



แบบจำลอง 3 มิติ สำหรับวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนและการเปลี่ยนรูปของก้อนมะเร็งในตับโดยใช้

ไมโครเวฟแบบท่อนำคลื่นชนิดแกนร่วม

### 3D Model Analysis of Heat Transfer and Deformation of Tumor in Liver using Microwave Coaxial Antenna

นिति ไทรชมภู<sup>1</sup>, วุฒิพงษ์ ปรีชาพลกุล<sup>1</sup>, สุชัย พงษ์พากเพียร<sup>1</sup>, ผดุงศักดิ์ รัตนเดโช<sup>1\*</sup>

<sup>1</sup> ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ศูนย์รังสิต

99 หมู่ 18 ถนนพหลโยธิน ตำบลคลองหนึ่ง อำเภอคลองหลวง จังหวัดปทุมธานี

\*ติดต่อ: ratphadu@engr.tu.ac.th, niti.scp@gmail.com เบอร์โทรศัพท์ +66-(0)-2564-3001 ต่อ 3153, เบอร์โทรสาร +66-(0)-2564-3010

#### บทคัดย่อ

การรักษาโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ (MWA) เป็นวิธีการรักษาที่ให้ความร้อนบริเวณเซลล์มะเร็ง โดยอาศัยคลื่นไมโครเวฟ ข้อดีของวิธีการนี้คือสามารถป้องกันอันตรายเนื้อเยื่อบริเวณโดยรอบเซลล์มะเร็ง ประสิทธิภาพของกระบวนการนี้ขึ้นอยู่กับควบคุมพลังงานความร้อนที่ใช้ในการรักษาเฉพาะบริเวณเซลล์มะเร็ง ในงานวิจัยนี้ได้ศึกษาการจำลองทางคอมพิวเตอร์ในการรักษามะเร็งโดยใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดแกนร่วมที่ความถี่ 2.45 GHz ในระบบ 3 มิติ การวิเคราะห์พิจารณาอยู่บนพื้นฐานของการนำเอาสมการไบโอฮีท สมการการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และสมการการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเนื้อเยื่อมาวิเคราะห์ร่วมกัน โดยใช้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (FEM) แบบสมมาตรรอบแกนเพื่อทำการวิเคราะห์การกระจายตัวของอุณหภูมิ การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเนื้อเยื่อที่เกิดขึ้น มีการเปรียบเทียบระหว่างสมมุติฐานของแบบจำลองที่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างและไม่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้เมื่อรับความร้อน รวมถึงแบบจำลองที่ได้รับการฉีดอนุภาคนาโน (Nano particle) ลงในก้อนมะเร็งกับแบบจำลองที่ไม่ได้รับการฉีดอนุภาคนาโนลง ในก้อนมะเร็ง ที่การกระจายตัวของอุณหภูมิ และขนาดของพื้นที่ความร้อน แบบจำลอง 3 มิติ ที่ฉีดอนุภาคนาโนผลการศึกษาที่ได้ ขนาดกำลังวัตต์พลังงานไมโครเวฟ 5 วัตต์ 10 วัตต์ และ 15 วัตต์ ได้ถูกนำมาศึกษา สามารถเป็นแนวทางการวางแผนออกแบบขั้นตอนการขึ้นตอนการรักษาที่มีประสิทธิภาพในอนาคต

**คำหลัก:** การถ่ายเทความร้อน ไฟไนต์เอลิเมนต์ ไมโครเวฟ อนุภาคนาโน

#### Abstract

Microwave ablation (MWA) is a process that generate heat into the tumor tissue by using microwave .The advantage of this technique is prevention of the damage around the tumor tissue. The efficiency of this process depends on the boundary control of thermal effect on the cancer cells. This paper was investigated the 3D computer model for liver cancer treatment by using a microwave coaxial antenna with frequency 2.45 GHz. The model is solved numerically by using bioheat equation , electromagnetic wave equation and mechanical deformation equation base on axisymmetric finite element method (FEM). The temperature, distribution, total displacement of tissue are studied. The



comparison of the numerical prediction of model with and without deformation , injection and non-injection of nano particle in tumor tissue are studied, The result numerical prediction shown the 3D result of temperature distribution and thermal boundary of tumor tissue which injected the nano particle at power level 5 watt , 10 watt and 15 watt . This research can be used as a guideline for enhance the MWA process in the future.

**Keywords:** Heat Transfer Finite Element Microwave Nano Particle.

## 1. บทนำ

โรคมะเร็งตับเป็นมะเร็งที่พบได้อันดับต้น ๆ ในประเทศไทย และหลายประเทศที่กำลังพัฒนา และจะพบในผู้ชายมากกว่าผู้หญิง ส่วนสาเหตุที่แท้จริงยังเป็นที่ยังเป็นที่ศึกษาวิจัย คาดว่าสาเหตุที่กระตุ้นการเกิดโรคมะเร็งตับที่สำคัญได้แก่ การอักเสบของตับเรื้อรังจากเชื้อไวรัสตับอักเสบบี และซีซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงของการเกิดมะเร็งตับกว่า 70% โดยสามารถติดตามจากคนหนึ่งสู่อีกคนหนึ่งได้ด้วยวิธีเดียวกันกับการติดเชื้อเอชไอวี การรักษาโรคมะเร็งตับในปัจจุบันมีหลายวิธี เช่น การผ่าตัด [1] การปลูกถ่ายตับ การใช้เคมีบำบัดโดยการฉายยา [2] หรือการฉีดเอทานอลเข้าทำลายก้อนมะเร็ง แต่บางครั้งการรักษาด้วยวิธีดังกล่าวมีผลข้างเคียงกับคนไข้ตามมา จึงทำให้เกิดการคิดค้นเทคนิคการรักษาแบบใหม่ขึ้น ซึ่งเทคนิคการรักษาโรคมะเร็งตับโดยใช้ความร้อนเป็นวิธีการรักษาอีกทางเลือกหนึ่ง และเป็นเทคนิคใหม่ที่เป็นที่สนใจของแพทย์ทั่วโลก ซึ่งมีหลายเทคโนโลยี เช่นการใช้เลเซอร์ [3] การใช้ความร้อนจากคลื่นวิทยุ [4] โดยเฉพาะการใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟในการรักษา ซึ่งจะใช้ท่อนำคลื่นไมโครเวฟที่มีขนาดเล็กสอดเข้าไปในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งและปล่อยคลื่นไมโครเวฟออกจากช่องออกคลื่น คลื่นไมโครเวฟจะทำให้เกิดความร้อนภายในเนื้อเยื่อ และเนื้อเยื่อมะเร็งส่วนนั้นก็จะถูกทำลาย [5] และมีข้อดีในการรักษา คือ สามารถทำลายเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งที่อยู่ภายในร่างกายได้ โดยไม่ทำให้เนื้อเยื่อที่อยู่ข้างเคียงเป็นอันตราย

