

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในตับ
โดยใช้สายอากาศในช่วงความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์

FINITE ELEMENT METHOD FOR ANALYSIS OF HEPATIC CANCER
TISSUE DESTRUCTION USING 2.45 GIGAHERTZ ANTENNAS



มนตรี ไชยชาญยุทธ์
MONTREE CHAICHANYUT

ฉน.
๒/๒๕๔๖
๒๕๔๖

เลขหมู่.....
เลขทะเบียน..... 60531
วัน,เดือน,ปี. - 3 ก.ค. 2549

b..... 11582210
i.....

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2548
ISBN 974-15-1497-2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**FINITE ELEMENT METHOD FOR ANALYSIS OF HEPATIC CANCER
TISSUE DESTRUCTION USING 2.45 GIGAHERTZ ANTENNAS**

MONTREE CHAICHANYUT



**A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILMENT
OF THE REQUIREMENTS FOR THE DEGREE**

**MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

2005

ISBN 974-15-1497-2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2005

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์ลักษณะการทำลายเซลล์มะเร็งในระดับโดยใช้สายอากาศในช่วงความถี่ 2.45 กิกะเฮิรตซ์
นักศึกษา	นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์
รหัสนักศึกษา	46060511
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2548
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.สุพันธุ์ ดั่งจิตกุลสมัน

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้ได้กล่าวถึงการวิเคราะห์แบบ 3 มิติ ด้วยการนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการแก้ปัญหา ซึ่งเราได้พิจารณาลักษณะต่างๆ ของสายอากาศแบบโมโนโพลหลาย ๆ รูปแบบเพื่อใช้ในการฆ่าเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยศึกษาลักษณะการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กสนามไฟฟ้าที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งได้ทำการทดลองด้วยแบบจำลองในคอมพิวเตอร์ รูปแบบของสายอากาศแบบโมโนโพลที่เราพิจารณามีรูปแบบต่าง ๆ อันได้แก่ แบบปลายเปิด (*open tip*) แบบปลายเป็นฉนวน (*dielectric tip*) แบบปลายเป็นโลหะ (*metal tip*) ผลที่ได้จากการทดลองนั้น สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ มีการกระจายออกจากปลายอย่างต่อเนื่อง ส่วนสายอากาศแบบปลายเปิด มีการกระจายที่ปลายน้อยมาก และสายอากาศแบบปลายเป็นไดอิเล็กตริกจะไม่มี การกระจายของสนามแม่เหล็กที่ปลายเลย ในส่วนของสนามไฟฟ้าจะมีการกระจายตัวคล้าย ๆ กัน สำหรับสายอากาศแบบปลายเปิด แบบปลายเป็นฉนวน และแบบปลายเป็นโลหะ จากการวิเคราะห์สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก เราได้นำค่าพารามิเตอร์ทั้งสองมาวิเคราะห์การกระจายความร้อน ซึ่งจากการจำลองจะเห็นว่าการกระจายความร้อนของสายอากาศปลายเปิด แบบปลายเป็นฉนวน และแบบปลายเป็นโลหะ จะมีลักษณะการกระจายความร้อนที่คล้าย ๆ กันโดยสายอากาศแบบปลายเปิด จะมีขนาดความร้อนที่แผ่กระจายกว้างที่สุด และมีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับสูงที่สุด แต่สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะสามารถทำลายมะเร็งระดับได้มากที่สุด สายอากาศแบบปลายเป็นไดอิเล็กตริกมีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับต่ำที่สุด และทำลายมะเร็งระดับได้น้อยที่สุด

Thesis Title Finite element method for analysis of hepatic cancer tissue destruction using
2.45 gigahertz antennas

Student Montree Chaichanyut

Student ID. 46060511

Degree Master of Engineering

Programme Electronics Engineering

Year 2005

Thesis Asst. Prof. Dr. Supan Tungjitkusolmun

ABSTRACT

This thesis 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. Four configurations of monopole antennas were considered: open-tip, dielectric-tip and metal-tip. From the simulation results, the open-tip antenna had a small amount of magnetic field distribution at the tip, while the dielectric-tip antenna had virtually no magnetic field distribution at the tip. The metal-tip antenna had continuous magnetic field distribution extending from the tip. The electric field distribution of open-tip, dielectric-tip, and metal-tip monopole antennas were similar. From the analyses of electromagnetic are magnetic and electric field, we used their results to further analyze temperature distributions. From the simulation results, the open-tip, dielectric-tip and metal-tip monopole antennas had similar temperature distribution profiles but the open-tip monopole had the widest temperature distributions and induced the highest temperature in cancer tissue. For metal-tip antenna, the temperature had minimum in cancer tissue but the metal-tip monopole can be maximum ablation cancer tissue. The dielectric-tip antennas can minimum ablation cancer tissue. In addition, the temperature distribution in cancer tissue for dielectric-tip antenna was minimal.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยความช่วยเหลือ และการสนับสนุนจาก บุคคลหลายๆท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบคุณทุกๆ ท่านดังต่อไปนี้

ขอขอบพระคุณคุณพ่อและคุณแม่ ผู้ซึ่งคอยให้การอบรมสั่งสอน เลี้ยงดู สนับสนุน การศึกษา ตลอดจนให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณ ผศ. ดร. สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น อาจารย์ที่ปรึกษา ผู้ซึ่งให้คำแนะนำต่างๆ รวมทั้งเอื้อเฟื้อเครื่องมือเครื่องใช้ในการทำวิจัย และติดตามเกี่ยวกับงานวิจัยตลอดมา ผู้เขียนรู้สึก ซาบซึ้งในความเมตตาของท่านจึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ อ.พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ ผู้ให้คำปรึกษา และคำแนะนำต่าง ๆ เกี่ยวกับ การทำงานวิจัย

ขอขอบคุณนาย อาเขต บุญทาราม ที่ช่วยให้แนวคิด แก้ปัญหา คำแนะนำ และความ ช่วยเหลือเกี่ยวกับงานวิจัยจนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

มนตรี ไชยชาญยุทธ์

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	3
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	4
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย.....	4
1.5 ขอบเขตการวิจัย.....	4
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	5
บทที่ 2 หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์.....	6
2.1 บทนำ.....	6
2.2 การวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กโตรแม็กเนติก.....	6
2.2.1 สมการแมกซ์เวลล์(Maxwell's Equations).....	7
2.2.2 สมการคลื่นสำหรับตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	7
2.2.3 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา.....	8
2.2.4 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่ไม่มีสูญเสีย.....	10
2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ.....	12
2.2.6 ตัวนำและไดอิเล็กตริก.....	14
2.2.7 การเดินทางของคลื่นในไดอิเล็กตริกที่ดี.....	15
2.2.8 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำ.....	17
2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ.....	17
2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	18
2.3.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา(The Bio-heat Equation).....	19

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
2.3.2 สมการการดูดซับความร้อน.....	20
บทที่ 3 ทฤษฎีของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของโปรแกรม ANSYS.....	21
3.1 บทนำ.....	21
3.2 พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า.....	21
3.3 การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง.....	23
3.4 สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และ อุณหภูมิ.....	24
บทที่ 4 หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง.....	26
4.1 บทนำ.....	26
4.2 หลักการวิเคราะห์.....	26
4.3 สายอากาศแบบ โม โม โพล.....	28
4.4 ซอฟแวร์.....	28
4.5 รูปแบบของแบบจำลอง.....	28
4.6 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา.....	29
4.6.1 เงื่อนไขทางด้านอิเล็กโตรแม็กเนติก.....	29
4.6.2 เงื่อนไขการแก้ปัญหาด้านความร้อน.....	30
4.7 คุณสมบัติของวัสดุ.....	30
4.7.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กโตรแม็กเนติก.....	30
4.7.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	30
4.8 การเมชเอลิเมนต์.....	31
4.8.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119.....	31
4.8.2 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D-SOLID 87.....	31
4.9 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม ANSYS.....	32
4.9.1 รูปแบบของสายอากาศแบบโมโนโพล.....	33
4.9.2 แบบจำลองของดับที่เป็นมะเร็ง.....	35
4.9.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย.....	36
4.9.4 การกำหนดลักษณะการแสดงผล.....	37

สารบัญ(ต่อ)

	หน้า
4.9.5 การเมฆแบบจำลอง.....	38
4.9.6 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	39
4.9.7 การวิเคราะห์ผลการทดลอง.....	39
บทที่ 5 ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	40
5.1 บทนำ.....	40
5.2 ผลการทดลอง.....	40
5.2.1 การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก.....	40
5.2.2 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า.....	42
5.2.3 การกระจายตัวของพลังงานไฟฟ้า.....	44
5.2.4 การกระจายตัวของอุณหภูมิ.....	46
5.2.4.1 อุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งคับของสายอากาศปลายเปิด.....	46
5.2.4.2 อุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งคับของสายอากาศปลายไดอิเล็กตริก....	49
5.2.4.3 อุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งคับของสายอากาศปลายโลหะ.....	52
5.3 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติมของสายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริก.....	55
5.4 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติมของสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ.....	57
5.5 ผลจากการเคลื่อนย้ายตำแหน่งสายอากาศ.....	59
5.6 วิเคราะห์ผลการทดลอง.....	61
บทที่ 6 สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	63
6.1 สรุปผลงานวิจัย.....	63
6.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต.....	64
เอกสารอ้างอิง.....	65
ภาคผนวก ก.	68
ภาคผนวก ข.ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์.....	83
ประวัติผู้เขียน.....	89

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ.....	29
4.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์.....	31
4.2 แสดงคุณสมบัติที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์(ต่อ).....	32
4.3 คุณสมบัติจำเพาะของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน.....	32
4.4 แสดงจำนวนโหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ.....	40
5.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายเปิดทำลายมะเร็งระดับ.....	48
5.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริกทำลายมะเร็งระดับ..	51
5.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายโลหะทำลายมะเร็งระดับ.....	54
5.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบปลายเปิด ปลายไดอิเล็กตริก และปลายโลหะเมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที.....	54
5.5 แสดงปริมาณของรอยแผล ที่เกิดจากสายอากาศแบบปลายเป็นไดอิเล็กตริก(DTM) เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที.....	56
5.6 แสดงปริมาณของรอยแผล ที่เกิดจากสายอากาศแบบปลายโลหะ(MTM) เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที.....	58
5.7 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดขึ้น เมื่อเปลี่ยนระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศจากจุดกลางของมะเร็งระดับออกมา 10 มิลลิเมตร และจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที.....	61

สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	19
4.1 โฟวชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา.....	27
4.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพล.....	28
4.3 แสดงลักษณะของโมเดลที่มีสายอากาศแบบโมโนโพล.....	30
4.4 แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์.....	33
(a) แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย.....	33
(b) แสดงการเมชที่ใช้ในแบบจำลองของสายอากาศทั้ง 3 แบบ.....	33
4.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหาด้วยโปรแกรม ANSYS.....	34
4.6 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพลที่จำลองด้วยโปรแกรม ANSYS.....	35
(a) สายอากาศแบบปลายเปิด(<i>OTM: Open tip Monopole</i>).....	35
(b) สายอากาศแบบปลายเป็นไดอิเล็กตริก(<i>DTM: Dielectric tip Monopole</i>).....	35
4.6 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพลที่จำลองด้วยโปรแกรม ANSYS(ต่อ).....	36
(c) สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ(<i>MTM: Metal tip Monopole</i>).....	36
4.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของดัดที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่.....	37
4.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	38
4.9 บล็อกไดอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย.....	39
4.10 แสดงการกำหนดลักษณะการแสดงผล(การแบ่งแบบจำลอง).....	39
4.11 แสดงลักษณะการเมชแบบจำลอง.....	40
4.12 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา.....	41
5.1 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i>	40
5.2 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i>	41
5.3 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i>	41
5.4 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i>	42
5.5 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i>	43
5.6 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i>	43
5.7 แสดงพลังงานไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i>	44
5.8 แสดงพลังงานไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i>	45

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.9 แสดงพลังงานไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i>	45
5.10 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 50 วินาที.....	46
5.11 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	46
5.12 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	47
5.13 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	47
5.14 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที	49
5.15 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	49
5.16 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	50
5.17 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	50
5.18 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที.....	52
5.19 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที.....	52
5.20 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที.....	53
5.21 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที.....	53
5.22 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> ที่มีขนาดความหนาของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศ 0.3 มิลลิเมตร.....	55

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.23 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> ที่มีขนาดความหนาของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศ 1 มิลลิเมตร.....	56
5.24 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> ที่มีขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 1 มิลลิเมตร.....	57
5.25 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> ที่มีขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 4 มิลลิเมตร.....	58
5.26 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>OTM</i> เมื่อลดระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศออกมา 10 มิลลิเมตร.....	59
5.27 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>DTM</i> เมื่อลดระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศออกมา 10 มิลลิเมตร.....	60
5.28 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อค้ำที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ <i>MTM</i> เมื่อลดระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศออกมา 10 มิลลิเมตร.....	60
ก.1 แสดงหน้าต่างการเข้าใช้งาน โปรแกรม ANSYS.....	69
ก.2 แสดงหน้าต่างใช้งานของ โปรแกรม ANSYS.....	70
ก.3 หน้าต่างแสดงการ <i>Set preferences</i>	71
ก.4 หน้าต่างแสดงการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุ.....	72
ก.5 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับสร้างแบบจำลอง.....	73
ก.6 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับการปฏิบัติการ (<i>Operate</i>).....	73.
ก.7 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับการกำหนดคุณสมบัติให้แบบจำลอง และเมชเอลิเมนต์.....	74
ก.8 หน้าต่างสำหรับการกำหนดชนิดของเอลิเมนต์.....	75
ก.9 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับการวิเคราะห์ปัญหา.....	76
ก.10 แสดงหน้าต่างย่อย <i>New Analysis</i>	77
ก.11 แสดงเมนูย่อยของการ <i>Setting</i>	77
ก.12 แสดงเมนูย่อยของการ <i>Apply</i>	78
ก.13 แสดงหน้าต่าง <i>Harmonic Frequency and Substep Option</i>	78
ก.14 แสดงหน้าต่าง <i>Physics</i>	79
ก.15 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการบันทึกข้อมูล.....	79

สารบัญรูป(ต่อ)

รูปที่	หน้า
ก.16 แสดงหน้าตาที่ใช้ในการดูผลการวิเคราะห์.....	80
ก.17 แสดงหน้าตาที่ใช้ในการดูผลการวิเคราะห์.....	81
ก.18 แสดงหน้าตาที่ใช้ในการดูผลการวิเคราะห์แบบ <i>Contour</i>	81
ก.19 แสดงหน้าตาที่ใช้ในการดูผลการวิเคราะห์ภายในแบบจำลอง.....	82
ก.20 แสดงหน้าตาต่างก่อนออกโปรแกรม.....	82



บทที่ 1

บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมุติฐานของการศึกษา ทฤษฎี หรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และ โครงสร้างของวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมา และความสำคัญของปัญหา

โรคมะเร็งส่งผลให้เกิดการตายของคนทั่วโลกมากกว่า 1 ล้านคนต่อปี โดยเฉพาะมะเร็งที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การรักษา มะเร็งในเนื้อเยื่อตับมีหลายวิธีอย่างเช่น 1. *Alcohol Ablation* เป็นการฉีด แอลกอฮอล์ ร่วมกับความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะทำให้แอลกอฮอล์ร่วมกับเลือดเกิดเป็นลิ่มเลือด ส่งผลทำให้การแพทย์ไม่สามารถทราบตำแหน่งเซลล์มะเร็งที่แน่นอนขณะทำการรักษา 2. *Chemoemtherapy* เป็นเพียงการขยับยั้งเซลล์มะเร็งเท่านั้น ไม่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้ 3. *LiTT (Laser – induced thermotherapy)* วิธีนี้แพทย์ต้องมีความเชี่ยวชาญเป็นอย่างยิ่ง และใช้ต้นทุนในการรักษาสูง 4. *Cryo Surgery* เป็นการใช้น้ำเย็นในการรักษา และต้องมีการผ่าตัดคร่อมด้วย ทำให้เกิดอัตราการติดเชื้อสูง 5. *RFA (Radio Frequency Ablation)* ปัจจุบันได้มีการพัฒนาโดยนำคลื่นวิทยุความถี่สูง(*Radio Frequency*) ซึ่งเป็นอีกวิธีหนึ่งใช้รักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับโดยเรียกวิธีนี้ว่า *HiTT – Hightfrequency induced thermotherapy*[1] ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับทำให้เกิดคลื่นความถี่สูงถึง 375 kHz-500kHz และให้กำลังสูงสุด 60 วัตต์ โดยการรักษากระทำผ่านทางผิวหนังและใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนของปลายเข็ม (*active zone*) จะเกิดความร้อน[2] โดยจะนิ้มน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแผ่กระจายทำลายเซลล์ได้ดียิ่งขึ้น ส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นกับขนาดเซลล์มะเร็งและคุณสมบัติของแพทย์ผู้ทำการรักษา จะรักษามะเร็งได้ในระยะที่ 1 จนถึงระยะที่ 3 ซึ่งถือได้ว่าเป็นระยะที่ค่อนข้างรุนแรงแล้ว การกระทำดังกล่าวจะต้องทำภายใต้เครื่องอัลตราซาวด์เพื่อจะดูตำแหน่งของเซลล์มะเร็งตลอดทำการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษาโรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็มีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็งที่มีขนาดใหญ่จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 องศาเซลเซียส จะส่งผลให้เนื้อเยื่อตับมีความต้านทานสูงมาก ๆ จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อตับได้อีก ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก นอกจากนี้เมื่อก้อนมะเร็งมีลักษณะที่ต่างไปอย่างเช่นในผู้ป่วยบางรายจะตรวจพบก้อนมะเร็งที่มีลักษณะก้อนยาว บางรายก้อนมะเร็งอาจมีลักษณะ

ค่อนข้างกลม การรักษาด้วยการใช้คลื่นความถี่วิทยุยังไม่สามารถกำหนดรูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้

6. ไมโครเวฟ เป็นการแผ่รังสีความร้อน ในปัจจุบันยังไม่เป็นที่พอใจเท่าไรนักเพราะการทำลายเซลล์มะเร็งไม่สมบูรณ์เท่าที่ควร การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่เสียบอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศเข้าไปจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงานซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 องศาเซลเซียส ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อไป[3]

สายอากาศหรือโพรบที่มีการออกแบบทดลองใช้มีลักษณะหลายรูปแบบเช่น สายอากาศแบบโมโนโพล สายอากาศแบบไดโพล สายอากาศแบบเปิดช่อง *Labonte et al.*[4] ได้พิจารณาลักษณะต่าง ๆ ของสายอากาศแบบโมโนโพลหลาย ๆ รูปแบบเพื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเยื่ออุทวิจ สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะจะใช้ได้ดีที่สุด *L. Hamada et al.*[5] ได้ทดลองสายอากาศแบบไดโพลที่มีความถี่ 915 MHz โดยมีความลึกของการสอดแทรกสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อจำลองที่แตกต่างกัน สายอากาศที่นำมาทดลองเป็นสายอากาศแบบไดโพลอย่างง่าย (*Conventional antenna*) และสายอากาศแบบไดโพลประยุกต์ (*New dipole antenna*) สายอากาศแบบ Cap-Choke[6] เป็นสายอากาศที่มีการนำมาจำลองหรือทดลองทั้งที่ความถี่ 2.45 GHz [7] และ 915 MHz [8] สายอากาศแบบ Cap-Choke ทำให้เกิดการกระจายของความร้อนในเนื้อเยื่อได้ โดยไม่มีการสะท้อนกลับของกระแสในสายส่งนอกจากนี้ ผลของความร้อนก็ไม่ขึ้นกับความลึกที่สอดใส่สายอากาศลงไป ในเนื้อเยื่อ สามารถควบคุมตำแหน่งความร้อนซึ่งมันจะเกิดรอบ ๆ บริเวณปลายของสายอากาศ นอกจากนี้แล้ว ยังมีการทดลองวางสายอากาศแบบคู่ซึ่งทำให้ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ทำลายได้มีขนาดใหญ่ขึ้น[7] งานวิจัยทางด้านของการทดลองจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ก็มีอยู่หลายวิธีเช่น การใช้วิธี finite-difference time-domain (FDTD), alternate-direction-implicit finite difference (ADI-FD) สำหรับการแก้สมการความร้อน[9]

Hurter et al [10] ได้ทำการออกแบบ และจำลองด้วยการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์กับสายอากาศแบบไดโพล โดยในการจำลองได้ปรับเปลี่ยนความลึกที่สอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อซึ่งผลปรากฏว่าความลึกในการสอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อมีผลต่อรูปแบบของแผลหรือการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้น

นอกจากนี้เขายังบอกว่าสายอากาศจะมีการถ่ายทอดพลังงานสูงสุดเมื่อสายอากาศมีความยาว L ดังนี้ $L = \lambda_{eff} / 2$ และมีความยาวคลื่นดังสมการที่ 1.1.1

$$\lambda_{eff} = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_{r,tissue}}} \quad (1.1.1)$$

เมื่อ $\epsilon_{r,tissue}$ คือค่าความยินยอมทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ
 f ความถี่ที่ใช้ในระบบ (Hz).

Schaller *et al*[11] ได้พิจารณาสายอากาศแบบ triaxial choked dipole ซึ่งสายอากาศแบบนี้สามารถทำให้เกิดการดูดซับความร้อน(SAR)ได้สูงกว่ากับสายอากาศแบบไดโพล และสายอากาศแบบเปิดช่อง(Slot antenna) SAR จะเกิดขึ้นสูงสุดที่ส่วนเปิดช่องของสายอากาศ และความยาวของ Choke มีค่า $\lambda_{eff} / 4$ ความยาวของ Choke จะช่วยลดผลที่เกี่ยวกับความลึกที่สอดสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อและความลึกในการกระจายค่า SAR

Saito *et al.* [12] ได้ทดลองใช้สายอากาศแบบ coaxial-fed slot สองอันมาทำการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองด้วยวิธี tip-split ทำให้ขนาดเซลล์ที่ถูกทำลายมีขนาดใหญ่ขึ้นเพราะขนาดของเซลล์ที่ถูกทำลายเกิดจากกระแสที่ไหลจากสายอากาศทั้งสองอัน

สำหรับในประเทศไทย คลื่นไมโครเวฟยังไม่มีการใช้จริงยังเป็นลักษณะงานวิจัยมากกว่า การทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟในต่างประเทศ ส่วนใหญ่จะเป็นการวิจัยในลักษณะทดลองกับเนื้อเยื่อจริง แล้วทำการวัดการดูดซับความร้อนในเนื้อเยื่อ ซึ่งผลการทดลองที่ได้ จะไม่สามารถมองเห็นลักษณะคุณสมบัติบางประการ ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อดับตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นได้ เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผล อุณหภูมิที่จุดต่างๆในเนื้อเยื่อ ซึ่งคุณสมบัติที่สำคัญต่างๆ นี้สามารถที่จะเห็นได้จากการใช้แบบจำลองในคอมพิวเตอร์

ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้นำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาศึกษาแบบการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแต่ละแบบ

1.2 ความมุ่งหมาย และวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. เพื่อศึกษาการนำใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ
2. เพื่อศึกษาผลของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้าที่มีต่อการกระจายความร้อน
3. เพื่อเปรียบเทียบลักษณะการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแต่ละแบบ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

การศึกษาการทำลายก้อนมะเร็งในเนื้อเยื่อตับที่ผ่านมาได้มีการศึกษาการกระจายความร้อนเมื่อส่งคลื่นความถี่วิทยุเข้าไปทำลายก้อนมะเร็งซึ่งผลที่ได้ก็แสดงให้เห็นข้อจำกัดทางด้านขนาดของก้อนมะเร็งที่ถูกทำลาย และการกำหนดรูปแบบของการกระจายความร้อน ดังนั้นจึงนำเสนอการศึกษารูปแบบการกระจายความร้อนเมื่อส่งคลื่นความถี่ไมโครเวฟแทนความถี่วิทยุ โดยนำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาใช้ในการแก้ไขปัญหาทางคณิตศาสตร์ ซึ่งวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จะเป็นการแก้ไขปัญหาโดยการสร้างแบบจำลองขึ้น และแบบจำลองจะมีคุณลักษณะเสมือนเนื้อเยื่อตับ โดยอาศัยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ลงในแบบจำลอง พารามิเตอร์จะถูกนำมาใช้ในสมการทางคณิตศาสตร์ เพื่อใช้ในการคำนวณ

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในการวิจัย

การใช้ไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นบนแบบจำลอง จะต้องแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแมกเนติกก่อน หลังจากนั้นก็นำพารามิเตอร์ที่ได้จากการแก้ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์โทรแมกเนติก ซึ่งหมายถึง สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อน การวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแมกเนติกจะเป็นไปตามสมการของ แมกซ์เวลล์ (*Maxwell*) และสมการของเฮล์มโฮลตซ์ (*Helmholtz*) ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อนเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของความร้อน หรืออุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับ จะเป็นไปตาม สมการความร้อนทางชีววิทยา (*Bio-heat Equation*)

1.5 ขอบเขตการวิจัย

ขอบเขตของงานวิจัยจะเป็นการใช้วิธีทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพื่อศึกษาวิเคราะห์รูปแบบการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด (*open tip*) แบบปลายเป็นฉนวน (*dielectric tip*) แบบปลายเป็นโลหะ (*metal tip*) และแบบเปิดช่อง (*Slot*)

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาเป็น 6 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้
 บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐาน แนวคิดของงานวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 กล่าวถึงทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และปัญหาทางด้านความร้อน

บทที่ 3 กล่าวถึงทฤษฎี และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา

บทที่ 4 กล่าวถึงหลักการ และวิธีการ การประมวลผลการทดลองโดยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์, การสร้างแบบจำลอง การกำหนดเงื่อนไขในการคำนวณ การประมวลผล การแสดงลักษณะของผลการจำลอง

บทที่ 5 แสดงถึงผลการทดลองแบบจำลองด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ กระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และการกระจายตัวของความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศแบบปลายเปิด แบบปลายเป็นจนวน แบบปลายเป็นโลหะ

บทที่ 6 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะแนวทางในการดำเนินงานวิจัยต่อไป

บทที่ 2

หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์

2.1 บทนำ

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

2.2 การวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กโทรแมกเนติก

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 การเปลี่ยนด้วยค่า $j\omega$ 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} = ค่าความอินดักชันทางไฟฟ้า

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

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

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

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

แต่

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

ดังนั้น

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

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

สำหรับตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน ϵ มีค่าคงที่

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

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 และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้น โค้งรูปไซน์ 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*) ของเวลาที่เป็นเส้น โค้งรูปไซน์ปรากฏในทุกพจน์ในสมการใด 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 สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปชายนี้นี้ 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

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปชายนี้นี้ สมการคลื่นสำหรับสนามไฟฟ้าในตัวกลางที่ไม่มีการสูญเสียพลังงานมีรูปดังนี้

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

เรียกสมการ (2.2.41) ว่า สมการของเฮล์มโฮลทซ์ ดังนั้นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ ถ้าสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลา สมการคลื่น (2.2.2.6) สามารถเขียนได้ดังนี้

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

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

ในทำนองเดียวกัน สมการคลื่นสำหรับสนามแม่เหล็ก H (2.2.2.7) สามารถเขียนได้ในรูปแบบเดียวกัน ดังนี้

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

สำหรับคลื่นระนาบสม่ำเสมอที่ไม่แปรเปลี่ยนตาม x และ y สมการคลื่น มีรูปแบบดังนี้

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

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

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

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

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

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 หรือพิคัดเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ด้วย

