



การเพิ่มขีดความสามารถในกระบวนการรักษามะเร็งตับโดยเติมอนุภาคนาโน
(แบบจำลองวัสดุพูนชนิดไม่สมดุลทางความร้อน)

โดย

นายจิตรภาณุ กุลทอง

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ปีการศึกษา 2558

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

การเพิ่มขีดความสามารถในกระบวนการรักษามะเร็งตับโดยเติมอนุภาคนาโน
(แบบจำลองวัสดุพูนชนิดไม่สมดุลทางความร้อน)

โดย

นายจิตรภาณุ กุลทอง

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

ปีการศึกษา 2558

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์



THE ENHANCEMENT OF MICROWAVE ABLATION PROCESS IN LIVER
TISSUES FILLED WITH NANOPARTICLES (BASED ON LOCAL
THERMAL NON-EQUILIBRIUM POROUS MODEL)

BY

Mr.JITPANU KUNTHONG

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT OF THE REQUIREMENTS
FOR THE DEGREE OF MASTER OF ENGINEERING IN MECHANICAL
DEPARTMENT OF MECHANICAL ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
THAMMASAT UNIVERSITY
ACADEMIC YEAR 2015
COPYRIGHT OF THAMMASAT UNIVERSITY

มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

วิทยานิพนธ์

ของ

นายจิตรภาณุ กุลทอง

เรื่อง

การเพิ่มขีดความสามารถในกระบวนการรักษามะเร็งตับโดยเติมอนุภาคนาโน
(แบบจำลองวัสดุพูนชนิดไม่สมดุลทางความร้อน)

ได้รับการตรวจสอบและอนุมัติให้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต


เมื่อ วันที่ 30 ธันวาคม พ.ศ. 2558

ประธานกรรมการ



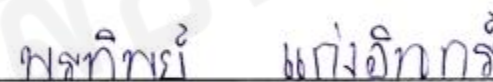
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วาทิต ภัคดี)

กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก



(ศาสตราจารย์ ดร.ผดุงศักดิ์ รัตนเดโช)

กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม



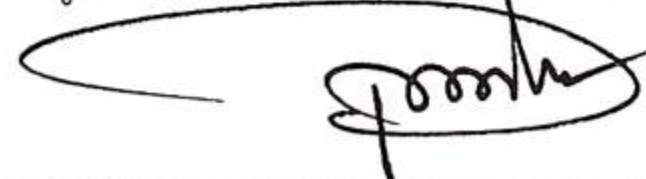
(อาจารย์ ดร.พรทิพย์ แก่งอินทร์)

กรรมการสอบวิทยานิพนธ์



(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อุศเรศ ชุชกัลยา)

คณบดี



(รองศาสตราจารย์ ดร.ประภัสสร วังศกาญจน์)

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การเพิ่มขีดความสามารถในกระบวนการรักษามะเร็งตับ โดยเติมอนุภาคนาโน (แบบจำลองวัสดุพูนชนิดไม่สมดุล ทางความร้อน)
ชื่อผู้เขียน	นายจิตรภาณุ กุลทอง
ชื่อปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา/คณะ/มหาวิทยาลัย	สาขาวิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ศาสตราจารย์ ดร.ผดุงศักดิ์ รัตนเดโช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	อาจารย์ ดร.พรทิพย์ แก่งอินทร์
ปีการศึกษา	2558

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการเพิ่มขีดความสามารถในกระบวนการรักษามะเร็งตับโดยเติมอนุภาคนาโน (แบบจำลองเป็นวัสดุพูนชนิดไม่สมดุลทางความร้อน) โดยใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจำลอง ซึ่งใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟเพื่อให้เนื้อเยื่อดูดซับคลื่นผ่านท่อนำคลื่น แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ อยู่บนพื้นฐานของสมการแมกซ์เวลล์ สมการไปโอฮ์ม ในการจำลองเชิงตัวเลขใช้ระเบียบวิธีไฟไนท์เอลิเมนต์แบบสมมาตรรอบแกนในการคำนวณแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ เพื่ออธิบายการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อตับ

ในการศึกษานี้ได้ทำการศึกษาอย่างเป็นระบบถึงอิทธิพลของค่ากำลังจากคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผลต่อพลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟเชิงปริมาตร ค่าอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับที่เกิดจากคลื่นไมโครเวฟ การกระจายตัวเชิงอุณหภูมิ และผลของอนุภาคนาโน และนำผลการทดลองที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลการทดลองจริง ผลจากการจำลองในการศึกษานี้ สามารถนำไปใช้เป็นแนวทางในการรักษาในเชิงปฏิบัติ และเป็นการส่งเสริมการพัฒนาเทคโนโลยีการสังเคราะห์ขั้นสูงในมนุษย์ โดยใช้ศาสตร์ในแขนงชีวกลศาสตร์ต่อไป

คำสำคัญ : ไมโครเวฟ มะเร็งตับ การกระจายตัวเชิงอุณหภูมิ

Thesis Title	The Enhancement of microwave ablation process in liver tissues filled with nanoparticles (based on Local thermal non-equilibrium porous model)
Author	Mr.Jitpanu Kunthong
Degree	Master Degree of Engineering in Mechanical Engineering
Department/Faculty/University	Department of Mechanical Engineering Faculty of Engineering Thammasat University
Thesis Advisor	Prof.Dr.Phadungsak Rattanadecho
Thesis Co-Advisor	Dr.Porntip Keangin
Academic Years	2558

Abstract

This research study Enhancement of microwave ablation process in liver tissues filled with nanoparticles. (based on Local thermal non-equilibrium porous model) Using computer simulations to treat liver cancer. The heat from the microwave and waves through the waveguide is absorb by liver tissues. The mathematical model used in the analysis based on the equations of Maxwell equations, bio-heat equations in the numerical simulation method Finite element symmetric about an axis in the calculation of the mathematical model. To describe the temperature distribution within the liver tissue.

In this study, a systematic study of the influence of the force of the waves affecting microwave energy from the microwave volumetric heating, Microwave specific absorption rate (SAR), the distribution of temperature and effects of nanoparticles the experimental results are compared with the experiment. The results shown in this study. Can be used to guide treatment in practice. And promote the development of advanced synthesis in humans. Using Science in Clinical Biomechanics next.

Keywords : Microwave, Liver cancer, Temperature distribution

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ ผู้วิจัยต้องใคร่ขอขอบพระคุณบุคคล สำนักงาน และสถานที่ต่าง ๆ ดังต่อไปนี้

ศาสตราจารย์ ดร.ผดุงศักดิ์ รัตนเดโช อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ให้คำปรึกษาและให้กำลังใจแก่ผู้วิจัยในการทำวิทยานิพนธ์ อีกทั้งยังสอนให้ผู้วิจัยมีความอดทน และมุ่งมั่นจนสามารถทำงานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วง และมีประสิทธิภาพ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วาทีต ภักดี และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อิศเรศ ชูรกุลยา กรรมการวิทยานิพนธ์ ที่ให้ความกรุณาตรวจสอบ และแนะนำสารประโยชน์ต่าง ๆ แก่งานวิจัยฉบับนี้เป็นอย่างดี

สมาชิกของหน่วยวิจัยเพื่อการใช้ประโยชน์จากไมโครเวฟในงานวิศวกรรม (R.C.M.E) และผู้สนับสนุนอื่น ๆ ทุกท่าน ที่คอยให้คำแนะนำ และความรู้ต่าง ๆ ที่จำเป็นต่องานวิจัยฉบับนี้รวมทั้งคอยให้ความช่วยเหลือในทุก ๆ เรื่อง

ห้องปฏิบัติการ R.C.M.E ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล ตึกปฏิบัติการคณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ (ศูนย์รังสิต) ที่ให้การเอื้อเฟื้อสถานที่ในการทำวิจัย

สุดท้ายนี้ผู้วิจัยขอขอบพระคุณคุณพ่อ คุณแม่ ญาติพี่น้อง และเพื่อนของผู้วิจัย ที่เป็นกำลังใจให้การสนับสนุน และให้คำแนะนำต่าง ๆ ในการทำงานวิจัยด้วยดีเสมอมา

โดยทั้งนี้หากมีท่านใด สถานที่หรือองค์กรใด ที่ผู้วิจัยมิได้กล่าวถึง ผู้วิจัยต้องขอภัยและขอขอบคุณในความช่วยเหลือต่าง ๆ เหล่านั้นไว้ ณ ที่นี้ด้วย

นายจิตรภาณุ กุลทอง

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ	(1)
ABSTRACT	(2)
กิตติกรรมประกาศ	(3)
สารบัญตาราง	(8)
สารบัญภาพ	(9)
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย	3
1.3 ขอบเขตของการวิจัย	3
1.4 เครื่องมือ และอุปกรณ์ที่ใช้	4
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ	4
1.6 แผนการดำเนินงาน	5
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	6
2.1 การขยายสมการไปโอฮ์ทรวมถึงการระเหยของน้ำภายในเนื้อเยื่อระหว่างการให้ความร้อน, D.Yang, Member, IEEE [2]	6
2.2 การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจำลองการรักษามะเร็งระดับโดยใช้คลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่น, Pornthip Keangin, Phadungsak Rattanadecho [1]	8
2.3 การศึกษาและสร้างอุปกรณ์ต้นแบบการบ่มพื้นผิวจากรคอนกรีตด้วยพลังงานไมโครเวฟแบบเคลื่อนที่โดยอัทโนมัติ, พรเจริญ ชนะใหม่ [4]	8
2.4 การศึกษาการใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่นในการรักษา	

	(5)
มะเร็งตับแบบช่องอกทางเดียวและสองทาง, P.Keangin, P.Rattanadecha [3]	9
2.5 การศึกษาการให้ความร้อนและการเปลี่ยนรูปร่างของมะเร็งตับโดยใช้คลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่น, P.Keangin, T.Wessapan [5]	10
2.6 การวิเคราะห์ผลทางทฤษฎีในการใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟแบบหลายช่องทางออกในการรักษา โรคมะเร็ง, Tao Wang, Gang Zhao, Bensheng Qiu [15]	11
2.7 การใช้ทองคำนาโนเซลล์เพื่อจำกัดและเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาโรคมะเร็งตับระยะแพร่กระจายโดยใช้เลเซอร์, Andrew M.Elliott, Member [18]	13
บทที่ 3 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	15
3.1 ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับโรคมะเร็งตับ	15
3.1.1 ความหมายของมะเร็งตับ	16
3.1.2 วิธีรักษามะเร็งตับ	16
3.1.3 สาเหตุการเกิดมะเร็งตับ	17
3.1.4 ทราบได้อย่างไรว่ากำลังเป็นมะเร็งตับ	18
3.1.5 การตรวจหามะเร็งตับ	18
3.1.6 การป้องกันการเกิดมะเร็งตับ	19
3.2 ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับการทำความร้อนด้วยไมโครเวฟ	19
3.2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับไมโครเวฟ	19
3.2.2 ระบบการทำความร้อนด้วยไมโครเวฟ	20
3.2.3 ปฏิกริยาที่เกิดขึ้นระหว่างสนามไฟฟ้ากับวัสดุไดอิเล็กตริก	21
3.2.4 สมการพื้นฐาน (Basic Equation)	22
3.3 ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับกระบวนการถ่ายเทความร้อนในวัสดุพอรุน	24
3.3.1 กระบวนการถ่ายเทความร้อนภายในวัสดุพอรุน	24
3.3.2 โครงสร้างของวัสดุพอรุน	24
3.4 การศึกษาการถ่ายเทความร้อนโดยใช้สมการไบโอฮีท	26
3.5 ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับวัสดุนาโน	29
3.5.1 ชนิดของวัสดุนาโน	30

	(6)
3.5.2 ของไหลนาโน	33
3.5.3 วิธีการผลิตของไหลนาโน	35
3.5.4 งานอุตสาหกรรมที่ใช้ของไหลนาโน	35
บทที่ 4 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และระเบียบวิธีเชิงตัวเลขที่ใช้ในการวิเคราะห์	37
4.1 การจำลองแบบจำลองทางคณิตศาสตร์	37
4.2 เงื่อนไขขอบเขต	42
4.3 การเติมอนุภาคนาโน	43
4.4 การวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า	46
4.4.1 สมมติฐานเบื้องต้น	46
4.4.3 เงื่อนไขขอบเขตสำหรับการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า	48
4.5 การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน	49
4.5.1 สมมติฐานเบื้องต้น	49
4.5.4 เงื่อนไขเริ่มต้นสำหรับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน	51
4.5.5 สมการโมเมนตัม	51
4.6 กระบวนการดำเนินงาน	53
บทที่ 5 ผลการวิเคราะห์	54
5.1 ผลการศึกษา	54
5.1.1 ผลการศึกษาของแบบจำลองไปโอฮีต	54
5.1.2 ผลของแบบจำลองวัสดุพูน	57
5.1.3 เทียบผลแบบจำลองกับการทดลอง	59
5.1.4 ผลการทดลองการใส่อนุภาคนาโนลงในเนื้อเยื่อ	62
5.1.5 ผลการศึกษาของการใส่ค่าไดอิเล็กตริกเข้าไปในแบบจำลองโดยทำการป้อน อนุภาคนาโนและเนื้อเยื่อตัวรวมกัน	67
5.1.6 ผลของการเปลี่ยนค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อน (Heat Transfer Coefficient, k)	68

	(7)
5.1.7 ผลของการปรับค่าความพรุน (Porosity, ϕ)	70
5.1.8 ผลของการเปลี่ยนแปลงกำลังวัตต์ที่มีผลต่อการกระจายตัวของอนุภาคนาโน	72
5.1.9 ตรวจสอบความเป็นอิสระของ Mesh	73
บทที่ 6 สรุปงานวิจัยและข้อเสนอแนะ	75
6.1 ผลของการศึกษาเทียบแบบจำลองกับการทดลอง	75
6.2 ผลของการศึกษาการใส่อนุภาคนาโนและไม่ใส่อนุภาคนาโน	76
6.3 ผลของการศึกษาการปรับเปลี่ยนค่าความพรุน	76
6.4 ผลของการศึกษาการปรับเปลี่ยนค่าสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อน	77
6.5 ผลการศึกษาการปรับเปลี่ยนค่ากำลังวัตต์	77
6.6 ตรวจสอบกำลังวัตต์และเวลาที่เหมาะสมในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง	78
6.8 ข้อเสนอแนะ	80
บรรณานุกรม	82
ภาคผนวก	85
ประวัติผู้เขียน	91

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
ตารางที่ 1.1 ตารางแผนการดำเนินงาน	5
ตารางที่ 4.1 ค่าสมบัติทางไฟฟ้า ทางความร้อน และทางกลของเนื้อเยื่อตับ และท่อน้ำคั่งไมโครเวฟที่ใช้ในการวิเคราะห์	40
ตารางที่ 4.2 ค่า DIELECTRIC CONSTANT ของอนุภาคทองคำนาโน 1000 PPM	44
ตารางที่ 4.3 ค่า DIELECTRIC CONSTANT ของตับวัว	45
ตารางที่ 4.4 ค่า DIELECTRIC CONSTANT ของตับวัวผสมกับอนุภาคทองคำนาโน 1000 PPM	45
ตารางที่ 5.1 แสดงค่า DIELECTRIC CONSTANT, LOSS FACTOR, LOSS TANGENT ของวัสดุทดลอง	68
ตารางที่ 6.1 เปรียบเทียบกำลังวัตต์และเวลาที่เหมาะสมกรณีใส่อนุภาคนาโนทองคำ	78
ตารางที่ 6.2 เทียบสถานะเนื้อเยื่อและเลือดในวิธีการวัดค่าไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกัน	79

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
ภาพที่ 2.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ [2]	7
ภาพที่ 2.2 เปรียบเทียบอุณหภูมิที่ได้จากแบบจำลองโดยใช้สมการไปโอฮีทแบบปรับปรุงแล้ว และ สมการไปโอฮีทแบบเดิม กับผลจากการทดลอง [2]	7
ภาพที่ 2.3 เปรียบเทียบค่าการดูดซับคลื่นระหว่างท่อนำคลื่นช่องออกทางเดียวกับสองทาง [3]	10
ภาพที่ 2.4 เปรียบเทียบค่าการดูดซับคลื่นไมโครเวฟระหว่างแบบจำลองยึดหัดตัวได้และยึดหัดตัวไม่ได้ [5]	11
ภาพที่ 2.5 (A) แบบจำลองของท่อนำคลื่นไมโครเวฟ (B) แบบจำลองสมมาตรรอบแกนและขอบเขตของท่อนำคลื่น	12
ภาพที่ 2.6 (A) การกระจายตัวของอุณหภูมิโดยใช้เวลา 450S (B) การกระจายตัวของอุณหภูมิจาก 30S ถึง 450S (C) กราฟอุณหภูมิที่จุดต่าง ๆ เทียบกับเวลา	13
ภาพที่ 2.7 แสดงตำแหน่งการป้อนเลเซอร์เข้าไปในเนื้อเยื่อตับและพื้นที่สีเทาแสดงถึงปลายการแพร่กระจายของคลื่นเลเซอร์ [18]	14
ภาพที่ 2.8 แสดงให้เห็นถึงผลกระทบของ NANOSHELLS ในเนื้อเยื่อโดยรอบเมื่อเทียบกับเนื้ออกในการกระจายความร้อน MRTI ที่สร้างขึ้นโดยเนื้ออกกับ NANOSHELLS นอกเส้นสีขาว (A) ที่จุดที่มีอุณหภูมิสูงสุดและรายละเอียดเชิงพื้นที่ที่เกิด NANOSHELLS ที่อยู่นอกสีเทาและเส้นใยเลเซอร์แสดงโดยสีดำ (B)การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูงสุด 24 องศาเซลเซียสเมื่อเทียบกับดำเนินการทดลองในเนื้ออกโดยไม่มี NANOSHELLS (C) โดยที่การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูงสุดได้เพียง 6 องศาเซลเซียส	14
ภาพที่ 3.1 รูปร่างและลักษณะของตับ [7]	15
ภาพที่ 3.2 ปฏิกริยาระหว่างวัสดุไดอิเล็กตริกและสนามไฟฟ้า (ELECTRIC FIELD) (ก) การเรียงตัวของสภาพเชิงขั้วภายในวัสดุไดอิเล็กตริกเมื่อไม่มีสนามไฟฟ้า (ข) การเรียงตัวของสภาพเชิงขั้วเมื่อมีสนามไฟฟ้า	21

ภาพที่ 3.3	โครงสร้างของเนื้อเยื่อที่เป็นวัสดุพูน [14]	25
ภาพที่ 3.4	โครงสร้างของเพชร [8]	30
ภาพที่ 3.5	โครงสร้างของแกรไฟต์ [8]	30
ภาพที่ 3.6	อนุภาคของไทเทเนียมไดออกไซด์ [8]	31
ภาพที่ 3.7	อนุภาคของซิงก์ซัลไฟด์ [8]	32
ภาพที่ 3.8	วัสดุดีเอ็นเอ [8]	33
ภาพที่ 3.9	ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบทรานสมิซชันของอนุภาคนาโนของไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ใส่ลงในน้ำ [10]	34
ภาพที่ 4.1	การจำลองแบบจำลองในการวิเคราะห์	38
ภาพที่ 4.2	การเปลี่ยนแบบจำลองจากสามมิติมาเป็นแบบจำลองสมมาตรรอบแกนสองมิติ	38
ภาพที่ 4.3	แบบจำลองที่ใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดมีแกนร่วมแบบมีช่องออกคลื่นช่องเดียว [6]	39
ภาพที่ 4.4	การสร้าง MESH ในโปรแกรม COMSOL MULTIPHYSICS 3.4	39
ภาพที่ 4.5	เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการวิเคราะห์ [6]	43
ภาพที่ 5.1	การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบจำลองไปโอฮีต ($P=75 \text{ W}$, $T=50 \text{ S}$)	55
ภาพที่ 5.2	กราฟเทียบผลการทดลองระหว่างแบบจำลองไปโอฮีตกับแบบจำลอง D.YANG [2]	56
ภาพที่ 5.3	กราฟเทียบแบบจำลองไปโอฮีตกับการทดลองของ D.YANG [2]	56
ภาพที่ 5.4	การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบจำลองวัสดุพูน ($P=75 \text{ W}$, $T=50 \text{ S}$)	57
ภาพที่ 5.5	กราฟเทียบผลการทดลองระหว่างแบบจำลองวัสดุพูนกับแบบจำลอง D.YANG [2]	58
ภาพที่ 5.6	กราฟเทียบแบบจำลองวัสดุพูนกับการทดลองของ D.YANG [2]	58
ภาพที่ 5.7	กราฟเทียบผลของแบบจำลองกับการทดลองจริงที่กำลังวัตต์ 40 W โดยห่างจากช่องออกคลื่น (ก) 5 MM (ข) 10 MM (ค) 15 MM	60
ภาพที่ 5.8	กราฟเทียบผลของแบบจำลองกับการทดลองจริงที่กำลังวัตต์ 60 W โดยห่างจากช่องออกคลื่น (ก) 5 MM (ข) 10 MM (ค) 15 MM	61
ภาพที่ 5.9	แสดงลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิและเวกเตอร์ความเร็วของเลือดและจุดอุณหภูมิสูงสุด ต่ำสุด ภาพ (ก) ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อที่มีอนุภาคนาโน (ข.) ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อที่ไม่มีอนุภาคนาโน	65
ภาพที่ 5.10	แสดงจุดที่จะโชว์กราฟของอุณหภูมิที่อยู่บริเวณขอบของเนื้อเยื่อมะเร็ง	66

ภาพที่ 5.11	กราฟแสดงอุณหภูมิที่เวลาผ่านไป 40 วินาที ที่จุดแต่ละจุดที่อยู่รอบ ๆ เนื้อเยื่อมะเร็ง 67	
ภาพที่ 5.12	แสดงการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนที่ 30 วัตต์ 40 วินาที	70
ภาพที่ 5.13	แสดงการกระจายตัวของอุณหภูมิ และเวกเตอร์ความเร็ว	
	(ก.) $\phi_N = 0.4$, $\phi_T = 0.7$ (ข.) $\phi_N = 0.7$, $\phi_T = 0.4$	71
ภาพที่ 5.14	กราฟแสดงความเร็วของเลือดของแบบจำลองที่มีความพรุนของเนื้อเยื่อมะเร็ง เท่ากับ 0.7 ที่เวลาผ่านไป 0-120 วินาที	72
ภาพที่ 5.15	การเปลี่ยนของกำลังวัตต์ที่มีผลต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิ (ก.) 10 วัตต์ (ข.) 20 วัตต์ (ค.) 30 วัตต์	73
ภาพที่ 5.16	ความเป็นอิสระของ MESH ในแบบจำลอง	74



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งตับเป็นมะเร็งที่พบได้อันดับต้น ๆ ในประเทศไทย และหลายประเทศที่กำลังพัฒนา และจะพบในผู้ชายมากกว่าผู้หญิง ส่วนสาเหตุที่แท้จริงยังเป็นที่ศึกษาวิจัย คาดว่าสาเหตุที่กระตุ้นการเกิดโรคมะเร็งตับที่สำคัญได้แก่ การอักเสบของตับเรื้อรังจากเชื้อไวรัสตับอักเสบบี และซีซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงของการเกิดมะเร็งตับกว่า 70% โดยสามารถติดจากคนหนึ่งสู่อีกคนหนึ่งได้ด้วยวิธีเดียวกันกับการติดเชื้อเอชไอวี เช่น จากการมีเพศสัมพันธ์ ทางสารคัดหลั่ง การถ่ายเลือด และการใช้เข็มฉีดยาร่วมกัน นอกจากนี้การดื่มแอลกอฮอล์เป็นประจำ และการกินอาหารดิบ ๆ สุก ๆ หรือกินอาหารที่มีสารพิษ เช่น เชื้อราจำพวกอัลฟา ท็อกซินที่พบในถั่วลิสงขึ้นราก็เป็นสาเหตุที่นำไปสู่การเป็นโรคมะเร็งตับได้ ผู้ป่วยที่เป็นโรคมะเร็งตับในระยะเริ่มแรกมักจะไม่ค่อยมีอาการใด ส่วนใหญ่จะมีอาการต่อเมื่อโรคอยู่ในระยะลุกลามแล้ว มีอาการหลัก ๆ ของโรคเกี่ยวกับตับ ได้แก่ ปวดท้องบริเวณช่องท้องส่วนบน ท้องอืด เบื่ออาหาร อ่อนเพลีย เหนื่อยง่าย ผอมลง ตัวเหลือง ตาเหลือง ปัสสาวะมีสีเหลืองเข้ม มีก้อนเนื้อที่ท้อง หายใจลำบาก

การรักษาโรคมะเร็งตับในปัจจุบันมีหลายวิธี เช่น การผ่าตัด การปลูกถ่ายตับ การใช้เคมีบำบัดโดยการใช้ยา หรือการฉีดเอทานอลเข้าทำลายก้อนมะเร็ง แต่บางครั้งการรักษาด้วยวิธีดังปัจจุบันมีผลกระทบตามมากับร่างกายของผู้รักษาในภายหลัง เทคนิคการรักษาโรคมะเร็งตับโดยใช้ความร้อนจึงเป็นวิธีการรักษาอีกทางเลือกหนึ่ง โดยเฉพาะการใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟในการรักษา ซึ่งจะใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟที่มีขนาดเล็กสอดเข้าไปในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง คลื่นไมโครเวฟจะทำให้เกิดความร้อนภายในเนื้อเยื่อ และเนื้อเยื่อมะเร็งส่วนนั้นก็จะตายและมีข้อดีในการรักษา คือสามารถทำลายเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งที่อยู่ภายในร่างกายได้ โดยไม่ทำให้เนื้อเยื่อที่อยูข้างเคียงเป็นอันตราย มีผลข้างเคียงในการรักษาน้อย และใช้เวลาพักฟื้นหลังการรักษาไม่นาน ซึ่งเป็นข้อได้เปรียบมากกว่าการรักษาด้วยวิธีอื่น จึงเป็นวิธีที่นิยมนำมาศึกษามากในปัจจุบัน

ในปัจจุบันวิธีการรักษาโรคมะเร็งตับนั้นยังมีข้อเสียในการรักษาอยู่ เช่น วิธีเคมีบำบัด (Chemotherapy) คือการรักษาไม่เฉพาะจุด ทำให้ผู้ป่วยได้รับยาหรือการรักษาในปริมาณที่มากเกินไป ความจำเป็นในการรักษา ทำให้ส่งผลต่อเนื้อเยื่อปกติภายในร่างกายของผู้ป่วย และเกิดผลข้างเคียงตามมา อย่างไรก็ตามถ้าสามารถทำการรักษาให้เฉพาะจุดมากยิ่งขึ้นจะช่วยลดเวลาในการรักษา และลดผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย ที่สามารถควบคุมปริมาณความร้อนให้อยู่ในบริเวณเฉพาะจุดหรือ

บริเวณที่เป็นเนื้อร้ายได้ ซึ่งจะไม่เกิดผลกระทบกับเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดี นั่นก็คือเป็นแนวคิดในการนำอนุภาคนาโนเข้ามาช่วยทำการรักษาโรคมะเร็งตับ ก็คือวิธีการนำเอาอนุภาคนาโนนั้นเข้าไปสัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็ง และให้ความร้อนโดยการปล่อยคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง ทั้งนี้การนำเอาอนุภาคนาโนมาช่วยในการรักษาเพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา โดยจะช่วยลดระยะเวลาในการรักษาให้น้อยลง และเกิดผลข้างเคียงกับผู้ป่วยน้อยลงซึ่งจะลดการไปทำลายเนื้อเยื่อส่วนอื่นหรือส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดีภายในร่างกาย

การนำอนุภาคนาโนเข้ามาใช้ในการวิจัยศึกษาร่วมกับการใช้คลื่นไมโครเวฟ ซึ่งอนุภาคนาโนคือ อนุภาคของแข็งที่ประกอบด้วย โมเลกุลที่มีขนาด 1 - 1000 นาโนเมตร อนุภาคนาโนเป็นอนุภาคที่ใช้ส่งยาในรูปแบบหนึ่งซึ่งกำลังได้รับความสนใจ เนื่องจากเชื่อว่าอนุภาคขนาดเล็กของอนุภาคนาโน จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา และลดอาการข้างเคียงที่ไม่พึงประสงค์ของยา นอกจากนี้ยังสามารถใช้ได้หลายรูปแบบ เช่น ยาฉีด ยารับประทาน ยาทา เป็นต้น และจะอยู่ในกระแสเลือดได้นาน จึงทำให้ประสิทธิภาพในการรักษาเพิ่มขึ้น อย่างเช่นงานวิจัยที่ผ่านมา การศึกษาการใช้อนุภาคนาโนมาดูดซับพลังงานแสงและทำให้เกิดความร้อนได้ วิธีนี้นำมาใช้ในการประยุกต์ใช้ในการรักษาโรคมะเร็ง

ในงานวิจัยนี้เป็นการคอมพิวเตอร์ช่วยจำลองการรักษาโรคมะเร็งตับ โดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่นที่ทำการศึกษาทั้งด้านการถ่ายเทความร้อน ด้านการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยใช้สมการพลังงาน สมการไบอ็ทร่วมกับสมการการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ในการวิเคราะห์ตามลำดับ และสามารถนำผลจากการศึกษานี้ไปใช้เป็นพื้นฐานในการรักษาโรคมะเร็งตับในเชิงปฏิบัติได้ โดยจะทำการศึกษาการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการกระจายตัวของอุณหภูมิ จากการใช้แบบจำลองท่อนำคลื่นไมโครเวฟให้ความร้อนภายในเนื้อเยื่อของมะเร็งตับ โดยจะมีการปล่อย อนุภาคนาโนผ่านท่อนำคลื่นเข้าไปในส่วนของเนื้อเยื่อที่เกิดมะเร็ง ซึ่งอนุภาคนาโนนี้จะมีคุณสมบัติที่สามารถดูดซับคลื่นไมโครเวฟได้มาก จะทำให้คลื่นไมโครเวฟที่ปล่อยออกมาทางท่อนำคลื่นสามารถเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งได้ในเวลาที่เร็วกว่าขณะที่ไม่มีอนุภาคนาโน วิธีนี้จึงเป็นวิธีที่ประหยัดเวลาในการรักษาและสามารถเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น งานวิจัยนี้ใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) ผ่านโปรแกรม COMSOL™ Multiphysics ในการหาผลเฉลย และนำผลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง ซึ่งองค์ความรู้ที่ได้จากการศึกษาสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการลดขั้นตอนในการทดลองการรักษา โดยไม่ต้องทดลองกับร่างกายมนุษย์ และเป็นการส่งเสริมการพัฒนาเทคโนโลยีการสังเคราะห์ขั้นสูงในมนุษย์ โดยใช้ศาสตร์ในแขนงชีวกลศาสตร์

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1.2.1 พัฒนาและสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สามารถทำนายพฤติกรรมได้ใกล้เคียงกับเหตุการณ์จริงโดยเน้นศึกษาลักษณะการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ลักษณะการถ่ายเทความร้อน โดยจะศึกษาการกระจายตัวของความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟเชิงปริมาตร อัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟ การกระจายตัวของอุณหภูมิดับ ที่ทำการรักษาโดยให้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านทางท่อนำคลื่นไมโครเวฟ

1.2.2 เป็นแนวทางใช้สำหรับการออกแบบอุปกรณ์จริงในการปฏิบัติ

1.2.3 เพื่อปรับปรุงแบบจำลองให้มีความถูกต้องและใกล้เคียงกับลักษณะทางกายภาพจริง และแม่นยำมากยิ่งขึ้น

1.2.4 เพื่อเป็นประโยชน์ในการลดขั้นตอนในการทดลองการรักษา โดยไม่ต้องทดลองกับร่างกายมนุษย์

1.2.5 ส่งเสริมการพัฒนาเทคโนโลยีการสังเคราะห์ขั้นสูงในมนุษย์ โดยใช้ศาสตร์ในแขนงชีวกลศาสตร์

1.2.6 เพื่อสร้างองค์ความรู้ใหม่ที่เป็นพื้นฐานในการพัฒนางานวิจัยใหม่ ๆ ในอนาคต

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1.3.1 เน้นการศึกษาผ่านแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ทำการเปรียบเทียบความถูกต้องกับแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ท่านอื่นเคยทำมา และจากการทดลองท่านอื่น และเทียบกับผลการทดลองจริงในห้องปฏิบัติการ RCME

1.3.2 แบบจำลองที่พิจารณากำหนดให้เป็นสมมาตรรอบแกน

1.3.3 กำหนดให้เนื้อเยื่อตับเป็นวัสดุพหุนที่มีลักษณะเป็นชั้น ในบางกรณีศึกษา เนื้อเยื่อตับที่มีลักษณะเป็นชั้นนี้จะพิจารณาเป็นก้อนมะเร็ง จะใส่อนุภาคนาโนเพื่อเพิ่มความสามารถในการดูดซับพลังงานไมโครเวฟได้ดีขึ้น

1.3.4 เปรียบเทียบผลที่ได้จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.3.5 วิเคราะห์ และสรุปผลการศึกษา

1.4 เครื่องมือ และอุปกรณ์ที่ใช้

1.4.1 เครื่องคอมพิวเตอร์ Intel Core i7-4702MQ (2.20 GHz, 6 MB L3 Cache, up to 3.20 GHz)

