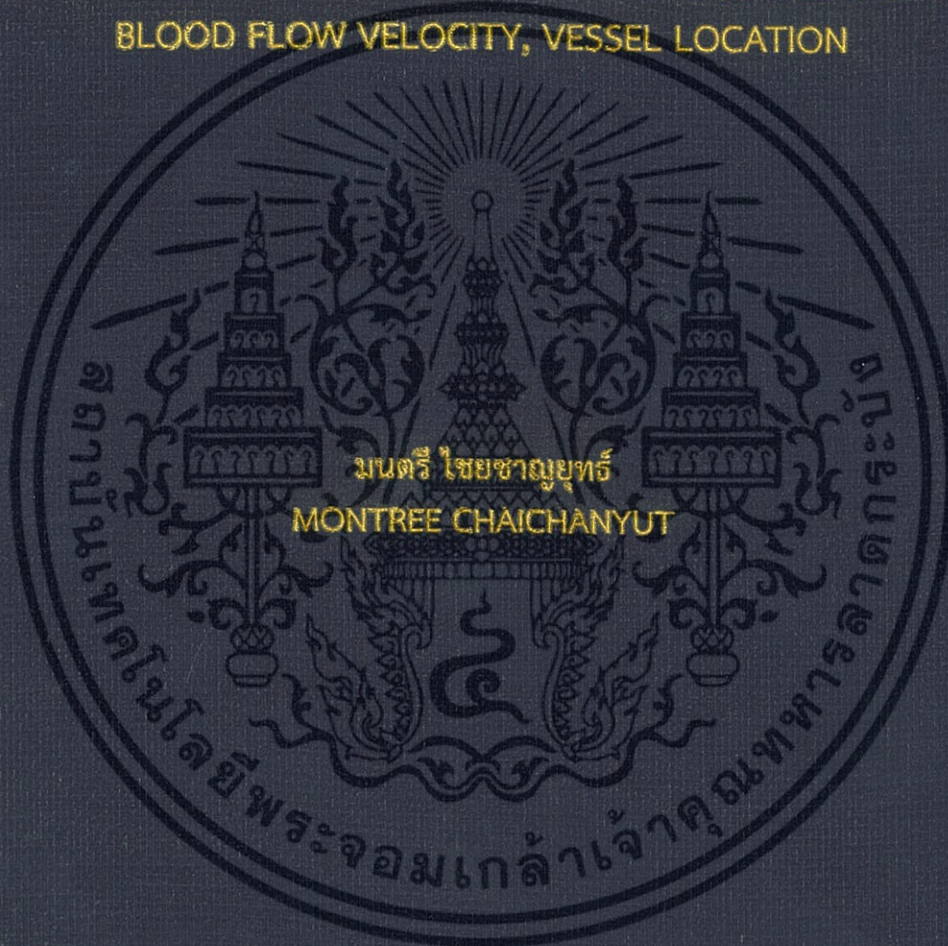


การใช้ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ ผลของอัตราเร็วการไหลของเลือด และตำแหน่งเส้นเลือดใหญ่ ต่อการรักษามะเร็งตับโดยใช้สายอากาศโมนโพล แบบ 4T ในแบบจำลองแบบพรุน

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MICROWAVE ABLATION USING FOUR-TINE ANTENNA ON POROUS HEPATIC CANCER TISSUE: EFFECTS OF BLOOD FLOW VELOCITY, VESSEL LOCATION



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง พ.ศ. 2559 KMITL-2016-EN-D-018-212

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การใช้ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ ผลของอัตราเร็วการไหลของเลือด และตำแหน่งเส้นเลือดใหญ่ ต่อการรักษามะเร็งตับโดยใช้สายอากาศไมโนโพลแบบ 4T ในแบบจำลองแบบพรุน

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MICROWAVE ABLATION USING FOUR-TINE ANTENNA ON POROUS HEPATIC CANCER TISSUE: EFFECTS OF BLOOD FLOW VELOCITY, VESSEL LOCATION



มนตรี ไชยชาญยุทธ์  
MONTREE CHAICHANYUT

อพ.  
ม151ก  
2559

เลขทะเบียน 148241  
วันเดือนปี 18 ต.ค. 2560

b. 12867846  
i. ....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง พ.ศ.2559  
KMITL-2016-EN-D-018-212

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF MICROWAVE ABLATION USING FOUR-TINE  
ANTENNA ON POROUS HEPATIC CANCER TISSUE: EFFECTS OF  
BLOOD FLOW VELOCITY, VESSEL LOCATION



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
DOCTOR OF ENGINEERING IN ELECTRICAL ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2016  
KMITL-2016-EN-D-018-212

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2016

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การใช้ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ ผลของอัตราเร็วการไหลของเลือด และตำแหน่งเส้นเลือดใหญ่ ต่อการรักษามะเร็งตับโดยใช้สายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ในแบบจำลองแบบพรุน

Thesis Title Finite Element Analysis of Microwave Ablation Using Four-tine Antenna on Porous Hepatic Cancer Tissue : Effects of Blood Flow Velocity, Vessel Location

นักศึกษา นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

รหัสประจำตัว 55610119

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2016-EN-D-018-212

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
รศ.ดร.มนัส สัจจวิเศษ	
รศ.ดร.ชูชาติ ปิ่นทิวรจน์	
ผศ.ดร.ยุทธนา คิดใจเดียว	
ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล	
ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 13 ธันวาคม พ.ศ. 2559 เวลา 13.00-15.00 น.  
สถานที่สอบ ณ อาคาร A ชั้น 5 ห้องประชุม 3

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องยกย่อง คณะวิศวกรรมศาสตร์ การนำไปใช้

วันที่ 13 ธันวาคม พ.ศ. 2559

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การใช้ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ผลของอัตราเร็ว  
การไหลของเลือด และตำแหน่งเส้นเลือดใหญ่ ต่อการรักษามะเร็งตับ  
โดยใช้สายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ในแบบจำลองแบบพหุน

นักศึกษา

นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

รหัสประจำตัว

55610119

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมไฟฟ้า

พ.ศ.

2559

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

### บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ นำเสนอวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติเพื่อการวิเคราะห์การทำลาย  
ก้อนมะเร็งที่เนื้อเยื่อตับด้วยสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ที่ความถี่ 2.45 GHz โดยเสนอการวิเคราะห์การ  
ทำลายก้อนมะเร็งตับในแบบจำลองแบบแข็ง กับแบบจำลองแบบพหุน ศึกษาการดูดกลืนสนามแม่เหล็ก  
ไฟฟ้าตามความลึกของการสอดใส่สายอากาศ และรูปแบบการกระจายอุณหภูมิในก้อนมะเร็งขนาด 3 และ  
5 cm วิเคราะห์ผลของอัตราเร็ว (0-200 ซม./วินาที) การไหลของเลือดในเส้นเลือดใหญ่ขนาดเส้นผ่าน  
ศูนย์กลางขนาด 1 ซม. ในแบบจำลองแบบพหุน และ วิเคราะห์ผลของระยะห่างที่ตำแหน่งต่างๆระหว่าง  
ปลายสายอากาศกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ (0 0.8 และ 1.3 ซม.) ที่อัตราเร็วของการไหลของเลือดคงที่ 16.7  
ซม./วินาที ทุกกรณีของการจำลองวิเคราะห์ภายใต้เงื่อนไขการควบคุมอุณหภูมิคงที่ 90°C การจำลอง  
วิเคราะห์รูปแบบการกระจายอุณหภูมิ ร้อยละของก้อนมะเร็งตับที่ถูกทำลาย และการเคลื่อนตัวเนื่องจาก  
ความร้อนรวม ผลการจำลองพบว่า อัตราเร็วของการไหลของเลือด และระยะห่างระหว่างสายอากาศกับ  
เส้นเลือดใหญ่มีผลต่อการทำลายก้อนมะเร็งตับ การทำลายก้อนมะเร็งตับที่อยู่ใกล้เส้นเลือดใหญ่ (0 ซม.)  
และที่ระยะห่างจากเส้นเลือดใหญ่ (1.3 ซม.) มีประสิทธิภาพการทำลายประมาณ 90.3% และ 99.55%  
ตามลำดับ การเคลื่อนตัวจากความร้อนรวม 5.9 มม. คิดเป็น 6.59 % เทียบกับแบบจำลองทั้งหมด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	Finite Element Analysis of Microwave Ablation Using Four-tine Antenna on Porous Hepatic Cancer Tissue: Effects of Blood Flow Velocity, Vessel Location.
Student	Mr.Montree Chaichanyut
Student ID.	55610119
Degree	Doctor of Engineering
Program	Electrical Engineering
Year	2016
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr.Supan Tungjtkusolmun

## ABSTRACT

This thesis is concerned with microwave ablation analyses using a 2.45 GHz four-tine (4T) antenna for hepatic cancer tissue. In the study, three-dimensional finite-element models were utilized to examine the tissue temperature distributions during and after MW ablation. A preliminary study was first carried out with regard to the specific absorption rates along the 4T antenna insertion depths and the temperature distributions inside the solid and porous liver models with either 3 cm-in-diameter tumor or 5 cm-in-diameter tumor. Based on the preliminary results, the porous models were further examined for the effect of varying blood flow velocities (0–200 cm/s) with a 1 cm-in-diameter blood vessel next to the antenna and also for the effect of vessel-antenna locations (0, 0.8, and 1.3 cm) with a constant blood flow velocity of 16.7 cm/s. All scenarios were simulated under temperature-controlled mode (90° C). The findings revealed that the blood flow velocity and vessel location influence the ablation effectiveness and that increased blood flow inhibits heat transfer to the vessel wall. At the nearest and farthest vessel-antenna locations (0 and 1.3 cm), approximately 90.3% and 99.55% of the cancer cells were eradicated except for the areas adjacent to the vessel. In addition, total tissue thermal displacement is 5.9 mm which is 6.59% of the total length of the overall model.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือ และการสนับสนุนจากบุคคล  
หลายๆท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆ ท่านดังต่อไปนี้

ขอขอบพระคุณคุณพ่อและคุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน เลี้ยงดู สนับสนุนการศึกษา  
ตลอดจนให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ซึ่งให้คำแนะนำต่างๆ  
รวมทั้งเอื้อเฟื้อเครื่องมือเครื่องใช้ในการทำวิจัย และติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้ง  
ในความเมตตาของท่านจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ คณะกรรมการสอบสัมภาษณ์ คณะกรรมการสอบวัดคุณสมบัติ และคณะกรรมการ  
สอบวิทยานิพนธ์ทุกท่านที่กรุณาแนะนำ ชี้แนะแนวทางให้ข้าพเจ้า จนวิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จ

ขอขอบคุณ นางวรัญญา ไชยชาญยุทธ์ และครอบครัว ที่คอยให้การสนับสนุน และเป็นกำลังใจให้  
เสมอมา

คุณงามความดี คุณค่า และประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้ศึกษาขอมอบแด่ผู้มี  
พระคุณทุกท่าน

มนตรี ไชยชาญยุทธ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	6
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	6
1.4 ทฤษฎี หรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	7
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	7
1.6 ขั้นตอนของการศึกษา.....	8
1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	8
บทที่ 2 งานวิจัย และทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	10
2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	10
2.2 การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	16
2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations) .....	20
2.2.2 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา.....	23
2.2.3 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ.....	25
2.3 การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน (Hyper thermal cancer therapy) .....	26
2.3.1 การตอบสนองด้านความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับพลังงานควาร์้อน.....	27
2.3.2 องค์ประกอบในการประเมินพื้นที่ที่ถูกทำลาย (Lesion size) .....	28
2.4 การถ่ายเทความร้อนสมการไบโอฮีท (The Bioheat equation) .....	29
2.4.1 การปรับปรุงสมการไบโอฮีท.....	32
2.5 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับสมการไบโอฮีทโดยใช้ทฤษฎีวัสดุพหุ.....	36
2.6 สมการควบคุมพื้นฐานของการไหล (Governing Equation of Fluid Dynamics).....	39
2.7 การยืดหยุ่นทางกล (Elastic constitutive) .....	43
2.7.1 ความเค้น (Stress) .....	43
2.7.2 ความเครียด (Strain) .....	46
2.7.3 การขยายตัวเนื่องจากความร้อน (Thermal Expansion).....	48

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 3 ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	50
3.1 องค์ประกอบพื้นฐานระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์.....	50
3.1.1 โหนด (Node) .....	51
3.1.2 เอลิเมนต์ (Element) .....	52
3.1.3 องศาอิสระ (Degree of Freedom ; DOF) .....	52
3.2 หลักการของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	53
3.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของสนามไฟฟ้า.....	60
3.3.1 การคำนวณสนามไฟฟ้าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	60
3.3.2 ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์.....	60
3.3.3 การสร้างสมการเอลิเมนต์.....	62
3.3.4 การประกอบสมการเอลิเมนต์ขึ้นเป็นระบบ.....	67
3.3.5 การประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตพร้อมหาค่าผลเฉลย.....	67
3.4 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของการกระจายอุณหภูมิ.....	68
3.4.1 ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์.....	68
3.4.2 การสร้างสมการเอลิเมนต์.....	69
3.4.3 การประกอบสมการเอลิเมนต์ขึ้นเป็นระบบ.....	75
3.4.4 การประยุกต์เงื่อนไขเริ่มต้นและเงื่อนไขขอบเขตพร้อมหาค่าผลเฉลย.....	75
บทที่ 4 วิธีการ และการออกแบบ.....	77
4.1 บทนำ.....	77
4.2 กรอบแนวความคิดของการศึกษา.....	78
4.3 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์.....	79
4.3.1 การวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์.....	79
4.3.1.1 การวิเคราะห์ทางอิเล็กโตรแมกเนติก (Electromagnetic analysis).....	80
4.3.1.2 การวิเคราะห์ของของไหล (Fluid analysis).....	84
4.3.1.3 การวิเคราะห์ทางความร้อน (Thermal analysis).....	84
4.3.1.4 การวิเคราะห์ทางโครงสร้าง (Structural analysis).....	86
4.3.2 แบบจำลองสายอากาศช่วงคลื่นไมโครเวฟ (Antenna model).....	89
4.3.3 การออกแบบการจำลอง (Simulate designs).....	91
4.3.4 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการศึกษา (Material properties) .....	93
4.3.5 การแบ่งเอลิเมนต์ (Mesh element).....	95

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.3.6 ซอฟต์แวร์ (Software).....	96
4.3.7 กระบวนการวิเคราะห์แบบจำลอง (Model analyzing process) .....	96
4.4 การออกแบบการทดลองจริง (Experimental designs) .....	97
4.4.1 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment set up) .....	98
4.4.2 การสร้างสายอากาศจริง.....	99
4.4.3 การทดลองแบบ <i>in-vitro</i> ในไขขาว.....	100
4.4.4 การทดลองแบบ <i>in-vitro</i> ในตับหมู.....	100
<b>บทที่ 5 ผลการทดลอง</b>	<b>102</b>
5.1 ผลการจำลอง และทดสอบสมบัติของสายอากาศโมโนโพล 4T.....	102
5.2 ผลการจำลอง กรณีที่ 1 แบบจำลองวัสดุที่ใช้ศึกษาการทำลายมะเร็งระดับ	103
5.2.1 การดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟ (Microwave specific absorption rate; SAR) .....	103
5.2.2 รูปแบบของแผล หรือการกระจายของอุณหภูมิ (Temperature distribution) .....	104
5.3 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง.....	106
5.4 ผลการจำลอง กรณีที่ 2 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลจากอัตราเร็วของการไหลของเลือดในเส้นเลือดดำใหญ่.....	107
5.5 ผลการจำลอง กรณีที่ 3 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลของตำแหน่งการทำลายก้อนมะเร็งระดับเทียบกับกับเส้นเลือดดำใหญ่.....	109
5.6 การศึกษาการเปลี่ยนรูปเนื่องจากความร้อน.....	111
<b>บทที่ 6 สรุป และวิจารณ์</b>	<b>114</b>
6.1 สรุป และวิจารณ์ผลการศึกษา.....	114
6.2 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติม.....	116
6.3 แนวทางการพัฒนา.....	117
<b>เอกสารอ้างอิง.....</b>	<b>118</b>
<b>ภาคผนวก ก ผลการศึกษาวิจัยเบื้องต้น.....</b>	<b>129</b>
<b>ภาคผนวก ข บทความที่ได้รับการตีพิมพ์.....</b>	<b>159</b>
<b>ประวัติผู้เขียน.....</b>	<b>177</b>

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 การตอบสนองด้านกายภาพของเนื้อเยื่อที่ค่าอุณหภูมิที่ต่างกัน.....	28
2.2 สรุปการพัฒนาแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ.....	34
2.3 สรุปคุณลักษณะหลักของแบบจำลองไบโอฮีทที่ใช้ในรายงานวิจัย (บางส่วน).....	35
2.3 (ต่อ) สรุปคุณลักษณะหลักของแบบจำลองไบโอฮีทที่ใช้ในรายงานวิจัย (บางส่วน).....	36
2.4 คุณลักษณะของแบบจำลองไบโอฮีทที่ใช้แนวคิดวัสดุพอรู.....	38
3.1 ตัวอย่างลักษณะการวิเคราะห์ห้องศาศิสระแต่ละขอบข่าย.....	53
4.1 ขนาด และองค์ประกอบของสายอากาศที่ใช้ในการศึกษา.....	90
4.2 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	94
4.3 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	94
4.4 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางของไหล.....	95
4.5 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางกลของเนื้อเยื่อตับ.....	95
5.1 ผลการจำลองการทำลายก้อนมะเร็งระดับด้วยสายอากาศไมโนโพล 4T.....	113

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แอพพลิเคเตอร์แบบแผ่นคู่ขนาน (Parallel Plate Applicator) .....	17
2.2 เฟสเซอร์ไดอะแกรม.....	19
2.3 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	26
2.4 ลักษณะเนื้อเยื่อชีวภาพ แนวคิดของแบบจำลองแบบวัสดุพหุที่ใช้ในงานวิจัย.....	37
2.5 ความเค้นตึงฉาก.....	44
2.6 ส่วนประกอบของความเค้นตึงฉาก (Normal stress components) .....	45
2.7 ความเค้นเฉือนที่เกิดจากแรงที่กระทำขนานไปกับหน้าตัด.....	46
2.8 ความเครียดแบบดึง.....	46
2.9 ความเครียดแบบเฉือน.....	47
3.1 ตัวอย่างการวิเคราะห์หาผลเฉลยบนวัสดุแผ่นด้วยการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	50
3.2 ตัวอย่างโหนด และเอลิเมนต์ในแต่ละมิติ.....	51
3.3 ตัวอย่างการแบ่งรูปร่างของปัญหาเป็นเอลิเมนต์.....	53
3.4 ตัวอย่างรูปร่างของปัญหาที่ประกอบด้วย 3 เอลิเมนต์ 4 จุดต่อ.....	54
3.5 ตัวอย่างเอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้า.....	59
4.1 ไดอะแกรมการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์เพื่อใช้ในการงานวิจัยนี้.....	79
4.2 ลักษณะสายอากาศคลื่นไมโครเวฟที่ใช้ในการศึกษา (สายอากาศแบบ 4T antenna).....	90
4.3 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (หน่วยเป็น ซม.).....	91
4.4 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลของตำแหน่ง และอัตราการไหลของเลือดในเส้นเลือดดำใหญ่	93
4.5 รูปแบบการแบ่งเอลิเมนต์ในแบบจำลองของการศึกษา.....	96
4.6 กระบวนการวิเคราะห์ปัญหาด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยโปรแกรม Comsol Multiphysics.....	97
4.7 ไดอะแกรมการทดลองใช้สายอากาศแบบโมโนโพล 4T ทำลายก้อนมะเร็งระดับ.....	98
4.8 สายอากาศโมโนโพลที่สร้างเพื่อใช้งานทดลองจริง.....	99
4.9 ระบบการทดลองจริงในไขขาว.....	100
4.10 ระบบการทดลองจริงในตับหมู.....	101
5.1 กราฟสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Return loss : $S_{11}$ ) ของสายอากาศโมโนโพล 4T.....	102
5.2 รูปแบบการดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟ.....	103
5.3 ผลการจำลองการกระจายของอุณหภูมิ (ก้อนมะเร็งระดับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 ซม.).....	104
5.4 ผลการจำลองการกระจายของอุณหภูมิ (ก้อนมะเร็งระดับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 ซม.).....	104

## สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
5.5 ความสัมพันธ์ของกำลังไมโครเวฟที่ใช้ในช่วงเวลาต่างๆ.....	105
5.6 ความสัมพันธ์ของอุณหภูมิที่เวลาต่างๆ.....	106
5.7 ผลการศึกษารูปแบบการกระจายคลื่นไมโครเวฟโดยทดลองแบบ <i>in vitro</i> เวลา 900s.....	107
5.8 ภาพตัดขวางการกระจายอุณหภูมิระนาบ y-z เมื่อพิจารณาผลของอัตราเร็วในการไหลของเลือดในหลอดเลือดดำใหญ่.....	108
5.9 ภาพตัดขวางการกระจายอุณหภูมิระนาบ y-z เมื่ออัตราเร็วในการไหลของเลือดคงที่ แต่.....	110
5.10 ความสัมพันธ์ของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อก่อนมะเร็งเรื้อรัง และการเคลื่อนตัวรวมในช่วงเวลาที่ทำลายก้อนมะเร็งเรื้อรัง และหยุดกระบวนการ.....	111



# บทที่ 1

## บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ หรือความมุ่งหมายของการศึกษา สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎี หรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย ขั้นตอนของการศึกษา และโครงสร้างของวิทยานิพนธ์

### 1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

มะเร็งตับ (Hepatic cancer) เป็น โรคมะเร็งที่คนไทยเป็นกันไม่น้อย และพบในผู้ชายมากกว่าผู้หญิง ส่วนสาเหตุที่แท้จริงยังเป็นที่ศึกษาวิจัย แต่ตัวการที่กระตุ้นการเกิดมะเร็งในระดับที่สำคัญ ได้แก่ การอักเสบของตับเรื้อรัง จากเชื้อไวรัสตับอักเสบบีและซี ซึ่งติดจากคนหนึ่งสู่อีกคนหนึ่งได้ด้วยวิธีเดียวกันกับการติดเชื้อเอดส์ เช่น จากเพศสัมพันธ์ ทางสารคัดหลั่ง เลือด การใช้เข็มฉีดยาร่วมกัน นอกจากนี้คนที่ดื่มแอลกอฮอล์เป็นกิจวัตรกระทั่งเป็นโรคตับแข็ง หรือคนที่เป็นโรคพยาธิใบไม้ในตับจากการกินอาหารดิบๆ สุกๆ ก็เป็นสาเหตุที่นำไปสู่การเป็นมะเร็งตับเป็นลำดับต่อไปได้ ส่วนการรับประทานอาหารที่มีสารพิษ เช่น เชื้อราจำพวกอัลฟาทอกซินที่พบในถั่วลิสงขึ้นรา ก็เป็นที่ยืนยันว่ามีอัตราเสี่ยงในการก่อมะเร็งตับได้สูงเช่นกัน

คนที่เป็มะเร็งตับในระยะเริ่มแรกมักจะไม่ค่อยมีอาการใด ส่วนใหญ่จะเริ่มมีอาการต่อเมื่อโรคอยู่ในระยะลุกลาม จึงมีอาการหลักๆ ของโรคเกี่ยวกับตับ เช่น ปวดท้องบริเวณช่องท้องส่วนบน ท้องอืด เบื่ออาหาร อ่อนเพลีย เหนื่อยง่าย ผอมลง ตัวเหลือง ตาเหลือง ปัสสาวะมีสีเหลืองเข้ม นอกจากนี้อาจจะคลำก้อนได้ที่ท้อง อึดอัดแน่นท้อง หายใจลำบาก ฯลฯ อย่างไรก็ตามหากมีอาการผิดสังเกตควรพบแพทย์ด้านระบบทางเดินอาหารเพื่อตรวจอย่างละเอียด โดยจะมีกระบวนการวินิจฉัยมะเร็งตับอย่างเป็นขั้นตอน

ปัจจุบันวิทยาการในการรักษามะเร็งตับก้าวหน้าไปไม่น้อย โดยมีหลายวิธีตามความเหมาะสมกับภาวะมะเร็งตับของแต่ละคนโดยแพทย์จะพิจารณาร่วมกันเป็นทีม เช่น การผ่าตัด การฉายรังสี การฉายรังสีระบบใหม่ (Gamma Knife, Cyber knife, etc.) การให้เคมีบำบัด (Chemotherapy) การให้เคมีบำบัดผ่านทางสายสวนหลอดเลือดแดงร่วมกับการอุดหลอดเลือดที่ไปเลี้ยงก้อนมะเร็ง (TOCE or Transarterial Oily Chemo Embolization) การฉีดแอลกอฮอล์เข้าก้อนมะเร็งโดยตรง และเทคนิคใหม่ที่กำลังเป็นที่สนใจของแพทย์ทั่วโลกคือ การทำลายก้อนมะเร็งด้วยความร้อน (Thermal Ablation) ซึ่งมีหลายเทคโนโลยี เช่น การใช้เลเซอร์ การใช้คลื่น RFA (Radio Frequency Ablation) การใช้ไมโครเวฟ (Microwave Ablation : MWA ) [1]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทุกวิธีการรักษาดังที่กล่าวมานั้นมีข้อดี และข้อเสียที่แตกต่างกันไป อาทิอย่างเช่น 1. วิธี *Alcohol Ablation* เป็นการฉีด แอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์รวมกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา 2. วิธี *Chemoem therapy* เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้น ไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้ 3. วิธี *LITT* (Laser – induced thermo therapy) วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างยิ่ง และใช้ต้นทุนในการรักษาสูง 4. วิธี *Cryo Surgery* เป็นการใช้น้ำแข็งในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดรวมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง 5. *RFA* (Radio Frequency Ablation) หรือเรียกวิธีนี้ว่า *HITT* – High frequency induced thermo therapy [2] เป็นวิธีการทำลายก้อนมะเร็งด้วยการใช้เข็มแบบพิเศษ (RF needle) ขนาดเท่ากับไส้ปากกาลูกกลิ้ง ความยาวประมาณ 15 เซนติเมตร แทะผ่านผิวหนังเข้าไปในก้อนมะเร็งเป้าหมาย โดยใช้เครื่องอัลตราซาวด์หรือเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่วยนำทาง ต้องจرحเข้ากับเครื่องกำเนิดไฟฟ้า (generator) และตัวผู้ป่วยเป็นส่วนหนึ่งของวงจรด้วยการแปะแผ่นสายดิน (ground pad) ที่หน้าขาของผู้ป่วย เมื่อปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับจากเครื่องกำเนิดไฟฟ้าขนาด 50-200 วัตต์ ผ่านเข้าไปในเข็ม ซึ่งส่วนปลายเข็มเป็นขั้วไฟฟ้า (Electrode) และใช้การเหนี่ยวนำไฟฟ้าจากเครื่องทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงประมาณ 100 - 500 KHz จะทำให้โมเลกุลของเนื้อเยื่อรอบๆ เข็มสั่นสะเทือน และเสียดสีกันจนเกิดความร้อน (Friction heat) ซึ่งจะแผ่กระจายออกไปรอบๆ จนครอบคลุมก้อนมะเร็งทั้งก้อน

จากการศึกษาพบว่าความร้อนที่มากกว่า 50 °C สามารถทำให้เซลล์ตายได้ ก้อนมะเร็งที่ได้รับการรักษาจะเปรียบเสมือนเนื้อเยื่อ ซึ่งในต่างประเทศใช้วิธี RFA ในการรักษามะเร็งตับกันมานานกว่าประมาณ 12 ปีแล้ว ส่วนในประเทศไทยเริ่มใช้กันมา ประมาณ 3-4 ปี ที่ผ่านมานี้เอง อย่างไรก็ตามการรักษาด้วยวิธีนี้เหมาะกับโรคมะเร็ง ตับปฐมภูมิ (Hepatocellular carcinoma) มะเร็งทุติยภูมิที่กระจายจากมะเร็งลำไส้ใหญ่มาที่ตับ (Colonic Metastasis) รวมถึงมะเร็งที่แพร่กระจายจากมะเร็งที่อื่น เช่น มะเร็งเต้านม เป็นต้น ยังมีผลการวิจัยน้อยจึงยังสรุปผลการรักษาไม่ได้เต็มที่นัก นอกจากนี้ RFA ยังใช้ในการรักษามะเร็งปอด มะเร็งไตได้ด้วย แต่ยังมีข้อจำกัดหลายอย่างในการรักษา เช่น ข้อจำกัดเกี่ยวกับขนาด นั่นคือก้อนมะเร็งมีขนาด 1 ไม่เกิน 3 ซม. และตำแหน่งของก้อนมะเร็งต้องไม่อยู่ในตำแหน่งที่จะเกิดอันตรายจากความร้อนสู่อวัยวะใกล้เคียง

ดังนั้นเชื่อว่าทุกคนที่เป็นมะเร็งตับจะสามารถรักษาได้ด้วยวิธีนี้ ต้องผ่านการพิจารณาของหมอดัลยกรรมก่อน ว่าไม่สามารถผ่าตัดได้ด้วยเหตุผลหลายอย่าง เช่น มีโรคตับแข็ง ชั้นที่ถ้าได้รับการผ่าตัดแล้ว ตับที่เหลืออยู่จะไม่สามารถทำงานได้ ผู้ที่เคยได้รับการผ่าตัดเอาตับกลีบหนึ่งออกไปแล้วเหลือตับเพียงกลีบเดียว (ตับมี 2 กลีบใหญ่คือกลีบซ้ายและกลีบขวา) แล้วมีก้อนขึ้นมาที่กลีบที่เหลือ ผู้ที่มีโรคหัวใจ โรคไต หรือโรคปอด ที่มีภาวะเสี่ยงต่อการดมยาขณะผ่าตัดหรือเสี่ยงต่อการฟื้นตัวหลังผ่าตัด จากนั้นหมอก็จะพิจารณาความเป็นไปได้ในการทำ RFA ว่าก้อนมะเร็งตับมีขนาดก้อนเท่าไร ตำแหน่งอยู่ตรงไหนจาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาพอัลตราซาวด์และภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะทำโดยใช้เทคนิคใด ผลการรักษาจะเป็นอย่างไร ความเสี่ยงที่จะเกิดภาวะแทรกซ้อนจากการทำ RFA ที่จะเป็นไปได้ พร้อมทั้งอธิบายให้ผู้ป่วย และญาติฟัง ให้เข้าใจก่อนทำการรักษา ก่อนการรักษาด้วยวิธีนี้จำเป็นต้องเช็คเลือดก่อนว่าผู้ป่วยมีภาวะ การแข็งตัวของเลือดเป็นปกติหรือไม่ ถ้าผิดปกติต้องแก้ไขก่อน เพราะการรักษาจะใช้อัลตราซาวด์เป็น เครื่องมือนำทาง ผู้ป่วยจะได้รับยาชาเฉพาะที่ ไม่ดมยาสลบ โดยมีทีมวิสัญญีเป็นผู้ดูแล ระยะเวลาการทำ ขึ้นกับว่าการวางเข็มกี่ตำแหน่ง กี่ชุด การรักษาในแต่ละตำแหน่งเข็มที่วางใช้เวลาประมาณ 20-30 นาที หลังขั้นตอนในห้องผ่าตัดทีมวิสัญญี และทีมห้องผ่าตัดจะสังเกตอาการอีกประมาณ 1-2 ชั่วโมงก่อนส่ง ผู้ป่วยที่ได้รับการรักษากลับห้องพัก หากไม่มีภาวะแทรกซ้อนใด ส่วนใหญ่สามารถกลับบ้านได้ในวันต่อมา

การรักษาด้วยวิธี RFA นี้ไม่ได้เป็นการเอาก้อนมะเร็งออก แต่ก้อนจะมีขนาดเล็กลง และหากติดตาม ดูภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หรือภาพอัลตราซาวด์ หรือ เอ็มอาร์ไอ ก้อนตับจะแสดงปฏิกิริยาให้เห็นว่า ก้อนมะเร็งตับนั้นได้ฝ่อ และเล็กลง ดังนั้นการติดตามผลการรักษาด้วยการเอกซเรย์ตามระยะที่แพทย์สั่ง มีความสำคัญมาก เพราะหากพบว่าก้อนมะเร็งขึ้นมาในตำแหน่งที่สามารถทำการรักษาได้อีก ก็จะได้รับรักษา ได้ทันแต่เนิ่นๆ ส่วนผลการรักษานั้นมีผลการวิจัยทั่วโลกพอสรุปว่าวิธีการรักษาด้วย RFA นี้ได้ผลดีในผู้ที่มี ก้อนมะเร็งขนาดเล็ก จะทำให้มีอัตราการมีชีวิตอยู่รอดยาวถึง 3-5 ปี ได้มากกว่าผู้ที่มีก้อนขนาดใหญ่ แม้ว่าในต่างประเทศจะใช้มา 10-12 ปีก็จริง แต่ละการศึกษามีกลุ่มตัวอย่างขนาดเล็กที่มีผู้เสียชีวิตจาก ภาวะตับแข็ง หรือโรคมะเร็งลำไส้ที่แพร่กระจายไปที่อื่น จึงทำให้รายงานผลการศึกษาแต่ละฉบับไม่ สามารถสรุปผลการรักษาได้ชัดเจนนัก แต่โดยทั่วไปถ้าก้อนขนาดเล็กกว่า 3.5 ซม. อัตราการอยู่รอด 1 ปี มีถึง 99% 2 ปี 92-96% และ 3 ปี ประมาณ 86-88%

ปัจจุบันในประเทศไทยสามารถรับการรักษาด้วยวิธีนี้ได้ที่หลายสถาบัน เช่น โรงเรียนแพทย์ต่างๆ โรงพยาบาลหลักของรัฐบาล สถาบันมะเร็ง โรงพยาบาลเอกชนบางแห่ง แพทย์ที่ทำการรักษา ส่วนใหญ่ เป็นรังสีแพทย์ สาขารังสีร่วมรักษา (Intervention Radiologist) หรือศัลยแพทย์ทางเดินอาหารและตับ และแพทย์มะเร็งวิทยาบางท่านก็สามารถทำได้ หากแพทย์ผู้นั้นสามารถใช้อัลตราซาวด์ หรือเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ ในการนำทางให้เห็นเข็มเข้าสู่เป้าหมายได้อย่างแม่นยำ อย่างไรก็ตามการรักษาโรคมะเร็งตับ นั้น การผ่าตัดยังคงเป็นการรักษาที่ดีที่สุด การรักษาด้วย RFA หรือวิธีอื่นของรังสีร่วมรักษา เป็นการรักษา อีกทางเลือกหนึ่งเท่านั้น และมีข้อจำกัดหลายอย่าง ตั้งแต่ลักษณะของก้อน ซึ่งจำเพาะแตกต่างกันไปใน ผู้ป่วยแต่ละคน หมอผู้ทำการรักษาต้องมีประสบการณ์ที่ดี ผู้ช่วยต้องเป็นทีมงานที่ฝึกพิเศษ เครื่องมือนำ ทางต้องเป็นเครื่องมือที่ดีเห็นภาพชัดเจน การติดตามผลการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์ที่ดีจะบอกได้ว่ามี ก้อนเหลืออยู่ หรือมีก้อนใหม่หรือไม่

การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษาโรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็มีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็งที่มีขนาดใหญ่จะไม่สามารถ รักษาด้วยวิธีนี้ได้ [3] [4] เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 °C จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้านทานสูง [5] จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อได้ อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็งมีลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่น ในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางรายก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุยังไม่สามารถกำหนดรูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

6. MWA (Microwave frequency ablation) เป็นการใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟที่ 915 MHz หรือ 2.45 GHz ส่งผ่านสายอากาศ หรือท่อนำคลื่นที่แทงอยู่ในก้อนมะเร็งตับ ซึ่งจะทำให้โมเลกุลของเนื้อเยื่อมะเร็งตัวรอบๆ สายอากาศเกิดการดูดซับสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เกิดการสั่นสะเทือน และเสียดสีของโมเลกุลของน้ำภายในเนื้อเยื่อมะเร็งตัวจนเกิดความร้อน (Friction heat) ขึ้นอย่างรวดเร็ว และแผ่กระจายออกไปรอบๆ จนครอบคลุมก้อนมะเร็งทั้งก้อน เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูงกว่า 50 °C ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [6] ขั้นตอน และกระบวนการรักษามะเร็งตับด้วยวิธี MWA เหมือนกับวิธี RFA ต่างกันตรงความถี่ที่ใช้ในการรักษา และรูปแบบของโพรบ หรือสายอากาศที่ใช้ในการกระจายสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

เพื่อแก้ปัญหาด้านข้อจำกัดของการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยวิธี RFA จึงมีการเสนองานวิจัยเพื่อการทำลายก้อนมะเร็งตับด้วยแนวทางใหม่ นั่นคือ การรักษาโรคมะเร็งตับโดยการนำคลื่นความถี่ไมโครเวฟทำลายก้อนมะเร็งตับ ทั้งนี้วิธีการนี้สามารถออกแบบรูปแบบสายอากาศเพื่อให้การกระจายสนามแม่เหล็กไฟฟ้าครอบคลุมมะเร็งตัวให้เกิดการดูดซับพลังงานเปลี่ยนเป็นความร้อนทำลายบริเวณที่เป็นมะเร็ง ปัจจุบันสายอากาศที่มีการออกแบบเพื่อใช้ในกระบวนการรักษามะเร็งตับมีลักษณะหลายรูปแบบ [7]-[20] เช่น สายอากาศแบบโมนโพล [7]-[11] สายอากาศแบบไดโพล [7]-[9], [12], [13] สายอากาศแบบเปิดช่อง [18]-[20] ทั้งนี้งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบสายอากาศเพื่อใช้รักษาผู้ป่วยมะเร็งตับมีทั้งงานวิจัยที่วิเคราะห์ในคอมพิวเตอร์ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และการทดลองในคลินิคด้วยเนื้อเยื่อตับของสัตว์แทนการทดลองในมนุษย์ ซึ่งสายอากาศที่ออกแบบมานั้น มีรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิเหมือนหยดน้ำ จึงมีหลายงานวิจัยที่ศึกษาการทำลายมะเร็งตับโดยใช้การจัดวางสายอากาศแบบหลายต้น เพื่อให้สามารถทำลายก้อนมะเร็งตับได้ครอบคลุมทั้งก้อน [21]-[24] โดยเฉพาะก้อนมะเร็งตับที่มีขนาดใหญ่ (>3 ซม.) และเกิดรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิที่แตกต่างกัน

ก่อนหน้านี้งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการรักษามะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟที่ผ่านมาส่วนใหญ่ หากเป็นการวิเคราะห์ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในคอมพิวเตอร์ จะพิจารณาเนื้อเยื่อตับ และก้อนมะเร็งตัวเป็นของแข็งเนื้อเดียวกัน (homogeneous solid mass) และการวิเคราะห์ดังกล่าวจะอธิบายหรือพิจารณาการกระจายความร้อนด้วยสมการการนำความร้อน หรือ สมการไบโอฮีท ของ Pennes's bio-heat equation [13]-[19] แต่จากการศึกษาในบางงานวิจัย พบว่า สมการไบโอฮีทไม่สามารถใช้ทำนายพฤติกรรมถ่ายเทความร้อนในวัสดุชีวภาพได้ถูกต้องทั้งหมด ดังนั้น งานวิจัยในระยะต่อมาจึงมีการปรับปรุงสมการไบโอฮีทของ Pennes เพื่อนำมาใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน ยกตัวอย่าง เช่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในงานวิจัยของ Yang และคณะ [25] ทำการศึกษาลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิ ในกระบวนการทำความร้อนภายในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านทางท่อนำคลื่นไมโครเวฟ จากการศึกษาพบว่า เมื่ออุณหภูมิของเนื้อเยื่อตับมีค่าเกินกว่า 100 °C ผลที่ได้จากการใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้สมการไบโอฮีทแบบเดิมในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะมีความแตกต่างจากผลที่ได้จากการทดลองค่อนข้างมากเนื่องจากผลของการระเหยของน้ำ (Evaporation effect) ดังนั้น การศึกษาขั้นต่อมาจากงานวิจัย ฉบับนี้จึงมีการเพิ่มเทอมบางเทอมเข้าไปในสมการไบโอฮีทแบบเดิม คือ เทอมการระเหยของน้ำ (Evaporation term) ภายในเนื้อเยื่อตับเข้าไปในสมการ และเปรียบเทียบผลกับการทดลองแบบ ภายนอก (Ex vivo) ผลการเปรียบเทียบพบว่า ค่าอุณหภูมิที่ได้มีความใกล้เคียงกับการทดลอง มากกว่าการใช้สมการแบบเดิม

ในทางชีววิทยา เนื้อเยื่อตับประกอบด้วย ส่วนของเส้นเลือด (blood vessels) ส่วนเซลล์ (cells) และช่องว่างแทรกกระหว่างเซลล์ (interstitial space) ดังนั้นพิจารณาได้ว่า เนื้อเยื่อตับเป็นวัสดุพรุน (Porous tissue) [26]–[27] นอกจากนี้ในความเป็นจริงแล้ว เนื้อเยื่อเมื่อได้รับความร้อนจะมีการยืด หดตัว เกิดขึ้น เนื่องจากผลของการขยายตัวเชิงอุณหภูมิ (Thermal expansion) และความเค้นเชิงความร้อน (Thermal stress) ในเนื้อเยื่อ ซึ่งผลของการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ เพียงเล็กน้อยของร่างกายย่อมส่งผลกระทบต่อมากับร่างกายในด้านต่าง ๆ เช่น ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงการผลิตฮอร์โมนของร่างกาย ส่งผลต่อการยับยั้งการตอบสนองด้านภูมิคุ้มกันของร่างกาย ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงโปรตีนภายในร่างกาย หรือส่งผลกระทบต่อระบบการไหลเวียนโลหิตภายในเนื้อเยื่อ เนื่องจาก หลอดเลือด และเนื้อเยื่อเกิดการยืดหดตัว หรือเกิดการเสียรูป จากผลของการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิ [28] เป็นต้น ถึงแม้ว่าจะมีงานวิจัยบางงานที่ทำการศึกษาพฤติกรรมการตอบสนองทางกลเนื่องจากความร้อน แต่ก็เป็นการศึกษาโดยการใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของผิวหนัง เนื่องจากผลของการทำความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า [29] เท่านั้น ฉะนั้นแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่มีการศึกษาเนื้อเยื่อตับในลักษณะของวัสดุพรุน ศึกษาพฤติกรรมการตอบสนองทางกลของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับความร้อนจากการศึกษาการรักษาโรคมะเร็งตับนั้น รวมถึงการศึกษาผลกระทบของอัตราการไหลของเลือดเมื่อทำการทำลายก้อนมะเร็งตับที่เกิดขึ้น ใกล้กับเส้นเลือด ซึ่งเป็นการศึกษาที่มีความใกล้เคียงกับลักษณะทางกายภาพจริงของเนื้อเยื่อชีวภาพ เมื่อได้รับความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟมากยิ่งขึ้น

ดังนั้นในการวิจัยนี้คือใช้คอมพิวเตอร์ หรือแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ศึกษาวิเคราะห์การรักษาโรคมะเร็งตับด้วยสายอากาศแบบโมนโพล 4T (Four-tine monopole antenna: 4T antenna) โดยศึกษาการดูดกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (Specific Absorption Rates: SAR) และการกระจายตัวของอุณหภูมิ (Temperature distributions) ในมะเร็งตับที่เป็นของแข็งเนื้อเดียวกัน (Solid model) และ มะเร็งตับแบบวัสดุพรุน (Porous model) ศึกษาผลกระทบของอัตราการไหลของเลือดต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้น เมื่อทำการรักษามะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟใกล้กับเส้นเลือดใหญ่ รวมทั้ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ศึกษาพฤติกรรมการตอบสนองทางกลของเนื้อเยื่อชีวภาพ หรือการเคลื่อนตัวรวมของเนื้อเยื่อตบ (Total displacements) และนำสายอากาศที่ออกแบบและจำลองในคอมพิวเตอร์แล้วไปทดลองจริงในไขขาว และตับหมูเพื่อเปรียบเทียบรูปแบบของการกระจายอุณหภูมิที่เกิดขึ้น

## 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

- เพื่อศึกษาพัฒนาสายอากาศแบบโมนโพล โดยเปลี่ยนรูปแบบปลายของสายอากาศเพื่อให้เกิดเป็นสายอากาศแบบใหม่ที่มีรูปแบบการกระจายอุณหภูมิที่แตกต่างไปจากเดิมที่มี
- เพื่อนำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไปทำสายอากาศต้นแบบสำหรับทดลองแบบ *in vitro* ในตับหมู
- เพื่อศึกษา และปรับปรุงแบบจำลองให้มีความถูกต้องใกล้เคียงกับลักษณะทางกายภาพจริง และมีความแม่นยำในการวิเคราะห์ที่ทนายมากยิ่งขึ้น
- เพื่อประโยชน์ในการลดขั้นตอนการทดลองหรือการรักษาโดยไม่ต้องทดลองกับร่างกายมนุษย์จริง
- ส่งเสริมการพัฒนาเทคโนโลยีเพื่อการวิเคราะห์ขั้นสูงในมนุษย์ โดยใช้ศาสตร์ในแขนงชีวกลศาสตร์ เพื่อศึกษาวิเคราะห์พฤติกรรมการตอบสนองทางกลเนื่องจากความร้อน
- เพื่อสร้างองค์ความรู้ใหม่ที่เป็นพื้นฐานในการพัฒนางานวิจัยใหม่ ๆ ในอนาคต

## 1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

การออกแบบสายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟเพื่อให้มีกระจายอุณหภูมิสำหรับการทำลายก้อนมะเร็งตบทั้งก้อนด้วยสายอากาศเพียงต้นเดียว ดังนั้นต้องมีการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของสายอากาศในเบื้องต้นต้องออกแบบด้วยการจำลองในคอมพิวเตอร์โดยการพิจารณาได้กำหนดให้เนื้อเยื่อตบเป็นวัสดุแข็งเนื้อเดียว และวัสดุพูน พิจารณาการกระจายสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การดูดกลืนพลังงาน และการกระจายอุณหภูมิ ในเนื้อเยื่อตบ ซึ่งในการวิเคราะห์ อาศัยการออกแบบด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการวิเคราะห์คำนวณ เพื่อให้การวิเคราะห์ที่ทนายด้วยสมการทางคณิตศาสตร์มีความถูกต้องแม่นยำมากที่สุด ผู้ศึกษาต้องวิเคราะห์ด้วยการจำลองในรูปแบบของมะเร็งตบแบบของแข็งเนื้อเดียวกัน และการจำลองแบบมะเร็งตบเป็นแบบวัสดุพูน จากนั้นวิเคราะห์ผลอื่นๆเพิ่มเติม เช่น ผลของการไหลของเลือดที่ความเร็วต่างๆ เมื่อใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟทำลายมะเร็งตบที่เกิดขึ้นระยะใดๆใกล้หลอดเลือด ผลของการเคลื่อนตัวหรือเปลี่ยนรูปรวมของก้อนเนื้อตบ ระหว่างการรักษาและหลังการรักษา เป็นต้น

จากนั้นลงมือสร้างสายอากาศจริง พร้อมทดสอบคุณภาพสายอากาศ เช่น วัดสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับ ( $S_{11}$ ) แล้วทดลองจริงแบบ *in vitro* เปรียบเทียบผลรูปแบบการกระจายอุณหภูมิกับการวิเคราะห์ในคอมพิวเตอร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.4 ทฤษฎี หรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

ในงานวิจัยนี้เป็นการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจำลองการรักษาโรคมะเร็งตับ โดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศโมโนโพลที่ผ่านการออกแบบดัดแปลงเป็นสายอากาศรูปแบบใหม่ ทำการศึกษาทั้งด้านการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ด้านการถ่ายเทความร้อนในวัสดุของแข็งเนื้อเดียว และวัสดุพูน ด้านการนำความร้อนของไหล และด้านพฤติกรรมทางกล โดยใช้สมการการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Maxwell's equation) ร่วมกับสมการไบโอฮีท (Bioheat equation) สมการของไหลของนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equations) และสมการการยืดหยุ่นทางกล (Elastic constitutive equation) ในการวิเคราะห์ ตามลำดับ

## 1.5 ขอบเขตการวิจัย

- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อออกแบบสายอากาศโมโนโพลแบบใหม่ให้การกระจายอุณหภูมิที่มีรูปแบบใหม่ มีเส้นผ่านศูนย์กลางการกระจายอุณหภูมิใหญ่ (~5 ซม.) เพื่อทำลายก้อนมะเร็งตับทั้งก้อน
- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษา และเปรียบเทียบการดูดกลืนพลังงานและการกระจายอุณหภูมิ เมื่อการใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟที่ออกแบบมาจำลองการรักษา มะเร็งตับโดยสมมุติเนื้อเยื่อมะเร็งตับแบบของแข็งเนื้อเดียวกัน และ แบบวัสดุพูน
- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษาผลของการไหลของเลือดที่ความเร็วต่างๆ ต่อการกระจายอุณหภูมิ เมื่อใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟทำลายมะเร็งตับที่เกิดขึ้นที่ระยะห่างจากหลอดเลือดคงที่
- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษาผลระยะห่างของหลอดเลือดใหญ่ต่อการกระจายอุณหภูมิ เมื่อใช้สายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟทำลายมะเร็งตับเมื่อความเร็วเลือดคงที่
- ศึกษาผลของการเคลื่อนตัวรวม หรือการเปลี่ยนรูปของก้อนเนื้อตับ ระหว่างการรักษา และหลังการรักษา
- สร้างสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T จริง พร้อมทดสอบคุณภาพสายอากาศเบื้องต้น
- ทดลองจริงแบบ *in vitro* เปรียบเทียบรูปแบบการกระจายอุณหภูมิกับการวิเคราะห์ในคอมพิวเตอร์ (ในไข่ขาว และตับหมู)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 1.6 ขั้นตอนของการศึกษา

ขั้นตอนการดำเนินงาน	ปีการศึกษา		
	2555	2556	2557
- เก็บรวบรวมข้อมูล งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง			
- ศึกษาการใช้งานโปรแกรมคอมพิวเตอร์เฉพาะทางเพื่อใช้วิเคราะห์และจำลองทางคณิตศาสตร์			
- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อออกแบบสายอากาศโมโนโพลแบบใหม่			
- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษา และเปรียบเทียบการดูดกลืนพลังงาน และการกระจายอนุหภูมิ ในเนื้อเยื่อตับแบบของแข็งเนื้อเดียวกัน และ แบบพรุน			
- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษาผลของการไหลของเลือดที่ความเร็วต่างๆ ต่อการกระจายอนุหภูมิ ที่ระยะห่างจากหลอดเลือดคงที่			
- ใช้คอมพิวเตอร์สร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษาผลระยะห่างของหลอดเลือดต่อการกระจายอนุหภูมิ เมื่อความเร็วเลือดคงที่			
- ศึกษาผลของการยืด และหดตัวของก้อนเนื้อตับ ระหว่างการรักษา และหลังการรักษา			
- สร้างสายอากาศโมโนโพล 4T จริง พร้อมทดสอบคุณภาพสายอากาศ			
- ทดลองจริงแบบ <i>in vitro</i> เปรียบเทียบผลรูปแบบการกระจายอนุหภูมิกับการวิเคราะห์ในคอมพิวเตอร์			
- สรุป พร้อมจัดทำรูปเล่มวิทยานิพนธ์			

## 1.7 โครงสร้างวิทยานิพนธ์ ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาเป็น 6 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหา ดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานแนวคิดของงานวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 กล่าวถึง งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Maxwell's equation) การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน (Hyper thermal cancer therapy) สมการไบโอฮีท (Bioheat equation) สมการควบคุมพื้นฐานของการไหล (Governing Equation of Fluid Dynamic) (สมการนาเวียร์-สโตกส์ : Navier-Stokes Equations) และการยืดหยุ่นทางกล (Elastic constitutive) ตามลำดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3 กล่าวถึง ทฤษฎี และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา อาทิเช่น องค์ประกอบพื้นฐานระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ หลักการของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของสนามไฟฟ้า ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของการกระจายอุณหภูมิ

บทที่ 4 กล่าวถึง ปัญหาที่เกี่ยวกับการรักษามะเร็งโดยการใช้ความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กรอบแนวความคิดของการศึกษา หลักการ และวิธีการในการจำลองโดยจะกล่าวถึงรายละเอียดของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ท้ายนี้จะกล่าวถึงออกแบบการทดลองจริงเพื่อตรวจสอบการเปรียบเทียบกับ การจำลองทางคณิตศาสตร์

บทที่ 5 กล่าวถึง บทนี้กล่าวถึงผลการวิเคราะห์การรักษาโรคมะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ ไมโครเวฟ โดยศึกษา และการดูกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การกระจายอุณหภูมิในวัสดุแข็ง และวัสดุพรุน ผลการควบคุมระดับอุณหภูมิ และกำลังไมโครเวฟ การกระจายอุณหภูมิในก้อนมะเร็งตับกรณีวิเคราะห์ ผลกระทบของระยะห่างก้อนมะเร็งตับกับของเส้นเลือดใหญ่ที่ตำแหน่งใดๆ กรณีวิเคราะห์ผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงอัตราเร็วในการไหลของเลือดในเส้นเลือดใหญ่ และศึกษาผลการเปลี่ยนรูปเมื่ออุณหภูมิ ในเนื้อเยื่อมะเร็งเปลี่ยนแปลง การทดลองวัดสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับของสายอากาศแบบ โมโนโพล 4T การทดลองทำลายก้อนมะเร็งแบบ *in vitro* ในไขขาว และในตับหมู

บทที่ 6 กล่าวถึง สรุปผลการศึกษาวิจัย ข้อเสนอคิดเห็นเพิ่มเติม และแนะแนวทางในการดำเนินงานวิจัยต่อไป

## บทที่ 2

### งานวิจัย และทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึง งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Maxwell's equation) การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน (Hyper thermal cancer therapy) สมการไบโอฮีท (Bioheat equation) สมการควบคุมพื้นฐานของการไหล (Governing Equation of Fluid Dynamics) (สมการนาเวียร์-สโตกส์ : Navier-Stokes Equations) และการยืดหยุ่นทางกล (Elastic constitutive) ตามลำดับ

#### 2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

สายอากาศหรือโพรบที่มีการออกแบบทดลองใช้แพร่กระจายคลื่นไมโครเวฟมีลักษณะหลายรูปแบบ เช่น สายอากาศแบบ โมโนโพล สายอากาศแบบไดโพล สายอากาศแบบเปิดช่อง Labonte et al. [30] ได้พิจารณาลักษณะต่าง ๆ ของสายอากาศแบบโมโนโพลหลาย ๆ รูปแบบเพื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเยื่อหัวใจ สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะจะใช้ได้ดีที่สุด L. Hamada al. [31] ได้ทดลองสายอากาศแบบไดโพลที่ความถี่ 915 MHz โดยมีความลึกของการสอดแทรกสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อจำลองที่แตกต่างกัน สายอากาศที่นำมาทดลองเป็นสายอากาศแบบไดโพลอย่างง่าย (Conventional antenna) และสายอากาศแบบไดโพลประยุกต์ (New dipole antenna) สายอากาศแบบ Cap-Choke เป็นสายอากาศที่มีการนำมาจำลองหรือทดลองทั้งที่ความถี่ 2.45 GHz [32] และ 915 MHz [33] สายอากาศแบบ Cap-Choke ทำให้เกิดการกระจายของความร้อนในเนื้อเยื่อได้ โดยไม่มีการสะท้อนกลับของกระแสในสายส่งนอกจากนี้ ผลของความร้อนก็ไม่ขึ้นกับความลึกที่สอดใส่สายอากาศลงไปเนื้อเยื่อ สามารถควบคุมตำแหน่งความร้อนซึ่งมันจะเกิดรอบ ๆ บริเวณปลายของสายอากาศ นอกจากนี้แล้ว ยังมีการทดลองวางสายอากาศแบบคู่ซึ่งทำให้ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ทำลายได้มีขนาดใหญ่ขึ้น [32] งานวิจัยทางด้านของการทดลองจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ก็มีอยู่หลายวิธีเช่น การใช้วิธี finite-difference time-domain (FDTD), alternate-direction-implicit finite difference (ADI-FD) สำหรับการแก้สมการความร้อน [34]

Hurter et al. [35] ได้ทำการออกแบบ และจำลองด้วยการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์กับสายอากาศแบบไดโพล โดยในการจำลองได้ปรับเปลี่ยนความลึกที่สอดใส่สายอากาศเข้าไปเนื้อเยื่อซึ่งผลปรากฏว่าความลึกในการสอดใส่สายอากาศเข้าไปเนื้อเยื่อมีผลต่อรูปแบบของแผล หรือการกระจาย

ความร้อนที่เกิดขึ้น นอกจากนี้เขายังบอกว่าสายอากาศจะมีการถ่ายทอดพลังงานสูงสุดเมื่อสายอากาศมีความยาว  $L$  ดังนี้  $L = \lambda_{eff} / 2$  และมีความยาวคลื่นดังสมการที่ 2.1

$$\lambda_{eff} = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_{r,tissue}}} \quad (2.1)$$

เมื่อ  $\epsilon_{r,tissue}$  คือ ค่าความยินยอมทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

$f$  คือ ความถี่ที่ใช้ในระบบ(Hz)

$c$  คือ อัตราเร็วของแสง

Schaller *et al.* [36] ได้พิจารณาสายอากาศแบบ triaxial choked dipole ซึ่งสายอากาศแบบนี้สามารถทำให้เกิดการดูดซับความร้อน (Specifies Absorb rate : SAR) ได้สูงกว่ากับสายอากาศแบบไดโพล และสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot antenna) SAR จะเกิดขึ้นสูงสุดที่ส่วนเปิดช่องของสายอากาศ และความยาวของ Choke มีค่า  $\lambda_{eff} / 4$  ความยาวของ Choke จะช่วยลดผลที่เกี่ยวกับความลึกที่สอดสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อและความลึกในการกระจายค่า SAR

Saito *et al.* [37] ได้ทดลองใช้สายอากาศแบบ coaxial-fed slot สองอันมาทำการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองด้วยวิธี tip-split ทำให้ขนาดเซลล์ที่ถูกทำลายมีขนาดใหญ่ขึ้นเพราะขนาดของเซลล์ที่ถูกทำลายเกิดจากกระแสที่ไหลจากสายอากาศทั้งสองอัน

นอกจากนี้ในระยะเวลา 8 ปีที่ผ่านมา ก่อนผู้ศึกษาทำการศึกษารูปแบบสายอากาศ ผู้ศึกษาได้ค้นคว้าวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟอย่างต่อเนื่องซึ่งผู้ศึกษาจะยกตัวอย่างดังนี้

ในปี ค.ศ. 2008 Grzegorz Taton *et al.* [38] ได้ออกแบบสายอากาศแบบปลายเปิด (Open tip) พร้อมกับเทอร์โมคัปเปิ้ล โดยทดลองทำลายตับจำลอง ระยะเวลา 900 วินาที เมื่อศึกษารูปแบบการกระจายอุณหภูมิตามแกนของสายอากาศ ผลที่ได้รับจากการจำลองในคอมพิวเตอร์ และจากการวัดความร้อนที่ผิวตัวอย่างโดยใช้กล่องความร้อน ซึ่งทั้งสองกรณีได้ทำการวิจัยในเนื้อเยื่อเทียม กับตัวอย่างเนื้อเยื่อจริง เปรียบเทียบกันพบว่า ระดับอุณหภูมิที่เกิดจากการเหนี่ยวนำของคลื่นไมโครเวฟต่างกัน 1.3 °C และ 3°C ตามลำดับ

P.Togni *et al.* [39] ได้วิจัยด้วยสายอากาศเวฟไกด์วิจัยในตัวอย่างหนู โดยศึกษาการกระจายตัวของค่า SAR การกระจายอุณหภูมิ และทำการทดลองแบบ in-vivo ในตัวอย่างหนู พบว่ามีความเป็นไปได้ในการออกแบบเวฟไกด์เพื่อการทำลายเซลล์ผิดปกติ ในขณะที่ Christopher L. *et al.* ได้วิจัยโพรบแบบ

โคแอกเซียลโดยใช้ระเบียบวิธีการทางคณิตศาสตร์เพื่อศึกษาการทำลายเซลล์ที่ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับและวัดระดับความร้อนที่เกิดขึ้นเพื่อพัฒนาระเบียบการวิจัยทางคณิตศาสตร์โดยศึกษาค่าไดอิเล็กตริกที่เปลี่ยนไปเมื่อระดับอุณหภูมิ หรือความร้อนในเนื้อเยื่อได้เปลี่ยนแปลงไปซึ่งพบว่า ค่าเพอิมิตติวิตี (Permittivity) และค่าความนำไฟฟ้า (Conductivity) ที่ความถี่ 915 เมกะเฮิร์ตซ์ (MHz) และ 2.45 กิกกะเฮิร์ตซ์ (GHz) เมื่อระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อสูงขึ้น ค่าเพอิมิตติวิตี และค่าความนำไฟฟ้า มีแนวโน้มลดลงเมื่ออุณหภูมิสูงถึง 100°C ค่าเพอิมิตติวิตี และค่าความนำไฟฟ้าจะยังลดลงอย่างต่อเนื่อง แต่เมื่ออุณหภูมิในเนื้อเยื่อตกลงที่ประมาณ 35 °C สมบัติความเป็นไดอิเล็กตริกจะไม่แปรตามความถี่

P. Prakash *et al.* [7] ได้ออกแบบวิจัยสายอากาศแบบ โมโนโพล ไดโพล และสายอากาศเปิดช่องแบบโซ็ค (Slot-based choke antenna) ศึกษาการทำลายเซลล์ผิดปกติ หรือเซลล์มะเร็งในตับ โดยใช้ อัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์เพื่อออกแบบสายอากาศที่เหมาะสม ซึ่งสายอากาศแบบมีโซ็ค และใช้แบบ multi object Genetic algorithms ลักษณะของผลที่เกิดขึ้นจะเป็นทรงกลม ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4.6 cm.

Y. Chang *et al.* [8] ได้วิจัยสายอากาศแบบโมโนโพล ด้วยวิธีการจำลอง และทดลองแบบ *in vitro* โดยศึกษาในตัวอย่างตับวัว สำหรับเงื่อนไขในการศึกษาจะศึกษาผลของระดับกำลังไมโครเวฟที่ 20 ถึง 70 วัตต์ และระยะเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกติเป็น 10 นาที ที่ระดับกำลังไมโครเวฟต่ำกว่า 50 วัตต์ และ ระยะเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกติเป็น 5 นาที ที่ระดับกำลังไมโครเวฟสูงกว่า 50 วัตต์ ผลที่ได้พบว่าระดับกำลังต่างกันจะให้ขนาดผลที่ต่างกัน ซึ่งชี้ให้เห็นว่าระดับกำลังไมโครเวฟ สัมพันธ์กับระยะเวลาที่จะใช้ในการทำลายเซลล์ผิดปกติ

Q. Nan *et al.* [40] ได้วิจัยสายอากาศสำหรับระดับไมโครเวฟแบบเย็น (Water cooled Microwave antenna) เป็นการศึกษาแบบ *in vitro* ในตับ โดยศึกษาการกระจายของ SAR ที่กำลังไมโครเวฟ 60วัตต์ การจำลองด้วยระเบียบวิธีการทางคณิตศาสตร์ ศึกษาสมการ pennes bioheat equation และร่วมกับผลของการพาความร้อน (convection) ของน้ำเย็น ซึ่งสรุปว่าผลการจำลองในคอมพิวเตอร์ช่วยให้การวางแผนการผ่าตัดหรือการทำลายเซลล์ผิดปกติ ในทางปฏิบัติถูกต้องมากยิ่งขึ้น

ในปี ค.ศ. 2009 J. D Brannan *et al.* ได้วิจัยสายอากาศแบบ multi-compartmental [41] ด้วยการจำลองแบบ FDTD และการทดลองแบบ *ex vivo* ในตับวัว เป็นเวลา 10 นาที ที่กำลังไมโครเวฟ 45 วัตต์ จากการทดลองแบบ *ex vivo* เมื่อเปรียบเทียบกับจำลองในคอมพิวเตอร์ ด้วยการจำลองแบบที่มีการทำลายเซลล์ผิดปกติ และไม่มีการทำลายเซลล์ผิดปกติ เพื่อศึกษาผลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ 0-3 กิกกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งพบว่าค่าสมบัติทางไฟฟ้า (ค่าไดอิเล็กตริก หรือ Permittivity) มีการเปลี่ยนแปลงตามระดับอุณหภูมิที่ใช้ทำลายเซลล์ผิดปกติ

Y. Chang *et al.* ได้วิจัยสายอากาศแบบพื้นฐาน [42] ด้วยการทดลองในตับวัวโดยมีเงื่อนไขหรือการศึกษาจำลองเปรียบเทียบการทำลายเซลล์ผิดปกติที่ระยะเวลา 5 10 และ 15 นาที ที่ระดับกำลัง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไมโครเวฟ 40 วัตต์ อินพุท เปรียบเทียบระดับกำลังไมโครเวฟที่ 40 50 และ 60 วัตต์ ระยะเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกติเป็น 10 นาที ศึกษาผลของผลที่ได้เมื่อตัวอย่างมีความนำไฟฟ้าต่างกัน ศึกษาผลของการไหลของเลือดซึ่งห่างจากปลายสายอากาศ 5.5 มม. และทำการศึกษาแบบ *in vi tro* ตามเงื่อนไขการจ่ายกำลังไมโครเวฟ และเวลา ดังนี้ 40 วัตต์×5 นาที 40 วัตต์×10 นาที 40 วัตต์×15 นาที 50 วัตต์×5 นาที 50 วัตต์×10 นาที 50 วัตต์×15 นาที และ 60 วัตต์×5 นาที ซึ่งตัวอย่างขนาดของผลที่ได้มีขนาด 4.5×3 cm ที่ 40 วัตต์×5 min และจากผลที่จำลองด้วยวิธีการ FDTD และทดลองแบบ *in vitro* เป็นไปในทิศทางเดียวกัน

M. Cavagnaro *et al.* ได้วิจัยพัฒนาสายอากาศแบบปลายเปิด และสายอากาศแบบปลายปิด [43] โดยวัดค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับ เปรียบเทียบกันระหว่างสายอากาศแบบปลายเปิด กับสายอากาศแบบปลายปิด ศึกษาเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับระหว่างการทดลองจริง และการจำลองในคอมพิวเตอร์ ศึกษาการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อเมื่อทำการทำลายเซลล์ผิดปกติแบบ *ex vivo* ในตัววัวที่กำลังไมโครเวฟ 35 วัตต์ เป็นเวลา 10 วินาที ซึ่งเพิ่มจากระดับอุณหภูมิ 23°C ไปเป็น 60°C นอกจากนี้ สายอากาศที่ออกแบบมีค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับที่ความถี่ 2.45 กิกกะเฮิร์ตซ์ เท่ากับ -39.44 dB เมื่อทดสอบในไข่ขาวใส่ภาชนะทรงกระบอก และเมื่อทดสอบในกล้ามเนื้อสายอากาศมีค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับ -23.40 dB ซึ่งสายอากาศที่แม่ท่ที่ได้ดีต้องมีค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับต่ำกว่า -10 dB สำหรับขนาดผลหรือเซลล์ที่ถูกทำลายมีขนาด 4×3 ซม. ที่กำลังไมโครเวฟ 35 วัตต์ เป็นเวลา 10 นาที

P. Phasukkit *et al.* ได้วิจัยสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบเปิดช่อง และสายอากาศเปิดช่องแบบมีฉนวนหุ้ม [44] โดยศึกษาด้วยวิธีการจำลอง แบบ 3D ด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ และทดลองแบบ *in vitro* ศึกษาการจัดวางสายอากาศแบบอะเรย์ที่ระดับกำลังไมโครเวฟ 50 วัตต์ เป็นเวลา 60 วินาที ซึ่งการจัดวางสายอากาศแบบ triple-antenna จะทำให้ได้ขนาดของเซลล์ที่ถูกทำลายมากขึ้น

V.N. Makarov และ G.V. Uschenko [45] ได้ศึกษาเปรียบเทียบการทำลายเซลล์ผิดปกติด้วยคลื่นความถี่วิทยุโดยใช้อิเล็กโทรด และคลื่นความถี่ไมโครเวฟโดยใช้สายอากาศแบบโมโนโพล ซึ่งในการศึกษาวิจัยจะเป็นการวิเคราะห์จำลองทางคณิตศาสตร์ผลที่ได้จากการจำลองพบว่า คลื่นไมโครเวฟจะให้ผลที่ดีกว่าการใช้คลื่นความถี่วิทยุ ขนาดก้อนมะเร็งที่ถูกทำลายมีขนาดใหญ่กว่า

สำหรับในปี ค.ศ. 2010 M. chaichanyut [46] ได้นำเสนอสายอากาศแบบ Cap choke ซึ่งเป็นการศึกษาและจำลองแบบ 3D เพื่อการทำลายเซลล์ผิดปกติที่ดับด้วยวิธีการ FEM สายอากาศแบบ Cap choke ดังกล่าวถูกออกแบบให้ให้ตอบสนองที่ความถี่ 2.45 GHz ศึกษาระยะเวลาที่ใช้ในการทำลายเซลล์ผิดปกติที่ 60 100 200 และ 300 วินาที เมื่อทำการทำลายเซลล์ผิดปกติด้วยวิธีการควบคุมอุณหภูมิเป็นระยะเวลา 300s สามารถทำลายเซลล์ผิดปกติได้ 4.25 ลบ.ซม.

T. Michiyama *et al.* [47] ได้วิจัยสายอากาศแบบเปิดช่องที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ โดยออกแบบเป็นสองแบบคือ แบบ Proposed antenna และแบบ Conventional antenna ได้ศึกษาในระดับเทียบม สังเกตการกระจายของ SAR ซึ่งผลการศึกษาลักษณะการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นทั้งในแบบจำลองด้วยการคำนวณ และทดลองมีลักษณะคล้ายกันมีความแตกต่างในเชิงตัวเลข 60% ทั้งนี้เพราะผลของการสูญเสียในสายส่ง

นอกจากนี้ในปี ค.ศ. 2010 ยังมีการพัฒนาสายอากาศขึ้นอีกเช่น K. Saito *et al.* [48] ได้พัฒนาศึกษาสายอากาศแบบเปิดช่อง โดยศึกษาในมะเร็งท่อน้ำดี หรือ M. F. J. Cepeda *et al.* [49] ได้พัฒนาศึกษาสายอากาศแบบเปิดช่องเช่นเดียวกันแต่นำไปวิจัยศึกษากับเนื้อเยื่อเต้านม และ Tae-Hee Woo *et al.* ได้ออกแบบสายอากาศแบบลูกปัด ใช้ในการทดลองกับเนื้อหมู และหนู

ในปี ค.ศ. 2011 S. Wiwatwithaya *et al.* [50] ได้พัฒนาสายอากาศเพื่อประยุกต์ใช้เป็นไบโอเซนเซอร์โดยออกแบบเป็นแบบรูปร่างยู (U-shaped) แบบวงแหวน (Ring-shaped) และแบบแปดเหลี่ยม (Pentagonal-shaped)

S. MAINI *et al.* ได้พัฒนาสายอากาศแบบโคแอกเซียลช็อค (Coaxial Choke) [14] และแบบขยายปลายช็อค (Extended Tip Choke Antenna) โดยได้ศึกษาค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับ การกระจายของ ฟลักซ์ความร้อน ซึ่งผลจากการขยายปลายสายอากาศทำให้เกิดค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับที่ -25dB และเกิดความร้อนสะท้อนกลับไปในสายเมื่อเทียบกับสายอากาศแบบโคแอกเซียลช็อค

Q. Lei Kai *et al.* [51] ได้พัฒนาศึกษาสายอากาศแบบ Metal Stent โดยศึกษาด้วยระเบียบวิธีการทางคณิตศาสตร์ ถึงผลของเส้นเลือดขณะที่เลือดไหล และไม่มีเลือดไหล ผลของอัตราการไหลของเลือดต่อการทำลายเซลล์ผิดปกติ และการกระจายอุณหภูมิ

J. Hwang *et al.* [52] ได้พัฒนาศึกษาสายอากาศด้วยเวฟไกด์ โดยจำลองแบบ TDM ซึ่งพิจารณาผลลัพธ์ของอุณหภูมิที่ผิว เนื้อหมู และทดลองในหนู จากการทดลองแสดงให้เห็นถึงความเป็นไปได้ของการใช้ไมโครเวฟ ในการที่จะดูดซับพลังงานในไขมัน สามารถดำเนินการประสบความสำเร็จในการใช้สายอากาศภายนอก มันได้รับการยืนยันโดยผลของการทดลองในสัตว์

K. Saito *et al.* [53] ได้พัฒนาศึกษาสายอากาศแบบเปิดช่องเพื่อพัฒนาใช้ในการทำลายเซลล์ผิดปกติหรือมะเร็งท่อน้ำดีจากการศึกษายืนยันว่าการไหลเวียนของเลือดที่อยู่รอบ ๆ ท่อน้ำดีได้รับผลกระทบอย่างมีนัยสำคัญกับการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิ

และ M. Cavagnaro *et al.* [16] ได้พัฒนาสายอากาศชนิดใหม่จากสายโคแอกเซียลสำหรับการบำบัดรักษาโดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟในการทำลาย สายอากาศที่ออกแบบนี้ประกอบด้วยตัวนำที่หุ้มสายอากาศ(ช็อค) และบริเวณปลายสายอากาศจะทำเป็นหัวลูกศรแหลมเพื่อให้ง่ายต่อการแทง หรือสอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อ ความแม่นยำของสายอากาศ และขนาดทางมิติของพื้นที่ที่เนื้อเยื่อถูกทำลาย (แผลที่เกิดจากความร้อน) ภายใต้ขอบเขตเงื่อนไขการทดลองแบบ *ex vivo* และการประมวลผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เชิงเลข หาข้อสรุปที่ดีที่สุดระหว่างข้อมูลจากการประมวลผลเชิงเลข และผลการทดลอง ผลลัพธ์จากการทดลองแบบ *ex vivo* ในตัววัวโดยการฉายรังสีที่กำลัง 60 วัตต์ เป็นเวลา 10 นาที แสดงให้เห็นว่าสายอากาศแมทซ์กันดี และสามารถทำให้เกิดแผลจากความร้อน เฉลี่ยขนาด 6.5 ซม. และมีเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ย 4.5 ซม. สุดท้ายเป็นการแสดงความเป็นไปได้ในการปรับเปลี่ยนโครงสร้างของสายอากาศ สิ่งที่เกี่ยวข้องกับความผิดพลาดในการสร้างสายอากาศเพื่อให้สายอากาศมีคุณภาพ และเน้นการศึกษาถึงผลกระทบของปลอกตัวนำที่หุ้มสายอากาศ (ไซค์) ที่มีต่อขนาดของแผล หรือขนาดของก้อนมะเร็งถูกทำลาย

ต่อมาในปี ค.ศ. 2012 M.chaichanyut และ S.Tungjittkusolmun [54] ได้ศึกษาผลของระยะเวลาที่ใช้ในการทำลายเซลล์ผิดปกติในตับ โดยได้นำเสนอสายอากาศแบบ Ring Slot ซึ่งเป็นการศึกษาและจำลองแบบสามมิติ (3D) เพื่อศึกษาการทำลายเซลล์ผิดปกติที่ตัดด้วยวิธีการ วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) สายอากาศที่ออกแบบทำงานที่ความถี่ 2.45 กิกกะเฮิรตซ์ ระยะเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกติ 60 100 200 และ 300 วินาที จากการศึกษาที่ 300 วินาที เมื่อทำการทำลายเซลล์ผิดปกติด้วยวิธีการควบคุมอุณหภูมิสามารถทำลายเซลล์ผิดปกติได้เพียง 0.98 ลบ.ซม.