งานวิจัยในปัจจุบันส่วนมากจะนำเสนอแบบจำลองการรักษามะเร็งตับด้วยไมโครเวฟในรูปแบบสอง มิติ ซึ่งยังไม่ค่อยพบงานวิจัยที่นำเสนอในรูปแบบ สาม

มิติ และยังมีการศึกษาที่น้อยเกี่ยวกับการฉีดสารอนุภาคนาโนเข้าไปเพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในกระบวนการรักษามะเร็งตับด้วยไมโครเวฟ

ในบทความนี้จะเน้นงานวิจัยที่ทำการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการรักษามะเร็งตับคือ แบบจำลองบนพื้นฐานของสมการไบโอฮีท [6] แบบ 3 มิติ สมมาตรรอบแกน ภายใต้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม Comsol multiphysics 4.4 ในการวิเคราะห์ปัญหา โดยเปรียบเทียบระหว่าง สมมติฐานของแบบจำลองที่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างและไม่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้เมื่อได้รับความร้อน[7] รวมถึงแบบจำลองที่ได้รับการฉีดอนุภาคนาโน (Nano particle)[8] ลงในก้อนมะเร็งกับแบบจำลองที่ไม่ได้รับการฉีดอนุภาคนาโนลงในก้อนมะเร็งที่การกระจายตัวของอุณหภูมิ และขนาดของพื้นที่ความร้อน แบบจำลอง 3 มิติ ที่ฉีดอนุภาคนาโนผลการศึกษาที่ได้ขนาดกำลังวัตต์พลังงานไมโครเวฟ 5 วัตต์ 10 วัตต์ และ 15 วัตต์ ได้ถูกนำมาศึกษา สามารถเป็นแนวทางการวางแผนของแพทย์ก่อนทำการรักษาจริง และออกแบบอุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพภายในอนาคต

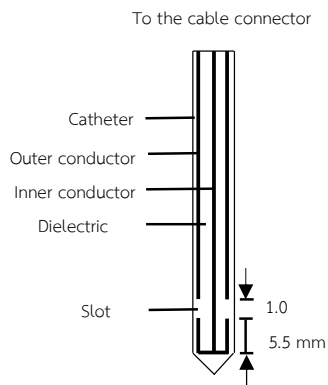
## 2. รูปแบบของปัญหา

### 2.1 ท่อนำคลื่น

ในงานวิจัยนี้ใช้แบบจำลองท่อนำคลื่นชนิดช่องออกคลื่นช่องเดียว (coaxial single slot antenna) ซึ่งท่อนำคลื่นภายในจะประกอบด้วยช่องออกคลื่น (slot) รูปวงแหวนขนาด 1 มิลลิเมตร อยู่ห่างจากตัวนำภายนอก (outer conductor) 5.5 มิลลิเมตร จากทางด้านหัวของท่อนำคลื่น

ดังแสดงในรูปที่ 1 ด้านในจะประกอบด้วยตัวไดอิเล็กทริก (dielectric) ตัวนำภายใน (inner conductor) และภายนอก (outer conductor) และด้านนอกของท่อนำคลื่นจะหุ้มด้วยปลอก (catheter) ที่ทำ จากโพลีเตตระฟลูออโรเอทิลีน (polytetrafluoroethylene; PTFE) และท่อนำคลื่นจะทำงานที่ความถี่คลื่นไมโครเวฟ คือ 2.45 GHz ตารางที่ 1 ขนาดของท่อนำคลื่น [6]

Materials	Dimensions (mm)
Inner conductor	0.135 (radial)
Dielectric	0.335 (radial)
Outer conductor	0.460 (radial)
Catheter	0.895 (radial)
Slot	1.000 (wide)



รูปที่ 1 ท่อนำคลื่นไมโครเวฟชนิดแกนร่วม

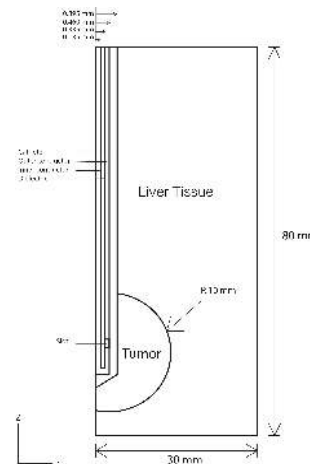
ตารางที่ 2 คุณสมบัติทางไดอิเล็กทริกของท่อนำคลื่น [6]

Properties	Relative permittivity $\epsilon_r$	Electric conductivity $\sigma$ (S/m)	Relative permeability $\mu_r$
Dielectric	2.03	0	1
Catheter	2.1	0	1
Slot	1	0	1

## 2.2 แบบจำลองเนื้อเยื่อตับ

ในแบบจำลองฉบับนี้จะพิจารณาให้เนื้อเยื่อตับเป็นทรงกระบอกเป็นแบบจำลองที่มีลักษณะเป็นวัสดุชีวภาพหรือแบบจำลองไบโอฮีท แบบจำลองวิเคราะห์ในโปรแกรมจะพิจารณาให้แบบจำลองเป็นแบบสมมาตรรอบแกนใน 3 มิติ และขนาดของเนื้อเยื่อตับจะมีความสูงเท่ากับ 80 มิลลิเมตร และมีความกว้างเท่ากับ 30 มิลลิเมตร ส่วนเนื้อเยื่อมะเร็งที่เป็นทรงกลมจะให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 20 มิลลิเมตร[9] และการเสียบท่อนำคลื่นเข้าไปในเนื้อเยื่อนั้นจะเสียบเข้าไปลึกโดยประมาณ 70.5 มิลลิเมตร โดยวัดจากด้านบนเนื้อเยื่อไปถึงปลายท่อนำคลื่น โดยแบบจำลองจะแสดงในรูปที่ 2

ในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโนเข้าไปในก้อนมะเร็งโดยสารที่ฉีดไป คือ iron oxide ซึ่งในงานวิจัยที่เคยศึกษามพบว่าไม่เป็นอันตรายต่อเนื้อเยื่อของตับ โดยปริมาณสารที่ฉีดเข้าไปอยู่ที่ (20 ถึง 80 mg/ml)[8]



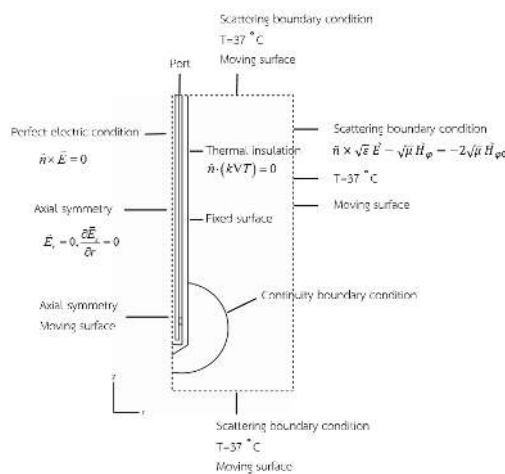
รูปที่ 2 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์สมมาตรรอบแกน [7]

ตารางที่ 3 ค่าคุณสมบัติทางความร้อนและทางไดอิเล็กทริกของเนื้อเยื่อตับ ก้อนมะเร็ง เลือด [7][8]

Properties	Thermal conductivity $k$ (W/m °C)	Density $\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	Specific heat capacity $C_p$ (J/kg °C)	Relative permittivity $\epsilon_r$	Electric conductivity $\sigma$ (S/m)

Normal tissue	0.497	1030	3600	43.00	1.69
Blood	0.45	1058	3960	58.30	2.54
Tumor	0.5	1043	3621	48.16	1.96
Tumor nano partical	0.5	1043	3621	63.259	1.21

### 3. ทฤษฎีและขอบเขตของแบบจำลอง



รูปที่ 3 เงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง [7]

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ได้ถูกสร้างขึ้นเพื่อทำนายค่าการดูดซับของพลังงานไมโครเวฟ การกระจายตัวของอุณหภูมิ และการกระจายตัวของความเครียดบนเนื้อเยื่อของตับภายใต้กระบวนการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟแบบท่อนำคลื่น โดยการฉีดสารอนุภาคนาโนและไม่ฉีดสารอนุภาคนาโน ในการวิเคราะห์ความสามารถในการแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยมีการกำหนดขอบเขตเงื่อนไขขอบเขตให้ผิวด้านนอกมีการกระเจิงของคลื่น(scattering) และกำหนดแหล่งกำเนิดคลื่นไมโครเวฟให้อยู่บริเวณขอบด้านบนของท่อนำคลื่น โดยมีการใช้กำลังไฟฟ้า 5 วัตต์ 10 วัตต์ และ 15 วัตต์ทั้งนี้การแพร่กระจายของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าภายในท่อนำคลื่น ให้เป็นแบบทรานสเวิร์ส อิเล็กโทรแมกเนติกฟิลส์ ส่วนการกระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าบริเวณตับจะเป็นแบบ

ทรานสเวิร์ส แมกเนติกฟิลส์ ในแบบจำลองกำหนดให้ผนังท่อนำคลื่น เป็นตัวนำสมบูรณ์ (Perfect electric conductor) ค่าคุณสมบัติไดอิเล็กตริกของตับกำหนดให้เป็นค่าคงที่ รวมถึงค่าสมบัติทางความร้อนต่างๆ และไม่มีการเปลี่ยนแปลงสถานะใดๆ บริเวณตับ ไม่มีการแลกเปลี่ยนพลังงานผ่านผิวของตับ ไม่มีปฏิกิริยาเกิดขึ้นบริเวณเนื้อตับ ผนังผิวของตับด้านนอกกำหนดให้เป็นอุณหภูมิคงที่ 37 องศาเซลเซียส สำหรับการวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงรูปร่างทางกล กำหนดให้ผิวด้านนอกทั้งหมดของตับมีอิสระในการเปลี่ยนรูป ส่วนบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อของตับกับท่อนำคลื่นกำหนดให้เป็นพื้นที่ผิวที่ไม่สามารถเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้ โดยแสดงเงื่อนไขขอบเขตในรูปที่3

#### 3.1 การวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่น

แบบจำลองไฟไนต์เอลิเมนต์แบบสมมาตรรอบแกนของท่อนำคลื่นชนิดแกนร่วม สำหรับแบบจำลองนี้การแพร่กระจายสนามแม่เหล็กไฟฟ้าขึ้นอยู่กับกำลังไฟฟ้าและเวลาที่แปรเปลี่ยนไป โดยคลื่นทรานสเวิร์ส อิเล็กโทรแมกเนติก ได้แสดงในพิกัดทรงกระบอก 3 มิติแบบสมมาตรรอบแกน สมการที่ (1) และ (2) [9]

$$\text{สนามไฟฟ้า } (\vec{E}) \quad \vec{E} = e_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)} \quad (1)$$

$$\text{สนามแม่เหล็ก } (\vec{H}) \quad \vec{H} = e_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)} \quad (2)$$

เมื่อ  $C = \sqrt{ZP / \pi \cdot \ln(r_{outer} / r_{inner})}$ ,  $Z$  คือ ค่าความต้านทานคลื่น,  $P$  คือ ค่าพลังงานไมโครเวฟที่ใส่เข้าไปเริ่มต้น(W),  $r_{inner}$  คือรัศมีด้านในของวัสดุไดอิเล็กตริก(m),  $r_{outer}$  คือรัศมีด้านนอกของวัสดุไดอิเล็กตริก(m),  $\omega$  คือ  $2\pi f$  ความถี่เชิงมุม (rad/s),  $f$  คือ ความถี่ (Hz),  $k$  คือ  $2\pi / \lambda$  หรือ ค่าคงที่การแพร่กระจาย ( $m^{-1}$ ),  $\lambda$  คือ ความยาวคลื่น(m)