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

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

ถ้า f เป็นความถี่ของคลื่น
 λ เป็นความยาวของคลื่น

จะได้ $v = f\lambda = \frac{\omega}{\beta}$

แต่ $\omega = 2\pi f$

ดังนั้น $v = f\lambda = \frac{2\pi f}{\beta}$

$$\beta = \frac{2\pi}{\lambda} \quad (2.2.4.8)$$

เรียก β ว่า ค่าคงที่ทางเฟส (Phase constant) ของคลื่น

2.2.5 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำ

สำหรับสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ สามารถหาผลเฉลยของสมการคลื่นในตัวกลางที่เป็นตัวนำได้ สมการคลื่น (2.2.4.2) สามารถเขียนในรูปแบบสมการของเฮล์มโฮลทซ์ ได้ดังนี้

$$\nabla^2 E - \gamma^2 E = 0 \quad (2.2.5.1)$$

เมื่อ $\gamma^2 = j\omega\mu\sigma - \omega^2\mu\epsilon = j\omega\mu(\sigma + j\omega\epsilon)$ (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

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

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

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 ค่าคงตัวของคลื่นเฟส 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

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

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

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

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

1 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 3.5×10^8

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 $\sigma/\omega\varepsilon \ll 1$ ดังนั้นจากการใช้ทฤษฎีทไบนอมิเยล (*binomial theorem*)

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

ซึ่งมีเพียงสองพจน์แรกของการขยายไบนอมิเยลเท่านั้น จากสมการ (2.2.5.6) จะได้ α มีค่าดังนี้

$$\alpha \approx \omega \sqrt{\frac{\mu\varepsilon}{2} \left[\left(1 + \frac{\sigma^2}{2\omega^2 \varepsilon^2} \right) - 1 \right]}$$

$$\alpha \approx \frac{\sigma}{2} \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon}} \quad (2.2.7.1)$$

ในทำนองเดียวกัน จากการใช้ทฤษฎีทไบนอมิเยล พจน์สำหรับ β จากสมการ (2.2.5.7) มีค่าดังนี้

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

$$\beta \approx \omega \sqrt{\mu\varepsilon} \sqrt{1 + \frac{\sigma^2}{4\omega^2 \varepsilon^2}}$$

จากการใช้ทฤษฎีทไบนอมิเยลอีกครั้งจะได้

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

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

$$v = \frac{\omega}{\beta} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon} \left[1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right]} = \frac{1}{\sqrt{\mu\varepsilon}} \left[1 + \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right]^{-1}$$

$$v \approx v_0 \left[1 - \frac{\sigma^2}{8\omega^2 \varepsilon^2} \right] \quad (2.2.7.9)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

สำหรับความต้านทานเชิงซ้อนในตัว หรือความต้านทานเชิงซ้อนเฉพาะ Z ของตัวกลางที่เป็นตัวนำบางส่วน ซึ่งมีค่าสภาพนำคงที่ และสนามแปรเปลี่ยนตามเวลา นิพจน์ทั่วไปของ Z มีค่าดังนี้

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

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

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

จะเห็นว่าในตัวนำที่ดี (*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

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

สำหรับสุญญากาศ

$$Z = Z_0$$

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}} = 120 \pi \quad (2.2.7.13)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

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

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

และอิมพีแดนซ์ของเนื้อสาร Z

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\epsilon}} \tag{2.2.8.3}$$

2.2.9 การเดินทางของคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อ

เนื้อเยื่อจัดเป็นตัวกลางที่มีค่าคงที่ประจำตัวกลาง เป็นตัวกลางชนิดกึ่งไดอิเล็กตริกกึ่งตัวนำจากสมการของเฮล์มโฮลทซ์ (Helmholtz) ในฟรีสเปซความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าจะได้ดังสมการที่ 2.2.9.1

$$\nabla^2 E + \omega^2 \mu\epsilon E = 0 \tag{2.2.9.1}$$

ในกรณีที่ตัวกลางมีสภาพการนำไฟฟ้าจำกัดที่ค่าค่าหนึ่ง เช่น คลื่นเดินทางผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อจะได้รับความสัมพันธ์ของสนามไฟฟ้าดังสมการที่ 2.2.9.2

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

และสามารถหาสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อให้คลื่นเดินทางในทิศทาง +z

$$E = E_0 e^{-j\gamma z} \tag{2.2.9.3}$$

เมื่อกำหนดให้ γ มีค่าดังสมการที่ 2.2.9.4

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

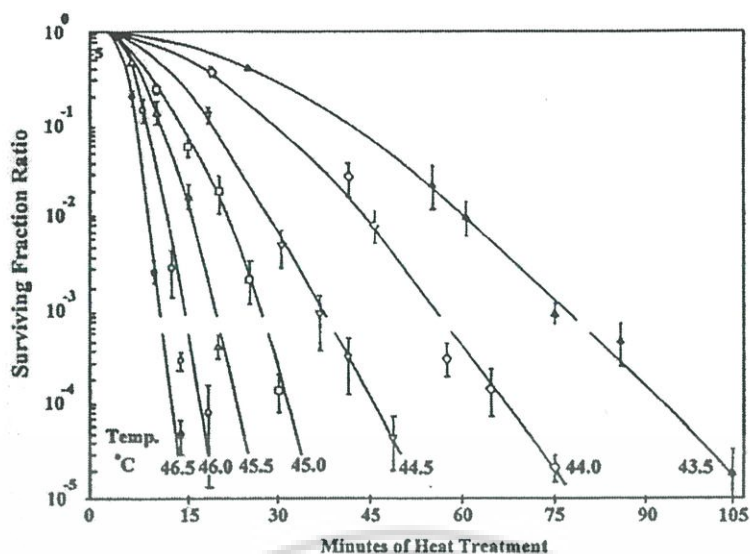
โดยที่ γ = เป็นค่าคงที่ในการเดินทางของคลื่น
 α = Re(γ) สัมประสิทธิ์ในการลดทอนของคลื่น
 β = Im(γ) ค่าคงที่ทางเฟส

สามารถหาสนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นได้ดังสมการที่ 2.2.9.5

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

2.3 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ.บริเวณนั้น สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41–46 องศาเซลเซียส [13-14] เซลล์ที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับอุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็ง ได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า *Hyperthermal cancer therapy* ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 โดยการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าพอใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41–46 องศาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาลำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตาม รูปที่ 2.1 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายจากการให้ความร้อน รูปที่ 2.1 เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็ง ผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงๆ แก่เซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [15]

2.3.1 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bioheat Equation)

ในการวิเคราะห์ช่วงความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน[16-17] ในฉบับแสดงคังสมการที่ 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/m³)

c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะ (J/kg.K)

K = ค่าความนำความร้อน (W/m.K)

J = ค่าความหนาแน่นกระแส (A/m²)

E = ความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

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

2.3.2 สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจาก สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงสู่เนื้อเยื่อตบ จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อตบ[18] 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

ทฤษฎีและวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของโปรแกรม ANSYS

3.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีทางคณิตศาสตร์ของวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปแบบของเมตริกซ์ พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง และสมการความสัมพันธ์กันระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และอนุกรม

3.2 พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

$$\nabla \times \{H\} = \{J\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} = \{J_s\} + \{J_e\} + \{J_v\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} \quad (3.2.1)$$

$$\nabla \times \{E\} = - \left\{ \frac{\partial B}{\partial t} \right\} \quad (3.2.2)$$

$$\nabla \cdot \{B\} = 0 \quad (3.2.3)$$

$$\nabla \cdot \{D\} = \rho \quad (3.2.4)$$

เมื่อ

∇_x = ตัวปฏิบัติการเกร็ด

$\nabla \cdot$ = ตัวปฏิบัติการไดเวอร์เจน

$\{H\}$ = เวกเตอร์ความเข้มของสนามแม่เหล็ก

$\{J\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม

$\{J_s\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของที่แหล่งกำเนิดกระแส

$\{J_e\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสที่เกิดจากการเหนี่ยวนำ

$\{J_{vs}\}$ = เวกเตอร์อัตราความเร็วของความหนาแน่นของกระแส

$\{D\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

t = เวลา

$\{E\}$ = เวกเตอร์ความเข้มของสนามไฟฟ้า

$\{B\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ρ = ความหนาแน่นของประจุไฟฟ้า

สมการที่ 3.2.5 เป็นสมการแสดงการหาค่าของเวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

$$\{B\} = [\mu]\{H\} \quad (3.2.5)$$

เมื่อ

μ = ค่าความซึมซับแม่เหล็ก (Magnetic permeability)

สมการ 3.2.6 แสดงค่าความซึมซับแม่เหล็กในรูปแบบของเมตริกซ์

$$[\mu] = \mu_0 \begin{bmatrix} \mu_{rx} & 0 & 0 \\ 0 & \mu_{ry} & 0 \\ 0 & 0 & \mu_{rz} \end{bmatrix} \quad (3.2.6)$$

เมื่อ

μ_0 = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในสุญญากาศ

μ_{rx} = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในทิศทางแกน x

μ_{ry} = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในทิศทางแกน y

μ_{rz} = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในทิศทางแกน z

สมการที่ 3.2.7 แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม

$$\{J\} = [\sigma][\{E\} + \{V\} \times \{B\}] \quad (3.2.7)$$

และ สมการ 3.2.8 แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า

$$\{D\} = [\epsilon]\{E\} \quad (3.2.8)$$

เมื่อ

$$[\sigma] = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_{zz} \end{bmatrix} = \text{เมตริกซ์ของสภาพการนำไฟฟ้า}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$[\varepsilon] = \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{zz} \end{bmatrix} = \text{เมตริกซ์ของความยินยอมทางไฟฟ้า}$$

$$\{V\} = \begin{Bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{Bmatrix} = \text{เวกเตอร์ความเร็วคลื่น}$$

σ_{xx} = สภาพการนำไฟฟ้ามีหน่วยเป็นS/m

ε_{xx} = ความยินยอมทางไฟฟ้า

3.3 การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง

จากสมการ 3.2.1 และสมการ 3.2.2 เป็นสมการแมกซ์เวลล์ถ้าพิจารณาในกรณีที่มีสัญญาณฮาร์โมนิกโดยเขียนในรูปของ $e^{j\omega t}$ จะได้เวกเตอร์ของสนามไฟฟ้าในรูปของสมการเฮล์มโฮลทซ์ดังสมการที่ 3.3.1

$$\nabla \times \left[\frac{1}{\mu_r} (\nabla \times \vec{E}) \right] - k_0^2 \varepsilon_r \cdot \vec{E} = -j\omega \mu_0 \vec{J}_s \quad (3.3.1)$$

เมื่อ

\vec{E} = เวกเตอร์ของสนามไฟฟ้า

ε_r = ความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์

μ_0 = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในอากาศ

μ_r = ค่าความซึมซับแม่เหล็กสัมพัทธ์

k_0 = จำนวนคลื่น (vacuum wavenumber)

ω = ค่าความถี่เชิงมุม

\vec{J}_s = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสแหล่งกำเนิด

จากสมการ 3.3.1 สามารถหาค่าของสนามไฟฟ้าจะหาได้จากสมการที่ 3.3.2 และหาค่าของสนามแม่เหล็กได้จากสมการที่ 3.3.3

$$\vec{E} = \sum_{i=1}^N \vec{W}_i E_i \quad (3.3.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$\bar{H} = \frac{j}{\omega\mu_0} \mu_r^{-1} \cdot \sum_{i=1}^N \nabla \times \bar{W}_i E_i \quad (3.3.3)$$

เมื่อ

- \bar{E} = เวกเตอร์ของความเข้มของสนามไฟฟ้า
- \bar{H} = เวกเตอร์ความเข้มของสนามแม่เหล็ก
- E_i = สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแต่ละเอลิเมนต์
- \bar{W} = รูปแบบฟังก์ชันเวกเตอร์ของเอลิเมนต์แต่ละแบบ

3.4 สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และ อุณหภูมิ

ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กับความร้อนที่ใช้ในวิธีการทางไฟในเอลิเมนต์มีรูปแบบของสมการทางคณิตศาสตร์แบบเมตริกซ์ซึ่งแสดงดังในสมการที่ 3.4.1

$$\begin{bmatrix} [C] & [0] \\ [0] & [0] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{T}\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K_c] & [0] \\ [0] & [K_v] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{V\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{Q\} \\ \{I\} \end{Bmatrix} \quad (3.4.1)$$

เมื่อ

$$\{Q\} = \{Q^{nd}\} + \{Q^g\} + \{Q^j\} + \{Q^c\}$$

และ

- $[C]$ = เมตริกซ์ของความร้อนจำเพาะ
- $[K_c]$ = เอลิเมนต์ของการนำความร้อน
- $[K_v]$ = เอลิเมนต์ของการนำไฟฟ้า
- $\{T\}$ = เวกเตอร์ของอุณหภูมิที่โหนด
- $\{\dot{T}\}$ = เวกเตอร์การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่โหนดโดยสัมพันธ์กับเวลา
- $\{V\}$ = เวกเตอร์แรงดันที่โหนด
- $\{Q\}$ = ความร้อนรวม
- $\{Q^{nd}\}$ = เวกเตอร์อัตราการไหลของความร้อนที่โหนดนั้นๆ
- $\{Q^g\}$ = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนภายใน
- $\{Q^j\}$ = เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ *Joule heating*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$\{Q^c\}$ = เวกเตอร์การพาความร้อนที่ผิว

$\{I\}$ = โหลดเวกเตอร์อันเนื่องมาจากการไหลของกระแสที่โหนด

จากสมการที่ (3.4.1) เป็นสมการที่มีการใช้ลักษณะการคำนวณของเมตริกซ์ ที่มีความสัมพันธ์รูปแบบของอุณหภูมิ และกระแสไฟฟ้า ฟลักซ์แม่เหล็ก และค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับอุณหภูมิซึ่งจะถูกกำหนดด้วยการนำพาความร้อน (Q), อุณหภูมิ (T), ความร้อนจำเพาะ (C), การนำพาความร้อน (K) และในส่วนของพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับพลังงานไฟฟ้า จะถูกกำหนดด้วยแรงดัน (V), กระแส (I), ในสมการค่าของพารามิเตอร์ Q^j เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ *Joule heat* ดังในสมการที่ 3.4.2

$$Q^j = \text{Re} \left(\frac{1}{2n} \sum_{i=1}^n [\rho] \{J_{ii}\} \cdot \{J_{ii}\}^* \right) \quad (3.4.2)$$

เมื่อ

Q^j = *Joule Heat* ต่อหน่วยปริมาตร

n = จำนวนเอลิเมนต์ที่อินทิเกรต

$[\rho]$ = เมตริกซ์ของสภาพความต้านทาน

Re = จำนวนจริงขององค์ประกอบ

$\{J_{ii}\}$ = ความหนาแน่นของกระแสรวมในแต่ละเอลิเมนต์

$\{J_{ii}\}^*$ = คอนจูเกตของความหนาแน่นของกระแสรวมในแต่ละเอลิเมนต์

บทที่ 4

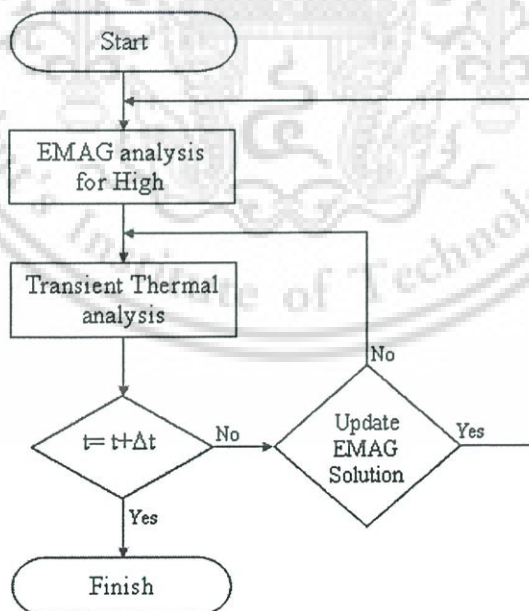
หลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง

4.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการ และวิธีการที่ใช้ในการทดลอง วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ สายอากาศแบบโมนโพล ซอฟแวร์ที่ใช้ในการประมวลผล เงื่อนไขที่ใช้ในการจำลอง คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลอง การเมชเอลิเมนต์ และวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม ANSYS

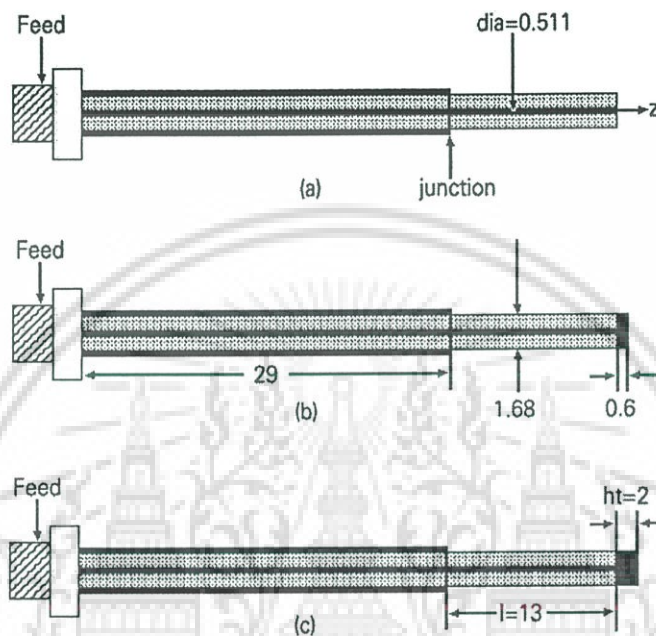
4.2 หลักการวิเคราะห์

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์เป็นการแก้ปัญหาโดยการแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์ ขนาดเล็ก ๆ แล้วใช้สมการดิฟเฟอเรนเชียลมาทำการคำนวณพารามิเตอร์ต่างๆ ในแต่ละโหนดของเอลิเมนต์ สำหรับในงานวิจัยนี้จะเป็นการคิด เปรียบเทียบ และเรียนรู้เกี่ยวกับรูปทรงทางเรขาคณิตของสายอากาศแบบโมนโพล เพื่อใช้ในการฆ่าเซลล์ด้วยไมโครเวฟ โดยใช้โปรแกรม ANSYS มาช่วยในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ซึ่งจะต้องทำการวิเคราะห์ปัญหาสองด้านคือทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และทางด้านความร้อน ซึ่งลำดับของการวิเคราะห์ปัญหาแสดงดังโฟลชาร์ต รูปที่ 4.1



รูปที่ 4.1 โฟลชาร์ตแสดงลำดับในการวิเคราะห์ปัญหา

ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้วิเคราะห์โครงสร้างของสายอากาศแบบโมนโพลโดยทั่วไป ซึ่งได้เปรียบเทียบรูปแบบทางเรขาคณิตของสายอากาศโมนโพล ดังแสดงในรูปที่ 4.2 (1. โมนโพลแบบปลายเปิด (OTM) ซึ่งส่วนปลายของตัวนำจะสัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรง 2. โมนโพลแบบปลายมีฉนวน (DTM) ที่ปลายของสายอากาศโมนโพลจะถูกปิดอย่างสมบูรณ์ด้วยฉนวน 3. โมนโพลที่มีปลายเป็นโลหะ (MTM) ซึ่งจะเพิ่มกระแสไฟฟ้าที่สัมผัสกับเซลล์ หรือเนื้อเยื่อตับ และในตารางที่ 4.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ [4]



รูปที่ 4.2 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมนโพล (หน่วยเป็น (mm))

(a) OTM: สายอากาศแบบปลายเปิด (*Open tip Monopole*)

(b) DTM: สายอากาศแบบปลายปิด (*Dielectric tip Monopole*)

(c) MTM: สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ (*Metal tip Monopole*)

ตารางที่ 4.1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ

Material	Radius R(mm)	Length(mm)
inner conductor	0.2555	42
Dielectric tip	0.84	0.6
Metal tip	0.84	2
Inner dielectric	0.84	29
Antenna	0.84	13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1(ต่อ)

Material	Radius R(mm)	Length(mm)
Outer conductor	1.0795	29
Shaft	1.0795	29
Cancer	20	*
Liver	40	*

* รูปแบบของเนื้อเยื่อมีลักษณะทรงกลมจึงไม่มีความยาว

4.3 สายอากาศแบบโมโนโพล (*Monopole antennas*)

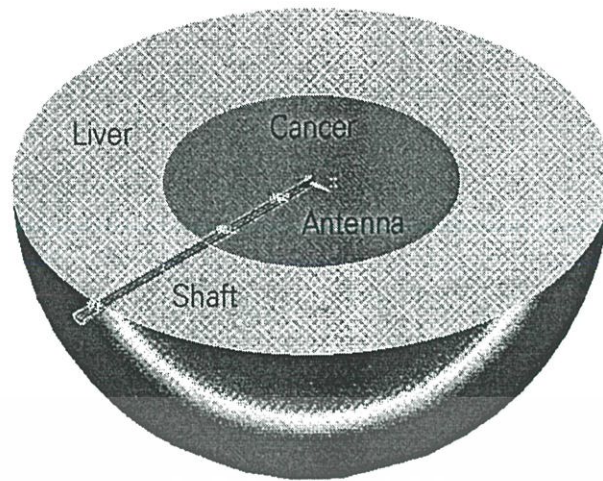
สายอากาศแบบโมโนโพล เป็นสายอากาศแบบพื้นฐาน สามารถทำได้ง่ายโดยการเปิดปลายของสายส่ง หรือสายโคแอกเชียล สายโคแอกเชียลจะประกอบด้วย ตัวนำภายนอก ตัวนำภายใน และไดอิเล็กตริก ซึ่งเป็นตัวแยก หรือกั้นระหว่างตัวนำภายนอก กับตัวนำภายใน คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายระหว่างตัวนำทั้งสอง โดยที่ความเข้มของสนามไฟฟ้าจะขึ้นอยู่กับ ความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายใน กับตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของสนามแม่เหล็กจะขึ้นกับกระแสที่ไหลผ่านตัวนำ ซึ่งการส่งคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสายโคแอกเชียลจะใช้การส่งในโหมด TEM (*Transverse electromagnetic Mode*)[2]

4.4 ซอฟต์แวร์ (*Software*)

ในการแก้ปัญหา และสร้างแบบจำลองต่างๆ โปรแกรมที่ถูกนำมาใช้เรียกว่า ANSYS 5.7 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA) โดยใช้ระบบปฏิบัติการ WINDOWS XP กับคอมพิวเตอร์ อินเทลเพนเทียม IV 2.4 GHz, หน่วยความจำข้อมูล 40 GB และแรม 512 MB

4.5 รูปแบบของแบบจำลอง (*Geometric model*)

แบบจำลองที่ใช้ในการจำลองรูปแบบของเนื้อเยื่อตับ และสายอากาศแสดงดังในรูปที่ 4.3 ซึ่งจะใช้ในการวิเคราะห์และแก้ปัญหาทั้งด้านอิเล็กทรอนิกส์ และปัญหาด้านความร้อน



รูปที่ 4.3 แสดงลักษณะของโมเดลที่มีสายอากาศแบบโมนโพล

4.6 เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหา

4.6.1 เงื่อนไขทางด้านอิเล็กทรอนิกส์[20]

1. โมเดลในการส่งคลื่นเข้าสู่สายโคแอกเซียลกำหนดให้ส่งแบบ TEM ซึ่งในการส่งโหมดนี้ จะมีสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กตั้งฉากกับทิศทางในการเดินทางของคลื่น 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. กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายนอก และตัวนำภายในของสายโคแอกเซียล ให้มีค่าเท่ากับ 50 โวลต์
4. กำหนดอุณหภูมิอ้างอิงของแบบจำลองเนื้อเยื่อตั้งอยู่ที่ 37 องศาเซลเซียส

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.6.2 เงื่อนไขการแก้ปัญหาทางด้านความร้อน

การแก้ปัญหาทางด้านความร้อน จะทำการทดลองต่อเนื่องมาจากการทดลองทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โดยจากการแก้ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โดยอิเล็กทรอนิกส์ จะได้ค่าพารามิเตอร์มาใช้ในการแก้ปัญหาทางด้านความร้อนนั้นคือ ค่าของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และพลังงานความร้อนที่เกิดจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ จากนั้นทำการแก้ปัญหาด้านความร้อนโดยควบคุมเวลาที่ 300 วินาที

4.7 คุณสมบัติของวัสดุ (Material Properties)

4.7.1 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์

คุณสมบัติของวัสดุที่ใช้ในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาทางอิเล็กทรอนิกส์แสดงดังในตารางที่ 4.2 ซึ่งเป็นคุณสมบัติต่าง ๆ ที่ความถี่ 2.45 GHz [21], [22] โดยค่าที่จำเป็นต้องใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาคือ ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก (*Magnetic permeability*) ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า (*permittivity*) และค่าสภาพความต้านทาน (*Resistivity*)

ตารางที่ 4.2 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

4.7.2 ค่าคุณสมบัติของวัสดุที่ใช้วิเคราะห์ปัญหาทางความร้อน

ค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุอุปกรณ์ใน 4 ส่วน ได้แก่ ตัวนำในสายอากาศ ไดอิเล็กตริก ก้อนเซลล์มะเร็งตับ และก้อนเซลล์ปกติ ซึ่งในตารางที่ 3 เป็นค่าคุณสมบัติจำเพาะที่จะถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์ในแบบจำลอง 3 มิติโดยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยได้กล่าวถึงค่าตัวแปรต่างๆ คือ ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3) ค่าความร้อนจำเพาะ ($J/kg.K$) ค่าความนำความร้อน ($W/m.K$) ค่าความนำไฟฟ้าของวัสดุ [S/m] [23],[24]

ตารางที่ 4.3 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	$1 \cdot 10^8$
Tissue	Liver	1060	3600	0.512	1.69
Tissue	Cancer	1060	3600	0.512	1.79
Shaft	Polyurethane	70	1045	0.026	10^{-5}

4.8 การเมชเอลิเมนต์ (Meshing)

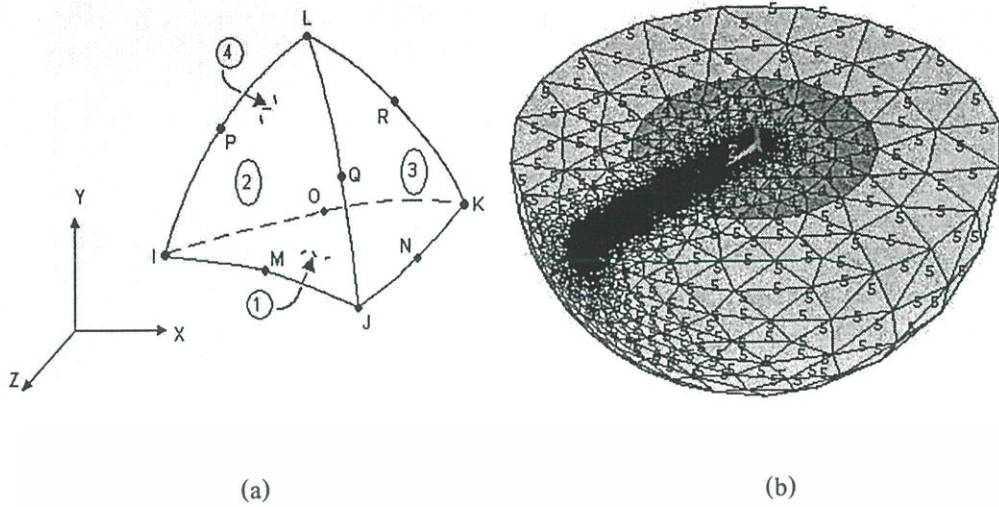
ในการเมชแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็กๆ ได้ใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “3D HF119” (*High-Frequency Tetrahedral Solid*) สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และใช้เอลิเมนต์ที่เรียกว่า “Solid 87” สำหรับใช้ในการวิเคราะห์ทางด้านความร้อน ซึ่งเอลิเมนต์ทั้งสองชนิดจะประกอบด้วย 10 โหนด ลักษณะการเมชแสดงดังในรูปที่ 4.4

4.8.1 รูปแบบของเอลิเมนต์แบบ 3D- HF 119

เอลิเมนต์แบบ 3D-HF 119 ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ที่มีความถี่สูง ซึ่งโครงสร้างของเอลิเมนต์จะประกอบด้วย 4 ด้าน 10 โหนด ดังแสดงในรูปที่ 4.4a 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