P.Phasukkit *et al.*[55] ได้พัฒนาศึกษาสายอากาศแบบเปิดช่องทดลองทำลายเซลล์ผิดปกติในตับด้วยการจำลองในคอมพิวเตอร์โดยปรับขนาดของช่อง เป็น  $0^\circ$   $90^\circ$   $180^\circ$  และ  $270^\circ$  นอกจากนี้ยังได้จำลองการวางสายอากาศเปิดช่องแบบอะเรย์สามโพรบ จากผลการจำลองการเปิดช่องต่างกัน  $90^\circ$  จะทำให้ปริมาตรการทำลายเซลล์ผิดปกติต่างกัน 6% และการใช้แบบหลายโพรบมีปริมาตรของเซลล์ที่โดนทำลายเซลล์แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ

ต่อมา P. Yhamyindee *et al.*[56] ได้ใช้สายอากาศแบบปลายเปิดทำลายเซลล์ผิดปกติในตับด้วยการจำลองในคอมพิวเตอร์โดยพิจารณาผลของเส้นเลือดเข้ามาเกี่ยวข้อง ทำการทดลองจ่ายคลื่นไมโครเวฟที่ระดับกำลัง 50 วัตต์ อุณหภูมิเริ่มต้นที่  $37^\circ\text{C}$  อัตราการไหลของเลือดที่  $6.4 \times 10^{-10}$ ,  $6.4 \times 10^{-3}$  และ  $6.4 \times 10^{-4}$  ลิตร/วินาที ซึ่ง ผลการจำลองแสดงให้เห็นว่าอัตราการไหลเวียนของเลือดที่จะมีผลกระทบต่อ การกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อ การกระจายตัวของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับมีการกระจายมากที่สุดของอุณหภูมิในตับที่มีหลอดเลือดแดง อัตราการไหลของเลือดส่งผลกระทบต่อ การกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อ เพราะอุณหภูมิของตับและหลอดเลือดแดงที่แตกต่างกัน

R. Ortega-Palacios *et al.* [19] ได้พัฒนาศึกษาสายอากาศแบบเปิดหนึ่งช่อง (One-slot coaxial antenna) และสายอากาศแบบเปิดสองช่อง (Two-slot coaxial antenna) โดยทดลองทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อเต้านม ผลการจำลองทางคณิตศาสตร์ของสายอากาศทั้งสองแบบ สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงสุดในเนื้อเยื่อเต้านมที่  $120^\circ\text{C}$  และ  $137^\circ\text{C}$  ตามลำดับ

ในปี ค.ศ. 2013 มีการวิจัยด้านสายอากาศสำหรับทางการแพทย์อย่างกว้างขวาง เพื่อการรักษาโรค ซึ่งนอกจากการรักษาโรคมะเร็งในตับ ปอด หรือในถุงน้ำดี แล้ว ยังมีการประยุกต์ใช้อื่นๆอีกเช่น Hancock

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

*et al.* [57] ได้วิจัยสายอากาศแบบเปิดช่อง 30 ช่อง ที่ความถี่ 14.5 กิกะเฮิรตซ์ เพื่อรักษา Gastro-Oesophageal Reflux Disease (GERD)

S. Maini *et al.* [58] ได้วิจัยสายอากาศแบบ Multisection floating sleeve เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์ผิดปกติในตับใน งานวิจัยนี้ใช้การวิเคราะห์แบบแบบจำลองสองมิติแบบสมมาตร (Axisymmetric) ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อประเมิน ขนาดและรูปร่าง และ สัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับ ( $S_{11}$ ) สำหรับสายอากาศที่นำเสนอแสดงการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างที่เป็นไปได้ในสายอากาศ เช่น สายอากาศปลายแฉก จากการจำลองและวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์แสดงให้เห็นว่า มีค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับของสายอากาศอยู่ที่ -27 dB ถ้าสายอากาศมีการแมทช์ที่ดี จะสามารถทำลายเซลล์ผิดปกติในแบบ ทรงกลมรัศมี 2 เซนติเมตร ที่ระดับกำลังไมโครเวฟ 60 วัตต์ ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์

สำหรับนักศึกษาได้นำเสนอสายอากาศแบบปลายเปิดพื้นฐาน [59] ซึ่งได้วิจัยพัฒนาระบบการให้ความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟ และได้ทดลองระบบโดยจ่ายกำลังไมโครเวฟและเวลาในการจ่ายคลื่นไมโครเวฟดังนี้ 10 วัตต์×8 นาที; 20 วัตต์×4 นาที; 40 วัตต์×2 นาที และ 80 วัตต์×1 นาที และมีเทอร์โมคัปเปิ้ลตรวจจับระดับอุณหภูมิวางขนานกับสายอากาศระยะห่าง 1 มม. โดยทดลองแบบ *in vitro* ในตับหมูซึ่งผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าระบบสามารถจ่ายกำลังไมโครเวฟได้ และสายอากาศแบบปลายเปิดพื้นฐานสามารถเหนี่ยวนำความร้อนเพื่อทำลายเซลล์ผิดปกติได้

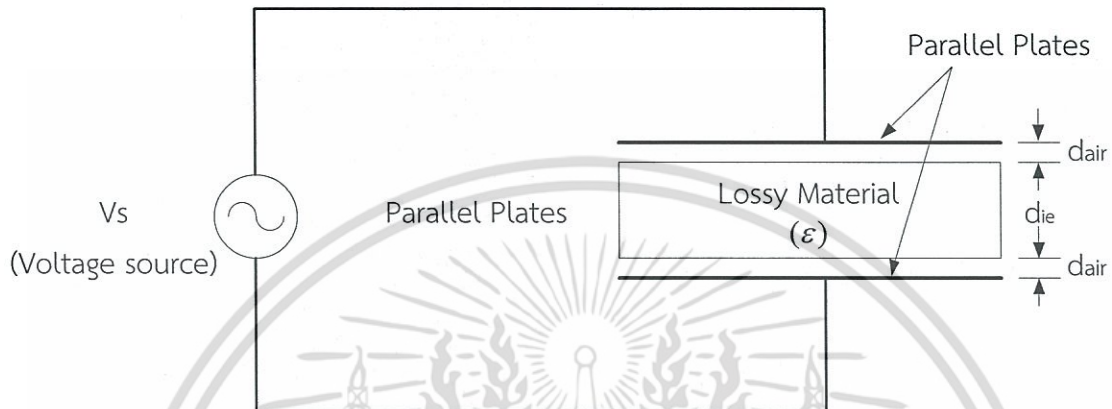
นอกจากนี้ผู้วิจัยได้นำเสนอสายอากาศแบบฮิลิกซ์ [60] โดยการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข โดยเน้นการศึกษาค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับ ศึกษาระดับความเข้มของสนามไฟฟ้า และความถี่รีโซแนนซ์ของสายอากาศ เมื่อระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อสูงขึ้น ซึ่งจากผลการจำลอง และวิเคราะห์พบว่าเมื่อระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อสูงขึ้นสายอากาศจะรีโซแนนซ์ที่ความถี่สูงขึ้นเช่นกัน นั่นก็หมายความว่าเมื่อระยะเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกตินานจะส่งผลให้ค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับมีค่าเพิ่มขึ้น

## 2.2 การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

เมื่อเราให้ความต่างศักย์ไฟฟ้า ( $V_s$ ) ที่ความถี่เชิงมุม ( $\omega$ ) เท่ากับ  $2\pi f$  แก่แผ่นตัวนำคู่ขนาน (Parallel Plate) จะทำให้เกิดสนามไฟฟ้าในระหว่างแผ่นคู่ขนาน หากวางวัสดุไดอิเล็กตริก เช่น อาหารไว้ระหว่างแผ่นตัวนำคู่ขนานดังกล่าว จะเกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของสนามไฟฟ้าทั้งภายในวัสดุและในช่องว่างอากาศที่ด้านข้างทั้งสองของวัสดุ ปริมาณของพลังงานสะสมในระบบก็จะเปลี่ยนไป เราเรียกวัดุดประเภทนี้ว่า วัสดุสูญเสีย หรือวัสดุสูญเสีย (Lossy Material) เพราะพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าที่หายไปจะถูกเปลี่ยนไปเป็นพลังงานความร้อนภายในวัสดุนั้นเอง [61]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากแอปพลิเคชันแบบแผ่นคู่ขนาน (Parallel Plate Applicator) ดังแสดงในรูปที่ 2.1 สามารถประมาณค่าสนามไฟฟ้าและความหนาแน่นสนามไฟฟ้าภายในวัสดุไดอิเล็กทริกระหว่างแผ่นคู่ขนานดังในสมการที่ 2.2



รูปที่ 2.1 แอปพลิเคชันแบบแผ่นคู่ขนาน (Parallel Plate Applicator)

$$E = \frac{\hat{V}}{d_{ie} + 2d_{air} (\epsilon/\epsilon_0)} \text{ (V/m)} \quad (2.2)$$

โดยที่  $E$  คือ ค่าความเข้มสูงสุดของสนามไฟฟ้า

$\epsilon$  คือ ค่าคอมเพล็กซ์เปอร์มิตติวิตี (Complex permittivity)

และ  $\epsilon_0$  คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีของฟรีสเปซหรืออากาศ (Permittivity of free space) มีค่าเท่ากับ  $8.86 \times 10^{-12}$  F/m

สนามไฟฟ้านี้ทำให้เกิดการไหลของกระแสเข้าไปยังวัสดุด้วยความหนาแน่นของกระแส (Current Density) ในหน่วย  $(A/m^2)$  ดังในสมการที่ 2.3

$$\vec{J} = j\omega\epsilon''\vec{E} \quad (2.3)$$

โดยที่  $\vec{E}$  คือ ค่าเวกเตอร์ความเข้มสูงสุดของสนามไฟฟ้า

$\epsilon''$  คือ ค่าไดอิเล็กทริกลอสมแพกเตอร์

$\omega$  คือ ความถี่เชิงมุมของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อความหนาแน่นเชิงกำลัง (Power density) หรือ ค่ากำลังการดูดซับ (Power absorbed) โดยเฉลี่ยภายในวัสดุสามารถเขียนเป็นสมการได้ดังสมการที่ 2.4

$$Q = \frac{1}{2} \omega \epsilon_0 \epsilon_r'' |\vec{E}|^2 \quad (2.4)$$

เมื่อ  $\vec{E}$  คือ ค่าเวกเตอร์ความเข้มสูงสุดของสนามไฟฟ้า

และ  $\epsilon$  คือ ค่าคอมเพล็กซ์เปอร์มิตติวิตี (Complex permittivity) หรือโดยทั่วไปเรียก ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric constant) และเป็นสมบัติของวัสดุใด ๆ ที่อธิบายถึงความสามารถในการดูดซับ ส่งผ่าน และสะท้อนพลังงานจากส่วนที่เป็นสนามไฟฟ้าของคลื่นไมโครเวฟ

$\epsilon_r'$  คือ ส่วนที่เป็นจำนวนจริงของค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative Dielectric Constant) หรือค่า เปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative Permittivity) ค่านี้อธิบายความสามารถในการสะท้อนกลับของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจากผิวของชั้นทดสอบหรือวัสดุไดอิเล็กตริกและบ่งบอกว่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ส่งผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกมีมากน้อยเท่าไร

$\epsilon_r''$  คือ ส่วนจินตภาพโดยทั่วไปเรียกว่าค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟกเตอร์สัมพัทธ์ (Relative Dielectric Loss Factor) ซึ่งจะบอกถึงความสูญเสียพลังงานภายในชั้นทดสอบหรือกล่าวอีกนัยหนึ่ง คือ วัสดุสามารถดูดซับพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผ่านเข้ามาแล้วสามารถเปลี่ยนพลังงานความร้อนได้เท่าไร และ

และเมื่อพิจารณาถึงกระบวนการเกิดความร้อนภายในวัสดุไดอิเล็กตริกมีข้อพิจารณาที่สำคัญดังต่อไปนี้

1. ความหนาแน่นเชิงกำลัง (Power Density) ที่กระจายในวัสดุไดอิเล็กตริก หรือ โหลด (Load) นั้นแปรผันโดยตรงกับความถี่ เมื่อค่าพารามิเตอร์อื่น ๆ มีค่าคงที่
2. ความหนาแน่นเชิงกำลัง แปรผันโดยตรงกับค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟกเตอร์ (Dielectric Loss factor:  $\epsilon''$ )
3. สำหรับความหนาแน่นของการกระจายเชิงกำลังที่คงที่นั้น ค่าความเค้นของสนามไฟฟ้า (Electric field Stress) จะมีค่าแปรผกผันกับค่า  $\sqrt{f}$
4. ค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟกเตอร์  $\epsilon''$  แปรผันตามค่าความถี่  $f$  โดยที่  $\epsilon''$  อาจจะมีค่าเพิ่มขึ้นตามความถี่ที่เพิ่มขึ้น (ซึ่งไม่เป็นเช่นนั้นเสมอไป)

จะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าค่าสมบัติไดอิเล็กตริกมีอิทธิพลเป็นอย่างมากต่อสนามไฟฟ้า และค่ากำลังการดูดซับภายในวัสดุ ค่ากำลังการดูดซับหรือค่าปริมาณการกำเนิดความร้อนภายใน (Internal heat generation :  $Q$ )  $Q$  นี้ถือว่าเป็นแหล่งกำเนิดความร้อนของกระบวนการขณะได้รับพลังงานคลื่น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สนามแม่เหล็กไฟฟ้า ที่จะนำไปสู่การถ่ายเทความร้อนและความชื้นภายในวัสดุต่อไป โดยทั่วไปค่าสมบัติไดอิเล็กตริกสามารถเขียนให้อยู่ในรูปค่าคอมเพล็กซ์เปอร์มิตติวิตี (Complex Permittivity:  $\epsilon$ ) โดยค่านี้แสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.5

$$\epsilon = \epsilon' + j\epsilon'' = \epsilon_0 (\epsilon_r' + j\epsilon_r'') = \epsilon_0 \epsilon_r = \epsilon_0 \left( \epsilon_r' + j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \right) \quad (2.5)$$

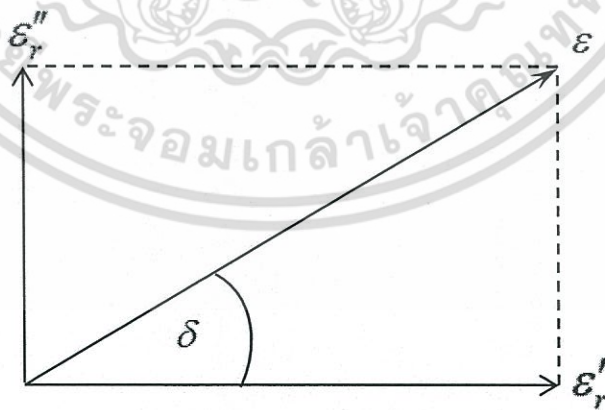
เมื่อ  $j = \sqrt{-1}$  และ  $\sigma$  คือ ค่าการนำไฟฟ้า (Electric Conductivity) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าไดอิเล็กตริก ลอสแฟกเตอร์กับค่าการนำไฟฟ้าสามารถแสดงได้ดังสมการที่ 2.6

$$\epsilon_r'' = \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0} \quad (2.6)$$

เมื่อ  $\omega$  คือ ความถี่เชิงมุมของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า  $\sigma$  บ่งบอกความสามารถในการนำไฟฟ้า และ  $\epsilon_r''$  แสดงถึงความสูญเสียเชิงกล โดยสามารถยุบรวมกันเป็นตัวแปรใหม่เพื่อความสะดวกเรียกว่าค่าสัมประสิทธิ์ลอสเทนเจนท์ (Loss tangent Coefficient :  $\delta$ )

$$\delta = \frac{\epsilon_r''}{\epsilon_r'} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon_r' \epsilon_0} \quad (2.7)$$

ซึ่งสามารถเขียนความสัมพันธ์ระหว่างค่าทั้ง 3 ในลักษณะเฟสเซอร์ไดอะแกรม (Phasor Diagram) ดังรูปที่ 2.2



รูปที่ 2.2 เฟสเซอร์ไดอะแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่าสัมประสิทธิ์ลอสมแทนเจนท์ ( $\tan \delta$ ) เป็นอีกตัวแปรที่สำคัญตัวหนึ่งที่ใช้ในการอธิบายความสามารถในการสร้างความร้อนของวัสดุไดอิเล็กตริกในขณะที่ดูดกลืนพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า เป็นที่ทราบกันดีว่าทั้งค่า  $\epsilon'$  และ  $\epsilon''$  สามารถแปรเปลี่ยนไปตามค่าความถี่ อุณหภูมิ และความชื้น จึงสามารถกล่าวได้ว่าคุณลักษณะของสมบัติไดอิเล็กตริกขึ้นอยู่กับการนำพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้าไปประยุกต์ใช้งานในกระบวนการใด ๆ

### 2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations)

การอธิบายที่สมบูรณ์ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจำเป็นต้องเข้าใจพฤติกรรมทางกายภาพอย่างถ่องแท้ โดยปกติการอธิบายพฤติกรรมของสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นจะกระทำโดยการจำลองผ่านสมการแมกซ์เวลล์ ซึ่งสามารถใช้อธิบายการเปลี่ยนแปลงของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามเวลา เมื่อใส่เงื่อนไขขอบเขตที่สมบูรณ์ลงไปก็จะสามารถอธิบายพฤติกรรมของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในแอฟพลิคเคเตอร์ใดๆ ได้อย่างสมบูรณ์

$$\nabla \times \vec{E} = -j\omega\mu\vec{H} \quad (2.8)$$

$$\nabla \times \vec{H} = j\omega\epsilon\vec{E} + \sigma\vec{E} \quad (2.9)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.10)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.11)$$

$$\vec{D} = \epsilon\vec{E} \quad (2.12)$$

$$\vec{B} = \mu\vec{H} \quad (2.13)$$

เมื่อ

$\vec{E}$  = ความเข้มของสนามไฟฟ้า

$\vec{H}$  = ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

$\vec{D}$  = ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

$\vec{B}$  = ความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก

$\epsilon$  = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า

$\mu$  = ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก

$\rho$  = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร

ต่อไปนี้จะทำการพิสูจน์ที่มาของสมการค่ากำลังการดูดซับพลังงานภายในวัสดุไดอิเล็กตริกขณะเกิดอันตรกิริยาระหว่างคลื่นไมโครเวฟกับวัสดุไดอิเล็กตริก เมื่ออ้างอิงชุดสมการแมกซ์เวลล์ จากสมการที่ 2.8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ถึงสมการที่ 2.13 ทำการคูณเชิงสเกลาร์ในสมการที่ 2.8 ด้วย  $\vec{H}$  และสมการที่ 2.9 ด้วย  $\vec{E}$  เราสามารถเขียนสมการแมกซ์เวลล์ในรูปของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้ดังสมการที่ 2.14 และ 2.15 ตามลำดับ

$$\vec{E} \cdot (\nabla \times \vec{H}) = \vec{E} \cdot \left( \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right) \quad (2.14)$$

$$\vec{H} \cdot (\nabla \times \vec{E}) = -\vec{H} \cdot \left( \mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \right) \quad (2.15)$$

จากนั้นทำการหักกลับสมการที่ 2.15 ด้วยสมการที่ 2.14 และใช้คุณสมบัติความสัมพันธ์ระหว่างสองเวกเตอร์ ในที่นี้คือ เวกเตอร์  $\vec{V}_E$  และ  $\vec{V}_H$  และเขียนในรูปความสัมพันธ์ของสองเวกเตอร์ก็จะได้ดังสมการที่ 2.16

$$\nabla \cdot (\vec{V}_E \times \vec{V}_H) = \vec{V}_H \cdot (\nabla \times \vec{V}_E) - \vec{V}_E \cdot (\nabla \times \vec{V}_H) \quad (2.16)$$

จากคุณสมบัติของสมการที่ 2.15 เมื่อนำมาจัดรูปความสัมพันธ์ให้อยู่ในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์พลังงานจะได้ดังสมการที่ 2.17

$$\nabla \cdot (\vec{E} \times \vec{H}) + \vec{H} \cdot \left( \mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \right) + \vec{E} \cdot \left( \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right) = 0 \quad (2.17)$$

จากสมการที่ 2.17 ทำการอินทิกรัลตลอดปริมาตรของโดเมน และประยุกต์ใช้ทฤษฎีไดเวอร์เจนส์ (Divergence theorem) เพื่อโยงความสัมพันธ์กันระหว่างการหาอินทิกรัลเชิงพื้นผิว (Surface integral) กับอินทิกรัลเชิงปริมาตร (Volume Integral) ก็จะได้ดังสมการที่ 2.18

$$\iint \nabla \cdot (\vec{E} \times \vec{H}) \cdot d\vec{s} + \iiint \left[ \vec{H} \cdot \left( \mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \right) + \vec{E} \cdot \left( \sigma \vec{E} + \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \right) \right] dV = 0 \quad (2.18)$$

ต่อมาเมื่อพิจารณาความหนาแน่นกำลังเชิงพื้นผิว (Surface power density) ที่ใช้แสดงถึงทิศทางการไหลของกำลัง นั่นคือ พอยน์ติงเวกเตอร์ (Pointing vector) นั้นเอง สามารถหาได้จาก เทอมผลคูณ (Cross product) คือ  $\vec{E} \times \vec{H}$  และหากทำการอินทิกรัลในเทอมที่สองจะได้ความหนาแน่นเชิงกำลังของแม่เหล็ก (Magnetic power density) ดังแสดงในสมการที่ 2.19 ซึ่งมีหน่วยเป็น  $W/m^2$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\vec{H} \cdot \left( \mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \right) = \frac{1}{2} \mu \frac{\partial \vec{H}^2}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{1}{2} \mu \vec{H}^2 \right) \quad (2.19)$$

และ จากสมการที่ 2.19 เราสามารถหาสมการความสัมพันธ์ในรูปความหนาแน่นเชิงกำลังของสนามไฟฟ้า (Electric power density) จะได้ดังสมการที่ 2.20

$$\vec{E} \cdot \varepsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = \frac{1}{2} \varepsilon \frac{\partial \vec{E}^2}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{1}{2} \varepsilon \vec{E}^2 \right) \quad (2.20)$$

ดังนั้นจากสมการ 2.20 เราสามารถหาค่าปริมาณการกำเนิดความร้อนภายในวัสดุไดอิเล็กตริกต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร (Local volumetric heat generation) โดยการลดรูปสมการที่ 2.20 ให้อยู่ในเทอมของค่ากำลังการดูดซับพลังงานสนามแม่เหล็กไฟฟ้า จะได้ดังสมการที่ 2.21

$$Q = \vec{E} \cdot (\sigma \vec{E}) = \sigma |\vec{E}|^2 = \omega \varepsilon'' |\vec{E}|^2 \quad (2.21)$$

$$\text{โดยที่ } \sigma = \omega \varepsilon'' = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r''$$

จากสมการที่ 2.21 จะถูกนำไปใช้ในการประมาณค่าพลังงานไมโครเวฟที่ถูกดูดซับโดยวัสดุไดอิเล็กตริก เมื่อสมมติให้ไม่มีการสูญเสียสนามแม่เหล็ก ค่ากำลังการดูดซับกำลังงาน หรือ ค่าปริมาณการกำเนิดความร้อนภายในต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร นั้นเองและสามารถนำมาเขียนใหม่ได้เป็นสมการที่ 2.21 ซึ่งจะพบว่าการเปลี่ยนแปลงเฟสของสนามไฟฟ้าต่อหนึ่งหน่วยเวลาจะเร็วมาก ดังนั้น ค่าเฉลี่ยรากที่สอง (Root mean square value) ของความเข้มของสนามไฟฟ้า

$$Q = \omega \varepsilon_0 \varepsilon_r'' E^2 = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon_r' (\tan \delta) E^2 \quad (2.22)$$

$$\text{เมื่อ } \varepsilon'' = \varepsilon_0 \varepsilon_r'' \text{ และ } \varepsilon_r'' = \varepsilon_r' \tan \delta \text{ และ } \omega = 2\pi f$$

สมการที่ (2.22) มีความสำคัญในการศึกษาความสามารถในการดูดซับพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าของวัสดุไดอิเล็กตริกเมื่ออยู่ในสนามไฟฟ้าที่ความถี่สูง จะเห็นได้ว่าค่าพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกดูดซับจะแปรผันตรงกับความถี่ของสนามไฟฟ้า ค่ากำลังสองของสนามไฟฟ้า ค่าไดอิเล็กตริก-ลอสแฟคเตอร์ (Dielectric loss factor) เมื่อค่าไดอิเล็กตริก-ลอสแฟคเตอร์ของวัสดุไดอิเล็กตริกมีค่ามาก จะส่งผลให้การดูดซับพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และปริมาณความร้อนมากขึ้นตาม และในทาง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กลับกันถ้าค่าไดอิเล็กทริกของสเปคเตอร์มีค่าน้อย จะส่งผลให้อัตราการดูดซับพลังงานจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และปริมาณความร้อนที่เกิดขึ้นในวัสดุน้อยตามไปด้วย แต่ทั้งนี้ คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงจะสามารถทะลุผ่านวัสดุไดอิเล็กทริกโดยเกิดความร้อนเพียงเล็กน้อยหรือไม่เกิดขึ้นเลยก็ได้ อย่างไรก็ตาม ปริมาณความร้อนที่เกิดขึ้นนี้อาจจะขึ้นกับตัวแปรอื่น ๆ เช่น ค่าความจุ ความร้อนจำเพาะ (Specific heat) คุณสมบัติของวัสดุไดอิเล็กทริก และขนาดของวัสดุไดอิเล็กทริก

### 2.2.2 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

ในทางปฏิบัติแหล่งกำเนิดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าส่วนมากจะให้ความต่างศักย์ กระแสไฟฟ้า รวมทั้งสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ ดังสมการที่ 2.23

$$E = E_0 \cos \omega t = E_0 \cos 2\pi ft$$

หรือ

$$E = E_0 \sin \omega t = E_0 \sin 2\pi ft \quad (2.23)$$

จากสมการที่ (2.23) มีเทอมของความถี่ของการแปรเปลี่ยน นั้นแสดงว่ามีแฟกเตอร์ (factor) ของเวลาที่เป็นเส้นโค้งรูปไซน์ปรากฏในทุกพจน์ในสมการใด ๆ

ถ้ากำหนดให้  $E(r, t)$  เป็นสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลา  
 $E(r)$  เป็นสนามไฟฟ้าที่จุด ๆ หนึ่งในปริภูมิ (space)

จะได้สนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลามีรูปแบบดังสมการที่ 2.24

$$E(r, t) = \text{Re}[E(r)e^{j\omega t}] \quad (2.24)$$

เมื่อ  $E(r)$  เป็นจำนวนเชิงซ้อน (complex number) ในทำนองเดียวกัน จะได้การกระจัดทางไฟฟ้า (electric displacement) ความเข้มของสนามแม่เหล็ก และสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาดังสมการที่ 2.25-2.27 ตามลำดับ

$$D(r, t) = \text{Re}[D(r)e^{j\omega t}] \quad (2.25)$$

$$H(r, t) = \text{Re}[H(r)e^{j\omega t}] \quad (2.26)$$

$$B(r, t) = \text{Re}[B(r)e^{j\omega t}] \quad (2.27)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่  $D(r)$ ,  $H(r)$ ,  $B(r)$  และ เป็นจำนวนเชิงซ้อน

เมื่อสนามแม่เหล็กไฟฟ้ามีการแปรเปลี่ยนตามเวลา จากสมการของแมกซ์เวลล์สามารถพิจารณา  
เคิร์ลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้ดังแสดงในสมการที่ 2.28

$$\nabla \times H = \frac{\partial D}{\partial t} + J \quad (2.28)$$

แทนค่า  $D(r,t)$  และ  $H(r,t)$  จากสมการที่ 2.25 และ 2.26 ลงในสมการที่ 2.28 จะได้

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

กำหนดให้พิจารณาว่า ถ้าความสัมพันธ์นี้เป็นจริงทุกค่าเวลาของ  $t$  จะได้เคิร์ลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าได้  
ดังแสดงในสมการที่ 2.29

$$\nabla \times H = j\omega D + J \quad (2.29)$$

ในทำนองเดียวกัน จากสมการของแมกซ์เวลล์ เคิร์ลของสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลาจะดังแสดง  
ในสมการที่ 2.30

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.30)$$

แทนค่า  $E(r,t)$  และ  $B(r,t)$  จากสมการที่ 2.24 และ 2.27 ลงในสมการที่ 2.30 จะได้ดังแสดงใน  
สมการที่ 2.31

$$\begin{aligned} \nabla \times [\operatorname{Re} E(r) e^{j\omega t}] &= -\frac{\partial}{\partial t} [\operatorname{Re} B(r) e^{j\omega t}] \\ \operatorname{Re} [\nabla \times E(r)] &= -\operatorname{Re} [j\omega B(r)] \\ \nabla \times E &= -j\omega B \end{aligned} \quad (2.31)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดังนั้น สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปชายนัน จึงมีรูปแบบดังแสดงในชุดสมการที่ 2.32 โดยสามารถจัดให้อยู่ในรูปแบบอนุพันธ์ได้ดังนี้

$$\nabla \cdot D = \rho$$

$$\nabla \cdot B = 0$$

$$\nabla \times E = -j\omega B$$

$$\nabla \times H = j\omega D + J \quad (2.32)$$

### 2.2.3 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ

ในงานวิจัยนี้ศึกษาวิจัยการแพร่ของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อชีวภาพ (เนื้อเยื่อตับ) นั่นคือ พิจารณาว่าเนื้อเยื่อตับเป็นตัวกลางที่มีค่าคงที่ประจำตัวกลางชนิดกึ่งไดอิเล็กทริกกึ่งตัวนำจากสมการของเฮล์มโฮลทซ์ (Helmholtz) ในปริสเปซความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าจะได้ดังสมการที่ 2.33

$$\nabla^2 E + \omega^2 \mu \epsilon E = 0 \quad (2.33)$$

และในกรณีที่ตัวกลางมีสภาพความนำไฟฟ้าจำกัดที่ค่าค่าหนึ่ง เช่น คลื่นเดินทางผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อจะได้ความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าดังสมการที่ 2.34

$$\nabla^2 E + \omega^2 \mu \epsilon \left( 1 + j \frac{\sigma}{\omega \epsilon} \right) E = 0 \quad (2.34)$$

และสามารถหาสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อให้คลื่นเดินทางในทิศทาง +Z ดังสมการที่ 2.35

$$E = E_0 e^{-j\gamma z} \quad (2.35)$$

เมื่อกำหนดให้  $\gamma$  มีค่าดังสมการที่ 2.36

$$\gamma = \alpha + j\beta = \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} = j\omega\sqrt{\mu\epsilon} \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega\epsilon}} \quad (2.35)$$

สามารถหาสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นได้ดังสมการที่ 2.36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$H = \frac{\gamma}{j\omega\mu} (E_0 e^{-j\gamma z}) \quad (2.36)$$

โดยที่  $\gamma$  = เป็นค่าคงที่ในการเดินทางของคลื่น

$\gamma_z$  = เป็นค่าคงที่ในการเดินทางของคลื่นในทิศทาง +Z

$\alpha = \text{Re}(\gamma)$  สัมประสิทธิ์ในการลดทอนของคลื่น

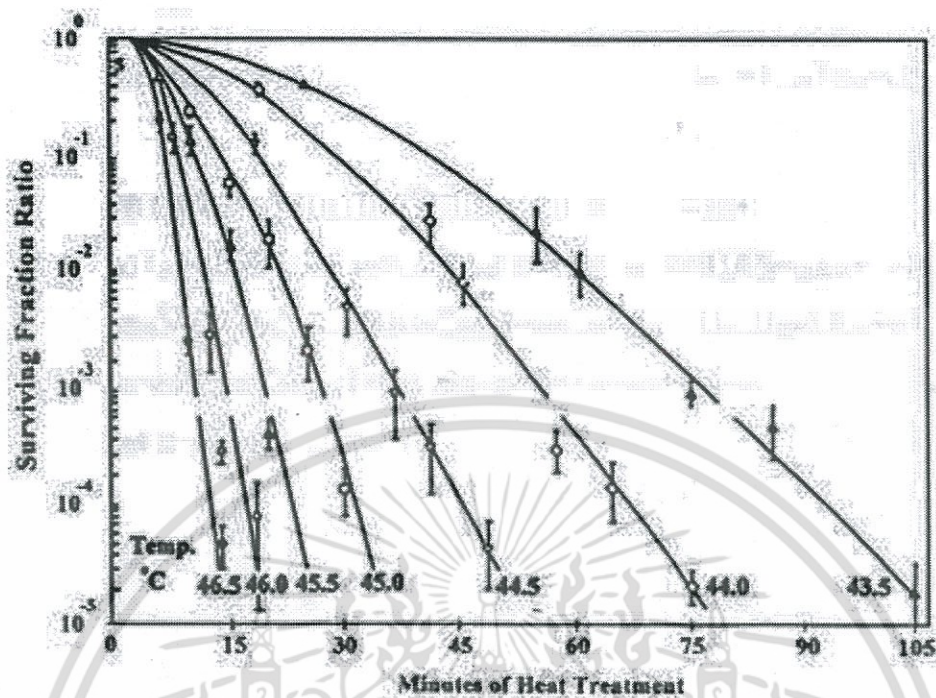
$\beta = \text{Im}(\gamma)$  ค่าคงที่ทางเฟส

### 2.3 การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน (Hyper thermal cancer therapy)

ตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 ได้มีการพัฒนาเทคนิคที่เรียกว่า *Hyperthermal cancer therapy* เพื่อใช้ในการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน ซึ่งเป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ที่มีพื้นฐานและหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้

ในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนนี้ สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งให้อยู่ในช่วง 41–50 องศาเซลเซียส [62-63] และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่จนกว่าระดับอุณหภูมิดังกล่าวจะกระจายครอบคลุมเซลล์ที่เป็นมะเร็งทั้งหมด เซลล์ที่อยู่บริเวณนั้นๆ ได้รับความกระทบจากระดับอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไป เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวภาพขึ้น ตามอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงไป มะเร็งที่บริเวณดังกล่าว เมื่อได้รับความร้อนจะเกิดการฝ่อ และตายในที่สุด

พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตาม รูปที่ 2.3 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายจากการให้ความร้อน เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้น คือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงๆ แก่เซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.3 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [63]

### 2.3.1 การตอบสนองด้านความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพเมื่อได้รับพลังงานความร้อน

การได้รับความร้อนของเนื้อเยื่อชีวภาพในที่นี้หมายถึงการได้รับความร้อนจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าหรือคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งเนื้อเยื่อในบริเวณที่อยู่ใกล้จุดกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ เช่น ท่อนำคลื่นไมโครเวฟ หรือสายอากาศที่ช่วยในการกระจายคลื่นไมโครเวฟ เนื้อเยื่อดังกล่าวจะสามารถดูดซับพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟได้มาก และส่งผลให้เนื้อเยื่อมีค่าอุณหภูมิที่สูงมากกว่าเนื้อเยื่อในบริเวณที่อยู่ไกลออกไปจากจุดกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ ความร้อนจะถูกถ่ายเทจากเนื้อเยื่อที่มีอุณหภูมิไปยังเนื้อเยื่อที่มีอุณหภูมิต่ำ ด้วยหลักการถ่ายเทความร้อน ซึ่งเกิดจากการนำความร้อน (Conduction) และการแพร่ของเลือด (Blood perfusion) ดังนั้น จึงต้องระมัดระวังไม่ให้เนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้จุดกำเนิดคลื่นไมโครเวฟมีค่าอุณหภูมิสูงจนเกินไป เนื่องจากจะเป็นพื้นที่ที่ร้อนเร็วที่สุดและมีอุณหภูมิสูงที่สุด โดยเนื้อเยื่อดังกล่าวจะมีการตอบสนองด้านกายภาพ (Physical responses) ที่ระดับอุณหภูมิต่างๆ ดังแสดงในตารางที่ 2.1

ตารางที่ 2.1 การตอบสนองด้านกายภาพของเนื้อเยื่อที่ค่าอุณหภูมิที่ต่างกัน [64]

อุณหภูมิ	การตอบสนองของเนื้อเยื่อชีวภาพ
< 48 °C	- เมื่ออุณหภูมิของเนื้อเยื่อลดลง จะส่งผลให้หลอดเลือดเกิดการขยายตัว การแพร่ของเลือดเพิ่มสูงขึ้น
48 °C	- เกิดการสลายตัวของเนื้อเยื่อ (Depolarization)
> 50 °C	- เนื้อเยื่อเกิดการฝ่ออาจตายได้ - เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของสารที่เป็นสีแดงของโลหิตในกล้ามเนื้อ สีของเนื้อเยื่อจึงเปลี่ยนจากสีแดงไปเป็นสีขาว - โปรตีนในเนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลงสถานะจากของเหลวเป็นของแข็ง และ เนื่องจากความเสียหายของคอลลาเจน (Collagen) ซึ่งเป็นโปรตีนชนิดหนึ่ง และจากความเสียหายของโครงสร้างโมเลกุลของโปรตีนอื่นๆ ทำให้เนื้อเยื่อเกิดการหดตัว
> 90 °C	- เกิดการระเหยเป็นไอน้ำของน้ำในเนื้อเยื่อ
> 300 °C	- เนื้อเยื่อไหม้

### 2.3.2 การประเมินพื้นที่ที่ถูกทำลาย (Lesion size) ของเนื้อเยื่อจากการรักษาโดยใช้ความร้อน

เมื่อเนื้อเยื่อได้รับความร้อนจากกระบวนการรักษาด้วยความร้อนเพื่อใช้ทำลายก้อนเนื้องอกที่ผิดปกติ หรือก้อนมะเร็งตับ จะเกิดการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพของก้อนเนื้องอกขึ้น ซึ่งการประเมินพื้นที่ที่ถูกทำลายของเนื้อเยื่อจากการรักษาโดยใช้ความร้อน [64] สามารถดูได้จากองค์ประกอบสำคัญดังนี้

#### 2.3.2.1 สี (Color)

การเปลี่ยนสีของเนื้อเยื่อเกิดจากโปรตีนฮีโมโกลบิน โดยปกติตับจะมีสีแดง เมื่ออุณหภูมิเพิ่มขึ้นโปรตีนในเนื้อเยื่อจะถูกทำลายทำให้สีเปลี่ยนไปเป็นสีแดงอ่อน แดงปนเทา สีเทา และจะมีสีคล้ำในท้ายสุด โดยไล่จากสีด้านนอกมายังศูนย์กลางการรักษา สีที่เปลี่ยนไปจะบ่งบอกระดับการรักษาว่ามีการรักษาหรือการทำลายก้อนมะเร็งสมบูรณ์มากน้อยเพียงใด ขอบเขตแค่นั้น ถ้าระดับการให้พลังงานแก่เนื้อเยื่อ และระยะเวลาในการจ่ายพลังงานยาวนานเพียงพอ บริเวณเนื้อเยื่อจุดกึ่งกลางที่จ่ายกำลังไปนั้น จะเกิดการสุกและไหม้ ซึ่งเมื่อเกิดการไหม้เนื้อเยื่อจะมีสีดำ เนื้อเยื่อจะเปลี่ยนสีโดยเริ่มจากบริเวณตรงกลางมายังขอบของเนื้อเยื่อ

#### 2.3.2.2 ความแข็งของเนื้อเยื่อ (Stiffness content)

ระดับความแข็งของเนื้อเยื่อที่ผ่านการรักษาแล้ว จะมีการเปลี่ยนแปลงควบคู่ไปกับการเปลี่ยนสีระหว่างการรักษา บริเวณขอบนอกของเนื้อเยื่อที่โดนความร้อนน้อย จะมีความอ่อนนุ่มมาก

จึงมีสีแดงอ่อน เนื่องจากโดนความร้อนเพียงบางส่วน และความแข็งของเนื้อเยื่อจะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ เมื่อมีตำแหน่งเข้าใกล้ศูนย์กลางการรักษา โดยปกติเนื้อเยื่อที่มีเทาจะมีความแข็งมากกว่าเนื้อเยื่อที่มีสีแดง เนื้อเยื่อที่มีสีเทาแม้จะมีความแข็ง แต่ยังคงมีความอ่อนนุ่มของเนื้อเยื่อบางส่วน และเนื้อเยื่อที่ไหม้จนมีสีดำ จะมีความแข็งมากที่สุด ซึ่งสามารถรับรู้ได้โดยผ่านการสัมผัส ซึ่ง

### 2.3.2.3 ความชื้นในเนื้อเยื่อ (Water content)

เนื่องจากเนื้อเยื่อปกติ หรือเนื้อเยื่อที่ไม่ถูกทำลายจะมีสีแดง มีความอ่อนนุ่ม และมีความชื้นอยู่มาก ระดับความชื้นของเนื้อเยื่อที่ผ่านการรักษาแสดงถึงบริเวณพื้นที่ที่เนื้อเยื่อถูกทำลาย โดยเนื้อเยื่อที่ถูกทำลายจนไหม้จะมีสีดำ และมีความแข็งมาก หรือมีความชื้นในเนื้อเยื่อน้อย ส่วนเนื้อเยื่อปกติที่มีสีแดงจะมีความเปียกมาก หรือมีความชื้นในเนื้อเยื่อมาก ดังนั้น จึงสามารถสรุปได้ว่า สี ความแข็งแรง และความชื้นในเนื้อเยื่อที่ผ่านการรักษา จะมีความสัมพันธ์ซึ่งกัน และกัน ซึ่งสิ่งเหล่านี้จะสามารถเป็นตัวบ่งบอกระดับ และประสิทธิภาพของการรักษาโดยการใช้ความร้อนได้

## 2.4 การถ่ายเทความร้อนสมการไบโอฮีท (The Bio heat equation)

การรักษาโรคโดยใช้ความร้อนประสบผลสำเร็จเป็นอย่างสูงในการรักษาโรค โดยเฉพาะโรคมะเร็งตับ ซึ่งเทคนิคในการรักษามะเร็งตับด้วยวิธีนี้เป็นกรให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อตับด้วยอุณหภูมิที่สามารถทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งตบฝ่อ และตาย โดยความร้อนที่ให้นี้จะไม่ทำอันตรายแก่เนื้อเยื่อที่ดี ในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งมีหลายวิธี โดยเฉพาะการใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟในทำลายก้อนมะเร็ง (Microwave ablation; MWA) ซึ่งจะใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟ หรือสายอากาศ (Microwave antenna) ที่มีขนาดเล็กสอดเข้าไปในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง คลื่นไมโครเวฟจะทำให้เกิดความร้อนภายในเนื้อเยื่อมะเร็ง และเมื่อเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีอุณหภูมิกว่า 50 °C ก็จะทำให้เนื้อเยื่อในส่วนนั้นตาย การศึกษาวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนใช้สมการพื้นฐานมาจากสมการไบโอฮีท ของ Pennes (Pennes's bioheat equation) [65] โดยสมมติให้เนื้อเยื่อเป็นวัสดุชีวภาพ (Biological material) รวมทั้งในงานวิจัยนี้ก็จะใช้สมการไบโอฮีทในสภาวะไม่คงตัว (Unsteady state) ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนเช่นกัน ซึ่งสมการไบโอฮีทสามารถแสดงในรูปแบบที่เข้าใจได้ง่ายดังสมการที่ 2.37

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + q_{met} + q_{ext} \quad (2.37)$$

โดยที่

- $\rho$  คือ ความหนาแน่น (Density); (kg/m<sup>3</sup>)
- $C$  คือ ค่าความจุความร้อนของเนื้อเยื่อ (Heat capacity of tissue); (J/kg.°C)
- $k$  คือ สมบัติการนำความร้อนของตับ (Liver's thermal conductivity); (W/m. °C)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$T$  คือ อุณหภูมิของเนื้อเยื่อ (Temperature of tissue); ( $^{\circ}\text{C}$ )

$T_b$  คือ อุณหภูมิเลือด (Temperature of blood); ( $^{\circ}\text{C}$ )

$\rho_b$  คือ ความหนาแน่นของเลือด (Density of blood); ( $^{\circ}\text{C}$ )

$C_b$  คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเลือด (specific heat capacity of blood); ( $\text{J}/\text{kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$ )

$\omega_b$  คือ อัตราการแพร่ของเลือด (Blood perfusion rate); ( $\text{s}^{-1}$ )

$q_{met}$  คือ แหล่งความร้อนจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ (Metabolic heat source)

$q_{ext}$  คือ แหล่งความร้อนจากภายนอก (external heat source); ( $\text{W}/\text{m}^3$ ) โดยในงานวิจัยนี้คือแหล่งกำเนิดความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ

จากสมการที่ 2.37 เทอม  $\rho C \frac{\partial T}{\partial t}$  คือ เทอมที่อุณหภูมิขึ้นกับเวลา (Transient term) เทอม  $\nabla \cdot (k \nabla T)$  คือเทอมที่เกิดการนำความร้อนภายในเนื้อเยื่อ (Conduction term) ซึ่งเกิดขึ้นระหว่างเนื้อเยื่อกับการไหลของเลือดในเนื้อเยื่อส่วนเทอม  $\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)$  ในสมการ คือ เทอมที่เกิดจากการแพร่ของเลือดภายในเนื้อเยื่อ (Perfusion term) เทอม  $q_{met}$  คือพลังงานความร้อนที่เกิดจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ และเทอม  $q_{ext}$  คือ เทอมแหล่งความร้อนที่ได้จากภายนอก ในที่นี้คือพลังงานความร้อนที่เกิดจากคลื่นไมโครเวฟ ส่วนการถ่ายความร้อนจากการแผ่รังสีความร้อนจะถือว่ามีค่าน้อยมากในระหว่างการรักษาด้วยพลังงานจากไมโครเวฟ

ส่วนแหล่งความร้อนจากภายนอก ( $q_{ext}$ ) จะได้จากแหล่งกำเนิดความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ หรือพลังงานความร้อนที่ได้จากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งเป็นฟังก์ชันของการนำไฟฟ้าและสนามไฟฟ้า ดังสมการที่ 2.38 คือ

$$q_{ext} = \frac{1}{2} \sigma_{live} |\vec{E}|^2 \quad (2.38ก)$$

หรือ (เท่ากับสมการที่ 2.22)

$$q_{ext} = \pi f \epsilon' (\tan \delta) |\vec{E}|^2 = 2\pi f \epsilon_0 \epsilon_r' (\tan \delta) |\vec{E}|^2 \quad (2.38ข)$$

โดยที่

$f$  คือ ความถี่คลื่นไมโครเวฟ (Microwave frequency); (Hz)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- $\epsilon'$  .คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric constant); (F/m)
- $\epsilon_r'$  .คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative Density of liver) หรือค่าเปอร์มิตติวิตี
- $\epsilon_0$  .คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีของที่อากาศ (Permittivity of free space); (F/m) มีค่าเท่ากับ  $8.8542 \times 10^{-12}$  F/m
- $\epsilon_r''$  .คือ ค่าไดอิเล็กตริกลอสมแฟคเตอร์สัมพัทธ์ (Relative dielectric loss factor)

ทั้งนี้ในสมการการถ่ายเทความร้อนจะไม่พิจารณาผลการถ่ายเทความร้อนเนื่องจากการพาความร้อน (Convective heat transfer) ระหว่างเนื้อเยื่อ และเลือด ไม่พิจารณาการระเหยของน้ำในเนื้อเยื่อ (Water evaporation) และไม่พิจารณาการกลั่นตัวของไอน้ำ (water vapor condensation) ดังนั้นการใช้สมการจะถูกต้องเฉพาะเมื่อค่าอุณหภูมิค่อนข้างต่ำและไม่มีผลจากการถ่ายเทความร้อนเนื่องจากการพาความร้อน

นอกจากนี้ ค่าอัตราการแพร่ของเลือด ( $\omega_b$ ) ในบางวิจัยมักกำหนดให้ค่าอัตราการแพร่ของเลือดให้เป็นค่าคงที่ที่มีค่าน้อยมาก หรืออาจไม่พิจารณาอัตราการแพร่ของเลือดเลยเพื่อลดความซับซ้อนในการคำนวณ โดยเฉพาะในงานวิจัยที่ใช้การทดลองแบบภายนอก สำหรับแบบจำลองที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงนั้น อัตราการแพร่ของเลือด จะเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับอุณหภูมิ ซึ่งการไหลของเลือดที่เพิ่มขึ้นจะเป็นผลทำให้อุณหภูมิมียุทธสูงขึ้นตามไปด้วย ส่งผลให้อัตราการแพร่ของเลือดไม่คงที่

เมื่อคลื่นไมโครเวฟแพร่เข้าไปในเนื้อเยื่อ พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟจะถูกดูดซับโดยเนื้อเยื่อ กำลังคลื่นไมโครเวฟจะค่อยๆ ลดลง และสูญเสียไปในที่สุด พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟที่ถูกดูดซับจะถูกเปลี่ยนแปลงไปเป็นพลังงานความร้อน และเป็นสาเหตุทำให้เนื้อเยื่อมีอุณหภูมิที่สูงขึ้น ( $T > 50^\circ\text{C}$  เนื้อเยื่อเกิดความเสียหาย หรือเซลล์มะเร็งตายในที่สุด) สำหรับอัตราการดูดซับพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave specific absorption rate; SAR) สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.39 ซึ่งเป็นพลังงานที่เกิดจากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟของเนื้อเยื่อต่อมวลของเนื้อเยื่อนั้นๆ จึงมีหน่วยเป็นวัตต์ต่อกิโลกรัม (W/kg)

$$SAR = \frac{\sigma_{liver}}{2\rho} |\bar{E}|^2 \quad (2.39)$$

โดยที่

$SAR$  คือ อัตราการดูดซับพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟ

$\bar{E}$  คือ สนามไฟฟ้า (Electric field); (V/m)

$\sigma_{liver}$  .คือ ค่าการนำไฟฟ้าของตับ (Electric conductivity of liver); (S/m)

$\rho$  คือ ความหนาแน่นของตับ (Density of liver); ( $\text{kg/m}^3$ )

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พิจารณาจากสมการที่ 2.38 และสมการที่ 2.39 จะเห็นได้ว่าความสัมพันธ์ของแหล่งกำเนิดความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ และอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 2.40

$$SAR = \frac{\sigma_{ext}}{\rho} \quad (2.40)$$

ถ้าแทนค่าอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟจากสมการที่ 2.40 และกำหนดให้แหล่งความร้อนจากสันดาปภายในเนื้อเยื่อ ( $q_{met}$ ) มีค่าเท่าศูนย์ ลงในสมการที่ 2.37 จะสามารถเขียนสมการไบโอฮีทในรูปความสัมพันธ์ของค่าอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟได้ดังสมการที่ 2.41 [66]

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b + (T_b - T) + \rho \cdot SAR \quad (2.41)$$

สำหรับค่าสมบัติทางความร้อน (Thermal Properties) อื่นๆ ของเนื้อเยื่อตับ และเลือดปรากฏในงานวิจัยต่างๆ มากมาย ยกตัวอย่าง เช่น ในงานวิจัยของ Saito และคณะ [67] ซึ่งทำการศึกษาค่าอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟ และการทำความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งที่ท่อน้ำดี โดยการใช้ท่อน้ำคลื่นไมโครเวฟแบบเปิดช่องออกคลื่นช่องเดียวทำงานที่ความถี่ไมโครเวฟ 2.45 กิกกะเฮิร์ตซ์

นอกจากนั้นค่าสมบัติทางความร้อนอื่นๆ เช่น ค่าการนำความร้อน (Thermal conductivity) ก็เป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับค่าอุณหภูมิเช่นกัน Bhattacharya [68] ได้ทำการศึกษาฟังก์ชันของค่าการนำความร้อนที่ขึ้นอยู่กับค่าอุณหภูมิ ซึ่งทำการศึกษาดังกล่าวด้วยวิธีการทดลองแบบภายนอกในเนื้อเยื่อตับของวัว โดยฟังก์ชันของค่าการนำความร้อนของ Bhattacharya ใช้ได้ดีในช่วงอุณหภูมิ  $25^\circ\text{C} < T < 80^\circ\text{C}$  เท่านั้น

#### 2.4.1 การปรับปรุงสมการไบโอฮีท (Bio heat equation)

สมการไบโอฮีทที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน พื้นฐานมาจากไบโอฮีทของ Pennes [65] โดยในการวิเคราะห์ส่วนใหญ่สมมติให้เนื้อเยื่อเป็นวัสดุชีวภาพ สมมติให้ค่าการนำความร้อน การไหลเวียนเลือด และอัตราการสันดาปของเนื้อเยื่อมีความสม่ำเสมอ ในความจริงแล้วค่าคุณสมบัติเหล่านี้จะขึ้นอยู่กับอุณหภูมิของเนื้อเยื่อในขณะนั้น ด้วยเหตุนี้จึงมีนักวิจัยจำนวนมากที่ได้พัฒนาแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อ หรือสมการไบโอฮีทขึ้นจากสมการไบโอฮีทแบบดั้งเดิมที่เสนอไว้โดย Pennes โดยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการพัฒนาสมการไบโอฮีทของนักวิจัยต่างๆ สามารถสรุปได้ดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 1. แบบจำลองของ Pennes (Pennes's Model)

สมการไบโอฮีทของ pennes สามารถแสดงในรูปแบบที่เข้าใจได้ง่ายดังสมการที่ 2.41 โดยแบบจำลองของ Pennes [65] ถูกสร้างขึ้นมาเพื่อใช้ในการศึกษาการถ่ายเทความร้อนของแขน โดยสมมติให้ค่าการนำความร้อน การไหลเวียนเลือด อัตราการสันดาปของเนื้อเยื่อมีความสม่ำเสมอ แต่ด้วยความง่ายของสมการไบโอฮีทของ Pennes (ที่) จึงถูกนำมาใช้อย่างกว้างขวางในงานวิจัยต่างๆ เช่น การศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน

$$(\rho C_p) \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + q_p + q_m \quad (2.41)$$

โดยที่  $\rho$  คือ ความหนาแน่นของเนื้อเยื่อ  $C_p$  คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ  $T_t$  คือ อุณหภูมิของเนื้อเยื่อ  $k_t$  คือ ค่าการนำความร้อนของเนื้อเยื่อ และ  $q_m$  คือ อัตราการกำเนิดพลังงานต่อปริมาตรจากการสันดาปของเนื้อเยื่อ ส่วนอัตราการถ่ายเทความร้อนจากเลือดไปสู่เนื้อเยื่อ  $q_p$  สมมติให้เป็นสัดส่วนกับผลต่างของอุณหภูมิระหว่างอุณหภูมิเลือดที่ไหลเข้า และไหลออกจากเนื้อเยื่อ ซึ่งสามารถเขียนในรูปอัตราการไหลเวียนของเลือดได้ดังสมการที่ 2.42

$$q_p = \omega \rho_b C_b (T_{in} - T_{out}) \quad (2.42)$$

โดยที่  $T_{in}$  คือ อุณหภูมิของเลือดที่ไหลเข้าสู่เนื้อเยื่อ  $T_{out}$  คือ อุณหภูมิของเลือดที่ไหลออกจากเนื้อเยื่อผ่านระบบเส้นเลือด และเส้นเลือดฝอย  $\rho_b$  คือ ความหนาแน่นของเลือด  $C_b$  คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเลือด และ  $\omega$  คือ อัตราการไหลเวียนของเลือดโดยปริมาตรเทียบกับปริมาตรของเนื้อเยื่อ แบบจำลองของ Pennes สมมติให้อุณหภูมิของเลือดที่ไหลออกจากเนื้อเยื่อผ่านระบบเส้นเลือด และเส้นเลือดฝอย มีความสมดุลเชิงอุณหภูมิของเนื้อเยื่อ ( $T_{in} - T_t$ ) จึงสามารถเขียนเทอมของความร้อนจากการไหลเวียนของเลือดในสมการที่ 2.42 ได้ดังสมการที่ 2.43

$$q_p = \omega \rho_b C_b (T_{in} - T_t) \quad (2.43)$$

ดังนั้น สมการไบโอฮีทของ Pennes สามารถเขียนได้ดังสมการที่ 2.44

$$(\rho C_p) \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (k_t \nabla T_t) + \omega \rho_b C_b (T_{in} - T_t) + q_m \quad (2.44)$$

เนื่องจากแบบจำลองความต่อเนื่องของ Pennes ไม่พิจารณาผลของการไหลของเลือดในเนื้อเยื่อ Klinger [69] จึงได้พิจารณาผลของการพาความร้อนในเนื้อเยื่อเนื่องจากการไหลของเลือด โดยพิจารณาความเร็วของเลือด ณ ตำแหน่งและเวลาใดๆ ( $\bar{u}$ ) กำหนดให้คุณสมบัติทางกายภาพของเนื้อเยื่อมีค่าคงที่ และเลือดมีการไหลแบบอัดตัวไม่ได้ (Incompressible flow) (ความหนาแน่นของเลือดมีค่าคงที่) Klinger ได้ปรับปรุงแบบจำลองของ Pennes ให้อยู่ในรูปของ Klinger Continuum Model ซึ่งสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 2.45

$$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} + u(\rho C)_b \cdot \nabla T_t = k_t \nabla^2 T_t + q_m \quad (2.45)$$

จากงานวิจัยที่ผ่านมาสามารถสรุปการพัฒนาแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อได้ดังตารางที่ 2.2 และสรุปคุณลักษณะหลักของพื้นฐานแบบจำลองไปไออีทีได้ดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.2 สรุปการพัฒนาแบบจำลองการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อชีวภาพ

Model	Transient Term	Conduction Term	Perfusion Term	Metabolic Heat Source
Pennes [65]	$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t}$	$\nabla \cdot (k_t \nabla T_t)$	$(\rho C)_b \omega (T_{in} - T_t)$	$q_m$
Klinger [69]	$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t}$	$k_t \nabla^2 T_t$	$-(\rho C)_b v \cdot \nabla T_t$	$q_m$
Wulff [70]	$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t}$	$k_t \nabla^2 T_t$	$-(\rho C)_b v_h \cdot \nabla T_t$	$q_m$ ( $\rho_b v_h \Delta H_f \nabla \phi$ )
Chen และ Holmes [71]	$(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t}$	$\nabla \cdot (k_{eff} \nabla T_t)$	$(\rho C)_b \omega^* (T_a^* - T_t) - (\rho C)_b v_p \cdot \nabla T_t + \nabla \cdot k_p T_t$	$q_m$
Weinbaun, Jiji, and Lemons [72] - [74]	NA	$\nabla \cdot (k_t \nabla T_t)$	$-(\rho C)_b (n \pi a^2 \bar{u}) \frac{d}{ds} [T_a - T_v]$ $+ (\rho C)_b (2 \pi a n g) (T_a - T_v)$	$q_m$
Weinbaun และ Jiji [75]	NA	$\nabla \cdot (k_t \nabla T_t)$	$\frac{n \pi^2 a k_b^2}{4 k_t} Pe \left[ -\frac{2 g Pe}{\sigma \bar{u}} \frac{dT_t}{ds} + \frac{d}{ds} \left[ \frac{a Pe}{\sigma} \frac{dT_t}{ds} \right] \right]$	$q_m$

เมื่อ NA คือ ไม่มีการระบุไว้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.3 สรุปคุณลักษณะหลักของแบบจำลองไบโอฮีทที่ใช้ในรายงานวิจัย (บางส่วน)

แบบจำลอง	สมมติฐาน	คุณลักษณะหลัก	เปรียบเทียบกับแบบจำลองอื่นๆ
H.H. Pennes [65]	- พิจารณาค่าการนำความร้อน การไหลเวียนเลือด และอัตราการสันดาปของเนื้อเยื่อมีความสม่ำเสมอ - พิจารณาการถ่ายเทความร้อนจากเลือดไปสู่เนื้อเยื่อเป็นส่วนหนึ่งกับผลต่างอุณหภูมิระหว่างเลือดที่ไหลเข้า และไหลออกจากเนื้อเยื่อ	- แบบจำลองเป็นแบบพื้นฐาน - ไม่สามารถใช้ได้กับเนื้อเยื่อทุกประการ	
H. G. Klinger [69]	- พิจารณาผลของการพาความร้อนในเนื้อเยื่อเนื่องจากการไหลของเลือด - แบบจำลองใช้ค่าความเร็วของเลือด ณ ตำแหน่งและเวลาใดๆ ( $u$ ) - กำหนดให้คุณสมบัติทางกายภาพมีค่าคงที่	- พิจารณาถึงการพาความร้อนจากการไหลของเลือดภายในเนื้อเยื่อ - พิจารณาถึงการเปลี่ยนแปลงของสนามความเร็ว และแหล่งความร้อนภายในช่องว่างภายในเนื้อเยื่อ	- Pennes [65] ไม่พิจารณาผลของการไหลของเลือดในเนื้อเยื่อ - Wulff พิจารณาความเร็วของเลือด โดยใช้เป็นความเร็วเฉลี่ยของเลือด ( $v_h$ )
W. Wulff [70]	- พิจารณาว่าแบบจำลองมีความสมดุลเชิงความร้อนระหว่างเลือดและเนื้อเยื่อ โดยสมมุติในการถ่ายเทความร้อนระหว่างเลือดและเนื้อเยื่อเป็นส่วนหนึ่งกับผลต่างเชิงอุณหภูมิของเลือดและเนื้อเยื่อนั้น และเป็นส่วนหนึ่งกับค่าแอนทัลปีจำเพาะของเลือด ( $h_p$ ) และความเร็วเลือดเฉลี่ย ( $v_h$ ) - พิจารณาค่าความเร็วเฉลี่ยของเลือดภายในเนื้อเยื่อ โดยกำหนดให้มีความสม่ำเสมอ หรือมีค่าคงที่	- พัฒนา และปรับปรุงมาจากแบบจำลองของ Pennes	- Pennes [65] กำหนดให้การถ่ายเทความร้อนเป็นส่วนหนึ่งกับผลต่างเชิงอุณหภูมิของเลือดที่ไหลเข้า และเลือดที่ไหลออก
M. M. Chen และ K. R. Holmes [71]	- แยกพิจารณาปริมาตรของเนื้อเยื่อเป็นสองส่วนได้แก่: เนื้อเยื่อส่วนที่เป็นของแข็ง (เซลล์) และของเหลว (เลือด) หรือส่วนที่ไหลอยู่ในเส้นเลือด - วิเคราะห์ด้วยเทคนิคการเฉลี่ยปริมาตร	- คำนึงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นของแข็ง และภายในเส้นเลือด	- พิจารณาว่าเนื้อเยื่อประกอบไปด้วยเส้นเลือดฝอยเช่นเดียวกับการวิเคราะห์ของ Wulff และ Klinger

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

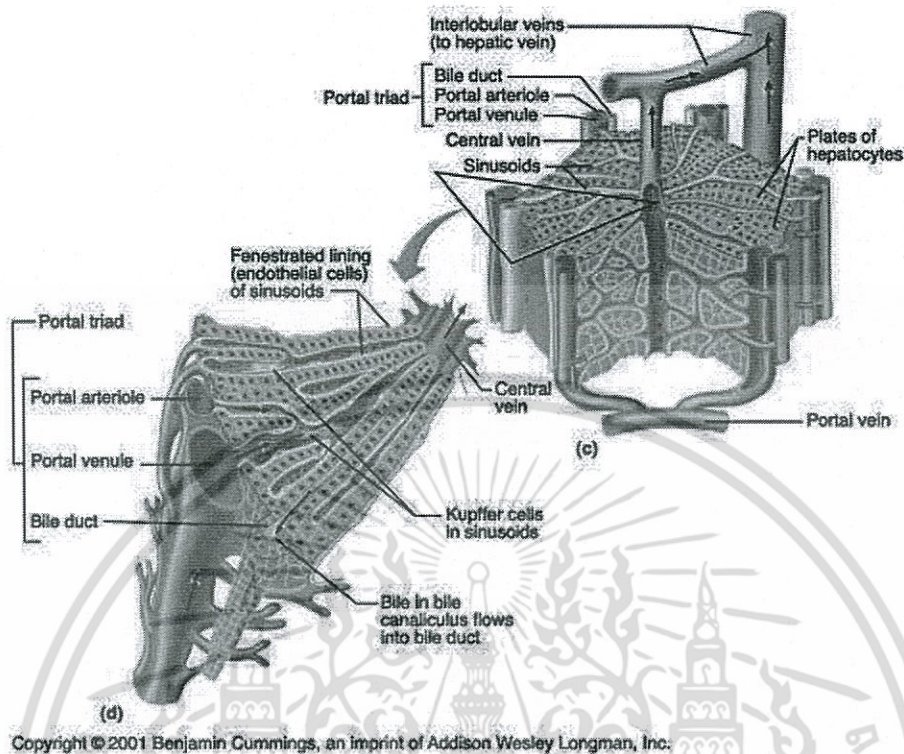
ตารางที่ 2.3 (ต่อ) สรุปคุณลักษณะหลักของแบบจำลองไบโอฮีทที่ใช้ใช้ในรายงานวิจัย (บางส่วน)

แบบจำลอง	สมมติฐาน	คุณลักษณะหลัก	เปรียบเทียบกับแบบจำลองอื่นๆ
M. M. Chen และ K. R. Holmes [71]	<ul style="list-style-type: none"> <li>- แยกพิจารณาปริมาตรของเนื้อเยื่อเป็นสองส่วนได้แก่: เนื้อเยื่อส่วนที่เป็นของแข็ง(เซลล์) และของเหลว(เลือด) หรือส่วนที่ไหลอยู่ในเส้นเลือด</li> <li>- วิเคราะห์ด้วยเทคนิคการเฉลี่ยปริมาตร</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- กำหนดว่าผลของการไหลเวียนเลือดมีต่ออุณหภูมิของเนื้อเยื่อรอบๆ เส้นเลือดและการถ่ายเทความร้อนที่เกิดจากอุณหภูมิที่เปลี่ยนแปลงจากการแพร่ของเลือดในเส้นเลือดฝอย</li> <li>- นำพารามิเตอร์ perfusion conductivity tensor มาใช้ในสมการไบโอฮีท</li> <li>- พิจารณาว่ามีการไหลของเลือดในเมทริกซ์ของเนื้อเยื่อที่มีอุณหภูมิ</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- พิจารณาว่าเนื้อเยื่อประกอบไปด้วยเส้นเลือดฝอยเช่นเดียวกับการวิเคราะห์ของ Wulff และ Klinger</li> </ul>
S. Weinbaum <i>et al.</i> [72]-[74]	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ตั้งสมมติฐานว่าหลอดเลือดแดงและหลอดเลือดดำขนาดเล็ก วางตัวในแนวขนานกันและมีทิศทางการไหลสวนทางกัน ซึ่งทำให้เกิดการแลกเปลี่ยนความร้อนทิศทางตรงข้ามกันซึ่งและกัน และการไหลมีค่าเท่ากัน</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ใช้สมการพลังงานแบบควบระหว่าง เส้นเลือดดำ-แดง และเนื้อเยื่อ</li> <li>- ใช้สภาพการนำความร้อนประสิทธิผล</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ใช้ค่าสภาพการนำความร้อนประสิทธิผลแทนค่าสภาพการนำความร้อนในสมการไบโอฮีทของ Pennes</li> </ul>
S. Weinbaum และ L. M. Jiji [75]	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ประมาณอุณหภูมิของเนื้อเยื่อได้จากอุณหภูมิเฉลี่ยภายในหลอดเลือด</li> <li>- สมมติให้เนื้อเยื่อที่อยู่รอบๆ เส้นเลือดมีเฉพาะการนำความร้อน</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- ไม่คิดผลของการแพร่ของเลือดได้</li> <li>- ใช้สภาพการนำความร้อนประสิทธิผล</li> </ul>	

## 2.5 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับสมการไบโอฮีทโดยใช้ทฤษฎีวัสดุพรุน

เนื่องจากในความเป็นจริงเนื้อเยื่อชีวภาพประกอบด้วยโครงสร้างภายในที่มีความซับซ้อน ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ดังนั้นกลไกการถ่ายเทความร้อนจึงมีความซับซ้อนเช่นกัน การวิเคราะห์เชิงเลขทางด้าน การถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อชีวภาพก็จำเป็นต้องมีการพัฒนาปรับปรุงสมการเพื่อให้มีความถูกต้องและแม่นยำเช่นกัน ถึงแม้สมการไบโอฮีทของ Pennes จะมีประโยชน์สำหรับทำนายการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในร่างกายมนุษย์ แต่เนื่องจากความเรียบง่ายของแบบจำลองจากการตั้งสมมติฐาน จึงทำให้ความถูกต้องในการทำนายยังมีไม่มากนัก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 ลักษณะเนื้อเยื่อชีวภาพ แนวคิดของแบบจำลองแบบวัสดุพูนที่ใช้ในงานวิจัย

ต่อมานักวิจัยหลายท่านจึงได้มีการพัฒนาโดยการปรับปรุงสมการการถ่ายเทความร้อนจากการเพิ่ม  
 เทอมต่างๆ ในสมการไปอีกรูปของ Pennes ให้มีความเหมาะสมในการใช้งานมากยิ่งขึ้น โดยเน้นปรับปรุง  
 ข้อบกพร่องของแบบจำลองเดิม และที่ผ่านมาการศึกษาเชิงทฤษฎีโดยใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่มี  
 การพิจารณาให้วัสดุทางชีวภาพมีลักษณะเป็นวัสดุพูนนั้นปรากฏในงานวิจัยต่างๆ มากมาย อาทิ ในปี ค.ศ.  
 1997-1998 Xuan และ Roetzel [76]-[77] ได้สร้างแบบจำลองเพื่อจำลองเซลล์เนื้อเยื่อ และช่องว่างระ  
 ว่างเซลล์ ซึ่งประกอบด้วยหลอดเลือดแดง และหลอดเลือดดำ โดยใช้แนวคิดของวัสดุพูน ต่อมาในปี ค.ศ.  
 2008 Khakpour และ Vafai [78] ได้สร้างแบบจำลองเพื่อทำการวิเคราะห์การถ่ายโอนโมเลกุลภายใน  
 หลอดเลือดแดง โดยกำหนดให้ภายในหลอดเลือดแดง (Lumen) และผนังของหลอดเลือดแดง (Arterial  
 wall) เป็นแบบจำลองวัสดุพูน 4 ชั้น ประกอบไปด้วยชั้น Endothelium ชั้น Intima ชั้น Internal  
 elastic lamina (IEL) และชั้น Media layer และใช้สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-stokes) วิเคราะห์  
 การไหลของเลือดภายในหลอดเลือด ในการวิจัยนี้พิจารณาผลของสัมประสิทธิ์การสะท้อนของตัวกรอง  
 สตาร์เวอร์แมน (Staverman filtration reflection coefficient) มาใช้ในการพิจารณาผลด้วย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.4 คุณลักษณะของแบบจำลองไปโออีทีที่ใช้แบบจำลองแบบวัสดุพอรุน

แบบจำลองวัสดุพอรุน	คุณลักษณะหลัก
ใช้ทฤษฎีสอดคล้องความร้อน (วิเคราะห์แบบ LTE) (เช่น ในงานวิจัยของ A. Amiri and K. Vafai [82]- [83] และ A. Marafie and K. Vafai [84])	แบบจำลองนี้ได้ปรับปรุงสมการการถ่ายเท ความร้อนชั้นพื้นฐานของ Pennes โดย พิจารณาถึงผลดังต่อไปนี้: - ค่าความพอรุนของเนื้อเยื่อชีวภาพ - ค่าสภาพการนำความร้อนประสิทธิผล - ค่าความจุความร้อนประสิทธิผล - การแพร่ของเลือด
ใช้ทฤษฎีไม่สอดคล้องความร้อน (วิเคราะห์แบบ LTNE) (เช่น ในงานวิจัยของ D. Y. Lee และ K. Vafai [85] และ B. Alazmi และ K. Vafai [86])	แบบจำลองนี้ต้องการความรู้เพิ่มเติมเกี่ยวกับ ความร้อนและโครงสร้างของเนื้อเยื่อ สนาม ความเร็วของเลือด และสัมประสิทธิ์การพา ความร้อนที่ตำแหน่งและเวลาใดๆ โดยพิจารณา ถึงผลดังต่อไปนี้: - ค่าความพอรุนของเนื้อเยื่อชีวภาพ - ค่าการแพร่ของเลือด - ค่าสภาพการนำความร้อนประสิทธิผลของ เนื้อเยื่อ

ต่อมาในปี ค.ศ. 2008 yang และ Vafai [79] ได้แสดงการหาผลเฉลยของแบบจำลองผนังหลอดเลือด 4 ชั้น เพื่ออธิบายปรากฏการณ์ถ่ายโอนของไหลภายในหลอดเลือดแดงของโปรตีนชนิดความหนาแน่นต่ำ (Low-density lipoprotein; LDL) โดยสร้างแบบจำลองแบบวัสดุพอรุนเช่นกัน ในขณะที่ Khakpour และ Vafai [80] ใช้แบบจำลองวัสดุพอรุน 4 ชั้น อันประกอบไปด้วยชั้น Endothelium ชั้น Intima ชั้น Inter elastic lamina (IEL) และชั้น Media layer เพื่อศึกษาผลกระทบของรูปร่างหลอดเลือดแดงที่แบ่งเป็นสองเส้นย่อย (Aorta-iliac bifurcation) ซึ่งส่งผลต่อการไหลเวียนโลหิต และการกระจายตัวของความเข้มข้นของมาโครโมเลกุล (Macromolecule concentration distribution) ภายในหลอดเลือดแดง สมมติให้การไหลของเลือดเป็นแบบอัดตัวไม่ได้ (Incompressible fluid) และเป็นของไหลแบบนิวโตเนียน (Newtonian fluid) คุณสมบัติทางกายภาพต่างๆ ของเลือดกำหนดเป็นค่าคงที่ โดยพิจารณาปรากฏการณ์การถ่ายโอน (Transport phenomena) จากการใช้สมการนาวิเยร์-สโตก และสมการการถ่ายโอนมวล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สวอนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และในปีต่อมา MAhjoob และ Vafai [81] ใช้แบบจำลองของเนื้อเยื่อวัสดุพอรอน ศึกษาลักษณะการถ่ายเทความร้อน (Heat transport) ของวัสดุชีวภาพในกระบวนการรักษาโดยใช้ความร้อน และใช้สมการพลังงาน (Energy equation) โดยแยกเนื้อเยื่อชีวภาพออกเป็นสองส่วน คือ ส่วนที่มีสถานะเป็นของเหลว คือ เลือด และส่วนที่มีสถานะเป็นของแข็ง คือ เนื้อเยื่อ

ถ้าพิจารณาการถ่ายเทพลังงานความร้อนระหว่างเลือด และเนื้อเยื่อภายในแบบจำลองวัสดุพอรอน สามารถแบ่งออกเป็นการวิเคราะห์โดยใช้ทฤษฎีสสมดุลความร้อนในบริเวณที่กำหนด (Local thermal equilibrium principle : LTE) (เช่น ในงานวิจัยของ Amiri และ VAFai [82]-[83] และ Marafai และ Vafai [84]) และใช้ทฤษฎีไม่สมดุลความร้อนในบริเวณที่กำหนด (Local thermal non-equilibrium principle : LTNE) (เช่น ในงานวิจัยของ Alazmi และ Vafai [85]) ซึ่งแบบจำลองวัสดุพอรอนที่มีการใช้ทฤษฎีข้างต้นจะมีคุณลักษณะหลักในการวิเคราะห์ที่แตกต่างกันดังตารางที่ 2.4

## 2.6 สมการควบคุมพื้นฐานของการไหล (Governing Equation of Fluid Dynamics)

ในอดีตการคำนวณทางพลศาสตร์ของไหล (Computational Fluid Dynamics: CFD) การทำความเข้าใจในปรากฏการณ์ของการไหล การถ่ายเทความร้อน รวมถึงปรากฏการณ์อื่นๆ จำเป็นต้องพึ่งพาการทดลอง ซึ่งมีค่าใช้จ่ายสูง ใช้เวลานาน รวมถึงอาจต้องนำกลับไปทดลองซ้ำในกรณีที่มีการแก้ไขเปลี่ยนแปลงแบบจำลอง โดยที่ไม่ทราบว่าจะรูปแบบที่เปลี่ยนไปนั้นอาจทำให้ได้ผลที่ดีขึ้นหรือแย่ลงอย่างไร เพื่อแก้ไขปัญหาเหล่านี้จึงได้นำเอาการคำนวณทางพลศาสตร์ของไหลเข้ามาใช้สำหรับปัญหาที่มีความซับซ้อน โดยการคำนวณทางพลศาสตร์ของไหลเป็นศาสตร์ที่ว่าด้วยการแก้ระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stoke Equation) ที่อยู่ในรูปแบบของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Partial Differential Equations) ซึ่งประกอบด้วยสมการเชิงอนุพันธ์มวล สมการเชิงอนุพันธ์โมเมนตัม และสมการเชิงอนุพันธ์พลังงาน สมการเหล่านี้สามารถแก้ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยใช้ระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical Method) [87] สมการต่างๆ ที่ใช้ในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยของการไหลต้องแสดงถึงความเป็นจริงและให้ความหมายทางกายภาพ โดยสามารถสรุปได้ดังต่อไปนี้

### สมการเชิงอนุพันธ์มวล (conservation of mass)

ซึ่งมีความหมายให้เข้าใจได้ง่าย ๆ ว่า มวลนั้นไม่สูญหายไปไหน การสร้างสมการเชิงอนุพันธ์นี้สามารถทำให้เข้าใจได้โดยง่ายหากพิจารณาการไหลผ่านการไหลของมวลสุทธิผ่านผิวควบคุมออกจากปริมาตรควบคุมซึ่งจะมีค่าเท่ากับอัตราการลดลงของมวลภายในปริมาตรควบคุมข้อกล่าวนี้เป็นอีกหลักการหนึ่งที่น่าไปสู่กฎการอนุรักษ์มวลหรือการสมดุลของมวลภายในอีลิเมนต์ ดังที่ว่า

