

การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการกระจายอุณหภูมิในการทำลาย
เซลล์มะเร็งด้วยบริเวณใกล้เคียงเส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ

USING FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR A STUDY OF TEMPERATURE
DISTRIBUTION DURING RADIO-FREQUENCY ABLATION OF HEPATIC-
TISSUE ADJACENT TO LARGE BLOOD VESSEL

อภินันท์ กาธรรมมา
APINAN KATHAMMA

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

KMITL-2007-EN-M-045-034

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการกระจายอุณหภูมิในการทำลาย
เซลล์มะเร็งตับบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ

USING FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR A STUDY OF TEMPERATURE
DISTRIBUTION DURING RADIO-FREQUENCY ABLATION OF HEPATIC-
TISSUE ADJACENT TO LARGE BLOOD VESSEL

อภิรักษ์ กาธรรมมา

APINAN KATHAMMA

เลขานุ.....

เลขทะเบียน.....**76684**.....

วัน,เดือน,ปี.....-6.....S.ศ.....2550

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

KMITL-2007-EN-M-045-034

**USING FINITE ELEMENT ANALYSIS FOR A STUDY OF TEMPERATURE
DISTRIBUTION DURING RADIO-FREQUENCY ABLATION OF HEPATIC-
TISSUE ADJACENT TO LARGE BLOOD VESSEL**

APINAN KATHAMMA

**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ELECTRONICS
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2007

KMITL-2007-EN-M-045-034

COPYRIGHT 2007

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการกระจายอุณหภูมิในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ
นักศึกษา	นายอภิรักษ์ กาธรรมมา
รหัสประจำตัว	48061403
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2550
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ. ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ โดยทำการวิเคราะห์ถึงการกระจายอุณหภูมิ ลักษณะและขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นในแบบจำลองแบบ 3 มิติ ซึ่งเป็นการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุแบบควบคุมอุณหภูมิที่ 90°C เวลาในการทำลาย 600 วินาที การจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุในงานวิจัยนี้ แบ่งการจำลองออกเป็น 2 ลักษณะคือ การจำลองการทำลายในเนื้อเยื่อติดกับการทำลายในก้อนเซลล์มะเร็ง แบบจำลองทั้งสองจะประกอบไปด้วยกรณีที่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่และไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่ซึ่งนำมาใช้วิเคราะห์ถึงผลของระยะห่างที่ตำแหน่งต่างๆระหว่างอิเล็กโทรดและเส้นเลือดขนาดใหญ่ต่อการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ จากผลการทดลองพบว่าการกระจายอุณหภูมิของเนื้อเยื่อติดกับก้อนเซลล์มะเร็งมีความแตกต่างกัน และในแบบจำลองกรณีที่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่ผลของการกระจายอุณหภูมิจะขึ้นอยู่กับระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ โดยที่ระยะอิเล็กโทรดติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่จะมีการกระจายอุณหภูมิที่มีความแตกต่างกับกรณีไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่มากที่สุด ส่วนที่ระยะระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ที่ 5 มิลลิเมตรพบว่าผลต่อการกระจายอุณหภูมิน้อยที่สุดเมื่อเทียบกับระยะห่าง 1 และ 3 มิลลิเมตร

Thesis Title	Using finite element analysis for a study of temperature distribution during radio-frequency ablation of hepatic- tissue adjacent to large blood vessel
Student	Mr. Apinan Kathamma
Student ID.	48061403
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Electronics
Year	2007
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Supan Tungjitkusolmun

ABSTRACT

This thesis presents a study on the temperature distribution during RF ablation of hepatic-tissue adjacent to large blood vessel using finite element method. We analyzed the temperature distribution, characteristics and dimensions of lesion. We constructed three-dimension (3D) model to simulate ablation process under temperature-controlled (90°C) mode for duration of 600 s. The simulations in this study were performed for radio-frequency ablation of normal hepatic tissue, as well as for hepatic cancer tissue, with and without the presence of a large blood vessel. We also analyzed the effect of spacing distances between the electrode and the large blood vessel on cancer tissue destruction using radio-frequency ablation. The temperature distributions found in normal and cancer tissue were found to be significantly different. In addition, simulation results of cases where the blood vessel was included in the model showed that the temperature distributions were greatly affected by the distance between electrode and blood vessel. The largest discrepancy of temperature distribution between the case with no blood vessel and the cases with blood vessel was found to be largest when the distance between the electrode and the blood vessel was smallest (0 mm). The effect of blood vessel was negligible when electrode was placed at 5 mm away from the blood vessel, when compared to cases where spacing distance were 1 mm and 3 mm.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือจากบุคคลหลายๆท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกท่านดังนี้

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น ผู้ให้คำปรึกษา วางแนวทาง ตลอดจนชี้แนะให้งานวิจัยนี้บรรลุเป้าหมายและติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา

ขอขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน ให้การสนับสนุนและเป็นกำลังใจทางด้านการเรียนมาโดยตลอด

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

อภิรักษ์ กาธรรมมา

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อ	I
ABSTRACT	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	3
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	3
บทที่ 2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 บทนำ.....	5
2.2 การถ่ายเทความร้อน.....	5
2.2.1 การนำความร้อน.....	5
2.2.2.1 ค่าการนำความร้อน.....	9
2.2.2 การพาความร้อน.....	11
2.2.3 การแผ่รังสีความร้อน.....	13
2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ.....	15
2.4 สมการความร้อนทางชีววิทยา.....	16
2.5 ลักษณะทางกายวิภาคเบื้องต้นของตับ.....	17
2.5.1 การไหลเวียนเลือดในตับ.....	17
2.5.2 หน้าที่การทำงานของตับ.....	18
2.6 โรคมะเร็ง.....	19
2.6.1 การแพร่กระจายของมะเร็ง.....	20

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.6.2 ขั้นตอนการเกิดมะเร็ง.....	21
2.7 หลักการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ.....	23
บทที่ 3 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	27
3.1 บทนำ.....	27
3.2 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	27
3.3 การแก้ปัญหาทางความร้อนและทางไฟฟ้าแบบ 3 มิติ.....	29
3.3.1 การแก้ปัญหาทางด้านความร้อน.....	29
3.3.2 การแก้ปัญหาทางไฟฟ้า.....	32
3.4 กระบวนการแก้ปัญหาคือไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์.....	35
3.5 การประยุกต์ใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์.....	36
บทที่ 4 การประมวลผลการทดลองวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics.....	38
4.1 บทนำ.....	38
4.2 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการประมวลผล.....	38
4.3 กระบวนการวิเคราะห์วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics.....	38
4.4 ลักษณะการควบคุมอุณหภูมิของแบบจำลอง.....	39
4.5 การออกแบบแบบจำลอง.....	40
4.6 การกำหนดค่าคงที่ต่างๆของแบบจำลอง.....	43
4.7 การ MESH แบบจำลอง.....	45
4.8 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนแบบจำลอง.....	48
4.9 การประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลอง.....	49
บทที่ 5 ผลการทดลองของแบบจำลองด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์	50
5.1 ผลการทดลองแสดงการกระจายของอุณหภูมิในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ	51
5.1.1 กรณีที่ 1 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่	51
5.1.2 กรณีที่ 2 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยมีหลอดเลือดโทรดติดกับเส้นเลือด	52

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
5.1.3 กรณีที่ 3 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด กับเส้นเลือดเท่ากับ 1 มิลลิเมตร.....	53
5.1.4 กรณีที่ 4 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด กับเส้นเลือดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร.....	54
5.1.5 กรณีที่ 3 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรด กับเส้นเลือดเท่ากับ 5 มิลลิเมตร.....	55
5.2 ผลการทดลองแสดงการกระจายของอุณหภูมิในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับ ที่มีเซลล์มะเร็ง.....	57
5.2.1 กรณีที่ 1 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์ โดยไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่.....	57
5.2.2 กรณีที่ 2 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็ง โดยอิเล็กโทรดติดกับเส้นเลือด	58
5.2.3 กรณีที่ 3 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็งโดยมีระยะห่างระหว่าง อิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 1 มิลลิเมตร.....	59
5.2.4 กรณีที่ 4 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์โดยมีระยะห่างระหว่าง อิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร.....	60
5.2.5 กรณีที่ 5 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็งโดยมีระยะห่างระหว่าง อิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 5 มิลลิเมตร.....	61
บทที่ 6 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ	64
6.1 สรุปผลงานวิจัย.....	64
6.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป.....	65
เอกสารอ้างอิง.....	66
ภาคผนวก ก ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์.....	69
ประวัติผู้เขียน.....	70

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 ค่าการนำความร้อน k ของโลหะ อโลหะ ของแข็ง ของเหลว และแก๊สบางชนิด.....	10
2.2 ค่าโดยประมาณของสัมประสิทธิ์การพาความร้อนเฉลี่ย.....	13
4.1 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ 500 kHz ที่ใช้กับแบบจำลอง.....	44
4.2 แสดงจำนวนอิเล็กตรอนของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติทั้ง 5 กรณี.....	47
4.3 แสดงจำนวนอิเล็กตรอนของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็งทั้ง 5 กรณี.....	47
5.1 ตารางแสดงขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นในการทดลองแบบจำลองเนื้อเยื่อปกติ.....	63
5.2 ตารางแสดงขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นในการทดลองแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง.....	63

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 (ก) แสดงเครื่องหมายของค่า dT/dx	6
2.1 (ข) แสดงทิศทางการไหลของความร้อน.....	6
2.2 แสดงปริมาณควบคุม dx, dy, dz	7
2.3 การพัฒนาชั้นของขอบเขตในการพาความร้อน.....	12
2.4 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิต่อเซลล์มะเร็ง.....	15
2.5 แสดงลักษณะกายวิภาคของตับ.....	17
2.6 แสดงลักษณะทางกายภาพของเส้นเลือดต่างๆภายในตับ.....	19
2.7 แผนภาพแสดงขั้นตอนการเกิดมะเร็ง.....	20
2.8 แผนภาพแสดงลักษณะของก้อนมะเร็ง.....	22
2.9 แสดงรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ.....	24
2.10 แสดงลักษณะของเครื่องกำเนิดความถี่วิทยุและอิเล็กทรอนิกส์ในการรักษามะเร็งด้วยคลื่นวิทยุ.....	24
2.11 แสดงการใช้อัลตราซาวด์เป็นเครื่องมือนำทางหาตำแหน่งการรักษามะเร็งตับ.....	25
3.1 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์และ โหนด.....	27
3.2 รูปแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดูก.....	37
4.1 กระบวนการวิเคราะห์ห้วงวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics.....	38
4.2 แสดงขนาดและโครงสร้างของโพรบที่ใช้ในการจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	41
4.3 แสดงขนาดและลักษณะก้อนเซลล์มะเร็ง.....	41
4.4 แสดงแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ ก้อนเซลล์มะเร็งและเส้นเลือดขนาดใหญ่.....	42
4.5 กราฟแสดงค่าเฉลี่ยของความนำไฟฟ้าเนื้อเยื่อตับปกติและเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง.....	43
4.6 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อนของเส้นเลือดขนาดใหญ่ภายในตับ.....	45
4.7 แสดงการ MESH แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติและเส้นเลือดขนาดใหญ่.....	46
4.8 แสดงการ MESH แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่เซลล์มะเร็งและเส้นเลือดขนาดใหญ่.....	46
4.9 แสดงการกำหนดขอบเขตของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ.....	48
4.10 แสดงการกำหนดขอบเขตของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง.....	48
5.1 ภาพแสดงส่วนตัดขวางในระนาบต่างๆเพื่อใช้ดูลักษณะการกระจายอุณหภูมิเนื้อเยื่อ.....	50
5.2 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 1 ในระนาบ ZX.....	51
5.3 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 1 ในระนาบ XY.....	51
5.4 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 2 ในระนาบ ZX.....	52

สารบัญรูป(ต่อ)

หน้า

5.5 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 2 ในระนาบ XY.....	52
5.6 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 3 ในระนาบ ZX.....	53
5.7 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 3 ในระนาบ XY.....	53
5.8 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 4 ในระนาบ ZX.....	54
5.9 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 4 ในระนาบ XY.....	54
5.10 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 5 ในระนาบ ZX.....	55
5.11 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 5 ในระนาบ XY.....	55
5.12 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 1 ในระนาบ ZX.....	57
5.13 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 1 ในระนาบ XY.....	57
5.14 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 2 ในระนาบ ZX.....	58
5.15 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 2 ในระนาบ XY.....	58
5.16 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 3 ในระนาบ ZX.....	59
5.17 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 3 ในระนาบ XY.....	59
5.18 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 4 ในระนาบ ZX.....	60
5.19 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 4 ในระนาบ XY.....	60
5.20 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 5 ในระนาบ ZX.....	61
5.21 แสดงผลการกระจายอุณหภูมิจนในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง กรณีที่ 5 ในระนาบ XY.....	61
5.22 รูปแบบจำลองแสดงขนาดรอยแผลที่เกิดขึ้นในการทดลองในกรณีที่ 1-5 ทั้งใน แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติและแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง.....	63

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันอัตราของผู้ป่วยมะเร็งที่เกิดขึ้นภายในตับชนิดปฐมภูมิ (Hepatocellular carcinoma) มีจำนวนนับล้านคนต่อปีทั่วโลก โดยเฉพาะในแถบเอเชียและแอฟริกา วิธีการรักษามะเร็งสามารถกระทำได้หลายแบบ เช่น การฉายรังสี การใช้เคมีบำบัด การรักษาด้วยความเย็น การผ่าตัด เป็นต้น ซึ่งวิธีการรักษาดังที่กล่าวมานี้อย่างเช่น การผ่าตัดเอาก้อนมะเร็งออกอาจให้ผลการรักษาที่ดี แต่ในบางกรณีก็อาจไม่สามารถผ่าตัดออกได้เนื่องจากผู้ป่วยมีสภาพร่างกายที่ไม่สมบูรณ์หรือมีภาวะโรคแทรกซ้อนอื่น ๆ รวมอยู่ด้วย และเสี่ยงต่อการเสียชีวิตมาก การรักษาโดยใช้เคมีบำบัดอาจทำให้เกิดผลข้างเคียงด้านลบ การรักษาด้วยความร้อนจึงเป็นอีกวิธีการรักษาหนึ่งที่สามารถนำมาใช้กับผู้ป่วยที่มีลักษณะดังที่ได้กล่าวในข้างต้น ซึ่งวิธีการดังกล่าวนี้จะทำให้ก้อนเซลล์มะเร็งที่ได้รับความร้อนตายหรือมีการเสื่อมสภาพลง และสามารถยับยั้งมิให้โรคดำเนินไปเร็ววันกว่า อาการก็จะทุเลาลง แต่อาจไม่หายขาดซึ่งวิธีการรักษาด้วยวิธีนี้ได้มีการใช้กันอย่างแพร่หลายโดยลักษณะบาดแผลที่เกิดขึ้นจะมีขนาดเล็ก ผู้ป่วยใช้เวลาพักฟื้นสั้นและมีอัตราการรอดสูง อีกทั้งค่าใช้จ่ายในการรักษาค่า การรักษาในรูปแบบใช้คลื่นความถี่วิทยุ (Radiofrequency Ablation) เป็นวิธีการรักษาโดยการสร้างความร้อนจากไฟฟ้าในย่านความถี่ช่วง 350-500 kHz การใช้ไฟฟ้าคลื่นความถี่สูงส่งผ่านอิเล็กโทรดจะทำให้มีการแพร่กระจายของสนามไฟฟ้าเข้าสู่เนื้อเยื่อส่งผลให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อรวมถึงก้อนเซลล์มะเร็งซึ่งในกรณีเป็นแบบอิเล็กโทรดเดี่ยว (Single electrode) ก็จะกำหนดให้ร่างกายเปรียบเสมือนกรวดซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นจะสามารถแพร่ออกมารอบๆ ส่วนปลายอิเล็กโทรด และเมื่อนำไปใช้ในการรักษาจริงก็พบว่าการรักษาจะได้ผลสมบูรณ์หรือไม่ขึ้นอยู่กับพารามิเตอร์หลายๆอย่าง เช่น ลักษณะก้อนเซลล์มะเร็ง ตำแหน่งของก้อนเซลล์มะเร็ง และพารามิเตอร์หนึ่งที่มีผลต่อการรักษาที่ส่งผลทำให้การรักษาไม่สมบูรณ์ก็คือ เมื่อทำการรักษามะเร็งระดับพบว่า ระดับซึ่งเป็นอวัยวะที่ประกอบเส้นเลือดจำนวนมาก ดังนั้นระดับจึงเป็นอวัยวะที่มีการไหลเวียนของเลือดสูง ทำให้ในการรักษามะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดขนาดใหญ่จะให้ผลการรักษาที่ไม่สมบูรณ์อันเนื่องมาจากการระบายความร้อนที่เกิดขึ้นจากการไหลเวียนของเลือดที่เกิดขึ้น [1], [2] และในงานวิจัย [3] ก็พบว่า การเจริญเติบโตของก้อนเซลล์มะเร็งในระดับจะพบก้อนเซลล์มะเร็งได้บ่อยในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการศึกษาและวางแผนการรักษาล่วงหน้าก่อนทำการรักษาจริงเพื่อหาแบบการรักษาที่จะให้ผลที่สมบูรณ์ ซึ่งในปัจจุบันการศึกษาขอบเขตของเซลล์มะเร็งในระดับที่ถูกทำลายด้วยความร้อนจากคลื่นความถี่วิทยุ จะเป็นในลักษณะงานวิจัยที่ทดลองกับเนื้อเยื่อจริง [4] ผลจากการทดลองจริงนี้ผลที่ได้จะไม่สามารถ

เห็นคุณลักษณะบางประการที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายของเนื้อเยื่อไปแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นเช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของกระแสไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆในเนื้อเยื่อ ซึ่งคุณลักษณะที่สำคัญต่างๆนี้ สามารถจำลองให้เห็นได้จากการใช้แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ การสร้างแบบจำลองด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จึงเป็นอีกวิธีการหนึ่งที่ถูกนำมาใช้สร้างแบบจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ [5] วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะทำให้สามารถมองเห็นปัญหาต่างๆรวมถึงคุณลักษณะต่างๆที่เกิดขึ้นได้ครบถ้วนก่อนการทดลองจริง ซึ่งวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ทำให้ประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายอย่างมากเมื่อเทียบกับการทดลองจริง

ดังนั้นในวิทยานิพนธ์นี้จึงได้ทำการศึกษาการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้กับเส้นเลือดขนาดใหญ่ที่เป็นผลกระทบต่อการทำลายเซลล์มะเร็งที่ทำให้การรักษามะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุให้ผลการรักษาที่ไม่สมบูรณ์ โดยในงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์การกระจายของอุณหภูมิ ลักษณะและขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นจากการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้กับเส้นเลือดขนาดใหญ่ด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ซึ่งแบบจำลองที่สร้างขึ้นในงานวิจัยนี้จะประกอบไปด้วยแบบจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อตับปกติและแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็งระดับ ผลที่ได้จากการทดลองในงานวิจัยนี้สามารถนำมาใช้เป็นอีกแนวทางหนึ่งในการวางแผนการรักษามะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุก่อนทำการรักษาจริง

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการวิเคราะห์ปัญหาการกระจายของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ
2. เพื่อศึกษาเปรียบเทียบแบบจำลองระหว่างแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติกับแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็งต่อการออกแบบจำลองระบบการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ
3. เพื่อศึกษาการกระจายของอุณหภูมิในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่ด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยพิจารณาถึงผลของระยะห่างระหว่างอเล็กโทรดและเส้นเลือดขนาดใหญ่
4. เพื่อศึกษาลักษณะและขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นจากการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ

1.3 สมมุติฐานของการศึกษา

การศึกษาการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุที่ผ่านมาพบว่าการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดขนาดใหญ่จะให้ผลการรักษาที่ไม่ค่อยสมบูรณ์อันเนื่องมาจากผลจากการระบายความร้อนของเลือดที่ไหลผ่านเส้นเลือดขนาดใหญ่ ดังนั้นจึงทำการศึกษาระบายอุณหภูมิในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยนำวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้แก้ปัญหาทางคณิตศาสตร์ ซึ่งวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะเป็นการแก้ปัญหาโดยการสร้างแบบจำลองขึ้น และแบบจำลองจะมีคุณลักษณะที่เสมือนเนื้อเยื่อต่อบกติก และก้อนเซลล์มะเร็ง โดยการอาศัยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ลงในแบบจำลอง พารามิเตอร์จะถูกนำมาใช้ในสมการคณิตศาสตร์ เพื่อใช้ในการคำนวณ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์ มาทำสร้างแบบจำลองขึ้นเพื่อการวิเคราะห์การกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ลักษณะและขนาดของรอยแผลของเนื้อเยื่อที่เกิดขึ้นจากการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุในบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ จะเป็นไปตามสมการความร้อนทางชีววิทยา (Bioheat equation)

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ได้กำหนดขอบเขตการศึกษาถึงผลของการใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์กับแบบจำลองที่สร้างขึ้นระหว่างแบบจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อต่อบกติกและเนื้อเยื่อที่ประกอบไปด้วยก้อนเซลล์มะเร็ง โดยทำการศึกษาถึงลักษณะการกระจายของอุณหภูมิ ลักษณะและขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นและผลกระทบที่เกิดขึ้นของระยะห่างระหว่างอเล็กโทรด์กับเส้นเลือดขนาดใหญ่ต่อการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาเป็น 6 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐาน แนวคิดของงานวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้องซึ่งจะประกอบไปด้วย ลักษณะกายวิภาคเบื้องต้นของตับ การถ่ายเทความร้อน พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ สมการความร้อนทางชีววิทยา โรคมะเร็ง การแพร่กระจายมะเร็ง ขั้นตอนการเกิดมะเร็ง และหลักการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

บทที่ 3 กล่าวถึงระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

บทที่ 4 แสดงถึงการทดลองวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics โดยอธิบายถึง การประมวลผลการทดลองวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ในการสร้างแบบจำลองการกำหนดเงื่อนไขในการคำนวณ การประมวลผลแบบจำลอง การแสดงลักษณะของผลการจำลอง

บทที่ 5 แสดงถึงผลการทดลอง ในการวิเคราะห์แบบจำลองด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยมีลักษณะแบบจำลอง 2 รูปแบบคือ แบบจำลองที่เป็นเนื้อเชื่อมตักปกติ และแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ิง และแสดงถึงผลกระทบระหว่างอิเล็กทรอนิกส์กับเส้นเลือดขนาดใหญ่ที่ระยะต่างๆ

บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะแนวทางในการดำเนินงานวิจัยต่อไป

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาในงานวิจัยซึ่งประกอบไปด้วย การถ่ายเทความร้อน พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ สมการความร้อนทางชีววิทยาลักษณะทางกายวิภาคเบื้องต้นของตับ โรคมะเร็ง และหลักการทำลายเซลล์มะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

2.2 การถ่ายเทความร้อน (Heat Transfer)

เมื่อใดก็ตามที่จุดสองจุดมีอุณหภูมิที่แตกต่างกันก็จะมีพลังงานถ่ายเทจากจุดที่มีอุณหภูมิสูงไปยังจุดที่มีอุณหภูมิต่ำ พลังงานที่กำลังเคลื่อนที่ด้วยอิทธิพลของอุณหภูมิที่แตกต่างกันนี้เรียกว่าความร้อน ในการศึกษาเกี่ยวกับการถ่ายเทความร้อน สามารถแยกพิจารณาออกได้อย่างเด่นชัดเป็น 3 แบบคือ การนำความร้อน การพาความร้อน และการแผ่รังสีความร้อน อันที่จริงแล้วการกระจายของอุณหภูมิในตัวกลางหนึ่งจะถูกควบคุมโดยอิทธิพลรวมของการถ่ายเทความร้อนทั้งสามแบบตามที่กล่าวเพราะฉะนั้นตามความเป็นจริงแล้ว จึงไม่สามารถแยกแบบหนึ่งแบบใดได้อย่างสิ้นเชิงจากแบบอื่นๆ ที่เหลือได้ อย่างไรก็ตามเพื่อความสะดวกในการวิเคราะห์ เราจะแยกพิจารณาเป็นแบบใดแบบหนึ่งได้เช่น พิจารณาเฉพาะการนำความร้อนอย่างเดียว ถ้าเมื่อไรก็ตามอิทธิพลของการพาและการแผ่รังสีมีผลต่อการวิเคราะห์น้อยมาก ดังนั้นเราจึงสามารถแยกพิจารณาในแต่ละแบบของการถ่ายเทความร้อนได้ตามสมมติฐานดังกล่าว

2.2.1 การนำความร้อน (Conduction Heat Transfer)

การนำความร้อนเป็นรูปแบบหนึ่งของการถ่ายเทความร้อน ในลักษณะของการแลกเปลี่ยน จากบริเวณที่มีอุณหภูมิสูงไปยังบริเวณที่มีอุณหภูมิต่ำ โดยเคลื่อนที่แบบจลน์ (Kinetic motion) หรือการชนกันโดยตรงของโมเลกุลซึ่งเป็นลักษณะที่เกิดขึ้นในของไหลที่หยุดนิ่ง ส่วนในกรณีของโลหะนั้นจะเป็นการไหลของกระแสอิเล็กตรอน สำหรับของแข็งที่เป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดีจะมีจำนวนอิเล็กตรอนมากมายที่เคลื่อนไหวอยู่ภายในโครงสร้างของโมเลกุล (Lattice) ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าวัตถุที่เป็นตัวนำไฟฟ้าที่ดีจะเป็นตัวนำความร้อนที่ดีตามไปด้วย ยกตัวอย่างเช่น ทองแดง เงิน เหล็ก ฯลฯ อันเป็นผลจากการนำหรือการถ่ายเทพลังงานความร้อน โดยอิเล็กตรอนอิสระเหล่านี้

กฎสหสัมพันธ์ของการนำความร้อนโดยถือเกณฑ์จากการสังเกตจากการทดลอง กำเนิดจากบิโอต์ (Biot) แต่ต่อมานักฟิสิกส์-คณิตศาสตร์ชาวฝรั่งเศส ชื่อ โจเซฟ ฟูรีเยร์ (Joseph Fourier) นำ

หลักการนี้มาใช้วิเคราะห์เป็นทฤษฎีความร้อน กฎนี้กล่าวว่า อัตราการไหลของการนำความร้อนในทิศทางที่กำหนดเป็นสัดส่วนกับพื้นที่ตั้งฉากกับทิศทางการไหลของความร้อนและเกรเดียนของอุณหภูมิในทิศทางนั้น สำหรับการไหลของความร้อนในทิศทาง x กฎฟูริเยร์กำหนดเป็น

$$q_x = -kA \frac{dT}{dx} \quad (2.1)$$

$$q_x'' = \frac{q_x}{A} = -k \frac{dT}{dx} \quad (2.2)$$

โดยที่ q_x คือ อัตราการนำความร้อนผ่านพื้นที่ A ในทิศทางบวก x มีหน่วยเป็น W

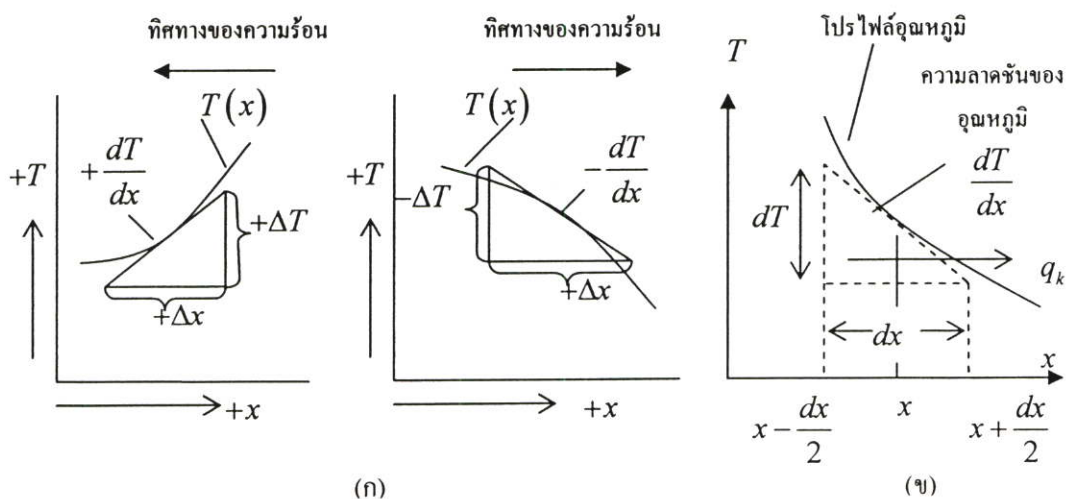
q_x'' คือ ฟลักซ์ความร้อนในทิศทางบวก x มีหน่วยเป็น W/m^2

k คือ ค่าสภาพการนำความร้อนของวัสดุ (Thermal conductivity of material) มี

หน่วยเป็น $W/m \cdot K$

A คือ พื้นที่ที่ความร้อนไหลผ่าน มีหน่วยเป็น m^2

จากสมการ (2.1) นี้มีชื่อเรียกว่า กฎการนำความร้อนของฟูริเยร์ (Fourier's law of conduction) ถ้าอุณหภูมิลดลงในทิศทางบวกของ x แล้ว dT/dx เป็นลบ ดังนั้น q_x'' (หรือ q_x) มีค่าเป็นบวก เนื่องจากสมการมีเครื่องหมายติดลบอยู่ เพราะฉะนั้นเครื่องหมายลบจึงต้องใส่ในสมการและเพื่อให้แน่ใจว่า q_x'' (หรือ q_x) เป็นปริมาณบวก เมื่อการไหลของความร้อนอยู่ในทิศทางบวกของ x ในทางกลับกันเมื่อทางด้านขวามือของสมการเป็นลบ แสดงว่าการไหลของความร้อนอยู่ในทิศทางลบของ x

