

## นวัตกรรมใหม่ในการรักษามะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ

มนตรี ไชยชาญยุทธ์<sup>1\*</sup> และ สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน<sup>2</sup>

### บทคัดย่อ

การผ่าตัดตัดตัวยกรวมเนื่องอกตับหรือมะเร็งที่ตับ (Hepatocellular Cancer: HCC) ได้รับการพิสูจน์ว่าเพิ่มโอกาสในการรอดชีวิตโดยรวมของผู้ป่วย แต่อย่างไรก็ตามผู้ป่วยส่วนใหญ่ไม่สามารถผ่าตัดได้ จึงต้องมีการพัฒนาวิธีการทางความร้อน และวิธีการทางเคมี วิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Coagulation Therapy: MCT) ก็จะเป็นหนึ่งในวิธีทางกายภาพบำบัดด้วยทฤษฎีการถ่ายโอนความร้อน วัตถุประสงค์ของบทความนี้จึงเป็นการวิเคราะห์ ทบทวนบทความ ประเมินข้อมูลงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการรักษาเนื้องอกตับหรือมะเร็งที่ตับด้วยวิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟที่มีอยู่ในปัจจุบันเพื่อเป็นหลักฐาน และแนวทางสำหรับการพัฒนา

ทางวิศวกรรมและสนับสนุนการใช้งานทางการแพทย์ บทความนี้จะศึกษารวมรวมบทความที่ถูกตีพิมพ์หรือนำเสนอการพัฒนาสายอากาศ และวิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟเพื่อรักษาเนื้องอก เซลล์ตับที่ผิดปกติหรือมะเร็งตับ งานวิจัยนี้ได้ทบทวนและนำเสนอบทความที่ศึกษาพัฒนาออกแบบสายอากาศ และวิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟสำหรับรักษาเนื้องอกตับ หรือมะเร็งตับ ซึ่งวิธีการ MCT นั้น นักวิจัยคาดหวังว่าสามารถรองรับการรักษามะเร็งตับและทำลายโชนเนื้อร้ายขนาดใหญ่ (ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของมะเร็งโตกว่า 3 cm) ได้สำเร็จ

**คำสำคัญ:** มะเร็งตับ คลื่นความถี่ไมโครเวฟ วิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ

- <sup>1</sup> อาจารย์ สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง วิทยาเขตชุมพรเขตรอุดมศักดิ์ จังหวัดชุมพร
- <sup>2</sup> ผู้ช่วยศาสตราจารย์ สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
- \* ผู้นิพนธ์ประสานงาน โทรศัพท์ 08-1388-5657 อีเมล: kcmontre@kmitl.ac.th



## Microwave Tumor Ablation: A New Treatment Modality for Hepatic Malignancies

Montree Chaichanyut<sup>1\*</sup> and Supan Tungjitkusolmun<sup>2</sup>

### Abstract

Background: Surgical resection of malignant hepatic tumors has been demonstrated to increase the chance of survival; however, it is not always feasible in patients with hepatocellular carcinoma. For patients with unrespectable tumors, various chemical and thermal ablation modalities have been developed. Microwave Coagulation Therapy (MCT) has been used as an alternative to resection, and its efficacy has been evaluated in order to be a guideline for engineering development and to support its clinical use. Published

articles on antenna development and Microwave Coagulation Therapy (MCT) for hepatocellular carcinoma or cancer are studied. The reviews of antennas development and Microwave Coagulation Therapy (MCT) suggest the efficacy of microwave coagulation therapy (MCT) for larger necrosis zones (>3 cm in diameter) and/or ablation of multiple lesions.

**Keywords:** Hepatocellular Carcinoma: HCC, Radio Frequency, Microwave Frequency, Microwave Coagulation Therapy: MCT

<sup>1</sup> Lecturer, Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Chumphon Campus.

<sup>2</sup> Assistant Professor, Department of Electronics, Faculty of Engineering, King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang.

\* Corresponding Author, Tel. 08-1388-5657, E-mail: kcmontre@kmitl.ac.th

## 1. บทนำ

มะเร็งตับ (Hepatocellular Carcinoma: HCC) เป็นโรคมะเร็งที่มีความสำคัญชนิดหนึ่ง โดยทั่วไปการรักษา มักจะเป็นการผ่าตัด (Hepatectomy) หากแต่ก็มีบางกรณีที่ไม่สามารถทำการผ่าตัดได้อาทิ เช่น กรณีที่มีการตรวจพบว่าผู้ป่วยเป็นมะเร็งตับมีสุขภาพไม่แข็งแรง อายุค่อนข้างมาก ซึ่งต้องมีวิธีการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยวิธีอื่น ๆ ได้แก่ การฉีดยาเคมีบำบัดและสารอุดหลอดเลือด (Trans Arterial Chemo Embolization: TACE) การฉีดทำลายมะเร็งตับด้วยแอลกอฮอล์ (Ethanol Ablation) การทำลายมะเร็งตับด้วยความเย็นจัด (Cryo-ablation) และการทำลายมะเร็งตับด้วยความร้อนโดยวิธีต่างๆ

การผ่าตัดเนื้องอกบริเวณตับหรือมะเร็งตับด้วยวิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟได้ถูกนำมาใช้ทางการแพทย์ในประเทศญี่ปุ่นเป็นเวลาหลายปี [1],[2] การผ่าตัดเนื้องอกด้วยคลื่นไมโครเวฟอาศัยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าในการกระตุ้นอนุภาคในเนื้อเยื่อให้เกิดการสั่นกลายเป็นความร้อนเพื่อทำลายเนื้องอกที่ความถี่  $\geq 900$  MHz [3]-[5] ถึงแม้ว่าการผ่าตัดเนื้องอกด้วยคลื่นไมโครเวฟมีประโยชน์และจุดประสงค์เช่นเดียวกับผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่วิทยุ (Radio Frequency) ในทางทฤษฎีเมื่อทำการเปรียบเทียบการรักษาเนื้องอกในตับด้วยคลื่นความถี่วิทยุกับคลื่นไมโครเวฟ การผ่าตัดเนื้องอกด้วยคลื่นไมโครเวฟจะมีการกระจายความร้อนเป็นบริเวณกว้างมาก โดยไม่จำเป็นต้องนำกระแสไฟฟ้าเข้าไปในเนื้อเยื่อแต่จะเป็นการส่งกำลังไมโครเวฟผ่านสายอากาศในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง ดังนั้นจากการส่งพลังงานจึงไม่ถูกจำกัดจากการเผาไหม้ของเนื้อเยื่อที่มีการกระจายอุณหภูมิที่สม่ำเสมอมากกว่าการผ่าตัดแบบคลื่นความถี่วิทยุ [6] ซึ่งนำไปสู่การรักษาหรือทำลายเซลล์มะเร็งตับที่มีขนาดใหญ่ได้สำเร็จโดยใช้ระยะเวลาที่สั้นลง (เป็นการแก้ข้อจำกัดของการรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่วิทยุซึ่งสามารถทำลายเซลล์มะเร็งตับที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของมะเร็ง  $\leq$  กว่า 3 cm) เซลล์มะเร็งจะเกิดการจับตัวเป็นก้อนเมื่อได้รับอุณหภูมิสูงกว่า  $50^{\circ}\text{C}$

ซึ่งเซลล์มะเร็งจะตายอย่างสมบูรณ์ [7] ทั้งนี้หากมีระบบการจัดการที่ดีจะนำไปสู่ขั้นตอนที่มีประสิทธิภาพ และใช้ระยะเวลาในการรักษาโรคมะเร็งที่สั้นลง ช่วยให้การรักษาโรคมะเร็งหรือทำลายก้อนมะเร็งตับขนาดใหญ่มีประสิทธิภาพขึ้น นอกจากนี้การรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟไม่ต้องใช้แผ่นกรวดซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อแผลไหม้ผิวหนังได้ [8]

ข้อจำกัดของการใช้เทคโนโลยีของคลื่นไมโครเวฟในอดีตที่ผ่านมา จะมีการใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษา น้อยมาก ซึ่งเกิดจากการขาดความรู้ความสามารถและความยากจนของผู้ป่วย และขาดข้อมูลในด้านที่เกี่ยวกับความปลอดภัย ประสิทธิภาพ และผลกระทบต่อเทคโนโลยีการผ่าตัดด้วยไมโครเวฟต่อผู้ป่วย ต่อมาเริ่มมีการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยคลื่นไมโครเวฟให้กับผู้ป่วยที่เป็นโรคมะเร็งตับ และมีการจัดบันทึกผลการรักษา เพื่อนำผลที่ได้ไปทำการประเมินผลการใช้คลื่นไมโครเวฟในการผ่าตัด ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยคลื่นไมโครเวฟสามารถเชื่อถือได้ มีประสิทธิภาพ และมีความปลอดภัยจากการใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษาโรคมะเร็งตับ [9]

## 2. ทฤษฎีพื้นฐานและแนวคิดเบื้องต้น

พื้นฐานและทฤษฎีที่นำมาใช้ในการศึกษา และวิเคราะห์การรักษาโรคมะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟเกี่ยวข้องกับสมการ ทฤษฎีพื้นฐานดังกล่าวต่อไป

### 2.1 พื้นฐานการวิเคราะห์สนามแม่เหล็กไฟฟ้า

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปแล้วจะเป็นคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก (Time-Harmonic Field) หรืออีกนัยหนึ่งคือ เป็นสัญญาณที่มีคาบการแกว่งที่แน่นอน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะแทนด้วยผลรวมของสัญญาณรูปไซน์ที่สามารถใช้ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์เขียนได้ทั้งฟังก์ชันโคไซน์ ฟังก์ชันไซน์ หรือฟังก์ชันเอ็กโปเนนเชียลเชิงซ้อน ถ้าพิจารณาสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณโคไซน์ก็จะได้ว่า  $\frac{\partial E}{\partial t} = j\omega E$

ในกรณีที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณรูปไซน์นั้น สามารถวิเคราะห์ผลของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีต่อตัวกลางได้ง่ายโดยพิจารณาการตอบสนองของช่วงเวลา ที่สนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นสัญญาณชาน์คงตัว (Steady State) ซึ่งสามารถอนุมานอัตราการเปลี่ยนแปลงกับเวลา และเมื่อ  $\frac{\partial}{\partial t}$  คือการเฉลี่ยด้วยค่า  $j\omega$  ทำให้ได้สมการแมกซ์เวลล์ [10] ดังสมการที่ 1 - 6

สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations)

$$\nabla \times E = -j\omega\mu H \quad (1)$$

$$\nabla \times H = j\omega\epsilon E + \sigma E \quad (2)$$

$$\nabla \cdot D = \rho \quad (3)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (4)$$

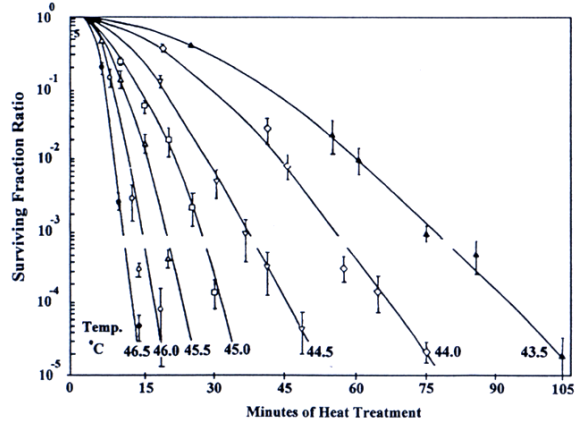
$$D = \epsilon E \quad (5)$$

$$B = \mu H \quad (6)$$

- เมื่อ  $E$  = ความเข้มของสนามไฟฟ้า  
 $H$  = ความเข้มของสนามแม่เหล็ก  
 $D$  = ความหนาแน่นของฟลักซ์ไฟฟ้า  
 $B$  = ความหนาแน่นของฟลักซ์แม่เหล็ก  
 $\epsilon$  = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า  
 $\mu$  = ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก  
 $\rho$  = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร

## 2.2 พื้นฐานการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อ

การใช้ความร้อนในการรักษาโรคมะเร็ง ได้มีการพัฒนาเทคนิค ที่เรียกว่า Hyper Thermal Cancer Therapy ซึ่งเริ่มใช้มาตั้งแต่ปีค.ศ. 1960 [11],[12] โดยถือว่าการรักษาโรคมะเร็งด้วยวิธีใหม่เป็นพื้นฐาน และหลักการ



รูปที่ 1 กราฟแสดงผลกระทบของอุณหภูมิที่มีต่อเซลล์มะเร็ง [13]

ทางชีววิทยาที่สามารถพิสูจน์ทดลอง และสามารถอธิบายได้ ในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้ความร้อน สามารถรักษาโรคมะเร็งชนิดต่างๆ ได้ทั่วร่างกาย และได้ผลการรักษาที่น่าสนใจ การรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อนอาศัยหลักการให้ความร้อนกับเซลล์มะเร็งอยู่ในช่วง 41 - 46 องศาเซลเซียส [11],[12] และรักษาระดับของอุณหภูมิไว้ให้คงที่ พื้นฐานของปรากฏการณ์ทางชีววิทยาสำหรับการรักษาโรคมะเร็งด้วยความร้อน จะมีอยู่สองปริมาณที่มีความสำคัญในการรักษาคือ อุณหภูมิ และเวลาในการให้ความร้อน

จากรูปที่ 1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอุณหภูมิและเวลาที่ส่งผลต่อปริมาณเซลล์มะเร็งที่รอดตายจากการให้ความร้อน เมื่อให้อุณหภูมิสูงแก่เซลล์มะเร็ง ในช่วงเวลาเริ่มต้นเซลล์มะเร็งจะสูญเสียหรือตายเป็นจำนวนมาก แต่เมื่อมีการลดอุณหภูมิที่ให้แก่เซลล์มะเร็งผลกระทบที่เกิดขึ้นคือ ต้องใช้เวลามากขึ้นเพื่อให้เซลล์มะเร็งตาย การเพิ่มอุณหภูมิสูงๆ แก่เซลล์ จำนวนเซลล์จะเกิดการสูญเสียมาก ทำให้เซลล์ปกติที่อยู่รอบๆ เซลล์มะเร็งได้รับความเสียหายได้เช่นกัน ดังนั้นในการเพิ่มอุณหภูมิให้เหมาะสมจะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้จำนวนมาก และไม่เป็นอันตรายหรือส่งผลกระทบต่อเซลล์ปกติ

### 2.3 สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation)

ในการวิเคราะห์ช่วงความถี่ไมโครเวฟต้องพิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเซลล์มะเร็งการดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเซลล์มะเร็งซึ่งรูปแบบของสมการหรือตัวแปรต่างๆ ที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน [14],[15] ในเซลล์มะเร็งสามารถวิเคราะห์การกระจายความร้อนหรืออุณหภูมิด้วยสมการ Bio-heat Equation ดังสมการที่ 7

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot K \nabla T + J \cdot E - h_{bl}(T - T_{bl}) + Q_m \quad (7)$$

เมื่อ  $h_{bl} = \rho_{bl} c_{bl} \omega_{bl} h_{bl}$

$\rho$  = ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m<sup>3</sup>)

$c$  = ค่าความจุความร้อนจำเพาะ (J/kg.K)

$K$  = ค่าความนำความร้อน (W/m.K)

$J$  = ค่าความหนาแน่นกระแส (A/m<sup>2</sup>)

$E$  = ความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)

$T_{bl}$  = อุณหภูมิของเลือด (°C)

$\rho_{bl}$  = ความหนาแน่นเลือด (kg/m<sup>3</sup>)

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

$\omega_{bl}$  = อัตราฉีดเลือด (1/s)

$h_{bl}$  = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ (W/m<sup>2</sup>)

$Q_m$  = พลังงานจากกระบวนการเมตาโบลิซึม (W/m<sup>3</sup>)

จากสมการ Bio-heat [14] ในงานวิจัยส่วนใหญ่สามารถละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือสัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ ( $h_{bl}$ ) และพลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด ( $Q_m$ ) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่ามิต้าน้อยมากเมื่อเทียบกับปริมาณ  $J \cdot E$

### 2.4 สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจากสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่มีการ

แพร่กระจายลงสู่เซลล์มะเร็งจะเกิดการสูญเสียพลังงานในเซลล์มะเร็ง [16] ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการดังสมการที่ 8

$$SAR = \frac{1}{\rho} J \cdot E = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (8)$$

เมื่อ  $SAR$  = Specific Absorption Rate (W/kg)

$J$  = ค่าความหนาแน่นกระแส (A/m<sup>2</sup>)

$E$  = ค่าความเข้มของสนามไฟฟ้า (V/m)

$\sigma$  = สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)

$\rho$  = ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m<sup>3</sup>)

งานวิจัยที่เกี่ยวกับการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยวิธีการ MCT มีการพัฒนาไปอย่างกว้างขวางไม่ว่าจะเป็นการศึกษาด้วยการจำลองในคอมพิวเตอร์ และการทดลองกับเนื้อเยื่อตัวอย่างจริงในห้องปฏิบัติการ ซึ่งการวิจัยในลักษณะทดลองกับเนื้อเยื่อจริง จะได้ผลการวิจัยโดยการวัดการดูดซับความร้อนในเนื้อเยื่อหลังเสร็จกระบวนการ MCT ผลการทดลองที่ได้จะไม่สามารถมองเห็นลักษณะคุณสมบัติบางประการ ที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตัวอย่างตลอดการทดลอง แต่จะเห็นลักษณะของขอบเขตที่ถูกทำลายแล้วหลังการทดลอง ซึ่งลักษณะบางประการที่ไม่สามารถมองเห็นได้ เช่น คุณสมบัติการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก สนามไฟฟ้า รูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ลักษณะของการเกิดรอยแผลอุณหภูมิที่จุดต่างๆ ในเนื้อเยื่อตัวอย่างขณะทำการทดลอง ซึ่งคุณสมบัติที่สำคัญต่างๆ นี้สามารถที่จะเห็นได้จากการใช้การวิเคราะห์ด้วยแบบจำลองในคอมพิวเตอร์

การวิเคราะห์กระบวนการ MCT ในคอมพิวเตอร์ เป็นการศึกษาผลลัพธ์ของพารามิเตอร์และปรากฏการณ์ต่างๆ ด้วยวิธีการเชิงเลข เช่น การวิเคราะห์นำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์มาช่วยในการคำนวณ การวิเคราะห์ด้วยวิธีการเชิงเลขเป็นการแก้ไขปัญหาโดยการสร้างแบบจำลองขึ้น และแบบจำลองจะมีคุณลักษณะเสมือนเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง โดยอาศัยการกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ และกำหนดขอบเขตเงื่อนไขให้แบบจำลองมีคุณสมบัติ

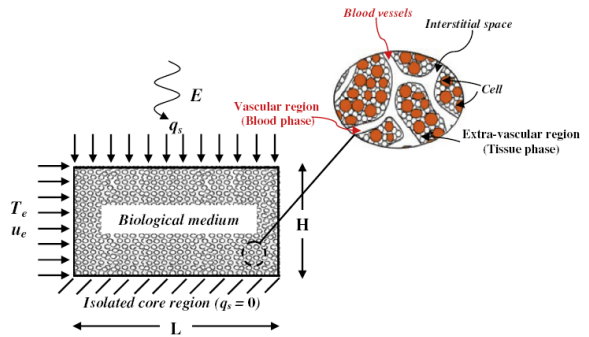
เสมือนจริงมากที่สุดลงในแบบจำลอง ตามวัตถุประสงค์ของการศึกษา ซึ่งพารามิเตอร์และขอบเขตเงื่อนไขต่างๆที่กำหนดให้แบบจำลองจะถูกนำมาใช้ในสมการทางคณิตศาสตร์ เพื่อการคำนวณผลลัพธ์ของพารามิเตอร์ ในปัจจุบันการศึกษาวิเคราะห์กระบวนการ MCT จะเป็นแบบจำลองเนื้อเยื่อหรือตัวกลางที่นำมาศึกษาจะมีลักษณะเป็นรูพรุน (Porous Medium) [17] ซึ่งการวิเคราะห์ด้วยวิธีการเชิงเลข การกำหนดลักษณะทางกายภาพของแบบจำลอง และการกำหนดของเขตเงื่อนไขในการศึกษาวิเคราะห์เป็นสิ่งที่มีความจำเป็นมาก เพราะจะทำให้ผลการวิจัยมีความถูกต้อง และทำนายผลการจำลองถูกต้อง และเป็นจริงมากที่สุด

### 2.5 ลักษณะทางกายภาพของตัวกลาง (เนื้อเยื่อ)

ตัวกลางทางกายวิภาคของเนื้อเยื่อโดยทั่วไปประกอบด้วย 3 ส่วนหลัก คือ หลอดเลือด (Blood Vessel) เซลล์และช่องว่างที่แทรกระหว่างเซลล์ (Cell และ Interstitial Space) [18],[19] นอกจากนี้ ตัวกลางทางกายวิภาคของเนื้อเยื่อยังจำแนกออกเป็น บริเวณเส้นเลือด (Vascular Region) และบริเวณนอกเส้นเลือด (Extra-Vascular Region) ทั้งนี้ตามโครงสร้างทางกายวิภาคศาสตร์พิจารณาเป็นบริเวณหลอดเลือด หรือเส้นเลือดที่มีเลือดไหลอ้อมตัว เป็นตัวกลางแบบรูพรุน (Porous Media) [18] มีเลือดแทรกซึมเข้าไปได้ ในการวิเคราะห์แยกสมการในการวิเคราะห์บริเวณหลอดเลือดจะเป็นการวิเคราะห์ในแง่ของผลของเลือด บริเวณนอกเส้นเลือดจะเป็นการวิเคราะห์ในแง่ของตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อดังแสดงในรูปที่ 2

### 2.6 หลักการวิเคราะห์ด้วยวิธีเชิงเลข

การวิเคราะห์กระบวนการ MCT ด้วยวิธีการเชิงตัวเลขจะต้องแก้ปัญหาทางด้านทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้าก่อน หลังจากนั้นนำค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการแก้ปัญหาทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งหมายถึงสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็ก ไปใช้ในการวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อน การวิเคราะห์ปัญหาทางด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า



รูปที่ 2 ลักษณะตัวกลางทางกายวิภาคของเนื้อเยื่อ [17]

จะเป็นไปตามสมการของแมกซ์เวลล์ และสมการของเฮล์มโฮลทซ์ (Helmholtz) การวิเคราะห์ปัญหาทางด้านความร้อนเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตัวอย่าง จะเป็นไปตามสมการความร้อนทางชีววิทยา หรือสมการการถ่ายโอนความร้อน ทั้งนี้ในการวิเคราะห์ปัญหาทั้งสองด้านจำเป็นต้องกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของปัญหาให้แบบจำลองด้วย ในบทความนี้จะยกตัวอย่างการวิเคราะห์ และการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตตามงานวิจัยของ P. Keangin et al. [17] ดังต่อไปนี้

#### 2.6.1 การวิเคราะห์การกระจายของคลื่นไมโครเวฟ

การวิเคราะห์การกระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในตัวกลางของ P. Keangin et al. [17] เป็นการศึกษาการเดินทางของคลื่น หรือการแพร่กระจายของคลื่นความถี่สูงในตัวกลางกายวิภาคเนื้อเยื่อที่มีลักษณะเป็นรูพรุน โดยใช้แบบจำลองแบบสองมิติ และคำนวณผลของแม่เหล็กไฟฟ้าด้วยสมการของแมกซ์เวลล์ ซึ่งกำหนดโหมดการส่งคลื่นความถี่ไมโครเวฟในโหมด TE (Transverse Electromagnetic) ดังนั้นสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในตัวกลางกายวิภาคเนื้อเยื่อที่ใช้ในการวิเคราะห์แสดงดังในสมการที่ 9

$$\nabla \times \left( \frac{1}{\mu_r} \nabla \times \vec{E}_z \right) - \left( \gamma_r - \frac{j\sigma}{\omega\gamma_0} \right) k_0^2 \vec{E}_z = 0 \quad (9)$$

เมื่อ  $\vec{E}_z$  = ความเข้มของสนามไฟฟ้าในทิศทางแกน Z (V/m)



