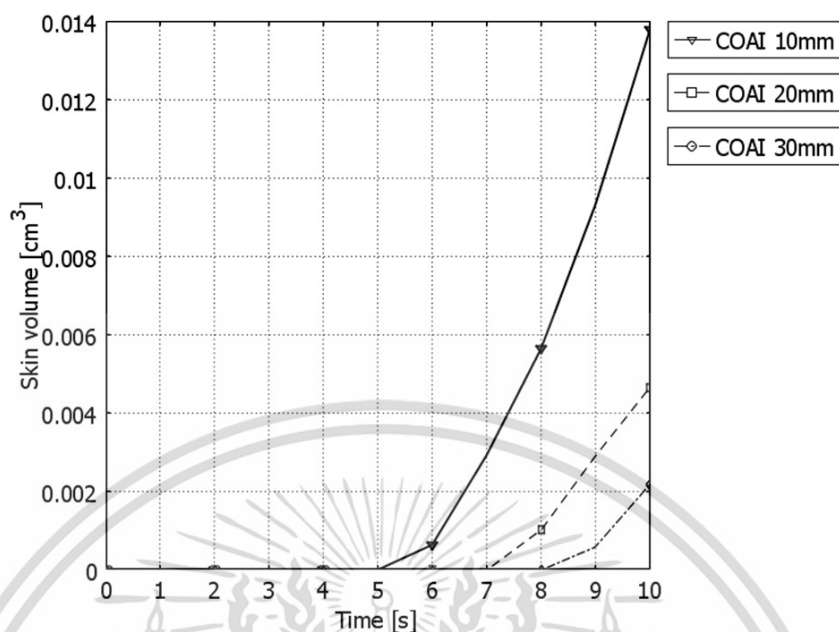
จากรูปที่ 4.23 เป็นกราฟปริมาณการกระจายตัวของ SAR ของแบบจำลอง (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร (ข) สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร (ค) สายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล๊อต โดนใช้กำลังไฟฟ้าที่ 60 วัตต์ เป็นระยะเวลา 10 วินาที เพื่อเปรียบเทียบการกระจายของ SAR ของสายอากาศแต่ละรูปแบบ จะเห็นได้ว่าการกระจายตัวของ SAR จะเกิดขึ้นที่ตำแหน่ง บริเวณรอยต่อจุดทาบกับตัวนำนอก และรอบๆ ซึ่งปริมาณ SAR ของสายอากาศแตกต่างกันออกไป ดังรูปที่ 4.23

4.10 กราฟปริมาณการกระจายตัวของความร้อนในผิวหนัง

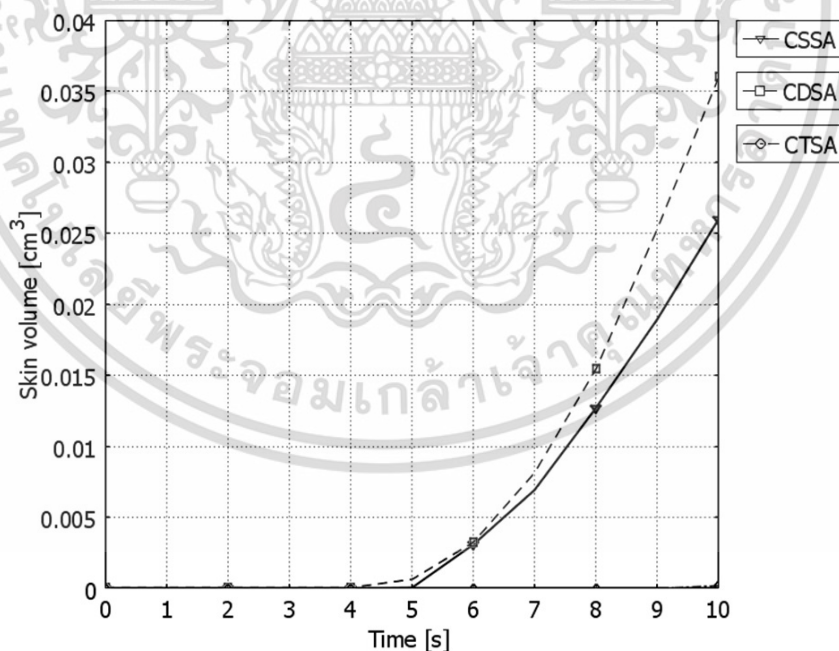


(ก) ปริมาตรความร้อนในผิวหนังของสายอากาศแบบเปิดปลาย 10, 20, และ 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.24 กราฟปริมาณความร้อนในผิวหนังที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส จากสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ



(ข) ปริมาตรความร้อนในผิวหนังของสายอากาศเปิดปลายแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



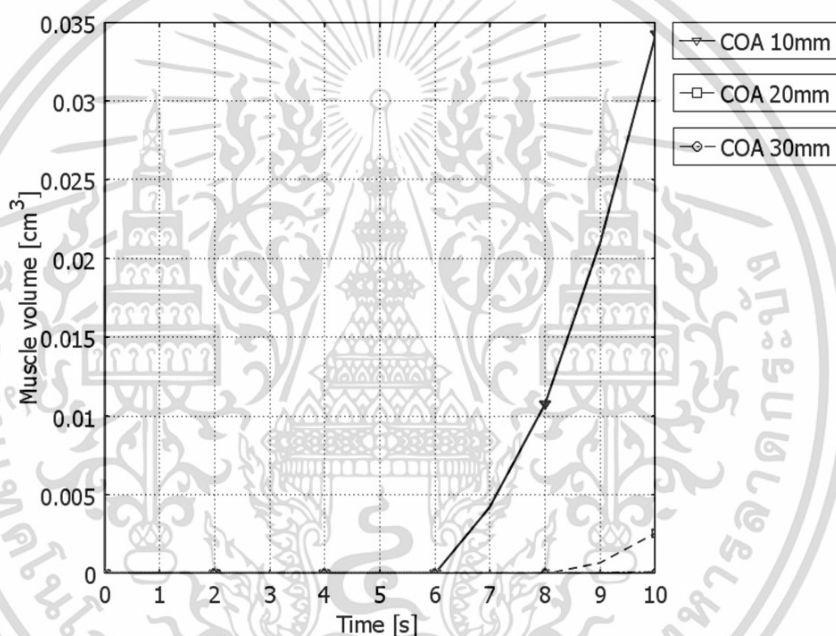
(ค) ปริมาตรความร้อนในผิวหนังของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2, และ 3 สล็อต

รูปที่ 4.24 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

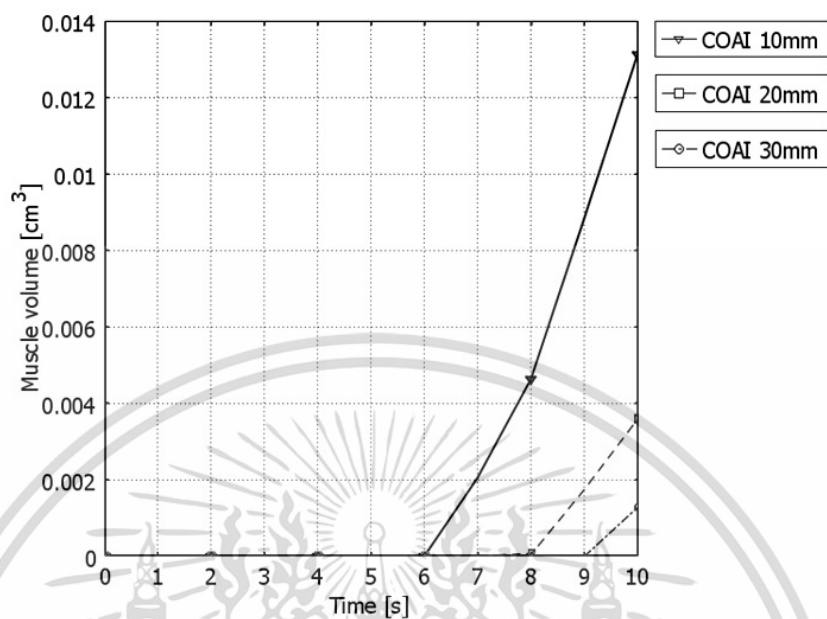
จากรูปที่ 4.24 เป็นกราฟปริมาตรการกระจายความร้อนในผิวหนังที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ของ (ก) จะเป็นสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร (ข) จะเป็นสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตรและ (ค) จะเป็นสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต ซึ่งจะแสดงให้เห็นถึงเวลาที่ ผิวหนังเริ่มมีผลกับความร้อนที่ เวลาต่างๆตั้งแต่ 0-10 วินาที ของสายอากาศแต่ละแบบจะแสดงให้เห็นดังรูปที่ 4.24

