

การศึกษาผลกระทบการพาความร้อนในการรักษาเซลล์มะเร็งระดับ
บริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่ด้วยคลื่นไมโครเวฟ

A STUDY OF HEAT-SINK EFFECT FOR THE TREATMENT OF
HEPATIC CANCER CLOSE TO LARGE BLOOD VESSEL
USING MICROWAVE ABLATION



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2558

KMITL-2015-EN-M-045-135

การศึกษาผลกระทบการพาความร้อนในการรักษาเซลล์มะเร็งตับ
บริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่ด้วยคลื่นไมโครเวฟ

A STUDY OF HEAT-SINK EFFECT FOR THE TREATMENT OF
HEPATIC CANCER CLOSE TO LARGE BLOOD VESSEL
USING MICROWAVE ABLATION



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2558

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้ KMITL-2015-EN-M-045-135 ญาติให้ญาติให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

A STUDY OF HEAT-SINK EFFECT FOR THE TREATMENT OF
HEPATIC CANCER CLOSE TO LARGE BLOOD VESSEL
USING MICROWAVE ABLATION

PANITNART YAMYINDEE



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDECAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
2015
KMITL-2015-EN-M-045-135
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2015

FACULTY OF ENGINEERING

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่ควรเอาไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การศึกษาผลกระทบการพาความร้อนในการรักษาเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เส้นเลือด
ขนาดใหญ่ด้วยคลื่นไมโครเวฟ

Thesis Title A Study of Heat-sink Effect for the Treatment of Hepatic Cancer Close to
Large Blood Vessel Using Microwave Ablation

นักศึกษา นางสาวพินิตนาฏ แหยมยินดี

รหัสประจำตัว 55612709

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ (ร่วม) ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2015-EN-M-045-135

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
รศ.ดร.สุพันธ์	เอื้อไพฑูริย์	
ผศ.ดร.ภัทรพงษ์	ผาสุขกิจ	
ผศ.ดร.อาทร	สรรพานิช	
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณ์	
ผศ.ดร.สุพันธ์	ตั้งจิตกุศลมัน	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันพุธที่ 15 กรกฎาคม พ.ศ. 2558 เวลา 09.00-11.00 น.
สถานที่สอบ ณ อาคารเฉลิมพระเกียรติใหม่ ห้อง HM-306

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษา **ฉบับนี้ คณะวิศวกรรมศาสตร์** ขอสงวนสิทธิ์ในการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และวันที่ 15 กรกฎาคม พ.ศ. 2558

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การศึกษาผลกระทบการพาความร้อนในการรักษาเซลล์
มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่ด้วย
คลื่นไมโครเวฟ

นักศึกษา

นางสาวพนิตนาฏ แหยมยินดี

รหัสประจำตัว

55612709

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวการแพทย์

พ.ศ.

2558

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

ผศ.ดร.สุพันธ์ุ ตั้งจิตกุลมั่น

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ (ร่วม)

ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อนำเสนอการศึกษาผลกระทบการพาความร้อนในการรักษาเซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดด้วยคลื่นไมโครเวฟ ความถี่ 2.45 GHz ทำการศึกษาถึงการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับเมื่ออยู่ในตำแหน่งบริเวณใกล้เส้นเลือด เพื่อวิเคราะห์ถึงผลกระทบการพาความร้อนที่เกิดขึ้น โดยผู้วิจัยได้กำหนดค่าพลังงานที่ใช้เท่ากับ 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที สายอากาศที่ใช้เป็นสายอากาศแบบ open-tip antenna (COA) ซึ่งการทดลองแบ่ง 2 แบบ คือ 1) การจำลองการรักษาเซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ 2) การทดลองในเนื้อเยื่อซึ่งทำการทดลองกับเนื้อเยื่อแบบ in vitro โดยการจำลองและการทดลองผลแบ่งเป็น 2 ลักษณะ คือ การจำลองและทดลองในกรณีที่ไม่มีเส้นเลือดใหญ่ และการจำลองและทดลองในกรณีที่มีเส้นเลือดใหญ่ ซึ่งกำหนดให้มีระยะห่างจากเสาอากาศ 10 มิลลิเมตร การจำลองป้อนค่าอัตราการไหลของเลือด (Blood flow rate) ที่มีค่าต่างกัน 3 ระดับ คือ ที่ 0.001 m/s, 0.005 m/s และ 0.010 m/s ตามลำดับ และจากการทดลองกำหนดอัตราการไหลต่างกัน 3 ระดับ คือ 1) ที่อัตราการไหล 0.001 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 61.83 °C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 25.53 °C 2) ที่อัตราการไหล 0.005 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 58.97 °C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 25.33 °C และ 3) ที่อัตราการไหล 0.010 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 49.00 °C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 25.27 °C ผลการทดลองวัดอุณหภูมิจะเห็นว่าอุณหภูมิภายในหลอดเลือดมีผลการเปลี่ยนแปลงค่อนข้างน้อย และอุณหภูมิภายนอกอัตราการไหลที่เร็วจะมีผลต่อการพาความร้อนค่อนข้างมาก โดยอัตราการไหลของเส้นเลือดมีผลต่อการพาความร้อน โดยอัตราการไหลต่ำการพาความร้อนจะน้อยและที่อัตราการไหลสูงการพาความร้อนจะมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis	A Study of Heat-Sink Effect for the Treatment of Hepatic Cancer Close to Large Blood Vessel Using Microwave Ablation
Student	Miss Panitnart Yamyindee
Student ID.	55612709
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2015
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Supan Tungjitkusolmun
Thesis Co-Advisor	Asst. Prof. Dr. Pattarapong Phasukkit

ABSTRACT

This thesis presents the study of heat-sink effect for the treatment of hepatic cancer close to large arteries using microwave ablation at 2.45 GHz of frequency. We studied the distribution of temperature in hepatic tissue close to a large artery in order to analyze the heat-sink effect in hepatic tissue. The initial condition in the model was set to 50 W for 60 s and used the coaxial open-tip antenna (COA). We perform finite element analyses for two cases. The first case was performing microwave ablation near a large artery. The second is the experiment with in vitro prototype to confirm the result of finite element method for both hepatic tissue models with and without arteries. We designed the model with the antenna in hepatic tissue with the form the vessel distance of 10 mm and set blood flow rate was varied at 0.001 m/s, 0.005 m/s and 0.010 m/s. The blood flow rates were set at 3 levels: 1) at flow rate 0.001 m/s the resulted temperature $t_{out} = 61.83\text{ }^{\circ}\text{C}$, the resulted temperature $t_{in} = 25.53\text{ }^{\circ}\text{C}$ 2) at flow rate 0.005 m/s has the temperature $t_{out} = 58.97\text{ }^{\circ}\text{C}$ and the temperature $t_{in} = 25.33\text{ }^{\circ}\text{C}$ 3) at flow rate 0.010 m/s has the temperature $t_{out} = 49.00\text{ }^{\circ}\text{C}$ and the temperature $t_{in} = 25.27\text{ }^{\circ}\text{C}$. In conclusion, the result of simulation and real experiment found that blood perfusion rate affects to the temperature distribution in hepatic tissue. Higher blood perfusion rate, higher heat sink effect occur.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ดี ด้วยความอนุเคราะห์จากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น และ ผศ.ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะช่วย แก้ปัญหาเกี่ยวกับการทำวิจัยการทดลอง ตลอดจนการเป็นห่วงเป็นใยในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ อีกทั้งยังให้ความรู้ แรงบันดาลใจและประการณที่ตีข้าพเจ้า ผู้ทำวิจัยรู้สึกซาบซึ้งในการอนุเคราะห์จาก ท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณ ผศ.ดร. อาทรร สรรพานิช ที่ให้แนวคิด คำปรึกษา และแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ ที่เกิดขึ้นในการทำงานวิจัยและวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบคุณ คณะกรรมการสอบทุกท่านที่กรุณาแนะนำและชี้แนะแนวทาง

ขอขอบคุณ เพื่อน ๆ และคนข้าง ๆ ที่ช่วยทำการทดลอง และถ่ายภาพ

ขอขอบพระคุณบิดา มารดา ครอบครัวและผู้ร่วมงานที่คอยสนับสนุนและให้กำลังใจ ตลอดจนครูบาอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ถ่ายทอดวิชาความรู้และประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า ผู้วิจัยหวังว่าบทความวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่ผู้ที่สนใจและสามารถนำมาใช้ประโยชน์ในด้านอื่น ๆ ได้

พนิตนาฏ แหยมยินดี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และlibอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	3
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	4
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์.....	5
2.1 กายวิภาคและสรีรวิทยาของตับ.....	5
2.1.1 การไหลเวียนเลือดในตับ.....	5
2.1.2 หน้าที่การทำงานของตับ.....	6
2.2 โรคมะเร็ง.....	7
2.2.1 การแพร่กระจายของมะเร็ง.....	8
2.2.2 วิธีการรักษามะเร็งตับ.....	9
2.3 การถ่ายเทความร้อน (Heat Transfer).....	10
2.3.1 การนำความร้อน (Conduction Heat Transfer).....	10
2.3.2 การพาความร้อน (Convection Heat Transfer).....	11
2.3.3 การแผ่รังสีความร้อน (Radiation Heat Transfer).....	11
2.4 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	11
2.5 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ.....	13
2.5.1 ความหมายของไมโครเวฟ.....	13
2.5.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน.....	13
2.5.3 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งานทางการแพทย์.....	14
2.5.4 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ.....	14
2.6 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ไมโครเวฟ.....	15
2.6.1 โหมดการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นในสายนำสัญญาณ.....	16

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ IV อ่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.7 สายโคแอกเซียล	18
2.8 สมการการส่งผ่านความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-Heat Equation)	20
2.9 พลศาสตร์ของเลือด (Hemodynamic)	23
2.9.1 ปัจจัยที่มีผลต่ออัตราการไหลของของเหลว	23
2.10 สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes)	24
2.11 สมการการพาและการนำ	25
2.12 ระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)	25
2.12.1 กระบวนการแก้ปัญหา	26
2.12.2 ไฟไนต์เอลิเมนต์และองค์ประกอบความรู้ที่จำเป็น	27
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย	28
3.1 การออกแบบจำลอง	28
3.1.1 แบบจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อ	28
3.1.2 แบบจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อที่มีเส้นเลือด	30
3.2 คุณสมบัติของสายอากาศ	31
3.3 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์	34
3.3.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)	34
3.4 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment Setup)	40
บทที่ 4 ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง	41
4.1 บทนำ	41
4.2 ผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์	41
4.2.1 ผลการจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อโดยไม่มีเส้นเลือด	41
4.2.2 ผลการจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อที่มีเส้นเลือด	42
4.3 ผลการทดลอง	45
4.3.1 ผลการทดลองที่ 1	45
4.3.2 ผลการทดลองที่ 2	47
4.3.3 ผลการทดลองที่ 3	48
4.3.4 ผลการทดลองที่ 4	51
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ	53
5.1 สรุปผลงานวิจัย	53
5.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป	54

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ/หรืออ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
อ้างอิง	55
ภาคผนวก ก.....	59
ประวัติผู้เขียน.....	66



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และVIอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 รายละเอียดของขนาดของสายอากาศ.....	29
3.2 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ.....	39
4.1 แสดงขนาดการทำลายเนื้อเยื่อ ที่ อัตราการไหล ทั้ง 3 ระดับ.....	50
4.2 แสดงผลของการวัดค่าอุณหภูมิภายในและภายนอก จากอัตราการไหล ทั้ง 3 ระดับ.....	51



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ VII อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
1.1 แสดงลักษณะของโรคมะเร็งตับ.....	2
2.1 แสดงลักษณะกายวิภาคของตับ.....	5
2.2 แสดงลักษณะทางกายภาพของเส้นเลือดต่าง ๆ ภายในตับ.....	6
2.3 แสดงตำแหน่งลักษณะการเกิดเซลล์มะเร็งภายในตับ.....	9
2.4 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	12
2.5 แสดงสเปกตรัมแถบความถี่ในย่านความถี่ต่าง ๆ.....	13
2.6 แสดงการนำคลื่นไมโครเวฟไปใช้งาน.....	14
2.7 คลื่น TEM คลื่น TM.....	17
2.8 สายโคแอกเซียล แบบใช้โซลิตไดอิเล็กตริก.....	18
2.9 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเซียล.....	19
2.10 แสดงทิศทางสนาม E และ H ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเซียล.....	20
2.11 แสดงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป.....	21
2.12 แสดงการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ.....	21
3.1 แสดงโครงสร้างของสายอากาศโคแอกเซียลแบบปลายเปิด (COA).....	28
3.2 แบบจำลองของสายอากาศโคแอกเซียลแบบปลายเปิด (COA) ด้วยคอมพิวเตอร์.....	29
3.3 แสดงโครงสร้างของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับ.....	30
3.4 แสดงโครงสร้างของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด.....	30
3.5 แสดงโครงสร้างของสายอากาศจริงแบบปลายเปิด.....	31
3.6 แสดงเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX.....	31
3.7 แสดงรูปสายอากาศจริงแบบสล็อต (CSA) และแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI).....	32
3.8 กราฟแสดงค่า VSWR ของสายอากาศ 3 แบบ ในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz.....	33
3.9 กราฟแสดงค่า Return Loss ของสายอากาศ 3 แบบ ในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz.....	33
3.10 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Port ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	34
3.11 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ open-tip ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	35
3.12 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Coronary Artery ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	35
3.13 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Flow ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	36
3.14 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Flow ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	36
3.15 แสดงการกำหนดพลังงานให้กับ Port.....	37
3.16 แสดงการกำหนดความถี่ 2.45 GHz ให้กับ Electromagnetic.....	37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และ VIII อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
3.17 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบปลายเปิด (COA) ในเนื้อเยื่อตับบริเวณ ใกล้เส้นเลือด.....	38
3.18 แสดงการจัดเตรียมการทดลอง	40
4.1 แสดงผลการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศ.....	42
4.2 แสดงผลขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของคลื่นไมโครเวฟ..... ที่ส่งผ่านสายอากาศ เมื่อให้อัตราการไหลของเลือดที่แตกต่างกัน 3 ระดับ.....	43
4.3 แสดงผลการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศ เมื่อให้อัตราการไหล ของเลือดที่แตกต่างกัน 3 ระดับ	43
4.4 แสดงผลการกระจายปริมาณของ SAR ของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศ เมื่อให้อัตรา การไหลของเลือดที่แตกต่างกัน 3 ระดับ	43
4.5 การเตรียมการทดลองที่ 1 (ในไขขาว).....	45
4.6 แสดงการกระจายความร้อนในไขขาวของคลื่นไมโครเวฟของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA)	46
4.7 แสดงขนาดการกระจายความร้อนในไขขาวของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA)	46
4.8 ทดสอบการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ในเนื้อเยื่อตับ.....	47
4.9 แสดงผลการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) จากคลื่นไมโครเวฟ	48
4.10 แสดงขั้นตอนกระบวนการในการทดลองของระบบ.....	48
4.11 ปรับตั้งอัตราการไหลของน้ำเกลือให้ได้ค่าที่ต้องการ.....	49
4.12 เตรียมขั้นตอนการทดลองที่ 3.....	49
4.13 สอดสายอากาศ และสายน้ำเกลือ เข้าไปในตับหมู.....	50
4.14 วัดขนาดผลการทำลายบนเนื้อเยื่อ กว้าง X ยาว เมื่อให้อัตราการไหลของน้ำ 3 ระดับ.....	50
4.15 วัดค่าอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้น จากอัตราการไหล ทั้ง 3 ระดับ	51

บทที่ 1

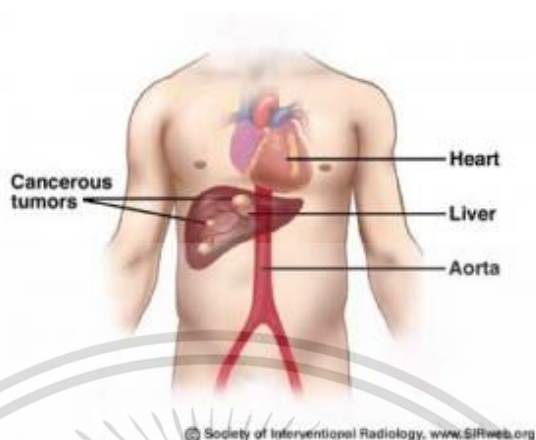
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

องค์การอนามัยโลก (WHO) ให้ข้อมูลว่าในปัจจุบันอัตราการป่วยของผู้ป่วยด้วยโรคมะเร็งเป็นสาเหตุการเสียชีวิตในอันดับต้น ๆ ของผู้คนจากทั่วโลก และในปี พ.ศ. 2555 ข้อมูลจากโครงการ GLOBOCAN ขององค์การวิจัยโรคมะเร็งนานาชาติ (IARC) พบว่า โรคมะเร็ง 3 อันดับแรก ที่เป็นสาเหตุของการเสียชีวิตที่พบมากที่สุดในโลก คือ 1) โรคมะเร็งปอด จำนวน 1.6 ล้านคน 2) โรคมะเร็งตับ จำนวน 0.8 ล้านคน และ 3) โรคมะเร็งกระเพาะอาหาร 0.7 ล้านคน ส่วนในประเทศไทยข้อมูลจากกระทรวงสาธารณสุข พ.ศ. 2556 พบว่าคนไทยเสียชีวิตจากโรคมะเร็งประมาณ 60,000 คนต่อปี หรือเฉลี่ยชั่วโมงละเกือบ 7 ราย โดยมีสาเหตุการเสียชีวิตจากโรคมะเร็ง 5 อันดับแรก ได้แก่ มะเร็งตับและท่อน้ำดี มะเร็งปอด มะเร็งเต้านม มะเร็งลำไส้ใหญ่และทวารหนัก และมะเร็งปากมดลูก ตามลำดับ [1] จากข้อมูลทำให้เราทราบว่าผู้ป่วยด้วยโรคมะเร็งมีจำนวนเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ ในแต่ละปี ส่วนวิธีการรักษา มะเร็งสามารถกระทำได้หลายแบบ เช่น การฉายรังสี การใช้เคมีบำบัด การรักษาด้วยความเย็น การผ่าตัด เป็นต้น วิธีการรักษาที่กล่าวมาอย่างเช่น การผ่าตัดเอาก้อนมะเร็งออกอาจให้ผลการรักษาที่ดี แต่ในบางกรณีก็อาจไม่สามารถผ่าตัดออกได้ เนื่องจากผู้ป่วยมีสภาพร่างกายที่ไม่สมบูรณ์หรือมีภาวะโรคแทรกซ้อนอื่น ๆ รวมอยู่ด้วย และเสี่ยงต่อการเสียเลือดมาก การรักษาโดยใช้เคมีบำบัดอาจทำให้เกิดผลข้างเคียงด้านลบ และการรักษาด้วยความร้อนจึงเป็นอีกวิธีการรักษาหนึ่งที่สามารถนำมาใช้กับผู้ป่วยที่มีลักษณะดังที่ได้กล่าวในข้างต้น ซึ่งวิธีการดังกล่าวนี้จะทำให้อ่อนเซลล์มะเร็งที่ได้รับความร้อนตายหรือมีการเสื่อมสภาพลง และสามารถยับยั้งมิให้โรคดำเนินไปเร็วนัก อาการก็จะทุเลาลง แต่อาจไม่หายขาดซึ่งวิธีการรักษาด้วยวิธีนี้ได้มีการใช้กันอย่างแพร่หลายโดยลักษณะบาดแผลที่เกิดขึ้นจะมีขนาดเล็ก ผู้ป่วยใช้เวลาพักฟื้นสั้นและมีอัตราการรอดสูง อีกทั้งค่าใช้จ่ายในการรักษาต่ำ [2] การรักษาในรูปแบบใช้คลื่นไมโครเวฟ (Microwave Ablation) เป็นวิธีการรักษาโดยการสร้างความร้อนจากไฟฟ้าในย่านความถี่ช่วง 915 MHz หรือ 2.45 GHz การใช้ไฟฟ้าคลื่นความถี่สูงส่งผ่านอิเล็กโทรด จะทำให้มีการแพร่กระจายของสนามไฟฟ้าเข้าสู่เนื้อเยื่อส่งผลให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อรวมถึงก้อนเซลล์มะเร็งซึ่งในกรณีเป็นแบบอิเล็กโทรดเดี่ยว (Single electrode) ก็จะกำหนดให้ร่างกายเปรียบเสมือนกรวดซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นจะสามารถแพร่ออกมารอบ ๆ ส่วนปลายอิเล็กโทรด และเมื่อนำไปใช้ในการรักษาจริงก็พบว่าการรักษาจะได้ผลสมบูรณ์หรือไม่ขึ้นอยู่กับพารามิเตอร์หลาย ๆ อย่าง เช่น ลักษณะก้อนเซลล์มะเร็ง ตำแหน่งของก้อนเซลล์มะเร็ง และพารามิเตอร์หนึ่งที่มีผลต่อการรักษาที่ส่งผลทำให้การรักษาไม่สมบูรณ์ก็คือ เมื่อทำการรักษา มะเร็งตับพบว่า ตับ ซึ่งเป็นอวัยวะที่ประกอบเส้นเลือดจำนวนมาก ดังนั้น ตับจึงเป็นอวัยวะที่มีการไหลเวียนของเลือดสูง ทำให้ในการรักษา มะเร็งตับในบริเวณใกล้กับเส้นเลือดขนาดใหญ่จะให้ผลการรักษาที่ไม่สมบูรณ์อันเนื่องมาจากการระบายความร้อนที่เกิดขึ้นจากการไหลเวียนของเลือดที่เกิดขึ้น [3, 4] และในงานวิจัย [5] ก็พบว่าการ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เจริญเติบโตของก้อนเซลล์มะเร็งในตับจะพบก้อนเซลล์มะเร็งได้บ่อยในบริเวณใกล้กับเส้นเลือดขนาดใหญ่ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการศึกษาและวางแผนการรักษาล่วงหน้าก่อนทำการรักษาจริง



รูปที่ 1.1 แสดงลักษณะของโรคมะเร็งตับ [3]

เพื่อหารูปแบบการรักษาที่จะให้ผลที่สมบูรณ์ ซึ่งในปัจจุบันการศึกษาขอบเขตของเซลล์มะเร็งในตับที่ถูกทำลายด้วยความร้อนจากคลื่นความถี่วิทยุ จะเป็นในลักษณะงานวิจัยที่ทดลองกับเนื้อเยื่อจริง [6] ผลจากการทดลองจริงนี้ผลที่ได้จะไม่สามารถเห็นคุณลักษณะบางประการที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายของเนื้อเยื่อไปแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นเช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของกระแสไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆในเนื้อเยื่อ ซึ่งคุณลักษณะที่สำคัญต่าง ๆ นี้ สามารถจำลองให้เห็นได้จากการใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ การสร้างแบบจำลองด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จึงเป็นอีกวิธีการหนึ่งที่ถูกนำมาใช้สร้างแบบจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ [7] Saito et al. ได้ทำทดลองใช้สายอากาศแบบ coaxial-fed slot สองอันมาทำการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองด้วยวิธี tip-split ทำให้ขนาดเซลล์ที่ถูกทำลายมีขนาดใหญ่ขึ้นเพราะขนาดของเซลล์ที่ถูกทำลายเกิดจากกระแสที่ไหลจากสายอากาศทั้งสองอัน วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะช่วยให้สามารถมองเห็นปัญหาต่าง ๆ รวมถึงคุณลักษณะต่างๆที่เกิดขึ้นได้ครบถ้วนก่อนการทดลองจริง ซึ่งวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ทำให้ประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายอย่างมากเมื่อเทียบกับการทดลองจริง [8] ในการรักษามะเร็งโดยใช้หลักการทางด้าน MCT (Microwave coagulation Therapy) เป็นแนวทางอีกวิธีหนึ่ง ที่ใช้ในการรักษามะเร็ง ในการรักษาแบบ MCT นี้จะเป็นการรักษาเฉพาะจุด โดยการใช้คลื่นไมโครเวฟส่งผ่านตัวนำแล้วเกิดความร้อนด้านปลายของตัวนำหรือสายอากาศ ซึ่งที่อุณหภูมิที่เกินกว่า 50 องศาเซลเซียส จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [9, 11] และในปี 2014 T. Chaiyan ได้ทำการศึกษาระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และทดลองระบบของคลื่นไมโครเวฟ สำหรับการบำบัดโรคหลอดเลือดหัวใจ ด้วยความเร็วของเลือดที่ 0.001 เมตรต่อวินาที 0.005 เมตรต่อวินาที และ 0.010 เมตรต่อวินาที [12]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิทยานิพนธ์นี้จึงได้ทำการศึกษาผลกระทบของการพาความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดใหญ่ โดยในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์การกระจายของอุณหภูมิ ลักษณะและขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นจากการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดด้วยคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งแบบจำลองที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้ก็จะประกอบไปด้วยแบบจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อตับปกติและการทดลองจริงจากเนื้อเยื่อตับที่อยู่ใกล้เส้นเลือด ผลที่ได้จากการทดลองในงานวิจัยนี้สามารถนำมาใช้เป็นแนวทางในการวางแผนการรักษาเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดใหญ่ด้วยคลื่นไมโครเวฟก่อนทำการรักษาจริง

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

- 1.2.1 เพื่อวิเคราะห์ผลกระทบภาวะของการพาความร้อน ในการรักษาเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์
- 1.2.2 เพื่อศึกษาลักษณะและการกระจายของอุณหภูมิในการรักษาเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดด้วยคลื่นไมโครเวฟ
- 1.2.3 เพื่อเปรียบเทียบทดลองผลการจำลองและผลที่ได้จากการทดลองจริง

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การใช้ความร้อนจากคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ในการรักษาเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือด อัตราการไหลของเลือดมีผลกระทบต่อการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในบริเวณเนื้อเยื่อเนื่องจากการพาความร้อนของของเหลว และที่อัตราการไหลของเลือดต่างกันรูปแบบการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นบริเวณเนื้อเยื่อก็จะแตกต่างกัน

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) หรือ FEM ซึ่งเป็นวิธีการคำนวณเชิงตัวเลขชนิดหนึ่งสำหรับแก้สมการเชิงอนุพันธ์ในการแก้ปัญหา การวิเคราะห์ด้านความร้อน ใช้สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bioheat Equation) การวิเคราะห์ผลกระทบการไหลของเลือดใช้สมการการไหลของนาเวียร์-สโตกส์ (Incompressible Navier-Stokes) และ สมการการพาและการนำ (Convection and Conduction) เพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิ, การกระจายของปริมาณ SAR และขนาดของการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อตับ กับแบบจำลองที่สร้างขึ้น รวมทั้งศึกษาผลกระทบของการพาความร้อนในเนื้อเยื่อตับเมื่อมีการไหลของเลือด

1.5 ขอบเขตการวิจัย

1.5.1 การใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ สำหรับการสร้างและวิเคราะห์แบบจำลอง

1.5.2 ศึกษาลักษณะและการกระจายของอุณหภูมิในการรักษาเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงเส้นเลือดด้วยคลื่นไมโครเวฟ เมื่อกำหนดให้มีอัตราการไหลที่ 0.001 m/s, 0.005 m/s และ 0.010 m/s ตามลำดับ

1.5.3 ทดลองกับเนื้อเยื่อจากตับหมูชนิด In Vitro เพื่อเปรียบเทียบกับผลจำลองด้วยวิธีไฟไนต์-เอลิเมนต์

1.6. โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บทในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในการวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องซึ่งจะประกอบไปด้วยกายวิภาคและสรีระวิทยาของตับ โรคมะเร็งตับ วิธีการรักษา พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ไมโครเวฟ สายโคแอกเซียล สมการความร้อนทางชีววิทยา พลศาสตร์ของเลือด สมการนาเวียร์-สโตกส์ ระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

บทที่ 3 กล่าวถึงวิธีดำเนินการวิจัย โดยเริ่มด้วยการออกแบบโครงสร้างแบบจำลองของเนื้อเยื่อตับและโครงสร้างสายอากาศที่ใช้ในการวิเคราะห์ การจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics การทดสอบคุณสมบัติของสายอากาศ รายละเอียดพารามิเตอร์และคุณสมบัติทางไฟฟ้า และการจัดเตรียมการทดลองเพื่อยืนยันความถูกต้องของผลที่ได้จากการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์

