



รายงานการวิจัยฉบับสมบูรณ์

การวิเคราะห์และคำนวณรูปแบบการให้ความร้อนกับเนื้อเยื่อโดยใช้ภาพ
ถ่ายทางการแพทย์
Analysis and computation of tissue thermal energy delivery using
medical images

ดร.ภัทรพงษ์ ภาสุขกิจ

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินงบประมาณเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ 2555
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

RCH
TA
347
.F5
ค3667

เลขหมู่.....
131099

เลขทะเบียน.....
วัน เดือน ปี 22 ก.ค. 2557

b. 12603752
1.....

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้ใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	V
สารบัญภาพ.....	VI
บทที่/1 บทนำ.....	1
1.1 หลักการและเหตุผลของโครงการวิจัย.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
บทที่/2 หลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาลำไส้ใหญ่ของมนุษย์.....	3
2.2 มะเร็งลำไส้ใหญ่.....	5
2.3 การรักษา.....	10
2.4 ผลข้างเคียง.....	11
2.5 การวิเคราะห์ทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	12
2.6 โหมดสำหรับการเดินทางของคลื่น.....	14
2.7 สนามไฟฟ้าในช่องว่างวัสดุ.....	16
2.8 สายส่งไมโครเวฟและท่อนำคลื่น.....	18
2.9 สมการความร้อนในทางชีววิทยา.....	20
2.10 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ.....	21
2.11 หลักการของเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการจำลอง.....	22
2.12 ทฤษฎีไฟไนต์เอลิเมนต์.....	25
บทที่/3 ขั้นตอนการออกแบบและการสร้างแบบจำลอง.....	30
3.1 การสร้างแบบจำลองจากภาพ ซีที สแกน.....	30
3.2 การออกแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	34
3.3 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์.....	44
บทที่/4 ผลการทดลอง.....	46
บทที่/5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	52

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บรรณานุกรม/เอกสารอ้างอิง.....53

ภาคผนวก.....

ภาคผนวก ก.....

ภาคผนวก ข.....

ประวัตินักวิจัย.....

หมายเหตุ

1. ชื่อหัวข้อและจำนวนบทสามารถปรับให้สอดคล้องกับงานวิจัยได้ตามความเหมาะสมของงานวิจัยทางด้านวิทยาศาสตร์/ด้านสังคมศาสตร์
2. เครื่องหมาย / หมายถึง การเว้นวรรค 1 ระยะตัวอักษร



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
3.1 แสดงค่าความหนาของผนังลำไส้ใหญ่ที่สร้างในแบบจำลอง.....	36
3.2 แสดงคุณลักษณะของสายอากาศ.....	38
3.3 แสดงคุณลักษณะเฉพาะของเนื้อเยื่อลำไส้ใหญ่.....	44
3.4 แสดงคุณลักษณะทางไฟฟ้า.....	44



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ

ภาพที่	หน้า
1.1 แสดงภาพถ่ายทางการแพทย์ของอวัยวะภายในร่างกาย.....	1
1.2 แสดงขบวนการนำเข้าสู่โปรแกรมสำหรับขึ้นรูปทรงภาพถ่ายทางการแพทย์.....	1
1.3 แสดงการรักษาโดยการแทงโพรบนาคลิ้นเพื่อทำลายก้อนเนื้อที่ขวางทางเดินหายใจภายในลำคอ.....	2
1.4 แสดงผลของการจำลองการรักษาของผู้ป่วยก่อนการรักษาในภาพถ่ายทางการแพทย์.....	2
2.1 ลำไส้ใหญ่ (Large intestine or Colon).....	3
2.2 ส่วนประกอบของลำไส้ใหญ่ (Colon).....	4
2.3 (ก)กราฟแสดงสถิติมะเร็งที่พบบ่อย 10 อันดับแรกในประเทศชาย.....	5
2.3 (ข)กราฟแสดงสถิติมะเร็งที่พบบ่อย 10 อันดับแรกในประเทศหญิง.....	6
2.4 เปอร์เซ็นต์ของบริเวณลำไส้แต่ละส่วนที่มีการกระจายตัวของมะเร็ง.....	6
2.5 ตัวอย่างลักษณะของติ่งเนื้อ (Polyp) ในลำไส้ใหญ่.....	7
2.6 แสดงภาพถ่ายเอกซเรย์ของการตรวจลำไส้ใหญ่โดยการสวนแป้ง (Barium enema).....	8
2.7 แสดงภาพการตรวจลำไส้ใหญ่ด้วยวิธี (Colonoscopy).....	9
2.8 แสดงภาพการตรวจลำไส้ใหญ่ตรงส่วนปลายด้วยวิธี (Sigmoidscopy).....	9
2.9 แสดงการแบ่งระยะของโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่.....	9
2.10 (A) ภาพแสดงมะเร็งที่ลำไส้ใหญ่ส่วนขวาง.....	10
2.10 (B) ภาพแสดงการตัดลำไส้บางส่วนและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงออก.....	10
2.10 (C) ภาพแสดงการต่อลำไส้เข้าไว้ด้วยกัน.....	10
2.11 (A) ภาพแสดงมะเร็งลำไส้ใหญ่.....	11
2.11 (B) ภาพแสดงการตัดลำไส้บางส่วน.....	11
2.11 (C) ภาพแสดงการเปิดช่องทางผนังหน้าท้องและถุง.....	11
2.12 (ก) การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสนามแม่เหล็กตัดขวาง (TM mode).....	15
2.12 (ข) การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสนามแม่เหล็กตัดขวาง (TE mode).....	15
2.12 (ค) การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสนามแม่เหล็กตัดขวาง (TEM mode).....	15
2.13 ภาพตัดขวางของตัวกลางไดอิเล็กตริกโพลารไรซ์.....	17
2.14 (ก) สายส่งสัญญาณโหมด TEM (TEM Transmission Lines).....	18
2.14 (ข) สายส่งสัญญาณโหมด (Multi-Mode Transmission Lines).....	18
2.15 ท่อนำคลื่นแบบต่างๆ.....	19
2.16 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง.....	21
2.17 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโคแอกเซียลในเนื้อเยื่อทดสอบ.....	22
2.18 แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสล็อตโคแอกเซียล.....	22
2.19 แสดงจุดจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟให้กับสายอากาศ.....	23
2.20 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตต่อเนื่อง.....	23

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

	หน้า
2.21 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตตัวนำ.....	24
2.22 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตสะท้อน.....	24
3.1 แสดง Block Diagram การสร้างแบบจำลองลำไส้ใหญ่ส่วนปลายจากภาพ ซีที สแกน (CT Scan).....	30
3.2 แสดงภาพที่ได้ จาก ซี ที สแกน (CT Scan).....	31
3.3 แสดงภาพ 3 มิติ จากภาพ ซี ที สแกน (CT Scan).....	31
3.4 แสดงภาพ 3 มิติ ที่ผิวไม่เรียบ.....	32
3.5 แสดงภาพ 3 มิติ ที่ทำการตกแต่งผิวให้เรียบ.....	32
3.6 การสร้างภาพตัดขวาง.....	33
3.7 รูปที่มีปริมาตร (Solid).....	33
3.8 แสดงแบบจำลองรูปทรงกระบอกลำไส้ใหญ่.....	34
3.9 แสดงแบบจำลองที่ใช้คำนวณการทำลายเซลล์ลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย.....	34
3.10 แสดงรูปลักษณะกายวิภาคของลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย.....	35
3.11 แสดงรูปลักษณะลำไส้ใหญ่ส่วนปลายที่ใช้ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์.....	35
3.12 (ก) แสดงลักษณะก่อนเซลล์มะเร็งบริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนปลายจากกล้องส่องลำไส้ใหญ่มีขนาด 1 เซนติเมตร.....	36
3.12 (ข) แสดงรูปลักษณะก่อนมะเร็งบริเวณลำไส้ใหญ่จากแบบจำลองมีขนาด 1 เซนติเมตร.....	37
3.13 (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด (Open Tip Antenna).....	37
3.13 (ข) สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna).....	37
3.14 แสดงแบบจำลองการกระจายตัวทางอุณหภูมิของสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna).....	39
3.15 แสดงแบบจำลองการกระจายตัวทางอุณหภูมิของสายอากาศแบบปลายเปิด (Open Tip Antenna).....	39
3.16 แสดงแบบจำลองการวางสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) อยู่ในเซลล์มะเร็งแบบตรง.....	40
3.17 แสดงแบบจำลองการวางสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) สัมผัสกับเซลล์มะเร็ง.....	40
3.18 แสดงแบบจำลองการวางสายอากาศอยู่ในเซลล์มะเร็งแบบโค้งงอเพื่อให้ตำแหน่งเหมาะสมต่อการทำลาย.....	41
3.19 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 1 มิลลิเมตร.....	42
3.20 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 2 มิลลิเมตร.....	42
3.21 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 3 มิลลิเมตร.....	42
3.22 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 4 มิลลิเมตร.....	43
3.23 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 5 มิลลิเมตร.....	43
3.24 แสดงรูปแบบการเมชเอลิเมนต์.....	45
4.1 แบบจำลองการสอดสายอากาศในลำคอ.....	46
4.2 Mesh element	46
4.3 การกระจายความร้อนในแนวแกน Y	47
4.4 การกระจายความร้อนในรูปแบบ isosurface	47

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.5 การดูดซับของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	48
4.6 การดูดซับของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบ isosurface	48
4.7 สนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ.....	49
4.8 สนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ.....	49
4.9 กราฟการกระจายความร้อน.....	50
4.10 กราฟการดูดซับของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า.....	50
4.11 กราฟการกระจายตัวของความร้อนที่อุณหภูมิมากกว่า 42 องศาเซลเซียส.....	51



ชื่อโครงการ (ภาษาไทย) การวิเคราะห์และคำนวณรูปแบบการให้ความร้อนกับเนื้อเยื่อโดยใช้ภาพถ่าย
ทางการแพทย์.....
แหล่งเงิน ..เงินรายได้.....
ประจำปีงบประมาณ 2555..... จำนวนเงินที่ได้รับการสนับสนุน 75,000.....บาท
ระยะเวลาทำการวิจัย 1..... ปี ตั้งแต่ 1 ตุลาคม 2554 ถึง 30 กันยายน 2555.....
ชื่อ-สกุล หัวหน้าโครงการ และผู้ร่วมโครงการวิจัย พร้อมระบุ หน่วยงานต้นสังกัด
ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุกกิจ สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้า
เจ้าคุณทหารลาดกระบัง.....

บทคัดย่อ

จากงานวิจัยฉบับนี้ ได้พัฒนาการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยภาพถ่ายทางการแพทย์ เพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ผลการทำลายด้วยระเบียบวิธีการทางด้านฟิสิกส์ โดย นำภาพถ่ายทางการแพทย์ เข้ามาทำการสร้างภาพจำลองด้วยโปรแกรมสร้างแบบจำลองด้วยข้อมูล 3 มิติ ที่มีขนาดและรูปร่างตามภาพถ่ายทางการแพทย์ ด้วยข้อมูล CT-SCAN หรือ MRI ซึ่งมีความสลับซับซ้อนเป็นอย่างมาก ซึ่งสามารถทำการออกแบบเสาอากาศให้มีรูปร่างการทำลายที่เหมาะสมได้ตามโครงสร้างของอวัยวะที่เป็นข้อมูลจริง จึงเป็นประโยชน์อย่างมากในการออกแบบโครงสร้างให้สอดคล้องกับรูปร่างของอวัยวะได้เป็นอย่างดี

คำสำคัญ : CT-SCAN , MRI , ภาพถ่ายทางการแพทย์ , ระเบียบวิธีฟิสิกส์ ,Microwave Ablation.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Research Title: Analysis and computation of tissue thermal energy delivery using medical images

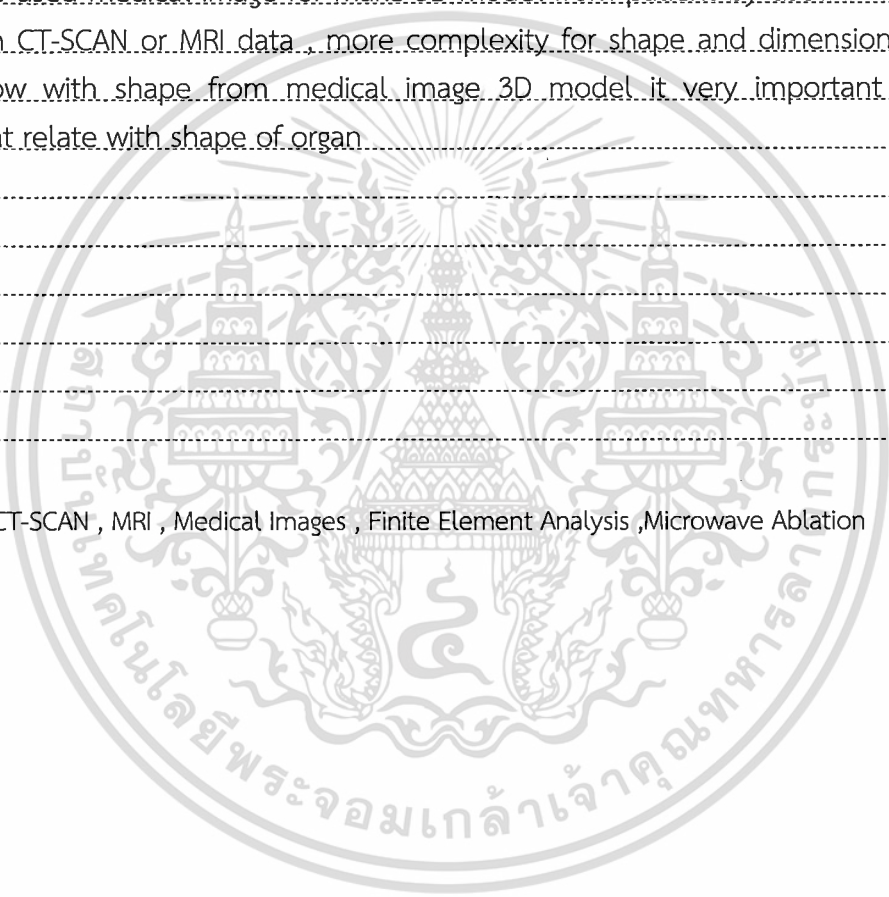
Researcher: DR.PATTARAPONG PHASUKKIT

Faculty: Enginnering **Department:** Electronic Engineering

ABSTRACT

In this research we developed research under medical image for analysis of cancer cell destroy for got more performance for design microwave antenna by use finite element analysis .We used medical image for make 3D model from patient by used medical image format from CT-SCAN or MRI data , more complexity for shape and dimension . Antenna design follow with shape from medical image 3D model it very important for design antenna that relate with shape of organ

Keywords : CT-SCAN , MRI , Medical Images , Finite Element Analysis ,Microwave Ablation



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การวิจัยครั้งนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากสถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง จากแหล่งทุนวิจัยเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ 2555 ทางทีมผู้วิจัย ขอขอบพระคุณผู้บริหารทุกท่าน ที่ให้การสนับสนุนในการพัฒนางานวิจัย และทางสาขาวิชาที่อำนวยความสะดวก ต่อผู้วิจัยในเรื่องของสถานที่ที่ ทำการวิจัย และนักศึกษา ระดับปริญญาโทที่ คอยสนับสนุนด้านการวิจัยในทุกๆ ด้าน.....

หัวหน้าโครงการวิจัย ดร.ภัทรพงษ์ ผาสุขกิจ

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

หลักการและเหตุผลของโครงการวิจัย

การนำภาพถ่ายทางการแพทย์มาใช้ร่วมกับการวิเคราะห์การรักษาในปัจจุบัน ทำให้แพทย์ผู้ทำการรักษาสามารถทราบผลล่วงหน้าได้ก่อนทำการรักษาจริง เป็นการช่วยลดความเสี่ยงต่อปัญหาต่างๆ เช่นภาวะแทรกซ้อนต่างๆ ในขณะที่ทำการรักษา เนื่องจากอวัยวะภายในร่างกายมีความสัมพันธ์กัน ดังนั้นถ้าแพทย์สามารถจำกัดการรักษาให้อยู่ในพื้นที่ ที่ต้องการได้ โดยวิเคราะห์ที่ได้จากการนำภาพถ่ายทางการแพทย์จริง ที่ได้มาจากเครื่องสแกน CT หรือ MRI มาวิเคราะห์ที่ให้ความถูกต้องสูงด้วยวิธีการทางวิศวกรรม จะเป็นประโยชน์อย่างมาก

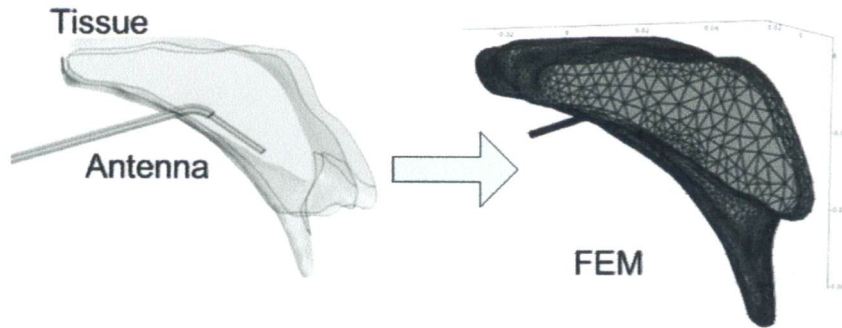


รูปที่ 1.1 แสดงภาพถ่ายทางการแพทย์ของอวัยวะภายในร่างกาย

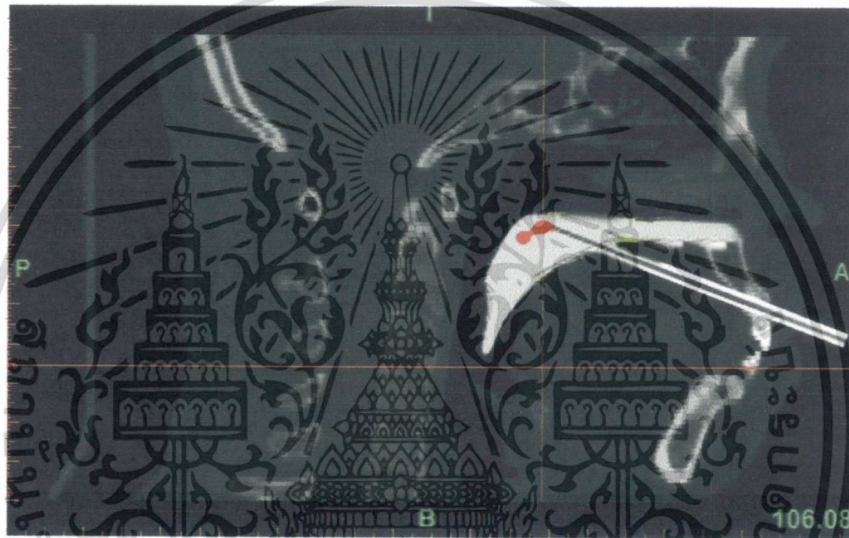


รูปที่ 1.2 แสดงขบวนการนำเข้าสู่โปรแกรมสำหรับขึ้นรูปทรงภาพถ่ายทางการแพทย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 1.3 แสดงการรักษาโดยการแทงโพรบนำคลื่นเพื่อทำลายก้อนเนื้อที่ขวางทางเดินหายใจภายในลำคอ



รูปที่ 1.4 แสดงผลของการจำลองการรักษาของผู้ป่วยก่อนการรักษาในภาพถ่ายทางการแพทย์

โครงการวิจัยนี้นำภาพถ่ายทางการแพทย์มาใช้เพื่อนำเอาการทำลายด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟไปก่อให้เกิดความร้อนในเนื้อเยื่อที่ทำการทำลาย แตกต่างจากงานวิจัยที่ผ่านมาคือการสร้างแบบจำลองเป็นก้อนวัตถุ ที่มีรูปร่างง่าย ทำให้ดูได้ในพื้นที่จำกัด ไม่สามารถดูภาพโดยรวมว่าหลังจากทำการรักษาแล้ว จะมีส่วนที่เสียหาย แสดงในตำแหน่งของร่างกายได้อย่างไร โดยวิธีการของงานวิจัย จะสามารถให้แพทย์และผู้ป่วยได้ทราบถึงบริเวณและตำแหน่งที่เกิดความร้อนได้ ก่อนการรักษารักษาจริง เป็นการลดความเสียหายได้ก่อนการรักษารักษาจริง

1.2 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

- สร้างหัวข้อการวิจัยที่เหมาะสมกับการตีพิมพ์โดยเน้น การออกแบบที่เหมาะสมกับบอวิยะใช้งานและเป็นโพรบนำคลื่นรูปแบบใหม่ เพื่อสามารถตีพิมพ์ในวารสารนานาชาติที่มี impact factor.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

หลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่เกี่ยวข้อง

ในบทนี้จะกล่าวถึงกายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาของลำไส้ใหญ่ของมนุษย์รวมทั้งปัจจัยเสี่ยงสาเหตุ ระยะความรุนแรง การรักษา มะเร็งลำไส้ใหญ่ (Colon Cancer) และพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา โดยกล่าวถึงสมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell' Equations) การเดินทางของคลื่นในตัวกลางชนิดต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio heat Equation) และทฤษฎีไฟไนต์เอลิเมนต์

2.1 กายวิภาคศาสตร์และสรีรวิทยาลำไส้ใหญ่ของมนุษย์



รูปที่ 2.1 ลำไส้ใหญ่ (Large intestine or Colon)

ลำไส้ใหญ่ (Large intestine or Colon) เป็นอวัยวะส่วนหนึ่งของระบบทางเดินอาหาร อาหารที่เหลือจากการย่อยของลำไส้เล็ก ภายหลังจากดูดซึมกากอาหารและน้ำย่อยที่เหลือจะผ่านลงสู่ลำไส้ใหญ่ที่มีความยาวประมาณ 5 ฟุต หรือ 1.56 เมตร ส่วนกว้าง กว้างกว่าลำไส้เล็ก โดยเฉพาะลำไส้เล็กส่วนปลาย (Ileum) ไปจนถึงทวารหนัก (Anus) แสดงในรูปที่ 2.1

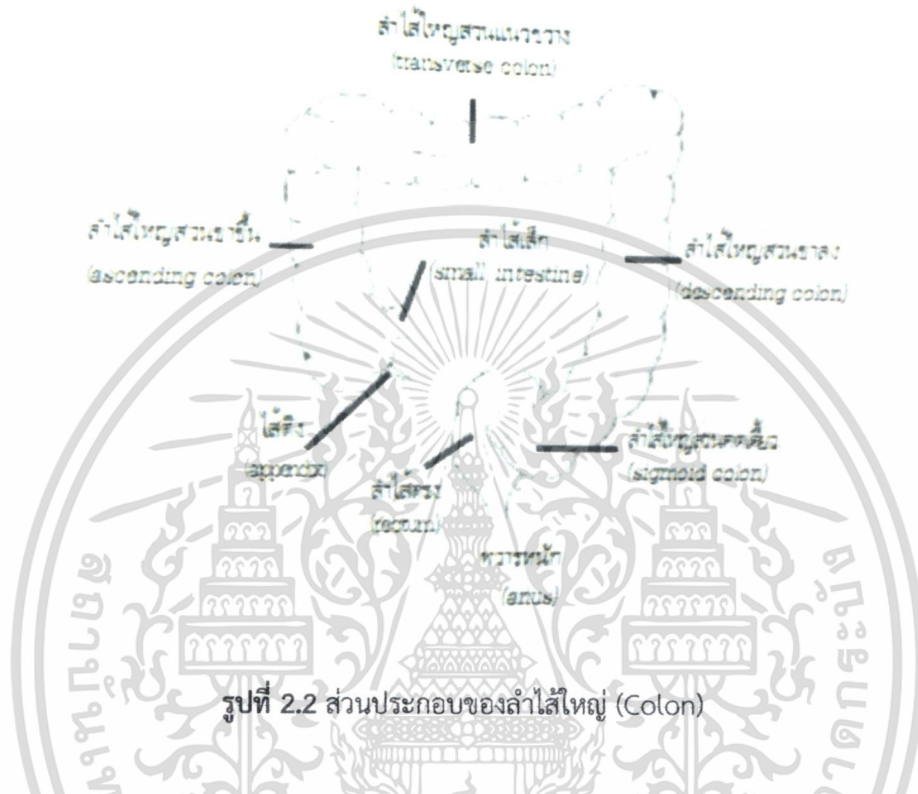
2.1.1 ส่วนประกอบของลำไส้ใหญ่

ส่วนประกอบของลำไส้ใหญ่ แบ่งออกเป็น 4 ตอน ดังนี้

2.1.1.1 ลำไส้ตัน (Cecum) เป็นที่ตั้งต้นของลำไส้ใหญ่ ลักษณะเป็นกระพุ้งใหญ่ มีลิ้นซึ่งทำด้วยรอยพับของเยื่อลำไส้ (Mucous Membrane) เรียกว่า ทวารลำไส้ใหญ่ (Ileocecal Valve) ปิดกั้นระหว่างลำไส้เล็กส่วนปลายกับลำไส้ตัน ทำหน้าที่เป็นทางผ่านของอาหารเข้าไปในลำไส้ใหญ่ทางเดียวไม่ให้อ้อนกลับมาใน ลำไส้เล็กอีก โดยทั่วไป ทวารลำไส้ใหญ่นี้จะทนความดันย้อนกลับได้มากถึง 50-60 เซนติเมตรน้ำ ผงลำไส้เล็กส่วนปลายก่อนถึงทวารลำไส้ใหญ่นี้จะหนาขึ้น ทำหน้าที่เป็น หูรด (Ileocecal Sphincter) ซึ่งตามปกติจะหดตัวเพื่อกันไม่ให้อาหารเข้าไปในลำไส้ตัน ภายหลังรับประทานอาหารจะมีการทำงานของ (Gastric-Ideal-Reflex) ซึ่งจะเร่งการบีบตัวเป็นคลื่นของลำไส้เล็กส่วนปลายให้ขับอาหาร ประมาณ 4 ลูกบาศก์เซนติเมตร ต่อการบีบไล่ครั้งหนึ่งผ่านทวารนี้ไป จากนั้นกากอาหารเพียงประมาณ 450 ลูกบาศก์เซนติเมตร ที่ถูกขับออกไปสู่ลำไส้ตันใน 1 วัน และเมื่อมีความต้านทานต่อการปล่อยอาหารผ่าน ทวารลำไส้ใหญ่นี้จะทำให้อาหารค้างอยู่ในลำไส้เล็กส่วนปลายนานขึ้นเพื่อเพิ่มการดูดซึม การควบคุมหูรดทวารลำไส้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ใหญ่ การหดตัวของกล้ามเนื้อหูรูดนี้ถูกควบคุมโดยรีเฟล็กซ์จากไส้ตัน เมื่อใดก็ตามที่ไส้ตันถูกดันให้ตึง หูรูดก็จะหดตัวแรงขึ้น เป็นการถ่วงเวลาให้อาหารจากลำไส้เล็กส่วนปลายผ่านไปสู่อไส้ตันข้างลง รีเฟล็กซ์นี้อาศัยทางเดินประสาทของกลุ่มประสาทไมเอนเทอริก (Myenteric Plexus) นอกจากนี้ Viscero-Sympathetic Reflex หลายอย่างที่เกิดจากการระคายของระบบทางเดินอาหารส่วนอื่น เช่น จากไตหรือจากเยื่อช่องท้องจะทำให้หูรูดหดตัวอย่างรุนแรง มีผลทำให้อาหารเคลื่อนผ่านทวารลำไส้ใหญ่เข้าไปหรือหยุดเลยก็ได้



