

การจำลองเชิงตัวเลขของ Heat Sink Effects ระหว่างการรักษามะเร็งด้วยวิธี

Hyperthermia

Numerical Simulation of Heat Sink Effects During Cancer Treatment using

Hyperthermia Method

ปฏิพัทธ์ พุฒทอง¹, ปราโมทย์ เตชะอำไพ² เอกชัย จันทสาโร³ และ วรารักษ์รัตน์ จันทสาโร^{1*}

¹ ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ถนนพหลโยธิน แขวงลาดยาว เขตจตุจักร กรุงเทพฯ 10900

² ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ถนนพญาไท แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

³ หลักสูตรวิศวกรรมเครื่องกล (การจำลองและการออกแบบ) บัณฑิตวิทยาลัยวิศวกรรมศาสตร์นานาชาติสิรินธร ไทย-เยอรมัน มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ ถนนพิบูลสงคราม เขตบางซื่อ กรุงเทพฯ 10800

*ผู้ติดต่อ: fengvrj@ku.ac.th, เบอร์โทรศัพท์: +6629428555 ต่อ 1829, เบอร์โทรสาร: +6625794576

บทคัดย่อ

การทำลายเนื้อเยื่อด้วยความร้อน เป็นการรักษามะเร็งวิธีหนึ่ง ที่เรียกว่า Hyperthermia ซึ่งใช้เทคนิคการให้ความร้อนที่มีอุณหภูมิสูงจากแหล่งกำเนิดภายนอกเข้าไปเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางชีววิทยาภายในเนื้อเยื่อ วิธีนี้ใช้ได้กับมะเร็งที่มีขนาดไม่เกิน 4 เซนติเมตร สำหรับก้อนมะเร็งขนาดใหญ่อาจต้องมีการรักษาร่วมกับวิธีอื่น เช่น ทำการรักษาวิธีทางเคมีก่อนแล้วจึงรักษาด้วยวิธีทางความร้อน ในกรณีที่ก้อนมะเร็งอยู่ใกล้กับหลอดเลือดที่มีขนาดใหญ่ คือมากกว่าหรือเท่ากับ 3 มิลลิเมตรจะทำให้เกิดปัญหาที่เรียกว่า Heat Sink Effect โดยสาเหตุเกิดจากกระแสเลือดในหลอดเลือดที่มีขนาดใหญ่มีอัตราการไหลค่อนข้างเร็ว ทำให้พาความร้อนออกไปจากบริเวณที่ต้องการจะทำการรักษา ดังนั้นแนวทางหนึ่งที่น่าสนใจสำหรับแก้ปัญหาดังกล่าวข้างต้นที่สามารถทำได้คือการประยุกต์ใช้วิธีพลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณ (Computational Fluid Dynamics, CFD) มาใช้ในการทำนายการไหลในหลอดเลือด เพื่อที่จะอธิบายการกระจายตัวของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นและสามารถนำไปใช้อธิบายปรากฏการณ์ Heat Sink Effect โดยกรณีศึกษาที่ใช้ในงานวิจัยนี้คือ การศึกษาการถ่ายเทความร้อนในเนื้ออกตับบริเวณใกล้กับหลอดเลือดแดงใหญ่และเพื่อให้การจำลองมีความถูกต้องมากขึ้น ข้อมูลจากการศึกษาการกระจายความร้อนด้วยวิธี CFD นี้จะเป็นแนวทางในการพัฒนาอุปกรณ์ให้ความร้อนเพื่อทำลายเนื้อเยื่อด้วยความร้อนต่อไป

คำหลัก: การทำลายเนื้อเยื่อด้วยความร้อน, Heat Sink Effect, Hyperthermia Method

Abstract

To destruct a tumor tissue with heating is one of the cancer treatments called hyperthermia. The hyperthermia method uses high temperature heating technique from external source to modify biological structure within the tissue. This technique is widely used with the cancer with size less than 4 centimeters. The tumorous mass of large sized must be treated in a combination with chemotherapy, radiotherapy or immunotherapy. In this paper the cancer tumor adjoins with the blood vessel that has flow rate more than or equal to 3 millimeters per second. This causes the "heat sink effect". The heat sink effect is the effect that the blood flow rate in the blood vessel is large leading to the dissipation of heat from the tumor treatment. The Computational Fluid Dynamic (CFD) is used to simulate the blood flow in the vessel. This will help to explain the temperature profile and heat sink effect. The blood flow in hepatic artery that adjoins the liver and the heat dissipation is investigated. The result can be used to help further develop the heating equipment for the hyperthermia method.

