

รายงานการวิจัย

การพัฒนารูปแบบการกระจายความร้อนของสายอากาศเพื่อรักษา
มะเร็งตับด้วยคลื่นไมโครเวฟ

The pattern heat development of microwave ablation antenna for
hepatic cancer treatment

โดย

นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์

นายกิติพล ชิตสกุล

นายพลศาสตร์ เลิศประเสริฐ

RC4

นายอิทธิพล พจนสังข์

RA

นายพิมล ผลพฤกษา

569.3

ก294

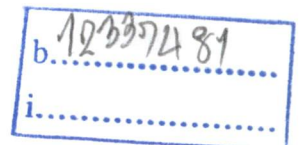
เลขหมู่.....120279

เลขทะเบียน.....

วัน, เดือน, ปี 13 ก.พ. 2555

ที่ปรึกษา

นายสุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น



ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยเงินงบประมาณแผ่นดิน ประจำปีงบประมาณ 2551
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร

การพัฒนารูปแบบการกระจายความร้อนของสายอากาศเพื่อรักษาระดับด้วยคลื่นไมโครเวฟ

บทคัดย่อ

โครงการวิจัยนี้ได้กล่าวถึงการวิเคราะห์แบบจำลอง 3 มิติในคอมพิวเตอร์ ด้วยการนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการแก้ปัญหา ซึ่งเราได้ซึ่งได้จำลองส่งคลื่นความถี่ไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45GHz ผ่านสายอากาศแบบโมโนโพลเพื่อศึกษารูปแบบการกระจายความร้อนหรืออุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งที่เวลาต่าง ๆ รูปแบบของสายอากาศแบบโมโนโพลที่เราพิจารณามีรูปแบบต่าง ๆ อันได้แก่ แบบ Ring-Slot monopole (RSM) และ Cap-Choke monopole (CCM) การวิจัยได้ทำการทดลอง 2 ระบบด้วยกันคือ แบบควบคุมเวลา และ แบบควบคุมอุณหภูมิ สำหรับระบบควบคุมเวลาได้ทำการจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่เนื้อเยื่อตับเป็นเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที สำหรับแบบควบคุมอุณหภูมิจะกำหนดเวลาคงที่ที่ 300วินาที ควบคุมอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตับไม่เกิน 96 องศาเซลเซียส โดยจะเปลี่ยนระดับกำลังงานไมโครเวฟที่ส่งเข้าไปฆ่ามะเร็งตับแทนการปรับเวลา ผลการทดลองที่ได้สายอากาศแบบ RSM สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงได้เร็วกว่าสายอากาศแบบ CCM ในขณะที่สายอากาศแบบ RSM จะมีการกระจายความร้อนในลักษณะแคบ ๆ ตามความยาวของสายอากาศ โดยมีขนาดความกว้างมากที่สุดที่บริเวณช่องที่เปิดออก (Slot) สำหรับสายอากาศแบบ CCM จะมีการกระจายความร้อนมากที่สุดที่บริเวณโช้ค (Choke) และสามารถกระจายความร้อนได้กว้างกว่าสายอากาศแบบ RSM หากพิจารณาเปอร์เซ็นต์ที่มะเร็งตับโดนทำลาย สายอากาศทั้งสองแบบสามารถทำลายมะเร็งตับได้น้อยมากแต่ทั้งนี้จากการวิจัยทำให้เห็นว่าสายอากาศดังกล่าวเหมาะกับการใช้ในการทำลายมะเร็งตับที่มีลักษณะยาวและแคบ

The pattern heat development of microwave ablation antenna for hepatic cancer treatment

ABSTRACT

This research has presents three-dimensional finite element analyses of microwave ablation. We studied the characteristics of various monopole antennas for microwave ablation by analyzing the magnetic and electric field distributions at frequency of 2.45 GHz. Two configurations of monopole antennas were considered: Ring-Slot monopole antenna (*RSM*) and Cap-Choke monopole antenna (*CCM*). We analyses time control and temperature control. Time control, we set the time for analyses are 50s 100s 200s and 300s. For temperature control, we set the temperature fix is 96°C. From the simulation results, The Cap-Choke monopole antenna had the widest temperature distribution (18mm) while the temperature distribution of Ring-Slot monopole antenna was narrowly shaped (11mm) along the length of the antenna with the highest temperature distribution in regions along the slot of the antenna. For the Cap-Choke monopole antenna had highest temperature distribution in regions along the choke of the antenna and can be maximum ablation cancer tissue. If we considered the region where temperature exceeds 50 °C was the threshold for successful hepatic ablation. Both antennas can be narrowly shaped ablation cancer tissue.

กิตติกรรมประกาศ

รายงานวิจัยฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือ และการสนับสนุนจากบุคคลหลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆ ท่านดังต่อไปนี้

ขอขอบพระคุณคุณพ่อและคุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน เลี้ยงดู สนับสนุนการศึกษา ตลอดจนใจกว้างใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น ที่ปรึกษาโครงการวิจัย และ ผศ. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ ผู้ให้คำปรึกษา และคำแนะนำต่าง ๆ เกี่ยวกับการทำงานวิจัย ผู้เขียนรู้สึกซาบซึ้งในความเมตตาของท่านจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบคุณนางวรัญญา ปริ้มจรัส ที่ช่วยในการสนับสนุนค้นหาข้อมูลเกี่ยวกับงานวิจัยเรื่องมะเร็งในตับ จนงานวิจัยสามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี และคอยให้กำลังใจเสมอมา

นอกจากนี้ผู้เขียนใคร่ขอขอบพระคุณ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพร ที่ให้ความรู้ และโอกาสในการทำงาน

คุณค่า และประโยชน์อันพึงมีจากรายงานการวิจัยฉบับนี้ คณะผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

มนตรี ไชยชาญยุทธ์

และคณะผู้วิจัย

30 กันยายน 2551

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	2
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	3
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	3
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	4
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
1.7 แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยีหรือผลการวิจัยสู่กลุ่มเป้าหมาย.....	4
บทที่ 2 หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์.....	5
2.1 บทนำ.....	5
2.2 การวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กโตรแม็กเนติก.....	5
2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์(<i>Maxwell's Equations</i>).....	5
2.2.2 สมการคลื่นสำหรับตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	6
2.2.3 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา.....	7
2.2.4 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่ไม่มีสูญเสีย.....	9
2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	11
2.2.6 ตัวนำและไดอิเล็กตริก.....	13
2.2.7 การเดินทางของคลื่นในไดอิเล็กตริกที่ดี.....	14
2.2.8 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ.....	16
2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ.....	16

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	17
2.3.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา(<i>The Bio-heat Equation</i>).....	18
2.3.2 สมการการดูดซับความร้อน.....	19
บทที่ 3 หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง.....	20
3.1 บทนำ.....	20
3.2 หลักการวิเคราะห์.....	20
3.3 สายอากาศแบบโมโมโพล.....	22
3.4 รูปแบบของแบบจำลอง.....	22
3.5 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา.....	22
3.5.1 เงื่อนไขทางด้านอิเล็กโตรแมกเนติก.....	22
3.5.2 เงื่อนไขการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน.....	23
3.6 คุณสมบัติของวัสดุ.....	23
3.6.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กโตรแมกเนติก.....	23
3.6.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	24
3.7 การเมชเอลิเมนต์.....	24
3.7.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119.....	25
3.7.2 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D-SOLID 87.....	25
3.8 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	26
3.8.1 รูปแบบของสายอากาศแบบ โมโนโพล.....	26
3.8.2 แบบจำลองของตัวที่เป็นมะเร็ง.....	28
3.8.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย.....	28
3.8.4 การเมชแบบจำลอง.....	29
3.8.5 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	30
3.8.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	30

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	31
4.1 บทนำ.....	31
4.2 ผลการทดลอง.....	31
4.2.1 การทดลองที่ 1 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควบคุมเวลา	31
4.2.1.1 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งค์บของสายอากาศแบบ RSM	31
4.2.3.2 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งค์บของสายอากาศแบบ CCM	34
4.2.2 การทดลองที่ 2 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควบคุมอุณหภูมิ.....	36
4.2.2.1 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งค์บของสายอากาศแบบ RSM	36
4.2.3 การพิจารณาทางด้านมิติความกว้าง-ลึกของแผล.....	38
4.4 วิเคราะห์ผลการทดลอง.....	39
บทที่ 5 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	40
5.1 สรุปผลงานวิจัย.....	40
5.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต.....	41
เอกสารอ้างอิง.....	42

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ.....	21
3.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์.....	24
3.3 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	24
3.4 แสดงจำนวน โหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ.....	29
4.1 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ <i>RSM</i> ทำลายมะเร็งตับ.....	33
4.2 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ <i>CCM</i> ทำลายมะเร็งตับ.....	35
4.3 แสดงความสัมพันธ์ของความต่างศักย์กับผลที่เกิดในมะเร็งตับ.....	37
4.4 แสดงผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผล แบบควบคุมเวลา.....	38
4.5 แสดงผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผลแบบควบคุมอุณหภูมิ.....	38

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	18
3.1 โฟวชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา.....	20
3.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพล.....	21
3.3 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่มีสายอากาศแบบ โม โน โพล.....	22
3.4 แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์.....	25
(a) แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย.....	25
(b) แสดงการเมชที่ใช้ในแบบจำลองของสายอากาศทั้ง 3 แบบ.....	25
3.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหา.....	26
3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบ โม โน โพล.....	27
(a) Ring-Slot monopole Antenna (RSM).....	27
(b) Cap-Choke monopole Antenna (CCM).....	27
3.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของดับที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่.....	28
3.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	28
3.9 บล็อกไดอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	29
3.10 แสดงลักษณะการเมชแบบจำลอง.....	29
3.11 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	30
4.1 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 50 วินาที.....	31
4.2 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	32
4.3 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	32
4.4 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	32
4.5 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ CCM หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที.....	34

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.6 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>CCM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	34
4.7 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>CCM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	34
4.8 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>CCM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	35
4.9 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งตับของสายอากาศ <i>RSM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ.....	36
4.10 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งตับของสายอากาศ <i>CCM</i> แบบควบคุมอุณหภูมิ.....	36

บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎี หรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับและ แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยี

1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งส่งผลให้เกิดการตายของคนทั่วโลกมากกว่า 1 ล้านคนต่อปี โดยเฉพาะมะเร็งที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การรักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีหลายวิธีอย่างเช่น 1. *Alc. Ablation* เป็นการฉีดแอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์ร่วมกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา 2. *Chemoemtherapy* เป็นเพียงการยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้นไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้ 3. *LiTT (Laser – induced thermotherapy)* วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างยิ่ง และใช้ต้นทุนในการรักษาสูง 4. *Cryo Surgery* เป็นการใช้น้ำแข็งในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดรวมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง 5. *RFA (Radio Frequency Ablation)* ปัจจุบันได้มีการพัฒนาโดยนำคลื่นวิทยุความถี่สูง(*Radio Frequency*) ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งใช้รักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยเรียกวิธีนี้ว่า *HiTT – Highfrequency induced thermotherapy*[1] ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับ ทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 375 kHz-500kHz และให้กำลังสูงสุด 60 watt โดยการรักษาจะกระทำผ่านทางผิวหนัง และใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนของปลายเข็ม (*active zone*) จะเกิดความร้อน[2] โดยจะมีน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแผ่กระจายทำลายเซลล์ได้ดียิ่งขึ้น ส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นกับขนาดเซลล์มะเร็งและคุณสมบัติของแพทย์ผู้ทำการรักษา จะรักษามะเร็งได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 ซึ่งถือได้ว่าเป็นระยะที่ค่อนข้างรุนแรงแล้ว การกระทำได้กล่าวจะต้องทำภายใต้เครื่องอัลตราซาวด์เพื่อจะดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็งตลอดทำการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษาโรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็มีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็งที่มีขนาดใหญ่จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้ เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 °C จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความต้านทานสูงมาก ๆ จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อตับได้อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็งมีลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่น ในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางรายก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุยังไม่สามารถกำหนดรูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

6. *Microwave* เป็นการแผ่รังสีความร้อน ในปัจจุบันยังไม่เป็นที่พอใจเท่าไรนักเพราะการทำลายเซลล์มะเร็งไม่สมบูรณ์เท่าที่ควร การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่เสียบอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงานซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 °C ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป[3]

สำหรับในประเทศไทย การใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษาโรคมะเร็งตัวยังไม่มีการใช้จริงยังเป็นลักษณะงานวิจัยมากกว่า การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟในต่างประเทศ ส่วนใหญ่จะเป็นการวิจัยในลักษณะทดลองกับเนื้อเยื่อจริง แล้วทำการวัดการดูดซับความร้อนในเนื้อเยื่อ ซึ่งผลการทดลองที่ได้ จะไม่สามารถมองเห็นลักษณะคุณสมบัติบางประการ ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อระดับตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นได้ เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆในเนื้อเยื่อ ซึ่งคุณสมบัติที่สำคัญต่างๆ นี้ สามารถที่จะเห็นได้จากการใช้แบบจำลองในคอมพิวเตอร์

ดังนั้นในงานวิจัยนี้คณะผู้วิจัย จึงได้นำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ ในการศึกษา รูปแบบการกระจายความร้อน ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแต่ละแบบ เข้าไปทำลายเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา

โครงการวิจัยนี้เป็นการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มาช่วยในการวิเคราะห์ และศึกษาผลการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยมีวัตถุประสงค์ คือ