รูปที่ 2.2 ส่วนประกอบของลำไส้ใหญ่ (Colon)

2.1.1.2 ลำไส้ใหญ่ (Colon) ในรูปที่ 2.2 เป็นส่วนที่ต่อจากไส้ตัน แบ่งออกเป็นตอนๆ ดังนี้

1. ลำไส้ใหญ่ส่วนขึ้น (Ascending colon) คือ ลำไส้ใหญ่ที่ต่อจากไส้ตันทอดขึ้นข้างบนทางขวาของช่องท้องไปจนถึงพื้นล่างใต้ตับ
2. ลำไส้ใหญ่ส่วนขวาง (Transvers Colon) คือ ลำไส้ใหญ่ส่วนที่ทอดขวางช่องท้องไปทางซ้าย แล้วโค้งไปใต้ปลายล่างของม้าม
3. ลำไส้ใหญ่ส่วนลง (Descending colon) คือ ลำไส้ใหญ่ส่วนที่ทอดลงมาข้างล่างซ้ายของช่องท้อง แล้วทอดโค้งคล้ายรูปอักษรตัวเอส (S) เรียกว่า Sigmoid Colon

2.1.1.3 ไส้ตรง (Rectum) มีความยาวประมาณ 5 นิ้ว ตรงบริเวณส่วนล่างมีลักษณะพองโตออกมา เพื่อเก็บอุจจาระไว้โดยมีลิ้นช่วยพยุงอยู่ ตำแหน่งที่ตั้งในเพศชายอยู่ข้างหลังกระเพาะปัสสาวะ ในเพศหญิงอยู่ข้างหลังมดลูกและมักเป็นบริเวณที่มีการตรวจพบมะเร็งลำไส้มากที่สุด

2.1.1.4 ท่อทวารหนัก (Anal Canal) เป็นส่วนปลายล่างของลำไส้ใหญ่ ยาวประมาณ 1-1.5 นิ้ว มีช่องเปิดออกสู่ภายนอก เรียกว่า ปากทวารหนัก (Anus) ที่ปากทวารหนักจะมีกล้ามเนื้อหุ้มล้อมเป็นวงอยู่โดยรอบ 2 วง วงใน เรียกว่า หูรูดชั้นใน (Internal Sphincter) วงนอก เรียกว่า หูรูดชั้นนอก (External Sphincter) กล้ามเนื้อเหล่านี้มีหน้าที่สำหรับเปิดให้อุจจาระผ่านออกไปแล้วปิดอย่างเดิม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลำไส้ใหญ่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อ 4 ชั้น คือ

1. Serous Cost เป็นชั้นนอกหุ้มอยู่เป็นตอนๆ ในบางส่วนของลำไส้ใหญ่เท่านั้นส่วนของปากทวารหนักจะไม่มีชั้นนี้หุ้มอยู่

2. Muscular Cost เรียงกันอยู่เป็น 2 ชั้น ชั้นในเรียงกันเป็นวงโดยรอบ (Circular layer) ชั้นนอกทอดไปตามยาว แต่รวมแยกกันเป็น 3 แถบ ตั้งต้นจากไส้ตันจนถึงส่วนต้นของไส้ตรง เรียกว่า Taeniae coli ซึ่งอาจมองด้วยตาเปล่า ผนังลำไส้ใหญ่ จะเห็นโป่งเป็นระยะ เรียกว่า Succulation Submucous cost

3. Mucous cost เป็นชั้นในสุด ไม่มี Circular Folds มีแต่ Intestinal Glands ซึ่งจะขับเมือก (Mucous) ออกมาเป็นจำนวนมาก จะเห็นว่าไม่มีการสร้างเอ็นไซม์ (Enzyme) ที่บริเวณลำไส้ใหญ่เลย จะมีแต่เฉพาะเซลล์เยื่อเมือกที่บุผนังลำไส้ใหญ่เท่านั้นที่สร้างน้ำเมือกออกมาเป็นจำนวนมาก มีลักษณะขุ่น ฤทธิ์เป็นด่าง pH 8-8.4 ทำหน้าที่หล่อลื่นกากอาหารให้เคลื่อนที่ผ่านไปได้อย่างสะดวก การที่ลำไส้ใหญ่ไม่มีเอ็นไซม์ เนื่องจากอาหารที่ผ่านกระเพาะมาถึงลำไส้ใหญ่นั้นส่วนใหญ่จะเป็นกากอาหารที่เหลวไม่ย่อยแล้ว แต่ยังมีส่วนที่เป็นน้ำและเกลือแร่มากเส้นประสาท (Nerves) ที่มาสู่ลำไส้ใหญ่ คือ เส้นประสาทอัตโนมัติที่แตกมาจากมิเซนเทอริก เพกซัส (Mesenteric Plexus) และไฮโปแกสติก เพกซัส (Hypo Gastric Plexua) หลอดโลหิตที่มาสู่ลำไส้ใหญ่ คือ แขนงของ Superior Mesenteric Artery และ Inferior Mesenteric Artery นอกจากนี้ในส่วนของไส้ตรงยังได้รับโลหิตมาจากแขนงของ Hypo Gastric Arteries

2.1.2 หน้าที่ของลำไส้ใหญ่

2.1.2.1 ถ่ายระบายกากอาหาร (Waste Product) ออกจากร่างกาย

2.1.2.2 ดูดซึมน้ำและอิเล็กโทรลัยต์จากอาหารที่ถูกย่อยแล้ว เช่น โซเดียมและเกลือแร่อื่นๆ ที่เหลืออยู่ในกากอาหาร รวมทั้งวิตามินบางอย่างที่สร้างจากแบคทีเรีย ซึ่งอาศัยอยู่ในลำไส้ใหญ่ ได้แก่ วิตามินบี-รวม ด้วยเหตุนี้จึงเป็นหนทางสำหรับให้น้ำ อาหารและยาแก่ผู้รับบริการทางทวารหนักได้

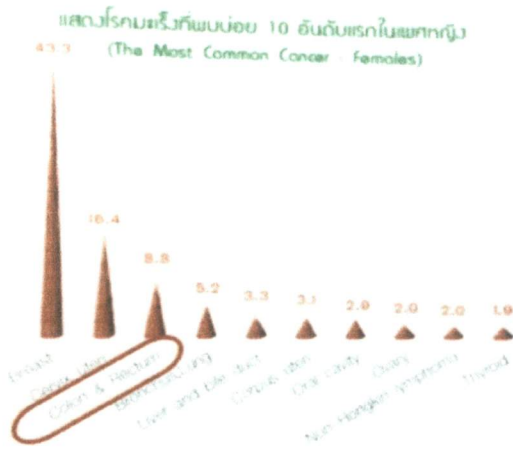
2.1.2.3 ทำหน้าที่เก็บอุจจาระไว้จนกว่าจะถึงเวลาอันสมควรที่จะถ่ายออกนอกร่างกาย

2.2 มะเร็งลำไส้ใหญ่ (Colon Cancer)



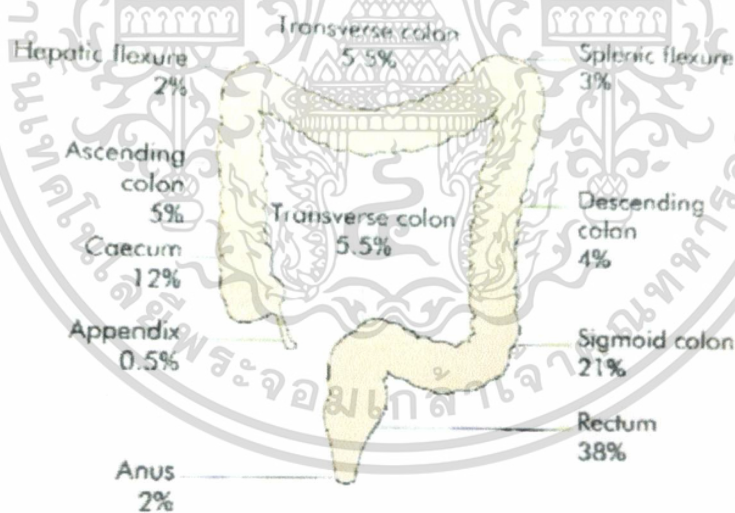
(ก) กราฟแสดงสถิติมะเร็งที่พบบ่อย 10 อันดับแรกในเพศชาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



(ข) กราฟแสดงสถิติมะเร็งที่พบบ่อย 10 อันดับแรกในเพศหญิง
รูปที่ 2.3 กราฟแสดงสถิติมะเร็งที่พบบ่อย 10 อันดับแรกในประเทศไทยในปี พ.ศ. 2551

มะเร็งลำไส้ใหญ่ได้ขยับขึ้นมาเป็นอันดับสอง รองจากมะเร็งปอด ของผู้ป่วยมะเร็งทั้งหมดใน สหรัฐอเมริกา มีผลทำให้ชาวอเมริกัน ตายจากโรคนี้อีกประมาณ 60,000 คน และอัตราเสี่ยงต่ออาการเป็นโรคนี้อัตราชีวิตได้เพิ่มจาก 1 ต่อ 25 เมื่อ 30 ปีก่อนมาเป็น 1 ต่อ 20 ในปัจจุบันมะเร็งลำไส้ใหญ่นับเป็นมะเร็งอีกชนิดหนึ่งที่มีอัตราผู้ป่วยและผู้เสียชีวิตเพิ่มจำนวนมากขึ้นในทุกปี จากสถิติของผู้ป่วยและผู้เสียชีวิตด้วยโรคมะเร็งชนิดนี้ของประชากรไทยที่เพิ่มจำนวนมากขึ้นเป็นอันดับที่ 1 ในเพศชาย และอันดับที่ 3 ในเพศหญิง จากมะเร็งทุกประเภทใน 10 อันดับแรก (สถาบันมะเร็ง.2551) ดังแสดงในรูปที่ 2.3 (ก) และ 2.3 (ข)



รูปที่ 2.4 เปอร์เซนต์ของบริเวณลำไส้แต่ละส่วนที่มีการกระจายตัวของมะเร็ง

2.2.1 ปัจจัยเสี่ยงก่อให้เกิดมะเร็งลำไส้ใหญ่

1. ผู้สูงอายุที่มีอายุ 50 ปี ขึ้นไป จะเป็นกลุ่มเสี่ยงต่อการเกิดมะเร็งลำไส้ใหญ่
2. อาหาร เช่น การรับประทานอาหารประเภทเนื้อ หรืออาหารที่มีเส้นใยเนื้อ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

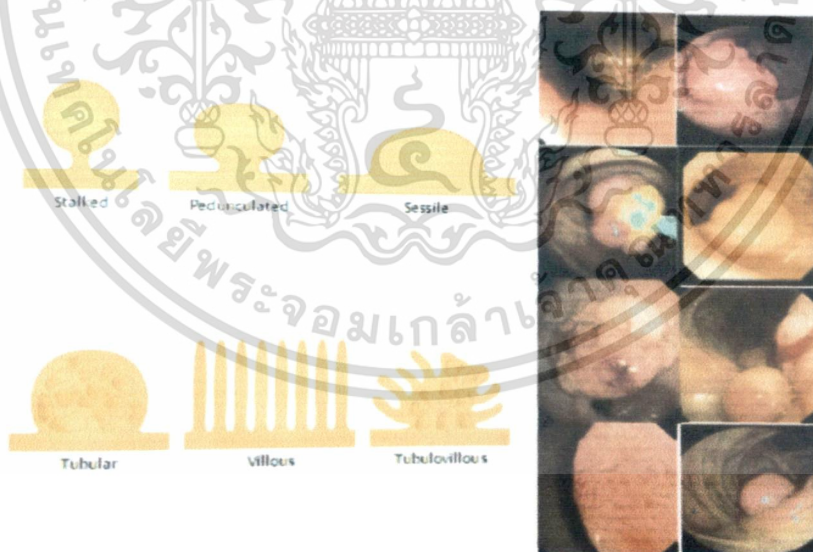
3. ผู้ที่มีประวัติบุคคลในครอบครัวเป็นมะเร็งลำไส้ใหญ่
4. ผู้ที่เคยมีประวัติเป็นมะเร็งลำไส้ใหญ่ มะเร็งรังไข่ มะเร็งเต้านม มะเร็งมดลูก เป็นต้น
5. ผู้ที่เคยมีประวัติมีติ่งเนื้อ (Polyps) ในลำไส้ใหญ่
6. ผู้ที่เคยมีประวัติลำไส้ใหญ่อักเสบเป็นแผลเปื่อย (Ulcerative Colitis) หรือลำไส้เล็กอักเสบ (Crohn's disease)

2.2.2 การบ่งชี้ของมะเร็งลำไส้ใหญ่

1. มีการเปลี่ยนแปลงนิสัยการขับถ่ายที่ผิดปกติ
2. มีเลือดปนในอุจจาระทั้งที่เป็นเลือดแดงสด หรือเลือดเก่าแดงคล้ำ
3. มีท้องเสียสลับท้องผูก หรือมีความรู้สึกว่าอุจจาระไม่สุด
4. ลักษณะของอุจจาระเปลี่ยนไป เช่น มีขนาดลำอุจจาระเล็กลงกว่าปกติ
5. ปวดท้อง ท้องอืด ท้องเฟ้อประจำ
6. น้ำหนักลดลงโดยไม่ทราบสาเหตุ
7. ร่างกายอ่อนเพลีย ซีด หรือโลหิตจาง เนื่องจากเสียเลือดเรื้อรัง
8. คลื่นไส้ อาเจียน

2.2.3 อาการที่บ่งชี้ตามตำแหน่ง

1. ลำไส้ใหญ่ด้านขวา มักมีอาการอ่อนเพลีย ปวดท้องประจำหรือมีเลือดออกในทางเดินอาหาร คลำได้ก้อนที่ท้องบริเวณด้านขวา ซีด น้ำหนักลด
2. ลำไส้ใหญ่ด้านซ้าย มักมีอาการของลำไส้ใหญ่อุดตันหรือถ่ายผิดปกติ ท้องผูกสลับกับท้องเสีย ท้องอืด ไม่ผายลม ปวดท้องรุนแรงหรือถ่ายมูกปนเลือด
3. ลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย มีอาการปวดทวารหนัก ถ่ายเป็นเลือดสด รู้สึกถ่ายไม่สุด
4. ช่องทวารหนัก คลำได้ก้อน ถ่ายเป็นเลือดสด ถ่ายแล้วปวดหรือมีต่อมน้ำเหลืองที่ขาหนีบโต



รูปที่ 2.5 ตัวอย่างลักษณะของติ่งเนื้อ (Polyp) ในลำไส้ใหญ่

2.2.4 การเกิดติ่งเนื้อ (Polyp) ทางการแพทย์พบว่าติ่งเนื้อ (Polyp) นี้เป็นขั้นตอนของขบวนการกลไกการเกิดมะเร็งลำไส้ใหญ่ แต่ยังคงอยู่ในระยะก่อนเป็นมะเร็ง หรือเกือบเป็นมะเร็ง หรือเป็นมะเร็งระยะไม่ลุกลาม (In Situ) โดยที่เยื่อบุผนังภายในลำไส้ใหญ่ (Mucosa) เมื่อถูกกระตุ้นด้วยสารพิษที่อยู่ในกากอาหาร ซึ่งมักจะมาจากอาหารที่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รับประทานเข้าไปเป็นเวลานานหลายสิบปี ก็จะเกิดความผิดปกติที่ยีน (Gene) หรือสารพันธุกรรมจนเกิดการแบ่งตัวที่ผิดปกติของเซลล์เยื่อบุผนังลำไส้ใหญ่ เรียกว่า การกลายพันธุ์ (Mutation) เกิดเป็นเนื้องอกเล็กๆ ขึ้น ซึ่งเนื้องอกนี้ยังไม่ใช่มะเร็งเป็นระยะก่อนเป็นมะเร็ง (Pre Cancerous) ต่อมาเนื้องอกเล็กๆ นี้มีการกลายพันธุ์และแบ่งตัวหลายๆ ครั้งขึ้นจนมีขนาดใหญ่ขึ้นเรื่อยๆ ความผิดปกติของลักษณะเซลล์มีมากขึ้นจนถึงระยะเกือบเป็นมะเร็ง (Severe Dysplasia) ยังมีขนาดใหญ่โอกาสเป็นมะเร็งก็มีสูง โดยการเป็นมะเร็งระยะแรกจะเกิดที่ผิวของก้อนเนื้องอกเท่านั้นยังไม่ลุกลาม ถึงเส้นเลือดฝอยเล็กๆ และเส้นน้ำเหลืองจึงเรียกมะเร็งในระยะนี้ว่า ระยะไม่ลุกลาม (In Situ) และค่อยๆ พัฒนาจนกลายเป็นชนิดลุกลาม (Invasive Carcinoma) ในที่สุดเนื้องอกเล็กๆ นี้จะมีลักษณะเป็นติ่งเนื้อยื่นออกมาจากผนังลำไส้ เรียกว่า ติ่งเนื้อ (Polyp) ซึ่งแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ ชนิดมีก้าน (Pedunculated Type) และชนิดไม่มีก้าน (Villous Type) ติ่งเนื้อ (Polyp) ชนิดมีก้านขนาดประมาณ 1 เซนติเมตร จะใช้เวลาประมาณ 10 ปี ก่อนที่จะพัฒนาตนเองจนกลายเป็นมะเร็ง ดังนั้นถ้าสามารถตรวจพบติ่งเนื้อนี้ก่อนตั้งแต่น้อยและตัดออกให้หมดก็จะสามารถตัดวงจรการกลายเป็นมะเร็งได้ ในรูปที่ 2.5 เป็นการแสดงตัวอย่างลักษณะของติ่งเนื้อ (Polyp) ในลำไส้ใหญ่

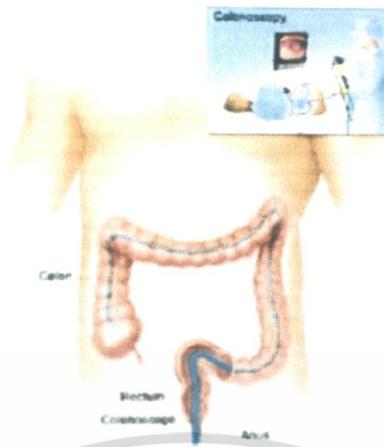
2.2.5 การตรวจวินิจฉัยมะเร็งลำไส้ใหญ่ (Diagnosis)

1. การตรวจร่างกายทั่วไป (Physical examination and history taking) แพทย์สอบถามอาการอันไม่พึงประสงค์ หรือแพทย์คลำได้ก้อนเนื้อที่บริเวณท้อง ซักประวัติด้านสุขภาพทั้งอดีตและปัจจุบัน
2. การตรวจหาเลือดที่ปนมากับอุจจาระ (Fecal occult blood test)
3. การตรวจทางทวารหนัก (Rectal examination) โดยแพทย์ใช้นิ้วสอดเข้าทางทวารหนักเพื่อหาว่ามีก้อน หรือสิ่งผิดปกติหรือไม่
4. การตรวจลำไส้ใหญ่โดยการสวนแป้ง (Barium enema) โดยแพทย์จะสวนแป้งเข้าทางทวารหนักแล้วถ่ายภาพเอกซเรย์ดูความผิดปกติที่เกิดขึ้นบริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนต่างๆ
5. การตรวจลำไส้ใหญ่ทั้งหมดโดยการส่องกล้อง (Colonoscopy) โดยการสอดท่อขนาดเล็กและบางที่มีกล้องติดอยู่เข้าไปทางทวารหนัก สามารถตรวจดูความผิดปกติที่เกิดขึ้นภายในลำไส้ใหญ่ทั้งหมด ซึ่งมีความแม่นยำและความไวสูง และถ้าพบสิ่งผิดปกติ เช่น ติ่งเนื้อสามารถนำชิ้นเนื้อนั้น (Biopsy) ออกมาตรวจทางห้องปฏิบัติการได้ด้วย

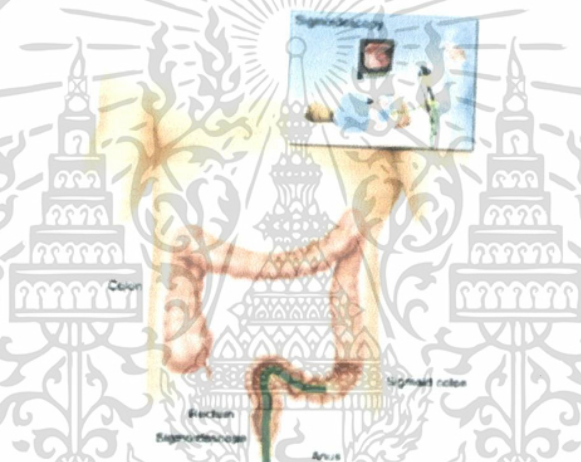


รูปที่ 2.6 แสดงภาพถ่ายเอกซเรย์ของการตรวจลำไส้ใหญ่โดยการสวนแป้ง (Barium enema)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



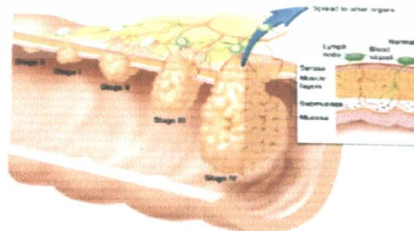
รูปที่ 2.7 แสดงภาพการตรวจลำไส้ใหญ่ด้วยวิธี (Colonoscopy)



รูปที่ 2.8 แสดงภาพการตรวจลำไส้ใหญ่ตรงส่วนปลายด้วยวิธี (Sigmoidoscopy)

2.2.6 ระยะเวลาของโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่ (Staging)

การวินิจฉัยว่าเป็นมะเร็งลำไส้ใหญ่ แพทย์จำเป็นต้องหาระยะของโรค เพื่อประกอบในการวางแผนการรักษา ซึ่งจะต้องอาศัยการตรวจวินิจฉัยอย่างละเอียดเพิ่มเติมเพื่อแบ่งระยะของโรคได้อย่างถูกต้องยิ่งขึ้น โดยระยะของโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่แบ่งออกเป็น



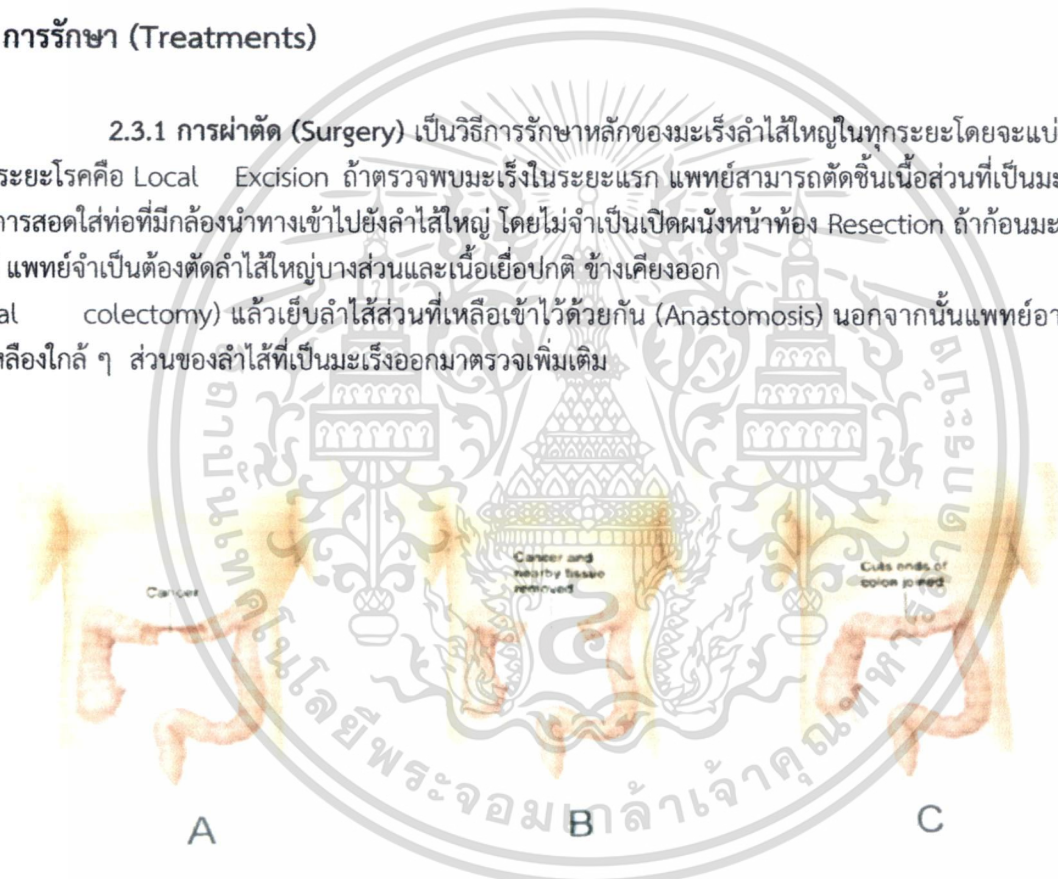
รูปที่ 2.9 แสดงการแบ่งระยะของโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 1.ระยะ 0 (Stage 0) มะเร็งในระยะเริ่มแรกซึ่งพบเซลล์มะเร็งเฉพาะที่ผนังชั้นในสุดของลำไส้ใหญ่ หรือ เรียกว่า Carcinoma in situ
- 2.ระยะ 1 (Stage I) พบเซลล์มะเร็งออกนอกผนังชั้นในไปสู่ผนังชั้นกลางของลำไส้ใหญ่บางครั้งเรียกว่า Dukes's
- 3.ระยะ 2 (Stage II) เซลล์มะเร็งได้ลุกลามออกจากผนังชั้นกลางเกือบถึงเนื้อเยื่อข้างเคียงแต่ยังไม่แพร่กระจายไปที่ต่อมน้ำเหลือง บางครั้งเรียกว่า Dukes's B
- 4.ระยะ 3 (Stage III) เซลล์มะเร็งได้แพร่กระจายไปยังต่อมน้ำเหลืองข้างเคียง แต่ยังไม่ได้แพร่กระจายไปที่อวัยวะอื่น บางครั้ง เรียกว่า Dukes'C
- 5.ระยะ 4 (Stage IV) เซลล์มะเร็งได้แพร่กระจายไปยังอวัยวะส่วนอื่นของร่างกาย ส่วนมากมักจะกระจายไปยังตับ หรือปอด บางครั้ง เรียกว่า Dukes'D