4.11 กราฟปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนในกล้ามเนื้อ

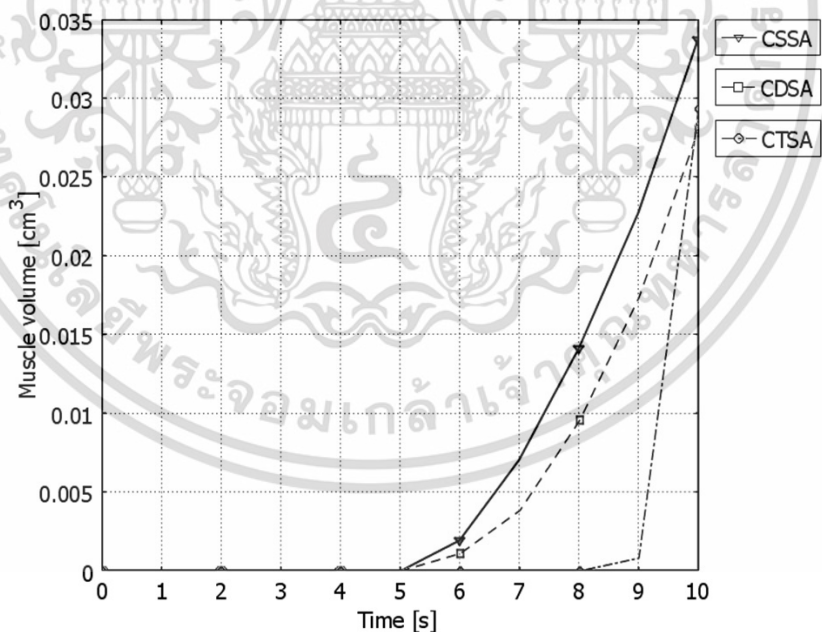


(ก) ปริมาตรความร้อนในกล้ามเนื้อของสายอากาศแบบเปิดปลาย 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.25 ปริมาตรความร้อนในกล้ามเนื้อที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ



(ข) ปริมาตรความร้อนในกล้ามเนื้อของสายอากาศเปิดปลายแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20, และ 30 มิลลิเมตร



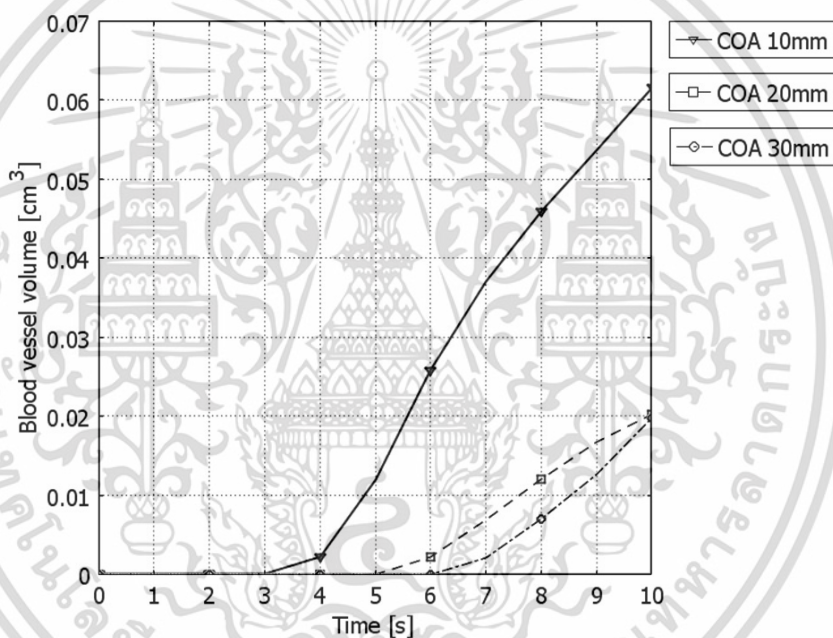
(ค) ปริมาตรความร้อนในกล้ามเนื้อของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต

รูปที่ 4.25 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

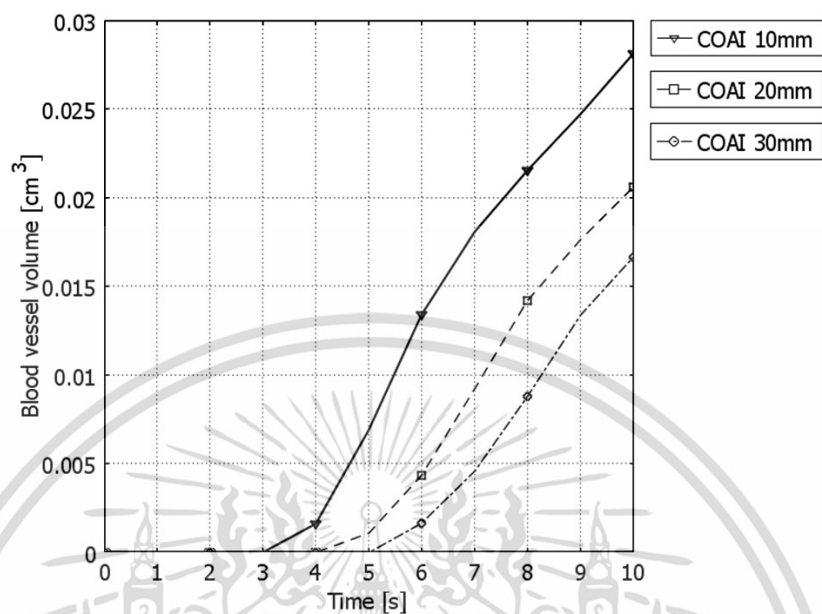
จากรูปที่ 4.25 เป็นกราฟปริมาณการกระจายความร้อนในกล้ามเนื้อที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ของ (ก) จะเป็นสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร (ข) จะเป็นสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตรและ (ค) จะเป็นสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต ซึ่งจะแสดงให้เห็นถึงเวลาที่ กล้ามเนื้อเริ่มมีผลกับความร้อนที่ เวลาต่างๆตั้งแต่ 0-10 วินาที ของสายอากาศแต่ละแบบจะแสดงให้เห็ดังรูปที่ 4.25

4.12 กราฟปริมาณการกระจายตัวของความร้อนในเส้นเลือด

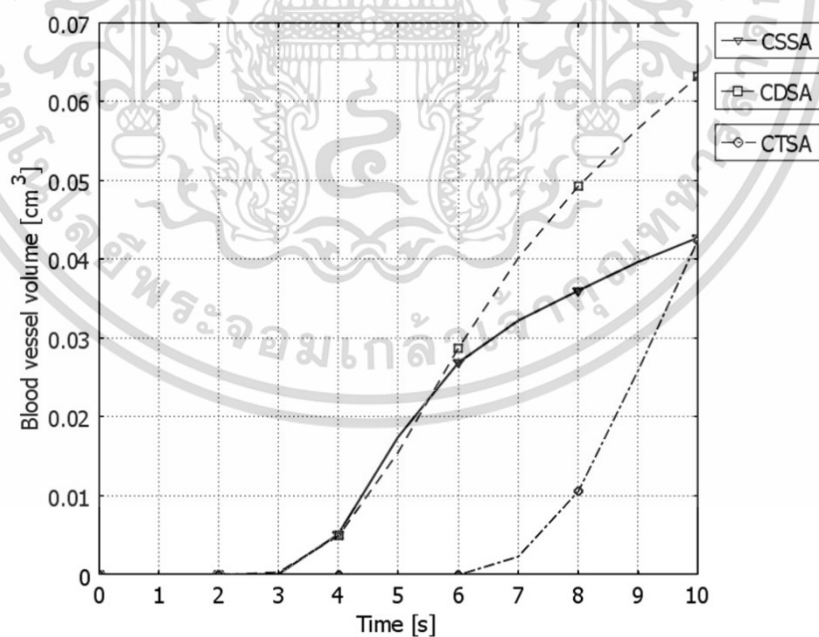


(ก) ปริมาตรความร้อนในเส้นเลือดของสายอากาศแบบเปิดปลาย 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร

รูปที่ 4.26 กราฟปริมาณความร้อนในเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ



(ข) ปริมาตรความร้อนในเส้นเลือดของสายอากาศเปิดปลายแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร



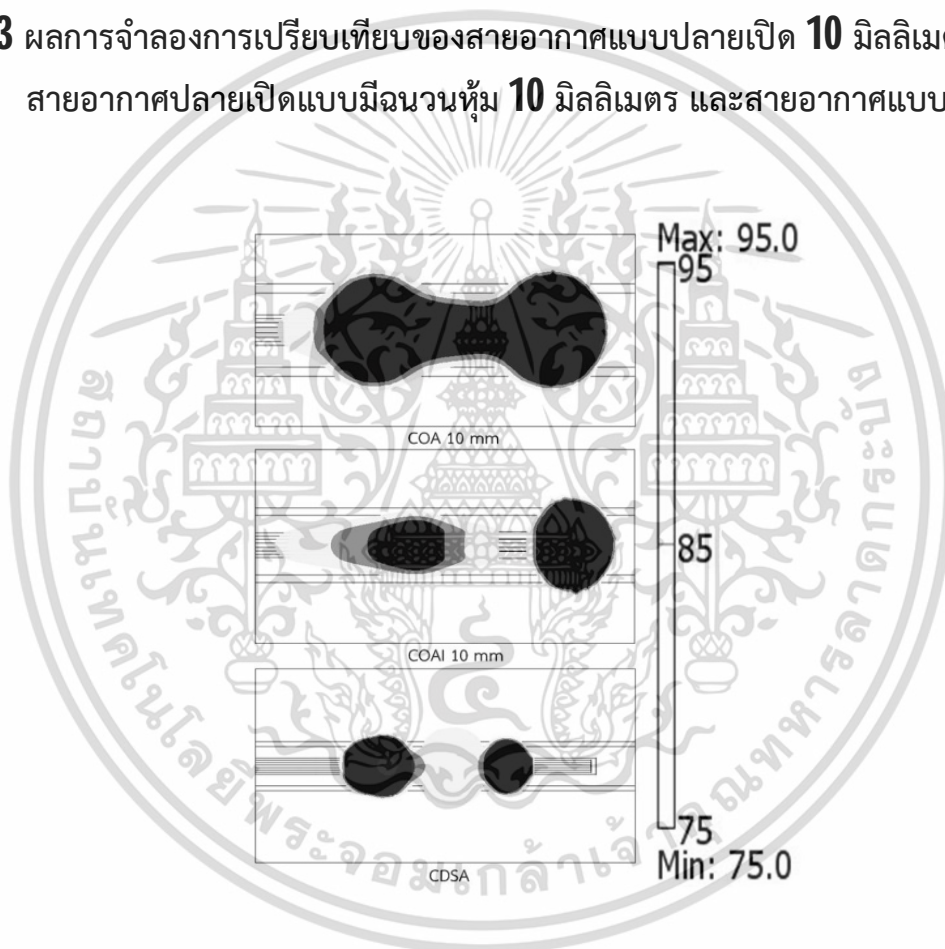
(ค) ปริมาตรความร้อนในเส้นเลือดของสายอากาศแบบสล็อต 1, 2 และ 3 สล็อต

