

การจำลองเชิงคอมพิวเตอร์สำหรับการรักษามะเร็งตับโดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านทางท่อนำคลื่น

Computer Simulation for the Treatment of Liver Cancer by Using Microwave Coaxial Antenna

จิตรภาณุ กุลทอง, สมศักดิ์ วงษ์ประดับไชย*, สุชัย พงษ์ปากเพียร, พรทิพย์ แก่งอินทร์ และผดุงศักดิ์ รัตนเดโช

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์ (ศูนย์รังสิต)

99 หมู่ 18 ตำบลคลองหนึ่ง อำเภอคลองหลวง จังหวัดปทุมธานี

*E-mail: vsomsak@engr.tu.ac.th

บทคัดย่อ

Abstract

ในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งตับมีอยู่หลากหลายวิธี เช่น การผ่าตัด หรือการใช้เคมีบำบัด แต่บ่อยครั้งที่การรักษาด้วยวิธีดังกล่าวอาจส่งผลกระทบต่อผู้รักษาหรือยังมีข้อจำกัดในการรักษาบางประการ การใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟในการรักษาโรคมะเร็ง (Microwave ablation : MWA) เป็นอีกทางเลือกหนึ่งสำหรับการรักษาโรคมะเร็งตับ งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการรักษาโรคมะเร็งตับโดยใช้พลังงานความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านทางท่อนำคลื่นไมโครเวฟ (Microwave antenna) ด้วยการจำลองโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ อิทธิพลของค่ากำลังของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Microwave power input) ระยะเวลาในการให้ความร้อน และระยะห่างจากท่อนำคลื่นที่ส่งผลต่อการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อตับจะถูกศึกษา โดยในงานวิจัยนี้จะเน้นศึกษาผลการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิที่ได้จากการใช้แบบจำลองไบโอฮีท (Bioheat model) และแบบจำลองวัสดุพรุน (Porous media model) เพื่อนำไปเปรียบเทียบกับความถูกต้องกับผลการทดลองจริง การควบคุมของสมการโมเมนตัมในสถานะไม่คงตัว (แบบจำลองบริงค์แมน (Brinkman model)) สมการถ่ายเทความร้อนในสถานะไม่คงตัวและสมการการแพร่กระจายตัวของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะถูกแก้ปัญหโดยใช้วิธีแบบไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite element method : FEM) แบบจำลองแบบสมมาตรรอบแกนสองมิติจะถูกพิจารณาในการศึกษา ผลจากการศึกษาพบว่าผลการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิที่ได้จากการใช้แบบจำลองวัสดุพรุนจะใกล้เคียงกับผลการทดลองจริงมากกว่าการใช้แบบจำลองไบโอฮีท โดยแบบจำลองเชิงตัวเลขในการศึกษานี้จะสามารถใช้เป็นพื้นฐานในการพัฒนาการรักษาโรคมะเร็งตับโดยใช้ความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟ

คำสำคัญ : ไมโครเวฟ มะเร็งตับ การกระจายตัวเชิงอุณหภูมิ

The current treatment for liver cancer has many ways, such as surgery or use of chemotherapy but often the treatments may affect to the patient or treatment is still limited in some respects. Microwave ablation (MWA) is one promising alternative for liver cancer treatment. The objective of this research is study the treatment of liver cancer using microwave heat energy by microwave antenna with using a computer program simulation. The influences of microwave power input, heating time and distance from the microwave antenna on temperature distribution within the liver. This research focuses on the effects of temperature distribution results calculated from a porous media model compared with the results calculated from a bioheat model as well as the experimental results in order to show the validity of the numerical results, nonlinear transient momentum equations (Brinkman model) and transient heat transfer equation and electromagnetic wave propagation equation are solved using the axisymmetric finite element method (FEM). An axially symmetric model is considered in this study. The results are the temperature distribution result of the porous media model is in agreement with experimental data better than bioheat model. Numerical model in this study can be used as basis for the development of liver cancer treatment by using the heat energy from the microwave.

Keywords : Microwave, Liver cancer, Temperature distribution

บทนำ

โรคมะเร็งตับเป็นโรคที่พบได้ในอันดับต้น ๆ ในประเทศไทย และหลายประเทศ สาเหตุที่แท้จริงยังเป็นที่ศึกษาวิจัย คาดว่าสาเหตุที่กระตุ้นการเกิดโรคมะเร็งตับที่สำคัญได้แก่ การอักเสบของตับเรื้อรังจากเชื้อไวรัสตับอักเสบบีและซี ซึ่งเป็นปัจจัยเสี่ยงของการเกิดมะเร็งตับมากกว่า 70 เปอร์เซ็นต์ การรักษาโรคมะเร็งตับมีหลายวิธี เช่น การผ่าตัด[1] การปลูกถ่ายตับ การใช้เคมีบำบัด[2] หรือการฉีดเอทานอลเข้าทำลายก้อนมะเร็ง ซึ่งวิธีที่ได้กล่าวมาอาจมีผลข้างเคียงกับคนไข้ตามมาทำให้มีการคิดค้นการรักษาวิธีใหม่ ๆ ขึ้นมา วิธีการรักษาที่ได้รับความสนใจของแพทย์ทั่วโลกคือ การใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษาโดยจะเสียบท่อนำคลื่นเข้าไปโดยตรงกับเนื้อเยื่อส่วนที่เป็นมะเร็ง ซึ่งในปัจจุบันวิธีการรักษาวิธีนี้มีนักวิจัยได้ศึกษามาแล้วพอสมควร ทั้งแบบจำลองไปโออีที แบบจำลองวัสดุพูน และนำผลการทดลองที่ได้ไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยท่านอื่น ๆ ซึ่งงานวิจัยนี้จะแตกต่างจากบทความวิจัยที่อ้างอิงก็คือจะทำการศึกษาสร้างแบบจำลองทั้งในแบบจำลองไปโออีทีและแบบจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อวัสดุพูน เพื่อศึกษาและหาข้อพิสูจน์ว่าแบบจำลองชนิดใดที่สามารถทำนายพฤติกรรมของการให้ความร้อนในการรักษามะเร็งตับได้ใกล้เคียงกว่ากัน โดยจะนำไปวิเคราะห์เทียบผลของแบบจำลองกับการทดลองภายในห้องทดลอง ซึ่งในงานวิจัยที่อ้างอิงนั้นไม่ได้ทำการทดลอง[6] เพื่อประโยชน์ในทาง การแพทย์ในด้านของการทำนายลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อว่าควรจะใช้ตัวแปรในการรักษาอย่างไรบ้าง เพื่อทำให้เกิดอันตรายแก่ผู้ป่วยน้อยที่สุด