1.4.2 โปรแกรมคอมพิวเตอร์ COMSOL™ Multiphysics

1.4.3 เครื่อง 700 Series Fluoroptic Thermometer Model 790 และสาย Fiber วัดอุณหภูมิ

1.4.4 คอมพิวเตอร์สำหรับเก็บข้อมูลในการวัด

1.4.5 เครื่องให้กำเนิดคลื่นไมโครเวฟ

1.4.6 ดับวิว ขนาด 8×6×6 mm

1.4.7 กล่องพลาสติกใส่ดับวิว ขนาด 8×6×6 mm

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.5.1 อธิบายลักษณะการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ลักษณะการถ่ายเทความร้อนจากการกระจายตัวความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟเชิงปริมาตร อัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟ การกระจายตัวของอุณหภูมิที่ทำการรักษาโดยให้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านทางท่อนำคลื่นไมโครเวฟ

1.5.2 สามารถพัฒนาและสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่สามารถทำนายพฤติกรรมได้ใกล้เคียงกับเหตุการณ์จริง

1.5.3 ปรับปรุงแบบจำลองให้มีความถูกต้องและใกล้เคียงกับลักษณะทางกายภาพจริง และแม่นยำมากยิ่งขึ้น

1.5.4 เป็นประโยชน์ในการลดขั้นตอนในการทดลองการรักษา โดยไม่ต้องทดลองกับร่างกายมนุษย์

1.5.5 ส่งเสริมการพัฒนาเทคโนโลยีการสังเคราะห์ขั้นสูงในมนุษย์ โดยใช้ศาสตร์ในแขนงชีวกลศาสตร์

1.5.6 สร้างองค์ความรู้ใหม่ที่เป็นพื้นฐานในการพัฒนางานวิจัยใหม่ ๆ ในอนาคต

1.5.7 ผลงานวิจัยได้รับการตีพิมพ์ในวารสารระดับประเทศ และระดับนานาชาติ

1.6 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 1.1 ตารางแผนการดำเนินงาน

ขั้นตอน	เวลา (เดือน)										
	มี.ค.	เม.ย.	พ.ค.	มิ.ย.	ก.ค.	ส.ค.	ก.ย.	ต.ค.	พ.ย.	ธ.ค.	
1. ศึกษาทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	←→										
2. ศึกษาวิธีการรักษามะเร็งตับด้วยวิธีให้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ			←→								
3. นำข้อมูลมาวิเคราะห์ในโปรแกรม COMSOL TM Multiphysics	←→										
4. วิเคราะห์ และสรุปผลการศึกษา							←→				
5. จัดทำรูปเล่มของโครงการ							←→				

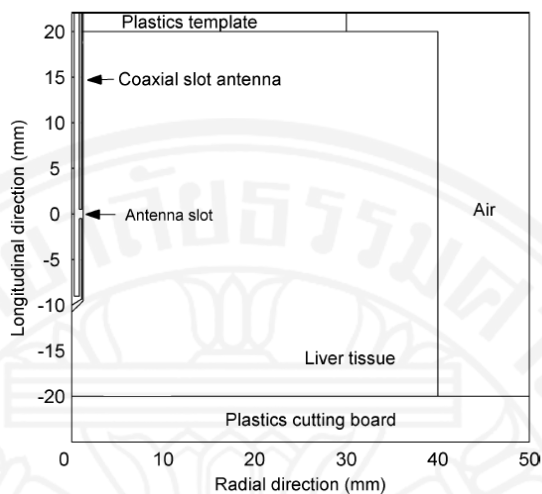
หมายเหตุ

สัญลักษณ์ ←→ คือ เวลาที่วางแผน, ←- - -> คือ เวลาที่ดำเนินงานจริง

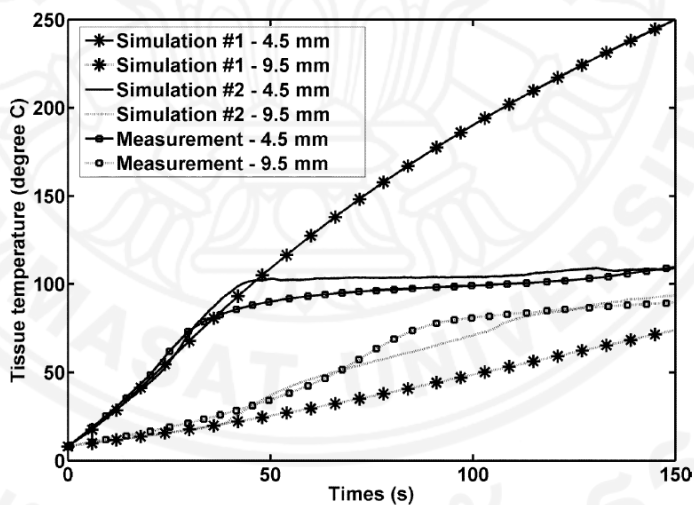
บทที่ 2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 การขยายสมการไปโอฮีทรวมถึงการระเหยของน้ำภายในเนื้อเยื่อระหว่างการให้ความร้อน, D.Yang, Member, IEEE [2]

Yang ได้ทำการศึกษาลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิ ในกระบวนการทำความร้อนภายในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่นไมโครเวฟด้วยสมการไปโอฮีท โดยเพิ่มเทอมการระเหยของน้ำ (Evaporation term) ภายในเนื้อเยื่อตับเข้าไปในสมการ และเปรียบเทียบผลกับการทดลองแบบภายนอก (Ex vivo) โดยใช้กำลังในการทดลองที่ 75 W ใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดมีแกนร่วม แบบมีช่องออกคลื่นช่องเดียว (Microwave coaxial single slot antenna) และท่อนำคลื่นไมโครเวฟทำงานที่ความถี่ของคลื่นไมโครเวฟคือ 2.45 GHz โดยตั้งสมมติฐานให้แบบจำลองของเนื้อเยื่อตับมีลักษณะเป็นทรงกระบอก และมีท่อนำคลื่นไมโครเวฟเสียบตรงกลางของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับ เพื่อพิจารณาปัญหาแบบสมมาตรรอบแกน ดังแสดงในภาพที่ 2.1 ผลจากการศึกษาพบว่า ค่าอุณหภูมิที่ได้จากการปรับปรุงสมการไปโอฮีทมีความใกล้เคียงกับการทดลองมากกว่าการใช้สมการไปโอฮีทแบบเดิม ดังแสดงในภาพที่ 2.2 โดย Simulation#1 คือค่าอุณหภูมิที่ได้จากการใช้สมการไปโอฮีทแบบเดิม Simulation#2 คือค่าอุณหภูมิที่ได้จากการใช้สมการไปโอฮีทแบบปรับปรุงแล้ว และ Measurement คือ ค่าอุณหภูมิที่ได้จากการทดลอง โดยศึกษาที่ระยะห่างออกจากท่อนำคลื่นไมโครเวฟ 4.5 และ 9.5 mm ตามลำดับ



ภาพที่ 2.1 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ [2]



ภาพที่ 2.2 เปรียบเทียบอุณหภูมิที่ได้จากแบบจำลองโดยใช้สมการไบโอฮีทแบบปรับปรุงแล้ว และสมการไบโอฮีทแบบเดิม กับผลจากการทดลอง [2]

รายการอ้างอิง

- [2] D.Yang, Member, IEEE, “Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating”, IEEE transactions on biomedical engineering, Vol.54, No.8, August 2007

2.2 การใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจำลองการรักษามะเร็งระดับโดยใช้คลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่น, Pornthip Keangin, Phadungsak Rattanadecho [1]

ในงานวิจัยนี้เป็นการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจำลองการรักษาโรคมะเร็งระดับโดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่น โดยจำลองให้แบบจำลองเนื้อเยื่อตับสามารถยึดหดตัวได้ จากผลของการขยายตัวเชิงอุณหภูมิจึงเพื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่จำลองให้แบบจำลองเนื้อเยื่อตับยึดหดตัวไม่ได้ เพื่อศึกษาลักษณะการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ลักษณะการถ่ายเทความร้อน และลักษณะทางกลของเนื้อเยื่อมะเร็งระดับ เมื่อได้รับความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ และศึกษาอิทธิพลของการใช้แบบจำลองของท่อนำคลื่นไมโครเวฟที่ต่างกัน 2 ชนิด คือ แบบจำลองท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดมีแกนร่วม แบบมีช่องออกคลื่นช่องเดียว และแบบจำลองท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดมีแกนร่วม แบบมีช่องออกคลื่นสองช่อง โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) ผ่านโปรแกรม COMSOL™ Multiphysics ในการหาผลเฉลย

จากการวิจัยพบว่ากรณีให้เนื้อเยื่อตับสามารถยึดหดตัวได้ จากผลของการขยายตัวเชิงอุณหภูมิจึงได้ผลที่มีความถูกต้องแม่นยำ กับผลจากการทำลองในงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และสอดคล้องกับลักษณะทางกายภาพจริงของเนื้อเยื่อตับเมื่อทำการรักษา โดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟมากกว่ากรณีที่เนื้อเยื่อตับยึดหดตัวไม่ได้ ทำให้เป็นประโยชน์ในการศึกษาการรักษามะเร็งระดับ โดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ

2.3 การศึกษาและสร้างอุปกรณ์ต้นแบบการบ่มพื้นผิวจากรคอนกรีตด้วยพลังงานไมโครเวฟแบบเคลื่อนที่โดยอัตโนมัติ, พรเจริญ ชนะใหม่ [4]

งานวิจัยนี้เน้นการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับการบ่มพื้นคอนกรีตแบบเคลื่อนที่โดยใช้พลังงานไมโครเวฟโดยเริ่มจากศึกษาทฤษฎีการออกแบบปากแตรและใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์มาช่วยในการวิเคราะห์และออกแบบเพื่อหาขนาดของปากแตรที่เหมาะสม การออกแบบจะมีในส่วนของควาตีพิจารณาแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ 3 มิติ ด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ที่อาศัยพื้นฐานการวิเคราะห์จากโปรแกรม COMSOL™ Multiphysics หลังจากนั้นออกแบบ

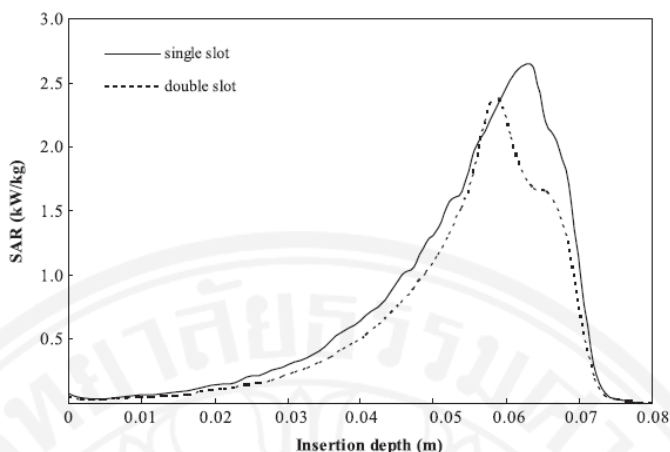
และสร้างอุปกรณ์ต้นแบบสำหรับการบ่มคอนกรีตด้วยคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งปากแตรสามารถปรับขึ้นลงได้ กำลังไมโครเวฟที่ใช้ 800 W, ความถี่ 2.45 GHz และสามารถเคลื่อนที่ได้ 1 แกน โดยการทดลองนั้น จะทำการทดลองแบบหยุดนิ่ง (Fixed) และแบบเคลื่อนที่ได้ (Movement) และศึกษาผลกระทบการบ่มคอนกรีตด้วยไมโครเวฟ ความชื้น อุณหภูมิ เวลาที่ใช้ และความแข็งแรงของคอนกรีต รวมทั้งเปรียบเทียบการบ่มด้วยวิธีแบบปกติได้แก่บ่มน้ำและบ่มอากาศ

2.4 การศึกษาการใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่นในการรักษามะเร็งตับแบบช่องออกทางเดียวและสองทาง, P.Keangin, P.Rattanadecha [3]

งานวิจัยชิ้นนี้ได้ทำการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจำลองการรักษามะเร็งตับโดยขึ้นคลื่นไมโครเวฟผ่านโปรแกรม COMSOL™ Multiphysics โดยจะทำการจำลองและเปรียบเทียบผลระหว่างท่อนำคลื่นแบบมีช่องออกทางเดียว กับแบบมีช่องออกสองทาง โดยจะจำลองในเวลาที่แตกต่างกันออกไป และดูรูปแบบในการแพร่กระจายของอุณหภูมิ และค่าการดูดซับของคลื่น และนำผลจากการจำลองจากโปรแกรม ไปเปรียบเทียบกับผลการทดลองจริงในงานวิจัยที่ได้รับการเผยแพร่แล้ว

ในการวิเคราะห์จะใช้สมการสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก มาทำการคำนวณหาผลเฉลย และภายในเนื้อเยื่อของตับ จะใช้สมการไบโอฮีทมาช่วยในการคำนวณหาผลเฉลย โดยจะกำหนดให้อุณหภูมิเริ่มต้นของเนื้อเยื่อตับเท่ากับ 37 องศาเซลเซียส

ผลของการจำลองสรุปได้ว่า ท่อนำคลื่นแบบช่องออกทางเดียวจะให้ความร้อนสูงสุดมากกว่าท่อนำคลื่นแบบช่องออกสองทาง แต่ท่อนำคลื่นแบบช่องออกสองทางจะมีรัศมีการให้ความร้อนแพร่กระจายได้กว้างกว่า จึงทำให้สรุปได้ว่า ท่อนำคลื่นแต่ละแบบ มีข้อดีและข้อเสียที่แตกต่างกันออกไป และเหมาะกับเนื้อเยื่อมะเร็งตับที่มีรูปร่างและขนาดที่ต่างกัน



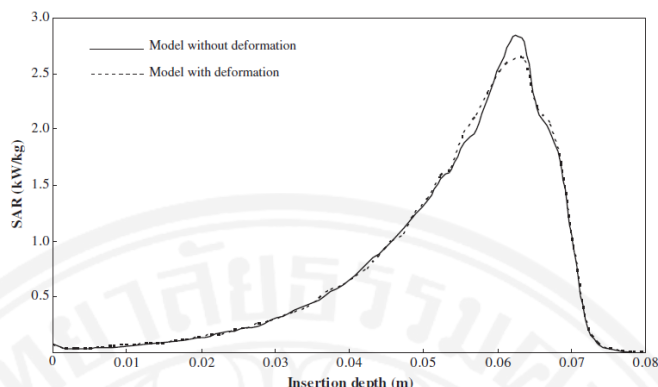
ภาพที่ 2.3 เปรียบเทียบค่าการดูดซับคลื่นระหว่างท่อนำคลื่นช่องออกทางเดียวกับสองทาง [3]

2.5 การศึกษาการให้ความร้อนและการเปลี่ยนรูปร่างของมะเร็งตับโดยใช้คลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่น, P.Keangin, T.Wessapan [5]

งานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาการให้ความร้อนเพื่อรักษามะเร็งตับผ่านท่อนำคลื่น โดยใช้คลื่นไมโครเวฟเป็นตัวทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งดูดซับคลื่น และเปลี่ยนรูปเป็นพลังงานความร้อน ได้ทำการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยจำลองโดยจำลองผ่านโปรแกรม COMSOL™ Multiphysics ในการจำลองจะใช้สมการแมกซ์เวลล์ สมการสนามไฟฟ้า สมการสนามแม่เหล็ก สมการไปโอฮิต และที่สำคัญในการวิเคราะห์การเปลี่ยนรูปของเนื้อเยื่อตับคือ วิเคราะห์โดยใช้สมการความสัมพันธ์ระหว่างความเค้นและความเครียด และทำการวิเคราะห์ศึกษารูปแบบของการดูดซึมคลื่น ในเวลาที่แตกต่างกัน 30 วินาที 120 วินาที 300 วินาที ระหว่าง แบบจำลองที่ยึดหดได้ และยึดหดไม่ได้ และนอกจากนี้ยังศึกษารูปแบบของอุณหภูมิ และรูปแบบความเค้นและความเครียด ของแบบจำลองที่ยึดหดตัวได้ และยึดหดตัวไม่ได้

รายการอ้างอิง

- [5] P.Keangin, T,Wessapan, P.Rattanadecho, “Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna”, Applied thermal engineering, 31, (2011), 3243-3254



ภาพที่ 2.4 เปรียบเทียบค่าการดูดซึมคลื่นไมโครเวฟระหว่างแบบจำลองยึดหดตัวได้และยึดหดตัวไม่ได้ [5]

2.6 การวิเคราะห์ผลทางทฤษฎีในการใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟแบบหลายช่องทางออกในการรักษาโรคมะเร็ง, Tao Wang, Gang Zhao, Bensheng Qiu [15]

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยที่ทำการพัฒนาการรักษา มะเร็งโดยใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟเข้าไปรักษา มะเร็ง จะเน้นในการปรับปรุงส่วนของความร้อนที่เกิดจากท่อนำคลื่น ไมให้ไปทำร้ายเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดี กำหนดให้ขอบเขตของการทำลายเนื้อเยื่อนั้น มีรูปร่างที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยเรียกส่วนความร้อนที่จะปรับปรุงโดยทำให้หายไปนั้นเรียกว่าส่วนที่เป็นหาง และยังออกแบบและพัฒนาท่อนำคลื่นไมโครเวฟอีกด้วย โดยจะเน้นไปที่เรื่องช่องทางออกของคลื่น

ในงานวิจัยเน้นไปในเรื่องของการจำกัดรูปร่างของความร้อนให้อยู่ในรูปร่างที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยเนื้อเยื่อมะเร็งจะถูกทำลายในอุณหภูมิที่ 52 องศาเซลเซียส โดยใช้ความถี่คลื่นที่ 900 MHz to 18 GHz และในงานวิจัยได้กล่าวว่า จะเป็นไปไม่ได้ที่จะกำจัดให้เนื้อเยื่อมะเร็งถูกทำลายไปได้หมดโดยที่ไม่ทำลายส่วนเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดี โดยทั่วไปเนื้อเยื่อมะเร็งที่พบจะมีขนาด 0.5-5 cm

โดยสมการหลักที่ใช้ในการวิเคราะห์คลื่นไมโครเวฟคือ สมการแมกเวลล์ และการถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อจะวิเคราะห์โดยใช้สมการไปโอฮิต

ส่วนค่า dielectric properties , $\epsilon_{r,liver}$, σ_{liver} ของเนื้อเยื่อตับเปลี่ยนแปลงไปตาม อุณหภูมิ

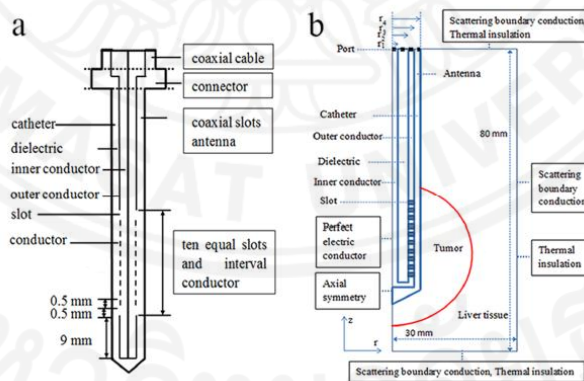
$$\epsilon_{r,liver}(T) = \begin{cases} 47.043 - 0.042T & 37 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \leq 100 \text{ }^{\circ}\text{C} \\ 5459.8 - 14.55T & 100 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \leq 101 \text{ }^{\circ}\text{C} \\ 16.67 & 101 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \end{cases} \quad (2.1)$$

$$\sigma_{liver}(T) = \begin{cases} 1.7381 - 0.0004T & 37 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \leq 100 \text{ }^{\circ}\text{C} \\ 294.17 - 0.78T & 100 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \leq 101 \text{ }^{\circ}\text{C} \\ 0.81 & 101 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \end{cases} \quad (2.2)$$

และกำหนดให้ค่า dielectric properties ของเนื้อเยื่อมะเร็ง

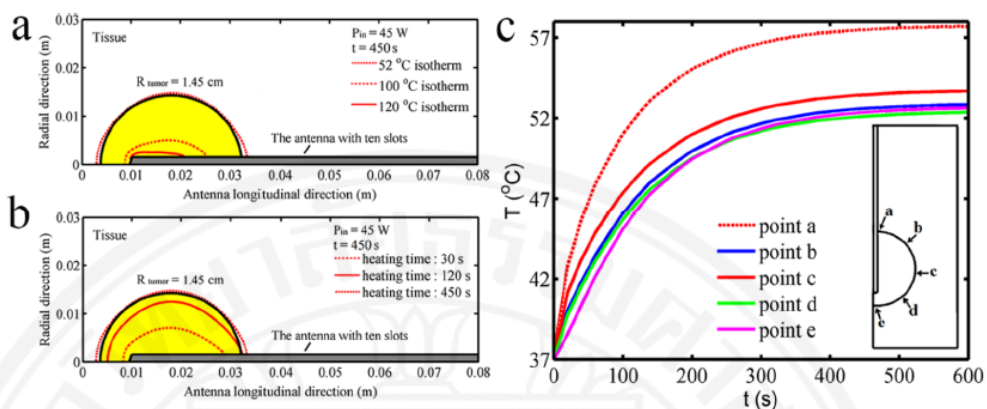
$$\epsilon_{r,tumor}(T) = \begin{cases} 48.16 & 37 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \leq 100 \text{ }^{\circ}\text{C} \\ 24.08 & 101 \text{ }^{\circ}\text{C} < T \end{cases} \quad (2.3)$$

$$\sigma_{tumor}(T) = \begin{cases} 2.09 & 37 \text{ }^{\circ}\text{C} \leq T \leq 100 \text{ }^{\circ}\text{C} \\ 1.05 & 101 \text{ }^{\circ}\text{C} < T \end{cases} \quad (2.4)$$



ภาพที่ 2.5 (a) แบบจำลองของท่อนำคลื่นไมโครเวฟ (b) แบบจำลองสมมาตรรอบแกนและขอบเขตของท่อนำคลื่น [15]

ผลการทดลองที่ได้คือ การเพิ่มจำนวนช่องออกของคลื่น สามารถลดปริมาณของทางที่เป็นความร้อนที่จะไปทำลายเนื้อเยื่อได้เป็นอย่างดี



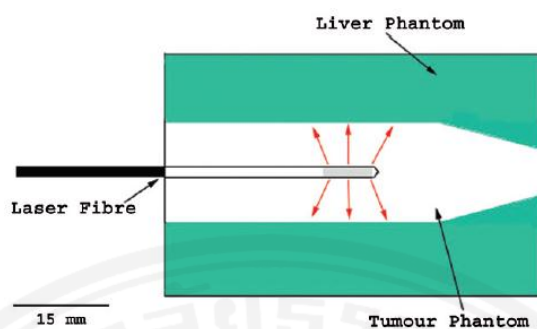
ภาพที่ 2.6 (a) การกระจายตัวของอุณหภูมิโดยใช้เวลา 450s (b) การกระจายตัวของอุณหภูมิจาก 30s ถึง 450s (c) กราฟอุณหภูมิที่จุดต่าง ๆ เทียบกับเวลา [15]

รายการอ้างอิง

- [15] Tao Wang, Gang Zhao, Bensheng Qiu, “Theoretical evaluation of the treatment effectiveness of a novel coaxial multi-slot antenna for conformal microwave ablation of tumors”, International Journal of Heat and Mass Transfer

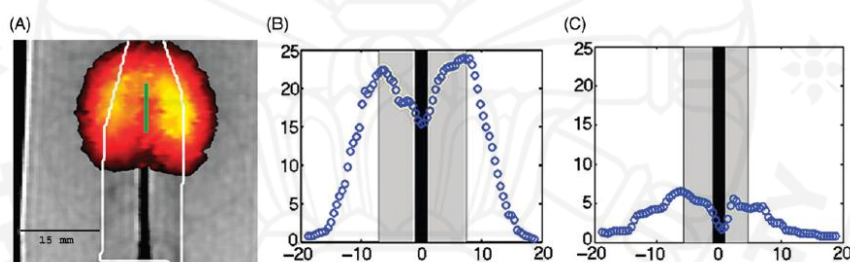
2.7 การใช้ทองคำนาโนเซลล์เพื่อจำกัดและเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาโรคมะเร็งตับระยะแพร่กระจายโดยใช้เลเซอร์, Andrew M.Elliott, Member [18]

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยที่ใช้ทองคำนาโนเซลล์มาช่วยจำกัดขอบเขตในการรักษาและเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาโดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นเลเซอร์



ภาพที่ 2.7 แสดงตำแหน่งการป้อนเลเซอร์เข้าไปในเนื้อเยื่อตับและพื้นที่สีเทาแสดงถึงปลายการแพร่กระจายของคลื่นเลเซอร์ [18]

ในงานวิจัยนี้จะทำการจำลองและทดลองจริง และนำมาเปรียบเทียบความถูกต้อง จะทำการทดลองที่ 15 W, 3 min และเมื่อมั่นใจว่าเจลไม่ละลายจะทำการทดลองต่อไปที่ 15 W, 5 min



ภาพที่ 2.8 แสดงให้เห็นถึงผลกระทบของ nanoshells ในเนื้อเยื่อโดยรอบเมื่อเทียบกับเนื้ออกในการกระจายความร้อน MRTI ที่สร้างขึ้นโดยเนื้ออกกับ nanoshells นอกเส้นสีขาว (A) ที่จุดที่มีอุณหภูมิสูงสุดและรายละเอียดเชิงพื้นที่ที่เกิด nanoshells ที่อยู่นอกสีเทาและเส้นใยเลเซอร์แสดงโดยสีดำ (B)การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูงสุด 24 องศาเซลเซียสเมื่อเทียบกับดำเนินการทดลองในเนื้ออกโดยไม่มี nanoshells (C) โดยที่การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิสูงสุดได้เพียง 6 องศาเซลเซียส [18]

รายการอ้างอิง

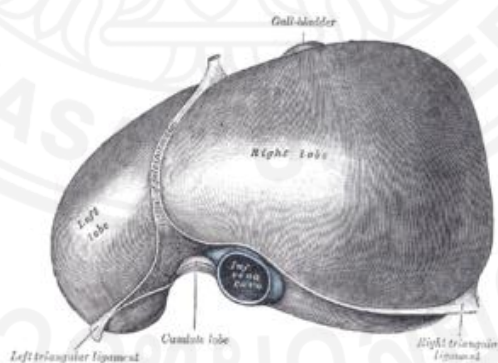
- [18] ANDREW M. ELLIOTT, Member, “Use of gold nanoshells to constrain and enhance laser thermal therapy of metastatic liver tumours”, *Int. J. Hyperthermia*, August 2010; 26(5): 434–440

บทที่ 3

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

3.1 ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับโรคมะเร็งตับ

ตับของผู้ใหญ่ปกติจะมีน้ำหนักราว 1.3 ถึง 3.0 กิโลกรัม และมีจะลักษณะนุ่ม มีสีชมพูอมน้ำตาล ตับเป็นอวัยวะที่มีขนาดใหญ่มากที่สุดเป็นอันดับสอง รองจากผิวหนัง และเป็นต่อมที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย ตับจะวางตัวอยู่ทางด้านขวาบนของช่องท้อง และอยู่ใต้กะบังลม นอกจากนี้ บางส่วนของตัวยังวางอยู่บนกระเพาะอาหาร ปลายทางด้านซ้ายสุดของตับจะชี้ไปทางม้าม และบนพื้นผิวด้านหน้าของตัวยังมีถุงน้ำดีวางตัวอยู่อีกด้วย พื้นผิวของตับเกือบทั้งหมดจะถูกคลุมด้วยเยื่อช่องท้อง ซึ่งเป็นเยื่อสองชั้นที่คลุมอยู่บนอวัยวะต่างๆทางด้านหน้าของช่องท้องเพื่อลดการเสียดสีระหว่างอวัยวะ นอกจากนี้จะพบว่าที่บริเวณตับ จะมีการพับของเยื่อช่องท้องเข้ามาภายในตับ และแบ่งตัวออกเป็นสองพูใหญ่ๆ เยื่อดังกล่าวนี้เรียกว่า ฟอลซิฟอร์ม ลิกาเมนต์ (falciform ligament) ซึ่งจะยึดตับไว้กับผนังช่องท้องทางด้านหน้า เมื่อมองจากทางด้านบนจะพบว่า ฟอลซิฟอร์ม ลิกาเมนต์นี้จะแยกตัวออกเป็นไทรแองกูลาร์ ลิกาเมนต์ ทั้งด้านซ้ายและขวา เพื่อยึดตับไว้กับกะบังลม



ภาพที่ 3.1 รูปร่างและลักษณะของตับ [7]

3.1.1 ความหมายของมะเร็งตับ

มะเร็งตับ คือ เนื้องอกที่เจริญเติบโตโดยไร้การควบคุม เนื้องอกแบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือ ที่เป็นเนื้อร้ายหรือมะเร็ง และที่เป็นเนื้องอกธรรมดาที่ไม่ได้เป็นเนื้อร้าย มะเร็งตับที่เกิดขึ้นในตัวเอง หรือที่เรียกว่ามะเร็งตับปฐมภูมิ (Primary Liver Cancer) นั้น แบ่งได้เป็น 2 ชนิด คือมะเร็งเซลล์ตับ (Hepato-cellular Carcinoma) และมะเร็งท่อน้ำดี (Cholangio Carcinoma) สำหรับมะเร็งทุติยภูมิ คือมะเร็งที่แพร่กระจายมาจากอวัยวะอื่น เช่น ปอด ตับ ลำไส้ ไม่ถือว่าเป็นมะเร็งตับ ในประเทศไทยเรานั้น 95% เป็นมะเร็งเซลล์ตับ (Hepatocellular Carcinoma เรียกว่า HCC) และพบได้ทั่วไปทุกภาคของประเทศไทย แต่พบมากที่สุดที่ภาคกลาง

เนื่องจากตับของคนเรามีขนาดใหญ่ คือเป็นอวัยวะภายในที่มีขนาดใหญ่ที่สุด และมีกำลังสำรองมาก ผู้ที่ป่วยเป็นมะเร็งตับในระยะแรกจึงมักไม่มีอาการอะไร เพราะตับยังคงทำงานได้เกือบปกติ เมื่อมีอาการที่ชัดเจนมากขึ้นก่อนมะเร็งก็มีขนาดที่ใหญ่มากแล้ว ดังนั้นจึงเป็นสาเหตุว่าผู้ที่ป่วยเป็นมะเร็งตับมักมีอัตราการอยู่รอดเพียงไม่กี่เดือน เพราะเมื่อพบก็สายเกินไปแล้ว เมื่อมะเร็งได้ลุกลามและมีขนาดใหญ่มาแล้ว

3.1.2 วิธีรักษามะเร็งตับ

มะเร็งตับดูเป็นโรคที่มีความน่ากลัวเพราะผู้ป่วยมักเสียชีวิตในเวลาอันรวดเร็ว ทั้งนี้ส่วนใหญ่ก็เพราะเมื่อตรวจพบมะเร็งก็มีขนาดใหญ่มากแล้ว อย่างไรก็ตามหากตรวจพบในระยะแรก ๆ ก็มีวิธีที่จะรักษาให้หายขาดได้ เช่น

3.1.2.1 การผ่าตัดเอาก้อนมะเร็งออก โดยมีเงื่อนไขว่าก้อนมะเร็งนั้นมีขนาดไม่เกิน 2 ซม. เป็นมะเร็งก้อนเดียว มีเปลือกห่อหุ้ม และอยู่ภายในตับกลีบเดียว วิธีการนี้ถือว่าเป็นวิธีการรักษาที่ดีที่สุดในปัจจุบัน

3.1.2.2 Transcatheter Oily Chemo-embolization หรือ TOCE ใช้ในกรณีที่ไม่สามารถผ่าตัดเอาก้อนมะเร็งออกได้ เนื่องจากมีขนาดใหญ่เกินไป วิธีการแบบ TOCE นี้มักจะกระทำโดยรังสีแพทย์ โดยการสอดสายขนาดเล็กเข้าไปทางเส้นเลือดแดงตับ เพื่อเข้าไปถึงก้อนมะเร็งโดยตรง เพื่อใส่ยาเคมีเข้าไปที่ก้อนมะเร็ง พร้อมทั้งอุดเส้นเลือดหลักที่เข้าไปเลี้ยงก้อนมะเร็งด้วยในเวลาเดียวกัน วิธีการรักษาแบบนี้ก็ได้ผลอยู่บ้างแต่ไม่สามารถจะรักษาให้หายขาดได้ โดยส่วนใหญ่มะเร็งจะ

กลับโตขึ้นมาได้อีก หรืออาจแพร่กระจายไปอวัยวะอื่นได้ เช่น ปอดหรือกระดูก ในทางการแพทย์การรักษาโดยวิธีนี้จึงเป็นการรักษาเพื่อยืดเวลา ในบางกรณีเมื่อก่อนมะเร็งมีขนาดเล็กและไม่กระจายไปที่อื่นอาจจะผ่าตัดเอาก่อนมะเร็งออกเลยก็ได้

3.1.2.3 การใช้คลื่นเสียง (Radiofrequency Ablation) การฉีดแอลกอฮอล์โดยตรงที่ก้อนมะเร็ง วิธีการรักษาเหล่านี้ล้วนเป็นการรักษาแบบปะทังทั้งสิ้น

