

การศึกษาการกระจายความร้อนของการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยไมโครเวฟ โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ

A STUDY OF HEAT DISTRIBUTION FOR MICROWAVE ABLATION USING 3D FINITE ELEMENT

เพชร นันทวัฒน์

อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม
E-mail : petch.na@spu.ac.th

บทคัดย่อ

งานวิจัยฉบับนี้นำเสนอการศึกษาการกระจายความร้อนของการทำลายเซลล์มะเร็งด้วยไมโครเวฟ โดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์แบบ 3 มิติ ที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศที่นำมาทดลอง 4 แบบ ประกอบด้วย สายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบปลายเป็นฉนวน สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ และสายอากาศแบบเปิดช่อง ทำการศึกษาผลของการกระจายความร้อนเนื่องจากการปรับกำลังส่งที่ 50W, 100W และ 150W ที่เวลา 30, 60, 90, 120, 150 และ 180 วินาที จากการทดลองพบว่าหากมีการเพิ่มกำลังส่งหรือเพิ่มระยะเวลาจะทำให้เพิ่มปริมาตรในการทำลายเซลล์ โดยสายอากาศแบบปลายเปิดสามารถทำลายเซลล์ได้ปริมาตรสูงสุด แต่มีการกระจายความร้อนกลับมาที่ตัวจับสูงสุด สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะและสายอากาศแบบปลายเป็นฉนวนมีคุณสมบัติใกล้เคียงกับสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบเปิดช่องมีการกระจายความร้อนอย่างสม่ำเสมอและมีรูปร่างการทำลายเซลล์ที่สมมาตร แต่ให้ปริมาตรในการทำลายเซลล์ต่ำที่สุด

คำสำคัญ : การทำลายเซลล์ ไมโครเวฟ ไฟไนต์เอลิเมนต์ การกระจายอุณหภูมิ

ABSTRACT

This research presents three-dimensional finite element analyses of microwave ablation at frequency of 2.45 GHz. We studied the characteristics of various antennas for microwave ablation. Four configurations of antennas were considered: open-tip, dielectric-tip, metal-tip and slot. We analyzed the temperature distributions power at 50w, 100w and 150w and time at 30s, 60s, 90s, 120s, 150s and 180s. From the simulation results, the open-tip antenna had a largest volume but causes backward heating problem at higher power levels or during extended ablations. The metal-tip antenna and dielectric-tip antenna had similar the open-tip antenna. The slot antenna had uniform temperature distributions and symmetry shape but it had a smallest volume.

KEYWORDS: Ablation, Microwave, Finite Element, Temperature Distribution

บทนำ

ในปัจจุบันอัตราของผู้ป่วยมะเร็งตับที่เกิดขึ้นมีจำนวนมาก ได้มีการนำวิธีการรักษามะเร็งโดยใช้ความร้อนเข้าไปทำลายเซลล์มะเร็งเพื่อยับยั้งการเจริญเติบโต ได้แก่ RFA (Radio Frequency Ablation) ซึ่งเป็นวิธีหนึ่งที่ใช้ในการรักษาโรคมะเร็ง โดยเรียกวินี้ว่า HiTT (High Frequency Induced Thermo-therapy) ซึ่งเป็นการเหนี่ยวนำไฟฟ้ากระแสสลับทำให้เกิดความร้อนสูงถึง 375-500 kHz และให้กำลังสูงสุด 60 วัตต์ โดยการรักษาระหว่างทางผิวหนังและใช้เข็มเป็นตัวเจาะเข้าไปยังเซลล์มะเร็ง ส่วนปลายเข็มจะเกิดความร้อน (D. Haemmerich et al., 2001) โดยจะมีน้ำเกลือเป็นตัวนำความร้อนจากปลายเข็มแผ่กระจายทำลายมะเร็งได้ดีขึ้น ส่วนพลังงานที่ใช้จะต้องขึ้นกับขนาดมะเร็งและดุลยพินิจของแพทย์ผู้ทำการรักษา การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษา แต่ก็มีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่จะถูกทำลาย คือก้อนมะเร็งที่มีขนาดใหญ่ จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้ เนื่องจากเมื่อเนื้อเยื่อตับมีอุณหภูมิสูงกว่า 90 องศาเซลเซียส จะทำให้ตับมีความต้านทานสูงมาก จนสนามไฟฟ้าไม่สามารถแพร่ออกไปในเนื้อเยื่อได้ ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายจึงมีขนาดค่อนข้างเล็ก และไม่สามารถกำหนดรูปแบบการกระจายความร้อนในก้อนมะเร็งที่จะทำลายได้ ไม่ใครเวฟ เป็นการแผ่รังสีความร้อน ในปัจจุบันยังไม่เป็นที่พอใจเท่าไรนักเพราะการทำลายเซลล์มะเร็งไม่สมบูรณ์เท่าที่ควร การทำลาย เซลล์มะเร็งด้วยคลื่นไมโครเวฟนั้นทำได้โดยการส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศที่เสียบอยู่ในเซลล์เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ซึ่งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟผ่านสายอากาศ ทำให้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ามีการกระจายออกไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง ก็ทำให้เนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งมีการดูดซับพลังงาน ซึ่งทำให้เกิดความร้อนในเนื้อเยื่อมะเร็งอย่างรวดเร็ว เมื่อความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็งสูง 50 องศาเซลเซียส ก็จะทำให้เนื้อเยื่อมะเร็งนั้นตายหรือฝ่อ (A.S. Wright et al., 2003)

ในการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัยทางด้านการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นความถี่วิทยุและคลื่นความถี่ไมโครเวฟประกอบด้วย งานวิจัยด้านสายอากาศหรือโพรงที่มีการออกแบบ ทดลองใช้มีลักษณะหลายรูปแบบเช่น สายอากาศแบบโมโนโพล สายอากาศแบบไดโพล สายอากาศแบบเปิดช่อง (Labonte et al., 1996) ได้พิจารณาลักษณะต่างๆ ของสายอากาศ

แบบโมโนโพลหลายๆ รูปแบบเพื่อส่งคลื่นไมโครเวฟเข้าไปทำลายเยื่อหัวใจ สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะจะใช้ได้ดีที่สุด (L. Hamada et al., 2000) ได้ทดลองสายอากาศแบบไดโพลที่มีความถี่ 915 MHz โดยมีความลึกของการสอดแทรกสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อจำลองที่แตกต่างกัน สายอากาศที่นำมาทดลองเป็นสายอากาศแบบไดโพลอย่างง่าย (Conventional Antenna) และสายอากาศแบบไดโพลประยุกต์ (New Dipole Antenna) สายอากาศแบบ Cap-Choke (Jame C. Lin et al., 1996) เป็นสายอากาศที่มีการนำมาจำลองทั้งที่ความถี่ 2.45 GHz และ 915 MHz (S. Pisa et al., 2001) สายอากาศแบบ Cap-Choke ทำให้เกิดการกระจายของความร้อนในเนื้อเยื่อได้ โดยไม่มีการสะท้อนกลับของกระแสในสายส่ง นอกจากนี้ผลของความร้อนก็ไม่ขึ้นกับความลึกที่สอดใส่สายอากาศลงไปในเนื้อเยื่อ สามารถควบคุมตำแหน่งความร้อนซึ่งมันจะเกิดรอบๆ บริเวณปลายของสายอากาศ นอกจากนี้ยังมีผลการทดลองวางสายอากาศแบบคู่ ซึ่งทำให้ขนาดของเซลล์มะเร็งที่ทำลายได้มีขนาดใหญ่ขึ้น

งานวิจัยทางด้านของการทดลองจำลองด้วยคอมพิวเตอร์ เช่น การใช้วิธี Finite-Difference Time-Domain (FDTD), Antenna-Direction-Implicit Finite Difference (ADI-FC) สำหรับการแก้สมการความร้อน (S. Pisa et al., 2003) (Hurter et al., 1991) ได้ทำการออกแบบ และจำลองด้วยการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์กับสายอากาศแบบไดโพล โดยในการจำลองได้ปรับเปลี่ยนความลึกที่สอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อซึ่งผลปรากฏว่าความลึกในการสอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อ มีผลต่อรูปแบบของผลหรือการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้น นอกจากนี้เขายังบอกว่าสายอากาศจะมีการถ่ายทอดพลังงานสูงสุดเมื่อสายอากาศมีความยาว L ดังนี้ $L = \lambda_{eff} / 2$ (G. Schaller et al., 1996) ได้พิจารณา สายอากาศแบบ Triaxial Choke Dipole ซึ่งสายอากาศแบบนี้ สามารถทำให้เกิดการดูดซับความร้อน (SAR) ได้สูงกว่าสายอากาศ แบบไดโพล และสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot Antenna) SAR จะเกิดขึ้นสูงสุดที่ส่วนเปิดช่องของสายอากาศ และความยาวของ Choke มีค่า $\lambda_{eff} / 4$ ความยาวของ Choke จะช่วยลดผลที่เกี่ยวกับความลึกที่สอดใส่สายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อและความลึกในการกระจายค่า SAR (Saito et al., 2001) ได้ทำการทดลองใช้สายอากาศแบบ Coaxial-Fed Slot สองอันมาทำการจำลองการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ

ที่ความถี่ 2.45 GHz ซึ่งผลที่ได้จากการจำลองด้วยวิธี Tip-Split ทำให้ขนาดเซลล์ที่ถูกทำลายมีขนาดใหญ่ขึ้น เพราะขนาดของเซลล์ที่ถูกทำลายเกิดจากกระแสที่ไหลจากสายอากาศทั้งสองอัน ดังนั้นในงานวิจัยนี้จึงได้นำวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ มาศึกษารูปแบบการกระจายความร้อนที่จะเกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับที่เป็นมะเร็งเมื่อส่งคลื่นไมโครเวฟที่ความถี่ 2.45 GHz ผ่านสายอากาศแต่ละแบบที่กำลังส่ง และระยะเวลาต่างๆ เพื่อดูผลของการกระจายความร้อน และปริมาตรการทำลายในแบบ 3 มิติ แทนแบบ 2 มิติ ซึ่งมีข้อจำกัดต่อการประยุกต์ใช้ในออกแบบสายอากาศที่มีลักษณะการแพร่กระจายของสนามไฟฟ้าที่ไม่สมมาตรต่อไป

สมการแมกซ์เวลล์ (Maxwell's Equations)

สนามแม่เหล็กไฟฟ้าในรูปทั่วไปแล้วจะเป็นคลื่นซึ่งเป็นสัญญาณที่มีฮาร์โมนิก (Time - Harmonic Field) หรืออีกนัยหนึ่งคือ เป็นสัญญาณที่มีคาบการแกว่งที่แน่นอน ซึ่งโดยทั่วไปแล้วมักจะแทนด้วยผลรวมของสัญญาณรูปไซน์ที่สามารถใช้ฟังก์ชันทางคณิตศาสตร์ ได้ดังสมการแมกซ์เวลล์

$$\nabla \times \vec{H} = -j\omega \epsilon \vec{E} + \sigma \vec{E} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \quad (2)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (3)$$

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (4)$$

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (5)$$

เมื่อ

- \vec{E} = สนามไฟฟ้า
- \vec{D} = ฟลักซ์ของสนามไฟฟ้า
- \vec{H} = ความเข้มสนามแม่เหล็ก
- ρ = ความหนาแน่นของประจุเชิงปริมาตร
- \vec{B} = สนามแม่เหล็ก
- ϵ = ค่าความยินยอมทางไฟฟ้า
- μ = ค่าความซึมซาบแม่เหล็ก

สมการความร้อนในทางชีววิทยา

(The Bio-Heat Equation)

ในการวิเคราะห์ด้วยความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อ ซึ่งมีรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆ ที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อน (M.G. Skinner et al., 1998), (H.H. Pennes, 1948) ดังสมการที่ (6)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_{ext} \quad (6)$$

เมื่อ

- ρ = ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ
- c = ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ
- k = ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ
- h_b = สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
- c_b = ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด
- ω_b = อัตราฉีดเลือด
- T_b = ค่าอุณหภูมิเลือด
- Q_m = ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด
- Q_{ext} = ค่าความร้อนจากภายนอก

จากสมการ Bioheat(6) ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ (h_b) และพลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (Q_m) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่ามีความน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ Q_{ext}

สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจาก สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงเนื้อเยื่อ จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อ (K. Saito et al., 2000) ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ดังสมการที่ (7)

$$SAR = \frac{1}{\rho} Q_{ext} = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (7)$$

เมื่อ

$$SAR = \text{Specific absorption rate (W/kg)}$$

$$\sigma = \text{สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)}$$

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method)

ระเบียบวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ (Finite Element Method : FEM) เป็นวิธีการคำนวณเชิงตัวเลขชนิดหนึ่งสำหรับแก้สมการเชิงอนุพันธ์ จะทำการแบ่งรูปร่างของปัญหาออกเป็นเนื้อที่หลายๆชิ้นที่เรียกว่าเอลิเมนต์ (Element) ปัญหานั้นจะต้องประกอบด้วยสมการเชิงอนุพันธ์และเงื่อนไขขอบเขตที่กำหนดให้ การหาค่าผลเฉลยแม่นยำตรง (Exact Solution) จะประกอบด้วยค่าต่างๆเป็นจำนวนอนันต์ ซึ่งเราไม่สามารถหาค่าผลเฉลยได้ จึงต้องเปลี่ยนค่าทั้งหมดที่เป็นอนันต์ให้เป็นจำนวนที่นับได้ (Finite) ทำการแทนรูปร่างลักษณะของปัญหาด้วยเอลิเมนต์ที่มีขนาดต่างๆกัน จะเริ่มจากการพิจารณาเอลิเมนต์ทีละเอลิเมนต์ ทำการสร้างสมการให้แก่แต่ละเอลิเมนต์ที่สอดคล้องกับสมการเชิงอนุพันธ์ของปัญหานั้นๆ จากนั้นนำสมการของแต่ละเอลิเมนต์ที่สร้างขึ้นมาประกอบเข้าด้วยกัน รวมเป็นระบบสมการชุดใหญ่ จากนั้นทำการกำหนดเงื่อนไขขอบเขต ที่ให้มาลงในสมการชุดใหญ่ แล้วจึงทำการแก้สมการและได้ผลเฉลยโดยประมาณที่ตำแหน่งต่างๆของปัญหานั้น