- $\mu_r$  = ค่าความซึมซับแม่เหล็กสัมพัทธ์
- $\gamma_r$  = ความยินยอมทางไฟฟ้าสัมพัทธ์
- $\gamma_0$  = ความยินยอมทางไฟฟ้าของอากาศ (F/m)
- $\sigma$  = สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)
- $k_0$  = จำนวนเลขคลื่น
- $\omega$  = ค่าความถี่เชิงมุม (rad/s)
- $j = \sqrt{-1}$

### เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหาด้านสนามแม่เหล็กไฟฟ้า

เมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านตัวกลางกายวิภาคเนื้อเยื่อ จะเกิดการดูดกลืนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าขึ้นในตัวกลาง และเปลี่ยนสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแปรเป็นความร้อนส่งผลให้อุณหภูมิในตัวกลางมีค่าเพิ่มสูงขึ้น ดังนั้นหากพิจารณาจากในรูปที่ 2 เมื่อส่งคลื่นความถี่ไมโครเวฟเข้าสู่ตัวกลาง ฟลักสนามแม่เหล็กไฟฟ้าจะแพร่กระจายอย่างสม่ำเสมอจากด้านบนลงสู่ด้านล่าง สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในตัวกลางแสดงดังในสมการที่ 10

$$S = \int (\vec{E} - \vec{E}_1) \cdot \vec{E}_1 / \int \vec{E}_1 \cdot \vec{E}_1 \quad (10)$$

และในการวิเคราะห์กำหนดให้

$$\vec{E}_z = 0 \quad (11)$$

บริเวณขอบของตัวกลางถูกกำหนดเงื่อนไขให้เป็นตัวนำไฟฟ้า ดังนั้นความเข้มของสนามไฟฟ้าในทิศทางแกน Z ที่ด้านข้างมีค่าเป็นศูนย์ ดังสมการที่ 11

#### 2.6.2 การวิเคราะห์การถ่ายโอนความร้อน

โครงสร้างทางกายวิภาคของเนื้อเยื่อที่ประกอบด้วยส่วนของเนื้อเยื่อและส่วนของเลือด การวิเคราะห์สมการความร้อนในสภาวะคงที่เพื่อศึกษาการถ่ายโอนความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ และการถ่ายโอนความร้อนที่เกิดขึ้นในเลือด ซึ่งความร้อนที่เกิดขึ้นในเลือดจะเกิดความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมร่วมด้วย [18] ดังนั้น

การวิเคราะห์จะถูกแยกเป็นการวิเคราะห์บริเวณเนื้อเยื่อปกติ และบริเวณเนื้อเยื่อที่มีเลือดเป็นองค์ประกอบ สมการที่ใช้ในการวิเคราะห์แสดงดังในสมการที่ 12 และ 13 ตามลำดับ

$$K_{t,eff} \nabla_y^2 \langle T_t \rangle^t - h_{tb} a_{tb} \langle \langle T_t \rangle^t - \langle T_b \rangle^b \rangle + (1-\varepsilon) Q_{met} + (1-\varepsilon) Q_{t,ext} = 0 \quad (12)$$

$$K_{b,eff} \nabla_y^2 \langle T_b \rangle^b - h_{tb} a_{tb} \langle \langle T_t \rangle^t - \langle T_b \rangle^b \rangle + \varepsilon Q_{b,ext} = \varepsilon p_c \langle u \rangle^b \frac{\partial \langle T_b \rangle^b}{\partial x} \leq \quad (13)$$

เมื่อ  $K_{b,eff} = \varepsilon K_b$   
 $K_{t,eff} = (1-\varepsilon) K_t$

จากสมการที่ 12 เป็นสมการที่ใช้ในการวิเคราะห์บริเวณเนื้อเยื่อปกติ พจน์ทางด้านซ้ายมือของสมการแสดงถึงพจน์การนำความร้อน พจน์ของการพาหรือการถ่ายโอนความร้อน ความร้อนที่เกิดขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึม และความร้อนที่เกิดจากแหล่งกำเนิดภายนอก (ความร้อนที่เกิดการเหนี่ยวนำของจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า) ตามลำดับ การวิเคราะห์ตัวกลางที่มีเลือดประกอบอยู่ ถ้าพิจารณาจากสมการที่ 13 ซึ่งเป็นสมการที่ใช้ในการวิเคราะห์บริเวณเนื้อเยื่อที่มีเลือดเป็นองค์ประกอบ พจน์ทางขวามือเป็นพจน์ของการพาหรือการถ่ายโอนความร้อนจากการไหลของเลือด นอกจากนี้จากสมการที่ 12 และ 13 จะประกอบด้วยเทอมของ  $Q_{ext}$  ซึ่งหมายถึงความร้อนที่กำเนิดจากพลังงานภายนอกซึ่งสามารถคำนวณหาได้จากสมการที่ 14

$$Q_{ext} = \frac{\sigma |\vec{E}_z|^2}{2} \quad (14)$$

### เงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการแก้ปัญหการถ่ายโอนความร้อน

จากโครงสร้างทางกายวิภาคของเนื้อเยื่อในรูปที่ 2 เมื่อฟลักสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่กระจายอย่างสม่ำเสมอ

จากด้านบนลงสู่ด้านล่าง ฟลักซ์ความร้อนที่เกิดขึ้นแสดงดัง  
ในสมการที่ 15

$$q_s = -K_{b,eff} \frac{\partial \langle T_b \rangle^b}{\partial y} \Big|_{y=H} - K_{t,eff} \frac{\partial \langle T_t \rangle^t}{\partial y} \Big|_{y=H} \quad (15)$$

ถ้าพิจารณาอุณหภูมิที่ผิวสัมผัสของกายวิภาค  
เนื้อเยื่อจะเห็นว่ามีความโน้มที่จะเหมือนกันไม่ว่าตัวกลาง  
จะสัมผัสกับเนื้อเยื่อแข็งหรือเลือด ดังนั้นอุณหภูมิที่พื้นผิว  
ของเนื้อเยื่อและเลือดของตัวกลางจะเหมือนกันสามารถ  
เขียนเป็นสมการดังแสดงในสมการที่ 16

$$\langle T_b \rangle^b \Big|_{y=H} \approx \langle T_t \rangle^t \Big|_{y=H} \approx T_s \quad (16)$$

และจากโครงสร้างทางกายวิภาคของเนื้อเยื่อ  
ในรูปที่ 2 เงื่อนไขอีกอย่างที่กำหนดเพื่อง่ายต่อการ  
วิเคราะห์คือตำแหน่งที่ไม่มีผลของการถ่ายโอนความร้อน  
สามารถพิจารณาเป็นเสมือนฉนวนความร้อนได้  
ดังนั้นความร้อนที่ผิว ณ ตำแหน่ง  $y = 0$  จึงพิจารณาได้  
ดังสมการที่ 17

$$q_s = 0 \quad (17)$$

นอกจากนี้ระดับอุณหภูมิอ้างอิงหรืออุณหภูมิเริ่มต้น  
ของแบบจำลองกายวิภาคเนื้อเยื่อก็เป็นเงื่อนไขสำคัญ  
ในการวิเคราะห์ทางด้านความร้อน จากบทความวิจัย  
ส่วนใหญ่จะพิจารณาจากอุณหภูมิในเนื้อเยื่อตัวอย่าง  
จริงดังนั้นในการวิเคราะห์จะกำหนดอุณหภูมิอ้างอิงอยู่ที่  
37 องศาเซลเซียสดังสมการที่ 18

$$T(t_0) = 37^\circ\text{C} \quad (18)$$

เมื่อ  $T$  = อุณหภูมิ ( $^\circ\text{C}$ )

$\rho$  = ความหนาแน่นจำเพาะ ( $\text{kg}/\text{m}^3$ )

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

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

$\varepsilon$  = ค่าความพรุนของตัวกลาง

$u$  = ค่าความเร็วเฉลี่ยของเลือด ( $\text{m}/\text{s}$ )

$h_{tb}$  = สัมประสิทธิ์การถ่ายโอนความร้อนจากเลือด  
ที่ผิวสัมผัสอยู่ในเนื้อเยื่อ ( $\text{W}/\text{m}^2\cdot^\circ\text{C}$ )

$a_{tb}$  = พื้นที่ผิวจำเพาะระหว่างเลือดกับเนื้อเยื่อ ( $\text{m}^2/\text{m}^3$ )

$H$  = ความสูงของตัวกลางกายวิภาคเนื้อเยื่อ ( $\text{m}$ )

$q_s$  = ฟลักซ์ความร้อนที่ผิวตัวกลาง ( $\text{W}/\text{m}^2$ )

ตัวห้อย *eff* แสดงถึงตัวแปรดังกล่าวส่งผลต่อนิพจน์  
หรือตัวแปรนั้น  $t$  หมายถึงนิพจน์หรือตัวแปรที่วิเคราะห์  
บริเวณเนื้อเยื่อ เมื่อ  $b$  นิพจน์หรือตัวแปรที่วิเคราะห์บริเวณ  
ส่วนของเลือด และ  $s$  นิพจน์หรือตัวแปรที่พื้นผิว

จากที่กล่าวมานี้เป็นตัวอย่างการวิจัยการทำลาย  
หรือรักษามะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ด้วยหลักการ  
วิเคราะห์ด้วยวิธีเชิงเลข ซึ่งสิ่งที่สำคัญในการศึกษา คือการ  
กำหนดสิ่งแวดล้อม และเงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง  
ให้มีความเหมือนจริงมากที่สุด จะส่งผลทำให้ผลการศึกษา  
สามารถทำนายผลลัพธ์ได้ถูกต้องมากยิ่งขึ้น

### 3. งานวิจัยเบื้องต้นเกี่ยวกับวิธีการ MCT

#### 3.1 งานวิจัยการศึกษาออกแบบและทดลองสายอากาศ

งานวิจัยการออกแบบสายอากาศสำหรับรักษาหรือ  
ทำลายมะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟ ทำได้โดยการส่ง  
คลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่สอดใส่อยู่ในเซลล์  
เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่าน  
สายอากาศเข้าไปยังเป้าหมายจะทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า  
มีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ดังนั้นเมื่อ  
คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็น  
มะเร็ง ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงาน  
ซึ่งทำให้เกิดความร้อนขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งอย่าง  
รวดเร็ว เมื่ออุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง  
50 องศาเซลเซียส ก็จะทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งนั้นตาย  
หรือฝ่อไป [20]

สายอากาศหรือโพรบที่มีการออกแบบทดลองใช้  
มีลักษณะหลายรูปแบบ เช่น สายอากาศแบบโมโนโพล



(Monopole Antenna) สายอากาศแบบไดโพล (Dipole Antenna) สายอากาศแบบเปิดช่อง (Ring Slot Antenna) ตัวอย่างเช่น Labonte et al. [21] ได้ออกแบบสายอากาศแบบโมโนโพลเพื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเยื่อหุ้มหัวใจ โดยพิจารณาสายอากาศโมโนโพลปลายเปิด (Open Tip Monopole) สายอากาศโมโนโพลปลายปิดไดอิเล็กตริก (Dielectric Tip Monopole) สายอากาศโมโนโพลปลายปิดโลหะ (Metal Tip Monopole) ซึ่งรูปแบบการกระจายความร้อนมีลักษณะคล้ายกันต่างกันว่าขนาดแผล และสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับของคลื่น สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะสามารถสร้างแผลหรือทำลายเซลล์ผิดปกติได้มากที่สุด แต่ก็มีการสะท้อนกลับของคลื่นสู่สายนำสัญญาณมากที่สุดเช่นกัน