3.1.2.4 การเปลี่ยนตับ ปัจจุบันแพทย์ไทยก็สามารถปลูกถ่ายตับได้ แต่สำหรับผู้ป่วยโรคมะเร็งมักมีข้อจำกัดมากมายและไม่ใช้เป็นทางเลือกในการรักษา

3.1.3 สาเหตุการเกิดมะเร็งตับ

ส่วนใหญ่ของการเกิดมะเร็งตับมีสาเหตุมาจากไวรัสตับอักเสบบีและซี จากข้อมูลสถิติของหลายสถาบันได้ผลใกล้เคียงกันว่า 80% ของผู้ป่วยโรคมะเร็งตับเป็นพาหะไวรัสตับอักเสบบี หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือ ผู้ที่เป็นพาหะไวรัสตับอักเสบบี มีความเสี่ยงสูงมากที่จะเป็นมะเร็งตับ โดยมีความเสี่ยงสูงกว่าคนปกติถึง 223 เท่า (ข้อมูลจากหนังสือความรู้เรื่องโรคตับสำหรับประชาชน) ยังมีข้อมูลที่น่าสนใจอีกประการหนึ่งก็คือ ประมาณ 90% ของผู้ป่วยโรคมะเร็งตับจะมีตับแข็งร่วมด้วย นั่นก็หมายความว่า ถ้าท่านป่วยเป็นพาหะตับอักเสบบี และมีตับแข็งแล้ว ความเสี่ยงที่จะเป็นมะเร็งตับจะสูงมาก ๆ ที่เดียว

มะเร็งตับยังมีสาเหตุมาจากการดื่มแอลกอฮอล์เป็นประจำ มีข้อมูลทางวิชาการที่ยืนยันได้ว่า ผู้ที่ดื่มสุราแอลกอฮอล์เป็นประจำมีความเสี่ยงเป็นมะเร็งตับสูงกว่าผู้ที่ไม่ดื่มแอลกอฮอล์ สารอะฟลาทอกซิน (Aflatoxin) ซึ่งพบปนเปื้อนอยู่ในถั่วลิสง ข้าวโพด พริกแห้ง กระเทียม เต้าเจี้ยว เต้าหู้ยี้ ก็เป็นสารก่อมะเร็ง ที่เป็นสาเหตุอีกประการหนึ่งที่ทำให้เกิดมะเร็งตับ จากการศึกษาพบว่าอะฟลาทอกซินมีความสัมพันธ์กับไวรัสตับอักเสบบี โดยเชื่อว่าเชื้อไวรัสตับอักเสบบีเป็นตัวทำให้เกิดมะเร็งตับ และอะฟลาทอกซินเป็นตัวเสริม เพราะฉะนั้นผู้ที่เป็นพาหะไวรัสตับอักเสบบี จึงควรที่จะหลีกเลี่ยงถั่วลิสง โดยเฉพาะถั่วลิสงปนที่ค้ำงนาน ๆ ข้าวโพด พริกแห้ง กระเทียม เต้าเจี้ยว และเต้าหู้ยี้

3.1.4 ทราบได้อย่างไรว่ากำลังเป็นมะเร็งตับ

สาเหตุประการสำคัญที่ทำให้ผู้ป่วยเป็นมะเร็งตับมีอัตราการอยู่รอดต่ำก็คือมะเร็งตับในระยะแรกซึ่งจะสามารถรักษาให้หายขาดได้นั้นมักไม่แสดงอาการที่ชัดเจนออกมา โดยผู้ป่วยจะมีอาการคลุมเครือ เช่น เสียดท้องด้านขวา มีอาการจุกแน่นในบางครั้ง แต่โดยส่วนใหญ่แทบไม่มีอาการอะไรเลย ทั้งนี้ก็เพราะตับเป็นอวัยวะที่มีกำลังสำรองมาก คนเราสามารถจะมีชีวิตอยู่ได้ด้วยการทำงานของตับประมาณ 30% ดังนั้นเมื่อมีอาการที่ชัดเจนมะเร็งก็อยู่ในระยะลุกลามหรือมีขนาดใหญ่และไม่สามารถจะรักษาได้แล้ว อาการของผู้ป่วยมะเร็งตับที่ชัดเจนก็คือ รู้สึกอ่อนเพลีย เบื่ออาหาร จุกเสียดแน่นท้อง น้ำหนักลดอย่างรวดเร็ว และอาการที่เด่นชัดก็คือปวดชายโครงด้านขวา โดยอาจร้าวไปที่ไหล่ด้านขวาหรือลำตัวซีกขวาและอาจคลำพบก้อนที่ชายโครง

3.1.5 การตรวจหามะเร็งตับ

เนื่องจากมะเร็งตับเปรียบเหมือนมฤตยูเงียบ การเฝ้าระวังจึงเป็นวิธีที่ดีที่สุด โดยเฉพาะอย่างยิ่งผู้ที่อยู่ในกลุ่มเสี่ยงต่อการที่จะเป็นมะเร็งตับ คือ ผู้ที่เป็นพาหะไวรัสตับอักเสบบี โดยเฉพาะผู้ที่มีอายุเกิน 40 ปีขึ้นไปและมีอาการตับแข็งร่วมด้วยควรจะต้องตรวจร่างกายอย่างน้อยทุก 6 เดือน เพราะจากสถิติ 80% ของผู้ที่เป็นมะเร็งตับเป็นพาหะไวรัสตับอักเสบบี และ 90% ของผู้ป่วยมะเร็งตับมีอาการตับแข็งร่วมด้วย

การตรวจหามะเร็งตับในปัจจุบันจะมีการตรวจหาระดับของ สารอัลฟาฟิโตโปรตีน (Alfafeto-protein) ซึ่งเป็นสารที่มักพบในผู้ป่วยมะเร็งตับ แต่การตรวจหาค่าอัลฟาฟิโตโปรตีนอย่างเดียวนี้ไม่เพียงพอเพราะประมาณ 30% ของผู้ป่วยมะเร็งตับพบว่ามีค่าอัลฟาฟิโตโปรตีนปกติ หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งก็คือ การตรวจหาค่าอัลฟาฟิโตโปรตีนเพียงอย่างเดียวมีโอกาสผิดพลาดได้ถึง 30% การตรวจจึงควรจะร่วมกับการทำอัลตราซาวนด์ เพื่อตรวจหาก้อนมะเร็งที่มีขนาดเล็ก ๆ ได้ ถ้าจะให้ละเอียดมากกว่านี้ก็คือการตรวจโดยใช้เครื่องเอ็กซเรย์คอมพิวเตอร์ที่เรียกว่า CT Scan ซึ่งจะสามารถเห็นมะเร็งที่มีขนาดเล็กกว่า 1 เซนติเมตรได้

3.1.6 การป้องกันการเกิดมะเร็งตับ

3.1.6.1 ไม่รับประทานอาหารที่มีเชื้อรา รมัลดระวังอาหารที่ตากแห้ง รวมทั้งอาหารที่เตรียมแล้ว เก็บค้างคืน เพราะอาจมีเชื้อราปะปนอยู่

3.1.6.2 ไม่รับประทานอาหารซำๆหรืออาหารที่ใส่ยากันบูด

3.1.6.3 ไม่รับประทานอาหารสุกๆดิบๆ เช่น ปลาดิบ ก้อยปลา เพราะอาจจะทำให้เป็นโรคพยาธิใบไม้ตับหรืออาหารที่หมัก เช่น ปลาร้า ปลาเจ่า แหนม ฯลฯ เพราะมีสาร ไนโตรซามีน ซึ่งทำให้เป็นโรคมะเร็งตับได้

3.1.6.4 ควรรับประทานอาหารที่สะอาด และปรุงสุกใหม่ๆ

3.1.6.5 ถ้ามีอาการผิดปกติ ควรรีบปรึกษาแพทย์

3.2 ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับการทำความร้อนด้วยไมโครเวฟ

ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับกระบวนการทำความร้อนด้วยพลังงานไมโครเวฟเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่งในการศึกษาพฤติกรรมทำความร้อนด้วยพลังงานไมโครเวฟ ไม่ว่าจะเป็นกระบวนการทำความร้อน กระบวนการอบแห้ง กระบวนการฆ่าเชื้อ เป็นต้น เนื่องจากเป็นหัวใจหลักของงานวิจัย ความรู้พื้นฐานเชิงทฤษฎีทางด้านไมโครเวฟจึงมีความจำเป็นในงานวิจัยนี้

3.2.1 ความรู้เบื้องต้นเกี่ยวกับไมโครเวฟ

ไมโครเวฟ คือ พลังงานที่เกิดจากการแผ่ของแถบคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่สูง ไมโครเวฟมีความยาวคลื่นระหว่าง 30 ซม.- 0.3 มม. มีความถี่ของช่วงคลื่น 0.3 – 300 กิกะเฮิรตซ์ (GHz) โดยช่วงความถี่คลื่นไมโครเวฟที่นำมาใช้ในงานอุตสาหกรรมและงานวิจัยนั้นอยู่ในช่วง 915 ถึง 2450 เมกกะเฮิรตซ์ คลื่นไมโครเวฟนั้นจะมีลักษณะเหมือนลำแสงเส้นตรงที่มีคุณสมบัติในการสะท้อนกลับ (Reflection) เมื่อไปกระทบกับภาชนะที่เป็นโลหะหรือส่วนผสมของโลหะ คลื่นไมโครเวฟสามารถทะลุผ่าน (Transmission) ภาชนะที่ทำด้วยแก้ว กระดาษ ไม้ และพลาสติก ส่วนสารประกอบที่มีขั้วเช่น น้ำ สามารถดูดซับ (Absorption) คลื่นไมโครเวฟ การเกิดความร้อนในอาหารด้วยไมโครเวฟนั้น เกิดจากอาหารดูดซับคลื่นไมโครเวฟ แล้วเปลี่ยนไปเป็นพลังงานความร้อน โดย

ไมโครเวฟทำให้เกิดการเคลื่อนที่ของไอออนในสารละลายและการเสียดสีกันของไอออนที่เคลื่อนที่ ทำให้เกิดความร้อนขึ้น นอกจากนี้ยังทำให้สารประกอบที่มีขั้วเช่นน้ำเกิดการเรียงตัวของประจุบวกและลบอย่างเป็นระเบียบ พร้อมกับเกิดการหมุนตัวกลับไปกลับมาอย่างรวดเร็วตามระดับความถี่ของคลื่นไมโครเวฟ คือ 915 ถึง 2450 ล้านครั้งต่อ 1 วินาที เกิดการเสียดสีกันของโมเลกุลน้ำ ทำให้เกิดความร้อนขึ้นและคลื่นไมโครเวฟยังถูกใช้แหล่งพลังงานให้ความร้อนเพื่อใช้แปรรูปวัสดุต่าง ๆ ในทางอุตสาหกรรม การให้ความร้อนแก่วัสดุด้วยไมโครเวฟเป็นอีกวิธีหนึ่งที่น่าสนใจ ไมโครเวฟมีความยาวคลื่นหรือความถี่ในการทะลุทะลวงเท่ากับ 2 ซม. ในระหว่างที่รังสีไมโครเวฟผ่านเข้าไปในน้ำพลังงานของไมโครเวฟจะลดลงโดยจะเปลี่ยนเป็นพลังงานความร้อนภายในน้ำ

3.2.2 ระบบการทำความร้อนด้วยไมโครเวฟ

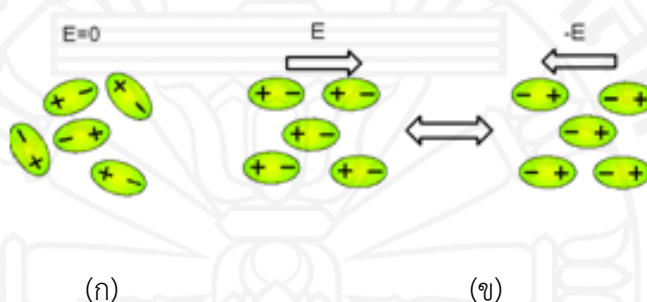
การทำความร้อนด้วยไมโครเวฟมีองค์ประกอบหลัก 3 ส่วนคือ ตัวกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ (Magnetron) ท่อนำคลื่นไมโครเวฟ (Wave guide) และบริเวณที่ถูกทำความร้อน (Applicator) การเคลื่อนที่ของคลื่นไมโครเวฟจะเคลื่อนที่จากตัวกำเนิดผ่านมายังท่อนำคลื่นและเข้าสู่บริเวณทำความร้อนตามลำดับ

คลื่นสะท้อนที่เกิดจากการสะท้อนกลับของคลื่นไมโครเวฟเมื่อชนกับวัสดุทำความร้อนอาจจะทำให้ตัวกำเนิดคลื่นไมโครเวฟเกิดความเสียหายได้ ดังนั้นโดยทั่วไปเครื่องไมโครเวฟจะติดตั้งตัวตัดคลื่น (Isolator) ระหว่างตัวกำเนิดคลื่นและท่อนำคลื่นเพื่อป้องกันการเสียหายดังกล่าว บริเวณทำความร้อนเป็นตัวที่บ่งบอกถึงรูปแบบคลื่นไมโครเวฟที่กระทำต่อวัสดุว่าเป็นลักษณะคลื่นเดี่ยว (Single-mode) หรือคลื่นผสม (Multi-mode) สำหรับบริเวณทำความร้อนที่ออกแบบมาเพื่อให้คลื่นไมโครเวฟมีลักษณะเป็นคลื่นเดียวนั้นจะเกิดความไม่สม่ำเสมอของสนามไฟฟ้าภายในบริเวณทำความร้อน วัสดุทดสอบจะมีอุณหภูมิสูงที่บริเวณสนามไฟฟ้าสูงดังนั้นต้องมีความระมัดระวังในการเลือกขนาดและชนิดวัสดุ เครื่องไมโครเวฟชนิดคลื่นเดี่ยว (Single-mode) เหมาะกับวัสดุที่มีขนาดเล็กหรือวัสดุที่มีการดูดกลืนคลื่นน้อย แต่ไม่เหมาะกับวัสดุที่มีขนาดใหญ่ สำหรับเครื่องไมโครเวฟที่มีลักษณะเป็นคลื่นผสม สามารถหลีกเลี่ยงปัญหาความไม่สม่ำเสมอของสนามไฟฟ้าโดยทำให้บริเวณทำความร้อนมีขนาดใหญ่กว่าวัสดุและมีการเพิ่มความถี่จากแหล่งกำเนิดคลื่นทำให้คลื่นมีการกระจายตัวที่มากขึ้น และยังส่งผลให้การทำความร้อนภายในวัสดุมีความสม่ำเสมอ ดังนั้นเครื่องไมโครเวฟ

ลักษณะคลื่นผสมจึงเหมาะสำหรับการทำความร้อนวัสดุขนาดใหญ่หรือวัสดุที่มีการดูดกลืนคลื่นสูง หรือเมื่อต้องการให้วัสดุที่ทำความร้อนมีอุณหภูมิสม่ำเสมอ

3.2.3 ปฏิกริยาที่เกิดขึ้นระหว่างสนามไฟฟ้ากับวัสดุไดอิเล็กตริก

เมื่อสารที่เป็นฉนวนไฟฟ้าหรือ วัสดุไดอิเล็กตริก เช่น ไม้ กระดาษ พลาสติก ถูกนำเข้าไปในสนามแม่เหล็กไฟฟ้า โมเลกุลของสารวัสดุไดอิเล็กตริกจะหมุนและเคลื่อนที่หลายล้านครั้ง โดยจะเคลื่อนที่ตามการเปลี่ยนแปลงของสนามไฟฟ้า โดยแสดงดังภาพที่ 3.2



ภาพที่ 3.2 ปฏิกริยาระหว่างวัสดุไดอิเล็กตริกและสนามไฟฟ้า (Electric field) (ก) การเรียงตัวของสภาพเชิงขั้วภายในวัสดุไดอิเล็กตริกเมื่อไม่มีสนามไฟฟ้า (ข) การเรียงตัวของสภาพเชิงขั้วเมื่อมีสนามไฟฟ้า

ภาพที่ 3.2 โมเลกุลภายในวัสดุไดอิเล็กตริกจะมีสภาพเชิงขั้ว (Dipole) ที่เรียงตัวอย่างไม่เป็นระเบียบ สภาพเชิงขั้วในแต่ละโมเลกุลของวัสดุไดอิเล็กตริกประกอบไปด้วยขั้วบวกและขั้วลบ เมื่อมีสนามไฟฟ้าวิ่งผ่านวัสดุไดอิเล็กตริกทำให้สภาพเชิงขั้วในแต่ละโมเลกุลเรียงตัวกันอย่างเป็นระเบียบและสลับขั้วตามการเปลี่ยนแปลงของคลื่น การสลับขั้วไปมาอย่างรวดเร็วของสภาพเชิงขั้วทำให้เกิดความเสียดทานขึ้นระหว่างโมเลกุล ส่งผลให้เกิดพลังงานออกมาในรูปของความร้อนภายในวัสดุไดอิเล็กตริก

โดยทั่วไปความถี่ของคลื่นไมโครเวฟจะวัดในหน่วยเมกะเฮิรตซ์ (Megahertz ,MHz) ซึ่งข้อตกลงนานาชาติว่าด้วยการกำหนดคลื่นความถี่สำหรับอุปกรณ์ไมโครเวฟ ได้กำหนดความถี่ของคลื่นไมโครเวฟ และกำหนดความถี่วิทยุไว้ดังนี้

1. 13.56 MHz \pm 0.05% (\pm 0.00678 MHz)
2. 27.12 MHz \pm 0.6% (\pm 0.16272 MHz)
3. 40.68 MHz \pm 0.05% (\pm 0.02034 MHz)

และได้กำหนดความถี่ของคลื่นไมโครเวฟไว้ดังนี้

4. 900 เมกกะเฮิร์ตซ์ (Depend on country)
5. 2450 เมกกะเฮิร์ตซ์ \pm 50 เมกกะเฮิร์ตซ์

ในปัจจุบันเตาไมโครเวฟที่ใช้ทั่วไปตามครัวเรือนจะใช้ความถี่ที่ 2450 เมกกะเฮิร์ตซ์ ซึ่งมีความยาวคลื่นในอากาศเท่ากับ 4.8 นิ้ว หรือประมาณ 12.192 เซนติเมตร ในขณะที่ความถี่เท่ากับ 900 เมกกะเฮิร์ตซ์ มีความยาวในอากาศประมาณ 13 นิ้ว หรือประมาณ 33.02 เซนติเมตร ส่วนการวัดกำลังงานของคลื่นไมโครเวฟจะวัดในหน่วยกิโลวัตต์ที่อุณหภูมิห้องและความดันหนึ่งบรรยากาศ ซึ่งคลื่นไมโครเวฟกำลัง 1 กิโลวัตต์สามารถทำให้น้ำจำนวน 2.5 ปอนด์ หรือ 1.134 กิโลกรัม ระเหยได้ภายใน 1 ชั่วโมง ปัญหาการทำความร้อนด้วยไมโครเวฟเกี่ยวข้องโดยตรงกับสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การกระจายของอุณหภูมิ และการกระจายของความชื้น อีกทั้งคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของวัสดุทดสอบ

3.2.4 สมการพื้นฐาน (Basic Equation)

สมการพื้นฐานที่ใช้ในการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าคือสมการแมกเวลล์ (Maxwell curl relation) รูปอนุพันธ์ของสมการแมกเวลล์ (Maxwell's equation) สามารถอธิบายในรูปของความเข้มสนามไฟฟ้า (Electric field intensity) และความเข้มสนามแม่เหล็ก (Magnetic field intensity) ซึ่งความสัมพันธ์ของสมการแมกเวลล์ สามารถแสดงได้ดังนี้

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (3.1)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (3.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = q \quad (3.3)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (3.4)$$

เมื่อ E และ H คือความเข้มของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กตามลำดับ, J คือความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า, D คือความหนาแน่นของฟลักซ์ และ B คือความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก โดยความสัมพันธ์ระหว่าง J, D, B กับ E และ H คือ

$$J = \sigma \vec{E} \quad (3.5)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (3.6)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (3.7)$$

โดย σ คือสมบัตินำไฟฟ้า, μ คือคุณสมบัติการซึมผ่านของสนามแม่เหล็ก และ ϵ คือค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริก แทนสมการ (3.5) ถึง (3.7) ลงในสมการ (3.1) ถึง (3.4) จะได้

$$\nabla \times \vec{E} = -\mu \frac{\partial \vec{H}}{\partial t} \quad (3.8)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \sigma \vec{E} + \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (3.9)$$

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{q}{\epsilon} \quad (3.10)$$

$$\nabla \cdot \vec{H} = 0 \quad (3.11)$$

สมการ (3.8) และ(3.9) อ้างอิงมาจากกฎของฟาราเดย์ และกฎของแอมแปร์ ตามลำดับ สมการ (3.10) และ (3.11) เป็นผลมาจากกฎของเกาส์ The curl relation ในสมการของแมกเวลล์ ใช้การวัดการหมุนของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า สมการที่ (3.8) อธิบายการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กตามเวลา ก่อให้เกิดสนามไฟฟ้า สมการที่ (3.10) แสดงถึงความแปรผันของสนามไฟฟ้าที่จุดใด ๆ เป็นสัดส่วนโดยตรงกับสภาพความหนาแน่นของประจุ และสมการที่ (3.11) แสดงถึงการไม่มีแหล่งกำเนิดหรือแหล่งรับของสนามแม่เหล็ก คุณสมบัติต่าง ๆ ที่ปรากฏในสมการข้างต้นนี้สามารถแสดงในรูปความสัมพันธ์ดังนี้

$$\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r \quad (3.12)$$

$$\mu = \mu_0 \mu_r \quad (3.13)$$

$$\sigma = 2\pi f \epsilon \tan \delta \quad (3.14)$$

เมื่อ f คือความถี่ของคลื่นไมโครเวฟ, $\tan \delta$ คือประสิทธิภาพในการเปลี่ยนพลังงานดูดซับเป็นพลังงานความร้อน หรือประสิทธิภาพพลอสแทนเจนท์, ϵ_r และ μ_r คือ สมบัติไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ และสมบัติการซึมผ่านของสนามแม่เหล็กสัมพัทธ์ตามลำดับ

โดยทั่วไปสมบัติไดอิเล็กตริกของวัสดุถูกสมบัติให้แปรผันตามอุณหภูมิเพียงอย่างเดียวในกรณีการทำความร้อนและการหลอมเหลวด้วยไมโครเวฟและแปรผันตามอุณหภูมิและความชื้น

3.3 ทฤษฎีพื้นฐานเกี่ยวกับกระบวนการถ่ายเทความร้อนในวัสดุพรุน

กระบวนการถ่ายเทความร้อนในวัสดุพรุนมีความจำเป็นที่จะต้องทำการศึกษาในการทดลองนี้ เนื่องจากวิเคราะห์เนื้อเยื่อทำให้เป็นวัสดุพรุน (Porous media) มีน้ำเป็นส่วนประกอบ ซึ่งต้องทำการศึกษาควบคู่ไปกับการถ่ายเทความร้อนโดยการใช้คลื่นไมโครเวฟด้วยเช่นกัน

3.3.1 กระบวนการถ่ายเทความร้อนภายในวัสดุพรุน

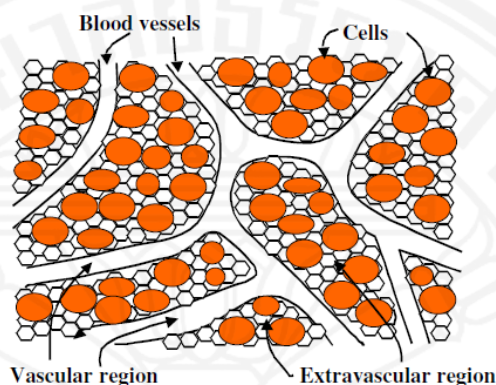
ในการถ่ายเทความร้อนภายในวัสดุพรุนจะเกิดกระบวนการเบื้องต้นสองกระบวนการนั้นคือ

- (1) กระบวนการถ่ายความร้อน เป็นกระบวนการที่ถ่ายเทความร้อนจากสิ่งแวดล้อม (เช่น ลมร้อนและไอน้ำ เป็นต้น) ไปยังเนื้อวัสดุเพื่อทำการเคลื่อนย้ายความชื้นและระเหยความชื้นที่มีอยู่
- (2) กระบวนการถ่ายเทมวลสาร เป็นกระบวนการที่ขับเคลื่อนของไหล (สถานะของเหลวและก๊าซ) ภายในเนื้อวัสดุหรือที่ผิววัสดุ

3.3.2 โครงสร้างของวัสดุพรุน

วัสดุพรุนจะมีองค์ประกอบอยู่ 3 ส่วนได้แก่ ของแข็ง ของเหลว และก๊าซ ซึ่งโดยทั่วไปสถานะที่เป็นของเหลวและก๊าซจะอยู่ตามช่องระหว่างอนุภาคของของแข็งภายในวัสดุพรุน แสดงดังภาพที่ 3.3

ตัวอย่างวัสดุพอร์นที่ใช้ในงานในทางวิศวกรรม เช่น ดินและคอนกรีตในงานวิศวกรรมปฐพี เซรามิกในงานวิศวกรรมโลหะ ตัวเร่งปฏิกิริยาเคมีในงานวิศวกรรมเคมี ฉนวนความร้อนในงานวิศวกรรมเครื่องกลและเคมี เนื้อเยื่อต่าง ๆ หรือเยื่อชีวในงานวิศวกรรมชีวภาพและการแพทย์ รวมไปถึงอาหารและผลิตภัณฑ์ทางการเกษตรในงานวิศวกรรมเกษตร



ภาพที่ 3.3 โครงสร้างของเนื้อเยื่อที่เป็นวัสดุพอร์น [14]

วัสดุพอร์นสามารถแบ่งออกเป็นสองชนิดใหญ่ ๆ ชนิดแรกของไหลหรือความชื้นจะเคลื่อนตัวอยู่รอบนอกอนุภาคของแข็งไปตามโพรงช่องว่างภายในวัสดุโดยไม่มีการส่งผ่านหรือดูดกลืนเข้าไปในชั้นผิวของอนุภาคของแข็ง เราเรียกวัสดุพอร์นชนิดนี้ว่า วัสดุพอร์นแบบไม่ขึ้นมาก (Nonhygroscopic Porous Media) หากพิจารณาโครงสร้างของวัสดุพอร์นชนิดนี้ พบว่าช่องว่างระหว่างอนุภาคของแข็งหรือรูพอร์นมีขนาดใหญ่ ดังนั้นอิทธิพลของความดันไอภายในช่องว่างจะมีความสำคัญน้อย ส่วนวัสดุพอร์นชนิดที่สอง ความชื้นจะถูกยึดตรึงอยู่กับโครงสร้างของอนุภาคของแข็งภายใต้พันธะทางเคมีและฟิสิกส์ เป็นพันธะที่สำคัญในการหน่วงให้ความชื้นคงอยู่ในโครงสร้าง ทำให้การเคลื่อนตัวของความชื้นทำได้ยาก อิทธิพลของความดันไอภายในมีความสำคัญมากเนื่องจากช่องว่างระหว่างอนุภาคของแข็งมีขนาดเล็กมาก (ประมาณ 0-1 ไมโครเมตร) เรียกวัสดุพอร์นชนิดนี้ว่า วัสดุพอร์นแบบขึ้นมาก (Hygroscopic Porous Media) ซึ่งกรณีนี้จะรวมถึงวัสดุพอร์นบางชนิด เช่น วัสดุชีวภาพที่ไม่สามารถแบ่งแยกลักษณะโครงสร้างได้ชัดเจน เนื่องจากเนื้อวัสดุมีโครงสร้างซับซ้อน เช่น เนื้อไม้ ซึ่งการเคลื่อนที่ของความชื้นไม่มีเสถียรภาพทำให้การวิเคราะห์เชิงทฤษฎีมีความซับซ้อนกว่าในกรณีแรก

3.4 การศึกษาการถ่ายเทความร้อนโดยใช้สมการไบโอฮีท

การนำสมการไบโอฮีท (Bioheat equation) ไปใช้ในการศึกษาการถ่ายเทความร้อน การรักษาโรคโดยใช้ความร้อนประสบความสำเร็จอย่างสูงในการรักษาโรคมะเร็ง ซึ่งเทคนิคในการรักษา มะเร็งด้วยวิธีนี้จะทำการให้ความร้อนแก่เนื้อเยื่อด้วยอุณหภูมิที่สามารถทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งตายได้ โดยที่ความร้อนที่ให้ไปนี้จะไม่ทำอันตรายแก่เนื้อเยื่อที่ดี ซึ่งในปัจจุบันมีหลายวิธี โดยเฉพาะการใช้ ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟในการรักษา (Microwave ablation , MWA) ซึ่งจะใช้ท่อนำคลื่น ไมโครเวฟ (Microwave antenna) ที่มีขนาดเล็กสอดเข้าไปในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง คลื่นไมโครเวฟ จะทำให้เกิดความร้อนภายในเนื้อเยื่อมะเร็งและเมื่อเนื้อเยื่อมะเร็งมีอุณหภูมิเกิน 50°C ก็จะทำให้ เนื้อเยื่อส่วนนั้นตายได้ ซึ่งการศึกษาการถ่ายเทความร้อนมักทำการวิเคราะห์โดยสมมติให้เนื้อเยื่อเป็น วัสดุชีวภาพ (Biological material) จึงมักใช้สมการไบโอฮีท (Bioheat equation) วึ่งมีพื้นฐานมา จากสมการ ไบโอฮีทของ Pennes ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนนี้ รวมทั้งในงานวิจัยก็จะใช้ สมการไบโอฮีท ในสภาวะไม่คงตัว (Unsteady state) ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนนี้เช่นกัน ซึ่งสมการไบโอฮีทสามารถแสดงในรูปแบบที่เข้าใจง่ายดังนี้

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + q_{met} + q_{ext} \quad (3.15)$$

โดยที่

- ρ คือ ความหนาแน่น (Density);(kg/m³)
- C คือ ค่าความจุความร้อนของเนื้อเยื่อ (Heat capacity of tissue);(J/kg·°C)
- k คือ สมบัติการนำความร้อนของตับ (Liver's thermal conductivity);(W/m·°C)
- T คือ อุณหภูมิของเนื้อเยื่อ (Temperature of tissue);(°C)
- T_b คือ อุณหภูมิของเลือด (Temperature of blood);(°C)
- ρ_b คือ ความหนาแน่นของเลือด (Density of blood);(kg/m³)
- C_b คือ ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเลือด (Specific heat capacity of blood);(J/kg·°C)
- ω_b คือ อัตราการแพร่ของเลือด (Blood perfusion rate);(s⁻¹)

q_{met} คือ แหล่งความร้อนจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ (Metabolic heat source);(W/m³)

q_{ext} คือ แหล่งความร้อนจากภายนอก (External heat source);(W/m³) โดยในงานวิจัยนี้คือ

แหล่งกำเนิดความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ

เทอม $\rho C \frac{\partial T}{\partial t}$ คือเทอมที่ขึ้นกับเวลา เทอม $\nabla \cdot (k \nabla T)$ คือเทอมที่เกิดจากนำความร้อนภายในเนื้อเยื่อ ซึ่งเกิดขึ้นระหว่างเนื้อเยื่อกับการไหลของเลือดในเนื้อเยื่อ ส่วนเทอม $\rho_b C_b \omega_b (T_b - T)$ ในสมการ คือ เทอมที่เกิดจากการแพร่ของเลือดภายในเนื้อเยื่อ เทอม q_{met} คือ เทอมที่แสดงพลังงานความร้อนที่เกิดจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ และเทอม q_{ext} คือเทอมที่ได้จากแหล่งความร้อนจากภายนอกในที่นี้คือพลังงานความร้อนที่เกิดจากคลื่นไมโครเวฟ ส่วนการถ่ายเทความร้อนจากการแผ่รังสีความร้อน จะถือว่ามีน้อยมากในระหว่างการรักษาด้วยพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟ

เนื่องจากในสมการพิจารณาการถ่ายเทความร้อนจะไม่พิจารณาผลการถ่ายเทความร้อน เนื่องจากการพาความร้อนระหว่างเนื้อเยื่อและเลือด ไม่พิจารณาการระเหยของน้ำในเนื้อเยื่อ และไม่พิจารณาการกลั่นตัวของไอน้ำดังนั้น การใช้สมการจะถูกต้องเฉพาะเมื่อค่าอุณหภูมิค่อนข้างต่ำและไม่ มีผลจากการถ่ายเทความร้อนเนื่องจากการพาความร้อนเป็นการถ่ายเทความร้อนหลัก สมการไบโอฮีท จึงไม่สามารถนำมาวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนที่เนื้อเยื่อมีค่าอุณหภูมิสูงกว่า 90-100°C ได้ถูกต้องมากนัก เนื่องจากถ้าอุณหภูมิเกินนี้การระเหยของน้ำในเนื้อเยื่อจะเป็นปัจจัยสำคัญสำหรับการตอบสนองด้านความร้อนของเนื้อเยื่อ ดังนั้น การวิเคราะห์ปัญหาจะได้ผลดีเมื่อใช้สมการไบโอฮีทที่เนื้อเยื่อชีวภาพมีอุณหภูมิต่ำกว่า 100°C