อัตราการเพิ่มของมวลในเอลิเมนต์ของของไหล=อัตราของมวลสุทธิที่ไหลเข้าสู่เอลิเมนต์

สมการเชิงอนุรักษ์มวลสามารถสรุปตามหลักระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ได้ตั้งสมการที่ 2.46 และสมการที่ 2.46

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \rho \left[ \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right] = 0 \quad (2.46)$$

หรือเขียนอยู่ในภาพที่เวกเตอร์ได้เป็นดังนี้

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot \rho \vec{u} = 0 \quad (2.47)$$

สมการเชิงอนุรักษ์มวล ซึ่งเป็นสมการพื้นฐานของความเป็นจริงสมการแรกในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยของการไหลโดยบ่งบอกถึงว่ามวลนั้นไม่มีการสูญหายไปไหนสมการดังกล่าวนี้อยู่ในรูปของพจน์สมการเชิงอนุพันธ์อันดับหนึ่งประกอบด้วยตัวไม่ทราบค่า (Unknown) ถึง 4 ค่า คือ  $\rho, u, v, w$  ซึ่งต่างมีการเปลี่ยนแปลงได้ตลอดโดเมนของการไหล ดังนั้น สมการเชิงอนุรักษ์มวลนี้เพียงสมการเดียวจึงไม่สามารถใช้แก้ไขปัญหาได้ และจำเป็นต้องสร้างสมการของความเป็นจริงอื่นๆ ในการไหลเพิ่มขึ้นอีก

#### สมการเชิงอนุรักษ์โมเมนตัม (Conservation of momentum)

โมเมนตัม คือ ความสามารถในการเคลื่อนที่ของวัตถุ ซึ่งมีค่าเท่ากับผลคูณระหว่างมวลและความเร็วของวัตถุ ความเป็นจริงชนิดที่สองของการไหลทั่วไปที่สามารถนำมาสร้างเป็นสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย ได้นั้นมาจากการใช้กฎข้อที่สองของนิวตัน (Newton's Second Law) ที่กล่าวไว้ว่า แรงเท่ากับมวลคูณด้วยอัตราเร่ง สมการเชิงอนุรักษ์โมเมนตัมสามารถสรุปตามหลักระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ได้ตั้งสมการที่ 2.48-2.50 ซึ่งแสดงให้เห็นถึงโมเมนตัมที่เกิดขึ้นในแต่ละทิศทางของการเคลื่อนที่ของของไหล

ทิศทางแกน x

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \rho g_x + \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} \quad (2.48)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทิศทางแกน y

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \rho g_y + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} \quad (2.49)$$

ทิศทางแกน z

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = \rho g_z + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} \quad (2.50)$$

แรงในแต่ละทิศทางจะประกอบไปด้วยแรงที่กระทำที่ผิวต่างๆ และแรงเนื่องจากน้ำหนักของตัวเอง สำหรับแรงที่กระทำที่ผิวนั้นจะประกอบด้วยแรงที่มาจากความดัน  $p$ , ความเค้นตั้งฉาก (normal stress) ของแกนใด  $\sigma_x$  และความเค้นเฉือน (Shear stress) ของแกนใด  $\tau_{yx}$  (ตัวห้อยแรกระบุความเค้นเฉือนของด้านที่ตั้งฉากกับแกนใด และตัวห้อยหลังระบุทิศทางของความเค้นเฉือนที่กระทำ จากสมการที่ 2.48 - 2.50 มีตัวไม่ทราบค่าคือ  $u, v, w, \rho, \sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}, \tau_{xy}, \tau_{yx}, \tau_{xz}, \tau_{zy}, \tau_{zx}, \tau_{yz}$  เมื่อ  $\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{xz} = \tau_{zx}$  และ  $\tau_{yz} = \tau_{zy}$  จัดสมการที่ 2.48 - 2.50 จะได้ตั้งสมการที่ 2.51-2.53

จะได้

$$\sigma_{xx} = -p + 2\mu \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{u} \quad (2.51)$$

$$\sigma_{yy} = -p + 2\mu \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{u} \quad (2.52)$$

และ

$$\sigma_{zz} = -p + 2\mu \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{2}{3} \mu \nabla \cdot \vec{u} \quad (2.53)$$

สมการเชิงอนุพันธ์โมเมนตัมสามารถสรุปตามหลักระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ได้ตั้งสมการที่ 2.54 และ สมการที่ 2.57

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \rho g_x - \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \left( 2 \frac{\partial u}{\partial x} - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{u} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \left( \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) \right] \quad (2.54)$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \rho g_y - \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \left( 2 \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{u} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \left( \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \left( \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \right] \quad (2.55)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = \rho g_z - \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\partial}{\partial z} \left[ \mu \left( 2 \frac{\partial w}{\partial z} - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{u} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial x} \left[ \mu \left( \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[ \mu \left( \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right) \right] \quad (2.56)$$

หรือเขียนอยู่ในภาพที่เวกเตอร์ได้เป็นดังสมการที่ 2.57

$$\rho \frac{D\vec{u}}{Dt} = \rho \vec{g} - \nabla \vec{p} + \frac{4}{3} \nabla (\mu \nabla \cdot \vec{u}) + \nabla (\vec{u} \cdot \nabla \mu) - \vec{u} \nabla^2 \mu + \nabla \mu \times (\nabla \times \vec{u}) - (\nabla \cdot \vec{u}) \nabla \mu - \nabla \times (\nabla \times \mu \vec{u}) \quad (2.57)$$

เมื่อ  $\nabla \mu = 0$  และ  $\nabla \times (\nabla \times \mu \vec{u}) = \nabla (\nabla \cdot \mu \vec{u}) - \nabla \cdot \nabla \mu \vec{u} = \mu \nabla (\nabla \cdot \vec{u}) - \mu \nabla^2 \vec{u}$  จะได้ดังสมการที่ 2.58

$$\rho \frac{D\vec{u}}{Dt} = \rho \vec{g} - \nabla \vec{p} + \frac{1}{3} \mu \nabla (\nabla \cdot \vec{u}) + \mu \nabla^2 \vec{u} \quad (2.58)$$

ถ้าค่าความหนืด (viscosity:  $\mu$ ) และค่าความหนาแน่น (density:  $\rho$ ) ของของไหลคงที่จะได้สมการเชิงอนุพันธ์ธรรมดาตามสมการที่ 2.60

$$\rho \frac{D\vec{u}}{Dt} = \rho \vec{g} - \nabla \vec{p} + \mu \nabla^2 \vec{u} \quad (2.60)$$

### สมการเชิงอนุรักษ์พลังงาน (Conservation of energy)

ความจริงของการไหลใดๆ นิยามเป็นกฎได้ว่า พลังงานไม่สูญหายไป สมการเชิงอนุรักษ์พลังงานสามารถสร้างขึ้นได้โดยใช้กฎข้อที่หนึ่งทางเทอร์โมไดนามิกส์ ซึ่งกล่าวว่า อัตราการเปลี่ยนแปลงของพลังงานในก้อนมวลจะเท่ากับปริมาณฟลักซ์ความร้อนที่ให้แก่ก้อนมวลลบกับอัตราของงานที่เกิดขึ้นเนื่องจากแรงต่างๆ ที่กระทำบนก้อนมวลนั้น สมการเชิงอนุรักษ์พลังงานสามารถสรุปตามหลักระบบสมการนาเวียร์-สโตกส์ ได้ดังสมการที่ 2.61

$$\frac{\partial}{\partial t} \left[ \rho \left( \hat{u} + \frac{1}{2} V^2 \right) \right] = -\nabla \cdot \left[ \left( \hat{u} + \frac{1}{2} V^2 \right) \rho \vec{u} \right] - \nabla \cdot \vec{q}'' + \rho (\vec{u} \cdot \vec{g}) + \left[ \frac{\partial}{\partial x} (u\sigma_{xx} + v\tau_{xy} + w\tau_{xz}) + \frac{\partial}{\partial y} (u\tau_{yx} + v\sigma_{yy} + w\tau_{yz}) + \frac{\partial}{\partial z} (u\tau_{zx} + v\tau_{zy} + w\sigma_{zz}) \right] \quad (2.61)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ  $\dot{u}$  คือ พลังงานภายใน และ  $\frac{V^2}{2}$  คือ พลังงานจลน์  $\dot{q}$  คือ ปริมาณพลั๊กซ์ความร้อนที่เกิดขึ้นเองต่อมวลหนึ่งหน่วย

## 2.7 การยืดหยุ่นทางกล (Elastic constitutive)

คุณสมบัติทางกลของวัสดุทุกประเภทล้วนมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อวัสดุนั้นๆ ได้รับปัจจัยใดๆ มากระทำ วัสดุทางชีวภาพก็เช่นเดียวกันเกิดการเปลี่ยนแปลงเมื่อมีปัจจัยจากภายนอกมากระทำ เช่น มีแรงจากภายนอกมากระทำ หรือมีอุณหภูมิเปลี่ยนแปลง [88] ซึ่งคุณสมบัติทางกลที่พิจารณามีรายละเอียดดังต่อไปนี้

### 2.7.1 ความเค้น (Stress)

ความเค้น (stress) หมายถึง แรงที่เกิดภายในวัสดุต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ โดยความเค้นสามารถแบ่งออกเป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ ตามชนิดของแรงที่กระทำบนพื้นที่หน้าตัดดังในรูปที่ 2.5

#### 2.7.1.1 ความเค้นตั้งฉาก (Normal Stress)

ความเค้นตั้งฉาก คือ ความเค้นที่เกิดจากแรงกระทำบนหน้าตัดที่เกิดขึ้นอยู่ในแนวตั้งฉากกับหน้าตัด โดยความเค้นตั้งฉากสามารถแบ่งออกเป็นอีก 2 ประเภทย่อยๆ ตามทิศทางของแรงที่มากระทำกับพื้นที่หน้าตัดนั้นๆ ได้อีก นั่นคือ

##### ก. ความเค้นดึง (Tensile Stress)

เกิดจากแรงกระทำบนหน้าตัดที่เกิดขึ้นอยู่ในแนวตั้งฉากกับหน้าตัด และมีทิศทางลู่เข้าหาหน้าตัด ความเค้นดึงจึงเกิดจากแรงต้านทานภายในเนื้อวัสดุที่พยายามดึงเนื้อวัสดุหรืออะตอมไม่ให้แยกออกจากกัน โดยที่แรงต้านนี้จะตั้งฉากกับทิศทางของแรงที่มากระทำ ดังแสดงในภาพ 2.5 (ก)

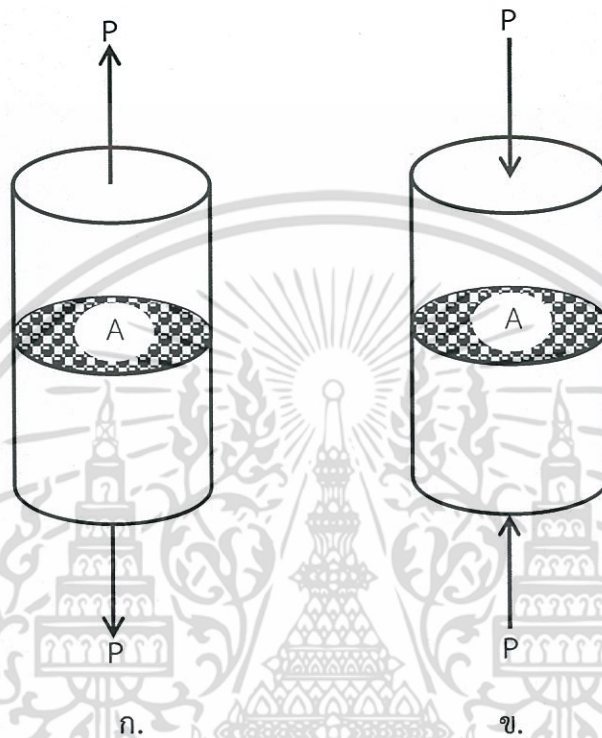
##### ข. ความเค้นกด (Compressive Stress)

เกิดจากแรงกระทำบนหน้าตัดที่เกิดขึ้นอยู่ในแนวตั้งฉากกับหน้าตัด และมีทิศทางลู่เข้าหาหน้าตัด ความเค้นกดจึงเกิดจากการกด หรือการบีบวัสดุให้เล็กลง หรือสั้นลง ความต้านทานแรงกด หรือการบีบนี้จะตั้งฉากกับทิศทางของแรงที่มากระทำ ดังแสดงในภาพ 2.5 (ข)

โดยความเค้นตั้งฉากสามารถหาได้จากสูตรการคำนวณดังสมการที่ 2.62

$$\sigma = \frac{P}{A} \quad (2.62)$$

เมื่อ  $P$  คือ แรงที่กระทำบนหน้าตัด (N) และ  $A$  คือ พื้นที่หน้าตัดที่ตั้งฉากกับแรงที่มากระทำ ( $m^2$ ) ดังนั้น ความเค้นตั้งฉากจึงมีหน่วยเป็น ( $N/m^2$ ) หรือ (Pa)



รูปที่ 2.5 ความเค้นตั้งฉาก

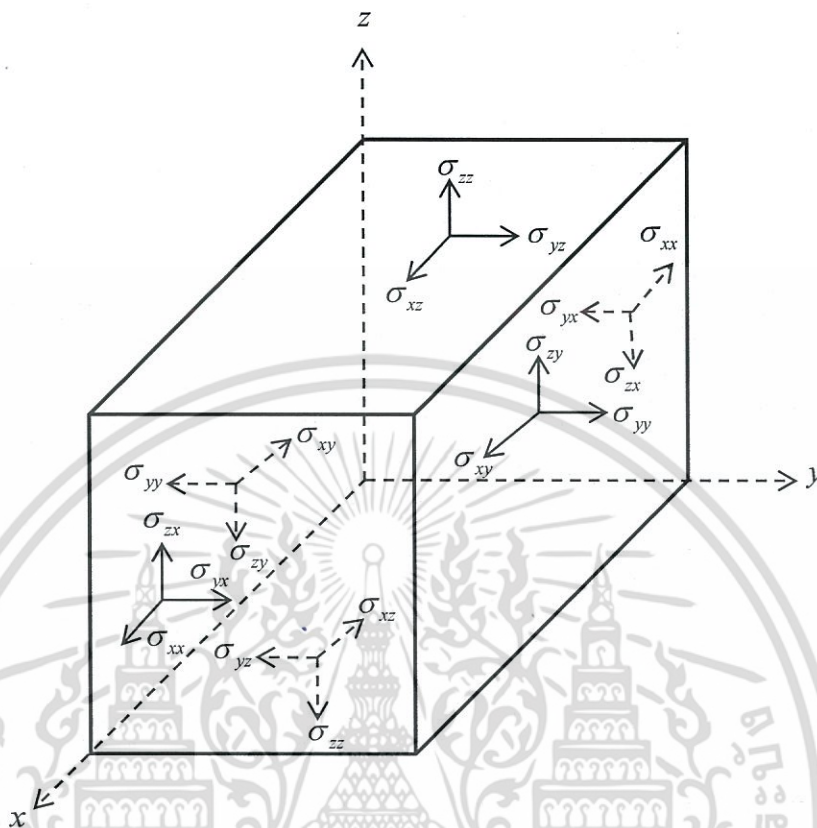
(ก) ความเค้นดึง

(ข) ความเค้นกด

การแสดงลักษณะ และทิศทางของความเค้นจะแสดงโดยใช้ตัวห้อย 2 ตำแหน่ง คือ  $m$  และ  $n(\sigma_{mn})$  ตัวห้อย  $m$  เป็นตัวแสดงว่าอยู่ในระนาบที่มีแกน  $m$  เป็นความเค้นตั้งฉากในระนาบนั้น ตัวห้อย  $n$  เป็นตัวแสดงว่า ทิศทางของความเค้นตั้งฉากไปตามแนวนั้น ยกตัวอย่างเช่น  $\sigma_{xy}$  จะแสดงว่าความเค้นตั้งฉากนี้อยู่ในระนาบที่มีแกน  $x$  เป็นความเค้นตั้งฉากในระนาบนั้น ซึ่งก็คือในระนาบ  $yz$  และแสดงว่าความเค้นตั้งฉากนี้มีทิศทางไปตามแนวแกน  $y$  ดังจะเห็นได้จากรูปที่ 2.6

ส่วนประกอบของความเค้นในรูปของเวกเตอร์ในพิกัดทรงสี่เหลี่ยม  $(x, y, z)$  แบบสมมาตร (Symmetry of stress components) 3 มิติ สามารถเขียนในรูปเมทริกซ์ได้ดังสมการที่ 2.63

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 ส่วนประกอบของความเค้นตั้งฉาก (Normal stress components)

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (2.63)$$

โดย  $\sigma_{xy} = \sigma_{yx}$ ,  $\sigma_{yz} = \sigma_{zy}$  และ  $\sigma_{zx} = \sigma_{xz}$

และความเค้นตั้งฉากในทิศทาง  $x, y$  และ  $z$  สามารถเขียนในรูปเวกเตอร์ได้ดังสมการที่ (2.64) - (2.66)

$$\sigma_x = \sigma_{xx}\hat{i} + \sigma_{xy}\hat{j} + \sigma_{xz}\hat{k} \quad (2.64)$$

$$\sigma_y = \sigma_{yx}\hat{i} + \sigma_{yy}\hat{j} + \sigma_{yz}\hat{k} \quad (2.65)$$

$$\sigma_z = \sigma_{zx}\hat{i} + \sigma_{zy}\hat{j} + \sigma_{zz}\hat{k} \quad (2.66)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

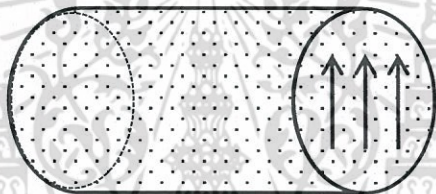
### 2.7.1.2 ความเค้นเฉือน (Shear Stress)

ความเค้นเฉือน คือ ความเค้นที่เกิดจากแรงกระทำขนานไปกับหน้าตัด เป็นความเค้นที่เฉือนหรือกดให้วัตถุเลื่อนผ่านกัน ดังรูปที่ 2.7

โดยความเค้นเฉือนสามารถหาได้จากสูตรการคำนวณดังนี้

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (2.67)$$

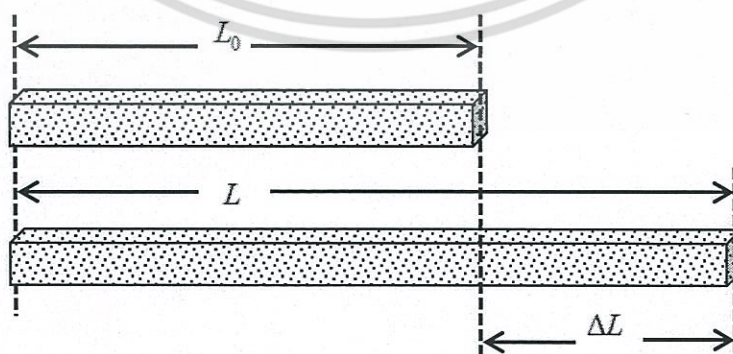
เมื่อ  $F$  คือ แรงที่กระทำขนานไปกับหน้าตัด (N) และ  $A$  คือ พื้นที่หน้าตัดที่ขนานกับแรงที่มากระทำ ( $m^2$ ) ดังนั้น ความเค้นเฉือน จึงมีหน่วยเป็น ( $N/m^2$ ) หรือ (Pa) เหมือนกับหน่วยของความเค้นดึง



รูปที่ 2.7 ความเค้นเฉือนที่เกิดจากแรงที่กระทำขนานไปกับหน้าตัด

### 2.7.2 ความเครียด (Strain)

ความเครียด (Strain) คือ อัตราส่วนระหว่างความยาวที่เปลี่ยนแปลงต่อความยาวเดิม หรือผลของการกระทำของแรงภายนอกต่อวัตถุ ไม่เพียงแต่ทำให้เกิดการต้านทานของแรงภายในของวัสดุเท่านั้น แต่ยังมีผลทำให้วัสดุเปลี่ยนรูป (Deformation) ไปด้วย นั่นคือ วัสดุจะยืดตัวเมื่อรับแรงดึง และหดตัวเมื่อรับแรงอัด ซึ่งความเครียดจะไม่มีหน่วย ความเครียดโดยทั่วไปแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด คือ



รูปที่ 2.8 ความเครียดแบบดึง

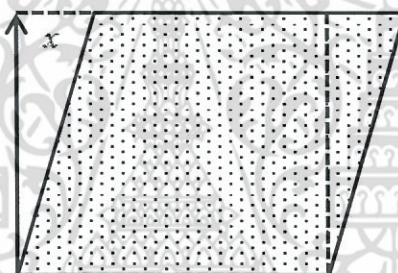
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.2.1 ความเครียดแบบดึง (Tensile strain) ( $\epsilon_T$ ) คือ อัตราส่วนระหว่างความยาวที่เพิ่มต่อความยาวเดิม ดังรูปที่ 2.8 โดยความเครียดแบบดึงหาจากสมการที่ 2.68

$$\epsilon_T = \frac{L - L_0}{L_0} = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (2.68)$$

2.7.2.2 ความเครียดแบบเฉือน (Shearing strain) คือ อัตราส่วนของระยะกระจัด  $x$  ที่เปลี่ยนไปต่อความยาวเดิมทางด้านขวาง  $h$  ดังรูปที่ 2.9 โดยความเครียดแบบเฉือนหาจากสมการที่ 2.69

$$\epsilon_s = \frac{x}{h} \quad (2.69)$$



รูปที่ 2.9 ความเครียดแบบเฉือน

และความเครียดเฉือนในพิกัดแกน  $x, y$  และ  $z$  สามารถเขียนในรูปเวกเตอร์ได้ดังสมการที่ (2.70) - (2.72)

$$\epsilon_x = \epsilon_{xx}\hat{i} + \epsilon_{xy}\hat{j} + \epsilon_{xz}\hat{k} \quad (2.70)$$

$$\epsilon_y = \epsilon_{yx}\hat{i} + \epsilon_{yy}\hat{j} + \epsilon_{yz}\hat{k} \quad (2.71)$$

$$\epsilon_z = \epsilon_{zx}\hat{i} + \epsilon_{zy}\hat{j} + \epsilon_{zz}\hat{k} \quad (2.72)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.7.3 การขยายตัวเนื่องจากความร้อน (Thermal Expansion)

เมื่อวัตถุใดๆ ได้รับความร้อนนอกจากวัตถุจะมีอุณหภูมิสูงขึ้น อาจทำให้วัตถุเกิดการขยายตัว สำหรับวัตถุที่เฉลี่ยความร้อนได้ทั่วทั้งก้อน (*Isotropic*) เช่น แก้ว และของเหลวทุกชนิดเหล่านี้จะ ขยายตัว ออกเท่ากันทุกทาง เนื่องจากอะตอมของวัตถุเมื่อได้รับพลังงานเพิ่มขึ้นจะเกิดการสั่นไปมารอบจุด ๆ หนึ่ง ภายในโครงสร้างของวัตถุ เป็นเหตุให้ระยะห่างระหว่างอะตอมเปลี่ยนแปลง โดยถ้า ระยะห่างระหว่าง อะตอมเพิ่มมากขึ้น วัตถุนั้นก็ขยายตัว แต่ถ้าระยะห่างระหว่างอะตอมลดลง วัตถุนั้นก็จะเกิดการหดตัวขึ้น ซึ่งการขยายตัวของสสารซึ่งเป็น ของแข็ง ของเหลว และก๊าซ จะแตกต่างกัน ในที่นี้ใช้การขยายตัวของ ของแข็ง แทนการอธิบายการขยายตัวของวัสดุทางชีวภาพ หรือวัสดุพอลิเมอร์ [88]

การขยายตัวของของแข็ง โดยทั่วไปเมื่อให้ความร้อนแก่ของแข็งใดๆ ของแข็งนั้นจะ ขยายตัวทุก ทิศทางจึงมีผลทำให้รูปร่างของวัตถุนั้นเหมือนเดิม แต่จะมีการเปลี่ยนแปลงในด้านของ ความยาว พื้นที่ และปริมาตร โดยการขยายตัวนั้นจะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นอยู่กับชนิดของของแข็ง นั้น ๆ การขยายตัวของ ของแข็งแบ่งการพิจารณาได้เป็น 3 แบบ คือ

**2.7.3.1 การขยายตัวตามเส้น (Linear Expansion)** วัตถุที่มีความยาว  $L_0$  เมื่ออุณหภูมิ เริ่มต้น  $T_0$  °C ถ้าได้รับความร้อนเพิ่มขึ้นจนมีอุณหภูมิเป็น  $T$  °C วัตถุที่มีความยาว  $L_0$  จะมีความยาวใหม่ เป็น  $L$  โดยความยาวที่เพิ่มขึ้นเป็น  $\Delta L = L - L_0$  และพบว่าความยาวที่เพิ่มขึ้นเป็นสัดส่วนโดยตรงกับ ความยาวเดิม ( $L_0$ ) และ เป็นสัดส่วนโดยตรงกับอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้น ( $\Delta T = T - T_0$ ) °C

จะได้ว่า

$$\Delta L \propto \alpha L_0 \Delta T$$

และ

$$\Delta L = \alpha L_0 \Delta T \quad (2.73)$$

เมื่อ  $\alpha$  เป็นค่าคงที่เฉพาะของวัสดุแต่ละชนิด เรียกว่า ค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้น (coefficient of linear expansion)

$$\alpha = \frac{\Delta L}{L_0 \Delta T} \quad (2.74)$$

ดังนั้นสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงเส้น คือ ความยาวของวัตถุที่เปลี่ยนไปต่อหนึ่งหน่วยความยาว เดิม และต่อหนึ่งองศาของอุณหภูมิที่เปลี่ยนไป มีหน่วยเป็นต่อองศา ( $^{\circ}\text{C}$ )<sup>-1</sup>

เมื่อแทนค่า  $\Delta L = L - L_0$  ลงในสมการที่ 2.73 จะได้ความยาวของวัตถุตั้งสมการที่ 2.75

$$L = L_0 (1 + \alpha \Delta T) \quad (2.75)$$

2.7.3.2 การขยายตัวเชิงพื้นที่ (Area expansion) วัตถุที่มีพื้นที่  $A_0$  ที่อุณหภูมิ  $T_0$  °C ถ้าได้รับความร้อนเพิ่มขึ้นจนมีอุณหภูมิเป็น  $T$  °C วัตถุที่มีพื้นที่  $A_0$  จะเพิ่มขึ้นเป็นพื้นที่  $A$  โดยพื้นที่ที่เพิ่มขึ้น คือ  $\Delta A = A - A_0$  จะได้การขยายตัวเชิงพื้นที่ดังสมการที่ 2.76

$$A = A_0 (1 + \beta \Delta T) \quad (2.76)$$

เมื่อ  $\beta$  เป็นสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเชิงพื้นที่ของวัตถุ พื้นที่ที่เปลี่ยนไปต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่เดิม และต่อหนึ่งองศาของอุณหภูมิที่เปลี่ยนไป มีหน่วยเป็นต่อองศา (°C)<sup>-1</sup> เนื่องจากการคำนวณหาพื้นที่ได้มาจากผลคูณของความยาวของด้านทั้งสองด้าน ดังนั้นทำให้ความสัมพันธ์ระหว่าง  $\beta$  และ  $\alpha$  ได้ดังสมการที่ 2.77

$$\beta = 2\alpha \quad (2.77)$$

2.7.3.3 การขยายตัวเชิงปริมาตร (Volume expansion) วัตถุที่มีปริมาตร  $V_0$  ที่อุณหภูมิ  $T_0$  °C ถ้าได้รับความร้อนเพิ่มขึ้นจนมีอุณหภูมิเป็น  $T$  °C จะมีปริมาตรใหม่เป็น  $V$  โดยปริมาตรที่เพิ่มขึ้น คือ  $\Delta V = V - V_0$  ดังนั้น การขยายตัวเชิงปริมาตร เขียนได้ดังสมการที่ 2.78

$$V = V_0 (1 + \gamma \Delta T) \quad (2.78)$$

ปริมาตรที่เปลี่ยนไปต่อหนึ่ง หน่วยปริมาตรเดิมและต่อหนึ่งองศาของอุณหภูมิที่เปลี่ยนไป มีหน่วยเป็นต่อองศา (°C)<sup>-1</sup> ความสัมพันธ์ระหว่าง  $\gamma$ ,  $\beta$  และ  $\alpha$  ได้แสดงดังสมการที่ 2.79

$$\begin{aligned} \gamma &= 3\alpha \\ \gamma &= \frac{3}{2}\beta \end{aligned} \quad (2.79)$$

เมื่อ  $\gamma$  เป็นสัมประสิทธิ์ของการขยายตัวเชิงปริมาตรของวัตถุ

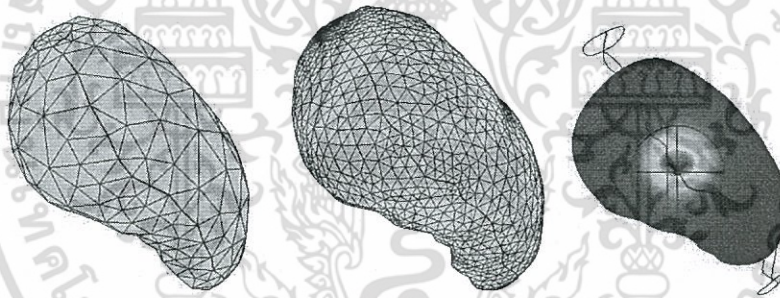
## บทที่ 3

### ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในบทนี้จะกล่าวถึง ทฤษฎี และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา อาทิเช่น องค์ประกอบพื้นฐานระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ หลักการของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของสนามไฟฟ้า ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของการกระจายอุณหภูมิ

#### 3.1 องค์ประกอบพื้นฐานระเบียบวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์

ระเบียบการไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Analysis : FEA) เป็นเทคนิคการวิเคราะห์เชิงตัวเลขเพื่อให้ได้ผลลัพธ์โดยประมาณคำตอบของปัญหาที่หลากหลายในทางวิศวกรรม [87] ซึ่งประกอบด้วย สมการควบคุมระบบ และการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตเพื่อใช้ในการแก้ระบบสมการ



รูปที่ 3.1 ตัวอย่างการวิเคราะห์หาผลเฉลยการกระจายความร้อนด้วยการใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

การแก้ปัญหาด้วยระเบียบการไฟไนต์เอลิเมนต์จะแบ่งโดเมนของปัญหาออกเป็นส่วนย่อยๆ เรียกว่า เอลิเมนต์ (Element) ซึ่งมีขนาดต่าง ๆ กันดังรูปที่ 3.1 ซึ่งแต่ละเอลิเมนต์จะเชื่อมกันด้วย จุดโหนด (Node) ดังนั้น เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ของปัญหาโดยประมาณต้องนำสมการควบคุมระบบมาสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ของแต่ละเอลิเมนต์บนโดเมน จากนั้นจึงทำการแก้ปัญหาดังกล่าว เมื่อแก้ปัญหาของแต่ละเอลิเมนต์แล้วจะได้ผลเฉลยของปัญหาที่จุดต่อบนโดเมนรวมของปัญหา การแบ่งโดเมนของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์นั้น ผู้วิเคราะห์สามารถเลือกรูปร่างเอลิเมนต์ให้เหมาะสมกับปัญหาเพื่อให้การหาผลเฉลยมีความง่าย และมีผลลัพธ์ถูกต้อง ถ้าการแบ่งเอลิเมนต์ของโดเมนมีจำนวนเอลิเมนต์ และจำนวนโหนดมาก ผลลัพธ์ของปัญหาก็มีความถูกต้อง หรือใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากขึ้น ตัวอย่างโหนด และเอลิเมนต์ในแต่ละมิติที่มีใช้แสดงดังในรูปที่ 3.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.1.2 เอลิเมนต์ (Element)

เอลิเมนต์จะมีมิติตั้งแต่ 1 ถึง 3 มิติ ดังแสดงในรูปที่ 3.2 ซึ่งเป็นที่ทราบกันว่าเอลิเมนต์ ที่มีลักษณะ 1 มิติ จะเป็นเส้นตรง หรือเส้นโค้ง (Beam Element) ซึ่งจะใช้ในการวิเคราะห์งานที่เป็นโครงสร้างเส้น เอลิเมนต์ 2 มิติ (Shell Element) รูปร่างของเอลิเมนต์นี้ เป็นรูปสามเหลี่ยม สี่เหลี่ยม ซึ่งเหมาะสมกับการวิเคราะห์งานที่เป็นพื้นผิว (Surface) ผนังบาง และสุดท้ายเอลิเมนต์แบบ 3 มิติ (Solid Element) โดยปกติส่วนมากรูปร่างของเอลิเมนต์จะเป็นแบบ Tetrahedral, Pentahedral, Hexahedral (Bricks) หรือ เป็นแบบปริซึม (Prisms) ใช้กับการวิเคราะห์งานที่เป็นปริมาตรตัน (Solid) นอกจากนี้ยังมีเอลิเมนต์ชนิดพิเศษที่มีลักษณะ 0 มิติ ดังเช่น กลุ่มของจุด (Lumped Springs)

1. เอลิเมนต์ 1 มิติ คือ เอลิเมนต์ที่มีลักษณะเป็นเส้น (Beam Element) เท่านั้นซึ่งมีแต่ความยาว และไม่สามารถมองเห็นพื้นที่หน้าตัด หรือพื้นผิวได้ชัดเจน และนอกจากเป็นเส้นแล้ว จะไม่มีรูปร่างเรขาคณิตอื่นอีก เป็นแค่เพียงเส้น อาทิ เส้นตรง เส้นโค้ง ซึ่งมักนิยมเรียกว่า บีม (Beam) โดยเอลิเมนต์ต่อกันหลายเอลิเมนต์จะกลายเป็นกลุ่มของเอลิเมนต์ (Mesh)

2. เอลิเมนต์ 2 มิติ (Shell Element) คือ เอลิเมนต์ที่มีลักษณะเป็นรูปสามเหลี่ยม สี่เหลี่ยม โดยมีโหนด 3 และ 4 โหนดตามลำดับ แต่โดยพื้นฐานแล้วจะมีขั้นต่ำ 3 โหนด เอลิเมนต์ชนิดนี้จะใช้กับงานที่เป็นพื้นผิว หรือ ผนัง ซึ่งอาจแบ่งได้เป็น ผนังบาง (Thin Shell) และผนังหนา (Thick Shell)

3. เอลิเมนต์ 3 มิติ (Solid Element) คือ เอลิเมนต์ที่มีลักษณะเป็นโครงสร้างเป็น 3 มิติ รูปร่าง จะมีความกว้าง ยาว สูง โดยพื้นฐานของเอลิเมนต์ชนิดนี้จะมีโหนดตั้งแต่ 3 โหนดขึ้นไป เอลิเมนต์แบบนี้จะเหมาะกับการจำลองโครงสร้างที่มีความหนา (Thick) เมื่อเทียบกับพื้นผิว

กระบวนการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ จำเป็นต้องแบ่งชิ้นงานออกเป็นส่วนๆ เล็กดังที่เรียกว่า เอลิเมนต์ ชิ้นงานที่แบ่งเป็นเอลิเมนต์จะเกี่ยวโยงกันด้วยจุดต่อ (Node) โดยหลักการแบ่งชิ้นงานเป็นเอลิเมนต์ อาศัยหลักการเบื้องต้น คือ ควรหลีกเลี่ยงการแบ่งเอลิเมนต์ที่มีรูปร่างผิดปกติ เช่น เอลิเมนต์สามเหลี่ยมที่มีมุม บานมากๆ หรือสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่มีด้านยาวมากๆ เอลิเมนต์ที่มุมแคบมากๆ เป็นต้น ควรเลือกใช้เอลิเมนต์ที่เป็นสี่เหลี่ยมด้านเท่าจะดีมาก หรือ อัตราส่วนระหว่างความกว้างต่อความยาวมีค่าเข้าใกล้หนึ่ง อีกทั้งควรใช้เอลิเมนต์ขนาดเล็กๆ เพื่อให้ ได้ผลการวิเคราะห์ที่ละเอียดในส่วนที่คำตอบของผลเฉลยมีนัยสำคัญสูง หรือต้องการความแม่นยำ และแบ่งเอลิเมนต์ขนาดใหญ่ขึ้นในบริเวณที่ผลเฉลยมีนัยสำคัญน้อยๆ

### 3.1.3 องศาอิสระ (Degree of Freedom ; DOF)

องศาอิสระของการวิเคราะห์ (DOF) คือ จำนวนตัวแปรที่จำเป็นสำหรับการอธิบายระบบที่ต้องการวิเคราะห์ ให้มีความถูกต้องสมบูรณ์ครบถ้วน องศาอิสระจะเป็นตัวกำหนดค่าอนุพันธ์ ตัวแปรของ

องศาอิสระขึ้นอยู่กับคุณสมบัติ ลักษณะ และประเภทหรือขอบข่ายของการวิเคราะห์ อีกนัยหนึ่งองศาอิสระเป็นตัวแปรที่ไม่ทราบค่า ซึ่งสามารถสรุปได้ดังในตารางที่ 3.1

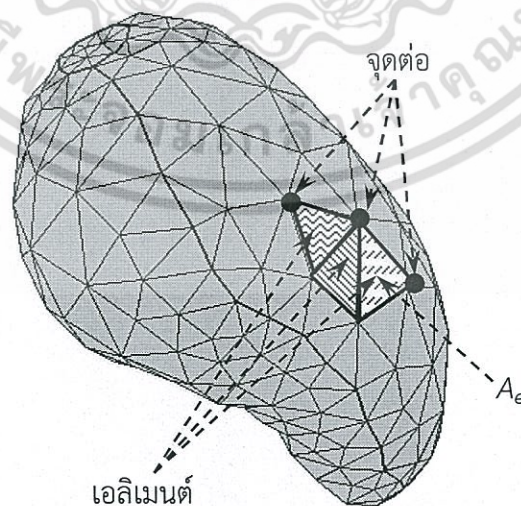
ตารางที่ 3.1 ตัวอย่างลักษณะการวิเคราะห์ขององศาอิสระแต่ละขอบข่าย

ขอบข่าย (Discipline)	องศาอิสระ (DOF)
โครงสร้าง (Structural)	การเคลื่อนตัว (Displacement)
ความร้อน (Thermal)	อุณหภูมิ (Temperature)
ไฟฟ้า (Electrical)	โวลต์ (Voltage)
ของไหล (Fluid)	ความดัน (Pressure)
แม่เหล็ก (Magnetic)	สภาพแม่เหล็ก (Magnetic Potential)

### 3.2 หลักการของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

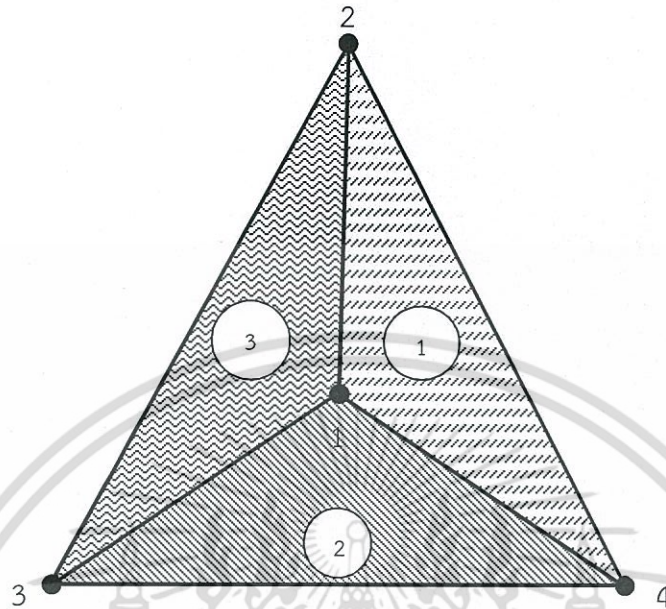
ขั้นตอนโดยทั่วไปของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบไปด้วยขั้นตอนใหญ่ๆ ทั้งหมด 6 ขั้นตอน [87] โดยมีรายละเอียด ดังนี้ คือ

ขั้นตอนที่ 1 ทำการสร้างแบบจำลองและแบ่งแบบจำลองของชิ้นงานเป็นชิ้นเล็กๆ หรือที่เรียกว่า การแบ่งเอลิเมนต์ โดยแบ่งเป็นเอลิเมนต์ย่อยให้กับระบบ (Discretization) ซึ่งในแต่ละเอลิเมนต์จะเกิดขอบเขตรูปร่างของระบบ แต่ละเอลิเมนต์จะมีพื้นที่  $A_e$  ดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ตัวอย่างการแบ่งรูปร่างของปัญหาเป็นเอลิเมนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เมื่อ  $\bigcirc$  คือ เอลิเมนต์ใด และ 1 2 3 และ 4 คือ จุดต่อใดๆ

รูปที่ 3.4 ตัวอย่างรูปร่างของปัญหาที่ประกอบด้วย 3 เอลิเมนต์ 4 จุดต่อ

จากรูปที่ 3.3 แสดงการแบ่งเอลิเมนต์ของรูปร่างปัญหาแบบ 2 มิติ (ระนาบ  $xy$ ) โดยใช้เอลิเมนต์รูปสามเหลี่ยมสามจุดต่อ โดยประกอบด้วยจุดต่อของเอลิเมนต์ (Elements) และขอบเขตของเอลิเมนต์ที่อยู่ในภายใน (Inter-element boundaries) สำหรับวิทยานิพนธ์นี้ขอยกตัวอย่างรูปร่างของปัญหาที่ประกอบด้วยเอลิเมนต์รูปสามเหลี่ยมทั้งหมด 3 เอลิเมนต์ 4 จุด ดังแสดงด้วยรูปที่ 3.4

ขั้นตอนที่ 2 ทำการเลือกรูปแบบของฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ (Element interpolation function) อย่างในกรณีการวิเคราะห์แบบ 2 มิติ และเลือกใช้เอลิเมนต์รูปสามเหลี่ยมจะประกอบด้วย 3 จุด ในหนึ่งเอลิเมนต์ ซึ่งมี  $n_n$  เป็นตัวที่ไม่ทราบค่า ณ ตำแหน่งของจุดต่อ  $(x_n, y_n)$  เมื่อ  $n = i, j$  และ  $k$  จุดต่อลำดับที่ และสมมุติลักษณะการกระจายของผลลัพธ์ ณ ตำแหน่งใดๆ บนเอลิเมนต์เป็นแบบเชิงเส้นดังสมการที่ 3.1

$$u_e(x, y) = \alpha + \beta x + \gamma y \quad (3.1)$$

โดยที่  $\alpha$ ,  $\beta$  และ  $\gamma$  เป็นค่าคงที่ ซึ่งสามารถหาได้จากจุดต่อทั้งสามจุดดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$u_e(x_i, y_i) = u_i = \alpha + \beta x_i + \gamma y_i$$

$$u_e(x_j, y_j) = u_j = \alpha + \beta x_j + \gamma y_j$$

$$u_e(x_k, y_k) = u_k = \alpha + \beta x_k + \gamma y_k$$

นำค่า  $\alpha$   $\beta$  และ  $\gamma$  ที่ได้จากการแก้สมการทั้งสามข้างต้น แทนค่ากลับไปในสมการที่ 3.1 จะได้ลักษณะการกระจายของผลเฉลยโดยประมาณ ณ ตำแหน่งใดๆ บนเอลิเมนต์ดังสมการที่ 3.2

$$u_e(x, y) = u_i N_i + u_j N_j + u_k N_k \quad (3.2)$$

ซึ่ง  $N_n$  คือ ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ดังในสมการที่ 3.3 และเมื่อ  $n=i, j$  และ  $k$

$$N_n = \frac{a_n + b_n x + c_n y}{2A_e} \quad (3.3)$$

โดยที่

$$\begin{aligned} a_i &= x_j y_k - x_k y_j & b_i &= y_j - y_k & c_i &= x_k - x_j \\ a_j &= x_k y_i - x_i y_k & b_j &= y_k - y_i & c_j &= x_i - x_k \\ a_k &= x_i y_j - x_j y_i & b_k &= y_i - y_j & c_k &= x_j - x_i \end{aligned}$$

และ  $A_e$  คือพื้นที่ของแต่ละเอลิเมนต์  $2A_e$  หาได้จากดีเทอร์มิแนนต์ของสัมประสิทธิ์ดังสมการที่ 3.4

$$2A_e = \begin{vmatrix} 1 & x_i & y_i \\ 1 & x_j & y_j \\ 1 & x_k & y_k \end{vmatrix} = x_j(y_k - y_i) + x_i(y_j - y_k) + x_k(y_i - y_j) \quad (3.4)$$

ซึ่งความแม่นยำของผลเฉลยจะขึ้นอยู่กับฟังก์ชันการประมาณภายในที่สมมุติขึ้นมา

ขั้นตอนที่ 3 สร้างสมการของเอลิเมนต์ (Element formulation) ให้สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหา ซึ่งขั้นตอนนี้ถือว่าเป็นขั้นตอนที่สำคัญของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์อย่างมาก เช่นกรณีสมการของเอลิเมนต์สามเหลี่ยมที่ได้ยกมาเป็นตัวอย่างดังแสดงในรูปที่ 3.3 จะอยู่ในรูปแบบดังนี้

$$\begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} \end{bmatrix}_e \begin{bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \end{bmatrix}_e = \begin{bmatrix} f_i \\ f_j \\ f_k \end{bmatrix}_e \quad (3.5)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สามารถเขียนโดยย่อว่า  $[K]_e [u]_e = [f]_e$  โดยที่  $[u]_e$  คือ เมทริกซ์ตัวที่ทราบค่าที่จุดต่อ และตัวห้อย  $e$  แสดงให้ทราบว่า เป็นเมทริกซ์ระดับเอลิเมนต์ ซึ่งสมการของเอลิเมนต์ดังกล่าว จำเป็นต้องสร้างขึ้นมาให้สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ การสร้างสมการของเอลิเมนต์ ซึ่งอยู่ในรูปแบบของสมการที่ 3.5 สามารถทำได้ด้วยวิธีการดังนี้

- วิธีการถ่วงน้ำหนักเศษตกค้าง (Method of weighted residuals) วิธีนี้จะใช้วิธีการสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์จากสมการเชิงอนุพันธ์โดยตรง โดยไม่จำเป็นต้องทราบฟังก์ชันแปรผันที่สอดคล้อง ซึ่งสามารถนำไปใช้ในการสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับปัญหาโดยทั่วไป และถูกจัดให้เป็นวิธีที่นิยมที่สุดในการประยุกต์ใช้กับปัญหาต่างๆ ในปัจจุบัน นอกจากวิธีการดังกล่าวในข้างต้นยังมีวิธีการสร้างสมการของเอลิเมนต์ด้วยวิธีการอื่นๆ อีก แต่ก็มีข้อจำกัดจึงทำให้ไม่นิยมนำมาใช้ในปัญหาที่มีความซับซ้อนดังรายละเอียดจะกล่าวต่อไปนี้
- วิธีการโดยตรง (Direct approach) วิธีนี้สามารถใช้ได้เฉพาะกับปัญหาที่เข้าใจได้ง่ายๆ อย่างเช่น ปัญหาต่างๆ ในรูปทรง 1 มิติ เท่านั้น ซึ่งไม่สามารถขยายเปลี่ยนแปลงเพื่อนำไปใช้กับปัญหาใน 2 หรือ 3 มิติ โดยทั่วไปได้
- วิธีการแปรผัน (Variational approach) หลักการสำคัญของวิธีการนี้คือ จำเป็นจะต้องทำสร้างฟังก์ชัน ซึ่งเมื่อทำการหาค่าต่ำสุดของฟังก์ชันแล้ว จะเป็นผลให้เกิดสมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไขขอบเขตที่สอดคล้องกับปัญหาที่กำลังสนใจ อย่างไรก็ตามวิธีการแปรผันเป็นวิธีการดั้งเดิมที่ใช้กันในช่วงต้นๆ ของการพัฒนาวิธีการทางไฟต์เอลิเมนต์ ส่วนใหญ่จะเป็นปัญหาที่เกี่ยวข้องกับทางด้านโครงสร้าง และยังมีจุดอ่อนอีก คือ จำเป็นต้องทราบฟังก์ชันแปรผันที่สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ ซึ่งปัญหาหลายๆ ชนิดในทางปฏิบัติสามารถสร้างสมการอนุพันธ์ขึ้นมาได้ แต่ไม่สามารถหาฟังก์ชันแปรผันที่สอดคล้องกันนั้นได้

ขั้นตอนที่ 4 สร้างสมการรวมของระบบ ขั้นตอนนี้เป็น การนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้มาประกอบกัน (Assembly) เป็นสมการรวมของระบบ จากขั้นตอนที่ 1 หากแบ่งลักษณะรูปร่างของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยซึ่งประกอบด้วย  $n$  จุดต่อ จะก่อให้เกิดระบบสมการรวมซึ่งประกอบด้วยสมการย่อยจำนวนทั้งสิ้น  $n$  สมการ โดยแสดงได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & \cdot & \cdot & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & \cdot & \cdot & K_{2n} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & \cdot & \cdot & K_{3n} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ K_{n1} & K_{n2} & K_{n3} & \cdot & \cdot & K_{nm} \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times n)} \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \\ u_3 \\ \cdot \\ \cdot \\ u_n \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times 1)} = \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ \cdot \\ \cdot \\ f_n \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times 1)} \quad (3.6)$$

หรือเขียนโดยย่อได้ดังนี้  $[K]_{\text{sys}} [u]_{\text{sys}} = [f]_{\text{sys}}$  จากสมการที่ 3.6 เมทริกซ์  $[K]_{\text{sys}}$  จะมีคุณสมบัติของความเป็นเมทริกซ์สมมาตร กล่าวคือ  $[K]_{\text{sys}} = [K]_{\text{sys}}^T$

การนำสมการย่อยของแต่ละเอลิเมนต์มาประกอบกันเข้าเป็นสมการรวมของระบบ ในที่นี้จะขอยกตัวอย่างตามหลักการที่ง่าย ๆ สามารถทำได้โดยสะดวก เหมาะกับรูปร่างของปัญหาที่มีเอลิเมนต์ย่อยจำนวนมากๆ โดยสามารถทำความเข้าใจได้จากตัวอย่างที่ร่างของปัญหาแสดงดังรูปที่ 3.4 กล่าวคือ จะทำการสร้างสมการรวมของระบบซึ่งประกอบด้วย 3 เอลิเมนต์ 4 จุด ต่อ โดยจะแสดงการรวมของเมทริกซ์  $[K]_{\text{sys}}$  เพื่อเป็นตัวอย่าง

วิธีการนี้ทำได้โดยเขียนสมการของเอลิเมนต์ต่างๆ พร้อมทั้งกำกับหมายเลขของจุดต่อทางแฉนวนอนและแฉดตั้งของแต่ละเอลิเมนต์ให้ถูกต้อง โดยจากรูปที่ 3.3  $[K]_e$  ของเอลิเมนต์ที่ 1 ประกอบด้วยจุดต่อหมายเลข 1 2 และ 4 ส่วน  $[K]_e$  ของเอลิเมนต์ที่ 2 ประกอบด้วยจุดต่อ 2 3 และ 4 ส่วน  $[K]_e$  ของเอลิเมนต์ที่ 3 ซึ่งเป็นเอลิเมนต์สุดท้ายประกอบด้วยจุดต่อหมายเลข 1 3 และ 4 โดยสามารถเขียนแสดงให้เห็นได้ ดังสมการที่ 3.7-3.9

$$[K]_{e1} = \begin{bmatrix} (1) & (2) & (4) \\ (1) & a_1 & b_1 & c_1 \\ (2) & a_2 & b_2 & c_2 \\ (4) & a_3 & b_3 & c_3 \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

$$[K]_{e2} = \begin{bmatrix} (1) & (3) & (4) \\ (1) & d_1 & e_1 & f_1 \\ (3) & d_2 & e_2 & f_2 \\ (4) & d_3 & e_2 & f_3 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$[K]_{e3} = \begin{matrix} & \begin{matrix} (1) & (2) & (3) \end{matrix} \\ \begin{matrix} (1) \\ (2) \\ (3) \end{matrix} & \begin{bmatrix} g_1 & h_1 & i_1 \\ g_2 & h_2 & i_2 \\ g_3 & h_3 & i_3 \end{bmatrix} \end{matrix} \quad (3.9)$$

เมื่อมีหมายเลขกำกับทั้งทางแถวอนและแถวตั้งกำกับสัมฤทธิ์ทุกตัวของเมทริกซ์ของทุกเอลิเมนต์ แล้ว จากนั้นนำสัมประสิทธิ์ต่างๆ เหล่านี้มาใส่ลงในเมทริกซ์ระบบรวม  $[K]_{sys}$  เช่น ค่าสัมประสิทธิ์  $b_3$  ซึ่งอยู่ในแถวอนที่ 4 แถวตั้งที่ 2 ของ เมทริกซ์ระบบรวมดังแสดงในสมการที่ 3.10

$$[K]_{sys} = \begin{matrix} & \begin{matrix} (1) & (2) & (3) & (4) \end{matrix} \\ \begin{matrix} (1) \\ (2) \\ (3) \\ (4) \end{matrix} & \begin{bmatrix} a_1 + d_1 + g_1 & b_1 + h_1 & e_1 + i_1 & c_1 + f_1 \\ a_1 + g_2 & b_2 + h_2 & i_2 & c_2 \\ d_2 + g_3 & h_3 & e_2 + i_3 & f_2 \\ a_3 + d_3 & b_3 & e_2 & c_3 + f_3 \end{bmatrix} \end{matrix} \quad (3.10)$$

ขั้นตอนที่ 5 กำหนด และประยุกต์เงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions) ที่สอดคล้องกับปัญหาในสมการรวมของระบบเพื่อหาค่าผลเฉลย ทำการแก้สมการรวมของระบบเพื่อหาตัวแปรที่ไม่ทราบค่า ณ จุดต่อ ซึ่งอาจเป็นค่าเป็นค่าของ อุณหภูมิที่จุดต่อหากเป็นปัญหาเกี่ยวกับการถ่ายเทความร้อน หรืออาจเป็นค่าของความเร็วของของไหลตามจุดต่อหากเป็นปัญหาเกี่ยวกับการไหล หรือค่าการเคลื่อนตัวของจุดต่อต่าง ๆ หากเป็นการวิเคราะห์ปัญหาทางโครงสร้าง เป็นต้น

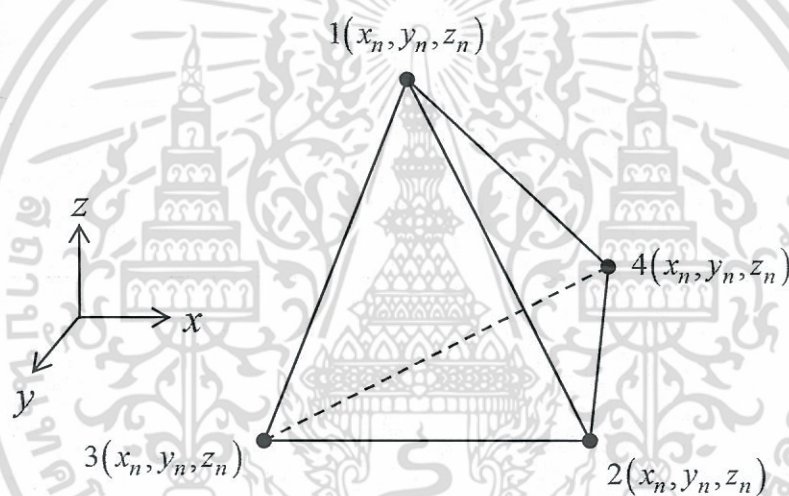
ขั้นตอนที่ 6 วนคำนวณหาค่าตัวแปรต่างๆ ต่อไป เมื่อทราบค่าผลลัพธ์ที่จุดต่อต่างๆ แล้วสามารถคำนวณหาค่าตัวแปรต่างๆ ที่สัมพันธ์กับปัญหาต่อไปได้ เช่น เมื่อรู้ค่าอุณหภูมิที่จุดต่อก็สามารถคำนวณหาปริมาณการถ่ายเทความร้อนได้ สามารถคำนวณการเสียรูปเนื่องจากอุณหภูมิได้ เมื่อรู้ค่าการเสียรูป (Displacement) ตามจุดต่อต่าง ๆ ของ โครงสร้างก็สามารถนำไปใช้หาค่าความเครียด (Strain) และความเค้น (Stress) ได้ตามลำดับ เมื่อรู้ค่าความเร็วของของไหลที่จุดต่อก็สามารถนำไปคำนวณหาปริมาณอัตราการไหลได้ เป็นต้น

จากขั้นตอนทั้ง 6 ขั้นตอน จะเห็นได้ว่าระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นวิธีที่มีแบบแผนเป็นขั้นตอน โดยมีส่วนที่สำคัญที่สุดคือ การสร้างสมการของเอลิเมนต์ในขั้นตอนที่ 3 ให้สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหาที่กำหนด

### ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ

หลักการของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ จะดำเนินการคล้ายกับระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 2 มิติ ที่กล่าวมาข้างต้น ซึ่งขั้นตอนโดยทั่วไปของวิธีไฟไนต์ เอลิเมนต์แบบ 3 มิติก็ยังคงประกอบไปด้วยขั้นตอนใหญ่ๆ ทั้งหมด 6 ขั้นตอน เช่นกัน โดยมีรายละเอียดดังนี้ คือ

1. แบ่งเอลิเมนต์ย่อยให้กับระบบ หรือแบ่งขอบเขตรูปร่างของปัญหาที่ต้องการหาผลลัพธ์ ออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ โดยการแบ่งเอลิเมนต์ของรูปร่างปัญหาจะเป็นแบบระบบ 3 มิติ (ระนาบ xyz) เช่น ในรูปที่ 3.5 ใช้เอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้า (Tetrahedral) แต่ละเอลิเมนต์มีความเป็นปริมาตร ดังนั้นเพื่อ การทำความเข้าใจได้ง่าย ลดการสับสน ในที่นี้จึงขอยกตัวอย่างเอลิเมนต์แบบง่ายๆ แบ่งย่อยรูปร่างของ ปัญหาเป็นเอลิเมนต์ย่อย โดยประกอบด้วยเอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้าทั้งหมด 6 เอลิเมนต์ 8 จุดต่อ



รูปที่ 3.5 ตัวอย่างเอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้า

2. เลือกรูปแบบของฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ อย่างในกรณีเอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้าจะ ประกอบด้วย 4 จุดต่อ ที่มีตัวห้อย 1 2 3 และ 4 ซึ่งจะเป็นการประมาณค่าภายในเอลิเมนต์แบบเชิงเส้น โดยมีตัวที่ไม่ทราบค่า  $u_n$  อยู่ที่ตำแหน่งของจุดต่อ  $(x_n, y_n, z_n)$  และ เมื่อ  $n = 1, 2, 3$  และ 4 โดยสมมุติ ลักษณะการกระจายผลลัพธ์โดยการประมาณ ณ ตำแหน่งใดๆ บนเอลิเมนต์  $u_e(x, y, z)$  เป็นแบบเชิงเส้น ดังสมการที่ 3.11

$$u_e(x, y, z) = \alpha + \beta x + \gamma y + \lambda z \quad (3.11)$$

โดยที่  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  และ  $\lambda$  เป็นค่าคงที่ ซึ่งสามารถหาได้จากจุดต่อทั้งสามจุดดังต่อไปนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$u_e(x_1, y_1, z_1) = u_1 = \alpha + \beta x_1 + \gamma y_1 + \lambda z_1$$

$$u_e(x_2, y_2, z_2) = u_2 = \alpha + \beta x_2 + \gamma y_2 + \lambda z_2$$

$$u_e(x_3, y_3, z_3) = u_3 = \alpha + \beta x_3 + \gamma y_3 + \lambda z_3$$

$$u_e(x_4, y_4, z_4) = u_4 = \alpha + \beta x_4 + \gamma y_4 + \lambda z_4$$

นำค่า  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  และ  $\lambda$  ที่ได้จากการแก้สมการทั้งสี่ข้างต้น แทนค่ากลับไปในสมการที่ (3.11) จะได้ลักษณะการกระจายของผลเฉลยโดยประมาณ ณ ตำแหน่งใดๆ บนเอลิเมนต์ สำหรับในขั้นตอนที่ 3 - 6 จะดำเนินการในทำนองเดียวกันกับวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 2 มิติที่กล่าวมาแล้วในข้างต้นทุกประการ

### 3.3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของสนามไฟฟ้า

ในการศึกษาครั้งนี้เกี่ยวข้องกับการแพร่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในตัวกลาง ดังนั้นจึงได้นำเสนอตัวอย่างการสร้างหรือการประดิษฐ์สมการการคำนวณสนามไฟฟ้าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยพิจารณาการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าในแบบ 3 มิติ ดังรายละเอียดต่อไปนี้

3.3.1 การคำนวณสนามไฟฟ้าด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์สามารถอธิบายได้ด้วยสมการที่ 3.12 [89], [90]

$$\frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) + (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E = 0 \quad (3.12)$$

โดยที่  $E$  คือ สนามไฟฟ้า

$\mu$  คือ ค่าความซึมซาบทางแม่เหล็ก

$\sigma$  คือ สภาพความนำไฟฟ้า

### 3.3.2 ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์

กรณีที่พิจารณาระบบแบบ 3 มิติ โดยเมื่อสมมุติให้ลักษณะการกระจายของผลเฉลยบนเอลิเมนต์เป็นแบบเชิงเส้นจะได้

$$E(x, y, z) = E_1 N_1 + E_2 N_2 + E_3 N_3 + E_4 N_4 \quad (3.13)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่  $N_n$  คือฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ เมื่อ  $n = 1, 2, 3, 4$  และ  $E_n$  คือ ผลลัพธ์ของค่าสนามไฟฟ้าในแต่ละจุดต่อ 1, 2, 3 และ 4 ของเอลิเมนต์ ซึ่งในกรณีเอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้าสี่จุดต่อจะได้ดังสมการที่ 3.14

$$N_n = \frac{1}{6V} (a_n + b_n x + c_n y + d_n z) \quad (3.14)$$

โดยที่

$$a_1 = x_4(y_2 z_3 - y_3 z_2) + x_3(y_4 z_2 - y_2 z_4) + x_2(y_3 z_4 - y_4 z_3)$$

$$a_2 = x_4(y_3 z_1 - y_1 z_3) + x_3(y_1 z_4 - y_4 z_1) + x_1(y_4 z_3 - y_3 z_4)$$

$$a_3 = x_4(y_1 z_2 - y_2 z_1) + x_2(y_4 z_1 - y_1 z_4) + x_1(y_2 z_4 - y_4 z_2)$$

$$a_4 = x_3(y_2 z_1 - y_1 z_2) + x_2(y_1 z_3 - y_3 z_1) + x_1(y_3 z_2 - y_2 z_3)$$

$$b_1 = y_4(z_3 - z_2) + y_3(z_2 - z_4) + y_2(z_4 - z_3)$$

$$b_2 = y_4(z_1 - z_3) + y_1(z_3 - z_4) + y_3(z_4 - z_1)$$

$$b_3 = y_4(z_2 - z_1) + y_2(z_1 - z_4) + y_1(z_4 - z_2)$$

$$b_4 = y_3(z_1 - z_2) + y_1(z_2 - z_3) + y_2(z_3 - z_1)$$

$$c_1 = x_4(z_2 - z_3) + x_2(z_3 - z_4) + x_3(z_4 - z_2)$$

$$c_2 = x_4(z_3 - z_1) + x_3(z_1 - z_4) + x_1(z_4 - z_3)$$

$$c_3 = x_4(z_1 - z_2) + x_1(z_2 - z_4) + x_2(z_4 - z_1)$$

$$c_4 = x_3(z_2 - z_1) + x_2(z_1 - z_3) + x_1(z_3 - z_2)$$

$$d_1 = x_4(y_3 - y_2) + x_3(y_2 - y_4) + x_2(y_4 - y_3)$$

$$d_2 = x_4(y_1 - y_3) + x_1(y_3 - y_4) + x_3(y_4 - y_1)$$

$$d_3 = x_4(y_2 - y_1) + x_2(y_1 - y_4) + x_1(y_4 - y_2)$$

$$d_4 = x_3(y_1 - y_2) + x_1(y_2 - y_3) + x_2(y_3 - y_1)$$

เมื่อ  $V$  คือ ปริมาตรของแต่ละเอลิเมนต์ โดยสามารถคำนวณหาได้จากดีเทอร์มิแนนต์ของสัมประสิทธิ์ในแต่ละเอลิเมนต์

$$V = \frac{1}{6} \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} \quad (3.15)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3.3 การสร้างสมการเอลิเมนต์

ขั้นตอนนี้ถือว่าเป็นขั้นตอนที่สำคัญที่สุดของวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งเป็นการสร้างสมการของเอลิเมนต์ให้สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหาต่างๆ สำหรับปัญหาสนามไฟฟ้าของระบบ 3 มิติ มีสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย ดังแสดงด้วยสมการที่ 3.12 ดังนี้

$$\frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) + (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E = 0$$

การประยุกต์ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อหาระบบสมการเชิงเส้น โดยอาศัยการประยุกต์วิธีการถ่วงน้ำหนักเศษตกค้าง ซึ่งในปัจจุบันถือว่าเป็นวิธีที่นิยมที่สุดในการประยุกต์ใช้กับปัญหาต่างๆ การสร้างสมการของเอลิเมนต์ด้วยการถ่วงน้ำหนักเศษตกค้างมีหลักการดังนี้ คือ เริ่มต้นจากการแทนค่าผลเฉลยโดยการประมาณลงในสมการที่ 3.12 ซึ่งจะทำให้สมการที่ 3.12 ไม่มีค่าเท่ากับศูนย์อีก หากแต่จะมีค่าเท่ากับ  $R$

$$\frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) + (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E = R \quad (3.16)$$

หรือ

$$R = \frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) + (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E$$

เศษตกค้าง (Residual) หรือ  $R$  เป็นค่าผิดพลาดที่เกิดขึ้นจากการใช้ผลเฉลยโดยการประมาณซึ่งไม่ใช่ผลเฉลยแม่นยำตรงของปัญหา เศษตกค้าง  $R$  ที่เกิดขึ้นควรจะมีค่าต่ำสุด เพื่อผลเฉลยโดยการประมาณที่เกิดขึ้นจะมีค่าที่เที่ยงตรงมากที่สุด และในงานวิจัยนี้วิธีการถ่วงน้ำหนักเศษตกค้างได้ใช้วิธีของกาลเลอร์คิน ซึ่งวิธีนี้สามารถกระทำได้โดยการคูณเศษตกค้าง  $R$  ด้วยฟังก์ชันน้ำหนัก (Weighting function ;  $W$ ) แล้วอินทิเกรตตลอดทั้งโดเมนของเอลิเมนต์ ( $\Omega$ ) และกำหนดผลที่ได้ให้เท่ากับศูนย์ดังสมการที่ 3.17

$$\int_V W_n R dV = 0 \quad (3.17)$$

เมื่อ  $n=1,2,3,4$

สำหรับเอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้า จุดที่ไม่รู้ค่ามี 4 จุด ซึ่งได้แก่จุดต่อทั้งสี่ ดังนั้นจึงต้องการ 4 สมการ ในการแก้ปัญหาค่าที่รู้ค่า นั้นหมายถึงในสมการที่ 3.17 จะต้องมีค่า  $n=1,2,3,4$  และโดยปกติจะเลือก  $W_n = N_n$  ดังนั้นเมื่อแทนค่า  $R$  ด้วยสมการที่ 3.16 ลงในสมการที่ 3.17 จะได้สมการที่ 3.18

$$\int_V N_n \left( \frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) + (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E \right) dV = 0 \quad (3.18)$$

$$\int_V N_n \left( \frac{\partial}{\partial x} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) \right) dV + \int_V N_n (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E dV = 0 \quad (3.19)$$

พิจารณาการอินทิเกรตที่ละพจน์ของสมการที่ 3.19 สำหรับพจน์แรกซึ่งเป็นพจน์อนุพันธ์อันดับสอง ใช้วิธีการอินทิเกรตที่ละส่วน (Integrate by parts) ดังนั้นจากสมการที่ 3.19 เมื่อ  $n=1,2,3,4$  จึงสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 3.20

$$\int_{\Gamma} N_n \left( \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} n_x + \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} n_y + \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} n_z \right) d\Gamma - \int_V \left( \frac{\partial N_n}{\partial x} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} + \frac{\partial N_n}{\partial y} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} + \frac{\partial N_n}{\partial z} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) dV + \int_V (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E dV = 0 \quad (3.20)$$

พิจารณาพจน์แรกทางด้านซ้ายมือของสมการที่ 3.20 ซึ่งเป็นพจน์ที่เกี่ยวข้องกับขอบเขตของเอลิเมนต์ โดยทำการประยุกต์เงื่อนไขแบบนอยมันส์ (Neumann condition) เมื่อกำหนดให้  $\frac{\partial E}{\partial n} = 0$  ดังนั้นจึงได้สมการพอยน์ต์เอลิเมนต์แสดงดังสมการที่ 3.21 และ 3.22

$$\int_V \left( \frac{\partial N_n}{\partial x} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} + \frac{\partial N_n}{\partial y} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} + \frac{\partial N_n}{\partial z} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) dV + \int_V N_n (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E dV = 0 \quad (3.21)$$

$$\int_V \left( \left[ \frac{\partial N_n}{\partial x} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial x} + \left[ \frac{\partial N_n}{\partial y} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial y} + \left[ \frac{\partial N_n}{\partial z} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \frac{\partial E}{\partial z} \right) dV + \int_V [N]_{4 \times 1} (\epsilon\omega^2 - j\sigma\omega)E dV = 0 \quad (3.22)$$

และจากสมการที่ 3.13 เขียนสมการเมทริกซ์ของการกระจายของศักย์เชิงเวกเตอร์สนามไฟฟ้า โดยการประมาณในแต่ละเอลิเมนต์จะได้

$$E(\mathbf{x}, y, \mathbf{x}) = [N]_{1 \times 4} [E]_{4 \times 1}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\text{ดังนั้น} \quad \frac{\partial E}{\partial x} = \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{1 \times 4} [E]_{4 \times 1}, \quad \frac{\partial E}{\partial y} = \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{1 \times 4} [E]_{4 \times 1} \text{ และ } \frac{\partial E}{\partial z} = \left[ \frac{\partial N}{\partial z} \right]_{1 \times 4} [E]_{4 \times 1}$$

จัดสมการไฟต์ไนต์เอลิเมนต์โดยการแทนค่าเมทริกซ์ของการกระจายของศักย์เชิงเวกเตอร์สนามไฟฟ้าลงในสมการที่ 3.22 จะได้สมการไฟต์ไนต์เอลิเมนต์ดังสมการที่ 3.23

$$\int_V \left( \left[ \frac{\partial N_n}{\partial x} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \left[ \frac{\partial N_n}{\partial x} \right]_{1 \times 4} + \left[ \frac{\partial N_n}{\partial y} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \left[ \frac{\partial N_n}{\partial y} \right]_{1 \times 4} + \left[ \frac{\partial N_n}{\partial z} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \left[ \frac{\partial N_n}{\partial z} \right]_{1 \times 4} \right) dV [E]_{4 \times 1} + \int_V [N]_{4 \times 1} (\epsilon \omega^2 - j \sigma \omega) [N]_{1 \times 4} dV [E]_{4 \times 1} = 0 \quad (3.23)$$

หรือสามารถเขียนสมการไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับแต่ละเอลิเมนต์จะประกอบด้วย 4 สมการได้ดังสมการที่ 3.24 โดยมีรายละเอียดดังต่อไปนี้

$$[K_1 + K_2]_{4 \times 4} \{E\}_{4 \times 1} = \{F\}_{4 \times 1} \quad (3.24)$$

เมทริกซ์  $[K_1]_{4 \times 4}$

จาก

$$[K_1]_{4 \times 4} = \int_V \left( \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{1 \times 4} + \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{1 \times 4} + \left[ \frac{\partial N}{\partial z} \right]_{4 \times 1} \frac{1}{\mu} \left[ \frac{\partial N}{\partial z} \right]_{1 \times 4} \right) dV \quad (3.25)$$

และจากฟังก์ชันการประมาณภายในสมการที่ 3.14 จึงได้

$$\frac{\partial N_n}{\partial x} = \frac{b_n}{6V}, \quad \frac{\partial N_n}{\partial y} = \frac{c_n}{6V} \text{ และ } \frac{\partial N_n}{\partial z} = \frac{d_n}{6V} \quad n=1,2,3,4 \quad (3.26)$$

แทนความสัมพันธ์ของสมการที่ 3.26 ลงในสมการที่ 3.25. จะได้

$$\begin{aligned} [K_1]_{4 \times 4} &= \frac{1}{\mu} \int \left( \frac{b_i b_j}{6V 6V} + \frac{c_i c_j}{6V 6V} + \frac{d_i d_j}{6V 6V} \right) dx dy dz \quad i, j = 1, 2, 3, 4 \\ &= \frac{1}{36\mu V^2} (b_i b_j + c_i c_j + d_i d_j) \int dx dy dz \end{aligned} \quad (3.27)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\begin{aligned}
&= \frac{1}{36\mu V} (b_i b_j + c_i c_j + d_i d_j) \\
&= \frac{1}{36\mu V} \begin{bmatrix} b_1 b_1 + c_1 c_1 + d_1 d_1 & b_1 b_2 + c_1 c_2 + d_1 d_2 & b_1 b_3 + c_1 c_3 + d_1 d_3 & b_1 b_4 + c_1 c_4 + d_1 d_4 \\ b_2 b_1 + c_2 c_1 + d_2 d_1 & b_2 b_2 + c_2 c_2 + d_2 d_2 & b_2 b_3 + c_2 c_3 + d_2 d_3 & b_2 b_4 + c_2 c_4 + d_2 d_4 \\ b_3 b_1 + c_3 c_1 + d_3 d_1 & b_3 b_2 + c_3 c_2 + d_3 d_2 & b_3 b_3 + c_3 c_3 + d_3 d_3 & b_3 b_4 + c_3 c_4 + d_3 d_4 \\ b_4 b_1 + c_4 c_1 + d_4 d_1 & b_4 b_2 + c_4 c_2 + d_4 d_2 & b_4 b_3 + c_4 c_3 + d_4 d_3 & b_4 b_4 + c_4 c_4 + d_4 d_4 \end{bmatrix} \\
&= \frac{1}{36\mu V} \begin{bmatrix} b_1 b_1 + c_1 c_1 + d_1 d_1 & b_1 b_2 + c_1 c_2 + d_1 d_2 & b_1 b_3 + c_1 c_3 + d_1 d_3 & b_1 b_4 + c_1 c_4 + d_1 d_4 \\ & b_2 b_2 + c_2 c_2 + d_2 d_2 & b_2 b_3 + c_2 c_3 + d_2 d_3 & b_2 b_4 + c_2 c_4 + d_2 d_4 \\ & & b_3 b_3 + c_3 c_3 + d_3 d_3 & b_3 b_4 + c_3 c_4 + d_3 d_4 \\ \text{Sym} & & & b_4 b_4 + c_4 c_4 + d_4 d_4 \end{bmatrix} \\
&= \frac{1}{36\mu V} \begin{bmatrix} S_1 S_1 & S_1 S_2 & S_1 S_3 & S_1 S_4 \\ S_2 S_1 & S_2 S_2 & S_2 S_3 & S_2 S_4 \\ S_3 S_1 & S_3 S_2 & S_3 S_3 & S_3 S_4 \\ S_4 S_1 & S_4 S_2 & S_4 S_3 & S_4 S_4 \end{bmatrix} \quad (3.28)
\end{aligned}$$

สามารถเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ 3.29

$$[K_1]_{4 \times 4} = \frac{1}{\mu} [B]_{4 \times 3}^T [B]_{3 \times 4} \quad (3.29)$$

โดยที่

$$[B] = \frac{1}{6V} \begin{bmatrix} b_1 & b_2 & b_3 & b_4 \\ c_1 & c_2 & c_3 & c_4 \\ d_1 & d_2 & d_3 & d_4 \end{bmatrix}$$

เมทริกซ์  $[K_2]_{4 \times 4}$

$$\text{จาก} \quad [K_2]_{4 \times 4} = \int_V [N]_{4 \times 1} (j\sigma\omega - \varepsilon\omega^2) [N]_{1 \times 4} dV \quad (3.30)$$