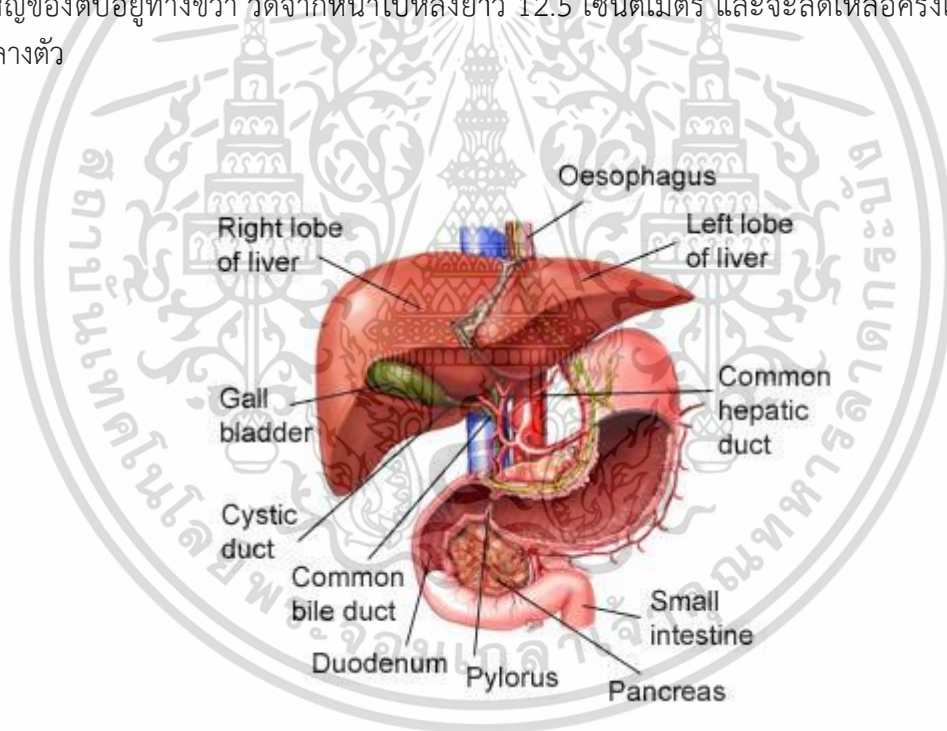
บทที่ 4 กล่าวถึงผลการจำลองการทำงานและการทดลองของงานวิจัย การจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์การกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟ ทั้งกรณีไม่มีเส้นเลือด และมีเส้นเลือดในเนื้อเยื่อตับ และผลการทดลองจริงกับเนื้อเยื่อตับแบบ in vitro

บทที่ 5 กล่าวถึงสรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะถึงแนวทางในงานวิจัยต่อไป

บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐาน

2.1 กายวิภาคและสรีรวิทยาของตับ

ตับเป็นอวัยวะที่หนักที่สุดและมีขนาดใหญ่ที่สุดในช่องท้อง โดยปกติในผู้ใหญ่จะมีน้ำหนักราว 1.3 ถึง 3.0 กิโลกรัม ในขณะที่มีชีวิต ตับจะมีสีน้ำตาลแกมแดง มีลักษณะนุ่มและฉีกขาดง่าย ตับเป็นต่อมที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย จะมีรูปร่างคล้ายลิมขนาดใหญ่ แต่ด้านบน ด้านหน้า และด้านหลังกลมมน ตับจะวางอยู่ทางด้านขวาบนของช่องท้องและอยู่ใต้กระบังลม นอกจากนี้บางส่วนของตับยังวางอยู่บนกระเพาะอาหาร ปลายทางด้านซ้ายสุดของตับจะขึ้นไปทางม้าม และบนพื้นผิวด้านหน้าของตับยังมีถุงน้ำดีวางตัวอยู่อีกด้วย พื้นผิวของตับเกือบทั้งหมดจะถูกคลุมด้วยเยื่อช่องท้อง ซึ่งเป็นเยื่อสองชั้นที่คลุมอยู่บนอวัยวะต่าง ๆ ทางด้านหน้าของช่องท้องเพื่อลดการเสียดสีระหว่างอวัยวะ ส่วนใหญ่ของตับอยู่ทางขวา วัดจากหน้าไปหลังยาว 12.5 เซนติเมตร และจะลดเหลือครึ่งเดียวในแนวกลางตัว



รูปที่ 2.1 แสดงลักษณะกายวิภาคของตับ [27]

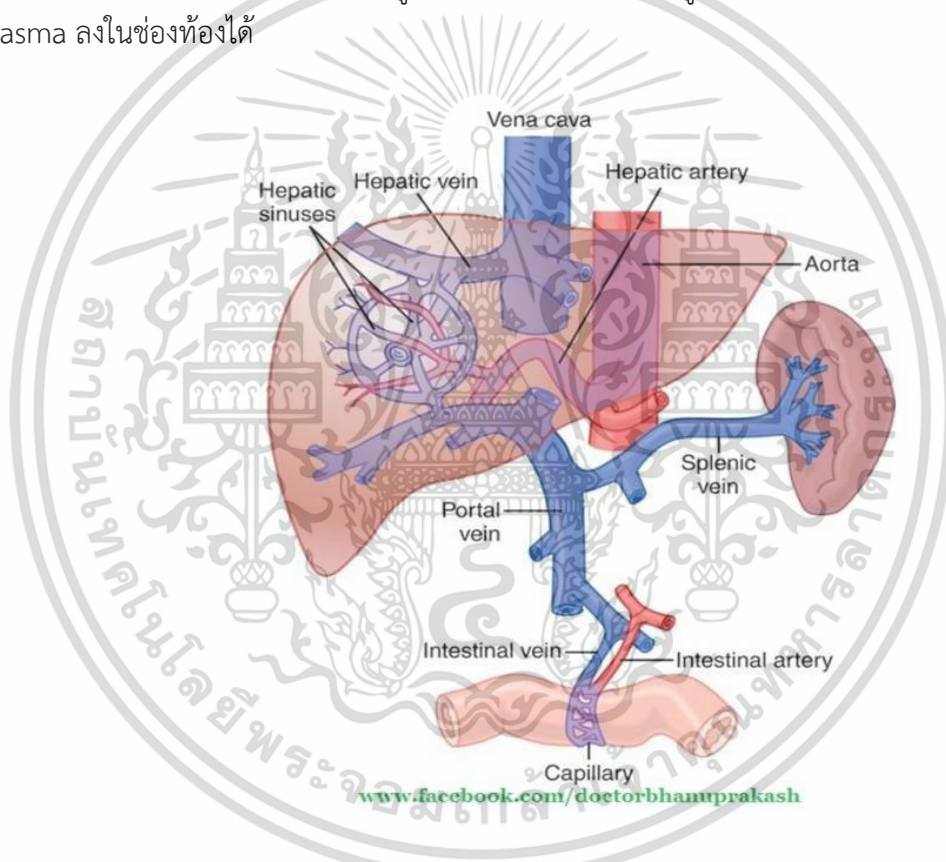
2.1.1 การไหลเวียนเลือดในตับ (Hepatic circulation)

ตับเป็นอวัยวะที่มีเลือดมาเลี้ยง 2 ระบบ คือ หลอดเลือดแดง (Hepatic artery) และ หลอดเลือดดำ (Portal vein) ดังรูปที่ 2.2 ซึ่งเลือดจากหลอดเลือดดำ (Portal vein) จะนำสารอาหารที่ได้จากการดูดซึมของลำไส้เล็กมาใช้ในกระบวนการ metabolism ของร่างกาย นอกจากนี้หลอดเลือดที่นำเลือดไปเลี้ยงตับยังมีเส้นประสาทและหลอดน้ำเหลืองวิ่งคู่กันไปด้วยเพื่อทำหน้าที่ควบคุมปริมาณเลือดที่ไปเลี้ยงตับ และความดันในหลอดเลือดฝอยไซนัสซอยด์ (Sinusoids)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลอดเลือดแดง (Hepatic artery) มีกำเนิดจาก celiac axis Hepatic artery แยกเป็นซ้ายและขวา หลอดเลือดใหญ่จะนำเลือดที่มีออกซิเจนมาเลี้ยงตับ (ปริมาณ oxygen มากกว่า 50%) ให้เลือดแก่ตับ คิดเป็นร้อยละ 25 ของ hepatic blood flow ความดันในหลอดเลือดราว 100-150 มม.ปรอท ไม่มี intrahepatic anastomosis ระหว่าง left กับ right hepatic artery [1]

การไหลเวียนเลือดในส่วนของตับนั้นค่อนข้างจะแตกต่างจากการไหลเวียนเลือดในส่วนอื่น ๆ กล่าวคือตับจะรับเลือดแดงจากหลอดเลือดแดง (Hepatic artery) ประมาณ 30-40% ของเลือดทั้งหมดที่ผ่านเข้ามาในตับ และจะรับเลือดอีกส่วนหนึ่งประมาณ 60-70% จากหลอดเลือดดำ (Portal vein) ความดันเลือดในหลอดเลือดแดง มีค่าประมาณ 90 มิลลิเมตรปรอท แต่เมื่อเลือดเข้ามาอยู่ในหลอดเลือดฝอยไซนูซอยด์ (Sinusoids) ภายในตับแล้วจึงมีความดันเพียง 10-13 มิลลิเมตรปรอท ดังนั้นเมื่อมีการเพิ่มความดันเลือดในหลอดเลือดดำใหญ่เข้าสู่หัวใจ (Inferior vena cava) ก็จะทำให้มีความดันเลือดในหลอดเลือดดำสูงขึ้น จนทำให้มีเลือดคั่งอยู่ในตับและทำให้เกิดการซึมออกของ plasma ลงในช่องท้องได้



รูปที่ 2.2 แสดงลักษณะทางกายภาพของเส้นเลือดต่าง ๆ ภายในตับ [28]

2.1.2 หน้าที่การทำงานของตับ

ตับเป็นอวัยวะที่สำคัญมากอันดับหนึ่งของร่างกายทำหน้าที่มากกว่าอวัยวะอื่น ๆ หลายอวัยวะ นอกจากมีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการย่อยอาหารแล้วตับยังมีหน้าที่อื่น ๆ อีกดังนี้

1. สร้างน้ำดีซึ่งหน้าที่เป็นน้ำย่อยอาหารและเป็นตัวขับถ่ายสารจำพวกคลอเลสเตอรอล
2. สะสมคาร์โบไฮเดรต ไว้ในรูปของไกลโคเจน (Glycogen) และเมื่อร่างกายต้องการจะปล่อยเข้ากระแสเลือดในรูปของกลูโคส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. สร้างโปรตีนที่พบในพลาสมาเป็นต้นว่า Albumin, Heparin และ Fibrinogen ซึ่งจำเป็นสำหรับทำให้เลือดแข็งตัว

4. สังเคราะห์ Prothrombin โดยอาศัยวิตามินเคช่วย

5. สังเคราะห์กรดอะมิโนจากสารประกอบง่าย ๆ

6. เคลื่อนย้ายหมู่อะมิโนออกจากกรดอะมิโน

7. เป็นแหล่งสร้างเม็ดเลือดแดงในทารกขณะอยู่ในครรภ์ เมื่อทารกคลอดหน้าท้องนี้ จะหยุดไป

8. สลายฮีโมโกลบินของเม็ดเลือดแดงออกเป็น Globin และ Heme จากนั้น Kupffer's cell ในตับจะสลาย Heme ออกเป็น Biliverdin และธาตุเหล็ก

9. เป็นที่สะสมวิตามินบี 12 ซึ่งจำเป็นอย่างยิ่งในการสร้างเม็ดเลือดแดง เพื่อป้องกันโรคโลหิตจาง

10. เป็นที่เก็บสะสมวิตามินเอและวิตามินดี

11. เก็บสะสมธาตุเหล็กและทองแดง

12. ทำลายสิ่งที่เป็นพิษ (Detoxification) ต่อร่างกายกำจัดแอมโมเนียในเลือดโดยเปลี่ยนให้เป็นยูเรียซึ่งมีพิษน้อย

13. เป็นศูนย์กลางเมตาบอลิซึมของคาร์โบไฮเดรตและไขมัน

2.2 โรคมะเร็ง

มะเร็งเป็นโรคร้ายชนิดหนึ่ง ซึ่งเป็นได้ทั้งในสัตว์และมนุษย์ทุกชนชาติทุกภาษา ทุกเพศ ทุกวัย และทุกฐานะ มนุษย์ไม่ว่าจะอยู่ในป่าหรือในเมืองของทุกประเทศ ทุกทวีปในส่วนต่าง ๆ ของโลกมีโอกาสเป็นมะเร็งได้เหมือนกัน ผิดกันแต่อวัยวะที่เป็นเท่านั้น ซึ่งเป็นมากน้อยต่างกัน โรคมะเร็งเป็นปัญหาทางสาธารณสุขที่สำคัญของทุกประเทศทั่วโลก ไม่ว่าจะประเทศที่พัฒนาแล้ว หรือประเทศที่กำลังพัฒนา โคมโนภาพของบุคคลทั่ว ๆ ไป โรคมะเร็งเป็นโรคที่น่ากลัวรักษาให้หายขาดได้ยาก และเมื่อเป็นแล้วส่วนใหญ่จะต้องเสียชีวิตทุกรายด้วยความทุกข์ทรมาน ความจริงแล้วโรคมะเร็งส่วนใหญ่จะสามารถรักษาให้หายขาดได้ ถ้าได้รับการรักษาด้วยวิธีการที่ถูกต้องตั้งแต่ในระยะที่เพิ่งเริ่มเป็น

มะเร็ง คือ ก้อน ตุ่ม ไต ที่ผิดปกติที่ปรากฏภายในหรือบริเวณผิวหนังของร่างกาย เรียกรวม ๆ กันว่า เนื้องอก (Neoplasm, Neoplasia, New growth, Tumor) เนื้องอกนี้เกิดขึ้นมาใหม่จากเนื้อเยื่อของร่างกาย อยู่บนนอกเหนือการควบคุมของร่างกาย และไม่มีประโยชน์หรือมีโทษต่อร่างกาย เนื้องอกแบ่งออกเป็น 2 ชนิด

1. เนื้องอกชนิดธรรมดา (Benign tumor) โดยปกติจะมีผลต่อร่างกายน้อยมากนอกจากเกิดในอวัยวะที่มีเนื้อที่จำกัด เช่น ภายในสมอง ทำให้เกิดการกดดันต่อเนื้อสมองปกติโดยรอบอย่างมากทำให้เสียชีวิตได้ หรืออาจเกิดจากภาวะแทรกซ้อน เช่น ก้อนเนื้องอกที่มีก้านบิดตัว ทำให้เกิดความเจ็บปวดเกิดการเน่าตายของก้อนเนื้องอก มีเลือดออก หรือมีการติดเชื้อได้ และต่อมาเนื้องอกที่มีการสร้างฮอร์โมน เช่น เนื้องอกของต่อมใต้สมอง ต่อมหมวกไต ตับอ่อน เป็นต้น ทำให้ร่างกายมีการผิดปกติในระบบฮอร์โมนเป็นอย่างมาก

2. เนื้องอกชนิดร้าย (Malignant tumor) หรือที่เรียกกันทั่ว ๆ ไปว่ามะเร็ง (Cancer) นั้นเอง มะเร็งอาจเกิดในลักษณะที่เป็นก้อนมะเร็ง หรืออาจเกิดในลักษณะที่เซลล์มะเร็งกระจาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ไปทั่วระบบอวัยวะนั้น ๆ อาทิ เช่น มะเร็งเม็ดเลือดขาว เซลล์มะเร็งจะกระจายไปทั่วระบบการไหลเวียนเลือด เป็นต้น ฉะนั้น มะเร็ง คือ เนื้องอกชนิดร้ายที่เกิดขึ้นมาใหม่จากเนื้อเยื่อปกติของร่างกาย มีการเจริญเติบโตอยู่นอกเหนือการควบคุมร่างกาย และมีโทษต่อร่างกาย เซลล์มะเร็งจะมีการแบ่งตัวอย่างรวดเร็ว ทำให้เกิดเป็นก้อนหรือเป็นแผลมะเร็งขนาดใหญ่ ลักษณะการโตของก้อนมะเร็งจะเป็นแบบแทรกซึม หรือมีส่วนยื่นเข้าไปในเนื้อเยื่อปกติโดยรอบ การแทรกซึมเช่นนี้ จึงมีการทำลายหลอดเลือดทำให้มีเลือดออก หรือจากการที่ก้อนมะเร็งโตเร็วมาก จนขาดเลือดไปหล่อเลี้ยง จึงเกิดการเน่าตายของเซลล์มะเร็ง และมีลักษณะที่สำคัญของมะเร็งคือ เซลล์มะเร็งจากมะเร็งปฐมภูมิสามารถแพร่กระจายไปได้ทั่วร่างกาย ไปเกิดขึ้นใหม่เป็นมะเร็งทุติยภูมิตรงส่วนอื่นของร่างกายที่อยู่ห่างไกลออกไป มะเร็งแต่ละชนิดจะมีความรุนแรงแตกต่างกันและยังขึ้นอยู่กับความสัมพันธ์เฉพาะระหว่างมะเร็งนั้นกับตัวผู้ป่วยโดยตรง ความรุนแรงจึงแตกต่างกันในแต่ละบุคคล แต่ละก้อนมะเร็งในคนเดียวกันหรือแม้แต่มะเร็งก้อนเดียวกันยังมีอัตราการเจริญเติบโตไม่เท่ากัน มะเร็งบางชนิดมีการแพร่กระจายได้รวดเร็วมาก แม้ว่าจะเพิ่งเริ่มเป็น มะเร็งแต่ละชนิดชอบแพร่กระจายไปเฉพาะอวัยวะบางอวัยวะเท่านั้น เช่น มะเร็งเต้านม ชอบแพร่กระจายไปที่กระดูกหรือตับมากกว่าอวัยวะอื่น เป็นต้น [1], [21], [23]

2.2.1 การแพร่กระจายของมะเร็ง

นอกจากก้อนมะเร็งจะมีการเจริญเติบโตแทรกซึมเข้าไปในเนื้อเยื่อปกติโดยรอบแล้ว ยังมีการแพร่กระจายไปได้ไกล ๆ เพราะเซลล์มะเร็งมักจะหลุดออกจากกันได้ง่าย เนื่องจากที่ผนังของเซลล์มะเร็งจะมีแคลเซียมไอออนน้อยกว่า และมีประจุไฟฟ้ามากกว่าที่ผนังของเซลล์ปกติ นอกจากนี้ยังพบว่าในก้อนมะเร็งยังมีน้ำย่อยที่จะละลายเนื้อเยื่อต่าง ๆ เช่น น้ำย่อยโปรตีน (Protease) น้ำย่อยสารไฮอะลิน (Hyaluronidase) และน้ำย่อยอะมิโนเปปไทด์ (Amino peptidase) เซลล์มะเร็งมักจะมีรูปร่างกลมต่างจากเซลล์ปกติ ซึ่งมักจะมีรูปร่างแบน ดังนั้นเซลล์มะเร็งจึงมีส่วนสัมผัสและการยึดเหนี่ยวระหว่างเซลล์น้อย

ทฤษฎีของการแพร่กระจายเซลล์มะเร็ง ในปัจจุบันนี้มีทฤษฎีที่เชื่อกันมาก 3 ทฤษฎี คือ

1. ทฤษฎีทางกลศาสตร์ (Mechanical theory) โดยเซลล์จะหลุดออกจากกันได้ง่าย แล้วแทรกตัวเข้าผนังของหลอดเลือดหรือหลอดน้ำเหลือง (Diapedesis) เหมือนเม็ดเลือดขาว หรือจากการแตกของหลอดเลือด ทำให้เซลล์มะเร็งเข้าไปในกระแสเลือดหรือกระแสน้ำเหลืองได้

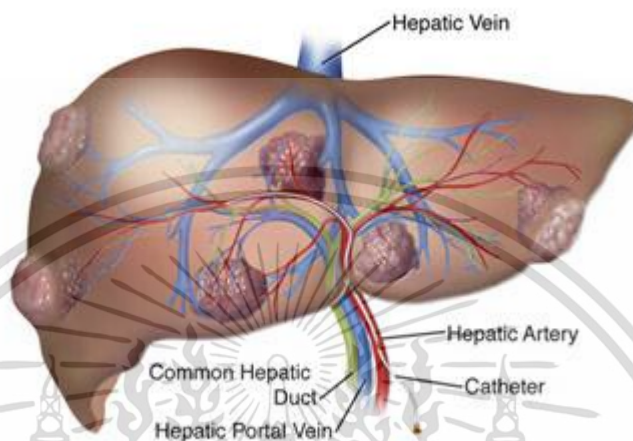
2. ทฤษฎีของการเลือกเฉพาะ (Selective affinity theory) ลักษณะของอวัยวะที่แพร่กระจายจะมีความสำคัญและควบคุมลักษณะของการแพร่กระจาย อวัยวะบางอย่างเหมาะที่จะเป็นตำแหน่งที่แพร่กระจายของมะเร็งบางชนิด

3. ทฤษฎีการเปลี่ยนรูป (Transformation theory) คือ ดีเอ็นเอจีโนม (DNA genome) จะเข้าไปในเซลล์ปกติ และร่วมกับมีความบกพร่องในระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย ทำให้เซลล์ปกติเปลี่ยนเป็นเซลล์มะเร็ง

เนื่องจากตับเป็นอวัยวะที่ประกอบไปด้วยเซลล์ตับหลายชนิด ซึ่งอาจเกิดการเปลี่ยนแปลงกลายไปเป็นเนื้องอกได้ ทั้ง เนื้องอกชนิดที่เป็นมะเร็งและไม่ใช่มะเร็ง ซึ่งสาเหตุของการเกิดเนื้องอกจะแตกต่างกันขึ้นอยู่กับชนิดของเนื้องอกนั้นๆ สาเหตุการเกิดของมะเร็งตับเกิดได้ 2 แบบ คือ

1. มะเร็งตับแบบปฐมภูมิ - เป็นมะเร็งที่เกิดจากตับโดยตรง แบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ มะเร็งเซลล์ตับ (Hepato-cellular Carcinoma) และมะเร็งท่อน้ำดี (Cholangio Carcinoma)

2. มะเร็งตับแบบทุติยภูมิ - เป็นมะเร็งที่กำเนิดมาจากส่วนอื่นของร่างกายแล้วกระจายมาที่ตับ เช่น มะเร็งเต้านม มะเร็งลำไส้ มะเร็งปอด ฯลฯ ซึ่งลักษณะของเซลล์มะเร็งที่พบในตับรวมถึงวิธีการรักษาก็จะเหมือนกับเซลล์มะเร็งต้นกำเนิด



รูปที่ 2.3 แสดงตำแหน่งลักษณะการเกิดเซลล์มะเร็งภายในตับ [22]

2.2.2 วิธีการรักษามะเร็งตับ

การรักษาเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ มีหลายวิธี ดังนี้

1. การใช้วิธี Alcohol Ablation เป็นการฉีดแอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์รวมกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา

2. การใช้วิธี Chemo therapy เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้นไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้

3. การใช้วิธี LITT (Laser - induced thermo therapy) วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างยิ่ง และใช้ต้นทุนในการรักษาสูง

4. การใช้วิธี Cryo Surgery เป็นการใช้ความเย็นในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดรวมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง

5. วิธี RFA (Radio Frequency Ablation) ปัจจุบันได้มีการพัฒนาโดยนำคลื่นวิทยุความถี่สูง (Radio Frequency) ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งใช้รักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยเรียกวิธีนี้ว่า HiTT - High frequency induced thermo therapy [5]-[7] ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 375 kHz - 500 kHz และให้กำลังสูงสุด 60 วัตต์ โดยการรักษากระทำผ่านทางผิวหนัง และใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนของปลายเข็ม (active zone) จะเกิดความร้อน [5], [7] โดยจะมีน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแพร่กระจายทำลายเซลล์ได้ดียิ่งขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นกับขนาดเซลล์มะเร็ง และดุลยพินิจของแพทย์ผู้ทำการรักษา จะรักษา มะเร็งได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 ซึ่งถือได้ว่าเป็นระยะที่ค่อนข้างรุนแรงแล้ว

การรักษาด้วยวิธีการดังกล่าวต้องใช้ อัลตราซาวด์สแกนเนอร์ในการดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็ง ตลอดเวลาในการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษา โรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็งที่มี ขนาดใหญ่จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้ เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 องศา เซลเซียส จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความต้านทานสูงมาก ๆ จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปใน เนื้อเยื่อตับได้อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็งมี ลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่น ในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางราย ก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุยังไม่สามารถกำหนด รูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

6. วิธี MCT (Microwave Coagulation Therapy) การรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ เป็นการแผ่รังสีความร้อนเป็นระบบการทำลายเซลล์มะเร็งรูปแบบใหม่ การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่น ไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่แทงอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยัง เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ก็จะทำให้ เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 องศาเซลเซียสขึ้นไป ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่ เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป [8]-[10], [19]

2.3 การถ่ายเทความร้อน (Heat Transfer)

เมื่อใดก็ตามที่จุดสองจุดมีอุณหภูมิที่แตกต่างกันก็จะมีพลังงานถ่ายเทจากจุดที่มีอุณหภูมิสูงไปยัง จุดที่มีอุณหภูมิต่ำ พลังงานที่กำลังเคลื่อนที่ด้วยอิทธิพลของอุณหภูมิที่แตกต่างกันนี้เรียกว่าความร้อน ในการศึกษาเกี่ยวกับการถ่ายเทความร้อน สามารถแยกพิจารณาออกได้อย่างเด่นชัดเป็น 3 แบบคือ การนำพาความร้อน การพาความร้อน และการแผ่รังสีความร้อน อันที่จริงแล้วการกระจายของ อุณหภูมิในตัวกลางหนึ่งจะถูกควบคุมโดยอุณหภูมิรวมของการถ่ายเทความร้อนทั้งสามแบบตามที่ กล่าวเพราะฉะนั้นตามความเป็นจริงแล้ว จึงไม่สามารถแยกแบบหนึ่งแบบใดได้อย่างสิ้นเชิงจากแบบ อื่น ๆ ที่เหลือได้ อย่างไรก็ตามเพื่อความสะดวกในการวิเคราะห์ เราจะแยกพิจารณาเป็นแบบใดแบบ หนึ่งได้เช่น พิจารณาเฉพาะการนำความร้อนอย่างเดียว ถ้าเมื่อไรก็ตามอิทธิพลของการพาและการแผ่ รังสีมีผลต่อการวิเคราะห์น้อยมาก ดังนั้นเราจึงสามารถแยกพิจารณาในแต่ละแบบของการถ่ายเท ความร้อนได้ตามสมมติฐานดังกล่าว [18], [20]

2.3.1 การนำความร้อน (Conduction Heat Transfer)

การนำความร้อนเป็นรูปแบบหนึ่งของการถ่ายเทความร้อน ในลักษณะของการแลกเปลี่ยน จาก บริเวณที่มีอุณหภูมิสูงไปยังบริเวณที่มีอุณหภูมิต่ำ โดยเคลื่อนที่แบบจลน์ (Kinetic motion) หรือการ ขนกันโดยตรงของโมเลกุลซึ่งเป็นลักษณะที่เกิดขึ้นในของไหลที่หยุดนิ่ง ส่วนในกรณีของโลหะนั้นจะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยามให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นการไหลของกระแสอิเล็กตรอน สำหรับของแข็งที่เป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดีจะมีจำนวนอิเล็กตรอนมากมายที่เคลื่อนไหวอยู่ในโครงสร้างของโมเลกุล (Lattice) ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าวัตถุเป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดีจะเป็นตัวนำความร้อนที่ดีตามไปด้วย ยกตัวอย่างเช่น ทองแดง เงิน เหล็ก ฯลฯ อันเป็นผลจากการนำหรือถ่ายเทพลังงานความร้อนโดยอิเล็กตรอนอิสระเหล่านี้

2.3.2 การพาความร้อน (Convection Heat Transfer)