ส่วนใหญ่ในงานวิจัยจะถือว่าผลจากกระบวนการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ หรือแหล่งความร้อนจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อมีค่าน้อยมาก ดังนั้น จึงสามารถละทิ้งแหล่งความร้อนจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อได้ หรือกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์ ดังนั้น ในงานวิจัยนี้จึงกำหนดให้แหล่งความร้อนจากการสันดาปในเนื้อเยื่อมีค่าเท่ากับศูนย์ด้วยเช่นกัน

ส่วนแหล่งความร้อนจากภายนอกจะได้จากแหล่งกำเนิดความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ หรือพลังงานความร้อนที่ได้จากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งเป็นฟังก์ชันของการนำไฟฟ้าและสนามไฟฟ้า ดังสมการที่ (3.2) คือ

$$q_{ext} = \frac{1}{2} \sigma_{liver} |\vec{E}|^2 \quad (3.16k)$$

หรือ

$$q_{ext} = 2\pi f \varepsilon' (\tan \delta) \vec{E}^2 = 2\pi f \varepsilon_0 \varepsilon_r' (\tan \delta) \vec{E}^2 \quad (3.16\text{ข})$$

ส่วนค่าอัตราการแพร่ของเลือดจะเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ ซึ่งการไหลของเลือดที่เพิ่มขึ้นจะเป็นผลทำให้อุณหภูมิมีค่าสูงขึ้นตามไปด้วย ส่งผลให้อัตราการแพร่ของเลือดไม่คงที่ แต่ในการศึกษาจากการจำลองแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ในบางวิจัยมักกำหนดให้ค่าอัตราการแพร่ของเลือดให้เป็นค่าคงที่ที่มีค่าน้อยมาก หรืออาจไม่พิจารณาค่าอัตราการแพร่ของเลือดเลย เพื่อลดความซับซ้อนในการคำนวณ โดยเฉพาะในงานวิจัยที่ใช้การทดลองแบบภายนอก สำหรับแบบจำลองที่ใกล้เคียงกับความเป็นจริงนั้น อัตราการแพร่ของเลือดจะเป็นฟังก์ชันที่ขึ้นกับอุณหภูมิ ซึ่งนิยมใช้ในการจำลองแบบจำลองของอวัยวะภายนอกร่างกาย เช่น แขน และเท้า ซึ่งผลของอุณหภูมิส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงค่าอัตราการแพร่ของเลือดค่อนข้างมาก ส่วนในงานวิจัยนี้ในแบบจำลองทางคณิตศาสตร์จะกำหนดให้อัตราการแพร่ของเลือดมีค่าคงที่ และให้อุณหภูมิของเลือดที่ทางออกของเนื้อเยื่อมีค่าเท่ากับอุณหภูมิร่างกาย คือ $T_b = 37^\circ\text{C}$

เมื่อคลื่นไมโครเวฟแพร่เข้าไปในเนื้อเยื่อ พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟจะถูกดูดซับโดยเนื้อเยื่อ และคลื่นไมโครเวฟจะค่อย ๆ อ่อนแอลง และสูญหายไปในที่สุด พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟที่ถูกดูดซับจะเปลี่ยนแปลงไปเป็นพลังงานความร้อน และเป็นสาเหตุทำให้เนื้อเยื่อมีอุณหภูมิที่สูงขึ้น จนกระทั่งมีอุณหภูมิสูงมากพอที่จะทำให้เนื้อเยื่อเกิดความเสียหาย หรือเซลล์มะเร็งตายในที่สุด ซึ่งมีค่าอุณหภูมิประมาณ 50°C สำหรับอัตราการกระจายตัวของพลังงานดูดซับจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave specific absorption rate; SAR) สามารถคำนวณได้จากสมการที่ (3.3) ซึ่งเป็นพลังงานที่เกิดจากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟของเนื้อเยื่อต่อมวลของเนื้อเยื่อนั้น ๆ จึงมีหน่วยเป็น วัตต์ต่อกิโลกรัม (W/kg)

$$SAR = \frac{\sigma_{liver}}{2\rho} |\vec{E}|^2 \quad (3.17)$$

โดยที่

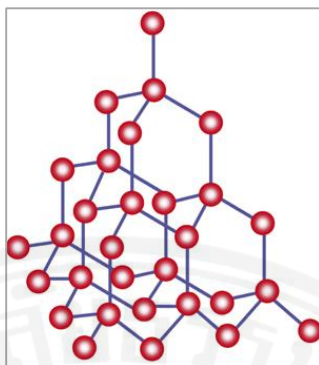
\vec{E} คือ สนามไฟฟ้า (Electric field);(V/m)

σ_{liver} คือ ค่าการนำไฟฟ้าของตับ (Electric conductivity of liver);(S/m)

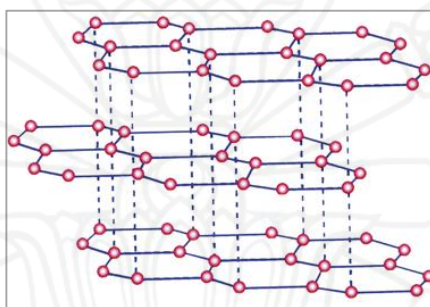
- ρ คือ ความหนาแน่นของตับ (Density of liver);(kg/m³)
- f คือ ความถี่คลื่นไมโครเวฟ (Microwave frequency);(Hz)
- ϵ' คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริก (Dielectric constant);(F/m)
- ϵ'_r คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative dielectric constant) หรือค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ (Relative permittivity);(F/m) ซึ่ง $\epsilon'_r = \frac{\epsilon'}{\epsilon_0}$
- ϵ_0 คือ ค่าเปอร์มิตติวิตีของที่ว่าง (Permittivity of free space);(F/m) มีค่าเท่ากับ 8.8542×10^{-12} F/m
- $\tan \delta$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์ลอสมเจนท์ (Loss tangent coefficient) ซึ่ง $\tan \delta = \frac{\epsilon''}{\epsilon'_r}$
- ϵ'' คือ ค่าไดอิเล็กตริกลอสมแพคเตอร์สัมพัทธ์ (Relative dielectric loss factor)

3.5 ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับวัสดุนาโน

วัสดุนาโนหรืออนุภาคนาโนเป็นอนุภาคที่มีขนาดในระดับ 1-100 นาโนเมตร ซึ่งโดยประมาณเทียบได้กับขนาดเฉลี่ยของไวรัส หรือมีขนาดเล็กกว่าเส้นผมของคน ประมาณ 1000ถึง100,000 เท่า ซึ่งสามารถตรวจพบ หรือสัมผัสรับเข้าไปโดยไม่รู้ตัว วัสดุนาโนสามารถเกิดขึ้นเองตามธรรมชาติ และเกิดจากการกระทำของมนุษย์ ชนิดที่เกิดขึ้นเองตามธรรมชาติ อาจพบได้หลังเกิดไฟฟ้า หรือภูเขาไฟระเบิด บางชนิดอาจอยู่ในรูปของอนุภาคไวรัส ที่ปนเปื้อนในสิ่งแวดล้อม ส่วนอนุภาคนาโน ที่เกิดจากการกระทำของมนุษย์ได้จากการสังเคราะห์โดยตรง และเป็นสารปนเปื้อนออกมา เช่น จากการเผาไหม้ของเครื่องยนต์ เครื่องจักร หรือยานพาหนะ หรือจากกระบวนการผลิต ทั้งทางเคมี และชีวภาพ



ภาพที่ 3.4 โครงสร้างของเพชร [8]



ภาพที่ 3.5 โครงสร้างของแกรไฟต์ [8]

3.5.1 ชนิดของวัสดุคาร์บอน

3.5.1.1 วัสดุที่มีธาตุคาร์บอนเป็นหลัก

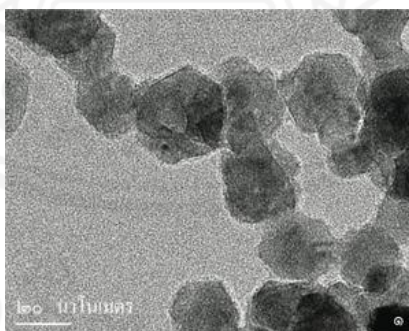
คาร์บอนเป็นธาตุที่รู้จักกันแพร่หลาย และเป็นองค์ประกอบหลักของสิ่งมีชีวิตส่วนมากแล้ว อะตอมของคาร์บอนจะยึดกันเอง หรือยึดกับอะตอมของธาตุอื่นด้วย พันธะโคเวเลนต์ (covalent bond) ซึ่งเป็นการเกาะยึดที่แข็งแรง การยึดกันเอง ของอะตอมคาร์บอน ทำให้เกิดเป็นโมเลกุล หรือโครงสร้างใหญ่ขึ้นมาได้หลากหลาย เช่น โครงสร้างของเพชร และแกรไฟต์ ซึ่งมีสมบัติทางกายภาพ อาทิ ความแข็ง การหักเหแสง ที่แตกต่างกันมาก ซึ่งเป็นผลจากรูปแบบการจัดเรียงอะตอมที่ต่างกัน นอกจากนี้เมื่ออะตอมของคาร์บอน ไปยึดกับอะตอมของธาตุอื่นๆ และมีการเรียงตัวในแบบต่างๆ ก็จะทำให้เกิดเป็นสารมากมายหลายอย่างที่แตกต่างกัน เช่น เกิดเป็นข้าว ผือก ไม้ ทั้งนี้แล้วแต่ระบบจัดการของธรรมชาติ โดยธรรมชาติมีวิธีควบคุม ดูแล หรือจัดการ ให้มีการจัดเรียงอะตอม ทำให้เกิดเป็นโครงสร้างแบบต่างๆ อย่างหลากหลาย และเป็นระบบ ทั้งรูปแบบที่เป็นผลึก

(crystal) และ ออสัญฐาน (amorphous) ปัจจุบัน เราค้นพบรูปแบบใหม่ของคาร์บอนที่กำลังเป็นที่สนใจ และมีการวิจัยกันอย่างกว้างขวาง

3.5.1.2 วัสดุนาโนสารกึ่งตัวนำและโลหะ

(1) ไทเทเนียมไดออกไซด์ (TiO₂)

เป็นทั้งสารกึ่งตัวนำและเซรามิก สารชนิดนี้ได้ถูกนำมาใช้เป็นเวลานานกว่า 100 ปี แต่ใช้เป็นอนุภาคระดับไมโคร หรือ 10^{-6} เซน เป็นส่วนผสมของสีทาบ้าน และเครื่องสำอาง เพื่อทำให้บริเวณที่ใช้มีความสว่างขึ้นและอยู่ทน เนื่องจาก สารนี้มีลักษณะเป็นตัวเร่งปฏิกิริยาเชิงแสง (photocatalyst) จึงได้ถูกนำมาใช้ฆ่าเชื้อโรค และทำความสะอาดสิ่งแวดล้อม เช่น น้ำ หรือตัวพอกอากาศ แต่เมื่ออนุภาคไทเทเนียมมีขนาดเล็กลง จนถึงระดับนาโน ทำให้สัดส่วนของพื้นที่ผิวต่อปริมาตรเพิ่มขึ้นมาก และสมบัติสำคัญบางอย่าง เช่น การหักเหแสงนั้นจะเปลี่ยนไป ทำให้เพิ่มประสิทธิภาพการเกิดปฏิกิริยา และประโยชน์ต่อการใช้งานมากขึ้น การสังเคราะห์อนุภาคนาโนไทเทเนียมด้วยเทคนิคต่างๆ เช่น เชิงเคมี เชิงกล หรือแบบใช้ความร้อนสูง จะทำให้ได้อนุภาคนาโนที่มีสมบัติ โดยเฉพาะ ด้านกายภาพ และเสถียรภาพ ต่างกันตามจุดประสงค์การใช้งาน อย่างไรก็ตาม การสังเคราะห์อนุภาคนาโน เพื่อให้ได้ผลผลิตมากพอคุ้มทุน อนุภาคมีเสถียรภาพสูงพอ และอยู่ในสภาพที่พร้อมใช้งานในรูปแบบต่างๆ

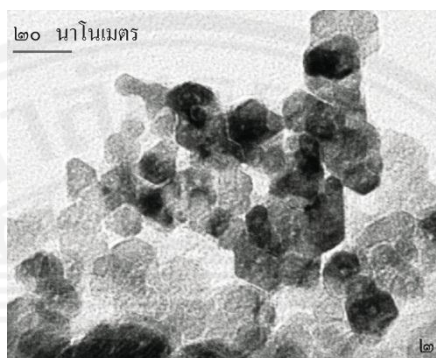


ภาพที่ 3.6 อนุภาคของไทเทเนียมไดออกไซด์ [8]

(2) ซิงค์ซัลไฟด์ (ZnS)

เป็นสารกึ่งตัวนำที่เรืองแสง ที่ใช้ในการทำจอภาพเครื่องรับรู้ อุปกรณ์เกี่ยวกับเลเซอร์ เป็นต้น สำหรับอนุภาคระดับนาโนนั้น ได้มีการใช้ประโยชน์จากสมบัติที่เกี่ยวกับการเรืองแสง

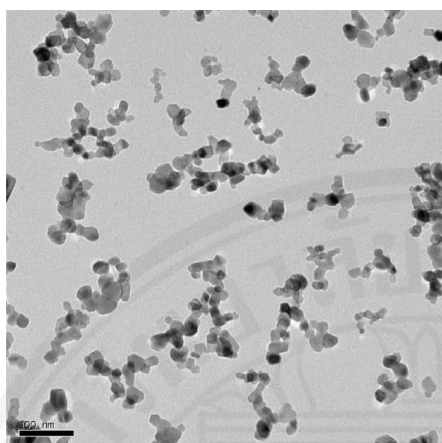
เช่น การทำให้เกิดภาพของระบบขนาดเล็ก และใช้ติดตามการทำงานของกลไกต่างๆ โดยเฉพาะในระดับเล็กลงไปจากเซลล์ ซึ่งจะมีบทบาทสำคัญต่อการพัฒนาด้านชีวภาพ และการแพทย์



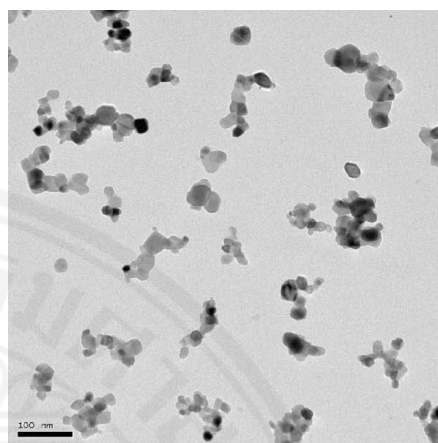
ภาพที่ 3.7 อนุภาคของซิงก์ซัลไฟด์ [8]

3.5.1.3 วัสดุดีเอ็นเอ (DNA material)

ดีเอ็นเอเป็นสารที่เกี่ยวข้องกับรหัส หรือการถ่ายทอดลักษณะทางพันธุกรรมจากพ่อแม่ไปสู่ลูก เช่น ลักษณะดวงตา สีผม รวมไปถึงโรคทางพันธุกรรมบางโรค ดีเอ็นเอ มีองค์ประกอบหลักคือ เบส น้ำตาล และฟอสเฟต มีลักษณะเป็นสายเกลียวคู่ ขนาดเล็ก และยาวมาก ประกอบด้วย น้ำตาล ปกติ สายดีเอ็นเอมีความกว้างประมาณ 2 นาโนเมตร และมีเบสรวมประมาณ 3 พันล้านเบส หรือประมาณ 10 คู่ ต่อความยาว 3.4-3.6 นาโนเมตร ดังนั้น โครงสร้างที่ทำจากดีเอ็นเอจะมีระดับขนาดเป็นนาโนเมตร



(a) หลังจากการผสมเสร็จใหม่ ๆ



(b) หลังจากการผสม 3 ชั่วโมง

ภาพที่ 3.9 ภาพถ่ายจากกล้องจุลทรรศน์อิเล็กตรอนแบบทรานสมิชชันของอนุภาคนาโนของไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ใส่ลงในน้ำ [10]

จากแนวคิดที่ว่าของแข็งมีค่าความสามารถในการนำความร้อนได้ดีกว่าของเหลว นักวิจัยจึงได้นำของแข็งที่มีขนาดเล็กในระดับนาโนเมตรใส่ลงไปในของไหลทำงานพื้นฐาน เพื่อเพิ่มค่าการนำความร้อนของของไหลทำงาน จากงานวิจัยในวารสารนานาชาติได้มีผู้สนใจการหาค่าการนำความร้อนของไหลนาโน โดยที่ในปี ค.ศ. 2001 Eastman และคณะ [11] ได้ทดลองด้วยวิธี Transient hot-wire เพื่อหาค่าการนำความร้อนของอนุภาคนาโนของทองแดงที่ใส่ลงในเอทิลีนไกลคอล ที่ความเข้มข้นเท่ากับ 0.3 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร และได้พบว่าค่าการนำความร้อนเพิ่มขึ้น 40 เปอร์เซ็นต์เมื่อเทียบกับของไหลพื้นฐาน ในขณะที่ ในปี ค.ศ. 2005 Murshed และคณะ [12] ได้ทดลองหาค่าการนำความร้อนของอนุภาคนาโนของไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ใส่ลงในน้ำ มีความเข้มข้น 5 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร จากผลการทดลองพบว่า ค่าการนำความร้อนของของไหลนาโนเพิ่มขึ้น 33 เปอร์เซ็นต์เมื่อเทียบกับของไหลพื้นฐาน และเมื่อไม่นานมานี้ ในปี ค.ศ. 2009 Duangthongsuk และ Wongwises [13] ได้ทำการศึกษาเชิงทดลองหาค่าการนำความร้อนของอนุภาคนาโนของไทเทเนียมไดออกไซด์ที่ใส่ลงในน้ำโดยมีความเข้มข้น 2.0 เปอร์เซ็นต์โดยปริมาตร จากผลการทดลองพบว่าค่าการนำความร้อนเพิ่มขึ้น 7 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับของไหลพื้นฐาน

3.5.3 วิธีการผลิตของไหลนาโน

วิธีการที่ใช้ในการผลิตอนุภาคของของแข็งที่ใช้สำหรับของไหลนาโนนั้น มีอยู่ด้วยกัน 2 วิธีคือ One-step method และ Two-step method ตามลำดับ สำหรับกระบวนการสำหรับ One-step method นั้นทำได้โดยการให้ความร้อนกับอนุภาคของโลหะภายในห้องสุญญากาศ (Vacuum chamber) เพื่อให้โลหะนั้นกลายเป็นไอ โดยที่ห้องสุญญากาศนั้นจะมีของไหลสำหรับการหล่อเย็นอยู่บริเวณผนังด้านในของห้อง และเมื่อไอของโลหะมาสัมผัสกับของไหลหล่อเย็นนี้ก็จะเกิดการควบแน่น ก่อให้เกิดเป็นอนุภาคทรงกลมกระจายอยู่ในของไหลหล่อเย็น วิธีการนี้จะทำให้ได้อนุภาคขนาดเล็ก ไม่มีการเกาะกันของอนุภาค กระจายตัวได้ดี สำหรับวิธีที่สองคือ Two-step method นั้นทำได้โดยใช้ การควบแน่นของแก๊สเฉื่อย และนำไปกระจายลงในของไหลอีกทีหนึ่งวิธีการนี้เหมาะสำหรับผลิตออกไซด์ของอนุภาคนาโน นอกจากนั้นยังสามารถทำได้ง่าย ราคาไม่แพง แต่มีการเกาะกันของอนุภาคเล็กน้อย เมื่อเทียบกับ One-step method

3.5.4 งานอุตสาหกรรมที่ใช้ของไหลนาโน

ของไหลนาโนนี้สามารถที่จะนำไปใช้ในอุตสาหกรรมต่าง ๆ ได้อย่างกว้างขวางดังต่อไปนี้

อุตสาหกรรมการขนส่ง (Transportation) ของไหลนาโนสามารถนำไปใช้แทนของไหลที่ใช้ในการหล่อเย็น(ปกติคือ เอธิลีนไกลคอลล์และน้ำ) น้ำมันเครื่อง ของไหลในระบบส่งกำลังอัตโนมัติ และของไหลสังเคราะห์ อื่น ๆ ในยานพาหนะต่าง ๆ ได้ เพื่อเพิ่มความสามารถในการถ่ายเทความร้อนของไหลต่าง ๆ เหล่านี้ ของไหลนาโนสามารถที่จะทำให้อุปกรณ์ต่าง ๆ เช่น เครื่องยนต์ ปัม หม้อน้ำ มีขนาดเล็กและมีน้ำหนักเบาลงได้ทำให้ใช้เชื้อเพลิงในการไหลลดลง

อุตสาหกรรมเครื่องจักรขนาดเล็ก (Micromachines) ในปี 1960 นั้นวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีนั้นมุ่งเน้นในการทำเครื่องจักรให้มีขนาดเล็กกะทัดรัด โดยเฉพาะระบบ MEMS (Micro-electromechanical systems) โดยที่ระบบนี้นั้นจะมีความร้อนเกิดขึ้นสูงมากในขณะที่ใช้งาน ซึ่งของไหลปกตินั้นไม่สามารถระบายความร้อนได้ทันถึงแม้ว่าจะใส่อนุภาคของของแข็งลงไปเพื่อเพิ่มความสามารถในการนำความร้อนแล้วก็ตามแต่ก็ไม่สามารถใช้งานได้เนื่องจากอนุภาคที่ใส่ลงไปนั้นมันมีขนาดใหญ่เกินไปและไม่สามารถไหลในช่องทางการหล่อเย็นของระบบ MEMS ที่แคบ ๆ ได้

เนื่องจากเกิดการอุดตันของช่องทางการไหล ดังนั้นของไหลนาโนเหมาะสมที่จะนำมาใช้เป็นของไหลในการหล่อเย็นของระบบนี้ได้

อุตสาหกรรมอิเล็กทรอนิกส์และเครื่องมือวัด (Electronics and instrumentation) ของไหลนาโนสามารถที่จะนำมาใช้ในเพิ่มสมรรถนะในการหล่อเย็นของระบบอิเล็กทรอนิกส์และเครื่องมือวัด ได้อย่างดี โดยไหลอย่างราบเรียบและปราศจากการอุดตันในช่องทางการไหล

อุตสาหกรรมเกี่ยวกับ HVAC ของไหลนาโนสามารถเพิ่มขีดความสามารถในการถ่ายเทความร้อนของอุตสาหกรรม HVAC และระบบการทำความเย็นได้เป็นอย่างดี ด้วยเทคโนโลยีของของไหลนาโนทำให้ระบบเหล่านี้มีประสิทธิภาพสูงขึ้นและมีค่าใช้จ่ายที่น้อยลง

อุตสาหกรรมโลหะ (Metalworking) ของไหลนาโนสามารถที่จะใช้เป็นของไหลสำหรับหล่อเย็น ในกระบวนการการกัดและเจียโลหะได้

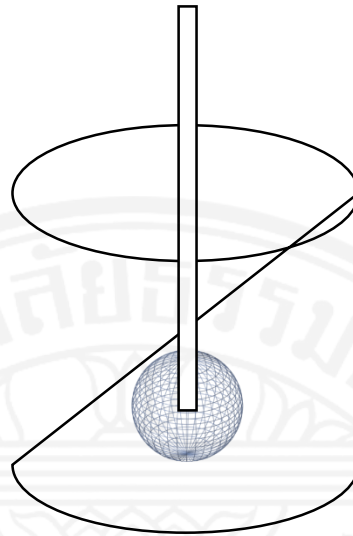
อุตสาหกรรมการจัดการพลังงานและการผลิต (Energy supply and production) ในระบบพลังงานแสงอาทิตย์นั้นสามารถที่จะใช้ข้อดีของของไหลนาโนในการเพิ่มขีดความสามารถในการถ่ายเทความร้อนจากตัวเก็บรังสีอาทิตย์ (Solar collector) ไปยังถังเก็บ (Storage tank)

บทที่ 4

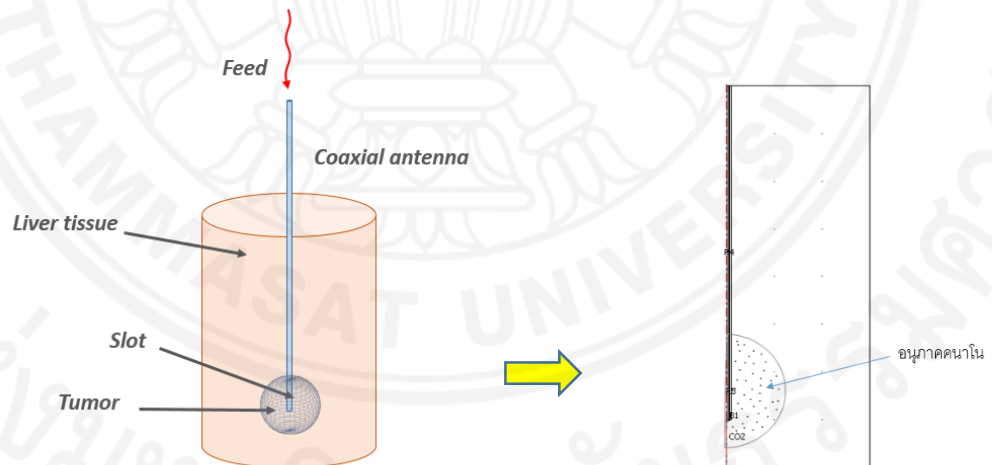
แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และระเบียบวิธีเชิงตัวเลขที่ใช้ในการวิเคราะห์

4.1 การจำลองแบบจำลองทางคณิตศาสตร์

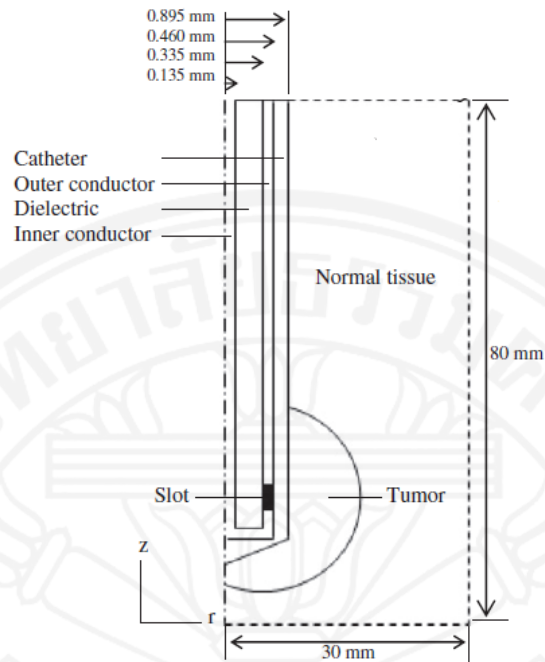
ในการจำลองการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยวิธีการทดลองนั้น จะนำท่อนำคลื่นไมโครเวฟเสียบลงไปในพื้นที่กึ่งกลางของเนื้อเยื่อตับ และติดตั้งอุปกรณ์ต่าง ๆ เช่น อุปกรณ์ตรวจวัดอุณหภูมิ โดยการทดลองนี้สมมติให้เนื้อเยื่อตับมีรูปร่างเป็นทรงกระบอก เป็นวัสดุพหุนซึ่งคุณสมบัติระหว่างเนื้อเยื่อตับปกติ และเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งจะมีคุณสมบัติที่ต่างต่างกัน และจะสอดท่อนำคลื่นไมโครเวฟเข้าไปตรงกลางของเนื้อเยื่อตับ เพื่อปล่อยคลื่นไมโครเวฟในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งให้ปัญหาที่ศึกษาที่มีความสมมาตรรอบแกนในแนวแกน z หรือในแนวความสูง ดังนั้น จึงสามารถทำการวิเคราะห์ปัญหาแบบสมมาตรรอบแกนได้ ซึ่งจะช่วยลดเวลาในการคำนวณ และช่วยลดหน่วยความจำของเครื่องคอมพิวเตอร์ และในงานวิจัยนี้จะเป็นการพัฒนาปรับปรุงการรักษาให้มีคุณภาพ ประสิทธิภาพและมีความรวดเร็วมากยิ่งขึ้น โดยการนำอนุภาคนาโนมาช่วยในการรักษา คือ จะทำการเติมอนุภาคทองคำนาโนลงเป็นบริเวณเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง เพื่อให้การดูดซับคลื่นไมโครเวฟของเนื้อเยื่อนั้นมีการดูดซับได้ดียิ่งขึ้น ซึ่งจะช่วยลดระยะเวลาในการรักษา และสามารถจำกัดขอบเขตในการให้ความร้อนของคลื่นไมโครเวฟ ให้อยู่ในบริเวณที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง และจะไม่เป็นอันตรายต่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อรอบข้างหรือเนื้อเยื่อดีนั่นเอง



ภาพที่ 4.1 การจำลองแบบจำลองในการวิเคราะห์

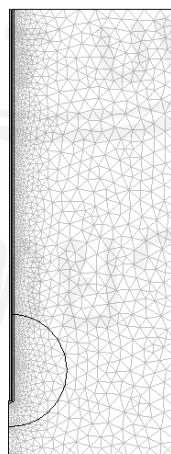


ภาพที่ 4.2 การเปลี่ยนแบบจำลองจากสามมิติมาเป็นแบบจำลองสมมาตรรอบแกนสองมิติ



ภาพที่ 4.3 แบบจำลองที่ใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดมีแกนร่วมแบบมีช่องออกคลื่นช่องเดียว [6]

ในการใช้โปรแกรม Comsol Multiphysics 3.4 จะใช้จำนวน Mesh เท่ากับ 128,512 ชิ้น ซึ่งจะให้ค่าที่แม่นยำ เนื่องจากถ้าใช้จำนวนชิ้นมากกว่านี้ ก็จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงผลที่ได้อีกแล้ว และจะเป็นการเพิ่มเวลาในการคำนวณของโปรแกรมอีกด้วย ซึ่งจำนวนที่ใช้เป็นจำนวนที่เหมาะสมสำหรับโมเดลนี้แล้ว



ภาพที่ 4.4 การสร้าง Mesh ในโปรแกรม Comsol Multiphysics 3.4

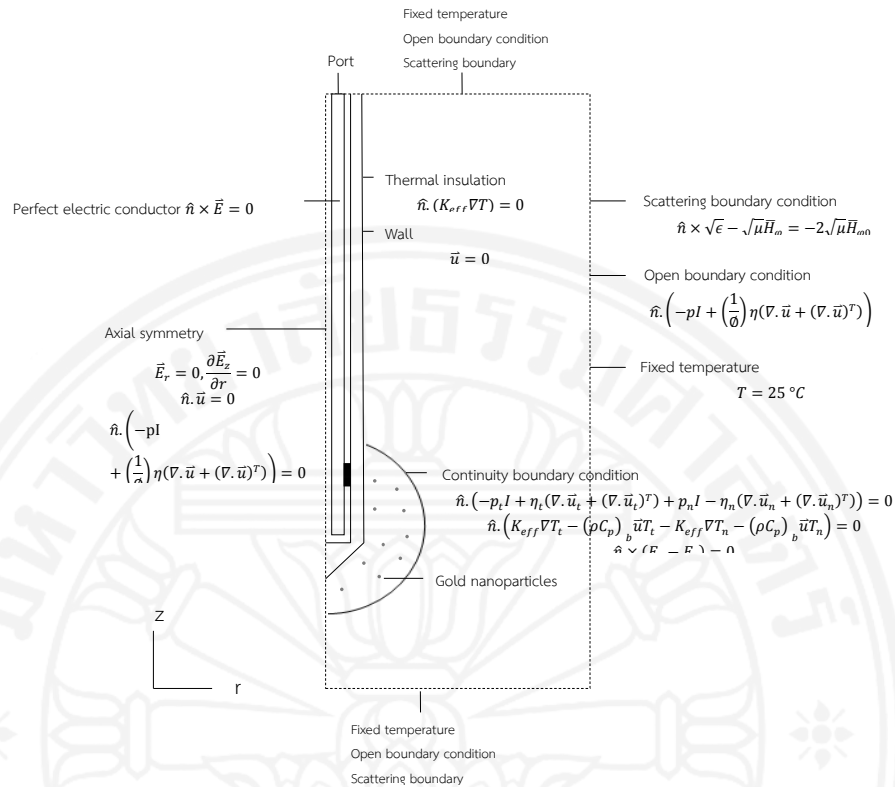
ตารางที่ 4.1 ค่าสมบัติทางไฟฟ้า ทางความร้อน และทางกลของเนื้อเยื่อตับ และท่อน้ำคั่งในไมโครเวฟที่ใช้ในการวิเคราะห์

คุณสมบัติ	ค่า
ค่าคุณสมบัติของเนื้อเยื่อตับ	
ค่าการนำความร้อนของตับ ; k_n	0.497 w/m ^{°C}
ค่าความหนาแน่น ; ρ_n	1030 kg/m ³
ค่าความจุความร้อน ; $C_{p,n}$	3600 J/kg ^{°C}
ค่าเปอร์มิตติวิตี้สัมพัทธ์ ; $\epsilon_{r,n}$	43
ค่าการนำไฟฟ้า ; σ_n	1.69 S/m
สมบัติการซึมผ่าน ; $\mu_{r,n}$	1
ค่าคุณสมบัติของเนื้อเยื่อมะเร็ง	
ค่าการนำความร้อน ; k_t	0.57 w/m ^{°C}
ค่าความหนาแน่น ; ρ_t	1040 kg/m ³
ค่าความจุความร้อน ; $C_{p,t}$	3960 J/kg ^{°C}
ค่าเปอร์มิตติวิตี้สัมพัทธ์ ; $\epsilon_{r,t}$	48.16
ค่าการนำไฟฟ้า ; σ_t	2.096 S/m
ค่าคุณสมบัติของเลือด	
ค่าการนำความร้อน ; k	0.45 w/m ^{°C}