ภายในเนื้อเยื่อ ก็จะมีสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่เข้าไปทำให้เนื้อเยื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานกลายเป็นพลังงานความร้อน

$$\nabla \times \left( \left( \epsilon_r' - \frac{j\sigma_{el}}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \vec{H}_\phi \right) - \mu_r k_0^2 \vec{H}_\phi = 0 \quad (3)$$

เมื่อ  $\epsilon_0 = 8.8542 \times 10^{-12} \text{ F/m}$  คือ ค่าคงที่ไดอิเล็กตริกสุญญากาศ  $\epsilon_r'$  คือ ค่าการดูดซับสนามไฟฟ้าสัมพัทธ์,  $\sigma$  คือ ค่าการนำไฟฟ้า (S/m),  $\mu_r$  คือ ค่าการซึมผ่านสัมพัทธ์ และ  $k_0$  คือ free space wave number

บริเวณจุดปล่อยคลื่นเริ่มต้นของท่อนำคลื่น มีการแพร่กระจายแบบคลื่นทรานส์เวิร์สแมกเนติก รวมถึงใช้พลังงานไมโครเวฟเริ่มต้น 5 วัตต์ 10 วัตต์ และ 15 วัตต์ และมีการพิจารณาเงื่อนไขขอบเขตแบบสมมาตรรอบแกน โดยพิจารณา ณ ตำแหน่ง  $r=0$

$$\vec{E}_r = 0 \quad (4)$$

$$\frac{\partial \vec{E}_z}{\partial r} = 0 \quad (5)$$

ขอบเขตแรกคือ ขอบเขตการกระเจิงของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งใช้วิเคราะห์ที่ขอบของเนื้อเยื่อตับภายนอก [9]

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_\phi = -2\sqrt{\mu} \vec{H}_\phi \quad (6)$$

โดย  $\vec{H}_{\phi 0} = C/Zr$  คือ การกระตุ้นของสนามแม่เหล็กและขอบเขตของผนังของท่อนำคลื่นกำหนดให้เป็น ตัวนำไฟฟ้าแบบสมบูรณ์

$$\hat{n} \times \vec{E} = 0 \quad (7)$$

### 3.2 การวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อน

ความร้อนที่เกิดขึ้นในรูปแบบการกระจายตัวอุณหภูมิซึ่งได้รับการคำนวณและอธิบายผ่านสมการไบ

โอฮีท (bioheat equation) ซึ่งถูกเสนอโดย Pennes สมการเพนเนส ไบโอฮีท (Pennes bioheat equation) สร้างบนพื้นฐานการแพร่กระจายของความร้อน ซึ่งสมการไบโอฮีทขึ้นอยู่กับเวลาได้ถูกนำมาอธิบายกระบวนการถ่ายเทความร้อนที่เกิดขึ้นกับแบบจำลองของตับได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยสามารถเขียนในรูป

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k_{th} \nabla T) + \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (8)$$

โดยพจน์ด้านซ้ายมือของสมการที่ (8) เป็นพจน์ขึ้นอยู่กับเวลา พจน์สอง พจน์สาม และ พจน์สี่ ด้านขวาของสมการเป็นพจน์การนำความร้อน การแพร่กระจายความร้อนจากของไหลของเลือด เทอมความร้อนที่เกิดจากการ metabolism ภายในเซลล์ โดยอัตราความร้อนที่เกิดจากการ metabolism ภายในเท่ากับ  $33800 \text{ W/m}^3$  และความร้อนที่ได้รับจากภายนอก (ความร้อนที่เกิดจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า) ตามลำดับ

พลังงานความร้อนภายนอกที่ได้รับจากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า (ค่าการดูดซับพลังงานไมโครเวฟ) นิยามได้ดังนี้

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} \sigma_{liver, tumor} |\vec{E}|^2 \quad (9)$$

โดยอุณหภูมิตั้งต้นของเนื้อเยื่อตับและก้อนมะเร็งสมมติฐานให้มีการกระจายตัวเท่ากันทุกจุด

$$T(t_0) = 37^\circ C \quad (10)$$

### 3.3 การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงรูปร่างทางกล

ในการศึกษาครั้งนี้ได้มีการพิจารณาให้ตับมีคุณสมบัติเหมือนกันทุกทิศทาง (isotropic material) ซึ่งปัญหากลศาสตร์ของแข็งแบบสมมาตรรอบแกนนี้ได้ถูกอธิบายโดยสภาวะสมดุล (สมการที่ (11)) สมการ

ความสัมพันธ์ระหว่างความเครียดและการเปลี่ยนรูป (สมการที่ (12)) ดังต่อไปนี้

$$\frac{\partial \sigma_{rr}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rr} - \sigma_{\varphi\varphi}}{r} + F_r = 0 \quad (11)$$

$$\frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial r} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\sigma_{rz}}{r} + F_z = 0$$

$$\varepsilon_{rr} = \frac{\partial u_r}{\partial r}, \varepsilon_{zz} = \frac{\partial u_z}{\partial z}, \varepsilon_{\varphi\varphi} = \frac{u}{r} \quad (12)$$

$$\varepsilon_{rz} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_r}{\partial z} + \frac{\partial u_z}{\partial r} \right)$$

เมื่อ  $\sigma$  คือ ความเค้น (Pa) ,  $\varepsilon$  คือความเครียด , F คือแรงที่มากระทำจากภายนอก (เป็น 0 ณ กรณีนี้) , E คือ ค่ายังมอดูลัส (Pa) ,  $\nu$  คือ อัตราส่วนปัวซอง และ u คือ ค่าเฉลี่ยของการเปลี่ยนรูป (m) ความเครียดจากความร้อน  $\varepsilon^{th}$  สามารถคำนวณได้จากสมการต่อไปนี้

$$\varepsilon^{th} \int_{T_{ref}}^T \alpha dT \quad (13)$$

เมื่อ  $T_{ref} = 37^\circ C$  เป็นอุณหภูมิอ้างอิง และ  $\alpha$  คือค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวความร้อน ( $1/^\circ C$ ) ซึ่งมีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิของเนื้อเยื่อแสดงในสมการที่ (11) - (13) [7] ที่ได้อธิบายพฤติกรรมเปลี่ยนแปลงรูปอันเกิดขึ้นจากความร้อนของเนื้อเยื่อซึ่งสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิโดยค่าสัมประสิทธิ์การขยายตัวความร้อนเท่ากับ  $1 \times 10^{-4} 1/^\circ C$