Keywords: To destruct a tumor tissue with heating, Heat Sink Effect, Hyperthermia Method.

1. บทนำ

การทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งด้วยความร้อน ด้วยวิธี Hyperthermia ใช้เทคนิคการให้ความร้อนที่มีอุณหภูมิสูงจากแหล่งกำเนิดภายนอกเข้าไปเปลี่ยนแปลงโครงสร้างทางชีววิทยาภายในเนื้อเยื่อ โดยเนื้อเยื่อที่จะให้ความร้อนเข้าไปทำลายเป็นเนื้อเยื่อที่มีความผิดปกติในการรักษาความสมดุลแบ่งเซลล์ โดยมีการแบ่งตัวแบบเพิ่มทวีคูณทำให้เนื้อเยื่อที่จุดนั้นมีจำนวนเซลล์เพิ่มขึ้นผิดปกติเป็นผลให้เนื้อเยื่อบริเวณดังกล่าวโตขึ้นผิดปกติ ดังนั้นจึงต้องทำลายเนื้อเยื่อที่ผิดปกติ หากปล่อยทิ้งไว้เนื้องอกอาจกลายเป็นมะเร็งร้ายที่สามารถลุกลามเข้าไปเจริญเติบโตในเนื้อเยื่อข้างเคียงหากมะเร็งร้ายเจริญเติบโตจนทั่วทั้งอวัยวะ โดยจะทำให้อวัยวะที่ถูกมะเร็งลุกลามไปถึงนั้นไม่สามารถใช้งานและอาจส่งผลต่อชีวิตการทำลายเนื้อเยื่อด้วยความร้อน มีปัญหาหลักๆ อยู่ 2 ประการด้วยกัน ประการแรกคือ การรักษามะเร็งด้วยวิธีทางความร้อนใช้ได้กับมะเร็งที่มีขนาดไม่เกิน 4 เซนติเมตร เนื่องจาก อุปกรณ์ที่ให้ความร้อนมีข้อจำกัดในการควบคุมอุณหภูมิ จากรายงานทางการแพทย์ที่ปรากฏพบว่า ความร้อนที่น้อยเกินไปจะไม่สามารถทำลาย

เซลล์มะเร็งได้ และความร้อนที่มากเกินไป ในขณะที่ยังไม่สามารถควบคุมการกระจายตัวของความร้อนให้อยู่ในขอบเขตจำกัดในการที่จะทำลายเซลล์มะเร็งโดยไม่ทำลายเซลล์ปกติที่อยู่ข้างเคียงได้ ดังนั้นวิธีการแก้ปัญหาในผู้ป่วยรายที่มีก้อนมะเร็งระดับขนาดใหญ่ ผู้ป่วยจึงจำเป็นต้องมาทำการรักษาหลายครั้งและอาจต้องมีการรักษาร่วมกับวิธีอื่น เช่น ทำการรักษาด้วยเคมีก่อนแล้วจึงรักษาด้วยวิธีทางความร้อน เพื่อให้ขนาดของมะเร็งเล็กลงและตอบสนองต่อความร้อนมากขึ้นปัญหาประการที่สองเป็นเรื่องที่เกี่ยวกับตำแหน่งที่อยู่ของมะเร็ง ในกรณีที่ย้อนมะเร็งอยู่ใกล้กับหลอดเลือดที่มีขนาดใหญ่ คือมากกว่าหรือเท่ากับ 3 มิลลิเมตรจะทำให้เกิดปัญหาที่เรียกว่า Heat Sink Effect โดยสาเหตุเกิดจากกระแสเลือดในหลอดเลือดที่มีขนาดใหญ่มีอัตราการไหลค่อนข้างเร็ว ทำให้พาความร้อนออกไปจากบริเวณที่ต้องการจะทำการรักษา โดยจากรายงานทางการแพทย์ที่ปรากฏพบว่า ถ้าหลอดเลือดมีขนาดเล็กก็สามารถทำการรักษาได้ตามปกติ แต่ถ้าหลอดเลือดมีขนาดใหญ่กว่า 3 มิลลิเมตรขึ้นไปกระแสเลือดจะพาความร้อนออกไปทำให้ความร้อนสามารถแพร่กระจายออกไปรักษาได้อย่างไม่ทั่วถึง โดยในบริเวณที่อยู่ใกล้กับหลอดเลือด