1.2.1 เพื่อสนับสนุนให้มีการนำเทคโนโลยีมาใช้ในการศึกษาทางการแพทย์ เพื่อทำการรักษา

โรคมะเร็ง โดยทำการวิเคราะห์ในคอมพิวเตอร์ก่อนที่จะทำการทดลองจริง

1.2.2 เพื่อเพิ่มศักยภาพในการวิจัยทางวิทยาศาสตร์การแพทย์

1.2.3 เพื่อส่งเสริมให้สาธารณสุขภายในประเทศมีการพัฒนาขึ้น

1.2.4 เพื่อเผยแพร่ผลงานวิจัย เชิงประยุกต์โดยแนวทางใหม่

1.2.5 กระตุ้นให้เกิดการวิจัยในเชิงวิทยาศาสตร์การแพทย์ และเผยแพร่ต่อสาธารณะ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การศึกษาการทำลายก้อนมะเร็งในเนื้อเยื่อตับที่ผ่านมาได้มีการศึกษาการกระจายความร้อนเมื่อส่งคลื่นความถี่วิทยุเข้าไปทำลายก้อนมะเร็งซึ่งผลที่ได้ก็แสดงให้เห็นข้อจำกัดทางด้านขนาดของก้อนมะเร็งที่ถูกทำลาย และการกำหนดรูปแบบของการกระจายความร้อน ดังนั้นจึงนำเสนอการศึกษารูปแบบการกระจายความร้อนเมื่อส่งคลื่นความถี่ไมโครเวฟแทนความถี่วิทยุ โดยนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการแก้ไขปัญหาทางคณิตศาสตร์ ซึ่งวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะเป็นการแก้ไขปัญหาโดยการสร้างแบบจำลองขึ้น และแบบจำลองจะมีคุณลักษณะเสมือนเนื้อเยื่อตับ โดยอาศัยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ลงในแบบจำลอง พารามิเตอร์จะถูกนำมาใช้ในสมการทางคณิตศาสตร์ เพื่อใช้ในการคำนวณ

การใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นบนแบบจำลอง จะต้องแก้ปัญหาด้านอิเล็กทรอนิกส์ก่อน หลังจากนั้นก็นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการแก้ปัญหาด้านอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งหมายถึง สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาด้านความร้อน การวิเคราะห์ปัญหาด้านอิเล็กทรอนิกส์จะเป็นไปตามสมการของ แมกซ์เวลล์ (*Maxwell*) และสมการของเฮลมโฮลต์ซ์ (*Helmholtz*) ในการวิเคราะห์ปัญหาด้านความร้อนเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของความร้อน หรืออุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับ จะเป็นไปตาม สมการความร้อนทางชีววิทยา (*Bio-heat Equation*)

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นบนแบบจำลอง จะต้องแก้ปัญหาด้านอิเล็กทรอนิกส์ก่อน หลังจากนั้นก็นำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการแก้ปัญหาด้านอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งหมายถึง สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาด้านความร้อน การวิเคราะห์ปัญหาด้านอิเล็กทรอนิกส์จะเป็นไปตามสมการของ แมกซ์เวลล์ (*Maxwell*) และสมการของเฮลมโฮลต์ซ์ (*Helmholtz*) ในการวิเคราะห์ปัญหาด้านความร้อนเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของความร้อน หรืออุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับ จะเป็นไปตาม สมการความร้อนทางชีววิทยา (*Bio-heat Equation*)

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ภายในปีงบประมาณ 2551 จะเป็นการใช้วิธีทางฟิสิกส์เพื่อศึกษาวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่มีความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบ Slot Monopole antenna (RSM) และสายอากาศแบบ Cap Choke Monopole antenna (CCM)

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

- นำผลที่ได้จากการวิเคราะห์ไปใช้ในการออกแบบเครื่องมือที่ใช้งานจริง
- เพิ่มศักยภาพในการวิจัยสำหรับนักวิจัยรุ่นใหม่ ศักยภาพระดับปริญญาตรีและโท ของภาควิชา อิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- เผยแพร่ผลงานวิจัยในระดับนานาชาติ
- เป็นข้อมูลสนับสนุนให้หน่วยงานอื่นๆ และผู้สนใจได้นำไปใช้ประโยชน์ เพื่อการพัฒนาประเทศ
- สนับสนุนให้มีการวิจัยทางด้านวิทยาศาสตร์การแพทย์

1.6.2 หน่วยงานที่นำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์

- หน่วยงานที่คาดว่าจะสามารถนำผลการวิจัยไปใช้ประโยชน์ได้คือหน่วยงานที่เกี่ยวข้องกับ สถาบันทางการแพทย์ เช่น สถาบันวิจัยโรคมะเร็งแห่งชาติ โรงพยาบาลของรัฐ ตลอดจนโรงพยาบาลเอกชนที่สนใจ

1.7 แผนการถ่ายทอดเทคโนโลยีหรือผลการวิจัยสู่กลุ่มเป้าหมาย

เมื่อเสร็จสิ้นการทดลองในห้องปฏิบัติการแล้ว จะนำผลการทดลองที่ได้นำเสนอในการประชุมวิชาการ และนิทรรศการทางวิชาการต่างๆ

บทที่ 2

หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา โดยกล่าวถึงสมการแมกซ์เวลล์ การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่มีสภาพความนำไฟฟ้า พื้นฐานการกระจายความร้อน ในเนื้อเยื่อ การหาค่าการดูดซับความร้อน และสมการความร้อนทางชีววิทยา (*Bio-heat Equation*)

2.2 การวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กโทรแมกเนติก[4]

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปแล้วจะเป็นคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก (*Time-Harmonic Field*) หรืออีกนัยหนึ่งคือ เป็นสัญญาณที่มีคาบการแกว่งที่แน่นอน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะแทนด้วยผลรวมของสัญญาณรูปไซน์ที่สามารถใช้ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ เขียนได้ทั้งฟังก์ชันโคไซน์ ฟังก์ชันไซน์ หรือฟังก์ชันเอ็กโปเนนเชียลเชิงซ้อน ถ้าพิจารณาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณโคไซน์ก็จะได้ $\frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E$ ในกรณีที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณรูปไซน์นั้น สามารถวิเคราะห์ผลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีต่อตัวกลางได้ง่ายโดยพิจารณาการตอบสนองของช่วงเวลา ที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณชาน์คงตัว (*Steady state*) ซึ่งสามารถอนุมานอัตราการเปลี่ยนแปลงกับเวลา $\frac{\partial}{\partial t}$ คือ การเฉลี่ยด้วยค่า $j\omega$ ทำให้ได้สมการแมกซ์เวลล์ตามหัวข้อที่ 2.2.1 ซึ่งเป็นการเขียนในลักษณะเฟสเซอร์

2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์ (*Maxwell's Equations*)

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (2.2.1.1)$$

$$\nabla \times H = j\omega\epsilon E + \sigma E \quad (2.2.1.2)$$

$$\nabla \cdot D = \rho \quad (2.2.1.3)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2.2.1.4)$$

$$D = \epsilon E \quad (2.2.1.5)$$

$$B = \mu H \quad (2.2.1.6)$$

เมื่อ

E = ความเข้มของสนามไฟฟ้า

H = ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

D = ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

B = ความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก

\mathcal{E} = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า

μ = ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก

ρ = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร

2.2.2 สมการคลื่นสำหรับตัวกลางที่เป็นตัวนำ

เมื่อพิจารณาตัวกลางที่เป็นตัวนำ ในตัวกลางนี้ค่าสภาพนำไฟฟ้าจะไม่เป็นศูนย์ และมีกระแสการนำเกิดขึ้นซึ่งจากสมการของแมกซ์เวลล์

$$\nabla \times E = -\mu \frac{\partial H}{\partial t} \quad (2.2.2.1)$$

$$\nabla \times H = \mu \frac{\partial E}{\partial t} + J \quad (2.2.2.2)$$

ถ้า σ เป็นสภาพการนำของตัวกลาง จากกฎของโอห์ม จะได้ความหนาแน่นกระแสการนำมีค่าดังสมการที่ 2.2.2.3

$$J = \sigma E \quad (2.2.2.3)$$

ดังนั้น จากสมการ (2.2.2.1) และ (2.2.2.2) จะได้

$$\nabla \times H = \varepsilon \frac{\partial E}{\partial t} + \sigma E \quad (2.2.2.4)$$

หาเคิร์ลของสมการ (2.2.2.1) จะได้

$$\nabla \times \nabla \times E = \mu \nabla \times \frac{\partial H}{\partial t} = -\mu \frac{\partial}{\partial t} \nabla \times H$$

แทนค่า $\nabla \times H$ จากสมการ (3.32) จะได้

$$\nabla \times \nabla \times E = -\mu \varepsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu \sigma \frac{\partial E}{\partial t}$$

แต่ $\nabla \times \nabla \times E = \nabla(\nabla \cdot E) - \nabla^2 E$

ดังนั้น $\nabla(\nabla \cdot E) - \nabla^2 E = -\mu \varepsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu \sigma \frac{\partial E}{\partial t}$

$$\nabla^2 E - \mu \varepsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu \sigma \frac{\partial E}{\partial t} = \nabla(\nabla \cdot E) \quad (2.2.2.5)$$

สำหรับตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน ε มีค่าคงที่

$$\nabla \cdot E = \frac{1}{\varepsilon} \nabla \cdot D$$

แต่ $\nabla \cdot D = \rho$ เนื่องจากประจุสุทธิของตัวนำอยู่ที่ผิว ภายในตัวนำไม่มีประจุ ρ จึงเท่ากับศูนย์ ดังนั้น

$$\nabla \cdot E = \frac{1}{\epsilon} \nabla \cdot D = \frac{1}{\epsilon} \rho = 0$$

จากสมการ (2.2.2.5) จะได้

$$\nabla^2 E - \mu\epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial E}{\partial t} = 0 \quad (2.2.2.6)$$

สมการ (2.2.2.6) คือ สมการคลื่นสำหรับ E ในทำนองเดียวกัน สามารถหาสมการคลื่นสำหรับ H ได้ โดยหาเคิร์ลของสมการ (2.2.2.4) จะได้

$$\nabla \times \nabla \times H = \epsilon \times \frac{\partial}{\partial t} \nabla \times E + \sigma \nabla \times E$$

แทนค่า

$$\nabla \times \nabla \times H = \nabla(\nabla \cdot H) - \nabla^2 H$$

และ

$$\nabla \times E = -\mu \frac{\partial H}{\partial t}$$

จะได้

$$\nabla(\nabla \cdot H) - \nabla^2 H = -\mu\epsilon \times \frac{\partial^2 H}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial H}{\partial t}$$

แต่

$$\nabla \cdot H = \frac{1}{\mu} \nabla \cdot B = 0$$

ดังนั้น

$$\nabla^2 H - \mu\epsilon \frac{\partial^2 H}{\partial t^2} - \mu\sigma \frac{\partial H}{\partial t} = 0 \quad (2.2.2.7)$$

สมการ (2.2.2.7) คือ สมการคลื่นสำหรับ H

2.2.3 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

ในการปฏิบัติแหล่งกำเนิดส่วนมากจะให้ความต่างศักย์และกระแสไฟฟ้ารวมทั้งสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ ตัวอย่างเช่น

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

$$\text{หรือ } E = E_0 \sin \omega t = E_0 \sin 2\pi ft \quad (2.2.3.1)$$

เมื่อเป็นความถี่ของการแปรเปลี่ยน จากสมการ (2.2.3.1) แสดงว่ามีแฟกเตอร์ (*factor*) ของเวลาที่ เป็นเส้นโค้งรูปไซน์ปรากฏในทุกพจน์ในสมการใด ๆ

เมื่อกำหนดให้ $E(r, t)$ เป็นสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

$E(r)$ เป็นสนามไฟฟ้าที่จุด ๆ หนึ่งในปริภูมิ (space)

จะได้สนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลามีรูปแบบดังนี้

$$E(r,t) = \text{Re}[E(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.2)$$

เมื่อ $E(r)$ เป็นจำนวนเชิงซ้อน (complex number) ในทำนองเดียวกัน จะได้การขจัดไฟฟ้า ความเข้มของสนามแม่เหล็ก และสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาดังนี้

$$D(r,t) = \text{Re}[D(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.3)$$

$$H(r,t) = \text{Re}[H(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.4)$$

$$B(r,t) = \text{Re}[B(r)e^{j\omega t}] \quad (2.2.3.5)$$

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

พิจารณาจากสมการของแมกซ์เวลล์เคิร์ลของสนามแม่เหล็ก เมื่อมีการแปรเปลี่ยนตามเวลา

$$\nabla \times H = \frac{\partial D}{\partial t} + J \quad (2.2.3.6)$$

แทนค่า $D(r,t)$ และ $H(r,t)$ จากสมการ (2.2.3.3) และ (2.2.3.4) ในสมการ (2.2.3.6) จะได้

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

ถ้าความสัมพันธ์นี้เป็นจริงทุกค่าของ t จะได้

$$\nabla \times H = j\omega D + J \quad (2.2.3.7)$$

ในทำนองเดียวกัน จากสมการของแมกซ์เวลล์เคิร์ลของสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลาจะได้