ภาพที่ 1 สายอากาศที่ใช้ในการทดลอง

ในการวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ได้วิเคราะห์โครงสร้างของสายอากาศ ดังแสดงในภาพที่ 1 ประกอบด้วยสายอากาศแบบปลายเปิด (Open Tip) ซึ่งส่วนปลายของตัวนำจะสัมผัสกับเนื้อเยื่อโดยตรง สายอากาศแบบมีปลายฉนวน (Dielectric Tip) ที่ปลายของสายอากาศจะถูกปิดอย่างสมบูรณ์ด้วยฉนวน สายอากาศที่มีปลายเป็นโลหะ (Metal Tip) และสายอากาศแบบเปิดช่อง (Slot) ซึ่งจะทำให้การเปิดช่องรอบตัวนำของสายอากาศ ในตารางที่ 1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ

การวิเคราะห์ข้อมูล

ในงานวิจัยนี้ทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยจำลองการทำงานด้วยวิธีการทางไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม Comsol Multiphysics Version 3.4 บนระบบปฏิบัติการ 64 บิต Intel® Core™ 2 Duo RAM DDR2 4 GB และ HDD 200 GB โดยการจำลองการทำงานประกอบด้วย โมดูล 2 โมดูล ที่ใช้ใน

ตารางที่ 1 แสดงขนาดทางมิติของสายอากาศ

พารามิเตอร์	มิติของสายอากาศ (มิลลิเมตร)			
	OT	DT	MT	Slot
เส้นผ่านศูนย์กลาง				
ตัวนำใน	0.912	0.912	0.912	0.912
ตัวนำนอก	3.581	3.581	3.581	3.581
ไดอิเล็กทริก	2.985	2.985	2.985	2.985
ความยาวสลัสด	-	-	-	2
ความยาวของปลายเปิด	13	13	13	-
ความยาวของปลาย				
ฉนวน	-	0.6	-	-
โลหะ	-	-	2	-
ความยาวของสายอากาศ	42	42.6	44	70

การจำลองการทำงาน คือ RF Module, Heat Transfer (Bioheat Equation) ในการคำนวณผลลัพธ์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์ แบบจำลองทางไฟไนต์เอลิเมนต์ประกอบด้วย ขูดสายอากาศ และเนื้อเยื่อ โดยสายอากาศจะวางอยู่ที่กึ่งกลางของเนื้อเยื่อรูปทรงกระบอกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 6 เซนติเมตร และความสูง 8 เซนติเมตร ส่วนของสายอากาศจะถูกแบ่งออกเป็นชั้นย่อยๆ ด้วยเอลิเมนต์ที่มีรูปแบบเป็นสามเหลี่ยม ขนาดของเอลิเมนต์สายอากาศที่ใช้มีขนาดอยู่ในช่วง 0.01-1.00 มิลลิเมตร ในส่วนของเอลิเมนต์ในเนื้อเยื่อจะมีการกระจายของขนาดเอลิเมนต์โดยบริเวณรอบๆ สายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่เล็ก ส่วนบริเวณที่ห่างออกจากสายอากาศจะมีขนาดของเอลิเมนต์ที่ใหญ่ขึ้น เพื่อลดขนาดของหน่วยความจำของเครื่องในการจำลองการทำงาน ขนาดของเอลิเมนต์ของเนื้อเยื่อมีขนาดอยู่ในช่วง 0.1-1.0 มิลลิเมตร รายละเอียดของพารามิเตอร์ของการคำนวณแสดงได้ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ

พารามิเตอร์	ค่า	พารามิเตอร์	ค่า
ρ_{liver}	1,050 (kg/m ³)	k	0.56 (S/m)
C_{liver}	3,700 (J/kg.K)	σ_{liver}	1.69 (S/m)
ρ_{bl}	1,000 (kg/m ³)	ϵ_{liver}	43.03
C_{bl}	3,639 (J/kg.K)	ϵ_{diel}	2.03
W_{bl}	3.6x10 ⁻³ (m ³ /kg.s)	ϵ_{insul}	2.6