จะมีอุณหภูมิต่ำ สามารถเรียกว่าไม่มีการให้ความร้อน ในบริเวณดังกล่าวเลยและโอกาสที่มะเร็งจะหลงเหลือ อยู่และขยายตัวได้อีกมีค่อนข้างสูง สำหรับวิธีการ แก้ปัญหาอย่างที่สองนั้นได้มีการทดลองด้วยวิธีการ เพิ่มจำนวนของอุปกรณ์ให้ความร้อนให้มีจำนวนมาก ขึ้นเพื่อเพิ่มความสามารถในการกระจายตัวของ อุณหภูมิให้มากขึ้น นักวิจัย Thiebaut and Lemonnier [1] ได้พัฒนาแบบจำลองเชิงตัวแบบ 3 มิติ ในร่างกายมนุษย์โดยคำนวณ Volumetric Heat Generation เพื่อออกแบบเครื่องมือในการทำนายการ ควบคุม Thermal Fields ใน Biological Tissues การ พิจารณา การแผ่รังสีแม่เหล็กไฟฟ้า สามารถอธิบายได้ ด้วยสมการ Maxwell's Field Equations ส่วนการ กระจายอุณหภูมิ อธิบายด้วยการแก้สมการ Pennes' Bio-Heat Transfer Equation เนื่องจากปัญหาในการ ควบคุมการกระจายตัวของอุปกรณ์ให้ความร้อน นักวิจัย Dughiro and Corazza [2] ได้ศึกษาเกี่ยวกับ ปัญหาการกระจายตัวของอุณหภูมิของอุปกรณ์ให้ ความร้อนในบริเวณใกล้เคียงหลอดเลือด โดยพบว่า ปัญหาที่เกิดจาก Heat Sink Effect ยังไม่ลดลง ดังนั้น ในบริเวณใกล้เคียงหลอดเลือดจึงยังต้องการงานวิจัย ศึกษาอีกมากเพื่อหาสาเหตุการไม่ลดลงของ Heat Sink Effect ดังกล่าว โดยเทคนิคการทำลายเนื้อเยื่อ ด้วยความร้อนจะใช้กระแสไฟฟ้าสลับเพื่อก่อให้เกิด คลื่นความถี่สูง (Radiofrequency Wave) ทำให้มีการ เสียตสีของโมเลกุล (Molecular friction) และอาศัย หลักการนำความร้อนของเนื้อเยื่อเพื่อให้ความร้อน แพร่ไปรอบก้อนมะเร็ง

2. ทฤษฎี

2.1 การรักษามะเร็งด้วยวิธี Hyperthermia (Hyperthermia Treatment)

การทำลายก้อนมะเร็งด้วยคลื่นความร้อนทำ ได้โดยใช้เข็มแบบพิเศษ เรียกว่า Thermoseeds ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 มิลลิเมตร ความยาว ประมาณ 15 เซนติเมตรแทงผ่านผิวหนังเข้าไปใน

ก้อนมะเร็งโดยใช้เครื่องอัลตราซาวด์หรือ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่วยนำทางต่อวงจรเข้ากับ เครื่องกำเนิดไฟฟ้า (Generator) โดยตัวผู้ป่วยจะเป็น ส่วนหนึ่งของวงจร ด้วยการติดแผ่นอิเล็กโตรดลงบน ผิวหนัง ซึ่งอยู่ใกล้กับบริเวณก้อนมะเร็งที่ได้รับการ รักษา เมื่อปล่อยไฟฟ้ากระแสสลับจากเครื่องกำเนิด ไฟฟ้าผ่านไปยังเข็ม โดยใช้การเหนี่ยวนำไฟฟ้าจาก เครื่องทำให้เกิดคลื่นความถี่สูง

