## บทที่ 2 หลักการ และทฤษฎีพื้นฐานทางคณิตศาสตร์

#### **2.**1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงพื้นฐานทางคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ปัญหา การเดินทางของคลื่นใน ตัวกลางชนิดต่างๆ พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ การหาก่าการดูดซับความร้อน และ สมการความร้อนทางชีววิทยา (Bio–Heat Equation)



รูปที่ 2.1 แสดงการรักษาด้วยการส่งผ่านกลื่นไมโครเวฟ เข้าไปในเนื้อเยื่อตับ เพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง

ในรูปที่ 2.1 แสดงการทำลายเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง โดยแทงสายอากาศเพื่อนำคลื่นไมโครเวฟ หรือกลื่นวิทยุ เข้าไปยังเนื้อเยื่อที่ต้องการทำลาย โดยในระบบไมโครเวฟ ขนาดของสายอากาศที่ใช้ จะมีขนาดสายอากาศสอดกล้องกับขนาดความยาวกลื่น λ<sub>eff</sub>/4 โดยที่ λ<sub>eff</sub> คือความยาวกลื่นใน ตัวกลางใดๆ มีก่าเท่ากับ

$$\lambda_{\rm eff} = \frac{c}{f\sqrt{\varepsilon_{r,tissue}}} \tag{2.1}$$

$\lambda_{eff}$	คือ ความยาวกลิ่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆ
С	คือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ 3 x 10 <sup>8</sup>
f	คือ ความถี่มีค่าเท่ากับ 2.45 GHz
E <sub>r,tissue</sub>	คือ ค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

การออกแบบสายอากาศนำคลื่นไมโครเวฟ สามารถใช้หลักการออกแบบสายอากาศทั่วไปมา ออกแบบได้ โดยความแตกต่างอยู่ที่ตัวกลางในการส่งผ่านจะเป็นเนื้อเยื่อต่างๆ ต่อไปจะกล่าวถึงการ ใช้ความร้อนในการทำลายเซลล์มะเริ่ง

ในการใช้ความร้อนในการทำลายเซลล์มะเร็ง จะกล่าวถึงการให้ความร้อนกับเนื้อเยื่อ แล้วส่งผล ให้เซลล์ถูกทำลาย รายละเอียดจะทำให้ผู้อ่านเข้าใจถึงการใช้ความร้อนในการนำมารักษามะเร็งได้ เป็นอย่างดี

## 2.2 พื้นฐานการกระจายความร้อนภายในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรค เป็นการรักษาที่ทำให้อุณหภูมิ ณ บริเวณนั้น สูงขึ้นเกิน 50 องศาเซลเซียส [1] เซลล์เนื้อเยื่อที่อยู่บริเวณนั้นๆ จะได้รับผลกระทบ และมีการเปลี่ยนแปลงขึ้นกับ อุณหภูมิ การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็งได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyperthermal cancer therapy ซึ่งมีการเริ่มใช้มาตั้งแต่ปี ค.ศ.1960

การรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน เป็นรูปแบบการรักษาโรคมะเร็งแบบใหม่ ซึ่งมีพื้นฐาน และหลักการทางชีววิทยาที่สามารถ พิสูจน์ ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ซึ่งในปัจจุบันการรักษา โรคมะเร็ง โดยใช้ความร้อนนี้สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษา ที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน อาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 – 46 องสาเซลเซียส และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทาง ชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษา กือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน ซึ่งใน รูปที่ 2.2 จะแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิ และเวลาที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่ยังมีชีวิตอยู่จากการให้ความร้อน โดยเมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่ เซลล์มะเร็งในช่วงเวลาเริ่มค้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่ เซลล์มะเร็งผลกระทบที่เกิดขึ้น คือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อทำให้เซลล์มะเร็งตาย ในการเพิ่ม อุณหภูมิให้สูงๆ แก่เซลล์เนื้อเยื่อ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก และจะทำให้เซลล์ปกติที่อยู่ รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมนั้น สามารถ ทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายแก่เซลล์ปกติ



รูปที่ 2.2 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [2]

Brace 2003 [1] สรุปว่า เมื่อให้ความร้อนที่สูงพอ ที่ระดับสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส เซลล์ เนื้อเยื่อก็จะถูกทำลายในทันที แต่ถ้าใช้ความร้อนต่ำกว่า ระยะเวลาที่จะทำให้เซลล์ตายนั้นจะต้องใช้ ระยะเวลาที่สูงขึ้น และถ้าต้องการให้เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลายในทันที ในเนื้อเยื่อต้องมีอุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส ฉะนั้น ที่ระดับอุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส เป็นระดับความร้อนที่แน่ใจได้ว่า เซลล์เนื้อเยื่อถูกทำลาย

ซึ่งถ้าเราสามารถออกแบบแหล่งกำเนิดความร้อนที่สามารถสร้างความร้อนเกิดขึ้นเฉพาะที่ได้ ก็ จะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่อวัยวะต่างๆ ภายในร่างกาย ด้วยวิธีการสอดใส่ ด้วยการแทงเข้าไป ในร่างกายโดยไม่ต้องเปิดช่องท้อง ทำให้การรักษาเกิดขึ้นเฉพาะที่ และมีขนาดของบาดแผลหลัง ผ่าตัดที่เล็ก ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้สนใจแนวทางในการออกแบบสายอากาศในย่านความถี่ไมโครเวฟ เพื่อจะสามารถนำคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ส่งผ่านสู่เนื้อเยื่อที่ต้องการทำลายได้ ซึ่งรายละเอียดที่ เกี่ยวข้องในส่วนต่อไปจะกล่าวถึงการเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อด้วยคลื่นไมโครเวฟ

## 2.3 ความหมายของคลื่นไมโครเวฟ และความสามารถเกิดความร้อนในเนื้อเยื่อ



ความหมายของกลื่นไมโกรเวฟถูกอธิบายด้วย รูปที่ 2.3 แสดงสเปกตรัมของความถี่ในย่าน ต่างๆ

รูปที่ 2.3 แสดงสเปกตรัมแถบความถี่ในย่านความถี่ต่างๆ

#### 2.3.1 ความหมายของไมโครเวฟ

ใมโครเวฟเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่นเดียวกับแสงสว่าง โดยอยู่ในช่วงของคลื่นวิทยุ ความถี่สูง (high frequency radio wave) เมื่อคลื่นมีความถี่สูงขึ้นความยาวคลื่นจะลดลง คลื่นที่มี ความถี่สูงมากความยาวคลื่นจึงสั้นมาก ดังนั้นคลื่นชนิดนี้จึงได้ชื่อว่า ไมโครเวฟ ซึ่งแปลว่าคลื่นสั้น มาก รังสีอินฟราเรด (infrared) แสงอัลตราไวโอเลต (ultraviolet) และรังสีเอกซ์ (X-ray) เป็นคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าเช่นเดียวกัน แต่มีความยาวคลื่นสั้นกว่าไมโครเวฟ

ใมโครเวฟที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง อาจจะทะลุผ่านไป เกิดการสะท้อนหรือถูกดูดกลืน วัตถุที่ เป็นโลหะจะสะท้อนไมโครเวฟทั้งหมด ส่วนวัตถุที่ไม่ใช่โลหะ เช่น แก้ว หรือพลาสติก ไมโครเวฟ จะเคลื่อนที่ผ่านไปได้บางส่วน วัตถุที่มีความชื้น เช่น ร่างกายคนเรา หรืออาหารจะดูดกลืนพลังงาน ของไมโครเวฟ ถ้าพลังงานที่ถูกดูดกลืนเอาไว้มากกว่าพลังงานที่กายออกมาอุณหภูมิก็จะสูงขึ้น