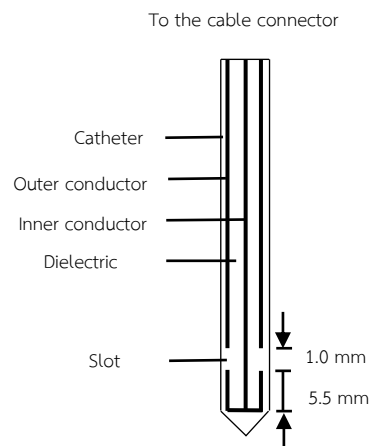
ในงานบทความนี้จะเน้นงานวิจัยที่ทำการสร้างแบบจำลองที่ใช้ในการรักษามะเร็งตับที่แตกต่างกันคือ แบบจำลองแบบไปโออีที [6] และแบบจำลองที่เป็นวัสดุพูน [8] แล้วนำผลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับผลการทดลองของการทดลองจริงที่ใช้ตัวแปรในการทดลองที่เป็นงานวิจัยภายในห้องทดลอง RCME การใช้ประโยชน์จากคลื่นไมโครเวฟ ที่จำนวนพลังงานความร้อนที่ป้อนเข้าไป และที่เวลาเท่ากัน โดยในงานวิจัยนี้จะสร้างแบบจำลองใน 2 มิติ แบบสมมาตรรอบแกน [10] ภายใต้ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ โดยใช้โปรแกรม Comsol multiphysics 3.4

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์

ท่อนำคลื่น

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

มิลลิเมตร จากทางด้านหัวของท่อนำคลื่น ดังแสดงในรูปที่ 1 ด้านในจะประกอบด้วยตัวไดอิเล็กตริก (dielectric) ตัวนำภายใน (inner conductor) และภายนอก (outer conductor) และด้านนอกของท่อนำคลื่นจะหุ้มด้วยปลอก (catheter) ที่ทำ จากโพลีเตตระฟลูออโรเอทีลีน (polytetrafluoroethylene; PTFE) และท่อนำคลื่นจะทำงานที่ความถี่คลื่นไมโครเวฟ คือ 2.45 GHz



รูปที่ 1 ท่อนำคลื่นชนิดช่องออกคลื่นช่องเดียว [6]

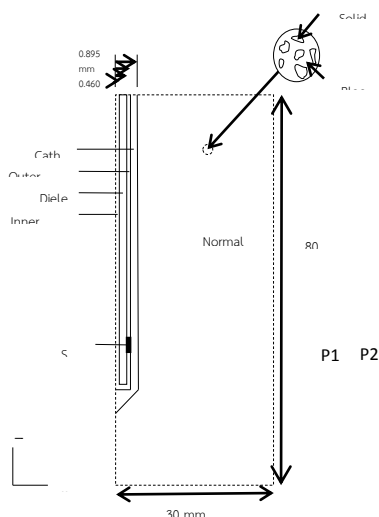
ตารางที่ 1 ขนาดของท่อนำคลื่น [6]

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)

ตารางที่ 2 คุณสมบัติทางไดอิเล็กตริกของท่อนำคลื่น [6]

Properties	Relative permittivity ϵ_r	Electric conductivity σ (S/m)	Relative permeability μ_r
Dielectric	2.03	0	1
Catheter	2.1	0	1
Slot	1	0	1

แบบจำลองเนื้อเยื่อตับ



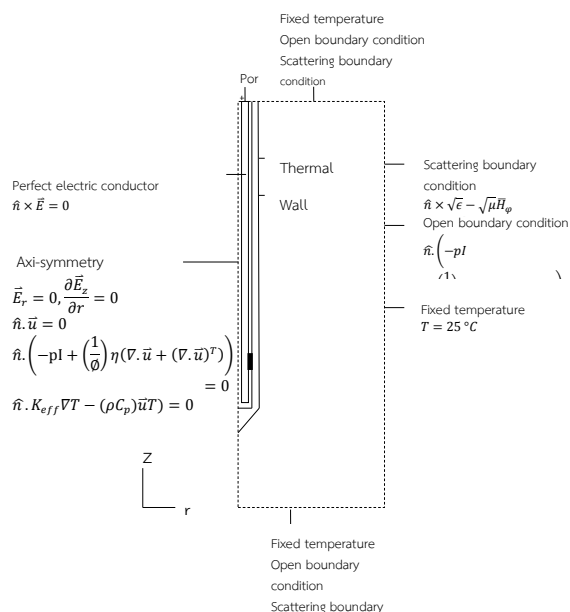
รูปที่ 2 แบบจำลองทางคณิตศาสตร์สมมาตรรอบแกน P1(4.5mm, 16mm), P2(9.5mm, 16mm) [7]

ในแบบจำลองฉบับนี้จะพิจารณาให้เนื้อเยื่อตับเป็นทรงกระบอกเป็นแบบจำลองที่มีลักษณะเป็นวัสดุพหุ และ มีลักษณะเป็นวัสดุชีวภาพหรือแบบจำลองไบโอฮีท ซึ่งแบบจำลองทั้งสองแบบนี้จะนำไปเปรียบเทียบกับผลการทดลองจริง แต่เมื่อนำแบบจำลองมาวิเคราะห์ในโปรแกรมจะพิจารณาให้แบบจำลองเป็นแบบสมมาตรรอบแกนใน 2 มิติ และขนาดของเนื้อเยื่อตับจะมีความสูงเท่ากับ 80 มิลลิเมตร และมีความกว้างเท่ากับ 30 มิลลิเมตร ส่วนเนื้อเยื่อมะเร็งที่เป็นทรงกลมจะมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 20 มิลลิเมตร และการเสียบท่อนำคลื่นเข้าไปในเนื้อเยื่อนั้นจะเสียบเข้าไปลึกโดยประมาณ 70.5 มิลลิเมตร โดยวัดจากด้านบนเนื้อเยื่อไปถึงปลายท่อนำคลื่น โดยแบบจำลองจะแสดงในรูปที่ 2

ตารางที่ 3 ค่าคุณสมบัติทางความร้อนและทางไดอิเล็กตริกของเนื้อเยื่อตับ เลือด [7]

Properties	Thermal conductivity K (W/m °C)	Density ρ (kg/m ³)	Specific heat capacity C_p (J/kg °C)	Relative permittivity ϵ_r	Electric conductivity σ (S/m)
Normal tissue	0.497	1030	3600	43.00	1.69
Blood	0.45	1058	3960	58.30	2.54

ทฤษฎีและขอบเขตของแบบจำลอง



รูปที่ 3 เงื่อนไขขอบเขตของแบบจำลอง [8]

การวิเคราะห์การแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

แบบจำลองนี้พัฒนาขึ้นเพื่อทำนายการกระจายตัวของสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและอุณหภูมิ ซึ่งสนามแม่เหล็กไฟฟ้านี้มีผลทำให้อุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อนั้นเปลี่ยนไป โดยจะกำหนดสมมติฐานเบื้องต้นดังต่อไปนี้

1) ปรากฏการณ์พิจารณาแบบสมมาตรรอบแกน (Axisymmetric)

2) สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ภายในท่อนำคลื่นไมโครเวฟจะพิจารณาในโหมดการแพร่กระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าตามขวาง (Transverse Electromagnetic Wave; TEM) ซึ่งจะไม่มีการมีสนามไฟฟ้าหรือสนามแม่เหล็กในทิศของการแพร่กระจายของคลื่น

3) สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่เข้าสู่เนื้อเยื่อตับจะพิจารณาในโหมดคลื่นที่มีแนวสนามแม่เหล็กวางตามขวาง (Transverse Magnetic Wave; TM) คือไม่มีสนามแม่เหล็กในทิศทางการแพร่กระจายของคลื่นมีเฉพาะสนามไฟฟ้าในทิศทางนั้น

