

รายงานการวิจัย
การออกแบบอุปกรณ์ทำลายเนื้อเยื่อมะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟ
Design of cancer tissue microwave ablation system



เลขหมู่.....
เลขทะเบียน...116894
วัน,เดือน,ปี...16 มี.ย. 2554

ได้รับทุนสนับสนุนงานวิจัยจากเงินรายได้ ประจำปีงบประมาณ 2552

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

๑๒๖๒๖๗๒๕๔

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านอื่นๆ
ไม่ว่ากรณีใดๆทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทคัดย่อ

มะเร็งในตับนั้นเป็นหนึ่งในสาเหตุหลักของการเสียชีวิตของประชากรโลก โดยเฉพาะในแถบเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ โดยทั่วไปนั้น การรักษาโรคมะเร็งตับมักเลือกใช้วิธีการผ่าตัดเพื่อเอาก้อนมะเร็งออกมา แต่วิธีการนี้ก็ไม่เหมาะกับผู้ป่วยจำนวนมาก เนื่องจากว่ามันเป็นการผ่าตัดที่เสี่ยงต่อการติดเชื้อและมีผลกระทบด้านอื่นๆต่อร่างกาย ดังนั้น มีความต้องการในทางการแพทย์ที่จะหาวิธีการรักษาที่ไม่เป็นการผ่าตัดใหญ่และมีความเสี่ยงที่น้อยลง วิธีการทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นไมโครเวฟได้เป็นหนึ่งในวิธีการรักษาใหม่ที่ได้รับการสนใจ เนื่องจากสามารถทำลายเซลล์มะเร็งโดยการสอดโพรบหรือสายอากาศ ผ่านผิวหนังวางในก้อนมะเร็ง จากนั้นพลังงานแม่เหล็กไฟฟ้าก็จะถูกส่งไปยังปลายสายอากาศ ซึ่งจะทำให้เกิดการกระจายความร้อนในเนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียง ในการศึกษาครั้งนี้นั้น ผู้วิจัยได้ทดลองวิเคราะห์สายอากาศที่มีการออกแบบต่างกัน สามชนิด คือแบบปลายเปิด (COA) ปลายเจาะช่อง (CSA) และแบบเจาะช่องพร้อมหุ้มฉนวน (CSAI) ผู้วิจัยได้ทำการจำลองโดยวิธีไฟไนต์เอลิเมนต์และการทดลองจริงโดยใช้เนื้อเยื่อตับ พลังงานที่ใช้ในการทดลองคือ 50 วัตต์และให้พลังงานเป็นระยะเวลา 60 นาที บริเวณของการทำลายนั้นสามารถวัดได้โดยคำนวณจากปริมาตรของเนื้อเยื่อที่มีอุณหภูมิเกิน 60 องศา หรือเนื้อเยื่อที่มีการเปลี่ยนสีเป็นโทนสีขาว สายอากาศแบบ COA มีบริเวณอุณหภูมิสูงสุดอยู่รอบๆปลายเปิด ส่วนสายอากาศแบบ CSA และ CSAI นั้นมีจุดอุณหภูมิสูงสุดอยู่รอบๆช่องเปิด ปริมาตรการทำลายของสายอากาศแบบ COA นั้นมีขนาดใหญ่ที่สุด ในขณะที่ CSA นั้นมีขนาดเล็กที่สุด

ABSTRACT

Hepatic cancer is one of the leading causes of death, especially in Southeast Asia. Traditionally, surgical resection of hepatic tumor is required but the treatment is associated with high risk and side effects. Thus, there is a growing demand for less invasive methods for treatment of hepatic cancer. Microwave ablation has been proposed as a potential technique for tumor destruction where a small probe/antenna is inserted through skin and directed to the tumor. Electromagnetic energy is then passed to the antenna which in turn generates heat in liver tumor. In this study, we analyzed the characteristics of coagulation zones formed using three different single antenna designs (open-tip (COA), slot (CSA), and slot with insulation (CSAI)). We performed FE analyses to compare coagulation zone formations by applying 50 W to each antenna for 60 s and measured areas with temperature exceeding 60 °C where tissue discoloration occurs. From finite element analysis and in vitro experiments, regions with highest temperature were focused along the perimeter of the tip for COA. For CSA and CSAI, hot spots were located next to the slot of the antenna, with CSAI having a larger area of high temperature. The coagulation volume when using COA was the largest, while the coagulation zone formation from CSA was the smallest.

สารบัญเรื่อง

	หน้า
บทคัดย่อ	2
ABSTRACT	2
1. บทนำ	6
2. วัตถุประสงค์ของโครงการ	7
3. ขอบเขตของโครงการวิจัย	7
4. สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation)	7
5. หลักการของเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการจำลอง	9
6. โครงสร้างของสาขาอากาศที่ทำการวิเคราะห์	10
7. การออกแบบระบบส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายเนื้อเยื่อ	12
8. การทดลองและผลการทดลอง	13
9. ผลลัพธ์ที่ได้จากการทำวิจัย	21
10. เปรียบเทียบความคืบหน้าของโครงการ	21
11. เอกสารอ้างอิงการวิจัย	21



สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 รายละเอียดของขนาดของสายอากาศ	11
ตารางที่ 2 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อติด	11
ตารางที่ 3 สรุปปริมาณของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อติดของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม	20



สารบัญภาพ

	หน้า
รูปที่ 1 ตัวอย่างการออกแบบสายอากาศไมโครเวฟแบบ Open-Tip	7
รูปที่ 2. แสดงลักษณะของสายอากาศแบบ โคแอกเชียลในเนื้อเยื่อทดสอบ	9
รูปที่ 3 แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสลีต โคแอกเชียล	9
รูปที่ 4 โครงสร้างของสายอากาศ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสลีต(CSA) (ค) แบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม	10
รูปที่ 5 ไดอะแกรมการทดลองสายอากาศแบบหลายต้น ที่มีการจัดวางแบบอาร์เรย์ วางแบบสามเหลี่ยม วาดรูป “T-Shape”	12
รูปที่ 6 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	13
รูปที่ 7 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	13
รูปที่ 8 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	14
รูปที่ 9 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	14
รูปที่ 10 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	15
รูปที่ 11 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	15
รูปที่ 12 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	16
รูปที่ 13 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	16
รูปที่ 14 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	17
รูปที่ 15 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	18
รูปที่ 16 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	18
รูปที่ 17 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที	19
รูปที่ 18 แสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบ ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง $x = 0$	20
รูปที่ 19 แสดงปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบในรูปทรง 3 มิติ	20

1. บทนำ

อุบัติการณ์ของโรคมะเร็งตับจากสถิติของกระทรวงสาธารณสุข และสถาบันมะเร็งแห่งชาติ พบว่า มะเร็งตับเป็นมะเร็งที่พบได้บ่อยที่สุดในประเทศไทย โดยพบเป็นอันดับหนึ่งในเพศชายในอัตราเฉลี่ย 40.5 คนต่อประชากร 100,000 คน ในเพศหญิงพบได้บ่อยเป็นอันดับสามรองจากมะเร็งเต้านมและปากมดลูก