#### 2.3.2 การนำเอาไมโครเวฟไปใช้งาน

โดยทั่วไปไมโครเวฟมีใช้ในงานด้านการสื่อสารผ่านดาวเทียม โทรศัพท์เคลื่อนที่ เรคาร์ อุปกรณ์นำร่องทางการบิน และการเดินเรือ นอกจากนั้น ยังมีการนำไปใช้ในการให้ความร้อนทาง อุตสาหกรรมและการรักษาโดยการใช้ความร้อนในช่วงเวลาที่ผ่านมาไม่นาน มีการใช้ไมโครเวฟ ตามบ้านเรือน ทางอุตสาหกรรม และการพาณิชย์เพิ่มขึ้นจำนวนมาก



รูปที่ 2.4 แสดงการนำคลื่นไมโครเวฟไปใช้งาน

## 2.3.3 ผลต่อสุขภาพเมื่อได้รับคลื่นไมโครเวฟ

ถ้าได้รับไมโครเวฟปริมาณสูงจะทำให้เกิดความร้อนในกรณีที่เป็นเนื้อเยื่อของร่างกาย ความร้อนที่สูงเกินไปจะทำให้เป็นอันตราย เช่น เกิดการไหม้ของเนื้อเยื่อที่อยู่ลึกลงไป หรือเรียกว่า Hyperthermia มีงานวิจัยเรื่องนี้กันอย่างกว้างขวาง แต่ยังไม่มีการยืนยันที่แน่นอนถึงผลกระทบของ การได้รับไมโครเวฟว่ามีปริมาณระดับใดที่จะส่งผลให้เกิดมะเร็ง

จากรายละเอียดที่ได้กล่าวมา แสดงให้เห็นว่าคลื่นความถี่ไมโครเวฟสามารถที่จะทำให้เกิดความ ร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อได้ โดยถ้ามีการออกแบบส่วนของการนำคลื่นไมโครเวฟที่ดี จะสามารถบังคับจุด ปล่อยคลื่นไปยังตำแหน่งต่างๆ ได้ ซึ่งหมายความว่าสามารถที่จะนำไปจี้ทำลายเซลล์มะเร็งที่ อุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียสได้ [1] โดยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งรายละเอียดที่เกี่ยวข้องส่วน ต่อไปคือ รูปแบบของการเดินทางของคลื่น เพื่อให้เราเข้าใจถึงตัวนำที่นำมาใช้ว่ามีรูปแบบของ โหมดการเดินทางของคลื่นอย่างไร

## 2.4 สายนำสัญญาณสำหรับความถี่ย่านไมโครเวฟ

สายนำสัญญาณหรือทรานสมิสชั่นไลน์ (Transmission line) ทำหน้าที่เป็นสื่อกลางในการนำพา คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจากที่แห่งหนึ่งไปยังที่อีกแห่งหนึ่ง ตัวสายนำสัญญาณอาจจะใช้แท่งตัวนำชิ้น เดียว จำพวกเวฟไกด์ หรือแท่งตัวนำ 2 ชิ้น จำพวกสายคู่ขนาน (Two-wire line) อาจจะเป็นพวกโค แอกเซียล สตริปไลน์ และไมโครสตริป สายนำสัญญาณซึ่งใช้กันในความถี่ย่านไมโครเวฟสามารถ แบ่งออกได้เป็น 4 ประเภทด้วยกัน คือ

- 1. สายนำสัญญาณแบบคู่ขนาน (Two-wire lines)
- 2. สายโคแอกเชียล (Coaxial Cable)

#### 3. เวฟไกด์ (Waveguide)

4. สตริปไลน์และ ใมโครสตริป (Stripline and Microstrip)

สาขนำสัญญาณแบบคู่งนานนั้น เหมาะกับการใช้งานความถี่ข่านต่ำสุดของสเปกตรัมของ กวามถี่ไมโครเวฟ เนื่องจากที่ความถี่สูงขึ้น สาขชนิดนี้จะมีการสูญเสียที่เรียกว่า Radiation loss มาก ซึ่งเป็นความสูญเสียเนื่องจากการแพร่กระจาขของคลิ่นแม่เหล็กไฟฟ้า ดังนั้นที่ความถี่สูงขึ้นจะใช้ สายโคแอกเซียลแทน ซึ่งสายโคแอกเซียลแก้ปัญหาของ Radiation loss โดยการชีลด์ด้วยแผ่นดัวนำ ล้อมรอบ สายโคแอกเซียลประกอบด้วยแท่งตัวนำภายในซึ่งเป็นดัวนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และ แท่งตัวนำล้อมรอบ ซึ่งอาจใช้เป็นแผ่นดัวนำหรือถักสานด้วยเส้นดัวนำขนาดเล็กเป็นร่างแห ล้อมรอบก็ได้ แต่สายโคแอกเซียล มีข้อเสียที่สามารถทนกำลังงานได้ต่ำ เมื่อความถี่สูงขึ้นจะเกิดการ สูญเสียแบบ สกินเอฟเฟคท์ (Skin effect) เป็นผลให้มีการถดทอนสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ผ่านสาย โลแอกเซียลมากขึ้น จึงเป็นข้อจำกัดของสายชนิดนี้ทำให้เหมาะสมสำหรับงานสื่อสารระยะใกล้ (Short-line length) ซึ่งความสูญเสียทางกำลังงานระดับนี้ไม่มีผลต่อระบบมากนัก ดังนั้นที่ความถี่สูง มากขึ้นการใช้เวฟไกด์จึงเป็นสื่อกลางที่เหมาะสม เพราะมันสามารถนำพากลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ม กำลังสูงไปได้ โดยเกิดการสูญเสียกำลังงานในตัวมันเองน้อยมาก สำหรับสตริปไลน์และไมโครส ดริปนิยมใช้ประกอบในด้วอุปกรณ์ที่ใช้ในย่านความถิ่ไมโครเวฟ ใช้เป็นสายนำสัญญาฉงนาดเล็ก เชื่อมระหว่างอุปกรณ์ชนิดหนึ่งไปยังอุปกรณ์ข้างเกียง ซึ่งส่วนใหญ่ที่พบเห็นกันก็คือแถบที่ดิดอยู่ บนแผ่นวงจรพิมพ์ของอุปกรณ์ไมโครเวฟนั่นเอง

เราจะ ได้ทราบถึงพื้นฐานที่จำเป็นเพื่อสร้างความเข้าใจในเรื่องการเดินทางของคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าผ่านสื่อกลางที่เป็นสายนำสัญญาณชนิดต่างๆ ความหมายของคำต่างๆ จำพวกความ ยาวคลื่น และความถี่คัทออฟ (Cutoff wavelength and frequency) ความเร็วเฟสและความเร็วกลุ่ม (Phase and group velocity) การนำพาคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Wave transmission) การแพร่กระจาย ของคลื่นในโหมดที่สูงกว่า (Higher mode) คาแรกเตอร์ริสติกอิมพีแดนซ์ รวมทั้งการใช้งานของสาย นำสัญญาณทุกแบบ เริ่มจากสายคู่ขนาน สายโคแอกเชียล เวฟไกด์ทรงสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular waveguide) สตริปไลน์ และไมโครสตริป