ต่อมา Hamada et al. [22] ได้ศึกษาทดลองสายอากาศแบบไดโพลที่ความถี่ 915 MHz สายอากาศที่นำมาทดลองเป็นสายอากาศแบบไดโพลอย่างง่าย (Conventional Antenna) และสายอากาศแบบไดโพลประยุกต์ (New Dipole Antenna) ผลปรากฏว่าความลึกของการสอดแทรกสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อจำลองที่แตกต่างกันจะทำให้การตอบสนองต่อความถี่ของสายอากาศหรือความถี่รีโซแนนซ์ของสายอากาศเปลี่ยนไปซึ่งถือเป็นข้อเสียจึงมีการพัฒนาเป็นสายอากาศแบบแคปโชก (Cap-Choke) [23] โดยได้พัฒนาสายอากาศด้วยการจำลอง และทดลองทั้งที่ความถี่ 2.45 GHz [7] และ 915 MHz [8] ผลการวิจัยปรากฏว่าสายอากาศแบบแคปโชก ทำให้เกิดการกระจายของความร้อนในเนื้อเยื่อได้ โดยไม่มีการสะท้อนกลับของกระแสในสายส่ง ผลของความร้อนจะไม่ขึ้นกับความลึกที่สอดใส่สายอากาศเข้าไปในเซลล์มะเร็ง และยังสามารถควบคุมตำแหน่งความร้อน ซึ่งจะเกิดรอบๆ บริเวณปลายของสายอากาศ นอกจากนี้แล้ว ยังมีการทดลองวางสายอากาศแบบคู่ซึ่งทำให้สามารถทำลายเซลล์มะเร็งที่มีขนาดใหญ่ได้ [24]

Hurter et al. [24] ได้ทำการออกแบบ และจำลองด้วยการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์กับสายอากาศแบบไดโพล โดยในการจำลองได้ปรับเปลี่ยนความลึกที่สอดใส่

สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อซึ่งผลปรากฏว่าความลึกในการสอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อมีผลต่อรูปแบบของแผล หรือการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้น

นอกจากนี้ยังพบว่าสายอากาศจะมีการถ่ายทอดพลังงานสูงสุดเมื่อสายอากาศมีความยาว  $L$  ดังนี้  $L = \lambda_{eff}/2$  และมีความยาวคลื่นดังสมการที่ 19

$$\lambda_{eff} = \frac{c}{f \sqrt{\epsilon_{r,tissue}}} \quad (19)$$

เมื่อ  $\epsilon_{r,tissue}$  คือค่าความยินยอมทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (Relative Permittivity of Tissue)

$f$  คือความถี่ที่ใช้ในระบบ (Hz)

$c$  คือความเร็วแสง (m/s)

Schaller et al. [25] ได้พิจารณาสายอากาศแบบ Triaxial Choked Dipole ซึ่งสายอากาศแบบนี้สามารถทำให้เกิดการดูดซับความร้อน (SAR) ได้สูงกว่ากับสายอากาศแบบไดโพล และสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) SAR จะเกิดขึ้นสูงสุดที่ส่วนเปิดช่องของสายอากาศและความยาวของโชก (Choke) มีค่า  $\lambda_{eff}/4$  ความยาวของโชกจะช่วยลดผลที่เกี่ยวกับความลึกที่สอดสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อและความลึกในการกระจายค่า SAR

Saito et al. [26] ได้ทดลองใช้สายอากาศแบบ Coaxial-fed Slot สองอันมาทำการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองด้วยวิธี Tip-split ทำให้ขนาดเซลล์ที่ถูกทำลายมีขนาดใหญ่ขึ้นเพราะขนาดของเซลล์ที่ถูกทำลายเกิดจากกระแสที่ไหลจากสายอากาศสองอัน

และสำหรับการศึกษารายละเอียดของสายอากาศรวมทั้งวิเคราะห์ผลทางความร้อนที่เกิดขึ้นด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จำลองแบบสามมิติเพื่อทำนายการผ่าตัดหรือทำลายเซลล์มะเร็งด้วยใช้คลื่นไมโครเวฟก็มีการวิจัยอย่างแพร่หลาย อาทิ ในปี ค.ศ. 2004 Tungjitkusolmun et al. [27] ได้ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จำลองการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยจำลองโดยส่งกำลังไมโครเวฟ

ที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบโมโนโพล 4 รูปแบบ คือสายอากาศแบบปลายเปิดสายอากาศแบบปลายไดอิเล็กตริก สายอากาศแบบปลายโลหะและสายอากาศแบบเปิดช่องวงแหวน (Ring Slot Monopole) ในการจำลองพิจารณาพารามิเตอร์เกี่ยวกับรูปแบบการกระจายสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ผลการจำลองที่ได้จะเห็นได้ว่าสายอากาศสามแบบแรกมีลักษณะการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้าคล้ายกันโดยแพร่ออกกว้างรอบสายอากาศ และมีการแพร่กระจายบริเวณด้ามจับด้วย แต่สายอากาศแบบปลายฉนวนจะมีค่าสนามแม่เหล็กไฟฟ้าเป็นศูนย์ ในขณะที่สายอากาศแบบเปิดช่องวงแหวนจะมีลักษณะการกระจายตัวของสนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้าแคบตามความยาวของสายอากาศ และมีสนามแม่เหล็กไฟฟ้าแพร่ออกได้กว้างที่สุดที่บริเวณช่องวงแหวนที่ถูกเปิดออก

Chaichanyut et al. [28] ได้ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับโดยส่งกำลังไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบโมโนโพล 4 รูปแบบ คือสายอากาศแบบปลายเปิดสายอากาศแบบปลายไดอิเล็กตริก สายอากาศแบบปลายโลหะ และสายอากาศแบบเปิดช่องวงแหวน เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Tungjitkusolmun et al. [27] แต่จะเป็นการพิจารณาระดับอุณหภูมิ และรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับแทนโดยมีเงื่อนไขในการจำลองคือกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอก 50 V และใช้เวลาในการส่งกำลังไมโครเวฟเพื่อฆ่าเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 300 s ผลการวิจัยสายอากาศสามแบบแรกมีรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิคล้ายกันโดยมีลักษณะเป็นรูปหยดน้ำ ส่วนสายอากาศแบบเปิดช่องวงแหวนมีรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิแบบแคบ ๆ ตามความยาวของสายอากาศ และกระจายตัวของอุณหภูมิจะกว้างที่สุดบริเวณช่องวงแหวนที่เปิดออกจะสังเกตเห็นว่ากระจายตัวของอุณหภูมิของแต่ละสายอากาศมีลักษณะเป็นไปตามการกระจายตัวของ

สนามแม่เหล็ก และสนามไฟฟ้า ทั้งนี้สายอากาศแบบปลายเปิดสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการกระจายตัวของอุณหภูมิได้กว้างที่สุด (34 mm × 37 mm) แต่สายอากาศแบบเปิดช่องวงแหวนสามารถเหนี่ยวนำให้กระจายตัวของอุณหภูมิได้แคบที่สุด (21 mm × 29.5 mm) ถ้าจะกล่าวถึงระดับอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นในแบบจำลองสายอากาศแบบปลายเปิดก็สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิได้สูงที่สุดเช่นกัน (125°C) ในขณะที่สายอากาศแบบเปิดช่องวงแหวนสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดระดับอุณหภูมิได้ต่ำที่สุดเพียงแค่ว่า (87°C)

ต่อมา Chaichanyut et al. [29] ได้ศึกษาผลของโลหะที่ปลายสายอากาศโมโนโพลแบบปลายโลหะโดยปรับเปลี่ยนขนาดของโลหะที่ปลายสายอากาศให้มีขนาดความยาว 1, 2 และ 4 mm ใช้การวิเคราะห์ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์โดยจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยการจำลองส่งกำลังไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบปลายโลหะ แล้วพิจารณาระดับอุณหภูมิ และรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ มีเงื่อนไขในการจำลองคือกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอก 50 V และใช้เวลาในการส่งกำลังไมโครเวฟเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 300 s ผลการวิจัยที่ได้พบว่ารูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิมีลักษณะเป็นรูปหยดน้ำ ทั้งนี้สายอากาศที่มีการเพิ่มขนาดของโลหะที่ปลายสายอากาศจะทำให้สามารถทำลายมะเร็งได้มากขึ้น (23.86 cm<sup>3</sup>) แต่ต้องพิจารณาถึงความลึกในการสอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อมะเร็งด้วย ซึ่งสายอากาศที่มีปลายโลหะยาวจะทำให้เกิดการกระจายอุณหภูมิออกมาที่สายนำสัญญาณ นอกจากนี้ ถ้าความลึกของสายอากาศไม่ลึกพอจะทำให้เนื้อเยื่อปกติถูกทำลายไปด้วย

ในปี 2006 Chaichanyut et al. [30] ได้ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์จำลองการทำลายเซลล์มะเร็งระดับโดยส่งกำลังไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแบบโมโนโพล 3 รูปแบบ คือสายอากาศแบบปลายเปิดสายอากาศแบบปลายไดอิเล็กตริก และสายอากาศแบบ

ปลายโลหะ ในการวิเคราะห์จะพิจารณาระดับอุณหภูมิ และรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ โดยมีเงื่อนไขในการจำลองคือกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอก 50 V ใช้เวลาในการส่งกำลังไมโครเวฟเพื่อฆ่าเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 300 s และจะควบคุมระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับให้คงที่ที่ 90°C ผลการวิจัยสายอากาศสามแบบแรกมีรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิลักษณะคล้ายกันโดยมีลักษณะเป็นรูปหยดน้ำเช่นเดิม สายอากาศโมนโพลแบบปลายโลหะสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการกระจายตัวของอุณหภูมิทำให้เซลล์มะเร็งระดับตายหรือฝ่อได้มากที่สุด (11.74 cm<sup>3</sup>)

ในขณะที่สายอากาศโมนโพลแบบปลายเปิด และสายอากาศโมนโพลแบบปลายไดอิเล็กตริกสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการกระจายตัวของอุณหภูมิทำให้เซลล์มะเร็งระดับตายหรือฝ่อเพียง 8.78 cm<sup>3</sup> และ 7.57 cm<sup>3</sup> ตามลำดับ

นอกจากนี้ในปีเดียวกัน Chaichanyut et al. [31] ได้ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์ถึงผลกระทบต่อการทำลายเซลล์มะเร็งระดับเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงระดับกำลังของคลื่นไมโครเวฟที่ส่งผ่านสายอากาศโมนโพลแบบปลายโลหะในการวิเคราะห์จะพิจารณาระดับอุณหภูมิ และรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ โดยมีเงื่อนไขในการจำลองคือ กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอก 50 - 100 V โดยปรับเปลี่ยนครั้งละ 10 V และจะควบคุมระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับสูงสุดที่ 95 เมื่อระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับสูงถึงอุณหภูมิถึงกล่าวจะหยุดการส่งคลื่นไมโครเวฟ ผลการวิจัยที่ได้พบว่าการใช้ระดับกำลังงานไมโครเวฟต่ำและใช้เวลาในการส่งคลื่นไมโครเวฟเป็นเวลานานๆ เพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง หรือทำให้เซลล์มะเร็ง จะทำให้สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้ในปริมาณมาก

และในปี 2007 Chaichanyut et al. [32] ได้ศึกษาผลของโลหะที่ปลายสายอากาศโมนโพลแบบปลายไดอิเล็กตริกโดยปรับเปลี่ยนขนาดของไดอิเล็กตริกที่ปลายสายอากาศให้มีขนาดความยาว 0.3, 0.6 และ 1 mm

ใช้วิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์วิเคราะห์การทำลายเซลล์มะเร็งระดับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz โดยพิจารณาระดับอุณหภูมิ และรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ เงื่อนไขในการจำลองคือกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอก 50 V และใช้เวลาในการส่งกำลังไมโครเวฟเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 300 s ผลการวิจัยที่ได้พบว่าสายอากาศที่มีปลายเป็นไดอิเล็กตริกขนาดสั้นสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดการกระจายตัวของอุณหภูมิทำให้เซลล์มะเร็งระดับตายหรือฝ่อได้มากที่สุด (13.62 cm<sup>3</sup>)

ต่อมาในปี 2010 Chaichanyut et al. [33] ได้นำเสนอสายอากาศโมนโพลแบบ Cap Choke โดยเป็นการดัดแปลงจากสายอากาศแบบเปิดช่องวงแหวน ซึ่งช่องที่เปิดออกนั้นจะถูกหุ้มด้วยไดอิเล็กตริกทำหน้าที่เป็นส่วนของโช๊ค โดยสายอากาศที่ออกแบบได้ถูกนำมาใช้ทดลองที่ความถี่ 2.45 GHz ในการวิเคราะห์ครั้งนี้เป็นการวิเคราะห์ศึกษารูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ระดับอุณหภูมิทั้งในโหมดการควบคุมกำลังไมโครเวฟ โดยมีเงื่อนไขในการจำลองคือกำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอก 50 V ใช้เวลาในการส่งกำลังไมโครเวฟเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 60, 100, 200 และ 300 s