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.2.3.8)$$

แทนค่า $E(r,t)$ และ $B(r,t)$ จากสมการ (2.2.3.2) และ (2.2.3.5) ในสมการ (2.2.3.8) จะได้

$$\nabla \times [\text{Re} E(r)e^{j\omega t}] = -\frac{\partial}{\partial t} [\text{Re} B(r)e^{j\omega t}]$$

$$\begin{aligned}\operatorname{Re}[\nabla \times E(r)] &= -\operatorname{Re}[j\omega B(r)] \\ \nabla \times E &= -j\omega B\end{aligned}\quad (2.2.3.9)$$

ดังนั้น สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปซายน์ จึงมีรูปแบบดังสมการทั้งสี่(2.2.3.10)ข้างล่างโดยจัดในรูปแบบอนุพันธ์

$$\begin{aligned}\nabla \cdot D &= \rho \\ \nabla \cdot B &= 0 \\ \nabla \times E &= -j\omega B \\ \nabla \times H &= j\omega D + J\end{aligned}\quad (2.2.3.10)$$

2.2.4 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสีย

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปซายน์ สมการคลื่นสำหรับสนามไฟฟ้าในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสียพลังงานมีรูปดังนี้

$$\nabla^2 E = \mu\epsilon \frac{\partial^2 E}{\partial t^2}$$

แทนค่า $E(r,t) = \operatorname{Re} E(r)e^{j\omega t}$ จะได้

$$\begin{aligned}\nabla^2 [\operatorname{Re} E(r)e^{j\omega t}] &= \mu\epsilon \frac{\partial^2}{\partial t^2} [\operatorname{Re} E(r)e^{j\omega t}] \\ \operatorname{Re} \nabla^2 E(r) &= \mu\epsilon \operatorname{Re} (j\omega)^2 E(r) \\ \nabla^2 E &= -\omega^2 \mu\epsilon E\end{aligned}\quad (2.2.4.1)$$

เรียกสมการ (2.2.4.1) ว่า สมการของเฮล์มโฮลทซ์ ดังนั้นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ ถ้าสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลา สมการคลื่น (2.2.2.6) สามารถเขียนได้ดังนี้

$$\begin{aligned}\nabla^2 E + \omega^2 \mu\epsilon E - j\omega\mu\sigma E &= 0 \\ \nabla^2 E + (\omega^2 \mu\epsilon - j\omega\mu\sigma) E &= 0\end{aligned}\quad (2.2.4.2)$$

เมื่อ $\frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E$ และ $\frac{\partial^2 E}{\partial t^2} = -\omega^2 E$

ในทำนองเดียวกัน สมการคลื่นสำหรับสนามแม่เหล็ก H (2.2.2.7) สามารถเขียนได้ในรูปแบบเดียวกัน ดังนี้

$$\nabla^2 E + (\omega^2 \mu\epsilon - j\omega\mu\sigma) H = 0\quad (2.2.4.3)$$

$$\text{เมื่อ } \frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E \text{ และ } \frac{\partial^2 H}{\partial t^2} = -\omega^2 H$$

สำหรับคลื่นระนาบสม่ำเสมอที่ไม่แปรเปลี่ยนตาม x และ y สมการคลื่น มีรูปแบบดังนี้

$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = -\omega^2 \mu \epsilon E$$

$$\text{หรือ} \quad \frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = -\beta^2 E \quad (2.2.4.4)$$

$$\text{เมื่อ} \quad \beta = \omega \sqrt{\mu \epsilon}$$

พิจารณาองค์ประกอบ $E_x(z)$ ผลเฉลยของสมการ (2.2.4.4) อาจเขียนอยู่ในรูปแบบ ดังนี้

$$E_x(z) = C_1 e^{-i\beta z} + C_2 e^{i\beta z} \quad (2.2.4.5)$$

เมื่อ C_1 และ C_2 เป็นค่าคงตัวเชิงซ้อน (Complex constant) สนามที่แปรเปลี่ยนตามเวลาคือ

$$E_x(z, t) = \text{Re} [E_x(z) e^{j\omega t}]$$

แทนค่า $E_x(z)$ จากสมการ (2.2.4.5) จะได้

$$E_x(z, t) = \text{Re} [C_1 e^{j(\omega t - \beta z)} + C_2 e^{j(\omega t + \beta z)}] \quad (2.2.4.6)$$

ถ้าใช้ส่วนจริง (real part) ในสมการ (2.2.4.6) ผลเฉลยจะอยู่ในรูปแบบเส้นโค้งรูปไซน์ ตัวอย่างเช่นเมื่อ C_1 และ C_2 เป็นค่าจริง สมการ (2.2.4.6) จะกลายเป็น

$$E_x(z, t) = C_1 \cos(\omega t - \beta z) + C_2 \cos(\omega t + \beta z) \quad (2.2.4.7)$$

จะเห็นได้ว่าตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกันและไม่มีการสูญเสียพลังงาน ถ้าสมมุติว่าการแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ จะทำให้การแปรเปลี่ยนของปริภูมิ หรือพิคเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ด้วย

สมการ (2.2.4.6) และ (2.2.4.7) แทนสนามไฟฟ้าที่เป็นผลบวกของคลื่น 2 ขบวนที่เคลื่อนที่ทิศตรงข้าม ถ้า $C_1 = C_2$ คลื่นเดินทาง (traveling wave) ทั้ง 2 ขบวนจะรวมกันเป็นคลื่นนิ่ง (standing wave) โดยความเร็วของคลื่นหรือความเร็วเฟส (phase velocity) มีค่าดังนี้

$$v = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} = \frac{\omega}{\beta}$$

ถ้า f เป็นความถี่ของคลื่น

λ เป็นความยาวของคลื่น

$$\begin{aligned} \text{จะได้} \quad v &= f\lambda = \frac{\omega}{\beta} \\ \text{แต่} \quad \omega &= 2\pi f \\ \text{ดังนั้น} \quad v &= f\lambda = \frac{2\pi f}{\beta} \\ \beta &= \frac{2\pi}{\lambda} \end{aligned} \tag{2.2.4.8}$$

เรียก β ว่า ค่าคงที่ทางเฟส (*Phase constant*) ของคลื่น

2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ สามารถหาผลเฉลยของสมการคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำได้ สมการคลื่น (2.2.4.2) สามารถเขียนในรูปแบบสมการของเฮล์มโฮลทซ์ ได้ดังนี้

$$\nabla^2 E - \gamma^2 E = 0 \tag{2.2.5.1}$$

$$\text{เมื่อ} \quad \gamma^2 = j\omega\mu\sigma - \omega^2\mu\varepsilon = j\omega\mu(\sigma + j\omega\varepsilon) \tag{2.2.5.2}$$

เรียก γ ว่า ค่าคงตัวของการแผ่ (*Propagation constant*) โดย γ เป็นจำนวนเชิงซ้อน ซึ่งมีส่วนจริง (*Real*) คือ α โดยมีหน่วยเป็น Neper/m และส่วนจินตภาพ (*imaginary part*) มีหน่วยเป็น radian/m คือ β

$$\begin{aligned} \gamma &= \alpha + j\beta \\ \text{เมื่อ} \quad \alpha &= \text{Re}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\varepsilon)} \end{aligned}$$

$$\text{และ} \quad \beta = \text{Im}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\varepsilon)}$$

เรียก α ว่า ค่าคงที่ของการลดทอน (*Attenuation constant*) ตามความเป็นจริงแล้ว รากที่สองของ γ^2 มี 2 ค่า คือ ค่าที่เป็นบวกและค่าที่เป็นลบ แต่เพื่อความสะดวกจะต้องใช้ค่าที่เป็นบวก เมื่อพิจารณาคลื่นระนาบสม่ำเสมอที่เคลื่อนที่ในทิศ z สนามไฟฟ้าต้องสอดคล้องกับเงื่อนไขดังนี้

$$\frac{\partial^2 E}{\partial x^2} = \gamma^2 E \quad (2.2.5.3)$$

ผลเฉลยที่เป็นไปได้คือ

$$E(z) = E_0 e^{-\gamma z} \quad (2.2.5.4)$$

ในรูปแบบการแปรเปลี่ยนตามเวลา จะได้

$$E(z,t) = \text{Re} [E_0 e^{-\gamma z} e^{j\omega t}]$$

แทนค่า $\gamma = \alpha + j\beta$ จะได้

$$E(z,t) = e^{-\alpha z} \text{Re} [E_0 e^{j(\omega t - \beta z)}] \quad (2.2.5.5)$$

สมการ (2.2.5.5) คือ ผลเฉลยของสมการของคลื่นที่ในทิศ z และมีสนามไฟฟ้าลดลงโดยแฟกเตอร์ $e^{-\alpha z}$ ตามระยะทางที่เพิ่มขึ้น เช่นเดียวกับกรณีของตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสียพลังงาน ค่าคงตัวของคลื่นเคลื่อนที่ และความเร็วเฟสของคลื่นมีค่าดังนี้

$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda} \quad \text{และ} \quad v = f\lambda = \frac{\omega}{\beta}$$

นอกจากนี้ยังสามารถเขียน α และ β เป็นพจน์ของ σ, μ และ ϵ ดังนี้

$$\alpha = \text{Re} \sqrt{(j\omega\mu)(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

$$\alpha = \omega \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left(\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2\epsilon^2}} - 1 \right)} \quad (2.2.5.6)$$

$$\beta = \text{Im} \sqrt{(j\omega\mu)(\sigma + j\omega\epsilon)}$$

$$\beta = \epsilon \sqrt{\frac{\mu\epsilon}{2} \left(\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2\epsilon^2}} - 1 \right)} \quad (2.2.5.7)$$

2.2.6 ตัวนำและไดอิเล็กตริก

ในทางแม่เหล็กไฟฟ้า วัสดุถูกแบ่งออกเป็น 2 พวก คือ ตัวนำ และ ไดอิเล็กตริก หรือ ฉนวน (Insulator) เส้นแบ่งระหว่าง 2 พวกนี้ไม่ชัดเจน ตัวอย่างเช่น โลหะ ในช่วงของความถี่วิทยุจัดเป็นตัวนำ แต่ช่วงอื่นจัดเป็นไดอิเล็กตริก พิจารณาสมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

$$\nabla \times H = J + j\omega D$$

แทนค่า $J = \sigma E$ และ $D = \epsilon E$ จะได้

$$\nabla \times H = \sigma E + j\omega \epsilon E$$

พจน์แรกทางขวาของสมการคือ ความหนาแน่นกระแสการนำไฟฟ้า (Conduction current density) และพจน์ที่สองคือ ความหนาแน่นกระแสการขจัด (displacement current density) อัตราส่วน

$$\frac{J}{\omega D} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon}$$

คือ อัตราส่วนระหว่างความหนาแน่นกระแสการนำ และความหนาแน่นกระแสการกระจัดในตัวกลาง เรียกอัตราส่วนนี้ว่า แฟกเตอร์การกระจาย (dissipation factor) ดังนั้น $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} =$

คือ เส้นแบ่งระหว่างตัวนำและไดอิเล็กตริก สำหรับตัวนำ $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \gg 1$ ส่วนไดอิเล็กตริก

$$\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \ll 1$$

สำหรับตัวนำที่ดี เช่น โลหะ ในช่วงสเปกตรัมความถี่วิทยุ $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \gg 1$ จากสมการ

(2.2.5.6) และ (2.2.5.7) จะได้

$$\alpha = \beta = \omega \sqrt{\frac{\mu \sigma}{2\omega}} = \sqrt{\frac{\omega \mu \sigma}{2}}$$

ตัวอย่างเช่น ถ้าพิจารณาทองแดง ที่มีค่าความถี่สูงถึง 30,000 เมกกะเฮิร์ตซ์ $\frac{\sigma}{\omega \epsilon}$ มีค่าประมาณ

$$3.5 \times 10^8$$

สำหรับไดอิเล็กตริกหรือฉนวนที่ดี ในช่วงความถี่วิทยุ $\frac{\sigma}{\omega \epsilon} \ll 1$ ตัวอย่างเช่น ไมกา

ในช่วงความถี่วิทยุที่คนได้ยิน $\frac{\sigma}{\omega \epsilon}$ อยู่ในระดับ 0.0002

สำหรับตัวนำที่ดี σ และ ϵ เกือบจะไม่ขึ้นกับความถี่ แต่สำหรับไดอิเล็กตริก σ และ ϵ เป็นฟังก์ชันของความถี่ แต่อัตราส่วน $\sigma/\omega \epsilon$ เป็นค่าคงที่ในช่วงความถี่ที่พิจารณา ด้วยเหตุผลนี้สมบัติของไดอิเล็กตริกถูกกำหนดด้วยพจน์ของค่าคงตัวไดอิเล็กตริก σ และอัตราส่วน $\sigma/\omega \epsilon$

2.2.7 การเดินทางของคลื่นในไดอิเล็กตริกที่ดี

กรณีของไดอิเล็กตริกที่ดี $\sigma/\omega\varepsilon \ll 1$ ดังนั้นจากการใช้ทฤษฎีทวินาม (binomial theorem)

$$\sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{\omega^2 \varepsilon^2}} \approx 1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \varepsilon^2}$$

ซึ่งมีเพียงสองพจน์แรกของการขยายไบนอมิยัลเท่านั้น จากสมการ (2.2.5.6) จะได้ α มีค่าดังนี้

$$\begin{aligned} \alpha &= \omega \sqrt{\frac{\mu\varepsilon}{2} \left[\left(1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \varepsilon^2} \right) - 1 \right]} \\ \alpha &= \frac{\sigma}{2} \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon}} \end{aligned} \quad (2.2.7.1)$$