รูปที่ 4.26 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

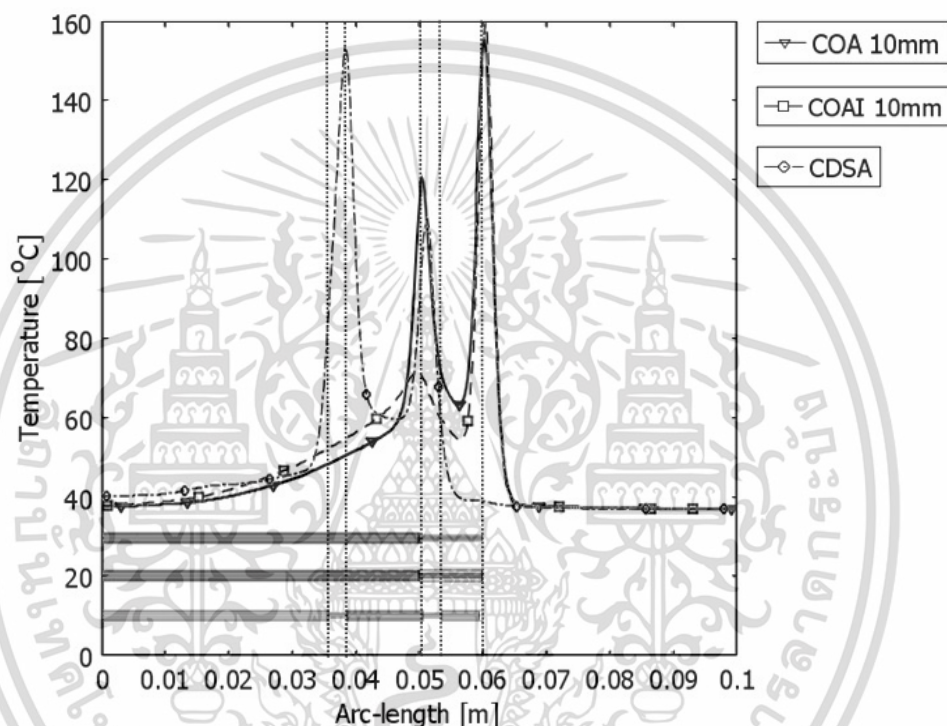
จากรูปที่ 4.26 เป็นกราฟปริมาณการกระจายความร้อนในเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ของ (ก) จะเป็นสายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20 และ 30 มิลลิเมตร (ข) จะเป็นสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20 และ 30 มิลลิเมตรและ (ค) จะเป็นสายอากาศแบบสล๊อต 1, 2 และ 3 สล๊อต ซึ่งจะแสดงให้เห็นถึงเวลาที่ เส้นเลือดเริ่มมีผลกับความร้อนที่ เวลาต่างๆตั้งแต่ 0-10 วินาที ของสายอากาศแต่ละแบบจะแสดงให้เห็นดังรูปที่ 4.26

4.13 ผลการจำลองการเปรียบเทียบของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบ 2 สล๊อต



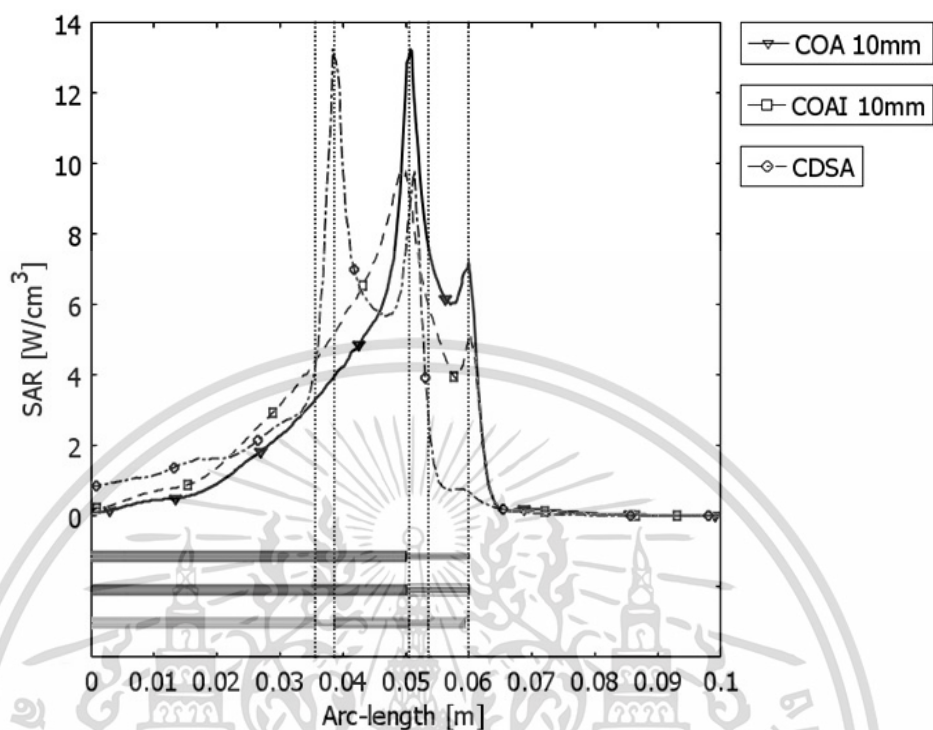
รูปที่ 4.27 เปรียบเทียบปริมาณความร้อนในเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ที่ระยะเวลา 10 วินาที ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

จากรูปที่ 4.27 เป็นการเปรียบเทียบปริมาณความร้อนในเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ที่ระยะเวลา 10 วินาที ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ จะแสดงให้เห็นถึงรูปแบบการกระจายความร้อนที่แตกต่างกันออกไปโดยสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร จะมีปริมาณมากที่สุด และมีการกระจายตัวของความร้อนเข้าสู่เส้นเลือดมากกว่าแบบสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบ 2 สล๊อต



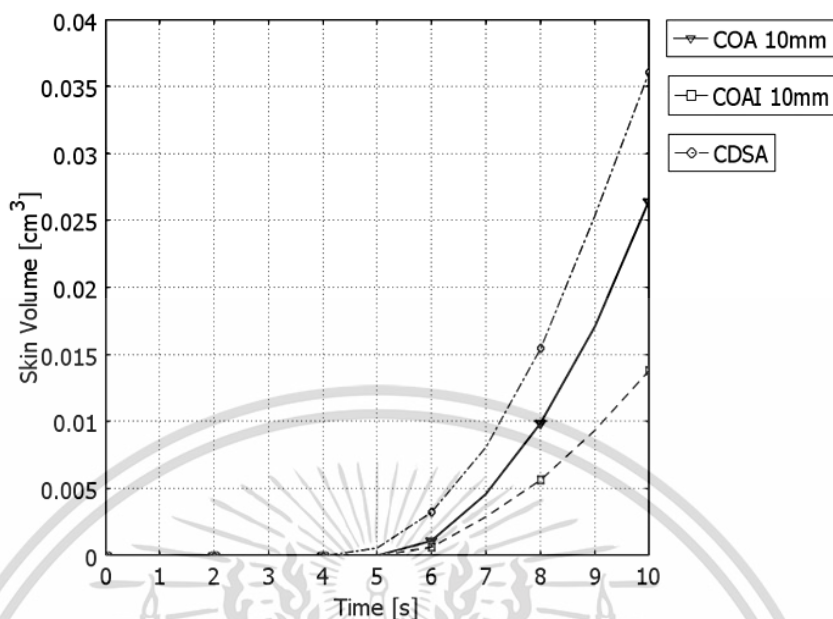
รูปที่ 4.28 กราฟเปรียบเทียบการกระจายความร้อนของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

จากรูปที่ 4.28 เป็นกราฟการเปรียบเทียบปริมาณความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบ 2 สล๊อตจะมีการกระจายตัวของอุณหภูมิความร้อนที่เกิดขึ้นแตกต่างกันออกไป โดยสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร มีปริมาณการกระจายอุณหภูมิความร้อนสูงที่สุด โดยมีอุณหภูมิสูงได้ถึง 160 องศาเซลเซียส สายอากาศแบบ 2 สล๊อต มีปริมาณการกระจายอุณหภูมิความร้อนรองลงมาจากสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร และสายสายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร มีปริมาณการกระจายอุณหภูมิความร้อนต่ำที่สุดในกลุ่มนี้