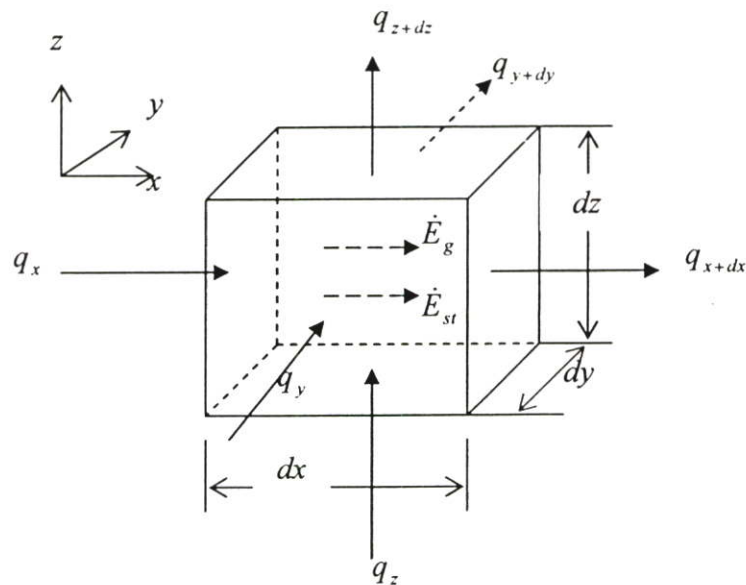


รูปที่ 2.1 (ก) แสดงเครื่องหมายของค่า dT/dx สำหรับการนำความร้อน

(ข) แสดงทิศทางการไหลของความร้อน

จุดประสงค์หลักในการวิเคราะห์การนำความร้อนก็เพื่อที่จะหาสนามอุณหภูมิ (Temperature field) ในตัวกลางหนึ่งซึ่งเป็นผลมาจากเงื่อนไขซึ่งสอดคล้องกับขอบเขตของมัน นั่นคือ ต้องทราบการกระจายของอุณหภูมิ (Temperature distribution) เมื่อทราบค่านี้ก็จะสามารถหาฟลักซ์ความร้อนที่จุดใดๆ ในตัวกลางนั้น จากกฎฟูริเยร์ การหาค่านี้ทำได้โดยใช้กฎของพลังงาน (Energy conservation) กับปริมาตรควบคุมคิฟเฟอเรนเชียลซึ่งระบุกระบวนการถ่ายพลังงาน และใช้สมการอัตราที่เหมาะสม ผลลัพธ์ที่ได้จะเป็นสมการคิฟเฟอเรนเชียลซึ่งคำตอบของมันจะให้การกระจายอุณหภูมิในตัวกลางหรือวัตถุนั้น

พิจารณາัตวกลางเนื้อเดียวกันซึ่งมีเกรเดียนอุณหภูมิจริง และการกระจายอุณหภูมิ $T(x, y, z)$ กำหนดในพิกัดคาร์ทีเซียน (Cartesian coordinates) เรากำหนดปริมาตรควบคุมเล็กๆมาๆ $dx \cdot dy \cdot dz$ ตามที่แสดงในรูปที่ 2.1 ถ้ามีเกรเดียนอุณหภูมิแล้วการนำความร้อนจะเกิดขึ้นข้ามแต่ละอันของผิวควบคุม อัตราการนำความร้อนนี้จะตั้งฉากกับผิวควบคุมแต่ละอันที่ตำแหน่งโคออร์ดิเนต x, y, z ซึ่งแสดงโดยเทอมของ q_x, q_y, q_z ตามลำดับ อัตราการนำความร้อนที่ผิวตรงข้ามสามารถกระจายโดยอนุกรมเทย์เลอร์ (Taylor series expansions) โดยไม่คิดเทอมลำดับสูงๆ (Higher order terms) จะได้



รูปที่ 2.2 แสดงปริมาณควบคุม $dx \cdot dy \cdot dz$

$$q_{x+dx} = q_x + \frac{\partial q_x}{\partial x} dx \quad (2.3)$$

$$q_{y+dy} = q_y + \frac{\partial q_y}{\partial y} dy \quad (2.4)$$

$$q_{z+dz} = q_z + \frac{\partial q_z}{\partial z} dz \quad (2.5)$$

ภายในตัวกลางมีแหล่งพลังงานซึ่งสามารถผลิตอัตราความร้อนได้ เทอมนี้แทนด้วย

$$\dot{E}_g = \dot{q} dx dy dz \quad (2.6)$$

โดยที่ \dot{q} คืออัตราพลังงานที่ผลิตขึ้นในตัวกลางต่อหนึ่งหน่วยปริมาตร (W/m^3) นอกจากนี้ยังมีพลังงานซึ่งเก็บไว้โดยวัตถุหรือตัวกลางในปริมาตรควบคุม ซึ่งคือ

$$\dot{E}_{st} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} dx dy dz \quad (2.7)$$

โดยที่ $\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t}$ คืออัตราการเปลี่ยนแปลงพลังงานภายในของตัวกลางต่อหนึ่งหน่วยปริมาตรต่อเวลาที่เปลี่ยนแปลง

เมื่อใช้กฎทรงพลังงานกับปริมาตรควบคุมจะได้

$$\dot{E}_{in} + \dot{E}_g - \dot{E}_{out} = \dot{E}_{st} \quad (2.8)$$

ดังนั้นจะเห็นว่า อัตราการนำความร้อนประกอบด้วยการไหลเข้า (\dot{E}_{in}) และไหลออก (\dot{E}_{out}) ของพลังงานและแทนสมการ (2.6) และ (2.7) ได้

$$(q_x + q_y + q_z) + \dot{q} dx dy dz - (q_{x+dx} - q_{y+dy} - q_{z+dz}) = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} dx dy dz \quad (2.9)$$

แทนด้วยสมการ (2.3 - 2.5) ได้

$$-\frac{\partial q_x}{\partial x} dx - \frac{\partial q_y}{\partial y} dy - \frac{\partial q_z}{\partial z} dz + \dot{q} dx dy dz = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} dx dy dz \quad (2.10)$$

จากกฎของฟูริเยร์ อัตราการนำความร้อนเป็น

$$q_x = -k dy dz \frac{\partial T}{\partial x}, q_y = -k dx dz \frac{\partial T}{\partial y}, q_z = -k dx dy \frac{\partial T}{\partial z} \quad (2.11)$$

โดยการแทน (2.11) และ (2.10) และหารตลอดด้วยมิติของปริมาตรควบคุม ($dx dy dz$) จะได้

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) + \dot{q} = \rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.12)$$

สมการ (2.12) เป็นรูปทั่วไปของสมการที่กระจายของความร้อนในพิกัดคาร์ทีเซียน โดยทั่วไปสมการนี้เรียกว่า สมการความร้อน เป็นเครื่องมือพื้นฐานสำหรับวิเคราะห์การนำความร้อน จากคำตอบของสมการ เราจะได้การกระจายอุณหภูมิเป็นฟังก์ชันของเวลา จากสมการความร้อนสามารถกล่าวได้ว่า ที่จุดใดๆ ในตัวกลางอัตราการนำความร้อนสุทธิในปริมาตรหนึ่งหน่วยรวมกับอัตราการผลิตความร้อนเชิงปริมาตรต้องมีค่าเท่ากับอัตราการเปลี่ยนแปลงของพลังงานความร้อนที่สะสมไว้ภายในปริมาตรนั้น

สำหรับกรณี ค่า k มีค่าคงที่ จะได้ว่า

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{\dot{q}}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2.13)$$

โดยที่ $\alpha = k / \rho c_p$ เรียกว่า ค่าการที่กระจายความร้อน (Thermal diffusivity) ของวัสดุ คุณสมบัติทางเทอร์โมฟิสิกส์ที่สำคัญนี้ก็คือเป็นอัตราส่วนของค่าการนำความร้อนของวัสดุต่อค่าความจุความร้อน ค่า α มาก หมายความว่า วัสดุมีการถ่ายเทความร้อนโดยการนำมากกว่าที่พลังงานที่เก็บเอาไว้มากหรือความร้อนแพร่กระจายตลอดวัตถุอย่างรวดเร็ว มีหน่วยเป็น m^2 / s

2.2.1.1 ค่าการนำความร้อน (Thermal Conductivity), k

ค่าการนำความร้อนเป็นคุณสมบัติอย่างหนึ่งของวัสดุ นิยามตามความหมายด้วยสมการ (2.1) ค่าการนำความร้อนที่อุณหภูมิต่างๆ ของแก๊สนั้นไม่สามารถหาได้จากการวิเคราะห์ ดังนั้นข้อมูลเกี่ยวกับการนำความร้อนส่วนใหญ่ของวัสดุจึงได้มาจากการวัดและการทดสอบ โดยทั่วไปแล้วค่าการนำความร้อนของวัสดุจะแปรค่าไปตามอุณหภูมิ แต่การใช้งานส่วนใหญ่จะใช้ค่าการนำความร้อนคงที่ที่หาจากอุณหภูมิลึ้น ซึ่งก็ให้ผลเป็นที่น่าพอใจ ตารางที่ เป็นตัวอย่างค่าการนำความร้อนของโลหะ อโลหะ ของเหลวและแก๊สบางชนิด

ตารางที่ 2.1 ค่าการนำความร้อน k ของโลหะ อโลหะ ของแข็ง ของเหลว และแก๊สบางชนิด

ชนิดของวัสดุ	ค่าการนำความร้อนที่ 300 K ($W / m \cdot K$)
ทองแดง	386
อะลูมิเนียม	204
เหล็กคาร์บอน	54
แก้ว	0.75
พลาสติก	0.2- 0.3
น้ำ	0.6
เอทิลไกลคอล (Ethyl glycol)	0.2
น้ำมันเครื่อง	0.15
ฟร็อนเหลว	0.07
ไฮโดรเจน	0.18
อากาศ	0.026

กลไกการถ่ายเทความร้อนโดยการนำของแก๊สสามารถอธิบายได้จากทฤษฎีคิเนเมติกว่า เนื่องจากโมเลกุลของแก๊สมีการเคลื่อนที่อิสระ ไม่มีเส้นทางการเคลื่อนที่ที่แน่นอนตายตัว ดังนั้นเมื่อโมเลกุลเหล่านั้นเกิดการชนกันขึ้นก็จะมีการแลกเปลี่ยนพลังงานและโมเมนตัมซึ่งกันและกัน แต่เนื่องจากโมเลกุลที่มีอุณหภูมิสูงนั้นมีพลังงานจลน์มากกว่า ดังนั้นเมื่อโมเลกุลจากบริเวณที่มีอุณหภูมิสูงเคลื่อนที่ไปยังบริเวณที่มีอุณหภูมิต่ำกว่าก็จะพาเอาพลังงานจลน์ในบริเวณที่ต่ำกว่านั้นด้วย และเมื่อโมเลกุลที่มีพลังงานจลน์สูงเกิดการชนกันกับโมเลกุลที่มีพลังงานจลน์ต่ำกว่าก็จะมี การถ่ายเทพลังงานเกิดขึ้น กลไกการนำความร้อนทางกายภาพภายในของเหลวก็มีลักษณะ เช่นเดียวกัน แต่เนื่องจากโมเลกุลของของเหลวนั้นมีจำนวนหนาแน่นกว่า และสนามของแรงในของเหลวก็มีบทบาทต่อการถ่ายเทพลังงานมากกว่า ดังนั้นลักษณะการถ่ายเทความร้อนจึงมีความ ซับซ้อนกว่าแก๊ส จะเห็นได้ว่าค่าการนำความร้อนของแก๊สต่าง ๆ นั้นเกือบจะไม่ขึ้นอยู่กับขนาด ของความดันเลย ยกเว้นในช่วงที่อยู่ใกล้จุดวิกฤตเท่านั้น โดยการวิเคราะห์จากการแลกเปลี่ยน พลังงานจลน์อย่างง่าย ๆ ปรากฏค่าการนำความร้อนของแก๊สเพิ่มขึ้นตามกำลังสองของอุณหภูมิ สัมบูรณ์

ค่าการนำความร้อนของของเหลวเป็นฟังก์ชันของอุณหภูมิและจะเห็นได้ว่า ค่าการนำความร้อน ของของเหลวต่างๆ ยกเว้นค่าการนำความร้อนของน้ำจะเพิ่มขึ้นตามอุณหภูมิ แต่การเปลี่ยนแปลง ค่าการนำความร้อนนั้นมีค่าน้อยมากจนสามารถถือว่ามีค่าคงที่ที่อุณหภูมิเฉลี่ยค่าหนึ่งของการใช้งาน ส่วนใหญ่ และไม่ปรากฏว่าค่าการนำความร้อนนั้นขึ้นอยู่กับขนาดของความดันเลย พลังงานความร้อนในวัสดุที่เป็นของแข็งนั้นจะถูกเคลื่อนย้ายโดยอิเล็กตรอนอิสระและการสั่นสะเทือนภายใน

โครงสร้างโดยปกติแล้วการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนอิสระจะเป็นการเคลื่อนที่ที่มีบทบาทสำคัญ และเนื่องจากภายในตัวนำไฟฟ้าที่ดีนั้นจะมีจำนวนอิเล็กตรอนเป็นจำนวนมากเคลื่อนที่ไปมาอยู่ภายในโครงสร้างของมัน ดังนั้นตัวนำไฟฟ้าที่ดี จึงเป็นตัวนำความร้อนที่ดีด้วย ในทำนองเดียวกัน วัสดุที่เป็นฉนวนไฟฟ้าที่ดี ก็จะเป็นฉนวนความร้อนที่ดีด้วยเช่นเดียวกัน อย่างไรก็ตามสมรรถนะในการป้องกันความร้อนของฉนวนจะดีหรือไม่ขึ้นอยู่กับความสามารถในการกักอากาศไว้ในรูพรุนของโครงสร้างของวัสดุเหล่านั้น การถ่ายเทความร้อนในวัสดุเหล่านั้นเกิดขึ้นได้หลายวิธีด้วยกัน เช่น การนำความร้อนผ่านโครงสร้างแบบเส้นใยและโครงสร้างที่เป็นรูพรุน การนำและการพาความร้อนผ่านอากาศที่ถูกกักไว้ในโพรงว่างและการแผ่รังสีความร้อนในระหว่างโครงสร้างที่หีบคั้นต่างๆ ซึ่งมีบทบาทสำคัญสำหรับในกรณีที่มีอุณหภูมิสูงๆ และในบริเวณที่เป็นสุญญากาศ ปัจจุบันได้มีการพัฒนาฉนวนกันความร้อนแบบพิเศษไว้สำหรับการใช้งานในที่ที่อุณหภูมิต่ำถึง 25 K ชั้นฉนวนพิเศษเหล่านี้ประกอบด้วยชั้นของวัสดุที่สามารถสะท้อนความร้อนได้ดีเป็นจำนวนหลายๆชั้น ฉนวนแต่ละชั้นจะถูกคั่นด้วยช่องว่างที่เป็นสุญญากาศเพื่อไม่ให้เกิดการนำและพาความร้อนน้อยที่สุด ฉนวนพิเศษเหล่านี้จะให้ค่าการนำความร้อนต่ำถึง $0.02 \text{ W/m}\cdot\text{K}$

2.2.2 การพาความร้อน (Convection Heat Transfer)

เมื่อของไหลไหลผ่านวัตถุที่เป็นของแข็งหรือไหลผ่านภายในช่องทางการไหล โดยที่อุณหภูมิของของไหลและผิวของแข็งมีค่าแตกต่างกัน การถ่ายเทความร้อนระหว่างของไหลและผิวของของแข็งจะเกิดขึ้นเมื่อของไหลเคลื่อนที่สัมผัสกับผิวของของแข็ง กลไกของการถ่ายเทความร้อนแบบนี้เรียกว่า การพาความร้อน ถ้าการเคลื่อนที่ของของไหลเกิดขึ้นโดยแรงภายนอกมาบังคับทำให้ของไหลไหลผ่านบนพื้นผิว การถ่ายเทความร้อนแบบนี้เรียกว่า การพาความร้อนแบบบังคับ (Force convection) ถ้าการเคลื่อนที่ของของไหลเกิดจากแรงลอยตัว ซึ่งเป็นผลมาจากความแตกต่างของความหนาแน่นที่เกิดจากความแตกต่างของอุณหภูมิภายในของไหล การถ่ายเทความร้อนแบบนี้เรียกว่า การพาความร้อนแบบอิสระ (Free convection) การคำนวณหาการกระจายอุณหภูมิและการถ่ายเทความร้อนแบบการพาความร้อน ในทางปฏิบัติเป็นเรื่องที่มีความซับซ้อนมาก เพื่อให้การคำนวณหาการถ่ายเทความร้อนง่ายขึ้นระหว่างผิวที่ร้อน T_w และอุณหภูมิของของไหลเย็นที่ไหลผ่านบนผิวที่อุณหภูมิ T_f ตามที่แสดงในรูปที่ 2.3 ค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อน (h) ถูกกำหนดเป็น

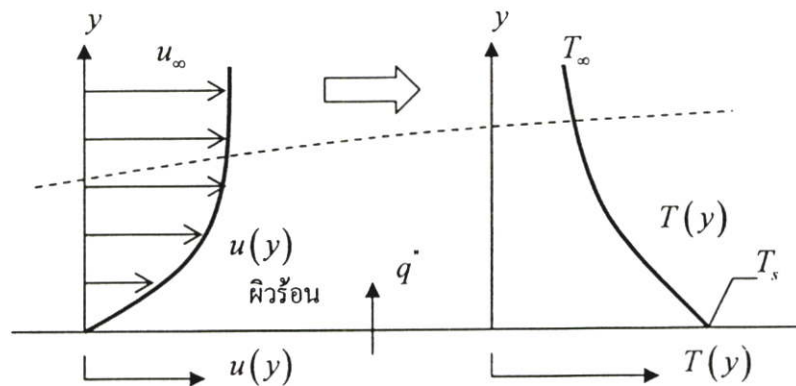
$$q'' = h[T_w - T_f] \quad (2.14)$$

โดยที่ q'' เป็นฟลักซ์ความร้อนที่ถ่ายเทจากผนังร้อนไปยังของไหลที่เย็น มีหน่วยเป็น (W/m^2) ถ้าการถ่ายเทความร้อนเกิดจากของไหลที่ร้อนไปยังผนังเย็น จะได้ว่า

$$q'' = h(T_f - T_w) \quad (2.15)$$

โดยที่ q'' เป็นฟลักซ์ความร้อนที่ถ่ายเทจากของไหลที่ร้อนไปยังผนังเย็น สมการ เป็นสมการที่ได้มาจากกฎการเย็นตัวของนิวตัน (Newton's law of cooling) โดยที่อุณหภูมิมีหน่วยเป็นเซลเซียสหรือเคลวิน และค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อน h มีหน่วยเป็น $W/(m^2 \cdot ^\circ C)$

ค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อน h (Convection heat transfer coefficient) จะมีค่าแปรเปลี่ยนไปตามชนิดของการไหล เช่น การไหลแบบลามินาร์หรือการไหลแบบเทอร์บูเลนต์ รูปทรงของวัตถุ พื้นที่ที่ติดของไหลไหลผ่าน คุณสมบัติทางฟิสิกส์ของของไหล อุณหภูมิเฉลี่ย และตำแหน่งต่างๆ ตามพื้นที่ผิวของวัตถุ นอกจากนี้ยังขึ้นกับกลไกของการถ่ายเทความร้อนว่าเป็นการพาความร้อนแบบบังคับหรือเป็นการพาความร้อนแบบอิสระ ค่าของ h จะแปรเปลี่ยนไปตามตำแหน่งต่างๆ ตามพื้นที่ผิววัตถุ ดังนั้นเพื่อความสะดวกจะใช้ค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อนเฉลี่ยตลอดพื้นผิว แทนค่า h ที่ตำแหน่งนั้นๆ ในการพิจารณาการพาความร้อนตลอดทั้งพื้นผิว h_m สมการและ ค่า h จึงถูกแทนด้วยค่า h_m ดังนั้นค่า q'' จึงเป็นค่าฟลักซ์ความร้อนเฉลี่ยตลอดบริเวณที่พิจารณา



รูปที่ 2.3 การพัฒนาชั้นของขอบเขตในการพาความร้อน

ตารางที่ 2.2 ค่าโดยประมาณของสัมประสิทธิ์การพาความร้อนเฉลี่ย

ประเภทของการพาความร้อนและชนิดของของไหล	\bar{h}_c ($W/m \cdot K$)
การพาความร้อนแบบอิสระ, อากาศ	5-25
การพาความร้อนแบบอิสระ, น้ำ	20-100
การพาความร้อนแบบบังคับ, อากาศ	10-200
การพาความร้อนแบบบังคับ, น้ำ	50-10,000
น้ำที่กำลังเดือด	3,000-100,000
ไอน้ำที่กำลังกลั่นตัว	5,000-100,000

2.2.3 การแผ่รังสีความร้อน (Radiation heat transfer)

ความร้อนจากการนำและการพาจะเคลื่อนที่ผ่านได้เฉพาะในกรณีที่มีวัตถุมาเป็นตัวกลางเท่านั้น สำหรับความร้อนจากการแผ่รังสีนั้นจะสามารถเคลื่อนที่ผ่านได้โดยไม่ต้องมีตัวกลางเลย เช่น ในบริเวณที่มีสุญญากาศ เป็นต้น พลังงานความร้อนจากการแผ่รังสีนั้นจะเคลื่อนที่ไปในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความเร็วเท่ากับความเร็วแสง ซึ่งมีความเร็วเท่ากับ 3×10^8 cm/s พลังงานที่เคลื่อนที่ไปในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีอยู่มากมายหลายชนิด เช่น รังสีเอ็กซ์ รังสีอินฟราเรด แต่สำหรับในที่นี้จะพิจารณาแต่เพียงพลังงานความร้อนจากการแผ่รังสีเท่านั้น

จำนวนพลังงานที่ส่งออกจากผิววัตถุในรูปรังสีความร้อน นั้นขึ้นอยู่กับอุณหภูมิสัมบูรณ์และลักษณะผิว วัตถุที่สามารถแผ่รังสีได้สูงสุดหรือที่เรียกว่า วัตถุดำ นั้นจะมีอัตราการแผ่รังสีความร้อนเป็น

$$q_r = \sigma AT^4 \quad (2.16)$$

เมื่อ q_r = อัตราความร้อนจากการแผ่รังสี มีหน่วยเป็น W

A = พื้นที่ของตัวแผ่รังสีความร้อน มีหน่วยเป็น m^2

T = อุณหภูมิผิวของตัวแผ่รังสีความร้อน มีหน่วยเป็น K

σ = ค่าคงที่สเตฟาน-โบลทซ์มันน์ (Stefan-Boltzmann constant) มีค่าเท่ากับ 5.67×10^{-8}
 $W/m \cdot K$

จะเห็นได้จากสมการ 2.16 อัตราความร้อนจากการแผ่รังสีของวัตถุดำนี้แปร โดยตรงกับกำลังสี่ของอุณหภูมิสัมบูรณ์ และทั้งๆที่อัตราการแผ่รังสีความร้อนไม่ขึ้นอยู่กับสภาพของสิ่งแวดล้อม ก็ปรากฏว่าอัตราการถ่ายเทความร้อนสุทธิของการแผ่รังสีจะขึ้นอยู่กับความแตกต่างของอุณหภูมิระหว่างวัตถุ 2 ชิ้นหรือมากกว่า 2 ชิ้นที่กำลังแลกเปลี่ยนความร้อนซึ่งกันและกัน ถ้าวัตถุดำแผ่รังสีความร้อนไปยังวัตถุที่อยู่รอบๆ และวัตถุที่อยู่รอบๆก็เป็นวัตถุดำ(สามารถดูดซึมพลังงานจากการแผ่

รังสีที่มาจากกระทบบได้หมด) คั่วแล้ว อัตราการถ่ายเทความร้อนสุทธิจากการแผ่รังสีของวัตถุดำที่มีอุณหภูมิไปยังวัตถุดำที่อยู่รอบๆซึ่งมีอุณหภูมิเป็น T_2 จะมีค่าเป็น

$$q_r = \sigma A_1 (T_1^4 - T_2^4) \quad (2.17)$$

เมื่อ T_1 = อุณหภูมิผิวของวัตถุดำ; K

T_2 = อุณหภูมิผิวของวัตถุที่อยู่รอบๆ (เป็นวัตถุดำคั่ว); K

วัตถุจริงจะไม่สามารถแผ่รังสีความร้อนได้มากเท่ากับตัวแผ่รังสีในจินตนาการที่เรียกว่าวัตถุดำ แต่จะแผ่รังสีได้น้อยกว่า ถ้าหากที่อุณหภูมิเท่ากันนั้นวัตถุจริงจะสามารถแผ่รังสีความร้อนในอัตราส่วนที่คงที่กับวัตถุดำได้ทุกความยาวคลื่นแล้ว วัตถุจริงนั้นจะมีชื่อเรียกว่า วัตถุเทา ซึ่งจะแผ่รังสีความร้อนในอัตรา

$$q_r = \sigma \varepsilon AT^4 \quad (2.18)$$

ส่วนอัตราการถ่ายเทความร้อนสุทธิจากการแผ่รังสีของวัตถุเทาที่อุณหภูมิ T_1 ไปยังวัตถุดำที่อยู่รอบๆและมีอุณหภูมิเป็น T_2 จะมีค่าเป็น

$$q_r = \sigma A_1 \varepsilon_1 (T_1^4 - T_2^4) \quad (2.19)$$

เมื่อ ε_1 ค่าการแผ่รังสีของวัตถุเทา มีค่าเท่ากับอัตราส่วนของความร้อนจากการแผ่รังสีของวัตถุเทากับวัตถุดำเมื่อมีอุณหภูมิเท่าๆกัน

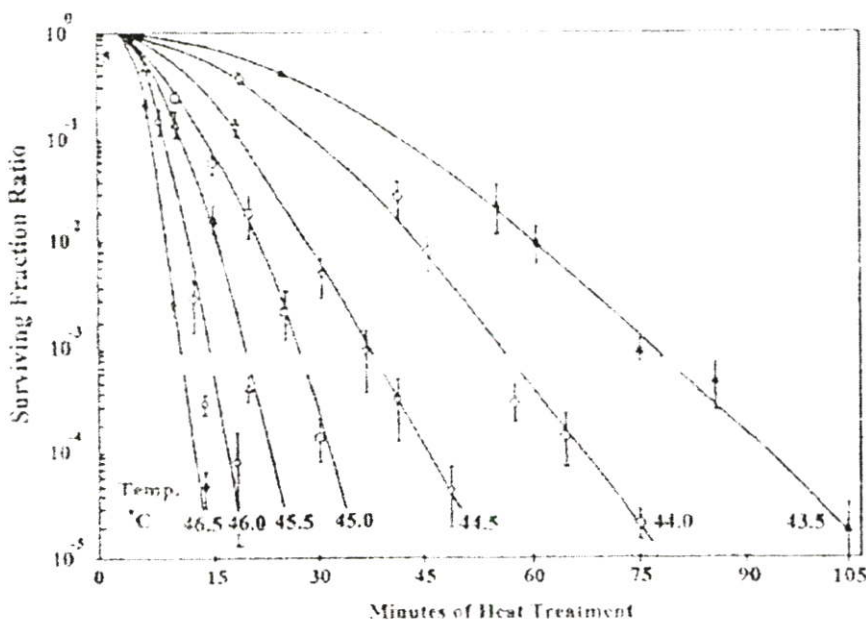
สำหรับกรณีที่วัตถุทั้งสองต่างไม่ใช่วัตถุที่สามารถแผ่รังสีความร้อนได้สูงสุดดังที่มีชื่อว่าวัตถุดำ และถ้าวัตถุทั้งสองต่างก็มีความสัมพันธ์ทางด้านรูปร่างซึ่งกันและกันแล้ว อัตราการถ่ายเทความร้อนสุทธิจากการแผ่รังสีระหว่างวัตถุทั้งสองจะมีค่าเป็น

$$q_r = \sigma A_1 \mathcal{F}_{1-2} (T_1^4 - T_2^4) \quad (2.20)$$

เมื่อ \mathcal{F}_{1-2} = โมดูลัสที่ใช้คัดแปลงสมการการแผ่รังสีความร้อนของวัตถุดำเพื่อใช้หาอัตราการถ่ายเทความร้อนระหว่างวัตถุจริงที่คิดค่าการแผ่รังสีและความสัมพันธ์ทางด้านรูปร่างรวมเข้าไปด้วย

2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนรักษาโรคมะเร็งเป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41-45 องศาเซลเซียส [24], [25] เซลล์ที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะถูกผลกระทบและมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับ อุณหภูมิการใช้ความร้อนในการรักษามะเร็ง ได้มีการพัฒนาเทคนิคที่เรียกว่า Hyperthermia cancer therapy ซึ่งมีการใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนเป็นการรักษามะเร็ง รูปแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ ทดลอง และอธิบายได้ ซึ่ง ปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษามะเร็งด้วยความร้อนอาศัยหลักการให้ความร้อนกับ เซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41-50 องศาเซลเซียสและการรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของ ปรัชญาการแพทย์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษาคือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตามรูปที่ 2.4 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลาที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตาย จากรูปที่ 2.4 เมื่อ ให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้ เซลล์มะเร็งมะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงกว่าเซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมากและไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.4 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [8]

2.4 สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bioheat Equation)

ในรูปแบบสมการการกระจายตัวของความร้อน [9], [10] ใช้ในการวิเคราะห์การกระจายความร้อน ภายในเนื้อเยื่อช่วงคลื่นความถี่วิทยุ ภายในสมการได้พิจารณาถึงกระแสที่ไหลผ่านภายในเนื้อเยื่อ พลังงานที่ถูกเก็บสะสมในรูปแบบของความร้อน การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านจากตัวอิเล็กโทรดลงสู่เนื้อเยื่อตัว การกระจายตัวของกระแสไฟฟ้าและการเก็บสะสมพลังงานในช่วงความถี่วิทยุ การแปรพลังงานที่สะสมเป็นรูปแบบของความร้อนที่กระจายตัวออกไปรอบๆเนื้อเยื่อ ซึ่งรูปแบบของสมการที่ครอบคลุมตัวแปรต่างๆเกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตัว ดังนี้

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + J \cdot E - h_{bl} (T - T_{bl}) + Q_m \quad (2.21)$$

$$h_{bl} = \rho_{bl} c_{bl} \omega_{bl} \quad (2.22)$$

โดยที่

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3)

c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะ ($\text{J/kg}\cdot\text{K}$)

k = ค่าการนำความร้อน ($\text{W/m}\cdot\text{K}$)

J = ค่าความหนาแน่นของกระแส (A/m^2)

E = ความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)

T_{bl} = อุณหภูมิของเลือด (โดยกำหนดให้มีอุณหภูมิที่ 37C)

ρ_{bl} = ความหนาแน่นจำเพาะของเลือด (kg/m^3)

c_{bl} = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเลือด ($\text{J/kg}\cdot\text{K}$)

ω_{bl} = อัตราการไหลของเลือด ($1/\text{s}$)