2.3 การรักษา (Treatments)

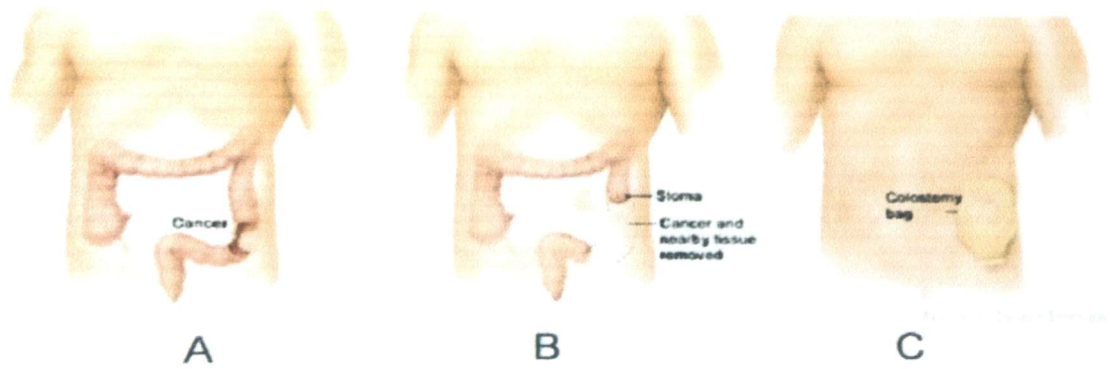
2.3.1 การผ่าตัด (Surgery) เป็นวิธีการรักษาหลักของมะเร็งลำไส้ใหญ่ในทุกระยะโดยจะแบ่งการผ่าตัดตามระยะโรคคือ Local Excision ถ้าตรวจพบมะเร็งในระยะแรก แพทย์สามารถตัดชิ้นเนื้อส่วนที่เป็นมะเร็งออกได้โดยการสอดใส่ท่อที่มีกล้องนำทางเข้าไปยังลำไส้ใหญ่ โดยไม่จำเป็นต้องเปิดผนังหน้าท้อง Resection ถ้าก้อนมะเร็งมีขนาดใหญ่ แพทย์จำเป็นต้องตัดลำไส้ใหญ่บางส่วนและเนื้อเยื่อปกติ ข้างเคียงออก (artial colectomy) แล้วเย็บลำไส้ส่วนที่เหลือเข้าไว้ด้วยกัน (Anastomosis) นอกจากนั้นแพทย์อาจจะนำต่อม้ำเหลืองใกล้เคียง ๆ ส่วนของลำไส้ที่เป็นมะเร็งออกมาตรวจเพิ่มเติม



รูปที่ 2.10 (A) ภาพแสดงมะเร็งที่ลำไส้ใหญ่ส่วนขวาง
(B) ภาพแสดงการตัดลำไส้บางส่วนและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงออก
(C) ภาพแสดงการต่อลำไส้เข้าไว้ด้วยกัน

แล้วเข้าไว้ด้วยกัน แพทย์จำเป็นต้องเปิดช่องทางผนังหน้าท้องแล้วต่อด้วยถุงพลาสติก ไว้เพื่อเก็บกากอาหารที่ไม่ต้องการนำออกนอกร่างกาย เราเรียกช่องเปิดหน้าท้องว่า Colostomy การทำช่องเปิดอาจทำขึ้นชั่วคราวจนกระทั่งลำไส้ส่วนที่ผ่าตัดสมบูรณ์แล้วทำการต่อคืนเหมือนเดิม แพทย์ก็จะทำการปิดผนังหน้าท้องให้ แต่ในบางกรณีอาจจำเป็นต้องเปิดช่องทางผนังหน้าท้องแบบถาวร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2. 11 (A) ภาพแสดงมะเร็งลำไส้ใหญ่
(B) ภาพแสดงการตัดลำไส้บางส่วน
(C) ภาพแสดงการเปิดช่องทางผนังหน้าท้องและถุง

หลังจากแพทย์ผ่าตัดเอาส่วนที่เป็นมะเร็งออกไปแล้ว บางครั้งแพทย์จะต้องให้การรักษาอย่างอื่นควบคู่ไปด้วย ซึ่งได้แก่ การให้ยาเคมี การฉายรังสี เพื่อช่วยเพิ่มอัตราการรักษาให้หายเพิ่มขึ้น ซึ่งเรียกรักษาแบบผสมผสานว่า Adjuvant therapy

2.3.2 Radiofrequency ablation เป็นการตัดส่วนที่ไม่ต้องการออกโดยใช้คลื่นวิทยุความถี่สูง ซึ่งใช้อุปกรณ์ที่มีส่วนปลายเป็นขั้วไฟฟ้าไปฆ่าเซลล์มะเร็ง

2.3.3 Cryosurgery การใช้อุปกรณ์ที่ให้ความเย็นจัดไปทำลายเซลล์มะเร็ง

2.3.4 การให้ยาเคมีบำบัด (Chemotherapy) เป็นการรักษาโดยใช้ยาเพื่อหยุดการเจริญเติบโตและฆ่าเซลล์มะเร็ง การให้ยาเคมีบำบัดมักจะใช้กับผู้ป่วยที่มีก้อนขนาดใหญ่และลุกลามมาก หรือมีเซลล์มะเร็งแพร่กระจายไปที่ต่อมน้ำเหลือง การให้ยาเคมีบำบัดหลังการผ่าตัดมีจุดประสงค์ เพื่อที่จะป้องกันการเกิดเป็นมะเร็ง ยาเคมีบำบัดยังเป็นการรักษาหลักให้ผู้ป่วยระยะ แพร่กระจายหรือใช้ในรายที่ไม่สามารถรับการผ่าตัด

2.3.5. การฉายรังสี (Radiation Therapy) เป็นการรักษาโดยใช้รังสีเอกซเรย์พลังงานสูงไปฆ่าเซลล์มะเร็งเฉพาะที่ บางครั้งแพทย์อาจให้ฉายรังสีก่อนการผ่าตัดซึ่งมักจะร่วมกับยาเคมีบำบัดเพื่อลดขนาดของก้อนมะเร็งก่อนที่จะผ่าตัดต่อไป การฉายรังสีอาจจะทำให้เพื่อบรรเทา

2.4 ผลข้างเคียง (Side Effect)

ผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นจากการรักษาขึ้นอยู่กับชนิดของการรักษาและขึ้นกับผู้ป่วยแต่ละคน ผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นชั่วคราวในช่วงระหว่างการรักษา แบ่งผลข้างเคียงตามวิธีการรักษาดังนี้

2.4.1. การผ่าตัด จะเกิดอาการปวด เจ็บ และตึง บริเวณผ่าตัด อาจทำให้เกิดอาการท้องผูก หรือทางท้องเสีย มักจะเกิดขึ้นชั่วคราว ผู้ป่วยที่มีช่องเปิดทางผนัง หน้าท้อง (Colostomy) อาจมีอาการระคายเคืองผิวหนัง บริเวณรอบ ๆ ช่องเปิด ผู้ป่วยควรทำความสะอาดและเปลี่ยนถุงพลาสติก เป็นประจำจะสามารถลดอาการเหล่านี้ได้

2.4.2. การให้ยาเคมีบำบัด ผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นกับชนิดของยาและปริมาณยาที่ผู้ป่วยได้รับ โดยอาการที่มักเกิดขึ้นได้แก่ ระดับเม็ดเลือดต่ำ อ่อนเพลีย คลื่นไส้ อาเจียน ผมหงอกขนร่วง เจ็บปาก ปากแห้ง ท้องเสีย และซีด อาจเกิดอาการรุนแรงได้ แต่เกิดขึ้นได้น้อยมาก เช่น อาการติดเชื้อ หรือ เสียเลือดเป็นจำนวนมาก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3. การฉายรังสี ผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นอยู่กับขอบเขต และปริมาณของรังสีที่ผู้ป่วยได้รับผลข้างเคียงที่มักเกิดขึ้น ได้แก่ ชีต ผิวหนังบริเวณให้รังสีมีสีคล้ำขึ้น ความอยากอาหารลดลง คลื่นไส้อาเจียน บางครั้งการฉายรังสีอาจก่อให้เกิดเลือดออกบริเวณลำไส้ได้

2.5 การวิเคราะห์ทางด้านคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปแล้วจะเป็นคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก (Time Harmonic - Field) หรืออีกนัยหนึ่งคือ เป็นสัญญาณที่มีคาบการแกว่งที่แน่นอน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะแทนด้วยผลรวมของสัญญาณ รูปขายนที่สามารถใช้ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ เขียนได้ทั้งฟังก์ชันโคไซน์ ฟังก์ชันไซน์ หรือฟังก์ชันเอ็กโปเนนเชียลเชิงซ้อน ถ้าพิจารณาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณโคไซน์ก็จะได้ $\frac{\partial \vec{E}}{\partial t} = j\omega \vec{E}$ ในกรณีที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณรูปขายนั้น สามารถวิเคราะห์ผลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีตัวต่อกลางได้ง่ายโดยพิจารณาการตอบสนองของช่วงเวลาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณขายนคงตัว

(Stady State) ซึ่งสามารถอนุมานอัตราการแลกเปลี่ยนแปลงกับเวลา $\frac{\partial}{\partial t}$ คือ การเฉลี่ยด้วยค่า $j\omega$ ทำให้ได้สมการแมกซ์เวลล์เป็นการเขียนในลักษณะเฟสเซอร์

2.5.1. สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations)

$$\nabla \times \vec{H} = -j\omega \epsilon \vec{E} + \sigma \vec{E} \quad (2.1)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (2.3)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (2.4)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2.5)$$

เมื่อ

\vec{E} = สนามไฟฟ้า

\vec{D} = ฟลักซ์ของสนามไฟฟ้า

\vec{H} = ความเข้มของสนามไฟฟ้า

ρ = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร

\vec{B} = สนามแม่เหล็ก

ϵ = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า

μ = ค่าความซึมซับแม่เหล็ก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.5.2. สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

ในการปฏิบัติแหล่งกำเนิดส่วนมากจะให้ความแตกต่างและกระแสไฟฟ้ารวมทั้งสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปชายนัน ตัวอย่างเช่น

$$\begin{aligned} \bar{E} &= \bar{E}_0 \cos \omega t = \bar{E}_0 \cos 2\pi ft \\ \text{หรือ} \quad \bar{E} &= \bar{E}_0 \sin \omega t = \bar{E}_0 \sin 2\pi ft \end{aligned} \quad (2.6)$$

เมื่อเป็นความถี่ของการแปรเปลี่ยน จากสมการ (2.13) แสดงว่า มีเฟกเตอร์ (factor) ของเวลาที่เป็นเส้นโค้งรูปชายนันปรากฏในทุกพจน์ในสมการใด ๆ

เมื่อกำหนดให้ $\bar{E}(r,t)$ เป็นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลา

$\bar{E}(r)$ เป็นสนามไฟฟ้าที่จุด ๆ หนึ่งในปริภูมิ (Space)

จะได้สนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลามีรูปแบบดังนี้

$$\bar{E}(r,t) = \text{Re} [\bar{E}(r) e^{j\omega t}] \quad (2.7)$$

เมื่อ $\bar{E}(r)$ เป็นจำนวนเชิงซ้อน (Complex number) ในทำนองเดียวกัน จะได้การขจัดไฟฟ้าความเข้มข้นของสนามแม่เหล็ก และสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยนตามเวลาดังนี้

$$\bar{D}(r,t) = \text{Re} [\bar{D}(r) e^{j\omega t}] \quad (2.8)$$

$$\bar{H}(r,t) = \text{Re} [\bar{H}(r) e^{j\omega t}] \quad (2.9)$$

$$\bar{B}(r,t) = \text{Re} [\bar{B}(r) e^{j\omega t}] \quad (2.9)$$

เมื่อ $\bar{D}(r)$, $\bar{H}(r)$, $\bar{B}(r)$ และเป็นจำนวนเชิงซ้อน

พิจารณาจากสมการข $\bar{H}(r,t)$ ของแมกซ์เวลล์ เคิร์ลของสนามแม่เหล็ก เมื่อมีการแปรเปลี่ยนตามเวลา

$$\nabla \times \bar{H} = \frac{\partial \bar{D}}{\partial t} + \bar{J} \quad (2.11)$$

แทนค่า $\bar{D}(r,t)$ และ $\bar{H}(r,t)$ จากสมการ (2.8) และ (2.9) ในสมการ (2.10) จะได้

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

$$\text{Re} [\nabla \times \bar{H}(r)] = \text{Re} [j\omega \bar{D}(r) + \bar{J}(r)]$$

ถ้าความสัมพันธ์นี้เป็นจริงทุกค่าของ t จะได้

$$\nabla \times \bar{H} = j\omega \bar{D} + \bar{J} \quad (2.12)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในการทำงานเดียวกัน จากสมการของแมกซ์เวลล์ เวิร์ลของสนามไฟฟ้าที่แปรเปลี่ยนตามเวลาจะได้

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \quad (2.13)$$

แทนค่า $\vec{E}(r,t)$ และ $\vec{B}(r,t)$ จากสมการ (2.8) และ (2.9) ในสมการ (2.13) จะได้

$$\begin{aligned} \nabla \times \text{Re} [\vec{E}(r)e^{j\omega t}] &= -\frac{\partial}{\partial t} [\text{Re} \vec{B}(r)e^{j\omega t}] \\ \text{Re} [\nabla \times \vec{E}(r)] &= -\text{Re} [j\omega \vec{B}(r)] \\ \nabla \times \vec{E} &= -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \end{aligned} \quad (2.14)$$

ดังนั้น สมการของแมกซ์เวลล์ที่แปรเปลี่ยนตามเวลาเป็นเส้นโค้งรูปไซน์ จึงมีรูปแบบดังสมการทั้งสี่ (2.22) ข้างล่าง โดยจัดในรูปแบบอนุพันธ์

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \vec{D} &= \rho \\ \nabla \cdot \vec{B} &= 0 \\ \nabla \times \vec{E} &= -j\omega \vec{B} \\ \nabla \times \vec{H} &= j\omega \vec{D} + \vec{J} \end{aligned} \quad (2.15)$$

2.6 โหมดสำหรับการเดินทางของคลื่น (Wave Propagation Modes)

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ในสายส่งใด ๆ นั้นจะมีลักษณะโหมดการเคลื่อนที่ หรือลักษณะการเคลื่อนที่ภายในสายส่งนั้นจะขึ้นอยู่กับลักษณะการพุ่งเข้าของคลื่นและรูปทรงภาคตัดขวางของสายส่งสัญญาณไฟฟ้านั้น โดยแต่ละโหมดจะมีรูปแบบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีรูปร่างลักษณะที่สอดคล้องกับภาคตัดขวางภายในของสายนั้น ๆ ซึ่งในทางคณิตศาสตร์แล้วจะเปรียบเหมือนรูปทรงภาคตัดขวางว่าเป็นเงื่อนไขขอบเขต (Boundary Conditions) ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่อยู่ภายในสายส่งสัญญาณไฟฟ้านั้น ๆ สนามแม่เหล็กไฟฟ้าภาคตัดขวาง (Transverse fields) ที่เกิดขึ้นมาจะมีรูปแบบของสนามเฉพาะตัวที่เรียกว่า โหมดภาคตัดขวาง (Transverse mode) โดยทั่วไปแล้วสายส่งได้จำแนกประเภทของโหมดการเคลื่อนที่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยจำแนกออกเป็นโหมดพื้นฐานได้สามแบบคือ

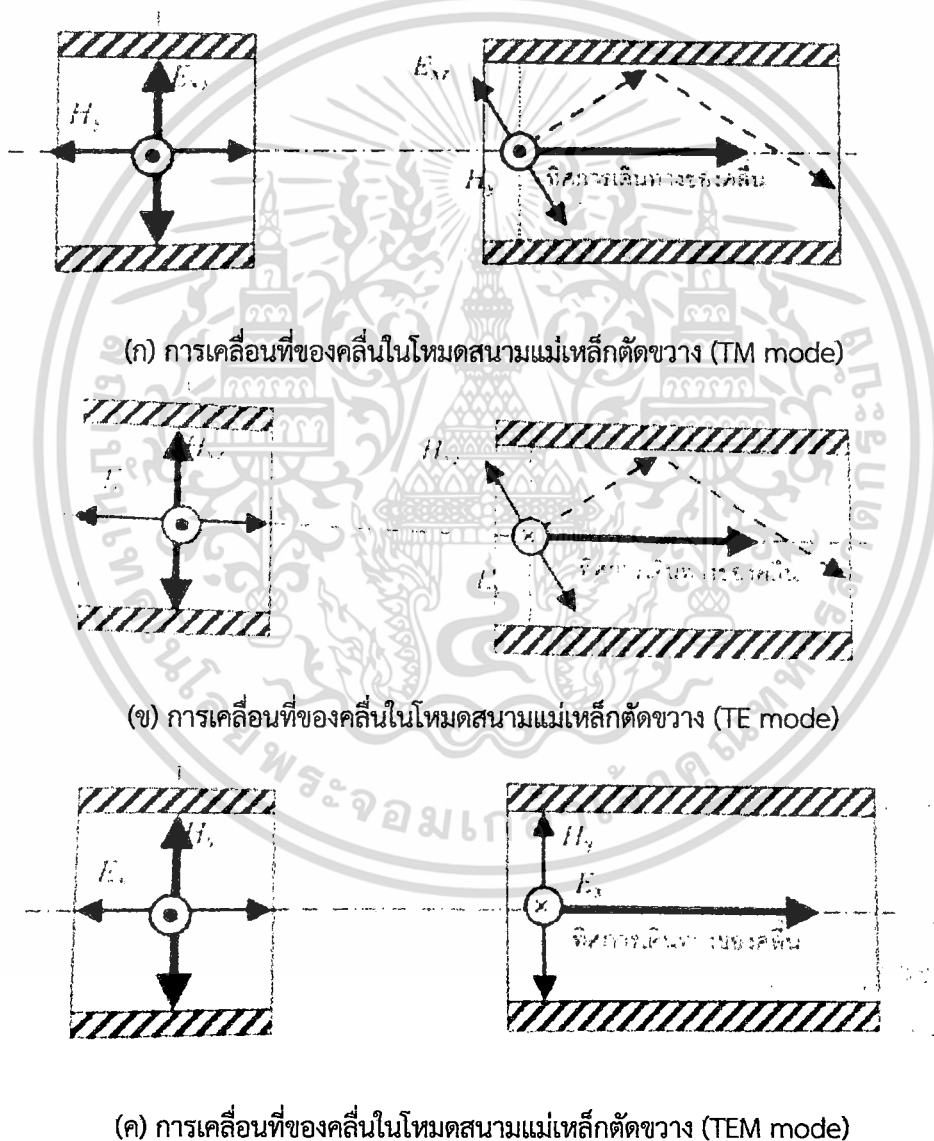
ก) โหมดสนามแม่เหล็กตัดขวาง (Transverse Magnetic Mode : TM Mode) เป็นโหมดที่คลื่นที่เคลื่อนที่ไปตามตัวกลางโดยมีส่วนประกอบของสนามแม่เหล็กเท่านั้นที่ตั้งฉากกับทิศทางการเดินทางของคลื่นในสายส่งนั้นหรืออีกนัยหนึ่งคือคลื่นจะเคลื่อนที่ไปตามตัวกลางโดยไม่มีสนามแม่เหล็กในทิศทางของคลื่นในสายส่ง ดูรูปประกอบการอธิบายได้ในรูปที่ 2.11(ก)

ข) โหมดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตัดขวาง (Transverse Electric Mode : TE Mode) เป็นโหมดที่คลื่นเคลื่อนที่ไปตามตัวกลางโดยมีส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าเท่านั้นที่ตั้งฉากกับทิศทางการเดินทางของคลื่นในสายส่งนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หรืออีกนัยหนึ่งคือคลื่นจะเคลื่อนที่ไปตามตัวกลางโดยไม่มีสนามไฟฟ้าในทิศทางการเดินทางของคลื่นในสายส่ง โครงประกอบการอธิบายได้ในรูปที่ 2.12 (ข)

ค) โหมดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตัดขวาง (Transverse Electromagnetic Mode : Mode) เป็นโหมดที่คลื่นเคลื่อนที่ไปตามตัวกลางโดยมีส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในทิศตั้งฉากกับทิศทางการเดินทางของคลื่นในสายส่งนั้น หรืออีกนัยหนึ่งคือคลื่นจะเคลื่อนที่ไปตามตัวกลางโดยไม่มีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในทิศทางของคลื่นในสายส่งเลย โครงประกอบการอธิบายในรูปที่ 2.11 (ค) โดยทั่วไปแล้วการเคลื่อนที่ในโหมดนี้ สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจะต้องมีความสมมาตรกันหมด ดังเช่น คลื่นเคลื่อนที่ในอากาศ ในสายโคแอกเซียล (Coaxia) และสายส่งอื่นๆ ในรูปที่ 2.11 (ก) แต่ก็อาจมีโอกาที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นมีความสมมาตรไม่สมบูรณ์หมดดังเช่นคลื่นที่เคลื่อนที่ในสายส่งแบบไมโครสตริป (Microstrip) รูปที่ 2.11 (ก) จึงเรียกโหมดย่อยนี้ว่า โหมดกึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้าตัดขวาง (Quasi – TEM)



รูปที่ 2.12 สนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กกับทิศทางการเดินทางของคลื่นในโหมดการเคลื่อนที่ในแบบต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตัวอย่างของโหมดการเคลื่อนที่ทั้งสามแบบของคลื่นที่เคลื่อนที่ในแผ่นตัวนำคลื่นรูปเหลี่ยมนี้ (Slab Waveguide) ได้แสดงดังรูปที่ 2.11

ในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายส่งนั้น โดยทั่วไปแล้วจะต้องหาสามการคำตอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กด้วยกันคือบนแกนต่างๆ ในที่ว่างอิสระทั้งหมดทหสนาม E_x, E_y, E_z, H_x, H_y และ H_z แต่เมื่อมาทำการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นในสายส่งสัญญาณแล้ว สามารถที่จะกำหนดรูปแบบโหมดการเคลื่อนที่เพื่อที่จะลดจำนวนองค์ประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่จะคำนวณลงไปได้ เช่น ในกรณีที่คลื่นเคลื่อนที่ไปในทิศ z ในโหมด TM สามารถไม่นำ H_z (โดยมี $H_z = 0$) มาพิจารณาจึงเหลือส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กทั้งหมดห้าสนามด้วยกันคือ E_x, E_y, E_z, H_x, H_y และ H_z ในทำนองเดียวกันในการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมด TE จะเหลือส่วนประกอบของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กทั้งหมดห้าสนามด้วยกันคือ E_x, E_y, E_z, H_x, H_y และ H_z (โดยมี $E_z = 0$) สำหรับการเคลื่อนที่ของคลื่นในโหมดสุดท้ายหรือโหมด TEM จะไม่มีสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในทิศทางเคลื่อนที่หรือสนาม E_z และ $H_z = 0$ จึงเหลือสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพียงแค่สี่สนาม คือ E_x, E_y, E_z, H_x, H_y และ H_z เท่านั้น

นอกจากนี้แล้วการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของโหมดต่าง ๆ สามารถทำได้ง่ายยิ่งขึ้นมาก ถ้าสมมติการวิเคราะห์คลื่นสนามแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้าสนามใดสนามหนึ่งอยู่บนหลักต่าง ๆ คือ แกน x หรือ แกน y แล้วจะทำให้สามารถลดจำนวนสนามบนระนาบ xy ที่สนาม E_x, E_y, H_x และ H_y ลงมาเหลือเป็น E_x กับ H_y หรือ E_y กับ H_x เพียงแค่สองสนามเท่านั้น ดังนั้นสำหรับในกรณีที่คลื่นเคลื่อนที่ไปในทิศ z ในโหมด TM จะมีส่วนประกอบของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กทั้งหมดที่ต้องพิจารณาเหลือเพียงสามสนามด้วยกันคือ จะมีด้วยกันคือ E_x, H_y กับ H_z หรือ E_y, H_x กับ E_z ในทำนองเดียวกันการวิเคราะห์ของคลื่นในสายส่งเป็นคลื่นที่อยู่ในรูปแบบของโหมด TEM สามารถจะทำการวิเคราะห์ที่ง่ายที่สุด โดยมีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเพียงแค่ E_x กับ H_y หรือ E_y กับ H_x เพียงแค่คู่สนามเดียวเท่านั้น เรามักจะเริ่มทำการวิเคราะห์หาสมการของคลื่นที่โหมด TEM ก่อนเสมอเนื่องจากเป็นโหมดที่ง่ายที่สุด

2.7 สนามไฟฟ้าในช่องว่างวัสดุ (Electric Fields in Material Space)