การรักษาโรคมะเร็งที่เกิดจากตับนั้น โดยทั่วไปมักจะใช้วิธีการผ่าตัด ซึ่งจะทำให้เกิดเมื่อมะเร็งนั้นเกิดขึ้นเฉพาะที่ตับ (primary hepatic cancer) และมีขนาดไม่ใหญ่มาก ส่วนมะเร็งที่เกิดขึ้นจากการลามมาจากอวัยวะข้างเคียง (metastasis) นั้น โดยทั่วไปจะสามารถรักษาได้ยาก อย่างไรก็ตาม ผู้ป่วยที่จะได้รับการผ่าตัดนั้น จะต้องมีความแข็งแรงที่สามารถยังทนต่อการเสียเลือดเป็นจำนวนมาก และพิษของบาดแผลขนาดใหญ่ที่เกิดขึ้นได้ ส่วนวิธีอื่นๆที่ใช้ เช่น การใช้เคมีบำบัด การฉายรังสี และการทำลายเซลล์ด้วยความเย็น (cryosurgery) นั้น ไม่ค่อยได้ผลที่ดีนัก

ในช่วงเวลาสิบปีที่ผ่านมา นั้น คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าโดยเฉพาะในย่านความถี่วิทยุ (radiofrequency) ได้ถูกนำมาใช้ในการทำลายเซลล์ที่ไม่ต้องการในร่างกายเช่นเซลล์ผิดปกติในหัวใจ และเซลล์มะเร็งตับที่เกิดขึ้นเฉพาะในตับ คลื่นไฟฟ้าความถี่วิทยุในช่วงความถี่ 375-500 kHz จะถูกปล่อยออกจากอิเล็กโทรดที่ปลายอุปกรณ์ขนาดเล็กที่ได้ถูกสอดเข้าถึงบริเวณเซลล์ที่ต้องการทำลายในร่างกาย จากนั้นบริเวณเนื้อเยื่อรอบอิเล็กโทรดจะเกิดความร้อนขึ้นจากพลังงานไฟฟ้า (Joule Heating) ความร้อนจะกระจายออกไปโดยการนำความร้อน (Heat conduction) เซลล์จะถูกทำลายเมื่อได้รับความร้อนจนอุณหภูมิสูงกว่า 50 °C นอกจากนี้ ความร้อนที่เกิดขึ้นส่งผลให้เกิดการแข็งตัว ทำให้ผู้ป่วยไม่เสียเลือดมาก แพทย์ผู้รักษาจะใช้อุปกรณ์อัลตราซาวด์ช่วยแสดงตำแหน่งของอุปกรณ์และเนื้อเยื่อที่ถูกทำลาย แผลที่เกิดขึ้นบริเวณผิวหนังจะมีลักษณะเป็นช่องขนาดเล็ก เพื่อให้สอดใส่อุปกรณ์เข้าไปยังตับ ต่างจากกรณีของการผ่าตัดทั่วไปซึ่งเกิดบาดแผลขนาดใหญ่ และใช้ระยะเวลาในการพักฟื้นที่นานกว่ามาก

การใช้คลื่นความถี่วิทยุถึงแม้ดูเหมือนจะประสบความสำเร็จในการรักษาโรคมะเร็งในเนื้อเยื่อตับ แต่ก็ยังมีข้อจำกัดในด้านของขนาดเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลาย นั่นคือ ก้อนมะเร็งที่มีขนาดใหญ่ จะไม่สามารถรักษาด้วยวิธีนี้ได้เนื่องจากบริเวณเนื้อเยื่อที่คลื่นไฟฟ้าเข้าถึงนั้นค่อนข้างจำกัด ดังนั้นจึงมีความต้องการในการที่จะค้นคว้าวิจัยเพื่อพัฒนาโพรบสำหรับทำลายเซลล์มะเร็งที่มีประสิทธิภาพสูงขึ้น รวมทั้งการศึกษาถึงศักยภาพในการใช้คลื่นไมโครเวฟในการทำลายเซลล์ด้วยสายอากาศลักษณะต่างๆ การใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟนั้นเป็นการทำลายเซลล์มะเร็งโดยการส่งกระแสไฟฟ้า ความถี่สูง (2.45 GHz) ผ่านสายอากาศที่เสียบอยู่ในกลุ่มเนื้อเยื่อมะเร็ง หลักการของการทำลายเซลล์โดยคลื่นไมโครเวฟจะคล้ายกับการใช้คลื่นความถี่วิทยุ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะกระจายออกจากสายอากาศไปยังเนื้อเยื่อที่เป็นมะเร็ง โดยเราสามารถออกแบบสายอากาศให้

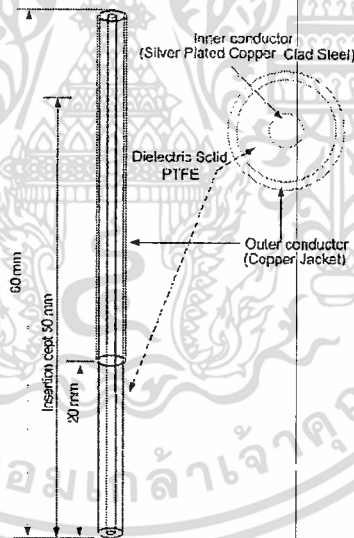
สามารถส่งคลื่นครอบคลุมบริเวณที่มีขอบเขตต่างๆกันได้ตามความต้องการ ต่างจากการใช้คลื่นความถี่วิทยุที่มีลักษณะบริเวณสนามคลื่นค่อนข้างตายตัว

2. วัตถุประสงค์ของโครงการ

1. เพื่อออกแบบและพัฒนาอุปกรณ์ทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้คลื่นความถี่ไมโครเวฟ
2. เพื่อออกแบบและพัฒนาสายอากาศที่ใช้สำหรับจีเซลล์มะเร็ง โดยใช้การวิเคราะห์ทางไฟไนต์เอลิเมนต์

3. ขอบเขตของโครงการวิจัย

ดำเนินการออกแบบอุปกรณ์สำหรับทำลายเซลล์มะเร็งโดยใช้วิเคราะห์การกระจายคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า พลังงานและอุณหภูมิที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อโดยสายอากาศแบบต่างๆช่วยแบบจำลองทางคณิตศาสตร์แบบไฟไนต์เอลิเมนต์ ก่อนที่จะทำการสร้างสายอากาศจริงขึ้นเพื่อเป็นการลดต้นทุนในการพัฒนาโดยจะเลือกสร้างสายอากาศที่มีแนวโน้มในการทำลายเซลล์ตามต้องการเท่านั้น วิธีการนี้ยังสามารถจำลองสถานการณ์ของการใช้งานเช่น ปริมาณพลังงานไฟฟ้าที่ส่งไปกลับคลื่นไมโครเวฟ และเวลาที่ใช้งานได้ด้วย แบบจำลองที่สร้างขึ้นเป็นแบบสามมิติ และมีความละเอียด ซึ่งได้ใช้คอมพิวเตอร์ประสิทธิภาพสูงของสำนักวิจัยและบริการคอมพิวเตอร์ในการประมวลผล



รูปที่ 1 ตัวอย่างการออกแบบสายอากาศไมโครเวฟแบบ Open-Tip

4. สมการความร้อนในทางชีววิทยา (The Bio-heat Equation)

ในการวิเคราะห์ด้วยความถี่ไมโครเวฟได้พิจารณาถึงสนามไฟฟ้า สนามแม่เหล็ก และความหนาแน่นของกระแสไฟฟ้าที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ การดูดซับความร้อนที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ซึ่งรูปแบบของสมการ หรือตัวแปรต่างๆ ที่ส่งผลต่อการกระจายความร้อนในตับแสดงดังสมการที่