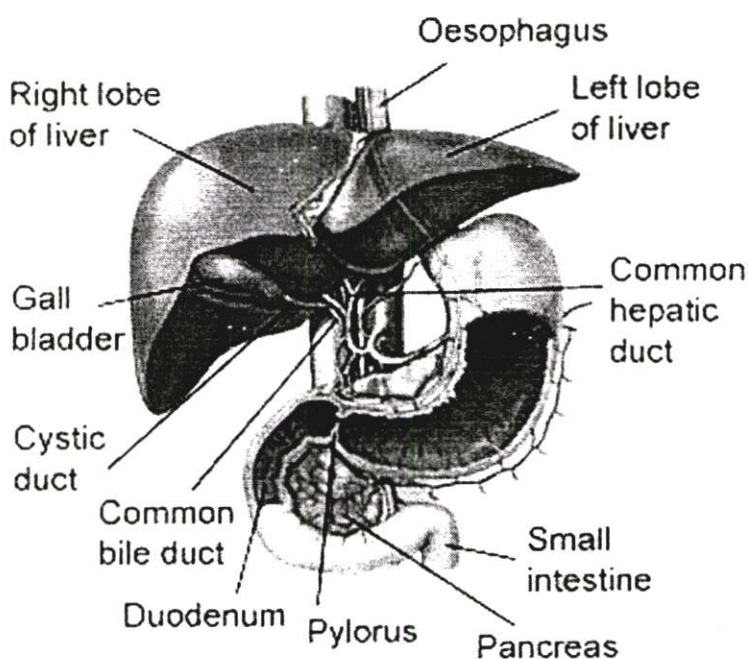
h_{bl} = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนของเลือดที่ไหลเวียน

Q_m = พลังงานที่เกิดจากการกระบวนการเมตาบอลิซึม (W/m^3)

จากสมการความร้อนทางชีววิทยา ที่ได้นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ได้ละทิ้งค่าตัวแปร ในส่วนของพลังงานที่เกิดขึ้นโดยกระบวนการเมตาบอลิซึมของเลือด (Q_m) ซึ่งค่าตัวแปรนี้ถือว่ามีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับปริมาณ $J \cdot E$

2.5 ลักษณะทางกายวิภาคเบื้องต้นของตับ

ตับโดยปกติในผู้ใหญ่จะมีน้ำหนักราว 1.3 ถึง 3.0 กิโลกรัม ในขณะที่มีชีวิต ตับมีสีน้ำตาลแกมแดง มีลักษณะนุ่มและฉีกขาดง่าย ตับเป็นอวัยวะที่มีขนาดใหญ่ที่สุดเป็นอันดับสอง รองจากผิวหนัง และเป็นต่อมที่มีขนาดใหญ่ที่สุดในร่างกาย ตับจะมีรูปร่างคล้ายลิ้นขนาดใหญ่ แต่ด้านบนด้านหน้า และด้านหลังกลมมน ตับจะวางตัวอยู่ทางด้านขวาบนของช่องท้องและอยู่ใต้กระบังลม นอกจากนี้บางส่วนของตับยังวางอยู่บนกระเพาะอาหาร ปลายทางด้านซ้ายสุดของตับจะชี้ไปทางม้าม และบนพื้นผิวด้านหน้าของตับยังมีถุงน้ำดีวางตัวอยู่อีกด้วย พื้นผิวของตับเกือบทั้งหมดจะถูกคลุมด้วยเยื่อช่องท้อง ซึ่งเป็นเยื่อสองชั้นที่คลุมอยู่บนอวัยวะต่างๆทางด้านหน้าของช่องท้องเพื่อลดการเสียดสีระหว่างอวัยวะ ส่วนใหญ่ของตับอยู่ทางขวา วัดจากหน้าไปหลังยาว 12.5 เซนติเมตร และจะลดเหลือครึ่งเดียวในแนวกลางตัว

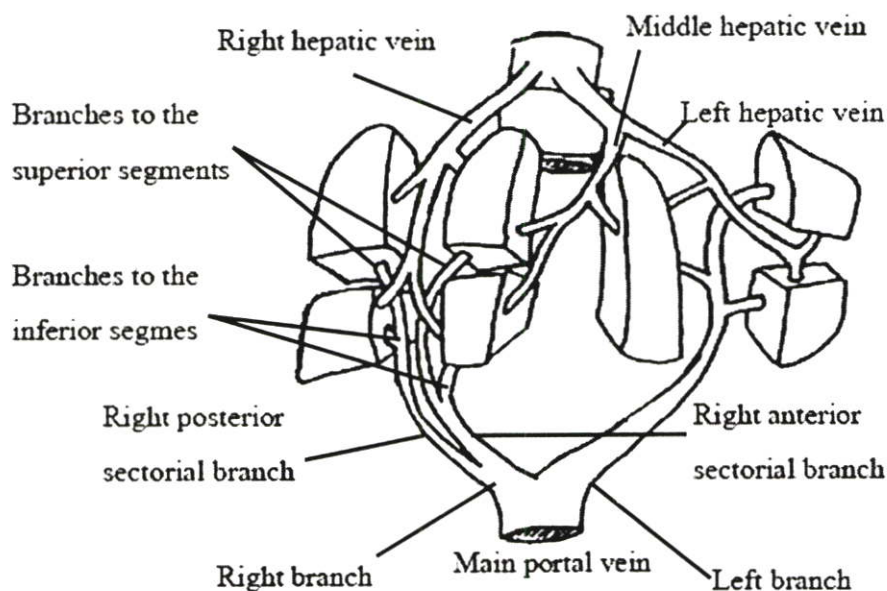


รูปที่ 2.5 แสดงลักษณะกายวิภาคของตับ

2.5.1 การไหลเวียนเลือดในตับ (Hepatic circulation)

การไหลเวียนเลือดในส่วนของตับนั้นค่อนข้างจะแตกต่างจากการไหลเวียนเลือดในส่วนอื่นๆ กล่าวคือตับจะรับเลือดแดงจากหลอดเลือดแดงเฮปาทิกประมาณ 30-40 % ของเลือดทั้งหมดที่ผ่านเข้ามาในตับ และจะรับเลือดอีกส่วนหนึ่งประมาณ 60-70 % จากหลอดเลือดดำพอร์ทัล ความดันเลือดในหลอดเลือดแดงเฮปาทิกมีค่าประมาณ 90 มิลลิเมตรปรอทแต่เมื่อเลือดเข้ามาอยู่ในหลอดเลือดฝอยไซนูซอยด์ (Sinusoids) ภายในตับแล้วจึงมีความดันเพียง 10-13 มิลลิเมตรปรอท

ดังนั้นเมื่อมีการเพิ่มความดันเลือดในหลอดเลือดดำใหญ่เข้าสู่หัวใจ (Inferior vena cava) ก็จะทำให้มีความดันเลือดในหลอดเลือดดำพอร์ทัลสูงขึ้น จนทำให้มีเลือดคั่งอยู่ในตับและทำให้เกิดการซึมออกของ plasma ลงในช่องท้องได้



รูปที่ 2.6 แสดงลักษณะทางกายภาพของเส้นเลือดต่างๆภายในตับ

2.5.2 หน้าที่การทำงานของตับ

ตับเป็นอวัยวะที่สำคัญมากอันหนึ่งของร่างกายทำหน้าที่มากกว่าอวัยวะอื่นๆหลายอวัยวะ นอกจากนี้มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการย่อยอาหารแล้วตับยังมีหน้าที่อื่นๆ อีกดังนี้

1. สร้างน้ำดีซึ่งหน้าที่เป็นน้ำย่อยอาหารและเป็นตัวขับถ่ายสารจำพวกคลอเลสเทอรอล
2. สะสมคาร์โบไฮเดรต ไว้ในรูปของไกลโคเจน (glycogen) และเมื่อร่างกายต้องการจะปล่อยเข้ากระแสเลือดในรูปของกลูโคส
3. สร้างโปรตีนที่พบในพลาสมาเป็นต้นว่า Albumin, Heparin และ Fibrinogen ซึ่งจำเป็นสำหรับทำให้เลือดแข็งตัว
4. สังเคราะห์ Prothrombin โดยอาศัยวิตามินเคช่วย
5. สังเคราะห์กรดอะมิโนจากสารประกอบต่างๆ
6. เคลื่อนย้ายหมู่อะมิโนออกจากกรดอะมิโน
7. เป็นแหล่งสร้างเม็ดเลือดแดงในทารกขณะอยู่ในครรภ์ เมื่อทารกคลอดหน้าที่นี้จะหยุดไป
8. สลายฮีโมโกลบินของเม็ดเลือดแดงออกเป็น Globin และ Heme จากนั้น Kupffer's cell ในตับจะสลาย Heme ออกเป็น Biliverdin และธาตุเหล็ก

9. เป็นที่เก็บสะสมวิตามินบี12 ซึ่งจำเป็นอย่างยิ่งในการสร้างเม็ดเลือดแดงเพื่อป้องกันโรคโลหิตจาง
10. เป็นที่เก็บสะสมวิตามินเอและวิตามินดี
11. เก็บสะสมธาตุเหล็กและทองแดง
12. ทำลายสิ่งที่เป็นพิษ (Detoxification) ต่อร่างกาย กำจัดแอมโมเนียในเลือดโดยเปลี่ยนให้เป็นยูเรียซึ่งมีพิษน้อย
13. เป็นศูนย์กลางเมตาบอลิซึมของคาร์โบไฮเดรตและไขมัน

2.6 โรคมะเร็ง

มะเร็งเป็นโรคร้ายชนิดหนึ่ง ซึ่งเป็นได้ทั้งในสัตว์และมนุษย์ทุกชนชาติทุกภาษา ทุกเพศ ทุกวัย และทุกฐานะ มนุษย์ไม่ว่าจะอยู่ในป่าหรือในเมืองของทุกประเทศ ทุกทวีปในส่วนต่างๆของโลกมีโอกาสมะเร็งได้เหมือนกัน ผิดกันแต่ตำแหน่งของอวัยวะที่เป็นเท่านั้น ซึ่งเป็นมากน้อยต่างกัน โรคมะเร็งกำลังเป็นปัญหาทางสาธารณสุขที่สำคัญของทุกประเทศทั่วโลก ไม่ว่าจะเป็นประเทศที่พัฒนาแล้ว หรือประเทศที่กำลังพัฒนา ในมโนภาพของบุคคลทั่วไป โรคมะเร็งเป็นโรคที่น่ากลัวรักษาให้หายขาดได้ยาก และเมื่อเป็นแล้วส่วนใหญ่จะต้องเสียชีวิตทุกรายด้วยความทรมาน ความจริงแล้วโรคมะเร็งส่วนใหญ่จะสามารถรักษาให้หายขาดได้ ถ้าได้รับการรักษาด้วยวิธีการที่ถูกต้องตั้งแต่ในระยะที่เพิ่งเริ่มเป็น

มะเร็งคือ ก้อน ตุ่มไต ที่ผิดปกติที่ปรากฏภายในหรือบริเวณผิวหนังของร่างกาย เรียกรวมๆกันว่า เนื้องอก(Neoplasm, Neoplasia, New growth, Tumor) เนื้องอกนี้เกิดขึ้นมาใหม่จากเนื้อเยื่อของร่างกาย อยู่นอกเหนือการควบคุมของร่างกาย และไม่มีประโยชน์หรือมีโทษต่อร่างกาย เนื้องอกแบ่งออกเป็น 2 ชนิด

1. เนื้องอกชนิดธรรมดา (Benign tumor) โดยปกติจะมีผลต่อร่างกายน้อยมาก นอกจากเกิดในอวัยวะที่มีเนื้อที่จำกัด เช่น ภายในสมอง ทำให้เกิดการกดดันต่อเนื้อสมองปกติโดยรอบอย่างมาก ทำให้เสียชีวิตได้ หรืออาจเกิดภาวะแทรกซ้อน เช่น ก้อนเนื้องอกที่มีก้านอาจบิดตัว ทำให้เกิดความเจ็บปวด เกิดการเน่าตายของก้อนเนื้องอก มีเลือดออก หรือมีการติดเชื้อได้ และต่อมาเนื้องอกที่มีการสร้างฮอร์โมน เช่น เนื้องอกของต่อมใต้สมอง ต่อมหมวกไต ตับอ่อน เป็นต้น ทำให้ร่างกายมีการผิดปกติในระบบฮอร์โมนเป็นอย่างมาก

2. เนื้องอกชนิดร้าย (Malignant tumor) หรือที่เรียกกันทั่วไปว่ามะเร็ง(Cancer) นั่นเอง มะเร็งอาจจะเกิดในลักษณะที่เป็นก้อนมะเร็ง หรืออาจจะเกิดในลักษณะที่เซลล์มะเร็งกระจายไปทั่วระบบอวัยวะนั้นๆ อาทิ เช่นมะเร็งเม็ดเลือดขาว เซลล์มะเร็งจะกระจายไปทั่วระบบการไหลเวียนเลือด เป็นต้น ฉะนั้น มะเร็งคือ เนื้องอกชนิดร้ายที่เกิดขึ้นมาใหม่จากเนื้อเยื่อปกติของร่างกาย มีการเจริญเติบโตอยู่นอกเหนือการควบคุมร่างกาย และมีโทษต่อร่างกาย เซลล์มะเร็งจะมีการแบ่งตัว

อย่างรวดเร็ว ทำให้เกิดเป็นก้อนหรือเป็นแผลมะเร็งขนาดใหญ่ ลักษณะการโตของก้อนมะเร็งจะเป็นแบบแทรกซึม หรือมีส่วนยื่นเข้าไปในเนื้อเยื่อปกติโดยรอบ การแทรกซึมเช่นนี้ จึงมีการทำลายหลอดเลือดทำให้มีเลือดออก หรือจากการที่ก้อนมะเร็งโตเร็วมาก จนขาดเลือดไปหล่อเลี้ยง จึงเกิดการเน่าตายของเซลล์มะเร็ง และมีลักษณะที่สำคัญของมะเร็งคือ เซลล์มะเร็งจากมะเร็งปฐมภูมิสามารถแพร่กระจายไปได้ทั่วร่างกาย ไปเกิดขึ้นใหม่เป็นมะเร็งทุติยภูมิตรงส่วนอื่นของร่างกายที่อยู่ห่างไกลออกไป มะเร็งแต่ละชนิดจะมีความรุนแรงแตกต่างกันและยังขึ้นอยู่กับความสัมพันธ์เฉพาะระหว่างมะเร็งนั้นกับตัวผู้ป่วยโดยตรง ความรุนแรงจึงแตกต่างกันในแต่ละบุคคล แต่ละก้อนมะเร็งในคนเดียวกันหรือแม้แต่มะเร็งก้อนเดียวกันยังมีอัตราการเจริญเติบโตไม่เท่ากัน มะเร็งบางชนิดมีการแพร่กระจายได้รวดเร็วมาก แม้ว่าจะเพิ่งเริ่มเป็น มะเร็งแต่ละชนิดชอบแพร่กระจายไปเฉพาะอวัยวะบางอวัยวะเท่านั้น เช่น มะเร็งเต้านม ชอบแพร่กระจายไปที่กระดูกหรือตับมากกว่าอวัยวะอื่น เป็นต้น

2.6.1 การแพร่กระจายของมะเร็ง

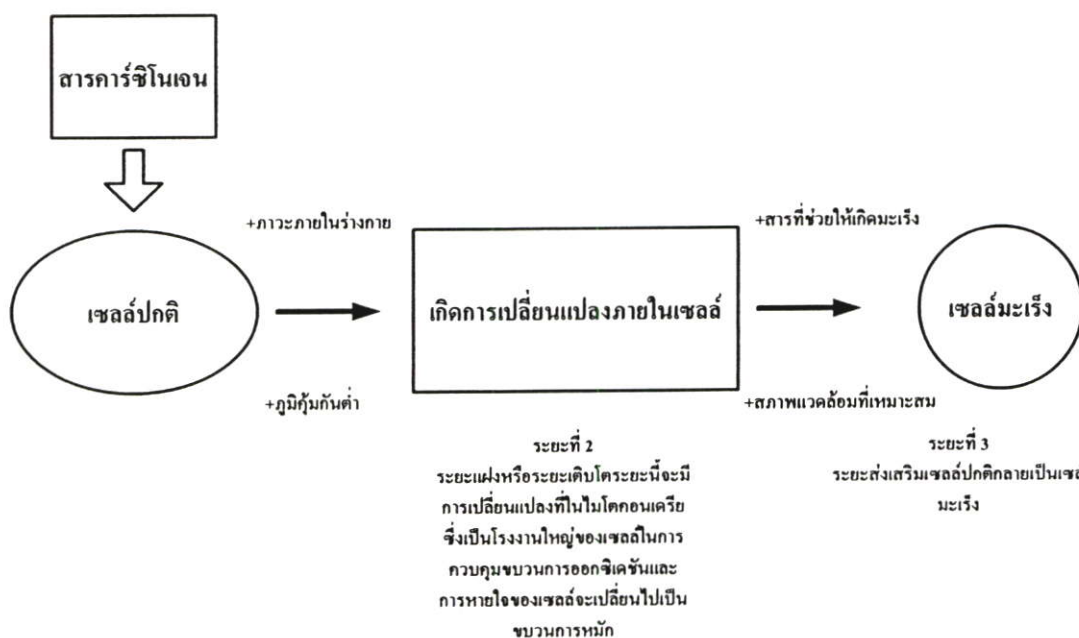
นอกจากก้อนมะเร็งจะมีการเติบโตแทรกซึมเข้าไปในเนื้อเยื่อปกติโดยรอบแล้ว ยังมีการแพร่กระจายไปได้ไกลๆ เพราะเซลล์มะเร็งมักจะหลุดออกจากกันได้ง่าย เนื่องจากที่ผนังของเซลล์มะเร็งจะมีแคลเซียมไอออนน้อยกว่า และมีประจุไฟฟ้ามากกว่าที่ผนังของเซลล์ปกติ นอกจากนี้ ยังพบว่าในก้อนมะเร็งยังมีน้ำย่อยที่จะละลายเนื้อเยื่อต่างๆ เช่น น้ำย่อยโปรตีน (Protease) น้ำย่อยสารไฮอะลิน (Hyaluronidase) และน้ำย่อยอะมิโนเปปไทด์ (Amino peptidase) เซลล์มะเร็งมักจะมีรูปทรงกลมต่างจากเซลล์ปกติ ซึ่งมักจะเป็นรูปแบน ดังนั้นเซลล์มะเร็งจึงมีส่วนสัมผัสและการยึดเหนี่ยวระหว่างเซลล์น้อย

ทฤษฎีของการแพร่กระจายมะเร็ง ในปัจจุบันนี้มีทฤษฎีที่เชื่อกันมาก 3 ทฤษฎีคือ

1. ทฤษฎีทางกลศาสตร์ (Mechanical theory) โดยเซลล์จะหลุดออกจากกันได้ง่าย แล้วแทรกตัวเข้าผนังของหลอดเลือดหรือหลอดน้ำเหลือง (Diapedesis) เหมือนเม็ดเลือดขาว หรือจากการแตกของหลอดเลือด ทำให้เซลล์มะเร็งเข้าไปในกระแสเลือดหรือกระแสน้ำเหลืองได้
2. ทฤษฎีของการเลือกเฉพาะ (Selective affinity theory) ลักษณะของอวัยวะที่แพร่กระจายจะมีความสำคัญและควบคุมลักษณะของการแพร่กระจาย อวัยวะบางอย่างเหมาะที่จะเป็นตำแหน่งที่แพร่กระจายของมะเร็งบางชนิด
3. ทฤษฎีการเปลี่ยนรูป (Transformation theory) คือ ดีเอ็นเอจีโนม (DNA genome) จะเข้าไปในเซลล์ปกติ และร่วมกับมีความบกพร่องในระบบภูมิคุ้มกันของร่างกาย ทำให้เซลล์ปกติเปลี่ยนเป็นเซลล์มะเร็ง

2.6.2 ขั้นตอนการเกิดมะเร็ง

โดยสรุปแล้ว การเกิดมะเร็งมีปัจจัยหลายอย่างรวมๆกัน ขั้นตอนการเกิดมะเร็งแบ่งออกเป็น 3 ระยะ ซึ่งถ้านับระยะเวลาตั้งแต่เซลล์ปกติได้รับสารก่อมะเร็งจนกระทั่งเห็นเป็นก้อนมะเร็งจะใช้เวลานานเป็นปีหรือหลายปี เมื่อเกิดเป็นเซลล์มะเร็งขึ้นแล้ว เนื่องจากเซลล์มะเร็งมีความพิการหรือมีการผิดปกติที่ยีน หรือโครโมโซม ฉะนั้น เซลล์มะเร็งจะแบ่งตัวอย่างรวดเร็วและให้เซลล์ลูกที่เป็นเซลล์มะเร็งเสมอ จะไม่แบ่งตัวให้เซลล์ลูกที่เป็นเซลล์ปกติ ลักษณะเช่นนี้เรียกว่า เซลล์มะเร็ง มีคุณสมบัติของการถ่ายทอดตรง (Breed-true property) เซลล์มะเร็งมีการเจริญเติบโตโดยมีวงชีพของเซลล์เหมือนเซลล์ปกติ คือเมื่อเซลล์แบ่งตัวให้เป็นเซลล์ลูก 2 เซลล์แล้ว บางเซลล์อาจอยู่นอกวงชีพของเซลล์เรียกว่า ระยะจี0 (G₀) ซึ่งเป็นเซลล์ที่ไม่มีการเจริญเติบโต แต่ไม่ตายและอาจกลับเข้าสู่วงชีพของเซลล์ได้ถ้ามีสิ่งกระตุ้น เซลล์ส่วนใหญ่จะเข้าสู่ระยะจี 1 (G₁, Presynthetic หรือ postmitotic) เป็นระยะที่เซลล์เริ่มแสดงลักษณะเฉพาะของมัน และในตอนท้ายๆของระยะนี้จะมีการเตรียมการสร้างดีเอ็นเอโดยการสร้างน้ำย่อยต่างๆ ถัดไปเป็นระยะเอส (S, Synthetic phase) คือมีการสร้างดีเอ็นเอ จากนั้นจะเข้าสู่ระยะจี2 (G₂, Postsynthetic หรือ perimitotic phase) ซึ่งไม่มีการสร้างดีเอ็นเออีก แต่มีการสร้างโปรตีนเพิ่มเพื่อนำไปสร้างอาร์เอ็นเอ และสุดท้ายเซลล์จะเข้าสู่ระยะเอ็ม (M) คือระยะการแบ่งตัว (Mitotic phase) เซลล์มะเร็งจะสร้างดีเอ็นเอช้ากว่าหรือใกล้เคียงกับเซลล์ปกติแต่เซลล์มะเร็งตายยากกว่า เพราะเซลล์ค้างอยู่ในระยะใดระยะหนึ่งของวงชีพของเซลล์ ส่วนใหญ่ที่พบคือในระยะจี 1 และจี 0 การที่เซลล์มะเร็งมักมีอัตราการแบ่งตัวเร็วกว่าเซลล์ปกติ จึงเป็นผลให้เซลล์มะเร็งรวมตัวกันโตเป็นก้อน

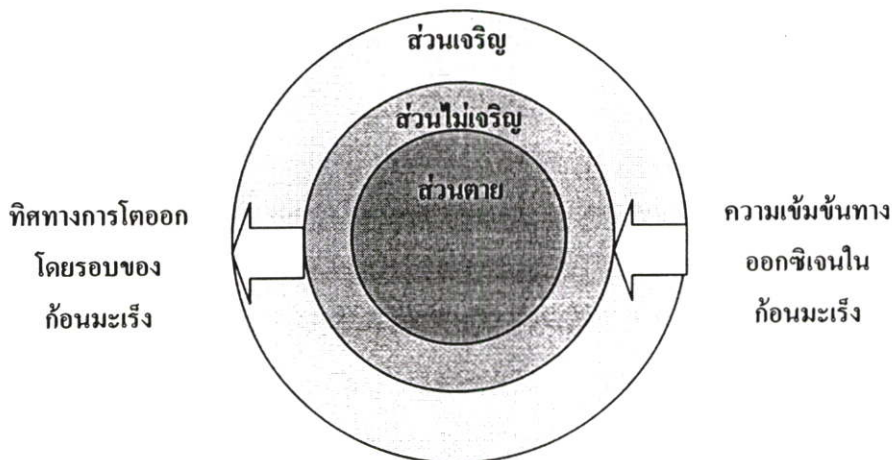


รูปที่ 2.7 แผนภาพแสดงขั้นตอนของการเกิดมะเร็ง

การศึกษาอัตราการเจริญเติบโตของเซลล์มะเร็งโดยเฉพาะเป็นก้อน อาจทำงานๆ โดยการวัดระยะเวลาที่เซลล์มะเร็งแบ่งตัวจนปริมาณของก้อนมะเร็งเป็น 2 เท่า ความแตกต่างในการเจริญเติบโตของแต่ละก้อนมะเร็งในผู้ป่วยรายเดียวกัน หรือต่างคนกัน หรือแม้แต่ในก้อนมะเร็งก้อนเดียวกันยังมีการเจริญเติบโตเร็วช้าต่างกัน มีมะเร็งบางชนิดในคนที่ก้อนโตช้ามากๆ ทั้งที่เซลล์มีอัตราการแบ่งตัวเร็ว ทั้งนี้เนื่องจากปัจจัยหลายอย่าง เช่น เซลล์กลับไปอยู่นอกวงชีพ ทำให้ไม่มีการแบ่งตัว หรือมีการหลุดลอกออกไป หรือมีการตายของเซลล์ เช่น แก่ตาย ถูกบีบคั้นตาย ขาดอาหาร หรือขาดออกซิเจน หรือถูกทำลายโดยระบบภูมิคุ้มกันของร่างกายโดยเม็ดเลือดบางชนิด ก้อนมะเร็งแต่ละก้อนจะมีหลอดเลือดมาเลี้ยง โดยเฉพาะ จึงมีผู้เชื่อกันว่าการโตของก้อนมะเร็งจะถูกควบคุมโดยสารชนิดหนึ่งที่เรียกว่า สารกระตุ้นการเจริญของเซลล์บุผนังด้านในของหลอดเลือดฝอย (Tumour angiogenesis factor-TAF) การมีหลอดเลือดฝอยใหม่ๆ เกิดได้เร็ว ก็จะทำให้ก้อนมะเร็งโตขึ้นเร็วด้วย ก้อนมะเร็งอาจแบ่งได้เป็น 3 ส่วน คือ

1. ส่วนเจริญ เป็นส่วนรอบนอกของก้อนเซลล์ได้รับอาหารและออกซิเจนจากหลอดเลือดอย่างสมบูรณ์แบ่งตัวได้เร็ว
2. ส่วนที่ไม่เจริญอยู่ลึกถัดเข้ามา เป็นเซลล์ที่ยังมีชีวิตแต่ไม่แบ่งตัว ส่วนใหญ่อยู่ในระยะจี 1
3. ส่วนที่แกนหรือส่วนตาย อยู่ตรงกลางของก้อนมะเร็ง ประกอบด้วยเซลล์ที่ตายแล้ว เพราะขาดออกซิเจน หรือถูกบีบคั้น แต่เซลล์ชั้นนอกๆ ของส่วนนี้อาจจะไม่ตายแต่ไม่แบ่งตัว และส่วนใหญ่อยู่ในระยะจี 0 เพราะเซลล์สามารถได้กำลังงานจากการสลายตัวของไกลโคเจนในเซลล์เมื่ออยู่ในภาวะที่ขาดออกซิเจนเหมือนบัคเคเรียบางชนิด

เนื่องจากออกซิเจนจากหลอดเลือดฝอยจะมีการซึมซาบได้ในระยะจำกัด และถ้าเซลล์อยู่ห่างจากหลอดเลือดฝอยเกินกว่าระยะทาง 150 ไมโครมิเตอร์ จะถือว่าเซลล์นั้นอยู่ในภาวะขาดออกซิเจน ฉะนั้น เมื่อก้อนมะเร็งมีขนาดโตขึ้น ส่วนแกนหรือส่วนตายจะมีขนาดโตขึ้นด้วย ในขณะที่ส่วนเจริญและส่วนไม่เจริญมักจะมีขนาดคงที่



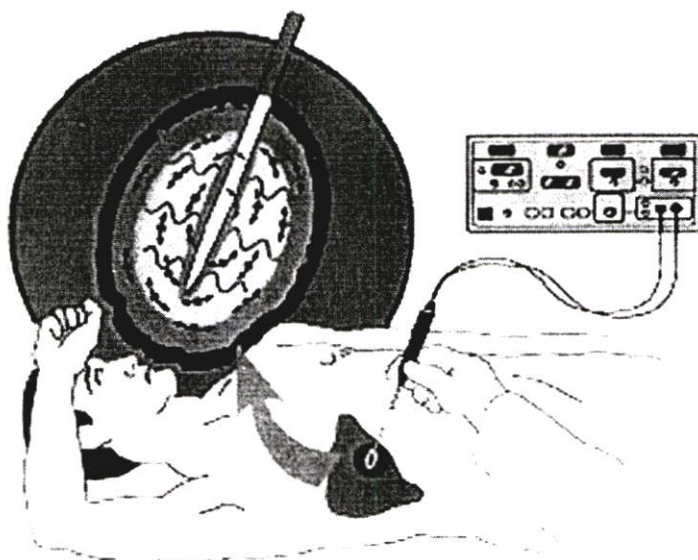
รูปที่ 2.8 แผนภาพแสดงลักษณะของก้อนมะเร็ง

2.7 หลักการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ

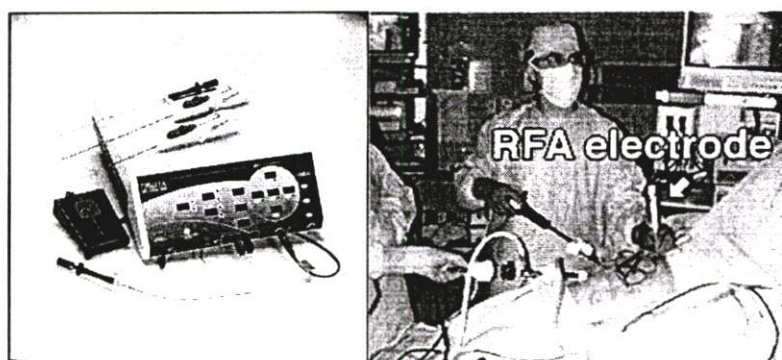
ในปัจจุบันผู้ที่ป่วยเป็นมะเร็ง ที่เกิดขึ้นในตับ มีอัตราการตายมากกว่า 1 ล้านคนต่อปีทั่วโลก วิธีการรักษาในปัจจุบันก็มีอยู่หลายวิธี ซึ่งวิธีการรักษามะเร็งตับที่ใช้กันอยู่ในอดีตถึงปัจจุบันก็จะมีดังนี้คือ