ในทำนองเดียวกัน จากการใช้ทฤษฎีทวินาม พจน์สำหรับ β จากสมการ (2.2.5.7) มีค่าดังนี้

$$\begin{aligned} \beta &\cong \omega \sqrt{\frac{\mu\varepsilon}{2} \left[\left(1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \varepsilon^2} \right) + 1 \right]} \\ \beta &\cong \omega \sqrt{\mu\varepsilon} \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{4\omega^2 \varepsilon^2}} \end{aligned}$$

จากการใช้ทฤษฎีทวินามอีกครั้งจะได้

$$\beta \cong \omega \sqrt{\mu\varepsilon} \left[1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right] \quad (2.2.7.8)$$

$\omega\sqrt{\mu\varepsilon}$ คือ แฟกเตอร์การเลื่อนเฟส (Phase factor) สำหรับไดอิเล็กตริกสมบูรณ์ (perfect dielectric) ถ้า v เป็นความเร็วคลื่นในไดอิเล็กตริก v มีค่าดังนี้

$$\begin{aligned} v &= \frac{\omega}{\beta} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon} \left[1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right]} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} \left[1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right]^{-1} \\ v &\cong v_0 \left[1 - \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right] \end{aligned} \quad (2.2.7.9)$$

เมื่อ $v_0 = 1/\sqrt{\mu\epsilon}$ เป็นความเร็วของคลื่นในไดอิเล็กตริกเมื่อสภาพนำไฟฟ้าเป็นศูนย์ ผลของการสูญเสียพลังงานเพียงเล็กน้อย ทำให้ความเร็วของการแผ่คลื่นลดลง

สำหรับความต้านทานเชิงซ้อนในตัว หรือความต้านทานเชิงซ้อนเฉพาะ Z ของตัวกลางที่เป็นตัวนำบางส่วน ซึ่งมีค่าสภาพนำคงที่ และสนามแปรเปลี่ยนตามเวลา นิพจน์ทั่วไปของ Z มีค่าดังนี้

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon}}$$

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon} \left[\frac{j\omega}{\frac{\sigma}{\epsilon} + j\omega} \right]}$$

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon} \left[\frac{1}{1 + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon}} \right]} \quad (2.2.7.10)$$

จะเห็นได้ว่าในตัวนำที่ดี (*Good conductor*) σ มีค่ามากกว่า ทั้ง α, β และ γ มีค่ามากด้วย แสดงว่า คลื่นจะลดลงมากเมื่อเคลื่อนที่ผ่านตัวนำ และการเลื่อนเฟสต่อหนึ่งหน่วยความยาวมีค่ามาก ความเร็วของคลื่นซึ่งเป็นปฏิภาคผกผันกับ β จะมีค่าน้อยในตัวนำที่ดี ส่วนความต้านทานเชิงซ้อนเฉพาะมีค่าน้อย มุมของความต้านทานเชิงซ้อนมีค่า 45° เสมอสำหรับตัวนำที่ดี

$$Z = \sqrt{\frac{\omega\mu}{\sigma}} \angle 45^\circ = \sqrt{\frac{\omega\mu}{\sigma}} e^{j\pi/4} \quad (2.2.7.11)$$

สำหรับฉนวนสมบูรณ์ $\sigma = 0$ จากสมการ (2.2.7.10) จะได้

$$Z = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (2.2.7.12)$$

สำหรับสุญญากาศ

$$Z = Z_0$$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0}} = 120 \pi \quad (2.2.7.13)$$

2.2.8 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ

สารกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ คือ สารไดอิเล็กตริกที่มีสภาพการนำไฟฟ้าสูงพอประมาณ โดยมีค่า σ อยู่ระหว่าง $0.01 \approx 100$ เท่าของ $\omega\epsilon$ ค่าคงที่ของการเคลื่อนที่ γ (α กับ β) และค่าอิมพีแดนซ์ของสาร Z จะได้ค่าสุดท้ายเป็นจำนวนเชิงซ้อนค่าหนึ่งซึ่งสามารถจะนำมาหาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน α ค่าคงที่ทางเฟส β ตามลำดับดังนี้

$$\alpha = \operatorname{Re}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} \quad (2.2.8.1)$$

$$\beta = \operatorname{Im}\sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} \quad (2.2.8.2)$$

และอิมพีแดนซ์ของเนื้อสาร Z

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon}} \quad (2.2.8.3)$$

2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ

เนื้อเยื่อจัดเป็นตัวกลางที่มีค่าคงที่ประจำตัวกลาง เป็นตัวกลางชนิดกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำจากสมการของเฮล์มโฮลทซ์ (Helmholtz) ในปริศนของความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าจะได้ดังสมการที่ 2.2.9.1

$$\nabla^2 E + \omega^2 \mu\epsilon E = 0 \quad (2.2.9.1)$$

ในกรณีที่ตัวกลางมีสภาพความนำไฟฟ้าจำกัดที่ค่าค่าหนึ่ง เช่น คลื่นเดินทางผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อจะให้ความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้างดสมการที่ 2.2.9.2

$$\nabla^2 E + \omega^2 \mu\epsilon \left(1 + j\frac{\sigma}{\omega\epsilon}\right) E = 0 \quad (2.2.9.2)$$

และสามารถหาสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อให้คลื่นเดินทางในทิศทาง +z

$$E = E_0 e^{-j\gamma z} \quad (2.2.9.3)$$

เมื่อกำหนดให้ γ มีค่าดังสมการที่ 2.2.9.4

$$\gamma = \alpha + j\beta = \sqrt{j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)} = j\omega\sqrt{\mu\epsilon} \sqrt{1 - j\frac{\sigma}{\omega\epsilon}} \quad (2.2.9.4)$$

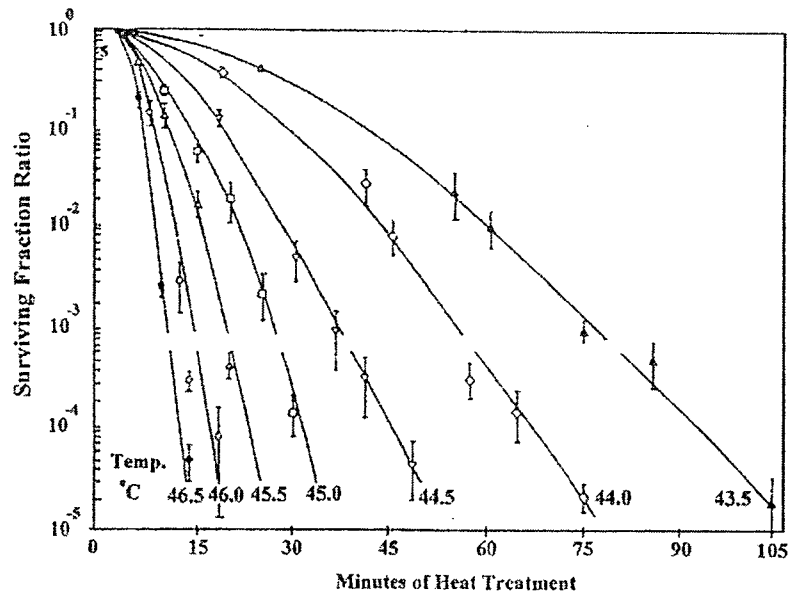
โดยที่ γ = เป็นค่าคงที่ในการเดินทางของคลื่น
 α = Re(γ) สัมประสิทธิ์ในการลดทอนของคลื่น
 β = Im(γ) ค่าคงที่ทางเฟส

สามารถหาสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้น ได้ดังสมการที่ 2.2.9.5

$$H = \frac{\gamma}{j\omega\mu} (E_0 e^{-\gamma z}) \quad (2.2.9.5)$$

2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ.บริเวณนั้น สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส [5-7] เซลล์ที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็ง ได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า *Hyperthermal cancer therapy* ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 โดยการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41-46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตาม รูปที่ 2.1 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลกระทบต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายจากการให้ความร้อน รูปที่ 2.1 เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงกว่าแก่เซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [15]

2.3.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bioheat Equation)

ในการวิเคราะห์ช่วงความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน[8-9] ในตับแสดงดังสมการที่ 2.3.1.1

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + J \cdot E - h_{b1}(T - T_{b1}) + Q_m \quad (2.3.1.1)$$

เมื่อ

$$h_{b1} = \rho_{b1} c_{b1} \omega_{b1}$$

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3)

c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะ (J/kg.K)

K = ค่าความนำความร้อน (W/m.K)

J = ค่าความหนาแน่นกระแส (A/m^2)

E = ความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)

T_{bi} = อุณหภูมิบนเลือด (37 C)

ρ_{bi} = ความหนาแน่นเลือด (kg/m^3)

c_{bi} = ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด (J/kg.K)

w_{bi} = อัตราฉีดเลือด (1/s)

h_{bi} = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ

Q_m = พลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึม (W/m^3)

จากสมการ Bioheat[8] ที่นำมาใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ (h_{bi}) และ พลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (Q_m) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่ามีค่าน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ $J.E$

2.3.2 สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจาก สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงสู่เนื้อเยื่อตับ จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อตับ[10] ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการ ดังสมการที่ 2.3.2

$$SAR = \frac{1}{\rho} J.E = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (2.3.2.1)$$

เมื่อ

SAR = Specific absorption rate (W/kg)

J = ค่าความหนาแน่นกระแส (A/m^2)

E = ค่าความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)

σ = สภาพการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3)

บทที่ 3

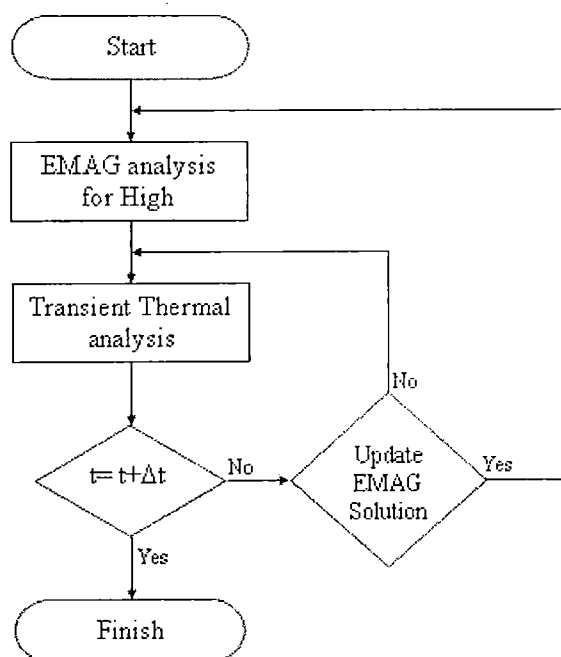
หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง

3.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการวิเคราะห์ และวิธีการที่ใช้ในการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์-เอลิเมนต์ สายอากาศแบบโมโนโพล เงื่อนไขที่ใช้ในการจำลอง คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลอง การเมฆเอลิเมนต์ และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

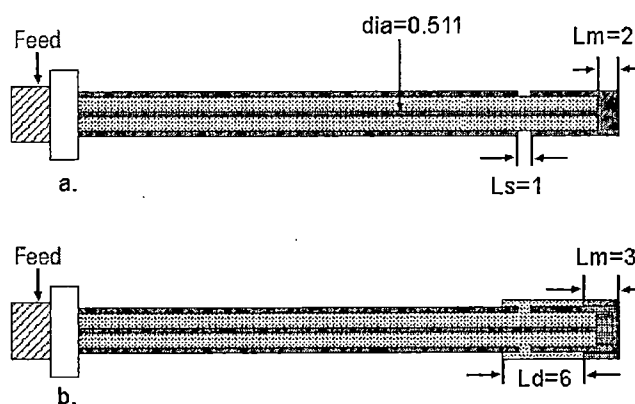
3.2 หลักการวิเคราะห์

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการแก้ปัญหาโดยการแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์ ขนาดเล็กๆ แล้วใช้สมการดิฟเฟอเรนเชียลมาทำการคำนวณพารามิเตอร์ต่างๆ ในแต่ละโหนดของเอลิเมนต์ สำหรับในงานวิจัยนี้จะเป็นการคิด เปรียบเทียบ และเรียนรู้เกี่ยวกับรูปทรงทางเรขาคณิตของสายอากาศแบบโมโนโพล เพื่อใช้ในการฆ่าเซลล์ด้วยไมโครเวฟ โดยใช้การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งจะต้องทำการวิเคราะห์ปัญหาสองด้านคือทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และทางด้านความร้อน ซึ่งลำดับของการวิเคราะห์ปัญหาแสดงดังโฟลชาร์ต รูปที่ 3.1



รูปที่ 3.1 โฟลชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา

ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้วิเคราะห์โครงสร้างของสายอากาศแบบโมโนโพลโดยทั่วๆ ไป ซึ่งได้เปรียบเทียบรูปแบบทางเรขาคณิตของสายอากาศโมโนโพล โดยการจำลองวิเคราะห์ จะเป็นการจำลองออกแบบสายอากาศจากสายโคแอกเซียล ซึ่งสายอากาศที่ออกแบบประกอบด้วย (a) Ring-Slot monopole Antenna เป็นสายอากาศที่มีการเปิดช่องโดยเปิดส่วนที่เป็นตัวนำภายนอก ออกขนาด 1 มิลลิเมตร ส่วนปลายของสายจะมีการต่อถึงกันระหว่างตัวนำภายนอกและตัวนำภายใน (b) Cap-Choke monopole Antenna เป็นสายอากาศที่พัฒนาจากสายอากาศแบบแรกด้วยการเพิ่ม ส่วนโช๊ค (Choke) โดยใช้ไดอิเล็กตริกมาปิดบริเวณที่เป็นช่องดังแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพล (หน่วยเป็น (mm))