นอกจากนี้จะวิเคราะห์โดยควบคุมระดับอุณหภูมิในมะเร็งระดับสูงสุดที่ 96°C จากรายงานการวิจัยพบว่าสายอากาศแบบนี้ใช้เวลาเพียงแค่ 60 s สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดอุณหภูมิถึง 100°C ในเซลล์มะเร็ง ซึ่งรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิมูลักษณะเป็นรูปวงรีแบบแคบซูล และเมื่อระยะเวลาในการส่งคลื่นไมโครเวฟไปในเซลล์เนื้อเยื่อเพิ่มมากขึ้นรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิมูลักษณะเป็นรูปวงรีแบบหยดน้ำมากขึ้น และที่ 300 s สายอากาศสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้ 10.22 cm<sup>3</sup> ในขณะที่การวิเคราะห์แบบควบคุมอุณหภูมิรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิจึงผลเหมือนกับการวิเคราะห์แบบควบคุมกำลังไมโครเวฟ แต่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้ 4.25 cm<sup>3</sup> ซึ่งขนาดของแผลมะเร็งที่ฝ่อหรือตายไปมีขนาด

ความกว้างและความยาวเป็น  $18 \text{ mm} \times 27 \text{ mm}$  เท่านั้น

ในปี 2012 Chaichanyut et al. [34] ได้นำเสนอสายอากาศโมโนโพลแบบเปิดช่องวงแหวน ซึ่งเป็นสายอากาศที่ออกแบบมาใช้ที่ความถี่  $2.45 \text{ GHz}$  ในการวิเคราะห์ครั้งนี้เป็นการวิเคราะห์ศึกษารูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิ ระดับอุณหภูมิทั้งในโหมดการควบคุมกำลังไมโครเวฟโดยมีเงื่อนไขในการจำลองคือ กำหนดความต่างศักย์ระหว่างตัวนำภายในกับตัวนำภายนอก  $50 \text{ V}$  ใช้เวลาในการส่งกำลังไมโครเวฟเพื่อฆ่าเซลล์มะเร็งระดับเป็นเวลา 60, 100, 200 และ 300 s นอกจากนี้ จะวิเคราะห์ในโหมดควบคุมระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับสูงสุดที่  $96^\circ\text{C}$  จาการรายงานการวิจัยพบว่าสายอากาศแบบนี้ใช้เวลาเพียงแค่ 60 s สามารถเหนี่ยวนำให้เกิดอุณหภูมิถึง  $140^\circ\text{C}$  ซึ่งรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิมียลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิแบบแคบๆ ตามความยาวของสายอากาศ และกระจายตัวของอุณหภูมิจะกว้างที่สุดบริเวณช่องวงแหวนที่เปิดออก และที่ 300 s สายอากาศสามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้  $3.74 \text{ cm}^3$  ในขณะที่การวิเคราะห์แบบควบคุมอุณหภูมิรูปแบบการกระจายตัวของอุณหภูมิให้ผลเหมือนกับการวิเคราะห์แบบควบคุมกำลังไมโครเวฟ แต่สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้แค่  $0.98 \text{ cm}^3$  ซึ่งขนาดของแผลมะเร็งที่ฝ่อหรือตายไปมีขนาดความกว้างและความยาวเป็น  $11 \text{ mm} \times 19 \text{ mm}$  เท่านั้น

Maini et al. [35] ได้วิจัยสายอากาศแบบ Multisection Floating Sleeve Antenna เพื่อใช้ในการทำลายเซลล์ผิดปกติ งานวิจัยนี้ได้ใช้การวิเคราะห์แบบสมมาตรสองมิติ (Axisymmetric) ด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) เพื่อการประเมินขนาดและรูปร่างของเขต และ S11 ประสิทธิภาพของสายอากาศสำหรับสายอากาศที่นำเสนอความเป็นไปได้ในการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างสายอากาศ เน้นบทบาทพื้นฐาน เช่น ออกแบบเป็นปลายแฉก ซึ่งจากการจำลองแสดงให้เห็นว่ามีค่าสัมประสิทธิ์การสะท้อน  $-27 \text{ dB}$  สายอากาศมีการแผ่ที่ที่ดี และสามารถทำลายเซลล์ผิดปกติในแบบทรงกลมรัศมี 2 เซนติเมตร ที่ระดับกำลังไมโครเวฟ  $60 \text{ W}$  ความถี่  $2.45 \text{ GHz}$

นอกจากนี้ Chaichanyut et al. [36] ได้วิจัยพัฒนาระบบการให้ความร้อนด้วยคลื่นไมโครเวฟ และได้ทดลองจ่ายกำลังไมโครเวฟดังนี้  $10\text{W} \times 8\text{min}$ ;  $20\text{W} \times 4\text{min}$ ;  $40\text{W} \times 2\text{min}$ ;  $80\text{W} \times 1\text{min}$  และออกแบบระบบตรวจจับระดับอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อตัวอย่างโดยใช้เทอร์โมคัปเปิ้ล ตรวจจับระดับอุณหภูมิซึ่งตัวเซนเซอร์จะวางขนานกับสายอากาศระยะห่าง  $1 \text{ mm}$  โดยทดลองแบบ In Vitro ในตับหมูซึ่งระบบจ่ายกำลังไมโครเวฟสามารถจ่ายกำลังไมโครเวฟได้ และเมื่อส่งกำลังไมโครเวฟผ่านสายอากาศแบบปลายเปิดพื้นฐานปรากฏว่าสามารถเหนี่ยวนำความร้อนเพื่อทำลายเซลล์ผิดปกติได้ จากการทดลองพบว่าที่ระดับกำลังไมโครเวฟ  $20 \text{ W}$  เวลา  $4 \text{ min}$  สามารถทำลายเซลล์ผิดปกติ (ทดลองในตับหมู) ขนาดใหญ่ที่สุดขนาดกว้าง  $2.4 \text{ cm}$  ยาว  $3.4 \text{ cm}$

นอกจากนี้ Chaichanyut et al. [37] ได้เสนอสายอากาศแบบเกลียว (Helix Antenna) ซึ่งเน้นการศึกษาความสัมพันธ์ในการสะท้อนกลับ ศึกษาระดับความเข้มของสนามไฟฟ้า และความถี่เรโซแนนซ์ (Resonance Frequency) ของสายอากาศ โดยการวิเคราะห์ด้วยระเบียบวิธีเชิงตัวเลข FEM ซึ่งจากผลการจำลอง และวิเคราะห์พบว่าเมื่อระดับอุณหภูมิในเนื้อเยื่อสูงขึ้นสายอากาศจะเรโซแนนซ์ที่ความถี่สูงขึ้นเช่นกัน นั่นก็หมายความว่าเมื่อระยะเวลาในการทำลายเซลล์ผิดปกตินานจะส่งผลให้ค่าสัมประสิทธิ์ในการสะท้อนกลับมีค่าเพิ่มขึ้น

ในเบื้องต้นที่กล่าวมางานวิจัยส่วนใหญ่จากการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์โดยใช้โปรแกรมจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ซึ่งมีอยู่หลายวิธี เช่น การใช้วิธี Finite-Difference Time-Domain (FDTD), Alternate-Direction-Implicit Finite Difference (ADI-FD) หรือ Finite Element Method [16],[38] สำหรับการแก้สมการความร้อน เพื่อศึกษาถึงส่งผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงรูปแบบสายอากาศ และพารามิเตอร์ต่างๆ อาทิเช่น ระยะเวลาในการส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อฆ่าหรือทำให้เซลล์มะเร็งดับฝ่อระดับกำลังไมโครเวฟที่ส่งผลต่อระดับอุณหภูมิ และรูปแบบการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อมะเร็งระดับ

แต่ทั้งนี้ก็มีหลายงานวิจัยที่เป็นการศึกษาด้วยการทดลองในเนื้อเยื่อตับสัตว์ซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป

### 3.2 งานวิจัยที่เกี่ยวกับการศึกษาและทดลองแบบ Ex Vivo

การศึกษาวิจัยแบบ Ex-vivo เป็นการทดลองในอวัยวะจริงแต่นำมาทดลองภายนอกร่างกาย ซึ่งมีการศึกษาไม่มากนักได้สรุปรวมไว้ดังแสดงในตารางที่ 1 อาทิเช่น จากรายงานการวิจัยของ Yang et al. [39] ซึ่งได้จำลองในคอมพิวเตอร์และทดลองกับสายอากาศที่มีปลอกโลหะ (Sleeve) ในตับวัวซึ่งพบว่าสายอากาศแบบปลอกโลหะสามารถเหนี่ยวนำให้เกิดแผลที่มีขนาด  $5.9 \times 3.6$  cm โดยทำการทดลองกับกำลังไมโครเวฟที่ 120 W เป็นเวลา 150s ในขณะที่จากการทดลองวิจัยของ Hines-Peralta et al. [40] ช่วงเวลาของการผ่าตัดหรือทดลองที่ (2-20 min) โดยกำหนดเวลาที่ใช้ในการส่งกำลังไมโครเวฟเพิ่มขึ้นเรื่อยๆตามลำดับเป็น 8 ระดับ (2, 4, 6, 8, 10, 12, 16 และ 20 min) และกำลังไมโครเวฟที่ส่งไปยังเนื้อเยื่อ (50-150W) ทดลองส่งกำลังไมโครเวฟที่ระดับกำลังต่างๆ เป็น 5 ระดับ (50, 75, 100, 125 และ 150W) ในการทดลองแต่ละระดับกำลังจะส่งกำลังไมโครเวฟทั้ง 8 ระยะเวลา รวมเป็นการทดลอง 40 การทดลอง และได้ทำการทดลองทั้งหมดซ้ำด้วยเงื่อนไขเดิม 3 ครั้ง การทดลองทั้งหมดจึงเท่ากับ 120 การทดลอง ผลการทดลองพบว่า ทั้งระยะเวลาในการทดลองและระดับกำลังงานจะส่งผลต่อขนาดของแผล ซึ่งจะมีความสัมพันธ์ต่อการแข็งตัวหรือจับตัวกันเป็นก้อนของแผล และส่งผลต่อขนาดของแผลในรูปแบบ Sigmoid Curve โดยพิจารณาจากความลึก และความกว้างของแผล สำหรับการตั้งค่ากำลังไมโครเวฟที่สูงกว่า 75 W ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแผลที่เกิดการแข็งตัวจะสูงสุดในระยะเวลาสั้นและสำเร็จภายใน 8 นาที ในขณะที่หากมีการส่งกำลังไมโครเวฟที่สูงขึ้นของความสัมพันธ์เชิงเส้นเป็นแบบ Sigmoid Curve มากขึ้น

### 3.3 งานวิจัยการศึกษาและทดลองแบบ In Vitro

การทดลองแบบ In Vitro เป็นการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับผลกระทบจากคลื่นไมโครเวฟต่ออวัยวะที่เลียนแบบ

สภาวะการทำงานของตับจริงภายในหรืออวัยวะจำลองซึ่งก็มีหลายงานวิจัยที่ศึกษาวิจัยในลักษณะดังกล่าว ยกตัวอย่างเช่น Phasukkit et al. [41] ได้วิจัยออกแบบ และศึกษาสมบัติของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบเปิดช่อง และสายอากาศเปิดช่องแบบมีฉนวนหุ้ม เพื่อรักษาหรือทำลายมะเร็งตับในการวิจัยใช้การศึกษาด้วยวิธีการจำลองแบบ 3D ด้วยวิธีการไฟไนต์เอลิเมนต์เปรียบเทียบกับผลการทดลองแบบ In Vitro เน้นการศึกษารูปแบบแผลที่เกิดจากการจัดวางสายอากาศแบบอะเรย์ ซึ่งการจัดวางสายอากาศแบบ Triple-antenna โดยศึกษาการจัดวางสายอากาศสามรูปแบบด้วยกัน คือการจัดวางสายอากาศสามต้นแบบแนวเส้นตรง (Linear Array) จัดวางแบบสามเหลี่ยม (Triangular) และจัดวางแบบรูปร่างตัวที (T Shaped) ระดับกำลังไมโครเวฟที่ใช้คือ 50 W เป็นเวลา 60s ผลจากการวิจัยพบว่า การจัดวางสายอากาศแบบรูปร่างตัวที สามารถทำลายเซลล์มะเร็งตับได้มากกว่าการจัดวางสายอากาศแบบแนวเส้นตรง ในขณะที่การจัดวางสายอากาศสามเหลี่ยมสามารถทำลายเซลล์มะเร็งตับได้มากที่สุด (ขนาดของแผลที่ได้มีขนาดความกว้าง 46 mm ขนาดความลึก 81 mm สามารถทำลายเซลล์มะเร็งได้  $30.7 \text{ cm}^3$ ) นั้นแสดงให้เห็นว่าการจัดวางสายอากาศแบบอะเรย์จะสามารถทำลายเซลล์มะเร็งตับได้มากขึ้น