4) ผนังของท่อนำคลื่นไมโครเวฟกำหนดให้เป็นตัวนำสมบูรณ์ (Perfect electric conductor)

5) สนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่ฉีกรอยต่อระหว่างท่อนำคลื่นไมโครเวฟ กับเนื้อเยื่อตับมีความต่อเนื่องกัน

6) ค่าสมบัติไดอิเล็กตริกของท่อนำคลื่นไมโครเวฟเป็นค่าคงที่

โดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เคลื่อนที่ภายในท่อนำคลื่นเราจะสมการแมกซ์เวลล์ในการวิเคราะห์ จะใช้ท่อนำคลื่นที่มีช่องออกคลื่นช่องเดียว [9]

สนามไฟฟ้า ($\vec{E}$)

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

สนามแม่เหล็ก ($\vec{H}$)

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

โดย $C = \sqrt{\frac{ZP}{\pi \ln(r_{outer}/r_{inner})}}$, โดยที่ Z คือ wave

Impedance(Ω), P คือ พลังงานไมโครเวฟที่ใส่เข้าไป(W), r_{inner} คือ รัศมีไดอิเล็กตริกภายใน (m), r_{outer} คือ รัศมีไดอิเล็กตริกภายนอก (m), $\omega = 2\pi f$ คือ ความถี่เชิงมุม (rad/s), f คือความถี่ Hz, $k = \frac{2\pi}{\lambda}$ คือ ค่าคงที่ของการแพร่ (m^{-1}), และ λ คือความยาวคลื่น (m)

ภายในเนื้อเยื่อก็จะมีสนามไฟฟ้าและสนามแม่เหล็กที่เข้าไปทำให้เนื้อเยื่อเกิดการเปลี่ยนแปลงพลังงานกลายเป็นพลังงานความร้อน

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

โดย $\epsilon_0 = 8.8542 \times 10^{-12}$ F/m คือ ค่าการดูดซับสนามไฟฟ้าในสุญญากาศ, ϵ_r คือ ค่าการดูดซับสนามไฟฟ้าสัมพัทธ์, σ คือ ค่าการนำไฟฟ้า (S/m), μ_r คือ ค่าการซึมผ่านสัมพัทธ์ และ k_0 คือ free space wave number

เงื่อนไขขอบเขตการแพร่คลื่นของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ขอบเขตของการแพร่ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้น ท่อนำคลื่นจะต่อจากแหล่งกำเนิดคลื่นแล้วต่อเข้ากับเนื้อเยื่อตับและให้คลื่นแพร่เข้าสู่เนื้อเยื่อตับ โดยจะวิเคราะห์ให้เป็นแบบจำลองสมมาตรรอบแกน ที่จุดกึ่งกลางของแบบจำลองจะให้ป็นระยะ $r=0$

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

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

ขอบเขตแรกคือ ขอบเขตการกระเจิงของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งใช้วิเคราะห์ที่ขอบของเนื้อเยื่อตับภายนอก [10]

$$\hat{n} \times \sqrt{\epsilon} \vec{E} - \sqrt{\mu} \vec{H}_\phi = -2\sqrt{\mu} \vec{H}_{\phi 0} \quad (6)$$

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

และขอบเขตของผนังของท่อนำคลื่นกำหนดให้เป็น ตัวนำไฟฟ้าแบบสมบูรณ์

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

การวิเคราะห์การไหลของเลือดและการถ่ายเทความร้อน

ในแบบจำลองนี้จะเป็นแบบจำลองที่เป็นวัสดุพหุนเมื่อมีการให้ความร้อนโดยคลื่นไมโครเวฟจะมีการถ่ายเทความร้อนทั้งในเนื้อเยื่อและเลือดผ่านการคำนวณภายใต้สมการพลังงาน [8] เมื่อปล่อยคลื่นไมโครเวฟเข้าสู่เนื้อเยื่อ เนื้อเยื่อก็คจะมีการดูดซับคลื่นไมโครเวฟ และเปลี่ยนไปเป็นพลังงานความร้อนภายใน ทำให้มีการเคลื่อนที่ของเลือด เพื่อให้ง่ายต่อการคำนวณจึงตั้งสมมติฐานดังต่อไปนี้

1) ปรากฏการณ์พิจารณาแบบสมมาตรรอบแกน (Axisymmetric)

2) กำหนดให้เนื้อเยื่อตับมีคุณสมบัติเป็นวัสดุพหุน มีคุณสมบัติคงที่สม่ำเสมอ และให้เลือดเป็นของเหลวอิมพัลส์

3) การไหลของเลือดกำหนดให้เป็นแบบอัดตัวไม่ได้ และแบบนิวโตเนียน [11]

4) ไม่มีการเปลี่ยนแปลงสถานะของสสารภายในเนื้อเยื่อตับ ไม่มีการถ่ายเทมวลสารออกจากเนื้อเยื่อตับ ไม่มีการถ่ายเทพลังงานออกจากเนื้อเยื่อตับและไม่มีการเกิดเคมีเกิดขึ้นภายในเนื้อเยื่อตับ

5) องค์ประกอบที่ผิวรอยต่อระหว่างท่อนำคลื่นไมโครเวฟกับเนื้อเยื่อตับมีความต่อเนื่องกัน

6) คุณสมบัติทางความร้อนของเนื้อเยื่อให้เป็นค่าคงที่

สมการไบโอฮีท

สมการไบโอฮีทนี้เป็นสมการของ Pennes [12] ใช้วิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนภายในเนื้อเยื่อ โดยจะขึ้นอยู่กับเวลา ซึ่งแสดงการถ่ายเทความร้อนที่เกิดภายในเนื้อเยื่อตับได้ตั้งสมการต่อไปนี้

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

เทอมทางซ้ายมือสมการที่ (8) คือทรานเซียนเทอม คือเทอมที่ขึ้นอยู่กับเวลา ส่วนเทอมที่หนึ่ง สอง สาม สี่ ทางด้านขวามือของสมการที่ (12) คือเทอมของการนำความร้อน การกระจายตัวของเลือด ความร้อนจากการสันดาปภายใน และความร้อนที่ได้จากภายนอก(ในที่นี้คือความร้อนที่ได้จากสนามแม่เหล็กไฟฟ้า) ตามลำดับ

สมการโมเมนตัม

สมการโมเมนตัมนี้เป็นสมการ The Brinkman model [8] ใช้ในการวิเคราะห์การไหลของเลือดในเนื้อเยื่อวัสดุพูนดังต่อไปนี้

สมการความต่อเนื่อง [8]

$$\frac{\partial u}{\partial r} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (9)$$

สมการโมเมนตัม [8]

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial u}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial u}{\partial r} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{v}{\phi} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \frac{uv}{k} \quad (10a)$$

$$\frac{1}{\phi} \left(\frac{\partial w}{\partial t} \right) + \frac{1}{\phi^2} \left(u \frac{\partial w}{\partial r} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{1}{\rho_b} \left(\frac{\partial p}{\partial z} \right) + \frac{v}{\phi} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) - \frac{wv}{k} + g\beta(T - T_\infty) \quad (10b)$$