(a) Ring-Slot monopole Antenna (RSM)

(b) Cap-Choke monopole Antenna (CCM)

ตารางที่ 3.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ

Material	Radius R(mm)	Length(mm)
inner conductor	0.2555	42
Dielectric Choke(Ld)	1.3190	6
Metal tip(Lm) of RSM	1.0795	2
Metal tip(Lm) of CCM	1.3190	3
Ring slot(Ls)	0.84	1
Inner dielectric	0.84	29
Outer conductor	1.0795	29
Cancer	20	*
Liver	40	*

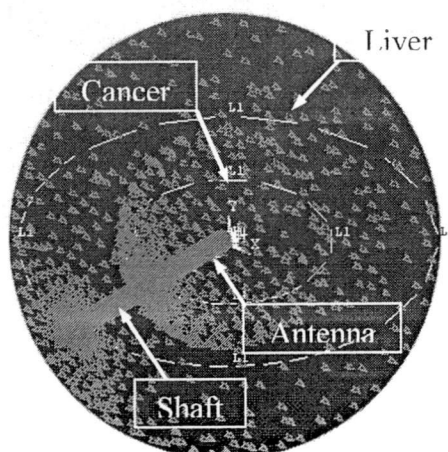
* รูปแบบของเนื้อเยื่อมีลักษณะทรงกลมจึงไม่มีความยาว

3.3 สายอากาศแบบโมนโพล (Monopole antennas)

สายอากาศแบบโมนโพล เป็นสายอากาศแบบพื้นฐาน สามารถทำได้ง่ายโดยการเปิดปลายของสายส่ง หรือสายโคแอกเซียล สายโคแอกเซียลจะประกอบด้วย ตัวนำภายนอก ตัวนำภายใน และไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นตัวแยก หรือกั้นระหว่างตัวนำภายนอก กับตัวนำภายใน คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายระหว่างตัวนำทั้งสอง โดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับ ความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายใน กับตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กจะขึ้นกับกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ ซึ่งการส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสายโคแอกเซียลจะใช้การส่งในโหมด TEM (Transverse electromagnetic Mode)[2]

3.4 รูปแบบของแบบจำลอง (Geometric model)

แบบจำลองที่ใช้ในการจำลองรูปแบบของเนื้อเยื่อตับ และสายอากาศแสดงดังในรูปที่ 3.3 ซึ่งจะใช้ในการวิเคราะห์และแก้ปัญหาทั้งด้านอิเล็กทรอนิกส์ ไมโครเวฟ และปัญหาด้านความร้อน



รูปที่ 3.3 แสดงลักษณะของโมเดลที่มีสายอากาศแบบ โมนโพล

3.5 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา

3.5.1 เงื่อนไขทางด้านอิเล็กทรอนิกส์[4]

1. โหมดในการส่งคลื่นเข้าสู่สายโคแอกเซียลกำหนดให้ส่งแบบ TEM ซึ่งในการส่งโหมดนี้ จะมีสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับทิศทางการเดินทางของคลื่น โดยความถี่ที่ใช้ นั้นจะใช้ที่ความถี่ 2.45 GHz
2. เงื่อนไขที่กำหนดที่รอยต่อของตัวกลางกำหนดดังนี้

- สนามไฟฟ้า E ที่พื้นผิวของตัวนำ กำหนดให้มีสนามไฟฟ้า E เฉพาะในทิศทางที่ตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
 - สนามไฟฟ้า E ในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำจะกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์
 - สนามแม่เหล็ก H ที่พื้นผิวของตัวนำ กำหนดให้มีสนามแม่เหล็ก H เฉพาะในทิศทางที่ขนานกับพื้นผิวของตัวนำเท่านั้น
 - สนามแม่เหล็ก H ในแนวตั้งฉากกับพื้นผิวของตัวนำกำหนดให้มีค่าเท่ากับศูนย์ คือไม่มีการเกิดสนามแม่เหล็ก H ขึ้นเลย
3. ในกรณีที่เป็นการจำลองแบบควบคุมเวลา จะเปลี่ยนแปลงเวลาที่ส่งคลื่นเข้าสู่สายอากาศแบบต่อเนื่องตามต้องการ และกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเชียลคงที่โดยให้มีค่าเท่ากับ 50 โวลต์
 4. ในกรณีที่เป็นการจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ จะเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเชียล และกำหนดเวลาที่ส่งคลื่นเข้าสู่สายอากาศเป็นเวลา 300 วินาที
 5. กำหนดอุณหภูมิอ้างอิงของแบบจำลองเนื้อเยื่อตั้งอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส

3.5.2 เงื่อนไขการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน

การแก้ปัญหาทางด้านความร้อน จะทำการทดลองต่อเนื่องมาจากการทดลองทางด้านอิเล็กทรอนิกส์เบื้องต้น โดยจากการแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ จะได้ค่าพารามิเตอร์มาใช้ในการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน นั่นคือ ค่าของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ซึ่งพลังงานความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อจะมาจากการถ่ายโอนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ การแก้ปัญหาด้านความร้อนจึงเป็นการพิจารณาการถ่ายโอนของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้ามาเป็นความร้อนเท่านั้น โดยเราสามารถที่จะควบคุมได้เพียงแค่ว่าเวลาที่จะใช้ในการฆ่าเซลล์เท่านั้น

3.6 คุณสมบัติของวัสดุ (Material Properties)

3.6.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์

คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์แสดงดังในตารางที่ 3.2 ซึ่งเป็นคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ความถี่ 2.45 GHz [12], [13] โดยค่าที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา คือ ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก (*Magnetic permeability*) ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า (*permittivity*) และค่าสภาพความต้านทาน (*Resistivity*)

ตารางที่ 3.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางแม่เหล็กไฟฟ้า

Material	permeability (μ)	permittivity (ϵ)	Resistivity (ρ)	Conductivity (σ)
	MURX	PERX	RSVX [Ω/m]	KXV [S/m]
1. Metal tip	$4\pi \times 10^{-7}$	8.854×10^{-12}	-	-
2. inner conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	8.854×10^{-12}	-	-
3. outer conductor	$4\pi \times 10^{-7}$	8.854×10^{-12}	-	-
4. inner dielectric	1	2.03	10000	10^{-5}
6. cancer	1	43.03	0.558	1.79
7. Liver [10]	1	43.03	0.591	1.69

3.6.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

ค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุอุปกรณ์ใน 4 ส่วน ได้แก่ ตัวนำในสายอากาศ ไดอิเล็กทริก ก้อนเซลล์มะเร็งตับ และก้อนเซลล์ปกติ ซึ่งในตารางที่ 3 เป็นค่าคุณสมบัติจำเพาะที่จะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ในแบบจำลอง 3 มิติโดยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยได้กล่าวถึงค่าตัวแปรต่างๆ คือ ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3) ค่าความร้อนจำเพาะ ($J/kg.K$) ค่าความนำความร้อน ($W/m.K$) ค่าความนำไฟฟ้าของวัสดุ [S/m] [14],[15]

ตารางที่ 3.3 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

FEM	Material	Density [kg/m^3]	Specific heat (c) [$J/kg.K$]	Thermal Conduct [$W/m.K$]	Conductivity (σ) [S/m]
Conductor	Ni-Ti	6450	840	18	1×10^8
Tissue	Liver	1060	3600	0.512	1.69
Tissue	Cancer	1060	3600	0.512	1.79
Shaft	Polyurethane	70	1045	0.026	10^{-5}

3.7 การเมชเอลิเมนต์ (Meshing)

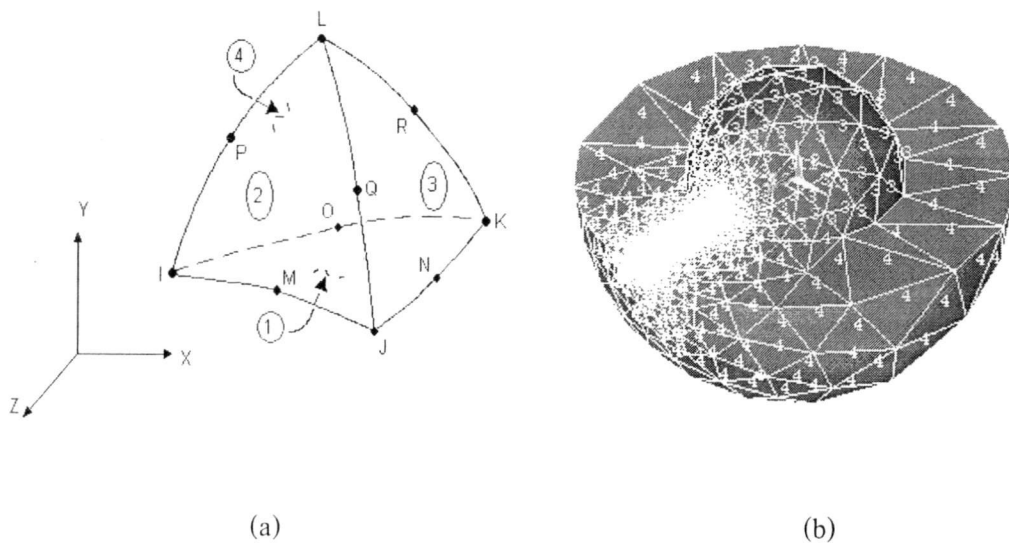
ในการเมชแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็กๆ ได้ใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “3D HF119” (High-Frequency Tetrahedral Solid) สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “Solid 87” สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านความร้อน ซึ่งเอลิเมนต์ทั้งสองชนิดจะประกอบด้วย 10 โหนด ลักษณะการเมชแสดงดังในรูปที่ 3.4

3.7.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119

เอลิเมนต์แบบ 3D-HF 119 ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ที่ความถี่สูง ซึ่งโครงสร้างของเอลิเมนต์จะประกอบด้วย 4 ด้าน 10 โหนด ดังแสดงในรูปที่ 3.4a ในโหนดต่างๆ จะมีชื่อเรียกประจำโหนด คือ โหนด I, J, K, L, M, N, O, P, Q และ R ค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต้องใช้ในการคำนวณได้แก่ ความยินยอมทางไฟฟ้า (MURX, MURY, MURZ) ค่าความซึมซับแม่เหล็ก (PERX, PERY, PERZ) และ สภาพความต้านทาน (RSVX, RSVY, RSVZ) สำหรับผลที่ได้หลังจากการวิเคราะห์ด้วยเอลิเมนต์ชนิดนี้ เช่น สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า พลังงานความร้อนต่อปริมาตร

3.7.2 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D-SOLID 87

เอลิเมนต์แบบ 3D- Solid 87 ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อนโดยโครงสร้างของเอลิเมนต์แบบ 3D- Solid 87 มีลักษณะเหมือนกับเอลิเมนต์แบบ 3D-HF 119 ค่าพารามิเตอร์ที่จำเป็นต้องใช้ในการคำนวณได้แก่ ค่าความนำความร้อน (KXX, KYY, KZZ) ความหนาแน่นจำเพาะ (DENS), ค่าความร้อนจำเพาะ (C), ค่าความต้านทาน (RSVX, RSVY, RSVZ) สำหรับผลที่ได้หลังจากการวิเคราะห์ด้วยเอลิเมนต์ชนิดนี้ คือ ค่าอุณหภูมิ



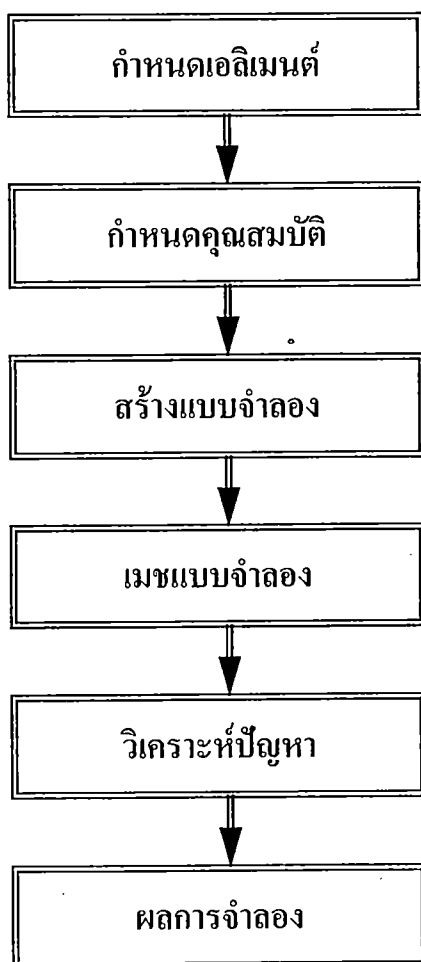
รูปที่ 3.4 (a) แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย

(b) แสดงการเมชที่ใช้ในแบบจำลองของสายอากาศทั้ง 2 แบบ

ในการเมชแบบจำลองสายอากาศแบบ RSM มีจำนวนโหนด 171,104 โหนด และมีจำนวนเอลิเมนต์ 127,388 เอลิเมนต์ สำหรับสายอากาศแบบ CCM มีจำนวนโหนด 179,223 โหนด และมี