การทดลองและผลการทดลอง

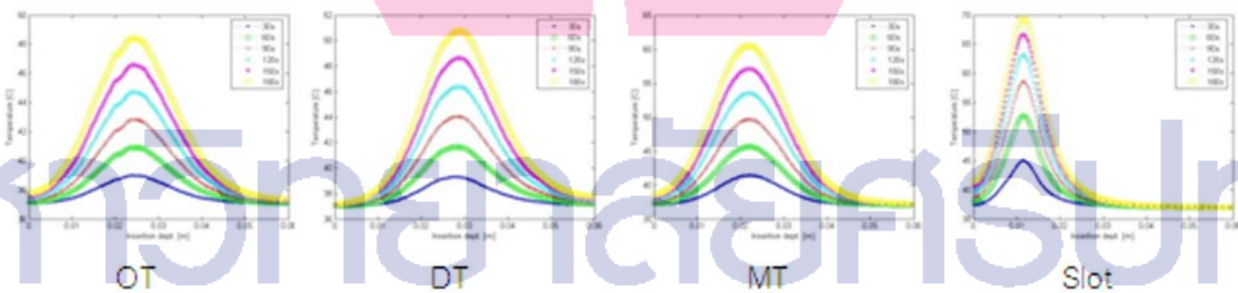
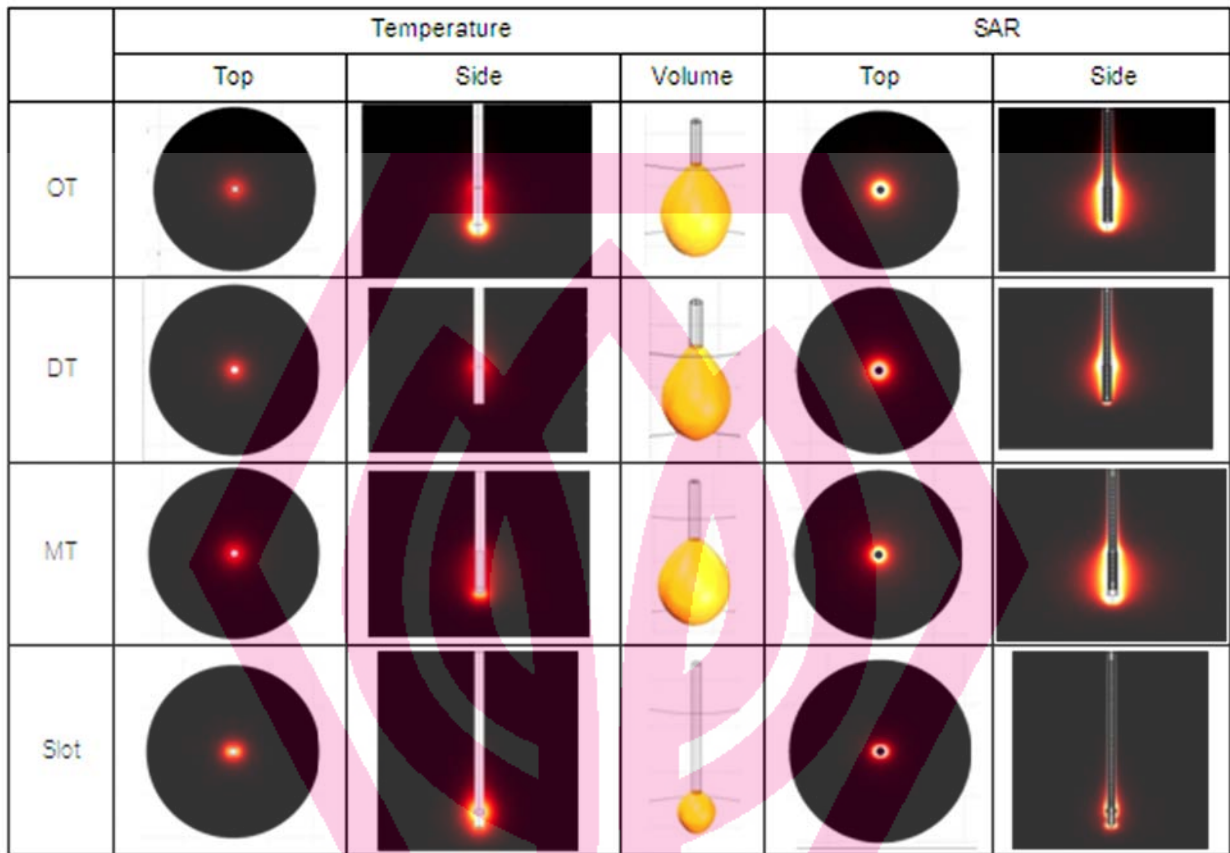
ในงานวิจัยนี้ ได้ทำการคำนวณผลของการกระจายความร้อน และการกระจายค่า SAR ที่เกิดจากสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบต่างๆ 4 แบบ ประกอบด้วย สายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบปลายเป็นฉนวน สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ และสายอากาศแบบเปิดช่อง โดยใช้วิธีการคำนวณไฟไนต์เอลิเมนต์ด้วยโปรแกรม Comsol Multiphysics ที่ความถี่ 2.45 GHz ที่กำลังส่ง 50W, 100W และ 150W ที่เวลา 30, 60, 90, 120, 150 และ 180 วินาที จากผลการทดลองในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงปริมาณของการทำลายเนื้อเยื่อที่อุณหภูมิสูงกว่า 50 องศาเซลเซียส