### 3.4 งานวิจัยการศึกษาและทดลองแบบ In Vivo

การทดลองแบบ In Vivo เป็นการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับผลกระทบจากคลื่นไมโครเวฟต่ออวัยวะต่างๆ หรือตับจริงภายในร่างกายของตัวอย่างเช่น หมู หนู กระต่าย เป็นต้น มีงานวิจัยจำนวนมากที่ทดลองแบบ In Vivo ดังแสดงในตารางที่ 1 จากการวิจัยทั้งหมดลักษณะของแผลที่เกิดขึ้นแบ่งเป็นสองส่วน คือ บริเวณที่เป็นสีชาซีด และบริเวณที่เป็นสีน้ำตาลรูปร่างเป็นวงรีแบบแคบซูล [40], [42]-[45] บริเวณสีซีดจะเป็นส่วนเล็กๆ อยู่ส่วนกลางของแผลอาจจะเกิดจากการกลายเป็นไอ และการสร้างฟองภายในเนื้อเยื่อมะเร็งตับระหว่างการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ [23],[24] หากตำแหน่งของมะเร็งตับที่ทำการ



รักษาอยู่ไกลจากเส้นเลือดใหญ่ รูปร่างบาดแผลที่เกิดขึ้นจะมีลักษณะเป็นวงกลม แต่ที่หากอยู่ใกล้เส้นเลือดใหญ่ ลักษณะของแผลจะเป็นวงรี และหากมีการผ่าตัดมะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟเป็นระยะเวลาสั้นๆ แผลจากการผ่าตัดมะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟจะมีลักษณะเป็นวงกลมมากขึ้น [23]

ยังมีหลายงานวิจัยที่กล่าวถึงอิทธิพลของหลอดเลือดต่อขนาดของแผล [8], [42], [43], [46] กล่าวโดยสรุปว่าหลอดเลือดมีอิทธิพลกับขนาดของบาดแผลที่เกิดขึ้นหลังการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ซึ่งยืนยันว่าทำให้ขนาดของแผลที่ทำให้เกิดการฟอหรือการตายของเซลล์มะเร็งมีขนาดเพิ่มขึ้น ที่น่าสนใจอีกอย่างคือผลกระทบจากการหยุดชะงักของการไหลเวียนของเลือดจะเกิดขึ้นหากการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ อยู่ใกล้หลอดเลือดดำ และยิ่งกว่านี้อาจจะเกิดการอุดตันของหลอดเลือดเกิดความเสียหายที่ส่วนปลายของเส้นเลือด

Peralta et al. [40] ได้เปรียบเทียบการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ ในลักษณะ Ex Vivo และ In Vivo โดยกำหนดเงื่อนไขการทดลองทางด้านกำลังไมโครเวฟ และระยะเวลาในการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟที่คล้ายกัน ซึ่งได้ทดลองที่ระดับกำลังไมโครเวฟ 50, 100 และ 150W ใช้เวลาในการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ 8 min พบว่าขนาดของแผลที่ได้จากการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟแบบ In Vivo มีขนาดใหญ่กว่าการผ่าตัดแบบ Ex Vivo สำหรับผลการผ่าตัดด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟที่ระยะเวลามากกว่า 8 min ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแผลที่ได้จากการผ่าตัดแบบ Ex Vivo จะเพิ่มขึ้นกับเวลาในทุกๆระดับกำลังไมโครเวฟ ในขณะที่การผ่าตัดแบบ In Vivo ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของแผลจะคงที่

#### 4. ข้อคิดเห็นเพิ่มเติม

บทความที่นำเสนอนี้ได้ทบทวนวรรณกรรมบทความที่เกี่ยวข้องกับการทำลายเซลล์ผิดปกติในเซลล์มะเร็งหรือมะเร็งตับด้วยความร้อนโดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ โดยผู้ผล่งานวิจัย ตั้งแต่ปี ค.ศ. 2000 จนถึงปัจจุบัน ซึ่งจะ

กล่าวถึง ผู้แต่ง กระบวนการทดลอง ตัวอย่างที่ใช้ทดลอง รูปแบบของสายอากาศที่ใช้ในการแพร่กระจายสนามแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่กำลังงาน เวลาที่ใช้รักษาขนาดและปริมาตรของแผล หรือเซลล์ที่โดนทำลาย โดยส่วนใหญ่คลื่นความถี่ที่นำมาศึกษาวิจัยจะมีสองความถี่คือ 915 MHz และ 2450 MHz ทั้งนี้งานวิจัยที่กล่าวถึงเป็นเพียงบางส่วนของมีทั้งงานวิจัยที่จำลองในคอมพิวเตอร์ งานวิจัยที่มีการทดลองแบบ In Vitro, In Vivo และ Ex Vivo ดังสรุปในตารางที่ 1

ถึงแม้การวิเคราะห์ด้วยการจำลองในคอมพิวเตอร์จะสามารถทำนายผลที่เกิดขึ้นจากกระบวนการ MCT ได้ แต่การวิจัยทดลองในลักษณะ In Vivo ก็ยังถือเป็นสิ่งสำคัญก่อนการนำวิธีการดังกล่าวนี้มาใช้ในการรักษา กับผู้ป่วยจริง

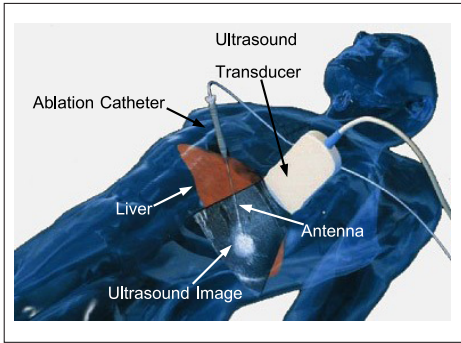
แนวทางในการนำไปประยุกต์เพื่อปฏิบัติการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ

แสดงดังในรูปที่ 3 กระบวนการรักษาจะต้องมีการอัลตราซาวด์เพื่อดูตำแหน่งของมะเร็ง พารามิเตอร์ที่สำคัญในการรักษา คือตำแหน่งการสอดใส่สายอากาศ รูปแบบของสายอากาศ ระยะเวลา และกำลังไมโครเวฟ ซึ่งต้องเลือกตามขนาด และลักษณะของก้อนมะเร็ง สำหรับตัวอย่างผลการวิจัยที่ได้จากการจำลองด้วยระเบียบวิธีเชิงเลขแสดงดังในรูปที่ 4 ซึ่งเป็นการแสดงผลการจำลองกระจายระดับอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับตัวอย่าง [28] ในขณะที่ผลการทดลองแบบ In Vitro ในตับหมู [36] แสดงดังในรูปที่ 5 จะเห็นว่าสีของตัวอย่างเปลี่ยนไปจากสีปกติ เนื่องจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกส่งผ่านสายอากาศเข้าสู่เนื้อเยื่อเหนี่ยวนำให้ระดับอุณหภูมิสูงขึ้น เซลล์ในบริเวณที่ได้รับอุณหภูมิสูงจะผ่อและตายในที่สุด (Ablation Zone)

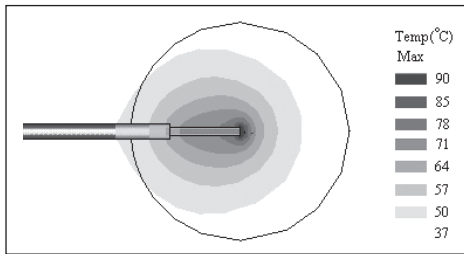
#### 5. สรุปและวิจารณ์

การบำบัดรักษาโรคมะเร็งตับด้วยวิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ (Microwave Coagulation Therapy: MCT) เป็นหนึ่งในวิธีทางกายภาพบำบัด





รูปที่ 3 แนวทางในการปฏิบัติการรักษา

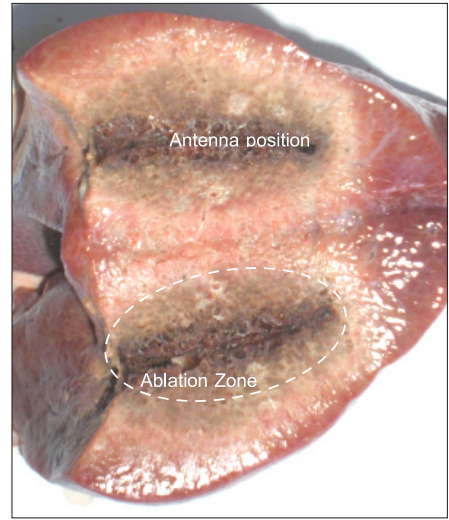


รูปที่ 4 ตัวอย่างผลการวิจัยที่ได้จากการจำลองด้วยระเบียบวิธีเชิงเลข [28]

ด้วยทฤษฎีการถ่ายโอนความร้อน ซึ่งจากผลงานวิจัยหลายงานวิจัยก็ยืนยันได้ว่าการบำบัดรักษาโรคมะเร็งตับด้วยวิธีการทางความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ สามารถรองรับการรักษา มะเร็งตับ และทำลายไซโทเนอรัยขนาดใหญ่ (ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของมะเร็งโตกว่า 3 cm) ได้สำเร็จ นอกจากนี้เหล่านักวิจัยคาดหวังว่าวิธีการดังกล่าวจะมีความปลอดภัย เชื่อถือได้ มีความรวดเร็ว เป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งตับ และที่สำคัญผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาโรคมะเร็งตับด้วยวิธีนี้ ต้องมีการผ่าตัดรักษาซ้ำมีปริมาณน้อยลง โดยเฉพาะอย่างยิ่งผู้ป่วยจะใช้ระยะเวลาในการฟื้นตัว และการปรับปรุงคุณภาพของชีวิตโดยรวมได้ดีขึ้นอย่างรวดเร็ว

## 6. ข้อจำกัดและแนวทางในการพัฒนา

จุดประสงค์หลักของการใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ



รูปที่ 5 ตัวอย่างภาพถ่ายตัดขวางผลการทดลองแบบ In Vitro ในตับหมู [36]

ในการทำลายเซลล์เนื้องอกหรือมะเร็งตับ คือออกแบบระบบการรักษา อาทิเช่น ออกแบบสายอากาศให้สามารถแพร่กระจายคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายเซลล์ผิดปกติที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่า 3 cm และพัฒนาสายอากาศให้สามารถแพร่คลื่นเพื่อสร้างรูปแบบการกระจายความร้อนที่ต่างกัน ปัจจุบันสายอากาศหลายแบบทำให้เกิดแผล หรือทำลายก้อนเนื้องอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่า 3 cm ได้สำเร็จ แต่รูปแบบก้อนเนื้องอกที่ทำลายได้ยังมีลักษณะคล้ายกันคือเป็นรูปหยดน้ำ ซึ่งเนื้องอกไม่ได้มีลักษณะเป็นก้อนคล้ายหยดน้ำเสมอไป ดังนั้นถ้าลักษณะก้อนเนื้องอกหรือมะเร็งมีลักษณะต่างไป ก็ถือเป็นข้อจำกัดของการรักษาด้วยวิธีนี้ การพัฒนารูปแบบของสายอากาศแบบอื่นๆ ก็น่าจะเป็นทางออก และพัฒนาต่อยอดงานวิจัยต่อไป นอกจากนี้แล้วการรักษาด้วยวิธีนี้แพทย์ผู้รักษาต้องมีความชำนาญในการรักษา ทั้งนี้เพราะปัจจัยทางด้านของ ตำแหน่งการสอดใส่สายอากาศ รูปแบบของสายอากาศที่จำกัดตามขนาด และรูปร่างของก้อนเนื้องอก ซึ่งในการรักษา มะเร็งด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟต้องทำลายเฉพาะเซลล์เนื้องอก หรือทำลายเนื้อดีน้อยที่สุด