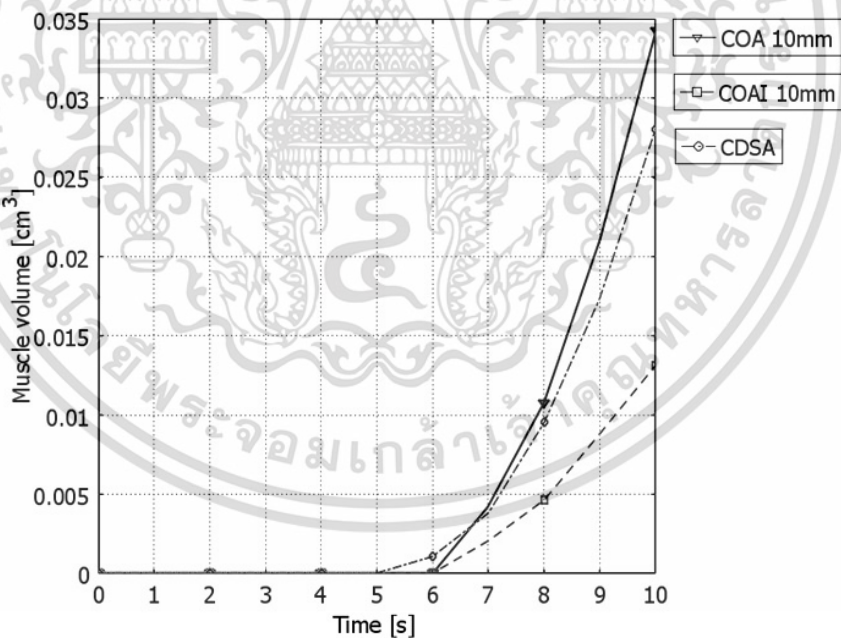


รูปที่ 4.29 กราฟเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

จากรูปที่ 4.29 เป็นกราฟเปรียบเทียบการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบ 2 สลิต โดยปริมาณ SAR ของสายอากาศแต่ละแบบจะมีการกระจายตัวที่ต่างกันอย่างเห็นได้ชัด มีการกระจายตัวของ SAR เกิดขึ้นที่ตำแหน่งบริเวณ รอยต่อจุดทาบกับตัวนำนอก สูงมากกว่าบริเวณอื่น ดังรูปที่ 4.29



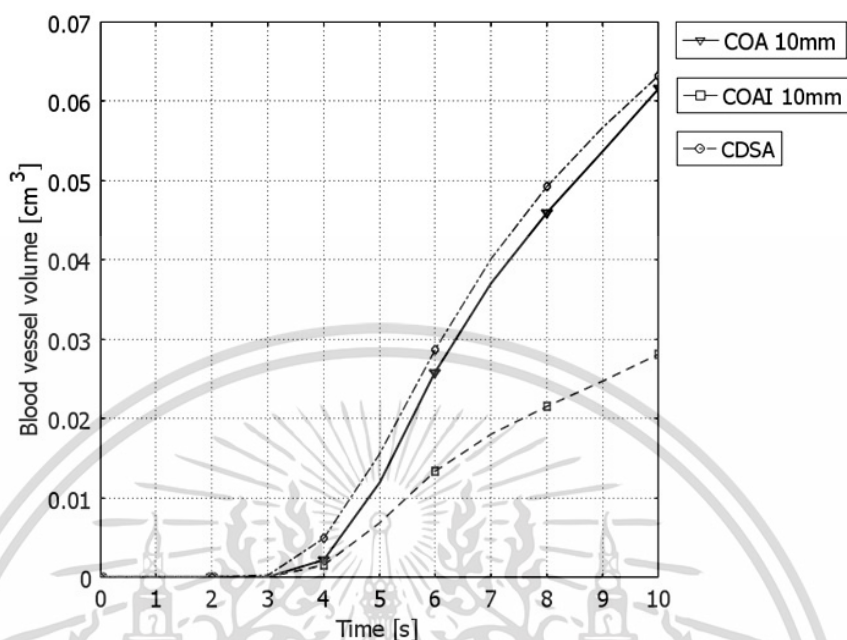
(ก) กราฟเปรียบเทียบปริมาณการกระจายความร้อนในผิวหนังของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ



(ข) กราฟเปรียบเทียบปริมาณการกระจายความร้อนในกล้ามเนื้อของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

รูปที่ 4.30 กราฟเปรียบเทียบปริมาณความร้อนในผิวหนัง กล้ามเนื้อ และเส้นเลือดที่อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ที่เวลา 10 วินาที ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ค) กราฟเปรียบเทียบปริมาตรการกระจายความร้อนในเส้นเลือดของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบ

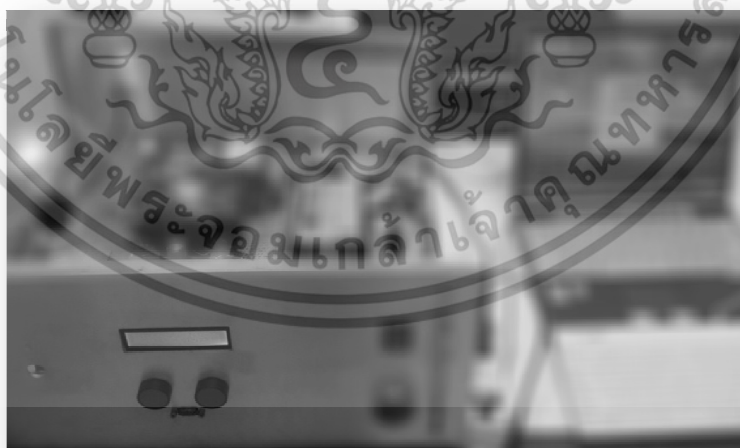
รูปที่ 4.30 (ต่อ)

จากรูปที่ 4.30 เป็นกราฟการเปรียบเทียบปริมาตรการกระจายความร้อนในผิวหนัง กล้ามเนื้อ และเส้นเลือดที่ อุณหภูมิ 85 องศาเซลเซียส ที่เวลา 10 วินาที ของสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร สายอากาศ ปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร และสายอากาศแบบ 2 สล็อต ซึ่งสายอากาศแต่ละแบบมี ปริมาตรการกระจายตัวของความร้อนที่แตกต่างกัน โดยจะแสดงให้เห็นถึงเวลาที่ เส้นเลือดเริ่มมีผลกับ ความร้อนที่ เวลาต่างๆตั้งแต่ 0-10 วินาที ของสายอากาศแต่ละแบบจะแสดงให้เห็นดังรูปที่ 4.30

4.14 ผลการทดลอง

ในการทดสอบกับไขขาวและการทดลองเส้นเลือดส่วนบริเวณขาของสุกรแบบ In Vitro จะใช้สายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร (COA 10mm) สายอากาศแบบปลายเปิดที่มีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตร (COAI 10mm) และสายอากาศแบบสล็อต 2 สล็อต (CDSA) โดยใช้กำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ เป็นเวลานาน 10 วินาที เพื่อทดสอบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในไขขาว และทดลองการกระจายความร้อนในเส้นเลือดของส่วนบริเวณขาหมู ซึ่งมีวัสดุอุปกรณ์ดังนี้

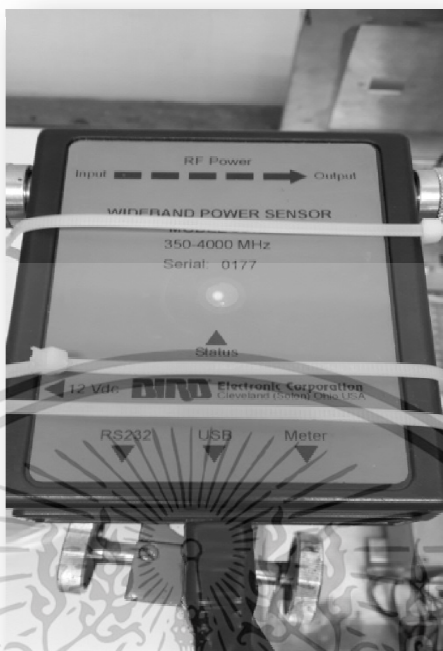
1. เครื่องกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟ (Microwave Generator)
2. สายโคแอกเซียลชนิดอ่อน
3. เทอร์โมมิเตอร์ และสายเทอร์โมคัปเปิ้ล รุ่น 54 Series II ผู้ผลิต (Fluke Company in Snohomish, Washington, USA.) เป็นดิจิตอลเทอร์โมมิเตอร์แบบสัมผัสขนาดมือถือรับอินพุต 2 ช่องสัญญาณ มีความแม่นยำระดับ : $\pm (0.05\% + 0.3^{\circ}\text{C})$ แสดงผลในหน่วยองศาเซลเซียส ($^{\circ}\text{C}$) ฟาเรนไฮต์ ($^{\circ}\text{F}$) หรือ เคลวิน ($^{\circ}\text{K}$)
4. เครื่องวัดกำลังไฟฟ้า (Wideband Power Sensor Model 5012)
5. ไขขาว
6. กระจกบอทวง (Glass Cylinder) ขนาด 50 มิลลิลิตร
7. ขาสุกร อายุประมาณ 30 สัปดาห์ ตายไม่เกิน 6 – 8 ชั่วโมง
8. มีดผ่าตัด และกรรไกรผ่าตัด



(ก) เครื่องกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟ (Microwave Generator)