ในการศึกษาครั้งนี้ได้ทำการกำหนดเงื่อนไขขอบเขตของตับสัมผัสกับท่อนำคลื่น ให้เป็นแบบคงที่ไม่มี การยืดหดได้ และผิวด้านนอกของตับให้มีเงื่อนไขขอบเขต

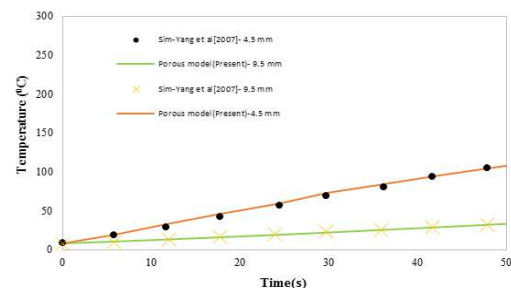
แบบอิสระคือสามารถยืดและหดได้ ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้ได้กำหนดให้อุณหภูมิเริ่มต้นของตับเท่ากับ  $37^\circ C$  และค่าความเค้นความเครียดตั้งต้นเท่ากับศูนย์

#### 4. ผลการศึกษาและวิเคราะห์ผล

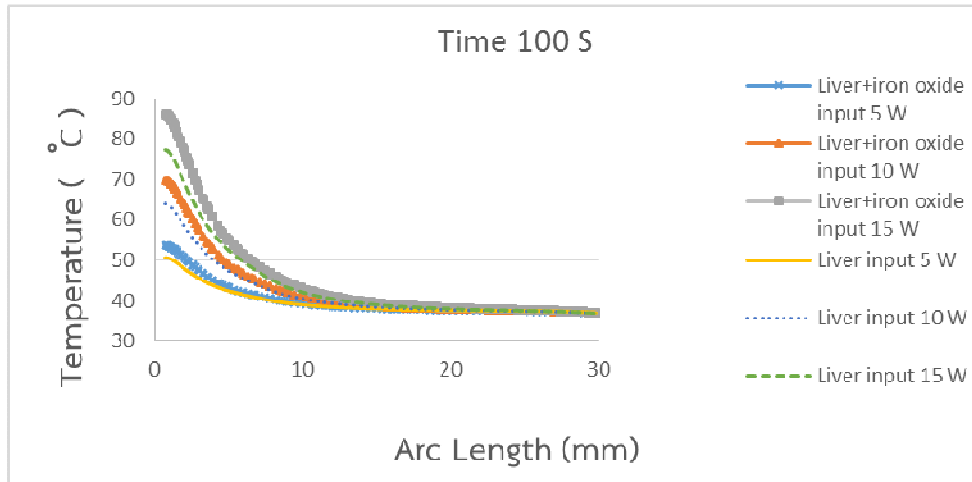
##### 4.1 การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณ

ก่อนทำการวิเคราะห์ปัญหาโดยใช้โปรแกรม COMSOL™ Multiphysics ได้ทำการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรมโดยทำการเปรียบเทียบจากงานวิจัยของ Yang ซึ่งเป็นการศึกษาการจำลองลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิในกระบวนการทำความร้อนภายในเนื้อเยื่อตับ โดยใช้คลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่นชนิดช่องออกช่องเดียว ด้วยแบบจำลองที่ใช้สมการไปโอฮีทซึ่งได้ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิตั้งรูปที่ 4 พบว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ได้มีความแตกต่างกับงานวิจัยของ Yang[10] และคณะ แต่มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน ดังนั้นโปรแกรมและแบบจำลองที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์จึงมีความน่าเชื่อถือ สามารถนำมาใช้คำนวณปัญหาที่จะวิเคราะห์ได้

สำหรับการตรวจสอบผู้เข้าที่ความถี่ 2.45 GHz จำนวนเอลิเมนต์ที่ส่งผลให้คำตอบเป็นอิสระกับจำนวนเอลิเมนต์คือ 11,610 เอลิเมนต์



รูปที่ 4 การเปรียบเทียบอุณหภูมิที่ได้จากการคำนวณเทียบกับแบบจำลอง [10]



รูปที่ 5 แสดงผลการเปรียบเทียบอุณหภูมิระหว่างเนื้อเยื่อของตับที่มีก้อนมะเร็งกับเนื้อเยื่อของตับที่มีก้อนมะเร็งที่ฉีดสารอนุภาคนาโนเข้าไปในเนื้อเยื่อป้อนกำลังวัตต์ไมโครเวฟ 5 วัตต์ 10 วัตต์ และ 15 วัตต์ โดยวิเคราะห์ที่ตำแหน่ง  $z = -65$  mm,  $r = 0-30$  mm เวลาที่ 100 วินาที