การพิจารณาถึงสนามไฟฟ้าสถิตในช่องว่างอากาศ (Free Space) หรือสุญญากาศ (Vacuum) หรือบริเวณที่ไม่มีวัสดุอยู่ (No Material) ได้กล่าวไปแล้วในบทที่ 4 ในบทนี้เราจะพัฒนาขึ้นไปอีกสนามไฟฟ้าสามารถเกิดขึ้นได้ในอวกาศว่าง มันอาจจะเกิดขึ้นได้ในตัวกลางวัสดุ (Material Media) เช่นตัวกลางที่เป็นกระดาษ ฯลฯ ที่คั่นอยู่ระหว่างขั้วทั้งสองของตัวเก็บประจุ เราจะเรียกว่าเป็นตัวกลางวัสดุ วัสดุอาจถูกจำแนกอย่างคร่าว ๆ ตามคุณสมบัติทางไฟฟ้าของมันได้ดังเช่น ตัวนำไฟฟ้า (Conductor) และตัวไม่นำไฟฟ้า (Nonconductor) ซึ่งไม่นำไฟฟ้าหรือวัสดุไม่นำไฟฟ้า (Nonconducting Material) โดยปกติเรียกว่า ตัวฉนวน (Insulator) หรือ ไดอิเล็กทริก (Dielectric) และโดยทั่วๆ ไปพิจารณาอย่างคร่าว ๆ ถึงคุณสมบัติทางไฟฟ้าของวัสดุจะขึ้นอยู่กับพื้นฐานความเข้าใจแนวคิดเกี่ยวกับการนำ (Conduction), กระแสไฟฟ้า (Electric Current) และการโพลาไรซ์ (Polarization) และนอกจากนั้นก็จะต้องพิจารณาถึงคุณสมบัติของวัสดุไดอิเล็กทริก (Dielectric Material)

2.7.1 วัสดุตัวกลาง (Material Media) ในสนามไฟฟ้าสถิต (Static Electric Field)

เราได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นจากการกระจายของประจุอยู่กับที่ในอากาศหรืออวกาศว่างมาแล้ว และจากนี้ไปเราจะได้ศึกษาถึงพฤติกรรมของสนามในวัสดุตัวกลาง (Material Media) โดยทั่วไปเราสามารถจำแนกวัสดุ

ตามคุณสมบัติทางไฟฟ้าได้เป็นสามชนิด คือ ตัวนำ (Conductor) สารกึ่งตัวนำ (Semiconductor) หรือ (Dielectric) ตามการพิจารณาข้างต้นเราได้ทราบแล้วว่า การที่วัสดุจะเป็นตัวนำสารกึ่งตัวนำ หรือตัวนำฉนวนนั้น จะขึ้นอยู่กับอิเล็กตรอนอิสระที่เคลื่อนที่จากอะตอมหนึ่งไปยังอีกอะตอมหนึ่ง

2.7.2 ตัวนำ (Conductor) ในสนามไฟฟ้าสถิต

โดยทั่วไปแล้วปัญหาแม่เหล็กไฟฟ้าจะเกี่ยวข้องกับตัวกลางที่มีคุณสมบัติทางฟิสิกส์หลายอย่างและยังต้องทราบถึงความสัมพันธ์ของปริมาณของสนามที่ขอบรรวม (Interface) ระหว่างสองตัวกลางดังเช่น เราอาจจะต้องการวิธีการที่ E และ D เปลี่ยนไปตรงที่บริเวณขอบรรวม ซึ่งเราทราบมาแล้วว่าเงื่อนไขขอบจะต้องสอดคล้องที่ขอบรรวมระหว่างตัวนำกับอากาศว่าง และเงื่อนไขเหล่านี้ได้กำหนดไว้ในสมการที่ (2.16) และ (2.17)

$$\vec{E}_t = 0 \quad (2.16)$$

$$\vec{E}_n = \frac{\rho_s}{\epsilon_0} \quad (2.17)$$

2.7.3 ไดอิเล็กตริก (Dielectrics) ในสนามไฟฟ้าสถิต

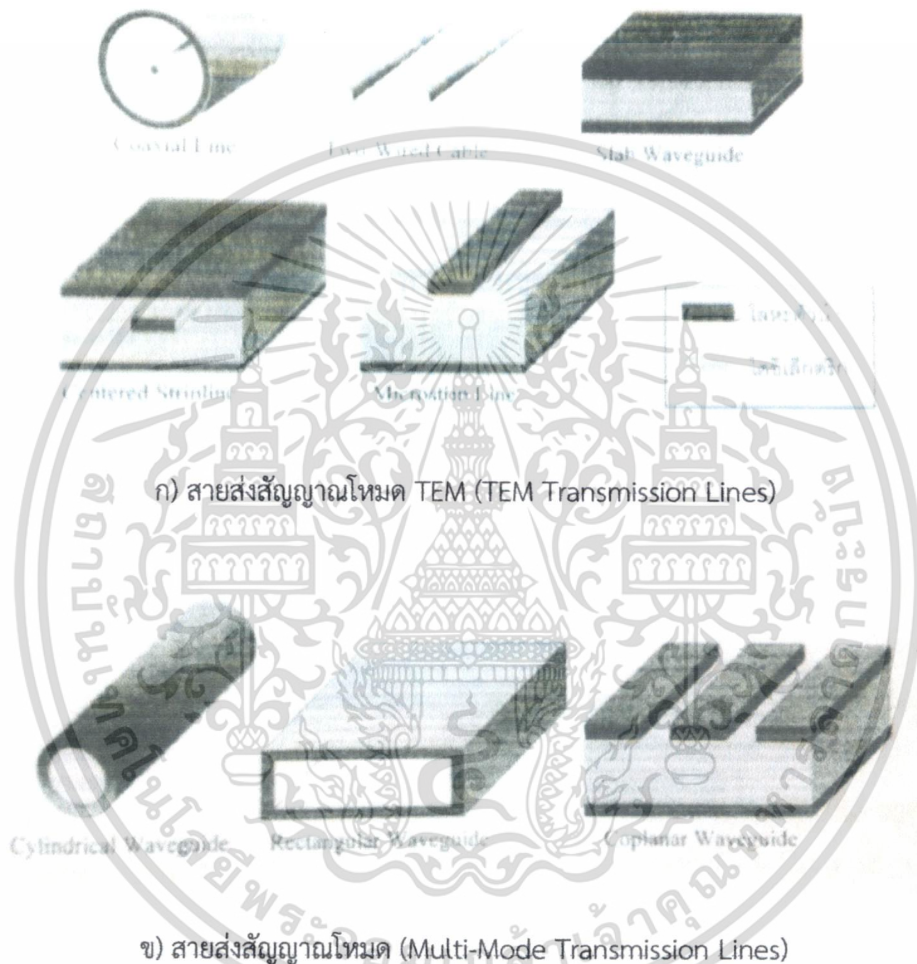
ตัวกลางวัสดุทุกชนิดจะประกอบไปด้วยอะตอมที่มีนิวเคลียสประจุบวกถูกล้อมด้วยอิเล็กตรอนประจุลบ ถึงแม้ว่าโมเลกุลของไดอิเล็กตรอนจะเป็นกลางแบบมาโครสโคปิก (Macroscopically Neutral) แต่การมีสนามไฟฟ้าอยู่ภายนอกจะเป็นเหตุทำให้เกิดแรงกระทำบนแต่ละอนุภาคประจุ และเป็นเหตุทำให้เกิดการเข้าแทนที่กันของประจุบวกและประจุลบในระยะสั้นๆ ในทิศทางตรงข้ามกัน ซึ่งประจุเหล่านี้คือ ประจุผูกพัน (Bound Charge) การเข้าแทนที่กันถึงแม้ว่าจะจะเป็นระยะสั้นๆ เมื่อเปรียบเทียบกับขนาดของอะตอม การเป็นขั้วหรือโพลาไรซ์ (Polarize) ของวัสดุไดอิเล็กตริกจะเข้ามาเกี่ยวข้อง และไดโพลไฟฟ้า (Electric Dipole) จะเกิดขึ้นเสมอ ตำแหน่งในการเคลื่อนที่ดังกล่าวนี้ได้แสดงไว้ดังรูปที่ 2.13 ซึ่งในขณะที่ไดโพลไฟฟ้าเกิดขึ้นนั้นศักย์ไฟฟ้าและความเข้มสนามไฟฟ้าจะต้องปรากฏขึ้นด้วย



รูปที่ 2.13 ภาพตัดขวางของตัวกลางไดอิเล็กตริกโพลาไรซ์

2.8 สายส่งไมโครเวฟและท่อนำคลื่น (Microwave Transmission Line and Wave Guide)

ในการส่งสัญญาณไฟฟ้าจากแหล่งกำเนิดไปยังโหลดหรือแหล่งที่ใช้พลังงานทางไฟฟ้านั้นจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องพึ่งตัวกลางส่งผ่านสัญญาณหรือพลังงานทางไฟฟ้านั้น ซึ่งส่วนใหญ่แล้วสำหรับในทางไฟฟ้านั้นมักจะใช้สายตัวนำไฟฟ้าสองเส้นเป็นตัวกลางนำส่งสัญญาณหรือกระแสไฟฟ้านั้น ๆ โดยทั่วไปคู่สายตัวนำที่ใช้ในการนำกระแสไฟฟ้านั้นเรียกว่า สายส่งสัญญาณไฟฟ้า (Transmission Lines)



รูปที่ 2.14 ตัวอย่างสายส่งสัญญาณแบบต่างๆ

สายส่งสัญญาณไฟฟ้านั้นมีอยู่ด้วยกันหลายประเภทขึ้นอยู่กับความถี่และลักษณะการเคลื่อนที่ของสัญญาณในสายส่งนั้น ๆ โดยที่ความถี่ต่ำมักจะพิจารณาการเคลื่อนที่ของสัญญาณคล้ายกับการไหลของกระแสน้ำตามท่อน้ำทั่วไป แต่สำหรับที่ความถี่สูงแล้วมักจะพิจารณาการเคลื่อนที่ของสัญญาณคล้ายกับการเคลื่อนที่ของคลื่นสัญญาณที่ประกอบด้วยสนามไฟฟ้ากับสนามแม่เหล็กหรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นเอง

เนื่องจากว่าสายสัญญาณความถี่สูงนั้นจะมีรูปแบบต่างๆ ที่ได้รับการวิเคราะห์มาแล้วมากมายตามลักษณะโครงสร้างของภาคตัดขวางต่างๆ ที่แน่นอน โดยทั่วไปแล้วในการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าในสายส่งนั้น ๆ มักจะมี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมมติให้สายส่งเหล่านี้มีคุณสมบัติทางไฟฟ้า ตามแนวความยาวที่แน่นอน โดยกำหนดให้มีการกระจายค่าทางไฟฟ้า เหล่านี้กันอย่างสม่ำเสมอจนตลอดทั้งเส้น ดังนั้นจึงมักเรียกสายส่งเหล่านี้ว่าสายส่งสัญญาณไฟฟ้าแบบราบเรียบสม่ำเสมอ (Uniform Transmission Lines) โดยมีตัวอย่างของสายส่งประเภทนี้ดังรูปที่ 2.13

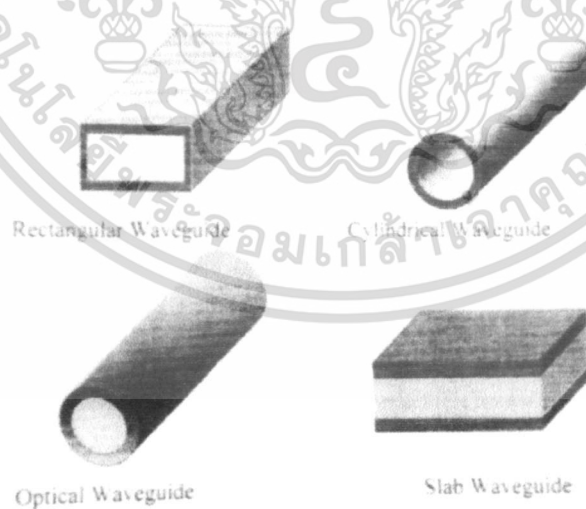
2.8.1 สายส่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้นำคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่ง โดยสายส่งมีโครงสร้างที่ใช้กันทั่วไปมี 4 แบบ คือ

1. สายตัวนำคู่ขนาน
2. สายโคแอกเซียล
3. ท่อนำคลื่นหรือเวฟไกด์ (Wave Guide)
4. ไมโครสตริปหรือ สายสตริป

สายตัวนำคู่ขนานมักจะใช้ในย่านความถี่ไมโครเวฟช่วงความถี่ต่ำเท่านั้น ข้อจำกัดเหล่านี้ได้มาจากการสูญเสียในการกระจายคลื่นซึ่งเป็นการสูญเสียเนื่องมาจากสารไดอิเล็กตริกและปรากฏการณ์ความลึกผิว (Skin Depth) ที่ย่านความถี่เหนือ 200 MHz สายโคแอกเซียลจะมีประสิทธิภาพดีกว่าที่ความถี่สูงกวานี้

สายโคแอกเซียลมีการพัฒนาในเรื่องการลดการสูญเสียพลังงานในการเคลื่อนที่ของคลื่นจากโครงสร้างการขิดด์ของสายที่เป็นตัวนำทรงกระบอกหุ้มรอบแกนตัวนำด้านใน แต่ยังคงมีข้อจำกัดในเรื่องการสูญเสียพลังงานอันเนื่องมาจากฉนวนไดอิเล็กตริกภายในและปรากฏการณ์ความลึกผิวอยู่ดี

ท่อนำคลื่นหรือเวฟไกด์จัดเป็นสายส่งย่านความถี่ไมโครเวฟหรือเป็นท่อนำคลื่นในย่านความถี่สูงดีที่สุดสำหรับโครงสร้างทั้งหมดที่ได้กล่าวมาแล้ว ท่อนำคลื่นที่ใช้งานได้มีการออกแบบโครงสร้างและส่วนประกอบที่แตกต่างกันกันไปตามความเหมาะสมกับย่านความถี่ที่ใช้งานโครงสร้างตัวอย่างที่แสดงในรูปที่ 2.14 แต่เนื่องจากคลื่นเดินทางท่อนำคลื่นทั้งปวงนั้นไม่อาจจะเป็นเพียงแคโหมดพื้นฐาน TEM บริสุทธิ์เท่านั้นแต่มีโหมดการเคลื่อนที่แบบอื่น ๆ อีกที่สามารถเคลื่อนที่อยู่ในท่อนำคลื่นนั้นๆ ได้ ดังนั้นการวิเคราะห์คลื่นบนท่อนำคลื่นจะต้องคำนึงถึงโหมดการเดินทางของคลื่นโหมดอื่น ๆ ที่สามารถจะเป็นไปได้คือโหมด TM กับ TE



รูปที่ 2.15 ท่อนำคลื่นแบบต่างๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.9 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio Heat Equation)

ในการวิเคราะห์ด้วยความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้า ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอด การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อปอดซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน ในปอดแสดงดังสมการที่ (2.18)

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (2.18)$$

เมื่อ $h_b = \rho_b C_b \omega_b$

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (kg/m³)

c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ (J/kg.K)

k = ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (W/m.K)

h_b = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ

ρ = ความหนาแน่นเลือด (kg/m³)

c_b = ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด (J/kg.K)

ω_b = อัตราการไหลของเลือด (ml/s)

z = ค่าอุณหภูมิเลือด (37 °C)

Q_m = ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเลือด (W/m³)

Q_{ext} = ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m³)

จากสมการ Bioheat (2.18) ที่นำมาใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ (h_b) และพลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่ามิต้าน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ Q_{ext}

2.9.1 สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจากสนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงเนื้อเยื่อปอด จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อปอด ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการ ดังสมการที่ (2.19)

$$SAR = \frac{1}{\rho} Q_{ext} = \frac{\sigma}{\rho} |E^2| \quad (2.19)$$

เมื่อ

SAR = อัตราการดูดซึมจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ (W/kg)

Q_{ext} = ค่าความร้อนที่เกิดขึ้นจากภายนอกเนื้อเยื่อ (W/m³)

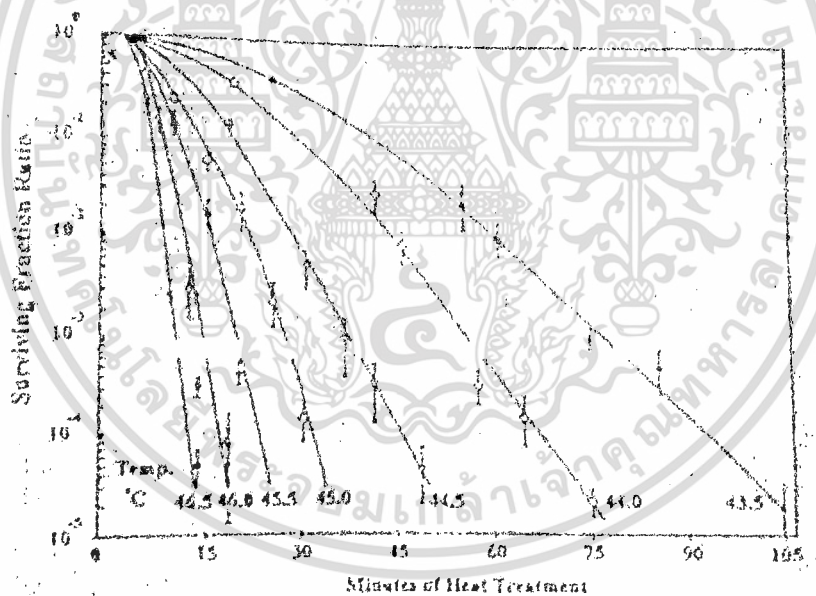
σ = สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)

ρ = ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m³)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.10 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นอยู่ในช่วง 41 - 46 องศาเซลเซียส เซลล์ที่อยู่บริเวณนั้น ๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็ง ได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyperthermia Cancer Therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ. 1960 โดยการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐานและหลักการทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ซึ่งในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และ ด้วยได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 - 46 องศาเซลเซียส และรักษา ระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษา โรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา คือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งตามรูปที่ 2.15 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลา ที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่ร้อนตายจากการให้ความร้อน รูปที่ 2.1 เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็งในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็งผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อให้เซลล์มะเร็งตายในการเพิ่มอุณหภูมิให้สูงขึ้น แก่เซลล์จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบ ๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้นสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ

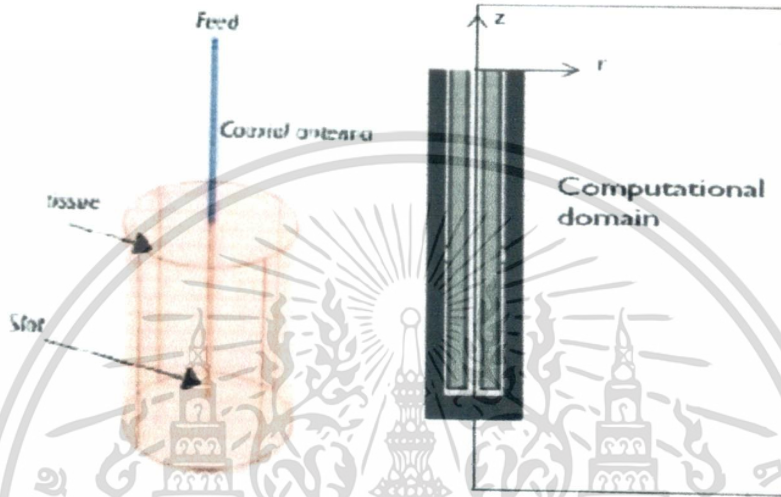


รูปที่ 2.16 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง

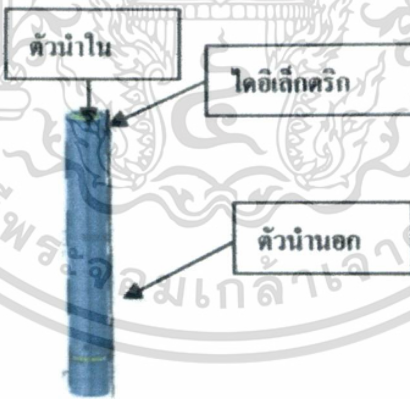
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 หลักการของเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการจำลอง

จากรูปที่ 2.16 เป็นการแสดงให้เห็นถึงแบบจำลองของการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยใช้สายอากาศแบบโคแอกเซียลแบบสลีต โดยทรงกระบอกกลมแทนเนื้อเยื่อทดสอบโดยสายอากาศโคแอกเซียลถูกแทงเข้าไปในเนื้อเยื่อทดสอบ และสายอากาศจะถูกจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟที่จุดบนตรงส่วนของชั้นฉนวน (Feed) และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะถูกปล่อยออกมาบริเวณสลีตจากนั้นเนื้อเยื่อจะถูกทำให้เกิดความร้อนซึ่งเป็นไปตามสมการของซาร์ โดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งเดินทางในสายโคแอกเซียลอยู่ในโหมดของ TEM โดยสมมติว่าคลื่นเป็นฮาโมนิกส์แบบเชิงซ้อน



รูปที่ 2.17 แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโคแอกเซียลในเนื้อเยื่อทดสอบ



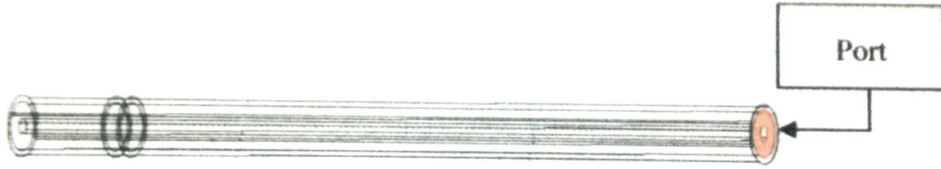
รูปที่ 2.18 แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสลีตโคแอกเซียล

สายอากาศโคแอกเซียลจะประกอบไปด้วยชั้นสามชั้นด้วยกันชั้นแรกเป็นชั้นของตัวแปร ชั้นถัดมาเป็นชั้นของไดอิเล็กตริก และชั้นสุดท้ายเป็นชั้นของตัวนำนอกโดยเมื่อคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เดินทางผ่านสายโคแอกเซียลจะมีกระบวนการจะต้องมีการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตให้กับแบบจำลองโดยตัวอย่างต่อไปนี้จะเป็นการกำหนดเงื่อนไขของกับสายอากาศแบบหนึ่งสลีต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11.1 เงื่อนไขขอบเขตของพอร์ต (Port)

ใช้เงื่อนไขนี้สำหรับใส่ค่ากำลังของคลื่นไมโครเวฟที่จ่ายให้กับสายอากาศโดยกำหนดเป็นค่ากำลัง เช่น 5 W. โดยจะจ่ายให้กับชั้นไดอิเล็กทริกตามรูปเนื่องจากคลื่นจะเดินทางในชั้นนี้



รูปที่ 2.19 แสดงจุดจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟให้กับสายอากาศ

2.11.2 เงื่อนไขขอบเขตของความต่อเนื่อง (Continuity)

เงื่อนไขนี้เป็นเงื่อนไขที่เกิดขึ้นโดยธรรมชาติที่แสดงถึงความต่อเนื่องขององค์ประกอบในแนวเส้นสัมผัสของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก

$$n \times (\vec{H}_1 - \vec{H}_2) = 0 \quad (2.20)$$

$$n \times (\vec{E}_1 - \vec{E}_2) = 0 \quad (2.21)$$



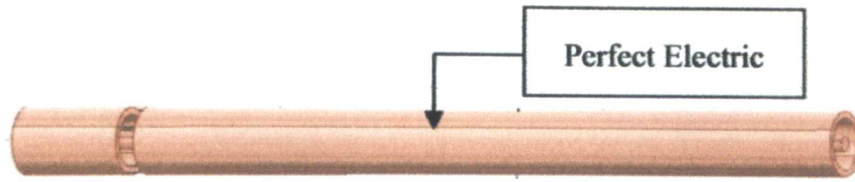
รูปที่ 2.20 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตต่อเนื่อง

จากรูปบริเวณที่เป็นความต่อเนื่อง (Continuity) จะเป็นบริเวณที่คลื่นเคลื่อนที่ผ่านจากตัวกลางหนึ่งไปสู่อีกตัวกลางหนึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11.3 เงื่อนไขขอบเขตของตัวนำ (Perfect Electric Conductor)

เป็นกรณีของเงื่อนไขที่กำหนดให้อำนาจประกอบของสนามไฟฟ้าในแนวขนานกับผิวดำนำมีค่าเป็นศูนย์



รูปที่ 2.21 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตตัวนำ

จากสมการแสดงให้เห็นว่าไม่มีความต่างศักย์บริเวณผิวดำนำหรือเรียกได้ว่าไม่มีเวกเตอร์สนามไฟฟ้าที่มีทิศทางขนานกับผิวดำนำ

2.11.4 เงื่อนไขขอบของเนื้อเยื่อ (Scattering Boundary)

ใช้เงื่อนไขเมื่อต้องการขอบเขตที่ไม่ก่อให้เกิดการสะท้อนของคลื่น โดยมีสมการที่ใช้ คือ

Plane scattered
$$\vec{E} = \vec{E}_{SC} e^{-jk(nr)} + E_S e^{-jk(kr)} \quad (2.22)$$

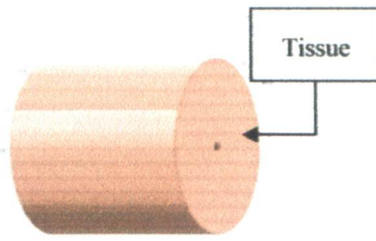
Cylindrical scattered wave
$$\vec{E} = \vec{E}_{SC} \frac{e^{-jk(nr)}}{\sqrt{r}} + E_S e^{-jk(kr)} \quad (2.23)$$

Spherical scattered wave
$$\vec{E} = \vec{E}_{SC} \frac{e^{-jk(nr)}}{\sqrt{r_s}} + E_S e^{-jk(kr)} \quad (2.24)$$

เมื่อ

$$r_s = \text{รัศมีของวงกลม}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.22 แสดงบริเวณที่เป็นขอบเขตสะท้อน

E_0 เป็นระนาบตกกระทบของคลื่นระนาบซึ่งเดินทางในทิศ k โดยเงื่อนไขขอบเขตนี้จะปล่อยให้คลื่นผ่านตัวมันไปในทุกๆ มุมตกกระทบ

2.12 ทฤษฎีไฟไนต์เอลิเมนต์

บทนี้จะกล่าวถึงทฤษฎีไฟไนต์เอลิเมนต์ในรูปเมตริกซ์สมการพื้นฐานทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ความถี่สูง และสมการความสัมพันธ์ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอนุกรม

2.12.1 พื้นฐานสมการทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

$$\nabla \times \{\vec{H}\} = \{J\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} = \{J_s\} + \{J_e\} + \{J_v\} + \left\{ \frac{\partial D}{\partial t} \right\} \quad (2.25)$$

$$\nabla \times \vec{E} = - \left\{ \frac{\partial B}{\partial t} \right\} \quad (2.26)$$

$$\nabla \cdot \{B\} = 0 \quad (2.27)$$

$$\nabla \cdot \{D\} = \rho \quad (2.28)$$

เมื่อ

- $\nabla \times$ = ตัวปฏิบัติการเคิร์ล
- $\nabla \cdot$ = ตัวปฏิบัติการไดเวอร์เจนซ์
- $\{\vec{H}\}$ = เวกเตอร์ความเข้มของสนามแม่เหล็ก
- $\{J\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม
- $\{J_s\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของแหล่งกำเนิดกระแส
- $\{J_e\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสที่เกิดจากการเหนี่ยวนำ
- $\{J_v\}$ = เวกเตอร์อัตราความเร็วของความหนาแน่นของกระแส
- $\{D\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า
- $\{E\}$ = เวกเตอร์ความเข้มของสนามไฟฟ้า
- $\{B\}$ = เวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก
- ρ = ความหนาแน่นของประจุไฟฟ้า
- t = เวลา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สมการที่ (2.29) เป็นสมการแสดงการหาค่าของเวกเตอร์ความหนาแน่นฟลักซ์แม่เหล็ก

$$\{B\} = \{\mu\} \{H\} \quad (2.29)$$

เมื่อ $[\mu]$ = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในรูปแบบของเมตริกซ์ (Magnetic permeability)

เมื่อ สมการที่ (2.30) แสดงค่าความซึมซับแม่เหล็กในรูปแบบของเมตริกซ์

$$\{\mu\} = \mu_0 \begin{bmatrix} \mu_{rx} & 0 & 0 \\ 0 & \mu_{ry} & 0 \\ 0 & 0 & \mu_{rz} \end{bmatrix} \quad (2.30)$$

เมื่อ

μ_0 = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในสุญญากาศ

μ_{ry} = ค่าความซึมซับแม่เหล็กสัมพัทธ์ในแนวแกน x

สมการที่ (2.31) แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสรวม

$$\{D\} = [\sigma] [\{E\} \{V\} \times \{B\}] \quad (2.31)$$

สมการที่ (2.32) แสดงการหาเวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแส

$$\{D\} = [\epsilon] \{E\} \quad (2.32)$$

เมื่อ

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

$$\{\epsilon\} = \begin{bmatrix} \epsilon_{xx} & 0 & 0 \\ 0 & \epsilon_{yy} & 0 \\ 0 & 0 & \epsilon_{zz} \end{bmatrix} = \text{เมตริกซ์ของสภาพการนำไฟฟ้า}$$

$$\{V\} = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \\ V_z \end{bmatrix}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ

 σ_{xx} = สภาพการนำไฟฟ้าในแนวแกน x มีหน่วยเป็น S/m ϵ_{xx} = สภาพยอมของทางไฟฟ้าในแนวแกน x มีหน่วยเป็น F/m

2.12.2 การวิเคราะห์สนามแม่เหล็กที่ความถี่สูง

จากสมการ (2.31) และสมการ (2.32) เป็นสมการแมกซ์เวลล์ถ้าพิจารณาในกรณีที่มีสัญญาณฮาร์มอนิกโดยเขียนในรูปของ $e^{j\omega t}$ จะได้เวกเตอร์ของสนามไฟฟ้าในรูปของสมการเฮล์มโฮลทซ์ดังสมการที่ (2.33)

$$\nabla \times \left[\frac{1}{\mu_r} (\nabla \times \mathbf{E}) \right] - k_0^2 \epsilon_r \mathbf{E} = j\omega \mu_0 \mathbf{J}_s \quad (2.33)$$

เมื่อ

 \mathbf{E} = เวกเตอร์สนามไฟฟ้า ϵ_r = ค่าความยอมของทางไฟฟ้าสัมพัทธ์ μ_0 = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในฟรีสเปซ μ_r = ค่าความซึมซับแม่เหล็กในฟรีสเปซ k_0 = จำนวนคลื่น (Vacuum Wave Number) ω = ค่าความถี่เชิงมุม \mathbf{J}_s = เวกเตอร์ความหนาแน่นของกระแสแหล่งกำเนิด

จากสมการ (2.32) สามารถหาค่าของสนามไฟฟ้าได้จากสมการที่ (2.34) และหาค่าของสนามแม่เหล็กได้จากสมการที่ (2.35)

$$\mathbf{E} = \sum_{i=1}^N \tilde{W}_i \mathbf{E}_i \quad (2.34)$$

$$\mathbf{H} = \frac{j}{\omega \mu_0} \frac{1}{\mu_r} \sum_{i=1}^N \nabla \times \tilde{W}_i \mathbf{E}_i \quad (2.35)$$

เมื่อ

 \mathbf{E} = เวกเตอร์ความเข้มของสนามไฟฟ้า \mathbf{H} = เวกเตอร์ความเข้มของสนามแม่เหล็ก \mathbf{E}_i = สนามไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในแต่ละเอลิเมนต์ \tilde{W} = รูปแบบฟังก์ชันเวกเตอร์ของเอลิเมนต์แต่ละแบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.12.3 สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าและอุณหภูมิ

ความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า กับความร้อนที่ใช้ในวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มีรูปแบบของสมการทางคณิตศาสตร์แบบเมตริกซ์ซึ่งแสดงได้ดังสมการ (2.36)

$$\begin{bmatrix} [C] & [0] \\ [0] & [0] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{T\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} [K_c] & [0] \\ [0] & [K_v] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{\dot{T}\} \\ \{0\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{Q\} \\ \{I\} \end{Bmatrix} \quad (2.36)$$

ให้

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

เมื่อ

$[C]$	=	เมตริกซ์ของความร้อนจำเพาะ
$\{\dot{T}\}$	=	เอลิเมนต์ของการนำความร้อน
$\{T\}$	=	เวกเตอร์การเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่โหนดโดยสัมพันธ์กับเวลา
$\{V\}$	=	เวกเตอร์แรงดันที่โหนด
$[K_c]$	=	เวกเตอร์อัตราการไหลของความร้อนที่โหนดนั้นๆ
$[K^v]$	=	เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อน
$[K^m]$	=	เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ Joule heating
$\{Q\}$	=	ความร้อนรวม
$\{Q^{nd}\}$	=	เวกเตอร์อัตราการไหลของความร้อนที่โหนดนั้นๆ
$\{Q^g\}$	=	เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนภายใน
$\{Q^j\}$	=	เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ Joule heating
$\{Q^c\}$	=	เวกเตอร์การพาความร้อนที่ผิว
$\{I\}$	=	โหนดเวกเตอร์อันเนื่องมาจากการไหลของกระแสที่โหนด

จากสมการที่ (2.36) เป็นสมการที่มีการใช้ลักษณะการคำนวณของเมตริกซ์ที่มีความสัมพันธ์รูปแบบของอุณหภูมิและกระแสไฟฟ้า ฟลักซ์แม่เหล็กและค่าพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับอุณหภูมิซึ่งจะถูกกำหนดด้วยการนำพาความร้อน Q อุณหภูมิ T ความร้อนจำเพาะ C การนำพาความร้อน K และในส่วนของพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับพลังงานไฟฟ้า จะถูกกำหนดด้วยแรงดัน V กระแส I ในสมการค่าของพารามิเตอร์ เวกเตอร์อัตราการเกิดความร้อนจากสมการ Joule heat ดังในสมการที่ (2.37)

$$Q^j = \text{Re} \left(\left(\frac{1}{2n} \right) \sum_{i=1}^n [\rho] \{J_{\#}\} \bullet \{J_{\#}\} \right)^* \quad (2.37)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ

- Q' = Joule heat ต่อหน่วยปริมาตร
 n = จำนวนเอลิเมนต์ที่อินทิเกรต
 $[\rho]$ = เมตริกซ์ของสภาพความต้านทาน
 Re = จำนวนจริงขององค์ประกอบ
 $[J_{ii}]$ = ความหนาแน่นของกระแสรวมในแต่ละเอลิเมนต์
 $\{ \}^*$ = คอนจูเกตของความหนาแน่นของกระแสรวมในแต่ละเอลิเมนต์



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

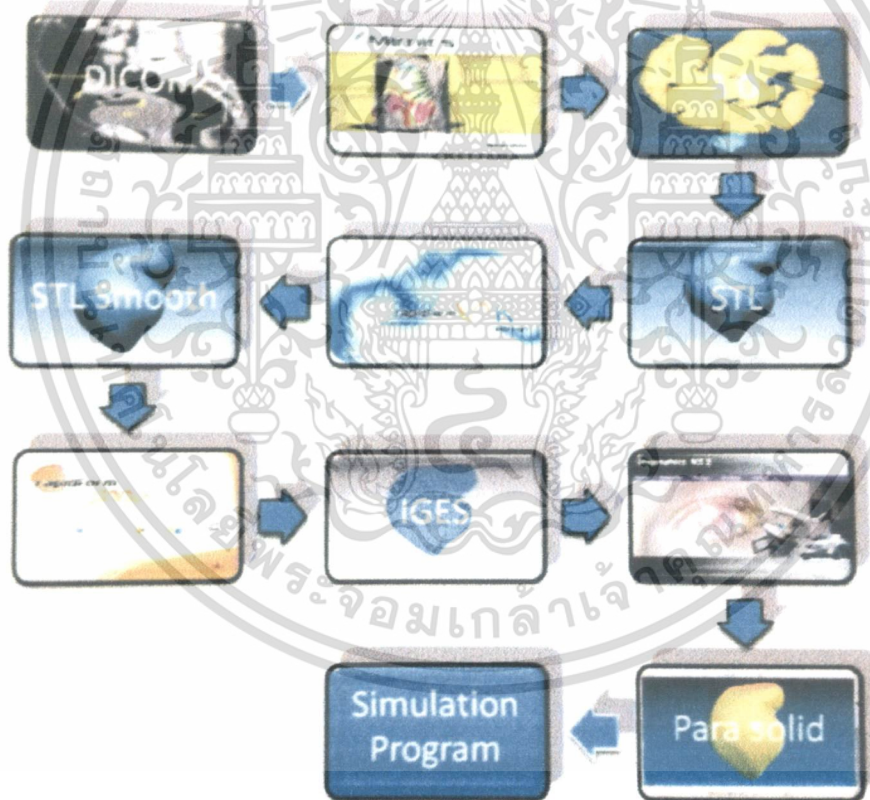
บทที่ 3

ขั้นตอนการออกแบบและการสร้างแบบจำลอง

เนื่องจากการจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ถูกใช้ในการจำลองรูปแบบต่าง ๆ เช่น การกระจายความร้อน การแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ ซึ่งส่วนใหญ่ได้นำไปใช้ในส่วนที่เกี่ยวข้องกับการออกแบบอุปกรณ์การแพทย์ต่าง ๆ ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้ทำการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งบริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย โดยใช้โปรแกรมคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ และเพื่อให้เกิดความเสมือนจริงทางผู้วิจัยได้นำภาพลำไส้ใหญ่จากภาพ ซี ที สแกน (CT Scan) เพื่อสร้างแบบจำลองที่เสมือนจริงมากที่สุด โดยวิธีการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ จะกล่าวถึงในบทนี้

3.1 การสร้างแบบจำลองจากภาพ ซีที สแกน (CT Scan)

3.1.1 Block diagram ของการสร้างภาพ CT



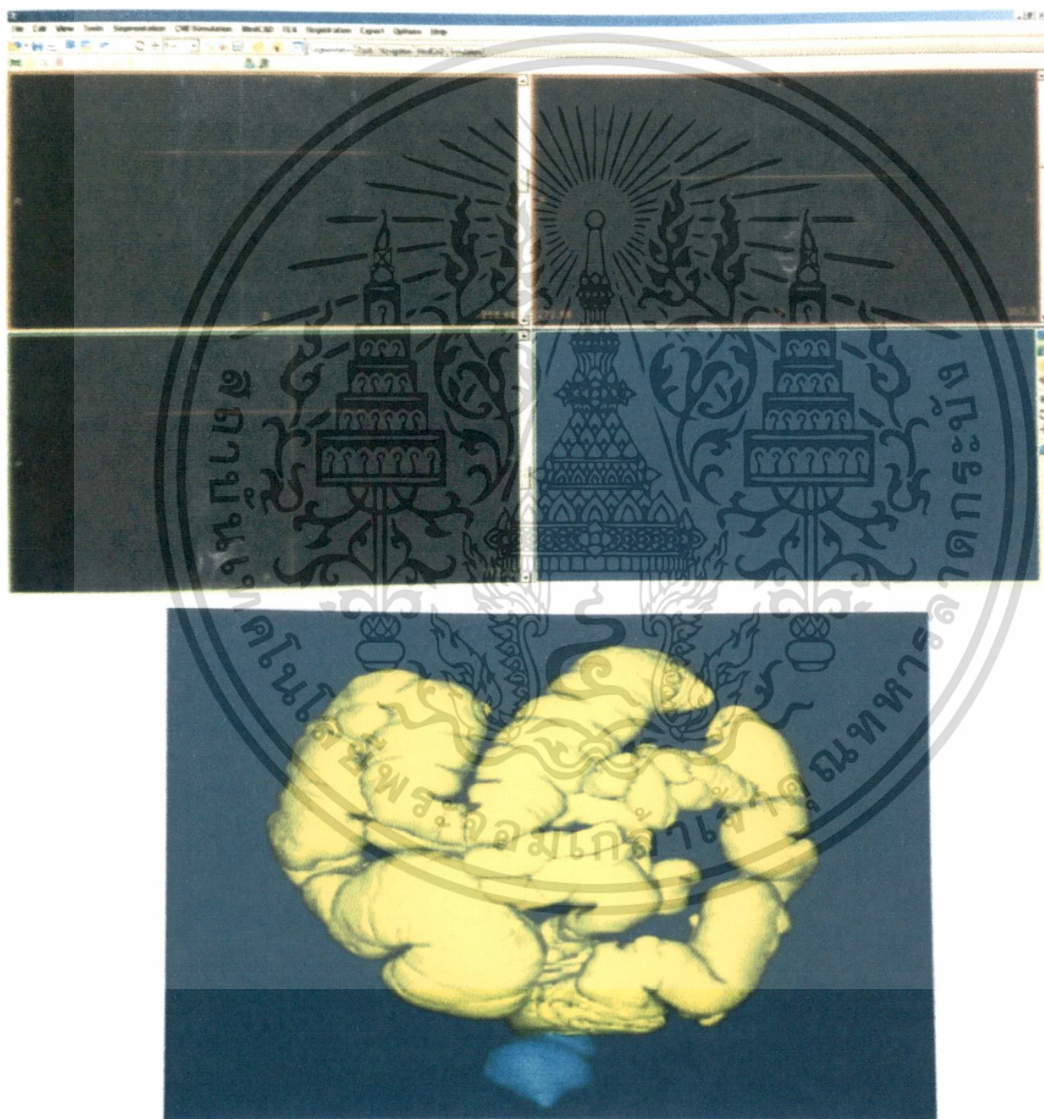
ในการสร้างแบบจำลองเพื่อใช้ในการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์จากภาพซี ที สแกน (CT Scan) เป็นวิธีการที่ค่อนข้างยุ่งยาก เนื่องจากมีโปรแกรมที่ใช้ในการปรับผิวรวมทั้งโปรแกรมที่ใช้ในการสร้าง CAD ซึ่งจะอธิบายเป็น ได้ดังรูปที่ 3.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2 ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองลำไส้ใหญ่ส่วนปลายจากภาพ ซีที สแกน (CT Scan)

3.1.2.1 การสร้างภาพ 3 มิติ

นำภาพลำไส้ใหญ่ที่ได้จากเครื่องซีทีสแกน (CT Scan) มาทำการสร้างภาพให้เป็นลักษณะ 3 มิติ โดยภาพที่นำมาใช้ในงานวิจัยชิ้นนี้ได้จาก [12] ซึ่งเป็นภาพที่ ซี สแกน (CT Scan) มีจำนวน 889 ภาพ และมีความหนาของ Slice 1 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 3.2 และส่วนนามสกุลไฟล์ภาพนั้นเป็น DICOM ซึ่งเป็นนามสกุลมาตรฐานในวงการแพทย์ และได้นำไฟล์ที่มีนามสกุล DICOM มาเข้าโปรแกรม Mimics และสามารถทำการเลือกบริเวณที่ต้องการสร้างภาพ 3 มิติ ได้ ซึ่งในงานวิจัยชิ้นนี้เลือกบริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย ซึ่งก็คือบริเวณสีฟ้าดังแสดงในรูปที่ 3.3 และเซฟไฟล์ภาพ 3 มิติ ที่แสดงดังรูปที่ 3.3 ให้เป็นนามสกุล .STL เพื่อนำไปดำเนินการในขั้นตอนวิธีการปรับผิวของรูปแบบจำลอง ซึ่งอยู่ในหัวข้อ 3.1.2.2



รูปที่ 3.3 แสดงภาพ 3 มิติ จากภาพ ซี ที สแกน (CT Scan)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.2 วิธีการปรับผิวของรูปแบบจำลอง

ในลำดับต่อมาเมื่อทำการสร้างภาพเป็น 3 มิติ แล้วทำการนำภาพ 3 มิติ ที่ได้มาทำการปรับผิวให้เรียบด้วยโปรแกรม Rapidform ซึ่งเป็นโปรแกรมที่สนับสนุนไฟล์นามสกุล .STL โดยภาพ 3 มิติ ที่ได้นั้นมีลักษณะดังรูปที่ 3.4 ซึ่งจากลักษณะที่เห็นดังรูปที่ 3.4 มีลักษณะของผิวที่ไม่เรียบ ทำให้ไม่สามารถนำไปจำลองในโปรแกรมจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้ จึงทำการตกแต่งผิวให้เรียบซึ่งจะได้ดังรูปที่ 3.5



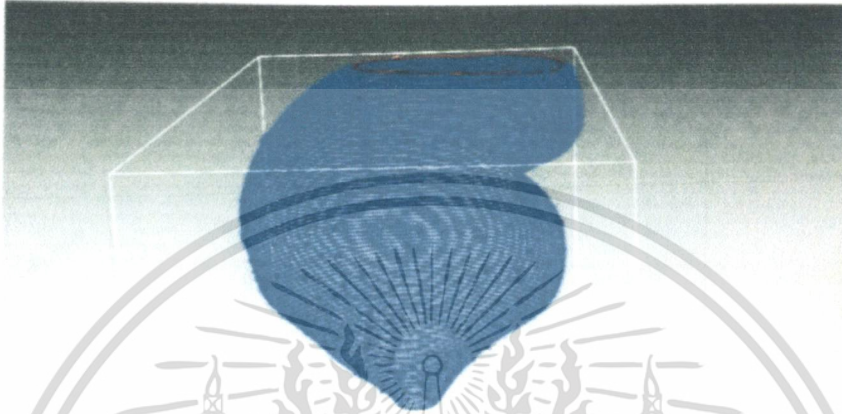
รูปที่ 3.4 แสดงภาพ 3 มิติ ที่ผิวไม่เรียบ

รูปที่ 3.5 แสดงภาพ 3 มิติ ที่ทำการตกแต่งผิวให้เรียบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.3 วิธีการสร้างภาพตัดขวาง

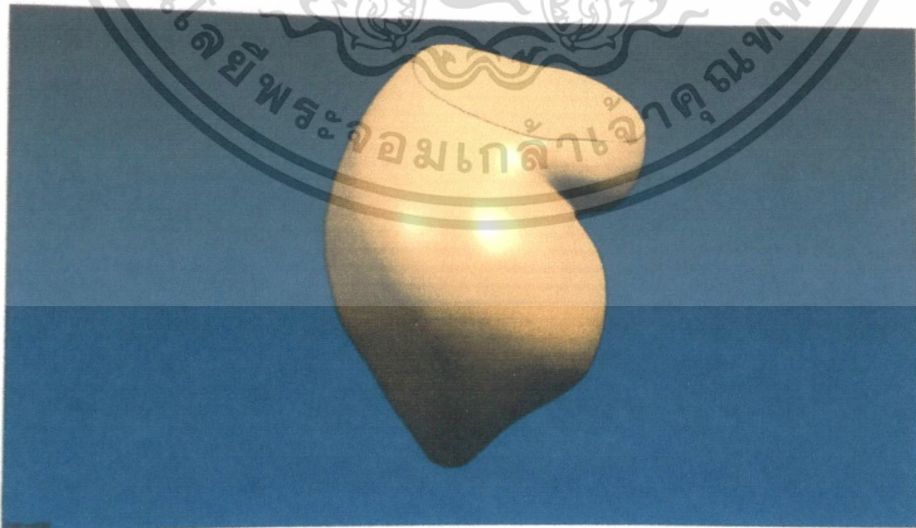
เมื่อทำการตกแต่งผิวให้เรียบจากโปรแกรม Rapidform จะได้ดังรูปที่ 3.5 จึงทำการสร้างเส้นตัดขวาง เพื่อนำไปสร้างแบบจำลองเพื่อใช้จำลองในโปรแกรมคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์เพราะเนื่องจากภาพที่ได้ นั้นเป็นไฟล์นามสกุล .STL ซึ่งมีแต่ผิว (Face) ไม่เป็นรูปทรงที่มีปริมาตร (Solid) โดยรูปที่ 3.6 เป็นรูปที่เกิดจากการสร้างเส้นตัดขวาง 500 เส้นของรูปที่ 3.5 ซึ่งใช้โปรแกรม Rapidform 2006 แล้วทำการเซฟไฟล์เป็นนามสกุล .IGES



รูปที่ 3.6 การสร้างภาพตัดขวาง

3.1.2.4 วิธีการขึ้นรูปที่มีปริมาตร

เมื่อทำการสร้างเส้นตัดขวางเรียบร้อยแล้ว จึงนำไปขึ้นรูปให้เกิดเป็นรูปที่มีปริมาตร (Solid) เพื่อนำไปทำการจำลองด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์ ดังที่แสดงดังรูปที่ 3.7 โดยโปรแกรม UGNX ทำเป็นไฟล์นามสกุล Parasolid ซึ่งสามารถนำมาเข้าโปรแกรมที่คำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์

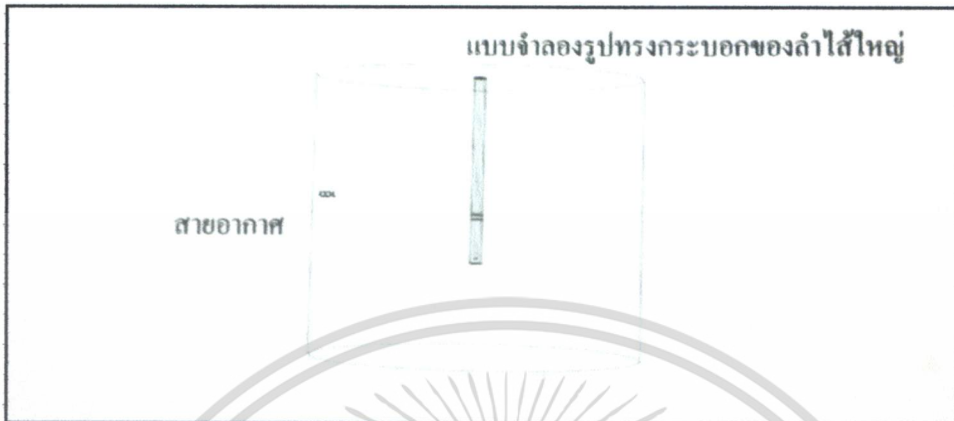


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

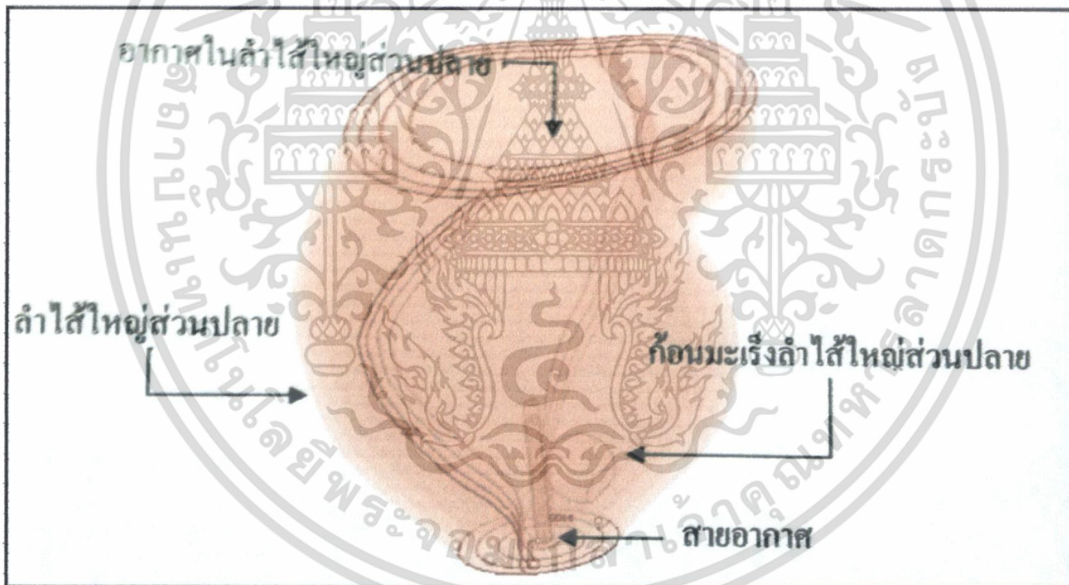
รูปที่ 3.7 รูปที่มีปริมาตร (Solid)

3.2 การออกแบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

3.2.1 รูปแบบของแบบจำลอง ซึ่งแบ่งได้เป็น 2 โดยแสดงดังรูป 3.8 และ 3.9 โดยประกอบด้วย



รูปที่ 3.8 แสดงแบบจำลองรูปทรงกระบอกลำไส้ใหญ่

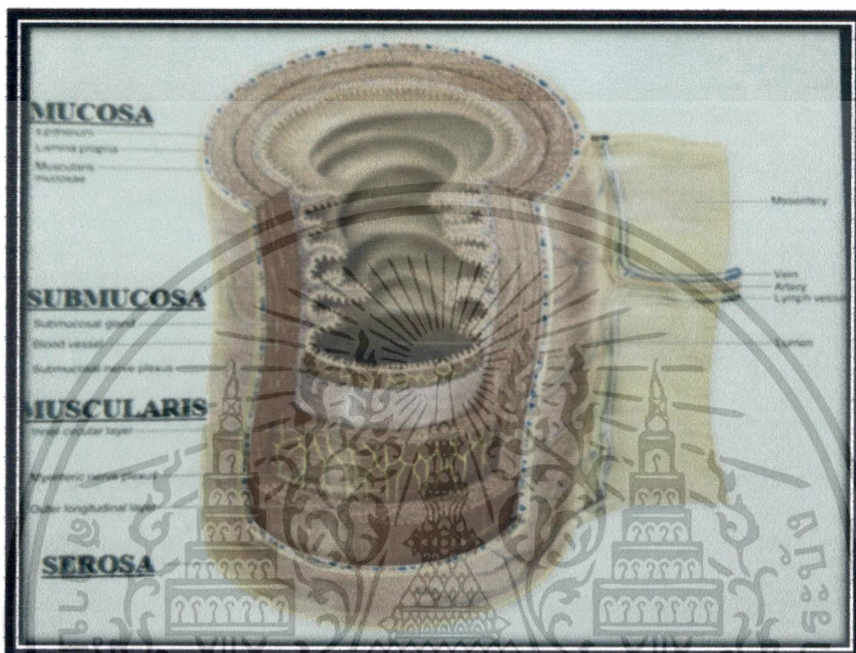


รูปที่ 3.9 แสดงแบบจำลองที่ใช้คำนวณการทำลายเซลล์ลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย

จากรูปที่ 3.8 เป็นรูปแบบการจำลองโดยลักษณะให้ลำไส้ใหญ่เป็นทรงกระบอกโดยการออกแบบรูปแบบจำลองแบบนี้เนื่องจากต้องการเปรียบเทียบการกระจายคลื่นของอุณหภูมิของสายอากาศ 2 แบบ คือ สายอากาศแบบปลายเปิด (Open Tip) กับสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) โดยให้คุณลักษณะทางความร้อนกับคุณลักษณะทางไฟฟ้าของรูปแบบจำลองทรงกระบอก ให้มีค่าเท่ากับคุณลักษณะทางความร้อนกับคุณลักษณะทางไฟฟ้าของลำไส้ใหญ่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ต่อมารูปที่ 3.9 เป็นรูปแบบจำลองลำไส้ใหญ่ส่วนปลายจากภาพ CT และมีการเพิ่มส่วนที่เป็นก้อนเซลล์มะเร็งเรียงลงไปด้วยและเนื่องจากลักษณะกายวิภาคของลำไส้ใหญ่มีลักษณะเป็นชั้น โดยแบ่งเป็นชั้นหลักๆได้ 3 ชั้น ได้แก่ 1. Mucosa ซึ่งมีขนาดความหนาอยู่ระหว่าง 2 ถึง 2.5 มิลลิเมตร [9] 2. Circular Muscle มีขนาดความหนาอยู่ระหว่าง 2 ถึง 5 มิลลิเมตร [9] 3. Longitudinal Muscle มีขนาดความหนาอยู่ระหว่าง 1.63 ถึง 2.07 มิลลิเมตร [10] ซึ่งแสดงรายละเอียดดังรูป 3.10 และรูปที่ 3.11 เป็นรูปแบบจำลองซึ่งนำมาใช้ในการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็ง บริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย ให้มีลักษณะและชั้นของผนังลำไส้ใกล้เคียงของจริงมากที่สุด



รูปที่ 3.10 แสดงรูปลักษณะกายวิภาคของลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย



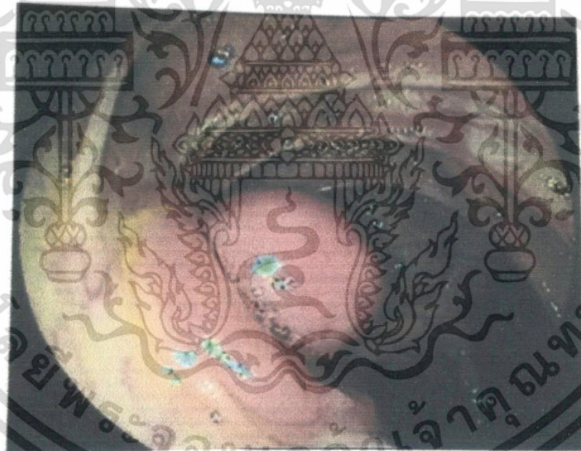
รูปที่ 3.11 แสดงรูปลักษณะลำไส้ใหญ่ส่วนปลายที่ใช้ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 แสดงค่าความหนาของผนังลำไส้ใหญ่ที่สร้างในแบบจำลอง ดังรูปที่ 3.11

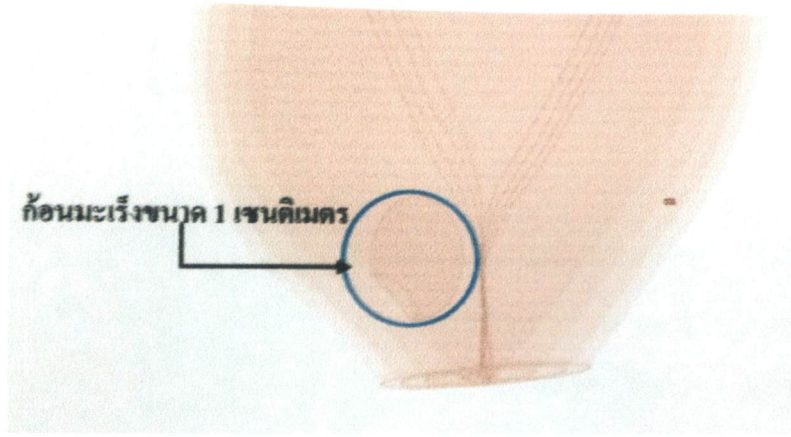
ชั้นลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย	ความหนา (mm)
Sumucosa	2
Circular Muscle	2
Longitudinal Muscle	1.63

ซึ่งค่าความหนาของผนังลำไส้ใหญ่จากตารางที่ 3.1 ที่นำมาเป็นค่าความหนาที่มีขนาดมาตรฐานในเกณฑ์ที่พบมากที่สุด ในลำดับต่อมาเนื่องจากการรักษามะเร็งลำไส้ใหญ่ที่ต้องการรักษา อยู่ในระยะเริ่มต้น ดังนั้นขนาดของมะเร็งระยะเริ่มต้นจะมีขนาดประมาณ 1 เซนติเมตร และจะอยู่บริเวณชั้นที่เรียกว่า Sumucosa ซึ่งในแบบจำลองจึงทำการจำลองขนาดของก้อนมะเร็งอยู่ที่ 1 เซนติเมตร และมีลักษณะเป็นทรงกลมเพื่อให้ใกล้เคียงกับลักษณะกายวิภาคจริงของก้อนเซลล์มะเร็งมากที่สุด ดังรูปที่ 3.12 เป็นการเปรียบเทียบลักษณะก้อนมะเร็งของจริงในระยะเริ่มต้นกับลักษณะของก้อนมะเร็งที่สร้างในแบบจำลอง ส่วนตำแหน่งของก้อนมะเร็งจะให้อยู่ใกล้รูทวารหนักมากที่สุดเพราะ เป็นอัตราการเกิดก้อนมะเร็งค่อนข้างสูง และการรักษาด้วยวิธีการผ่าตัดนั้นดำเนินการได้ยากที่สุดเนื่องจากถ้าอยู่ใกล้บริเวณนี้จำเป็นต้องทำการคว้านรูทวารหนัก เพื่อเอากล้ามเนื้อหูรูดออกด้วย ดังนั้นถ้ารักษาด้วยวิธีการ Microwave Ablation จะทำให้ได้ผลการรักษาที่น่าพอใจมากกว่า เนื่องจากการรักษาโดยใช้สายอากาศเสียบเข้าทางรูทวารหนัก ทำให้ไม่จำเป็นต้องทำการเปิดช่องท้องที่เกิดจากการผ่าตัด ทำให้ลดปริมาณการสูญเสียเลือดและระยะเวลาการพักฟื้นร่างกายก็ใช้เวลาน้อยลง



(ก)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

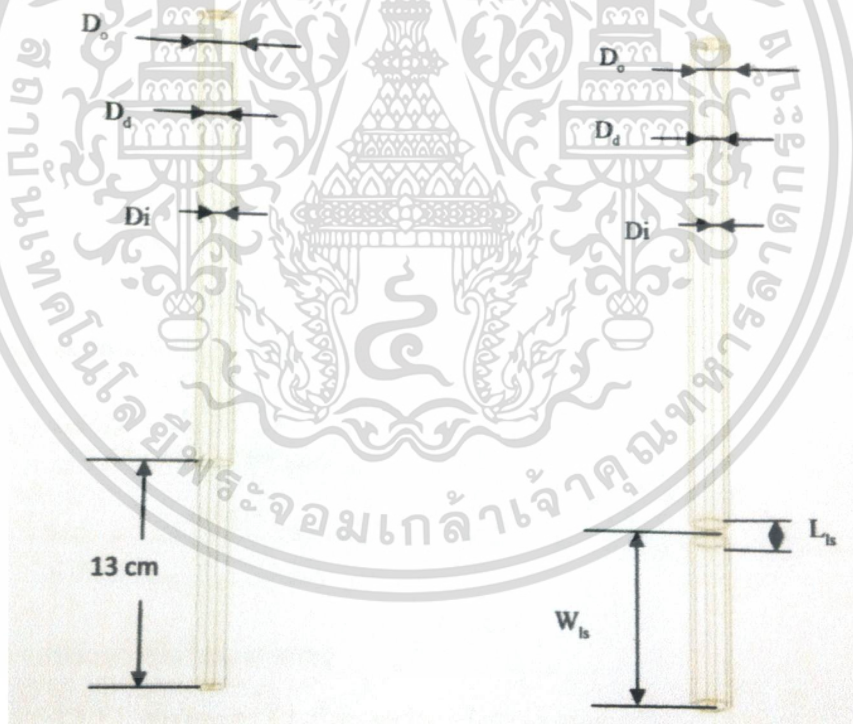


(ข)

รูปที่ 3.12 แสดงลักษณะก่อนมะเร็งที่ได้จากกล้องส่องลำไส้ใหญ่ส่วนปลายกับแบบจำลอง
(ก) แสดงลักษณะก่อนเซลล์มะเร็งบริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนปลายจากกล้องส่องลำไส้ใหญ่มี
ขนาด 1 เซนติเมตร

(ข) แสดงรูปลักษณะก่อนมะเร็งบริเวณลำไส้ใหญ่จากแบบจำลองมีขนาด 1 เซนติเมตร

3.2.2 แบบจำลองสายอากาศ



(ก)

(ข)

รูปที่ 3.13 แสดงคุณลักษณะของสายอากาศ

(ก) สายอากาศแบบปลายเปิด (Open Tip Antenna)

(ข) สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากรูปที่ 3.13 เป็นรูปสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ที่ใช้ในการทดลอง และตารางที่ 3.2 จะแสดงค่าเส้นผ่านศูนย์กลางและความกว้างยาวทั้งหมดของสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) จากรูปที่ 3.13 โดยลักษณะความกว้างของ Slot จะมีขนาด 1 mm และความยาวจากปลายสายอากาศถึงกลาง Slot มีความยาว 10 mm ซึ่งค่าความกว้างของ Slot กับความยาวจากปลายสายอากาศถึงกลาง Slot ได้ทำการอ้างอิงมาจาก Saito [7]

ตารางที่ 3.2 เป็นตารางแสดงคุณลักษณะของสายอากาศ

D_o (Diameter of Outer Conductor) (mm)	2.2
D_d (Diameter of the Dielectric) (mm)	1.7
D_i (Diameter of the Conductor) (mm)	0.51
L_s (Length from Tip to Center of the Slot) (mm)	10
W_s (Wire of the Slot) (mm)	1

3.2.3 แบบจำลองที่ใช้ในการทดลอง

3.2.3.1 การทดลองที่ 1 เป็นการเปรียบเทียบการกระจายตัวทางอุณหภูมิของสายอากาศ

เนื่องจากการทดลองที่ 1 เป็นการทดลองเพื่อต้องการทราบถึงผลการกระจายตัวทางอุณหภูมิของสายอากาศทั้ง 2 แบบ คือ สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ซึ่งแสดงดังรูป 3.14 กับ สายอากาศแบบ Open Tip รูปที่ 3.15 เพราะว่ามีแม่เหล็กที่มีลักษณะที่ก่อกวน ดังรูปที่ 3.12 (ก) ดังนั้นการกระจายตัวทางอุณหภูมิของสายอากาศที่ใช้ในการรักษาต้องค่อนข้างเฉพาะจุด ซึ่งจะช่วยให้การควบคุมอุณหภูมิบริเวณผนังของลำไส้ที่เป็นเนื้อเยื่อส่วนดี

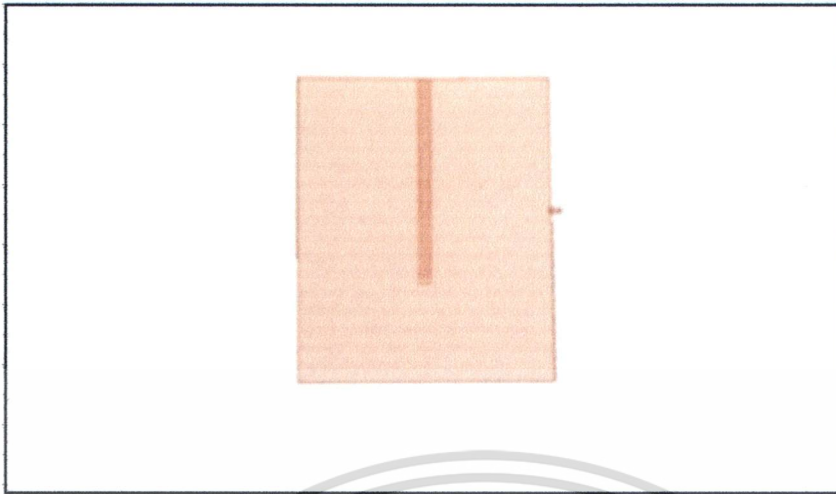
1. แบบจำลองการกระจายตัวทางอุณหภูมิสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna)



รูปที่ 3.14 แสดงแบบจำลองการกระจายตัวทางอุณหภูมิของสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. แบบจำลองการกระจายตัวทางอุณหภูมิสายอากาศแบบปลายเปิด (Open Tip Antenna)

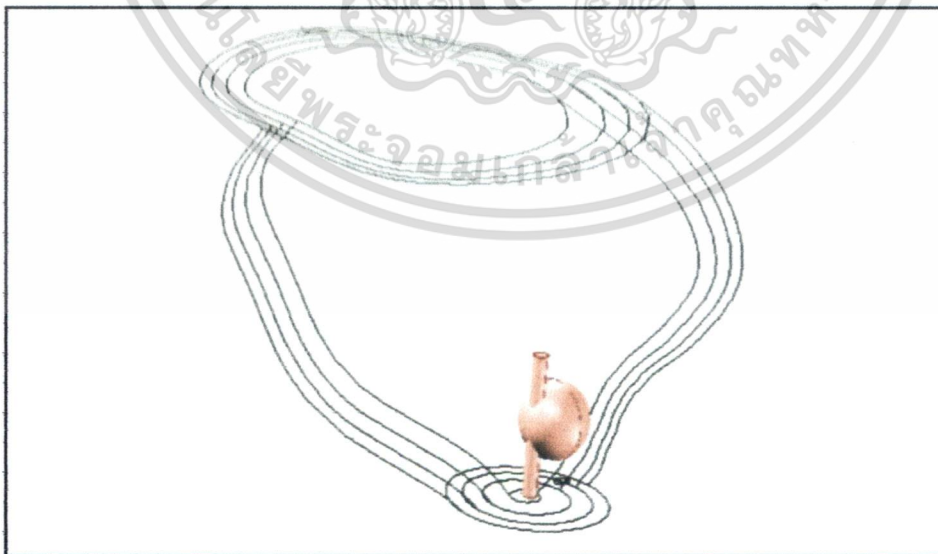


รูปที่ 3.15 แสดงแบบจำลองการกระจายตัวทางอุณหภูมิสายอากาศแบบปลายเปิด (Open Tip Antenna)

3.2.3.2 การทดลองที่ 2 เป็นการทดลองการวางสายอากาศในลักษณะที่แตกต่างกัน

ในการทดลองที่ 2 จะเป็นการทดลองการวางตำแหน่งของสายอากาศโดยขนาดของเซลล์มะเร็งมีขนาด 1 เซนติเมตร 3 ตำแหน่ง คือ 1 อยู่ในเซลล์มะเร็งแบบตรงดั่งที่แสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.16 ซึ่งคือการนำสายอากาศเสียบผ่านทางรูทวารและผ่านเข้าไปในเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งโดยไม่คำนึงถึงตำแหน่งของ Slot ว่าอยู่ตรงกลางก้อนเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งหรือไม่ ส่วนแบบที่ 2 ติดกับเซลล์มะเร็ง ซึ่งจะแสดงให้เห็นในรูปที่ 3.17 นั้นเป็นการนำสายอากาศแบบ Slot ไปวางทาบติดกับเซลล์มะเร็ง และ 3 อยู่ในเซลล์มะเร็งแบบโค้งงอ เพื่อให้บริเวณตำแหน่งของ slot อยู่ตรงกลางก้อนมะเร็งมากที่สุด ซึ่งอาจจะมีการเปลี่ยนแปลงมุมการโค้งงอตามตำแหน่งของก้อนเนื้อเยื่อเซลล์มะเร็งดังจะแสดงให้เห็น ดังรูปที่ 3.19 เพื่อต้องการหาตำแหน่งการวางที่เหมาะสมในการทำสายเซลล์มะเร็งให้ได้มากที่สุด

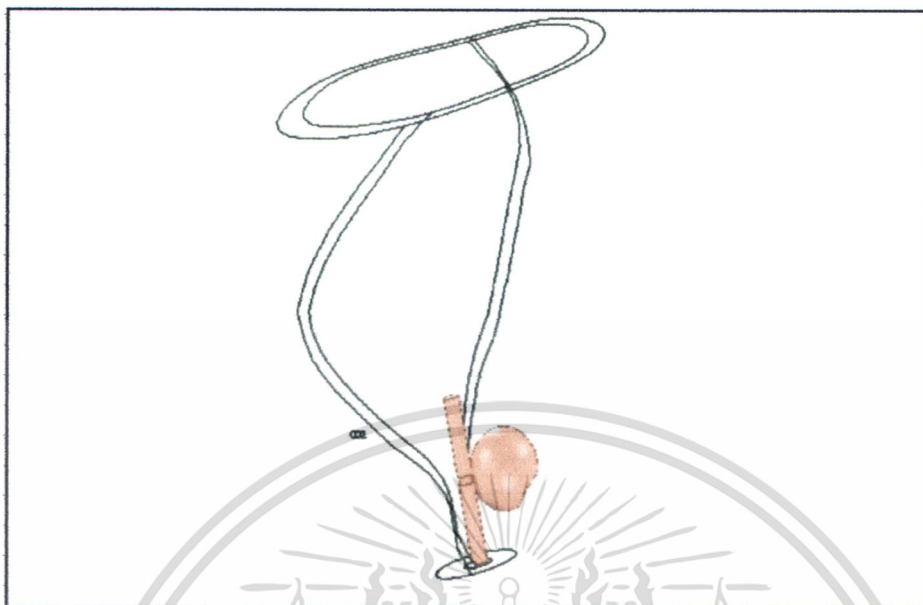
1. แบบจำลองการวางสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) อยู่ในเซลล์มะเร็งแบบตรง



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

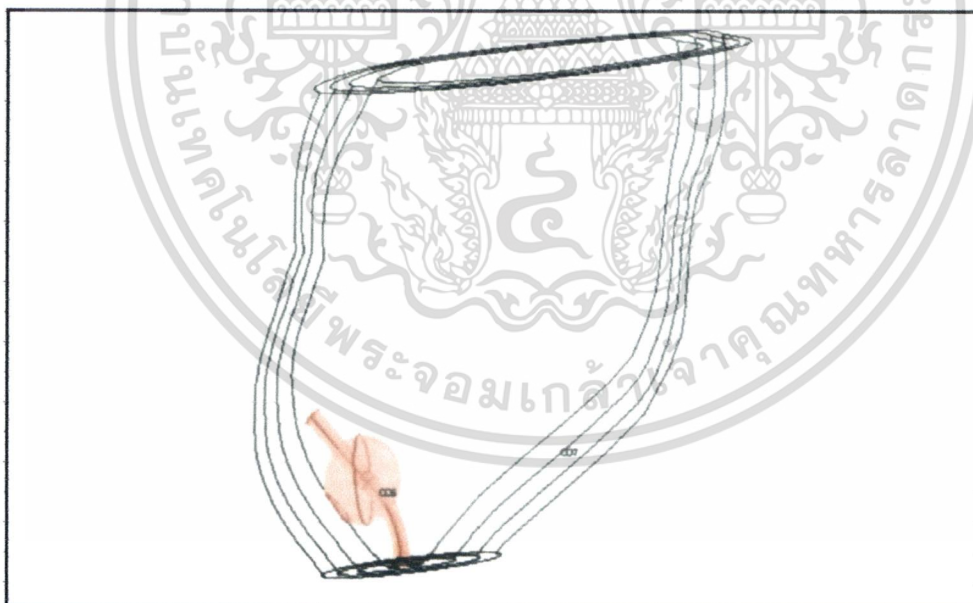
รูปที่ 3.16 แสดงแบบจำลองการวางสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) อยู่ในเซลล์มะเร็งแบบตรง

2. แบบจำลองการวางสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) สัมผัสกับเซลล์มะเร็ง



รูปที่ 3.17 แสดงแบบจำลองการวางสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) สัมผัสกับเซลล์มะเร็ง

3. สายอากาศอยู่ในเซลล์มะเร็งแบบโค้งงอเพื่อให้ตำแหน่งเหมาะสมต่อการทำลาย



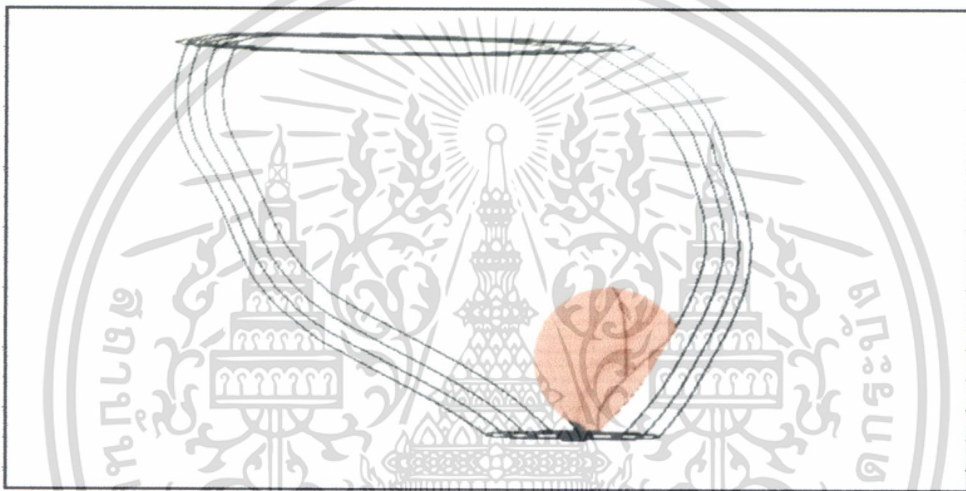
รูปที่ 3.18 แสดงแบบจำลองการวางสายอากาศอยู่ในเซลล์มะเร็งแบบโค้งงอเพื่อให้ตำแหน่งเหมาะสมต่อการทำลาย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2.3.3 การทดลองที่ 3 เป็นการทดลองเพิ่มขนาดของเซลล์มะเร็งเป็น 2 เซนติเมตร

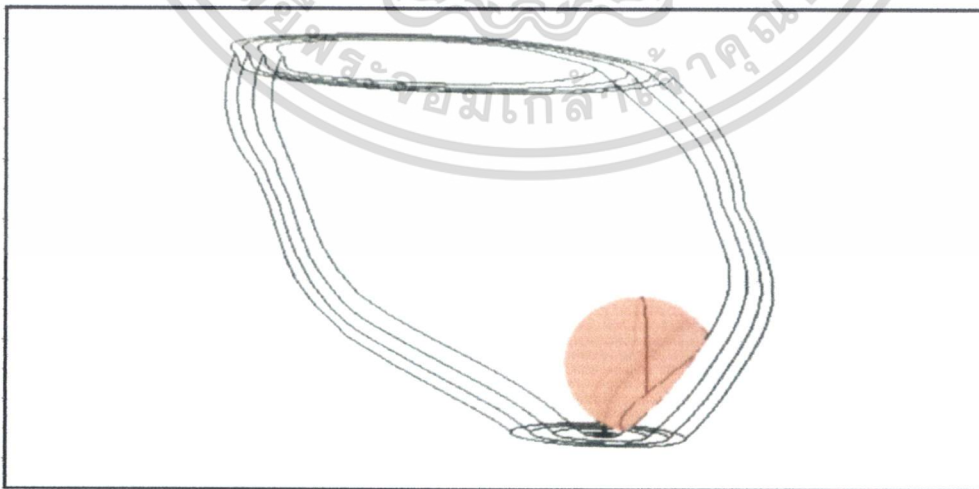
เนื่องจากมะเร็งลำไส้ใหญ่มีระยะการเป็นมะเร็ง ดังรูปที่ 2.10 ซึ่งกล่าวไว้ในบทที่ 2 ซึ่งระยะที่ทางผู้วิจัยทำการรักษาจะอยู่ในระยะ 0 กับ 1 หรือมะเร็งในระยะไม่ลุกลาม ซึ่งมะเร็งระยะดังกล่าวจะมีค่าไม่เกิน 2 เซนติเมตร เพราะฉะนั้นการทดลองที่ 3 ได้ทำการทดลองโดยเพิ่มขนาดของมะเร็งเป็น 2 เซนติเมตร และได้ทำการเพิ่มความกว้างบริเวณ Slot ของสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) เพื่อเพิ่มปริมาณการทำลายให้มากขึ้น และตำแหน่งการวางสายอากาศเป็นการวางแบบโค้งงอเพื่อให้บริเวณตำแหน่งของ Slot อยู่ตรงกลางก้อนมะเร็ง โดยการทดลองที่ 3 จะทำการเปลี่ยนแปลง ความกว้าง Slot ดังนี้ คือ 1.ความกว้างบริเวณ Slot 1 มิลลิเมตร ดังที่แสดงให้เห็นดังรูปที่ 3.20 2.ความกว้างบริเวณ Slot 2 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.21 3.ความกว้างบริเวณ Slot 3 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.22 4.ความกว้างบริเวณ Slot 4 มิลลิเมตร ดังแสดงในรูปที่ 3.23 5.ความกว้างบริเวณ Slot 5 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงดังรูปที่ 3.24

1. สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 1 มิลลิเมตร



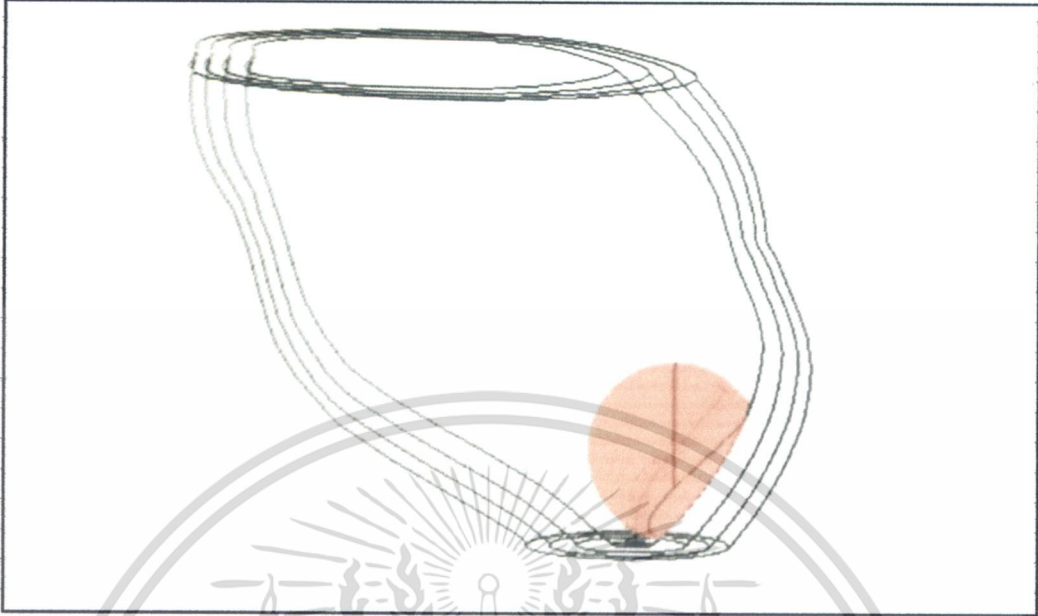
รูปที่ 3.19 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 1 มิลลิเมตร

2. สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 2 มิลลิเมตร

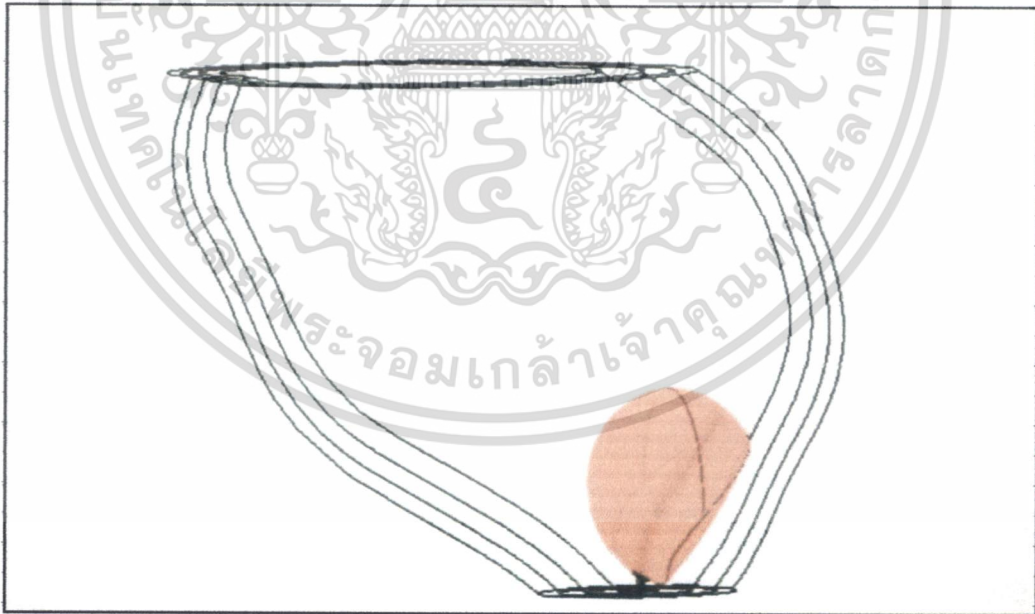


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รูปที่ 3.20 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 2 มิลลิเมตร
 3. สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 3 มิลลิเมตร



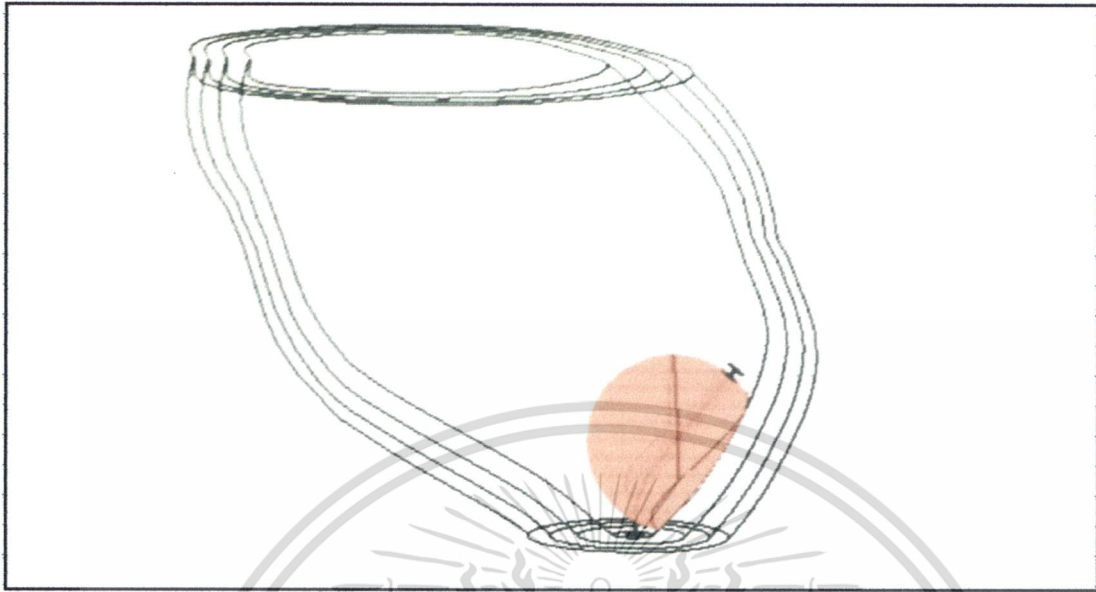
- รูปที่ 3.21 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 3 มิลลิเมตร
 4. สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 4 มิลลิเมตร



- รูปที่ 3.22 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 4 มิลลิเมตร

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. สายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 5 มิลลิเมตร



รูปที่ 3.23 แสดงแบบจำลองสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) ขนาด 5 มิลลิเมตร

3.3 ค่าคุณสมบัติที่ใช้ในการจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ในการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ที่ใช้ในการทดลองจะมีการคำนวณ 2 แบบ คือ การคำนวณทางด้านไฟฟ้า และการคำนวณทางความร้อนซึ่งการคำนวณทั้ง 2 แบบจะสัมพันธ์กัน โดยวิธีการจะทำการคำนวณทางไฟฟ้าก่อน จึงนำค่าที่ได้จากการคำนวณทางไฟฟ้ามาทำการคำนวณทางความร้อนต่อไป

3.3.1 การคำนวณทางด้านความร้อน

การคำนวณทางด้านความร้อนในงานวิจัยนี้ได้ใช้สมการ Bio Heat ดังที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 ซึ่งในสมการ Bio Heat นั้นมีการใช้ค่าคุณลักษณะทางความร้อนต่างๆ ไม่ว่าจะเป็น Thermal Conductivity หรือค่า Specific Heat เป็นต้น ซึ่งจะแสดงในตารางที่ 3.3 เป็นค่าคุณลักษณะทางความร้อนของเนื้อเยื่อลำไส้ใหญ่ แต่ในงานวิจัยชิ้นนี้ได้ทำการออกแบบ แบบจำลองที่ใช้ในการคำนวณเป็นบริเวณลำไส้ใหญ่ส่วนปลาย และมีชั้นของลำไส้ใหญ่กับก้อนเซลล์มะเร็งประกอบอยู่ในแบบจำลองด้วย ซึ่งในความเป็นจริงค่าคุณลักษณะทางความร้อนของชั้นลำไส้ใหญ่แต่ละชั้นรวมทั้งค่าคุณลักษณะทางความร้อนก้อนเซลล์มะเร็ง มีความแตกต่างกันแต่เนื่องจากยังไม่มีข้อมูลของค่าคุณลักษณะทางความร้อนของชั้นลำไส้ใหญ่แต่ละชั้นกับก้อนเซลล์มะเร็ง จึงใช้ค่าคุณลักษณะทางความร้อนเป็นค่าเดียวกันทั้งหมดตามตารางที่ 3.3

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.3 แสดงคุณลักษณะเฉพาะของเนื้อเยื่อลำไส้ใหญ่ [7]

	Density [kg/m ³]	Blood Flow Rat [m ³ /kg.s]	Specific Heat [J/kg.K]	Thermal Conductivity [W/m.K]
Colon	1043	3500	0.6	1.33×10^{-5}

3.3.2 คำนวณทางไฟฟ้า

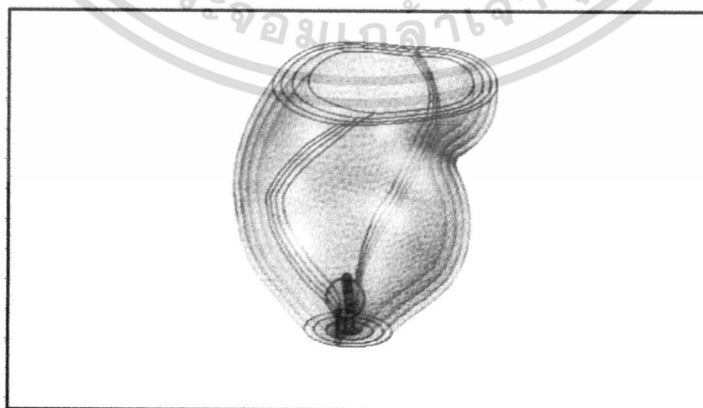
ในการคำนวณทางด้านไฟฟ้าจะใช้สมการในการคำนวณทางด้านแม่เหล็กไฟฟ้าก็จะเป็นไปตามสมการของแมกซ์เวลล์ (Maxwell) และสมการของเฮล์มโฮลต (Helmholtz Equation) ซึ่งสมการจะแสดงในบทที่ 2 ซึ่งการคำนวณทางด้านแม่เหล็กไฟฟ้านั้นต้องใช้คุณลักษณะทางไฟฟ้า ดังตารางที่ 3.4 เพื่อมาทำการคำนวณในทางไฟไนต์เอลิเมนต์

ตารางที่ 3.4 แสดงคุณลักษณะทางไฟฟ้า [7]

	Relative permittivity	Conductivity [S/m]
Colon	53.9	2.04
Dielectric of antenna (PTEE)	2.03	0

3.3.3 โปรแกรมที่ใช้ในการจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์

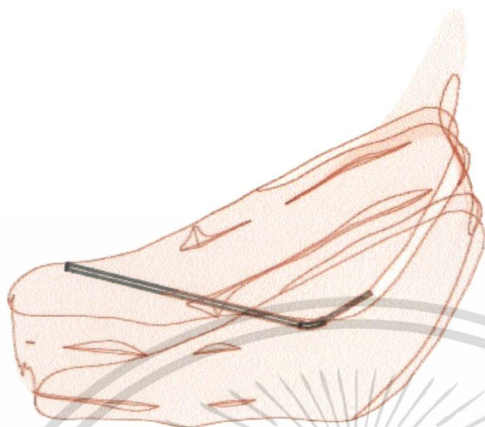
โปรแกรมที่ใช้ในการจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์นั้นทางผู้วิจัยใช้โปรแกรม COMSOL 3.5 a ซึ่งสเปคคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณนั้นมีดังนี้ 1 Intel Quad Core 2.6 GHz 2 RAM 8 GB 3 OS Window 64 Bit และแต่ละแบบจำลองที่ใช้ในการคำนวณจะใช้เอลิเมนต์แบบสามเหลี่ยมและใช้จำนวนเมชเอลิเมนต์จำนวน 136000 ถึง 180000 ดังรูปที่ 3.24 ขึ้นอยู่กับขนาดของแบบจำลอง เช่น แบบจำลองมีขนาดของก้อนมะเร็ง 1 เซนติเมตร ก็จะทำให้จำนวนที่ใช้เมชเอลิเมนต์เพิ่มมากขึ้นกว่าจำนวนเมชเอลิเมนต์ของก้อนมะเร็งขนาด 2 เซนติเมตร



รูปที่ 3.24 แสดงรูปแบบการเมชเอลิเมนต์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4 ผลการทดลอง



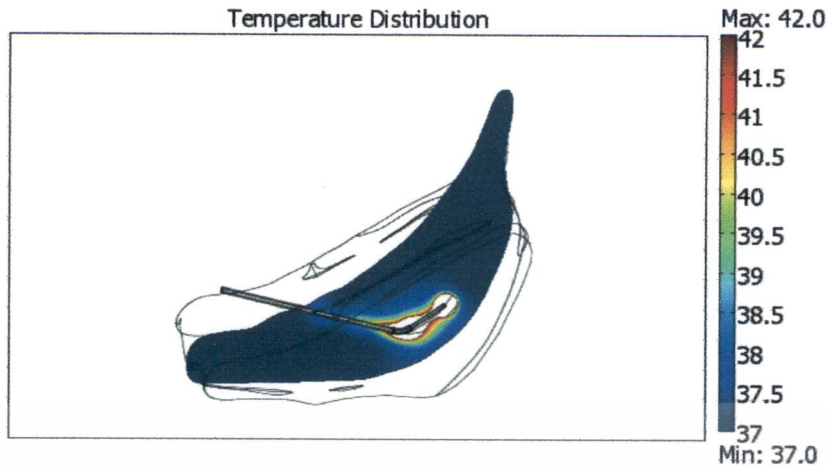
รูปที่ 1 แบบจำลองการสอดสายอากาศในลำคอ



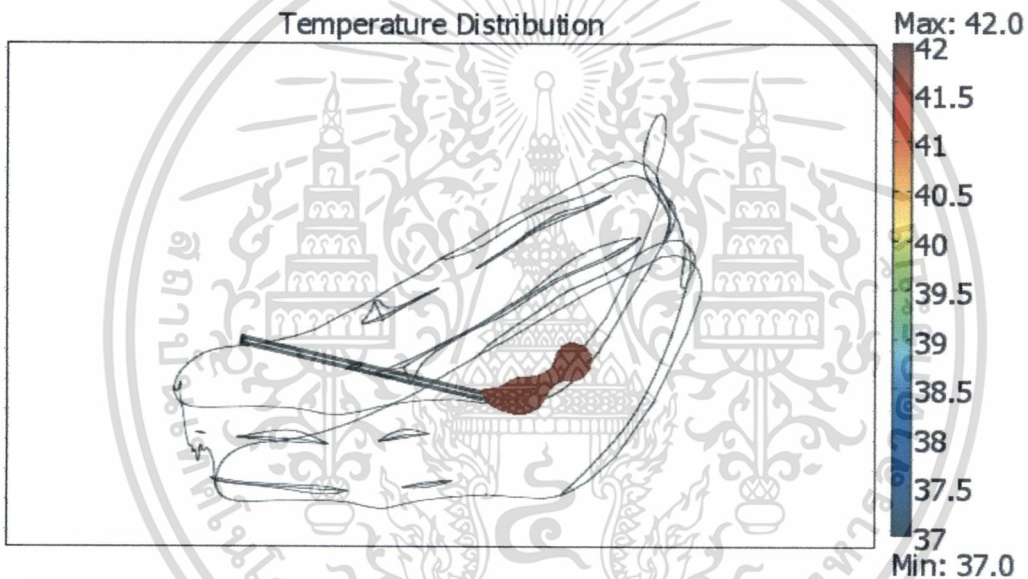
รูปที่ 2 Mesh element

รูปแสดงการนำภาพถ่ายทางการแพทย์มาประยุกต์ใช้โดยนำเอาสายอากาศ สอดใส่เข้าไปในอวัยวะที่ทำการขึ้นรูปจากภาพถ่ายทางการแพทย์โดยจะเห็นว่า ส่วนของอวัยวะมีความโค้งงอ ฉะนั้น ทางผู้วิจัยจึงต้องทำการออกแบบโพรงนำคลื่นให้มีความโค้งงอตามอวัยวะเนื่องจากพื้นที่ที่ต้องการบำบัดหรือทำลายนั้น จะมีความโค้งงอตามอวัยวะในกระบวนการสร้างภาพ เมื่อทำการสร้างภาพจากภาพถ่ายทางการแพทย์แล้ว ยังต้องนำเข้าสู่กระบวนการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยก่อนที่จะทำการจำลองการทำงานจำเป็นจะต้องทำการแบ่งเอลิเมนต์เป็นส่วนย่อยๆ ที่ชื่อว่า Mesh โดยจะทำการแบ่งโครงสร้างของเอลิเมนต์ออกเป็นส่วนย่อยๆ เพื่อทำการคำนวณผลในรูปแบบผลลัพธ์ย่อยๆ ก่อนที่จะทำการรวมผลลัพธ์เข้าด้วยกัน ฉะนั้นขบวนการนี้จึงมีความสำคัญเป็นอย่างมาก ถ้าไม่สามารถทำการแบ่งขนาดของเอลิเมนต์ได้ ก็จะไม่สามารถทำการคำนวณทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3 การกระจายความร้อนในแนวแกน Y

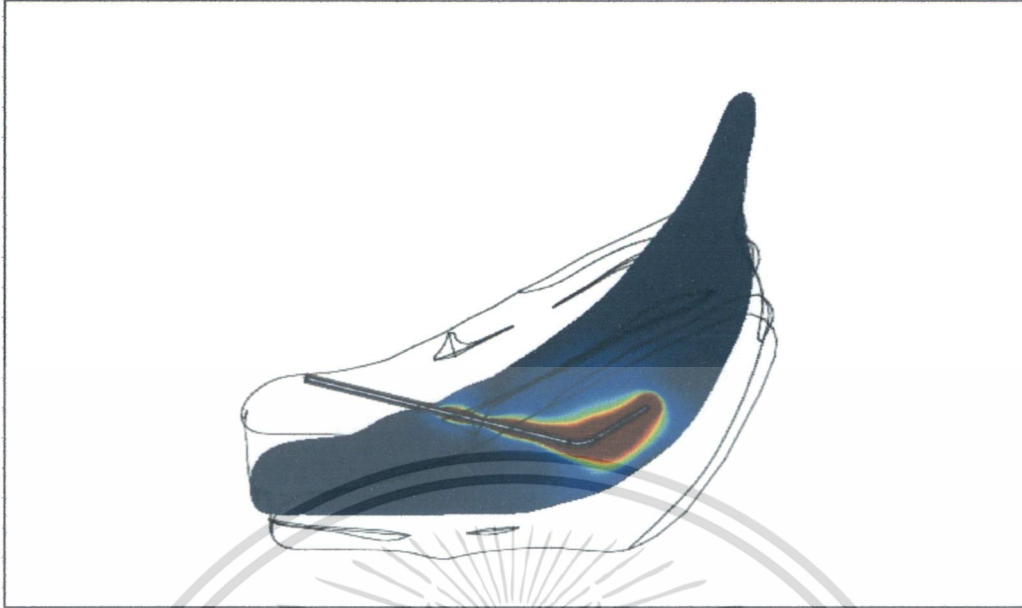


รูปที่ 4 การกระจายความร้อนในรูปแบบ isosurface

การกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ เมื่อทำการจำลองการทำงานด้วยระเบียบวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์พบว่า การกระจายความร้อนที่เกิดขึ้น สามารถทำการออกแบบให้มีรูปแบบของการกระจายความร้อนเฉพาะพื้นที่ที่ทำการออกแบบได้ โดยพื้นที่ส่วนอื่นที่เนื้อเยื่อสัมผัส จะไม่ถูกทำลายไปด้วย ซึ่งรูปแบบของการกระจายความร้อนในรูปแบบนี้จะแตกต่างกับแท่งตัวนำปกติที่จะมีการกระจายความร้อนทั่วทั้งแท่งตัวนำ เหมือนกับหัวแร้ง หรือแท่งเหล็กร้อน ซึ่งมีความพิเศษเป็นอย่างมาก เนื่องจากสามารถควบคุมตำแหน่งของการเกิดความร้อนได้ โดยความร้อนที่เกิดขึ้นเป็นความร้อนที่เกิดจากความต้านทานความร้อนของเนื้อเยื่อ ที่เกิดจากการเสียดสีกันของโมเลกุลของน้ำในเนื้อเยื่อด้วยความเร็วเท่ากับ 9.9 พันล้านครั้งต่อวินาที โดยส่วนใหญ่ในเนื้อเยื่อจะมีส่วนประกอบของน้ำอยู่แล้วมากกว่า 60 เปอร์เซ็นต์ ฉะนั้นจึงกล่าวได้ว่า คลื่นไมโครเวฟมีความเหมาะสมที่จะทำให้อเนื้อเยื่อเกิดปฏิกิริยา และเกิดความร้อนขึ้น โดยผลของการเกิดความร้อน นั้น ขึ้นกับปัจจัยด้านกำลังงานที่ป้อนใส่เข้าสู่สยาอากาศ และ ระยะเวลาที่ทำการปล่อยคลื่นเข้าสู่เนื้อเยื่อโดยจะมีความสัมพันธ์กันในเชิงแปรผัน โดยถ้าป้อนกำลังงานที่สูง อุณหภูมิที่ได้จะได้อุณหภูมิที่สูงในระยะเวลาอันสั้น และถ้า ใช้ระยะเวลายังนานยิ่งทำให้เกิดอุณหภูมิในเนื้อเยื่อสูงขึ้นอีกด้วย

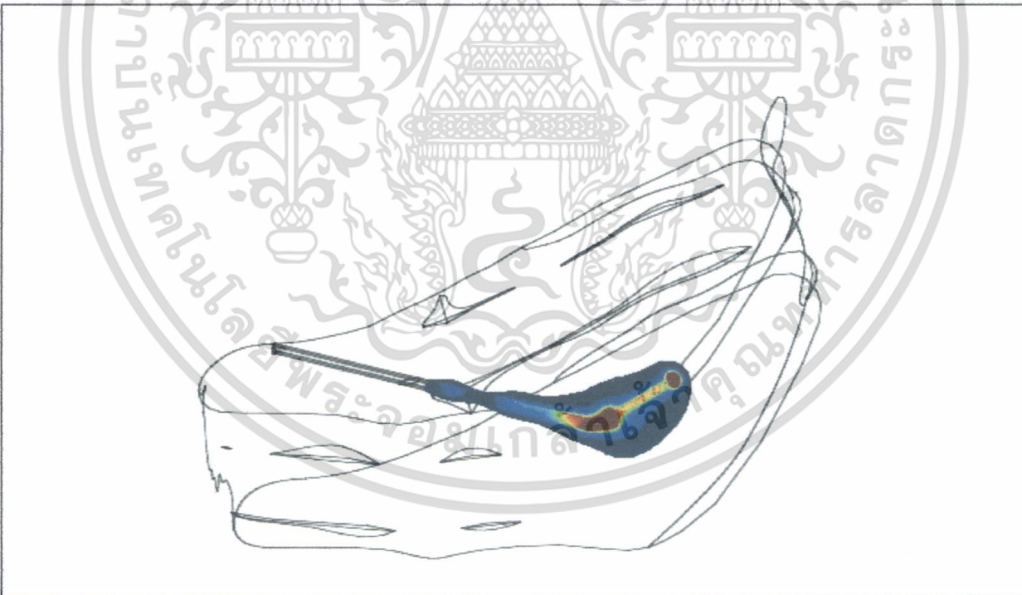
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

SAR Distribution



รูปที่ 5 การดูดซับของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

SAR Distribution



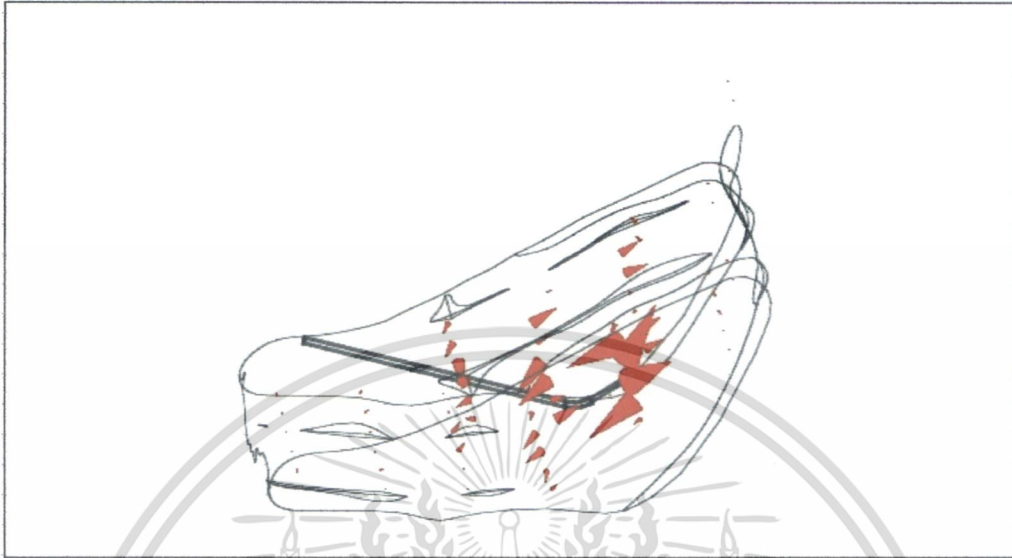
รูปที่ 6 การดูดซับของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปแบบ isosurface

จากรูปที่ 5 และรูปที่ 6 แสดงให้เห็นถึงสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เข้าสู่เนื้อเยื่อในรูปแบบของ อัตราการดูดซับ โดยในรูปที่ 5 แสดงให้เห็นว่าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อนั้น จะมีการแพร่กระจายออกบริเวณปลายสายอากาศที่ทำการเปิดในรูปแบบของ สายอากาศ แบบ Open-Tips และในรูปที่ 6 แสดงให้เห็นถึงการกระจายในรูปแบบของ ISOSURFACE แบบ 3 มิติซึ่งแสดงให้เห็นว่า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่ออวัยวะมีความโค้งงอ การกระจายของคลื่นในรูปแบบสามมิติ ที่ออกจากสายอากาศนั้นจะมีความโค้งงอตามอวัยวะด้วย ซึ่งเป็นข้อดีของสายอากาศที่สามารถปรับความโค้งงอได้ตามอวัยวะได้เป็นอย่างดี จึงมีความเหมาะสมที่จะนำมาใช้กับอวัยวะต่างๆ ของร่างกายได้