จำนวนเอลิเมนต์ 133,488 เอลิเมนต์ ซึ่งจำนวนโหนด และเอลิเมนต์นั้นจะขึ้นอยู่กับลักษณะของการเมช ถ้าหากจำนวนโหนดและเอลิเมนต์มากก็จะทำให้เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหานั้นค่อนข้างจะนาน ดังนั้นเพื่อช่วยลดเวลาในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาจึงต้องมีเทคนิคในการเมช อย่างเช่น ในบริเวณที่ต้องการวิเคราะห์ผลอย่างละเอียดก็ให้เมชเป็นเอลิเมนต์ที่ละเอียดมีขนาดเล็กและในบริเวณที่ต้องการวิเคราะห์ผลแบบหยาบๆ ให้กำหนดการเมชในลักษณะที่มีเอลิเมนต์ขนาดใหญ่ ดังแสดงในรูปที่ 3.4b

3.8 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ มีลำดับการดังแสดงในบล็อกไดอะแกรม

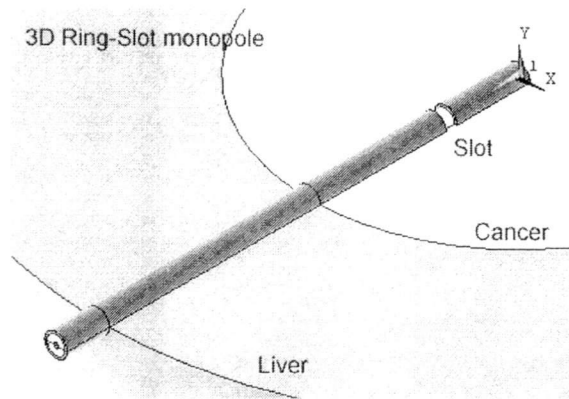


รูปที่ 3.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหา

3.8.1 รูปแบบของสายอากาศแบบโมนโพล

สำหรับการสร้างแบบจำลอง ในขั้นแรกจะต้องทำการสร้างส่วนของสายอากาศ และด้ามจับก่อน โดยส่วนที่เป็นสายอากาศจะประกอบด้วยส่วนของตัวนำภายใน (Inner conductor) และไดอิเล็กตริก (Dielectric) สำหรับส่วนของด้ามจับจะประกอบด้วยส่วนประกอบ 3 ส่วน คือ ตัวนำ

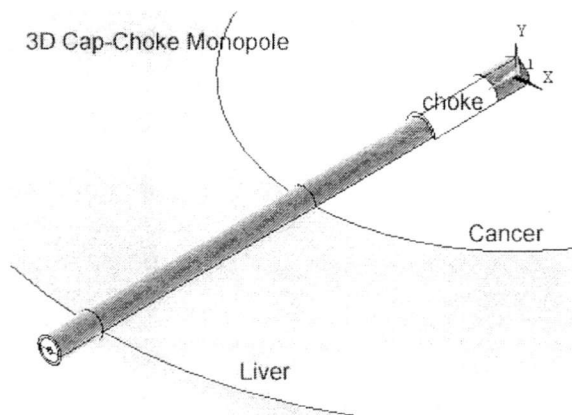
ภายใน ไดอิเล็กทริก และส่วนที่เป็นตัวนำภายนอก (Outer conductor) สำหรับส่วนที่เป็นตัวนำภายใน กับไดอิเล็กทริก ของสายอากาศจะเป็นส่วนที่ต่อกับตัวนำภายใน กับไดอิเล็กทริกของด้ามจับ



รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมโนโพล

(a) Ring-Slot monopole Antenna (RSM)

จากรูปที่ 3.6(a.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบ Ring-Slot monopole Antenna (RSM) ซึ่งส่วนปลายของสายส่งจะถูกต่อชอร์ต(Short)กันระหว่างตัวนำภายนอกกับตัวนำภายใน และถัดจากปลายสายลงมาจะเปิดตัวนำภายนอกออกเป็นช่องขนาด 1 มิลลิเมตร เพื่อปล่อยให้สนามแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่กระจายสัมผัสกับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อที่ใช้จำลองได้โดยตรง



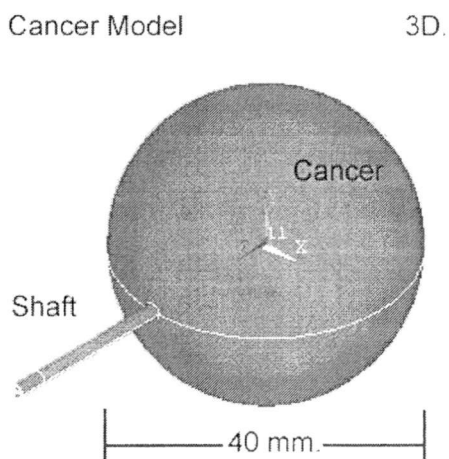
รูปที่ 3.6 แสดงลักษณะแบบจำลองของสายอากาศแบบโมโนโพล(ต่อ)

(b) Cap-Choke monopole Antenna (CCM)

จากรูปที่ 3.6(b.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบ Cap-Choke monopole Antenna (CCM) ซึ่งสายอากาศแบบนี้ได้ดัดแปลงเพิ่มเติมจายสายอากาศแบบ Ring-Slot โดยจะเพิ่มส่วนที่เรียกว่า โช๊ค (Choke) ปิดต่อเชื่อมกับไดอิเล็กทริกที่บริเวณช่องที่เปิดออกของสายอากาศแบบ Ring-Slot ส่วนดังกล่าวนี้ทำมาจากสาร ไดอิเล็กทริกนั่นเอง

3.8.2 แบบจำลองของตับที่เป็นมะเร็ง

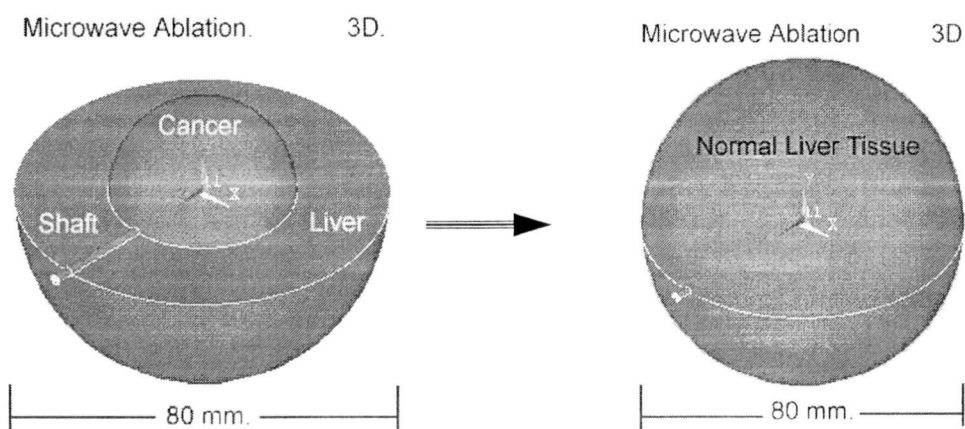
สำหรับการจำลองรูปแบบของตับที่เป็นมะเร็ง จะทำการสร้างแบบจำลองในลักษณะทรงกลมมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร โดยกำหนดคุณสมบัติทางอิเล็กทรอนิกส์ และคุณสมบัติทางความร้อนให้แบบจำลอง เพื่อให้แบบจำลองมีคุณสมบัติเป็นเสมือนตับที่เป็นมะเร็ง ลักษณะของแบบจำลองแสดงดังในรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของตับที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่

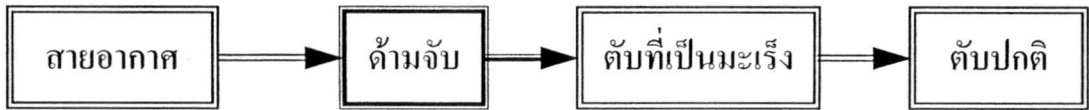
3.8.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย

แบบจำลองที่ใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟจะประกอบด้วยส่วนของสายอากาศ ค้ำจับ เนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง และ เนื้อเยื่อตับที่เป็นปกติ ซึ่งแสดงดังในรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

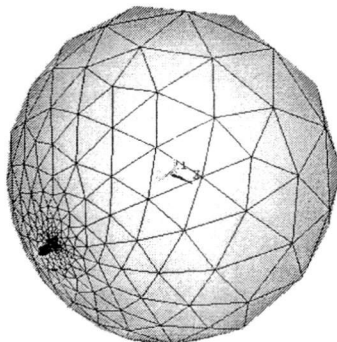
จากหัวข้อที่ 3.8.1, 3.8.2 และ 3.8.3 จะกล่าวถึงลักษณะรูปแบบของแบบจำลองเพื่อใช้ในการวิจัย ซึ่งลำดับขั้นตอนดังแสดงบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 บล็อกไดอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

3.8.4 การเมชแบบจำลอง

ในการเมชแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ จะเมชในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบ หรือขนาดตายตัวแต่ละจะเมชในส่วนที่อยู่ใกล้ ๆ สายอากาศจะเมชแบบละเอียด แต่ที่บริเวณเนื้อเยื่อตับปกติจะเมชในลักษณะที่ค่อนข้างหยาบ หรือเอลิเมนต์มีขนาดใหญ่ ทั้งนี้เพราะถ้าเมชแบบละเอียดเท่ากันหมดจะทำให้มีจำนวน โหนดและเอลิเมนต์ที่มากทำให้ใช้เวลาในการคำนวณค่อนข้างนาน แต่ถ้าเมชในลักษณะหยาบเหมือนกันทั้งหมด ก็จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีค่าความผิดพลาดมากไปด้วย ถึงแม้ว่าใช้เวลาน้อยก็ตาม ฉะนั้นการเมชที่ใช้ในงานวิจัยนี้จึงเป็นการเมชแบบผสม คือ พิจารณาตามลำดับความสำคัญ ส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็ทำการเมชแบบละเอียด กำหนดให้มีการเมชเอลิเมนต์ขนาดเล็ก ส่วนที่พิจารณาแล้วว่าขนาดเอลิเมนต์ไม่มีผลต่อการคำนวณ หรือว่ามีผลน้อยก็ทำการเมชแบบหยาบ ซึ่งลักษณะการเมชแบบจำลองในงานวิจัยนี้แสดงดังในรูปที่ 3.10 และในตารางที่ 3.4 แสดงถึงจำนวน โหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองของสายอากาศแต่ละแบบ



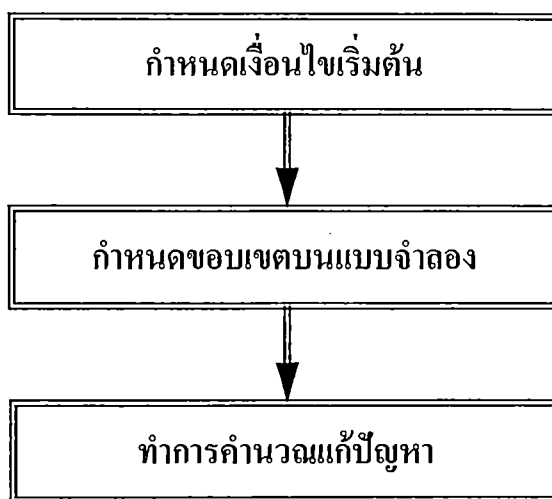
รูปที่ 3.10 แสดงลักษณะการเมชแบบจำลอง

ตารางที่ 3.4 แสดงจำนวนโหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ

Type Antenna	Node	Elements
RSM	171104	127388
CCM	179223	133488

3.8.5 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

จากหัวข้อที่ 3.8.1 ถึง 3.8.5 จะเป็นการจัดการกับแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย โดยการจัดการแบบจำลองทั้งหมดก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการวิเคราะห์ และแก้ปัญหา ซึ่งมีขั้นตอนที่เกี่ยวข้องหลัก ๆ คือ การกำหนดขอบเขตเงื่อนไข โดยการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขจะประกอบด้วย



รูปที่ 3.11 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น (ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 3.5) จะเป็นการกำหนดสถานะแวดล้อมรอบนอกของแบบจำลอง อย่างเช่น กำหนดค่าอุณหภูมิอ้างอิง สนามไฟฟ้าที่ล้อมรอบนอกของแบบจำลอง กำหนดรูปแบบของการวิเคราะห์ ต่อจากการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น จะเป็นการกำหนดเงื่อนไขที่แบบจำลอง ตัวอย่างเช่น การกำหนดค่าแรงดันบนแบบจำลอง เพื่อใช้ในการคำนวณ กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำ ในกรณีที่เป็นการวิเคราะห์แก้ปัญหาแบบต่อเนื่องอาจจะเป็นการอ่านไฟล์ข้อมูลที่บันทึกค่าพารามิเตอร์ไว้มาใช้ในการวิเคราะห์ หลังจากกำหนดขอบเขตเงื่อนไขบนแบบจำลองเรียบร้อยแล้ว ก็ทำการวิเคราะห์ปัญหา

3.8.6 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

หลังจากที่ทำการวิเคราะห์ปัญหาเรียบร้อยแล้ว ก็จะเป็นการพิจารณาผลที่ได้จากการจำลอง โดยการพิจารณาผลมีหลายรูปแบบ อย่างเช่น ในลักษณะของกราฟ การพิจารณาผลที่เกิดขึ้นภายใน ด้วยวิธีการตัดแบบจำลองออกเป็นส่วน ๆ ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองจะขอกกล่าวในบทถัดไป