สำหรับการรักษาด้วยวิธีนี้การทำให้เกิดความ ร้อน 40-45 องศาเซลเซียส ประมาณ 15-20 นาที สามารถทำให้เซลล์เริ่มมะเร็งเกิดการตาย (Tumor Necrosis) ได้ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 40 - 50 มิลลิเมตร โดยหลักการนี้ ทำให้เกิดความร้อนที่มาก พอจะทำให้เซลล์ตาย (Vaporization & Carbonization) และให้เวลานานพอที่จะแผ่ขยาย ออกไปรอบๆ โดยไม่ทำให้อ่อนมะเร็งถูกเผาไหม้ เกรียมเป็นถ่าน (Charring) ได้ขนาดหนึ่ง แต่การเพิ่ม เวลาไม่ได้ทำให้เพิ่มขนาดปริมาตรที่เซลล์ตาย เพราะ เนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้ Electrode จะร้อนขึ้นเรื่อยๆจนเซลล์ ปล่อยแก๊สหรือไหม้เกรียมและกลายเป็นฉนวนทำให้มี ความต้านทานสูงขึ้น (Increased Impedance) การ กระจายความร้อนน้อยลง

2.2 ข้อจำกัดของการรักษามะเร็งด้วยวิธี Hyperthermia

1. สามารถใช้ได้กับมะเร็งปฐมภูมิ (Hepatocellular Carcinoma) และมะเร็งทุติยภูมิของ ตับบางชนิด เช่นมะเร็งที่แพร่กระจายมาจากมะเร็ง ลำไส้ใหญ่ (Colonic metastasis)
2. ใช้ได้ผลดีในก้อนมะเร็งที่มีขนาดไม่เกิน 5 เซนติเมตร
3. ถ้าจำเป็นต้องทำการรักษากับก้อนมะเร็ง ใหญ่กว่า 5 เซนติเมตรเล็กน้อย อาจทำได้โดยแบ่งทำ ที่ละส่วนของก้อนจนครบคลุมก้อนได้ทั้งหมด

4. ข้อจำกัดของการรักษามะเร็งด้วยวิธี
Hyperthermia ขึ้นกับขนาด, จำนวน และ ตำแหน่ง
ของก้อนมะเร็ง

5. ผลแทรกซ้อนที่อาจเกิดขึ้นกับ ขนาด
จำนวน และ ตำแหน่งของก้อน ได้แก่ ไข้ ปวด มัก
หายไปใน 1-2 วันและอาจมีอันตรายต่ออวัยวะ
ข้างเคียง เช่น ถุงน้ำดี กระบังลม ลำไส้ ฯลฯ ขึ้นกับ
ตำแหน่งของก้อนมะเร็ง

2.3 สมการพลศาสตร์ของไหล - ความร้อน

พฤติกรรมการไหลของของไหลสามารถ
อธิบายได้ด้วยสมการหลัก 3 สมการ คือ สมการก
ทรงมวล (Continuity Equation) สมการโมเมนตัม
(Momentum Equation) และสมการพลังงาน (Energy
Equation)

Mass Conservation Equation

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (1)$$

Momentum Conservation Equation

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\vec{\tau}) + \rho \vec{g} + \vec{F} \quad (2)$$

Energy Conservation Equation

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho E) + \nabla \cdot (\vec{v}(\rho E + p)) = \nabla \cdot \left(k_{eff} \nabla T - \sum_j h_j \vec{j}_j + (\vec{\tau}_{eff} \cdot \vec{v}) \right) + S_h \quad (3)$$

Stress Tensor $\vec{\tau}$ หาได้จาก

$$\vec{\tau} = \mu \left[(\nabla \vec{v} + \nabla \vec{v}^T) - \frac{2}{3} \nabla \cdot \vec{v} I \right] \quad (4)$$

โดยที่ I คือ unit tensor

สมการสำหรับการแลกเปลี่ยนความร้อนใน
เนื้อเยื่อที่เกิดจากการพาความร้อนระหว่างผนังหลอดเลือด
เลือดและเลือด

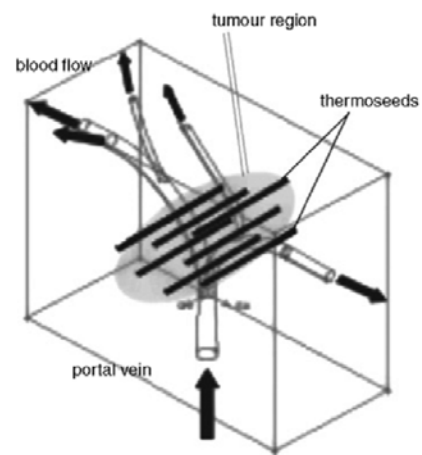
$$dq_{conv} = \alpha \cdot dA(T_v - T_b) \quad (5)$$