#### 4.2 การกระจายตัวของอุณหภูมิ

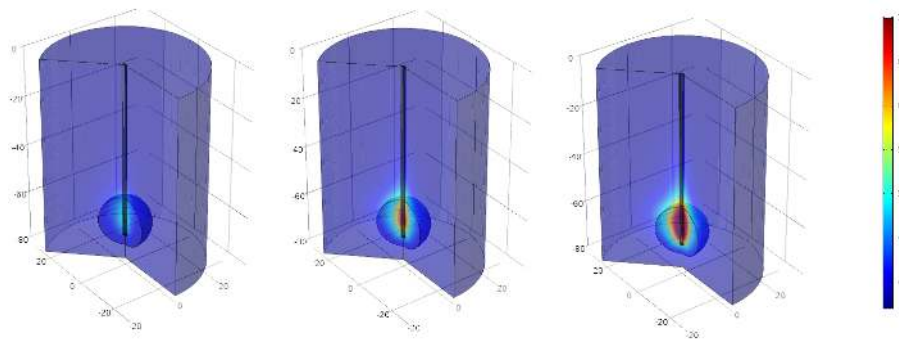
การวิเคราะห์การกระจายตัวของอุณหภูมิเชิงเส้น ในรูปที่ 5 แสดงผลการกระจายตัวของอุณหภูมิในรูปแบบกราฟเส้นเปรียบเทียบแบบจำลองระหว่างเนื้อเยื่อของตับที่มีก้อนมะเร็งกับเนื้อเยื่อของตับที่มีก้อนมะเร็งที่ฉีดสารอนุภาคนาโนเข้าไปในเนื้อเยื่อป้อนกำลังวัตต์ไมโครเวฟ 5 วัตต์ 10 วัตต์ และ 15 วัตต์ ในระยะเวลา 100 วินาที โดยวิเคราะห์ที่ตำแหน่ง  $z = -65$  mm ตรงบริเวณกึ่งกลางช่องปล่อยคลื่น (slot) และ  $r = 0-30$  mm จะสังเกตเห็นได้ว่าอุณหภูมิเพิ่มขึ้นตามกำลังวัตต์ที่เพิ่มขึ้น และมีการกระจายตัวของอุณหภูมิได้ดีที่ตำแหน่ง  $r=0-10$  mm เมื่อเปรียบเทียบเนื้อเยื่อของตับที่มีก้อนมะเร็งกับเนื้อเยื่อของตับที่มีก้อนมะเร็งที่ฉีดสารอนุภาคนาโนโดยอุณหภูมิของเนื้อเยื่อตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโนจะส่งผลอุณหภูมิที่สูงกว่าในกำลังวัตต์ที่เท่ากัน ซึ่งเป็นผลจากการเพิ่มค่าประสิทธิภาพของคุณสมบัติทางไฟฟ้าของการฉีดสารอนุภาคนาโน จึงส่งผลให้เกิดค่าอุณหภูมิที่สูงขึ้นตาม และอุณหภูมิแต่ละกำลังวัตต์จะค่อยๆ เข้าสู่สภาวะสมดุลในระยะที่ใกล้กับขอบเนื้อเยื่อของตับด้านนอก

การวิเคราะห์การกระจายตัวของอุณหภูมิในรูปแบบ 3 มิติ รูปที่ 6 แสดงผลการกระจายตัวของอุณหภูมิแบบ 3 มิติ สมมาตรรอบแกนในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับเปรียบเทียบแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโนที่กำลังวัตต์ 5 วัตต์ 10 วัตต์ และ 15 วัตต์ .ในระยะเวลาที่เท่ากัน 100 วินาที จะเห็นได้ว่าการกระจายตัวในรูปแบบ 3 มิติสมมาตรรอบแกน มีลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิในรูปวงรีบริเวณตรงก้อนมะเร็ง โดยจุดความร้อนจะเกิดตรงบริเวณที่ช่องปล่อยคลื่น (slot) เนื้อเยื่อก้อนมะเร็งตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโนจะส่งผลการกระจายตัวของอุณหภูมิที่ดีกว่าเนื้อเยื่อก้อนมะเร็งที่ไม่ฉีดสารอนุภาคนาโนเมื่อเปรียบเทียบกำลังวัตต์จะเห็นว่า การกระจายอุณหภูมิและค่าอุณหภูมิสูงสุดที่เกิดขึ้นบนเนื้อเยื่อนั้นมีประสิทธิภาพเชิงความร้อนดีกว่าในทุกกำลังวัตต์ อุณหภูมิที่กระจายครอบคลุมบริเวณขอบที่ติดกับเนื้อเยื่อของก้อนมะเร็ง

การวิเคราะห์การกระจายตัวของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อตับก้อนมะเร็งที่ฉีดสารอนุภาคนาโนโดยเปรียบเทียบกรณีที่พิจารณาผลของการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง (รูปที่ 7 ) อันเนื่องมาจาก thermal stress และกรณีปกติที่ไม่พิจารณาผลของการเปลี่ยนแปลงรูปร่างอันเนื่องมาจาก thermal

stress ในกำลังที่ต่างกันตามลำดับจะเห็นได้ว่าผลการกระจายตัวของอุณหภูมิจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง และบริเวณที่เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างในแบบจำลองจะเห็นว่ามีการยืดออกของเนื้อเยื่อบริเวณรอบตัวเนื้อเยื่ออ่อนนุ่มแรงมากกว่าเนื้อเยื่อตบปกติซึ่งจะเห็นได้ว่าอิทธิพลของกระบวนการรักษาด้วยความร้อนจากไมโครเวฟที่อนาคลื่นจะส่งผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง

ของเนื้อเยื่อมากขึ้นขึ้นอยู่กับการกระจายตัวความร้อนการวิเคราะห์นี้เป็นแนวทางในการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับการกระจายตัวความร้อนที่มีผลต่อความเจ็บปวดจากความร้อน (thermal pain) โดยเฉพาะความเจ็บปวดที่เกิดจากการดูดซับความร้อนในเนื้อเยื่อ และอิทธิพลความร้อนที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเนื้อเยื่ออาการเหล่านี้จะทำการศึกษาให้ชัดเจนในงานวิจัยขั้นต่อไป