คุณสมบัติ	ค่า
ความหนาแน่นของเลือด ; ρ_b	1058 kg/m ³
ค่าความจุความร้อนของเลือด ; C_b	3960 J/kg ^o C
ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ ; $\epsilon_{r,b}$	58.30
ค่าการนำไฟฟ้า ; σ_b	2.54 S/m
อัตราการแพร่ของเลือด ; ω_b	0.0036 s ⁻¹
อุณหภูมิของเลือด ; T_b	37 ^o C
ค่าคุณสมบัติของท่อนำคลื่นไมโครเวฟ	
ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ของตัวไดอิเล็กตริก ; $\epsilon_{r,diel}$	2.03
ค่าการนำไฟฟ้าตัวไดอิเล็กตริก ; σ_{diel}	0 S/m
สมบัติการซึมผ่านตัวไดอิเล็กตริก ; $\mu_{r,diel}$	1
ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ของปลอก ; $\epsilon_{r,cat}$	2.1
ค่าการนำไฟฟ้าของปลอก ; σ_{cat}	0 S/m
สมบัติการซึมผ่านของปลอก ; $\mu_{r,cat}$	1
ค่าเปอร์มิตติวิตีสัมพัทธ์ของช่องออกคลื่น ; $\epsilon_{r,slot}$	1
ค่าการนำไฟฟ้าของช่องออกคลื่น ; σ_{slot}	0 S/m
สมบัติการซึมผ่านของช่องออกคลื่น ; $\mu_{r,slot}$	1

4.2 เงื่อนไขขอบเขต

โดยเงื่อนไขขอบเขตของการวิเคราะห์นั้นเริ่มจากปล่อยคลื่นไมโครเวฟออกมาจากแหล่งกำเนิดคลื่นซึ่งท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะต่ออยู่กับแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ คลื่นจะเคลื่อนที่ผ่านท่อนำคลื่นไมโครเวฟ และออกสู่เนื้อเยื่อตับทางช่องออกคลื่น (Slot) ดังนั้น การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้คือ ด้านบนของท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะกำหนดให้เป็นส่วนรับคลื่น (Port) เงื่อนไขขอบเขตด้านซ้ายของแบบจำลองจะกำหนดให้เป็นสมมาตรรอบแกน หมายความว่า การวิเคราะห์แบบสมมาตรรอบแกนนั้นจริง ๆ แล้วจะจำลองในรูปแบบ 3 มิติ แต่เพื่อลดเวลาในการทดลองและลดความยุ่งยากซับซ้อนออกไปนั้น จะวิเคราะห์ให้เหลือเพียงแค่ส่วนเดียวจากรอบแกน ซึ่งเป็นรูปทรงกระบอก ดังนั้นการสร้างแบบจำลองก็จะวิเคราะห์ในรูปแบบ 2 มิติ ส่วนขอบเขตด้านอื่นของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับจะกำหนดให้เป็นเงื่อนไขขอบเขตแบบมีการกระเจิงของคลื่น (Scattering boundary condition) คือมีการสะท้อนกลับของคลื่นไมโครเวฟน้อย และเงื่อนไขขอบเขตภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟกำหนดให้เป็นตัวนำสมบูรณ์ (Perfect electric conductor) ส่วนการวิเคราะห์ทางความร้อนจะทำการวิเคราะห์เฉพาะภายในเนื้อเยื่อตับเท่านั้น โดยกำหนดให้บริเวณผิวของเนื้อเยื่อตับมีคุณสมบัติเป็นฉนวน (Insulation) โดยกำหนดให้ส่วนรอยต่อระหว่างท่อนำคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับไม่สามารถเคลื่อนที่ได้ (Fixed boundary condition) และจะกำหนดให้ในส่วนของเนื้อเยื่อมะเร็งบึงกับส่วนของเนื้อเยื่อตับนั้น แบ่งแยกชั้นเนื้อเยื่อกัน ซึ่งมีคุณสมบัติทางความร้อนและคุณสมบัติทางแม่เหล็กไฟฟ้าที่ต่างกันอย่างออกไป บริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อตับกับเนื้อเยื่อมะเร็งบึงนั้น กำหนดให้เป็นเงื่อนไขขอบเขตแบบต่อเนื่อง (Continuity boundary condition) นั้นหมายถึง คุณสมบัติทางความร้อนและทางแม่เหล็กไฟฟ้าที่รอยต่อของทั้งสองเนื้อเยื่อนั้นมีค่าเท่ากันทุกประการโดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามรอยต่อแต่อย่างใด ส่วนขอบเขตทางด้านนอกของเนื้อเยื่อตับกำหนดให้เป็นเงื่อนไขขอบเขตแบบเคลื่อนที่ (Moving boundary condition) จากผลของการขยายตัวเชิงอุณหภูมิ นอกจากนี้ภายในเนื้อเยื่อมะเร็งบึงจะทำการวิเคราะห์ให้ใส่อุณหภูมิของค่านานาโนเข้าไปด้วย ซึ่งคุณสมบัติทางความร้อนและคุณสมบัติทางแม่เหล็กไฟฟ้าก็จะแตกต่างจากเนื้อเยื่อที่ไม่ได้ใส่อุณหภูมิ ดังภาพที่ 4.4



ภาพที่ 4.5 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการวิเคราะห์ [6]

4.3 การเติมอนุภาคนาโน

ในปัจจุบันวิธีการรักษาโรคมะเร็งตั้บนั้นยังมีข้อเสียในการรักษาอยู่ เช่น วิธีเคมีบำบัด (Chemotherapy) คือการรักษาไม่เฉพาะจุด ทำให้ผู้ป่วยได้รับยาหรือการรักษาในปริมาณที่มากเกินไป ความจำเป็นในการรักษา ทำให้ส่งผลต่อเนื้อเยื่อปกติภายในร่างกายของผู้ป่วย และเกิดผลข้างเคียงตามมา อย่างไรก็ตามถ้าสามารถทำการรักษาให้เฉพาะจุดมากยิ่งขึ้นจะช่วยลดเวลาในการรักษา และลดผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย ที่สามารถควบคุมปริมาณความร้อนให้อยู่ในบริเวณเฉพาะจุดหรือบริเวณที่เป็นเนื้อร้ายได้ ซึ่งจะไม่เกิดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดี นั่นก็คือเป็นแนวคิดในการนำอนุภาคนาโนเข้ามาช่วยทำการรักษาโรคมะเร็งตั้บ ก็คือวิธีการนำเอาอนุภาคนาโนนั้นเข้าไปสัมผัสโดยตรงกับเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็ง และให้ความร้อนโดยการปล่อยคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง ทั้งนี้การนำเอาอนุภาคนาโนมาช่วยในการรักษาเพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการ

รักษา โดยจะช่วยลดระยะเวลาในการรักษาให้น้อยลง และเกิดผลข้างเคียงกับผู้ป่วยน้อยลงซึ่งจะลดการไปทำลายเนื้อเยื่อส่วนอื่นหรือส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดีภายในร่างกาย

ในงานวิจัยนี้ได้เลือกชนิดอนุภาคทองคำนาโนใส่ลงไปแบบจำลอง เนื่องจากงานวิจัยทางการแพทย์ที่ผ่านมาได้มีการใช้อุณหภูมิทองคำนาโนในการรักษาโรคมะเร็งมาแล้ว จึงเป็นการยืนยันว่าอนุภาคทองคำนาโนสามารถใช้รักษาได้โดยอาจจะเกิดปฏิกิริยาเคมีกับร่างกายของมนุษย์น้อยที่สุด ซึ่งอนุภาคทองคำนาโนจะมีค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าที่สามารถดูดซับคลื่นได้ดี และสามารถนำความร้อนได้ดี ดังตารางที่ 4.2, 4.3, 4.4 แสดงคุณสมบัติทางไฟฟ้าของอนุภาคทองคำนาโนและเนื้อเยื่อตับวัวที่ใช้ทดลอง และเนื้อเยื่อตับวัวที่ผสมด้วยอนุภาคทองคำนาโนเข้าไปแล้ว ตามลำดับ

Start Frequency 1600 MHz

Stop Frequency 2600 MHz

ตารางที่ 4.2 ค่า dielectric constant ของอนุภาคทองคำนาโน 1000 ppm

No.	Resonant frequency (MHz)	dielectric constant (ϵ')
1	2047.96	12.7959
2	2040.13	13.2152
3	1957.45	18.4795
4	1911.61	22.6694
5	1939.91	19.9517

ตารางที่ 4.3 ค่า dielectric constant ของตับวัว

No.	Resonant frequency (MHz)	dielectric constant (ϵ')
1	1833.23	32.5897
2	1831.22	32.9637
3	1835.26	32.3310
4	1834.02	32.5473
5	1835	32.3445

ตารางที่ 4.4 ค่า dielectric constant ของตับวัวผสมกับอนุภาคทองคำนาโน 1000 ppm

No.	Resonant frequency (MHz)	dielectric constant (ϵ')
1	1829.19	33.4913
2	1829.94	33.3869
3	1831.18	33.1153
4	1830.4	33.3616
5	1829.07	33.4713

เนื่องจากลดความซับซ้อนในการทดลอง จึงทำการวัดค่า dielectric constant ในขณะที่ผสมเข้าไปในตัวยวแล้ว และนำค่าที่วัดได้มาเฉลี่ยกันจะได้ค่าที่ต้องการคือ 33.3653 และนำค่านี้ไปใช้ในแบบจำลองที่ใส่อนุภาคนาโนเข้าไปเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็ง ส่วนค่า electric conductivity ของทองคำนั้นมีค่า 4.1×10^7 S/m นำไปเฉลี่ยกับเนื้อเยื่อมะเร็ง 2.096 S/m จะได้ประมาณ 2.0×10^7 S/m และจะนำค่าที่ได้นี้ไปใช้ในแบบจำลอง

4.4 การวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

4.4.1 สมมติฐานเบื้องต้น

1. ปรากฏการณ์พิจารณาแบบสมมาตรรอบแกน (Axisymmetric)
2. สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะพิจารณาในโหมดการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามขวาง (Transverse Electromagnetic Wave; TEM) ซึ่งจะไม่มีส่วนไฟฟ้าหรือสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่น
3. สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่เข้าสู่เนื้อเยื่อมะเร็งจะพิจารณาในโหมดคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง (Transverse Magnetic Wave; TM) คือไม่มีสนามแม่เหล็กในทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นมีเฉพาะสนามไฟฟ้าในทิศทางนั้น
4. ผนังของท่อนำคลื่นไมโครเวฟกำหนดให้เป็นตัวนำสมบูรณ์ (Perfect electric conductor)
5. สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผิวรอยต่อระหว่างท่อนำคลื่นไมโครเวฟ กับเนื้อเยื่อมีความต่อเนื่องกัน
6. ค่าสมบัติไดอิเล็กตริกของท่อนำคลื่นไมโครเวฟเป็นค่าคงที่

4.4.2 สมการที่เกี่ยวข้อง

จากสมมติฐานเบื้องต้นการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะพิจารณาในโหมดการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามขวาง (Transverse Electromagnetic Wave; TEM) ซึ่งจะไม่มีส่วนไฟฟ้าหรือสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่น ซึ่งค่าสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กหาได้จากสมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equation) ในสมการที่ (4.1) และ (4.2)

สนามไฟฟ้า (Electric Filed)

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

สนามแม่เหล็ก (Magnetic Filed)

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

ส่วนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่เข้าสู่เนื้อเยื่อตับจะพิจารณาในโหมดคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง (Transverse Magnetic Wave; TM) คือไม่มีสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่นมีเฉพาะสนามไฟฟ้าในทิศทางนั้น เนื่องจากสามารถพิจารณาเฉพาะคุณสมบัติของสนามแม่เหล็กเพียงอย่างเดียวได้ โดยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในแนวแกน ϕ (\vec{H}_ϕ) สามารถหาได้จากสมการ TM wave equation คือ

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon_r' - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \vec{H}_\phi \right) - \mu_r k_0^2 \vec{H}_\phi = 0 \quad (4.3)$$

ซึ่งค่าเปอร์มิตติวิตี้สัมพัทธ์ (Relative permittivity) หาจากสมการที่ (4.4) คือ

$$\epsilon_r' = n'^2 \quad (4.4)$$

โดยที่

ϵ_r' คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสัมพัทธ์ (Relative dielectric constant) หรือค่าเปอร์มิตติวิตี้สัมพัทธ์ (Relative permittivity); (F/m)

ϵ_0 คือ ค่าเปอร์มิตติวิตี้ของที่ว่าง (Permittivity of free space) มีค่าเท่ากับ 8.8542×10^{-12} F/m

σ คือ สมบัติการนำไฟฟ้า (Electric conductivity); (S/m)

μ_r คือ สมบัติการซึมผ่านของสนามแม่เหล็กสัมพัทธ์ (Relative magnetic permeability)

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

k_0 คือ ค่าคงที่การแพร่กระจายคลื่นในที่ว่าง (Propagation constant of free space); (m)

n' คือ ดัชนีหักเห (Refractive index)

4.4.3 เงื่อนไขขอบเขตสำหรับการวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

คลื่นไมโครเวฟจะถูกปล่อยออกมาจากท่อนำคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งต่ออยู่กับแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ คลื่นจะเคลื่อนที่ผ่านท่อนำคลื่นไมโครเวฟ และออกสู่อื่นเยื่อตัวทางช่องออกคลื่น ดังนั้นการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะมีเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้คือ ด้านบนของท่อนำคลื่นกำหนดให้ใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบส่วนรับคลื่น (Port boundary condition) โดยมีพลังงานจากคลื่นไมโครเวฟเริ่มต้นเท่ากับ 10 W

$$S = \int (\vec{E} - \vec{E}_1) \cdot \vec{E}_1 / \int \vec{E}_1 \cdot \vec{E}_1 \quad (4.5)$$

ด้านซ้ายของแบบจำลองจะกำหนดให้เป็นแกนสมมาตร ตำแหน่งที่แกนสมมาตร ($r=0$) กำหนดให้เงื่อนไขขอบเขตแบบแกนสมมาตร (Symmetry boundary condition)

$$\vec{E}_r = 0 \quad (4.6)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial r} = 0 \quad (4.7)$$

ด้านอื่นของเนื้อเยื่อตัวจะกำหนดให้ใช้เงื่อนไขขอบเขตแบบมีการกระเจิงของคลื่น (Scattering boundary condition) ซึ่งมีการสะท้อนกลับของคลื่นน้อย (Low reflection)

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_\varphi = -2\sqrt{\mu} \vec{H}_{\varphi 0} \quad (4.8)$$

เมื่อสนามแม่เหล็กในแนวแกน φ เริ่มต้น ($\vec{H}_{\varphi 0}$) หาจากสมการ

$$\vec{H}_{\varphi 0} = \frac{\sqrt{\frac{P_{av} Z}{\pi r \ln\left(\frac{r_{outer}}{r_{inner}}\right)}}}{r} \quad (4.9)$$

และสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในแนวแกน φ เริ่มต้น ($\vec{H}_{\varphi 0}$) หาจากสมการ

$$\hat{n} \times (\nabla \times \vec{H}_\phi) - jk\vec{H}_\phi = 0 \quad (4.10)$$

ภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟ คือตัวนำชั้นใน และตัวนำชั้นนอกจะกำหนดให้เป็นนำสมบูรณ์ (Perfect electric conduct (PEC) boundary conditions) คือ

$$\hat{n} \times \vec{E} = 0 \quad (4.11)$$

และในส่วนที่ผิวขอบของเนื้อเยื่อมะเร็งบกับเนื้อด้บจะกำหนดให้เป็นลักษณะมีการต่อเนื่องกันโดยจะใช้สมการความต่อเนื่องมาวิเคราะห์ (Continuity Equation) คือ

$$\hat{n} \times (E_1 - E_2) = 0 \quad (4.12)$$

4.5 การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน

4.5.1 สมมติฐานเบื้องต้น

สมมติฐานเบื้องต้นที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนมีดังต่อไปนี้

1. ปรากฏการณ์พิจารณาแบบสมมาตรรอบแกน (Axisymmetric)
2. กำหนดให้เนื้อเยื่อด้บและเนื้อเยื่อมะเร็งบมีคุณสมบัติเป็นวัสดุพอรุน มีคุณสมบัติคงที่สม่ำเสมอ และให้เลือดเป็นของเหลวอิมด้บ
3. การไหลของเลือดกำหนดให้เป็นแบบอัดด้บไม่ได้ และแบบนิวโตเนียน
4. ไม่มีการเปลี่ยนแปลงสถานะของสสารภายในเนื้อเยื่อด้บ ไม่มีการถ่ายเทมวลสารออกจากเนื้อเยื่อด้บ ไม่มีการถ่ายเทพลังงานออกจากเนื้อเยื่อด้บ และไม่มีปฏิกิริยาเคมีเกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อด้บ
5. องค์ประกอบที่ผิวรอยต่อระหว่างท่อนำคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อด้บมีความต่อเนื่องกัน
6. คุณสมบัติทางความร้อนของเนื้อเยื่อให้เป็นค่าคงที่

4.5.2 สมการที่เกี่ยวข้อง

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนในเนื้อเยื่อตับจะใช้สมการพลังงานแบบไม่สมดุลทางความร้อน ในสภาวะไม่คงตัว โดยแหล่งความร้อนจากภายนอกจะได้จากแหล่งกำเนิดความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ หรือพลังงานความร้อนที่ได้จากการดูดซับคลื่นไมโครเวฟ กำหนดให้แหล่งพลังงานความร้อนจากการสันดาปภายในเนื้อเยื่อมีค่าเท่ากับศูนย์ โดยจะแบ่งเป็นสองสมการ คือ สมการของสถานะของแข็งก็คือเนื้อเยื่อ และสมการของสถานะของเหลวก็คือเลือด ดังสมการต่อไปนี้

สถานะของแข็ง

$$(1 - \phi)(\rho C_p)_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla \cdot (K_{t,eff} \nabla T_t) - h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) - \omega_b C_b \times (T_t - T_b) + (1 - \phi) Q_{met} + (1 - \phi) Q_{ext,t} \quad (4.13)$$

สถานะของเหลว

$$\phi(\rho C_p)_b \left(\frac{\partial T_b}{\partial t} + u \cdot \nabla T_b \right) = \nabla \cdot (K_{b,eff} \nabla T_b) - h_{tb} a_{tb} (T_t - T_b) - \omega_b C_b \times (T_t - T_b) + \phi Q_{ext,b} \quad (4.14)$$

โดย $K_{t,eff} = (1 - \phi) K_t \quad (4.15)$

$$K_{b,eff} = \phi K_b \quad (4.16)$$

โดยเทอมที่หนึ่งทางขวามือของสมการที่ 4.13 คือเทอมของการนำความร้อน เทอมที่สองคือเทอมของการพาความร้อน เทอมที่สามคือ เทอมของการแพร่ของเลือด เทอมที่สี่คือ เทอมของการสันดาปภายในเนื้อเยื่อ และเทอมที่ห้าคือ เทอมของพลังงานความร้อนที่ได้จากภายนอก ส่วนในสมการที่ 4.14 เทอมที่หนึ่งและสองทางด้านซ้ายมือ คือเทอมที่เปลี่ยนแปลงไปตามเวลา และการพาความร้อนของเลือด

4.5.3 เงื่อนไขขอบเขตสำหรับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน

การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนจะพิจารณาเฉพาะภายในเนื้อเยื่อระดับเท่านั้นโดยกำหนดให้บริเวณผิวของเนื้อเยื่อระดับมีคุณสมบัติเป็นฉนวน

$$\hat{n} \cdot (k\nabla T) = 0 \quad (4.17)$$

4.5.4 เงื่อนไขเริ่มต้นสำหรับการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน

กำหนดให้อุณหภูมิเริ่มต้นสำหรับเนื้อเยื่อระดับมีค่าเท่ากับอุณหภูมิร่างกาย

$$T(t)_0 = 25 \text{ }^{\circ}\text{C} \quad (4.18)$$

4.5.5 สมการโมเมนตัม

เป็นแบบจำลองสมการโมเมนตัมของบริกแมนที่ได้จากการพัฒนามาจากแบบจำลองของดาร์ซี ใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดในเนื้อเยื่อระดับ และใช้อธิบายลักษณะการถ่ายเทความร้อนโดยสมการดังต่อไปนี้

สมการการต่อเนื่อง

$$\frac{\partial u}{\partial t} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (4.19)$$

สมการโมเมนตัม

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial u}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial u}{\partial r} \right) + w \left(\frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{v}{\phi} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \frac{uw}{k} \quad (4.20a)$$

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial u}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial u}{\partial r} \right) + w \left(\frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{v}{\phi} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \frac{uw}{k} + g\beta(T - T_{\infty}) \quad (4.20b)$$

โดยที่ u, w คือความเร็วของเลือด (m/s) และ ϕ คือความพรุนของเนื้อเยื่อ (the volume fraction of the vascular), p คือ ความดัน, $v=3.78 \times 10^{-7}$ คือ ความหนืดเชิงจลน์, $\beta = 1 \times 10^{-4} \text{ 1/K}$ คือสัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงความร้อน และ k คือค่าการซึมผ่าน (m^2) สามารถแสดงตามสมการต่อไปนี้

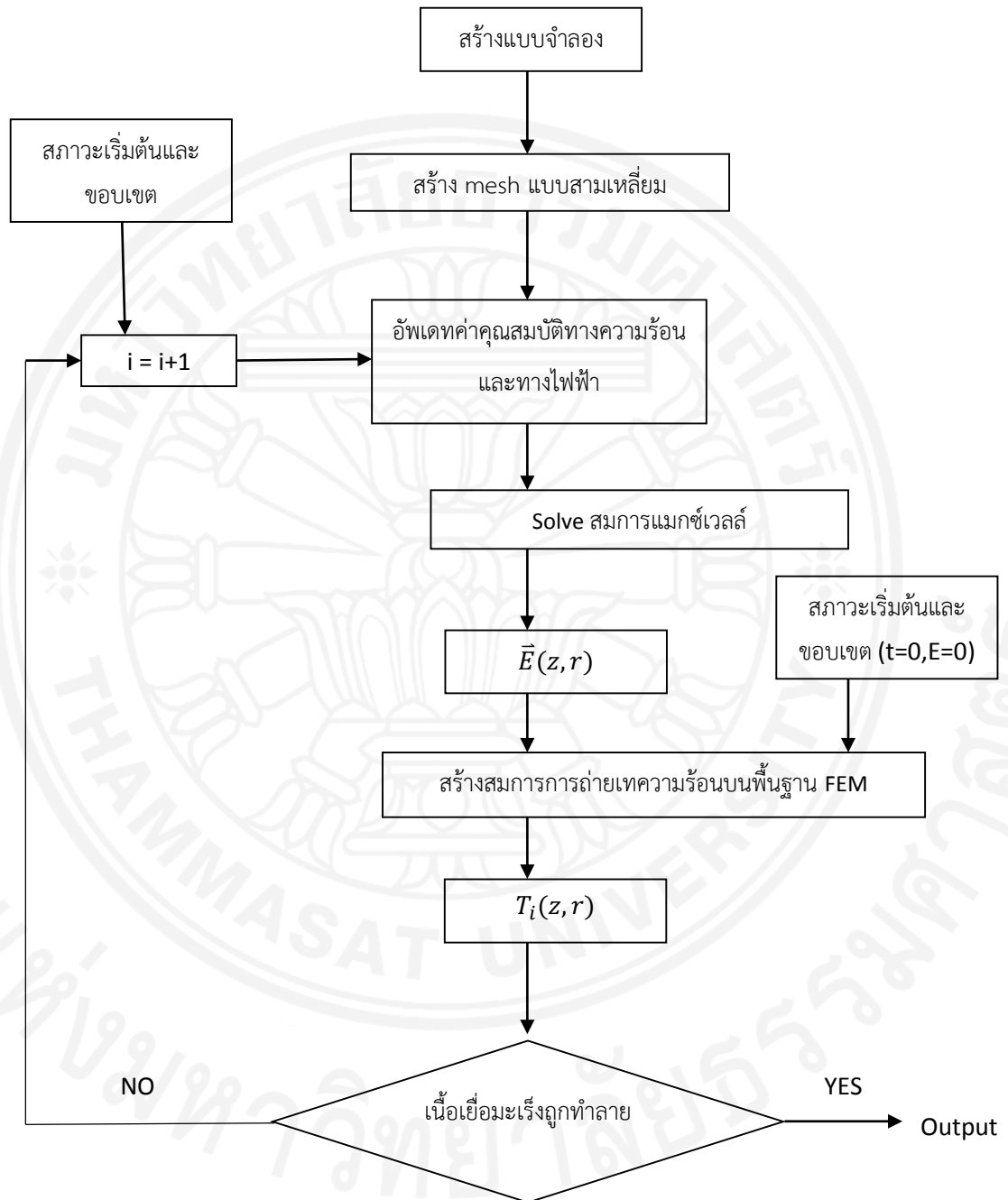
$$k = \frac{\phi^3 d_p^2}{175(1-\phi)^2} \quad (4.21)$$

โดย $d_p = 1 \times 10^{-4}$ คือเส้นผ่านศูนย์กลางของเซลล์เนื้อเยื่อ

จากสมการที่ 4.20b เทอมแรกทางด้านขวาคือเทอมของความหนืดของดาร์ซี ในขณะที่เทอมที่สองคือเทอมของความหนืดที่คล้ายคลึงกับเทอมการแพร่ของโมเมนตัมในสมการนาเวียร์-สโตกส์



4.6 กระบวนการดำเนินงาน



บทที่ 5

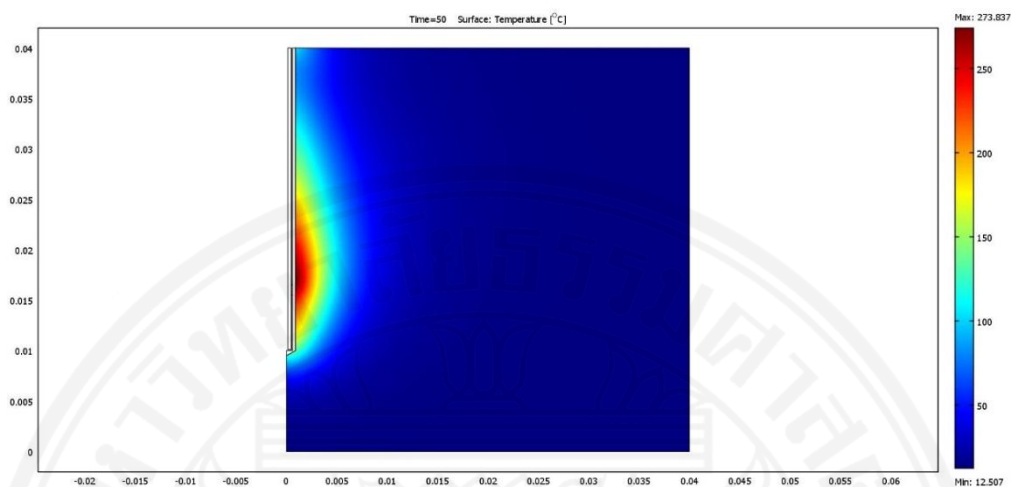
ผลการวิเคราะห์

5.1 ผลการศึกษา

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการจำลองการรักษาโรคมะเร็งตับ โดยใช้พลังงานจากคลื่นไมโครเวฟ โดยจะกำหนดให้แบบจำลองเป็นแบบ สมมาตรรอบแกน ใน 2 มิติ และให้ชั้นเนื้อเยื่อติดกับเนื้อเยื่อมะเร็งแยกกันเป็นสองชั้น ซึ่งจะมีคุณสมบัติที่แตกต่างกัน แต่จะกำหนดให้ที่ผิวรอยต่อระหว่างทั้งสองเนื้อเยื่อนั้น เป็นเนื้อเยื่อที่มีคุณสมบัติมีความต่อเนื่องกันทั้งทางเทอร์โมไดนามิกส์และทางไฟฟ้า ในส่วนของเนื้อเยื่อ จะกำหนดให้เป็นเนื้อเยื่อแบบ Non Local Thermal Equilibrium ซึ่งหมายถึง มีความไม่สมดุลกันทางความร้อน ก็คือจะแยกอุณหภูมิระหว่างของเหลวกับของแข็ง และท้ายที่สุดของงานวิจัย จะมีการจำลองการใส่อนุภาคนาโนเข้าไปในเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็ง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา ซึ่งจะเป็นการลดระยะเวลาในการรักษา และสามารถควบคุมขอบเขตการให้ความร้อนของคลื่นไมโครเวฟได้อย่างค่อนข้างดี โดยการควบคุมขอบเขตของอนุภาคนาโนนี้ จะทำให้การให้ความร้อนนั้น ไม่ไปทำลายเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดีอีกด้วย

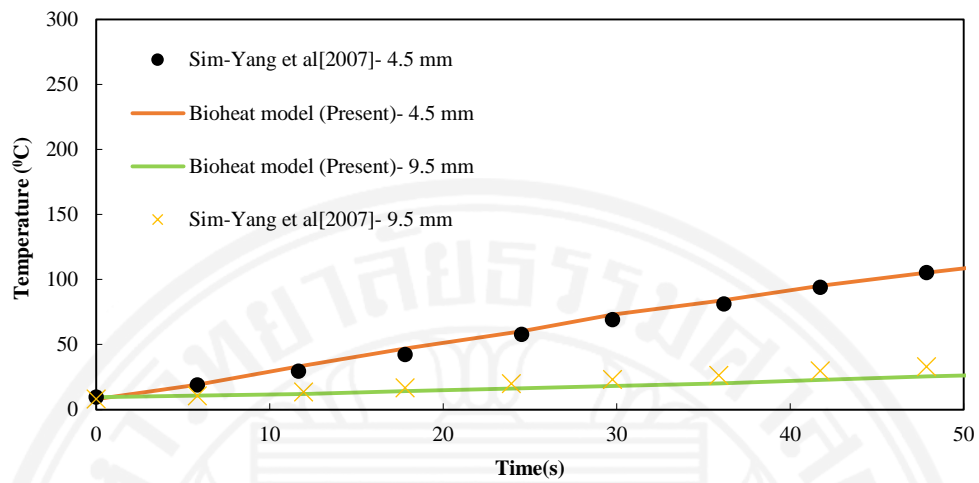
5.1.1 ผลการศึกษาของแบบจำลองไปโอฮีต

เพื่อเป็นการศึกษาให้เข้าใจอย่างง่ายเป็นพื้นฐานในการศึกษาในแบบจำลองต่อ ๆ ไป และเพื่อเป็นการเปรียบเทียบความถูกต้องแม่นยำให้กับแบบจำลองจึงได้ลองศึกษาและสร้างแบบจำลองไปโอฮีตขึ้นมา โดยจะให้ค่าพลังงานที่ใส่เข้าไปเท่ากับ 75 W ใช้เวลาที่ 150 s ช่องออกคลื่นเป็นช่องออกเดี่ยว ซึ่งจะนำผลที่ได้ไปเทียบกับงานวิจัยของ D.Yang [2] ผลการศึกษาที่ได้แสดงในภาพที่ 5.2



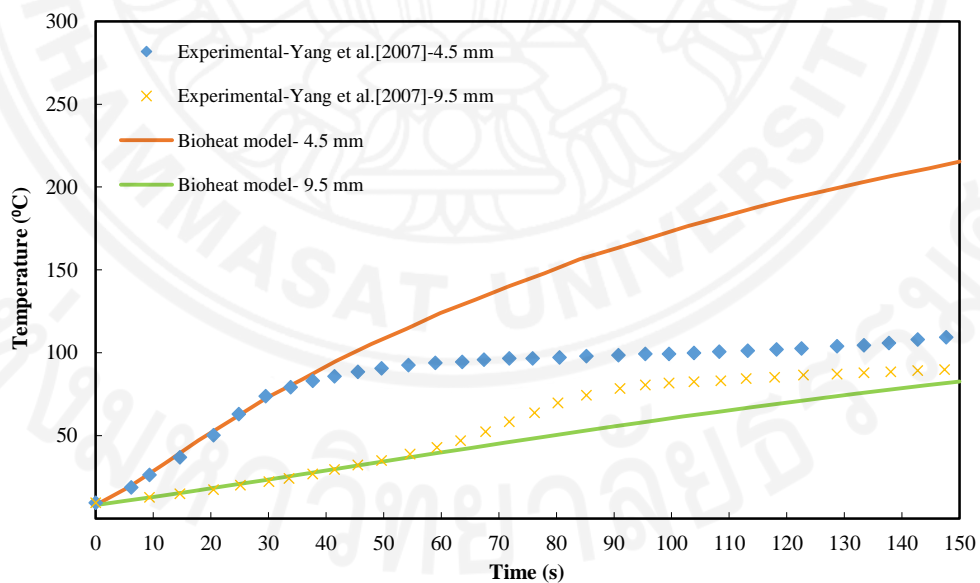
ภาพที่ 5.1 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบจำลองไปโอฮีต ($P=75\text{ W}$, $t=50\text{ s}$)