(1)

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \cdot \nabla T) - h_b c_b \omega_b (T_b - T) + Q_m + Q_{ext} \quad (1)$$

เมื่อ $h_{b1} = \rho_{b1} c_{b1} \omega_{b1}$

ρ	=	ความหนาแน่นจำเพาะของเนื้อเยื่อ (kg/m^3)
c	=	ค่าความจุความร้อนจำเพาะของเนื้อเยื่อ ($\text{J/kg}\cdot\text{K}$)
k	=	ค่าความนำความร้อนของเนื้อเยื่อ ($\text{W/m}\cdot\text{K}$)
h_b	=	สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ
ρ	=	ความหนาแน่นเลือด (kg/m^3)
c_b	=	ค่าความร้อนจำเพาะของเลือด ($\text{J/kg}\cdot\text{K}$)
ω_b	=	อัตราฉีดเลือด ($1/\text{s}$)
T_b	=	ค่าอุณหภูมิเลือด (37°C)
Q_m	=	ค่าความร้อนจากกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (W/m^3)
Q_{ext}	=	ค่าความร้อนจากภายนอก (W/m^3)

จากสมการ Bioheat (1) ที่นำมาใช้ในงานวิจัยฉบับนี้ ได้ละทิ้งค่าตัวแปรจำนวน 2 ตัว คือ สัมประสิทธิ์การพาความร้อนจากเลือดที่ไหลซึมอยู่ในเนื้อเยื่อ (h_b) และพลังงานที่สร้างขึ้นโดยกระบวนการเมตาโบลิซึมของเม็ดเลือด (Q_m) ซึ่งค่าตัวแปรทั้ง 2 นี้ จะถือว่ามีความน้อยมาก เมื่อเทียบกับปริมาณ Q_{ext}

สมการการดูดซับความร้อน

พิจารณาจาก สนามไฟฟ้า และสนามแม่เหล็ก ที่มีการแพร่กระจายลงเนื้อเยื่อดับ จะเกิดการสูญเสียพลังงานในเนื้อเยื่อดับ [18] ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ของสมการ ดังสมการที่ (2)

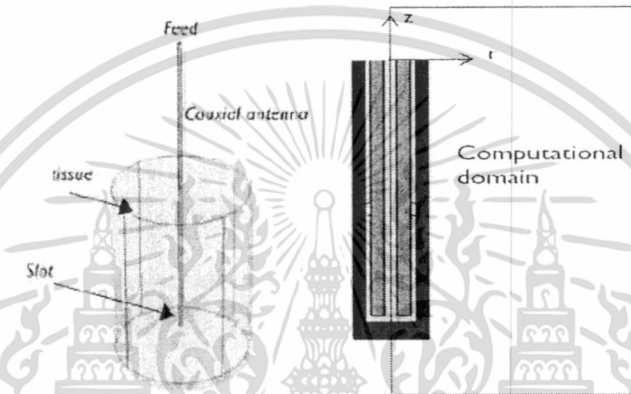
$$SAR = \frac{1}{\rho} Q_{ext} = \frac{\sigma}{\rho} |E|^2 \quad (2)$$

เมื่อ

SAR	=	Specific absorption rate (W/kg)
Q_{ext}	=	ค่าความร้อนที่เกิดขึ้นจากภายนอกเนื้อเยื่อ (W/m^3)
σ	=	สภาพความนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ (S/m)
ρ	=	ความหนาแน่นจำเพาะ (kg/m^3)

5. หลักการของเงื่อนไขขอบเขตที่ใช้ในการจำลอง

จากรูปที่ 2 เป็นการแสดงให้เห็นถึงแบบจำลองของการรักษาด้วยคลื่นไมโครเวฟโดยใช้สายอากาศแบบโคแอกเซียลแบบสลีต โดยทรงกระบอกกลมแทนเนื้อเยื่อทดสอบโดยสายอากาศโคแอกเซียลถูกแทงเข้าไปในเนื้อเยื่อทดสอบ และสายอากาศจะถูกจ่ายกำลังงานคลื่นไมโครเวฟที่จุดบนตรงส่วนของชั้นฉนวน (Feed) และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะถูกปล่อยออกมาบริเวณสลีต จากนั้นเนื้อเยื่อจะถูกทำให้เกิดความร้อนซึ่งเป็นไปตามสมการของชาร์ โดยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าซึ่งเดินทางในสายโคแอกเซียลอยู่ในโหมดของ TEM โดยสมมุติว่าคลื่นเป็นคลื่นฮาโมนิกส์แบบเชิงซ้อน

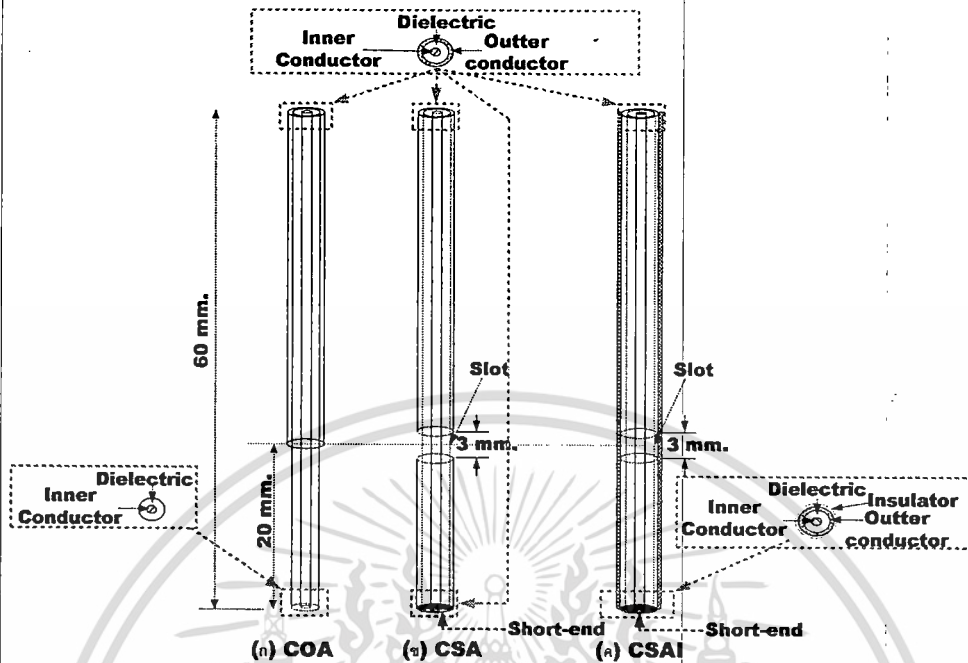


รูปที่ 2. แสดงลักษณะของสายอากาศแบบโคแอกเซียลในเนื้อเยื่อทดสอบ



รูปที่ 3 แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสลีตโคแอกเซียล

6. โครงสร้างของสายอากาศที่ทำกรวิเคราะห์



รูปที่. 4 โครงสร้างของสายอากาศ (ก) ปลายเปิด (COA) (ข) แบบสลิต (CSA) (ค) แบบสลิตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)

ในรูปที่ 4 แสดงโครงสร้างสายอากาศ 3 แบบ ที่จะนำมาใช้ในการจำลองการทำงานด้วยไฟไนต์เอลิเมนต์ และในการทดลอง