4.8.2 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



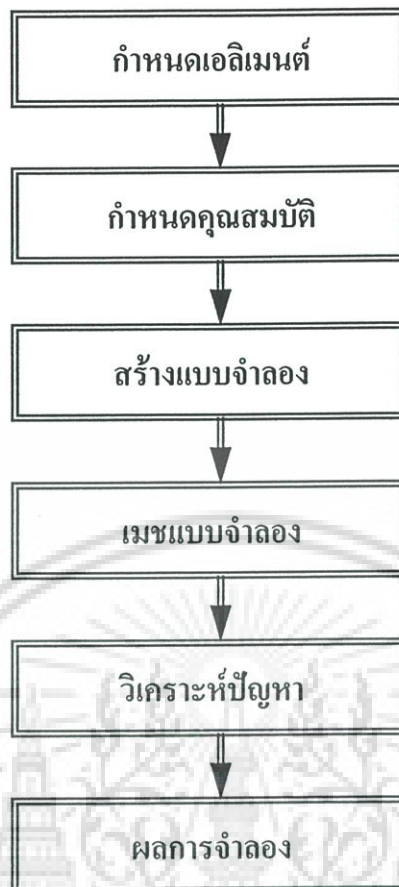
รูปที่ 4.4 (a) แสดงรูปแบบของเอลิเมนต์ที่ใช้ในการวิจัย

(b) แสดงการเมชที่ใช้ในแบบจำลองของสายอากาศทั้ง 4 แบบ

ในการเมชแบบจำลองทั้ง 4 แบบ จะมีจำนวนโหนดและเอลิเมนต์ ดังแสดงในตารางที่ 4.4 ซึ่งจำนวนโหนด และเอลิเมนต์นั้นจะขึ้นอยู่กับลักษณะของการเมช ถ้าหากจำนวนโหนดและเอลิเมนต์มากก็จะทำให้เวลาที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหานั้นค่อนข้างจะนาน ดังนั้นเพื่อช่วยลดเวลาในการจำลองวิเคราะห์ปัญหาจึงต้องมีเทคนิคในการเมช อย่างเช่น ในบริเวณที่ต้องการวิเคราะห์ผลอย่างละเอียดก็ให้เมชเป็นเอลิเมนต์ที่ละเอียดมีขนาดเล็ก และในบริเวณที่ต้องการวิเคราะห์ผลแบบหยาบๆ ให้กำหนดการเมชในลักษณะที่มีเอลิเมนต์ขนาดใหญ่ ดังแสดงในรูปที่ 4.4b

4.9 วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม ANSYS

ในเบื้องต้นของบทที่ 4 ที่ได้กล่าวมานั้น เป็นหลักการ และวิธีการที่จะนำไปใช้ในการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม ANSYS ซึ่งการสร้างแบบจำลองของตัว การวางสายอากาศ และระบบการจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS มีลำดับการดังแสดงในบล็อกไดอะแกรมในหน้าถัดไป

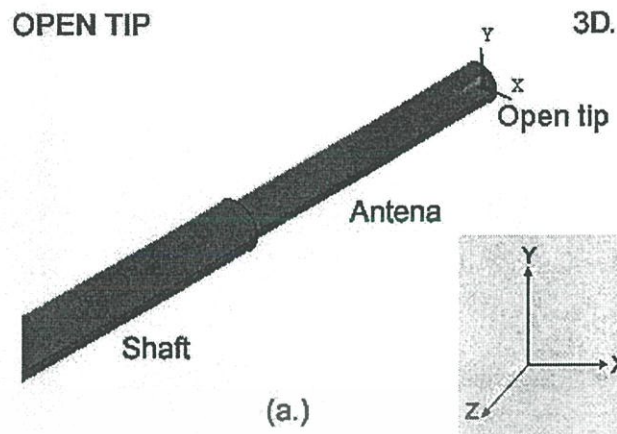


รูปที่ 4.5 แสดงบล็อกไดอะแกรมลำดับการวิเคราะห์ปัญหาด้วยโปรแกรม ANSYS

4.9.1 รูปแบบของสายอากาศแบบโมนโพล

สำหรับการสร้างแบบจำลองด้วยโปรแกรม ANSYS ในขั้นแรกจะต้องทำการสร้างส่วนของสายอากาศ และด้ามจับก่อน โดยส่วนที่เป็นสายอากาศจะประกอบด้วยส่วนของตัวนำภายใน (Inner conductor) และ ไดอิเล็กตริก (Dielectric) สำหรับส่วนของด้ามจับจะประกอบด้วยส่วนประกอบ 3 ส่วน คือ ตัวนำภายใน ไดอิเล็กตริก และส่วนที่เป็นตัวนำภายนอก (Outer conductor) สำหรับส่วนที่เป็นตัวนำภายใน กับไดอิเล็กตริก ของสายอากาศจะเป็นที่ต่อกับตัวนำภายใน กับไดอิเล็กตริกของด้ามจับ

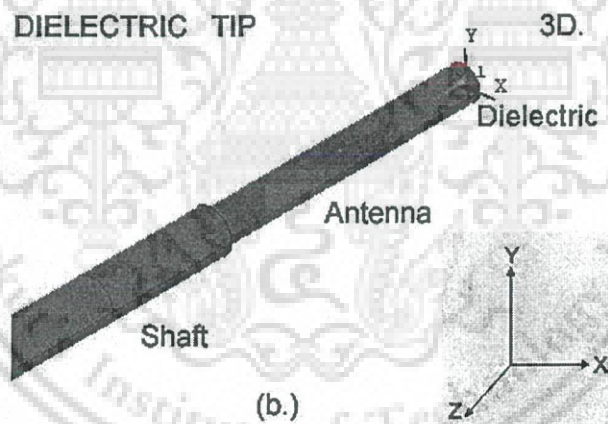
..



รูปที่ 4.6 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพลที่จำลองด้วยโปรแกรม ANSYS

(a) สายอากาศแบบปลายเปิด (OTM: Open tip Monopole)

จากรูปที่ 4.6(a.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายเปิด (OTM) ซึ่งส่วนปลายสายอากาศจะถูกเปิด โดยปล่อยให้ตัวนำภายในของสายอากาศ สัมผัสกับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อที่ใช้จำลองได้โดยตรง

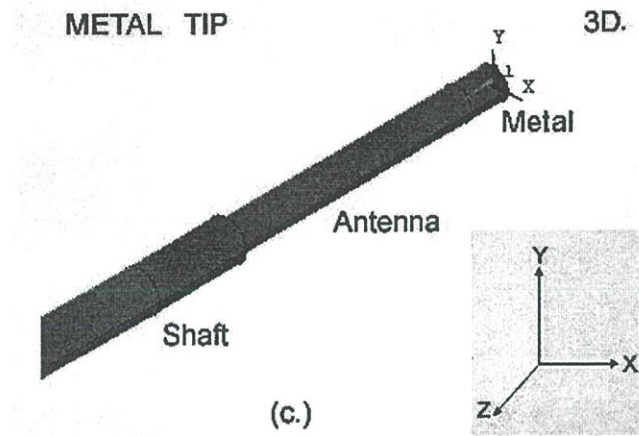


รูปที่ 4.6 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพลที่จำลองด้วยโปรแกรม ANSYS

(b) สายอากาศแบบปลายเป็นฉนวน (DTM: Dielectric tip Monopole)

จากรูปที่ 4.6(b.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายปิดด้วยไดอิเล็กตริกหรือฉนวน (DTM) ที่ส่วนปลายของสายอากาศจะถูกปิดด้วยวัสดุที่มีคุณสมบัติเป็นฉนวน ซึ่งหมายความว่า ตัวนำภายในของสายอากาศจะต่อกับฉนวนที่ปลายของสายอากาศนั่นเอง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



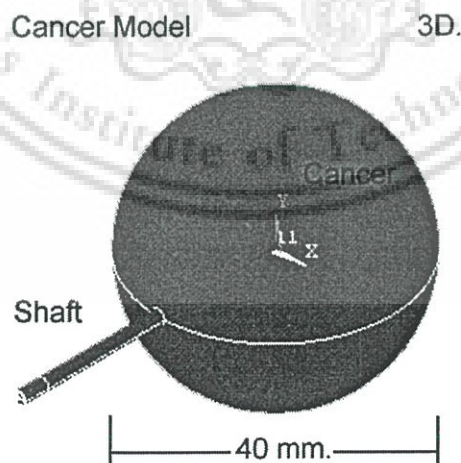
รูปที่ 4.6 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโมโนโพลที่จำลองด้วยโปรแกรม ANSYS(ต่อ)

(c) สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ (MTM: Metal tip Monopole)

จากรูปที่ 4.6(c.) แสดงลักษณะของสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ หรือตัวนำ (MTM) ซึ่งที่ส่วนปลายสายอากาศจะถูกปิดด้วยโลหะ หรือตัวนำ โดยโลหะที่ปลายสายอากาศจะต่อกับตัวนำภายในของสายอากาศ ฉะนั้นจึงเป็นเสมือนตัวนำภายในสายอากาศสัมผัสกับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อที่ใช้จำลองได้โดยตรง

4.9.2 แบบจำลองของตับที่เป็นมะเร็ง

สำหรับการจำลองรูปแบบของตับที่เป็นมะเร็ง จะทำการสร้างแบบจำลองในลักษณะทรงกลมมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 40 มิลลิเมตร โดยกำหนดคุณสมบัติทางอิเล็กทรอนิกส์ และคุณสมบัติทางความร้อนให้แบบจำลอง เพื่อให้แบบจำลองมีคุณสมบัติเป็นเสมือนตับที่เป็นมะเร็ง ลักษณะของแบบจำลองที่จำลองด้วยโปรแกรม ANSYS แสดงดังในรูปที่ 4.7

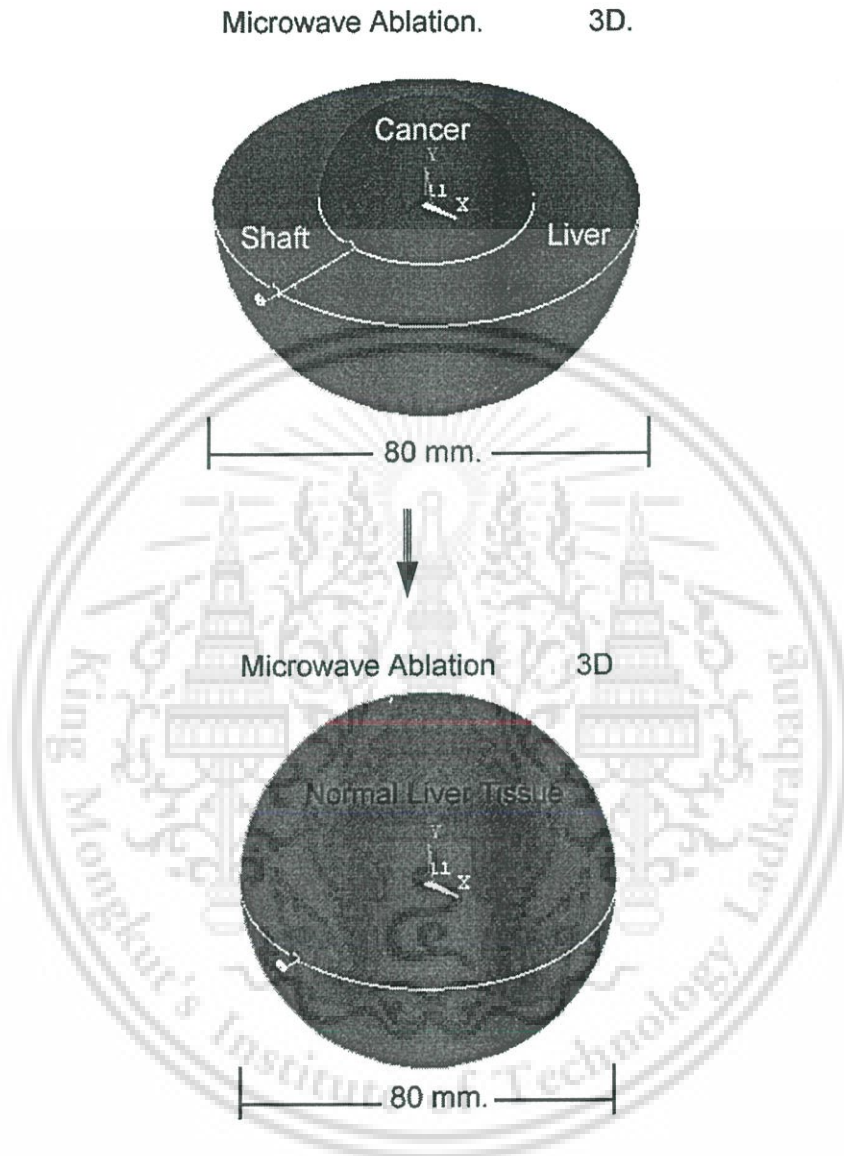


รูปที่ 4.7 แสดงลักษณะแบบจำลองของตับที่เป็นมะเร็งและมีสายอากาศสอดใส่อยู่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.9.3 แบบจำลองของระบบที่ใช้สำหรับการวิจัย

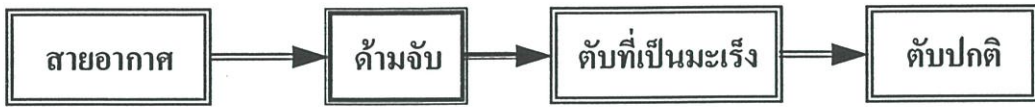
แบบจำลองที่ใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟจะประกอบด้วยส่วนของสายอากาศ ด้ามจับ เนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง และ เนื้อเยื่อตับที่เป็นปกติ ซึ่งแสดงดังในรูปที่ 4.8



รูปที่ 4.8 แสดงลักษณะของแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

จากหัวข้อที่ 4.9.1, 4.9.2 และ 4.9.3 จะกล่าวถึงลักษณะรูปแบบของแบบจำลองที่สร้างด้วยโปรแกรม ANSYS เพื่อใช้ในการวิจัย ซึ่งลำดับขั้นตอนดังแสดงบล็อกไดอะแกรมรูปที่ 4.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.9 บล็อกโคอะแกรมลำดับการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย

4.9.4 การกำหนดลักษณะการแสดงผล

เมื่อทำการสร้างแบบจำลองเรียบร้อยแล้ว ในขั้นตอนถัดไปจะเป็นการแบ่งแบบจำลองออกเป็นส่วนๆ ตามที่ต้องการเพื่อกำหนดลักษณะการแสดงผล ซึ่งจะใช้เพื่อผลลัพธ์ที่ได้ภายในแบบจำลองหลังจากทำการแก้ปัญหา หรือคำนวณเรียบร้อยแล้ว โดยสามารถตัดแบบจำลองออกบางส่วน ตามที่ได้แบ่งไว้ก่อนที่จะทำการคำนวณแบบจำลอง ในการตัดแบ่งแบบจำลองจะใช้ระนาบในการตัด หรือแบ่งแบบจำลอง ซึ่งลักษณะการแบ่งจะแสดงดังในรูปที่ 4.9

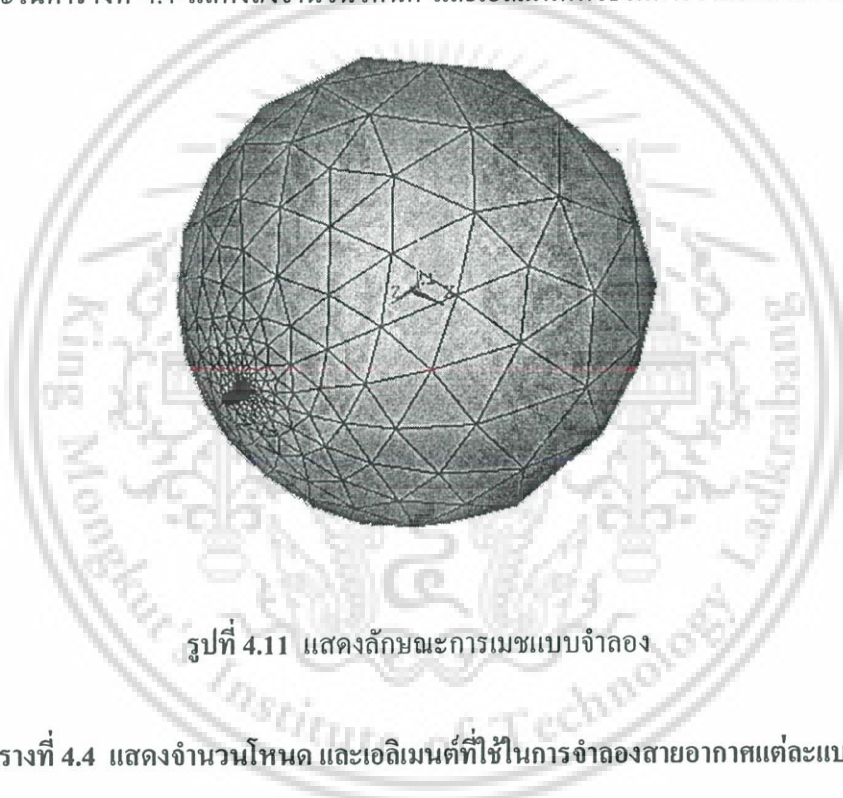


รูปที่ 4.10 แสดงการกำหนดลักษณะการแสดงผล(การแบ่งแบบจำลอง)

หลังจากที่แบ่งแบบจำลองที่จะใช้ในการแสดงผลการจำลองแล้ว ก็จะเป็นขั้นตอนของการแยกแบบจำลองแต่ละส่วนออกจากกัน หรือเป็นการทำให้แบบจำลองที่เราสร้างขึ้น ซึ่งอาจจะมีโครงสร้างที่ทับกัน ให้แยกออกจากกันอย่างอิสระ และสามารถกำหนดค่าขอบเขตในส่วนต่างๆได้อย่างถูกต้อง ต่อมาก็กำหนดค่าคุณสมบัติของวัสดุให้กับแบบจำลอง เพื่อให้แบบจำลองเป็นเสมือนกับวัสดุที่ใช้งานจริง

4.9.5 การเมชแบบจำลอง

ในการเมชแบบจำลอง หรือแบ่งแบบจำลองออกเป็นเอลิเมนต์เล็ก ๆ จะเมชในลักษณะที่ไม่มีรูปแบบ หรือขนาดตายตัวแต่ละเมชในส่วนที่อยู่ใกล้ ๆ สายอากาศจะเมชแบบละเอียด แต่ที่บริเวณเนื้อเชื่อมต่อบทจะเมชในลักษณะที่ค่อนข้างหยาบ หรือเอลิเมนต์มีขนาดใหญ่ ทั้งนี้เพราะถ้าเมชแบบละเอียดเท่ากันหมดจะทำให้มีจำนวน โหนดและเอลิเมนต์ที่มากทำให้ใช้เวลาในการคำนวณค่อนข้างนาน แต่ถ้าเมชในลักษณะหยาบเหมือนกันทั้งหมด ก็จะทำให้ผลที่ได้จากการคำนวณมีค่าความผิดพลาดมากไปด้วย ถึงแม้ว่าใช้เวลาน้อยกว่าก็ตาม ฉะนั้นการเมชที่ใช้ในงานวิจัยนี้จึงเป็นการเมชแบบผสม คือ พิจารณาตามลำดับความสำคัญ ส่วนที่ต้องการความถูกต้องสูงก็ทำการเมชแบบละเอียด กำหนดให้มีการเมชเอลิเมนต์ขนาดเล็ก ส่วนที่พิจารณาแล้วว่าขนาดเอลิเมนต์ไม่มีผลต่อการคำนวณ หรือว่ามีผลน้อยก็ทำการเมชแบบหยาบ ซึ่งลักษณะการเมชแบบจำลองในงานวิจัยนี้แสดงดังในรูปที่ 4.8 และในตารางที่ 4.4 แสดงถึงจำนวน โหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ



รูปที่ 4.11 แสดงลักษณะการเมชแบบจำลอง

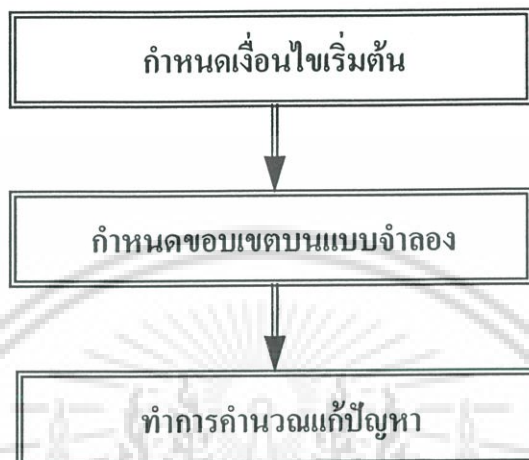
ตารางที่ 4.4 แสดงจำนวนโหนด และเอลิเมนต์ที่ใช้ในการจำลองสายอากาศแต่ละแบบ

Type Antenna	Node	Elements
OTM	135976	101214
DTM	137000	101938
MTM	141194	104981
SLOT	170592	127022

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.9.6 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

จากหัวข้อที่ 4.9.1 ถึง 4.9.5 จะเป็นการจัดการกับแบบจำลองที่ใช้ในการวิจัย โดยการจัดการแบบจำลองทั้งหมดก่อนที่จะเข้าสู่กระบวนการวิเคราะห์ และแก้ปัญหา ซึ่งมีขั้นตอนที่เกี่ยวข้องหลัก ๆ คือ การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขโดยการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขจะประกอบด้วย



รูปที่ 4.12 แสดงแผนภาพการคำนวณวิเคราะห์ปัญหา

ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น(ได้กล่าวไว้ในหัวข้อที่ 4.6) จะเป็นการกำหนดสถานะแวดล้อมรอบนอกของแบบจำลอง อย่างเช่น กำหนดค่าอุณหภูมิอ้างอิง สนามไฟฟ้าที่ผิวรอบนอกของแบบจำลอง กำหนดรูปแบบของการวิเคราะห์ ต่อจากการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเริ่มต้น จะเป็นการกำหนดเงื่อนไขที่แบบจำลอง ตัวอย่างเช่น การกำหนดค่าแรงดันบนแบบจำลอง เพื่อใช้ในการคำนวณ กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำ ในกรณีที่เป็นการวิเคราะห์แก้ปัญหาแบบต่อเนื่องอาจจะเป็นการอ่านไฟล์ข้อมูล ที่บันทึกค่าพารามิเตอร์ไว้มาใช้ในการวิเคราะห์ หลังจากกำหนดขอบเขตเงื่อนไขบนแบบจำลองเรียบร้อยแล้ว ก็ทำการวิเคราะห์ปัญหา

4.9.7 การวิเคราะห์ผลการทดลอง

หลังจากที่ทำการวิเคราะห์ปัญหาเรียบร้อยแล้ว ก็จะเป็นการพิจารณาผลที่ได้จากการจำลอง โดยการพิจารณาผลมีหลายรูปแบบ อย่างเช่น ในลักษณะของกราฟ การพิจารณาผลที่เกิดขึ้นภายใน ด้วยวิธีการตัดแบบจำลองออกเป็น ส่วน ๆ ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองจะบอกได้ว่าในบทถัดไป

บทที่ 5

ผลการทดลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์

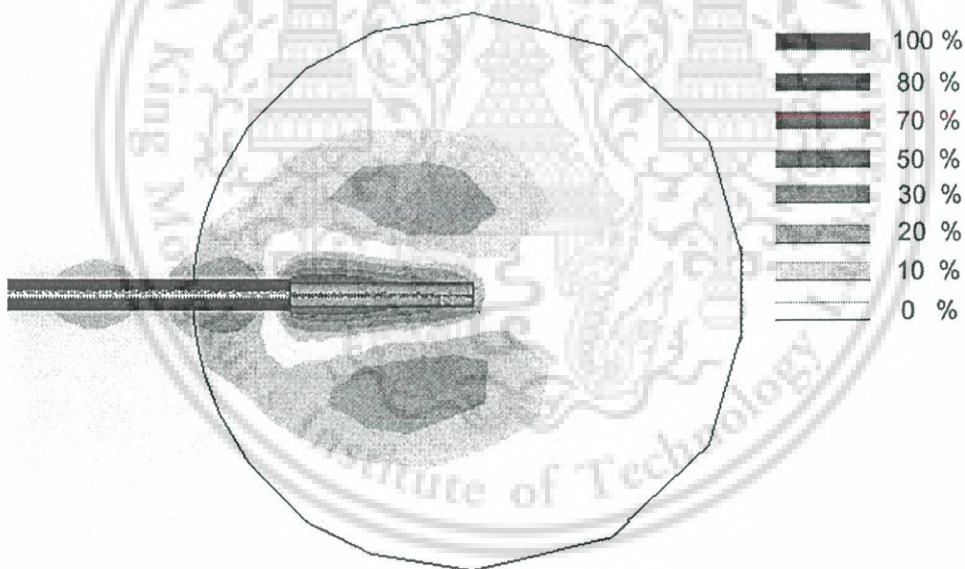
5.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลที่ได้รับจากการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม ANSYS ซึ่งพารามิเตอร์ที่นำมาพิจารณาคือ สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า พลังงานไฟฟ้า และการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ

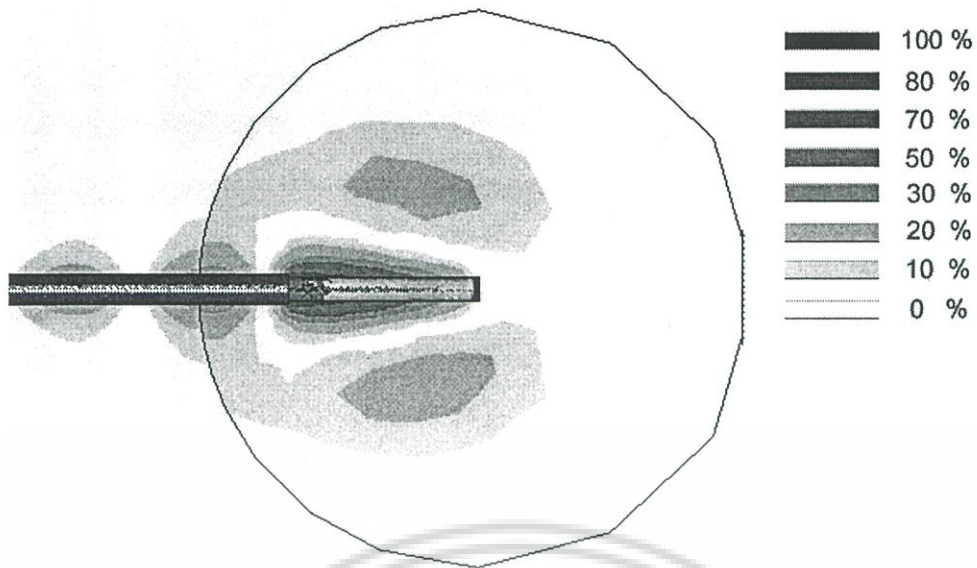
5.2 ผลการทดลอง

5.2.1 การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก (*Magnetic field distribution*)