จากนั้นนำผลที่ได้มาเทียบกับการทดลองของ D.Yang [2] โดยเทียบอุณหภูมิที่จุด ๆ เดียวกัน ที่เวลาเปลี่ยนแปลงไป โดยเริ่มจาก 0 s ไปถึง 50 s จุดที่เทียบมีด้วยกันสองจุด คือ ระยะห่างจากช่อง ออกคลื่น 4.5 mm และ 9.5 mm แต่เนื่องจากในการวิเคราะห์จากแบบจำลองจะวิเคราะห์ในช่วงเวลาที่ น้อย ๆ คือที่เวลา 50 s เนื่องจากที่เวลามากขึ้น อุณหภูมิในแบบจำลองจะสูงเกิน 100 องศาเซลเซียส ซึ่งในแบบจำลองไม่ได้มีเทอมที่วิเคราะห์เกี่ยวกับการระเหยของน้ำจึงตัดช่วงเวลาที่เกิน 100 องศา เซลเซียสออก แสดงในภาพที่ 5.3



ภาพที่ 5.2 กราฟเทียบผลการทดลองระหว่างแบบจำลองไบโอฮีตกับแบบจำลอง D.Yang [2]

ผลการทดลองที่ออกมาได้ผลค่อนข้างใกล้เคียงกับงานของ D.Yang [2] แต่จะสังเกตเห็นว่า ที่เวลาน้อย ๆ จะมีผลค่อนข้างใกล้เคียง ต่างจากที่เวลามาก ๆ ผลจะเริ่มไม่ใกล้เคียง

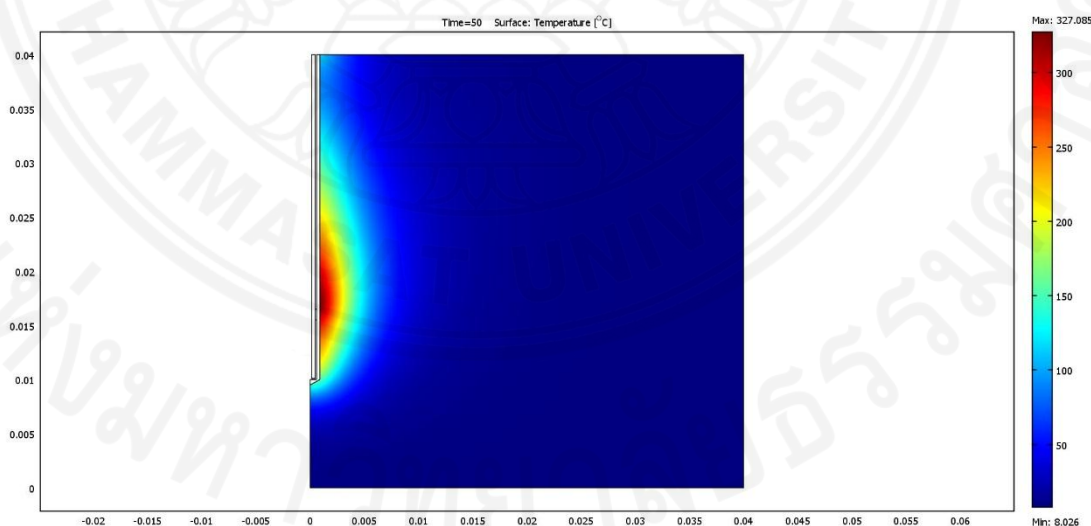


ภาพที่ 5.3 กราฟเทียบแบบจำลองไบโอฮีตกับการทดลองของ D.Yang [2]

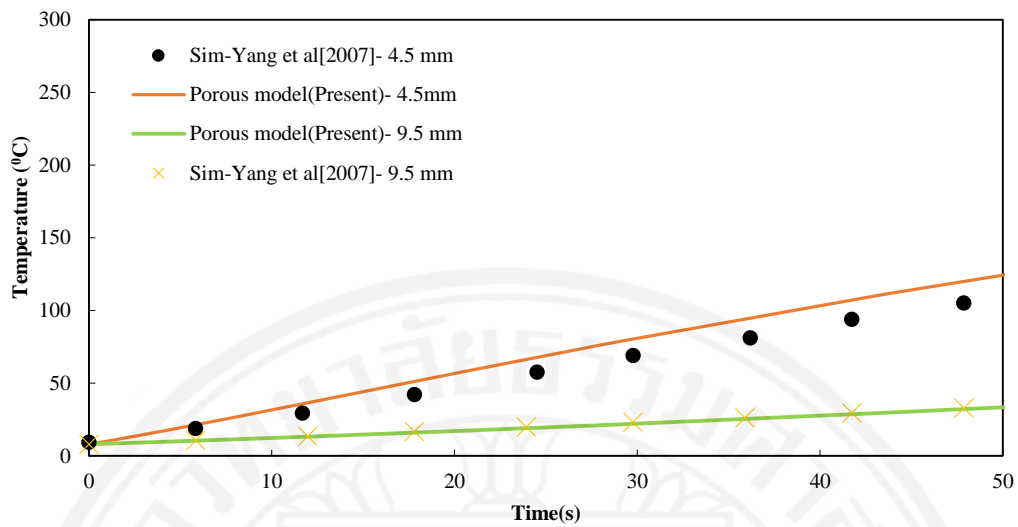
จากกราฟจะเห็นว่าผลค่อนข้างใกล้เคียงที่เวลาประมาณ 0 s ถึง 60 s ของระยะห่างจากช่อง ออกคลื่น 9.5 mm แต่หลังจากนั้นจะเริ่มไม่ใกล้เคียง แต่ที่ระยะห่างจากช่องออกคลื่น 4.5 mm ผล จะเริ่มไม่ใกล้เคียงกันที่หลังจากเวลาประมาณ 40 s เป็นเพราะเนื่องจากอุณหภูมิที่เริ่มเข้าใกล้ 100 องศาเซลเซียส ในการทดลองจริงนั้นภายในเนื้อเยื่อนั้นยังมีของเหลวอยู่ ซึ่งอาจจะอยู่ในช่วงการ เปลี่ยนสถานะกลายเป็นไอซึ่งในแบบจำลองนั้นไม่ได้วิเคราะห์ถึงการระเหยกลายเป็นไอ จึงทำให้ผล ออกมาค่อนข้างที่จะไม่ใกล้เคียงกัน

5.1.2 ผลของแบบจำลองวัสดุพรุน

ในแบบจำลองที่เป็นวัสดุพรุนนี้จะแบบจำลองที่ค่อนข้างใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อตับ ของจริง เนื่องจากมีสมการที่เปลี่ยนไปจากไบโอฮีตเป็นสมการพลังงานที่มีความพรุนเข้ามาเกี่ยวข้องกับ ซึ่งในแบบจำลองที่เป็นวัสดุพรุนก็จะมีส่วนที่เป็นของแข็งและของเหลวแยกกันทำให้การจำลองนั้นมีความใกล้เคียงกับการทดลองจริงมากขึ้น โดยจะจำลองที่ $P=75\text{ W}$, $t=50\text{ s}$ ช่องออกคลื่นเป็นช่อง ออกเดี่ยว

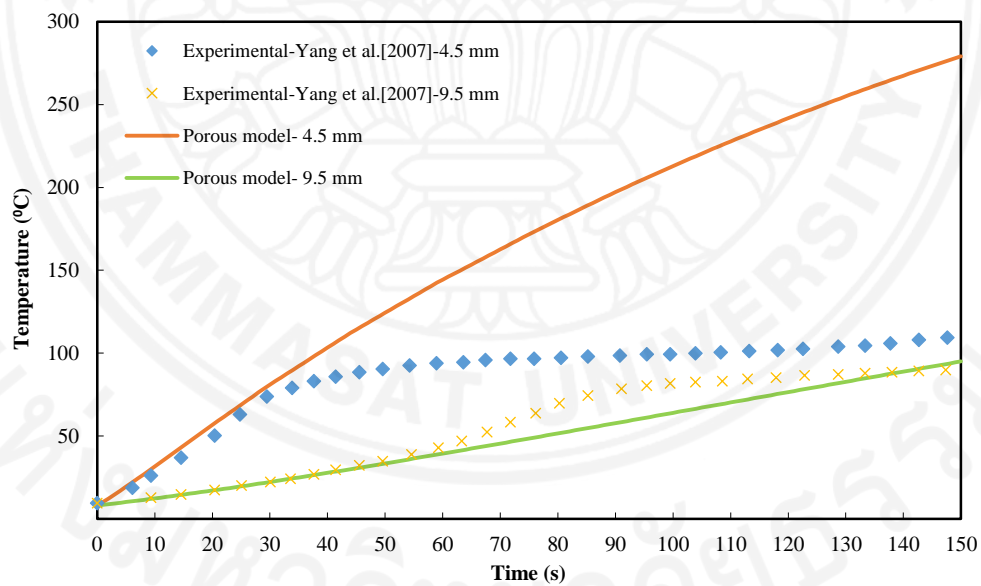


ภาพที่ 5.4 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบจำลองวัสดุพรุน ($P=75\text{ W}$, $t=50\text{ s}$)



ภาพที่ 5.5 กราฟเทียบผลการทดลองระหว่างแบบจำลองวัสดุพูนกับแบบจำลอง D.Yang [2]

จากกราฟจะแสดงให้เห็นว่าเมื่อเปลี่ยนแบบจำลองเป็นแบบวัสดุพูนแล้วนั้น จะทำให้ค่าอุณหภูมิที่เปลี่ยนไปตามเวลาที่ 0 s ถึง 50 s มีผลที่ใกล้เคียงกับแบบจำลองของ D.Yang [2]



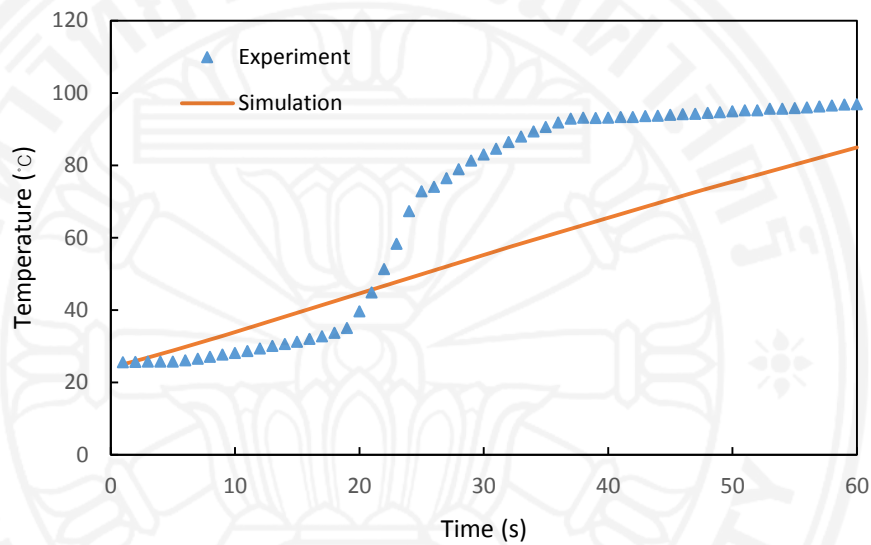
ภาพที่ 5.6 กราฟเทียบแบบจำลองวัสดุพูนกับการทดลองของ D.Yang [2]

จะเห็นได้ว่าเมื่อเป็นแบบจำลองแบบวัสดุพูนก็จะมีผลที่ใกล้เคียงกับการทดลองจริงมากขึ้น

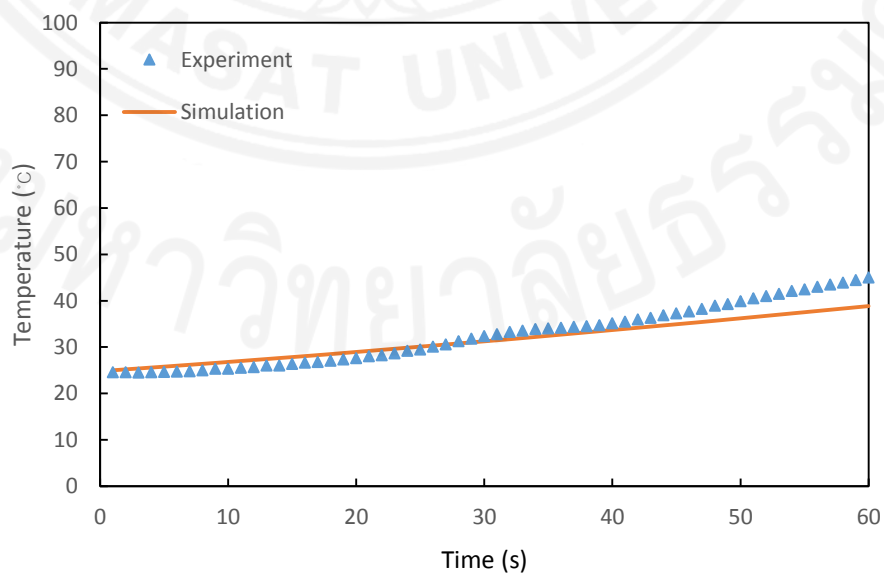
5.1.3 เที่ยบผลแบบจำลองกับการทดลอง

เป็นการเทียบผลการจำลองโมเดลกับการทดลองจริงภายในห้องปฏิบัติการ โดยทำการทดลองที่ 60 s ที่กำลังวัตต์แตกต่างกัน 20 w, 40 w, 60 w และวัดที่ระยะห่างจากช่องออกคลื่นแตกต่างกันคือ 5 mm, 10 mm, 15 mm ผลที่ได้มีดังนี้

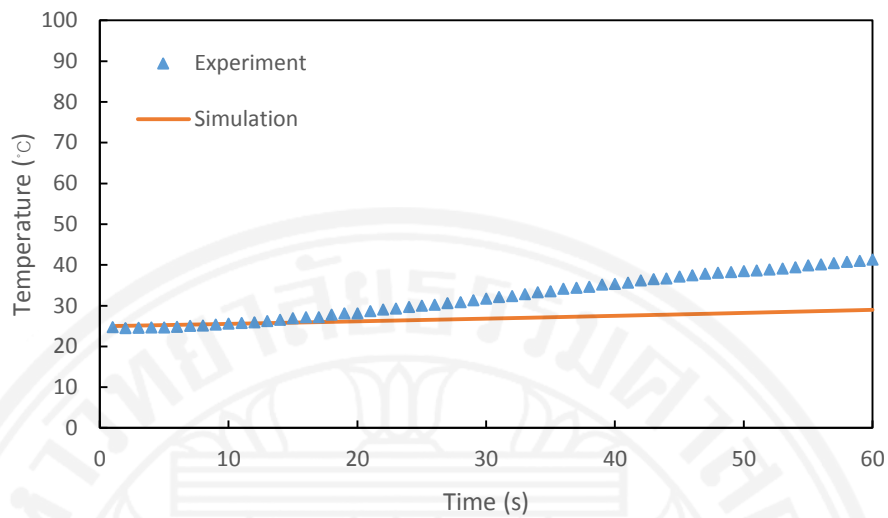
(1) กำลังวัตต์ 40 W



(ก)



(ข)

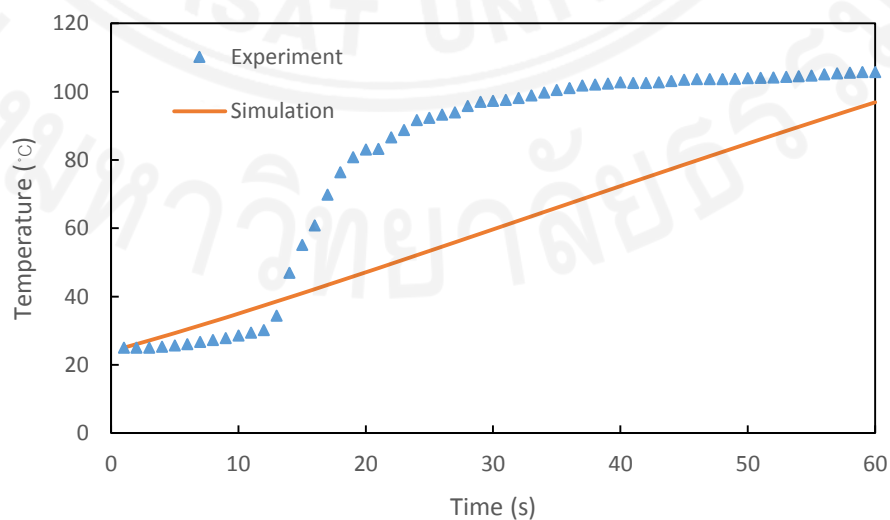


(ค)

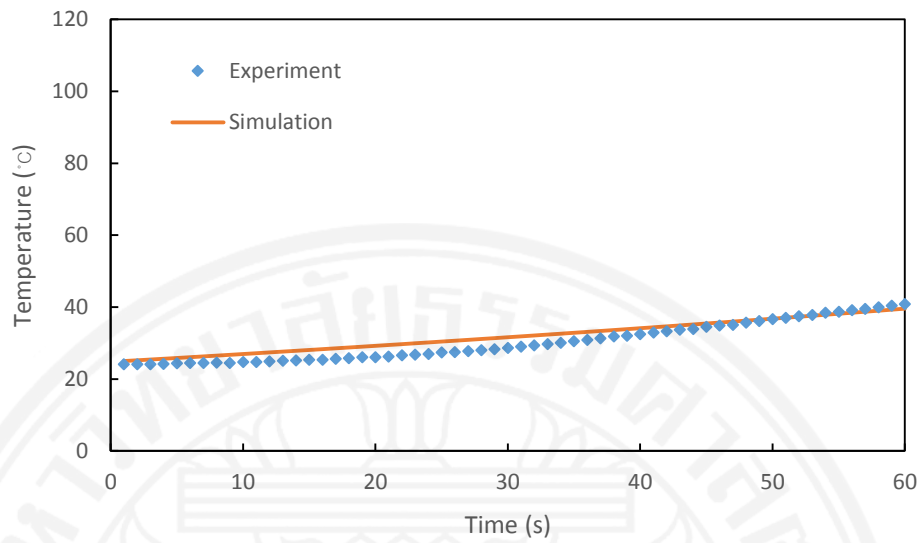
ภาพที่ 5.7 กราฟเทียบผลของแบบจำลองกับการทดลองจริงที่กำลังวัตต์ 40 W โดยห่างจากช่องออก
คลื่น (ก) 5 mm (ข) 10 mm (ค) 15 mm

จากกราฟแสดงให้เห็นว่าเมื่อยังวัดค่าอุณหภูมิห่างออกจากช่องทางออกคลื่นมากขึ้น กราฟจะ
ยิ่งใกล้เคียงผลการทดลองมากขึ้นตามไปด้วย และในทางกลับกัน เมื่อวัดในระยะที่ใกล้ ๆ ช่องทางออก
คลื่น จะทำให้ค่าอุณหภูมิที่ได้มีค่าค่อนข้างห่างจากผลการทดลอง

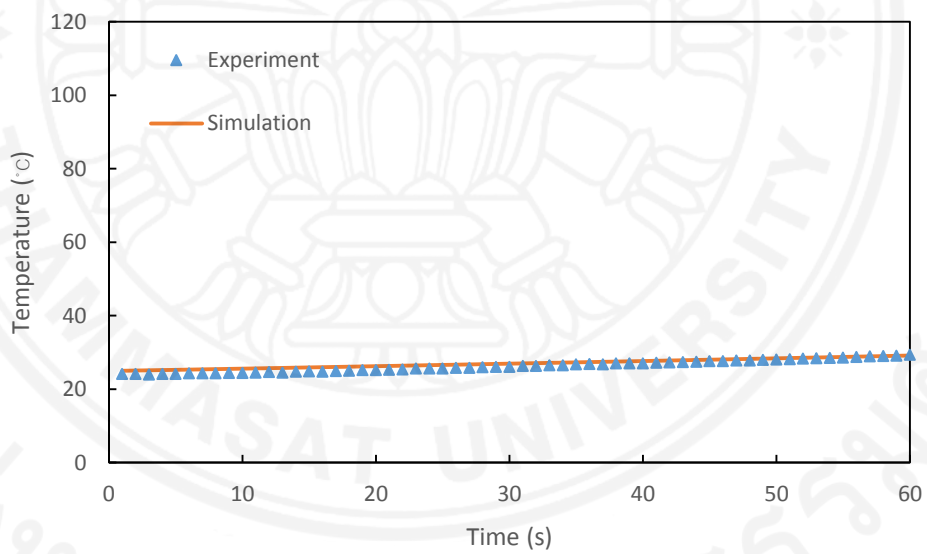
(2) กำลังวัตต์ 60 W



(ก)



(ข)



(ค)

ภาพที่ 5.8 กราฟเทียบผลของแบบจำลองกับการทดลองจริงที่ กำลังวัตต์ 60 W โดยห่างจากช่องออก
คลื่น (ก) 5 mm (ข) 10 mm (ค) 15 mm

จากกราฟจะเห็นได้ว่า เมื่อเพิ่มกำลังวัตต์ในการทดลองมากขึ้นจาก 40 W เป็น 60 W ผลที่ได้
จากแบบจำลองเทียบกับการทดลองค่อนข้างมีความใกล้เคียงกัน ในระยะที่ห่างจากช่องออกคลื่น 10
mm และ 15 mm แต่ในระยะที่ห่างจากช่องออกคลื่น 5 mm ยังมีค่าอุณหภูมิที่ยังค่อนข้างไม่

ใกล้เคียงกัน เนื่องจากการทดลองจริงนั้นยังอาจมีช่วงของการเปลี่ยนแปลงสถานะจากน้ำกลายเป็นไอน้ำที่ในเนื้อเยื่อตับ แต่ในแบบจำลองนั้นยังไม่ได้มีการวิเคราะห์เรื่องของการเปลี่ยนแปลงสถานะกราฟจึงยังอาจจะค่อนข้างไม่ใกล้เคียงกัน

5.1.4 ผลการทดลองการใส่อนุภาคนาโนลงในเนื้อเยื่อ

การเติมอนุภาคนาโนเข้าไปในเนื้อเยื่อตับนั้นเพื่อที่จะเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาโรคมะเร็งตับ โดยจะให้อนุภาคนาโนที่ใส่เข้าไปนั้นทำหน้าที่เป็นตัวนำความร้อนที่ดีเพื่อที่จะทำให้นเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นเกิดความร้อนในเวลาสั้นกว่าการที่ไม่ได้ใส่อนุภาคนาโนเข้าไป โดยอนุภาคนาโนที่เลือกมาทำการวิจัยนี้ จะเลือกอนุภาคนาโนชนิดทองคำ (Gold Nanoparticles) ซึ่งจะอยู่ในสถานะของเหลว ซึ่งในทางปฏิบัติจริงแล้ว การรักษาโรคมะเร็งตับโดยการนำอนุภาคนาโนใส่เข้าไปในเนื้อเยื่อตับนั้น จะทำโดยฉีดเข้าไปผสมกับเนื้อเยื่อเพื่อให้เป็นลักษณะเป็นก้อนเนื้อเยื่อเดียวกัน แต่ในการจำลองในงานวิจัยนี้ ในสมมติฐานเบื้องต้นนั้นจะให้อนุภาคนาโนนั้นเข้าไปในเนื้อเยื่อแล้วเข้าไปผสมกับสถานะของเหลว นั่นคือเลือดนั่นเอง และค่าคุณสมบัติทางความร้อน และคุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกจะให้มีความใกล้เคียงกับค่าคุณสมบัติของเลือด

ในการจำลองการเติมอนุภาคนาโนเข้าไปในเนื้อเยื่อตับนี้จะทำการศึกษาอิทธิพลของตัวแปรที่คาดการณ์ว่า น่าจะมีอิทธิพลสูงในการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของอุณหภูมิและเวกเตอร์ความเร็ว ซึ่งมีทั้งหมดสองตัวแปรด้วยกัน คือ ค่า ค่าคงที่ของไดอิเล็กตริก (dielectric constant) และค่า คุณสมบัติการนำความร้อน (Thermal conductivity) โดยทำการถ่วงเฉลี่ยค่าทั้งสองค่า ซึ่งวิธีการนำค่าดังกล่าวนำไปใส่ในแบบจำลองนี้จะต้องคำนวณจากสูตรที่ชื่อว่า ทฤษฎีผสมผสานเชิงไดอิเล็กตริก (Dielectric mixing theory) จากหนังสือ ศ.ดร. ผดุงศักดิ์ รัตนเดโช, การใช้ประโยชน์ประโยชน์จากคลื่นไมโครเวฟ โดยทฤษฎีดังกล่าวเป็นสูตรที่คำนวณค่าคงที่ไดอิเล็กตริกที่ต้องการนำมาผสมระหว่างสถานะของเหลว และสถานะของแข็ง ณ ที่อุณหภูมิเดียวกัน ดังสูตรต่อไปนี้

$$[\epsilon_r(s, T)]^m = \sum_{i=1}^3 v_i [\epsilon_{ri}(T)]^m = \phi s [\epsilon_{rl}(T)]^m + \phi(1-s) [\epsilon_{ra}]^m + (1-\phi) [\epsilon_{rp}]^m$$

(5.1)

โดยที่ ϕ	คือ ความพรุนของเนื้อเยื่อ
S	คือ ค่าความอิมิตัว
ϵ_{rl}	คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสถานะของเหลว
ϵ_{ra}	คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสถานะอากาศ
ϵ_{rp}	คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสถานะของแข็ง

โดยที่ตัวยก m คือ แฟรคเตอร์แก้ไข

ในการคำนวณการผสมกันของค่าคุณสมบัติการนำความร้อนก็จะใช้สูตรทฤษฎีผสมสามเชิงไดอิเล็กตริกในการคำนวณเช่นกัน แต่เพียงแค่การผสมกันระหว่างค่าการนำความร้อนก็จะเปลี่ยนจากค่าไดอิเล็กตริกที่อุณหภูมินั้น ๆ เป็นค่าการนำความร้อนดังสูตรต่อไปนี้

$$\begin{aligned}
 [k_r(s, T)]^m &= \sum_{i=1}^3 v_i [k_{ri}(T)]^m \\
 &= \phi s [k_{rl}(T)]^m + \phi(1-s)[k_{ra}]^m + (1-\phi)[k_{rp}]^m
 \end{aligned}
 \tag{5.2}$$

โดยที่ ϕ	คือ ความพรุนของเนื้อเยื่อ
S	คือ ค่าความอิมิตัว
ϵ_{rl}	คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสถานะของเหลว
ϵ_{ra}	คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสถานะอากาศ
ϵ_{rp}	คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกของสถานะของแข็ง

โดยที่ตัวยก m คือ แฟรคเตอร์แก้ไข

5.1.4.1 การจำลองใส่ค่าไดอิเล็กตริกลงไปในทฤษฎีผสมสามเชิงไดอิเล็กตริก

จากการทดลองวัดค่าของไดอิเล็กตริกของอนุภาคนาโนทองคำและเนื้อเยื่อตับ

โดยจะทำการวัดทั้งหมด 5 ครั้ง และนำมาเฉลี่ย เพื่อที่จะนำค่าไปใส่ในแบบจำลองได้ผลดังนี้

ค่าไดอิเล็กตริกของอนุภาคนาโนที่วัดได้จากการทดลองทั้ง 5 ครั้งและนำมาเฉลี่ย

$$\epsilon = \frac{12.7959 + 13.2152 + 18.4795 + 22.6694 + 19.9517}{5}$$

$$\epsilon = 17.4223$$

ค่าไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับที่วัดได้จากการทดลองทั้ง 5 ครั้งและนำมาเฉลี่ย

$$\epsilon = \frac{32.5897 + 32.9637 + 32.33102 + 32.5473 + 32.3445}{5}$$

$$\epsilon = 32.5552$$

หลังจากได้ค่าเฉลี่ยไดอิเล็กตริกของอนุภาคนาโนและเนื้อเยื่อตับแล้ว จึงนำเอาไปแทนใน
ทฤษฎีผสมผสานเชิงไดอิเล็กตริกดังนี้

โดยกำหนดให้ค่าความอิมิตัวเท่ากับ $s = 1$

ค่าความพรุน $\phi = 0.7$

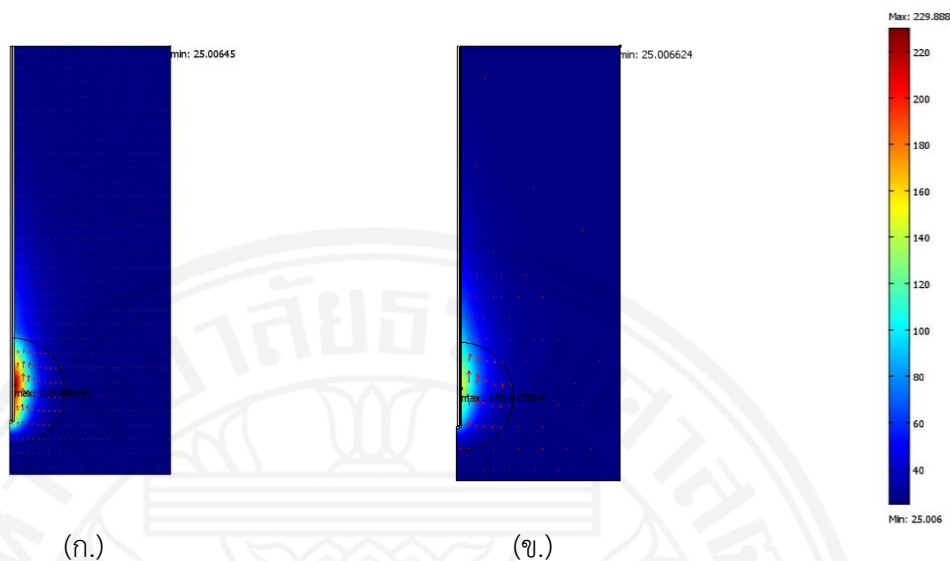
ค่าไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อและอนุภาคนาโน $\epsilon_{rp} = 32.5897$, $\epsilon_{rl} = 12.7959$

$$[\epsilon_r(1,25)]^m = 0.7(1)(12.7959) + (0.7)(1)(1.006) + (0.3)(32.5897)$$

$$[\epsilon_r(1,25)]^m = 8.95713 + 0.7042 + 9.77691$$

$$[\epsilon_r(1,25)]^m = 19.43824$$

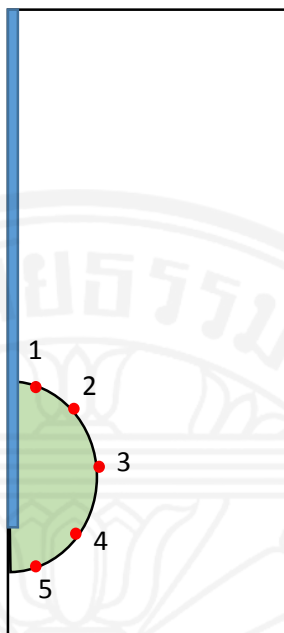
จากนั้นนำค่าไดอิเล็กตริกที่คำนวณได้ไปคำนวณผลลัพธ์ในแบบจำลองส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อมะเร็ง
โดยค่าพารามิเตอร์คือ ค่ากำลังวัตต์เท่ากับ 10 วัตต์ ที่เวลา 30 วินาที จะเปรียบเทียบกรณีไม่มี
อนุภาคนาโน และใส่อนุภาคนาโนเข้าไปในเนื้อเยื่อมะเร็ง



ภาพที่ 5.9 แสดงลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิและเวกเตอร์ความเร็วของเลือดและจุดอุณหภูมิสูงสุด ต่ำสุด ภาพ (ก) ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อที่มีอนุภาคนาโน (ข.) ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อที่ไม่มีอนุภาคนาโน

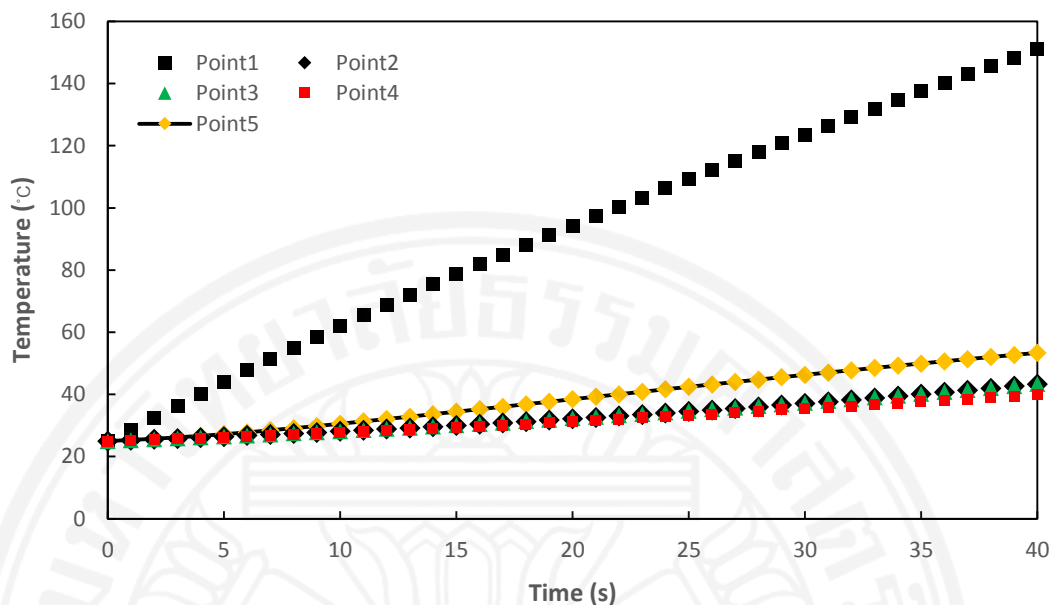
จากภาพที่ 5.10 จะเห็นได้ว่าผลของการใส่อนุภาคนาโนทองคำเข้าไปในเนื้อเยื่อมะเร็งโดยการโดยการคำนวณจากทฤษฎีผสมผสานเชิงไดอิเล็กตริก การใส่อนุภาคนาโนทองคำมีผลทำให้ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิที่อยู่ภายในเนื้อเยื่อมะเร็งเป็นส่วนใหญ่ และสามารถควบคุมอุณหภูมิไม่ให้เกิน 50 องศาเซลเซียสที่บริเวณขอบรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อมะเร็งและเนื้อเยื่อตับ ทำให้ในทางทฤษฎีการผสมผสานเชิงไดอิเล็กตริกค่อนข้างที่จะได้ผลในการควบคุมลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิไม่ให้ไปทำลายเนื้อเยื่อตับส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดีได้ แต่ยังมีอุณหภูมิส่วนที่เกิน 50 องศาเซลเซียสซึ่งจะไปทำลายเนื้อเยื่อตับส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดีคือบริเวณที่ผนังของท่อน้ำคั่งบริเวณด้านบนของเนื้อเยื่อมะเร็ง