## โหมดการแพร่กระจายคลื่นที่เกิดขึ้นในสายนำสัญญาณ (Mode of propagation)

ในสภาวะฟรีสเปซคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายออกไปเป็นลักษณะรูปทรงกลม (Spherical configuration) ตามที่เราได้ทราบกันมาแล้ว คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดการแพร่กระจายออกสู่ ฟรีสเปซในลักษณะสนามไฟฟ้าแปรเปลี่ยนตามเวลาเหนี่ยวนำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่แปรเปลี่ยน ตามเวลา และสนามแม่เหล็กแปรเปลี่ยนตามเวลาก็เหนี่ยวนำสร้างสนามไฟฟ้าต่อไปเช่นกัน ทำให้ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการแพร่กระจายออกไปเรื่อยๆ และค่อยๆ ถูกลดทอนด้วยตัวกลางจนหมดไป (ซึ่งในอุดมคติกลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะต้องแพร่กระจายออกไปในฟรีสเปซได้เรื่อยๆ ไม่มีที่สิ้นสุด โดยไม่ถูกลดทอนด้วยตัวกลางเลย)



รูปที่ 2.5 (ก) คลื่น TEM (ข) คลื่น TE (ค) คลื่น TM

คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่แพร่กระจายออกไปเป็นรูปทรงกลม (Spherical wave) เมื่อพิจารณาที่ ระยะห่างไกลจากแหล่งกำเนิคคลื่นมากๆ พื้นที่เล็กๆ บนพื้นผิวทรงกลมสมมติของคลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าจะกลายเป็นพื้นที่ระนาบแบน การพิจารณาสนามไฟฟ้า E และสนามแม่เหล็ก H บน พื้นผิวระนาบนี้จะทำมุมฉากซึ่งกันและกัน ฉะนั้น คลื่นรูปทรงกลมที่ระยะห่างออกไปจาก แหล่งกำเนิคมากๆ จะกลายเป็นคลื่นระนาบ (Plane wave) และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เป็นรูปทรง ระนาบแบบนี้จะได้สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็กทำมุมฉากซึ่งกันและกัน โดยระนาบของสนาม ทั้งสองจะตั้งได้ฉากกับทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นเองด้วย

้งณะที่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่กระจายไปตามสายนำสัญญาณนั้น กลุ่มประจุและกระแสไฟฟ้า บนพื้นผิวของตัวนำของสายนำสัญญาณจะมีรูปแบบเป็นไปตามเงื่อนไขขอบเขต สำหรับโหมคใน การแพร่กระจายคลื่นแบบสายนำสัญญาณแบบคู่ขนานที่เป็นโหมคหลัก (Principal mode) ก็คือ ทรานสเวอร์สอิเลคโตรแมคเนติกเวฟ (Transverse electromagnetic wave) หรือจะเรียกว่า คลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าตามขวางก็ได้ โดยที่โหมด (Mode) เป็นกำที่บอกลักษณะการเดินทางหรือการ แพร่กระจายของสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งคลื่น TEM นี้จะเป็นคลื่นที่มีระนาบของคลื่น ้สนามแม่เหล็ก และคลื่นสนามไฟฟ้ารูปไซน์วางอยู่ในลักษณะตามขวางกับทิศทางการเคลื่อนที่ของ ้ คลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.5 (ก) กรณีที่ขนาดความยาวคลื่นของสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่ใช้งานมี ้ ค่าใกล้เคียงกับขนาด (Dimension) ของสายหรือไกค์ จะทำให้เกิดโหมดการแพร่กระจายคลื่นที่ ้แตกต่างกันมากขึ้น ซึ่งรูปแบบการแพร่กระจายคลื่นต่างๆ กันนี้รวมเรียกว่าโหมดที่สูงกว่า หรือไฮ เออร์โหมด (Higher mode) ไฮเออร์โหมดเป็นรูปแบบการแพร่กระจายของคลื่น ซึ่งมีความถี่สูงกว่า ้ ค่าความถี่เฉพาะที่มีชื่อเรียกว่า ความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency) ของสายนำสัญญาณ หรือเวฟไกด์ ที่ใช้งาน สำหรับความถี่ต่ำสุด (Lowest frequency) และความยาวกลื่นสูงสุด หรือยาวที่สุด (Longest wavelength) ที่สามารถแพร่กระจายไปได้ในขนาดของสายนำสัญญาณหนึ่งๆ จะเป็นความถี่คัทออฟ (Cutoff frequency : f) และความยาวคลื่นคัทออฟ (Cutoff wavelength :  $\lambda_{cutoff}$ ) ของสายนำ ้สัญญาณนั้น รูปแบบการส่งคลื่นในลักษณะดังกล่าว จะเป็นโหมดต่ำสุด (Lowest mode) ในการส่ง โดยมีชื่อเรียกโหมดนี้ว่า โหมดหลักของการแพร่กระจาย (Principal propagation mode) ส่วนไฮ เออร์โหมค จะเป็นรูปแบบการส่งในโหมคที่สูงกว่า (เทียบกับโหมคหลัก) คลื่นที่แพร่กระจาย ในเวฟไกด์จะมี 2 โหมด คือ จะเป็นทรานสเวอร์สอิเลกตริกเวฟ (Transverse electric wave : TE) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามไฟฟ้าวางตามขวาง และทรานสเวอร์สแมคเนติกเวฟ (Transverse magnetic wave : TM) หรือเรียกว่าคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง ทรานสเวอร์สอิเลคตริก เวฟ (สนาม H มีส่วนประกอบหรือเวคเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ z ของสนาม E) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.5 (บ) ส่วนทรานสเวอร์สแมคเนตริกเวฟ (สนาม E มีส่วนประกอบหรือเวคเตอร์ย่อยอยู่ในแกน x และ y ของสนาม H) แสดงไว้ตามรูปที่ 2.5 (ค)

#### 2.5 สายโคแอกเชียล (Coaxial line)

เมื่อความถี่ในการใช้งานสูงขึ้น การใช้สายคู่ขนานแบบเดิมไม่เหมาะสมจึงได้เปลี่ยนมาใช้สาย อีกแบบหนึ่งมีชื่อว่า สายโคแอกเชียล สายโคแอกเชียลนี้จะประกอบด้วยตัวนำ 2 เส้นขนานกัน เช่นเดิม แต่ตัวนำภายนอกจะเปลี่ยนรูปเป็นแผ่นตัวนำล้อมรอบแท่งตัวนำที่เหลือ ซึ่งวางในแนว ศูนย์กลางใช้แกนร่วมกัน ดังแสดงในรูปที่ 2.6 (ก) แท่งตัวนำภายในจะถูกจัดให้อยู่ในแนวศูนย์กลาง ได้ด้วยไดอิเลกตริกสเปซเซอร์ ดังรูปที่ 2.6 (ข) หรือจะใช้สารไดอิเลกตริกอัดแน่นเพื่อบังกับให้แท่ง ตัวนำวางตัวในแนวศูนย์กลาง ดังรูปที่ 2.6 (ค) ก็ได้สายโคแอกเชียลที่ใช้งานมีด้วยกันหลายแบบ แบ่งออกเป็นประเภทหลักๆ ได้ตามลักษณะรูปร่างภายนอก คือแบบ Flexible, Semirigid และRigid



(ป)

รูปที่ 2.6 (ก) สายโคแอกเชียล (ง) แบบใช้โซลิคไคอิเลคตริก

#### การส่งคลื่นในสายโคแอกเชียล

สายโคแอกเชียลนั้น โดยแท้จริงเป็นการดัดแปลงมาจากสายแบบคู่ขนานนั่นเอง ฉะนั้นมันจึง สามารถรับส่งคลื่นแบบ TEM ได้ และเรียกโหมดการส่งคลื่น TEM นี้ว่า โหมดหลัก (Principal mode) หรือโหมดเด่น (Dominant mode)