1. การผ่าตัด เป็นวิธีการรักษาที่สามารถทำให้ผู้ป่วยหายขาดได้แน่นอนกว่าวิธีอื่น และถือว่าการผ่าตัดเอาก้อนมะเร็งออกเป็นวิธีที่ดีที่สุด แต่ก็มีผู้ป่วยจำนวนหนึ่งประมาณ 20-70% ที่ไม่สามารถเข้ารับการผ่าตัดได้ เนื่องจากมีข้อจำกัดจากปัจจัยหลายอย่าง เช่น ตำแหน่งของก้อนมะเร็ง, ขนาดและจำนวนก้อนมะเร็ง, ความแข็งแรงและสภาพความพร้อมของผู้ป่วยที่จะรับการผ่าตัด หรือมีโรคตับแข็งหรือโรคอื่น เช่น โรคหัวใจ ร่วมด้วย นอกจากวิธีการผ่าตัดแล้ว มีการศึกษาวิจัยว่า การให้ยาเคมีบำบัดทางหลอดเลือดดำและการฉายรังสีนั้น ให้ผลการรักษาที่ไม่ด้อยกว่าในผู้ป่วยกลุ่มนี้
2. การฉีดยาเคมีบำบัดและสารอุดกั้นหลอดเลือดผ่านทางสายสวนหลอดเลือดแดง (Transarterial-cholesterol chemoembolization; TOCE) เป็นวิธีการรักษาโดยการฉีดยาเคมีบำบัดเข้าทางเส้นเลือดแดงที่ไหลผ่านตรงไปเลี้ยงก้อนมะเร็ง ทำให้ก้อนมะเร็งยุบหรือฝ่อได้ แต่โอกาสที่จะหายขาดนั้นมีน้อย
3. การฉีดทำลายมะเร็งด้วยแอลกอฮอล์ Alcohol ablation (Percutaneous ethanol injection; PEI) เป็นวิธีการรักษาโดยจะใช้เข็มสอดผ่านทางผิวหนังเข้าไปฉีดสารแอลกอฮอล์ 95% ethanol ที่ก้อนมะเร็งที่มีขนาดเล็กกว่า 3 เซนติเมตร เป็นวิธีการรักษาที่แพทย์เลือกทำมากที่สุด ซึ่งจะนำวิธีการนี้มาทำการรักษาผู้ป่วยที่ผ่าตัดไม่ได้
4. การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ (Microwave ablation) เป็นการรักษาโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ ผ่านทางเข็มทำให้เซลล์มะเร็งเกิดความร้อนและตายไปในที่สุด ใช้ได้กับก้อนมะเร็งขนาด 3-5 เซนติเมตร
5. การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยความเย็น (Cryosurgery) เป็นวิธีการรักษาโดยใช้ความเย็นจัดที่อุณหภูมิ ต่ำกว่า -35 องศาเซลเซียส จี้ทำลายก้อนมะเร็ง การรักษาด้วยวิธีนี้ต้องมีการผ่าตัดร่วมด้วย ดังนั้นจึงอาจทำให้เกิดโรคแทรกซ้อนได้ และนอกจากนี้แล้วการรักษาด้วยวิธีนี้ก็มักค่าใช้จ่ายในการรักษาที่สูงด้วย
- 6.การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยเลเซอร์ (Laser ablation) Laser-induced thermotherapy; LiTT โดยการรักษาด้วยวิธีนี้จะใช้แสงเลเซอร์ยิงทำลายก้อนมะเร็ง การรักษาโดยใช้เลเซอร์พบว่าค่าใช้จ่ายในการรักษาค่อนข้างสูง
7. การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (Radiofrequency Ablation; RFA) เป็นวิธีการรักษาต่ำสุด คือการนำคลื่นวิทยุความถี่สูง (radiofrequency) มาเหนี่ยวนำให้เกิดความร้อนต่อเนื้อเยื่อผ่านทางเข็มที่สอดผ่านทางผิวหนังเข้าไปที่ก้อนมะเร็ง ทำให้เซลล์มะเร็งแห้งฝ่อตายในที่สุด ใช้ได้กับมะเร็งขนาดไม่เกิน 5-7 เซนติเมตร เป็นวิธีที่แพทย์เลือกใช้แทนการฉีดทำลายเซลล์มะเร็งด้วยแอลกอฮอล์

การรักษาในรูปแบบการใช้คลื่นความถี่วิทยุ (Radiofrequency Ablation) เป็นวิธีการรักษามะเร็งที่ถูกนำมาใช้รักษาในกรณีที่ผู้ป่วยไม่สามารถทำการผ่าตัดได้ โดยวิธีการรักษารูปแบบนี้ให้ผลการรักษาที่ดี สะดวก รวดเร็วและมีภาวะแทรกซ้อนต่ำ ซึ่งการรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุจะกระทำโดยการสอดเข็มเข้าไปในก้อนมะเร็งและปล่อยคลื่นความถี่วิทยุเข้าไปจนทำให้เกิดความร้อนและความร้อนนี้เองก็จะทำให้เกิดการทำลายก้อนมะเร็ง ซึ่งบางส่วนของก้อนมะเร็งจะกลายเป็นก๊าซ ขณะที่บางส่วนเกิดการหดตัวและถูกพังผืด (Fibrous tissue) แทรกเข้ามาทดแทน



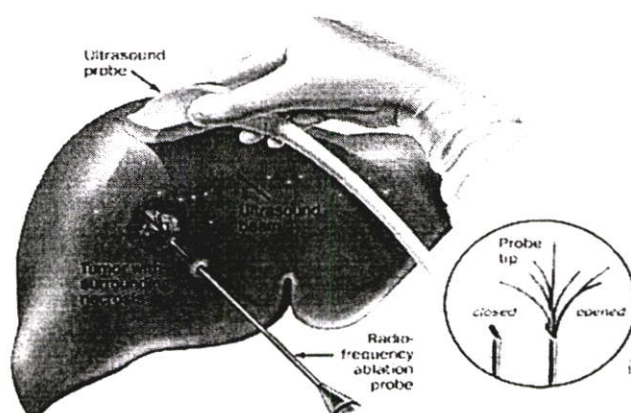
รูปที่ 2.9 แสดงรูปแบบการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ



รูปที่ 2.10 แสดงลักษณะของเครื่องกำเนิดความถี่วิทยุและอิเล็กโทรด ในการรักษามะเร็งด้วย คลื่นความถี่วิทยุ

การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ เป็นวิธีการใช้เครื่องจีให้ก้อนมะเร็งฝ่อลง หลักการทำงานคือเครื่องกำเนิด (Generator) จะปล่อยกระแสไฟฟ้าผ่านไปยังโพรบ โดยตัวผู้ป่วยจะเป็นส่วนหนึ่งของวงจรด้วยการติดแผ่นอิเล็กโทรดลงบนผิวหนัง ซึ่งอยู่ใกล้กับบริเวณก้อนมะเร็ง โดยใช้

การเหนี่ยวนำไฟฟ้าจากเครื่อง ทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 300-500 kHz และจะใช้โพรบที่มีลักษณะเป็นเข็ม ขนาด 17G-14G (เส้นผ่าศูนย์กลางกลาง 1.6-2.0 mm) ยาวประมาณ 20 เซนติเมตร หรือเข็มขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร สอดเข้าไปก่อนมะเร็งทำให้ก้อนมะเร็งเกิดความร้อนขึ้น การทำให้เกิดความร้อน 40 องศาเซลเซียสขึ้นไป นาน 15-20 นาที จะสามารถทำให้เกิดรอยแผล (Tumor necrosis) ได้ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 40-50 มิลลิเมตร โดยหลักการนี้คือทำให้เกิดความร้อนที่มากพอจะทำให้เซลล์ตายและให้เวลานานพอที่จะแผ่ขยายออกไปรอบๆ โดยไม่ทำให้ก้อนมะเร็งถูกเผาไหม้เกรียมได้ขนาดหนึ่ง แต่การเพิ่มเวลาไม่ได้ทำให้เพิ่มขนาดปริมาตรที่เซลล์ตาย เพราะเนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้ อิเล็กโทรด จะร้อนขึ้นเรื่อยๆจนเซลล์แผ่ห่างลงหรือไหม้เกรียม และกลายเป็นฉนวน ทำให้มีความต้านทานสูงขึ้น ส่งผลให้ส่งคลื่นความถี่วิทยุได้น้อยลง และมีการกระจายความร้อนน้อยลงไปด้วยดังนั้นเข็มแต่ละชนิดจะมีข้อกำหนด สำหรับการทำให้ตายเซลล์มะเร็งเฉพาะของตนเอง โดยทั่วไป เข็มทำจากโลหะไม่เป็นสนิมอย่างดี มีความแข็งแรงสูง หุ้มด้วยวัสดุที่ไม่ทำให้เกิดความร้อนหรือทำลายเนื้อเยื่อส่วนดี ยกเว้นส่วนปลายเข็ม (Active zone) จะมีความยาวประมาณ 1-3 เซนติเมตรซึ่งเป็นบริเวณที่มีการเหนี่ยวนำให้เกิดความร้อน



รูปที่ 2.11 แสดงการใช้อัลตราซาวด์เป็นเครื่องมือนำทางหาตำแหน่งการรักษามะเร็งตับ

ในการรักษามะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ การรักษาจะทำโดยแพทย์ด้วยการเจาะผ่านผิวหนังเข้าไปยังก้อนมะเร็งตับ โดยใช้อัลตราซาวด์ (ultrasound), เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography) หรือ เอ็มอาร์ไอ (MRI; magnetic resonance imaging) เป็นเครื่องมือนำทางให้เข็มเข้าสู่เป้าหมายก้อนมะเร็ง โดยผู้ป่วยได้รับการฉีดยาเฉพาะที่ ยกเว้นในรายที่จำเป็นต้องผ่าตัดเปิดช่องท้อง เพื่อนำเข็มเข้าสู่เป้าหมายได้ตามต้องการ จากนั้นเนื้อเยื่อรอบปลายเข็มจะถูกกระตุ้นให้ต้นสะเก็ดร้อน จึงเกิดความร้อน 90-100 องศาเซลเซียส ซึ่งเป็นอุณหภูมิที่สามารถทำให้เซลล์มะเร็งตายได้ (เซลล์มะเร็งตายที่อุณหภูมิ 47-53 องศาเซลเซียส) โดยรอบปลายเข็ม หากทำตามข้อกำหนดที่วางไว้ก็จะไม่ก่อให้เกิดผลข้างเคียงต่อเนื้อเยื่อที่อยู่รอบๆ การรักษาวิธีนี้เป็น การรักษาที่จัดอยู่ใน

กลุ่ม Minimal invasive method spectrum of image-guided thermotherapy ด้วยหลักการนี้เอง ผลการรักษาจะขึ้นอยู่กับขนาดของก้อนมะเร็งและคุณพินิจของแพทย์ การรักษามะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุที่มีการใช้ในโรงพยาบาล และสถาบันการวิจัยต่างๆ มักใช้อัลตราซาวด์ เป็นตัวนำเข็มเข้าสู่เป้าหมาย เพราะสามารถมองเห็นขณะที่เข็มเคลื่อนเข้าสู่ก้อนมะเร็ง ได้ดีกว่าการใช้เครื่องมืออื่น นอกจากนี้อัลตราซาวด์สามารถจะเห็นขอบเขตสีขาวของความร้อนและปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นในก้อนมะเร็ง ขณะที่ทำการรักษาด้วย แต่ขอบเขตที่เห็นจากอัลตราซาวด์เป็นเพียงขอบเขตที่หวังผล Coagulated volume โดยประมาณเท่านั้น

บทที่ 3

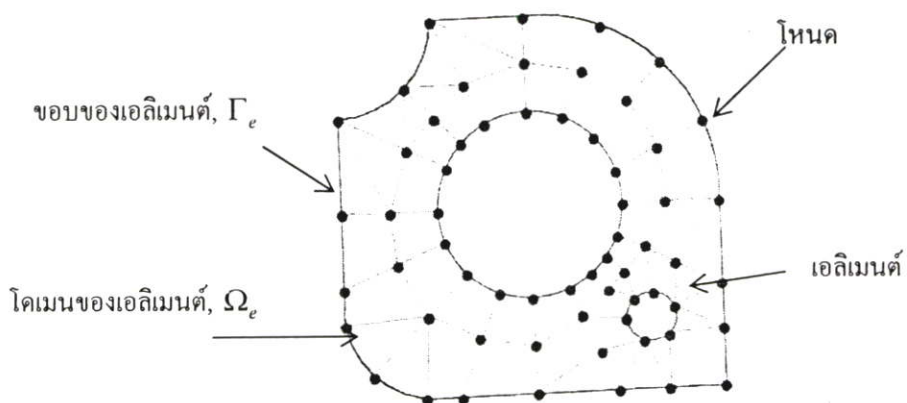
ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

3.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งจะประกอบด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ การแก้ปัญหทางความร้อนและไฟฟ้าแบบ 3 มิติ กระบวนการแก้ปัญหาวีไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์ และการประยุกต์ใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์

3.2 ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method) หรือ FEM เป็นวิธีการคำนวณเชิงตัวเลขชนิดหนึ่งสำหรับแก้สมการเชิงอนุพันธ์ ในการแก้ปัญหานี้ด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะทำการแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นเนื้อที่หลายๆชิ้นที่เรียกว่าเอลิเมนต์ (Element) ซึ่งสามารถจำลองรูปแบบที่เที่ยงตรง ดังรูปที่ 3.1 ในการแก้ปัญหาคือปัญหาหนึ่ง ปัญหานั้นจะต้องประกอบด้วยสมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดมา การหาค่าผลเฉลยแม่นยำ (Exact solution) จะประกอบด้วยค่าต่างๆ เป็นจำนวนอนันต์ ซึ่งเราไม่สามารถหาค่าผลเฉลยได้ จึงต้องเปลี่ยนค่าทั้งหมดที่เป็นอนันต์ให้เป็นจำนวนที่นับได้ (Finite) ทำการแทนรูปร่างลักษณะของปัญหาด้วยเอลิเมนต์ที่มีขนาดต่างๆกัน หลักการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะเริ่มจากการพิจารณาเอลิเมนต์ที่ละเอลิเมนต์ ทำการสร้างสมการให้แต่ละเอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ จากนั้นจึงนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่สร้างขึ้นมาประกอบเข้าด้วยกัน รวมเป็นระบบสมการชุดใหญ่ จากนั้นทำการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต ที่ให้มาลงในสมการชุดใหญ่ แล้วจึงทำการแก้สมการและจะเกิดผลเฉลยโดยประมาณที่ตำแหน่งต่างๆของปัญหานั้น



รูปที่ 3.1 แสดงแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ถูกแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์และโหนด

กระบวนการวิเคราะห์ปัญหาใดๆ โดยทั่วไปด้วยระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ จะประกอบไปด้วย 5 ขั้นตอนหลักๆ ดังนี้

ขั้นตอนที่ 1 การแบ่งโดเมนของปัญหาออกเป็นเอลิเมนต์ย่อยๆ กระบวนการขั้นตอนแรกนี้ โดยปกติจะใช้เวลามากในทางปฏิบัติ เพราะจำเป็นต้องสร้างรูปร่างของปัญหา (Geometry) อย่างถูกต้องขึ้นมาก่อน รูปร่างของปัญหาอาจประกอบด้วยส่วนเว้าส่วนโค้งที่มีความซับซ้อนในขั้นตอนนี้จึงจำเป็นต้องอาศัยความรู้อันประกอบไปด้วยประสบการณ์เป็นอย่างมาก

ขั้นตอนที่ 2 การเลือกใช้ชนิดของเอลิเมนต์ เอลิเมนต์ย่อยที่แบ่งบนโดเมนของปัญหานั้นอาจเป็นเอลิเมนต์ในรูปแบบของสามเหลี่ยมหรือสี่เหลี่ยมด้านไม่เท่าก็ได้ หากแบ่งออกเป็นเอลิเมนต์สามเหลี่ยม ตัวไม่รู้ค่า (Unknowns) จะอยู่ที่มุมทั้งสามของสามเหลี่ยมนั้น ซึ่งเรียกกันว่าจุดต่อ (Node) การเลือกใช้ชนิดของเอลิเมนต์จะสอดคล้องกับลักษณะการกระจายของตัวไม่รู้ค่าที่สมมติขึ้นบนเอลิเมนต์นั้นๆ เช่นหากเลือกใช้เอลิเมนต์สามเหลี่ยมแบบสามจุดต่อที่มุมทั้งสามแล้ว ลักษณะการกระจายของตัวไม่รู้ค่าบนเอลิเมนต์นั้นจะถูกสมมติให้อยู่ในรูปแบบของแผ่นเรียบ เป็นต้น แต่หากเลือกใช้เอลิเมนต์แบบสี่เหลี่ยมแบบสี่จุดต่อที่มุมทั้งสี่ ลักษณะการกระจายของตัวไม่รู้ค่าบนเอลิเมนต์สี่เหลี่ยมนี้อาจไม่เรียบแต่โค้งไปโค้งมาได้ ดังนั้นการเลือกใช้เอลิเมนต์ชนิดต่างๆ กันจึงมีผลโดยตรงกับผลลัพธ์ที่จะคำนวณได้

ขั้นตอนที่ 3 การประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ สมการเชิงอนุพันธ์ที่สอดคล้องกับปัญหาที่วิเคราะห์อยู่ นั้นจะถูกเปลี่ยนไปเป็นสมการทางพีชคณิตที่เรียกกันว่า สมการไฟไนต์เอลิเมนต์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ที่จะถูกสร้างขึ้นสำหรับแต่ละเอลิเมนต์เนื่องจากเอลิเมนต์ต่างมีขนาดไม่เท่ากัน กระบวนการประดิษฐ์สมการไฟไนต์เอลิเมนต์จากสมการเชิงอนุพันธ์นี้นับเป็นหัวใจหลักของระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์เพราะหากมีความเข้าใจในขั้นตอนนี้แล้วก็สามารถประยุกต์ใช้วิธีการทำนองเดียวกันนี้ในการแก้ปัญหาชนิดอื่นๆ ได้

ขั้นตอนที่ 4 การรวมสมการไฟไนต์เอลิเมนต์เข้าด้วยกันแล้วแก้ระบบสมการใหญ่ สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ที่อยู่ในรูปแบบของสมการทางพีชคณิตซึ่งได้ประดิษฐ์ขึ้นสำหรับแต่ละเอลิเมนต์ในขั้นตอนที่แล้วจำเป็นต้องนำมารวมกันอย่างถูกต้องและมีหลักการ การประกอบสมการไฟไนต์เอลิเมนต์แต่ละสมการเข้าด้วยกัน จะก่อให้เกิดระบบสมการขนาดใหญ่ จากนั้นจึงประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตของปัญหานั้นๆ ก่อนแก้ระบบสมการขนาดใหญ่ชุดนั้นเพื่อหาผลลัพธ์ที่จุดต่อ ซึ่งผลลัพธ์ที่จุดต่อเหล่านี้ อาจแทนค่าอุณหภูมิหากเป็นการวิเคราะห์ปัญหาด้านการถ่ายเทความร้อน เป็นต้น

ขั้นตอนที่ 5 การคำนวณหาค่าอื่นๆ ที่เหลือ จากนั้นจึงเป็นการหาค่าอื่นๆ ที่ต้องการทราบเพื่อที่จะทำให้ปัญหานั้นได้รับการวิเคราะห์โดยสมบูรณ์ เช่นในการแก้ปัญหาด้านความร้อนเมื่อทราบอุณหภูมิตามตำแหน่งต่างๆ แล้วก็จะสามารถคำนวณหาปริมาณฟลักซ์ความร้อนที่ไหลผ่านได้

3.3 การแก้ปัญหาทางความร้อนและไฟฟ้าแบบ 3 มิติ

ในการใช้ทฤษฎีทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในการประมวลผล ในงานวิจัยเป็นการใช้ทฤษฎีทางคณิตศาสตร์รูปแบบของเมทริกซ์ ซึ่งจะมีความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิ และไฟฟ้า ในสมการรูปแบบเมทริกซ์ที่ใช้ ดังนี้

3.3.1 การแก้ปัญหาทางความร้อน

จากสมการ Bioheat equation พิจารณาทางด้านความร้อนเพียงอย่างเดียว

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T \Rightarrow \rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot k \nabla T = 0 \quad (3.1)$$

กำหนดเงื่อนไขเริ่มต้น $T(x, y, z, 0) = T_0(x, y, z)$ เมื่อ $T_0 =$ อุณหภูมิเริ่มต้นของวัตถุ
สร้างสมการไฟไนต์สำหรับเอลิเมนต์ที่ประกอบด้วย m จุดต่อ (วิธีถ่วงน้ำหนักเศษค้ำ) []

ความหมายของตัวแปรที่ใช้ในหัวข้อ

R = เศษค้ำ

W = ฟังก์ชันน้ำหนัก

N_i = ฟังก์ชันประมาณภายในเอลิเมนต์

$[C]$ = เมทริกซ์ความร้อนจำเพาะ

$\{Q_c\}$ = โหลดเวกเตอร์อื่นเนื่องมาจากการนำความร้อน

$[K_c]$ = เอลิเมนต์ของการนำความร้อน

$\{T\}$ = เวกเตอร์อุณหภูมิที่โหนด

$\{\dot{T}\}$ = เวกเตอร์การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่โหนดโดยสัมพันธ์กับเวลา

$$\int_{\Omega^{(e)}} W_i R d\Omega = 0 \quad i=1,2,3,\dots,m \quad (3.2)$$

$$\int_{\Omega^{(e)}} (W_i, N_i, \Phi_i) d\Omega + \int_{\Gamma^{(e)}} (W_i, N_i, \Phi_i) d\Gamma = 0 \quad (3.3)$$

จากสมการที่ 3.3 ในพจน์แรกจะเกี่ยวข้องกับโดเมนของเอลิเมนต์ $\Omega^{(e)}$ ในพจน์ที่ 2 จะเป็นส่วนที่เกี่ยวข้องกับขอบเขตของเอลิเมนต์ $\Gamma^{(e)}$

$$\int_{\Omega^{(e)}} W_i \left(\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \nabla \cdot k \nabla T \right) d\Omega = 0 \quad (3.4)$$

แทน ∇ ด้วย $\frac{\partial}{\partial x} + \frac{\partial}{\partial y} + \frac{\partial}{\partial z}$ ดังนั้น สมการที่ 3.4 จะถูกทำให้อยู่ในสมการที่ 3.5 และ 3.6 กำหนดให้ k เป็นค่าคงที่

$$\int_{\Omega^{(e)}} W_i \left(\rho c \frac{\partial T}{\partial t} - \left[\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right] \right) d\Omega = 0 \quad (3.5)$$

$$\int_{\Omega^{(e)}} W_i \rho c \frac{\partial T}{\partial t} d\Omega - \int_{\Omega^{(e)}} W_i \left(\left[\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right] \right) d\Omega = 0 \quad (3.6)$$

ทำการอินทิเกรตสมการที่ 3.6 โดยใช้ทฤษฎีของเกาส์ (Gauss's theorem)

$$\int_{\Omega^{(e)}} x (\nabla \cdot \vec{Y}) d\Omega = \int_{\Gamma^{(e)}} x (\vec{Y} \cdot \hat{n}) d\Gamma - \int_{\Omega^{(e)}} x (\nabla x \cdot \vec{Y}) d\Omega \quad (3.7)$$

ทำการเปรียบเทียบ $\int_{\Omega^{(e)}} x (\nabla \cdot \vec{Y}) d\Omega$ กับพจน์ที่ 2 ของสมการที่ 3.6 จะได้ดังนี้

$$x = W_i \quad (3.8)$$

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \hat{i} + \frac{\partial}{\partial y} \hat{j} + \frac{\partial}{\partial z} \hat{k} \quad (3.9)$$

$$\vec{Y} = k \frac{\partial T}{\partial x} \hat{i} + k \frac{\partial T}{\partial y} \hat{j} + k \frac{\partial T}{\partial z} \hat{k} \quad (3.10)$$

$$\text{ดังนั้น} \quad (\nabla \cdot \vec{Y}) = \left(\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) \right) \quad (3.11)$$

จาก $\hat{n} = n_x \hat{i} + n_y \hat{j} + n_z \hat{k}$ ดังนั้น

$$\vec{Y} \cdot \hat{n} = k \frac{\partial T}{\partial x} n_x + k \frac{\partial T}{\partial y} n_y + k \frac{\partial T}{\partial z} n_z \quad (3.12)$$

$$x(\bar{Y} \cdot \hat{n}) = W_i \left(k \frac{\partial T}{\partial x} n_x + k \frac{\partial T}{\partial y} n_y + k \frac{\partial T}{\partial z} n_z \right) \quad (3.13)$$

$$\nabla_x = \frac{\partial W_i}{\partial x} \hat{i} + \frac{\partial W_i}{\partial y} \hat{j} + \frac{\partial W_i}{\partial z} \hat{k} \quad (3.14)$$

$$\nabla_x \cdot \bar{Y} = \frac{\partial W_i}{\partial x} k \frac{\partial T}{\partial x} + \frac{\partial W_i}{\partial y} k \frac{\partial T}{\partial y} + \frac{\partial W_i}{\partial z} k \frac{\partial T}{\partial z} \quad (3.15)$$

แทน $W_i = N_i$ ลงในสมการที่ 3.6

$$\begin{aligned} \int_{\Omega^{(e)}} N_i \rho c \frac{\partial T}{\partial t} d\Omega - \int_{\Gamma^{(e)}} N_i \left(k_x \frac{\partial T}{\partial x} n_x + k_y \frac{\partial T}{\partial y} n_y + k_z \frac{\partial T}{\partial z} n_z \right) d\Gamma \\ + \int_{\Omega^{(e)}} \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} k \frac{\partial T}{\partial x} + \frac{\partial N_i}{\partial y} k \frac{\partial T}{\partial y} + \frac{\partial N_i}{\partial z} k \frac{\partial T}{\partial z} \right) d\Omega = 0 \end{aligned} \quad (3.16)$$

$$\begin{aligned} \int_{\Omega^{(e)}} N_i \rho c \frac{\partial T}{\partial t} d\Omega + \int_{\Gamma^{(e)}} \left(\frac{\partial N_i}{\partial x} k \frac{\partial T}{\partial x} + \frac{\partial N_i}{\partial y} k \frac{\partial T}{\partial y} + \frac{\partial N_i}{\partial z} k \frac{\partial T}{\partial z} \right) d\Omega = \\ \int_{\Gamma^{(e)}} N_i \left(k \frac{\partial T}{\partial x} n_x + k \frac{\partial T}{\partial y} n_y + k \frac{\partial T}{\partial z} n_z \right) d\Gamma \end{aligned} \quad (3.17)$$

สมมติลักษณะผลเฉลยโดยประมาณในรูปแบบดังนี้

$$T(x, y, z, t) = [N(x, y, z)] \{T(t)\} \quad (3.18)$$

กำหนด

$$N_i = \begin{Bmatrix} N \\ (mx1) \end{Bmatrix} \begin{Bmatrix} N \\ mx1 \end{Bmatrix}, \frac{\partial T}{\partial x} = \begin{bmatrix} \frac{\partial N}{\partial x} \\ (1xm) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} T \\ (mx1) \end{Bmatrix}, \frac{\partial T}{\partial y} = \begin{bmatrix} \frac{\partial N}{\partial y} \\ (1xm) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} T \\ (mx1) \end{Bmatrix}, \frac{\partial T}{\partial z} = \begin{bmatrix} \frac{\partial N}{\partial z} \\ (1xm) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} T \\ (mx1) \end{Bmatrix} \quad (3.19)$$

แทนสมการที่ ลงในสมการที่ 3.17

$$\int_{\Omega^{(e)}} \rho c \{N\} [N] d\Omega \left\{ \frac{\partial T}{\partial t} \right\} + \int_{\Omega^{(e)}} \left(\left\{ \frac{\partial N}{\partial x} \right\} k \left[\frac{\partial N}{\partial x} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial y} \right\} k \left[\frac{\partial N}{\partial y} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial z} \right\} k \left[\frac{\partial N}{\partial z} \right] \right) d\Omega \{T\}$$

$$= \int_{\Gamma^{(e)}} N \left(k \frac{\partial T}{\partial x} n_x + k \frac{\partial T}{\partial y} n_y + k \frac{\partial T}{\partial z} n_z \right) d\Gamma \quad (3.20)$$

กำหนดให้

$$[C] = \int_{\Omega^{(e)}} \rho c \{N\} [N] d\Omega \quad (3.21)$$

$$\{T\} = \left\{ \frac{\partial T}{\partial t} \right\} \quad (3.22)$$

$$[K_c] = \int_{\Omega^{(e)}} \left(\left\{ \frac{\partial N}{\partial x} \right\} k \left[\frac{\partial N}{\partial x} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial y} \right\} k \left[\frac{\partial N}{\partial y} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial z} \right\} k \left[\frac{\partial N}{\partial z} \right] \right) d\Omega \quad (3.23)$$

$$\{Q_c\} = \int_{\Gamma^{(e)}} N \left(k \frac{\partial T}{\partial x} n_x + k \frac{\partial T}{\partial y} n_y + k \frac{\partial T}{\partial z} n_z \right) d\Gamma \quad (3.24)$$

สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ทางความร้อนที่อยู่ในรูปทั่วไปดังนี้

$$[C] \{T\} + [K_c] \{T\} = \{Q_c\} \quad (3.25)$$

3.3.2 การแก้ปัญหทางไฟฟ้า

จากสมการลาปลาซ (Laplace equation) ได้นำมาใช้ในการหาการกระจายตัวของแรงดัน

$$\nabla \cdot \sigma \nabla V = 0 \quad (3.26)$$

สร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์สำหรับเอลิเมนต์ที่ประกอบไปด้วย m จุด (วิธีถ่วงน้ำหนักเศษค้ำง)

$$\int_{\Omega^{(e)}} W_i \left(\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial z} \right) \right) d\Omega = 0 \quad (3.27)$$

ความหมายของตัวแปรที่ใช้ในหัวข้อ

$\{I\}$ = โหลดเวกเตอร์อันเนื่องมาจากการไหลของกระแสที่โหนด

$[K_v]$ = เอลิเมนต์ของการนำไฟฟ้า

$\{V\}$ = เวกเตอร์แรงดันที่โหนด

σ = สภาพการนำไฟฟ้า

ทำการอินทิเกรตสมการที่ 3.27 โดยใช้ทฤษฎีของเกาส์ (Gauss's theorem)

$$x = W_i \quad (3.28)$$

$$\nabla = \frac{\partial}{\partial x} \hat{i} + \frac{\partial}{\partial y} \hat{j} + \frac{\partial}{\partial z} \hat{k} \quad (3.29)$$

$$\vec{Y} = \sigma \frac{\partial V}{\partial x} \hat{i} + \sigma \frac{\partial V}{\partial y} \hat{j} + \sigma \frac{\partial V}{\partial z} \hat{k} \quad (3.30)$$

$$(\nabla \cdot \vec{Y}) = \left(\frac{\partial}{\partial x} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial z} \right) \right) \quad (3.31)$$