ในส่วนของเวกเตอร์ความเร็วของเลือดนั้นสามารถอธิบายได้ว่า ส่วนที่อยู่ใกล้แหล่งกำเนิดความร้อนหรือช่องออกคลื่น ก็จะมีความเร็วเลือดที่สูง เวกเตอร์ของความเร็วเลือดก็จะมีขนาดใหญ่ตามไปด้วย ซึ่งเวกเตอร์ความเร็วเป็นไปในทิศทางเดียวกับลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิ



ภาพที่ 5.10 แสดงจุดที่จะใช้กราฟของอุณหภูมิที่อยู่บริเวณขอบของเนื้อเยื่อมะเร็ง

ภาพที่ 5.11 เป็นภาพที่แสดงจุดแต่ละจุดที่จะนำมาแสดงในกราฟที่แนวตั้งแสดงอุณหภูมิและแนวนอนแสดงเวลา จะเห็นได้ว่าจุดที่ 1 นั้นมีอุณหภูมิที่สูงที่สุดเมื่อใช้เวลาที่ 40 วินาที เหตุผลที่ใช้เวลา 40 วินาทีเพราะว่า ที่เวลาประมาณ 30 วินาที ในการจำลองนั้นค่อนข้างมีความแม่นยำสูงเมื่อเทียบกับการทดลอง และใช้กำลังวัตต์ที่ 20 วัตต์ เป็นกำลังวัตต์ที่ต่ำเพื่อที่จะลดการไหม้ของเนื้อเยื่อเมื่อใช้กำลังวัตต์ในการให้ความร้อนสูง ๆ แล้วนั้น จะทำให้เนื้อเยื่อบริเวณที่เป็นส่วนเนื้อดีไหม้ ซึ่งเป็นผลเสียต่อการทดลอง



ภาพที่ 5.11 กราฟแสดงอุณหภูมิที่เวลาผ่านไป 40 วินาที ที่จุดแต่ละจุดที่อยู่รอบ ๆ เนื้อเยื่อมะเร็ง

จากภาพที่ 5.12 เป็นกราฟที่แสดงอุณหภูมิของจุดทั้ง 5 จุดที่อยู่บริเวณรอบ ๆ เนื้อเยื่อมะเร็ง จะเห็นได้ว่าจุดที่ 1 นั้นมีอุณหภูมิค่อนข้างสูงเมื่อเวลาผ่านไป เนื่องจากจุดที่ 1 นั้นอยู่ใกล้บริเวณส่วนที่เป็นผนังท่อนำคลื่นจึงทำให้มีอุณหภูมิสูงกว่าจุดอื่น ๆ ในทำนองเดียวกันจุดที่ 5 ก็เช่นเดียวกันมีอุณหภูมิที่ค่อนข้างสูงเนื่องจากอยู่ใกล้รัศมีของความร้อนที่แพร่กระจายออกมาและอยู่ใกล้ปลายท่อนำคลื่น ส่วนจุดที่ 2, 3, 4 มีอุณหภูมิที่เปลี่ยนไปนั้นค่อนข้างใกล้เคียงกัน อุณหภูมิสูงสุดอยู่ที่ประมาณ 40 องศาเซลเซียส

5.1.5 ผลการศึกษาของการใส่ค่าไดอิเล็กตริกเข้าไปในแบบจำลองโดยทำการป้อนอนุภาคนาโนและเนื้อเยื่อตับรวมกัน

ในหัวข้อย่อยนี้จะทำการทดลองวัดค่าไดอิเล็กตริกที่ได้จากการวัดค่าไดอิเล็กตริกที่นำมาป้อนรวมกันระหว่างเนื้อเยื่อตับกับอนุภาคนาโน โดยเนื้อเยื่อตับที่นำมาทดลองวัดค่านี้ จะใช้ตับวัวที่เสียชีวิตแล้วมาทดลอง เมื่อวัดค่าไดอิเล็กตริกแยกกันระหว่างอนุภาคนาโน และค่าเนื้อเยื่อตับ จะเห็นว่าค่าที่แตกต่างกันชัดเจน แต่เมื่อนำมาป้อนรวมกันแล้ววัดค่าออกมา ค่าที่ได้นั้น อนุภาคนาโนมีผลน้อยมากต่อค่าไดอิเล็กตริกเมื่อนำมาป้อนรวมกันแล้ววัดค่าไดอิเล็กตริก ผลที่ได้นั้นค่าไดอิเล็กตริกมีการเปลี่ยนแปลงน้อยมาก ๆ แต่ค่าที่ได้จากการวัดในช่องหมายเลข 1 มีค่าไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับ 50.2700 ส่วนในช่องหมายเลข 7 ค่าไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับป้อนผสมกับอนุภาคนาโนที่เวลาผ่านไป 1 ชั่วโมง

มีค่า 38.6500 ซึ่งค่าที่ได้จะแตกต่างกันพอ แต่โดยรวมแล้วจะเห็นได้ว่าค่าที่วัดได้ทุกค่า นั้น มีความแตกต่างกันเพียงเล็กน้อยมากจึงถือว่า ผลของค่าไดอิเล็กตริกของอนุภาคนาโนไม่มีผลกับเนื้อเยื่อตับ เมื่อนำเอามาป้อนรวมกันแล้ววัดค่า แสดงในตารางที่ 5.1

ตารางที่ 5.1 แสดงค่า dielectric constant, loss factor, loss tangent ของวัสดุทดลอง

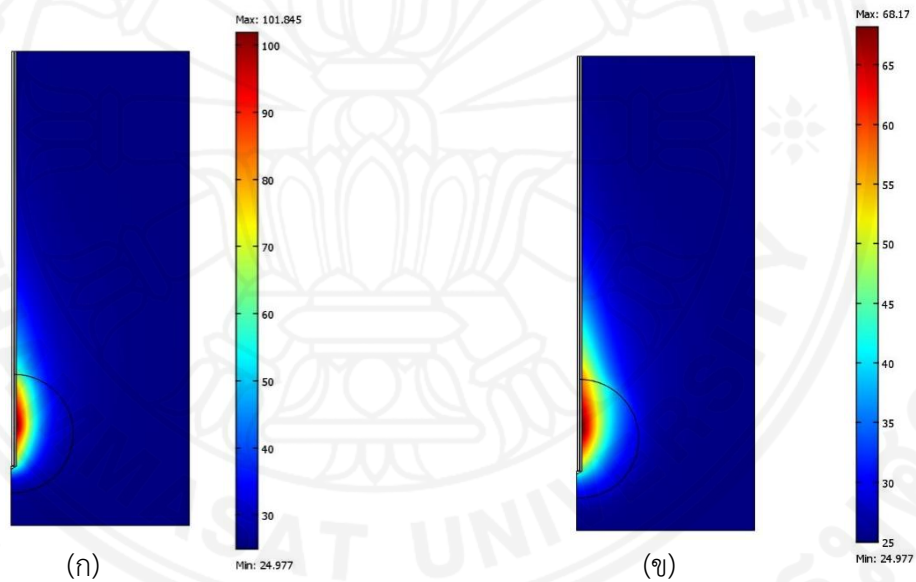
No.	dielectric constant	Loss factor	Loss Tangent	หมายเหตุ
	(ϵ'_r)	(ϵ''_r)	($\tan \delta = \frac{\epsilon''_r}{\epsilon'_r}$)	
1	50.2700	16.3700	0.3300	ตับก้อนด้านมีฝัสด
2	46.6300	15.1700	0.3300	ตับก้อนด้านไม่มีฝัสด
3	47.7200	15.3300	0.3200	ตับบดหยาบ
4	45.1600	14.6400	0.3200	ตับบดละเอียด
5	45.7200	14.4100	0.3200	ตับบดละเอียดผสมโกลด์นาโน 1/2 cc
6	49.1900	15.1300	0.3100	ตับบดละเอียดผสมโกลด์นาโน 1 cc
7	38.6500	11.5500	0.3000	ตับบดละเอียดผสมโกลด์นาโน 1 cc เวลาผ่านไป หนึ่งชั่วโมง
8	46.9600	14.9500	0.3200	ตับบดละเอียดผสมโกลด์นาโน 1 cc เวลาผ่านไป หนึ่งวัน ที่ 0°C
9	48.5700	15.7800	0.3200	ตับบดละเอียดผสมโกลด์นาโน 1 cc เวลาผ่านไป หนึ่งวัน ที่ 20°C

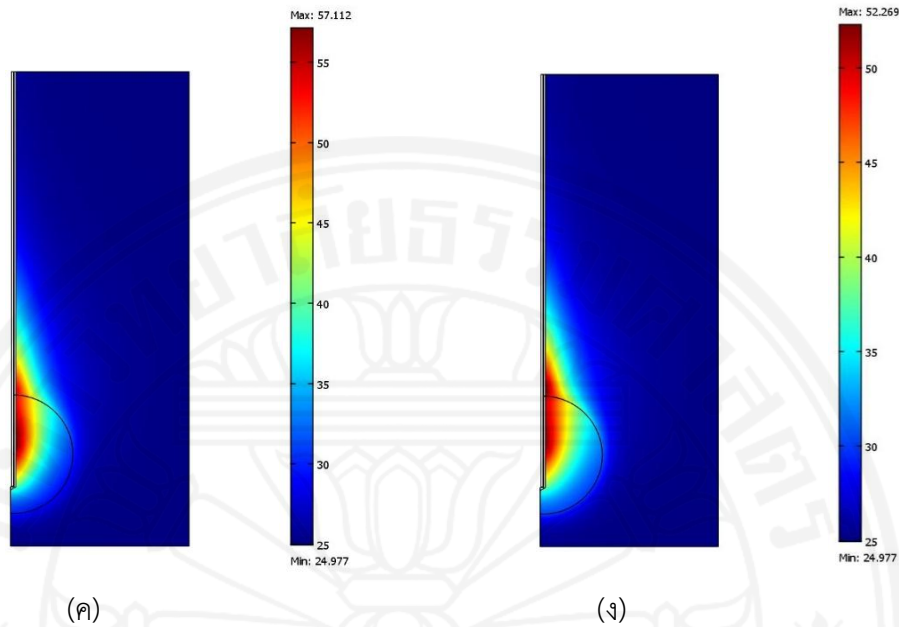
5.1.6 ผลของการเปลี่ยนค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อน (Heat Transfer

Coefficient, k)

ในหัวข้อนี้จะทำการศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อน เปรียบเสมือนกับใส่อนุภาคนาโนเข้าไปแล้ว โดยจะทำการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนและจะให้ตัวแปรอื่น ๆ คงที่ คือ ค่ากำลังวัตต์ 30 วัตต์ ที่เวลา 40 วินาที เพื่อที่ศึกษาว่าค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนนั้นมีผลต่อการบังคับควบคุมให้รัศมีการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งให้อยู่ในรัศมีที่ต้องการ เพื่อที่จะไม่ให้ความร้อนนั้นไม่ไปทำลายเนื้อเยื่อตับส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดี

ผลที่ได้จากการเพิ่มค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนนั้น ไม่เหมาะสมต่อการนำไปใช้พัฒนา งานวิจัยในเรื่องของการใส่อนุภาคนาโนเข้าไปเพื่อที่ไปควบคุมรัศมีการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง สาเหตุ เพราะถ้า เมื่อเพิ่มค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนขึ้นเรื่อย ๆ จะทำให้การนำความร้อนนั้นเป็นไปได้ ดียิ่งขึ้น ทำให้ผลที่ได้จากการเพิ่มค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนนั้นทำให้ความร้อนแพร่กระจายมาก ขึ้นเป็นวงกว้างมากขึ้น แต่ความร้อนที่แพร่กระจายเป็นวงกว้างนั้น จะมีอุณหภูมิที่ต่ำกว่าตอนที่ค่า สัมประสิทธิ์การนำความร้อนน้อย ๆ จึงเป็นผลให้การคาดเดาในเบื้องต้นที่จะนำอนุภาคนาโนมาใส่ เพื่อที่จะให้ค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนมาควบคุมการกระจายตัวของอนุภาคนั้นไม่ได้ผลตามที่ ต้องการ ดังรูป 5.13





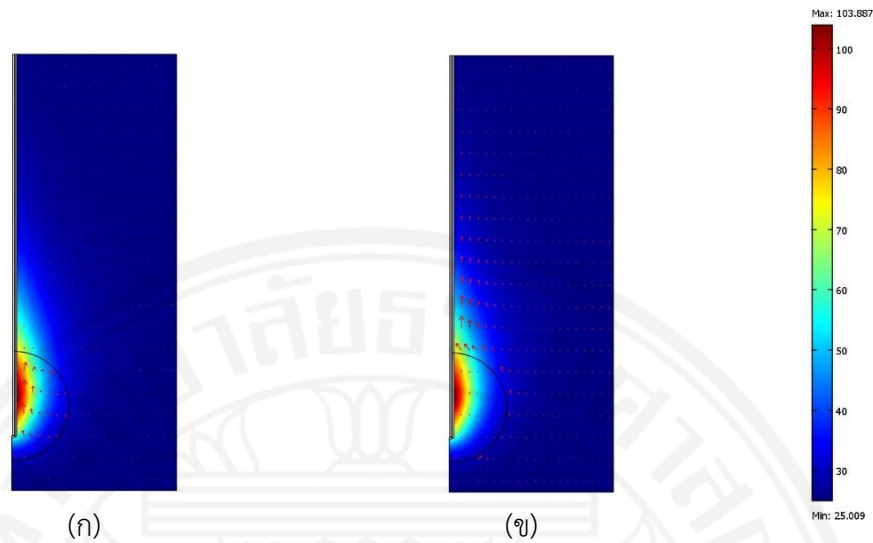
ภาพที่ 5.12 แสดงการเปลี่ยนแปลงค่าสัมประสิทธิ์การนำความร้อนที่ 30 วัตต์ 40 วินาที
 (ก) Kตัด = 0.497, Kมะเร็ง=0.45, Kเลือด=0.45 (ข) Kตัด = 0.497, Kมะเร็ง=1.45, Kเลือด=1.45
 (ค) Kตัด = 0.497, Kมะเร็ง=2.45, Kเลือด=2.45 (ง) Kตัด = 0.497, Kมะเร็ง=4.45, Kเลือด=4.45

5.1.7 ผลของการปรับค่าความพรุน (Porosity, \emptyset)

ในหัวข้อนี้จะอธิบายการเปลี่ยนแปลงการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิของเนื้อเยื่อตับและเนื้อเยื่อมะเร็ง โดยจะทำการเปลี่ยนแปลงค่าความพรุน (Porosity) และทำการตั้งค่าให้ค่าอื่น ๆ คงที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงตามอุณหภูมิและเวลา ซึ่งจะเปลี่ยนแปลงความพรุนทั้งเนื้อเยื่อมะเร็งและเนื้อเยื่อตับ และดูผลกระทบของความพรุนว่ามีผลต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิและความเร็วเลือดอย่างไร โดยจะทำการกำหนดให้ กำลังวัตต์เท่ากับ 10 วัตต์ ใช้เวลาที่ 120 วินาที

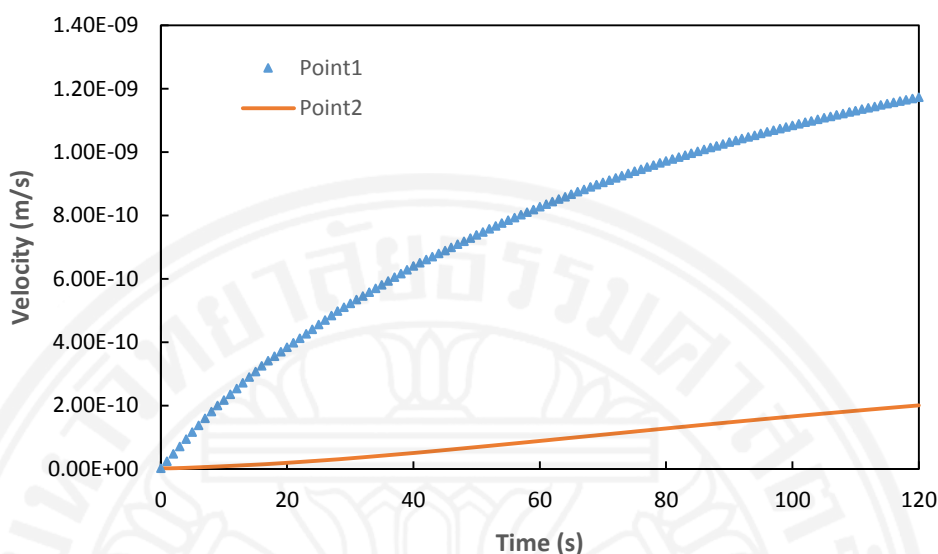
โดยจะทำการกำหนดค่าความพรุนของเนื้อเยื่อตับและเนื้อเยื่อมะเร็งแบ่งออกเป็น 2 กรณี คือ

1. $\emptyset_n = 0.7, \emptyset_t = 0.4$
2. $\emptyset_n = 0.4, \emptyset_t = 0.7$



ภาพที่ 5.13 แสดงการกระจายตัวของอุณหภูมิ และเวกเตอร์ความเร็ว (ก.) $\phi_n = 0.4, \phi_t = 0.7$
 (ข.) $\phi_n = 0.7, \phi_t = 0.4$

จากภาพที่ 5.14 จะเห็นได้ว่า ในภาพ ก. นั้น มีความพรุนของเนื้อเยื่อมะเร็งมากกว่าเนื้อเยื่อ
 ตับธรรมดา ทำให้ความเร็วของของไหลนั้นมีความเร็วสูงที่บริเวณภายในเนื้อเยื่อมะเร็ง อีกเหตุผลหนึ่ง
 ที่ทำให้ของไหลนั้นมีความเร็วนั้นก็คือ เมื่อเนื้อเยื่อมีความพรุนมาก ทำให้มีค่าการซึมผ่านของเนื้อเยื่อ
 นั้นมากตามไปด้วย ทำให้เวกเตอร์ของของไหลออกมาเป็นดั่งรูป แต่ในส่วนของคุณลักษณะการกระจาย
 ตัวของอุณหภูมินั้น มีความใกล้เคียงกันทั้งสองแบบจำลอง แต่จะเกิดขึ้นได้ว่า ภาพ ก. นั้นมีการ
 กระจายตัวของอุณหภูมิมากกว่าภาพ ข. เล็กน้อย เนื่องจากในภาพ ก. นั้น ภายในเนื้อเยื่อมะเร็งมี
 ความพรุนมากกว่าเนื้อเยื่อตับธรรมดา แต่ในภาพ ข. ความพรุนของเนื้อเยื่อมะเร็งมีน้อย ทำให้เกิดการ
 หมุนวนของของไหลนั้นน้อยตามไปด้วย สังเกตเห็นได้จากเวกเตอร์ความเร็วภายในเนื้อเยื่อมะเร็งนั้นมี
 ขนาดที่ค่อนข้างเล็ก

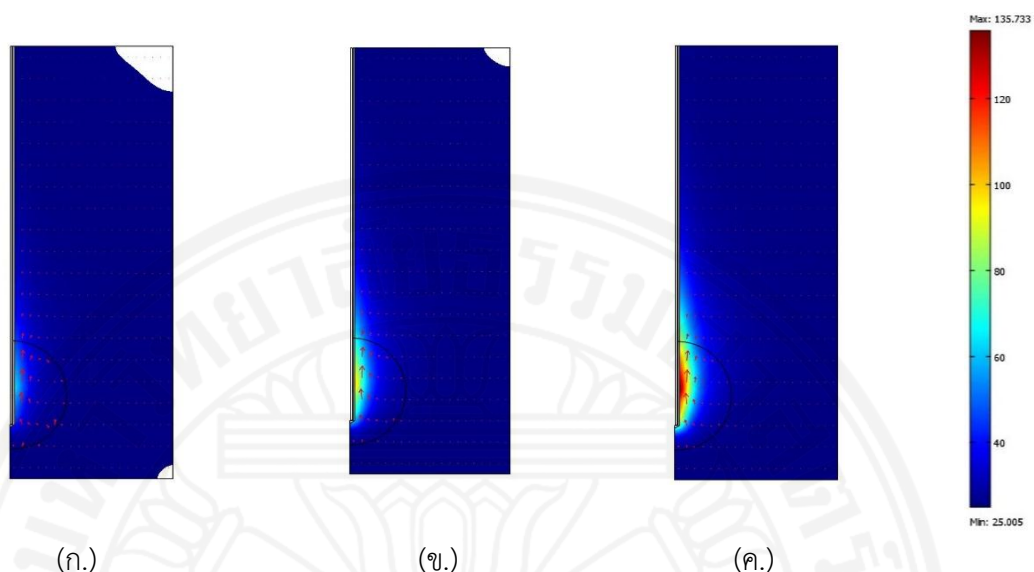


ภาพที่ 5.14 กราฟแสดงความเร็วของเลือดของแบบจำลองที่มีความพรุนของเนื้อเยื่อมะเร็งเท่ากับ 0.7 ที่เวลาผ่านไป 0-120 วินาที

จุดที่ 1 (0.016,0.002) เมตร ห่างจากช่องออกคลื่น 2 มิลลิเมตร และจุดที่ 2 (0.016,0.005) เมตร ห่างจากช่องออกคลื่นประมาณ 5 มิลลิเมตร จากภาพที่ 5.15 นั้นแสดงถึงกราฟของความเร็วของเลือดเทียบกับเวลาที่ผ่านไป 120 วินาที จะเห็นได้ว่าที่จุดที่ 1 ซึ่งอยู่ใกล้ช่องออกคลื่นมากกว่าจุดที่ 2 มีความเร็วเพิ่มขึ้นค่อนข้างชัน หรือเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วเมื่อเวลาผ่านไป ซึ่งจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วในช่วง 40 วินาทีแรก ส่วนจุดที่สองนั้นจะมีลักษณะของกราฟค่อย ๆ สูงขึ้นอย่างช้า ๆ ซึ่งความชันจะไม่ชันเมื่อเทียบกับจุดที่ 1 จากกราฟแสดงให้เห็นว่า ยิ่งอยู่ใกล้แหล่งกำเนิดความเร็วมากเท่าไร ยิ่งทำให้ความเร็วของของเหลวที่จุด ๆ นั้น มากขึ้นตามไปด้วย แต่ในความเป็นจริงแล้วความเร็วของของเหลวที่อยู่ภายในเนื้อเยื่อเมื่อได้รับความร้อนแล้วนั้น จะมีความเร็วไม่สูงมากนัก

5.1.8 ผลของการเปลี่ยนแปลงกำลังวัตต์ที่มีผลต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิ

ในหัวข้อนี้จะอธิบายถึงผลกระทบของกำลังวัตต์ที่ใส่เข้าไปโดยการให้ความร้อนโดยคลื่นไมโครเวฟ ซึ่งภายในเนื้อเยื่อนั้นจะมีการกระจายตัวของอุณหภูมิ โดยจะทำการวิเคราะห์ทั้งในเนื้อเยื่อและเลือด โดยจะทำการปรับเปลี่ยนค่ากำลังวัตต์ 10 วัตต์ 20 วัตต์ 30 วัตต์ ใช้เวลาที่ 30 วินาที ส่วนค่าอื่นนั้นจะทำการกำหนดให้คงที่ และจะศึกษาการเปลี่ยนแปลงและการกระจายตัวของอุณหภูมิและการเคลื่อนที่ของความเร็วเลือด

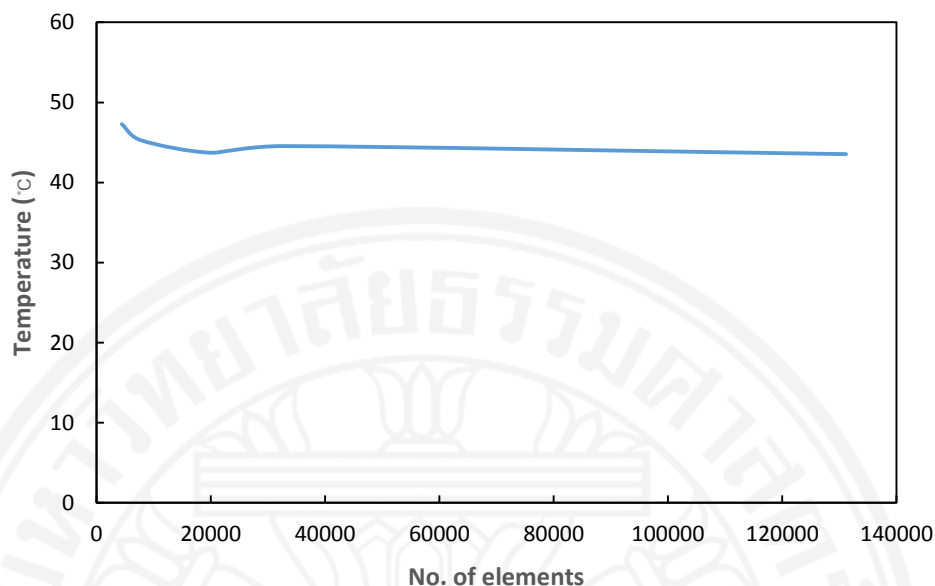


ภาพที่ 5.15 การเปลี่ยนของกำลังวัตต์ที่มีผลต่อการกระจายตัวของอนุกรมุมิ (ก.) 10 วัตต์ (ข.) 20 วัตต์ (ค.) 30 วัตต์

ที่กำลังวัตต์ 10 วัตต์นั้นมีค่าอนุกรมุมิสูงสุดที่ 61.912 องศาเซลเซียส และที่กำลังวัตต์ 20 วัตต์ มีอนุกรมุมิสูงสุดที่ 98.512 องศาเซลเซียส และที่กำลังวัตต์ 30 วัตต์ มีอนุกรมุมิสูงสุดอยู่ที่ 135.733 องศาเซลเซียส จะเห็นได้ว่าลักษณะการกระจายตัวของอนุกรมุมิและการเคลื่อนที่ของเลือดนั้นแปรผันตรงกับกำลังวัตต์ที่ให้ไป เมื่อเพิ่มกำลังวัตต์มากขึ้น รัศมีของอนุกรมุมิก็กว้างเพิ่มขึ้นด้วย เช่นเดียวกับความเร็วเลือด เมื่อให้กำลังวัตต์ที่มากขึ้นความเร็วเลือดที่จุด ๆ นั้น ก็จะเพิ่มขึ้นตามไปด้วย

5.1.9 ตรวจสอบความเป็นอิสระของ Mesh

ในงานวิจัยนี้จะเป็นการศึกษาการรักษาโรคมะเร็งตับโดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟมาเป็นตัวทำลายเนื้อมะเร็ง โดยจะสร้างแบบจำลองที่เป็นสามมิติ แต่สมมติให้อยู่ในการวิเคราะห์แบบสมมาตรรอบแกน จึงกลายเป็นสองมิติ โดยปรากฏการณ์ที่ใช้ในการวิเคราะห์คือ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การถ่ายเทความร้อน และการเคลื่อนที่ของของไหลหรือโมเมนตัม และจะทำการแก้ปัญหาเพื่อหาตัวแปรที่ต้องการคือ อนุกรมุมิ ความเร็ว และ Time-steps ที่ใช้ในการหาผลเฉลยในปรากฏการณ์การเกิดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการถ่ายเทความร้อน คือ $\Delta t = 2 \times 10^{-12}$ และ $\Delta t = 0.01$ ตามลำดับ



ภาพที่ 5.16 ความเป็นอิสระของ Mesh ในแบบจำลอง

ในแบบจำลองสมมาตรรอบแกนนี้จะใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics 3.4 ในการวิเคราะห์ โดยลักษณะของ mesh ที่ใช้จะเป็นสามเหลี่ยม ใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) ส่วนระบบในการควบคุมสมการในแบบจำลอง รวมไปถึงเงื่อนไขขอบเขตเริ่มต้นจะใช้วิธี The Unsymmetric Multifrontal Method (UMFPACK) จากภาพที่ 5.17 จะเป็นการดูลักษณะความเป็นอิสระของการ mesh โดยวัดที่จุด (0.016,0.005) เมตร ภายในแบบจำลอง จะเห็นได้ว่าในช่วงที่ mesh มีจำนวนประมาณ 0-30,000 อุณหภูมิที่ได้จากแบบจำลองที่จุดนั้นยังค่อนข้างไม่คงที่ แต่จะเริ่มคงที่ที่จำนวน mesh ประมาณ 40,000 แต่ในงานวิจัยนี้จะเลือกใช้ที่ 128,512 เนื่องจากความเป็นอิสระของ mesh นั้นเริ่มมีค่าคงที่

บทที่ 6

สรุปงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาวิธีการรักษาโรคมะเร็งตับโดยมีเติมเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา คือจะใส่อนุภาคนาโนเข้าไปเพื่อเป็นการช่วยดูดซับความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟที่ป้อนเข้าไป โดยในแบบจำลองนั้นจะพิจารณาให้เป็นแบบสมมาตรรอบแกน เปรียบเสมือนว่าเป็นแบบจำลองสามมิติ แต่ลดรูปให้เป็นสมมาตรรอบแกนจึงเหลือแค่สองมิติ ซึ่งจะใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics 3.4 ในการสร้างแบบจำลอง และหาผลเฉลย โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในงานวิจัยนี้จะใช้ปรากฏการณ์ในการอธิบายผลของแบบจำลองก็คือ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า การถ่ายเทความร้อน การเคลื่อนที่ของของไหลผ่านในวัสดุพอร์น เพื่อที่จะแก้หาผลเฉลยที่ต้องการคือ ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิ การเคลื่อนที่ของของไหล

6.1 ผลของการศึกษาเทียบแบบจำลองกับการทดลอง

ในงานวิจัยนี้การนำผลของแบบจำลองเทียบกับการทดลองนั้นผู้วิจัยต้องทำการสร้างแบบจำลองของตับให้มีลักษณะที่ใกล้เคียงกับการทดลองเพื่อที่จะได้ผลออกมาใกล้เคียงกัน ทั้งในเรื่องของขนาดและลักษณะชั้นของเนื้อเยื่อ ในการเทียบผลแบบจำลองกับการทดลองนั้นผลที่ได้ออกมาค่อนข้างใกล้เคียงกัน แต่ผลที่ใกล้เคียงนั้นจะอยู่ในช่วงที่ 30 วินาทีแรก เนื่องจากในโปรแกรมไม่ได้มีเทอมของการเปลี่ยนสถานะของของเหลว เมื่อป้อนวัตต์ที่ 60 วัตต์ ในช่วง 30 วินาที อุณหภูมิของตับนั้นยังจะไม่ถึงจุดเดือดของของไหลทำให้มีอุณหภูมิที่ค่อนข้างใกล้เคียงกัน จากกราฟ ภาพที่ 5.4 แต่พอหลังจากเวลาหลัง 30 วินาที กราฟของแบบจำลองจะสูงขึ้นชันมากกว่ากราฟของการทดลอง จึงมีข้อสังเกตว่า อาจเกิดจากผลของการเปลี่ยนสถานะ เนื่องจากกราฟของการทดลองเริ่มมีอุณหภูมิที่คงที่

ส่วนในการเทียบแบบจำลองไปโอฮีท และวัสดุพอร์น เทียบกับการทดลอง แบบจำลองของวัสดุพอร์นมีค่าอุณหภูมิที่ค่อนข้างใกล้เคียงมากกว่าแบบจำลองไปโอฮีท เนื่องจากไปโอฮีทเป็นแบบจำลองที่เปรียบเสมือนเป็นเนื้อเยื่อตัน ไม่มีการพอร์นของเนื้อเยื่อ จึงทำให้แบบจำลองของไปโอฮีทนั้นมีค่าของ

อุณหภูมิที่ใกล้เคียงกว่า แต่ก็ยังมีปัญหาในเรื่องของการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงสถานะจึงทำให้กราฟในช่วงที่อุณหภูมิเกิน 100 องศาเซลเซียสนั้น มีเส้นกราฟที่ค่อนข้างไม่ใกล้เคียงกัน