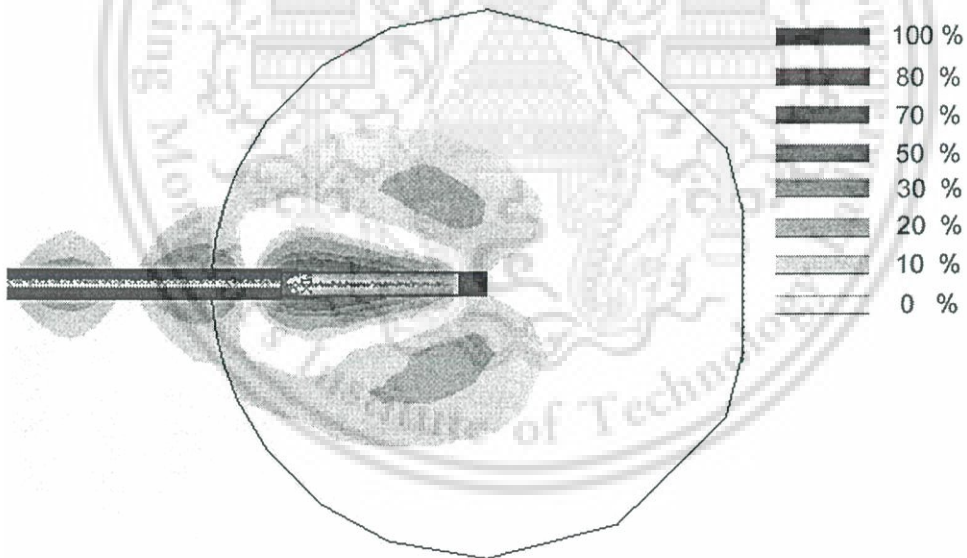
จากการทดลองจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ไปในแบบจำลองที่เป็นเสมือนเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง ซึ่งผลการกระจายตัวของความเข้มของสนามแม่เหล็กของสายอากาศทั้งสามแบบแสดงดังในรูปที่ 5.1-5.3



รูปที่ 5.1 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM ซึ่งการกระจายตัวของ สนามแม่เหล็กจะมีลักษณะกว้างมีการกระจายที่ปลายเล็กน้อย



รูปที่ 5.2 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM ซึ่งการกระจายของสนามแม่เหล็กจะมีลักษณะคล้าย OTM แต่ไม่มีการกระจายที่ปลายของสายอากาศ



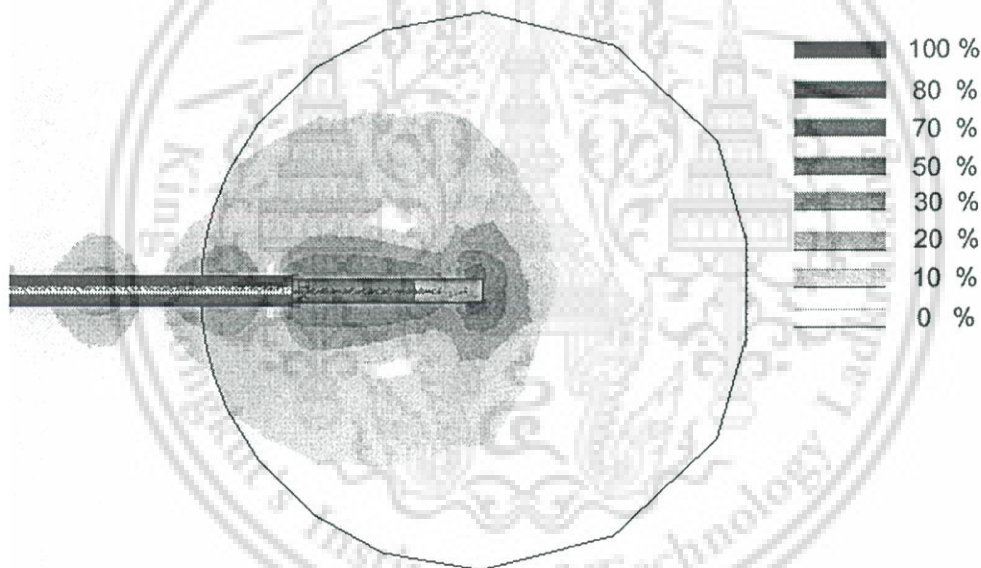
รูปที่ 5.3 แสดงสนามแม่เหล็กที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM การกระจายของสนามแม่เหล็กจะมีลักษณะแคบกว่าสายอากาศแบบ OTM และ DTM แต่มีการกระจายออกจากปลายสายอากาศอย่างต่อเนื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

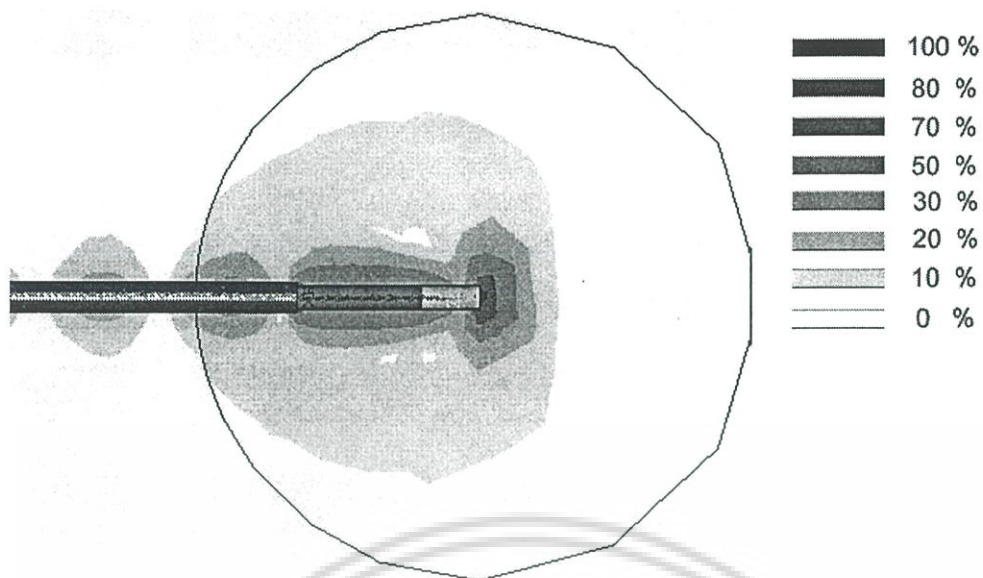
จากรูปที่ 5.1-5.3 เป็นการแสดงลักษณะการกระจายของสนามแม่เหล็กในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศโมโนโพลแบบต่าง ๆ จะเห็นว่า การกระจายตัวของความเข้มสนามแม่เหล็กทั้งสามแบบจะมีลักษณะที่คล้ายคลึงกัน แต่จะแตกต่างกันที่ส่วนปลายของสายอากาศ สายอากาศแบบ OTM กับ MTM จะมีการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กเกิดขึ้นที่ปลายของสายอากาศ แต่สายอากาศแบบ MTM จะมีการกระจายอย่างต่อเนื่องมากกว่าแบบ OTM ซึ่งสายอากาศแบบ OTM จะมีสนามแม่เหล็กที่ปลายเพียงเล็กน้อยแต่ไม่ต่อเนื่องเหมือนกับ MTM หรือไม่มีการกระจายกว้างอย่างต่อเนื่องออกจากปลายสายอากาศ ส่วนสายอากาศแบบ DTM จะไม่มีการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กที่ปลายสายอากาศ แต่ก็มี การกระจายมากที่จุดใกล้รอยต่อระหว่างสายอากาศกับด้ามจับ

5.2.2 การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า (Electric field distribution)

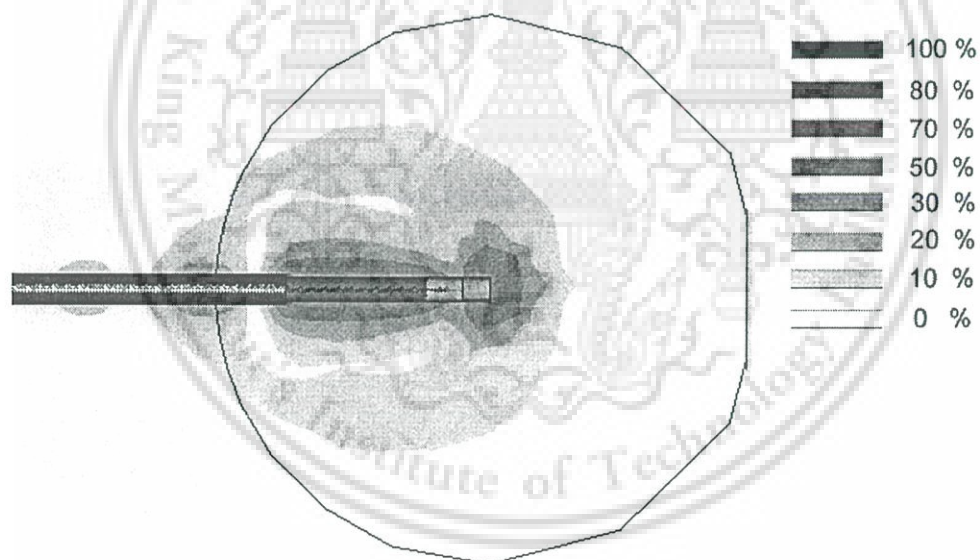
ผลการกระจายตัวของความเข้มสนามไฟฟ้าของสายอากาศทั้งสามแบบแสดงได้แสดงดังในรูปที่ 5.4- 5.6



รูปที่ 5.4 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM ซึ่งมีความต่อเนื่องในการกระจายของสนามไฟฟ้ามากที่สุด แต่ทั้งนี้ก็มี การกระจายตัวที่ด้ามจับ (Shaft) เช่นกัน



รูปที่ 5.5 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อฉนวนที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* มีลักษณะการกระจายของสนามไฟฟ้าคล้ายกับสายอากาศแบบ *OTM*



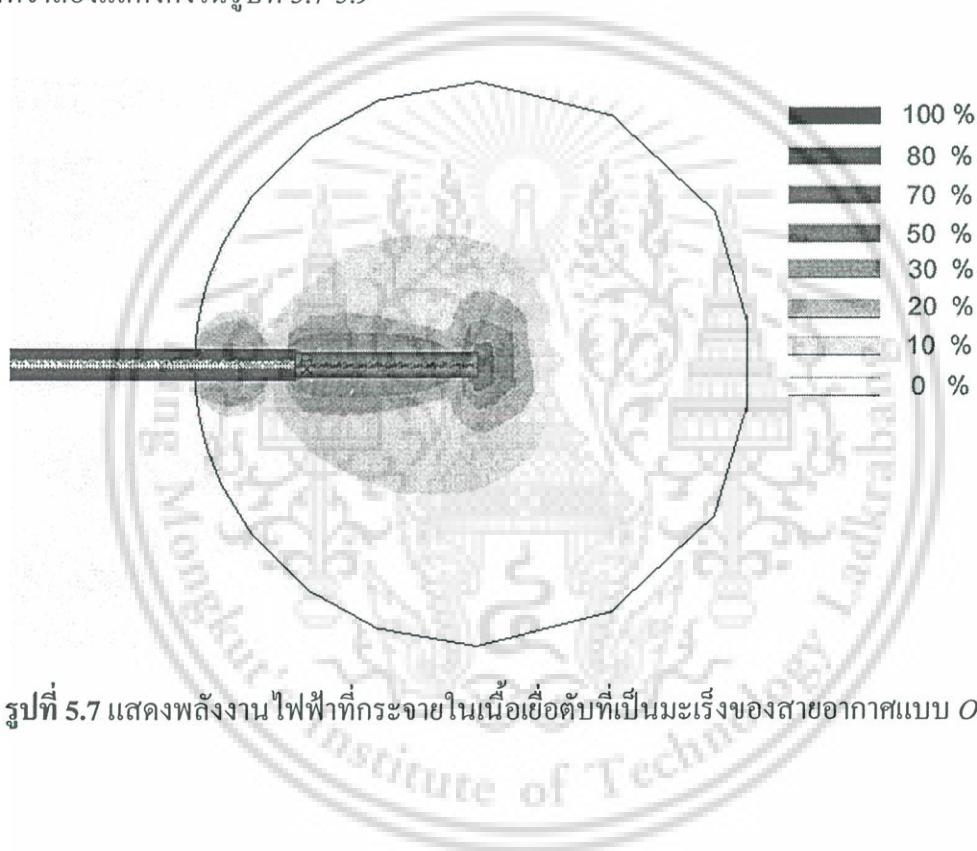
รูปที่ 5.6 แสดงสนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อฉนวนที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* ซึ่งสนามไฟฟ้าขาดความต่อเนื่องที่ใกล้รอยต่อของสายอากาศกับท่อส่ง แต่เกิดการกระจายที่ค้ำจับ (*shaft*) น้อยที่สุด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

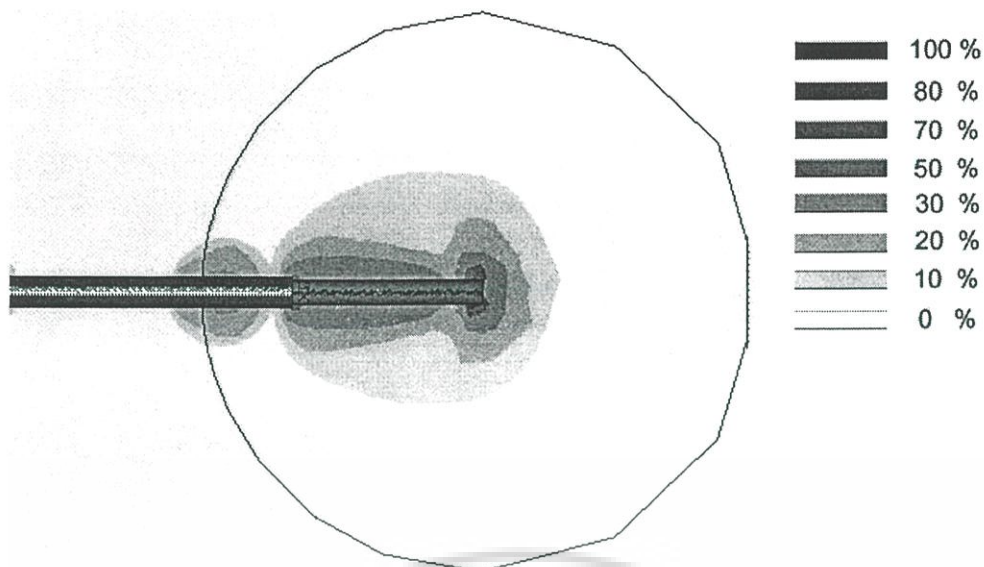
จากรูปที่ 5.4-5.6 แสดงให้เห็นการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแต่ละแบบ ซึ่งลักษณะการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าจะมีลักษณะคล้าย ๆ กัน โดยจะมีความเข้มของสนามไฟฟ้ากระจายสูงบริเวณปลายของสายอากาศ

5.2.3 การกระจายตัวของพลังงานไฟฟ้า

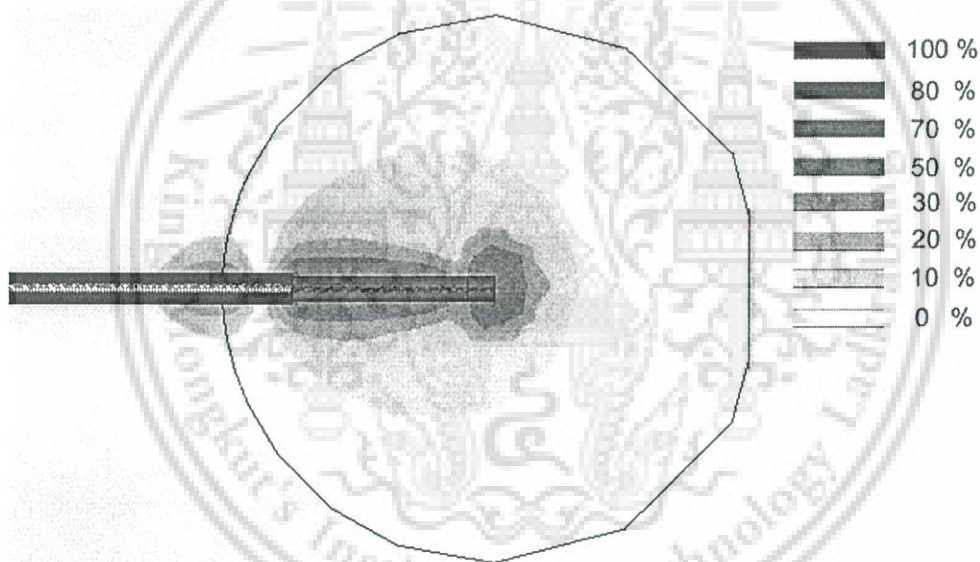
เมื่อกลื่นเดินทางผ่านตัวกลางซึ่งในที่นี้ก็คือเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อกลื่นเดินทางผ่านเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งก็จะมี การแพร่กระจายของคลื่นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง และสูญเสียพลังงานลงในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง เพราะเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งจะมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งพลังงานที่สูญเสียไปในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งนี้จะกลายเป็นพลังงานความร้อน ซึ่งพลังงานที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งที่จำลองแสดงดังในรูปที่ 5.7-5.9



รูปที่ 5.7 แสดงพลังงานไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM



รูปที่ 5.8 แสดงพลังงานไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อฉนวนที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM



รูปที่ 5.9 แสดงพลังงานไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อฉนวนที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ MTM

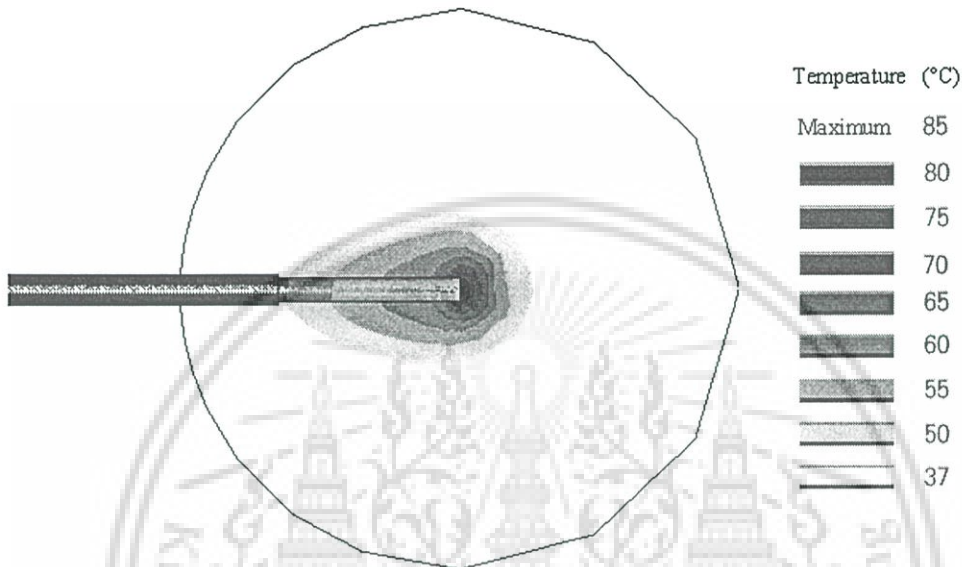
จากรูปที่ 5.7-5.9 แสดงพลังงานไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อฉนวนที่เป็นมะเร็งซึ่งจะเห็นว่าสายอากาศทั้งสามแบบมีลักษณะการกระจายตัวของพลังงานไฟฟ้าที่คล้าย ๆ กัน โดยจะมีพลังงานไฟฟ้าสูง ที่บริเวณปลายสายอากาศ ทั้งนี้เมื่อนำมาเปรียบเทียบกับกรกระจายตัวของสนามไฟฟ้า ก็จะมีรูปแบบคล้าย ๆ กัน แต่จะแตกต่างกันที่ความกว้างของการกระจายตัวทั้งนี้ขึ้นอยู่กับข้อกำหนดสเกลของการพล็อต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

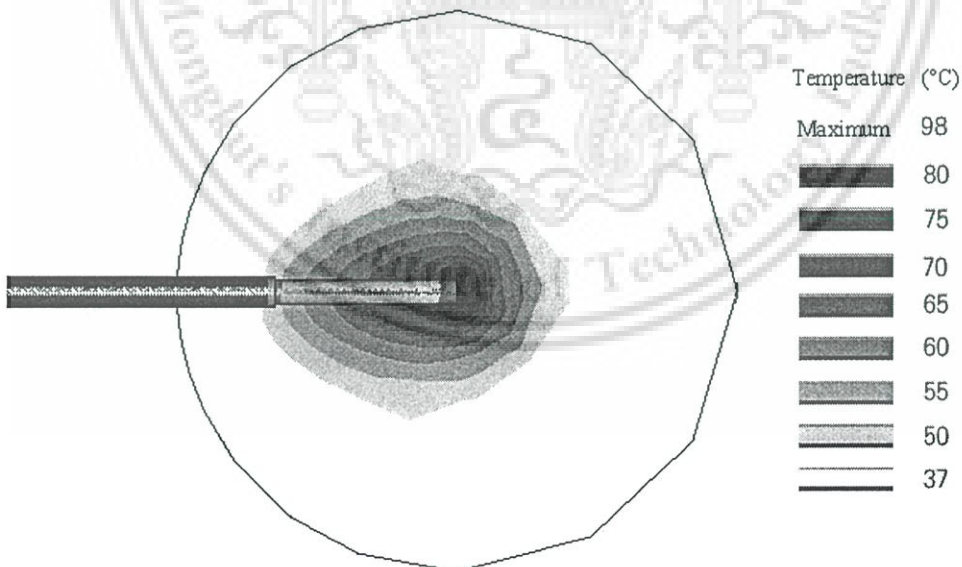
5.2.4 การกระจายตัวของอุณหภูมิ (Temperature distribution)

สำหรับการวิเคราะห์การกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในดับที่เป็นมะเร็ง ได้ทำการทดลองส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปในดับ เป็นระยะเวลาที่แตกต่างกัน คือ ที่เวลา 50 วินาที 100 วินาที 200 วินาที และที่ 300 วินาที

5.2.4.1 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งดับของสายอากาศแบบ OTM

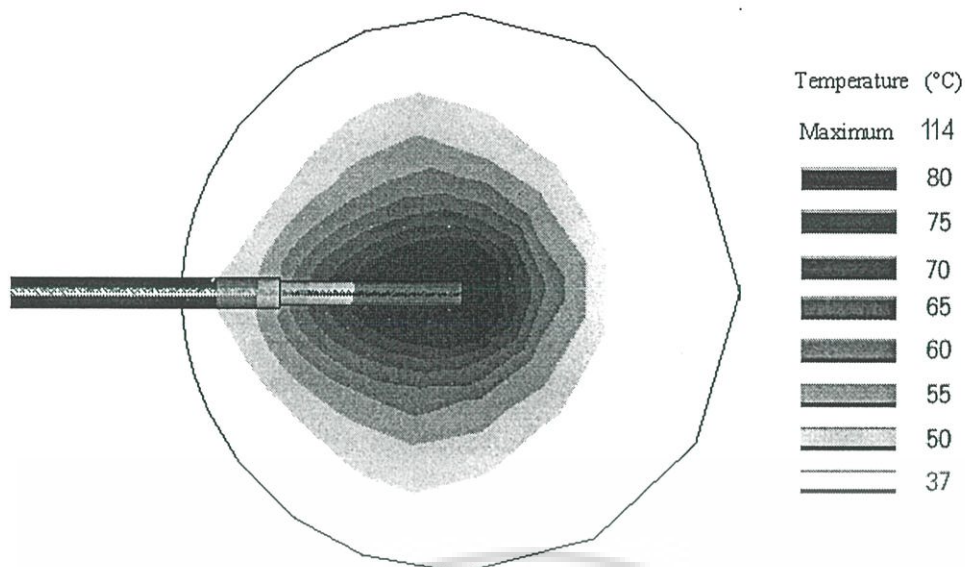


รูปที่ 5.10 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 50 วินาที

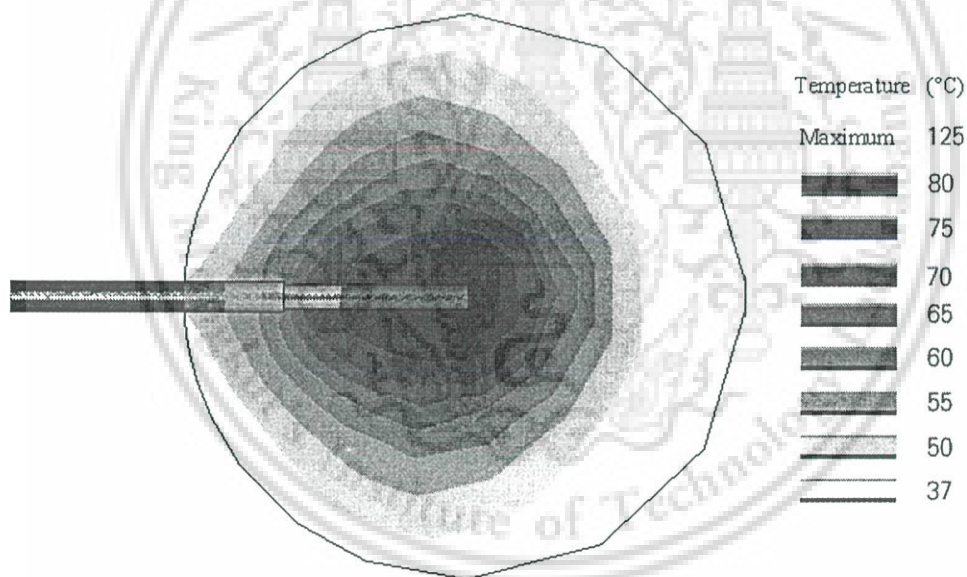


รูปที่ 5.11 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อดับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 100 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.12 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที



รูปที่ 5.13 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM หลังจากที่ได้ทำการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

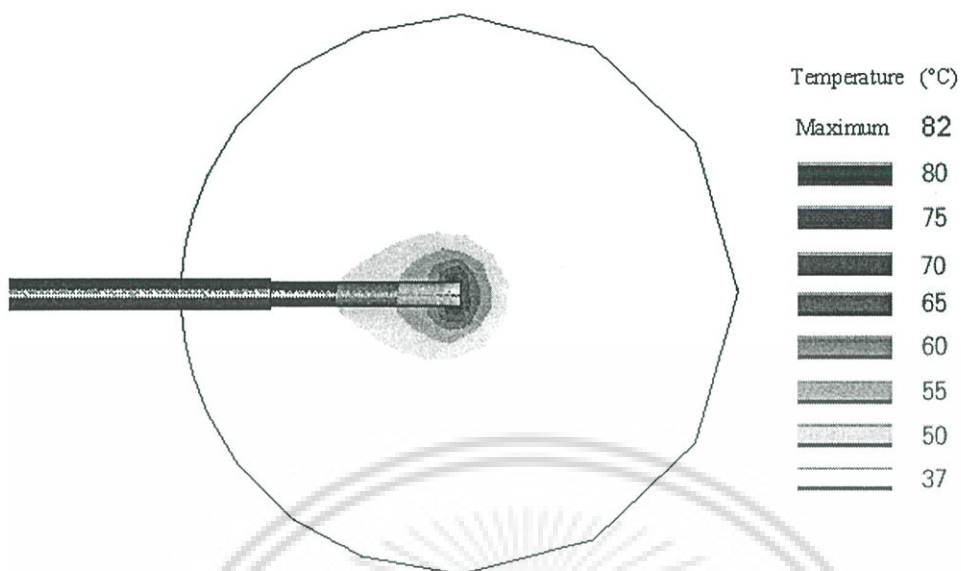
จากผลการทดลองในรูปที่ 5.10-5.13 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ OTM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งตับเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 85 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตับก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 98 องศาเซลเซียส ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 114 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 125 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 5.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM ทำลายมะเร็งตับ