บทที่ 4

ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

4.1 บทนำ

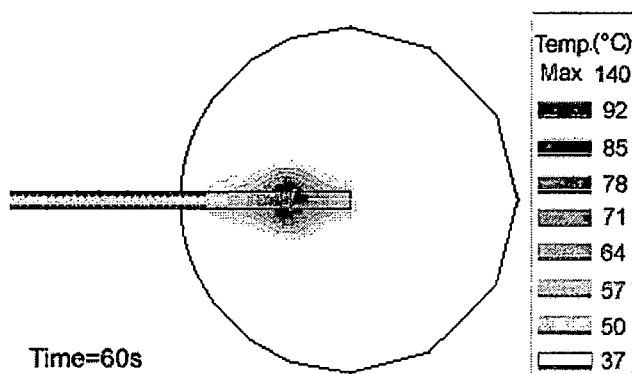
ในบทนี้จะกล่าวถึงผลที่ได้รับจากการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม ANSYS ซึ่งพารามิเตอร์ที่นำมาพิจารณาคือ สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ในที่นี้จะแสดงการกระจายของความร้อนอันเกิดจากการเหนี่ยวนำของสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้าเท่านั้น

4.2 ผลการทดลอง ในการทดลองจะแบ่งการทดลองออกได้เป็น 2 ระบบดังต่อไปนี้

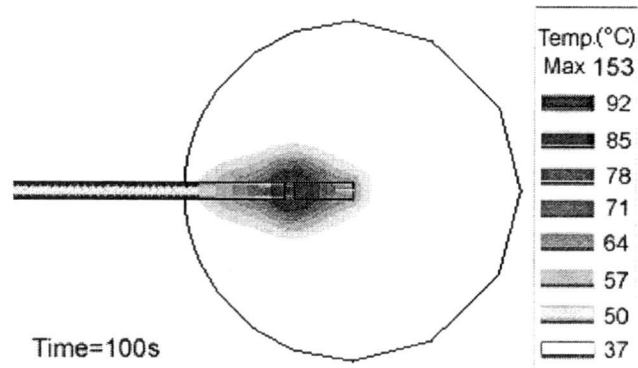
4.2.1 การทดลองที่ 1 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควบคุมเวลา

ในกรณีที่เป็นกรจำลองแบบควบคุมเวลา จะเปลี่ยนแปลงเวลาที่ส่งคลื่นเข้าสู่สายอากาศแบบต่อเนื่องตามต้องการ โดยได้ทำการทดลองส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปในตับ เป็นระยะเวลาที่แตกต่างกัน คือ ที่เวลา 60 วินาที 100 วินาที 200วินาที และที่ 300 วินาที และกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเชียลคงที่โดยให้ มีค่าเท่ากับ 50 โวลต์

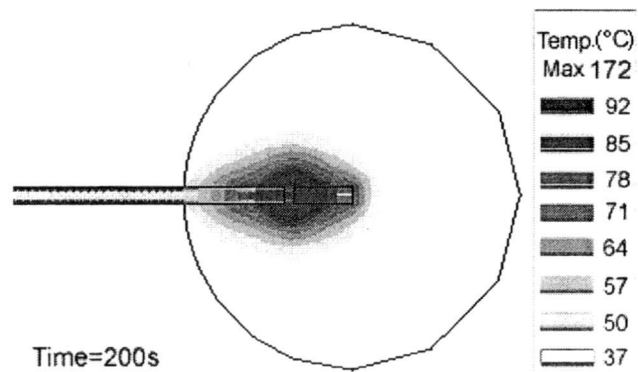
4.2.1.1 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งระดับของสายอากาศแบบ RSM



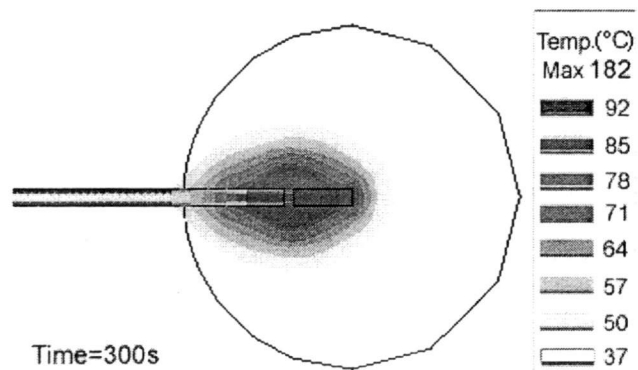
รูปที่ 4.1 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 50 วินาที



รูปที่ 4.2 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 100 วินาที



รูปที่ 4.3 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที



รูปที่ 4.4 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ RSM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

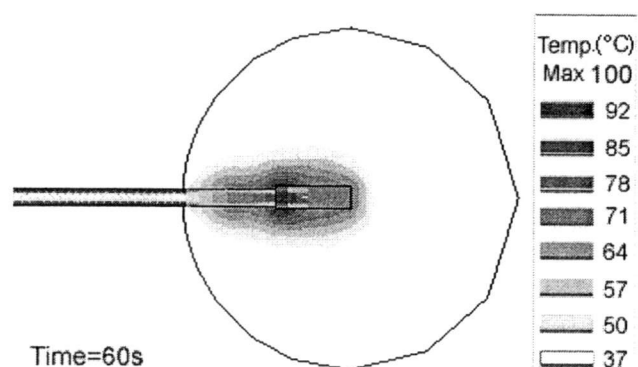
จากผลการทดลองในรูปที่ 4.1-4.4 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ *RSM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งตับเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 140 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตับก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 153 องศาเซลเซียส ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 172 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 182 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.1 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *RSM* ทำลายมะเร็งตับ

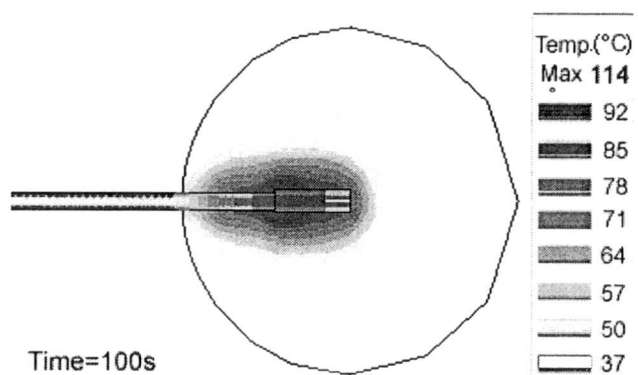
Time(s)	ปริมาตร				
	ปริมาตรของแผล(cm ³)	ปริมาตรของมะเร็ง(cm ³)	ปริมาตรทั้งหมดของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของตับที่ถูกทำลายเทียบกับเซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
50	0.69	33.51	267.48	2.05	0.25
100	1.19	33.51	267.48	3.55	0.45
200	2.52	33.51	267.48	7.52	0.94
300	3.74	33.51	267.48	11.16	1.40

จากตารางที่ 4.1 แสดงปริมาตรของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ *RSM* ในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับ ปริมาตรของมะเร็งตับที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับเวลา 50 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายแค่ 0.69 ลูกบาศก์เซนติเมตร และเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 3.74 ลูกบาศก์เซนติเมตร

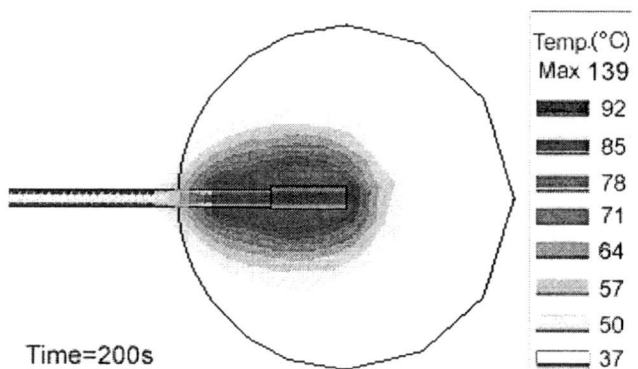
4.2.3.2 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็ิงตัวของสายอากาศแบบ CCM



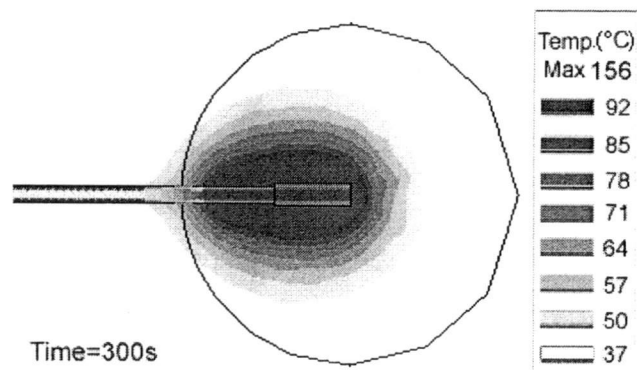
รูปที่ 4.5 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ CCM หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที



รูปที่ 4.6 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ CCM หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที



รูปที่ 4.7 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็ิงของสายอากาศแบบ CCM หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 200 วินาที



รูปที่ 4.8 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ CCM หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.5-4.8 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ CCM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งต้นเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 100 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อต้นที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งต้นก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 114 องศาเซลเซียส ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 139 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 156 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ CCM ทำลายมะเร็งต้น

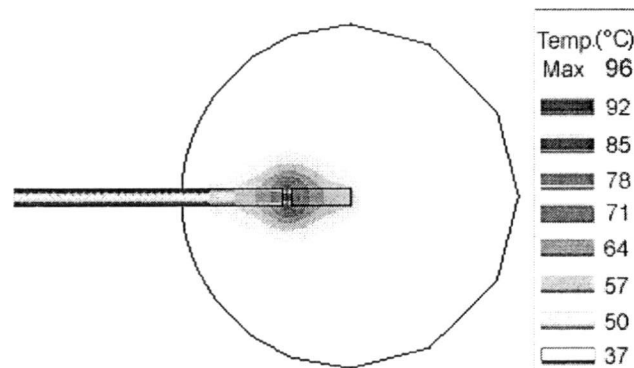
Time(s)	ปริมาณ				
	ปริมาณของแผล(cm ³)	ปริมาณของมะเร็ง	ปริมาณทั้งหมดของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของต้นที่ถูกทำลายเทียบกับเซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
50	1.78	33.51	267.45	5.31	0.67
100	3.1	33.51	267.45	9.25	1.17
200	6.68	33.51	267.45	19.94	2.51
300	10.22	33.51	267.45	30.49	3.83

จากตารางที่ 4.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ CCM ในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับ ปริมาณของมะเร็งตับที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับเวลา 50 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายเพียงแค่ 1.78 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น แต่เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 10.22 ลูกบาศก์เซนติเมตร

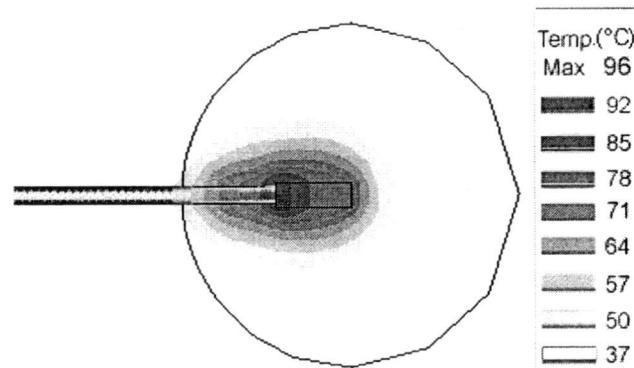
4.2.2 การทดลองที่ 2 การกระจายตัวของอุณหภูมิแบบควบคุมอุณหภูมิ

ในกรณีที่เป็นกรจำลองแบบควบคุมอุณหภูมิ จะเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเซียล โดยได้ทำการทดลองเปลี่ยนแปลงความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเซียลที่แตกต่างกันเพื่อให้ได้ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดในตับมีค่า 96 องศาเซลเซียส และกำหนดเวลาที่ส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าสู่ตับเป็นเวลา 300 วินาที

4.2.2.1 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งตับของสายอากาศแบบ RSM



รูปที่ 4.9 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งตับของสายอากาศ RSM แบบควบคุมอุณหภูมิ



รูปที่ 4.10 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งตับของสายอากาศ CCM แบบควบคุมอุณหภูมิ

จากผลการทดลองในรูปที่ 4.9-4.10 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่น ไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที ผ่านสายอากาศแบบ RSM และ CCM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่า สายอากาศแบบ CCM สามารถทำให้เกิดแผลที่มีขนาดใหญ่กว่าสายอากาศแบบ RSM แต่ทั้งนี้ถ้าพิจารณาถึงระดับกำลังงานแล้วสายอากาศแบบ CCM ต้องใช้กำลังงานสูงกว่าเพื่อทำให้ได้ระดับอุณหภูมิที่ 96 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 4.3 แสดงความสัมพันธ์ของความต่างศักย์กับผลที่เกิดในมะเร็งตับ

ความต่าง ศักย์ (V)	สายอากาศแบบ RSM			สายอากาศแบบ CCM		
	Max Temp(°C)	ปริมาตรแผล (cm ³)	% มะเร็งที่ ตาย	Max Temp(°C)	ปริมาตรแผล (cm ³)	% มะเร็งที่ ตาย
25	74	0.33	0.98	67	0.68	2.02
30	89	0.75	2.24	79	2.27	6.78
31	92	0.87	2.60	82	2.78	8.30
32	96	0.98	2.93	85	3.23	9.64
33	100	1.06	3.17	89	3.58	10.68
34	103	1.1	3.28	92	3.96	11.82
35	107	1.14	3.40	96	4.25	12.68
40	119	1.32	3.94	119	6.67	19.90
50	182	3.74	11.16	156	10.22	30.49