6.2 ผลของการศึกษาการใส่อนุภาคนาโนและไม่ใส่อนุภาคนาโน

การใส่อนุภาคนาโนเข้าไปนั้นจะจำลองให้อนุภาคนั้นไปผสมกับเนื้อเยื่อตับแบบเป็นเนื้อเดียวกัน โดยในงานวิจัยนี้จะทำการวัดของไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับ และอนุภาคนาโน แล้วนำค่าที่ได้มาคำนวณในสูตรที่ใช้อธิบายความสัมพันธ์เชิงไดอิเล็กตริก และนำผลลัพธ์ที่ได้ไปใส่ในแบบจำลองผลที่ได้คือ แบบจำลองที่ใส่อนุภาคนาโนเข้าไปนั้นมีประสิทธิภาพในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งมากกว่าแบบจำลองที่ไม่ได้ใส่อนุภาคนาโน ในแบบจำลองที่ใส่อนุภาคนาโนนั้นจะมีอัตราการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งที่แคบลงและมีอุณหภูมิที่สูงกว่า ในทางทฤษฎีนั้นสามารถเป็นไปได้ในการใช้วิธีนี้มาเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา แต่ในทางปฏิบัตินั้นอาจยังไม่ประสบความสำเร็จเท่าไร เนื่องจากในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองนำเนื้อเยื่อตับไปปั่นละเอียดเข้ากับอนุภาคนาโน ซึ่งผลที่ได้นั้นค่าไดอิเล็กตริกไม่มีการเปลี่ยนแปลงแต่อย่างใด อาจเป็นเพราะอิทธิพลของเนื้อเยื่อตับค่อนข้างมีปริมาณน้ำอยู่มาก ทำให้อนุภาคนาโนไม่สามารถเอาชนะอิทธิพลของเนื้อเยื่อตับได้ จึงทำให้ค่าไดอิเล็กตริกที่ได้นั้น ไม่มีการเปลี่ยนแปลงค่าแต่อย่างใด

6.3 ผลของการศึกษาการปรับเปลี่ยนค่าความพรุน

ในการศึกษาการผลของความพรุนนั้นเนื่องจากจะศึกษาว่าความพรุนมีผลอย่างไรต่อการกระจายตัวของอุณหภูมิ จากการศึกษาโดยมี 2 กรณีคือ ให้ความพรุนของเนื้อเยื่อตับ 0.7 เนื้อเยื่อมะเร็ง 0.4 และ เนื้อเยื่อตับ 0.4 เนื้อเยื่อมะเร็ง 0.7 จากการศึกษาพบว่าเมื่อให้เนื้อเยื่อมะเร็งมีความพรุนมากกว่าเนื้อเยื่อตับก็จะมีค่าการซึมผ่านได้ดีทำให้เนื้อเยื่อที่มีความพรุนสูงนั้นมีการถ่ายเทความร้อนได้ดีและมีการเคลื่อนตัวของของไหลได้ดีกว่าเนื้อเยื่อส่วนที่มีความพรุนน้อย ๆ แต่ในทางกลับกันเมื่อให้เนื้อเยื่อมะเร็งมีความพรุนน้อยกว่าเนื้อเยื่อตับ การถ่ายเทความร้อนที่บริเวณเนื้อเยื่อมะเร็งก็จะไม่ดี และของไหลก็จะมีการเคลื่อนตัวที่ช้ากว่า แต่จะไปเคลื่อนตัวสูง ๆ ที่บริเวณรอยต่อ ระหว่างทั้งสองเนื้อเยื่อ

6.4 ผลของศึกษาการปรับเปลี่ยนค่าสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อน

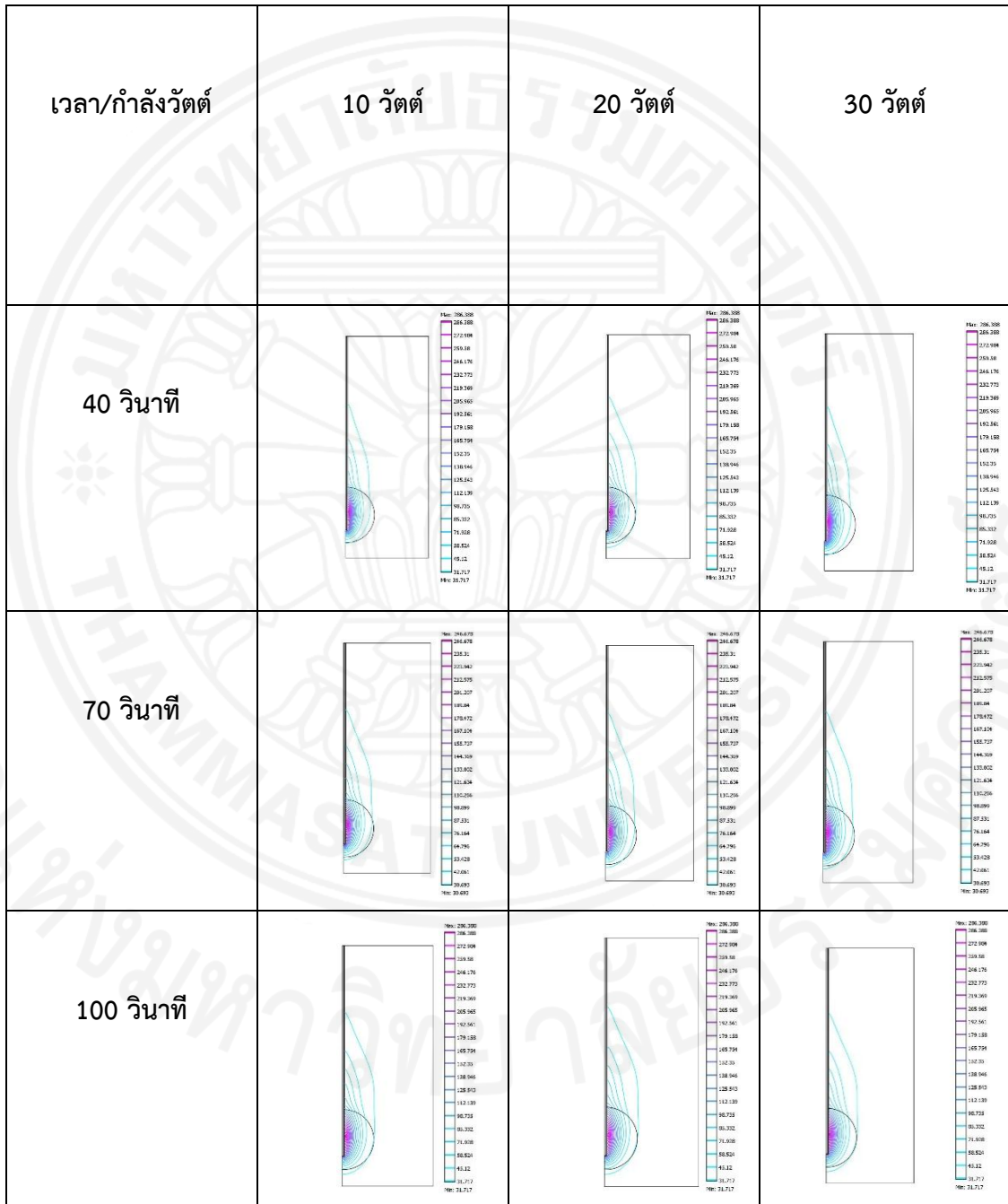
ในการศึกษาค่าสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อนนั้นจะทำการปรับค่าเพิ่มขึ้นเรื่อย ๆ ทีละ 1 หน่วย เพื่อที่ที่ต้องการศึกษาว่า การเพิ่มหรือลดค่าสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อนนั้นจะวิเคราะห์ให้เปรียบเสมือนกับการใส่อนุภาคนาโนเข้าไป เพื่อที่จะดูลักษณะการกระจายตัวของอนุภาคนาโนและการเคลื่อนที่ของเลือด จากการวิจัยพบว่า การเพิ่มสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อนนั้นไม่เป็นผลดีต่อการช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการรักษามะเร็งระดับ ในแง่ของการช่วยควบคุมรัศมีในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง และไม่ทำให้ไปทำลายเนื้อเยื่อตับส่วนที่ดี เนื่องจากกระแสเพิ่มสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อนนั้นทำให้รัศมีของความร้อนนั้นการกระจายเพิ่มขึ้น และอนุภาคนาโนที่สูงที่สุดนั้น ลดลงด้วย ทำให้รัศมีในการทำลายเนื้อเยื่อไม่โฟกัสอยู่ที่เนื้อเยื่อมะเร็ง จึงสรุปได้ว่าการเพิ่มสัมประสิทธิ์การถ่ายเทความร้อนหรือการใส่อนุภาคนาโนเข้าไปนั้น ไม่สามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาโรคมะเร็งระดับได้ดียิ่งขึ้น

6.5 ผลการศึกษาการปรับเปลี่ยนค่ากำลังวัตต์

จากการศึกษาการปรับเปลี่ยนค่ากำลังวัตต์นั้นทำให้พบว่าในทางปฏิบัติจริงและการจำลองนั้น การใช้กำลังวัตต์สูง ๆ ไม่เป็นผลดีต่อเนื้อเยื่อ อาจทำให้เนื้อเยื่อเกิดการไหม้ได้ แต่ในการรักษานั้นควรใช้กำลังวัตต์ที่น้อย ๆ แต่ใช้ระยะเวลาในการป้อนนั้นนาน เพื่อที่จะให้เนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อดีนั้น ไม่เกิดการไหม้ และค่ากำลังวัตต์จะแปรผันตรงกับอุณหภูมิสูงสุดของเนื้อเยื่อเช่นเดียวกับการเคลื่อนตัวของเลือด เมื่อป้อนกำลังวัตต์ยิ่งมากเท่าไร อุณหภูมิและความเร็วเลือดก็จะยิ่งเพิ่มขึ้นตามไปด้วย

6.6 ตรวจสอบกำลังวัตต์และเวลาที่เหมาะสมในการทำลายเนื้อเยื่อมะเร็ง

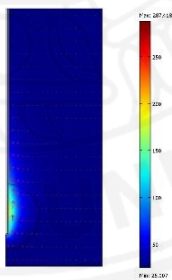
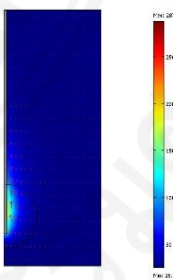
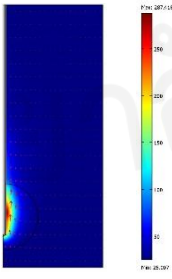
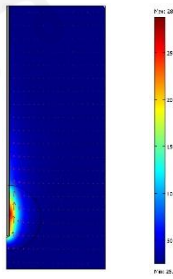
ตารางที่ 6.1 เปรียบเทียบกำลังวัตต์และเวลาที่เหมาะสมกรณีใส่อนุภาคนาโนทองคำ



จากตารางที่ 6.1 เห็นได้ว่ากำลังวัตต์ที่แตกต่างกันเพียงเล็กน้อยผลจะไม่แตกต่างกันเท่าไร แต่เมื่อเพิ่มเวลาในการทดลอง จะเห็นได้ว่ารัศมีของเส้น contour มีความกว้างเพิ่มมากขึ้น จากผลการทดลองและแบบจำลองประกอบกัน สรุปได้ว่าควรใช้กำลังวัตต์น้อย ๆ แต่เวลานาน ๆ เนื่องจากถ้าใช้กำลังวัตต์สูงจะทำให้เนื้อเยื่อเกิดการไหม้ได้ และที่ กำลังวัตต์ 10 w เวลาที่ 100 วินาที จะทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งถูกทำลายหมด แต่จะเกิดความร้อนไปทำลายเนื้อเยื่อดีส่วนที่ไม่ต้อง ซึ่งอนุภาคนาโนช่วยลดปัญหาตรงจุดนี้ไปได้ค่อนข้างมาก

6.7 เปรียบเทียบผลการใส่อนุภาคนาโนระหว่างการทดลองและทฤษฎี

ตารางที่ 6.2 เทียบสถานะเนื้อเยื่อและเลือดในวิธีการวัดค่าไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกัน

วิธีการวัด/สถานะ	เนื้อเยื่อ	เลือด
ค่าไดอิเล็กตริกจากการทดลอง		
ค่าไดอิเล็กตริกจากทฤษฎี		

จากตารางที่ 6.2 เป็นการเปรียบเทียบผลของแบบจำลองจากการใส่ค่าไดอิเล็กตริกที่แตกต่างกัน โดยค่า ไดอิเล็กตริกที่ได้ ได้จากการวัดจากการทดลองจริงได้ค่าเท่ากับ 38 และจากการคำนวณ

จากสูตรผสมผสานเชิงไดอิเล็กตริกได้เท่ากับ 19.43 โดยรันโปรแกรมที่ 40 วินาที กำลังวัตต์ที่ 30 วัตต์ ผลที่ได้คือ แบบจำลองที่ใส่ค่าไดอิเล็กตริกจากการทดลองมีอุณหภูมิสูงสุดน้อยกว่าผลที่ได้จากการทดลอง และมีรัศมีของการกระจายตัวของความร้อนน้อยกว่า ซึ่งจะเห็นได้ว่าแบบจำลองที่ได้จากทฤษฎีจะมีค่าอุณหภูมิสูงสุดสูงกว่าและมีรัศมีการกระจายของความร้อนที่กว้างกว่าทำให้สามารถทำลายเนื้อเยื่อได้เยอะกว่า

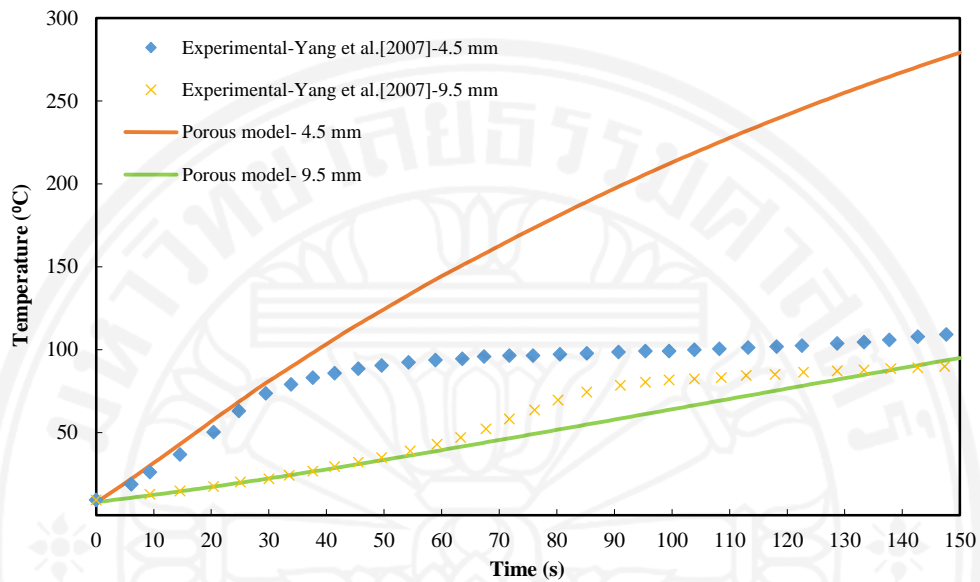
6.8 ข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาวิธีการรักษามะเร็งตับโดยใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษาโดยใช้แบบจำลองเปรียบเทียบเสมือนเป็น 3 มิติ ทรงกระบอก แต่ลดการทดลองให้เหลือแค่ 2 มิติ สมมาตรรอบแกน แต่ข้อเสนอแนะในงานวิจัยนี้ก็คือ ในอนาคตควรจะมีการสร้างแบบจำลองให้เป็น 3 มิติ และไม่ควรมมติฐานให้อยู่ในรูปทรงกระบอกเพื่อการทดลองที่สมจริงมากขึ้น และสิ่งที่ยังเป็นข้อเสียของแบบจำลองในงานนี้ก็ยังมีอยู่มาก

ข้อเสนอแนะในงานวิจัยนี้ก็คือ การที่ในสมการที่ใช้ในวิเคราะห์ในแบบจำลองยังไม่ได้วิเคราะห์รวมถึงการเปลี่ยนแปลงสถานะของของเหลว เพื่อที่จะทำให้แบบจำลองนั้นมีความใกล้เคียงกับการทดลองมากยิ่งขึ้น อีกข้อเสนอแนะหนึ่งคือ ในการให้ความร้อนทางท่อนำคลื่นไมโครเวฟนั้นทำให้ความร้อนมีการรั่วไหลออกมาทางผนังท่อได้ จึงทำให้เนื้อเยื่อส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อดีที่เราไม่ต้องให้เนื้อเยื่อส่วนนั้นถูกทำลาย โดนความร้อนและทำให้มีผลกระทบต่อผู้ป่วยในทางปฏิบัติจริง และข้อเสนอแนะอีกข้อก็คือในงานวิจัยนี้ยังใช้โปรแกรมในการจำลองที่ยังเป็นเวอร์ชันค่อนข้างเก่าอยู่ ซึ่งอาจเป็นผลทำให้การสร้างแบบจำลองนั้นมีข้อจำกัดมากกว่าโปรแกรมที่เป็นเวอร์ชันใหม่ ๆ

การที่จะนำแบบจำลองไปใช้ในการทำนายพฤติกรรมของความใกล้เคียงกับการทดลองจริงนั้น ต้องคำนึงถึงความถูกต้องเป็นมาก เนื่องจากการทำการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งนั้นต้องคำนึงถึงความปลอดภัยเป็นอย่างสูงจึงมีขอบเขตในการใช้แบบจำลองอยู่พอสมควร สังเกตได้จากภาพที่ 6.1 ที่ระยะ 4.5 มิลลิเมตร เส้นกราฟของแบบจำลองจะมีความใกล้เคียงกันกับกราฟของการทดลองอยู่ในช่วง 30 วินาที หลังจากนั้นกราฟก็จะค่อย ๆ ห่างกันออกไป จึงอาจสรุปได้ว่า ในการนำผลที่เปรียบเทียบกันนั้นไปใช้วิเคราะห์กับการรักษาในทางการแพทย์จริง ๆ นั้น ผู้วิจัยอาจจะแนะนำผล

จากการเปรียบเทียบกันเพียงแคในช่วงแรก ๆ ซึ่งจริง ๆ อุณหภูมิในช่วงนี้ก็เป็นอุณหภูมิที่เพียงพอแล้ว
ในการทำละลายเนื้อเยื่อมะเร็งคืออุณหภูมิที่ประมาณ 55 องศาเซลเซียส



ภาพที่ 6.1 กราฟเทียบแบบจำลองวัสดุพูนกับการทดลองของ D.Yang [2]

บรรณานุกรม

- [1] P.Keangin, P.Rattanadecho, “Analysis of heat transport on local thermal non-equilibrium in porous liver during microwave ablation”, International journal of heat and mass transfer, 67, (2013), 46-60
- [2] D.Yang, Member, IEEE, “Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating”, IEEE transactions on biomedical engineering, Vol.54, No.8, August 2007
- [3] P.Keangin, P.Rattanadecho, T,Wessapan, “An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot antenna”, International communication in heat and mass transfer, 38 (2011), 757-766
- [4] Poncharoen Chanamai, “A study and development of automatic mobile machine for pavement curing process using microwave energy”
- [5] P.Keangin, T,Wessapan, P.Rattanadecho, “Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna”, Applied thermal engineering, 31, (2011), 3243-3254
- [6] Phadungsak Rattanadecho, Pornthip Keangin, “Numerical study of heat transfer and blood flow in two-layered porous liver tissue during microwave ablation process using single and double slot antenna”, International journal of heat and mass transfer, 58 (2013), 457-470
- [7] http://www.siamhealth.net/public_html/Disease/cancer
- [8] <http://kanchanapisek.or.th/kp6/sub/book/book.php?book=32&chap=8&page=t32-8-infodetail04.html>

- [9] U.S. Choi, "Enhancing thermal conductivity of fluids with nanoparticles", ASME. Fluids engineering division 231 (1995) 99-103.
- [10] W. Duangthongsuk, S. Wongwises, "Heat transfer enhancement and pressure drop characteristics of TiO₂-water nanofluid in a double-tube counter flow heat exchanger", International Journal Heat and mass transfer 52 (2009) 2059-2067.
- [11] J.A. Eastman, S.U.S. Choi, S. Li, W. Yu, L.J. Thomson, "Anomalously increased effective thermal conductivities of ethylene glycol-based nanofluids containing copper nanoparticles", Applied Physics Letters 78 (2001) 718-720.
- [12] S.M.S. Murshed, K.C. Leong, C. Yang, "Enhanced thermal conductivity of TiO₂-water based nanofluids", International Journal Thermal sciences 44 (2005) 367-373.
- [13] W. Duangthongsuk, S. Wongwises, "Measurement of temperature-dependent thermal conductivity and viscosity of TiO₂-water nanofluids", Experimental thermal and fluid science 33 (2009) 706-714.
- [14] A. Nakayama, F. Kuwahara, "A general bioheat transfer model based on the theory of porous media", International Journal of Heat and Mass Transfer 51 (2008) 3190-3199

- [15] Tao Wang, Gang Zhao, Bensheng Qiu, “Theoretical evaluation of the treatment effectiveness of a novel coaxial multi-slot antenna for conformal microwave ablation of tumors”, International Journal of Heat and Mass Transfer
- [16] ชีระพงษ์ พวงมะลิ, การนำส่งยาด้วยอนุภาคนาโนแม่เหล็ก กระสุนจิวพิชิตมะเร็ง, ว.วิทย. มช. 41(3) 607-620 (2556), KKU Sci. J. 41(3) 607-620 (2013)
- [17] Eric Bogatin (2004). Signal Integrity: Simplified. Prentice Hall Professional. pp. 114-.ISBN 978-0-13-066946-9.
- [18] ANDREW M. ELLIOTT, Member, “Use of gold nanoshells to constrain and enhance laser thermal therapy of metastatic liver tumours”, Int. J. Hyperthermia, August 2010; 26(5): 434-440



ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

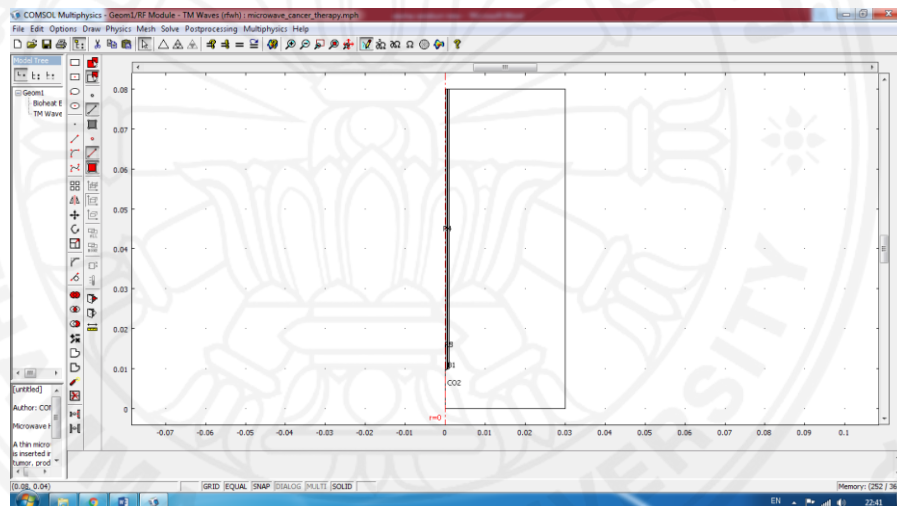
การสร้างแบบจำลองโดยโปรแกรม Comsol multiphysics 3.4

แบบจำลองไบโอฮีท

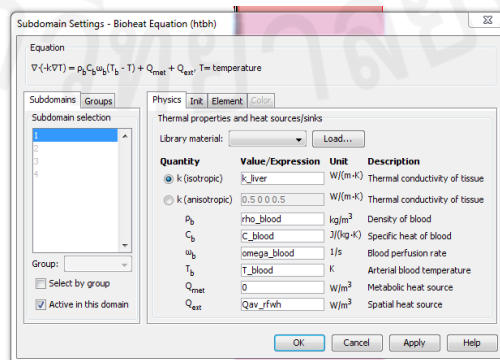
เลือก 2D axial symmetry ที่ช่อง space dimension

เลือก heat transfer module -> bioheat equation อีก module เลือก RF module -> electromagnetic wave -> TM wave

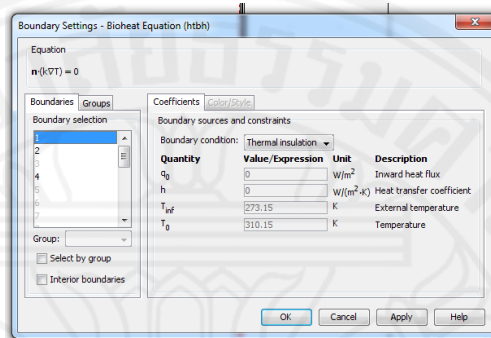
จากนั้นสร้างแบบจำลองการรักษามะเร็งตับขึ้นมาโดยจะมีเส้นสีแดงตรงกลางเป็นเส้นสมมาตรรอบแกน



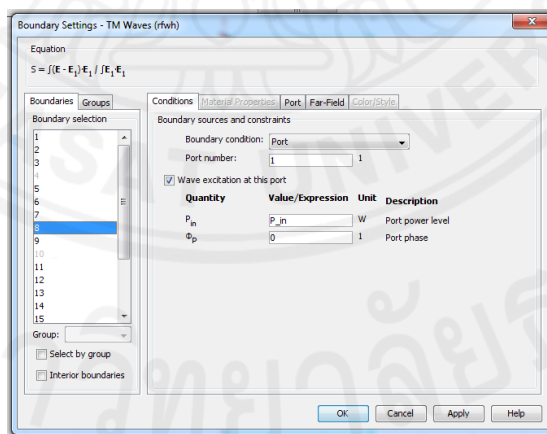
จากนั้นเลือกที่ module bioheat equation และเข้าไปที่ subdomain จากนั้นใส่ค่าคุณสมบัติทางความร้อนที่ต้องการตามภาพต่อไป



ส่วนของท่อนำคลื่นคุณสมบัติไม่ต้องใส่เข้าไปเนื่องจากท่อนำคลื่นมีแต่ค่าไดอิเล็กตริก จากนั้นเข้าไปที่ boundary condition และเลือกให้ด้านทั้งหมดเป็น อุณหภูมิที่ 25 องศาเซลเซียส และผนังท่อนำคลื่นให้เป็นฉนวน ส่วนที่ขอบด้านซ้ายของเนื้อเยื่อตับ ให้เป็นสมมาตรรอบแกน



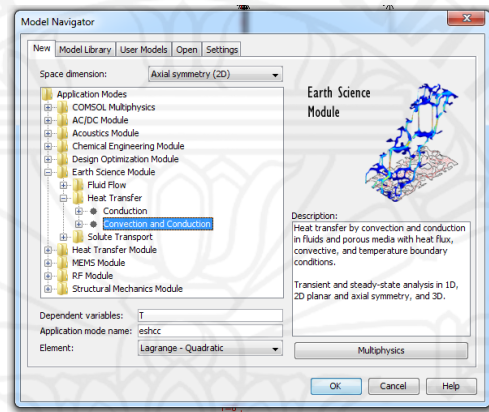
หลังจากนั้นเปลี่ยนโหมดเป็น TM wave เข้าไป กำหนด subdomain และ boundary condition ตามที่ต้องการ โดย ผนังด้านบน ล่าง และขวา กำหนดให้เป็น scattering boundary condition ส่วนทางด้านซ้าย ให้เป็นสมมาตรรอบแกน ส่วนช่องทางเข้าของคลื่นก็กำหนดให้เป็น port และ กำหนดกำลังวัตต์ ดังภาพต่อไปนี้



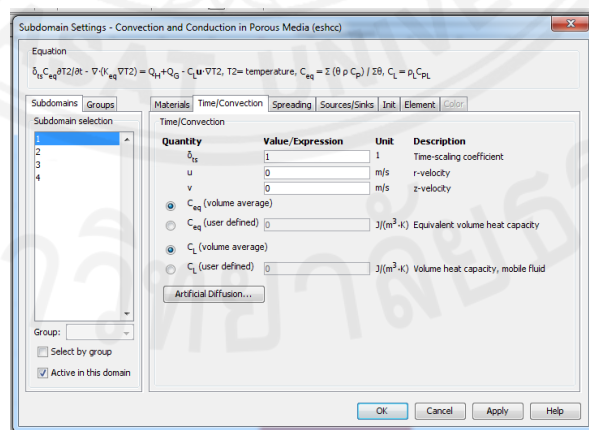
เป็นอันเสร็จสิ้นการสร้างแบบจำลองแบบไบโอฮีท หลังจากนั้นก็จะทำการ mesh และ run โปรแกรม เป็นอันเสร็จสมบูรณ์

แบบจำลองวัสดุพอรุส แบบความเร็วคงที่

เริ่มโปรแกรมเหมือนกับแบบจำลองไปโอฮีท แต่จะแตกต่างกันตรงที่เลือก module ในส่วนของ RF module จะเลือกเหมือนกัน แต่ตรงส่วนของ module การถ่ายเทความร้อนนั้นจะเปลี่ยนเป็น Earth science module -> heat transfer -> convection and conduction



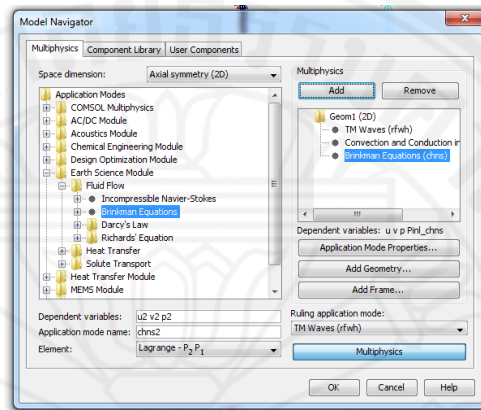
จากนั้นใส่คุณสมบัติตามที่ต้องการในหน้าต่าง subdomain แต่ในแบบจำลองนี้จะไม่ได้ solve สมการโมเมนต์ จึงต้องกำหนดให้ ความเร็วของของเหลวคงที่จะใส่ในหน้าจอตงต่อไป



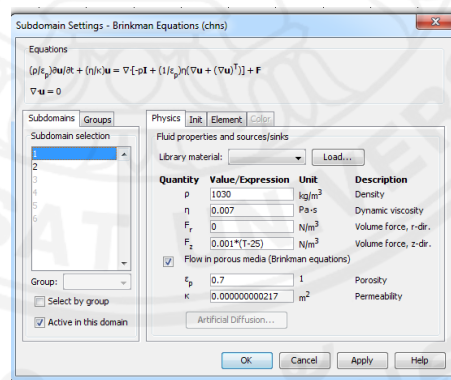
ในส่วนอื่นก็จะทำเหมือนกับโมเดล bioheat equation

แบบจำลองวัสดุพอรุน แบบมีสมการโมเมนตัม

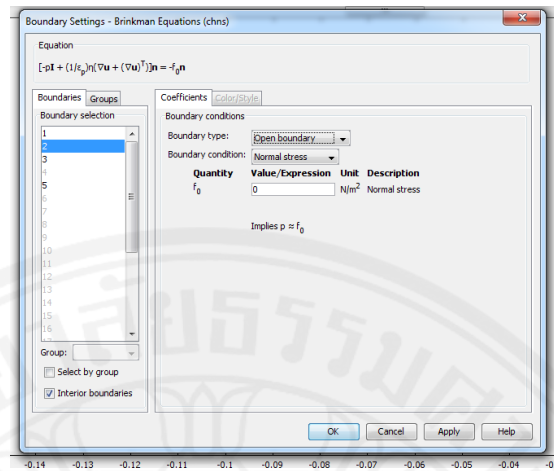
ในส่วนเริ่มโปรแกรมก็จะเหมือนกับแบบจำลองวัสดุพอรุนที่ไม่มีสมการโมเมนตัม แต่จะแตกต่างกันตรงที่ต้องเพิ่ม module momentum brinkman เข้าไปด้วยอีกโมดูล



จากนั้นทำการกำหนด subdomain และ boundary condition ที่โมดูล brinkman equation



จากนั้นใส่ค่าต่าง ๆ ตามที่ต้องการ ในส่วนของ volume force ของแกนตั้ง ให้ใส่เป็นเทอมสุดท้ายของสมการโมเมนตัม และค่า permeability ต้องคำนวณจากสูตรและนำมาใส่ แต่ในส่วนค่าอื่น ๆ ใส่ได้ตามปกติ จากนั้นมากำหนด boundary condition ทั้งหมดให้กำหนดเป็น open boundary condition ยกเว้นขอบทางด้านซ้าย กำหนดให้เป็นสมมาตรรอบแกน



หลังจากนั้นก็ทำการ mesh และ run โปรแกรม เป็นอันเสร็จสิ้นการสร้างแบบจำลอง



ประวัติผู้เขียน

ชื่อ	นายจิตรภาณุ กุลทอง
วันเดือนปีเกิด	10 มิถุนายน พ.ศ. 2533
ผลงานทางวิชาการ	ตีพิมพ์ในวารสารมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีราชมงคล ธัญบุรี ISSN 1686-8420 เรื่อง “การจำลองเชิงคอมพิวเตอร์สำหรับการรักษา มะเร็งตับโดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านทาง ท่อน้ำคั่ง”