ขนาดของสายอากาศทั้ง 3 แสดงได้ในตารางที่ 1 โครงสร้างของสายอากาศทั้ง 3 มีโครงสร้างที่แข็ง เป็นสายอากาศแบบโคแอกเชียลที่มีตัวนำด้านนอกที่แข็ง เรียกสายอากาศแบบนี้ว่า Semi-Rigid ความยาวสายอากาศเท่ากับ 6 เซนติเมตร

ในรูป 4 (ก) เป็นโครงสร้างของสายอากาศแบบปลายเปิด (COA) โดยนำสายอากาศโคแอกเชียลแบบ Semi-Rigid มาปิดกั้นตัวนำนอกออก ความยาว 2 เซนติเมตร ส่วนปลายของสายอากาศที่ปิดกั้นตัวนำนอกออก เรียกว่า เป็นส่วนปลายเปิด

ในรูป 4 (ข) แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสลิต (CSA) การสร้างสายอากาศนำเอาสายโคแอกเชียลแบบ Semi-Rigid มาตัดตัวนำนอกออกเป็นวงแหวน ความกว้างขนาด 3 มิลลิเมตร โดยระยะระหว่างปลายสายอากาศถึงกึ่งกลางสลิตเท่ากับ 2 เซนติเมตร และส่วนปลายของสายอากาศทำการ short-circuit ตัวนำในกับตัวนำนอกเข้าด้วยกัน

ในรูป 4 (ค) แสดงโครงสร้างของสายอากาศแบบสลิตที่มีฉนวนหุ้ม โครงสร้างเหมือนกับสายอากาศแบบสลิตในรูป 4 (ข) โดยจะเพิ่มเติมโดยนำวัสดุ PTFE ที่เป็นท่อขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางใหญ่กว่าตัวนำนอกเล็กน้อย หุ้มสายอากาศแบบสลิต และใช้ความร้อนเพื่อให้ท่อ PTFE

เข้ารูปกับสายอากาศเพื่อเพิ่มการตอบสนองความถี่ของสายอากาศ (VSWR) ที่ความถี่ไมโครเวฟ (2.45 GHz) ให้ดีขึ้น

ตารางที่ 1 รายละเอียดของขนาดของสายอากาศ

พารามิเตอร์	มิติของสายอากาศ (มม.)		
	สายอากาศแบบ สล็อต	สายอากาศสล็อต แบบมีฉนวนหุ้ม	สายอากาศ แบบคัปเปล
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำใน	0.912	0.912	0.912
เส้นผ่านศูนย์กลางตัวนำนอก	3.581	3.581	3.581
เส้นผ่านศูนย์กลางไดอิเล็กทริก	2.985	2.985	2.985
ความยาวสล็อต	3	3	-
ความยาวจากปลายสายอากาศถึง กึ่งกลางของสล็อต	20	20	-
ความยาวของปลายเปิด	-	-	20
ความหนาของฉนวนหุ้มภายนอก	-	1	-
ความยาวของสายอากาศ	60	60	60

ตารางที่ 2 รายละเอียดของค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อตับ

ρ_{liver} = Density of liver	1,050 [kg/m ³]*
c_{liver} = Specific heat of liver	3,700 [J/ kg.K]*
ρ_{bl} = Density of blood	1,000 [kg/ m ³]*
c_{bl} = Specific heat of blood	3,639 [J/ kg.K]*
w_{bl} = Blood perfusion rate	3.6×10^{-3} [m ³ /kg.s]*
k = Thermal conductivity of liver	0.56 [S /m]*
σ_{liver} = electrical conductivity of liver	1.69 [S/ m]**
ϵ_{liver} = relative permittivity of liver	43.03**
ϵ_{diel} = relative permittivity of dielectric	2.03*
ϵ_{insul} = relative permittivity of insulator	2.6*

ในการจำลองการทำงาน เราใช้การจำลองการทำงานด้วยวิธีการทาง ไฟไนต์เอลิเมนต์ 3 มิติ โดยใช้โปรแกรม Comsol Multiphysic version 3.3a [10] บนระบบปฏิบัติการ 64 บิต Sun Fire 240

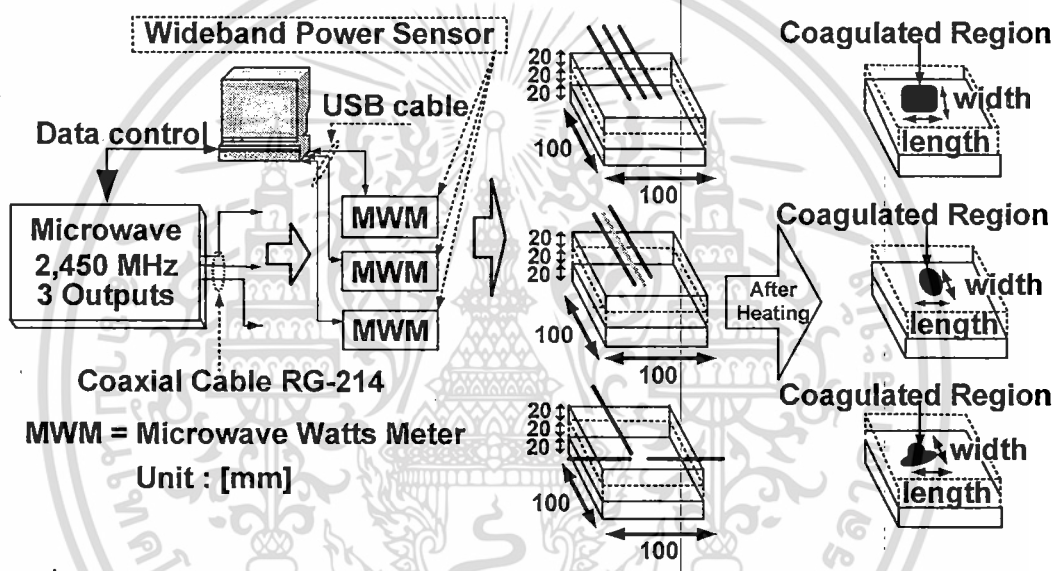
(2 processor with Ram 8 GB) โดยการจำลองการทำงาน ประกอบด้วย โมดูล 2 โมดูล ที่ใช้ในการจำลองการทำงาน คือ

Rf Module

Heat Transfer (Bioheat Equation)

โดยสร้างรูปแบบของสายอากาศและส่วนประกอบต่างๆด้วย Solid work version.2007 ส่งออกในรูปแบบ IGS ไปยังโปรแกรม Comsol Multiphysic Version 3.3a เพื่อทำการใส่ Boundary และค่าคงที่ ต่างๆ ที่ใช้ในการ จำลองการทำงาน โดย กำหนดให้การแก้ปัญหา มีการบันทึกผลที่ได้ทุกๆ 1 วินาที จำนวนเวลาทั้งสิ้น 60 วินาที ค่าคุณสมบัติต่างๆของวัสดุได้แสดงในตารางที่ 2

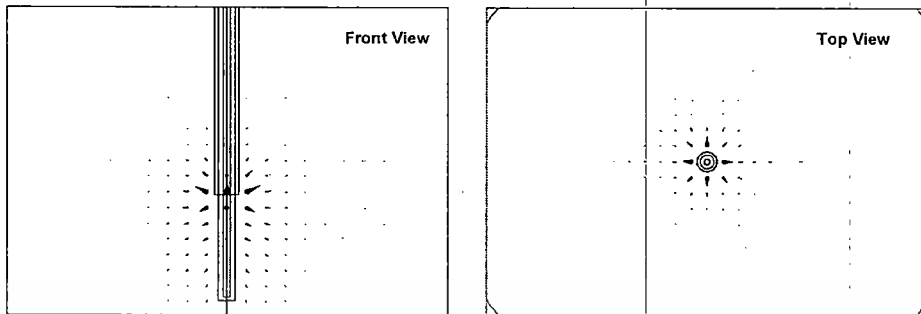
7. การออกแบบระบบส่งคลื่นไมโครเวฟเพื่อทำลายเนื้อเยื่อ



รูปที่ 5 ไดอะแกรมการทดลองสายอากาศแบบหลายต้น ที่มีการจัดวางแบบอาร์เรย์ วางแบบสามเหลี่ยม วางรูป “T-Shape”.