มองเข้าทางปลายสายโคแอกเชียล

รูปที่ 2.7 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กในสายโคแอกเชียล

การส่งกำลังไฟฟ้า (หรือกลิ่นแม่เหล็กไฟฟ้า) ไปในสายโดแอกเซียลนั้นกระทำโดยอาศัยการ เดินทางของกลิ่นแรงดันและคลิ่นกระแส ซึ่งเป็นผลให้เกิดสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กขึ้นใน สาย แสดงดังรูปที่ 2.7 เส้นทึบแสดงสนามไฟฟ้า เส้นประแสดงสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า E จะ เกิดลักษณะเป็นรัศมีกระจายออกจากแท่งดัวนำศูนย์กลางภายในไปยังดัวนำภายนอกที่ล้อมรอบอยู่ และจากตัวนำภายนอกพุ่งเข้าสู่ตัวนำศูนย์กลางภายในสลับกันไป ส่วนสนามแม่เหล็ก H จะเกิด ล้อมรอบแท่งดัวนำศูนย์กลางภายใน ทำมุมฉากกับสนามไฟฟ้า E สนามแม่เหล็กจะเกิดเป็นวงกลม มีศูนย์กลางร่วมกับตัวนำทั้งสองจากแท่งดัวนำภายในขยายออกเป็นวงกว้างไปสู่ตัวนำภายนอก ทิศ ทางการแพร่กระจายของคลื่นไปตามยาวของสายนั้น หามาจากพอยน์ดิ้งเวกเตอร์ คลื่น แม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายไปตามที่ว่างระหว่างตัวนำทั้งสองโดยที่กวามเข้มของสนามไฟฟ้า ขึ้นกับความต่างศักย์ของแรงดันไฟฟ้าระหว่างตัวนำภายในและตัวนำภายนอก ส่วนความเข้มของ สนามแม่เหล็กขึ้นอยู่กับปริมาณกระแสที่ไหลผ่านดัวนำ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าแบบ TEM นี้ประกอบ จากกลื่นสนามไฟฟ้าและคลื่นสนามแม่เหล็กที่เป็นรูปไซน์ ดังนั้น สนาม E และสนาม H จึงกลับ ทิศทางทุกๆ ครึ่งกวามยาวคลื่น ดังแสดงไว้ในรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 แสดงทิศทางสนาม E และ H ที่แพร่กระจายไปตามสายโคแอกเชียล

สำหรับค่าความยาวกลื่นของกลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เดินทางไปตามสายนั้น จะขึ้นอยู่กับค่าความถึ่ ของมันเอง และค่าคงตัวไดอิเลคตริกของสารไดอิเลกตริก ระหว่างตัวนำทั้งสอง

สายโคแอกเซียลนั้นไม่มีข้อจำกัดเกี่ยวกับความถี่คัทออฟในโหมดการส่งคลื่น TEM จึงสามารถ ปรับกระแสและแรงดันตามความถี่ที่ใช้งานได้ ดังนั้นสายโคแอกเชียลซึ่งทำงานในโหมดหลัก หรือ โหมด TEM จึงถือเป็นอุปกรณ์ที่ใช้งานในแถบความถี่กว้าง หรืออุปกรณ์บรอดแบนด์ (Broadband device) และค่าความยาวคลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในสายโคแอกเชียล คำนวณได้จากสมการ 2.2

$$\lambda_{\rm eff} = \frac{c}{f\sqrt{\varepsilon_{r,tissue}}} \tag{2.2}$$

- $\lambda_{eff}$ คือ ความยาวคลื่นในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างๆcคือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ 3 x 108fคือ ความถี่มีค่าเท่ากับ 2.45 GHz
- ะ  $\mathcal{E}_{r,tissue}$  คือ ค่าความนำทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

จากสมการจะเห็นว่า ถ้าสารใดอิเลคตริกที่ใช้ในสายเป็นอากาศ ค่าความยาวคลื่นจะไม่ เปลี่ยนแปลง คือ เท่ากับความยาวคลื่นในฟรีสเปซ แต่หากว่าใช้สารไดอิเลคตริกอื่นนอกเหนือจาก อากาศแล้ว ค่าความยาวคลื่นภายในสายจะลดลง

### 2.6 สนามแม่เหล็กไฟฟ้าและปฏิกิริยาของคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อ

#### (Electromagnetism and microwave-tissue interaction) [4]

พื้นฐานรายละเอียดของสมการแมกเวลซ์ สามารถดูได้จาก ภาคผนวก ข. ซึ่งรายละเอียด ที่จะ กล่าวต่อไป จะอธิบายถึง ความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อจากพลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

# 2.6.1 ปฏิกิริยาไมโครเวฟ และวัสดุทางชีวภาพ (Interactions of microwave and biological materials)

โดยทั่วไปวัสดุทางชีวภาพเป็นตัวกลางแบบสูญเสียสำหรับคลื่น EM ที่มีความนำไฟฟ้า จำกัด วัสดุทางชีวภาพเหล่านี้ไม่เป็นทั้งไดอิเลคตริกที่ดีหรือตัวนำที่ดี ดังนั้นเมื่อคลื่น EM เดิน ทางผ่านวัสดุทางชีวภาพพลังงานของคลื่น EM จะถูกดูดซับโดยวัสดุนั้น การวัดปริมาณการดูดซับ ในตัวกลางชีวภาพมักจะวัดเป็นก่า SAR (specific absorption rate) หรือก่าอัตราการดูดซับจำเพาะ [5] ซึ่งเป็นก่าอัตราของกำลังงานที่กระจายต่อความหนาแน่นของวัสดุ โดยปริมาณการดูดซับ สามารถเขียนได้ดังนี้

$$SAR = \frac{\sigma}{\rho} |\boldsymbol{E}|^2 \tag{2.3}$$

SAR	คือ ปริมาณการดูคซับพลังงานของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อต่างๆ
Ε	กือ สนามไฟฟ้า หน่วยเป็น V/m
σ	คือ ความสามารถนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ
ρ	กือ กวามหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อตับ

พลังงานของคลื่น EM ที่ดูดซับไปในวัสดุทางชีวภาพจะทำให้เกิดความร้อน ส่งผลให้อุณหภูมิ ของวัสดุสูงขึ้น ความร้อนและอุณหภูมิที่เพิ่มขึ้นเป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงทางกล และการ เปลี่ยนแปลงทางเคมีของวัสดุทางชีวภาพ ซึ่งปรากฏการณ์นี้ได้ถูกบันทึกไว้ครั้งแรกในปี 1946 โดย เพอร์ซี่ สเพนเซอร์ (Percy Spencer) ในรายงานของสเพนเซอร์ได้กล่าวว่า เมื่อเขายืนใกล้กับ แหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ เขาได้สังเกตเห็นความร้อนของคลื่นไมโครเวฟในเนื้อเยื่อของตับที่ เกิดขึ้นจากเตาไมโครเวฟ ซึ่งเนื้อเยื่อตับเป็นวัสดุทางชีวภาพชนิดหนึ่ง ผลของความร้อนจาก ไมโครเวฟในเนื้อเยื่อตับนี้เอง ได้เป็นพื้นฐานในการวิจัยการรักษามะเร็งในเนื้อเยื่อตับด้วยคลื่น ไมโครเวฟในวิทยานิพนธ์นี้