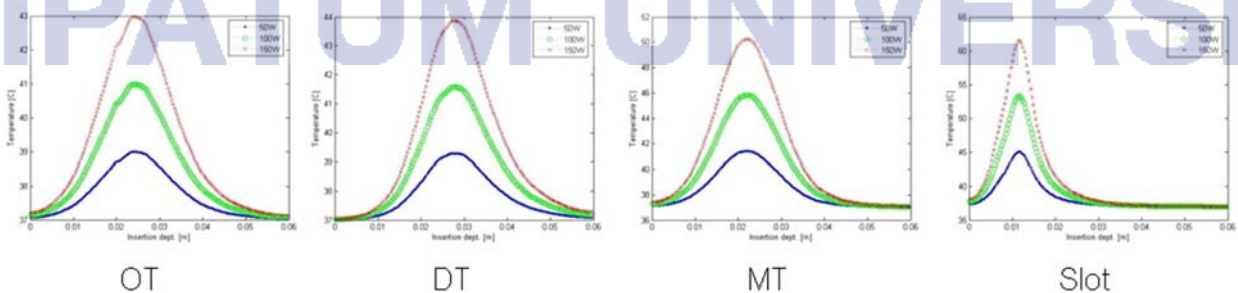
		ปริมาณ (ลูกบาศก์เซนติเมตร)						
		เวลา	30s	60s	90s	120s	150s	180s
OT	กำลังส่ง	50	4.64	9.23	13.24	16.95	20.33	23.41
	100	8.60	15.93	22.31	27.99	33.38	38.19	
	150	11.99	21.52	29.60	36.98	43.50	49.89	
DT	กำลังส่ง	50	2.52	5.28	7.77	10.13	12.16	14.15
	100	5.29	10.19	14.49	18.35	21.87	25.23	
	150	7.71	14.29	20.03	25.14	29.73	34.09	
MT	กำลังส่ง	50	4.44	8.76	12.57	16.00	19.13	22.00
	100	8.55	15.75	21.87	27.49	32.34	36.90	
	150	12.09	21.54	29.70	36.55	42.96	48.90	
Slot	กำลังส่ง	50	0.67	1.48	2.23	2.96	3.65	4.26
	100	1.57	3.20	4.73	6.25	7.61	8.95	
	150	2.35	4.72	6.92	9.06	11.15	13.08	

แสดงปริมาณ การทำลายเซลล์ของสายอากาศแต่ละแบบที่ระยะเวลาต่างๆ ที่อุณหภูมิ 50 องศาเซลเซียส และจากตารางที่ 4 จะเห็นว่ามีการกระจายความร้อนและค่า SAR มีการกระจายตัวอย่างสมมาตรรอบสายอากาศ และแพร่กระจายออกจากบริเวณปลายของสายอากาศที่ทำการเปิดตัวนำออกของสายอากาศแต่ละแบบ ซึ่งสามารถทำงานเซลล์มะเร็งได้ ภาพที่ 2 แสดงของการกระจายความร้อนที่ 50 W ที่เวลาต่างๆ จะเห็นว่าหากทำการเพิ่มระยะเวลาจะสามารถเพิ่มความสามารถในการกระจายความร้อนได้ และในภาพที่ 3 แสดงของการกระจายความร้อนที่เวลา 30 วินาที ที่กำลังส่งต่างๆ จะเห็นว่าหากทำการเพิ่มกำลังส่งก็จะสามารถเพิ่มความสามารถในการกระจายความร้อนได้เช่นเดียวกับการเพิ่มเวลา และภาพที่ 4 แสดงค่า SAR ของสายอากาศ ซึ่งการเปลี่ยนแปลงไม่ขึ้นกับเวลาแต่ขึ้นกับกำลังส่งที่ป้อนให้สายอากาศ

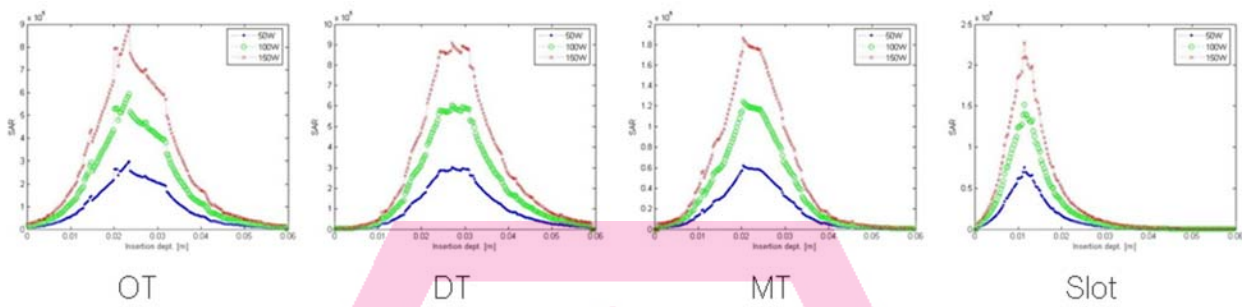
ตารางที่ 4 ผลการกระจายความร้อนและค่า SAR ของสายอากาศที่ 50 W เวลา 60 วินาที