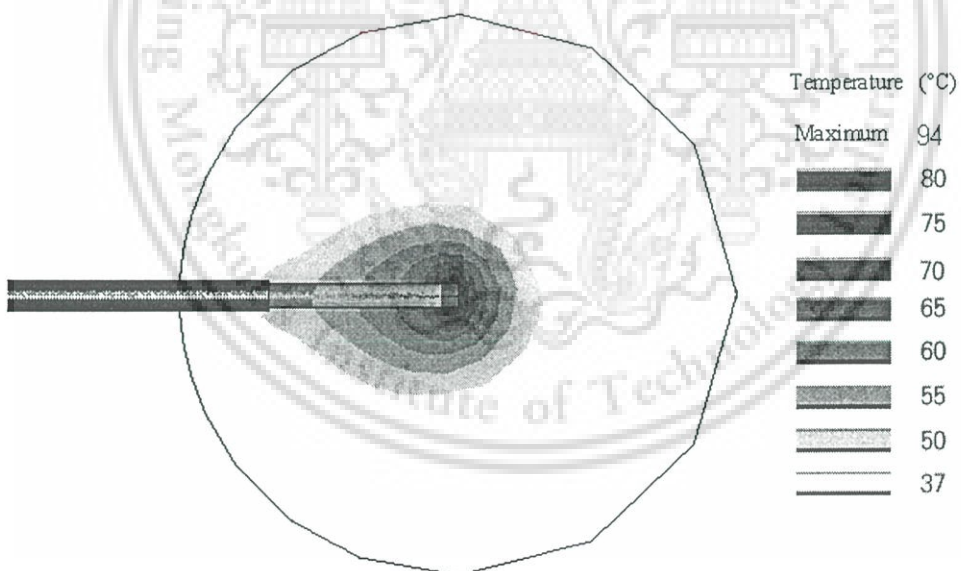
Time(s)	ปริมาณของแผล(cm ³)	ปริมาณของมะเร็ง(cm ³)	ปริมาณทั้งหมดของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของตับที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
50	0.85	34	267.48	2.5	0.32
100	2.61	34	267.48	7.68	0.98
200	9.12	34	267.48	26.82	3.41
300	16.23	34	267.48	47.73	5.98

จากตารางที่ 5.1 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM ในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับ ปริมาณของมะเร็งตับที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับเวลา 50 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายแค่ 0.85 ลูกบาศก์เซนติเมตร และเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาณของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 16.23 ลูกบาศก์เซนติเมตร

5.2.4.2 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบ *DTM*

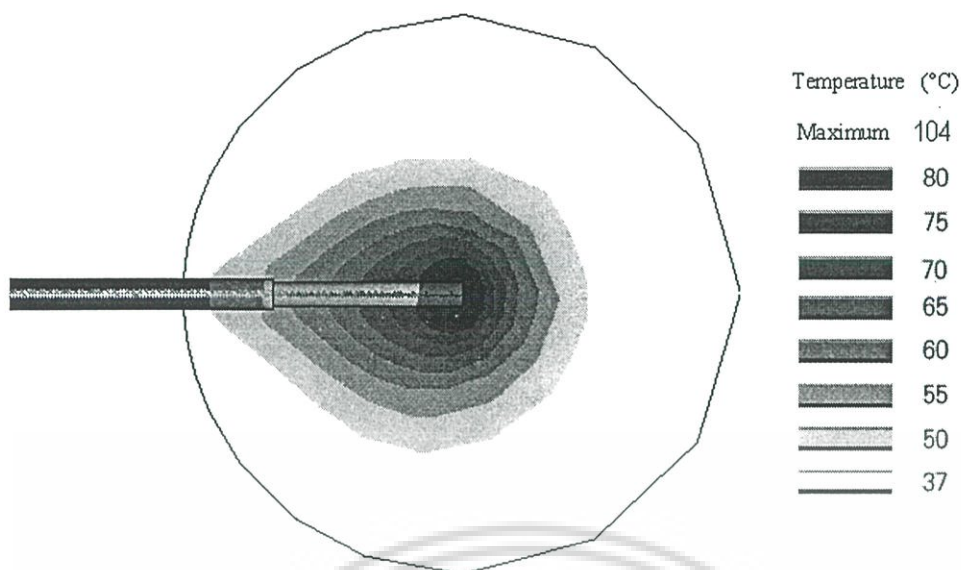


รูปที่ 5.14 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที

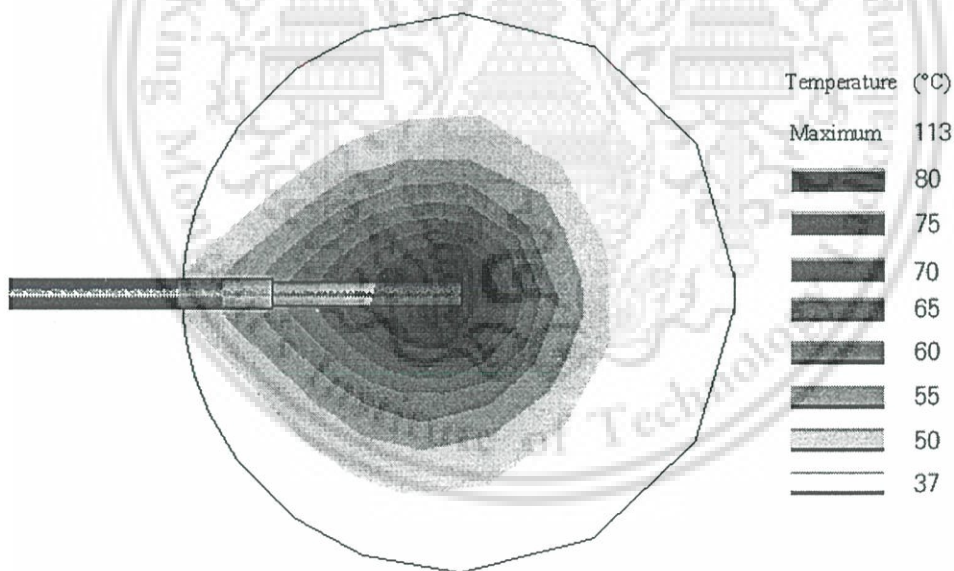


รูปที่ 5.15 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.16 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟ เป็นระยะเวลา 200 วินาที



รูปที่ 5.17 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

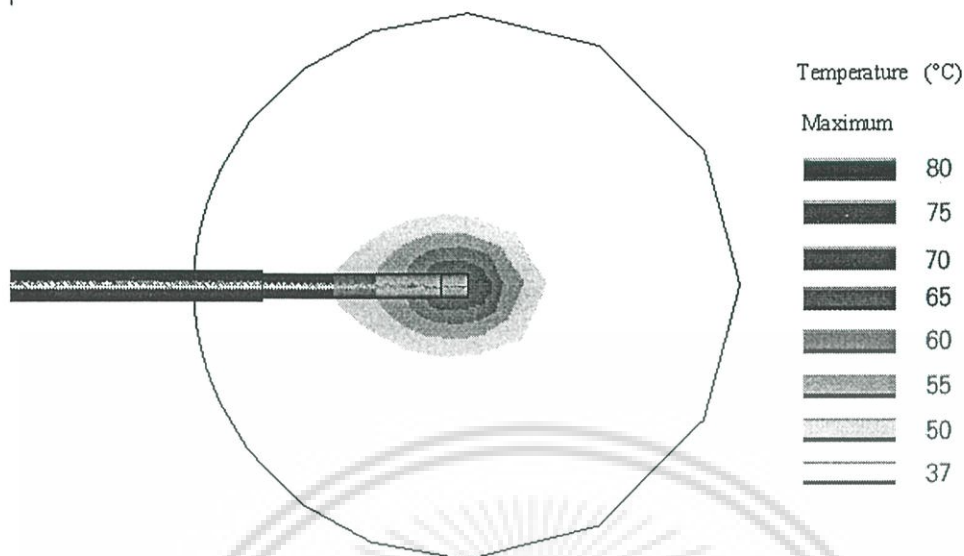
จากผลการทดลองในรูปที่ 5.14-5.17 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ OTM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งตับเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 82 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งตับก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 94 องศาเซลเซียส ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 104 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 113 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 5.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ DTM ทำลายมะเร็งตับ

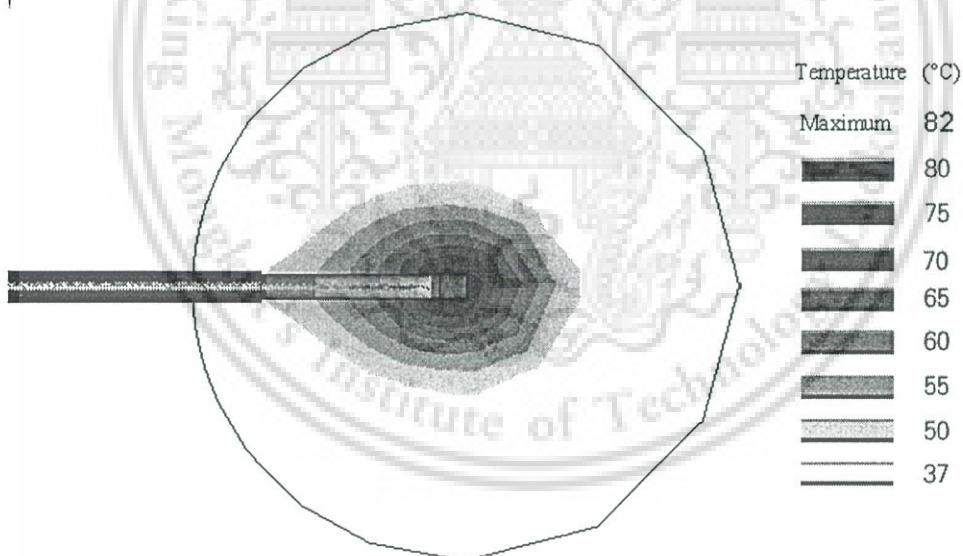
Time(s)	ปริมาตร ของแผล(cm ³)	ปริมาตรของ มะเร็ง	ปริมาตรทั้งหมด ของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของตับที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
50	0.46	34	267.45	1.35	0.17
100	1.73	34	267.45	5.09	0.65
200	6.80	34	267.45	20.0	2.54
300	13.00	34	267.45	38.24	4.86

จากตารางที่ 5.2 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ DTM ในการทำลายมะเร็งตับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับ ปริมาตรของมะเร็งตับที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับเวลา 50 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายเพียงแค่ 0.46 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น แต่เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตับต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 13.00 ลูกบาศก์เซนติเมตร

5.2.4.3 ผลการทดลองอุณหภูมิที่กระจายในมะเร็งระดับของสายอากาศแบบ *MTM*

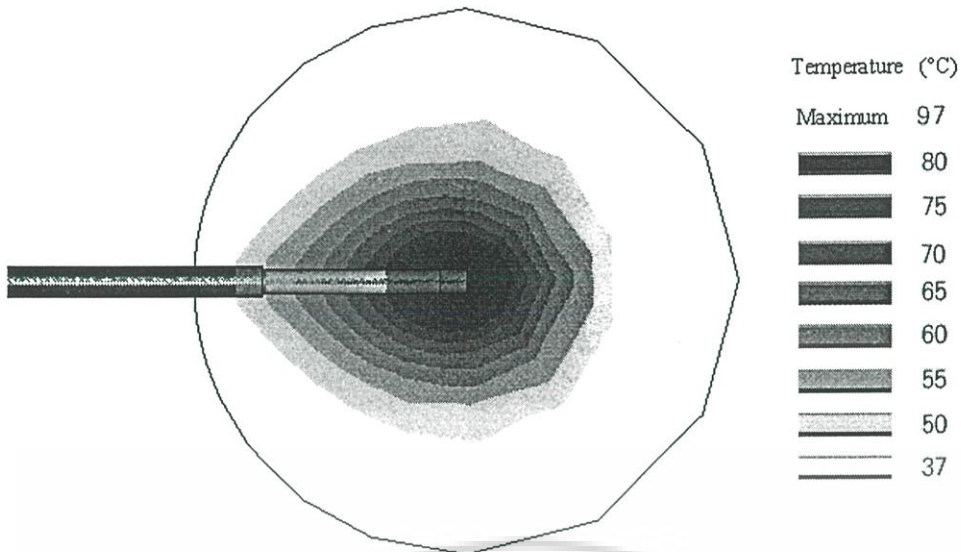


รูปที่ 5.18 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 วินาที

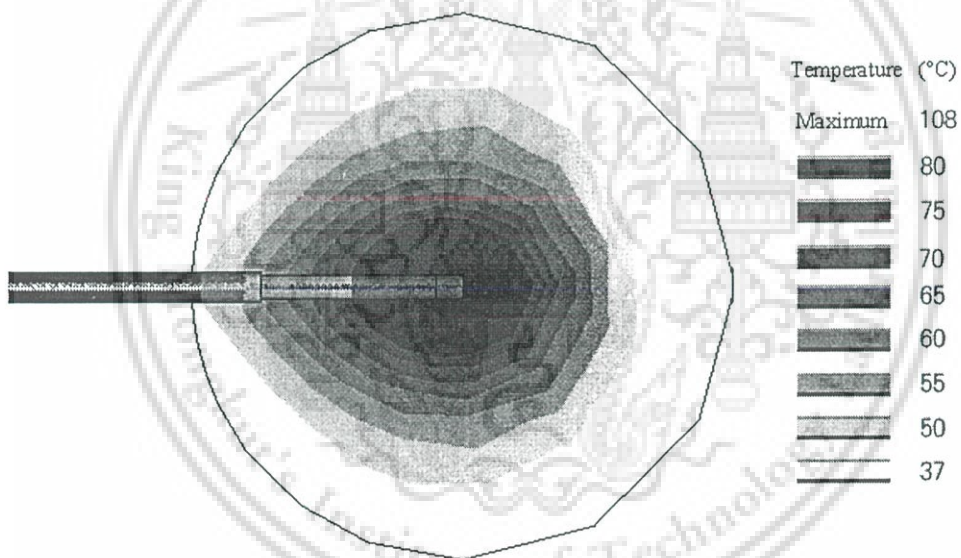


รูปที่ 5.19 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 100 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 5.20 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 200 วินาที



รูปที่ 5.21 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที

จากผลการทดลองในรูปที่ 5.18-5.21 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อคัพที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที ตามลำดับ ผ่านสายอากาศแบบ *MTM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าหลังจากส่งคลื่นไปทำลายเซลล์มะเร็งคัพเป็นเวลา 50 วินาที อุณหภูมิที่

เกิดขึ้นสูงสุดในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอยู่ที่ปลายสายอากาศมีค่า 80 องศาเซลเซียส และเมื่อทำการส่งคลื่นไมโครเวฟทำลายเซลล์มะเร็งต่อ ระดับอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งก็มีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้น เมื่อเวลาผ่านไป 100 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในมะเร็งดื่บก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 82 องศาเซลเซียส ซึ่งระดับอุณหภูมิที่เพิ่มสูงขึ้นมีค่าค่อนข้างน้อย ต่อมาหลังส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 200 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 97 องศาเซลเซียส และสุดท้ายเมื่อพิจารณาหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที ระดับอุณหภูมิสูงสุดก็เพิ่มสูงขึ้นถึง 108 องศาเซลเซียส

ตารางที่ 5.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ MTM ทำลายมะเร็งดื่บ

Time(s)	ปริมาตรของแผล(cm ³)	ปริมาตรของมะเร็ง	ปริมาตรทั้งหมดของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของดื่บที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
50	0.76	34	267.47	2.24	0.28
100	2.69	34	267.47	7.91	1.01
200	8.88	34	267.47	26.12	3.32
300	17.00	34	267.47	50.00	6.36

จากตารางที่ 5.3 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ MTM ในการทำลายมะเร็งดื่บ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งดื่บ ปริมาตรของมะเร็งดื่บที่ถูกทำลายจะเพิ่มขึ้นตามเวลา จากตารางหลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งดื่บเวลา 50 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายเพียงแค่ 0.76 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น แต่เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งดื่บต่อไปเป็นเวลา 300 วินาที ปริมาตรของมะเร็งที่ถูกทำลายจะสูงถึง 17 ลูกบาศก์เซนติเมตร

ตารางที่ 5.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM DTM และMTM เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที

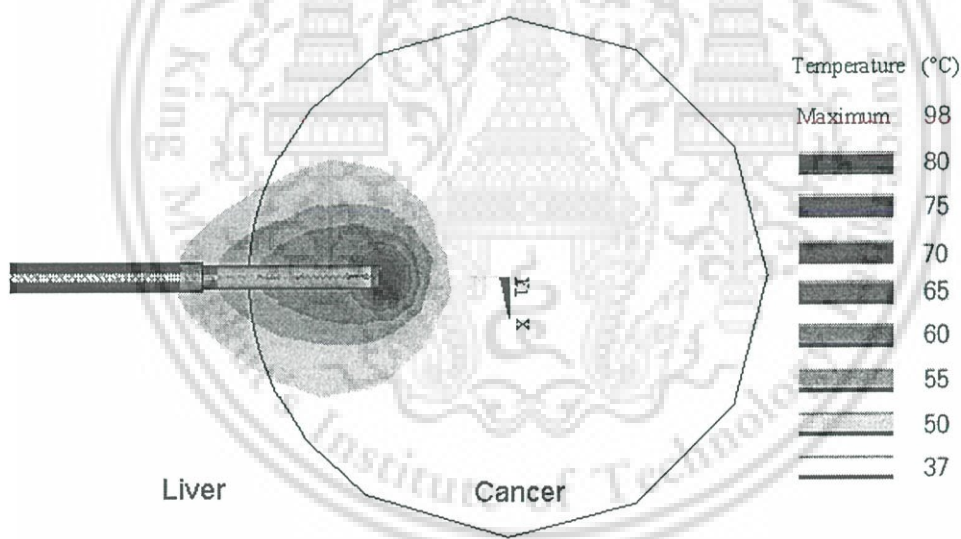
Type	ปริมาตรของแผล(cm ³)	ปริมาตรของมะเร็ง	ปริมาตรทั้งหมดของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของดื่บที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
OTM	16.23	34	267.48	47.73	5.98
DTM	13.00	34	267.45	38.24	4.86
MTM	17.00	34	267.47	50.00	6.36

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

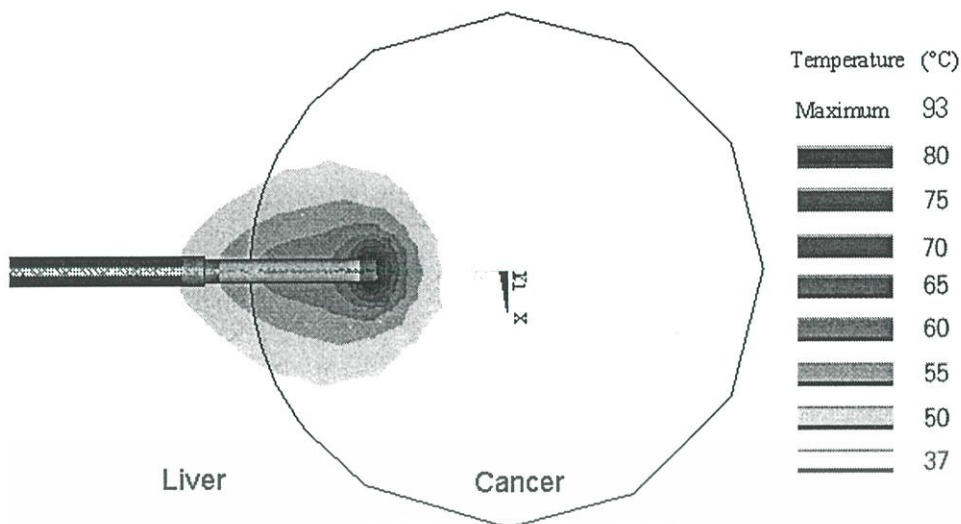
จากตารางที่ 5.4 แสดงปริมาณของรอยแผลเมื่อใช้สายอากาศแบบ OTM DTM และMTM เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที จะเห็นว่า สายอากาศแบบ MTM สามารถทำลายมะเร็งระดับได้เป็นปริมาณที่มากที่สุดโดยสามารถทำลายมะเร็งระดับได้ 17 ลูกบาศก์เซนติเมตร รองลงมาคือสายอากาศแบบ OTM สามารถทำลายมะเร็งระดับได้ 16.23 ลูกบาศก์เซนติเมตร และสายอากาศแบบ DTM สามารถทำลายมะเร็งระดับได้น้อยที่สุด คือ 13 ลูกบาศก์เซนติเมตร

5.3 ผลจากการเคลื่อนย้ายตำแหน่งสายอากาศ

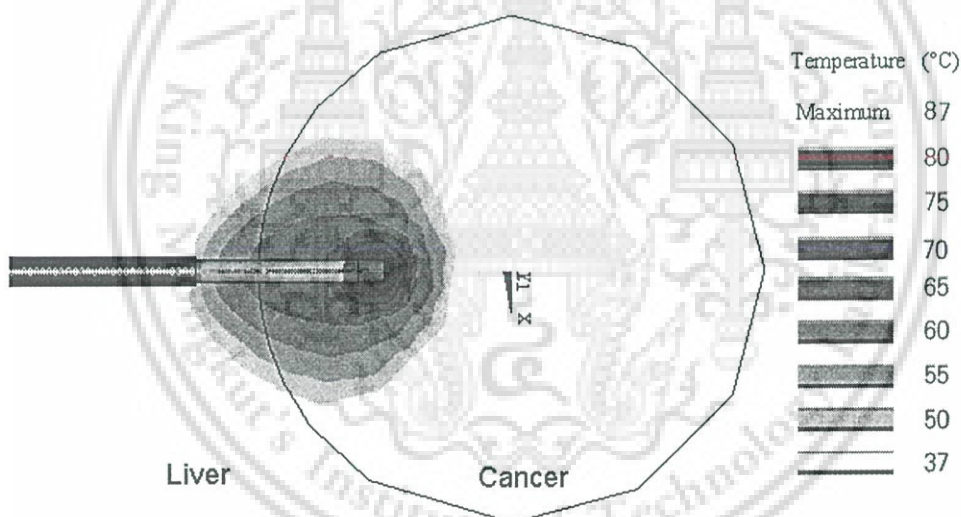
พารามิเตอร์ที่สำคัญอีกตัวหนึ่งซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ทำการพิจารณาเพิ่มเติมนั่นก็คือ ระยะเวลาในการสอดใส่สายอากาศเข้าไปในเซลล์เนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง ในการทดลองที่ผ่านมาทั้งหมดจะกำหนดให้ปลายสายอากาศอยู่ที่จุดกึ่งกลางของเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง ในงานวิจัยนี้ได้ทำการทดลองเพิ่มเติมโดยการลดระยะความลึกในการสอดใส่สายอากาศออกมา 10 มิลลิเมตร จากจุดกึ่งกลางของเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง ซึ่งการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งระดับเป็นเวลา 300 วินาที แสดงดังในรูปที่ 5.22- 5.24 ตามลำดับ



รูปที่ 5.22 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ OTM เมื่อลดระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศออกมา 10 มิลลิเมตร



รูปที่ 5.23 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *DTM* เมื่อลดระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศออกมา 10 มิลลิเมตร



รูปที่ 5.24 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* เมื่อลดระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศออกมา 10 มิลลิเมตร

จากผลการทดลองในรูปที่ 5.22-5.24 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่น ไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที ผ่านสายอากาศแบบ *OTM DTM และ MTM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าเมื่อมีการเปลี่ยนความลึกในการสอดใส่สายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการระดับ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในสายอากาศแต่ละแบบ และขนาดของมะเร็งดับที่ถูกทำลายมีการเปลี่ยนแปลง แต่ไม่มีผลต่อลักษณะ หรือรูปแบบในการกระจายตัวของอุณหภูมิ โดยระดับความร้อนที่เกิดขึ้นสูงสุด จะยังเกิดขึ้นที่ปลายสายอากาศเหมือนเช่นเดียวกับการสอดใส่สายอากาศไว้ที่จุดกึ่งกลางของมะเร็งดับ

ตารางที่ 5.5 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดขึ้น เมื่อเปลี่ยนระยะความลึกของการสอดใส่สายอากาศ จากจุดกลางของมะเร็งดับออกมา 10 มิลลิเมตร และจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที

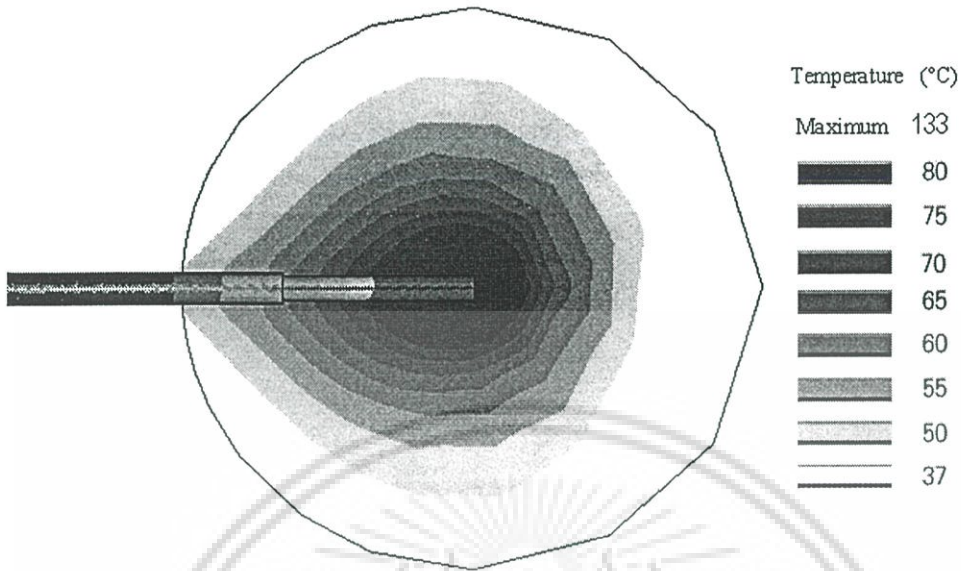
ชนิด สายอากาศ	ปริมาณ ของแผล(cm ³)	ปริมาณของ มะเร็ง(cm ³)	ปริมาณทั้งหมด ของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของดับที่ถูกทำลายเทียบกับ	
				เซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาณทั้งหมด(%)
OTM	3.29	34	268.42	9.67	1.22
DTM	2.78	34	268.34	8.18	1.04
MTM	4.12	34	267.54	12.12	1.54

จากตารางที่ 5.5 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดขึ้น เมื่อเคลื่อนสายอากาศออกจากจุดกึ่งกลาง เซลล์มะเร็งออกมา 10 มิลลิเมตร โดยจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที สำหรับการทำลาย มะเร็งดับ จากตารางเห็นได้ชัดว่าเมื่อลดระยะความลึกในการสอดใส่สายอากาศจะส่งผลให้ปริมาณที่ มะเร็งดับถูกทำลายหรือปริมาณของรอยแผลมีค่าลดลง แต่เมื่อเปรียบเทียบกับระหว่างตาราง 5.4 กับ ตาราง 5.5 จะเห็นว่า สายอากาศแบบ MTM ก็ยังสามารถทำลายมะเร็งดับได้มากที่สุด และสายอากาศ แบบ DTM สามารถทำลายมะเร็งดับได้น้อยที่สุด

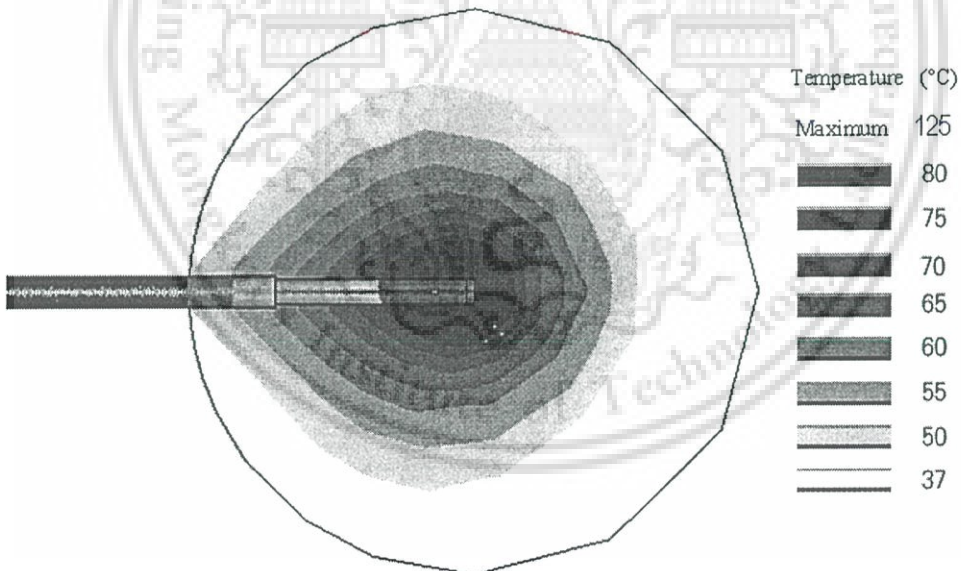
5.4 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติมของสายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริก (DTM)