## 2.7 สมบัติทางใดอิเลคตริกของเนื้อเยื่อ (Dielectric properties of biological tissues)

ในเนื้อเยื่อที่แตกต่างกันย่อมจะมีสมบัติทางใดอิเลคตริกที่แตกต่างกันด้วย ดังนั้นสมบัติทาง ใดอิเลคตริกจึงมีบทบาทสำคัญอย่างยิ่งในกระบวนการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อด้วยคลื่น ใมโครเวฟ สมบัติทางใดอิเลคตริกของเนื้อเยื่อมีผลโดยตรงต่อสมรรถนะของโพรบ (หรือเรียกว่า สายอากาศไมโครเวฟ) ในการทำลายเซลล์มะเร็ง จากสมการที่ (2.1) แสดงให้เห็นว่ากวามนำของ เนื้อเยื่อมีความสัมพันธ์โดยตรงกับการกระจายพลังงานในเนื้อเยื่อของคลื่น EM

## 2.7.1 ผลของความถี่ต่อสมบัติทางใดอิเลคตริกของเนื้อเยื่อ (Frequency dependence)

สมบัติทางใดอิเลกตริกของเนื้อเยื่อขึ้นอยู่กับกลื่นความถี่ไมโครเวฟ มีการศึกษาอยู่ มากมายที่นำไปสู่การหาความสัมพันธ์ระหว่างสมบัติทางใดอิเลกตริก และความถี่สำหรับเนื้อเยื่อแต่ ละชนิด ในปี 1996 กาเบรียล (Gabriel) [6] [7] [8] ได้ทำการสรุปความสัมพันธ์ระหว่างสมบัติทาง ใดอิเลกตริกของเนื้อเยื่อและความถี่ของงานวิจัยที่ได้นำเสนอมาก่อนหน้านี้

ในรูปที่ 2.9 กราฟแสดงคุณสมบัติทางใดอิเลคตริกของเนื้อเยื่อตับที่ความถี่ต่างๆ โดยกราฟนี้ได้ จากบทความวิจัยของกาเบรียล [8] จากข้อมูลเป็นการสรุปผลที่ได้จากการทดลองบนเนื้อเยื่อชนิด ต่างๆ จากงานวิจัยก่อนหน้านี้ของนักวิจัยคนอื่น

รูปที่ 2.10 กราฟแสดงคุณสมบัติทางใดอิเลคตริกของเนื้อเยื่อตับมนุษย์ และเนื้อเยื่อตับของแกะ ที่ความถี่ต่างๆ โดยทำการวัดค่าทางใฟฟ้าในสเปกตรัมความถี่อย่างต่อเนื่อง ซึ่งกราฟนี้ได้จาก บทความที่สองของกาเบรียล [9] ข้อมูลที่ได้จากการวัดนั้นนำมาเปรียบเทียบกับผลการทดลองที่ได้ จากรูปที่ 2.9

ในบทความวิจัย [10] กาเบรียล ได้นำเสนอสมการที่สมบูรณ์เพื่อใช้ในการประมาณค่าการวัด คุณสมบัติทางไดอิเลกตริกของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน โดยนำเสนอพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อที่ต่างชนิดกัน ในรูปของก่าเชิงซ้อนความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์ ซึ่งสามารถทำการกำนวณได้ดังสมการที่ (2.2)

$$\hat{\varepsilon}(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \sum_{n} \frac{\Delta \varepsilon_{n}}{1 + (j\omega\tau_{n})^{1-\alpha_{n}}} + \frac{\sigma_{i}}{j\omega\varepsilon_{0}}$$
(2.4)

ω คือ ความถี่เชิงมุม

คือ ค่า relative permittivity ในรูปเชิงซ้อน

 $\epsilon_0$  คือ ค่า permittivity ในอากาศ

ค่าพารามิเตอร์ของกาเบรียลในเนื้อเยื่อตับแสดงได้ดังตารางที่ 2.1 และในรูปที่ 2.11 แสดงการ พล๊อตค่า และเปรียบเทียบระหว่างค่าที่ได้จากการวัดจริง และค่าที่ได้จากการคำนวณก่าความยินยอม ทางไฟฟ้าสัมพัทธ์และค่าความนำของเนื้อเยื่อตับ

## รูปที่ 2.9 แสดงกุณสมบัติทางใดอิเลกตริกของเนื้อเยื่อตับชนิดต่างๆ

- Human @ 36.8°C ±0.2°C (1E4-1E8Hz) Surowiec et al. 1987
- Feline (In vivo) @ 34.8°C ±0.8°C (1E4-5E7Hz) Surowiec et al.1986a
- + Rabbit @ 25 C (1E3-1E9Hz) Smith & Foster, 1985
- \*Porcine (In vivo) @ 34-36°C (1E6-1E8Hz) Hahn et al, 1980
- x Call @ 25°C (1E2-1E7Hz) Rigaud et al, 1994
- o Bovine @ 25°C (1E4-1E8Hz) Surowiec et al. 1985
- ▲ Rabbit @ 37°C (1E5-1E8Hz) Stoy et al, 1982

Permittivity

Conductivitty (S/m)

- oCanine @ 37°C (1E6-1E8Hz) Stoy et al. 1982
- Feline (In vivo) @ 36°C (1E8-8E9Hz) Kraszewski et al, 1982 Canine @ 20°C ±1°C (1E8-1E10Hz) Xu et al, 1987 Human @ 23-25°C (5E7-9E8Hz) Joines et al, 1994 Rabbit @ 25°C (1E3-1E6Hz) Smith et al, 1986 \* Feline (In vivo) @ 35°C ±5°C (1E7-1E9Hz) Stuchly et al. 1981 • Canine (In situ) @ BT (1E1-1E4Hz) Schwan 1956,57.63

"Canine (In situ) (1E1-1E4Hz) Schwan & Kay, 1957

. Bovine @ 37°C (3E9Hz) Brady et al. 1981





ร**ูปที่ 2.10** แสดงค่าคุณสมบัติทางไดอิเลกตริกของเนื้อเยื่อตับเปรียบเทียบกับสเปกตรัม ความถื่อย่างต่อเนื่อง

พารามิเตอร์	ค่า	พารามิเตอร์	ค่า
$\mathcal{E}_{\infty}$	4.0	$\sigma_i$	0.0200
$\Delta \varepsilon_1$	39.0	$\Delta \varepsilon_2$	6000
$\tau_1(\text{ps})$	8.84	$\tau_2(ns)$	530.52
α <sub>1</sub>	0.10	α2	0.20
$\Delta \varepsilon_3$	$5.0 \times 10^4$	$\Delta \varepsilon_4$	$3.0 \times 10^7$
$ au_3(\mu s)$	22.74	$ au_4(ms)$	15.915
α <sub>3</sub>	0.20	$\alpha_4$	0.05

## ตารางที่ 2.1 แสดงพารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อตับสำหรับสมการของกาเบรียล



## ร**ูปที่ 2.11** แสดงสมบัติทางไดอิเลกตริกของเนื้อเยื่อตับ เปรียบเทียบผลจากการกำนวณกับค่าที่ได้ จากการวัดในการทดลอง

#### 2.8 สมการการส่งผ่านความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-Heat Equation)

ก่อนอื่นขอกล่าวถึงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป ซึ่งจะมีการส่งผ่านความร้อนอยู่ด้วยกัน 3 ส่วน คือ ส่วนของการนำความร้อน (Conduction) การพาความร้อน (Convection) และการแผ่ ความร้อน (Radiation) จากตัวอย่างในรูปที่ 2.12 เป็นการส่งผ่านความร้อนจากแหล่งกำเนิดความ ร้อนที่เกิดจากการหุงต้ม ความร้อนจากแหล่งกำเนิดความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อนแบบการแผ่ ความร้อนมายังภาชนะบรรจุน้ำ ความร้อนที่มายังภาชนะจะมีการนำความร้อนจากน้ำด้านล่างมาสู่ น้ำด้านบนด้วยการส่งผ่านความร้อนแบบการนำความร้อน และความร้อนจะมีการส่งผ่านความร้อน กับวัสดุที่ต่างชนิดกันด้วยการนำความร้อน นำความร้อนมายังด้านจับของภาชนะ