สำหรับการนำความร้อนในเนื้อเยื่อ

$$c\rho \frac{\partial T}{\partial t} = \lambda \cdot \nabla^2 T \quad (6)$$

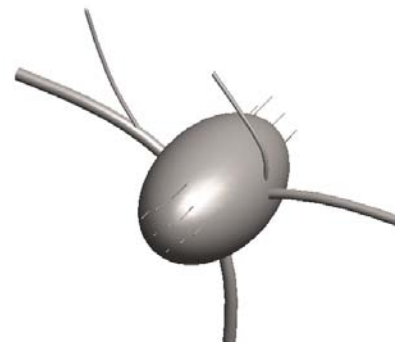
3. การจำลองทางคอมพิวเตอร์

ในการสร้างแบบจำลองแบบสามมิติของการ
รักษามะเร็งด้วยวิธี Hyperthermia นั้นในงานวิจัยนี้ใช้
โปรแกรม Solidworks ซึ่งเป็นโปรแกรมทาง CAD
ชนิดหนึ่งที่มีความนิยมอย่างสูงโปรแกรมหนึ่ง



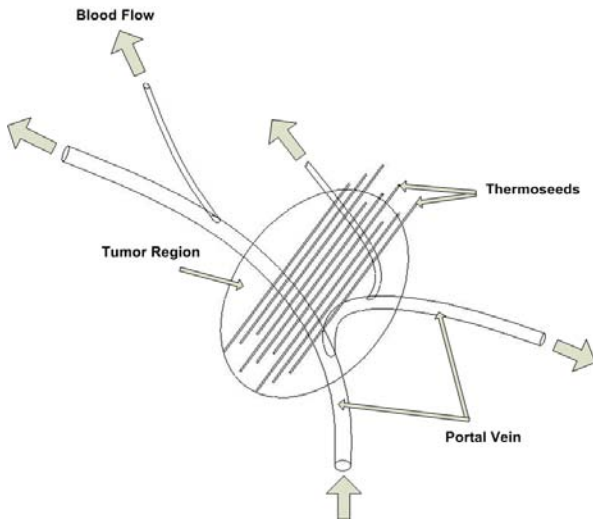
รูปที่ 1 รูปแสดงแบบจำลองทางสามมิติของ นักวิจัย
Dughiro and Corazza

ในการสร้างแบบจำลองแบบสามมิติของการ
รักษามะเร็งด้วยวิธี Hyperthermia นั้น จำเป็นต้องมี
แบบจำลองต้นแบบ โดยในงานวิจัยนี้อ้างอิงจาก
แบบจำลองของ นักวิจัย Dughiro and Corazza โดย
แสดงดังรูปที่ 1



รูปที่ 2 รูปแสดงแบบจำลองทางสามมิติที่สร้างด้วย
โปรแกรม Solidworks

โดยกำหนดให้หลอดเลือด (Portal vein) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร มะเร็ง (Tumor Region) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 90 มิลลิเมตร และ Thermosteds มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ยาว 100 มิลลิเมตร โดยแสดงดังรูปที่ 2-3



รูปที่ 3 รูปแสดงแบบจำลองทางสามมิติที่สร้างด้วยโปรแกรม Solidworks แบบ Wireframe

การกำหนดเงื่อนไขขอบเขต สำหรับการจำลองการไหลและการถ่ายเทความร้อนในงานวิจัยนี้ พิจารณาคุณสมบัติทางความร้อน ดังแสดงในตารางที่ 1 แล้วทำการจำลองการไหลและการถ่ายเทความร้อน ด้วยโปรแกรม FLUENT และมีข้อกำหนดต่างๆดังนี้