รูปที่ 5 แสดงรายละเอียดไดอะแกรมของการทดลอง โดยระบบนี้ประกอบด้วยแหล่งกำเนิดคลื่นความถี่ไมโครเวฟความถี่ (2.45 GHz) ที่มี 3 เอ้าท์พุท โดยควบคุมกำลังงานและเวลาผ่านทางคอมพิวเตอร์ เอ้าท์พุท ทั้ง 3 ถูกแสดงค่าระดับของกำลังงานด้วยเครื่องวัด (wideband power sensor) ยี่ห้อ Bird (R) รุ่น SAX-400y เชื่อมต่อไปแสดงผลด้วยคอมพิวเตอร์ เอ้าท์พุททั้ง 3 นำไปป้อนให้กับสายอากาศแต่ละต้น

8. การทดลองและผลการทดลอง



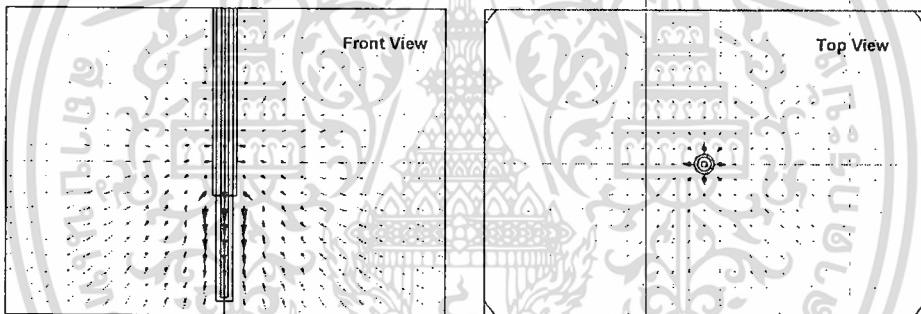
(ก)

(ข)

รูปที่ 6 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

(ก) รูปการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



(ก)

(ข)

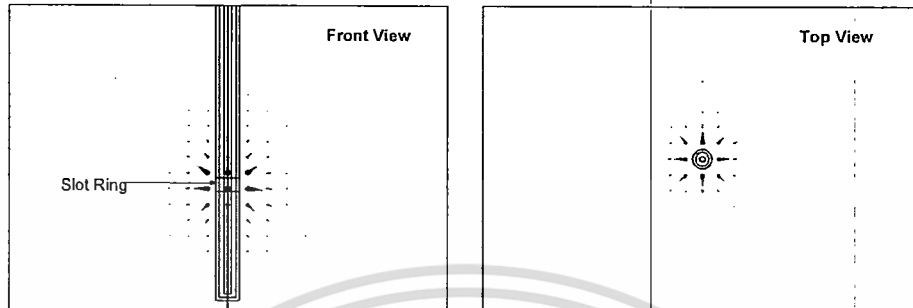
รูปที่ 7 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

(ก) รูปการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 6 เป็นผลที่ได้จากการจำลองการทำงานโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 6 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อนที่เกิดขึ้นกับสายอากาศแบบปลายเปิด จะเห็นได้ว่าจะมีการกระจายฟลักซ์ความร้อนบริเวณรอยต่อของจุดทาบกับตัวนำนอก ในรูปที่ 6 (ข) การกระจายของฟลักซ์ความร้อนจะมีการกระจายสมมาตรจากจุดกึ่งกลางของสายอากาศออกไปรอบๆ สายอากาศ

ในรูปที่ 7 (ก) แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ รอยต่อจุดที่ปักกับตัวนำนอก และรอบๆ บริเวณปลายที่ที่เปิดของสายอากาศ ในรูปที่ 7 (ข) แสดงให้เห็นว่าสนามไฟฟ้ามีการกระจายสมมาตรรอบๆ สายอากาศ



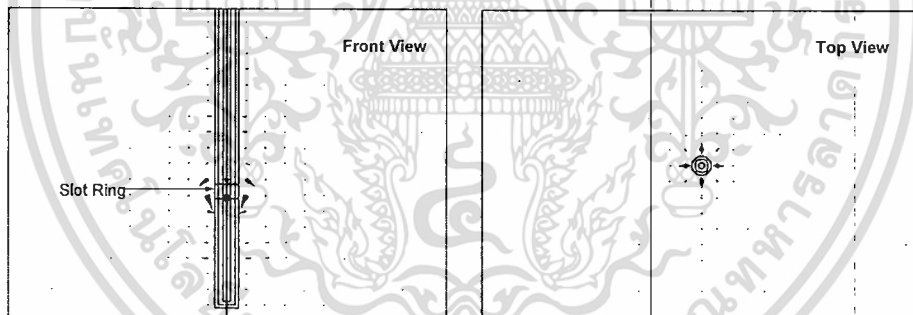
(ก)

(ข)

รูปที่ 8 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ออกจากสายอากาศแบบสลิต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

(ก) รูปการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



(ก)

(ข)

รูปที่ 9 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบสลิต โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

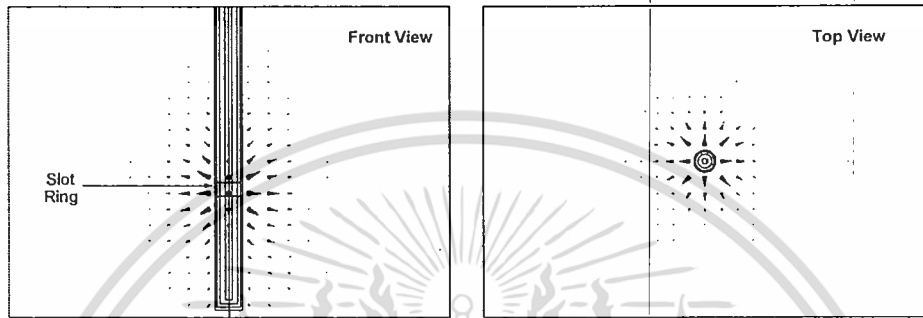
(ก) รูปการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 8 แสดงผลที่ได้จากการจำลองการทำงานโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ ในรูปที่ 8 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อนที่เกิดขึ้นของสายอากาศแบบสลิต จะเห็นได้ว่ามีการกระจายความร้อนออก

รอบๆ บริเวณสล๊อต และการกระจายของฟลักซ์ความร้อนจะมีการกระจายสมมาตรรอบๆ สายอากาศ ดังในรูปที่ 8 (ข)