ภาพที่ 2 ผลของการกระจายความร้อนของสายอากาศที่ 50W



ภาพที่ 3 ผลการกระจายความร้อนของสายอากาศที่เวลา 30 วินาที



ภาพที่ 4 ค่า SAR ของสายอากาศ

สายอากาศแบบปลายเปิด เป็นสายอากาศที่มีการกระจายความร้อน ที่ตำแหน่งของปลายเปิด เริ่มจากปลายสุดของสายอากาศ และมีการเพิ่มการกระจายความร้อนอย่างต่อเนื่อง หากให้เวลามากขึ้น หรือเพิ่มกำลังส่ง ทำให้ปริมาณของการทำลายเซลล์สูงขึ้น โดยสายอากาศนี้จะให้ปริมาณการทำลายเซลล์สูงที่สุด เมื่อเทียบกับสายอากาศชนิดอื่น แต่หากให้เวลาและกำลังงานที่มากจะทำให้เนื้อเยื่อบริเวณใกล้กับปลายสายอากาศมีความร้อนสูง และมีการกระจายความร้อนกลับมาที่ด้ามจับสูง ดังแสดงในผลการทดลอง สายอากาศแบบปลายเป็นฉนวน เป็นสายอากาศที่มีการกระจายของอุณหภูมิที่ตำแหน่งของปลายเปิด โดยเริ่มจากกลางสายอากาศบริเวณรอยต่อระหว่างตัวนำนอกกับส่วนที่เปิดของสายอากาศ และมีการเพิ่มของการกระจายอุณหภูมิอย่างต่อเนื่อง หากมีการให้เวลามากขึ้น หรือเพิ่มกำลังส่ง และปริมาณของการทำลายเซลล์สูงเป็นอันดับที่ 3 เทียบกับสายอากาศชนิดอื่น มีการกระจายความร้อนกลับมาที่ด้ามจับสูงดังแสดงในผลการทดลอง แต่มีคุณสมบัติที่ดีกว่าสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบปลายเป็นโลหะ เป็นสายอากาศที่มีการกระจายอุณหภูมิที่ตำแหน่งของปลายเปิด โดยเริ่มจากปลายสุดของสายอากาศ เช่นเดียวกับสายอากาศแบบปลายเปิด และมีการเพิ่มของการกระจายอุณหภูมิอย่างต่อเนื่องหากมีการให้เวลามากขึ้น หรือเพิ่มกำลังส่งให้ปริมาณของการทำลายเซลล์สูงเป็นอันดับที่ 2 เทียบกับสายอากาศชนิดอื่น หากให้เวลาและกำลังงานที่มากจะทำให้เนื้อเยื่อบริเวณใกล้กับปลายสายอากาศมีความร้อนสูง และมีการกระจายความร้อนกลับมาที่ด้ามจับต่ำกว่าสายอากาศ 2 แบบแรก ดังแสดงในผลการทดลอง สายอากาศแบบเปิดช่อง เป็นสายอากาศที่มีการกระจายอุณหภูมิที่ตำแหน่งของช่องเปิด และมีการเพิ่มของการกระจายอุณหภูมิ

อย่างสม่ำเสมอ และไม่เกิดปัญหาการกระจายความร้อนกลับมาที่ด้ามจับ มีรูปทรงที่สม่ำเสมอ แต่จะมีขนาดของปริมาณการทำลายเซลล์ที่ต่ำที่สุดเทียบกับสายอากาศชนิดอื่น ดังแสดงในผลการทดลอง