รูปที่ 4.31 วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) เครื่องวัดกำลังไฟฟ้า (Wideband Power Sensor Model 5012)



(ค) สายโคแอกเซียลชนิดอ่อน เทอร์โมมิเตอร์ ไข่ขาว กระบอกตวง มีดผ่าตัด กรรไกรผ่าตัด ขาสุกร

รูปที่ 4.31 (ต่อ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



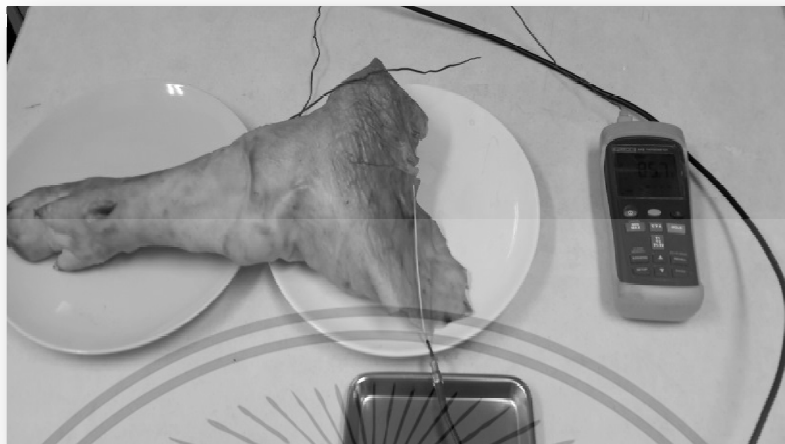
รูปที่ 4.32 การทดสอบในไข่ขาว



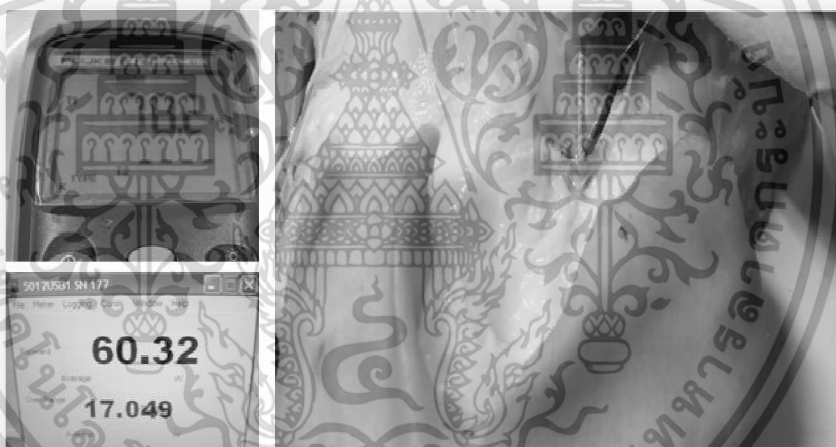
รูปที่ 4.33 ผลการทดสอบในไข่ขาว

จากรูปที่ 4.32 และ 4.33 เมื่อนำสายอากาศที่ทำการออกแบบไปทดลองในไข่ขาว โดยใช้กำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ ความถี่ 2.45 GHz เป็นเวลา 10 วินาที ผลการทดลองพบว่าไข่ขาวจะมีการเปลี่ยนแปลงจากของเหลวใส (ไข่ดิบ) เป็นของแข็งสีขาว (ไข่สุก) รอบๆสายอากาศ จะมีอุณหภูมิสูงมากกว่า 85.7 องศาเซลเซียส ซึ่งรูปแบบการเกิดความร้อนในไข่ขาวมีใกล้เคียงกับผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ต่อไปเป็นการทดลองกับส่วนบริเวณขาของสุกร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.34 การทดลองในขาหมู



รูปที่ 4.35 ผลการทดลองในขาหมู

จากรูปที่ 4.34 และ 4.35 เมื่อทำการทดลองในเส้นเลือดที่ขาสุกร โดยใช้คลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz กำลังไฟฟ้า 60.32 วัตต์ เป็นระยะเวลา 10 วินาที สายอากาศจะเกิดความร้อนขึ้นเฉพาะส่วนปลายของสายอากาศ พลังงานความร้อนที่ถูกปล่อยออกมาจากสายอากาศทำให้เกิดการความร้อนเข้าไปในเส้นเลือดและเนื้อเยื่อบริเวณนั้นๆ เมื่อถึงอุณหภูมิ 78.2 องศาเซลเซียส เส้นเลือดจะเกิดการหดตัวลงจากความร้อนที่ได้รับ และเมื่ออุณหภูมิสูงกว่า 120 องศาเซลเซียส เนื้อเยื่อบริเวณนั้นๆ จะเริ่มเปลี่ยนสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5

สรุปผลงานวิจัย และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลงานวิจัย

ผู้วิจัยได้ทำการออกแบบและจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ในรูปแบบ 3 มิติ ในงานวิจัยนี้ได้จำลองโมเดลเส้นเลือดขอดที่มีสายอากาศสอดอยู่ภายในเส้นเลือดโดยจะแบ่งสายอากาศที่ได้จำลองเป็น 3 กลุ่ม กลุ่มละ 3 แบบย่อยรวมทั้งหมดเป็น 9 รูปแบบ ได้แก่กลุ่มแรกคือ สายอากาศแบบปลายเปิด 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COA) กลุ่มที่สองคือ สายอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้ม 10, 20, 30 มิลลิเมตร (COAI) และกลุ่มที่สามคือ สายอากาศแบบสล็อต 1, 2, 3 สล็อต (CSA) โดยจะป้อนกำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ ความถี่ 2.45 GHz ให้กับสายอากาศเป็นระยะเวลา 10 วินาที ผลการจำลองพบว่าเกิดการกระจายตัวของความร้อนกระจายออกมารอบๆ ส่วนปลายเปิด ปลายเปิดมีฉนวนหุ้มและสล็อตของสายอากาศ ส่วนบริเวณอื่นๆ ไม่เกิดความร้อน ทำให้สามารถให้ความร้อนยังบริเวณที่เกิดเส้นเลือดขอดได้โดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อบริเวณส่วนอื่นๆที่ไม่ต้องการ การกระจายตัวของฟลักซ์ความร้อน ผลการจำลองพบว่าการกระจายของฟลักซ์ความร้อนแบบสมมาตรจากกึ่งกลางของสายอากาศออกไปรอบๆสายอากาศ การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า ผลการจำลองพบว่าการกระจายสนามไฟฟ้าในทิศทางตั้งฉากกับสายอากาศ การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก ผลการจำลองพบว่าการกระจายสนามแม่เหล็กวนรอบๆบริเวณสายอากาศการกระจายของ SAR ผลการจำลองพบว่าการกระจายของ SAR มีลักษณะการกระจายลงไปในชั้นกล้ามเนื้อมากกว่าผิวหนัง ซึ่งการเปิดปลายสายอากาศแบบปลายเปิดและอากาศปลายเปิดแบบมีฉนวนหุ้มมีผลต่อการกระจายตัวของ SAR ยิ่งปลายเปิดสายอากาศยาวขึ้น SAR ก็กระจายตัวได้มากขึ้นตาม

ในการวิเคราะห์ปริมาณการกระจายตัวของความร้อนของสายอากาศทั้ง 9 แบบ พบว่ามีค่าปริมาณการกระจายตัวของความร้อนในช่วงที่แตกต่างกัน ซึ่งเมื่อพิจารณาในส่วนของสายอากาศแบบปลายเปิดพบว่าสายอากาศแบบปลายเปิดที่ 10 มิลลิเมตร มีปริมาณการกระจายตัวของความร้อนสูงสุดของกลุ่มปลายเปิด สายอากาศแบบมีฉนวนหุ้มพบว่าสายอากาศแบบมีฉนวนหุ้มที่ 10 มิลลิเมตร มีปริมาณการกระจายตัวของความร้อนสูงสุดของกลุ่มมีฉนวนหุ้ม และสายอากาศแบบสล็อตพบว่าสายอากาศแบบ 2 สล็อต มีการกระจายตัวของความร้อนสูงสุดของกลุ่มสล็อต ดังนั้นในการทดลองผู้วิจัยจึงเลือกสายอากาศแบบปลายเปิด 10 มิลลิเมตร สายอากาศแบบมีฉนวนหุ้ม 10 มิลลิเมตรและสายอากาศแบบ 2 สล็อต มาทดลองเพราะมีการกระจายตัวของความร้อนสูงสุดในแต่ละกลุ่ม จึงนำสายอากาศ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทั้ง 3 แบบมาสร้างให้มีคุณสมบัติใกล้เคียงกับแบบจำลองและทดสอบการกระจายความร้อนในไข่ขาวและทดลองจริงโดยใช้เส้นเลือดบริเวณส่วนขาของสุกรในรูปแบบ in vitro

การทดสอบไข่ขาวโดยป้อนกำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ ความถี่ 2.45 GHz เป็นเวลา 10 วินาที ผลการทดสอบพบว่าสายอากาศเกิดความร้อนขึ้นสูงถึง 85 องศาเซลเซียส ทำให้ไข่ขาวมีการเปลี่ยนแปลงจากของเหลวใส (ไข่ขาวดิบ) เป็นของแข็งก้อนสีขาว (ไข่ขาวสุก) ซึ่งรูปแบบการกระจายตัวของความร้อนในไข่ขาวจะใกล้เคียงกับผลการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของสายอากาศทั้ง 3 รูปแบบโดยจะทำให้ไข่ขาวสุกที่รอบๆบริเวณส่วนปลายเปิดของสายอากาศแบบปลายเปิด บริเวณรอบๆฉนวนหุ้มของสายอากาศแบบมีฉนวนหุ้ม และบริเวณรอบๆสล๊อตของสายอากาศแบบสล๊อต