ในลักษณะเดียวกัน รูปที่ 9 (ก) แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบสล๊อต โดยสนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ บริเวณสล๊อต พิจารณาจากรูปที่ 9 (ข) มุมมองที่ระนาบจะเห็นได้ว่า สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศทุกๆ ทิศทางแบบสมมาตร



(ก)

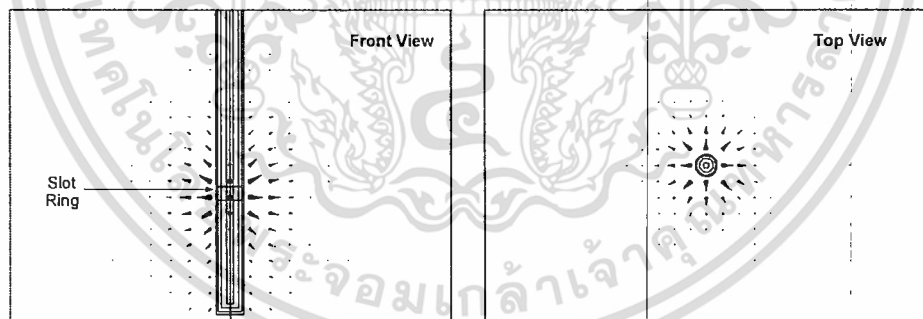
(ข)

รูปที่ 10 แสดงการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ออกจากสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม

โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

(ก) รูปการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของฟลักซ์ความร้อนที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



(ก)

(ข)

รูปที่ 11 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ออกจากสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม

โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

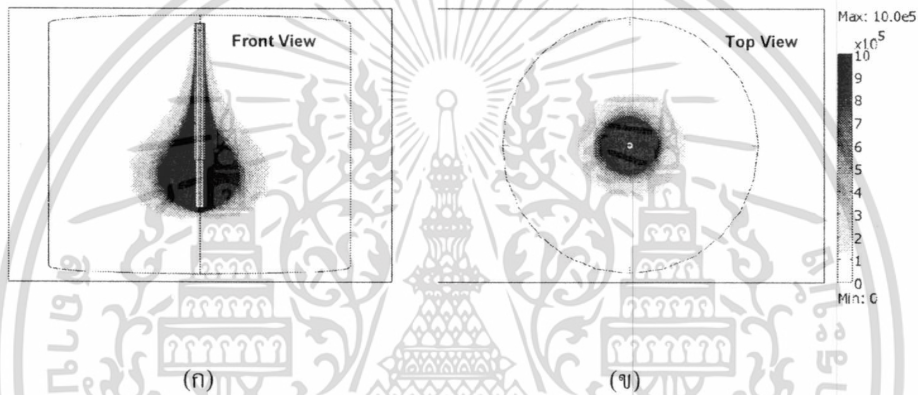
(ก) รูปการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของสนามไฟฟ้าที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 10 แสดงผลที่ได้จากการจำลองการทำงานโดยใช้วิธีไฟไนต์เอลิเมนต์ รูปที่ 10 (ก) แสดงฟลักซ์ความร้อนที่เกิดขึ้นของสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม จะเห็นได้ว่าจะมีการกระจายฟลักซ์ความร้อนออกบริเวณรอบตำแหน่งสลีต และการกระจายของฟลักซ์ความร้อนจะมีการกระจายสมมาตรจากจุดกึ่งกลางของสายอากาศออกไปรอบๆ สายอากาศ ดังรูปที่ 10 (ข)

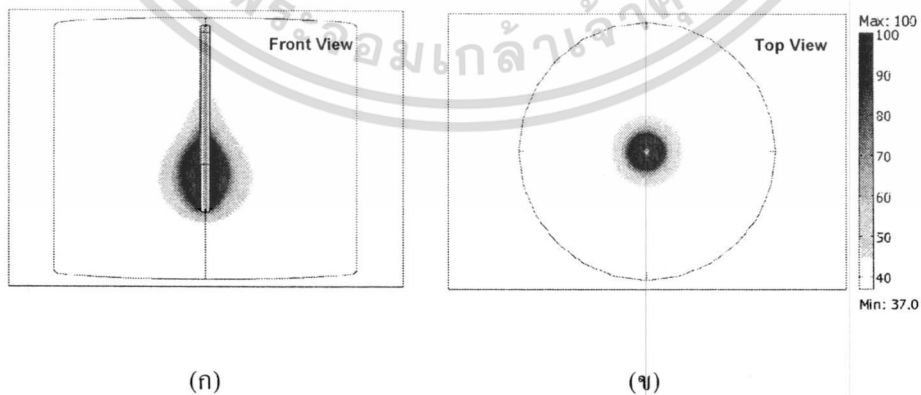
ในรูปที่ 11 แสดงการกระจายของสนามไฟฟ้าของสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยในรูปที่ 11 (ก) สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ บริเวณสลีต และรูปที่ 11 (ข) แสดงให้เห็นว่า สนามไฟฟ้ามีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศทุกๆ ทิศทางแบบสมมาตร

ผลของการกระจาย SAR และอุณหภูมิในเนื้อเยื่อระดับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสลีต และสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม



รูปที่ 12 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

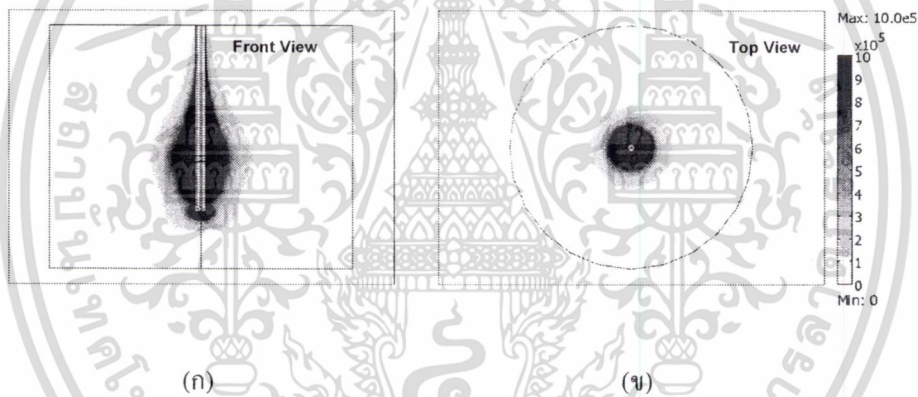
- (ก) รูปการกระจายของ SAR ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0
- (ข) รูปการกระจายของ SAR ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



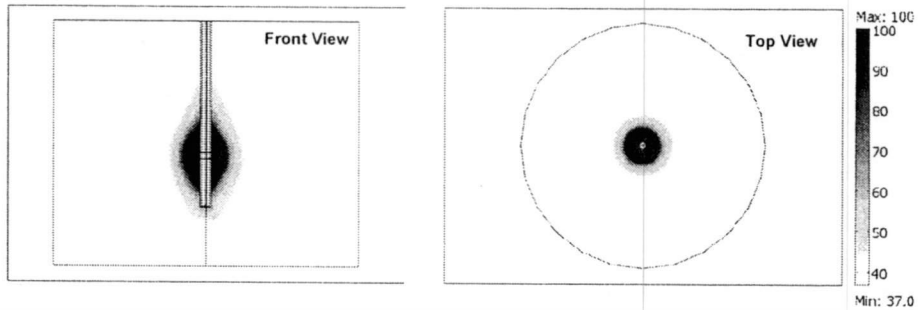
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- รูปที่ 13 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบปลายเปิด โดยป้อนกำลังงาน ขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที
- (ก) รูปการกระจายของอุณหภูมิ ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0
 - (ข) รูปการกระจายของอุณหภูมิ ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