จากฟังก์ชันการประมาณภายในสมการที่ 3.14 และ  $j\sigma\omega - \varepsilon\omega^2$  คือ ค่าคงที่ จึงได้

$$[K_2]_{4 \times 4} = (j\sigma\omega - \varepsilon\omega^2) \int [N]_n [N]_m dx dy dz \quad n, m = 1, 2, 3, 4 \quad (3.31)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ 3.31 นี้สามารถคำนวณได้โดยใช้สูตรเชิงตัวประกอบ (Factorial formula) ในการประมาณการอินทิเกรตตลอดปริมาตรดังสมการที่ 3.32 โดยที่  $N_1 = L_1$   $N_2 = L_2$   $N_3 = L_3$  และ  $N_4 = L_4$  จะได้

$$\int_V L_1^a L_2^b L_3^c L_4^d dV = \frac{a!b!c!d!}{(a+b+c+d+3)!} 6V \quad (3.32)$$

จากสมการที่ 3.31 เมื่อประยุกต์ใช้สมการที่ 3.32 จะได้ตั้งสมการที่ 3.33

$$[K_2]_{4 \times 4} = \frac{(j\sigma\omega - \epsilon\omega^2)V}{20} \begin{Bmatrix} 2 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 2 \end{Bmatrix} \quad (3.33)$$

เมทริกซ์  $\{F\}_{4 \times 1}$

จาก  $\{F\}_{4 \times 1} = 0 \quad (3.34)$

หรือ  $\{F\}_{4 \times 1} = (0) \int [N]_{4 \times 1} dx dy dz \quad (3.35)$

และจากฟังก์ชันการประมาณภายในสมการที่ 3.14 ดังนั้นสมการที่ 3.35 จึงกลายเป็นสมการที่ 3.36

หรือ  $\{F\}_{4 \times 1} = (0) \int N_n dx dy dz \quad n = 1, 2, 3, 4 \quad (3.36)$

สมการที่ 3.37 สามารถคำนวณได้โดยใช้สูตรตั้งสมการที่ 3.32 ดังนั้น จะได้

$$\{F\}_{4 \times 1} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.37)$$

### 3.3.4 การประกอบสมการเอลิเมนต์ขึ้นเป็นระบบ

ขั้นตอนนี้เป็น การนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่ได้มาประกอบกันเป็นสมการรวมของระบบ หากเราแบ่งลักษณะรูปร่างของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยซึ่งประกอบด้วย  $n$  จุดต่อ จะก่อให้เกิดระบบสมการรวมซึ่งประกอบด้วยสมการย่อยจำนวนทั้งสิ้น  $n$  สมการ ดังนั้นจึงได้สมการรวมสำหรับการจำลองผลค่าสนามไฟฟ้าในรูปสมการเชิงเส้น ดังสมการที่ 3.38

$$[K]_{n \times n} \{E\}_{n \times 1} = \{P\}_{n \times 1} \quad (3.38)$$

หรือดังสมการที่ 3.39

$$\begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & \dots & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & \dots & K_{2n} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & \dots & K_{3n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ K_{n1} & K_{n2} & K_{n3} & \dots & K_{nn} \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times n)} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \\ \vdots \\ E_n \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times 1)} = \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \\ \vdots \\ P_n \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times 1)} \quad (3.39)$$

เมื่อ  $K$  คือค่าสัมประสิทธิ์ของระบบรวม  
 $E$  คือ ค่าสนามไฟฟ้าที่ไม่ทราบค่า ณ ตำแหน่งจุดต่อต่างๆ  
 $P$  คือ ค่ากำลังไฟฟ้าภายนอกที่มากระทำ ณ ตำแหน่งจุดต่อต่างๆ

### 3.3.5 การประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตพร้อมหาค่าผลเฉลย

หลังจากประยุกต์เงื่อนไขค่าขอบเขตให้กับระบบแล้ว จากสมการที่ (4.61) จะสามารถหาค่าสนามไฟฟ้า ( $E$ ) ณ จุดต่อต่างๆ ได้ดังสมการที่ 3.40

$$E = K^{-1}P$$

$$\begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \\ \vdots \\ E_n \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times 1)} = \begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} & \dots & K_{1n} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} & \dots & K_{2n} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} & \dots & K_{3n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ K_{n1} & K_{n2} & K_{n3} & \dots & K_{nn} \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times n)}^{-1} \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \\ \vdots \\ P_n \end{bmatrix}_{\text{sys}(n \times 1)} \quad (3.40)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ของการกระจายอุณหภูมิ

ในการคำนวณอุณหภูมิด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้น อาศัยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของอุณหภูมิที่อยู่ในรูปของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย สำหรับสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่ใช้ในการคำนวณการกระจายอุณหภูมิภายในวัสดุ (วิทยานิพนธ์เล่มนี้ หมายถึง ก้อนเนื้อเยื่อตับ ซึ่งเป็นการวิเคราะห์แบบ 3 มิติ) แต่เพื่อให้ง่ายต่อการทำความเข้าใจที่นี้จะนำเสนอการนำสมการการถ่ายเทความร้อนแบบพื้นฐานมาสร้างเป็นสมการทางระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ดังแสดงได้ในสมการที่ 3.41

$$k \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial T}{\partial x} + k \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial}{\partial z} \frac{\partial T}{\partial z} + Q = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.41)$$

โดยที่  $T$  คือ อุณหภูมิ (Temperature) [ $^{\circ}\text{C}$ ]

$k$  คือ ค่าการนำความร้อน (Thermal conductivity) [ $\text{W}/\text{m}\cdot^{\circ}\text{C}$ ]

$\rho$  คือ ความหนาแน่นมวล (Mass density) [ $\text{kg}/\text{m}^3$ ]

$c$  คือ ความร้อนจำเพาะ (Specific heat) [ $\text{J}/\text{kg}\cdot^{\circ}\text{C}$ ]

$Q$  คือ อัตราปริมาณความร้อนที่ผลิตขึ้น หรือได้รับจากภายนอก [ $\text{W}/\text{m}^3$ ]

#### 3.4.1 ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์

สำหรับรูปแบบของเอลิเมนต์ที่เลือกนำมาเสนอเป็นตัวอย่างในการวิเคราะห์ที่ได้กล่าวไว้ก่อนหน้านี้แล้ว รูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการคำนวณอุณหภูมิด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นจะใช้รูปแบบเหมือนกับเอลิเมนต์ที่ใช้ในการคำนวณสนามไฟฟ้าด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งการเลือกใช้ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ของการคำนวณอุณหภูมินั้นมีรายละเอียดดังจะกล่าวนี้

พิจารณากรณีการวิเคราะห์ระบบเป็นแบบ 3 มิติ โดยสมมติให้ลักษณะการกระจายของผลเฉลยบนเอลิเมนต์เป็นแบบเชิงเส้นจะได้ดังสมการที่ 3.42

$$T(x, y, z) = T_1 N_1 + T_2 N_2 + T_3 N_3 + T_4 N_4 \quad (3.42)$$

โดยที่  $N_n$  คือ ฟังก์ชันการประมาณภายในเอลิเมนต์ และ  $T_n$  คือ ผลลัพธ์ของค่าอุณหภูมิในแต่ละจุดต่อ ของเอลิเมนต์ และ  $n = 1, 2, 3, 4..$  ซึ่งในกรณีเอลิเมนต์รูปทรง 4 หน้า 4 จุดต่อ จะได้ฟังก์ชันการประมาณค่าภายในเอลิเมนต์ ดังสมการที่ 3.43

$$N_n = \frac{1}{6V} (a_n + b_n x + c_n y + d_n z) \quad (3.43)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยที่

$$a_1 = x_4(y_2z_3 - y_3z_2) + x_3(y_4z_2 - y_2z_4) + x_2(y_3z_4 - y_4z_3)$$

$$a_2 = x_4(y_3z_1 - y_1z_3) + x_3(y_1z_4 - y_4z_1) + x_1(y_4z_3 - y_3z_4)$$

$$a_3 = x_4(y_1z_2 - y_2z_1) + x_2(y_4z_1 - y_1z_4) + x_1(y_2z_4 - y_4z_2)$$

$$a_4 = x_3(y_2z_1 - y_1z_2) + x_2(y_1z_3 - y_3z_1) + x_1(y_3z_2 - y_2z_3)$$

$$b_1 = y_4(z_3 - z_2) + y_3(z_2 - z_4) + y_2(z_4 - z_3)$$

$$b_2 = y_4(z_1 - z_3) + y_1(z_3 - z_4) + y_3(z_4 - z_1)$$

$$b_3 = y_4(z_2 - z_1) + y_2(z_1 - z_4) + y_1(z_4 - z_2)$$

$$b_4 = y_3(z_1 - z_2) + y_1(z_2 - z_3) + y_2(z_3 - z_1)$$

$$c_1 = x_4(z_2 - z_3) + x_2(z_3 - z_4) + x_3(z_4 - z_2)$$

$$c_2 = x_4(z_3 - z_1) + x_3(z_1 - z_4) + x_1(z_4 - z_3)$$

$$c_3 = x_4(z_1 - z_2) + x_1(z_2 - z_4) + x_2(z_4 - z_1)$$

$$c_4 = x_3(z_2 - z_1) + x_2(z_1 - z_3) + x_1(z_3 - z_2)$$

$$d_1 = x_4(y_3 - y_2) + x_3(y_2 - y_4) + x_2(y_4 - y_3)$$

$$d_2 = x_4(y_1 - y_3) + x_1(y_3 - y_4) + x_3(y_4 - y_1)$$

$$d_3 = x_4(y_2 - y_1) + x_2(y_1 - y_4) + x_1(y_4 - y_2)$$

$$d_4 = x_3(y_1 - y_2) + x_1(y_2 - y_3) + x_2(y_3 - y_1)$$

และ

$$V = \frac{1}{6} \begin{vmatrix} 1 & x_1 & y_1 & z_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & z_2 \\ 1 & x_3 & y_3 & z_3 \\ 1 & x_4 & y_4 & z_4 \end{vmatrix} \quad (3.44)$$

เมื่อ  $V$  คือ ปริมาตรของแต่ละเอลิเมนต์ โดยสามารถคำนวณหาได้จากดีเทอร์มิแนนต์ของสัมประสิทธิ์ในแต่ละเอลิเมนต์ จะได้ดังแสดงในสมการที่ 3.44

### 3.4.2 การสร้างสมการเอลิเมนต์

ขั้นตอนนี้ถือว่าเป็นขั้นตอนที่สำคัญที่สุดของวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งเป็นการสร้างสมการของเอลิเมนต์ให้สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหาต่างๆ สำหรับตัวอย่างการแก้ปัญหาความร้อน มีสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย ดังแสดงด้วยสมการที่ 3.41 ที่แสดงก่อนหน้านี้ สำหรับการคำนวณอุณหภูมิด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ ก็ประยุกต์ใช้วิธีการถ่วงน้ำหนักเศษตค่างด้วยวิธีกาลอร์คินเช่นเดียวกันกับการคำนวณสนามแม่เหล็กไฟฟ้าดังรายละเอียดที่กล่าวมา ดังนั้นจะได้สมการการแก้ปัญหาด้วยวิธีการถ่วงน้ำหนักเศษตค่างดังสมการที่ 3.45

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\int_V W_n R dV = 0 \quad (3.45)$$

โดยเมื่อพิจารณาปัญหาทางความร้อนเป็นแบบ 3 มิติจะได้เศษตกค้าง  $R$  ดังสมการที่ 3.46

$$R = k \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial T}{\partial x} + k \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial}{\partial z} \frac{\partial T}{\partial z} - \rho c \frac{\partial T}{\partial t} + Q \quad (3.46)$$

สำหรับเอลิเมนต์รูปทรงสี่หน้า จุดที่ไม่รู้ค่ามี 4 จุดซึ่งได้แก่จุดต่อทั้งสี่ ดังนั้นจึงต้องการ 4 สมการในการแก้หาจุดที่ไม่รู้ค่า นั้นหมายถึงในสมการที่ 3.45 จะต้องมามีค่า  $n=1,2,3,4..$  และโดยปกติจะ  $W_n = N_n$  ดังนั้น เมื่อแทนค่า  $R$  จากสมการ 3.46 ลงในสมการที่ 3.45 จะได้ตั้งสมการที่ 3.47

$$\int_V N_n \left( k \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial T}{\partial x} + k \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial}{\partial z} \frac{\partial T}{\partial z} - \rho c \frac{\partial T}{\partial t} + Q \right) dV = 0 \quad (3.47)$$

แล้วแตกพจน์ต่างๆ ออกมาเพื่อทำการพิจารณา และแก้สมการ จะได้ตั้งสมการที่ 3.48

$$\int_V N_n \left( k \frac{\partial}{\partial x} \frac{\partial T}{\partial x} + k \frac{\partial}{\partial y} \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial}{\partial z} \frac{\partial T}{\partial z} \right) dV - \int_V N_n \left( \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \right) dV + \int_V N_n (Q) dV = 0 \quad (3.48)$$

พจน์แรกของสมการที่ 3.48 แทนการแพร่กระจายความร้อน พจน์ที่สองแทนอัตราความจุความร้อน และพจน์ที่สามแทนอัตราปริมาณความร้อนที่ผลิตขึ้น หรือได้รับจากภายนอกภายในเอลิเมนต์ตามลำดับ สำหรับพจน์แรกซึ่งเป็นพจน์อนุพันธ์อันดับสองใช้วิธีการอินทิเกรตที่ละส่วน ดังนั้นจากสมการที่ 3.48 เมื่อ  $n=1,2,3,4..$  จึงสามารถเขียนใหม่ได้ตั้งสมการที่ 3.49

$$\int_{\Gamma} N_n \left( k \frac{\partial T}{\partial x} n_x + k \frac{\partial T}{\partial y} n_y + k \frac{\partial T}{\partial z} n_z \right) d\Gamma - \int_V \left( k \frac{\partial N_n}{\partial x} \frac{\partial T}{\partial x} + k \frac{\partial N_n}{\partial y} \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial N_n}{\partial z} \frac{\partial T}{\partial z} \right) dV - \int_V N_n \rho c \frac{\partial T}{\partial t} dV + \int_V N_n Q dV = 0 \quad (3.49)$$

พจน์ที่เกี่ยวข้องกับขอบเขตของเอลิเมนต์ คือ พจน์แรกที่มีคุณสมบัติทางกายภาพคือปริมาณความร้อนตลอดขอบนอกของเอลิเมนต์นั้นๆ ซึ่งเอลิเมนต์นั้นอาจวางตัวอยู่กลาง หรืออยู่ติดขอบนอกของแบบจำลอง หากเอลิเมนต์ที่พิจารณาอยู่ในตำแหน่งขอบนอก หรือสมมุติให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบการพา

ความร้อน ก็จำเป็นต้องแทนพจน์นี้ด้วยเงื่อนไขการพาความร้อน ดังนั้นจากสมการที่ 3.49 จะได้สมการที่ 3.50

$$\int_{\Gamma} N_n (-h(T - T_{\infty})) d\Gamma - \int_V \left( k \frac{\partial N_n}{\partial x} \frac{\partial T}{\partial x} + k \frac{\partial N_n}{\partial y} \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial N_n}{\partial z} \frac{\partial T}{\partial z} \right) dV - \int_V N_n \rho c \frac{\partial T}{\partial t} dV + \int_V N_n Q dV = 0 \quad (3.50)$$

จากสมการที่ 3.50 จัดรูปใหม่จะได้สมการไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับเอลิเมนต์ได้ตั้งสมการที่ 3.51

$$\int_V N_n \rho c \frac{\partial T}{\partial t} dV + \int_V \left( k \frac{\partial N_n}{\partial x} \frac{\partial T}{\partial x} + k \frac{\partial N_n}{\partial y} \frac{\partial T}{\partial y} + k \frac{\partial N_n}{\partial z} \frac{\partial T}{\partial z} \right) dV + \int_{\Gamma} N_n (hT) d\Gamma = \int_V N_n Q dV + \int_{\Gamma} N_n (h(T_{\infty})) d\Gamma \quad (3.51)$$

และเนื่องจากสมการที่ 3.51 มีทั้งหมด 4 สมการ ซึ่งสามารถเขียนสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ให้อยู่ในรูป เมทริกซ์ได้ตั้งสมการที่ 3.52

$$\int_V \left( [N]_{4 \times 1} \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \right) dV + \int_V \left( k \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{4 \times 1} \frac{\partial T}{\partial x} + k \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{4 \times 1} \frac{\partial T}{\partial y} + k \left[ \frac{\partial N}{\partial z} \right]_{4 \times 1} \frac{\partial T}{\partial z} \right) dV + \int_{\Gamma} [N]_{4 \times 1} (hT) d\Gamma = \int_V [N]_{4 \times 1} Q dV + \int_{\Gamma} [N]_{4 \times 1} (h(T_{\infty})) d\Gamma \quad (3.52)$$

และจากสมการที่ 3.42 จึงได้ลักษณะการกระจายของอุณหภูมิ  $T$  โดยประมาณในแต่ละเอลิเมนต์ดังนี้

$$T(x, y, z) = [N]_{1 \times 4} [T]_{4 \times 1}$$

เมื่อ  $\frac{\partial T}{\partial x} = \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{1 \times 4} [T]_{4 \times 1}$ ,  $\frac{\partial T}{\partial y} = \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{1 \times 4} [T]_{4 \times 1}$  และ  $\frac{\partial T}{\partial z} = \left[ \frac{\partial N}{\partial z} \right]_{1 \times 4} [T]_{4 \times 1}$

จัดสมการสมการที่ 3.52 เป็นสมการไฟไนต์เอลิเมนต์จึงได้ตั้งสมการที่ 3.53

$$\int_V \left( [N]_{4 \times 1} \rho c [N]_{1 \times 4} \right) dV \left[ \dot{T} \right]_{4 \times 1} + \int_V \left( k \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{4 \times 1} \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{1 \times 4} + k \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{4 \times 1} \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{1 \times 4} \right) dV [T]_{4 \times 1} + \int_{\Gamma} [N]_{4 \times 1} h [N]_{1 \times 4} d\Gamma [T]_{4 \times 1} = \int_V [N]_{4 \times 1} h T_{\infty} d\Gamma + \int_V [N]_{4 \times 1} Q dV \quad (3.53)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรือเขียนสมการไฟไนต์เอลิเมนต์เมทริกซ์สำหรับแต่ละเอลิเมนต์ที่ประกอบด้วย 4 สมการได้ตั้งสมการที่ 3.54

$$[C]_{4 \times 4} \left\{ \dot{T} \right\}_{4 \times 1} + [[K_c] + [K_h]]_{4 \times 4} \{T\}_{4 \times 1} = \{Q_h\}_{4 \times 1} + \{Q_o\}_{4 \times 1} \quad (3.54)$$

โดยที่  $[C]_{4 \times 4}$  คือ เมทริกซ์ของความจุความร้อน

$[K_c]_{4 \times 4}$  คือ เมทริกซ์ของการแพร่กระจายความร้อน

$[K_h]_{4 \times 4}$  คือ เมทริกซ์ของการพาความร้อน

$\{Q_h\}_{4 \times 1}$  คือ โหลดเวกเตอร์ของการพาความร้อน

$\{Q_o\}_{4 \times 1}$  คือ โหลดเวกเตอร์ของปริมาณความร้อนที่ผลิตเอง

แยกพิจารณาที่ละพจน์ของสมการที่ 3.54 จะได้รายละเอียดดังจะกล่าวต่อไปนี้

เมทริกซ์ของการจุความร้อน:  $[C]_{4 \times 4}$

$$[C]_{4 \times 4} = \int_V ([N]_{4 \times 1} \rho c [N]_{1 \times 4}) dV \quad (3.55)$$

พิจารณาว่าความหนาแน่นมวล ( $\rho$ ) และความร้อนจำเพาะ ( $c$ ) มีค่าคงที่ และจากสมการที่ 3.43 จักรูปสมการที่ 3.55 ใหม่จึงได้ตั้งสมการที่ 3.56

$$[C]_{4 \times 4} = \rho c \int N_n N_m dx dy dz \quad \text{เมื่อ } n, m = 1, 2, 3, 4.. \quad (3.56)$$

สมการที่ 3.56 นี้สามารถคำนวณได้โดยการประมาณการอินทิเกรตตลอดปริมาตร ดังนั้นจะได้ผลลัพธ์ดังแสดงในสมการที่ 3.57

$$[C]_{4 \times 4} = \frac{\rho c V}{20} \begin{bmatrix} 2 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 2 \end{bmatrix} \quad (3.57)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมทริกซ์ของการแพร่กระจายความร้อน :  $[K_c]_{4 \times 4}$

$$[K_c]_{4 \times 4} = \int_V \left( k \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{4 \times 1} \left[ \frac{\partial N}{\partial x} \right]_{1 \times 4} + k \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{4 \times 1} \left[ \frac{\partial N}{\partial y} \right]_{1 \times 4} + k \left[ \frac{\partial N}{\partial z} \right]_{4 \times 1} \left[ \frac{\partial N}{\partial z} \right]_{1 \times 4} \right) dV \quad (3.58)$$

แทนฟังก์ชันการประมาณภายใน (สมการที่ 3.43) ลงในสมการที่ 3.58 แล้วเขียนใหม่ได้ดังสมการที่ 3.59

$$\frac{\partial N_n}{\partial x} = \frac{b_n}{6V}, \quad \frac{\partial N_n}{\partial y} = \frac{c_n}{6V} \quad \text{และ} \quad \frac{\partial N_n}{\partial z} = \frac{d_n}{6V} \quad \text{เมื่อ } n=1,2,3,4 \quad (3.59)$$

แทนความสัมพันธ์ของสมการที่ 3.59 ลงในสมการที่ 3.58 จะได้ดังสมการที่ 3.60

$$[K_c]_{4 \times 4} = k \int \left( \frac{b_n b_m}{6V 6V} + \frac{c_n c_m}{6V 6V} + \frac{d_n d_m}{6V 6V} \right) dx dy dz \quad \text{เมื่อ } n, m = 1, 2, 3, 4.. \quad (3.60)$$

$$= \frac{k}{36V^2} (b_n b_m + c_n c_m + d_n d_m) \int dx dy dz$$

$$= \frac{k}{36V} (b_n b_m + c_n c_m + d_n d_m) \quad \text{เมื่อ } n, m = 1, 2, 3, 4..$$

$$[K_c]_{4 \times 4} = \frac{k}{36V} \begin{bmatrix} b_1 b_1 + c_1 c_1 + d_1 d_1 & b_1 b_2 + c_1 c_2 + d_1 d_2 & b_1 b_3 + c_1 c_3 + d_1 d_3 & b_1 b_4 + c_1 c_4 + d_1 d_4 \\ b_2 b_2 + c_2 c_2 + d_2 d_2 & b_2 b_3 + c_2 c_3 + d_2 d_3 & b_2 b_4 + c_2 c_4 + d_2 d_4 \\ b_3 b_3 + c_3 c_3 + d_3 d_3 & b_3 b_4 + c_3 c_4 + d_3 d_4 \\ b_4 b_4 + c_4 c_4 + d_4 d_4 \end{bmatrix} \quad (4.118)$$

Sym

เมทริกซ์ของการพาความร้อน :  $[K_h]_{4 \times 4}$

จาก  $[K_h]_{4 \times 4} = \int_{\Gamma} [N]_{4 \times 1} h [N]_{1 \times 4} d\Gamma \quad (3.61)$

จากสมการที่ 3.61 และหากสัมประสิทธิ์การพาความร้อน  $h$  มีค่าคงที่ เมื่อพิจารณาการถ่ายเทความร้อนบนปริมาตรของเอลิเมนต์จึงเขียนได้ดังสมการที่ 3.62

$$[K_h]_{4 \times 4} = h \int N_n N_m dx dy dz \quad \text{เมื่อ } n, m = 1, 2, 3, 4.. \quad (3.62)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ 3.62 ใช้สูตรเชิงตัวประกอบในการประมาณการอินทิเกรตตลอดปริมาตรจะได้ดังสมการที่

$$[K_h]_{4 \times 4} = \frac{hV}{20} \begin{bmatrix} 2 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 2 \end{bmatrix} \quad (3.63)$$

โหนดเวกเตอร์การพาความร้อน :  $\{Q_h\}_{4 \times 1}$

จาก 
$$\{Q_h\}_{4 \times 1} = \int_{\Gamma} [N]_{4 \times 1} h T_{\infty} d\Gamma \quad (3.64)$$

หรือเมื่อพิจารณาการถ่ายเทความร้อนบนปริมาตรของเอลิเมนต์ตั้งนั้นสมการที่ 3.64 จึงกลายเป็นสมการที่ 3.65

$$\{Q_h\}_{4 \times 1} = h T_{\infty} \int N_n dx dy dz \quad \text{เมื่อ } n = 1, 2, 3, 4.. \quad (3.65)$$

สมการที่ 3.65 ใช้สูตรเชิงตัวประกอบในการประมาณการอินทิเกรตตลอดปริมาตรได้ดังสมการที่ 3.66

$$\{Q_h\}_{4 \times 1} = \frac{h T_{\infty} V}{4} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.66)$$

โหนดเวกเตอร์ของปริมาณความร้อนที่ผลิตเอง :  $\{Q_o\}_{4 \times 1}$

$$\{Q_o\}_{4 \times 1} = \int_{\Omega} [N]_{4 \times 1} Q d\Omega \quad (3.67)$$

หรือ 
$$\{Q_o\}_{4 \times 1} = Q \int N_n dx dy dz \quad \text{เมื่อ } n = 1, 2, 3, 4.. \quad (3.68)$$

ทำการอินทิเกรตตลอดปริมาตรสมการที่ 3.68 จะได้ดังสมการที่ 3.69

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\{Q_0\}_{4 \times 1} = \frac{QV}{4} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (3.69)$$

### 3.4.3 การประกอบเอาลิเมนต์ขึ้นเป็นระบบ

ขั้นตอนนี้เป็น การนำสมการของแต่ละเอาลิเมนต์ที่ได้มาประกอบกันเป็นสมการรวมของระบบ หากเราแบ่งลักษณะรูปร่างของปัญหาออกเป็นเอาลิเมนต์ย่อยซึ่งประกอบด้วย เมื่อ  $n$  จุดต่อ จะก่อให้เกิดระบบสมการรวมซึ่งประกอบด้วยสมการย่อยจำนวนทั้งสิ้น  $n$  สมการ ดังสมการที่ 3.72

$$\left( \frac{1}{\Delta t} [C]_{n \times n} + [K]_{n \times n} \right) \{T\}_{n \times 1}^{t+\Delta t} = \frac{1}{\Delta t} [C]_{n \times n} \{T\}_{n \times 1}^t + \{Q\}_{n \times 1}^{t+\Delta t} \quad (3.70)$$

จัดรูปใหม่ได้ดังสมการที่ 3.73

$$\left( [C]_{n \times n} + \Delta t [K]_{n \times n} \right) \{T\}_{n \times 1}^{t+\Delta t} = [C]_{n \times n} \{T\}_{n \times 1}^t + \Delta t \{Q\}_{n \times 1}^{t+\Delta t} \quad (3.71)$$

เมื่อ  $[M]_{n \times n} = [C]_{n \times n} + \Delta t [K]_{n \times n}$  และ  $[F]_{n \times 1} = [C]_{n \times n} \{T\}_{n \times 1}^t + \Delta t \{Q\}_{n \times 1}^{t+\Delta t}$

ดังนั้นจึงได้สมการรวมของการวิเคราะห์การกระจายอุณหภูมิ แสดงดังสมการที่ 3.74

$$[M]_{n \times n} \{T\}_{n \times 1}^{t+\Delta t} = [F]_{n \times 1} \quad (3.72)$$

### 3.4.4 การประยุกต์เงื่อนไขเริ่มต้นและเงื่อนไขขอบเขตพร้อมหาค่าผลเฉลย

ขั้นตอนการหาค่าผลเฉลยของอุณหภูมิ  $T$  เริ่มจากการกำหนดเงื่อนไขเริ่มต้นให้แก่ระบบ และเงื่อนไขขอบเขตบริเวณต่างๆ โดยมีค่าเงื่อนไขเริ่มต้นที่พิจารณา คือ  $T(t=0) = 25^\circ\text{C}$  ส่วนค่าไหลดเวกเตอร์ของปริมาณความร้อนจะใช้ค่าปริมาณความร้อนพิจารณา โดยค่าปริมาณความร้อนจะหาได้จากความสัมพันธ์ของค่าศักย์เชิงเวกเตอร์สนามไฟฟ้าดังสมการที่ 3.73 หรือ 3.74

$$Q = \sigma E^2 \quad (3.73)$$

หรือ  $Q = J \cdot E \quad (3.74)$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นอกจากปริมาณความร้อนที่ใส่ในระบบ ( $Q$ ) จะได้จากปริมาณความร้อนที่เกิดจากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟดังที่แสดงในสมการที่ 3.73 หรือ 3.74 แล้ว ยังเกิดจากแหล่งความร้อนจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ ( $Q_{met}$ ) ด้วย

การถ่ายเทความร้อนในหัวข้อที่ผ่านมาเป็นตัวอย่างการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนในตัวกลางที่เป็นของแข็ง ความร้อนเกิดการถ่ายเทโดยการนำจากตำแหน่งหนึ่งไปยังอีกตำแหน่งหนึ่งโดยตัวกลางไม่เคลื่อนที่ การถ่ายเทความร้อนในของไหลก็คล้ายกัน ประกอบด้วยการถ่ายเทความร้อนโดยการนำ และยังมี การถ่ายเทความร้อนโดยการพาเพิ่มขึ้นมาอีกชนิดหนึ่งเนื่องจากของไหลนั้นเคลื่อนที่ได้ การคำนวณหา ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิตามตำแหน่งต่างๆ ของของไหลที่มีการเคลื่อนที่หรือเกิดการไหลพิจารณาได้ดังนี้ [87]

เมื่อสมการเชิงอนุพันธ์ของการถ่ายเทความร้อนในของไหลนั้นมีพจน์ที่เกี่ยวข้องกับการพาความร้อนจากของไหลเพิ่มขึ้นมาดังสมการที่ 3.75

$$-\left(\frac{\partial q_x}{\partial x} + \frac{\partial q_y}{\partial y} + \frac{\partial q_z}{\partial z}\right) - \rho c \left(u \frac{\partial T}{\partial x} + v \frac{\partial T}{\partial y} + w \frac{\partial T}{\partial z}\right) + Q = \rho c \frac{\partial T}{\partial t} \quad (3.75)$$

โดยความเร็วของการไหล  $u, v, w$  ในทิศทาง  $x, y, z$  นั้นทราบค่า และกำหนดมาให้ การประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถทำได้โดยวิธีถ่วงน้ำหนักเศษตค่างเช่นเดียวกับที่อธิบายในหัวข้อก่อนหน้านี้ ก่อให้เกิดสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ในรูปแบบสมการเช่นเดียวกับสมการที่ 3.54 แต่จะเพิ่มส่วนของพจน์ของการพาความร้อนจากของไหลเพิ่มขึ้นมา ดังแสดงในสมการที่ 3.76

$$[C]_{4 \times 4} \left\{ \dot{T} \right\}_{4 \times 1} + \left[ [K_c] + [K_h] + [K_v] \right]_{4 \times 4} \{T\}_{4 \times 1} = \{Q_h\}_{4 \times 1} + \{Q_Q\}_{4 \times 1} \quad (3.76)$$

เมื่อ  $[K_v]_{4 \times 4}$  คือ เมทริกซ์ของการพาความร้อนเนื่องจากของไหล

## บทที่ 4

### วิธีการ และการออกแบบ

บทนี้กล่าวถึง ปัญหาที่เกี่ยวกับการรักษาแม่แรงโดยใช้ความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กรอบแนวคิดของการศึกษา หลักการ และวิธีการในการจำลองโดยจะกล่าวถึงรายละเอียดของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ท้ายนี้ก็จะกล่าวถึงออกแบบการทดลองจริงเพื่อตรวจสอบการเปรียบเทียบกับจำลองทางคณิตศาสตร์

#### 4.1 บทนำ

ถึงแม้ว่าจะมีการพัฒนาแบบจำลองสมการไปโอฮีของ Pennes [65] ให้มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น แต่ก็ยังเป็นเพียงการศึกษาในเชิงการปรับปรุงสมการเท่านั้น เนื่องจากความง่ายของสมมติเบื้องต้นที่กำหนดให้ค่าการนำความร้อน การไหลเวียนเลือด และอัตราการสันดาปของเนื้อเยื่อมีความสม่ำเสมอ แต่การตั้งสมมติฐานดังกล่าวนี้ จะทำให้การใช้สมการไปโอฮีในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนยังไม่ถูกต้อง และใกล้เคียงกับลักษณะทางกายภาพจริงมากนัก โดยเฉพาะปัญหาที่เกี่ยวกับการรักษาแม่แรงโดยใช้ความร้อนจากคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งในการศึกษาวิจัยยังมีปัญหาดังต่อไปนี้

##### 1. ขาดความเข้าใจเกี่ยวกับการตอบสนองทางความร้อนของเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิสูง

เมื่อเนื้อเยื่อมีอุณหภูมิสูง จะเกิดการตอบสนองทางฟิสิกส์ของเนื้อเยื่อจากผลกระทบจากการที่เนื้อเยื่อมีอุณหภูมิสูง [64] รวมถึงเกิดการสูญเสียน้ำในเนื้อเยื่อ เปลี่ยนแปลง อีกทั้งเกิดการเปลี่ยนแปลงคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก คุณสมบัติทางความร้อน และทางฟิสิกส์อื่นๆ ของเนื้อเยื่อก็จะเกิดการเปลี่ยนแปลง ทั้งนี้เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของโปรตีนในเนื้อเยื่อ และเกิดการเสียหายของเนื้อเยื่อ ซึ่งสิ่งเหล่านี้ในปัจจุบันยังไม่มีการศึกษาเกี่ยวกับการตอบสนองทางความร้อนของเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิสูงมากนัก

##### 2. ไม่สามารถอธิบายกระบวนการทางฟิสิกส์ของเนื้อเยื่อได้ทั้งหมด

ที่อุณหภูมิสูงๆ ระหว่างกระบวนการรักษาโรคมะเร็งตับ โดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนนั้น ยังไม่สามารถอธิบายกระบวนการทางฟิสิกส์ของเนื้อเยื่อได้ทั้งหมด ด้วยการใช้สมการไปโอฮีของ Pennes แบบดั้งเดิม เนื่องจากสมการไปโอฮีของ Pennes ไม่ได้พิจารณาถึงกระบวนการที่เกี่ยวกับความสัมพันธ์ของน้ำในเนื้อเยื่อ (Tissue water related processes) ซึ่งจะส่งผลกระทบต่อค่าอุณหภูมิของเนื้อเยื่อโดยตรง ไม่ว่าจะเป็นกระบวนการระเหยของน้ำ (Tissue water evaporation) การเคลื่อนของน้ำในเนื้อเยื่อ และการแพร่ของน้ำในเนื้อเยื่อ (Movement and Diffusion of tissue water) และกระบวนการกลั่นตัวของน้ำ (Condensation)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3. ปัญหาเนื่องจากโครงสร้างทางกายภาพของเนื้อเยื่อตับ

หลายงานวิจัยที่ผ่านมาอธิบาย และสมมุติว่าเนื้อเยื่อทางชีวภาพเป็นวัสดุแข็งเนื้อเดียว แต่ในความเป็นจริงแล้วเนื้อเยื่อตับไม่ได้จัดเป็นวัสดุเนื้อเดียว (Inhomogeneous material) เนื่องจากมี ส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อ เลือด โปรตีน ฮีโมโกลบิน และองค์ประกอบอื่นๆ ซึ่งมีองค์ประกอบภายในที่มีความซับซ้อน

### 4. คุณสมบัติต่างๆ ของเนื้อเยื่อมีความซับซ้อน

การใช้สมการไบโอฮีทแบบดั้งเดิมในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนไม่สามารถอธิบายพฤติกรรมเปลี่ยนแปลงของเนื้อเยื่อเมื่อได้รับพลังงานความร้อนได้อย่างถูกต้อง เนื่องจากไม่ว่าจะเป็นคุณสมบัติทางความร้อน คุณสมบัติทางไดอิเล็กตริก คุณสมบัติทางกล และสมบัติทางกายภาพอื่นๆ ในความเป็นจริงแล้วจะเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับองค์ประกอบต่างๆ มากมาย เช่น เป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับค่าอุณหภูมิ, ส่วนประกอบของน้ำในเนื้อเยื่อ [91] และการเปลี่ยนแปลงของความเค้นเชิงกลในเนื้อเยื่อ ดังนั้นสมการไบโอฮีทแบบดั้งเดิมอยู่บนพื้นฐานของการวิเคราะห์ที่กำหนดให้ค่าคุณสมบัติต่างๆ ของเนื้อเยื่อเป็นค่าคงที่ ที่ไม่ขึ้นกับค่าคุณสมบัติใดๆ

### 5. ปัญหาเนื่องจากกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์ของน้ำในเนื้อเยื่อ

แม้ว่าที่ผ่านมาจะมีงานวิจัยที่ศึกษาถึงผลกระทบของน้ำในเนื้อเยื่อ แต่ก็ไม่รวมครบทุกกระบวนการในแบบจำลอง หรือสนใจเพียง ซึ่งมีบางงานวิจัยที่สร้างแบบจำลองโดยพิจารณาผลกระทบของน้ำในเนื้อเยื่อ แต่ก็คำนึงถึงเฉพาะการระเหยของน้ำที่ผิวเท่านั้น [92]-[93] ซึ่งกระบวนการที่เกี่ยวข้องกับความสัมพันธ์ของน้ำในเนื้อเยื่อส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงสถานะของน้ำในเนื้อเยื่อนั้น เป็นเรื่องยากในการวิเคราะห์ มีบางงานวิจัยที่สนใจผลกระทบของการระเหยของน้ำ โดยรวมเทอมของการระเหยของน้ำเข้าไปในสมการไบโอฮีทแบบเดิม [25] แต่ก็ยังเป็นเพียงการปรับปรุงแบบจำลองทางความร้อนด้วยการรวมกระบวนการความสัมพันธ์ของน้ำอย่างง่าย แต่ไม่คำนึงถึงคุณสมบัติทางความร้อนที่ขึ้นกับค่าอุณหภูมิ และสถานะน้ำในเนื้อเยื่อ

## 4.2 กรอบแนวความคิดของการศึกษา

กรอบแนวความคิดของการศึกษานี้ ผู้ศึกษามีแนวความคิดที่จะศึกษาการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยการใช้ความร้อนจากคลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยพยายามศึกษาเทคนิค และข้อจำกัดของการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟจากงานวิจัยอื่นๆ ดังที่ได้กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 ซึ่งพบข้อจำกัดหลักคือ ขนาดของแผล หรือก้อนมะเร็งที่ถูกทำลายด้วยความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟมีรูปแบบเดียว คือ รูปหยดน้ำ นอกจากนี้หลายงานวิจัยที่ศึกษาวิเคราะห์เพียงภายในคอมพิวเตอร์ด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ซึ่งเมื่อนำมาทดลองจริงผลที่ได้ยังไม่ถูกต้องมากนัก เนื่องจากมีการสมมุติคุณสมบัติ และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

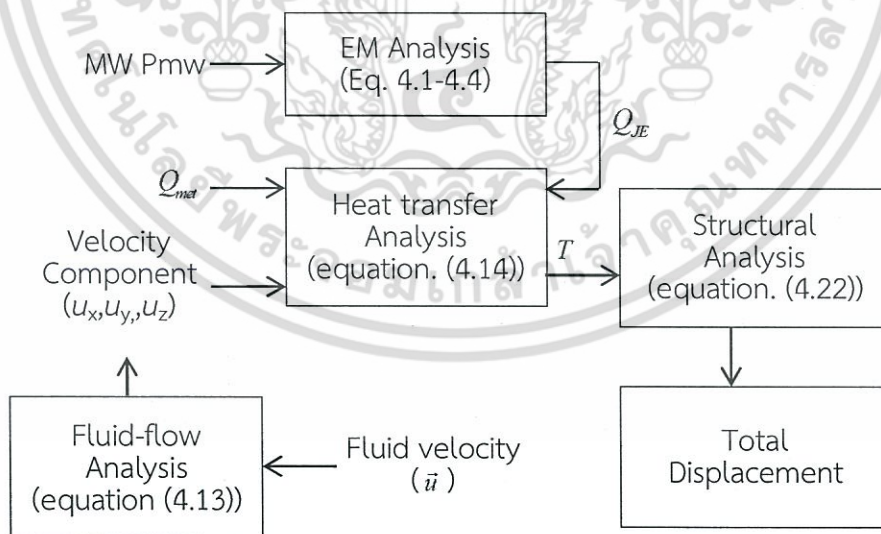
ข้อจำกัดหลายอย่างให้คงที่ อีกทั้งยังขาดการพิจารณาผลข้างเคียงอื่นๆรวมในขณะวิเคราะห์ ดังนั้น การศึกษาครั้งนี้ จึงได้คิดออกแบบสายอากาศแบบใหม่เพื่อสร้างแผล หรือทำลายก้อนมะเร็งที่มีรูปแบบที่แตกต่างจากรูปหยดน้ำ และเพื่อให้การศึกษามีความถูกต้อง เหมือนการรักษาจริงมากที่สุด ผู้ศึกษาจึงพิจารณาเนื้อเยื่อตับหรือเนื้อเยื่อซี่โครง เป็นวัสดุพหุ และพิจารณาผลข้างเคียงอื่นๆรวมด้วยในขณะทำการรักษาโรคมะเร็งตับ เช่น ตำแหน่งก้อนมะเร็ง (ใกล้กับเส้นเลือดใหญ่) รวมถึงอัตราการไหลของเลือด เป็นต้น

### 4.3 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์

เพื่อให้การวิเคราะห์ และทำนายการรักษาโรคมะเร็งตับโดยการใช้ความร้อนจากคลื่นความถี่ไมโครเวฟด้วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์มีความเสมือนจริงมากที่สุด และเพื่อศึกษาผลของโครงสร้างทางกายภาพ แบบจำลองที่ใช้ในการศึกษาประกอบไปด้วย แบบจำลองสายอากาศช่วงคลื่นไมโครเวฟ แบบจำลองของเนื้อเยื่อ (ตับ และก้อนมะเร็ง) ที่ถูกสมมติให้เป็นวัสดุพหุ (Inhomogeneous material) และเส้นเลือดใหญ่ (สำหรับศึกษาผลของอัตราการไหลของเลือด) ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้

#### 4.3.1 การวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์

งานวิจัยนี้มีการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์เพื่อใช้ในการทำนายการรักษาโรคมะเร็งตับโดยการใช้ความร้อนจากคลื่นความถี่ไมโครเวฟโดยมีแบบแผนการวิเคราะห์ที่แสดงในรูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 ไดอะแกรมการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์เพื่อใช้ในการงานวิจัยนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากไดอะแกรมในรูปที่ 4.1 เมื่อคลื่นไมโครเวฟถูกส่งผ่านสายอากาศเข้าสู่เนื้อเยื่อเป้าหมาย (ก้อนมะเร็งตับ) จะเกิดการดูดกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งลำดับในการวิเคราะห์เริ่มต้นจากการวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแมกเนติกเพื่อให้ได้ค่าตัวแปร  $Q_{JE}$  ซึ่งเป็นพลังงานหลักที่ใช้ในการรักษาโรคมะเร็งตับ ต่อมาก็วิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนอันเกิดจากก้อนมะเร็งตับดูดซับสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและการสันดาบภายใน ( $Q_{JE} + Q_{met}$ ) แต่ในทุกช่วงเวลาจะต้องนำผลอัตราเร็ว ( $\dot{m}$ ) ในการไหลของของไหล (เลือด) พิจารณาร่วมด้วย ซึ่งของไหลที่พิจารณาจะไหลผ่านเส้นเลือดใหญ่ โดยสมมุติให้เนื้อเยื่อตับมีความสมมาตรของความพรุน หรือมีคุณสมบัติคงที่สม่ำเสมอ เมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิเปลี่ยนแปลงไป ก็ทำการวิเคราะห์ทางโครงสร้างของตับเพื่อพิจารณาเคลื่อนตัวรวม (Total displacement) ซึ่งแสดงถึงแนวโน้มการเปลี่ยนรูปของเนื้อเยื่อตับต่อไป (สมการต่างๆในบทนี้จะเป็นพิจารณาในระบบพิกัดทรงกระบอก (Cylindrical Coordinate System) เนื่องจากแบบจำลองเป็นรูปทรงกระบอก)

#### 4.3.1.1 การวิเคราะห์ทางอิเล็กทรอนิกส์โทรแมกเนติก (Electromagnetic analysis)

สมมติฐานเบื้องต้น สมมติฐานเบื้องต้นที่ใช้ในการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามืดังต่อไปนี้

1. โหมดในการส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่สายโคแอกเซียลกำหนดให้ส่งแบบ TEM ซึ่งในการส่งโหมดนี้ จะมีสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับทิศทางในการเดินทางของคลื่น โดยความถี่ที่ใช้นั้นจะใช้ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ [94]
2. ตัวนำในท่อนำคลื่นไมโครเวฟกำหนดให้เป็นตัวนำสมบูรณ์ (Perfect electric conductor)
3. เงื่อนไขที่กำหนดที่รอยต่อของตัวกลางกำหนดดังนี้ [94]
  - กำหนดให้มีสนามไฟฟ้า E เฉพาะในทิศทางที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - กำหนดให้สนามไฟฟ้า E ในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำมีค่าเท่ากับศูนย์
  - กำหนดให้มีสนามแม่เหล็ก H เฉพาะในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - กำหนดให้สนามแม่เหล็ก H ในแนวตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำมีค่าเท่ากับศูนย์ คือ ไม่มีการเกิดสนามแม่เหล็ก H ขึ้นในทิศทางดังกล่าว
4. ค่าสมบัติไดอิเล็กตริกของท่อนำคลื่นไมโครเวฟเป็นค่าคงที่
5. กำลังไมโครเวฟเริ่มต้นกำหนดระดับที่ 50 วัตต์ อินพุท (จำลอง และทดลองในโหมดควบคุมอุณหภูมิ)

สมการที่เกี่ยวข้อง จากสมมติฐานเบื้องต้น การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะพิจารณาในโหมดการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในโหมด TEM (Transverse

Electromagnetic Wave : TEM) ซึ่งค่าสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กหาได้จากสมการแมกซ์เวล (Maxwell's equation) ในสมการที่ (4.1) และ (4.2)

สมการสนามไฟฟ้า (Electric Field);  $\vec{E}$  คือ [95]

$$\vec{E}(r) = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (4.1)$$

สมการสนามแม่เหล็ก (Magnetic Field);  $\vec{H}$  คือ [95]

$$\vec{H}(r) = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (4.2)$$

กำลังไมโครเวฟเฉลี่ยในท่อนำคลื่น สามารถหาได้จากทฤษฎีพอยน์ติง (Poynting's theorem) [96] ซึ่งเมื่อเวลาเพิ่มมากขึ้นจะส่งผลให้กำลังไมโครเวฟเฉลี่ยในท่อนำคลื่นมีค่าสูงขึ้นตามไปด้วย กำลังไมโครเวฟเฉลี่ยรอบๆ ผิวปิดของท่อนำคลื่นไมโครเวฟ หาได้จากผลคูณแบบครอส (Cross) ระหว่างสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ( $\vec{E} \times \vec{H}$ ) ดังนั้นกำลังไมโครเวฟเฉลี่ยในท่อนำคลื่น (Averaged power flow in the microwave coaxial antenna;  $P_{av}$  แสดงดังสมการที่ 4.3

$$P_{av} = \int_{r_{inner}}^{r_{outer}} \text{Re} \left( \frac{1}{2} \vec{E} \times \vec{H} \right) 2\pi r dr = e_z \pi \frac{C^2}{Z} \ln \left( \frac{r_{outer}}{r_{inner}} \right) \quad (4.3)$$

และเมื่อ

$$C = \sqrt{\frac{Z P_{av}}{\pi \ln(r_{outer} / r_{inner})}}$$

$Z$  คือ ความต้านทานรวมคลื่นในตัวอเล็กตริก (Wave impedance in the dielectric;  $\Omega$ ) โดย  $Z = \sqrt{Z_0 / \epsilon'_{r,die}}$  ซึ่ง  $Z_0 = \sqrt{\mu_0 / \epsilon_0}$  คือ ความต้านทานรวมภายใน ( $\Omega$ ),  $\epsilon_0$  คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีในที่ว่าง (Permittivity of free space) มีค่า  $8.8542 \times 10^{-12}$  F/M  $\mu_0$  คือ สมบัติการซึมผ่านในที่ว่างของสนามแม่เหล็ก (Permeability of free space) มีค่าเท่ากับ  $4\pi \times 10^{-12}$  H/m และ  $\epsilon'_{r,die}$  คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ของตัวไดอิเล็กตริก (Relative permittivity of dielectric) และ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- $t$  คือ เวลา (Time); (s)  
 $r_{inner}$  คือ รัศมีภายในของตัวไดอิเล็กตริก (Dielectric's inner radian); (m)  
 $r_{outer}$  คือ รัศมีภายนอกของตัวไดอิเล็กตริก (Dielectric's outer radian); (m)  
 $\omega$  คือ ความถี่เชิงมุม (Angular frequency); (rad/s) โดย  $\omega = 2\pi f$   
 $f$  คือ ความถี่ (Frequency); (Hz)  
 $\lambda$  คือ ความยาวคลื่น (Wave length); (m)

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่เข้าสู่เนื้อเยื่อยึดโดยพิจารณาแบบสนามระยะใกล้ (Near Field) สามารถหาได้จากสมการที่ 4.4

$$\nabla \times \left( \left( \epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \bar{H}_\phi \right) - \mu_r k_0^2 \bar{H}_\phi = 0 \quad (4.4)$$

โดยค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative permittivity) หาจากสมการที่ (4.5) คือ

$$\epsilon_r = n'^2 \quad (4.5)$$

โดยที่

$\epsilon_r$  คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative dielectric constant) หรือค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative permittivity); (F/m)

$\epsilon_0$  คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีของที่ว่าง (Permittivity of free space) มีค่าเท่ากับ  $8.8542 \times 10^{-12}$  F/m

$\sigma$  คือ สมบัติการนำไฟฟ้า (Electric conductivity); (S/m) หรือ (Siemens/meter) โดย Siemens คือ ส่วนกลับของความต้านไฟฟ้า (Resistance electric; ( $\Omega$ ))  $S = \Omega^{-1}$

$\mu_r$  คือ สมบัติการซึมผ่านของสนามแม่เหล็กสัมพัทธ์ (Relative magnetic permeability)

$\omega$  คือ ความถี่เชิงมุม (Angular frequency); (rad/s) โดย  $\omega = 2\pi f$

$k_0$  คือ ค่าคงที่ในการแพร่กระจายคลื่นในที่ว่าง (Propagation constant of Free Space); ( $m^{-1}$ )

$n'$  คือ ดัชนีหักเหของคลื่น (Refractive Index)

เงื่อนไขขอบเขตสำหรับการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า คลื่นไมโครเวฟจะถูกปล่อยออกมาจากท่อนำคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งต่ออยู่กับแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ คลื่นจะเคลื่อนที่ผ่านท่อนำคลื่นไมโครเวฟ ออกสู่เนื้อเยื่อตับทางสายอากาศ ดังนั้นการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ (พิจารณา) คือ

- อินพุทท่อนำคลื่นหรือสายโคแอกเซียล กำหนดให้ใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบช่องรับคลื่น (Port boundary condition) โดยมีพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟเริ่มต้นเท่ากับ 50 วัตต์

$$S = \int (\vec{E} - \vec{E}_1) \cdot \vec{E}_1 / \int \vec{E}_1 \cdot \vec{E}_1 \quad (4.6)$$

- เนื้อเยื่อตับ กำหนดให้ใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบมีการกระเจิงของคลื่น (Scattering boundary condition) ซึ่งไม่มีการสะท้อนกลับของคลื่น หรือมีการสะท้อนกลับของคลื่นน้อย (Low reflection)

$$\vec{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_{\phi 0} \quad (4.9)$$

เมื่อ สนามแม่เหล็กในแนวแกน  $\phi$  เริ่มต้น ( $\vec{H}_{\phi 0}$ ) หาจากสมการที่ 4.10

$$\vec{H}_{\phi 0} = \frac{P_{av} Z}{r} \sqrt{\pi r \ln \left( \frac{r_{outer}}{r_{inner}} \right)} \quad (4.10)$$

และสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในแนวแกน  $\phi$  ( $\vec{H}_{\phi}$ ) ที่ขอบเขตของแบบจำลองหาได้จากสมการที่ 4.11

$$\vec{n} \times (\nabla \times \vec{H}_{\phi}) - jk \vec{H}_{\phi} = 0 \quad (4.11)$$

- ภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟ คือตัวนำชั้นใน และตัวนำชั้นนอกจะกำหนดให้เป็นตัวนำสมบูรณ์ (Perfect electric conduct (PEC) boundary conditions) คือ (สมการที่ 4.12)

$$\vec{n} \times \vec{E} = 0 \quad (4.12)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.3.1.2 การวิเคราะห์ของของไหล (Fluid analysis)

สมมติฐานเบื้องต้น สมมติฐานเบื้องต้นที่ใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดในหลอดเลือดดำใหญ่ มีดังต่อไปนี้

1. การไหลของเลือดเป็นการไหลอัดตัวไม่ได้ (Incompressible flow) และศึกษาการไหลของเลือดแบบราบเรียบ (laminar flow) เท่านั้น
2. บริเวณผิวผนังของเส้นเลือดที่สร้างในแบบจำลอง กำหนดให้เป็น กรณีผนังที่ไม่ยืดหยุ่น
3. การไหลของเลือด เป็นแบบนอนนิวโตเนียน (Non-Newtonian)
4. กำหนดให้ของไหล (เลือด) ไม่มีการเปลี่ยนสถานะเนื่องจากการจำลองควบคุมระดับอุณหภูมิสูงสุด (Hot spot) คงที่ ที่  $90\text{ }^{\circ}\text{C}$  [24]
5. ความดันสถิตทางเข้าเส้นเลือด (Static pressure blood)  $11208\text{ Pa}$  [97]

สมการที่เกี่ยวข้อง การศึกษาในครั้งนี้ การไหลของเลือดเป็นแบบสามมิติภายในเส้นเลือดใหญ่ ผนังไม่สามารถยืดหยุ่นได้ซึ่งมีสมการควบคุมพื้นฐานที่ใช้ในการแสดงพฤติกรรมเคลื่อนที่ของของไหลอยู่ 2 สมการของการอนุรักษ์มวล (Conservation of mass) [98] และสมการโมเมนตัม (Momentum equation) [99] (รายละเอียดดังที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 หัวข้อ 2.6) ในส่วนของเลือดที่ไหลในเนื้อเยื่อตั้งสมมติฐานเป็นวัสดุชีวภาพมีลักษณะเป็นวัสดุพรุน สมการการไหลของเลือดในส่วนดังกล่าวอธิบายโดยสมการของ (Brinkman equations) [100] ดังสมการที่ 4.13

$$0 = -\nabla \langle P \rangle + \mu_{bl} \nabla^2 \langle \vec{u} \rangle - \frac{\mu_{bl}}{K} \phi \langle \vec{u} \rangle \quad (4.13)$$

เมื่อ  $\mu_{bl}$  คือ ความหนืดของเลือดในชั้นวัสดุพรุน (Viscosity in porous layer)  $[\text{N}\cdot\text{s}/\text{m}^2]$  โดยเป็นความหนืดไดนามิก กำหนดที่  $3.5 \times 10^{-3} [\text{Pa}\cdot\text{s}]$  [101]

$K$  คือ ค่าการซึมผ่านผนัง (Permeability of wall)  $[\text{m}^2]$

$\langle \vec{u} \rangle$  คือ เวกเตอร์ของความเร็วทิศทาง (Velocity)  $[\text{m}/\text{s}]$

$\langle P \rangle$  คือ ความดัน (Pressure)  $[\text{Pa}]$

#### 4.3.1.3 การวิเคราะห์ทางความร้อน (Thermal analysis)

สมมติฐานเบื้องต้น สมมติฐานเบื้องต้นที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน มีดังต่อไปนี้

1. กำหนดให้เนื้อเยื่อตั้งมีคุณสมบัติเป็นวัสดุชีวภาพ (เป็นวัสดุพรุน) มีคุณสมบัติคงที่สม่ำเสมอไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามปัจจัยอื่นๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ค่าสมบัติทางความร้อนหรืออุณหภูมิจากเนื้อเยื่อตับ พิจารณาให้เปลี่ยนแปลงตามระดับอุณหภูมิเป็น 2 ระดับ คือ ช่วงอุณหภูมิ 20-70 °C และ 80-100 °C [44]
3. ไม่มีการเปลี่ยนแปลงสถานะของสสารภายในเนื้อเยื่อตับ [26] ไม่มีการถ่ายเทมวลสารออกจากเนื้อเยื่อตับ ไม่มีการถ่ายเทพลังงานออกจากเนื้อเยื่อตับ และไม่มีปฏิกิริยาเคมีเกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับ
4. องค์ประกอบที่ผิวรอยต่อระหว่างท่อน้ำคั่งไมโครเวฟ สายอากาศกับเนื้อเยื่อตับมีความสมดุลกันทางเทอร์โมไดนามิกส์

สมการที่เกี่ยวข้อง ในความเป็นจริงแล้วภายในเนื้อเยื่อชีวภาพชนิดต่างๆ จะประกอบไปด้วยหลอดเลือดขนาดเล็ก (Microvascular) และหลอดเลือดฝอย (Capillary) ขนาดเล็กที่ไหลอยู่ภายใน จึงสามารถถือได้ว่าเป็นโครงสร้างของวัสดุพรุน (Porous media) [26], [81] การศึกษาการถ่ายเทความร้อนโดยใช้แบบจำลองแบบวัสดุพรุน (Porous media model) จะมีสมมติฐานที่เป็นข้อจำกัดที่น้อยกว่าการใช้แบบจำลอง ไบโอฮีท โดยแบบจำลองของวัสดุพรุนสามารถแบ่งได้ เป็นสองประเภทคือ แบบสมดุลทางความร้อน (Local thermal equilibrium :LTE) และแบบไม่สมดุลทางความร้อน (Local thermal non-equilibrium : LTNE) [102] แบบจำลองที่สมดุลทางความร้อนจะอยู่บนสมมติฐานที่ให้อุณหภูมิของสถานะเนื้อเยื่อหรือของแข็ง (Tissue / Solid phase) เท่ากับอุณหภูมิของสถานะของเลือด หรือของเหลว (Blood / Fluid phase) ในทุกๆ ตำแหน่งที่พิจารณาภายในแบบจำลองวัสดุพรุน

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อตับของการศึกษานี้ จะใช้สมการไบโอฮีท (Bioheat equation) จากแบบจำลองของ Klinger ซึ่งอยู่บนสมมติฐานแบบ Quasi-steady state [103] จะสามารถเขียนได้ดังสมการที่ 4.14

$$(\rho c_p)_{is} \frac{\partial T_{is}}{\partial t} + \phi (\rho c_p)_{bt} (\vec{u} \cdot \nabla T) = \nabla \cdot (k_{is} \nabla T_{is}) + Q_{met} + Q_{JE} \quad (4.14)$$

กำหนดแหล่งจ่ายความร้อนจากภายนอก ( $q_{ext}$ ) หรือ ( $Q_{JE}$ ) จะได้จากแหล่งกำเนิดความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ หรือพลังงานความร้อนที่ได้จากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟ กำหนดให้แหล่งความร้อนจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ ( $Q_{met}$ ) มีค่าเท่ากับ 33,800 W/m<sup>3</sup> [104] และอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave specific absorption rate; SAR) ซึ่งเป็นพลังงานที่เกิดจากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟของเนื้อเยื่อต่อมวลของเนื้อเยื่อนั้นๆ สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 2.38 (รายละเอียดในบทที่ 2 หัวข้อที่ 2.4)

เงื่อนไขขอบเขตสำหรับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะพิจารณาเฉพาะภายในเนื้อเยื่อตับเท่านั้น โดยกำหนดให้บริเวณผิวของเนื้อเยื่อตับมีคุณสมบัติเป็นฉนวน ดังสมการที่ (4.15)

$$\vec{n} \cdot (k \nabla T) = 0 \quad (4.15)$$

เงื่อนไขเริ่มต้นสำหรับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนกำหนดให้อุณหภูมิเริ่มต้นสำหรับเนื้อเยื่อตับมีค่าเท่ากับอุณหภูมิร่างกาย คือ  $37^{\circ}\text{C}$

$$T(t_0) = 37^{\circ}\text{C} \quad (4.16)$$

และในการจำลองจำควบคุมระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อหรือก้อนมะเร็งระดับสูงสุด (Hot spot) คงที่ที่  $90^{\circ}\text{C}$  เท่านั้น [24] โดยสมการควบคุมใช้สมการการถ่ายเทกำลังคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าดังแสดงในสมการที่ 4.17

$$\text{Power source} = P_{mw} * (T \leq 80^{\circ}\text{C}) + P_{mw} * ((90^{\circ}\text{C} - T) * 0.1) \quad (4.17)$$

เมื่อ  $P_{mw}$  คือ กำลังไมโครเวฟอินพุตที่ส่งเข้าสู่เนื้อเยื่อตับ

$T$  คือ ระดับอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ

#### 4.3.1.4 การวิเคราะห์ทางโครงสร้าง (Structural analysis)

สมมติฐานเบื้องต้น สมมติฐานเบื้องต้นที่ใช้ในการวิเคราะห์ทางกล มีดังต่อไปนี้

1. กำหนดให้เนื้อเยื่อตับมีคุณสมบัติเป็นวัสดุที่มีคุณสมบัติเหมือนกันทุกทิศทาง (Fixed boundary condition)
2. กำหนดให้ส่วนรอยต่อระหว่างท่อนำคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ (Fixed boundary condition)
3. กำหนดให้ด้านนอกของเนื้อเยื่อตับมีเงื่อนไขขอบเขตแบบเคลื่อนที่ได้ (Moving boundary condition)

#### สมการที่เกี่ยวข้อง

ในทางคณิตศาสตร์ สามารถใช้สมการการยืดหยุ่นทางกล (Elastic constitutive equation) เพื่อหาการกระจายตัวของความเค้น และความเครียด (Stress and strain distribution) ซึ่งประกอบไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้วยสมการสภาวะสมดุล (Equilibrium equations) สมการความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น และความเครียด (Stress-strain relationship equations) สมการแสดงความสัมพันธ์ของระยะทางที่เกิดจากความเครียด (Strain-displacement relationship equations) และสมการความเครียดเชิงความร้อน (Thermal strain) ได้ตั้งสมการที่ 4.18-4.21 ตามลำดับ [105] ดังนี้

1. สมการสภาวะสมดุล (Equilibrium equations)

เนื่องจากแบบจำลองที่ใช้ในการศึกษาวิเคราะห์เป็นรูปทรงกระบอกดังนั้นสมการที่นำมาพิจารณาจึงนำเสนอในระบบพิกัดทรงกระบอก (Cylindrical Coordinate System) เมื่อกำหนดขอบแบบจำลองให้มีความสมมาตรรอบแกน พิกัดแกนที่พิจารณาจึงพิจารณาบนแกน  $r$  และ  $z$  ดังนั้นในสภาวะสมดุลสมการความเค้นในพิกัดแกน  $r$  และ  $z$  จึงสามารถเขียนได้ตั้งสมการที่ 4.18

$$\frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\phi\phi}}{r} + F_r = 0 \quad (4.18ก)$$

$$\frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{rz}}{r} + F_z = 0 \quad (4.18ข)$$

2. สมการความสัมพันธ์ระหว่างความเค้น และความเครียด (Stress-strain relationship equations) สามารถแสดงดังในสมการที่ 4.19

$$\varepsilon_{rr} = \frac{1}{E} [\sigma_{rr} - \nu(\sigma_{\phi\phi} + \sigma_{zz})] + \varepsilon_{th} \quad (4.19ก)$$

$$\varepsilon_{zz} = \frac{1}{E} [\sigma_{zz} - \nu(\sigma_{\phi\phi} + \sigma_{rr})] + \varepsilon_{th} \quad (4.19ข)$$

$$\varepsilon_{\phi\phi} = \frac{1}{E} [\sigma_{\phi\phi} - \nu(\sigma_{rr} + \sigma_{zz})] + \varepsilon_{th} \quad (4.19ค)$$

$$\varepsilon_{rz} = \sigma_{rz} (1 + \nu) / E \quad (4.19ง)$$

3. สมการแสดงความสัมพันธ์ของระยะทางที่เกิดจากความเครียด (Strain-displacement relationship equation)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\varepsilon_{rr} = \frac{\partial u_r}{\partial r}, \varepsilon_{zz} = \frac{\partial u_z}{\partial z}, \varepsilon_{\varphi\varphi} = \frac{u_\varphi}{r} \quad (4.20ก)$$

$$\varepsilon_{rz} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_r}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial r} \right) \quad (4.20ข)$$

4. สมการความเครียดเชิงความร้อน (Thermal strain) ซึ่งไม่คำนึงถึงการเปลี่ยนแปลงสถานะของสสารภายในเนื้อเยื่อตับ

$$\varepsilon_{th} = \int_{T_{ref}}^T \alpha dT \quad (4.21)$$

ถ้ากำหนดให้  $\vec{U}_i = (u_{ri}, u_{zi}, u_{\varphi i})$  ดังนั้นจากสมการที่ 4.20 สามารถคำนวณหาค่าการเคลื่อนตัวโดยรวมในทุกทิศทางของแบบจำลองได้ดังสมการที่ 4.22

$$TD = \sqrt{\sum_i (real(\vec{U}_i))^2} \quad (4.22)$$

โดยที่

- $\sigma_{rr}$  คือ ความเค้นตั้งฉาก (Normal stress); (Pa) ในแนวแกน  $r$
- $\sigma_{zz}$  คือ ความเค้นตั้งฉาก (Normal stress); (Pa) ในแนวแกน  $z$
- $\sigma_{\varphi\varphi}$  คือ ความเค้นตั้งฉาก (Normal stress); (Pa) ในแนวแกน  $\varphi$
- $\sigma_{rz}$  คือ ความเค้น (Stress) ในระนาบ  $rz$ ; (Pa)
- $\varepsilon_{rr}$  คือ ความเครียด (Strain) ในแนวแกน  $r$
- $\varepsilon_{zz}$  คือ ความเครียด (Strain) ในแนวแกน  $z$
- $\varepsilon_{\varphi\varphi}$  คือ ความเครียด (Strain) ในแนวแกน  $\varphi$
- $\varepsilon_{rz}$  คือ ความเครียด (Strain) ในแนวแกน  $rz$
- $\varepsilon_{th}$  คือ ความเครียดเชิงความร้อนเชิงเส้น (Linear thermal strain)
- $u$  คือ ระยะทางที่เกิดจากความเครียด (Displacement); (m)
- $\vec{U}_i$  คือ เวกเตอร์การเคลื่อนตัว (Displacement vector); (m)
- $E$  คือ ค่ายังก์โมดูลัสของตับ (Young's modulus of liver)
- $\nu$  คือ อัตราส่วนปัวซองของตับ (Poisson's ratio of liver)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- $\alpha$  คือ สัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงความร้อนของตับ (Thermal expansion coefficient of liver; ( $^{\circ}\text{C}^{-1}$ ) ขึ้นกับชนิดของแต่ละวัสดุ
- $TD$  คือ การเคลื่อนตัวโดยรวมในทุกทิศทาง (Total Displacement); (m)
- $T$  คือ อุณหภูมิของตับ (Temperature of liver); ( $^{\circ}\text{C}$ )
- $T_{ref}$  คือ อุณหภูมิอ้างอิง (Reference temperature); ( $^{\circ}\text{C}$ ) ซึ่งในงานวิจัยนี้กำหนดให้มีค่าเท่ากับอุณหภูมิร่างกาย คือ  $37^{\circ}\text{C}$
- $F_r$  คือ ภาระที่กระทำจากภายนอกร่างกาย (External body load); (N) ในแนวแกน  $r$  ซึ่งในงานวิจัยนี้กำหนดให้เท่ากับ 0 N
- $F_z$  คือ ภาระที่กระทำจากภายนอกร่างกาย (External body load); (N) ในแนวแกน  $z$  ซึ่งในงานวิจัยนี้กำหนดให้เท่ากับ 0 N

เงื่อนไขขอบเขตสำหรับการวิเคราะห์ทางกล กำหนดให้ส่วนรอยต่อระหว่างท่อนำคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ (Fixed boundary condition) ส่วนด้านนอกของเนื้อเยื่อตับกำหนดให้มีเงื่อนไขขอบเขตแบบเคลื่อนที่ได้ (Moving boundary condition)

เงื่อนไขเริ่มต้นสำหรับการวิเคราะห์ทางกลกำหนดให้ค่าอุณหภูมิเริ่มต้น ความเค้น และความเครียดเริ่มต้นสำหรับการวิเคราะห์ทางกลดังสมการที่ 4.23 - 4.27

$$T_{ref} = 37^{\circ}\text{C} \quad (4.23)$$

$$\sigma_{ri}, \sigma_{\phi i}, \sigma_{zi} = 0 \text{ Pa} \quad (4.24)$$

$$\sigma_{rzi} = 0 \text{ Pa} \quad (4.25)$$

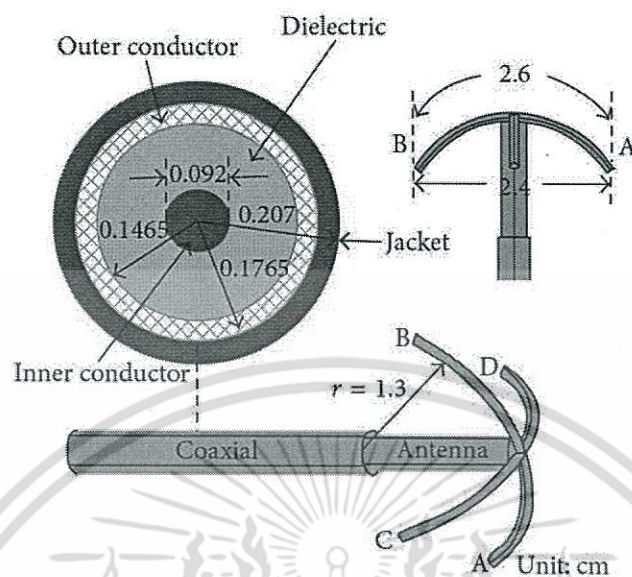
$$\varepsilon_{ri}, \varepsilon_{\phi i}, \varepsilon_{zi} = 0 \text{ Pa} \quad (4.26)$$

$$\varepsilon_{rzi} = 0 \text{ Pa} \quad (4.27)$$

#### 4.3.2 แบบจำลองสายอากาศช่วงคลื่นไมโครเวฟ (Antenna model)

สายอากาศช่วงคลื่นไมโครเวฟที่ออกแบบใช้ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ ได้พัฒนาปรับปรุงเพิ่มเติมมาจากสายอากาศแบบโมนโพลพื้นฐาน ความถี่คลื่นไมโครเวฟ 2.45 กิกกะเฮิรตซ์ [30] แต่ผู้ศึกษาได้ออกแบบบริเวณปลายสายอากาศให้เป็นแบบ 4 ง่าม หรือ 4 แฉก ดังแสดงในรูปที่ 4.2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



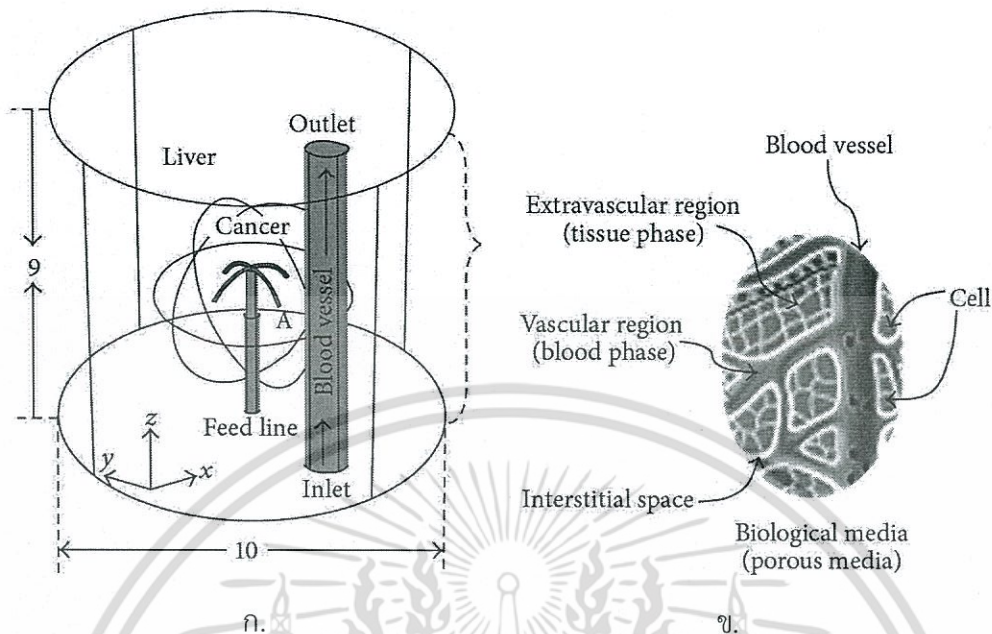
รูปที่ 4.2 ลักษณะสายอากาศคลื่นไมโครเวฟที่ใช้ในการศึกษา (สายอากาศแบบ 4T antenna)

ตารางที่ 4.1 ขนาด และองค์ประกอบของสายอากาศที่ใช้ในการศึกษา

องค์ประกอบ : Components	ขนาด : Dimensions	
	ความยาว : Length (cm)	Diameter (cm)
Inner conductor	4.2	0.092
Dielectric	4.2	0.293
Outer conductor	2.9	0.353
Four-tine antenna (A,B,C,D)	1.3	0.092
Blood vessel	9.0	1.0
Tissue (Cancer)	-	5.0
Tissue (Liver)	9.0	10.0

ในงานวิจัยนี้จะเรียกว่าสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T (Four-tine monopole antenna: 4T antenna) สายอากาศโมโนโพล แบบ 4T ถูกออกแบบพัฒนามาจากสายโคแอกเซียล Multiflex\_141 ซึ่งประกอบด้วยตัวนำภายใน (Inner conductor) ตัวนำภายนอก (Outer conductor) ไดอิเล็กทริก (Dielectric) และฉนวนด้านนอกของสายส่งคลื่นไมโครเวฟจะหุ้มด้วยปลอก (Catheter) โดยขนาดของแบบจำลองที่ใช้ศึกษามีขนาดดังแสดงในตารางที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.3 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (หน่วยเป็น ซม.)