สรุป

จากผลการทดลองจะเห็นว่าสายอากาศทุกแบบมีการกระจายความร้อนที่เพิ่มขึ้น หากมีการเพิ่มกำลังส่งหรือเพิ่มเวลา เนื่องจากค่าสนามไฟฟ้าแพร่กระจายในเนื้อเยื่อเกิดการสูญเสีย พลังงานในเนื้อเยื่อ เพราะเนื้อเยื่อมีการดูดซับพลังงานซึ่งพลังงานที่สูญเสียไปจะกลายเป็นความร้อน สำหรับค่า SAR ที่เกิดจากสนามไฟฟ้านั้น จะไม่ขึ้นอยู่กับเวลาในการเลือกใช้งานการทำลายเซลล์จริงจะขึ้นอยู่กับขนาดและรูปทรงของมะเร็งในผู้ป่วยแต่ละคน ซึ่งจะมีรูปทรงที่ไม่แน่นอน และขึ้นอยู่กับลักษณะของแพทย์ โดยงานวิจัยนี้เป็นการนำเสนอการทำงานของสายอากาศ 4 แบบ ที่ทำการปรับกำลังส่ง และเวลา เพื่อให้เห็นผลของการทำลายเซลล์เบื้องต้นประกอบการตัดสินใจของแพทย์ประกอบการรักษา และในอนาคตผู้วิจัยจะนำวิธีการไฟโนต์เอเลเมนต์แบบ 3 มิติ มาใช้ในการออกแบบสายอากาศที่มีลักษณะการแพร่กระจายสนามไฟฟ้าแบบไม่สมมาตร เพื่อนำไปใช้กับการทำลายเซลล์มะเร็งที่อยู่ใกล้กับเส้นเลือดใหญ่ต่อไป

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณมหาวิทยาลัยศรีปทุมที่สนับสนุนทุนในการวิจัยในครั้งนี้

รายการอ้างอิง

- A.S. Wright, F.T. Lee, Jr. and D.M. Mahvi. 2003. "Hepatic microwave ablation with multiple antennas results in synergistically larger zones of coagulation necrosis." *Ann sure Oncol.* 10: 275-283.
- A.W. Guy. 1984. "History of Biological Effects and Medical Application of Microwave Energy." *IEEE Transaction on Microwave Theory and Techniques.* Mit-32, 9: 1182-1199.
- D. Haemmerich, S.T. Sraelin, S. Tungjitkusolmun, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and J.G. Webster. 2001. "Hepatic bipolar radio-frequency ablation between separated multiprong electrodes." *IEEE Trans Biomed Eng.* 48: 1145-1152.
- G.M. Hahn. 1984. "Hyperthermia for the Engineer: A Short Biological Primer." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* BME-31, 1: 3-8.
- G. Schaller, J. Erb and R. Engelbrecht. 1996. "Field Simulation of Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.* 44: 887-895.
- H.H. Pennes. 1948. "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperature in Resting Forearm." *Journal of Applied Physiology.* 1: 93-122.
- James C. Lin and Yu-Jin Wang. 1996. "The Cap-Choke Catheter Antenna for Microwave Ablation Treatment." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 43, 6: 657-660.
- K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito. 2000. "Heating characteristics of array applicator composed of two coaxial-slot antennas for microwave coagulation therapy." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques.* 48, 11: 1800-1806.
- K. Saito, T. Taniguchi, H. Yoshimura and K. Ito. 2001. "Estimation of SAR Distribution of a Tip-Split Array Application for Microwave Coagulation Therapy Using the Finite Difference Method." *IECE Transactions Electronic.* E84-C: 948-954.
- L. Hamada, K. Saito, H. Yoshmura and K. Ito. 2000. "Dielectric-Loaded coaxial-slot antenna for interstitial microwave hyperthermia: longitudinal control of heating patterns." *Int. J. Hyperthermia.* 16: 219-229.
- M.G. Skinner, M.N. Iizuka, M.C. Kolios and M.D. Sherar. 1998. "A theoretical comparison of energy sources- microwave, ultrasound and laser - for interstitial thermal therapy." *Physics in Medicine and Biology.* 43: 3535-3537.
- S. Labbonte, A. Blais, S.R. Legault, H.O. Ali and L. Roy. 1996. "Monopole antennas for microwave catheter ablation." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.* 44: 1832-1840.
- S. Pisa, M. Cavagnaro, P. Bernardi and J.C. Lin. 2001. "A 915-MHz antenna for microwave thermal ablation treatment: physical design computer modeling and experimental measurement." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 48: 599-601.
- S.Pisa, M. Cavagnaro, E. Piuze, P. Bernardi and J.C. Lin. 2003. "Power density and temperature distributions produced by interstitial arrays of sleeved-slot antennas for hyperthermic cancer therapy." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.* 51, 12: 2418-2426.
- W. Hurter, F. Reinbold and W.J. Lorenz. 1991. "A Dipole Antenna for Interstitial Microwave Hyperthermia." *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.* 39: 1048-1054.



มหาวิทยาลัยศรีปทุม SRIPATUM UNIVERSITY



>> เพชร นันทิวัดนา

สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า จากมหาวิทยาลัยศรีปทุม ปริญญาโท สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ และปัจจุบันกำลังศึกษาในระดับปริญญาเอก สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปัจจุบันทำงานในตำแหน่ง อาจารย์ประจำสาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์และโทรคมนาคม คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีปทุม มีความสนใจทางด้าน Embedded System, Digital and Image Processing, Wireless Sensor Network และ Biomedical Engineering