โดยที่ u และ w คือความเร็วเลือด (m/s), ϕ คือ ค่าความพูน, $v = 3.78 \times 10^{-7} m^2/s$ คือ ความหนืดจลน์, $\beta = 1 \times 10^{-4} 1/k$ คือ สัมประสิทธิ์การขยายตัวเชิงความร้อน และ k คือ permeability m^2 สามารถอธิบายได้ดังนี้

$$\kappa = \frac{\phi^3 d_p^2}{175(1-\phi)^2} \quad (11)$$

โดย $d_p = 1 \times 10^{-4} m^2$ คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของเซลล์เนื้อเยื่อ

สมการพลังงาน

ในเนื้อเยื่อวัสดุพูนนี้จะเป็นการกระจายตัวเชิงอุณหภูมิที่ขึ้นอยู่กับเวลาโดยจะวิเคราะห์ได้จากสมการพลังงานของสถานะเนื้อเยื่อและสถานะเลือด ซึ่งเป็นสมการที่สมดุลทางความร้อน

ที่ซึ่งมีพลังงานไมโครเวฟที่ดูดซับและพลังงานภายในนั้นก็คือพลังงานที่ได้จากการสันดาปภายในของเนื้อเยื่อ โดยจะแสดงได้ดังนี้

$$(\rho C_p)_{eff} \frac{\partial T_t}{\partial t} + (\rho C_p)_b \left(u \frac{\partial T}{\partial r} + w \frac{\partial T}{\partial z} \right) = K_{eff} \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + Q_{met} + Q_{ext} \quad (12)$$

โดย

$$(\rho C_p)_{eff} = (1 - \phi)(\rho C_p)_s + \phi(\rho C_p)_b \quad (13)$$

$$K_{eff} = (1 - \phi)K_s + \phi K_b \quad (14)$$

ความร้อนที่ได้จากการเมตาบอลิซึมจะให้ค่าเท่ากับ $Q_{met} = 33,800 W/m^3$ และส่วนความร้อนที่ได้จากภายนอก Q_{ext} เป็นความร้อนที่ได้จากการกำเนิดสนามแม่เหล็กไฟฟ้าและจะสมมติให้ความร้อนนี้มาจากส่วนของแข็ง ซึ่งจะแสดงได้จากสมการต่อไปนี้

$$Q_{ext} = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2} \quad (15)$$

ซึ่งคุณสมบัติของไฟฟ้านั้นมีผลอย่างมากสำหรับการเพิ่มขึ้นของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อ โดยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีผลต่อเนื้อเยื่อนั้นสามารถอธิบายในสูตรของ SAR เมื่อคลื่นไมโครเวฟแพร่เข้าสู่เนื้อเยื่อตัว จะดูดซับคลื่นเอาไว้และเปลี่ยนไปพลังงานความร้อนที่ซึ่งทำให้เนื้อเยื่อตัวนั้นมีอุณหภูมิที่สูงขึ้น โดย SAR จะเป็นจะแสดงได้ในสมการต่อไปนี้

$$SAR = \frac{\sigma |\vec{E}|^2}{2\rho} = \frac{Q_{ext}}{\rho} \quad (16)$$

3.2.4 เงื่อนไขขอบเขตของการไหลของเลือดและการถ่ายเทความร้อน

ในการวิเคราะห์เงื่อนไขขอบเขตของการไหลของเลือดและการถ่ายเทความร้อนนี้ จะวิเคราะห์ในส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อตัวเพียงอย่างเดียว โดยจะไม่รวมไปถึงตัวท่อนำคลื่น และจะมีเงื่อนไขและสมการที่เกี่ยวข้องดังนี้

แบบจำลองเป็นแบบสมมาตรรอบแกนที่ $r=0$ วิเคราะห์สำหรับการไหลของเลือด

$$\hat{n} \cdot \vec{u} = 0 \quad (17)$$

$$\hat{n} \cdot (-pI + (1/\phi)\eta(\nabla \cdot \vec{u} + (\nabla \vec{u})^T)) = 0 \quad (18)$$

$$\hat{n} \cdot (K_{eff} \nabla T - (\rho C_p)_b \vec{u} T) = 0 \quad (19)$$

ที่ขอบผิวเนื้อเยื่อที่กำหนดให้เนื้อเยื่อมีอุณหภูมิเท่ากับ 25 °C และขอบเขตของการไหลของเลือดวิเคราะห์ให้เป็นขอบเขตแบบเปิด

$$\hat{n} \cdot (-pI + (1/\phi)\eta(\nabla \cdot \vec{u} + (\nabla \vec{u})^T)) = -F_0 \cdot \hat{n} \quad (20)$$

โดย η คือ ความหนืดพลวัต ($Pa \cdot s$) และ F_0 คือ ความเค้นปกติ (N/m^2)

และที่พื้นผิวภายนอกระหว่างท่อนำคลื่นกับเนื้อเยื่อพิจารณาให้เป็นขอบเขตแบบฉนวน

$$\hat{n} \cdot (K_{eff} \nabla T) = 0 \quad (21)$$

และที่ผิวระหว่างท่อนำคลื่นและผิวด้านนอกท่อนำคลื่นกับเนื้อเยื่อที่กำหนดให้เป็นวัตถุแข็งเกร็ง และไม่มีการลื่นไถล ซึ่งใช้ในสมการโมเมนต์

$$\vec{u} = 0 \quad (22)$$

อุณหภูมิเริ่มต้นของเนื้อเยื่อและเนื้อเยื่อมีแรงสมมติให้เท่ากันทั้งแบบจำลอง

$$T(t_0) = 25 \text{ } ^\circ\text{C} \quad (23)$$

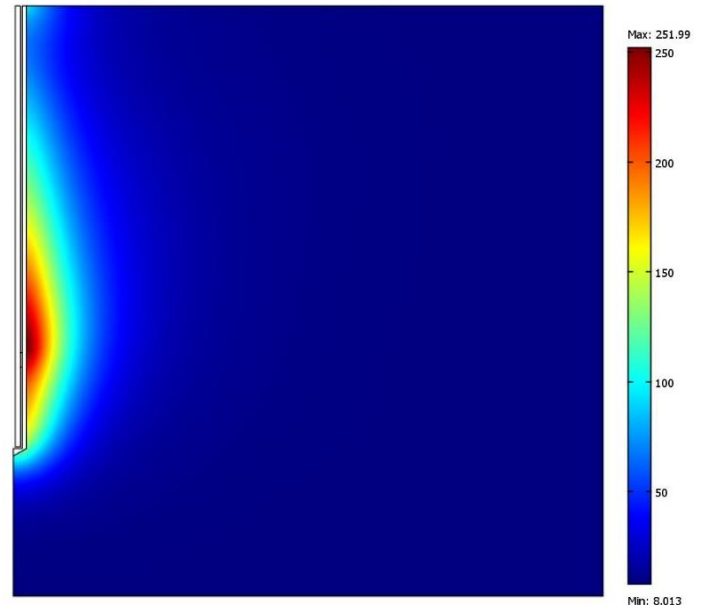
ความเร็วและความดันเริ่มต้น

$$u(t_0) = 0 \text{ m/s}, w(t_0) = 0 \text{ m/s}, p(t_0) = 0 \text{ Pa} \quad (24)$$