เมื่อของไหลไหลผ่านวัตถุที่เป็นของแข็งหรือไหลผ่านภายในช่องการไหล โดยที่อุณหภูมิของของไหลและผิวของแข็งมีค่าแตกต่างกัน การถ่ายเทความร้อนระหว่างของไหลและผิวของของแข็งจะเกิดขึ้นเมื่อของไหลเคลื่อนที่สัมผัสกับผิวของของแข็ง กลไกของการถ่ายเทความร้อนแบบนี้เรียกว่า การพาความร้อน ถ้าการเคลื่อนที่ของของไหลเกิดขึ้นโดยแรงภายนอกมาบังคับทำให้ของไหลไหลผ่านบนพื้นผิว การถ่ายเทความร้อนแบบนี้เรียกว่า การพาความร้อนแบบบังคับ (Force convection) ถ้าการเคลื่อนที่ของของไหลเกิดจากแรงลอยตัว ซึ่งเป็นผลมาจากความแตกต่างของความหนาแน่นที่เกิดจากความแตกต่างของอุณหภูมิภายในของไหล การถ่ายเทความร้อนแบบนี้เรียกว่า การพาความร้อนแบบอิสระ (Free convection) การคำนวณหาการกระจายอุณหภูมิและการถ่ายเทความร้อนแบบการพาความร้อน

2.3.3 การแผ่รังสีความร้อน (Radiation Heat Transfer)

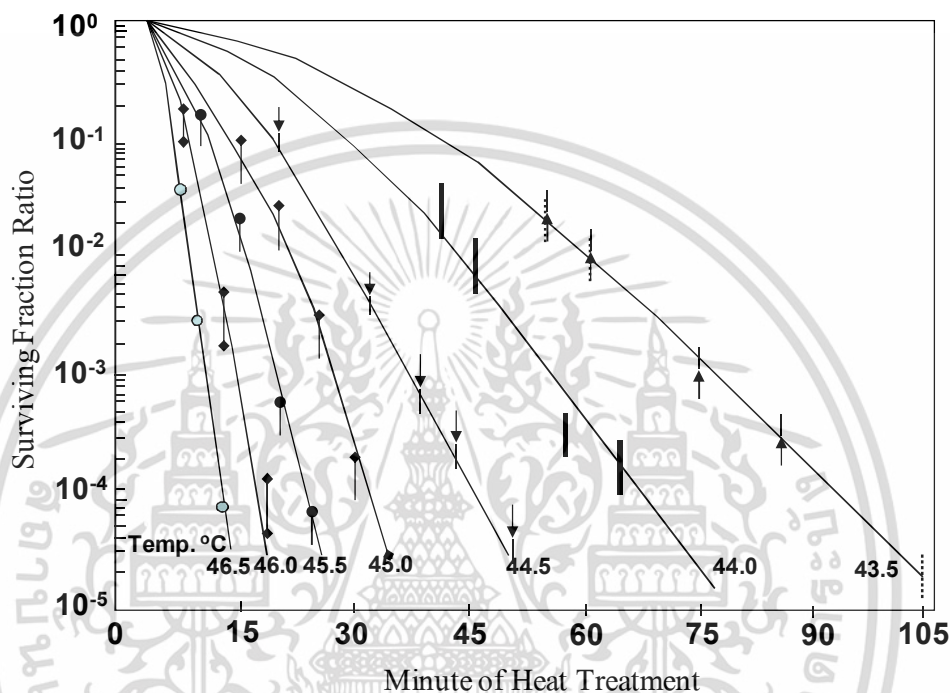
ความร้อนจากการนำและการพาจะเคลื่อนที่ผ่านได้เฉพาะในกรณีที่มีวัตถุมาเป็นตัวกลางเท่านั้น สำหรับความร้อนจากการแผ่รังสีนั้นจะสามารถเคลื่อนที่ผ่านได้โดยไม่ต้องมีตัวกลางเลย เช่น ในบริเวณที่มีสุญญากาศ เป็นต้น พลังงานความร้อนจากการแผ่รังสีนั้นจะเคลื่อนที่ไปในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความเร็วเท่ากับความเร็วแสง ซึ่งมีความเร็วเท่ากับ $3 \times 10^{10} \text{ cm/s}$ พลังงานเคลื่อนที่ไปในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีอยู่มากมายหลายชนิด เช่น รังสีเอ็กซ์ รังสีอินฟราเรด แต่สำหรับในที่นี้จะพิจารณาแต่เพียงพลังงานความร้อนจากการแผ่รังสีเท่านั้น

2.4 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ [14]

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นเกิน 50 องศาเซลเซียส เซลล์เนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิการใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyper thermal cancer therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960

การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถ พิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่าง ๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41–46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งในรูปที่ 2.4 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่ยังมีชีวิตอยู่จากการให้ความร้อน โดยเมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงๆ แก่เซลล์เนื้อเยื่อ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบ ๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ

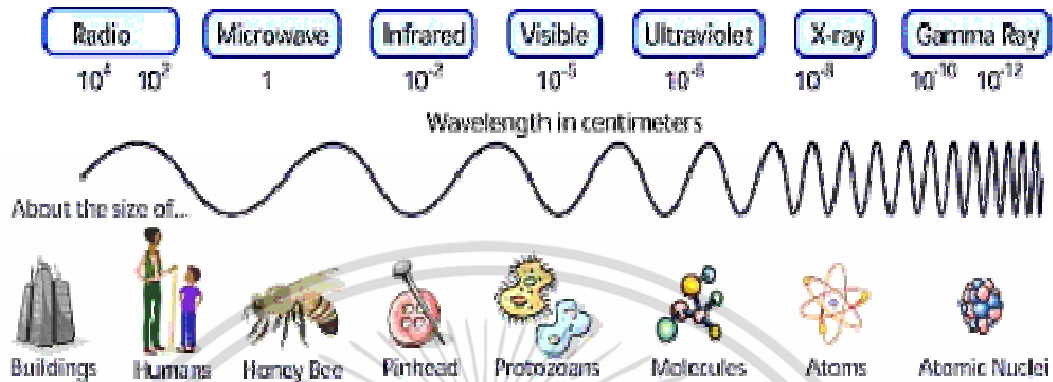


รูปที่ 2.4 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [10]

Brace 2003 สรุปว่า เมื่อให้ความร้อนที่สูงพอ ที่ระดับสูงกว่า 50 องศาเซลเซียสเซลล์เนื้อเยื่อจะถูกทำลายในทันที แต่ถ้าใช้ความร้อนต่ำกว่า ระยะเวลาที่จะทำให้เซลล์ตายนั้นจะต้องใช้ระยะเวลาที่สูงขึ้นและถ้าต้องการให้เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลายในทันที ในเนื้อเยื่อต้องมีอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส ฉะนั้น ที่ระดับอุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นระดับความร้อนที่แน่ใจได้ว่า เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลาย ซึ่งถ้าเราสามารถออกแบบแหล่งกำเนิดความร้อนที่สามารถสร้างความร้อนเกิดขึ้นเฉพาะที่ได้ ก็จะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่อวัยวะต่าง ๆ ภายในร่างกาย ด้วยวิธีการสอดใส่ ด้วยการแทงเข้าไปในร่างกายโดยไม่ต้องเปิดช่องท้อง ทำให้การรักษาเกิดขึ้นเฉพาะที่ และมีขนาดของบาดแผลหลังผ่าตัดที่เล็ก ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้สนใจแนวทางในการออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ไมโครเวฟ เพื่อจะสามารถนำคลื่นความถี่ไมโครเวฟส่งผ่านสู่เนื้อเยื่อที่ต้องการทำลายได้

2.5 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ

ความหมายของคลื่นไมโครเวฟถูกอธิบายด้วย รูปที่ 2.5 แสดงสเปกตรัมของความถี่ในย่านต่างๆ



รูปที่ 2.5 แสดงสเปกตรัมแถบความถี่ในย่านความถี่ต่าง ๆ [24]

2.5.1 ความหมายของไมโครเวฟ

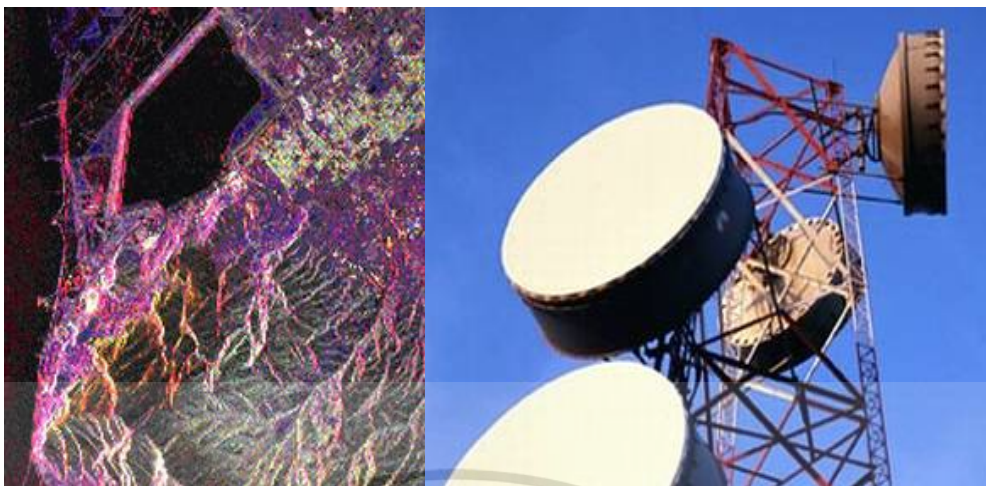
ไมโครเวฟเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่นเดียวกับแสงสว่างโดยอยู่ในช่วงของคลื่นวิทยุความถี่สูง (High frequency radio wave) เมื่อคลื่นมีความถี่สูงขึ้นความยาวคลื่นจะลดลง คลื่นที่มีความถี่สูงมากความยาวคลื่นจึงสั้นมาก ดังนั้นคลื่นชนิดนี้จึงได้ชื่อว่าไมโครเวฟซึ่งแปลว่าคลื่นสั้นมาก รังสีอินฟราเรด (Infrared) แสงอัลตราไวโอเล็ต (Ultraviolet) และรังสีเอกซ์ (X-ray) เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเช่นเดียวกันแต่มีความยาวคลื่นสั้นกว่าไมโครเวฟ

ไมโครเวฟที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง อาจจะทะลุผ่านไป เกิดการสะท้อนหรือถูกดูดกลืนวัตถุที่เป็นโลหะจะสะท้อนไมโครเวฟทั้งหมดส่วนวัตถุที่ไม่ใช่โลหะ เช่น แก้ว หรือพลาสติก ไมโครเวฟจะเคลื่อนที่ผ่านไปได้บางส่วน วัตถุที่มีความชื้น เช่น ร่างกายคนเราหรืออาหารจะดูดกลืนพลังงานของไมโครเวฟ ถ้าพลังงานที่ถูกดูดกลืนเอาไว้มากกว่าพลังงานที่คายออกมาอุณหภูมิก็จะสูงขึ้น [18, 19]

2.5.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน

โดยทั่วไปไมโครเวฟมีใช้ในงานด้านการสื่อสารผ่านดาวเทียม โทรศัพท์เคลื่อนที่เรดาร์ อุปกรณ์นำร่องทางการบินและการเดินเรือ นอกจากนั้นยังมีการนำไปใช้ในการให้ความร้อนทางอุตสาหกรรมและการรักษาโดยการให้ความร้อนในช่วงเวลาที่ผ่านไปไม่นาน มีการใช้ไมโครเวฟตามบ้านเรือน ทางอุตสาหกรรมและการพาณิชย์เพิ่มขึ้นจำนวนมาก รูปที่ 2.6 แสดงการทำงานบางส่วนของไมโครเวฟ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงการนำคลื่นไมโครเวฟไปใช้งาน [20]

2.5.3 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งานทางการแพทย์

ทางการแพทย์นำคลื่นไมโครเวฟมาใช้ในการรักษาบ้างเหมือนกัน แต่เป็นคลื่นไมโครเวฟที่มีความถี่คลื่นน้อยกว่าไมโครเวฟที่ใช้ปรุงอาหาร เพราะต้องการเพียงความร้อนขนาดอุ่นๆ สบายๆ หรือความร้อนสูงขึ้นอีกเล็กน้อยขนาดพอทนได้ เช่น ทางเวชศาสตร์ฟื้นฟูใช้ไมโครเวฟความถี่ต่ำเพื่อใช้คลายอาการปวดกล้ามเนื้อหรือปวด ตามข้อซึ่งมีความร้อนขนาดอุ่น ๆ กำลังสบาย ๆ

ทางด้านรังสีรักษาและระบบทางเดิน บัสสาวะใช้ไมโครเวฟความถี่สูงขึ้นกว่าทางเวชศาสตร์ฟื้นฟูให้ความร้อนสูงขึ้นแต่ไม่ถึงจุดเดือด ใช้รักษาทำลายเซลล์มะเร็งเฉพาะที่ต้น ๆ ร่วมกับการรักษาด้วยรังสีและยาต้านมะเร็ง เครื่องเดียวกันนี้ยังสามารถใช้รักษาโรคต่อมลูกหมากโตในชายผู้สูงอายุบางรายได้ด้วย

2.5.4 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ

ถ้าได้รับไมโครเวฟปริมาณสูงจะทำให้เกิดความร้อนในกรณีที่เป็นเนื้อเยื่อของร่างกาย ความร้อนที่สูงเกินไปจะทำให้เป็นอันตราย เช่น เกิดการไหม้ของเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงไป หรือเรียกว่า Hyperthermia มีงานวิจัยเรื่องนี้กันอย่างกว้างขวางแต่ยังไม่มีที่ยืนยันที่แน่นอนถึงผลกระทบของการได้รับไมโครเวฟว่ามีปริมาณระดับใดที่จะส่งผลให้เกิดมะเร็ง

จากรายละเอียดที่ได้กล่าวมา แสดงให้เห็นว่าคลื่นความถี่ไมโครเวฟสามารถที่จะทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อได้ โดยถ้ามีการออกแบบส่วนของการนำคลื่นไมโครเวฟที่ดี จะสามารถบังคับจุดปล่อยคลื่นไปยังตำแหน่งต่างๆ ได้ ซึ่งหมายความว่าสามารถที่จะนำไปใช้ทำลายเซลล์มะเร็งที่อุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียสได้ โดยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งรายละเอียดที่เกี่ยวข้องส่วนต่อไปคือรูปแบบของการเดินทางของคลื่น เพื่อให้เราเข้าใจถึงตัวนำที่นำมาใช้ว่ามีรูปแบบของโหมดการเดินทางของคลื่นอย่างไร [18,19]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ไมโครเวฟ

สายนำสัญญาณหรือทรานสมิสชันไลน์ (Transmission line) ทำหน้าที่เป็นสื่อกลางในการนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากที่แห่งหนึ่งไปยังที่อีกแห่งหนึ่ง ตัวสายนำสัญญาณอาจจะใช้แท่งตัวนำขึ้นเดียว จำพวกเวฟไกด์ หรือแท่งตัวนำ 2 ชั้น จำพวกสายคู่ขนาน (Two-wire line), อาจจะเป็นพวกโคแอกเซียล, สตรีปไลน์ และไมโครสตรีป สายนำสัญญาณซึ่งใช้กันในความถี่ย่านไมโครเวฟสามารถแบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทด้วยกัน คือ

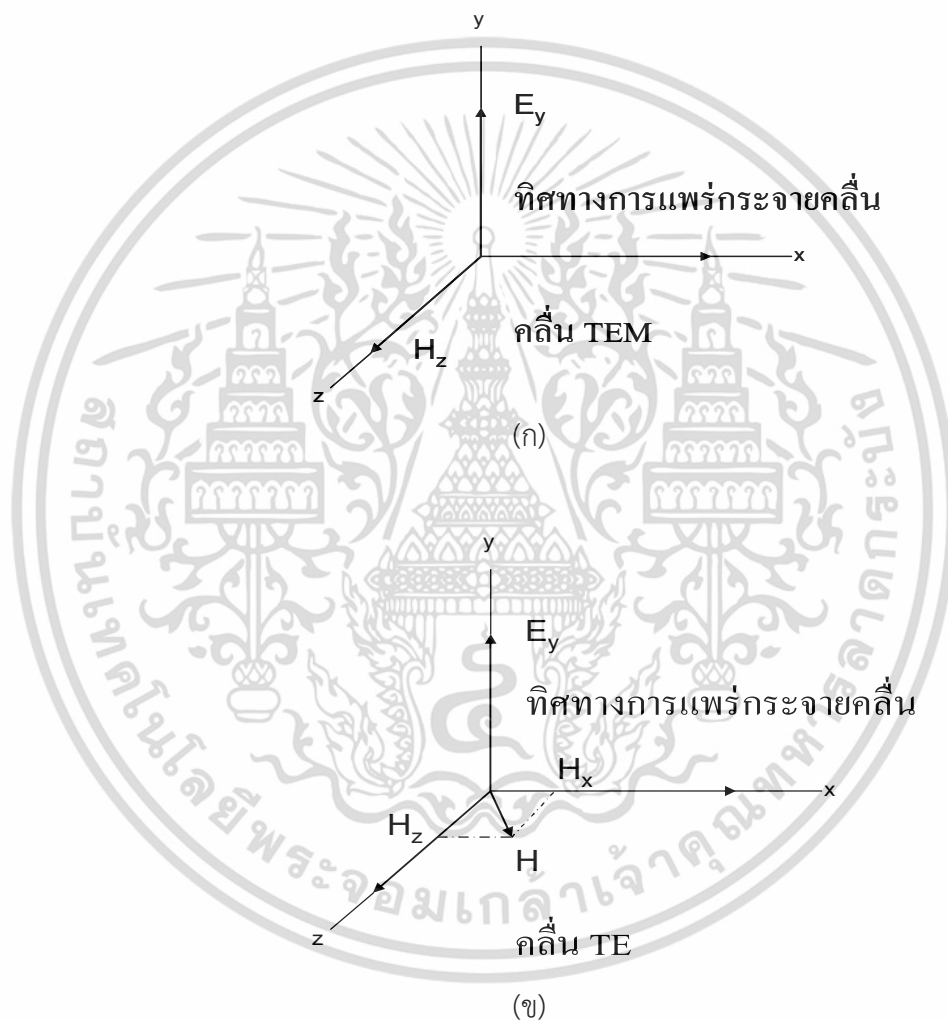
1. สายนำสัญญาณแบบคู่ขนาน (Two-wire lines)
2. สายโคแอกเซียล (Coaxial)
3. เวฟไกด์ (Waveguide)
4. สตรีปไลน์และไมโครสตรีป (Stripline and Microstrip)

สายนำสัญญาณแบบคู่ขนานนั้น นิยมใช้กันในตอนต้น หรือแถบความถี่ต่ำสุดของสเปกตรัมความถี่ไมโครเวฟ เนื่องจากที่ความถี่สูงขึ้นไปสายชนิดนี้จะมีการสูญเสียที่เรียกว่า Radiation loss มากขึ้น ซึ่งเป็นความสูญเสียเนื่องจากการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าออกจากตัวสายนำสัญญาณ ดังนั้นที่ความถี่สูงขึ้นไปจึงหันมาใช้สายโคแอกเซียลแทน ซึ่งสายโคแอกเซียลได้ขจัดปัญหาของ Radiation loss โดยการชีลด์ตัวมันเองด้วยแผ่นตัวนำล้อมรอบ สายชนิดนี้ประกอบด้วยแท่งตัวนำภายในซึ่งเป็นตัวนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และแท่งตัวนำล้อมรอบ ซึ่งอาจใช้เป็นแผ่นตัวนำหรือถักสานด้วยเส้นตัวนำขนาดเล็กเป็นร่างแหล้อมรอบก็ได้ แต่สายโคแอกเซียลก็มีข้อเสียตรงที่สามารถทนกำลังงานได้ต่ำ เมื่อความถี่สูงขึ้นไปจะเกิดการสูญเสียเนื่องจากผิวตัวนำหรือที่เรียกว่าสกินเอฟเฟกต์ (Skin effect) เป็นผลให้มีการลดทอนสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผ่านสายโคแอกเซียลมากขึ้น จึงเป็นข้อจำกัดของสายชนิดนี้ทำให้เหมาะสมสำหรับงานสื่อสารระยะใกล้ (Short-line length) ซึ่งความสูญเสียทางกำลังงานระดับนี้ไม่มีผลต่อระบบมากนัก ดังนั้นที่ความถี่สูงขึ้นไปการใช้เวฟไกด์จึงเป็นสื่อกลางที่เหมาะสม เพราะมันสามารถนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีกำลังสูงไปได้ โดยเกิดการสูญเสียกำลังงานในตัวมันเองน้อยมาก สำหรับสตรีปไลน์และไมโครสตรีปนิยมใช้ประกอบในตัวอุปกรณ์ที่ใช้ในย่านความถี่ไมโครเวฟ ใช้เป็นสายนำสัญญาณขนาดเล็กเชื่อมระหว่างอุปกรณ์ชนิดหนึ่งไปยังอุปกรณ์ข้างเคียง ซึ่งส่วนใหญ่ที่พบเห็นกันก็คือแถบที่ติดอยู่บนแผ่นวงจรพิมพ์ของอุปกรณ์ไมโครเวฟนั่นเอง

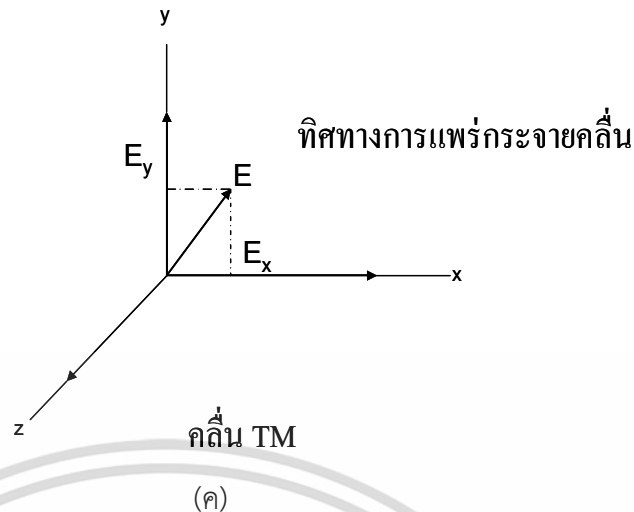
เราจะได้ทราบถึงพื้นฐานที่จำเป็นเพื่อสร้างความเข้าใจในเรื่องการเดินทางของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสื่อกลางที่เป็นสายนำสัญญาณชนิดต่างๆ ความหมายของค่าต่างๆ จำพวกความยาวคลื่น และความถี่คutoff (Cutoff wavelength and frequency), ความเร็วเฟสและความเร็วกลุ่ม (Phase and group velocity), การนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Wave transmission), การแพร่กระจายของคลื่นในโหมดที่สูงกว่า (Higher mode), คาเรคเตอร์ริสติกอิมพีแดนซ์ รวมทั้งการใช้งานของสายนำสัญญาณทุกแบบ เริ่มจากสายคู่ขนาน, สายโคแอกเซียล, เวฟไกด์ทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular waveguide), สตรีปไลน์ และไมโครสตรีป

2.6.1 โหมดการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นในสายนำสัญญาณ (Mode of Propagation)

ในสภาวะฟรีสเปซคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายออกไปเป็นลักษณะรูปทรงกลม (Spherical configuration) ตามที่เราได้ทราบกันมาแล้ว คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดการแพร่กระจายออกสู่ฟรีสเปซในลักษณะสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลาเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลา และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาก็เหนี่ยวนำสร้างสนามไฟฟ้าต่อไปเช่นกัน ทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการแพร่กระจายออกไปเรื่อยๆ และค่อยๆ ถูกลดทอนด้วยตัวกลางจนหมดไป (ซึ่งในอุดมคติคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะต้องแพร่กระจายออกไปในฟรีสเปซได้เรื่อยๆ ไม่มีที่สิ้นสุด โดยไม่ถูกลดทอนด้วยตัวกลางเลย)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.7 (ก) คลื่น TEM (ข) คลื่น TE (ค) คลื่น TM

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายออกไปเป็นรูปทรงกลม (Spherical wave) เมื่อพิจารณาที่ระยะห่างไกลจากแหล่งกำเนิดคลื่นมากๆ พื้นที่เล็กๆ บนพื้นผิวทรงกลมสมมติของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า จะกลายเป็นพื้นที่ระนาบแบน การพิจารณาสนามไฟฟ้า E และสนามแม่เหล็ก H บนพื้นผิวระนาบนี้ จะทำมุมฉากซึ่งกันและกัน ฉะนั้น คลื่นรูปทรงกลมที่ระยะห่างออกไปจากแหล่งกำเนิดมากๆ จะกลายเป็นคลื่นระนาบ (Plane wave) และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เป็นรูปทรงระนาบแบบนี้จะได้สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กทำมุมฉากซึ่งกันและกัน โดยระนาบของสนามทั้งสองจะตั้งได้ฉากกับทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นเองด้วย

ขณะที่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่กระจายไปตามสายนำสัญญาณนั้น กลุ่มประจุและกระแสไฟฟ้าบนพื้นผิวของตัวนำของสายนำสัญญาณจะมีรูปแบบเป็นไปตามเงื่อนไขขอบเขต สำหรับโหมดในการแพร่กระจายคลื่นแบบสายนำสัญญาณแบบคู่ขนานที่เป็นโหมดหลัก (Principal mode) ก็คือ ทรานส์เวอร์สอิเล็กโตรแมกเนติกเวฟ (Transverse electromagnetic wave) หรือจะเรียกว่า คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามขวางก็ได้ โดยที่โหมด (Mode) เป็นคำที่บอกลักษณะการเดินทางหรือการแพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งคลื่น TEM นี้จะเป็นคลื่นที่มีระนาบของคลื่นสนามแม่เหล็ก และคลื่นสนามไฟฟ้ารูปไซน์วางอยู่ในลักษณะตามขวางกับทิศทางเคลื่อนที่ของคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.7 (ก) กรณีที่ขนาดความยาวคลื่นของสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งานมีค่าใกล้เคียงกับขนาด (Dimension) ของสายหรือไกด์ จะทำให้เกิดโหมดการแพร่กระจายคลื่นที่แตกต่างกันมากขึ้น ซึ่งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นต่างๆ กันนี้รวมเรียกว่าโหมดที่สูงกว่า หรือไฮเออร์โหมด (Higher mode) ไฮเออร์โหมดเป็นรูปแบบการแพร่กระจายของคลื่น ซึ่งมีความถี่สูงกว่าค่าความถี่เฉพาะที่มีชื่อเรียกว่าความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) ของสายนำสัญญาณ หรือเวฟไกด์ที่ใช้งาน สำหรับความถี่ต่ำสุด (Lowest frequency) และความยาวคลื่นสูงสุด หรือยาวที่สุด (Longest wavelength) ที่สามารถแพร่กระจายไปได้ในขนาดของสายนำสัญญาณหนึ่งๆ จะเป็นความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency : f) และความยาวคลื่นคัทออฟ (Cutoff wavelength : λ_{cutoff}) ของสายนำสัญญาณนั้น รูปแบบการส่งคลื่นในลักษณะดังกล่าว จะเป็นโหมดต่ำสุด (Lowest mode) ในการส่งโดยมีชื่อเรียกโหมดนี้ว่า โหมดหลักของการแพร่กระจาย (Principal propagation mode) ส่วนไฮเออร์โหมด จะ