พารามิเตอร์ที่สำคัญของสายอากาศแบบปลายปิดไดอิเล็กตริก (DTM) ก็คือ ขนาดของไดอิเล็กตริก (d) ที่ปิดปลายสายอากาศ ซึ่งไดอิเล็กตริกมีคุณสมบัติเป็นในการต้านทานไฟฟ้า ฉะนั้นหากมีการเปลี่ยนแปลงขนาดของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศ ก็อาจจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปแบบ หรือระดับการกระจายตัวของอุณหภูมิได้ จากการจำลองที่ผ่านมาได้ทำการจำลองโดยกำหนดให้ขนาด ของไดอิเล็กตริกที่ขนาด 0.6 มิลลิเมตร สำหรับในงานวิจัยนี้ได้มีการจำลองเพิ่มเติมเกี่ยวกับสายอากาศ แบบปลายปิดไดอิเล็กตริก โดยทำการเปลี่ยนขนาดความหนาของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศให้มี ขนาด 0.3 มิลลิเมตร 0.3 มิลลิเมตร และ 1 มิลลิเมตร ซึ่งการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นเมื่อส่งคลื่น

ไมโครเวฟเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยเป็นเวลา 300 วินาทีแสดงดังในรูปที่ 5.26 และ 5.26 ตามลำดับ



รูปที่ 5.25 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM ที่มีขนาดความหนาของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศ 0.3 มิลลิเมตร



รูปที่ 5.26 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ DTM ที่มีขนาดความหนาของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศ 1 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดลองในรูปที่ 5.17 5.25 และ 5.26 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตัวที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที ผ่านสายอากาศแบบ DTM ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าเมื่อมีการเปลี่ยนขนาดความหนาของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการระดับอุณหภูมิ และขนาดของมะเร็งตัวที่ถูกทำลายมีการเปลี่ยนแปลง แต่ไม่มีผลต่อลักษณะหรือรูปแบบในการกระจายของอุณหภูมิ โดยระดับความร้อนที่เกิดขึ้นสูงที่สุดจะยังเกิดขึ้นที่ปลายสายอากาศเหมือนกัน

ตารางที่ 5.6 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบ DTM เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที

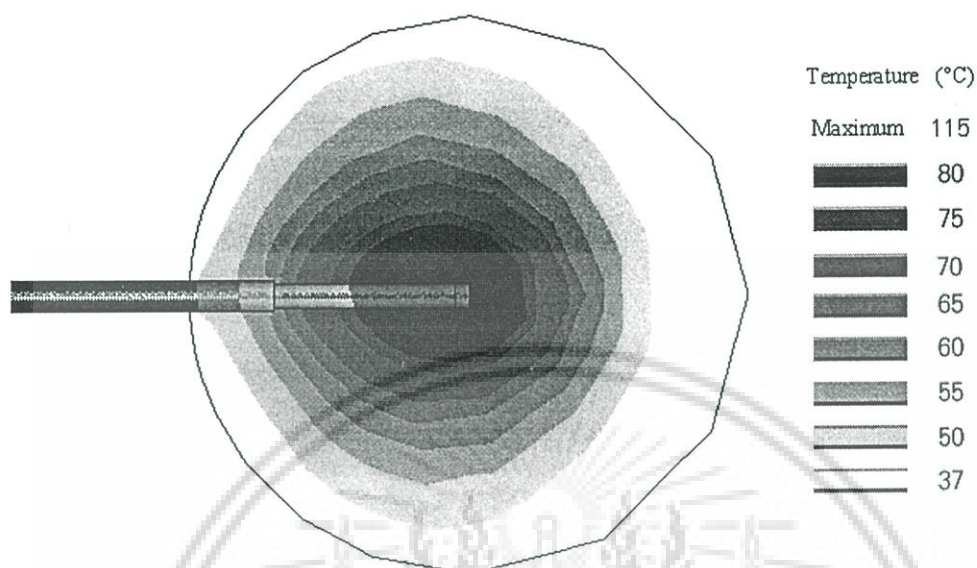
ขนาด Dielectric	ปริมาตรของแผล(cm ³)	ปริมาตรของมะเร็ง	ปริมาตรทั้งหมดของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของตัวที่ถูกทำลายเทียบกับเซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
0.3	13.62	34	267.45	40.06	5.09
0.6	13.00	34	267.45	38.24	4.86
1	11.49	34	267.45	33.79	4.30

จากตารางที่ 5.6 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบ DTM ที่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดความหนาของไดอิเล็กตริก และพิจารณาจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที สำหรับการทำลายมะเร็งตัว ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งตัวแล้ว ปริมาตรของมะเร็งตัวที่ถูกทำลายจะมีการเปลี่ยนแปลงตามขนาดความหนาของไดอิเล็กตริก จากตารางจะเห็นว่าเมื่อขนาดความหนาของไดอิเล็กตริกมีค่า 0.3 มิลลิเมตร ปริมาตรของมะเร็งตัวที่ถูกทำลายมีค่า 13.62 ลูกบาศก์เซนติเมตร เมื่อเพิ่มความหนาของไดอิเล็กตริกเป็น 0.6 มิลลิเมตร ปริมาตรของมะเร็งตัวที่ถูกทำลายมีค่า 13 ลูกบาศก์เซนติเมตร และเมื่อเพิ่มความหนาของไดอิเล็กตริกเป็น 1 มิลลิเมตร ปริมาตรของมะเร็งตัวที่ถูกทำลายก็จะยิ่งลดลงเหลือหรือทำลายมะเร็งได้น้อยลง โดยสามารถทำลายมะเร็งตัวได้เพียง 11.49 ลูกบาศก์เซนติเมตร เท่านั้น

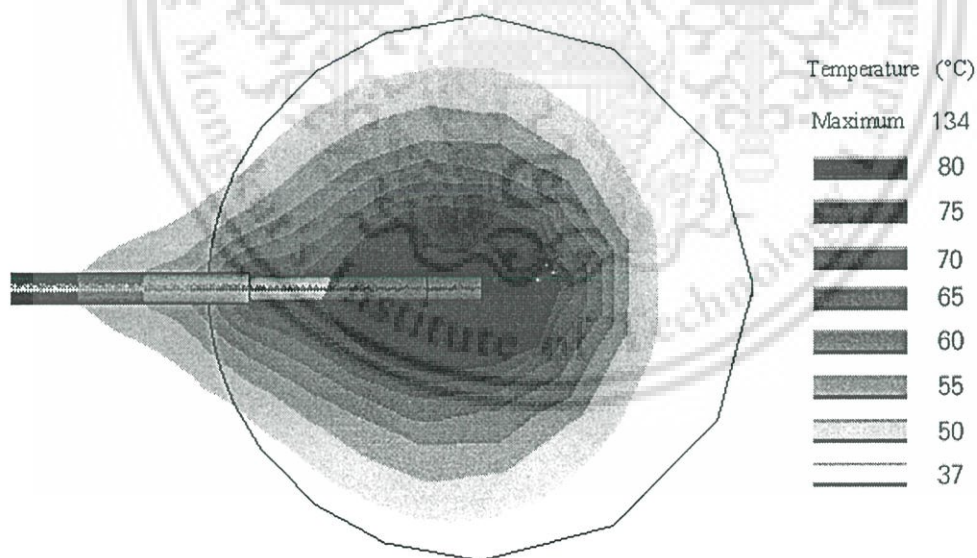
5.5 ข้อคิดเห็นเพิ่มเติมของสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ (MTM)

สองพารามิเตอร์ที่สำคัญของสายอากาศ คือ ความยาวในการเปิดไดอิเล็กตริก (l) และความยาวของโลหะที่ปลายของสายอากาศ (m) จะสังเกตเห็นว่าเมื่อพารามิเตอร์ตัวใดตัวหนึ่งมีการเปลี่ยนแปลงก็จะส่งผลต่อการกระจายตัวของ สนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า และเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ก็จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงต่อการกระจายตัวของความร้อนด้วย สำหรับในงานวิจัยนี้ได้มีการจำลองเพิ่มเติมเกี่ยวกับสายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ โดยทำการเปลี่ยนขนาดความหนาของโลหะ

ที่ปลายสายอากาศให้มีขนาด 1 มิลลิเมตร และ 4 มิลลิเมตร ซึ่งการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้น เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งระดับเป็นเวลา 300 วินาที แสดงดังในรูปที่ 5.27 และ 5.28 ตามลำดับ



รูปที่ 5.27 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* ที่มีขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 1 มิลลิเมตร



รูปที่ 5.28 แสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งของสายอากาศแบบ *MTM* ที่มีขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ 4 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดลองในรูปที่ 5.21 5.27 และ 5.28 แสดงลักษณะแสดงอุณหภูมิที่กระจายในเนื้อเยื่อระดับที่เป็นมะเร็ง หลังจากส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นระยะเวลา 300 วินาที ผ่านสายอากาศแบบ *MTM* ซึ่งผลที่ได้จะเห็นว่าเมื่อมีการเปลี่ยนขนาดความหนาของโลหะที่ปลายสายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการระดับอุณหภูมิ และขนาดของมะเร็งระดับที่ถูกทำลายมีการเปลี่ยนแปลง ระดับความร้อนที่เกิดขึ้นสูงสุดจะยังเกิดขึ้นที่ปลายสายอากาศเหมือนกัน

ตารางที่ 5.7 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบ *MTM* เมื่อจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที

ขนาด Metal	ปริมาตรของแผล(cm ³)	ปริมาตรของมะเร็ง(cm ³)	ปริมาตรทั้งหมดของระบบ(cm ³)	เนื้อเยื่อของระดับที่ถูกทำลายเทียบกับเซลล์มะเร็ง(%)	ปริมาตรทั้งหมด(%)
1	18.67	34	268.13	54.91	6.96
2	17.34	34	267.54	51.00	6.48
4	23.86	34	268.13	70.18	8.90

จากตารางที่ 5.7 แสดงปริมาณของรอยแผลที่เกิดจากสายอากาศแบบ *MTM* ที่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดความหนาของโลหะ และพิจารณาจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลา 300 วินาที สำหรับการทำลายมะเร็งระดับ ซึ่งหลังจากเริ่มส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายมะเร็งระดับแล้ว ปริมาตรของมะเร็งระดับที่ถูกทำลายจะมีการเปลี่ยนแปลงตามขนาดความหนาของโลหะ จากตารางจะเห็นว่าเมื่อขนาดความหนาของโลหะมีค่า 1 มิลลิเมตร ปริมาตรของมะเร็งระดับที่ถูกทำลายมีค่า 18.67 ลูกบาศก์เซนติเมตร เมื่อเพิ่มความหนาของไดอิเล็กตริกเป็น 2 มิลลิเมตร ปริมาตรของมะเร็งระดับที่ถูกทำลายได้จะมีค่า 17.34 ลูกบาศก์เซนติเมตร และเมื่อเพิ่มความหนาของโลหะเป็น 4 มิลลิเมตร จะส่งผลให้ปริมาตรของมะเร็งระดับที่ถูกทำลายมีค่าสูงที่สุดคือ 23.86 ลูกบาศก์เซนติเมตร

5.6 วิเคราะห์ผลการทดลอง

จากการพล็อตค่าสนามแม่เหล็ก โดยใช้พื้นฐานในการประมาณค่า กำหนดให้สนามแม่เหล็กรอบๆ สายอากาศมีค่า $H_\phi = I(z)/2\pi r$ เมื่อ $I(z)$ คือ กระแสไฟฟ้าที่ไหลภายในสายอากาศ ดังนั้นการกระจายของ H_ϕ ที่แกน z จึงเป็นการบอกถึงการกระจายของกระแสไฟฟ้าที่สายอากาศ

สายอากาศแบบ *DTM* จะมีกระแสไฟฟ้าที่บริเวณปลายเป็นศูนย์ ซึ่งตรงกับทฤษฎีของ King [25] ซึ่งจะแสดงตัวในการป้องกันกระแสไฟฟ้าของสายอากาศชนิดนี้ สายโคแอกเซียล จะมีการสูญเสีย

ที่ปลายสายหากมีการเปิดปลายสาย โดย *King* อธิบายเพิ่มเติมว่าเหมือนกับสายส่ง สำหรับ *OTM* และ *MTM* นั้น กระแสไฟฟ้าบริเวณปลายสายอากาศจะต่างกันไป ไม่ควรเป็นศูนย์ เพราะตัวนำสายอากาศนั้นสัมผัสกับตัวกลางที่อาจเกิดการสูญเสีย ผลที่ได้จากการจำลองสายอากาศแบบ *OTM* และ *MTM* หากพิจารณาถึงความแตกต่างในการกระจายกระแสไฟฟ้าของทั้งสองแบบ สำหรับ *OTM* จำนวนกระแสไฟฟ้าจะมีค่าคงที่ และค่อย ๆ ลดลงที่บริเวณปลายของสายอากาศ สำหรับ *MTM* จำนวนกระแสไฟฟ้าจะมีการเปลี่ยนแปลงตามคุณลักษณะของคลื่น ที่บริเวณซึ่งเป็นรอยต่อของโลหะ กับสายอากาศกระแสไฟฟ้ารวมภายในตัวนำ ควรจะเหมือนกับกระแสไฟฟ้าที่ไหลบริเวณผิวหน้า ที่ปลายของโลหะ ซึ่งกระแสไฟฟ้าจะลดลงอย่างรวดเร็ว เพราะจะมีการกระจาย หรือแพร่ออกไปรอบ ๆ ตัวกลาง

การกระจายตัวของสนามไฟฟ้าสำหรับสายอากาศ ทั้ง 3 แบบ ควรจะมีรูปแบบการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศเหมือนกับการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก จากการพิจารณาผลลัพธ์ที่ได้จากรูปที่ 5.4 และ 5.6 สำหรับสายอากาศแบบ *OTM*, *MTM* มีการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศ เหมือนกับการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก แต่สำหรับสายอากาศแบบ *DTM* (รูปที่ 5.5) การกระจายตัวของสนามไฟฟ้า กับสนามแม่เหล็กที่ปลายสายอากาศไม่เหมือนกัน คือ สนามแม่เหล็กจะไม่มีการกระจายที่ปลายสายอากาศ แต่สนามไฟฟ้ามีการกระจายที่ปลายสายอากาศ ทั้งนี้เมื่อเราพิจารณาถึงคุณสมบัติของไดอิเล็กตริกซึ่งก็คือวัสดุที่นำไฟฟ้าได้น้อยมาก หรือแทบจะไม่นำไฟฟ้าเลย ดังนั้นในความเป็นจริงสายอากาศแบบ *DTM* ที่มีฉนวนปิดที่ปลายสายอากาศอย่างสมบูรณ์ ก็ไม่ควรจะมีการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศ แต่จากผลลัพธ์ที่ได้จากการจำลองจะเห็นว่า มีสนามไฟฟ้ากระจายออกมาที่ปลายสายอากาศ ซึ่งสนามไฟฟ้าที่ปลายสายอากาศแบบ *DTM* เกิดการกระจายมาจากสนามไฟฟ้าที่อยู่ รอบ ๆ สายอากาศนั่นเอง ดังนั้นจากผลของสนามไฟฟ้าในรูปที่ 5.5 จึงเหมือนกับมีสนามไฟฟ้าเกิดผ่าน ไดอิเล็กตริกได้

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

บทที่ 6

สรุปผลงานวิจัยและข้อเสนอแนะ

6.1 สรุปผลงานวิจัย

สำหรับงานวิจัยนี้ได้วิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ โดยส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศโมนโพล แบบปลายเปิด(*OTM*) แบบปลายเป็นไดโอดีเลกทริก(*DTM*) และแบบปลายเป็นโลหะ(*MTM*) ซึ่งสายอากาศจะช่วยในการกระจายคลื่นไมโครเวฟในเนื้อตับที่เป็นมะเร็ง ในการวิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับนั้น จะต้องทำการวิเคราะห์ หรือแก้ปัญหา 2 ด้าน คือ ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้า และปัญหาด้านความร้อน การแก้ปัญหาด้านแม่เหล็กไฟฟ้าได้ทำการวิเคราะห์ การกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และการกระจายตัวของสนามไฟฟ้า และพลังงานไฟฟ้าซึ่งในการวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์เหล่านี้ เนื่องจาก เมื่อคลื่นอันประกอบด้วยสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้ามีการแพร่กระจายไปในเนื้อเยื่อตับ ก็จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อ เพราะเนื้อเยื่อมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งพลังงานที่สูญเสียไปในเนื้อเยื่อนี้จะกลายเป็นความร้อน การแก้ปัญหาด้านความร้อนทำได้โดยการนำค่า สนามไฟฟ้า หรือพลังงานไฟฟ้า มาใช้ในสมการความร้อน โดยได้ทำการจำลองส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่เนื้อเยื่อตับเป็นเวลา 50 100 200 และ 300 วินาที

จากการจำลองการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กของสายอากาศแบบ *OTM*, *DTM* และ *MTM* จะมีการกระจายตัวที่คล้าย ๆ กัน แต่จะแตกต่างกันที่ปลายสายอากาศ โดยสายอากาศแบบ *MTM* จะมีการกระจายที่ปลายสายอากาศอย่างต่อเนื่องจากปลายสายอากาศ ส่วนสายอากาศแบบ *OTM* จะมีการกระจายของสนามแม่เหล็กที่ปลายน้อย และสายอากาศแบบ *DTM* จะไม่มีการกระจายของสนามแม่เหล็กที่ปลายเลย ถ้าพิจารณาการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กที่ด้ามจับ(*Shaft*) สายอากาศแบบ *DTM* จะมีการกระจายที่ด้ามจับมากที่สุด สายอากาศแบบ *MTM* มีการกระจายตัวที่ด้ามจับน้อยที่สุด สำหรับการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบ *OTM* *DTM* และ *MTM* จะมีลักษณะการกระจายตัวที่คล้าย ๆ กัน โดยมีสนามไฟฟ้าเข้มที่ปลายสายอากาศ ถ้าพิจารณาถึงการกระจายตัวของสนามไฟฟ้าที่ด้ามจับ จะเห็นว่าสายอากาศแบบ *DTM* มีการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ด้ามจับมากที่สุด แต่สายอากาศแบบ *MTM* มีการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ท่อน้อยที่สุด

การกระจายความร้อนของสายอากาศแบบ *OTM*, *DTM* และ *MTM* จะมีลักษณะการกระจายความร้อนที่คล้าย ๆ กัน โดยสายอากาศแบบ *OTM* จะมีการกระจายความร้อนที่แผ่กว้างที่สุดแต่ไม่มี

ความสมมาตรในการกระจายความร้อน และมีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อระดับสูงที่สุด สายอากาศแบบ *MTM* มีค่าอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับต่ำที่สุด แต่มีการกระจายตัวออกไปในลักษณะสมมาตร เมื่อพิจารณาจากปริมาตรที่สามารถทำลายมะเร็งระดับได้ สายอากาศแบบ *MTM* สามารถทำลายมะเร็งระดับได้มากที่สุด และสายอากาศแบบ *DTM* ทำลายมะเร็งระดับได้น้อยที่สุด

จากผลการทดลองการจะเห็นว่า การเปลี่ยนแปลงคุณลักษณะของสายอากาศ ไม่ว่าจะเป็นการเปลี่ยนแปลงขนาดของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศ ขนาดของโลหะที่ปลายสายอากาศ หรือแม้แต่ตำแหน่งของการวางสายอากาศ จะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ซึ่งทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในการกระจายตัวของอุณหภูมิด้วย ดังนั้น เราจึงสามารถควบคุมขนาด และตำแหน่งของแผลที่จะเกิดขึ้นได้ โดยการเปลี่ยนแปลงรูปแบบของสายอากาศ การออกแบบสายอากาศให้มีลักษณะที่แตกต่างกัน จึงเป็นประโยชน์สำหรับเป็นตัวเลือกในการเลือกใช้สายอากาศหรือ โพรบให้เหมาะสมกับลักษณะ หรือขนาดของเซลล์มะเร็งที่ต้องการทำลาย นอกจากนี้ เวลาที่ใช้ในการส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายมะเร็งระดับก็เป็นตัวแปรที่สำคัญในการกำหนดปริมาตรของมะเร็งระดับที่ถูกทำลาย

6.2 ข้อเสนอแนะเพื่องานวิจัยในอนาคต

จากการจำลองด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ ที่ผ่านมา ได้พิจารณาและวิเคราะห์ในส่วนสำคัญแล้วนั่นคือ การกระจายความร้อนของสายอากาศแต่ละแบบ ซึ่งสายอากาศแต่ละแบบก็มีการกระจายความร้อนที่แตกต่างกัน ดังนั้น สิ่งที่จะดำเนินการต่อไป คือ พิจารณาสายอากาศแบบอื่น หรือพิจารณาถึงลักษณะการวางสายอากาศที่แตกต่างออกไป เช่น การวางสายอากาศแบบอาร์เรย์

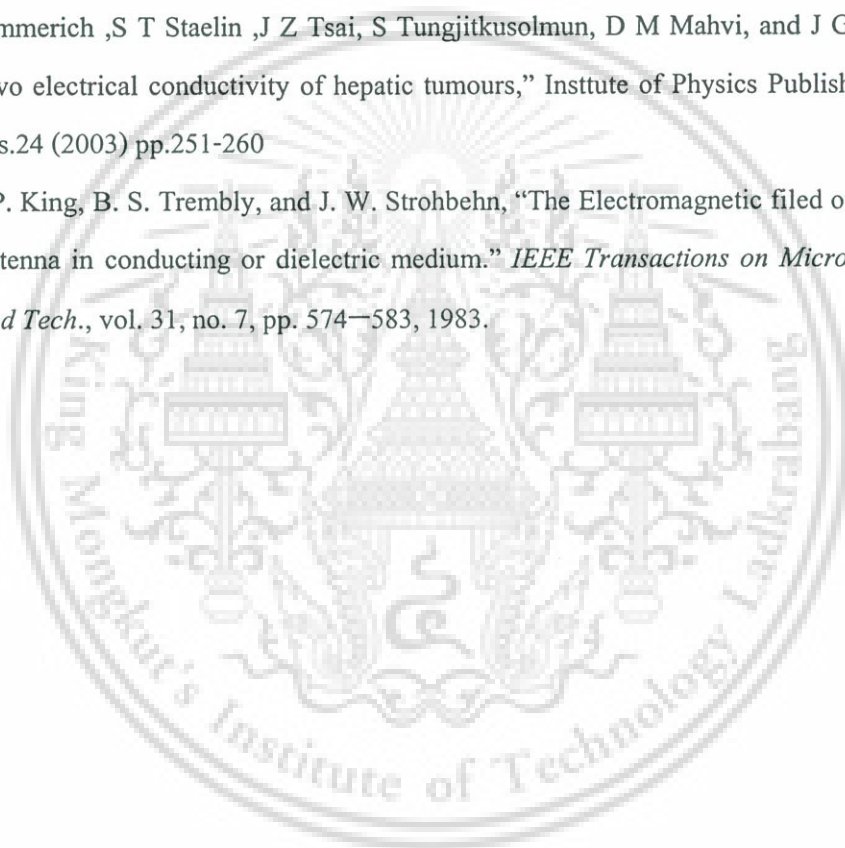
เอกสารอ้างอิง

- [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 Sure Oncol*, Vol. 10, pp. 275-283, 2003
- [4] 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.
- [5] L. Hamada, K Saito, H. Yoshmura, and K. Ito, “Dielectric-Loaded coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia: longitudinal, control of heating patterns,” *Int. J. Hyperthermia*, vol. 16, pp.219-229, 2000
- [6] James C. Lin and Yu - Jin Wang, “The Cap – Choke Catheter Antenna for Microwave Ablation Treatment,” *IEEE Transactions on biomedical engineering*, Vol. 43, Issue: 6, June. 1996, pp.657 – 660
- [7] J. C. Lin and Y. J. Wang, “The cap-choke catheter antenna for microwave ablation treatment,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 43, pp. 657-660, 1996.
- [8] S. Pisa, M. Cavagnaro, P. Bernardi, and J. C. Lin, “A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: physical design computer modeling and experimental measurement,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48, pp. 599-601, 2001.
- [9] S. Cavagnaro, M. PiuZZi, E. Bernardi, P. Lin, J.C. Dept. of Electron. Eng., “Power density and temperature distributions produced by interstitial arrays of sleeved-slot antennas for hyperthermic cancer therapy,” *IEEE Microwave Theory and Techniques*, Vol. 51, Issue: 12, Dec. 2003 pp. 2418 – 2426

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [10] W. Hurter, F.Reinbold, and W. J. Lorenz, “A Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia,” *Ieee Transactions on Microwave theory and Techniques*, vol. 39, pp. 1048-1054, 1991.
- [11] G. Schaller, J. Erb, and R. Engelbrecht, “Field Simulation of Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia,” *IEEE Trans MTT*, vol. 44, pp. 887-895, 1996.
- [12] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito, “Estimation of SAR Distribution of a Tip-Split Array Applicator for Microwave Coagulation Therapy Using the Finite Element Method,” *IEICE Trans Electron*, vol. E84-C, pp.948-954, 2001.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [15] 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
- [16] 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.
- [17] H.H. Pennes. “Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in Resting Forearm.” *Journal of Applied Physiology*,” vol. 1, 1948. pp.93-122
- [18] 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
- [19] M.S. Wu, K. Ito. and H. Kasai. “Analysis of current electric field distributions of coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia.” *Journal of electromagnetic waves and applications*, Vol. 9, pp.831-849, 1995
- [20] J. D. Kraus, D. A.Flesich, “Electromagnetics with applications,” 5th Edition, McGraw-Hill Company, pp. 389—419, 1999.

- [21] 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.
- [22] Federal communications commission, Tissue Dielectric Properties www.fcc.gov/fcc-bin/dielec.sh
- [23] S. Tungjitkusolmun, 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.
- [24] D. Haemmerich, S T Staelin, J Z Tsai, S Tungjitkusolmun, 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
- [25] 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.