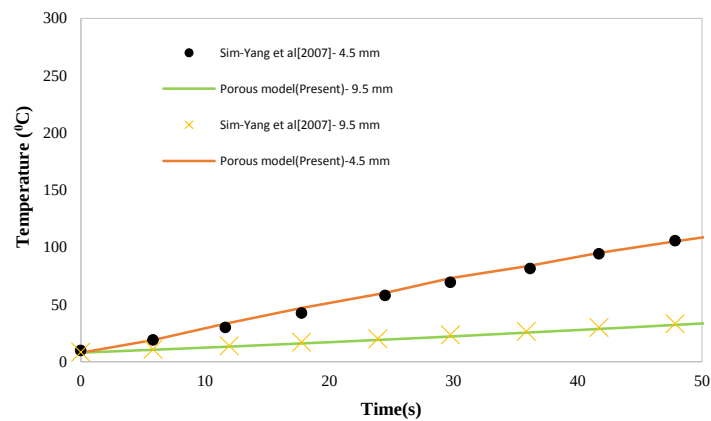
ผลการศึกษาและวิเคราะห์ผล

การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณ

ก่อนทำการวิเคราะห์ปัญหาโดยใช้โปรแกรม COMSOLTM Multiphysics ได้ทำการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรม โดยทำการเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Yang ซึ่งเป็นการศึกษาการจำลองลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิในกระบวนการทำความร้อนภายในเนื้อเยื่อโดยใช้คลื่นไมโครเวฟผ่านท่อนำคลื่นชนิดช่องออกช่องเดียว ด้วยแบบจำลองที่ใช้สมการไปโออีที่ซึ่งได้ลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิดังรูปที่ 4 และกราฟในรูปที่ 5 เป็นกราฟที่ได้จากการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการวัดอุณหภูมิที่ระยะห่าง 4.5 และ 6.5 มิลลิเมตร ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของช่องออกคลื่น



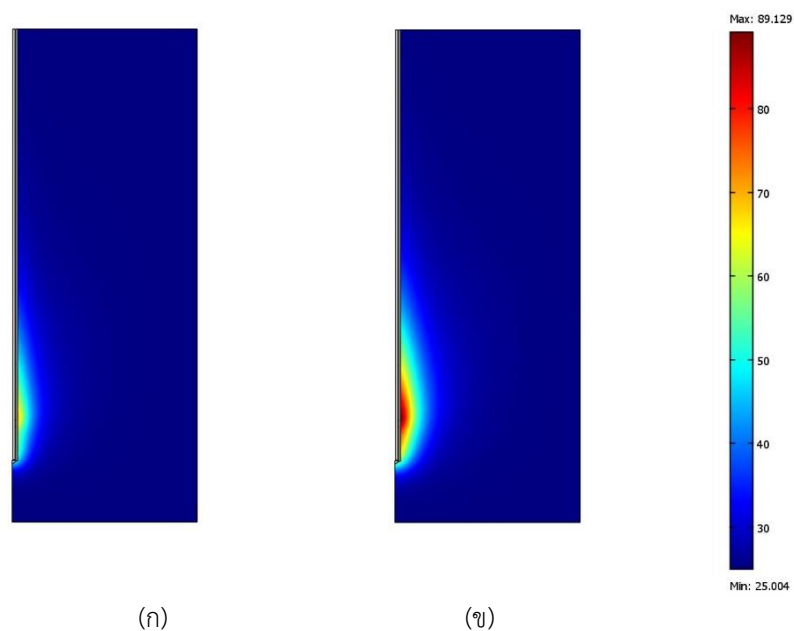
รูปที่ 4 การกระจายตัวของอุณหภูมิในแบบจำลอง [9]



รูปที่ 5 การเปรียบเทียบอุณหภูมิที่ได้จากการคำนวณเทียบกับแบบจำลองที่จุด P1(4.5mm,16mm) และP2(9.5mm,16mm) [9]

จากกราฟในรูปที่ 5 พบว่าอัตราการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิที่ได้มีความแตกต่างกับงานวิจัยของ Yang และคณะ แต่มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน ดังนั้นโปรแกรมและแบบจำลองที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์จึงมีความน่าเชื่อถือ สามารถนำมาใช้คำนวณปัญหาที่จะวิเคราะห์ได้

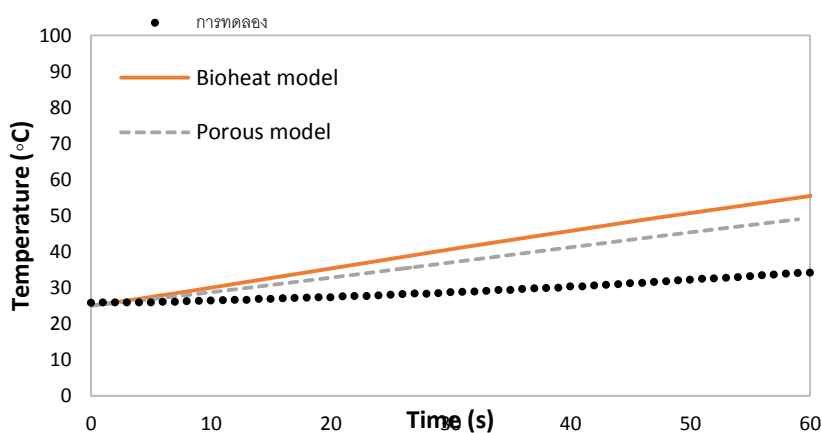
การเปรียบเทียบผลการทดลองระหว่างแบบจำลองไปโอฮีทและวัสดุพูนกับการทดลอง ที่กำลังวัตต์ 20 วัตต์



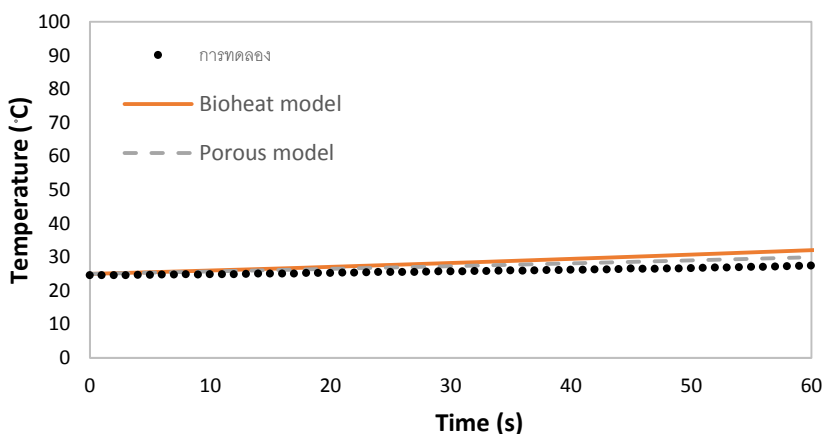
รูปที่ 6 ลักษณะการกระจายของอุณหภูมิในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่เป็นวัสดุพูน ที่กำลังวัตต์ 20 วัตต์ เวลา (ก) 15 วินาที (ข) 30 วินาที