* ปริมาตรของตับที่เป็นมะเร็ง 33.51 (cm³)

** ปริมาตรแผลพิจารณาบริเวณที่มีระดับอุณหภูมิสูงกว่า 50 (°C) ซึ่งถือว่าเป็นระดับที่มะเร็งตาย

จากตารางที่ 4.3 แสดงความสัมพันธ์ของความต่างศักย์กับผลที่เกิดในมะเร็งตับเมื่อส่งคลื่น ไมโครเวฟผ่านสายอากาศทั้ง 2 แบบเพื่อทำลายมะเร็งตับ จากตารางจะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบ RSM สามารถทำลายมะเร็งตับได้น้อยกว่าสายอากาศแบบ CCM เมื่อใช้เวลา และกำลังงานเท่ากันแต่ทั้งนี้สายอากาศแบบ RSM สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงได้เร็วกว่า หากพิจารณาว่า อุณหภูมิสูงสุดที่จะเกิดได้ในมะเร็งตับไม่ควรเกิน 90- 99 องศาเซลเซียส ซึ่งจากการวิเคราะห์ถ้าพิจารณาที่ 96 องศาเซลเซียส สายอากาศแบบ RSM สามารถฆ่ามะเร็งตับได้เพียง 2.93 % ในขณะที่สายอากาศแบบ CCM สามารถฆ่ามะเร็งตับได้ถึง 12.68%

4.2.3 การพิจารณาทางด้านมิติความกว้าง-ลึกของแผล เป็นการพิจารณาถึงขนาดของแผล หรือขนาดของมะเร็งระดับที่โคนทำลายซึ่งบริเวณที่มีระดับอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส นั้น หมายความว่ามะเร็งจะตายโดยสมบูรณ์ ในการวิเคราะห์จะพิจารณาตำแหน่งของแผลที่มีขนาดกว้างที่สุด และยาวที่สุด

ตารางที่ 4.4 แสดงผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผล แบบควบคุมเวลา

เวลา (s)	สายอากาศแบบ RSM		สายอากาศแบบ CCM	
	ขนาดแผลที่กว้างที่สุด (mm)	ขนาดแผลที่ลึกที่สุด (mm)	ขนาดแผลที่กว้างที่สุด(mm)	ขนาดแผลที่ลึกที่สุด (mm)
50	10	18.5	12	22.5
100	12	2.	16	26
200	15	24	22	31
300	17	26	26	32

ตารางที่ 4.5 แสดงผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผลแบบควบคุมอุณหภูมิ

ความต่าง ศักย์ (V)	สายอากาศแบบ RSM		สายอากาศแบบ CCM	
	ขนาดแผลที่กว้างที่สุด (mm)	ขนาดแผลที่ลึกที่สุด (mm)	ขนาดแผลที่กว้างที่สุด (mm)	ขนาดแผลที่ลึกที่สุด (mm)
25	8	13	11	21
30	10	17	14.5	24
31	10.5	18	15	24.5
32	11	19	15.5	25
33	12	20	16	26
34	12.5	21	17	26.5
35	13	22	18	27
40	15	24	23	29.5
50	17	26	26	32

จากตารางที่ 4.4 และ 4.5 แสดงผลการทดลองทางด้านมิติกว้าง-ลึกของแผล แบบควบคุมเวลา และแบบควบคุมอุณหภูมิตามลำดับ แต่จากการทดลอง สำหรับสายอากาศแบบ RSM ขนาดของ

แผ่นที่กว้างที่สุดจะเกิดที่บริเวณช่องที่เปิดออก (Slot) นั่นเอง ส่วนสายอากาศแบบ CCM ขนาดของแผ่นที่กว้างที่สุดจะเกิดที่บริเวณส่วนของโช้ค (Choke) หากพิจารณาทางด้านความลึกของแผ่นสายอากาศแบบ CCM จะมีการกระจายลึกออกไปจากปลายสายอากาศมากกว่าสายอากาศแบบ RSM

4.3 วิเคราะห์ผลการทดลอง

สายโคแอกเซียล จะมีการสูญเสียที่ปลายสายหากมีการเปิดปลายสาย โดย King อธิบายเพิ่มเติมว่าเหมือนกับสายส่ง สำหรับ RSM และ CCM นั้น กระแสไฟฟ้าบริเวณปลายสายอากาศจะต่างกันไป ไม่ควรเป็นศูนย์ เพราะตัวนำสายอากาศนั้นสัมผัสกับตัวกลางที่อาจเกิดการสูญเสีย ผลที่ได้จากการจำลองสายอากาศแบบ RSM และ CCM จำนวนกระแสไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงตามคุณลักษณะของคลื่น ที่บริเวณซึ่งเป็นรอยต่อของโลหะเพื่อตัดวงจรระหว่างตัวนำภายนอกกับตัวนำภายใน กระแสไฟฟ้ารวมภายในตัวนำ ควรจะเหมือนกับกระแสไฟฟ้าที่ไหลบริเวณผิวหน้า ที่ปลายของโลหะ ซึ่งกระแสไฟฟ้าจะลดลงอย่างรวดเร็ว เพราะจะมีการกระจาย หรือแพร่ออกไปรอบ ๆ ตัวกลาง

สำหรับการกระจายตัวของอุณหภูมินั้นจะสังเกตเห็นว่า มีรูปแบบการกระจายตัวคล้ายกับการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้า ถ้าพิจารณาจาก สมการ $SAR = \frac{1}{\rho} J \cdot E = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2$ จะเห็นว่าสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้า เป็นตัวแปรที่สำคัญ ที่จะบ่งบอกถึงรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ แต่สนามไฟฟ้าก็ไม่สามารถบ่งบอกถึงขนาดของแผ่น และระดับสูงสุดของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อได้ ทั้งนี้เพราะว่ายังมีตัวแปรอื่นที่เกี่ยวข้องในการแปลงจากสมการทางแม่เหล็กไฟฟ้า ไปเป็นสมการความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง

บทที่ 5

สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลงานวิจัย

สำหรับงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ โดยส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศโมโนโพล แบบ Ring-Slot monopole Antenna (RSM) และ Cap-Choke monopole Antenna (CCM) ซึ่งสายอากาศจะช่วยในการกระจายคลื่นไมโครเวฟในเนื้อตับที่เป็นมะเร็งในการวิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับนั้น จะต้องทำการวิเคราะห์ หรือแก้ปัญหา 2 ด้าน คือ ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้า และปัญหาด้านความร้อน การแก้ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้าได้ทำการวิเคราะห์ การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้าซึ่งในการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์เหล่านี้ เนื่องจาก เมื่อคลื่นอันประกอบด้วยสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้ามีการแพร่กระจายไปในเนื้อเยื่อตับ ก็จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อ เพราะเนื้อเยื่อมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งพลังงานที่สูญเสียไปในเนื้อเยื่อนี้จะกลายเป็นความร้อน การแก้ปัญหาด้านความร้อนทำได้โดยการนำค่า สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กหรือสนามแม่เหล็กไฟฟ้ามาใช้ในการสมการความร้อน โดยในการวิจัยได้ทำการทดลอง 2 ระบบด้วยกันคือ แบบควบคุมเวลา และ แบบควบคุมอุณหภูมิ สำหรับระบบควบคุมเวลาได้ทำการจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่เนื้อเยื่อตับเป็นเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที สำหรับแบบควบคุมอุณหภูมิจะกำหนดเวลาคงที่ที่ 300วินาที ควบคุมอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตับไม่เกิน 96 องศาเซลเซียส โดยจะเปลี่ยนระดับกำลังงานไมโครเวฟที่ส่งเข้าไปฆ่ามะเร็งตับแทนการปรับเวลา

จากการทดลองแบบควบคุมเวลาจะเห็นว่าสายอากาศแบบ RSM สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิสูงได้เร็วกว่าสายอากาศแบบ CCM ในขณะที่การทดลองแบบควบคุมอุณหภูมิแสดงให้เห็นว่า การกระจายความร้อนของสายอากาศแบบ RSM จะมีการกระจายตัวในลักษณะแคบ ๆๆ ตามความยาวของสายอากาศ โดยมีขนาดความกว้างมากที่สุดที่บริเวณช่องที่เปิดออก (Slot) สำหรับสายอากาศแบบ CCM จะมีการกระจายความร้อนมากที่สุดที่บริเวณ โช้ค (Choke)

หากพิจารณาเปอร์เซ็นต์ที่มะเร็งตับโดนทำลายด้วยสายอากาศทั้งสองแบบ มะเร็งตับโดนทำลายจะมีปริมาณน้อยมาก แต่ทั้งนี้จากการวิจัยทำให้เห็นว่าสายอากาศดังกล่าวเหมาะกับการใช้ในการทำลายมะเร็งตับที่มีลักษณะยาวขนาดแคบ

จากผลการทดลองการจะเห็นว่า การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของสายอากาศ ไม่ว่าจะเป็นการเปลี่ยนแปลงขนาดของโลหะที่ปลายสายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการกระจายตัวของ

สนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในการกระจายตัวของอนุภาคด้วย ดังนั้น เราจึงสามารถควบคุมขนาด และตำแหน่งของผลที่จะเกิดขึ้นได้ โดยการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของสายอากาศ การออกแบบสายอากาศให้มีลักษณะที่แตกต่างกัน จึงเป็นประโยชน์สำหรับเป็นตัวเลือกในการเลือกใช้สายอากาศหรือ โพรบให้เหมาะสมกับลักษณะ หรือขนาดของเซลล์มะเร็งที่ต้องการทำลาย นอกจากนี้เวลาที่ใช้ในการส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายมะเร็งตัวก็เป็นตัวแปรที่สำคัญในการกำหนดปริมาณของมะเร็งตัวที่ถูกทำลาย

5.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต

จากการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ผ่านมา ได้พิจารณาและวิเคราะห์ในส่วนสำคัญแล้วนั่นคือ การกระจายความร้อนของสายอากาศแต่ละแบบ ซึ่งสายอากาศแต่ละแบบก็มีการกระจายความร้อนที่แตกต่างกัน ดังนั้น สิ่งที่จะดำเนินการต่อไป คือ พิจารณาสายอากาศแบบอื่น หรือพิจารณาถึงลักษณะการวางสายอากาศที่แตกต่างออกไป เช่น การวางสายอากาศแบบอาร์เรย์ นอกจากนี้อาจจะมีการออกแบบเครื่องจ่ายคลื่นไมโครเวฟ หรือทดลองส่งคลื่นไมโครเวฟจริงผ่านสายอากาศที่ออกแบบโดยอาจจะทดลองในตับหมูหรือตับวัวแทนการจำลองในคอมพิวเตอร์

เอกสารอ้างอิง

- [1] High frequency induced thermotherapy (HiTT) ELEKTROTOMHiTT106
<http://www.BERCHTOLD.de>
- [2] D. Haemmerich, S.T. Sraelin, S. Tungjitkusolmun, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and J.G. Webster, "Hepatic bipolar radio-frequency ablation between separated multiprong electrodes," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48, pp. 1145-52, 2001.
- [3] A.S. Wright, F.T. Lee, Jr., and D.M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antennas results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann Surg Oncol*, Vol. 10, pp. 275-283, 2003
- [4] J. D. Kraus, D. A. Flesich, "Electromagnetics with applications," 5th Edition, McGraw-Hill Company, pp. 389-419, 1999.
- [5] 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.
- [6] G.M. Hahn., "Hyperthermia for the Engineer: A Short Biological Primer." *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, No.1, January 1984, pp.3-8.
- [7] J.P. McGahan, J.M. Brock, H. Tesluk, W.-Z. Gu, P. Schneider, and P.D. Browning, "Hepatic ablation with use of radio-frequency electrocautery in the animal model." *J. Vasc. Inter. Radiol.*, vol.3, 1992. pp.291-297
- [8] M.G. Skinner, M.N. Iizuka, M.C. Kolios, and M.D. Sherar, "A theoretical comparison of energy sources – microwave, ultrasound and laser – for interstitial thermal therapy," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 43, pp. 3535-3547, 1998.
- [9] H.H. Pennes. "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in Resting Forearm." *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, 1948. pp.93-122

- [10] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, Vol. 48, Issue:11, Nov. 2000 pp.1800 – 1806
- [11] S. Labonte, A. Blais, S.R Legault, H.O Ali, L Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 44, pp. 1832–1840, 1996.
- [12] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 48, no. 11, pp.1800–1806, 2000.
- [13] Federal communications commission, Tissue Dielectric Properties www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh
- [14] S. Tungjtkusolmun, S.T. Staelin, D. Haemmerich, Jang-Zern Tsai; Hong Cao; J.G. Webster, F.T. Lee, Jr, D.M. Mahvi, V.R. Vorperian, "Three-Dimensional Finite-Element Analyses for Radio-Frequency Hepatic Tumor Ablation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.49, no.1, pp.3-9, Jan. 2002.
- [15] D. Haemmerich, S T Staelin, J Z Tsai, S Tungjtkusolmun, D M Mahvi, and J G Webster, "In vivo electrical conductivity of hepatic tumours," Institute of Physics Publishing, *Physiol. eas.24* (2003) pp.251-260
- [16] R. W. P. King, B. S. Trembly, and J. W. Strohbehn, "The Electromagnetic field of an insulated antenna in conducting or dielectric medium." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 31, no. 7, pp. 574–583, 1983.