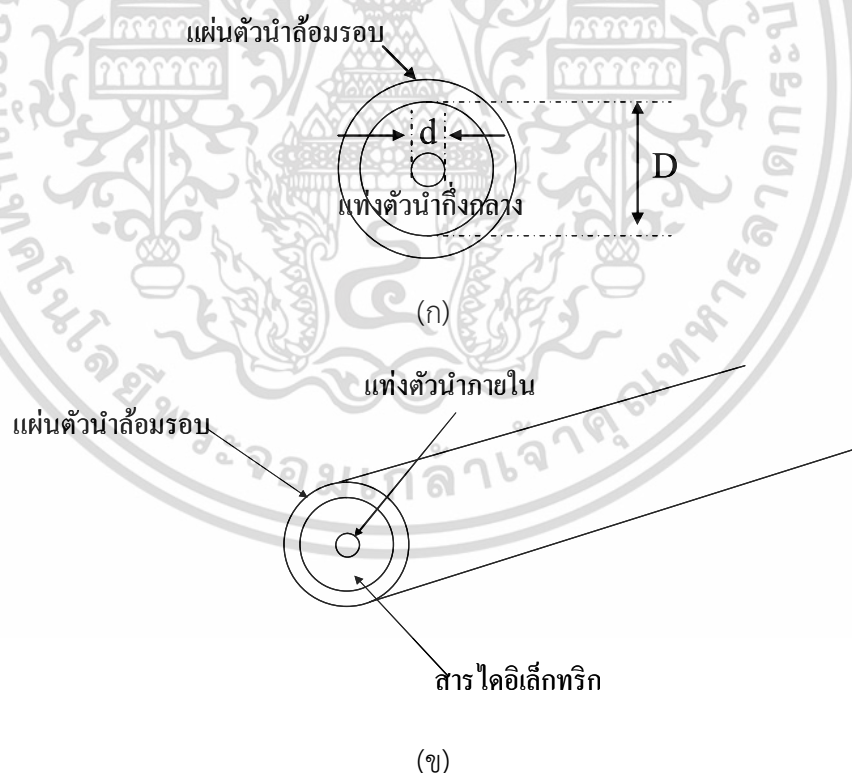
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อใช้ในการศึกษาเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่เป็นการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เป็นรูปแบบการส่งในโหมดที่สูงกว่า (เทียบกับโหมดหลัก) คลื่นที่แพร่กระจายในเวฟไกด์จะมี 2 โหมด คือ จะเป็นทรานสเวอร์สอิเล็กทริกเวฟ (Transverse electric wave : TE) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าวางตามขวาง และทรานสเวอร์สแมกเนติกเวฟ (Transverse magnetic wave : TM) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง ทรานสเวอร์สอิเล็กทริกเวฟ (สนาม H มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ z ของสนาม E) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.7 (ข) ส่วนทรานสเวอร์สแมกเนติกเวฟ (สนาม E มีส่วนประกอบหรือเวกเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ y ของสนาม H) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.7 (ค) [10]

2.7 สายโคแอกเซียล

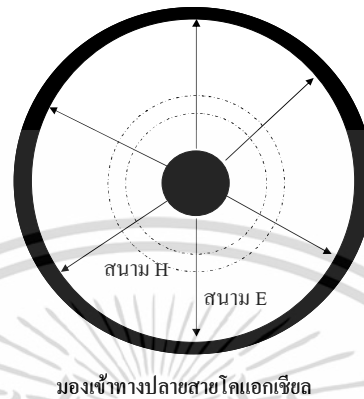
เมื่อความถี่ในการใช้งานสูงขึ้น การใช้สายคู่ขนานแบบเดิมไม่เหมาะสมจึงได้เปลี่ยนมาใช้สายอีกแบบหนึ่งมีชื่อว่า สายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลนี้จะประกอบด้วยตัวนำ 2 เส้นขนานกัน เช่นเดิม แต่ตัวนำภายนอกจะเปลี่ยนรูปเป็นแผ่นตัวนำล้อมรอบแท่งตัวนำที่เหลือนี้ ซึ่งวางในแนวศูนย์กลางใช้แกนร่วมกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.8 (ก) แท่งตัวนำภายในจะถูกจัดให้อยู่ในแนวศูนย์กลางได้ด้วยไดอิเล็กทริกสเปซเซอร์ ดังรูปที่ 2.8 (ข) หรือจะใช้สารไดอิเล็กทริกอัดแน่นเพื่อบังคับให้แท่งตัวนำวางตัวในแนวศูนย์กลาง ก็ได้สายโคแอกเซียลที่ใช้งานมีด้วยกันหลายแบบ แบ่งออกเป็นประเภทหลักๆ ได้ตามลักษณะรูปร่างภายนอก คือแบบ Flexible, Semi rigid และ Rigid



รูปที่ 2.8 (ก) สายโคแอกเซียล (ข) แบบใช้โซลิดไดอิเล็กทริก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การส่งคลื่นในสายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลนั้นเป็นการดัดแปลงมาจากสายแบบคู่ขนานนั่นเอง ฉะนั้นมันจึงสามารถรับส่งคลื่นแบบ TEM ได้ และเรียกโหมดการส่งคลื่น TEM นี้ว่า โหมดหลัก (Principal mode) หรือโหมดเด่น (Dominant mode)



รูปที่ 2.9 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเซียล

การส่งกำลังไฟฟ้า (หรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า) ไปในสายโคแอกเซียลนั้นกระทำโดยอาศัยการเดินทางของคลื่นแรงดันและคลื่นกระแส ซึ่งเป็นผลให้เกิดสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กขึ้นในสาย แสดงดังรูปที่ 2.9 เส้นทึบแสดงสนามไฟฟ้า เส้นประแสดงสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า E จะเกิดลักษณะเป็นรัศมีกระจายออกจากแท่งตัวนำศูนย์กลางภายในไปยังตัวนำภายนอกที่ล้อมรอบอยู่ และจากตัวนำภายนอกพุ่งเข้าสู่ตัวนำศูนย์กลางภายในสลับกันไป ส่วนสนามแม่เหล็ก H จะเกิดล้อมรอบแท่งตัวนำศูนย์กลางภายใน ทำมุมฉากกับสนามไฟฟ้า E สนามแม่เหล็กจะเกิดเป็นวงกลม มีศูนย์กลางร่วมกับตัวนำทั้งสองจากแท่งตัวนำภายในขยายออกเป็นวงกว้างไปสู่ตัวนำภายนอก ทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นไปตามยาวของสายนั้น หามาจากพอยน์ติงเวกเตอร์ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายไปตามที่ว่างระหว่างตัวนำทั้งสองโดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าขึ้นกับความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายในและตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแบบ TEM นี้ประกอบจากคลื่นสนามไฟฟ้าและคลื่นสนามแม่เหล็กที่เป็นรูปไซน์ ดังนั้น สนาม E และสนาม H จึงกลับทิศทางทุกๆ ครึ่งความยาวคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.10

สำหรับค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เดินทางไปตามสายนั้น จะขึ้นอยู่กับค่าความถี่ของมันเอง และค่าคงตัวไดอิเล็กตริกของสารไดอิเล็กตริก ระหว่างตัวนำทั้งสอง

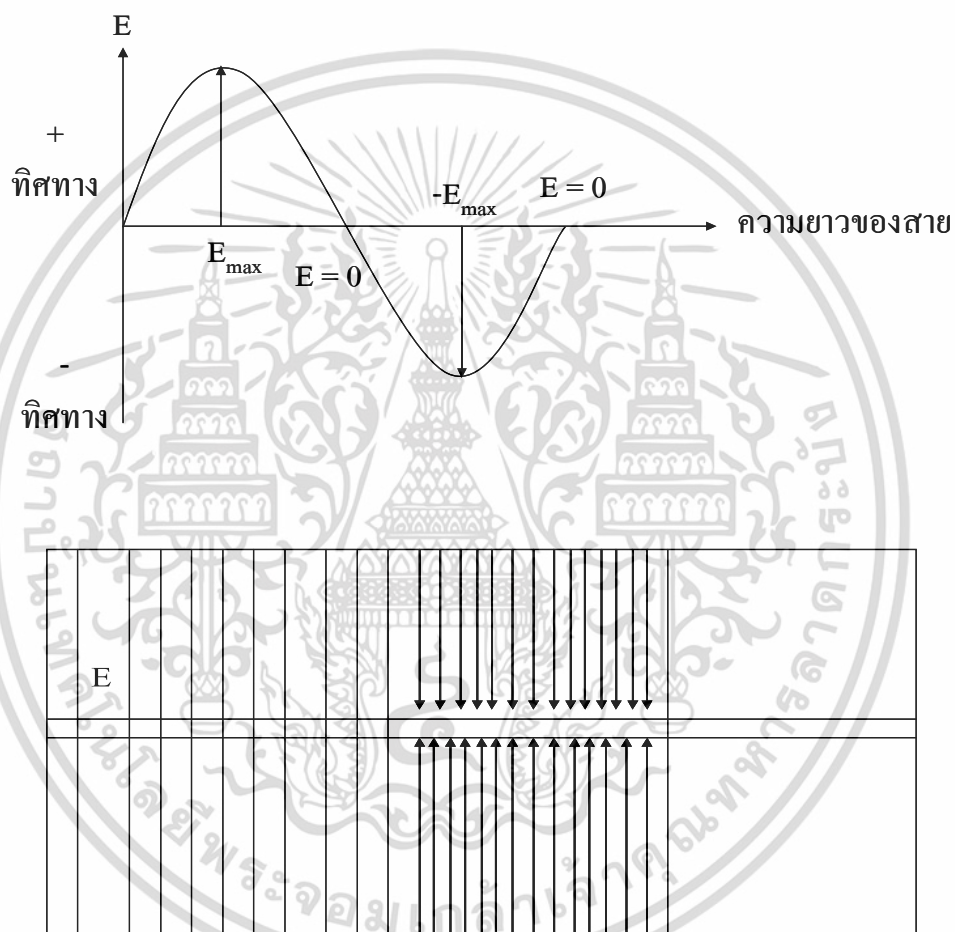
สายโคแอกเซียลนั้นไม่มีข้อจำกัดเกี่ยวกับความถี่คutoff ในโหมดการส่งคลื่น TEM จึงสามารถปรับกระแสและแรงดันตามความถี่ที่ใช้งานได้ ดังนั้นสายโคแอกเซียลซึ่งทำงานในโหมดหลัก หรือโหมด TEM จึงถือเป็นอุปกรณ์ที่ใช้งานในแถบความถี่กว้าง หรืออุปกรณ์บรอดแบนด์ (Broadband device) และค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเซียล คำนวณได้จากสมการที่ (2.1)

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- λ_{eff} คือ ความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆ
- c คือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ 3×10^8
- f คือ ความถี่มีค่าเท่ากับ 2.45 GHz
- $\epsilon_{r,tissue}$ คือ ค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

จากสมการจะเห็นว่า ถ้าสารไดอิเล็กตริกที่ใช้ในสายเป็นอากาศ ค่าความยาวคลื่นจะไม่เปลี่ยนแปลง คือเท่ากับ ความยาวคลื่นในฟรีสเปซ [10]



รูปที่ 2.10 แสดงทิศทางสนาม E และ H ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเซียล

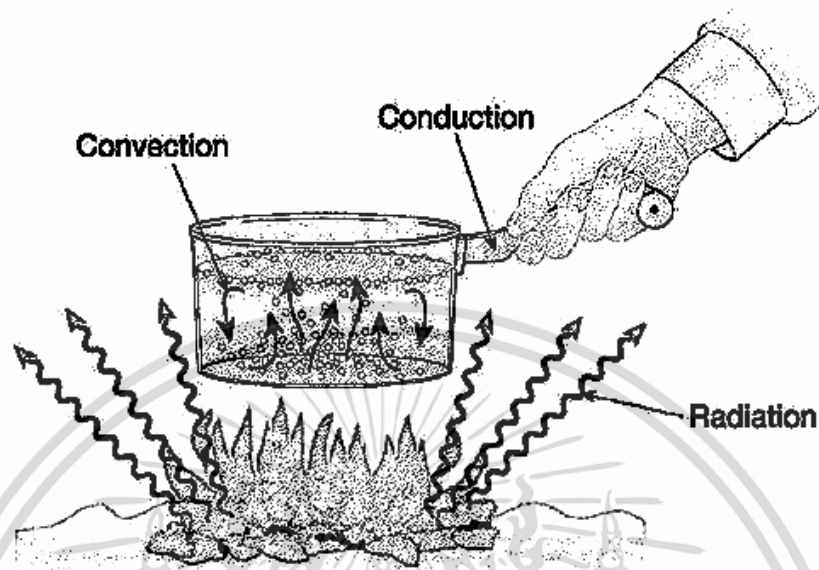
2.8 สมการการส่งผ่านความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-Heat Equation)

ก่อนอื่นขอกล่าวถึงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป ซึ่งจะมีการส่งผ่านความร้อนอยู่ด้วยกัน 3 ส่วน คือ ส่วนของการนำความร้อน (Conduction) การพาความร้อน (Convection) และการแผ่ความร้อน (Radiation) จากตัวอย่างในรูปที่ 2.11 เป็นการส่งผ่านความร้อนจากแหล่งกำเนิดความร้อนที่เกิดจากการหุงต้ม ความร้อนจากแหล่งกำเนิดความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อนแบบการแผ่ความร้อนมายังภาชนะบรรจุน้ำ ความร้อนที่มายังภาชนะจะมีการนำความร้อนจากน้ำด้านล่างมาสู่น้ำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

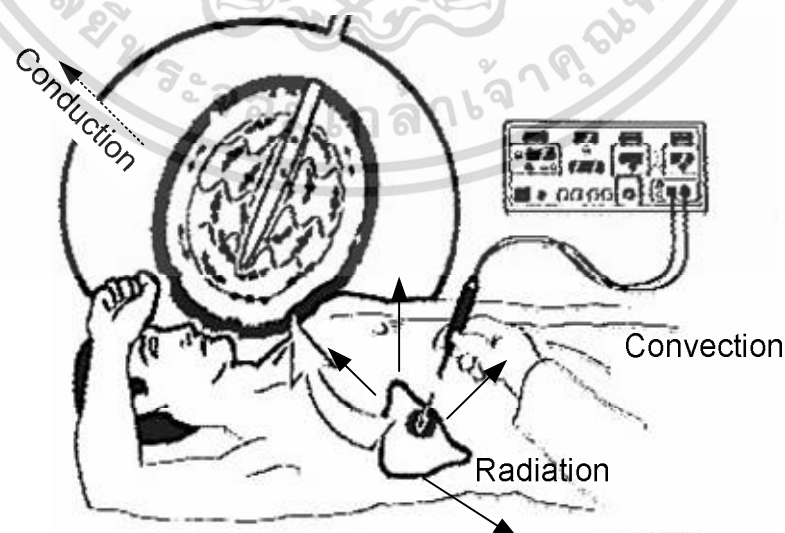
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ด้านบนด้วยการส่งผ่านความร้อนแบบการนำความร้อน และความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อนกับวัสดุที่ต่างชนิดกันด้วยการนำความร้อน นำความร้อนมายังด้านจับของภาชนะ



รูปที่ 2.11 แสดงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป

ในระบบของการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อก็มีองค์ประกอบของการส่งผ่านความร้อนพื้นฐาน 3 ส่วน เช่นเดียวกับการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป ซึ่งการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ จะประกอบด้วย การนำความร้อนในเนื้อเยื่อ การพาความร้อนด้วยเลือด และการแผ่ความร้อนของเนื้อเยื่อ ซึ่งในระบบของการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อค่าในเทอมของการแผ่ความร้อนจะไม่พิจารณา เนื่องจากต้องการวิเคราะห์การกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อเท่านั้น ดังแสดงในรูปที่ 2.12



รูปที่ 2.12 แสดงการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับใช้เฉพาะในเพื่อการรักษาเท่านั้น มิใช่อยู่เพื่อให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปเป็นการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นจากกระบวนการรักษาด้วยการจี้ความร้อนจากแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ โดยใช้สายอากาศไมโครเวฟทางลงไปเนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟจากแหล่งกำเนิด จะส่งผ่านตัวนำไปตามสาย ออกไปตามสายอากาศ โดยลักษณะของคลื่นที่ออกจากสายอากาศ จะขึ้นอยู่กับกรอกแบบสายอากาศ

คลื่นไมโครเวฟออกจากสายอากาศเข้าสู่เนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟจะทำให้เนื้อเยื่อเกิดการเสียดสี เกิดความร้อนขึ้นบริเวณสายอากาศ ความร้อนที่เกิดขึ้นจะมีการส่งผ่านความร้อนในรูปแบบ การนำความร้อนไปรอบๆ บริเวณเนื้อเยื่อ และเกิดการส่งผ่านความร้อนตามการเคลื่อนที่ของเลือดแบบ การนำ และมีการระบายความร้อนออกนอกเนื้อเยื่อด้วยการแผ่ความร้อน

จะเห็นได้ว่าหลักการพื้นฐานของการส่งผ่านความร้อน (Heat Transfer) สามารถนำมาใช้ในเนื้อเยื่อได้ โดยเรียกการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อว่า สมการการส่งผ่านความร้อนทางชีวภาพ (Bio-Heat Equation) [20] สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.2)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T - T_b) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (2.2)$$

เมื่อ	$h_{bl} = \rho_{bl} c_{bl} \omega_{bl}$	และ
ρ	=	ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (kg/m ³)
c	=	ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ (J/kg.K)
k	=	ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (W/m.K)
h_b	=	สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
ρ	=	ความหนาแน่นเลือด (kg/m ³)
c_b	=	ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด (J/kg.K)
ω_b	=	การกำซาบ (1/s)
T_b	=	ค่าอุณหภูมิเลือด (37 °C)
Q_{met}	=	ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (W/m ³)
Q_{ext}	=	ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m ³)

โดยในการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อจะพิจารณาเฉพาะการพาความร้อน การนำความร้อน และแหล่งกำเนิดความร้อนต่างๆ ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ ซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นประกอบด้วย Q_{met} คือ ความร้อนที่เกิดจากการเผาผลาญ และ Q_{ext} เป็นความร้อนที่เกิดจากแหล่งกำเนิดต่างๆ โดยในงานวิจัยฉบับนี้จะพิจารณาการเกิดความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟ เพราะฉะนั้นค่าในเทอมของ Q_{ext} จะเป็นความร้อนที่เกิดจากคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งเกิดจากความต้านทานความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ แสดงได้ดังสมการ

$$Q_{ext} = \rho \cdot SAR = \sigma \cdot E^2 \quad (2.3)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดย SAR คือ อัตราการดูดซับจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ และจะเห็นได้ว่า Q_{ext} จะเกิดขึ้นจากสนามไฟฟ้าเท่านั้น

2.8.1 สมการการดูดซับความร้อน (SAR)

พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเส้นเลือด การดูดซับความร้อนและการแพร่กระจายลงเนื้อเยื่อ จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อ [16]-[17] ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการ ที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน แสดงดังสมการที่ (2.4)

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} E^2 \quad (2.4)$$

เมื่อ

SAR = อัตราการดูดซับจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ (W/kg)

σ = สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3)

E = ความเข้มสนามไฟฟ้า (V/m)

2.9 พลศาสตร์ของเลือด (Hemodynamic) [20]

พลศาสตร์ของเลือดเป็นการศึกษาที่อธิบายถึงปัจจัยต่างๆ ที่มีผลต่ออัตราการไหลของเลือด (Blood Flow) ในระบบไหลเวียนเลือด ซึ่งอัตราการไหลของเลือดหมายถึง ปริมาณของเลือดที่ไหลผ่านบริเวณหนึ่งในระบบไหลเวียนเลือดในช่วงเวลาหนึ่ง ซึ่งมีหน่วยเป็นมิลลิเมตรต่อนาทีหรือลิตรต่อนาที อัตราการไหลของเลือดในระบบไหลเวียนเลือดของผู้ใหญ่ขณะพักมีค่าประมาณ 5,000 มิลลิตรต่อนาที หรือเรียกว่าปริมาตรเลือดจากหัวใจต่อนาที (Cardiac Output) ซึ่งปัจจัยที่มีผลต่อปริมาตรเลือดจากหัวใจต่อนาที

2.9.1 ปัจจัยที่มีผลต่ออัตราการไหลของหลอดเลือด

ความต้านทานของหลอดเลือดขึ้นอยู่กับรัศมีของหลอดเลือด ความยาวของหลอดเลือด และความหนืดของเลือด การเปลี่ยนแปลงปัจจัยใดปัจจัยหนึ่งจะทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดเปลี่ยนแปลง ซึ่งปัจจัยต่างๆ อาจมีการเปลี่ยนแปลงได้ดังนี้

1. ความยาวของหลอดเลือด ถ้าความแตกต่างของความดันมีค่าคงที่ จะพบว่าอัตราการไหลขึ้นอยู่กับความยาวของหลอดเลือด โดยอัตราการไหลแปรผกผันกับความยาวของหลอดเลือด เช่น ถ้าท่อแรกยาว l_1 และรัศมี r_1 จะมี Q_1 เท่ากับ 10 มิลลิตรต่อนาที แต่ถ้าท่ออีกอันยาวเท่ากับ $2 l_1$ และมีรัศมี $r_1 = r_2$ ดังนั้น $Q_2 = 5$ มิลลิตรต่อวินาที ดังนั้น $Q \propto 1/l$ อาจกล่าวได้ว่าเมื่อหลอดเลือดมีความยาวเพิ่มขึ้นมีผลเพิ่มความต้านทานของหลอดเลือด ทำให้อัตราการไหลลดลง อย่างไรก็ตามการ

เปลี่ยนแปลงความยาวของหลอดเลือดมีผลน้อยมากต่อความต้านทานของหลอดเลือด เนื่องจากความยาวของหลอดเลือดในแต่ละคนมีค่าค่อนข้างคงที่ ยกเว้นในเด็กที่กำลังเจริญเติบโต และคนอ้วน

2. รัศมีของหลอดเลือด ถ้าท่อที่ยาว l_3 ซึ่งมีความยาวเท่ากับ l_1 แต่มีรัศมีเป็นสองเท่าของ r_1 ($r_3 = 2r_1$) จะพบว่า Q_3 มีค่าเป็น 160 มิลลิลิตรต่อวินาที ซึ่งมีค่าเป็น 160 เท่าของ Q_1 ดังนั้น $Q \propto r^4$ ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงรัศมีของหลอดเลือดมีผลเปลี่ยนแปลงความต้านทานอย่างมากในระบบไหลเวียนเลือดว่าปัจจัยใดก็ตามที่ทำให้รัศมีของหลอดเลือดลดลงหรือหลอดเลือดแดงหดแคบ ทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดเพิ่มขึ้น ในทางตรงกันข้ามเมื่อหลอดเลือดแดงขยายตัว ทำให้ความต้านทานของหลอดเลือดลดลง

3. ความหนืดของเลือดถ้าความแตกต่างของความดันและรูปทรงของท่อทรงกระบอกมีค่าคงที่จะพบว่าอัตราการไหลขึ้นอยู่กับความหนืดของของเหลว เมื่อ $l_4 = l_1$, $r_4 = r_1$, $\eta_4 = 2\eta_1$ และ $Q_1 = 10$ มิลลิลิตรต่อวินาที แล้วจะได้ว่า Q_4 มีค่าเท่ากับ 5 มิลลิลิตรต่อวินาที หรือมีค่าเป็นครึ่งหนึ่งของ Q_1 ดังนั้น $Q \propto 1/\eta$ สรุปได้ว่าหลอดเลือดมีความต้านทานเพิ่มขึ้นเมื่อเลือดมีความหนืดเพิ่มขึ้น

ปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความหนืดของเลือด คือ ความเข้มข้นของเซลล์เม็ดเลือดและโปรตีนในพลาสมา ในภาวะที่ร่างกายมีอุณหภูมิปกติพบว่าพลาสมามีความหนืดมากกว่าน้ำประมาณ 1.8 เท่า และความหนืดของเลือดมีค่ามากกว่าน้ำประมาณ 3 - 4 เท่า เนื่องจากมีเม็ดเลือดแดงและโปรตีน ความหนืดของเลือดอาจเปลี่ยนแปลงได้เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของฮีมาโทคริต (Hematocrit หมายถึง เปอร์เซ็นต์ของเม็ดเลือดแดงในน้ำเลือด) และอุณหภูมิ ตัวอย่างเช่น ภาวะเลือดจาง (Anemia) ทำให้เลือดมีความหนืดลดลง ในทางตรงกันข้ามเมื่อฮีมาโทคริตเพิ่มขึ้นจาก 40% เป็น 60% ในภาวะที่เม็ดเลือดแดงมาก (Polycythemia) ทำให้เลือดมีความหนืดเพิ่มขึ้นประมาณสองเท่า นอกจากนี้การลดลงของอุณหภูมิมีผลเพิ่มความหนืดของเลือดประมาณ 2% ต่อองศาเซลเซียส ($^{\circ}\text{C}$)

2.10 สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes)

สมการนาเวียร์-สโตกส์ (Navier-Stokes Equations) เป็นระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยจากการประยุกต์ใช้กฎการเคลื่อนที่ข้อที่สองของนิวตัน เพื่ออธิบายการเคลื่อนที่ของของไหล เช่น การไหลของอากาศผ่านปีกเครื่องบิน การไหลของของไหลในท่อ และการไหลของเลือดในเส้นเลือด เป็นต้น ซึ่งการวิเคราะห์การไหลของเลือดภายในเส้นเลือดของตับ โดยมีความเร็วและความหนืดเป็นปัจจัยสำคัญที่ใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดในเส้นเลือดของตับ [12-17]

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} + \rho(u \cdot \nabla)u = \nabla \cdot [pI + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T)] \quad (2.5)$$

u = ความเร็ว [m/s]

ρ = ความหนาแน่น

η = Dynamic viscosity [Pa · s]

I = Unity tensor

F = Volume forces [N/m³]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 สมการการพาและการนำ (Convection and Conduction) [17]

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = Q - \rho C_p u \cdot \nabla T \quad (2.6)$$

ρ = ความหนาแน่น [Pa]

C_p = Heat Capacity at Constant Pressure

T = อุณหภูมิ [$^{\circ}$ C]

t = เวลา [s]

k = Thermal conductivity

Q = Spatial heat source (Microwave)

u = Velocity [m/s]

2.12 ระเบียบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)

การวิเคราะห์ปัญหาการไหลเพื่อหาความเร็ว ความดัน อุณหภูมิ ฯลฯ สำหรับใช้ในการออกแบบงานทางวิศวกรรม การสร้างแบบจำลอง หรือการศึกษางานทางด้านวิทยาศาสตร์ด้วยวิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหล (Computational Fluid Dynamics หรือ CFD) ได้เข้ามามีบทบาท และก่อให้เกิดประโยชน์เป็นอย่างมากในปัจจุบัน วิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหลผสมผสานกับความรู้ทางด้านระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical Methods) โดยทำการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแก้สมการเชิงอนุพันธ์ย่อย ซึ่งเป็นสมการที่แสดงความสมดุลของการไหลนั้นก่อให้เกิดผลลัพธ์ที่สามารถแสดงได้ด้วยกราฟฟิกส์ ทำให้นักวิเคราะห์สามารถเข้าใจในปรากฏการณ์ของการไหลได้เป็นอย่างดี เป็นผลให้สามารถทำการปรับปรุง ดัดแปลง ในรูปแบบของการออกแบบ การจำลอง จนได้ผลลัพธ์เป็นที่น่าพอใจบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ก่อนนำไปสร้างจริงหรือปฏิบัติการขั้นต่อไปเพื่อต่อยอดความมั่นใจในการออกแบบนั้น

กระบวนการออกแบบหรือสร้างแบบจำลองด้วยการคำนวณพลศาสตร์ของไหลดังกล่าว ช่วยลดค่าใช้จ่ายและเวลาลงไปอย่างมากเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการทดลองแต่เพียงอย่างเดียวที่เคยทำมาในอดีต วิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหลได้นำมาประยุกต์เข้ากับงานทางด้านวิศวกรรมเป็นจำนวนมาก ทั้งในระดับวิจัยและพัฒนา เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพของงานในทางปฏิบัติ เช่น การศึกษาสภาวะการไหลผ่านใบพัดในปั้มน้ำเพื่อปรับปรุงรูปทรงของใบพัดก่อให้เกิดกำลังส่งสูงสุด การศึกษาการกระจายของน้ำมันเพื่อการจุดระเบิดที่สม่ำเสมออย่างสมบูรณ์ในห้องลูกสูบ การศึกษาพฤติกรรมการไหลในท่อ การศึกษาการแพร่กระจายของน้ำเสียขณะไหลในแม่น้ำ การศึกษาการระบายอากาศผ่านไมโครชิพในอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เพื่อควบคุมไม่ให้เกิดอุณหภูมิที่สูงมากเกินไป นอกจากนี้วิธีการคำนวณพลศาสตร์ของไหลยังได้นำไปประยุกต์เข้ากับงานทางวิศวกรรมและวิทยาศาสตร์อื่นๆ ในอีกหลาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แขนงที่ไม่สามารถทำการทดลองได้หรืออาจเป็นอันตรายหากทำการทดลอง เช่น การจำลองการไหลในหลอดเลือดและหัวใจ หรือการไหลผสมกันระหว่างสารเคมีซึ่งมีอันตราย เป็นต้น