การทดลองในเส้นเลือดบริเวณส่วนขาของสุกรแบบ in vitro โดยป้อนกำลังไฟฟ้า 60 วัตต์ ความถี่ 2.45 GHz เป็นเวลา 10 วินาที ผลการทดลองพบว่าสายอากาศจะเกิดความร้อนขึ้นรอบๆบริเวณส่วนปลายเปิดของสายอากาศแบบปลายเปิด บริเวณรอบๆฉนวนหุ้มของสายอากาศแบบมีฉนวนหุ้ม และบริเวณรอบๆสล๊อตของสายอากาศแบบสล๊อต พลังงานความร้อนที่ถูกปล่อยออกมาจากสายอากาศทำให้เกิดการกระจายความร้อนเข้าไปในเส้นเลือดและเนื้อเยื่อบริเวณนั้นๆ บริเวณที่อุณหภูมิสูงถึง 85 องศาเซลเซียส จะเกิดการฟอตัวลงตัวของเนื้อเยื่อและเส้นเลือดทำให้เส้นเลือดบริเวณนั้นๆตีบแคบลงไปได้

5.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป

จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าการสร้างแบบจำลองการบำบัดเส้นเลือดขอด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีการที่มีประโยชน์เป็นอย่างมาก โดยทำให้ประหยัดค่าใช้จ่ายในการทดลองและสามารถออกแบบการทดลองในส่วนที่เราไม่สามารถทำได้จริง และผลลัพธ์ที่ได้มีความใกล้เคียงกับผลการทดลองดังนั้นในงานวิจัยต่อไปการนำวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้จำลองก่อนทำการรักษาจริงจึงเป็นอีกวิธีหนึ่งที่ช่วยเราในการวางแผนการรักษาได้อย่างสมบูรณ์ที่สุด เพื่อเป็นแนวทางให้แพทย์ใช้เป็นข้อมูลในการบำบัดผู้ป่วยต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] บุรพา กาญจนบัตร, ไวกุณฐ์ สถาปนาวัตร. **ศัลยศาสตร์หลอดเลือดในเวชปฏิบัติทั่วไป**. กรุงเทพมหานคร : ไซสติกการพิมพ์. 2555.
- [2] Weerayutthasilp W., and Chulakadabba A. “Current management of varicose veins.” **Chula. Med. J.**, vol. 49, no.8, Aug 2005. pp. 477 - 496.
- [3] Vascular Research Team ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลมหาสารคาม เชียงใหม่. **“เส้นเลือดขอด (Varicose vein).”** [Online]. Available: <http://www.med.cmu.ac.th/dept/vascular/e-book%20vascular/501/varicose%20 vein.pdf>.
- [4] ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ. “การออกแบบและวิเคราะห์สายอากาศสำหรับทำลายเซลล์มะเร็งตับเฉพาะจุดด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2552.
- [5] Khantiworapong P., Subwongchareon S., Sukheepot P., and Praditphol N. “The Power Setting of Endovenous Microwave Ablation for the Treatment of Varicose Vein: In Vitro Study.” **Thai J. Surg.**, vol. 29, 2008. pp. 64 - 68.
- [6] Kim W., Woo T., Yoo M., Cho J., Kwon D., Chung Y., and Cheon C. “A New Method for Remedy of Varicose Vein Using Horn Antenna.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, 2010.
- [7] Vascular Research Team ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลมหาสารคาม เชียงใหม่. **“กายวิภาคและสรีระของหลอดเลือดดำที่ขา”** [Online]. Available: <http://www.med.cmu.ac.th/dept/vascular/e-book%20vascular/501/Anatomy%20and%20 Physiology%20of%20venous%20in%20leg.pdf>.
- [8] **“Venous anatomy of the leg.”** [Online]. Available : http://hcd2.bupa.vco.uk/fact_sheets/html/varicose_viens.html.
- [9] Rahul Dilip Sathe. **“Design and Development of A Novel Implantable Prosthetic Vein Valve.”** Master Thesis of Georgia Institute of Technology. 2006.
- [10] Phasukkit P., Tungjatkusolmun S., and Sangworasil M., “Finite Element Analysis and in vitro Experiments of Placement Configurations Using Triple Antennas in Microwave Hepatic Ablation.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, TBME-00164, 2009. pp. 1 - 9.

- [11] Jakawanchaisri W., Sanpanich A., Phasukkit P., Pintavirooj C., and Tungjitkusolmun S. “FEM Analysis of Microwave Ablation for Snoring Therapy by Using Real Image.” **ICBET2012**, June 2012.
- [12] มนตรี ไชยชาญยุทธ์. “วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในระดับโดยใช้สายอากาศในช่วงความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2548.
- [13] อภินันท์ กาธรรมมา. “การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการกระจายอุณหภูมิในการทำลายเซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2550.
- [14] ศิรเมศร์ ศรีสวัสดิสกุล. “การจำลองการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าและอุณหภูมิภายในร่างกายมนุษย์ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์. 2553.



ภาคผนวก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



The 5th Biomedical Engineering International Conference

BMEiCON 2012

December 5 - 7, 2012
UbonRatchathani, Thailand
& Champasak, Laos

IEEE Catalog Number : CFP1258R-CDR
ISBN : 978-1-4673-4891-1

978-1-4673-4892-8/12/\$31.00 ©2012 IEEE

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3D Finite Element Analysis for Varicose Vein Therapy by Using Microwave Ablation

S. Prasantamrongsiri¹, P. Phasukkit^{1*}, C. Pintavirooj¹, S. Tungjitkusolmun¹ and A. Sanpanich²

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

²Institute of Molecular Biosciences, Mahidol University, Nakhon Pathom, Thailand.

*kppattar@kmitl.ac.th

Abstract—This paper presents three-dimensional finite element method for analyze a varicose vein microwave ablation. Varicose vein can contract by using heat from microwave ablation. Because of varicose vein patients have leg pain from long time standing, and do a lot of activities. Symptoms have influenced the daily life of patients. We study method for varicose vein therapy by using microwave ablation. Because of this method is easy to use for varicose vein therapy. In this research work, we propose simulation varicose vein that varicose veins inserted with antenna into blood vessel. Simulation method delivers microwave to antenna inserted in varicose vein. For this reason, varicose vein is contract. Finite element analysis can apply in treatment planning and show temperature distribution and specific absorption rate (SAR) distribution for contract of varicose vein characteristic by using microwave therapy. And the doctor can be use the data for treat in future.

Keywords—Varicose Vein, Finite Element, Microwave Ablation, Antenna

INTRODUCTION

Varicose vein disease is abnormality of superficial vein [1]. Varicose vein patients are present in 15% of men and 25% of woman [2], [3]. Common causes of disease consist of family history, female hormones, arterial venous communications, physiology, and biochemical stress [1]. Generally, varicose vein treatment is surgery method. Surgery spends long time and large lesion size. We study solution to treat varicose vein disease by using microwave ablation method because this method spends short time and small lesion size [4].

We study varicose vein paper in 2010. Kim et al, [5] studied in “A New Method for Remedy of Varicose Vein Using Horn Antenna.” This method uses microwave ablation for treatment. This method illustrates varicose vein in the leg that incidents electromagnetic wave from outside of the body by using antenna and removes the blood vessel by heating.

In this research work, we use microwave (MW) ablation for varicose vein therapy. Therapy is treated to varicose vein in leg. Microwave frequency operating at 2.45 GHz. Temperature is controlled to 85 °C for 10 second. After delivery of microwave energy into tissue, Joule heat is generated which then conducts into surrounding blood vessel for therapy.

This paper is presented as following an introduction in section I, Methods included varicose vein model, antenna model, bio-heat equation, SAR distribution, and finite element

analysis in section II, results in section III, discussion and conclusion in section IV.

METHOD

Varicose Vein Model

The model is designed to simulate the heat transfer to blood vessel. The varicose vein model consists of fat, blood, and blood vessel. Varicose vein model included front view, and side view are shown in Fig. 1.

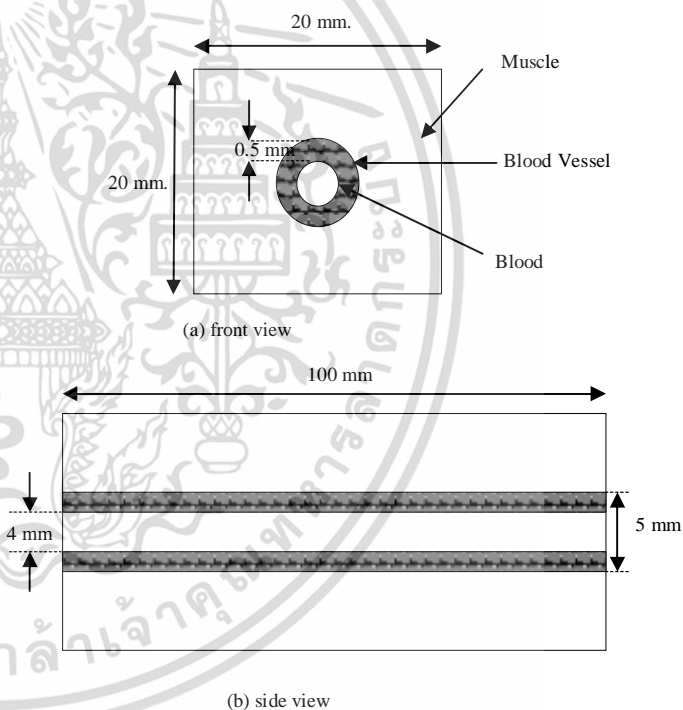


Figure 1. Varicose Vein Model.