รูปที่ 12 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับ ปริมาณของ SAR ที่เกิดขึ้นเป็นผลมาจากสนามไฟฟ้า ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้ ยืนยัน ได้ว่ามีกระจายของ SAR รอบๆ บริเวณ ปลายสายอากาศ รอบๆ ทิป และกระจายของ SAR มีลักษณะแบบสมมาตร เมื่อพิจารณาการกระจาย ความร้อนที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อในรูปที่ 13 จะเห็นได้ว่าในระบบ MWA สายอากาศที่ทำการออกแบบ จะมีความร้อนออกมาบริเวณรอบๆ ทิป ของสายอากาศแบบปลายเปิด ส่วนในบริเวณอื่นๆ ไม่เกิด ความร้อนขึ้น ด้วยเหตุนี้ทำให้สามารถแทงสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อตับได้โดยไม่ทำลายเนื้อเยื่อที่ ไม่ต้องการ และมีการกระจายของความร้อนรอบๆ สายอากาศแบบสมมาตร



- รูปที่ 14 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสล็อต โดยป้อนกำลังงาน ขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที
- (ก) รูปการกระจายของ SAR ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0
 - (ข) รูปการกระจายของ SAR ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



(ก)

(ข)

รูปที่ 15 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีต โดยป้อนกำลังงาน

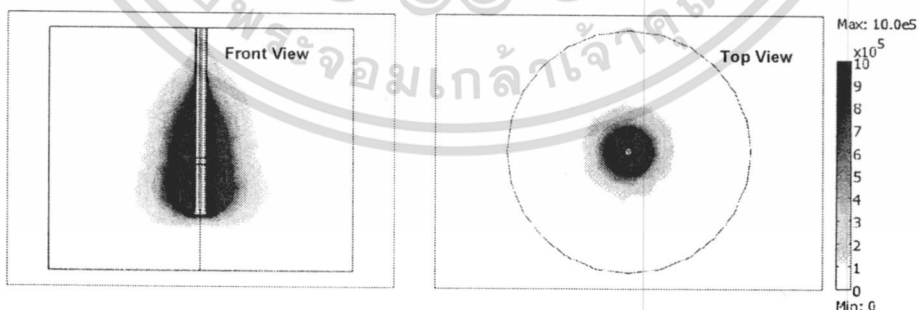
ขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

(ก) รูปการกระจายของอุณหภูมิ ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของอุณหภูมิ ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

จากรูปที่ 14 แสดงการกระจายของปริมาณ SAR ที่เกิดขึ้นในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบสลีต ในรูปที่ 14 (ก) การกระจายของ SAR ที่รอบๆ บริเวณสลีตจะมีการกระจายของ SAR สูงกว่าบริเวณอื่นๆ และในรูปที่ 14 (ข) แสดงให้เห็นลักษณะของ SAR ที่มีการกระจายออกรอบๆ สายอากาศแบบสมมาตร

รูปที่ 15 (ก) พิจารณาการกระจายความร้อนที่เกิดขึ้นกับเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบสลีต จะเห็นได้ว่าการกระจายความร้อนจะออกมารอบๆ บริเวณสลีต ส่วนในบริเวณอื่นๆ ไม่เกิดความร้อนขึ้น และเป็นการกระจายความร้อนแบบสมมาตรดังรูปที่ 15 (ข) ด้วยเหตุผลเดียวกับกรณีของสายอากาศแบบปลายเปิด ดังนั้นเมื่อแทงสายอากาศเข้าไปในเนื้อเยื่อตับจะไม่มีการทำลายเนื้อเยื่อที่ไม่ต้องการ



(ก)

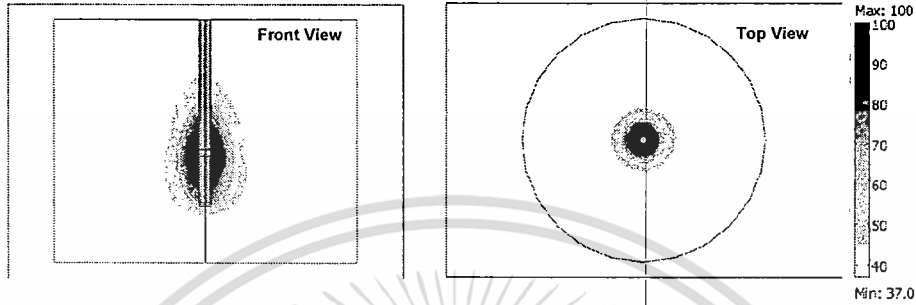
(ข)

รูปที่ 16 แสดงการกระจายของ SAR ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อน

กำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

(ก) รูปการกระจายของ SAR ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของ SAR ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0



(ก)

(ข)

รูปที่ 17 แสดงการกระจายของอุณหภูมิ ที่ออกจากสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม โดยป้อนกำลังงานขนาด 50 วัตต์ ระยะเวลาในการป้อนกำลังงานเท่ากับ 1 นาที

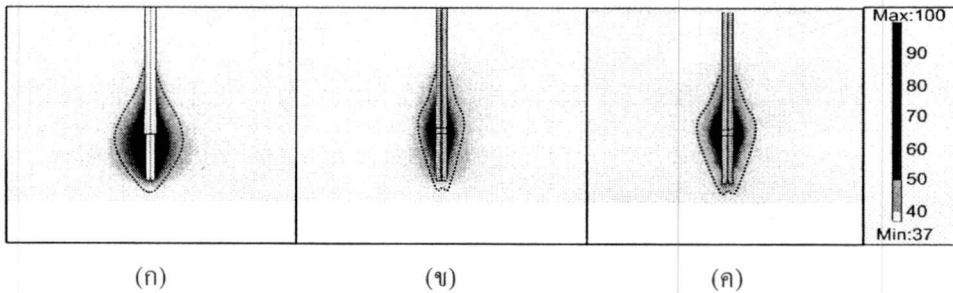
(ก) รูปการกระจายของอุณหภูมิ ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x เท่ากับ 0

(ข) รูปการกระจายของอุณหภูมิ ที่ระนาบ xy ที่ตำแหน่ง z เท่ากับ 0

ในรูปที่ 16 เป็นการกระจายของปริมาณ SAR ของสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม จะมีการกระจายของ SAR รอบๆ บริเวณตำแหน่งสลีตเช่นเดียวกับสายอากาศแบบสลีต แต่ขนาดของการกระจาย SAR จะมีขนาดใหญ่กว่าพิจารณาจากรูปที่ 16 (ก) เทียบกับรูปที่ 14 (ก) และในรูปที่ 14 (ข) เป็นการกระจายของ SAR แบบสมมาตรรอบๆ สายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้ม