จากตัวอย่างของปัญหาต่าง ๆ ที่ได้อธิบายมาข้างต้นนี้ จะเห็นได้ว่า การคำนวณพลศาสตร์ของไหลก่อให้เกิดประโยชน์ในการวิเคราะห์งานต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการไหลเป็นจำนวนมาก นับตั้งแต่ช่วยลดเวลาและค่าใช้จ่ายเป็นอย่างมากในการออกแบบ ช่วยในการวิเคราะห์และลดขั้นตอนที่จำเป็นต้องใช้ในการทดลองหรือในกรณีที่ไม่สามารถทำการทดลองได้ รวมทั้งยังสามารถวิเคราะห์ลงไป ในรายละเอียดของการไหลในบางบริเวณ เพื่อหาผลลัพธ์และข้อมูลที่ต้องการความสมบูรณ์ และที่สำคัญที่สุด จากตัวอย่างต่างๆ นี้ จะเห็นได้ว่าการคำนวณทางพลศาสตร์ของไหล ยังเปิดโอกาสเพื่อการวิเคราะห์การไหลอื่นๆ ได้อีก เป็นจำนวนมากทั้งทางด้านการประยุกต์ใช้ และทางด้านทฤษฎีและการพัฒนา

2.12.1 กระบวนการแก้ปัญหา

การวิเคราะห์ปัญหาต่างๆ ทางวิศวกรรม ไม่ว่าจะเป็นปัญหาทางด้านกลศาสตร์ของแข็ง (Solid Mechanics) เช่น การหาค่าความเค้นในโครงสร้างและชิ้นงานกลใดๆ หรือจะเป็นปัญหาทางด้านการถ่ายเทความร้อน เช่น การหาการกระจายของอุณหภูมิในครีบบระบายความร้อนของหม้อแปลงและมอเตอร์ไฟฟ้า หรือจะเป็นปัญหาทางด้านการไหล เช่น การไหลของอากาศในห้องปรับอากาศ หรือจะเป็นปัญหาในศาสตร์อื่นๆ ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากการวิเคราะห์ปัญหาเหล่านี้ ขึ้นอยู่กับปัจจัยหรือองค์ประกอบใหญ่ ๆ 3 องค์ประกอบ กล่าวคือ ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Partial differential equations) ที่อธิบายความจริงของปัญหานั้น เงื่อนไขขอบเขต (Boundary conditions) สำหรับปัญหาที่ทำการศึกษานั้น และลักษณะรูปร่าง (Geometry) ของปัญหานั้น ทั้ง 3 องค์ประกอบนี้ หากองค์ประกอบใดองค์ประกอบหนึ่งเปลี่ยนแปลงไป ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นก็จะเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ความเข้าใจโดยลึกซึ้งในองค์ประกอบทั้งสามนี้มีความจำเป็นอย่างยิ่งต่อการวิเคราะห์ปัญหาด้วยการคำนวณ ความสำคัญในแต่ละองค์ประกอบที่จำเป็นต้องทำความเข้าใจสามารถอธิบายในภาพรวมได้ดังต่อไปนี้

2.12.1.1 สมการเชิงอนุพันธ์ย่อย

ปัญหาในงานวิศวกรรมต่างมีความลึกซึ้งของสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่แตกต่างกันออกไป สมการเชิงอนุพันธ์ย่อยสามารถจัดได้ว่าเป็นหัวใจซึ่งแสดงถึงความจริงที่เกิดขึ้นในปัญหานั้นๆ ยกตัวอย่างเช่น การวิเคราะห์ปัญหาพลศาสตร์ของแข็งนั้นจำเป็นต้องเริ่มจากระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่อธิบายความสมดุลของแรงใน 3 ทิศทางซึ่งจำเป็นต้องถูกต้องอยู่เสมอไม่ว่าจะเป็นที่ตำแหน่งใดๆ ในปัญหานั้น การวิเคราะห์ปัญหาการถ่ายเทความร้อนจำเป็นต้องเริ่มจากสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่อธิบายความสมดุลของการถ่ายเทความร้อน หรือการวิเคราะห์ปัญหาการไหลนั้นจำเป็นต้องเริ่มจากระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่แสดงถึงการอนุรักษ์มวล โมเมนตัม และพลังงาน เป็นต้น สมการเชิงอนุพันธ์ย่อยเหล่านี้ล้วนประกอบด้วยพจน์ต่างๆ ที่อยู่ในรูปแบบเชิงอนุพันธ์ (Derivative terms) ซึ่งใช้สัญลักษณ์คล้าย “เลขหกกลับทาง” ยกตัวอย่างเช่น ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยของการไหลแบบหนืดภายใต้สภาวะอยู่ตัวสองมิติ โดยคำนึงถึงการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิ

2.12.2 ไฟไนต์เอลิเมนต์และองค์ประกอบความรู้ที่จำเป็น

ศักยภาพของโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้คำนวณพลศาสตร์ของการไหล มักทำให้ผู้วิเคราะห์เข้าใจว่าสามารถใช้โปรแกรมเพื่อหาผลลัพธ์ของการไหลสำหรับปัญหาใดๆ ได้โดยง่าย ในความจริงนั้น เนื่องจากโปรแกรมเหล่านี้ตั้งอยู่บนความรู้ทางคณิตศาสตร์และขั้นตอนการคำนวณที่ค่อนข้างลึกซึ้ง ผู้ที่จะสามารถใช้โปรแกรมเหล่านี้ได้ถูกต้องอย่างมีประสิทธิภาพจำเป็นต้องมีความรู้ที่เพียงพอองค์ประกอบของความรู้ที่ต้องการนี้อาจจำแนกออกเป็น 5 ประการ คือความรู้ในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Set of partial differential equation) และความเข้าใจความหมายทางกายภาพ (Physical meaning) ของสมการเหล่านี้ความรู้ในระเบียบวิธีเชิงตัวเลข (Numerical methods) ความรู้ในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method) ความรู้พื้นฐานในการประดิษฐ์โปรแกรมคอมพิวเตอร์ในส่วนของการวิเคราะห์ และประสบการณ์ในการใช้เครื่องคอมพิวเตอร์

ความรู้ทั้ง 5 ประการดังกล่าวข้างต้น จะช่วยให้ผู้ใช้โปรแกรมเกิดความเข้าใจในกระบวนการแก้ปัญหาและมั่นใจผลลัพธ์ที่คำนวณได้ พื้นฐานความรู้ทั้ง 5 ประการนี้สามารถอธิบายในภาพรวมได้ดังนี้

1. ความรู้ในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย โปรแกรมคอมพิวเตอร์ทางด้านการคำนวณพลศาสตร์ของการไหล ล้วนตั้งอยู่บนการแก้ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยระบบใดระบบหนึ่งที่กำหนดให้ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องศึกษาว่าโปรแกรมคอมพิวเตอร์นั้นถูกสร้างมาเพื่อแก้ปัญหาของการไหลที่ครอบคลุม (Governed) ด้วยระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยประเภทใด นอกจากนั้น ความเข้าใจทางกายภาพในแต่ละพจน์ของระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยนั้น ก็มีความสำคัญมากเช่นกันในการบ่งบอกศักยภาพ (Capability) และขอบเขตจำกัด (Limitation) ของโปรแกรมเอง พจน์ต่าง ๆ ในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยนี้ยังบ่งบอกต่อไป การแก้ปัญหาคือโปรแกรมคอมพิวเตอร์นี้ต้องการความลึกซึ้งของระเบียบวิธีการคำนวณมากน้อยเพียงใด และเป็นผลต่อเนื่องต่อเวลาที่ใช้ในการคำนวณปัญหานั้นๆ อย่างไร ดังนั้นความเข้าใจในระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยจึงมีความสำคัญที่จำเป็นต้องทำความเข้าใจก่อนลงมือใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์นั้น

2. ความเข้าใจในระเบียบวิธีเชิงตัวเลข ระเบียบวิธีเชิงตัวเลขในปัจจุบันได้กลายมาเป็นวิชาบังคับในการเรียนวิศวกรรมศาสตร์หลายสาขานั้น เป็นความรู้พื้นฐานและองค์ประกอบหนึ่งที่สำคัญสำหรับการคำนวณ ความรู้พื้นฐานในระเบียบวิธีเชิงตัวเลขนี้ประกอบด้วย ความรู้ของฟังก์ชันของการประมาณภายใน (Interpolation functions) การดิฟเฟอเรนเชียลและการอินทิเกรตเชิงตัวเลข (Numerical differentiations and integrations) ความรู้พื้นฐานในการแก้สมการเชิงอนุพันธ์สามัญ (Ordinary differential equations) รวมทั้งสมการเชิงอนุพันธ์ย่อย (Partial differential equations) และที่สำคัญที่สุดคือความรู้ในระเบียบวิธีต่างๆ ที่ใช้แก้ระบบสมการพีชคณิต (System of algebraic equations)

3. ความรู้ในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การวิเคราะห์ปัญหาใดๆ ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นนั้นขึ้นอยู่กับองค์ประกอบหลัก 3 ประการ คือ ระบบสมการเชิงอนุพันธ์ย่อยที่ครอบคลุมปัญหานั้น เงื่อนไขขอบเขต และลักษณะรูปร่างปัญหานั้น ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นระเบียบวิธีที่ตอบสนองทำให้องค์ประกอบหลักทั้งสามที่ต้องการนี้มีความสมบูรณ์ [24, 25]

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

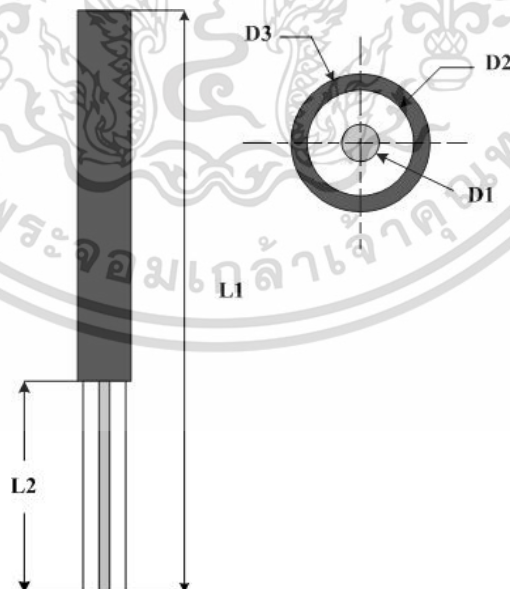
การวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อศึกษาผลกระทบของภาวะการพาความร้อนในการรักษาเซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ บทนี้เป็นวิธีการดำเนินการวิจัยโดยจะกล่าวถึงการสร้างแบบจำลอง การทดสอบแบบจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การทดสอบคุณสมบัติของสายอากาศ รายละเอียดพารามิเตอร์และคุณสมบัติทางไฟฟ้า และการจัดเตรียมการทดลองเพื่อเปรียบเทียบผลที่จากการจำลองการทำงานด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

3.1 การออกแบบจำลอง

ในส่วนนี้จะเป็นการออกแบบจำลอง ซึ่งในงานวิจัยนี้มีทั้งหมด 2 แบบ คือ แบบจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับ และแบบจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด

3.1.1 แบบจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับ

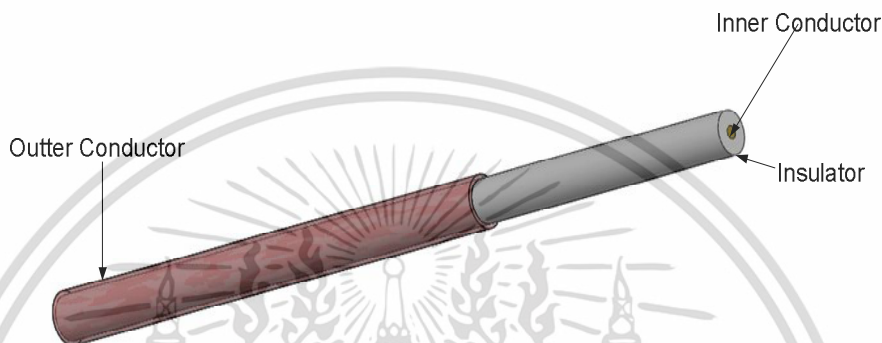
ในแบบจำลองนี้จะใช้สายอากาศแบบโคแอกเซียลปลายเปิด (COA) แบบ Semi-Rigid นำมาปลอกตัวนำนอกออก ความยาว 2 เซนติเมตร ส่วนปลายของสายอากาศที่ปลอกตัวนำนอกออกเรียกว่า เป็นส่วนปลายเปิด เพื่อครอบคลุมในช่วงที่มีขนาดสนามไฟฟ้าสูงสุด $\frac{3\lambda}{4} \approx 5.79$ cm [8], [10] ดังแสดงในรูปที่ 3.1 และตารางที่ 3.1 ตามลำดับ



รูปที่ 3.1 แสดงโครงสร้างของสายอากาศโคแอกเซียลแบบปลายเปิด (COA)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อไปจะแสดงโครงสร้างของสายอากาศ โดยสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 3.2 ซึ่งทางผู้วิจัยวาดโครงสร้างของสายอากาศด้วยโปรแกรม SolidWorks (SolidWorks Corp Concord MA) แล้วส่งออกสายอากาศในรูปแบบ IGES เข้าสู่โปรแกรม COMSOL Multiphysics Version 3.5 (COMSOL Inc., Burlington, MA) เพื่อใช้ในการกำหนดพารามิเตอร์ต่าง ๆ และจำลองการทำงานด้วยวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยขนาดของสายอากาศแสดงได้ดังตารางที่ 3.1

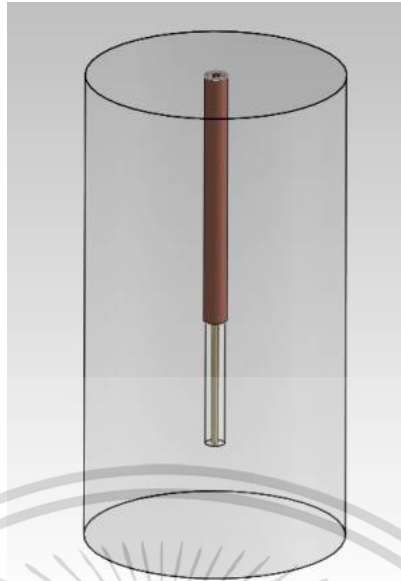


รูปที่ 3.2 แบบจำลองของสายอากาศโคแอกเซียลแบบปลายเปิด (COA) ด้วยคอมพิวเตอร์

ตารางที่ 3.1 รายละเอียดขนาดของสายอากาศ

พารามิเตอร์	ขนาด (มิลลิเมตร)
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำใน ;(D1)	0.912
เส้นผ่านศูนย์กลางไดอิเล็กทริก ;(D2)	2.985
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำนอก ;(D3)	3.581
ความยาวที่เปิดออกของเสาอากาศ ;(L2)	20
ความยาวทั้งหมดของเสาอากาศ ;(L1)	60

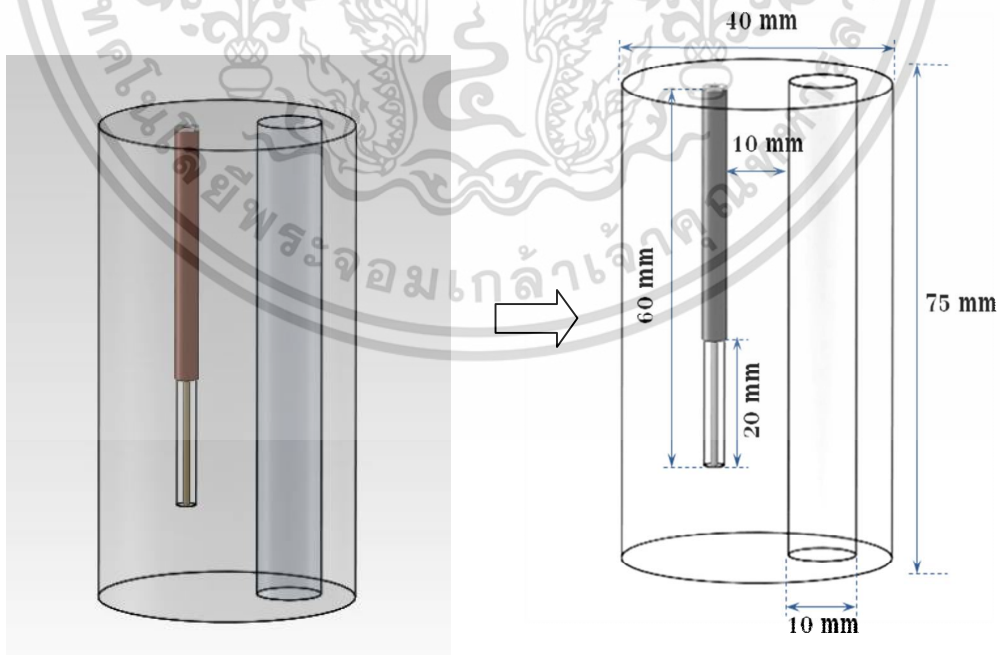
และต่อไปเป็นการจำลองให้สายอากาศอยู่ในเนื้อเยื่อตับ โดยออกแบบให้เนื้อเยื่อตับ มีเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 40 มิลลิเมตร และยาว 75 มิลลิเมตร ซึ่งมีโครงสร้าง ดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 แสดงโครงสร้างของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับ

3.1.2 แบบจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด

ในแบบจำลองนี้เป็นการจำลองให้สายอากาศอยู่ในเนื้อเยื่อตับและมีเส้นเลือดอยู่ด้วย โดยให้เส้นเลือดแดงมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร ยาว 75 มิลลิเมตร ในการออกแบบให้ระยะห่างระหว่างสายอากาศและเส้นเลือดแดง มีค่าเท่ากับ 10 มิลลิเมตร ซึ่งมีโครงสร้าง ดังแสดงในรูปที่ 3.4



รูปที่ 3.4 แสดงโครงสร้างของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

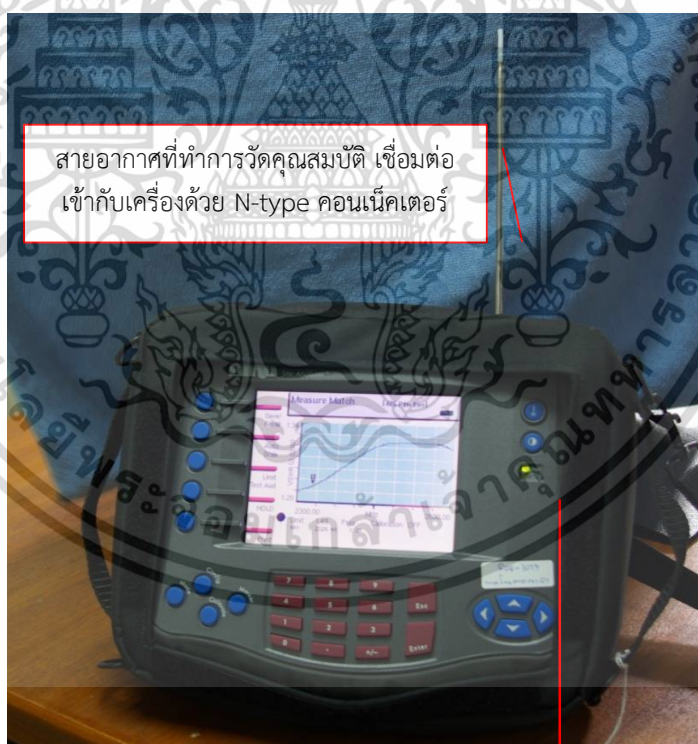
3.2 คุณสมบัติของสายอากาศ

สายอากาศจริงแบบปลายเปิดที่ใช้ในการทดลอง โดยสายอากาศถูกสร้างขึ้นจากสายนำสัญญาณในย่านความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งเป็นสายนำสัญญาณโคแอกเซียลแบบ Semi-Rigid [10] ดังแสดงในรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 แสดงโครงสร้างของสายอากาศจริงแบบปลายเปิด

นำสายอากาศจริงที่ใช้สำหรับการทดลอง ทดสอบคุณสมบัติด้านการใช้งานในความถี่ไมโครเวฟ 2.45 GHz ด้วยเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ ยี่ห้อ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX โดยแสดงวิธีใช้งานในรูปที่ 3.6



สายอากาศที่ทำการวัดคุณสมบัติ เชื่อมต่อ
เข้ากับเครื่องด้วย N-type คอนเน็คเตอร์

เครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ
Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX

รูปที่ 3.6 แสดงเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.6 แสดงเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX และต่อไปในรูปที่ 3.7 จะแสดงรูปสายอากาศแบบแบบสล็อต (CSA) และแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) ที่ใช้สำหรับการทดสอบ เพื่อเปรียบเทียบคุณสมบัติของสายอากาศแบบต่าง ๆ และแสดงผลที่ได้จากการวัดคุณสมบัติของสายอากาศทั้ง 3 โดยจะวัดคุณสมบัติของสายอากาศ คือ VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) และค่า Return Loss ของสายอากาศทั้ง 3 แบบ



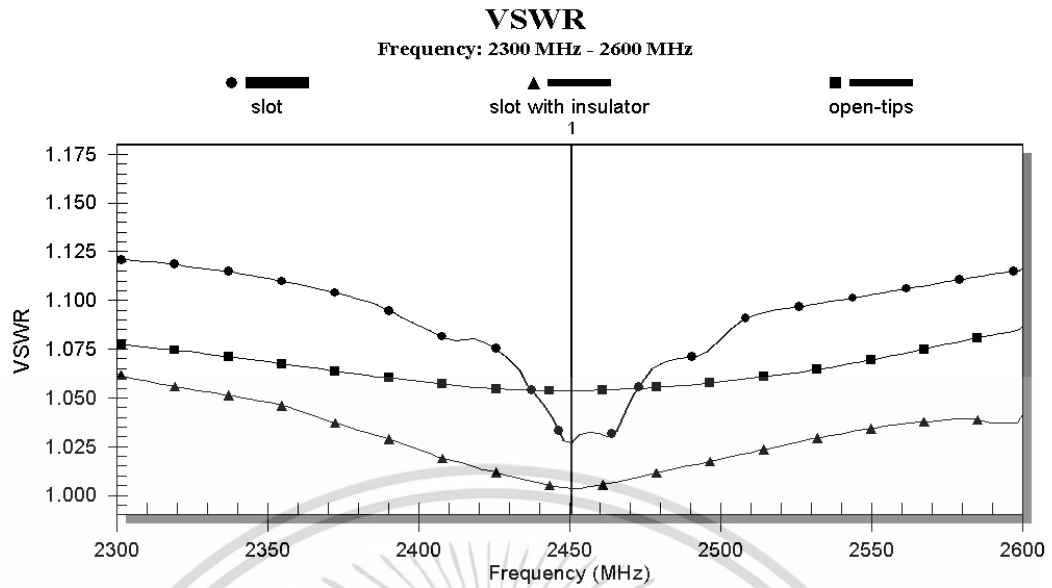
(ก)



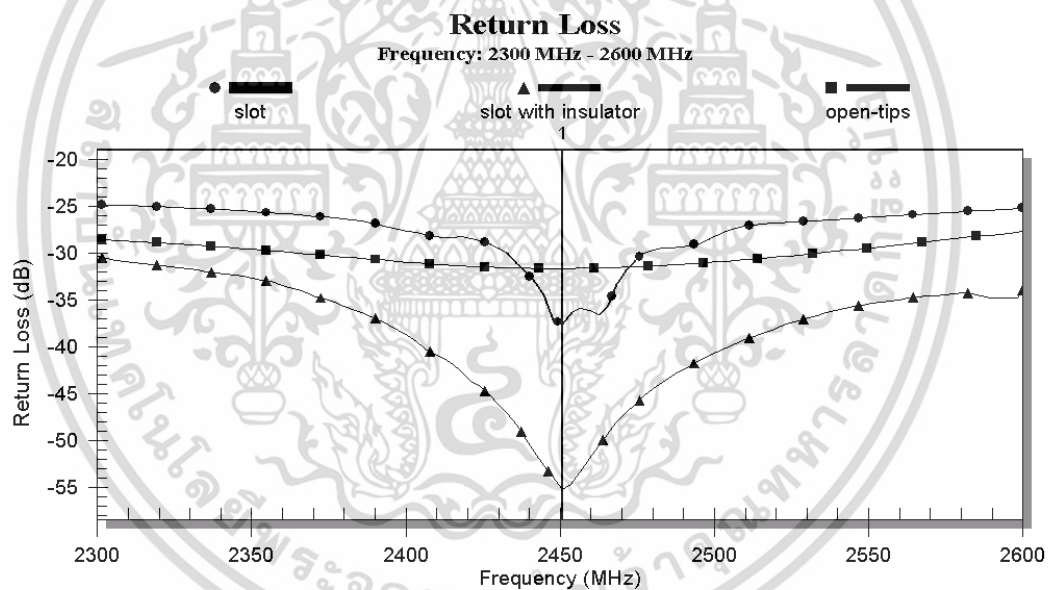
(ข)

รูปที่ 3.7 แสดงรูปสายอากาศจริงแบบ (ก) สล๊อต (CSA) และ (ข) สล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

ในลำดับต่อไปจะแสดงผลที่ได้จากเครื่องมือวัดคุณสมบัติสายอากาศ โดยแสดงผลในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz และเราจะสนใจที่ความถี่ใช้งานที่ 2.45 GHz สายอากาศที่ทำการทดสอบได้แก่ สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) สายอากาศแบบสล็อต (CSA) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI) โดยจะวัดคุณสมบัติของสายอากาศ คือ VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) หรือ อัตราส่วนที่คลื่นส่งไปต่อคลื่นสะท้อนกลับ ค่าที่ได้ต้องไม่เกิน 1:5 (ยิ่งเข้าใกล้ 1 ยิ่งดี แสดงถึงการส่งผ่านได้ดี สะท้อนกลับน้อย) และค่า Return Loss ค่าที่ได้ต้องต่ำกว่า -20 dB (ยิ่งติดลบยิ่งดี เนื่องจากยิ่งสะท้อนกลับน้อย แสดงว่าคลื่นส่งผ่านไปได้ดี) แสดงรายละเอียดได้ดังรูปกราฟที่ 3.8 และรูปกราฟที่ 3.9



รูปที่ 3.8 กราฟแสดงค่า VSWR ของสายอากาศ 3 แบบ ในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz



รูปที่ 3.9 กราฟแสดงค่า Return Loss ของสายอากาศ 3 แบบ ในย่านความถี่ 2,430-2,470 MHz

จากรูปที่ 3.8 และ 3.9 แสดงค่าคุณสมบัติของสายอากาศในรูปแบบ VSWR และ Return Loss ของสายอากาศ 3 แบบ คือ 1) แบบปลายเปิด 2) แบบสล็อต และ 3) แบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม ซึ่งจากกราฟเป็นผลจากการวัดคุณสมบัติที่ได้จากเครื่องวัดคุณสมบัติสายอากาศ Bird Site Analyzer® Model SA-6000EX โดยสายอากาศที่ทำการทดสอบค่า VSWR และค่า Return Loss ที่ความถี่ไมโครเวฟที่ใช้งาน 2.45 GHz สายอากาศทั้ง 3 รูปแบบมีค่า VSWR ที่ต่ำมาก โดยสายอากาศแบบปลายเปิด มีค่า VSWR เท่ากับ 1.065 และ Return Loss (-31.75 dB) สายอากาศแบบสล็อต (short-end) มีค่า VSWR เท่ากับ 1.03 และ Return Loss (-37.55 dB) และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม มีค่า VSWR เท่ากับ 1.015 และ Return Loss (-54.72 dB) ซึ่งเมื่อพิจารณาจะพบว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาต
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สายอากาศที่ใช้มีค่า VSWR และ Return Loss ที่ต่ำมาก เมื่อนำไปใช้งานจะมีค่าของการส่งผ่านพลังงานได้สูงสุด ในการทดลองเราเลือกใช้สายอากาศแบบปลายเปิด (COA) เนื่องจากการทดลองต้องมีการพาความร้อนออกจากอวกาศระบบ เราจึงเลือกสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) เพราะมีปริมาณของการทำสายสูงสุด [11]