ก. แบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์

ข. โครงสร้างทางชีวภาพของเนื้อเยื่อตับ

สายอากาศที่ออกแบบเริ่มต้นจากการปกคลุม และตัวนำภายนอกของสายโคแอกเซียลออกยาว 1.3 ซม. เป็นสายอากาศแบบโมโนโพล. ส่วนปลายสายอากาศนำแกนของตัวนำแกนกลางหรือตัวนำภายในของสายโคแอกเซียลมาตัดยาว 2.6 ซม. นำไปเชื่อมต่อที่ปลายสายอากาศแบบประธานออกเป็น แฉกหรือแยกออกเป็นมุม 90 องศา ยาวด้านละ 1.3 ซม. ตัดให้มีความโค้งด้วยรัศมี 1.3 ซม. วัตรยะจากปลายจุด A ถึง B ขณะกางเต็มที่ขนาดความกว้าง 2.4 ซม. ดังแสดงในรูปที่ 4.2

#### 4.3.3 การออกแบบการจำลอง (Simulate designs)

แบบจำลองของเนื้อเยื่อตับที่ใช้ในการจำลองทางคณิตศาสตร์สำหรับการศึกษานี้ ได้จำลองเนื้อเยื่อตับปกติเป็นรูปทรงกระบอก และก้อนมะเร็งเป็นทรงกลมดังในรูปที่ 4.3 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติมีขนาดด้านกว้างในพิทัดแกน  $r$  ขนาด 10 ซม. และมีขนาดด้านความสูงในพิทัดแกน  $z$  ขนาด 9 ซม. ขนาดของเส้นเลือดใหญ่มีขนาดด้านกว้างในพิทัดแกน  $r$  ขนาด 1 ซม. และมีขนาดด้านความสูงในพิทัดแกน  $z$  ขนาด 9 ซม. โดยจำลองวิเคราะห์การทำลายก้อนมะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 และ 5 ซม. ตามลำดับ ในทุกๆ แบบจำลองสายอากาศจะถูกแทงผ่านจุดศูนย์กลางทรงกลมของก้อนมะเร็งลึกเข้าไป 0.7 ซม. ดังแสดงในรูปที่ 4.3(ก) หลังจากสร้างแบบจำลองเรียบร้อยแล้ว ทำการจำลองวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Return loss :  $S_{11}$ ) ของสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ช่วงย่านความถี่ 2.3 กิกะเฮิรตซ์ - 2.6 กิกะเฮิรตซ์ หลังการจำลองทางคณิตศาสตร์ สายอากาศมีสมบัติตอบสนองต่อย่าน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ความถี่ที่ใช้งานตามการออกแบบ ก็ศึกษาและจำลองทางคณิตศาสตร์ในกรณีอื่นๆ เป็นขั้นตอนถัดไปต่อไป (ผลการจำลองนำเสนอไว้ในบทที่ 5)

ซึ่งตามวัตถุประสงค์ของการศึกษาคั้งนี้ได้แบ่งการจำลองเพื่อศึกษาวิเคราะห์หรือออกเป็นกรจำลองในกรณีต่างๆ ดังต่อไปนี้

### ก. กรณีที่ 1 แบบจำลองวัสดุที่ใช้ศึกษาการทำลายมะเร็งระดับ

ในเบื้องต้นจะศึกษาการทำลายมะเร็งระดับโดยกำหนดแบบจำลองซึ่งมีสมบัติแบบวัสดุแข็ง (Solid model) และแบบจำลองวัสดุพรุน (Porous model) โดยจำลองวิเคราะห์การทำลายก้อนมะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 และ 5 ซม. ตามลำดับ ซึ่งในการจำลองนี้เพื่อศึกษาวิเคราะห์ต่อไปนี้

- การดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟ (Microwave specific absorption rate; SAR)
- รูปแบบของแผล หรือการกระจายของอุณหภูมิ
- ปริมาตรของตับดี และก้อนมะเร็งที่โดนทำลาย
- เวลาที่ใช้ทำลายก้อนมะเร็งทั้งหมด โหมดควบคุมอุณหภูมิ
- ความสัมพันธ์ของกำลังไมโครเวฟที่เวลาต่างๆระหว่างการทำลายก้อนมะเร็งในแบบจำลองของแข็ง (Solid model) และแบบจำลองวัสดุพรุน (Porous model)
- ความสัมพันธ์ของอุณหภูมิที่เวลาต่างๆระหว่างการทำลายก้อนมะเร็งในแบบจำลองของแข็ง (Solid model) และแบบจำลองวัสดุพรุน (Porous model)

### ข. กรณีที่ 2 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลจากอัตราเร็วของการไหลของเลือดในเส้นเลือดใหญ่

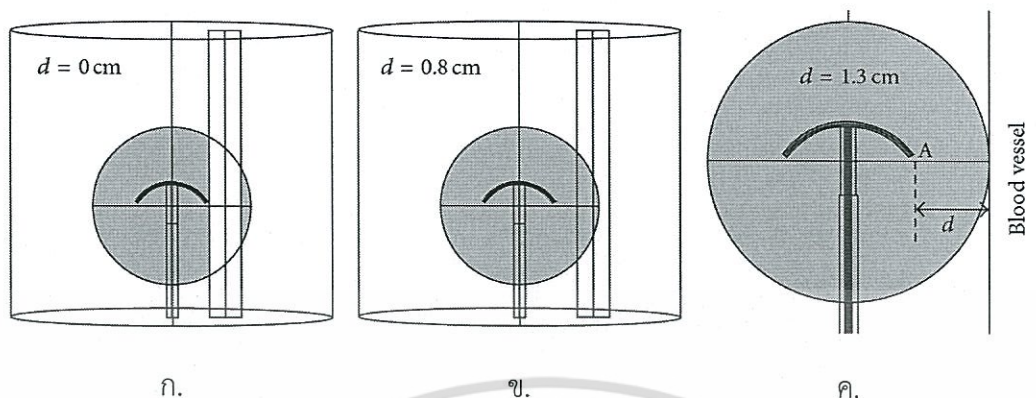
จากผลการศึกษาวิเคราะห์แบบจำลองในกรณีที่ 1 ผู้ศึกษาได้เลือกการศึกษาในแบบจำลองที่เป็นวัสดุพรุน โดยพิจารณาว่ามีก้อนมะเร็งระดับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง  $\approx 5$  ซม. เกิดขึ้นล้อมรอบเส้นเลือดใหญ่ (เส้นผ่านศูนย์กลางของเส้นเลือดใหญ่มีขนาด 1 ซม.)

กรณีนี้สมมุติว่า เมื่อแท่งสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T เข้าไปในก้อนมะเร็งระดับ ปลายสายอากาศจะกางออกเต็มที่ ปลายของสายอากาศจะอยู่ติดกับเส้นเลือดใหญ่ดังแสดงในรูปที่ 4.4(ก)

ในการศึกษากรณีนี้ได้จำลองการทำลายก้อนมะเร็งระดับในขณะที่ในเส้นเลือดมีอัตราการไหลของเลือดเป็น 0 - 200 ซม./วินาที ตามลำดับ ขอบเขตเงื่อนไขในการจำลองเหมือนกันหัวข้อที่ผ่านมา (รายละเอียดตั้งในหัวข้อ 4.3) ในการจำลองนี้ได้จำลองเพื่อศึกษาวิเคราะห์ต่อไปนี้

- รูปแบบของแผล หรือการกระจายของอุณหภูมิ
- ปริมาตรของตับดี ปริมาตรก้อนมะเร็งระดับที่โดนทำลาย
- และเวลาที่ใช้ทำลายก้อนมะเร็งระดับทั้งหมด ในโหมดควบคุมอุณหภูมิ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลของตำแหน่ง และอัตราการไหลของเลือดในเส้นเลือดใหญ่

ค. กรณีที่ 3 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลของตำแหน่งการทำลายก้อนมะเร็งระดับเทียบกับเส้นเลือดใหญ่

จากผลการศึกษาวิเคราะห์แบบจำลองในกรณีที่ 2 พบว่าอัตราการไหลของเลือดส่งผลกระทบต่อกระบวนการในการทำลายก้อนมะเร็งระดับ ผู้ศึกษาจึงได้ออกแบบแบบจำลองเปลี่ยนตำแหน่งของเส้นเลือดเพื่อศึกษาอิทธิพลของระยะห่างของเส้นเลือดกับตำแหน่งที่แทงสายอากาศมีผลอย่างไรต่อกระบวนการทำลายก้อนมะเร็ง โดยกำหนดให้อัตราการไหลคงที่ที่ 16.7 ซม./วินาที [106] ซึ่งเป็นอัตราการไหลของเลือดในช่วงอายุของคนที่เป็นมะเร็งระดับมากที่สุด จากในรูปที่ 4.4(ก)-4.4(ค) เส้นเลือดใหญ่จะอยู่ห่างจากปลายสายอากาศเป็นระยะห่าง ( $d$ ) 0 ซม. 0.8 ซม. และ 1.3 ซม. ตามลำดับ โดยพิจารณาระยะห่างระหว่างสายอากาศตำแหน่ง A กับเส้นเลือดใหญ่ดังแสดงในรูปที่ 4.4(ค) ขอบเขตเงื่อนไขในการจำลองเหมือนกันหัวข้อที่ผ่านมา (รายละเอียดตั้งในหัวข้อ 4.3) ในการจำลองนี้ได้จำลองเพื่อศึกษาวิเคราะห์ต่อไปนี้

- รูปแบบของแผล หรือการกระจายของอุณหภูมิตั้ง
- ปริมาตรของตับดี และก้อนมะเร็งระดับที่โดนทำลาย
- เวลาที่ใช้ทำลายก้อนมะเร็งระดับทั้งหมด ในโหมดควบคุมอุณหภูมิ

นอกจากนี้ผู้ศึกษาได้เลือกแบบจำลองดังในรูปที่ 4.4(ก) ศึกษาความสัมพันธ์ของระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับที่เปลี่ยนไปกับการเคลื่อนตัวรวมด้วย

#### 4.3.4 คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการศึกษา (Material properties)

ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ โดยค่าที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา คือ ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก (Magnetic permeability) ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า (Permittivity) และค่าสภาพความต้านทาน (Resistivity) สำหรับการจำลองวิเคราะห์ปัญหาการถ่ายเทความร้อน จำเป็นจะต้อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำหนดค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุที่ใช้ คือ ความหนาแน่นจำเพาะ ( $\text{kg/m}^3$ ) ค่าความร้อนจำเพาะ ( $\text{J/kg.K}$ ) ค่าความนำความร้อน ( $\text{W/m.K}$ ) ค่าความนำไฟฟ้าของวัสดุ [ $\text{S/m}$ ] ทั้งนี้การศึกษาวิเคราะห์ครั้งนี้ กำหนดสมบัติของเนื้อเยื่อตับเป็นวัสดุพหุน และพิจารณาอัตราการไหลของเลือด ดังนั้นจึงต้องกำหนดสมบัติของของไหลด้วย คือ ค่าความหนาแน่น ค่าความพหุน ค่าความชื้นซาบ นอกจากนี้จะต้องกำหนดคุณสมบัติทางกลเพื่อใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางโครงสร้างเพื่อศึกษาการเปลี่ยนรูปของเนื้อเยื่อตับเมื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงความระดับอุณหภูมิขึ้น โดยค่าคุณสมบัติทางกลของวัสดุ คือ ค่ายังก์โมดูลัสของตับ อัตราสวนปัวของของตับ และสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงความร้อน ซึ่งคุณสมบัติต่างที่ใช้ในการวิเคราะห์แบบจำลองทางคณิตศาสตร์กำหนดดังในตารางที่ 4.2 - 4.5

ตารางที่ 4.2 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

Material	permeability ( $\mu$ )	Permittivity ( $\epsilon_r$ )	Resistivity ( $\rho$ ): [ $\Omega/m$ ]	Conductivity ( $\sigma$ ): [ $\text{S/m}$ ]
PTFE	$4\pi \times 10^{-7}$	1.8 [15]	$0.063 \times 10^6$	$1.6 \times 10^{-5}$ [15]
Blood vessel	$4\pi \times 10^{-7}$	58.30 [107]	0.394	2.54 [108]
Tissue (cancer)	$4\pi \times 10^{-7}$	48.16 [107]	0.478	2.09 [109]
Tissue (Liver)	1	43.03 [20]	0.592	1.69 [20], [25]

หมายเหตุ : วัสดุที่เป็นตัวนำสมมุติให้เป็นตัวนำที่สมบูรณ์ (Perfect electric conductor)

ตารางที่ 4.3 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

Material	Thermal conductivity ( $k$ )		Specific heat capacity ( $c_p$ )		Density ( $\rho$ ) [ $\text{kg/m}^3$ ]
	20-70 °C	80-100 °C	20-70°C	80-100 °C	
	[ $\text{W/m}\cdot^\circ\text{C}$ ]		[ $\text{J/kg}\cdot^\circ\text{C}$ ]		
PTFE	0.24 [15]		1050 [15]		1200 [15]
Blood vessel	0.543 [110]		4180 [110]		1000 [107]
Tissue (Cancer)	0.570 [107]	0.867 [20]	3960 [107]	3960 [107]	1040 [107]
Tissue (Liver)	0.497 [107]	0.867 [20]	3600 [20], [25]	3858 [107]	1030 [108]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.4 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางของไหล

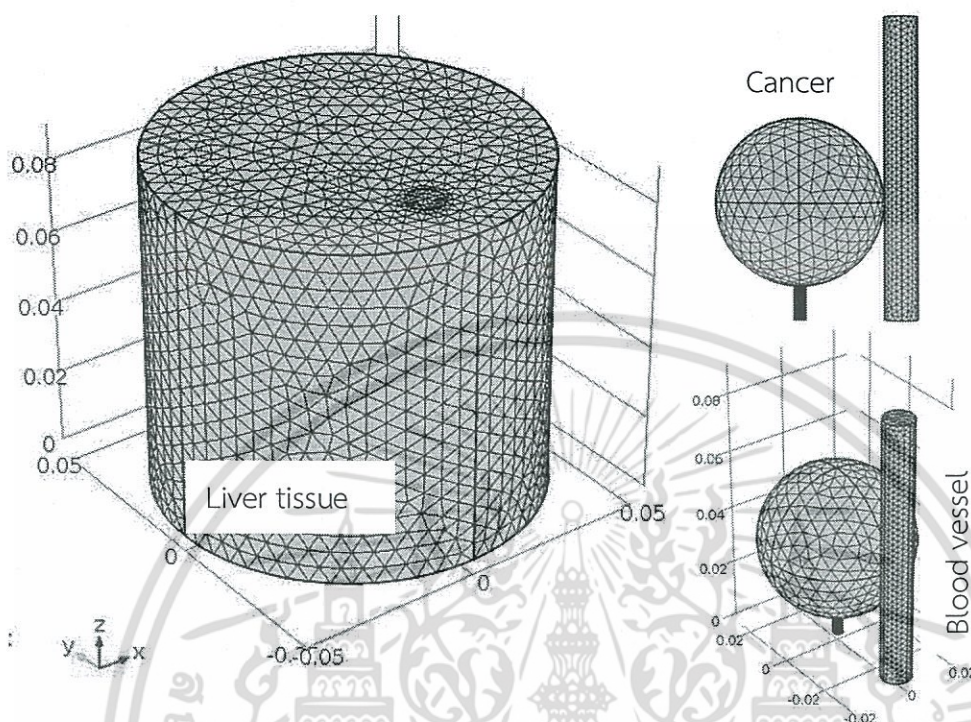
Material	Porosity ( $\phi$ )	Permeability ( $K$ )
	-	$m^2$
PTFE	-	-
Blood vessel	1 [108]	-
Tissue (Cancer)	0.7 [107]	$2.72 \times 10^{-10}$ [107]
Tissue (Liver)	0.6 [107]	$7.71 \times 10^{-11}$ [107]

ตารางที่ 4.5 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางกลของเนื้อเยื่อตับ

Material	Poisson's ratio	Young's modulus	Thermal expansion
	( $\nu$ )	( $E$ )	coefficient ( $\alpha$ )
	-	[Pa]	( $1/^\circ\text{C}$ )
PTFE	-	-	-
Blood vessel	0.49 [111]	$2.2 \times 10^5$ [111]	
Tissue (Cancer)	0.48 [104]	$10.2 \times 10^6$ [104]	$1 \times 10^{-4}$ [104]
Tissue (Liver)	0.48 [104]	$10.2 \times 10^6$ [104]	

#### 4.3.5 การแบ่งเอลิเมนต์ (Mesh element)

ในการแบ่งแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ จะแบ่งเอลิเมนต์ในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบ หรือขนาดตายตัว ทั้งนี้เพราะถ้าแบ่งเอลิเมนต์แบบละเอียดเท่ากันหมดจะทำให้มีจำนวนโหนดและเอลิเมนต์ที่มากทำให้ใช้เวลาในการคำนวณค่อนข้างนาน แต่ถ้าแบ่งเอลิเมนต์ในลักษณะหยาบเหมือนกันทั้งหมด จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีความผิดพลาดมากไปด้วย แต่จะใช้เวลาในการคำนวณน้อยลง [112] (กริดละเอียดมีขนาด 0.001 ซม. และกริดหยาบมีขนาดไม่เกิน 1 ซม.) ฉะนั้นการแบ่งเอลิเมนต์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้จึงเป็นการแบ่งเอลิเมนต์แบบผสม คือ พิจารณาตามลำดับความสำคัญ ส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็ทำการแบ่งเอลิเมนต์แบบละเอียดกำหนดให้มีการเมชเอลิเมนต์ขนาดเล็ก ส่วนที่พิจารณาแล้วว่าขนาดเอลิเมนต์ไม่มีผลต่อการคำนวณ หรือว่ามีผลน้อยก็ทำการแบ่งเอลิเมนต์แบบหยาบ ซึ่งลักษณะการแบ่งเอลิเมนต์แบบจำลองในงานวิจัยนี้แสดงดังในรูปที่ 4.5 ในทุกแบบจำลองจะใช้การเมชแบบ *Tetrahedral elements* ซึ่งมีจำนวนเอลิเมนต์ประมาณ 420,000 เอลิเมนต์



รูปที่ 4.5 รูปแบบการแบ่งเอลิเมนต์ในแบบจำลองของการศึกษา

#### 4.3.6 ซอฟต์แวร์ (Software)

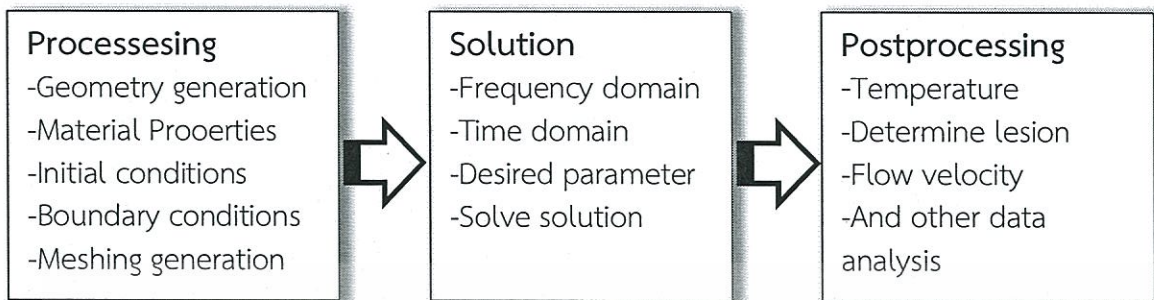
ในการจำลองการทำงาน เราใช้การจำลองการทำงานด้วยวิธีการทาง ไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม Comsol Multiphysic version 5.1 (COMSOL, Inc., Burlington, MA) บนระบบปฏิบัติการ 64 บิต โดยมีคอมพิวเตอร์พีซี Intel(R) Pentium CORE(TM) i7-3820 CPU@3.60GHz Ram 24 GB และ ฮาร์ดดิสก์ 1 TB ในการจำลองการทำงาน และประกอบด้วย โมดูลทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการจำลองประกอบด้วย 4 โมดูล คือ Electromagnetic wave, Heat Transfer (Bioheat Equation), Fluid Flow module และ Structure-Mechanics module.

#### 4.3.7 กระบวนการวิเคราะห์แบบจำลอง (Model analyzing process)

กระบวนการวิเคราะห์วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Comsol Multiphysic) ประกอบด้วยขั้นตอนหลัก 3 ขั้นตอน ดังต่อไปนี้ (รูปที่ 4.6)

ก. Processing คือ กระบวนการเตรียมการ และจัดการ ซึ่งเป็นขั้นแรกในการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยเริ่มต้นจากการสร้างแบบจำลอง จะสร้างด้วยโปรแกรม Comsol Multiphysic เอง หรือสร้างจากโปรแกรมอื่นแล้วนำเข้าสู่โปรแกรมก็ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 กระบวนการวิเคราะห์ปัญหาด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยโปรแกรม Comsol Multiphysics

ในลำดับต่อมาก็กำหนดแบบจำลองเป็นส่วนต่างๆ โดยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์ในแต่ละด้านให้กับแบบจำลอง จากนั้นจะเป็นการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขแบบจำลอง และสุดท้ายของกระบวนการนี้เป็นการแบ่งเอลิเมนต์แบบจำลอง

ข. Solution ในขั้นตอนนี้เป็นการกำหนดโดเมนการวิเคราะห์ของแต่ละโมดูลที่จะใช้ในการประมวลผล ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้ใช้การวิเคราะห์ทั้งหมด ประกอบด้วย โมดูล 4 โมดูล ที่ได้แก่ Electromagnetic wave, Heat Transfer (Bioheat Equation), Fluid Flow module และ Structure-Mechanics module. ซึ่งโมดูล Electromagnetic wave จะใช้การวิเคราะห์แบบโดเมนของความถี่ (Frequency domain) ในขณะที่โมดูล Heat Transfer (Bioheat Equation), Fluid Flow module และ Structure-Mechanics module ใช้การวิเคราะห์แบบโดเมนของเวลา (Time domain)

ค. Postprocessing เป็นส่วนของการวิเคราะห์ผลการจำลองซึ่งในแต่ละโมดูลสามารถพิจารณาผลการจำลองในรูปแบบต่างๆได้ เช่น ผลลัพธ์เชิงเกรดเดียนซ์แบบสี แบบขาวดำ ผลลัพธ์เชิงกราฟข้อมูล เป็นต้น นอกจากนี้ในแต่ละโมดูลก็มีผลลัพธ์ในรูปแบบตัวแปรต่างๆเช่น Electromagnetic wave สามารถพิจารณาการกระจายของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า กระแสไฟฟ้า โมดูล Heat Transfer สามารถพิจารณาการกระจายฟลักความร้อน การกระจายอุณหภูมิ Fluid Flow module สามารถพิจารณาการกระจายความเร็ว และทิศทางในการไหลของของไหล และ Structure-Mechanics module สามารถพิจารณาการเสียรูป การเกิดความเค้น ความเครียดในแบบจำลอง เป็นต้น

#### 4.4 การออกแบบการทดลองจริง (Experimental designs)

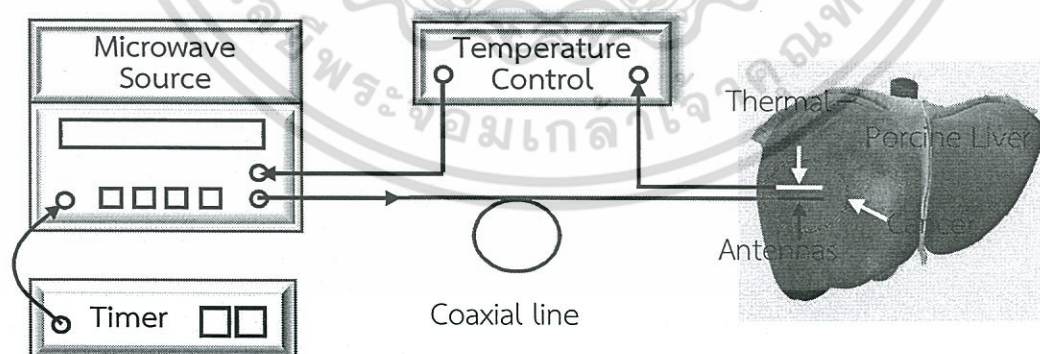
ผู้ศึกษาได้ออกแบบ และการวางแผนการทดลองจริงเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของผลการจำลองทางคณิตศาสตร์ ถึงแม้ว่ารูปแบบการกระจายอุณหภูมิหรือแผลที่เกิดขึ้นเมื่อทำการจำลองการรักษามะเร็ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ดับด้วยจากสายอากาศโมโนโพล 4T มีลักษณะคล้ายหรือมีแนวโน้มเช่นเดียวกับงานวิจัยที่ใช้โพรบแบบ Four-tine RF probe [3, 110, 113] แต่เพื่อความมั่นใจ และยืนยันถึงผลการจำลองทางคณิตศาสตร์ ผู้ศึกษาได้ออกแบบระบบจ่ายกำลังไมโครเวฟ ระบบการควบคุม สายอากาศแบบโมโนโพล 4T และวางแผนการทดลองเพื่อศึกษาแนวโน้มรูปแบบการกระจายความร้อน โดยทำการทดลองแบบ *in-vitro* ซึ่งการทดลองได้ออกแบบการทดลองแบบพื้นฐาน เพียงพิจารณาแนวโน้มของแผล (lesion profile) และขนาดของแผล (Dimensions lesion) เปรียบเทียบกับการจำลองทางคณิตศาสตร์เท่านั้น

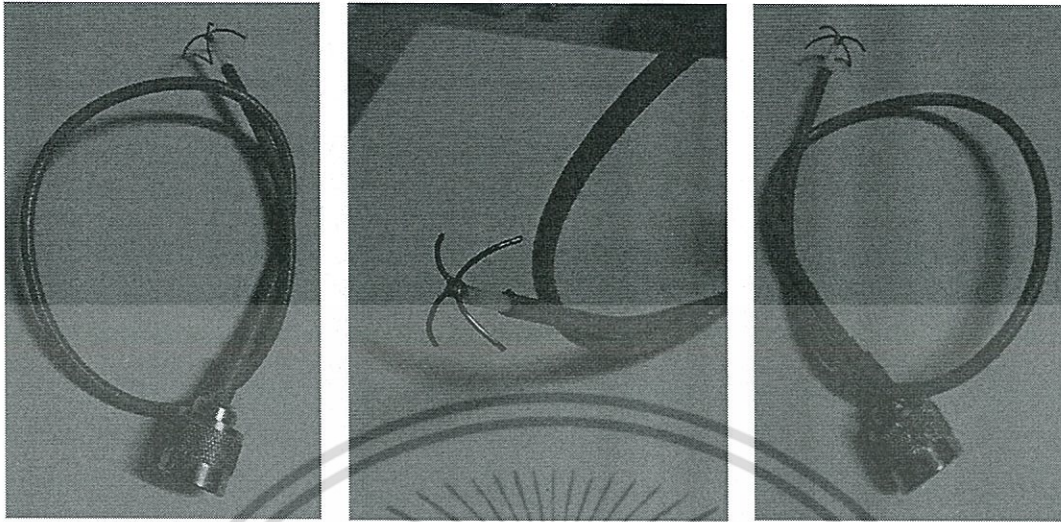
#### 4.4.1 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment set up)

การเตรียมการทดลองแสดงดังไดอะแกรมการทดลองในรูปที่ 4.7 โดยทางผู้ศึกษาได้ทำการทดลองแบบ *in-vitro* กับสายอากาศแบบโมโนโพล 4T ในการทดลองจะประกอบด้วย แหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟ (Microwave source : 2.45GHz) ในแหล่งจ่ายคลื่นไมโครเวฟได้ออกแบบให้มีสมอกลฝั่งตัวหรือไมโครคอลโทลเลอร์ เพื่อควบคุมระบบจ่ายกำลังให้ได้ตามระดับที่ต้องการ มีระบบการตรวจวัดและควบคุมอุณหภูมิ (Temperature control) โดยใช้เซนเซอร์ชนิดเทอร์โมคัปเปิ้ลในการตรวจวัดระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อหรือในตำแหน่งเป้าหมาย แสดงผลระดับอุณหภูมิผ่านระบบแอลอีดีเจ็ดส่วน (LED 7-segment) พร้อมทั้งพีดีแบคระดับอุณหภูมิกลับมายังระบบควบคุมอุณหภูมิ ระบบควบคุมอุณหภูมิประมวลผลและจะส่งสัญญาณควบคุมเข้าสู่ไมโครคอลโทลเลอร์ของระบบจ่ายกำลังไมโครเวฟ เพื่อควบคุมกำลังของแหล่งจ่ายกำลังไมโครเวฟ ระบบจ่ายกำลังไมโครเวฟจ่ายกำลังส่งกำลังไมโครเวฟ ผ่านสายส่ง (Coaxial line) ไปยังสายอากาศเพื่อทำลายก้อนมะเร็งระดับ นอกจากนี้ระบบที่ออกแบบจะมี ตัวควบคุมเวลา (Timer) เพื่อทำหน้าที่ควบคุมเวลาที่ใช้ในการจ่ายกำลังไมโครเวฟเพื่อทำลายก้อนมะเร็งระดับ เมื่อครบเวลาที่กำหนดระบบการทดลองทั้งหมดจะหยุดการทำงาน



รูปที่ 4.7 ไดอะแกรมการทดลองใช้สายอากาศแบบโมโนโพล 4T ทำลายก้อนมะเร็งระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.8 สายอากาศโมโนโพลที่สร้างเพื่อใช้งานทดลองจริง

#### 4.4.2 การสร้างสายอากาศจริง

ในงานวิจัยนี้จะเรียกว่าสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T (Four-tine monopole antenna: 4T antenna) สายอากาศโมโนโพล แบบ 4T ถูกออกแบบพัฒนามาจากสายโคแอกเซียล Multiflex\_141 (Micro-Coax, Huber+ Suhner AG RF industrial, Herisau, Switzerland). ซึ่งประกอบด้วยตัวนำภายใน (Inner conductor) ทำจากเงิน (Silver-plated) ตัวนำภายนอก (Outer conductor) ทำจากทองแดง (copper wire) ไดอิเล็กทริก (Dielectric) และฉนวนด้านนอกของสายส่งคลื่นจะหุ้มด้วยปลอก (Catheter) ที่ทำจากเทฟลอนโพลีเตตระฟลูออโรเอทีลีน (Polytetrafluoroethylene ; PTFE) สายโคแอกเซียล Multiflex\_141 มีขนาดทางมิติดังแสดงในตารางที่ 4.1 ซึ่งส่วนของสายอากาศจะปกฉนวนและตัวนำภายนอกของสายโคแอกเซียลออกยาว 1.3 ซม. เป็นสายอากาศแบบโมโนโพล. ส่วนปลายสายอากาศนำแกนของตัวนำแกนกลางหรือตัวนำภายในของสายโคแอกเซียลมาตัดยาว 2.6 ซม. นำไปเชื่อมต่อที่ปลายแบบประสานออกเป็นแหกหรือแยกออกเป็นมุม 90 องศา ยาวด้านละ 1.3 ซม. ตัดให้มีความโค้งด้วยรัศมี 1.3 ซม. (จุดศูนย์กลางอยู่ที่จุดต่อระหว่างสายอากาศกับสายส่ง) วัดระยะจากปลายจุด A ถึง B มีขนาดความกว้าง 2.4 ซม. สายอากาศที่สร้างจริงแสดงดังในรูปที่ 4.8 สายอากาศที่สร้างจริงมีขนาดทางมิติเท่ากับที่ออกแบบจำลอง แต่จะแตกต่างกันที่ สายส่งซึ่งสร้างจริงมีความยาวมากกว่าเพื่อความสะดวกในการทดลอง (สายส่งยาว 45.5 ซม. )

หลังจากสร้างสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T สำเร็จก็ต้องทดสอบสมบัติการตอบสนองต่อย่านความถี่ที่ใช้งาน โดยใช้เครื่อง Bird Site Analyzer Model SA-6000 EX (Bird Electronic Corporation, Cleveland, OH) วัดค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Return loss  $S_{11}$ ) ของสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ช่วงย่านความถี่ 2.3 กิกะเฮิรตซ์ – 2.6 กิกะเฮิรตซ์ ในขณะที่ปลายสายอากาศเสียบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

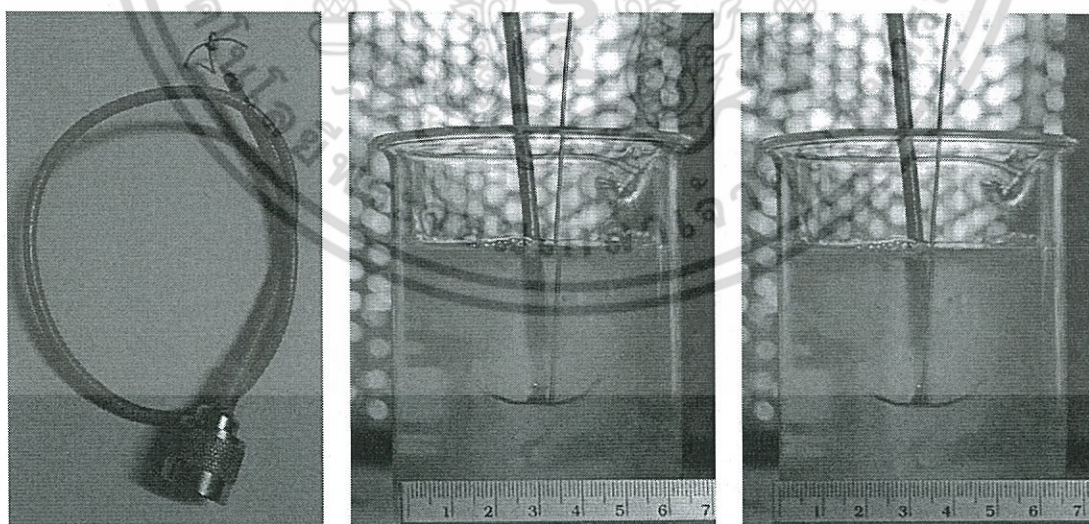
อยู่ดับหมู หลังการทดสอบสมบัติของสายอากาศพบว่า สายอากาศที่สร้างขึ้นตอบสนองความถี่ย่านการใช้งานได้ (ผลการทดสอบนำเสนอไว้ในบทที่ 5) ลำดับถัดไปก็ออกแบบทดลองจริงต่อไป

#### 4.4.3 การทดลองแบบ *in-vitro* ในไข่ขาว

การทดลองในไข่ขาวนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ผู้ศึกษาได้เห็นถึงแนวโน้มการแผ่กระจายความร้อนในระหว่างกระบวนการยิงคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายก้อนมะเร็ง การทดลองนี้ใช้ไข่ขาวปริมาณ 250 ซม.<sup>3</sup> ใส่ในบีกเกอร์ วางเทอร์โมคัปเปิ้ลขนานกับสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ที่ระยะห่างไม่เกิน 0.5 ซม. กำลังไมโครเวฟอินพุต 50 วัตต์ และควบคุมระดับอุณหภูมิสูงสุดในระบบการทดลองคงที่ที่ 90 °C เช่นเดียวกับการจำลองในคอมพิวเตอร์ ระยะเวลาในการทดลองยิงคลื่นไมโครเวฟ 900 วินาที ระบบการทดลองแสดงดังในรูปที่ 4.9

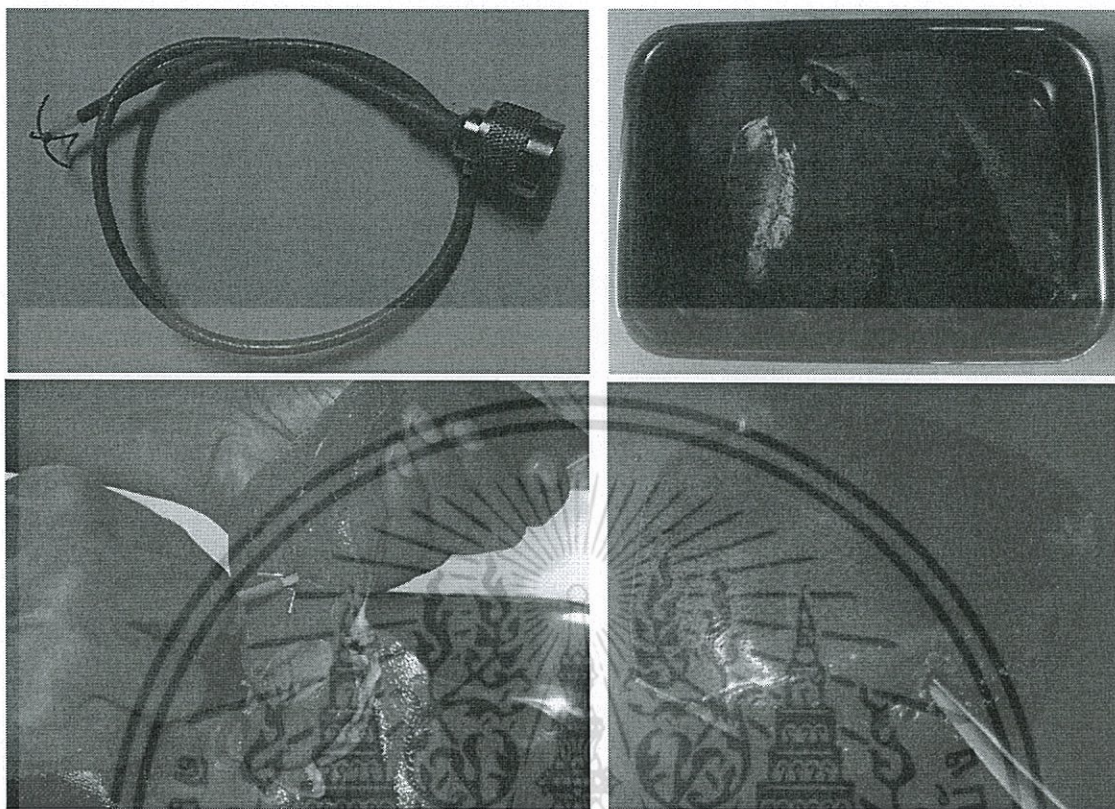
#### 4.4.4 การทดลองแบบ *in-vitro* ในตับหมู

การทดลองในตับหมูนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ผู้ศึกษามีความมั่นใจถึงรูปแบบในการกระจายความร้อน หรือลักษณะของแผลที่เกิดขึ้นหลังจากการเสร็จสิ้นกระบวนการทำลายก้อนเนื้อตับด้วยคลื่นไมโครเวฟ การทดลองนี้ใช้ตับหมูขนาด 10x 10 ซม. วางเทอร์โมคัปเปิ้ลขนานกับสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ที่ระยะห่างไม่เกิน 0.5 ซม. กำลังไมโครเวฟอินพุต 50 วัตต์ และควบคุมระดับอุณหภูมิสูงสุดในระบบการทดลองคงที่ที่ 90 °C เช่นเดียวกับการจำลองในคอมพิวเตอร์ ระยะเวลาในการทดลองยิงคลื่นไมโครเวฟ 900 วินาที ระบบการทดลองแสดงดังในรูปที่ 4.10



รูปที่ 4.9 ระบบการทดลองจริงในไข่ขาว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.10 ระบบการทดลองจริงในตึกหมู

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

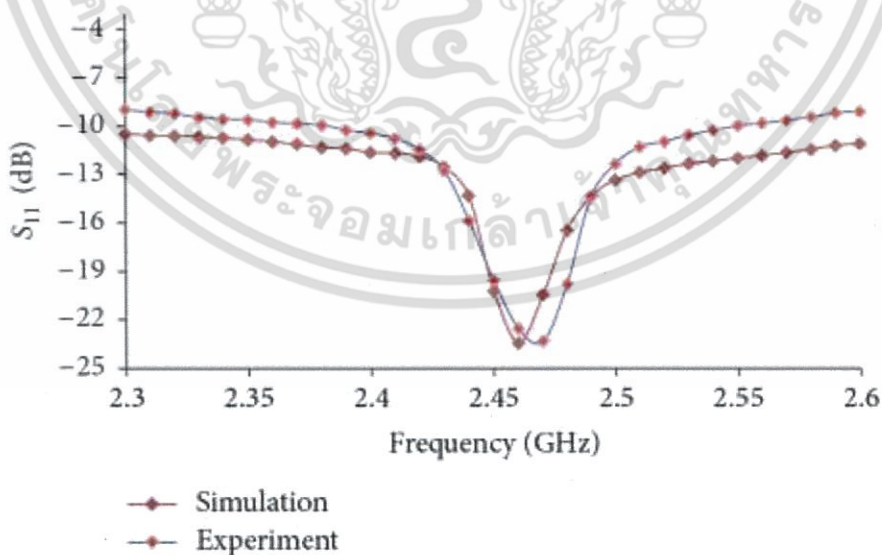
## บทที่ 5

### ผลการทดลอง

บทนี้กล่าวถึงผลการวิเคราะห์การรักษารอคมะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยศึกษา การดูดกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การกระจายอนุภาคนิวตริโนในวัสดุแข็ง และวัสดุพูน ผลการควบคุมระดับอนุภาคนิวตริโน และกำลังไมโครเวฟ การกระจายอนุภาคนิวตริโนในก้อนมะเร็งระดับกรณีวิเคราะห์ผลกระทบของระยะห่าง ก้อนมะเร็งระดับกับของเส้นเลือดใหญ่ที่ตำแหน่งใดๆ กรณีวิเคราะห์ผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงอัตราเร็ว ในการไหลของเลือดในเส้นเลือดใหญ่ และศึกษาผลการเปลี่ยนรูปเมื่ออนุภาคนิวตริโนในเนื้อเยื่อมะเร็ง เปลี่ยนแปลง การทดลองวัดสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับของสายอากาศแบบโมโนโพล 4T การทดลอง ทำลายก้อนมะเร็งแบบ *in vitro* ในไข่ขาว และในตับหมู

#### 5.1 ผลการจำลอง และทดสอบสมบัติของสายอากาศโมโนโพล 4T

การศึกษาสมบัติของสายอากาศโมโนโพล 4T ที่ได้ออกแบบนั้น เริ่มต้นผู้ศึกษาได้ศึกษา และ วิเคราะห์ด้วยกระบวนการทางคณิตศาสตร์ จากนั้นก็สร้างสายอากาศดังกล่าวขึ้นจริง เพื่อทดสอบสมบัติ ด้านการใช้งานของสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T โดยจำลองวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ และทดสอบหาค่า สัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Return loss :  $S_{11}$ ) ของสายอากาศ ในช่วงย่านความถี่ใช้งานที่ 2.3 กิกะเฮิรตซ์ ถึง 2.6 กิกะเฮิรตซ์ ผลลัพธ์ที่ได้แสดงดังในกราฟรูปที่ 5.1



รูปที่ 5.1 กราฟสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Return loss :  $S_{11}$ ) ของสายอากาศโมโนโพล 4T

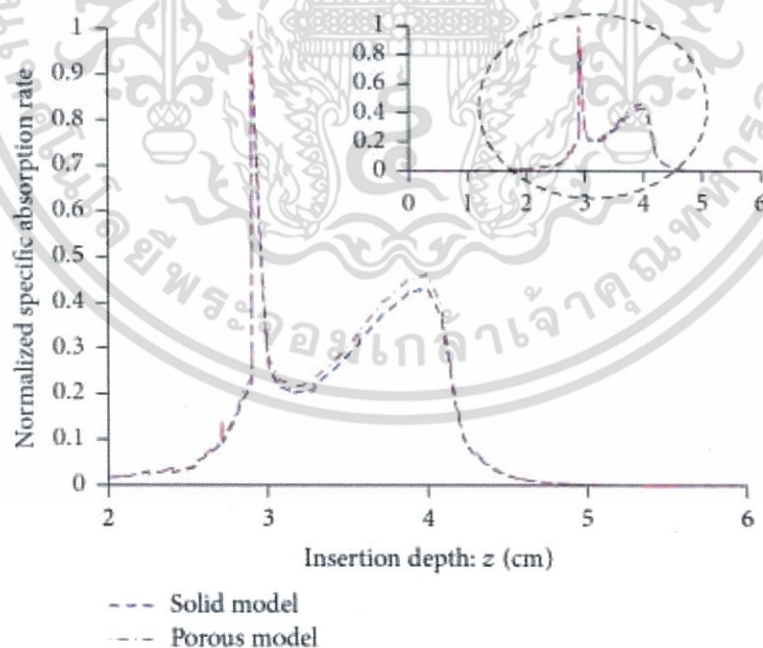
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 5.1 แสดงกราฟความสัมพันธ์ของสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Return loss :  $S_{11}$ ) ของสายอากาศโมโนโพล 4T ที่ได้จากการจำลองทางคณิตศาสตร์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ กับผลการทดสอบจริงโดยการวัดด้วยเครื่อง Bird Site Analyzer Model SA-6000 EX (Bird Electronic Corporation, Cleveland, OH) ผลที่ได้พบว่า ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ ค่า  $S_{11}$  ที่ได้จากการจำลองทางคณิตศาสตร์และการทดสอบจริงมีค่าเท่ากับ  $-20.21$  dB และ  $-19.56$  dB ตามลำดับ ค่าความคลาดเคลื่อน (discrepancies) ระหว่างกระบวนการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ กับการทดสอบสายอากาศจริง เท่ากับ 3.33%. และถ้าพิจารณาจากค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับพบว่า มีค่าค่อนข้างต่ำ เมื่อนำสายอากาศไปใช้งานสามารถส่งผ่านพลังงานได้สูง

## 5.2 ผลการจำลอง กรณีที่ 1 แบบจำลองวัสดุที่ใช้ศึกษาการทำลายมะเร็งตับ

การศึกษานี้ทำการศึกษาเพื่อพิจารณาถึงผลลัพธ์ที่เกิดขึ้น เมื่อกำหนดแบบจำลองให้มีสมบัติของเนื้อเยื่อแบบวัสดุแข็ง (Solid model) และแบบวัสดุพรุน (Porous model) ซึ่งผลการจำลองแสดงดังต่อไปนี้ (รายละเอียดการจำลอง ขอบเขตเงื่อนไข ดังกำหนดในบทที่ 4 หัวข้อ 4.3)

5.2.1 การดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟ (Microwave specific absorption rate; SAR) การจำลองนี้เป็นการวิเคราะห์เพื่อศึกษารูปแบบการกระจายการดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟเทียบกับตำแหน่งความลึกของการสอดใส่สายอากาศ โดยการแบบจำลองด้วยแบบจำลองวัสดุแข็ง และแบบวัสดุพรุน โดยจำลองวิเคราะห์การทำลายก้อนมะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 ซม.

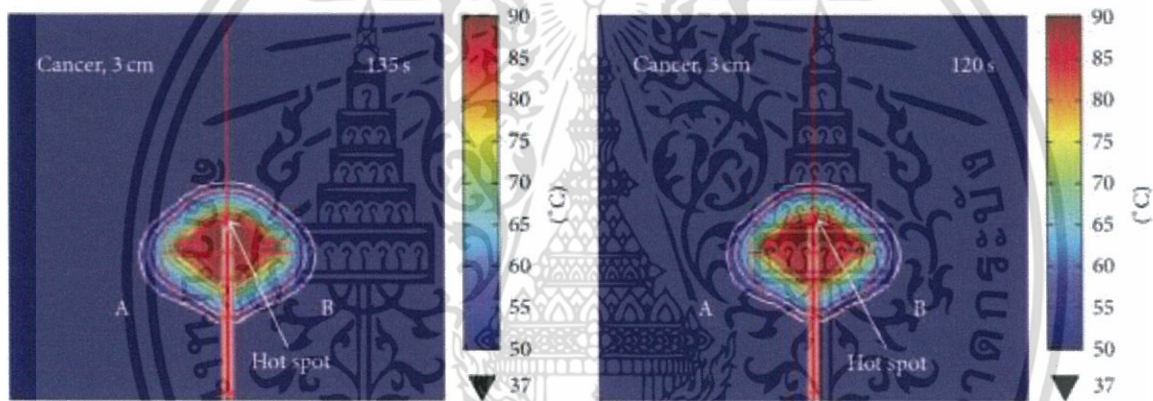


รูปที่ 5.2 รูปแบบการดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟ

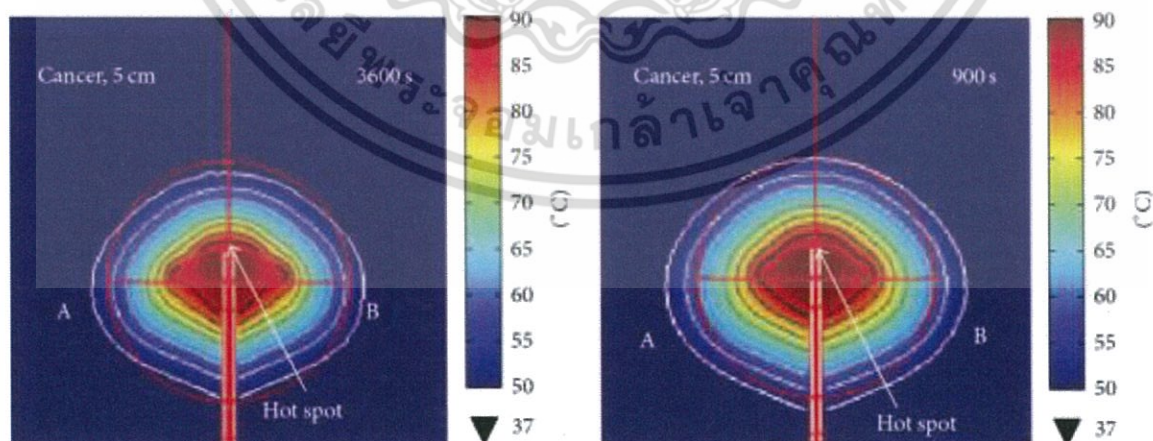
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การวัดการดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟเลือกจุดพิจารณาที่บริเวณรัศมีของไดอิเล็กทริก ทั้งนี้ เพราะการดูดซับพลังงานไมโครเวฟสูงสุดเกิดขึ้นที่บริเวณดังกล่าวเนื่องจากอยู่ใกล้กับแหล่งกำเนิดการกระจายคลื่นไมโครเวฟ (งานวิจัยนี้เลือกที่รัศมี  $r = 0.125$  ซม.) ผลการวิเคราะห์ดังในรูปที่ 5.2 ซึ่งพบว่า ค่าออร์มัลไลส์ (Normalized) การดูดซับพลังงานคลื่นไมโครเวฟ ที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองแบบวัสดุแข็ง และแบบวัสดุพูน มีรูปแบบการกระจายการดูดซับพลังงานคล้ายกันโดยเกิดการดูดซับพลังงานไมโครเวฟ มากที่สุดที่ข้อต่อระหว่างสายอากาศโมโนโพล 4T กับสายส่ง และอีกจุดรองลงมาคือ บริเวณตำแหน่ง ปลายสายอากาศ (จุด A, B, C และ D ดูในรูปที่ 4.2)

5.2.2 รูปแบบของแผล หรือการกระจายของอุณหภูมิ (Temperature distribution) การจำลองนี้เป็นการวิเคราะห์เพื่อศึกษารูปแบบการกระจายอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับของแบบจำลอง แบบวัสดุแข็ง และแบบวัสดุพูน โดยจำลองวิเคราะห์การทำลายก้อนมะเร็งขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 และ 5 ซม. ซึ่งผลการวิเคราะห์ดังในรูปที่ 5.3 และ 5.4 ตามลำดับ



รูปที่ 5.3 ผลการจำลองการกระจายของอุณหภูมิ (ทำลายก้อนมะเร็งระดับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 ซม.)



รูปที่ 5.4 ผลการจำลองการกระจายของอุณหภูมิ (ทำลายก้อนมะเร็งระดับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 ซม.)

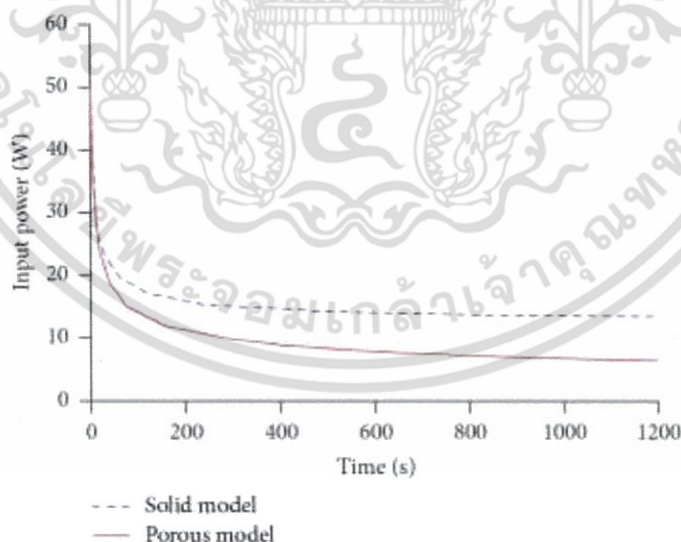
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 5.3 และ 5.4 จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบโมนโพล 4T ที่ออกแบบมานั้นสามารถนำมาใช้ในการทำลายก้อนมะเร็งระดับได้ พิจารณาที่ก้อนมะเร็งระดับขนาด 3 ซม. แบบจำลองวัสดุพรุนใช้เวลาในการทำลายก้อนมะเร็งเพียงแค่ 120 วินาที แต่แบบจำลองวัสดุแข็งใช้เวลาในการทำลายก้อนมะเร็งระดับ 135 วินาที แบบจำลองทั้งสองแสดงให้เห็นว่าสายอากาศสามารถใช้ในการส่งกำลังไมโครเวฟไปทำลายก้อนมะเร็งได้อย่างสมบูรณ์ แต่แตกต่างกันด้านเวลาที่ใช้ในการทำลายก้อนมะเร็ง

ในขณะที่การทำลายก้อนมะเร็งระดับขนาด 5 ซม. แบบจำลองวัสดุพรุนใช้เวลาในการทำลายก้อนมะเร็งเพิ่มขึ้นเป็น 900 วินาที สามารถทำลายก้อนมะเร็งได้ 100 % ซึ่งทำลายเนื้อดีไปด้วย (33.56 ลบ.ซม.) แต่ผลการจำลองทำลายก้อนมะเร็งระดับในแบบจำลองวัสดุแข็งที่เวลา 900 วินาที สามารถทำลายก้อนมะเร็งได้เพียงแค่ 86.44 % และเมื่อเพิ่มเวลาทำลายก้อนมะเร็งเป็น 3600 วินาที ซึ่งเป็นเวลาที่ค่อนข้างนานก็ยังไม่สามารถทำลายก้อนมะเร็งระดับขนาด 5 ซม. ได้หมดเช่นเดิม สามารถทำลายก้อนมะเร็งได้เพียงแค่ 93.60 % ทั้งนี้ที่เวลา 900 วินาที และ 3600 วินาที เนื้อดีที่ยังโดนทำลายด้วย (2.78 และ 8.19 % ตามลำดับ) ดังแสดงข้อมูลการจำลองในตารางที่ 5.1

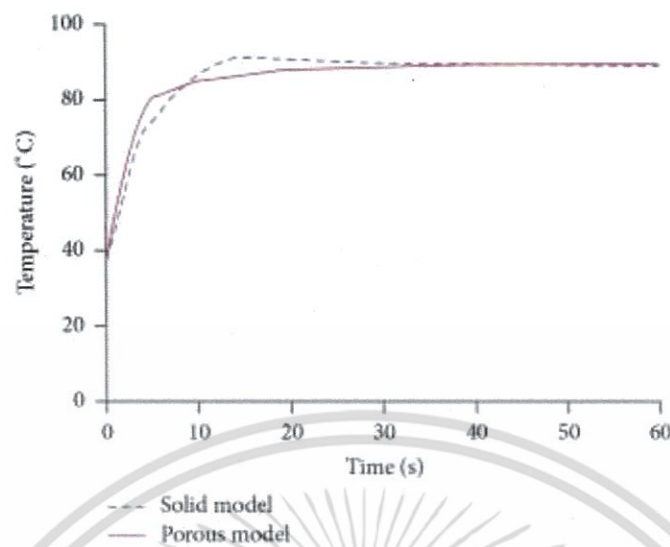
ถ้าพิจารณารูปแบบการกระจายอุณหภูมิ หรือรูปแบบของแผล (Profile lesion) ที่เกิดจากการกระจายคลื่นไมโครเวฟด้วยสายอากาศแบบโมนโพล 4T สายอากาศสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดแผลลักษณะรูปร่างแบบ “Oculiform”

นอกจากนี้ยังได้วิเคราะห์ ความสัมพันธ์ของกำลังไมโครเวฟที่ใช้ในช่วงเวลาต่างๆ และวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่เวลาต่างๆระหว่างการทำลายก้อนมะเร็งระดับในแบบจำลองวัสดุแข็ง (Solid model) และแบบจำลองวัสดุพรุน (Porous model) ซึ่งผลการจำลองแสดงดังในรูปที่ 5.5 และ 5.6 ตามลำดับ



รูปที่ 5.5 ความสัมพันธ์ของกำลังไมโครเวฟที่ใช้ในช่วงเวลาต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



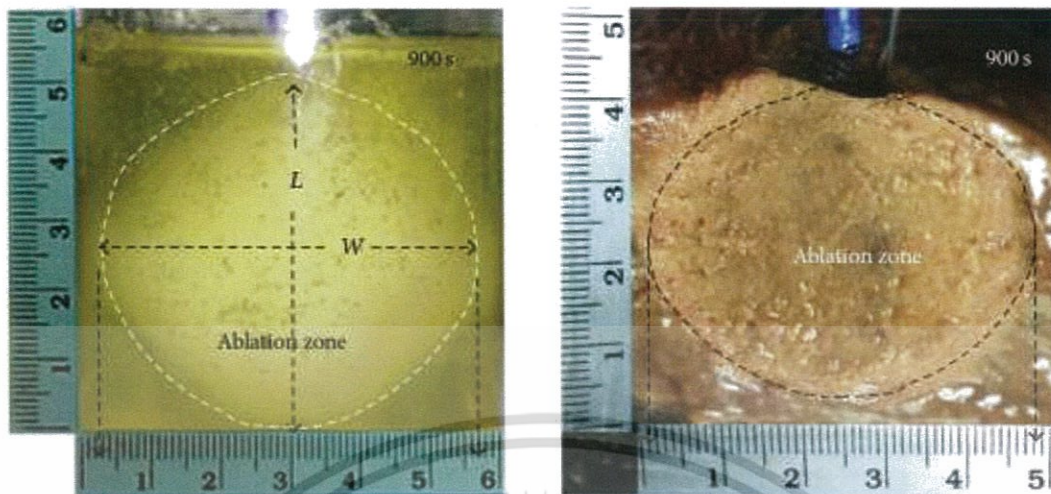
รูปที่ 5.6 ความสัมพันธ์ของอุณหภูมิที่เวลาต่างๆ

จากรูปที่ 5.4 และ 5.5 จะเห็นว่า การทำลายก้อนมะเร็งตับในแบบจำลองวัสดุแข็ง (Solid model) ใช้เวลา 12 วินาที ที่จ่ายกำลังไมโครเวฟที่ 50 วัตต์ เพื่อเหนี่ยวนำให้อุณหภูมิในก้อนมะเร็งตับสูงถึง  $90^{\circ}\text{C}$  หลังจากนั้น จ่ายกำลังไมโครเวฟคงที่ 15 วัตต์ เพื่อรักษาระดับอุณหภูมิสูงสุดในเนื้อเยื่อตับให้คงที่ที่  $90^{\circ}\text{C}$

ในขณะที่การทำลายก้อนมะเร็งตับในแบบจำลองวัสดุพรุน (Porous model) ใช้เวลา 35 วินาที ที่จ่ายกำลังไมโครเวฟที่ 50 วัตต์ เพื่อเหนี่ยวนำให้อุณหภูมิในก้อนมะเร็งตับสูงถึง  $90^{\circ}\text{C}$  หลังจากนั้นจ่ายกำลังไมโครเวฟคงที่ 8 วัตต์ เพื่อรักษาระดับอุณหภูมิสูงสุดในเนื้อเยื่อตับให้คงที่ที่  $90^{\circ}\text{C}$  นั้นหมายความว่า การจำลองแบบวัสดุแข็งใช้กำลังไฟฟ้า และเวลาในการทำลายก้อนมะเร็งตับขนาดเดียวกันสูงกว่าการจำลองด้วยแบบจำลองวัสดุพรุน และการจำลองแบบวัสดุแข็งยังเจอข้อจำกัดคือทำลายก้อนมะเร็งขนาดใหญ่ได้ไม่หมดถึงแม้ว่าใช้เวลานานแล้วก็ตาม (จำลองการทำลายก้อนมะเร็งตับขนาด 5 ซม. นาน 1 ชั่วโมง ยังไม่สามารถทำลายก้อนมะเร็งได้หมด)

### 5.3 การตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลอง

หลังจากการทดสอบสมบัติของสายอากาศโมโนโพล 4T ด้วยการจำลองทางคณิตศาสตร์ ผลการทดสอบจริง และหลังจากการจำลองพิจารณาการกระจายอุณหภูมิในก้อนมะเร็งตับ หรือรูปแบบแผลแล้ว เพื่อยืนยันความถูกต้องของการจำลอง ผู้ศึกษาจึงได้ออกแบบการทดลองจริง โดยใช้สายอากาศโมโนโพลแบบ 4T ทดลองกระจายคลื่นไมโครเวฟ เพื่อศึกษารูปแบบการกระจายไมโครเวฟในไขขาว และตับหมู ดังรายละเอียดการออกแบบในบทที่ 4 หัวข้อ 4.4 ซึ่งผลการจำลองแสดงดังในรูปที่ 5.7 (ก และ ข) ตามลำดับ



ก. ไช้ขาว

ข. ตับหมู

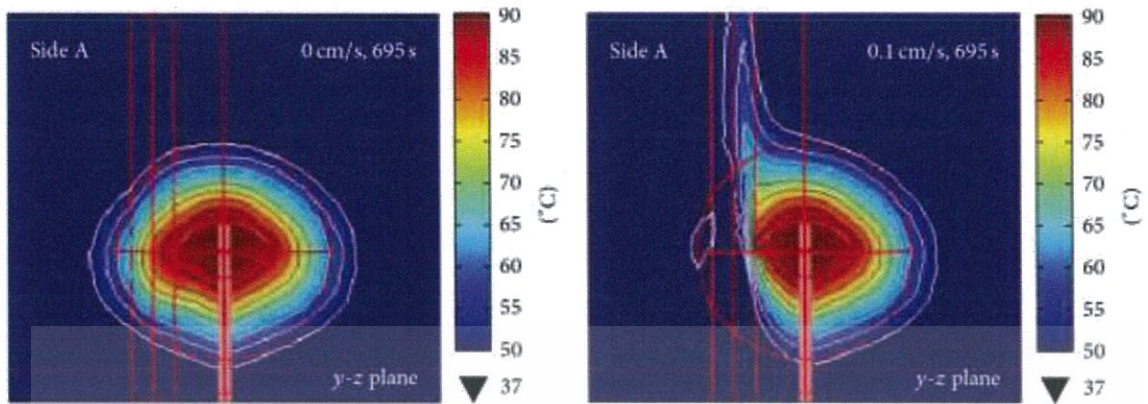
### รูปที่ 5.7 ผลการศึกษารูปแบบการกระจายคลื่นไมโครเวฟโดยทดลองแบบ *in vitro* ที่ 900 วินาที

จากรูปที่ 5.7 (ก) ถ้าพิจารณาว่าการจับตัวกันเป็นก้อนของไช้ขาว คือ เนื้อเยื่อที่ได้รับความร้อนหรือโดนคลื่นไมโครเวฟทำให้เซลล์ตาย และรูปที่ 5.7 (ข) พิจารณาว่าการเปลี่ยนสีของเนื้อเยื่อตับ คือ บริเวณที่เซลล์ได้รับพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟ และส่งผลให้เนื้อเยื่อบริเวณดังกล่าวเกิดการฝ่อหรือตาย ซึ่ง คือ บริเวณที่เป็นแผลหรือส่วนที่ถูกทำลายนั่นเอง ดังนั้นจากการทดลองพบว่า ทั้งการทดลองในไช้ขาว และในตับหมู สายอากาศแบบโมโนโพล 4T สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดแผลลักษณะรูปร่างแบบ “Oculiform” เช่นเดียวกับการจำลองทางคณิตศาสตร์ แต่ถ้าพิจารณาขนาดทางมิติ ( $W \times L$ ) หรือขนาดแผลที่เกิดขึ้น การทดลองในไช้ขาวจะทำให้เกิดแผลขนาด 5.6 ซม.  $\times$  5.05 ซม. ในขณะที่การทดลองในไช้ขาวทำให้เกิดแผลขนาด 4.85 ซม.  $\times$  4.15 ซม. เมื่อเทียบกับขนาดแผลที่ได้จากการจำลองทางคณิตศาสตร์ (6.23 ซม.  $\times$  5.28 ซม.) ผลการทดลองในไช้ขาว และในตับหมูจะก่อให้เกิดแผลที่มีขนาดเล็กกว่า ทั้งนี้แนวโน้มของแผลที่เกิดขึ้นระหว่างการจำลองทางคณิตศาสตร์ กับการทดลองจริงเป็นไปในทิศทางเดียวกัน

### 5.4 ผลการจำลอง กรณีที่ 2 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลจากอัตราเร็วของการไหลของเลือดในเส้นเลือดใหญ่

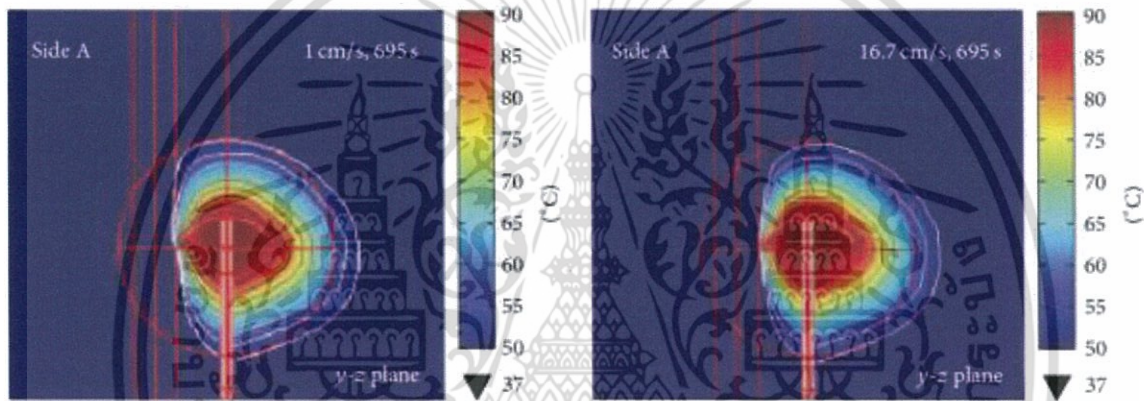
จากผลการจำลองทางคณิตศาสตร์ในกรณีที่ 1 ผู้ศึกษาเลือกแบบจำลองวัสดุพูนเพื่อศึกษาผลกระทบอื่นๆ ที่มีต่อกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งเพิ่มเติม โดยได้เพิ่มเส้นเลือดใหญ่ให้อยู่ติดกับปลายด้านหนึ่งของสายอากาศโมโนโพล 4T (ดูรายละเอียดอื่นๆเพิ่มเติมในบทที่ 4 หัวข้อ 4.3 หัวข้อย่อย 4.3.3) ในการจำลองนี้เน้นการศึกษาอิทธิพลของอัตราเร็วในการไหลของเลือดที่ส่งผลกระทบต่อกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งดับ ผลการจำลองดังในรูปที่ 5.8 (ก-จ)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



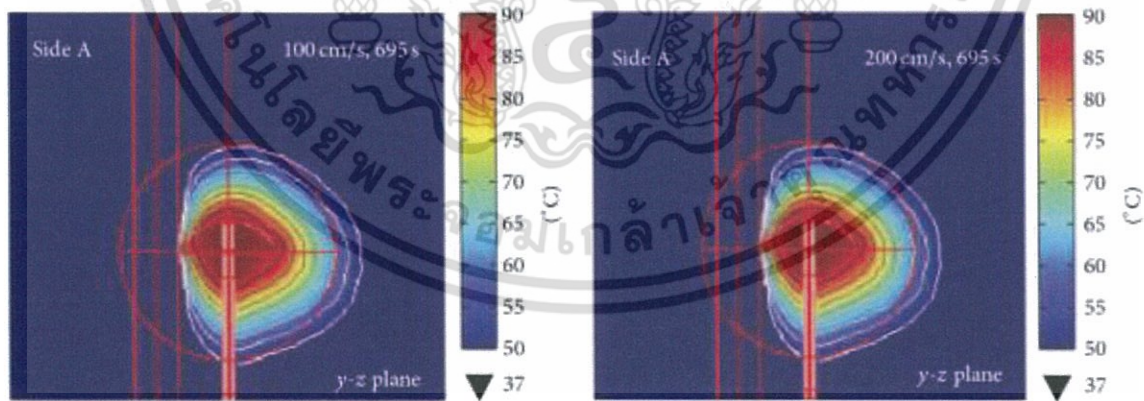
ก. 0 ซม./วินาที

ข. 0.1 ซม./วินาที



ค. 1 ซม./วินาที

ง. 16.7 ซม./วินาที



จ. 100 ซม./วินาที

ฉ. 200 ซม./วินาที

รูปที่ 5.8 ภาพตัดขวางการกระจายอุณหภูมิระนาบ y-z เมื่อพิจารณาผลของอัตราเร็วในการไหลของเลือดในหลอดเลือดใหญ่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(เมื่อพิจารณาอัตราเร็วในการไหลของเลือดเป็น 0 ซม./วินาที 0.1 ซม./วินาที 0.5 ซม./วินาที 1 ซม./วินาที 5 ซม./วินาที 10 ซม./วินาที 15 ซม./วินาที 16.7 ซม./วินาที 19.4 ซม./วินาที 50 ซม./วินาที 100 ซม./วินาที และ 200 ซม./วินาที) ในเบื้องต้นทำการจำลองในสภาวะเลือดนิ่ง หรือมีเลือดในเส้นเลือดใหญ่ แต่ไม่มีการไหลของเลือด (0 ซม./วินาที) เพื่อหาเวลาที่ต้องใช้ในกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งขนาด 5 ซม. ได้สมบูรณ์จากนั้นใช้เวลาดังกล่าวมาจำลองสภาวะที่อัตราเร็วการไหลของเลือดเปลี่ยนไป

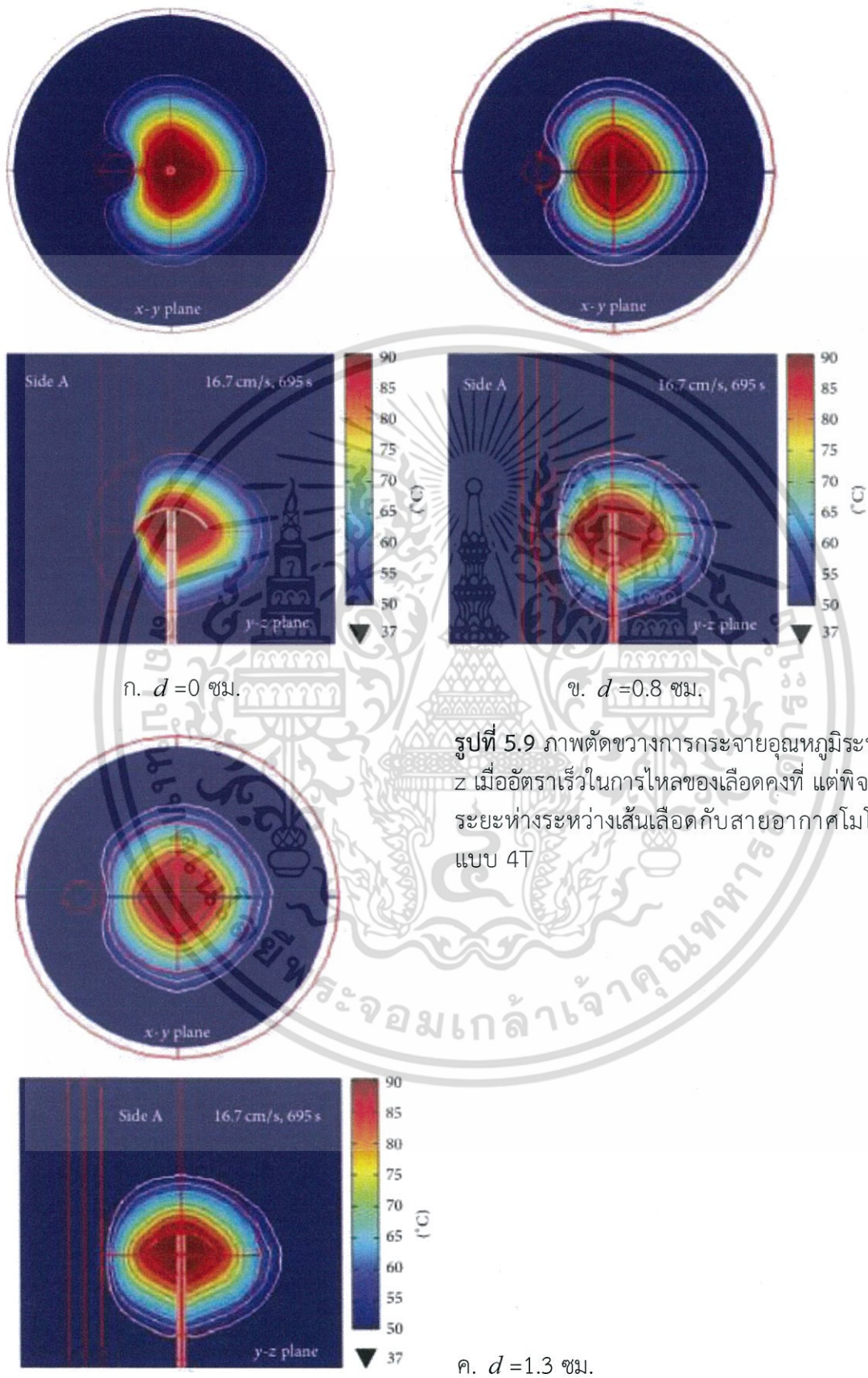
จากผลการจำลองในรูปแบบที่ 5.8 (ก) เวลาที่ใช้ในการทำลายก้อนมะเร็งระดับขนาด 5 ซม. ได้สมบูรณ์ใช้เวลา 695 วินาที ดังนั้นจึงใช้เวลา 695 วินาที เป็นเวลาที่ใช้ในกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับที่สภาวะอัตราเร็วในการไหลของเลือดอื่นๆ ต่อไป ซึ่งผลการจำลองแสดงดังในรูปแบบที่ 5.8 (ข-ฉ) และในตารางที่ 5.1 จากผลการจำลองพบว่า ในสภาวะเลือดนิ่งเนื้อเยื่อตับโตโดนทำลายไป 33.64 ลบ.ซม. เมื่อเปรียบเทียบกับสภาวะที่มีอัตราเร็วของการไหลของเลือดต่ำ เนื้อเยื่อตับโตโดนทำลายลดลง แต่ ก้อนมะเร็งระดับก็ถูกทำลายลดลงด้วยเช่นกัน

ที่อัตราเร็วในการไหลของเลือดต่ำกว่า 5 ซม./วินาที เส้นเลือดจะได้รับผลจากกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับ ความร้อนจะถูกพาไปตามทิศทางการไหลของเลือด อุณหภูมิของเลือดในเส้นเลือด และผนังเส้นเลือด จะเพิ่มสูงกว่า  $37^{\circ}\text{C}$  อาจจะเป็นการเสี่ยงที่จะทำให้ผนังเส้นเลือดโดนทำลายจากความร้อนในกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งได้ ทั้งนี้เนื่องจากผลของการพาความร้อน (Heat Convection) ของเลือดที่ไหล นอกจากนี้ผลจากการพาความร้อนดังกล่าวจะส่งผลให้ รูปแบบการกระจายความร้อนผิดเพี้ยนไป เนื่องจากการไหลของเลือด (พิจารณาในรูปแบบที่ 5.8 (ข))

ในกรณีที่อัตราเร็วของการไหลของเลือดมีค่าสูงขึ้น ( $>5$  ซม./วินาที) ขนาดของแผลที่เกิดจากกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับจะมีขนาดลดลง นั้นหมายความว่าอัตราเร็วของการไหลของเลือดที่สูงขึ้นจะทำให้ปริมาตรของแผลหรือก้อนมะเร็งระดับถูกทำลายลดลงแต่ลดลงในปริมาณไม่มากนัก (ดังแสดงในตารางที่ 1) ซึ่งพิจารณาจากการกระจายอุณหภูมิเห็นได้ชัดว่าก้อนมะเร็งระดับที่อยู่ใกล้กับเส้นเลือดจะไม่ถูกทำลายเนื่องจากความร้อนโดนของไหล (เลือด) พาไปตามทิศทางการไหล ซึ่งที่สภาวะเลือดนิ่ง (0 ซม./วินาที) สามารถทำลายก้อนมะเร็งระดับได้ 100 % (ปริมาตรก้อนมะเร็งระดับ 62.87 ลบ.ซม.) ในขณะที่เมื่ออัตราเร็วในการไหลของเลือดเป็น 200 ซม./วินาที สามารถทำลายก้อนมะเร็งระดับได้ 56.63 ลบ.ซม. เมื่อเทียบกับปริมาตรก้อนมะเร็งทั้งหมดสามารถทำลายก้อนมะเร็งระดับได้เพียง 90.07 % หรือถ้าพิจารณาผลจากการทำลายก้อนเนื้อเยื่อตับทั้งหมด จะพบว่าอัตราเร็วในการไหลของเลือดที่สูงขึ้นส่งผลให้กระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับด้วยคลื่นไมโครเวฟมีประสิทธิภาพลดลง (พิจารณาข้อมูลเพิ่มเติมได้จากตารางที่ 5.1)

### 5.5 ผลการจำลอง กรณีที่ 3 แบบจำลองเพื่อศึกษาอิทธิพลของตำแหน่งการทำลายก้อนมะเร็งระดับเทียบกับกับเส้นเลือดใหญ่

จากผลการจำลองในกรณีที่ 2 เห็นได้ชัดว่าอัตราเร็วของการไหลของเลือดส่งผลต่อกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับ การทดลองนี้จึงเป็นการทดลองเพื่อศึกษาผลของตำแหน่งของการทำลายก้อนมะเร็งระดับ หรือระยะห่างระหว่างตำแหน่งของการทำลายก้อนมะเร็งระดับ กับเส้นเลือดใหญ่ขณะมีเลือดไหล



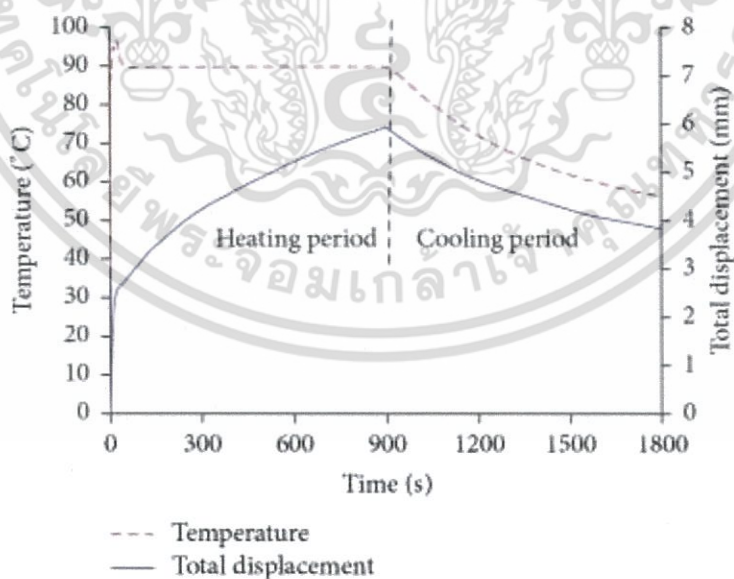
รูปที่ 5.9 ภาพตัดขวางการกระจายอุณหภูมิระนาบ y-z เมื่ออัตราเร็วในการไหลของเลือดคงที่ แต่พิจารณา ระยะห่างระหว่างเส้นเลือดกับสายอากาศโมโนโพล แบบ 4T

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในกรณีศึกษาที่นี้จึงกำหนดให้อัตราเร็วในการไหลของเลือดคงที่ (16.7 ซม./วินาที) แล้วเปลี่ยนแปลงระยะห่างระหว่างเส้นเลือดกับสายอากาศแทน 4T (ดูรายละเอียดอื่นๆเพิ่มเติมในบทที่ 4 หัวข้อ 4.3 หัวข้อย่อย 4.3.3) จากรูปที่ 5.9 (ก-ค) แสดงให้เห็นว่าเมื่ออัตราเร็วในการไหลของเลือดคงที่ ส่งผลให้ระยะห่างระหว่างสายอากาศกับเส้นเลือดเป็นอีกตัวแปรที่ต้องนำมาพิจารณานั้นคือ เมื่อสายอากาศอยู่ติดกับเส้นเลือดใหญ่การทำลายก้อนมะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟจะมีประสิทธิภาพลดลง ดังเช่นในรูป 5.8 ก สามารถทำลายก้อนมะเร็งได้เพียงแค่ 90.30 % เมื่อเทียบกับปริมาตรของก้อนมะเร็งทั้งหมด ถ้าระยะห่างระหว่างสายอากาศกับเส้นเลือด เปลี่ยนเป็น 0.8 และ 1.3 ซม. โอกาสของก้อนมะเร็งที่จะถูกทำลายมีมากขึ้นเท่ากับ 96.27 % และ 99.55 % ตามลำดับ ทั้งนี้จากผลการจำลองเห็นได้ชัดเจนว่าเซลล์เนื้อเยื่อมะเร็งที่ติดกับผนังของเส้นเลือดไม่ถูกทำลายเพราะผลจากอัตราเร็วในการไหลของเลือดสูง ความร้อนจึงถูกพาไปด้วยของไหลดังกล่าว (ดังแสดงในรูปที่ 5.8 (ข-ค) และตารางที่ 5.1

## 5.6 การศึกษาการเปลี่ยนรูปเนื่องจากความร้อน

เนื่องจากการจำลองที่ผ่านมาแสดงให้เห็นแล้วว่าในกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับด้วยคลื่นไมโครเวฟมีความเป็นไปได้ ผู้ศึกษาจึงต้องการพิจารณาผลกระทบทางกลเบื้องต้นที่จะเกิดขึ้นกับก้อนเนื้อเยื่อตับในระหว่างกระบวนการทำลายก้อนมะเร็ง และหลังจากหยุดกระบวนการ ในการจำลองนี้เป็นการศึกษาการเคลื่อนตัวรวม (Total displacement) ที่เกิดขึ้นในขณะกำลังทำลายก้อนมะเร็งระดับ (อุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับเพิ่มขึ้นจนคงที่ที่  $90^{\circ}\text{C}$ ) และหลังจากกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับหยุดลง (ช่วงนี้อุณหภูมิในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับจะลดลง) โดยพิจารณาการเคลื่อนตัวรวมเป็นเวลา 1800 วินาที ผลการจำลองที่ได้ดังในรูปที่ 5.10



รูปที่ 5.10 ความสัมพันธ์ของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อก้อนมะเร็งตับ และการเคลื่อนตัวรวมในช่วงเวลาที่ทำลายก้อนมะเร็งตับ และหยุดกระบวนการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 5.9 เมื่อเริ่มกระบวนการรักษาหรือเริ่มยิงคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายก้อนมะเร็งตับ (Heating period) อุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว และคงที่ที่  $90^{\circ}\text{C}$  ช่วงเวลานี้ถ้าพิจารณาการเคลื่อนตัวของตัวรวมที่เกิดขึ้นในก้อนเนื้อเยื่อตับ พบว่าช่วงแรก (35 วินาที เริ่มต้น) การเคลื่อนตัวของตัวรวมของก้อนตับจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วเช่นเดียวกับการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับ ต่อมาเมื่ออุณหภูมิในก้อนเนื้อเยื่อตับคงที่การเคลื่อนตัวของตัวรวมของก้อนตับจะเพิ่มขึ้นกับระยะเวลาที่เพิ่มขึ้น การเคลื่อนตัวของตัวรวมของก้อนตับจะเพิ่มขึ้นถึงจุดสูงสุดที่ 5.9 มม. ที่เวลา 900 วินาที จากนั้นเมื่อเข้าสู่ช่วงหยุดกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งตับ (Cooling period) อุณหภูมิในก้อนเนื้อเยื่อตับจะลดลงจาก  $90^{\circ}\text{C}$  ไปสู่อุณหภูมิปกติ การเคลื่อนตัวของตัวรวมของก้อนตับมีแนวโน้มลดลง เช่นเดียวกับการลดลงของอุณหภูมิ (การเคลื่อนตัวของตัวรวมนี้ ไม่ได้บ่งบอกถึงการยืด หรือหดตัวของก้อนเนื้อเยื่อตับ)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5.1 ผลการจำลองการทำลายก้อนมะเร็งตับด้วยสายอากาศไมโนโพล 4T

Material Model	Position * (cm)	Velocity (cm/s)	Time(s)	Ablation result of cancer 5-cm diameter						
				Total Liver volume (cm <sup>3</sup> )	Total Cancer volume (cm <sup>3</sup> )	Total ablation (cm <sup>3</sup> )	Ablated Liver volume (cm <sup>3</sup> )	Ablated Cancer volume (cm <sup>3</sup> )	% Ablated cancer	
Solid	No Blood		900	641.66	65.48	59.38	2.78	56.60	86.44	
			3600			69.48	8.19	61.29	93.60	
			900			99.04	33.56	65.48	100.00	
Poros	0	0	0	641.66	62.87	96.51	33.64	62.87	100.00	
			0.1			90.11	30.17	59.94	95.34	
			0.5			83.36	23.74	59.61	94.82	
			1			81.29	22.55	58.74	93.43	
			5			78.96	21.85	57.11	90.84	
			10			78.60	21.75	56.85	90.42	
			15			78.62	21.80	56.82	90.38	
			16.7			78.59	21.82	56.77	90.30	
			19.4			78.49	21.76	56.73	90.23	
			50			78.43	21.77	56.66	90.12	
			100			78.40	21.75	56.65	90.10	
			200			78.37	21.74	56.63	90.07	
			0			62.87	78.59	21.82	56.77	90.30
			0.8			64.29	85.66	23.77	61.90	96.27
			1.3			65.48	91.63	26.45	65.19	99.55

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 6

### สรุป และวิจารณ์

บทนี้กล่าวถึงสรุปผลการศึกษา และวิจารณ์ผลการศึกษาที่ได้รับจากวิเคราะห์ และทดลองจริง เกี่ยวกับกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งตับ (โดยใช้ตับหมูสมมติแทนมะเร็งตับ) ข้อคิดเห็นเพิ่มเติมที่ได้จากการศึกษา พร้อมทั้งกล่าวถึงข้อจำกัด และข้อเสนอแนะในการศึกษาและพัฒนาต่อไปในอนาคต

#### 6.1 สรุป และวิจารณ์ผลการศึกษา

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์หลักเพื่อศึกษาการทำลายก้อนมะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ (2.45 กิกะเฮิร์ตซ์) โดยการจำลองภายในคอมพิวเตอร์ด้วยแบบจำลองสามมิติ (3D-model) และเพื่อให้การจำลองสามารถทำนายการทำลายก้อนมะเร็งตับมีความถูกต้อง เหมือนการทดลองจริงมากที่สุด จึงเน้นการจำลองด้วยแบบจำลองเป็นวัสดุพูน นอกจากนี้การศึกษานี้ยังมุ่งเน้นการออกแบบ ปรับปรุง สายอากาศพื้นฐาน (สายอากาศโมโนโพล) เป็นสายอากาศรูปแบบใหม่เพื่อเหนี่ยวนำให้เกิดการกระจายอุณหภูมิภายใน หรือสามารถสร้างแผล รูปแบบที่แตกต่างจากในหลายงานวิจัยที่มีก่อนหน้านี้ และได้ศึกษาผลกระทบของตำแหน่งเส้นเลือดใหญ่ และอัตราเร็วในการไหลของเลือดในเส้นเลือดใหญ่ที่มีต่อกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งตับ (Microwave Ablation) เพิ่มเติมด้วย

สายอากาศที่ออกแบบเพื่อใช้ในการศึกษาจำลองการทำลายก้อนมะเร็งตับ เรียกว่าสายอากาศโมโนโพลแบบ 4T (Four-tine monopole antenna: 4T antenna) โดยออกแบบใช้งานที่ย่านความถี่ 2.45 กิกะเฮิร์ตซ์ ผลการจำลองทำลายก้อนมะเร็งตับในคอมพิวเตอร์โดยสมมติก้อนเนื้อเยื่อมะเร็งตับเป็นแบบวัสดุพูนมีการดูดกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (SAR) มากกว่าแบบจำลองแบบวัสดุแข็ง แต่การดูดกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในแบบจำลองทั้งสองแบบมีแนวโน้มในทิศทางเดียวกัน จากผลการดูดกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อก้อนมะเร็งตับ สายอากาศโมโนโพลแบบ 4T สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดรูปแบบการกระจายอุณหภูมิ หรือรูปแบบของแผล (Profile lesion) ในลักษณะรูปร่างแบบ “Oculiform”

ถ้าพิจารณาจากค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อนกลับ (Return loss :  $S_{11}$ ) ของสายอากาศ 4T พบว่ามีค่าค่อนข้างต่ำ สายอากาศสามารถส่งผ่านพลังงานได้สูง สามารถใช้งานได้จริง จากการจำลองทางคณิตศาสตร์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ กับผลการทดสอบจริงโดยการวัดด้วยเครื่อง Bird Site Analyzer Model SA-6000 EX (Bird Electronic Corporation, Cleveland, OH) ผลที่ได้พบว่า ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิร์ตซ์ ค่า  $S_{11}$  ที่ได้จากการจำลองทางคณิตศาสตร์ และการทดสอบจริงมีค่าเท่ากับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

-20.21 dB และ -19.56 dB ตามลำดับ ค่าความคลาดเคลื่อน (discrepancies) ระหว่างกระบวนการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ กับการทดสอบสายอากาศจริงเท่ากับ 3.33 %.