Coaxial Open-Tip Antenna Model

Coaxial open-tip antenna (COA) model consists of inner conductor, dielectric, insulator, and outer conductor. A destructive area at the end of antenna tip in tissue volume is quite predictable. Fig. 2 shows our designed coaxial open-tip

antenna model. Dimensions of components of coaxial open-tip antenna are shown in Table I.

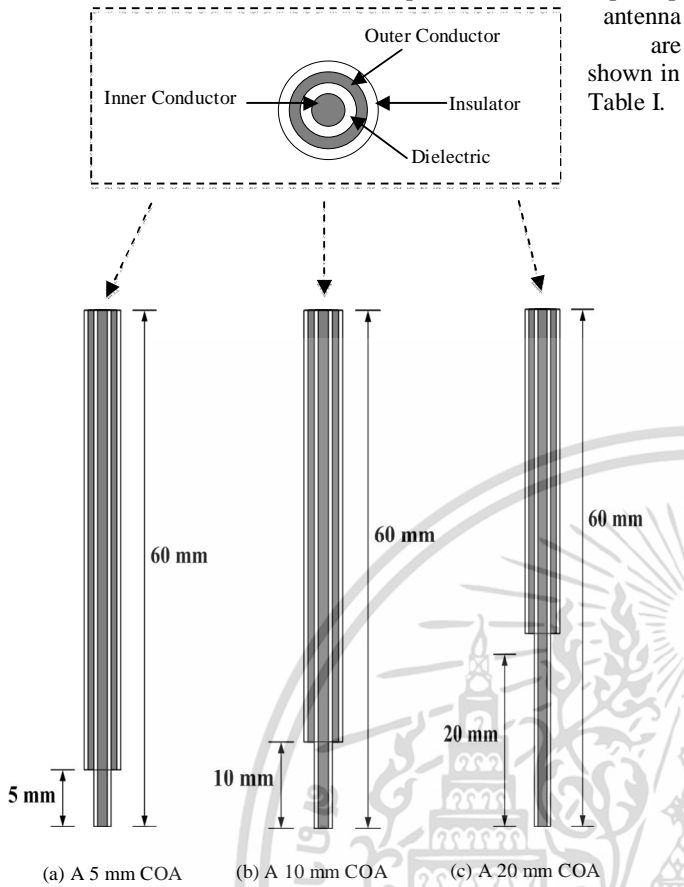


Figure 2. Coaxial Open-Tip Antenna Model.

DIMENSION OF COAXIAL OPEN-TIP ANTENNA

Component	Dimension (mm)
Diameter of inner conductor	0.32
Diameter of dielectric	0.85
Diameter of outer conductor	1.34
Diameter of insulator	1.78
Length of open tip end	5, 10, 20
Overall length of antenna	60

Bio-heat Equation

The source of heat transfer in MW ablation is from electromagnetic wave at 2.45 GHz transmitted into tissues. Joule heating arises when energy dissipated by an electric current flowing through a conductor is converted into thermal

energy. Tissue temperature changes over time can be predicted by the bio-heat equation:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = h_{bl}(T_{bl} - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (1)$$

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

where

- ρ = Density of tissue [kg/m^3];
- c = Specific heat [$J/kg \cdot K$];
- k = Thermal conductivity [$W/m \cdot K$];
- T_{bl} = Temperature of blood;
- ρ_{bl} = Density of blood [kg/m^3];
- ω_{bl} = Perfusion of blood [s^{-1}];
- h_{bl} = Convective heat transfer coefficient accounting for the blood perfusion;
- Q_m (W/m^3) = Energy generated by metabolic processes and was neglected since it is small compared with the other terms.
- Q_{ext} = External heat source generated by microwave energy from antennas. After delivery of microwave energy into tissue, Joule heat is generated which then conducts into surrounding tissues [6].

D. Specific Absorption Rate (SAR) Distribution

In general, an energy which absorbs by living tissue when body is exposed by electromagnetic field at radiofrequency range can be measured in term of a specific absorption rate (SAR). This value indicates an absorption power per mass of living tissue or in Watts per kilogram (W/kg). SAR distribution is widely used in order to indicate a heating ability of microwave antenna [7].

$$Q_{ext} = \rho \cdot SAR \quad (3)$$

$$SAR = \frac{\sigma \cdot E^2}{\rho} \quad (4)$$

Where

- ρ = density of tissue [kg/m^3];
- σ = Conductivity of tissue [S/m];
- E = electric field [V/m]

E. Finite Element Analysis

The model is constructed using COMSOL Multiphysics, finite element based analysis software. We utilized numerical modeling to solve 3D bio-heat equation in order to obtain

temperature distributions during MW ablation. The simulations performed in COMSOL consisted of RF Module and Heat Transfer (Bio-heat Equation) Module. We developed the electrodes structure and other geometrical components with SolidWorks before exporting them in IGES format into COMSOL Multiphysics. We assigned boundary conditions and material properties and then solved the coupled thermal-electromagnetic problem. The total time for MW energy application was set to 10 second while the power delivered was set to 30, 40 and 60 watts for a 5 mm COA, 10 mm COA and 20 mm COA, respectively. Microwave is preset at 2.45 GHz. A number of mesh element are compromisingly refined at 172,599 elements, 170,028 elements and 162,839 elements for a 5 mm COA, 10 mm COA and 20 mm COA, respectively. Mesh element is shown in Fig.3-5. The simulation was implement on Intel Core-i7 2.67 GHz and 12 GB RAM on Window platform.

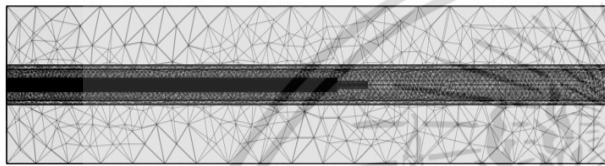


Figure 3. Mesh element of A 5 mm COA.

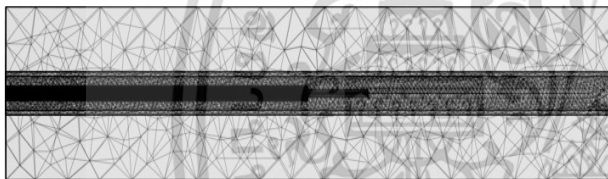


Figure 4. Mesh element of A 10 mm COA.

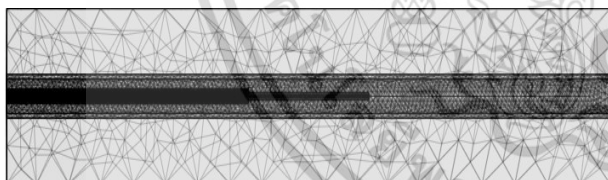


Figure 5. Mesh element of A 20 mm COA.

III. SIMULATION RESULT

Simulation result of three-dimensional finite element analysis for varicose vein therapy by using microwave ablation, microwave frequency is controlled to 2.45 GHz 85°C for 10 seconds. Simulation results of this study are shown in Fig. 6-8. Simulation results consist of temperature distribution and SAR distribution. After antenna operate for 10 seconds, varicose vein is destroyed. We also show temperature distribution and temperature distribution graph are shown in

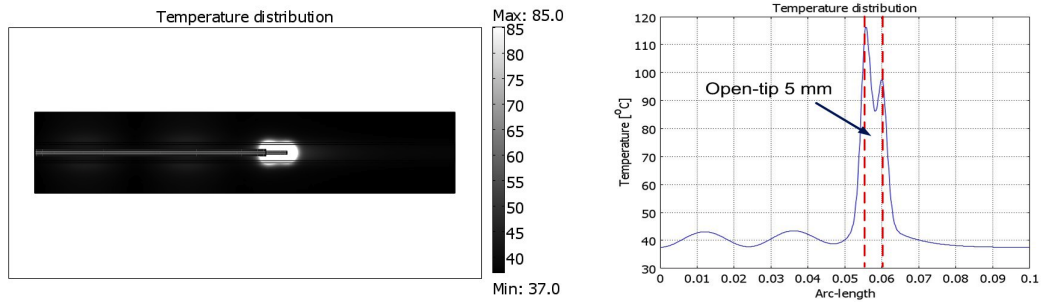
Fig. 6-8 (a-b). SAR distribution and SAR distribution graph are shown in Fig. 6-8 (c-d). The maximum temperature distribution and maximum SAR distribution in blood vessel shown in table II. At 60 watt of a 20 mm COA, this power is suitable for varicose vein therapy because this powers are non-effect to other healthy cell surrounding the tissue.