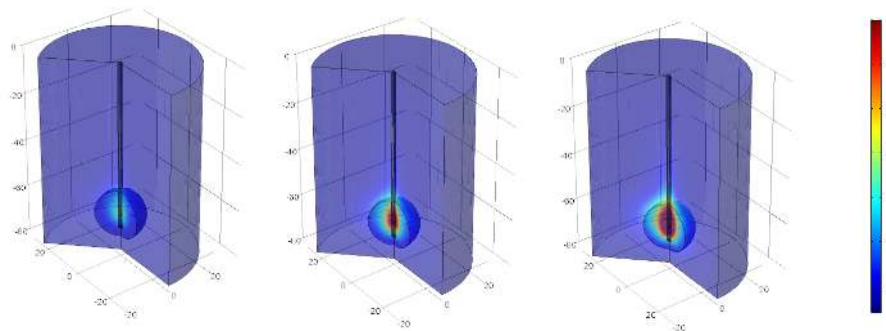


5 W

10W

15W

(1) แบบจำลองเนื้อเยื่อตบ เวลาที่ 100 วินาที



5 W

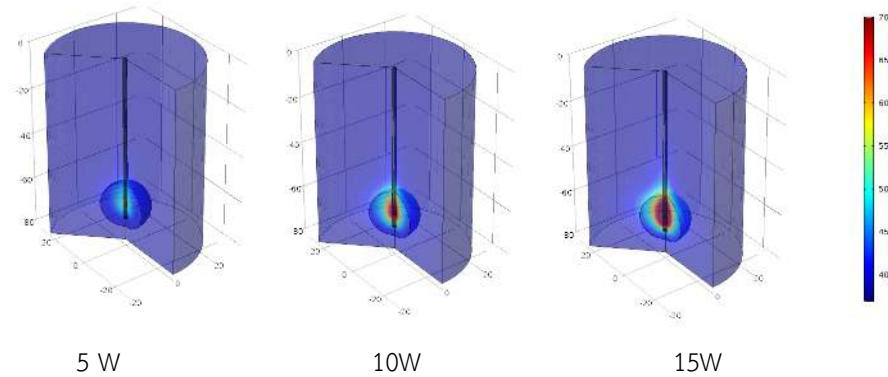
10W

15W

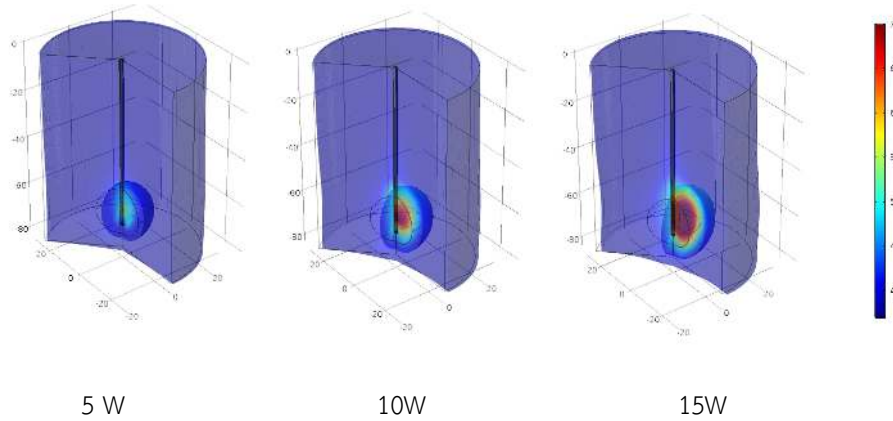
(2) แบบจำลองเนื้อเยื่อตบที่ฉีดสารอนุภาคนาโน เวลาที่ 100 วินาที

รูปที่ 6 แสดงการกระจายตัวอุณหภูมิ (1) แบบจำลองเนื้อเยื่อตบ และ (2) แบบจำลองเนื้อเยื่อตบที่ฉีดสารอนุภาคนาโน





(1) แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโน เวลาที่ 100 วินาที

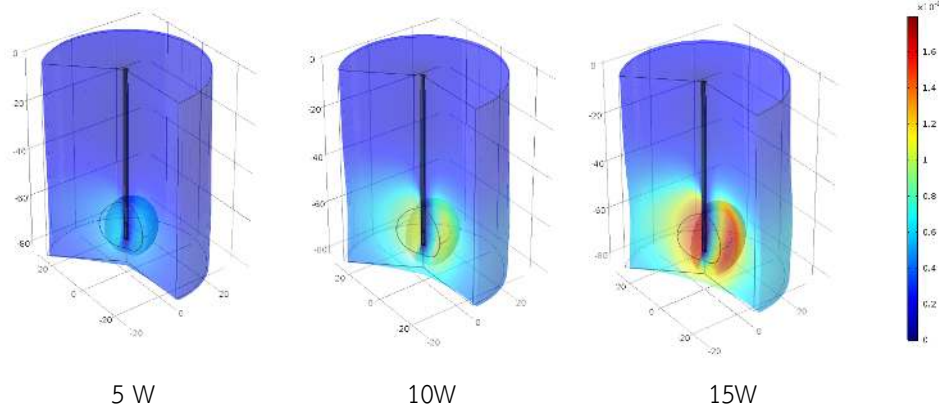


(2) แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโนที่เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเนื่องจากความร้อน เวลาที่ 100 วินาที รูปที่ 7 แสดงการกระจายตัวอุณหภูมิเปรียบเทียบ (1) แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโน และ (2) แบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่ฉีดสารอนุภาคนาโนที่เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเนื่องจากความร้อน เวลาที่ 100 วินาที

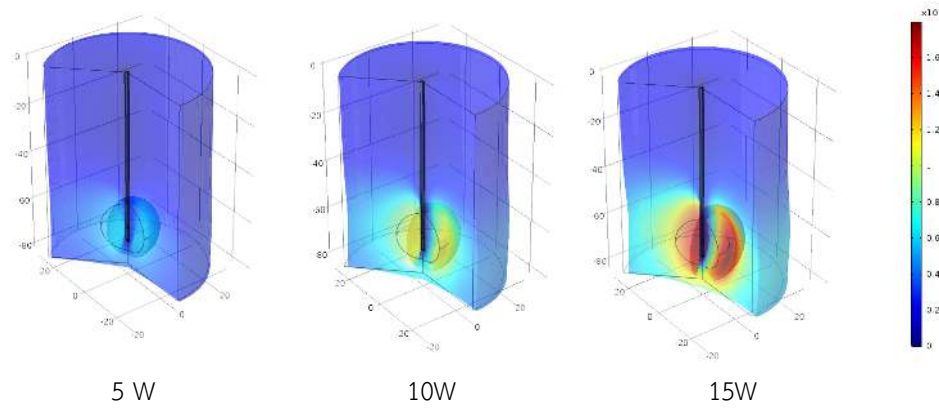
4.3 การเปลี่ยนแปลงรูปร่างทางกล

การวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงรูปร่างทางกลแบบ 3 มิติ จะแสดงผลอยู่ในรูปแบบของระยะการเปลี่ยนแปลงในทุกทิศทาง (total displacement) [7] ใน (รูปที่ 8) จากผลการวิเคราะห์เปรียบเทียบระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างที่ได้ระหว่างแบบจำลองเนื้อเยื่อตับก่อนมะเร็งที่ไม่ฉีดสารอนุภาคนาโน และแบบจำลองเนื้อเยื่อตับก่อนมะเร็งที่ฉีดสารอนุภาคนาโนพบว่า ระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของแบบจำลองที่มีนาโนมีค่ามากกว่า