เนื่องจาก $\hat{n} = n_x \hat{i} + n_y \hat{j} + n_z \hat{k}$ ดังนั้น

$$\vec{V} \cdot \hat{n} = \sigma \frac{\partial V}{\partial x} n_x + \sigma \frac{\partial V}{\partial y} n_y + \sigma \frac{\partial V}{\partial z} n_z \quad (3.32)$$

$$x(\vec{V} \cdot \hat{n}) = W_i \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial x} n_x + \sigma \frac{\partial V}{\partial y} n_y + \sigma \frac{\partial V}{\partial z} n_z \right) \quad (3.33)$$

$$\nabla x = \frac{\partial W_i}{\partial x} \hat{i} + \frac{\partial W_i}{\partial y} \hat{j} + \frac{\partial W_i}{\partial z} \hat{k} \quad (3.34)$$

$$\nabla x \cdot \vec{Y} = \frac{\partial W_i}{\partial x} \sigma \frac{\partial V}{\partial x} + \frac{\partial W_i}{\partial y} \sigma \frac{\partial V}{\partial y} + \frac{\partial W_i}{\partial z} \sigma \frac{\partial V}{\partial z} \quad (3.35)$$

แทน $W_i = N_i$ ลงในสมการที่ 3.27

$$\int_{\Gamma^{(e)}} N_i \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial x} n_x + \sigma \frac{\partial V}{\partial y} n_y + \sigma \frac{\partial V}{\partial z} n_z \right) d\Gamma - \int_{\Omega^{(e)}} \left(\left\{ \frac{\partial N_i}{\partial x} \right\} \sigma \frac{\partial V}{\partial x} + \left\{ \frac{\partial N_i}{\partial y} \right\} \sigma \frac{\partial V}{\partial y} + \left\{ \frac{\partial N_i}{\partial z} \right\} \sigma \frac{\partial V}{\partial z} \right) d\Omega = 0 \quad \text{เมื่อ } i=1,2,3,\dots,m \quad (3.36)$$

$$\int_{\Gamma^{(e)}} N_i \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial x} n_x + \sigma \frac{\partial V}{\partial y} n_y + \sigma \frac{\partial V}{\partial z} n_z \right) d\Gamma = \int_{\Omega^{(e)}} \left(\left\{ \frac{\partial N_i}{\partial x} \right\} \sigma \frac{\partial V}{\partial x} + \left\{ \frac{\partial N_i}{\partial y} \right\} \sigma \frac{\partial V}{\partial y} + \left\{ \frac{\partial N_i}{\partial z} \right\} \sigma \frac{\partial V}{\partial z} \right) d\Omega = 0 \quad \text{เมื่อ } i=1,2,3,\dots,m \quad (3.37)$$

กำหนด

$$\frac{\partial V}{\partial x} = \left[\frac{\partial N}{\partial x} \right]_{(1xm)} \{V\}, \frac{\partial V}{\partial y} = \left[\frac{\partial N}{\partial y} \right]_{(1xm)} \{V\}, \frac{\partial V}{\partial z} = \left[\frac{\partial N}{\partial z} \right]_{(1xm)} \{V\} \quad (3.38)$$

แทนสมการที่ 3.38 ลงในสมการที่ 3.37

$$\begin{aligned} \int_{\Omega^{(e)}} \left(\left\{ \frac{\partial N}{\partial x} \right\} \sigma \left[\frac{\partial N}{\partial x} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial y} \right\} \sigma \left[\frac{\partial N}{\partial y} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial z} \right\} \sigma \left[\frac{\partial N}{\partial z} \right] \right) d\Omega \{V\} \\ = \int_{\Gamma^{(e)}} \{N\} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial x} n_x + \sigma \frac{\partial V}{\partial y} n_y + \sigma \frac{\partial V}{\partial z} n_z \right) d\Gamma \end{aligned} \quad (3.39)$$

กำหนดให้

$$[K_V] = \int_{\Omega^{(e)}} \left(\left\{ \frac{\partial N}{\partial x} \right\} \sigma \left[\frac{\partial N}{\partial x} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial y} \right\} \sigma \left[\frac{\partial N}{\partial y} \right] + \left\{ \frac{\partial N}{\partial z} \right\} \sigma \left[\frac{\partial N}{\partial z} \right] \right) d\Omega \quad (3.40)$$

$$[I] = \int_{\Gamma^{(e)}} \{N\} \left(\sigma \frac{\partial V}{\partial x} n_x + \sigma \frac{\partial V}{\partial y} n_y + \sigma \frac{\partial V}{\partial z} n_z \right) d\Gamma \quad (3.41)$$

สมการไฟไนต์เอลิเมนต์ทางไฟฟ้าที่อยู่ในรูปทั่วไปดังนี้

$$[K_V] \{V\} = \{I\} \quad (3.43)$$

ทำการจัดสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ให้อยู่ในรูปความสัมพันธ์ทางความร้อนและไฟฟ้า

$$\begin{bmatrix} [C] & [0] \\ [0] & [0] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K_C] & [0] \\ [0] & [K_V] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{V\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{Q_C\} \\ \{I\} \end{Bmatrix} \quad (3.44)$$

เมื่อ

$[C]$ = เมตริกซ์ของความร้อนจำเพาะ

$[K_C]$ = เอลิเมนต์ของการนำความร้อน

- $[K_V]$ = เอลิเมนต์ของการนำไฟฟ้า
 $\{T\}$ = เวกเตอร์ของอุณหภูมิที่โหนด
 $\{\dot{T}\}$ = เวกเตอร์การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่โหนด โดยสัมพันธ์กับเวลา
 $\{V\}$ = เวกเตอร์แรงดันที่โหนด
 $\{Q_C\}$ = โหลดเวกเตอร์อันเนื่องมาจากความนำความร้อน
 $\{I\}$ = โหลดเวกเตอร์อันเนื่องมาจากการไหลของกระแสที่โหนด

จากสมการที่ 3.44 เป็นสมการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ในรูปทั่วไปที่มีความสัมพันธ์ของความร้อนและไฟฟ้า ซึ่งการหาผลเฉลยสามารถทำได้โดยการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต และทำการประมวลผลโดยใช้คอมพิวเตอร์ ในลักษณะการคำนวณจะแบ่งโดยการคำนวณทางไฟฟ้าเสียก่อน และการนำผลการคำนวณที่ได้ทำการคำนวณทางความร้อน หลังจากได้ผลการคำนวณทางความร้อนแล้วจึงนำไปในการประมวลผลทางไฟฟ้าต่อไป

3.4 กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์

กระบวนการแก้ปัญหาด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ซอฟต์แวร์ประกอบด้วยขั้นตอนใหญ่ๆ 3 ขั้นตอน ดังนี้

1. กระบวนการขั้นต้น (pre-processor) คือ การสร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์จากรูปร่างลักษณะที่แท้จริงของปัญหา จากนั้นจึงประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตก่อนวิเคราะห์ปัญหานั้น การสร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์อันประกอบด้วยเอลิเมนต์จำนวนมากบนรูปร่างลักษณะของปัญหาที่กำหนดมาให้ นั้น ตามปกติจะใช้เวลานาน โดยเฉพาะอย่างยิ่งหากรูปร่างของปัญหามีความซับซ้อน ผู้สร้างรูปร่างบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ควรมีประสบการณ์ในการใช้ซอฟต์แวร์นั้นๆ มาสักกระยะหนึ่ง จึงสามารถสร้างรูปแบบที่กำหนดให้ได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพได้ ตั้งแต่การสร้างจุด เส้นตรง เส้นโค้งต่างๆ รวมทั้งพื้นผิว โดยข้อมูลของจุดเส้นตรง เส้นโค้ง และพื้นผิวเหล่านี้จะถูกเก็บในรูปแบบของสมการทางเรขาคณิตในหน่วยความจำของคอมพิวเตอร์ เพื่อให้ผู้ใช้สามารถสร้างเอลิเมนต์ทั้งขนาดและจำนวนต่างๆ กันได้ โดยรูปแบบของไฟไนต์เอลิเมนต์ที่เกิดขึ้นยังเสมือนรูปร่างต้นแบบของจริงมากที่สุดรูปแบบของไฟไนต์นี้ยังประกอบไปด้วยหมายเลขของจุดต่อ หมายเลขของเอลิเมนต์และข้อมูลอื่นๆ ซึ่งจำเป็นต้องใช้ในกระบวนการวิเคราะห์ขั้นต่อไป รายละเอียดต่างๆ จำนวนมากเหล่านี้ปกติจะไม่แสดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ยกเว้นผู้ใช้ต้องการให้แสดงเพื่อการตรวจสอบ หลังจากสร้างรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ได้เสร็จสิ้นลงแล้ว ผู้ใช้จำเป็นต้องกำหนดเงื่อนไขขอบเขตอันอาจประกอบไปด้วย การกำหนดค่าให้กับบางจุดต่อของรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์นั้น เงื่อนไข

ของเขตเหล่านี้ จำเป็นต้องเหมือนหรือใกล้เคียงกับของจริงให้มากที่สุดจึงจะนำไปสู่ผลลัพธ์ที่สอดคล้องกับความเป็นจริง

2. กระบวนการวิเคราะห์ ข้อมูลต่างๆของรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ที่สร้างขึ้นและเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดให้ในขั้นตอนแรก จะถูกส่งเข้าสู่กระบวนการวิเคราะห์ โปรแกรมคอมพิวเตอร์ จะสร้างสมการไฟไนต์เอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับปัญหานั้นสำหรับทุกๆเอลิเมนต์ ก่อนที่จะนำมาประกอบกันเข้าขึ้นเป็นระบบสมการรวมขนาดใหญ่แล้วจึงประยุกต์เงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดให้ จากนั้นจึงแก้ระบบสมการรวมขนาดใหญ่ นั้น โดยเวลาที่ใช้ในการคำนวณจะขึ้นอยู่กับเอลิเมนต์ทั้งหมดที่ผู้ใช้ได้สร้างขึ้น และขนาดของระบบสมการรวมขนาดใหญ่ที่เกิดขึ้น หากสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นอยู่ในรูปแบบเชิงเส้น ระบบสมการรวมนี้จะถูกแก้เพียงครั้งเดียว ทำให้เวลาที่ใช้ในการคำนวณนั้นไม่มากนัก แต่หากสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นอยู่ในรูปแบบไม่เชิงเส้น ระบบสมการรวมนี้จะถูกแก้ด้วยการวนซ้ำ หลายรอบทำให้เวลาที่ใช้ในการคำนวณนั้นนานมากขึ้น โดยเฉพาะหากเป็นรูปแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ประกอบด้วยเอลิเมนต์เป็นจำนวนมาก ดังนั้นหากผู้ใช้ซอฟต์แวร์ไฟไนต์เอลิเมนต์สำเร็จรูปมีความเข้าใจถึงองค์ความรู้พื้นฐานภายในระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์บ้าง ก็จะช่วยในการตัดสินใจสิ่งต่างๆก่อนทำการวิเคราะห์ได้เป็นอย่างดี

3. กระบวนการขั้นท้าย ผลลัพธ์ที่เกิดขึ้นจากการวิเคราะห์ในขั้นตอนที่แล้วจะประกอบด้วยตัวเลขเป็นจำนวนมาก ซึ่งจำเป็นต้องใช้คอมพิวเตอร์กราฟิก โดยเฉพาะกราฟิกสีเพื่อแสดงตัวเลขจำนวนมากเหล่านี้ออกมาบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ ทำให้ผู้ใช้สามารถเข้าใจปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นได้อย่างรวดเร็ว กระบวนการขั้นท้ายนี้จึงมีความจำเป็นอย่างยิ่ง ซึ่งรูปแบบของการแสดงผลนั้นก็มีหลายชนิด นับตั้งแต่การแสดงด้วยแถบชั้นสี การแสดงด้วยเส้นชั้นสี (Contour lines) การแสดงด้วยเวกเตอร์ (vector plot) เป็นต้น ดังนั้นความเข้าใจในผลลัพธ์อันเป็นผลจากรูปทรงที่ได้ออกแบบไปบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ได้โดยตรงอย่างรวดเร็วจะทำให้ผู้ออกแบบเข้าใจในปัญหานั้นได้อย่างลึกซึ้งมากยิ่งขึ้น และอาจก่อให้เกิดแนวคิดในการปรับเปลี่ยนรูปทรงนั้น เพื่อก่อให้เกิดผลลัพธ์ที่ดียิ่งขึ้นไปอีก

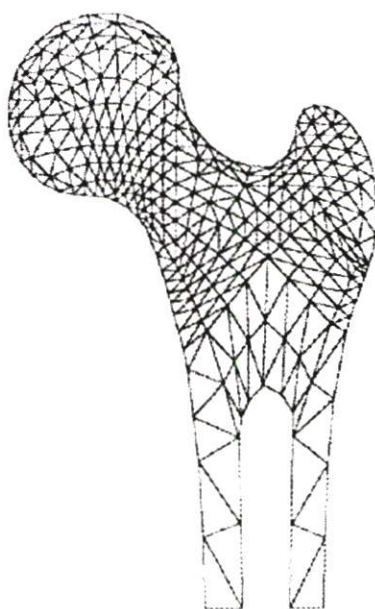
3.5 การประยุกต์ใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์

ในงานต่างๆ ทางด้านวิศวกรรมโดยปกติแล้วพบว่ามีความซับซ้อนมาก วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จึงมีบทบาทเป็นอย่างมากในการช่วยแก้ปัญหาต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นปัญหาด้านการยึดหยุ่นของของแข็ง ปัญหาด้านการถ่ายเทความร้อน หรือจะเป็นปัญหาด้านการไหลของของไหล เป็นต้น และเมื่อศึกษาถึงภาพรวมและประสิทธิภาพของวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะพบว่าวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถนำไปใช้ประยุกต์กับงานชนิดต่างๆ ได้หากปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นกับงานชนิดนั้นๆ สามารถอธิบายได้ด้วยสมการเชิงอนุพันธ์ จากประสิทธิภาพของวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ควบคู่กัน

กับวิวัฒนาการทางด้านคอมพิวเตอร์จะทำให้เราสามารถคำนวณหาปรากฏการณ์ที่เกิดขึ้นได้ โดยสะดวกและยังทำให้ลดค่าใช้จ่ายที่จำเป็นจะต้องใช้สำหรับการทดลองอีกด้วย

การแก้ปัญหาด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ในสมัยแรกๆเริ่มปรากฏให้เห็นในงานทางด้านกลศาสตร์ของแข็งและโครงสร้างเป็นส่วนใหญ่ เนื่องจากวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์สามารถใช้แก้สมการเชิงอนุพันธ์สำหรับปัญหาที่มีรูปร่างซับซ้อนได้อย่างมีประสิทธิภาพ ทำให้การประยุกต์ใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์นี้ขยายวงกว้างออกไปในงานที่นอกเหนือไปจากงานทางด้านวิศวกรรม เช่น ในงานทางการแพทย์ เป็นต้น จากรูปที่ 3.2 แสดงรูปแบบจำลองของไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อใช้หาการกระจายของความเค้นในกระดูก นอกเหนือจากนั้นวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ยังถูกนำไปประยุกต์ใช้ใช้กับงานทางการแพทย์ในรูปแบบอื่นๆ อาทิเช่น การคำนวณหาลักษณะการไหลของเลือดในเส้นเลือดและหัวใจ รวมทั้งความกดดันที่เกิดขึ้นตามตำแหน่งต่างๆในเส้นเลือด เป็นต้น

ดังนั้นจะเห็นได้ว่าวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มีส่วนช่วยเป็นอย่างมากในการศึกษาและออกแบบงานด้านต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นงานทางด้านวิศวกรรมต่างๆ หรือแม้แต่งานทางการแพทย์ดังที่กล่าวในข้างต้น ซึ่งวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะช่วยให้เราสามารถออกแบบงานได้อย่างมีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้นและยังรวมถึงช่วยลดค่าใช้จ่ายที่จะต้องใช้ในการทดลองอีกด้วย



รูปที่ 3.2 รูปแบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์ของกระดูก [17]

บทที่ 4

การประมวลผลการทดลองวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม

COMSOL Multiphysics

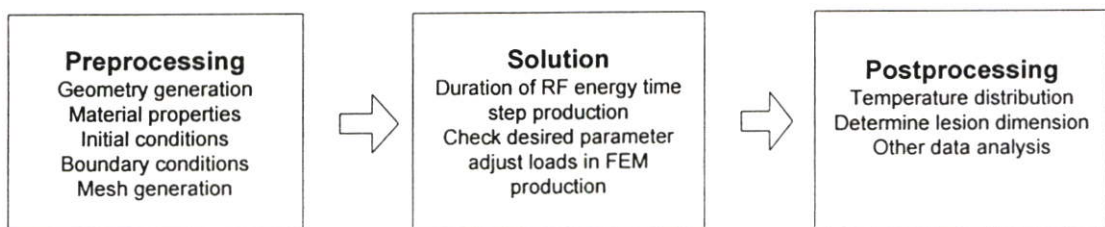
4.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการประมวลผลการทดลองวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics ซึ่งประกอบไปด้วย ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการประมวลผล กระบวนการวิเคราะห์วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics ลักษณะการควบคุมอุณหภูมิของแบบจำลอง การออกแบบแบบจำลอง การกำหนดค่าคงที่ต่างๆของแบบจำลอง การ MESH แบบจำลอง การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง และการประมวลผลข้อมูลของแบบจำลอง

4.2 ซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการประมวลผล

สำหรับการทดลองวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิจัยนี้ได้ใช้โปรแกรม COMSOL Multiphysics เวอร์ชัน 3.2a มาทำการสร้างแบบจำลอง การกำหนดค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆของวัสดุภายในการทดลอง การกำหนดเงื่อนไขต่างๆในระบบและการประมวลผลวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ การทดลองในงานวิจัยนี้ได้ทำการประมวลผลแบบจำลองบนเครื่องคอมพิวเตอร์พีซี ระบบปฏิบัติการ Windows XP โดยมี ซีพียู 1.91 กิกะไบต์ แรม 1 กิกะไบต์ ฮาร์ดดิสก์ 60 กิกะไบต์

4.3 กระบวนการวิเคราะห์วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย COMSOL Multiphysics



รูปที่ 4.1 กระบวนการวิเคราะห์วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วย โปรแกรม COMSOL Multiphysics

จากรูปที่ 4.1 แสดงถึงกระบวนการวิเคราะห์วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics โดยประกอบไปด้วยขั้นตอนหลักๆ 3 ขั้นตอนดังนี้คือ

1. Preprocessing ในกระบวนการขั้นแรกของวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics เริ่มจากการสร้างแบบจำลอง ในลำดับต่อมาที่จะเป็นการกำหนดส่วนต่างๆของวัสดุที่ใช้ในการทดลองรวมถึงการกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องในแบบจำลองด้วย ในต่อมาเป็นการกำหนดเงื่อนไขเริ่มต้นและเงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง และสุดท้ายก็จะเป็นการเมชแบบจำลอง

2. Solution ในขั้นตอนนี้เป็นขั้นตอนของการกำหนดเวลาที่ใช้ประมวลผลของการจำลองซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นการกำหนดเวลาที่ใช้ในการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุและในงานวิจัยนี้เป็นการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นวิทยุแบบควบคุมอุณหภูมิ ดังนั้นในส่วนของการกระบวนการขั้นนี้จึงต้องตรวจสอบให้อุณหภูมิในระบบมีค่าอยู่ในช่วงที่กำหนดไว้ในแบบจำลองด้วย

3. Postprocessing ในขั้นตอนนี้เป็นส่วนของการวิเคราะห์ผล ซึ่งในงานวิจัยนี้เป็นการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุก็จะทำการวิเคราะห์ถึงผลการกระจายของอุณหภูมิ ลักษณะและขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นรวมถึงการวิเคราะห์ข้อมูลด้านอื่นๆอีกเช่น การกระจายตัวของแรงดัน ความหนาแน่นของกระแส เป็นต้น

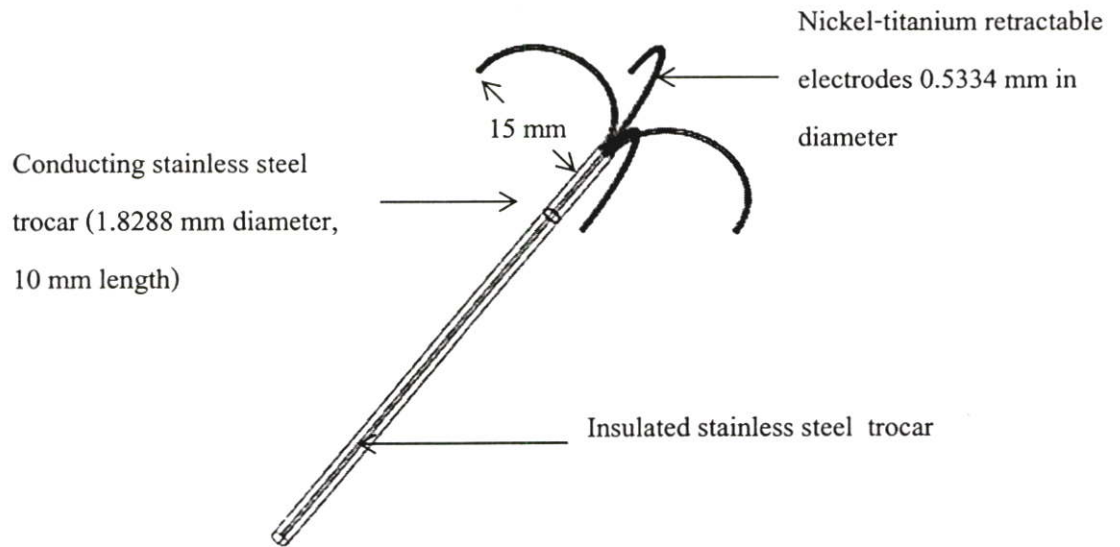
4.4 ลักษณะการควบคุมอุณหภูมิของแบบจำลอง

ในการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุที่มีการใช้รักษาอยู่ในปัจจุบันจะมีรูปแบบอยู่ 2 รูปแบบ คือ แบบควบคุมกำลัง (Power controlled) และแบบควบคุมอุณหภูมิ (Temperature controlled) โดยในแบบควบคุมกำลังจะมีรูปแบบการควบคุมก็จะทำการจ่ายค่ากำลังให้คงที่ตามที่ เราได้ทำการกำหนดค่ากำลังไว้ ส่วนในแบบควบคุมอุณหภูมิจะมีเทอร์มิสเตอร์หรือเทอร์โมคัปเปิล อยู่ที่ปลายอิเล็กโทรดเพื่ออ่านค่าอุณหภูมิซึ่งจะคอยปรับค่ากำลังที่จ่ายออกมาให้มีค่าตามอุณหภูมิที่ตั้งไว้ โดยส่วนมากในการใช้งานในทางคลินิกจะใช้วิธีการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุในแบบการควบคุมอุณหภูมิ [5] ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ทำการทดลองที่มีการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุในแบบควบคุมอุณหภูมิ โดยการทดลองในงานวิจัยนี้จะเป็นการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุแบบควบคุมอุณหภูมิภายในระบบจะควบคุมที่อุณหภูมิที่ 90°C ระยะเวลาในการทำลาย 600 วินาที ซึ่งรูปแบบของการควบคุมอุณหภูมิที่ใช้ในการจำลองจะเป็นดังนี้ คือ ในการจำลองเริ่มจากการกำหนดค่าแรงดันค่าๆหนึ่ง บนผิวของอิเล็กโทรดและกำหนดคราวด์ที่ผิวนอกสุดของเนื้อเยื่อตับ จากนั้นทำการประมวลผลขั้นตอนที่ 1 เริ่มจาก 1 – 10 วินาที พิจารณาอุณหภูมิที่เกิดขึ้นบริเวณปลายอิเล็กโทรด อุณหภูมิที่เกิดขึ้นอยู่นอกช่วง $89^{\circ}\text{C} - 92^{\circ}\text{C}$ จะต้องเริ่มทำการจำลองใหม่ แต่ถ้าอุณหภูมิอยู่ในช่วงก็สามารถทำการจำลองต่อไปในขั้นที่ 2 โดยในขั้นที่ 2 จะพิจารณาเหมือนกับการจำลองในขั้นตอนที่ 1 โดยทำการจำลองต่อไปในช่วง 11 – 20 วินาที ในขั้นตอนที่ 3 จะทำการจำลองในช่วง 21 – 60 วินาที ในขั้นตอนที่ 4 จะทำการจำลองในช่วง 61 – 120 วินาที ในขั้นตอนที่ 5 จะทำการจำลองในช่วง 121 – 180 วินาที

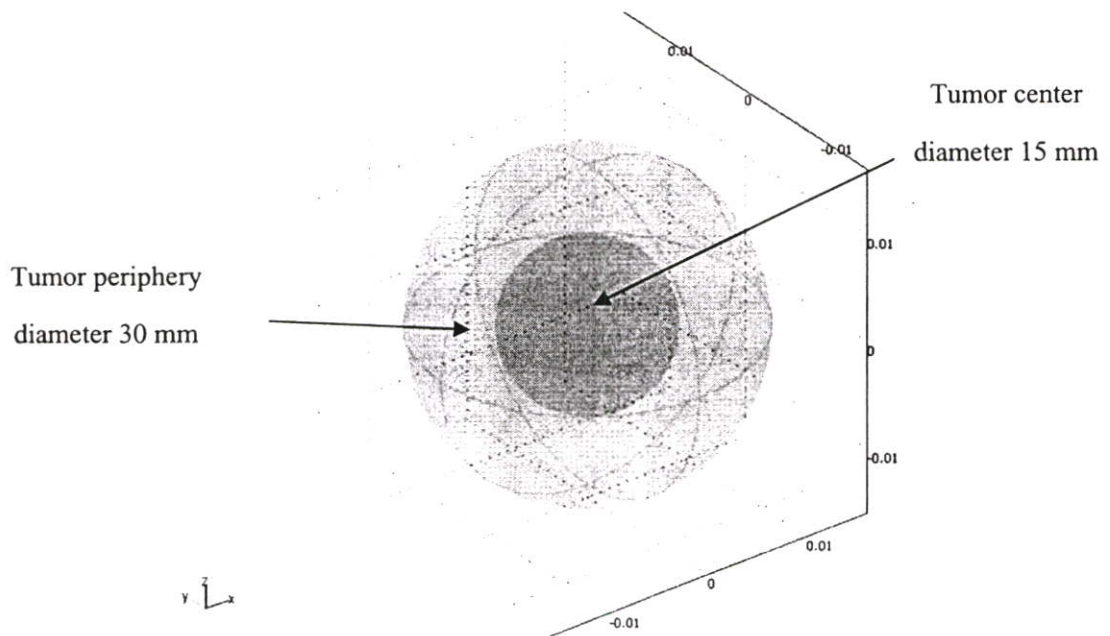
ในขั้นตอนที่ 6 จะทำการจำลองในช่วง 180 – 240 วินาที ในขั้นตอนที่ 7 จะทำการจำลองในช่วง 241 – 300 วินาที ในขั้นตอนที่ 8 จะทำการจำลองในช่วง 301 – 360 วินาที ในขั้นตอนที่ 9 จะทำการจำลองในช่วง 361 – 400 วินาที ในขั้นตอนที่ 10 จะทำการจำลองในช่วง 401 – 500 วินาที ในขั้นตอนที่ 11 ทำการจำลองในช่วง 500 – 600 วินาที ในการจำลองจะทำการจำลองควบคุมอุณหภูมิ 11 ขั้นตอนในขั้นตอนที่ 1 – 2 มีช่วงเวลาในการจำลองที่แคบ เพราะช่วงเวลานี้จะเป็นช่วงเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิในระบบสูง ในขั้นตอนที่ 3 – 9 จะเป็นช่วงเวลาที่อุณหภูมิเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงที่น้อยลงกว่าในการจำลองช่วงแรก ระยะเวลาที่ใช้ในการจำลองจึงสามารถขยายกว้างได้มากขึ้น ขั้นตอนที่ 10 – 11 เป็นช่วงเวลาที่อุณหภูมิมักมีการเปลี่ยนแปลงที่น้อยมากเมื่อเทียบกับในสองช่วงที่ได้กล่าวไปก่อนหน้านี้ ระยะเวลาในการจำลองจึงมีการขยายได้กว้างถึง 100 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นโดยเฉลี่ยจากช่วงเวลาของการจำลองทั้งหมดจะอยู่ที่ 90 °C ซึ่งเมื่อเราทำการจำลองในขั้นตอนใดแล้วอุณหภูมิที่เกิดขึ้นอยู่นอกช่วง จะต้องทำการจำลองในขั้นตอนนั้นใหม่จนกว่าจะมีอุณหภูมิเฉลี่ยอยู่ที่ 90 °C