Time=10 Arrow: Electric field



รูปที่ 7 สนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ

Time=10 Streamline: Electric field

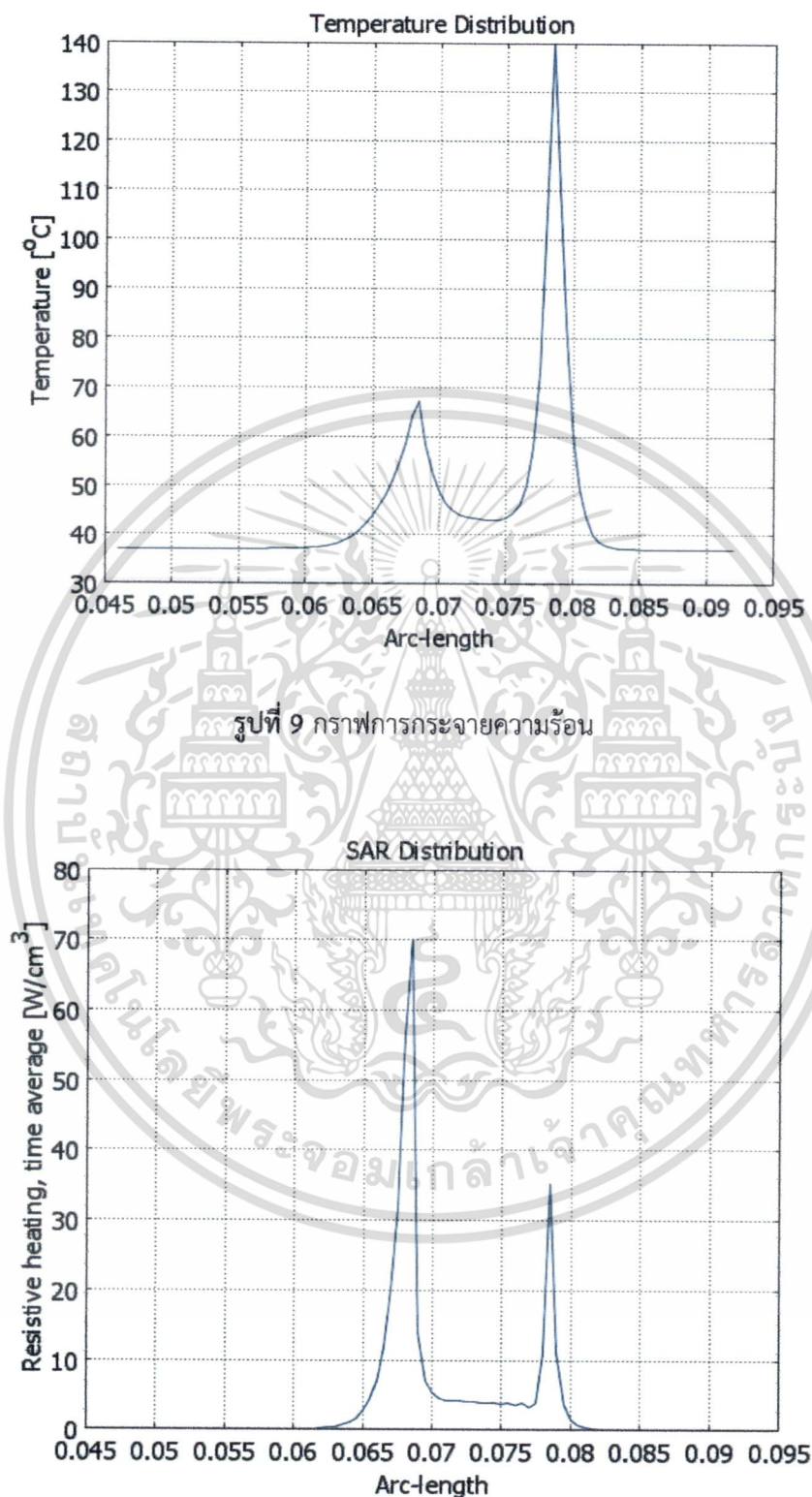


รูปที่ 8 สนามไฟฟ้าที่กระจายในเนื้อเยื่อ

ในรูปที่ 7 และรูปที่ 8 แสดงให้เห็นถึงสนามไฟฟ้าในรูปแบบของเวกเตอร์ ที่สามารถทำการกระจายออกในแกนของรัศมีของตัวนำ วิ่งเข้าสู่เนื้อเยื่อ โดยจะสังเกตเห็นได้จากทิศทางของเวกเตอร์ได้ว่า เมื่อเกิดการโค้งงอจะทำให้ทิศทางของสนามไฟฟ้านั้น มีการวิ่งเข้าปะทะกัน จึงทำให้เกิดการหักล้างและรวมกันทางเฟส ของสายอากาศเกิดขึ้น ดังนั้นจะทำให้ผลของปริมาณอัตราการดูดซับจำเพาะซึ่ง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

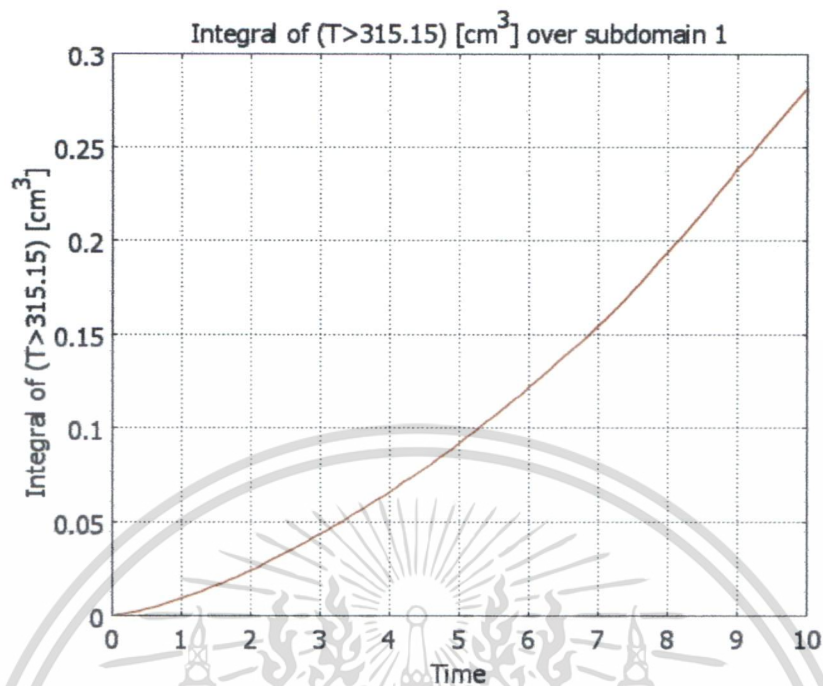
เป็นผลจากปริมาณของ สนามไฟฟ้าโดยตรงนั้นมีการเปลี่ยนแปลงอย่างมาก แต่ถึงอย่างไร ผลของการเกิดทางด้านความร้อนก็ไม่ได้สูญเสียแต่อย่างใด ยังคงสามารถกระจายความร้อนได้ดีในเนื้อเยื่อ



รูปที่ 9 กราฟการกระจายความร้อน

รูปที่ 10 กราฟการดูดซับของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 11 กราฟการกระจายตัวของความร้อนที่อุณหภูมิมากกว่า 42 องศาเซลเซียส

กราฟแสดงการกระจายของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและ อุณหภูมิที่กระทำกับเนื้อเยื่อโดยทำการวัดจากระยะ ความลึกของสายอากาศ จะเห็นว่าจะมีการกระจายของอุณหภูมิและสนามไฟฟ้าในแนวระนาบความยาวของสายอากาศ ที่ตำแหน่งที่ทำการเปิดปลายสายอากาศ แสดงในรูปที่ 9 และรูปที่ 10 ส่วนในรูปที่ 11 แสดงการเปลี่ยนแปลงของ อุณหภูมิที่มีการเปลี่ยนแปลงตามเวลา โดยจากรูปจะเห็นได้ว่า ช่วงของอุณหภูมิทำการพิจารณาจะอยู่ที่ 42 องศา เซลเซียส ซึ่งเป็นอุณหภูมิขนาดที่ สามารถทำการบำบัดเนื้อเยื่อ ให้สามารถมีความยืดหยุ่น และเป็นอุณหภูมิที่ไม่ทำ ความเสียหายให้กับเนื้อเยื่อ จะเห็นว่าปริมาณการทำลาย จะมีการเปลี่ยนแปลง เจริญเอ็กโพเนนเชียล โดยในช่วงแรกจะ มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณในการทำลายที่น้อยมาก และจะเห็นได้ว่าหลังจากวินาทีที่ 3 จะมีการเปลี่ยนแปลงที่ โกล้เคียงเชิงเส้นเป็นอย่างมาก ทำให้แพทย์สามารถทำการคาดเดาขนาดของการรักษาได้ง่ายยิ่งขึ้นเนื่องจากการ เปลี่ยนแปลงที่ใกล้เคียงเส้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

จากงานวิจัยฉบับนี้ ได้พัฒนาการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยภาพถ่ายทางการแพทย์ เพื่อให้เกิดประสิทธิภาพในการวิเคราะห์ผลการทำลายด้วยระเบียบวิธีการทางด้านฟิสิกส์ในโดเมนอิเล็กทริก โดย นำภาพถ่ายทางการแพทย์ เข้ามาทำการสร้างภาพจำลองด้วยโปรแกรมสร้างแบบจำลองด้วยข้อมูล 3 มิติ ที่มีขนาดและรูปร่างตามภาพถ่ายทางการแพทย์ ด้วยข้อมูล CT-SCAN หรือ MRI ซึ่งมีความสลับซับซ้อนเป็นอย่างมาก ซึ่งสามารถทำการออกแบบเสาอากาศให้มีรูปร่างการทำลายที่เหมาะสมได้ตามโครงสร้างของอวัยวะที่เป็นข้อมูลจริง จึงเป็นประโยชน์อย่างมากในการออกแบบโครงสร้างให้สอดคล้องกับรูปร่างของอวัยวะได้เป็นอย่างดี



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

FEM Analysis of Microwave Ablation for Snoring Therapy by Using Real Image

Wirote Jakawanchaisri¹, Arthorn Sanpanich², Pattarapong Phasukkit¹⁺, Chuchart Pintavirooj¹ and
Supan Tungjitkusolmun¹

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

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

Abstract. This study presents an analyze of blending coaxial open-tip antenna for microwave snoring ablation using real-image with three-dimensional finite element analysis verified by *in vitro* experiment. Treatment of soft palate tissue in mouth cavity of the body and had curve-shape. We performed a blending coaxial open-tip antenna characteristic of antenna get power delivery of 50 W for 60 second and coagulation volume of 1.028 cm³. This treatment is a new approach to surgery.

Keywords: Microwave ablation, finite element analysis, snoring therapy, soft palate tissue.

1. Introduction

Snoring is one of a sleep disorder syndrome in which bothering human health only patient himself but also impact to his or her spouse unavoidable. In a long term, this chronic effects seriously to healthy and also mentally of people. Treatment of snoring using resection of somnoplasty is an effective choice in many cases [1,2]. Radiofrequency or microwave range ablation is also widely accepted in this medical maneuver and investigate by many research [2-6]. Heat generated from an electromagnetic wave coagulate a soft tissue and cause tissue necrosis. Upper soft palate or small part possible to be reshaped by this technique. Figure 1 shows an insertion of microwave applicator into soft tissue region the following by microwave emission at preset treatment time and power. The key success factor of this technique depends on controlling of size of a destructive area in soft tissue [6-9]. This process relies on an absorption power, time and temperature distribution of microwave energy. Prediction of those factors using simulation solver seem to be a promising way in microwave ablation system design [7-9].

In this research work, we present a simulation of microwave ablation in a phantom model of human mouth cavity. The new design of open-tip bending applicator was introduced as a microwave antenna. Characteristic in term of VSWR was also identified for an impedance matching at 2.45 GHz frequency range. For mimic phantom of mouth cavity model, real image from CT images set was applied and guided during CAD modelling process. Full 3D finite element method (FEM) was implemented by using COMSOL solver to obtain a distribution pattern of SAR and temperature [6-9]. The simulation output not only shows a promising result of destructive area in 3D space tissue space through the mimic soft palate model but also guide us to validate these results with our full experimental setup system in near future.

This paper is presented as following. An introduction and microwave antenna structure is presented in section 1 and 2 respectively. Modelling from real CT image and an implementation of finite element method in mouth cavity phantom model is in section 3 and 4. Section 5 is our simulation results while discussion and conclusion is proposed in section 6.

⁺ Corresponding author.

E-mail address: kppattar@kmitl.ac.th. สำหรับการใช้นานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

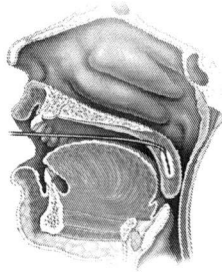


Figure 1: Insertion of microwave antenna into soft palate region.

2. Structure of Bended Antenna

Consideration to an anatomy of human mouth cavity, upper soft palate forms as a curve plate region. Then, as a preliminary, we intently design our applicator as a bending tip antenna in order to fit with this shape [10]. Figure 2 shows this bending antenna structure. L_1 (45 millimetres) is a straight part while L_2 (25 millimetres) is bended as a small curve. Bending angle (B_θ) is trailed at 75 degree. Dimension and material of this antenna are shown in Table I. This antenna was also tested for a return loss factor by using site Analyzer Bird's SA6000 EX at microwave frequency 2.3 GHz to 2.6 GHz and its response is shown in Fig. 3 and blending coaxial open-tip have VSWR : 1:1.1 (very low VSWR desirable because it can drive more energy into tissue). Thus one antenna can potentially be used in microwave ablation of soft palate tissue.

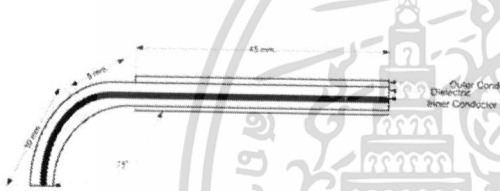


Figure 2: Antenna structure.

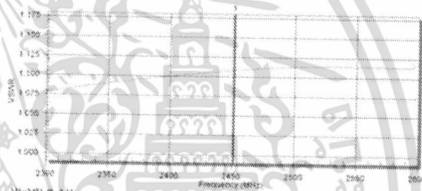


Figure 3: VSWR(Voltage Standing Wave Ratio) characteristic of open-tip bended antenna.

Table I Dimensions And Materials of Bended Antenna

Material	dimension
Diameter inner conductor (Silver Plated Copper Clad Steel)	0.912 mm.
Diameter of dielectric (Solid PTFE)	2.985 mm.
Diameter of outer conductor (Silver Plated Copper Clad Steel)	3.581 mm.
Length of antenna (L_1)	45 mm.
Length of opened tip (L_2)	15 mm.
Bending angle (B_θ)	75°

Table II: Physic Properties of Materials in Fem Model

Material	value
density of tissue (ρ)	1,040 (kg/m^3)
specific heat of tissue (C)	3,700 (J/mK)
thermal conductivity of tissue (k)	0.5 (W/mK)
temperature of tissue (T)	37 ($^{\circ}C$)
temperature of blood (T_b)	37 ($^{\circ}C$)
relative permittivity of tissue (ϵ_{tissue})	53.573
relative permittivity of dielectric (ϵ_{diel})	2.03

3. Real image Geometry Model

In FEM analysis, a correction of model geometry plays an important role in simulation. In this study, a set of real image from CT sliced was introduced to enhance a human mouth cavity modelling design. CT image in sagittal view, axial view and coronal view were imported and rebuilt to obtain a mouth cavity in CAD file model with *iges* format. This implementation was succeeding by using general mimic type

program and also manually segmentation. This maneuver provides us a soft palate model in which reassemble to human anatomy. Figure 4 shows a mouth cavity obtains from this technique.

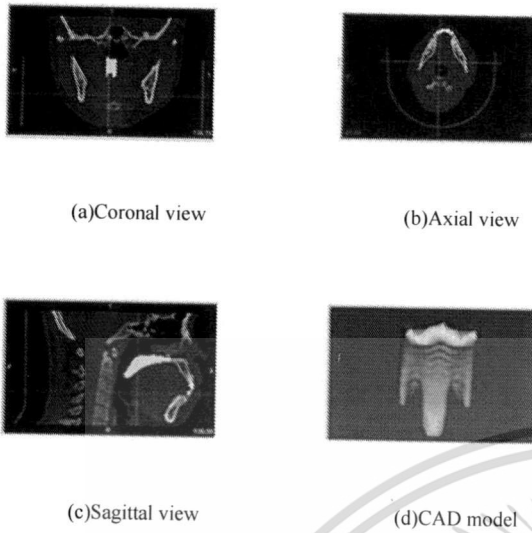


Figure 4. Mouth cavity from real CT image.

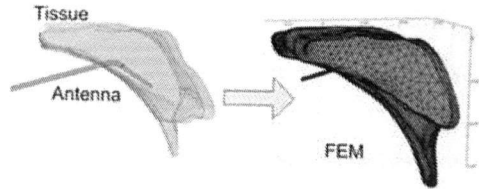


Figure 5. Soft palate model and meshing refinement.

4. Implementation of Finite Element Analysis

The finite element method (FEM) involves dividing a complex geometry model into small elements for a system of partial differential equation then evaluate at nodes or edges. In this study, two governing equations as bioheat equation and SAR distribution equation were carefully concerned due to a natural phenomenon of electromagnetic wave in living tissue [11].

4.1. Bioheat Equation

Analysis of heat generated in soft tissue due to an electromagnetic wave was employed by using a general bioheat equation as following. Solution obtains from this equation indicate a thermal distribution in soft palate tissue

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

- ρ = density of tissue (kg/m^3)
- C = specific heat of tissue (J/mK)
- k = thermal conductivity of tissue (W/mK)
- T = temperature of tissue ($^{\circ}C$)
- T_b = temperature of blood ($^{\circ}C$)
- h_b = convective heat transfer coefficient (kg/m^3)
- Q_{met} = energy from metabolic process (W/m^3)
- Q_{ext} = external heat source (W/m^3)

Generally, term Q_{met} in (1) is an energy from metabolic process in which can be negligible and excluded from FE Model during ablation simulation. As a preliminary study, we also can omit h_b due to our simulation is an *in vitro* study.

4.2. SAR Distribution

In general, an energy which absorbs by living tissue when body is exposed by electromagnetic field at radiofrequency range can be measured in term of a specific absorption rate (SAR). This value indicates an absorption power per mass of living tissue or in Watts per kilogram (W/kg). SAR distribution is widely used in order to indicate a heating ability of microwave antenna. Heat generated by an electric field in living tissue can be shown as SAR as in (2).

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

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านธุรกิจ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

where

ρ = density of tissue (kg/m^3)
 σ = conductivity of tissue (S/m)
 E = electric field (V/m)

In this research, heat generated by antenna as SAR can be applied as an external heat source in bioheat consideration and derived as shown in (3), a heat equation.

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = h(T_b - T) + \rho \cdot SAR \quad (3)$$

4.3. Model Simulation

As described above, a mouth cavity, especially soft palate region was anatomically modelled from a huge of image set of CT. Then, microwave applicator was assumed to be inserted into soft palate region. Destructive area of soft tissue was finally expected to be identified by this simulation study. This aspect is possible to achieve by implementation of full 3D FEM simulation. Figure 5 shows a soft palate model and meshing refinement in this simulation. We selected a microwave frequency as 2.45 GHz at 50 Watts of ideal output power with respect to a specific absorption rate (SAR) and an industrial, scientific and medical (ISM) radio bands. The propagation of heat generated from electric field in electromagnetic wave was analyzed by using FEM of COMSOL Multiphysics (version 3.5a) solver in 3D tissue space. Simulation module was selected on RF module with harmonic propagation and also heat transfer module of living tissue. Basic condition of FEM meshing refinement was defined as an automatic initial mesh of triangular mesh shape. Physic properties of material in our simulation and boundary conditions was assigned as shown in Table II. This simulation was operated on a personal computer with CPU Core-i5 2.5 GHz under 64 bits Microsoft Window 7 platform and 16 GB of RAM memory.

5. Simulation Results

5.1. FEM Results

In this simulation, a number of mesh element was compromisingly refined at 481,803 tetrahedral elements with degree of 721,582 freedoms at 5.6 GB RAM of memory using. The solution time is 1222.7 second. Simulation results of this study are shown in Fig. 6-10. Absorption rate as SAR was shown in figure 6. This distribution was observed at the end of opening tip. Temperature distribution in soft tissue due to heat generated from antenna was also shown in figure 7. The tissue coagulation of soft palate tissue can be estimated from the temperature distribution. Figure 8 shows a volume of destructive area (red color) in 3D volume space of soft palate model from FEM. This volume was observed after 60 seconds of microwave emission. Due to an enhancement of real image from CT data set, this expectation from FEM simulation was merged into CT image at appropriate view and shown in figure 10.

5.2. Experimental Result

Validation of this simulation also implemented as a preliminary study. Chicken breast was preferred as a soft tissue in our case (6). Figure 11 shows a coagulation zone after 60 seconds of microwave emission in which superficial burn was disappear noticeable.

6. Discussion and Conclusion

We propose a preliminary research study of soft palate microwave ablation for snoring treatment. The study was implemented by using full 3D simulation of finite element method from COMSOL solver. New bending type applicator was designed as a microwave antenna in order to anatomically fit with mouth cavity. To obtain a suitable FEM model, we also applied a real image from CT slice of human mouth cavity area to enhance a CAD model design. From the simulation results, SAR and temperature distribution imply a destructive region in 3D volume shape of soft palate noticeably. Real coagulation also performed with *in vitro* experiment in order to support our preliminary study in which this applicator shows a promising result. Our long-term target is to develop a simple microwave ablation for somnoplasty in microwave frequency range, this simulation provide us a useful basic data and encourage us develop a complete system in near future.

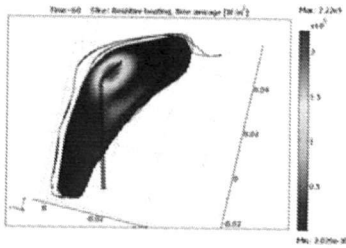


Figure 6. SAR distribution.

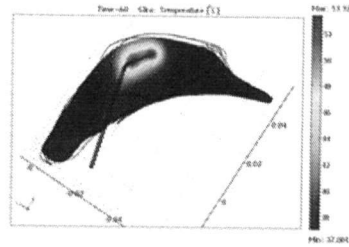


Figure 7. Temperature distribution.

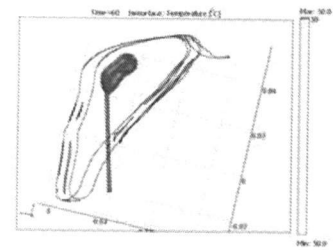


Figure 8. Estimation of destructive tissue in 3D volume space.

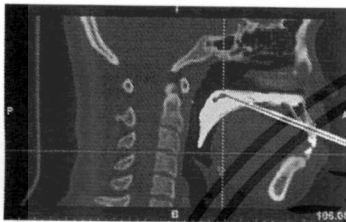


Figure 9. FEM simulation result in real image.

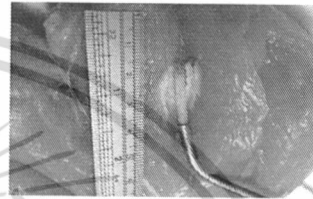


Figure 10. Ablation of chicken breast by the bending applicator.

7. References

- [1] K.A. Ferguson, R. Cartwright, R. Rogers, and W. S. Nowara. Oral appliances for snoring and obstructive sleep apnea: a review. *SLEEP*. 2006, **29**(2): 244-262.
- [2] "Radio frequency ablation of the soft palate for snoring" [Online] :[http:// www.nice.org.uk/ip260overview](http://www.nice.org.uk/ip260overview).
- [3] L.J.J. Back, P.O. Tervahartiala, A.K. Piilonen, M.P. Partinen, and J.S. Ylikoski. Bipolar radiofrequency thermal ablation of the soft palate in habitual snorers without significant desaturations assessed by magnetic resonance imaging. *Am. J. Respir. Crit. Care*. 2002, **166**(6): 865-871.
- [4] L.J.J. Back, M.L. Hytonen, R.P. Roine, and A.O.V. Malmivaara. Radiofrequency treatment of soft palate for patients with snoring: a systematic review of effectiveness and adverse affects. *Laryngoscope*. 2009, **119**(6): 1241-1250.
- [5] P.-Y. Cresson, C. Ricard, N. Bernardin, L. Dubois, and J. Pribetich. Design and modeling of a specific microwave applicator for the treatment of snoring. *IEEE Trans. Microw. Theory Tech*. 2006, **54**(1): 302-308.
- [6] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito. Clinical Trial of Interstitial Microwave Hyperthermia by Use of Coaxial-slot Antenna With Two Slots. *IEEE Trans. Microwave. Theory. and tech-niques*. 2004, **52**(8): 1987-1991.
- [7] P. Phasukkit, M. Sangworasil, and S. Tungjitusolmun. Multi-slot and single sleeve coaxial antenna for microwave ablation therapy. in *Proc. ICEAST*. 2007. pp. 21-23.
- [8] P. Nantivatana, S. Tungjitusolmun, P. Phasukkit, and M. Sangworasil. 3D Finite element analysis for non-asymmetry structure antenna for microwave ablation therapy. in *Proc. ISBME*. 2008: pp.11-22.
- [9] P. Phasukkit, S. Tungjitusolmun, and M. Sangworasil. Finite element analysis and in vitro experiments of placement configurations using triple antennas in microwave hepatic ablation. *IEEE Trans. Biomed. Eng*. 2009, **56**(11): 2564-2572.
- [10] C. Buakaew and S. Tungjitusolmunkit. Finite element analysis of microwave coagulation therapy of unwanted tissue for the treatment of noring and obstructive sleep apnea. in *Proc. ISBME*. 2008: pp. 447-450.
- [11] RF Module and Heat Transfer Module User's Guide : COMSOL Multiphysic.