และเมื่อนำสายอากาศแบบโมนโพล 4T ไปทดลองแบบ *in-vitro* ในไข่ขาว และในดับหมู สายอากาศสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดแผลลักษณะรูปร่างแบบ *Oculiform* เช่นเดียวกับการจำลองทางคณิตศาสตร์ แต่ถ้าพิจารณาขนาดทางมิติ ( $W \times L$ ) หรือขนาดของแผลที่เกิดขึ้น การทดลองในไข่ขาวจะทำให้เกิดแผลขนาด 5.6 ซม.  $\times$  5.05 ซม. ในขณะที่การทดลองในไข่ขาวทำให้เกิดแผลขนาด 4.85 ซม.  $\times$  4.15 ซม. เมื่อเทียบกับขนาดทางมิติที่ได้จากการจำลองทางคณิตศาสตร์ (6.23 ซม.  $\times$  5.28 ซม.) ผลการทดลองในไข่ขาว และในดับหมูจะก่อให้เกิดแผลที่มีขนาดเล็กกว่าการจำลองทางคณิตศาสตร์ ทั้งนี้เนื่องจากการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต และคุณสมบัติของวัสดุที่กำหนดในการจำลองยังมีข้อแตกต่างจากการออกแบบจริง

เมื่อพิจารณาอัตราเร็วในการไหลของเลือดเป็น 0 ซม./วินาที 0.1 ซม./วินาที 0.5 ซม./วินาที 1 ซม./วินาที 5 ซม./วินาที 10 ซม./วินาที 15 ซม./วินาที 16.7 ซม./วินาที 19.4 ซม./วินาที 50 ซม./วินาที 100 ซม./วินาที และ 200 ซม./วินาที ที่อัตราเร็วในการไหลของเลือดต่ำกว่า 5 ซม./วินาที เส้นเลือดจะได้รับผลจากกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับ ความร้อนจะถูกพาไปตามทิศทางการไหลของเลือด อุณหภูมิของเลือดในเส้นเลือด และผนังเส้นเลือด จะเพิ่มสูงกว่า 37 °C อาจจะเป็นการเสี่ยงที่จะทำให้เกิดผนังเส้นเลือดโดนทำลายจากความร้อนในกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งได้ ทั้งนี้เนื่องจากผลของการพาความร้อน (Heat Convection) ของเลือดที่ไหล นอกจากนี้ผลจากการพาความร้อนดังกล่าวจะส่งผลให้รูปแบบการกระจายความร้อนผิดเพี้ยนไป ในกรณีที่อัตราเร็วของการไหลของเลือดมีค่าสูงขึ้น (>5 ซม./วินาที) ขนาดของแผลที่เกิดจากกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับจะมีขนาดลดลง นั้นหมายความว่า อัตราเร็วของการไหลของเลือดที่สูงขึ้นจะทำให้ปริมาตรของแผลหรือก้อนมะเร็งระดับถูกทำลายลดลง ซึ่งถ้าพิจารณาจากการกระจายอุณหภูมิเห็นได้ชัดว่าก้อนมะเร็งระดับที่อยู่ใกล้ หรือเกาะติดกับเส้นเลือดจะไม่ถูกทำลายเนื่องจากความร้อนที่แพร่กระจายไปยังบริเวณดังกล่าวโดนของไหล (เลือด) พัดพาไปตามทิศทางการไหล ซึ่งที่สภาวะเลือดนิ่ง (0 ซม./วินาที) หรือไม่มีการไหลของเลือดกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งระดับด้วยคลื่นไมโครเวฟสามารถทำลายก้อนมะเร็งระดับได้ 100%

ผลของระยะห่างระหว่างสายอากาศกับเส้นเลือดเป็นอีกตัวแปรที่การศึกษาครั้งนี้นำมาพิจารณา ซึ่งผลการจำลองพบว่า เมื่อสายอากาศอยู่ติดกับเส้นเลือดใหญ่การทำลายก้อนมะเร็งระดับด้วยคลื่น ความถี่ไมโครเวฟจะมีประสิทธิภาพลดลง เนื้อเยื่อมะเร็งที่ติดกับผนังของเส้นเลือดไม่ถูกทำลาย

ท้ายที่สุดของการศึกษานี้เป็นการศึกษาการเคลื่อนตัวรวม (Total displacement) ของก้อนดับ ระหว่างกระบวนการทำลายก้อนมะเร็ง และหลังเสร็จกระบวนการ ซึ่งเบื้องต้นจะเห็นได้ว่า ก้อนเนื้อเยื่อ

ดับเกิดการเคลื่อนตัวรวมเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วตามการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิในเนื้อเยื่ออ่อนดับ ต่อมาเมื่ออุณหภูมิในก้อนเนื้อเยื่อดับคงที่ (ที่อุณหภูมิสูง  $90^{\circ}\text{C}$ ) การเคลื่อนตัวรวมของก้อนดับจะเพิ่มขึ้นกับระยะเวลาที่เพิ่มขึ้น หลังจากกระบวนการทำลายก้อนมะเร็งดับเสร็จสิ้น อุณหภูมิในก้อนเนื้อเยื่อดับลดลงจาก  $90^{\circ}\text{C}$  ไปสู่อุณหภูมิปกติ การเคลื่อนตัวรวมของก้อนดับมีแนวโน้มลดลง เช่นเดียวกับการลดลงของอุณหภูมิ (การเคลื่อนตัวรวมนี้ ไม่ได้บ่งบอกถึงการยืด หรือหดตัวของก้อนเนื้อเยื่อดับ)

## 6.2 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติม

ข้อจำกัดหลักของการศึกษาครั้งนี้ เกิดขึ้นเนื่องจากในการจำลองทางคณิตศาสตร์นั้น ผู้ศึกษาได้กำหนดเงื่อนไขขอบเขตในการวิเคราะห์ที่ง่าย และใช้เวลาในการคำนวณน้อย ซึ่งในการศึกษาวิจัยนี้ ต้องอาศัยการวิเคราะห์ร่วมกันถึงสี่ด้านด้วยกัน ดังนั้นในการจำลองวิเคราะห์แต่ละกรณีจึงใช้เวลาค่อนข้างนาน ทั้งนี้ผู้ศึกษาจึงได้กำหนดขอบเขตเงื่อนไขบางประการเพื่อลดความยุ่งยาก และเวลาที่ใช้ในการจำลอง โดยกล่าวได้ดังนี้ การวิเคราะห์ทางอิเล็กทรอนิกส์ การจำลองจะกำหนดให้ตัวนำที่นำมาทำเป็นสายอากาศเป็นตัวนำที่ดีหรือตัวนำยิ่งยวด (Perfect conductor) การวิเคราะห์ทางความร้อน กำหนดให้เนื้อเยื่อดับมีคุณสมบัติเป็นวัสดุชีวภาพ (เป็นวัสดุพอรุน) มีคุณสมบัติคงที่สม่ำเสมอ และเนื่องจากกำหนดแบบจำลองเป็นแบบวัสดุพอรุนซึ่งภายในมีองค์ประกอบเป็นส่วนของเหลว (เลือด) และของแข็ง (เนื้อเยื่อดับ) ซึ่งการจำลองได้กำหนดให้การจำลองเป็นแบบสมดุลทางความร้อน (Local thermal equilibrium :LTE) ไม่มีการเปลี่ยนแปลงสถานะของสสารภายในเนื้อเยื่อดับ ไม่มีการถ่ายเทมวลสารออกจากเนื้อเยื่อดับ ไม่มีการถ่ายเทพลังงานออกจากเนื้อเยื่อดับ และไม่มีปฏิกิริยาเคมีเกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อดับ การวิเคราะห์ทางด้านของไหล ได้กำหนดการไหลของเลือดเป็นการไหลแบบราบเรียบ (laminar flow) เป็นของไหลอัดตัวไม่ได้ (Incompressible flow) และไม่มีมีการเปลี่ยนแปลงสถานะของของไหล ท้ายที่สุด คือ การวิเคราะห์ทางโครงสร้าง หรือการศึกษาการเปลี่ยนรูป เงื่อนไขที่กำหนดหลัก คือการศึกษาผลจากการเปลี่ยนรูปเนื่องจากความเครียดความร้อน เท่านั้น ไม่ได้พิจารณา ความเค้น ความเครียดเนื่องจากแรงดึงผิว หรือหรือแรงกระทำจากภายนอก เพียงศึกษาผลของการเปลี่ยนรูปในลักษณะของการเคลื่อนตัวโดยรวม (Total displacement) เท่านั้น ยังไม่สามารถสรุปได้ว่าการยืด หรือหดตัว ซึ่งต้องพิจารณาเพิ่มเติมต่อไปในอนาคต

ทั้งนี้จะเห็นว่าด้วยข้อจำกัดดังกล่าว ส่งผลให้การจำลองในคอมพิวเตอร์กับการจำลองจริงมีความแตกต่างหรือคลาดเคลื่อนเกิดขึ้น แต่ยังมีแนวโน้มของรูปแบบการกระจายความร้อนเป็นไปในทิศทางเดียวกัน

### 6.3 แนวทางการพัฒนา

- ศึกษาแบบจำลองเพื่อการวิเคราะห์การไหลของเลือดโดยปรับปรุงการไหลของเลือดเป็นการไหลแบบปั่นป่วน (Turbulent flow) หรือเป็นจังหวะตามการเต้นของหัวใจ
- ออกแบบระบบจำลองการไหลของเลือดจริงเพื่อใช้ในการทดลองจริงโดยให้เลือดไหลตามจังหวะการเต้นของหัวใจผ่านก้อนเนื้อเยื่อตับ
- วางแผนการทดลองจริงเกี่ยวกับการทดสอบศึกษาพฤติกรรมทางกลของก้อนเนื้อเยื่อ โดยศึกษาการยืด หรือหดตัวของก้อนเนื้อเยื่อ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] High frequency induced thermotherapy (HiTT) ELEKTROTOMHITT106  
<http://www.BERCHTOLD.de>
- [2] D. Haemmerich, S.T. Sraelin, S. Tungjitkusolmun, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and J.G. Webster, "Hepatic bipolar radio-frequency ablation between separated multiprong electrodes," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48, pp. 1145-52, 2001.
- [3] T.F. Wood *et al.*, "Radiofrequency ablation of 231 unresectable hepatic tumors: indications limitations and complications," *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 7, pp. 593-600, 2000.
- [4] O. Seror *et al.*, "Large (5.0-cm) HCCs: Multipolar RF Ablation with Three Internally Cooled Bipolar Electrodes Initial Experience in 26 Patients," *Radiology*, vol. 248, pp. 288-296, 2008.
- [5] C. L. Brace, "Radiofrequency and microwave ablation of the liver, lung, kidney and bone: What are the differences," *Curr Probl Diagn Radiol*. 2009 ; vol. 38, no. 3, pp. 135-143
- [6] A.S. Wright, F.T. Lee, Jr., and D.M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antennas results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann Surg Oncol*, Vol. 10, pp. 275-283, 2003
- [7] P. Prakash *et al.*, "Design Optimization of Coaxial Antennas for Hepatic Microwave Ablation Using Genetic Algorithms," in *Proc. IEEE AP-S.*, Jul. 5-11, 2008.
- [8] Y. Chang *et al.*, "Experimental Studies on Microwave Ablation in Vitro Animal Tissues with Microwave Percutaneous Coagulator," in *Proc. ICMMT*, 2008, vol. 4, pp. 1703-1706.
- [9] M. F. J. Cepeda *et al.*, "Electromagnetic Hyperthermia Ablation Devices for Breast Cancer: State of the Art and Challenges for the Future," in *Proc. PAHCE.*, 2009, pp. 99-103.
- [10] M. Cavagnaro *et al.*, "The Matching of Microwave Ablation Antennas Through a Semi-Analytic Technique," in *Proc. 40<sup>th</sup> European Microwave Conf.*, Sept. 28-30, 2010, pp. 220-223.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [11] P. Wang *et al.*, "Tumor Boundary Estimation Through Time-Domain Peaks Monitoring: Numerical Predictions and Experimental Results in Tissue-Mimicking Phantoms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 11, pp. 2634-2641 Nov. 2009.
- [12] P. Wang and C.L. Brace, "Tissue Dielectric Measurement Using an Interstitial Dipole Antenna," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*; vol. 59, no. 1, pp. 115-121, Jan. 2012.
- [13] P. Prakash and M. C. Converse, "An Optimal Sliding Choke Antenna for Hepatic Microwave Ablation," *IEEE Tran. Biomed. Eng.*, vol 56, no 10, pp. 2470-2476, Oct. 2009.
- [14] S. Maini and A. Marwaha, "Comparison of Coaxial Choke and Extended Tip Choke Antenna for Interstitial Microwave Ablation of HCC," in *Proc. WICT*, 2011, pp. 841-845
- [15] C. L. Brace *et al.*, "Microwave ablation with a triaxial antenna: Results in ex vivo bovine liver," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 53, pp. 215-220, Jan. 2005.
- [16] M. Cavagnaro *et al.*, "A Minimally Invasive Antenna for Microwave Ablation Therapies: Design, Performances, and Experimental Assessment," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 4, pp. 949-959, Apr.2011.
- [17] S. Kaur and S. Maini, "Microwave Ablation therapy for the treatment of hepatocellular carcinoma using double slot interstitial antenna," *Int. J. IJRCAR*, vol. 2, issue.1, pp.56-61, Jan. 2014.
- [18] A. Karampatzaki *et al.*, "Computational Study of the Performance of Single Applicators and Antenna Arrays used in Liver Microwave Ablation," in *Proc. EUCAP*, 2013, pp. 3112-3115.
- [19] R. O. Palacios *et al.*, "Microwave Ablation Coaxial Antenna Computational Model Slot antenna comparison," in *Proc. PAHCE, Amer.*, 2012, pp 58-61.
- [20] P. Phasukkit *et al.*, "Finite Element Analysis on Phase Shift Effect of Multi-Antenna Array Alignment for Microwave Liver Ablation," in *Proc. IEEE EMBS, IECBES*, 2012, pp. 326-329.
- [21] C.J. Simon *et al.*, "Intraoperative triple antenna hepatic microwave ablation," *AJR*; vol. 187, pp. 333-40, Oct. 2006

- [22] A. S. Wright et al., "Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 10, no. 3, pp. 275–83, 2003.
- [23] A. S. Wright et al., "Radiofrequency versus microwave ablation in a hepatic porcine model," *Radiology*, vol. 236, no. 1, pp. 132–9, 2005.
- [24] A. U. Hines-Peralta et al., "Microwave ablation: results with a 2.45-GHz applicator in ex vivo bovine and in vivo porcine liver," *Radiology*, vol. 239, no. 1, pp. 94–102, Apr. 2006.
- [25] D. Yang, M. C. Converse, D. M. Mahvi, "Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 8, pp. 1382-1388, 2007.
- [26] A. Nakayama and F. Kuwahara, "A general bio heat transfer model based on the theory of porous media," *Int. J. Heat Mass Transfer*, vol. 51, pp. 3190–3199, Sep. 2008.
- [27] A.R.A. Khaled and K. Vafai, "The role of porous media in modeling flow and heat transfer in biological tissues," *Int. J. Heat Mass Transfer*, vol. 46, pp. 4989–5003, May.2003.
- [28] C. P. Lau, Y. T. Tai, and P. W. H. Lee, "The effects of radio frequency ablation versus medical therapy on the quality-of-life and exercise capacity in patients with accessory pathway-mediated supraventricular tachycardia: A treatment comparison study," *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, vol. 18, no. 3 I, pp. 424-432, 1995.
- [29] F. Xu, T. Wen, T. J. Lu, "Skin biothermomechanics for medical treatments," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 1, no. 2, pp. 172-187, 2008.
- [30] S. Labonte, A. Blais, S.R Legault, H.O Ali, L Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 44, pp. 1832–1840, 1996.
- [31] L. Hamada, K Saito, H. Yoshmura, and K. Ito, "Dielectric-Loaded coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia: longitudinal, control of heating patterns," *Int. J. Hyperthermia*, vol. 16, pp.219-229, 2000

- [32] James C. Lin and Yu - Jin Wang, "The Cap - Choke Catheter Antenna for Microwave Ablation Treatment," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, Vol. 43, Issue: 6, June. 1996, pp.657 - 660
- [33] S. Pisa, M. Cavagnaro, P. Bernardi, and J. C. Lin, "A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: physical design computer modeling and experimental measurement," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48, pp. 599-601, 2001.
- [34] S. Cavagnaro, M. Piuze, E. Bernardi, P. Lin, J.C. Dept. of Electron. Eng., "Power density and temperature distributions produced by interstitial arrays of sleeved-slot antennas for hyperthermic cancer therapy," *IEEE Microwave Theory and Techniques*, Vol. 51, Issue: 12, Dec. 2003 pp. 2418 - 2426
- [35] W. Hurter, F.Reinbold, and W. J. Lorenz, "A Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia," *IEEE Transactions on Microwave theory and Techniques*, vol. 39, pp. 1048-1054, 1991.
- [36] G. Schaller, J. Erb, and R. Engelbrecht, "Field Simulation of Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia," *IEEE Trans MTT*, vol. 44, pp. 887-895, 1996.
- [37] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Estimation of SAR Distribution of a Tip-Split Array Applicator for Microwave Coagulation Therapy Using the Finite Element Method," *IEICE Trans Electron*, vol. E84-C, pp.948-954, 2001.
- [38] G. Taton, T. Rok, E. Rokita, "Estimation of temperature distribution with the use of a thermo-camera" *Pol J Med Phys Eng*. 2008;14 (1):47-61.PL ISSN 1425-4689 doi: 10.2478/v10013-008-0005-1website: <http://www.pjmpe.waw.pl>
- [39] P. Togni, J. Vrba, L. Vannucci, "System to Study the Effects of Microwave Hyperthermia on In-vivo Melanoma Model" 978-2-87487-006-4 2008 EuMA October 2008, Amsterdam, Netherlands
- [40] Q. Nan, Y. Liu, Z. Yi , "Experimental and Numerical Analysis in Vitro with a Water-Cooled Microwave Ablation Antenna", This research is supported by National Science Foundation of China (No.30470450) and Beijing Nature Science Foundation (No: 3072004)
- [41] J .D Brannan, "Electromagnetic Measurement and Modeling Techniques for Microwave Ablation Probes" 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- Minneapolis, Minnesota, USA, September 2-6, 2009. 978-1-4244-3296-7/09/\$25.00  
©2009 IEEE
- [42] Y. Chang, W. Che, L. Yang, "Thermal Distribution Analysis in Bio-tissues during Microwave Ablation with FDTD Method" IEEE.978-1-4244-2802-1/09/\$25.00 ©2009
- [43] M. Cavagnaro, C. Amabile, P. Bernardi, S. Pisa, N. Tosoratti, "Design and Realization of a New Type of Interstitial Antenna for Ablation Therapies. 978-2-87487-011-8 © 2009, EuMA, 29 September - 1 October 2009, Rome, Italy
- [44] P. Phasukkit, S. Tungjtkusolmun and M. Sangworasil, "Finite-Element Analysis and *In Vitro* Experiments of Placement Configurations Using Triple Antennas in Microwave Hepatic Ablation". IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 56, NO. 11, NOVEMBER 2009, pp 2564-2572.
- [45] V.N. Makarov, G.V. Uschenko, "Comparative analysis microwave and radiofrequency heating for thermal ablation of tumor" Federal State Unitary Enterprise "Research and Production Corporation "Toriy", Obrucheva str., 52, 117393 Moscow, Russia, pp –
- [46] M. Chaichanyut, "Microwave Ablation with Cap-Choke Antenna: Result in Computer Simulation", International Conference organized by Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON (2010, The Empress Hotel Convention Centre, 21-19MAY, Chiang Mai, THAILAND
- [47] T. Michiyama K. Asanuma S. kuwano, "Numerical Simulation of Heating Characteristics in a New Microwave Coaxial-Slot Antenna for Cancer Therapy" ©2010 IEEE. P 390-393
- [48] K. Saito, K. Tsubouchi, Ma. Takahashi, and K. Ito, "Practical Evaluations on Heating Characteristics of Thin Microwave Antenna for Intracavitary Thermal Therapy" 32<sup>nd</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, August 31 - September 4, 2010
- [49] M. F. J. Cepeda, M. F. J. Cepeda, A. Vera, L. Leija, "Coaxial Antenna for Microwave Coagulation Therapy in Ex Vivo Swine Breast Tissue" IEEE Catalog Number: CFP10827-ART, ISBN: 978-1-4244-7314-4/10/\$26.00 ©2010
- [50] S. Wiwatwithaya, P. Phasukkit, S. Tungjtkusolmun, W. Wongtrairat, "Real-time monitoring Glucose by used Microwave Antenna apply to Biosen" The 2011

- Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2011) 978-1-4577-2190-8/11/\$26.00©2011 IEEE. pp 135-137
- [51] Q. Lei, K. Yue, X. Zhang, "Numerical Simulation of Heat Transfer for the Treatment of In-stent Restenosis with a Heatable Metal Stent" 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI). 978-1-4244-9352-4/11/\$26.00 ©2011 IEEE. pp 973-977
- [52] J. Hwang, T. H. Woo, S. Park, C. Cheon, "A study on non-invasive hyperthermic lipolysis using microwave" AP-S/URSI 2011. 978-1-4244-9566-5/10/\$26.00 ©2011 IEEE. pp 3313-3316.
- [53] K. Saito, K. Tsubouchi, M. Takahashi, K. Ito, "Thin Microwave Antenna for Intracavitary Heating of Bile Duct Carcinoma- Experimental Evaluations on Performances of Antenna using a Swine", Japan. 978-1-4244-6051-9/11/\$26.00 ©2011 IEEE. pp ---
- [54] M. Chaichanyut, S. Tungjitusolmun, "Thermal Conduction and Perfusion of Ring-Slot Microwave Antenna for treatment Liver Tumor", International Conference on Biomedical Engineering – (ICoBE (2012, Bay View Beach Resort, Penang, Malaysia, Organized by School of Mechatronic Engineering, Universiti Malaysia Perlis (UniMAP), Perlis, Malaysia, Tutorials: 26<sup>th</sup> February, 2012, Conference: 28-27, February 2012
- [55] P. Phasukkit, S. Tungjitusolmun, "Finite Element Analysis on Phase Shift Effect of Multi-Antenna Array Alignment for Microwave Liver Ablation" THAILAND. 2012 IEEE EMBS International Conference on Biomedical and Sciences/Langkawi/ 17<sup>th</sup> - 19<sup>th</sup> December 2012., pp 326-329.
- [56] P. Yhamyindee, P. Phasukkit, S. Tungjitusolmun, A. Sanpanich, "Analysis of Heat Sink Effect in Hepatic Cancer Treatment Near Arterial for Microwave Ablation by using Finite Element Method", The 2012 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2012). 978-1-4673-4892-8/12/\$31.00 ©2012 IEEE. pp—
- [57] C. P. Hancock, N. Dharmasiri, M. White, and A. M. Goodman, "The Design and Development of an Integrated Multi-Functional Microwave Antenna Structure for Biological Applications". This article has been accepted for inclusion in a future issue of this journal. Content is final as presented, with the exception of pagination.

IEEE TRANSACTIONS ON MICROWAVE THEORY AND TECHNIQUES. 0018-9480/\$31.00 © 2013 IEEE. pp 1-12

- [58] S. Maini, and A. Marwaha, “Design and Performance Analysis of Multisection Floating Sleeve Antenna using FEM for Interstitial Microwave Ablation for HCC”. 2013 IEEE Point-of-Care Healthcare Technologies (PHT)Bangalore, India, 16 - 18 January, 2013. 978-1-4673-2767-1/13/\$31.00 ©2013 IEEE pp 256-259.
- [59] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, S. Tungjitkusolmun, “Microwave Ablation System Design to Study the Effects of Coaxial Antenna on IN-Vitro Animal Tissue”, The 15th international conference on Biomedical engineering, icBMe 2013, 4th to 7th december 2013, Singapore
- [60] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, S. Tungjitkusolmun, “The Modeling Techniques for Analyses of Electromagnetic distributions and reflection coefficients for Microwave Ablation”, The 15th international conference on Biomedical engineering, icBMe 2013, 4th to 7th December 2013, Singapore
- [61] D. K. Cheng, Field and Wave Electromagnetics, Addison-Wesley, 2nd edition, 1991
- [62] A.W. Guy., “History of Biological Effects and Medical Application of Microwave Energy,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. MTT-32, No.9, September 1984. pp. 1182-1199.
- [63] G.M. Hahn., “Hyperthermia for the Engineer: A Shost Biological Primer.” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, No.1, January 1984, pp.3-8.
- [64] D. Yang, “Measurements antenna design and advanced computer modeling for microwave tissue ablation,” University of Wisconsin-Madison 2005.
- [65] H.H. Pennes, “Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 1, pp. 93–122, May.1948.
- [66] P. Nantivatana, S. Tungjitkusolmun and P. Phasukkit, “3D finite element analysis for non-asymmetry structure antenna for microwave ablation therapy “The 3rd International Symposium on Biomedical Engineering, 2008.
- [67] K. Saito, A. Hiroe, S. Kikuchi, “Estimation of heating performances of a coaxial-slot antenna with endoscope for treatment of bile duct carcinoma,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 54, no. 8, pp. 3443-3449, 2006.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [68] A. Bhattacharya, "Temperature dependence of thermal conductivity of biological tissues," *Physiol Meas*, vol. 24, pp. 769-83, 2003.
- [69] H. G. Klinger, *Heat Transfer in Perfused Tissue—I: General Theory*, *Bull. Math. Biol.* vol. 36, pp. 403–415, 1974.
- [70] W. Wulff, *The Energy Conservation Equation for Living Tissues*, *IEEE Trans. Biomed. Engin.* vol. 21, pp. 494–495, 1974.
- [71] M. M. Chen and K. R. Holmes, "Microvascular Contributions in Tissue Heat Transfer," *Annals N.Y. Acad. Sci.* vol. 335, pp. 137–150, 1980.
- [72] S. Weinbaum and L. M. Jiji, "A Two Phase Theory for the Influence of Circulation on the Heat Transfer in Surface Tissue," in M. K. Wells, Editor, *Advances in Bioengineering*, pp. 179–182, New York: ASME, 1979.
- [73] S. Weinbaum, L. M. Jiji, and D. E. Lemons, "Theory and Experiment for the Effect of Vascular Microstructure on Surface Tissue Heat Transfer: Part I: Anatomical Foundation and Model Conceptualization," *ASME J. Biomech. Engin.* vol. 106, pp. 321–330, 1984.
- [74] S. Weinbaum, L. M. Jiji, and D. E. Lemons, "Theory and Experiment for the Effect of Vascular Microstructure on Surface Tissue Heat Transfer: Part II: Model Formulation and Solution," *ASME J. Biomech. Engin.* vol. 106, pp. 331–341, 1984.
- [75] S. Weinbaum and L. M. Jiji, *A New Simplified Equation for the Effect of Blood Flow on Local Average Tissue Temperature*, *ASME J. Biomech. Engin.* vol. 107, pp. 131–139, 1985.
- [76] Y. M. Xuan and W. Roetzel, "Bioheat Equation of the Human Thermal System," *Chem. Eng. Technol.* vol. 20, pp. 268–276, 1997.
- [77] Y. M. Xuan and W. Roetzel, "Transfer Response of the Human Limb to an External Stimulus," *Int. J. Heat Mass Trans.* vol. 41, pp. 229–239, 1998.
- [78] M. Khakpour, and K. Vafai, "A comprehensive analytical solution of macromolecular transport within an artery," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 51, no. 11-12, pp. 2905-2913, 2008.
- [79] N. Yang and K. Vafai, "Low Density Lipoprotein (LDL) Transport in an Artery: A Simplified Analytical Solution," *Int. J. Heat Mass Trans.* vol. 51, pp. 497–505, 2008.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [80] M . Khakpour, and K. Vafai, “Effects of gender-related geometrical characteristics of aorta-iliac bifurcation on hemodynamics and macromolecule concentration distribution,” *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 51, no. 23-24, pp. 5542-5551, 2008.
- [81] S. Mahjoob, and K. Vafai, “Analytical characterization of heat transport through biological media incorporating hyperthermia treatment,” *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 52, no. 5-6, pp. 1608-1618, 2009.
- [82] A. Amiri and K. Vafai, “Analysis of Dispersion Effects and Nonthermal Equilibrium, Non-Darcian, Variable Porosity Incompressible-Flow through Porous Media,” *Int. J. Heat Mass Trans.* vol. 37, pp. 939–954, 1994.
- [83] A. Amiri and K. Vafai, “Transient Analysis of Incompressible Flow through a Packed Bed,” *Int. J. Heat Mass Trans.* vol. 41, pp. 4259–4279, 1998.
- [84] A. Marafie and K. Vafai, Analysis of Non-Darcian Effects on Temperature Differentials in Porous Media, *Int. J. Heat Mass Trans.* vol. 44, pp. 4401–4411, 2001.
- [85] D. Y. Lee and K. Vafai, “Analytical Characterization and Conceptual Assessment of Solid and Fluid Temperature Differentials in Porous Media,” *Int. J. Mass Trans.* vol. 42, pp. 423–435, 1999.
- [86] B. Alazmi and K. Vafai, “Constant Wall Heat Flux Boundary Conditions in Porous Media under Local Thermal Non-Equilibrium Conditions,” *Int. J. Heat Mass Trans.* vol. 45, pp. 3071–3087, 2002.
- [87] ปราโมทย์ เดชะอำไพ, “พลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และไฟไนต์วอลุ่ม”, ISBN : 9789740327424, ปีพิมพ์: 2/2553, 677 หน้า
- [88] N. O' zkaya et al., “Mechanical Properties of Biological Tissues”, *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*, DOI 10.1007/978-1-4614-1150-5\_15, # Springer Science+Business Media, LLC 2012, pp. 221-228
- [89] J. Jin, *The Finite Element Method in Electromagnetics*, Wiley-IEEE Press, 2nd edition, 2002.
- [90] เฉลิมพล น้ำค้าง, “ทฤษฎีสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก (พิมพ์ครั้งที่ 4). กรุงเทพฯ : ศูนย์สื่อเสริมกรุงเทพ, ปีพิมพ์ : 2538
- [91] F. A. Duck, *Physical Properties of Tissue*. New York: Academic, 1990.

- [92] P. Liang, "Computer-aided dynamic simulation of microwave-induced thermal distribution in coagulation of liver cancer," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 48, no. 7, pp. 821–829, Jul. 2001.
- [93] K. Saito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1800–1806, Nov. 2000.
- [94] J. D. Kraus, D. A. Flesch, "Electromagnetics with applications," 5<sup>th</sup> Edition, McGraw-Hill Company, pp. 389-419, 1999.
- [95] J. M. Bertram, D. Yang, M. C. Converse, "Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model," *Bio-Medical Engineering Online*, vol. 5, 2006.
- [96] F. Richter, M. Florian, and K. Henneberger, "Poynting's theorem and energy conservation in the propagation of light in bounded media," *Europhysics Letters*, vol. 81, no. 6, 2008.
- [97] J. P. Ku, M. T. Draney, F. R. Arko, W. A. Lee, F. P. Chan, N. J. Pelc, C. K. Zarins, and C. A. Taylor, "In Vivo Validation of numerical prediction of blood flow in arterial bypass grafts," *Biomedical engineering society*, 2002.
- [98] R. J. Keeet, M. E. Coltrin, and P. Glarborg, *Chemically Reacting Flow: Theory and Practice*, John Wiley & Sons, New York, NY, USA, 2003.
- [99] K. Vafai and C. L. Tien, "Boundary and inertia effects on flow and heat transfer in porous media," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 24, no. 2, pp. 195–203, 1981.
- [100] G. K. Batchelor, *An Introduction to Fluid Dynamics*, Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1967.
- [101] S. A. Berger, W. Goldsmith, and E. R. Lewis, *Introduction to Bioengineering*, New York, NY: Oxford University Press, 1996.
- [102] W. Klinbun, K. Vafai, and P. Rattanadecho, "Electromagnetic field effects on transport through porous media," *International journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 55 (1-3), October 2011, pp. 325 – 335.

- [103] P. Yuan, "Numerical analysis of temperature and thermal dose response of biological tissues to thermal non-equilibrium during hyperthermia therapy", *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, March 2007, pp. 135 – 143.
- [104] P. Keangin, T. Wessapan, and P. Rattanadecho, "Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna," *Applied Thermal Engineering*, vol. 31, no. 16, pp. 3243–3254, 2011.
- [105] X. He, and J. C. Bischof, "Analysis of thermal stress in cryosurgery of kidneys," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 127, no. 4, pp. 656-661, 2005.
- [106] M. Zoli, D. Magalotti, G. Bianchi et al., "Total and functional hepatic blood flow decrease in parallel with ageing," *Age and Ageing*, vol. 28, no. 1, pp. 29–34, 1999.
- [107] P. Rattanadecho and P. Keangin, "Numerical study of heat transfer and blood flow in two-layered porous liver tissue during microwave ablation process using single and double slot antenna," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 58, no. 1-2, pp. 457–470, 2013.
- [108] P. Keangin, K. Vafai, and P. Rattanadecho, "Electromagnetic field effects on biological materials," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 65, pp. 389–399, 2013.
- [109] S. Whitaker, "Fluid motion in porous media," *Industrial & Engineering Chemistry*, vol. 61, no. 12, pp. 14–28, 1969.
- [110] S. Tungjatkusolmun, S. T. Staelin, D. Haemmerich et al., "Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 1, pp. 3–9, 2002.
- [111] M. Daniels, *Temperature estimation with ultrasound* [Ph.D. dissertation], Department of Physics, University of Wisconsin–Madison, 2008.
- [112] S. Tungjatkusolmun, E. J. Woo, H. Cao, J. Z. Tsai, V. R. Vorperian, and J. G. Webster, "Thermal-electrical finite element modelling for radio frequency cardiac ablation: effects of changes in myocardial properties," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 38, no. 5, pp. 562–568, 2000.
- [113] A. J. Bilchik, T. F. Wood, and D. P. Allegra, "Radiofrequency ablation of unresectable hepatic malignancies: lessons learned," *The Oncologist*, vol. 6, no. 1, pp. 24–33, 2001.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก  
ผลการศึกษาวิจัยเบื้องต้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในเบื้องต้นของการศึกษา ผู้ศึกษาได้คิดรูปแบบของสายอากาศในหลากหลายรูปแบบ ซึ่งเน้นการปรับปรุงสายอากาศพื้นฐานโดยวัตถุประสงค์หลักคือเพื่อสร้างรูปแบบการกระจายความร้อนที่แตกต่างจากผลงานวิจัยที่ผ่านมา ทั้งนี้เพื่อแก้ข้อปัญหาที่ว่าก่อนมะเร็งที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับไม่ได้มีแค่รูปแบบเดียว และเพื่อยืนยันว่าสามารถออกแบบสายอากาศย่านความถี่ไมโครเวฟให้สามารถเหนี่ยวนำสร้างรูปแบบการกระจายความร้อน หรือรูปแบบแผลที่แตกต่างกันได้ ผู้ศึกษาจึงได้ออกแบบสายอากาศแบบพื้นฐานในหลายๆแบบ และศึกษารูปแบบของการกระจายความร้อน ซึ่งผลที่ได้จากการวิเคราะห์เป็นสิ่งที่ผู้ศึกษานำมาตัดสินใจและศึกษาเพิ่มเติมต่อจนสำเร็จเป็นงานวิจัยดังที่กล่าวในบทที่ 1-6 ของวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

### ก.1 สายอากาศแบบโมโนโพล (*Monopole antennas*)

สายอากาศแบบโมโนโพล เป็นสายอากาศแบบพื้นฐาน สามารถทำได้ง่ายโดยการเปิดปลายของสายส่ง หรือสายโคแอกเชียล สายโคแอกเชียลจะประกอบด้วย ตัวนำภายนอก ตัวนำภายใน และ ไดอิเล็กทริก ซึ่งเป็นตัวแยก หรือกั้นระหว่างตัวนำภายนอก กับตัวนำภายใน คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายระหว่างตัวนำทั้งสอง โดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับ ความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายใน กับตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กจะขึ้นกับกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ ซึ่งการส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสายโคแอกเชียลจะใช้การส่งในโหมด *TEM* (*Transverse electromagnetic Mode*)

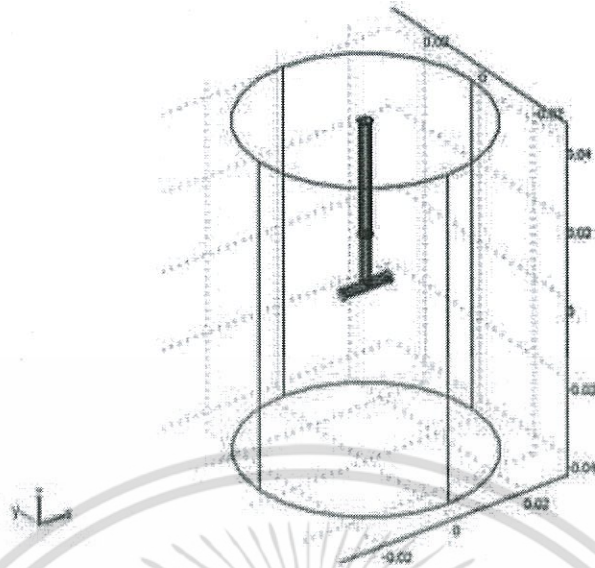
### ก.2 ซอฟต์แวร์ (*Software*)

ในการจำลองการทำงานเราใช้การจำลองการทำงานด้วยวิธีการทาง ไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม Comsol Multiphysic version 3.5a บนระบบปฏิบัติการ 64 บิต โดยมีคอมพิวเตอร์พีซี Intel(R) Pentium CORE(TM) i7-3820 CPU@3.60GHz และ Ram 24 GB ในการจำลองการทำงาน และประกอบด้วย โมดูล 2 โมดูล ที่ใช้ในการจำลองการทำงาน คือ Electromagnetic wave และ Heat Transfer (Bioheat Equation)

### ก.3 แบบจำลอง (*Geometric model*)

แบบจำลองที่ใช้ในการจำลองรูปแบบการกระจายอุณหภูมิในของเนื้อเยื่อตับซึ่งประกอบด้วยแบบจำลองรูปทรงกระบอกจำลองเป็นเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง และสายอากาศแบบต่างๆที่สอดใส่อยู่ ซึ่งในการศึกษาจะสายอากาศโมโนโพลแบบที (*Tee Monopole antenna*) สายอากาศแบบร่ม (*Umbrella antenna*) และสายอากาศแบบเกลียว (*Helix antenna*) ซึ่งตัวอย่างแบบจำลองแสดงดังในรูปที่ ก.1 เพื่อใช้ในการวิเคราะห์แก้ปัญหาค้นด้านอิเล็กทรอนิกส์ และปัญหาด้านความร้อน (รายละเอียดของสายอากาศจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก.1 แสดงลักษณะตัวอย่างของโมเดลที่มีสายอากาศโมโนโพลแบบที่

#### ก.4 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา และสมบัติของวัสดุ

##### ก.4.1 เงื่อนไขทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

1. โหมดในการส่งคลื่นเข้าสู่สายโคแอกเซียลกำหนดให้ส่งแบบ TEM ซึ่งในการส่งโหมดนี้จะมีสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับทิศทางในการเดินทางของคลื่นโดยความถี่ที่ใช้นั้นจะใช้ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์
2. เงื่อนไขที่กำหนดที่รอยต่อของตัวกลางกำหนดดังนี้
  - กำหนดให้มีสนามไฟฟ้า E เฉพาะในทิศทางที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - กำหนดให้สนามไฟฟ้า E ในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำมีค่าเท่ากับศูนย์
  - กำหนดให้มีสนามแม่เหล็ก H เฉพาะในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
  - กำหนดให้สนามแม่เหล็ก H ในแนวตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำมีค่าเท่ากับศูนย์ คือไม่มีการเกิดสนามแม่เหล็ก H ขึ้นในทิศทางดังกล่าว
3. กำหนดระดับกำลังไมโครเวฟอินพุตที่ 10 วัตต์แบบต่อเนื่องเพื่อการศึกษาวิเคราะห์ในเบื้องต้น
4. การส่งคลื่นไมโครเวฟกำหนดเป็นการส่งในโหมด TEM (Transverse electromagnetic Mode)
5. กำหนดอุณหภูมิอ้างอิงของแบบจำลองเนื้อเยื่อตั้งอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส

##### ก.4.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแสดงดังในตารางที่ 1 ซึ่งเป็นคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์ โดยค่าที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาคือ ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก (Magnetic permeability) ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า (Permittivity) และค่าสภาพความต้านทาน (Resistivity)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก.1 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

Material	permeability ( $\mu$ )	Permittivity ( $\epsilon$ )	Resistivity ( $\rho$ ) [ $\Omega/m$ ]	Conductivity ( $\sigma$ ) [S/m]
1. Metal tip	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
2. inner conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
3. outer conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	$8.854 \times 10^{-12}$	-	-
4. inner dielectric	1	2.6	100000	$10^{-5}$
5. cancer	1	43.03	0.558	1.79

#### ก.4.3 เงื่อนไขการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน

การแก้ปัญหาทางด้านความร้อน จะทำการทดลองต่อเนื่องมาจากการทดลองทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โดยจากการแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ จะได้ค่าพารามิเตอร์มาใช้ในการแก้ปัญหาทางด้านความร้อนนั้นคือ ค่าของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และพลังงานความร้อนที่เกิดจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ จากนั้นทำการแก้ปัญหาด้านความร้อน ในเบื้องต้นจะศึกษาทดลองวิเคราะห์แก้ปัญหาทางด้านความร้อนโดยควบคุมเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกติที่ 300 วินาที

#### ก.4.4 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

ค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุอุปกรณ์ใน 4 ส่วน ได้แก่ ตัวนำในสายอากาศ ไดอิเล็กทริก ก้อนเซลล์มะเร็งตับ และก้อนเซลล์ปกติ ซึ่งในตารางที่ 2 เป็นค่าคุณสมบัติจำเพาะที่จะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ในแบบจำลอง 3 มิติโดยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยได้กล่าวถึงค่าตัวแปรต่างๆ คือ ความหนาแน่นจำเพาะ ( $kg/m^3$ ) ค่าความร้อนจำเพาะ (J/kg.K) ค่าความนำความร้อน (W/m.K) ค่าความนำไฟฟ้าของวัสดุ [S/m]

ตารางที่ ก.2 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

FEM region	Material	Density [ $kg/m^3$ ]	Specific heat [J/kg.K]	Thermal [W/m.K]	Conductivity( $\sigma$ ) [S/m]
Conductor	Ni-Ti	6450	840	18	$1 \times 10^8$
Tissue	Cancer	1060	3600	0.512	1.79
Blood	Blood	1000	4180	0.543	0.667
Shaft	Polyurethane	70	1045	0.026	$10^{-5}$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ก.5 รูปแบบของสายอากาศแบบโมนโพล

สำหรับการสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรม Comsol Multiphysic ในขั้นแรกจะต้องทำการสร้าง ส่วนของสายอากาศ และด้ามจับก่อน โดยส่วนที่เป็นสายอากาศจะประกอบด้วยส่วนของตัวนำภายใน (Inner conductor) และ ไดอิเล็กทริก (Dielectric) สำหรับส่วนของด้ามจับจะประกอบด้วย ส่วนประกอบ 3 ส่วน คือ ตัวนำภายใน ไดอิเล็กทริก และส่วนที่เป็นตัวนำภายนอก (Outer conductor) สำหรับส่วนที่เป็นตัวนำภายใน กับไดอิเล็กทริก ของสายอากาศจะเป็นส่วนที่ต่อกับตัวนำ ภายใน กับไดอิเล็กทริกของด้ามจับ ซึ่งสายอากาศที่ได้นำมาออกแบบ วิเคราะห์จะทำจากสายโคแอกเซียล โดยออกแบบและจัดสร้างเป็นสายอากาศพื้นฐาน 3 รูปแบบดังนี้

- :: สายอากาศโมนโพลแบบที่(T-Prong Monopole Antenna )
- :: สายอากาศแบบร่ม(Umbrella antenna)
- :: สายอากาศแบบฮีลิคส์หรือแบบเกลียว (Helix antenna)

ขนาดทางมิติของสายโคแอกเซียล ซึ่งจำลองตามขนาดของสายโคแอกเซียล Multiflex\_141 ประกอบด้วยตัวนำภายในมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.92 มม. ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของไดอิเล็กทริก 2.93 มม. ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของตัวนำภายนอก 3.53 มม.

### ก.5.1 สายอากาศโมนโพลแบบที่ (T-Prong Monopole Antenna)

สายอากาศโมนโพลแบบที่(T-Prong Monopole Antenna:TA) เป็นการประยุกต์ จากสายอากาศโมนโพลแบบปลายเปิดโดยเพิ่มส่วนที่ (T) ที่บริเวณปลายของสายอากาศซึ่งส่วน T ที่เพิ่มจะตั้งฉากกับสายอากาศเดิมที่มีอยู่โดยมีแนวคิดเพื่อเป็นการเพิ่มพอร์ตเอาต์พุตของคลื่นไมโครเวฟ ที่ส่งมาจากอินพุตให้มีการกระจายคลื่น หรือกำหนดทิศของการกระจายคลื่นไปตามทิศที่เปิดพอร์ต T โดยในการวิจัยได้มีการออกแบบสายอากาศออกมาหลายรูปแบบดังแสดงในรูปที่ ก.2ก-ก.2ฉ และ แสดงขนาดดังในตารางที่ ก.3

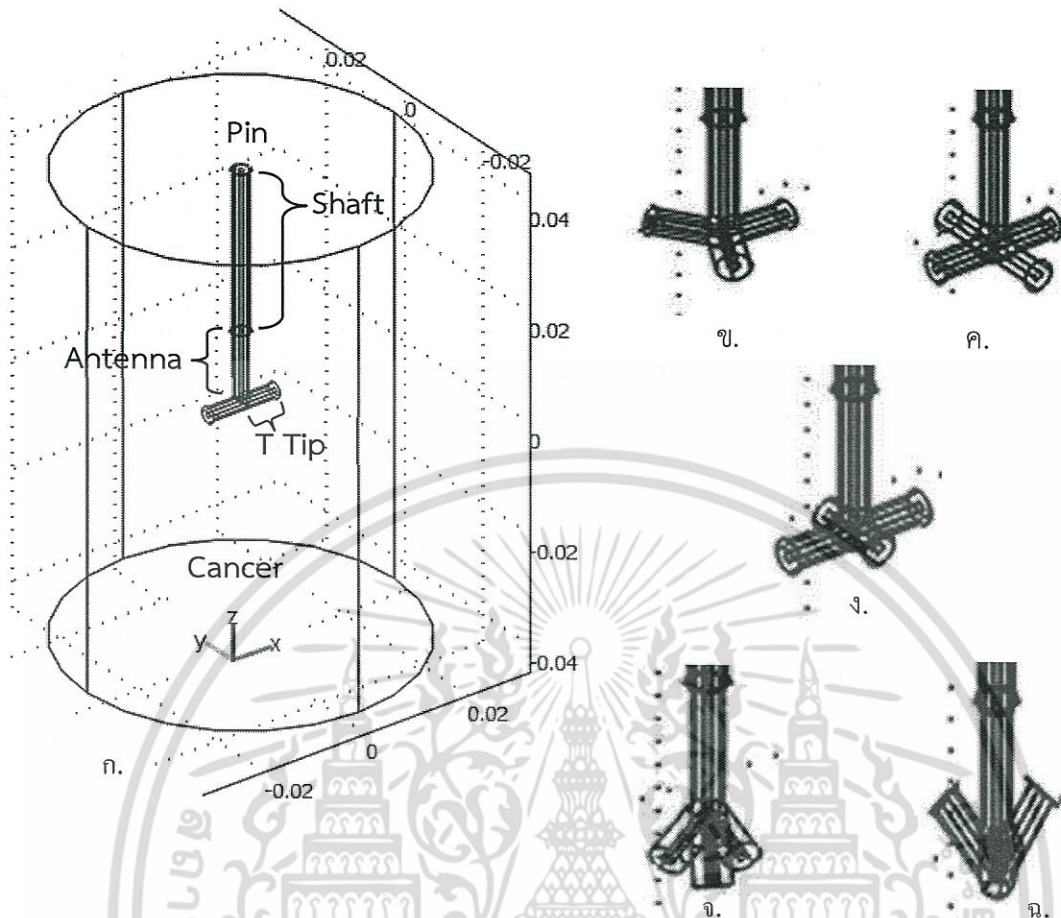
ตารางที่ ก.3 ขนาดทางมิติของสายอากาศโมนโพลแบบที่

Type	Shaft (mm.)	Antenna (mm.)	Tee tip (mm.)	Cancer (mm.)	Angle $\theta$	Angle $\rho$
TWTA	29	13	6.5	30	90	180
THTA	29	13	6.5	30	90	120
FETA	29	13	6.5	30	90	90
FDTA	29	13	6.5 / 3.25*	30	90	90
TETA	29	13	6.5	30	150	120
TATA	29	13	6.5	30	45	120

หมายเหตุ:  $\theta$  คือ Angle between Tee tip with antenna

$\rho$  คือ Angle between Tee tip with Tee tip

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์\* คือ แกนสั้นยาว 3.25 มม. และ แกนยาวมีขนาด 6.5 มม. ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก.2. สายอากาศโมโนโพลแบบที่(T-Prong Monopole Antenna) แบบต่างๆ

- ก. สายอากาศแบบที่ 2 พอร์ต (Monopole Antenna : TM)
- ข. สายอากาศแบบที่ 3 พอร์ต (Three-Prong Monopole Antenna : TPM)
- ค. สายอากาศแบบที่ 4 พอร์ตแกนเท่า (Equilateral Four-Prong Monopole Antenna : EFP)
- ง. สายอากาศแบบที่ 4 พอร์ตแกนต่าง (Unequilateral Four-prong Monopole Antenna : UFP)
- จ. สายอากาศแบบที่ 3 พอร์ตปลายขยาย (Three-Prong Umbrella Monopole Antenna : TUP)
- ฉ. สายอากาศแบบที่ 3 พอร์ตปลายแหลม (Arrow Three-Prong Monopole Antenna : ATP)

**ก.5.2 สายอากาศแบบร่ม (Umbrella Antenna: UA) สำหรับการวิเคราะห์ศึกษา**  
รูปแบบการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบร่ม(Umbrella antenna) ผู้วิจัยได้ออกแบบศึกษาแบบ 4 ก้าน หรือเรียกว่าชนิด Four-Tine (FTUA) และ สายอากาศแบบร่มชนิด 18 ก้านหรือเรียก Eighteen-tine (ETUA) ซึ่งแบบจำลองที่ใช้ในการวิเคราะห์แสดงดังตัวอย่างแบบจำลองในรูปที่ ก.3 และแสดงขนาดดังในตารางที่ ก.4

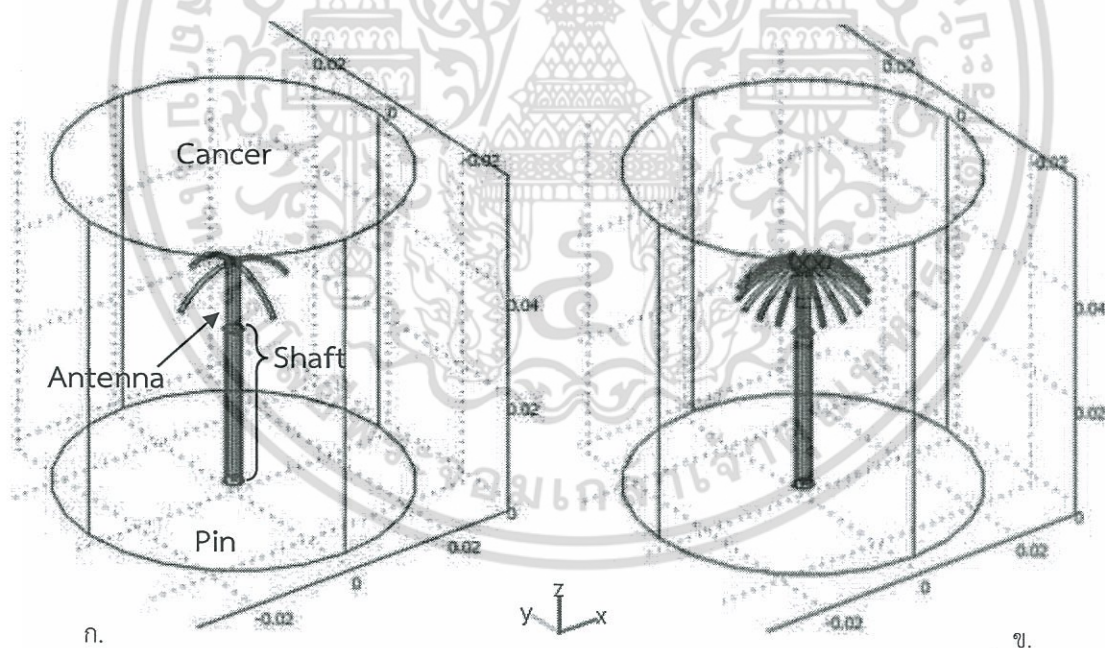
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก.4 ขนาดทางมิติของสายอากาศแบบรุ่ม

Type	Shaft (mm.)	Antenna (mm.)	Cancer (mm.)	Number of tine	Radius of tine(mm.)	Length of tine(mm.)	Angle $\rho$ *	
FTUA	29	13	30	4	13	6.5	90	
FTUA <sup>a</sup>		พิจารณาเส้นเลือดวางสายอากาศอยู่ห่างจากเส้นเลือด 2 มม.				13	6.5	90
FTUA <sup>b</sup>		พิจารณาเส้นเลือดวางสายอากาศอยู่ห่างจากเส้นเลือด 5 มม.				13	6.5	90
FTUA <sup>c</sup>	29	13	30	4	26	13	90	
ETUA	29	13	30	18	3.25	3.25	20	
ETUA <sup>a</sup>		เพิ่มขนาดความยาวของ tine				13	13	20

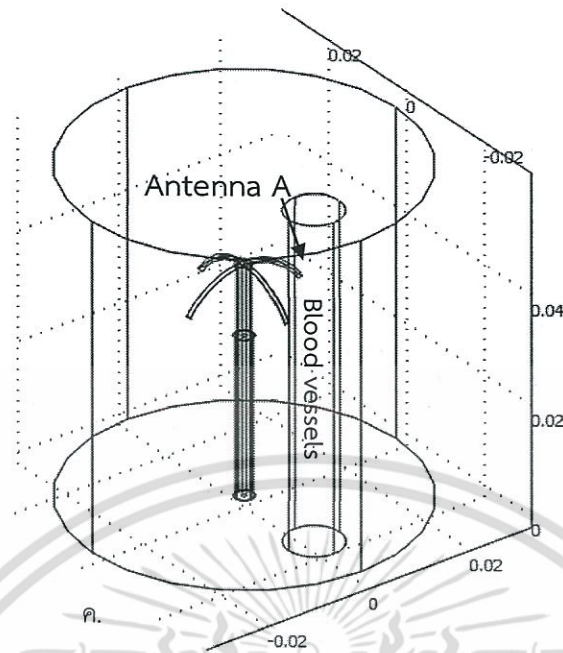
หมายเหตุ : \* มุมระหว่างก้าน หรือ tine แต่ละอัน

และสำหรับสายอากาศแบบรุ่มชนิด 4 ก้าน หรือ Four-Tine ได้เพิ่มการพิจารณาแบบจำลองในกรณีมีเส้นเลือด และมีการไหลของเลือดร่วมด้วย โดยเส้นเลือดมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มม. วางสายอากาศอยู่ห่างจากเส้นเลือด 2 มม. และ 5 มม. วัดจากสายอากาศ tine A ดังในรูปที่ ก.3ค.



รูปที่ ก.3. สายอากาศแบบรุ่มชนิด 4 และ 18 ก้าน หรือ FOUR Tine

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก.3.(ต่อ) สายอากาศแบบรุ่มชนิด 4 ก้าน หรือ FOUR Tine

จากในรูปที่ ก.3ก-ก.3ค สายอากาศแบบรุ่มชนิด 4 ก้าน หรือ FOUR Tine ซึ่งในรูปที่ ก.3ค. จะพิจารณาเส้นเลือดซึ่งมีการไหลของเลือดร่วมด้วย โดยเส้นเลือดมีขนาด 10 มม. โดยสายอากาศอยู่ห่างจากสายอากาศ 2 มม. และ 5 มม.