3.3 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการจำลองการทำงาน เราใช้การจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม Comsol Multiphysic (version 3.5) บนระบบปฏิบัติการ 64 บิต การจำลองการทำงานประกอบด้วย โมดูล 4 โมดูล คือ

1. Bioheat equation
2. TM Wave
3. Incompressible Navier-Stokes
4. Convection and Conduction

3.3.1 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Condition)

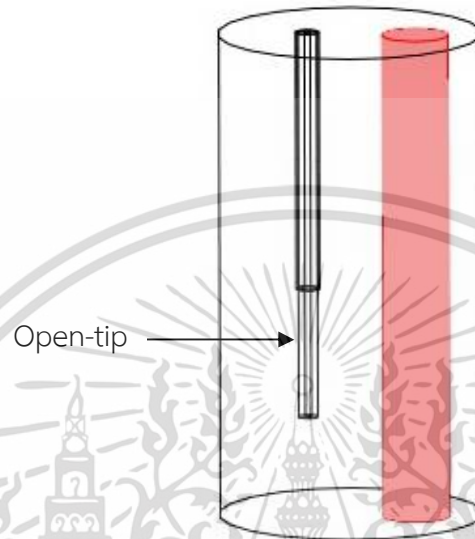
ในการกำหนดขอบเขตของการกำหนดเงื่อนไข ในระบบไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ ทำการกำหนดเงื่อนไขของขอบเขตของโมดูล เพื่อกำหนดรายละเอียดที่ใช้ในการคำนวณด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ มีรายละเอียดดังนี้



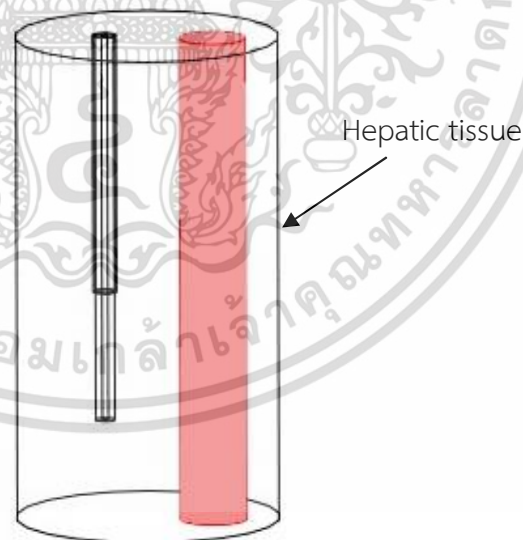
รูปที่ 3.10 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Port ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.10 ส่วนของ Port ในโปรแกรม COMSOL ใช้เพื่อกำหนดรูปแบบของการรับสัญญาณเข้าในรูปแบบต่าง ๆ และกำหนดระดับพลังงานที่ป้อน และยังสมารถที่จะกำหนดเฟสของสัญญาณที่เข้ามาได้อีกด้วย โดยในการกำหนดค่าที่ใช้ในการจำลองการทำงาน กำหนดรูปแบบของ Port เป็นโคแอกเซียล (coaxial) ป้อนความถี่ 2.45 GHz โดยมีกำลังงาน 50 วัตต์

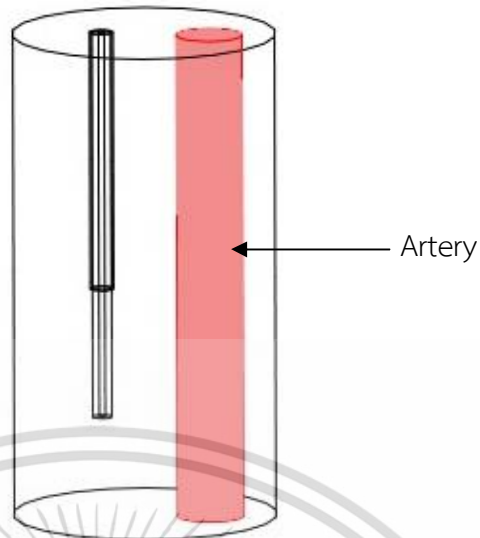


รูปที่ 3.11 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ open-tip ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

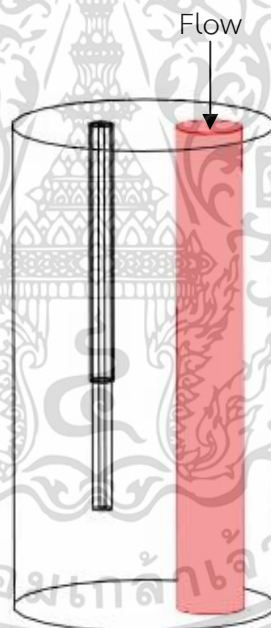


รูปที่ 3.12 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Hepatic tissue ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



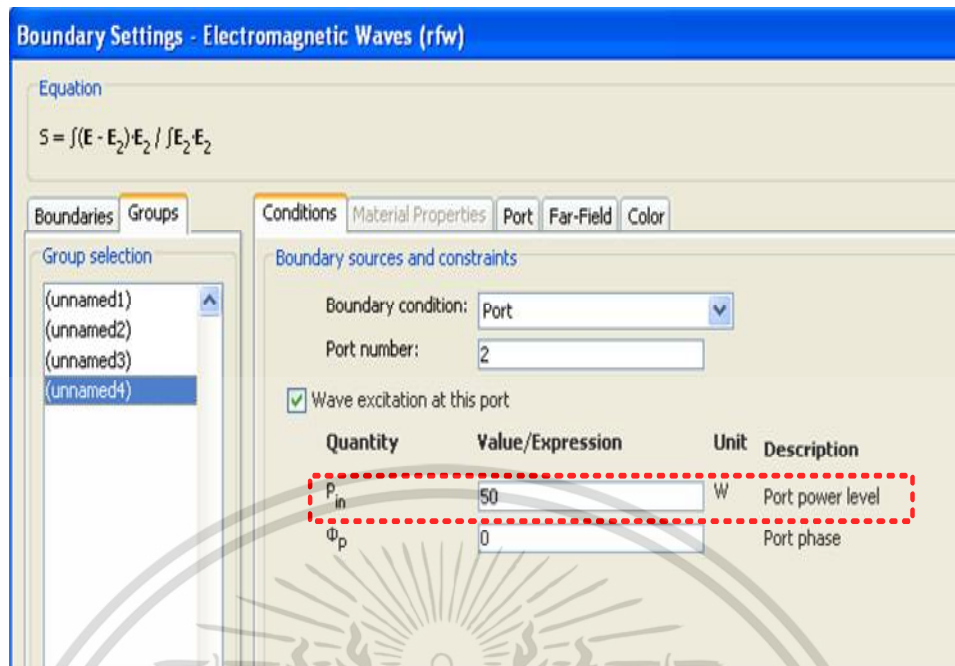
รูปที่ 3.13 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Artery ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์



รูปที่ 3.14 แสดงเงื่อนไขขอบเขตของ Flow ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

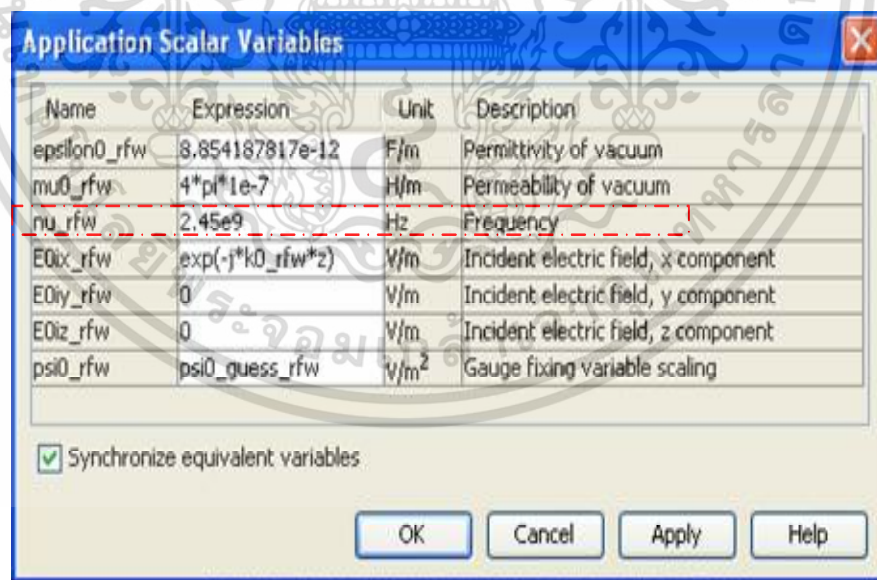
จากรูปที่ 3.11 เป็นขอบเขตจุดที่คลื่นไมโครเวฟออกจากสายอากาศ โดยคลื่นจะออกจากบริเวณ Open-tip เพื่อไปทำลายเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เส้นเลือด รูปที่ 3.12 แสดงขอบเขตบริเวณของเนื้อเยื่อตับ รูปที่ 3.13 แสดงขอบเขตบริเวณของหลอดเลือดภายในตับ และรูปที่ 3.14 แสดงขอบเขตบริเวณที่ป้อนความเร็วในการไหลของเลือดภายในเนื้อเยื่อตับของแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ ตัวอย่างของการกำหนดค่าพลังงานให้กับ Port ดังแสดงในรูปที่ 3.15

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 แสดงการกำหนดพลังงานให้กับ Port

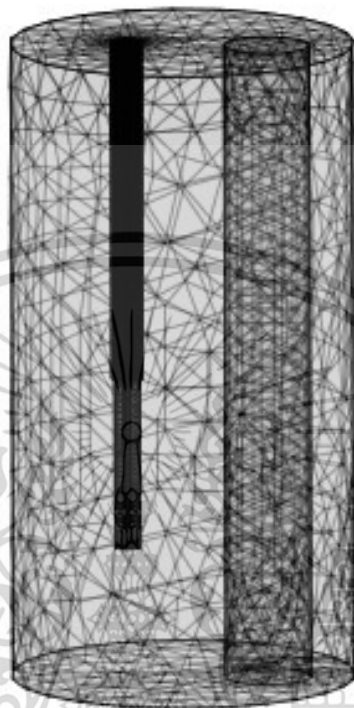
หลังจากกำหนดขนาดของกำลังงานที่ใส่ให้กับขอบเขต ที่เป็น PORT เรียบร้อยแล้ว ต่อไปเป็นการกำหนดความถี่ไมโครเวฟ 2.45 GHz โดยกำหนดที่ Application Scalar Variable แสดงได้ดังรูปที่ 3.16



รูปที่ 3.16 แสดงการกำหนดความถี่ 2.45 GHz ให้กับ Electromagnetic

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการคำนวณผลลัพธ์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ เมื่อนำไฟล์ที่สร้างรูปทรงจากโปรแกรม Solid Work วาดรูปทรง 3 มิติ เป็นที่เรียบร้อยแล้ว เราจะใช้โปรแกรม Comsol version 3.5 ในการแบ่งชิ้นงาน ออกเป็นชิ้นย่อย ๆ ที่เรียกว่า เอลิเมนต์ ดังแสดงได้ในรูปที่ 3.17



รูปที่ 3.17 แบบจำลองสายอากาศทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบปลายเปิด (COA) ในเนื้อเยื่อตัด บริเวณใกล้เส้นเลือด

แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 3.17 ประกอบด้วย ชุดสายอากาศ เส้นเลือด และเนื้อเยื่อตัด โดยสายอากาศจะแทงอยู่กึ่งกลางของเนื้อเยื่อตัดรูปทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 4 เซนติเมตร และความสูง 7.5 เซนติเมตร

ในส่วนของสายอากาศ เส้นเลือด และเนื้อเยื่อตัด จะถูกแบ่งออกเป็นชิ้นย่อย ๆ ด้วยเอลิเมนต์ที่มีรูปแบบเป็นสามเหลี่ยม โดยบริเวณรอบ ๆ สายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่เล็ก ส่วนบริเวณที่ห่างออกจากสายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่ใหญ่ขึ้น จำนวนเอลิเมนต์ของสายอากาศที่ใช้แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ในเนื้อเยื่อตัดบริเวณใกล้เส้นเลือด มีจำนวน 86,214 เอลิเมนต์

รายละเอียดจำนวนเอลิเมนต์จะสัมพันธ์กับความซับซ้อนของโครงสร้าง และการจัดวางสายอากาศ และจะใช้หน่วยความจำในการประมวลผลที่มากกว่าแบบจำลองที่มีเอลิเมนต์น้อย ๆ ดังนั้นในการประมวลผลจำเป็นจะต้องคำนึงถึงจำนวนเอลิเมนต์ เพื่อจัดสรรหน่วยความจำให้เพียงพอ และจำนวนเอลิเมนต์ยิ่งมาก แสดงถึงมีความละเอียดมากเพิ่มขึ้นด้วย

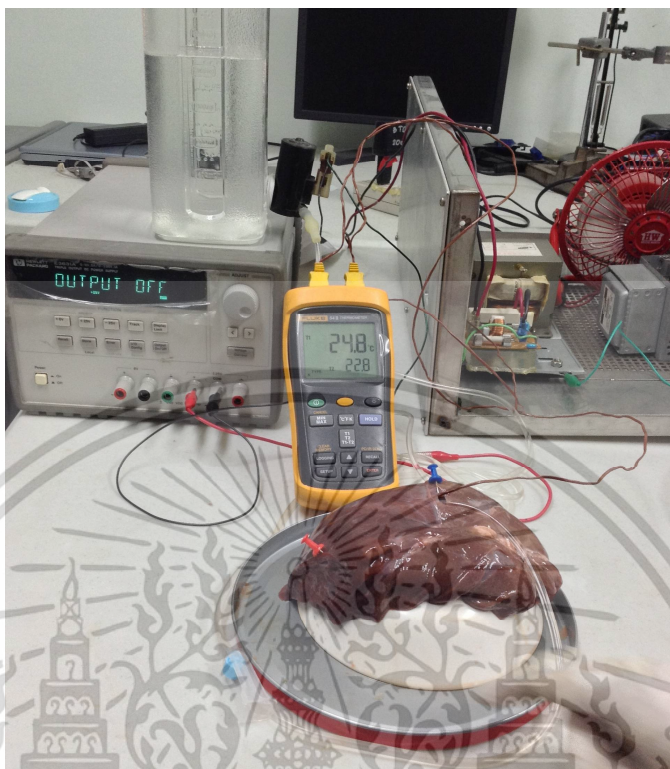
โดยสร้างรูปแบบของสายอากาศและส่วนประกอบต่าง ๆ ด้วย Solid work ส่งออกในรูปแบบ IGES ไปยังโปรแกรม Comsol Multiphysic Version 3.5 เพื่อทำการใส่ Boundary และค่าคงที่ต่าง ๆ ที่ใช้ในการจำลองการทำงาน รายละเอียดของพารามิเตอร์ของการ Simulation แสดงได้ในตารางที่ 3.2

ตารางที่ 3.2 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ

ρ_{liver} = Density of liver	1,060 [kg/m ³]
c_{liver} = Specific heat of liver	3,700 [J/kg.K]
ρ_{bl} = Density of blood	1,000 [kg/m ³]
c_{bl} = Specific heat of blood	3,639 [J/kg.K]
w_{bl} = Blood perfusion rate	3.6×10^{-3} [m ³ /kg.s]
k = Thermal conductivity of liver	0.56 [S/m]
σ_{liver} = electrical conductivity of liver	1.69 [S/m]
ϵ_{liver} = relative permittivity of liver	43.03
ϵ_{diel} = relative permittivity of dielectric	2.03
ϵ_{insul} = relative permittivity of insulator	2.6

สายอากาศที่นำมาใช้ในการทดลอง คือ สายนำสัญญาณ Coaxial แบบแข็งที่เรียกว่า Semi-rigid 141 (RG402 M17/130-RG402 Copper Jacket) โดยมีเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 0.141 นิ้ว (3.525 mm) Maximum Frequency = 35 GHz เมื่อใช้ร่วมกับ Connector N-type (Maximum Frequency = 18 GHz) โดยมีค่าพารามิเตอร์ของสายนำสัญญาณ ดังนี้ Inner Conductor Silver Plated Copper Clad Steel (Diameter = 0.51mm), Dielectric (Solid PTFE) Diameter = 3.02 mm, Minimum Bend Radius inches (mm) = 6.35 mm. [8]-[11] รายละเอียดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของสายอากาศ แสดงในตารางที่ 3.1

3.4 การจัดเตรียมการทดลอง (Experiment Setup)



รูปที่ 3.18 แสดงการจัดเตรียมการทดลอง

ในการทดลอง จากรูปที่ 3.18 แสดงการจัดเตรียมอุปกรณ์เพื่อทำการทดลอง โดยทางผู้วิจัยจะทำการทดลองกับสายอากาศแบบปลายเปิด ทดสอบกับเนื้อเยื่อตับบริเวณที่มีเส้นเลือด โดยใช้แหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟความถี่ (2.45 GHz) ด้วยการควบคุมพลังงานและเวลา ผ่านทางคอมพิวเตอร์

โดยการทดลองจะทดลองสายอากาศกับไข่ขาวก่อน เพื่อดูพื้นที่การทำลายแบบ 3 มิติ และการทดลองกับเนื้อเยื่อตับบริเวณที่มีเส้นเลือดของหมู ใช้สายอากาศแบบปลายเปิด ด้วยคลื่นไมโครเวฟส่งผ่านไปยังเนื้อเยื่อ การทดลองใช้พลังงานขนาด 50 วัตต์ ป้อนให้กับสายอากาศ โดยใช้ระยะเวลา 60 วินาที ผลที่ได้จากการทดลองสีของเนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลงไป (ซึ่งจะเปลี่ยนสีที่อุณหภูมิสูงกว่า 60 องศาเซลเซียส) [11]

บทที่ 4

ผลการจำลองการทำงานและผลการทดลอง

4.1 บทนำ

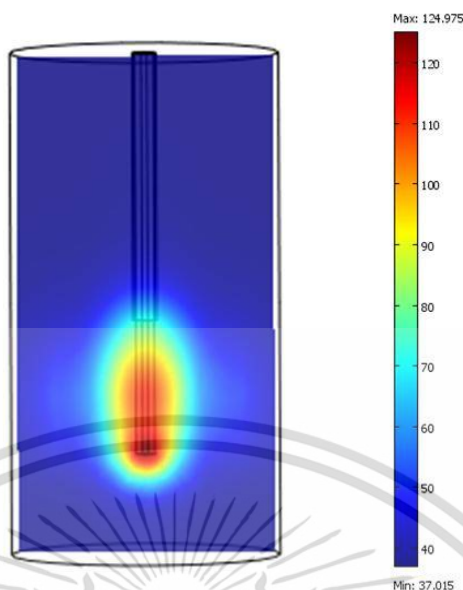
จากบทที่ 3 ได้กล่าวถึงวิธีการดำเนินการวิจัยไปแล้วนั้น ในบทนี้จะกล่าวถึงผลการจำลองโดยระเบียบวิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งเป็นการจำลองการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz โดยแสดงผลการจำลองการทำงานในรูปของ การกระจายอุณหภูมิ, สนามไฟฟ้า (E) SAR และแสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็ง ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับบริเวณที่ไม่มีเส้นเลือดและบริเวณที่มีเส้นเลือดของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ยืนยันความถูกต้องของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยผลการทดลอง โดยเปรียบเทียบผลการจำลองและการทดลองจริงในเนื้อเยื่อตับบริเวณที่มีเส้นเลือดของหนู ด้วยคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz กำหนดค่าพลังงานเท่ากับ 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที และจากขนาดของการทำลายของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติมีความแตกต่างกันน้อยมาก จากงานวิจัย [10] ที่ได้กล่าวไว้ว่า ชนิดของเนื้อเยื่อที่ใช้ในการทดลองและการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ จึงเป็นเนื้อเยื่อตับปกติ

4.2 ผลการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

จากการจำลองด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ กำหนดเงื่อนไขในการทดลองคือ ค่าพลังงานเท่ากับ 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที ทดลองกับคลื่นไมโครเวฟความถี่ 2.45 GHz โดยการส่งผ่านความร้อนผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ผู้วิจัยแบ่งผลที่ได้จากการจำลองการทำงานออกเป็น 2 แบบ คือ 1) ผลการจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับโดยไม่มีเส้นเลือด 2) ผลการจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด เพื่อสังเกตการกระจายอุณหภูมิของคลื่นไมโครเวฟ, สนามไฟฟ้า (E) SAR และแสดงขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็ง ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA)

4.2.1 ผลการจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับโดยไม่มีเส้นเลือด

ลักษณะผลการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ไปยังเนื้อเยื่อตับโดยไม่มีเส้นเลือด

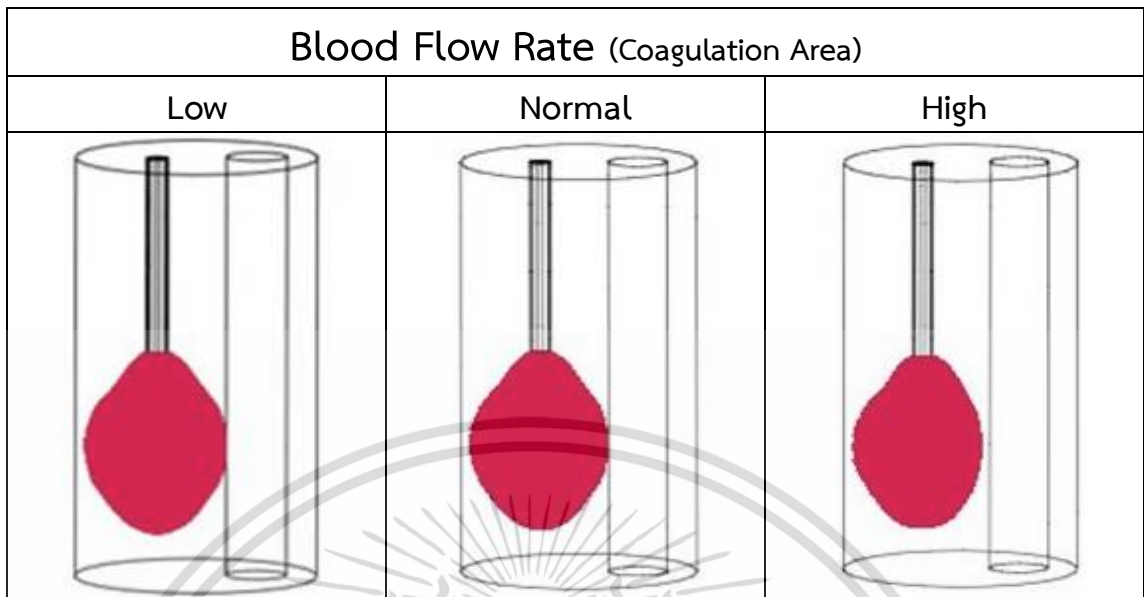


รูปที่ 4.1 แสดงผลการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศ

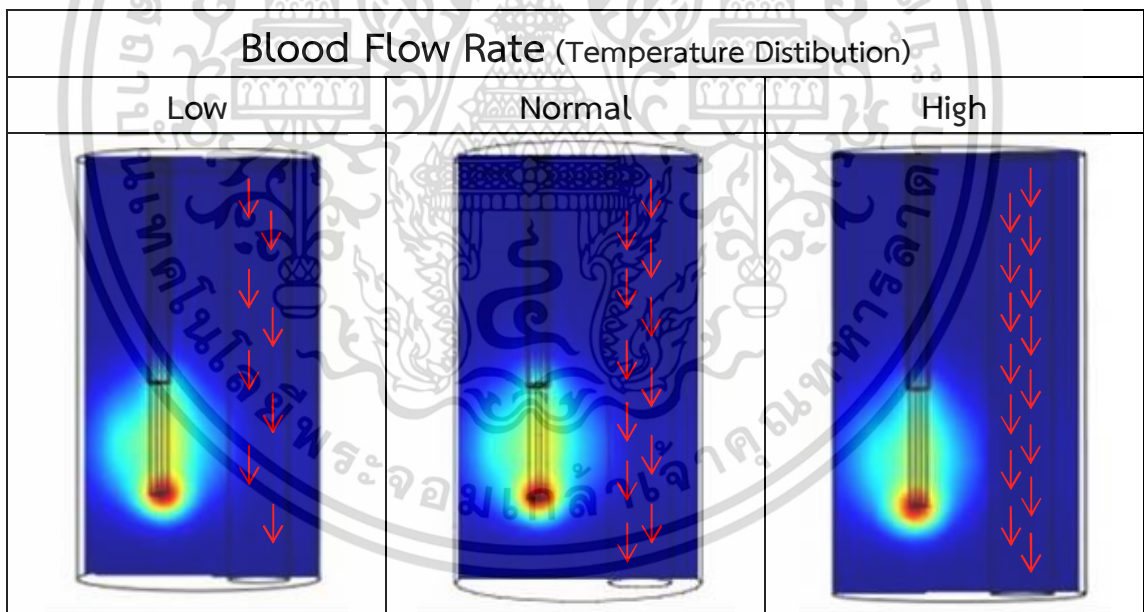
จากรูปที่ 4.1 เป็นผลที่ได้จากการจำลองการทำงานโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปแสดงผลของการกระจายอุณหภูมิบริเวณอิเล็กทรอนิกส์ จะมีการกระจายอุณหภูมิที่สม่ำเสมอในลักษณะเท่า ๆ กัน ที่บริเวณปลายอิเล็กทรอนิกส์ ในระยะเวลา 60 วินาที อุณหภูมิสูงสุดภายในเนื้อเยื่อตับเมื่อได้รับคลื่นผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) เท่ากับ 58 องศาเซลเซียส

4.2.2 ผลการจำลองของสายอากาศที่อยู่ในเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด

แสดงลักษณะผลการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟ, การกระจายปริมาณของ SAR ที่ส่งผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ไปยังเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด และขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็ง ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับบริเวณที่มีเส้นเลือด โดยแบบจำลองของงานวิจัยนี้ในส่วนของค่าอัตราการไหลเวียนของเลือด (Blood flow rate) ในเนื้อเยื่อตับปกติได้กำหนดให้มีค่าความเร็ว 0.005 m/s ในกรณีที่มีอัตราการไหลของเลือดต่ำกำหนดให้มีค่าความเร็ว 0.001 m/s และในกรณีที่มีอัตราการไหลของเลือดสูงกำหนดให้มีค่าความเร็ว 0.010 m/s [12] เพื่อเปรียบเทียบผลกระทบการพาความร้อนจากอัตราการไหลของเลือดที่แตกต่างกันในเนื้อเยื่อตับบริเวณที่มีเส้นเลือดเมื่อได้รับความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ

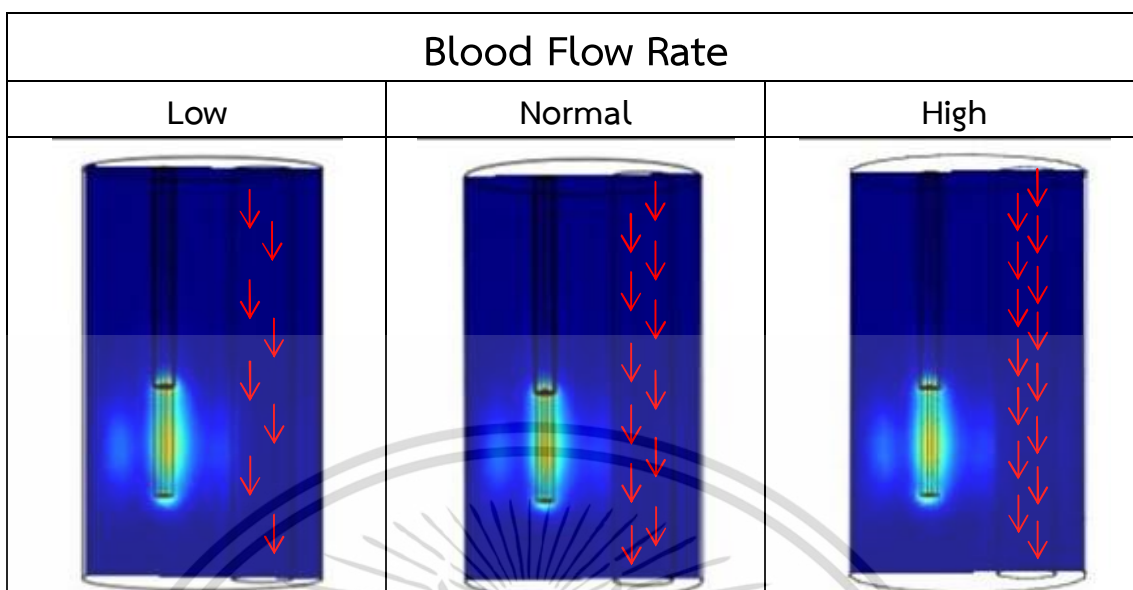


รูปที่ 4.2 แสดงผลขนาดการกระจายอุณหภูมิจากการทำลายเซลล์เม็ดเลือดแดงของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศ เมื่อให้อัตราการไหลของเลือดที่แตกต่างกัน 3 ระดับ