จากรูปที่ 6 คือรูปลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิของแบบจำลองตับ แสดงให้เห็นว่าที่เวลา 15 วินาทีนั้น มีลักษณะของรูปร่างการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เป็นวงแคบกว่าที่เวลา 30 วินาทีอย่างเห็นได้ชัดในโดยการจำลองที่แบบจำลองเดียวกัน และใช้พิสัยวัดที่เท่ากัน เนื่องจากการดูดซับคลื่นของ

เนื้อเยื่อนั้นเปลี่ยนแปลงไปตามเวลา เมื่อเวลาผ่านไปมาก ก็จะมียิ่งดูดซับคลื่นไมโครเวฟได้มาก เนื่องจากในสมการการพลังงานที่ใช้ในการวิเคราะห์การถ่ายเทความร้อนนั้น มีเทอมที่เรียกว่า ทรานเซียน ซึ่งเป็นเทอมที่อุณหภูมิขึ้นอยู่กับการเวลาที่เปลี่ยนไป จึงทำให้มีลักษณะดังรูปที่ 6



รูปที่ 7 กราฟเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลของแบบจำลองที่ 20 วัตต์ ที่จุด P1

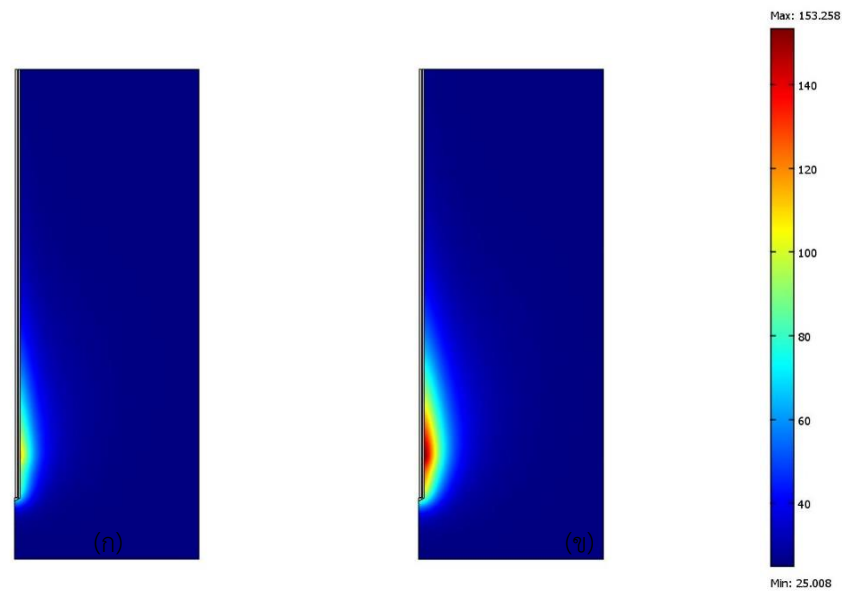


รูปที่ 8 กราฟเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลของแบบจำลองที่ 20 วัตต์ ที่จุด P2

จากรูปที่ 7 และ 8 เป็นกราฟแสดงการเปรียบเทียบผลการทดลองระหว่างการผลของแบบจำลองและผลของการทดลอง จะเห็นได้ว่าผลของการทดลองทั้งแบบจำลองและการทดลองนั้นมีผลการทดลองที่ค่อนข้างใกล้เคียงกัน และมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน แต่ในระยะที่ห่างจากช่องออกคลื่นที่ระยะ 4.5 มิลลิเมตร ผลของแบบจำลองนั้นจะมีอุณหภูมิที่ค่อนข้างสูงกว่าการทดลองอยู่เล็กน้อยประมาณ 10 องศาเซลเซียส ส่วนที่ระยะห่างจากช่องออกคลื่น 9.5 มิลลิเมตรอุณหภูมิทั้งการทดลองและแบบจำลองนั้นมีอุณหภูมิที่ค่อนข้างใกล้เคียงกันมาก

แตกต่างกันน้อยมากทำให้ยากต่อการวิเคราะห์เนื่องจากอิทธิพลของความร้อนจากคลื่นนั้นอาจส่งผลมาไม่ถึงตำแหน่งนี้ จึงทำให้กราฟแต่เส้นไม่มีความแตกต่างกัน แต่จากการวิเคราะห์จากรูปที่ 7 แล้วนั้นแบบจำลองที่เป็นวัสดุพูนนั้น จะมีอุณหภูมิที่ใกล้เคียงผลของการทดลองมากกว่าแบบจำลองที่เป็นไบโอฮีท เนื่องจากในแบบจำลองที่เป็นวัสดุพูนนั้นมีองค์ประกอบที่ใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อจริง ซึ่งจะมีสถานะของของเหลว ของแข็ง และก๊าซ ทำให้มีผลของอุณหภูมิที่ค่อนข้างใกล้เคียงกับการทดลอง

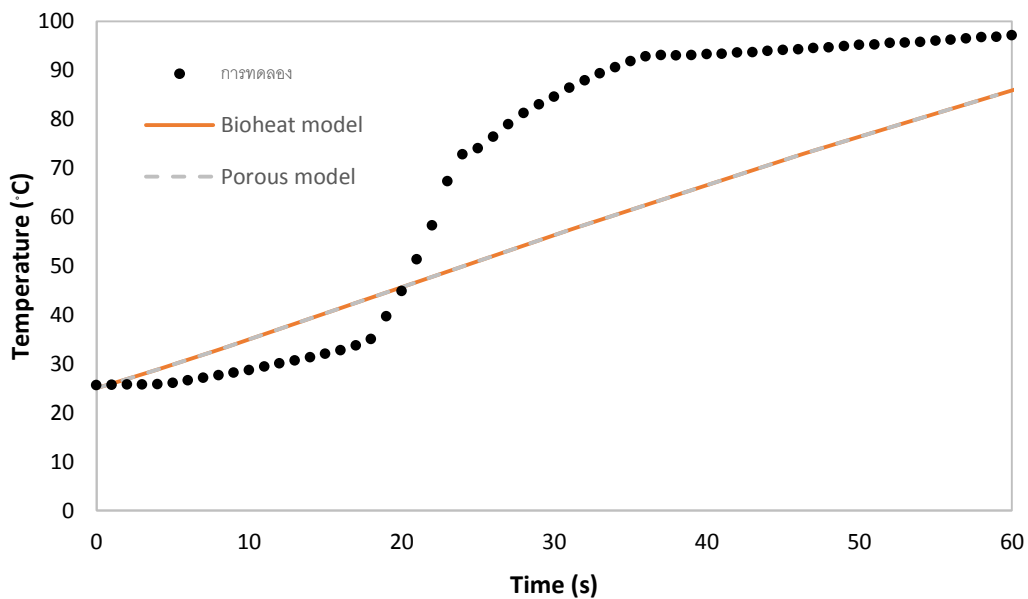
การเปรียบเทียบผลการทดลองระหว่างแบบจำลองไปโอฮีทและวัสดุพูนกับการทดลอง ที่กำลังวัตต์ 40 วัตต์