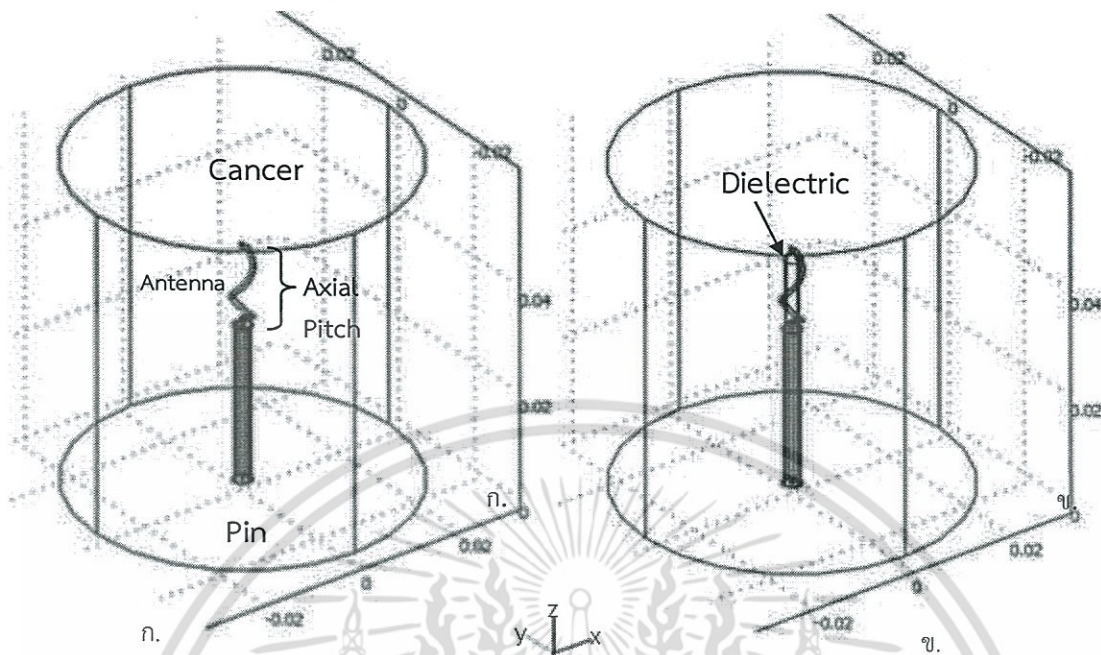
### ก.5.3 สายอากาศแบบฮีลิคส์หรือแบบเกลียว (Helix antenna)

สายอากาศแบบฮีลิคส์หรือแบบเกลียว (Helix antenna: HA) จะออกแบบโดยการเปิดปลายสายโคแอกเซียลออกเหลือไว้แต่เพียงตัวนำภายในและนำมาขดให้เป็นเกลียวโดยให้ขนาดความยาวของเกลียวที่ขดมีสองขนาดคือ ยาว 6.5 มม. และยาว 13 มม. นอกจากนี้ยังมีการขดเกลียวโดยให้ภายในเกลียวเป็นแกนอากาศ (Air Helix antenna: AHA) และเป็นแกนไดอิเล็กตริก (Dielectric Helix antenna: DHA) ซึ่งแสดงดังตัวอย่างในรูปที่ ก.4ก-ง และแสดงขนาดดังในตารางที่ ก.5

ตารางที่ ก.5 ขนาดทางมิติของสายอากาศแบบเกลียว

Type	Shaft (mm.)	Antenna (mm.)	Cancer (mm.)	Number of turn	Diameter of Helix(mm.)	Axial pitch(mm.)	Dielectric length(mm.)
AHA	29	6.5	30	1.172	1.765	6.5	-
AHA <sup>L</sup>		13			1.765	13	-
DHA	29	6.5	30	1.172	1.765	6.5	6.5
DHA <sup>L</sup>		13			1.765	13	13

หมายเหตุ : L เพิ่มขนาดความยาวของสายอากาศ  
เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของคณะแพทยศาสตร์ศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



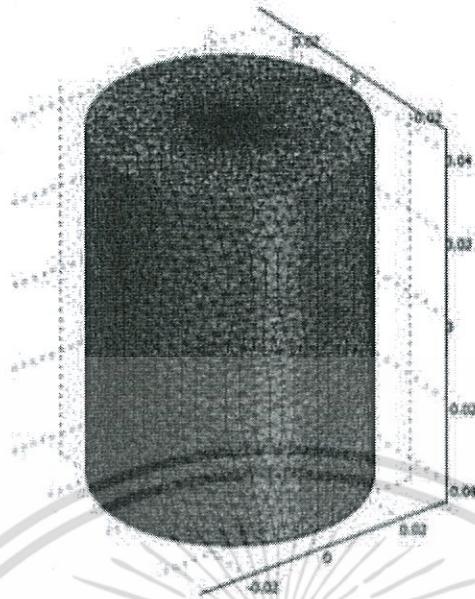
รูปที่ ก.4 สายอากาศแบบฮีลิคส์หรือแบบเกลียว(Helix antenna:HA)

ก. สายอากาศแบบเกลียวขนาดยาว 13 มม. แกนอากาศ (AHA)

ข. สายอากาศแบบเกลียวขนาดยาว 13 มม. ไดอิเล็กตริก (DHA)

#### ก.5.4 การแบ่งเอลิเมนต์แบบจำลอง

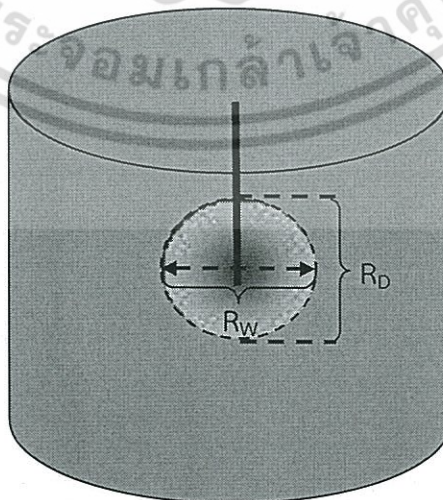
ในการแบ่งแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ จะแบ่งเอลิเมนต์ในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบ หรือขนาดตายตัว ทั้งนี้เพราะถ้าแบ่งเอลิเมนต์แบบละเอียดเท่ากันหมดจะทำให้มีจำนวนโหนดและเอลิเมนต์ที่มากทำให้ใช้เวลาในการคำนวณค่อนข้างนาน แต่ถ้าแบ่งเอลิเมนต์ในลักษณะหยาบเหมือนกันทั้งหมด จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีค่าความผิดพลาดมากไปด้วย แต่จะใช้เวลาในการคำนวณน้อยลง [112] (กริดละเอียดมีขนาด 0.001 ซม. และกริดหยาบมีขนาดไม่เกิน 1 ซม.) ฉะนั้นการแบ่งเอลิเมนต์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้จึงเป็นการแบ่งเอลิเมนต์แบบผสม คือ พิจารณาตามลำดับความสำคัญ ส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็ทำการแบ่งเอลิเมนต์แบบละเอียดกำหนดให้มีการเมชเอลิเมนต์ขนาดเล็ก ส่วนที่พิจารณาแล้วว่าขนาดเอลิเมนต์ไม่มีผลต่อการคำนวณ หรือว่ามีผลน้อยก็ทำการแบ่งเอลิเมนต์แบบหยาบ (ส่วนของสายอากาศและเนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้สายอากาศแบ่งเอลิเมนต์แบบละเอียด แต่เนื้อเยื่อบริเวณที่ห่างออกมาจะแบ่งเอลิเมนต์แบบหยาบๆ) ซึ่งลักษณะการแบ่งเอลิเมนต์แบบจำลองในงานวิจัยนี้แสดงดังในรูปที่ ก.5



รูปที่ ก.5 การแบ่งเอลิเมนต์แบบจำลอง

### ก.6 บันทึกผลการวิเคราะห์

ในส่วนที่ผ่านมาได้กล่าวถึง สายอากาศที่ได้นำมาวิเคราะห์รูปแบบ หรือลักษณะการกระจาย อุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับจำลองซึ่งสายอากาศแต่ละแบบมีขนาดเซลล์ที่โดนทำลาย และสามารถ เหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงสุดในระยะเวลา 300 วินาที ดังบันทึกผลการทดลองที่จะกล่าวถึง ต่อไป ซึ่งการบันทึกผลการทดลองจะทำการบันทึก ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่สายอากาศสามารถ เหนี่ยวนำได้ ขนาดทางมิติ เช่น ความกว้าง ความยาว และความหนาของแผ่น รวมทั้งรูปแบบการ กระจายความอุณหภูมิในเนื้อเยื่อจำลองของสายอากาศแบบต่างๆ โดยการบันทึกขนาดทางมิติแสดงดัง ในรูปที่ ก.6

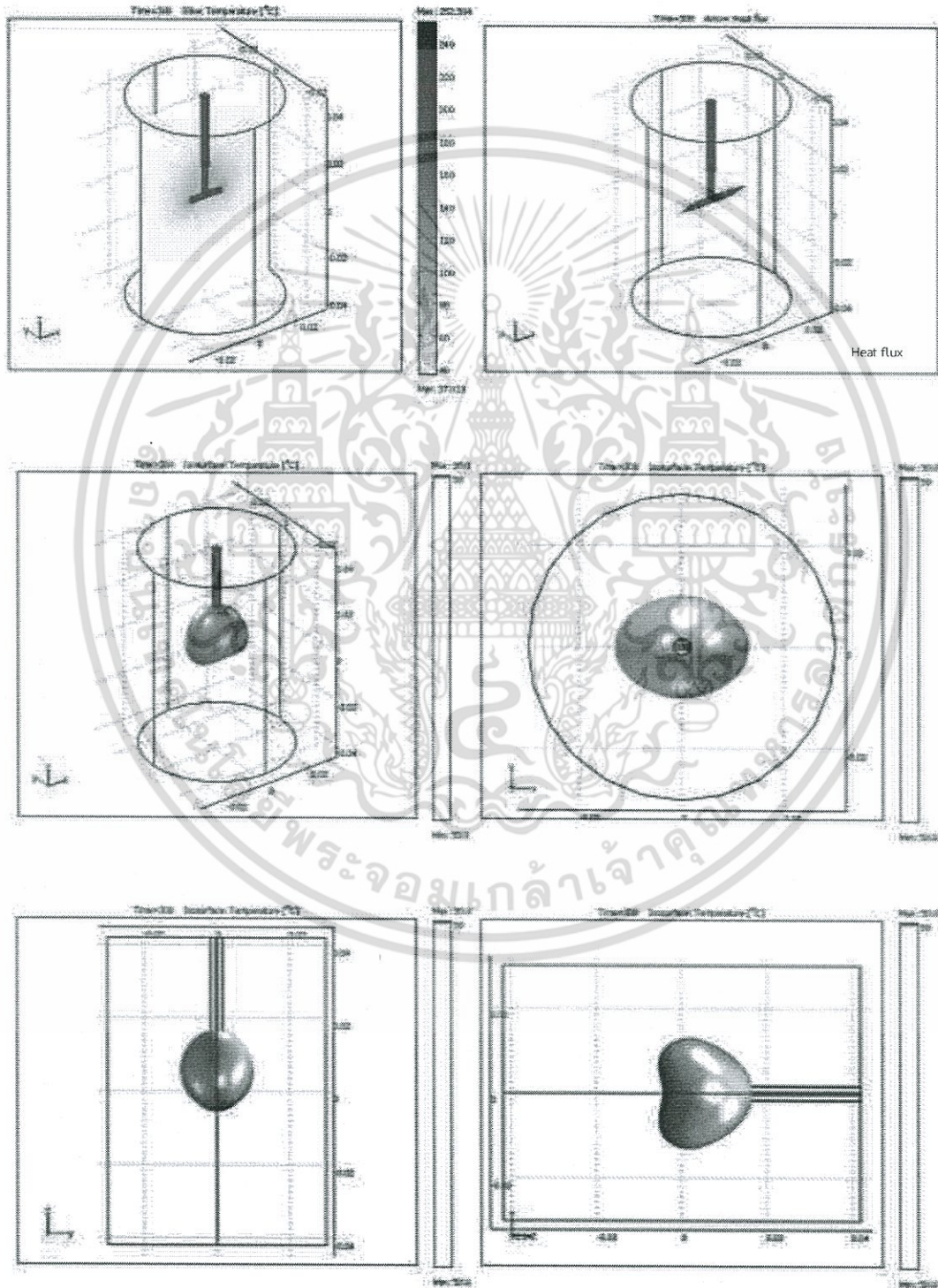


รูปที่ ก.6 การบันทึกขนาดทางมิติการกระจายอุณหภูมิ (พิจารณาบริเวณที่มีอุณหภูมิสูงกว่า 50°C)  
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ก.7 บันทึกผลการจำลอง

### ก.7.1 บันทึกผลการจำลองสายอากาศโมโนโพลแบบที่ (Tee Prong Monopole Antenna:T)

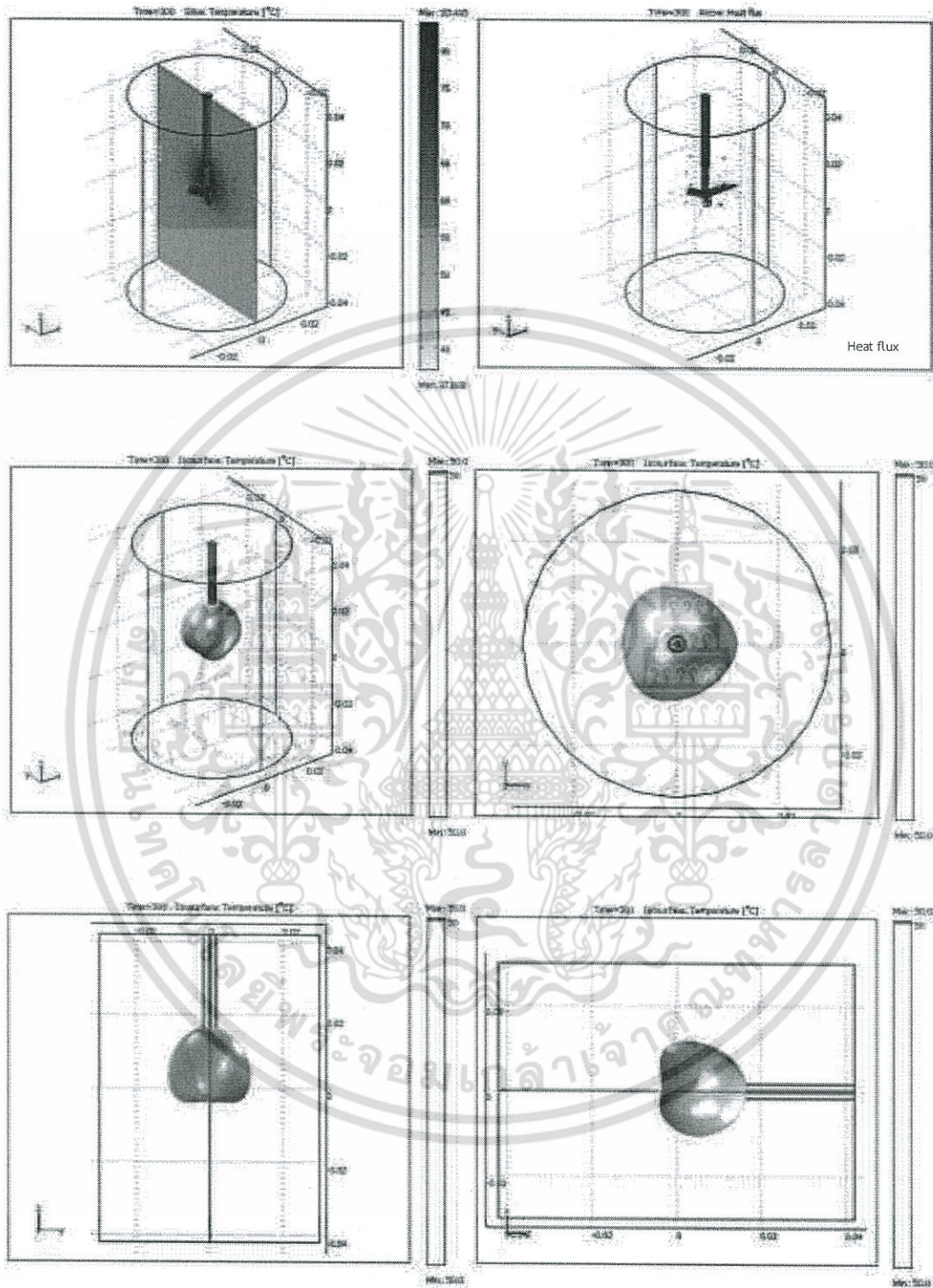
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 2 พอร์ต(TM)



รูปที่ ก.7 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 2 พอร์ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

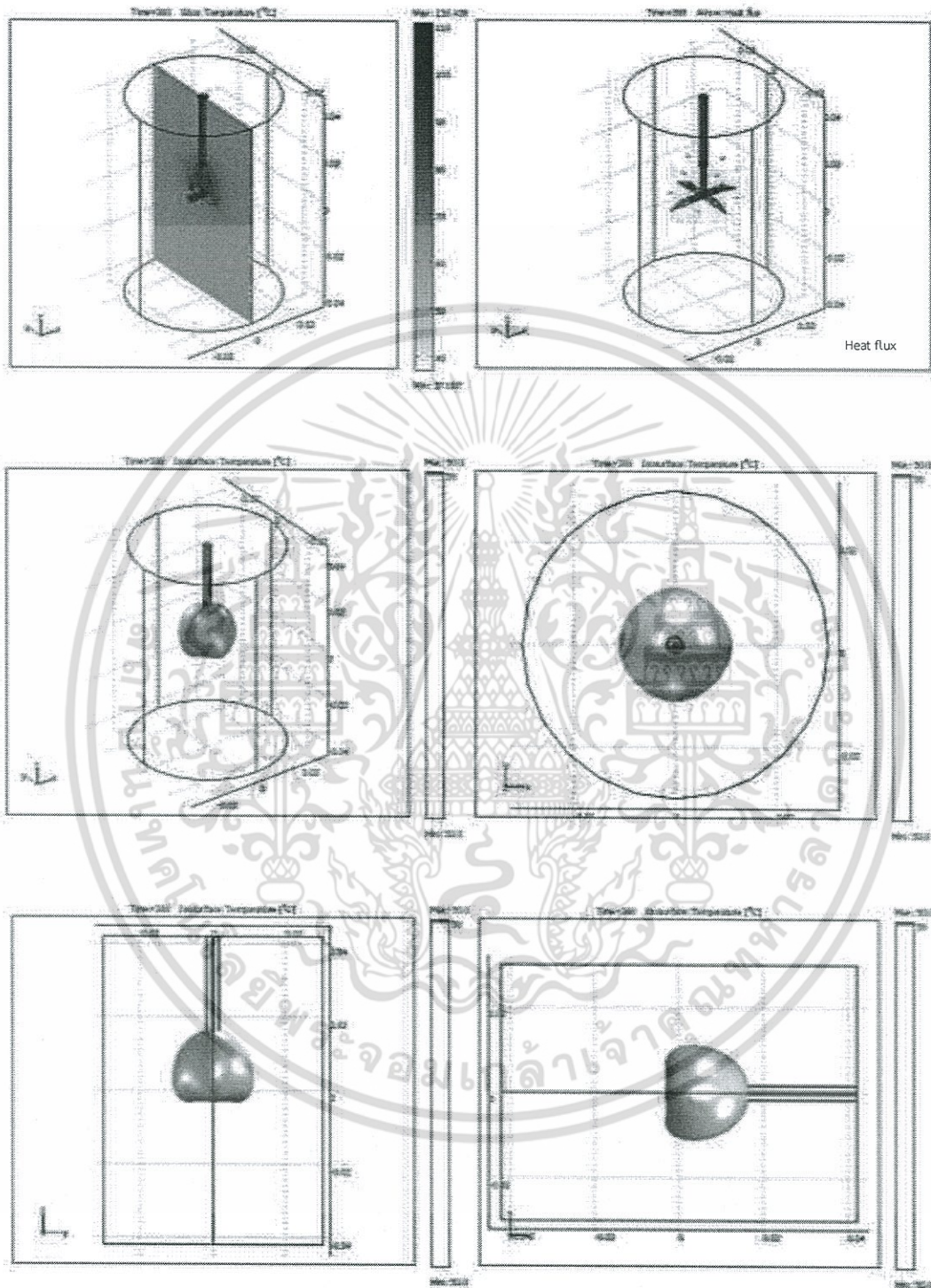
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 3 พอร์ต(TPM)



รูปที่ ก.8 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 3 พอร์ต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

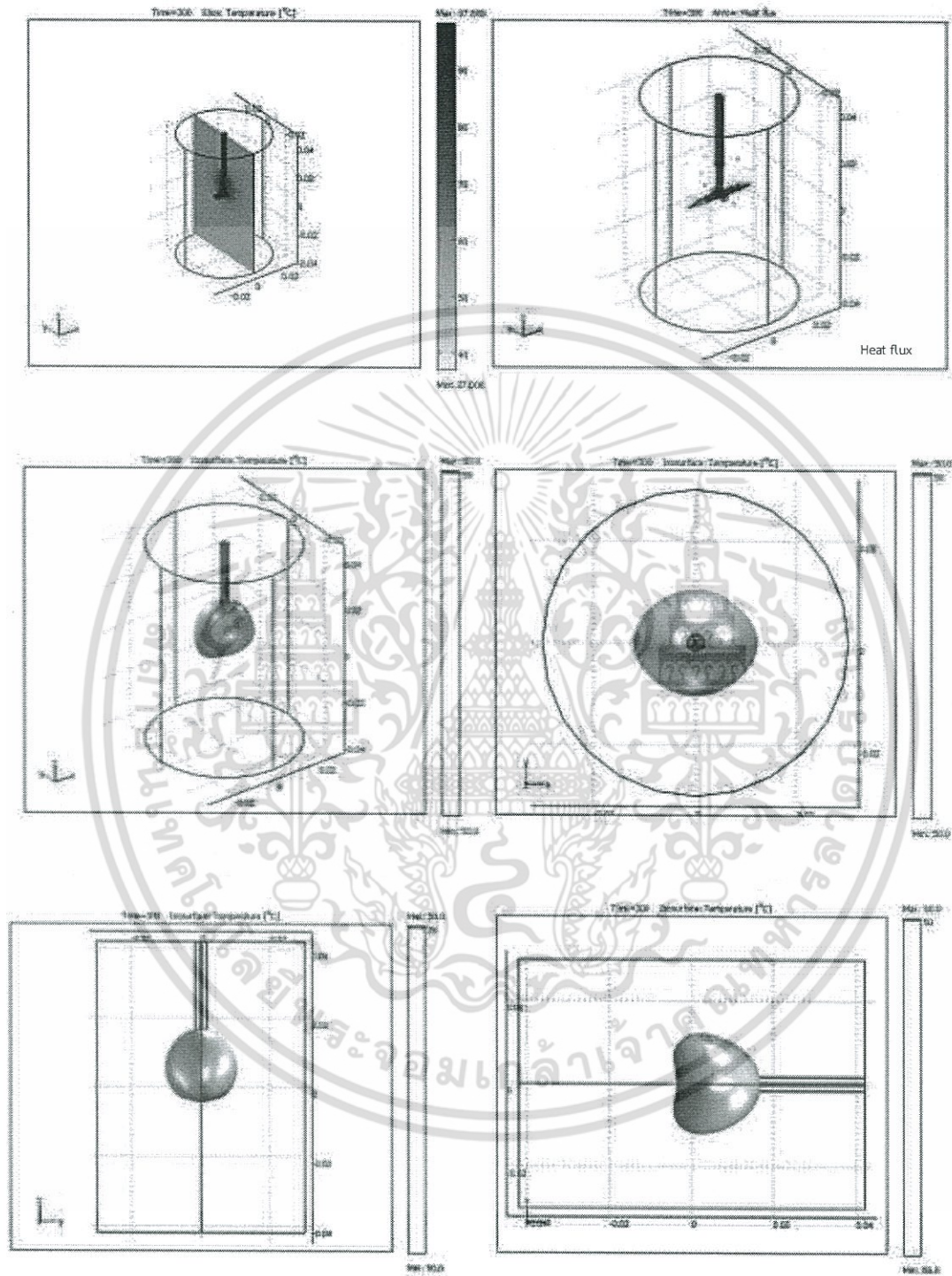
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 4 พอร์ตแกนเท่า (EFP)



รูปที่ ก.9 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 4 พอร์ตแกนเท่า

- เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

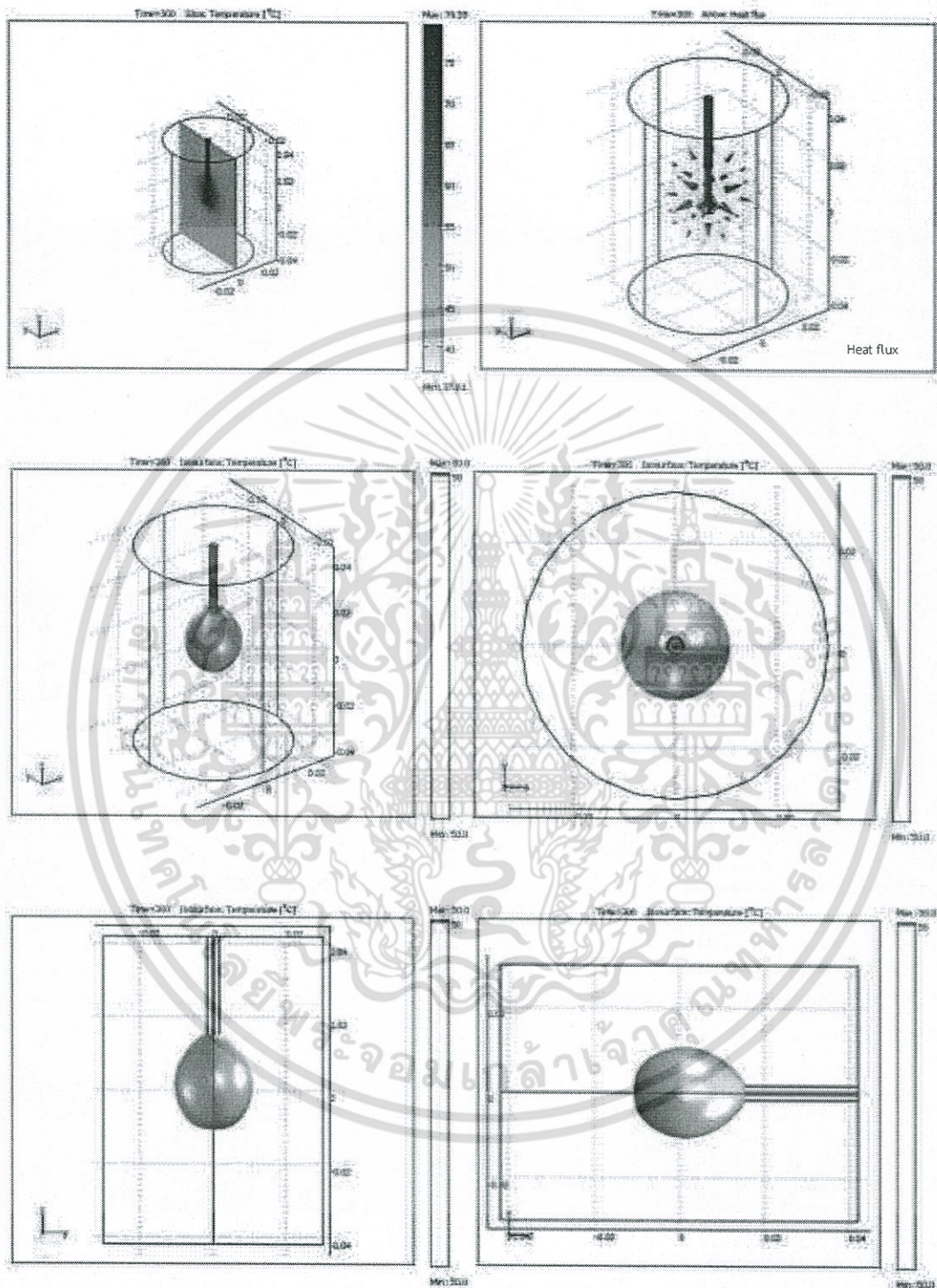
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 4 พอร์ตต่าง(UFP)



รูปที่ ก.10 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 4 พอร์ตต่าง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

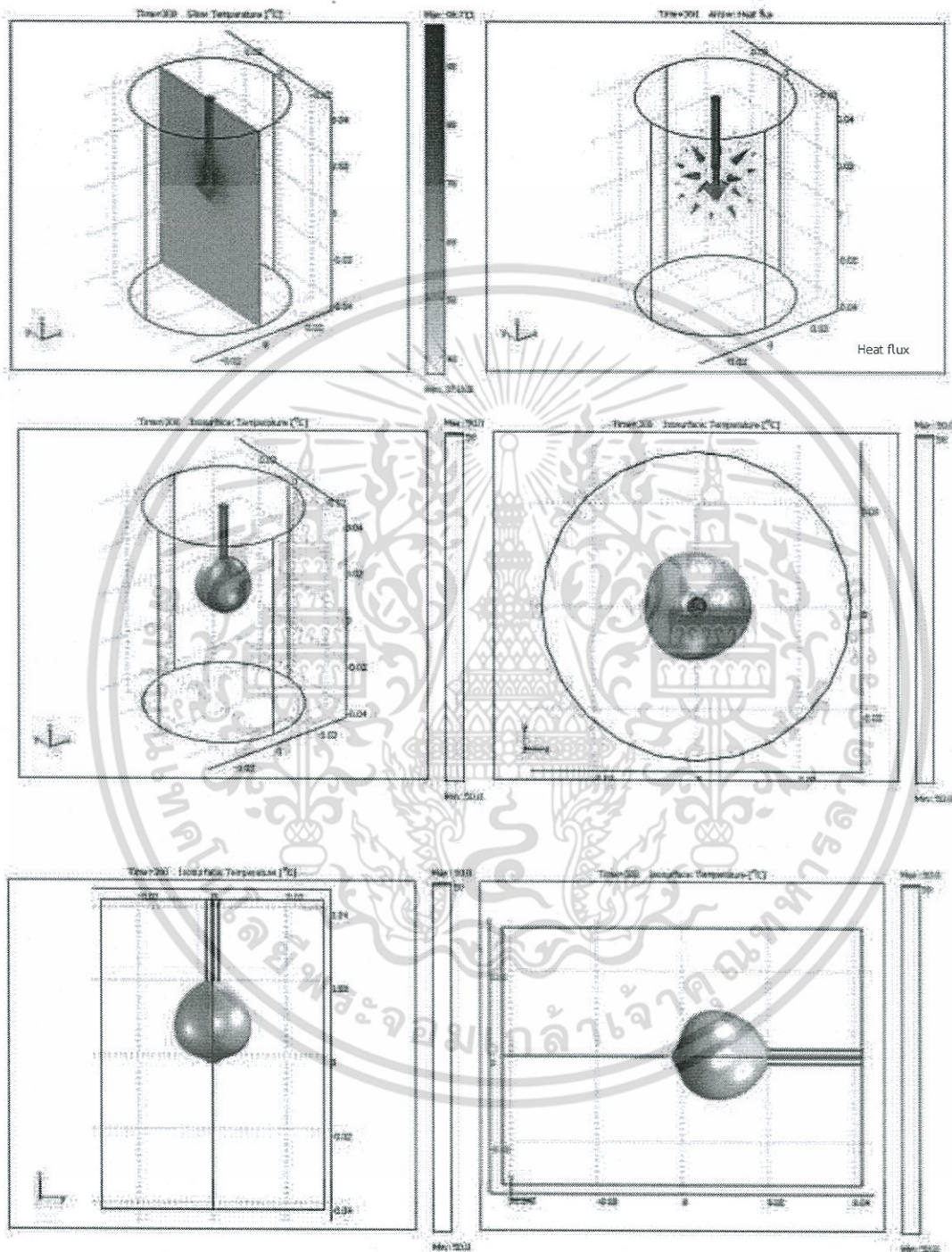
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 3 พอร์ตปลายขยาย(TPU)



รูปที่ ก.11 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 3 พอร์ตปลายขยาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 3 พอร์ตปลายแหลม(ATP)



รูปที่ ก.12 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบที่ 3 พอร์ตปลายแหลม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก.6 ผลการจำลองทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองด้วยสายอากาศโมโนโพล แบบที่

Tee Monopole Antennas						
Type	Max. Temp(°C)	Thickness	lateral	longitudinal	Widest x Length (mm.) axial ratio (RW/RD)	Volume Cm <sup>3</sup>
TM	252.594	10	14	12	14x12 (1.16)	5.94
TPM	83.493	11.5	11.5	10	11.5x10 (1.15)	5.48
EFP	110.438	10	11	11	11x11 (1)	5.09
UFP	97.889	10.5	12.5	10.5	12.5x10.5 (1.19)	5.44
TPU	79.35	10.5	13	13	13x13 (1)	6.05
ATP	96.711	11.5	10.5	10.5	10.5x10.5(1)	4.72

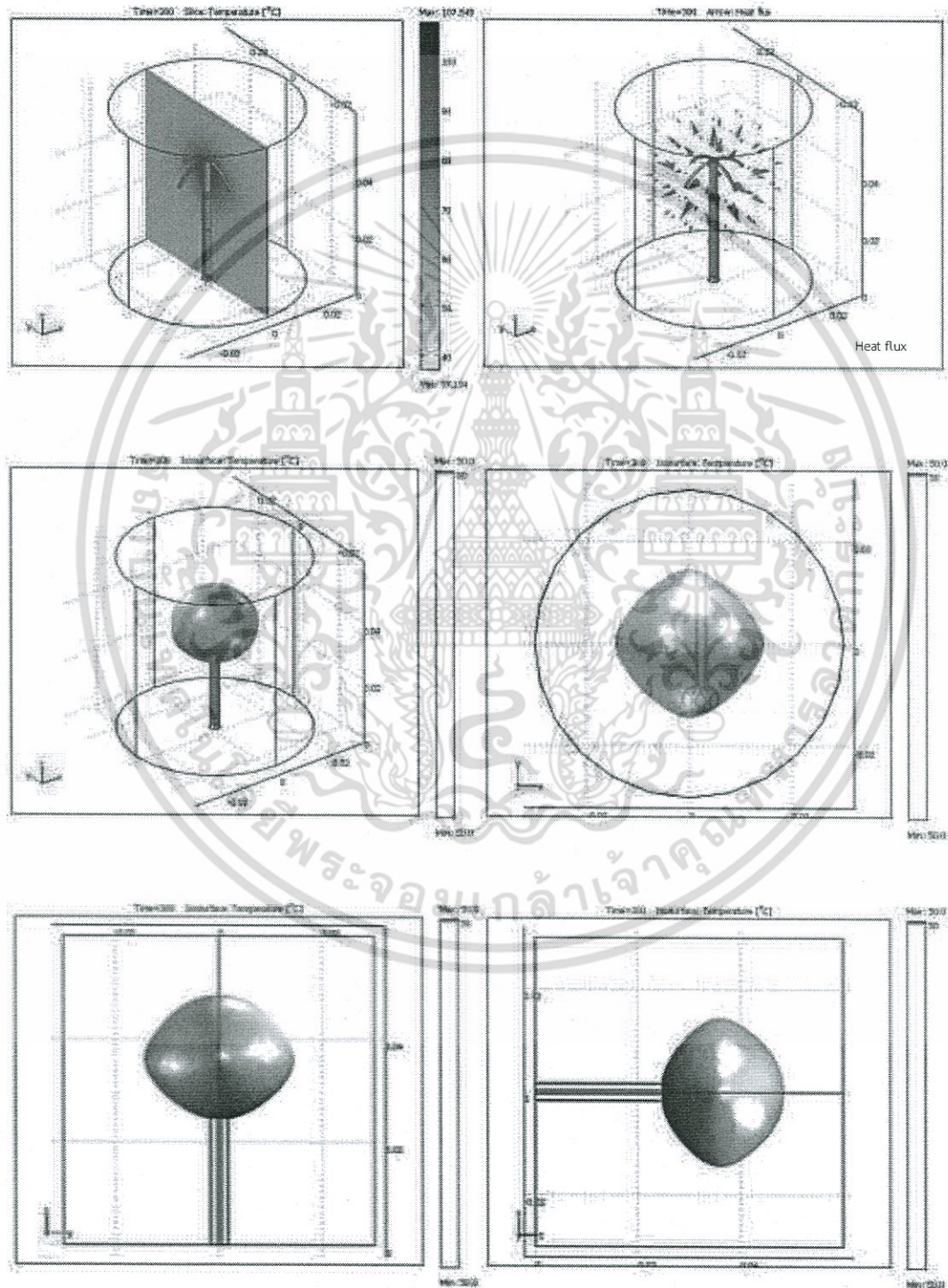
จากผลการจำลองทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองด้วยสายอากาศโมโนโพลแบบที่(T)ทั้งหมด ดังแสดงในรูปที่ ก.7-ก.12 และบันทึกผลการจำลองในตารางที่ 6 จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบที่สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิเกินกว่าระดับ 50 °C ซึ่งเมื่อพิจารณาระดับอุณหภูมิสูงสุด สายอากาศโมโนโพลแบบ TM สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิได้สูงที่สุด ถึง 252.94 °C ในขณะที่สายอากาศแบบ TPU สามารถทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองได้มากที่สุดถึง 6.05 ลบ.ซม. และสายอากาศแบบ ATP สามารถทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองได้น้อยที่สุดเพียง 4.72 ลบ.ซม.

แต่ทั้งนี้ถ้าพิจารณารูปแบบการกระจายอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับจำลองจะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าสายอากาศแบบ TM และ UFP ส่วนปลายสายอากาศจะเกิดการโค้งงอ และมีมิติการเกิดแผ่ทางความกว้างของแผ่มากกว่าความลึก TPM และ EFP ส่วนปลายสายอากาศจะเกิดการกระจายอุณหภูมิเป็นจุดแหลมตามตำแหน่งพอร์ตที่มีมิติทางความกว้าง มากกว่าขนาดความลึกเช่นกัน ส่วนสายอากาศแบบ TPU มีความสมมาตรในการกระจายอุณหภูมิที่ปลายสายอากาศแบบสมมาตร ในขณะที่สายอากาศแบบ ATP จะเกิดการกระจายอุณหภูมิที่ปลายพอร์ตของสายอากาศ จึงทำให้ปลายสายอากาศเกิดการกระจายอุณหภูมิเป็นปลายแหลม

ถ้าพิจารณาการกระจายของฟลักความร้อนพบว่าสายอากาศแบบที่ ทั้งหมดจะเกิดฟลักความร้อน และเกิดจุดความร้อนสูงสุด (Hot spot) ที่ปลายพอร์ตสายอากาศ

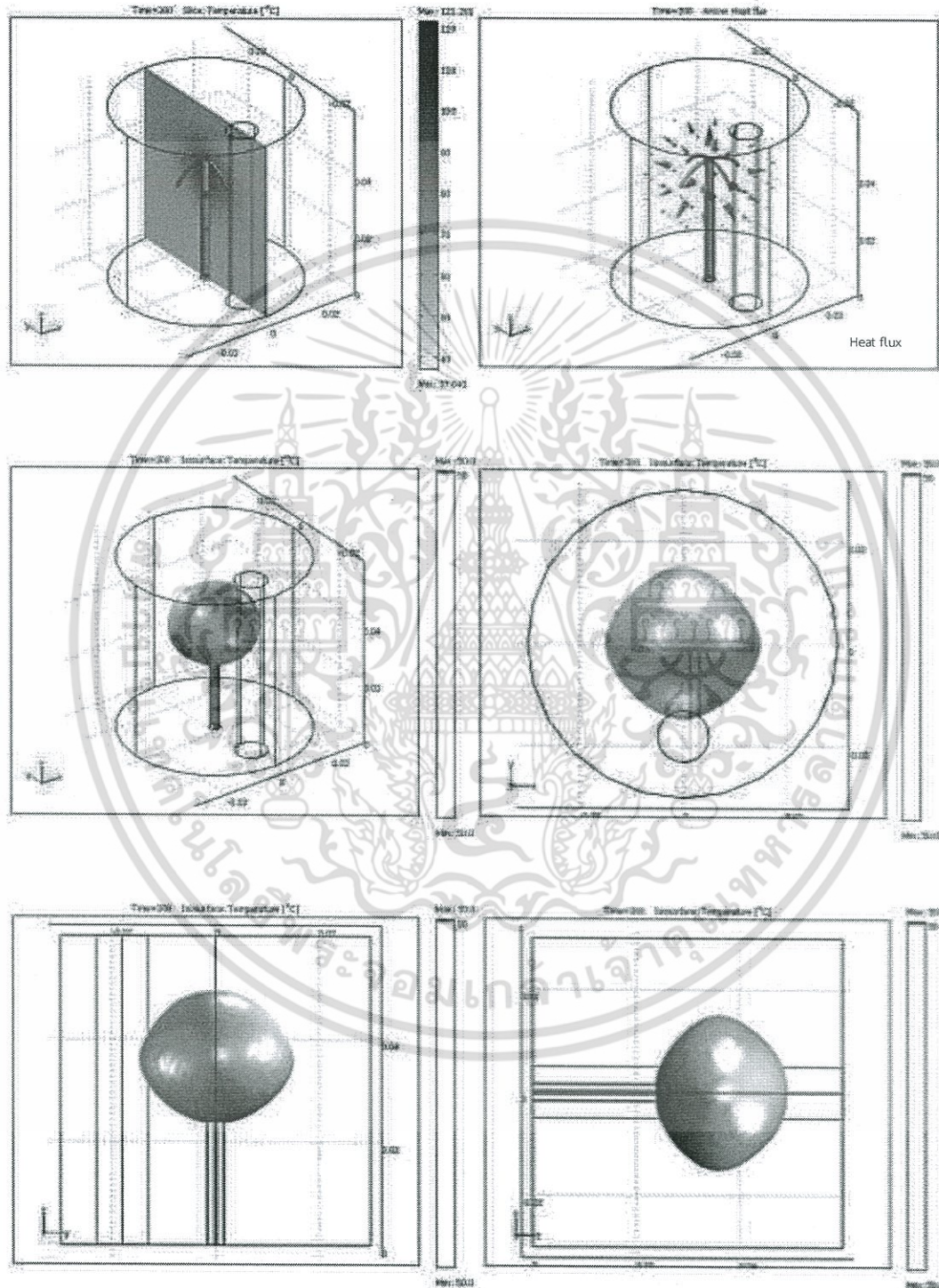
ก.7.2 บันทึกผลการจำลองสายอากาศแบบร่ม  
(Umbrella antenna: UA)

- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA) เมื่อขนาดรัศมีมีความ  
กางของแกนเท่ากับ 13 มม.และไม่พิจารณาอัตราการใช้ของเลือด



เอกสารนี้เป็นเอกสาร **รูปที่ ก.13** การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA) ใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

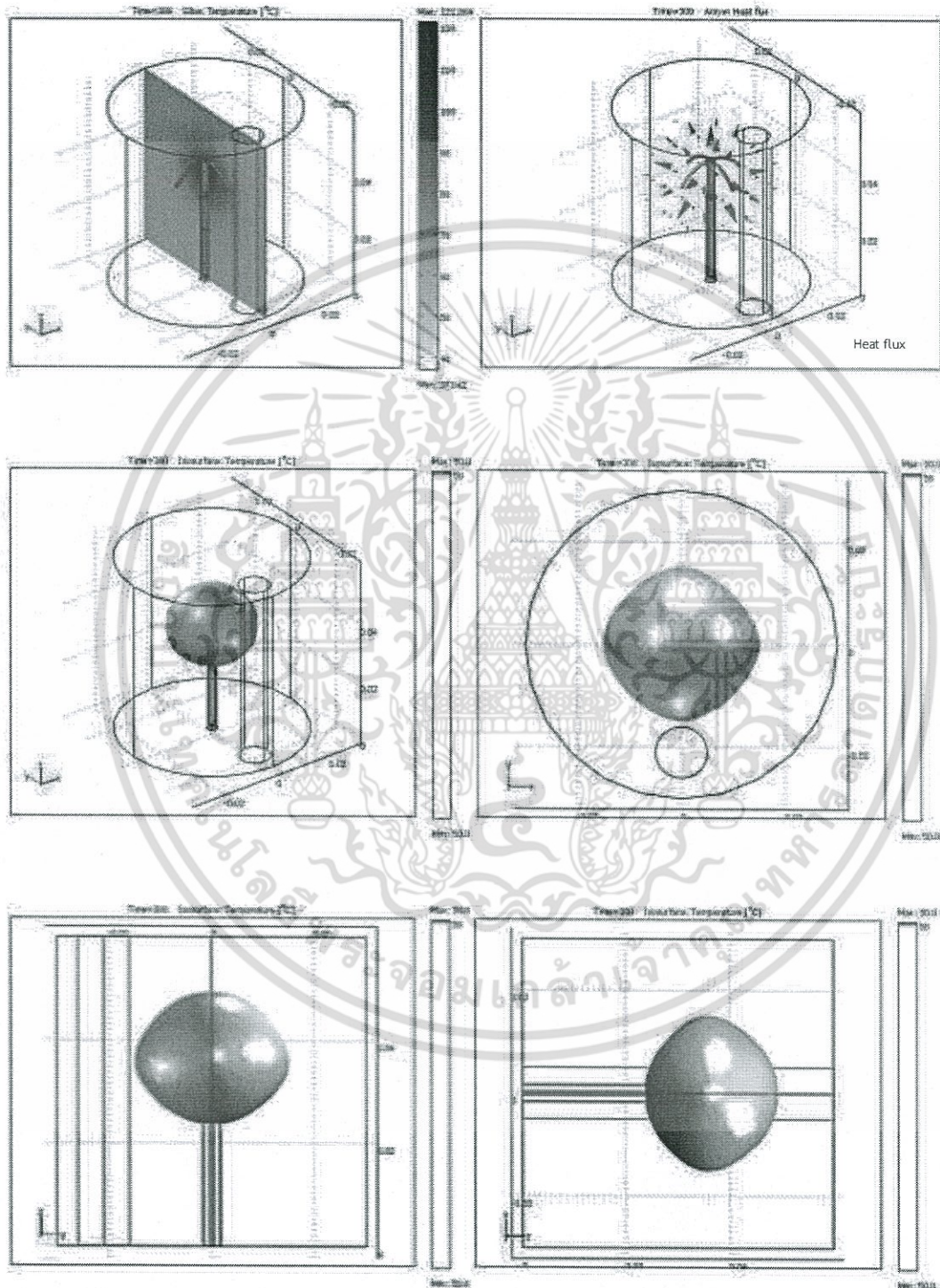
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA<sup>๑</sup>) เมื่อขนาดรัศมีมีความ  
 กางของแกนเท่ากับ 13 มม. และพิจารณาอัตราการไหลของเลือด ขณะสายอากาศอยู่ห่างจาก  
 สายอากาศ 2 มม.



รูปที่ ก.14 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA<sup>๑</sup>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

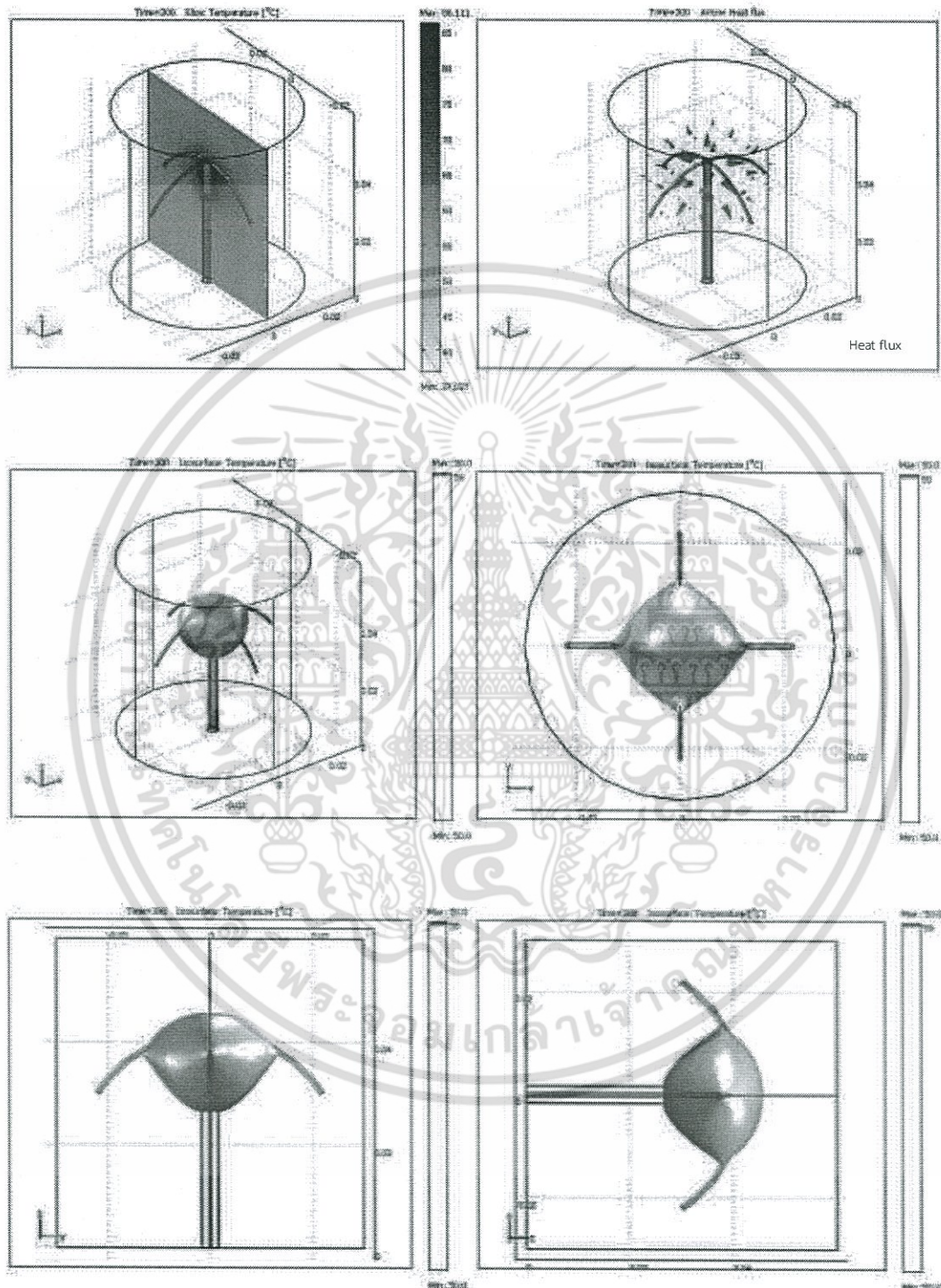
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA<sup>b</sup>) เมื่อขนาดรัศมีมีความ  
ทางของแกนเท่ากับ 13 มม. และพิจารณาอัตราการไหลของเลือด ขณะสายอากาศอยู่ห่างจาก  
สายอากาศ 5 มม.



รูปที่ ก.15 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA<sup>b</sup>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

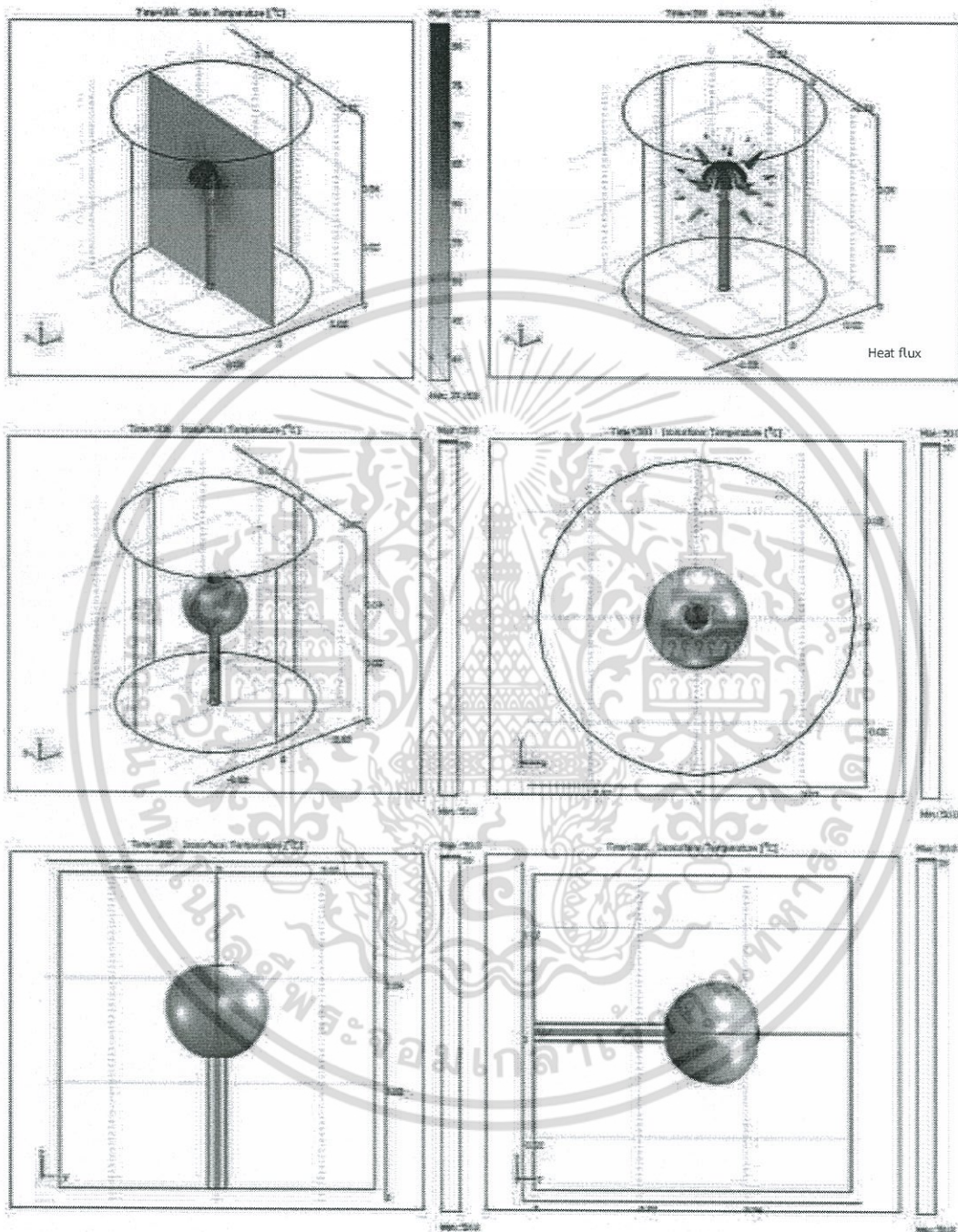
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA<sup>C</sup>) เมื่อขนาดรัศมีความ  
ทางของแกนเท่ากับ 26 มม.และไม่พิจารณาอัตราการไหลของเลือด



รูปที่ ก.16 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (FTUA<sup>C</sup>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

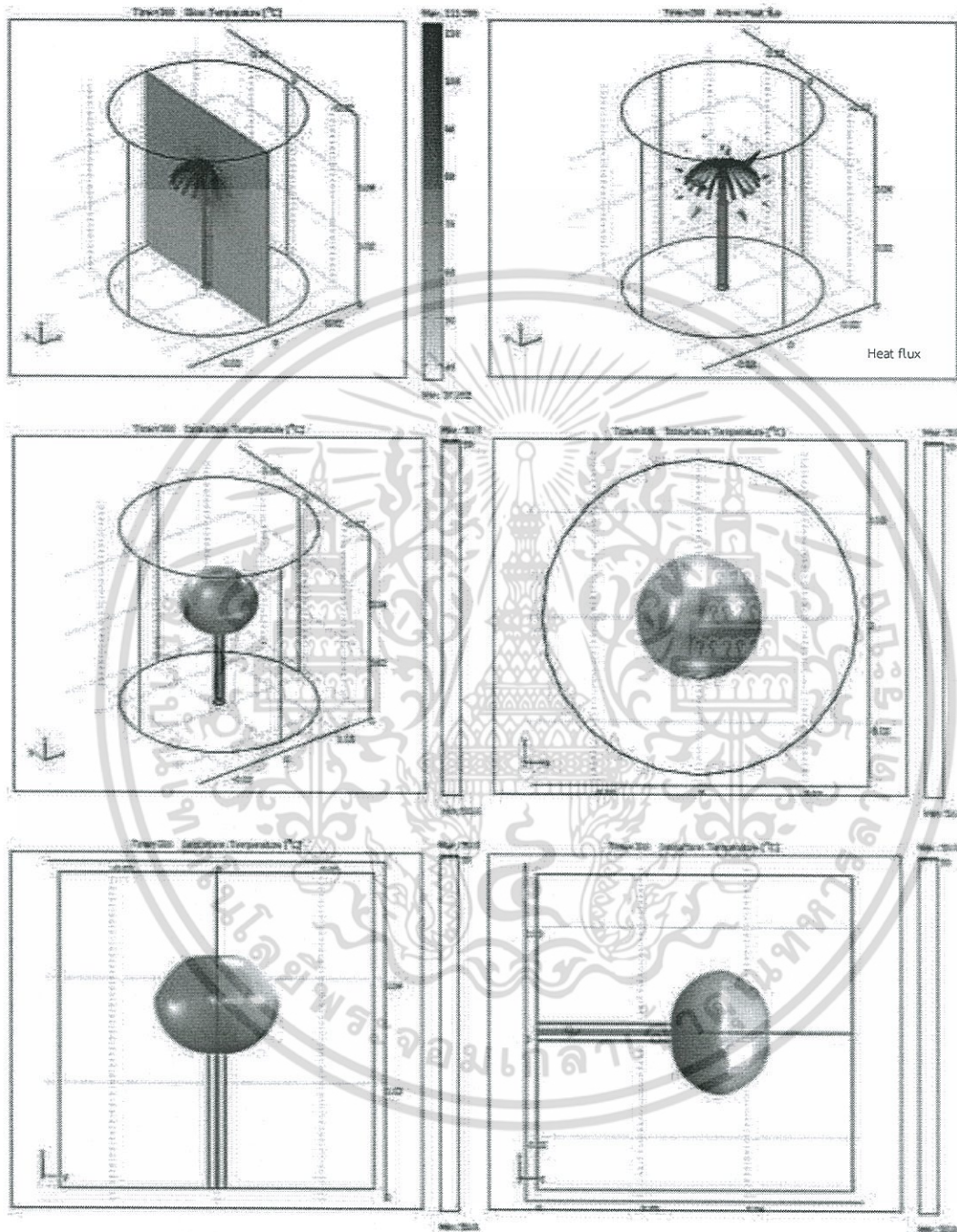
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (ETUA) สายอากาศแบบร่มชนิด 18 ก้านเมื่อขนาดรัศมีมีความกางของแกนเท่ากับ 3.25 มม. และความยาวก้าน 3.25 มม.



รูปที่ ก.17 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบร่ม (ETUA)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบรุ่ม (ETUA<sup>3</sup>) สายอากาศแบบรุ่มชนิด 18 ก้าน เมื่อขนาดรัศมีมีความกางของแกนเท่ากับ 13 มม. และความยาวก้าน 13 มม.



รูปที่ ก.18 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบรุ่ม (ETUA<sup>3</sup>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก.7 ผลการจำลองทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองด้วยสายอากาศแบบร่ม

Umbrella antenna						
Type	Max. Temp(°C)	Thickness	lateral	longitudinal	Widest x Length (mm.) axial ratio (RW/RD)	Volume Cm <sup>3</sup>
FTUA	107.55	14.5	14.5	12	14.5x12 (1.2)	8.79
FTUA <sup>a</sup>	121.20	15	15	12.5	15x12.5 (1.2)	10.54
FTUA <sup>b</sup>	121.00	15	15	12.5	15x12.5 (1.2)	10.63
FTUA <sup>c</sup>	86.11	14	14	9.5	14x9.5(1.47)	4.82
ETUA	82.54	10	10	8.5	10x8.5(1.17)	3.54
ETUA <sup>a</sup>	111.59	12	12	9.2	12x9.2(1.30)	5.27

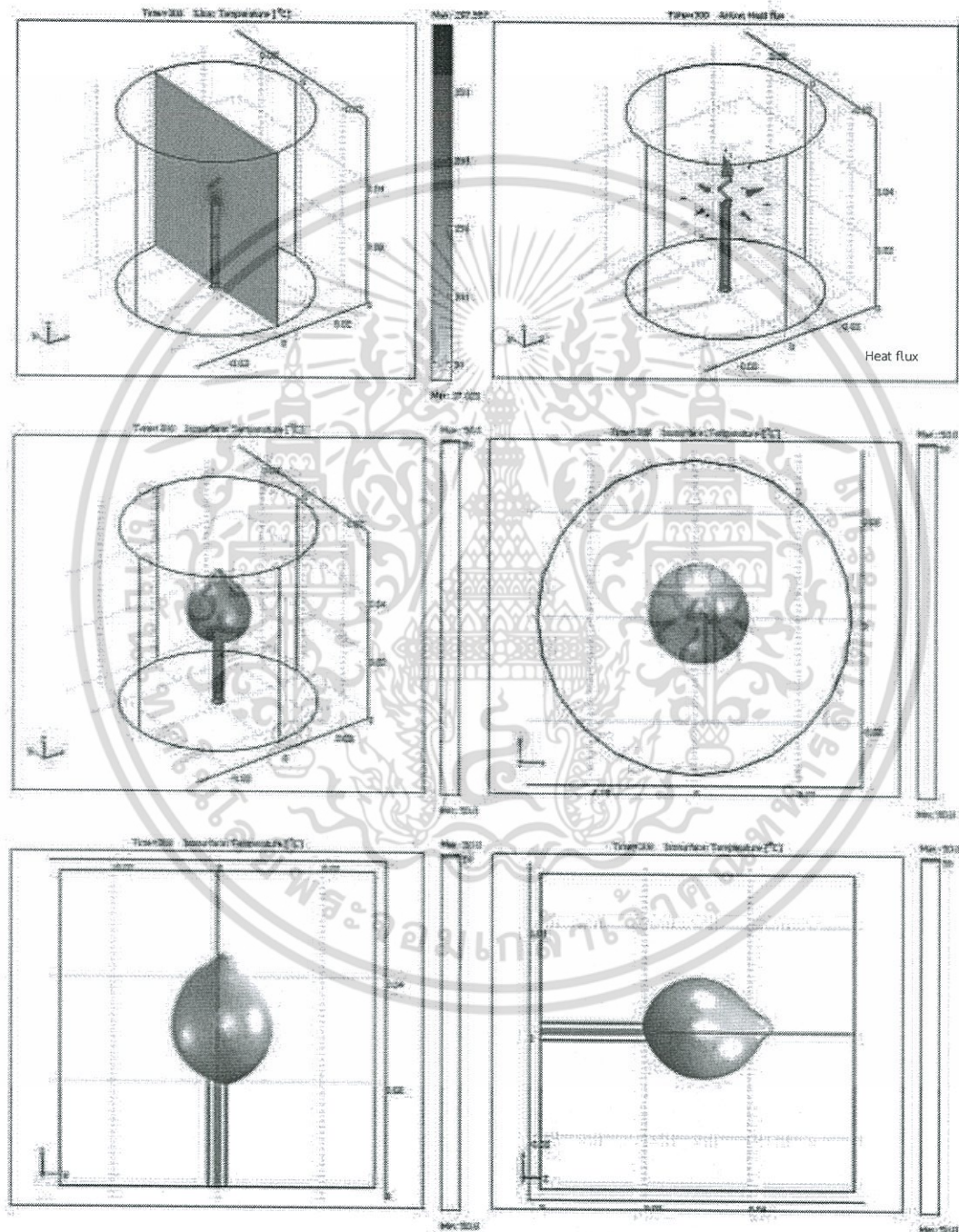
จากผลการจำลองทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับด้วยสายอากาศแบบร่ม(UA)ทั้งหมด ดังแสดงในรูปที่ ก.13-ก.18 และบันทึกผลการจำลองในตารางที่ ก.7 จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบร่มสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิเกินกว่าระดับ 50 °C ซึ่งเมื่อพิจารณาระดับอุณหภูมิสูงสุดสายอากาศแบบ FTUA สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิได้สูงกว่าสายอากาศแบบ ETUA และสามารถทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองได้มากกว่าเช่นกัน (สูงสุด 10.63 ลบ.ซม.)

ทั้งนี้ถ้าพิจารณารูปแบบการกระจายอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับจำลองจะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าสายอากาศแบบร่มทั้ง FTUA และ ETUA จะเกิดการกระจายอุณหภูมิตามมิติทางความกว้างและความหนา มากกว่าขนาดความลึก ไม่มีการกระจายอุณหภูมิไปในทิศทางปลายของสายอากาศ แต่จะกระจายไปตามความกว้างไปตามรัศมีของความกางของก้านสายอากาศ

กรณีที่ผลของเส้นเลือดเข้ามาพิจารณาในแบบจำลองจะเห็นว่าระยะห่าง และการไหลของเลือดมีผลต่อระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อ(จากการจำลองมีผลน้อยจนอาจจะไม่นับยี่สำคัญ)แต่ไม่มีผลต่อรูปแบบในการกระจายอุณหภูมิ นอกจากนี้ถ้าพิจารณาการกระจายของฟลักความร้อนพบว่าสายอากาศแบบร่ม ทั้งหมดจะเกิดฟลักความร้อน ตามรัศมีการกางของก้านสายอากาศ และเกิดจุดความร้อนสูงสุด (Hot spot) ที่ปลายพอร์ตสายอากาศ

ก.7.3 บันทึกผลการจำลองสายอากาศแบบเกลียว  
(Helix antenna:HA)

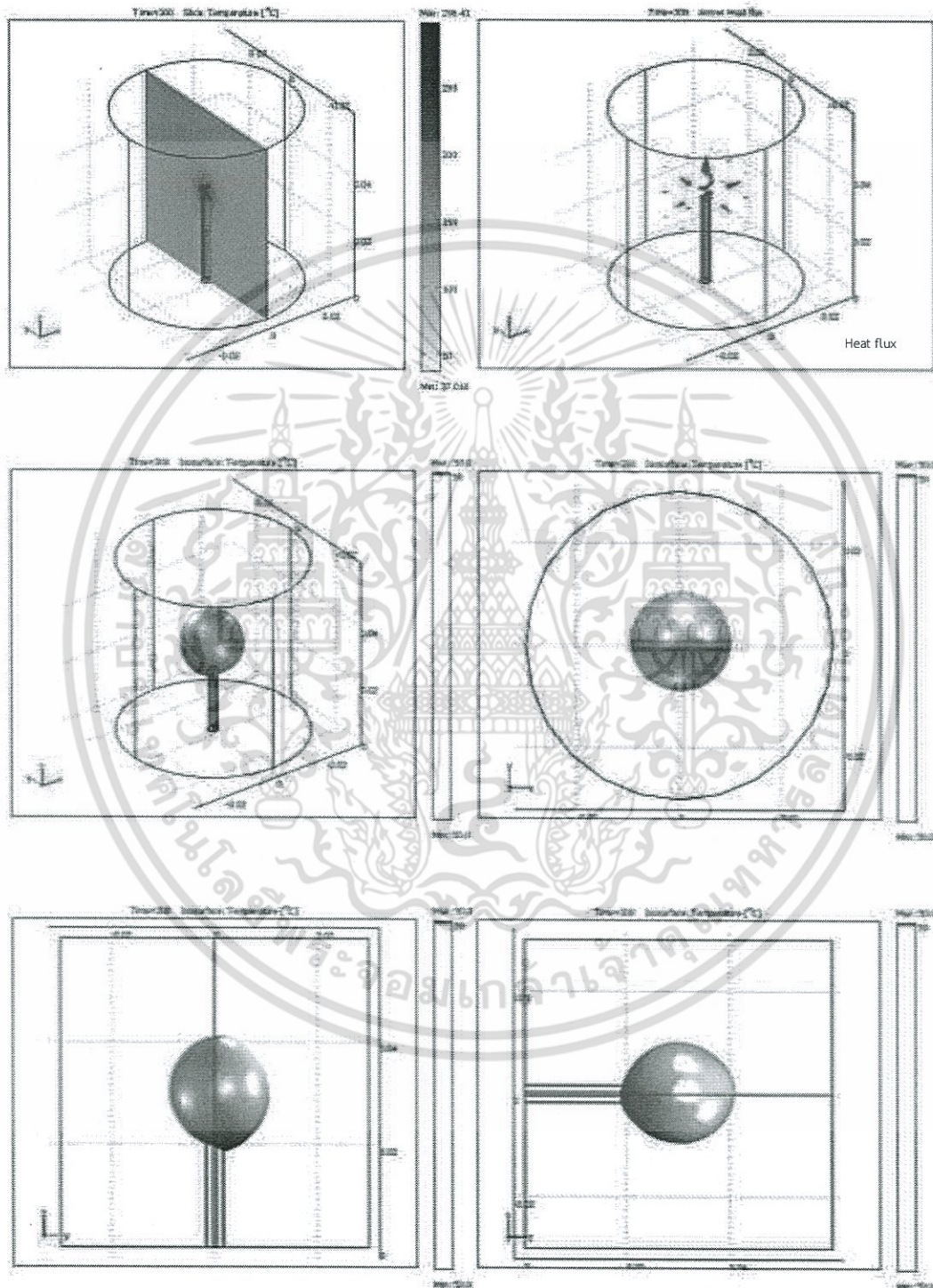
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบเกลียว (AHA) เมื่อขนาดความยาวของสายอากาศมีขนาด 6.5 มม. และมีแกนกลางเป็นอากาศ



รูปที่ ก.19 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบเกลียว (AHA)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

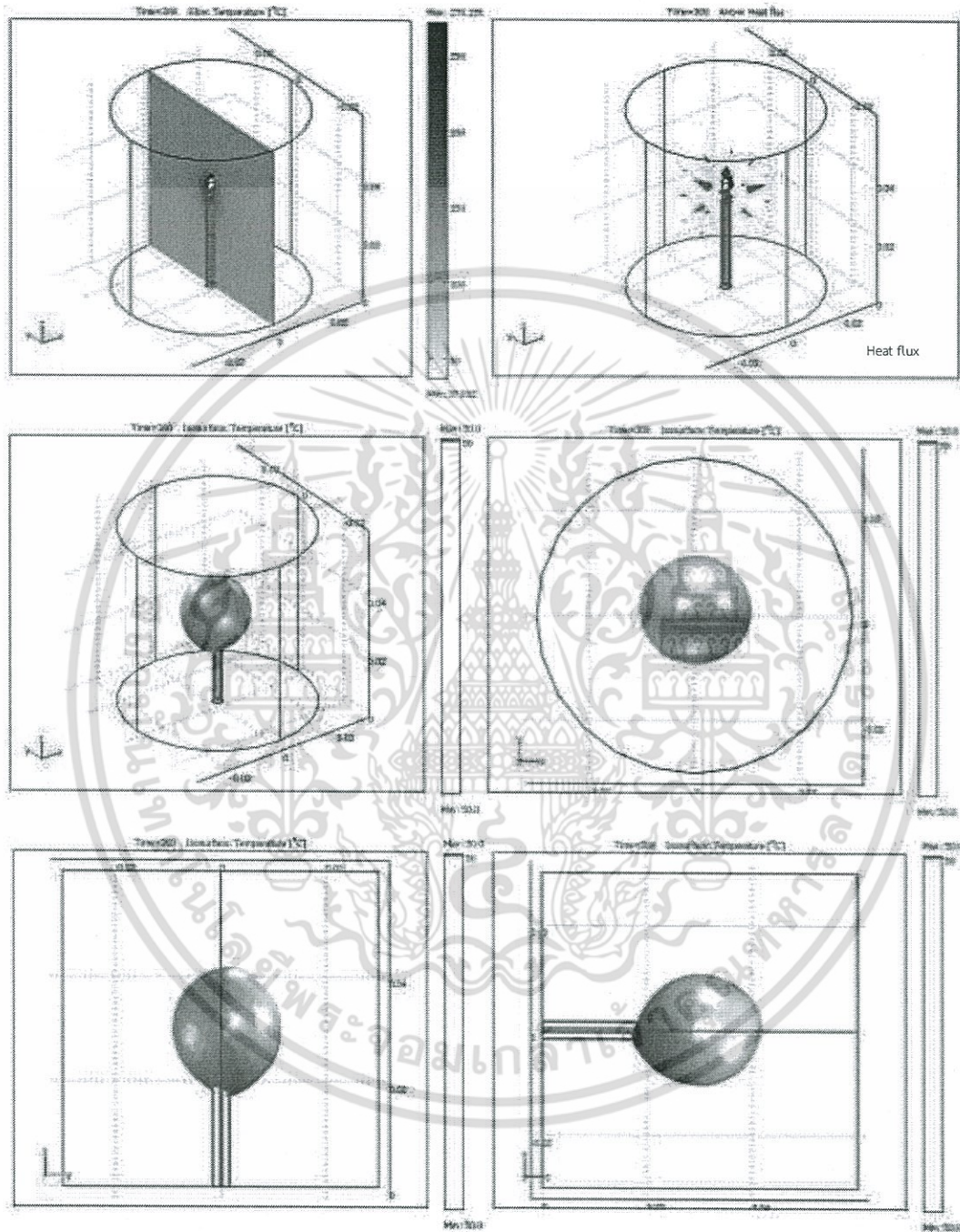
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบเกลียว (AHA<sup>๒</sup>) เมื่อขนาดความยาวของสายอากาศมีขนาด 13 มม. และมีแกนกลางเป็นอากาศ



รูปที่ ก.20 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบเกลียว (AHA<sup>๒</sup>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

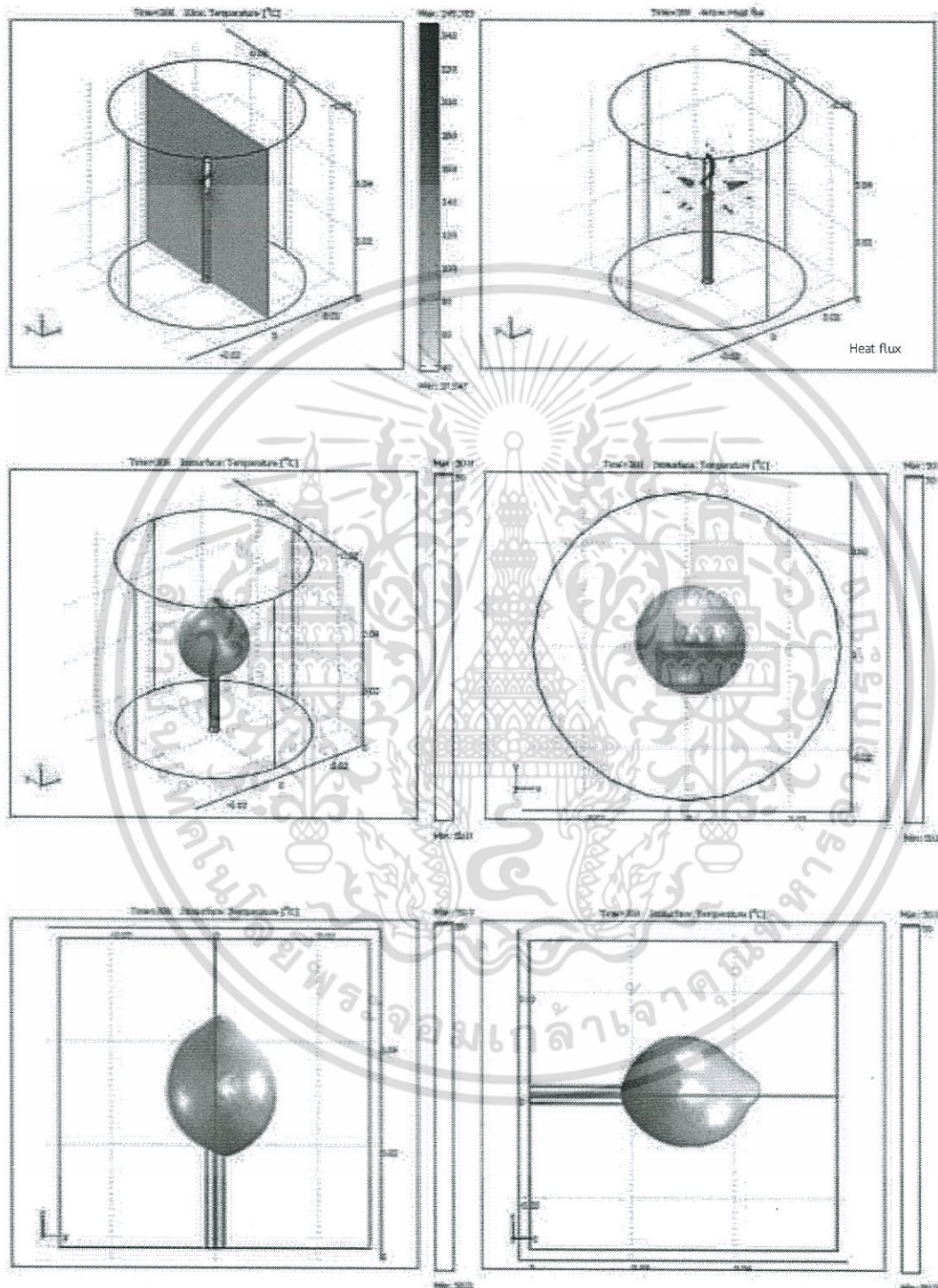
- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศสายอากาศแบบเกลียว(DHA) เมื่อขนาดความยาวของสายอากาศมีขนาด 6.5 มม. และมีแกนกลางเป็นไดอิเล็กทริก



รูปที่ ก.21 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบเกลียว (DHA)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ผลการจำลองการกระจายอุณหภูมิของสายอากาศสายอากาศแบบเกลียว (DHA<sup>1</sup>) เมื่อขนาดความยาวของสายอากาศมีขนาด 13 มม. และมีแกนกลางเป็นไดอิเล็กทริก



รูปที่ ก.22 การกระจายอุณหภูมิของสายอากาศแบบเกลียว (DHA<sup>1</sup>)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก.8 ผลการจำลองทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองด้วยสายอากาศแบบเกลียว

Helix Antennas						
Type	Max. Temp(°C)	Thickness	lateral	longitudinal	Widest x Length (mm.) axial ratio (RW/RD)	Volume Cm <sup>3</sup>
AHA	297.557	9.5	9.5	13	9.5x13 (0.73)	4.12
AHA <sup>L</sup>	296.41	9.8	9.8	12	9.8x12 (0.82)	4.18
DHA	270.155	10	10.5	12.5	10.5x12.5 (0.84)	5.18
DHA <sup>L</sup>	245.783	11	11	13	11x13 (0.85)	5.64

จากผลการจำลองทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับจำลองด้วยสายอากาศแบบเกลียว(HA)ทั้งหมด ดังแสดงในรูปที่ ก.19-ก.22 และบันทึกผลการจำลองในตารางที่ ก.8 จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบเกลียว สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิเกินกว่าระดับ 50 °C ได้เช่นเดียวกับสองสายอากาศที่ผ่านมาซึ่งได้กล่าวมาแล้วในข้างต้น ทั้งนี้สำหรับสายอากาศแบบเกลียว เมื่อพิจารณาระดับอุณหภูมิสูงสุดสายอากาศแบบที่มีแกนเป็นอากาศ (AHA) สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิได้สูงที่สุด (297.557°C) แต่สามารถทำลายเซลล์ผิดปกติในเนื้อเยื่อตับได้น้อยที่สุดเพียง 4.12 ลบ.ซม.

ถ้าพิจารณารูปแบบการกระจายอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับจำลองจะเห็นได้อย่างชัดเจนว่าสายอากาศเกลียวทั้งแบบแกนอากาศและแบบแกนไดอิเล็กตริกมีรูปแบบการกระจายอุณหภูมิที่คล้ายกัน คือมีการกระจายอุณหภูมิที่ปลายแบบปลายแหลม มีมิติการเกิดแผลหรือการกระจายอุณหภูมิทางความลึกมากกว่าความกว้าง และความหนา

ส่วนของการกระจายของฟลักความร้อนพบว่าสายอากาศแบบเกลียวจะเกิดการกระจายของฟลักความร้อนรอบตัวนำที่เป็นสายอากาศในทุกทิศทาง

### ก.8 วิเคราะห์ผลการทดลอง

สายอากาศที่นำมาวิเคราะห์จะมีส่วนที่เป็นตัวนำสัมผัสกับตัวกลางซึ่งจากผลการทดลองจะเห็นว่าตำแหน่งที่เกิดจุดความร้อน(Hot spot)ก่อนตำแหน่งอื่นๆ จะเกิดขึ้นบริเวณที่มีตัวนำสัมผัสกับตัวกลางซึ่งจะทำให้เกิดการดูดกลืนพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งเป็นไปตามงานวิจัยของ King ซึ่ง King อธิบายเพิ่มเติมว่าสายอากาศดังกล่าวเหมือนกับสายส่งโดยทั่วไป สำหรับสายอากาศแบบปลายเปิด กระแสไฟฟ้าบริเวณปลายสายอากาศจะต่างกันไปไม่ควรมีค่าเป็นศูนย์ เพราะตัวนำสายอากาศนั้นสัมผัสกับตัวกลางที่อาจเกิดการสูญเสียในตัวกลางได้

โดยปกติสายอากาศที่มีปลายเป็นไดอิเล็กตริกหรือฉนวนจะมีกระแสไฟฟ้าที่บริเวณปลายสายอากาศเป็นศูนย์ ซึ่งตรงกับทฤษฎีของ King ไดอิเล็กตริกจะแสดงตัวในการป้องกันกระแสไฟฟ้าของสายอากาศชนิดนี้ สายอากาศที่ถูกออกแบบให้เป็นแบบปลายเปิดจะมีการสูญเสียหรือเกิดการดูดกลืนพลังงานที่ปลายสายอากาศหากเปิดปลายสายอากาศให้สัมผัสกับตัวกลางโดยตรง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สายอากาศโมโนโพลแบบที่ ผู้วิจัยได้ออกแบบให้มีการเปิดปลายสายอากาศหรือเป็นเสมือนพอร์ตเอาต์พุทให้ตัวนำในสายอากาศได้สัมผัสกับตัวกลาง นั่นคือที่พอร์ตจึงเป็นเหมือนแหล่งจ่ายที่กำหนดทิศทางการแพร่กระจายสนามแม่เหล็กไฟฟ้าให้กระจายไปตามทิศปลายสายอากาศสู่เนื้อเยื่อตับ

สายอากาศแบบร่ม และแบบเกลียวก็เช่นเดียวกัน ส่วนของก้านสายอากาศ และเกลียวสายอากาศจะเป็นเสมือนการกำหนดทิศทางการแพร่กระจายสนามแม่เหล็กไฟฟ้า และเพิ่มพื้นที่ให้ตัวนำในสายอากาศสัมผัสกับตัวกลางมากขึ้น

### ก.9 สรุป และวิจารณ์ผลการจำลอง

ในบทความนี้ได้กล่าวถึงการวิเคราะห์รูปแบบการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อตับด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ด้วยแบบจำลองแบบ 3 มิติ ซึ่งในการวิจัยนี้ได้ออกแบบ และวิเคราะห์สายอากาศที่หลากหลายแบบโดยพิจารณาการกระจายความร้อนของ สายอากาศโมโนโพลแบบที่ (Tee Monopole Antenna ) สายอากาศแบบร่ม(Umbrella antenna) และสายอากาศแบบฮีลิคส์หรือแบบเกลียว(Helix antenna) ผลการจำลองพบว่าสายอากาศแบบที่ และสายอากาศแบบร่มจะทำให้เกิดรูปแบบการเปลี่ยนแปลงการกระจายอุณหภูมิทางด้านความกว้าง มากกว่าการเปลี่ยนแปลงความลึก แต่สายอากาศแบบที่สามารถออกแบบให้มีการเปลี่ยนแปลงขนาดทางความหนาได้ด้วย ในขณะที่สายอากาศแบบเกลียวจะทำให้เกิดรูปแบบการเปลี่ยนแปลงการกระจายอุณหภูมิในทิศทางที่ตรงข้ามกับสายอากาศสองแบบแรก

สายอากาศแบบร่มมีขนาดใหญ่ แต่ก็สามารถทำลายเซลล์เนื้อเยื่อตับที่ผิดปกติได้มากที่สุด แต่สายอากาศแบบเกลียวสามารถทำลายเซลล์เนื้อเยื่อตับที่ผิดปกติได้น้อยที่สุด แต่สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดอุณหภูมิสูงในเนื้อเยื่อได้รวดเร็ว

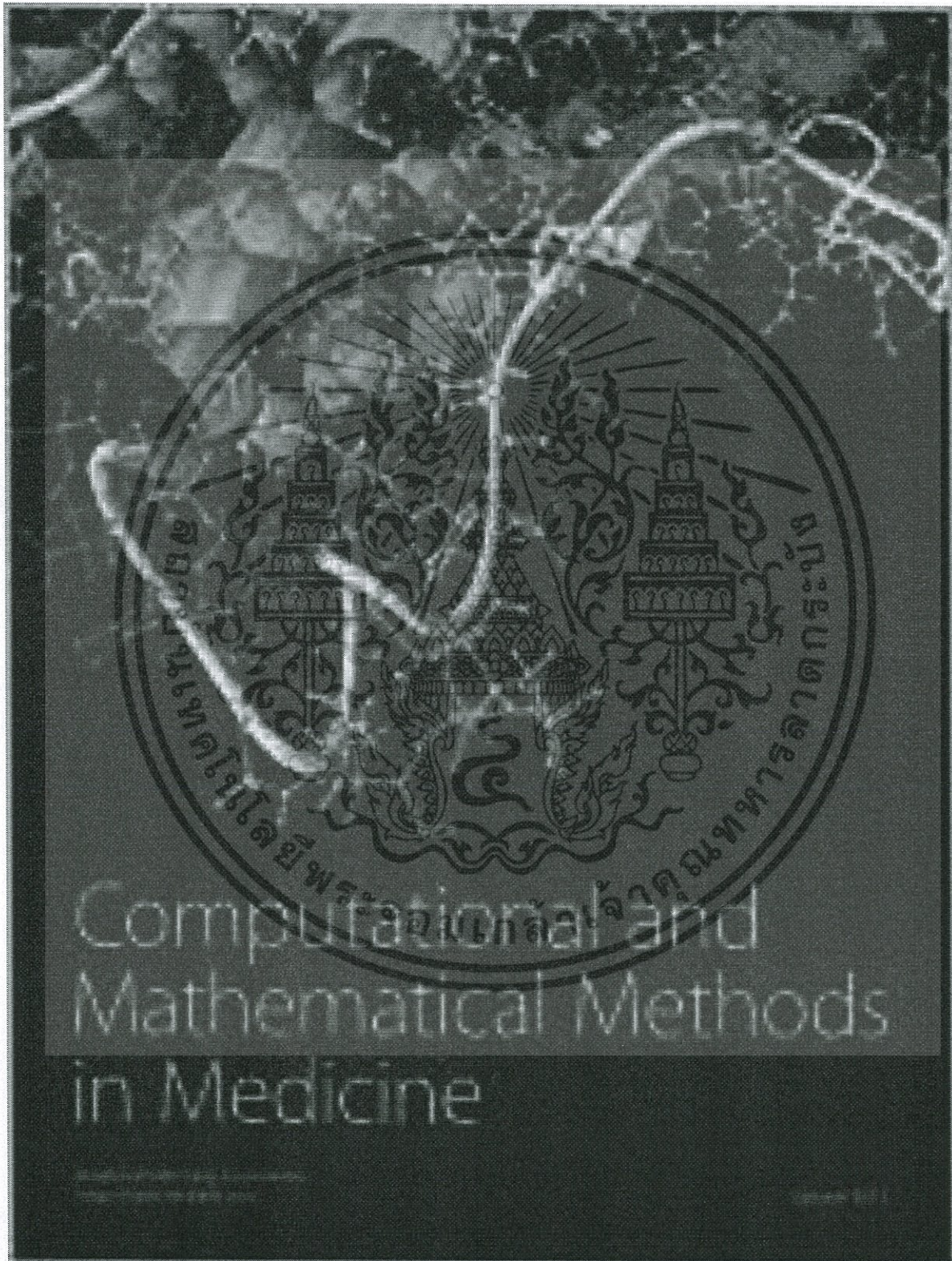
ดังนั้นสายอากาศที่มีรูปแบบต่างกันจะสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงสุดในเนื้อเยื่อตัวอย่างไม่เท่ากัน การเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์หรือองค์ประกอบของสายอากาศสามารถทำให้รูปแบบการกระจายความร้อนของสายอากาศเปลี่ยนแปลงไป แต่ทั้งนี้การใช้ระยะเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกติต่างๆจะทำให้รูปแบบการกระจายความร้อนมีลักษณะคล้ายกันได้(รูปแบบเหมือนหยดน้ำ)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทความที่ได้รับการตีพิมพ์

1. M. Chaichanyut, S. Tungjtkusolmun, "Finite Element Analysis of Microwave Ablation Using Four-tine Antenna on Porous Hepatic Cancer Tissue: Effects of Blood Flow Velocity, Vessel Location", Computational and Mathematical Methods in Medicine, vol. 2016, Article ID 4846738, 14 pages, 2016. doi:10.1155/2016/4846738
2. M. Chaichanyut, S. Tungjtkusolmun, "FEM Modeling for Performance Evaluation of Microwave ablation Applicator When Using T Prong Monopole Antennas", 7th WACBE World Congress on Bioengineering 2015, Vol. 52 of the series IFMBE Proceedings pp 114-117
3. M. Chaichanyut, S. Tungjtkusolmun, "In Vitro Practical Evaluations on Heating Characteristics of Thin Microwave Antenna in Maximum Temperature Control Mode", 7th WACBE World Congress on Bioengineering 2015, Vol. 52 of the series IFMBE Proceedings pp 126-129
4. M. Chaichanyut, P. Lertprasert, S. Tungjtkusolmun, "The Modeling Techniques for Analyses of Electromagnetic distributions and reflection coefficients for Microwave Ablation", The 15th international conference on Biomedical engineering, icBMe 2013, 4th to 7th december 2013, Singapore
5. M. Chaichanyut, P. Lertprasert, S. Tungjtkusolmun, "Microwave Ablation System Design to Study the Effects of Coaxial Antenna on IN-Vitro Animal Tissue", The 15th international conference on Biomedical engineering, icBMe 2013, 4th to 7th december 2013, Singapore



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



## Research Article

# Microwave Ablation Using Four-Tine Antenna: Effects of Blood Flow Velocity, Vessel Location, and Total Displacement on Porous Hepatic Cancer Tissue

Montree Chaichanyut and Supan Tungjitsolmun

Department of Electronic Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520, Thailand

Correspondence should be addressed to Supan Tungjitsolmun; [kisupan@gmail.com](mailto:kisupan@gmail.com)

Received 11 March 2016; Revised 12 May 2016; Accepted 30 June 2016

Academic Editor: Enrique Berjano

Copyright © 2016 M. Chaichanyut and S. Tungjitsolmun. This is an open access article distributed under the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

This research is concerned with microwave ablation analyses using a 2.45 GHz four-tine (4T) antenna for hepatic cancer tissue. In the study, three-dimensional finite element models were utilized to examine the tissue temperature distributions during and after MW ablation. A preliminary study was first carried out with regard to the specific absorption rates along the 4T antenna insertion depths and the temperature distributions inside the solid and porous liver models with either 3 cm-in-diameter tumor or 5 cm-in-diameter tumor. Based on the preliminary results, the porous models were further examined for the effect of varying blood flow velocities (0–200 cm/s) with a 1 cm-in-diameter blood vessel next to the antenna and also for the effect of vessel-antenna locations (0, 0.8, and 1.3 cm) with a constant blood flow velocity of 16.7 cm/s. All scenarios were simulated under temperature-controlled mode (90°C). The findings revealed that the blood flow velocity and vessel location influence the ablation effectiveness and that increased blood flow inhibits heat transfer to the vessel wall. At the nearest and farthest vessel-antenna locations (0 and 1.3 cm), approximately 90.3% and 99.55% of the cancer cells were eradicated except for the areas adjacent to the vessel. In addition, total tissue thermal displacement is 5.9 mm which is 6.59% of the total length of the overall model.