รูปที่ 4.3 แสดงผลการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศ เมื่อให้อัตราการไหลของเลือดที่แตกต่างกัน 3 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 แสดงผลการกระจายปริมาณของ SAR ของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศ เมื่อให้อัตราการไหลของเลือดที่แตกต่างกัน 3 ระดับ

จากรูปที่ 4.2-4.4 แสดงผลขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็ง, การกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟ และการกระจายปริมาณของ SAR ที่ส่งผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ไปยังเนื้อเยื่อตับเมื่อมีเส้นเลือด และ ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับบริเวณที่มีเส้นเลือดเมื่อให้อัตราการไหลของเลือดที่แตกต่างกัน 3 ระดับ คือ 1) ให้อัตราการไหลของเลือดที่ต่ำ (Low) ที่ 0.001 m/s 2) ให้อัตราการไหลของเลือดที่ปกติ (Normal) ที่ 0.005 m/s และ 3) ให้อัตราการไหลของเลือดที่สูง (High) ที่ 0.010 m/s โดยในรูปที่ 4.2 แสดงผลขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็ง จะมีขนาดการกระจายอุณหภูมิที่ไม่สมมาตรบริเวณปลายอิเล็กโทรด เมื่ออยู่ใกล้เส้นเลือด โดยตำแหน่งของการเกิดความร้อนสูงสุดจะเลื่อนไปตามทิศทางของการไหลของเลือด ซึ่งจะเลื่อนออกห่างจากจุดที่มีอุณหภูมิสูงสุด จะเห็นได้ว่าเมื่อมีอัตราการไหลของเลือดมาก ตำแหน่งการเกิดความร้อนจะเลื่อนห่างออกไปตามทิศทางของการไหล เมื่อเทียบกับอัตราการไหลที่น้อย รูปที่ 4.3 แสดงผลของการกระจายอุณหภูมิบริเวณอิเล็กโทรด จะมีการกระจายอุณหภูมิที่ไม่สม่ำเสมอที่บริเวณปลายอิเล็กโทรด เมื่ออยู่ใกล้เส้นเลือด และในรูปที่ 4.4 แสดงผลของการกระจายปริมาณของ SAR จะมีการกระจายที่เท่ากันที่บริเวณปลายอิเล็กโทรด เมื่ออยู่ใกล้เส้นเลือดที่มีอัตราการไหลต่างกัน แสดงว่าอัตราการดูดซับจำเพาะของเนื้อเยื่อ ไม่มีผลต่อการไหลของเส้นเลือด

4.3 ผลการทดลอง

การทดลองของงานวิจัยนี้ เป็นการทดลองแบบ in-vitro โดยใช้เนื้อเยื่อตับของหนูบริเวณที่มีเส้นเลือด ซึ่งการทดลองเป็น 4 การทดลอง ได้แก่ การทดลองที่ 1 ศึกษาการกระจายความร้อนในไขขาว การทดลองที่ 2 ศึกษาการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อตับ (กรณีที่ไม่มีการไหลของเลือด) การทดลองที่ 3 ศึกษาการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อตับ (กรณีที่มีการไหลของเลือด) และการทดลองที่ 4 ศึกษาประสิทธิภาพการทำลาย โดยจะทำการวัดอุณหภูมิของเนื้อเยื่อตับบริเวณที่ใกล้หลอดเลือดเมื่อได้รับความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ

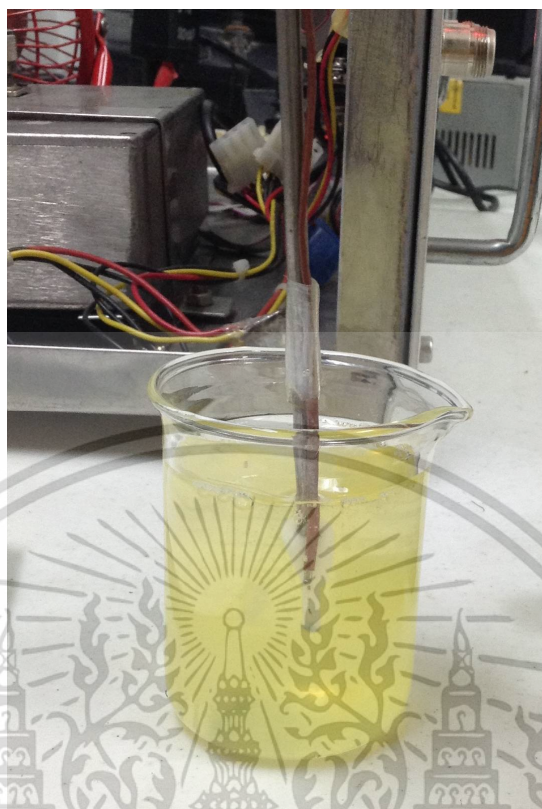
4.3.1 ผลการทดลองที่ 1

การทดลองให้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟในไขขาว เพื่อศึกษาลักษณะการทำลายแบบ 3 มิติ เมื่อไขขาวได้รับความร้อนจะเกิดการแข็งตัว ทำให้เห็นเป็นลักษณะรูปร่างได้อย่างชัดเจน หลังจากนั้นจะนำไขขาวที่แข็งตัวมาวัดขนาด ทำให้ทราบถึงขนาดการทำลายหรือการกระจายตัวของอุณหภูมิได้



รูปที่ 4.5 การเตรียมการทดลองที่ 1 (ในไขขาว)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 แสดงการกระจายความร้อนในไขขาวของคลื่นไมโครเวฟของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA)

จากรูปที่ 4.6 แสดงให้เห็นลักษณะการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟที่เกิดในไขขาว หลังจากป้อนคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) การทดลองในไขขาวจะทำให้เห็นถึงลักษณะการทำลายแบบ 3 มิติได้



รูปที่ 4.7 แสดงขนาดการกระจายความร้อนในไขขาวของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หลังจากให้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ในไข่ขาวแล้ว จะนำไข่ขาวที่เกิดการแข็งตัวเกาะติดกับสายอากาศมาทำการวัดขนาดเพื่อดูปริมาตรการกระจายความร้อนของคลื่นไมโครเวฟ จากรูปที่ 4.7 ขนาดการกระจายความร้อนในไข่ขาวของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) มีค่าเท่ากับ 9.32 มิลลิเมตร

4.3.2 ผลการทดลองที่ 2

การทดลองนี้เป็นการทดลองเพื่อศึกษาการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ในเนื้อเยื่อตับ กรณีไม่มีการไหลของเลือด



รูปที่ 4.8 ทดสอบการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) ในเนื้อเยื่อตับ

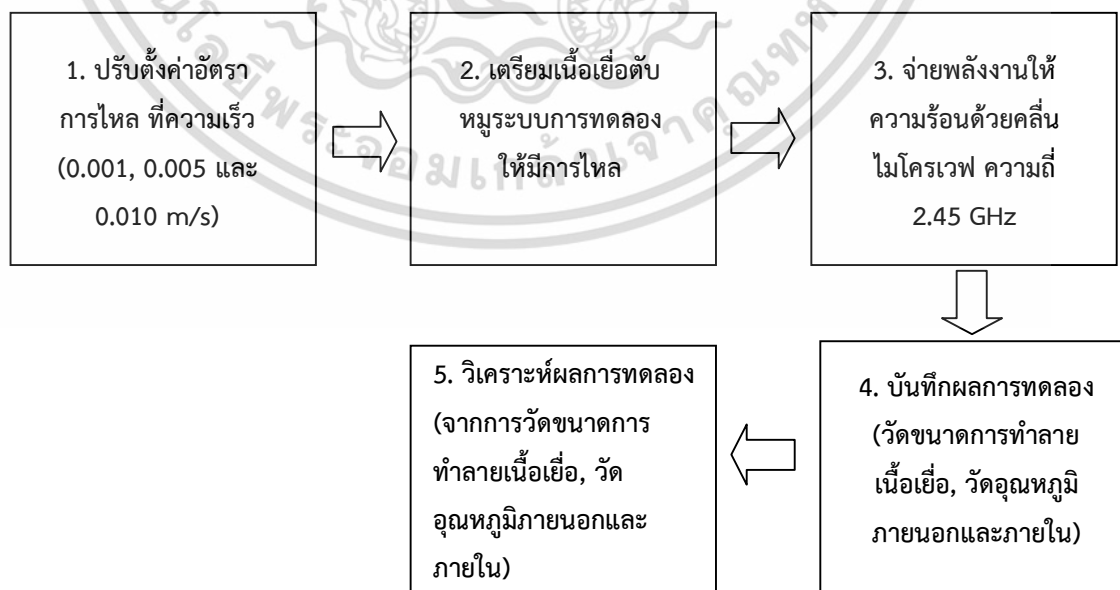
จากรูปที่ 4.8-4.9 เป็นการทดลองเพื่อศึกษาการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) เพื่อดูขนาดการทำลายบนเนื้อเยื่อตับที่ไม่มีการไหลของเลือด และหลังจากปล่อยคลื่นความร้อนตามระยะเวลาที่กำหนด คือ 60 วินาที ทำการวัดขนาดการทำลายบนเนื้อเยื่อและดูผลการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ พบว่าขนาดของเนื้อเยื่อที่ถูกทำลาย มีขนาด 9.34 มิลลิเมตร และมีขนาด 11.68 มิลลิเมตร



รูปที่ 4.9 แสดงผลการกระจายความร้อนของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) จากคลื่นไมโครเวฟ

4.3.3 ผลการทดลองที่ 3

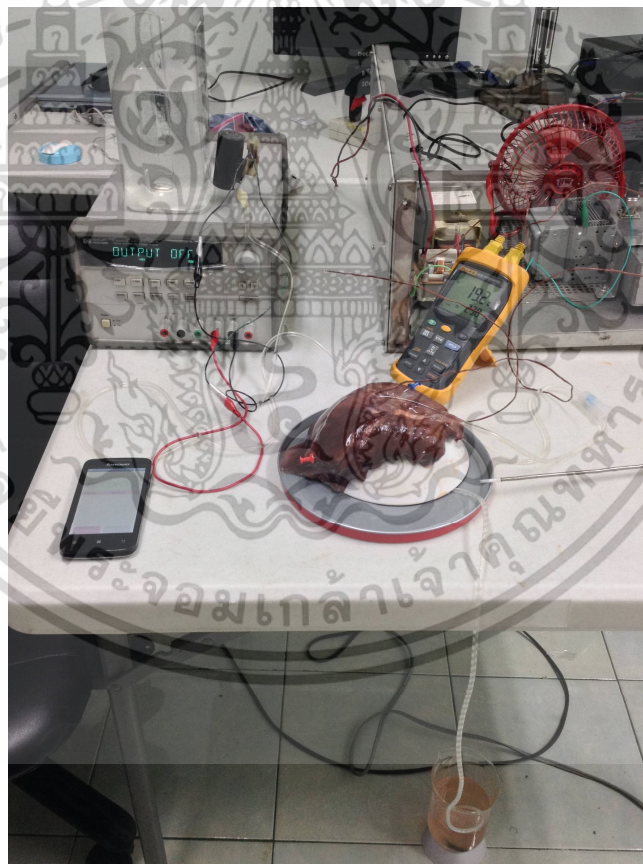
การทดลองนี้เป็นการทดลองเพื่อศึกษาการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อตับกรณีที่มีการไหลของเลือด ตามกระบวนการขั้นตอนการทดลองของระบบ ดังรูปที่ 4.10 โดยผู้วิจัยจะทำการปรับตั้งค่าการไหลของน้ำเกลือก่อน จากการจ่ายแรงดันให้กับมอเตอร์ปั๊มปรับให้ได้อัตราการไหลตามที่ต้องการด้วยการจับเวลาเปรียบเทียบ ดังรูปที่ 4.11 และเตรียมขั้นตอนกระบวนการทดลอง ดังรูปที่ 4.12 จากนั้นเริ่มการทดลองโดยปล่อยคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อตับ ซึ่งมีการไหลของน้ำเกลือ พร้อมทั้งจับเวลา และบันทึกผล หลังจากนั้นดูผลการทดลองโดยการวัดขนาดการทำลายบนเนื้อเยื่อ ทำการตรวจเช็คสภาพเนื้อเยื่อหลังจากปล่อยคลื่นไมโครเวฟ



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนรูปที่ 4.11 แสดงขั้นตอนกระบวนการในการทดลองของระบบ ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

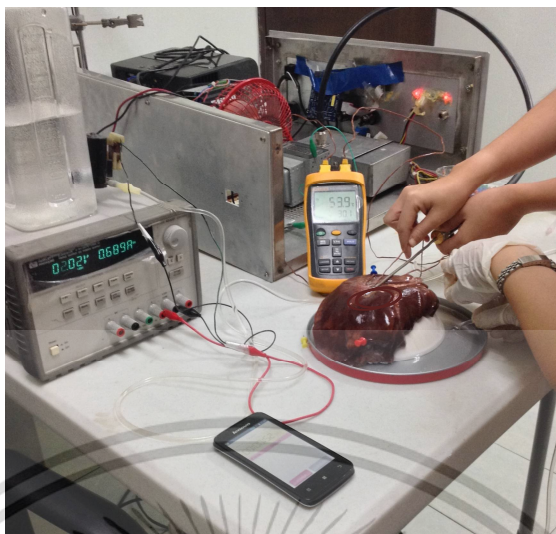


รูปที่ 4.11 ปรับตั้งอัตราการไหลของน้ำเกลือให้ได้ค่าที่ต้องการ



รูปที่ 4.12 เตรียมขั้นตอนการทดลองที่ 3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.13 สอดสายอากาศ และสายน้ำเกลือ เข้าไปในตับหมู

ในการทดลอง จากรูปที่ 4.13 เราจะเตรียมการทดลองที่ละส่วน ได้แก่ส่วนแรก คือ ปรับตั้งระบบการไหลของเลือด โดยของเหลวที่ใช้แทนเลือด คือ น้ำเกลือ จากนั้นปรับตั้งความเร็วของการไหลได้ด้วยการจ่ายแรงดันให้กับมอเตอร์ปั๊ม แล้วจับเวลา เพื่อให้ได้อัตราการไหลตามที่ต้องการ ส่วนที่สองคือ การเตรียมตับหมูจัดระบบการทดลอง โดยการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ต่าง ๆ และติดตั้งส่วนของระบบการไหลเข้ากับตับหมู จ่ายแหล่งพลังงานความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟ ความถี่ 2.45 GHz จากนั้นสังเกตบันทึกผลการทดลอง



รูปที่ 4.14 วัดขนาดผลการทำลายบนเนื้อเยื่อ กว้าง X ยาว เมื่อมีอัตราการไหลของน้ำ 3 ระดับ

ในการทดลองดังแสดงรูปที่ 4.14 เราจะปรับตั้งค่าความเร็วของการไหลที่ต่างกัน 3 ระดับ คือ อัตราการไหลต่ำ 0.001 m/s อัตราการไหลปกติ 0.005 m/s และอัตราการไหลสูง 0.010 m/s จากนั้นวัดขนาดผลการทำลายบนเนื้อเยื่อ กว้าง X ยาว เมื่อมีอัตราการไหลของน้ำที่แตกต่างกัน 3 ระดับ จะได้ผลขนาดการทำลายของเนื้อเยื่อในอัตราการไหล 3 ระดับ ดังตารางที่ 4.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

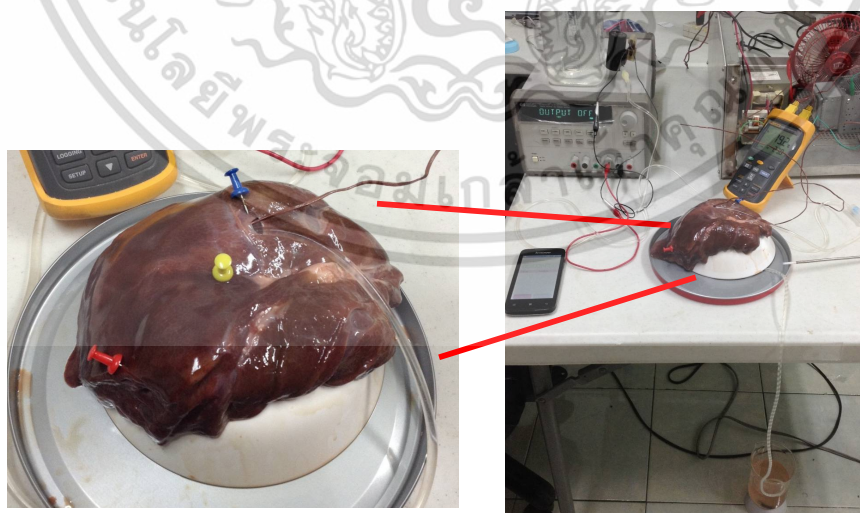
ตารางที่ 4.1 แสดงขนาดการทำลายเนื้อเยื่อ ที่ อัตราการไหล ทั้ง 3 ระดับ

อัตรา การไหล (m/s)	ขนาดกว้าง (mm)			เฉลี่ย	simulation	ขนาดยาว (mm)			เฉลี่ย	simulation
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3			ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3		
0.001	6.53	5.56	5.87	5.99	6.30	17.23	16.27	16.74	16.75	17.35
0.005	3.89	4.36	3.92	4.06	4.55	9.15	9.86	9.34	9.45	10.30
0.010	3.57	3.49	3.62	3.56	3.90	8.25	8.08	8.49	8.28	8.85

จากตารางที่ 4.1 กำหนดอัตราการไหล 3 ระดับ ที่ 0.001 m/s, 0.005 m/s และ 0.010 m/s เมื่อทำการวัดขนาดของการทำลายเนื้อเยื่อ แบบกว้าง x ยาว ที่อัตราการไหลต่ำ 0.001 m/s มีขนาดเฉลี่ย 5.99 x 16.75 mm ที่อัตราการไหลปกติ 0.005 m/s มีขนาดเฉลี่ย 4.06 x 9.45 mm ที่อัตราการไหลสูง 0.010 m/s มีขนาดเฉลี่ย 3.56 x 8.28 mm ดังนั้นที่อัตราการไหลสูงจะมีขนาดการทำลายเนื้อเยื่อน้อยที่สุดและที่อัตราการไหลต่ำจะมีขนาดการทำลายเนื้อเยื่อมากที่สุด

4.3.4 ผลการทดลองที่ 4

การทดลองนี้เป็นการทดลองเพื่อดูค่าอุณหภูมิของเนื้อเยื่อว่าเมื่อได้รับความร้อนแล้วอุณหภูมิภายในหลอดเลือด และอุณหภูมิภายนอกบนเนื้อเยื่อตับ มีการเปลี่ยนแปลงอย่างไรบ้าง เมื่อให้อัตราการไหล เป็น 3 ระดับ



รูปที่ 4.15 วัดค่าอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้น จากอัตราการไหล ทั้ง 3 ระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 4.15 แสดงการวัดค่าอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้น จากอัตราการไหลทั้ง 3 ระดับ โดยจะวัดค่าอุณหภูมิภายในหลอดเลือด และอุณหภูมิภายนอกบนเนื้อเยื่อตับ เมื่อมีการให้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ และผลของการวัดค่าอุณหภูมิภายในและภายนอก จะแสดงในตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 แสดงผลของการวัดค่าอุณหภูมิภายในและภายนอก จากอัตราการไหล ทั้ง 3 ระดับ

อัตรา การไหล (m/s)	อุณหภูมิภายนอก ; T_1 ($^{\circ}\text{C}$)			เฉลี่ย	simulation	อุณหภูมิภายใน ; T_2 ($^{\circ}\text{C}$)			เฉลี่ย	simulation
	ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3			ครั้งที่ 1	ครั้งที่ 2	ครั้งที่ 3		
0.001	63.5	60.3	61.7	61.83	62	36.7	35.6	36.5	35.53	≈ 37
0.005	57.7	60.5	58.7	58.97	59.5	35.5	36.3	35.0	35.33	≈ 37
0.010	50.5	47.6	48.9	49	50	34.4	34.9	35.5	35.27	≈ 37

จากตารางที่ 4.2 ที่อัตราการไหลต่ำ 0.001 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 61.83°C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 35.53°C ที่อัตราการไหลปกติ 0.005 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 58.97°C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 35.33°C และที่อัตราการไหลสูง 0.010 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 48.90°C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 35.27°C จากผลการวัดอุณหภูมิทำให้ทราบว่าอุณหภูมิภายในหลอดเลือดมีผลการเปลี่ยนแปลงค่อนข้างน้อย ส่วนผลจากการวัดอุณหภูมิภายนอกทำให้ทราบว่าอัตราการไหลที่เร็วจะมีผลต่อการพาความร้อนค่อนข้างมาก คือเมื่อมีอัตราการไหลที่สูง ระบบจะมีการไหลที่เร็วต่อเนื่อง ทำให้ระบบพาความร้อนออกไปเร็วและมาก ส่วนอัตราการไหลที่ต่ำ ระบบจะมีการไหลที่ช้า ทำให้ระบบพาความร้อนออกไปช้าด้วย

บทที่ 5

สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลงานวิจัย

ในงานวิจัยนี้ นำเสนอวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ ซึ่งการใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการสร้างแบบจำลองก่อนการสร้างระบบการทดสอบจริงเป็นอีกวิธีการหนึ่งที่จะช่วยให้เราสามารถออกแบบและสร้างระบบขึ้นตามที่เราต้องการทดสอบหรือนำมาใช้กับการทดลองกับระบบที่ทดลองจริงได้ วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะช่วยวิเคราะห์รูปแบบการทำลายเมะเร็งโดยสามารถแสดงผลได้ในรูปของสนามไฟฟ้า และความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จึงวิธีการที่ทำให้เราประหยัดเวลา เพราะจะช่วยลดขั้นตอนและระยะเวลาที่ยุ่งยากก่อนที่จะทำการทดลองจริง และจากงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาถึงผลกระทบของการพาความร้อนในการรักษาเซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดใหญ่ด้วยคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งการสร้างระบบทดลองจริงจะมีวิธีการที่ค่อนข้างซับซ้อน และมีค่าใช้จ่ายในการทดลองค่อนข้างสูง ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ มาช่วยวิเคราะห์ผลการทดลองก่อนที่จะทำการทดลองจริง

ในส่วนของงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาถึงผลกระทบของการพาความร้อนในการรักษาเซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดใหญ่ด้วยคลื่นไมโครเวฟ 2.45 GHz โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการวิเคราะห์ดูขนาดของเนื้อเยื่อ การกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อบริเวณใกล้เส้นเลือด และวิเคราะห์ผลกระทบการไหลของเลือด สายอากาศที่ใช้เป็นสายอากาศ แบบ open-tip antenna (COA) ซึ่งการทดลองแบ่ง 2 แบบ คือ 1) การจำลองการรักษาเซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือด 2) ผลการทดลองในเนื้อเยื่อซึ่งทางผู้วิจัยทำการทดลองกับเนื้อเยื่อตับหมูแบบ in vitro โดยการจำลองและการทดลองผลแบ่งเป็น 2 ลักษณะ คือ การจำลองและทดลองในกรณีที่ไม่มีเส้นเลือดใหญ่ และการจำลองและทดลองในกรณีที่มีเส้นเลือดใหญ่ ซึ่งกำหนดให้มีระยะห่างจากเสาอากาศ 10 มิลลิเมตร ผลจากการจำลองโดยทำการทดลองป้อนค่าการไหลเวียนของเส้นเลือดใหญ่ (Blood perfusion rate) ที่มีค่าต่างกัน 3 ระดับ คือ 1)ให้อัตราการไหลของเลือดที่ต่ำ $V = 0.001$ m/s 2)ให้อัตราการไหลของเลือดที่ปกติ $V = 0.005$ m/s และ 3)ให้อัตราการไหลของเลือดที่สูง $v = 0.010$ m/s จากผลการจำลองพบว่ายิ่งมีอัตราเร็วในการไหลของเลือดมาก ตำแหน่งการเกิดความร้อนจะเลื่อนห่างออกไปไกลตามทิศทางของการไหลมาก ซึ่งทำให้อุณหภูมิในระบบลดลง ส่งผลทำให้เนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียงได้รับความเสียหายน้อย และผลจากการทดลองโดยการกำหนดอัตราการไหล 3 ระดับ ที่ 0.001 m/s, 0.005 m/s และ 0.010 m/s เมื่อทำการวัดขนาดของการทำลายเนื้อเยื่อ แบบกว้าง x ยาว ที่อัตราการไหลต่ำ 0.001 m/s มีขนาดเฉลี่ย 5.99×16.75 mm ที่อัตราการไหลปกติ 0.005 m/s มีขนาดเฉลี่ย 4.06×9.45 mm ที่อัตราการไหลสูง 0.010 m/s มีขนาดเฉลี่ย 3.56×8.28 mm ดังนั้นที่อัตราการไหลสูงจะมีขนาดการทำลายเนื้อเยื่อน้อยที่สุดและที่อัตราการไหลต่ำจะมีขนาดการทำลายเนื้อเยื่อมากที่สุด เนื่องจากผลการพาความร้อนที่มากเมื่อระบบมีการไหลที่เร็ว และผลจากการพาความร้อนที่น้อยเมื่อระบบมีการไหลที่ช้า จากการทดลองวัดค่าอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นทั้งภายนอกเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิพนธ์ไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เลือดและภายในเส้นเลือด ที่อัตราการไหล 0.001 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 61.83°C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 35.53°C ที่อัตราการไหล 0.005 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 58.97°C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 35.33°C และที่อัตราการไหล 0.010 m/s จะมีค่าอุณหภูมิภายนอกเท่ากับ 48.90°C และมีค่าอุณหภูมิภายในเท่ากับ 35.27°C พบว่า อัตราการไหลที่แตกต่างกันมีผลต่ออุณหภูมิ โดยที่อัตราการไหลสูง ค่าอุณหภูมิภายนอกสูงสุดจะลดลง เมื่อเทียบกับอัตราการไหลที่ต่ำกว่า ส่วนค่าอุณหภูมิสูงสุดภายในหลอดเลือด มีผลค่อนข้างน้อยต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิภายในหลอดเลือดคือไม่ทำให้เส้นเลือดเสียหายและเลือดภายในไม่แข็งตัว

ผลจากการจำลองเมื่อเทียบกับผลการทดลองพบว่ามีค่าอุณหภูมิต่างกันเล็กน้อย เนื่องจากการทดลองจริงจะมีผลความคลาดเคลื่อนจากสิ่งแวดล้อม ดังนั้นผลจากการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จึงสามารถใช้เป็นแนวทางในการวางแผนการแก้ไขปัญหา การให้ความร้อนที่ไม่สมบูรณ์ของการรักษาเซลล์มะเร็งที่อยู่บริเวณใกล้เส้นเลือดใหญ่ และจากทดลองกับเนื้อเยื่อตับหนูพบว่าอัตราการไหลเวียนของเส้นเลือดมีผลต่อการพาความร้อน โดยอัตราการไหลต่ำการพาความร้อนจะน้อยและที่อัตราการไหลสูงการพาความร้อนจะมาก และลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิที่มีอัตราการไหลแตกต่างกันจะมีผลต่อการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อโดยยิ่งความเร็วของการไหลเพิ่มขึ้น ระบบการไหลจะพาเอาความร้อนออกไปด้วยอัตราการไหลที่สูง ทำให้เนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียงถูกทำลายน้อยเช่นเดียวกันถ้าความเร็วของการไหลที่ช้าลง ระบบการไหลจะพาเอาความร้อนออกไปด้วยอัตราการไหลที่ต่ำ ทำให้เนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียงถูกทำลายมากกว่าอัตราการไหลที่สูง