ตารางที่ 1 ตัวอย่างงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาและทดลองแบบ Ex Vivo และ In Vivo เพื่อรักษามะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ

ผู้แต่ง	ปี	จำนวนตัวอย่าง/ ชนิดสัตว์ที่ทดลอง	โพรบชนิดสายอากาศ	ความถี่ (Hz)	กำลังงาน (W)	เวลาที่ใช้ในการรักษา		จำนวนแผล	ขนาดแผล (ขนาด $\phi$ หรือ กว้าง $\times$ ยาว) (cm)	พื้นที่ตัดขวางของแผล (cm <sup>2</sup> )	ปริมาตรของแผล (cm <sup>3</sup> )	ข้อสังเกตอื่นๆ
						(min)	(min)					
Lugen et al. [49]	2014	ตับวัว	Floating Sleeve Dipole Antenna	1.9G 10G	42 42	5 5	4 4	Long/ Short-Axis 5.32 / 3.07 5.75 / 3.12	-	-	-	ที่ความถี่สูงสายอากาศจะมีขนาดเล็กซึ่งสามารถพัฒนาให้แผลมีขนาดใหญ่โดยการวางสายอากาศแบบอะเรย์
Hancock et al. [50]	2013	หมู	Multi-Functional Antenna	10G	50	2	6	19.33 $\times$ 19.42	-	-	-	สามารถปรับ choke เพื่อปรับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางหรือขนาดแผล
Cavagnaro et al. [51]	2012	ตับวัว	Microwave Antenna	2.45G	20	10	1	1.1 $\times$ 3.5 1.6 $\times$ 4.2 1.5 $\times$ 3.0	-	-	-	แผลยังโตอย่างต่อเนื่องหลังจากสิ้นสุดการจ่ายกำลังไมโครเวฟ
Wang et al. [52]	2012	10/ตับวัว	Open Coaxial Antenna	0.5- 20G	30 30	2 4	10 10	0.9-2.4 (Single Antenna)	-	-	-	ค่าความนำไฟฟ้า และค่าความยินยอมทางไฟฟ้าบริเวณแผลมีค่าต่ำลง
Chiang et al. [53]	2012	หมู	Single Coaxial Antenna	2.45G	50	5	1	1	-	-	-	การรักษาใกล้หลอดเลือดเสี่ยงต่อการเสียหายของหลอดเลือด
Cavagnaro et al. [54]	2011	หมู	Open Tip Antenna	2.45G	20 40 60	15 15 15	1	3.8 $\times$ 3.1 5.7 $\times$ 40 7.8 $\times$ 52	-	-	-	ปรับปรุงสายอากาศโดยเพิ่ม Choke, Arm และ Cap
Saito et al. [38]	2010	หมู	Coaxial-slot Antenna	2.45G	5-20	-	1	1-1.8 $\times$ 2-4.5	-	-	1.5-11.5	นำสายอากาศแบบเปิดตรงมาเพิ่มตลอดบริเวณที่เปิดช่อง
Punit et al. [55]	2009	หมู	Single Straight Choke Antenna	2.45G	100	2	1	1 $\pm$ 1	-	-	-	สามารถปรับ Choke เพื่อปรับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแผล



ตารางที่ 1 ตัวอย่างงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาและทดลองแบบ Ex Vivo และ In Vivo เพื่อรักษามะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ (ต่อ)

ผู้แต่ง	ปี	จำนวนตัวอย่าง/ ชนิดสัตว์ที่ทดลอง	โปรบชนิดสายอากาศ	ความถี่ (Hz)	กำลังงาน (W)	เวลาที่ใช้ในการรักษา (min)	จำนวนแผล	ขนาดแผล (ขนาด Ø หรือ กว้าง × ยาว) (cm)	พื้นที่ตัดขวางของแผล (cm <sup>2</sup> )	ปริมาตรของแผล (cm <sup>3</sup> )	ข้อสังเกตอื่นๆ
Paolo et al. [56]	2008	หนู	Single Straight Antenna	2.45G	22	5	1	-	-	-	มีความเป็นไปได้ในการรักษา มะเร็งด้วยความถี่สูง
Awad et al. [45]	2007	9/หมู	Single Straight Antenna	2.45G	100	2-8	1	3.7 × 4.5 5.3 × 6.4	-	33.5 ± 17.3 92.0 ± 6.5	ลักษณะแผลและเป็นทรงรีรักษา เป็นเวลานานแผลจะเป็นทรงกลม
Brace et al. [57]	2007	13/หมู	Three Triaxial Antenna	2.45G	55	10	18	2.6 × 3.2 (Single Antenna)	6.76 ± 2.8 (Single Antenna)	24.8 ± 7.3 (Single Antenna)	การวางสายอากาศสามต้น ขนาด 3 cm เป็นวงปิดจะเพิ่ม ขนาดแผลได้
Brace et al. [58]	2007	17/หมู	Single Triaxial Antenna	2.45G	68	2-12	58	2.05 ± 0.23 (2 นาที) 2.59 ± 0.53 (12 นาที)	-	-	ถ้าหลอดเลือดห่างจาก สายอากาศไม่เกิน 2 cm เลือดจะจับตัวเป็นก้อน ส่งผลให้หลอดเลือดตัน
Kuang et al. [59]	2007	12/หมู	Cooled-shafted Antenna	2.45G	60 80	5 25	1	2.2 × 3.3 3.5 × 5.9	-	-	-
Hines Peralta et al. [40]	2006	14/หมู	Single Straight Antenna	2.45G	50- 150	2-20	45	2.8 × 4.1 5.7 × 6.5	-	-	กำลังงาน และระยะเวลาส่งผลต่อ ขนาดแผลแบบ Sigmoid Curve
Wright et al. [43]	2005	19/หมู	Single Straight Antenna	915M	40	10	1	2.4 ± 0.5	-	13.9 ± 8.2	-
Shock et al. [60]	2004	6/หมู	Single Loop Dual Loop (Parallel) Dual Loop (Orthogonal)	- - -	60 60 60	7 7 7	7 9 9	3.4 ± 0.62 4.6 ± 1.4 4.3 ± 0.6	- - -	6.4 ± 1.9 32.2 ± 14.4 29.5 ± 8.1	แผลเกิดในทิศทางตั้งฉาก ตามทิศทางการวางสายอากาศ

ตารางที่ 1 ตัวอย่างงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการศึกษาและทดลองแบบ Ex Vivo และ In Vivo เพื่อรักษามะเร็งตับด้วยคลื่นความถี่ไมโครเวฟ (ต่อ)

ผู้แต่ง	ปี	จำนวนตัวอย่าง/ ชนิดสัตว์ที่ทดลอง	โพรบชนิดสายอากาศ	ความถี่ (Hz)	กำลังงาน (W)	เวลาที่ใช้ในการรักษา (min)	จำนวนแผล	ขนาดแผล (ขนาด $\phi$ หรือ กว้าง $\times$ ยาว) (cm)	พื้นที่ตัดขวางของแผล (cm <sup>2</sup> )	ปริมาตรของแผล (cm <sup>3</sup> )	ข้อสังเกตอื่นๆ
Wright et al. [8]	2003	13/หมู	Single Straight Triangular Array Single Straight (Sequentially) Triangular Array Single Straight (Simultaneously)	915M 915M	40 40	10 10	1 1	1.5 $\times$ 2.1 1.8 $\times$ 2.9	- -	7.4 $\pm$ 3.9 14.6 $\pm$ 5.2	แผลมีสีที่ตรงกลาง และล้อมรอบด้วยสีน้ำตาล
Swift et al. [61]	2003	35/หนู	Single Straight	9.2G	13.3	20s	60	-	-	-	-
Strickland et al. [46]	2002	14/หมู 14/หมู	Single Straight	2.45G 2.45G	36-200 36-200	- -	1	- -	- 4.0 $\times$ 0.2	- -	แผลมีสีที่ตรงกลางและล้อมรอบ ด้วยสีน้ำตาล และที่ปลายหลอดเลือด เลือดแดงจะขยายออก
Ohno et al. [44]	2001	หนู	Single Antenna	2.4G	30	2.5	1	-	0.14 - 0.35	-	ภายใน 12 h หลังการรักษา ขนาด แผลจะขยายเพิ่มขึ้นเล็กน้อย
Liang et al. [62]	2001	หมู	Single Electrode	2.45G	40 50 50	30 10 5	1	3.4 $\times$ 4.8 3.1 $\times$ 4.3 2.6 $\times$ 3.4	3.4 3.1 2.6	-	-
Shibata et al. [48]	2000	6/หมู	Single Antenna	2.45G	60	1	1	-	-	-	แผลมีสีที่ตรงกลาง และล้อมรอบ ด้วยสีน้ำตาล เป็นแคปซูลวงรี เนื่องจากในตับมีเส้นเลือดแดง และเส้นเลือดดำ
Shibata et al. [42]	2000	24/หมู	Single Antenna	2.45G	40	2.5	1	-	-	-	ขนาดของแผลจากการ MWA มีขนาดเล็กกว่าการ RF



## เอกสารอ้างอิง

- [1] K. Ohmoto, I. Miyake, M. Tsuduki, et al, "Percutaneous microwave coagulation therapy for unresectable hepatocellular carcinoma," *Hepatogastroenterology*, vol. 46, pp. 2894-900, 1999.
- [2] S. Seki, H. Sakaguchi, H. Kadoya, et al, "Laparoscopic microwave coagulation therapy for hepatocellular carcinoma," *Endoscopy*, vol. 32, pp. 591-7, 2000.
- [3] T. Shibata, Y. Imuro, Y. Yamamoto, et al, "Small hepatocellular carcinoma: comparison of radio-frequency ablation and percutaneous microwave coagulation therapy," *Radiology*, vol. 223, pp. 331-337, 2002.
- [4] M. Sato, Y. Watanabe, S. Ueda, et al, "Microwave coagulation therapy for hepatocellular carcinoma," *Gastroenterology*, vol. 110, pp. 1507-1514, 1996.
- [5] M.D. Lu, J.W. Chen, X.Y. Xie, et al, "Hepatocellular carcinoma: US guided percutaneous microwave coagulation therapy," *Radiology*, vol. 221, pp. 167-72, 2001.
- [6] M.G. Skinner, M.N. Iizuka, M.C. Kolios, et al, "A theoretical comparison of energy sources microwave, ultrasound and laser for interstitial thermal therapy," *Phys Med Biol*, vol. 43, pp. 3535-3547, 1998.
- [7] A.S. Wright, L.A. Sampson, T.F. Warner, et al, "Radiofrequency versus micro-wave ablation in a hepatic porcine model," *Radiology*, vol. 236, pp. 132-139, 2005.
- [8] A.S. Wright, F.T. Jr. Lee, and D.M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antenna results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann Surg Oncol*, vol. 10, pp. 275-283, 2003.
- [9] R.C. Martin, C.R. Scoggins, and K.M. Mc Masters, "Microwave hepatic ablation: initial experience of safety and efficacy," *J Surg Oncol*, vol. 96, pp. 481-486, 2007.
- [10] J. D. Kraus and D. A. Flesich, *Electro-magnetic with applications*, 5th Edition, Mc-Graw Hill Company, 1999, pp. 389-419.
- [11] A.W. Guy, "History of Biological Effects and Medical Application of Microwave Energy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. MTT-32, no. 9, pp. 1182-1199, Sept. 1984.
- [12] G.M. Hahn, "Hyperthermia for the Engineer: A Shost Biological Primer," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, no.1, pp. 3-8, Jan. 1984.
- [13] J.P. McGahan, J.M. Brock, H. Tesluk, W.-Z. Gu, P. Schneider, and P.D. Browing, "Hepatic ablation with use of radio frequency electrocautery in the animal model," *J. Vasc. Inter. Radiol*, vol. 3, pp. 291-297, 1992.
- [14] M.G. Skinner, M.N. Iizuka, M.C. Kolios, and M.D. Sherar, "A theoretical comparison of energy sources microwave, ultrasound and laser for interstitial thermal therapy," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 43, pp. 3535-3547, 1998.
- [15] H.H. Pennes, "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in Resting Forearm," *Journal of Applied Physiology*, vol. 1, pp. 93-122, 1948.
- [16] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 48, Issue 11, pp. 1800-1806, Nov. 2000.