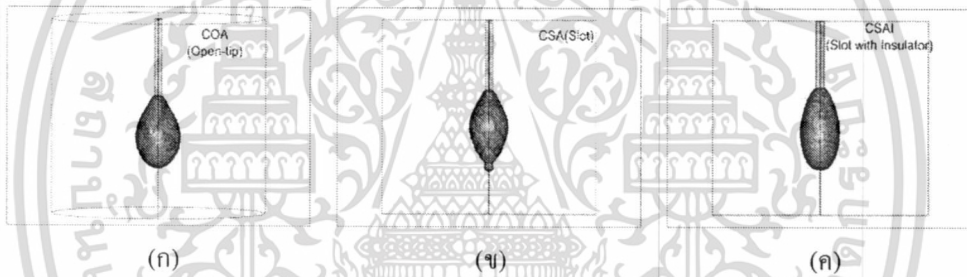
การกระจายของอุณหภูมิในเนื้อเยื่อของสายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้มแสดงในรูปที่ 17 ลักษณะการกระจายของอุณหภูมิที่เกิดขึ้นเป็นแบบวงรี โดยที่รอบๆ บริเวณตำแหน่งสลีตจะมีค่าการกระจายสูงสุดเมื่อเทียบกับบริเวณอื่นๆ ดังรูปที่ 17 (ก) และในรูปที่ 17 (ข) เป็นลักษณะของการกระจายของอุณหภูมिरอบๆ สายอากาศแบบสลีตที่มีฉนวนหุ้มซึ่งเป็นแบบสมมาตร

ผลการเปรียบเทียบการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม



รูปที่ 18 แสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบ ที่ระนาบ yz ที่ตำแหน่ง x = 0

- (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด
- (ข) สายอากาศแบบสล๊อต
- (ค) สายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม



รูปที่ 19 แสดงปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศทั้งสามแบบในรูปทรง 3 มิติ

- (ก) สายอากาศแบบปลายเปิด
- (ข) สายอากาศแบบสล๊อต
- (ค) สายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม

ตารางที่ 3 สรุปปริมาตรของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล๊อต และสายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม

ชนิดของสายอากาศแบบต้นเดียว	ปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็ง (cm ³)
สายอากาศแบบปลายเปิด (COA)	9.7
สายอากาศแบบสล๊อต (CSA)	6.8
สายอากาศแบบสล๊อตที่มีฉนวนหุ้ม (CSAI)	9.2

ในรูปที่ 18 แสดงขนาดการกระจายอุณหภูมิของการทำลายเซลล์มะเร็งของสายอากาศแบบปลายเปิด สายอากาศแบบสล็อต และสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม ในรูปที่ 19 แสดงรูปทรงของเซลล์มะเร็งที่ถูกทำลายในรูปทรง 3 มิติ โดยเขียนคำสั่งให้โปรแกรมทำการคำนวณปริมาตรการทำลายเซลล์มะเร็งที่เนื้อเยื่อตับที่มีอุณหภูมิสูงกว่า 60 องศาเซลเซียส ปริมาตรของการทำลายเซลล์มะเร็งแสดงได้ดังตารางที่ 3

จากรูปทรง 3 มิติของการทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับ จะเห็นว่าขนาดของการทำลายของสายอากาศแบบปลายเปิดมีรูปทรงเป็นทรงกลมรอบๆ ปลายเปิด และสายอากาศแบบปลายเปิดมีปริมาตรของการทำลายสูงสุด สายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้มมีปริมาตรการทำลายน้อยกว่าสายอากาศแบบปลายเปิดเล็กน้อย ในขณะที่สายอากาศแบบสล็อตจะมีปริมาตรของการทำลายน้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกันของสายอากาศทั้งสามแบบ จากผลการจำลองการทำงานของสายอากาศทั้งสามแบบสามารถทำลายเซลล์มะเร็งในเนื้อเยื่อตับได้ โดยการกระจายความร้อนที่ออกจากสายอากาศซึ่งจะเกิดขึ้นเฉพาะบริเวณส่วนปลายของสายอากาศแบบปลายเปิด และที่ตำแหน่งสล็อตของสายอากาศแบบสล็อตและสายอากาศแบบสล็อตที่มีฉนวนหุ้ม

9. ผลลัพธ์ที่ได้จากการทำวิจัย

- 9.1 P. Phasukkit, S. Tungjitsolmun, M. Sangworasil, Finite element analysis and in vitro experiments of placement configurations using triple antennas in microwave hepatic ablation, IEEE Trans. Biomed. Eng., First published July 21, 2009.
- 9.2 S. Tungjitsolmun, Finite Element Analyses for a Study of Hepatic Cancer Tissue Destruction using Monopolar and Bipolar Radio-Frequency Ablation, IJABME, vol. 2, No. 1, 2009

10. เปอร์เซนต์ความคืบหน้าของโครงการ 100%

11. เอกสารอ้างอิงการวิจัย

- [1] ปราโมทย์ เศษอำไพ.2547. ไฟไนต์เอลิเมนต์ในงานวิศวกรรม.กรุงเทพฯ : โรงพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- [2] บัณฑิต โรจน์อารยานนท์.2536. วิศวกรรมไมโครเวฟ. กรุงเทพฯ : โรงพิมพ์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
- [3] รศ.นิรันดร์ คำประเสริฐ.2542. วิศวกรรมแม่เหล็กไฟฟ้าและวิศวกรรมไมโครเวฟ. กรุงเทพฯ : ศูนย์สื่อเสริมกรุงเทพ
- [4] Ronald L. Fournier, PhD,PE.2007.BASIC TRANSPORT PHENOMENA IN BIOMEDICAL ENGINEERING. Taylor & Francis Group New York London

- [5] Dominik Wodarz.2005.COMPUTATIONAL BIOLOGY OF CANCER LECTURE NOTES AND MATHEMATICAL MODELING. World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.
- [6] D.POULIKAKOS.1994.CONDUCTION HEAT TRANSFER. Prentice-Hall International, Inc.
- [7] JOAO PEDRO A. BASTOS ,NELSON SADOWSKI.2003. ELECTROMAGNETIC MODELING BY FINITE ELEMENT METHODS. Marcel dekker, Inc. All Right Reserved.
- [8] Stephane Cotin, Dunustrus Metaxas (Eds.).2004.Medical Simulation. Springer-Verlag.
- [9] R.W.Lewis ,K.Morgan University of wales, Swansea Wales, UK ,H.R. Thomas University of Wales, Cardiff Wales, UK , K.N. Seetharamu Indian Institute of Technology, Madras, India.1966. John wiley & Sons Ltd.
- [10] A.S. Wright, F.T. Lee, Jr., and D.M. Mahvi, "Haptic microwave ablation with multiple antennas result in synergistically larger zones of coagulation necrosis," *Ann Sure Oncol* , Vol. 10 pp.275-283,2003
- [11] S. labonte, A. Blais, S.R. Legault, H.O Ali, L Roy "Monopole antennas for microwave catheter ablation," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, Vol.44,pp. 1832 – 1840 , 1996.
- [12] K. Saito, T.Taniguchi, H. Yoshimura, and K. Ito, "Estimate 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
- [13] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, K. Ito. "Heating characteristics of coagulation therapy," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Tech.*, vol.48, pp.1800-1806,2000.
- [14] K. Saito, Y. Hayashi, H. Yoshimura, 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.
- [15] D.Haemmerich, S.T. Staelin,S. Tungjitkusolmun, F.T. Lee, Jr., D.M. Mahvi, and J.G. Webster, "Hepatic bipolar radio- frequency ablation between separated multiprong electrodes, " *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 48 pp. 1145- 1152, 2001.

ข้าพเจ้าขอรับรองข้อความข้างต้นเป็นจริงทุกประการ



(นายสุพันธุ์ ตังจิตกุลมั่น)

หัวหน้าโครงการวิจัย

17 กันยายน 2552