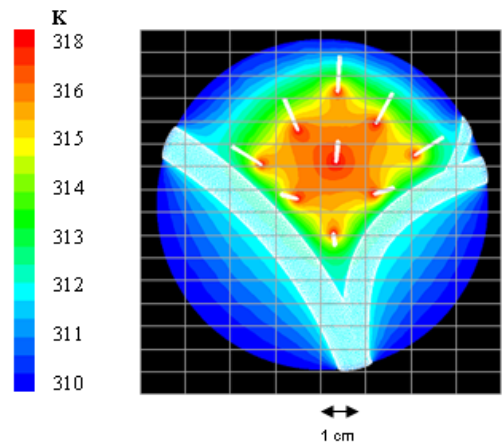
- พิจารณาให้เลือดเป็นของไหลชนิด non-Newtonian Fluid
- พิจารณาให้ผนังหลอดเลือดเป็นแบบ no-Slip Condition
- อุณหภูมิที่เกิดจาก Thermosteds กำหนดให้มีค่าคงที่โดยพิจารณาเฉพาะความร้อนที่ออกมาจากผิวนอกของ Thermosteds
- อุณหภูมิของเลือดมีค่า 37.5 องศาเซลเซียส
- พิจารณาการไหลของเลือดในหลอดเลือดเป็นแบบราบเรียบ
- พิจารณาเฉพาะการไหลของเลือดที่ผ่านตับ โดยกำหนดความเร็วทางเข้าที่ 3 มิลลิเมตรต่อวินาที

ตารางที่ 1 คุณสมบัติทางความร้อนที่ใช้ในแบบจำลอง

	Thermal conductivity k [W/m K]	Density ρ [kg/m ³]	Specific heat c_p [J/kg K]	Viscosity μ [N s/m ³]
Tumor	0.642	1000	3500	-
Liver	0.640	1000	3500	-
Blood	0.6	1060	3840	0.004

4. ผลของการจำลองทางคอมพิวเตอร์

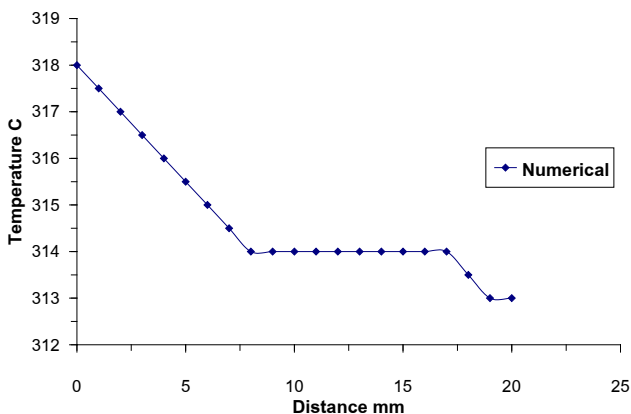
ในงานวิจัยนี้ผลของการจำลองจะแสดงโดยภาพสี ความสัมพันธ์ระหว่างสีของแบบจำลองและอุณหภูมิแสดงข้อมูลของการกระจายตัวของอุณหภูมิในแบบจำลอง โดยข้อมูลการกระจายตัวของอุณหภูมิจะนำไปวิเคราะห์การนำความร้อนและการพาความร้อนเฉพาะที่ ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 รูปแสดงการกระจายตัวของอุณหภูมิในแบบจำลองในรูปแบบ 2 มิติ

โดยความสัมพันธ์ระหว่างสีของแบบจำลองแสดงในรูปแบบ 2 มิติ แสดงให้เห็นว่าความอุณหภูมิที่มีอุณหภูมิสูง 40 - 43 องศาเซลเซียสที่ออกมาจาก Thermosteds มีสามารถพอที่จะทำให้เซลล์มะเร็งเริ่มหยุดการเจริญเติบโต แต่ยังไม่มากพอที่จะเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็งที่อยู่ในตำแหน่งหลอดเลือดใหญ่ที่มีความเร็วสูงไหลผ่าน โดยความร้อนจะเกิดขึ้นสูงสุดที่กึ่งกลางของก้อนมะเร็งและลดลงอย่างต่อเนื่องตามระยะที่เข้าไปหลอดเลือด เนื่องจากที่กึ่งกลาง

ก่อนเริ่มการพาความร้อนที่เกิดการไหลของเลือดไม่มีผลกระทบมากนัก หากยิ่งห่างจากแหล่งกำเนิดความร้อนการพาความร้อนจะมีผลกระทบมากขึ้นโดยพบว่าตำแหน่งที่เซลล์มะเร็งอยู่ใกล้กับหลอดเลือดใหญ่ ความร้อนจะถูกพาออกไปจากบริเวณที่ทำการรักษา ดังรูปที่ 5