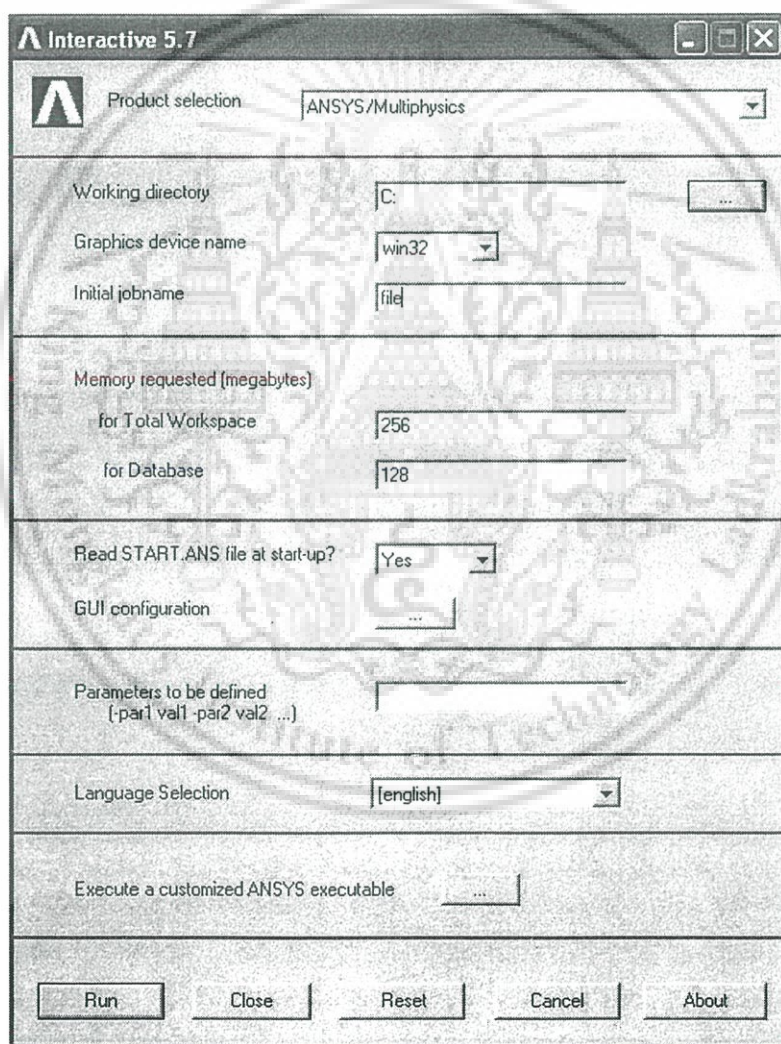
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดยใช้โปรแกรม ANSYS Version 5.7

ในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรมที่ชื่อว่า ANSYS Version 5.7 ซึ่งใช้ในการสร้างแบบจำลอง การกำหนดค่าคุณสมบัติจำเพาะต่างๆ ของวัสดุภายในการจำลอง การกำหนดเงื่อนไขต่างๆ ในระบบ การวิเคราะห์ และการพิจารณาผลการจำลอง ซึ่งมีลำดับและขั้นตอนการใช้งานโปรแกรมดังต่อไปนี้

1. เริ่มต้นการใช้งาน ANSYS V5.7

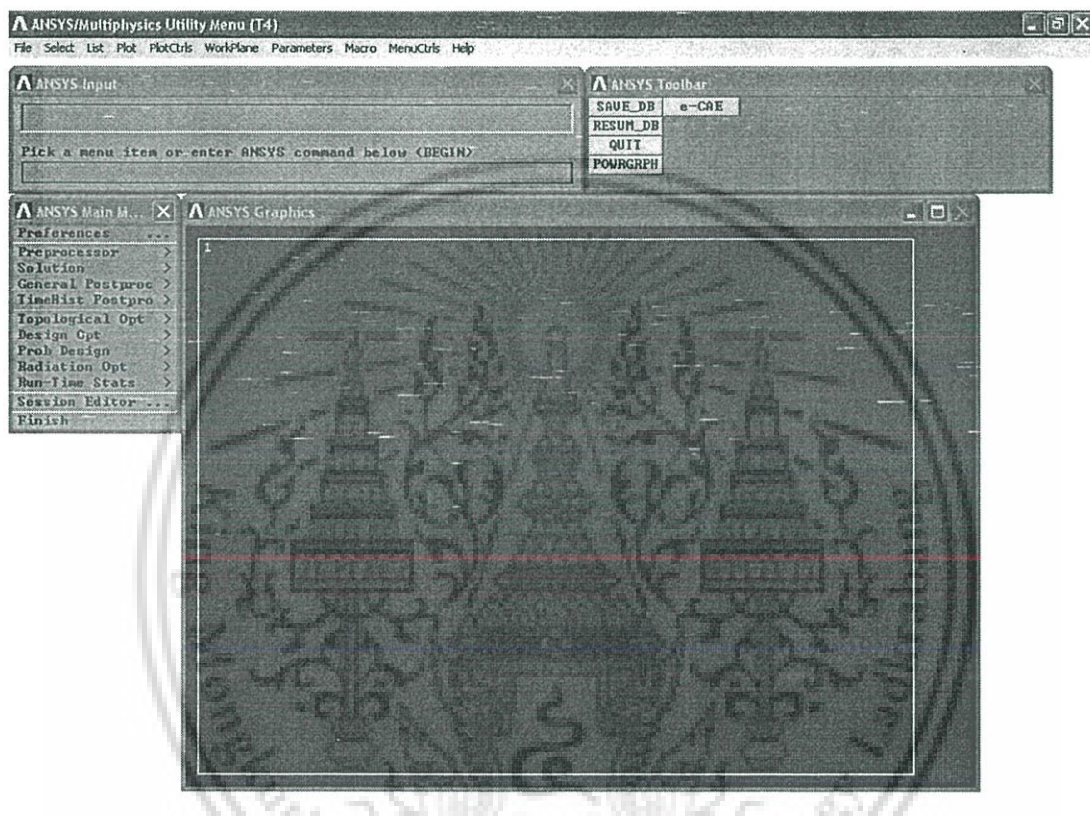
หลังจากที่ทำการติดตั้งโปรแกรม ANSYS V5.7 เรียบร้อยแล้ว ก็ทำการเปิดโปรแกรมขึ้นซึ่งจะมีหน้าต่างขึ้นมาดังแสดงในรูปที่ ก.1



รูปที่ ก.1แสดงหน้าต่างการเข้าใช้งาน โปรแกรม ANSYS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ ก.1จะเป็นการตั้งค่าต่าง ๆ เกี่ยวกับงานอย่างเช่น *Product Selection* เป็นส่วนที่ใช้สำหรับเลือกประเภทของงานที่จะใช้ในการวิเคราะห์ *Working directory* ก็จะเป็นการกำหนดให้ข้อมูลทั้งหมดที่ได้จากการวิเคราะห์เก็บไว้ใน *directory* นั้น และอีกตัวที่จะต้องตั้งก่อนการใช้งานคือ *initial jobname* ซึ่งเป็นช่องที่มีไว้เพื่อใส่ชื่อไฟล์งานที่จะทำการวิเคราะห์ หลังจากตั้งค่าต่าง ๆ ดังกล่าวแล้วเมื่อกด *Enter* ก็จะเข้าสู่หน้าต่างของโปรแกรมของโปรแกรม ดังแสดงในรูปที่ ก.2



รูปที่ ก.2 แสดงหน้าต่างใช้งานของโปรแกรม ANSYS

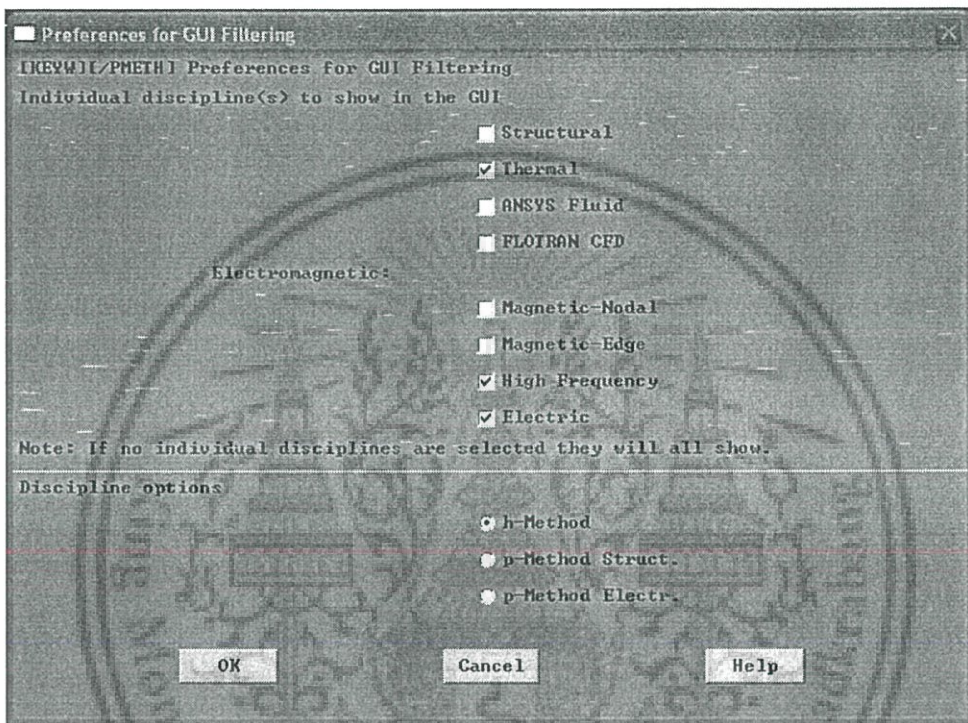
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ขั้นตอนในการวิเคราะห์

2.1 การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุ

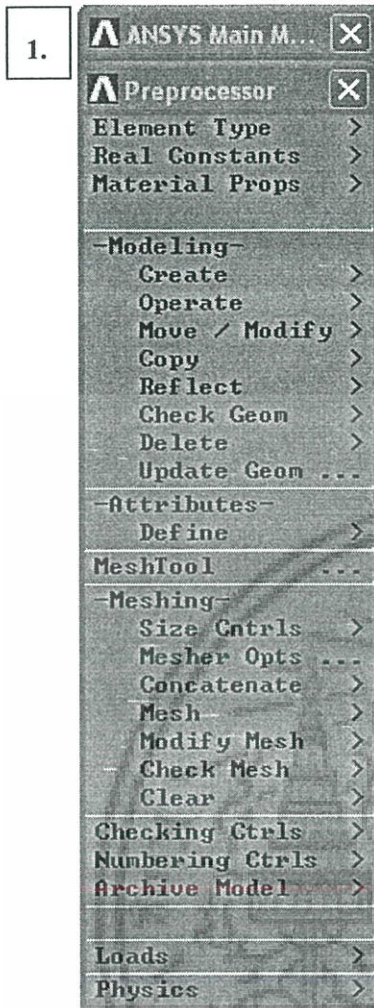
ในขั้นตอนนี้จะประกอบด้วยขั้นตอนในการเลือกโหมดในการวิเคราะห์ และส่วนที่ใช้ในการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุให้กับแบบจำลอง

2.1.1 Set preferences. => Main Menu > Preferences



รูปที่ ก.3 หน้าต่างแสดงการ Set preferences.

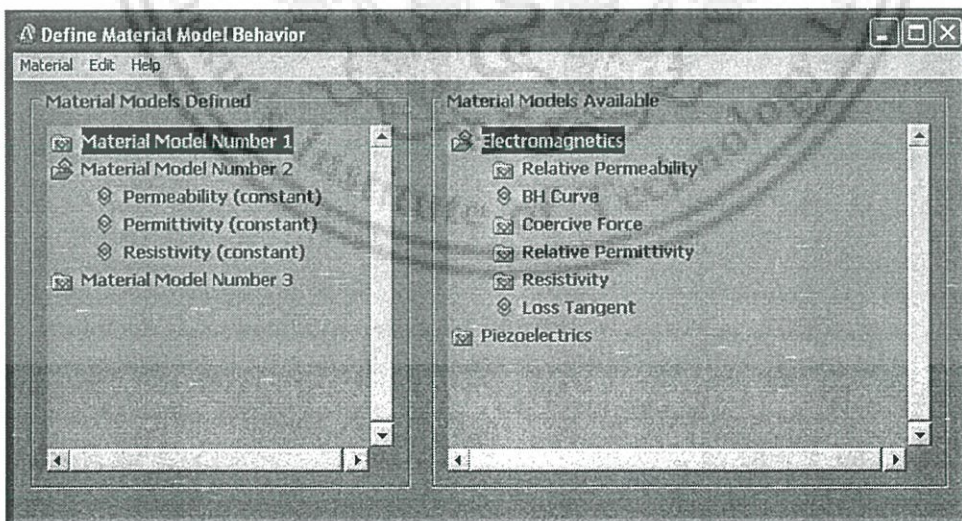
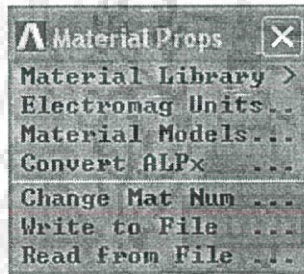
จากรูปที่ ก.3 แสดงหน้าต่างการ Set preferences ซึ่งเป็นการเลือกโหมดที่จะใช้ในการวิเคราะห์ สำหรับในงานวิจัยจะทำการวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ และการวิเคราะห์ทางด้านความร้อน ซึ่งในการใช้งานนั้นจะต้องทำการ Set preferences ตามโหมดในการวิเคราะห์ โดยเมื่อวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์ก็จะเลือกเฉพาะ High frequency และเมื่อต้องการวิเคราะห์ทางด้านความร้อนก็จะเลือกเฉพาะ Thermal แต่เมื่อการวิเคราะห์นั้นเป็นการวิเคราะห์ความร้อนที่เกิดจากไฟฟ้า ก็จะต้องเลือกทั้ง Thermal และ Electric



2.1.2 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุ

คำสั่ง=> Main Menu > Preprocessor > Material Props > Material Models

การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุเพื่อใช้ในการกำหนดให้กับแบบจำลองซึ่งทำให้แบบจำลองมีคุณสมบัติเหมือนกับวัสดุนั้น ๆ

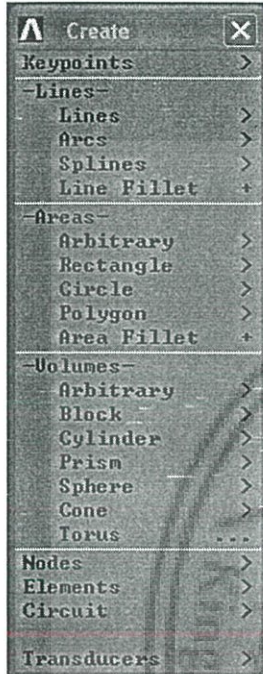


รูปที่ ก.4 หน้าต่างแสดงการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2 การสร้างแบบจำลอง

การสร้างแบบจำลองสามารถสร้างได้ทั้งในลักษณะ 2 มิติ(2D) และ 3 มิติ (3D) วิธีการสร้างก็มีหลายรูปแบบอย่างเช่น การสร้างในลักษณะทรงกลม ทรงกระบอก หรือสี่เหลี่ยม สำหรับขั้นตอนในการสร้างแบบจำลองนี้จะแบ่งเป็นส่วน อาทิเช่น สร้างแบบจำลอง การแบ่งแบบจำลอง การแยกส่วนแบบจำลอง



2.2.1 สร้างแบบจำลอง

คำสั่ง=>Main Menu > Preprocessor > -Modeling- Create >.....

สำหรับเมนูที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองจะประกอบด้วยเมนูหลายเมนูดังนี้

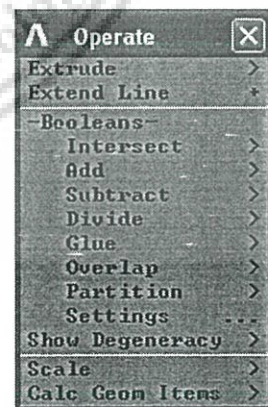
- เมนู Line คือ ใช้สร้างแบบจำลองด้วยเส้น
- เมนู area คือ ใช้สร้างแบบจำลองด้วยพื้นที่
- เมนู Volume คือ ใช้สร้างแบบจำลองด้วยปริมาตร
- เมนู Node คือ ใช้สร้างแบบจำลองด้วยการกำหนดจุด
- เมนู Element คือ ใช้สร้างแบบจำลองด้วยการสร้างทีละเอลิเมนต์

รูปที่ ก.5 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับสร้างแบบจำลอง

2.2.2 การจัดการแบบจำลอง

คำสั่ง => Main Menu > Preprocessor > -Modeling- Operate >...

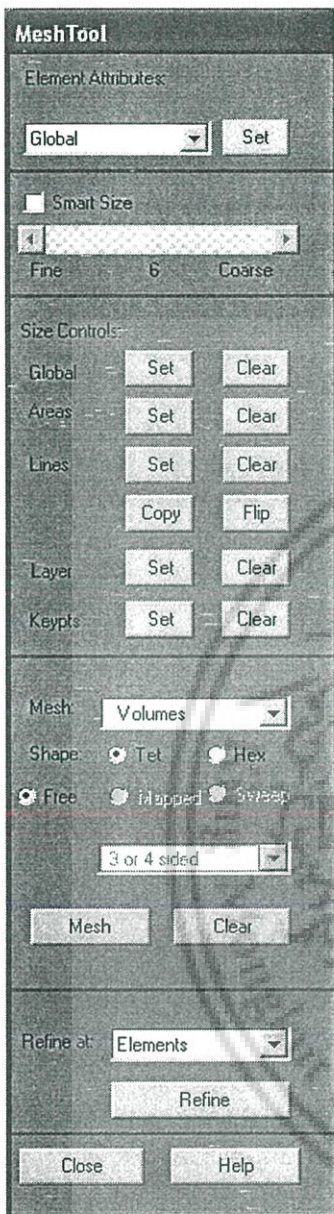
การ Operate เป็นการจัดการกับแบบจำลอง อย่างเช่น การจัดการกับการซ้อนทับ(Overlap) ของแบบจำลองให้แบ่งออกเป็นส่วน ๆ การแบ่งแยกแบบจำลอง(Partition) การต่อแบบจำลอง การบวก หรือการลบแบบจำลอง เป็นต้น



รูปที่ ก.6 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับการปฏิบัติการ (Operate)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

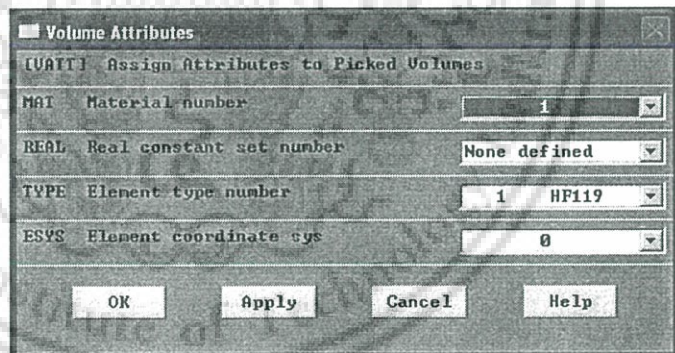
2.3 การกำหนดคุณสมบัติวัสดุให้กับแบบจำลอง



จากรูปที่ ก.7 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการกำหนดคุณสมบัติของวัสดุที่ได้กำหนดในหัวข้อ 2.1.2 ให้กับแบบจำลองที่ได้สร้างขึ้นและใช้หน้าต่างนี้ในการเมชเอลิเมนต์แบบจำลอง โดยหน้าต่าง *Mesh tool* จะใช้คำสั่งดังนี้

คำสั่ง=>Main Menu>Preprocessor>-Mesh tool

การกำหนดคุณสมบัติของวัสดุให้แบบจำลอง จะใช้คำสั่งในหน้าต่าง ย่อย *Mesh tool* ที่ชื่อว่า *Element Attribute* กด *Set* จะได้เมนูขึ้นมาอีกเมนูเพื่อแล้วเลือกส่วนที่ต้องการกำหนดคุณสมบัติ เมื่อเลือกแล้วก็กดตกลง จะได้หน้าต่าง *Volume attributes* ขึ้นมา ในช่อง *MAT* ให้ใส่หมายเลขตามที่ได้กำหนดไว้ในหัวข้อ 2.1.2

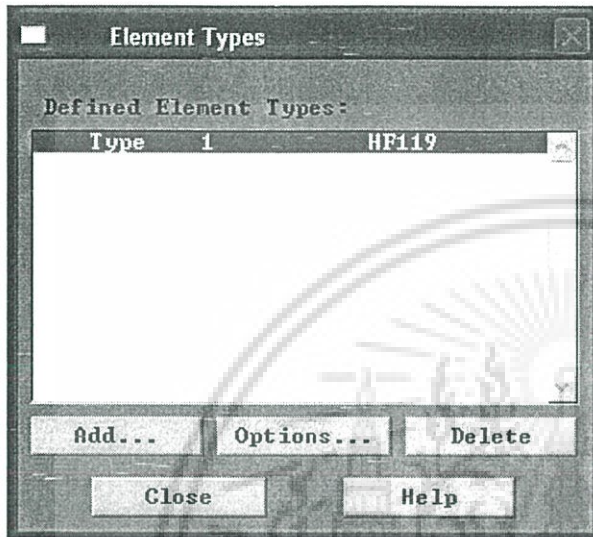


รูปที่ ก.7 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับการกำหนดคุณสมบัติให้แบบจำลอง และเมชเอลิเมนต์

2.4 การเมฆเอลิเมนต์

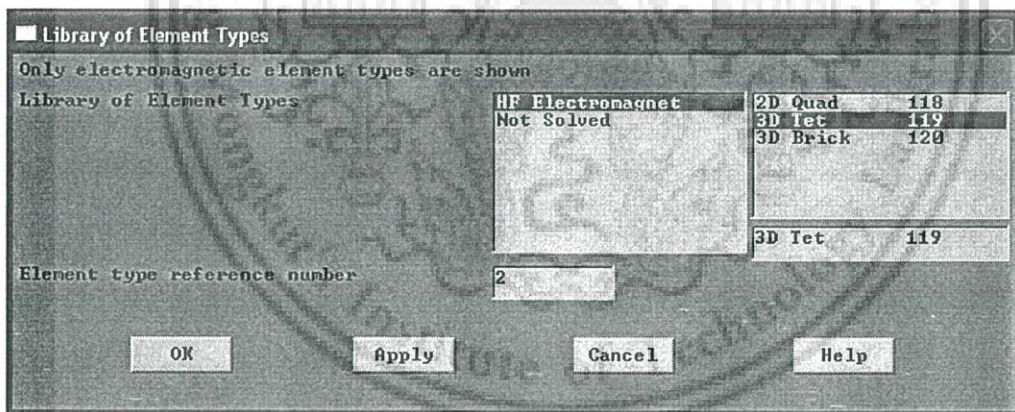
ก่อนที่จะทำการเมฆเอลิเมนต์แบบจำลอง จะต้องทำการกำหนดชนิดของเอลิเมนต์ให้ตรงกับงานที่จะทำการวิเคราะห์ ซึ่งขั้นตอนทั้งหมดในการเมฆเอลิเมนต์จะแสดงในหัวข้อย่อ ดังนี้

2.4.1 การกำหนดชนิดของเอลิเมนต์



คำสั่ง => Main Menu > Preprocessor >.....
Element Type > Add/Edit/Delete

หลังจากเปิดหน้าต่าง *Element Types* ขึ้นมาก็กด Add จากนั้นจะปรากฏหน้าต่าง *Library of Element Types* จากนั้นก็จะต้องกำหนดชนิดของเอลิเมนต์ให้ตรงทำงานที่จะทำการวิเคราะห์เมื่อเลือกแล้วก็กดตกลง



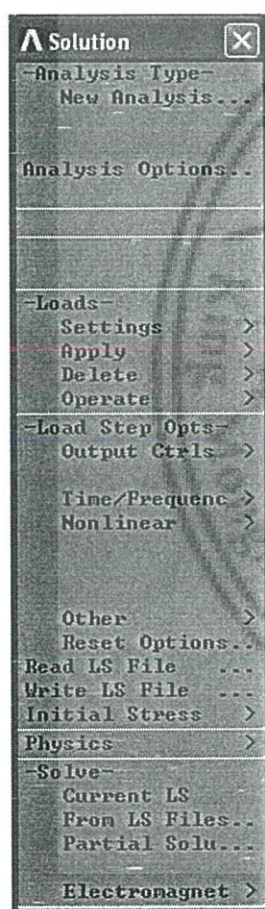
รูปที่ ก.8 หน้าต่างสำหรับการกำหนดชนิดของเอลิเมนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.2 การเมชเอลิเมนต์

ในการเมชเอลิเมนต์จะใช้คำสั่ง และหน้าต่างเดียวกันกับหน้าต่าง *Mesh Tool* ซึ่งได้แสดงไว้ในรูปที่ ก.7 โดยการเมชจะประกอบด้วยวิธีการหลาย ๆ วิธีการ เช่น การเมชแบบอัตโนมัติ ด้วยการกำหนด *Smart Size* หรือการกำหนดขนาดเอลิเมนต์ด้วยการกำหนดขนาดของเอลิเมนต์ที่ เส้น หรือกำหนดขนาดพื้นที่ของเอลิเมนต์ ซึ่งในการกำหนดขนาดต่าง ๆ เหล่านี้กำหนดได้ที่หน้าต่างย่อย *Size Controls*: จากนั้นก็ใช้คำสั่ง *Mesh* เพื่อการเมชเอลิเมนต์แบบจำลอง หลังจากทำการเมชเอลิเมนต์เรียบร้อยแล้วจะเป็นการแก้ปัญหา

2.5 การคำนวณวิเคราะห์ปัญหา



สำหรับการวิเคราะห์ คำนวณจะประกอบด้วยหลายขั้นตอนย่อย อย่างเช่น การกำหนดขอบเขตเงื่อนไขต่างๆ ซึ่งจะขอกล่าวรายละเอียดในหัวข้อย่อยต่อไป

คำสั่ง=> Main Menu>Solution

เมนู Solution จะประกอบด้วยเมนูย่อยหลายเมนูดังนี้

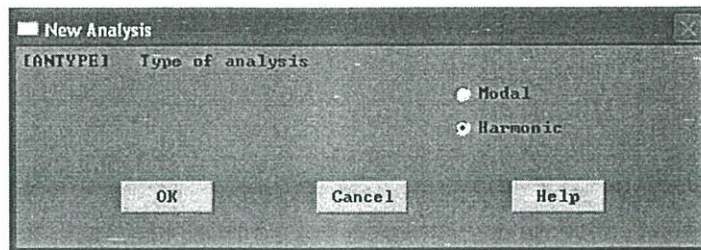
-เมนู Analysis Type

-เมนู Load

-เมนู Load Step Opts

รูปที่ ก.9 หน้าต่างแสดงเมนูสำหรับการวิเคราะห์ปัญหา

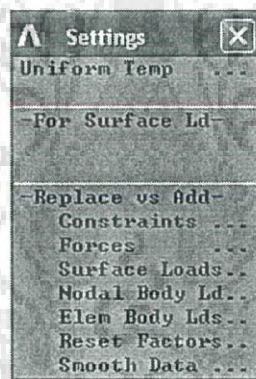
2.5.1 การกำหนดขอบเขตเงื่อนไข



รูปที่ ก.10 แสดงหน้าต่างย่อย New Analysis

คำสั่ง=> Main Menu>Solution>New Analysis

จากในรูปที่ ก.9 เมนูย่อย Analysis Type เมื่อกดที่ New Analysis จะเกิดหน้าต่าง New Analysis สำหรับเมนูนี้จะเป็นการเลือกชนิดของการวิเคราะห์ ซึ่งจะประกอบด้วย การวิเคราะห์แบบ Modal และ Harmonic โดยลักษณะหน้าต่างจะย่อย Analysis Type แสดงดังในรูปที่ ก.10

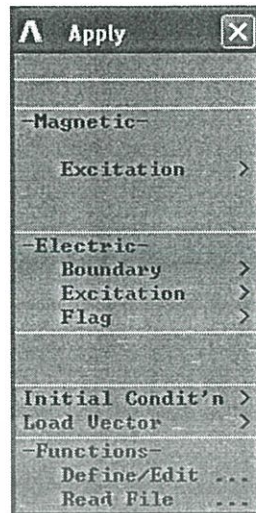


รูปที่ ก.11 แสดงเมนูย่อยของการ Setting

คำสั่ง=> Main Menu>Solution>Setting

เมนู Setting จะอยู่รวมกันในเมนูย่อยของ เมนู Solution ซึ่งจากในรูปที่ ก.9 เมนูย่อย Load จะใช้ในการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขต่าง ๆ ที่จะใช้วิเคราะห์ โดยในเมนู setting เงื่อนไขเริ่มต้นที่จำเป็นต้องใช้ในงานวิจัย คือ ค่า Uniform Temp.