4.5 การออกแบบแบบจำลอง

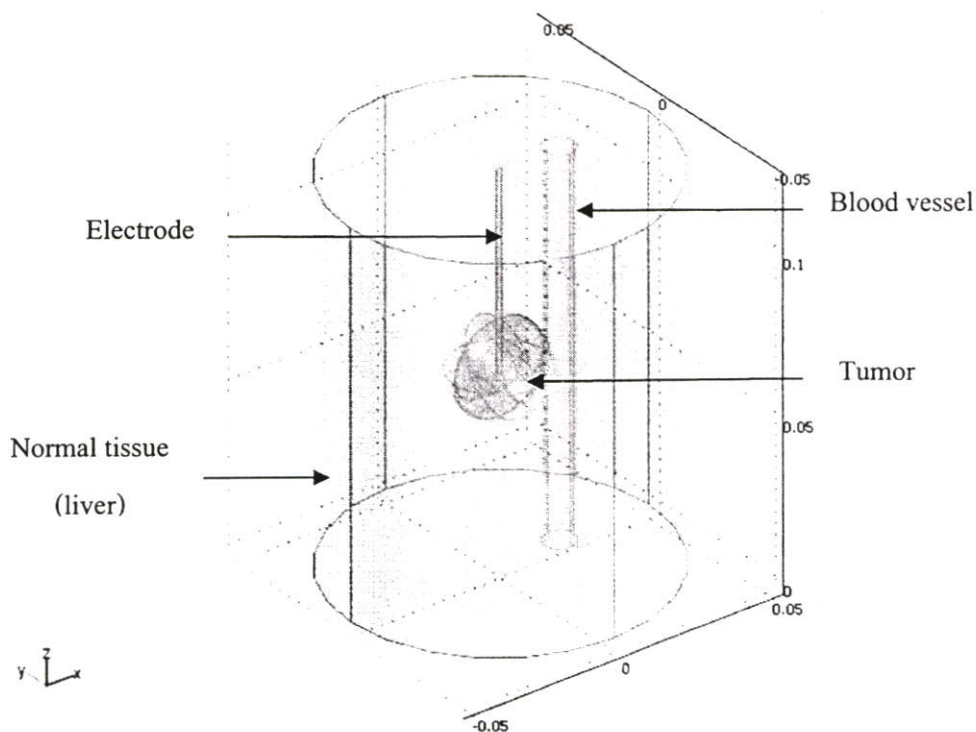
สำหรับการทดลองในงานวิจัยนี้ได้ทำการสร้างแบบจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุ โดยใช้โพรบ (Probe) ที่ใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับคือ โพรบ (15 gauge) [RITA Medical Systems Model 30 (RITA Medical System, Inc., Mountain View, CA)] โดยมีโครงสร้างและขนาดของโพรบดังแสดงในรูปที่ 4.2 แบบจำลองของโพรบจะถูกครอบคลุมด้วยแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีรูปทรงเป็นทรงกระบอกขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 100 มิลลิเมตร และมีความยาว 120 มิลลิเมตร และจากที่งานวิจัยนี้แบ่งการทดลองออกเป็นการทำลายในเนื้อเยื่อตับปกติกับการทำลายในก้อนเซลล์มะเร็ง จึงได้ทำการออกแบบให้ก้อนเซลล์มะเร็งมีลักษณะเป็นทรงกลม โดยก้อนเซลล์มะเร็งส่วนใน (Tumor center) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 15 มิลลิเมตร และก้อนเซลล์มะเร็งส่วนนอกมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 30 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 4.3



รูปที่ 4.2 แสดงขนาดและโครงสร้างของโพรบที่ใช้ในการจำลองด้วยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์



รูปที่ 4.3 แสดงขนาดและลักษณะของก้อนเซลล์มะเร็ง



รูปที่ 4.4 แสดงแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็งและเส้นเลือดขนาดใหญ่

ในงานวิจัยนี้ได้แบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วนดังนี้ คือ ส่วนแรกเป็นการจำลองในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยศึกษาถึงผลของเส้นเลือดขนาดใหญ่ที่ระยะต่างๆระหว่างอิเล็กโทรดกับหลอดเลือดต่อการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ซึ่งแบ่งออกเป็น

กรณีที่ 1 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ ไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่

กรณีที่ 2 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดติดกับกับเส้นเลือดขนาดใหญ่

กรณีที่ 3 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่เท่ากับ 1 มิลลิเมตร

กรณีที่ 4 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่เท่ากับ 3 มิลลิเมตร

กรณีที่ 5 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่เท่ากับ 5 มิลลิเมตร

และในส่วนที่สองเป็นแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง โดยศึกษาถึงผลของเส้นเลือดขนาดใหญ่ที่ระยะห่างต่างๆระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ต่อการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ซึ่งแบ่งออกเป็น

กรณีที่ 1 แบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง ไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่

กรณีที่ 2 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่

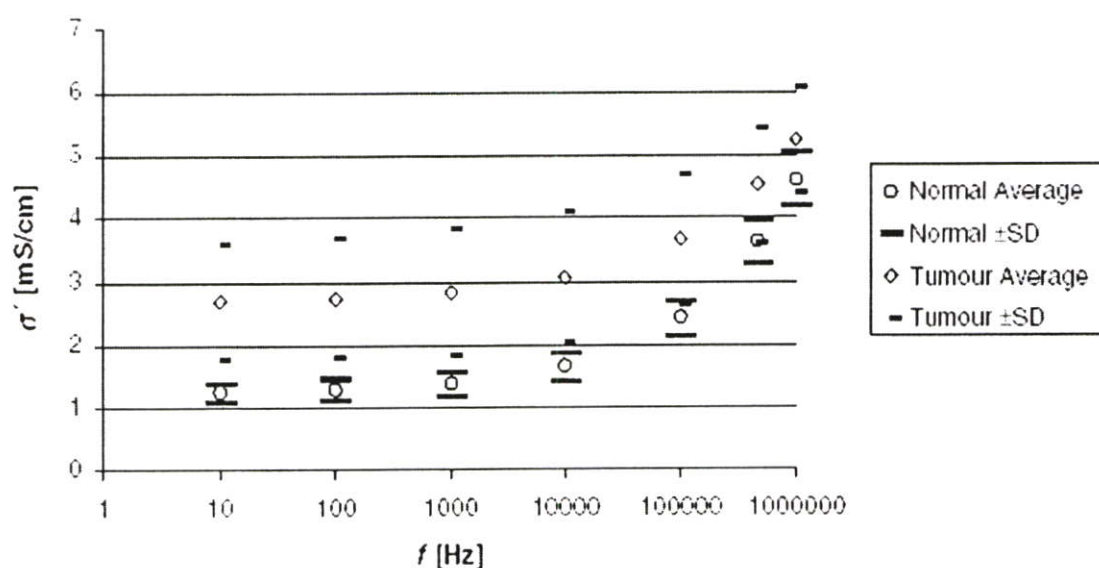
กรณีที่ 3 แบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่เท่ากับ 1 มิลลิเมตร

กรณีที่ 4 แบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร

กรณีที่ 5 แบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง โดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 5 มิลลิเมตร

4.6 การกำหนดค่าคงที่ต่างๆของแบบจำลอง

การกำหนดค่าคงที่ต่างๆที่ใช้ในแบบจำลองของงานวิจัยนี้ ได้ทำการกำหนดค่าสภาพการนำไฟฟ้า (σ) [23] ดังแสดงในรูปที่ โดยพิจารณาการใช้สภาพการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับปกติและเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งที่ความถี่ 500 kHz



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่าเฉลี่ยของสภาพการนำไฟฟ้าเนื้อเยื่อตับปกติและเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง [23]

สำหรับแบบจำลองในงานวิจัยนี้ได้กำหนดให้มีการใช้ค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆของวัสดุในแบบจำลอง โดยใช้ค่าคุณสมบัติต่างๆ จากงานวิจัย [5], [10] ซึ่งจะประกอบไปด้วยวัสดุ 7 ส่วน คือ อิเล็กโทรด, Trocar, ค้ำจับ (Catheter), เนื้อเยื่อตับปกติ, ก้อนเซลล์มะเร็งส่วนใน (Tumor center), ก้อนเซลล์มะเร็งส่วนนอก (Tumor periphery) และเลือด ดังแสดงในตารางที่ 4.1 โดยค่า

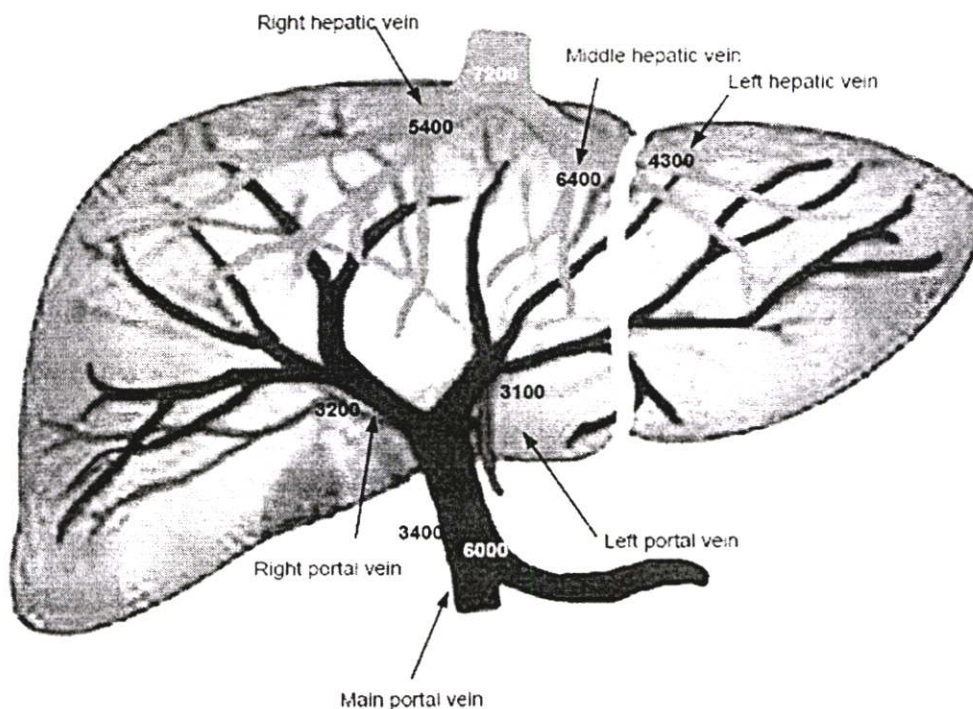
เหล่านี้เป็นค่าคุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่นำมาใช้กับแบบจำลองของงานวิจัยนี้เพื่อนำมาทำการวิเคราะห์ด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์แบบจำลอง 3 มิติ ในส่วนของตารางที่ 4.1 ได้แสดงค่าคุณสมบัติทางด้านความร้อน ค่าคุณสมบัติด้านทางไฟฟ้า และตัวแปรต่างๆที่ใช้กับแบบจำลอง ซึ่งได้แก่ ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3), ค่าความร้อนจำเพาะ ($J/kg \cdot K$), ค่าการนำความร้อน ($W/m \cdot K$) และค่าการนำไฟฟ้าของวัสดุ (S/m)

ตารางที่ 4.1 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ความถี่ 500 kHz ที่ใช้กับแบบจำลอง

FE region	Material	ρ [kg/m^3]	c [$J/kg \cdot K$]	k [$W/m \cdot K$]	σ [S/m]
Electrode	Ni-Ti	6450	840	18	1×10^8
Trocar	Stainless steel	21500	135	71	4×10^6
Catheter body	Polyurethane	70	1045	0.026	1×10^{-5}
Tissue	Normal Tissue	1060	3600	0.512	0.300
Tissue	Tumor center	1060	3600	0.512	0.400
Tissue	Tumor periphery	1060	3600	0.512	0.400
เลือด	เลือด	1000	4180	0.543	0.667

ค่าคุณสมบัติจำเพาะของ ดัชนีที่ผิดปกติ $k = 0.57 W/m \cdot K$, $\rho = 1040 kg/m^3$ และ $c = 3628 J/kg \cdot K$ [17] ซึ่งคุณสมบัติจำเพาะต่างๆนี้มีค่าใกล้เคียงกับค่าคุณสมบัติจำเพาะของเซลล์ปกติ ในการทดลองนี้มุ่งเน้นในการศึกษาในส่วนของสภาพความนำไฟฟ้า เพราะเป็นตัวแปรที่ส่งผลกระทบต่อระบบมากที่สุด ค่าคุณสมบัติจำเพาะของเซลล์ปกติและเซลล์มะเร็ง จึงกำหนดให้มีค่าเท่ากันแต่มีค่าที่แตกต่างกันในส่วนของค่าสภาพความนำไฟฟ้า ในเนื้อเยื่อปกติมีค่าเท่ากับ $0.3 S/m$ และส่วนของเซลล์มะเร็งมีค่าเท่ากับ $0.4 S/m$

แบบจำลองของงานวิจัยนี้ในส่วนของค่าการไหลเวียนของเลือด (Blood perfusion rate) ในเนื้อเยื่อปกติได้กำหนดให้มีค่ากับ $\omega_{bl} = 6.4 \times 10^{-3} 1/s$ [5] และจากการศึกษา [7] พบว่าค่าการไหลเวียนของเลือดในเนื้อเยื่อจะมีค่าน้อยกว่าค่าอัตราการไหลของเลือดในเนื้อเยื่อปกติ ดังนั้นในส่วนของค่าการไหลเวียนของเลือดในก้อนเซลล์มะเร็งของแบบจำลองในงานวิจัยนี้จึงกำหนดให้มีค่าน้อยกว่าครึ่งหนึ่งของค่าการไหลเวียนของเลือดในเนื้อเยื่อปกติ โดยก้อนเซลล์มะเร็งส่วนในกำหนดให้ไม่มีการไหลเวียนในก้อนเซลล์มะเร็ง ส่วนก้อนเซลล์มะเร็งส่วนนอกกำหนดให้มีค่าน้อยกว่าค่าไหลเวียนของเลือดในเนื้อเยื่อปกติที่ครึ่งหนึ่ง จึงมีค่าการไหลเวียนเลือดเท่ากับ $3.2 \times 10^{-3} 1/s$

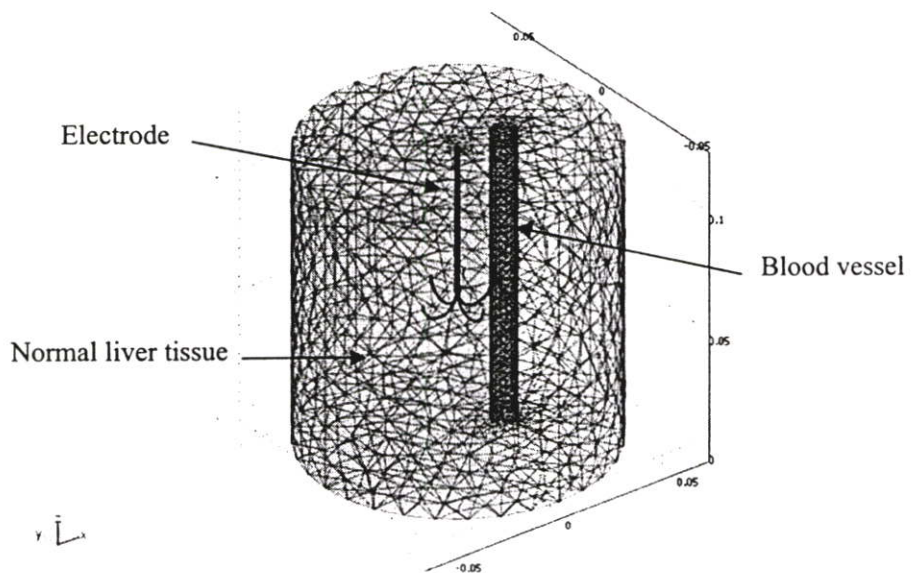


รูปที่ 4.6 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อนของเส้นเลือดขนาดใหญ่ภายในตับ [18]

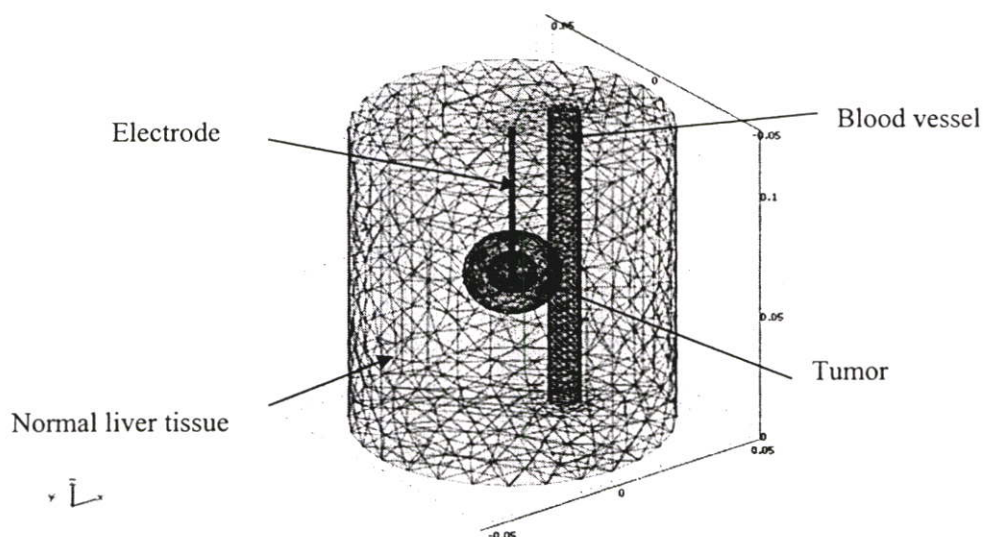
ในงานวิจัยนี้นอกจากจะทำการศึกษาดังกล่าวถึงการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อจากการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุในเนื้อเยื่อตับปกติและก้อนเซลล์มะเร็งแล้ว ยังได้ทำการศึกษาดังกล่าวถึงผลกระทบจากเส้นเลือดขนาดใหญ่ภายในตับต่อการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ซึ่งจากงานวิจัยที่ผ่านมาพบว่าจะตรวจพบการเจริญเติบโตของก้อนเซลล์มะเร็งตรงบริเวณใกล้เคียงกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ และผลจากเส้นเลือดขนาดใหญ่ต่อการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุจะให้ผลการรักษาที่ไม่สมบูรณ์อันเนื่องมาจากผลของการระบายความร้อนของเลือดในเส้นเลือดขนาดใหญ่ [4] ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงออกแบบให้แบบจำลองของเนื้อเยื่อตับมีเส้นเลือดขนาดใหญ่รวมอยู่ในแบบจำลองด้วย ซึ่งกำหนดให้เส้นเลือดขนาดใหญ่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตรและให้ค่าสัมประสิทธิ์ของการพาความร้อนของเส้นเลือดขนาดใหญ่เท่ากับ $3200 \text{ W}(\text{m}^2 \cdot \text{K})^{-1}$ [18]

4.7 การ MESH แบบจำลอง

ในรูปที่ 4.3 และรูปที่ 4.4 จะแสดงการเมชแบบจำลองด้วยโปรแกรม COMSOL Multiphysics ของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติและเนื้อเยื่อตับที่ประกอบไปด้วยเซลล์มะเร็ง และเส้นเลือดขนาดใหญ่โดยใช้เอลิเมนต์เป็นแบบ tetrahedral elements การเมชแบบจำลองหรือการแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็กๆจะเมชในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบหรือขนาดตายตัวแต่จะเมชส่วนของอเล็กโทรด ก้อนเซลล์มะเร็ง เส้นเลือดขนาดใหญ่จะเมชแบบละเอียด แต่บริเวณเนื้อเยื่อตับปกติจะเมชในลักษณะที่ค่อนข้างหยาบ ทั้งนี้เพราะเมื่อทำการเมชแบบละเอียดเท่ากันทั้งหมดจะทำให้มีจำนวนโหนดและเอลิเมนต์ที่มากทำให้ใช้หน่วยความจำของคอมพิวเตอร์และเวลาในการคำนวณค่อนข้างมากจนอาจส่งผลให้โปรแกรมมีข้อผิดพลาดไม่สามารถทำการเมชแบบจำลองได้ แต่หากทำการเมชในลักษณะที่หยาบเหมือนกันทั้งหมดก็จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีความผิดพลาดมากตามไปด้วยถึงแม้จะใช้เวลาในการคำนวณน้อยก็ตาม ดังนั้นการเมชแบบจำลองของงานวิจัยนี้จะพิจารณาตามความสำคัญโดยส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็จะทำการเมชแบบจำลองแบบละเอียด ส่วนที่พิจารณาแล้วไม่มีผลต่อการคำนวณหรือว่ามีผลน้อยก็จะทำการเมชส่วนนั้นแบบหยาบ



รูปที่ 4.7 แสดงการ MESH แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติและเส้นเลือดขนาดใหญ่



รูปที่ 4.8 แสดงการ MESH แบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็งและเส้นเลือดขนาดใหญ่

ตารางที่ 4.2 แสดงจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติทั้ง 5 กรณี

Case	Elements	Number of degree of freedom
1	49346	17488
2	50306	17878
3	50430	17956
4	50853	18080
5	50927	18112

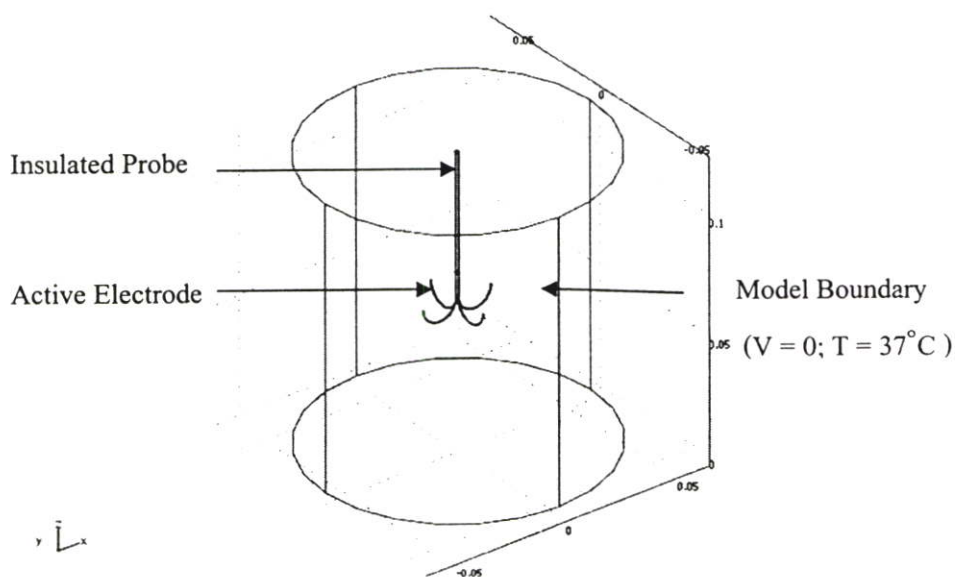
ตารางที่ 4.3 แสดงจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็งทั้ง 5 กรณี

Case	Elements	Number of degree of freedom
1	48464	16944
2	60597	21136
3	59771	20840
4	60262	21008
5	60995	21727

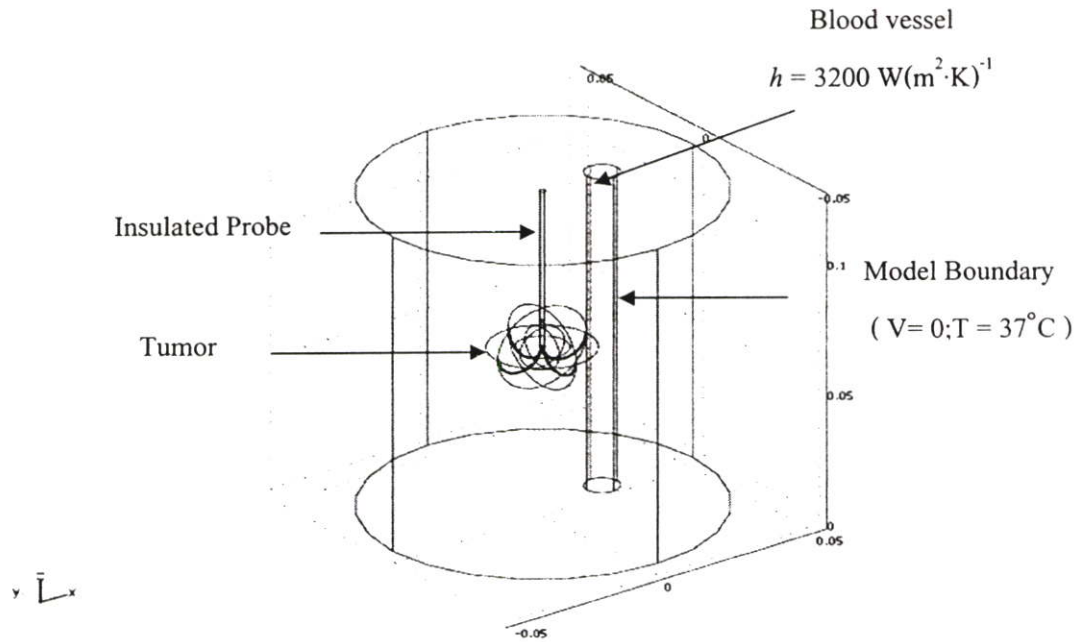
จากตารางที่ 4.2 และ 4.3 แสดงถึงจำนวนเอลิเมนต์ของแบบจำลองทั้งสองลักษณะ โดยส่วนของ ตารางที่ 4.2 จะเป็นการ จากการ MESH ในส่วนของการทดลองกับแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ ทั้งหมด 5 กรณี และตารางที่ 4.3 จะเป็นการ จากการ MESH ในส่วนของการทดลองกับแบบจำลอง เนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็งทั้งหมด 5 กรณี

4.8 การกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนแบบจำลอง

สำหรับการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตบนแบบจำลองเนื้อเยื่อตับ ได้กำหนดแรงดันรอบๆ ผิวของ อิเล็กโทรดและกำหนดคร่าวๆ ที่ผิวนอกสุดของเนื้อเยื่อตับ ซึ่งเป็นการบังคับให้สนามไฟฟ้าวิ่งจาก ผิวอิเล็กโทรดสู่ผิวของเซลล์เนื้อเยื่อข้างนอก ในการทดลองต้องมีการเปลี่ยนแปลงแรงดันที่ให้กับ ผิวอิเล็กโทรดเพิ่มขึ้นหรือลดลง โดยการพิจารณาจากอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในระบบไม่เกิน 90°C การกำหนดแรงดันจะถูกควบคุมตามอุณหภูมิที่เกิดขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 4.9 และ 4.10



รูปที่ 4.9 แสดงการกำหนดขอบเขตของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ



รูปที่ 4.10 แสดงการกำหนดขอบเขตของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็ง

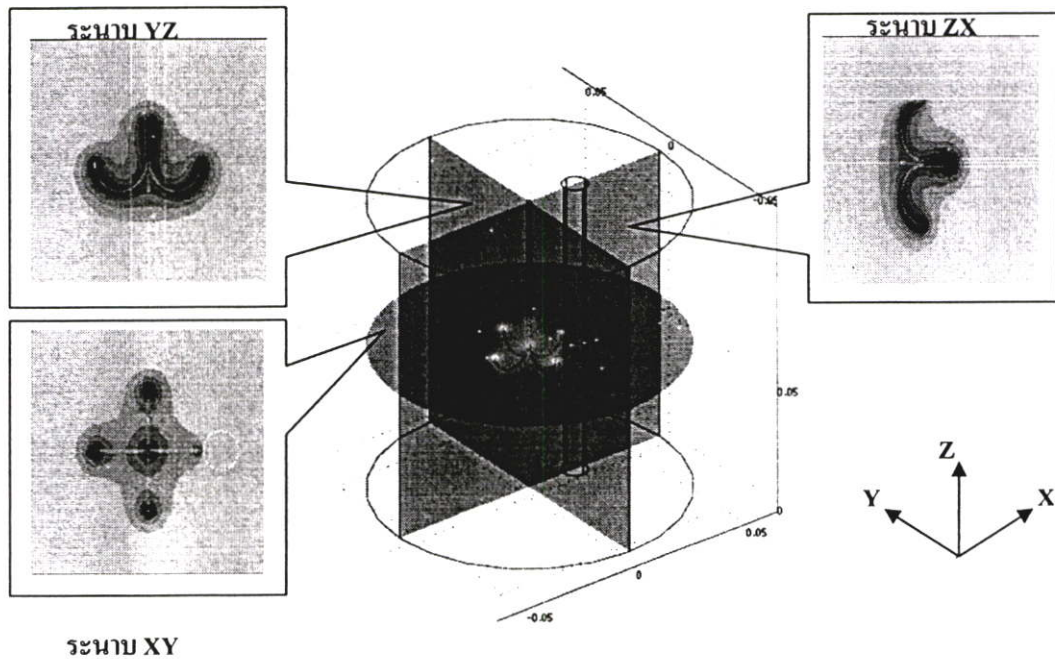
4.9 การประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลอง

ในการวิเคราะห์ปัญหาของแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ ที่มีความเกี่ยวเนื่องกับระบบอุณหภูมิจึงและระบบไฟฟ้า ในส่วนของโปรแกรม COMSOL Multiphysics จะทำการวิเคราะห์ปัญหาแบบควบคู่กันไปทั้งในส่วนของการคำนวณความร้อนและกับทางด้านไฟฟ้า หรือสามารถประมวลผลปัญหาทางด้านหนึ่งก่อน แล้วจึงนำผลลัพธ์ที่ได้ ไปใช้ในอีกปัญหาหนึ่ง โดยในงานวิจัยนี้ในการประมวลผลข้อมูลบนแบบจำลองจะเป็นการประมวลผลแบบควบคู่กันไปทั้งสองด้านคือทางด้านความร้อนและทางไฟฟ้า

บทที่ 5

ผลการทดลองของแบบจำลองโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการทดลองได้ทำการกำหนดเงื่อนไขในการทดลอง เพื่อใช้เป็นการวางขอบเขตและเงื่อนไข ดังนี้ ทำการควบคุมอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นได้ในระบบที่อุณหภูมิ 90°C และทำการควบคุมเวลาที่ 600 วินาที ในการทดลองได้แบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน โดยในส่วนแรกเป็นการทดลองในเนื้อเยื่อตับปกติซึ่งมี 5 กรณณ์ ในส่วนที่สองเป็นการทดลองในเนื้อเยื่อตับที่มีก้อนเซลล์มะเร็งอีก 5 กรณณ์ การทดลองทั้ง 2 ส่วนนี้จะทำการศึกษาถึงผลกระทบของหลอดเลือดขนาดใหญ่ต่อการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุที่ระยะต่างๆระหว่างอิเล็กโทรดกับหลอดเลือด ผลการทดลองจะแสดงถึงการกระจายของอุณหภูมิ ลักษณะและขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้น