รูปที่ 2.12 แสดงการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป

ในระบบของการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อก็มืองค์ประกอบของการส่งผ่านความร้อนพื้นฐาน 3 ส่วน เช่นเดียวกับการส่งผ่านความร้อนในวัสดุทั่วไป ซึ่งการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ จะ ประกอบด้วย การนำความร้อนในเนื้อเยื่อ การพาความร้อนด้วยเลือด และการแผ่ความร้อนของ เนื้อเยื่อ ซึ่งในระบบของการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อค่าในเทอมของการแผ่ความร้อนจะไม่ พิจารณา เนื่องจากต้องการวิเคราะห์การกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อเท่านั้น ดัง แสดงในรูปที่ 2.13



รูปที่ 2.13 แสดงการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อ

จากรูปเป็นการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นจากกระบวนการรักษาด้วยการจิ้ความร้อนจาก แหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟ โดยใช้สายอากาศไมโครเวฟแทงลงไปในเนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟ จากแหล่งกำเนิด จะส่งผ่านตัวนำไปตามสาย ออกไปตามสายอากาศ โดยลักษณะของคลื่นที่ออก จากสายอากาศ จะขึ้นอยู่กับการออกแบบสายอากาศ

คลื่นไมโครเวฟออกจากสายอากาศเข้าสู่เนื้อเยื่อตับ คลื่นไมโครเวฟจะทำให้น้ำภายในตับเกิด การเสียคสี เกิดความร้อนขึ้นบริเวณสายอากาศ ความร้อนที่เกิดจะมีการส่งผ่านความร้อนในรูปแบบ การนำความร้อนไปรอบๆ บริเวณเนื้อเยื่อ และเกิดการส่งผ่านความร้อนตามการเคลื่อนที่ของเลือด แบบการนำ และมีการระบายความร้อนออกนอกเนื้อเยื่อด้วยการแผ่ความร้อน

จะเห็นได้ว่าหลักการพื้นฐานของการส่งผ่านความร้อน (Heat Transfer) สามารถนำมาใช้ใน เนื้อเยื่อได้ โดยเรียกการส่งผ่านความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อว่า สมการการส่งผ่านความร้อนทาง ชีวภาพ (Bio-Heat Equation) [11] สามารถแสดงได้ดังสมการที่ (2.58)

$$pc\frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \bullet \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T - T_b) + Q_{met} + Q_{ext}$$
(2.5)

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

ρ	=	ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (kg/m³)
С	=	ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ (J/kg.K)
k	=	ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ (W/m.K)
$h_b$	=	สัมประสิทธ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
ρ	=	ความหนาแน่นเลือด (kg/m³)

$c_b$	=	ค่ากวามร้อนจำเพาะของเลือด (J/kg•K)
$\omega_{b}$	=	อัตราฉีคเลือด (1/s)
T <sub>b</sub>	=	ค่าอุณหภูมิเลือด (37 °C)
$Q_{met}$	=	ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็คเลือค (W/m³)
$Q_{\rm ext}$	=	ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m³)

โดยในการส่งผ่านความร้อนในเนื้อเยื่อจะพิจารณาเฉพาะการพาความร้อน การนำความร้อน และแหล่งกำเนิดความร้อนต่างๆ ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ ซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นนั้นประกอบด้วย  $Q_{met}$ คือความร้อนที่เกิดจากการเผาผลาญ และ  $Q_{ext}$  เป็นความร้อนที่เกิดจากแหล่งกำเนิดต่างๆ โดยใน งานวิจัยฉบับนี้จะพิจารณาการเกิดความร้อนด้วยคลื่นไมโกรเวฟ เพราะฉะนั้นก่าในเทอมของ  $Q_{ext}$ จะเป็นความร้อนที่เกิดจากกลื่นไมโกรเวฟ ซึ่งเกิดจากความต้านทานความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ แสดงได้ดังสมการ

$$Q_{ext} = \rho.SAR = \sigma.E^2 \tag{2.6}$$

โดย SAR คือ อัตราการดูดซับจำเพาะของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในเนื้อเยื่อ และจะเห็นได้ว่า  $\mathcal{Q}_{\mathrm{ext}}$ จะเกิดขึ้นจากสนามไฟฟ้าเท่านั้น

หลังจากที่ทราบถึงค่าทางฟิสิกส์ที่ต้องการนำมาแก้ปัญหาแล้ว เราจะนำเอาวิธีการคำนวณทาง ไฟในต์เอลิเมนต์มาทำการแก้ปัญหา โดยรายละเอียดจะกล่าวถึงนิยามและวิธีการทางไฟในต์เอลิ เมนต์ในบทต่อไป

## 2.9 ตัวอย่างการออกแบบสายอากาศที่ใช้งานในระบบการทำลายมะเร็งด้วยไมโครเวฟ

สายอากาศไมโครเวฟ หมายถึง แท่งนำคลื่นในความถี่ไมโครเวฟที่จะเป็นแหล่งการเกิดความ ร้อน ซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่สุดของระบบ MWA โดยการออกแบบสายอากาศให้มีความเหมาะสม ที่สุดนั้น สายอากาศจะต้องมีโครงสร้างที่ง่าย ราคาถูก และมีขนาดที่เล็ก เช่น สายอากาศแบบโคแอก เชียล (coaxial) เป็นสายอากาศที่มีรูปแบบที่หลากหลาย โดยสายอากาศจะเป็นตัวส่งผ่านคลื่น ใมโครเวฟ กำลังงานระดับหนึ่งที่ส่งผ่านไปนั้นก่อให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อ ส่งผลให้ขนาด ของการทำลายเนื้อเยื่อมีความแตกต่างกันตามกำลังงานที่ป้อนให้กับสายอากาศ

สายอากาศที่แตกต่างกันจะมีรูปแบบของความร้อนที่ได้ออกมาแตกต่างกัน ซึ่งได้มีงานวิจัยที่ได้ นำเสนอสายอากาศในรูปแบบของโคแอกเชียลไว้ โดย John Bertram ในบทความวิจัยที่ชื่อว่า "A review of coaxial-based interstitial antennas for hepatic microwave ablation" ในปี 2006 ซึ่งใน บทความนั้นได้นำเสนอสายอากาศแบบโคแอกเชียล ได้แก่

#### 2.9.1 สายอากาศโคแอกเชียลแบบโมโนโพล (Monopole coaxial antenna)

สายอากาศโคแอกเซียลแบบโมโนโพล เป็นสายอากาศที่มีโครงสร้างค่อนข้างง่าย สามารถ ที่จะนำมาใช้เป็นสายอากาศในระบบ MWA ใด้ โดยโครงสร้างของสายอากาศนั้นจะมีตัวนำในอยู่ กึ่งกลางของสายอากาศ และมีตัวนำนอกอยู่ด้านนอก ซึ่งมีใดอิเลกตริกอยู่ระหว่างตัวนำในและตัวนำ นอก สนาม EM ระหว่างตัวนำทั้งสองจะแพร่กระจายออกจากกึ่งกลางของสายอากาศ ที่ความยาว ของสายอากาศตำแหน่ง λ<sub>eff</sub>/4 โดยค่า λ<sub>eff</sub> คือ ค่าความยาวกลิ่นในตัวกลาง