แบบจำลองที่ไม่ฉีดนาโนเนื่องจากเวลาที่เท่ากันแบบจำลองที่ฉีดสารอนุภาคนาโนสามารถสร้างความร้อนให้เกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับก่อนมะเร็งได้รวดเร็วกว่า ดังนั้นจึงสามารถลดเวลาในขั้นตอนการรักษาให้เร็วขึ้นได้ โดยยังคงได้รับความร้อนและผลกระทบจากระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเทียบเคียงกับแบบจำลองที่ไม่ฉีดสารอนุภาคนาโน ทั้งนี้เพื่อลดความร้อนสะสมในเนื้อเยื่ออันเนื่องมาจากเวลาที่ใช้ เมื่อเปรียบเทียบกับแบบจำลองที่ไม่ฉีดสารอนุภาคนาโน



(1) แบบจำลองระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเนื้อเยื่อตับก้อนมะเร็ง



(2) แบบจำลองระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเนื้อเยื่อตับก้อนมะเร็งที่ฉีดสารอนุภาคนาโน

รูปที่ 8 แสดงการเปรียบเทียบระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของ (1) แบบจำลองระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเนื้อเยื่อตับก้อนมะเร็ง กับ (2) แบบจำลองระยะการเปลี่ยนแปลงรูปร่างเนื้อเยื่อตับก้อนมะเร็งที่ฉีดสารอนุภาคนาโน ในเวลาที่ 100 วินาที

### 5. สรุปผล

ในการรักษาด้วยกระบวนการผ่าตัดด้วยไมโครเวฟ แบบท่อนำคลื่นชนิดแกนร่วม เป็นการรักษาที่ต้องการความแม่นยำสูงทั้งต้องแน่ใจว่าทำลายก้อนมะเร็งแล้วไม่ส่งผลกระทบต่อเนื้อเยื่อบริเวณอื่น แบบจำลองทางคอมพิวเตอร์จึงเป็นสิ่งที่จำเป็นสำหรับการพัฒนากระบวนการนี้ และเพื่อประสิทธิภาพสูงสุดของการรักษา จึงทำการนำเสนอแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ที่ประกอบด้วยการศึกษา การถ่ายเทความร้อน การเปลี่ยนแปลงรูปร่างของเนื้อเยื่อตับ โดยพิจารณาการกระจายตัวของอุณหภูมิที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงระยะของเนื้อเยื่อโดยส่งผลให้เกิดอาการเจ็บปวดของผู้ป่วยจาก

ผลของการเปลี่ยนแปลงรูปร่างจากกระบวนการบวมการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟ ทั้งนี้ได้มีการเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาโดยการฉีดสารอนุภาคนาโนทำให้เพิ่มประสิทธิภาพทางความร้อนในการรักษาโดยใช้ระยะเวลาที่สั้นกว่า ซึ่งจะช่วยให้ลดอัตราการเจ็บปวดในการรักษาของผู้ป่วยได้ โดยอิทธิพลการกระจายตัวความร้อนที่ทำให้เกิดการเจ็บปวดของผู้ป่วยจากความร้อน (thermal pain) ในกระบวนการรักษา และอิทธิพลความร้อนที่ส่งผลกระทบต่อความเจ็บปวดเนื่องจากเปลี่ยนแปลงรูปร่างยึดหดจากการขยายตัวเนื้อเยื่อ อาการเหล่านี้จะทำการศึกษาเพิ่มเติมให้ชัดเจนในงานวิจัยขั้นต่อไป



## 6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ ที่ได้ให้ทุนสนับสนุนการศึกษา และวิจัยในครั้งนี้

## 7. เอกสารอ้างอิง

- [1] G. Torzilli, A. Palmisano, F. Procopio, A new systematic small for size resection for liver tumors invading the middle hepatic vein at its caval confluence: Mini mesohepatectomy, *Annals of surgery*, vol. 251, January 2010, pp. 33-39
- [2] S. Benoist, and B. Nordlinger, The role of preoperative chemotherapy in patients with resectable colorectal liver metastases, *Annals of Surgical Oncology*, vol. 16, September 2009, pp. 2385-2390.
- [3] J. P. Ritz, K. S. Lehmann, U. Zurbuchen, Improving laser-induced thermotherapy of liver metastases – Effects of arterial microembolization and complete blood flow occlusion, *European Journal of Surgical Oncology*, vol. 33, May 2007, pp. 608-615
- [4] R. Lencioni, L. Crocetti, M. D. Pina, Percutaneous image-guided radiofrequency ablation of liver tumors, *Abdominal Imaging*, vol. 34, May 2009, pp. 547-556
- [5] P. Zhou, P. Liang, X. Yu, Percutaneous microwave ablation of liver cancer adjacent to the gastrointestinal tract, *Journal of Gastrointestinal Surgery*, vol. 13, February 2009, pp. 318-324
- [6] P.Keangin, P.Rattanadecho, T,Wessapan, An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot

antenna, *International communication in heat and mass transfer*, 38 (2011), 757-766

- [7] P.Keangin,T.Wessapan,P.Rattanadecha, Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna, *Applied Thermal Engineering*, 31 2011 3243-3254
- [8] Maryor Urdaneta and Parveen Wahid, A Study on Enhanced Hyperthermia Treatment for Liver Cancer Using Magnetic Nanoparticles, *IEEE International Microwave and RF Conference (IMaRC) 2014*
- [9] Phadungsak Rattanadecho, Pornthip Keagin, Numerical study of heat transfer and blood flow in two-layered porous liver tissue during microwave ablation process using single and double slot antenna, *International journal of heat and mass transfer*, 58 (2013) 457-470
- [10] D.Yang, Member, IEEE, Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating, *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol.54, August 2007