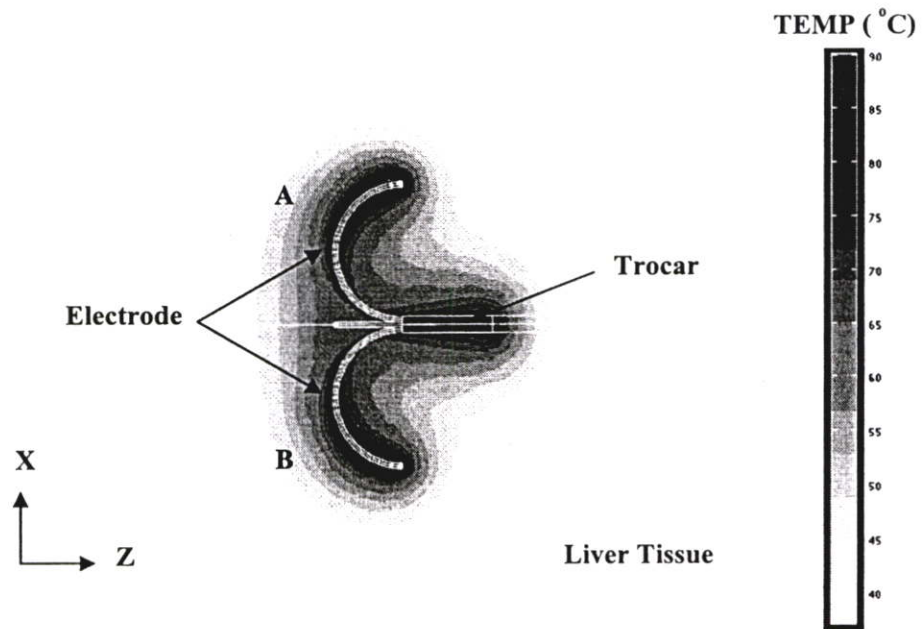


รูปที่ 5.1 ภาพแสดงส่วนตัดขวางในระนาบต่างๆ เพื่อใช้ดูลักษณะการกระจายอุณหภูมิของเนื้อเยื่อ

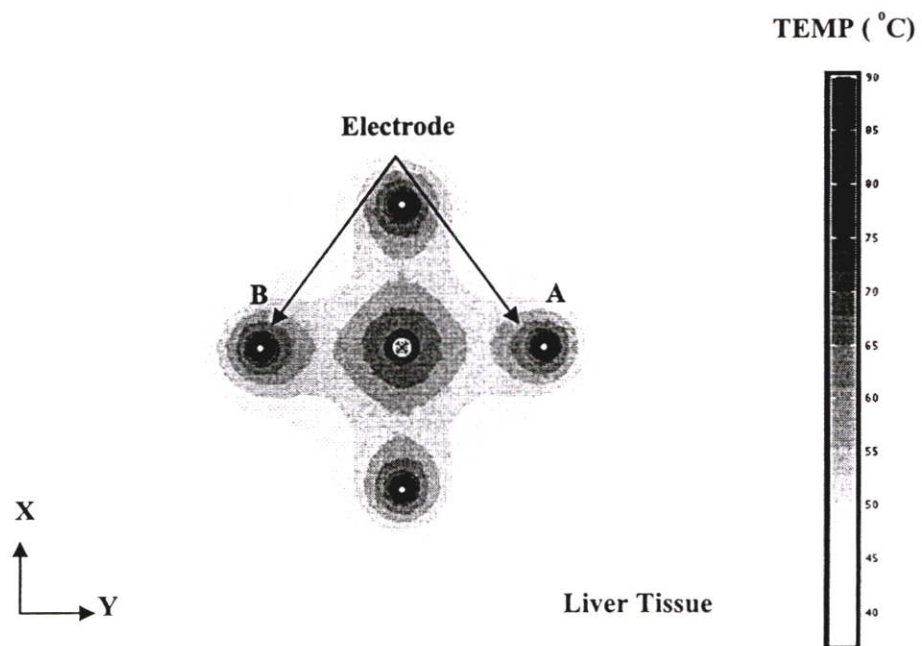
ในการทดลองด้วยแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติและก้อนมะเร็งด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ จะทำการกำหนดแรงดันที่อิเล็กโทรดและกำหนดคิวนอกของเนื้อเยื่อตับปกติเป็นกราวด์ ในการกำหนดแรงดันที่เพิ่มขึ้นหรือลดลง จะพิจารณาจากอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นภายในระบบ ซึ่งในการทดลองนี้ได้กำหนดให้เป็นการจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิที่ 90°C

5.1 ผลการทดลองแสดงการกระจายของอุณหภูมิในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ

5.1.1 กรณีที่ 1 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ โดยไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่

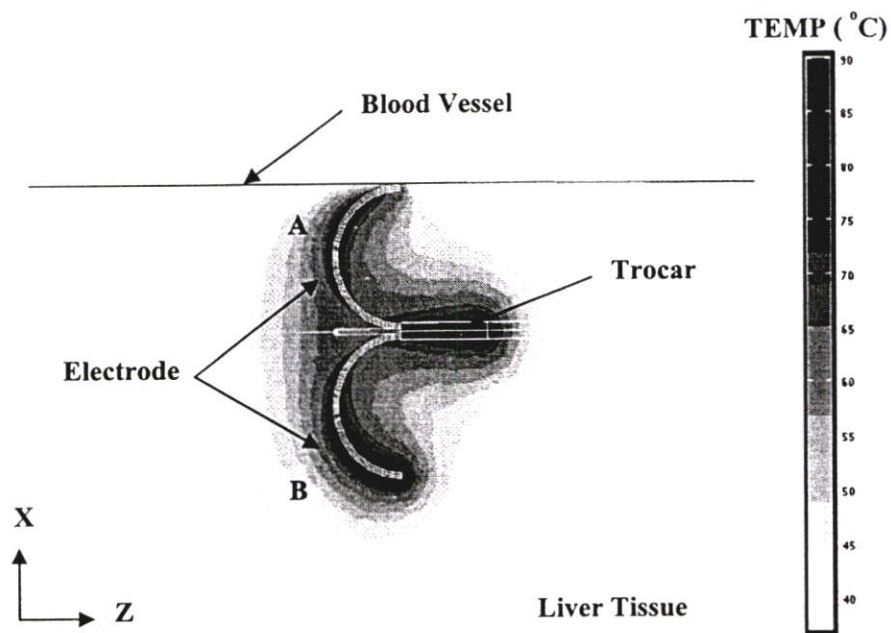


รูปที่ 5.2 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 1 ในระนาบ ZX

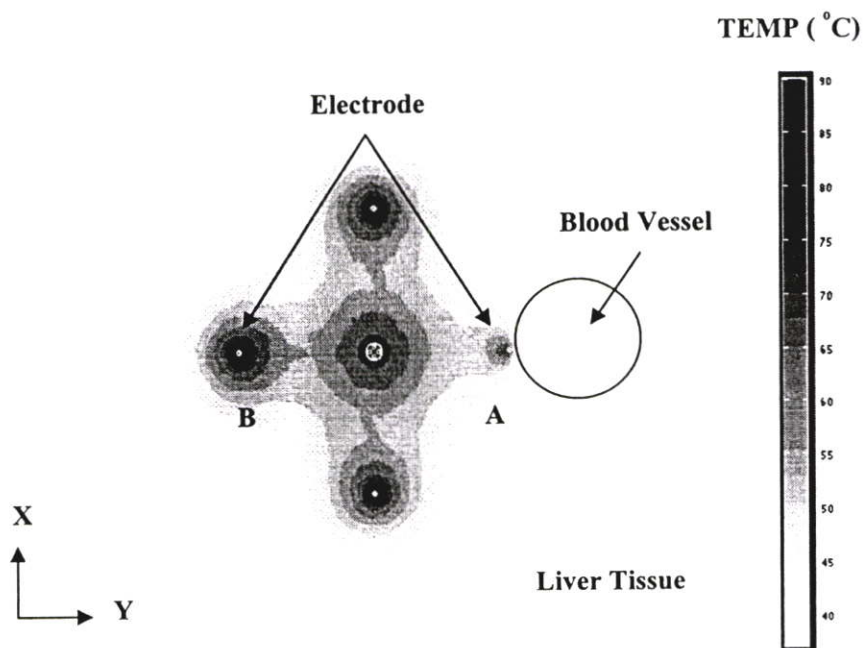


รูปที่ 5.3 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 1 ในระนาบ XY

5.1.2 กรณีที่ 2 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยอิเล็กโทรดติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่

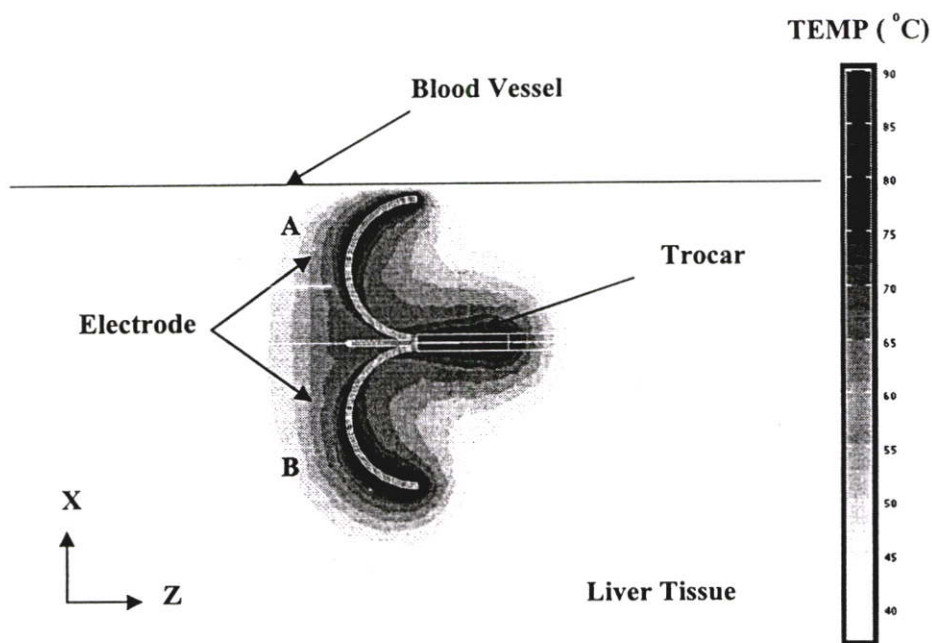


รูปที่ 5.4 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 2 ในระนาบ ZX

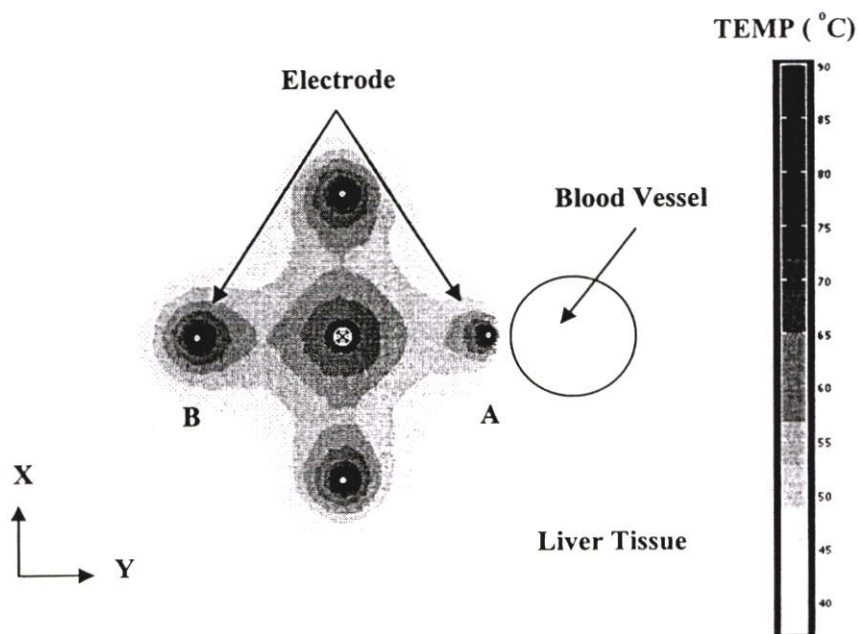


รูปที่ 5.5 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 2 ในระนาบ XY

5.1.3 กรณีที่ 3 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 1 มิลลิเมตร

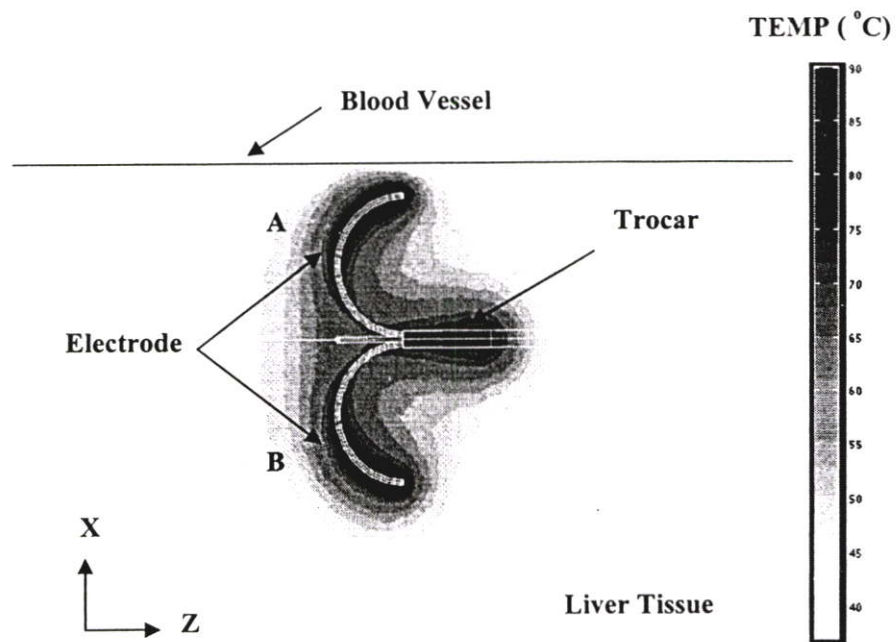


รูปที่ 5.6 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 3 ในระนาบ ZX

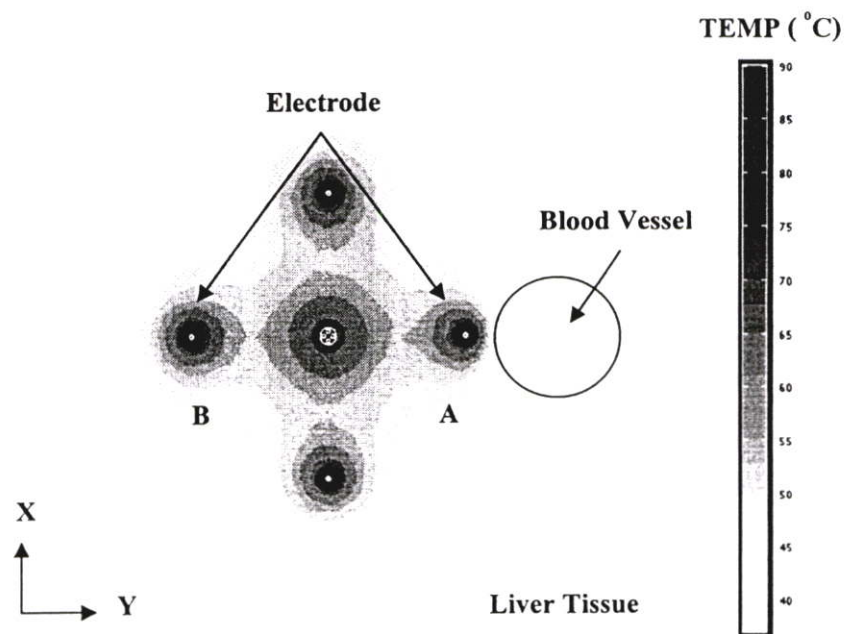


รูปที่ 5.7 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 3 ในระนาบ XY

5.1.4 กรณีที่ 4 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร

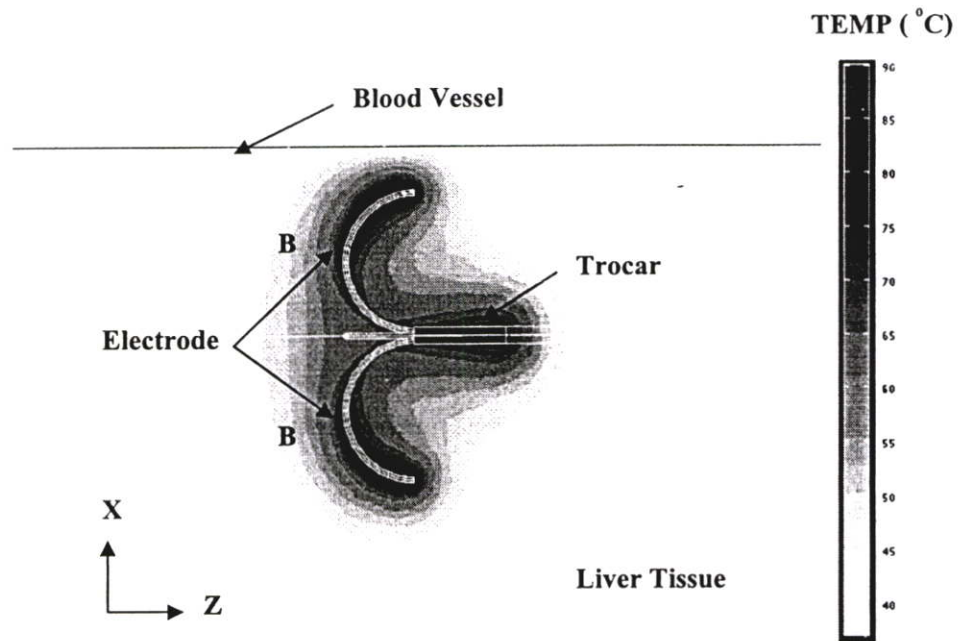


รูปที่ 5.8 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 4 ในระนาบ ZX

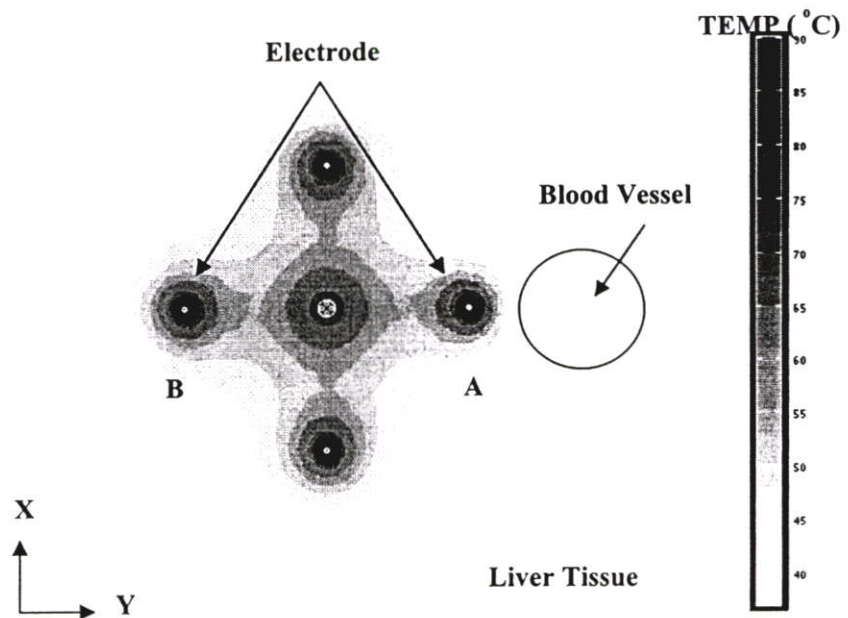


รูปที่ 5.9 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 4 ในระนาบ XY

5.1.5 กรณีที่ 5 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดเท่ากับ 5 มิลลิเมตร



รูปที่ 5.10 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 5 ในระนาบ ZX

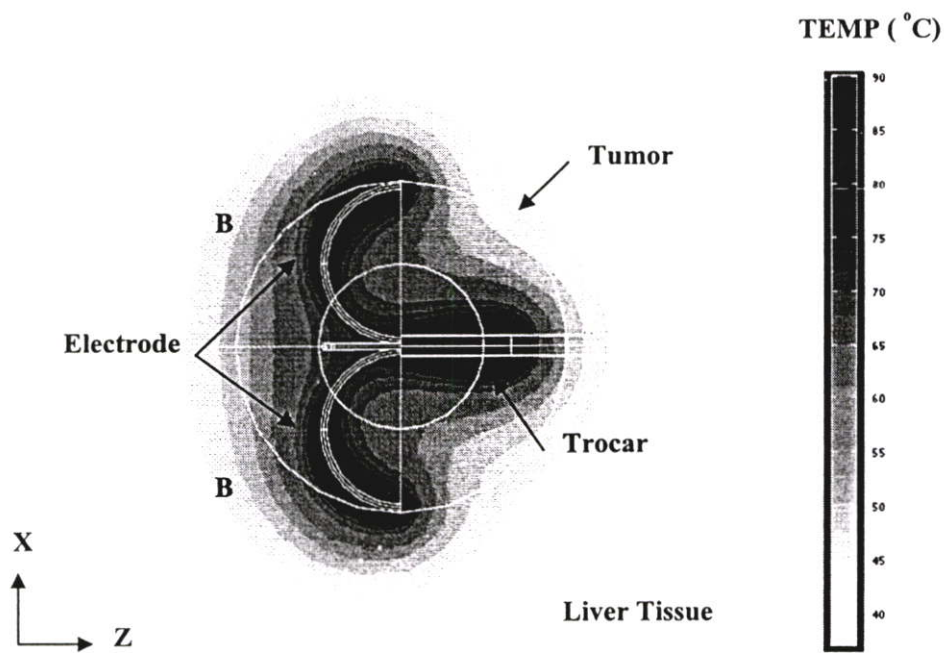


รูปที่ 5.11 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตับปกติ กรณีที่ 5 ในระนาบ XY

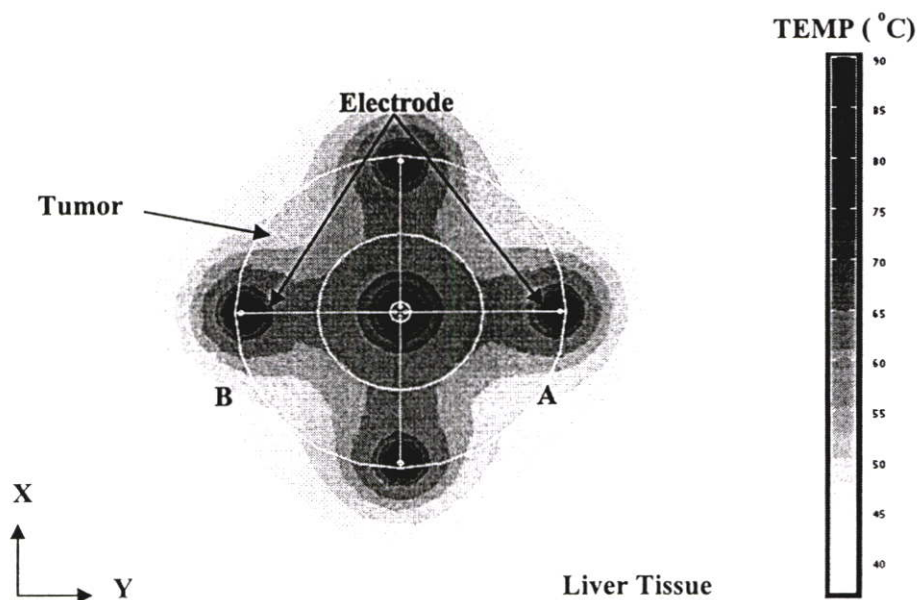
จากการทดลองการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุในแบบจำลองเนื้อเยื่อ
 ด้บปกติ กรณีที่ 1 เป็นการทดลองในเนื้อเยื่อด้บปกติโดยไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่ ผลของการ
 กระจายอุณหภูมิบริเวณอิเล็กโทรด A และ B มีการกระจายอุณหภูมิที่สม่ำเสมอในลักษณะเท่าๆกัน
 โดยอุณหภูมิที่บริเวณปลายอิเล็กโทรด A มีค่าอุณหภูมิประมาณ 90.4°C ส่วนอุณหภูมิที่ปลาย
 อิเล็กโทรด B มีค่าประมาณ 90°C ดังแสดงในรูปที่ 5.2 และ 5.3 ลักษณะและขนาดของรอยแผล
 แบบจำลองเนื้อเยื่อด้บปกติ กรณีที่ 1 จะได้ผลของความกว้างของรอยแผล (W_1+W_2) เท่ากับ 40
 มิลลิเมตร และความลึกของรอยแผล (D_1+D_2) เท่ากับ 27.5 มิลลิเมตร ในส่วนของกรณีที่ 2 เป็น
 การทดลองในเนื้อเยื่อด้บปกติโดยที่ระยะของอิเล็กโทรดติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ ผลของการ
 กระจายอุณหภูมิบริเวณอิเล็กโทรด A และ B มีลักษณะการกระจายอุณหภูมิที่แตกต่างกัน โดย
 อุณหภูมิที่บริเวณปลายอิเล็กโทรด A มีค่าอุณหภูมิประมาณ 63.1°C ส่วนอุณหภูมิที่ปลาย
 อิเล็กโทรด B มีค่าประมาณ 90°C ดังแสดงในรูปที่ 5.4 และ 5.5 ลักษณะและขนาดของรอยแผล
 แบบจำลองเนื้อเยื่อด้บปกติ กรณีที่ 2 จะได้ผลของความกว้างของรอยแผล (W_1+W_2) เท่ากับ 35
 มิลลิเมตร และความลึกของรอยแผล (D_1+D_2) เท่ากับ 27.5 มิลลิเมตร ในส่วนของกรณีที่ 3 เป็น
 การทดลองในเนื้อเยื่อด้บปกติโดยที่ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่เท่ากับ 1
 มิลลิเมตร ผลของการกระจายอุณหภูมิบริเวณอิเล็กโทรด A และ B มีลักษณะการกระจายอุณหภูมิที่
 แตกต่างกัน โดยอุณหภูมิที่บริเวณปลายอิเล็กโทรด A มีค่าอุณหภูมิประมาณ 81.3°C ส่วนอุณหภูมิ
 ที่ปลายอิเล็กโทรด B มีค่าประมาณ 90°C ดังแสดงในรูปที่ 5.6 และ 5.7 ลักษณะและขนาดของรอย
 แผลแบบจำลองเนื้อเยื่อด้บปกติ กรณีที่ 3 จะได้ผลของความกว้างของรอยแผล (W_1+W_2) เท่ากับ
 35.25 มิลลิเมตร และความลึกของรอยแผล (D_1+D_2) เท่ากับ 27.5 มิลลิเมตร ในส่วนของกรณีที่ 4
 เป็นการทดลองในเนื้อเยื่อด้บปกติโดยที่ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่เท่ากับ
 3 มิลลิเมตร ผลของการกระจายอุณหภูมิบริเวณอิเล็กโทรด A และ B มีลักษณะการกระจายอุณหภูมิ
 ที่แตกต่างกัน โดยอุณหภูมิที่บริเวณปลายอิเล็กโทรด A มีค่าอุณหภูมิประมาณ 88.7°C ส่วน
 อุณหภูมิที่ปลายอิเล็กโทรด B มีค่าประมาณ 90°C ดังแสดงในรูปที่ 5.8 และ 5.9 ลักษณะและขนาด
 ของรอยแผลแบบจำลองเนื้อเยื่อด้บปกติ กรณีที่ 4 จะได้ผลของความกว้างของรอยแผล (W_1+W_2)
 เท่ากับ 37.25 มิลลิเมตร และความลึกของรอยแผล (D_1+D_2) เท่ากับ 27.5 มิลลิเมตร ในส่วนของ
 กรณีที่ 5 เป็นการทดลองในเนื้อเยื่อด้บปกติโดยที่ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาด
 ใหญ่เท่ากับ 5 มิลลิเมตร ผลของการกระจายอุณหภูมิบริเวณอิเล็กโทรด A และ B มีลักษณะการ
 กระจายอุณหภูมิที่ค่อนข้างใกล้เคียงกัน โดยอุณหภูมิที่บริเวณปลายอิเล็กโทรด A มีค่าอุณหภูมิ
 ประมาณ 90.7°C ส่วนอุณหภูมิที่ปลายอิเล็กโทรด B มีค่าประมาณ 90°C ดังแสดงในรูปที่ 5.10
 และ 5.11 ลักษณะและขนาดของรอยแผลแบบจำลองเนื้อเยื่อด้บปกติ กรณีที่ 5 จะได้ผลของความ
 กว้างของรอยแผล (W_1+W_2) เท่ากับ 38.25 มิลลิเมตร และความลึกของรอยแผล (D_1+D_2) เท่ากับ
 27.5 มิลลิเมตร

5.2 ผลการทดลองแสดงการกระจายของอุณหภูมิในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็ง

5.2.1 กรณีที่ 1 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็งโดยไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่

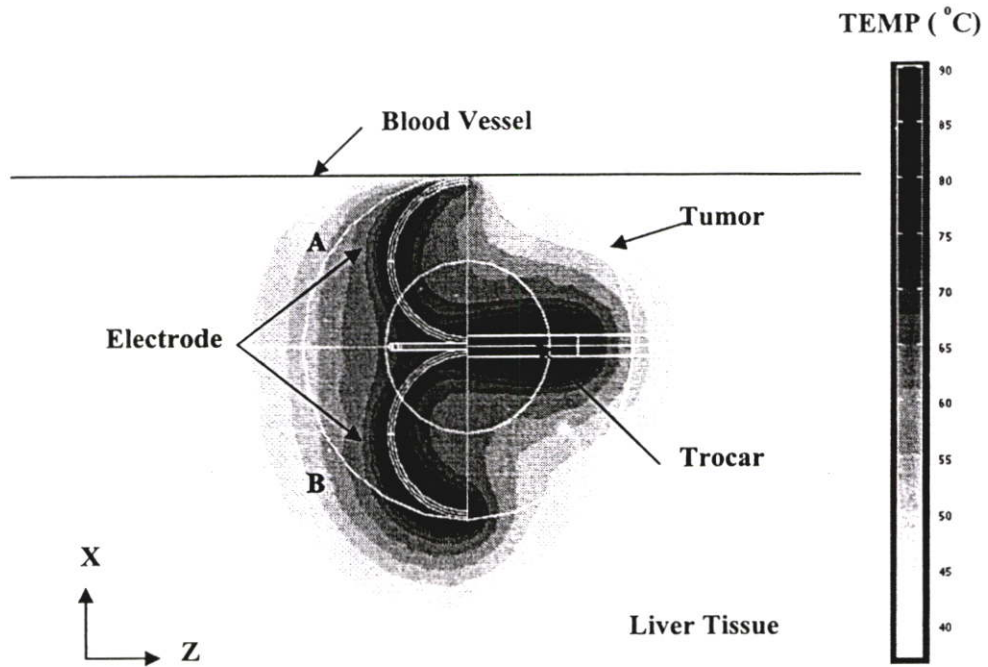


รูปที่ 5.12 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 1 ในระนาบ ZX

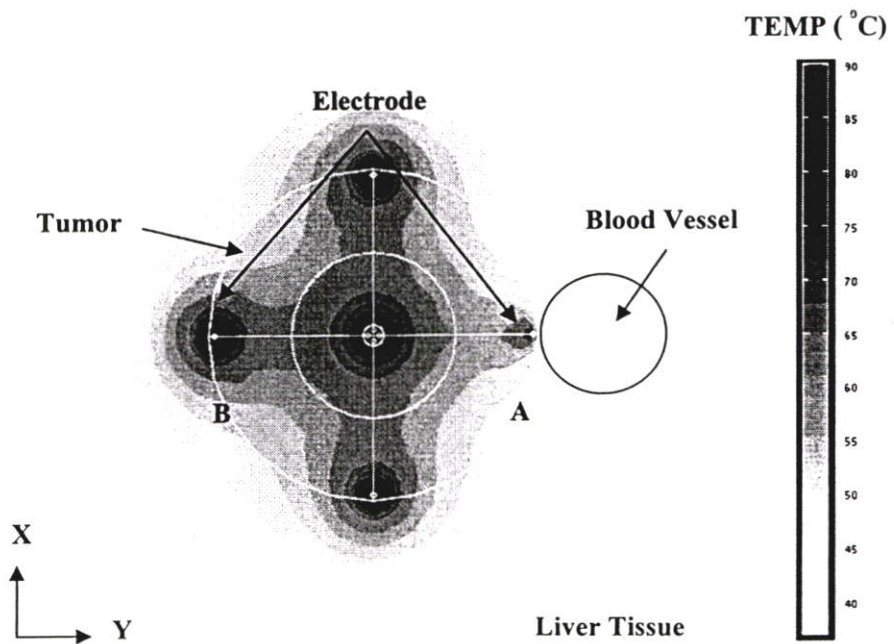


รูปที่ 5.13 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 1 ในระนาบ XY

5.2.2 กรณีที่ 2 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็งโดยอิเล็กโทรดติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่