## 1. Introduction

Theoretically, microwave (MW) ablation possesses a number of advantages over the conventional radiofrequency (RF) ablation technique. In RF ablation (300 kHz–1 MHz), joule heating is mainly generated by conduction current, while both conduction and displacement currents cause tissue temperatures to increase in MW ablation (generally at 915 MHz or 2.45 GHz) [1].

The conventional RF ablation method has proved effective in treatment of liver cancer with diameter of less than 3 cm [2, 3] but is afflicted with increased tissue impedance and the subsequent tissue boiling and charring [4]. In other words, the zone of active tissue treated with RF ablation is limited to a few millimeters surrounding an active electrode [5]. The majority of tissue heating is thus due to thermal conduction, which decreases exponentially away from the

source. RF heating requires an electrical conduction path while MW is capable of propagating through material with low or zero conductivity (or high impedance) [6].

For cancer treatment with MW ablation, a thin antenna is inserted into a tumor through either open surgery or laparoscopy or percutaneously to deposit an electromagnetic (EM) field on the cancer tissue. Healing is induced using the conductive and displacement currents to affect the coagulative necrosis of tumor cells upon the temperatures reaching 50°C or above. The MW ablation zone characteristics (e.g., size and shape) are primarily subject to the antenna design [7–20]. Typically, an MW antenna is fed with a coaxial cable, whose topology and feed structure are optimized to achieve the intended heating pattern while choking the currents that flow on the outer surface of the outer conductor of the feeding coaxial cable. Examples of existing MW antennas are the monopole antenna [7–11], dipole or floating sleeve

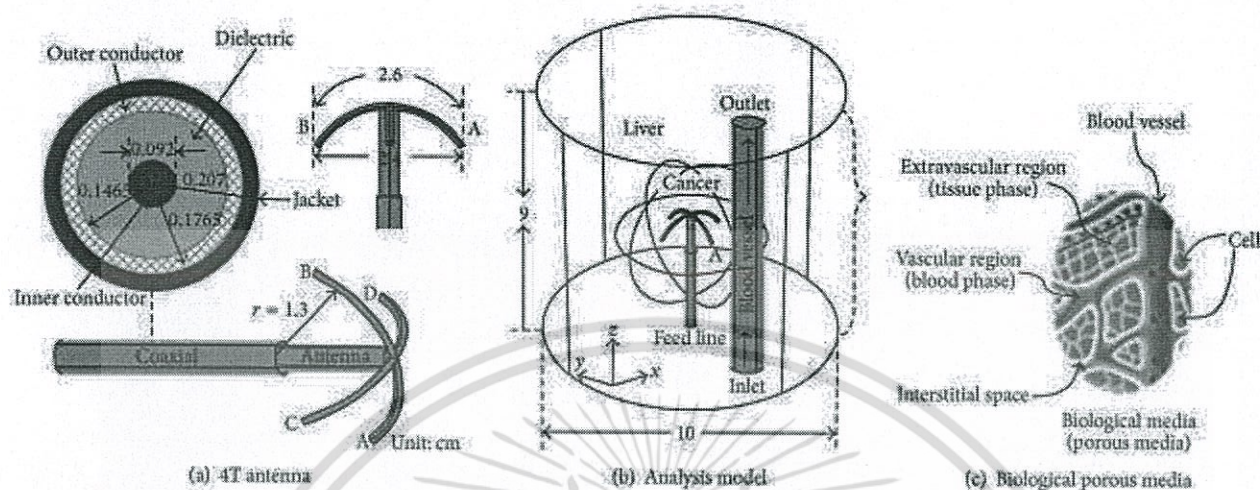


FIGURE 1: FEM model for liver ablation using the 4T antenna. The 4T antenna is fully deployed in the liver and a single 1 cm blood vessel is located 1.3 cm to the right of point A (four-tine (A, B, C, and D)).

dipole antenna [7–9, 12, 13], choke or cap-choke antenna [7, 8, 12, 13], triaxial antenna [10, 16], metal tip monopole antenna [6], open tip monopole antenna [11, 17], and an open slot and multislot antennas [18–20]. These aforementioned antennas are most appropriate for teardrop-shaped tumors. In addition, tumors could develop near a blood vessel or cystic masses, thereby impeding the propagation of MW fields and thermal distribution.

In [21–24], the authors have documented the advantages of simultaneous activation of multiple antennas for achieving large ablative zones. The utilization of multiantenna systems requires determining the optimal antenna spacing for realization of the maximum ablative zone without indentations, since the presence of such indentations indicates incomplete destruction of the targeted tumor. To address the multiantenna's indentation issue, this current research thus presents a novel four-tine (4T) MW antenna that could potentially elevate tissue temperatures of large area without indentations (Figure 1(a)). In the antenna design, the inner conductor of a monopole antenna is connected to four conducting tines in an umbrella-like array arrangement similar to the four-tine RF probe in [2, 25, 26]. The 4T MW antenna is placed inside a penetrating sleeve prior to introducing into the cancerous liver tissue. Once the sleeve is properly lodged inside the tumor, the 4T array can be fully deployed as illustrated in Figures 1(a)–1(b).

Most previous researches on MW ablation for hepatic cancer regarded the liver tissue as a homogeneous solid mass and also focused exclusively on heat conduction within the tissue. Pennes's bioheat equation describes thermal conduction in the tissue and vascular system, blood perfusion, and metabolic heat generation [13–19].

Biological tissue comprises three components: blood vessels, cells, and interstitial space. In addition, biological media can be categorized as the vascular region (blood vessels) and extravascular region (cells and the interstitial space). Thus, the anatomical structure of the liver can be represented

more accurately as a blood-saturated porous tissue [27–29], in which the vascular region is regarded as a blood phase and the extravascular region is regarded as a tissue phase (solid matrix), as illustrated in Figure 1(c). When the temperature of biological tissue rises, its shape is deformed due to thermal strain [30, 31]. Nevertheless, the majority of existing studies on MW ablation for hepatic cancer have focused predominantly on the EM wave propagation and heat transfer and also failed to explore the issue of mechanical tissue deformation.

This research has investigated the specific absorption rates (SARs) in the liver tissue using a 2.4 cm diameter 4T antenna (upon fully deployed). The temperature distributions of the solid and porous liver tissue models during and after MW ablation were examined and compared. In addition, the effects of blood flow velocity and vessel location on the temperature distributions in the liver tissue were determined. The total displacements of the porous liver tissue model during and after MW ablation were also investigated.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Mathematical Descriptions of the Simulation Models.

Figure 2 depicts a block diagram of the mathematical analysis pertinent to this research whose constituents encompass the EM, heat transfer, fluid flow, and mechanical changes analyses in MW ablation. The descriptions of each analysis are as follows.

**EM Wave Propagation Analysis.** The EM wave propagation in the liver tissue is rendered in a 3D model and calculated using Maxwell's equations. The general form of Maxwell's equations for transverse electromagnetic wave (TEM) mode is derived assuming a harmonic propagation and is simplified to demonstrate the EM field in a biological medium [32, 33].

**Fluid Flow Analysis.** This research utilized the incompressible Navier-Stokes (N-S) model to simulate the laminar flow

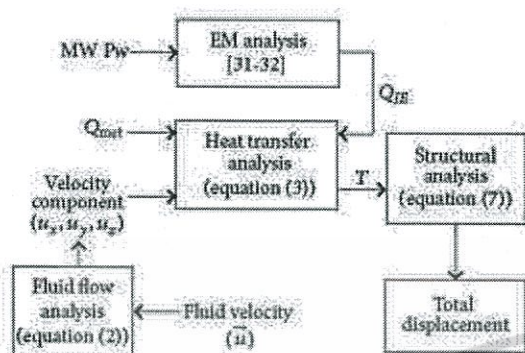


FIGURE 2: Block diagram of the mathematical analysis relevant to this research.

conditions inside a blood vessel [34]. The general form of the N-S equation is valid for the flow inside the pores of a porous medium. Vafai and Tien [35] studied the heat transfer in porous media and proposed a modified momentum equation as follows:

$$\rho_{bl} \langle (\vec{u}) \cdot \nabla \rangle \langle \vec{u} \rangle = -\nabla \langle P \rangle + \mu_{bl} \nabla^2 \langle \vec{u} \rangle - \frac{\mu_{bl}}{K} \phi \langle \vec{u} \rangle, \quad (1)$$

where the subscript "bl" denotes blood and applies to an incompressible fluid (blood) of density  $\rho_{bl}$  ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ),  $\langle \vec{u} \rangle = (u_x, u_y, u_z)$  is the average blood velocity ( $\text{mm}/\text{s}$ ),  $\langle P \rangle$  is the average fluid (blood) pressure (Pa), and  $\mu_{bl}$  is the dynamic viscosity of blood (Pa·s). The dynamic viscosity of blood was  $3.5 \times 10^{-3}$  Pa·s;  $K$  and  $\phi$  are, respectively, the permeability ( $\text{m}^2$ ) and the porosity of the porous liver tissue.

This research assumes a simple steady flow of incompressible fluids in which the inertia term  $\rho_{bl} \langle (\vec{u}) \cdot \nabla \rangle \langle \vec{u} \rangle$  in (1) is neglected. The Navier-Stokes equation is thus reduced to the Brinkman equation given as follows [36]:

$$0 = -\nabla \langle P \rangle + \mu_{bl} \nabla^2 \langle \vec{u} \rangle - \frac{\mu_{bl}}{K} \phi \langle \vec{u} \rangle. \quad (2)$$

**Heat Transfer Analysis.** The thermal distribution within the porous liver is obtained by solving the energy equations of tissue and blood phases, in which the absorbed MW power and an internal heat source (i.e., metabolic heat source) are included. In addition, this research assumes that the tissue and blood temperatures are identical (local thermal equilibrium (LTE)) [37].

According to [38], Pennes's bioheat equation fails to account for the effect of directional blood flow on heat transfer. To model the thermal energy propagation through the tissue and vessel from the ablation zone, this research utilized a convection-conduction Klinger model with the assumption of quasi-steady state as follows:

$$\begin{aligned} & (\rho c_p)_{ts} \frac{\partial T_{ts}}{\partial t} + \phi (\rho c_p)_{bl} \langle (\vec{u}) \cdot \nabla T \rangle \\ & = \nabla \cdot (k_{ts} \nabla T_{ts}) + Q_{met} + Q_{IE}, \end{aligned} \quad (3)$$

where the subscripts "ts" and "bl," respectively, denote the tissue and blood phases.  $T$  is the temperature ( $^{\circ}\text{C}$ );  $\rho$  is the

density ( $\text{kg}/\text{m}^3$ );  $c_p$  is the specific heat capacity ( $\text{J}/\text{kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$ );  $k$  is the thermal conductivity ( $\text{W}/\text{m} \cdot ^{\circ}\text{C}$ );  $\phi$  is the porosity which is the ratio of the blood volume to the total volume [27]. The metabolic heat generation rate of  $33\,800 \text{ W}/\text{m}^3$  was used [39] and the external heat source was equal to the resistive heat generated by the EM field ( $Q_{IE} = J \cdot E$  ( $\text{W}/\text{m}^3$ )).

**Structural Analysis.** Heat transfer analysis provides us with the temperature at each element in the simulated model. A change in the temperature of a material contributes to variation in the material's overall size as a result of thermal strain [30, 31]. Temperature change could thus induce the dimension or shape variations in the liver tissue. In this research, it is assumed that the liver tissue is homogeneous and isotropic, and the strain ( $\epsilon$ ) consists of thermal ( $\epsilon_{th}$ ), elastic ( $\epsilon_{el}$ ), and initial ( $\epsilon_0$ ) contributions such that

$$\epsilon = (\epsilon_{th}) + (\epsilon_{el}) + (\epsilon_0). \quad (4)$$

To simplify the analysis and investigate the effect of thermal strain on the liver tissue, this research disregards the mechanical strain ( $\epsilon_{el}$ ). The linear relationship between the thermal strain-induced deformation and temperature change is expressed as

$$\epsilon_{th} = \alpha (T - T_{ref}), \quad (5)$$

where  $\alpha$  is the thermal expansion coefficient ( $1/^{\circ}\text{C}$ ) and  $T_{ref}$  is the reference temperature ( $^{\circ}\text{C}$ ).

Let us consider a small section (element) of the overall model as a small and finite cuboid in the Cartesian coordinates ( $\{x, y, z\}$ ) and the dimensions of each side of the cuboid in initially undeformed state are, respectively,  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ , and  $\Delta z$ . Due to the thermal strain, the cuboid is deformed, with displacement components in  $x$ ,  $y$ , and  $z$  directions denoted by displacement vector  $D_i \equiv (D_{xi}, D_{yi}, D_{zi})$ , where the subscript "i" is the index of the element. The deformed cuboid still remains a cuboid as shear strains are assumed to be zero throughout so that the angles are preserved. The dimensions of the cuboid sides nevertheless change, respectively, to  $\Delta x_i + \Delta D_{xi}$ ,  $\Delta y_i + \Delta D_{yi}$ , and  $\Delta z_i + \Delta D_{zi}$ , where  $\Delta D_{xi}$ ,  $\Delta D_{yi}$ , and  $\Delta D_{zi}$  denote the appropriate displacement increments.

Each component of the thermal strain depends on the displacements in each axis. Under the assumption of small displacements, the displacement vector ( $D_{xi}, D_{yi}, D_{zi}$ ) can be calculated from the thermal strain components ( $\epsilon_{xxi}, \epsilon_{yyi}, \epsilon_{zz}$ ) as follows [40]:

$$\begin{aligned} \epsilon_{xxi} &= \frac{\partial D_{xi}}{\partial x}; \\ \epsilon_{yyi} &= \frac{\partial D_{yi}}{\partial y}; \\ \epsilon_{zz} &= \frac{\partial D_{zi}}{\partial z}. \end{aligned} \quad (6)$$

Therefore, the total displacement (TD) of the model is

$$\text{TD} = \sqrt{\sum_i (\text{real}(D_i))^2}. \quad (7)$$

ไม่ว่าการมีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TABLE 1: Dimensions of model components.

Components	Dimensions	
	Length (cm)	Diameter (cm)
Inner conductor	4.2	0.092
Dielectric	4.2	0.293
Outer conductor	2.9	0.353
Antenna, four-tine antenna (A, B, C, and D)	1.3	0.092
Blood vessel	9.0	1.0
Tissue (cancer)	—	5.0
Tissue (liver)	9.0	10.0

**2.2. Properties of the Antenna.** The four-tine array could be made from the shape-memory alloys (Ni-Ti alloy) with sharp edges and the 4T antenna was encapsulated in a guiding sleeve during insertion (Figures 1(a)-1(b)). Once the 4T antenna was placed at the target location, we pushed the 4T antenna forward into the liver to enable the four-tine array to penetrate into tissue. Once the four-tine array was fully deployed, the guiding sleeve was withdrawn from the liver.

**2.3. Experimental Validation Setup.** In order to validate the computational results from this study, we built a prototype 4T antenna based upon the results of the optimization and then tested this device in egg white and in swine liver. MW ablation was performed with input power of 50 W for a duration of 900 s. The power inputs were constantly varied to maintain the maximum temperature of 90°C. The thermocouple was placed 0.5 cm from the distal end of the antenna to measure temperature and was used as feedback to control power to maintain the maximum temperature of 90°C. Measurements were performed by inserting 4T antenna in 250 cm<sup>3</sup> egg white and in 10 cm × 10 cm freshly excised swine liver obtained from a local slaughterhouse.

The prototype 4T antenna was constructed with the same dimensions as the model using a Multiflex 141 Coaxial Cable (Micro-Coax, Huber+ Suhner AG, RF Industrial, Herisau, Switzerland). The entire outer and the inner conductors are made from silver-plated copper wire. The coaxial dielectric used is a low-loss polytetrafluoroethylene (PTFE). Dimensions of the coaxial cable used to build the antenna assembly are provided in Table 1.

**2.4. Analysis Assumptions.** This research investigates the phenomenon within solid and porous biological media during and after MW ablation. With reference to Figure 1(c), in which the biological medium is porous, this research is carried out based upon the following assumptions:

- (i) The outer surface of the porous liver is truncated by a scattering boundary condition (waves could pass through boundary without reflection) and the propagation of EM wave is confined to the liver tissue.
- (ii) The porous liver tissue is homogenous, thermally isotropic, and blood-saturated [41].

(iii) Neither phase changes within the porous liver nor energy exchange through the outer surface of the porous liver takes place [42].

(iv) The porosities and thermal properties of the porous liver are assumed to be constant [43].

(v) The initial temperature within the liver tissue is assumed to be uniform (37°C).

**2.5. Comparison of Non-Blood Vessel Solid and Porous Models.** In the finite-element (FE) analyses of the non-blood vessel models, the proposed 4T antenna was situated at the center of the liver. The antenna was first inserted from the tumor base along z-axis until the antenna tip was 0.7 cm above the center of the spherical tumor. Figure 1(b) illustrates the FE analyses for both the solid and porous liver tissue models. The overall FE models are of cylindrical shape (diameter = 10 cm and length = 9 cm) with spherical hepatic cancer tissue of either 3 cm or 5 cm in diameter.

The boundary conditions and material properties were assigned prior to solving the thermal-electrical problems. In the MW ablation, the initial power was set at 50 W and the maximum temperature was monitored. Upon the hepatic cancer tissue temperature reaching 90°C, the power inputs were constantly varied to maintain the maximum temperature of 90°C. We limited the maximum temperature to 90°C to avoid situation where water in tissue reached boiling point which will cause bubbles. Similar temperature limit has also been used in other studies [24]. We selected the temperature-controlled mode, since it is more widely used in clinical practice to help reduce the incidence of overheating of the catheter-tissue interface and coagulation.

In addition, comparisons were made between the specific absorption rates (SARs) of the solid and porous models and between their temperature distributions.

**2.6. Effects of Blood Flow Velocity.** In this research, an extreme case was simulated in which a 1 cm-in-diameter blood vessel was deliberately placed in immediate contact with point A and the hepatic cancer size was 5 cm in diameter (Figure 3). The blood flow velocity was varied between 0 cm/s and 200 cm/s to investigate the effect of blood flow on the temperature distribution and lesion formation during and after MW ablation. The variations in blood flow velocity range from 0 cm/s, 0.1 cm/s, 0.5 cm/s, 1 cm/s, 5 cm/s, 10 cm/s, 15 cm/s, 15.8 cm/s, 16.7 cm/s, 19.4 cm/s, 50 cm/s, 100 cm/s, and 200 cm/s.

**2.7. Effect of Blood Vessel Location on Lesion Formation and Tissue Deformation.** To determine the effect of blood vessel location on the temperature distribution, the distances of the 1 cm-in-diameter blood vessel from point A (i.e., one of the distal ends of the 4T antenna) in the 5 cm-in-diameter hepatic cancer porous model were varied between 0, 0.8, and 1.3 cm, as illustrated in Figure 3. The 3D FE analyses were thus performed for the following cases.

**Case 1.** The blood vessel was in immediate contact (0 cm) with point A and parallel to the 4T antenna.

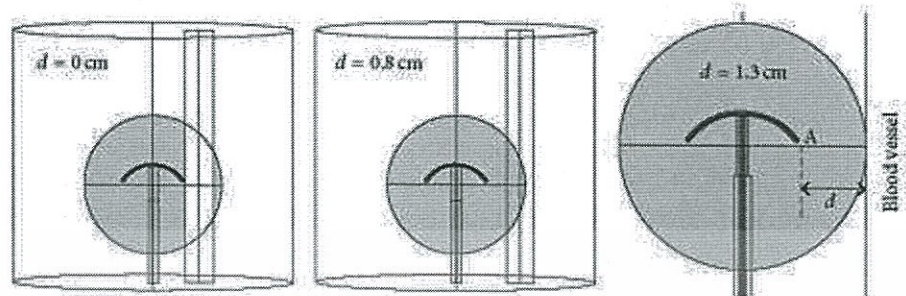


FIGURE 3: FEM model for liver ablation using the 4T MW antenna. The antenna is fully deployed in the liver and the antenna-vessel locations are 0, 0.8, and 1.3 cm to the right of point A (i.e., one of the distal ends of the 4T antenna).

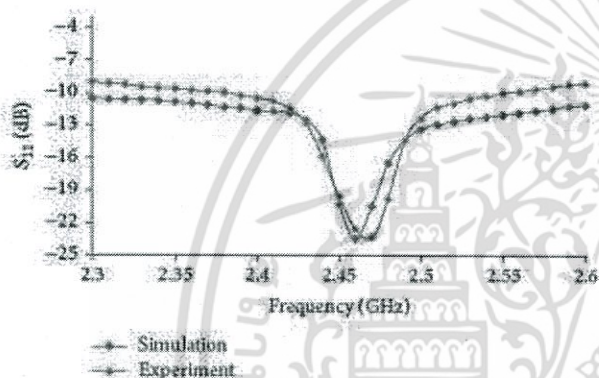


FIGURE 4: Frequency response of 4T antenna ( $S_{11}$ ).

**Case 2.** The blood vessel was 0.8 cm from point A and parallel to the 4T antenna. The blood vessel center was situated at the outer edge of the hepatic cancer.

**Case 3.** The blood vessel was 1.3 cm from point A and parallel to the 4T antenna. The blood vessel's outer wall was in contact with the hepatic cancer's outer edge.

Similar to Section 2.4 and Section 2.5, the boundary conditions and material properties were established prior to solving the thermal-electric-fluid-structural problems, except for the blood flow velocity which was assumed to be constant at 16.7 cm/s [44]. Comparisons were made with regard to the temperature distributions between the three distances to determine the effect of the location of blood vessel on the lesion formation.

**2.8. Material Properties.** Tables 1 and 2, respectively, tabulate dimensions and the properties of the proposed microwave antenna components, tissue and blood vessel, used in the FE models [15, 20, 25, 45–48]. All conductors of 4T antennas are assumed to be perfect electric conductors (PEC).

**2.9. Meshing.** A Cauchy convergence test was performed to determine appropriate mesh sizes for the simulated models and the threshold for maximum temperature difference was set at 0.1°C [49]. The mesh of all the liver tissue models was

finer at the areas surrounding the four distal ends of the antenna (minimum grid size of 0.001 cm) and was coarser at locations farther away from the antenna tip (maximum grid size of 1 cm). The overall solid and porous FE models were of cylindrical shape (10 cm in diameter and 9 cm in length) with approximately 420 000 tetrahedral elements individually.

**2.10. Software.** Since the antenna geometry is complex, the numerical modeling was utilized to perform the 3D FE analyses to obtain the temperature distributions during and after MW ablation. The FE models were analyzed using COMSOL Multiphysics 5.1 (COMSOL, Inc., Burlington, MA) run on a PC with 3.60 GHz Intel® Pentium CORE™ i7-3820 CPU, 24 GB of RAM, and 1 TB of hard disk space. The simulations performed with COMSOL Multiphysics included the RF module, heat transfer (bioheat equation) module, fluid flow module, and structure-mechanics module.

### 3. Research Results

Upon the establishment of the geometrical model, the FE mesh, and the material properties and boundary conditions, the FE analyses were carried out and postprocessing was performed for the simulation results as below.

**3.1. Properties of the 4T Antenna.** We measured  $S_{11}$  of the 4T antenna in the range of 2.0 to 2.6 GHz in a 50 MHz step to characterize the frequency response of the antenna. We tested the fabricated prototype by measuring  $S_{11}$  using the Bird Site Analyzer Model SA-6000 EX (Bird Electronic Corporation, Cleveland, OH). Figure 4 illustrates simulated  $S_{11}$  amplitude of 4T antenna versus those from experimental measurements.  $S_{11}$  at 2.45 GHz from the simulation result and experimental measurements were -20.21 dB and -19.56 dB, respectively. The discrepancies in  $S_{11}$  between FE simulations and the *in vitro* study was approximately 3.33%.

**3.2. Results from In Vitro Experiments.** Figures 5(a) and 5(b) show ablation zones after 900 s in egg white (5.6 cm × 5.05 cm) and in swine liver (4.85 cm × 4.15 cm), respectively. We compared the results from *in vitro* experiments and FE simulation of porous tissue model (no blood vessel) in Section 3.3.

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

TABLE 2: Material properties in the FE model [15, 20, 25, 41, 45-48].

Material	Electromagnetic		Thermal			Fluid			Mechanical		
	$\epsilon_r$	$\sigma$ [S/m]	$k$ [W/m $^2$ C]	$c_p$ [J/kg $^{\circ}$ C]	$\rho$ [kg/m $^3$ ]	$\phi$	$K$ m $^2$	$\nu^*$	$E$ [Pa]	$\alpha$ (1/ $^{\circ}$ C)	
PTFE	1.8 [15]	$1.6 \times 10^{-5}$ [15]	0.24 [15]	1050 [15]	1200 [15]	---	---	---	---	---	
Blood vessel	58.30 [41]	2.54 [46]	0.543 [25]	4180 [25]	1000 [41]	1 [46]	---	0.49 [47]	$2.2 \times 10^5$ [47]	$1 \times 10^{-4}$ [48]	
Tissue (cancer)	48.16 [41]	2.09 [42]	0.570 [41]	3960 [41]	1040 [41]	0.7 [41]	$2.72 \times 10^{-10}$ [41]	0.48 [48]	$10.2 \times 10^6$ [48]	$1 \times 10^{-4}$ [48]	
Tissue (liver)	43.03 [20]	1.69 [20, 45]	0.497 [41]	3600 [20, 45]	1030 [46]	0.6 [41]	$771 \times 10^{-11}$ [41]	0.48 [48]	$10.2 \times 10^6$ [48]	$1 \times 10^{-4}$ [48]	

\*  $\nu$  is Poisson's ratio.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

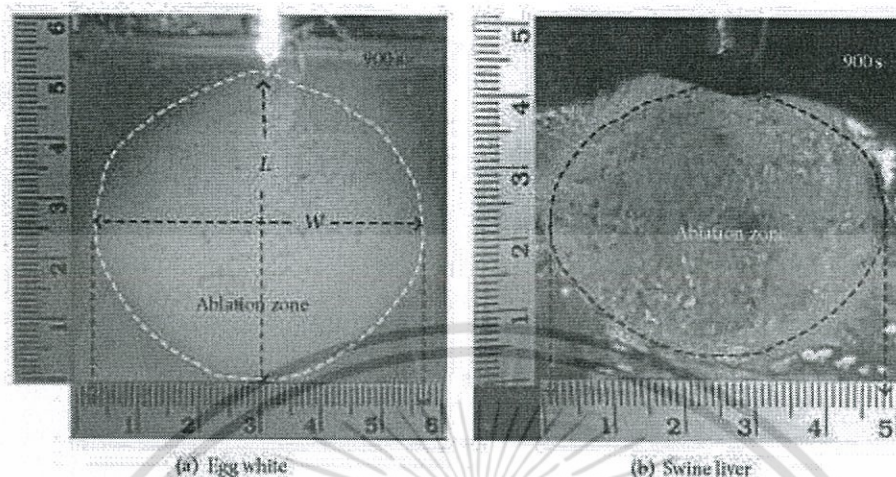


FIGURE 5: Ablation zones created in *in vitro* experiments at the end of a 900 s MWA procedure (egg white, 5.6 cm  $\times$  5.05 cm, and swine liver, 4.85 cm  $\times$  4.15 cm (size =  $W \times L$ )).

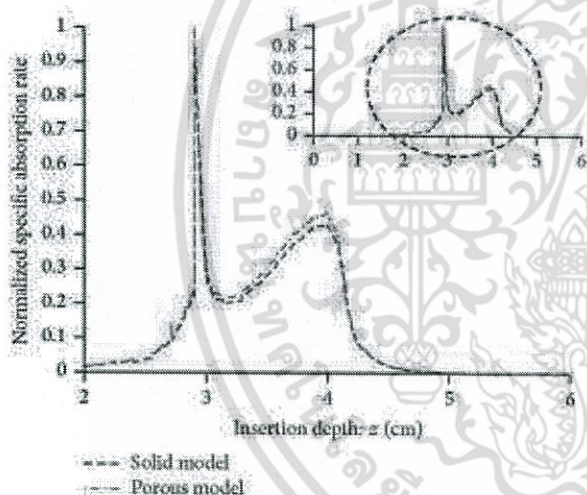


FIGURE 6: SAR along the insertion depths of 4T antenna.

### 3.3. Comparison of the Solid and Porous Models

**SAR Distributions.** Figure 6 illustrates the specific absorption rates relative to the antenna insertion depths ( $z = 0-0.6$  cm) from the FE analyses of the solid and porous liver tissue models, respectively. The SARs along  $z$ -axis at 0.125 cm radius were normalized. The local peaks of the SAR curves for both solid and porous models occurred at the interface between the distal end of the monopole antenna and the four tines (i.e., points A, B, C, and D), as seen in Figure 1(a). The SAR profile curves of the solid and porous models exhibited similar trends with slightly different amplitudes.

**Temperature and Power Observations.** Figures 7(a)-7(b), respectively, depict the MW power delivery and the resulting maximum temperatures relative to time from the FE analyses of the solid and porous liver tissue models. The MW power

delivery was varied to maintain the target temperature of  $90 \pm 1^\circ\text{C}$ . Initially, the tissue temperature rose rapidly to  $90^\circ\text{C}$  in 12 s and 35 s, respectively, for the solid and porous models with a 50 W power delivery which was subsequently adjusted for maintenance of the target temperature. The average power uses for the solid and porous models were 15 W and 8 W, respectively (Figure 7).

**Temperature Distributions.** The temperature-controlled ( $90^\circ\text{C}$ ) FE analyses were performed on both 3 cm-in-diameter and 5 cm-in-diameter hepatic tumors under the solid and porous liver tissue conditions. Figures 8(a)-8(b), respectively, illustrate the degrees of tissue destruction for the solid and porous models with 3 cm-in-diameter hepatic tumor. Figures 8(c)-8(d), respectively, demonstrate the extents of tissue destruction for the solid and porous models in the case of 5 cm-in-diameter hepatic tumor. In Figures 8(a)-8(d), the temperature distributions are symmetric around  $z$ -axis. The areas with maximum temperatures ("hot zones") are those around the 4T antenna opening (Figure 8). The lesion formation for all cases was of *oculiform* shape.

The ablation durations for complete destruction (100%) of 3 cm-in-diameter hepatic tumor (volume =  $14.14\text{ cm}^3$ ) for the solid and porous models were, respectively, 135 s and 120 s. In case of the 5 cm-in-diameter hepatic tumor, the ablation duration for complete destruction in the porous model was 900 s, while the maximum destruction in the solid model was a mere 93.60% even after 3600 s. In addition, the 4T antenna caused damage to the normal liver tissue in the vicinity of the hepatic tumor (Figures 8(c)-8(d)). The volumes of normal tissue destruction for the liver with 5 cm-in-diameter hepatic tumor were  $8.19\text{ cm}^3$  and  $33.56\text{ cm}^3$  for the solid and porous models, respectively.

The dimensions of ablation zone from FE simulations of porous model (6.23 cm  $\times$  5.28 cm) are slightly larger than those of the *in vitro* experiments but, otherwise, exhibit similar characteristics (*oculiform* shape). Thus, we conclude that our FE analyses offer satisfying result in this study as FE

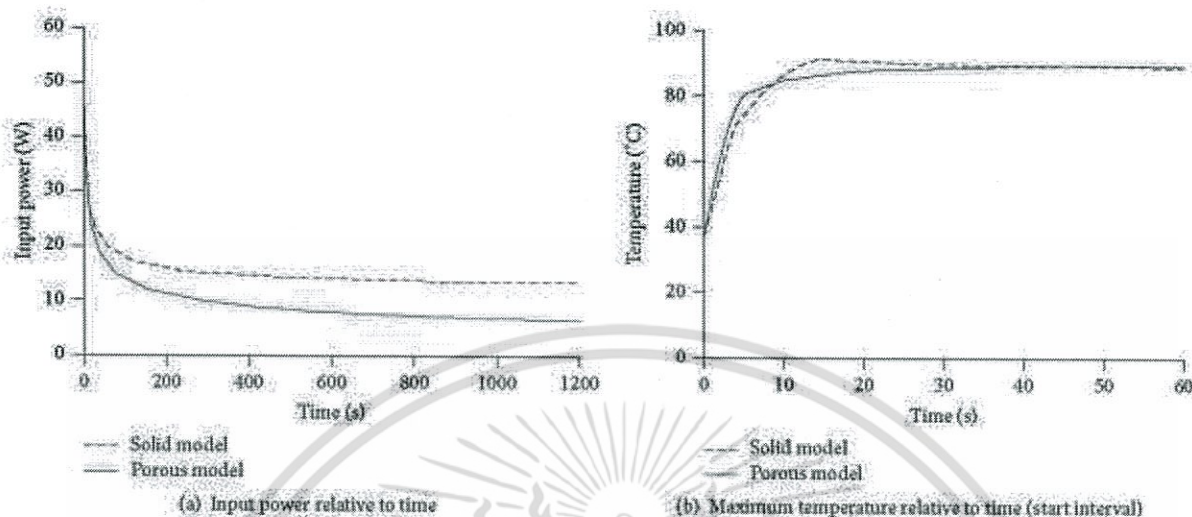


FIGURE 7: Microwave power delivery and maximum temperatures relative to time.

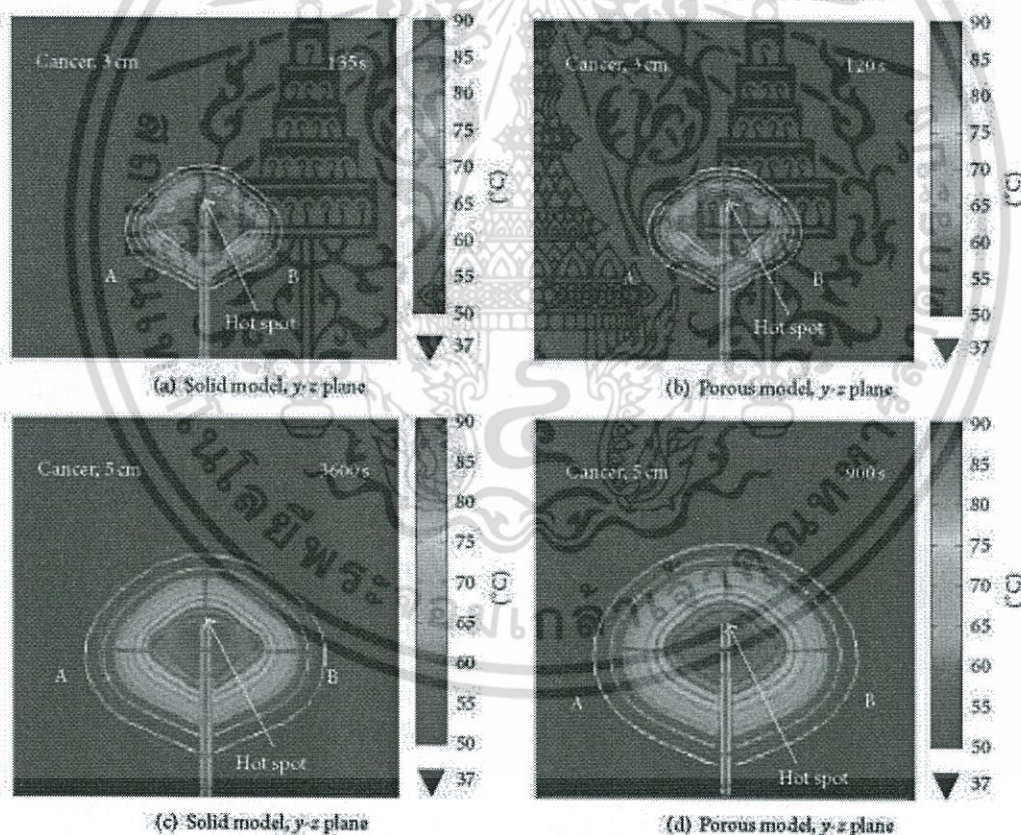


FIGURE 8: The cross section (in the y-z plane) of temperature distribution for 3 cm-in-diameter tumor (a) in solid model after 135 s and (b) in porous model after 120 s and for 5 cm-in-diameter tumor (c) in solid model after 3600 s and (d) in porous model after 900 s.

model was able to predict coagulation zone characteristics of 4T antenna MW ablation.

### 3.4. Effect of Blood Flow Velocity

**Temperature Distribution.** A preliminary MW ablation analysis was performed to identify the baseline duration for

complete destruction of 5 cm hepatic cancer in the porous model with the 0 cm/s blood flow velocity and the result was 695 s. Figure 9 illustrates the temperature distributions on the y-z plane of the porous model with varying blood flow velocities. The temperature distributions are asymmetric around the 4T antenna with the temperature distribution on side A extending upward toward the top due to the

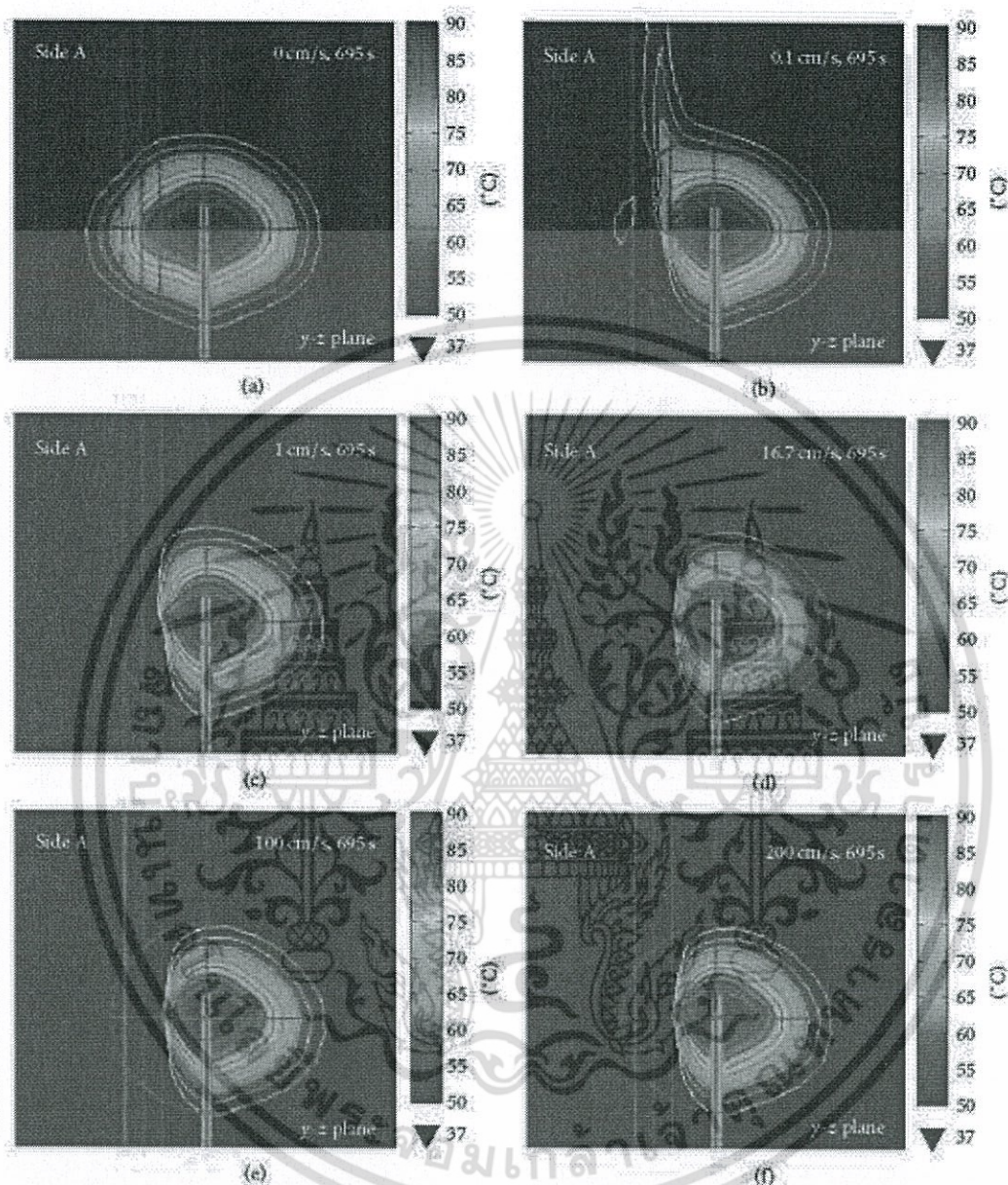


FIGURE 9: The cross sections (in the  $y-z$  plane) of temperature distribution in the porous model with a 10 mm-in-diameter blood vessel in immediate contact with point A and parallel to the 4T antenna (Figure 1(b)). The variations in the blood flow velocity range from (a) 0 cm/s, (b) 0.1 cm/s, (c) 1 cm/s, (d) 16.7 cm/s, (e) 100 cm/s, and (f) 200 cm/s.

upstream flow (Figure 9(b)). In the case of blood flow velocities below 5 cm/s, the temperatures along the vessel wall were above  $37^{\circ}\text{C}$ . When the blood flow velocity was beyond 5 cm/s, the temperatures along the vessel wall remained at  $37^{\circ}\text{C}$  due to the high heat convection from blood flow and thereby more asymmetric temperature distributions. The high blood flow velocity resulted in smaller lesion dimensions as the lesion volume reduced from  $62.87\text{ cm}^3$  (0 cm/s) to  $56.63\text{ cm}^3$  (200 cm/s), as presented in Table 3. In the presence of blood flow velocity, the ablation of hepatic tumor was below 100% (i.e., complete destruction) as the hepatic

tissues surrounding the blood vessel remained unablated (Figures 9(b)–9(f)).

**3.5. Effect of Blood Vessel Location on Lesion Formation and Tissue Deformation.** The effects of varying blood vessel (1 cm in diameter) locations (i.e., 0, 0.8, and 1.3 from point A) on the lesion formation in the 5 cm hepatic cancer porous model at the constant 16.7 cm/s flow velocity were determined by comparing the temperature distributions. In addition, the effects of thermal strain on tissue deformation were investigated.

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**Temperature Distribution.** Figure 10 illustrates the simulated temperature distributions on the  $x$ - $y$  and  $y$ - $z$  planes. Figures 10(a)–10(c), respectively, illustrate the temperature distributions for the blood vessel locations at 0, 0.8, and 1.3 cm. Contrary to the no blood vessel condition in which the lesion formation was symmetric, the lesion formations in the presence of blood vessel were asymmetric.

As presented in Table 3, the 4T antenna can induce the MW power within the cancerous tissue to destroy the hepatic cancer. At the 0 cm blood vessel location, approximately 90.30% of the hepatic cancer was ablated. At the 0.8 and 1.3 cm locations, the destruction rates were, respectively, 96.27% and 99.55%.

**Total Displacement.** Figure 11 shows the simulated maximum temperatures and total displacements of the liver tissue due to thermal strain relative to time in case of the 5 cm tumor porous model with 0 cm vessel location and 16.7 cm/s blood flow velocity. The heating period of MW ablation and the subsequent cooling period were both 900 s. The total displacements increased sharply immediately after the thermal treatment commenced. During the heating period, tissue displacements continuously increased and decreased due to tissue necrosis (stiffening) during the cooling period. The tissue displacement reached a peak of 5.9 mm at 90°C. At the end of the cooling period, the temperature and displacements decreased to 56.3°C from originally 90°C (at termination of the heating period) and to 3.8 mm from 5.9 mm.

#### 4. Discussions

The aim of this research is to construct a most realistic FE model that represents the tissue transformation during and after MW liver ablation. In the FE analyses, the 2.45 GHz 4T antenna was deployed in ablating hepatic cancer in the porous liver tissue model and then the tissue temperature distributions were determined.

The effects of varying blood flow velocities on temperature distribution and tissue deformation (via total displacement) given that the blood vessel was in immediate contact (0 cm) with the 4T antenna were determined. In addition, this research examined the impacts of varying blood vessel locations on the temperature distributions and tissue deformations.

The analyses of thermal destruction in the solid and porous models indicated different specific absorption rates (SAR) of the liver tissue during MW ablation. In the solid model analysis, the liver tissue was assumed to be homogeneous with no voids and in determination of the temperature distributions, only the EM properties, tissue thermal properties, and bioheat equation were used.

The porous liver tissue model was also assumed to be homogeneous but contained small voids inside. The porous tissue is composed of tissue phase and interstitial space [27]. In the porous model analysis, in addition to the EM properties, tissue thermal properties, and bioheat equation, the tissue mechanical properties (i.e., porosity, viscosity, and Young's modulus, thermal expansion coefficient, and Poisson's ratio) are required to perform the thermal, electric, fluid

flow, and structural analyses. By comparison, the simulated SAR and temperature were higher in the porous model than in the solid tissue, a phenomenon attributable to the higher electrical and thermal conductivities of fluid (i.e., blood) inside the porous tissue in relation to those of the tissue.

In the presence of the 1 cm blood vessel with high blood flow velocity, the temperature distribution pattern is asymmetric due to the loss of heat attributable to the blood flow, as seen in Figures 9–10 [25]. The flowing blood acts as a heat sink and thereby dissipates the thermal heat from the surrounding tissue. The percentage of hepatic tumor destruction and the shape of lesion formation are subject to the distance between the blood vessel and the 4T antenna. The high blood flow velocity contributes to the convective cooling effect and thus a lower tissue temperature in the areas adjacent to the blood vessel.

According to [50], the thermal displacement initially increases rapidly. If the heating was sustained, the displacement would continue to increase but at a slower pace. It could be concluded that the change in the tissue displacement characteristics is indicative of the heat-induced structural changes in the hepatic tissue. Furthermore, the thermal displacement decreases over the course of cooling but does not return to the preheating state.

Major limitations of analyses in this study are simplified assumptions (e.g., simple steady flow of incompressible fluids) in the blood flow and energy equations (see (1)–(2)). In addition, we assumed that the conductor of the 4T antenna was a perfect electric conductor. No phase change occurred within the liver tissue and no energy exchange through the outer surface of liver tissue was allowed. Future studies will address these limitations which will result in more accurate FE models.

#### 5. Conclusion

This research has presented the 3D FE analyses of MW liver ablation using the 4T antenna under various conditions. The FE analyses were first carried out with the solid and porous liver models with either 3 cm-in-diameter tumor or 5 cm-in-diameter tumor to investigate the specific absorption rates (SARs) along the 4T antenna insertion depths and the temperature distributions. The porous liver tissue model with 5 cm tumor MW-ablated using the proposed 4T antenna was further examined with the introduction of the 1 cm-in-diameter blood vessel and variations of blood flow velocity (0–200 cm/s) and blood vessel location (0, 0.8, and 1.3 cm from a distal end of the 4T antenna). In addition, the mechanical tissue deformation and liver tissue displacement were also observed. This model-based approach is economically sensible and medically safe as a first step for the development of simple tools for improved therapeutic effect. To verify the FE analysis results, more realistic *in vitro* and *in vivo* experiments will be part of our future research.

#### Competing Interests

The authors declare that they have no competing interests.

TABLE 3: The resulting ablation volume of all cases.

Material model	Position* (cm)	Velocity (cm/s)	Time (s)	Ablation result of cancer of 5 cm diameter						
				Total liver volume (cm <sup>3</sup> )	Total cancer volume (cm <sup>3</sup> )	Total ablation (cm <sup>3</sup> )	Ablated liver volume (cm <sup>3</sup> )	Ablated cancer volume (cm <sup>3</sup> )	% Ablated cancer	
Solid	No blood		900	641.66	65.48	59.38	2.78	56.60	86.44	
			3600	641.66	65.48	69.48	8.19	61.29	93.60	
Porous	No blood		900	641.66	65.48	99.04	33.56	65.48	100.00	
		0				96.51	33.64	62.87	100.00	
		0.1				90.11	30.17	59.94	95.34	
		0.5				83.36	23.74	59.61	94.82	
		1				81.29	22.55	58.74	93.43	
		5				78.96	21.85	57.11	90.84	
		10				78.60	21.75	56.85	90.42	
		15		695	641.66	62.87	78.62	21.80	56.82	90.38
		16.7				78.59	21.82	56.77	90.30	
		19.4				78.49	21.76	56.73	90.23	
		50				78.43	21.77	56.66	90.12	
Porous		100				78.40	21.75	56.65	90.10	
		200				78.37	21.74	56.63	90.07	
	0		695	641.66	62.87	78.59	21.82	56.77	90.30	
	0.8	16.7			64.29	85.66	23.77	61.90	96.27	
	1.3				65.48	91.63	26.45	65.19	99.55	

\*The distance of the blood vessel from point A of the 4T antenna.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตจากเจ้าของลิขสิทธิ์  
 ไม่ว่าการณ์ใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

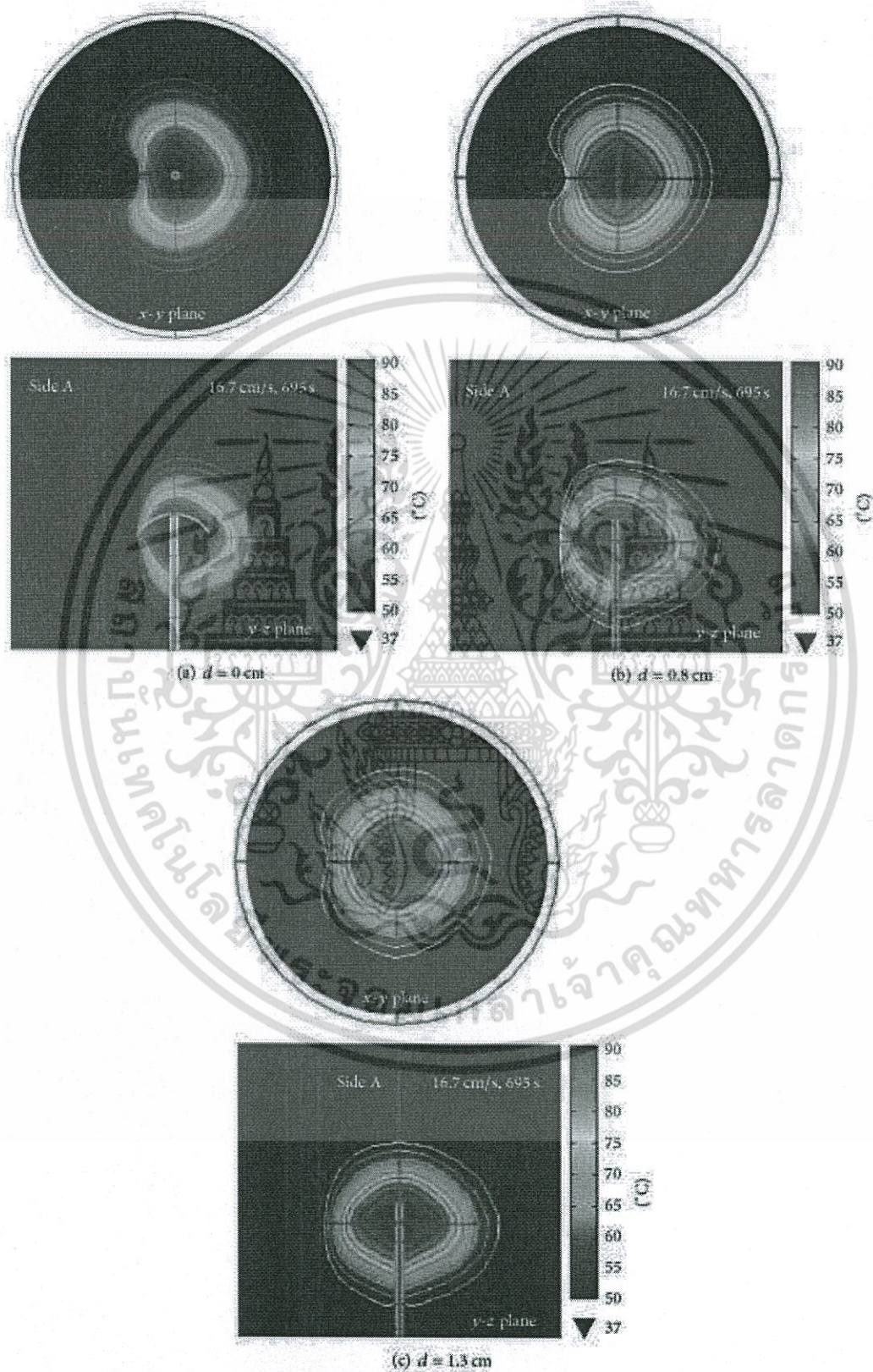


FIGURE 10: The cross sections (in the  $x$ - $y$  plane and  $y$ - $z$  plane) of temperature distribution in the 5 cm-in-tumor porous model: (a) 1 cm-in-diameter blood vessel in immediate contact with point A and parallel to the 4T antenna, (b) the blood vessel located 0.8 cm from point A and parallel to the antenna, and (c) the blood vessel located 1.3 cm from point A and parallel to the antenna.

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

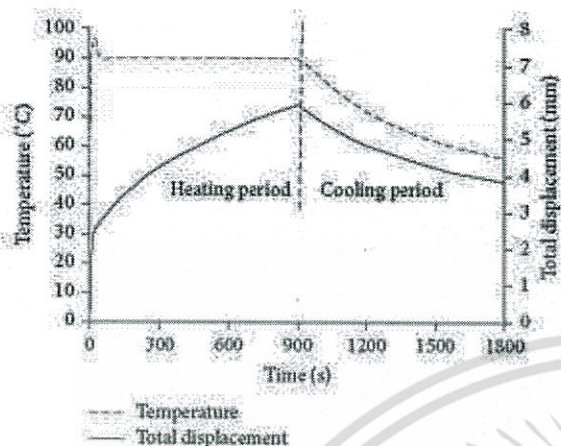


FIGURE 11: The depiction of the temperature and total displacement curve in the liver tissue due to thermal strain relative to time. The liver tissue is porous with 5 cm tumor with 0 cm vessel location and 16.7 cm/s blood flow velocity.

## Acknowledgments

This work is supported by King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang (KMUTL) (KMUTL Research Fund to Supan Tungjittkusolmun).

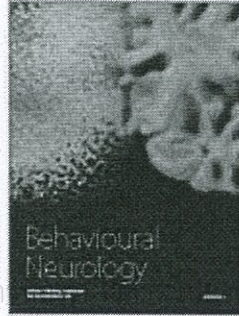
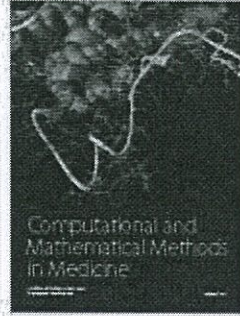
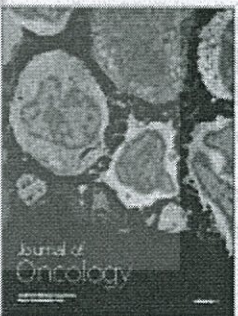
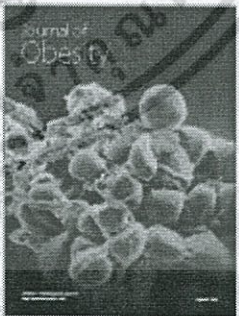
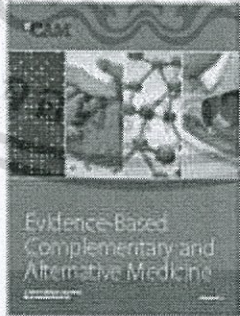
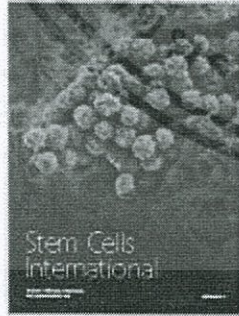
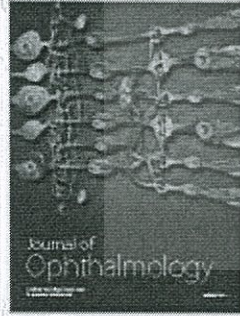
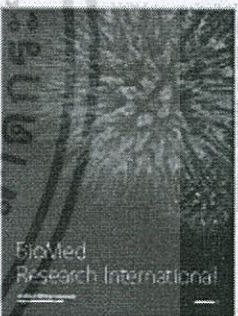
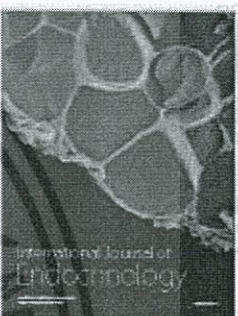
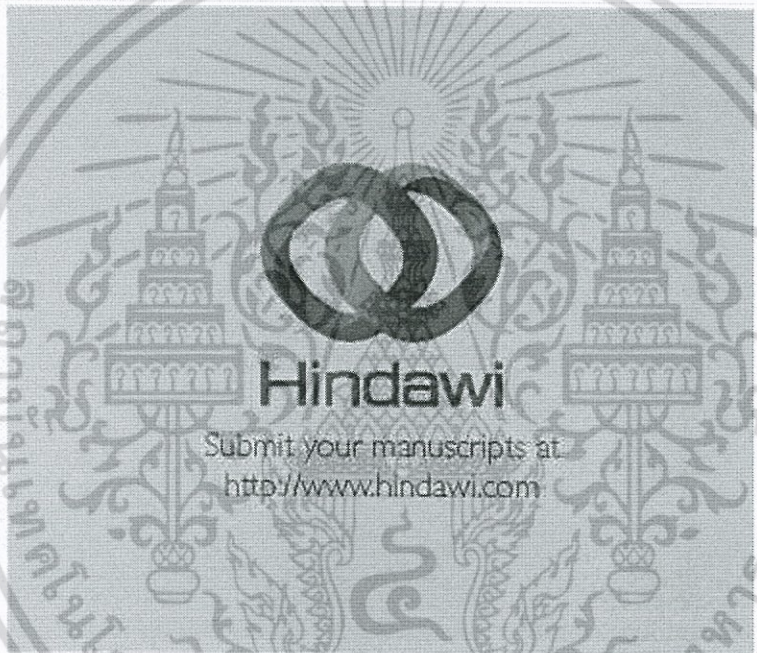
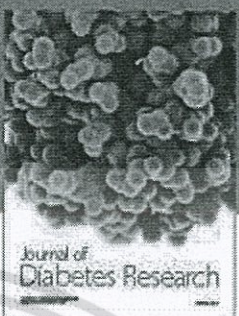
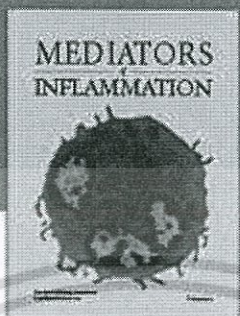
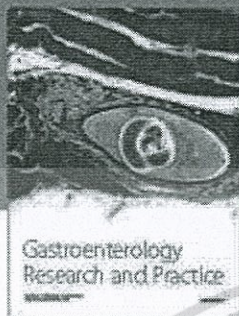
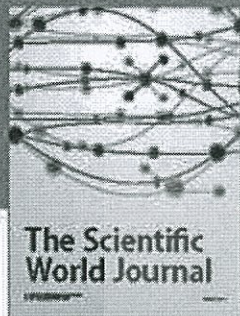
## References

- [1] C. J. Simon, D. E. Dupuy, and W. W. Mayo-Smith, "Microwave ablation: principles and applications," *RadioGraphics*, vol. 25, pp. S69-S83, 2005.
- [2] T. F. Wood, D. M. Rose, M. Chung, D. P. Allegra, L. J. Foshag, and A. J. Bilchik, "Radiofrequency ablation of 231 unresectable hepatic tumors: indications, limitations, and complications," *Annals of Surgical Oncology*, vol. 7, no. 8, pp. 593-600, 2000.
- [3] O. Seror, G. N'Kontchou, M. Ibraheem et al., "Large ( $\geq 5.0$ -cm) HCCs: multipolar RF ablation with three internally cooled bipolar electrodes—initial experience in 26 patients," *Radiology*, vol. 248, no. 1, pp. 288-296, 2008.
- [4] S. N. Goldberg, G. S. Gazelle, L. Solbiati, W. J. Rittman, and P. R. Mueller, "Radiofrequency tissue ablation: increased lesion diameter with a perfusion electrode," *Academic Radiology*, vol. 3, no. 8, pp. 636-644, 1996.
- [5] L. W. Organ, "Electrophysiologic principles of radio frequency lesion making," *Applied Neurophysiology*, vol. 39, pp. 69-76, 1976.
- [6] C. L. Brace, "Radiofrequency and microwave ablation of the liver, lung, kidney, and bone: what are the differences?" *Current Problems in Diagnostic Radiology*, vol. 38, no. 3, pp. 135-143, 2009.
- [7] P. Prakash, M. C. Converse, J. G. Webster, and D. M. Mahvi, "Design optimization of coaxial antennas for hepatic microwave ablation using genetic algorithms," in *Proceedings of the IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium*, pp. 1-4, San Diego, Calif, USA, July 2008.
- [8] Y. Chang, W. Che, L. Yang, L. Yang, and G. Chen, "Experimental studies on microwave ablation in vitro animal tissues with microwave percutaneous coagulator," in *Proceedings of the International Conference on Microwave and Millimeter Wave Technology (ICMMT '08)*, vol. 4, pp. 1703-1706, IEEE, Nanjing, China, April 2008.
- [9] M. E. J. Cepeda, A. Vera, and L. Leija, "Electromagnetic hyperthermia ablation devices for breast cancer: state of the art and challenges for the future," in *Proceedings of the Pan American Health Care Exchanges (PAHCE '09)*, pp. 99-103, Mexico City, Mexico, March 2009.
- [10] M. Cavagnaro, A. G. Tuzio, and S. Pisa, "The matching of microwave ablation antennas through a semi-analytic technique," in *Proceedings of the 40th European Microwave Conference (EuMC '10)*, pp. 220-223, Paris, France, September 2010.
- [11] P. Wang, C. L. Brace, M. C. Converse, and J. G. Webster, "Tumor boundary estimation through time-domain peaks monitoring: numerical predictions and experimental results in tissue-mimicking phantoms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 11, pp. 2634-2641, 2009.
- [12] P. Wang and C. L. Brace, "Tissue dielectric measurement using an interstitial dipole antenna," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 1, pp. 115-121, 2012.
- [13] P. Prakash, M. C. Converse, J. G. Webster, and D. M. Mahvi, "An optimal sliding choke antenna for hepatic microwave ablation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 10, pp. 2470-2476, 2009.
- [14] S. Maini and A. Marwaha, "Comparison of coaxial choke and extended tip choke antenna for interstitial microwave ablation of HCC," in *Proceedings of the World Congress on Information and Communication Technologies (WICT '11)*, pp. 841-845, IEEE, Mumbai, India, December 2011.
- [15] C. L. Brace, P. F. Laeseke, D. W. Van Der Weide, and F. T. Lee Jr., "Microwave ablation with a triaxial antenna: results in ex vivo Bovine liver," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 53, no. 1, pp. 215-220, 2005.
- [16] M. Cavagnaro, C. Amabile, P. Bernardi, S. Pisa, and N. Tosoratti, "A minimally invasive antenna for microwave ablation therapies: design, performances, and experimental assessment," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 4, pp. 949-959, 2011.
- [17] S. Kauri and S. Maini, "Microwave Ablation therapy for the treatment of hepatocellular carcinoma using double slot interstitial antenna," *International Journal of Research in Computer Applications and Robotics*, vol. 2, no. 1, pp. 56-61, 2014.
- [18] A. Karampatzakis, G. Tsanidis, S. Kuhn, E. Neufeld, N. Kuster, and T. Samaras, "Computational study of the performance of single applicators and antenna arrays used in liver microwave ablation," in *Proceedings of the 7th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP '13)*, pp. 3112-3115, Gothenburg, Sweden, April 2013.
- [19] R. Ortega-Palacios, A. Vera, L. Leija et al., "Microwave ablation coaxial antenna computational model slot antenna comparison," in *Proceedings of the Pan American Health Care Exchanges (PAHCE '12)*, pp. 58-61, Miami, Fla, USA, March 2012.
- [20] P. Phasukkit, S. Tungjittkusolmun, and A. Sanpanich, "Finite element analysis on phase shift effect of multi-antenna array alignment for microwave liver ablation," in *Proceedings of the 2nd IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES '12)*, pp. 326-329, IEEE, Langkawi, Malaysia, December 2012.
- [21] C. J. Simon, D. E. Dupuy, D. A. Iannitti et al., "Intraoperative triple antenna hepatic microwave ablation," *American Journal of Roentgenology*, vol. 187, no. 4, pp. W333-W340, 2006.
- [22] A. S. Wright, F. T. Lee Jr., and D. M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger

- zones of coagulation necrosis," *Annals of Surgical Oncology*, vol. 10, no. 3, pp. 275–283, 2003.
- [23] A. S. Wright, L. A. Sampson, T. F. Warner, D. M. Mahvi, and F. T. Lee Jr., "Radiofrequency versus microwave ablation in a hepatic porcine model," *Radiology*, vol. 236, no. 1, pp. 132–139, 2005.
- [24] A. U. Hines-Peralta, N. Pirani, P. Clegg et al., "Microwave ablation: results with a 2.45-GHz applicator in *ex vivo* bovine and *in vivo* porcine liver," *Radiology*, vol. 239, no. 1, pp. 94–102, 2006.
- [25] S. Tungjitkusolmun, S. T. Staelin, D. Haemmerich et al., "Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, no. 1, pp. 3–9, 2002.
- [26] A. J. Bilchik, T. F. Wood, and D. P. Allegra, "Radiofrequency ablation of unresectable hepatic malignancies: lessons learned," *The Oncologist*, vol. 6, no. 1, pp. 24–33, 2001.
- [27] A. Nakayama and F. Kuwahara, "A general bioheat transfer model based on the theory of porous media," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 51, no. 11–12, pp. 3190–3199, 2008.
- [28] H. H. Pennes, "Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm," *Journal of applied physiology*, vol. 1, no. 2, pp. 93–122, 1948.
- [29] A.-R. A. Khaled and K. Vafai, "The role of porous media in modeling flow and heat transfer in biological tissues," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 46, no. 26, pp. 4989–5003, 2003.
- [30] W. Shen, J. Zhang, and F. Yang, "Modeling and numerical simulation of bioheat transfer and biomechanics in soft tissue," *Mathematical and Computer Modelling*, vol. 41, no. 11–12, pp. 1251–1265, 2005.
- [31] F. Xu, T. Wen, T. J. Lu, and K. A. Seffen, "Skin biothermo-mechanics for medical treatments," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 1, no. 2, pp. 172–187, 2008.
- [32] D. K. Cheng, *Field and Wave Electromagnetics*, Addison-Wesley, 2nd edition, 1991.
- [33] J. Jin, *The Finite Element Method in Electromagnetics*, Wiley-IEEE Press, 2nd edition, 2002.
- [34] R. J. Keeet, M. E. Coltrin, and P. Glarborg, *Chemically Reacting Flow: Theory and Practice*, John Wiley & Sons, New York, NY, USA, 2003.
- [35] K. Vafai and C. L. Tien, "Boundary and inertia effects on flow and heat transfer in porous media," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 24, no. 2, pp. 195–203, 1981.
- [36] G. K. Batchelor, *An Introduction to Fluid Dynamics*, Cambridge University Press, Cambridge, UK, 1967.
- [37] Y. Zhang, "Generalized dual-phase lag bioheat equations based on nonequilibrium heat transfer in living biological tissues," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 52, no. 21–22, pp. 4829–4834, 2009.
- [38] T. Peng, D. P. O'Neill, and S. J. Payne, "A two-equation coupled system for determination of liver tissue temperature during thermal ablation," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 54, no. 9–10, pp. 2100–2109, 2011.
- [39] Y. Rabin and A. Shitzer, "Numerical solution of the multi-dimensional freezing problem during cryosurgery," *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 120, no. 1, pp. 32–37, 1998.
- [40] D. Roylance, *Mechanical Properties of Materials*, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge, Mass, USA, 2008.
- [41] P. Rattanadecho and P. Keangin, "Numerical study of heat transfer and blood flow in two-layered porous liver tissue during microwave ablation process using single and double slot antenna," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 58, no. 1–2, pp. 457–470, 2013.
- [42] S. Whitaker, "Fluid motion in porous media," *Industrial & Engineering Chemistry*, vol. 61, no. 12, pp. 14–28, 1969.
- [43] J. C. Slattery, "Single-phase flow through porous media," *AIChE Journal*, vol. 15, no. 6, pp. 866–872, 1969.
- [44] M. Zoli, D. Magalotti, G. Bianchi et al., "Total and functional hepatic blood flow decrease in parallel with ageing," *Age and Ageing*, vol. 28, no. 1, pp. 29–34, 1999.
- [45] D. Yang, M. C. Converse, D. M. Mahvi, and J. G. Webster, "Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 8, pp. 1382–1388, 2007.
- [46] P. Keangin, K. Vafai, and P. Rattanadecho, "Electromagnetic field effects on biological materials," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 65, pp. 389–399, 2013.
- [47] M. Daniels, *Temperature estimation with ultrasound [Ph.D. dissertation]*, Department of Physics, University of Wisconsin–Madison, 2008.
- [48] P. Keangin, T. Wessapan, and P. Rattanadecho, "Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna," *Applied Thermal Engineering*, vol. 31, no. 16, pp. 3243–3254, 2011.
- [49] S. Tungjitkusolmun, E. J. Woo, H. Cao, J. Z. Tsai, V. R. Vorperian, and J. G. Webster, "Thermal-electrical finite element modelling for radio frequency cardiac ablation: effects of changes in myocardial properties," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 38, no. 5, pp. 562–568, 2000.
- [50] C. Maleke and E. E. Konofagou, "Harmonic motion imaging for focused ultrasound (HMIFU): a fully integrated technique for sonication and monitoring of thermal ablation in tissues," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 53, no. 6, pp. 1773–1793, 2008.

ขอสงวนลิขสิทธิ์ในบทความนี้สำหรับการศึกษานี้ ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## ประวัติผู้เขียน

- ชื่อ-นามสกุล นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์
- วัน เดือน ปีเกิด 20 กันยายน 2522 จังหวัด สงขลา
- ที่อยู่ 140 ซ.ชุมพอ 1 ถ.สงขลา-นาทวี หมู่ที่ 3 ต.เกาะแก้ว อ.เมือง จ.สงขลา 90000
- ประวัติการศึกษา ปีการศึกษา 2545 สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขา วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ปีการศึกษา 2547 วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม อิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- ความชำนาญเฉพาะด้าน 1.) Microwave frequency hepatic ablation  
2.) Medical Instrumentation  
3.) Agricultural engineering  
4.) Sensor and transducer
- ประสบการณ์การทำงาน และผลงานวิจัย
- พ.ศ. 2548 – ปัจจุบัน อาจารย์ประจำสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขต ชุมพร เขต รุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร
- พ.ศ. 2559 ได้รับรางวัลสุดยอดแนวความคิด จาก ศูนย์ความเป็นเลิศด้านชีววิทยาศาสตร์ (TCELS) โดยจัดการประกวด i-MEDBOT Innovation Contest 2016

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้