รูปที่ 2.14 โครงสร้างของสายอากาศโคแอกเชียลแบบโมโนโพล

จากรูปที่ 2.14 เป็นโครงสร้างพื้นฐานของสายอากาศโคแอกเชียลแบบโมโนโพล ซึ่งประกอบ ไปด้วยสายอากาศโมโนโพลปลายเปิด (OTM : open-tip monopole) สายอากาศโมโนโพลปลายเปิด ส่วนปลายเป็นไดอิเลคตริก (DTM : dielectric-tip monopole) และสายอากาศโมโนโพลปลายเปิด ส่วนปลายเป็นโลหะ (MTM : metal-tip monopole) ในรูปที่ 2.15 แสดงให้เห็นรูปแบบของการ กระจาย SAR ของสายอากาศแบบ OTM และสายอากาศแบบ MTM



รูปที่ 2.15 แสดงรูปแบบของการกระจาย SAR สำหรับสายอากาศแบบ OTM และ MTM

จากรูปที่ 2.16 จะเห็นได้ว่าสายอากาศแบบ MTM ที่มีโลหะหุ้มปลายนั้น จะมีค่าการตอบสนอง ความถิ่งองสายอากาศที่ต่ำกว่าสายอากาศโมโนโพลในรูปแบบอื่นๆ สายอากาศโมโนโพลเป็น สายอากาศที่สามารถสร้างขึ้นได้อย่างง่ายๆ และมีรูปแบบการกระจาย SAR ตามความยาวของ สายอากาศจึงเหมาะกับการใช้งานในระบบ MWA เป็นอย่างมาก



ร**ูปที่ 2.16** แสดงค่าที่ได้จากการวัดการตอบสนองความถี่ของสายอากาศแบบ OTM และ MTM เส้นทึบ คือ OTM และเส้นปะแทน MTM

#### 2.9.2 สายอากาศใดโพล (Dipole antenna)

สายอากาศแบบไดโพลก็เป็นสายอากาศรูปแบบหนึ่งที่ใช้ในระบบ MWA โครงสร้างของ สายอากาศไดโพลเป็นการนำเอาสายอากาศมาทำการเจาะช่องเพื่อให้เกิดช่องว่าง โดยในสายอากาศ ในรูปแบบนี้ เรียกว่าสายอากาศแบบสล๊อต ส่วนด้านปลายของสายอากาศทำการเชื่อมต่อด้วยโลหะ ซึ่งเชื่อมต่อกับตัวนำใน ทำให้ปลายของตัวนำในมีขนาดที่ใหญ่ขึ้น สายอากาศแบบนี้จะมีการห่อหุ้ม ด้านนอกของสายอากาศด้วย Catheter



ร**ูปที่ 2.17** โครงสร้างของสายอากาศแบบไคโพลที่มีการใช้งานในระบบ MWA.

สายอากาศแบบ ใดโพล ซึ่งเป็นสายอากาศที่เป็นรูปแบบที่มีโครงสร้างแบบ ไม่สมดุล ส่วนปลาย ของสายอากาศจะเป็นตำแหน่งของโพลจุดแรก และตามความยาวของตัวนำนอก ของสายอากาศ แบบ โคแอกเชียล คือในส่วนของโพลลำดับที่สอง ความยาวของทิป นั้นจะมีระยะที่สั้น และตัวนำ นอกนั้นจะมีระยะที่ยาว ซึ่งความยาวจะใกล้เคียงกับความยาวของสายอากาศ ความ ไม่เท่ากันของ ความยาวของสายอากาศ ของทั้งสองโพล จะทำให้สนาม EM ของสายอากาศนั้น ไม่สมดุลระหว่าง โพลทั้งสอง



รูปที่ 2.18 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบไคโพล แสคงในสเกล dB และ ทำการนอลมอลไลซ์ก่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนาม EM

สายอากาศแบบไดโพลจะมีค่าของกำลังงานย้อนกลับที่ต่ำมากๆ เมื่อนำมาใช้ในเนื้อเยื่อตับที่ ความถี่ 2.45 GHz รูปแบบของ SAR แสดงได้ ให้เห็นได้ว่ามีกำลังงานย้อนกลับที่ต่ำมากๆ รูปแบบ ของ SAR จะมีการกระจายตามความยาวของสายอากาศที่สอดเข้าไปในเนื้อเยื่อ

ทั้งสายอากาศแบบไดโพลและสายอากาศแบบโมโนโพลนั้น จะมีรูปแบบของ SAR ขึ้นกับการ สอดใส่สายอากาศที่ความลึกต่างๆ ซึ่ง Hurter ได้นำเสนอไว้ในบทความวิจัย [13]



ร**ูปที่ 2.19** แสดงการเปลี่ยนแปลงระยะการแทงสายอากาศ โดยการกระจาย SAR มีรูปแบบที่ขึ้นกับ ระยะการแทงสายอากาศในเนื้อเยื่อ [13]

#### 2.9.3 สายอากาศแบบสล้อต (Slot antenna)

สายอากาศแบบสล๊อตนั้นมีความนิยมเป็นอย่างมากในการนำมาใช้ในระบบ MWA โดย สายอากาศแบบสล๊อต ตัวนำนอกของสายอากาศ และตัวนำด้านในของสายอากาศจะเชื่อมต่อถึงกัน ที่ปลายของสายอากาศ และมีการตัดตัวนำนอกของสายอากาศเป็นวงแหวน ซึ่งเป็นจุดที่เรียกว่า สล๊อต ซึ่งถ้ามองจากทางด้านนอกเข้าไปในสายอากาศ สายอากาศแบบสล๊อตนั้นจะเหมือนๆ กับ สายอากาศแบบไดโพล ที่ตอนปลายของสายอากาศนั้นเป็นช่องโหว่ กระทั่งภายในของสายอากาศ ของส่วนปลายของสายอากาศจะเป็นไดอิเลกตริกของสายนำสัญญาณโลแอกเชียล สายอากาศ โดยทั่วไปก็จะมีโกรงสร้างที่เหมือนกัน เช่นเดียวกันสายอากาศแบบสล๊อตนั้นซึ่งมีการห่อหุ้ม สายอากาศด้านนอกด้วยท่อหุ้มพลาสติก







รูปที่ 2.21 แสดงการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสลัอต แสดงในสเกล dB และ ทำการนอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

สำหรับความถิ่ที่ 2.45 GHz สายอากาศแบบสล๊อตจะทำงานได้เหมือนกับสายอากาศไคโพล ซึ่ง สายอากาศจะมีค่าการสะท้อนกลับของกำลังงานที่น้อยมากๆ และการกระจายของ SAR นั้นจะมีการ กระจายตัวตามความยาวของสายอากาศ ซึ่งความยาวสายอากาศที่ตำแหน่งที่เป็นสล๊อตนั้น จะมี ปัญหาการย้อนกลับของความร้อน (problem of backward heating) โดยรูปแบบการกระจายของ SAR นั้น จะขึ้นกับความลึกในการสอดใส่สายอากาศ

#### 2.9.4 สายอากาศแบบ Tri-axial antenna

Brace ได้นำเสนอสายอากาศแบบ Tri-axial ที่ได้ทำการออกแบบในปี 2004 [14] แสดงได้ ดังรูปที่ 2.22 ซึ่งแสดงสายอากาศโคแอกเชียลแบบโมโนโพลปลายเปิด (OTM) ระยะของ Needle ที่ 1/4 ของความยาวคลื่นจากฐานของสายอากาศ



รูปที่ 2.22 โครงสร้างสายอากาศแบบ Tri-Axial [15]



รูปที่ 2.23 กราฟของสนามไฟฟ้าที่ทำการนอร์มอลไลซ์ของสายอากาศ Tri-Axial.