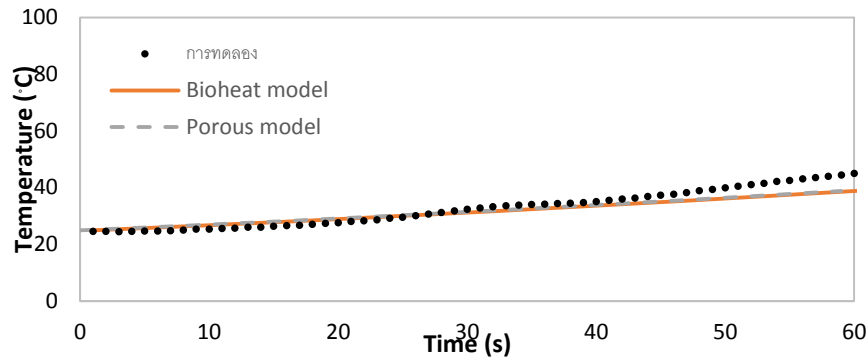
รูปที่ 9 ลักษณะการกระจายของอุณหภูมิในแบบจำลองเนื้อเยื่อตับที่เป็นวัสดุพูน ที่กำลังวัตต์ 40 วัตต์ เวลา (ก) 15 วินาที (ข) 30 วินาที

จากรูปที่ 9 แสดงถึงลักษณะการกระจายตัวอุณหภูมิของแบบจำลองตับที่เวลา 15 วินาที และ 30 วินาที จะเห็นได้ว่าที่เวลา 15 วินาทีนั้น มีลักษณะของการขยายตัวที่แคบกว่าที่เวลา 30 วินาทีอย่างเห็นได้ชัดเจน โดยเทียบที่พิสัยที่เท่ากัน

เนื่องจากเมื่อเวลาผ่านไปมากเท่าไร การดูดซับคลื่นของเนื้อเยื่อก็คงยิ่งมากตามไปด้วย ทำให้ที่ระยะเวลานานกว่า ก็จะมีลักษณะการกระจายตัวของอุณหภูมิที่มากกว่า



รูปที่ 10 กราฟเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลของแบบจำลองที่ 40 วัตต์ ที่จุด P1



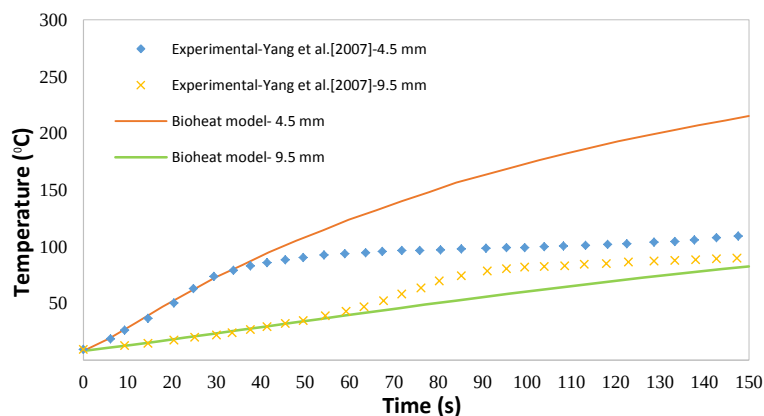
รูปที่ 11 กราฟเปรียบเทียบผลการทดลองกับผลของแบบจำลองที่ 40 วัตต์ ที่จุด P2

จากรูปที่ 10 และ 11 เป็นการเปรียบเทียบแต่ละแบบจำลองที่กำลัง 40 วัตต์ และ ระยะห่างจากช่องออกคลื่น 4.5 และ 9.5 มิลลิเมตร แสดงให้เห็นว่าที่ระยะ 9.5 มิลลิเมตรนั้น ทั้งผลการทดลองและแบบจำลองมีอุณหภูมิที่ใกล้เคียงกันมาก กราฟนั้นแทบจะเป็นเส้นเดียวกันเลยจึงทำให้วิเคราะห์ได้ยากมาก ซึ่งที่ระยะห่างจากช่องออกคลื่น 4.5 มิลลิเมตร มีแนวโน้มของกราฟใกล้เคียงกับที่กำลังวัตต์ 20 วัตต์ เนื่องจากที่ระยะห่าง ๆ จากช่องออกคลื่นออกไปนั้น จะได้รับผลจากความร้อนที่ได้จากคลื่นไมโครเวฟค่อนข้างน้อย แต่ในอีกมุมหนึ่งนั้น ที่ระยะห่าง 4.5 มิลลิเมตร มีอุณหภูมิของแบบจำลองทั้งสองแบบที่มีแนวโน้มใกล้เคียงกับการทดลองในช่วง 20 วินาที แต่

หลังจากนั้นผลของการทดลอง จะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงสถานะของของเหลวที่มีอยู่ภายในเนื้อเยื่อ เนื่องจากมีอุณหภูมิที่สูงขึ้นจนถึง 100 องศาเซลเซียส จะสังเกตเห็นได้ว่า ในช่วงเวลาที่ 20 ถึง 35 วินาทีนั้น จะมีอุณหภูมิที่เพิ่มสูงขึ้นอย่างรวดเร็ว เนื่องจากเป็นเหตุเพราะว่า เมื่อให้ความร้อนต่อของเหลวต่อเนื่องเป็นเวลานานช่วงหนึ่งจะมีช่วงเวลาที่ของเหลวนั้นเพิ่มอุณหภูมิอย่างรวดเร็ว การที่ของเหลวยังมีการดูดพลังงานเข้าไปนั้น ก็เพื่อจะไปสลายแรงยึดเหนี่ยวของของเหลวเพื่อให้อุณหภูมิสูงขึ้น หลังจากนั้นก็กราฟระหว่างแบบจำลองกับการทดลองก็เริ่มไม่ใกล้เคียงกัน เนื่องจากในแบบจำลองนั้น ไม่ได้วิเคราะห์ไปถึงการเปลี่ยนแปลงสถานะของของเหลว

การเปรียบเทียบแบบจำลองกับการทดลองของนักวิจัยที่ผ่านมา

ในงานวิจัยที่ผ่านมา [9] ได้ทำการทดลองการรักษามะเร็งตับโดยความร้อนจากคลื่นไมโครเวฟผ่านทางท่อนำคลื่น โดยจากการทดลองใช้กำลังวัตต์ 10 วัตต์ ใช้เวลา 150 วินาที และวัดอุณหภูมิที่ระยะห่างจากทางออกคลื่นที่ 4.5 และ 9.5 มิลลิเมตร



รูปที่ 12 กราฟเทียบผลการทดลองระหว่าง Yang [9] กับแบบจำลองไบโอฮีทที่กำลังวัตต์ 10 วัตต์ เวลา 150 วินาที ที่จุด P1(4.5mm, 16mm) และ P2(9.5mm, 16mm)