THE MAXIMUM TEMPERATURE DISTRIBUTION AND MAXIMUM SAR DISTRIBUTION IN BLOOD VESSEL

COA	Temperature (°C)	SAR(cm ³)
5mm (30W)	115	10
10mm (40W)	129	11.5
20mm(60W)	150	11.5

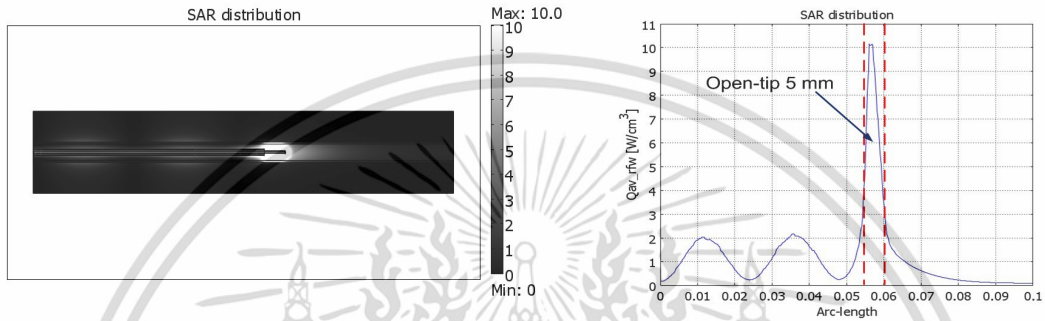
IV. DISCUSSION AND CONCLUSION

In this varicose vein therapy by using finite element analysis, antenna is intently designed as an open tip type. Antenna controls heat that radiate to tissue. Tissue is heated then varicose vein is disintegrated. Results of simulation and analysis by using COMSOL Multiphysics program, microwave frequency is controlled to 2.45 GHz at 85 °C for 10 seconds, that results are show temperature distribution and SAR distribution for blood vessel disintegrate. A 5 mm COA has minimum value for temperature distribution and thermal distribution. A 20 mm COA has maximum value for temperature distribution and thermal distribution. At 60 watt of a 20 mm COA, these powers are suitable for varicose vein therapy. Varicose vein therapy by using microwave ablation is a new alternative maneuver to the patient and hopefully may reduce using of medicines in varicose vein treatment, save money on medical care in long run, and also guide us to develop a varicose vein treatment in the future. Next step, we plan to apply our treatment system to use with deep vein thrombosis (DVT).



(a) Temperature distribution

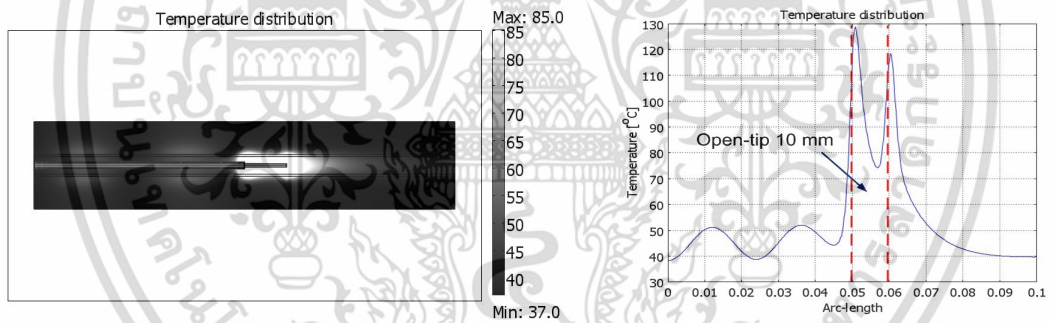
(b) Temperature distribution graph.



(c) SAR distribution.

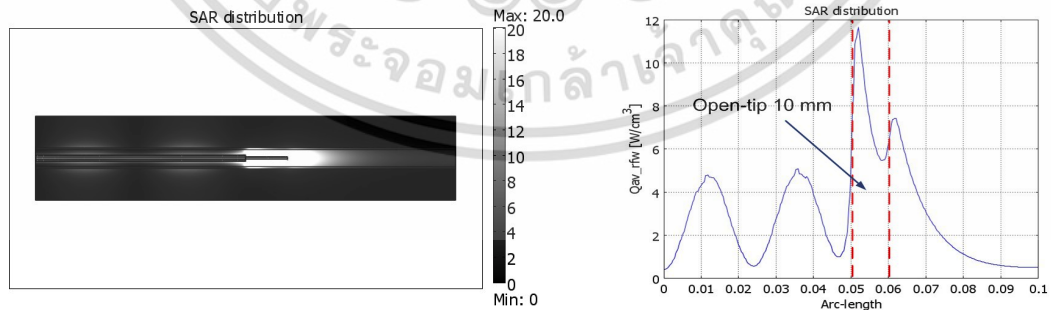
(d) SAR distribution graph.

Figure 6. 30 watt of a 5 mm COA.



(a) Temperature distribution

(b) Temperature distribution graph.



(c) SAR distribution.

(d) SAR distribution graph.

Figure 7. 40 watt of a 10 mm COA.

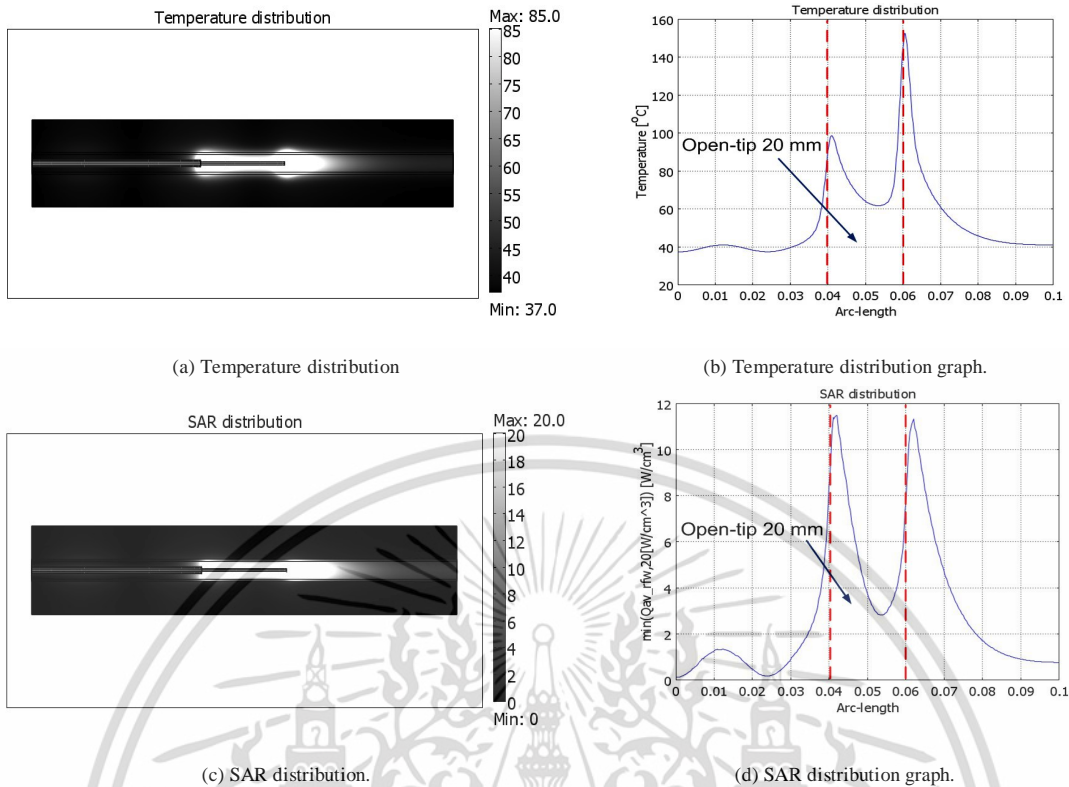


Figure 8. 60 watt of a 20 mm COA.

REFERENCES

- [1] W. Weerayutthasilp, and A. Chulakadabba, "Current management of varicose veins," Chula. Med. J., vol. 49, no.8, pp. 96-477, Aug 2005.
- [2] M. Stirling, and C. K. Shortell, "Endovascular Treatment of Varicose Veins," Semin. Vasc. Surg., vol. 19, pp. 109-115, 2006.
- [3] R. Boon, G.J.M. Akkersdijk, and D. Nio, "Percutaneous treatment of varicose veins with bipolar radiofrequency ablation," Eur. J. Radio., vol.75, pp. 43-47, 2010.
- [4] P. Khantiworapon, S. Subwongchareon, P. Sukheepot, and N. Praditphol, "The Power Setting of Endovenous Microwave Ablation for the Treatment of Varicose Vein: In Vitro Study," Thai J. Surg., vol. 29, pp. 64-68, 2008.
- [5] Wanghyun Kim, Tae-Hee Woo, Minkyun Yoo, Jeiwon Cho, Dosung Kwon, Young-seek Chung, and Changyul Cheon, "A New Method for Remedy of Varicose Vein Using Horn Antenna," IEEE Trans. Biomed. Eng., 2010.
- [6] P. Phasukkit, S. Tungjitsulmun, 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.
- [7] W. Jakawanchaisri, A. Sanpanich, P. Phasukkit, C. Pintavirooj, and S. Tungjitsulmun, "FEM Analysis of Microwave Ablation for Snoring Therapy by Using Real Image," ICBET2012, June 2012.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายพีรวิษณุ ประสานธำรงศิริ
 วัน เดือน ปีเกิด 7 เมษายน 2531 ที่เพชรบุรี
 ที่อยู่ 1/9 หมู่ 1 ตำบลห้วยโรง อำเภอเขาย้อย
 จังหวัดเพชรบุรี 76140
 ประวัติการศึกษา 2553 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ และโทรคมนาคม
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคลกรุงเทพ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้