- [17] P. Keangin, K. Vafai, and P. Rattanadecho, "Electromagnetic field effects on biological materials," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 65, pp. 389-399, 2013.
- [18] S. Mahjoob and K. Vafai, "Analytical characterization of heat transport through Biological media incorporating hyperthermia treatment," *Int. J. Heat Mass Transfer*, vol. 52, pp. 1608-1618, 2009.
- [19] A. Nakayama and F. Kuwahara, "A general bio-heat transfer model based on the theory of porous media," *Int. J. Heat Mass Transfer*, vol. 51, pp. 3190-3199, 2008.
- [20] A.S. Wright, F.T. Lee, Jr., and D.M. Mahvi, "Hepatic microwave ablation with multiple antennas results in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann Sure Oncol*, vol. 10, pp. 275-283, 2003.
- [21] S. Labonte, A. Blais, S.R Legault, H.O Ali, and L Roy, "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol. 44, pp. 1832-1840, 1996.
- [22] L. Hamada, K Saito, H. Yoshmura, and K. Ito, "Dielectric Loaded coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia: longitudinal, control of heating patterns," *Int. J. Hyperthermia*, vol. 16, pp. 219-229, 2000.
- [23] J. C. Lin and Y. J. Wang, "The Cap Choke Catheter Antenna for Microwave Ablation Treatment," *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 43, Issue 6, pp. 657-660, June 1996.
- [24] W. Hurter, F. Reinbold, and W. J. Lorenz, "A Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia," *IEEE Transactions on Microwave theory and Techniques*, vol. 39, pp. 1048-1054, 1991.
- [25] G. Schaller, J. Erb, and R. Engelbrecht, "Field Simulation of Dipoles Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia," *IEEE Transactions on Microwave theory and Techniques*, vol. 44, pp. 887-895, 1996.
- [26] K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Estimation of SAR Distribution of a Tip-Split Array Applicator for Microwave Coagulation Therapy Using the Finite Element Method," *IEICE Trans Electron*, vol. E84-C, pp. 948-954, 2001.
- [27] S. Tungjitusolmun, M. Chaichanyut, P. Lertprasert, and M. Krairiksh, "Finite Element Method for Analyses of Magnetic and Electric Field Distributions of Monopole Antennas in Liver Tissue," *IEEE International Workshop on Biomedical Circuit & System*, Singapore, Dec. 1-3, 2004.
- [28] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, I. Potejanasaja, and S. Tungjitusolmun, "Finite Element Method For Analysis of Hepatic Cancer Tissue Destruction using 2.45 Gighertz Antennas," *The 12th Internationnal Conference on Bio Medical Engineering (ICBME 2005)*, Suntec Singapore, Dec. 7-10, 2005.
- [29] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, P. Phonphruksa, and S. Tungjitusolmun, "Length Effect of Metal-tip Monopole antenna to Temperature Distribution for Microwave Ablation," *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, WC 2006 Seoul, Korea, Aug. 27-Sept. 1, 2006.
- [30] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, P. Phonphruksa, and S. Tungjitusolmun, "Temperature Distribution of Hepatic cancer tissue in Temperature Control





- mode,” *XV<sup>th</sup> International Conference on Mechanics in Medicine and Biology*, Furama River-front Hotel, Singapore, Dec. 6-8, 2006.
- [31] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, A. Naktawan, and S. Tungjitkusolmun, “Hepatic Microwave Ablation with Metal Tip Monopole Antenna: Effect of Changes Power Source on Size Lesion,” *XV<sup>th</sup> International Conference on Mechanics in Medicine and Biology*, Furama Riverfront Hotel, Singapore, Dec. 6-8, 2006.
- [32] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, “Length Effect of Dielectric Tip Monopole Antenna to Temperature Distribution for Microwave Ablation,” *International Conference on Cellular & Molecular Bio-engineering, Nanyang Technological University*, Singapore, Dec. 10-12, 2007.
- [33] M. Chaichanyut, “Microwave Ablation with Cap-Choke Antenna: Result in Computer Simulation,” *International Conference organized by Electrical Engineering/ Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON)*, The Empress Hotel Convention Centre, Chiang Mai, THAILAND, May 19-21, 2010.
- [34] M. Chaichanyut and S. Tungjitkusolmun, “Thermal Conduction and Perfusion of Ring-Slot Microwave Antenna for treatment Liver Tumor,” *International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE2012)*, Bay View Beach Resort, Penang, Malaysia, Organized by School of Mechatronic Engineering, University Malaysia Perlis (UniMAP), Perlis, Malaysia, Feb. 27-28, 2012.
- [35] S. Maini, Member and A. Marwaha, “Design and Performance Analysis of Multisection Floating Sleeve Antenna using FEM for Interstitial Microwave Ablation for HCC,” *IEEE Point-of-Care Healthcare Technologies (PHT)*, Bangalore, India, pp. 256-259, Jan. 16-18, 2013.
- [36] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, and S. Tungjitkusolmun, “Microwave Ablation System Design to Study the Effects of Coaxial Antenna on IN-Vitro Animal Tissue,” *The 15<sup>th</sup> international conference on Bio-medical engineering (icBMe)*, Singapore, Dec. 4-7, 2013.
- [37] M. Chaichanyut, P. Lertprasert, and S. Tungjitkusolmun, “The Modeling Techniques for Analyses of Electromagnetic distributions and reflection coefficients for Microwave Ablation,” *The 15<sup>th</sup> international conference on Biomedical engineering (icBMe)*, Singapore, Dec. 4-7, 2013.
- [38] K. Saito, K. Tsubouchi, M. Takahashi, and K. Ito, “Practical Evaluations on Heating Characteristics of Thin Microwave Antenna for Intracavitary Thermal Therapy,” *32<sup>nd</sup> Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina*, Aug. 31-Sept. 4, 2010, pp. 2755-2758.
- [39] D. Yang, JM. Bertram, and MC. Converse, “A floating sleeve antenna yields localized hepatic microwave ablation,” *IEEE Trans Biomed Engineering*, vol. 53, pp. 533-537, 2006.
- [40] A.U. Hines-Peralta, N. Pirani, and P. Clegg, “Microwave ablation: results with a 2.45-GHz applicator in ex vivo bovine and in vivo porcine liver,” *Radiology*, vol. 239, pp. 94-102, 2006.
- [41] P. Phasukkit, S. Tungjitkusolmun, and M. Sangworasil, “Finite-Element Analysis and In Vitro Experiments of Placement Configurations Using Triple Antennas in Microwave Hepatic Ablation,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 11, pp. 2564-2572, Nov. 2009.
- [42] T. Shibata, T. Niinobu, and N. Ogata, “Comparison of



- the effects of in-vivo thermal ablation of pig liver by microwave and radio frequency coagulation,” *J Hepatobiliary Pancreat Surg*, vol. 7, pp. 592-598, 2000.
- [43] A.S.Wright, L.A.Sampson, T.F.Warner, D.M.Mahvi, and F.T.Lee, “Jr. Radio frequency versus microwave ablation in a hepatic porcine model,” *Radiology*, vol. 236, pp. 132-9, 2005.
- [44] T. Ohno, K. Kawano, A. Sasaki, M. Aramaki, T. Yoshida, and S. Kitano, “Expansion of an ablated site and induction of apoptosis after microwave coagulation therapy in rat liver,” *J Hepatobiliary Pancreat Surg*, vol. 8, pp. 360-366, 2001.
- [45] M.M.Awad, L.Devgan, I.R.Kamel, M.Torbensen, and M.A.Choti, “Microwave ablation in a hepatic porcine model: correlation of CT and histopathologic findings,” *HPB*, vol. 9, pp. 357-362, 2007.
- [46] A.D. Strickland, P.J. Clegg, N.J. Cronin, et al., “Experimental study of large-volume microwave ablation in the liver,” *Br J Surg*, vol. 89, pp. 1003-1007, 2002.
- [47] T. Kato, Y. Suto, and R. Hamazoe, “Effects of microwave tissue coagulation on the livers of normal rabbits: a comparison of findings of image analysis and histopathological examination,” *Br J Radiol*, vol. 69, pp. 515-521, 1996.
- [48] T.Shibata, T.Murakami, and N.Ogata, “Percutaneous microwave coagulation therapy for patients with primary and metastatic hepatic tumors during interruption of hepatic blood flow,” *Cancer*, vol. 88, pp. 302-311, 2000.
- [49] H. Luyen, F. Gao, S. C. Hagness, and N. Behdad, “Microwave Ablation at 10.0 GHz Achieves Comparable Ablation Zones to 1.9 GHz in Ex Vivo Bovine Liver,” *10.1109/TBME.2014.2300692, IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 2013.
- [50] C. P. Hancock, N. Dharmasiri, M. White, and A. M. Goodman, “The Design and Development of an Integrated Multi-Functional Microwave Antenna Structure for Biological Applications,” *IEEE Transactions on Microwave theory and Techniques*, 2013.
- [51] M. Cavagnaro, V. Lopresto, R. Pinto, “Evaluation of the thermal lesion in microwave ablation procedures,” *IEEE Electromagnetic Compatibility (EMC EURPE), 2012 Internation Symposiumon*, 17-21 Sept. 2012, pp. 1-5.
- [52] P. Wang and C. L. Brace, “Tissue Dielectric Measurement Using an Interstitial Dipole Antenna,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 1, pp. 115-121, Jan., 2012.
- [53] J. Chiang, K. Hynes, and C. L. Brace, “Flow-Dependent Vascular Heat Transfer during Microwave Thermal Ablation,” *34th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, California, USA, Aug. 28-Sept. 1, 2012, pp. 5582-5585.
- [54] M. Cavagnaro, C. Amabile, and P. Bernardi, “A Minimally Invasive Antenna for Microwave Ablation Therapies: Design, Performances and Experimental Assessment,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 4, pp. 949-959, Apr. 2011.
- [55] P. Prakash and M. C. Converse, “An Optimal Sliding Choke Antenna for Hepatic Microwave Ablation,” *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 10, pp. 2470-2476, Oct. 2009.
- [56] P. Togni, J. Vrba, and L. Vannucci, “System to Study the Effects of Microwave Hyperthermia on In-vivo Melanoma Model,” *Proceedings of*



- the 38th European Microwave Conference, Amsterdam, Oct. 2008, pp.1273-1276.*
- [57] C.L. Brace, P.F. Laeseke, L.A. Sampson, T.M. Frey, D.W. van der Weide, and F.T. Jr Lee, "Microwave ablation with multiple simultaneously powered small-gauge triaxial antennas: results from an in vivo swine liver model," *Radiology*, vol. 244, pp. 151-156, 2007.
- [58] C.L. Brace, P.F. Laeseke, L.A. Sampson, T.M. Frey, D.W. van der Weide, and F.T. Jr. Lee, "Microwave ablation with a single small-gauge triaxial antenna: in vivo porcine liver model," *Radiology*, vol. 242, pp. 435-440, 2007.
- [59] M. Kuang, M.D. Lu, X.Y. Xie, et al, "Liver cancer: increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna experimental and clinical studies," *Radiology*, vol. 242, pp. 914-924, 2007.
- [60] S.A. Shock, K. Meredith, T.F. Warner, et al, "Microwave ablation with loop antenna: in vivo porcine liver model," *Radiology*, vol. 231, pp. 143-149, 2004.
- [61] B. Swift, A. Strickland, K. West, P. Clegg, N. Cronin, and D. Lloyd, "The histological features of microwave coagulation therapy: an assessment of a new applicator design," *Int J Exp Pathol*, vol. 84, pp. 17-30, 2003.
- [62] P. Liang, B. Dong, X. Yu, D. Yu, Z. Cheng, L. Su, J. Peng, Q. Nan, and H. Wang, "Computer Aided Dynamic Simulation of Microwave Induced Thermal Distribution in Coagulation of Liver Cancer," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 7, pp. 821-829, July 2001.