จากการเปรียบเทียบผลของแบบจำลองและการทดลองจากรูปที่ 12 จะเห็นได้ว่า ที่ระยะ 4.5 มิลลิเมตร กราฟของแบบจำลองและการทดลองมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันในช่วงเวลา 30 วินาทีแรก จึงสังเกตได้ว่าในแบบจำลองไบโอฮัทนั้นสามารถพฤติกรรมของอุณหภูมิของเนื้อเยื่อตับนี้ได้ค่อนข้างแม่นยำในช่วง 30 วินาที แต่ก็ขึ้นอยู่กับอีกปัจจัยก็คือ ตำแหน่งที่ทำการวัดอุณหภูมิ จะสังเกตเห็นได้ว่าที่ระยะห่าง 9.5 มิลลิเมตร จะสามารถทำนายพฤติกรรมของอุณหภูมิได้แม่นยำจนถึงเวลาที่ 60 วินาที เนื่องจากมีระยะที่ห่างจากแหล่งกำเนิดคลื่นความร้อนจึงทำให้ได้รับความร้อนไม่มาก เมื่อถึงอุณหภูมิที่ 100 องศาเซลเซียสกราฟของการทดลองที่ระยะ 4.5 มิลลิเมตรจะมีอุณหภูมิที่ค่อนข้างคงที่ เนื่องจากในวัสดุพูนนั้นมีของเหลวและของเหลวนั้นกำลังอยู่ในช่วงเปลี่ยนสถานะกลายเป็นก๊าซจึงทำให้มีแนวโน้มของกราฟที่แตกต่างกัน แต่ในสมการของแบบจำลองนั้นไม่ได้วิเคราะห์ผลของการเปลี่ยนสถานะ จึงทำให้มีอุณหภูมิที่เพิ่มสูงขึ้นเรื่อย ๆ ตามเวลา โดยจะไม่มีช่วงเวลาที่อุณหภูมิคงที่ ในทำนองเดียวกันกับที่ระยะ 9.5 มิลลิเมตร ก็มีแนวโน้มที่ใกล้เคียงกันกับระยะ 4.5 มิลลิเมตร แต่กราฟของผลการทดลองจะเข้าสู่ช่วงการเปลี่ยนแปลงสถานะช้ากว่า เนื่องจากที่ระยะ 9.5 มิลลิเมตร อยู่ห่างจากแหล่งความร้อน นั่นก็คืออยู่ห่างจากช่องออกคลื่นมากกว่า จึงทำให้ได้รับความร้อนที่น้อยกว่า ทำให้มีการเปลี่ยนแปลงสถานะช้ากว่า

สรุป

ในงานบทความนี้แสดงการเปรียบเทียบระหว่างแบบจำลองที่แตกต่างกัน ซึ่งแต่ละแบบจำลองนั้นก็จะมีผลของอุณหภูมิที่แตกต่างกับผลการทดลองจริง โดยแบบจำลองที่เป็นวัสดุพูนนั้น จะค่อนข้างมีความแม่นยำในการทำนายลักษณะแนวโน้มมากกว่าแบบจำลองที่เป็นไบโอฮัท ผลที่ได้จากบทความนี้สามารถนำไปช่วยวิเคราะห์ในทางการแพทย์ในการรักษามะเร็งตับได้โดยแสดงให้เห็นว่าวิธีการใช้คลื่นไมโครเวฟในการรักษามะเร็งตับนั้นเป็นวิธีที่ค่อนข้างมีผลการทดลองใกล้เคียงกับการปฏิบัติจริง และยังสามารถทำนายพฤติกรรมของการกระจายตัวของอุณหภูมิภายในเนื้อเยื่อตับ เพื่อลดผลข้างเคียงหลังจากการรักษาของผู้ป่วย สามารถนำผลที่ได้ไปทำนายลักษณะการกระจายตัวของความร้อนที่ปล่อยออกให้มีปริมาณที่เหมาะสมต่อการรักษาได้ดียิ่งขึ้น แต่อย่างไรก็ตามแบบจำลองทั้งสองอย่างนั้น ก็ยังมีข้อบกพร่องในเรื่องของการเปลี่ยนแปลงสถานะเมื่อมีอุณหภูมิที่สูงขึ้นจนใกล้เคียง 100 องศาเซลเซียสแบบจำลองทั้งสองแบบนี้ก็ยังไม่สามารถทำนายพฤติกรรมของอุณหภูมิได้ใกล้เคียง ซึ่งภายในอนาคตอาจจะมีการศึกษาในเรื่องของการเปลี่ยนแปลงสถานะของของเหลวโดยเพิ่มเทอม

ของการเปลี่ยนสถานะไปในสมการการถ่ายเทความร้อนเพื่อที่จะให้แบบจำลองทำนายพฤติกรรมได้ใกล้เคียงกับการทดลองมากยิ่งขึ้น และงานวิจัยที่จะทำเพิ่มในอนาคตคือส่วนของผนังท่อนำคลื่นที่สัมผัสกับเนื้อเยื่อที่มีความร้อนที่ไปทำลายเนื้อเยื่อ ซึ่งเป็นผลเสียต่อผู้ป่วยที่อาจจะเกิดผลข้างเคียงตามมาภายหลัง จึงเป็นสิ่งที่ควรจะต้องปรับปรุงแก้ไขให้สมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณแหล่งทุนสนับสนุนการวิจัยจากงบประมาณแผ่นดินประจำปี 2557 และมหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

เอกสารอ้างอิง

- [1] G. Torzilli, A. Palmisano and 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, no. 1, 2010, pp. 33-36.
- [2] S. Benoist, and B. Nordlinger, "The role of preoperative chemotherapy in patients with resectable colorectal liver metastases," *Annals of Surgical Oncology*, vol. 16, no. 9, 2009, pp. 2385-2390.
- [3] J. P. Ritz, K. S. Lehmann and 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, no. 5, 2007, pp. 608-615.
- [4] R. Lencioni, L. Crocetti and M. D. Pina, "Percutaneous image-guided radiofrequency ablation of liver tumors," *Abdominal Imaging*, vol. 34, no. 5, 2009, pp. 547-556.
- [5] P. Zhou, P. Liang and X. Yu, "Percutaneous microwave ablation of liver cancer adjacent to the gastrointestinal tract," *Journal of Gastrointestinal Surgery*, vol. 13, no. 2, 2009, pp. 318-324.
- [6] P. Keangin, P. Rattanadecho and 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*, vol.38, 2011, pp.757-766.

[7] P.Keangin and P.Rattanadecho, “Analysis of heat transport on local thermal non-equilibrium in porous liver during microwave ablation,” *International journal of heat and mass transfer*, vol.67, 2013, PP.46-60.

[8] P. Rattanadecho and P. Keangin, “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*, 2013 ,pp. 457-470.

[9] D.Yang and Member, “Expanding the bioheat equation to include tissue internal water evaporation during heating,” *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol.54, No.8, August, 2007.

[10] P.Keangin, T.Wessapan and P.Rattanadecho, “Analysis of heat transfer in deformed liver cancer modeling treated using a microwave coaxial antenna,” *Applied thermal engineering*, 2011, pp.3243-3254.

[11] A. Nakayama, F. Kuwahara and A general “bioheat transfer model based on the theory of porous media,” *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 2008, pp. 3190–3199.

[12] T. Wessapan , S. Srisawatdhisukul and P. Rattanadecho, “The effects of dielectric shield on specific absorption rate and heat transfer in the human body exposed to leakage microwave energy,” *Int. Commun. Heat Mass Transfer*, 2001, pp. 255-262.

[13] W. Klinbun, P. Rattanadecho and W. Pakdee, “Microwave heating of saturated packed bed using a rectangular waveguide (TE₁₀ mode): influence of particle size, sample dimension, frequency, and placement inside the guide,” *Int. J. Heat Mass Transfer*, 2011, pp.1763-1774.