สายอากาศแบบ Tri-axial มีประสิทธิภาพของสายอากาศที่น้อยกว่าสายอากาศแบบอื่นๆ ซึ่งไม่ สามารถแก้ปัญหาการย้อนกลับของความร้อน ได้ และไม่สามารถสร้างขนาดของการทำลายที่ใหญ่ ขึ้น พบว่ามีการใช้สายอากาศแบบนี้น้อยมาก แต่อย่างไรก็ตามในการใช้งานจริงในโรงพยาบาลส่วน ของ needle กับตัวนำใน สามารถที่จะสอดใส่ไปในเนื้อเยื่อตับได้ง่ายกว่าสายอากาศแบบอื่นๆ

#### 2.9.5 Cap-choke antenna

สายอากาศแบบ Cap-choke นั้นได้มีการนำเสนอโดย J. C. Line ในปี 1996 [15] ซึ่งได้ นำเสนอสายอากาศแบบ cap และ choke ซึ่งเป็นชุดกักเก็บสนาม EM ไปยังทิปของสายอากาศ และ จะลดทอนค่าปัญหาการย้อนกลับของความร้อนสายอากาศแบบ Cap-choke สามารถจัดการได้ดี ซึ่ง ลดค่าของการเกิดผลกระทบจากความลึกของ SAR.(Specific Absorption Rate)



รูปที่ 2.24 โครงสร้างสายอากาศ Cap-choke antenna



รูปที่ 2.25 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสล๊อต แสดงในสเกล dB และ ทำการนอร์มอล ไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

### 2.9.6 สายอากาศในรูปแบบอื่นๆ

John Bertram ได้ทำการออกแบบและประยุกต์สายอากาศ ที่ประยุกต์ใช้ Cap-choke แบบ ดับเบิ้ลสล๊อต ซึ่งสายอากาศนั้นจะมีความเหมาะสม ซึ่งมีรูปแบบของการกระจาย SAR จะให้ผลที่ดีกว่า



รูปที่ 2.26 โครงสร้างสายอากาศแบบ Cap-choke แบบมีสลัอต 2 ชุด

ทำการเปรียบเทียบสายอากาศแบบ Cap-choke ซึ่งมีสล๊อตคู่ สามารถสร้างรูปแบบการกระจาย ของ SAR ที่ดีกว่า อย่างไรก็ตามสิ่งที่เกิดขึ้นตามมา คือจะเกิดพลังงานสะท้อนกลับที่สูงขึ้น



รูปที่ 2.27 กราฟการกระจาย SAR ของสายอากาศแบบสถ๊อต แสดงในสเกล dB และ ทำการนอลมอลไลซ์ค่าสูงสุดของ SAR ที่เป็นผลจากสนามไฟฟ้า

สายอากาศแบบอื่นๆ ที่ออกแบบมาใช้งานในระบบ MWA ที่นำเสนอ แต่อย่างไรก็ตามยังมี สายอากาศในรูปแบบต่างๆ ที่ยังไม่นำเสนออีกมาก ซึ่งทางผู้วิจัยขอกล่าวถึงเฉพาะในส่วนนี้เท่านั้น

### 2.9.7 สายอากาศแบบอาร์เรย์ (Antenna array)

สายอากาศแบบอาเรย์นั้น เป็นการนำเอาสายอากาศแบบแท่งเดี่ยวจำนวนมากกว่า 1 ต้น มาจัดเรียง โดยมีระยะห่างที่เท่าๆ กัน ซึ่งจะส่งผลให้ขนาดของความร้อนมีขนาดที่ใหญ่ขึ้น และจะ ทำให้ทำลายเซลล์มะเร็งที่ใหญ่ขึ้น [16-22] ในเนื้องอกที่ตับสามารถที่จะทำลายได้มีขนาดของเส้น ผ่านศูนย์กลาง 10 cm โดยที่สายอากาศแบบแท่งเดี่ยวไม่สามารถที่จะทำลายเซลล์มะเร็งให้มีขนาดที่ ใหญ่ได้ ซึ่งหลักการจัดเรียงสายอากาศหลายสายอากาศมาใช้ในการรักษาจะให้ผลที่ดีกว่า และไม่ ต้องใช้ระยะเวลาที่นานกว่า เมื่อเทียบกับการใช้สายอากาศแบบต้นเดี่ยว ซึ่งการนำเอาสายอากาศ แบบหลายๆ ต้นมาใช้จะทำให้การรักษาเป็นไปอย่างรวดเร็ว

จะเห็นได้ว่าสายอากาศในรูปแบบต่างๆ ที่ได้นำเสนอมีวัตถุประสงค์ เพื่อให้เกิดความร้อนใน เนื้อเยื่อเพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง โดยผู้วิจัยนำสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และ สายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม ซึ่งเป็นสายอากาศ ได้ถูกนำเสนอก่อนหน้าแล้วมาศึกษารูปแบบ การจัควางสายอากาศ 3 รูปแบบ คือ วางแบบอาร์เรย์ วางแบบสามเหลี่ยม และวางแบบรูป "T" เพื่อ เพิ่มขนาดของการทำลายเซลล์มะเร็ง และรูปแบบที่หลากหลาย

## 2.10 เปรียบเทียบคุณสมบัติเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

ในหัวข้อนี้เปรียบเทียบผลทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง โดย พารามิเตอร์ที่ใช้ในการจำลองการทำงานนำมาจากเอกสารอ้างอิงที่ได้ทำการวัดค่าพารามิเตอร์ด้วย เครื่องมือ โดยพารามิเตอร์ที่ใช้งานของเนื้อเยื่อปกติและเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

จากงานวิจัยของ A.P. O'Rourke ในปี 2007 แสดงความแตกต่างของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่ เป็นมะเร็ง ก่า ε<sub>r</sub> และ σ จะมีก่าสูงกว่าเนื้อเยื่อปกติ และทางผู้วิจัยได้ทำการทดลองด้วย FEM

 เนื้อเยื่อปกติ
 เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

  $\epsilon_r$   $\sigma$   $\epsilon_r$   $\sigma$  

 45.79
 1.68
 54.88
 1.99

ตารางที่ 2.2 พารามิเตอร์ของเนื้อเยื่อปกติกับเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง

จากตารางที่ 2.2 จะเห็นได้ว่า ε<sub>r</sub>และ σ ของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีค่าสูงกว่าเนื้อเยื่อปกติ เมื่อทำ การคำนวณด้วยวิธีไฟในต์เอลิเมนต์ โดยใช้สายอากาศแบบ COA ความถี่ 2.45 GHz กำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที ได้ปริมาตรการทำลายมะเร็งน้อยกว่าเนื้อเยื่อปกติน้อยมาก โดยปริ มาตรการทำลายในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งได้ 10.50 cm<sup>3</sup> และเนื้อเยื่อที่เป็นปกติ 10.56 cm<sup>3</sup> คิดเป็น เปอร์เซนต์ความแตกต่างได้ 0.56% จะเห็นได้ว่าเมื่อใช้ความถี่ 2.45 GHz กำลังงาน 50 วัตต์ ระยะเวลา 60 วินาที ขนาดของการทำลายของเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งกับเนื้อเยื่อปกติมีความแตกต่างกัน น้อยมาก จึงสามารถดูการทำลายที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อปกติได้แทน ผลที่ได้จากเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง แสดงรูปทรงการทำลายได้ดังรูปที่ 2.28



(ก) (ข) รูปที่ 2.28 แสดงผลทางไฟไนต์เอลิเมนต์ของเนื้อเยื่อ (ก) ปกติ (ข) เนื้อเยื่อมะเร็ง