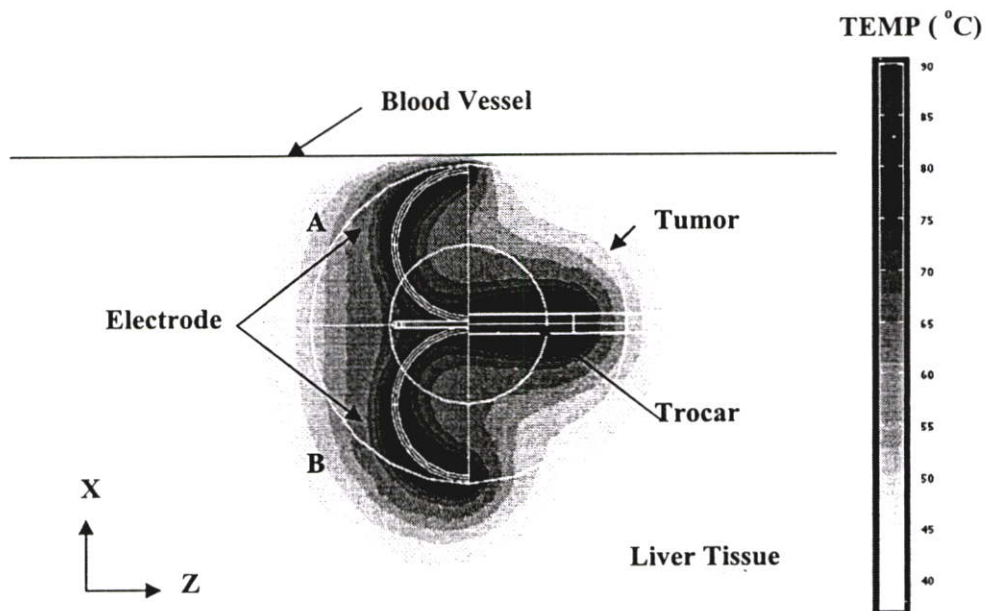


รูปที่ 5.14 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 2 ในระนาบ ZX

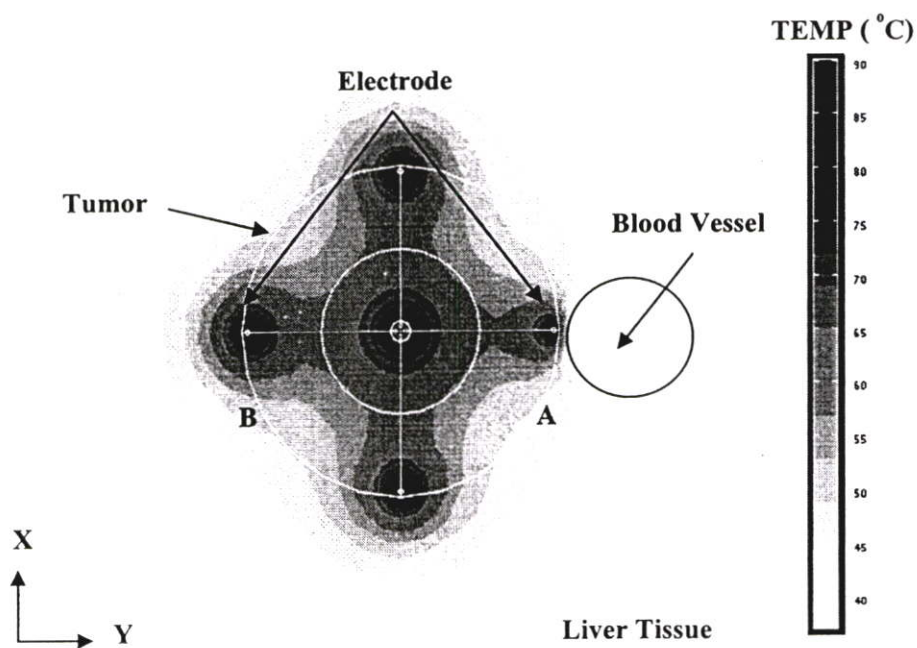


รูปที่ 5.15 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 2 ในระนาบ XY

5.2.3 กรณีที่ 3 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีหลอดเลือดซึ่งมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับหลอดเลือดเท่ากับ 1 มิลลิเมตร

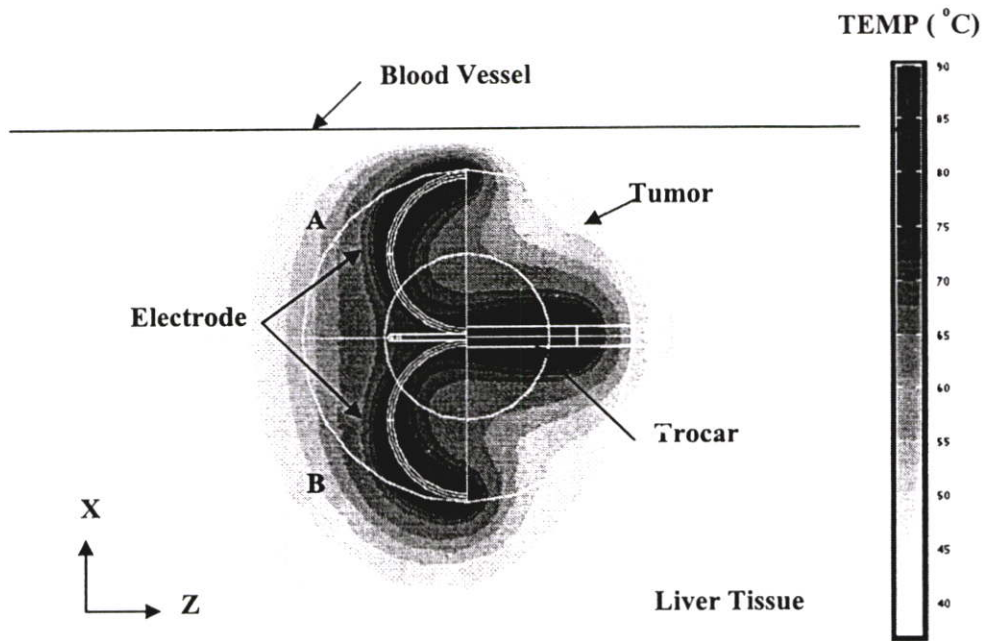


รูปที่ 5.16 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 3 ในระนาบ ZX

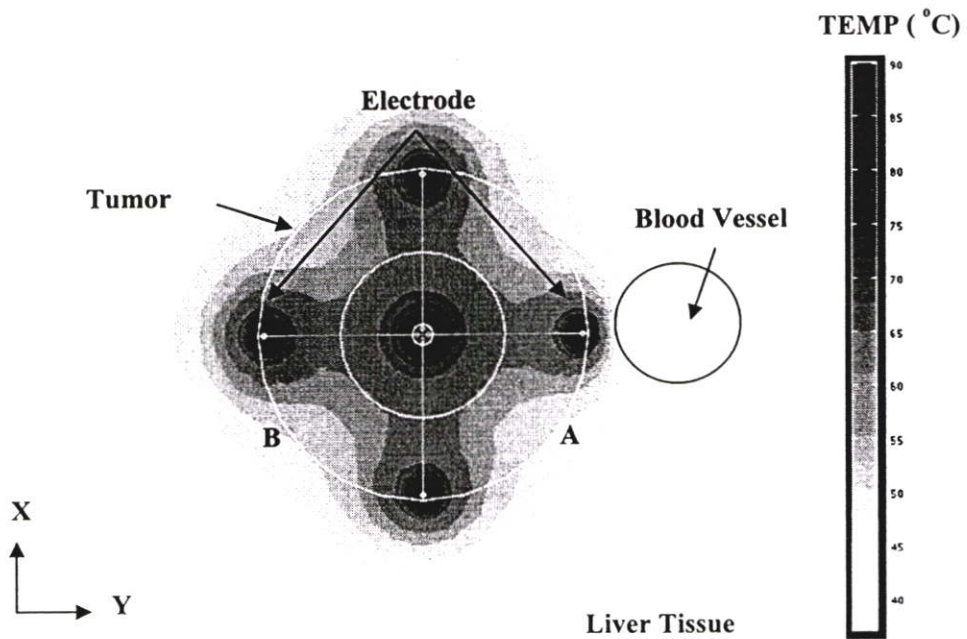


รูปที่ 5.17 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 3 ในระนาบ XY

5.2.4 กรณีที่ 4 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็งโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับหลอดเลือดเท่ากับ 3 มิลลิเมตร

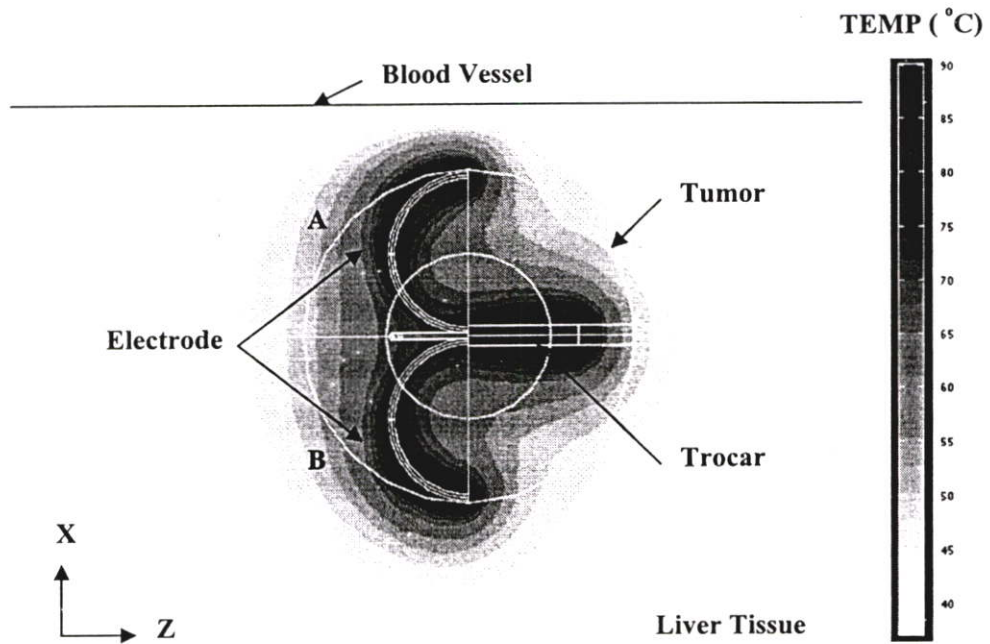


รูปที่ 5.18 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณี 4 ในระนาบ ZX

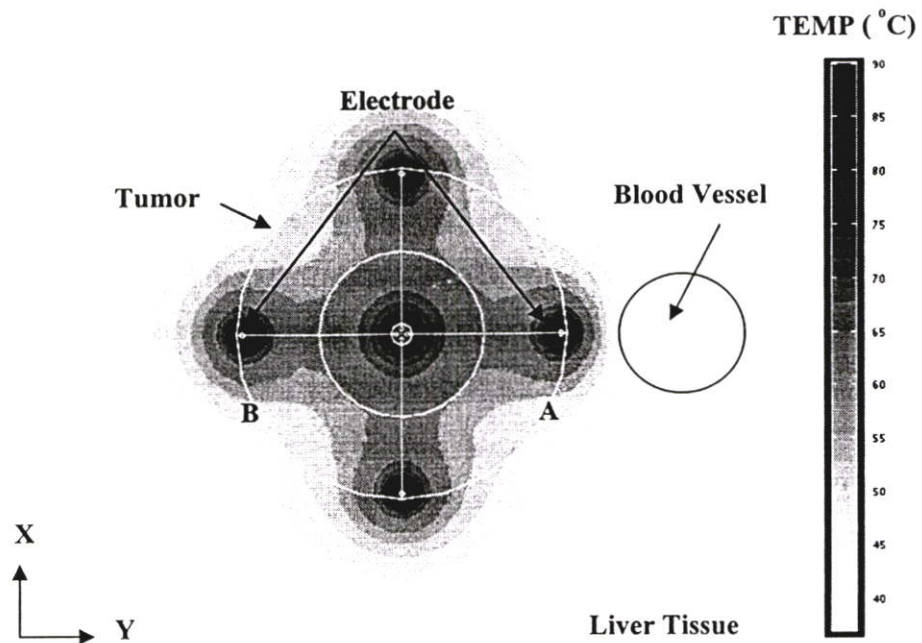


รูปที่ 5.19 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณี 4 ในระนาบ XY

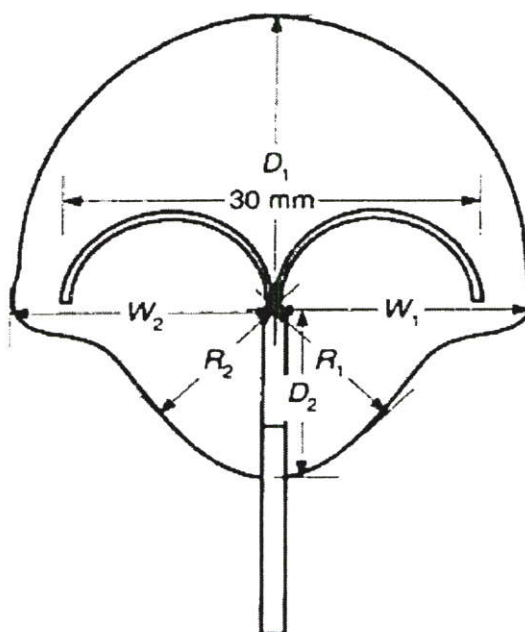
5.2.5 กรณีที่ 5 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่มีเซลล์มะเร็งโดยมีระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดกับหลอดเลือดเท่ากับ 5 มิลลิเมตร



รูปที่ 5.20 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 5 ในระนาบ ZX



รูปที่ 5.21 แสดงผลการกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งกรณีที่ 5 ในระนาบ XY



รูปที่ 5.22 รูปแบบจำลองแสดงขนาดรอยแผลที่เกิดขึ้นในการทดลองในกรณีที่ 1-5 ทั้งในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติและแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง [5]

ตารางที่ 5.1 ตารางแสดงขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นในการทดลองแบบจำลองเนื้อเยื่อปกติ

Case	W_1 (mm)	W_2 (mm)	D_1 (mm)	D_2 (mm)	R_1 (mm)	R_2 (mm)	V (cm ³)
1	20	20	12.5	15	7.5	7.5	10.88
2	15	20	12.5	15	7.5	7.5	9.93
3	17.5	20	12.5	15	7.5	7.5	10.26
4	17.5	20	12.5	15	7.5	7.5	10.71
5	18.5	20	12.5	15	7.5	7.5	10.77

ตารางที่ 5.2 ตารางแสดงขนาดของรอยแผลที่เกิดขึ้นในการทดลองแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็ง

Case	W_1 (mm)	W_2 (mm)	D_1 (mm)	D_2 (mm)	R_1 (mm)	R_2 (mm)	V (cm ³)
1	20	20	15.5	15.5	8.5	8.5	17.6
2	15	20	15.25	15.25	8.5	8.5	15.77
3	15.25	20	15.25	15.25	8.5	8.5	16.37
4	17.25	20	15.25	15.25	8.5	8.5	17.02
5	18.25	20	15.25	15.25	8.5	8.5	17.38

บทที่ 6

สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลงานวิจัย

การใช้วิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาทำการสร้างแบบจำลองก่อนการสร้างระบบการทดสอบจริง เป็นอีกวิธีการหนึ่งซึ่งช่วยให้เราสามารถออกแบบและสร้างระบบขึ้นมาตามที่เรต้องการทดสอบได้ หรืออาจนำมาใช้กับการทดลองกับระบบที่สามารถทดลองจริงได้ การสร้างแบบจำลองและวิเคราะห์ผลการทดลองจากวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นนับว่าเป็นวิธีการที่ทำให้เราประหยัดเวลา เพราะวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์จะช่วยลดขั้นตอนและระยะเวลาที่ยุ่งยากไปได้มากทีเดียวเมื่อเทียบกับการทดลองจริง นอกจากนี้ยังช่วยลดค่าใช้จ่ายในการทดลองอีกด้วย และจากทั้งงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาถึงการกระจายอุณหภูมิของเนื้อเยื่อในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับบริเวณใกล้เคียงเส้นเลือดขนาดใหญ่ด้วยคลื่นความถี่วิทยุซึ่งจะเห็นได้ว่าการสร้างระบบการทดลองจริงจะมีความซับซ้อนและยุ่งยาก ค่าใช้จ่ายที่ใช้ในการทดลองก็มีสูง ดังนั้นเมื่อพิจารณาถึงข้อดีของวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์แล้วจะเห็นได้ว่าเป็นวิธีการที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ทดลองในงานวิจัยนี้มากที่สุด เพราะนอกจากข้อดีดังที่กล่าวข้างต้นแล้วเรายังสามารถปรับเปลี่ยนรูปแบบการทดลองในระหว่างที่ทำการทดลองได้อีกด้วย

ในส่วนของงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาการกระจายอุณหภูมิในการทำลายเซลล์มะเร็งระดับในบริเวณใกล้เคียงเส้นเลือดขนาดใหญ่โดยคลื่นความถี่วิทยุ ซึ่งการทดลองแบ่งออกเป็นการทำงานการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับปกติและการทำลายในก้อนเซลล์มะเร็ง โดยแบบจำลองทั้งสองแบบนี้จะประกอบด้วยกรณีต่างๆ คือ แบบจำลองที่ไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่ และแบบจำลองที่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่โดยมีระยะห่างระหว่างเส้นเลือดและอิเล็กโทรดที่ตำแหน่งต่างๆ ได้แก่ ที่ระยะติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ และที่ระยะห่าง 1, 3, 5 มิลลิเมตร จากผลการทดลองพบว่าการกระจายของอุณหภูมิของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติและแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็งมีลักษณะการกระจายของอุณหภูมิที่แตกต่างกัน โดยการกระจายอุณหภูมิของแบบจำลองก้อนเซลล์มะเร็งจะมีการกระจายที่มากกว่าเมื่อเทียบกับการกระจายอุณหภูมิของแบบจำลองเนื้อเยื่อตับปกติ ดังนั้นการสร้างแบบจำลองเพื่อนำมาใช้ในการจำลองวิธีการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุจึงควรสร้างแบบจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อที่มีก้อนเซลล์มะเร็งมากกว่าที่จะทำการสร้างแบบจำลองเป็นเนื้อเยื่อตับปกติ เพื่อให้ระบบการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่วิทยุมีความใกล้เคียงกับระบบการทำลายเซลล์จริงมากที่สุด

ในส่วนของการศึกษาการกระจายอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในบริเวณใกล้เคียงเส้นเลือดขนาดใหญ่ซึ่งในงานวิจัยนี้จะทำการพิจารณาถึงระยะห่างต่างๆระหว่างอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ จากการ

ทดลองพบว่าการกระจายอุณหภูมิในเนื้อเยื่อจะแปรผันตามระยะห่างของอิเล็กโทรดและเส้นเลือด โดยที่ระยะห่างระหว่างอิเล็กโทรดติดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่จะมีผลกระทบต่อ การกระจายอุณหภูมิมากที่สุดเป็นผลมาจากการพาความร้อนของเลือดในเส้นเลือดขนาดใหญ่ ส่วนที่ ระยะห่าง 1, 3, 5 มิลลิเมตร พบว่าที่ระยะห่างของอิเล็กโทรดกับเส้นเลือดขนาดใหญ่ที่ 5 มิลลิเมตร มีผลของการกระจายอุณหภูมิที่ใกล้เคียงกับกรณีที่ไม่มีเส้นเลือดขนาดใหญ่มากที่สุดเมื่อเทียบกับ ระยะห่าง 1 มิลลิเมตรและ 3 มิลลิเมตร

6.2 ข้อเสนอแนะในการพัฒนาต่อไป

จากการทดลองแสดงให้เห็นว่าการสร้างแบบจำลองโดยนำวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการ จำลองระบบการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุนับว่าเป็นวิธีการที่มีประโยชน์เป็นอย่างมาก โดยทำให้ประหยัดค่าใช้จ่ายในการทดลองและสามารถออกแบบการทดลองในส่วนที่เราไม่ สามารถทำจริงได้ ดังนั้นในงานวิจัยต่อไปการนำวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้จำลองก่อนทำการ รักษาจริงเป็นอีกวิธีหนึ่งที่ช่วยให้เราสามารถวางแผนการรักษาได้อย่างสมบูรณ์ที่สุด และเพื่อให้ แบบจำลองที่เราทำการสร้างขึ้นมามีความสมบูรณ์ใกล้เคียงกับระบบจริงมากที่สุดจึงควรรหา แนวทางในการศึกษาวิธีการที่นำมาสร้างแบบจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุ ให้มีความถูกต้องมากที่สุด ดังเช่น ค่าพารามิเตอร์ด้านความร้อน ด้านไฟฟ้า รวมถึงค่าพารามิเตอร์ ต่างๆที่ใช้ในแบบจำลอง หรือพัฒนาซอฟต์แวร์เพื่อนำมาใช้ในการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุขึ้นมาโดยเฉพาะด้าน เป็นต้น เพื่อใช้เป็นเครื่องมือสำหรับการวางแผนก่อน การรักษาของแพทย์ในต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] S. N. Goldberg, G. S. Gazelle, L. Solbiati, T. Livraghi, KK. Tanabe, P. E. Hahn and P. R. Mueller. "Ablation of Liver Tumors Using Percutaneous RF Therapy.", **Am. J. Roentgenol.**, vol. 170, 1998, pp. 1023-1028
- [2] Lu, D. S., Raman, S. S. Vodopich, D. J., Wang, M., Sayre, J., and Lassman, C. (2002) : Lu, D.S. Wang, M.P., Vodopich, D. J., and Raman, S. S. (2000) "Effect of vessel size on creation of hepatic radiofrequency lesion in pig : assessment of the heat sink effect." **Am. J. Roentgenol.**, vol.178, pp. 147-156
- [3] I. R. Kamalov, V. A. Sandrikov, S. V. Gautier, O. M. Tsurulnikova and O. G. Skipenko. "The significance of colour velocity and spectral Doppler ultrasound in differentiation of liver tumors." **European Journal of Ultrasound**, vol.7, 1998, pp. 101-108
- [4] Haemmerich D., "Hepatic Radiofrequency Ablation – Overview from an Engineering Perspective," **Minisymposium on Application of RF to Tissue Ablation, EMBC 2004**, San Francisco, September 2004.
- [5] S. Tungjitkusolmon, S.T. Staelin, D. Haemmerich, J.Z. Tsai, H. Cao, J.G. Webster, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and V.R. Vorperian, "Three-dimensional finite-element analyses for radio-frequency hepatic tumor ablation," **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 49, pp.3-9, 2002
- [6] D.Haemmerich, A.W. Wright, D.M. Mahvi, J.G. Webster, and F.T. Lee, Jr., "Hepatic bipolar radiofrequency ablation creates coagulation zones close to blood vessels: a finite element study," **Med. Biol. Eng. Comput.**, vol. 41, pp. 317-319, 2003.
- [7] Satoru Fujita, Motohisa Tamazawa, Kagayaki kuroda, "Effect of Blood Perfusion Rate on the Optimization of RF-Capacitive Hyperthermia", **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 54, No.9, September 1998.
- [8] Peter M. Van Den Berg, A. T. De Hoop, A. Segal and N. Praagman "A computational model of the electromagnetic heating of biological tissue with application to hyperthermic cancer therapy." **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. 30, No.12, December 1983.
- [9] D. Haemmerich, A. W. Wright, D. M. Mahvi, J. G. Webster, F. T. Lee Jr, "Hepatic bipolar radiofrequency ablation creates coagulation zones close to blood vessels: a finite element study." **Med. Biol. Eng. Comput.**, vol.41, 2003. pp. 317-323.

- [10] Issac A Chang, Uyen D Nguyen, “Thermal modeling of lesion growth with radiofrequency ablation devices”, **Biomedical Engineering Online** , August 2004.
- [11] Issace Chang, “Finite Element Analysis of Hepatic radioFrequency Ablation Probes using Temperature-Dependent Electrical Conductivity”, **Biomedical Engineering Online** , May 2003.
- [12] Enrique J Berjano, “Theoretical modeling for radiofrequency ablation: state-of-the-art and challenges for the future”, **Biomedical Engineering Online** , April 2003.
- [13] S. Tungjitkusolmun, Eung Je Woo, Hong Cao, Jang Zern Tsai, J. Webster , F. T. Lee, F. T. Lee, Jr., D. M. Mahvi, V. R. Vorperian, “Finite Element Analyses of Uniform Current Density Electrode for Radio-Frequency Cardiac Ablation”, **IEEE Trans. Biomed Eng**, Vol 47, No.1, 2002, pp32-40
- [14] D Haemmerich, S. Tyler Staelin, S. Tungjitkusolmun, Fred T. Lee, Jr , David M. Mahvi, V.R.Vorperian, John G. Webster, “Hepatic Bipolar Radio-Frequency Ablation Between Separated Multiprong Electrodes”, **IEEE Trans. Biomed. Eng**, Vol 48, No.10, 2001, pp 1145-1152.
- [15] J.P. mcGahan, J.M.Brock, H.Tesluk, W.-Z.Gu, P.Schneider, and P.D. Browing, “Hepatic Ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model.” **J.Vasc. Inter. Radiol.**, Vol 3, 1992, pp 291-297.
- [16] ปราโมทย์ เดชะอำไพ . ไฟในต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม. กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์. 2357.
- [17] Ping liang, Baowei Dong, Xiaoling Yu, Dejiang Yu, Zhiagang Cheng, Li Su, Jiansu Peng, Qun Nan, and Huaijun Wang, “Computer-aid dynamic simulation of microwave-induced thermal distribution in coagulation of liver cancer.” **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Vol 48, No.7, 2001, pp 821-829.
- [18] Tangwogsan, C., “**Measurment of in vivo endocardial and hepatic convective heat transfer coefficient.**” Ph. D Dissertation, Univ. of Wisconsin- Madison, August 2003.
- [19] อาเขต บุญทาราม. “การวิเคราะห์ทางไฟในต์เอลิเมนต์ สำหรับการศึกษาลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในตับแบบโมนโพลาร์ และแบบไบโพลาร์ช่วงคลื่นความถี่วิทยุ.” วิทยานิพนธ์ วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย , สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2548.
- [20] มนตรี ไชยชาญยุทธ์. “วิธีการทางไฟในต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็ง

ในดับโดยใช้สายอากาศในช่วงความถี่ 2.45 กิกกะเฮิรตซ์.” วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย , สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2548.

- [21] สุนันท์ ศรีณขนิษฐ์. การถ่ายเทความร้อน. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์ ส.ส.ท. 2545.
- [22] ทวีศักดิ์ บูรณวุฒิ, อารี พร้อมเพชรรัตน์. สารระสำคัญวิชาสารรีวิทยา. กรุงเทพมหานคร: หจก. นำอักษรการพิมพ์. 2543.
- [23] D.Haemmerich, S. T. Staelin, J. Z. Tsai, S. Tungjitkusolmun, D. M. Mahvi and J. G. Webster. “In vivo electrical conductivity of hepatic tumors.” , **Physiol. Meas.**, 2003. pp. 251-260.
- [24] J. P. Mcahan, J. M. Brock, H. Tesluk, W. Z. Gu, P. Schneider, and P. D. Browing. “Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model.” **J. Vasc. Inter. Radiol.**, vol.3, 1992. pp. 291-297.
- [25] A.W. Guy. “History of biological effects and Medical application of microwave energy.” **IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques**, vol.MTT-32, No.9, September 1984. pp. 1182-1199.
- [26] G.M. Hahn. “Hyperthermia foe the engineer: a short biological primer.” **IEEE Trans. Biomed. Eng.**, vol. BME-31, No.1, January 1984, pp. 3-8.

ภาคผนวก ก.

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] Apinan Kathamma, Pattarapong Phasukkit, Supan Tungjitkusolmun. "Finite Element Analysis of Hepatic Multiple Array Antenna for Microwave Coagulation Therapy." **Electrical Engineering Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI) International Conference**, May 9-12 , 2007, Chiang Rai, Thailand.
- [2] Apinan Kathamma, Supan Tungjitkusolmun. "Finite Element Analysis on RF hepatic Ablation: Effect of Blood Perfusion in Liver Tissue." **The International Conference on Engineering, Applied Science and Technology 2007 (ICEAST 2007)**, November 21-23 2007, Bangkok, Thailand.

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายอภิรักษ์ กาธรรมมา
วัน เดือน ปีเกิด	22 มีนาคม พ.ศ. 2526
ที่อยู่	186 หมู่ 10 ต.นครชุม อ.เมือง จ.กำแพงเพชร 62000
ประวัติการศึกษา	2548 วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาฟิสิกส์ แขนงฟิสิกส์อิเล็กทรอนิกส์ และคอมพิวเตอร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จ. พิษณุโลก