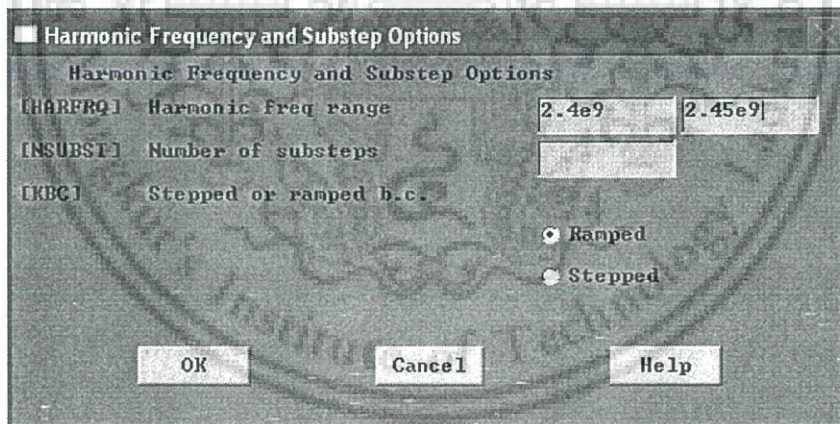
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ ก.12 แสดงเมนูย่อยของการ Apply

คำสั่ง=> Main Menu>Solution>Apply

ในเมนูย่อย Load จะประกอบด้วยเมนูย่อย Apply ซึ่งจะเป็นการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขเช่นเดียวกับเมนู Setting แต่ในเมนู Apply จะเป็นการกำหนดเงื่อนไขที่เกี่ยวข้องกับสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า

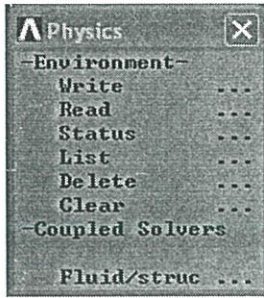


รูปที่ ก.13 แสดงหน้าต่าง Harmonic Frequency and Substep Option

คำสั่ง=> Main Menu>Solution>Time/Frequency

จากรูปที่ ก.13 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการกำหนดค่าความถี่ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาโดยสามารถกำหนดการวิเคราะห์ความถี่เป็นช่วง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



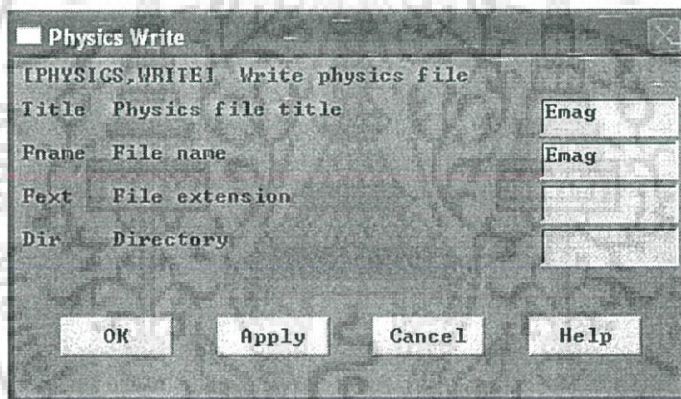
คำสั่ง=> Main Menu>Solution>Physics

สำหรับเมนูนี้จะเป็นการจัดการกับข้อมูลต่าง ๆ ที่ได้ทำการกำหนดมาในข้างต้น อย่างเช่น การเขียนหรือบันทึกข้อมูล การอ่านข้อมูลจากไฟล์ต่างที่ได้บันทึกไว้ก่อนหน้านี้

รูปที่ ก.14 แสดงหน้าต่าง Physics

คำสั่ง=> Main Menu>Solution> Physics>write

จากเมนูในรูปที่ ก.14 เมนู Write ใช้ในการบันทึก หรือเขียนข้อมูลทั้งหมดไว้ ซึ่งเมื่อต้องการที่จะอ่านข้อมูลที่บันทึกไว้นี้ก็อ่านโดยใช้เมนู Read ซึ่งในรูปที่ ก.15 แสดงหน้าต่างที่ทำการบันทึกข้อมูลไว้ในชื่อไฟล์ Emag



รูปที่ ก.15 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการบันทึกข้อมูล

หลังจากที่ทำการเขียนหรือบันทึกข้อมูลแล้ว อีกเมนูที่สำคัญ คือ เมนู Clear ซึ่งในกรณีที่ต้องการวิเคราะห์ปัญหาอย่างต่อเนื่องอย่างเช่น ต้องวิเคราะห์ปัญหาด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแม็กเนติกก่อน แล้วต้องนำข้อมูล หรือพารามิเตอร์ที่ได้จากการวิเคราะห์ทางด้านอิเล็กทรอนิกส์โทรแม็กเนติกไปใช้เป็นพารามิเตอร์หรือเงื่อนไขขอบเขต ในการวิเคราะห์ปัญหาด้านความร้อน จะต้องเคลียร์ข้อมูลทั้งหมดที่ได้กำหนดไว้ในการวิเคราะห์ทางอิเล็กทรอนิกส์โทรแม็กเนติกก่อน แล้วจึงกำหนดระบบที่จะใช้ในการวิเคราะห์ทางความร้อนต่อไป

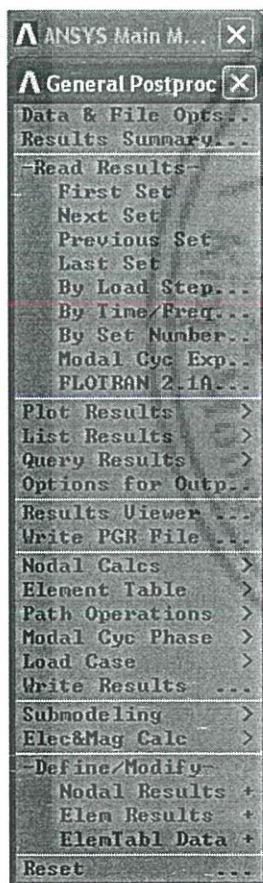
2.6 การคำนวณแก้ปัญหทางคณิตศาสตร์

หลังจากที่ได้กำหนด ขอบเขตเงื่อนไขเรียบร้อยแล้ว ก็จะเป็นขั้นตอนของการวิเคราะห์แก้ปัญหทางคณิตศาสตร์โดยมีรูปแบบคำสั่งดังนี้

คำสั่ง=> Main Menu>Solution>Current LS

คำสั่งที่ใช้ในการกำหนดให้โปรแกรมมีการคำนวณปัญหาจะอยู่ในเมนูย่อยของ Solve ซึ่งในเมนูย่อยนี้จะประกอบด้วยเมนูอื่น ๆ อีกเช่น From LS File เมนูนี้จะใช้เมื่อต้องการให้โปรแกรมมีการวิเคราะห์ปัญหาจากข้อมูลเงื่อนไขต่าง ๆ ที่บันทึกไว้หรือวิเคราะห์ปัญหาต่อจากที่ได้เคยทำมาแล้ว

2.7 การดูผลการวิเคราะห์ปัญหา

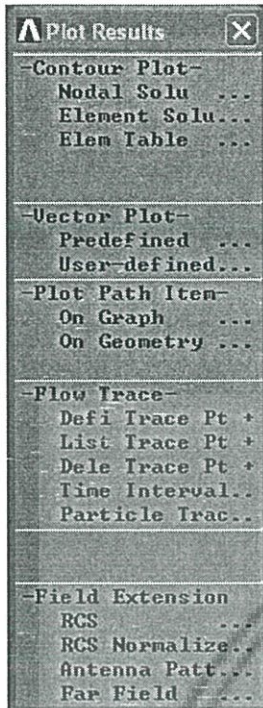


คำสั่ง=> Main Menu>General Postproc

สำหรับเมนู General Postproc จะประกอบด้วยหลายเมนูเช่นเดียวกัน ซึ่งหลังจากที่โปรแกรมทำการคำนวณวิเคราะห์ปัญหาเรียบร้อยแล้วจะใช้เมนูนี้ในการดูผลการวิเคราะห์ General Postproc จะประกอบด้วยเมนูหลายเมนู ดังแสดงในรูปที่ ก.16 ซึ่งจะขอยกตัวอย่างเช่น

- เมนู Read Results เมนูนี้ใช้ในการอ่านผลที่ได้จากการวิเคราะห์โดยสามารถเลือกได้ว่าต้องการที่จะอ่านตามช่วงความถี่ หรืออ่านตามช่วงลำดับ (Step) ในการวิเคราะห์
- เมนู Plot Result เป็นเมนูที่ใช้ดูผล ซึ่งในเมนูนี้ก็มีเมนูย่อยให้เลือก รูปแบบการพล็อตผลการวิเคราะห์อีกด้วยอย่างเช่น ดูผลในลักษณะการพล็อตเป็นช่วง ๆ กระจายตามลำดับสี่ (Contour Plot) การดูผลในลักษณะเวกเตอร์ (Vector Plot) โดยหน้าต่างที่ใช้เลือกการแสดงผลแสดงในรูปที่ ก.17
- Read Result เป็นเมนูที่ใช้ในการดูข้อมูลในลักษณะ Text File

รูปที่ ก.16 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการดูผลการวิเคราะห์



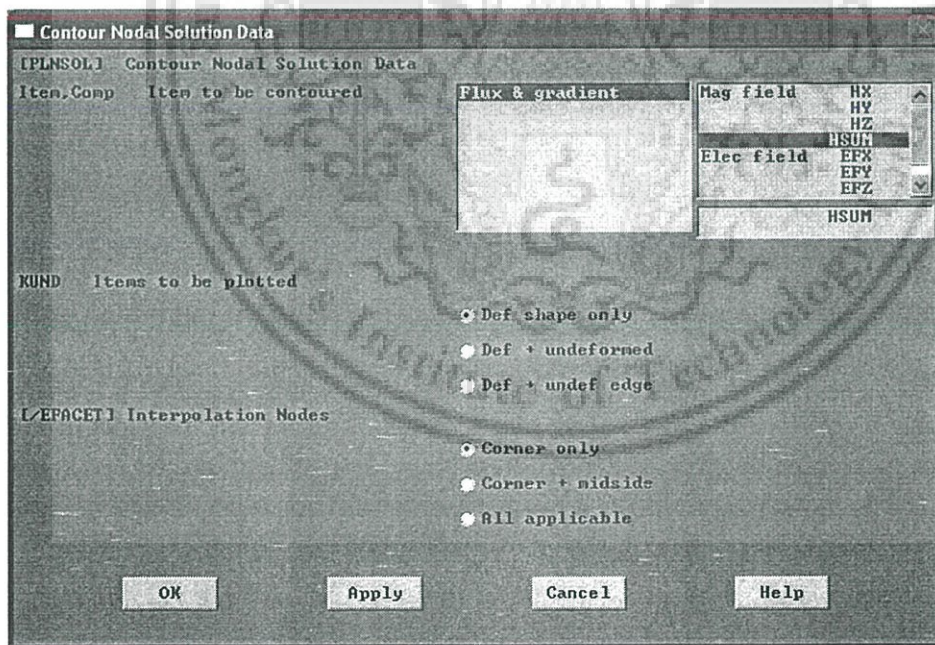
คำสั่ง=> Main Menu>General Postproc >Plot Results

หน้าต่าง Plot Result เป็นหน้าต่างที่ใช้ในการเลือกรูปแบบการแสดงผลการวิเคราะห์ซึ่งประกอบด้วยเมนูย่อยหลายเมนูสำหรับเมนูที่มีการใช้งานบ่อยที่สุดคือ Contour Plot และ Vector Plot

คำสั่ง=> Main Menu>General Postproc >Plot Result>Nodal Solu..

หน้าต่างเมนู Nodal Solu..แสดงดังในรูปที่ ก.18 ในเมนูนี้ถ้าเป็นการวิเคราะห์ทางอิเล็กทรอนิกส์ จะใช้ในการพล็อตการกระจายของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า

รูปที่ ก.17 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการแสดงผลการวิเคราะห์

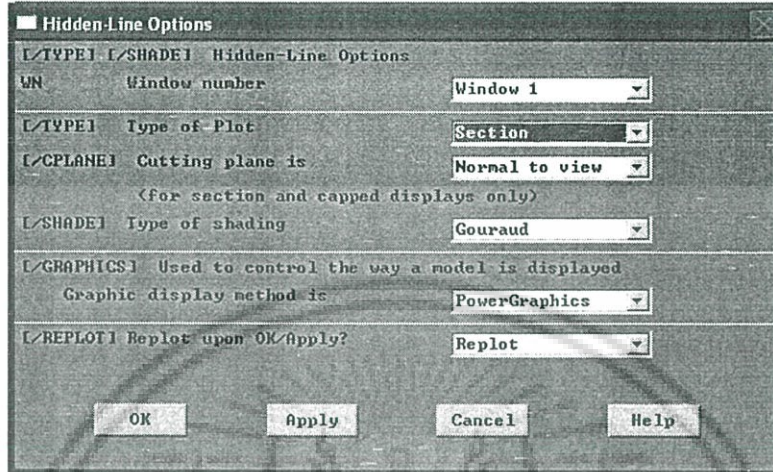


รูปที่ ก.18 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการแสดงผลการวิเคราะห์แบบ Contour

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้拿去ใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คำสั่ง => Utility Menu > PlotCtrls/Style/Hidden-Line Options

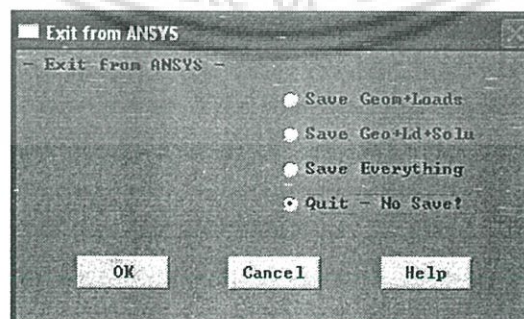
คำสั่งนี้ใช้ในการกำหนดโหมดในการแสดงผลการกระจายตัวของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ต้องการดูผล โดยไม่ต้องตัดแบบจำลอง หรือเคลียเอลิเมนต์ออกซึ่งเมื่อเข้ามาที่หน้าต่างนี้แล้วให้ Set ที่ช่อง Type of Plot เป็น Section ดังแสดงในรูปที่ ก.19



รูปที่ ก.19 แสดงหน้าต่างที่ใช้ในการดูผลการวิเคราะห์ภายในแบบจำลอง

หลังจากการพิจารณาผลการวิเคราะห์เรียบร้อยแล้ว เมื่อทำการกดปิด โปรแกรมจะปรากฏหน้าต่าง ดังแสดงในรูปที่ ก.20 ซึ่งจะมีให้ผู้ใช้เลือกว่าต้องการออกแบบใดโดยประกอบด้วย 4 โหมดดังนี้

1. *Save Geom+Load* การออกจากโปรแกรมด้วยการบันทึกแบบจำลอง และเงื่อนไขขอบเขตที่ได้ กำหนดให้แบบจำลอง
2. *Save Geo+Ld+Solu* การออกจากโปรแกรมด้วยการบันทึกแบบจำลอง และเงื่อนไขขอบเขตที่ได้ กำหนดให้แบบจำลอง และผลการวิเคราะห์ปัญหา
3. *Save Everything* การออกจากโปรแกรมด้วยการบันทึกการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นทั้งหมด
4. *Quit-No save!* การออกจากโปรแกรมโดยไม่มีกรบันทึกใด ๆ ทั้งสิ้น



รูปที่ ก.20 แสดงหน้าต่างก่อนออกโปรแกรม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ข.

ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

- [1] S. Tungjitusolmun, M. Chaichanyut, P. Lertprasert, M. Krairiksh, “Finite Element Method for Analyses of Magnetic and Electric Field Distributions of Monopole Antennas in Liver Tissue”, IEEE INTERNATIONAL WORKSHOP ON BIOMEDICAL CIRCUITS&SYSTEMS, DECEMBER 1-3, 2004, SINGAPORE,2004

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

**2004 IEEE International Workshop on
Biomedical Circuits & Systems**

December 1-3, 2004
Marina Mandarin Hotel, Singapore

Organizers:
IEEE Circuits and Systems Chapter Singapore
Institution of Engineers Singapore
IEEE Singapore Section

Technical Sponsors:
IEEE Circuits and Systems Society
National University of Singapore
Nanyang Technological University
Institute of Microelectronics, Singapore
Imperial Institute of Biomedical Engineering, Imperial College, London

DNA Extractor
QUALITY OF LIFE

IEEE

General Chairs Message
Technical Program Chair Message
Keynote Speakers
Organizing Committee
Programme at a Glance
Sessions Index
Authors Index
Tutorials
BioCAS 2004 (Call for Papers)
Menu with Frame
Organizers and Sponsors

IEEE Catalog Number: 04EX922C

ISBN: 0-7803-8666-3

© 2004 IEEE. Personal use of this material is permitted. However, permission to reprint/republish this material for advertising or promotional purposes or for creating new collective works for resale or redistribution to server or lists, or to reuse any copyright component of this work in other works must be obtained from the IEEE.

FINITE ELEMENT METHOD FOR ANALYSES OF MAGNETIC AND ELECTRIC FIELD DISTRIBUTIONS OF MONOPOLE ANTENNAS IN LIVER TISSUE

S. Tungjikusolmun¹, M. Chaichanyut¹, P. Lertprasert¹, M. Krairiksh²

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

²Department of Telecommunication Engineering, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand

ABSTRACT

This paper 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 2.45GHz. Four configurations of monopole antennas were considered: open-tip, dielectric-tip, metal-tip and slot antennas. From the simulation results, the open-tip antenna had a small amount of magnetic field distribution at the tip, while the dielectric-tip antenna had virtually no magnetic field distribution at the tip. The metal-tip and slot antennas had continuous magnetic field distribution extending from the tip. The electric field distribution of open-tip, dielectric-tip, and metal-tip monopole antennas were similar, while the electric field distribution of slot antenna was maximized at the tip, but covered a narrower region along the length of the antenna.

1. INTRODUCTION

RADIO-FREQUENCY (RF) catheter ablation is a medical procedure introduced in the mid-1980s. It is a technique in which power is applied through probes inserted in tissue at frequency of 100 and 500 kHz, resulting in tissue heating by current conduction and ionic agitation in which cell necrosis is induced in regions above 50 °C [1]. The resulted lesions are small but relatively deep. However, if we desire to create lesions that are large and shallow, RF ablation is ineffective [2]. From these limitations of RF ablation, a new technique known as microwave ablation has been developed for the treatment of liver tumor. The technique is in many ways similar to RF ablation, but it uses a microwave generator to heat tissue.

Microwave antennas have been used for many years. The geometries of microwave antennas have many configurations such as symmetric dipole [3], monopoles [4], as well as slot antennas [5]. The present radiating electromagnetic powers have been used at either 915 MHz or 2.45 GHz. Electromagnetic wave propagation at microwave frequencies heats the targeted region by dielectric excitation rather than by conduction, which makes it possible to heat tumors to temperature above 50 °C at a much faster rate [6].

Thus, we must study the characteristics of various monopole antennas for microwave ablation by analyzing their magnetic and electric fields. Labonte *et al* [7] compared and considered magnetic field and SAR distributions of monopole antennas in heart tissue and discovered that metal-tip monopole antenna was best for their particular application.

This paper presents a comparative study of monopole antennas of various configurations for use in microwave ablation. The required investigations for monopole antennas in liver tissue are: 1.) magnetic field distributions in liver tissue, and 2.) electric field distributions in liver tissue.

We studied and compared four monopole antennas, whose geometries are shown in Fig. 1. They are: 1). open tip monopole (OTM) where its extremity of the inner conductor is in contact with the ambient medium; 2). dielectric tip monopole (DTM) which is completely enclosed by the dielectric; 3). metal tip monopole (MTM) which provides increased electrical contact of the tissue, and 4). ring slot monopole (SLOT).

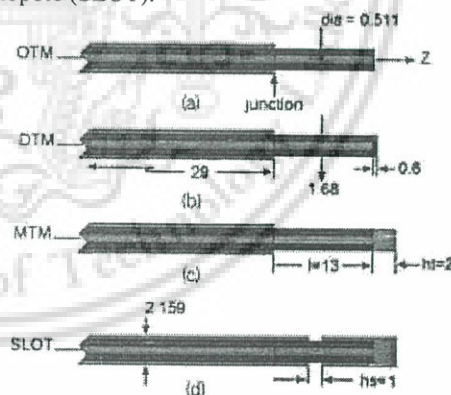


Fig 1. Configurations of the monopole antennas. (a). Open tip monopole (OTM). (b). Dielectric tip monopole (DTM) (c). Metal tip monopole (MTM) (d). Slot monopole (SLOT)

2. METHODOLOGY

The finite element method (FEM) involves dividing a complex geometry into small elements for a system of partial differential equation, evaluated at nodes or

edges. This section provides detailed description of the geometries used in our simulations.

2.1. Monopole antennas

The most basic antennas design is a simple coaxial cable. These antennas are easily fed through an open-ended coaxial transmission line. A coaxial transmission line consists of inner and outer conductors along the same cylindrical axis separated by low-loss dielectric. The coaxial cable has the ability to propagate in a single mode where the magnetic and electric fields are both perpendicular to propagation direction (TEM).

The end of the inner conductor may remain open or coated with dielectric or metal [7]. For slot antenna, the antenna is fabricated from coaxial cable in which a small ring slot is cut close to the tip of the antenna to allow electromagnetic wave propagation into the tissue. The width of this slot h_s is usually chosen to be smaller than the wavelength. The inner and outer conductors of the coaxial cable are short-circuited at the tip of antenna.

2.2. Software

We constructed the geometrical model, assigned material properties to the appropriate regions, and ran all numerical simulations using ANSYS 5.7 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA). We ran our simulations on a personal computer with Intel Pentium IV 2.4 GHz, and 512 MB of RAM.

2.3. Geometric model

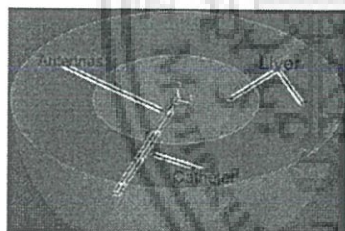


Fig. 2 The cross-section of the geometric model for FEM analysis

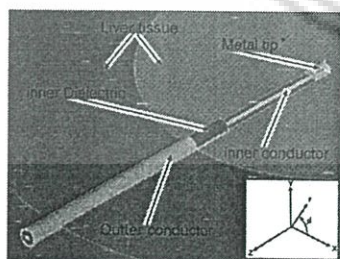


Fig. 3 The cross-section of the geometric model of the antenna. The orientation of the coordinates is also shown.

ANSYS allows users to create the geometric model as well as assign material properties and

necessary boundary conditions. The geometric model is sketched in Fig. 2 and 3

Table I.
Dimensions of the monopole antennas

Material	Radius r (mm)	Length l (mm)
1. Dielectric tip	0.84	0.6
2. Metal tip	0.84	2
3. inner conductor	0.2555	42
4. outer conductor	1.0795	29
5. inner dielectric	0.84	29
6. Antenna	0.84	13
7. Catheter	1.0795	29
8. Liver	40	-

The boundary conditions assigned to FEMs in this study complied with the following [8]:

I. The propagation mode for the microwave was assumed to be TEM, where the feeding source was launched inside the cable. The total field was computed by the technique of the scattering problem. For TEM excitation, the Maxwell's Curl equations in cylindrical coordinate with the electric field, E , eliminated, can be reduced to a scalar form as

$$-\frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial H\phi}{\partial z} \right) - \frac{\partial}{\partial r} \left[\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (rH\phi) \right] = (-j\omega\mu H\phi)(\sigma + j\omega\epsilon) \quad (1)$$

II. The tangential electric field is zero by defining all perfect conducting boundaries, such as the conductors in the coaxial cable.

III. The boundary at the coaxial input port is a hard feeding source aperture. For this type of source aperture, the port is treated as a hard source, launching an incident wave but not allowing any reflected wave to be absorbed.

IV. The potential difference between inner and outer conductors is 50 V.

2.4. Material Properties

We used the material properties required for antennas, catheter body, liver tissue at approximately 2.45GHz. Table II summarizes the material properties included in our 3-D FEM models [9], [10]

Table II.
Material properties at the frequency 2.45 GHz

Properties	Liver	Antennas
Relative permittivity (ϵ_r)	43.03	2.03
Relative permeability (μ_r)	1	1
Conductivity (σ) [s/m]	1.69	PEC*

* PEC(perfect electric conductor)

2.5. Meshing

We performed non-uniform meshing of the geometries using tetrahedral elements. Figure 4 illustrates the meshed models of the monopole

antennas. Table III lists the numbers of elements and nodes used in four monopole antennas models.

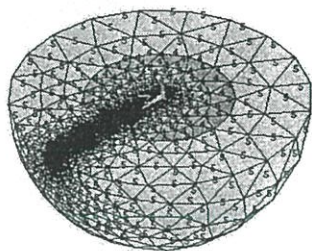


Fig 4. The cross-section of the meshed model

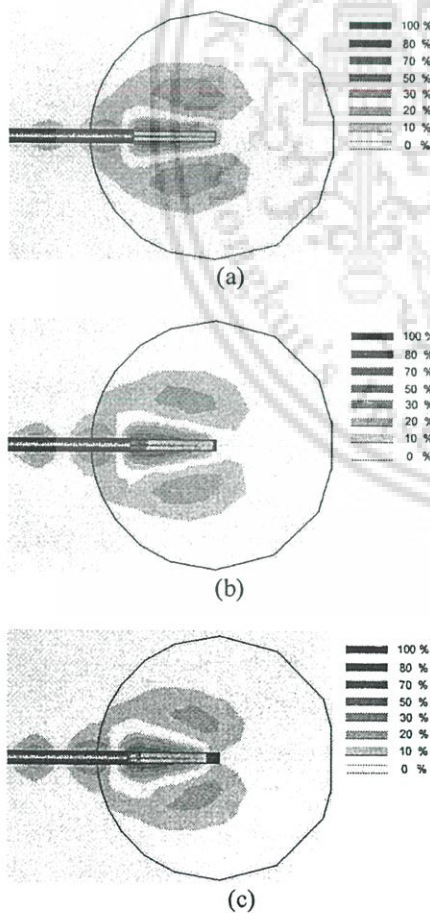
Table III.

Numbers of elements and nodes of each type of antennas

Type Antenna	Nodes	Elements
OTM	135976	101214
DTM	137000	101938
MTM	141194	104981
SLOT	170592	127022

3. RESULTS

3.1. Magnetic field distributions



3.2. Electric field distributions

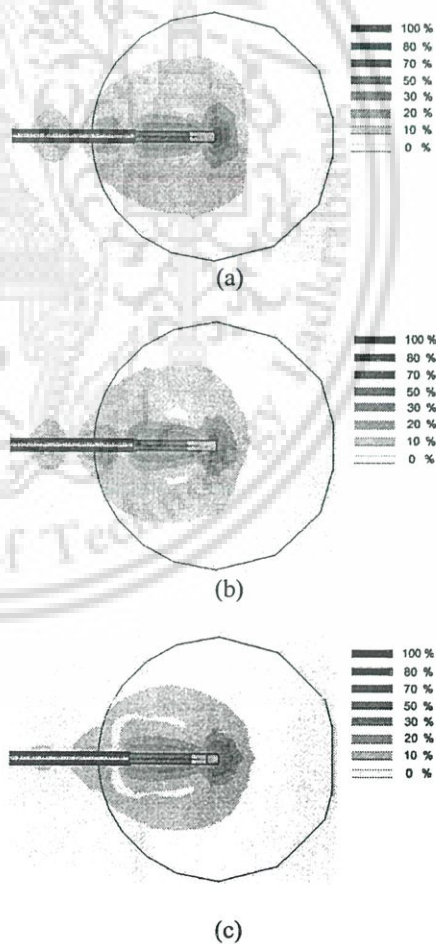


Fig 5. Magnetic field distributions of monopole antennas: (a) OTM (b) DTM (c) MTM (d) SLOT

Fig. 5 shows magnetic field distributions of monopole antennas. The OTM, DTM and MTM had similar magnetic field distributions, but their distributions were different at the antenna tips. For OTM, the magnetic field was very small at the tip. The DTM has no magnetic field distributions in regions adjacent to the tip. The magnetic field distribution of MTM extended continuously from the antenna tip. For SLOT antenna, the magnetic field was distributed continuously along the length of the antenna. In addition, the magnetic field distribution in regions along the catheter was highest for SLOT antenna.

ประวัติผู้เขียน

นายมนตรี ไชยชาญยุทธ์ เกิดเมื่อวันที่ 20 กันยายน 2522 อำเภอเมือง จังหวัดสงขลา ปีการศึกษา 2545 สำเร็จการศึกษาปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ จากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง กรุงเทพฯ และ ปีการศึกษา 2542 จบประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขา อิเล็กทรอนิกส์ จาก สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล วิทยาเขตภาคใต้ สงขลา

งานวิจัยที่สนใจ Microwave frequency hepatic ablation, Finite element Modeling, Medical Instrumentation. และ Medical Image Processing



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้