รูปที่ 5 แผนภาพแสดงอัตราการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิต่อระยะทางของการกระจายตัวของอุณหภูมิในแบบจำลอง

5. สรุป

โปรแกรมด้านพลศาสตร์ของไหลเชิงคำนวณสามารถนำมาใช้ทำนายการกระจายตัวของความร้อนระหว่างวิธีการรักษามะเร็งด้วยวิธี Hyperthermia ได้ โดยในงานวิจัยนี้พบว่าการไหลของเลือดที่มีความเร็วสูงเป็นปัญหาหลักในการรักษามะเร็งด้วยวิธีนี้ ซึ่งจะพบปัญหานี้เฉพาะในบริเวณที่มีหลอดเลือดใหญ่ที่มีอัตราการไหลมากกว่า 3 มิลลิเมตรขึ้นไป ด้วยเหตุผลดังกล่าวข้างต้น จึงอาจจำเป็นที่จะต้องเพิ่มจำนวน Thermoseeds และอาจจะต้องจัดรูปแบบตำแหน่งการวางของ Thermoseed อีกรูปแบบหนึ่งเพื่อศึกษาการกระจายตัวของความร้อนและนำไปปรับปรุงวิธีการรักษามะเร็งด้วยวิธีการ Hyperthermia ต่อไป

6. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ศูนย์ไทยกริดแห่งชาติ (TNGC) และ Dr.Sirod Sirisup หน่วยปฏิบัติการวิจัยการจำลองขนาดใหญ่ (Large Scale Simulation)

ศูนย์เทคโนโลยี อิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ ศูนย์วิจัยและพัฒนาแห่งมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ (KURDI) ที่ให้ความช่วยเหลือในการทำงานวิจัย

7. สัญลักษณ์และคำย่อ

- A พื้นที่ที่ทำการศึกษา, m²
- c_p ค่าความจุความร้อนจำเพาะ, J/kgK
- α ค่าสัมประสิทธิ์การพาความร้อน, W/m²K
- λ ค่าความนำความร้อน, W/m K
- W อัตราการไหลโดยมวลของเลือด, kg/s
- \dot{q} ฟลักซ์ความร้อน, W
- T อุณหภูมิ, °C
- ρ ความหนาแน่น, kg/m³
- μ ค่าความหนืดพลศาสตร์, N s/m³

7. เอกสารอ้างอิง

- [1] C.Thiebaut, D.Lemonnier, (2005), Three-dimensional modelling and optimisation of thermal fields induced in a human body during hyperthermia., *Int. J. Thermal Sciencer*, 41, 500-508.
- [2] F. Dughiero, S. Corazza, (2001), Numerical simulation of thermal disposition with induction heating used for oncological hyperthermic treatment., *Med. Biol. Eng. Comput.*, 43, 40-43
- [3] J. Lang, B. Erdmann, and M. Seebass, (1999), Impact of non linear heat transfer on temperature control in regional hyperthermia., *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 46, 1129 – 1137
- [4] J. A. Paulus, J. S. Richardson, and R. D. Tucker,(1996), Evaluation of inductively heated ferromagnetic alloy implants for therapeutic

interstitial hyperthermia., IEEE Trans. Biomed. Eng., 43, 406 - 413

[5] M.Sato, N. Kodama, T.Sato, A. Masai, and H. Matsukui, (1993), An experimental study on soft heating method for clinical application of interstitial hyperthermia., IEEE Trans. Magnetics, 29, 3331- 3333

[6] L. Solbiati, T. Ierace, M. Tonolini, V. Osti, and L. Cova, (2001), Radiofrequency thermal ablation of hepatic metastases., Eur. J. Ultrasound, 13, 149 - 158

[7] D. T. Tompkins, R. Vanderby, S. A. KleinS, W.A. Beckman, R.A. Steeves, and B. R. Paliwal, (1994) Effect of interseed spacing, tissue perfusion, thermoseed temperature and catheters in ferromagnetic hyperthermia: results from simulations using finite element models of thermoseed and catheters., IEEE Trans. Biomed. Eng., 41, 975 - 985