5.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป

การควบคุมอุณหภูมิระหว่างการทดลอง และต้องใช้ผู้ช่วยในการทดลองหลายคน เพื่อดูผลการทดลองพร้อมทั้งบันทึกผล

แนวทางในการพัฒนาต่อไป ส่วนที่มีความสนใจ คือ

1) สายอากาศรูปแบบ ๆ ใหม่ อาจจะต้องใช้สายอากาศในรูปแบบที่มีโครงสร้างโค้งงอได้และมีขนาดที่หลากหลาย เพื่อการเลือกใช้งานให้มีความเหมาะสมกับลักษณะของเซลล์มะเร็งในระดับที่มีขนาดต่างกันและสามารถเกิดขึ้นได้ในทุกบริเวณที่มีโครงสร้างซับซ้อน

2) การออกแบบระบบการหมุนเวียนการไหลของเลือด ให้มีความใกล้เคียงกับระบบของร่างกาย เพื่อผลการทดลองที่แม่นยำมากขึ้น

เอกสารอ้างอิง

- [1] สถาบันมะเร็งแห่งชาติ แผนการป้องกันและควบคุมโรคมะเร็งแห่งชาติ (พ.ศ.2556-2560). พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพมหานคร : โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย. 2556.
- [2] อภินันท์ กาธรรมมา. 2550. “การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการกระจายอุณหภูมิในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เคียงเส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [3] S. N. Goldberg, G. S. Gazelle, L. Solbiati, T. Livraghi, KK. Tanabe, P. E. Hahn and P. R. Mueller. “Ablation of Liver Tumors Using Percutaneous RF Therapy.” **Am. J. Roentgenol.**, vol. 170, 1998, pp. 1023-1028
- [4] Lu, D. S., Raman, S. S. Vodopich, D. J., Wang, M., Sayre, J., and Lassman, C. (2002) Lu, D.S. Wang, M.P., Vodopich, D. J., and Raman, S. S. (2000) “Effect of vessel size on creation of hepatic radiofrequency lesion in pig : assessment of the heat sink effect.” **Am. J. Roentgenol.**, vol.178, pp. 147-156
- [5] I. R. Kamalov, V. A. Sandrikov, S. V. Gautier, O. M. Tsirulnikova and O. G. Skipenko. “The significance of colour velocity and spectral Doppler ultrasound in differentiation of liver tumors.” **European Journal of Ultrasound**, vol.7, 1998, pp. 101-108
- [6] Haemmerich D., “Hepatic Radiofrequency Ablation – Overview from an Engineering Perspective.” **Minisymposium on Application of RF to Tissue Ablation**, EMBC 2004, San Francisco, September 2004.
- [7] S. Tungjitkusolmon, S.T. Staelin, D. Haemmerich, J.Z. Tsai, H. Cao, J.G. Webster, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and V.R. Vorperian, “Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.** vol. 49, pp.3-9, 2002
- [8] 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.
- [9] P. Phasukkit, S.Tungjitkusolmun, and M. Sangworasil, “Finite Element Analysis and in vitro Experiments of Placement Configurations Using Triple Antennas in Microwave Hepatic Ablation.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 56, pp. 2564-2572, Nov. 2009.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [10] A. Sanpanich, P. Phasukkit, C. Pintavirooj, and S. Tungjitkusolmun, “FEM Analysis of Microwave Ablation for Snoring Therapy by Using Real Image.” in *Proc ICBET* 2012.
- [11] ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ. 2552. “การออกแบบและวิเคราะห์สายอากาศสำหรับทำลายเซลล์มะเร็งตับเฉพาะจุดด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.”
วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรดุษฎีบัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [12] ธนัญญา ชัยยงค์. 2558. “ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดลองระบบคลื่นไมโครเวฟสำหรับการบำบัดโรคหลอดเลือดหัวใจตีบ” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [13] C. J. Simon, D. E. Dupuy, and W. W. Mayo-Smith, “Microwave ablation: Principles and applications,” *Radiographics*, vol. 25, pp. S69–S83, 2005.
- [14] 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, pp. 132–139, 2005.
- [15] J. M. Bertram, D. Yang, M. C. Converse, J.G. Webster, and D. M. Mahvi, “A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation,” *Critical Rev. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 3, pp. 187–213, 2006.
- [16] D. Yang, J. M. Bertram, M. C. Converse, A. P. O’Rourke, J. G. Webster, S. C. Hagness, J. A. Will, and D. M. Mahvi, “A floating sleeve antenna yields localized hepatic microwave ablation,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 3, pp. 533–537, Mar. 2006
- [17] C. L. Brace, “Microwave tissue ablation: biophysics, technology, and applications,” *Crit Rev Biomed Eng.*, vol. 38, no. 1, pp. 65–78, 2010.
- [18] J. Chiang, K. Hynes, and C. L. Brace, “Flow-dependent vascular heat transfer during microwave thermal ablation,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, pp. 5582-5585, 2012.
- [19] Rosen A., Greenspon A. J., and Walinsky P. “Microwaves treat heart disease.” *IEEE Microwave Mag.*, Feb. 2007. pp. 70 – 75.
- [20] งานรังสีและเครื่องมือแพทย์ ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ 1 เชียงใหม่. “รังสีจากไมโครเวฟ.” [Online]. Available:http://rmds.awardspace.com/history_detail.php?id_his=3. 2556.
- [21] อรอนงค์ กุละพัฒน์. “พลศาสตร์ของเลือด.” [Online]. Available : <http://www.cai.md.chula.ac.th/lesson/lesson4711>. 2557.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง(ต่อ)

- [22] Fong T. L. “Liver cancer online document.” [Online]. Available: [http:// www.medicinenet.com/liver_cancer/article.htm](http://www.medicinenet.com/liver_cancer/article.htm).
- [23] Saito K., Taniguchi T., Yoshimura H., and Ito K. “Estimation of SAR distribution of a tip-split array applicator for microwave coagulation therapy using the finite element method.” *IEICE Trans. Electronics.*, vol. E84-C, no. 7, Jul. 2001. pp. 948-954.
- [24] มนตรี ไซยชาญยุทธ์. 2548. “วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในตับโดยใช้สายอากาศในช่วงความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์.”
วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย,
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [25] ปราโมทย์ เตชะอำไพ. ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม. กรุงเทพมหานคร: จุฬาลงกรณ์. 2537
- [26] ปราโมทย์ เตชะอำไพ. ระเบียบวิธีเพื่อการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อการคำนวณพลศาสตร์ของไหล. กรุงเทพมหานคร : จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 2545.
- [27] BodySystems. “LIVER - HEPATIC SYSTEM” [Online]. Available: [http://www.webnat.com/BodySystems/Liver.asp /](http://www.webnat.com/BodySystems/Liver.asp/). 2556.
- [28] doctorshangout. “HEPATIC PORTAL SYSTEM” [Online]. Available: <http://www.doctorshangout.com/photo/hepatic-portal-system/>. 2556.



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

The 5th Biomedical Engineering International Conference

BMEiCON 2012

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

The 5th Biomedical Engineering International Conference

BMEiCON 2012



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

Analysis of Heat Sink Effect in Hepatic Cancer Treatment Near Arterial for Microwave Ablation by using Finite Element Method

P. Phasukkit*, P. Yhamyindee¹, S. Tungjtkusolmon¹ and A. Sanpanich²

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

²Institute of Molecular Biosciences, Mahidol University, Salaya, Nakhonpathom, Thailand.

*kppattar@kmitl.ac.th

Abstract— This paper presents an analysis of heat sink effect in hepatic cancer treatment near arterial vessel for microwave ablation by using finite element method. We analyze the temperature distribution, Specific Absorbition Rate (SAR) and coagulation area in two models. The first is hepatic tissue without artery and the second is hepatic tissue with artery. In the second model, we specify distance between antenna and artery at 10 mm. The initial condition is set as power at 50 watts, temperature at 37 °C and blood perfusion rate is varied at 6.4×10^{-10} , 6.4×10^{-3} and 6.4×10^4 1/s. The simulation results by using three-dimensional finite element analysis show that the temperature distribution in case of hepatic tissue with no artery is larger than the case with artery. We also found that blood perfusion rate affects to the temperature distribution in hepatic tissue. Higher blood perfusion rate, higher heat sink effect occur.

Keywords-component; finite element analysis, microwave ablation, hepatic arterial, heat sink effect, hepatic cancer

I. INTRODUCTION

The current rates of liver cancer occurs in the primary have millions of people per year worldwide. This can be done several ways the treatment cancer, such as radiation and chemotherapy, etc. As these treatments, such as surgery to remove the tumor may be a good treatment but in some cases it may not be surgical removed. Because patients are physically not complete or have complication with the risk of losing a lot of blood the treatment with chemotherapy can cause negative side effects.

Heat therapy is a treatment that can be applied to patients with the characteristics mentioned above. Which means that the cancer cells will be the heat eventually wear out. And can shall inhibition the disease progresses quickly [1]

Microwave (MW) ablation method is another alternative for curing cancer and is emerging as a new treatment option for patients with unrespectable hepatic malignancies. The treatment using microwave. Is maintained by the heat from the power in the frequency range 915 MHz or 2.45 GHz using a power spectrum high through electrode makes distribution of electric field to the tissues. Resulting heat in tumor tissue. Liver cancer, which is the organ that contains so many blood vessels around the liver is the organ blood

flow Made in The treatment liver cancer near the arteries is result of incomplete. Because of the cooling caused by the flow of the blood. [2,3] In 1998, I. R. Kamalov *et al*[4] study found that the growth of cancer cells blocks tumor mass in the liver is often found near the large arteries. Thus requiring the study and treatment planning before to actual treatment. To find a treatment that will work perfect. In the present study, the scope of cancer in the liver cells are destroyed by the heat of the radio spectrum. This will be a research study on the tissue. In 2000, Saito *et al.* [5] The experiment using the antenna two coaxial-fed slot to simulate the destruction of cancer cells using microwave frequency 2.45 GHz. Results from the simulation with a tip-split the cell size is the larger because the size of the cell damage caused by the current flowing from the two antennas. Method of finite elements is able to see the problems. Includes features that occur before the experiment possesses real. The finite element method, this saves time and cost as compared to the actual trial. In 2007, A.Kathamma and S. Tungjtkusolmun [6] Using the finite element method to study the temperature distribution in the cancer cells around arteries by radio frequency. Found that the temperature distribution in the tissue is proportional to the distance of the electrodes and arteries. The distance between the electrodes with large arteries will have most impact on the temperature distribution as a result of the heat of the blood in the arteries. In 2009, P.Phasukkit, S.Tungjtkusolmun and M. Sangworasil [7] Study using finite element analysis, the cells cancer using an antenna 3 model and the rest of the antenna 3 model by using microwave. The results posing of the antenna for each model will yield a different. Which can be used to treat a different experience.

So this paper to study the different is study analysis of heat sink effect in hepatic cancer treatment near arterial for microwave ablation. By using the finite element analysis (3D) of temperature distribution. The characteristic of hepatic cancer near the arteries.

II. STRUCTURE AND CHARACTERISTIC OF APPLICATOR

In this research, design model of the antenna insert in hepatic tissue no artery and antenna was inserted in hepatic tissue with artery. By using coaxial open-tip antenna (COA)[7]. The structures of these model and antennas are described in the next section.

A. Antenna applicator design

The applicator in our microwave ablation was designed coaxial opened-tip antenna (COA) on hepatic tissue. Figure 1 shows its structure while the dimension and component are shown in Table I.

B. Hepatic Ablation with no Artery

In this model, we designed model antenna in hepatic tissue. Figure 2 shows its structure while the dimension and components of antenna in hepatic tissue are shown in Table I.

C. Hepatic Ablation with Artery

In this model, we designed model antenna in hepatic tissue with artery. Figure 3 shows its structure while the dimension and components of antenna in hepatic tissue with artery are shown in Table I.

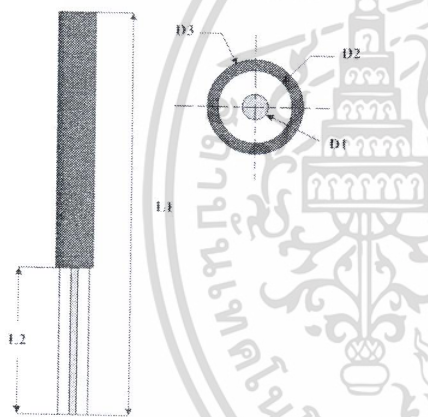


Figure.1. Structure of coaxial open-tip antenna (COA).

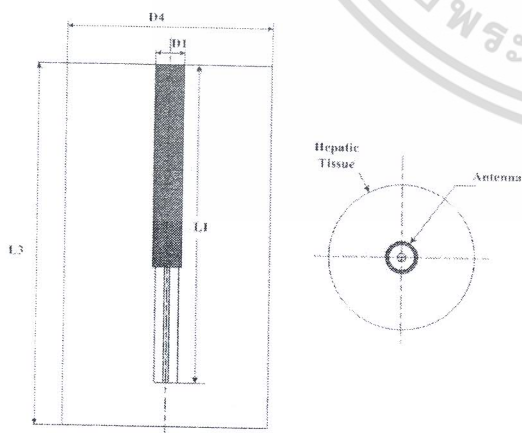


Figure.2. Structure of hepatic ablation with no artery.

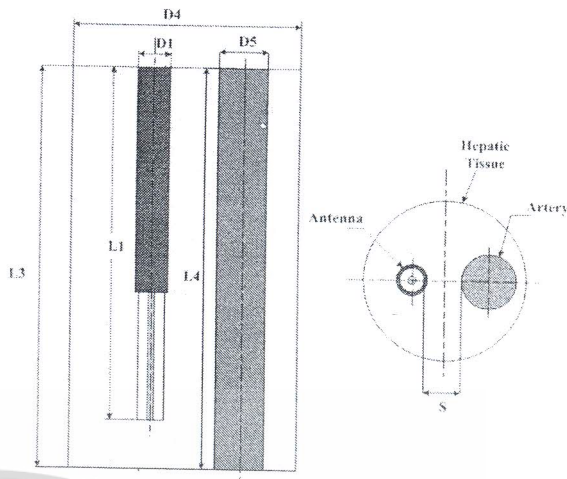


Figure.3. Structure of antenna in hepatic tissue with artery.

TABLE I
DIMENSIONS OF COMPONENTS

Part	Component	Dimensions (mm)
Antenna	D1, (Diameter of Inner conductor)	0.912
	D2, (Diameter of Dielectric)	2.985
	D3, (Diameter of Outer conductor)	3.581
	L1, (Length of Open-tip end)	20
	L2, (Overall length of Antenna)	60
Hepatic Tissue	D4, (Diameter of Hepatic)	40
	L3, (Length of Hepatic)	75
Artery	D5, (Diameter of Blood)	10
	L4, (Length of Blood)	75
Distance	S, (Distance between antenna with hepatic)	10

III. IMPLEMENTATION OF FINITE ELEMENT ANALYSIS

The finite element method (FEM) is a numerical method for solving the equations. To solve the problem, a method of finite elements to make the shape of the space into several pieces called the "elements".

A. Bioheat Equation

In the analysis of the microwave ablation heat the antenna. The heat will be transmission in the form of heat conduction around tissue. The source of heat transfer in MW ablation is from electromagnetic wave at 2.45 GHz transmitted into tissue. Joule heating arises when energy dissipated by an electric current flowing through a conductor is converted into thermal energy. Tissue temperature changes over time can be predicted by the bio-heat equation [6-9]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

Where

ρ = Density of Tissue [kg/m^3]

C = Specific heat of Tissue [$J/kg.K$]

k = Thermal conductivity [$W/m.K$]

T_b = Temperature of the blood [$^{\circ}C$]

ρ_b = Blood density [kg/m^3]

C_b = Specific heat of the blood [$J/kg.K$]

ω_b = Blood perfusion [l/s]

Q_{met} = Energy generated by the metabolic processes [w/m^3]

Since Q_{met} is negligible, we excluded it from our FE models.

B. Specific Absorbion Rate (SAR) Distribution

In order to evaluate the heating ability of the antenna, SAR distribution is widely used. The SAR show the heat generated by the electric field in the tissue given by

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

Where

σ = Conductivity of tissue [S/m]

ρ = Density of tissue [kg/m^3]

E = Electric field [V/m].

In this study, we calculate SAR distributions for all cases and compare the results to determine the potential heating pattern of the antenna. The thermal and electrical properties used are from [7-9]. We can link the volume of SAR according to (3) as below.

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

Table II lists definitions of parameters (at 2.45 GHz) and variables in [1],[10].

C. FEM Simulation

In this research, we use COMSOL Multiphysics (version 3.5a) solver to implement FEM analysis. Simulation module was selected on RF module with a harmonic propagation and also heat transfer module of living tissue. Microwave frequency was preset at 2.45 GHz according to an industrial,

scientific and medical (ISM) radio bands criteria. The simulation was truly performed in full 3D tissue space on Intel Core-i7 2.5 GHz Computer and 8 GB of RAM.

TABLE II

MATERIAL PROPERTIES USED IN FE MODELS[10]

Properties	Value
Density of hepatic (ρ_h)	1.020 [kg/m^3]
Density of blood (ρ_b)	1.000 [kg/m^3]
electrical conductivity of hepatic (σ_h)	1.69 [S/m]
electrical conductivity of blood (σ_b) [1]	0.67 [S/m]
relative permittivity of hepatic (ϵ_h)	43.03
relative permittivity of blood (ϵ_b)	42.53
relative permittivity of dielectric (ϵ_d)	2.03
relative permittivity of insulator (ϵ_i)	2.60

IV. SIMULATION RESULTS

In this simulation, we applied power 50 W. for ablation time 60 s, the solution time is 693.887 s and predefined mesh sizes is finer. Simulation results of this study are shown in Fig. 4-5.

A. Meshing

The dividing a complex geometry model into small elements has feature degree of freedom tetrahedral, the number mesh consists of 77,580 elements when has no artery. Meshing refinement shows the simulation antenna in hepatic tissue model in Figure 4. The number mesh consists of 86,214 elements when has artery. Meshing refinement shows the simulation antenna in hepatic tissue model in Fig. 5.

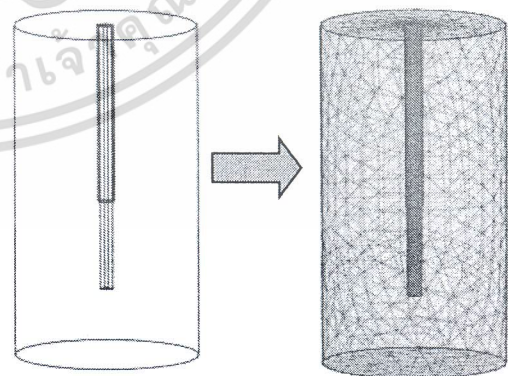


Figure.4. Meshing refinement of simulation antenna in hepatic tissue model.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

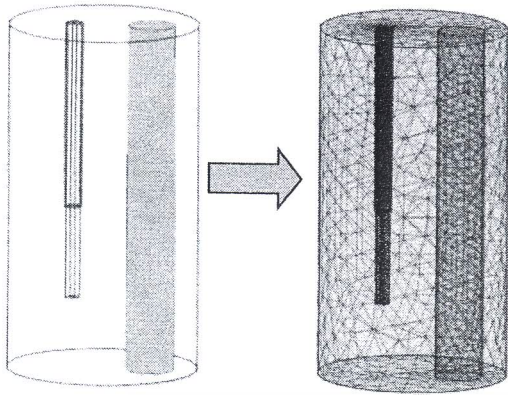


Figure.5. Meshing refinement of simulation antenna in hepatic tissue with artery model.

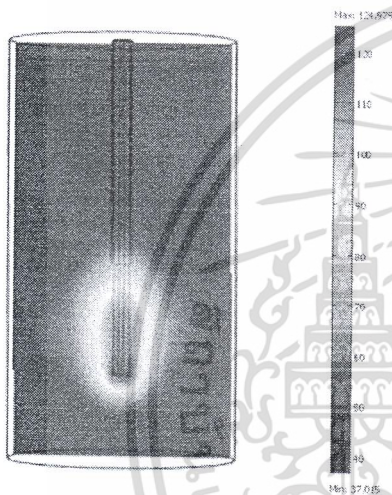


Figure.6. The temperature distribution in hepatic tissue.

B. Temperature Distribution

Figure 6 shows temperature distributions in our simulation of antenna in hepatic tissue model. Figure 7 shows temperature distributions in our simulation of antenna in hepatic tissue with artery model to blood perfusion rate at 6.4×10^{-10} (low), 6.4×10^{-3} (medium) and 6.4×10^4 (high) l/s respectively. Regions with highest temperature were focused along the perimeter of the antenna opened-tip at temperature of 60 °C.

C. SAR Pattern

Figure 7 shows SAR distribution in which represent energy absorbed by living tissue.

D. Coagulation area

Figure 7 also shows the ablation zone can be calculated by summing the volume of elements with temperature of 60 °C

V. DISCUSSION AND CONCLUSION

According to the simulation results, our system show the rate of blood flow affects to temperature distribution in the tissue.

We propose a simulation of microwave ablation for heat sink effect in hepatic cancer treatment near arterial by using 3D FEM. We meet distribution of temperature in the model of hepatic tissue has the most distribution of temperature in hepatic with artery. We met the blood perfusion rate affects the temperature distribution in the tissue because the temperature of hepatic and artery were different so the heat sink affects between blood flow and hepatic tissue. Found that the most blood perfusion rate affects will be the most heat sink effect.

REFERENCES

- [1] A. Kathamma and S.Tungjtkusolmun , "Using finite element analysis for a study of temperature distribution during radio-frequency ablation of hepatic- tissue adjacent to large blood vessel." Kmitl. Bangkok, 2007.
- [2] S. N. Goldberg, G. S. Gazelle, L. Solbiati, T. Livraghi, KK. Tanabe, P. E. Hahn and P.R. Mueller. "Ablation of Liver Tumors Using Percutaneous RF Therapy.", Am. J. Roentgenol., vol. 170, 1998, pp. 1023-1028.
- [3] Lu, D. S., Raman, S. S. Vodopich, D. J., Wang, M., Sayre, J., and Lassman, C. (2002) ; Lu, D.S. Wang, M.P., Vodopich, D. J., and Raman, S. S. (2000) "Effect of vessel size on creation of hepatic radiofrequency lesion in pig : assessment of the heat sink effect." Am. J.Roentgenol., vol.178, pp. 147-156.
- [4] I. R. Kamalov, V. A. Sandrikov, S. V. Gautier, O. M. Tsurulnikova and O. G. Skipenko. "The significance of colour velocity and spectral Doppler ultrasound in differentiation of liver tumors." European Journal of Ultrasound, vol.7, 1998, pp. 101-108.
- [5] Haemmerich D., "Hepatic Radiofrequency Ablation – Overview from an Engineering Perspective," Minisymposium on Application of RF to Tissue Ablation, EMBC 2004, San Francisco, September 2004.
- [6] S. Tungjtkusolmun, S.T, Staelin, D. Haemmerich, J.Z. Tsai, H. Cao, J.G. Webster, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and V.R. Vorperian. "Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation," IEEE Trans. Biomed. Eng. vol. 49, pp.3-9, 2002.
- [7] 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.
- [8] 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 Trans. Biomed. Eng., vol. 56, pp. 2564-2572, Nov. 2009.
- [9] A. Sanpanich, P. Phasukkit, C. Pintavirooj, and S. Tungjtkusolmun, "FEM Analysis of Microwave Ablation for Snoring Therapy by Using Real Image," in Proc ICBET 2012.
- [10] [Online]. Available: <http://nirenf.ifac.enr.it/tissprop/>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

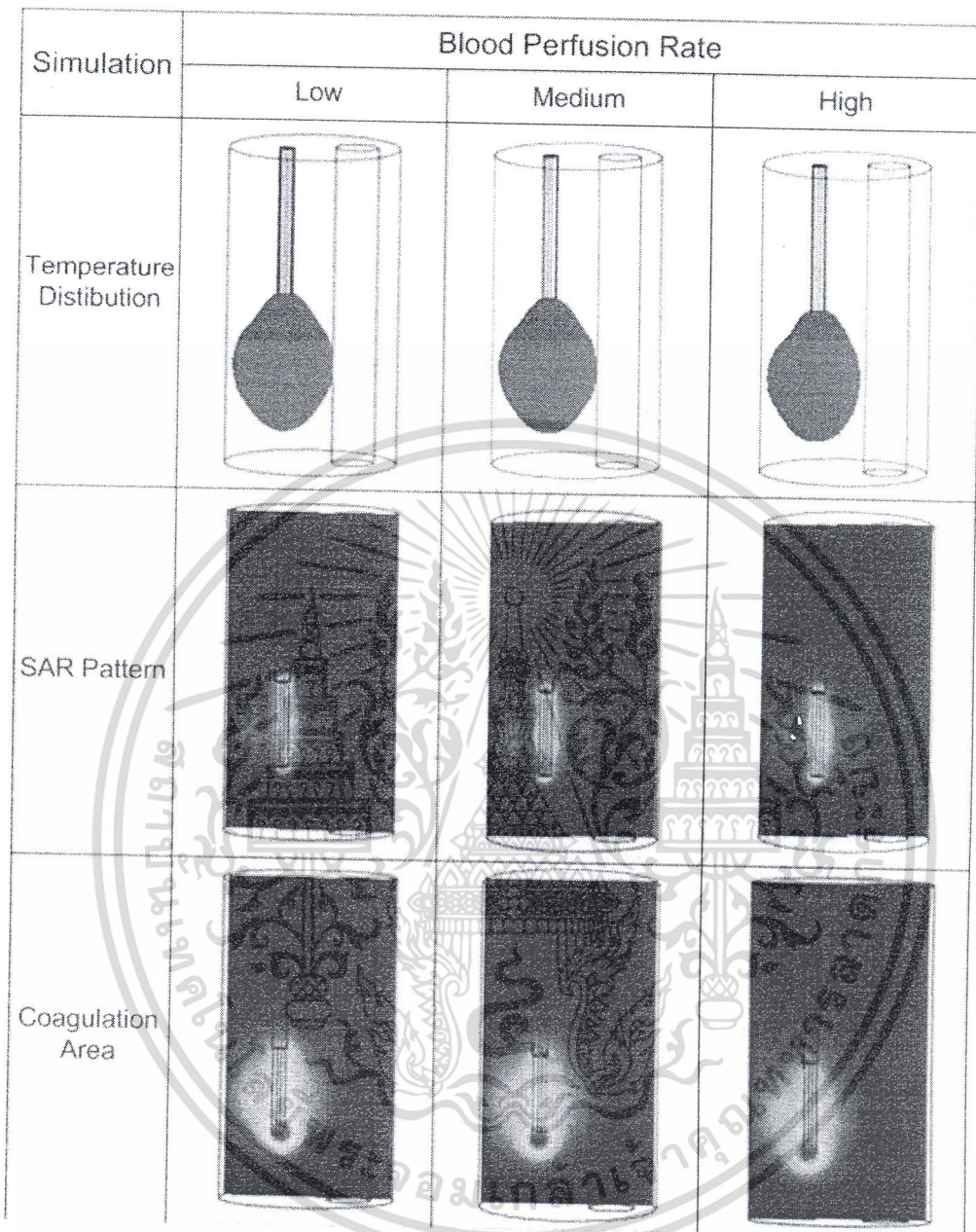


Figure.7. Show simulation result

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นางสาวพนิตนาฏ แหยมยินดี
 วัน เดือน ปีเกิด 12 มิถุนายน 2528 ที่อุตรดิตถ์
 ที่อยู่ 196 หมู่ 7 ตำบลแม่พูล อำเภอลับแล จังหวัดอุตรดิตถ์ 53130
 ประวัติการศึกษา 2550 วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์ประยุกต์
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
 ประสบการณ์การทำงาน
 พ.ศ. 2551- 2552 ตำแหน่ง QA Engineer บริษัท พลาเซส (ประเทศไทย) จำกัด
 พ.ศ. 2554 - ปัจจุบัน ตำแหน่ง ครูเอกชน โรงเรียนมาเรียลัย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้